

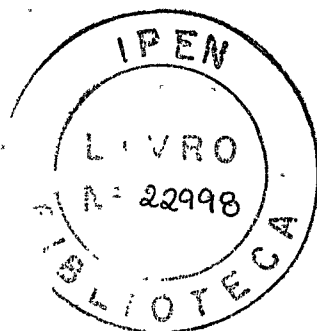


**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES**

**Autarquia associada à Universidade de São Paulo**

**AVALIAÇÃO DOS ESPECTROS PRIMÁRIOS E SECUNDÁRIOS DA  
RADIAÇÃO X EM OBJETOS SIMULADORES PARA ENERGIAS  
UTILIZADAS EM DIAGNÓSTICO MÉDICO**

**MARCO AURÉLIO GUEDES PEREIRA**



**Tese apresentada como parte dos  
requisitos para obtenção do Grau  
de Doutor em Ciências na Área de  
Tecnologia Nuclear – Aplicações.**

**Orientadora:  
Dra. Linda V. E. Caldas**

**SÃO PAULO**

**2004**

***...Living and dying  
Laughing and crying  
Once you have seen it  
You will never be the same...***

***...Those people who tell  
you not to take chances  
They are all missing on  
what life is about...***

***(Hetfield, J.)***

***Aos meus pais, Reginaldo e Clarice,  
aos meus irmãos, Giselle e Carlos e  
à minha companheira em todos  
os momentos, Lorena.***



## AGRADECIMENTOS

*À Dra. Linda V. E. Caldas, pela orientação e apoio;*

*Ao amigo Dr. Ricardo Andrade Terini, pela inestimável colaboração e infindável paciência nas constantes arguições;*

*Ao amigo Dr. Silvio Bruni Herdade, pela pronta colaboração e disposição nos momentos de introspecção;*

*Aos amigos e colegas, Denise V. Nersissian, Márcio Bottaro, Hélio M. Murata e Daniel A. B. Bonifácio, pela colaboração em etapas cruciais para a realização deste trabalho e pela paciência e compreensão;*

*À Dra. Elisabeth Yoshimura, pela colaboração na determinação das incertezas associadas às medições com câmaras de ionização e pelo empréstimo do objeto simulador antropomórfico;*

*Ao M.Sc. Marcelo Freitas, pelas discussões sobre "eficiência";*

*Ao Dr. Ludwig Büermann do Physikalisch-Technische Bundesanstalt, PTB, pela contribuição na avaliação dos espectros primários;*

*À Dra. Maria da Penha, ao Msc. Vitor Vivolo e ao Laboratório de Calibração de Instrumentos do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, LCI-IPEN, pela colaboração na calibração das câmaras de ionização;*

*Aos funcionários e colegas do Serviço Técnico de Aplicações Médico-Hospitalares do Instituto de Eletrotécnica e Energia da Universidade de São Paulo, STAMH IEE-USP, pela amizade e a colaboração com as mais diversas etapas deste trabalho;*

*À diretoria do Instituto de Eletrotécnica e Energia da Universidade de São Paulo, pelo apoio e colaboração na realização deste trabalho;*

*Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, pelo apoio e colaboração na realização deste trabalho;*

*À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, FAPESP, pelo apoio financeiro;*

*A todos aqueles que por uma razão ou outra, seus nomes não constam nesta breve página, mas que colaboraram direta ou indiretamente, e tem ciência disto, pela compreensão desta frase.*

# **AVALIAÇÃO DOS ESPECTROS PRIMÁRIOS E SECUNDÁRIOS DA RADIAÇÃO X EM OBJETOS SIMULADORES PARA ENERGIAS UTILIZADAS EM DIAGNÓSTICO MÉDICO**

**MARCO AURÉLIO GUEDES PEREIRA**

## **RESUMO**

Para o controle de áreas de serviços de radiodiagnóstico, a legislação nacional indica que a grandeza operacional que deve ser utilizada para se verificar a conformidade com os níveis de restrição de dose é o equivalente de dose ambiente,  $H^*(d)$ . Para se efetuar as conversões em termos do  $H^*(10)$ , é necessário o conhecimento prévio das respectivas distribuições de energias dos feixes de radiação que contribuem para estas doses. O presente trabalho propõe o estudo e a determinação das distribuições espectrais envolvidas nas atividades de radiodiagnóstico com foco em radioproteção, por meio da avaliação de medidas experimentais das distribuições de energia dos feixes de radiação X utilizados na prática clínica. Os espectros da radiação X primários, transmitidos e espalhados pelos objetos simuladores, foram obtidos utilizando-se um sistema de espectrometria com detector semicondutor CZT, Amptek Inc. As medições dos espectros de radiação X foram realizadas nas energias de 40 a 150 keV, e nos ângulos de  $0^\circ$  a  $150^\circ$ , em relação ao eixo de referência do feixe primário de radiação. Além disso, todos os espectros foram medidos tanto para as qualidades RQR indicadas pela norma IEC 1267 como para aquelas utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl. As medições dos espectros de radiação primária transmitida por objeto simulador foram realizadas utilizando os objetos simuladores geométrico, PEP, indicado pela AAPM, e antropomórfico, *Alderson RANDO Therapy Phantom*, nas configurações de crânio e tórax. Os resultados mostram discrepâncias entre os espectros transmitidos e espalhados pelos objetos simuladores, além de complementar os dados de fração de espalhamento disponíveis na literatura. Uma nova abordagem sobre os fatores de conversão de [Gy] para [Sv] em medidas utilizando câmaras de ionização para fins de radioproteção foi introduzida; com os resultados obtidos, é possível a determinação de um fator de conversão equivalente para este fim, tanto para a radiação primária quanto para a radiação secundária.

# **AVALIAÇÃO DOS ESPECTROS PRIMÁRIOS E SECUNDÁRIOS DA RADIAÇÃO X EM OBJETOS SIMULADORES PARA ENERGIAS UTILIZADAS EM DIAGNÓSTICO MÉDICO**

**MARCO AURÉLIO GUEDES PEREIRA**

## **RESUMO**

Para o controle de áreas de serviços de radiodiagnóstico, a legislação nacional indica que a grandeza operacional que deve ser utilizada para se verificar a conformidade com os níveis de restrição de dose é o equivalente de dose ambiente,  $H^*(d)$ . Para se efetuar as conversões em termos do  $H^*(10)$ , é necessário o conhecimento prévio das respectivas distribuições de energias dos feixes de radiação que contribuem para estas doses. O presente trabalho propõe o estudo e a determinação das distribuições espectrais envolvidas nas atividades de radiodiagnóstico com foco em radioproteção, por meio da avaliação de medidas experimentais das distribuições de energia dos feixes de radiação X utilizados na prática clínica. Os espectros da radiação X primários, transmitidos e espalhados pelos objetos simuladores, foram obtidos utilizando-se um sistema de espectrometria com detector semicondutor CZT, Amptek Inc. As medições dos espectros de radiação X foram realizadas nas energias de 40 a 150 keV, e nos ângulos de 0° a 150°, em relação ao eixo de referência do feixe primário de radiação. Além disso, todos os espectros foram medidos tanto para as qualidades RQR indicadas pela norma IEC 1267 como para aquelas utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl. As medições dos espectros de radiação primária transmitida por objeto simulador foram realizadas utilizando os objetos simuladores geométrico, PEP, indicado pela AAPM, e antropomórfico, *Alderson RANDO Therapy Phantom*, nas configurações de crânio e tórax. Os resultados mostram discrepâncias entre os espectros transmitidos e espalhados pelos objetos simuladores, além de complementar os dados de fração de espalhamento disponíveis na literatura. Uma nova abordagem sobre os fatores de conversão de [Gy] para [Sv] em medidas utilizando câmaras de ionização para fins de radioproteção foi introduzida; com os resultados obtidos, é possível a determinação de um fator de conversão equivalente para este fim, tanto para a radiação primária quanto para a radiação secundária.

# **EVALUATION OF PRIMARY AND SCATTERED X-RAY SPECTRA ON PHANTOMS IN THE DIAGNOSTIC RADIOLOGY ENERGY RANGE**

**MARCO AURÉLIO GUEDES PEREIRA**

## **ABSTRACT**

The Brazilian legislation indicates the ambient equivalent dose,  $H^*(d)$ , as the quantity to be used to verify the conformity of the dose restriction levels in the control of the diagnostic radiology service areas. To perform the conversions in terms of  $H^*(d)$ , the previous knowledge of the energy distributions of the radiation beams that contribute to these doses is necessary. The objective of the present work is the study and the determination of the spectral distributions involved in the diagnostic radiology activities focusing radioprotection by means of the evaluation of the experimental determination of the energy distributions of the X-ray beams used in the clinical practice. The primary, transmitted and scattered X-ray spectra by phantoms were obtained using a spectrometric system with a Amptek Inc CZT detector. The X-ray spectra were obtained in the 40 to 150 kVp energy range and in the  $15^\circ$  to  $150^\circ$  angle range, related to the primary beam reference axis. Therefore, all X-ray spectra were measured using the RQR beam qualities indicated by the IEC 1267 standard and using a constant filtration of 3 mmAl. The transmitted and scattered X-ray spectra by phantoms were obtained using a geometric phantom, PEP, indicated by AAPM, and a anthropomorphic phantom, Alderson RANDO Therapy Phantom, of skull and thorax irradiation configurations. The results show differences between both transmitted and scattered X-ray spectra from phantoms, and they complement the scattering fraction data available in the literature. A new approach about the [Gy] to [Sv] conversion factors in the radioprotection measurements using ion chambers was introduced; this results possiblite the determination of a equivalent conversion factor for primary and scattered radiation.

## SUMÁRIO

### Página

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>41</b>
1.1 Justificativa da escolha.....	44
1.2 Objetivos.....	44
<b>2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS .....</b>	<b>47</b>
2.1 Conceitos Básicos de Dosimetria .....	47
2.1.1 Conversão ou transferência de energia.....	47
2.1.1.1 Kerma .....	47
2.1.1.2 Taxa de kerma.....	48
2.1.1.3 Exposição .....	48
2.1.1.4 Taxa de exposição.....	49
2.1.2 Deposição de energia.....	49
2.1.2.1 Transmissão de energia média.....	50
2.1.2.2 Dose absorvida.....	50
2.1.2.3 Taxa de dose absorvida.....	51
2.1.2.4 Equivalente de dose .....	51
2.1.2.5 Equivalente de dose ambiente.....	52
2.2 Fontes de radiação eletromagnética.....	53
2.2.1 <i>Bremsstrahlung</i> ou radiação de freamento.....	53
2.2.2 Raios X característicos .....	55
2.3 Processos de interação da radiação com a matéria .....	56
2.3.1 Absorção da radiação por efeito fotoelétrico.....	58
2.3.2 Espalhamento elástico.....	59
2.3.3 Espalhamento da radiação por efeito Compton.....	60
2.4 Coeficientes de atenuação .....	60
2.5 Qualidade do feixe de raios X.....	62
2.6 Camada semi-redutora .....	62
2.7 Espectrometria de raios X.....	64
2.8 O sistema de espectrometria .....	65

2.8.1 Resolução do sistema espectrométrico.....	69
2.8.2 O detector $\text{Cd}_{1-x}\text{Zn}_x\text{Te}$ .....	69
2.8.3 O Efeito Peltier .....	71
<b>3 MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>75</b>
3.1 Fontes radioativas padrão .....	75
3.2 Emissor de radiação X .....	76
3.3 Sistema de espectrometria.....	78
3.3.1 Detector.....	78
3.3.2 Amplificador.....	79
3.3.3 Analisador multicanal .....	80
3.3.4 Colimadores de tungstênio para o detector.....	80
3.3.5 Programa computacional PMCA V 2.0.1 .....	81
3.4 Conjunto monitor e câmara de ionização .....	83
3.5 Objetos simuladores.....	84
3.5.1 Objeto simulador geométrico.....	85
3.5.2 Objeto simulador antropomórfico .....	87
3.6 Sistemas auxiliares.....	89
3.6.1 Delimitadores de campo de radiação .....	90
3.6.2 Sistema de suporte e blindagem para o detector .....	91
3.6.3 Sistema de posicionamento para fontes radioativas .....	94
<b>4 RESULTADOS.....</b>	<b>97</b>
4.1 Primeira parte.....	97
4.1.1 Verificação da calibração do sistema emissor de raios X.....	97
4.1.2 Caracterização dos feixes de radiação.....	98
4.1.3 Medições com câmara de ionização .....	101
4.1.3.1 Estabilização do conjunto monitor e câmara de ionização.....	102
4.1.3.2 Correção para temperatura e pressão.....	102
4.1.3.3 Incerteza da medida de taxa de exposição .....	103
4.1.4 Verificação da eficiência da blindagem do suporte do detector.....	106
4.1.5 Calibração do sistema espectrométrico.....	108
4.1.6 Determinação da eficiência intrínseca para absorção total experimental.....	112
4.1.6.1 Procedimento experimental.....	112

4.1.6.2 Cálculo da eficiência intrínseca para absorção total experimental .....	114
4.1.6.3 Determinação da função de eficiência intrínseca para absorção total de energia .....	124
4.1.7 Determinação da fração de escape de raios X característicos .....	130
4.1.8 Espectros da radiação X.....	133
4.1.8.1 Medições dos espectros primários .....	136
4.1.8.2 Medições dos espectros primários transmitidos .....	137
4.1.8.3 Medições dos espectros secundários espalhados.....	137
4.1.9 Programa computacional para as correções e conversão de unidades dos espectros medidos .....	138
4.1.9.1 Correção para ruído eletrônico .....	142
4.1.9.2 Correção para a fração de escape de raios X característicos do detector.....	142
4.1.9.3 Correção para o efeito Compton.....	143
4.1.9.4 Correção para a eficiência intrínseca para absorção total de energia.....	144
4.1.9.5 Correção para a atenuação devida aos materiais do detector.....	145
4.1.9.6 Conversão do espectro em unidades de fluência de fótons .....	145
4.1.9.7 Conversão do espectro em unidades de kerma no ar .....	146
4.1.9.8 Conversão do espectro em unidades de equivalente de dose ambiente.....	147
4.2 Segunda Parte.....	148
4.2.1 Espectros primários .....	148
4.2.2 Avaliação dos espectros primários .....	151
4.2.2.1 Avaliação da primeira camada semi-redutora para espectros primários com qualidades RQR.....	153
4.2.2.2 Avaliação do kerma no ar e $H^*(10)$ para os espectros primários.....	154
4.2.3 Espectros primários transmitidos por objeto simulador .....	157
4.2.4 Avaliação dos espectros primários transmitidos .....	157
4.2.5 Espectros secundários espalhados por objeto simulador.....	166
4.2.6 Avaliação dos espectros secundários espalhados .....	166
4.2.7 Determinação da fração de espalhamento .....	229
<b>5 DISCUSSÃO .....</b>	<b>237</b>

<b>6 CONCLUSÕES .....</b>	<b>245</b>
<b>APÊNDICE A - Programa computacional para as correções e conversão de unidades dos espectros medidos, <i>Radiation Dosimetry and Measurements</i> - RDM .....</b>	<b>247</b>
<b>7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>293</b>



## ÍNDICE DE TABELAS

Página

TABELA 2.1 – Categorias genéricas das fontes de radiação.....	53
TABELA 2.2 – Energias absorvidas, $E_{ab}$ , e transferidas, $E_{tr}$ , médias para o chumbo ao interagir com fótons de diferentes energias incidentes, $E$ , e seus respectivos coeficientes de atenuação de energia em massa para transferência, $(\mu_{tr}/\rho)$ , e absorção de energia, $(\mu_{ab}/\rho)$ .....	57
TABELA 3.1– Fontes radioativas padrão utilizadas para a determinação da eficiência para absorção total experimental e calibração do detector Amptek modelo XR-100T-CZT .....	76
TABELA 3.2 – Frações em massa percentuais dos elementos químicos constituintes do objeto simulador antropomórfico Alderson RANDO® Therapy Phantom, ART, fabricado pelo The Phantom Laboratory-USA. ....	88
TABELA 4.1 – Características das qualidades de radiação RQR indicadas pela norma IEC 1267 <sup>[60]</sup> .....	99
TABELA 4.2 - Filtração adicional necessária para a caracterização das qualidades de radiação X de acordo com a norma IEC 1267 <sup>[60]</sup> para o equipamento Philips <sup>[45]</sup> de potencial constante MGC 40 com tubo de raios X MCN 323. $I/I_0$ é a razão entre as taxas de exposição com e sem a filtração indicada pela IEC 1267 <sup>[60]</sup> para a primeira camada semi-redutora, 1ª CSR, utilizando a filtração adicional determinada. ....	101
TABELA 4.3 – Relação das fontes radioativas padrão utilizadas, suas energias para raios gama e intensidades relativas ao número de desintegrações. Os dados foram fornecidos pelo Lawrence Berkeley National Laboratory, a partir dos dados compilados por Chu e col. <sup>[62]*</sup> .....	109
TABELA 4.4 – Relação das fontes radioativas padrão utilizadas, suas energias para raios X e intensidades relativas ao número de desintegrações, determinados por Campbell e McGhee <sup>[63]*</sup> .....	109
TABELA 4.5 – Atividade inicial e número de desintegrações das fontes radioativas padrão, corrigidas para as datas iniciais e tempo de medição, para o cálculo da eficiência para absorção total experimental do detector XR100T- CZT Amptek* .....	116

TABELA 4.6 – Determinação das intensidades relativas para cada pico selecionado de energia das fontes padrão, $I_{\text{fonte}}$ , e das intensidades detectadas, $I_{\text{med}}$ , pelo sistema da Amptek Inc., utilizando o detector CZT Amptek. ....	118
TABELA 4.7 – Valores de eficiência intrínseca obtidos para o detector CZT da Amptek Inc. ....	121
TABELA 4.8 – Determinação da espessura equivalente de epóxi para fontes padrão da AEA Technology QSA UK do tipo 1.....	122
TABELA 4.9 – Determinação da espessura equivalente de epóxi para fontes padrão da AEA Technology QSA UK do tipo 2.....	123
TABELA 4.10 – Valores dos coeficientes ajustados para a função sugerida por Gallagher e Cipolla <sup>[66]</sup> acrescida do fator de correção $p$ para o sistema de discriminação de tempo de subida, RTD, utilizando o programa computacional Microcal Origin 6.0®. ....	125
TABELA 4.11 – Exemplo de tabela com os dados geométricos e de configuração inicial dos instrumentos utilizados para cada uma das séries de aquisições dos espectros de radiação X.....	134
TABELA 4.12 – Exemplo de tabela com os dados de aquisição de cada espectro medido com o detector CZT Amptek. Os valores de taxa de exposição são os valores médios das taxas de exposição durante o tempo de aquisição. ....	135
TABELA 4.13 – Exemplo de tabela para a aquisição dos dados de taxa de exposição de monitoração do feixe de radiação X, medidos com o eletrômetro Radcal Co. modelo 1515, com câmara de ionização de 180 cm <sup>3</sup> , durante o tempo de aquisição. ....	135
TABELA 4.14 – Comparação entre os valores da primeira camada semi-redutora, 1ª CSR, indicados pela norma IEC 1267 <sup>[60]</sup> para as qualidades RQR da radiação e os valores da 1ª CSR obtidos a partir dos espectros primários da radiação X medidos, utilizando o colimador número 8 e o programa computacional RDM. Adicionalmente, são apresentados os valores da 2ª CSR, o coeficiente de homogeneidade e a espessura de material que reduz o kerma no ar incidente a um décimo, $I_0/10$ . ....	153
TABELA 4.15 – Comparação entre os valores da primeira camada semi-redutora, 1ª CSR, indicados pela norma IEC 1267 <sup>[60]</sup> para as qualidades RQR da radiação e os valores da 1ª CSR obtidos a partir dos espectros primários da radiação X medidos, utilizando o colimador número 6 e o programa computacional RDM. Adicionalmente, são apresentados os valores da 2ª CSR, o coeficiente de homogeneidade e a espessura de material que reduz o kerma no ar incidente a um décimo, $I_0/10$ . ....	154

TABELA 4.16 – Tabela comparativa entre os valores de kerma no ar e  $H^*(10)$  normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição,  $I_a.t_e$ , medidos com eletrômetro modelo 1515 e câmara de ionização de 180 cm<sup>3</sup> da Radcal, determinados a partir dos valores de taxa de exposição e utilizando um fator de conversão de [Gy] para [Sv] constante de 1,14, e determinados utilizando o programa computacional RDM a partir dos espectros primários da radiação X, medidos com o detector CZT Amptek, utilizando o colimador número 6 e uma filtração fixa de 3 mmAl. .... 155

TABELA 4.17 – Tabela comparativa entre os valores de kerma no ar e  $H^*(10)$  normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição,  $I_a.t_e$ , medidos com eletrômetro modelo 1515 e câmara de ionização de 180 cm<sup>3</sup> da Radcal, determinados a partir dos valores de taxa de exposição e utilizando um fator de conversão de [Gy] para [Sv] constante de 1,14, e determinados utilizando o programa computacional RDM a partir dos espectros primários da radiação X, medidos com o detector CZT Amptek, utilizando o colimador número 8 e uma filtração fixa de 3 mmAl. .... 156

TABELA 4.18 – Tabela comparativa entre os valores de kerma no ar e  $H^*(10)$  normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição,  $I_a.t_e$ , medidos com eletrômetro modelo 1515 e câmara de ionização de 180 cm<sup>3</sup> da Radcal, determinados a partir dos valores de taxa de exposição e utilizando um fator de conversão de [Gy] para [Sv] constante de 1,14, e determinados utilizando o programa computacional RDM a partir dos espectros primários da radiação X, medidos com o detector CZT Amptek, utilizando o colimador número 6 e as qualidades RQR do feixe de radiação. .... 156

TABELA 4.19 – Tabela comparativa entre os valores de kerma no ar e  $H^*(10)$  normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição,  $I_a.t_e$ , medidos com eletrômetro modelo 1515 e câmara de ionização de 180 cm<sup>3</sup> da Radcal, determinados a partir dos valores de taxa de exposição e utilizando um fator de conversão de [Gy] para [Sv] constante de 1,14, e determinados utilizando o programa computacional RDM a partir dos espectros primários da radiação X, medidos com o detector CZT Amptek, utilizando o colimador número 6 e as qualidades RQR do feixe de radiação. .... 157

TABELA 4.20 – Comparação entre os valores da primeira camada semi-redutora, 1ª CSR, dos espectros primários da radiação X, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, transmitidos pelos objetos simuladores antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de crânio e tórax, ARTS, ARTT, PEPS e PEPT, respectivamente. .... 163

TABELA 4.21 – Comparação entre os valores da energia média dos espectros primários da radiação X, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267 <sup>[60]</sup> , transmitidos pelos objetos simuladores antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de crânio e tórax, ARTS, ARTT, PEPS e PEPT, respectivamente.....	164
TABELA 4.22 – Comparação entre os valores de kerma no ar, normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição, $I_a.t_e$ , calculados pelo programa computacional RDM, dos espectros primários da radiação X, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267 <sup>[60]</sup> , transmitidos pelos objetos simuladores antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de crânio e tórax, ARTS, ARTT, PEPS e PEPT, respectivamente.....	165
TABELA 4.23 – Comparação entre os valores de equivalente de dose ambiente, $H^*(10)$ , normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição, $I_a.t_e$ , calculados pelo programa computacional RDM, dos espectros primários da radiação X, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267 <sup>[60]</sup> , transmitidos pelos objetos simuladores antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de crânio e tórax, ARTS, ARTT, PEPS e PEPT, respectivamente.....	166
TABELA 4.24 – Comparação entre os valores da energia média dos espectros secundários da radiação X, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl, espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de crânio ARTS e PEPS, respectivamente.....	210
TABELA 4.25 – Comparação entre os valores da energia média dos espectros secundários da radiação X, utilizando as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267 <sup>[60]</sup> , espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de crânio ARTS e PEPS, respectivamente.....	211
TABELA 4.26 – Comparação entre os valores da primeira camada semi-redutora, 1ª CSR, dos espectros secundários da radiação X, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl, espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de crânio ARTS e PEPS, respectivamente.....	213

TABELA 4.27 – Comparação entre os valores da primeira camada semi-redutora, 1ª CSR, dos espectros secundários da radiação X, utilizando as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de crânio ARTS e PEPS, respectivamente. .... 214

TABELA 4.28 – Comparação entre os valores de kerma no ar, normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição,  $I_a.t_e$ , dos espectros secundários da radiação X, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl, espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de crânio ARTS e PEPS, respectivamente. .... 216

TABELA 4.29 – Comparação entre os valores de kerma no ar, normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição,  $I_a.t_e$ , dos espectros secundários da radiação X, utilizando as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de crânio ARTS e PEPS, respectivamente. .... 217

TABELA 4.30 – Comparação entre os valores de equivalente de dose ambiente,  $H^*(10)$ , normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição,  $I_a.t_e$ , dos espectros secundários da radiação X, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl, espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de crânio ARTS e PEPS, respectivamente. .... 218

TABELA 4.31 – Comparação entre os valores de equivalente de dose ambiente,  $H^*(10)$ , normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição,  $I_a.t_e$ , dos espectros secundários da radiação X, utilizando as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de crânio ARTS e PEPS, respectivamente. .... 219

TABELA 4.32 – Comparação entre os valores da energia média dos espectros secundários da radiação X, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl, espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de tórax ARTT e PEPT, respectivamente. .... 220

TABELA 4.33 – Comparação entre os valores da energia média dos espectros secundários da radiação X, utilizando as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267 <sup>[60]</sup> , espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de tórax ARTT e PEPT, respectivamente.....	221
TABELA 4.34 – Comparação entre os valores da primeira camada semi-redutora, 1ª CSR, dos espectros secundários da radiação X, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl, espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de tórax ARTT e PEPT, respectivamente.....	223
TABELA 4.35 – Comparação entre os valores da primeira camada semi-redutora, 1ª CSR, dos espectros secundários da radiação X, utilizando as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267 <sup>[60]</sup> , espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de tórax ARTT e PEPT, respectivamente.....	224
TABELA 4.36 – Comparação entre os valores de kerma no ar, normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição, $I_a.t_e$ , dos espectros secundários da radiação X, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl, espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de tórax ARTT e PEPT, respectivamente.....	226
TABELA 4.37 – Comparação entre os valores de kerma no ar, normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição, $I_a.t_e$ , dos espectros secundários da radiação X, utilizando as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267 <sup>[60]</sup> , espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de tórax ARTT e PEPT, respectivamente.....	227
TABELA 4.38 – Comparação entre os valores de equivalente de dose ambiente, $H^*(10)$ , normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição, $I_a.t_e$ , dos espectros secundários da radiação X, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl, espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de tórax ARTT e PEPT, respectivamente.....	228

*TABELA 4.39 – Comparação entre os valores de equivalente de dose ambiente,  $H^*(10)$ , normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição,  $I_a.t_e$ , dos espectros secundários da radiação X, utilizando as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de tórax ARTT e PEPT, respectivamente. .... 229*

## ÍNDICE DE FIGURAS

	Página
FIGURA 2.1 – Modelo de excitação e emissão de raios X característicos de um átomo.....	56
FIGURA 2.2 – Fatores que afetam a penetração da radiação através de um objeto específico.....	63
FIGURA 2.3 – Comparação entre coeficiente de atenuação e HVL para o alumínio. ....	63
FIGURA 2.4 – Relação entre penetração e espessura de um objeto expresso em valores de camadas semi-redutoras, 'CSR'.....	64
FIGURA 2.5 – Diagrama de blocos da eletrônica associada de um sistema espectrométrico.....	66
FIGURA 2.6 – Definição da resolução em energia do detector. Para aqueles picos que possuem a forma de uma distribuição Gaussiana com um desvio padrão $\sigma$ , a largura .....	69
FIGURA 2.7 – Esquema de um circuito termoeletrico. ....	71
FIGURA 2.8 – (a) Esquema elétrico de um dispositivo de refrigeração operando com material semicondutor e (b) exemplos de dispositivos de refrigeração operando com materiais semicondutores comercialmente disponíveis <sup>[37]</sup> .....	73
FIGURA 3.1 – Equipamento de raios X industrial Philips: (a) unidade de controle MGC 40, (b) tubo de raios X MCN 323 e (c) gerador duplo MG 325.....	77
FIGURA 3.2 – Detector CZT Amptek e diagrama esquemático da montagem do detector, transistor FET pré-amplificador e células Peltier. ....	78
FIGURA 3.3 – Amplificador e fontes de alimentação PX2T-CZT Amptek. ....	79
FIGURA 3.4 – Analisador multicanal MCA 8000 A fabricado pela Amptek Inc.....	80
FIGURA 3.5 – Conjunto de colimadores de tungstênio fabricado pela Amptek Inc. com diâmetros de 25, 50,100, 200, 400, 1000 e 2000 $\mu\text{m}$ .....	81
FIGURA 3.6 – Versão para MS Windows do programa computacional PMCA V 2.0.1 fornecido pela Amptek Inc.....	82



FIGURA 3.7 – Conversor com câmara de ionização de (a) 6 cm <sup>3</sup> , (b) 180 cm <sup>3</sup> e (c) eletrômetro modelo 1515, fabricados pela Radcal Co. ....	84
FIGURA 3.8 – Objeto simulador geométrico equivalente a um crânio humano, PEPS (PEP-Skull), de acordo com a American Association of Physicists in Medicine – AAPM <sup>[53]</sup> .....	86
FIGURA 3.9 – Objeto simulador geométrico equivalente a tórax humano, PEPT (PEP-Thorax), de acordo com a American Association of Physicists in Medicine – AAPM <sup>[53]</sup> .....	87
FIGURA 3.10 – Objeto simulador antropomórfico Alderson RANDO® Therapy Phantom, ART, fabricado pelo The Phantom Laboratory-USA, pertencente ao Instituto de Física da Universidade de São Paulo. ....	89
FIGURA 3.11 – Delimitadores de campo de radiação X desenvolvidos para utilização com o tubo de raios X MCN 323 do equipamento de raios X industrial fabricado pela Philips. Os delimitadores de campo de radiação possuem diversos diâmetros e são constituídos de chumbo com 14 mm de espessura, revestidos com 2 mm de aço inoxidável 314. ....	91
FIGURA 3.12 – Projeto completo do suporte para os detectores XC-100CR e XC-100T e colimadores de tungstênio Amptek. ....	92
FIGURA 3.13 – Suporte para os detectores XC-100CR e XC-100T e colimadores de tungstênio Amptek. ....	93
FIGURA 3.14 – Espaçador limitador do campo de radiação de chumbo cilíndrico com 40 mm de altura, 15,5 mm de diâmetro externo e 3 mm de diâmetro interno, revestido internamente com 2 mm de cobre. ....	93
FIGURA 3.15 – Sistema de posicionamento para fontes radioativas construído em cobre com 35 mm de diâmetro externo e furo central de 2 mm de diâmetro. (a) Vista inferior, encaixe para o detector, (b) vista superior, suporte para colimadores de tungstênio Amptek, (c) sistema montado sobre o detector com colimador de 2 mm de diâmetro posicionado e (d) posicionamento da fonte radioativa padrão. ....	94
FIGURA 4.1 – Diagrama esquemático do arranjo utilizado para a determinação das qualidades de radiação RQR segundo a norma IEC 1267 <sup>[60]</sup> .....	100
FIGURA 4.2 – Obturadores do campo de radiação X de acrílico de 15,9 mm de diâmetro e 3 mm de espessura com orifícios de 3 mm de diâmetro preenchidos com chumbo de diferentes espessuras, em [mm], marcadas em vermelho, para a verificação da eficiência da blindagem do suporte do detector CZT Amptek. ....	106
FIGURA 4.3 – Detalhes da blindagem de chumbo de 8 mm nas laterais, parte superior e traseira, evidenciando a colocação da blindagem de 47 mm na parte frontal do suporte de alumínio do detector CZT Amptek. ....	107

FIGURA 4.4 – Curva de calibração para o detector CZT Amptek: ajuste do valor médio do número do canal em função da energia por uma função linear. ....	111
FIGURA 4.5 – Seqüência da montagem experimental utilizada para a medição das distribuições de energia das fontes radioativas padrão utilizadas na determinação experimental da eficiência para absorção total de energia do detector XR-100T-CZT Amptek. ....	113
FIGURA 4.6 – Determinação do número de eventos para um determinado pico de energia pelo programa computacional PMCA V2.0.1 da Amptek Inc. S é a área sob o espectro contínuo sob o pico, G é a área total sob o pico, N é o número de canais abaixo do pico e n é a largura em número de canais de cada área dos espectros contínuos da radiação de fundo à esquerda e à direita do pico, Bl e Br, respectivamente. ....	117
FIGURA 4.7 – Representação do ângulo sólido $\Omega_{\text{tipo}}$ formado entre uma fonte radioativa pontual, S, do tipo 1 ou 2, e um detector de raio a, separados por uma distância d. ....	120
FIGURA 4.8 – Ajuste dos coeficientes de atenuação linear calculados pelo programa XCOM <sup>[65]</sup> do NIST, para a composição de epóxi de 50% de óxido de polipropileno e 50% de bisfenol-A, para uma espessura de $t = 0,0762$ cm, aos dados de transmissão informados pela AEA Technology QSA UK para fontes radioativas do tipo 1. ....	123
FIGURA 4.9 – Ajuste dos coeficientes de atenuação linear calculados pelo programa XCOM <sup>[65]</sup> do NIST, para a composição de epóxi de 50% de óxido de polipropileno e 50% de bisfenol-A, para uma espessura de $t = 0,1142$ cm, aos dados de transmissão informados pela AEA Technology QSA UK para fontes radioativas do tipo 2. ....	124
FIGURA 4.10 – Gráfico da função proposta por Gallagher e Cipolla <sup>[66]</sup> , modificada, ajustada aos pontos experimentais de eficiência intrínseca para absorção total de energia do detector CZT Amptek. ....	126
FIGURA 4.11 – Gráfico comparativo entre as funções de eficiência para absorção total de energia ajustadas aos pontos experimentais, proposta por Gallagher e Cippola <sup>[66]</sup> , utilizando a função teórica com uma espessura equivalente determinada pelo método proposto por Redus <sup>[67]</sup> e um polinômio de quinto grau ajustado aos valores de kerma no ar medidos com uma câmara de ionização para o detector CZT Amptek. ....	128
FIGURA 4.12 – Ajuste dos pontos experimentais da fração de escape de raios X característicos $K\alpha$ de 23,17 keV para o cádmio. ....	132
FIGURA 4.13 – Ajuste dos pontos experimentais da fração de escape de raios X característicos $K\alpha$ de 24,47 keV para o telúrio. ....	132
FIGURA 4.14 – Representação da geometria utilizada para as medições do feixe primário de radiação X, durante o posicionamento da câmara de ionização e sistema de espectrometria. ....	136

FIGURA 4.15 – Representação da geometria utilizada para as medições do feixe secundário de radiação X espalhado por objeto simulador, durante o posicionamento da câmara de ionização e sistema de espectrometria. ....	138
FIGURA 4.16 – Ajuste de uma spline cúbica aos fatores de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente apresentados pela tabela A 21, anexo 2, do ICRU 57 <sup>[1]</sup> . ....	147
FIGURA 4.17 – Espectros primários da radiação X produzidos pelo equipamento de raios X Philips modelo MGC 40 com gerador MG 325 e tubo de raios X MCN 323, medidos com o conjunto espectrométrico da Amptek Inc. utilizando o detector CZT, com uma filtração fixa de 3 mmAl e o colimador número 6, a 6 m de distância do ponto focal do tubo de raios X.....	149
FIGURA 4.18 – Espectros primários da radiação X produzidos pelo equipamento de raios X Philips modelo MGC 40 com gerador MG 325 e tubo de raios X MCN 323, medidos com o conjunto espectrométrico da Amptek Inc. utilizando o detector CZT, com uma filtração fixa de 3 mmAl e o colimador número 8, a 6 m de distância do ponto focal do tubo de raios X.....	149
FIGURA 4.19 – Espectros primários da radiação X produzidos pelo equipamento de raios X Philips modelo MGC 40 com gerador MG 325 e tubo de raios X MCN 323, medidos com o conjunto espectrométrico da Amptek Inc. utilizando o detector CZT, para as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267 <sup>[60]</sup> e o colimador número 6, a 6 m de distância do ponto focal do tubo de raios X.....	150
FIGURA 4.20 – Espectros primários da radiação X produzidos pelo equipamento de raios X Philips modelo MGC 40 com gerador MG 325 e tubo de raios X MCN 323, medidos com o conjunto espectrométrico da Amptek Inc. utilizando o detector CZT, para as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267 <sup>[60]</sup> e o colimador número 8, a 6 m de distância do ponto focal do tubo de raios X.....	150
FIGURA 4.21 – Comparação entre os espectros do feixe primário da radiação X produzidos pelo equipamento de raios X Philips modelo MGC 40 com gerador MG 325 e tubo de raios X MCN 323, medidos com os detectores de HPGe, gentilmente cedidos por Büermann <sup>[69]</sup> , e CZT Amptek, para filtrações adicionais de 2,5 mmAl e 3 mmAl, respectivamente. ....	152
FIGURA 4.22 – Espectros primários da radiação X transmitidos pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 104 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	158

FIGURA 4.23 – Espectros primários da radiação X transmitidos pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para as qualidades de radiação RQR e um campo de radiação de $104\text{ cm}^2$ incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	159
FIGURA 4.24 – Espectros primários da radiação X transmitidos pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de $400\text{ cm}^2$ incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	159
FIGURA 4.25 – Espectros primários da radiação X transmitidos pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para as qualidades de radiação RQR e um campo de radiação de $400\text{ cm}^2$ incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	160
FIGURA 4.26 – Espectros primários da radiação X transmitidos pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de $400\text{ cm}^2$ incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	160
FIGURA 4.27 – Espectros primários da radiação X transmitidos pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para as qualidades de radiação RQR e um campo de radiação de $400\text{ cm}^2$ incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	161
FIGURA 4.28 – Espectros primários da radiação X transmitidos pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de $400\text{ cm}^2$ incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	161
FIGURA 4.29 – Espectros primários da radiação X transmitidos pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para as qualidades de radiação RQR e um campo de radiação de $400\text{ cm}^2$ incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	162

FIGURA 4.30 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 15° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 104 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	169
FIGURA 4.31 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 30° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 104 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador: .....	169
FIGURA 4.32 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 45° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 104 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	170
FIGURA 4.33 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 60° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 104 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	170
FIGURA 4.34 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 75° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 104 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	171
FIGURA 4.35 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 90° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 104 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	171
FIGURA 4.36 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 105° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 104 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	172

FIGURA 4.37 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 120° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 104 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	172
FIGURA 4.38 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 135° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 104 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	173
FIGURA 4.39 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 150° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 104 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	173
FIGURA 4.40 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 15° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 104 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	174
FIGURA 4.41 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 30° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 104 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	174
FIGURA 4.42 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 45° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 104 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	175
FIGURA 4.43 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 60° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 104 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	175

FIGURA 4.44 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 75° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 104 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	176
FIGURA 4.45 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 90° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 104 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	176
FIGURA 4.46 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 105° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 104 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	177
FIGURA 4.47 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 120° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 104 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	177
FIGURA 4.48 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 135° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 104 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	178
FIGURA 4.49 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 150° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 104 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	178
FIGURA 4.50 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 15° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	179

FIGURA 4.51 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 30° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	179
FIGURA 4.52 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 45° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	180
FIGURA 4.53 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 60° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	180
FIGURA 4.54 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 75° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	181
FIGURA 4.55 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 90° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	181
FIGURA 4.56 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 105° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	182
FIGURA 4.57 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 120° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	182



FIGURA 4.58 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 135° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	183
FIGURA 4.59 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 150° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	183
FIGURA 4.60 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 15° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	184
FIGURA 4.61 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 30° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	184
FIGURA 4.62 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 45° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	185
FIGURA 4.63 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 60° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	185
FIGURA 4.64 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 75° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	186

FIGURA 4.65 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 90° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	186
FIGURA 4.66 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 105° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	187
FIGURA 4.67 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 120° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	187
FIGURA 4.68 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 135° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	188
FIGURA 4.69 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 150° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	188
FIGURA 4.70 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 15° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	189
FIGURA 4.71 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 30° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	189

FIGURA 4.72 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 45° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	190
FIGURA 4.73 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 60° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	190
FIGURA 4.74 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 75° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	191
FIGURA 4.75 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 90° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	191
FIGURA 4.76 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 105° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	192
FIGURA 4.77 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 120° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	192
FIGURA 4.78 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 135° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	193

FIGURA 4.79 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 150° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	193
FIGURA 4.80 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 15° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	194
FIGURA 4.81 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 30° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	194
FIGURA 4.82 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 45° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	195
FIGURA 4.83 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 60° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	195
FIGURA 4.84 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 75° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	196
FIGURA 4.85 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 90° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	196

FIGURA 4.86 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 105° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.....	197
FIGURA 4.87 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 120° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.....	197
FIGURA 4.88 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 135° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.....	198
FIGURA 4.89 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 150° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.....	198
FIGURA 4.90 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 15° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.....	199
FIGURA 4.91 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 30° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.....	199
FIGURA 4.92 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 45° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.....	200

FIGURA 4.93 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 60° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	200
FIGURA 4.94 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 75° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	201
FIGURA 4.95 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 90° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	201
FIGURA 4.96 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 105° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	202
FIGURA 4.97 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 120° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	202
FIGURA 4.98 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 135° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	203
FIGURA 4.99 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 150° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	203

FIGURA 4.100 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 15° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.....	204
FIGURA 4.101 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 30° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.....	204
FIGURA 4.102 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 45° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.....	205
FIGURA 4.103 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 60° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.....	205
FIGURA 4.104 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 75° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.....	206
FIGURA 4.105 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 90° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.....	206
FIGURA 4.106 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 105° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.....	207

FIGURA 4.107 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 120° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	207
FIGURA 4.108 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 135° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	208
FIGURA 4.109 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 150° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm <sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador. ....	208
FIGURA 4.110 – Gráficos dos valores de fração de espalhamento, normalizados pela área do campo de radiação incidente em unidades de [cm <sup>2</sup> ], para os objetos simuladores antropomórfico e geométrico em suas configuração de irradiação de crânio, ARTS e PEPS, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e para as qualidades RQR, definidas pela norma IEC 1267 <sup>[60]</sup> , a partir dos valores de kerma no ar calculados utilizando o programa computacional RDM, a 1 m de distância do objeto simulador, posicionado a 1 m do ponto focal, para diversos ângulos em torno do eixo do feixe primário de radiação, para diversos valores de tensão aplicada ao tubo de raios X. ....	231
FIGURA 4.111 – Gráficos dos valores de fração de espalhamento, normalizados pela área do campo de radiação incidente em unidades de [cm <sup>2</sup> ], para os objetos simuladores antropomórfico e geométrico em suas configuração de irradiação de crânio, ARTS e PEPS, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e para as qualidades RQR, definidas pela norma IEC 1267 <sup>[60]</sup> , a partir dos valores de H*(10) utilizando o programa computacional RDM, a 1 m de distância do objeto simulador, posicionado a 1 m do ponto focal, para diversos ângulos em torno do eixo do feixe primário de radiação, para diversos valores de tensão aplicada ao tubo de raios X. ....	232



*FIGURA 4.112 – Gráficos dos valores de fração de espalhamento, normalizados pela área do campo de radiação incidente em unidades de [cm<sup>2</sup>], para os objetos simuladores antropomórfico e geométrico em suas configuração de irradiação de tórax, ARTT e PEPT, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e para as qualidades RQR, definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, a partir dos valores de kerma no ar calculados utilizando o programa computacional RDM, a 1 m de distância do objeto simulador, posicionado a 1 m do ponto focal, para diversos ângulos em torno do eixo do feixe primário de radiação, para diversos valores de tensão aplicada ao tubo de raios X. ....* 233

*FIGURA 4.113 – Gráficos dos valores de fração de espalhamento, normalizados pela área do campo de radiação incidente em unidades de [cm<sup>2</sup>], para os objetos simuladores antropomórfico e geométrico em suas configuração de irradiação de crânio, ARTT e PEPT, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e para as qualidades RQR, definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, a partir dos valores de H\*(10) utilizando o programa computacional RDM, a 1 m de distância do objeto simulador, posicionado a 1 m do ponto focal, para diversos ângulos em torno do eixo do feixe primário de radiação, para diversos valores de tensão aplicada ao tubo de raios X. ....* 234

## 1 INTRODUÇÃO

De acordo com as recomendações do relatório número 57 da Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação, *International Commission on Radiation Units and Measurements*, ICRU 57<sup>[1]</sup>, para a proteção radiológica ocupacional, toda vez que os valores das grandezas físicas operacionais, a saber, o equivalente de dose ambiente<sup>[a]</sup>, o equivalente de dose direcional ou o equivalente de dose pessoal excederem os níveis de investigação, eles devem ser convertidos<sup>[2]</sup> em doses que possibilitem avaliar o risco, como a dose média em um órgão ou o equivalente de dose.

No Brasil, a Portaria número 453 do Ministério da Saúde, 1998<sup>[3]</sup>, determina as diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. A partir de sua publicação, estabelece que as instalações e as práticas clínicas devem ser planejadas, implantadas e executadas de modo que o valor das doses individuais, o número de pessoas expostas e a probabilidade de exposições acidentais, involuntárias e imprevisíveis sejam tão baixos quanto razoavelmente exeqüíveis, respeitem o princípio ALARA<sup>[4]</sup> (*As Low As Reasonably Achievable*), levando-se em conta fatores sociais e econômicos, além das restrições de dose aplicáveis. Além disso, determina que a otimização da proteção radiológica seja aplicada nos níveis de projetos e construções de equipamentos e instalações, e nos procedimentos de trabalho.

A Portaria 453<sup>[3]</sup> enfatiza, ainda, que a utilização das radiações na medicina e na odontologia deve dar prioridade à otimização dos procedimentos de trabalho, de modo a influenciar a qualidade dos serviços e a segurança dos pacientes diretamente, garantindo que serão utilizadas as menores quantidades de radiação para a obtenção de um diagnóstico. Para que isto seja possível, o processo de otimização deve considerar:

---

<sup>[a]</sup> O termo equivalente de dose ambiente será utilizado neste trabalho para relacioná-lo à terminologia utilizada na Portaria número 453 do Ministério da Saúde<sup>[3]</sup>, 1998.

- A seleção adequada de equipamentos e acessórios;
- Os procedimentos de trabalho;
- A garantia da qualidade;
- Os níveis de referência de radiodiagnóstico para pacientes;
- As restrições de dose para o indivíduo que colabore, consciente e de livre vontade, fora do contexto de sua atividade profissional, no apoio e no conforto de um paciente, durante a realização de um procedimento radiológico.

Por fim, a Portaria 453 indica para o controle de áreas de serviço que a grandeza operacional que deve ser usada para se verificar a conformidade com os níveis de restrição de dose em monitoração de área é o equivalente de dose ambiente,  $H^*(d)$ . Além disto, indica que, para fins de planejamento de barreiras físicas de uma instalação e para a verificação de adequação dos níveis de radiação em levantamentos radiométricos, os seguintes valores de equivalente de dose ambiente devem ser adotados como restrições de dose:

- 5 mSv/ano em áreas controladas;
- 0,5 mSv/ano em áreas livres.

Portanto, por exemplo, para a adequação dos procedimentos de cálculo de barreiras de proteção físicas, é necessário em primeira instância converter os valores de dose utilizados em termos de equivalente de dose ambiente. Porém, para se efetuar estas conversões em termos do equivalente de dose ambiente, é necessário o conhecimento prévio das respectivas distribuições de energias dos feixes de radiação que contribuem para estas doses.

O conhecimento do campo espectral também é indispensável para a calibração da resposta dos diversos tipos de dosímetros, pois ela pode variar muito em função da energia dos fótons incidentes aos quais indivíduos ou dosímetros foram expostos, ou ainda, no projeto de equipamentos de proteção individuais, como por exemplo, luvas ou aventais de chumbo.

O presente trabalho propõe o estudo e a determinação das distribuições espectrais envolvidas nas atividades de radiodiagnóstico com foco no auxílio à otimização e adequação do cálculo de barreiras de radioproteção.

As distribuições de energia dos feixes de radiação envolvidos referem-se àquelas indicadas na metodologia convencional do cálculo de barreiras de radioproteção proposto nas indicações do Conselho Nacional de Proteção Radiológica e Medidas americano, *National Council on Radiation Protection and Measurements* em seu relatório número 49, NCRP 49<sup>[5]</sup>. O relatório NCRP 49<sup>[5]</sup> define a fonte de radiação primária como a radiação proveniente diretamente do feixe primário do tubo de raios X, e a radiação secundária como a radiação que engloba a radiação de fuga do conjunto emissor de radiação, cúpula de raios X ou monobloco, e a radiação espalhada pelo paciente ou objeto de estudo.

O estudo e a determinação destas distribuições espectrais podem ser realizados de maneiras diferentes, por meio de modelos computacionais, semi-empíricos, ou experimentalmente por meio da espectrometria de raios X.

Neste sentido, a literatura destaca alguns modelos para a determinação dos espectros referentes à radiação da fonte primária de raios X na faixa de energias utilizada no diagnóstico médico, amplamente discutidos na comunidade científica mundial. Existem diversos modelos matemáticos ou computacionais propostos<sup>[6-14]</sup>, além de medidas experimentais realizadas<sup>[15]</sup>. O modelo proposto por Tucker e col.<sup>[6]</sup>, por exemplo, apresenta uma função matemática que permite simular o espectro da radiação X emitido por um tubo de raios X para diagnóstico médico levando-se em conta os diversos parâmetros construtivos dele, tais como o ângulo do anodo e a tensão de operação. Além disso, existem diversas comparações<sup>[16-18]</sup> entre estes métodos, que levam em conta a energia e as características de emissão de um tubo de raios X.

O espectro da fonte de radiação secundária de raios X, por sua vez, também pode ser determinado, experimentalmente<sup>[19-22]</sup>, como relatado em trabalhos como de Fehrenbacher e col.<sup>[19]</sup>, que realizaram uma série de medidas de espectros espalhados por um objeto simulador, ou empiricamente, fazendo uso de simulações computacionais<sup>[23]</sup>. Dependendo da aplicação, estas informações são suficientes e complementares.

Visualizando assim um panorama diferenciado, onde as doses aplicadas aos pacientes no diagnóstico médico diminuem constantemente e com o aumento dos custos operacionais para que sejam cumpridas normas e legislações, existe uma preocupação constante quanto à otimização de doses e custos.

### 1.1 Justificativa da escolha

A partir das primícias, otimizar significa melhorar as estimativas e, no caso da proteção radiológica, determinar de uma forma mais realista os espectros de radiação X envolvidos.

O conhecimento prévio das distribuições de energia dos feixes de radiação X, associado ao seu comportamento nas vizinhanças de uma instalação radiológica, viabiliza uma estimativa mais realista da grandeza operacional equivalente de dose ambiente, de acordo com as disposições impostas por normas e legislações. Conseqüentemente, colabora diretamente para a calibração da resposta dos diversos dosímetros utilizados na proteção radiológica, possibilitando determinar com maior precisão o valor das grandezas utilizadas para as avaliações de risco ou dano causados pela radiação X. Além disso, associar espectros incidentes e transmitidos em barreiras de proteção na faixa de energias de raios X para diagnóstico médico possibilita a avaliação direta das propriedades dos dispositivos de proteção radiológica. Estas informações também são fundamentais para o cálculo otimizado<sup>[24]</sup> de barreiras protetoras.

### 1.2 Objetivos

A proposta deste trabalho é avaliar os espectros da radiação X em instalações com fontes de radiação X para diagnóstico médico, por meio da determinação experimental das distribuições de energia dos feixes de radiação X utilizados na prática clínica.

Desta forma os objetivos principais deste trabalho, são:

- (i) Desenvolver um programa computacional para corrigir os espectros da radiação X medidos com detectores semicondutores e para convertê-los e quantificá-los em grandezas dosimétricas;

(ii) Avaliar os espectros da radiação X primário e transmitido por diferentes objetos simuladores, incidentes em barreiras de proteção utilizadas em salas radiológicas, obtidos por meio das técnicas de radiologia diagnóstica;

(iii) Avaliar os espectros da radiação X primário e secundário espalhado, incidentes nas barreiras de proteção, considerando-se o meio espalhador, para a determinação da fração de espalhamento em termos de equivalente de dose ambiente.

## 2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

### 2.1 Conceitos Básicos de Dosimetria

Os efeitos da radiação na matéria dependem do tipo da radiação e de como ela interage com a matéria. As grandezas dosimétricas foram desenvolvidas para prover uma correlação entre a medida física e seus efeitos potenciais ou efetivos e são, em essência, o produto entre grandezas radiométricas e coeficientes de interação. Para estimar estes efeitos, os valores das grandezas relevantes de cada tipo devem ser conhecidos, diferentemente do que ocorre nas medições, onde frequentemente esta informação não é necessária.

A radiação interage com a matéria em uma série de processos em que a energia da partícula ou fóton é transferida e finalmente depositada na matéria. As grandezas dosimétricas que descrevem estes processos são apresentadas a seguir, divididas em duas partes entre a conversão ou transferência e a deposição da energia.

Os conceitos de dosimetria, grandezas e unidades, que serão introduzidos a seguir, baseiam-se nas indicações dispostas pelos relatórios ICRU 51<sup>[25]</sup> e ICRU 60<sup>[26]</sup>.

#### 2.1.1 Conversão ou transferência de energia

Em sua essência, o termo conversão de energia refere-se à transferência da energia de partículas ionizantes para partículas ionizantes secundárias, sem levar em conta se a energia transferida será ou não depositada no meio ou volume de interesse.

##### 2.1.1.1 Kerma

O termo kerma, *kinetic energy released per unit mass*, é uma grandeza que se preocupa com a transferência da energia cinética inicial para o meio ou a matéria.

Embora relacione a transferência inicial da energia para a matéria, algumas vezes é utilizada como uma aproximação da dose absorvida. É preciso evidenciar que o kerma só é definido para radiação ionizante sem carga interagindo em qualquer meio, se refere à energia cinética de partículas carregadas liberada por partículas não carregadas.

Kerma,  $K$ , é o quociente de  $dE_{tr}$  por  $dm$ , onde  $dE_{tr}$  é o somatório das energias cinéticas de todas as partículas carregadas liberadas por partículas não carregadas dentro de uma massa  $dm$  de um material, conforme mostra a relação (2.1).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad [\text{J.kg}^{-1}] \text{ ou } [\text{Gy}] \quad (2.1)$$

A parcela  $dE_{tr}$  também inclui as energias cinéticas dos possíveis elétrons Auger.

É necessário definir o meio para a expressão do valor do kerma, normalmente o ar ou a água. Quando um feixe incidente de fótons incide no volume de massa  $dm$ , a energia cinética transferida ou recebida pelos elétrons e pósitrons liberados por efeito Compton, fotoelétrico ou produção de pares é  $dE_{tr}$ .

### 2.1.1.2 Taxa de kerma

A taxa de kerma,  $\dot{K}$ , é o quociente entre  $dK$  e  $dt$ , onde  $dK$  é o incremento do kerma no intervalo de tempo  $dt$  conforme mostra a relação (2.2).

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad [\text{J.kg}^{-1}.\text{s}^{-1}] \text{ ou } [\text{Gy.s}^{-1}] \quad (2.2)$$

### 2.1.1.3 Exposição

Exposição é a medida da capacidade ou habilidade da radiação X ou gama em produzir ionização no ar. Desta forma, não se define exposição para nêutrons e partículas alfa e beta.

Exposição,  $X$ , é o quociente de  $dQ$  por  $dm$ , onde  $dQ$  é o valor absoluto da carga total de íons de um mesmo sinal produzidos no ar quando todos os



elétrons, positivos e negativos, produzidos pelos fótons numa determinada massa de ar  $dm$  são completamente freados no ar conforme demonstra a relação (2.3). Para a grandeza exposição, leva-se em conta toda a carga gerada no ar, devido a cada interação dos fótons no volume de ar de massa  $dm$ , e que perde sua energia produzindo mais ionizações, mesmo que parte da carga seja liberada fora do volume de interesse onde ocorreram interações com fótons.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad [\text{C.kg}^{-1}] \quad (2.3)$$

Apesar das recomendações para o uso do Sistema Internacional, ainda continua sendo utilizada<sup>[a]</sup> a unidade röntgen,  $R$ , para as medidas de exposição. A relação (2.4) mostra a equivalência entre elas.

$$1 [R] = 2,58 \cdot 10^{-4} \quad [\text{C.kg}^{-1}] \quad (2.4)$$

A ionização produzida pelos elétrons Auger está incluída em  $dQ$ , porém, a ionização referente aos fótons emitidos por processos radioativos, referentes aos processos de *bremsstrahlung* e fluorescência, não estão incluídos no valor de  $dQ$ .

#### 2.1.1.4 Taxa de exposição

A taxa de exposição,  $\dot{X}$ , é o quociente entre  $dX$  e  $dt$ , onde  $dX$  é o incremento da exposição no intervalo  $dt$ , conforme apresentado pela relação.

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \quad [\text{C.kg}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}] \quad (2.5)$$

#### 2.1.2 Deposição de energia

A deposição de energia é o processo fundamental em termos da qual todas as outras grandezas podem ser definidas.

A grandeza dosimétrica fundamental é a dose absorvida,  $D$ , em conjunto com suas distribuições, para um instante de tempo,  $t$ , na transferência

<sup>[a]</sup> Esta unidade ainda é utilizada em equipamentos mais antigos.

linear de energia,  $L$ . A transmissão de energia média,  $\bar{\varepsilon}$ , será também abordada devido ao seu envolvimento na definição de dose absorvida.

### 2.1.2.1 Transmissão de energia média

A transmissão de energia média,  $\bar{\varepsilon}$ , pela radiação ionizante para a matéria em um volume é dada pela relação (2.6).

$$\bar{\varepsilon} = R_{in} - R_{out} + \sum Q \quad [\text{J}] \quad (2.6)$$

Onde  $R_{in}$  é a energia da radiação incidente no volume do meio, isto é, o somatório de todas as energias, excluídas as energias de repouso, de todas as partículas ionizantes carregadas ou não, que entram no volume,  $R_{out}$  é a energia da radiação emergente do volume do meio, ou seja, é o somatório das energias, excluída a energia de repouso, de todas as partículas ionizantes carregadas ou não, que saem do volume e  $\sum Q$  é o somatório de todas as alterações (decréscimo: sinal negativo, acréscimo: sinal positivo) da energia de repouso do núcleo e das partículas elementares em qualquer transformação nuclear que ocorra no volume.

### 2.1.2.2 Dose absorvida

A dose absorvida,  $D$ , é o quociente de  $d\bar{\varepsilon}$  por  $dm$ , onde  $d\bar{\varepsilon}$  é a energia média depositada pela radiação ionizante para a massa  $dm$  de matéria, conforme mostra a relação (2.7).

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad [\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}] \text{ ou } [\text{Gy}] \quad (2.7)$$

A definição de dose absorvida,  $D$ , como uma função pontual, permite a especificação das variações espaciais de  $D$  da mesma forma que a distribuição de dose absorvida na transferência linear de energia num ponto de interesse.

### 2.1.2.3 Taxa de dose absorvida

A taxa de dose absorvida,  $\dot{D}$ , é o quociente de  $dD$  por  $dt$ , onde  $dD$  é o incremento da dose absorvida no intervalo de tempo  $dt$ , conforme mostra a relação (2.8).

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad [\text{J.kg}^{-1}.\text{s}^{-1}] \text{ ou } [\text{Gy.s}^{-1}] \quad (2.8)$$

### 2.1.2.4 Equivalente de dose

Um fator de qualidade,  $Q$ , é introduzido para quantificar a dose absorvida para a eficiência biológica de partículas carregadas produzindo dose absorvida. É formulado para levar em conta a eficiência relativa dos diferentes tipos de radiação ionizante nos níveis de exposição baixos encontrados na prática de proteção radiológica.

A dependência funcional de  $Q$  na transferência linear de energia,  $L$ , na água, é dada pelo ICRP 60<sup>[27]</sup>. A relação numérica,  $Q(L)$ , especificada pelo ICRP 60<sup>[27]</sup>, é mostrada pela relação (2.9).

$$Q(L) \begin{cases} 1 & \Rightarrow L \leq 10 \\ 0,32L - 2,2 & \Rightarrow 10 < L < 100 \\ 300/\sqrt{L} & \Rightarrow L \geq 100 \end{cases} \quad (2.9)$$

Onde  $L$  é expresso em unidades de  $[\text{keV}.\mu\text{m}^{-1}]$ .

O fator de qualidade,  $Q$ , em um ponto no tecido, é dado pela relação (2.10).

$$Q = \frac{1}{D} \int_L Q(L) \cdot D_L \cdot dL \quad (2.10)$$

Onde  $D$  é a dose absorvida em um ponto,  $D_L$  é distribuição de  $D$  na transferência linear de energia  $L$  e  $Q(L)$  é o fator de qualidade correspondente no ponto de interesse. A integração é realizada sobre a distribuição  $D_L$ , combinando todas as partículas carregadas, excluindo seus elétrons secundários.

O equivalente de dose,  $H$ , é o produto entre  $Q$  e  $D$  em um ponto do tecido, onde  $D$  é a dose absorvida e  $Q$  é o fator de qualidade naquele ponto, conforme mostra a relação (2.11).

$$H = Q \cdot D \quad [\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}] \text{ ou } [\text{Sv}] \quad (2.11)$$

A grandeza equivalente de dose é definida para aplicações de rotina de proteção radiológica. Esta grandeza não deve ser utilizada na avaliação de exposições de níveis altos de radiação, como por exemplo no caso de acidentes radiológicos. O equivalente de dose,  $H$ , em um dado ponto, também pode ser expresso pela relação (2.12).

$$H = \int_L Q(L) \cdot D_L dL \quad [\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}] \text{ ou } [\text{Sv}] \quad (2.12)$$

Onde  $Q(L)$  é o fator de qualidade para partículas com transferência linear de energia  $L$ ,  $D_L$  é a distribuição espectral em termos de  $L$  da dose absorvida em um determinado ponto.

#### 2.1.2.5 Equivalente de dose ambiente

O equivalente de dose ambiente,  $H^*(d)$ , em um ponto do campo de radiação, é o equivalente de dose que poderia ser produzido pelo campo expandido correspondente, alinhado na esfera do ICRU 51<sup>[25]</sup>, a uma profundidade,  $d$ , do seu raio, na direção oposta ao campo alinhado.

A unidade utilizada para o equivalente de dose ambiente é  $[\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}]$  ou o sievert [Sv].

Qualquer referência em unidades de equivalente de dose ambiente deve incluir a especificação de referência de profundidade,  $d$ . Para simplificar a notação,  $d$  deve ser expresso em [mm]. Para radiações fortemente penetrantes, uma profundidade de 10 mm é atualmente recomendada<sup>[25]</sup>, sendo referida por  $H^*(10)$ .

Medidas de  $H^*(d)$  geralmente requerem que o campo de radiação seja uniforme em toda dimensão do instrumento e que o instrumento possua uma resposta isotrópica.

2.2 Fontes de radiação eletromagnética

As fontes de radiação podem ser originárias nos processos atômicos ou nucleares e são convenientemente categorizadas em quatro tipos genéricos conforma mostra a TAB 2.1.

TABELA 2.1 – Categorias genéricas das fontes de radiação.

Fontes de radiação	Tipo de radiação
Partículas carregadas	Elétrons rápidos
Partículas sem carga	Partículas carregadas pesadas
Fótons	Nêutrons
	Radiação eletromagnética

Elétrons rápidos incluem as partículas beta, positivas e negativas, emitidas durante o decaimento nuclear assim como os elétrons energéticos produzidos por qualquer outro processo. Partículas carregadas pesadas denotam uma categoria que engloba todos os íons com massa de uma unidade de massa atômica ou mais, tais como as partículas alfa, prótons ou produtos de fissão ou de diferentes reações nucleares.

A radiação eletromagnética de interesse inclui os raios X emitidos no rearranjo das camadas eletrônicas dos átomos e os raios gama originários das transições dentro do próprio núcleo. Os nêutrons gerados a partir dos diversos tipos de processos nucleares constituem a maior categoria final.

A radiação eletromagnética gerada a partir da interação de partículas carregadas pesadas, *bremssstrahlung* e produção de raios X característicos, será apresentada a seguir.

2.2.1 *Bremssstrahlung* ou radiação de freamento

Quando elétrons rápidos interagem com a matéria, parte de sua energia é convertida em radiação eletromagnética na forma de radiação de freamento ou *bremssstrahlung*. A fração da energia do elétron convertida em radiação eletromagnética aumenta com a energia do elétron e é maior para materiais absorvedores de números atômicos mais elevados.

Quando comparado com partículas carregadas pesadas, os elétrons rápidos perdem sua energia em taxas bastante reduzidas, eles seguem um caminho muito mais tortuoso no interior do material absorvedor. Devido à massa

do elétron ser igual à massa dos elétrons orbitais dos átomos do material absorvedor, são possíveis grandes desvios nos caminhos percorridos por eles. Entretanto, uma fração muito maior de energia cinética do elétron pode ser perdida em uma única interação. Além disso, interações do elétron com o núcleo atômico também podem ocorrer, alterando abruptamente a direção do elétron.

Os elétrons rápidos também diferem das partículas carregadas pesadas na forma como perdem energia; podem perder energia por interações radioativas ou por interações coulombianas. Estas perdas radioativas tomam a forma da radiação de freamento ou *bremsstrahlung*; podem ocorrer em qualquer parte do caminho percorrido pelo elétron. Da teoria clássica, qualquer carga deve irradiar energia quando acelerada; as deflexões do elétron em suas interações com o material absorvedor correspondem a tal aceleração. A relação (2.13) mostra a perda de energia cinética específica por meio de processos radioativos.

$$-\left(\frac{dE}{dx}\right)_r = \frac{N.E.Z(Z+1).e^4}{137.m_0^2.c^4} \left( 4.\ln \frac{2.E}{m_0.c^2} - \frac{4}{3} \right) \quad (2.13)$$

Onde  $N$  e  $Z$  são a densidade e o número atômico do absorvedor,  $E$  é a energia do elétron,  $m_0$  é a massa de repouso do elétron e  $c$  é a velocidade da luz.

Neste contexto, somente elétrons rápidos possuem uma produção significativa de radiação eletromagnética. Este processo é o mais importante na produção da radiação X por tubos de raios X convencionais.

Para elétrons monoenergéticos que são desacelerados e freados por um determinado material, o espectro de energia de radiação de freamento é contínuo onde as energias dos fótons produzidos podem alcançar valores iguais aos da energia cinética do elétron incidente. A emissão de fótons de baixas energias é predominante e a energia média é uma pequena fração da energia do elétron incidente. Desta forma, muitos dos fótons produzidos são absorvidos pelo próprio material absorvedor, justificando a baixa eficiência de produção de fótons de radiação X por tubos de raios X utilizados em diagnóstico médico.

O formato da distribuição de energias de um tubo de raios X pode ser alterado por meio da utilização de filtros absorvedores apropriados. O uso de absorvedores preferencialmente remove os fótons de energias baixas, pois estes

não contribuem para a formação da imagem radiológica, mas contribuem somente para o aumento da dose absorvida por um paciente durante o diagnóstico.

A radiação de freamento também pode ser produzida por outras fontes de elétrons rápidos, incluindo partículas beta. Adicionalmente à radiação de freamento, raios X característicos também são produzidos na interação de elétrons rápidos com o material do absorvedor. Desta forma, o espectro de radiação gerado por tubos de raios X também apresenta as linhas de emissão de raios X característicos superpostas ao espectro contínuo.

### 2.2.2 Raios X característicos

Se os elétrons orbitais de um átomo são arrancados de sua configuração normal por algum processo de excitação, o átomo pode existir em um estado excitado por um curto período de tempo. Existe uma tendência natural dos elétrons em se rearranjarem para que o átomo volte ao seu estado de menor energia ou fundamental, estável, em um período de tempo bastante curto, de um nanosegundo ou menos em um material sólido.

A energia liberada na transição do estado excitado para o estado fundamental de energia toma a forma de um fóton de raios X característico com o valor de energia igual à diferença entre os estados energéticos inicial e final. Por exemplo, se uma lacuna é criada na camada orbital  $K$  de um átomo, então um fóton de raios X característico  $K$  é produzido quando esta lacuna é subsequenteiramente preenchida. Se o elétron provém da camada  $L$  do mesmo átomo, então um fóton de raios X característico  $K\alpha$  é produzido com energia igual à diferença entre as energias de ligação das camadas  $K$  e  $L$ . Se o mesmo elétron provém da camada  $M$  no lugar da camada  $L$ , então um fóton de raios X característico  $K\beta$ , de energia relativamente maior, é produzido, e assim sucessivamente.

O fóton de raios X característico de maior energia emitido pela camada  $K$  é produzido quando a lacuna é preenchida por um elétron livre; o valor da energia correspondente deste fóton emitido é simplesmente dado pela energia de ligação da camada  $K$ . As lacunas criadas nas camadas mais externas, criadas a partir do preenchimento das lacunas na camada  $K$ , são subsequenteiramente preenchidas com a emissão de fótons característicos das camadas  $L$ ,  $M$  e etc, conforme mostra a FIG 2.1.



Como as energias dos raios X característicos da série *K* são as maiores, geralmente são os de maior significado prático. Sua energia cresce regularmente com o número atômico do elemento; por exemplo, estão em torno de 1 keV para o  $^{11}\text{Na}$ , 10 keV para o  $^{31}\text{Ga}$  e 100 keV para o  $^{88}\text{Ra}$ . A série *L* de raios X característicos não ultrapassa energias de 1 keV para valores de número atômico até 28 e 10 keV para números atômicos até 74. Os raios X característicos são normalmente utilizados para a análise dos elementos de amostras desconhecidas, pois são únicos para cada elemento.

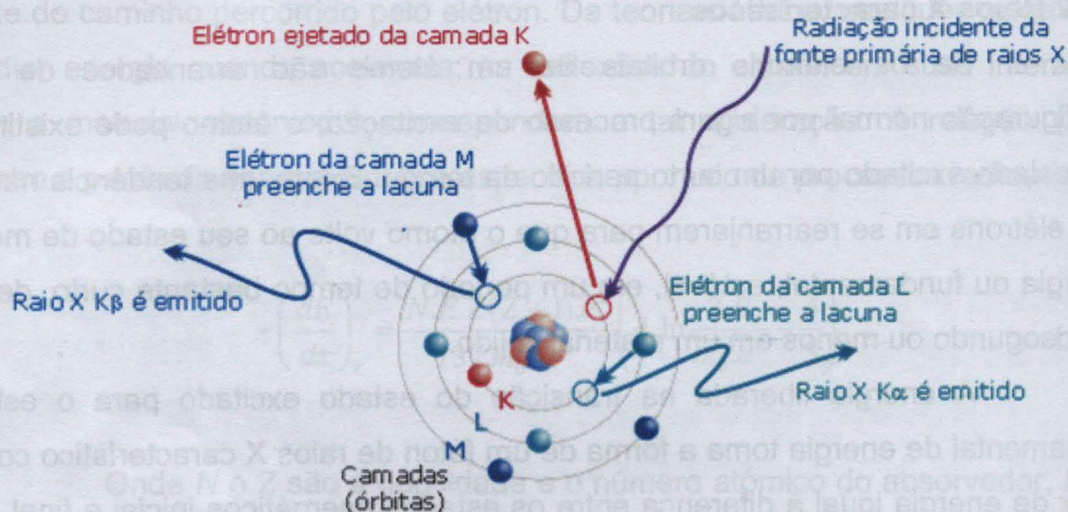


FIGURA 2.1 – Modelo de excitação e emissão de raios X característicos de um átomo.

Para um átomo no estado excitado de energia, a emissão de um elétron Auger é um processo competitivo com a emissão de raios X característicos. A produção ou rendimento da fluorescência, *fluorescent yield*, é definido como a fração de todos os casos em que o átomo excitado emite um fóton de raios X característico no processo de retorno ao estado fundamental.

### 2.3 Processos de interação da radiação com a matéria

No estudo da absorção da radiação X pela matéria, é preciso considerar os efeitos de espalhamento e absorção da energia. Na faixa de energias utilizadas em diagnóstico médico, a radiação é espalhada devido aos efeitos Compton (incoerente) e Rayleigh (coerente), enquanto a absorção da radiação ocorre devido ao efeito fotoelétrico [28].



O passo inicial no processo de interação da radiação com o meio envolve a colisão entre um fóton e um elétron do meio, resultando ou não no espalhamento da radiação e na emissão de um elétron com alta velocidade. Este elétron, colocado em movimento, será o responsável por uma série de processos tais como a ionização ou excitação de outros átomos, ou a quebra de ligações moleculares. No caso da interação se dar em um meio biológico, estes processos podem acarretar danos ao material celular, que poderá ou não se recuperar por processos naturais. Grande parte desta energia, contudo, é convertida em calor, não acarretando efeitos biológicos. Estes elétrons podem, ainda, interagir com núcleos atômicos, produzindo a radiação de freamento ou *bremsstrahlung*. A radiação emitida deste modo pode repetir o processo, colocando novos elétrons em movimento. O mesmo pode ocorrer com os fótons espalhados. Em geral, cerca de 30 interações são necessárias para transferir toda a energia de um fóton incidente em movimento eletrônico<sup>[29]</sup>.

A complexidade dos processos envolvendo a interação de um fóton com um meio impede a observação exata do que ocorre em cada interação. Contudo, a energia média transferida,  $E_{tr}$ , e a energia média absorvida,  $E_{ab}$ , podem ser calculadas. Estes valores dependem fortemente, e de maneira bastante complexa, do número atômico do material e da energia dos fótons em questão. A TAB. 2.2 mostra a variação da  $E_{tr}$  e da  $E_{ab}$  para o chumbo para algumas energias. É possível observar que, para fótons de 100 keV, são transferidos, em média, 36,2 keV de energia para o meio na forma de energia cinética para os elétrons e que 35,7 keV desta energia são absorvidos pelo meio. A diferença de 0,5 keV é devido à radiação de freamento ou *bremsstrahlung*. Esta diferença cresce com a energia do fóton incidente.

TABELA 2.2 – Energias absorvidas,  $E_{ab}$ , e transferidas,  $E_{tr}$ , médias para o chumbo ao interagir com fótons de diferentes energias incidentes,  $E$ , e seus respectivos coeficientes de atenuação de energia em massa para transferência,  $(\mu_{tr}/\rho)$ , e absorção de energia,  $(\mu_{ab}/\rho)$ .

E [keV]	$E_{tr}$ [keV]	$E_{ab}$ [keV]	$(\mu_{tr}/\rho)$ [cm <sup>2</sup> /g]	$(\mu_{ab}/\rho)$ [cm <sup>2</sup> /g]
10	9,55	9,55	126,80	126,80
100	36,20	35,70	1,9740	1,9520
1000	550	520	0,0386	0,0364
10000	845	642	0,0412	0,0313

### 2.3.1 Absorção da radiação por efeito fotoelétrico

O principal processo responsável pela absorção da radiação X ou gama de baixas energias pela matéria é o efeito fotoelétrico. Este processo ocorre somente na interação de um fóton com um átomo, não ocorre com elétrons livres. Nele, um fóton de energia  $h\nu$  colide com um átomo de um dado material absorvedor, desaparecendo, isto é, depositando toda a sua energia, e ejetando um elétron de uma de suas camadas eletrônicas,  $K, L, M$ , etc. O elétron ejetado, ou fotoelétron, emerge com energia  $E_e = h\nu - E_L$ , onde  $E_L$  é a energia de ligação da camada da qual o elétron foi ejetado, formando uma lacuna na camada orbital. Esta lacuna é rapidamente preenchida pela captura de um elétron livre ou por meio do rearranjo dos elétrons de outras camadas do mesmo átomo. Nesta interação, o átomo fica em um estado de excitação temporário, podendo emitir um fóton de raios X de energia característica ao retornar ao estado fundamental de energia.

O coeficiente de atenuação em massa para o efeito fotoelétrico,  $(\mu/\rho)_F$ , varia com a energia do fóton incidente proporcionalmente a aproximadamente  $1/(E)^{3,5}$ . Esta proporcionalidade é válida para materiais de número atômico baixo e energias abaixo de 1 MeV. Fora destas condições, o coeficiente pode ser diferente. Por exemplo, para o chumbo em energias próximas a 10 MeV, o coeficiente de atenuação em massa é aproximadamente proporcional a  $1/(E)^2$ . Deve-se lembrar ainda que o efeito fotoelétrico é muito mais provável de ocorrer quando a energia do fóton incidente é aproximadamente igual, porém um pouco maior, à energia de ligação dos elétrons de uma camada. Este fato cria descontinuidades nas curvas que relacionam o coeficiente de atenuação em massa e a energia incidente em regiões próximas às energias de ligação das camadas eletrônicas.

A probabilidade de ocorrência por átomo de uma interação pelo processo fotoelétrico, secção de choque, varia com  $Z^4$  para materiais de número atômico alto e com  $Z^{4,8}$  para materiais de número atômico baixo<sup>[29]</sup>. Como cada átomo contém  $Z$  elétrons, e o número de elétrons por unidade de massa é aproximadamente independente de  $Z$ , o coeficiente de atenuação em massa irá variar com  $Z^3$  para materiais de baixo número atômico e com  $Z^{3,8}$  para materiais de alto número atômico.

### 2.3.2 Espalhamento elástico

O nome espalhamento elástico é dado àquelas interações com a matéria em que a radiação incidente sofre uma mudança na direção sem mudar o comprimento de onda, ou seja, sem variação no valor total da energia. Por essa razão, utiliza-se o termo "espalhamento não modificado". Existem dois tipos de espalhamento elástico:

- *Thomson* – um único elétron do átomo está envolvido. Um fóton de baixa energia é absorvido pelo elétron, que vibra e, por ser uma partícula carregada, emite radiação no mesmo comprimento de onda;
- *Rayleigh* – ou coerente, envolve todos os elétrons do átomo. A radiação de baixa energia encontra os elétrons de um átomo e coloca-os numa vibração com a mesma frequência do fóton. O átomo vibra e perde a energia em forma de radiação, voltando assim ao seu estado não perturbado ou fundamental.

No espalhamento Rayleigh, o átomo não é excitado nem ionizado, mantendo, após a interação, seu estado energético original. É um fenômeno cooperativo, onde todos os elétrons do átomo são envolvidos. Sua importância é mais significativa para fótons de baixas energias que interagem com átomos de número atômico alto. Sua seção de choque é, em geral, escrita em função do argumento de transferência de momento,  $x$ , como mostra a relação:

$$x = \frac{\sin \frac{\theta}{2}}{\lambda} \quad (2.14)$$

Onde  $\theta$  é o ângulo de espalhamento, e  $\lambda$  o comprimento de onda da radiação incidente.

A formulação da seção de choque para o efeito Rayleigh, contudo, envolve o conhecimento de características da estrutura cristalina que, em geral, não estão disponíveis para os materiais utilizados em radioproteção.

### 2.3.3 Espalhamento da radiação por efeito Compton

Ao contrário do que ocorre no espalhamento coerente, no efeito Compton, ou espalhamento incoerente, parte da energia da radiação incidente é transferida para o meio irradiado. Neste tipo de interação, o fóton incidente, de energia  $h\nu$ , em um elétron, considerado inicialmente em repouso, é defletido em um ângulo  $\theta$ , com energia  $h\nu'$ , e uma fração de sua energia é transferida para o elétron que recua após a colisão, conhecido como elétron de recuo, conforme mostra a relação (2.15).

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}(1 - \cos\theta)} \quad (2.15)$$

Quando o fóton se choca frontalmente com o elétron, este será ejetado na direção de incidência, enquanto a radiação será espalhada na direção oposta ( $\theta = 180^\circ$ ). Nesta situação, o elétron irá adquirir a máxima energia cinética para este tipo de interação, enquanto o fóton será espalhado com energia mínima. A situação inversa ocorre quando o fóton passa apenas próximo ao elétron. Nesta situação, o fóton espalhado seguirá numa direção próxima à direção de incidência do fóton e pouca energia será transferida ao elétron de recuo.

### 2.4 Coeficientes de atenuação

Em um feixe de radiação X ou gama monoenergético que atinge um absorvedor de espessura variável,  $t$ , cada um dos processos de interação da radiação com a matéria remove deste feixe fótons tanto por absorção como por espalhamento em direções diferentes da de incidência e podem ser caracterizados por uma probabilidade fixa de ocorrência por unidade de comprimento do caminho no interior do absorvedor. A soma destas probabilidades é simplesmente a probabilidade por unidade de comprimento que o fóton de radiação gama é removido do feixe incidente, conforme mostra a relação (2.16).

$$\mu = \mu_F(\text{fotoelétrico}) + \mu_C(\text{Compton}) + \mu_P(\text{par}) \quad (2.16)$$

Onde  $\mu$  é o coeficiente de atenuação linear. O número de fótons transmitidos pelo absorvedor,  $I$ , pode ser dado em termos do número de fótons incidentes no absorvedor,  $I_0$ , conforme mostra a relação (2.17).

$$\frac{I}{I_0} = e^{-\mu \cdot t} \quad [\text{fótons.m}^{-2}.\text{s}^{-1}] \quad (2.17)$$

Os fótons de radiação gama também podem ser caracterizados pelo caminho livre médio,  $\lambda$ , definido como a distância média percorrida pelo fóton no interior do absorvedor antes que ocorra a primeira interação. O caminho livre médio pode ser calculado conforme mostra a relação (2.18), é simplesmente o inverso do coeficiente de atenuação linear.

$$\lambda = \frac{\int_0^{\infty} x \cdot e^{-\mu x} dx}{\int_0^{\infty} e^{-\mu x} dx} = \frac{1}{\mu} \quad (2.18)$$

A utilização do coeficiente de atenuação linear é limitada pelo fato de que ele varia com a densidade do material do absorvedor, mesmo se o material do absorvedor for o mesmo. Desta forma, utiliza-se o coeficiente de atenuação em massa que, para uma dada energia de fótons de radiação gama, não muda seu valor independentemente do estado físico de um dado material absorvedor, definido conforme mostra a relação (2.19).

$$\text{coeficiente de atenuação em massa} = \frac{\mu}{\rho} \quad (2.19)$$

Onde  $\mu$  é o coeficiente de atenuação linear e  $\rho$  é a densidade do material. O coeficiente de atenuação em massa pode ser calculado para um composto ou mistura de acordo com a relação (2.20).

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_c = \sum_i w_i \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_i \quad (2.20)$$

Onde  $w_i$  é a fração em massa do elemento  $i$  no composto ou mistura.



## 2.5 Qualidade do feixe de raios X

O termo geral “qualidade” refere-se à habilidade de penetração de um feixe de raios X. Para um dado material, a habilidade de penetração de um feixe de raios X depende da energia dos fótons. Para feixes de raios X a penetração é diferente para cada energia, pois estes feixes possuem espectros contínuos de energias. Neste caso, a penetração geralmente corresponde a fótons de energia entre o valor máximo e o valor mínimo de energias no espectro. Esta energia é denominada de energia efetiva de um espectro de raios X. Ela reproduz a mesma penetração que um feixe monoenergético de mesmo valor produziria.

O valor da energia efetiva geralmente compreende-se numa faixa de 30% a 40% do valor da energia máxima do espectro, mas o valor exato depende da forma do espectro. Para uma dada energia, dois fatores podem alterar o espectro, a quantidade de filtração no feixe e a forma de onda do circuito retificador de alta tensão do sistema utilizado para produzir o feixe de raios X.

O poder de penetração de um feixe de raios X é chamado de qualidade da radiação, sendo os feixes de alto poder de penetração considerados de alta qualidade ou feixes “duros” e os de baixo poder de penetração são considerados de baixa qualidade, ou feixes “moles”.

## 2.6 Camada semi-redutora

Por definição, a primeira camada semi-redutora, 1ª CSR, é a espessura de material que atenua à metade a intensidade da radiação total incidente, expressa em unidades de distância no material, [mm] ou [cm]. Frequentemente, o valor da 1ª CSR é o fator mais utilizado para descrever a habilidade de penetração de radiações específicas e a penetração através de objetos específicos. A FIG. 2.2 mostra o conceito e os fatores que afetam a penetração da radiação através de um objeto.

Aumentando a habilidade de penetração da radiação aumenta-se a 1ª CSR, que está relacionada com, mas não significa o mesmo que, o alcance médio do fóton no interior de um determinado material. Esta é a diferença entre os dois, apesar da característica exponencial da atenuação e da penetração dos raios X. A relação específica entre elas para fótons monoenergéticos é mostrada em (2.21).

$$1^a CSR = 0,693 \times Alcance\ M\'edio = \frac{0,693}{\mu}$$

( 2.21 )

Esta relação mostra que a 1ª CSR é inversamente proporcional ao coeficiente de atenuação. O valor 0,693 (*ln 2*)   o valor do coeficiente da exponencial que fornece uma habilidade de penetração de 0,5 ( $e^{-0,693} = 0,5$ ).

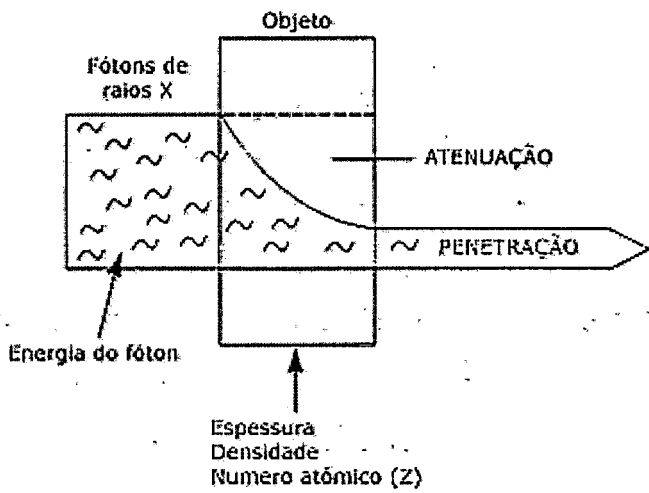


FIGURA 2.2 – Fatores que afetam a penetração da radiação através de um objeto específico.

Qualquer fator que altere o valor do coeficiente de atenuação também irá alterar o valor da 1ª CSR. A FIG. 2.3 mostra uma comparação entre estes dois valores para o alumínio.

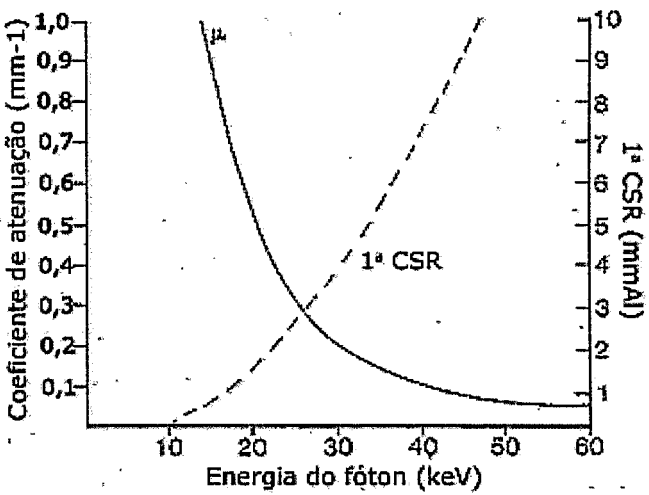


FIGURA 2.3 – Comparação entre coeficiente de atenuação   HVL para o alumínio.

O alumínio possui duas aplicações significantes em um sistema emissor de raios X: é o material utilizado para filtrar os feixes de raios X e é utilizado como um material de referência para a medida da habilidade de penetração, 1ª CSR, dos raios X.

A FIG. 2.4 ilustra um aspecto importante do conceito de camada semi-redutora. Cada camada sucessiva de material, com espessura de uma CSR, reduz o número total de fótons incidentes por um fator de 0,5. Desta forma, relação entre penetração,  $P$ , e a espessura de material que possui  $n$  camadas semi-redutoras é  $P = 0,5^n$ .

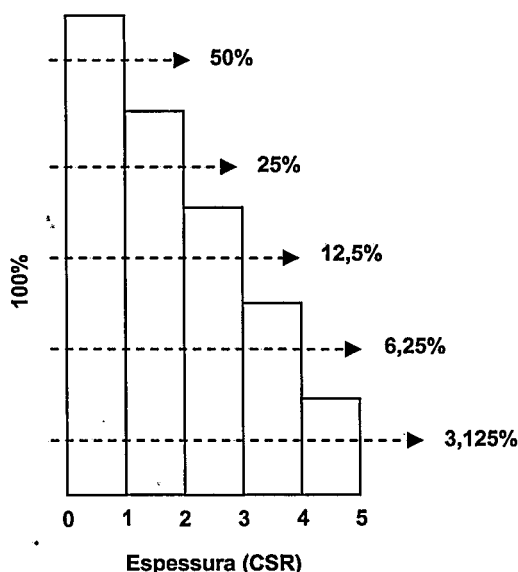


FIGURA 2.4 – Relação entre penetração e espessura de um objeto expresso em valores de camadas semi-redutoras, CSR.

