Universidade de São Paulo
Instituto de Física

SBI-IFUSP
305M810T06009

Estudo experimental das relações entre kerma no ar e equivalente de dose ambiente para o cálculo de barreiras primárias em salas radiológicas

Josilene Cerqueira Santos

Orientador: Prof. Dr. Paulo Roberto Costa

Dissertação de mestrado apresentada ao Instituto de Física para a obtenção do título de Mestre em Ciências.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Paulo Roberto Costa - Orientador (IFUSP)
Profa. Dra. Nora Lia Maidana (IFUSP)
Prof. Dr. Marcelo Baptista de Freitas (UNIFESP)

São Paulo
2013

FICHA CATALOGRÁFICA
Preparada pelo Serviço de Biblioteca e Informação do Instituto de Física da Universidade de São Paulo

Santos, Josilene Cerqueira

Estudo experimental das relações entre Kerma no ar e equivalente de dose ambiente para o cálculo de barreiras primárias em salas radiológicas. – São Paulo, 2013.

Dissertação (Mestrado) – Universidade de São Paulo. Instituto de Física. Departamento de Física Nuclear.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Roberto Costa

Área de Concentração: Física Médica

Unitermos: 1. Proteção radiológica; 2. Cálculo de barreiras; 3. Espectros de raios X.

USP/IF/SBI-079/2013

Universidade de São Paulo
Instituto de Física

Estudo experimental das relações entre kerma no ar e equivalente de dose ambiente para o cálculo de barreiras primárias em salas radiológicas

Josilene Cerqueira Santos

Orientador: Prof. Dr. Paulo Roberto Costa

Dissertação de mestrado apresentada ao Instituto de Física para a obtenção do título de Mestre em Ciências.

São Paulo
2013

FICHA CATALOGRÁFICA
Preparada pelo Serviço de Biblioteca e Informação do Instituto de Física da Universidade de São Paulo

Santos, Josilene Cerqueira

Estudo experimental das relações entre Kerma no ar e equivalente de dose ambiente para o cálculo de barreiras primárias em salas radiológicas. – São Paulo, 2013.

Dissertação (Mestrado) – Universidade de São Paulo. Instituto de Física. Departamento de Física Nuclear.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Roberto Costa

Área de Concentração: Física Médica

Unitermos: 1. Proteção radiológica; 2. Cálculo de barreiras; 3. Espectros de raio X.

USP/IF/SBI-079/2013

Aos meus pais, fonte de carinho, inspiração e
grandes ensinamentos e a Nando, que me incentivou
e me apoiou em todos os momentos.

"A coisa mais indispensável a um homem é reconhecer o uso que deve fazer do seu próprio conhecimento."

Platão

AGRADECIMENTOS

A Deus pela vida.

A toda minha família, pelo carinho, apoio.

Ao meu irmão Antonio Carlos Cerqueira, por me incentivar na busca do conhecimento, por ser exemplo de força e determinação.

À Rose, Alana, Gal e Natália, pela companhia, amizade e pelos vários momentos de descontração.

Ao Dr. Paulo Costa, pela orientação, ensinamentos e paciência.

Ao Leandro Mariano e Alessandra Tomal pela grande contribuição na elaboração do programa de correção de espectros.

Aos colegas do Grupo de Dosimetria das Radiações e Física Médica do IFUSP pela amizade e momentos de discussão que me proporcionaram aprendizado.

Ao Marcos Scapin pela ajuda na caracterização da argamassa baritada.

Aos colegas André Bürguer e Daniel Vieira, pela contribuição na implementação das qualidades de feixes de raios X.

Ao Carlos Freitas pelo auxílio no ensaio da densidade de argamassa baritada.

Aos colegas Daniel Torres e Alejandro Gonzáles pela contribuição nas medições dos espectros.

À FAPESP pelo apoio financeiro desta pesquisa.

A todos que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS VII
LISTA DE TABELAS XI
LISTA DE SIGLAS XII
RESUMO XIV
ABSTRACT XV
1. INTRODUÇÃO 16
2. TEORIA 20
2.1 Grandezas e unidades dosimétricas 20
2.1.1 Fluência de fótons, Φ. 20
2.1.2 Fluência de energia, ψ. 20
2.1.3 Kerma, *K*. 21
2.1.4 Equivalente de dose ambiente, *H*(d)* 22
2.1.5 Dose equivalente, H_T 22
2.1.6 Dose efetiva, E_{ef}. 23
2.1.7 Coeficientes de conversão 23
2.1.8 Energia efetiva, E_e 24
2.2 Produção raios X e espectros de energia 24
2.2.1 Modelo de TBC para geração de espectros de raios X 26
2.3 Detectores de radiação 27
2.3.1 Câmaras de ionização 27
2.3.2 Detectores semicondutores 27
2.4 Cálculos de barreiras 28
2.4.1 Cálculo de barreiras primárias 29
2.4.2 Modelo otimizado para cálculo de barreiras primárias 33
2.5 Código de prática internacional para dosimetria em radiologia diagnóstica 35
2.5.1 Qualidade de feixes de raios X 35
2.5.2 Calibração de instrumentos 36
3. MATERIAIS E MÉTODOS 39
3.1 Instrumentação 39
3.1.1 Tubo de raios X 39
3.1.2 Espectrômetro com detector de telureto de cádmio – CdTe 40
3.1.3 Câmara de ionização e eletrômetro 41
3.1.4 Digitalizador de radiografias computadorizadas – CR 41
3.1.5 Simuladores antropomórficos de pacientes 42
3.1.6 Filtros RQR 43

3.1.7 Argamassa baritada 44
3.2 Experimento 49
3.2.1 Instrumentação e configuração do experimento 49
3.2.2 Tamanho de campo e alinhamento 50
3.2.3 Arranjos para medições de espectros primários 52
3.2.4 Arranjos para medições de espectros transmitidos 53
3.2.5 Codificação para a identificação dos espectros transmitidos 55
3.3 Análise dos dados experimentais 56
3.3.1 Calibração do espectrômetro em energia 56
3.3.2 Correção dos espectros 58
3.3.3 Cálculo do kerma no ar 64
3.3.4 Curvas de atenuação e camada semirredutora 65
3.3.5 Aplicação do modelo otimizado para cálculo de barreiras primárias 67
3.4 Cálculo dos coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente dose ambiente 67
4. RESULTADOS 70
4.1 Calibração de energia do espectrômetro 70
4.2 Verificação das correções de espectros 72
4.3 Espectros de raios X 74
4.3.1 Espectros primários brutos 74
4.3.2 Espectros primários corrigidos 75
4.3.3 Comparação entre os espectros experimentais e o modelo de TBC 77
4.3.4 Espectros transmitidos 79
4.4 Coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente 82
4.4.1 Exemplo de aplicação dos coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente 88
4.5 Resultados da aplicação do modelo otimizado para cálculo de barreiras primárias 89
5. DISCUSSÃO E CONCLUSÕES 91
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 94

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente em função da energia, para feixes monoenergéticos, adotados pela ICRU 57[21]. 24

Figura 2: Esquema de um tubo de raios X com ânodo de tungstênio. Fonte: Johns e Cunninghan, 1983[32]. 25

Figura 3: Espectro primário de raios X, de qualidade RQR 8, produzido por um tubo com ânodo de tungstênio. Espectro produzido pelo modelo de TBC.....26

Figura 4: Esquema de uma câmara de ionização cilíndrica. Adaptado de Leo 27

Figura 5: Esquema de uma sala típica dedicada a exame de tórax. Uma barreira primária deve proteger o indivíduo que se encontra a uma distância da fonte d_p na área 1. As demais barreiras devem conter a radiação espalhada e a radiação de fuga, e por isso são secundárias. Adaptado do NCRP 147[5]. 30

Figura 6: Equipamento industrial de raios X MG 450 da Philips**Erro! Indicador não definido.**

Figura 7: Espectrômetro com detector de CdTe e Processador digital de pulso PX4 da Amptek Inc. 40

Figura 8: Simuladores antropomórficos de paciente adulto RANDO *phantom* (*Alderson Research Laboratories*) e pediátrico705B-5*yr old* (CIRS).....43

Figura 9: Esquema das caixas utilizadas como moldes para as placas de argamassa baritada: (1) tampas de maderite; (2) moldura lateral; (3) parafusos pra fixação das tampas; (4) pregos para suporte da placa à moldura. 44

Figura 10: Placa de barita de 70 x 70 x 2,5 cm^3 de volume 45

Figura 11: Espectro de fluorescência de raios X dos componentes da placa de argamassa baritada.....46

Figura 12: Destaque das linhas características presentes no espectro de fluorescência entre 1 e 4,35 keV. 47

Figura 13: Destaque das linhas características presentes no espectro de fluorescência entre 4,35 e 8 keV. 47

Figura 14: Destaque das linhas características presentes no espectro de fluorescência entre 10 e 40 keV. 48

Figura 15: Coeficiente mássico de atenuação total para a argamassa baritada e os seus constituintes de maior percentual em massa: bário e cálcio. Valores obtidos do banco de dados XCOM/NIST [50] 49

Figura 16: Configuração Geral do experimento. Posicionamento dos instrumentos de medição 50

Figura 17: Imagem radiográfica da câmara de ionização posicionada no centro do campo de raios X. 51

Figura 18: Imagem radiográfica do espectrômetro alinhado à câmara de ionização 51

Figura 19: Imagem radiográfica do simulador de paciente pediátrico no campo de raios X com a técnica 50 kV, 0,2 mA e 15 s. 52

Figura 20: Configuração geométrica do experimento:(a) para medições de espectros transmitidos através de barreiras de diferentes espessuras, (b) medições de espectros transmitidos através da barreira mais o conjunto chassis para imagem digital e grade antiespalhamento, (c) e (d) medições de espectros transmitidos através do conjunto (b) adicionado dos simuladores pediátrico e adulto respectivamente, (e) posicionamento dos atenuadores, câmara de ionização e espectrômetro. 54

Figura 21: Diagrama do programa de correção de espectros. O núcleo destacado no programa se refere ao procedimento de *stripping*[54]. 58

Figura 22: Eficiência de absorção total para o CdTe simulada para uma camada de depleção igual a 0,99 mm, baseado no algoritmo publicado por por Tomal e col[59] 63

Figura 23: Espectro de ^{133}Ba medido com o detector de CdTe utilizando um ganho de 30,31x. 70

Figura 24: Espectro de ^{152}Eu medido com o detector de CdTe utilizando um ganho de 30,31x. 70

Figura 25: Espectro de ^{241}Am medido com o detector de CdTe utilizando um ganho de 30,31x. 71

Figura 26: Curva de calibração em energia utilizando dados de fontes de Amerício 241 , Bário 133 e raios X de fluorescência do tungstênio. A incerteza nos pontos experimentais é inferior a 3,34%. 71

Figura 27: Espectro de um feixe de raios X de qualidade RQR 5 corrigido pelo processo de *stripping*. O espectro em preto representa a distribuição de fótons por energia e em vermelho a distribuição de kerma no ar. Ambos estão normalizados pelo valor máximo da distribuição 72

Figura 28: Coeficiente mássico de absorção do ar (ar seco no nível do mar) para a faixa de energia de 15 a 150 keV. Valores obtidos do banco de dados XCOM/NIST [50] 72

Figura 29: Curvas de atenuação para feixe RQR 3. Os pontos em preto representam resultados de medições com uma câmara de ionização e os resultados em vermelhos são dados calculados à partir do espectro corrigido. 73

Figura 30: Curvas de atenuação para feixe RQR 5. Os pontos em preto representam resultados de medições com uma câmara de ionização e os resultados em vermelho são dados calculados à partir do espectro corrigido. 74

Figura 31: Espectro primário bruto para feixe RQR 3. 75

Figura 32: Espectro primário bruto para feixe RQR 8. 75

Figura 33: Espectro pimário bruto para feixe RQR 5 75

Figura 34: Espectro primário bruto para feixe RQR 10. 75

Figura 35: Espectro primário RQR 3 corrigido em termos de kerma no ar ponderado (mGy/mAs.keV@1m) 76

Figura 36: Espectro primário RQR 8 corrigido em termos de kerma no ar ponderado (mGy/mAs.keV@1m) 76

Figura 37: Espectro primário RQR 5 corrigido em termos de kerma no ar ponderado (mGy/mAs.keV@1m) 76

Figura 38: Espectro primário RQR 10 corrigido em termos de kerma no ar ponderado (mGy/mAs.keV@1m) 76

Figura 39: Conjunto de espectros primários de qualidade RQR apresentados em unidades de kerma no ar ponderado (mGy/mAs.keV@1m) 77

Figura 40: Relação entre o kerma no ar medido ara feixes de qualidade RQR, normalizado pelo produto corrente - tempo, e a tensão aplicada ao tubo. Cada valor de tensão está associado a uma qualidade de feixe 77

Figura 41: Espectros primários de feixe RQR 5 gerado pelo modelo TBC (linha azul) e medido experimentalmente (linha vermelha). 78

Figura 42: Espectros primários de feixe RQR 8 gerado pelo modelo TBC (linha azul) e medido experimentalmente (linha vermelha). 78

Figura 43: Espectro feixe RQR 3 transmitido por uma placa de argamassa baritada de 5 mm de espessura (T-B5A1Q3) e do feixe RQR 5 transmitido pela mesma placa (T-B5A1Q5). 79

Figura 44: Espectro do feixe RQR 8 transmitido por uma placa de argamassa baritada de 5 mm de espessura (T-B5A1Q8) e do feixe RQR 10 transmitido pela mesma placa (T-B5A1Q10) 79

Figura 45: Espectro T-B5A2Q3 em vermelho e T-B5A2Q5 em preto. 80

Figura 46: Espectro T-B5A2Q8 em vermelho e T-B5A2Q10 em preto. 80

Figura 47: Espectro T-B5A3Q3 em vermelho e T-B5A3Q5 em preto. 81

Figura 48: Espectro T-B5A3Q8 em vermelho e T-B5A3Q10 em preto. 81

Figura 49: Espectro T-B5A4Q3 em vermelho e T-B5A5Q5em preto. 82

Figura 50: Espectro T-B5A4Q8 em vermelho e T-B5A4Q10 em preto. 82

Figura 51: Coeficientes de conversão médios entre kerma no ar e equivalente de dose ambiente para feixes na faixa de energia de diagnóstico em função da camada semirredutora. Foram calculados a partir de espectros experimentais primários (pontos pretos) e espectros gerados pelo modelo de TBC (pontos vermelhos). As linhas pretas e vermelhas representam o ajuste de uma exponencial aos dados. A linha azul representa o coeficiente constante adotado pela ANVISA.....84

Figura 52: Coeficientes de conversão médios (Sv/Gy) entre kerma no ar e equivalente de dose ambiente para feixes primários (em preto) e transmitidos (vermelho), pelos conjuntos de atenuadores descritos na subseção 3.2.4, com diferentes camadas semirredutoras. É mostrado também o resultado do ajuste da função analítica adotada pela ICRU (linha azul) aos dados de coeficientes de conversão, C_k, obtidos nesta pesquisa.....86

Figura 53: Coeficientes de conversão médios (Sv/Gy) entre kerma no ar e equivalente de dose ambiente para feixes primários (em preto) e feixes incidentes de qualidades RQR 3, RQR 5, RQR 8, e RQR 10 transmitidos pelos conjuntos de atenuadores descritos na subseção 3.2.4 em função da energia efetiva. Ajuste da função analítica adotada pela ICRU (linha vermelha) aos dados de coeficientes de conversão, C_k (Sv/Gy).....87

Figura 54: Solução da função analítica adotada pela ICRU que descreve os coeficientes de conversão, C_k, para fótons monoenergéticos na faixa de energia do radiodiagnóstico 87

Figura 55: Atenuação de feixes por placas de argamassa baritada em termos de equivalente de dose ambiente $H^*(10,x_p)$, obtida através de espectros experimentais primários medidos com tensões entre 40 e 150 kV e com filtrações adicionais de 3 mm. 89

Figura 56: Atenuação de feixes por placas de argamassa baritada em termos de equivalente de dose ambiente $H^*(10,x_p)$, obtida através de espectros experimentais primários de qualidades RQR 2 a RQR 10. 90

LISTA DE TABELAS E QUADROS

Quadro 1 : Relação das fontes de calibração utilizadas, suas energias para raios X e gama e intensidades relativas. 57

Tabela 1: Qualidades RQR de radiação recomendadas pelo TRS 457 da IAEA 36

Tabela 2: Qualidade de feixes RQR definido no TRS457 e respectivos valores de filtração adicional utilizadas para obter esses feixes em um tubo Philips MG450 do Instituto de Física 43

Tabela 3: Identificação e espessuras das placas de argamassa baritada 45

Tabela 4: Localização instrumentos de medição e dos conjuntos de objetos atenuadores em relação ao tubo de raios X .Tamanhos de campo distintos foram utilizados em cada configuração, respeitando as dimensões dos simuladores de paciente. 55

Tabela 5: Parâmetros de ajuste para a função de fração de escape (equação 35) devido a absorção na borda K do Cd e Te. 62

Tabela 6: Primeira camada semirredutora e coeficiente de homogeneidade para espectros primários medidos experimentalmente e gerados pelo modelo de TBC. 79

Tabela 7: Coeficientes de conversão médios entre kerma no ar e equivalente de dose ambiente, *H*(10),* para feixes de radiação X primários gerados por um equipamento industrial e espectros primários gerados pelo modelo de TBC. Esses feixes têm qualidades RQR definidas pela IEC[19]. 83

Tabela 8: Coeficientes médios de conversão (Sv/Gy) entre kerma no ar e equivalente de dose ambiente para os espectros medidos em todas as configurações descritas na subseção 3.2.4 com incerteza percentual máxima de 3,7%. 85

Tabela 9: Parâmetros de ajuste da equação de Archer (equação 13) para os dados de variação do equivalente de dose ambiente em função da espessura de placa de argamassa a camada semirredutora dessa distribuição 90

LISTA DE SIGLAS

ANSI American International Standard Institute

ANVISA Agencia Nacional de Vigilância Sanitária

CNEN Comissão Nacional de Energia Nuclear

CQMA Centro de Química e Meio Ambiente

LFX Laboratório de Fluorescência de Raios X

CSR Camada Semirredutora

FET Field Effect Transistor

IAEA International Atomic Energy Agency

ICRP International Commission on Radiation Protection

ICRU International Commission on Radiation Units and Measurements

IEC International Electrotechnical Commission

IFUSP Instituto de Física da Universidade de São Paulo

IOE Indivíduo Ocupacionalmente Exposto

IP Image Plate (Chassi)

IPEN Instituro de Pesquisas Energéticas e Nucleares

ISO International Organization for Standardization

KERMA Kinect Energy Released in the Medium

MCA Multi Chanel Analyzer

NCRP National Council on Radiation Protection

NIST National Institute of Standard and Technology

PSDL Primary Standard Dosimetry Laboratories

RTD Rise Time Discriminator

SSDL Secondary Standard Dosimetry Laboratories

TBC Tucker Barnes Chakraborty

TRS Technical Report Series

WDXRF Wavelenght Dispersive X-ray Fluorescence

RESUMO

A manutenção dos níveis de dose abaixo dos limites exigidos pelas normas nacionais e internacionais é essencial em todas as aplicações das radiações ionizantes. Os níveis de restrição de dose no Brasil são estabelecidos utilizando a grandeza equivalente de dose ambiente, *H*(10),* e na prática de levantamentos radiométricos, os níveis de radiação são calculados por meio de medições com câmaras de ionização utilizando a grandeza kerma no ar convertidas para equivalente de dose ambiente por um coeficiente constante. O presente trabalho tem por objetivo o estudo experimental das relações entre kerma no ar e a grandeza operacional equivalente de dose ambiente, pela medição de feixes de raios X transmitidos através de materiais utilizados em salas radiológicas dedicadas à exames de tórax. Uma metodologia experimental, baseada em técnicas de espectroscopia, foi desenvolvida para a medição dos espectros de raios X. Com os resultados, as estimativas da grandeza equivalente de dose ambiente, obtidas através de coeficientes de conversão entre o kerma no ar e esta grandeza, tornam-se mais realistas por levar em consideração as alterações espectrais decorrentes da atenuação dos feixes primários por objetos simuladores antropomórficos e por diferentes materiais atenuadores. Foi encontrada uma diferença máxima de 53,52% entre esses coeficientes e aquele adotado no Brasil por meio da ANVISA (1,14 Sv/Gy), o que indica uma subestimação desse valor. O comportamento espectral dos feixes de raios X transmitidos por barreiras primárias e atenuadores presentes em procedimentos radiológicos apresentou influencia sobre resultados relacionados a levantamentos radiométricos e procedimento de cálculos de barreiras.