## 2.7 Espectrometria de raios X

Durante muitos anos, as distribuições espectrais determinadas experimentalmente não estavam disponíveis; para isso contava-se apenas com fórmulas empíricas. Na década de 40, Greening<sup>[30,31]</sup>, utilizando-se de uma câmara de ionização, cuidadosamente mediu a transmissão através de uma espessura conhecida de cobre e alumínio e, por meio de uma manipulação matemática apropriada, determinou sua distribuição espectral. Uma aproximação mais direta só foi possível com o desenvolvimento do espectrômetro de cintilação



com detectores de NaI(Tl) e mais recentemente com detectores semicondutores Ge(Li), HPGe ou ainda de Si e CdZnTe.

Neste tipo de equipamento, fótons individuais podem ser detectados e o pulso de saída é proporcional à energia do fóton incidente, principal característica dos detectores de radiação que operam no modo pulsado. Sendo assim, basta discriminá-los em termos de energia para que se obtenha uma distribuição do número de fótons, ou eventos, por energia. Discriminá-los significa, então, separá-los em locais diferentes, em canais diferentes, por exemplo, onde cada canal corresponde a um valor de energia diferente.

Desta forma, para se obter uma distribuição real de energias, é necessário, ainda, a aplicação de procedimentos para a correção dos valores ou contagens obtidos, normalmente chamados de *Stripping Procedures*. Estes procedimentos garantem as correções das distribuições de energia em termos das características individuais de cada sistema de detecção ou de sua eficiência, leva em conta a fração dos fótons que são realmente absorvidos pelo detector ao passarem por ele, incluindo as correções de todo o sistema de aquisição.

Neste trabalho somente serão abordados os semicondutores de telureto de cádmio com zinco, CdZnTe. Uma abordagem mais extensa sobre outros tipos detectores estaria fora do escopo deste trabalho.

## 2.8 O sistema de espectrometria

Todos os sistemas de detecção de pulso utilizam-se basicamente de uma eletrônica associada que permite a detecção, a discriminação e a análise das coleções de dados adquiridos. A FIG. 2.5 apresenta um diagrama em blocos de um sistema de detecção básico.

Uma das grandes vantagens de um sistema espectrométrico é a possibilidade da análise qualitativa, em termos de energia, e a análise quantitativa, em termos de atividade, simultânea, da radiação incidente no detector.

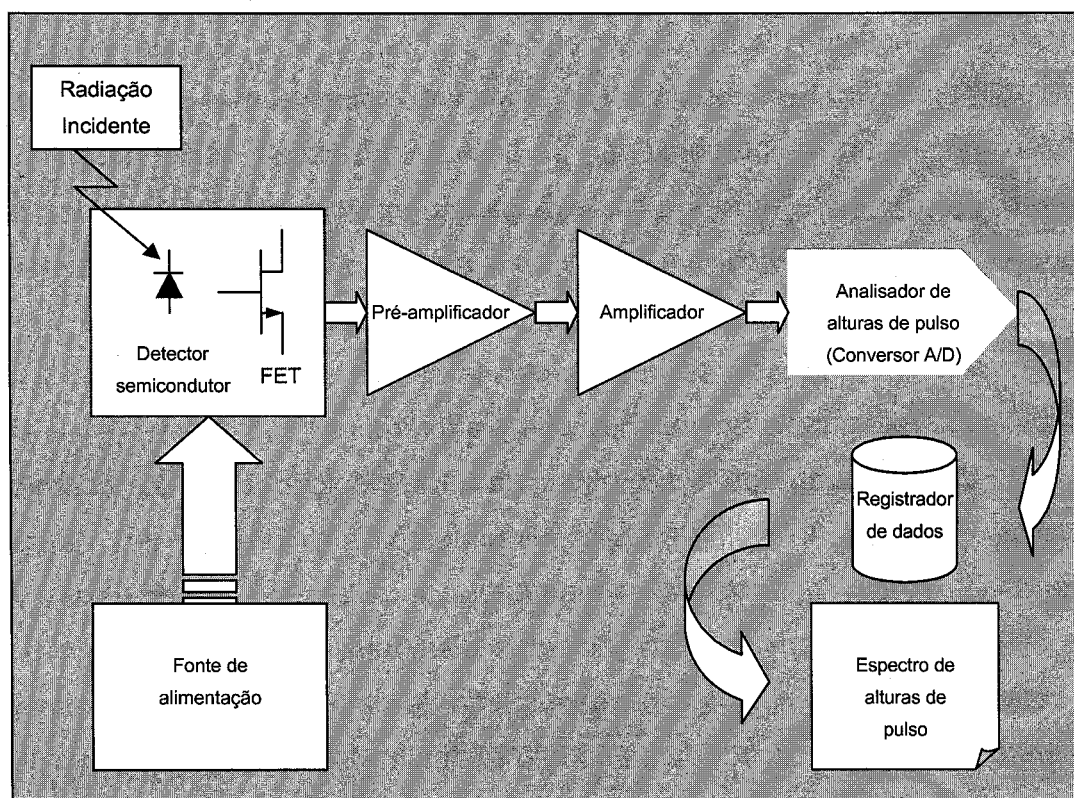


FIGURA 2.5 – Diagrama de blocos da eletrônica associada de um sistema espectrométrico.

A função de cada componente do sistema pode ser descrita como:

- **Fonte de alimentação:** é utilizada para fornecer alta tensão à fotomultiplicadora, no caso dos detectores de cintilação, ou para polarizar reversamente os detectores semicondutores criando assim a região depleta. Diferencia-se de uma fonte de tensão comum por ser extremamente estável e, no caso dos cintiladores, por produzir tensões elevadas;
- **Detector:** é composto por qualquer detector do tipo pulso, podendo ser um semicondutor ou um cristal cintilador com sua fotomultiplicadora acoplada. Os detectores do tipo pulso são aqueles que possuem uma proporcionalidade entre a altura de pulso elétrico de saída e a quantidade de energia dissipada na região sensível do detector por efeito Compton, efeito fotoelétrico ou por produção de pares, proveniente da radiação X ou gama incidente;

- *Pré-amplificador:* é utilizado para iniciar o processo de amplificação devido à pequena amplitude do sinal gerado pelos detectores. É utilizado ainda como um casador de impedâncias entre o detector e o sistema de amplificação, pois geralmente os pulsos de saída dos detectores envolvem correntes muito pequenas, na ordem de nanoamperes. O primeiro estágio do sistema de pré-amplificação pode ser um único transistor de efeito de campo, FET, conectado dentro do mesmo encapsulamento do detector;
- *Amplificador:* é utilizado para aumentar a amplitude e formatar o pulso. Uma característica muito importante deste amplificador está relacionada com a sua linearidade, uma vez que a altura do pulso é proporcional à energia do evento no detector. Normalmente o amplificador possui um controle de ganho para que a saída de sinal possa ser discriminada corretamente. Além disso, pode possuir um circuito de rejeição contra o empilhamento de pulsos quando a taxa de contagens do detector é muito alta, prevenindo assim a distorção dos pulsos de saída;
- *Analizador de altura de pulso:* é responsável por discriminar os pulsos gerados em termos de energia. Basicamente este equipamento "mede" a altura do pulso de entrada e o coloca em uma espécie de acumulador específico, normalmente denominado canal. Existem dois tipos básicos de analisadores de altura de pulso, os monocanais e os multicanais. O analisador de altura de pulso monocal opera a partir da seleção prévia da altura de pulso, ou energia do evento, que se pretende medir e, a partir daí, conta somente os pulsos com aquela energia específica. O analisador multicanal por sua vez, conta todos os eventos que ocorrem no detector, discriminando-os em energia ou canais, em uma faixa de energia ou canais pré-selecionada. O processo de discriminação é normalmente efetuado por um conversor analógico digital, ou ADC; nele as alturas de pulso analógicas provenientes do amplificador são

relacionadas a um número binário que representa a sua altura relativa na escala binária de conversão do conversor analógico digital. Esta escala binária de conversão é o número de bits que estão contidos na resolução do conversor; por exemplo, um conversor analógico digital de 8 bits possui uma escala com 256 números, ou seja, na escala binária de #0000-0000b à #1111-1111b. Desta forma, os sinais de entrada serão relacionados, divididos, ou discriminados, em 256 diferentes números, posições ou alturas de pulso relativas. Portanto, a resolução do conversor analógico digital limita o número de canais do discriminador de altura de pulso; por exemplo, se o conversor analógico digital for de 12 bits de resolução o número de canais será de  $2^{12}$ . Isto não significa dizer que um conversor com maior resolução proporcione uma melhor resolução energética do espectrômetro. O que define a resolução energética do espectrômetro não é diretamente o número de canais, mas sim a habilidade do detector de associar a energia de um evento a uma altura de pulso, uma vez que o discriminador pode ser ajustado para, por exemplo, distribuir o número de canais disponíveis pelo conversor analógico digital em uma faixa de alturas de pulso de entrada específica;

- *Registrador de dados*: é o local onde a estatística do número de contagens, ou eventos, ocorre. É o dispositivo que armazena em cada canal a quantidade de eventos que ocorreram com uma determinada altura de pulso. Nele, hoje em dia, é possível realizar a calibração dos canais em termos de energia e a identificação ou caracterização e manipulação de regiões de interesse do espectro adquirido;
- *Espectro de alturas de pulso*: é o espectro de energias da radiação incidente no detector propriamente dito ou a função de resposta do detector em relação à energia. É a visualização, reunião ou agrupamento de todo o conteúdo do registrador de dados.

### 2.8.1 Resolução do sistema espectrométrico

A definição formal da resolução  $R$  em energia de um detector é a largura à meia altura, *Full Width at Half Maximum*, FWHM, de um pico monoenergético dividido pela localização do centróide do pico,  $H_0$ , conforme ilustra a FIG. 2.6. Esta definição pressupõe que qualquer radiação de fundo, ou espectro contínuo, superposto ao pico monoenergético, pode ser desprezada ou subtraída dele. Desta forma, a resolução em energia é uma fração adimensional convencionalmente expressa em porcentagem. A medida da resolução do sistema detector representa as flutuações estatísticas na altura do pulso que ocorrem durante o processo de medida devido, entre outros fatores, à corrente de fuga do detector e ao ruído eletrônico do pré-amplificador e do amplificador<sup>[32]</sup>.

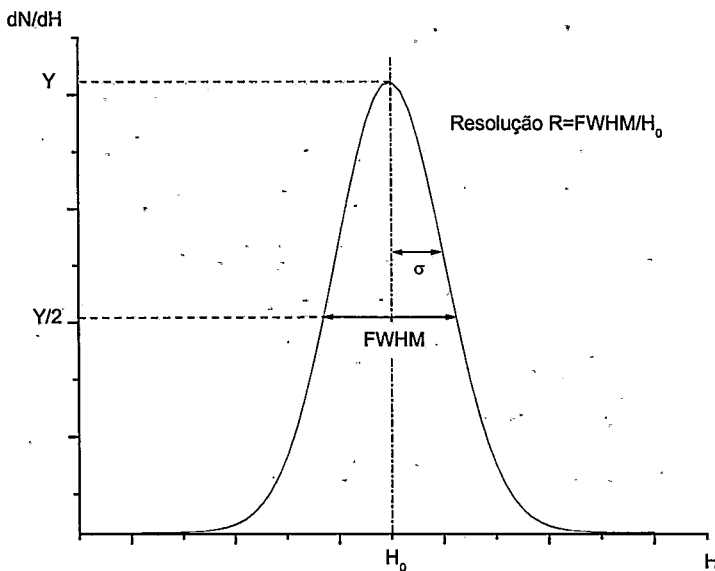


FIGURA 2.6 – Definição da resolução em energia do detector. Para aqueles picos que possuem a forma de uma distribuição Gaussiana com um desvio padrão  $\sigma$ , a largura à meia altura, FWHM, é igual a  $2,35\sigma$ .

### 2.8.2 O detector $\text{Cd}_{1-x}\text{Zn}_x\text{Te}$

Em contraste com os detectores semicondutores constituídos de apenas um único elemento químico, representados principalmente pelo silício, Si, e o germânio, Ge, foi um semicondutor composto, AgCl, o primeiro a ser utilizado para demonstrar que os sinais induzidos pela radiação poderiam ser extraídos de um componente semicondutor. Atualmente, a maioria dos detectores semicondutores para radiação é fabricada a partir do silício e do germânio. A

grande popularidade destes materiais é atribuída às excelentes propriedades de transporte dos portadores de cargas, o que permite a utilização de grandes cristais sem grandes perdas devido ao armadilhamento e recombinação dos portadores de cargas.

A absorção por efeito fotoelétrico é a interação preferencial em um detector semiconductor para raios gama; desta forma um detector fabricado com pelo menos um elemento químico de número atômico elevado é preferível. Desta forma, um grande número de detectores semicondutores diferentes do silício ou germânio tem sido investigados. Os compostos semicondutores mais explorados para medidas da radiação são o CdTe,  $\text{Cd}_{1-x}\text{Zn}_x\text{Te}$  e o  $\text{HgI}_2$ , e eles representam os únicos compostos semicondutores disponíveis comercialmente atualmente.

Os valores de largura de banda destes detectores são suficientemente grandes para permitirem a sua utilização à temperatura ambiente, pois diminuem as correntes de fuga destes detectores. Entretanto, muitas das aplicações envolvendo medições de raios X produzem um sinal muito pequeno como resultado da energia depositada no detector. Nestes casos, uma refrigeração modesta pode reduzir as correntes de fuga, melhorando a resolução em energia destes detectores. Além disso, uma redução de temperatura adicional no transistor FET de entrada do sistema de pré-amplificação pode reduzir o nível de ruído eletrônico gerado<sup>[33]</sup>. Detectores como o CdTe, por exemplo, precisam ser refrigerados a  $-40^\circ\text{C}$  para poderem melhorar sua resolução em energia.

É possível preservar o tamanho destes detectores utilizando sistemas de refrigeração elétricos baseados no efeito Peltier, construídos dentro do encapsulamento metálico dos detectores.

O candidato mais recente para espectrômetros de radiação operando à temperatura ambiente é o composto ternário  $\text{Cd}_{1-x}\text{Zn}_x\text{Te}$ , onde  $X$  é a fração da mistura de Zn no CdTe. O acrônimo CZT é normalmente utilizado para este tipo de detectores. Sua eficiência para absorção de raios gama é similar à dos detectores de CdTe, porém possui uma largura de banda maior, o que reduz a concentração intrínseca de portadores de carga livres e conseqüentemente as correntes de fuga. Infelizmente, sua construção é muito mais complicada, o que reflete diretamente no custo deste tipo de detector. Independente destas dificuldades, quando comparados com outros tipos de espectrômetros, os espectrômetros gama baseados em detectores  $\text{Cd}_{1-x}\text{Zn}_x\text{Te}$  mostram avanços

significativos no tamanho e na resolução em energia operando à temperatura ambiente. Os detectores planares de  $\text{Cd}_{1-x}\text{Zn}_x\text{Te}$  apresentam grandes perdas durante o transporte de cargas à temperatura ambiente, que podem ser minimizadas com a redução da espessura do volume sensível. Diferentes técnicas de construção são aplicadas para diminuir estas perdas; diferentes formas ou configurações dos eletrodos são utilizadas.

### 2.8.3 O Efeito Peltier

O fenômeno de refrigeração termoelétrica, conhecido pelo nome de “Efeito Peltier”, foi descoberto no século XIX pelo francês Jean Charles Athanase Peltier, 1785-1845. O efeito Peltier está ligado a um outro efeito termoelétrico, o efeito Seebeck, onde uma força eletromotriz, f.e.m., térmica é criada quando dois materiais condutores dissimilares, A e B, são conectados e as respectivas junções mantidas a diferentes temperaturas,  $T_0$  e  $T_1$ , como mostra a FIG. 2.7.

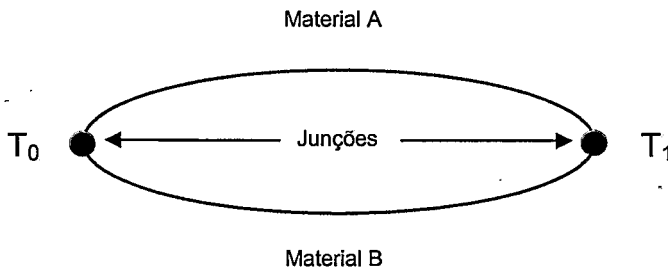


FIGURA 2.7 – Esquema de um circuito termoelétrico.

A f.e.m. térmica  $\varepsilon_{AB}$  criada no circuito termoelétrico existe pelo fato das densidades de portadores de carga serem diferentes de um condutor para outro e dependerem da temperatura. Quando dois condutores diferentes são conectados para formar duas junções, e estas são mantidas em temperaturas diferentes, a difusão dos transportadores de carga nas junções se produz em ritmos diferentes. Tem origem, assim, um movimento líquido dos transportadores de carga como se fossem impulsionados por um campo não eletrostático. A integral curvilínea deste campo ao longo do par termoelétrico é a f.e.m. de Seebeck,  $\varepsilon_{AB}$ , conforme mostra a relação (2.22).

$$\mathcal{E}_{AB} = \int_{T_1}^{T_0} (\alpha_A - \alpha_B) \cdot dT \quad (2.22)$$

Onde  $\alpha_A$  e  $\alpha_B$  são os coeficientes de Seebeck para as substâncias A e B e dependem da natureza destas e da temperatura.

O efeito Peltier pode ser notado na junção entre o material A e o material B. Para manter a junção T a uma temperatura constante na presença de uma corrente I, é preciso que calor seja trocado com o meio. Além do aquecimento por efeito Joule, proporcional ao quadrado da corrente e, portanto, independente da direção desta, ocorrerá uma troca de calor que será proporcional à corrente. Isto significa que o calor será gerado ou absorvido, dependendo da direção da corrente. Esta quantidade de calor trocado é conhecida como calor Peltier e pode ser equacionado de acordo com a relação (2.23).

$$q = \pi_{AB} \cdot I_{AB} \quad (2.23)$$

Onde  $\pi_{AB}$  é o coeficiente Peltier e  $I_{AB}$  é a corrente que circula pelo circuito. É possível demonstrar<sup>[34]</sup> que o coeficiente Peltier está relacionado com os coeficientes Seebeck por meio da relação (2.24).

$$\pi_{AB} = T(\alpha_A - \alpha_B) \quad (2.24)$$

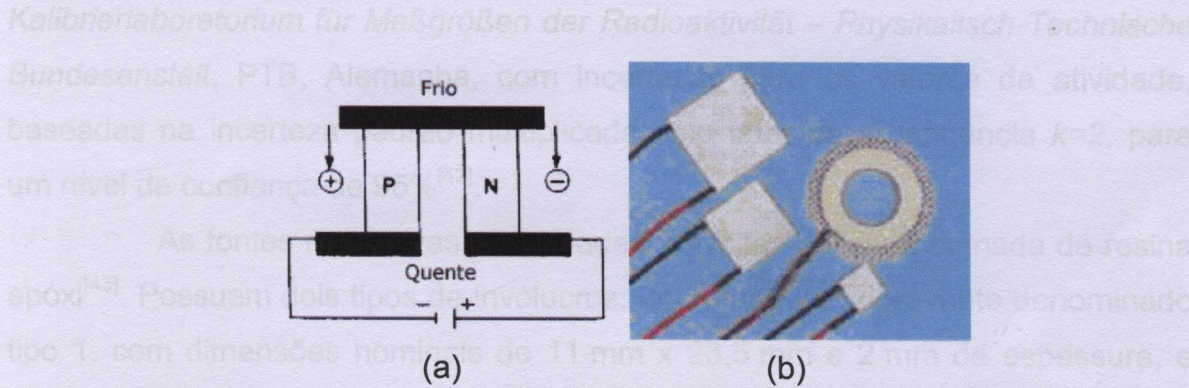
Onde  $T$  é a diferença de temperatura entre os materiais A e B e  $\alpha_A$  e  $\alpha_B$  são os coeficientes de Seebeck para os materiais A e B.

Desta forma, os pares termoelétricos não são adequados para extrair calor utilizando efeito Peltier, porque a diferença entre os coeficientes Seebeck é muito pequena. Entretanto, materiais semicondutores, que possuem boa condutividade elétrica e má condutividade térmica e, portanto, grandes coeficientes Seebeck, são capazes de originar uma corrente calorífica Peltier maior <sup>[34-36]</sup>.

Os dispositivos que fazem uso do efeito Peltier para refrigeração consistem de vários pares conectados eletricamente em série e termicamente em paralelo. Materiais semicondutores, em geral o telureto de bismuto, do tipo P e N,



formam os elementos dos pares e são soldados a placas conectoras de cobre que, por sua vez, são isoladas eletricamente das superfícies externas por meio de placas de cerâmica. Uma fonte de corrente contínua é, então, conectada ao dispositivo fazendo com que calor seja absorvido de um dos terminais, resfriando-o, enquanto o calor é ejetado para o outro terminal fazendo com que a temperatura nele aumente. Invertendo a direção da corrente, o fluxo de calor também será invertido. Portanto, este tipo de dispositivo faz com que o calor seja bombeado de um dos lados para o lado oposto. No lado quente, o calor deverá ser dissipado por meio de um dissipador de calor que, mantido a uma temperatura maior que a temperatura ambiente, irá transferir calor de sua superfície para as vizinhanças ou para o meio<sup>[37]</sup>. A FIG. 2.8 ilustra o esquema elétrico de um dispositivo de refrigeração operando com material semicondutor.



**FIGURA 2.8 – (a) Esquema elétrico de um dispositivo de refrigeração operando com material semicondutor e (b) exemplos de dispositivos de refrigeração operando com materiais semicondutores comercialmente disponíveis<sup>[37]</sup>.**

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1 Fontes radioativas padrão

As fontes radioativas padrão utilizadas na determinação da eficiência para absorção total experimental e calibração em energia do sistema espectrométrico da Amptek, utilizando o detector XR-100T CZT, foram produzidas pela AEA Technology QSA GmbH. Estas fontes possuem certificados de calibração<sup>[38-41]</sup> do Laboratório de Calibração para Medidas de Radioatividade, *Kalibrierlaboratorium für Meßgrößen der Radioaktivität. – Physikalisch-Technische Bundesanstalt*, PTB, Alemanha, com incertezas para os valores de atividade, baseadas na incerteza padrão multiplicada pelo fator de abrangência  $k=2$ , para um nível de confiança de 95%<sup>[42]</sup>.

As fontes radioativas são seladas, envoltas por uma camada de resina epóxi<sup>[43]</sup>. Possuem dois tipos de invólucros: um retangular, doravante denominado tipo 1, com dimensões nominais de 11 mm x 23,5 mm e 2 mm de espessura, e outro, doravante denominado tipo 2, em forma de disco com um diâmetro de 25 mm e 3 mm de espessura. Nos dois tipos de invólucros, o isótopo radioativo é depositado numa esfera de resina de 1 mm de diâmetro no seu centro geométrico. Para o caso da fonte de  $^{241}\text{Am}$ , o componente ativo é depositado numa esfera de cerâmica.

As fontes padrão utilizadas estão relacionadas na TAB. 3.1. Os dados apresentados referem-se aos dados declarados nos certificados de calibração. O certificado de calibração, emitido pelo PTB para as atividades das fontes radioativas padrão produzidas pela AEA Technology QSA UK, indica que o método de calibração utilizado foi o de comparação com uma fonte de referência, de mesma construção, utilizando um detector de NaI acoplado a um analisador multicanal. Os valores de atividade indicados nos certificados de calibração referem-se às atividades das fontes não atenuadas pelo material do invólucro delas.

TABELA 3.1– Fontes radioativas padrão utilizadas para a determinação da eficiência para absorção total experimental e calibração do detector Amptek modelo XR-100T-CZT .

Isótopo	Invólucro	Meia-vida [dias]	Atividade [kBq]	Data	Horário [GMT]
<sup>241</sup> Am	Tipo 2	157850 (240)	396 (5,94)	01/06/1999	12:00
<sup>133</sup> Ba	Tipo 1	3848 (6)	432 (6,48)	01/06/1999	12:00
<sup>57</sup> Co	Tipo 1	271,83 (0,08)	391 (5,87)	01/06/1999	12:00
<sup>109</sup> Cd	Tipo 1	462,6 (4)	432 (8,64)	01/06/1999	12:00

\* As Incertezas apresentadas estão baseadas na incerteza padrão, multiplicada pelo fator de abrangência  $k=1$ , para um nível de confiança de 68%<sup>[44]</sup>.

Desta forma, para se determinar a atividade emergente do invólucro das fontes radioativas padrão, é necessário corrigir os valores de atividade indicados para a atenuação devido à espessura de epóxi que envolve cada uma das fontes.

3.2 Emissor de radiação X

O equipamento emissor de radiação X, utilizado nas medições dos espectros primário e secundário espalhado, é um modelo industrial fabricado pela Philips, Alemanha, com uma unidade de controle MGC 40, um gerador duplo MG 325 e um tubo de raios X MCN 323.

O sistema de raios X é de potencial constante, opera em alta frequência, 40 kHz, microprocessado, refrigerado a óleo isolante, e possui sistemas permanentes de correção e verificação da alta tensão aplicada ao tubo de raios X por meio de divisores de alta tensão internos.

O gerador de alta tensão MG 325<sup>[45]</sup> pode produzir feixes de radiação com energias máximas ajustáveis entre 15 e 320 keV, com uma resolução de 0,1 keV, e com correntes anódicas ajustáveis entre zero e 45 mA, com resolução variando entre 0,01 mA e 0,05 mA, dependendo da faixa utilizada. O fator de *ripple* da forma de onda de alta tensão, em 40 kHz, utilizando cabos de alta tensão de 10 m, é de 14 V/mA para geradores de dois pólos (um gerador para a alta tensão positiva e outro para a negativa, em relação ao potencial de referência ou terra, aplicadas ao anodo e ao catodo do tubo de raios X). Além disso, este gerador possui um fator de *ripple* de baixa frequência máximo de 0,03% do valor máximo da alta tensão.

Os fatores de *ripple* mencionados são definidos separadamente, pois provêm de fontes diferentes, um devido à retificação e filtração da alta tensão em



alta frequência, e o outro em relação à retificação e filtração da tensão de alimentação proveniente das redes elétricas, de baixa frequência, 60 Hz, que alimenta os circuitos de amplificação e geração da alta tensão. Desta forma, os dois fatores de *ripple* estão sobrepostos na forma de onda final aplicada ao tubo de raios X.

O tubo de raios X MCN 323<sup>[45]</sup> é um tubo metal-cerâmico com dois pontos focais, ou manchas focais, de dimensões nominais de 1,2 mm (foco fino, 0,96 kW) e 4 mm (foco grosso, 4,2 kW) respectivamente. O ângulo do anodo é de 22° e o do feixe de radiação emergente é de 40°. Possui uma filtração inerente nominal de 4 mm de berílio e a primeira camada semi-redutora é de aproximadamente 13 mmAl ou de 0,2 mm Al para feixes de radiação com energia máxima de 320 keV, respectivamente, com e sem o filtro adicional de 3 mmAl. A FIG. 3.1 mostra (a) a unidade de controle MGC 40; (b) o tubo de raios X MCN 323; (c) o gerador duplo MG 325.

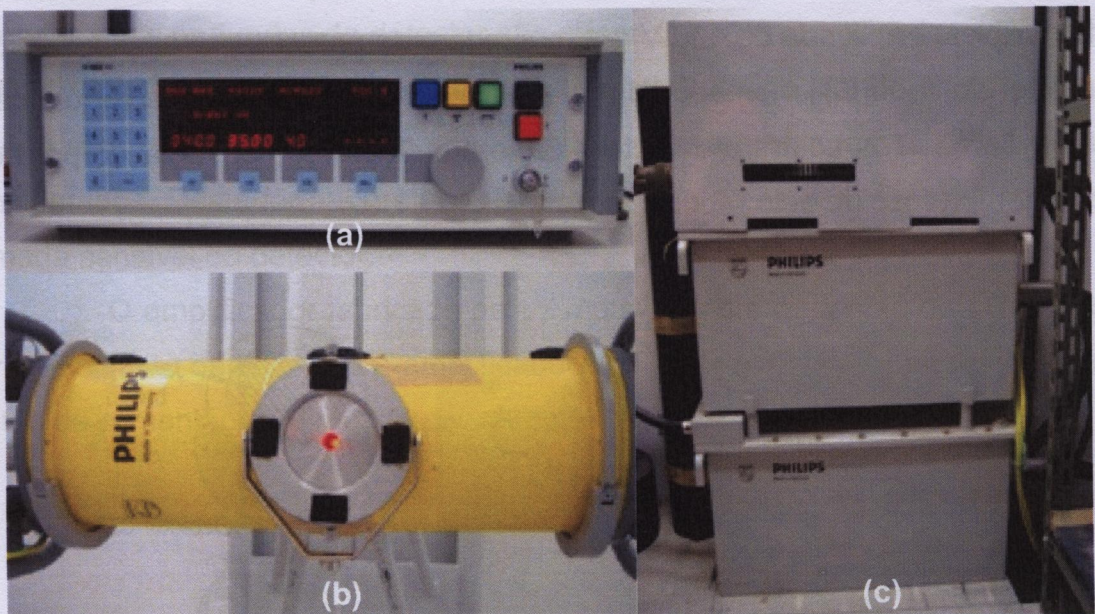


FIGURA 3.1 – Equipamento de raios X industrial Philips: (a) unidade de controle MGC 40, (b) tubo de raios X MCN 323 e (c) gerador duplo MG 325.

A radiação de fuga é menor que 10 mSv/h em carga máxima com a janela do tubo de raios X fechada e a uma distância de 0,91 m do ponto focal. Sistemas deste tipo podem ser úteis para a calibração de dosímetros e câmaras de ionização utilizadas em medidas de radiação ou em proteção radiológica.

FIGURA 3.2 – Amplificador e fontes de alimentação PX2T-D2T Amptec.

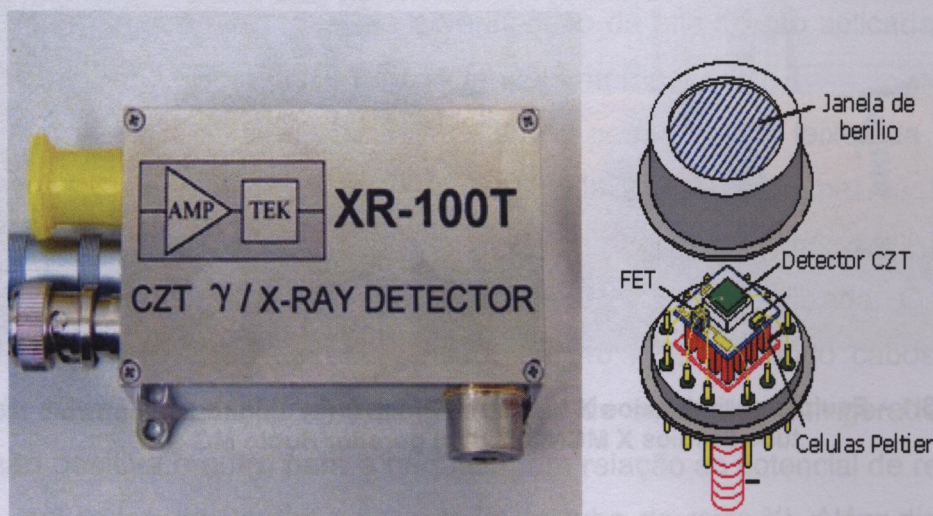


### 3.3 Sistema de espectrometria

O sistema de espectrometria é um sistema portátil e de alta resolução fabricado pela Amptek Inc. É composto por uma fonte de alimentação e amplificador modelo PX2T-CZT, um analisador multicanal com conversor A/D por aproximação sucessiva modelo MCA 8000 A, um detector de telureto de cádmio com zinco,  $\text{Cd}_{0,9}\text{Zn}_{0,1}\text{Te}_{10}$ , CZT, e um programa computacional, PMCA V2.0.1, para controlar o analisador multicanal e visualizar os espectros durante a sua aquisição, além de possuir algumas ferramentas de avaliação dos espectros medidos.

#### 3.3.1 Detector

O detector é um fotodiodo do tipo Schottky de telureto de cádmio com zinco,  $\text{Cd}_{0,9}\text{Zn}_{0,1}\text{Te}_{10}$ , refrigerado por efeito termoelétrico utilizando células Peltier, com área sensível de  $9\text{ mm}^2$  e espessura nominal de 2 mm. Possui uma janela de berílio de  $250\text{ }\mu\text{m}$  de espessura. As características complementares incluem uma tensão reversa aplicada de 400 V e a montagem do primeiro pré-amplificador, um transistor do tipo FET, montado no mesmo substrato junto com detector e a célula Peltier. A FIG. 3.2 mostra o detector CZT e um diagrama esquemático para esta montagem, fornecido pelo fabricante, Amptek Inc, USA.



**FIGURA 3.2 – Detector CZT Amptek e diagrama esquemático da montagem do detector, transistor FET pré-amplificador e células Peltier.**



### 3.3.2 Amplificador

Os pares elétron-lacuna, criados pela radiação incidente, que interagem com o material do detector, CdZnTe, nas proximidades do contato traseiro dele, resultam em flutuações no tempo de coleção de cargas. Estas flutuações são observadas como variações no tempo de subida dos pulsos de tensão presentes na saída do pré-amplificador sensível à carga. Como resultado, o espectro adquirido apresenta um aumento no número de contagens de fundo, degradando a resolução em energia. Para reduzir estes efeitos, um discriminador de tempo de subida, *Rise Time Discriminator*, RTD, foi desenvolvido para o amplificador PX2T-CZT. Quando o circuito RTD está ativo, a forma dos pulsos de entrada é internamente chaveada, permitindo que somente eventos com coleção completa de carga sejam enviados para o analisador multicanal, MCA 8000 A.

O efeito da utilização do sistema RTD na medida das distribuições de altura de pulso pode ser visualizado com uma analogia à diminuição da espessura da camada sensível do detector. Isto significa que os eventos que ocorrem em camadas mais profundas do detector são rejeitados pelo amplificador, utilizando o RTD, devido ao tempo gasto para a coleção total da carga, dando a impressão de que só os eventos que ocorrem em camadas menos profundas são efetivamente considerados. Desta forma, o efeito seria o mesmo de se reduzir a espessura da camada sensível do detector.

O amplificador fabricado pela Amptek integra as fontes de alimentação para o conjunto detector e pré-amplificador. A FIG. 3.3 mostra o amplificador e as fontes de alimentação fabricado pela Amptek, modelo PX2T-CZT.



FIGURA 3.3 – Amplificador e fontes de alimentação PX2T-CZT Amptek.



### 3.3.3 Analisador multicanal

O analisador multicanal fabricado pela Amptek Inc. é um conversor analógico-digital, A/D, de 16 bits, portátil, de aproximação sucessiva. Possui um tempo de conversão menor do que 5  $\mu$ s, não linearidade diferencial menor do que  $\pm 0,6\%$  e não linearidade integral menor do que  $\pm 0,02\%$ . Opera com até 16000 canais e possui memória para armazenar até 128 espectros diferentes em memória não volátil. Pode ser utilizado com detectores semicondutores do tipo HPGe, Si e CdTe ou CdZnTe. Possui ainda conexão para um computador do tipo IBM-PC por meio de uma conexão RS-232 de alta velocidade, 115,2 kbps. A FIG. 3.4 mostra o analisador multicanal MCA 8000 A fabricado pela Amptek Inc.

O controle e o gerenciamento das aquisições dos espectros de radiação são realizados utilizando um programa computacional, de distribuição livre, fornecido pelo próprio fabricante, conforme mostra o item 3.3.5.

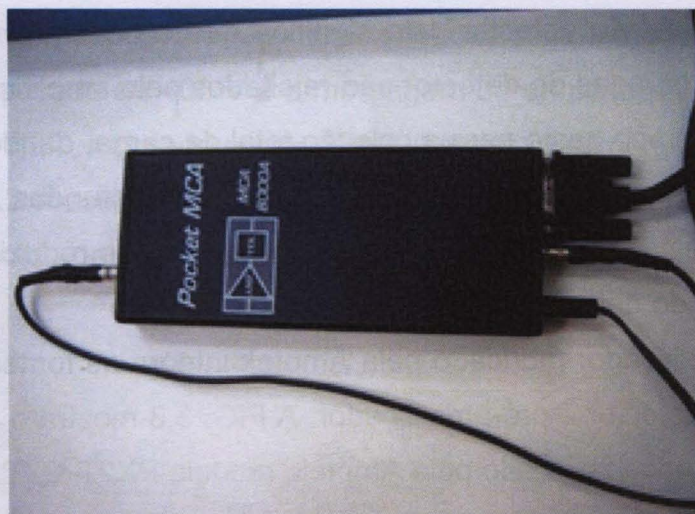


FIGURA 3.4 – Analisador multicanal MCA 8000 A fabricado pela Amptek Inc.

### 3.3.4 Colimadores de tungstênio para o detector

O detector CZT fabricado pela Amptek Inc. apresenta alguns “efeitos de borda” durante a detecção da radiação, que precisam ser corrigidos. Um destes “efeitos de borda” ocorre quando um evento é produzido na borda do volume sensível do detector e resulta em um pulso com coleção parcial de energia. Esta coleção incompleta de cargas pode ser observada pela longa cauda formada na parte de baixas energias de um pico.







### 3.4 Conjunto monitor e câmara de ionização

Neste trabalho foi utilizado um monitor de radiação fabricado pela Radcal Co. modelo 1515<sup>[46]</sup> em conjunto com câmaras de ionização de 6 cm<sup>3</sup> e de 180 cm<sup>3</sup>, também fabricadas pela Radcal Co. Este monitor de radiação ou eletrômetro opera com uma grande variedade de detectores de radiação. As aplicações típicas deste instrumento incluem medidas em feixes primários para raios X diagnóstico, mamografia, fluoroscopia, cine e tomografia, assim como medidas de campos de radiação gama.

O monitor de radiação e as câmaras de ionização utilizadas possuem certificados de calibração<sup>[47]</sup> do Laboratório de Calibração de Instrumentos, LCI, do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN. As câmaras de ionização foram calibradas para medições de diferentes qualidades de feixes de radiação: qualidades para radiodiagnóstico, radioproteção e para fontes de radiação gama de <sup>137</sup>Cs e <sup>60</sup>Co. Desta forma, é possível realizar interpolações entre os fatores de calibração para energias diferentes daquelas definidas pelos feixes padrão, abrangendo toda a faixa de energias utilizada neste trabalho.

A incerteza total associada ao fator de calibração do instrumento não excede 5,5%, baseada na incerteza padrão multiplicada pelo fator de abrangência  $k=2$ , para um nível de confiança de 95%<sup>[44]</sup>. As grandezas medidas são referenciadas a dois sistemas tipo padrão terciário: um constituído por uma câmara de ionização Physikalisch-Technische Werkstätten, PTW, modelo 77334, número de série 2052, e um eletrômetro PTW, modelo UNIDOS 10001, número de série 10474, calibrados no PTW, Freiburg, Alemanha, com incerteza máxima de 5% e outro constituído por uma câmara de ionização Nuclear Enterprises Ltd. modelo 2511/3, número de série 248, e por um eletrômetro Nuclear Enterprises Ltd. modelo 2502/3, número de série 330, calibrados pelo Instituto de Radioproteção e Dosimetria, IRD, Rio de Janeiro, Brasil, com incerteza máxima de 3%. A FIG. 3.7 mostra o eletrômetro modelo 1515 e as câmaras de ionização da Radcal Co. utilizados.



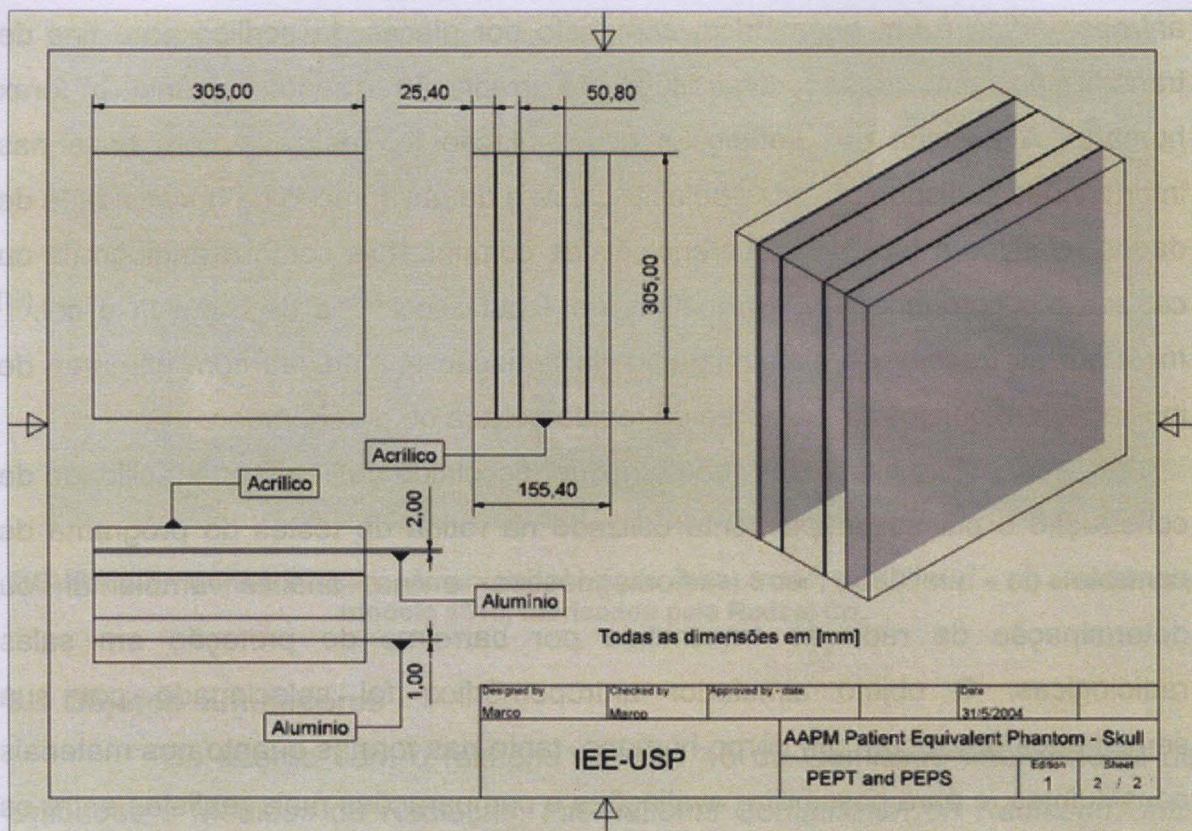
Para este trabalho, foram utilizados dois objetos simuladores, um antropomórfico e um geométrico, composto por placas de acrílico para fins de transmissão, em duas configurações de irradiação distintas: crânio e tórax humano. A escolha das condições de irradiação foi realizada com base nas informações já disponibilizadas pela literatura e da observação da necessidade de dados relativos a técnicas intervencionistas comuns, tais como a angiografia ou cateterismo coronariano. Os trabalhos de Trout e col.<sup>[50]</sup> e de Simpkin e col.<sup>[51]</sup> mostram as frações de espalhamento da radiação X medidas com câmaras de ionização em objetos simuladores da região pélvica ou do abdômen.

O objeto simulador geométrico foi escolhido devido a sua facilidade de construção e por ser amplamente utilizado na rotina de testes do programa de controle de qualidade em radiodiagnóstico e na análise ambiental ou determinação da radiação transmitida por barreiras de proteção em salas radiológicas. O objeto simulador antropomórfico foi selecionado por sua semelhança óbvia com um corpo humano, tanto nas formas quanto nos materiais constituintes, e para possibilitar avaliações e comparações mais realistas entre os espectros da radiação X transmitidos e secundários espalhados.

### 3.5.1 Objeto simulador geométrico

O objeto simulador geométrico utilizado neste trabalho foi construído no IEE-USP seguindo as recomendações da Associação Americana de Físicos em Medicina, *American Association of Physicists in Medicine – AAPM*, em seus relatórios números 31<sup>[52]</sup> e 60<sup>[53]</sup>, para objetos simuladores clínicos para fins de atenuação. Este objeto simulador pode ser configurado de diferentes maneiras para simular regiões específicas do corpo humano e é considerado pela AAPM como um objeto simulador equivalente a um paciente, *Patient Equivalent Phantom*, ou simplesmente, PEP.

O objeto simulador para crânio, doravante denominado PEPS (*PEP-Skull*), é composto por seis placas de acrílico de dimensões de 30,5 cm x 30,5 cm com 2,5 cm de espessura cada uma, e duas placas de alumínio, uma de 1,0 mm de espessura posicionada entre a primeira e a segunda placa de acrílico e outra, de 2,0 mm de espessura, posicionada entre a quinta e a sexta placas de acrílico. Este objeto simulador é considerado como equivalente a um crânio humano para fins de controle de qualidade em radiodiagnóstico e é ilustrado na FIG. 3.8.



**FIGURA 3.8 – Objeto simulador geométrico equivalente a um crânio humano, PEPS (PEP-Skull), de acordo com a American Association of Physicists in Medicine – AAPM<sup>[53]</sup>.**

O objeto simulador para tórax, doravante denominado PEPT (PEP-Thorax), é composto por quatro placas de acrílico de dimensões de 30,5 cm x 30,5 cm com 2,5 cm de espessura cada uma, e duas placas de alumínio, uma de 1,0 mm de espessura posicionada entre a primeira e a segunda placa de acrílico e outra, de 2,0 mm de espessura, posicionada entre a terceira e quarta placas de acrílico. O conjunto definido pela primeira e segunda placa fica distante do conjunto formado pela terceira e a quarta placa de uma distância de 5,08 cm, formando um volume de ar. Este objeto simulador é considerado como equivalente a um tórax humano para fins de controle de qualidade em radiodiagnóstico e é ilustrado na FIG. 3.9.



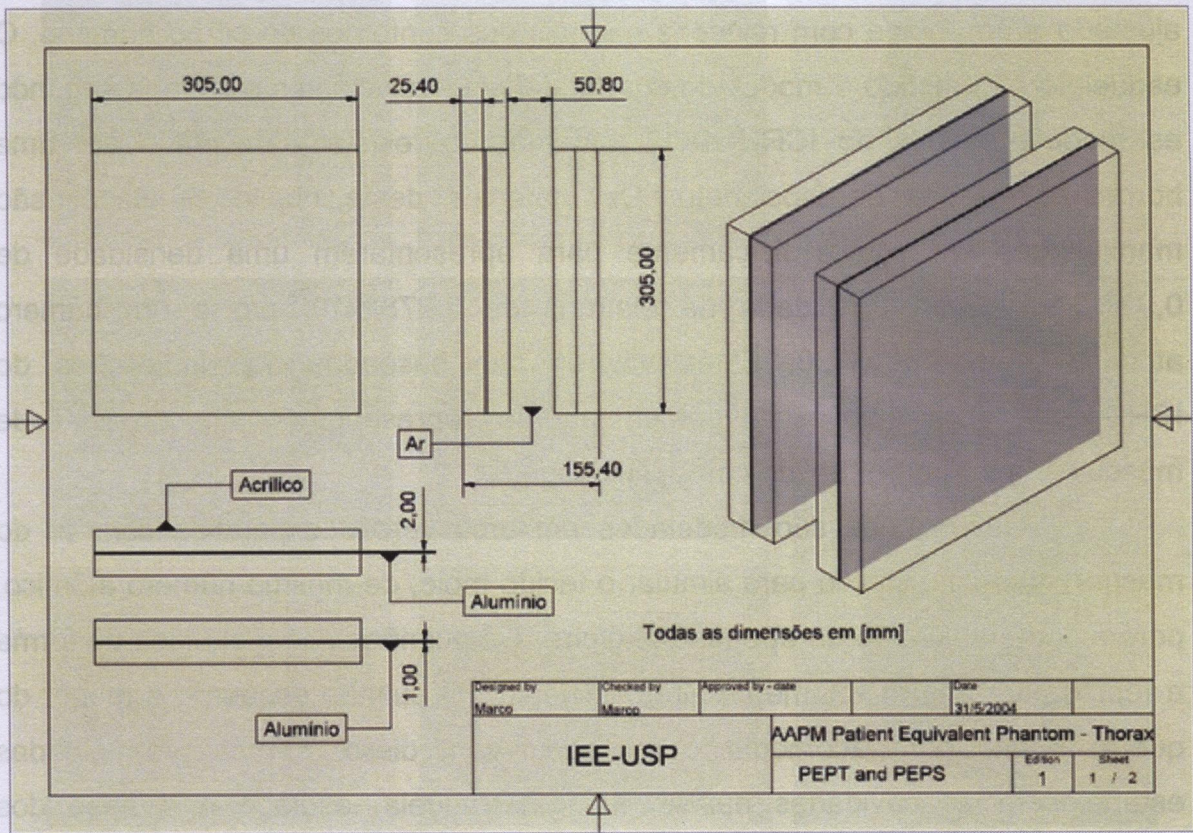


FIGURA 3.9 – Objeto simulador geométrico equivalente a tórax humano, PEPT (PEP-Thorax), de acordo com a American Association of Physicists in Medicine – AAPM<sup>[53]</sup>.

3.5.2 Objeto simulador antropomórfico

O objeto simulador antropomórfico utilizado neste trabalho foi o Alderson RANDO® Therapy Phantom, ou simplesmente ART, fabricado pelo The Phantom Laboratory, USA. Este objeto simulador pertence ao Instituto de Física da Universidade de São Paulo e foi gentilmente cedido para as medições deste trabalho pela Profa. Dra. Elisabeth Yoshimura.

O ART é indicado para ser utilizado em radioterapia, na comparação de diversas técnicas de tratamento, planejamento da dose aplicada para tratamento de casos não usuais ou na estimativa de dose<sup>[54, 55]</sup> e comparações entre estudos interinstitucionais, além do auxílio no aprendizado e experimentos laboratoriais. Na radiologia, o ART é indicado para o estudo dos campos de radiação, redução da radiação indesejável para a avaliação das distribuições de dose. O ART é utilizado, ainda, na investigação de acidentes com radiação.



O ART contém um esqueleto humano natural de tamanho apropriado, ajustado a um molde com relações normais dos contornos do corpo humano. O esqueleto é revestido e modelado com materiais equivalentes a tecidos segundo as recomendações do ICRU 44<sup>[49]</sup>, um plástico resistente baseado em uma borracha sintética de isocianeto. Os materiais deste objeto simulador são manipulados química e fisicamente para apresentarem uma densidade de 0,997 g/cm<sup>3</sup>, uma densidade de elétrons de 3,2781x10<sup>23</sup> e/g e um número atômico efetivo de 7,60. Estes valores são baseados nas indicações do ICRU 23<sup>[56]</sup>, em medições do homem padrão, representando um composto de músculos, gordura normal do corpo, fluidos, etc.

Os pulmões são modelados em uma versão expandida com ar do mesmo material utilizado para simular o tecido mole, de mesmo número atômico, porém com densidade de apenas 0,3 g/cm<sup>3</sup>. Os pulmões são moldados de forma a representarem um volume respiratório neutro. O pulmão esquerdo é menor do que o direito para acomodar o coração. Além disso, formas pré-moldadas estabelecem as cavidades nasais, laringe, traquéia, esôfago e a base dos brônquios. As frações em massa dos elementos químicos que constituem os materiais do ART estão apresentadas na TAB. 3.2.

**TABELA 3.2 – Frações em massa percentuais dos elementos químicos constituintes do objeto simulador antropomórfico Alderson RANDO® Therapy Phantom, ART, fabricado pelo The Phantom Laboratory-USA.**

Elemento químico	Porcentagem em massa [%]
Carbono	67,78
Oxigênio	20,31
Hidrogênio	9,18
Nitrogênio	2,50
Antimônio	0,22
Total	99,99

O ART representa a figura de um homem padrão com 1,73 m de altura e 73,5 kg de massa, sem os braços e as pernas, é composto por trinta e cinco seções na direção axial com 2,5 cm de espessura cada. Além disso, cada seção possui furos para a inserção de dosímetros. A FIG. 3.10 mostra o ART e algumas seções transversais dele.





Além dos sistemas listados nos itens 3.6.1, 3.6.2 e 3.6.3, materiais auxiliares, tais como filtros de cobre e alumínio, sistemas de posicionamento como lasers e tripés e instrumentos como termômetros, barômetros, câmeras digitais e sistemas de vídeo, também foram fornecidos pelo IEE-USP.

### **3.6.1 Delimitadores de campo de radiação**

Uma vez que o equipamento de raios X utilizado não possuía um sistema de colimação apropriado para as medições propostas neste trabalho, com o objetivo de delimitar o campo de radiação na superfície do objeto simulador durante as medições, foram projetados e construídos delimitadores de campo de radiação com 14 mm de chumbo revestidos com 2 mm de aço inoxidável 314. O chumbo é o material responsável pela atenuação da radiação emergente do tubo de raios X e a delimitação do campo de radiação do feixe primário, enquanto que o aço inox 314 promove a resistência mecânica do conjunto.

Construídos em diversos diâmetros, os delimitadores de campo de radiação podem ser facilmente adaptados à janela do tubo de raios X MCN 323 do equipamento Philips industrial descrito anteriormente. Os furos dos delimitadores de campo de radiação são cônicos, de forma que a penumbra do campo de radiação é minimizada quando eles são utilizados. O ângulo do cone de furação é igual ao do feixe emergente na janela do tubo de raios X de um feixe de radiação primário hipotético que tenha o diâmetro nominal de cada um dos delimitadores de campo de radiação. Depende somente da distância entre a mancha focal e a posição do delimitador de campo de radiação. A FIG. 3.11 mostra os delimitadores de campo de radiação X desenvolvidos para este trabalho.









realizadas medições dos espectros de radiação de fontes radioativas que possuem picos em energias mais elevadas. As fontes radioativas são posicionadas acima do colimador. O ajuste da posição das fontes radioativas padrão é realizado visualmente; cada uma possui o isótopo radioativo depositado em uma posição diferente, impedindo a definição de uma geometria melhor.

As principais funções deste sistema são a de evitar detecção de eventos que ocorram fora do eixo formado entre o colimador e a fonte radioativa, absorver os fótons de fluorescência do tungstênio do colimador para energias mais altas e definir o campo de radiação incidente no detector.

## 4 RESULTADOS

Devido à extensão deste capítulo ele será dividido em duas partes: a primeira apresenta as metodologias e resultados de toda a preparação necessária para as medições dos espectros primários e secundários, e a segunda apresenta os resultados e as avaliações das medições dos espectros da radiação X primários, transmitidos e secundários espalhados por objetos simuladores antropomórfico e geométrico.

### 4.1 Primeira parte

Nesta parte serão apresentadas as metodologias e resultados de toda preparação necessária para as medições dos espectros primários e secundários, o que inclui a verificação da calibração do sistema emissor de raios X, a caracterização dos feixes de radiação utilizados, as incertezas e correções necessárias para as medições com câmaras de ionização, a verificação da eficiência da blindagem, calibração em energia, determinação da eficiência intrínseca para absorção total de energia e a fração de escape de raios X característicos do conjunto espectrométrico. Além disso, serão apresentadas a metodologia e as geometrias utilizadas na medição dos espectros de radiação X e o desenvolvimento do programa computacional de correção e conversão em grandezas dosimétricas.

#### 4.1.1 Verificação da calibração do sistema emissor de raios X

A verificação da calibração do equipamento de raios X Philips MGC 40 foi realizada utilizando o método espectrométrico proposto por de Silva e col.<sup>[58]</sup>, porém, adaptado para utilização com um espectrômetro que possui um fotodiodo do tipo PIN, refrigerado por células de efeito Peltier, fabricado pela Amptek Inc<sup>[59]</sup>. Originalmente, este método foi desenvolvido para a calibração de medidores de kVp invasivos, divisores de alta tensão, utilizados como padrões na calibração de medidores não invasivos de kVp. Ele utilizava um sistema espectrométrico de

detecção à temperatura ambiente com fotodiodos do tipo PIN da Hamamatsu, um sistema de pré-amplificação e amplificação da E&G Ortec e um conversor AD multicanal da Northern.

O método proposto por Silva e col.<sup>[58]</sup> é baseado na determinação do ponto final ou de energia máxima do espectro de radiação X, do canal máximo ou da energia máxima produzida por um equipamento de raios X. O valor da energia máxima, assim determinado, é numericamente igual ao valor médio da máxima tensão aplicada ao tubo de raios X, ou seja, o kVp médio. Desta forma, é possível comparar este valor de energia máxima média com o valor de tensão de pico média indicada por um divisor de alta tensão ou, ainda, comparar com a tensão máxima média aplicada ao tubo de raios X indicada pelo painel de um equipamento de raios X para a elaboração, se desejável, de uma curva de calibração em energia.

Como o equipamento de raios X industrial fabricado pela Philips possui divisores de tensão no gerador de alta tensão, o método proposto é adequado para a verificação de sua calibração.

A verificação da calibração foi realizada de acordo com o exposto e foi observado que o equipamento de raios X está perfeitamente calibrado, os erros encontrados estão dentro dos limites indicados pelo fabricante<sup>[45]</sup> para a faixa de tensões compreendida entre 40 e 150 kVp, ou seja, 0,1 kVp.

#### **4.1.2 Caracterização dos feixes de radiação**

Para este trabalho foram selecionadas as qualidades de feixes de raios X RQR, padronizados segundo a norma IEC 1267<sup>[60]</sup>.

Esta norma apresenta uma série de características para os feixes de raios X de equipamentos para diagnóstico, condicionando suas propriedades de atenuação. De acordo com esta norma, as qualidades de radiação RQR são utilizadas para medições no feixe de radiação proveniente do conjunto emissor de radiação X, o feixe direto. Estas qualidades de radiação padronizadas são descritas em termos de um alvo emissor de tungstênio, uma tensão de pico aplicada ao tubo de raios X, kVp, e à primeira camada semi-redutora nominal, 1ª CSR. Estes valores são fornecidos pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup> e mostrados na TAB. 4.1.



**TABELA 4.1 – Características das qualidades de radiação RQR indicadas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>.**

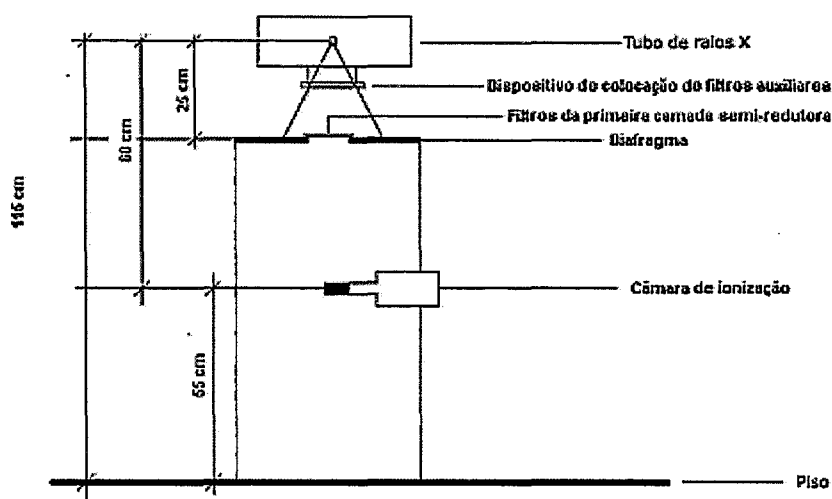
Qualidade de radiação padrão	Tensão aplicada ao tubo de raios X [kVp] $\pm 5\%$ (IEC 1267)	Primeira CSR [mmAl]
RQR 2	40	1,0
RQR 3	50	1,5
RQR 4	60	2,0
RQR 5	70	2,5
RQR 6	80	2,9
RQR 7	90	3,3
RQR 8	100	3,7
RQR 9	120	4,5
RQR 10	150	5,7

Dependendo do sistema emissor e do tubo de raios X utilizado, é necessário corrigir a filtração inerente do sistema para que as qualidades RQR possam ser determinadas em conformidade com os dados apresentados pela TAB. 4.1.

Para esta verificação e para a determinação da filtração adicional necessária, a norma IEC 1267<sup>[60]</sup> sugere uma geometria, conforme mostra a FIG. 4.1, onde um diafragma deve ser utilizado para limitar o campo do feixe de radiação, posicionado logo após a superfície de saída do dispositivo de ensaio para a determinação da camada semi-redutora, com dimensões máximas de 50 mm x 50 mm.

Na norma IEC 1267<sup>[60]</sup> não se faz menção ao tempo de exposição ou à corrente anódica que devem ser utilizados para a determinação das qualidades de radiação RQR. Desta forma, a escolha da combinação ideal de corrente e tempo de exposição foi realizada fixando-se o valor da taxa de exposição<sup>[a]</sup> para as medidas de  $I_0$ , taxa de exposição incidente sem filtração, entre 4 mR/min ( $61,9 \mu\text{C.kg}^{-1}\text{h}^{-1}$ ) e 5 mR/min ( $77,4 \mu\text{C.kg}^{-1}\text{h}^{-1}$ ), de forma que o conjunto de câmara de ionização, um monitor Radcal Co, modelo 1515, com câmara de ionização de  $6 \text{ cm}^3$ , não saturasse.

<sup>[a]</sup> No Sistema Internacional de Unidades, S.I., a unidade utilizada para a grandeza taxa de exposição deve ser o  $[\text{C.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}]$ ; entretanto, o conjunto monitor modelo 1515 da Radcal Co. apresenta somente os valores desta grandeza em unidades de  $[\text{R.min}^{-1}]$ . Neste trabalho, os valores de exposição ou de taxa de exposição indicados em unidades de  $[\text{R}]$  ou  $[\text{R.min}^{-1}]$  deverão ser considerados nestas unidades por simplicidade e apenas como os valores de leitura direta do instrumento, sendo aplicadas as devidas conversões de unidades na apresentação dos resultados.



**FIGURA 4.1 – Diagrama esquemático do arranjo utilizado para a determinação das qualidades de radiação RQR segundo a norma IEC 1267<sup>[60]</sup>.**

Para cada qualidade de radiação RQR foram realizadas dez medições do valor da taxa de exposição incidente sem filtração,  $I_0$ , e de taxa de exposição após a filtração,  $I$ , conforme recomendação da norma IEC 1267<sup>[60]</sup>. A relação entre  $I$  e  $I_0$  deve corresponder ao valor da primeira camada semi-redutora, ou seja, 0,5 (valores entre 0,49 e 0,51 são aceitos pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup> como valores da relação  $I/I_0$  na determinação da 1ª CSR), lembrando que a primeira camada semi-redutora é obtida quando a intensidade do feixe de radiação incidente é reduzida à metade. Filtros auxiliares de 0,5 mm Al e de 0,1 mm Al com 99,5% de pureza foram adicionados às filtrações iniciais, indicadas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, na saída do tubo de raios X quando o valor da relação  $I/I_0$  era diferente da indicada. Infelizmente a pureza dos filtros utilizados é ligeiramente menor do que aquela indicada pela norma, 99,9% de pureza. Entretanto, de acordo com Piubéli<sup>[61]</sup>, para feixes de baixa energia, a pureza dos absorvedores não introduz erros significativos nos valores da taxa de exposição para a determinação da 1ª CSR. Piubéli<sup>[61]</sup> comparou os resultados das medições de taxa de exposição, energia efetiva e 1ª CSR de três diferentes materiais absorvedores de alumínio com purezas de 98,7%, 98,8% e 99,9%. A maior diferença na determinação da 1ª CSR foi de 6,6% para feixes de 30 kV. A TAB. 4.2 indica as filtrações adicionais necessárias, utilizando o equipamento de

potencial constante Philips MGC 40 com tubo de raios X MCN 323, para a determinação das qualidades de radiação RQR definidas na norma IEC 1267<sup>[60]</sup>.

**TABELA 4.2 - Filtração adicional necessária para a caracterização das qualidades de radiação X de acordo com a norma IEC 1267<sup>[60]</sup> para o equipamento Philips<sup>[45]</sup> de potencial constante MGC 40 com tubo de raios X MCN 323.  $I/I_0$  é a razão entre as taxas de exposição com e sem a filtração indicada pela IEC 1267<sup>[60]</sup> para a primeira camada semi-redutora, 1ª CSR, utilizando a filtração adicional determinada.**

Qualidade de acordo com a IEC 1267	Tensão [kV]	1ª CSR [mm Al]	$I/I_0$	Incerteza de $I/I_0$ $U_{I/I_0}$ *	Filtração adicional necessária [mmAl]
RQR 2	40	1,0	0,5006	0,0005	1,5
RQR 3	50	1,5	0,5010	0,0005	2,2
RQR 4	60	2,0	0,5021	0,0010	2,8
RQR 5	70	2,5	0,5016	0,0011	3,0
RQR 6	80	2,9	0,4983	0,0007	3,0
RQR 7	90	3,3	0,4981	0,0007	3,0
RQR 8	100	3,7	0,5029	0,0006	3,1
RQR 9	120	4,5	0,5036	0,0013	3,2
RQR 10	150	5,7	0,5035	0,0007	3,3

\* As Incertezas apresentadas estão baseadas na incerteza padrão, multiplicada pelo fator de abrangência  $k=1$ , para um nível de confiança de 68%<sup>[44]</sup>.

Conforme mostra a TAB. 4.2, a primeira camada semi-redutora é obtida adicionando mais filtros de alumínio àqueles indicados pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, listados na TAB. 4.1. Os valores de  $I/I_0$  indicam o valor da fração percentual de atenuação da radiação incidente quando utilizadas as filtrações indicadas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup> para a primeira camada semi-redutora em conjunto com a filtração adicional necessária determinada.

4.1.3 Medições com câmara de ionização

Nos itens a seguir, serão tratadas as informações pertinentes à utilização correta do conjunto monitor e câmara de ionização no intuito de realizar medidas com a maior exatidão possível. Estes são procedimentos que muitas vezes não são seguidos pelos usuários, mas que foram levados em consideração e determinaram o padrão de utilização para as medições neste trabalho. Os detalhes relacionados à operação e à configuração do instrumento devem ser referenciados aos manuais de operação deles.

#### 4.1.3.1 Estabilização do conjunto monitor e câmara de ionização

Depois que o instrumento é ligado existe um intervalo de tempo para a estabilização do sistema que pode durar algumas dezenas de minutos. Durante este tempo, a medida da taxa de dose pode flutuar enquanto o isolante da câmara de ionização alcança o equilíbrio eletrônico com a aplicação da tensão de polarização, tensão de *bias*. Efeito similar também ocorre no conversor. Para garantir medidas de níveis baixos com exatidão, é necessário manter o instrumento operando em taxa de dose até que as flutuações fiquem dentro da faixa necessária para a medida. O tempo de estabilização utilizado foi de cerca de 10 minutos. Efeitos similares a estes ocorrem quando a câmara de ionização é tocada ou manuseada, devendo ser respeitado o mesmo procedimento para estabilização.

Outro cuidado importante que deve ser levado em conta quando se pretende realizar medidas com precisão é garantir que tanto o monitor de radiação quanto o conjunto formado pelo conversor, no caso dos medidores Radcal Co., e a câmara de ionização estejam operando à mesma temperatura ambiente e que se aguarde o tempo suficiente para que entrem em equilíbrio térmico. Neste trabalho, a garantia de equilíbrio térmico tanto do monitor de radiação quanto das câmaras de ionização foi imposta pela metodologia de utilização; ambos estavam dentro da mesma sala durante as medições, com temperatura ambiente e pressão atmosférica monitoradas.

#### 4.1.3.2 Correção para temperatura e pressão

A densidade de um certo volume de gás é influenciada pela temperatura e pressão a que este volume está sujeito, uma vez que o gás se expande com o aumento da temperatura e com a diminuição da pressão. Desta forma, é necessário corrigir os valores de exposição indicados pelo monitor de radiação para os efeitos da temperatura e pressão para que os valores de exposição sejam obtidos corretamente.

O fator de correção para as condições normais de temperatura e pressão,  $f_{TP}$ , é dado pela relação (4.1).

$$f_{TP} = \frac{273,15 + T}{273,15 + T_c} \cdot \frac{P_c}{P} \quad (4.1)$$

Onde  $T_C$  e  $P_C$  são os valores normais de temperatura, 20°C, e pressão, 101,325 kPa, informados no manual da câmara de ionização ou no certificado de calibração, e  $T$  e  $P$  são os valores de temperatura e pressão nas condições ambientais de medida de exposição durante o experimento. A correção do valor da taxa de exposição para as condições ambientais pode ser realizada conforme mostra a relação (4.2).

$$\dot{X}_R = \dot{X}_M \cdot f_{TP} \quad (4.2)$$

Onde  $\dot{X}_R$  é a taxa de exposição real,  $\dot{X}_M$  é a taxa de exposição medida no instrumento (ou leitura no instrumento) e  $f_{TP}$  é o fator de correção para as condições normais de temperatura e pressão.

A correção para a temperatura ambiente e pressão atmosférica da leitura da câmara de ionização pode ser automática ou manual, ou seja, o usuário pode escolher uma temperatura e pressão fixas ou deixar que o próprio instrumento meça a temperatura ambiente e a pressão atmosférica e realize as correções. O monitor modelo 1515 da Radcal Co. não possui circuitos de medida e correção automáticos; desta forma, é necessário corrigir o valor lido de exposição tanto pela temperatura ambiente quanto pela pressão atmosférica.

#### 4.1.3.3 Incerteza da medida de taxa de exposição

De acordo com o manual do monitor 1515 da Radcal Co., o instrumento calibrado indicará a taxa de exposição,  $\dot{X}_R$ , em unidades de  $[R.h^{-1}]^{[a]}$ , conforme mostra a relação (4.3).

$$\dot{X}_R = \dot{X}_M \cdot f_C \cdot f_{TP} \quad (4.3)$$

Onde  $\dot{X}_R$  é a taxa de exposição real,  $\dot{X}_M$  é a taxa de exposição medida no instrumento (ou leitura no instrumento),  $f_C$  é o fator de calibração do instrumento informado no certificado de calibração e  $f_{TP}$  é o fator de correção para as condições normais de temperatura e pressão.

<sup>[a]</sup> A unidade  $[R.h^{-1}]$  de taxa de exposição, é a unidade antiga, que já não deve ser mais utilizada, tendo sido substituída no Sistema Internacional de Unidades, S.I, por  $[C.kg^{-1}.h^{-1}]$ , mas que o monitor modelo 1515 da Radcal Co., utilizado neste trabalho, apresenta para as suas medidas.

A exposição de um röntgen é equivalente<sup>[62]</sup> à absorção de energia no ar de 0,00873 J/kg, ou uma dose absorvida de 0,00873 Gy. Desta forma analogamente, a dose absorvida,  $D$  em unidades de [Gy], pode ser calculada conforme mostra a relação (4.4).

$$D = D_L \cdot f_C \cdot f_{TP} \quad (4.4)$$

Onde  $D$  é a dose absorvida real,  $D_L$  é a dose absorvida medida pelo monitor,  $f_C$  é o fator de calibração do instrumento informado no certificado de calibração e  $f_{TP}$  é o fator de correção para as condições normais de temperatura e pressão.

Para que seja possível determinar a incerteza associada aos valores de taxa de exposição ou dose absorvida, é necessário o prévio conhecimento das características dos equipamentos em questão.

A exatidão da exposição ou da dose absorvida informada para o monitor é de  $\pm 4\%$  do valor da leitura, segundo manual de instruções<sup>[46]</sup> fornecido com o equipamento. Ainda de acordo com o manual de instruções, a dose medida possui uma incerteza de  $\pm 5\%$  devido à dependência energética da câmara de ionização, para uma faixa de energias compreendida entre 20 keV e 1,33 MeV (com capa de equilíbrio eletrônico<sup>[62]</sup>). Além disso, deve ser considerada uma incerteza de  $\pm 5\%$  para a câmara de ionização devido a sua dependência com a taxa de dose, onde se obtêm os melhores resultados: uma faixa de taxa de dose compreendida entre 3,5  $\mu\text{Gy/s}$  e 0,7 Gy/s e abaixo de 4,4 Gy/s.

Todas estas incertezas são consideradas incertezas sistemáticas residuais, ou do tipo B, baseadas na incerteza padrão multiplicada pelo fator de abrangência  $k=2$ , para um nível de confiança de 95%<sup>[44]</sup>. Elas definem quanto o resultado de um experimento se afasta do valor verdadeiro. Desta forma, é possível calcular a incerteza padrão do tipo B para o conjunto,  $u_B$ , conforme mostra a relação (4.5).

$$u_B = \frac{\sqrt{(0,04 \cdot D_L)^2 + (0,05 \cdot D_L)^2 + (0,05 \cdot D_L)^2}}{2} \quad (4.5)$$



Resolvendo a relação (4.8), a incerteza associada à exposição ou à dose absorvida, baseada na incerteza padrão multiplicada pelo fator de abrangência  $k=1$ , para um nível de confiança de 68%<sup>[44]</sup>, pode ser definida como mostra a relação (4.9).

$$u_D = (f_c \cdot f_{TP} \cdot D_L) \sqrt{(u_{f_c}^2 + 0,04^2)} \tag{4.9}$$

4.1.4 Verificação da eficiência da blindagem do suporte do detector

Para a verificação da eficiência da blindagem do suporte de alumínio desenvolvido para o detector CZT, foram construídos, a exemplo dos colimadores de tungstênio, obturadores de acrílico com, aproximadamente, o mesmo diâmetro externo e mesma espessura, porém substituindo o orifício interno por um pequeno cilindro de chumbo com 3 mm de diâmetro e espessuras de 1,90 mm, 1,96 mm, 2,49 mm e 3 mm, conforme mostra a FIG. 4.2.

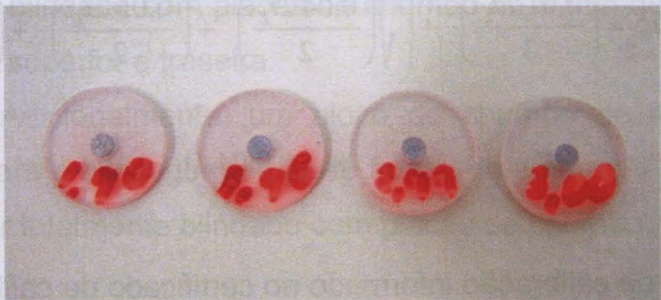


FIGURA 4.2 – Obturadores do campo de radiação X de acrílico de 15,9 mm de diâmetro e 3 mm de espessura com orifícios de 3 mm de diâmetro preenchidos com chumbo de diferentes espessuras, em [mm], marcadas em vermelho, para a verificação da eficiência da blindagem do suporte do detector CZT Amptek.

Desta forma, foram realizadas medições do feixe primário de radiação X, com e sem os obturadores de acrílico e chumbo posicionados à frente do sistema de colimação formado por dois colimadores de tungstênio com 2 mm de espessura cada um, separados pelo espaçador/delimitador de campo de radiação de chumbo revestido internamente com cobre: o primeiro, de 1000  $\mu\text{m}$  de diâmetro, posicionado próximo à janela de berílio do detector e o segundo, de 2000  $\mu\text{m}$  de diâmetro, posicionado na parte mais externa do suporte do detector. Foram realizadas medições do feixe de radiação primária utilizando diferentes

A repetibilidade informada pelo fabricante<sup>[46]</sup> para o equipamento  $\pm 1\%$  do valor da leitura, o que é considerado uma incerteza padrão estatística, uma incerteza do tipo A, baseada na incerteza padrão multiplicada pelo fator de abrangência  $k=3$ , para um nível de confiança de  $99\%$ <sup>[44]</sup>. Desta forma é possível calcular a incerteza padrão do tipo A para o conjunto,  $u_A$ , conforme mostra a relação (4.6).

$$u_A = \frac{0,01.D_L}{3}$$

Desta forma, a incerteza padrão combinada<sup>[44]</sup>, baseada na incerteza padrão multiplicada pelo fator de abrangência  $k=1$ , para um nível de confiança de  $68\%$ <sup>[44]</sup>, associada à exposição ou à dose absorvida medida pode ser calculada de acordo com a relação (4.7).

$$u_{D_L}^2 = u_A^2 + u_B^2 = \left(\frac{0,01.D_L}{3}\right)^2 + \left(\sqrt{\left(\frac{0,04.D_L}{2}\right)^2 + \left(\frac{0,05.D_L}{2}\right)^2 + \left(\frac{0,05.D_L}{2}\right)^2}\right)^2$$

$$u_{D_L} \cong 0,04.D_L$$

O fator de calibração informado no certificado de calibração possui uma incerteza total associada,  $u_{fc}$ , baseada na incerteza padrão multiplicada pelo fator de abrangência  $k=1$ , para um nível de confiança de  $68\%$ <sup>[44]</sup>. Desta forma a incerteza associada à exposição ou à dose absorvida pode ser calculada utilizando a teoria de propagação de erros, conforme mostra a relação (4.8).

$$u_D^2 = \left(\frac{\partial D}{\partial D_L}\right)^2 u_{D_L}^2 + \left(\frac{\partial D}{\partial f_c}\right)^2 u_{fc}^2$$

A incerteza associada ao fator de correção para a temperatura e pressão pode ser desprezada se os valores de temperatura e pressão forem determinados com exatidões bem maiores do que os outros fatores envolvidos.





chumbo. As medições do feixe primário de radiação X sem os obturadores de chumbo apresentaram taxas de contagens no sistema espectrométrico de cerca de 160 cps. Utilizando os obturadores de chumbo, para diferentes espessuras, o sistema espectrométrico apresentava taxas de contagens de no máximo 0,11 cps, comprovando a eficiência do sistema de blindagem. Desta forma, todas as medições da radiação X deste trabalho utilizaram esta blindagem.

#### 4.1.5 Calibração do sistema espectrométrico

Genericamente, calibrar um espectrômetro significa associar cada canal disponível do analisador de alturas de pulso, dentro da faixa de energias selecionada, a um valor de energia. A calibração do espectrômetro é realizada a partir dos espectros medidos com fontes radioativas padrão, emissoras de raios X e gama, dentro da faixa de energias de utilização do sistema. Desta forma, a calibração do número de canais em energia do sistema espectrométrico pode ser realizada utilizando as fontes radioativas padrão indicadas na TAB. 3.1.

Para cada fonte radioativa foram selecionados os picos de energia de raios X ou gama de maior intensidade ou significância estatística como referência para os processos de calibração em energia e determinação da eficiência experimental para absorção total de energia. Os valores das energias dos picos de energia para raios gama e de intensidades relativas ao número de desintegração das fontes radioativas padrão foram publicados pelo *Lawrence Berkeley National Laboratory*, LBNL, USA, a partir dos dados compilados por Chu e col.<sup>[63]</sup>, conforme mostra a TAB. 4.3.

Os picos de energia de raios X publicados pelo LBNL não foram considerados na TAB. 4.3. As intensidades relativas ao número de desintegrações do isótopo devem ser recalculadas para poderem ser utilizadas na determinação da eficiência experimental. Estas frações, normalmente, são relativas ao número de vacâncias ou lacunas formadas e não ao número de desintegrações do isótopo como ocorrem com os dados tabelados para raios gama. Campbell e McGhee<sup>[64]</sup> determinaram estas frações percentuais de intensidades relativas ao número de desintegrações para diversos isótopos em baixas energias de forma bastante precisa. A TAB. 4.4 mostra, para cada fonte radioativa utilizada, as frações de intensidades relativas ao número de desintegrações para os picos de raios X.

TABELA 4.3 – Relação das fontes radioativas padrão utilizadas, suas energias para raios gama e intensidades relativas ao número de desintegrações. Os dados foram fornecidos pelo *Lawrence Berkeley National Laboratory*, a partir dos dados compilados por Chu e col.<sup>[63]</sup>\*

Isótopo	Energia [keV]	Intensidade [%]
<sup>241</sup> Am	26,3448 (2)	2,40 (2)
	59,5412 (2)	35,90 (4)
<sup>133</sup> Ba	53,151 (1)	2,199 (22)
	80,8983 (49)	36,68 (28)
	276,398 (2)	7,164 (22)
	302,853 (1)	18,33 (6)
	356,017 (6)	62,05 (19)
	383,851 (3)	8,94 (3)
<sup>57</sup> Co	14,41300 (15)	9,16 (15)
	122,0614 (4)	85,60 (17)
	136,4743 (5)	10,68 (8)
<sup>109</sup> Cd	88,04 (5)	3,61 (10)

\* As Incertezas apresentadas estão baseadas na incerteza padrão, multiplicada pelo fator de abrangência  $k=1$ , para um nível de confiança de 68%<sup>[44]</sup>.

TABELA 4.4 – Relação das fontes radioativas padrão utilizadas, suas energias para raios X e intensidades relativas ao número de desintegrações, determinados por Campbell e McGhee<sup>[64]</sup>\*

Isótopo	Energia [keV]	Intensidade [%]
<sup>241</sup> Am	13,9	13,3 (0,4)
	17,8	19,4 (0,6)
	20,8	4,9 (0,2)
<sup>133</sup> Ba	30,85	99,46 (1,24)
	35,0 & 35,8	23,16 (0,25)
<sup>57</sup> Co	6,397	50,20 (1,4)
	7,06	6,91 (0,2)
<sup>109</sup> Cd	22,10	82,00 (1,2)
	24,93	14,68 (0,22)
	25,46	2,58 (0,063)

\* As Incertezas apresentadas estão baseadas na incerteza padrão, multiplicada pelo fator de abrangência  $k=1$ , para um nível de confiança de 68%<sup>[44]</sup>.

Devido ao fato do detector utilizado possuir uma resolução em energia nominal<sup>[65]</sup> de 1,5 keV na energia de 122 keV, nas distribuições de energia, alguns dos picos de raios X e raios gama de energias mais baixas podem não ser visualizados ou não são resolvidos. Entretanto, eles existem nestas distribuições, porém sobrepostos. A TAB. 4.3 e a TAB. 4.4 mostram, para algumas energias, picos com energias e intensidades ponderadas, ou “equivalentes”.

Para que seja possível aproveitar os dados relativos a estes picos, é necessário que seja determinado um pico de “energia equivalente”. Para a

determinação da energia equivalente deste pico basta calcular a soma das energias dos picos em questão, ponderada pelas intensidades, conforme mostra a relação (4.10). A intensidade relativa deste pico equivalente será igual à soma das intensidades dos picos, conforme mostra a relação (4.11).

$$E\gamma_{eq} = \frac{\sum_{p=0}^n E\gamma_p I\gamma_p}{\sum I\gamma_p} \quad [\text{eV}] \quad (4.10)$$

Onde  $E\gamma_{eq}$  é a energia do gama equivalente,  $E\gamma_p$  é a energia do enésimo gama e  $I\gamma_p$  é a sua intensidade relativa.

$$I\gamma_{eq} = \sum_{p=0}^n I\gamma_p \quad [\%] \quad (4.11)$$

Por exemplo, o  $^{133}\text{Ba}$  possui dois picos de raios gama bem próximos nas energias de 79,6139 (26) keV e em 80,9971 (14) keV com intensidades relativas de 2,62 (6)% e 34,06 (27)% respectivamente. A energia do pico equivalente seria de 80,8983 (49) keV e sua intensidade relativa de 36,68 (28)%.

Para se determinar o fator de conversão de canal para energia para cada pico de interesse, é necessário conhecer a energia do canal relativo ao pico em questão. Para se determinar o canal central de cada pico de interesse, foi realizada a interpolação de uma distribuição gaussiana do número total de eventos por canal do pico, pelo método dos mínimos quadrados, ponderado pela incerteza do número de contagens, utilizando o programa computacional Microcal Origin 6.0®.

Uma vez determinados os canais centrais para cada uma das energias, dentro da faixa de interesse, é possível determinar uma curva de calibração para toda faixa de canais.

Foi realizado um estudo sobre a variação da calibração em energia do detector CZT da Amptek com o tempo decorrido em diferentes condições de utilização. Foram realizadas diversas medições dos espectros das fontes radioativas padrão, combinando alterações no número máximo de canais do conversor multicanal e temperatura ambiente, em diferentes intervalos de tempo.



#### 4.1.6 Determinação da eficiência intrínseca para absorção total experimental

A princípio é possível determinar a eficiência intrínseca para absorção total de energia a partir do conhecimento do tamanho e forma do detector, além das propriedades de interação da radiação com a matéria. Entretanto, normalmente são fornecidas somente as dimensões nominais do detector, e na prática estas diferem ligeiramente devido à coleção incompleta de cargas, ou ainda, ao escape de fotoelétrons nas proximidades das bordas do volume ativo do detector. Além disso, as distâncias e a composição dos materiais corretas entre o volume sensível e a fonte são difíceis de determinar na maioria dos casos. Por esta razão decidiu-se determinar experimentalmente a eficiência intrínseca para absorção total do detector utilizando fontes radioativas calibradas.

Existem diversas maneiras de se determinar a eficiência intrínseca experimental do detector; neste trabalho, optou-se pelo método de medição das distribuições de energia utilizando fontes radioativas padrão. A eficiência para absorção total de energia experimental é determinada a partir da razão entre o número de fótons detectados e o número de fótons incidentes no detector para uma dada energia, além de considerar o fator geométrico.

##### 4.1.6.1 Procedimento experimental

A geometria utilizada para as medidas de eficiência intrínseca para absorção total experimental é a indicada pela FIG. 4.5 que utiliza o sistema de posicionamento de fontes radioativas descrito no item 3.6.3. O detector foi posicionado a uma distância de 49 mm do centro da fonte radioativa em todos os casos. Utilizou-se um colimador de tungstênio de 2000  $\mu\text{m}$  de diâmetro com 2 mm de espessura, posicionado a 3 mm de distância do centro da fonte radioativa, e um delimitador de campo de radiação de cobre de 2 mm de diâmetro e 35 mm de espessura, posicionado imediatamente abaixo do colimador de tungstênio. As incertezas no posicionamento não excedem a 0,05 mm, baseadas na incerteza padrão multiplicada pelo fator de abrangência  $k=1$ , para um nível de confiança de 68%<sup>[44]</sup>.

Utilizar um colimador de tungstênio posicionado antes do detector permite que o campo de radiação incidente no detector possua uma área definida ligeiramente menor do que a área nominal do detector para minimizar qualquer efeito de borda indesejável, como por exemplo, as linhas do campo elétrico na



#### 4.1.6.2 Cálculo da eficiência intrínseca para absorção total experimental

Primeiramente é necessário determinar a atividade das fontes padrão na data em que as medições foram realizadas. A determinação da atividade das fontes padrão para as datas de medição é dada pelas equações (4.12) e (4.13):

$$A_{t=0} = A_0 \cdot e^{-\lambda \cdot t} \quad [\text{Bq}] \quad (4.12)$$

$$\lambda = \frac{\ln(2)}{T_{1/2}} \quad [\text{s}^{-1}] \quad (4.13)$$

Onde  $A_0$  é a atividade inicial da fonte radioativa,  $t$  é o tempo, em segundos, decorrido entre a medida da atividade inicial e o início das medições das distribuições de energia de cada fonte radioativa,  $A_{t=0}$  é a atividade no início da medida de cada fonte radioativa,  $\lambda$  é a constante de decaimento e  $T_{1/2}$  é a meia vida do isótopo, em segundos.

A relação (4.14) mostra a incerteza associada ao cálculo da atividade inicial de medida de cada fonte radioativa utilizando as relações (4.12) e (4.13).

$$\sigma_{A_{t=0}} = A_0 \sqrt{\left(\frac{\sigma_{A_0}}{A_0}\right)^2 + \left(\frac{\ln(2) \cdot \sigma_t}{T_{1/2}}\right)^2 + \left(\frac{\ln(2) \cdot t \cdot \sigma_{T_{1/2}}}{T_{1/2}^2}\right)^2} \quad [\text{Bq}] \quad (4.14)$$

Genericamente, as correções para o tempo de medida podem ser desprezadas, pois as fontes padrão utilizadas possuem uma meia vida relativamente longa e as medidas das distribuições de energia foram realizadas em tempos relativamente curtos e, portanto, dentro da incerteza declarada para a meia vida na calibração delas. Entretanto, para uma melhor aproximação, foram determinados, para cada fonte radioativa padrão, o número de átomos que se desintegraram durante o tempo de medição, possibilitando a correção para o tempo de medida ou decaimento de cada fonte radioativa. O número de átomos que se desintegraram, para cada fonte padrão, pode ser determinado a partir das relações (4.15) e (4.16).



$$N = N_0 \cdot (1 - e^{-\lambda t}) \quad [\text{Átomos}] \quad (4.15)$$

$$A_{t=0} = \lambda \cdot N_0 \quad [\text{Bq}] \quad (4.16)$$

Onde  $N_0$  é o número de átomos radioativos remanescentes em cada isótopo radioativo no instante inicial das medições das distribuições de energia e  $N$  é o número de átomos radioativos que se desintegraram durante o intervalo de medição,  $t$ , em segundos.

Analogamente à equação (4.12), a incerteza associada ao número de átomos que se desintegraram durante o tempo de medição pode ser descrita pela relação (4.17).

$$\sigma_N = N \cdot \left[ \left( \frac{\sigma_{A_{t=0}}}{A_{t=0}} \right)^2 + \left( \frac{\sigma_{T_{1/2}}}{T_{1/2}} \right)^2 + \frac{\left( \frac{\ln(2) \cdot t}{T_{1/2}} \right)^2 \cdot \sigma_t^2 + \left( \frac{\ln(2) \cdot t}{T_{1/2}} \right)^2 \cdot \left( \frac{\ln(2) \cdot \sigma_{T_{1/2}}}{T_{1/2}} \right)^2}{\left( 1 - e^{-\frac{\ln(2) \cdot t}{T_{1/2}}} \right)^2} \right]^{1/2} \quad [\text{Átomos}] \quad (4.17)$$

Onde  $A_{t=0}$  é a atividade da fonte no início da medição e  $N$  é o número de átomos que se desintegraram durante o tempo de medição  $t$ , em segundos.

A TAB. 4.5 mostra a atividade na data de medição e o número de desintegrações durante o tempo de medição para cada fonte radioativa padrão, bem como suas incertezas, baseadas na incerteza padrão multiplicada pelo fator de abrangência  $k=1$ , para um nível de confiança de 68%<sup>[44]</sup>.

**TABELA 4.5 – Atividade inicial e número de desintegrações das fontes radioativas padrão, corrigidas para as datas iniciais e tempo de medição, para o cálculo da eficiência para absorção total experimental do detector XR100T- CZT Amptek\*.**

Isótopo	T <sub>1/2</sub> [dias]	Atividade inicial [kBq]	Data e hora de medição [GMT -3h + HV]	Atividade na data de medição [kBq]	Tempo de medição [s]	Número de desintegrações [átomos]
<sup>241</sup> Am	157850	396	19/01/2004	393,1	69879,04	2,75E+07
	(240)	(5,9)	14:26 (00:00,5)	(5,9)	(0,01)	(4,1E+05)
<sup>133</sup> Ba	3848	432	20/01/2004	318,4	83800,83	2,67E+07
	(6)	(6,5)	09:00 (00:00,5)	(4,8)	(0,01)	(4,0E+05)
<sup>57</sup> Co	271,83	391	16/01/2004	5,30	250444,72	1,31E+06
	(0,08)	(5,9)	15:44 (00:00,5)	(0,08)	(0,01)	(1,97E+04)
<sup>109</sup> Cd	462,6	432	21/01/2004	34,1	90488,24	3,08E+06
	(0,4)	(8,6)	08:16 (00:00,5)	(1,0)	(0,01)	(9,90E+04)

\* As Incertezas apresentadas estão baseadas na incerteza padrão, multiplicada pelo fator de abrangência  $k=1$ , para um nível de confiança de 68%<sup>[44]</sup>.

A determinação da eficiência intrínseca, para uma determinada energia, é a relação entre o número de fótons detectados pelo número de fótons produzidos pelas fontes radioativas. Utilizando as frações percentuais de raios X ou gama, relativas ao número de desintegrações de um determinado isótopo, conforme mostram as TAB. 4.3 e TAB. 4.4, é possível conhecer-se o número de fótons produzidos pela fonte para cada energia.

Uma vez adquiridas as distribuições de energia das fontes radioativas, é possível determinar a quantidade de eventos que foram detectados em uma dada energia, bastando para isso calcular a área sob o pico em questão. Para tanto, primeiramente é necessário realizar uma calibração do sistema de espectrometria, conforme abordado no item 4.1.5.

Porém, muitas vezes os picos de energia estão sobrepostos a um espectro contínuo devido a diversos tipos de interações da radiação com a matéria, tais como o efeito Compton, mesmo após a remoção da radiação de fundo. Se um espectro contínuo estiver presente, para que o cálculo do número de eventos relativo a uma determinada energia seja minimamente correto, é necessário remover de cada pico a quantidade de eventos referentes a este espectro contínuo.

A área sob o pico pode ser determinada de duas maneiras distintas, conhecendo-se a função que interpola cada pico, ou discretamente, a partir dos dados medidos. A interpolação de uma gaussiana, com largura de um desvio

padrão de cada lado em relação ao canal central do pico, representa bem a forma de um pico de energia.

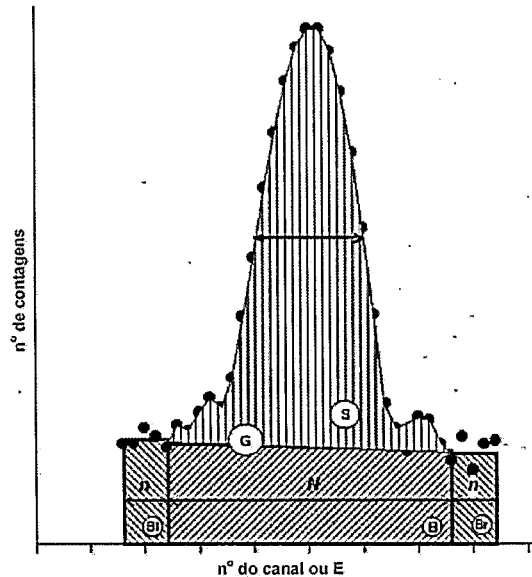
Neste trabalho, a opção foi determinar as áreas sob os picos, a partir dos dados medidos, utilizando o programa computacional PMCA V2.0.1, que acompanha o conjunto espectrométrico da Amptek Inc.

Desta forma, a área sob um pico de energia, subtraindo-se o espectro contínuo abaixo de cada pico, pode ser determinada a partir da determinação da área  $S$ , como mostram as relações (4.18) e (4.19).

$$S = G - \left( \frac{Bl + Br}{2.n} \right) . N \quad (4.18)$$

$$\sigma_s = \frac{\sqrt{G + \left( \frac{N^2 . (Bl + Br)}{4.n^2} \right)}}{S} \quad (4.19)$$

Onde  $G$  é a área total sob o pico,  $N$  é o número de canais abaixo do pico e  $n$  é a largura em número de canais de cada área dos espectros contínuos da radiação de fundo adjacentes ao pico, do lado esquerdo e do lado direito,  $Bl$  e  $Br$ , respectivamente e  $\sigma_s$  é a incerteza da área  $S$ , conforme mostra a FIG. 4.6.



**FIGURA 4.6 – Determinação do número de eventos para um determinado pico de energia pelo programa computacional PMCA V2.0.1 da Amptek Inc.  $S$  é a área sem o espectro contínuo sob o pico,  $G$  é a área total sob o pico,  $N$  é o número de canais abaixo do pico e  $n$  é a largura em número de canais de cada área dos espectros contínuos da radiação de fundo à esquerda e à direita do pico,  $Bl$  e  $Br$ , respectivamente.**

A TAB. 4.6 mostra o número de eventos produzidos e detectados para cada pico de energia selecionada de cada fonte radioativa e suas incertezas, baseadas na incerteza padrão, multiplicada pelo fator de abrangência  $k=1$ , para um nível de confiança de 68%<sup>[32]</sup>.

**TABELA 4.6 – Determinação das intensidades relativas para cada pico selecionado de energia das fontes padrão,  $I_{fonte}$ , e das intensidades detectadas,  $I_{med}$ , pelo sistema da Amptek Inc., utilizando o detector CZT Amptek.**

Isótopo	Energia E [keV]	Incerteza de E uE* [keV]	Intensidade F [%]	Incerteza de F uF* (%)	Intensidade da fonte $I_{fonte}$ [eventos]	Incerteza de $I_{fonte}$ $U_{I_{fonte}}$ * [eventos]	Intensidade medida $I_{med}$ [eventos]	Incerteza de $I_{med}$ $U_{I_{med}}$ * [%]
<sup>57</sup> Co	6,397	-	50,2	0,014	6,58E+08	2,0E+07	4802	1,7
<sup>57</sup> Co	7,06	-	6,91	0,002	9,06E+07	2,0E+07	957	12
<sup>241</sup> Am	13,9	-	13,3	0,04	3,65E+09	4,2E+08	155782	0,3
<sup>57</sup> Co	14,41300	0,00015	9,16	0,15	1,20E+08	2,0E+07	11280	1,0
<sup>241</sup> Am	17,8	-	19,4	0,06	5,33E+09	4,2E+08	180271	0,3
<sup>241</sup> Am	20,8	-	4,9	0,02	1,35E+09	4,2E+08	82411	0,5
<sup>109</sup> Cd	22,1	-	82	0,012	2,53E+09	9,9E+07	219942	0,2
<sup>109</sup> Cd	25,0092	-	17,26	0,0023	5,32E+08	9,9E+07	31640	0,7
<sup>241</sup> Am	26,3448	0,0002	2,4	0,02	6,59E+08	4,2E+08	44892	0,5
<sup>133</sup> Ba	30,85	-	99,46	0,012	2,65E+10	4,0E+08	2040326	0,1
<sup>133</sup> Ba	53,151	0,001	2,199	0,022	5,87E+08	4,0E+08	33596	0,8
<sup>241</sup> Am	59,5412	0,0002	35,9	0,04	9,86E+09	4,2E+08	441283	0,2
<sup>133</sup> Ba	80,8983	0,0049	36,68	0,28	9,79E+09	4,0E+08	231442	0,3
<sup>109</sup> Cd	88,04	0,05	3,61	0,1	1,11E+08	9,9E+07	2153	2,6
<sup>192</sup> Eu	121,7817	0,0003	28,58	0,06	2,27E+10	1,2E+08	14485	1,2
<sup>57</sup> Co	122,0614	0,0004	85,6	0,17	1,12E+09	2,0E+07	9674	1,3
<sup>57</sup> Co	136,4743	0,0005	10,68	0,08	1,40E+08	2,0E+07	728	5,6
<sup>133</sup> Ba	160,613	0,008	0,645	0,008	1,72E+08	4,0E+08	430	12
<sup>192</sup> Eu	244,6975	0,0008	7,583	0,019	6,04E+09	1,2E+08	6104	12
<sup>133</sup> Ba	276,398	0,002	7,164	0,022	1,91E+09	4,0E+08	1805	3,4
<sup>133</sup> Ba	302,853	0,001	18,33	0,06	4,89E+09	4,0E+08	2813	2,8
<sup>192</sup> Eu	344,2785	0,0012	26,5	0,4	2,11E+10	1,2E+08	1104	5,7
<sup>133</sup> Ba	356,017	0,006	62,05	0,19	1,66E+10	4,0E+08	8955	1,2
<sup>133</sup> Ba	383,851	0,003	8,94	0,03	2,39E+09	4,0E+08	1068	3,5

\* As Incertezas apresentadas estão baseadas na incerteza padrão, multiplicada pelo fator de abrangência  $k=1$ , para um nível de confiança de 68%<sup>[44]</sup>.

Para se determinar a eficiência intrínseca utilizando fontes padrão, é necessário ainda corrigir a quantidade de fótons detectados para cada energia, realizando correções para o ângulo sólido formado entre a fonte radioativa e o detector e pela atenuação devida aos diversos materiais dispostos entre eles.

Estas correções precisam ser realizadas, pois as frações percentuais de raios gama ou raios X emitidos pelas fontes radiativas seladas para uma determinada energia são frações do número de desintegrações do isótopo e diferem daquelas tabeladas quando a radiação produzida pelo isótopo é atenuada por algum material. Além disso, o detector não é isotrópico, ou seja, não detecta todos os eventos em uma geometria  $4\pi$ .

Para a geometria utilizada na determinação da eficiência intrínseca para absorção total deste trabalho, foram realizadas correções para: o ângulo sólido definido pelo conjunto colimador-delimitador de campo de radiação e a atenuação devida aos materiais do invólucro das fontes radioativas, o ar entre o invólucro da fonte e a superfície do detector, a janela de berílio e o ar entre a janela de berílio e o detector. Resumindo, a eficiência intrínseca para absorção total pode ser determinada conforme mostra a relação (4.20). Os coeficientes de atenuação em massa para o ar, o berílio da janela do detector e para o epóxi do invólucro das fontes padrão utilizados, foram determinados utilizando o programa computacional XCOM<sup>[66]</sup>, fornecido pelo Instituto Nacional de Padrões e Tecnologia dos Estados Unidos da América, *U.S. National Institute of Standards and Technology*, NIST. Entretanto, a espessura de epóxi difere da espessura nominal declarada pela AEA Technology GmbH, e sem os valores corretos de espessura e a composição correta do epóxi utilizado é impossível utilizar o programa XCOM<sup>[66]</sup> para se determinar os coeficientes de atenuação em massa do epóxi. Neste trabalho, a espessura de epóxi e sua composição foram determinados experimentalmente, de acordo com o disposto no item 4.1.6.2.1, a seguir.

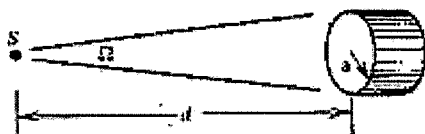
$$\varepsilon_i = \frac{I_{med}}{I_{fonte}} \cdot \left( \frac{4\pi}{\Omega_{tipo}} \right) \cdot \left( \frac{1}{e^{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{ar} \cdot \rho_{ar} \cdot t_{ar}} \cdot e^{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{Be} \cdot \rho_{Be} \cdot t_{Be}} \cdot e^{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{ar} \cdot \rho_{ar} \cdot t_{ar}} \cdot e^{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{epoxi} \cdot \rho_{epoxi} \cdot t_{epoxi}}} \right) \quad (4.20)$$

Onde  $\varepsilon_i$  é a eficiência intrínseca,  $I_{med}$  e  $I_{fonte}$  são as intensidades medidas pelo detector, e as produzidas pelas fontes radioativas padrão,  $\Omega_{tipo}$  é o ângulo sólido formado entre o detector e a fonte radioativa padrão tipo 1 ou tipo 2 e  $(\mu/\rho)_{xx}$ ,  $\rho_{xx}$  e  $t_x$  são os coeficientes de atenuação em massa, as densidades e as espessuras, respectivamente, para cada um dos elementos, materiais ou compostos posicionados entre o detector e as fontes radioativas padrão.

O ângulo sólido formado entre o detector e as fontes radioativas padrão pode ser determinado de acordo com o disposto pela relação (4.21), pois a distância entre a fonte radioativa padrão e o detector pode ser considerada muito grande ( $d \gg a$ ).

$$\Omega_{tipo} = 2\pi \left( 1 - \frac{d}{\sqrt{d^2 + a^2}} \right) \quad (4.21)$$

Onde  $\Omega_{tipo}$  é o ângulo sólido formado entre o detector de raio  $a$  e uma fonte radioativa pontual  $S$  do tipo 1 ou 2, posicionada a uma distância  $d$ , conforme mostra a FIG. 4.7.



**FIGURA 4.7** – Representação do ângulo sólido  $\Omega_{tipo}$  formado entre uma fonte radioativa pontual,  $S$ , do tipo 1 ou 2, e um detector de raio  $a$ , separados por uma distância  $d$ .

Os valores de eficiência intrínseca assim calculados, para cada valor de energia das fontes radioativas padrão selecionadas, são mostrados na TAB. 4.7.

**TABELA 4.7 – Valores de eficiência intrínseca para absorção total de energia obtidos para o detector CZT da Amptek Inc.**

Isótopo	Energia [keV]	Eficiência intrínseca
<sup>57</sup> Co	6,397	0,1482
<sup>57</sup> Co	7,06	0,1646
<sup>241</sup> Am	13,9	0,3662
<sup>57</sup> Co	14,413	0,7343
<sup>241</sup> Am	17,8	0,2684
<sup>241</sup> Am	20,8	0,4729
<sup>109</sup> Cd	22,1	0,6357
<sup>109</sup> Cd	25,0092	0,4309
<sup>241</sup> Am	26,3448	0,5138
<sup>133</sup> Ba	30,85	0,5521
<sup>133</sup> Ba	53,151	0,4072
<sup>241</sup> Am	59,5412	0,3296
<sup>133</sup> Ba	80,8983	0,1676
<sup>109</sup> Cd	88,04	0,1371
<sup>57</sup> Co	122,0614	0,0609
<sup>57</sup> Co	136,4743	0,0367
<sup>133</sup> Ba	160,613	0,0176
<sup>133</sup> Ba	276,398	0,0066
<sup>133</sup> Ba	302,853	0,0040
<sup>133</sup> Ba	356,017	0,0038
<sup>133</sup> Ba	383,851	0,0031

#### 4.1.6.2.1 Determinação da espessura de epóxi

Para que seja possível corrigir os valores de atividade indicados para a atenuação devida aos materiais do invólucro das fontes radioativas padrão é necessário conhecer a composição correta dos materiais e sua espessura. O catálogo de produtos da AEA Technology QSA UK<sup>[43]</sup> informa apenas fatores de transmissão para alguns valores de energia para as fontes dos tipos 1 e 2 que levam em conta a auto-absorção delas. O fator de transmissão é definido como sendo a fração dos raios gama produzidos na fonte que emerge da superfície normal ao plano da fonte radioativa.

Por definição, epóxi é uma resina termo-ativada. As resinas mais convencionais, isto é, sem modificações, são produzidas a partir de composições baseadas no óxido de polipropileno,  $[\text{CH}_2\text{OCHCH}_2\text{Cl}]$ , e no bisfenol-A,  $[(\text{CH}_3)_2\text{C}(\text{C}_6\text{H}_4\text{OH})_2]$ . A proporção com que cada um destes compostos é misturado define o tipo de resina formada.





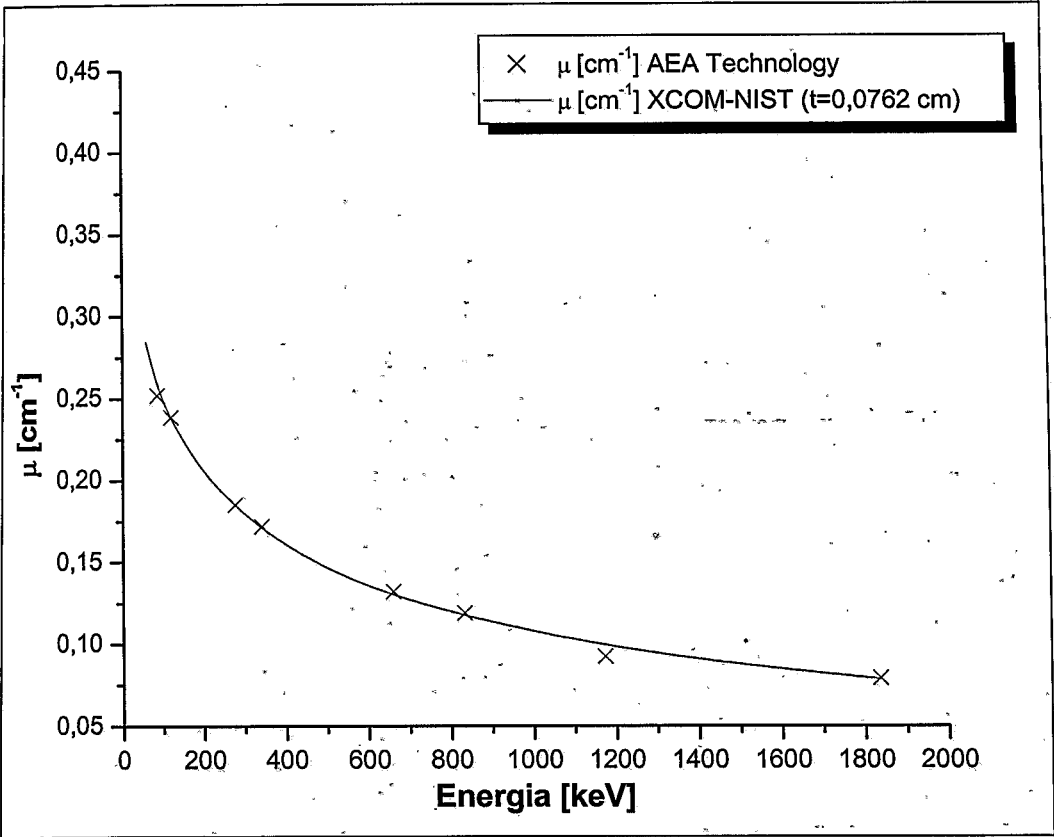
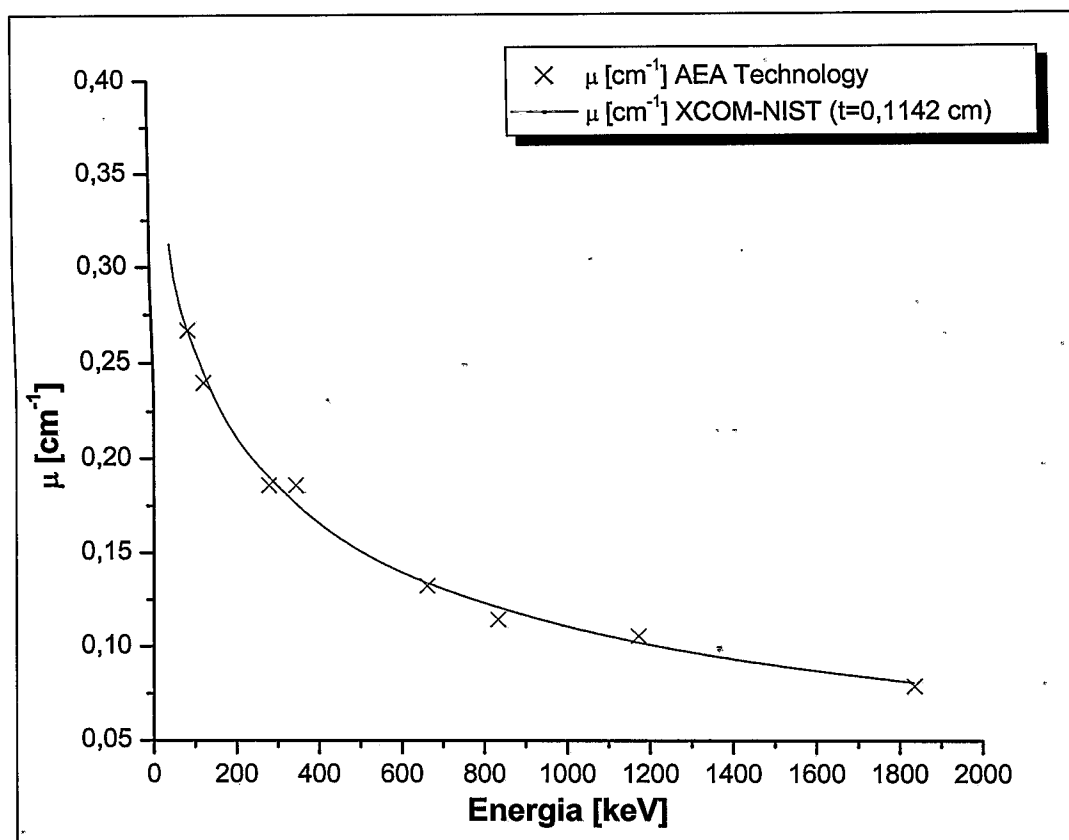


FIGURA 4.8 – Ajuste dos coeficientes de atenuação linear calculados pelo programa XCOM<sup>[66]</sup> do NIST, para a composição de epóxi de 50% de óxido de polipropileno e 50% de bisfenol-A, para uma espessura de t = 0,0762 cm, aos dados de transmissão informados pela AEA Technology QSA UK para fontes radioativas do tipo 1.

TABELA 4.9 – Determinação da espessura equivalente de epóxi para fontes padrão da AEA Technology QSA UK do tipo 2.

Fonte AEA tipo 2 - Disco 1,75 (0,01) g - 25,10 (0,01) mm x 3,080 (0,005) mm

Energia [keV]	Fator de transmissão AEA I/I <sub>0</sub>	Espessura de epóxi [cm]	μ AEA [cm <sup>-1</sup> ]	Densidade [g/cm <sup>3</sup> ]	μ/ρ NIST [cm <sup>2</sup> /g]	μ NIST [cm <sup>-1</sup> ]
47	0,964	0,1142	0,3211	1,1742	2,68E-01	0,3147
60	0,958	0,1142	0,3757	1,1742	2,49E-01	0,2924
88	0,970	0,1142	0,2667	1,1742	2,27E-01	0,2665
122	0,973	0,1142	0,2397	1,1742	2,09E-01	0,2454
279	0,979	0,1142	0,1858	1,1742	1,62E-01	0,1902
344	0,979	0,1142	0,1858	1,1742	1,50E-01	0,1761
662	0,985	0,1142	0,1323	1,1742	1,14E-01	0,1339
834	0,987	0,1142	0,1146	1,1742	1,03E-01	0,1209
1173	0,988	0,1142	0,1057	1,1742	8,70E-02	0,1022
1836	0,991	0,1142	0,0792	1,1742	6,87E-02	0,0807



**FIGURA 4.9 – Ajuste dos coeficientes de atenuação linear calculados pelo programa XCOM<sup>[66]</sup> do NIST, para a composição de epóxi de 50% de óxido de polipropileno e 50% de bisfenol-A, para uma espessura de  $t = 0,1142$  cm, aos dados de transmissão informados pela AEA Technology QSA UK para fontes radioativas do tipo 2.**

#### 4.1.6.3 Determinação da função de eficiência intrínseca para absorção total de energia

Uma vez determinada a eficiência intrínseca para absorção total de energia para algumas energias, é desejável que se ajuste uma função a estes pontos para que seja possível corrigir espectros medidos com picos em energias diferentes, ou ainda, um espectro contínuo.

Diversas relações semi-empíricas podem ser utilizadas para se interpolar os valores de eficiência intrínseca para absorção total de energia; uma delas é a sugerida por Gallagher e Cipolla<sup>[67]</sup>, como mostra a relação (4.22). Os parâmetros  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ ,  $\delta$  e  $\Omega$  podem ser ajustados aos dados experimentais por meio de um ajuste não linear baseado no método de Levenberg-Marquardt.

$$\varepsilon = \Omega \cdot e^{\alpha \cdot E^\beta} \cdot (1 - e^{(\gamma \cdot E^\delta)}) \quad (4.22)$$

Onde  $\varepsilon$  é a eficiência intrínseca,  $\alpha, \beta, \gamma, \delta$  e  $\Omega, \sigma$  são os parâmetros de ajuste da função e  $E$  é a energia.

Foi inserido um parâmetro de ajuste  $\rho$  na relação (4.22), na tentativa de considerar um fator de correção para o sistema discriminador de tempo de subida RTD, utilizado durante as medições dos espectros, conforme mostra a relação (4.23). Utilizando o programa computacional Microcal Origin 6.0®, foi possível determinar os parâmetros de ajuste da função (4.23) aos dados experimentais. A TAB. 4.10 mostra os coeficientes ajustados para a relação (4.23). A FIG. 4.10 mostra os pontos experimentais de eficiência intrínseca para absorção total de energia e a função (4.23) ajustada utilizando os coeficientes determinados listados na TAB. 4.10.

$$\varepsilon = \rho \cdot \Omega \cdot e^{\alpha \cdot E^{\beta}} \cdot (1 - e^{\gamma \cdot E^{\delta}})$$

( 4.23 )

**TABELA 4.10 – Valores dos coeficientes ajustados para a função sugerida por Gallagher e Cipolla<sup>[67]</sup> acrescida do fator de correção  $\rho$  para o sistema de discriminação de tempo de subida, RTD, utilizando o programa computacional Microcal Origin 6.0®.**

Parâmetro	Valor ajustado
$\rho$	0,0447
$\Omega$	0,0018
$\alpha$	6,5297
$\beta$	0.0907
$\delta$	-1247617,9
$\gamma$	-3,6674





É possível visualizar a boa concordância entre a função teórica para eficiência intrínseca para absorção total de energia utilizando a espessura equivalente determinada pelo método proposto por Redus<sup>[68]</sup> e o polinômio de quinto grau. As diferenças entre as duas funções ajustadas na região compreendida entre 5 keV e 20 keV se devem à atenuação da janela de berílio do detector CZT, que não está sendo levada em conta na função (4.24). A função (4.24) representa somente a curva de eficiência intrínseca para absorção total de energia da área sensível do detector CZT, diferentemente do polinômio de quinto grau, que leva em conta, para esta comparação, o detector como um todo, incluindo a janela de berílio. Como a espessura da janela de berílio é muito pequena, cerca de 250  $\mu\text{m}$ , e o seu número atômico é muito baixo, 4, picos com energias superiores a 10 keV praticamente não são absorvidos pela janela do detector, podendo sua existência ser desprezada para comparações mais simples.

O modelo teórico apresenta algumas vantagens em relação ao polinômio de quinto grau; ele descreve com exatidão as bordas de absorção do material do detector CZT, na região abaixo dos 30 keV. O polinômio de quinto grau normalmente é utilizado na correção de espectros de radiação medidos com detectores de HPGe ou NaI. Estes possuem bordas de absorção para os materiais do detector em energias bem menores, cerca de 2 keV, que podem ser desprezadas na utilização deste tipo de detectores em medições das distribuições de altura de pulso na faixa de energias de radiodiagnóstico, o que não acontece no caso das medições deste trabalho utilizando o detector CZT.

Novas comparações entre os valores de kerma no ar, calculados a partir das distribuições de energia do feixe de radiação primário utilizando a função teórica com uma espessura equivalente, apresentaram diferenças entre 0,2% e 5% quando comparados com os valores medidos pela câmara de ionização, apresentando excelente concordância, validando o modelo teórico de eficiência intrínseca para absorção total de energia.

É possível notar que nenhuma das funções de eficiência intrínseca para absorção total de energia, com exceção daquela proposta por Gallagher e Cippola<sup>[67]</sup> modificada, se ajusta aos pontos experimentais, o que pressupõe um problema na determinação dos pontos experimentais. O comportamento desta diferença é sistemático e indica um problema na metodologia de determinação

dos pontos experimentais de eficiência intrínseca para absorção total de energia. Foi realizada uma análise de todo o procedimento experimental e foi possível concluir que existem sérias dificuldades na determinação do número de fótons detectados utilizando a metodologia de determinação das áreas sob os picos de interesse.

Desta forma, foram utilizados dois outros programas computacionais para a determinação das áreas sob os picos de energia de interesse das distribuições de altura de pulso das fontes radioativas padrão. Eles utilizam diferentes funções de ajuste para os picos de energia de fontes radioativas, gaussianas ou funções paramétricas com exponenciais e gaussianas, além de removerem o espectro contínuo da radiação na qual os picos de energia eventualmente estão sobrepostos de diferentes maneiras. Estes programas possuem rotinas semi-automáticas para a determinação e reconhecimento dos picos de energia de maior significância estatística, porém dependendo da metodologia que se utiliza para definir a sensibilidade e exatidão destas rotinas, cada um apresentava resultados totalmente discrepantes.

Resultados semelhantes foram obtidos utilizando-se o próprio programa computacional PMCA V2.0.1; diferentes combinações de sensibilidade para as rotinas de cálculo das áreas sob os picos de maior significância estatística foram utilizadas, o que aproximou bastante as curvas de eficiência intrínseca para absorção total experimental e a função teórica utilizando uma espessura equivalente de material do detector.

Para este trabalho, a função teórica utilizando uma espessura equivalente de material do detector foi escolhida para representar a eficiência intrínseca para absorção total de energia. Apesar de ser possível uma interpolação dos pontos experimentais de eficiência intrínseca para absorção total, como visto anteriormente, a curva experimental não leva em conta as bordas de absorção dos materiais do detector e não possui uma metodologia bem definida para sua determinação, estando sujeita a diferentes interpretações.

#### **4.1.7 Determinação da fração de escape de raios X característicos**

No processo de absorção por efeito fotoelétrico, normalmente um fóton de raios X característico é emitido pelo átomo do material absorvedor. Na maioria dos casos ele é reabsorvido nas proximidades da região de interação. Entretanto,

no caso de um detector com volume finito, se a interação ocorrer próxima à superfície do detector ou às bordas do detector, este fóton de raios X característico pode não ser absorvido, isto é, pode escapar do volume de detecção.

Desta forma, para fótons de uma determinada energia, incidentes em um detector, uma fração dos eventos que deveriam ser absorvidos deposita parcialmente sua energia no detector formando, na distribuição de alturas de pulso, o que se conhece como “pico de escape”. A energia depositada por este pico de escape é igual ao valor da energia do fóton incidente menos o valor da energia fóton de raios X característicos. A energia do fóton de raios X característico depende do material em questão.

Com o detector CZT é possível identificar pelo menos dois destes picos de energias de raios X característicos: o  $K_{\alpha}$  de 23,17 keV do cádmio e o  $K_{\alpha}$  de 27,47 keV do telúrio. Não é possível visualizar os outros raios X característicos dos materiais constituintes do detector CZT devido à baixa taxa de produção dos raios X característicos ou à baixa resolução do próprio detector.

A determinação da fração de escape de raios X característicos foi realizada experimentalmente por meio da determinação das relações entre as áreas sob os picos de escape e as áreas de picos de maior intensidade ou significância estatística. Foram utilizadas as mesmas medições das distribuições de energia das fontes radioativas padrão para a determinação experimental da eficiência para absorção total de energia, descrito no item 4.1.6.

Com os dados experimentais foi ajustada uma função de decaimento exponencial, conforme mostra a relação (4.28), utilizando uma regressão não linear pelo método de Levenberg-Marquardt.

$$f_k(E) = y_0 + A_1 \cdot e^{\left(\frac{-E}{t_1}\right)} \quad (4.28)$$

Onde  $f_k(E)$  é a fração de escape dos raios X característicos de energia característica  $K$  para fótons incidentes de energia  $E$ .  $y_0$ ,  $A_1$  e  $t_1$  são os parâmetros de ajuste da função de decaimento exponencial considerada.

A FIG. 4.12 e a FIG. 4.13 mostram o ajuste da função (4.28) aos dados experimentais para os picos de escape de raios X característicos  $K_{\alpha}$  de 23,17 keV do cádmio e o  $K_{\alpha}$  de 27,47 keV do telúrio.





#### 4.1.8 Espectros da radiação X

Foram realizadas medições dos espectros da radiação X primários, primários transmitidos e secundários espalhados por objetos simuladores em diversos ângulos em torno do eixo do feixe primário de radiação. Foram utilizados dois objetos simuladores, um geométrico, *Patient Equivalent Phantom* – PEP, descrito no item 3.5.1, e um antropomórfico, *Alderson RANDO® Therapy Phantom* – ART, descrito no item 3.5.2, em duas configurações, crânio, PEPS (*PEP-Skull*), e ARTS (*ART-Skull*), e tórax, PEPT (*PEP-Thorax*) e ARTT (*ART-Thorax*).

Todas as medições dos espectros de radiação X, primária, transmitida e secundária espalhada, foram realizadas nas energias de 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100, 120 e 150 keV com o ponto focal de 4 mm. Estes valores de energia foram selecionados por indicação da norma IEC 1267<sup>[60]</sup> para os feixes padrão com qualidades RQR e por representarem adequadamente a faixa de energias utilizada na prática do diagnóstico médico. Além disso, todos os espectros foram medidos tanto para as qualidades RQR como para aquelas utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl. Foi medido um total de 696 espectros, uma vez que as filtrações adicionais necessárias para a determinação das qualidades RQR 5, RQR 6 e RQR 7 também são de 3 mmAl.

O espectrômetro CZT da Amptek Inc. foi montado no sistema de suporte e blindagem desenvolvido, apresentado no item 3.6.2, e foi totalmente blindado de acordo com o disposto no item 4.1.4. Além disso, a taxa de contagens média do sistema de espectrometria foi mantido em 750 cps, mantendo o tempo morto em torno de 1% em todas as medições. O ganho de tensão do amplificador do sistema de espectrometria foi mantido em 1,2 e o número de canais do conversor A/D multicanal foi fixado em 2048 canais. Além disso, foi utilizado em todas as medições o sistema de discriminação de alturas de pulso, RTD. O tempo de exposição para as aquisições dos espectros de radiação X foi determinado pela observação de um mínimo de 2000 contagens para os espectros da radiação primária e de 1000 contagens para os espectros da radiação primária transmitida e secundária espalhada no canal do máximo do *bremmstrahlung*.

Cada medição da distribuição de alturas de pulso da radiação X foi monitorada com um eletrômetro, modelo 1515, Radcal Co., e uma câmara de ionização de 180 cm<sup>3</sup>, de mesma fabricação, posicionada logo acima do conjunto

contendo o detector CZT da Amptek Inc. Estas medições foram realizadas para a verificação da reprodutibilidade da taxa de exposição do tubo de raios X durante cada medição, por meio de dez medidas da taxa de exposição. Além disso, para cada medição foram monitorados os valores de taxa de exposição devido à corrente de fuga da câmara de ionização, à temperatura ambiente, a pressão atmosférica, a corrente anódica e o tempo de exposição, para que fosse possível realizar as correções para as condições normais de temperatura e pressão, além da corrente de fuga para a câmara de ionização e fosse possível normalizar os valores de taxa de exposição corrigidos pelo produto entre a corrente anódica e tempo de exposição. A temperatura ambiente foi mantida abaixo de 19°C durante todas as medições.

Para que fosse possível organizar todos os dados relativos à aquisição de cada espectro, três tabelas de identificação foram elaboradas para cada conjunto de espectros de radiação medidos: a TAB. 4.11 reúne os dados geométricos e de configuração inicial dos instrumentos utilizados, a TAB. 4.12 reúne os dados de aquisição de cada espectro medido e a TAB. 4.13 reúne os dados de taxa de exposição medidos durante o tempo de aquisição.

**TABELA 4.11 – Exemplo de tabela com os dados geométricos e de configuração inicial dos instrumentos utilizados para cada uma das séries de aquisições dos espectros de radiação X.**

Parâmetro	Valor
Número de canais	2048
Ganho	1,2
Colimador janela do detector	2000 µm
Colimador frente suporte	-
Filtração do tubo Raios X	4 mm Be
Colimador do tubo de Raios X	Número 8
Foco do tubo Raios X	4 mm
Objeto simulador	PEPT
Ângulo em relação ao eixo do feixe primário	120°
Altura do Ponto Focal (P.F.)	1 m
Distância P.F ao Objeto Simulador (O.S.) = distância do	
O.S ao detector	1 m
Temperatura ambiente	18,3°C
Pressão atmosférica	27,52 inHg <sup>[a]</sup>

<sup>[a]</sup> A unidade de pressão [inHg] não é a unidade indicada pelo Sistema Internacional de Unidades, S.I; a unidade correta é o [kPa], mas o instrumento de medição utilizado neste trabalho a apresenta em suas medidas.

TABELA 4.12 – Exemplo de tabela com os dados de aquisição de cada espectro medido com o detector CZT Amptek. Os valores de taxa de exposição são os valores médios das taxas de exposição durante o tempo de aquisição.

Qualidade	Filtro adicional	Tensão	Corrente anódica I	Tempo de exposição	Taxa exp. $\dot{X}$	Desvio padrão $u_x$	Taxa exp. fuga <sub>início</sub> $\dot{X}$	Taxa exp. fuga <sub>fim</sub> $\dot{X}$	Temp.	Pressão Atm.
	[mmAl]	[kVp]	[mA]	[s]	[mR/h]	[mR/h]	[mR/h]	[mR/h]	[°C]	[inHg]
RQR 2	1,5	40	10	157,01	208,50	1,20	5	4	18,5	27,52
RQR 3	2,2	50	6,0	150,80	195,36	0,75	5	6	18,5	27,52
RQR 4	2,8	60	3,0	220,52	140,62	1,36	5	5	18,6	27,52
RQR 8	3,1	100	0,6	391,83	95,40	0,80	6	4	18,2	27,52
RQR 9	3,2	120	0,4	421,04	91,40	0,80	4	5	18,2	27,52
RQR 10	3,3	150	0,3	401,10	103,77	0,97	5	4	18,3	27,52

TABELA 4.13 – Exemplo de tabela para a aquisição dos dados de taxa de exposição de monitoração do feixe de radiação X, medidos com o eletrômetro Radcal Co. modelo 1515, com câmara de ionização de 180 cm<sup>3</sup>, durante o tempo de aquisição.

Tensão de referência [kVp]	40	50	60	100	120	150
$\dot{X}$ [mR/h]	208	194	139,4	94	91	104,3
	209	195,4	142,9	96	92	103,5
	209	196,9	138,6	95	91	103,5
	209	195,7	140,8	95	91	103,5
	209	195,4	141,4	95	92	103,7
	208	195,4	139,4	96	92	102
	208	195,4	140,8	96	93	102,9
	206	195,4	142,3	95	91	105,7
	211	195,7	139,2	95	91	103,7
	208	194,3	141,4	97	90	104,9
Valor médio de $\dot{X}$ [mR/h]	208,5	195,36	140,62	95,4	91,4	103,77
Desvio padrão de $\dot{X}$ [mR/h]	1,20	0,75	1,36	0,80	0,80	0,97

Os espectros da radiação secundária espalhada foram medidos nos ângulos de 0° a 150°, em intervalos de 15°, em relação ao eixo de referência do feixe primário de radiação.

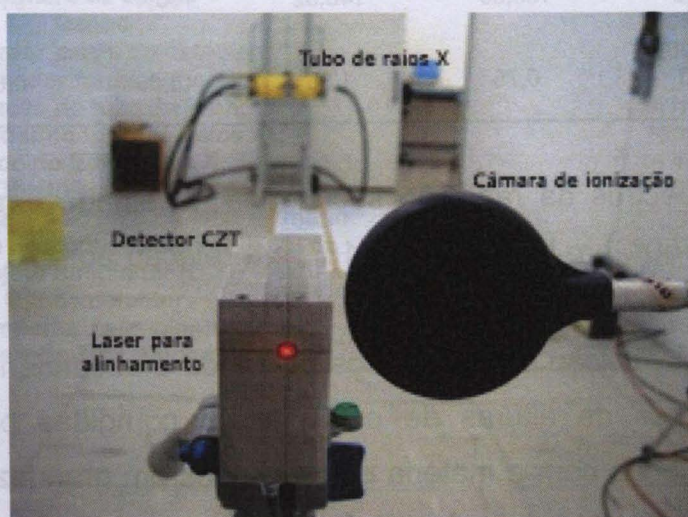
Após a medição dos espectros primários e secundários, é necessário que as distribuições de alturas de pulso sejam corrigidas para as diversas interações da radiação com a matéria e convertidos em grandezas dosimétricas. Para isto, foi desenvolvido um programa computacional, descrito no item 4.1.9, a seguir. Desta forma, somente serão apresentados os resultados após estas correções e conversões.

Os itens 4.1.8.1, 4.1.8.2 e 4.1.8.3, a seguir, descrevem as condições geométricas específicas de aquisição para os espectros da radiação X primário, primário transmitido e secundário espalhados por objeto simulador, respectivamente.

#### 4.1.8.1 Medições dos espectros primários

As medições dos espectros de radiação primária foram realizadas utilizando dois delimitadores de campo de radiação distintos, posicionados à frente da janela do tubo de raios X, um com 18,5 mm de diâmetro, doravante denominado colimador 8, e um com 10,5 mm de diâmetro, colimador 6, que produziram campos de radiação circulares, a 1 metro do ponto focal ou mancha focal, de  $400 \text{ cm}^2$  e  $104 \text{ cm}^2$ , respectivamente, conforme descrito no item 3.6.1.

O espectrômetro foi posicionado a uma distância de 6 m do ponto focal do tubo de raios X em todas as medições do feixe primário, conforme ilustra a FIG. 4.14. Para o sistema de colimação do detector, foram utilizados dois colimadores de tungstênio de 2 mm de espessura, um com  $1000 \mu\text{m}$  de diâmetro, posicionado próximo à janela do detector e outro, de  $2000 \mu\text{m}$  de diâmetro, posicionado na parte frontal do suporte do detector, separados por um espaçador/delimitador de campo de radiação de chumbo, descritos nos itens 3.3.4 e 3.6.2, respectivamente.



**FIGURA 4.14 – Representação da geometria utilizada para as medições do feixe primário de radiação X, durante o posicionamento da câmara de ionização e sistema de espectrometria.**



#### 4.1.8.2 Medições dos espectros primários transmitidos

As medições dos espectros de radiação primária transmitida por objeto simulador foram realizadas utilizando os objetos simuladores geométrico e antropomórfico, nas configurações de crânio e tórax, PEPS, ARTS, PEPT e ARTT.

As medições para as configurações de tórax dos objetos simuladores foram realizadas utilizando o colimador 8 em todos os casos. As medições para o objeto simulador geométrico na configuração crânio, PEPS, foram realizadas utilizando o colimador 8 e, para o objeto simulador antropomórfico na mesma configuração, ARTS, o colimador 6. Esta alteração foi necessária para que o campo de radiação incidente no objeto simulador antropomórfico na configuração crânio não fosse maior do que o objeto simulador.

O espectrômetro foi posicionado a uma distância de 1 m do centro dos objetos simuladores e estes foram posicionados a uma distância de 1 m do ponto focal do tubo de raios X em todas as medições do feixe primário transmitido. Para o sistema de colimação do detector, foram utilizados dois colimadores de tungstênio de 2 mm de espessura, um com 1000  $\mu\text{m}$  de diâmetro, posicionado próximo à janela do detector e outro, de 2000  $\mu\text{m}$  de diâmetro, posicionado na parte frontal do suporte do detector, separados por um espaçador/delimitador de campo de radiação de chumbo, descritos nos itens 3.3.4 e 3.6.2, respectivamente.

#### 4.1.8.3 Medições dos espectros secundários espalhados

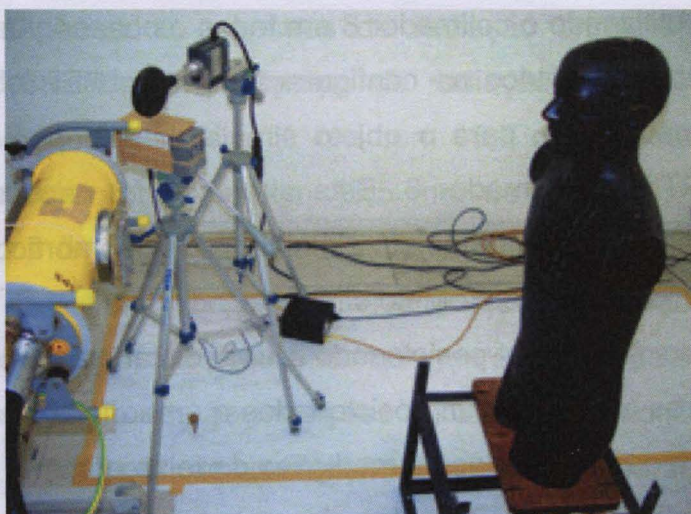
Analogamente às medições dos espectros da radiação primária transmitida por objeto simulador, as medições dos espectros de radiação secundária espalhada por objeto simulador foram realizadas utilizando os objetos simuladores geométrico e antropomórfico, nas configurações de crânio e tórax; PEPS, ARTS, PEPT e ARTT.

Foram utilizados os mesmos colimadores, com os mesmos objetos simuladores e configurações, utilizados para as medições dos espectros primários transmitidos.

O espectrômetro foi posicionado a uma distância de 1 m do centro dos objetos simuladores e estes foram posicionados alternativamente a uma distância de 1 m do ponto focal do tubo de raios X em todas as medições do feixe primário transmitido em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário de



radiação, conforme mostra a FIG. 4.15. Entretanto, para o sistema de colimação do detector, foi utilizado somente um colimador de tungstênio de 2 mm de espessura com 2000  $\mu\text{m}$  de diâmetro, posicionado próximo à janela do detector, e o espaçador/delimitador de campo de radiação de chumbo, descritos nos itens 3.3.4 e 3.6.2, respectivamente.



**FIGURA 4.15 – Representação da geometria utilizada para as medições do feixe secundário de radiação X espalhado por objeto simulador, durante o posicionamento da câmara de ionização e sistema de espectrometria.**

#### **4.1.9 Programa computacional para as correções e conversão de unidades dos espectros medidos**

Após a medição dos espectros de radiação, é necessário que estes sejam corrigidos para as diversas interações da radiação com os materiais constituintes do detector e que sejam convertidos em grandezas dosimétricas.

Desta forma, foi necessário desenvolver um programa computacional capaz de realizar estas tarefas. Os programas computacionais disponíveis são extremamente lentos quando se considera realizar estas tarefas para cerca de 700 espectros. Mais do que isso, não estão disponíveis de forma clara e imediata rotinas computacionais de correção e conversão de unidades específicas para detectores do tipo CdZnTe; seriam necessárias diversas adaptações nos códigos de programação. Além disso, nenhuma destas rotinas computacionais realiza tarefas auxiliares, como por exemplo, o cálculo da energia média do espectro ou da primeira e da segunda camadas semi-redutoras. Reduzir o tempo de

processamento, simplificar sua utilização e garantir a reprodutibilidade das rotinas de correção foram as principais motivações para o desenvolvimento deste programa computacional, doravante denominado RDM, *Radiation Dosimetry and Measurements*, apresentado no APÊNDICE A.

O programa computacional RDM foi desenvolvido no decorrer deste trabalho utilizando a plataforma Microsoft Visual Studio .NET, na linguagem de programação C# (pronúncia correta: *C-sharp*). Esta é uma linguagem de programação orientada ao objeto, específica para sistemas operacionais Windows de 32 bits, derivada do C e C++, o que garante para futuros usuários uma ferramenta extremamente versátil e configurável de acordo com suas necessidades. A partir da plataforma e da linguagem de programação escolhidas, é possível utilizar, adaptar ou desenvolver rotinas de correção para os diversos tipos de detectores existentes.

O programa computacional RDM realiza as seguintes correções para as interações da radiação com a matéria no detector:

- Fração de escape de raios X característicos;
- Efeito Compton;
- Eficiência intrínseca para absorção total de energia;
- Atenuação devida aos materiais do detector.

Realiza também as seguintes conversões em grandezas dosimétricas:

- Número de eventos para unidades de fluência de fótons;
- Fluência de fótons para kerma no ar;
- Kerma no ar para equivalente de dose ambiente.

Além disso, o programa computacional RDM provê métodos de correção auxiliares para ruído eletrônico, radiação de fundo, empilhamento, atenuação e atenuação reversa. Mais do que isso, ele permite calcular, a partir do espectro de radiação incidente, a primeira, segunda e décima camadas semi-redutoras e a energia média do espectro de radiação. Corrige, ainda, os valores de taxa de exposição da câmara de ionização para os fatores de calibração, temperatura ambiente, pressão atmosférica e radiação de fuga, normalizando ou não estes valores pelo produto corrente anódica e tempo de exposição.

O programa computacional RDM disponibiliza três opções de arquivos de saída, arquivos com extensões do tipo \*.mca, formato do arquivo de aquisição do programa computacional que acompanha o conjunto espectrométrico da Amptek, e dos tipos \*.dat e \*.txt, que possuem o mesmo cabeçalho, porém diferente dos do tipo \*.mca, e informam os valores do número de contagens ou do número do canal e o número de contagens separados por um espaço, em diferentes linhas consecutivas, respectivamente. O cabeçalho dos arquivos com extensão \*.dat ou \*.txt informa, a partir dos dados de entrada, os seguintes parâmetros:

- *Voltage [kVp]*: Tensão aplicada ao tubo de raios X em [kV];
- *Mean Energy [keV]*: Energia média do espectro em [keV];
- *Additional Filtration [mmAl]*: Filtração adicional total em [mmAl];
- *Spectra HVL [mmAl]*: Primeira camada semi-redutora em [mmAl], calculada a partir do espectro, incrementando uma filtração adicional de lâminas de 1 $\mu$ m de alumínio 100% puro, utilizando a base de dados de coeficientes de atenuação em massa do programa XCOM<sup>[66]</sup>, disponibilizado pelo NIST;
- *Spectra second HVL [mmAl]*: Segunda camada semi-redutora em [mmAl], calculada a partir do espectro, incrementando uma filtração adicional de lâminas de 1 $\mu$ m de alumínio 100% puro, utilizando a base de dados de coeficientes de atenuação em massa do programa XCOM<sup>[66]</sup> disponibilizado pelo NIST;
- *Spectra TVL [mmAl]*: Camada decii-redutora em [mmAl], que atenua o feixe de radiação incidente para um décimo de sua intensidade, calculada a partir do espectro, incrementando uma filtração adicional de lâminas de 1 $\mu$ m de alumínio 100% puro, utilizando a base de dados de coeficientes de atenuação em massa do programa XCOM<sup>[66]</sup> disponibilizado pelo NIST;
- *Phantom*: Define o tipo de objeto simulador utilizado e qual a configuração de irradiação;
- *Scattering Angle [deg]*: Ângulo de medição da radiação secundária espalhada por objeto simulador em relação ao eixo do feixe primário de radiação;



- *Anodic Current [mA]*: Corrente anódica aplicada ao tubo de raios X em [mA];
- *Acquisition Time [s]*: Tempo de aquisição do espectro de radiação ou tempo de exposição;
- *mAs [mAs]*: Quantidade de carga aplicada ao tubo de raios X, produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição em [mAs];
- *Spectral Air Kerma [Gy/mAs]*: Kerma no ar calculado a partir das distribuições de altura de pulso, normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição;
- *Ion Chamber Air kerma [Gy/mAs]*: Kerma no ar medido com a câmara de ionização, corrigido para a radiação de fuga, temperatura ambiente, pressão atmosférica e fator de calibração, normalizada pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição;
- *Ion Chamber Percentual Air Kerma Difference [%]*: Diferença percentual entre o valor de kerma no ar calculado a partir da distribuição de alturas de pulso e a medida com a câmara de ionização, relativa à medida do kerma no ar com a câmara de ionização;
- *Spectral Ambient Equivalent Dose [Sv/mAs]*: Equivalente de dose ambiente,  $H^*(10)$ , calculado a partir da distribuição de alturas de pulso em unidades de kerma no ar utilizando os valores dos fatores de conversão de [Gy] para [Sv] indicados pelo relatório número 57 do ICRU, ICRU 57<sup>[1]</sup>, normalizado pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição;
- *Ion Chamber Ambient Equivalent Dose [Sv/mAs]*: Equivalente de dose ambiente,  $H^*(10)$ , calculado a partir da medida do kerma no ar com a câmara de ionização utilizando o fator de conversão constante de [Gy] para [Sv] de 1,14, normalizada pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição;
- *Ion Chamber Percentual AED Difference [%]*: Diferença percentual entre o valor do equivalente de dose ambiente,

$H^*(10)$ , calculado a partir da distribuição de alturas de pulso e a medida do  $H^*(10)$  com a câmara de ionização, relativa à medida do  $H^*(10)$  com a câmara de ionização;

- $E[\text{keV}] = (0,09281) \cdot Ch + (-0,4187)$ : Curva de calibração em energia utilizada para o sistema espectrométrico.

Para realizar múltiplas correções e conversões de unidades, o programa RDM toma como parâmetros de entrada os valores indicados pelas TAB. 4.11 e TAB. 4.12, salvos em um documento do tipo texto. O ANEXO I apresenta a listagem completa do programa computacional RDM desenvolvido neste trabalho.

#### 4.1.9.1 Correção para ruído eletrônico

O ruído eletrônico é ocasionado pela instabilidade dos circuitos eletrônicos do sistema de espectrometria, causados por variações da temperatura ou ainda flutuações na rede elétrica. Este tipo de ruído pode ser observado no espectro de radiação como um espectro contínuo distribuído em uma faixa de energias pré-definida.

O manual do sistema de espectrometria da Amptek Inc. declara que o detector CZT, utilizando o amplificador PX2T-CZT e o analisador multicanal MCA 8000 A, possui um ruído eletrônico, distribuído na faixa de energias compreendida entre 10 keV e 1 MeV, de 0,005 cps.

Desta forma, a correção para o ruído eletrônico realizada pelo programa computacional RDM, remove da distribuição de alturas de pulso obtida, ponderando por energia e pelo tempo de aquisição do espectro, a taxa de contagens declarada pelo manual do sistema espectrométrico da Amptek Inc.

#### 4.1.9.2 Correção para a fração de escape de raios X característicos do detector

O programa computacional RDM realiza a correção para a fração de escape de raios X característicos dos materiais do detector com base na função determinada no item 4.1.7. Basicamente, a quantidade de fótons incidentes de uma dada energia que provavelmente não depositam totalmente sua energia no detector é removida do espectro incidente no detector. Esta correção é realizada

para cada canal da distribuição de alturas de pulso, da maior para a menor energia, para todos os canais. Esta correção pode ser descrita segundo a função (4.29).

$$S(E - E_k) = N(E) * \left( y_0 + A_1 e^{\left( \frac{-E}{t_1} \right)} \right) \quad (4.29)$$

Onde  $S(E - E_k)$  é o número de contagens corrigido do canal de energia  $E$  menos o da energia dos raios X característicos  $E_k$ , e  $N(E)$  é o número de contagens no canal de energia  $E$ .

Esta correção é aplicada duas vezes para o caso dos detectores de CdZnTe, uma para a correção dos raios X característicos do cádmio e outra para os do telúrio. O programa computacional RDM permite que este método de correção seja aplicado até um máximo de seis vezes, dependendo do tipo de detector.

#### 4.1.9.3 Correção para o efeito Compton

A correção para efeito Compton é realizada a partir dos coeficientes de atenuação em massa para os espalhamentos incoerente e total, provenientes da interpolação da base de dados do programa XCOM<sup>[66]</sup> do NIST.

O programa computacional RDM interpola a base de dados do programa XCOM<sup>[66]</sup> da mesma forma que ele o faria. As seções de choque para os espalhamentos coerente, incoerente e total são realizadas por meio de uma interpolação de uma função *spline* cúbica log-log como função dos valores de energia. As seções de choque para efeito fotoelétrico são interpoladas, para energias maiores que a da borda K, por meio de uma *spline* cúbica log-log como função da energia; para energias menores que a borda k, a interpolação é aplicada ao logaritmo de cada seção de choque, para cada subcamada separadamente, ajustada como uma função linear do logaritmo da energia do fóton. As seções de choque para a produção de pares, o valor ajustado é o logaritmo do valor de  $(1 - E/E')^3 \cdot \sigma_{\text{PAIR}}(E)$ , onde  $E$  é a energia do fóton,  $E'$  é a energia de transição para a produção de pares e  $\sigma_{\text{PAIR}}(E)$  é a seção de choque para produção de pares numa dada energia  $E$ . Este ajuste é realizado separadamente para a produção de pares, no campo do núcleo atômico,



( $E = 1,022$  MeV) e no campo dos elétrons atômicos, ( $E = 2,044$  MeV). Além disso, a exemplo do programa computacional XCOM<sup>[66]</sup>, o programa computacional RDM realiza as mesmas interpolações das seções de choque para materiais ou compostos.

O programa computacional RDM primeiramente define e calcula uma eficiência para a ocorrência de efeito Compton, baseado nas seções de choque ou coeficientes de atenuação em massa para espalhamento incoerente e total,  $\eta_C$ , no detector. A eficiência para efeito Compton pode ser descrita segundo a relação (4.30).

$$\eta_C(E) = \frac{[(\mu/\rho)_C(E)]}{[(\mu/\rho)_T(E)]} \left[ 1 - e^{-((\mu/\rho)_T(E))(\rho_{CZT})t} \right] \quad (4.30)$$

Onde  $(\mu/\rho)_C$  e  $(\mu/\rho)_T$  são os coeficientes de atenuação em massa para o material do detector CZT composto pelas frações em massa dos elementos  $Cd_{0,45}$ ,  $Zn_{0,05}$  e  $Te_{0,5}$ , para cada energia  $E$ ,  $t$  é a espessura do material do detector CZT.

Desta forma, a correção do espectro medido,  $N(E)_m$ , para o efeito Compton no detector, é realizada conforme mostra a relação (4.31).

$$N(E) = N(E)_m - \left[ \sum_{E_c = \frac{2E}{(2E+511)}}^0 \left( N(E_c)_m - \frac{(N(E)_m \cdot \eta_C(E)) \cdot (2E+511)}{2E^2 \cdot \eta_F(E)} \right) \right] \quad (4.31)$$

Onde  $N(E)$  é o número de eventos corrigido de energia  $E$ ,  $E_C$  é o valor da maior energia do elétron espalhado por efeito Compton e  $\eta_F(E)$  é a eficiência intrínseca para absorção total de energia, descrita conforme a relação (4.24).

#### 4.1.9.4 Correção para a eficiência intrínseca para absorção total de energia

A correção para eficiência intrínseca para absorção total de energia é realizada a partir dos coeficientes de atenuação em massa para efeito fotoelétrico e total, também provenientes da interpolação da base de dados do programa XCOM<sup>[66]</sup> do NIST, como descrito anteriormente no item 4.1.9.3.

O programa computacional RDM primeiramente define e calcula uma eficiência para absorção por efeito fotoelétrico, baseado nas seções de choque ou coeficientes de atenuação em massa para efeito fotoelétrico e total,  $\eta_F(E)$ , conforme descrito pela relação (4.25). A eficiência intrínseca para absorção total de energia é então calculada, para cada energia da distribuição de alturas de pulso, a partir das relações (4.27) e (4.24), determinadas no item 4.1.6.3.

#### 4.1.9.5 Correção para a atenuação devida aos materiais do detector

Para que seja possível se obter o espectro da radiação X incidente no detector como um todo, é necessário corrigir o espectro obtido pela atenuação devida aos materiais dispostos entre o detector e a superfície externa da janela dele.

Desta forma, o programa computacional RDM realiza a correção para a atenuação devida aos materiais do detector, o ar entre o detector e a janela de berílio e à própria janela de berílio, conforme descreve a função (4.32).

$$N(E) = \frac{N(E)_m}{e^{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{ar} \cdot \rho_{ar} \cdot t_{ar}} \cdot e^{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{Be} \cdot \rho_{Be} \cdot t_{Be}}} \quad (4.32)$$

Onde  $N(E)$  é o número de eventos corrigido de energia  $E$ ,  $N(E)_m$  é o número de eventos medido,  $(\mu/\rho)_{ar}$  e  $(\mu/\rho)_{Be}$  são os coeficientes de atenuação em massa para o ar e para o berílio,  $\rho_{ar}$  e  $\rho_{Be}$  as densidades do ar e do berílio e  $t_{ar}$  e  $t_{Be}$  as espessuras de ar e de berílio.

Esta correção é a denominada atenuação reversa, ou seja, este método reintegra ao espectro obtido os eventos que interagiram com os materiais entre a janela do detector e o detector em si.

O programa computacional RDM permite realizar múltiplas correções de atenuação reversa, limitado inicialmente ao número de seis correções para diferentes tipos de materiais ou compostos.

#### 4.1.9.6 Conversão do espectro em unidades de fluência de fótons

Por definição, fluência,  $\phi$ , é a quantidade de partículas incidentes por unidade de área,  $\partial N$ , numa esfera de área transversal  $\partial A$ , conforme mostra a relação (4.33). Desta forma, o programa computacional RDM converte as

distribuições de alturas de pulso em fluência dividindo, para cada canal de energia, o número total de eventos pela área irradiada do detector. Esta rotina toma como argumentos de entrada a área irradiada do detector, que depende somente do diâmetro do colimador utilizado.

$$\phi(E_c) = \frac{N(E_c)}{A} \quad (4.33)$$

Onde  $\phi(E_c)$  é a fluência para o canal de energia  $E$ ,  $N(E_c)$  é o número de contagens do canal de energia  $E_c$  e  $A$  é a área irradiada do detector.

Além disso, o programa computacional RDM disponibiliza a opção de normalizar os valores de fluência pela quantidade de carga aplicada, o produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição.

#### 4.1.9.7 Conversão do espectro em unidades de kerma no ar

A conversão para unidades de kerma no ar é realizada a partir da distribuição de alturas de pulso em unidades de fluência. O kerma no ar calculado para o espectro,  $K_{ar}$ , é o somatório de todos os valores individuais de kerma no ar para cada canal de energia  $E$ . Além disso, é possível normalizar estas conversões pela quantidade de carga, o produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição,  $I_a \cdot t_e$ , [mAs], conforme mostra a relação (4.34).

$$K_{ar} = \frac{\int_{E=0}^{E_{max}} 1,602 \cdot 10^{-19} \cdot \phi_{E_c} \cdot E_c \cdot \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{ar} dE}{I_a \cdot t_e} \quad [\text{Gy} \cdot \text{mAs}^{-1}] \quad (4.34)$$

Onde  $\phi_{EC}$  é a fluência para a energia  $E_c$ ,  $E_c$  é a energia do canal em unidades de [keV],  $I_a \cdot t_e$  é o produto da corrente anódica pelo tempo de exposição e  $(\mu_{tr}/\rho)_{ar}$  é o coeficiente de transferência de energia em massa para o ar.

Os dados tabelados para os coeficientes de transferência de energia em massa para o ar são fornecidos pelo NIST em sua publicação NISTIR 4812<sup>[69]</sup>. Os valores dos coeficientes de transferência de energia em massa para o ar são interpolados pelo programa computacional RDM, para energias maiores que a borda  $k$ , por meio de uma função *spline* cúbica log-log como função da energia e, para energias menores que a borda  $k$ , a interpolação é aplicada ao logaritmo de

cada seção de choque, para cada subcamada separadamente, ajustada como uma função linear do logaritmo da energia do fóton.

#### 4.1.9.8 Conversão do espectro em unidades de equivalente de dose ambiente

A conversão do espectro em unidades de equivalente de dose ambiente,  $H^*(10)$ , é realizada por meio de uma interpolação dos valores dos coeficientes de conversão de [Gy] para [Sv] fornecidos pela tabela A 21, anexo 2, do relatório número 57<sup>[1]</sup> do ICRU, utilizando uma função *spline* cúbica. A FIG. 4.16 mostra a interpolação dos dados da tabela A 21 por uma *spline* cúbica realizada pelo programa computacional RDM.

Desta forma, o programa computacional RDM calcula a contribuição de cada canal em energia do espectro medido, previamente convertido em unidades de kerma no ar, para o valor do equivalente de dose ambiente,  $H^*(10)$ , do espectro. O  $H^*(10)$  do espectro é o somatório de todas as contribuições individuais de cada canal.

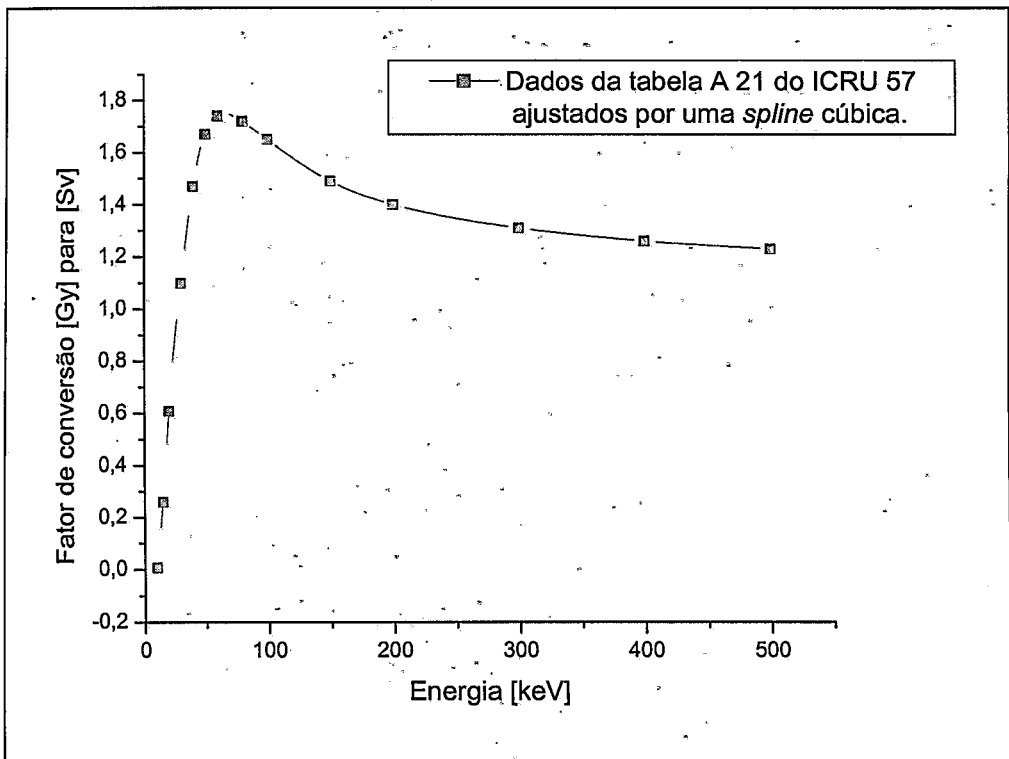


FIGURA 4.16 – Ajuste de uma *spline* cúbica aos fatores de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente apresentados pela tabela A 21, anexo 2, do ICRU 57<sup>[1]</sup>.

## 4.2 Segunda Parte

A segunda parte deste capítulo 4 apresenta os resultados e as avaliações das medições dos espectros da radiação X primários, transmitidos e secundários espalhados por objetos simuladores antropomórfico e geométrico, em diversas condições geométricas e de irradiação, além da determinação de suas frações de espalhamento.

### 4.2.1 Espectros primários

As FIG. 4.17, FIG. 4.18, FIG. 4.19 e FIG. 4.20 mostram os espectros da radiação X primários produzidos pelo equipamento de raios X industrial fabricado pela Philips modelo MGC 40 com gerador MG 325 e tubo de raios X MCN 323, medidos com o conjunto espectrométrico da Amptek Inc. utilizando o detector CZT, a uma distância de 6 m do ponto focal ou mancha focal. Os espectros foram corrigidos e convertidos em unidades de fluência de fótons, normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição,  $I_a \cdot t_e$ , utilizando o programa computacional RDM, com uma filtração fixa de 3 mmAl e para as qualidades de feixe de radiação RQR padronizadas segundo a norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, para os colimadores 6 e 8, que produzem campos de radiação a 1 m do ponto focal de 104 cm<sup>2</sup> e 400 cm<sup>2</sup>, respectivamente.

Como dito anteriormente, os espectros da radiação X para as qualidades do feixe de radiação RQR 5, RQR 6 e RQR 7, definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, possuem a mesma filtração adicional de 3 mmAl que os espectros de 60, 70 e 80 kVp que utilizam uma filtração fixa de 3 mmAl, sendo portanto coincidentes e não apresentados nas FIG. 4.19 e FIG. 4.20.







#### 4.2.2 Avaliação dos espectros primários

Com os resultados obtidos, apresentados pelas FIG. 4.17 a FIG. 4.20, é possível visualizar a dependência da taxa de produção de fótons com a energia máxima do espectro de radiação e praticamente nenhuma diferença na homogeneidade do campo de radiação para os diferentes tamanhos de campo de radiação utilizados além da dependência com a filtração utilizada.

A verificação da forma dos espectros primários da radiação X, após a correção, pode ser realizada por meio de uma comparação com espectros medidos por outros detectores. A FIG. 4.21 mostra uma comparação entre os espectros primários da radiação X com uma filtração fixa de 3 mmAl, utilizando o colimador número 8, e espectros da radiação X do feixe primário medidos nos laboratórios do PTB com detector de HPGe, coincidentemente, com o mesmo sistema emissor de radiação X Philips modelo MGC 40 com gerador MG 325 e tubo de raios X MCN 323. Estes espectros da radiação X foram gentilmente cedidos por Büermann<sup>[70]</sup> para estas comparações. Entretanto, os espectros medidos com o detector HPGe foram realizados utilizando uma filtração fixa de 2,5 mmAl em uma geometria de feixe estreito, micrométrico.

A concordância entre os espectros é boa se forem levadas em conta as diferenças nas filtrações adicionais utilizadas em cada caso e o fato dos espectros medidos com HPGe estarem suavizados, ou seja, cada ponto representa uma média do número de contagens dos canais em energia adjacentes. As diferenças devido às filtrações podem ser observadas na região de baixas energias, abaixo de 40 keV, pela diferença de intensidades e pelo deslocamento da energia do pico máximo do *bremmstrahlung* na direção de energias mais altas, “endurecendo” o espectro de radiação. Além disso, nesta faixa de energias, é possível verificar o efeito da correção para eficiência para absorção total de energia para o detector CZT utilizando a função (4.24). Esta correção depende fortemente da calibração em energia do espectro de alturas de pulso, pois a função que interpola os coeficientes de atenuação em massa para absorção por efeito fotoelétrico ou total possui descontinuidades nas bordas de absorção dos materiais do detector CZT. Desta forma, as descontinuidades nas distribuições de altura de pulso abaixo de 40 keV podem ser atribuídas a alguns fatores que foram desprezados na determinação da curva de calibração em energia para o detector CZT.



e determinadas a partir dos espectros de radiação X medidos com as qualidades RQR, e a avaliação das diferenças entre os valores de kerma no ar medido com uma câmara de ionização e determinado a partir dos espectros da radiação X medidos.

#### 4.2.2.1 Avaliação da primeira camada semi-redutora para espectros primários com qualidades RQR

A avaliação das diferenças entre os valores da primeira camada semi-redutora determinadas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup> e determinadas a partir dos espectros de radiação X medidos só pode ser obtida a partir dos espectros da radiação X que utilizam as qualidades RQR, pois não foram realizadas medições da primeira camada semi-redutora para os espectros medidos que utilizavam uma filtração fixa de 3 mmAl. A TAB. 4.14 e a TAB. 4.15 apresentam os valores da primeira camada semi-redutora indicados pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup> para as qualidades da radiação RQR e os valores da primeira e segunda camadas semi-redutoras, além do coeficiente de homogeneidade do espectro de radiação e a espessura da camada de material em [mmAl] que reduz o kerma no ar do espectro a um décimo do seu valor inicial, para os colimadores 6 e 8 respectivamente. A avaliação da primeira camada semi-redutora é um bom indicador da forma do espectro de radiação X, normalmente utilizado para definir qualidades de radiação para comparações interlaboratoriais.

**TABELA 4.14 – Comparação entre os valores da primeira camada semi-redutora, 1ª CSR, indicados pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup> para as qualidades RQR da radiação e os valores da 1ª CSR obtidos a partir dos espectros primários da radiação X medidos, utilizando o colimador número 8 e o programa computacional RDM. Adicionalmente, são apresentados os valores da 2ª CSR, o coeficiente de homogeneidade e a espessura de material que reduz o kerma no ar incidente a um décimo,  $I_0/10$ .**

Qualidade IEC 1267	Tensão [kVp]	Energia média $E_{mod}$ [kV]	1ª CSR IEC 1267 [mmAl]	1ª CSR [mmAl]	Dif. 1ª CSR [%]	2ª CSR [mmAl]	Coef. Homog.	$I_0/10$ [mmAl]
RQR 2	40	25,1	1,0	1,3	30,0	3,0	0,43	5,5
RQR 3	50	28,8	1,5	1,8	20,0	4,1	0,44	7,9
RQR 4	60	32,7	2,0	2,3	15,0	5,5	0,42	10,8
RQR 5	70	35,7	2,5	2,7	8,0	6,7	0,40	13,3
RQR 6	80	38,7	2,9	3,1	6,9	7,8	0,40	15,9
RQR 7	90	41,8	3,3	3,5	6,1	9,0	0,39	18,5
RQR 8	100	45,2	3,7	4,0	8,1	10,3	0,39	21,1
RQR 9	120	51,5	4,5	4,9	8,9	12,7	0,39	25,4
RQR 10	150	61,3	5,7	6,3	10,5	16,0	0,39	31,1

**TABELA 4.15 – Comparação entre os valores da primeira camada semi-redutora, 1ª CSR, indicados pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup> para as qualidades RQR da radiação e os valores da 1ª CSR obtidos a partir dos espectros primários da radiação X medidos, utilizando o colimador número 6 e o programa computacional RDM. Adicionalmente, são apresentados os valores da 2ª CSR, o coeficiente de homogeneidade e a espessura de material que reduz o kerma no ar incidente a um décimo,  $I_0/10$ .**

Qualidade	Tensão	Energia média	1ª CSR	1ª CSR	Dif.	2ª CSR	Coef. Homog.	$I_0/10$
IEC 1267	[kVp]	$E_{med}$ [kV]	IEC 1267 [mmAl]	[mmAl]	1ª CSR [%]	[mmAl]		[mmAl]
RQR 2	40	25,1	1,0	1,3	30,0	2,9	0,45	5,5
RQR 3	50	28,8	1,5	1,8	20,0	4,1	0,44	7,9
RQR 4	60	32,5	2,0	2,3	15,0	5,5	0,42	10,7
RQR 5	70	35,7	2,5	2,7	8,0	6,6	0,41	13,3
RQR 6	80	38,4	2,9	3,1	6,9	7,7	0,40	15,7
RQR 7	90	41,1	3,3	3,4	3,0	8,7	0,39	17,9
RQR 8	100	44,7	3,7	3,9	5,4	10,1	0,39	20,8
RQR 9	120	51,2	4,5	4,9	8,9	12,6	0,39	25,3
RQR 10	150	60,9	5,7	6,2	8,8	15,8	0,39	30,8

Os resultados obtidos mostram diferenças entre 3,0% (RQR 7, colimador 6) e 30% (RQR 2, colimador 8) para os valores das primeiras camadas semi-redutoras determinadas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup> e obtidas com o programa computacional RDM a partir dos espectros da radiação X medidos com o detector CZT Amptek. Estas diferenças são devidas principalmente a dois fatos: em primeiro lugar, a Norma IEC 1267<sup>[60]</sup> define o valor da filtração adicional a partir de valores entre 0,49 e 0,51 da relação entre  $I$  e  $I_0$ , como visto no item 4.1.2, e em segundo lugar, esta relação é determinada experimentalmente a partir da adição de filtros de alumínio de 0,1 mm de espessura com 99,9% de pureza.

Desta forma, as diferenças obtidas entre os valores da primeira camada semi-redutora podem ser atribuídas à determinação das qualidades RQR para este trabalho, ligeiramente comprometidas pela não disponibilidade de filtros de alumínio com 99,9% de pureza, foram determinadas com filtros de alumínio com 99,5% de pureza. Além disso, o programa computacional RDM utiliza filtros de alumínio 100% puro em espessuras de 1  $\mu$ m para a determinação da primeira camada semi-redutora e valores iguais a 0,5 para a relação entre  $I$  e  $I_0$ .

**4.2.2.2 Avaliação do kerma no ar e  $H^*(10)$  para os espectros primários**

A avaliação das diferenças entre os valores de kerma no ar e de equivalente de dose ambiente,  $H^*(10)$ , medidos com uma câmara de ionização e determinados pelo programa computacional RDM a partir dos espectros primários

da radiação X medidos é uma outra metodologia de verificação dos procedimentos de medição, correção e conversão de unidades das distribuições de alturas de pulso.

Para tanto, as TAB. 4.16, TAB. 4.17, TAB. 4.18 e TAB. 4.19 apresentam os valores de kerma no ar e de  $H^*(10)$  normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição, medidos com eletrômetro modelo 1515 e câmara de ionização de 180 cm<sup>3</sup> da Radcal Co. e calculados pelo programa RDM a partir dos espectros primários da radiação X medidos com o detector CZT da Amptek, utilizando os colimadores números 6 e 8, com as qualidades RQR e utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl. Os valores de kerma no ar e  $H^*(10)$  apresentados para a câmara de ionização foram determinados a partir dos valores de taxa de exposição e do fator de conversão de [Gy] para [Sv] constante, igual a 1,14. Os valores de taxa de exposição medidos pela câmara de ionização foram corrigidos para as condições normais de temperatura e pressão e radiação de fuga, além de levar em conta o fator de calibração.

**TABELA 4.16 – Tabela comparativa entre os valores de kerma no ar e  $H^*(10)$  normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição,  $I_a.t_e$ , medidos com eletrômetro modelo 1515 e câmara de ionização de 180 cm<sup>3</sup> da Radcal, determinados a partir dos valores de taxa de exposição e utilizando um fator de conversão de [Gy] para [Sv] constante de 1,14, e determinados utilizando o programa computacional RDM a partir dos espectros primários da radiação X, medidos com o detector CZT Amptek, utilizando o colimador número 6 e uma filtração fixa de 3 mmAl.**

Tensão de Ref.	Energia Média	kerma/ $I_a.t_e$ espectro	kerma/ $I_a.t_e$ C.I.	Incerteza do kerma da C.I.*	Dif. kerma	$H^*(10) / I_a.t_e$ com espectro	$H^*(10) / I_a.t_e$ com C.I.	Dif. $H^*(10)$
[kV]	[keV]	[μGy/mAs]	[μGy/mAs]	[%]	[%]	[μSv/mAs]	[μSv/mAs]	[%]
40	23,0	0,281	0,277	2,5	1,4	0,215	0,316	-32,0
50	25,5	0,579	0,511	3,1	13,3	0,496	0,583	-14,9
60	28,7	0,895	0,864	2,7	3,6	0,867	0,985	-12,0
70	32,6	1,18	1,10	3,2	7,3	1,29	1,26	2,4
80	37,7	1,48	1,50	3,2	-1,3	1,84	1,71	7,6
90	41,3	1,84	1,90	3,2	-3,2	2,43	2,17	12,0
100	44,9	2,30	2,35	3,1	-2,1	3,19	2,68	19,0
120	51,9	3,25	3,35	3,1	-3,0	4,77	3,82	24,9
150	61,5	4,98	4,97	3,1	0,2	7,58	5,66	33,9

\* As Incertezas apresentadas estão baseadas na incerteza padrão, multiplicada pelo fator de abrangência  $k=1$ , para um nível de confiança de 68%<sup>[44]</sup>.

**TABELA 4.17 – Tabela comparativa entre os valores de kerma no ar e  $H^*(10)$  normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição,  $I_a \cdot t_e$ , medidos com eletrômetro modelo 1515 e câmara de ionização de 180 cm<sup>3</sup> da Radcal, determinados a partir dos valores de taxa de exposição e utilizando um fator de conversão de [Gy] para [Sv] constante de 1,14, e determinados utilizando o programa computacional RDM a partir dos espectros primários da radiação X, medidos com o detector CZT Amptek, utilizando o colimador número 8 e uma filtração fixa de 3 mmAl.**

Tensão de Ref.	Energia Média	kerma/ $I_a \cdot t_e$ espectro	kerma/ $I_a \cdot t_e$ C.I.	Incerteza do kerma da C.I.*	Dif. kerma	$H^*(10) / I_a \cdot t_e$ com espectro	$H^*(10) / I_a \cdot t_e$ com C.I.	Dif. $H^*(10)$
[kV]	[keV]	[μGy/mAs]	[μGy/mAs]	[%]	[%]	[μSv/mAs]	[μSv/mAs]	[%]
40	22,6	0,286	0,287	2,5	-0,3	0,214	0,327	-34,6
50	25,5	0,582	0,529	3,1	10,0	0,499	0,603	-17,2
60	28,6	0,906	0,911	2,7	-0,5	0,875	1,04	-15,7
70	32,9	1,19	1,17	3,2	1,7	1,31	1,33	-1,5
80	37,1	1,56	1,59	3,2	-1,9	1,90	1,82	4,4
90	41,8	1,93	2,03	3,2	-4,9	2,56	2,31	10,8
100	46,1	2,40	2,51	3,1	-4,4	3,38	2,86	18,2
120	52,5	3,42	3,60	3,1	-5,0	5,04	4,11	22,6
150	61,9	4,92	5,13	3,1	-4,1	7,49	5,85	28,0

\* As Incertezas apresentadas estão baseadas na incerteza padrão, multiplicada pelo fator de abrangência  $k=1$ , para um nível de confiança de 68%<sup>[44]</sup>.

**TABELA 4.18 – Tabela comparativa entre os valores de kerma no ar e  $H^*(10)$  normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição,  $I_a \cdot t_e$ , medidos com eletrômetro modelo 1515 e câmara de ionização de 180 cm<sup>3</sup> da Radcal, determinados a partir dos valores de taxa de exposição e utilizando um fator de conversão de [Gy] para [Sv] constante de 1,14, e determinados utilizando o programa computacional RDM a partir dos espectros primários da radiação X, medidos com o detector CZT Amptek, utilizando o colimador número 6 e as qualidades RQR do feixe de radiação.**

Tensão de Ref.	Energia Média	kerma/ $I_a \cdot t_e$ espectro	kerma/ $I_a \cdot t_e$ C.I.	Incerteza do kerma da C.I.*	Dif. kerma	$H^*(10) / I_a \cdot t_e$ com espectro	$H^*(10) / I_a \cdot t_e$ com C.I.	Dif. $H^*(10)$
[kV]	[keV]	[μGy/mAs]	[μGy/mAs]	[%]	[%]	[μSv/mAs]	[μSv/mAs]	[%]
40	22,2	0,598	0,621	2,5	-3,7	0,429	0,707	-39,3
50	24,8	0,791	0,708	3,1	11,7	0,656	0,807	-18,7
60	28,5	0,959	0,931	2,7	3,0	0,922	1,06	-13,0
100	46,1	2,26	2,30	3,1	-1,7	3,18	2,62	21,4
120	52,9	3,20	3,24	3,1	-1,2	4,75	3,70	28,4
150	62,8	4,80	4,78	3,1	0,4	7,38	5,45	35,4

\* As Incertezas apresentadas estão baseadas na incerteza padrão, multiplicada pelo fator de abrangência  $k=1$ , para um nível de confiança de 68%<sup>[44]</sup>.

**TABELA 4.19 – Tabela comparativa entre os valores de kerma no ar e  $H^*(10)$  normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição,  $I_a.t_e$ , medidos com eletrômetro modelo 1515 e câmara de ionização de 180 cm<sup>3</sup> da Radcal, determinados a partir dos valores de taxa de exposição e utilizando um fator de conversão de [Gy] para [Sv] constante de 1,14, e determinados utilizando o programa computacional RDM a partir dos espectros primários da radiação X, medidos com o detector CZT Amptek, utilizando o colimador número 8 e as qualidades RQR do feixe de radiação.**

Tensão de Ref.	Energia Média	kerma/ $I_a.t_e$ espectro	kerma/ $I_a.t_e$ C.I.	Incerteza do kerma da C.I.*	Dif. kerma	$H^*(10) / I_a.t_e$ com espectro	$H^*(10) / I_a.t_e$ com C.I.	Dif. $H^*(10)$
[kV]	[keV]	[ $\mu$ Gy/mAs]	[ $\mu$ Gy/mAs]	[%]	[%]	[ $\mu$ Sv/mAs]	[ $\mu$ Sv/mAs]	[%]
40	21,9	0,615	0,633	2,5	-2,8	0,435	0,721	-39,7
50	24,4	0,807	0,735	3,1	9,8	0,656	0,838	-21,7
60	28,4	0,962	0,979	2,7	-1,7	0,921	1,12	-17,8
100	45,6	2,27	2,43	3,1	-6,6	3,17	2,77	14,4
120	52,6	3,22	3,42	3,1	-5,8	4,77	3,90	22,3
150	62,4	4,62	4,74	3,1	-2,5	7,09	5,41	31,1

\* As Incertezas apresentadas estão baseadas na incerteza padrão, multiplicada pelo fator de abrangência  $k=1$ , para um nível de confiança de 68%<sup>[44]</sup>.

Os valores de kerma no ar medidos com a câmara de ionização e determinados a partir dos espectros primários da radiação X apresentam diferenças entre 0,2% (150 kVp, 3mmAl, colimador 6) e 13,3% (50 kVp, 3mmAl, colimador 6), apresentando boa concordância quando são levadas em conta as incertezas envolvidas. Se não forem considerados os valores de kerma no ar dos espectros da radiação X para tensões de 50 kV, as diferenças entre os valores de kerma no ar diminuem para valores entre 0,2% e 6,5%. As discrepâncias nos valores de kerma no ar para tensões de 50 kV podem ser atribuídas à dependência energética da câmara de ionização nesta faixa de energias.

As diferenças obtidas entre os valores de  $H^*(10)$  concordam e complementam os resultados obtidos por Pereira e col.<sup>[71]</sup>, evidenciando a necessidade de utilização de um fator de conversão de [Gy] para [Sv] mais adequado para medições de  $H^*(10)$  com câmaras de ionização.

4.2.3 Espectros primários transmitidos por objeto simulador

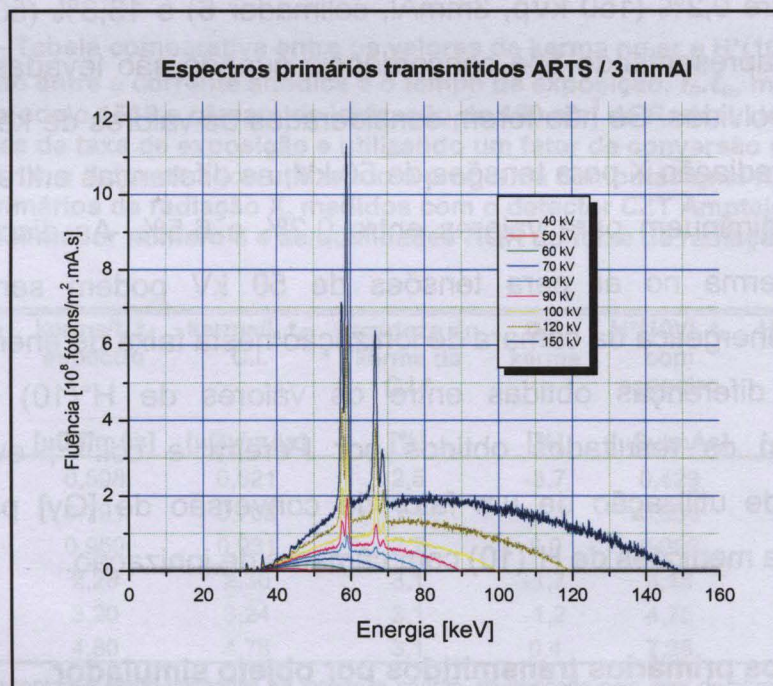
As FIG. 4.22 a FIG. 4.29 mostram os espectros da radiação X primários produzidos pelo equipamento de raios X industrial fabricado pela Philips modelo MGC 40 com gerador MG 325 e tubo de raios X MCN 323, transmitidos pelos objetos simuladores geométrico e antropomórfico, medidos com o conjunto



espectrométrico da Amptek Inc. utilizando o detector CZT, a uma distância de 1 m do ponto focal ou mancha focal, corrigidos e convertidos em unidades de fluência de fótons, normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição,  $I_a.t_e$ , utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e para as qualidades de feixe de radiação RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, para os colimadores 6 e 8.