ABSTRACT

The maintenance of dose levels below the limits required by national and international standards are essential in all applications of ionizing radiation. The dose constrains levels in Brazil are established in terms of the quantity ambient dose equivalent, *H*(10),* while the radiation levels in radiometric surveys are calculated by means of measurements with ion chambers using the quantity air-kerma converted to ambient dose equivalent by a constant factor. The present work aims the experimental study of the relationship between the air-kerma and the operational quantity ambient dose equivalent, by measuring X-ray beams transmitted through materials used in dedicated chest radiographic facility. An experimental methodology, based on spectroscopic techniques was developed for the X-ray spectra measurements. With the results, estimates of ambient dose equivalent quantity through conversion factors between this quantity and the air-kerma, become more realistic by taking into account the spectral changes resulting from the attenuation of primary beams by anthropomorphic phantoms and different attenuating materials. The maximum difference founded between these coefficients and the one adopted in Brazil by ANVISA (1.14 Sv / Gy) was 53.52%, which indicates underestimation of the value. The spectral behavior of the X-ray beam transmitted by primary barriers and attenuators present in radiological procedures presented influences on results related to radiometric surveys and procedure calculations barriers.

1. INTRODUÇÃO

Com descoberta dos raios X por Roentgen em 1895 e da radiatividade em 1896 por Becquerel, foram iniciadas aplicações de raios X e de fontes radioativas nas áreas de Química, Física e Medicina. Estas aplicações eram realizadas sem qualquer conhecimento dos perigos da radiação, o que resultou em várias lesões inesperadas em pacientes, médicos e cientistas, levando alguns investigadores a estudar os riscos e definir limites de exposição[1]. Desde então, uma série de recomendações para reduzir os riscos da radiação têm sido publicadas[2]. Estas recomendações fornecem diretrizes para blindagens que levem à proteção de indivíduos ocupacionalmente expostos e membros do público contra os efeitos deletérios da radiação à saúde humana.

O organismo que define os princípios gerais para proteção contra a radiação ionizante é a *International Commission on Radiation Protection* (ICRP)[3]. Ela fornece recomendações e orientações sobre a proteção contra os riscos associados à radiação ionizante a partir de fontes artificiais utilizadas na medicina, indústria, empresas nucleares e de fontes naturais de radiação. As recomendações acerca dos níveis de exposição para o público e para indivíduos ocupacionalmente expostos à radiação (IOE´s) são apresentadas na publicação de número 103 da ICRP[3], que reforça o princípio de otimização da proteção, também conhecido como princípio ALARA – do Inglês, *as low as reasonably achievable.*

Atualmente, o maior emprego da radiação ionizante é na medicina[4], o que constitui a aplicação de grande contribuição para dose coletiva. Neste e em outros tipos de aplicações, devem ser implantados métodos de otimização que garantam que o público exposto à radiação esteja submetido somente aos menores níveis de radiação possíveis, visando cumprir as recomendações de normas como a ICRP 103[3] para proteção radiológica. Desse modo, barreiras capazes de blindar a radiação utilizada em salas de Radiologia Diagnóstica, Radioterapia e Medicina Nuclear devem ser corretamente planejadas visando garantir níveis de radiação adequados nas adjacências dessas instalações, de acordo com os níveis de restrição de dose estabelecidos.

Os estudos mais relevantes acerca de cálculos de barreiras para instalações de que utilizam raios X para imagem clínicas foram utilizados para consolidar a metodologia de cálculo de barreiras primárias e secundárias proposta pelo *National Council on Radiation Protection* (NCRP), em 2004, no NCRP *Report* 147[5]. Esse documento veio substituir o NCRP *Report* 49[6] que foi utilizado entre 1976 e 2004 como guia principal para cálculo de barreiras, mas que se tornou obsoleto diante das atualizações nas tecnologias aplicadas aos

equipamentos, das grandezas físicas introduzidas, das novas filosofias de proteção radiológica e dos novos limites de dose propostos desde sua publicação. O processo histórico da evolução do cálculo de barreiras para instalações de radiologia diagnóstica foi publicado por Archer em 2005[2].

A metodologia de cálculo de barreiras proposta pelo NCRP 147[5] adota o modelo publicado, em 1983, por Archer e col.[7]. Neste modelo, baseado em uma formulação matemática, as características de diversos materiais atenuadores foram obtidas pelo ajuste de uma equação paramétrica utilizando o método não-linear de mínimos quadrados. Esta metodologia baseia-se, também, nos resultados de Dixon e Simpkin[8] e de Simpkin e Dixon[9] para barreiras primárias e secundárias. Além disso, este modelo faz uso dos resultados de estudos de Simpkin[10] sobre a adequação das cargas de trabalho e fatores de uso, baseados em dados obtidos em clínicas radiológicas norte-americanas.

Apesar do desenvolvimento conceitual da otimização da proteção radiológica ter avançado consideravelmente nas últimas décadas[3], técnicas de otimização não foram formalmente abordadas na elaboração do NCRP 147[5] no sentido utilizado pelas recomendações internacionais3,[11] e pelas normas nacionais[12,13]. A otimização dos cálculos de barreiras para proteção radiológica, bem como a avaliação da adequação de blindagens instaladas (levantamento radiométrico), requer o conhecimento do comportamento do espectro de radiação após sua interação com o material atenuador utilizado. Uma mudança significativa na distribuição espectral do feixe primário ao atravessar atenuadores tais como simuladores de paciente, chassi radiográfico e grade antiespalhamento, foi apresentada por Santos e Costa[14] em 2013.

Um modelo otimizado para cálculo de barreiras que considera o espectro de energia e distribuição de carga de trabalho foi publicado por Costa e Caldas[15,16] em 2002. Neste trabalho os resultados foram obtidos para espectros produzidos por um modelo semiempírico[17]. Foram realizadas aplicações desse modelo utilizando alguns espectros obtidos experimentalmente, possibilitando comparações com os resultados apresentados por esse autor e a validação do modelo.

Em levantamentos radiométricos, os feixes de radiação transmitidos pelas barreiras protetoras têm suas características fortemente alteradas. No Brasil, os instrumentos de medição (câmaras de ionização, em geral) utilizadas em levantamentos radiométricos são calibrados para determinação da grandeza kerma no ar em feixes padrão[18,19], caracterizado por seu valor de camada semirredutora para um dado valor de tensão (kV). Contudo, a utilização

destes instrumentos se dá, normalmente, em ambientes clínicos onde os feixes de raios X produzidos não correspondem a estes feixes padrão.

Além disso, no Brasil, a grandeza operacional que deve ser usada para verificar a conformidade da radiação no ambiente com os níveis de restrição de dose em monitoração de área é o equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$[13]. Na prática, em levantamentos radiométricos, valores de kerma no ar (Gy) obtidos por meio de medições com câmaras de ionização são convertidos em equivalente de dose ambiente (Sv) utilizando o coeficiente de conversão 1,14 $SvGy^{-1}$ adotado pela ANVISA[13] por meio da portaria 453.

Os coeficientes de conversão entre kerma no ar e equivalente de dose ambiente são apresentados na literatura para feixes monoenergéticos [20, 21, 22], calculados a partir de modelos matemáticos para feixes estreitos[23], para feixes incidentes em um objeto simulador da esfera de ICRU[24] e por simulação pelo método de Monte Carlo para feixes de fótons transmitidos por placas de chumbo[25]. Este trabalho propõe calcular coeficientes de conversão entre kerma no ar e equivalente de dose ambiente que levem em consideração a distribuição espectral do feixe transmitido por atenuadores típicos presentes em procedimentos de exames radiológicos de tórax.

Desse modo, espectros de raios X e suas respectivas curvas de atenuação foram medidos em laboratório, na direção de incidência do feixe primário, para melhor representar os níveis de radiação que devem estar presentes nos ambientes externos às salas radiológicas. Além de feixes primários, foram medidos espectros transmitidos por conjuntos de atenuadores típicos de um ambiente clínico, buscando uma representação adequada das situações encontradas em salas de radioagnóstico dedicadas à exames de tórax, uma vez que este tipo de exame ocorre com maior frequência. A partir dos conjuntos de espectros de raios X medidos foi possível determinar coeficientes de conversão entre kerma no ar e equivalente de dose ambiente, que consideram distribuições de fótons em feixes transmitidos em situações clínicas específicas simuladas.

A motivação desta pesquisa é baseada na necessidade formal da utilização de técnicas de otimização da radioproteção, tanto pela abordagem da relação custo/benefício, quanto pela garantia que as barreiras estão sendo adequadamente projetadas e instaladas. Portanto, o objetivo geral foi calcular coeficientes de conversão entre kerma no ar e equivalente de dose ambiente que levem em consideração a distribuição espectral de feixes transmitidos por barreiras primárias e atenuadores presentes em procedimentos radiológicos de uma sala dedicada a exames de tórax. Esses atenuadores são conjuntos formados por simuladores de

pacientes, grades antiespalhamento e chassis radiográficos, e por diferentes espessuras de barreiras protetoras compostas por argamassa baritada. Com estes resultados, valores mais adequados da grandeza equivalente de dose ambiente podem ser obtidos. Dentre os objetivos específicos destacam-se:

i. o desenvolvimento de uma rotina de correção de espectros experimentais;
ii. o estudo dos espectros transmitidos por diferentes combinações de atenuadores (barreira de argamassa baritada, grade antiespalhamento, objetos simuladores antropomórficos adulto e pediátrico);
iii. a aplicação de um modelo matemático[15,16] para o cálculo de barreiras que considera a distribuição espectral do feixe transmitido, a partir de dados obtidos experimentalmente.

Nos objetivos específicos ii e iii estão incluídas, ainda, etapas de estimativas das incertezas dos resultados experimentais. O presente trabalho apresenta as metodologias utilizadas e seus respectivos resultados para o atendimento dos objetivos apresentados. No capítulo 2 é apresentada a fundamentação teórica e conceitos de temas pertinentes a esta pesquisa. No capítulo 3 são descritos os instrumentos utilizados e as metodologias adotadas para os experimentos e analise. No capítulo 4 são apresentados os resultados obtidos a partir dos dados adquiridos na execução da metodologia e, no capítulo 5, as discussões e conclusões acerca desses resultados.

2. TEORIA

2.1 Grandezas e unidades dosimétricas

Existem duas classes de grandezas utilizadas para fins de proteção radiológica: as grandezas de proteção e grandezas operacionais. Definições para estas classes de grandezas são apresentadas pela ICRU[26] e ICRP[3]. Elas não são diretamente mensuráveis, mas podem ser calculadas a partir de relações entre si e com grandezas físicas por meio da aplicação de coeficientes de conversão[21]. As grandezas operacionais estão relacionadas à monitoração individual e de área. As grandezas de proteção são especificadas no corpo humano e são usadas para o estabelecimento de limites de exposição à radiação[27]. Serão discutidas apenas as grandezas que são de interesse para o desenvolvimento do presente trabalho, que são fluência, kerma, equivalente de dose ambiente, dose equivalente e dose efetiva.

2.1.1 Fluência de fótons, Φ.

Considerando um feixe homogêneo, a fluência de fótons, Φ, é a razão do número dessas partículas, dN, incidentes sobre uma área, da, da secção transversal de uma esfera[28],

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad [m^{-2}] \tag{1}$$

a fluência é expressa em m^{-2} no SI.

2.1.2 Fluência de energia, ψ.

A fluência de energia para um feixe monoenergético é uma grandeza física definida como a quantidade de energia transportada pelo feixe por unidade de área.

$$\psi = \frac{dN}{da} h\nu \quad [\mathrm{Jm}^{-2}] \tag{2}$$

nesta equação, $h\nu$ é a energia de cada fóton do feixe. Para feixes polienergéticos, o espectro de energias deve ser considerado.

2.1.3 Kerma, *K*.

O kerma (*kinetic energy released in the medium)* é uma grandeza física que representa o somatório da energia cinética inicial de todas as partículas carregadas, dE_{tr}, produzidas por partículas não carregadas em uma unidade volume de determinado meio com massa dm:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad [Jkg^{-1}] \tag{3}$$

a unidade de medida do kerma no SI é o $J.kg^{-1}$ que é equivalente a 1 Gy.

O meio mais frequentemente utilizado para quantificar o kerma é o ar. No presente trabalho, o kerma no ar será representado por *K*.

Na prática, esta grandeza é calculada a partir de medições de cargas elétricas que são produzidas em detectores, tais como câmaras de ionização, através da interação da radiação com o ar. O cálculo é realizado utilizando um coeficiente de calibração adequado, em termos de kerma no ar, e fatores de correção para as grandezas de influência[18],

$$K = N_{K,Q_0} M_Q \prod_i k_i \quad [Jkg^{-1}] \tag{4}$$

nesta equação, N_{K,Q_0} é o coeficiente de calibração fornecido por um laboratório com rastreabilidade assegurada por padrões nacionais ou internacionais, M_Q, é a leitura do medidor de radiação e $\prod_i k_i$ é o produto de todos os fatores de correção para grandezas de influência.

Para irradiação com fótons, o kerma no ar pode também ser calculado a partir da distribuição espectral da fluência de fótons do feixe de radiação, conforme a equação (5).

$$K = \sum_{E=0}^{E_{máx}} \Phi(E).E.(\mu_{tr}/\rho)_{ar}(E) \tag{5}$$

Nesta equação, $\phi(E)$ é a fluência de partículas em função da energia do fóton, E, em elétron-volt, e $(\mu_{tr}/\rho)_{ar}(E)$, é o coeficiente mássico de transferência de energia para o ar, em cm^2/g.

2.1.4 Equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$

O equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$, é uma grandeza operacional usada para monitoramento de área, sendo definida pela publicação ICRU 51[26]. No Brasil esta grandeza é utilizada para verificar os níveis de restrição de dose no ambiente para fins de cálculos de barreira e levantamento radiométrico[13].

Esta grandeza representa o equivalente de dose que seria produzido em um ponto do feixe de radiação por um campo expandido e alinhado na esfera da ICRU[29], a uma profundidade, d, do seu raio, oposto à direção do campo alinhado. Para radiações fortemente penetrantes, a profundidade recomendada pela publicação ICRU 51[26] é de 10 mm, e para radiação fracamente penetrante, 0,07 mm. Sua unidade no Sistema Internacional de Unidades é o $J.kg^{-1}$, com nome especial de Sievert, Sv. Um campo expandido é um campo hipotético onde a fluência e sua distribuição angular e energética têm o mesmo valor em todo o volume de interesse como em um campo real em um ponto de referência. Em um campo expandido e alinhado, a fluência e sua distribuição energética são as mesmas que em um campo expandido, porém, a fluência é unidirecional[26]. Portanto, $H^*(d)$ é independente da distribuição angular do campo real.

A esfera da ICRU é uma esfera com 30 cm de diâmetro, composta por um material equivalente ao tecido mole humano quanto à atenuação e espalhamento de fótons. Possui densidade de 1 $g.cm^{-3}$ e composição de massa de 76,2% de oxigênio, 11,1% de carbono, 10,1% de hidrogênio e 2,6% de nitrogênio.

2.1.5 Dose equivalente, H_T

A dose equivalente, H_T, é uma grandeza de proteção, que considera a efetividade de um determinado tipo de radiação em causar efeitos estocásticos devido a dose absorvida média no órgão ou tecido, $D_{T,R}$[30]. A dose equivalente num tecido ou órgão T, para um determinado tipo de radiação R, é o valor médio da dose absorvida $D_{T,R}$ por todo tecido ou órgão[31]:

$$H_T = \sum w_R D_{T,R} \quad [\mathrm{Sv}] \tag{6}$$

Onde w_R é o fator de peso da radiação R, e vale um para fótons de qualquer energia[3].

2.1.6 Dose efetiva, E_{ef}.

A dose efetiva é uma grandeza de proteção recomendada para a limitação de exposição de pessoas a fontes de radiação ionizante[5]. É definida como a soma das doses equivalentes em órgãos ou tecidos, ponderadas por fatores específicos dessas estruturas[3]:

$$E_{ef} = \sum_T w_T H_T \quad [Sv] \tag{7}$$

onde w_T é o fator de ponderação do tecido ou órgão e representa a sensibilidade desses tecidos ou órgãos à efeitos estocásticos da radiação, e H_T é a dose equivalente no tecido ou órgão para qualquer tipo de radiação. Os valores mais atuais de w_T são apresentados pela ICRP 103 de 2007[3].

2.1.7 Coeficientes de conversão

Muitas grandezas dosimétricas não podem, na prática, ser medidas de forma direta. No entanto, elas podem ser calculadas a partir de outras grandezas correlacionadas que são determinadas experimentalmente ou obtidas por simulação. Os coeficientes de conversão relacionam as grandezas físicas com as operacionais e de proteção, caracterizando o campo de radiação. Valores de referência de coeficientes de conversão para grandezas operacionais são apresentados pelo ICRU 57[21]. Estes valores foram calculados a partir de feixes de radiação monoenergética, enquanto que para feixes polienergéticos, a ICRU recomenda que coeficientes médios ou efetivos deve ser determinados pela integração sobre todo o espectro de energia. Os coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente, adotados pela ICRU 57[21] para feixes monoenergéticos são resultados publicados por Wagner *et. al.*[22] em 1985 por meio do ajuste de uma função analítica aos dados experimentais disponíveis na época. A Figura 1 apresenta os coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente para feixes de fótons monoenergéticos adotados pela ICRU 57[21].

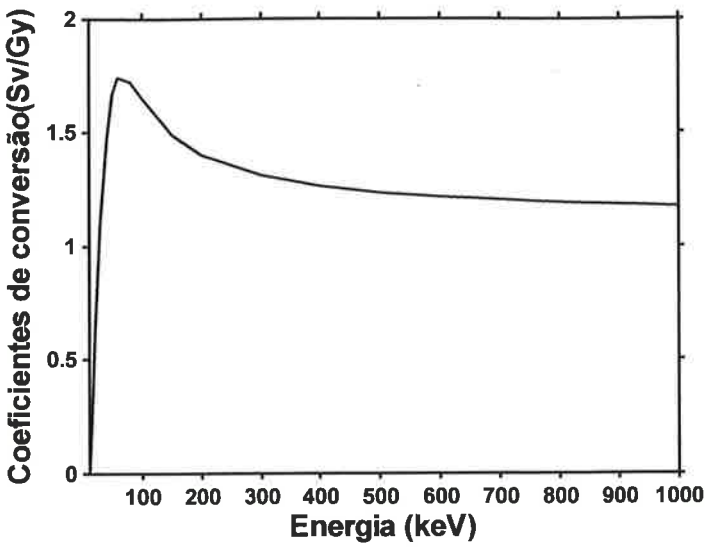


Figura 1: Coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente em função da energia, para feixes monoenergéticos, adotados pela ICRU 57[21].

2.1.8 Energia efetiva, E_e

A energia efetiva de um feixe polienergético de raios X é o valor da energia de um feixe de fótons monoenergéticos que possui a mesma camada semirredutora que referido feixe polienergético. A partir do espectro de energias do feixe de raios X a energia efetiva pode ser calculada como:

$$E_e = \frac{\int_0^{E_{max}} EN(E,x)dE}{\int_0^{E_{max}} N(E,x)dE} \ [eV] \qquad (8)$$

onde $N(E,x)$ é o espectro de energia para uma filtração de espessura x e E_{max} é a energia máxima do espectro.

2.2 Produção de raios X e espectros de energia

A produção artificial de raios X ocorre, na prática, quando um feixe de elétrons é acelerado contra um alvo de alto número atômico. As perdas de energia desses elétrons devido às interações com o alvo podem ser por colisão ou emissão de radiação. Na faixa de energias utilizadas em radiologia diagnóstica, mais de 99% da energia dos elétrons é convertida em calor, por colisão, e o restante é responsável pela produção de radiação no feixe de raios X[32].

A Figura 2 apresenta um desenho esquemático de um tubo de raios X[32]. No processo de produção de raios X, uma corrente elétrica á aplicada ao filamento de tungstênio do catodo, e uma nuvem de elétrons é criada por efeito termoiônico. O dispositivo de focalização tem função de reduzir e uniformizar a região do ponto focal por meio de um campo elétrico aplicado. O catodo e ânodo estão no vácuo, dentro de um invólucro de vidro para impedir que os elétrons percam energia ao colidir com moléculas de gás. Uma diferença de potencial aplicada entre os eletrodos aceleram os elétrons em direção ao ânodo. Perdas de energia por colisão produzem uma grande quantidade de calor no ânodo, e um sistema dissipação de calor é necessário. Por conta disso, o ânodo deve ser composto de um material com alto ponto de fusão, alta condutividade térmica, baixa pressão de vapor, além de ter boas propriedades mecânicas.