É possível visualizar a dependência da taxa de produção de fótons com a energia máxima do espectro de radiação, o aumento do espalhamento incoerente na distribuição de alturas de pulso, gerado no interior do objeto simulador e uma dependência com a filtração utilizada.

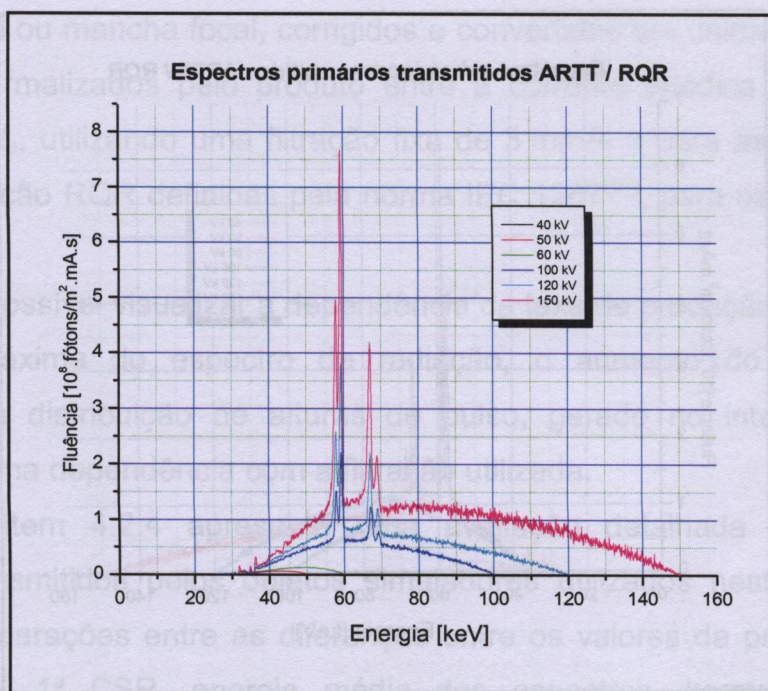
O item 4.2.4 apresenta uma avaliação detalhada dos espectros primários transmitidos pelos objetos simuladores utilizados neste trabalho por meio de comparações entre as diferenças entre os valores da primeira camada semi-redutora, 1ª CSR, energia média dos espectros, kerma no ar e do equivalente de dose ambiente,  $H^*(10)$ , comparando-se cada uma das configurações de irradiação dos objetos simuladores.



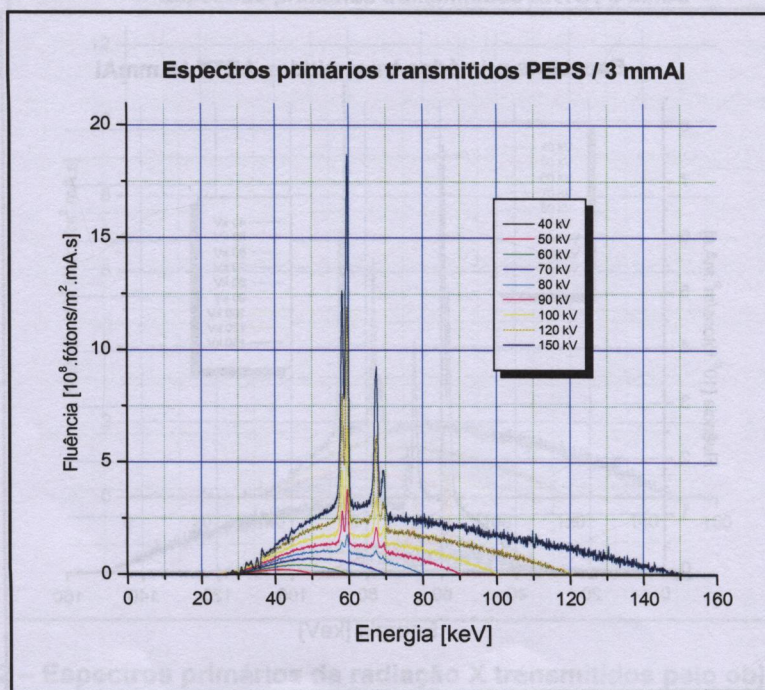
**FIGURA 4.22 – Espectros primários da radiação X transmitidos pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 104 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.**





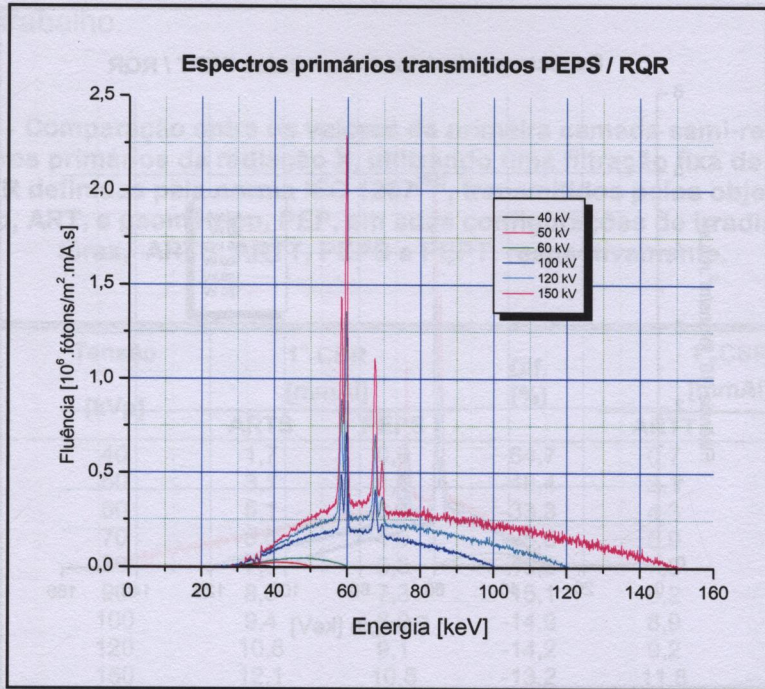


**FIGURA 4.25 – Espectros primários da radiação X transmitidos pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para as qualidades de radiação RQR e um campo de radiação de  $400 \text{ cm}^2$  incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.**

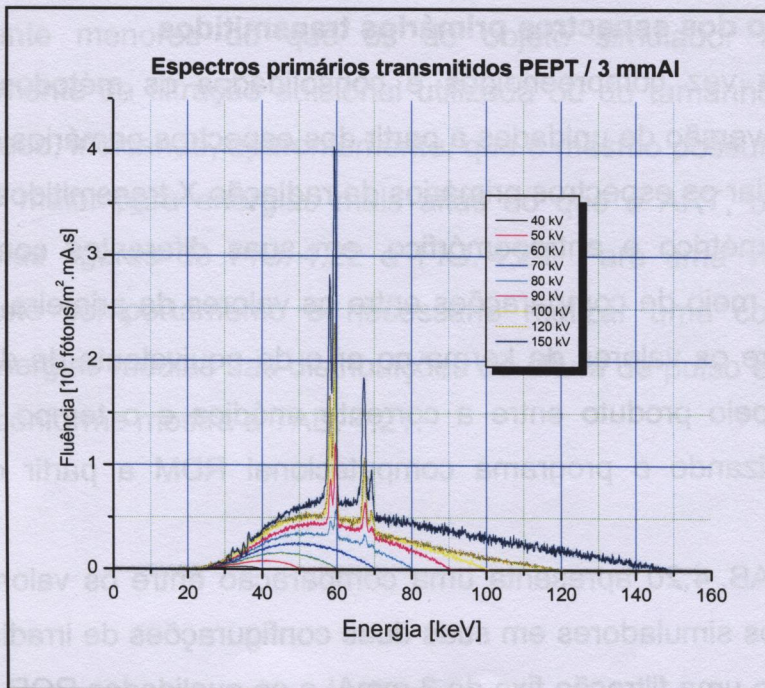


**FIGURA 4.26 – Espectros primários da radiação X transmitidos pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de  $400 \text{ cm}^2$  incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.**



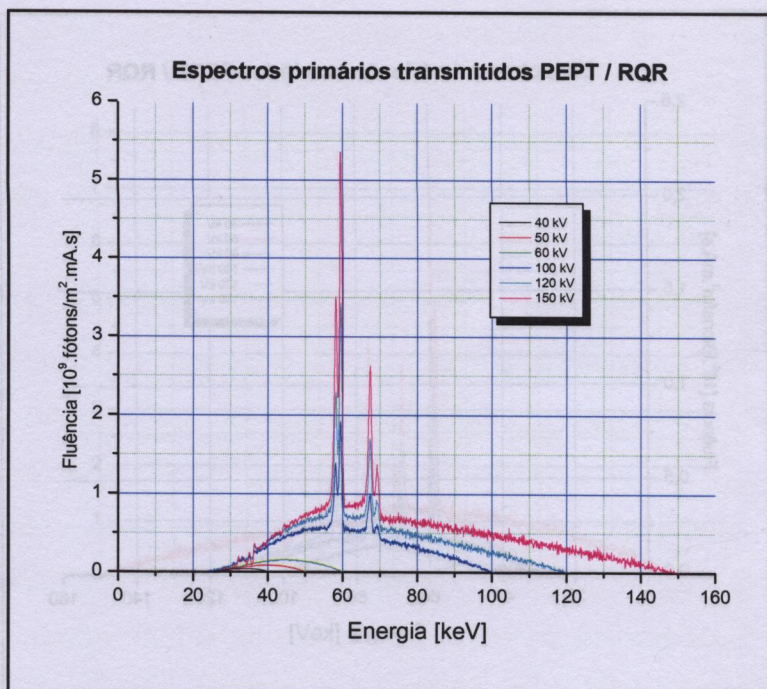


**FIGURA 4.27 – Espectros primários da radiação X transmitidos pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para as qualidades de radiação RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.**



**FIGURA 4.28 – Espectros primários da radiação X transmitidos pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.**





**FIGURA 4.29 – Espectros primários da radiação X transmitidos pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para as qualidades de radiação RQR e um campo de radiação de  $400 \text{ cm}^2$  incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.**

#### 4.2.4 Avaliação dos espectros primários transmitidos

Uma vez compreendidos e consolidados os métodos de medição, correção e conversão de unidades a partir dos espectros primários da radiação X, é possível avaliar os espectros primários da radiação X transmitidos pelos objetos simulador geométrico e antropomórfico, em suas diferentes configurações de irradiação, por meio de comparações entre os valores da primeira camada semi-redutora e entre os valores de kerma no ar e de equivalente de dose ambiente, normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição, calculados utilizando o programa computacional RDM a partir dos espectros medidos.

A TAB. 4.20 apresenta uma comparação entre os valores da 1ª CSR dos dois objetos simuladores em suas duas configurações de irradiação, crânio e tórax, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>. As diferenças percentuais apresentadas entre os valores da

1ª CSR são em relação ao objeto simulador antropomórfico, considerado um padrão neste trabalho.

TABELA 4.20 – Comparação entre os valores da primeira camada semi-redutora, 1ª CSR, dos espectros primários da radiação X, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, transmitidos pelos objetos simuladores antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de crânio e tórax, ARTS, ARTT, PEPS e PEPT, respectivamente.

Qualidade do feixe de radiação	Tensão [kVp]	1ª CSR [mmAl]		Dif. [%]	1ª CSR [mmAl]		Dif. [%]
		ARTS	PEPS		ARTT	PEPT	
3 mmAl	40	1,7	0,6	-64,7	0,7	0,5	-28,6
	50	3,1	1,6	-48,4	2,1	1,5	-28,6
	60	5,1	3,4	-33,3	4,3	2,9	-32,6
	70	6,6	4,9	-25,8	5,9	4,5	-23,7
	80	7,8	6,3	-19,2	7,3	5,8	-20,5
	90	8,6	7,3	-15,1	8,2	6,8	-17,1
	100	9,4	8,0	-14,9	8,9	7,2	-19,1
	120	10,6	9,1	-14,2	9,2	7,2	-21,7
	150	12,1	10,5	-13,2	11,8	9,4	-20,3
RQR 2	40	1,7	0,7	-58,8	0,8	0,7	-12,5
RQR 3	50	2,9	1,7	-41,4	2,1	1,3	-38,1
RQR 4	60	4,8	3,6	-25,0	4,5	2,7	-40,0
RQR 8	100	9,2	8,3	-9,8	8,9	7,5	-15,7
RQR 9	120	10,3	9,5	-7,8	9,9	8,5	-14,1
RQR 10	150	11,0	11,0	0,0	11,8	10,2	-13,6

O objeto simulador geométrico apresenta valores da 1ª CSR sistematicamente menores do que os do objeto simulador antropomórfico, independentemente da filtração adicional utilizada ou do tamanho do campo de radiação utilizado, indicando, aparentemente, que o mesmo possui um coeficiente de atenuação maior para energias mais altas do que o ART, o que pode ser observado pelas figuras de FIG. 4.22 a FIG. 4.29. Para uma verificação mais detalhada deste comportamento é necessário realizar uma comparação dos valores das energias médias das distribuições de altura de pulso entre os objetos simuladores, conforme mostra a TAB. 4.21.

**TABELA 4.21 – Comparação entre os valores da energia média dos espectros primários da radiação X, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, transmitidos pelos objetos simuladores antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de crânio e tórax, ARTS, ARTT, PEPS e PEPT, respectivamente.**

Qualidade do feixe de radiação	Tensão [kVp]	Energia média do espectro		Dif. [%]	Energia média do espectro		Dif. [%]
		[keV]			[keV]		
		ARTS	PEPS		ARTT	PEPT	
3 mmAl	40	28,3	22,5	-20,5	23,0	21,6	-6,1
	50	35,0	28,9	-17,4	31,0	27,9	-10,0
	60	44,5	37,8	-15,1	41,6	35,7	-14,2
	70	51,2	45,3	-11,5	48,9	43,4	-11,2
	80	56,9	51,8	-9,0	55,2	50,0	-9,4
	90	61,6	56,8	-7,8	60,0	55,1	-8,2
	100	66,2	60,9	-8,0	64,3	57,6	-10,4
	120	75,0	68,6	-8,5	68,5	60,0	-12,4
	150	88,7	80,1	-9,7	87,3	74,3	-14,9
RQR 2	40	27,9	22,4	-19,7	23,2	22,1	-4,7
RQR 3	50	34,5	28,9	-16,2	30,8	27,0	-12,3
RQR 4	60	43,5	38,7	-11,0	42,1	34,7	-17,6
RQR 8	100	65,3	62,0	-5,1	64,3	58,8	-8,6
RQR 9	120	73,6	70,2	-4,6	71,8	65,9	-8,2
RQR 10	150	82,5	83,2	0,8	87,5	78,6	-10,2

A TAB. 4.21 indica que as diferenças entre os valores da energia média das distribuições de altura de pulso para o ART e o PEP diminuem com o aumento do valor da energia média, o que mostra que o ART possui materiais que atenuam mais os fótons de baixas energias do que o PEP, provocando um deslocamento da energia média das distribuições de altura de pulso do ART na direção das energias mais altas.

A TAB. 4.22 apresenta uma comparação entre os valores de kerma no ar calculados pelo programa computacional RDM, a partir dos espectros primários da radiação X transmitidos pelos dois objetos simuladores, em suas duas configurações de irradiação, crânio e tórax, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>. As diferenças percentuais apresentadas entre os valores de kerma no ar são em relação ao objeto simulador antropomórfico.



TABELA 4.22 – Comparação entre os valores de kerma no ar, normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição,  $I_a \cdot t_e$ , calculados pelo programa computacional RDM, dos espectros primários da radiação X, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, transmitidos pelos objetos simuladores antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de crânio e tórax, ARTS, ARTT, PEPS e PEPT, respectivamente.

Qualidade do feixe de radiação	Tensão [kVp]	kerma no ar/I <sub>a</sub> .t <sub>e</sub>		Dif. [%]	kerma no ar/I <sub>a</sub> .t <sub>e</sub>		Dif. [%]
		[Gy/mAs]			[Gy/mAs]		
		ARTS	PEPS		ARTT	PEPT	
3 mmAl	40	5,7E-09	6,4E-08	1043	9,9E-09	3,4E-07	3334
	50	3,8E-08	2,3E-07	505	4,4E-08	1,0E-06	2173
	60	1,2E-07	4,7E-07	327	1,1E-07	1,9E-06	1627
	70	2,7E-07	8,1E-07	200	2,2E-07	3,1E-06	1309
	80	5,3E-07	1,4E-06	145	4,0E-07	4,7E-06	1075
	90	8,8E-07	2,0E-06	127	6,6E-07	6,8E-06	930
	100	1,4E-06	3,0E-06	114	1,0E-06	9,0E-06	800
	120	3,0E-06	5,1E-06	70	1,2E-06	1,1E-05	817
	150	6,1E-06	8,6E-06	41	4,2E-06	1,8E-05	329
RQR 2	40	7,7E-09	9,2E-08	1095	1,4E-08	4,8E-07	3329
RQR 3	50	4,3E-08	2,7E-07	543	5,2E-08	1,2E-06	2253
RQR 4	60	1,2E-07	4,9E-07	308	1,1E-07	2,0E-06	1718
RQR 8	100	1,3E-06	3,2E-06	146	9,8E-07	9,9E-06	900
RQR 9	120	2,5E-06	5,7E-06	124	1,7E-06	1,5E-05	782
RQR 10	150	2,8E-06	1,0E-05	270	4,2E-06	2,4E-05	471

Apesar dos valores da 1ª CSR do ART serem relativamente maiores que os do PEP, o PEP atenua muito menos o feixe de radiação incidente do que o ART. Isto significa dizer que o ART possui um coeficiente de atenuação muito maior do que o PEP em energias mais baixas, justificando o formato e o comportamento das distribuições de altura de pulso apresentadas nas figuras de FIG. 4.22 a FIG. 4.29 e na TAB. 4.21.

A TAB. 4.23 apresenta uma comparação entre os valores de equivalente de dose ambiente,  $H^*(10)$ , calculados pelo programa computacional RDM, a partir dos espectros primários da radiação X transmitidos pelos dois objetos simuladores, em suas duas configurações de irradiação, crânio e tórax, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>. As diferenças percentuais apresentadas entre os valores de  $H^*(10)$  são em relação ao objeto simulador antropomórfico.

As diferenças obtidas entre os valores de  $H^*(10)$  para o ART e o PEP diminuem ligeiramente na região de baixas energias quando comparadas com as



diferenças entre os valores de kerma no ar nesta mesma faixa de energias, evidenciando o efeito dos fatores de conversão de [Gy] para [Sv] indicados pelo ICRU 57<sup>[1]</sup>.

**TABELA 4.23 – Comparação entre os valores de equivalente de dose ambiente,  $H^*(10)$ , normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição,  $I_a.t_e$ , calculados pelo programa computacional RDM, dos espectros primários da radiação X, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, transmitidos pelos objetos simuladores antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de crânio e tórax, ARTS, ARTT, PEPS e PEPT, respectivamente.**

Qualidade do feixe de radiação	Tensão [kVp]	H*(10)/I <sub>a.t<sub>0</sub></sub> [Sv/mAs]		Dif. [%]	H*(10)/I <sub>a.t<sub>0</sub></sub> [Sv/mAs]		Dif. [%]
		ARTS	PEPS		ARTT	PEPT	
3 mmAl	40	5,5E-09	4,7E-08	755	7,5E-09	2,3E-07	2967
	50	4,6E-08	2,2E-07	378	4,6E-08	9,5E-07	1965
	60	1,7E-07	6,0E-07	253	1,5E-07	2,3E-06	1433
	70	4,3E-07	1,2E-06	179	3,4E-07	4,4E-06	1194
	80	8,9E-07	2,1E-06	139	6,6E-07	7,3E-06	1006
	90	1,5E-06	3,3E-06	120	1,1E-06	1,1E-05	900
	100	2,4E-06	5,0E-06	108	1,7E-06	1,5E-05	782
	120	5,0E-06	8,4E-06	68	2,0E-06	1,7E-05	750
	150	1,0E-05	1,4E-05	40	7,0E-06	2,9E-05	314
RQR 2	40	7,5E-09	6,7E-08	793	1,1E-08	3,4E-07	2991
RQR 3	50	5,1E-08	2,6E-07	410	5,4E-08	1,1E-06	1937
RQR 4	60	1,7E-07	6,4E-07	276	1,6E-07	2,3E-06	1338
RQR 8	100	2,2E-06	5,4E-06	145	1,7E-06	1,6E-05	900
RQR 9	120	4,2E-06	9,4E-06	129	2,9E-06	2,5E-05	762
RQR 10	150	4,6E-06	1,7E-05	270	6,9E-06	4,0E-05	480

4.2.5 Espectros secundários espalhados por objeto simulador

Todos os espectros secundários espalhados pelos objetos simuladores antropomórficos e geométricos foram obtidos a partir da medição dos espectros primários produzidos pelo equipamento de raios X industrial fabricado pela Philips modelo MGC 40 com gerador MG 325 e tubo de raios X MCN 323. Para tanto, foi utilizado o conjunto espectrométrico da Amptek Inc. com o detector CZT posicionado a uma distância de 1 m do centro do objeto simulador e este posicionado a 1 m do ponto focal ou mancha focal. As medições foram realizadas em diversos ângulos em relação ao eixo do feixe primário de radiação, corrigidos e convertidos em unidades de fluência de fótons, normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição,  $I_a.t_e$ , utilizando o programa computacional RDM, com uma filtração fixa de 3 mmAl e para as qualidades de feixe de radiação RQR padronizadas segundo a norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, para os

colimadores 6 e 8, que produzem campos de radiação a 1 m do ponto focal de  $104 \text{ cm}^2$  e  $400 \text{ cm}^2$ .

As FIG. 4.30 a FIG. 4.39 mostram os espectros secundários da radiação X espalhados pelo objeto simulador antropomórfico em sua configuração de irradiação de crânio para uma filtração fixa de 3 mmAl.

As FIG. 4.40 a FIG. 4.49 mostram os espectros secundários da radiação X espalhados pelo objeto simulador antropomórfico em sua configuração de irradiação de crânio para as qualidades RQR padronizadas segundo a norma IEC 1267<sup>[60]</sup>.

As FIG. 4.50 a FIG. 4.59 mostram os espectros secundários da radiação X espalhados pelo objeto simulador antropomórfico em sua configuração de irradiação de tórax para uma filtração fixa de 3 mmAl.

As FIG. 4.60 a FIG. 4.69 mostram os espectros secundários da radiação X espalhados pelo objeto simulador antropomórfico em sua configuração de irradiação de tórax para as qualidades RQR padronizadas segundo a norma IEC 1267<sup>[60]</sup>.

As FIG. 4.70 a FIG. 4.79 mostram os espectros secundários da radiação X espalhados pelo objeto simulador geométrico em sua configuração de irradiação de crânio para uma filtração fixa de 3 mmAl.

As FIG. 4.80 a FIG. 4.89 mostram os espectros secundários da radiação X espalhados pelo objeto simulador geométrico em sua configuração de irradiação de crânio para as qualidades RQR padronizadas segundo a norma IEC 1267<sup>[60]</sup>.

As FIG. 4.90 a FIG. 4.99 mostram os espectros secundários da radiação X espalhados pelo objeto simulador geométrico em sua configuração de irradiação de tórax para uma filtração fixa de 3 mmAl.

As FIG. 4.100 a FIG. 4.109 mostram os espectros secundários da radiação X espalhados pelo objeto simulador geométrico em sua configuração de irradiação de tórax para as qualidades RQR padronizadas segundo a norma IEC 1267<sup>[60]</sup>.

Como dito anteriormente, os espectros da radiação X para as qualidades do feixe de radiação RQR 5, RQR 6 e RQR 7, definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, possuem a mesma filtração adicional de 3 mmAl que os espectros

de 60, 70 e 80 kVp que utilizam uma filtração fixa de 3 mmAl, sendo portanto coincidentes e não apresentados.

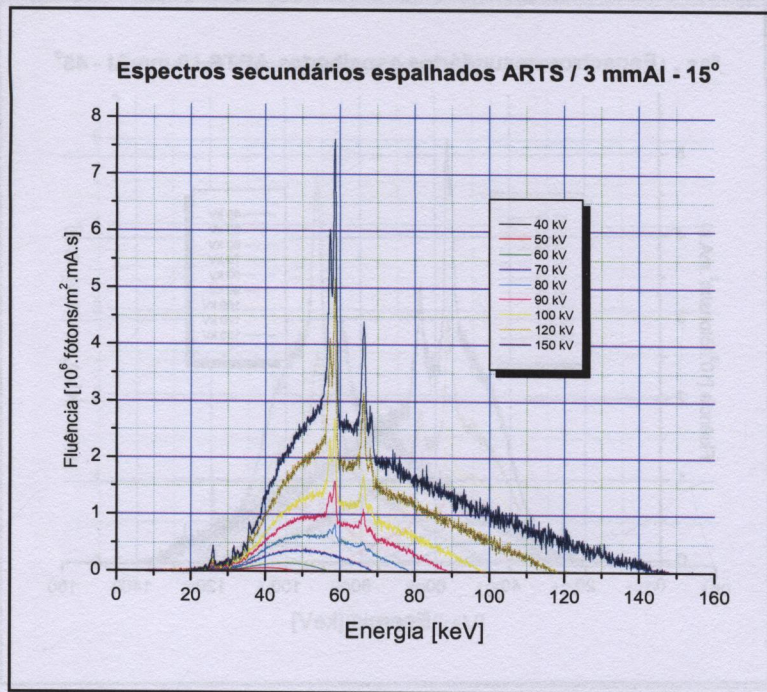
Em todos os casos apresentados pelas FIG. 4.30 a FIG. 4.109 é possível notar a dependência do valor da energia máxima da distribuição de alturas de pulso com o ângulo em relação ao eixo do feixe primário de radiação; ela diminui com o aumento do ângulo, o que era teoricamente esperado devido ao efeito de múltiplos espalhamentos por efeito Compton e à baixa probabilidade de ocorrência de espalhamento coerente.

Além disso, é possível observar a presença de um espectro contínuo na região de baixas energias nas distribuições de alturas de pulso, até 30 keV, evidenciado em ângulos maiores do que 45° também devido ao espalhamento Compton no interior do objeto simulador e à dependência na produção da radiação com a tensão de aceleração do tubo de raios X e com a filtração utilizada.

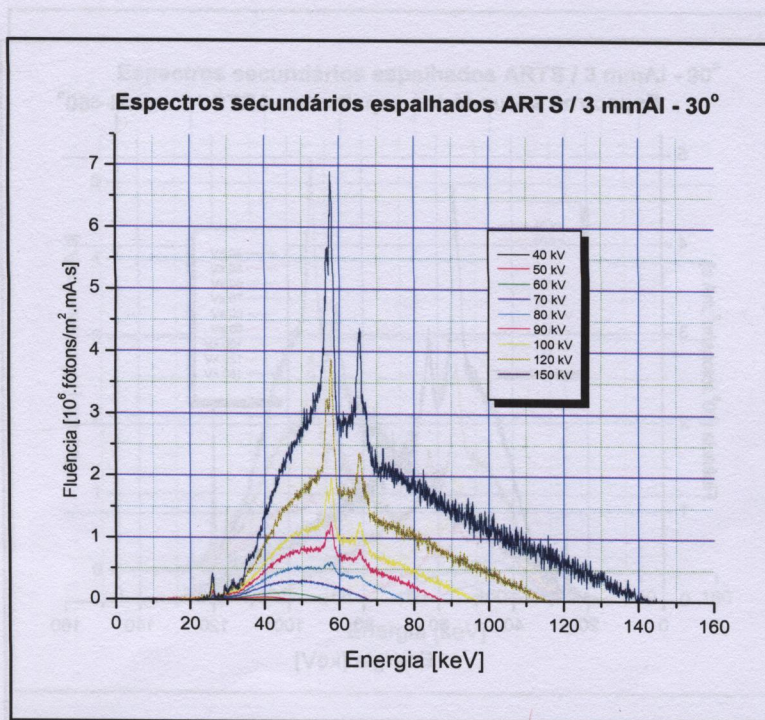
Os espectros secundários da radiação X espalhados pelo objeto simulador antropomórfico em suas duas configurações de irradiação apresentam dois picos nas energias de 26,36 keV e de 29,72 keV que não aparecem nos espectros espalhados do objeto simulador geométrico. Estes picos de energia resultam da fluorescência de raios X, linhas  $K_{\alpha}$  e  $K_{\beta}$ , de um dos materiais utilizados na construção do objeto simulador antropomórfico, o antimônio,  $^{51}\text{Sb}$ , apesar de representar apenas 0,22% da massa total do objeto simulador, ver TAB. 3.2.

O item 4.2.6 realiza uma avaliação detalhada dos espectros secundários espalhados pelos objetos simuladores utilizados neste trabalho por meio de comparações entre as diferenças entre os valores da primeira camada semi-redutora, 1ª CSR, energia média dos espectros, kerma no ar e do equivalente de dose ambiente,  $H^*(10)$ , comparando cada uma das configurações de irradiação dos objetos simuladores.



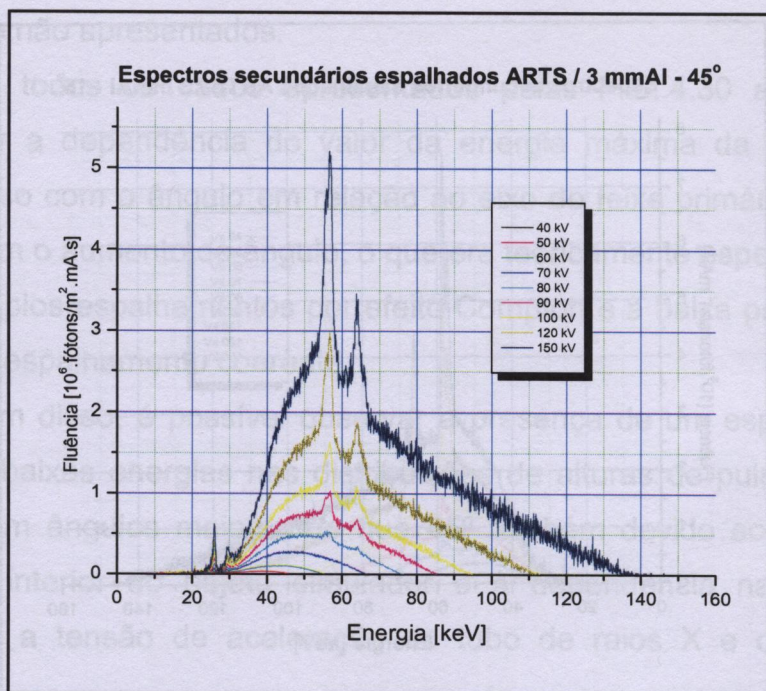


**FIGURA 4.30 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 15° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 104 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.**

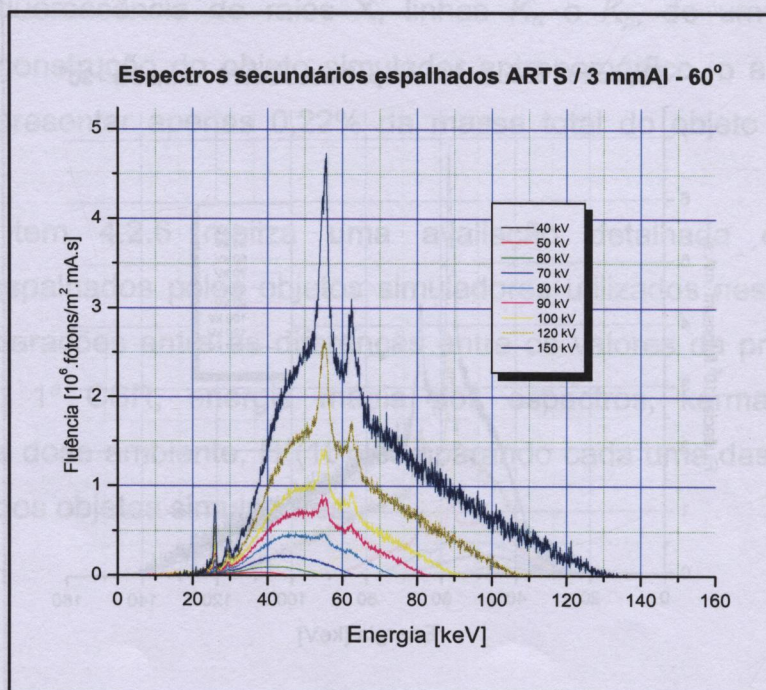


**FIGURA 4.31 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 30° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 104 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.**



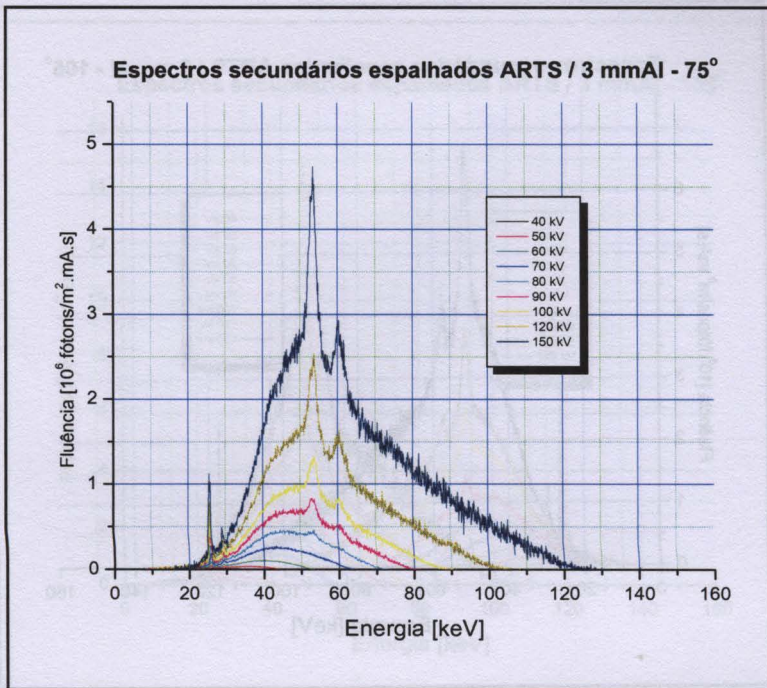


**FIGURA 4.32** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 45° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 104 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

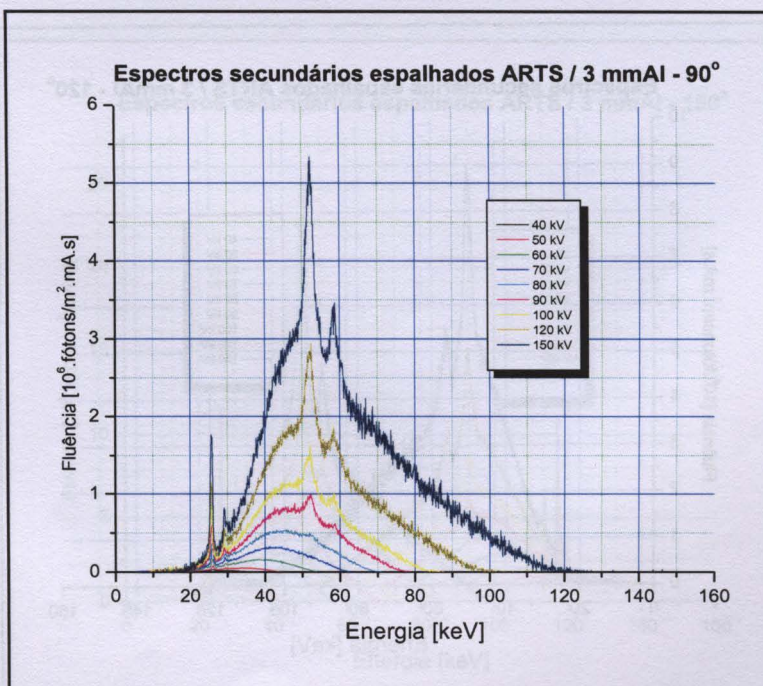


**FIGURA 4.33** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 60° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 104 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



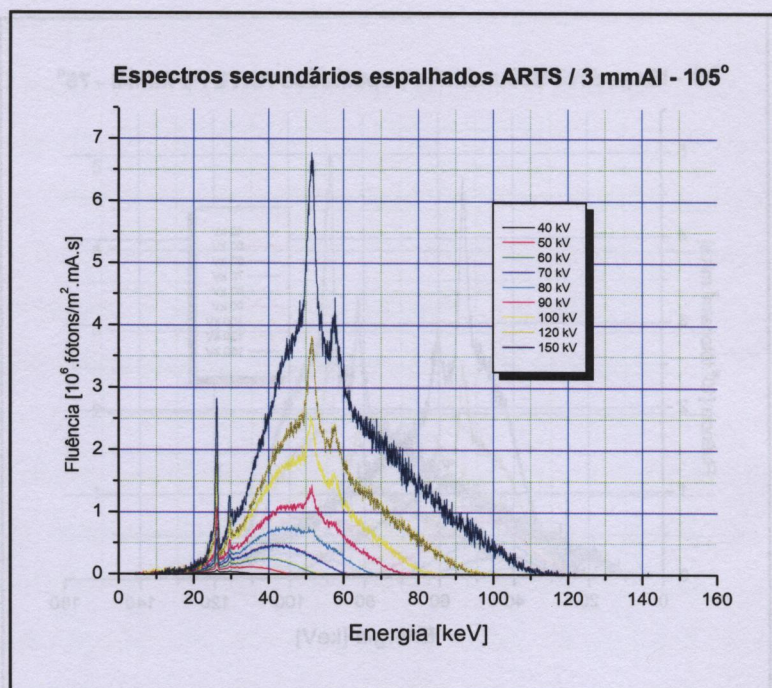


**FIGURA 4.34** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 75° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 104 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

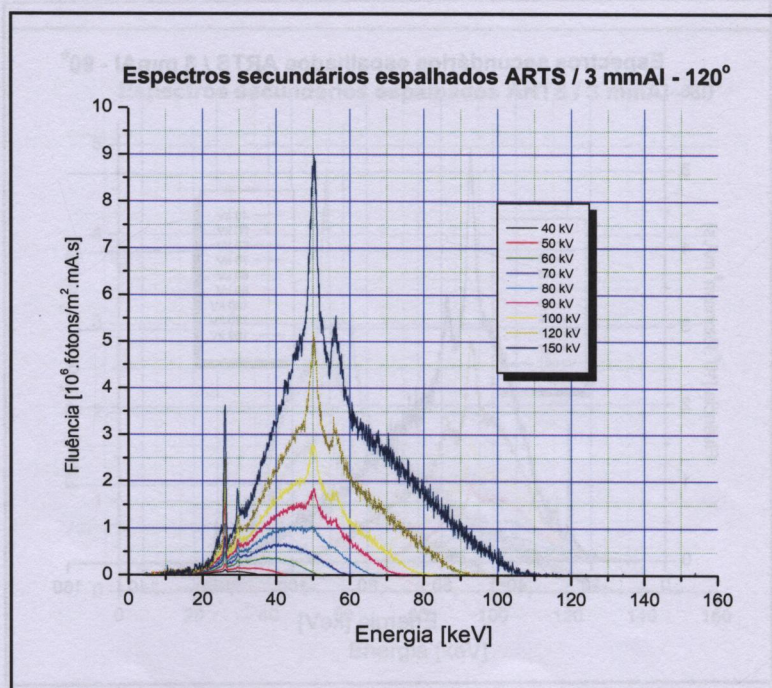


**FIGURA 4.35** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 90° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 104 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



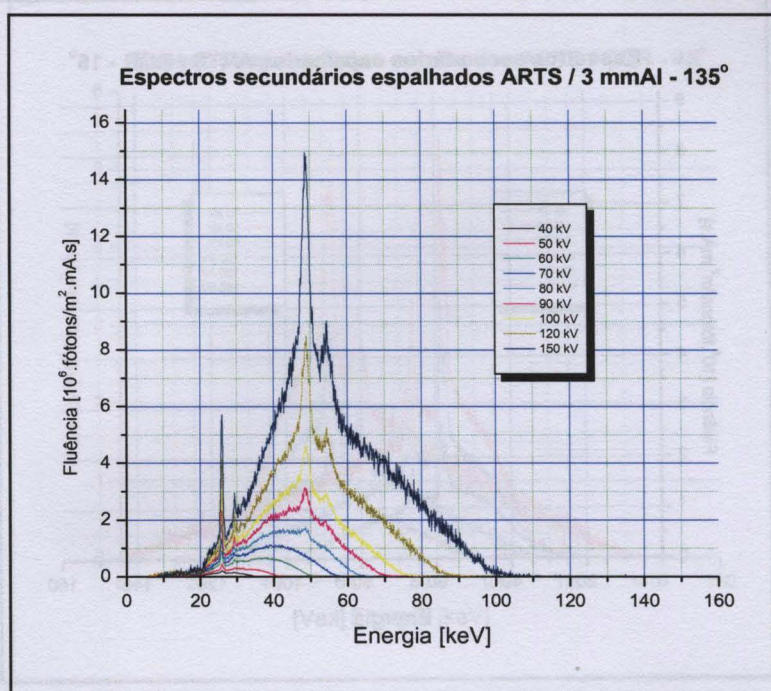


**FIGURA 4.36** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 105° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 104 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

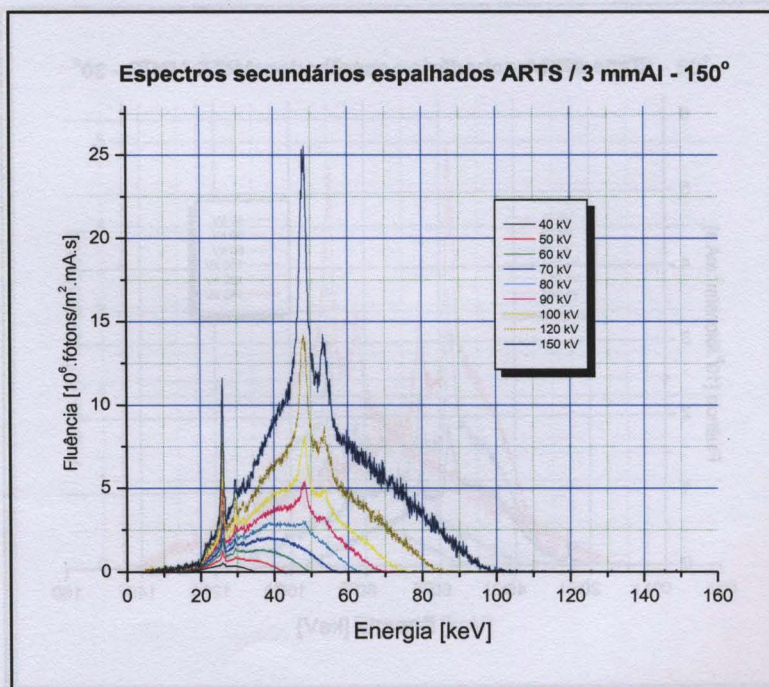


**FIGURA 4.37** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 120° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 104 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



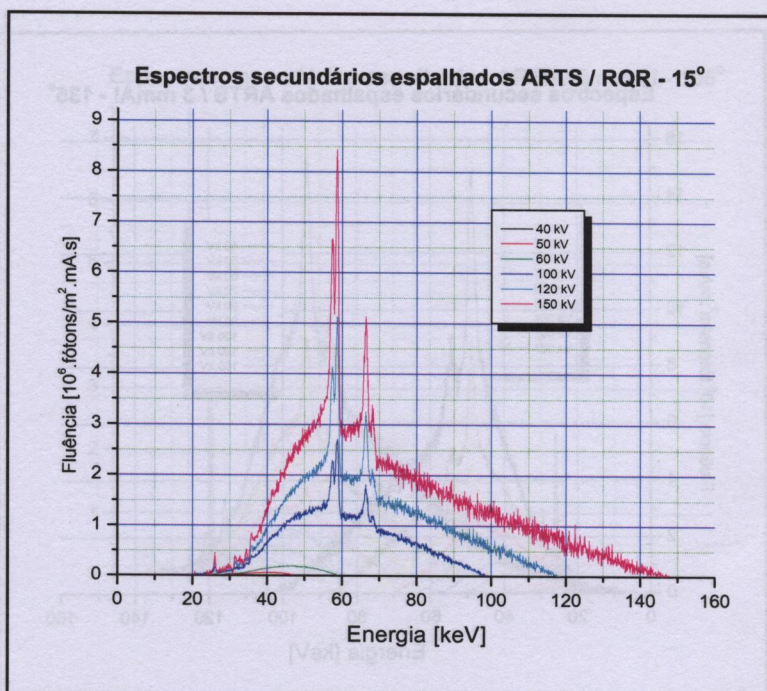


**FIGURA 4.38 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 135° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 104 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.**

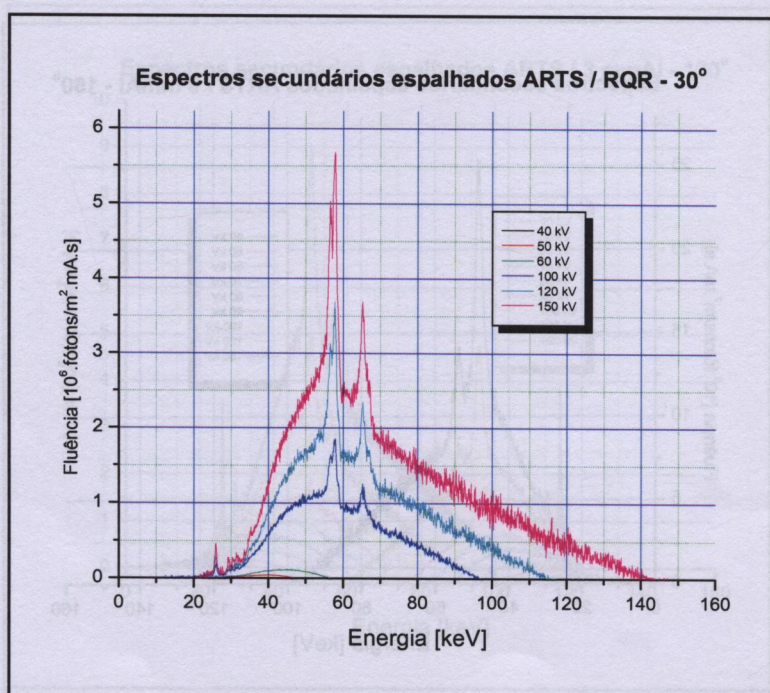


**FIGURA 4.39 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 150° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 104 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.**



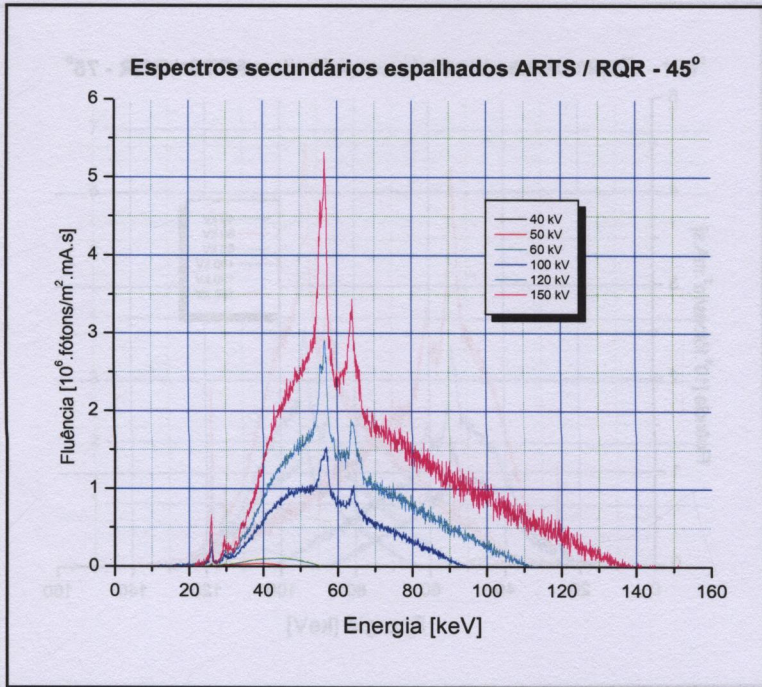


**FIGURA 4.40** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 15° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 104 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

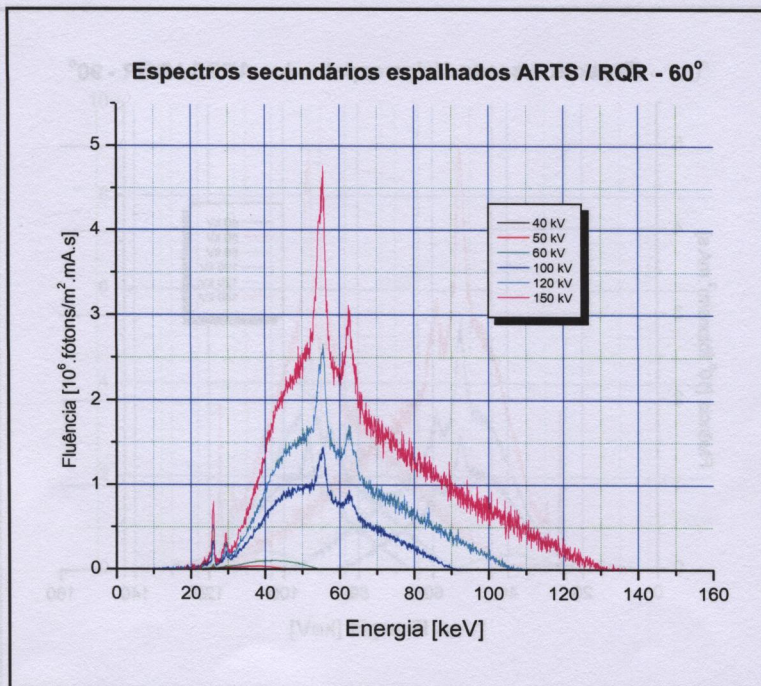


**FIGURA 4.41** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 30° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 104 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



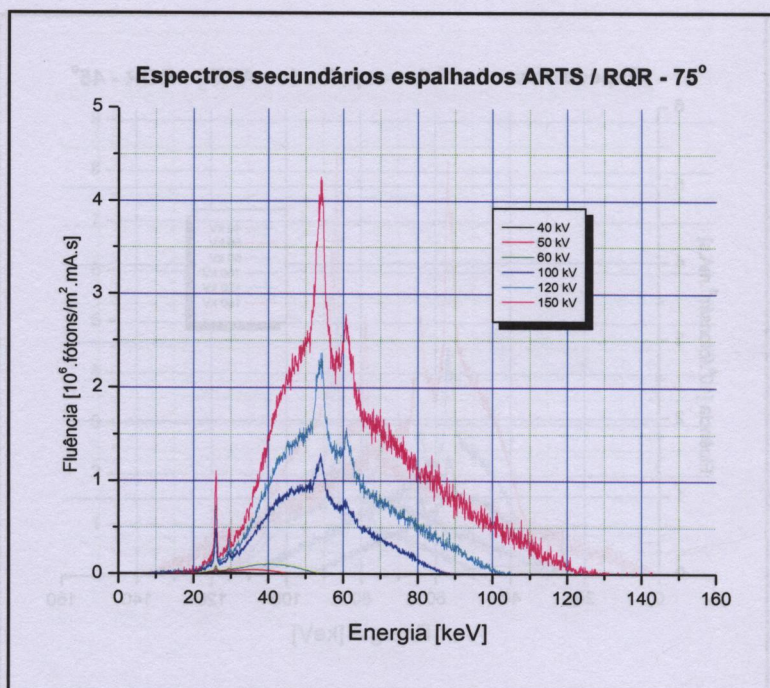


**FIGURA 4.42 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 45° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 104 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.**

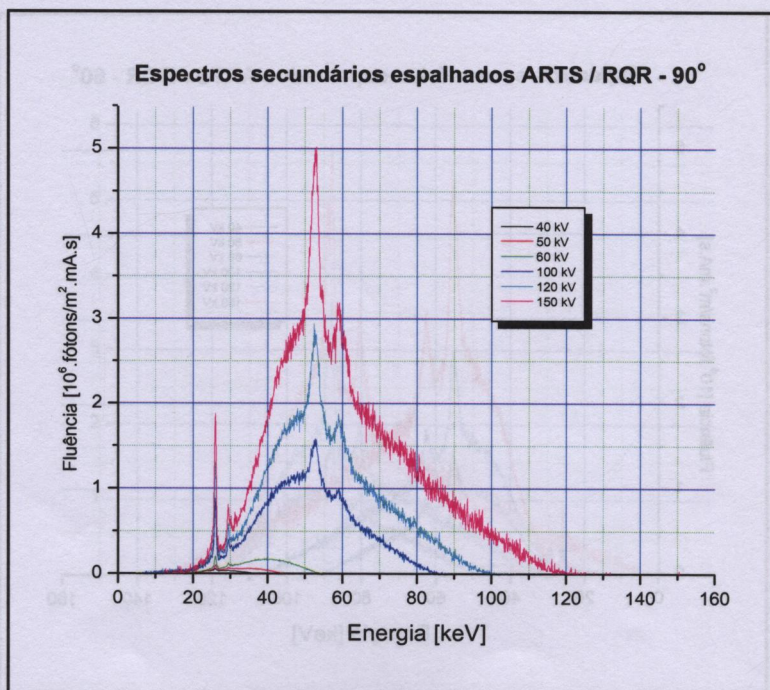


**FIGURA 4.43 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 60° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 104 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.**





**FIGURA 4.44** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 75° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de  $104 \text{ cm}^2$  incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



**FIGURA 4.45** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 90° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de  $104 \text{ cm}^2$  incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



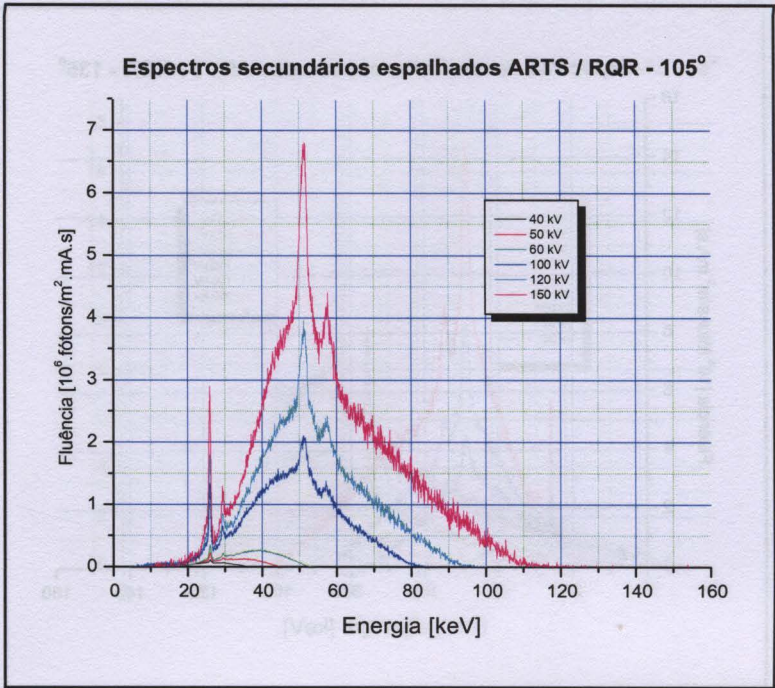


FIGURA 4.46 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 105° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 104 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

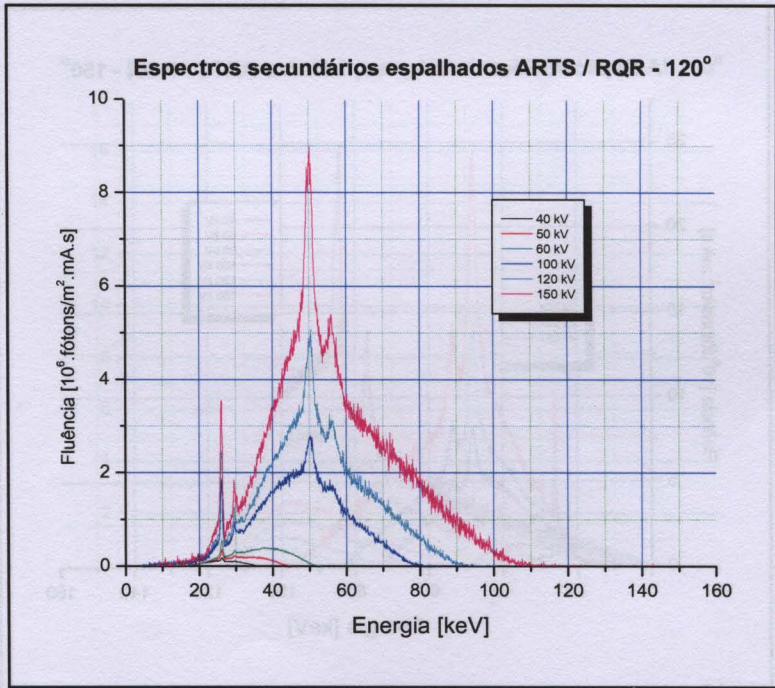
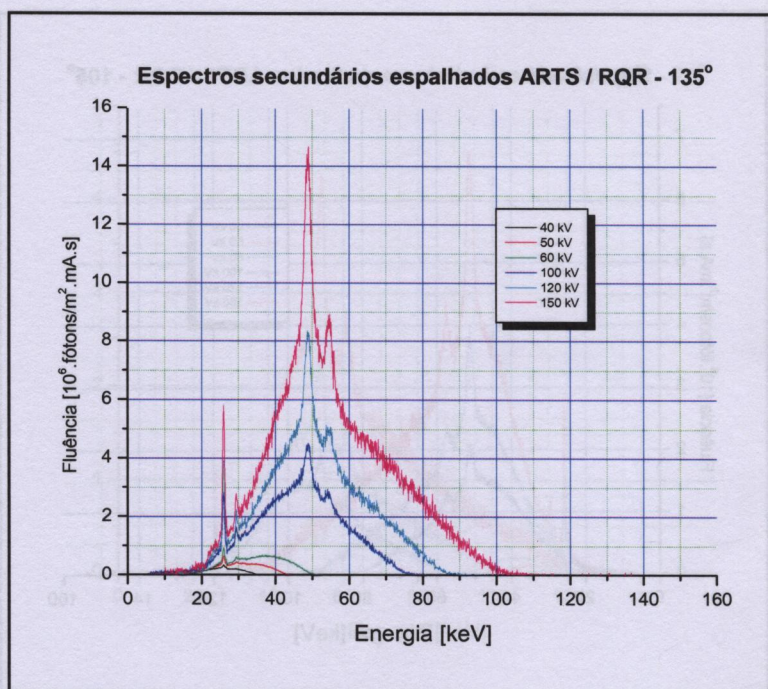
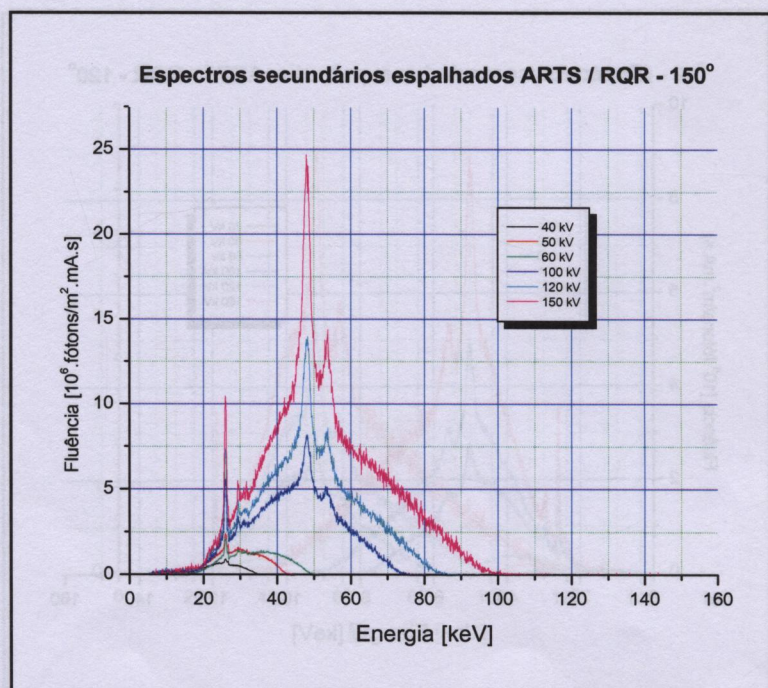


FIGURA 4.47 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 120° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 104 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



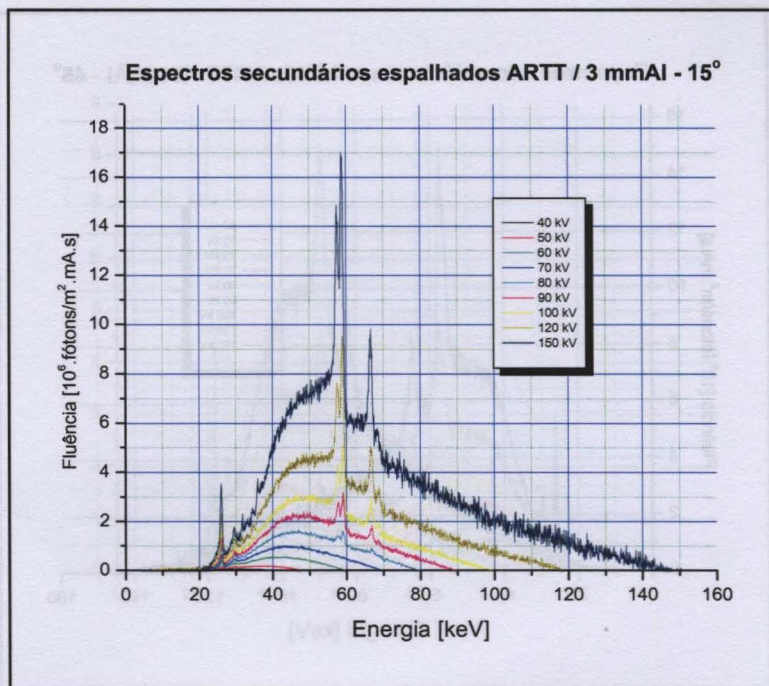


**FIGURA 4.48 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 135° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 104 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.**

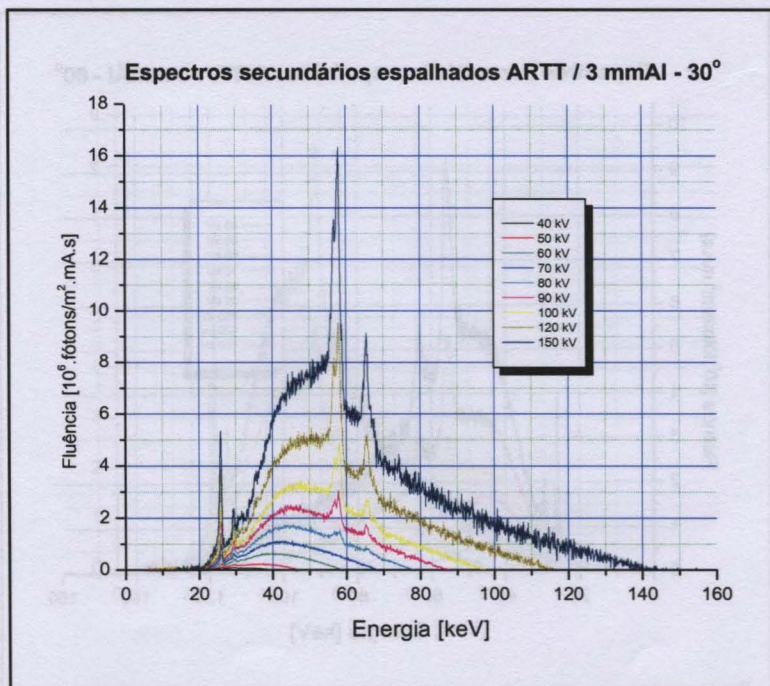


**FIGURA 4.49 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 150° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 104 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.**



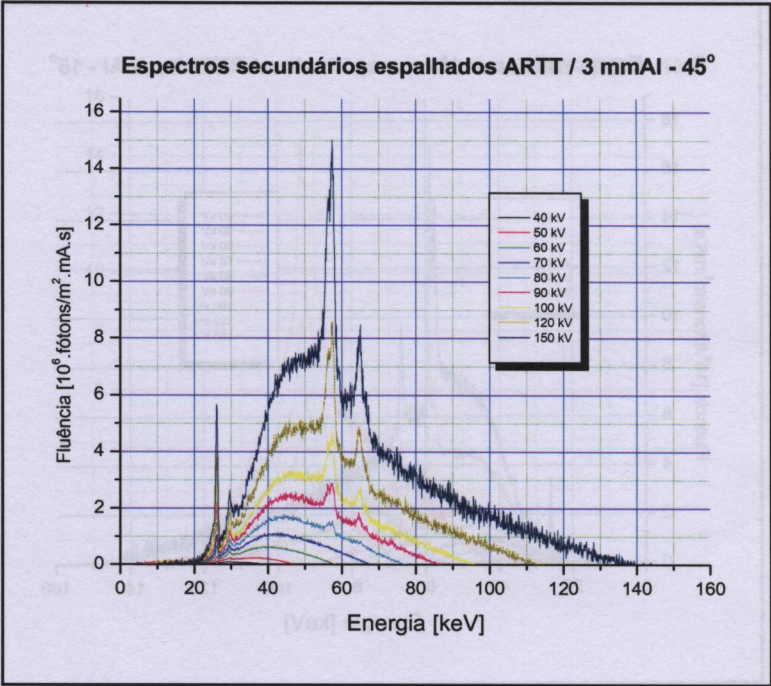


**FIGURA 4.50** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 15° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

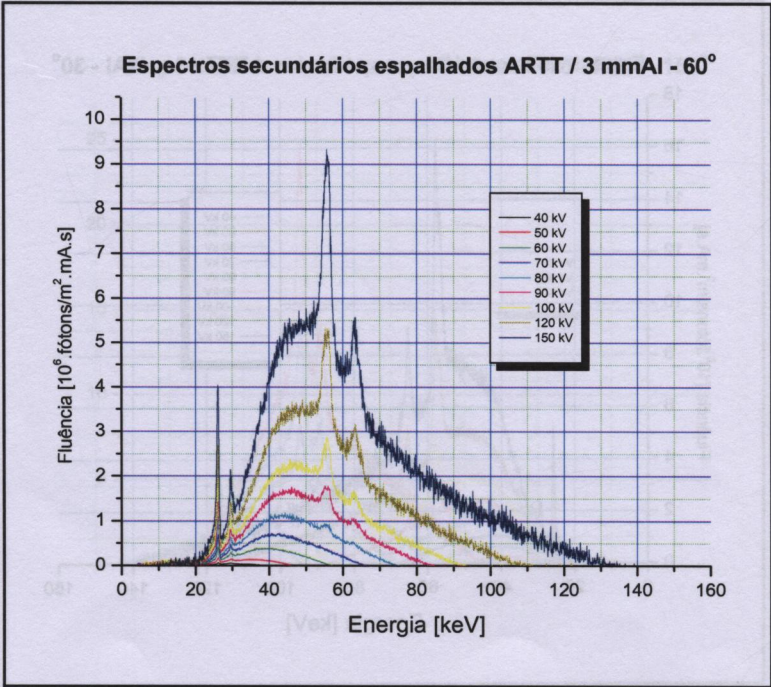


**FIGURA 4.51** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 30° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



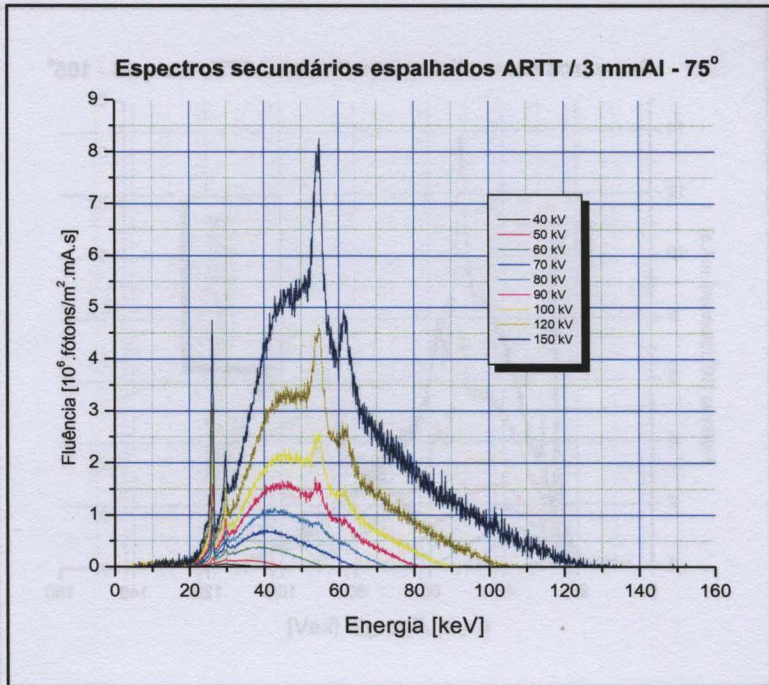


**FIGURA 4.52** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 45° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

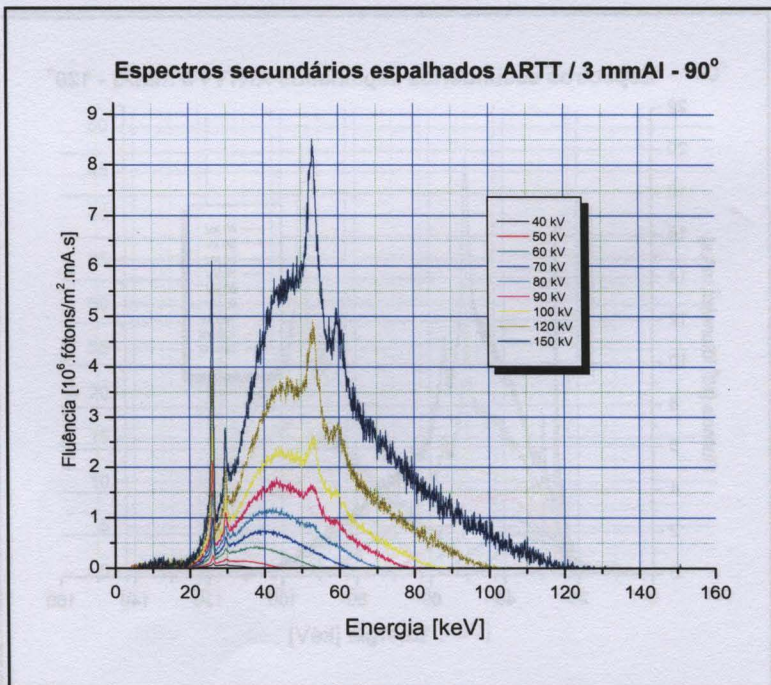


**FIGURA 4.53** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 60° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



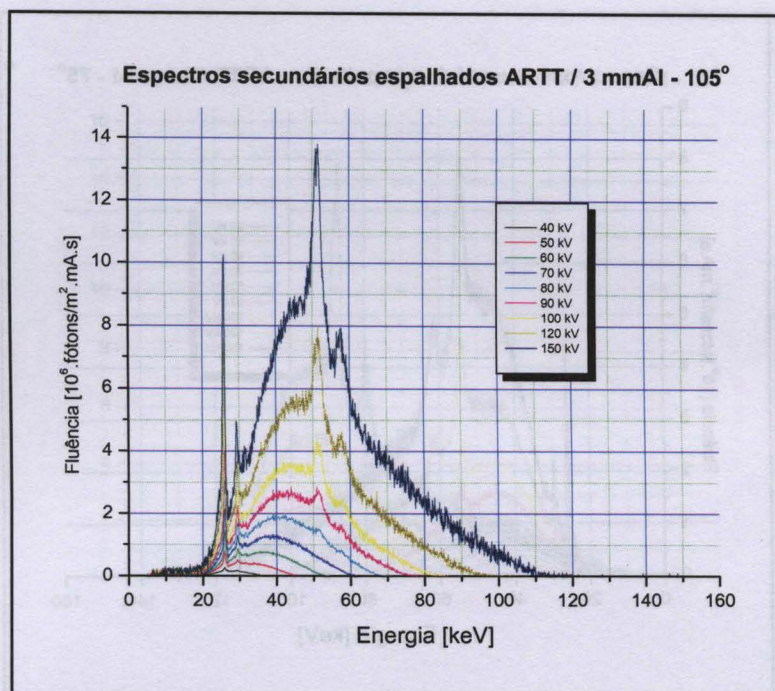


**FIGURA 4.54** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 75° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

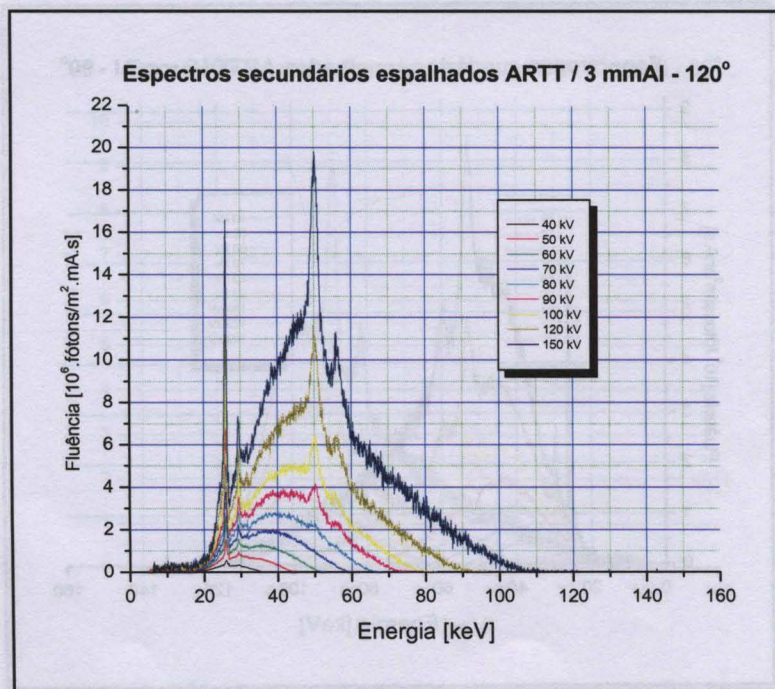


**FIGURA 4.55** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 90° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



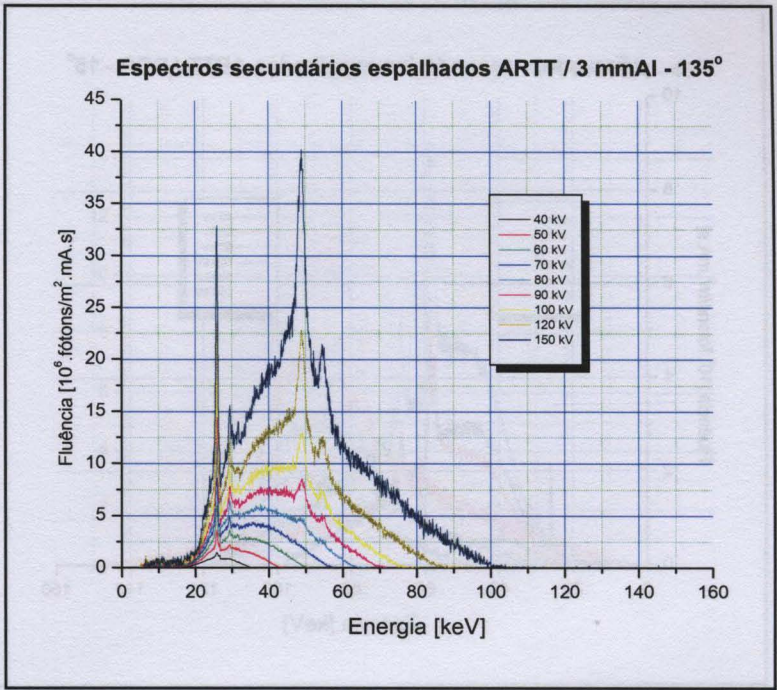


**FIGURA 4.56 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 105° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.**

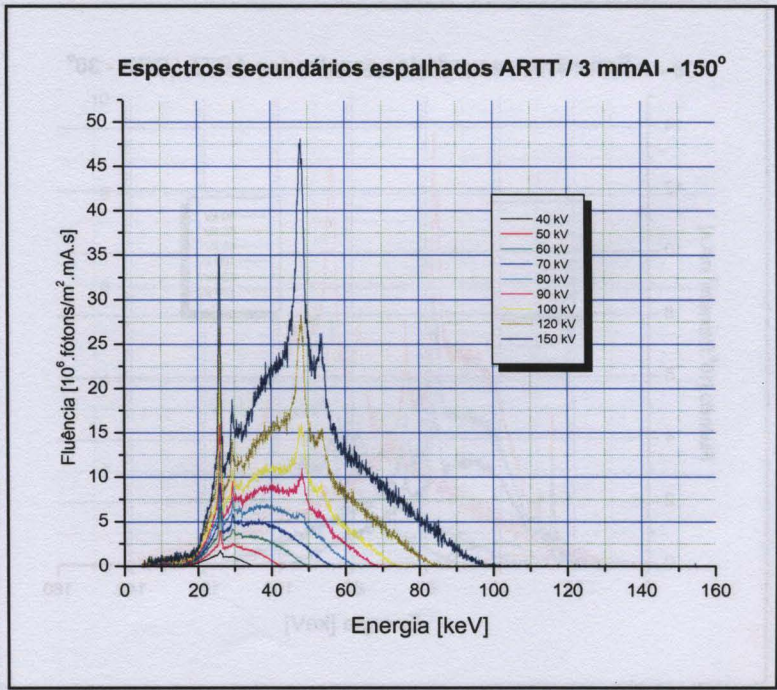


**FIGURA 4.57 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 120° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.**



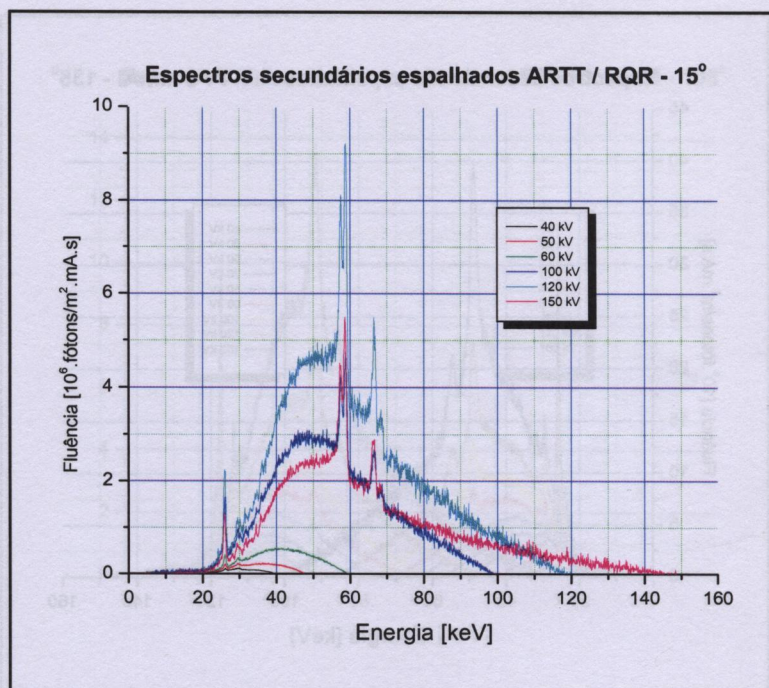


**FIGURA 4.58 –** Espectros secundários da radiação X espalhados a 135° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

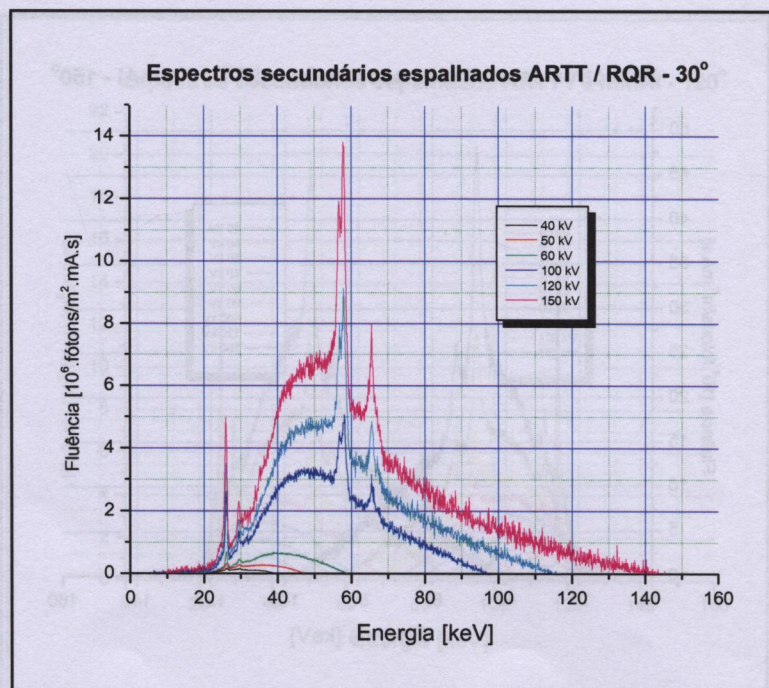


**FIGURA 4.59 –** Espectros secundários da radiação X espalhados a 150° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



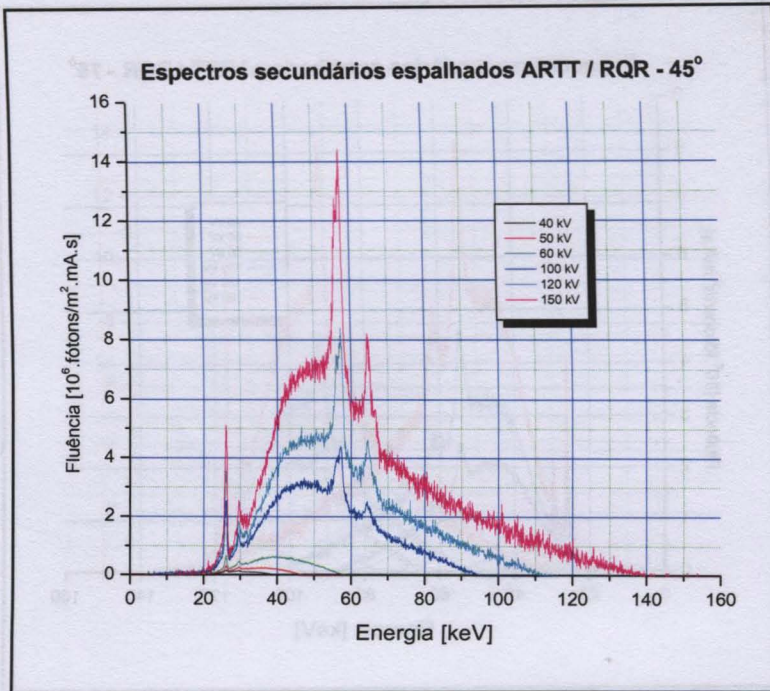


**FIGURA 4.60** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 15° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

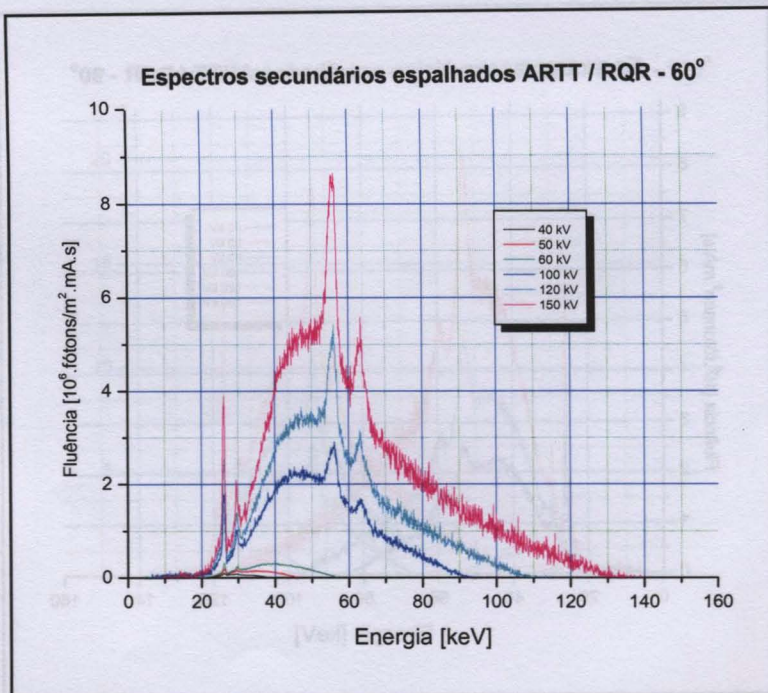


**FIGURA 4.61** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 30° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



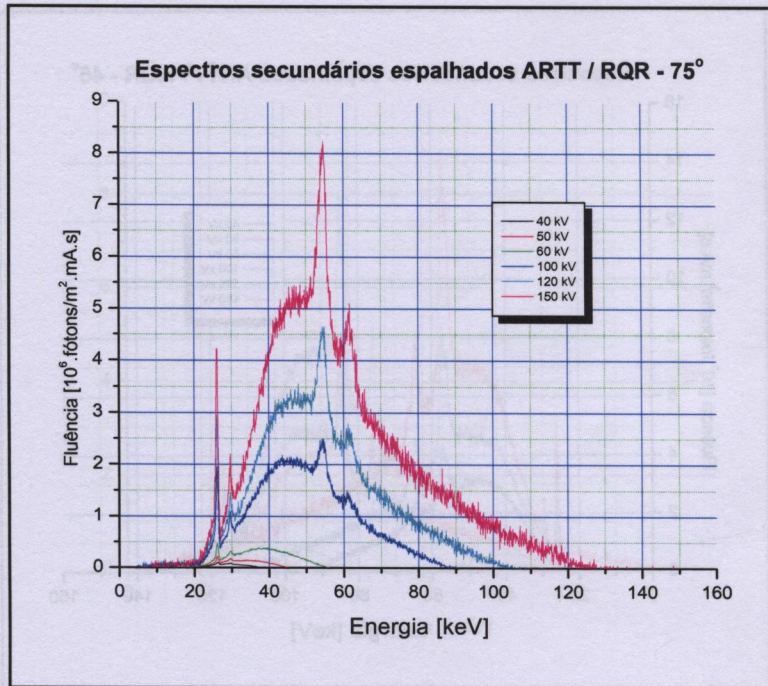


**FIGURA 4.62** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 45° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de  $400 \text{ cm}^2$  incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

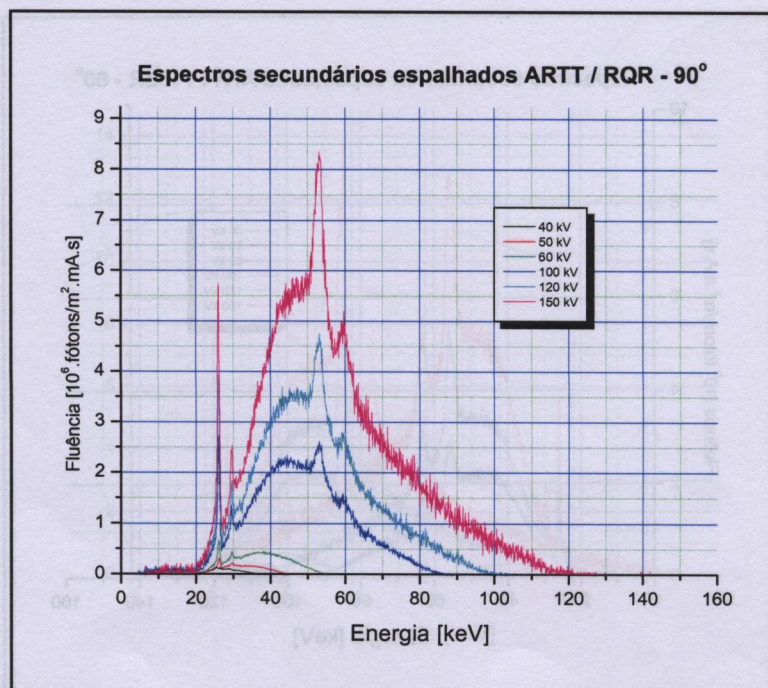


**FIGURA 4.63** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 60° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de  $400 \text{ cm}^2$  incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



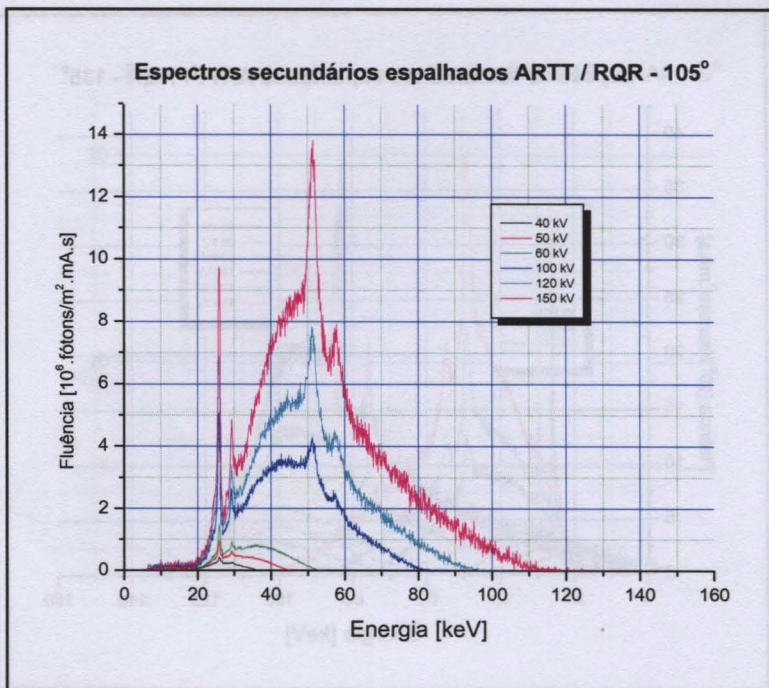


**FIGURA 4.64** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 75° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

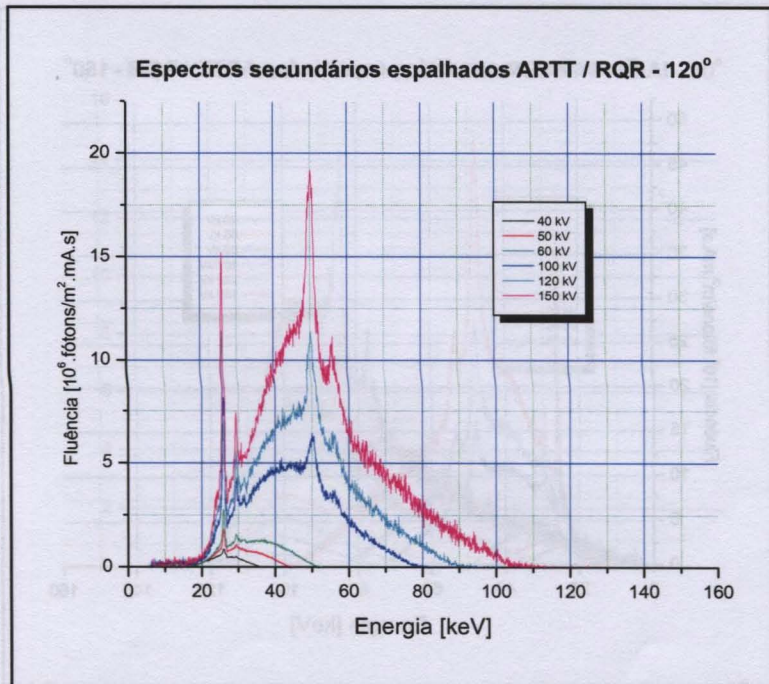


**FIGURA 4.65** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 90° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



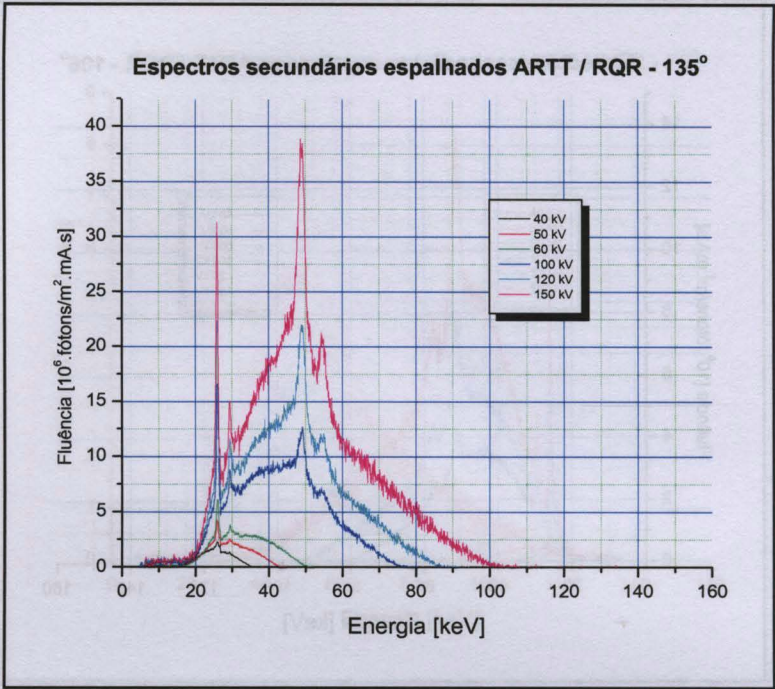


**FIGURA 4.66 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 105° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.**

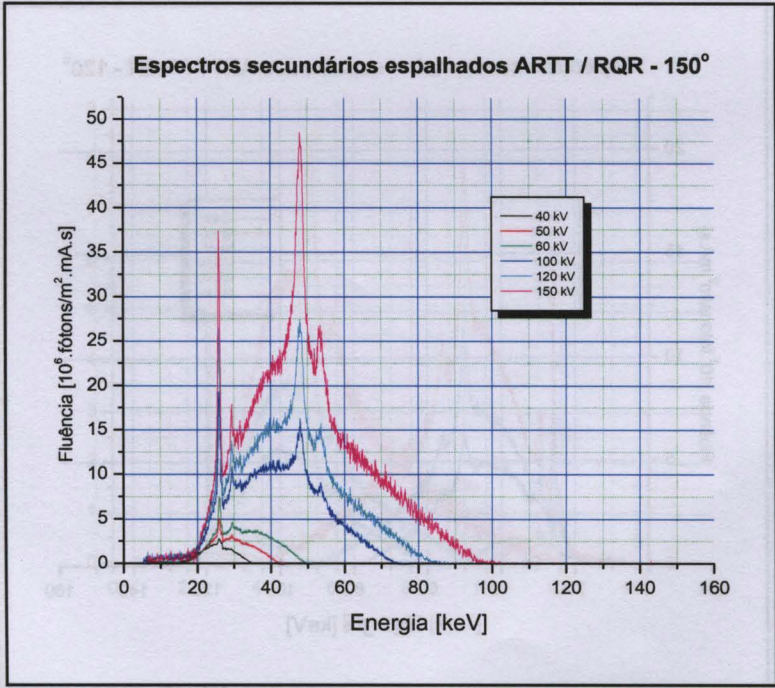


**FIGURA 4.67 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 120° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.**



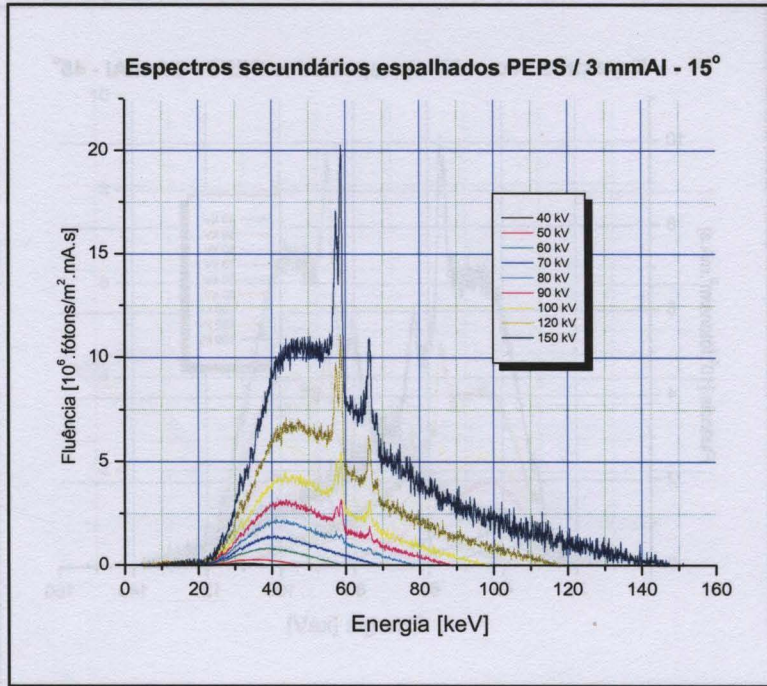


**FIGURA 4.68** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 135° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

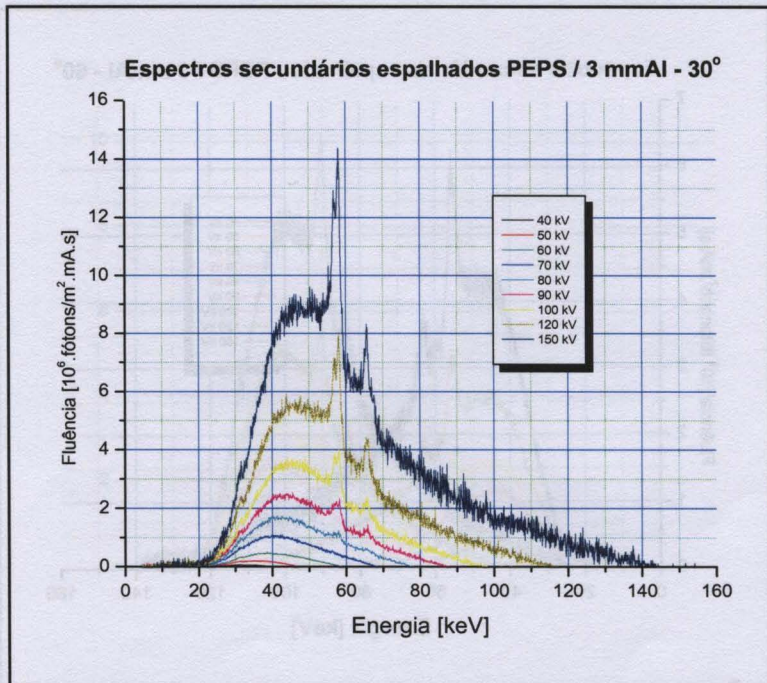


**FIGURA 4.69** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 150° pelo objeto simulador antropomórfico ART na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



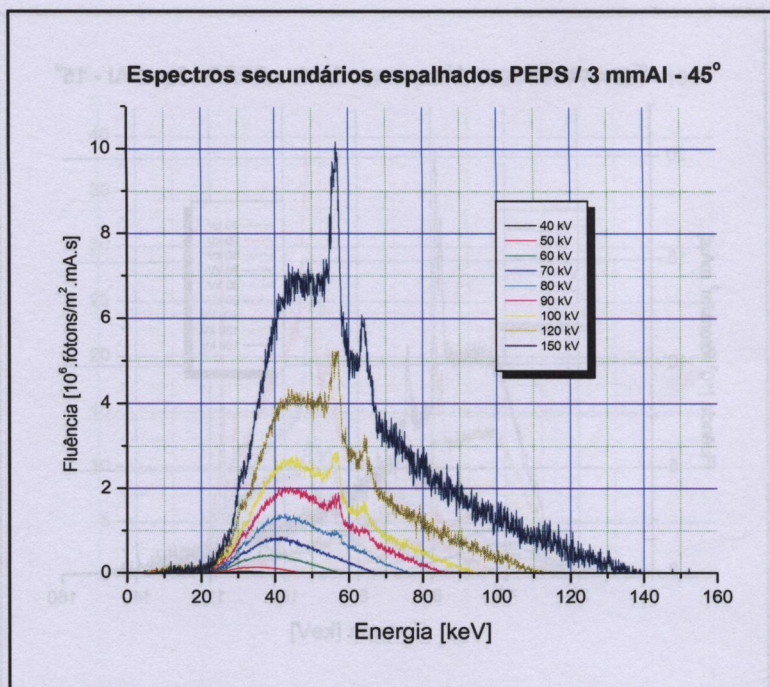


**FIGURA 4.70** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 15° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

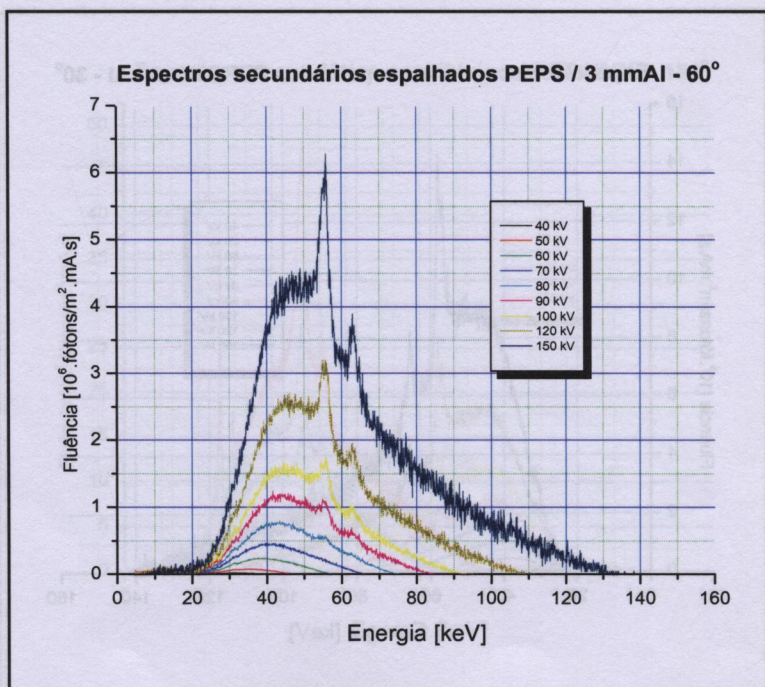


**FIGURA 4.71** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 30° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



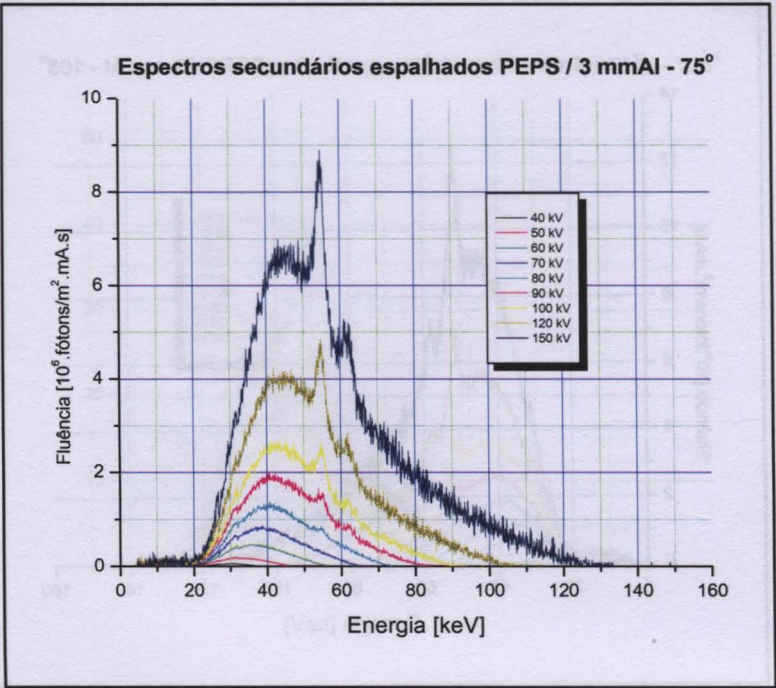


**FIGURA 4.72 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 45° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.**

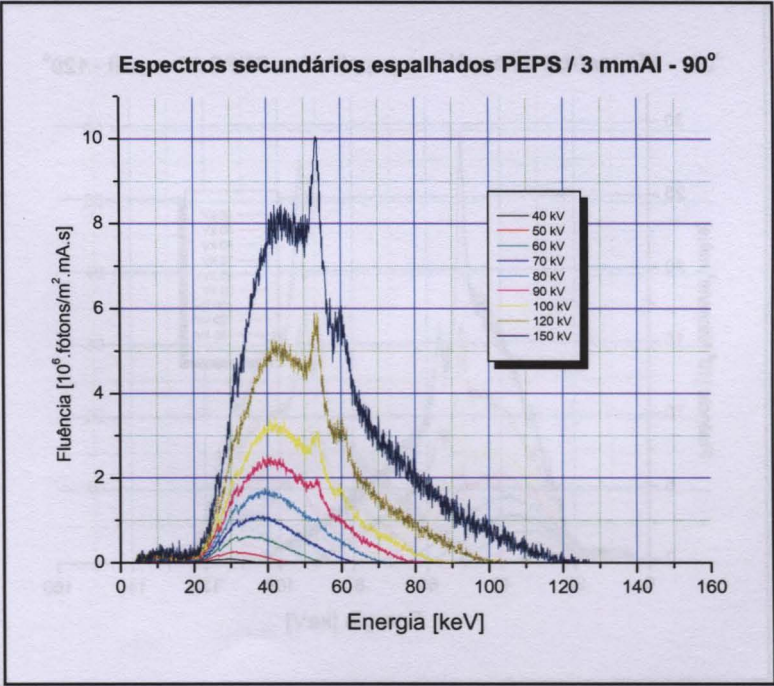


**FIGURA 4.73 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 60° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.**



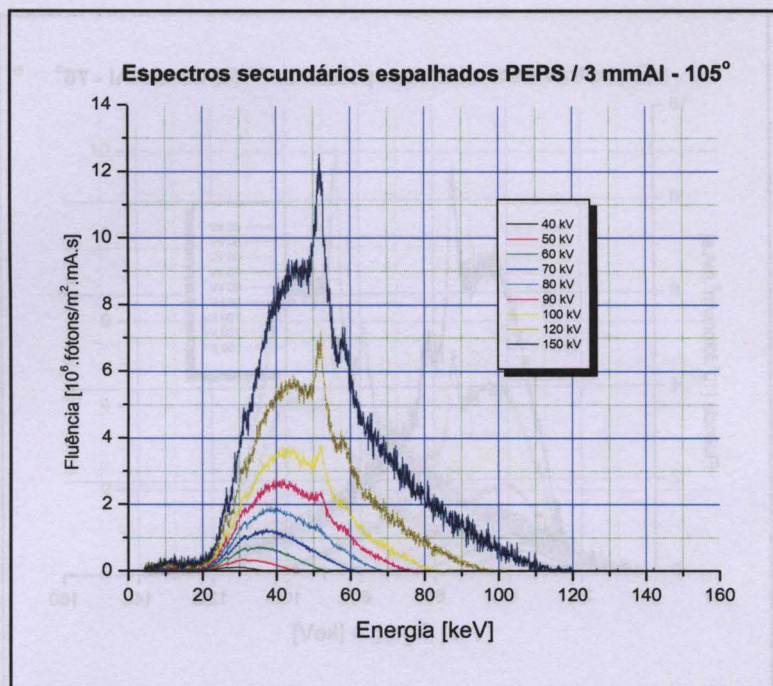


**FIGURA 4.74 –** Espectros secundários da radiação X espalhados a 75° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

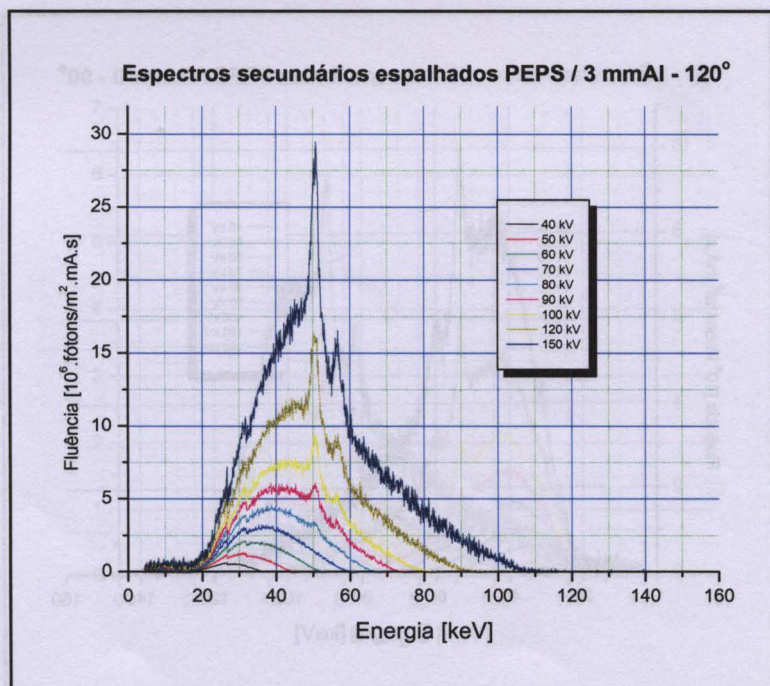


**FIGURA 4.75 –** Espectros secundários da radiação X espalhados a 90° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



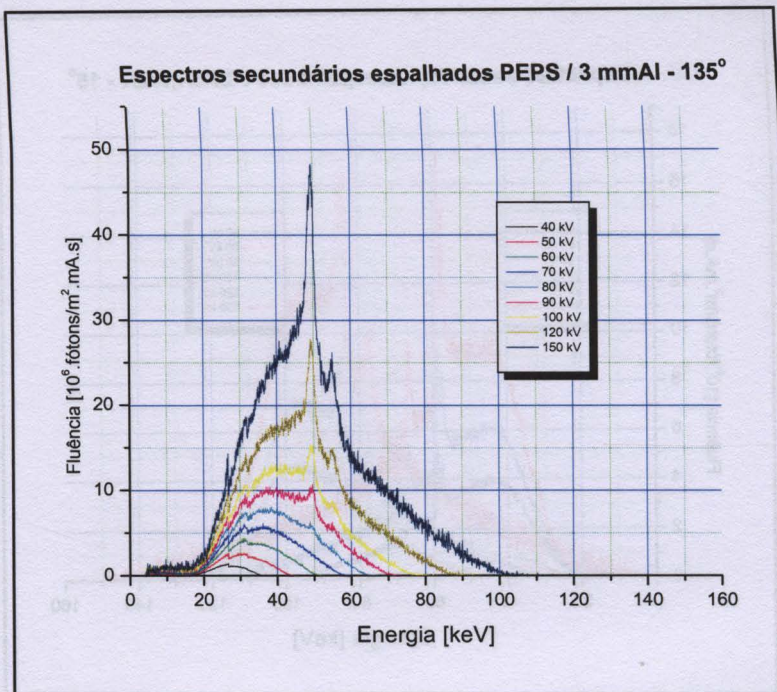


**FIGURA 4.76** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 105° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

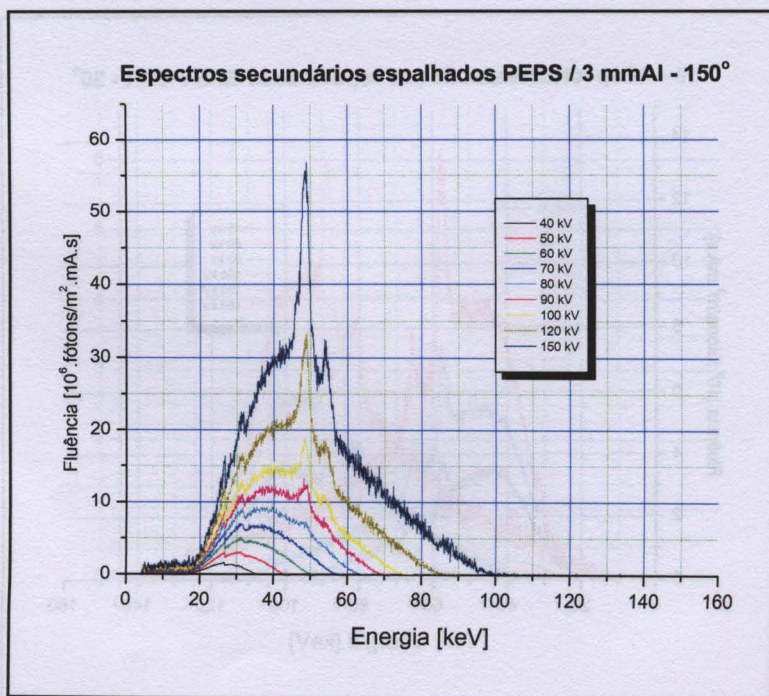


**FIGURA 4.77** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 120° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



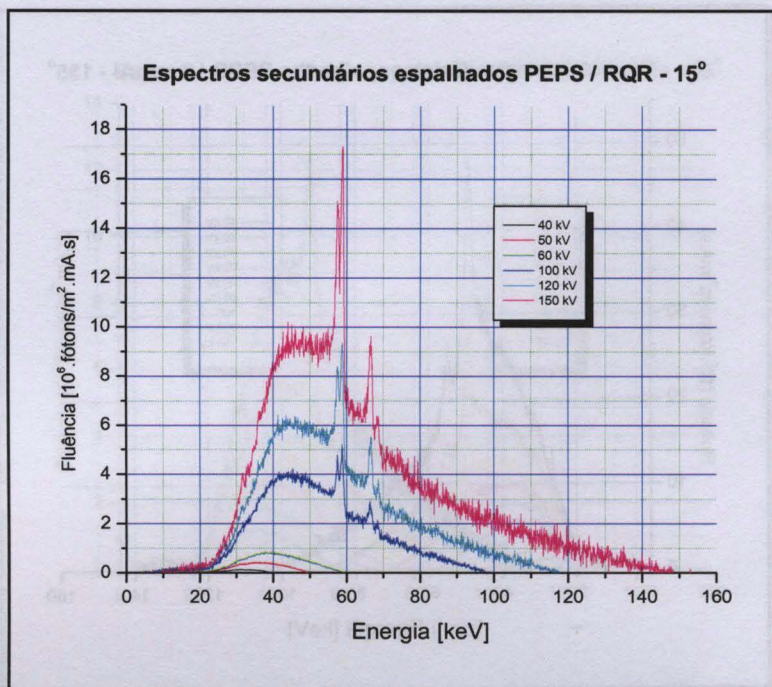


**FIGURA 4.78 –** Espectros secundários da radiação X espalhados a 135° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

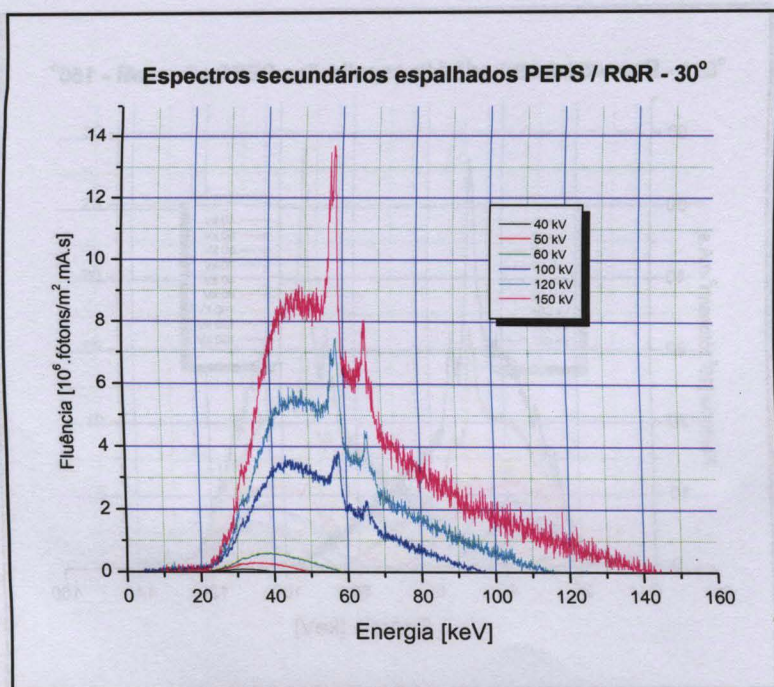


**FIGURA 4.79 –** Espectros secundários da radiação X espalhados a 150° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



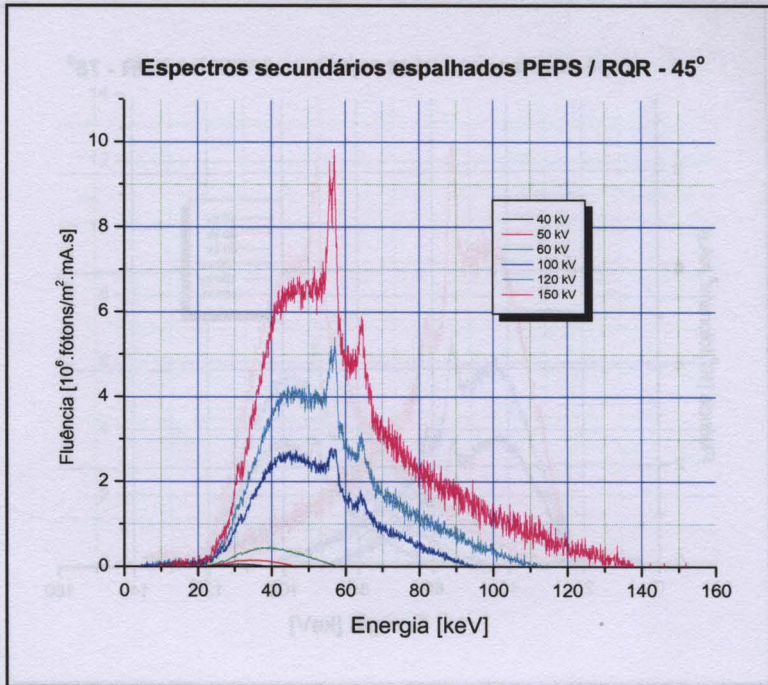


**FIGURA 4.80 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 15° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.**

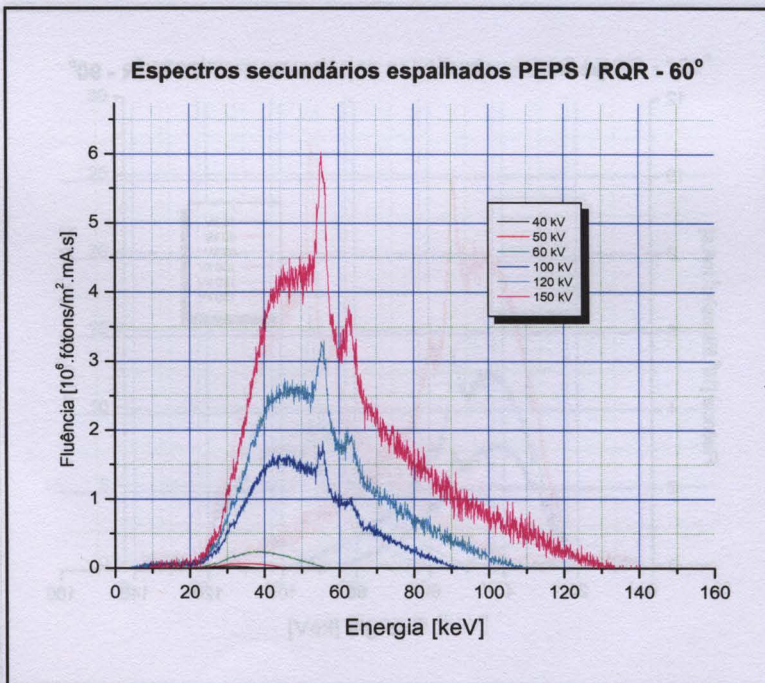


**FIGURA 4.81 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 30° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.**



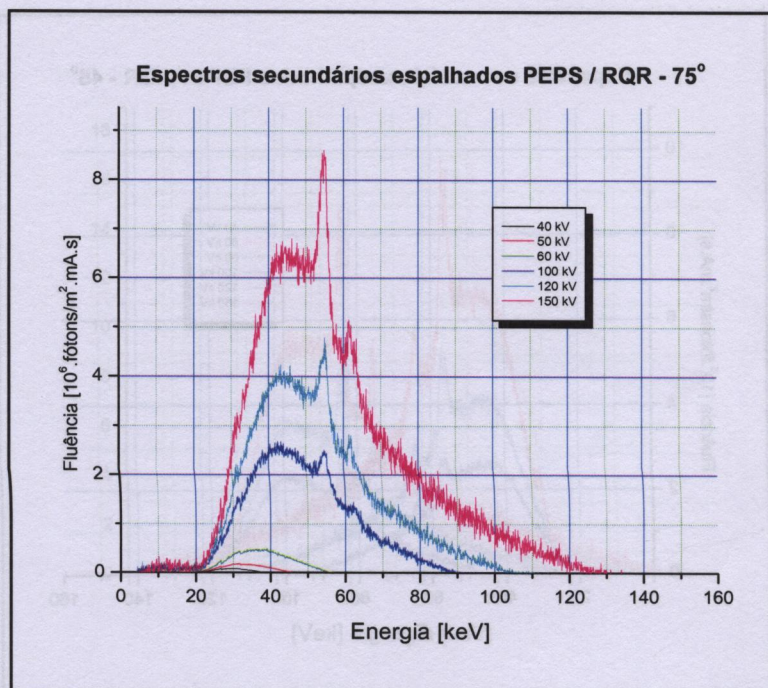


**FIGURA 4.82** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 45° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

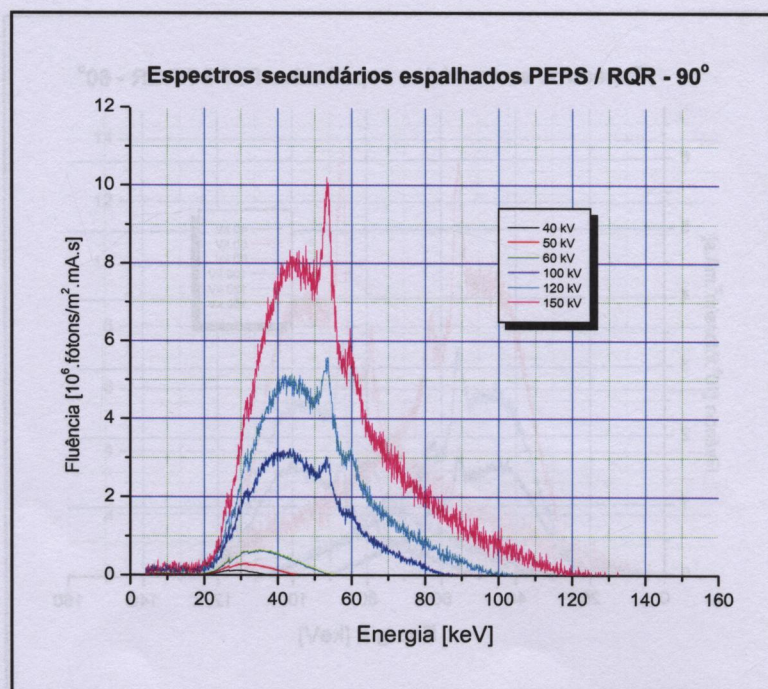


**FIGURA 4.83** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 60° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



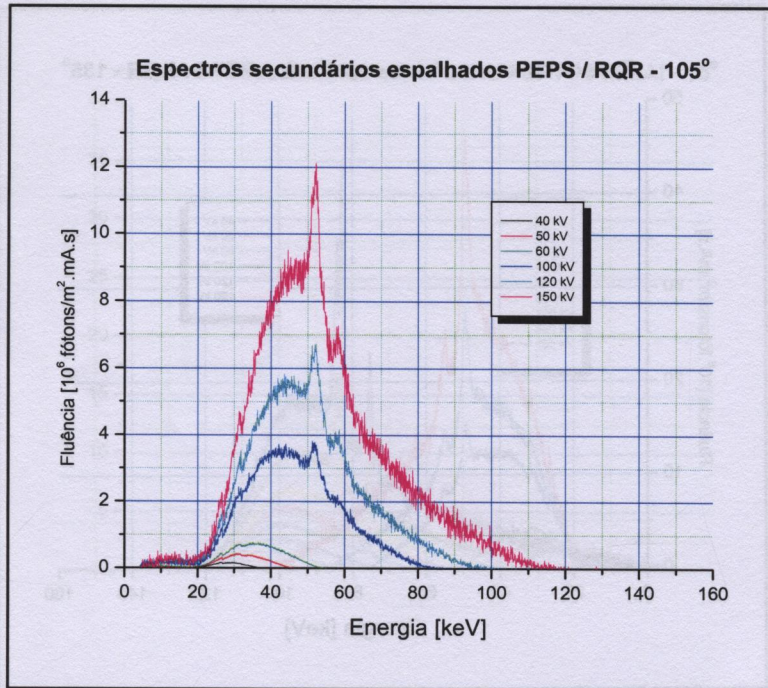


**FIGURA 4.84** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 75° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

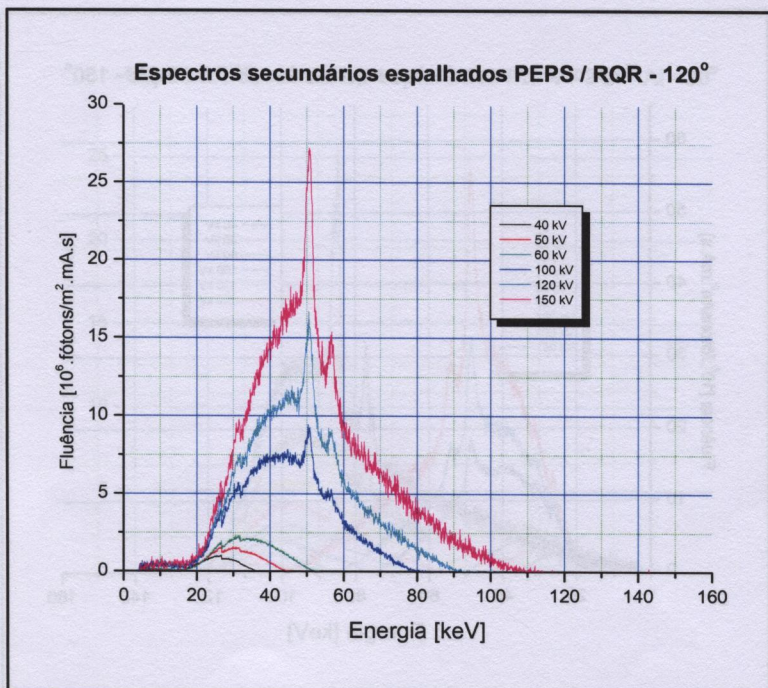


**FIGURA 4.85** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 90° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



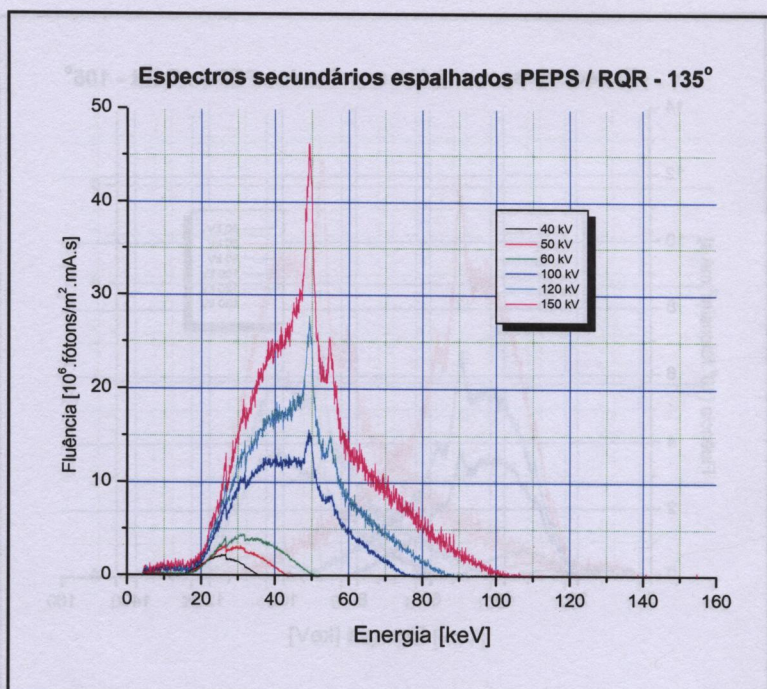


**FIGURA 4.86** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 105° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

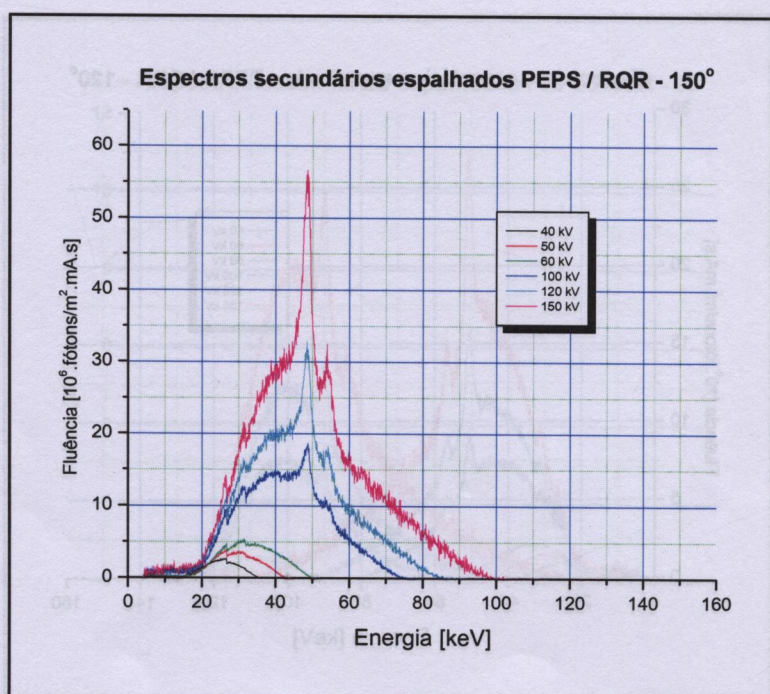


**FIGURA 4.87** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 120° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



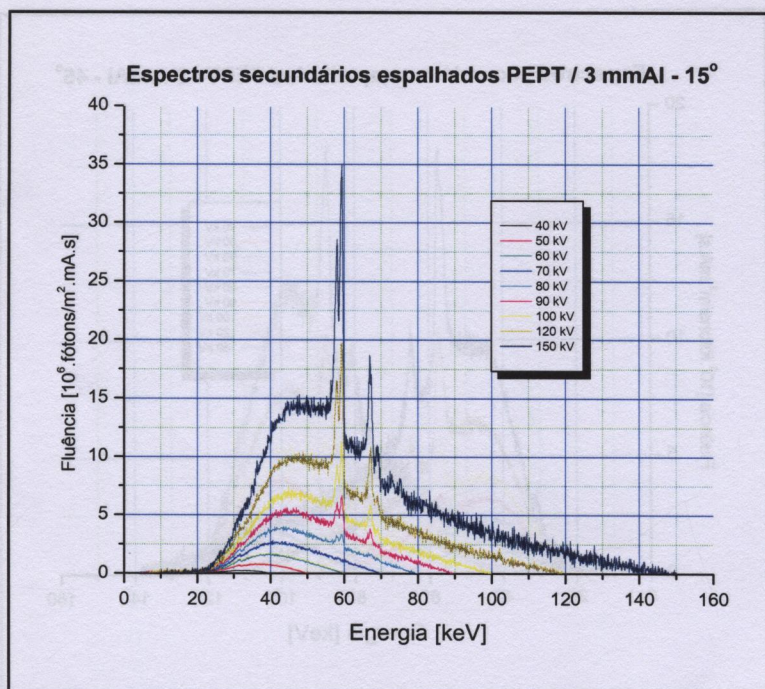


**FIGURA 4.88** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 135° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

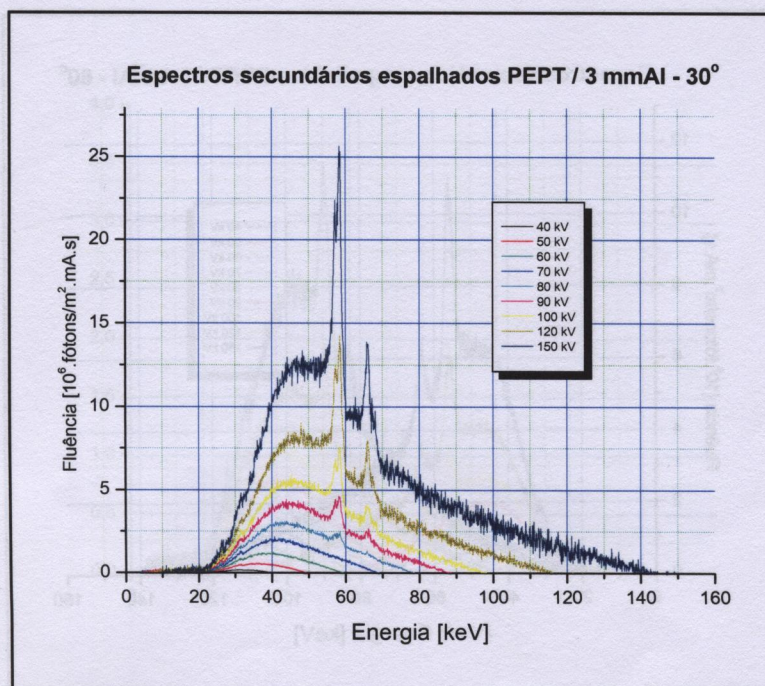


**FIGURA 4.89** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 150° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de crânio, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



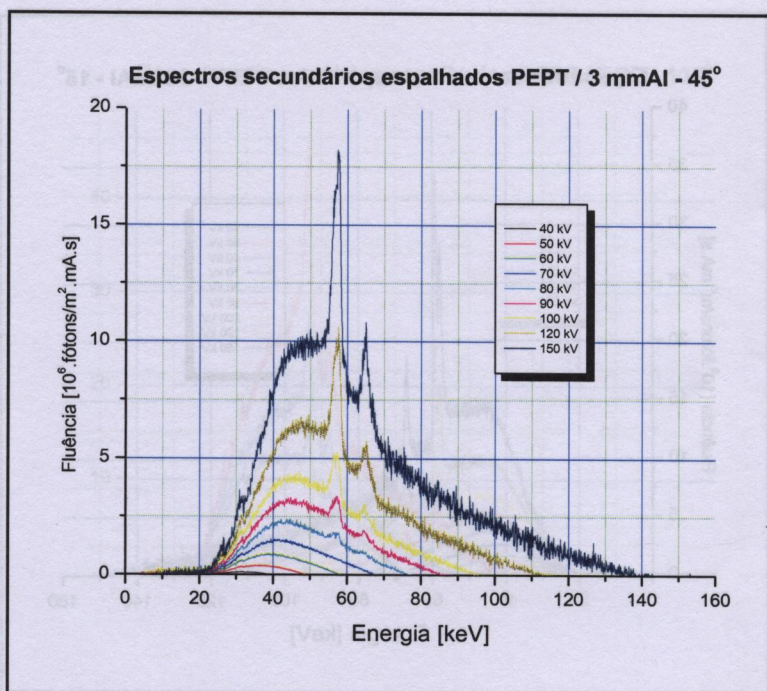


**FIGURA 4.90** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 15° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

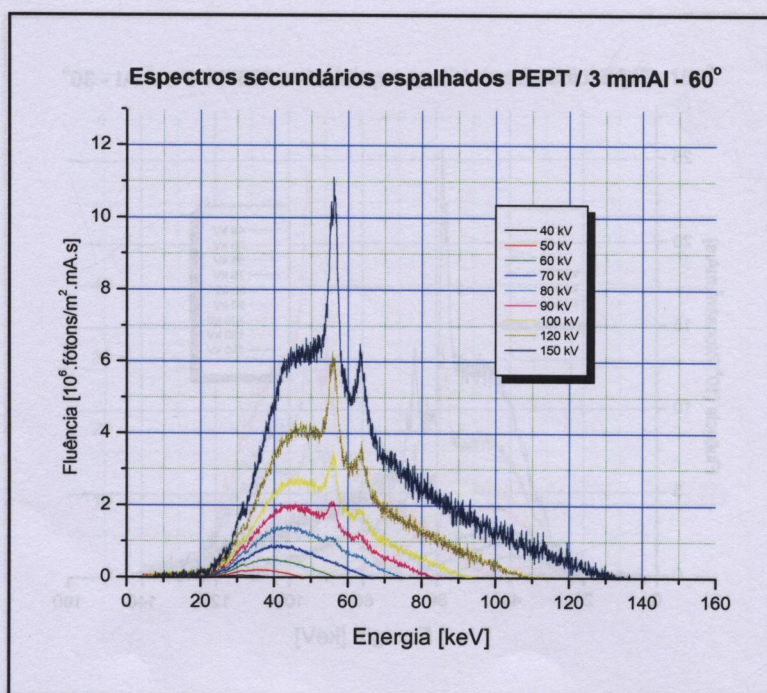


**FIGURA 4.91** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 30° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



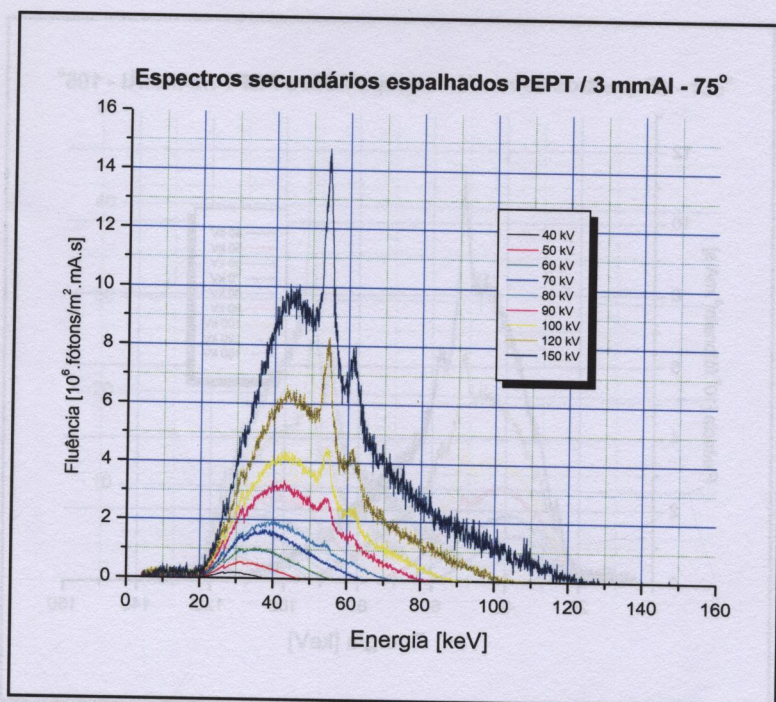


**FIGURA 4.92** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 45° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

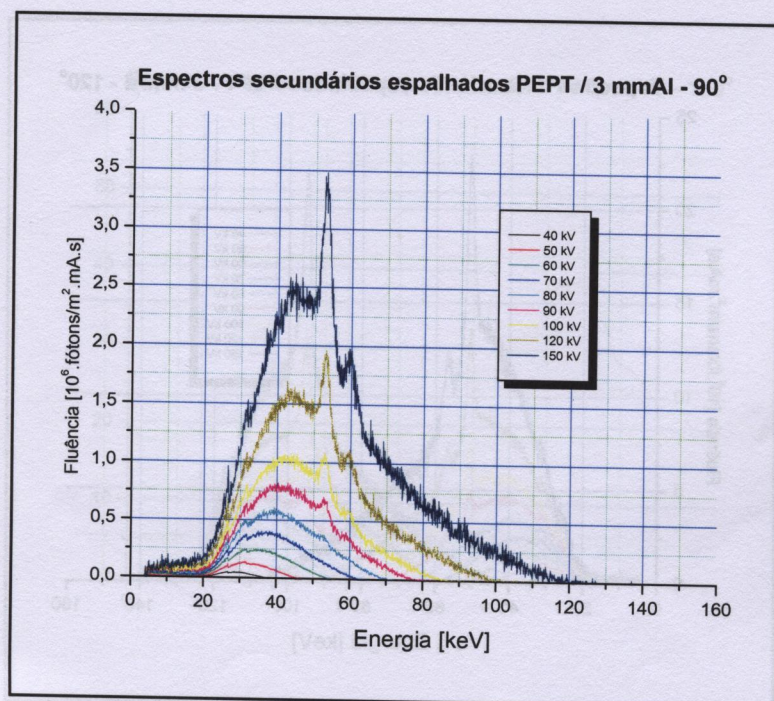


**FIGURA 4.93** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 60° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



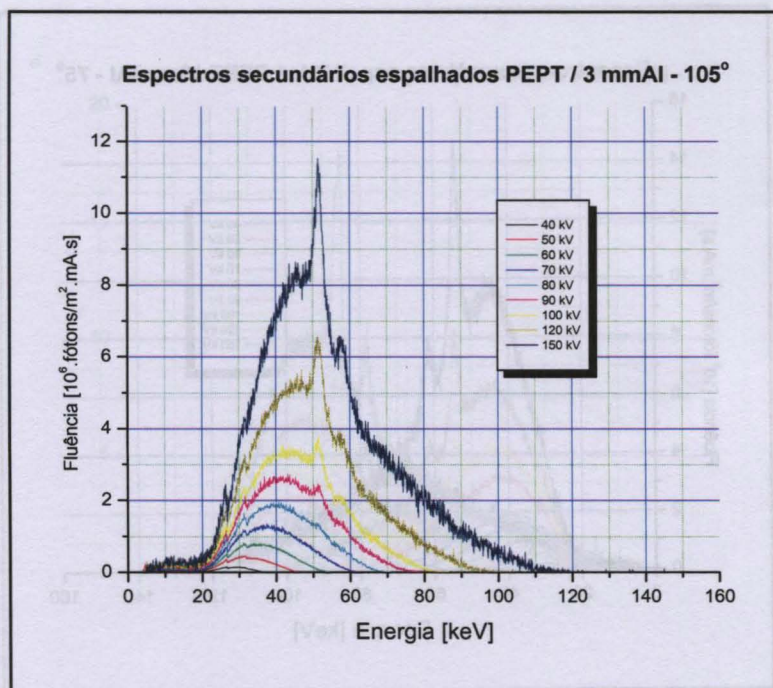


**FIGURA 4.94 –** Espectros secundários da radiação X espalhados a 75° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

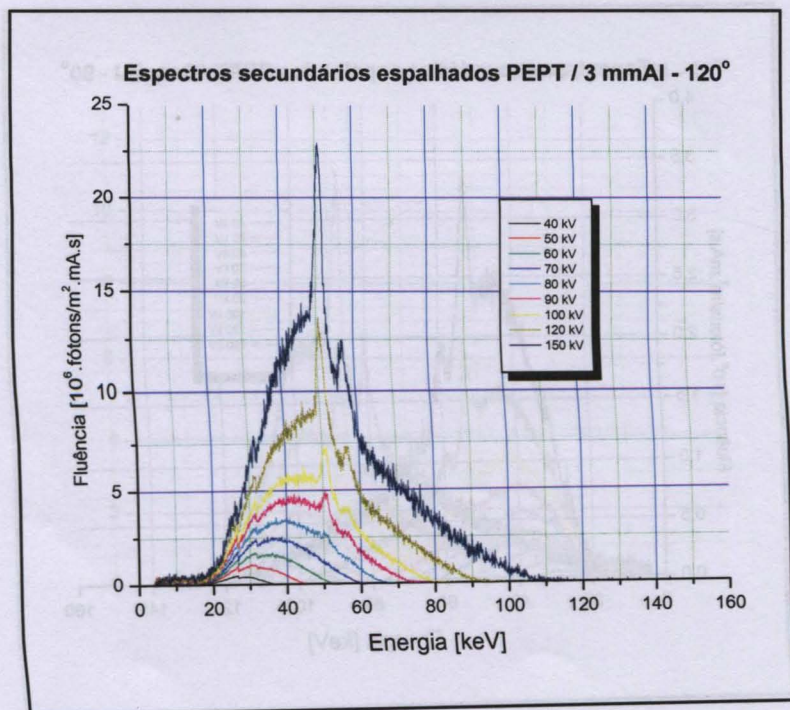


**FIGURA 4.95 –** Espectros secundários da radiação X espalhados a 90° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



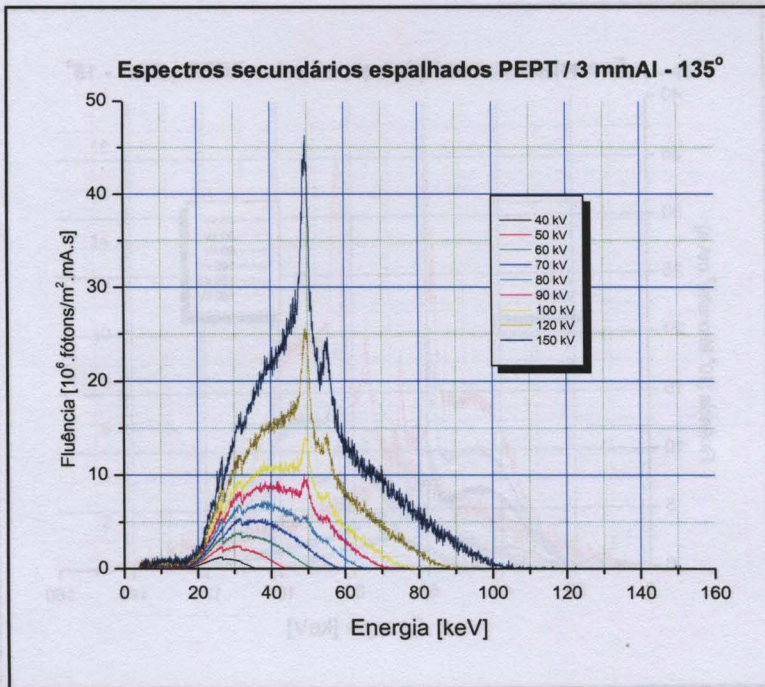


**FIGURA 4.96 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 105° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.**

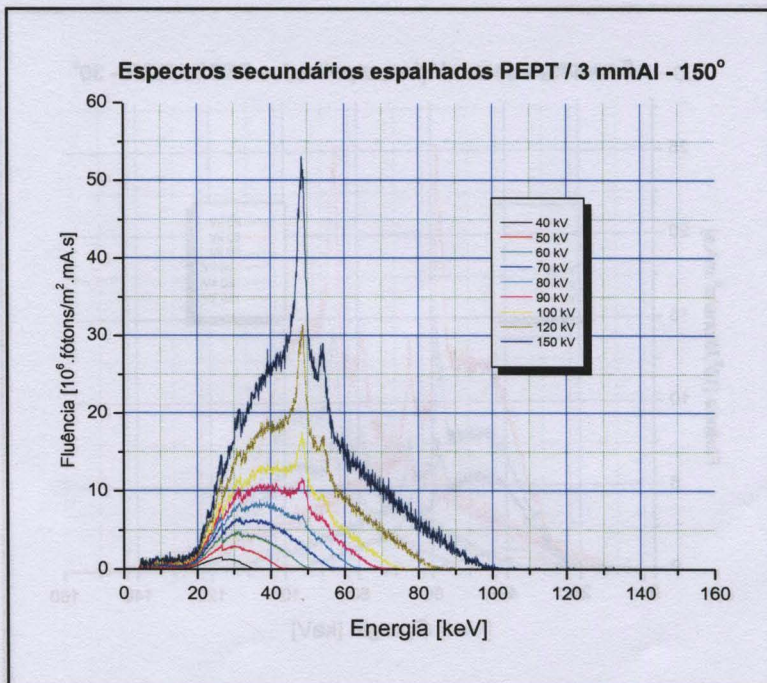


**FIGURA 4.97 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 120° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.**



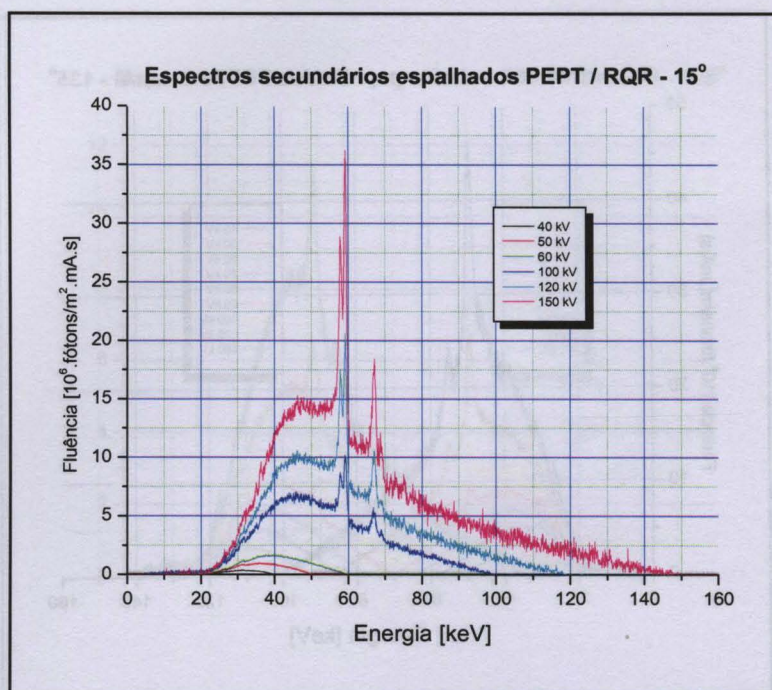


**FIGURA 4.98** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 135° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

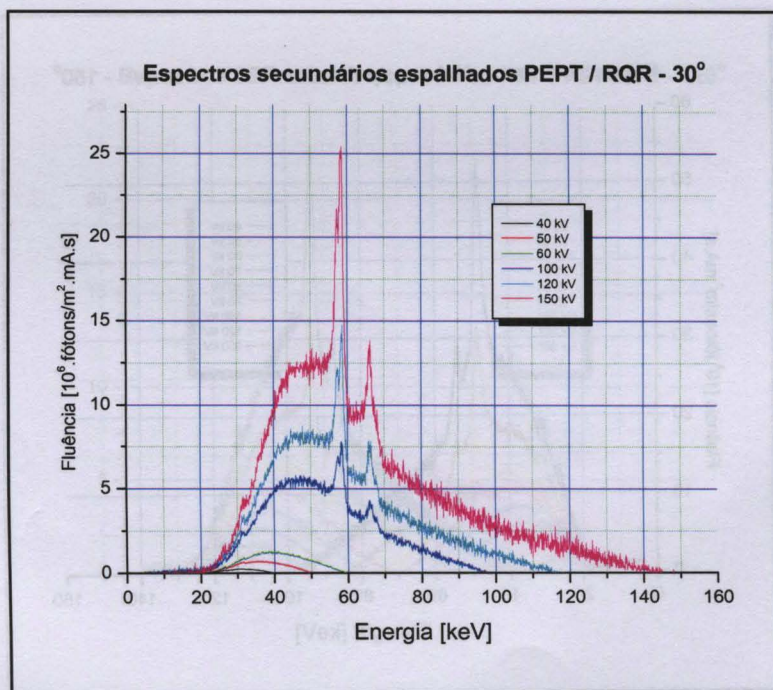


**FIGURA 4.99** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 150° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para uma filtração fixa de 3 mmAl e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.





**FIGURA 4.100** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 15° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



**FIGURA 4.101** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 30° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



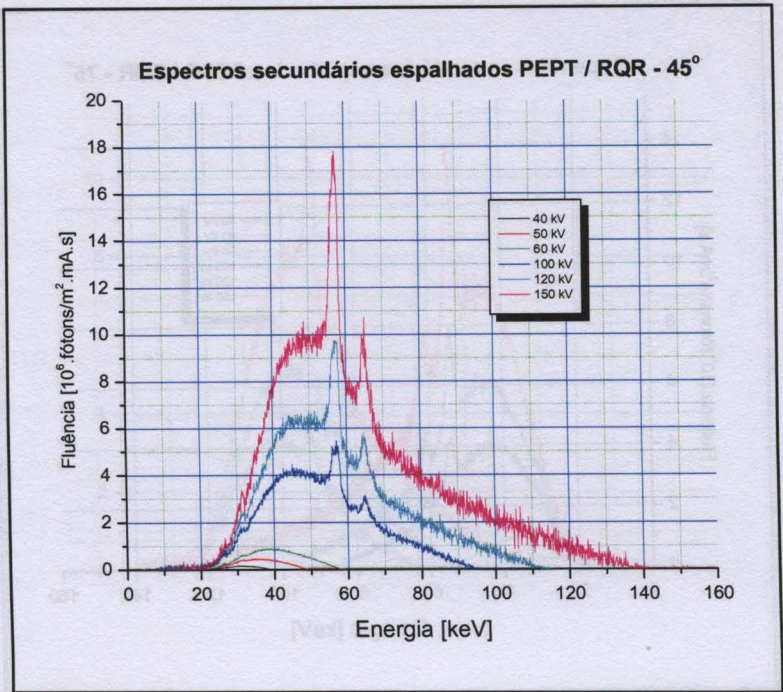


FIGURA 4.102 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 45° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

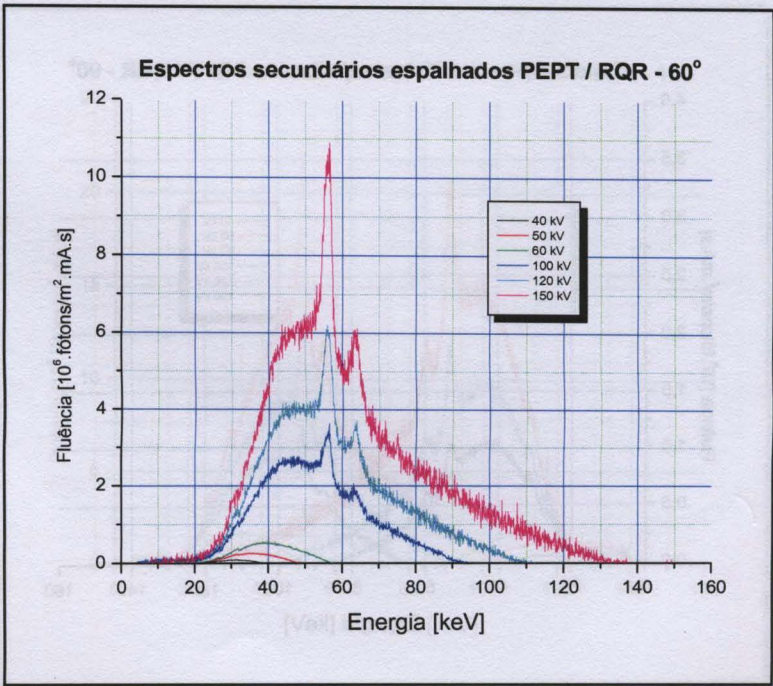
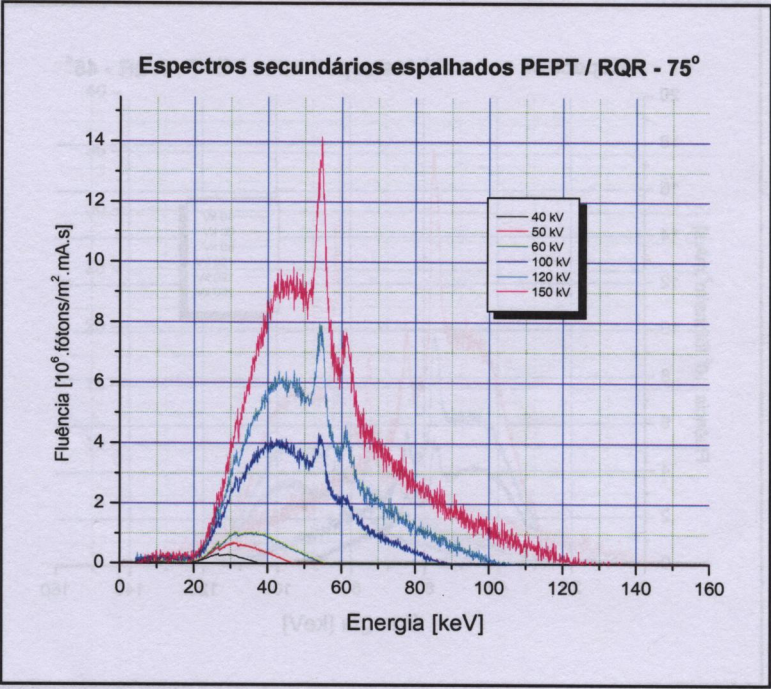
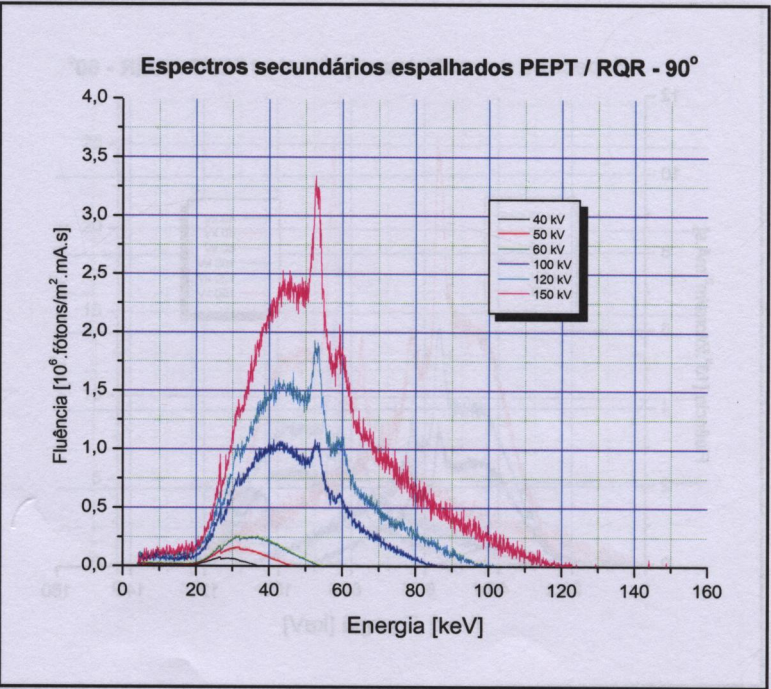


FIGURA 4.103 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 60° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



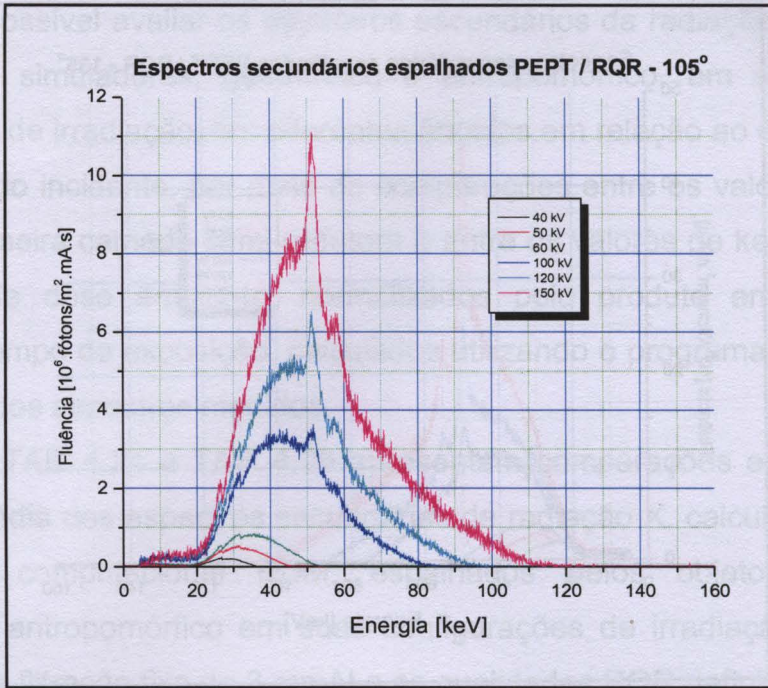


**FIGURA 4.104** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 75° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

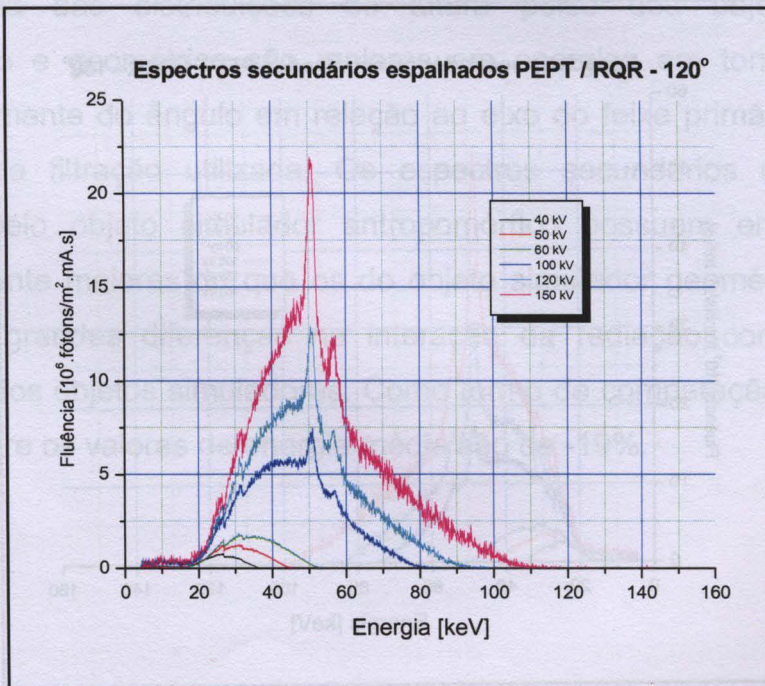


**FIGURA 4.105** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 90° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



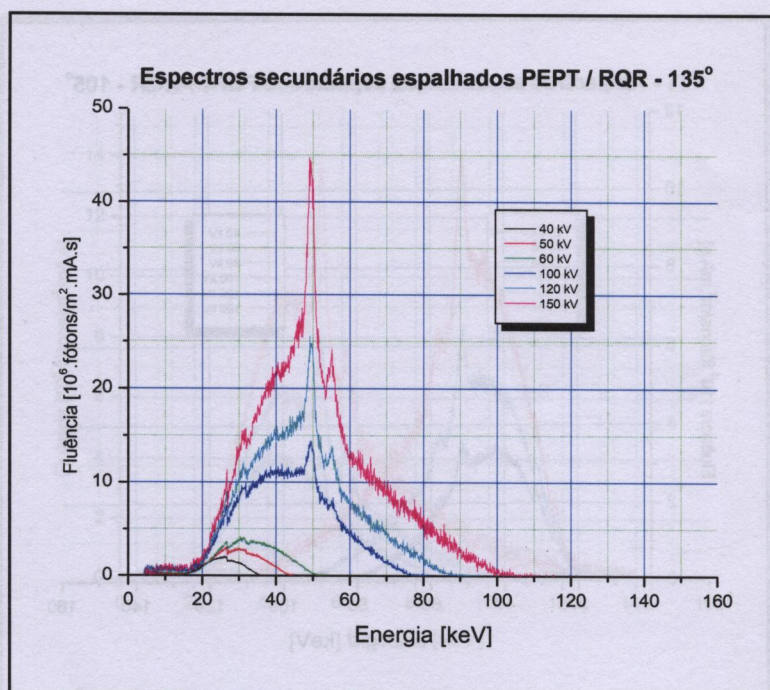


**FIGURA 4.106** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 105° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

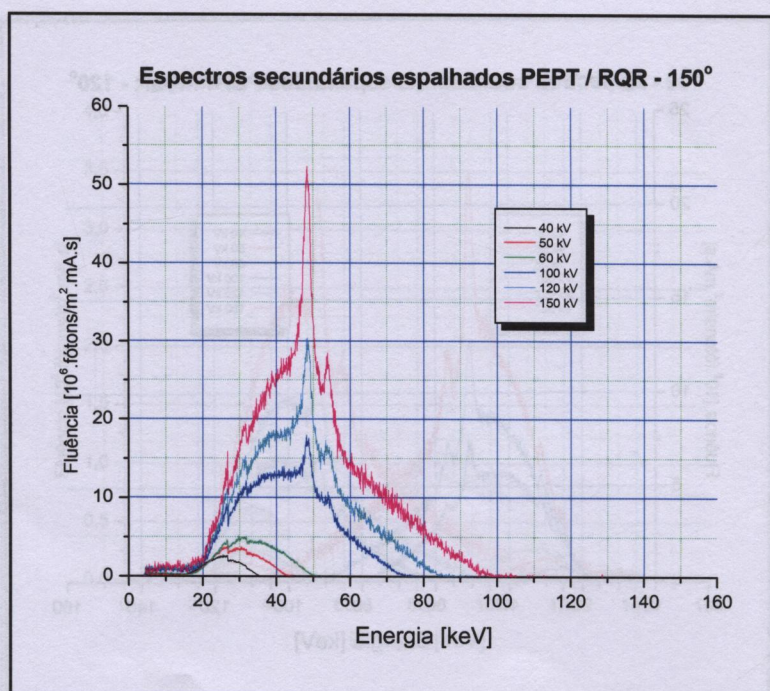


**FIGURA 4.107** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 120° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.





**FIGURA 4.108** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 135° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.



**FIGURA 4.109** – Espectros secundários da radiação X espalhados a 150° pelo objeto simulador geométrico PEP na configuração de tórax, medidos para as qualidades RQR e um campo de radiação de 400 cm<sup>2</sup> incidente no objeto simulador posicionado a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a 1 m de distância do centro do objeto simulador.

#### 4.2.6 Avaliação dos espectros secundários espalhados

É possível avaliar os espectros secundários da radiação X espalhados pelos objetos simuladores, geométrico e antropomórfico, em suas diferentes configurações de irradiação, em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe de raios X primário incidente, por meio de comparações entre os valores de energia média, da primeira camada semi-redutora e entre os valores de kerma no ar e de equivalente de dose ambiente, normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição, calculados utilizando o programa computacional RDM a partir dos espectros medidos.

As TAB. 4.24 e TAB. 4.25 apresentam comparações entre os valores de energia média dos espectros secundários da radiação X, calculadas utilizando o programa computacional RDM, espalhados pelos objetos simuladores geométrico e antropomórfico em suas configurações de irradiação para crânio, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, respectivamente. As diferenças percentuais apresentadas entre os valores de energia média são em relação ao objeto simulador antropomórfico, considerado um padrão neste trabalho.

Com exceção do ângulo de 15°, as diferenças entre os valores de energia média das distribuições de altura pulso dos objetos simulador antropomórfico e geométrico são maiores em energias em torno de 80 keV, independentemente do ângulo em relação ao eixo do feixe primário da radiação incidente e da filtração utilizada. Os espectros secundários da radiação X espalhados pelo objeto simulador antropomórfico possuem energias médias sistematicamente maiores do que os do objeto simulador geométrico, indicando que existem grandes diferenças na interação da radiação com os materiais constituintes dos objetos simuladores. Como termo de comparação, em média as diferenças entre os valores de energia média são de -19%.



TABELA 4.24 – Comparação entre os valores da energia média dos espectros secundários da radiação X, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl, espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de crânio ARTS e PEPS, respectivamente.

Ângulo [graus]	O.S.	Tensão de referência								
		[kVp]								
		40	50	60	70	80	90	100	120	150
15°	ARTS	23,3	27,6	33,9	42,4	49,2	53,8	57,7	64,5	72,5
	PEPS	20,2	21,5	25,8	30,2	35,8	39,8	43,5	51,8	60,5
30°	Dif. [%]	-13,3	-22,1	-23,9	-28,8	-27,2	-26,0	-24,6	-19,7	-16,6
	ARTS	23,0	27,4	34,5	42,6	48,3	52,6	56,4	63,4	73,0
45°	PEPS	20,1	22,6	26,7	30,2	34,2	38,2	43,9	50,4	59,0
	Dif. [%]	-12,6	-17,5	-22,6	-29,1	-29,2	-27,4	-22,2	-20,5	-19,2
60°	ARTS	22,9	27,6	34,2	40,8	45,9	50,2	53,9	59,7	68,2
	PEPS	19,8	22,1	25,6	30,3	34,8	39,9	42,4	49,3	57,6
75°	Dif. [%]	-13,5	-19,9	-25,1	-25,7	-24,2	-20,5	-21,3	-17,4	-15,5
	ARTS	21,7	25,7	30,1	35,5	42,1	46,9	50,6	56,6	64,0
90°	PEPS	19,5	21,4	25,0	27,6	32,6	36,9	41,2	48,0	56,2
	Dif. [%]	-10,1	-16,7	-16,9	-22,3	-22,6	-21,3	-18,6	-15,2	-12,2
105°	ARTS	21,4	27,8	32,0	36,2	40,5	44,0	47,5	52,9	60,1
	PEPS	21,4	21,2	23,9	26,2	29,2	33,3	35,9	42,1	50,2
120°	Dif. [%]	0,0	-23,7	-25,3	-27,6	-27,9	-24,3	-24,4	-20,4	-16,5
	ARTS	24,0	23,6	32,7	31,5	38,8	41,6	44,0	49,6	56,5
135°	PEPS	19,3	20,2	22,1	24,5	26,7	29,7	32,2	37,9	44,4
	Dif. [%]	-19,6	-14,4	-32,4	-22,2	-31,2	-28,6	-26,8	-23,6	-21,4
150°	ARTS	20,6	22,5	25,1	28,7	33,1	37,9	41,2	47,0	53,4
	PEPS	19,5	20,1	21,3	23,9	26,8	30,3	32,7	37,7	44,4
	Dif. [%]	-5,3	-10,7	-15,1	-16,7	-19,0	-20,1	-20,6	-19,8	-16,9
	ARTS	19,5	20,8	22,9	26,4	30,9	35,8	39,2	44,6	51,2
	PEPS	19,1	19,6	21,0	22,7	25,5	28,2	31,0	35,3	40,9
	Dif. [%]	-2,1	-5,8	-8,3	-14,0	-17,5	-21,2	-20,9	-20,9	-20,1
	ARTS	22,2	24,2	27,9	30,4	33,2	36,1	38,8	43,2	49,3
	PEPS	18,4	19,0	20,6	22,4	24,4	27,1	29,1	32,9	38,2
	Dif. [%]	-17,1	-21,5	-26,2	-26,3	-26,5	-24,9	-25,0	-23,8	-22,5
	ARTS	20,0	21,4	23,0	25,7	29,1	31,3	34,3	39,4	45,7
	PEPS	18,2	18,9	20,1	21,9	24,1	26,4	28,4	32,3	36,9
	Dif. [%]	-9,0	-11,7	-12,6	-14,8	-17,2	-15,7	-17,2	-18,0	-19,3

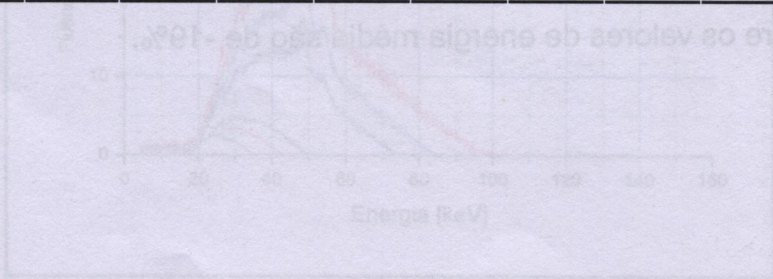


FIGURA 4.104 – Espectros secundários da radiação X espalhados a 150° e 100° para os objetos simuladores ARTS e PEP. O eixo X representa o ângulo de espalhamento em graus, e o eixo Y representa a energia média em keV. As linhas representam os espectros de energia média para os objetos simuladores ARTS e PEP, respectivamente.



TABELA 4.25 – Comparação entre os valores da energia média dos espectros secundários da radiação X, utilizando as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de crânio ARTS e PEPS, respectivamente.

Ângulo		Tensão de referência						
[graus]	O.S.	[kVp]						
		40	50	60	100	120	150	
Energia média  [keV]	15°	ARTS	23,0	28,0	37,7	58,4	65,3	74,3
		PEPS	20,1	22,7	26,8	44,1	51,1	60,2
	Dif. [%]	-12,6	-18,9	-28,9	-24,5	-21,7	-19,0	
	30°	ARTS	21,8	27,0	33,4	55,6	62,8	71,1
		PEPS	20,1	22,6	26,0	42,1	51,1	59,8
	Dif. [%]	-7,8	-16,3	-22,2	-24,3	-18,6	-15,9	
	45°	ARTS	22,5	26,6	32,7	53,6	59,9	68,8
		PEPS	20,5	21,9	25,6	42,9	49,6	57,5
	Dif. [%]	-8,9	-17,7	-21,7	-20,0	-17,2	-16,4	
	60°	ARTS	21,4	24,7	31,3	51,0	57,0	64,9
		PEPS	19,0	21,0	24,2	40,9	47,7	56,9
	Dif. [%]	-11,2	-15,0	-22,7	-19,8	-16,3	-12,3	
	75°	ARTS	21,2	24,8	28,6	46,8	53,2	60,9
		PEPS	20,4	21,7	23,1	36,8	42,1	50,2
	Dif. [%]	-3,8	-12,5	-19,2	-21,4	-20,9	-17,6	
	90°	ARTS	21,2	23,1	27,2	44,1	50,0	56,9
		PEPS	19,8	19,8	22,0	32,0	37,4	44,7
	Dif. [%]	-6,6	-14,3	-19,1	-27,4	-25,2	-21,4	
	105°	ARTS	19,8	21,4	24,4	40,8	46,9	53,8
		PEPS	19,6	20,2	22,1	33,2	38,3	45,0
	Dif. [%]	-1,0	-5,6	-9,4	-18,6	-18,3	-16,4	
	120°	ARTS	19,4	21,3	24,2	39,0	45,3	51,1
		PEPS	18,7	19,3	21,0	30,1	35,3	41,7
	Dif. [%]	-3,6	-9,4	-13,2	-22,8	-22,1	-18,4	
	135°	ARTS	21,2	23,3	25,6	37,7	43,4	49,4
		PEPS	18,6	19,5	21,0	29,4	33,2	38,2
	Dif. [%]	-12,3	-16,3	-18,0	-22,0	-23,5	-22,7	
	150°	ARTS	20,6	22,7	24,7	35,7	40,2	46,1
		PEPS	18,1	18,7	20,1	28,6	32,3	37,6
	Dif. [%]	-12,1	-17,6	-18,6	-19,9	-19,7	-18,4	

As TAB. 4.26 e TAB. 4.27 apresentam comparações entre os valores da primeira camada semi-redutora dos espectros secundários da radiação X, calculadas utilizando o programa computacional RDM, espalhados pelos objetos simuladores geométrico e antropomórfico em suas configurações de irradiação para crânio, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, respectivamente. As diferenças percentuais

apresentadas entre os valores de energia média são em relação ao objeto simulador antropomórfico.

As diferenças entre os valores da primeira camada semi-redutora das distribuições de altura de pulso dos objetos simuladores antropomórfico e geométrico diminuem com o aumento da energia, independentemente do ângulo em relação ao eixo do feixe primário da radiação incidente e da filtração utilizada. Os espectros secundários da radiação X espalhados pelo objeto simulador antropomórfico possuem valores da 1ª CSR maiores do que os do objeto simulador geométrico, o que indica que eles possuem filtrações totais maiores na região de baixas energias ou menores na região de altas energias do que o objeto simulador geométrico. Somente a comparação entre os valores de energia média e 1ª CSR não é suficiente para caracterizar os espectros da radiação X espalhados pelos objetos simuladores; uma comparação entre os valores de kerma no ar ainda é necessária para se avaliar as intensidades. Como termo de comparação, em média as diferenças entre os valores da 1ª CSR são de -49%.