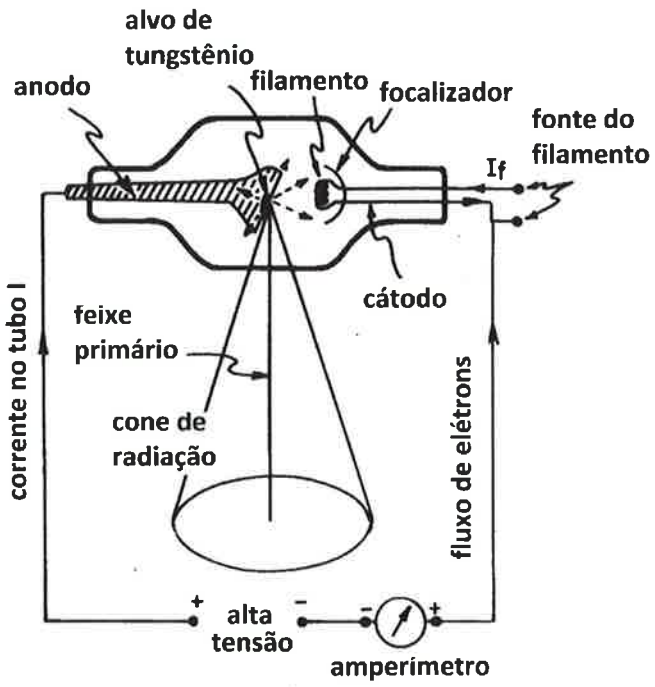


Figura 2: Esquema de um tubo de raios X com ânodo de tungstênio. Fonte: Johns e Cunninghan, 1983[32].

Os raios X são produzidos a partir de dois processos diferentes. No primeiro processo, os elétrons inicialmente acelerados são freados pelo núcleo dos átomos do alvo por meio da interação coulombiana, perdendo uma fração de sua energia sob a forma de um fóton de raios X. Nesse processo, também conhecido como emissão por *Bremmstrahlung*, os elétrons podem perder desde uma pequena fração de sua energia até toda a sua energia[27] gerando um espectro contínuo com energia máxima numericamente igual ao potencial acelerador aplicado ao tubo. No segundo processo, o elétron incidente colide com elétrons atômicos, do anodo, das camadas mais internas (K, por exemplo) quebrando sua ligação coulombiana com o núcleo e

ejetando-o, deixando o átomo ionizado. Elétrons de camadas mais externas passam a ocupar a vacância criada, resultando na emissão de fótons de raios X característicos com valores de energia iguais às diferença de energia dos níveis envolvidos nas transições. Um espectro de linhas discretas é criado e estas se destacam sobre o espectro contínuo.

2.2.1 Modelo de TBC para geração de espectros de raios X

O modelo de TBC (Tucker-Barnes-Chakraborty) é um modelo semiempírico criado para reproduzir espectros gerados por equipamentos de raios X com alvo de tungstênio no intervalo de energias usado no radiodiagnóstico. O modelo original foi proposto por Tucker *et al.*[17] e importantes modificações foram implementadas por Costa et al. em 2007[33], que denominaram os seus resultados como "Modelo de TBC modificado". Neste trabalho, o modelo de TBC modificado será referido apenas como modelo de TBC.

O modelo de TBC simula espectros de raios X de um feixe estreito para uma forma de onda arbitrária, e representa o espectro que seria produzido por um sistema de raios X específico, com resultados em unidades de kerma no ar (mGy /keV). A Figura 3 apresenta um espectro de raios X produzido para um tubo com ânodo de tungstênio.

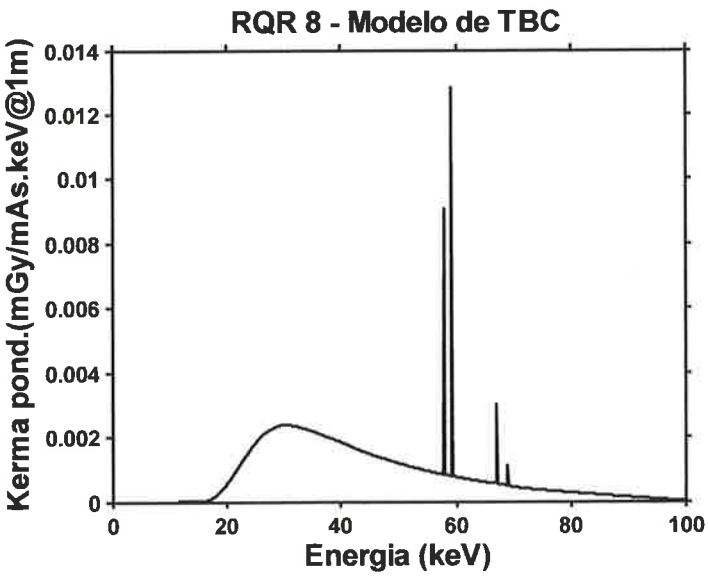


Figura 3: Espectro primário de raios X, de qualidade RQR 8, produzido por um tubo com ânodo de tungstênio. Espectro produzido pelo modelo de TBC.

As linhas destacadas sobre o espectro contínuo são emissões características do tungstênio. Este espectro foi calculado utilizando o modelo TBC e representa um feixe produzido com tensão de 100 kV com uma camada semirredutora de 3,97 mm Al (qualidade

RQR 8)[18]. No eixo das ordenadas estão representados valores de kerma no ar ponderados (kerma pond.) em unidades de mGy/mAs.kev@1m.

2.3 Detectores de radiação

2.3.1 Câmaras de ionização

Câmaras de ionização são detectores a gás, cujo princípio de funcionamento é baseado na coleta de pares elétron-íon formados no volume sensível desses detectores diretamente pela passagem da radiação. O volume sensível encontra-se entre o catodo e ânodo e a coleta de cargas é feita utilizando uma diferença de potencial aplicada nesses eletrodos. Opera numa faixa de tensão bem determinada onde efeitos de recombinação são praticamente inexistentes[34] e o sinal não varia com a tensão. O sinal coletado deve ser adequadamente amplificado, e é proporcional à quantidade de radiação incidente. São muito comuns modelos de câmaras de ionização abertas onde a interação da radiação é medida diretamente no ar. A Figura 4 apresenta um esquema de uma câmara de ionização de geometria cilíndrica.

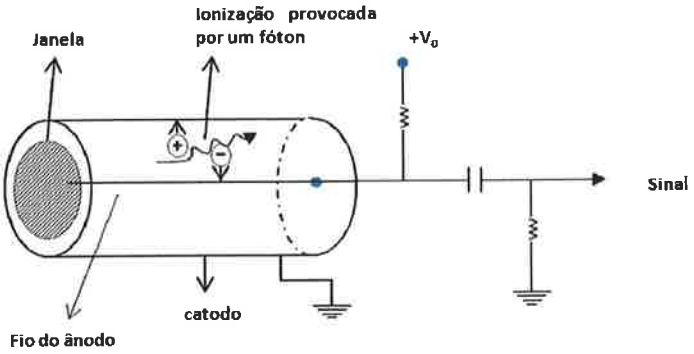


Figura 4: Esquema de uma câmara de ionização cilíndrica. Adaptado de Leo [35]

2.3.2 Detectores semicondutores

Detectores semicondutores são baseados em materiais semicondutores cristalinos, tais como o silício e o germânio. O princípio básico de funcionamento consiste na coleta de pares elétron-buraco, produzidos pela interação da radiação nesse meio, por meio de um campo elétrico. Como a energia média para criar um par elétron-buraco é pequena, em relação à energia de ionização de um gás, uma grande quantidade de ionizações pode ser produzida por um único fóton de uma determinada energia, resultando em boa resolução energética[35].

Esses detectores geralmente necessitam de resfriamento durante seu funcionamento para adequação de sua relação sinal/ruído e, por isso, às vezes são associados a sistemas

criogênicos. Alguns detectores disponíveis no mercado possuem resfriamento por processo termoelétrico (células Peltier), que evita que sejam necessários sistemas complexos e volumosos, como os que são utilizados quando se usa nitrogênio líquido como material refrigerador. Os cristais semicondutores utilizados nos detectores são sensíveis à radiação e podem ser danificados por ela. Por isso, a taxa de eventos coletados deve ser controlada. Além disso, a vida útil desses detectores é limitada.

2.4 Cálculos de barreiras

A realização de cálculos de barreiras para projetos de instalações radiológicas foi, por muito tempo, baseada no *Report* 49 do NCRP[6]. Porém, atualizações nas tecnologias aplicadas aos equipamentos radiológicos, grandezas físicas introduzidas, novas filosofias de proteção radiológica, bem como novos limites de dose propostos pelo ICRP 60[36] e pelo ICRP 103[3] exigiram uma atualização desse documento. Uma revisão realizada por uma comissão conjunta entre a *American Association of Physicists in Medicine,* AAPM, e o NCRP resultou na substituição deste protocolo pelo NCRP *Report* 147[5]. Dois estudos sobre o histórico das publicações relacionadas aos métodos de cálculos de blindagem podem ser encontrados nas publicações indicadas nas referências 2 e 37.

As metodologias de cálculo de barreiras adotadas pelo NCRP nº 147 baseiam-se nos resultados do Dixon e Simpkin[8] e do Simpkin e Dixon[9] para barreiras primárias e secundárias, além do modelo publicado, em 1983, por Archer e col.[7] que formula as características de diversos materiais atenuadores por meio do ajuste de uma equação paramétrica. Além disso, esse documento faz uso dos resultados de estudos de Simpkin[10] sobre a adequação das cargas de trabalho e fatores de uso, baseados em dados obtidos em clínicas radiológicas norte-americanas.

A metodologia apresentada no NCRP 147[5] consiste em calcular a espessura em chumbo, concreto, aço, gesso ou madeira, de barreiras protetoras contra a radiação primária e/ou secundária (espalhada pelo paciente e radiação de fuga) de fontes de raios X. Esta metodologia prevê a proteção por uma barreira primária para reduzir os níveis de radiação a uma distância d_p da fonte. Esta barreira primária deverá proteger o público e os trabalhadores, nas adjacências da sala, da radiação proveniente diretamente do feixe primário. Prevê, também, a proteção por uma barreira secundária, que manterá níveis aceitáveis de radiação a uma distância d_s da fonte. Esta barreira secundária deverá proteger o público e os

trabalhadores, nas adjacências da sala, da radiação de fuga da cúpula do sistema radiológico e da radiação espalhada pelo paciente.

2.4.1 Cálculo de barreiras primárias

Uma barreira primária é uma parede, piso, teto ou outra estrutura que intercepta o feixe de radiação emitido diretamente do sistema emissor de raios X[5]. Deve ter espessura, *x*, suficiente para garantir que a exposição de pessoas à radiação, além da barreira, seja inferior aos limites estabelecidos por normas. O NCRP 147[5] recomenda os valores dos níveis de restrição de dose, em termos de kerma no ar, de 0,1 mGy/sem (5 mGy/ano) e 0,02 mGy/sem (1 mGy/ano) para áreas controladas e não controladas, respectivamente.

No Brasil, a grandeza operacional que deve ser usada para verificar a conformidade com os níveis de restrição de dose em monitoração de área é o equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$[13]. Os valores que devem ser adotados como níveis de restrição de dose são 0,1 mSv/sem (5 mSv/ano) e 0,01 mSv/sem (0,5 mSv/ano) para áreas controladas e não controladas, respectivamente. Na prática, em levantamentos radiométricos, valores de kerma no ar (Gy) obtidos por meio de medições com câmaras de ionização são convertidos em equivalente de dose ambiente (Sv) utilizando o coeficiente de conversão 1,14 $SvGy^{-1}$ estabelecido pela portaria 453 da ANVISA[13].

Uma sala típica dedicada à radiografia de tórax é apresentada na Figura 5. De acordo ao NCRP 147[5], uma blindagem adequada deve ter espessura, *x*, tal que garanta que o kerma no ar após a barreira, $K_P(x)$, na área 1 da figura, seja menor ou igual ao nível de restrição de dose dividido por um fator de ocupação T. Este fator, para uma área específica, representa a fração de tempo em que o indivíduo mais exposto está presente na área quando o aparelho de raios X está ligado. Neste trabalho adotaremos a notação utilizada pelo NCRP 147[5] para cálculo de barreiras, mas deve-se lembrar que, para aplicações no Brasil, em atendimento à Portaria 453 da ANVISA, o kerma no ar deve ser convertido para equivalente de dose ambiente.

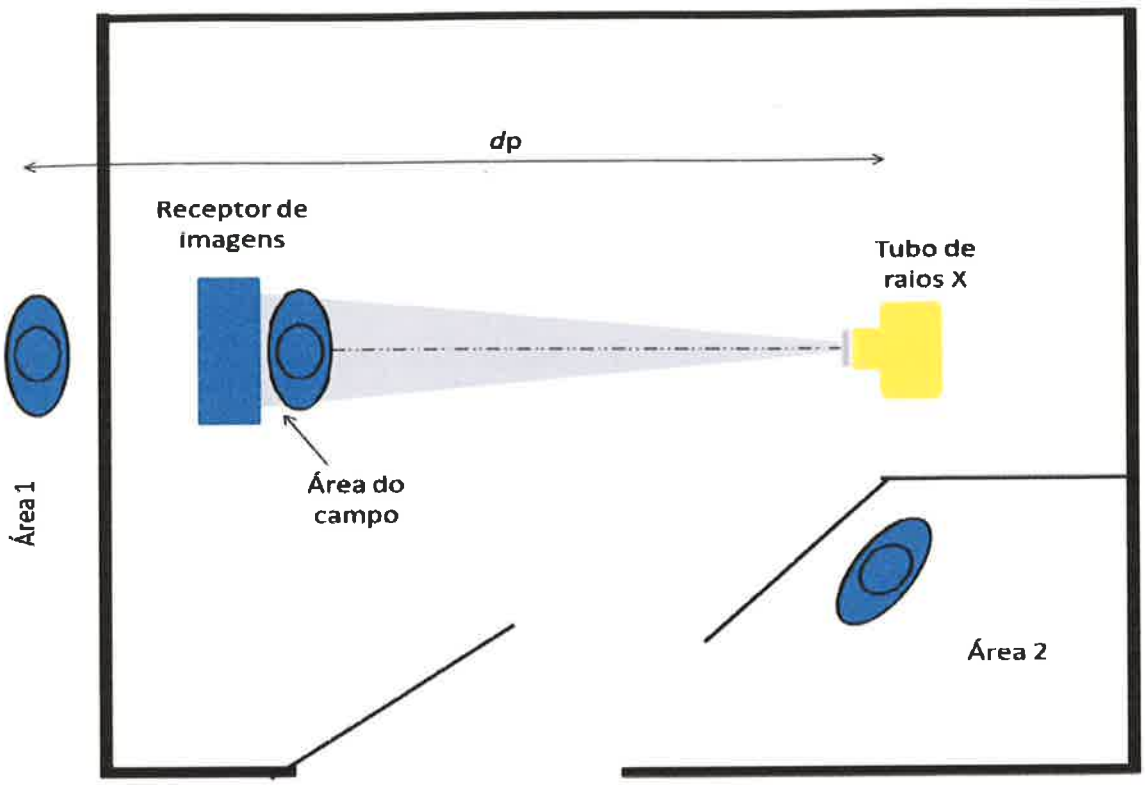


Figura 5: Esquema de uma sala típica dedicada a exame de tórax. Uma barreira primária deve proteger o indivíduo que se encontra a uma distância da fonte d_p na área 1. As demais barreiras devem conter a radiação espalhada e a radiação de fuga, e por isso são secundárias. Adaptado do NCRP 147[5].

A transmissão de um feixe largo por uma barreira de espessura x composta por um determinado material é a razão do kerma no ar medido atrás da barreira a uma distância d_p, $K_P(x)$, pelo kerma no ar medido à mesma distância, mas, sem esta barreira, $K_P(0)$.

$$B(x) = \frac{K_P(x)}{K_P(0)} \tag{9}$$

O kerma no ar na ausência de barreira, $K_P(0)$ é calculado por:

$$K_P(0) = \frac{K_P^1 UN}{(d_p)^2} \tag{10}$$

onde K_P^1 é o kerma no ar médio por paciente (mGy.paciente^{-1}) a 1 m do ponto focal do tubo, U é o fator de uso e N é o número estimado de pacientes por semana. O fator de uso é definido como a fração da carga de trabalho do equipamento na qual o feixe primário está direcionado para a barreira a ser determinada. No caso específico onde o tubo de raios X é

fixo, como numa sala dedicada a exames de tórax (Figura 5) toda a carga de trabalho é direcionada a uma única parede e, portanto, $U = 1$.

Das equações (9) e (10) pode-se calcular:

$$B(x) = K_P(x).\frac{(d_p)^2}{K_P^1 UN} \tag{11}$$

Uma blindagem é adequada quando a relação $K_P(x) \leq \frac{P}{T}$ é verdadeira, sendo P o nível de restrição de dose a ser considerado. Assim, no limite onde o kerma no ar medido após uma barreira de espessura x_b apresenta o valor máximo aceitável, igual a $\frac{P}{T}$, têm-se a mínima espessura necessária da barreira. Nesse caso, função de transmissão torna-se:

$$B(x_b) = \frac{P}{T}.\frac{(d_p)^2}{K_P^1 UN} \tag{12}$$

Para a correta determinação da espessura que a barreira deve ter para satisfazer as condições impostas pelo nível de restrição de dose e pela arquitetura da sala, suas propriedades de transmissão da radiação X devem ser conhecidas. Estas propriedades devem ser determinadas em condições de feixe largo, como os encontrados na prática da radiologia diagnóstica, e considerando feixes polienergéticos de raios X. Estas propriedades, em geral, são difíceis de serem determinadas considerando diretamente os fenômenos de interação da radiação com a matéria, necessitando de estudos experimentais e modelos matemáticos mais complexos.

A equação (13) apresenta um modelo empírico da transmissão de feixes largos de raios X, que leva em consideração o material utilizado para a atenuação do feixe. Esta equação foi determinada por Archer e col.[7].

$$B(x) = \left[\left(1 + \frac{\beta}{\alpha}\right)e^{\alpha\gamma x} - \frac{\beta}{\alpha}\right]^{-\frac{1}{\gamma}} \tag{13}$$

Neste modelo, $\alpha, \beta \, e \, \gamma$ são os parâmetros de ajuste da curva de atenuação para um dado material e uma dada tensão no tubo de raios X. Uma solução algébrica para x_b, utilizando o resultado expresso nas equações (12) e (13), é:

$$x_b = \frac{1}{\alpha\gamma} ln\left[\frac{\left(\frac{NTK^1}{Pd^2}\right)^{\gamma} + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}}\right] \quad (14)$$

Estes parâmetros foram estimados por Archer e col[7], para vários materiais usados para blindar salas em radiologia diagnóstica. Para avaliar as propriedades de atenuação de um conjunto de materiais (chumbo, aço, vidro laminado, gesso, chumbo acrílico e madeira) foram utilizados feixes largos de radiação produzidos por tubos com geradores de potencial monofásico e trifásico.

Uma importante alteração na metodologia de cálculo de barreira proposta pelo NCRP 147[5] em relação ao NCRP 49 foi a distribuição de cargas de trabalho. O *Report* 49 assumia que todas as exposições eram realizadas na máxima tensão de operação do tubo de raios X em questão, o que elevava bastante a carga de trabalho normalizada. Na metodologia descrita no NCRP 147[5], é considerada a distribuição de carga de trabalho como função da tensão aplicada ao tubo, $W(kVp)$, que foram determinadas por Simpkin[10] em clínicas dos EUA para diferentes modalidades radiológicas. Com essa consideração, as espessuras de barreiras estimadas são mais representativas dos valores ideais para a otimização da proteção dos ambientes.

Pode-se definir $K_W^1(kVp)$ como o kerma no ar do feixe primário por unidade de carga de trabalho de um tubo específico (mGy/mA.min) a 1 m de distância do ponto focal. O kerma no ar a 1 metro do feixe não atenuado para um determinado potencial aplicado, nesse caso, será:

$$K_P^1(kVp) = K_W^1(kVp).W(kVp) \quad (15)$$

Para um determinado fator de uso desse tubo, a uma distância d_p, o kerma no ar se torna:

$$K_P(0, kVp) = \frac{K_W^1(kVp).W(kVp).U}{d_P^2} \quad (16)$$

e a curva de transmissão para uma barreira de espessura x_{tot} é calculada por:

$$B(x_{tot}, kVp) = \frac{K_P(x_{tot}, kVp)}{K_P(0, kVp)} \quad (17)$$

As curvas de transmissão considerando diferentes cargas de trabalho, calculadas conforme a equação (17), são apresentadas no NCRP 147[5] para vários materiais. Os parâmetros α, β e γ do modelo de Archer[7] aplicado a essas curvas de transmissão também são disponíveis neste documento do NCRP. O kerma no ar atrás de uma barreira primária, numa área ocupada, devido à distribuição de cargas de trabalho do tubo, $W(kVp)$ é determinada como:

$$K_P(x_{tot}) = \sum_{kVp} K_P(x_{tot}, kVp) = \sum_{kVp} \frac{K_W^1(kVp).W(kVp).U}{d_P^2} B(x_{tot}, kVp) \quad (18)$$

2.4.2 Modelo otimizado para cálculo de barreiras primárias

Os métodos para cálculo de barreiras apresentados pelo NCRP 147[5] não consideram a distribuição espectral do feixe transmitido pelo material protetor. Essa consideração é fundamental na estimativa de dose de trabalhadores e pessoas que ocupam áreas adjacentes à sala de radiologia diagnóstica, uma vez que esta depende da energia dos fótons. Além disso, as estimativas de curvas de atenuação sugeridas por esse documento estão em unidades de kerma no ar, e a adoção desses métodos localmente deve ser cuidadosamente avaliada, uma vez que a legislação[13] prevê o uso da grandeza equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$, pra representar os níveis de restrição de dose quando uma barreira é projetada.

Diante disso, Costa e Caldas [16] propuseram, em 2002, um modelo que considera a influência dos espectros dos feixes de raios X utilizados em radiodiagnóstico na estimativa das curvas de atenuação, em unidades de equivalente de dose ambiente, e de acordo à distribuição de cargas de trabalho encontradas em departamentos de diagnóstico por imagem[10]. Para isto utilizou espectros de raios X simulados por um modelo semiempírico[38].

A distribuição energética, $S_0^P(E)$, que atinge uma barreira primária a uma distância d, ponderada pela carga de trabalho, introduzida Costa e Caldas[39] em 1997 e utilizada em trabalhos posteriores[15,16] é definida como:

$$S_0^P(E) = \frac{1}{d^2} \sum_V N_{p,n}^V(E) W(V) \quad (19)$$

onde $N_{p,n}^{V}(E)$ é o espectro de raios X a 1 m do ponto focal e os índices *V*, *p* e *n* indicam a tensão aplicada, que o espectro é primário, e que o espectro está normalizado pelo produto corrente-tempo (mAs), respectivamente. $W(V)$ é a distribuição de carga de trabalho. Ao atravessar uma barreira de espessura x_p a distribuição energética apresentada na equação (19) torna-se:

$$S_0^P(E) = \frac{1}{(d + x_p)^2} \sum_V N_{p,n}^V(E) W(V)\, B^m(x_p, V) \tag{20}$$

onde $B^m(x_p, V)$ é a curva de atenuação de um material *m*, na tensão *V*.

Estas distribuições estão em unidades de kerma no ar por keV. Em conformidade com normas nacionais[13], Costa e Caldas[15,16] introduziram uma função que representa os níveis de radiação primária em unidades de equivalente de dose ambiente em função da espessura de material da blindagem:

$$H^m(10, x_p) = \sum_{V=0}^{V_{max}} \int_0^{E_{max}} \left(\frac{H^*(10)}{K_{ar}}\right)(E) N_{p,n}^V(E) W(V) e^{-\mu_m(E) x_p} dE \tag{21}$$

onde $\left(\frac{H^*(10)}{K_{ar}}\right)(E)$ representa os coeficientes de conversão das grandezas kerma no ar para equivalente de dose ambiente (Figura 1), para feixes monoenergéticos, apresentados pelo ICRU 57[21], $\mu_m(E)$ é o coeficiente de atenuação linear do material a ser utilizado na blindagem e V_{max} é a máxima tensão aplicada ao tubo de raios X.

Conhecendo os espectros transmitidos por algumas espessuras de material de blindagem, a equação (21) torna-se:

$$H^m(10, x_p) = \sum_{V=0}^{V_{max}} \int_0^{E_{max}} \left(\frac{H^*(10)}{K_{ar}}\right)(E) N_{t,n}^V(E, x_p) W(V) dE \tag{22}$$

$H^m(10, x_p)$ fornece o valor de equivalente de dose ambiente a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, após os feixes correspondentes a uma carga de trabalho $W(V)$ atravessarem uma

barreira de espessura x_p. O termo $N_{t,n}^{V}(\mathrm{E}, x_p)$ representa o espectro transmitido por uma espessura x_p de material de blindagem.

2.5 Código de prática internacional para dosimetria em radiologia diagnóstica

A padronização de medições e procedimentos em dosimetria é fundamental para que as informações produzidas na área de metrologia das radiações possam ser comparadas com segurança. Nessa perspectiva, a Agência Internacional de Energia Atômica (*International Atomic Energy Agency* - IAEA) publicou, em 2007, um código de prática internacional (*Technical Reports Series No. 457*)[18] que recomenda procedimentos para calibração de dosímetros e medições em radiologia diagnóstica.

Este documento aborda os conceitos e requisitos dos Laboratórios Padrão Secundários de Dosimetria (*Seccondary Standard Dosimetry Laboratories* - SSDLs) no que se refere à calibração de instrumentos radiológicos usados em dosimetria. Além dos conceitos e formalismo dosimétricos, trata da seleção da instrumentação, estabelecimento de padrões, processos de calibração e estabelece processos de medição em ambientes clínicos.

A implementação das recomendações do TRS 457 foi realizada posteriormente por um projeto de pesquisa coordenado com os objetivos de testar os procedimentos recomendados para a calibração de detectores de radiação em diferentes tipos de feixes de diagnóstico. Foram utilizados alguns modelos de instrumentos de medição em diversas modalidades de aplicações de raios X em diagnóstico por imagens, para testar os procedimentos de dosimetria clínica, incluindo o uso de *phantoms*, relatar a aplicação prática do TRS nº 457 tanto em SSDLs quanto em ambiente clínico. Os principais resultados dessa pesquisa foram publicados pela IAEA em 2011[40].

2.5.1 Qualidade de feixes de raios X

A qualidade de radiação é uma característica específica de um determinado feixe e é estabelecida em termos da camada semirredutora (CSR). A primeira CSR é a espessura de um material padrão necessária para reduzir a intensidade do feixe à metade do seu valor inicial[32]. As qualidades de radiação utilizadas para a calibração de instrumentos em radiologia

diagnóstica adotadas pela TRS 457 da IAEA são aquelas estabelecidas pela norma IEC 61267[19]. Nesse padrão, as qualidades são determinadas em termos da primeira e segunda camada semirredutora de alumínio (mm Al). O método adotado para o cálculo da CSR foi proposto pelo ICRU *Report* 10b[41].

Os feixes de qualidade RQR, definido pelo TRS 457, são equivalentes aos feixes de raios X incidente no paciente em procedimentos clínicos[18]. O estabelecimento de qualidades padrões deve ser realizado por laboratórios de calibração para que os coeficientes de calibração fornecidos aos usuários tenham rastreabilidade. As qualidades RQR devem ser implantadas em um tubo de anodo de tungstênio e a medição da tensão aplicada deve, preferencialmente, ser realizada por meio de um divisor de tensão ligado em paralelo ao tubo[18]. Uma espessura de alumínio deve ser determinada para que o feixe filtrado tenha o valor de camada semirredutora de acordo com o estabelecido pelo código de prática conforme a Tabela 1.

Tabela 1: Qualidades RQR de radiação recomendadas pelo TRS 457 da IAEA

Qualidade de Radiação Padrão	Tensão do Tubo de raios X (kV)	Primeira CSR (mmAl)	Coeficiente de Homogeneidade
RQR 2	40	1,42	0,81
RQR 3	50	1,78	0,76
RQR 4	60	2,19	0,74
RQR 5	70	2,58	0,71
RQR 6	80	3,01	0,69
RQR 7	90	3,48	0,68
RQR 8	100	3,97	0,68
RQR 9	120	5,00	0,68
RQR 10	150	6,57	0,72

Também são estabelecidas qualidades padrão que simulam o feixe transmitido pelo paciente, RQA, para feixes com aplicações em tomografia computadorizada, RQT, e com aplicações em mamografia RQR-M e RQA-M.

2.5.2 Calibração de instrumentos

Devido ao número restrito de Laboratórios Padrão Primários de Dosimetria - (*Primary Standards Dosimetry Laboratories* – PSDLs), em todo o mundo (em somente 20 países)[18] e a alta demanda por esse tipo de serviço, as calibrações dos instrumentos utilizados em radiologia diagnóstica são realizadas por laboratórios padrão secundários (SSDLs) ou

laboratórios de calibração secundários acreditados, ambos possuindo e mantendo pelo menos um detector padrão secundário calibrado por um PSDL. Os SSDLs atuam como uma conexão entre os usuários de seus serviços a um PSDL. Seus instrumentos recebem coeficientes de calibração e sua respectiva incerteza fornecidos por um PSDL ou pela IAEA, o que garante a rastreabilidade das medições realizadas por usuários finais.

De modo geral, a calibração de dosímetros é realizada a partir do método da substituição[18]. Nesse método, mantendo as condições de referência, medições de taxa de kerma no ar são realizadas com o instrumento de referência posicionado no ponto de referência do feixe. Em seguida, nas mesmas condições, o instrumento de referência é substituído pelo do usuário e as mesmas medições são tomadas. O coeficiente de calibração que deve ser usado para corrigir a leitura do instrumento do usuário é a razão da leitura dos dois instrumentos corrigida pelo coeficiente de calibração do instrumento padrão (fornecida por um PSDL). Correções para a densidade do ar e a variação do rendimento, determinado com uma câmara monitora geralmente fixada permanentemente no feixe, são necessárias. Para uma determinada qualidade de feixe, o coeficiente de calibração do dosímetro do usuário, $N_{K,Q_0}^{Usuário}$, é dado por:

$$N_{K,Q_0}^{Usuário} = N_{K,Q_0}^{ref} \left(\frac{(Mk_{TP})^{ref}}{(mk_{TP})^{ref}}\right) \left(\frac{(mk_{TP})^{usuário}}{(Mk_{TP})^{usuário}}\right) \tag{23}$$

Onde:

$N_{K,Q_0}^{Usuário}$ é o coeficiente de calibração do instrumento do usuário que corrige a leitura do instrumento para kerma no ar (ou taxa de kerma no ar) e é determinado em um feixe de qualidade Q_0;

N_{K,Q_0}^{ref} é o coeficiente de calibração do instrumento de referência, fornecido por um PSDL;

M é a leitura do instrumento;

m é a leitura da câmara monitora;

k_{TP} é o fator de correção da densidade do ar, por meio dos valores de temperatura e pressão do ambiente da calibração.

O fator de correção da densidade do ar k_{TP} é calculado através da seguinte expressão:

$$k_{TP} = \left(\frac{273{,}2 + T}{273{,}2 + T_0}\right)\left(\frac{P_0}{P}\right) \tag{24}$$

onde P e T são a temperatura e pressão do ambiente e P_0 e T_0 são a temperatura e pressão de referência. No código de prática da IAEA, a temperatura e pressão de referência são respectivamente $P_0 = 101{,}3\ kPa$ e $T_0 = 20\ °C$.

Os coeficientes de calibração, $N_{K,Q_0}^{Usuário}$, fornecidos pelos laboratórios de padrão secundários, corrigem a leitura das câmaras de ionização do usuário para o valor do padrão medido pela câmara de referência, para um determinado feixe padrão no laboratório de calibração. Nesse caso, as características do feixe utilizado na calibração são bem definidas e conhecidas. No entanto, esses instrumentos são utilizados na pratica em condições muito diferentes daquelas do laboratório de calibração. A qualidade do feixe de raios X usado em rotinas de avaliação do feixe de radiação ou em levantamentos radiométricos nos hospitais ou em qualquer outra área de aplicação desses instrumentos pode ser significativamente diferente daquelas utilizadas nos procedimentos de calibração. Devido a este tipo de diferença entre os feixes de laboratório e os utilizados na prática, inerente da metrologia das radiações ionizantes, torna-se importante a utilização de câmaras de ionização com baixa dependência energética. Além disso, é essencial que o usuário tenha conhecimento das limitações dos coeficientes de calibração empregados e, sempre que possível, que considere estas limitações na determinação das incertezas das grandezas em estudo.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

A etapa experimental desta pesquisa consistiu na medição de espectros primários e transmitidos. Para isso foi necessário a utilização de um tubo de raios X para produzir os feixes, uma câmara de ionização para medir kerma no ar e um espectrômetro para medir os espectros. Para o alinhamento desses instrumentos foram utilizadas imagen radiográficas utilizando chassi e um sistema digitalizador de imagens.

Os atenuadores utilizados para interceptar o feixe para a obtenção dos espectros transmitidos foram placas de argamassa baritada, simuladores de paciente adulto e pediátrico, chassi radiográfico e grade antiespalhamento. A descrição dos instrumentos materiais atenuadores e métodos utilizados para a analise dos dados experimentais será feita nas próximas subseções.

3.1 Instrumentação

3.1.1 Tubo de raios X

Os feixes de raios X, para os quais foram medidos espectros primários e transmitidos, foram produzidos por um equipamento radiológico de uso industrial, modelo MG 450, fabricado pela Philips, acoplado a um gerador de alta tensão e a uma unidade de controle MGC 30. A **Erro! Fonte de referência não encontrada.** apresenta o equipamento de raios X mencionado.

Figura 6: Equipamento industrial de raios X MG 450 da Philips

Este equipamento possui um anodo fixo de tungstênio que está conectado a um transformador de alta tensão de potencial constante que pode operar entre as tensões de 20 e 420 kV. O tubo de raios X é refrigerado por óleo isolante sob um fluxo de água circulante. A corrente anódica aplicada é ajustável com valores compreendidos ente 0,05 mA e 15 mA..

3.1.2 Espectrômetro com detector de telureto de cádmio – CdTe

O espectrômetro utilizado é do modelo XR-100T da Amptek Inc.. Possui um detector de telureto de cádmio (CdTe) de 9 mm^2 de área, com espessura nominal de 1 mm, protegido por uma fina janela de berílio (100 µm). Usado para a detecção de radiação X e gama, é um aparelho compacto e não necessita de refrigeração criogênica. A refrigeração do detector e do transistor do tipo FET se dá por meio de um sistema de resfriamento termoelétrico (célula Peltier), montado sobre a mesma plataforma desses componentes. Esse sistema de refrigeração lhe permite operar com uma tensão de +500 V para coleta de cargas, evitando danos por superaquecimento, diminuindo corrente de fuga e ruído. Possui um monitor de temperatura interna que fornece a temperatura dos componentes.

Os sinais elétricos detectados são processados em um processador digital de pulso modelo PX4, também da Amptek. Este dispositivo possui um analisador multicanal integrado com quantidade de canais ajustáveis e fonte de energia elétrica. Uma interface USB é utilizada para estabelecer a conexão com o computador, onde é possível fazer o controle dos instrumentos, estabelecer as configurações gerais de aquisição, visualizar os dados coletados, e analisar os dados por meio do software ADMCA (Amptek Inc.).

Figura 7: Espectrômetro com detector de CdTe e Processador digital de pulso PX4 da Amptek Inc.

Foram utilizados colimadores de tungstênio afastado da janela de berílio por um espaçador de latão para reduzir taxa de contagem no detector. Para a medição dos espectros primários foi utilizado um colimador de 200 μm e para a medição dos espectros transmitidos, um colimador de 1000 μm.

3.1.3 Câmara de ionização e eletrômetro

Uma câmara de ionização de modelo TW 23361 da PTW foi utilizada, simultaneamente às medições de espectros de raios X, para a determinação do kerma no ar. Esta é uma câmara aberta com geometria cilíndrica e volume de 30 cm^3 projetada como câmara de referência para ser usada por laboratórios secundários de calibração devido à sua baixa dependência energética (menor que 4% no intervalo de 40 keV até a energia do ^{60}Co) e baixa dependência direcional[42]. Este instrumento foi calibrado juntamente com um eletrômetro UNIDOS E (T10009) também da PTW. A calibração foi realizada por um laboratório nacional acreditado de padrão secundário, com medições rastreáveis para as qualidades de feixe de raios X RQR 3, 5, 8 e 10. Por ser aberta, necessita sempre de correção para compensar variações da densidade do ar quando utilizada.

3.1.4 Digitalizador de radiografias computadorizadas – CR

Um digitalizador de radiografias computadorizadas foi utilizado para o alinhamento dos instrumentos de medição, câmara de ionização e espectrômetro, ao ponto focal do tubo de raios X e também para o posicionamento dos simuladores de pacientes como em um exame de tórax. O alinhamento dos instrumentos e posicionamento dos simuladores de paciente serão descritos na seção 3.2.2. Foi utilizado o equipamento de modelo CR–30X do fabricante Agfa. Este aparelho faz leituras de chassis de diversos os tamanhos, com resolução de 10 pixel/mm[43]. Os chassis utilizados são do mesmo fabricante e tem dimensões 35 x 43 cm^2. Nas aquisições de espectros transmitidos, utilizou-se uma grade antiespalhameto (*Kiran Medical Systems*) de 30 x 40 cm^2,103 linhas por polegadas, razão de grade 8:1, distância focal 100 cm, em frente aos cassetes para atenuar o feixe.

A grade antiespalhamento é geralmente utilizada nas aquisições de imagens radiográficas para reduzir a quantidade de fótons espalhados que chegam ao detector e que podem borrar a imagem. Possuem linhas finas de chumbo posicionadas com angulações

estratégicas de modo a interceptar fótons que a atinge com uma direção diferente da direção de incidência. É posicionada antes do chassi radiográfico.

3.1.5 Simuladores antropomórficos de pacientes

Simuladores antropomórficos de pacientes adulto e pediátrico foram utilizados nos experimentos. O simulador antropomórfico de paciente adulto, RANDO *phantom* (*Alderson Research Laboratories*), representa um adulto padrão de sexo masculino com 175 cm de altura e 73,5 kg, não contém braços e pernas. O *phantom* é formado por um esqueleto humano natural ajustado dentro de um molde com o contorno do corpo humano e preenchido por um material equivalente ao tecido mole com densidade de 0,985 $g.cm^{-3}$ e número atômico efetivo 7,30[44], valores semelhantes ao do homem padrão da ICRP[45].

O simulador antropomórfico de paciente pediátrico é do modelo 705C-5*yr old* fabricado pela CIRS inc.. Representa um paciente pediátrico com a idade de 5 anos, altura de 110 cm, massa corpórea de 19 kg e densidade óssea física de 1,60 g/cm^3. Possui estruturas que representam tecido mole, cordão espinhal, discos vertebrais, pulmão e cérebro. A estrutura óssea é formulada com materiais equivalentes com base numa composição óssea típica da idade[46]. A Figura 8 apresenta os simuladores adulto e pediátrico mencionados.

Figura 8: Simuladores antropomórficos de paciente adulto RANDO *phantom* (*Alderson Research Laboratories*) e pediátrico705C-5*yr old* (CIRS).

3.1.6 Filtros RQR

A qualidade de um feixe de radiação é expressa em termos de sua camada semirredutora (CSR). A caracterização das qualidades de radiação padrão RQR estabelecidas pela norma IEC 61267[19] para a calibração de dosímetros em radiologia diagnóstica, bem como o método para a determinação da filtração, é apresentada no documento TRS 457 da IAEA[18]. As espessuras de filtros de alumínio que garantem as qualidades de feixes padrão para o tubo de raios X MG 450 utilizado neste projeto de pesquisa foram determinadas por Bürger e Costa[47] a partir das recomendações desse código de prática.

A Tabela 1, na subseção 2.5.1, apresenta as características das qualidades da radiação X utilizadas nos experimentos realizados neste trabalho e os valores de camada semirredutora para cada qualidade de feixe, estabelecidos pelo documento TRS 457[18]. A Tabela 2 apresenta os valores da espessura de alumínio utilizada para obter cada qualidade de feixe RQR no equipamento MG 450 do Laboratório do Grupo de Dosimetria das Radiações e Física Médica do IFUSP[47].

Tabela 2: Qualidade de feixes RQR definido no TRS457 e respectivos valores de filtração utilizadas para obter esses feixes em um tubo Philips MG450 do Instituto de Física

Qualidade de Radiação Padrão	Tensão do Tubo de raios X (kV)	Espessuras Estimadas[47]	Espessura de Alumínio Utilizada
RQR 2	40	3,165(6)	3,04(1)
RQR 3	50	2,918(3)	2,94(1)
RQR 4	60	3,056(6)	3,04(1)
RQR 5	70	3,198(5)	3,04(1)
RQR 6	80	3,306(5)	3,34(1)
RQR 7	90	3,613(4)	3,52(1)
RQR 8	100	3,613(4)	3,74(1)
RQR 9	120	4,131(7)	4,09(1)
RQR 10	150	4,656(5)	4,71(1)

Para as medições de espectros transmitidos foram usadas somente as qualidades RQR 3, 5, 8 e 10 incidentes no material atenuador. Estas qualidades foram selecionadas porque são rastreáveis, uma vez que a câmara de ionização foi calibrada em um laboratório com padrão secundário para nessas qualidades.