**TABELA 4.26 – Comparação entre os valores da primeira camada semi-redutora, 1ª CSR, dos espectros secundários da radiação X, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl, espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de crânio ARTS e PEPS, respectivamente.**

1ª CSR [mmAl]	Ângulo [graus]	O.S.	Tensão de referência								
			[kVp]								
			40	50	60	70	80	90	100	120	150
	15°	ARTS	0,8	1,4	2,5	4,2	5,7	6,6	7,4	8,4	9,2
		PEPS	0,4	0,4	0,9	1,6	2,6	3,3	3,9	5,5	6,7
		Dif. [%]	-50,0	-71,4	-64,0	-61,9	-54,4	-50,0	-47,3	-34,5	-27,2
	30°	ARTS	0,8	1,4	2,7	4,3	5,5	6,4	7,1	8,2	9,4
		PEPS	0,4	0,6	1,1	1,6	2,3	3,0	4,1	5,2	6,5
		Dif. [%]	-50,0	-57,1	-59,3	-62,8	-58,2	-53,1	-42,3	-36,6	-30,9
	45°	ARTS	0,8	1,5	2,6	3,9	5,0	5,8	6,5	7,5	8,6
		PEPS	0,4	0,5	0,9	1,6	2,5	3,4	3,8	5,0	6,3
		Dif. [%]	-50,0	-66,7	-65,4	-59,0	-50,0	-41,4	-41,5	-33,3	-26,7
	60°	ARTS	0,7	1,2	1,8	2,8	4,1	5,1	5,8	6,8	7,9
		PEPS	0,3	0,4	0,8	1,1	2,0	2,8	3,6	4,8	6,1
		Dif. [%]	-57,1	-66,7	-55,6	-60,7	-51,2	-45,1	-37,9	-29,4	-22,8
	75°	ARTS	0,8	1,6	2,3	2,9	3,7	4,4	5,1	6,1	7,2
		PEPS	0,8	0,5	0,7	1,0	1,4	2,1	2,6	3,7	5,0
		Dif. [%]	0,0	-68,8	-69,6	-65,5	-62,2	-52,3	-49,0	-39,3	-30,6
	90°	ARTS	1,2	1,0	2,4	1,9	3,4	3,9	4,3	5,3	6,5
		PEPS	0,4	0,4	0,4	0,7	0,9	1,4	1,8	2,8	3,9
		Dif. [%]	-66,7	-60,0	-83,3	-63,2	-73,5	-64,1	-58,1	-47,2	-40,0
	105°	ARTS	0,7	0,8	1,0	1,5	2,2	3,1	3,7	4,8	5,9
		PEPS	0,5	0,3	0,3	0,6	1,0	1,6	1,9	2,8	3,9
		Dif. [%]	-28,6	-62,5	-70,0	-60,0	-54,5	-48,4	-48,6	-41,7	-33,9
	120°	ARTS	0,6	0,6	0,7	1,1	1,8	2,7	3,3	4,3	5,5
		PEPS	0,5	0,4	0,4	0,5	0,9	1,2	1,7	2,3	3,2
		Dif. [%]	-16,7	-33,3	-42,9	-54,5	-50,0	-55,6	-48,5	-46,5	-41,8
	135°	ARTS	0,9	1,1	1,5	1,9	2,3	2,8	3,2	4,0	5,1
		PEPS	0,5	0,3	0,4	0,6	0,7	1,1	1,4	1,9	2,8
		Dif. [%]	-44,4	-72,7	-73,3	-68,4	-69,6	-60,7	-56,3	-52,5	-45,1
	150°	ARTS	0,7	0,7	0,8	1,1	1,6	1,8	2,3	3,2	4,3
		PEPS	0,4	0,3	0,4	0,5	0,7	1,0	1,3	1,8	2,5
		Dif. [%]	-42,9	-57,1	-50,0	-54,5	-56,3	-44,4	-43,5	-43,8	-41,9



**TABELA 4.27 – Comparação entre os valores da primeira camada semi-redutora, 1ª CSR, dos espectros secundários da radiação X, utilizando as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de crânio ARTS e PEPS, respectivamente.**

Ângulo [graus]		O.S.	Tensão de referência					
			[kVp]					
			40	50	60	100	120	150
1ª CSR [mmAl]	15°	ARTS	0,8	1,5	3,4	7,5	8,6	9,6
		PEPS	0,4	0,6	1,1	4,1	5,3	6,5
		Dif. [%]	-50,0	-60,0	-67,6	-45,3	-38,4	-32,3
	30°	ARTS	0,6	1,3	2,4	6,9	8,1	9,1
		PEPS	0,4	0,6	0,9	3,7	5,4	6,6
		Dif. [%]	-33,3	-53,8	-62,5	-46,4	-33,3	-27,5
	45°	ARTS	0,8	1,3	2,3	6,5	7,5	8,7
		PEPS	0,5	0,5	0,9	3,9	5,1	6,3
		Dif. [%]	-37,5	-61,5	-60,9	-40,0	-32,0	-27,6
	60°	ARTS	0,7	1,0	2,1	5,9	6,9	8,1
		PEPS	0,3	0,4	0,6	3,5	4,8	6,3
		Dif. [%]	-57,1	-60,0	-71,4	-40,7	-30,4	-22,2
	75°	ARTS	0,8	1,1	1,6	4,9	6,1	7,3
		PEPS	0,6	0,6	0,6	2,7	3,6	5,0
		Dif. [%]	-25,0	-45,5	-62,5	-44,9	-41,0	-31,5
	90°	ARTS	0,8	0,9	1,4	4,3	5,4	6,6
		PEPS	0,5	0,3	0,5	1,8	2,7	3,9
		Dif. [%]	-37,5	-66,7	-64,3	-58,1	-50,0	-40,9
	105°	ARTS	0,6	0,6	0,9	3,6	4,8	6,0
		PEPS	0,5	0,4	0,5	2,1	2,9	4,1
		Dif. [%]	-16,7	-33,3	-44,4	-41,7	-39,6	-31,7
	120°	ARTS	0,6	0,6	0,9	3,2	4,4	5,4
		PEPS	0,5	0,4	0,4	1,5	2,4	3,4
		Dif. [%]	-16,7	-33,3	-55,6	-53,1	-45,5	-37,0
	135°	ARTS	0,8	0,9	1,2	3,0	4,1	5,1
		PEPS	0,5	0,5	0,5	1,4	2,0	2,8
		Dif. [%]	-37,5	-44,4	-58,3	-53,3	-51,2	-45,1
	150°	ARTS	0,7	0,9	1,1	2,6	3,4	4,4
		PEPS	0,5	0,4	0,4	1,3	1,8	2,7
		Dif. [%]	-28,6	-55,6	-63,6	-50,0	-47,1	-38,6

As TAB. 4.28 e TAB. 4.29 apresentam comparações entre os valores de kerma no ar dos espectros secundários da radiação X, calculadas utilizando o programa computacional RDM, espalhados pelos objetos simuladores geométrico e antropomórfico em suas configurações de irradiação para crânio, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, respectivamente. As diferenças percentuais apresentadas entre os valores de energia média são em relação ao objeto simulador antropomórfico.

As diferenças entre os valores de kerma no ar das distribuições de altura de pulso dos objetos simuladores antropomórfico e geométrico diminuem com o aumento da energia, independentemente do ângulo em relação ao eixo do feixe primário da radiação incidente e da filtração utilizada. Os espectros secundários da radiação X espalhados pelo objeto simulador antropomórfico possuem valores de kerma no ar substancialmente menores do que os do objeto simulador geométrico, indicando que o objeto simulador antropomórfico espalha muito menos o feixe primário da radiação incidente. Comparativamente, os espectros secundários espalhados pelo objeto simulador antropomórfico possuem uma filtração maior na região de baixas energias forçando o deslocamento do valor da energia média do espectro de radiação para valores de energia maiores.

Além disso, as TAB. 4.28 e TAB. 4.29 mostram que os valores de kerma no ar dos espectros secundários da radiação X atingem valores mínimos em ângulos em torno de  $60^\circ$ , independentemente do valor da energia máxima do espectro e da filtração utilizada. Como termo de comparação, em média as diferenças entre os valores do kerma no ar são de 387%.





TABELA 4.29 – Comparação entre os valores de kerma no ar, normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição,  $I_a \cdot t_e$ , dos espectros secundários da radiação X, utilizando as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de crânio ARTS e PEPS, respectivamente.

	Ângulo [graus]	O.S.	Tensão de referência					
			[kVp]					
			40	50	60	100	120	150
kerma no ar/ $I_a \cdot t_e$ [Gy/mAs]	15°	ARTS	1,6E-10	5,5E-10	1,9E-09	2,0E-08	3,7E-08	6,5E-08
		PEPS	2,1E-09	7,3E-09	1,5E-08	6,9E-08	1,1E-07	1,9E-07
		Dif. [%]	1213	1227	689	245	197	192
		30°	ARTS	1,2E-10	4,4E-10	1,3E-09	1,6E-08	3,0E-08
	30°	PEPS	1,4E-09	5,2E-09	1,1E-08	6,1E-08	9,6E-08	1,6E-07
		Dif. [%]	1067	1082	746	281	220	202
		45°	ARTS	1,0E-10	4,2E-10	1,2E-09	1,4E-08	2,6E-08
	45°	PEPS	8,0E-10	2,7E-09	8,1E-09	4,4E-08	7,0E-08	5,1E-08
		Dif. [%]	700	543	575	214	169	135
		60°	ARTS	1,7E-10	5,2E-10	1,3E-09	1,3E-08	2,4E-08
	60°	PEPS	4,7E-10	1,3E-09	4,7E-09	2,7E-08	4,5E-08	4,6E-08
		Dif. [%]	176	150	262	108	88	67
		75°	ARTS	3,0E-10	6,3E-10	1,5E-09	1,3E-08	2,3E-08
	75°	PEPS	1,2E-09	2,9E-09	9,8E-09	4,7E-08	7,4E-08	4,3E-08
		Dif. [%]	300	360	553	262	222	179
		90°	ARTS	6,3E-10	1,2E-09	2,9E-09	1,7E-08	2,9E-08
	90°	PEPS	1,8E-09	5,3E-09	1,4E-08	6,6E-08	9,9E-08	5,0E-08
		Dif. [%]	186	342	379	288	241	200
		105°	ARTS	1,3E-09	3,0E-09	5,3E-09	2,4E-08	3,8E-08
	105°	PEPS	2,4E-09	8,0E-09	1,6E-08	7,1E-08	1,1E-07	6,6E-08
		Dif. [%]	85	167	200	196	189	142
		120°	ARTS	2,2E-09	4,6E-09	7,9E-09	3,3E-08	5,0E-08
	120°	PEPS	1,7E-08	3,5E-08	5,4E-08	1,8E-07	2,4E-07	8,4E-08
		Dif. [%]	673	661	584	445	380	293
		135°	ARTS	4,0E-09	7,9E-09	1,3E-08	5,2E-08	8,0E-08
	135°	PEPS	3,9E-08	7,1E-08	1,0E-07	3,1E-07	4,1E-07	1,3E-07
		Dif. [%]	875	799	669	496	413	346
		150°	ARTS	1,1E-08	3,0E-08	3,0E-08	9,9E-08	1,4E-07
	150°	PEPS	5,0E-08	9,0E-08	1,3E-07	3,7E-07	4,9E-07	2,1E-07
		Dif. [%]	355	200	333	274	250	229

As TAB. 4.30 e TAB. 4.31 apresentam comparações entre os valores de equivalente de dose ambiente,  $H^*(10)$ , dos espectros secundários da radiação X, calculados utilizando o programa computacional RDM, espalhados pelos objetos simuladores geométrico e antropomórfico em suas configurações de irradiação para crânio, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, respectivamente. As diferenças percentuais apresentadas entre os valores de energia média são em relação ao objeto simulador antropomórfico.



TABELA 4.31 – Comparação entre os valores de equivalente de dose ambiente,  $H^*(10)$ , normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição,  $I_a \cdot t_e$ , dos espectros secundários da radiação X, utilizando as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de crânio ARTS e PEPS, respectivamente.

Ângulo [graus]	O.S.	Tensão de referência					
		[kVp]					
		40	50	60	100	120	150
15°	ARTS	1,2E-10	5,1E-10	2,5E-09	3,2E-08	6,1E-08	1,1E-07
	PEPS	1,3E-09	5,3E-09	1,3E-08	9,3E-08	1,6E-07	2,9E-07
30°	Dif. [%]	983	939	420	191	162	164
	ARTS	8,1E-11	3,9E-10	1,5E-09	2,5E-08	4,9E-08	8,7E-08
45°	PEPS	8,6E-10	3,7E-09	9,3E-09	7,9E-08	1,4E-07	2,6E-07
	Dif. [%]	962	849	520	216	186	199
60°	ARTS	7,3E-11	3,7E-10	1,4E-09	2,2E-08	4,2E-08	8,4E-08
	PEPS	5,2E-10	1,9E-09	6,7E-09	5,8E-08	1,0E-07	1,9E-07
75°	Dif. [%]	612	414	379	164	138	126
	ARTS	1,2E-10	4,2E-10	1,4E-09	2,1E-08	3,9E-08	7,5E-08
90°	PEPS	2,7E-10	8,3E-10	3,5E-09	3,4E-08	6,3E-08	1,2E-07
	Dif. [%]	125	98	150	62	62	60
105°	ARTS	2,0E-10	5,2E-10	1,5E-09	1,9E-08	3,6E-08	6,9E-08
	PEPS	7,5E-10	2,0E-09	7,2E-09	5,5E-08	9,5E-08	1,7E-07
120°	Dif. [%]	275	285	380	189	164	146
	ARTS	4,2E-10	9,0E-10	2,7E-09	2,4E-08	4,3E-08	7,8E-08
135°	PEPS	1,1E-09	3,2E-09	9,6E-09	6,7E-08	1,1E-07	2,0E-07
	Dif. [%]	162	256	256	179	156	156
150°	ARTS	8,2E-10	2,0E-09	4,2E-09	3,2E-08	5,5E-08	1,0E-07
	PEPS	1,5E-09	5,0E-09	1,1E-08	7,5E-08	1,3E-07	2,2E-07
	Dif. [%]	83	150	162	134	136	120
	ARTS	1,3E-09	3,1E-09	6,2E-09	4,1E-08	7,0E-08	1,2E-07
	PEPS	9,8E-09	2,1E-08	3,5E-08	1,7E-07	2,6E-07	4,2E-07
	Dif. [%]	654	577	465	315	271	250
	ARTS	2,7E-09	5,9E-09	1,1E-08	6,4E-08	1,1E-07	1,9E-07
	PEPS	2,2E-08	4,2E-08	6,9E-08	2,9E-07	4,3E-07	6,8E-07
	Dif. [%]	715	612	527	353	291	258
	ARTS	7,3E-09	2,2E-08	2,4E-08	1,2E-07	1,8E-07	3,0E-07
	PEPS	2,7E-08	5,1E-08	8,1E-08	3,3E-07	5,0E-07	8,0E-07
	Dif. [%]	270	132	238	175	178	167

As TAB. 4.32 e TAB. 4.33 apresentam comparações entre os valores de energia média dos espectros secundários da radiação X, calculadas utilizando o programa computacional RDM, espalhados pelos objetos simuladores geométrico e antropomórfico em suas configurações de irradiação para tórax, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, respectivamente. As diferenças percentuais apresentadas entre os valores de energia média são em relação ao objeto simulador antropomórfico.



Os espectros secundários da radiação X espalhados pelo objeto simulador antropomórfico possuem energias médias sistematicamente maiores do que os do objeto simulador geométrico, independentemente do ângulo em relação ao eixo do feixe primário da radiação incidente e da filtração utilizada, indicando que existem grandes diferenças na interação da radiação com os materiais constituintes dos objetos simuladores. Como termo de comparação, em média as diferenças entre os valores de energia média são de -10%.

**TABELA 4.32 – Comparação entre os valores da energia média dos espectros secundários da radiação X, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl, espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de tórax ARTT e PEPT, respectivamente.**

Ângulo		Tensão de referência									
		O.S.	[kVp]								
Energia média	[graus]		40	50	60	70	80	90	100	120	150
	15°	ARTT	19,8	21,8	26,2	32,0	39,3	45,1	49,3	56,3	66,4
		PEPT	20,1	21,8	26,2	31,4	37,2	43,2	47,4	54,0	62,6
		Dif. [%]	1,5	0,0	0,0	-1,9	-5,3	-4,2	-3,9	-4,1	-5,7
	30°	ARTT	22,6	25,9	29,5	33,5	38,2	42,7	47,1	54,4	61,5
		PEPT	20,1	20,9	25,0	29,5	34,9	40,2	45,6	52,6	61,2
		Dif. [%]	-11,1	-19,3	-15,3	-11,9	-8,6	-5,9	-3,2	-3,3	-0,5
	45°	ARTT	21,5	22,4	26,5	31,6	37,3	42,1	46,6	53,1	60,3
		PEPT	20,5	22,2	25,9	30,0	35,7	40,1	42,9	52,2	60,2
		Dif. [%]	-4,7	-0,9	-2,3	-5,1	-4,3	-4,8	-7,9	-1,7	-0,2
	60°	ARTT	20,0	21,4	24,4	28,4	33,3	39,1	43,6	50,0	57,4
		PEPT	18,4	20,3	23,2	26,5	32,3	37,1	41,7	49,7	58,2
		Dif. [%]	-8,0	-5,1	-4,9	-6,7	-3,0	-5,1	-4,4	-0,6	1,4
	75°	ARTT	20,7	21,5	24,9	28,1	32,8	36,9	40,4	46,6	53,7
		PEPT	20,3	20,5	22,5	24,9	26,9	30,9	34,8	40,4	48,2
		Dif. [%]	-1,9	-4,7	-9,6	-11,4	-18,0	-16,3	-13,9	-13,3	-10,2
	90°	ARTT	20,6	21,0	23,2	26,1	29,0	32,9	37,2	43,1	49,9
		PEPT	16,5	17,8	18,7	20,8	23,7	26,0	28,9	33,9	40,3
		Dif. [%]	-19,9	-15,2	-19,4	-20,3	-18,3	-21,0	-22,3	-21,3	-19,2
	105°	ARTT	23,8	26,3	24,8	28,0	30,6	34,0	36,5	40,9	46,8
		PEPT	18,6	19,2	20,9	23,5	26,5	29,0	32,3	37,2	43,3
		Dif. [%]	-21,8	-27,0	-15,7	-16,1	-13,4	-14,7	-11,5	-9,0	-7,5
	120°	ARTT	22,9	24,0	25,9	27,9	29,5	31,9	34,6	38,2	43,6
		PEPT	19,9	19,5	21,1	23,3	25,5	28,4	31,3	35,6	42,1
		Dif. [%]	-13,1	-18,8	-18,5	-16,5	-13,6	-11,0	-9,5	-6,8	-3,4
	135°	ARTT	22,7	24,0	25,2	27,7	27,7	29,8	31,9	36,1	41,2
		PEPT	19,2	19,8	21,1	23,1	25,1	27,7	30,0	34,0	39,9
		Dif. [%]	-15,4	-17,5	-16,3	-16,6	-9,4	-7,0	-6,0	-5,8	-3,2
	150°	ARTT	19,7	21,0	22,8	24,8	26,8	29,1	31,4	35,1	39,4
		PEPT	18,0	18,8	20,0	21,7	24,0	25,9	27,7	31,9	37,1
Dif. [%]		-8,6	-10,5	-12,3	-12,5	-10,4	-11,0	-11,8	-9,1	-5,8	

TABELA 4.33 – Comparação entre os valores da energia média dos espectros secundários da radiação X, utilizando as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de tórax ARTT e PEPT, respectivamente.

Energia média [keV]	Ângulo [graus]	O.S.	Tensão de referência					
			[kVp]					
			40	50	60	100	120	150
	15°	ARTT	19,3	21,4	26,6	48,3	56,8	62,7
		PEPT	19,7	21,8	25,2	45,0	54,1	63,3
		Dif. [%]	2,1	1,9	-5,3	-6,8	-4,8	1,0
	30°	ARTT	21,8	26,3	30,1	47,8	53,7	59,0
		PEPT	20,1	22,5	26,1	46,6	52,8	61,9
		Dif. [%]	-7,8	-14,4	-13,3	-2,5	-1,7	4,9
	45°	ARTT	20,4	21,5	25,6	45,2	52,6	60,6
		PEPT	19,4	21,0	25,1	45,1	52,1	60,6
		Dif. [%]	-4,9	-2,3	-2,0	-0,2	-1,0	0,0
	60°	ARTT	19,9	21,7	25,6	43,8	50,3	57,5
		PEPT	18,4	20,1	23,2	42,7	50,4	58,4
		Dif. [%]	-7,5	-7,4	-9,4	-2,5	0,2	1,6
	75°	ARTT	20,3	21,2	23,7	40,0	46,7	54,2
		PEPT	19,7	20,1	21,7	33,7	39,8	48,6
		Dif. [%]	-3,0	-5,2	-8,4	-15,8	-14,8	-10,3
	90°	ARTT	25,6	21,3	23,8	37,1	42,9	50,3
		PEPT	16,5	17,4	19,3	28,7	32,4	40,0
		Dif. [%]	-35,5	-18,3	-18,9	-22,6	-24,5	-20,5
	105°	ARTT	22,7	25,1	26,7	37,4	41,1	47,7
		PEPT	17,8	18,4	20,4	30,2	36,2	43,5
		Dif. [%]	-21,6	-26,7	-23,6	-19,3	-11,9	-8,8
	120°	ARTT	21,8	23,5	25,8	35,0	39,3	44,6
		PEPT	18,7	19,6	20,9	30,5	35,4	43,2
		Dif. [%]	-14,2	-16,6	-19,0	-12,9	-9,9	-3,1
	135°	ARTT	20,6	22,6	23,7	32,0	36,1	41,6
		PEPT	18,6	19,2	20,9	29,3	34,1	40,4
		Dif. [%]	-9,7	-15,0	-11,8	-8,4	-5,5	-2,9
	150°	ARTT	20,5	22,6	25,1	31,1	35,1	41,2
		PEPT	18,1	19,2	20,6	28,5	32,1	37,3
		Dif. [%]	-11,7	-15,0	-17,9	-8,4	-8,5	-9,5

As TAB. 4.34 e TAB. 4.35 apresentam comparações entre os valores da primeira camada semi-redutora, 1ª CSR, dos espectros secundários da radiação X, calculados utilizando o programa computacional RDM, espalhados pelos objetos simuladores geométrico e antropomórfico em suas configurações de irradiação para tórax, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, respectivamente. As diferenças percentuais apresentadas entre os valores de energia média são em relação ao objeto simulador antropomórfico.

As diferenças entre os valores da primeira camada semi-redutora das distribuições de altura pulso dos objetos simulador antropomórfico e geométrico variam com o aumento da energia e são dependentes do ângulo, em relação ao eixo do feixe primário da radiação incidente e da filtração utilizada. Os espectros secundários da radiação X espalhados pelo objeto simulador antropomórfico possuem valores da 1ª CSR bastante diferentes daqueles do objeto simulador geométrico, indicando que possuem diferenças nos materiais constituintes e no formato. Somente a comparação entre os valores de energia média e 1ª CSR não é suficiente para caracterizar os espectros da radiação X espalhados pelos objetos simuladores; uma comparação entre os valores de kerma no ar é necessária para se avaliar as intensidades. Como termo de comparação, em média as diferenças entre os valores da 1ª CSR são de -34%.



TABELA 4.34 – Comparação entre os valores da primeira camada semi-redutora, 1ª CSR, dos espectros secundários da radiação X, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl, espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de tórax ARTT e PEPT, respectivamente.

	Ângulo [graus]	O.S.	Tensão de referência								
			[kVp]								
			40	50	60	70	80	90	100	120	150
1ª CSR [mmAl]	15°	ARTT	0,4	0,4	0,9	1,9	3,3	4,4	5,2	6,4	7,8
		PEPT	0,4	0,4	1,0	1,8	2,9	4,0	4,8	5,9	7,1
		Dif. [%]	0,0	0,0	11,1	-5,3	-12,1	-9,1	-7,7	-7,8	-9,0
	30°	ARTT	0,9	1,3	1,7	2,3	3,1	3,9	4,7	6,0	6,9
		PEPT	0,4	0,3	0,7	1,4	2,4	3,4	4,4	5,7	6,8
		Dif. [%]	-55,6	-76,9	-58,8	-39,1	-22,6	-12,8	-6,4	-5,0	-1,4
	45°	ARTT	0,7	0,6	1,1	1,9	2,9	3,8	4,7	5,8	6,8
		PEPT	0,5	0,5	0,9	1,5	2,6	3,4	3,8	5,7	6,9
		Dif. [%]	-28,6	-16,7	-18,2	-21,1	-10,3	-10,5	-19,1	-1,7	1,5
	60°	ARTT	0,5	0,5	0,7	1,3	2,1	3,2	4,1	5,2	6,3
		PEPT	0,2	0,2	0,4	0,8	1,8	2,8	3,6	5,2	6,5
		Dif. [%]	-60,0	-60,0	-42,9	-38,5	-14,3	-12,5	-12,2	0,0	3,2
	75°	ARTT	0,6	0,6	0,9	1,3	2,1	2,8	3,4	4,6	5,7
		PEPT	0,6	0,4	0,5	0,8	1,0	1,6	2,3	3,3	4,5
		Dif. [%]	0,0	-33,3	-44,4	-38,5	-52,4	-42,9	-32,4	-28,3	-21,1
	90°	ARTT	0,7	0,5	0,7	1,0	1,4	2,0	2,8	3,9	5,0
		PEPT	0,2	0,2	0,1	0,2	0,4	0,7	1,1	1,8	2,8
		Dif. [%]	-71,4	-60,0	-85,7	-80,0	-71,4	-65,0	-60,7	-53,8	-44,0
	105°	ARTT	1,2	1,5	1,1	1,5	1,8	2,4	2,7	3,5	4,4
		PEPT	0,4	0,3	0,3	0,6	0,9	1,3	1,9	2,7	3,7
		Dif. [%]	-66,7	-80,0	-72,7	-60,0	-50,0	-45,8	-29,6	-22,9	-15,9
	120°	ARTT	1,1	1,1	1,3	1,5	1,7	2,0	2,4	2,9	3,8
		PEPT	0,6	0,4	0,4	0,6	0,9	1,3	1,7	2,4	3,5
		Dif. [%]	-45,5	-63,6	-69,2	-60,0	-47,1	-35,0	-29,2	-17,2	-7,9
	135°	ARTT	1,0	1,1	1,2	1,5	1,4	1,6	1,9	2,6	3,4
		PEPT	0,6	0,4	0,5	0,7	0,9	1,2	1,5	2,1	3,1
		Dif. [%]	-40,0	-63,6	-58,3	-53,3	-35,7	-25,0	-21,1	-19,2	-8,8
	150°	ARTT	0,6	0,7	0,8	1,0	1,2	1,5	1,9	2,4	3,1
		PEPT	0,4	0,3	0,4	0,5	0,7	0,9	1,1	1,7	2,6
		Dif. [%]	-33,3	-57,1	-50,0	-50,0	-41,7	-40,0	-42,1	-29,2	-16,1

**TABELA 4.35 – Comparação entre os valores da primeira camada semi-redutora, 1ª CSR, dos espectros secundários da radiação X, utilizando as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de tórax ARTT e PEPT, respectivamente.**

1ª CSR	Ângulo [graus]	O.S.	Tensão de referência					
			[kVp]					
			40	50	60	100	120	150
[mmAl]	15°	ARTT	0,3	0,4	1,0	5,0	6,5	7,1
		PEPT	0,3	0,4	0,8	4,2	5,9	7,2
		Dif.						
		[%]	0,0	0,0	-20,0	-16,0	-9,2	1,4
	30°	ARTT	0,8	1,3	1,8	4,9	5,9	6,4
		PEPT	0,4	0,5	0,9	4,7	5,7	7,1
		Dif.						
		[%]	-50,0	-61,5	-50,0	-4,1	-3,4	10,9
	45°	ARTT	0,6	0,5	0,9	4,3	5,7	6,8
		PEPT	0,3	0,3	0,8	4,4	5,6	6,9
		Dif.						
		[%]	-50,0	-40,0	-11,1	2,3	-1,8	1,5
	60°	ARTT	0,5	0,6	1,0	4,1	5,3	6,3
		PEPT	0,2	0,2	0,4	3,9	5,3	6,6
		Dif.						
		[%]	-60,0	-66,7	-60,0	-4,9	0,0	4,8
	75°	ARTT	0,6	0,5	0,7	3,4	4,6	5,8
		PEPT	0,6	0,3	0,4	2,1	3,1	4,6
		Dif.						
		[%]	0,0	-40,0	-42,9	-38,2	-32,6	-20,7
	90°	ARTT	1,4	0,6	0,8	2,8	3,8	5,1
		PEPT	0,2	0,1	0,2	1,0	1,5	2,7
		Dif.						
		[%]	-85,7	-83,3	-75,0	-64,3	-60,5	-47,1
	105°	ARTT	1,0	1,3	1,4	2,9	3,5	4,6
		PEPT	0,3	0,2	0,3	1,4	2,5	3,7
		Dif.						
		[%]	-70,0	-84,6	-78,6	-51,7	-28,6	-19,6
	120°	ARTT	0,9	1,0	1,3	2,5	3,2	4,0
		PEPT	0,5	0,4	0,4	1,5	2,3	3,7
		Dif.						
		[%]	-44,4	-60,0	-69,2	-40,0	-28,1	-7,5
	135°	ARTT	0,7	0,9	0,9	2,0	2,6	3,5
		PEPT	0,5	0,4	0,5	1,4	2,2	3,2
		Dif.						
		[%]	-28,6	-55,6	-44,4	-30,0	-15,4	-8,6
	150°	ARTT	0,7	0,9	1,2	1,8	2,4	3,4
		PEPT	0,5	0,4	0,4	1,3	1,8	2,6
		Dif.						
		[%]	-28,6	-55,6	-66,7	-27,8	-25,0	-23,5

As TAB. 4.36 e TAB. 4.37 apresentam comparações entre os valores de kerma no ar dos espectros secundários da radiação X, calculadas utilizando o programa computacional RDM, espalhados pelos objetos simuladores geométrico e antropomórfico em suas configurações de irradiação para tórax, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, respectivamente. As diferenças percentuais apresentadas entre os valores de energia média são em relação ao objeto simulador antropomórfico.

As diferenças entre os valores de kerma no ar das distribuições de altura de pulso dos objetos simuladores antropomórfico e geométrico diminuem com o aumento da energia, independentemente do ângulo em relação ao eixo do feixe primário da radiação incidente e da filtração utilizada. Os espectros secundários da radiação X espalhados pelo objeto simulador antropomórfico possuem valores de kerma no ar menores do que os do objeto simulador geométrico, indicando que o objeto simulador antropomórfico espalha menos o feixe primário da radiação incidente.

Além disso, as TAB. 4.36 e TAB. 4.37 mostram que os valores de kerma no ar dos espectros secundários da radiação X atingem valores mínimos em ângulos em torno de  $60^\circ$ , independentemente do valor da energia máxima do espectro e da filtração utilizada. Como termo de comparação, em média as diferenças entre os valores do kerma no ar são de 68%.



TABELA 4.36 – Comparação entre os valores de kerma no ar, normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição,  $I_a \cdot t_e$ , dos espectros secundários da radiação X, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl, espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ARTT, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de tórax ARTT e PEPT, respectivamente.

kerma no ar/ $I_a \cdot t_e$ [Gy/mAs]	Ângulo		Tensão de referência								
	[graus]	O.S.	[kVp]								
			40	50	60	70	80	90	100	120	150
	15°	ARTT	1,2E-09	3,7E-09	1,1E-08	1,8E-08	2,6E-08	3,6E-08	4,9E-08	8,1E-08	1,5E-07
		PEPT	4,1E-09	1,6E-08	3,1E-08	4,8E-08	6,7E-08	8,9E-08	1,2E-07	1,8E-07	3,0E-07
		Dif. [%]	242	332	182	167	158	147	145	122	100
	30°	ARTT	1,2E-09	3,7E-09	1,1E-08	1,8E-08	2,9E-08	4,1E-08	5,6E-08	9,0E-08	1,5E-07
		PEPT	2,6E-09	1,2E-08	2,4E-08	3,8E-08	5,5E-08	7,4E-08	9,4E-08	1,5E-07	2,5E-07
		Dif. [%]	117	224	118	111	90	80	68	67	67
	45°	ARTT	1,2E-09	4,2E-09	1,2E-08	1,9E-08	2,9E-08	4,1E-08	5,4E-08	8,7E-08	1,5E-07
		PEPT	1,6E-09	7,4E-09	1,6E-08	2,7E-08	3,9E-08	5,5E-08	7,4E-08	1,1E-07	1,9E-07
		Dif. [%]	33	76	33	42	34	34	37	26	27
	60°	ARTT	7,6E-10	2,6E-09	8,0E-09	1,4E-08	2,1E-08	2,9E-08	3,8E-08	6,1E-08	1,0E-07
		PEPT	9,9E-10	4,5E-09	1,1E-08	1,8E-08	2,6E-08	3,6E-08	4,7E-08	7,2E-08	1,2E-07
		Dif. [%]	30	73	38	29	24	24	24	18	20
	75°	ARTT	7,1E-10	2,5E-09	7,4E-09	1,3E-08	2,0E-08	2,8E-08	3,7E-08	5,8E-08	9,7E-08
		PEPT	2,8E-09	1,1E-08	2,2E-08	3,6E-08	4,4E-08	6,9E-08	8,6E-08	1,2E-07	1,9E-07
		Dif. [%]	294	340	197	177	120	146	132	107	96
	90°	ARTT	8,8E-10	3,0E-09	9,0E-09	1,6E-08	2,4E-08	3,3E-08	4,2E-08	6,5E-08	1,1E-07
		PEPT	9,5E-10	3,3E-09	7,2E-09	1,1E-08	1,6E-08	2,2E-08	2,7E-08	3,8E-08	5,7E-08
		Dif. [%]	8	10	-20	-31	-33	-33	-36	-38	-48
	105°	ARTT	1,9E-09	6,4E-09	1,6E-08	2,5E-08	3,9E-08	5,1E-08	6,7E-08	1,0E-07	1,6E-07
		PEPT	2,3E-09	9,0E-09	1,9E-08	3,0E-08	4,3E-08	5,8E-08	7,2E-08	1,1E-07	1,6E-07
		Dif. [%]	21	41	19	20	10	14	7	10	0
	120°	ARTT	4,2E-09	1,3E-08	2,6E-08	4,1E-08	6,0E-08	8,0E-08	1,0E-07	1,5E-07	2,3E-07
		PEPT	6,6E-09	2,2E-08	4,1E-08	6,1E-08	8,6E-08	1,1E-07	1,3E-07	1,9E-07	2,7E-07
		Dif. [%]	57	69	58	49	43	38	30	27	17
	135°	ARTT	1,3E-08	3,4E-08	6,3E-08	9,1E-08	1,4E-07	1,8E-07	2,3E-07	3,1E-07	4,5E-07
		PEPT	1,9E-08	5,1E-08	9,1E-08	1,3E-07	1,8E-07	2,2E-07	2,7E-07	3,7E-07	5,3E-07
		Dif. [%]	46	50	44	43	29	22	17	19	18
	150°	ARTT	1,9E-08	4,9E-08	8,6E-08	1,2E-07	1,7E-07	2,2E-07	2,7E-07	3,7E-07	5,4E-07
		PEPT	2,5E-08	6,7E-08	1,2E-07	1,8E-07	2,3E-07	2,9E-07	3,5E-07	4,7E-07	6,6E-07
		Dif. [%]	32	37	40	50	35	32	30	27	22

TABELA 4.37 – Comparação entre os valores de kerma no ar, normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição,  $I_a \cdot t_e$ , dos espectros secundários da radiação X, utilizando as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ARTT, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de tórax ARTT e PEPT, respectivamente.

kerma no ar/ $I_a \cdot t_e$ [Gy/mAs]	Ângulo [graus]	O.S.	Tensão de referência					
			[kVp]					
			40	50	60	100	120	150
	15°	ARTT	1,8E-09	4,4E-09	1,1E-08	5,0E-08	8,2E-08	4,9E-08
		PEPT	6,2E-09	1,8E-08	3,3E-08	1,2E-07	1,8E-07	3,0E-07
		Dif. [%]	244	309	200	140	120	512
	30°	ARTT	2,0E-09	4,3E-09	1,1E-08	5,5E-08	8,6E-08	1,3E-07
		PEPT	3,9E-09	1,2E-08	2,3E-08	9,4E-08	1,5E-07	2,4E-07
		Dif. [%]	95	179	109	71	74	85
	45°	ARTT	2,0E-09	5,2E-09	1,2E-08	5,5E-08	8,5E-08	1,4E-07
		PEPT	2,6E-09	9,2E-09	1,7E-08	7,0E-08	1,1E-07	1,9E-07
		Dif. [%]	30	77	42	27	29	36
	60°	ARTT	1,1E-09	3,0E-09	5,8E-09	3,8E-08	6,0E-08	1,0E-07
		PEPT	1,5E-09	5,4E-09	1,1E-08	4,6E-08	7,0E-08	1,2E-07
		Dif. [%]	36	80	90	21	17	20
	75°	ARTT	1,1E-09	3,0E-09	8,1E-09	3,7E-08	5,7E-08	9,6E-08
		PEPT	4,6E-09	1,3E-08	2,4E-08	8,5E-08	1,2E-07	1,8E-07
		Dif. [%]	318	333	196	130	111	88
	90°	ARTT	1,0E-09	3,5E-09	9,1E-09	4,2E-08	6,3E-08	1,0E-07
		PEPT	1,5E-09	4,1E-09	7,2E-09	2,7E-08	3,9E-08	5,6E-08
		Dif. [%]	50	17	-21	-36	-38	-44
	105°	ARTT	3,3E-09	8,3E-09	1,5E-08	6,4E-08	1,0E-07	1,6E-07
		PEPT	3,9E-09	1,1E-08	2,0E-08	7,6E-08	1,1E-07	1,5E-07
		Dif. [%]	18	33	33	19	10	-6
	120°	ARTT	7,9E-09	1,7E-08	2,7E-08	9,9E-08	1,4E-07	2,1E-07
		PEPT	1,3E-08	2,7E-08	4,3E-08	1,4E-07	1,9E-07	2,6E-07
		Dif. [%]	65	59	59	41	36	24
	135°	ARTT	2,7E-08	4,5E-08	7,1E-08	2,2E-07	3,0E-07	4,3E-07
		PEPT	3,6E-08	6,6E-08	9,6E-08	2,8E-07	3,6E-07	5,1E-07
		Dif. [%]	33	47	35	27	20	19
	150°	ARTT	3,4E-08	5,7E-08	8,2E-08	2,7E-07	3,6E-07	5,1E-07
		PEPT	4,9E-08	8,4E-08	1,2E-07	3,4E-07	4,6E-07	6,3E-07
		Dif. [%]	44	47	46	26	28	24

As TAB. 4.38 e TAB. 4.39 apresentam comparações entre os valores de equivalente de dose ambiente,  $H^*(10)$ , dos espectros secundários da radiação X, calculadas utilizando o programa computacional RDM, espalhados pelos objetos simuladores geométrico e antropomórfico em suas configurações de irradiação para tórax, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, respectivamente. As diferenças percentuais apresentadas entre os valores de energia média são em relação ao objeto simulador antropomórfico.

Analogamente ao que ocorre com os valores de kerma no ar, os valores de  $H^*(10)$  são mínimos para ângulos em torno de  $60^\circ$  e o objeto simulador antropomórfico espalha muito menos o feixe de radiação primário incidente. Entretanto, a média das diferenças entre os valores de  $H^*(10)$  dos espectros secundários espalhados pelos objetos simulador antropomórfico e geométrico diminuem um pouco quando comparadas à média das diferenças dos valores de kerma no ar, estas diferenças são em média de 50%.

**TABELA 4.38 – Comparação entre os valores de equivalente de dose ambiente,  $H^*(10)$ , normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição,  $I_a \cdot t_e$ , dos espectros secundários da radiação X, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl, espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ART, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de tórax ARTT e PEPT, respectivamente.**

Ângulo [graus]		O.S.	Tensão de referência								
			[kVp]								
			40	50	60	70	80	90	100	120	150
H*(10)/I <sub>a</sub> .t <sub>e</sub> [Sv/mAs]	15°	ARTT	7,2E-10	2,6E-09	9,0E-09	1,8E-08	3,2E-08	5,0E-08	7,2E-08	1,3E-07	2,4E-07
		PEPT	2,5E-09	1,1E-08	2,6E-08	4,8E-08	7,9E-08	1,2E-07	1,7E-07	2,7E-07	4,7E-07
		Dif. [%]	247	323	189	167	147	140	136	108	96
	30°	ARTT	9,2E-10	3,2E-09	1,0E-08	2,0E-08	3,5E-08	5,4E-08	8,0E-08	1,4E-07	2,4E-07
		PEPT	1,7E-09	7,5E-09	1,9E-08	3,6E-08	6,0E-08	9,2E-08	1,3E-07	2,2E-07	4,0E-07
		Dif. [%]	85	134	90	80	71	70	63	57	67
	45°	ARTT	8,6E-10	3,0E-09	1,0E-08	2,0E-08	3,5E-08	5,4E-08	7,7E-08	1,3E-07	2,3E-07
		PEPT	1,1E-09	5,1E-09	1,3E-08	2,6E-08	4,5E-08	6,9E-08	9,7E-08	1,7E-07	3,0E-07
		Dif. [%]	28	70	30	30	29	28	26	31	30
	60°	ARTT	4,8E-10	1,7E-09	6,2E-09	1,3E-08	2,2E-08	3,5E-08	5,1E-08	9,0E-08	1,6E-07
		PEPT	5,5E-10	2,8E-09	7,6E-09	1,5E-08	2,7E-08	4,2E-08	6,0E-08	1,0E-07	1,9E-07
		Dif. [%]	15	65	23	15	23	20	18	11	19
	75°	ARTT	4,7E-10	1,7E-09	6,0E-09	1,2E-08	2,1E-08	3,3E-08	4,7E-08	8,1E-08	1,5E-07
		PEPT	1,8E-09	7,0E-09	1,6E-08	2,9E-08	3,8E-08	6,8E-08	9,4E-08	1,5E-07	2,6E-07
		Dif. [%]	283	312	167	142	81	106	100	85	73
	90°	ARTT	5,8E-10	2,0E-09	6,7E-09	1,3E-08	2,2E-08	3,5E-08	5,0E-08	8,6E-08	1,5E-07
		PEPT	4,5E-10	1,7E-09	3,9E-09	7,1E-09	1,1E-08	1,7E-08	2,4E-08	3,8E-08	6,6E-08
		Dif. [%]	-22	-15	-42	-45	-50	-51	-52	-56	-56
	105°	ARTT	1,5E-09	5,8E-09	1,3E-08	2,4E-08	3,9E-08	5,7E-08	8,0E-08	1,3E-07	2,3E-07
		PEPT	1,3E-09	5,2E-09	1,2E-08	2,2E-08	3,6E-08	5,3E-08	7,3E-08	1,2E-07	2,0E-07
		Dif. [%]	-13	-10	-8	-8	-8	-7	-9	-8	-13
	120°	ARTT	3,2E-09	1,0E-08	2,2E-08	3,8E-08	5,9E-08	8,4E-08	1,2E-07	1,9E-07	3,0E-07
		PEPT	4,2E-09	1,3E-08	2,7E-08	4,5E-08	6,9E-08	9,9E-08	1,3E-07	2,1E-07	3,4E-07
		Dif. [%]	31	30	23	18	17	18	8	11	13
	135°	ARTT	9,4E-09	2,7E-08	5,3E-08	8,5E-08	1,3E-07	1,8E-07	2,4E-07	3,6E-07	5,8E-07
		PEPT	1,1E-08	3,1E-08	6,0E-08	9,7E-08	1,4E-07	2,0E-07	2,6E-07	4,0E-07	6,5E-07
		Dif. [%]	17	15	13	14	8	11	8	11	12
	150°	ARTT	1,2E-08	3,2E-08	6,2E-08	1,0E-07	1,5E-07	2,1E-07	2,7E-07	4,2E-07	6,6E-07
		PEPT	1,4E-08	3,8E-08	7,3E-08	1,2E-07	1,7E-07	2,4E-07	3,1E-07	4,8E-07	7,5E-07
		Dif. [%]	17	19	18	20	13	14	15	14	14



**TABELA 4.39 – Comparação entre os valores de equivalente de dose ambiente,  $H^*(10)$ , normalizados pelo produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição,  $I_a \cdot t_e$ , dos espectros secundários da radiação X, utilizando as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, espalhados em diferentes ângulos em relação ao eixo do feixe primário da radiação X, pelos objetos simuladores, O.S., antropomórfico, ARTT, e geométrico, PEP, em suas configurações de irradiação de tórax ARTT e PEPT, respectivamente.**

Ângulo [graus]	O.S.	Tensão de referência					
		[kVp]					
		40	50	60	100	120	150
15°	ARTT	1,1E-09	3,0E-09	9,0E-09	7,2E-08	1,3E-07	7,7E-08
	PEPT	3,8E-09	1,2E-08	2,6E-08	1,6E-07	2,8E-07	4,7E-07
	Dif. [%]	245	300	189	122	115	510
30°	ARTT	1,4E-09	3,8E-09	1,1E-08	8,0E-08	1,3E-07	2,1E-07
	PEPT	2,5E-09	8,9E-09	2,0E-08	1,3E-07	2,2E-07	3,8E-07
	Dif. [%]	79	134	82	63	69	81
45°	ARTT	1,3E-09	3,5E-09	1,0E-08	7,5E-08	1,3E-07	2,2E-07
	PEPT	1,5E-09	6,0E-09	1,4E-08	9,7E-08	1,7E-07	3,0E-07
	Dif. [%]	15	71	40	29	31	36
60°	ARTT	7,2E-10	2,1E-09	4,8E-09	5,1E-08	8,8E-08	1,5E-07
	PEPT	8,1E-10	3,3E-09	7,9E-09	6,0E-08	1,0E-07	1,8E-07
	Dif. [%]	13	57	65	18	14	20
75°	ARTT	7,1E-10	2,0E-09	6,1E-09	4,6E-08	8,1E-08	1,4E-07
	PEPT	2,9E-09	8,3E-09	1,6E-08	9,0E-08	1,5E-07	2,5E-07
	Dif. [%]	308	315	162	96	85	79
90°	ARTT	9,0E-10	2,4E-09	7,0E-09	4,9E-08	8,3E-08	1,5E-07
	PEPT	6,9E-10	2,0E-09	4,1E-09	2,3E-08	3,8E-08	6,4E-08
	Dif. [%]	-23	-17	-41	-53	-54	-57
105°	ARTT	2,5E-09	7,0E-09	1,4E-08	7,9E-08	1,3E-07	2,2E-07
	PEPT	2,0E-09	6,2E-09	1,3E-08	7,2E-08	1,2E-07	2,0E-07
	Dif. [%]	-20	-11	-7	-9	-8	-9
120°	ARTT	5,5E-09	1,3E-08	2,3E-08	1,1E-07	1,8E-07	2,9E-07
	PEPT	7,5E-09	1,6E-08	2,8E-08	1,3E-07	2,1E-07	3,3E-07
	Dif. [%]	36	23	22	18	17	14
135°	ARTT	1,7E-08	3,3E-08	5,4E-08	2,2E-07	3,5E-07	5,6E-07
	PEPT	2,0E-08	3,9E-08	6,3E-08	2,6E-07	3,9E-07	6,3E-07
	Dif. [%]	18	18	17	18	11	13
150°	ARTT	2,1E-08	4,1E-08	6,8E-08	2,7E-07	4,1E-07	6,6E-07
	PEPT	2,6E-08	4,9E-08	7,7E-08	3,1E-07	4,7E-07	7,2E-07
	Dif. [%]	24	20	13	15	15	9

**4.2.7 Determinação da fração de espalhamento**

A intensidade da radiação X espalhada pelos objetos simuladores antropomórfico e geométrico, ou ainda por um paciente, é dependente do ângulo em relação ao eixo do feixe primário da radiação incidente, da energia dos fótons incidentes e da posição do feixe de radiação incidente ou do campo de radiação incidente no objeto simulador, supondo que o número de fótons incidentes no objeto simulador varie linearmente com o tamanho do campo de radiação

incidente. Desta forma, para um determinado valor de energia máxima do espectro de radiação X incidente, um determinado produto entre a corrente anódica e o tempo de exposição e um determinado colimador fixo, a intensidade do espectro de radiação espalhado é independente da distância do objeto simulador à fonte de radiação.

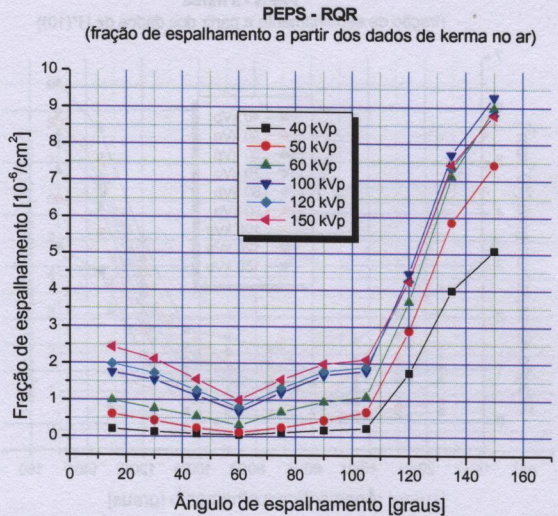
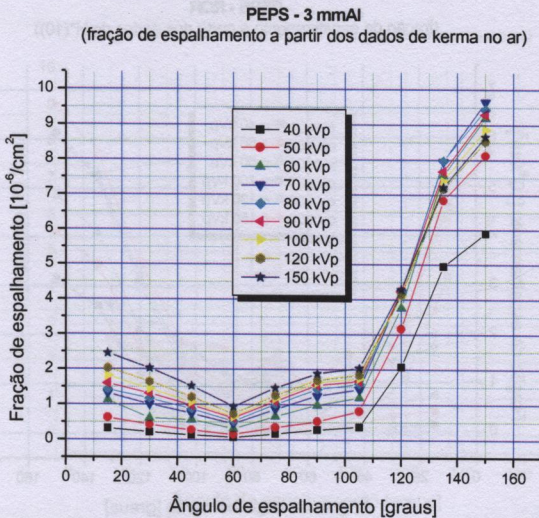
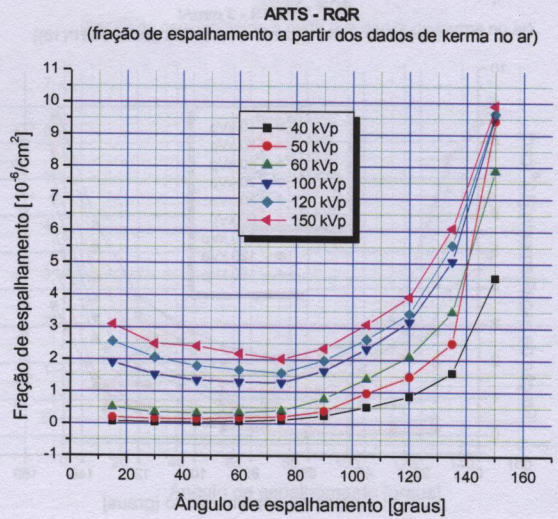
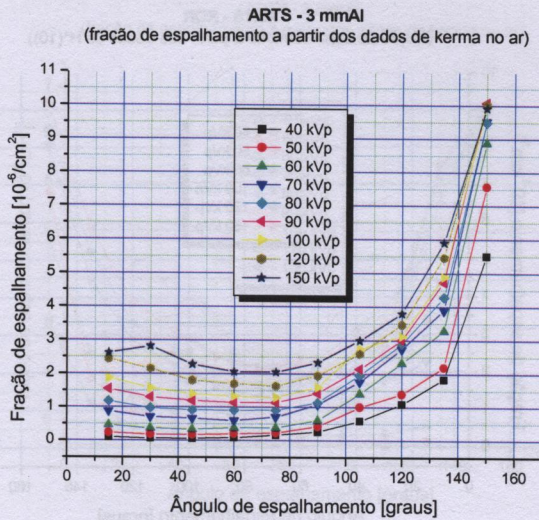
O NCRP 49<sup>[5]</sup> define fração de espalhamento como a razão entre o equivalente de dose da radiação secundária espalhada e o equivalente de dose do feixe primário incidente, dividido pelo tamanho do campo de radiação incidente a 1 m de distância.

Como dito anteriormente, Trout e col.<sup>[50]</sup> e Simpkin e col.<sup>[51]</sup>, mediram frações de espalhamento da radiação X com câmaras de ionização em objetos simuladores da região pélvica ou do abdômen. Trout e col.<sup>[50]</sup> realizaram uma série de medições da radiação espalhada a 100 cm do centro de um objeto simulador de pélvis ou de abdômen, relacionando-as posteriormente ao equivalente de dose a 1 m. Entretanto, as filtrações utilizadas por Trout e col.<sup>[50]</sup> para os feixes de radiação X produzidos com tensões de 50 kVp e de 70 kVp não são típicas hoje em dia, invalidando seus resultados nestes potenciais. Dixon<sup>[72]</sup> repetiu estas medidas para o ângulo de 90° utilizando diferentes potenciais. Os resultados obtidos indicaram um crescimento linear da fração de espalhamento com o valor da tensão aplicada.

Os valores da fração de espalhamento obtidos por Trout e col.<sup>[50]</sup> foram re-analisados por Simpkin e col.<sup>[51]</sup> para os potenciais de 100, 120 e 150 kVp e normalizados pela área do campo de radiação incidente em unidades de [cm<sup>2</sup>]. Os valores da fração de espalhamento para potenciais menores foram obtidos por extrapolação linear dos valores de tensão aplicada.

Neste trabalho, a fração de espalhamento foi escolhida para avaliar o comportamento da radiação X secundária espalhada em relação à radiação incidente, levando-se em conta o meio espalhador. A FIG. 4.110 mostra as frações de espalhamento para os objetos simuladores antropomórfico e geométrico em suas configurações de irradiação de crânio, ARTS e PEPS, respectivamente, para uma filtração fixa de 3 mmAl e para as qualidades RQR, definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, a partir dos valores de kerma no ar calculados utilizando o programa computacional RDM.

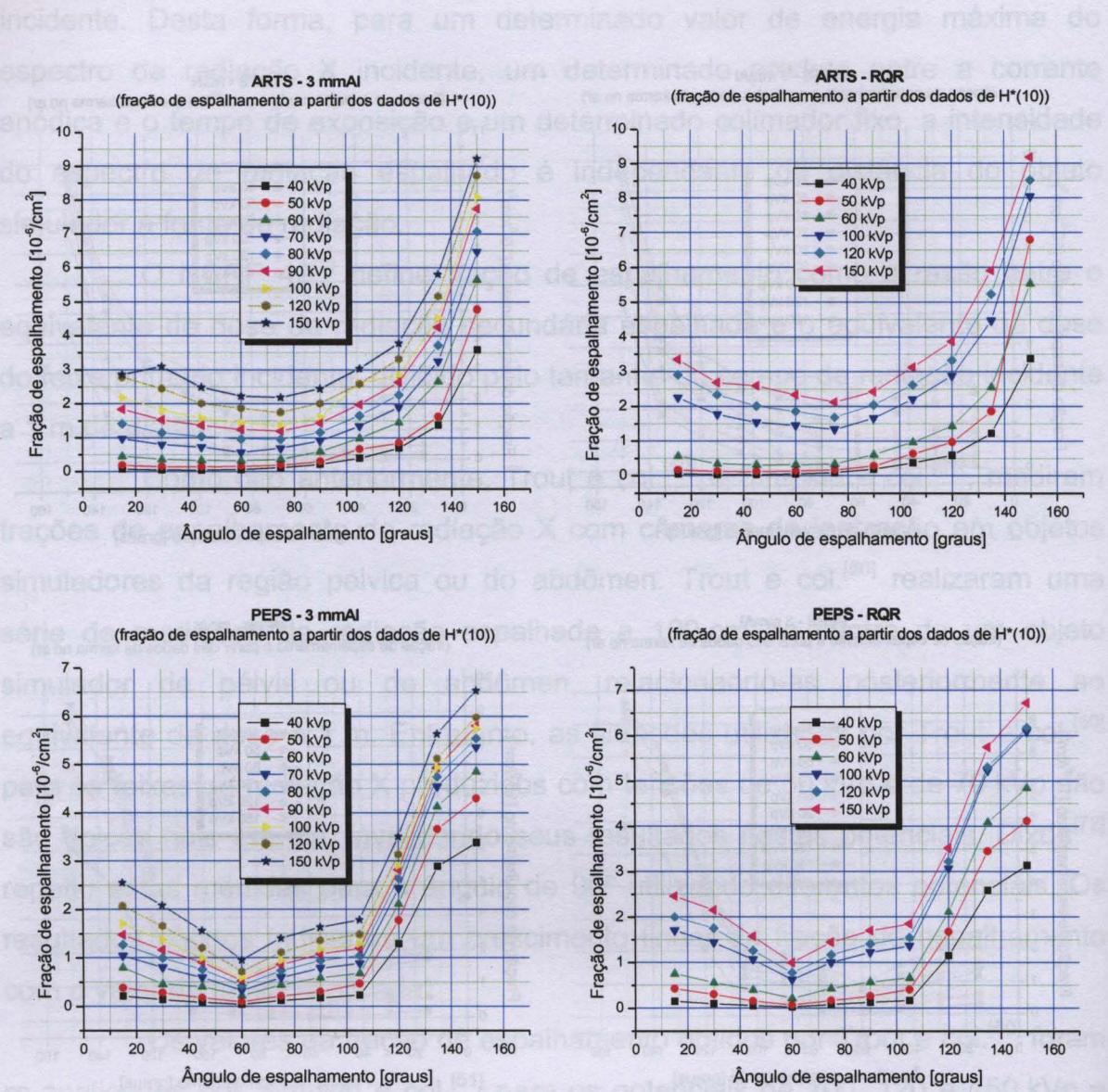




**FIGURA 4.110 – Gráficos dos valores de fração de espalhamento, normalizados pela área do campo de radiação incidente em unidades de  $[\text{cm}^2]$ , para os objetos simuladores antropomórfico e geométrico em suas configuração de irradiação de crânio, ARTS e PEPS, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e para as qualidades RQR, definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, a partir dos valores de kerma no ar calculados utilizando o programa computacional RDM, a 1 m de distância do objeto simulador, posicionado a 1 m do ponto focal, para diversos ângulos em torno do eixo do feixe primário de radiação, para diversos valores de tensão aplicada ao tubo de raios X.**

A FIG. 4.111 mostra as frações de espalhamento para os objetos simuladores antropomórfico e geométrico em suas configurações de irradiação de crânio, ARTS e PEPS, respectivamente, para uma filtração fixa de 3 mmAl e para as qualidades RQR, definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, a partir dos valores de equivalente de dose ambiente,  $H^*(10)$ , calculados utilizando o programa computacional RDM.

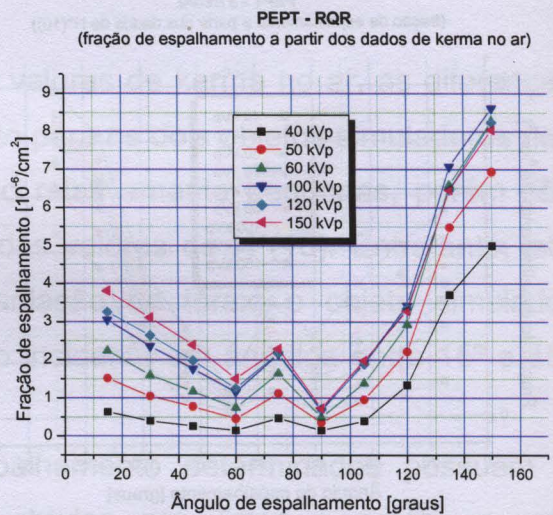
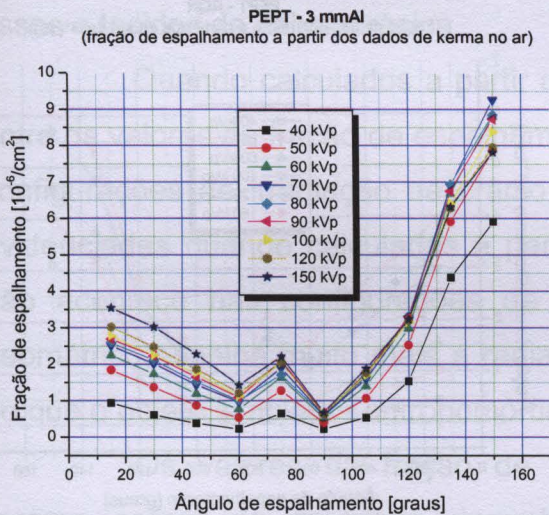
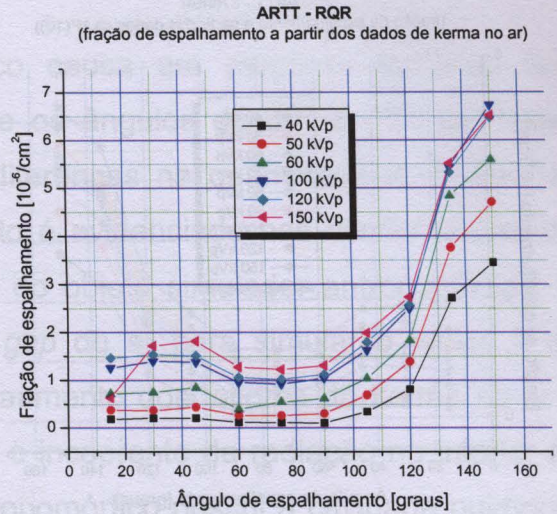
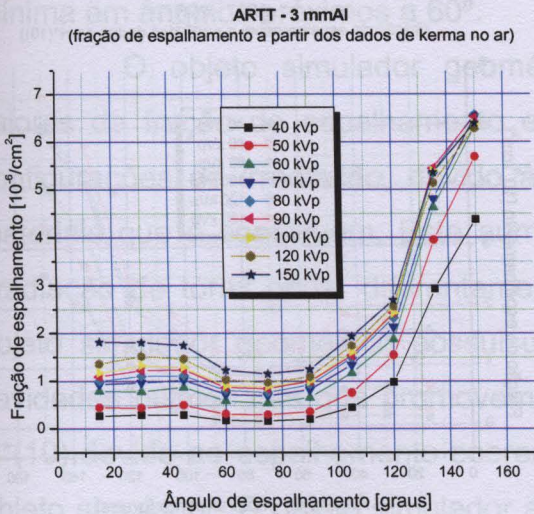




**FIGURA 4.111 – Gráficos dos valores de fração de espalhamento, normalizados pela área do campo de radiação incidente em unidades de  $[\text{cm}^2]$ , para os objetos simuladores antropomórfico e geométrico em suas configuração de irradiação de crânio, ARTS e PEPS, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e para as qualidades RQR, definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, a partir dos valores de  $H^*(10)$  utilizando o programa computacional RDM, a 1 m de distância do objeto simulador, posicionado a 1 m do ponto focal, para diversos ângulos em torno do eixo do feixe primário de radiação, para diversos valores de tensão aplicada ao tubo de raios X.**

A FIG. FIGURA 4.112 mostra as frações de espalhamento para os objetos simuladores antropomórfico e geométrico em suas configurações de irradiação de tórax, ARTT e PEPT, respectivamente, para uma filtração fixa de 3 mmAl e para as qualidades RQR, definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, a partir dos valores de kerma no ar calculados utilizando o programa computacional RDM.

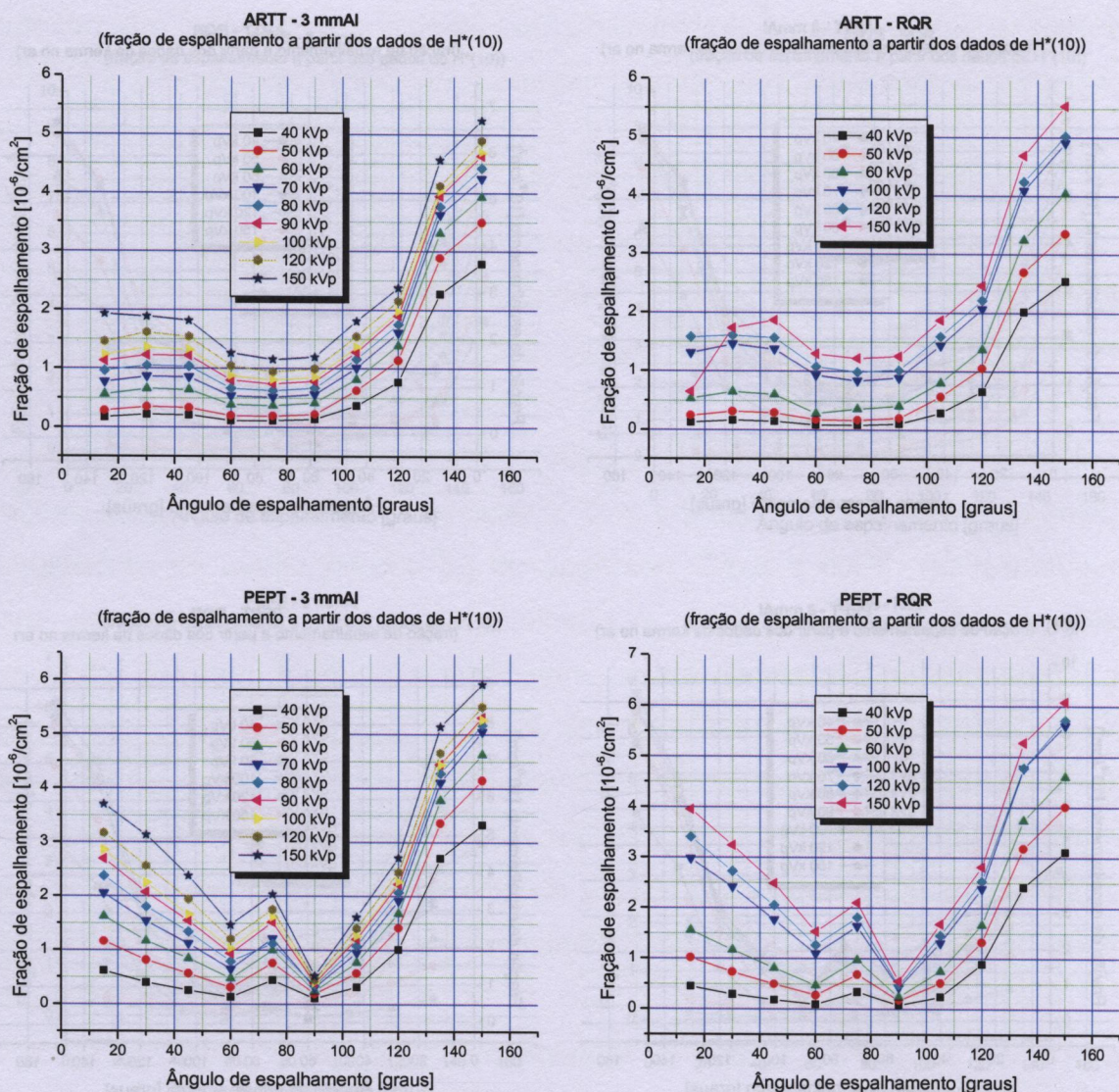




**FIGURA 4.112 – Gráficos dos valores de fração de espalhamento, normalizados pela área do campo de radiação incidente em unidades de  $[\text{cm}^2]$ , para os objetos simuladores antropomórfico e geométrico em suas configuração de irradiação de tórax, ARTT e PEPT, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e para as qualidades RQR, definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, a partir dos valores de kerma no ar calculados utilizando o programa computacional RDM, a 1 m de distância do objeto simulador, posicionado a 1 m do ponto focal, para diversos ângulos em torno do eixo do feixe primário de radiação, para diversos valores de tensão aplicada ao tubo de raios X.**

A FIG. 4.113 mostra as frações de espalhamento para os objetos simuladores antropomórfico e geométrico em suas configurações de irradiação de tórax, ARTT e PEPT, respectivamente, para uma filtração fixa de 3 mmAl e para as qualidades RQR, definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, a partir dos valores de





**FIGURA 4.113 – Gráficos dos valores de fração de espalhamento, normalizados pela área do campo de radiação incidente em unidades de  $[\text{cm}^2]$ , para os objetos simuladores antropomórfico e geométrico em suas configuração de irradiação de crânio, ARTT e PEPT, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e para as qualidades RQR, definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, a partir dos valores de  $H^*(10)$  utilizando o programa computacional RDM, a 1 m de distância do objeto simulador, posicionado a 1 m do ponto focal, para diversos ângulos em torno do eixo do feixe primário de radiação, para diversos valores de tensão aplicada ao tubo de raios X.**

equivalente de dose ambiente,  $H^*(10)$ , calculados utilizando o programa computacional RDM.

Em todos os casos ilustrados pelas FIG. 4.110, FIG. 4.111, FIG. FIGURA 4.112 e FIG. 4.113, é possível verificar a dependência do valor da fração de espalhamento com a energia máxima aplicada ao tubo de raios X,



independentemente da filtração utilizada. Além disso, a fração de espalhamento é mínima em ângulos próximos a 60°.

O objeto simulador geométrico causa um pequeno aumento nos valores da fração de espalhamento entre os ângulos de 60° e 75°, nas duas configurações de irradiação, devido às diferenças na quantidade e no tipo de materiais que o constituem. Este aumento é evidenciado nas configurações de irradiação de tórax onde, diferentemente do objeto simulador antropomórfico, o objeto simulador geométrico possui um *gap* de ar para simular o tecido e as cavidades pulmonares que promovem o aumento dos valores de kerma no ar e  $H^*(10)$  devido ao espalhamento coerente e incoerente da radiação no interior do objeto simulador. O objeto simulador antropomórfico possui a cavidade pulmonar preenchida com tecido equivalente e o limite de seu volume é definido com os ossos e tecidos da caixa torácica.

Quando calculados a partir dos valores de kerma no ar, as diferenças entre os valores da fração de espalhamento para os dois objetos simuladores nas configurações de irradiação de crânio são relativamente pequenas, porém são evidenciadas quando calculadas a partir dos valores de  $H^*(10)$ . Entretanto, isto não acontece nas configurações de irradiação de tórax; o objeto simulador geométrico espalha muito mais a radiação incidente em ângulos entre 15° e 45° do que o objeto simulador antropomórfico.

Os valores da fração de espalhamento determinados possuem a mesma ordem de grandeza daqueles obtidos por Trout e col.<sup>[50]</sup> ou por Simpkin e col.<sup>[51]</sup>: para valores de tensão entre 50 e 150 kVp e ângulos entre 20° e 140° a fração de espalhamento varia de  $3,5 \cdot 10^{-6}$  a  $8,0 \cdot 10^{-6} \text{ cm}^{-2}$ , porém, são ligeiramente diferentes devido aos tipos de estruturas irradiadas, crânio ou tórax, ou à faixa de tensões ou ângulos de espalhamento investigados neste trabalho ou aos tipos de objetos simuladores.

## 5 DISCUSSÃO

Utilizar métodos de espectrometria de raios X para quantificar grandezas dosimétricas não é usual; as incertezas envolvidas nos processos de medição e conversão de unidades muitas vezes impedem uma aproximação melhor do valor verdadeiro destas grandezas.

Os fatores de maior influência nos resultados de medições de grandezas dosimétricas utilizando sistemas de espectrometria são o fator geométrico e a curva de eficiência para absorção total de energia do detector utilizado. Neste trabalho foram propostas metodologias, que ainda precisam ser mais bem investigadas, para a medição e a determinação da função de interpolação dos dados de eficiência intrínseca experimental para absorção total em detectores de telureto de cádmio com zinco. Elas levaram em conta os efeitos do discriminador de tempo de subida, RTD, para o conjunto espectrométrico da Amptek, o decaimento radioativo das fontes padrão para calibração durante o tempo de aquisição e a estimativa da espessura de material do invólucro delas. Metodologias mais simples também foram utilizadas e mostraram-se mais adequadas quando não se requer uma precisão muito grande em uma avaliação ou medição. Estas, por sua vez, podem ser conjugadas entre si melhorando os resultados.

Para fins de conversão das distribuições de energia em grandezas dosimétricas, a melhor aproximação possível, e mais simples, para a determinação da curva de eficiência intrínseca para absorção total experimental, pode ser obtida conjugando a curva semi-empírica de eficiência para absorção total de energia de um detector com medidas de kerma no ar, ou outra grandeza dosimétrica de interesse, de uma câmara de ionização ou instrumento de referência.

Todas as medições dos espectros de radiação X, primária, transmitida e secundária espalhada, foram realizadas nas energias de 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100, 120 e 150 keV. Estes valores de energia foram selecionados por indicação

da norma IEC 1267<sup>[60]</sup> para os feixes padrão com qualidades RQR e por representarem adequadamente a faixa de energias utilizada na prática do diagnóstico médico. Além disso, todos os espectros foram medidos tanto para as qualidades RQR como para aquelas utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl. Foi medido um total de 696 espectros, uma vez que as filtrações adicionais necessárias para a determinação das qualidades RQR 5, RQR 6 e RQR 7 também são de 3 mmAl. Os espectros da radiação secundária espalhada foram medidos nos ângulos de 0° a 150°, em intervalos de 15°, em relação ao eixo de referência do feixe primário de radiação. Além disso, foi desenvolvido um programa computacional, denominado RDM, *Radiation Dosimetry and Measurements*, para reduzir o tempo de processamento, simplificar sua utilização e garantir a reprodutibilidade das rotinas de correção e conversão em grandezas dosimétricas dos espectros da radiação X medidos.

Para as medições dos espectros da radiação X primários transmitidos e secundários espalhados por objetos simuladores em diversos ângulos em torno do eixo do feixe primário de radiação, foram utilizados dois objetos simuladores, um geométrico, *Patient Equivalent Phantom* – PEP, descrito no item 3.5.1, e um antropomórfico, *Alderson RANDO® Therapy Phantom* – ART, descrito no item 3.5.2, em duas configurações, crânio, PEPS (*PEP-Skull*), e ARTS (*ART-Skull*), e tórax, PEPT (*PEP-Thorax*) e ARTT (*ART-Thorax*). Para este trabalho, o objeto simulador antropomórfico foi utilizado como um padrão de comparação tanto para fins de transmissão como de espalhamento da radiação X.

As medições dos espectros da radiação X primários e secundários e as suas conversões em grandezas dosimétricas possuem grandes incertezas, porém limitadas às diferenças e às incertezas dos valores de kerma no ar medidos pelo conjunto monitor e câmara de ionização, utilizados como padrão nas comparações com os valores de kerma no ar calculados a partir dos espectros primários. Para os valores de kerma no ar estas diferenças variam entre 0,2% e 13,3% e para os valores de  $H^*(10)$ , estas diferenças variam entre -39,7% e 35,4%.

Os valores elevados das diferenças entre os valores de  $H^*(10)$  devem-se ao fato de se utilizar um fator de conversão de [Gy] para [Sv] constante, igual a 1,14, em câmaras de ionização. Estas diferenças obtidas entre os valores de  $H^*(10)$  concordam e complementam os resultados obtidos por Pereira e col.<sup>[71]</sup>,



evidenciando a necessidade de utilização de um fator de conversão de [Gy] para [Sv] mais adequado para medições de  $H^*(10)$  com câmaras de ionização. É possível determinar um fator de conversão “equivalente” dependente da energia máxima do feixe de radiação X e da filtração utilizada (ou primeira camada semi-redutora). Com a inclusão da dependência do coeficiente de homogeneidade e a energia média do espectro de radiação nestes fatores de conversão equivalentes é possível melhorar a estimativa dos valores de  $H^*(10)$  calculados a partir dos valores de kerma no ar.

Nos espectros primários da radiação X transmitidos por objetos simuladores é possível visualizar a dependência da taxa de produção de fótons com a energia máxima do espectro de radiação, o aumento do espalhamento incoerente na distribuição de alturas de pulso, gerado no interior do objeto simulador, e uma dependência com a filtração utilizada.

O objeto simulador PEP apresenta valores sistematicamente menores para 1ª CSR quando comparados com o objeto simulador ART, independentemente da filtração adicional utilizada ou do tamanho do campo de radiação utilizado, indicando, aparentemente, que o mesmo possui um coeficiente de atenuação maior para energias maiores. Entretanto, as diferenças entre os valores da energia média das distribuições de altura de pulso para o ART e o PEP diminuem com o aumento do valor da energia média, o que mostra que o ART possui materiais que atenuam mais os fótons de baixas energias do que o PEP, provocando um deslocamento da energia média das distribuições de altura de pulso do ART na direção das energias mais altas.

Apesar dos valores da 1ª CSR do ART serem relativamente maiores que os do PEP, o PEP atenua muito menos o feixe de radiação incidente do que o ART. Isto significa dizer que o ART possui um coeficiente de atenuação muito maior do que o PEP em energias mais baixas, justificando o formato e o comportamento das distribuições de altura de pulso obtidas.

Além disso, uma comparação entre os valores de equivalente de dose ambiente,  $H^*(10)$ , calculados pelo programa computacional RDM, a partir dos espectros primários da radiação X transmitidos pelos dois objetos simuladores, em suas duas configurações de irradiação, crânio e tórax, utilizando uma filtração fixa de 3 mmAl e as qualidades RQR definidas pela norma IEC 1267<sup>[60]</sup>, mostra que as diferenças obtidas entre os valores de  $H^*(10)$  para o ART e o PEP

diminuem ligeiramente na região de baixas energias quando comparadas com as diferenças entre os valores de kerma no ar nesta mesma faixa de energias, evidenciando o efeito dos fatores de conversão de [Gy] para [Sv] indicados pelo relatório ICRU 57<sup>[1]</sup>.

Nas medições dos espectros da radiação X secundários, com exceção do ângulo de 15°, as diferenças entre os valores de energia média das distribuições de altura pulso do ARTS e do PEPS são maiores em energias em torno de 80 keV, independentemente do ângulo em relação ao eixo do feixe primário da radiação incidente e da filtração utilizada. Os espectros secundários da radiação X espalhados pelo ARTS possuem energias médias sistematicamente maiores do que os do PEPS, em média 19%, indicando que existem grandes diferenças na interação da radiação com os materiais constituintes dos objetos simuladores.

As diferenças entre os valores da 1ª CSR das distribuições de altura de pulso dos objetos simuladores antropomórfico e geométrico diminuem com o aumento da energia, independentemente do ângulo em relação ao eixo do feixe primário da radiação incidente e da filtração utilizada. Os espectros secundários da radiação X espalhados pelo ARTS possuem valores da 1ª CSR maiores do que os do PEPS, em média 49%, o que indica que ele possui filtração total maior na região de baixas energias ou menor na região de altas energias do que o PEPS.

As diferenças entre os valores de kerma no ar das distribuições de altura de pulso dos ARTS e do PEPS diminuem com o aumento da energia, independentemente do ângulo em relação ao eixo do feixe primário da radiação incidente e da filtração utilizada. Os espectros secundários da radiação X espalhados pelo ARTS possuem valores de kerma no ar substancialmente menores do que os do PEPS, em média 387%, indicando que o ARTS espalha muito menos o feixe primário da radiação incidente. Comparativamente, os espectros secundários espalhados pelo ARTS possuem uma filtração maior na região de baixas energias forçando o deslocamento do valor da energia média do espectro de radiação para valores de energia maiores.

Além disso, os valores de kerma no ar dos espectros secundários da radiação X atingem valores mínimos em ângulos em torno de 60°,

independentemente do valor da energia máxima do espectro, da filtração utilizada, ou do objeto simulador utilizado.

Analogamente ao que ocorre com os valores de kerma no ar, os valores de  $H^*(10)$  são mínimos para ângulos em torno de  $60^\circ$  e o ARTS espalha muito menos o feixe primário da radiação incidente. Entretanto, a média das diferenças entre os valores de  $H^*(10)$  dos espectros secundários espalhados pelo ARTS e pelo PEPS diminui um pouco quando comparada à média das diferenças dos valores de kerma no ar; estas diferenças são em média de 289%.

Os espectros secundários da radiação X espalhados pelo ARTT possuem energias médias sistematicamente maiores do que os do PEPT, em média 10%, independentemente do ângulo em relação ao eixo do feixe primário da radiação incidente e da filtração utilizada, indicando que existem grandes diferenças na interação da radiação com os materiais constituintes dos objetos simuladores.

As diferenças entre os valores da 1ª CSR das distribuições de altura pulso do ARTT e do PEPT variam com o aumento da energia e são dependentes do ângulo, em relação ao eixo do feixe primário da radiação incidente e da filtração utilizada. Os espectros secundários da radiação X espalhados pelo ARTT possuem valores da 1ª CSR bastante diferentes daqueles do PEPT, em média 34%, indicando que possuem diferenças nos materiais constituintes e no formato.

As diferenças entre os valores de kerma no ar das distribuições de altura de pulso do ARTT e do PEPT diminuem com o aumento da energia, independentemente do ângulo em relação ao eixo do feixe primário da radiação incidente e da filtração utilizada. Os espectros secundários da radiação X espalhados pelo ARTT possuem valores de kerma no ar menores do que os do PEPT, em média 68%, indicando que o objeto simulador antropomórfico espalha menos o feixe primário da radiação incidente.

Além disso, os valores de kerma no ar dos espectros secundários da radiação X atingem valores mínimos em ângulos em torno de  $60^\circ$ , independentemente do valor da energia máxima do espectro e da filtração utilizada.

Analogamente ao que ocorre com os valores de kerma no ar, os valores de  $H^*(10)$  são mínimos para ângulos em torno de  $60^\circ$  e o ARTT espalha muito menos o feixe de radiação primário incidente. Entretanto, a média das



diferenças entre os valores de  $H^*(10)$  dos espectros secundários espalhados pelo ART e o PEP diminuem um pouco quando comparada à média das diferenças dos valores de kerma no ar, estas diferenças são em média de 50%.

O NCRP 49<sup>[5]</sup> define fração de espalhamento como a razão entre o equivalente de dose da radiação secundária espalhada e o equivalente de dose do feixe primário incidente, dividido pelo tamanho do campo de radiação incidente a 1 m de distância. Neste trabalho, a fração de espalhamento foi escolhida para avaliar o comportamento da radiação X secundária espalhada em relação à radiação incidente, levando-se em conta o meio espalhador.

Com os resultados obtidos é possível verificar a dependência do valor da fração de espalhamento com a energia máxima aplicada ao tubo de raios X, independentemente da filtração utilizada. Além disso, a fração de espalhamento é mínima em ângulos próximos a 60°.

O PEP causa um pequeno aumento nos valores da fração de espalhamento entre os ângulos de 60° e 75°, nas duas configurações de irradiação, devido às diferenças na quantidade e no tipo de materiais que o constituem. Este aumento é evidenciado nas configurações de irradiação de tórax onde, diferentemente do ART, o PEP possui um *gap* de ar para simular o tecido e as cavidades pulmonares que promovem o aumento dos valores de kerma no ar e  $H^*(10)$  devido ao espalhamento coerente e incoerente da radiação no interior do objeto simulador. O ART possui a cavidade pulmonar preenchida com tecido equivalente e o limite de seu volume é definido com os ossos e tecidos da caixa torácica.

Quando calculadas a partir dos valores de kerma no ar, as diferenças entre os valores da fração de espalhamento para os dois objetos simuladores nas configurações de irradiação de crânio são relativamente pequenas; porém são evidenciadas quando calculadas a partir dos valores de  $H^*(10)$ . Entretanto, isto não acontece nas configurações de irradiação de tórax; o PEP espalha muito mais a radiação incidente em ângulos entre 15° e 45° do que o ART.

Os valores da fração de espalhamento determinados possuem a mesma ordem de grandeza daqueles obtidos por Trout e col.<sup>[50]</sup> ou por Simpkin e col.<sup>[51]</sup>; para valores de tensão entre 50 e 150 kVp e ângulos entre 20° e 140° a fração de espalhamento varia de  $3,5 \cdot 10^{-6}$  a  $8,0 \cdot 10^{-6} \text{ cm}^{-2}$ , porém, são ligeiramente diferentes devido aos tipos de estruturas irradiadas, crânio ou tórax,

ou à faixa de tensões ou ângulos de espalhamento investigados neste trabalho ou aos tipos de objetos simuladores. Os dados de fração de espalhamento para as configurações de crânio e tórax em objetos simuladores, obtidos neste trabalho, complementam os dados para abdômen e pélvis obtidos por Trout e col.<sup>[50]</sup> ou por Simpkin e col.<sup>[51]</sup>.

Por fim, é possível afirmar que o PEP não é um objeto simulador adequado para ser utilizado na estimativa da dose da radiação espalhada por um paciente quando comparado com o ART e deve, segundo as recomendações da AAPM e este estudo, ser utilizado somente para fins de transmissão. Caso contrário, os valores de kerma no ar ou de equivalente de dose ambiente podem ser superestimados. Além disso, o ART, apesar de ser considerado um padrão para utilização no planejamento de dose aplicada no tratamento em radioterapia, possui em seu espectro espalhado picos da fluorescência do antimônio, um de seus elementos constituintes, sugerindo uma investigação na contribuição deles para a radiação espalhada.

## 6 CONCLUSÕES

Este trabalho apresenta métodos de espectrometria utilizando detectores semicondutores do tipo CZT para a quantificação de grandezas dosimétricas e de radioproteção na faixa de energias em diagnóstico médico. Com os resultados obtidos, novos procedimentos de medição com incertezas menores podem ser desenvolvidos, evitando-se alguns problemas. A calibração da curva de eficiência para absorção total de energia do detector do sistema de espectrometria utilizando uma câmara de ionização mostrou ser a melhor opção quando se quantifica um espectro contínuo de radiação em grandezas dosimétricas. Medidas absolutas de grandezas dosimétricas com sistemas de espectrometria possuem uma forte dependência geométrica, o que muitas vezes é impossível de ser determinada corretamente.

Foi introduzida uma nova abordagem sobre os fatores de conversão de [Gy] para [Sv] em medidas utilizando câmaras de ionização para fins de radioproteção; com os resultados obtidos, é possível a determinação de um fator de conversão equivalente para este fim, tanto para a radiação primária quanto para a radiação secundária.

A utilização do objeto simulador geométrico como meio espalhador, PEP, mostrou-se inadequada em alguns casos, para a prática do levantamento radiométrico, medições realizadas para a verificação da eficiência da blindagem de salas radiológicas, devido à sua enorme fração de espalhamento, quando comparada à do objeto simulador antropomórfico, ART, considerado um padrão neste trabalho.

Além disso, existe uma importante contribuição deste trabalho na complementação dos dados sobre a fração de espalhamento disponíveis na literatura; os resultados obtidos complementam estes dados, possibilitando a otimização dos cálculos de barreiras de proteção em salas radiológicas. Os dados de fração de espalhamento disponíveis concentram-se na região pélvica, enquanto que este trabalho apresenta frações de espalhamento para as



regiões torácica e craniana, freqüentemente objetos de estudo em salas radiológicas. Desta forma, a otimização da proteção radiológica advém da utilização destes dados de fração de espalhamento combinados com os dados de carga de trabalho para a população nacional disponíveis.

A avaliação dos espectros secundários fornece, ainda, dados para a investigação da contribuição da dose, devida aos picos de fluorescência do antimônio em baixas energias do objeto simulador antropomórfico, no valor total da dose absorvida prevista para o paciente no planejamento em radioterapia.

O Brasil é carente de referências nacionais, pelo menos no que se refere ao conhecimento das distribuições de energia envolvidas na prática do radiodiagnóstico, sejam para aplicações na proteção radiológica ou para o desenvolvimento de instrumentação ou equipamentos de proteção individual; os resultados deste trabalho contribuem para minimizar este fato.