3.1.7 Argamassa baritada

A argamassa baritada é um material largamente utilizado no Brasil para blindagem de salas de diagnóstico por imagens que utilizam de raios X. É um composto a base de sulfato de bário ($BaSO_4$) e considerada adequada para atenuação da radiação emitida por equipamentos de raios X e de outras fontes. Este material é amplamente utilizado em hospitais, clínicas de radioterapia, radiologia, medicina nuclear, ortopedia, mamografia, documentação odontológica, periodontia, veterinária, indústrias, laboratórios e centros de pesquisas[48].

A matéria prima utilizada para confeccionar a argamassa baritada utilizada nesta pesquisa foi fornecida pelo Grupo GRX São Paulo. Foram confeccionadas placas com área útil de 70 x 70 cm^2 e cinco espessuras nominais distintas (5, 10, 15, 20 e 25 mm).

Para a confecção das placas foi necessário projetar e construir, anteriormente, caixas de madeira utilizadas como moldes. Cinco caixas foram projetadas, cada uma com duas tampas de madeira plastificadas (para não serem danificada com a umidade), conforme a indicação 1 da Figura 9, e uma moldura lateral (indicação 2 na Figura 9), feita com uma madeira mais resistente (pinho) nas espessura desejadas (5, 10, 15, 20 e 25 mm). As tampas foram fixadas nas laterais através de parafusos (indicação 3) e pregos foram colocados perpendicularmente a cada lado (indicação 4).

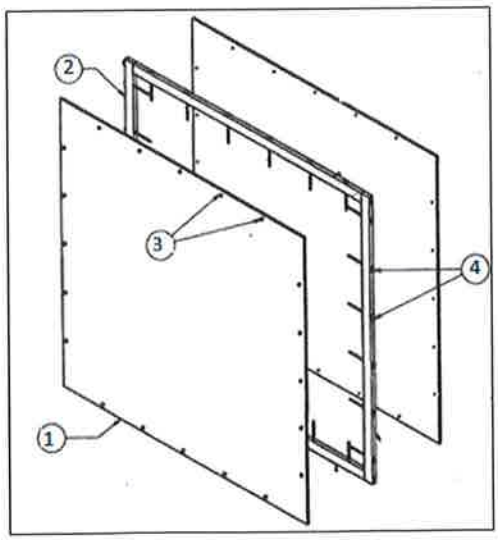


Figura 9: Esquema das caixas utilizadas como moldes para as placas de argamassa baritada: (1) tampas de maderite; (2) moldura lateral; (3) parafusos pra fixação das tampas; (4) pregos para suporte da placa à moldura.

O material foi misturado com água até formar uma massa homogênea. A massa preparada foi colocada nas caixas e estas foram cuidadosamente tampadas para secagem.

Depois da secagem das placas, as tampas de madeira foram retiradas e a parte lateral (que serviu como moldura) ficou fixada na placa de argamassa (Figura 10). Os pregos serviram para essa fixação. Na placa de aproximadamente 5 mm de espessura foi necessário colocar um fina rede de plástico, para dar sustentação e impedir a sua quebra.

Figura 10: Placa de barita de 70 x 70 x 2,5 cm^3 de volume

As espessuras das placas de argamassa baritada foram medidas com um paquímetro de 600 mm. Com esse instrumento é possível fazer medições de espessuras em pontos afastados até 10 mm das bordas laterais. Desse modo, para cada placa, mediu-se a espessura em 20 pontos afastados de 10 mm das bordas. Um objeto de espessura conhecida (1,6 mm) foi aderido em cada um dos bicos fixos do instrumento para garantir que o encosto fixo não tocasse em outra região da placa senão o ponto de interesse de medida. A soma da espessura desses objetos foi subtraída de cada medida e a espessura média foi calculada. A barita de número 1, conforme a Tabela 3, quebrou-se logo após as medições. Somente neste caso a espessura média foi determinada a partir de medições da espessura de diversos fragmentos. A Tabela 3 apresenta as espessuras médias de cada uma das placas utilizadas.

Tabela 3: Identificação e espessuras das placas de argamassa baritada

Identificação	Espessura (mm)
1	5,1(4)
2	10,6(5)
3	16,4(6)
4	21,2(7)
5	24,8(4)

A densidade de fragmentos de placa de argamassa baritada foi estimada á partir do princípio de Arquimedes. A massa de seis amostras de uma placa, impermeabilizadas com verniz, foi medida em uma balança analítica. Um recipiente com água foi colocado sobre a balança e esta foi zerada. As amostras amarradas em um fino fio de *nylon* foram mergulhadas no recipiente com água sobre a balança com cuidado para não tocar as bordas ou o fundo e as leituras equivalente ao volume da amostra foram anotadas. A densidade foi determinada por meio do quociente do valor da massa das amostras impermeabilizadas e seu volume.

A análise da composição química da placa de argamassa baritada foi realizada no Laboratório de Fluorescência de Raios X - LFX, no Centro de Química e Meio Ambiente – CQMA do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN/CNEN-SP. Foi utilizada a técnica de fluorescência de raios X com dispersão de comprimento de onda (*Wavelenght Dispersive X-ray Fluorescence* - WDXRF) e o método de parâmetros fundamentais[49]. O espectro de fluorescência desse material é apresentado Figura 11. As figuras 12 a 14 são cortes da Figura 11 que melhor destacam as linhas características dos elementos que compõem este material. A relação dos elementos químicos detectados na amostra e seus respectivos percentuais em massa encontram-se no anexo I

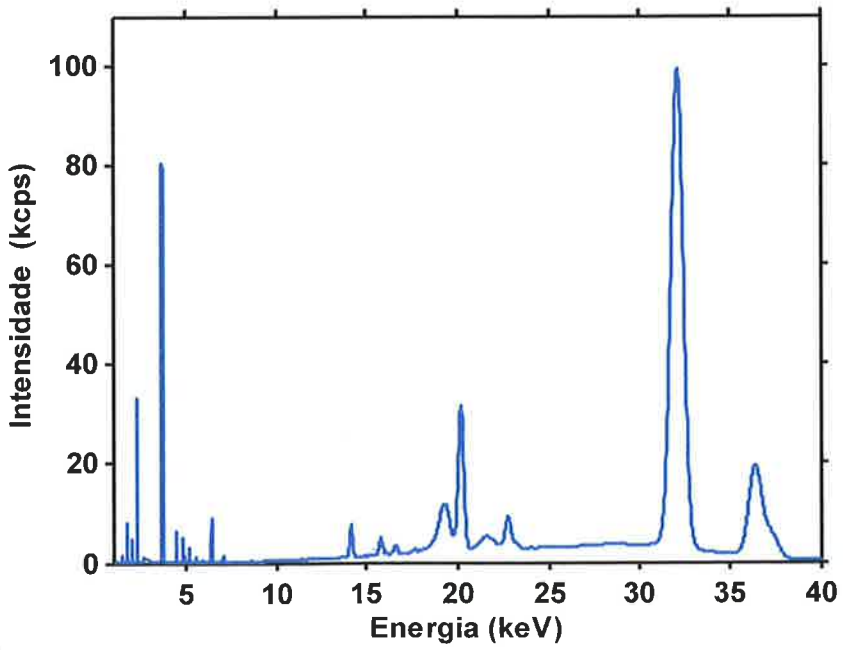


Figura 11: Espectro de fluorescência de raios X dos componentes da placa de argamassa baritada.

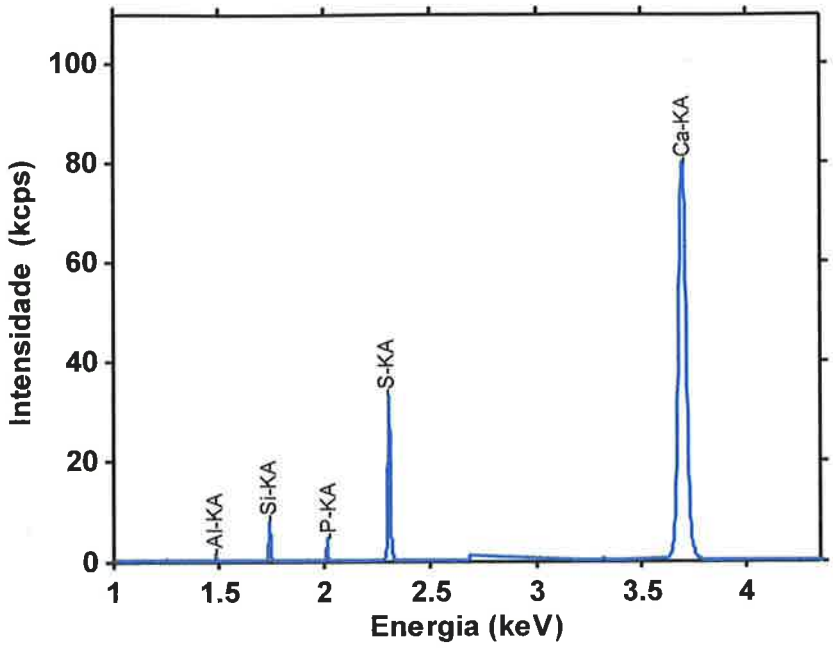


Figura 12: Destaque das linhas características presentes no espectro de fluorescência entre 1 e 4,35 keV

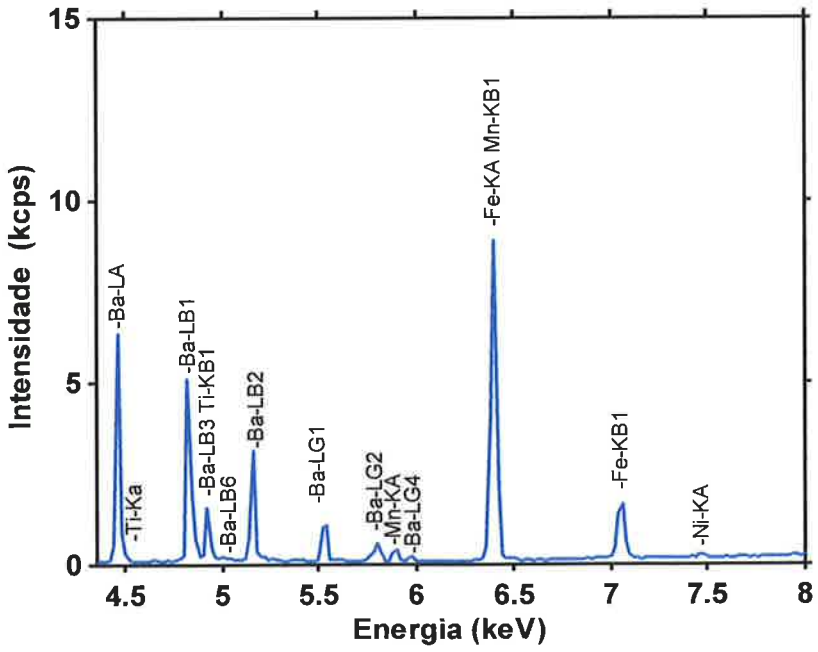


Figura 13: Destaque das linhas características presentes no espectro de fluorescência entre 4,35 e 8 keV.

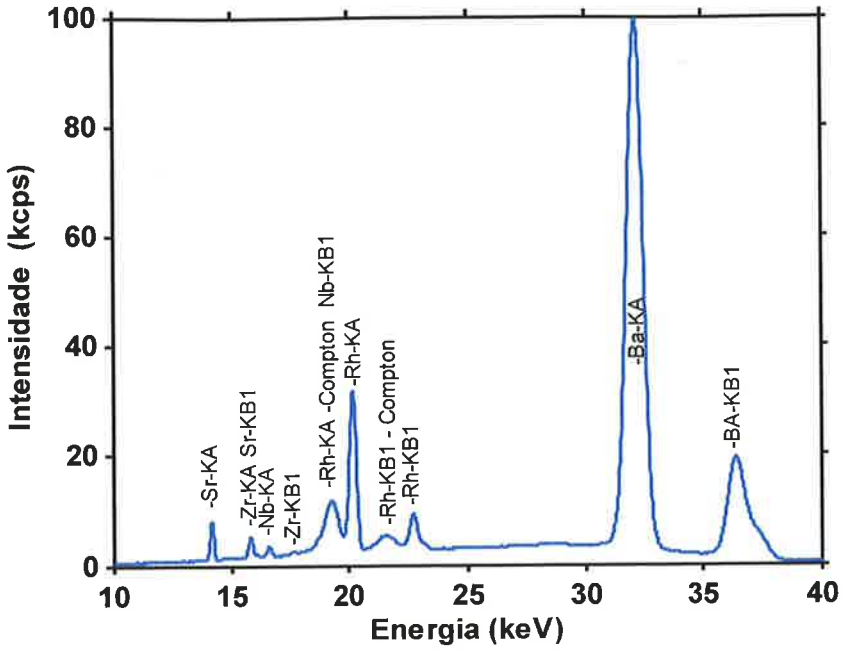


Figura 14: Destaque das linhas características presentes no espectro de fluorescência entre 10 e 40 keV.

A partir dos percentuais dos elementos que compõem a placa de argamassa baritada (Anexo I), foram obtidos os valores do coeficiente de atenuação mássico em função da energia com valores fornecidos pelo banco de dados XCOM/NIST[50]. Essa base de dados está disponível online e fornece informações sobre os coeficientes mássicos de atenuação dos elementos químicos. Para o caso especifico de uma mistura como a argamassa baritada, é necessário fornecer as formulas químicas dos compostos ou elementos encontrados na mistura e o seu peso relativo (percentual). Desse modo o próprio programa calcula o coeficiente mássico de absorção total desse material para um intervalo de energia selecionado. A Figura 15 apresenta as curvas do coeficiente de atenuação mássico (g/cm^2) para a argamassa baritada e seus constituintes de maior percentual em massa (bário e cálcio).

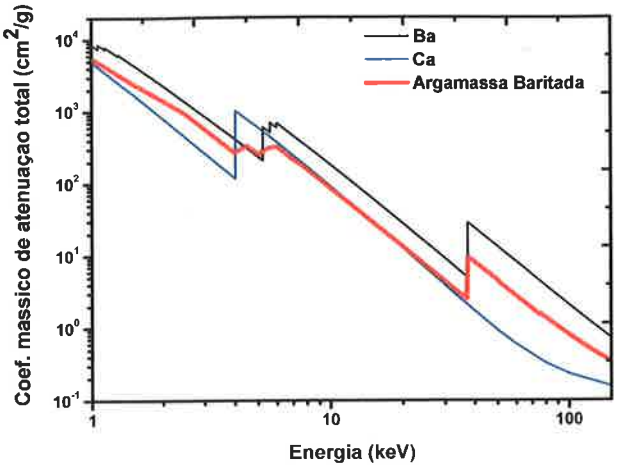


Figura 15: Coeficiente mássico de atenuação total para a argamassa baritada e os seus constituintes de maior percentual em massa: bário e cálcio. Valores obtidos do banco de dados XCOM/NIST [50].

3.2 Experimento

Foram realizadas medições de espectros de raios X incidentes e transmitidos através de materiais utilizados em radioproteção, com e sem objetos simuladores antropomórficos de pacientes (*phantoms*) adultos e pediátricos interceptando o feixe. Estas medições foram realizadas com a finalidade de estudar a variação na forma dos espectros primários quando estes atravessam combinações dos atenuadores citados. Para cada espectro medido, tanto primário quanto transmitido através de conjuntos específicos de atenuadores, uma medição de kerma no ar foi realizada simultaneamente.

3.2.1 Instrumentação e configuração do experimento

Os instrumentos utilizados para esta etapa experimental do trabalho foram o equipamento de raios X MGC 450, o espectrômetro da Amptek modelo XR-100T com detector de CdTe e câmara de ionização TW23361 da PTW, descritos em subseções anteriores (3.1.1, 3.1.2 e 3.1.3). O esquema geral do posicionamento desses instrumentos é mostrado na Figura 16. Os espectros primários foram medidos a partir desse arranjo.

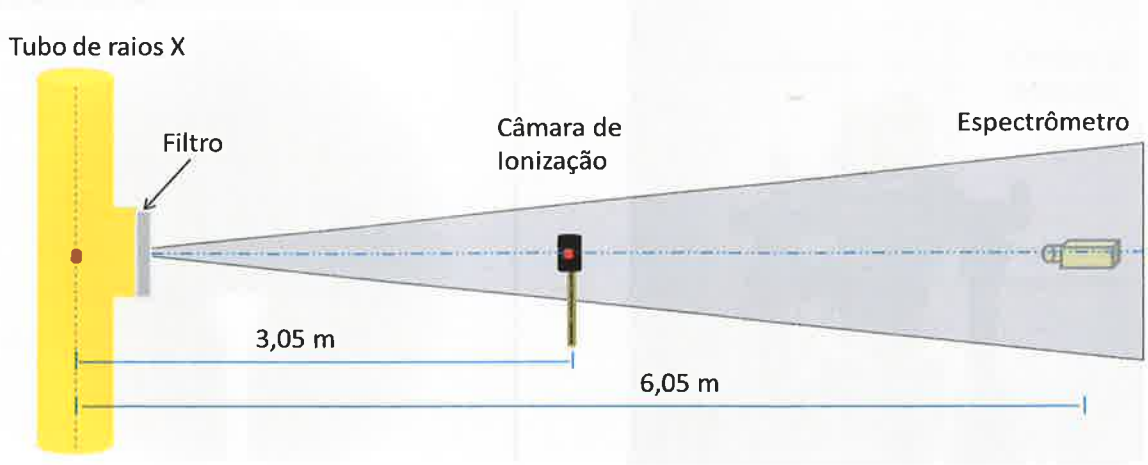


Figura 16: Configuração Geral do experimento. Posicionamento dos instrumentos de medição

A distância da câmara de ionização foi escolhida de modo a ter espaço entre esse instrumento e o tubo de raios X para o posicionamento dos atenuadores posteriormente. A distância do espectrômetro ao tubo de raios X foi a maior possível levando em consideração as dimensões da sala. Isso foi feito para evitar a altas taxas de contagens de eventos no detector e empilhamento de pulsos.

3.2.2 Tamanho de campo e alinhamento

O alinhamento do sistema apresentado na Figura 16 foi realizado através de imagens radiográficas adquiridas com o sistema de radiografia digital Agfa (CR-30), descrito na subseção 3.1.4 Inicialmente a câmara de ionização foi posicionada no feixe e uma imagem radiográfica desse instrumento foi tomada. A análise desse tipo de imagens permitiu que a câmara fosse alinhada ao feixe de raios X, de modo que ficasse centralizada no campo (Figura 17). Em seguida, o espectrômetro foi alinhado tomando à câmara de ionização já alinhada, como ponto de referencia (Figura 18). O Processo de alinhamento do espectrômetro é bastante complexo. Estando colimado, apenas frações de milímetros do cristal ficam expostas. Para medir feixes transmitidos deve-se garantir que o detector esteja posicionado no eixo central do feixe.

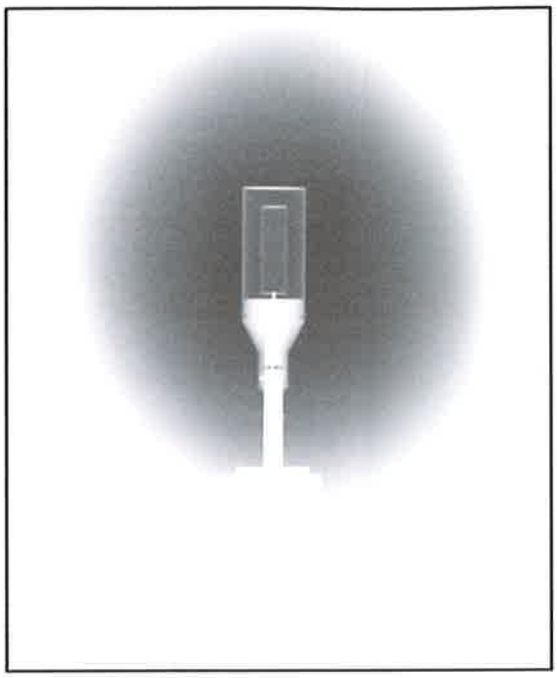


Figura 17: Imagem radiográfica da câmara de ionização posicionada no centro do campo de raios X.