## APÊNDICE A – Programa computacional para as correções e conversão de unidades dos espectros medidos, *Radiation Dosimetry and Measurements - RDM*

O programa computacional RDM foi desenvolvido no decorrer deste trabalho utilizando a plataforma Microsoft Visual Studio.NET, na linguagem de programação C#. Esta é uma linguagem de programação orientada ao objeto, específica para sistemas operacionais Windows de 32 bits, derivada do C e C++.

```
using System;
using System.IO;

namespace RDM
{
    /// <summary>
    /// Summary description for Class1.
    /// </summary>
    class Class1
    {
        /// <summary>
        /// The main entry point for the application.
        /// </summary>
        [STAThread]
        static void Main(string[] args)
        {
            FileStream fs = new FileStream("C:\\dados.txt", FileMode.Open, FileAccess.Read);
            StreamReader sr = new StreamReader(fs);
            for (int i=0; i<=5; i++)
            {
                string Phantom="Col8";
                string Angle="Prim 1m";
                //string filtre="3"; // enable to 3 mmAl files
                string arr=sr.ReadLine();
                string aux="";
                string buff="";
                int chr=0;

                //****RQR FILES****
                do
                {
                    aux=arr.Substring(chr,1);
                    buff = buff + aux;
                    chr=chr+1;
                }
                while (aux!="");
                buff=buff.Remove(buff.Length-1,1);
                string RQ=buff;
                buff="";
                do
                {
                    aux=arr.Substring(chr,1);
                    buff = buff + aux;
                    chr=chr+1;
                }
                while (aux!="");
                buff=buff.Remove(3,1);
                string filtre=buff;
                //****END RQR FILES****

                buff="";
                do
                {
                    aux=arr.Substring(chr,1);
                    buff = buff + aux;
                    chr=chr+1;
                }
                while (aux!="");
                int kVp=Convert.ToInt32(buff);
                buff="";
                do
                {
                    aux=arr.Substring(chr,1);
                    buff = buff + aux;
                    chr=chr+1;
                }
                while (aux!="");
                buff=buff.Remove(4,1);
                string RefmA=buff;
                buff="";
                do
                {
                    aux=arr.Substring(chr,1);
                    buff = buff + aux;
                    chr=chr+1;
                }
                while (aux!="");
            }
        }
    }
}
```

```

double aqtime=Convert.ToDouble(buff);
buff="";
do
{
    aux=arr.Substring(chr,1);
    buff = buff + aux;
    chr=chr+1;
}
while (aux!="");
buff=buff.Remove(buff.Length-1,1);
double rate=Convert.ToDouble(buff);
buff="";
do
{
    aux=arr.Substring(chr,1);
    buff = buff + aux;
    chr=chr+1;
}
while (aux!="");
buff=buff.Remove(buff.Length-1,1);
double SLrate=Convert.ToDouble(buff);
buff="";
do
{
    aux=arr.Substring(chr,1);
    buff = buff + aux;
    chr=chr+1;
}
while (aux!="");
buff=buff.Remove(buff.Length-1,1);
double FLrate=Convert.ToDouble(buff);
buff="";
do
{
    aux=arr.Substring(chr,1);
    buff = buff + aux;
    chr=chr+1;
}
while (aux!="");
buff=buff.Remove(buff.Length-1,1);
double Temp=Convert.ToDouble(buff);
buff="";
int chrr=chr;
for (int j=0;j<(arr.Length-chr);j++)
{
    aux=arr.Substring(chrr,1);
    buff = buff + aux;
    chrr=chrr+1;
}
double Press=Convert.ToDouble(buff);
buff="";

//int kVp=40;
//string RefmA="0010";
//double aqtime=123.23;
//double rate=234.44;
//string Nome=Convert.ToString(kVp) + "kV_" + RefmA + "mA_" + Phantom;//Enable
string Nome=RQ + "_" + Convert.ToString(kVp) + "kV_" + RefmA + "mA_" +
Phantom;//Enable RQR primary files
//string Nome=Convert.ToString(kVp) + "kV_" + RefmA + "mA_" + Angle + "_" +
Phantom;//Enable 3mmAl scattered files
//string Nome=RQ + "_" + Convert.ToString(kVp) + "kV_" + RefmA + "mA_" + Angle +
"_" + Phantom;//Enable RQR scattered files

double Emin=kVp+5;
double mA=Convert.ToDouble(RefmA)/100;
double Emax=170;
string NomeArquivo;
string Filetxt="C:\\Correções\\Corrigidos\\" + Phantom + "\\\" + Angle + "\\\" +
Nome + "_Corr.txt";
string Filemca="C:\\Correções\\Corrigidos\\" + Phantom + "\\\" + Angle + "\\\" +
Nome + "_Corr.mca";
string Filedat="C:\\Correções\\Corrigidos\\" + Phantom + "\\\" + Angle + "\\\" +
Nome + "_Corr.dat";
NomeArquivo="C:\\Correções\\" + Nome + ".mca";

//Initial value for the thickness of the material.
//NomeArquivo="C:\\Documents and Settings\\Marco\\Meus documentos\\Visual Studio
Projects\\RDM\\100kV.mca";//100kV - 2.5mA - 40min - 18-06-2002.mca";//100kVp_0graus_09012002.mca";

Spectra Espectrol = new Spectra(NomeArquivo,0.09281,-0.4187);//0.20084,-0.909336);
//Spectra Espectrol = new Spectra(NomeArquivo,0.22361,-0.5762);
Element Silicio = new Element(14);//Creates a new object Elemento called Silicio
Element Lead = new Element(82);//Creates a new object Elemento called Silicio
Element Tungstenium = new Element(74);//Creates a new object Elemento called
Element Alumínio=new Element (13);

```



```

Element Berilium = new Element (4);
Element Cadmio = new Element (48);
Element Zinco = new Element (30);
Element Telurio = new Element (52);
Element Carbono = new Element (6);
Element Nitrogenio = new Element (7);
Element Oxigenio = new Element (8);
Element Argonio = new Element (18);
//Material CZT = new Material("CZT",7.36949971,3);
Material CZT = new Material("CZT",5.81,3);
CZT.AddElement(Cadmio,0.45);
CZT.AddElement(Zinco,0.05);
CZT.AddElement(Telurio,0.5);
Material ArGEANT4 = new Material("ArGEANT4",0.00129,2);
ArGEANT4.AddElement (Oxigenio,0.30);
ArGEANT4.AddElement (Nitrogenio,0.70);
Material Ar = new Material ("Ar",0.001205,4);
Ar.AddElement (Carbono,0.000124);
Ar.AddElement (Nitrogenio,0.755268);
Ar.AddElement (Oxigenio,0.231781);
Ar.AddElement (Argonio,0.012827);
// Console.WriteLine("");
// Console.WriteLine("-----Silver Peak-----");

-");
// for (int i=10;i<=100;i=i+10)
// {
// Console.WriteLine("E => {0:f0}-----mt =>

{1:f2}---mc=> {1:f3}",i,CZT.Total(i*1000),CZT.Incoherent(i*1000));
// }
// Espectrol.ElectronicNoise(Espectrol.SpectraData,0.005,10,1000,aqtime);//69879.04);
Espectrol.ThresholdSet(Espectrol.ElectronicNoiseOut,18);
Espectrol.BackGround(Espectrol.ThresholdSetOut,Emin,Emax);//250,350);
Espectrol.PileUp(Espectrol.BackGroundOut,Emin,189.56337000000002);//65,410.21,0);
Espectrol.Kescape(Espectrol.PileUpOut,23.17,0.02244,0.1293,89.04048,0);
Espectrol.Kescape(Espectrol.KescapeOut[0],27.47,0.01399,0.10985,47.99567,1);
Espectrol.Compton(Espectrol.KescapeOut[1],CZT,0.002,0.0002055);//Amptek/
Espectrol.TotalEfficiency(Espectrol.ComptonOut,CZT,0.0002055);
Espectrol.Colimador(Espectrol.TotalEfficiencyOut,0.000009,0.00035,0.002,Tungsteniu
m);//0.00051253749999
Espectrol.RevAttenuation(Espectrol.ColimadorOut,0.003048,Ar,0);
Espectrol.RevAttenuation(Espectrol.RevAttenuationOut[0],Berilium,0.00025,1);
Espectrol.RevAttenuation(Espectrol.RevAttenuationOut[1],6,Ar,2);
Espectrol.Fluence(Espectrol.RevAttenuationOut[2],(0.00000038/36),mA,aqtime);
Espectrol.AirKerma(Espectrol.FluenceOut);
Espectrol.Menergy(Espectrol.AirKermaOut);
Espectrol.HVL(Espectrol.AirKermaOut,Espectrol.AKerma,(mA*aqtime),Aluminio,Ar);
Espectrol.AEDH10(Espectrol.AirKermaOut);
Espectrol.ICKerma(rate,urate,mA,kVp,SLrate,FLrate,Temp,Press);

Espectrol.WriteFile(Espectrol.FluenceOut,Filemca,Espectrol.AKerma,Espectrol.TAEDH10,mA,aqtime,kVp,Angle,Phantom,
Espectrol.ICKermaNorm,Espectrol.uICKermaNorm,filtre,Espectrol.Me,Espectrol.HVLmm,Espectrol.HVL2mm,Espectrol.TVLmm);

Espectrol.WriteFile(Espectrol.FluenceOut,Filetxt,Espectrol.AKerma,Espectrol.TAEDH10,mA,aqtime,kVp,Angle,Phantom,
Espectrol.ICKermaNorm,Espectrol.uICKermaNorm,filtre,Espectrol.Me,Espectrol.HVLmm,Espectrol.HVL2mm,Espectrol.TVLmm);

Espectrol.WriteFile(Espectrol.FluenceOut,Filedat,Espectrol.AKerma,Espectrol.TAEDH10,mA,aqtime,kVp,Angle,Phantom,
Espectrol.ICKermaNorm,Espectrol.uICKermaNorm,filtre,Espectrol.Me,Espectrol.HVLmm,Espectrol.HVL2mm,Espectrol.TVLmm);
Console.WriteLine("Arquivo original: {0}",NomeArquivo);
Console.WriteLine("Arquivo corrigido: {0}",Filemca);
Console.WriteLine("Kerma no ar[Gy]= {0:f12}-----EDA[sv]=
{1:f12}",Espectrol.AKerma,Espectrol.TAEDH10);
Console.WriteLine("");
}
}
}
}
}

}
}
}
}
}

using System;
using System.IO;
using System.Globalization;

namespace RDM
{
    /// <summary>
    ///Classe Spectra. Toma como argumentos o caminho completo do arquivo *.mca e os coeficientes
    ///angular e linear da reta de calibração do mesmo. Possui três overloads.
    /// </summary>
    #region Spectra Class
    public class Spectra
    {
        #region Spectra Constructor Public Variables
        /// <summary>
        /// TAG string identifier of the head of the Amptek *.mca extension file.
        /// </summary>
        public string TAG;
        /// <summary>
        /// Description string identifier of the head of the Amptek *.mca extension file.
        /// </summary>
        public string Description;
        /// <summary>
        /// Gain string identifier of the head of the Amptek *.mca extension file.
        /// </summary>
        public string Gain;
        /// <summary>
        /// Threshold string identifier of the head of the Amptek *.mca extension file.
        /// </summary>
        public string Threshold;
        /// <summary>
        /// Live Mode string identifier of the head of the Amptek *.mca extension file.
        /// </summary>

```

```

public string LiveMode;
/// <summary>
/// Preset Time string identifier of the head of the Amptek *.mca extension file.
/// </summary>
public string PresetTime;
/// <summary>
/// Live Time string identifier of the head of the Amptek *.mca extension file.
/// </summary>
public string LiveTime;
/// <summary>
/// Real Time string identifier of the head of the Amptek *.mca extension file.
/// </summary>
public string RealTime;
/// <summary>
/// Start Time string identifier of the head of the Amptek *.mca extension file.
/// </summary>
public string StartTime;
/// <summary>
/// Serial Number string identifier of the head of the Amptek *.mca extension file.
/// </summary>
public string SerialNumber;
/// <summary>
/// Label string identifier of the head of the Amptek *.mca extension file.
/// </summary>
public string Label;
/// <summary>
/// Array that contains the calibration points in *.mca files.
/// </summary>
public double [,] CalEnergy;
/// <summary>
/// Maximum number of counts of the loaded spectra.
/// </summary>
public double Nmax;
/// <summary>
/// Maximum number of channels of the loaded spectra.
/// </summary>
public int Cmax;
/// <summary>
/// Angular coefficient of the spectra energy calibration function  $E = (a \cdot C + b)$ .
/// </summary>
public double a;
/// <summary>
/// Linear coefficient of the spectra energy calibration function  $E = (a \cdot C + b)$ .
/// </summary>
public double b;
/// <summary>
/// Angular coefficient standard deviation of the spectra energy calibration function  $E = (a \cdot C + b)$ .
/// </summary>
public double sa;
/// <summary>
/// Linear coefficient standard deviation of the spectra energy calibration function  $E = (a \cdot C + b)$ .
/// </summary>
public double sb;
/// <summary>
/// The Amptek (*.mca) initial loaded spectra [E(keV),N(counts)]
/// or [C(number of the channel),N(counts)]. Depends of the used overload method.
/// </summary>
public double [,] SpectraData;
/// <summary>
/// Ion Chamber normalized Air Kerma [Gy/mAs]
/// </summary>
public double ICKermaNorm;
/// <summary>
/// Ion Chamber normalized Air Kerma uncertainty [Gy/mAs]
/// </summary>
public double uICKermaNorm;
/// <summary>
/// Mean Energy of the spectra
/// </summary>
public double Me;
/// <summary>
/// Spectra evaluation of the HVL in mm of an element or material
/// </summary>
public double HVLmm;
/// <summary>
/// Spectra evaluation of the second HVL in mm of an element or material
/// </summary>
public double HVL2mm;
/// <summary>
/// Spectra evaluation of the 10 VL in mm of an element or material
/// </summary>
public double TVLmm;
/// <summary>
/// Attenuation method output array, AttenuationOut [Index] [E(keV) or C(channel), Nal(counts)].
/// </summary>
public double [,] AttenuationOut;
/// <summary>
/// Reverse attenuation method output array, AttenuationOut [Index] [E(keV) or C(channel),
Nal(counts)].
/// </summary>
public double [,] RevAttenuationOut;
/// <summary>
/// K Escape method output array, KescapeOut [Index] [E(keV) or C(channel), N(counts)].
/// </summary>
public double [,] KescapeOut;
/// <summary>
/// ElectronicNoise method output array, ElectronicNoiseOut [E(keV) or C(channel), N(counts)].
/// </summary>
public double [,] ElectronicNoiseOut;
/// <summary>
/// Background method output array, BackgroundOut [E(keV) or C(channel), Nbg(counts)].
/// </summary>
public double [,] BackgroundOut;

```

```

/// <summary>
/// Colimator method output array, ColimatorOut [E(keV),N(counts)].
/// </summary>
public double [,] ColimatorOut;
/// <summary>
/// Compton method output array, ComptonOut [E(keV) or C(channel),N(counts)].
/// </summary>
public double [,] ComptonOut;
/// <summary>
/// Total Efficiency method output array, TotalEfficiencyOut [E(keV) or C(channel),Nte(counts)].
/// </summary>
public double [,] TotalEfficiencyOut;
/// <summary>
/// File Up method output array, FileUpOut [E(keV) or C(channel),Npu(counts)].
/// </summary>
public double [,] FileUpOut;
/// <summary>
/// Threshold method output array, ThresholdOut [E(keV) or C(channel),Nth(counts)].
/// </summary>
public double [,] ThresholdSetOut;
/// <summary>
/// Silver Peak method output array, SilverPeakOut [E(keV) or C(channel),Nsp(counts)].
/// </summary>
public double [,] SilverPeakOut;
/// <summary>
/// Peak Search method output array, PeakSearchOut[Cstart(channel),Cend(channel),FWHM (channel),
/// NetArea (counts),GrossArea(counts),Centroid(channel),Uncertainty(channel),Eisotopepeak(keV)]
/// </summary>
public double [,] PeakSearchOut;
/// <summary>
/// The converted spectra in Fluence units [fotons/(m^2*keV)] array;
/// </summary>
public double [,] FluenceOut;
/// <summary>
/// The converted spectra in Air Kerma units [Gy/keV] or Air Kerma units normalized
/// to mAs units [Gy/(keV*mAs)];
/// </summary>
public double [,] AirKermaOut;
/// <summary>
/// Total Air Kerma value of an spectra in units of [Gy] or normalized
/// to mAs units [Gy/mAs];
/// </summary>
public double AKerma;
/// <summary>
/// The converted spectra in Ambient Equivalent Dose H(10)* units [Sv/keV] or
/// Ambient Equivalent Dose units normalized to mAs units [Sv/(keV*mAs)];
/// </summary>
public double [,] AEDH10Out;
/// <summary>
/// The total Ambient Equivalent Dose of an spectra in units of [mSv/min] or
/// [mSv/(min*mAs)].
/// </summary>
public double TAEDH10;

```

```
#endregion
```

```
#region Spectra Constructor
```

```
#region First Spectra Overload ~ Calibration Data with energy and counts errors
```

```

/// <summary>
/// Loads the spectra data from *.mca, *.dat and *.txt file extensions, their attributes and data,
/// and calibrate it using a linear function  $E = (a \cdot C + b)$ , where: E is the energy in keV,
/// C is the channel number, a is the Angular coefficient and b is the Linear coefficient.
/// </summary>
/// <param name="FileName"></param>
/// <param name="AngCoef"></param>
/// <param name="LinCoef"></param>
/// <param name="SdAngCoef"></param>
/// <param name="SdLinCoef"></param>
public Spectra (string FileName,double AngCoef,double LinCoef, double SdAngCoef, double SdLinCoef)
{

```

```

    string header;
    int Ntag=0;
    int Ncal=0;
    string Ext=FileName.Remove(0,FileName.Length-4);
    //Read the headers, number of energy points and sets the sizes of all output arrays.
    if (File.Exists(FileName))
    {
        //Gets associated attributes and initiate the Output E(keV)xN(counts) Arrays.
        a=AngCoef;
        b=LinCoef;
        FileStream fs = new FileStream(FileName,FileMode.Open,FileAccess.Read);
        StreamReader sr = new StreamReader(fs);
        //string [] Header= new string [Num];
        if (Ext=="*.mca")
        {
            if (sr.ReadLine()=="<<PMCA SPECTRUM>>")
            {
                do
                {
                    Ntag=Ntag+1;
                    header=sr.ReadLine();
                }
                while (header!="<<DATA>>" && header!="<<CALIBRATION>>");
                if (header=="<<CALIBRATION>>")
                {
                    do
                    {
                        Ncal=Ncal+1;
                        header=Convert.ToString(sr.ReadLine());
                    }
                    while (header!="<<DATA>>");
                }
            }
        }
    }

```



```

    }
    else
    {
        Console.WriteLine("O arquivo {0} não é valido!!!", FileName);
        //MessageBox.Show("O arquivo " + NomeDoArquivo + " nao eh
        valido!!!");
    }
    else
    {
        if (Ext != ".dat" || Ext != ".txt")
        {
            Console.WriteLine("O arquivo {0} não é valido!!!", FileName);
        }
    }
    //Read the maximum number of channels and the maximum number of counts of the
    //spectra.
    if ((Ext == ".mca") || (Ext == ".dat") || (Ext == ".txt"))
    {
        int N=0;
        string Line;
        while (sr.Peek() != -1)
        {
            Line= sr.ReadLine();
            N=N+1;
        }
        Cmax=(N-1);
        if (Ncal!=0)
        {
            CalEnergy=new double [Ncal-2,2];
        }
        SpectraData=new double [Cmax,3];
        BackgroundOut=new double [Cmax,3];
        ComptonOut=new double [Cmax,3];
        TotalEfficiencyOut=new double [Cmax,3];
        PileUpOut=new double [Cmax,3];
        SilverPeakOut=new double [Cmax,3];
        AttenuationOut= new double [6][,];
        AttenuationOut[0]= new double [Cmax,3];
        AttenuationOut[1]= new double [Cmax,3];
        AttenuationOut[2]= new double [Cmax,3];
        AttenuationOut[3]= new double [Cmax,3];
        AttenuationOut[4]= new double [Cmax,3];
        AttenuationOut[5]= new double [Cmax,3];
        RevAttenuationOut= new double [6][,];
        RevAttenuationOut[0]= new double [Cmax,3];
        RevAttenuationOut[1]= new double [Cmax,3];
        RevAttenuationOut[2]= new double [Cmax,3];
        RevAttenuationOut[3]= new double [Cmax,3];
        RevAttenuationOut[4]= new double [Cmax,3];
        RevAttenuationOut[5]= new double [Cmax,3];
        KescapeOut= new double [6][,];
        KescapeOut[0]=new double [Cmax,3];
        KescapeOut[1]=new double [Cmax,3];
        KescapeOut[2]=new double [Cmax,3];
        KescapeOut[3]=new double [Cmax,3];
        KescapeOut[4]=new double [Cmax,3];
        KescapeOut[5]=new double [Cmax,3];
        ElectronicNoiseOut=new double [Cmax,3];
        ThresholdSetOut=new double [Cmax,3];
        FluenceOut=new Double [Cmax,3];
        AirKermaOut = new double [Cmax,3];
        AEDH10Out=new double [Cmax,3];
        CollimatorOut= new double [Cmax,3];
    }
    fs.Close();
}
else
{
    Console.WriteLine("O arquivo {0} não existe!!!", FileName);
    //MessageBox.Show("O arquivo " + NomeDoArquivo + " nao existe!!!");
}

//Starts a new Instance of reading the spectra file to write de Data.
if (File.Exists(FileName))
{
    string [] Head= new string [Ntag];
    FileStream fs = new FileStream(FileName, FileMode.Open, FileAccess.Read);
    StreamReader sr = new StreamReader(fs);
    if (Ext == ".mca")
    {
        //Header reading
        Head[0]=sr.ReadLine();
        if (Head[0] == "<<PMCA SPECTRUM>>")
        {
            for(int i = 1; i < Ntag; i++)
            {
                Head[i]=sr.ReadLine();
                TAG=Head[1]; //.Substring(6,Header[1].Length-6);
                Description=Head[2]; //.Substring(14,Header[2].Length
                Gain=Head[3]; //.Substring(7,Header[3].Length-7);
                if (Ntag==11)
                {
                    Threshold=Head[4];

                    LiveMode=Head[5]; //.Substring(12,Header[4].Length-12);
                    PresetTime=Head[6]; //.Substring(14,Header[5].Length-14);
                }
            }
        }
    }
}
14};

```

```

LiveTime=Head[7]; //.Substring(12,Header[6].Length-12);
RealTime=Head[8]; //.Substring(12,Header[7].Length-12);
StartTime=Head[9]; //.Substring(13,Header[8].Length-13);
SerialNumber=Head[10]; //.Substring(16,Header[9].Length-16);
    }
    else if (Ntag==10)
    {
LiveMode=Head[4]; //.Substring(12,Header[4].Length-12);
PresetTime=Head[5]; //.Substring(14,Header[5].Length-14);
LiveTime=Head[6]; //.Substring(12,Header[6].Length-12);
RealTime=Head[7]; //.Substring(12,Header[7].Length-12);
StartTime=Head[8]; //.Substring(13,Header[8].Length-13);
SerialNumber=Head[9]; //.Substring(16,Header[9].Length-16);
    }
    }
    if (sr.ReadLine()=="<<CALIBRATION>>")
    {
        string caldata;
        string subcaldata;
        string auxdata="";
        Label=sr.ReadLine();
        for(int j=0;j< Ncal-2;j++)
        {
            caldata=sr.ReadLine();
            int chr=0;

            do
            {
subcaldata=caldata.Substring(chr,1);

                chr=chr+1;
                auxdata=auxdata+subcaldata;
            }
            while(subcaldata!=" ");

CalEnergy[j,0]=Convert.ToDouble(auxdata,NumberFormatInfo.InvariantInfo);
            auxdata="";
            for (int k=chr;k < caldata.Length;k++)
            {
subcaldata=caldata.Substring(k,1);

                auxdata=auxdata+subcaldata;
            }
CalEnergy[j,1]=Convert.ToDouble(auxdata,NumberFormatInfo.InvariantInfo);
            auxdata="";
            sr.ReadLine();
        }
    }
    }
    else
    {
        Console.WriteLine("O arquivo {0} não é valido!!!", FileName);
        //MessageBox.Show("O arquivo " + NomedoArquivo + " nao eh
valido!!!");
    }
    }
    else
    {
        if(Ext!=".dat" || Ext!=".txt")
        {
            Console.WriteLine("O arquivo {0} não é valido!!!", FileName);
        }
        //Read the Spectra Data.
        double [,] SpectraDataTmp=new double [Cmax,4];
        Error err = new Error();
        if ((Ext=="mca") || (Ext=="dat") || (Ext=="txt"))
        {
            double Nc=0;
            for(int i= 0; i < Cmax; i++)
            {
                SpectraDataTmp[i,0]=(i*a+b); //Energy value;

                SpectraDataTmp[i,1]=err.SumSubSaSb(err.CteMultSa(SpectraDataTmp[i,0],SdAngCoef),SdLinCoef); //Standard deviation
of the energy values.

                SpectraDataTmp[i,2] = Convert.ToDouble(sr.ReadLine()); //Counts
                SpectraDataTmp[i,3]= Math.Sqrt(SpectraDataTmp[i,2]); //Poison
counts standard deviation.

                if (SpectraDataTmp[i,1]>Nc)
                {
                    Nc=SpectraDataTmp[i,2];
                }
            }
            Nmax=Nc;
            SpectraData=err.ErrorXToY(SpectraDataTmp); //Evaluates the contribution
of the

            //error in the energy in the counts error array.
        }
        fs.Close();
    }
}

```

```

else
{
    Console.WriteLine("O arquivo {0} não existe!!!", FileName);
    //MessageBox.Show("O arquivo " + NomedoArquivo + " nao existe!!!");
}
}
#endregion

#region Second Spectra Overload - Calibration data without errors and counts errors
/// <summary>
/// Loads the spectra data from *.mca, *.dat or *.txt file extensions, their attributes and data,
/// and calibrate it using a linear function  $E = (a \cdot C + b)$ , where: E is the energy in keV,
/// C is the channel number, a is the Angular coefficient and b is the Linear coefficient.
/// </summary>
/// <param name="FileName"></param>
/// <param name="CoefAng"></param>
/// <param name="CoefLin"></param>
public Spectra (string FileName, double AngCoef, double LinCoef)
{
    string header;
    int Ntag=0;
    int Ncal=0;
    string Ext=FileName.Remove(0,FileName.Length-4);
    //Read the headers, number of energy points and sets the sizes of all output arrays.
    if (File.Exists(FileName))
    {
        //Gets associated attributes and initiate the Output E(keV)xN(counts) Arrays.
        a=AngCoef;
        b=LinCoef;
        FileStream fs = new FileStream(FileName, FileMode.Open, FileAccess.Read);
        StreamReader sr = new StreamReader(fs);
        //string [] Header= new string [Num];
        if (Ext=="mca")
        {
            if (sr.ReadLine()=="<<PMCA SPECTRUM>>")
            {
                do
                {
                    Ntag=Ntag+1;
                    header=sr.ReadLine();
                }
                while (header!="<<DATA>>" && header!="<<CALIBRATION>>");
                if (header=="<<CALIBRATION>>")
                {
                    do
                    {
                        Ncal=Ncal+1;
                        header=Convert.ToString(sr.ReadLine());
                    }
                    while (header!="<<DATA>>");
                }
            }
            else
            {
                Console.WriteLine("O arquivo {0} não é valido!!!", FileName);
                //MessageBox.Show("O arquivo " + NomedoArquivo + " nao eh
valido!!!");
            }
        }
        else
        {
            if (Ext!= ".dat" || Ext!=".txt")
            {
                Console.WriteLine("O arquivo {0} não é valido!!!", FileName);
            }
        }
        //Read the maximum number of channels and the maximum number of counts of the
        //spectra.
        if ((Ext=="mca") || (Ext=="dat") || (Ext=="txt"))
        {
            int N=0;
            string Line;
            while (sr.Peek()!=-1)
            {
                Line= sr.ReadLine();
                N=N+1;
            }
            Cmax=(N-1);
            if (Ncal!=0)
            {
                CalEnergy=new double [Ncal-2,2];
                SpectraData=new double [Cmax,3];
                BackgroundOut=new double [Cmax,3];
                ComptonOut=new double [Cmax,3];
                TotalEfficiencyOut=new double [Cmax,3];
                PileUpOut=new double [Cmax,3];
                SilverPeakOut=new double [Cmax,3];
                AttenuationOut= new double [6][,];
                AttenuationOut[0]= new double [Cmax,3];
                AttenuationOut[1]= new double [Cmax,3];
                AttenuationOut[2]= new double [Cmax,3];
                AttenuationOut[3]= new double [Cmax,3];
                AttenuationOut[4]= new double [Cmax,3];
                AttenuationOut[5]= new double [Cmax,3];
                RevAttenuationOut= new double [6][,];
                RevAttenuationOut[0]= new double [Cmax,3];
                RevAttenuationOut[1]= new double [Cmax,3];
                RevAttenuationOut[2]= new double [Cmax,3];
                RevAttenuationOut[3]= new double [Cmax,3];
                RevAttenuationOut[4]= new double [Cmax,3];
            }
        }
    }
}

```

14);

```

        RevAttenuationOut[5]= new double [Cmax,3];
        KescapeOut= new double [6][,1];
        KescapeOut[0]=new double [Cmax,3];
        KescapeOut[1]=new double [Cmax,3];
        KescapeOut[2]=new double [Cmax,3];
        KescapeOut[3]=new double [Cmax,3];
        KescapeOut[4]=new double [Cmax,3];
        KescapeOut[5]=new double [Cmax,3];
        ElectronicNoiseOut=new double [Cmax,3];
        ThresholdSetOut=new double [Cmax,3];
        FluenceOut=new Double [Cmax,3];
        AirKermaOut = new double [Cmax,3];
        AEDH10Out=new double [Cmax,3];
        ColimatorOut= new double [Cmax,3];
    }
    fs.Close();
}
else
{
    Console.WriteLine("O arquivo {0} não existe!!!", FileName);
    //MessageBox.Show("O arquivo " + NomedoArquivo + " nao existe!!!");
}

//Starts a new Instance of reading the spectra file to write de Data.
if (File.Exists(FileName))
{
    string [] Head= new string [Ntag];
    FileStream fs = new FileStream(FileName, FileMode.Open, FileAccess.Read);
    StreamReader sr = new StreamReader(fs);
    if (Ext=="mca")
    {
        //Header reading
        Head[0]=sr.ReadLine();
        if (Head[0]=="<<PMCA SPECTRUM>>")
        {
            for(int i = 1; i < Ntag ;i++)
            {
                Head[i]=sr.ReadLine();
                TAG=Head[1]; //.Substring(6,Header[1].Length-6);
                Description=Head[2]; //.Substring(14,Header[2].Length-
                Gain=Head[3]; //.Substring(7,Header[3].Length-7);
                if (Ntag==11)
                {
                    Threshold=Head[4];

LiveMode=Head[5]; //.Substring(12,Header[4].Length-12);
PresetTime=Head[6]; //.Substring(14,Header[5].Length-14);
LiveTime=Head[7]; //.Substring(12,Header[6].Length-12);
RealTime=Head[8]; //.Substring(12,Header[7].Length-12);
StartTime=Head[9]; //.Substring(13,Header[8].Length-13);
SerialNumber=Head[10]; //.Substring(16,Header[9].Length-16);
                }
                else if (Ntag==10)
                {
LiveMode=Head[4]; //.Substring(12,Header[4].Length-12);
PresetTime=Head[5]; //.Substring(14,Header[5].Length-14);
LiveTime=Head[6]; //.Substring(12,Header[6].Length-12);
RealTime=Head[7]; //.Substring(12,Header[7].Length-12);
StartTime=Head[8]; //.Substring(13,Header[8].Length-13);
SerialNumber=Head[9]; //.Substring(16,Header[9].Length-16);
                }
            }
            if (sr.ReadLine()=="<<CALIBRATION>>")
            {
                string caldata;
                string subcaldata;
                string auxdata="";
                Label=sr.ReadLine();
                for(int j=0;j< Ncal-2;j++)
                {
                    caldata=sr.ReadLine();
                    int chr=0;

                    do
                    {
                        subcaldata=caldata.Substring(chr,1);

                        chr=chr+1;
                        auxdata=auxdata+subcaldata;
                    }
                    while(subcaldata!=" ");

CalEnergy[j,0]=Convert.ToDouble(auxdata,NumberFormatInfo.InvariantInfo);
                    auxdata="";
                    for (int k=chr;k < caldata.Length;k++)
                    {
                        subcaldata=caldata.Substring(k,1);

                        auxdata=auxdata+subcaldata;
                    }
                }
            }
        }
    }
}

```



```

CalEnergy[j,1]=Convert.ToDouble(auxdata,NumberFormatInfo.InvariantInfo);
                                auxdata="";
                                }
                                sr.ReadLine();
                                }
                                }
                                else
                                {
                                    Console.WriteLine("O arquivo {0} não é valido!!!", FileName);
                                    //MessageBox.Show("O arquivo " + NomeDoArquivo + " nao eh
valido!!!");
                                }
                                }
                                else
                                {
                                    if(Ext!=".dat" || Ext!=".txt")
                                    {
                                        Console.WriteLine("O arquivo {0} não é valido!!!", FileName);
                                    }
                                }
                                //Read the Spectra Data.
                                if ((Ext=="mca") || (Ext=="dat") || (Ext=="txt"))
                                {
                                    double Nc=0;
                                    for(int i= 0; i <= Cmax-1; i++)
                                    {
                                        SpectraData[i,0]=(i*a+b); //Energy values
                                        SpectraData[i,1] = Convert.ToDouble(sr.ReadLine()); //Counts
                                        SpectraData[i,2]=Math.Sqrt(SpectraData[i,1]); //Poisson error in
counts
                                        if (SpectraData[i,1]>Nc)
                                        {
                                            Nc=SpectraData[i,1];
                                        }
                                    }
                                    Nmax=Nc;
                                }
                                fs.Close();
                                }
                                else
                                {
                                    Console.WriteLine("O arquivo {0} não existe!!!", FileName);
                                    //MessageBox.Show("O arquivo " + NomeDoArquivo + " nao existe!!!");
                                }
                            }
                        }
#endregion

#region Third Spectra Overload - Whithout Calibration data and with counts errors
/// <summary>
/// Loads the spectra data from *.mca, *.dat or *.txt file extensions, their attributes and data only.
/// </summary>
/// <param name="FileName"></param>
public Spectra (string FileName)
{
    string header;
    int Ntag=0;
    int Ncal=0;
    string Ext=FileName.Remove(0,FileName.Length-4);
    //Read the headers, number of energy points and sets the sizes of all output arrays.
    if (File.Exists(FileName))
    {
        //Gets associated attributes and initiate the Output E(keV)xN(counts) Arrays.
        a=1;
        b=0;
        FileStream fs = new FileStream(FileName,FileMode.Open,FileAccess.Read);
        StreamReader sr = new StreamReader(fs);
        //string [] Header= new string [Num];
        if (Ext=="mca")
        {
            if (sr.ReadLine()=="<<FMCA SPECTRUM>>")
            {
                do
                {
                    Ntag=Ntag+1;
                    header=sr.ReadLine();
                }
                while (header!="<<DATA>>" && header!="<<CALIBRATION>>");
                if (header=="<<CALIBRATION>>")
                {
                    do
                    {
                        Ncal=Ncal+1;
                        header=Convert.ToString(sr.ReadLine());
                    }
                    while (header!="<<DATA>>");
                }
            }
            else
            {
                Console.WriteLine("O arquivo {0} não é valido!!!", FileName);
                //MessageBox.Show("O arquivo " + NomeDoArquivo + " nao eh
valido!!!");
            }
        }
        else
        {
            if (Ext!=".dat" || Ext!=".txt")
            {

```

```

        Console.WriteLine("O arquivo {0} não é valido!!!", FileName);
    }
}
//Read the maximum number of channels and the maximum number of counts of the
//spectra.
if ((Ext==" .mca") || (Ext==" .dat") || (Ext==" .txt"))
{
    int N=0;
    string Line;
    while (sr.Peek() != -1)
    {
        Line= sr.ReadLine();
        N=N+1;
    }
    Cmax=(N-1);
    if (Ncal!=0)
    {
        CalEnergy=new double [Ncal-2,2];
    }
    SpectraData=new double [Cmax,3];
    BackgroundOut=new double [Cmax,3];
    ComptonOut=new double [Cmax,3];
    TotalEfficiencieOut=new double [Cmax,3];
    FileUpOut=new double [Cmax,3];
    SilverPeakOut=new double [Cmax,3];
    AttenuationOut= new double [6][,];
    AttenuationOut[0]= new double [Cmax,3];
    AttenuationOut[1]= new double [Cmax,3];
    AttenuationOut[2]= new double [Cmax,3];
    AttenuationOut[3]= new double [Cmax,3];
    AttenuationOut[4]= new double [Cmax,3];
    AttenuationOut[5]= new double [Cmax,3];
    RevAttenuationOut= new double [6][,];
    RevAttenuationOut[0]= new double [Cmax,3];
    RevAttenuationOut[1]= new double [Cmax,3];
    RevAttenuationOut[2]= new double [Cmax,3];
    RevAttenuationOut[3]= new double [Cmax,3];
    RevAttenuationOut[4]= new double [Cmax,3];
    RevAttenuationOut[5]= new double [Cmax,3];
    KescapeOut= new double [6][,];
    KescapeOut[0]=new double [Cmax,3];
    KescapeOut[1]=new double [Cmax,3];
    KescapeOut[2]=new double [Cmax,3];
    KescapeOut[3]=new double [Cmax,3];
    KescapeOut[4]=new double [Cmax,3];
    KescapeOut[5]=new double [Cmax,3];
    ElectronicNoiseOut=new double [Cmax,3];
    ThresholdSetOut=new double [Cmax,3];
    FluenceOut=new Double [Cmax,3];
    AirKermaOut = new double [Cmax,3];
    AEDH100Out=new double [Cmax,3];
    ColimatorOut= new double [Cmax,3];
}
fs.Close();
}
else
{
    Console.WriteLine("O arquivo {0} não existe!!!", FileName);
    //MessageBox.Show("O arquivo " + NomedoArquivo + " nao existe!!!");
}

//Starts a new Instance of reading the spectra file to write de Data.
if (File.Exists(FileName))
{
    string [] Head= new string [Ntag];
    FileStream fs = new FileStream(FileName, FileMode.Open, FileAccess.Read);
    StreamReader sr = new StreamReader(fs);
    if (Ext==" .mca")
    {
        //Header reading
        Head[0]=sr.ReadLine();
        if (Head[0]=="<<FMCA SPECTRUM>>")
        {
            for(int i = 1; i < Ntag; i++)
            {
                Head[i]=sr.ReadLine();
                TAG=Head[1]; //.Substring(6,Header[1].Length-6);
                Description=Head[2]; //.Substring(14,Header[2].Length-
                Gain=Head[3]; //.Substring(7,Header[3].Length-7);
                if (Ntag==11)
                {
                    Threshold=Head[4];

LiveMode=Head[5]; //.Substring(12,Header[4].Length-12);
PresetTime=Head[6]; //.Substring(14,Header[5].Length-14);
LiveTime=Head[7]; //.Substring(12,Header[6].Length-12);
RealTime=Head[8]; //.Substring(12,Header[7].Length-12);
StartTime=Head[9]; //.Substring(13,Header[8].Length-13);
SerialNumber=Head[10]; //.Substring(16,Header[9].Length-16);
                }
                else if (Ntag==10)
                {
LiveMode=Head[4]; //.Substring(12,Header[4].Length-12);
PresetTime=Head[5]; //.Substring(14,Header[5].Length-14);

```

```

LiveTime=Head[6]; //.Substring(12,Header[6].Length-12);
RealTime=Head[7]; //.Substring(12,Header[7].Length-12);
StartTime=Head[8]; //.Substring(13,Header[8].Length-13);
SerialNumber=Head[9]; //.Substring(16,Header[9].Length-16);
    }
    if (sr.ReadLine()=="<<CALIBRATION>>")
    {
        string caldata;
        string subcaldata;
        string auxdata="";
        Label=sr.ReadLine();
        for(int j=0;j< Ncal-2;j++)
        {
            caldata=sr.ReadLine();
            int chr=0;

            do
            {
                subcaldata=caldata.Substring(chr,1);

                chr=chr+1;
                auxdata=auxdata+subcaldata;
            }
            while(subcaldata!=" ");

            CalEnergy[j,0]=Convert.ToDouble(auxdata,NumberFormatInfo.InvariantInfo);
            auxdata="";
            for (int k=chr;k < caldata.Length;k++)
            {
                subcaldata=caldata.Substring(k,1);

                auxdata=auxdata+subcaldata;
            }

            CalEnergy[j,1]=Convert.ToDouble(auxdata,NumberFormatInfo.InvariantInfo);
            auxdata="";
        }
        sr.ReadLine();
    }
    else
    {
        Console.WriteLine("O arquivo {0} não é valido!!!", FileName);
        //MessageBox.Show("O arquivo " + NomedoArquivo + " nao eh
valido!!!");
    }
}
else
{
    if(Ext!=".dat" || Ext!=".txt")
    {
        Console.WriteLine("O arquivo {0} não é valido!!!", FileName);
    }

    //Read the Spectra Data.
    if ((Ext=="mca") || (Ext=="dat") || (Ext=="txt"))
    {
        double Nc=0;
        for(int i= 0; i <= Cmax-1; i++)
        {
            SpectraData[i,0]=i;
            SpectraData[i,1] = Convert.ToDouble(sr.ReadLine())*a+b;
            SpectraData[i,2]=Math.Sqrt(SpectraData[i,1]); //Poisson errors

            if (SpectraData[i,1]>Nc)
            {
                Nc=SpectraData[i,1];
            }
        }
        Nmax=Nc;
    }
    fs.Close();
}
else
{
    Console.WriteLine("O arquivo {0} não existe!!!", FileName);
    //MessageBox.Show("O arquivo " + NomedoArquivo + " nao existe!!!");
}
}
#endregion
#endregion
#region Stripping
#region Attenuation
#region First Attenuation Overload

/// <summary>
/// This method evaluates the count array due the radiation attenuation by a
/// element thickness.
/// Takes as input parameters a spectra [E(keV) or C(channel),N(counts)], an
/// element from Element class, the thickness of this element in meters and an indexer.
/// The indexer will provide more than one output evaluation array for the attenuation
/// method. The maximum number of output arrays is six.

```

```

/// </summary>
/// <param name="SpectraIn"></param>
/// <param name="ElementIn"></param>
/// <param name="thick"></param>
/// <param name="Index"></param>
public void Attenuation (double [,] SpectraIn, Element ElementIn, double thick, int Index)
{
    for (int i=0;i<=(SpectraIn.GetLength(0)-1);i++)
    {
        AttenuationOut[Index][i,0]=SpectraIn[i,0]*1;//alterar o abaixo para i,1
        AttenuationOut[Index][i,1]=SpectraIn[i,1]*Math.Exp(-
1*ElementIn.Density*thick*100*(ElementIn.Total(SpectraIn[i,0]*1000)));
    }
}
#endregion

#region Second Attenuation Overload

/// <summary>
/// This method evaluates the count array due the radiation attenuation by
/// a Material class thickness.
/// Takes as input parameters a spectra [E(keV) or C(channel),N(counts)].
/// a material from Material class, the thickness of this material in meters and an indexer.
/// The indexer will provide more than one output evaluation array for the attenuation
/// method. The maximum number of output arrays is six.
/// </summary>
/// <param name="SpectraIn"></param>
/// <param name="thick"></param>
/// <param name="ElementIn"></param>
/// <param name="Index"></param>
public void Attenuation (double [,] SpectraIn, double thick, Material ElementIn, int Index)
{
    for (int i=0;i<=(SpectraIn.GetLength(0)-1);i++)
    {
        AttenuationOut[Index][i,0]=SpectraIn[i,0]*1;//alterar o abaixo para i,1
        AttenuationOut[Index][i,1]=SpectraIn[i,1]*Math.Exp(-
1*ElementIn.Density*thick*100*(ElementIn.Total(SpectraIn[i,0]*1000)));
    }
}
#endregion

#endregion

#region BackGround

#region First BackGround Overload

/// <summary>
/// Evaluates the resultant counts array due the scattered or background radiation. The
/// output array is the BackGroundOut.
/// It takes two spectra as input, SpectraIn [E(keV) or C(channel),N(counts),N error] and
/// SpectraBgIn [E(keV) or C(channel),N(counts)] and returns the total counts of
/// (SpectraIn - SpectraBgIn) in BackGroundOut array with errors. This assumes that the
/// counts error in the SpectraBgIn is due to Poisson distribution.
/// Obs: the two input spectras must have the same calibration function or must be in
/// number channels.
/// </summary>
/// <param name="SpectraIn"></param>
/// <param name="SpectraBgIn"></param>
public void BackGround (double [,] SpectraIn, double [,] SpectraBgIn)
{
    Error err=new Error();
    for (int i=0;i<=(SpectraIn.GetLength(0)-1);i++)
    {
        BackGroundOut[i,0]=SpectraIn[i,0]*1;//Copy the Energy values.
        BackGroundOut[i,1]=SpectraIn[i,1]*1;//Copy the counts number.
        BackGroundOut[i,1]=SpectraIn[i,1]-SpectraBgIn[i,1];
        BackGroundOut[i,2]=err.SumSubSaSb(SpectraIn[i,2],Math.Sqrt(SpectraBgIn[i,1]));
        if (BackGroundOut[i,1]<0)
        {
            BackGroundOut[i,1]=0;
            BackGroundOut[i,2]=0;
        }
    }
}
#endregion

#region Second BackGround Overload

/// <summary>
/// Evaluates the resultant counts array due the scattered or background radiation. The
/// output array is the BackGroundOut.
/// It takes a spectra as input, SpectraIn [E(keV) or C(channel),N(counts), N error] and
/// a energy or channel range, where the most representative portion of the
/// noise is contained, and returns the total counts of
/// (SpectraIn-(mean of counts in the range Emax-Emin with associated error)
/// in the BackGroundOut array.
/// </summary>
/// <param name="SpectraIn"></param>
/// <param name="Emin"></param>
/// <param name="Emax"></param>
public void BackGround (double [,] SpectraIn,double Emin, double Emax)
{
    Error err = new Error();
    double BGmean=0;
    double BGerr=0;
    int N=0;
    for (int i=0;i<=(SpectraIn.GetLength(0)-1);i++)
    {
        BackGroundOut[i,0]=SpectraIn[i,0]*1;//Copy the Energy values.
        BackGroundOut[i,1]=SpectraIn[i,1]*1;//Copy the counts number.
        if ((Emin<=SpectraIn[i,0]) && (SpectraIn[i,0] <=Emax))
        {
            BGmean = BGmean + SpectraIn[i,1];
            N = N + 1;
        }
    }
}

```



```

    }
    BGmean = BGmean / N; //Evaluates the mean.
    BGerr=Math.Sqrt(BGmean/N); //Evaluates the Poisson mean error.
    for (int i=0;i<=(SpectraIn.GetLength(0)-1);i++)
    {
        BackgroundOut[i,1]=SpectraIn[i,1]-BGmean;
        BackgroundOut[i,2]=err.SumSubSaSb(SpectraIn[i,2],BGerr);
        if (BackgroundOut[i,1]<0) //Prevents negative number of events.
        {
            BackgroundOut[i,1]=0;
            BackgroundOut[i,2]=0;
        }
    }
}
#endregion

#endregion

#region Colimator

#region First Colimator Overload
/// <summary>
/// Evaluates the resultant counts array due the scattered or background radiation. The
/// output array is the BackGroundOut.
/// It takes two spectra as input, SpectraIn [E(keV) or C(channel),N(counts),N error] and
/// SpectraBgIn [E(keV) or C(channel),N(counts)] and returns the total counts of
/// (SpectraIn - SpectraBgIn) in BackGroundOut array with errors. This assumes that the
/// counts error in the SpectraBgIn is due to Poisson distribution.
/// Obs: the two input spectras must have the same calibration function or must be in
/// number channels.
/// </summary>
/// <param name="SpectraIn"></param>
/// <param name="SpectraBgIn"></param>
public void Colimator (double [,] SpectraIn, double DetArea, double ColRaio, double ColThickness,
Element ElementIn)//
{
    for (int i=0;i<=(SpectraIn.GetLength(0)-1);i++)
    {
        ColimatorOut[i,0]=SpectraIn[i,0]*1; //Copy the Energy values.
        ColimatorOut[i,1]=SpectraIn[i,1]*1; //Copy the counts number.
        //Para dois colimadores com delimitador de chumbo:

        ColimatorOut[i,1]=ColimatorOut[i,1]*((Math.PI*Math.Pow(ColRaio,2))/(Math.PI*Math.Pow(ColRaio,2)+(Math.PI*Math.Pow(0.001,2)-Math.PI*Math.Pow(ColRaio,2))*Math.Exp(-
        ElementIn.Total(ColimatorOut[i,0]*1000)*ElementIn.Density*100*ColThickness)+(Math.PI*Math.Pow(0.0015,2)-
        Math.PI*Math.Pow(0.001,2))*Math.Exp(-ElementIn.Total(ColimatorOut[i,0]*1000)*ElementIn.Density*100*2*ColThickness)));
        //Para um colimador

        //ColimatorOut[i,1]=ColimatorOut[i,1]*((Math.PI*Math.Pow(ColRaio,2))/(Math.PI*Math.Pow(ColRaio,2)+(Math.PI*Math.Pow(0.0015,2)-Math.PI*Math.Pow(ColRaio,2))*Math.Exp(-
        ElementIn.Total(ColimatorOut[i,0]*1000)*ElementIn.Density*100*ColThickness)));
        if (ColimatorOut[i,1]<0)
        {
            ColimatorOut[i,1]=0;
            ColimatorOut[i,2]=0;
        }
    }
}
#endregion

#endregion

#region Compton

#region First Compton Overload
/// <summary>
/// English:
/// This method evaluates the counts array due to Compton scattering. The output array
/// is the ComptonOut. The
/// Takes as input parameters a spectra [E(keV),N(counts)], an element or material from
/// Element or Material class, the thickness of this material in meters and the
/// efficiency function parameters. The "func" integer parameter determines
/// the type of function to be applied for efficiency of the detector:
/// func=0 Knoll: ef(E)=a0*a1*exp(a2*E^a3)*(1-exp(a4*E^a5))
/// func= 1 or != 0 Polinomial: ef(E)=a0+a1*E+a2*E^2+a3*E^3+a4*E^4+a5*E^5.
/// Portuguese:
/// Este método calcula o vetor de número de contagens devido ao espalhamento Compton.
/// A Matriz de saída é o argumento "ComptonOut";
/// Toma como argumentos de entrada um Espectro [E(keV),N(contagens)],
/// um Elemento ou Material da Classe Elemento ou Material, a espessura do
/// material "thick" em metros, e os parâmetros de ajuste da função de
/// eficiência. O parâmetro inteiro "func" determina que tipo de função será
/// aplicada à eficiência do detector:
/// func=0 - Glenn F. Knoll: ef(E)=a0*a1*exp(a2*E^a3)*(1-exp(a4*E^a5))
/// func= 1 or != 0 - Polinomial: ef(E)=10^(a0+a1*E+a2*E^2+a3*E^3+a4*E^4+a5*E^5).
/// </summary>
/// <param name="SpectraIn"></param>
/// <param name="ElementIn"></param>
/// <param name="thick"></param>
/// <param name="func"></param>
/// <param name="a0"></param>
/// <param name="a1"></param>
/// <param name="a2"></param>
/// <param name="a3"></param>
/// <param name="a4"></param>
/// <param name="a5"></param>
public void Compton(double [,] SpectraIn, Element ElementIn, double thick,
int func, double a0, double a1, double a2, double a3, double a4, double a5)
{
    double [] mroC= new double [Cmax]; //Array of Compton (incoherent) attenuation coefficients.
    double [] mroT= new double [Cmax]; //Array of Total attenuation coefficients.

```

```

double [] EC= new double [Cmax]; //Array of Compton energy edges.
double [] efC= new double [Cmax]; //Array of Compton efficiency.
double [] Effic=new Double [Cmax];
int [] nC = new int [Cmax]; //Array of number of channels before Compton edge energy.
//Copy the input spectra array to the output spectra array.
for (int i=0; i<SpectraIn.GetLength(0); i++)
{
    ComptonOut[i,0]=SpectraIn[i,0]*1; //Copy the Energy values.
    ComptonOut[i,1]=SpectraIn[i,1]*1; //Copy the counts number.
    switch (func)
    {
        case 0:
            Effic[i]=(ComptonOut[i,1])/(a0*a1*Math.Exp(a2*Math.Pow(ComptonOut[i,0],a3))*(1-
(Math.Exp(a4*Math.Pow(ComptonOut[i,0],a5))))); //Evaluates the Spectra corrected for the detector intrinsic efficiency.
            break;

        case 1:
            Effic[i]=(ComptonOut[i,1])/(Math.Pow(10,((a0)+(a1*ComptonOut[i,0])+(a2*Math.Pow(ComptonOut[i,0],2)))+(a3*Math.Pow
(ComptonOut[i,0],3)))+(a4*Math.Pow(ComptonOut[i,0],4))+(a5*Math.Pow(ComptonOut[i,0],5))))); //Evaluates the Spectra
corrected for the detector intrinsic efficiency.
            break;
    }
}
//Evaluates the Compton efficiency
for (int i=0; i<SpectraIn.GetLength(0); i++)
{
    mroC[i]= ElementIn.Incoherent(SpectraIn[i,0]*1000);
    mroT[i]= ElementIn.Total(SpectraIn[i,0]*1000);
    EC[i]=((2*Math.Pow(SpectraIn[i,0],2))/(2*SpectraIn[i,0]+511));
    //Prevents efC overflow or infinite results in the Compton efficiency.
    if (mroT[i]!=0)
    {
        efC[i]=((mroC[i]/mroT[i])*(1-Math.Exp(-
1*mroT[i]*ElementIn.Density*thick*100))));
    }
    else
    {
        efC[i]=0;
    }
    //ComptonOut[i,2]=EC[i]; //Adicional View
    //Console.WriteLine("E:{4:f0}--- mroC: {0:f2}, mroT: {1:f2}, EC: {2:f2}, efC:
{3:f2}", mroC[i], mroT[i], EC[i], efC[i], SpectraIn[i,0]);
}
//Evaluates the number of channels before the Compton energy edge.
for (int i=(SpectraIn.GetLength(0)-1); i>=0; i--)
{
    nC[i]=0;
    for (int j=(SpectraIn.GetLength(0)-1); j>=0; j--)
    {
        if (SpectraIn[j,0]<=EC[i])
        {
            nC[i]=nC[i]+1;
        }
    }
    //ComptonOut[i,3]=nC[i]; //Adicional View
}
//Determina o incremento Compton para cada canal abaixo da borda Compton
for (int i=0; i<=(SpectraIn.GetLength(0)-1); i++)
{
    for (int j=0; j<=(nC[i]-1); j++)
    {
        ComptonOut[j,1]=((ComptonOut[j,1])-(Effic[i]*efC[i])/(nC[i]));
        //Caso o número de contagens seja negativo, substitui-se o número de
        //contagens por zero.
        if (ComptonOut[j,1]<0)
        {
            ComptonOut[j,1]=0;
        }
    }
}
}
#endregion

#region Second Compton Overload
/// <summary>
/// English:
/// This method evaluates the counts array due to Compton scattering. The output array
/// is the ComptonOut.
/// Takes as input parameters a spectra [E(keV),N(counts)], an material from
/// Material class, the thickness of this material in meters and the
/// efficiency function parameters. The "func" integer parameter determines
/// the type of function to be applied for efficiency of the detector:
/// func=0 Knoll: ef(E)=a0*a1*exp(a2*E^a3)*(1-exp(a4*E^a5))
/// func=1 or != 0 Polinomial: ef(E)=a0+a1*E+a2*E^2+a3*E^3+a4*E^4+a5*E^5.
/// Portuguese:
/// Este método calcula o vetor de número de contagens devido ao espalhamento Compton.
/// A Matriz de saída é o argumento "ComptonOut";
/// Toma como argumentos de entrada um Espectro [E(keV),N(contagens)],
/// um Material da Classe Material, a espessura do
/// material "thick" em metros, e os parâmetros de ajuste da função de
/// eficiência. O parâmetro inteiro "func" determina que tipo de função será
/// aplicada à eficiência do detector:
/// func=0 - Glenn F. Knoll: ef(E)=a0*a1*exp(a2*E^a3)*(1-exp(a4*E^a5))
/// func=1 or != 0 - Polinomial: ef(E)=10^(a0+a1*E+a2*E^2+a3*E^3+a4*E^4+a5*E^5).
/// </summary>
/// <param name="SpectraIn"></param>
/// <param name="thick"></param>
/// <param name="MaterialIn"></param>
/// <param name="func"></param>
/// <param name="a0"></param>
/// <param name="a1"></param>

```

```

/// <param name="a2"></param>
/// <param name="a3"></param>
/// <param name="a4"></param>
/// <param name="a5"></param>
public void Compton(double [,] SpectraIn, double thick, Material MaterialIn,
    int func, double a0, double a1, double a2, double a3, double a4, double a5)
{
    double [] mroC= new double [Cmax]; //Array of Compton (incoherent) attenuation coefficients.
    double [] mroT= new double [Cmax]; //Array of Total attenuation coefficients.
    double [] EC= new double [Cmax]; //Array of Compton energy edges.
    double [] efC= new double [Cmax]; //Array of Compton efficiency.
    double [] Effic= new Double [Cmax];
    int [] nC = new int [Cmax]; //Array of number of channels before Compton edge energy.
    //Copy the input spectra array to the output spectra array.
    for (int i=0; i<SpectraIn.GetLength(0); i++)
    {
        ComptonOut[i,0]=SpectraIn[i,0]*1; //Copy the Energy values.
        ComptonOut[i,1]=SpectraIn[i,1]*1; //Copy the counts number.
        switch (func)
        {
            case 0:
                Effic[i]=(ComptonOut[i,1])/(a0*a1*Math.Exp(a2*Math.Pow(ComptonOut[i,0],a3))*(1-
                    (Math.Exp(a4*Math.Pow(ComptonOut[i,0],a5))))); //Evaluates the Spectra corrected for the detector intrinsic efficiency.
                break;

            case 1:
                Effic[i]=(ComptonOut[i,1])/(Math.Pow(10,((a0)+(a1*ComptonOut[i,0])+(a2*Math.Pow(ComptonOut[i,0],2))+(a3*Math.Pow
                    (ComptonOut[i,0],3))+(a4*Math.Pow(ComptonOut[i,0],4))+(a5*Math.Pow(ComptonOut[i,0],5))))); //Evaluates the Spectra
                    corrected for the detector intrinsic efficiency.
                break;
        }
    }
    //Evaluates the Compton efficiency
    for (int i=0; i<SpectraIn.GetLength(0); i++)
    {
        mroC[i]= MaterialIn.Incoherent(SpectraIn[i,0]*1000);
        mroT[i]= MaterialIn.Total(SpectraIn[i,0]*1000);
        EC[i]=((2*Math.Pow(SpectraIn[i,0],2))/(2*SpectraIn[i,0]+511));
        //Prevents efC overflow or infinite results in the Compton efficiency.
        if (mroT[i]!=0)
        {
            efC[i]=((mroC[i]/mroT[i])*(1-Math.Exp(-
                1*mroT[i]*MaterialIn.Density*thick*100)));
        }
        else
        {
            efC[i]=0;
        }
        //ComptonOut[i,2]=EC[i]; //Adicional View
        //Console.WriteLine("B: {4:f0} --- mroC: {0:f2}, mroT: {1:f2}, EC: {2:f2}, efC:
        {3:f2}", mroC[i], mroT[i], EC[i], efC[i], SpectraIn[i,0]);
    }
    //Evaluates the number of channels before the Compton energy edge.
    for (int i=(SpectraIn.GetLength(0)-1); i>=0; i--)
    {
        nC[i]=0;
        for (int j=(SpectraIn.GetLength(0)-1); j>=0; j--)
        {
            if (SpectraIn[j,0]<=EC[i])
            {
                nC[i]=nC[i]+1;
            }
        }
        //ComptonOut[i,3]=nC[i]; //Adicional View
    }
    //Determina o incremento Compton para cada canal abaixo da borda Compton
    for (int i=0; i<=(SpectraIn.GetLength(0)-1); i++)
    {
        for (int j=0; j<=(nC[i]-1); j++)
        {
            ComptonOut[j,1]=((ComptonOut[j,1])-(Effic[i]*efC[i])/(nC[i]));
            //Caso o número de contagens seja negativo, substitui-se o número de
            //contagens por zero.
            if (ComptonOut[j,1]<0)
            {
                ComptonOut[j,1]=0;
            }
        }
    }
}
*#endRegion

#region Third Compton Overload

public void Compton(double [,] SpectraIn, Material MaterialIn, double thick, double tthickness)
{
    double [] mroC= new double [Cmax]; //Array of Compton (incoherent) attenuation coefficients.
    double [] mroT= new double [Cmax]; //Array of Total attenuation coefficients.
    double [] EC= new double [Cmax]; //Array of Compton energy edges.
    double [] efC= new double [Cmax]; //Array of Compton efficiency.
    double [] Effic= new Double [Cmax];
    int [] nC = new int [Cmax]; //Array of number of channels before Compton edge energy.
    //Copy the input spectra array to the output spectra array.
    for (int i=0; i<SpectraIn.GetLength(0); i++)
    {
        ComptonOut[i,0]=SpectraIn[i,0]*1; //Copy the Energy values.
        ComptonOut[i,1]=SpectraIn[i,1]*1; //Copy the counts number.

        Effic[i]=(ComptonOut[i,1])/((MaterialIn.Photoelectric(SpectraIn[i,0]*1000)/MaterialIn.Total(SpectraIn[i,0]*1000)
            )*(1-Math.Exp(-MaterialIn.Total(SpectraIn[i,0]*1000)*MaterialIn.Density*100*tthickness))); //Evaluates the Spectra
            corrected for the detector intrinsic efficiency.
    }
}

```

```

    }
    //Evaluates the Compton efficiency
    for (int i=0;i<SpectraIn.GetLength(0);i++)
    {
        mroC[i]= MaterialIn.Incoherent(SpectraIn[i,0]*1000);
        mroT[i]= MaterialIn.Total(SpectraIn[i,0]*1000);
        EC[i]=(2*Math.Pow(SpectraIn[i,0],2))/(2*SpectraIn[i,0]+511));
        //Prevents efC overflow or infinite results in the Compton efficiency.
        if (mroT[i]!=0)
        {
            efC[i]=((mroC[i]/mroT[i])*(1-Math.Exp(-
1*mroT[i]*MaterialIn.Density*thick*100))));
        }
        else
        {
            efC[i]=0;
        }
        //ComptonOut[i,2]=EC[i]; //Adicional View
        //Console.WriteLine("E:{4:f0}--- mroC: {0:f2},mroT: {1:f2},EC: {2:f2},efC:
{3:f2}",mroC[i],mroT[i],EC[i],efC[i],SpectraIn[i,0]);
    }
    //Evaluates the number of channels before the Compton energy edge.
    for (int i=(SpectraIn.GetLength(0)-1);i>=0;i--)
    {
        nC[i]=0;
        for (int j=(SpectraIn.GetLength(0)-1);j>=0;j--)
        {
            if (SpectraIn[j,0]<=EC[i])
            {
                nC[i]=nC[i]+1;
            }
        }
        //ComptonOut[i,3]=nC[i]; //Adicional View
    }
    //Determina o incremento Compton para cada canal abaixo da borda Compton
    for (int i=0;i<=(SpectraIn.GetLength(0)-1);i++)
    {
        for (int j=0;j<=(nC[i]-1);j++)
        {
            ComptonOut[j,1]=((ComptonOut[j,1])-(Effic[i]*efC[i])/(nC[i])));
            //Caso o número de contagens seja negativo, substitui-se o número de
            //contagens por zero.
            if (ComptonOut[j,1]<0)
            {
                ComptonOut[j,1]=0;
            }
        }
    }
}
#endregion

#endregion

#region Electronic Noise

/// <summary>
/// This method evaluates the array due the electronic noise.
/// This takes as input an Spectra [E(keV), N(counts),Nerror], the declared
/// rate of counts/sec of electronic noise, the range of the energy in keV
/// units of this noise and the aquisition time in seconds of the input
/// spectra.
/// </summary>
/// <param name="SpectraIn"></param>
/// <param name="DarkCounts"></param>
/// <param name="Emin"></param>
/// <param name="Emax"></param>
/// <param name="AqTime"></param>
public void ElectronicNoise (double [,] SpectraIn, double DarkCounts, double Emin, double Emax, double
AqTime)
{
    int N=0;
    for (int i=0;i<=(SpectraIn.GetLength(0)-1);i++)
    {
        ElectronicNoiseOut[i,0]=SpectraIn[i,0];
        ElectronicNoiseOut[i,1]=SpectraIn[i,1];
        if ((ElectronicNoiseOut[i,0]>=Emin) && (ElectronicNoiseOut[i,0]<=Emax))
        {
            N=N+1;
        }
    }
    for (int i=0;i<=(SpectraIn.GetLength(0)-1);i++)
    {
        if ((ElectronicNoiseOut[i,0]>=Emin) && (ElectronicNoiseOut[i,0]<=Emax))
        {
            ElectronicNoiseOut[i,1]=(ElectronicNoiseOut[i,1]-
(ElectronicNoiseOut.GetLength(0)-1,0)-Emin))/(N*(Emax-Emin));
            if (ElectronicNoiseOut[i,1]<0)
            {
                ElectronicNoiseOut[i,1]=0;
            }
        }
    }
}

#endregion

#region K Escape

/// <summary>
/// This method evaluates the counts array due the K edge photons escape
/// from the detector volume. The output is the KescapeOut.
/// This takes as a input parameters an spectra, SpectraIn
/// [E(keV) or C(channel),N(counts),Nerror], the Energy of the K edge, Ek, the
/// y0, A1 and t1 parameters of the exponential decay that represents the

```



```

/// probability of escape (Pe=y0+A1*exp(-E/t1)), and an index.
/// The index will provide more than one output evaluation array for the
/// Kescape method. The maximum number of output arrays is six..
/// </summary>
/// <param name="Ek"></param>
/// <param name="y0"></param>
/// <param name="A1"></param>
/// <param name="t1"></param>
public void Kescape(double [,] SpectraIn, double Ek, double y0, double A1, double t1, int index)
{

```

```

    double Nk=0;
    Nk=Math.Round(((Ek-b)/a),0);
    for (int i=0;i<=(SpectraIn.GetLength(0)-1);i++)
    {
        KescapeOut[index][i,0]=SpectraIn[i,0];
        KescapeOut[index][i,1]=SpectraIn[i,1];
    }

```

```

    for (int i=(SpectraIn.GetLength(0)-1);i>=Nk;i--)
    {

```

```

        if (KescapeOut[index][i,0]>0)
        {

```

```

            KescapeOut[index][i-Convert.ToInt32(Nk),1]=((KescapeOut[index][i-
Convert.ToInt32(Nk),1])~((KescapeOut[index][i,1])*(y0+(A1*Math.Exp(-1*KescapeOut[index][i,0]/t1)))));
            if (KescapeOut[index][i-Convert.ToInt32(Nk),1]<0)
            {

```

```

                KescapeOut[index][i-Convert.ToInt32(Nk),1]=0;
            }
        }
    }
}

```

```

#endregion

```

```

#region Peak Search

```

```

/// <summary>
/// Peak search out array: [Estart,End,FWHM,NetArea,GrossArea,Centroid,Uncertainty,Eisotope]
/// </summary>
/// <param name="SpectraIn"></param>
/// <param name="Emin"></param>
/// <param name="Emax"></param>
/// <param name="PolyDeg"></param>
/// <param name="Sensity"></param>
public void PeakSearch(double [,] SpectraIn, double Emin, double Emax, double Sensity, double

```

Neighboring)

```

{
    int N=0; //Number of points in the Emax-Emin range.
    int Neep=0; //Number of points in the Emax-Emin range with the first normalized derivated >=1
    #region Determination of the number of channels or Energy points of the range (Emax-Emin).
    for (int i=0;i<SpectraIn.GetLength(0);i++)
    {
        if (Emin<=SpectraIn[i,0] && SpectraIn[i,0]<=Emax)
        {
            N=N+1;
        }
    }
    #endregion

```

```

    #region Copy the values of the input spectra into a new array.
    double[,] SpectraRange=new double [N,3];
    N=0;
    for (int i=0;i < SpectraIn.GetLength(0);i++)
    {

```

```

        if (Emin<=SpectraIn[i,0] && SpectraIn[i,0]<=Emax)
        {
            SpectraRange[N,0]=SpectraIn[i,0]*1;
            SpectraRange[N,1]=SpectraIn[i,1]*1;
            SpectraRange[N,2]=SpectraIn[i,2]*1;
            N=N+1;
        }
    }
    #endregion

```

```

    #region Evaluates the array of the second derivated points between Emax and Emin.
    //Also, normalize each derivate and apply a Sensitivity factor.

```

```

    int n1=(N-2); //Defines the total number of points of the first derivated array.
    int m=Convert.ToInt32(Neighboring); //Defines the number of points to the mean (smoothing)

```

for the second derivated.

```

    int n2=(n1-2*m); //Defines the total number of points of the second derivated array.
    double m1,m2,m3,m4; //Means of the counts and energy points around the point.
    double [] FirstDerivated=new double [n1];
    double [,] SecDerivOut=new double [n2,2];
    for(int i=0;i<n1;i++)
    {

```

SpectraRange[i,0]);

```

        FirstDerivated[i]=(SpectraRange[i+2,1]-SpectraRange[i,1])/(SpectraRange[i+2,0]-

```

```

    }
    for(int i=0;i<n2;i++)
    {

```

```

        SecDerivOut[i,0]=SpectraRange[i+m+1,0];
        m1=0;
        m2=0;
        m3=0;
        m4=0;
        for(int c=0;c<m;c++)
        {

```

```

            m1=m1+FirstDerivated[i+m+1+c];
            m2=m2+FirstDerivated[i+c];
            m3=m3+SpectraRange[i+m+1+c,0];
            m4=m4+SpectraRange[i+c,0];
        }
    }
}

```

```

    }
    SecDerivOut[i,1]=(((m1-m2)/(m3-m4))*Sensity)+10*Sensity;
}
#endregion

#region Evaluates the number of energy points of the peaks.
int k=0;
int flag;
if (SecDerivOut[0,1]>0)
{
    flag=1;
}
else
{
    flag=0;
}
for(int i=0;i<n2;i++)
{
    if(SecDerivOut[i,1]<0)
    {
        Neep=Neep+1;
    }
}
for(int i=0;i<n2;i++)
{
    if(SecDerivOut[i,1]<0 && i!=0 && flag==1)
    {
        k=i;
        while (SecDerivOut[k,1]<SecDerivOut[k-1,1])
        {
            Neep=Neep+1;
            k=k-1;
        }
        flag=0;
        k=0;
    }
    if(SecDerivOut[i,1]>0 && flag==0)
    {
        k=i;
        Neep=Neep+1;
        while (SecDerivOut[k,1]<SecDerivOut[k+1,1])
        {
            Neep=Neep+1;
            k=k+1;
        }
        flag=1;
        k=0;
    }
}
#endregion

#region Find the max and +- crossing points. Create the FoundPeaks Points array.
double [,] FoundPeaks= new double [Neep,3];
int C=0;
Neep=0;
if (SecDerivOut[0,1]>0)
{
    flag=1;
}
else if (SecDerivOut[0,1]<0)
{
    flag=0;
}
for(int i=0;i<n2;i++)
{
    if(SecDerivOut[i,1]<0 && i!=0 && flag==1)
    {
        k=i;
        while (SecDerivOut[k,1]<SecDerivOut[k-1,1])
        {
            Neep=Neep+1;
            k=k-1;
        }
        for (int f=0;f<Neep;f++)
        {
            FoundPeaks[C+f,0]=SecDerivOut[k+f,0];
            FoundPeaks[C+f,1]=0;//SecDerivOut[k+f,1];
            FoundPeaks[C+f,2]=0;//Error
        }
        C=C+Neep;
        Neep=0;
        flag=0;
        k=0;
    }
    if(SecDerivOut[i,1]<0 && i!=0 && flag==0)
    {
        FoundPeaks[C,0]=SecDerivOut[i,0];
        FoundPeaks[C,1]=0;//SecDerivOut[i,1];
        FoundPeaks[C,2]=0;//Error
        C=C+1;
    }
    if(SecDerivOut[i,1]>0 && flag==0)
    {
        k=i;
        Neep=Neep+1;
        while (SecDerivOut[k,1]<SecDerivOut[k+1,1])
        {
            Neep=Neep+1;
            k=k+1;
        }
        for (int f=0;f<Neep;f++)
        {
            FoundPeaks[C+f,0]=SecDerivOut[k-Neep+f+1,0];

```

```

        FoundPeaks[C+f,1]=0;//SecDerivOut[k-Neep+f+1,1];
        FoundPeaks[C+f,2]=0;//Error
    }
    C=C+Neep;
    flag=1;
    k=0;
    Neep=0;
}
#endregion

#region Find the number of peaks in the FoundPeaks array
int Npeaks=0;

if (a==1 && b==0 && sa==0 && sb==0)//If there's no calibration values
{
    for(int i=0;i<FoundPeaks.GetLength(0)-2;i++)//Count the number of peaks
    {
        if(FoundPeaks[i+1,0]!=FoundPeaks[i,0]+1)
        {
            Npeaks=Npeaks+1;
        }
        Npeaks=Npeaks+1;
        PeakSearchOut=new double[Npeaks,8];
        Npeaks=0;
        flag=0;
        for(int i=0;i<FoundPeaks.GetLength(0)-2;i++)//Insert the energy ranges of the
        {
            if(FoundPeaks[i+1,0]==FoundPeaks[i,0]+1 && flag==0)
            {
                PeakSearchOut[Npeaks,0]=FoundPeaks[i,0];//Energy or channel of
                flag=1;
            }
            if(FoundPeaks[i+1,0]!=FoundPeaks[i,0]+1 && flag==1)//Energy or channel
            {
                PeakSearchOut[Npeaks,1]=FoundPeaks[i,0];
                flag=0;
                Npeaks=Npeaks+1;
            }
        }
        PeakSearchOut[Npeaks,1]=FoundPeaks[FoundPeaks.GetLength(0)-1,0];//Inputs the high
        part of the last peak founded

        //Evaluates the Centroid of the peaks
        //Precisa inserir os outros parametros da matrix de saida
    }
    Neep=0;
#endregion
}
#endregion

#region Pile Up

#region First Pile Up region
/// <summary>
/// Evaluates the resultant counts array due the Pile Up or Dead Time processes. The
/// output array is the PileUpOut.
/// It takes a spectra as input, SpectraIn [E(keV) or C(channel),N(counts), N error] and
/// a energy or channel range, where the most representative portion of the
/// pile up is contained, and returns the total counts of SpectraIn assigning zero counts
/// to this range of energies or channels in the PileUpOut array.
/// </summary>
/// <param name="SpectraIn"></param>
/// <param name="SpectraBgIn"></param>
public void PileUp (double [,] SpectraIn, double Emin, double Emax)
{
    for (int i=0;i<=(SpectraIn.GetLength(0)-1);i++)
    {
        PileUpOut[i,0]=SpectraIn[i,0]*1;//Copy the Energy values.
        PileUpOut[i,1]=SpectraIn[i,1]*1;//Copy the counts number.
        if ((Emin<=SpectraIn[i,0]) && (SpectraIn[i,0] <=Emax))
        {
            PileUpOut[i,1]=0;
            PileUpOut[i,2]=0;
        }
    }
}
#endregion

#region Second Pile Up region
/// <summary>
/// Evaluates the resultant counts array due the Pile Up or Dead Time processes. The
/// output array is the PileUpOut.
/// It takes a spectra as input, SpectraIn [E(keV) or C(channel),N(counts), N error] and
/// a energy or channel range, where the most representative portion of the
/// pile up is contained, and returns the total counts of SpectraIn assigning "Counts" counts
/// to this range of energies or channels in the PileUpOut array.
/// </summary>
/// <param name="SpectraIn"></param>
/// <param name="Emin"></param>
/// <param name="Emax"></param>
/// <param name="Counts"></param>
public void PileUp (double [,] SpectraIn, double Emin, double Emax, int Counts)
{
    for (int i=0;i<=(SpectraIn.GetLength(0)-1);i++)
    {
        PileUpOut[i,0]=SpectraIn[i,0]*1;//Copy the Energy values.
    }
}

```

```

        FileUpOut[i,1]=SpectraIn[i,1]*1;//Copy the counts number.
        if ((Emin<=SpectraIn[i,0]) && (SpectraIn[i,0] <=Emax))
        {
            FileUpOut[i,1]=Counts;
            FileUpOut[i,2]=Math.Sqrt(FileUpOut[i,1]);
        }
    }
#endregion

#endregion

#region Reverse Attenuation

#region First Reverse Attenuation Overload
/// <summary>
/// This method evaluates the input count array before the radiation
/// attenuation by a element thickness.
/// Takes as input parameters a attenuated spectra [E(keV)or C(channel),N(counts)], an element
/// from Element class, the thickness of this material in meters and an indexer.
/// The indexer will provide more than one output evaluation array for the reverse attenuation
/// method. The maximum number of output arrays is six.
/// </summary>
/// <param name="SpectraIn"></param>
/// <param name="ElementIn"></param>
/// <param name="thick"></param>
/// <param name="Index"></param>
public void RevAttenuation (double [,] SpectraIn, Element ElementIn, double thick, int Index)
{
    string x="";
    for (int i=0;i<=(SpectraIn.GetLength(0)-1);i++)
    {
        RevAttenuationOut[Index][i,0]=SpectraIn[i,0]*1;
        RevAttenuationOut[Index][i,1]=SpectraIn[i,1]*1;
        RevAttenuationOut[Index][i,1]=(RevAttenuationOut[Index][i,1])/(Math.Exp(-
1*ElementIn.Density*thick*100*(ElementIn.Total(SpectraIn[i,0]*1000))));
        x=Convert.ToString(RevAttenuationOut[Index][i,1]);
        if (x=="NaN (Não é um número)")
        {
            RevAttenuationOut[Index][i,1]=0;
        }
    }
}
#endregion

#region Second Reverse Attenuation Overload
/// <summary>
/// This method evaluates the input count array before the radiation
/// attenuation Material thickness.
/// Takes as input parameters a attenuated spectra [E(keV)or C(channel),N(counts)],
/// an material from Material class, the thickness of this material in meters and an indexer.
/// The indexer will provide more than one output evaluation array for the reverse attenuation
/// method. The maximum number of output arrays is six.
/// </summary>
/// <param name="SpectraIn"></param>
/// <param name="thick"></param>
/// <param name="ElementIn"></param>
/// <param name="Index"></param>
public void RevAttenuation (double [,] SpectraIn, double thick, Material ElementIn, int Index)
{
    string x="";
    for (int i=0;i<=(SpectraIn.GetLength(0)-1);i++)
    {
        RevAttenuationOut[Index][i,0]=SpectraIn[i,0]*1;
        RevAttenuationOut[Index][i,1]=SpectraIn[i,1]*1;
        RevAttenuationOut[Index][i,1]=(RevAttenuationOut[Index][i,1])/(Math.Exp(-
1*ElementIn.Density*thick*100*(ElementIn.Total(SpectraIn[i,0]*1000))));
        x=Convert.ToString(RevAttenuationOut[Index][i,1]);
        if (x=="NaN (Não é um número)")
        {
            RevAttenuationOut[Index][i,1]=0;
        }
    }

    // try
    // {
    RevAttenuationOut[Index][i,1]=SpectraIn[i,1]/Math.Exp(-
1*ElementIn.Density*thick*100*(ElementIn.Total(SpectraIn[i,0]*1000)));
    // }
    // catch (System.DivideByZeroException e)
    // {
    //     Console.WriteLine("{0} Exception caught.",
e);
    // }
    // catch (System.NotFiniteNumberException e)
    // {
    //     Console.WriteLine("{0} Exception caught.",
e);
    // }
    // catch (System.OverflowException e)
    // {
    //     Console.WriteLine("{0} Exception caught.",
e);
    // }
    // catch (System.Exception e)
    // {
    //     Console.WriteLine("{0} Exception caught.",
e);
    // }
}
#endregion

```



```

#endregion

#region Silver Peak
/// <summary>
/// Evaluates the resultant counts array due the Silver Peak fluorescence. The
/// output array is the SilverPeakOut.
/// It takes a spectra as input, SpectraIn [E(keV) or C(channel), N(counts), N error] and
/// a energy or channel range, where the most representative portion of the
/// Silver fluorescence is contained, and returns the total counts of SpectraIn
/// assigning a polynomial (degree PolyDeg) interpolation conts to this range of energies
/// or channels in the SilverPeakOut array. Use both the Sensity and Neighboring to change
/// the ability to find peaks, 1 is more sensible. The Neighboring is the number of
/// neighbor points to be used to get some smoothing around of the second derivated.
/// </summary>
/// <param name="SpectraIn"></param>
/// <param name="Emin"></param>
/// <param name="Emax"></param>
/// <param name="PolyDeg"></param>
/// <param name="Sensity"></param>
/// <param name="Neighboring"></param>
public void SilverPeak (double [,] SpectraIn, double Emin, double Emax, int PolyDeg, double Sensity,
double Neighboring)
{
    //Determination of the points to the interpolation process.
    //This will take the points for the polynomial interpolation between Emax
    //and Emin, removing from it the points of the silver peaks.
    //The silver peaks have big rise and fall gradients, this search these points.
    int N=0; //Number of points in the Emax-Emin range.
    int Neep=0; //Number of points in the Emax-Emin range with the first normalized derivated
    >=1.

    #region Determination of the number of channels or Energy points of the range (Emax-Emin).
    for (int i=0; i<SpectraIn.GetLength(0); i++)
    {
        if (Emin<=SpectraIn[i,0] && SpectraIn[i,0]<=Emax)
        {
            N=N+1;
        }
    }
    #endregion

    #region Copy the interpolation values of the input spectra into a new array.
    double [,] SpectraRange=new double [N,3];
    N=0;
    for (int i=0; i < SpectraIn.GetLength(0); i++)
    {
        if (Emin<=SpectraIn[i,0] && SpectraIn[i,0]<=Emax)
        {
            SpectraRange[N,0]=SpectraIn[i,0]*1;
            SpectraRange[N,1]=SpectraIn[i,1]*1;
            SpectraRange[N,2]=SpectraIn[i,2]*1;
            N=N+1;
        }
    }
    #endregion

    #region Evaluates the array of the second derivated points between Emax and Emin.
    //Also, normalize each derivate and apply a Sensitivity factor.

    int n1=(N-2); //Defines the total number of points of the first derivated array.
    int m=Convert.ToInt32(Neighboring); //Defines the number of points to the mean (smoothing)

    for the second derivated.

    int n2=(n1-2*m); //Defines the total number of points of the second derivated array.
    double m1,m2,m3,m4; //Means of the counts and energy points around the point.
    double [] FirstDerivOut=new double [n1];
    double [,] SecDerivOut=new double [n2,2];
    for(int i=0; i<n1; i++)
    {
        FirstDerivated[i]=(SpectraRange[i+2,1]-SpectraRange[i,1])/(SpectraRange[i+2,0]-
        SpectraRange[i,0]);
    }
    for(int i=0; i<n2; i++)
    {
        SecDerivOut[i,0]=SpectraRange[i+1+m,0];
        m1=0;
        m2=0;
        m3=0;
        m4=0;
        for(int c=0; c<m; c++)
        {
            m1=m1+FirstDerivated[i+m+1+c];
            m2=m2+FirstDerivated[i+c];
            m3=m3+SpectraRange[i+m+1+c,0];
            m4=m4+SpectraRange[i+c,0];
        }
        SecDerivOut[i,1]=(((m1-m2)/(m3-m4))*Sensity)+10*Sensity;
    }
    #endregion

    #region Evaluates the number of energy points of the peaks.
    int k=0;
    int flag;
    if (SecDerivOut[0,1]>0)
    {
        flag=1;
    }
    else
    {
        flag=0;
    }
    for(int i=0; i<n2; i++)
    {

```

```

        if (SecDerivOut[i,1]<0)
        {
            Neep=Neep+1;
        }
    }
    for(int i=0;i<n2;i++)
    {
        if (SecDerivOut[i,1]<0 && i!=0 && flag==1)
        {
            k=i;
            while (SecDerivOut[k,1]<SecDerivOut[k-1,1])
            {
                Neep=Neep+1;
                k=k-1;
            }
            flag=0;
            k=0;
        }
        if (SecDerivOut[i,1]>0 && flag==0)
        {
            k=i;
            Neep=Neep+1;
            while (SecDerivOut[k,1]<SecDerivOut[k+1,1])
            {
                Neep=Neep+1;
                k=k+1;
            }
            flag=1;
            k=0;
        }
    }
}
#endregion

#region Find the max and +- crossing points. Create the Excluded Points array.
double [,] InterPolData= new double [N-Neep,3];
double [,] ExcludedEnergyPoints= new double [Neep,3];
int C=0;
Neep=0;
if (SecDerivOut[0,1]>0)
{
    flag=1;
}
else
{
    flag=0;
}
for(int i=0;i<n2;i++)
{
    if (SecDerivOut[i,1]<0 && i!=0 && flag==1)
    {
        k=i;
        while (SecDerivOut[k,1]<SecDerivOut[k-1,1])
        {
            Neep=Neep+1;
            k=k-1;
        }
        for (int f=0;f<Neep;f++)
        {
            ExcludedEnergyPoints[C+f,0]=SecDerivOut[k+f,0];
            ExcludedEnergyPoints[C+f,1]=0;//SecDerivOut[k+f,1];
            ExcludedEnergyPoints[C+f,2]=0;
        }
        C=C+Neep;
        Neep=0;
        flag=0;
        k=0;
    }
    if (SecDerivOut[i,1]<0 && i!=0 && flag==0)
    {
        ExcludedEnergyPoints[C,0]=SecDerivOut[i,0];
        ExcludedEnergyPoints[C,1]=0;//SecDerivOut[i,1];
        ExcludedEnergyPoints[C,2]=0;
        C=C+1;
    }
    if (SecDerivOut[i,1]>0 && flag==0)
    {
        k=i;
        Neep=Neep+1;
        while (SecDerivOut[k,1]<SecDerivOut[k+1,1])
        {
            Neep=Neep+1;
            k=k+1;
        }
        for (int f=0;f<Neep;f++)
        {
            ExcludedEnergyPoints[C+f,0]=SecDerivOut[k-Neep+f+1,0];
            ExcludedEnergyPoints[C+f,1]=0;//SecDerivOut[k-Neep+f+1,1];
            ExcludedEnergyPoints[C+f,2]=0;
        }
        C=C+Neep;
        flag=1;
        k=0;
        Neep=0;
    }
}
}
#endregion

#region Evaluates the array of the poits that will be interpolated
int ni=0;
flag=0;
for(int q=0;q<InterPolData.GetLength(0);q++)
{
    for(int i=0;i<SpectraRange.GetLength(0);i++)

```

```

        {
            for(int j=0;j<ExcludedEnergyPoints.GetLength(0);j++)
            {
                if(SpectraRange[i,0]==ExcludedEnergyPoints[j,0])
                    flag=1;
            }
            if (flag==0 && ni!=InterPolData.GetLength(0))
            {
                InterPolData[ni,0]=SpectraRange[i,0];
                InterPolData[ni,1]=SpectraRange[i,1];
                InterPolData[ni,2]=SpectraRange[i,2];

                ni=ni+1;
            }
            flag=0;
        }
    }

    #endregion

    #region Last Square Method

    double [,] CoefArray=new double [PolyDeg+1,1];
    double [,] CoefArrayErr=new double [PolyDeg+1,1];
    double [,] ResidualArray=new double [PolyDeg+1,PolyDeg+1];
    double [,] CovArray=new double [PolyDeg+1,PolyDeg+1];
    double [,] FunctionArray=new double [PolyDeg+1,1];

    #region Residual array fill
    for (int i=0;i<PolyDeg;i++)
    {
        for(int j=0;j<PolyDeg;j++)
        {
            for (int n=0;n<=(InterPolData.GetLength(0)-1);n++)
            {
                ResidualArray[i,j]=ResidualArray[i,j]+((Math.Pow(InterPolData[n,0],i)*Math.Pow(InterPolData[n,0],j))/(Math.Pow(InterPolData[n,2],2)));
            }
        }
    }
    #endregion

    #region Function array fill.
    for (int i=0;i<PolyDeg;i++)
    {
        for (int n=0;n<=(InterPolData.GetLength(0)-1);n++)
        {
            FunctionArray[i,0]=FunctionArray[i,0]+((InterPolData[n,1]*(Math.Pow(InterPolData[n,0],i)))/(Math.Pow(InterPolData[n,2],2)));
        }
    }
    #endregion

    #region Evaluation of the coefficient array.
    MathArray PolySystem=new MathArray();
    CovArray=PolySystem.Invert(ResidualArray);
    CoefArray=PolySystem.Multiply(CovArray,FunctionArray);
    for (int i=0;i<CovArray.GetLength(0);i++)
    {
        CoefArrayErr[i,0]=Math.Sqrt(CovArray[i,i]);
    }
    #endregion

    #endregion

    #region Calculation of the new events using the polynomial determination.
    for(int i=0;i<ExcludedEnergyPoints.GetLength(0);i++)
    {
        for (int a=0;a<CoefArray.GetLength(0);a++)
        {
            ExcludedEnergyPoints[i,1]=ExcludedEnergyPoints[i,1]+CoefArray[a,0]*Math.Pow(ExcludedEnergyPoints[i,0],a);
            ExcludedEnergyPoints[i,1]=Math.Round(ExcludedEnergyPoints[i,1],0);
            //ExcludedEnergyPoints[i,2]=ExcludedEnergyPoints[i,2]+Math.Pow(,2);
        }
    }
    #endregion

    #region Evaluation of the output array for the Silver Peak method.
    for (int i=0;i<SpectraIn.GetLength(0);i++)
    {
        SilverPeakOut[i,0]=SpectraIn[i,0]*1;
        SilverPeakOut[i,1]=SpectraIn[i,1]*1;
        for(int f=0;f<ExcludedEnergyPoints.GetLength(0);f++)
        {
            if(SpectraIn[i,0]==ExcludedEnergyPoints[f,0])
            {
                SilverPeakOut[i,1]=ExcludedEnergyPoints[f,1];
            }
        }
    }
    #endregion

    #endregion

    #region Threshold
    /// <summary>
    /// The Threshold method sets the lowest channel of data collection. The

```

```

/// output array is the ThresholdOut.
/// It takes a spectra as input, SpectraIn [E(keV),N(counts),N (error)]
/// and the energy or channel of the lowest usefull data, Emin [keV].
/// It returns the total counts of SpectraIn assigning zero conts to all
/// channels below the Emin.
/// </summary>
/// <param name="SpectraIn"></param>
/// <param name="Emin"></param>
public void ThresholdSet (double [,] SpectraIn, double Emin)
{
    for (int i=0;i<=(SpectraIn.GetLength(0)-1);i++)
    {
        ThresholdSetOut[i,0]=SpectraIn[i,0]*1;//Copy the Energy values.
        ThresholdSetOut[i,1]=SpectraIn[i,1]*1;//Copy the counts number.
        ThresholdSetOut[i,2]=SpectraIn[i,2]*1;//Copy the error values.
        if (SpectraIn[i,0]<=Emin)
        {
            ThresholdSetOut[i,1]=0;
            ThresholdSetOut[i,2]=0;
        }
    }
}

#endregion

#region Total Efficiency

#region First Total Efficiency Overload
/// <summary>
/// English:
/// This method evaluates the counts array due to detector full energy peak
/// efficiency. The output array is the TotalEfficiencyOut.
/// Takes as input parameters a spectra [E(keV),N(counts)] and the
/// efficiency function parameters. The "func" integer parameter determines
/// the type of function to be applied for efficiency of the detector:
/// func=0 Knoll: ef(E)=a0*a1*exp(a2*E^a3)*(1-exp(a4*E^a5))
/// func= 1 or != 0 Polinomial: ef(E)=a0+a1*E+a2*E^2+a3*E^3+a4*E^4+a5*E^5.
/// Portuguese:
/// Este método calcula o vetor de número de contagens devido à eficiência
/// intrínseca para absorção total do detector.
/// A Matriz de saída é o argumento "TotalEfficiencyOut";
/// Toma como arumentos de entrada um Espectro [E(keV),N(contagens)] e os
/// parâmetros de ajuste da função de eficiência. O parâmetro inteiro
/// "func" determina que tipo de função será aplicada à eficiência do
/// detector:
/// func=0 - Glenn F. Knoll: ef(E)=a0*a1*exp(a2*E^a3)*(1-exp(a4*E^a5))
/// func= 1 or != 0 - Polinomial: ef(E)=10^(a0+a1*E+a2*E^2+a3*E^3+a4*E^4+a5*E^5).
/// </summary>
/// <param name="SpectraIn"></param>
/// <param name="ElementIn"></param>
/// <param name="thick"></param>
/// <param name="func"></param>
/// <param name="a0"></param>
/// <param name="a1"></param>
/// <param name="a2"></param>
/// <param name="a3"></param>
/// <param name="a4"></param>
/// <param name="a5"></param>
public void TotalEfficiency(double [,] SpectraIn, int func, double a0, double a1, double a2, double
a3,double a4, double a5)
{
    double [] Effic=new Double [Cmax];
    //Copy the input spectra array to the output spectra array.
    for (int i=0;i<SpectraIn.GetLength(0);i++)
    {
        TotalEfficiencyOut[i,0]=SpectraIn[i,0]*1;//Copy the Energy values.
        Effic[i]=SpectraIn[i,1]*1;//Copy the counts number.
        if (Effic[i]>0)
        {
            switch (func)
            {
                case 0:
                    TotalEfficiencyOut[i,1]=(Effic[i])/(a0*a1*Math.Exp(a2*Math.Pow(TotalEfficiencyOut[i,0],a3))*(1-
(Math.Exp(a4*Math.Pow(TotalEfficiencyOut[i,0],a5))))); //Evaluates the Spectra corrected for the detector intrinsec
efficiency.
                    break;

                case 1:
                    TotalEfficiencyOut[i,1]=(Effic[i])/(Math.Pow(10,((a0)+(a1*TotalEfficiencyOut[i,0])+(a2*Math.Pow(TotalEfficiencyO
ut[i,0],2)))+(a3*Math.Pow(TotalEfficiencyOut[i,0],3)))+(a4*Math.Pow(TotalEfficiencyOut[i,0],4)))+(a5*Math.Pow(TotalEfficiency
Out[i,0],5))))); //Evaluates the Spectra corrected for the detector intrinsec efficiency.
                    break;
            }
        }
        else
        {
            TotalEfficiencyOut[i,1]=0;
        }
    }
}

#endregion

#region Second Total Efficiency Overload

public void TotalEfficiency(double [,] SpectraIn, Material MaterialIn,double tthickness)
{
    double [,] Effic= new double [SpectraIn.GetLength(0),2];
    FileStream fs = new FileStream("C:\\EfficPl.txt",FileMode.Create,FileAccess.Write);
    StreamWriter sw = new StreamWriter(fs);
    for (int i=0;i<SpectraIn.GetLength(0);i++)
    {