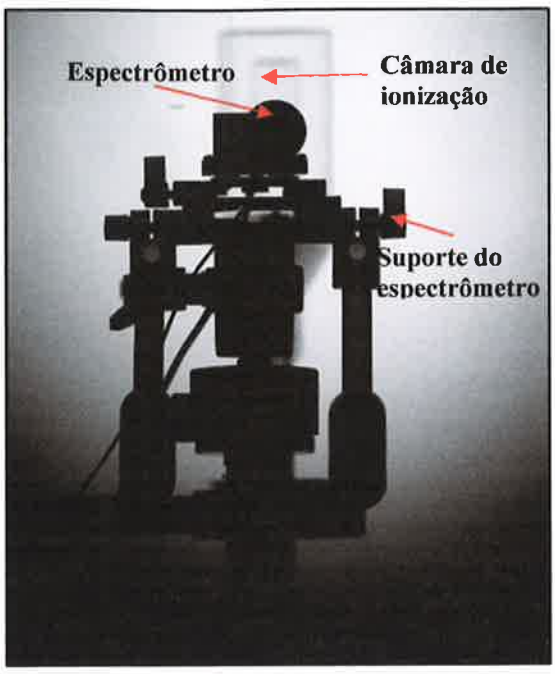


Figura 18: Imagem radiográfica do espectrômetro alinhado à câmara de ionização

O uso de simuladores de pacientes de tamanhos diferentes exigiu uma escolha de tamanhos de campo adequados a cada um deles, com um propósito de manter a configuração mais próxima possível de um exame de tórax real. Para isto foram realizadas algumas irradiações desses objetos posicionados a 1 m do ponto focal do tubo de raios X com tamanho de campos distintos e as imagens digitais obtidas foram analisadas. A Figura 19 mostra a imagem radiográfica de tórax do simulador antropomórfico pediátrico, no campo de radiação que melhor se adequou ao seu tamanho.

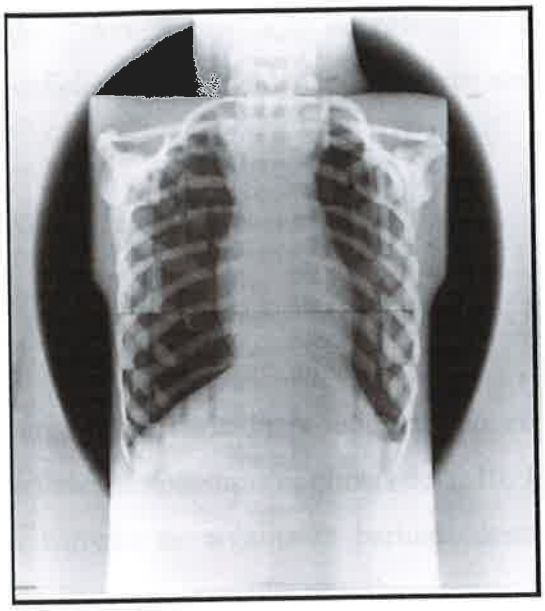


Figura 19: Imagem radiográfica do simulador de paciente pediátrico no campo de raios X com a técnica 50 kV, 0,2 mA e 15 s.

3.2.3 Arranjos para medições de espectros primários

Foram medidos três diferentes conjuntos de espectros primários na configuração apresentada na Figura 16. No primeiro conjunto, foram medidos espectros primários de feixes de raios X de qualidades RQR 3, RQR 5, RQR 8 e RQR 10. Esse conjunto de espectros foi utilizado como parâmetro para avaliar a variação do feixe ao atravessar conjuntos específicos de atenuadores descritos na subseção 3.2.4. O segundo conjunto, adicional, consistiu de espectros primários das qualidades RQR 2 a 10. Esse conjunto foi utilizado na determinação dos coeficientes de conversão médios de kerma no ar para equivalente de dose ambiente em todas as qualidades (RQR) de feixes padrão. O terceiro conjunto foi medido com tensões entre 40 e 150 kV e com filtração de 3 mm de alumínio para validação da equação (21).

As configurações ajustadas no detector para as medições dos espectros de raios X gerados pelo tubo e fontes de calibração foram mantidas fixas. Foram utilizados 1024 canais no MCA (*Multi Chanel Analyzer*), um ganho fixo de 30,31x e a função RTD (*Rise Time Discriminator*) mantida desligada. A função RTD elimina pulsos provenientes de eventos que ocorrem próximos aos contatos traseiros do detector, que distorcem os pulsos. O uso da função RTD melhora a resolução energética do detector, quando este parâmetro é importante, mas reduz sua eficiência de detecção. A resolução energética média do detector foi determinada experimentalmente neste trabalho e é igual a 1,03(6) keV, medida sem RTD,

para a energia de 59,5 keV do ^{241}Am. A resolução energética do detector de CdTe sem a utilização da função RTD era suficiente para atender aos objetivos deste trabalho.

3.2.4 Arranjos para medições de espectros transmitidos

Utilizando os feixes incidentes de qualidades RQR 3, RQR 5, RQR 8 e RQR 10 foram medidos espectros transmitidos pelos seguintes arranjos:

1. Uma barreira de argamassa baritada posicionada no eixo central do feixe. As barreiras utilizadas tinham espessuras nominais de 5, 10, 15, 20 e 25 mm;
2. Combinando cada barreira de argamassa baritada descrita no arranjo 1 a um sistema receptor de imagens formado por chassis para imagem digital e grade antiespalhamento;
3. Adicionando um simulador antropomórfico de paciente pediátrico ao sistema descrito no item 2;
4. Adicionando um simulador antropomórfico de paciente adulto ao sistema descrito no item 2.

O conjunto de todas as combinações possíveis de qualidade de feixe, espessuras de placas de argamassa baritada e arranjos experimentais (1 a 4), resultaram em um total de 80 espectros transmitidos medidos.

Para as medições de espectros transmitidos, conforme as configurações 1 a 4, os objetos atenuadores (*phantoms* antropomórficos, cassetes, grade antiespalhamento e placa de argamassa baritada) foram posicionados entre a câmara e o tubo. O posicionamento desses objetos é apresentado na Figura 20.

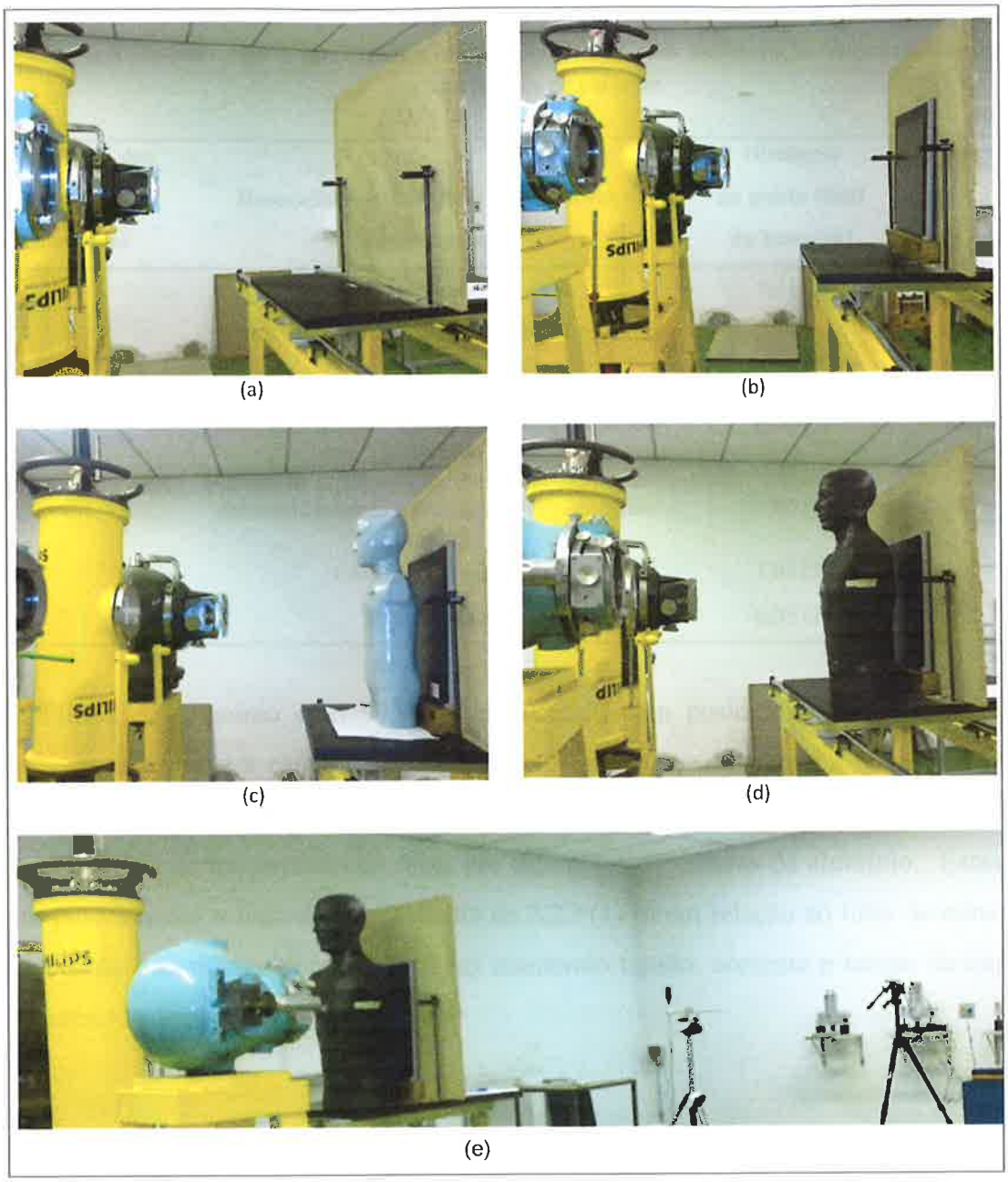


Figura 20: Configuração geométrica do experimento: (a) para medições de espectros transmitidos através de barreiras de diferentes espessuras, (b) medições de espectros transmitidos através da barreira mais o conjunto chassis para imagem digital e grade antiespalhamento, (c) e (d) medições de espectros transmitidos através do conjunto (b) adicionado dos simuladores pediátrico e adulto respectivamente, (e) posicionamento dos atenuadores, câmara de ionização e espectrômetro.

A Tabela 4 apresenta as distâncias dos objetos em relação ao ponto focal do tubo de raios X e o tamanho de campo da radiação a 1m devido ao uso de colimadores na saída do feixe. A distância relacionada ao conjunto de objetos atenuadores foi medida do ponto focal do tubo à face do objeto mais próximo.

Tabela 4: Localização instrumentos de medição e dos conjuntos de objetos atenuadores em relação ao tubo de raios X .Tamanhos de campo distintos foram utilizados em cada configuração, respeitando as dimensões dos simuladores de paciente.

Identificação dos conjuntos de atenuadores	Descrição dos materiais atenuadores e Instrumentos	Distância ao ponto focal do tubo (m)	Diâmetro do campo a 1 m do ponto focal (cm)
1	Placa de argamassa baritada	1,31(1)	8,48 (4)
2	Placa de argamassa baritada, chassi e grade antiespalhamento.	1,29 (1)	8,48 (4)
3	Placa de argamassa baritada, chassi,, grade antiespalhamento e *phantom* antropomórfico pediátrico.	1,00 (1)	13,10 (4)
4	Placa de argamassa baritada, chassi,, grade antiespalhamento e *phantom* antropomórfico adulto.	1,00 (1)	21,56 (4)
	Câmara de Ionização	3,05 (1)	
	Espectrômetro	6,05 (1)	

Filtros de alumínio com 99,99% de pureza foram posicionados entre o arranjo de objetos atenuadores e a câmara de ionização para medições de camadas semirredutoras dos feixes transmitidos. Para cada arranjo descrito na subseção 3.2.4, nos itens de 1 a 4, foram coletados dados de transmissão do feixe por diferentes espessuras de alumínio. Estas placas foram posicionadas a uma distância média de 2,22 (1) m em relação ao tubo de raios X e as medições de transmissão foram realizadas mantendo tensão, corrente e tempo de exposição constantes.

3.2.5 Codificação para a identificação dos espectros transmitidos

Devido à grande diversidade de configurações de irradiação, foi necessária a criação de um código para a identificação dos espectros. Assim os espectros transmitidos são identificados com um código do tipo *T-BiAjQk* onde o índice *i* representa a espessura nominal da placa de argamassa baritada (5, 10, 15, 20 ou 25 mm), o índice *j* representa o número equivalente ao conjunto de atenuadores conforme listados anteriormente (1, 2, 3, ou 4) e o índice *k* representa o número de identificação da qualidade do feixe antes de atravessar os atenuadores (3, 5, 8 ou 10). Desse modo, por exemplo, o espectro de código *T-B5A2Q3* refere-se ao espectro transmitido por uma barita de 5 mm de espessura nominal que compõe o conjunto de atenuadores 2 (barreira de argamassa baritada + chassi + grade), medido com filtração equivalente à de um feixe de qualidade RQR3.

Em situações onde a qualidade do feixe é especificada, o termo *Qk* é omitido do código. As condições de medição de cada espectro, seus respectivos códigos de identificação e o valor de kerma no ar normalizado pelo produto corrente-tempo (mAs) obtido em cada irradiação estão apresentados no anexo II.

3.3 Análise dos dados experimentais

3.3.1 Calibração do espectrômetro em energia

Os espectros de raios X medidos apresentam o número de contagens de fótons incidentes no espectrômetro por canal. Para conhecer os valores de energia associados á cada canal é necessário executar um procedimento de calibração energética com fontes padrão emissoras de fótons. Essa calibração é realizada por meio de um ajuste linear aos dados de energia dos fotopicos das fontes padrão em função do número do canal correspondente à sua localização no espectro:

$$E[keV] = a + b * Canal \tag{25}$$

onde a e b são os coeficientes linear e angular do ajuste, respectivamente. Espectros de algumas dessas fontes foram medidos diariamente de forma a verificar as configurações do espectrômetro utilizadas para as medições dos espectros de raios X.

As intensidades dos picos de energia de raios X e gama dessas fontes foram obtidas da base da dos do *Lawrence Berkeley National Laboratory*[51] e são apresentados no Quadro 1. Estão representadas somente as emissões de intensidades significativas e dentro do intervalo de energia de interesse (até 150 keV).

Quadro 1 : Relação das fontes de calibração utilizadas, suas energias para raios X e gama e intensidades relativas.

	RAIOS X		RAIOS GAMA	
Isótopo	**Energia (keV)**	**Intensidade (%)**	**Energia (keV)**	**Intensidade (%)**
^{152}Eu	39,522	21,1 (5)	121,7817(3)	28,58(6)
$T_{1/2}$= 13,537 anos	40,118	38,3 (10)		
A= 424,5 (kBq)[i]	45,294	3,74 (10)		
	45,414	7,24 (19)		
	46,578	2,39 (6)		
	46,705	0,91 (4)		
^{133}Ba	30,625	33,9(10)	53,1622(6)	2,14(3)
$T_{1/2}$= 10,55 anos	30,973	62,2(18)	79,6142(12)	2,65(5)
A= 200,1 (kBq)[i]	34,92	5,88(17)	80,9979(11)	32,9(3)
	34,987	11,4(3)		
^{241}Am	13,9	37(3)	26,3446(2)	2,27(12)
$T_{1/2}$= 432,6 anos			59,5409(1)	35,9(4)
A= 287,1 (kBq)[i]				

Fonte dos dados de energia e intensidades: *Lawrence Berkeley National Laboratory*[51].

Devido à resolução energética média do detector igual a 1,03(6) keV para a energia de 59,5 keV do ^{241}Am, picos de intensidades centrados em energias com diferenças inferiores a esse valor limite não são detectados separadamente. Neste caso, calculou-se a energia equivalente que é a média ponderada dos valores de energia desses picos[52], conforme apresentado na equação (26).

$$E_{eq} = \frac{\sum_{i=0}^{n} E_i I_i}{\sum_{i=0}^{n} I_i} \ [keV] \qquad (26)$$

onde E_i é a energia do i-ésimo pico de um conjunto de n picos com energias próximas e I_i é a intensidade relativa do mesmo. A intensidade equivalente [%] é a soma das intensidades relativas desses n picos. Por exemplo, o espectrômetro não consegue separar os picos de energia 39,522 keV e 40,118 keV do ^{152}Eu e por isso foi utilizado o valor de energia equivalente desses picos, 39,9 (9) keV, no procedimento de calibração energética do espectrômetro.

[i] Data de referência 27/05/2013.

A posição do centroide de cada fotopico identificado nos espectros dessas fontes foi determinada por meio do ajuste de uma função gaussiana utilizando o programa Origin 8.0 (*OriginLab Inc.*). Com esta informação, em unidades de canais, e os valores de energia de cada pico foram construídas as retas de calibração em energia do espectrômetro.

3.3.2 Correção dos espectros

Os espectros primários e transmitidos foram corrigidos pela resposta em energia do espectrômetro e por fatores geométricos utilizando um programa computacional escrito em Matlab[53] (*The MathWorks Inc.*). Este programa foi aprimorado de modo a atender as necessidades desta pesquisa. A Figura 21 apresenta um diagrama do programa de correção de espectros.

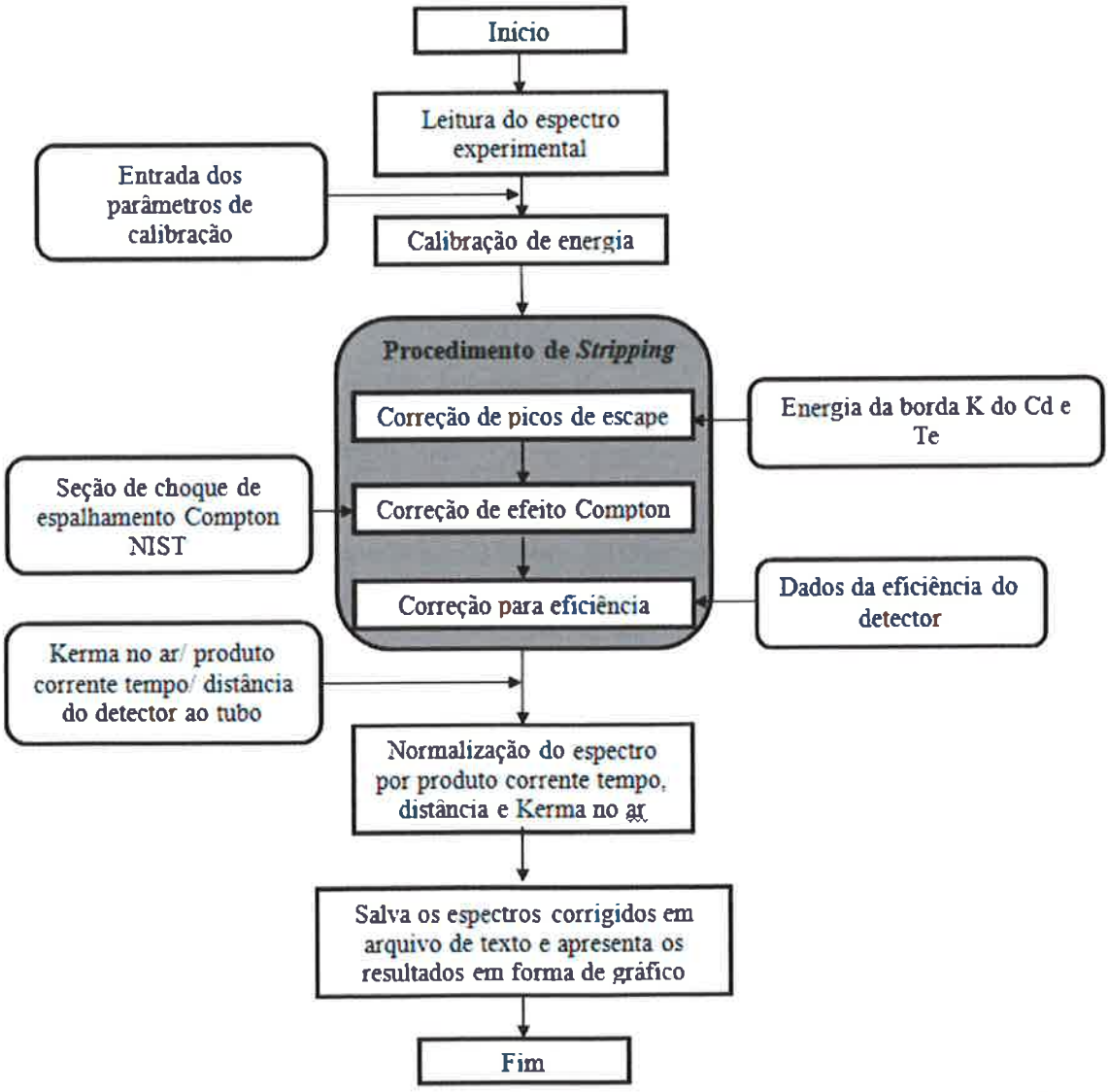


Figura 21: Diagrama do programa de correção de espectros. O núcleo destacado no programa se refere ao procedimento de *stripping*[54].