```



```

TotalEfficiencyOut[i,0]=SpectraIn[i,0]*1;//Copy the Energy values.
TotalEfficiencyOut[i,1]=SpectraIn[i,1]*1;
TotalEfficiencyOut[i,2]=SpectraIn[i,2]*1;

TotalEfficiencyOut[i,1]=((TotalEfficiencyOut[i,1])/((MaterialIn.Photoelectric(SpectraIn[i,0]*1000)/MaterialIn.Total(SpectraIn[i,0]*1000)))*(1-Math.Exp(-MaterialIn.Total(SpectraIn[i,0]*1000)*MaterialIn.Density*100*tthickness)))));
Effic[i,0]=SpectraIn[i,0]*1;
Effic
[i,1]=((MaterialIn.Photoelectric(SpectraIn[i,0]*1000))/(MaterialIn.Total(SpectraIn[i,0]*1000)))*(1-Math.Exp(-MaterialIn.Total(SpectraIn[i,0]*1000)*MaterialIn.Density*100*tthickness));
sw.WriteLine(Convert.ToString(Math.Round(Effic[i,0],2))+ " " +
Convert.ToString(Math.Round(Effic[i,1],8)));
}
sw.Close();
}
#endregion

#endregion

#endregion

#region Dosimetry

#region First Fluence Overload

/// <summary>
/// This method converts an input spectra in counts number to
/// units of Fluence [fotons/(m^2*keV)].
/// This takes as input an spectra [E(keV), N(counts), Nerror] and the
/// detector area in [m^2].
/// </summary>
/// <param name="SpectraIn"></param>
/// <param name="DetectArea"></param>
public void Fluence (double [,] SpectraIn, double DetectArea)
{
    for (int i=0;i<SpectraIn.GetLength(0);i++)
    {
        FluenceOut[i,0]=SpectraIn[i,0]*1;
        FluenceOut[i,1]=SpectraIn[i,1]*1;
        FluenceOut[i,2]=SpectraIn[i,1]*1;
        FluenceOut[i,1]=(FluenceOut[i,1]/(DetectArea));
    }
}
#endregion

#region Second Fluence Overload

/// <summary>
/// This method converts an input spectra in counts number to
/// units of Fluence [fotons/(m^2*keV)].
/// This takes as input an spectra [E(keV), N(counts), Nerror], the
/// detector area in [m^2], anodic current in [mA] and the time in [s].
/// </summary>
/// <param name="SpectraIn"></param>
/// <param name="DetectArea"></param>
/// <param name="mA"></param>
/// <param name="time"></param>
public void Fluence (double [,] SpectraIn, double DetectArea, double mA, double time)
{
    for (int i=0;i<SpectraIn.GetLength(0);i++)
    {
        FluenceOut[i,0]=SpectraIn[i,0]*1;
        FluenceOut[i,1]=SpectraIn[i,1]*1;
        FluenceOut[i,2]=SpectraIn[i,1]*1;
        FluenceOut[i,1]=(FluenceOut[i,1]/(DetectArea*time*mA));
    }
}
#endregion

#region AirKerma

#region First AirKerma Overload
/// <summary>
/// This method converts an input spectra in units of Fluence [fotons/(m^2*keV)] to
/// the spectra units of Air Kerma [Gy/keV].
/// This takes as input an spectra [E(keV), N(fotons/(m^2*keV)), Nerror] and a
/// Material from Material Class representing the Air composition.
/// </summary>
/// <param name="SpectraIn"></param>
public void AirKerma(double [,] SpectraIn, Material Material)
{
    AKerma=0;
    for (int i=0;i<SpectraIn.GetLength(0);i++)
    {
        AirKermaOut[i,0]=SpectraIn[i,0]*1;//Copy the Energy values.
        AirKermaOut[i,1]=SpectraIn[i,1]*1;//Copy the fluence number.
        AirKermaOut[i,2]=SpectraIn[i,2]*1;//Copy the error values.
        AirKermaOut[i,1]=1.602E-
16*AirKermaOut[i,0]*Material.Total(AirKermaOut[i,0]*1000)*0.1*AirKermaOut[i,1];

        if(AirKermaOut[i,1]>=0)
        {
            AKerma = AKerma + AirKermaOut[i,1]; //Total Air Kerma value
        }
    }
}
#endregion

#region Second AirKerma Overload

```

```

/// <summary>
/// This method converts an input spectra in units of Fluence [fotons/(m^2*keV)] to
/// the spectra units of Air Kerma normalized to mAs [Gy/(keV*mAs)].
/// This takes as input an spectra [E(keV), N(fotons/(m^2*keV)), Nerror], a
/// Material from Material Class representing the Air composition and mAs product.
/// </summary>
/// <param name="SpectraIn"></param>
public void AirKerma(double [,] SpectraIn, Material Material, double mAs)
{
    AKerma=0;
    for (int i=0;i<SpectraIn.GetLength(0);i++)
    {
        AirKermaOut[i,0]=SpectraIn[i,0]*1;//Copy the Energy values.
        AirKermaOut[i,1]=SpectraIn[i,1]*1;//Copy the fluence number.
        AirKermaOut[i,2]=SpectraIn[i,2]*1;//Copy the error values.
        AirKermaOut[i,1]=(1.602E-
16*AirKermaOut[i,0]*Material.Total(AirKermaOut[i,0]*1000)*0.1*AirKermaOut[i,1])/(mAs));
        AKerma = AKerma + AirKermaOut[i,1]; //Total Air Kerma value
    }
}

#endregion

#region Third AirKerma Overload
/// <summary>
/// Mi(en)/Xo to dry air from NIST
/// </summary>
/// <param name="SpectraIn"></param>
public void AirKerma (double [,] SpectraIn)
{
    FileStream fs = new FileStream(@"NIST DataBase\men.txt", FileMode.Open, FileAccess.Read);
    StreamReader sr = new StreamReader(fs);
    int M=0;
    while (sr.Peek()!=-1)
    {
        sr.ReadLine();
        M=M+1;
    }
    fs.Close();
    double [] X= new Double [M];
    double [] Y= new Double [M];
    int U=0;
    string chr="";
    string Line="";
    string AuxLine="";
    FileStream fs1 = new FileStream(@"NIST DataBase\men.txt", FileMode.Open, FileAccess.Read);
    StreamReader srl = new StreamReader(fs1);
    for(int i=0;i<M;i++)
    {
        Line=srl.ReadLine();
        do
        {
            chr="";
            chr=Line.Substring(U,1);
            AuxLine=AuxLine+chr;
            U=U+1;
        }
        while (chr!=" ");
        X[i]=Convert.ToDouble(AuxLine,NumberFormatInfo.InvariantInfo);
        chr="";
        AuxLine="";
        for (int j=U;j<Line.Length;j++)
        {
            chr=Line.Substring(j,1);
            AuxLine=AuxLine+chr;
        }
        Y[i]=Convert.ToDouble(AuxLine,NumberFormatInfo.InvariantInfo);
        chr="";
        AuxLine="";
        Line="";
        U=0;
    }
    srl.Close();
    FitData Nistmen=new FitData();
    Nistmen.CubicSpline(X,Y,Nistmen.Matrix,1,(M-1));
    //
    double [] CONV=new double
[20000];
    //
    //
    //
    CONV[i]=Evaluate(X,Nistmen.Matrix,(i/100.0));
    //
    AKerma=0;
    try
    {
        for (int i=0;i<SpectraIn.GetLength(0);i++)
        {
            AirKermaOut[i,0]=SpectraIn[i,0]*1;//Copy the Energy values.
            AirKermaOut[i,1]=(SpectraIn[i,1]*1)//Copy the Counts values.
            AirKermaOut[i,2]=SpectraIn[i,2]*1;//Copy the error values.
            AirKermaOut[i,1]=1.602E-
16*AirKermaOut[i,0]*(Evaluate(X,Nistmen.Matrix,(SpectraIn[i,0]/1.00)))*0.1*AirKermaOut[i,1];
            if (AirKermaOut[i,1]>=0)
            {
                AKerma = AKerma + AirKermaOut[i,1]; //Total K in Gy/mAs units;
            }
        }
    }
    catch (System.DivideByZeroException e)

```

```

        caught.", e);
    }
    //
    // Console.WriteLine("{0} First exception
    //
    catch (Exception e)
    {
        Console.WriteLine("{0} Generic exception caught.", e);
    }
    finally
    {
        Console.WriteLine("Finally caught.");
    }
}
#endregion

#endregion

#region AEDH10

#region First AEDH10 Overload

/// <summary>
/// This method converts an input spectra in units of Air Kerma [Gy/keV] or normalized
/// to mAs Air Kerma [Gy/(mAs*keV)] to the spectra units of Ambient Equivalent Dose
/// [Sv/keV]. Also this evaluates the AED of the spectra (TAEDH10) in [Sv] units.
/// This takes as input an spectra [E(keV), N(Gy/keV)], Nerror].
/// </summary>
/// <param name="SpectraIn"></param>
public void AEDH10 (double [,] SpectraIn)
{
    //
    // File Stream fs = new FileStream(@"\ICRU
    DataBase\ICRU57_TableA21rev.txt", FileMode.Open, FileAccess.Read);
    StreamReader sr = new StreamReader(fs);
    int M=0;
    while (sr.Peek() != -1)
    {
        sr.ReadLine();
        M=M+1;
    }
    fs.Close();
    double [] X= new Double [M];
    double [] Y= new Double [M];
    int U=0;
    string chr="";
    string Line="";
    string AuxLine="";
    FileStream fs1 = new FileStream(@"\ICRU
    DataBase\ICRU57_TableA21rev.txt", FileMode.Open, FileAccess.Read);
    StreamReader srl = new StreamReader(fs1);
    for (int i=0; i<M; i++)
    {
        Line=srl.ReadLine();
        do
        {
            chr="";
            chr=Line.Substring(U,1);
            AuxLine=AuxLine+chr;
            U=U+1;
        }
        while (chr!=" ");
        X[i]=Convert.ToDouble(AuxLine, NumberFormatInfo.InvariantInfo);
        chr="";
        AuxLine="";
        for (int j=U; j<Line.Length; j++)
        {
            chr=Line.Substring(j,1);
            AuxLine=AuxLine+chr;
        }
        Y[i]=Convert.ToDouble(AuxLine, NumberFormatInfo.InvariantInfo);
        chr="";
        AuxLine="";
        Line="";
        U=0;
    }
    srl.Close();
    FitData ICRU57=new FitData();
    ICRU57.CubicSpline(X,Y,ICRU57.Matrix,1,(M-1));
    //
    // double [] CONV=new double [20000];
    // for (int i=1000; i<20000; i++)
    // {
    //     CONV[i]=Evaluate(X,ICRU57.Matrix,(i/100.0));
    // }
    TAEDH10=0;
    try
    {
        for (int i=0; i<SpectraIn.GetLength(0); i++)
        {
            AEDH10Out[i,0]=SpectraIn[i,0]*1; //Copy the Energy values.
            AEDH10Out[i,1]=(SpectraIn[i,1]*1); //Copy the Counts values.
            AEDH10Out[i,2]=SpectraIn[i,2]*1; //Copy the error values.
            AEDH10Out[i,1]=(AEDH10Out[i,1]*(Evaluate(X,ICRU57.Matrix,(SpectraIn[i,0]/1.00))));
            if (AEDH10Out[i,1]>=0)
            {
                TAEDH10 = TAEDH10 + AEDH10Out[i,1]; //Total H(10)* in Sv units;
            }
        }
    }
    catch (System.DivideByZeroException e)

```

```

        caught.", e);
    }
    //
    //
    Console.WriteLine("{0} First exception
    }
    catch (Exception e)
    {
        Console.WriteLine("{0} Generic exception caught.", e);
    }
    finally
    {
        Console.WriteLine("Finally caught.");
    }
}

#endregion

#endregion

#region Ion Chamber Kerma
/// <summary>
/// Rate in mR/h
/// Anodic current in mA
/// Leakage Start in mR/h
/// Leakage Final in mR/h
/// Temperature in oC
/// Pressure in inHg
/// Kerma rate output in Gy/mAs
/// </summary>
/// <param name="rate"></param>
/// <param name="SLrate"></param>
/// <param name="FLrate"></param>
/// <param name="Temp"></param>
/// <param name="Press"></param>
public void ICKerma(double rate, double urate, double Current, int KV, double SLrate, double FLrate,
double Temp, double Press)
{
    double fc=1;
    double uDp=1;
    double D1=(rate -((SLrate+FLrate)/2))*0.001;//[R/h]
    switch (KV)
    {
        case 40:
            fc=1.04762;
            break;
        case 50:
            fc=0.94772;
            break;
        case 60:
            fc=1.01682;
            break;
        case 70:
            fc=0.92338;
            break;
        case 80:
            fc=0.92856;
            break;
        case 90:
            fc=0.93375;
            break;
        case 100:
            fc=0.93578;
            break;
        case 120:
            fc=0.93985;
            break;
        case 150:
            fc=0.94594;
            break;
    }
    uDp=(0.055*D1)/(2*fc);//[R/h]
    double ftp=((101.3)/(Press*3.38638815789))*((273.15+Temp)/(273.15+22)); //Radcal reference
    ICKermaNorm=(D1*0.0087204*fc*ftp)/(Current*3600);//[Gy/mAs]
    double uD1=0.001661*Math.Pow(D1,2);//[R/h]
    uICKermaNorm=Math.Sqrt((Math.Pow(ftp,2)*(Math.Pow(uDp,2)+(2*Math.Pow(fc,2)*Math.Pow(uD1,2)))));//[R/h]
    uICKermaNorm=(uICKermaNorm*0.0087204)/(Current*3600);//[Gy/mAs]
}

#endregion

#region Mean Energy
/// <summary>
/// Energy calibrated spectra in Gy/mAs units
/// </summary>
/// <param name="SpectraIn"></param>
public void Menergy (double [,] SpectraIn)
{
    double Tot=0;
    for (int i=0;i<SpectraIn.GetLength(0);i++)
    {
        Me=Me + SpectraIn[i,0]*SpectraIn[i,1];
        Tot=Tot + SpectraIn[i,1];
    }
    Me=Me/Tot;
}

#endregion

#region HVL

```



```

KermaMaterial )      public void HVL(double [,] SpectraIn, double TotalAirKerma, double mAs, Element ElementIn, Material
{
    double [,] Spectra= new Double [SpectraIn.GetLength(0),2];
    double thick=0.000000000001;
    double AK=10000;
    double AKR=(0.51*TotalAirKerma);
    for(int i=0;i<SpectraIn.GetLength(0);i++)
    {
        Spectra[i,0]=SpectraIn[i,0]*1;
        Spectra[i,1]=SpectraIn[i,1]*1;
    }
    while(AKR < AK)
    {
        AK=0;
        for(int i=0;i<SpectraIn.GetLength(0);i++)
        {
            if(Spectra[i,0]>=0)
            {
                Spectra[i,1]=SpectraIn[i,1]*Math.Exp(-
1*ElementIn.Density*thick*100*(ElementIn.Total(Spectra[i,0]*1000)));
            }
            if(AirKermaOut[i,1]>=0)
            {
                AK=AK+Spectra[i,1];
            }
        }
        thick = thick + 0.001;
    }
    thick=thick - 2*0.001;
    AK=10000;
    while(AKR < AK)
    {
        AK=0;
        for(int i=0;i<SpectraIn.GetLength(0);i++)
        {
            if(Spectra[i,0]>=0)
            {
                Spectra[i,1]=SpectraIn[i,1]*Math.Exp(-
1*ElementIn.Density*thick*100*(ElementIn.Total(Spectra[i,0]*1000)));
            }
            if(AirKermaOut[i,1]>=0)
            {
                AK=AK+Spectra[i,1];
            }
        }
        thick = thick + 0.0001;
    }
    thick=thick - 2*0.0001;
    AK=10000;
    while(AKR < AK)
    {
        AK=0;
        for(int i=0;i<SpectraIn.GetLength(0);i++)
        {
            if(Spectra[i,0]>=0)
            {
                Spectra[i,1]=SpectraIn[i,1]*Math.Exp(-
1*ElementIn.Density*thick*100*(ElementIn.Total(Spectra[i,0]*1000)));
            }
            if(AirKermaOut[i,1]>=0)
            {
                AK=AK+Spectra[i,1];
            }
        }
        thick = thick + 0.00001;
    }
    thick=thick - 0.00001;
    HVLmm=thick*1000;
    //second HVL
    AKR=(0.25*TotalAirKerma);
    AK=10000;
    thick=thick-0.00001;
    while(AKR < AK)
    {
        AK=0;
        for(int i=0;i<SpectraIn.GetLength(0);i++)
        {
            if(Spectra[i,0]>=0)
            {
                Spectra[i,1]=SpectraIn[i,1]*Math.Exp(-
1*ElementIn.Density*thick*100*(ElementIn.Total(Spectra[i,0]*1000)));
            }
            if(AirKermaOut[i,1]>=0)
            {
                AK=AK+Spectra[i,1];
            }
        }
        thick = thick + 0.001;
    }
    thick=thick - 2*0.001;
    AK=10000;
    while(AKR < AK)
    {
        AK=0;
        for(int i=0;i<SpectraIn.GetLength(0);i++)
        {
            if(Spectra[i,0]>=0)
            {
                Spectra[i,1]=SpectraIn[i,1]*Math.Exp(-
1*ElementIn.Density*thick*100*(ElementIn.Total(Spectra[i,0]*1000)));
            }
            if(AirKermaOut[i,1]>=0)

```

```

        {
            AK=AK+Spectra[i,1];
        }
        thick = thick + 0.0001;
    }
    thick=thick - 2*0.0001;
    AK=10000;
    while(AKR < AK)
    {
        AK=0;
        for(int i=0;i<SpectraIn.GetLength(0);i++)
        {
            if(Spectra[i,0]>=0)
            {
                Spectra[i,1]=SpectraIn[i,1]*Math.Exp(-
1*ElementIn.Density*thick*100*(ElementIn.Total(Spectra[i,0]*1000)));
            }
            if(AirKermaOut[i,1]>=0)
            {
                AK=AK+Spectra[i,1];
            }
        }
        thick = thick + 0.00001;
    }
    thick=thick - 0.00001;
    HVL2mm=thick*1000;
    //TVL
    AKR=(0.1*TotalAirKerma);
    AK=10000;
    thick=thick-0.00001;
    while(AKR < AK)
    {
        AK=0;
        for(int i=0;i<SpectraIn.GetLength(0);i++)
        {
            if(Spectra[i,0]>=0)
            {
                Spectra[i,1]=SpectraIn[i,1]*Math.Exp(-
1*ElementIn.Density*thick*100*(ElementIn.Total(Spectra[i,0]*1000)));
            }
            if(AirKermaOut[i,1]>=0)
            {
                AK=AK+Spectra[i,1];
            }
        }
        thick = thick + 0.001;
    }
    thick=thick - 2*0.001;
    AK=10000;
    while(AKR < AK)
    {
        AK=0;
        for(int i=0;i<SpectraIn.GetLength(0);i++)
        {
            if(Spectra[i,0]>=0)
            {
                Spectra[i,1]=SpectraIn[i,1]*Math.Exp(-
1*ElementIn.Density*thick*100*(ElementIn.Total(Spectra[i,0]*1000)));
            }
            if(AirKermaOut[i,1]>=0)
            {
                AK=AK+Spectra[i,1];
            }
        }
        thick = thick + 0.0001;
    }
    thick=thick - 2*0.0001;
    AK=10000;
    while(AKR < AK)
    {
        AK=0;
        for(int i=0;i<SpectraIn.GetLength(0);i++)
        {
            if(Spectra[i,0]>=0)
            {
                Spectra[i,1]=SpectraIn[i,1]*Math.Exp(-
1*ElementIn.Density*thick*100*(ElementIn.Total(Spectra[i,0]*1000)));
            }
            if(AirKermaOut[i,1]>=0)
            {
                AK=AK+Spectra[i,1];
            }
        }
        thick = thick + 0.00001;
    }
    thick=thick - 0.00001;
    TVLmm=thick*1000;
}
#endregion

#region Evaluate

/// <summary>
/// This privated method evaluates the value of the conversion factor for Gy to Sv
/// using the ICRU57 table A21 values interpolated by the Cubic Spline method of
/// FitData class.
/// This takes as input parameters the array of energy points in [keV] units
/// of the ICRU57 table A21 file, the Matrix pre interpolated of coefficients from
/// FitData and the energy in [keV] units of the point that who want to know the
/// conversion factor Gy to Sv.
/// </summary>
/// <param name="Energy"></param>

```

```

/// <param name="M"></param>
/// <param name="E"></param>
/// <returns></returns>
public double Evaluate(double [] Energy, double [,] M, double En)
{
    double pond;
    double Val=0;
    int ind=0;
    for (int i=1; i<Energy.Length-1; i++)
    {
        if ((Energy[i]<=En) && (Energy[i+1]>En))
        {
            ind=i;
            break;
        }
    }
    if (Energy[1]>En)
    {
        pond=Energy[1]/(En+0.0001);
        En=0;
        ind=1;
    }
    else
    {
        if (Energy[Energy.Length-1]<En)
        {
            pond=Energy[Energy.Length-1]/En;
            En=0;
            ind=Energy.Length-1;
        }
        else
        {
            pond=1;
            En=En-Energy[ind]; //para fit spline normal
        }
    }
    Val=((M[1,ind]*Math.Pow(En,3))+(M[2,ind]*Math.Pow(En,2))+(M[3,ind]*En)+(M[4,ind]*pond));
    return Val;
}

#endregion
#endregion

#region Write File
/// <summary>
/// Write a output *.mca, *.dat or *.txt spectra file. It will depends of the extension in
/// the FileName parameter. For *.mca output this method also writes the complete header.
/// For *.dat or *.txt files, only the total counts are written
/// crescent ordered by energy or channel number.
/// </summary>
/// <param name="SpectraIn"></param>
/// <param name="FileName"></param>
public void WriteFile(double[,] SpectraIn, string FileName, double Kerma, double AED, double mA, double
time, int kV, string Ang, string Phant, double doseGy, double udoseGy, string filtration, double MeanEnergy, double HVLL,
double secondHVL, double TVL)
{
    FileStream fs = new FileStream(FileName, FileMode.Create, FileAccess.Write);
    StreamWriter sw = new StreamWriter(fs);
    string Ext=FileName.Remove(0,FileName.Length-4);
    if (Ext=="*.mca")
    {
        sw.Write("<<PMCA SPECTRUM>>" + "\n");
        sw.Write(TAG + "\n");
        sw.Write(Description + "\n");
        sw.Write(Gain + "\n");
        if (Threshold!=null)
        {
            sw.Write(Threshold + "\n");
        }
        sw.Write(LiveMode + "\n");
        sw.Write(PresetTime + "\n");
        sw.Write(LiveTime + "\n");
        sw.Write(RealTime + "\n");
        sw.Write(StartTime + "\n");
        sw.Write(SerialNumber + "\n");
        if (CalEnergy!=null)
        {
            sw.Write("<<CALIBRATION>>" + "\n");
            sw.Write(Label + "\n");
            for (int j=0; j<CalEnergy.GetLength(0); j++)
            {
                sw.Write(Convert.ToString(CalEnergy[j,0],NumberFormatInfo.InvariantInfo)+ " " +
                Convert.ToString(CalEnergy[j,1],NumberFormatInfo.InvariantInfo)+ "\n");
            }
        }
        sw.Write("<<DATA>>" + "\n");
        for(int i=0; i<SpectraIn.GetLength(0); i++)
        {
            sw.Write(Convert.ToString(Math.Round(SpectraIn[i,1],0)) + "\n");
        }
        sw.WriteLine("<<END>>" + "\n");
        sw.Close();
    }
    else
    {
        if (Ext=="*.txt")
        {
            sw.WriteLine("Voltage[kV]:");
            sw.WriteLine(Convert.ToString(kV));
            sw.WriteLine("Mean Energy [keV]:");
            sw.WriteLine(Convert.ToString(Math.Round(MeanEnergy,2)));
            sw.WriteLine("Additional filtration[mmAl]:");
        }
    }
}

```

```

sw.WriteLine(filtration);
sw.WriteLine("Spectra HVL [mmAl]:");
sw.WriteLine(Convert.ToString(HVLL));
sw.WriteLine("Spectra second HVL [mmAl]:");
sw.WriteLine(Convert.ToString(secondHVL));
sw.WriteLine("Spectra TVL [mmAl]:");
sw.WriteLine(Convert.ToString(TVL));
sw.WriteLine("Phantom:");
sw.WriteLine(Phant);
sw.WriteLine("Scatter Angle [deg]:");
sw.WriteLine(Convert.ToString(Ang));
sw.WriteLine("Anodic Current [mA]: ");
sw.WriteLine(Convert.ToString(mA));
sw.WriteLine("Aquisition time [s]:");
sw.WriteLine(Convert.ToString(time));
sw.WriteLine("mAs [mAs]:");
sw.WriteLine(Convert.ToString(mA*time));
sw.WriteLine("Spectral Air Kerma [Gy/mAs]:");
sw.WriteLine(Convert.ToString(Kerma));
sw.WriteLine("Ion Chamber [Gy/mAs]");
sw.WriteLine(Convert.ToString(doseGy));
sw.WriteLine(Convert.ToString(udoseGy));
sw.WriteLine(Convert.ToString(udoseGy*100/doseGy) + " %");
sw.WriteLine("Ion Chamber Percentual Air Kerma difference [%]:");
sw.WriteLine(Convert.ToString(((doseGy-Kerma)*100)/(doseGy)) + " %");
sw.WriteLine("Spectral Ambient Equivalent Dose [Sv/mAs]:");
sw.WriteLine(Convert.ToString(AED));
sw.WriteLine("Ion Chamber Ambient Equivalent Dose [Sv/mAs]:");
sw.WriteLine(Convert.ToString(doseGy*1.14));
sw.WriteLine("Ion Chamber Percentual AED difference [%]:");
sw.WriteLine(Convert.ToString(((doseGy*1.14-AED)*100)/(doseGy*1.14)) + "
%");

sw.WriteLine("");
sw.WriteLine("E[keV] = (" + a + ") * Ch" + " + (" + b + ")");
sw.WriteLine("");
for(int i=0; i<SpectraIn.GetLength(0); i++)
    sw.WriteLine(Convert.ToString(Math.Round(SpectraIn[i,0],2)) + "
" + Convert.ToString(Math.Round(SpectraIn[i,1],0)));
    sw.Close();
}
if (Ext==".dat")
{
    sw.WriteLine("Voltage [kV]:");
    sw.WriteLine(Convert.ToString(kV));
    sw.WriteLine("Mean Energy [keV]:");
    sw.WriteLine(Convert.ToString(Math.Round(MeanEnergy,2)));
    sw.WriteLine("Additional filtration [mmAl]:");
    sw.WriteLine(filtration);
    sw.WriteLine("Spectra HVL [mmAl]:");
    sw.WriteLine(Convert.ToString(HVLL));
    sw.WriteLine("Spectra second HVL [mmAl]:");
    sw.WriteLine(Convert.ToString(secondHVL));
    sw.WriteLine("Spectra TVL [mmAl]:");
    sw.WriteLine(Convert.ToString(TVL));
    sw.WriteLine("Phantom:");
    sw.WriteLine(Phant);
    sw.WriteLine("Scatter Angle [deg]:");
    sw.WriteLine(Convert.ToString(Ang));
    sw.WriteLine("Anodic Current [mA]: ");
    sw.WriteLine(Convert.ToString(mA));
    sw.WriteLine("Aquisition time [s]:");
    sw.WriteLine(Convert.ToString(time));
    sw.WriteLine("mAs [mAs]:");
    sw.WriteLine(Convert.ToString(mA*time));
    sw.WriteLine("Spectral Air Kerma [Gy/mAs]:");
    sw.WriteLine(Convert.ToString(Kerma));
    sw.WriteLine("Ion Chamber [Gy/mAs]");
    sw.WriteLine(Convert.ToString(doseGy));
    sw.WriteLine(Convert.ToString(udoseGy));
    sw.WriteLine(Convert.ToString(udoseGy*100/doseGy) + " %");
    sw.WriteLine("Ion Chamber Percentual Air Kerma difference [%]:");
    sw.WriteLine(Convert.ToString(((doseGy-Kerma)*100)/(doseGy)) + " %");
    sw.WriteLine("Spectral Ambient Equivalent Dose [Sv/mAs]:");
    sw.WriteLine(Convert.ToString(AED));
    sw.WriteLine("Ion Chamber Ambient Equivalent Dose [Sv/mAs]:");
    sw.WriteLine(Convert.ToString(doseGy*1.14));
    sw.WriteLine("Ion Chamber Percentual AED difference [%]:");
    sw.WriteLine(Convert.ToString(((doseGy*1.14-AED)*100)/(doseGy*1.14)) + "
%");

    sw.WriteLine("");
    sw.WriteLine("E[keV] = (" + a + ") * Ch" + " + (" + b + ")");
    sw.WriteLine("");
    for(int i=0; i<SpectraIn.GetLength(0); i++)
        sw.WriteLine(Convert.ToString(Math.Round(SpectraIn[i,1],0)));
    sw.Close();
}
}
}
#endregion
}
#endregion
}

using System;
using System.IO;
using System.Globalization;

namespace RDM
{
    /// <summary>

```



```

producao  /// A classe Element informa os dados dos coeficientes de interação parcial(coerente, incoerente, fotoeletrico,
/// de pares nuclear e eletronica) para cada material ou elemento químico. Os dados são obtidos a partir de uma
/// interpolacao dos valores fornecidos pelo NIST(arquivos MDATEX3.0ZZ do XCOM).
/// </summary>
public class Element
{
    #region Element Constructor Public Variables
    /// <summary>
    /// Numero de pontos que são interpolados
    /// </summary>
    public int N;
    /// <summary>
    /// Massa atomica do elemento
    /// </summary>summary>
    public double A;
    /// <summary>
    /// Numero atomico do elemento
    /// </summary>summary>
    public int Z;
    private int ind; //indice para transferencia temporaria
    /// <summary>
    /// Valor da densidade do elemento químico em g/cm^3
    /// </summary>
    public double Density;
    /// <summary>
    /// Valor da energia para cada ponto do arquivo informado
    /// </summary>
    public double []Energy=new double [FitData.Max];
    #endregion

    #region Element Constructor Overload
    FitData Fit_Photoelectric=new FitData();
    FitData Fit_Coherent=new FitData();
    FitData Fit_Incoherent=new FitData();
    FitData Fit_NuclearPairProduction=new FitData();
    FitData Fit_ElectronPairProduction=new FitData();
    private const double BarnsToCm2=1E-24;
    private const double Avogrado=6.023E23;
    private int n_shells; //numero de camadas
    private int n_data = new int(); //define o número de dados em cada linha no arquivo MDATEX3.0ZZ (Z é o
número atômico)
    private string S; //string temporaria
    StreamReader SR;
    private int ind_start = new int(); //indice de início da string
    /// <summary>
    /// Carrega dados do arquivo tipo MDATEX3.0ZZ, onde ZZ e o numero atomico
    /// </summary>
    public Element(int z)
    {
        double []Coherent=new double [FitData.Max]; //dados do coeficiente de absorcao
        double []Incoherent=new double [FitData.Max]; //dados do coeficiente de absorcao
        double []Photoelectric=new double [FitData.Max]; //dados do coeficiente de absorcao
        double []NuclearPairProduction=new double [FitData.Max]; //dados do coeficiente de absorcao
        double []ElectronPairProduction=new double [FitData.Max]; //dados do coeficiente de absorcao
        double []Error_Coherent=new double [FitData.Max]; //dados das incertezas do coeficiente de
absorcao
        double []Error_Incoherent=new double [FitData.Max]; //dados das incertezas do coeficiente de
absorcao
        double []Error_Photoelectric=new double [FitData.Max]; //dados das incertezas do coeficiente
de absorcao
        double []Error_NuclearPairProduction=new double [FitData.Max]; //dados das incertezas do
coeficiente de absorcao
        double []Error_ElectronPairProduction=new double [FitData.Max]; //dados das incertezas do
coeficiente de absorcao
        if (z<=9)
        {
            SR=File.OpenText(@"NIST DataBase\MDATEX3.00"+Convert.ToString(z));
        }
        else
        {
            SR=File.OpenText(@"NIST DataBase\MDATEX3.0"+Convert.ToString(z));
        }
        S=SR.ReadLine();
        Z=Convert.ToInt16(S.Substring(1,6));
        A=Convert.ToDouble(S.Substring(8,S.Length-8),NumberFormatInfo.InvariantInfo);
        S=SR.ReadLine();
        n_shells=Convert.ToInt16(S.Substring(1,6));
        int []ind_shells=new int[n_shells+1]; //indice de cada camada
        N=Convert.ToInt16(S.Substring(7,5));
        if (n_shells!=0)
        {
            S=SR.ReadLine();
            ind_start=0;
            for (int i=0;i<n_shells;i++)
            {
                ind_shells[i]=Convert.ToInt16(S.Substring(ind_start,6));
                ind_start=ind_start+6;
            }
            S=SR.ReadLine();
            for (int i=0;i<Math.Ceiling(n_shells/8.0);i++)
            {
                S=SR.ReadLine();
            }
        }
        //Leitura das energias
        n_data=0;
        for (int i=0;i<Math.Ceiling(N/6.0);i++)
        {
            S = SR.ReadLine();
            ind_start=0;
            for (int j=n_data;j<n_data+6;j++)
            {

```

```

/// A classe Element informa os dados dos coeficientes de interação parcial(coerente, incoerente, fotoeletrico,
producao
/// de pares nuclear e eletronica) para cada material ou elemento químico. Os dados são obtidos a partir de uma
/// interpolacao dos valores fornecidos pelo NIST(arquivos MDATX3.0ZZ do XCOM).
/// </summary>
public class Element
{
    #region Element Constructor Public Variables
    /// <summary>
    /// Numero de pontos que são interpolados
    /// </summary>
    public int N;
    /// <summary>
    /// Massa atomica do elemento
    /// </summary>summary>
    public double A;
    /// <summary>
    /// Número atomico do elemento
    /// </summary>summary>
    public int Z;
    private int ind;//indice para transferencia temporaria
    /// <summary>
    /// Valor da densidade do elemento químico em g/cm^3
    /// </summary>
    public double Density;
    /// <summary>
    /// Valor da energia para cada ponto do arquivo informado
    /// </summary>
    public double []Energy=new double [FitData.Max];
    #endregion

    #region Element Constructor Overload
    FitData Fit_Photoelectric=new FitData();
    FitData Fit_Coherent=new FitData();
    FitData Fit_Incoherent=new FitData();
    FitData Fit_NuclearPairProduction=new FitData();
    FitData Fit_ElectronPairProduction=new FitData();
    private const double BarnsToCm2=1E-24;
    private const double Avogrado=6.023E23;
    private int n_shells;//numero de camadas
    private int n_data = new int(); //define o número de dados em cada linha no arquivo MDATX3.0ZZ (Z é o
número atômico)
    private string S;//string temporaria
    StreamReader SR;
    private int ind_start = new int();//indice de início da string
    /// <summary>
    /// Carrega dados do arquivo tipo MDATX3.0ZZ, onde ZZ e o numero atomico
    /// </summary>
    public Element(int z)
    {
        double []Coherent=new double [FitData.Max];//dados do coeficiente de absorcao
        double []Incoherent=new double [FitData.Max];//dados do coeficiente de absorcao
        double []Photoelectric=new double [FitData.Max];//dados do coeficiente de absorcao
        double []NuclearPairProduction=new double [FitData.Max];//dados do coeficiente de absorcao
        double []ElectronPairProduction=new double [FitData.Max];//dados do coeficiente de absorcao
        double []Error_Coherent=new double [FitData.Max];//dados das incertezas do coeficiente de
absorcao
        double []Error_Incoherent=new double [FitData.Max];//dados das incertezas do coeficiente de
absorcao
        double []Error_Photoelectric=new double [FitData.Max];//dados das incertezas do coeficiente
de absorcao
        double []Error_NuclearPairProduction=new double [FitData.Max];//dados das incertezas do
coeficiente de absorcao
        double []Error_ElectronPairProduction=new double [FitData.Max];//dados das incertezas do
coeficiente de absorcao
        if (z<=9)
        {
            SR=File.OpenText(@"NIST DataBase\MDATX3.00"+Convert.ToString(z));
        }
        else
        {
            SR=File.OpenText(@"NIST DataBase\MDATX3.0"+Convert.ToString(z));
        }
        S=SR.ReadLine();
        Z=Convert.ToInt16(S.Substring(1,6));
        A=Convert.ToDouble(S.Substring(8,S.Length-8),NumberFormatInfo.InvariantInfo);
        S=SR.ReadLine();
        n_shells=Convert.ToInt16(S.Substring(1,6));
        int []ind_shells=new int[n_shells+1];//indice de cada camada
        N=Convert.ToInt16(S.Substring(7,5));
        if (n_shells!=0)
        {
            S=SR.ReadLine();
            ind_start=0;
            for (int i=0;i<n_shells;i++)
            {
                ind_shells[i]=Convert.ToInt16(S.Substring(ind_start,6));
                ind_start=ind_start+6;
            }
            S=SR.ReadLine();
            for (int i=0;i<Math.Ceiling(n_shells/8.0);i++)
            {
                S=SR.ReadLine();
            }
        }
        //Leitura das energias
        n_data=0;
        for (int i=0;i<Math.Ceiling(N/6.0);i++)
        {
            S = SR.ReadLine();
            ind_start=0;
            for (int j=n_data;j<n_data+6;j++)
            {

```

```

        if (j<N)
        {
Energy[j+1]=Convert.ToDouble(S.Substring(ind_start,13),NumberFormatInfo.InvariantInfo);
        ind_start=ind_start+13;
        }
    }
    n_data=n_data+6;
}
//Leitura dos coeficientes de absorção
Read(Coherent);
Read(Incoherent);
Read(Photoelectric);
Read(NuclearPairProduction);
Read(ElectronPairProduction);
if (ind_shells[0]!=0)
{
    int start=1;
    for (int i=n_shells-1;i>=0;i--)
    {
        if (ind_shells[i]!=0)
        {
Fit_Photoelectric.CubicSpline(Energy,Photoelectric,Fit_Photoelectric.Matrix,start,ind_shells[i]-1);
            start=ind_shells[i];
        }
        else
        {
            i=n_shells;
        }
    }
Fit_Photoelectric.CubicSpline(Energy,Photoelectric,Fit_Photoelectric.Matrix,start,N);
}
else
{
    Fit_Photoelectric.CubicSpline(Energy,Photoelectric,Fit_Photoelectric.Matrix,1,N);
}
Fit_Coherent.CubicSpline(Energy,Coherent,Fit_Coherent.Matrix,1,N);
Fit_Incoherent.CubicSpline(Energy,Incoherent,Fit_Incoherent.Matrix,1,N);
Fit_NuclearPairProduction.CubicSpline(Energy,NuclearPairProduction,Fit_NuclearPairProduction.Matrix,1,N);
Fit_ElectronPairProduction.CubicSpline(Energy,ElectronPairProduction,Fit_ElectronPairProduction.Matrix,1,N);
SR.Close();
switch(Z)
{
    case 1:
        Density = 8.375E-05;
        break;
    case 2:
        Density = 1.663E-04;
        break;
    case 3:
        Density = 5.340E-01;
        break;
    case 4:
        Density = 1.8450E+00;
        break;
    case 5:
        Density = 2.370E+00;
        break;
    case 6:
        Density = 2.2600; //1.700E+00;
        break;
    case 7:
        Density = 1.1650E-03;
        break;
    case 8:
        Density = 1.3310E-03;
        break;
    case 9:
        Density = 1.580E-03;
        break;
    case 10:
        Density = 8.385E-04;
        break;
    case 11:
        Density = 9.710E-01;
        break;
    case 12:
        Density = 1.740E+00;
        break;
    case 13:
        Density = 2.6941E+00;
        break;
    case 14:
        Density = 2.3200E+00;
        break;
    case 15:
        Density = 2.200E+00;
        break;
    case 16:
        Density = 2.000E+00;
        break;
    case 17:
        Density = 2.995E-03;
        break;
    case 18:
        Density = 1.6600E-03;
        break;
    case 19:

```

```

Density = 8.620E-01;
break;
case 20:
Density = 1.550E+00;
break;
case 21:
Density = 2.989E+00;
break;
case 22:
Density = 4.540E+00;
break;
case 23:
Density = 6.110E+00;
break;
case 24:
Density = 7.180E+00;
break;
case 25:
Density = 7.440E+00;
break;
case 26:
Density = 7.874E+00;
break;
case 27:
Density = 8.900E+00;
break;
case 28:
Density = 8.902E+00;
break;
case 29:
Density = 8.960E+00;
break;
case 30:
Density = 7.120E+00;
break;
case 31:
Density = 5.904E+00;
break;
case 32:
Density = 5.323E+00;
break;
case 33:
Density = 5.730E+00;
break;
case 34:
Density = 4.500E+00;
break;
case 35:
Density = 7.072E-03;
break;
case 36:
Density = 3.478E-03;
break;
case 37:
Density = 1.532E+00;
break;
case 38:
Density = 2.540E+00;
break;
case 39:
Density = 4.469E+00;
break;
case 40:
Density = 6.506E+00;
break;
case 41:
Density = 8.570E+00;
break;
case 42:
Density = 1.022E+01;
break;
case 43:
Density = 1.150E+01;
break;
case 44:
Density = 1.241E+01;
break;
case 45:
Density = 1.241E+01;
break;
case 46:
Density = 1.202E+01;
break;
case 47:
Density = 1.050E+01;
break;
case 48:
Density = 8.630E+00;
break;
case 49:
Density = 7.310E+00;
break;
case 50:
Density = 7.310E+00;
break;
case 51:
Density = 6.691E+00;
break;
case 52:
Density = 6.230E+00;
break;
case 53:
Density = 4.930E+00;

```



```
break;
case 54: Density = 5.485E-03;
break;
case 55: Density = 1.873E+00;
break;
case 56: Density = 3.500E+00;
break;
case 57: Density = 6.154E+00;
break;
case 58: Density = 6.657E+00;
break;
case 59: Density = 6.710E+00;
break;
case 60: Density = 6.900E+00;
break;
case 61: Density = 7.220E+00;
break;
case 62: Density = 7.460E+00;
break;
case 63: Density = 5.243E+00;
break;
case 64: Density = 7.900E+00;
break;
case 65: Density = 8.229E+00;
break;
case 66: Density = 8.550E+00;
break;
case 67: Density = 8.795E+00;
break;
case 68: Density = 9.066E+00;
break;
case 69: Density = 9.321E+00;
break;
case 70: Density = 6.730E+00;
break;
case 71: Density = 9.840E+00;
break;
case 72: Density = 1.331E+01;
break;
case 73: Density = 1.665E+01;
break;
case 74: Density = 1.930E+01;
break;
case 75: Density = 2.102E+01;
break;
case 76: Density = 2.257E+01;
break;
case 77: Density = 2.242E+01;
break;
case 78: Density = 2.145E+01;
break;
case 79: Density = 1.932E+01;
break;
case 80: Density = 1.355E+01;
break;
case 81: Density = 1.172E+01;
break;
case 82: Density = 1.1330E+01;
break;
case 83: Density = 9.747E+00;
break;
case 84: Density = 9.320E+00;
break;
case 85: Density = 1.000E+01;
break;
case 86: Density = 9.066E-03;
break;
case 87: Density = 1.000E+01;
break;
```

```

        case 88:
            Density = 5.000E+00;
            break;
        case 89:
            Density = 1.007E+01;
            break;
        case 90:
            Density = 1.172E+01;
            break;
        case 91:
            Density = 1.537E+01;
            break;
        case 92:
            Density = 1.895E+01;
            break;
    }
}

private void Read(double []Absorption)
{
    n_data=0;
    for (int i=0;i<Math.Ceiling(N/8.0);i++)
    {
        S = SR.ReadLine();
        ind_start=0;

        for (int j=n_data;j<n_data+8;j++)
        {
            if (j<N)
            {
                Absorption[j+1]=(Convert.ToDouble(S.Substring(ind_start,10),NumberFormatInfo.InvariantInfo));
                ind_start=ind_start+10;
            }
            n_data=n_data+8;
        }
    }
}

#endregion

/// <summary>
/// Fornece o coeficiente de interacao por espalhamento coerente para a energia E
/// </summary>
public double Coherent(double E)
{
    return Value(Fit_Coherent.Matrix,E);
}

/// <summary>
/// Fornece o coeficiente de interacao por espalhamento incoerente para a energia E
/// </summary>
public double Incoherent(double E)
{
    return Value(Fit_Incoherent.Matrix,E);
}

/// <summary>
/// Fornece o coeficiente de interacao por efeito fotoeletrico para a energia E
/// </summary>
public double Photoelectric(double E)
{
    return Value(Fit_Photoelectric.Matrix,E);
}

/// <summary>
/// Fornece o coeficiente de interacao por producao de pares nuclear para a energia E
/// </summary>
public double NuclearPairProduction(double E)
{
    return Value(Fit_NuclearPairProduction.Matrix,E);
}

/// <summary>
/// Fornece o coeficiente de interacao por producao de pares eletrônica para a energia E
/// </summary>
public double ElectronPairProduction(double E)
{
    return Value(Fit_ElectronPairProduction.Matrix,E);
}

/// <summary>
/// Fornece o coeficiente de interacao total para a energia E
/// </summary>
public double Total(double E)
{
    return
        (ElectronPairProduction(E)+NuclearPairProduction(E)+Photoelectric(E)+Coherent(E)+Incoherent(E));
}

public double Value(double [],M,double E)
{
    double pond;
    for (int i=1;i<=N;i++)
    {
        if ((Energy[i]<=E) & (Energy[i+1]>E))
        {
            ind=i;
            i=N;
        }
    }
    if (Energy[1]>E)
    {
        pond=Energy[1]/(E+0.1);
        E=0;
        ind=1;
    }
    else
    {
        if (Energy[N]<E)

```

```

        {
            pond=Energy[N]/E;
            E=0;
            ind=N;
        }
        else
        {
            pond=1;
            E=E-Energy[ind]; //para fit spline normal
        }
    }

    return
    (((Avogrado*BarnsToCm2)/A) * ((M[1,ind]*Math.Pow(E,3)) + (M[2,ind]*Math.Pow(E,2)) + (M[3,ind]*E) + (M[4,ind]*pond)));
}
}

using System;

namespace RDM
{
    /// <summary>
    /// //This class evaluates the error routines for spectra data.
    /// </summary>
    public class Error
    {
        #region Discret propagation of the error in the X axis to the Y axis
        /// <summary>
        /// Propagation of the error in the Energy axis to the Counts axis. This takes an input array
        /// of [X,sX,Y,sY] where X and Y are the point coordinates and sX and sY are the errors for
        /// each one X and Y values. This method returns an array of the type [X,Y,sXY] where X and Y
        /// are the same point coordinates of the input array and sXY is the calculated new error
        /// for the Y variable taking account the sX influence.
        /// </summary>
        /// <param name="SpectraIn"></param>
        /// <returns></returns>
        public double [,] ErrorXToY (double[, ]SpectraIn)
        {
            double [,] AuxRes= new double [2,2];
            double [,] AuxFunc=new double [2,1];
            double [,] AuxCoef=new double[2,1];
            double [,] SpectraOut=new double {SpectraIn.GetLength(0),3};
            double Fd,SnTmp=0;
            if (SpectraIn.Length/SpectraIn.GetLength(0)==4) //Verify the correct dimension of the input
            array.
            {
                MathArray Poly=new MathArray();
                for(int i=0;i<(SpectraIn.GetLength(0)-1);i++)
                {
                    SpectraOut[i,0]=SpectraIn[i,0]*1;
                    SpectraOut[i,1]=SpectraIn[i,2]*1;
                    SpectraOut[i,2]=0;
                    if (SpectraOut[i,1]!=0) //Verify is the poin isn't null.Prevents division
                    by zero.
                    {
                        if (SpectraOut[i+1,1]==0) //Verify is the next poit isn't null.
                        {
                            SnTmp=1; //if the next point is null the error is
                        }
                        else
                        {
                            SnTmp=SpectraIn[i+1,3];
                        }
                    }

                    AuxRes[0,0]=(1/Math.Pow(SpectraIn[i,3],2)) + (1/Math.Pow(SnTmp,2));
                    AuxRes[0,1]=(SpectraIn[i,0]/Math.Pow(SpectraIn[i,3],2)) + (SpectraIn[i+1,0]/Math.Pow(SnTmp,2));
                    AuxRes[1,0]=AuxRes[0,1];
                    AuxRes[1,1]=(Math.Pow(SpectraIn[i,0],2)/Math.Pow(SpectraIn[i,3],2)) + (Math.Pow(SpectraIn[i+1,0],2)/Math.Pow(SnTmp
                    ,2));
                    AuxFunc[0,0]=(SpectraIn[i,2]/Math.Pow(SpectraIn[i,3],2)) + (SpectraIn[i+1,2]/Math.Pow(SnTmp,2));
                    AuxFunc[1,0]=(SpectraIn[i,0]*SpectraIn[i,2]/Math.Pow(SpectraIn[i,3],2)) + (SpectraIn[i+1,0]*SpectraIn[i+1,2]/Math.
                    Pow(SnTmp,2));
                    AuxCoef=Poly.Multiply(Poly.Invert(AuxRes),AuxFunc);
                    SpectraOut[i,2]=Math.Sqrt(Math.Pow(SpectraIn[i,3],2)+Math.Pow(SpectraIn[i,1],2)*Math.Pow(AuxCoef[1,0],2));
                    do
                    {
                        Fd=AuxCoef[1,0];
                    }
                    while (AuxRes[0,0]=(1/Math.Pow(SpectraOut[i,2],2)) + (1/Math.Pow(SnTmp,2));
                    AuxRes[0,1]=(SpectraIn[i,0]/Math.Pow(SpectraOut[i,2],2)) + (SpectraIn[i+1,0]/Math.Pow(SnTmp,2));
                    AuxRes[1,0]=AuxRes[0,1];
                    AuxRes[1,1]=(Math.Pow(SpectraIn[i,0],2)/Math.Pow(SpectraOut[i,2],2)) + (Math.Pow(SpectraIn[i+1,0],2)/Math.Pow(SnTm
                    p,2));
                    AuxFunc[0,0]=(SpectraIn[i,2]/Math.Pow(SpectraOut[i,2],2)) + (SpectraIn[i+1,2]/Math.Pow(SnTmp,2));
                    AuxFunc[1,0]=(SpectraIn[i,0]*SpectraIn[i,2]/Math.Pow(SpectraOut[i,2],2)) + (SpectraIn[i+1,0]*SpectraIn[i+1,2]/Math
                    .Pow(SnTmp,2));
                    AuxCoef=Poly.Multiply(Poly.Invert(AuxRes),AuxFunc);
                    SpectraOut[i,2]=Math.Sqrt(Math.Pow(SpectraOut[i,2],2)+Math.Pow(SpectraIn[i,1],2)*Math.Pow(AuxCoef[1,0],2));
                    //while (AuxCoef[1,0]!= Fd);
                    while (Math.Round(AuxCoef[1,0],6) != Math.Round(Fd,6));
                }
            }
        }
    }
}

```

```

                                Fd=0;
                                }
                                SpectraOut[SpectraIn.GetLength(0)-1,0]=SpectraIn[SpectraIn.GetLength(0)-
1,0]; //Copy the last Energy
                                SpectraOut[SpectraIn.GetLength(0)-1,1]=SpectraIn[SpectraIn.GetLength(0)-
1,2]; //Copy the last Counts
                                SpectraOut[SpectraIn.GetLength(0)-1,2]=SpectraIn[SpectraIn.GetLength(0)-
1,3]; //Copy the last error counts
                                }
                                return SpectraOut;
                                }
#endregion

#region Error of Multiplication and Division
/// <summary>
/// This method returns the error of an Multiplication or the Division of
/// two numbers, a and b, that have associated errors, Sa and Sb.
/// </summary>
/// <param name="a"></param>
/// <param name="Sa"></param>
/// <param name="b"></param>
/// <param name="Sb"></param>
/// <returns></returns>
public double MultDivSaSb (double a, double Sa, double b, double Sb)
{
    double SaSb=0;
    SaSb=a*b*Math.Sqrt(Math.Pow((a/Sa),2)+ Math.Pow((b/Sb),2));
    return SaSb;
}
#endregion

#region Error in Sum and Subtraction
/// <summary>
/// This method returns the error of an Sum or a Subtraction of
/// two numbers, a and b, that have associated errors, Sa and Sb.
/// </summary>
/// <param name="Sa"></param>
/// <param name="Sb"></param>
/// <returns></returns>
public double SumSubSaSb (double Sa, double Sb)
{
    double SaSb=0;
    SaSb=Math.Sqrt(Math.Pow(Sa,2)+Math.Pow(Sb,2));
    return SaSb;
}
#endregion

#region Error of Multiplication by a constant
/// <summary>
/// This method returns the error of an Multiplication of one number with an associated
/// error, Sa, by a constant, cte.
/// </summary>
/// <param name="cte"></param>
/// <param name="Sa"></param>
/// <returns></returns>
public double CteMultSa (double cte, double Sa)
{
    double SaSb=0;
    SaSb=cte*Sa;
    return SaSb;
}
#endregion

#region Error of Division by a constant
/// <summary>
/// This method returns the error of an Division of one number with an associated
/// error, Sa, by a constant, cte.
/// </summary>
/// <param name="cte"></param>
/// <param name="Sa"></param>
/// <returns></returns>
public double CteDivSa (double cte, double Sa)
{
    double SaSb=0;
    SaSb=Sa/cte;
    return SaSb;
}
#endregion
}

using System;

namespace RDM
{
    /// <summary>
    /// Classe que ajusta um conjunto de dados (x,y), utilizando MMQ ou Cubic Spline.
    /// </summary>
    public class FitData
    {
        /// <summary>
        /// Número maximo de pontos de entrada que podem ser ajustados.
        /// </summary>
        public const int Max=120;
        /// <summary>
        /// Matriz das incertezas associadas aos coeficientes da função ajustada (Linear ou CubicSpline).
        /// </summary>
        public double [,]Error_Matrix=new double [5,Max];
        /// <summary>
        /// Matriz dos coeficientes da função ajustada (Linear ou CubicSpline).
        /// </summary>
        public double [,]Matrix=new double [5,Max];
    }
}

```



```

/// <summary>
/// Ajusta um conjunto de dados ([X],[Y]) utilizando o MMQ linear ponderado.
/// </summary>
public void Linear(double []X, double []Y, double []Error_Y, double [,]Matrix, double
[,]Error_Matrix, int ind_ini, int ind_end)
{
    //calculo dos coeficientes da reta pelo MMQ
    double [] M_Linear = new double [4];
    double det;
    double [] Minv_Linear = new double [4];
    double [] A = new double [2];
    for (int j=0;j<4;j++)
    {
        M_Linear[j]=0;
        Minv_Linear[j]=0;
    }
    A[0]=0;
    A[1]=0;
    for (int j=ind_ini;j<=ind_end;j++)
    {
        if (Error_Y[j]==0)
        {
            Error_Y[j]=0.01*Y[j];
        }
        M_Linear[0]=M_Linear[0]+(1/(Error_Y[j]*Error_Y[j]));
        M_Linear[1]=M_Linear[1]+(X[j]/(Error_Y[j]*Error_Y[j]));
        M_Linear[2]=M_Linear[1];
        M_Linear[3]=M_Linear[3]+((X[j]*X[j])/(Error_Y[j]*Error_Y[j]));
        A[0]=A[0]+(Y[j]/(Error_Y[j]*Error_Y[j]));
        A[1]=A[1]+((X[j]*Y[j])/(Error_Y[j]*Error_Y[j]));
    }
    det=M_Linear[0]*M_Linear[3]-M_Linear[1]*M_Linear[2];
    Minv_Linear[0]=M_Linear[3]/det;
    Minv_Linear[1]=-M_Linear[1]/det;
    Minv_Linear[2]=-M_Linear[2]/det;
    Minv_Linear[3]=M_Linear[0]/det;
    for (int j=ind_ini;j<=ind_end;j++)
    {
        Matrix[1,j]=0;
        Matrix[2,j]=0;
        Matrix[3,j]=(Minv_Linear[2]*A[0])+(Minv_Linear[3]*A[1]);
        Matrix[4,j]=(Minv_Linear[0]*A[0])+(Minv_Linear[1]*A[1]);
        Error_Matrix[1,j]=0;
        Error_Matrix[2,j]=0;
        Error_Matrix[3,j]=Math.Sqrt(Minv_Linear[0]);
        Error_Matrix[4,j]=Math.Sqrt(Minv_Linear[3]);
    }
}
/// <summary>
/// Ajusta um conjunto de dados ([X],[Y]) utilizando Cubic Spline sem ponderação.
/// </summary>
public void CubicSpline(double []X, double []Y, double [,]Coefficient, int ind_ini, int ind_end)
{
    double []C=new double [Max];
    double []H=new double [Max]; //diferença entre os dados de X (delta X)
    double []D2=new double [Max]; //valor da segunda derivada
    double [,]M=new double [Max,Max]; //matriz do sistema para obtencao da cubic spline
    int count=ind_ini;
    while (Y[count] == 0)
    {
        Coefficient[1,count]=0;
        Coefficient[2,count]=0;
        Coefficient[3,count]=0;
        Coefficient[4,count]=0;
        count++;
    }
    //Cubic Spline
    for (int i=count;i<ind_end;i++)
    {
        H[i]=X[i+1]-X[i];
    }
    H[count-1]=0;
    H[ind_end]=0;
    for (int i=count-1;i<=ind_end+1;i++)
    {
        for (int j=count-1;j<=ind_end+1;j++)
        {
            M[i,j]=0;
        }
    }
    for (int i=count;i<ind_end;i++)
    {
        for (int j=count;j<ind_end;j++)
        {
            if (j-i==1) M[i,j]=H[i-1];
            if (j-i==0) M[i,j]=2*(H[i-1]+H[i]);
            if (j-i==1) M[i,j]=H[i];
        }
    }
    M[count,count]=1;
    M[ind_end,ind_end]=1;
    M[count,count+1]=0;
    M[ind_end,ind_end-1]=0;
    C[count]=0;
    C[ind_end]=0;
    for (int i=count+1;i<ind_end;i++)
    {
        C[i]=((6*(Y[i+1]-Y[i])/H[i])-(6*(Y[i]-Y[i-1])/H[i-1]));
    }
    for (int i=count+1;i<=ind_end;i++)
    {
        M[i,i]=M[i,i]-((M[i,i-1]*M[i-1,i])/M[i-1,i-1]);
        C[i]=C[i]-((M[i,i-1]*C[i-1])/M[i-1,i-1]);
    }
}

```

```

    }
    D2[ind_end]=C[ind_end]/M[ind_end,ind_end];
    for (int i=count;i<ind_end;i++)
    {
        D2[ind_end-i]=(C[ind_end-i]-(M[ind_end-i,ind_end+1-i]*D2[ind_end+1-i]))/M[ind_end-
i,ind_end-i];
    }

    for (int i=count;i<ind_end;i++)
    {
        Coefficient[1,i]=(D2[i+1]-D2[i])/(6*H[i]);
        Coefficient[2,i]=D2[i]/2;
        Coefficient[3,i]=(Y[i+1]-Y[i])/H[i]-(H[i]*D2[i+1]+2*H[i]*D2[i])/6;
        Coefficient[4,i]=Y[i];
    }
}

using System;
using System.IO;

namespace RDM
{
    /// <summary>
    /// Summary description for Material.
    /// </summary>
    public class Material
    {
        #region Material Constructor Public Variables
        /// <summary>
        /// Density value of the chemical element (g/cm^3)
        /// </summary>
        public double Density;
        /// <summary>
        /// Material name
        /// </summary>
        public string Name;
        private int i_Elements; //position of the Elements array
        #endregion

        #region Material Constructor Overload
        private Element[] Elements;//array of Element
        private double[] FractionMass;//array of Fraction Mass
        private int NComponents;//Number of components of the material

        /// <summary>
        /// Define a material with a name "s_Name", a density "d_density" (in g/cm^3) and a number of
        components
        /// "i_NComponents"
        /// </summary>
        public Material(string s_Name, double d_Density, int i_NComponents)
        {
            i_Elements = 0;
            Density = d_Density;
            Name = s_Name;
            NComponents = i_NComponents;
            Elements = new Element[i_NComponents];
            FractionMass = new double[i_NComponents];
        }
        #endregion
        /// <summary>
        /// Adds a element with a fraction mass "d_FractionMass"
        /// </summary>
        public void AddElement(Element element, double d_FractionMass)
        {
            if (i_Elements < NComponents)
            {
                Elements[i_Elements] = element;
                FractionMass[i_Elements] = d_FractionMass;
                i_Elements = i_Elements + 1;
            }
        }
        /// <summary>
        /// Provides the Photoelectric Absorption Interaction Coefficients (in cm^2/g) for a given Energy (in
        eV)
        /// </summary>
        public double Photoelectric(double Energy)
        {
            double Value=0;
            double FEValue=0;
            for (int i=0;i<NComponents;i++)
            {
                FEValue = Elements[i].Photoelectric(Energy);
                Value=Value+(FractionMass[i]*Elements[i].Photoelectric(Energy));
            }
            return (Value);
        }
        /// <summary>
        /// Provides the Scattering Coherent Interaction Coefficients (in cm^2/g) for a given Energy (in eV)
        /// </summary>
        public double Coherent(double Energy)
        {
            double Value=0;
            for (int i=0;i<NComponents;i++)
            {
                Value=Value+(FractionMass[i]*Elements[i].Coherent(Energy));
            }
            return (Value);
        }
    }
    /// <summary>

```

```

/// Provides the Scattering Incoherent Interaction Coefficients (in cm^2/g) for a given Energy (in eV)
/// </summary>
public double Incoherent(double Energy)
{
    double Value=0;
    for (int i=0;i<NComponents;i++)
    {
        Value=Value+(FractionMass[i]*Elements[i].Incoherent(Energy));
    }
    return (Value);
}
/// </summary>
/// Provides the Pair Production in Electron Field Interaction Coefficients (in cm^2/g) for a given
Energy (in eV)
/// </summary>
public double ElectronPairProduction(double Energy)
{
    double Value=0;
    for (int i=0;i<NComponents;i++)
    {
        Value=Value+(FractionMass[i]*Elements[i].ElectronPairProduction(Energy));
    }
    return (Value);
}
/// </summary>
/// Provides the Pair Production in Nuclear Field Interaction Coefficients (in cm^2/g) for a given
Energy (in eV)
/// </summary>
public double NuclearPairProduction(double Energy)
{
    double Value=0;
    for (int i=0;i<NComponents;i++)
    {
        Value=Value+(FractionMass[i]*Elements[i].NuclearPairProduction(Energy));
    }
    return (Value);
}
/// </summary>
/// Provides the Total Attenuation Coefficients (in cm^2/g) for a given Energy (in eV)
/// </summary>
public double Total(double Energy)
{
    double Value=0;
    for (int i=0;i<NComponents;i++)
    {
        Value=Value+(FractionMass[i]*Elements[i].Total(Energy));
    }
    return (Value);
}
}

```

using System;

namespace RDM

```

{
    /// <summary>
    /// This Class performs some (nxn) Array functions.
    /// </summary>
    public class MathArray
    {
        #region Determinant
        /// <summary>
        /// This class evaluates the determinant of an double nxn Array.
        /// </summary>
        /// <param name="MatrixIn"></param>
        public double Determinant (double [,] MatrixIn)
        {
            double Det=0;
            int Dim= MatrixIn.GetLength(0);
            if (Dim>2)
            {
                double [,] DetArray= new double [(Dim*2)-1,Dim];
                double [] PartialDetSum= new double [Dim*2];
                for (int i=0;i<=Dim-1;i++)
                {
                    for(int j=0;j<=Dim-1;j++)
                    {
                        DetArray[i,j]=MatrixIn[i,j]*1;
                    }
                }
                for (int i=Dim;i<=((Dim*2)-2);i++)
                {
                    for(int j=0;j<=(Dim-1);j++)
                    {
                        DetArray[i,j]=MatrixIn[(i-Dim),j]*1;
                    }
                }

                //Fill the Partial Determinat Sum array with 1.
                for(int f=0,f<=((PartialDetSum.GetLength(0)/2)-1);f++)
                {
                    PartialDetSum[f]=1;
                }
                for(int f=(PartialDetSum.GetLength(0)/2);f<=(PartialDetSum.GetLength(0)-1);f++)
                {
                    PartialDetSum[f]=-1;
                }

                int Ref=0;
                for (int j=0;j<=Dim-1;j++)
                {

```

```

        for(int i=0;i<=Dim-1;i++)
        {
            PartialDetSum[i]=PartialDetSum[i]*DetArray[(Ref+i),j];
        }
        Ref=Ref+1;
    }
    Ref=0;
    for (int j=Dim-1;j>=0;j--)
    {
        for(int i=0;i<=Dim-1;i++)
        {
            PartialDetSum[i+Dim]=PartialDetSum[i+Dim]*DetArray[(Ref+i),j];
        }
        Ref=Ref+1;
    }
    for (int f=0;f<=(PartialDetSum.GetLength(0)-1);f++)
    {
        Det=Det+PartialDetSum[f];
    }
}
else
{
    if (Dim==2)
    {
        double[,] DetArray=new double [Dim,Dim];
        for (int i=0;i<=Dim-1;i++)
        {
            for(int j=0;j<=Dim-1;j++)
            {
                DetArray[i,j]=MatrixIn[i,j]*1;
            }
        }
        Det=DetArray[0,0]*DetArray[1,1]-DetArray[0,1]*DetArray[1,1];
    }
}
return Det;
}
#endregion

#region Invert
/// <summary>
/// This method Inverts an input Matrix (nxn). If the determinant of the input matrix
/// is null the inversion is not possible and the returned matrix (InvertedArray)
/// is also null.
/// </summary>
/// <param name="MatrixIn"></param>
/// <returns></returns>
public double[,] Invert( double[,] MatrixIn)
{
    int n = MatrixIn.GetLength(0);
    double [,]InvertedArray=new double [n,n];
    MathArray DetTest=new MathArray();
    //If the determinant of the input matrix is null the inversion is not possible and
    //the returned matrix (InvertedArray) is also null.
    if (DetTest.Determinant(MatrixIn)!=0)
    {
        double [,]M=new double [n+1,2*n+2];
        for (int i=0;i<n;i++)
        {
            for(int j=0;j<n;j++)
                M[i+1,j+1]=MatrixIn[i,j];
        }
        //Builds the identity matrix array into the M matrix.
        for(int i = 1; i <= n; i++)
        {
            for(int j = 1; j <= n; j++)
            {
                M[i,j+n] = 0;
            }
            M[i,i+n] = 1;
        }
        // Sample for 2x2 MatrixIn.
        //
        // |a11 a12 |
        // |a21 a22 | -> n x n      MatrixIn to be inverted
        //
        // M array:
        // |a13 a14 1 0|
        // |a23 a24 0 1|-> n x n2   New M matrix plus Identity array
        double a, b;
        int n2 = 2 * n;
        //Verify witch lines will be permutated.
        int [] perm = new int [n + 1];
        for(int i = 1; i <= n; i++)
        {
            perm[i] = 0;
            if (M[i,i] == 0)
                perm[i] = 1;
        }
        //Permutation process..
        for(int i = 1; i <= n; i++)
        {
            int inc = i + 1;
            double Mtemp;

            if (perm[i] == 1)
            {
                if(i == n)
                {
                    inc = i - 1;
                    for(int k = 1; k <= n2; k++)
                    {
                        Mtemp = M[i,k];

```



```

        M[i,k] = M[inc,k];
        M[inc,k] = Mtemp;
    }
    }
    else
    {
        for(int k = 1; k <= n2; k++)
        {
            Mtemp = M[i,k];
            M[i,k] = M[inc,k];
            M[inc,k] = Mtemp;
        }
    }
}

//Start the inversion of the matrix.
for(int i = 1; i <= n; i++)
{
    a = M[i,i];
    //If the matrix is single the permutation process occurs.
    int inc = -i + 1;
    if (a == 0)
    {
        break;
    }
    //Diagonalize the matrix.
    for(int j = 1; j <= n2; j++)
    {
        M[i,j] = M[i,j] / a;
    }
    //Triangularize the matrix.
    for(int k = 1; k <= n; k++)
    {
        if( k != i )
        {
            b = M[k,i];
            for(int j = 1; j <= n2; j++)
            {
                M[k,j] = M[k,j] - b * M[i,j];
            }
        }
    }
}

for (int i=0;i<n;i++)
{
    for(int j=0;j<n;j++)
    {
        InvertedArray[i,j]=M[i+1,(n+1+j)];
    }
}

return InvertedArray;
}
#endregion

#region Multiplication
/// <summary>
/// This method performs the multiplication between two matrix, A(mxn) and B(nxp).
/// If the number of columns of A (n) is different of the number of lines of B(n)
/// it will returns null.
/// </summary>
/// <param name="MatrixInA"></param>
/// <param name="MatrixInB"></param>
/// <returns></returns>
public double [,] Multiply (double [,] MatrixInA, double [,] MatrixInB)
{
    int la, ca, lb, cb;
    la= MatrixInA.GetLength(0);
    ca= MatrixInA.Length/MatrixInA.GetLength(0);
    lb= MatrixInB.GetLength(0);
    cb= MatrixInB.Length/MatrixInB.GetLength(0);
    double [,] AxB = new double [la,cb];

    if (ca==lb)
    {
        for(int i=0;i<la;i++)
        {
            for(int j=0;j<cb;j++)
            {
                for (int n=0;n<lb;n++)
                {
                    AxB[i,j]=AxB[i,j]+MatrixInA[i,n]*MatrixInB[n,j];
                }
            }
        }
        return AxB;
    }
}
#endregion
}
}

```

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 
- [1] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection Against External Radiation**. ICRU Publications, Bethesda, USA, 1998. (Report 57)
- [2] MCCOLLOUGH, C.H.; SCHUELER, B.A., Calculation of Effective Dose. **Medical Physics**, v. 27, n. 5, p. 828-837, 2000.
- [3] PORTARIA NÚMERO 453 DO MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico**. Brasília. Diário Oficial da União de 02 de junho de 1998.
- [4] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. **Implementation of the Principle of As Low As Reasonably Achievable (ALARA) for Medical and Dental Personnel**. NCRP Publications, Bethesda, USA, 1990. (Report 107)
- [5] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. **Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X Rays and Gamma Rays of Energies up to 10 MeV**. NCRP Publications, Washington, USA, 1976. (Report 49)
- [6] TUCKER, D. M.; BARNES, G. T.; CHAKRABORTY, D, P. Semiempirical Model for Generating Tungsten Target X-ray Spectra. **Medical Physics**, v. 18, n. 2, p. 211-218, 1991.
- [7] SOOLE, B.W. A Method of X-ray Attenuation Analysis for Approximating the Intensity Distribution at its Point of Origin of Bremsstrahlung exited in a Thick Target by Incident Electrons of Constant Medium Energy. **Physics in Medicine and Biology**, v. 21, p. 369-389, 1976.
- [8] SOOLE, B.W. Determination by an Analysis of X-ray Attenuation in Aluminum of the Intensity Distribution at its Point of Origin in a Thick Tungsten Target of Bremsstrahlung Excited by a Constant Potential. **Physics in Medicine and Biology**, v. 22, p. 187-207, 1977.
- [9] ARCHER, B.R.; ALMOND, P. R.; WAGNER, L. K. Application of a Laplace Transform Pair Model for High-energy X-ray Spectral Reconstruction. **Medical Physics**, v. 12, n. 5, p. 630-633, 1985.
- [10] HUANG, P-H.; CHEN, T-S.; KASE, K. R. Reconstruction of Diagnostic X-ray Spectra by Numerical Analysis of Transmission Data. **Medical Physics**, v. 13, n. 5, p. 707-710, 1986.

- 
- [11] ARCHER, B.R.; WAGNER, L.K. Determination of Diagnostic X-ray Spectra with Characteristic Radiation using Attenuation Analysis. **Medical Physics**, v. 15, n. 4, p. 637-641, 1988.
- [12] ARCHER, B.R.; FEWELL, T. R.; WAGNER, L.K. Laplace Reconstruction of Experimental Diagnostic X-ray Spectra. **Medical Physics**, v. 15, n. 6, p. 832-837, 1988.
- [13] BOONE, J.M.; SEIBERT, J.A. An Accurate Method for Computer-generating Tungsten Anode X-ray Spectra from 30 to 140 kV. **Medical Physics**, v. 24, n. 11, p. 1661-1670, 1997.
- [14] BOONE, J.M.; FEWELL, T.R.; JENNINGS, R.J. Molybdenum, Rhodium, and Tungsten Anode Spectral Models using Interpolating Polynomials with Application to Mammography. **Medical Physics**, v. 24, n. 12, p. 1863-1874, 1997.
- [15] TERINI, R.A.; COSTA, P.R.; FURQUIM, T.A.C.; HERDADE, S.B. Measurements of Discrete and Continuous X-ray Spectra with a Photodiode at Room Temperature. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 50, p. 343-353, 1999.
- [16] BISSONNETTE, J-P.; SCHREINER, J.L. A Comparison of Semiempirical Models for Generating Tungsten Target X-ray Spectra. **Medical Physics**, v. 19, n. 3, p. 579-582, 1992.
- [17] BHAT, M.; PATTISON, J.; BIBBO, G.; CAON, M. Diagnostic X-ray Spectra: A Comparison of Spectra Generated by Different Computational Methods with a Measured Spectrum. **Medical Physics**, v. 25, n. 1, p. 114-120, 1998.
- [18] MEYER, P., BUFFARD, E., MERTZ, L., KENNEL, C., CONSTANTINESCO, A., SIFFERT, P.; Evaluation of the Use of Six Diagnostic X-ray Spectra Computer Codes. **British Journal of Radiology**, v. 77, p. 224-230, 2004.
- [19] FEHRENBACHER, G.; TESFU, K.; PANZER, W.; REGULLA, D. Determination of Diagnostic X Ray Spectra Scattered by a Phantom. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 71, n. 4, p. 305-308, 1997.
- [20] HETTINGER, G.; STARFELT, N. Energy and Angular Distribution of Scattered Radiation in a Water Tank Irradiated by X Rays. **Ark. Fys.**, v. 14(32), p. 479-511, 1959.
- [21] SEELENTAG, W.W.; PANZER, W.; DREXLER, G.; PLATZ, L.; SANTNER, L. **A Catalogue of Spectra for the Calibration of Dosimeters**. GSF-National Research Centre for Environment and Health, Neuherberg, GSF-Bericht 560, 1979.

- [22] PETOUSHI, N.; ZANKL, M.; PANZER, W.; DREXLER, G. **A Catalogue of Photon Spectra Inside Water or Lung Phantoms**. GSF-National Research Centre for Environment and Health, Neuherberg, GSF-Bericht 40/90, 1991.
- [23] MAK, S.; AND CORMAK, D. V. Spectral Distributions of Scattered X Rays at Points Lying off the Beam Axis. **British Journal of Radiology**, v. 33(390), p. 362-367, 1960.
- [24] COSTA, P. R.; CALDAS, L. V. E. Model for Determination of Protective Shielding Needed for Diagnostic Radiology Rooms. **Medical Physics**, v. 27, n. 7, p. 1698, 2000.
- [25] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry**. ICRU Publications, Bethesda, USA, 1993. (Report 51)
- [26] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation**. ICRU Publications, Bethesda, USA, 1998. (Report 60)
- [27] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **1990 Recommendations of the ICRP**. Publication 60, Annals of the ICRP 21, n. 1 – 3, Pergamon Press, New York, USA, 1991.
- [28] MAGALHÃES, S.D.; GONÇALVES, O.D.; RIZZO, P.; EICHLER, J. Scattering of 60 keV Photons by Biological Material and Influence in Diagnostic Radiology. **Medical Physics**, v. 23, n. 9, p. 1635-1642, 1996.
- [29] JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J.R. **The Physics of Radiology**. Charles C. Thomas Publ., Springfield, 4th ed., 1983.
- [30] GREENING, J. R. The Determination of X-Ray Energy Distributions by the Absorption Method. **British Journal of Radiology**, n. 20, p.71, 1947.
- [31] GREENING, J. R. A Compact Free-air Chamber for Use in the Range 10-50kV. **British Journal of Radiology**, n. 33, p.178, 1960.
- [32] ISRAEL, H. I.; LIER, D. W.; STORM, E. Comparison of Detectors Used in Measurement of 10 to 300 keV X-Ray Spectra. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research**, v. 91, p. 141-157, 1971.
- [33] HUBER, A. C.; PANTAZIS, J. A.; JORDANOV, V. High Performance, Thermoelectrically cooled X-Ray and Gamma Ray Detectors. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research**, v. 99, p. 665-668, 1995.



- 
- [34] HEIKES, R. R. *Thermoelectricity: Science and Engineering*. Interscience Publishers, New York, 1961.
- [35] ZEMANSKY, M. W. *Calor e Termodinâmica*. Editora Guanabara Dois, Rio de Janeiro, RJ, 5ª edição, 1978.
- [36] IOFFE, A. F.; *Semiconductor Thermo Elements and Thermoelectric Cooling*. Infosearch Limited, London, 1957.
- [37] RS Data Sheet. *Peltier Effect Heat Pumps*, RS Components Catalog, 1997.
- [38] DEUTSCHER KALIBRIERDIENST, Kalibrierlaboratorium für Meßgrößen der Radioaktivität. **Calibration Certificate** for AEA Technology QSA GmbH gamma reference source type BDR1152, number GP 475, Barium-133, 432 kBq. Calibration Mark 06209/DKD-K-06501/99-05. Braunschweig, Germany (1999).
- [39] DEUTSCHER KALIBRIERDIENST, Kalibrierlaboratorium für Meßgrößen der Radioaktivität. **Calibration Certificate** for AEA Technology QSA GmbH gamma reference source type CTR1152, number GP 473, Cobalt-57, 391 kBq. Calibration Mark 06207/DKD-K-06501/99-05. Braunschweig, Germany (1999).
- [40] DEUTSCHER KALIBRIERDIENST, Kalibrierlaboratorium für Meßgrößen der Radioaktivität. **Calibration Certificate** for AEA Technology QSA GmbH gamma reference source type CUR1152, number GP 474, Cadmium-109, 432 kBq. Calibration Mark 06234/DKD-K-06501/99-05. Braunschweig, Germany (1999).
- [41] DEUTSCHER KALIBRIERDIENST, Kalibrierlaboratorium für Meßgrößen der Radioaktivität. **Calibration Certificate** for AEA Technology QSA GmbH gamma reference source type AMR8152, number GP 476, Americium-241, 396 kBq. Calibration Mark 06237/DKD-K-06501/99-05. Braunschweig, Germany (1999).
- [42] NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS AND TECHNOLOGY. **Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement**, NIST Technical Note 1297, ISO Guide, Gaithersburg, USA, 1995.
- [43] CALIBRATION STANDARDS AND INSTRUMENTS FOR MEASURING RADIOACTIVITY. **Isotrak Catalogue**, AEA Technology QSA UK, second edition, p.52-57, 2004..
- [44] Guia para a Expressão de Incerteza de Medição, Segunda edição, **ABNT, INMETRO, SBM**, Rio de Janeiro, Brasil, 1998.
- [45] **Operating Manual Philips Industrial X-ray MG 325, MGC 40 and MCN 323**, Philips Industrial X-ray GmbH, Hamburg, Germany, 1998.

[46] **Instruction Manual for the Model 1515 Radiation Monitor Controller**, Radcal Corporation, Monrovia, USA, 1994.

[47] INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES, Laboratório de Calibração de Instrumentos. **Certificado de Calibração** para medidor de radiação-X diagnóstico, Radcal Co. modelo 1515, número de série 15-1337, com câmara de ionização modelo 10X5-180, número de série 7300. Certificado número 0614/0803. São Paulo, Brasil (2003).

[48] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnostic and Protection**. ICRU Publications, Bethesda, USA, 1992. (Report 48)

[49] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement**. ICRU Publications, Bethesda, USA, 1989. (Report 44)

[50] TROUT, E.D.; KELLY, J.P. Scattered Radiation from a Tissue-equivalent Phantom for X-Rays from 50 to 300 kVp. **Radiology**, v. 104, p. 161-169, 1972.

[51] SIMPKIN, D.J.; DIXON, R.L. Secondary Shielding Barriers for Diagnostic X-Ray Facilities: Scatter and Leakage Revisited. **Health Physics**, v. 74, p. 350-365, 1998.

[52] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE – AAPM. **Standardized Methods for Measuring Diagnostic X-Ray Exposures**, Report of Diagnostic X-Ray Imaging Committee Task Group 8, Medical Physics Publishing, WI-USA, 1990. (Report 31)

[53] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE – AAPM. **Instrumentation Requirements of Diagnostic Radiological Physicists** Report of Diagnostic X-Ray Imaging Committee Task Group 4, Medical Physics Publishing, WI-USA, 1998. (Report 60)

[54] GOLIKOV, V.Y.; NIKITIN, V.V. Estimation of the Mean Organ Doses and the Effective Dose Equivalent from RANDO Phantom Measurements. **Health Physics**, v. 56, n. 1, p. 111-115, 1989.

[55] HUDA, W.; SANDISON, G.A. Estimation of Mean Organ Doses in Diagnostic Radiology from RANDO Phantom Measurements. **Health Physics**, v. 47, n. 3, p. 463-467, 1984.

[56] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Report of the Task Group on Reference Man**. Pergamon Press, Oxford, USA, 1975. (Report 23)

- 
- [57] LEHMANN, J.; STERN, R.L.; LEVY, J.; DALY, T.P.; SIANTAR, C.L.H.; GOLDBERG, Z. Radiation Phantom with Humanoid Shape and Adjustable Thickness (RPHAT). *Physics in Medicine and Biology*, n. 49, p. N125-N129, 2004.
- [58] SILVA, M.C.; HERDADE, S.B.; LAMMOGLIA, P.; COSTA, P.R.; TERINI, R.A. Determination of the Voltage Applied to X-ray Tubes from the Bremsstrahlung Spectrum Obtained with a Silicon PIN Photodiode. *Medical Physics*, v. 27, n. 11, p. 2617, 2000.
- [59] **Operating Manual XR-100CR X-Ray Detector System**, Amptek Inc., Bedford, USA, 1998.
- [60] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical diagnostic X-ray equipment – Radiation Conditions for Use in the Determination of Characteristics**. Bureau Central de la Commission Electrotechnique Internationale. 3, rue de Varembé, Genève, Suisse, 1994. (IEC 1267)
- [61] PIUBÉLI, S. L. **Influência da Pureza de Absorvedores Comerciais na Determinação da Energia Efetiva e da CSR em feixes de Raios X de 24 a 50 kV**. 1989. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal Fluminense, Rio de Janeiro.
- [62] JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. **The Physics of Radiology**, 4<sup>a</sup> ed., Charles C. Thomas, Springfield, USA, 1983.
- [63] CHU, S.Y.F.; EKSTRÖM, L.P.; FIRESTONE, R.B. **WWW Table of Radioactive Isotopes**, database version 2/28/1999, from URL <http://nucldata.nuclear.lu.se/nucldata/toi/>, acesso em 20/04/2004.
- [64] CAMPBELL, J.L.; MCGHEE, P.L. State of the-art Efficiency Determination for a Si(Li) X-Ray Detector in the 3 – 40 keV Energy Range. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research**, v. 248, p.393 – 404, 1986, Section A.
- [65] **Operating Manual XR-100T-CZT X-Ray Detector System**, Amptek Inc., Bedford, USA, 1997.
- [66] BERGER, M.J.; HUBBELL, J.H.; SELTZER, S.M.; COURSEY, J. S.; ZUCKER, D.S. XCOM: Photon Cross Sections Database. United States of America National Institute of Standards and Technology Standard Reference Database 8 (XGAM), **Standard Reference Data Program and NIST's Systems Integration for Manufacturing Applications (SIMA) Program**, acesso em 29/04/2004, <http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/Text/XCOM.html>.

- [67] GALLAGHER, W.J.; CIPOLLA, S.J. A Model-Based Efficiency Calibration of Si(Li) Detector in the Energy Region from 3 to 140 keV. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research**, v. 122, p. 405 - 414, 1974.
- [68] REDUS, B. Efficiency of Amptek XR-100T-CdTe and CZT Detectors. **Amptek Inc. Application Note**, ANCZT-1 Rev 2, Bedford, USA, 2002.
- [69] HIGGINS, P.D.; ATTIX, F.H.; HUBBLELL, J.H.; SELTZER, S.M.; BERGER, M.J.; SIBATA, C.H. Mass Energy-Transfer and Mass Energy-Absorption Coefficients, Including In-Flight Positron Annihilation for Photon Energies 1keV to 100 MeV. U.S. Department of Commerce, National Institute of Standards and Technology, **NIST publications**, Gaithersburg, MD, 1992 (NISTIR 4812).
- [70] BÜERMANN, L. Fachbereich 6.6 - Grundlagen der Dosimetrie. Physikalisch-Technische Bundesanstalt – PTB. Braunschweig, Germany, 2004.
- [71] PEREIRA, M.A.G.; COSTA, P.R.; MACHADO, A.C.B; KANASHIRO, F.Y.; TERINI, R.A.; HERDADE, S.B. Fator de Conversão Kerma no Ar/Equivalente de Dose Ambiente para Raios X: Estudo da Dependência Energética na Faixa de Radiodiagnóstico. **Revista da Imagem**, v. 24, n. 4, p. 299 - 302, São Paulo, Brasil, 2002.
- [72] DIXON, R.L. On the Primary Barrier in Diagnostic X-ray Shielding. **Medical Physics**, v. 21, p. 1785 - 1794, 1994.



- A seleção adequada de equipamentos e acessórios;
- Os procedimentos de trabalho;
- A garantia da qualidade;
- Os níveis de referência de radiodiagnóstico para pacientes;
- As restrições de dose para o indivíduo que colabore, consciente e de livre vontade, fora do contexto de sua atividade profissional, no apoio e no conforto de um paciente, durante a realização de um procedimento radiológico.

Por fim, a Portaria 453 indica para o controle de áreas de serviço que a grandeza operacional que deve ser usada para se verificar a conformidade com os níveis de restrição de dose em monitoração de área é o equivalente de dose ambiente,  $H^*(d)$ . Além disto, indica que, para fins de planejamento de barreiras físicas de uma instalação e para a verificação de adequação dos níveis de radiação em levantamentos radiométricos, os seguintes valores de equivalente de dose ambiente devem ser adotados como restrições de dose:

- 5 mSv/ano em áreas controladas;
- 0,5 mSv/ano em áreas livres.

Portanto, por exemplo, para a adequação dos procedimentos de cálculo de barreiras de proteção físicas, é necessário em primeira instância converter os valores de dose utilizados em termos de equivalente de dose ambiente. Porém, para se efetuar estas conversões em termos do equivalente de dose ambiente, é necessário o conhecimento prévio das respectivas distribuições de energias dos feixes de radiação que contribuem para estas doses.

O conhecimento do campo espectral também é indispensável para a calibração da resposta dos diversos tipos de dosímetros, pois ela pode variar muito em função da energia dos fótons incidentes aos quais indivíduos ou dosímetros foram expostos, ou ainda, no projeto de equipamentos de proteção individuais, como por exemplo, luvas ou aventais de chumbo.