O programa executa uma metodologia de correção de espectros de raios X medidos com um detector de telureto de cádmio[54] por sua resposta em energia. As principais correções realizadas referem-se à eficiência do detector, efeito Compton e picos de escape. Ele também aplica a lei do inverso do quadrado da distância para corrigir os espectros para uma distância correspondente a 1 m do ponto focal. Os espectros corrigidos são apresentados em valores da razão de kerma no ar por produto corrente tempo [mGy/mAs.keV@1m] em função da energia [keV].

Primeiramente o programa realiza leitura do espectro experimental em um arquivo de extensão .mca ou .dat. O usuário deve inserir os parâmetros (coeficiente angular e linear) para a calibração de energia que são obtidos por meio das medições de espectros de fontes de calibração conhecidas. A correção pela eficiência de detecção do telureto de cádmio, picos de escape e efeito Compton são realizadas utilizando o processo de *stripping*[54] conforme apresentada na equação (27).

$$N_t(E_0) = \frac{\left(N_d(E_0) - \eta_k(E_0 + E_k)N_t(E_0 + E_k) - \sum_{E=E_{c(E_0)}}^{E_{máx}} f N_t(E)\right)}{\varepsilon(E_0)} \qquad (27)$$

Onde:

$N_t(E_0)$ é o numero verdadeiro de fótons de energia E_0;

$E_{máx}$ é a energia máxima do espectro;

$N_d(E_0)$ número de fótons detectados com energia E_0;

$\eta_k(E_0 + E_k)$ fração de escape (camada K) de fótons de energia $E_0 + E_k$;

$N_t(E_0 + E_k)$ número verdadeiro de fótons de energia $E_0 + E_k$;

$E_c(E_0)$ energia da borda Compton de um fóton de energia E_0;

$\varepsilon(E_0)$ eficiência total;

$f = \frac{\eta_c}{C}$ é a razão da eficiência Compton pelo numero do canal correspondente à borda Compton.

A partir do espectro corrigido, $N_t(E)$, o programa calcula o espectro em fluência de fótons em função da energia, $\phi(E)$, ponderado pelo produto corrente-tempo (mAs) por meio da equação (28).

$$\phi(E) = \frac{N_t(E)}{\mathcal{A} \times i \times t}\left[\frac{fótons}{m^2 mAs}\right] \qquad (28)$$

onde $\mathcal{A}$ é a área detector (m^2) atingida pelo feixe incidente e que pode ser delimitada através da utilização de colimadores de diâmetros conhecidos no detector, i é a corrente anódica utilizada (mA) e t é o tempo (s) de exposição do detector ao feixe.

A distribuição de kerma no ar, $K_c(E)$, é calculada a partir do espectro de fluência conforme mostrado na equação (29).

$$K_c(E) = \phi(E)E\left(\frac{\mu_{tr}(E)}{\rho}\right)_{ar} \text{ [mGy/mAs. keV]} \tag{29}$$

onde $\left(\frac{\mu_{tr}(E)}{\rho}\right)_{ar}$ é o coeficiente mássico de transmissão no ar, que se relaciona com o coeficiente mássico de absorção no ar pela expressão:

$$\left(\frac{\mu_{en}(E)}{\rho}\right)_{ar} = \left(\frac{\mu_{tr}(E)}{\rho}\right)_{ar}(1-g) \tag{30}$$

onde g é a fração de energia transferida para partículas carregadas secundárias que é perdida como emissão de radiação. Para energias na faixa de radiodiagnóstico e meios de baixo numero atômico como o ar, g é desprezível e o cálculo do kerma no ar pode ser realizado utilizando o coeficiente mássico de absorção na equação (29). A integral da equação (29) em energia fornece o valor de kerma no ar, K, associado ao espectro medido.

Para cada medição de espectro, o kerma no ar também foi determinado por meio de medições com uma câmara de ionização. A razão, $f(V)$, desse valor de kerma obtido por esse método experimental, K (equação 4), e aquele calculado a partir do espectro de fluência K_c, foi obtida para cada espectro medido com tensão V aplicada ao tubo:

$$f(V) = K(V)/K_c(V) \tag{31}$$

A área do espectro corrigido deve ser numericamente igual ao valor de kerma no ar ponderado pelo produto corrente - tempo (mGy/mAs) a um metro. O valor de kerma no ar é obtido por meio de medições com uma câmara de ionização calibrada em laboratório com rastreabilidade metrológica e com baixa dependência energética. Portanto, o programa de

correção faz com que o espectro corrigido tenha área igual a K_M, através da multiplicação do termo $f(V)$ no espectro corrigido final.

Correção para o efeito Compton

A eficiência para interação Compton de um fóton de energia E ao interagir com um determinado meio pode ser obtida por:

$$\eta_c(E) = \left(\frac{(\mu/\rho)_c(E)}{(\mu/\rho)\ (E)}\right)\left(1 - e^{-(\mu/\rho)_t(E)\times\rho\times t}\right) \tag{32}$$

onde$(\mu/\rho)_c$é o coeficiente de atenuação mássico para o efeito Compton. Os valores de coeficientes mássicos de atenuação total e Compton foram retirados da base dados XCOM/NIST[55].

A máxima transferência de energia para um elétron do meio através do efeito Compton ocorre quando o fóton é retroespalhado e, nesse caso, chamamos esse valor de borda Compton, que pode ser calculada por:

$$E_c = \frac{2E^2}{2E + 511} \tag{33}$$

Para a correção do espectro, a forma da região do contínuo Compton é considerada retangular e a contagem média por canal nessa região define sua altura h[56]. Esse valor é então subtraído a partir do primeiro canal até aquele cuja energia é E_c. A contagem média por canal é definida por:

$$h\,(E) = \frac{\eta_c(E)N(E)}{C} \tag{34}$$

onde C é o número do canal correspondente à energia E_c.

Correção para a fração de escape

No processo de absorção de fótons por efeito fotoelétrico pode ocorrer a emissão de raios X característicos pelo material do detector. Esses raios X característicos podem ser reabsorvidos ou escapar do meio sem interagir. Nesse segundo caso, é necessário fazer

correções no espectro de modo a incluir a contagem desses eventos, já que eles não foram detectados.

A correção dos picos de raios X característicos do material do detector e escape foi realizada utilizando as energias das bordas Kα e Kβ do telúrio e do cádmio. As frações de escape do Cd e Te utilizadas neste trabalho foram extraídas da função resposta do detector, obtidas por simulação Monte Carlo por Tomal.[57]. A função que representa as frações de escape para uma energia característica *k* é:

$$\eta_k(E) = y_o + A_1 \exp\left(-\frac{E}{t_1}\right) \tag{35}$$

onde E corresponde à energia dos fótons e y_0, A_1 e t_1 são parâmetros de ajuste. A Tabela 5 apresenta os parâmetros de ajuste desta função, obtidos por simulação Monte Carlo, para o Cd e Te.

Tabela 5: Parâmetros de ajuste para a função de fração de escape (equação 35) devido a absorção na borda K do Cd e Te.

	Cd - Ka	Cd - Kb	Te - Ka	Te - Kb
y0	0,0205	0,0137	0,0127	0,0049
A1	0,4823	0,1792	0,5177	0,1737
t1	20,3418	13,2184	15,1622	13,3532

Correção para a eficiência de detecção

A eficiência teórica para a absorção total da energia de fótons de raios X de energia E que interagem num dado material pode ser calculada por

$$\eta(E) = \left(\frac{(\mu/\rho)_f(E)}{(\mu/\rho)\,(E)}\right)\left(1 - e^{-(\mu/\rho)(E)\times\rho\times t}\right) \tag{36}$$

onde $(\mu/\rho)_f$ e (μ/ρ) são os coeficientes de atenuação mássicos [cm^2/g] do material para o efeito fotoelétrico e total, respectivamente, e t [cm] é sua camada de depleção.

O conhecimento da curva de eficiência é essencial para a reconstrução do espectro de fótons que chega ao detector. Espectros brutos medidos com CdTe geralmente apresentam

degraus nas energias 26,7 e 31,8 keV, que são os valores da borda K do Cd e Te[58] respectivamente. O ajuste de uma função de eficiência teórica a dados experimentais possui precisão limitada devido a esses pontos de descontinuidade. Outra dificuldade é que a curva possui uma única variável, *t*.

Uma curva de eficiência para esse detector foi simulada por Tomal e col[59], através do método Monte Carlo utilizando o código PENELLOPE[60] para energias utilizadas em mamografia (5 a 40 keV). Essa mesma curva foi estendida por Tomal para energias na faixa do radiodiagnóstico (40 a 150 keV) usando o mesmo código. Essa curva de eficiência simulada foi utilizada para a correção desses espectros. Simulações foram realizadas para alguns possíveis valores de *t*. Foi adotada a curva que melhor corrige os efeitos de absorção nas bordas K do Cd e Te. Esta foi simulada com valor de $t = 0{,}99$ mm.

A Figura 22 apresenta curva de eficiência de detecção em função da energia, $\eta(E)$, para uma camada de depleção de valor $t = 0{,}99$ mm. Este valor de camada de depleção foi selecionado pois a curva de eficiência gerada para este parâmetro foi a que melhor corrigiu os efeitos de absorção devidos a borda K do Cd e Te nos espectros brutos.

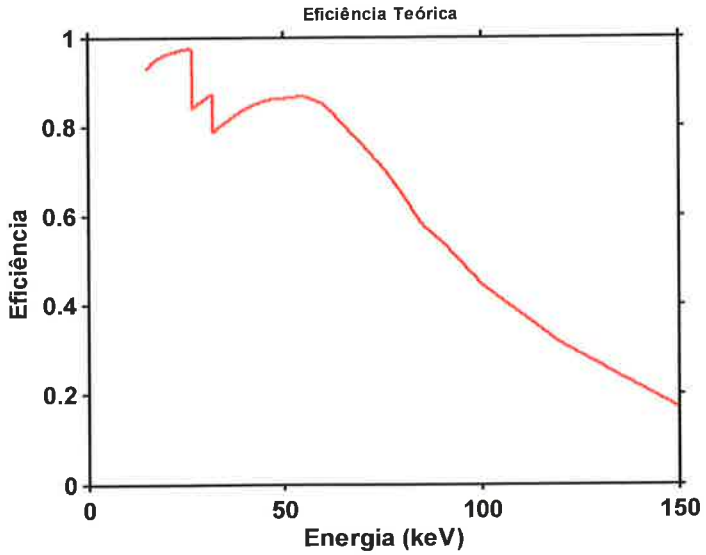


Figura 22: Eficiência de absorção total para o CdTe simulada para uma camada de depleção igual a 0,99 mm, baseado no algoritmo publicado por por Tomal e col[59].

Para um espectro de raios X com o número de eventos detectados *N(E)*, o número real de eventos *Nt(E)*, ou o espectro bruto corrigido pela eficiência, é dado por:

$$N_t(E) = \frac{N(E)}{\eta(E)} \tag{37}$$

A partir desses dados obtemos o espectro corrigido. No processo final de execução do programa de correção, uma série de gráficos, mostrando as correções realizadas, são exibidos e os espectros corrigidos, em unidades de fluência de fótons e kerma no ar, são salvos no formato de texto.

3.3.3 Cálculo do kerma no ar

A grandeza física kerma no ar, *K,* é calculada a partir de resultados de medições realizadas com câmaras de ionização. Esses instrumentos coletam a carga elétrica [C] produzida no meio (ar) devido interação com a radiação ionizante. Esta informação deve ser convertida em unidades de kerma no ar [Gy] utilizando o coeficiente de calibração $N_{k,Qo}$ [Gy/C] fornecido por um laboratório padrão SSDL e corrigida para os principais fenômenos que podem influenciar o resultado (ex, temperatura e pressão), conforme mostrado na equação (4). O coeficiente $N_{k,Qo}$ representa a razão da leitura de uma câmara de ionização padrão em um feixe de qualidade Q_0 pela leitura do instrumento do usuário, M_Q, em condições de referência do laboratório padrão.

Considerando somente as correções para a qualidade do feixe e para a temperatura e pressão, e utilizando a correção aproximada para a distância para 1 m, de acordo a lei do inverso do quadrado da distância, o kerma no ar pode ser obtido por:

$$K = N_{K,Q_0} M_Q k_Q k_{TP} d^2 \tag{38}$$

onde k_Q é o fator de correção da qualidade do feixe, geralmente fornecido pelo laboratório de calibração, k_{TP}, corrige a densidade do ar por meio de dados de temperatura e pressão, e d é a distância entre o ponto focal e o local onde foram realizadas as leituras com a câmara de ionização. O fator de correção da densidade do ar é calculado conforme a equação (24).

As leituras com a câmara de ionização foram realizadas a 3,05 m do ponto focal do tubo de raios X. Com estas informações e os valores de coeficiente de calibração e do fator de correção da qualidade do feixe, apresentados no certificado de calibração da câmara de ionização, o kerma no ar foi calculado a partir da equação (38).

A incerteza do kerma no ar foi calculada a partir do método de Monte Carlo ou Propagação de Distribuições. Esse método consiste em estabelecer um modelo de medição seguido de sua avaliação por meio da combinação de amostras aleatórias das variáveis, respeitando as respectivas distribuições[61,62]. Desta forma, valores das variáveis do mensurando no qual se quer estimar são sorteados, segundo suas funções de densidade de probabilidade, um número de vezes grande o suficiente pra reduzir o ruído amostral. A partir desses conjuntos de valores das variáveis calcula-se o mensurando desejado e seu desvio padrão, que é assumido como incerteza padrão combinada[63].

Para isto é necessário conhecer todas as variáveis de entrada, e suas respectivas incertezas, das quais depende o cálculo do kerma no ar, conforme apresentado na equação (38). O valor de N_{K,Q_0} [Gy/C] é fornecido pelo laboratório padrão SSDL, a partir do certificado de calibração. A incerteza percentual da leitura da câmara M_Q foi estimada a partir do desvio padrão da média de um conjunto de medições feitas sequencialmente mantendo a tensão, corrente e tempo de exposição no tubo de raios X constantes. Esse valor inclui, portanto, além da incerteza da câmara de ionização, a incerteza devido à possível variação na intensidade de radiação X e a incerteza na medição devido ao eletrômetro. Esse procedimento foi adotado levando em consideração a baixa dependência energética da câmara de ionização[42]. Assumiu-se que não há dependência direcional da resposta da câmara, uma vez que esta foi posicionada perpendicularmente ao feixe[42].

As incertezas dos valores dos fatores de correção da qualidade do feixe de radiação, k_Q, foram fornecidas no certificado de calibração. As incertezas associadas aos fatores de correção da densidade do ar, k_{TP}, foram calculadas a partir de uma propagação de incertezas, conhecendo-se os valores médios e os desvios padrões das medidas de temperatura e pressão.

3.3.4 Curvas de atenuação e camada semirredutora

Para cada espectro medido, também foram obtidas curvas de atenuação dos feixes, primários e transmitidos, por filtros de alumínio. A intensidade, I_0, do feixe foi inicialmente medida com uma câmara de ionização, sem qualquer filtração de alumínio, além daquelas utilizadas para obter os feixes nas qualidades RQR desejadas. Em seguida, filtros de alumínio de espessuras conhecidas foram posicionados entre a janela do tubo e a câmara de ionização, à 2,22(1) cm do ponto focal, e novos valores de intensidades do feixe foram obtidos.

Medições foram realizadas variando a espessura dos filtros adicionais de alumínio, até se atingir uma redução de mais de 50% da intensidade inicial do feixe.

Dificuldades surgiram nas medições de curvas de atenuação para feixes transmitidos pelos arranjos especificados na subseção 3.2.4. Houve casos em que essas dificuldades eram devido à baixa intensidade do feixe. Esse problema era comum nos casos onde se utilizava o feixe de qualidade RQR 3 atenuados por arranjos mais espessos como os arranjos 3 e 4 descritos na subseção 3.2.4. Também houve casos em que o problema estava relacionado à alta penetrabilidade do feixe, como os RQR 10 transmitidos pelos arranjos 3 e 4. Nesse caso, como os fótons de baixa energia já haviam sido retirados do feixe pelos arranjos de atenuadores utilizados, eram necessárias espessuras de alumínio maiores para fazer o feixe reduzir de intensidade. Nesses casos foi não foi possível medir essas curvas de atenuação.

Os valores das camadas semirredutoras, *CSR,* foram estimados utilizando um procedimento semelhante ao adotado em programas de controle de qualidade para equipamentos de radiodiagnóstico[64]. Assim, a *CSR*, é calculada conforme a expressão (39):

$$CSR = \frac{x_b \ln(2I_a) - x_a \ln(2I_b)}{\ln\left(I_a / I_b\right)} \tag{39}$$

onde, $I_a = L(x_a)/L_0$, é a razão entre a leitura L da câmara de ionização realizada no feixe transmitido por uma espessura x_a de alumínio pela leitura feita em um feixe sem filtro de alumínio, L_0. O valor de I_a deve ser imediatamente superior a $L_0/2$. A variável $I_b = L(x_b)/L_0$, é a razão entre a leitura L da câmara de ionização realizada no feixe transmitido por uma espessura x_b de alumínio pela leitura L_0. O valor de I_b deve ser imediatamente inferior a $L_0/2$. Portanto, de um conjunto de dados experimentais, somente dois deles, *Ia* e *Ib,* participam do processo do calculo da CSR de modo que $I_a > L_0/2 > I_b$ e que não exista nenhum outro dado com valor entre *Ia* e *Ib.*

Com o objetivo de verificar a eficiência do método de correção de espectros utilizado, para o conjunto de espectros primários, curvas de atenuação e CSRs calculadas a partir do espectro corrigido foram comparadas com aquelas obtidas a partir de dados experimentais.

Dados de atenuação para feixes de raios X em função da espessura de alumínio podem ser obtidos conforme a equação (40)

$$\frac{N(E,x)}{N(E,0)} = \exp(-\mu_{Al}(E)x) \tag{40}$$

onde $N(E,0)$ é o espectro não atenuado e μ_{Al} é o coeficiente de atenuação linear do alumínio. Curvas de atenuação foram calculadas através da equação (40) utilizando os espectros medidos, *N(E,x),* e comparadas com curvas de atenuação obtidas experimentalmente com medidas de variação de intensidade do feixe em função da espessura de placas de aluminio. O modelo de Archer[7] para curvas de atenuação foi ajustado para esses dados e as camadas semirredutoras correspondentes foram obtidas utilizando o referido modelo pela modificação da equação (14) na forma:

$$CSR = \frac{1}{\alpha\gamma} ln\left[\frac{2^{\gamma} + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}}\right] \tag{41}$$

3.3.5 Aplicação do modelo otimizado para cálculo de barreiras primárias

Os níveis de radiação primária em unidades de equivalente de dose ambiente como função da espessura de material da blindagem foi calculado a partir da equação (21). Para isto, foram utilizados espectros primários medidos experimentalmente na faixa de tensão utilizada em radiodiagnóstico, com filtração de 3 mm de alumínio. Além disso, também foi utilizado o coeficiente de atenuação mássico do material que compõe as placas de argamassa baritada, mostrada na Figura 15, e a distribuição de cargas de trabalho para exames de tórax, resultados de trabalhos de Simpkin[10]. Para comparação dos resultados, o mesmo cálculo foi realizado utilizando feixes primários de qualidades RQR. Nesse caso, os espectros possuem filtração de alumínio variável com a tensão, conforme a Tabela 2.

3.4 Cálculo dos coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente

Equivalente de dose ambiente $H^*(10)$ [Sv] é uma grandeza operacional utilizada para monitoração de área. No Brasil, esta grandeza é usada para verificar a conformidade com os níveis de restrição de dose em monitoração de área[13]. A grandeza equivalente de dose ambiente não pode ser medida diretamente, mas está relacionada à resposta de instrumentos por meio de calibração e cálculo[27]. Na prática, esta grandeza é calculada a partir de valores de

kerma no ar determinados por meio da resposta de câmaras de ionização. Coeficientes de conversão relacionam estas grandezas conforme apresentado na equação (42).

$$H^*(10) = \bar{C}_k K \tag{42}$$

onde $H^*(10)$ é o equivalente de dose ambiente para uma profundidade de 10 mm de uma espera de ICRU, $\bar{C}_k$ é o coeficiente médio de conversão entre o kerma no ar e esta grandeza operacional, e K é o kerma no ar medido no centro do feixe de radiação para um determinado espectro de fótons incidente[23].

Coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente para fótons monoenergéticos foram fornecidos pelo ICRU 47[20] e mantidos pelo ICRU 57[21]. Eles foram calculados a partir de modelos computacionais cujos métodos gerais empregados também são apresentados no *Report* 57 da ICRU.

Kharrati e Zarrad[23] publicaram um método computacional para calcular esses coeficientes de conversão para feixe estreito. Seus resultados apresentaram boa concordância com os valores apresentados em dados publicados pela ANSI (*American International Standards Institute*) e ISO (*International Organization for Standardization*). Os coeficientes de conversão são calculados por meio da equação (43):

$$\bar{C}_k = \frac{\int_0^{E_{max}} C_k(E)\,\phi(E) E \left(\frac{\mu_{en}(E)}{\rho}\right)_{ar} \exp(-\mu(E)x)\,dE}{\int_0^{E_{max}} \phi(E) E \left(\frac{\mu_{en}(E)}{\rho}\right)_{ar} \exp(-\mu(E)x)\,dE} \tag{43}$$

onde $C_k(E)$ são os coeficientes de conversão para fótons monoenergéticos publicados pela ICRU 57, $\phi(E)$ é o espectro de fluência de fótons dado por um modelo polinomial[65] em função da energia E, $\left(\mu_{en\,(E)}/\rho\right)_{ar}$ é o coeficiente de absorção mássico para o ar e o termo $\exp(-\mu(E)x)$ está associado a atenuação do feixe ao atravessar uma filtração de espessura x com coeficiente de atenuação $\mu(E)$.

Esta mesma equação foi utilizada para o cálculo dos coeficientes de conversão apresentados neste trabalho. A principal diferença é que, ao invés de usar um modelo teórico de espectro de fótons, foram utilizados os dados experimentais de espectros medidos para feixes de qualidade RQR, definidos conforme a norma IEC 61267[19]. Sendo o espectro de

radiação X representado por $N(E, x)$, e substituindo as integrais por somatórios, por se tratar de dados discretos, a equação (43) torna-se:

$$\bar{C}_k = \frac{\sum_0^{E_{max}} C_k(E) N(E,x)}{\sum_0^{E_{max}} N(E,x)} \tag{44}$$

onde o espectro experimental, representado por $N(E,x)$ (mGy/mAs.keV@1m), é dado por:

$$N(E,x) = \phi(E) E \left(\frac{\mu_{en}(E)}{\rho}\right)_{air} \exp(-\mu(E)x) \quad [mGy/mAs.keV] \tag{45}$$

Os coeficientes de conversão foram expressos em função da camada semirredutora do feixe e energia efetiva, calculada utilizando equação (8). As incertezas desses coeficientes foram estimadas a partir da incerteza do valor de kerma no ar obtido com a câmara de ionização, uma vez que a área do espectro é numericamente igual ao respectivo valor de kerma no ar. A metodologia para o cálculo dessas incertezas está apresentada no anexo III.

A função analítica utilizada por Wagnet et. al[22] para ajustar os dados dos coeficientes de conversão entre kerma no ar e equivalente de dose ambiente em função da energia, foi utilizada para ajustar, pelo método dos mínimos quadrados, os dados obtidos nesta pesquisa. No caso onde os coeficientes de conversão são expressos em função da CSR, a dependência em energia da função foi substituída pela dependência da camada semirredutora conforme a equação (46).

$$C_k(x) = \frac{z}{az^2 + bz + c} + d \times arctan(gz^2) \tag{46}$$

onde $z = \ln(x/x_0)$, x são valores de camada semirredutora e x_0, a, b, c, d, e g parâmetros de ajuste da função.

Os coeficientes médios de conversão também foram obtidos em função da energia efetiva do feixe $\bar{C}_k(E_e)$. Nesse caso, a equação (46) foi modificada para o ajuste fazendo $z = \ln(E_e/E_{e0})$.

4. RESULTADOS

4.1 Calibração de energia do espectrômetro

Os espectros das fontes radioativas de Európio-152, Bário-133 e Amerício-241 utilizados para a calibração do eixo das energias do espectrômetro com detector de CdTe são apresentados, respectivamente, nas Figuras 23 a 25.

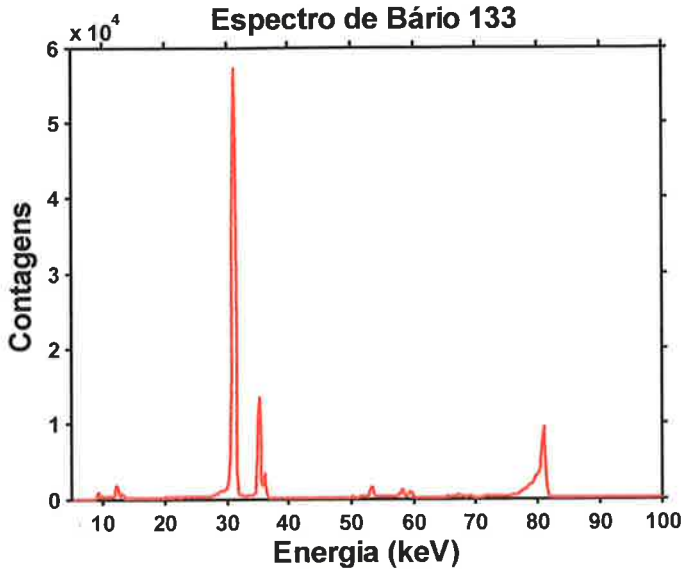


Figura 23: Espectro de ^{133}Ba medido com o detector de CdTe utilizando um ganho de 30,31x.

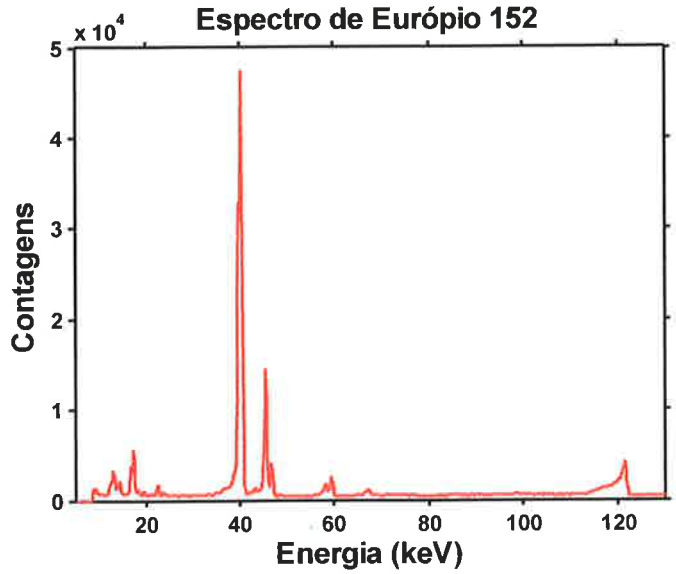


Figura 24: Espectro de ^{152}Eu medido com o detector de CdTe utilizando um ganho de 30,31x.

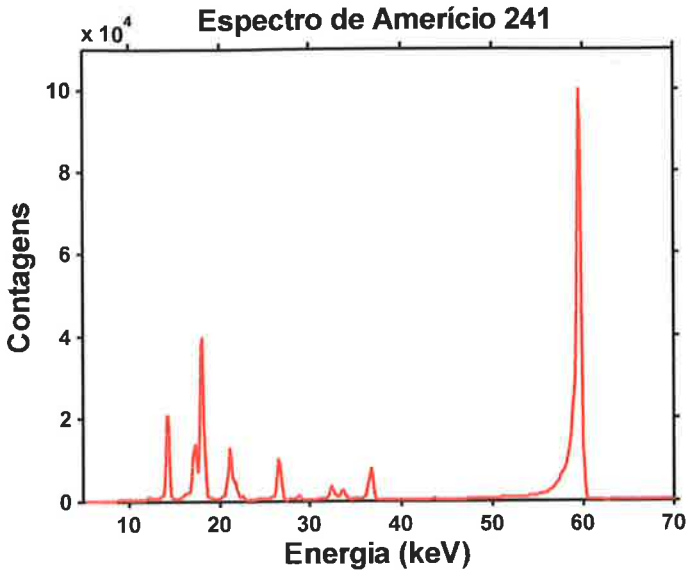


Figura 25: Espectro de ^{241}Am medido com o detector de CdTe utilizando um ganho de 30,31x

Os espectros dessas fontes foram medidos com 1024 canais ajustados no MCA, ganho de 30,31x e função RTD desligada. Relacionando a posição em canais dos fotopicos com seus respectivos valores de energia foi possível obter uma reta de calibração. A Figura 26 apresenta um exemplo de curva de calibração em energia utilizando dados de fontes de Am-241, Eu-152 e raios X de fluorescência do tungstênio.

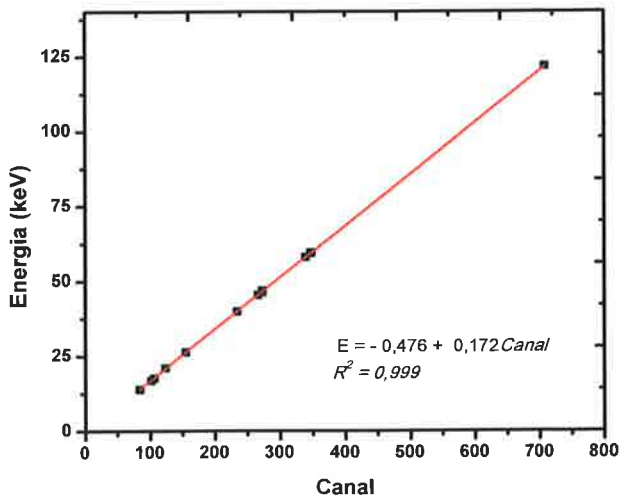


Figura 26: Curva de calibração em energia utilizando dados de fontes de Am -241 , Bá-133 e raios X de fluorescência do tungstênio. A incerteza nos pontos experimentais é inferior a 3,34%.

Foram identificados também, picos de escape através das energias das bordas K do Cd e do Te. Esses picos são gerados por fótons com energia maior que as energias dessas bordas de

absorção desses materiais ($E_{pico}>E_k$). Como as energias desses picos de escape eram conhecidas ($E_{escape} = E_{pico} - E_k$), esses dados também foram utilizados na calibração.

4.2 Verificação das correções de espectros

A verificação qualitativa das correções dos espectros foi realizada por meio da comparação da forma de suas distribuições energéticas quando estas eram representadas em termos de fluência de fótons e kerma no ar. Numa verificação quantitativa, foram comparadas curvas de atenuação e valores de camadas semirredutoras obtidos experimentalmente e calculados a partir do espectro corrigido.

Os espectros corrigidos pelo processo de *stripping*, descrito na subseção 3.3.2, são apresentados em unidades de fluência de fótons. A distribuição de kerma no ar por energia foi calculada a partir do espectro de fluência conforme a equação (29). A Figura 27 apresenta um espectro primário de um feixe de qualidade RQR 5 em unidades de kerma no ar (curva vermelha) e fluência de fótons (curva preta), normalizados pelos seus respectivos valores máximos, em função da energia. A diferença na forma desses espectros deve-se ao fato dos coeficientes de absorção mássicos para o ar, utilizados no cálculo do kerma no ar (equação 29), terem valores mais elevados para baixas energias, conforme a Figura 28, aumentando assim a contribuição do kerma para fótons de baixas energias.

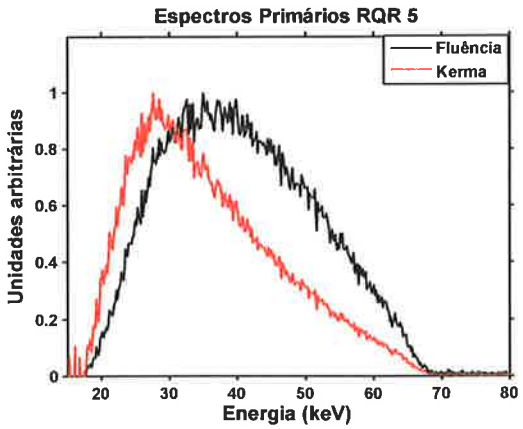


Figura 27: Espectro de um feixe de raios X de qualidade RQR 5 corrigido pelo processo de *stripping*. O espectro em preto representa a distribuição de fótons por energia e em vermelho a distribuição de kerma no ar. Ambos estão normalizados pelo valor máximo da distribuição

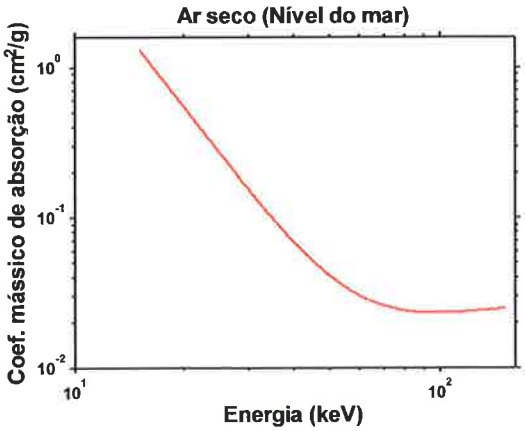


Figura 28: Coeficiente mássico de absorção do ar (ar seco no nível do mar) para a faixa de energia de 15 a 150 keV. Valores obtidos do banco de dados XCOM/NIST [50]

As curvas de atenuação por filtros de alumínio foram calculadas a partir do espectro corrigido conforme a equação (40) da subseção 3.3.4 e foram comparadas com as curvas de atenuação obtidas por meio de medições diretas no feixe com uma câmara de ionização. Esta é uma forma de validação da metodologia adotada para a correção de espectros utilizada por alguns trabalhos com detectores semicondutores[66,67] apresentados na literatura. As Figuras 29 e 30 comparam os resultados das curvas de atenuação obtidas experimentalmente e utilizando espectros corrigidos para os feixes RQR 3 e RQR 5, respectivamente. O modelo de Archer[7] foi ajustado aos dados experimentais e os valores da primeira camada semirredutora foram obtidos. Para o feixe RQR 3, a camada semirredutora calculada a partir dos dados experimentais foi 2,0 (1) mmAl e para os dados calculados a partir do espectro corrigido foi 1,97 (1) mmAl. Para o feixe RQR 5 foram encontrados valores de CSRs iguais a 2,70(10) e 2,89(9) correspondentes aos dados experimentais e calculados a partir do espectro, respectivamente.

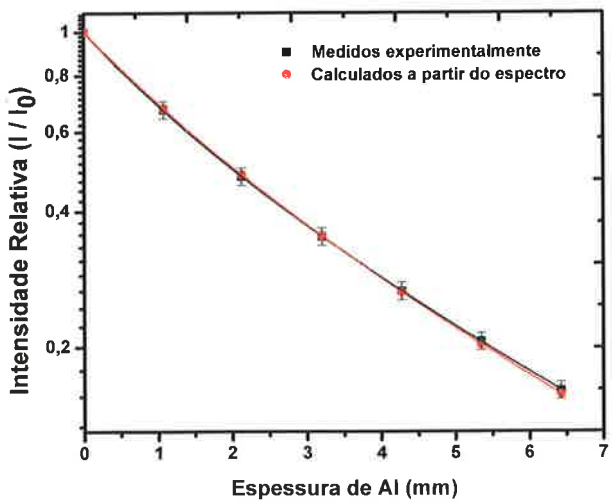


Figura 29: Curvas de atenuação para feixe RQR 3. Os pontos em preto representam resultados de medições com uma câmara de ionização e os resultados em vermelhos são dados calculados à partir do espectro corrigido.

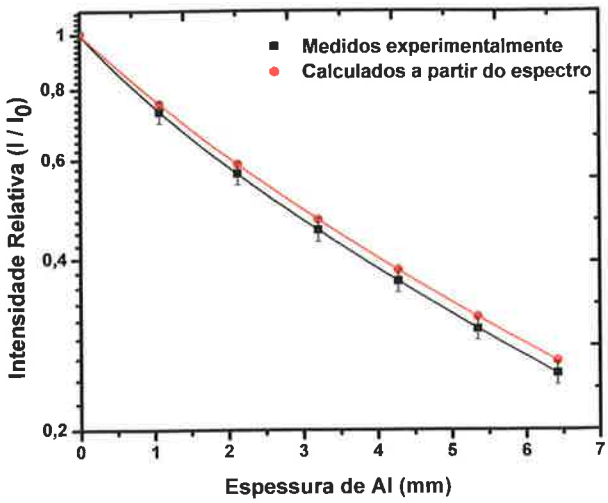


Figura 30: Curvas de atenuação para feixe RQR 5. Os pontos em preto representam resultados de medições com uma câmara de ionização e os resultados em vermelho são dados calculados à partir do espectro corrigido.

4.3 Espectros de raios X

Os espectros de raios X brutos são aqueles registrados pelo sistema de aquisição de dados dos equipamentos utilizados (Detector de CdTe e processador digital PX4), antes da aplicação de qualquer tipo de correção, sendo apresentados em contagens por canal. Os espectros primários e transmitidos brutos passaram pelo processo de correção descrito no item 3.3.2 e são apresentados em unidades de kerma no ar ponderado (mGy/mAs.keV) a uma distância que corresponde a 1m do ponto focal.

4.3.1 Espectros primários brutos

Espectros primários brutos (sem correções) para feixes RQR 3, 5, 8 e 10 são apresentados nas figuras 31 a 34. As contagens apresentadas em energias de até 15 keV foram desconsideradas devido à presença de ruído eletrônico do sistema de detecção e ao fato de que os filtros de alumínio utilizados sejam capazes de eliminar grande parte desses fótons de baixa energia. Todos os feixes foram filtrados com, no mínimo, 2,94 mm de alumínio (RQR 3) e a atenuação deste material para fótons com essa energia de corte (15 keV) é muito significativa[66], sendo da ordem de 99,84 %. Há uma descontinuidade no número de contagens nas energias 26,7 e 31,8 keV, que são os valores das bordas K do Cd e Te, respectivamente, como mostrado na Figura 31. Esses efeitos devem ser corrigidos pela curva de eficiência e pela compensação da fração de escape do detector quando aplicado o algoritmo de correção apresentado no item 3.3.2.

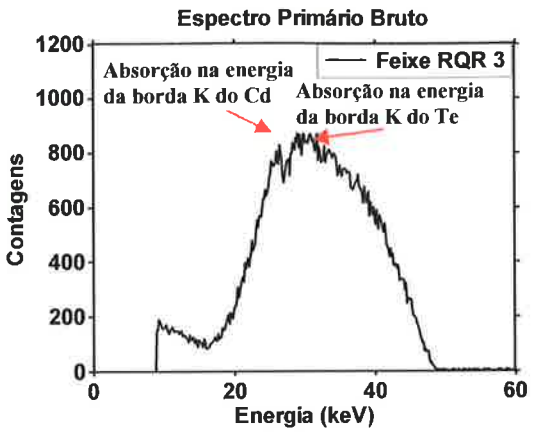


Figura 31: Espectro primário bruto para feixe RQR 3.

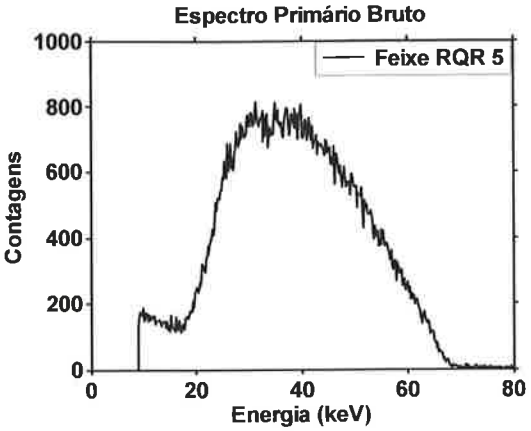


Figura 33: Espectro pimário bruto para feixe RQR 5.

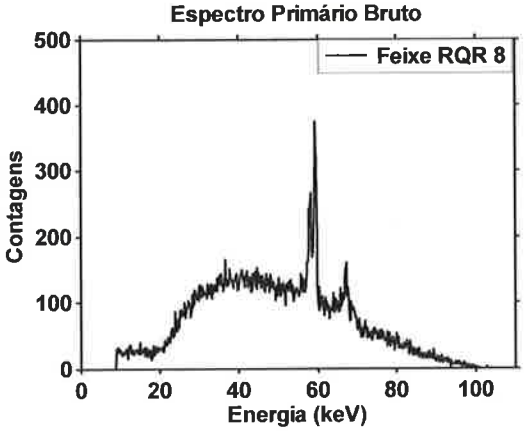


Figura 32: Espectro primário bruto para feixe RQR 8.

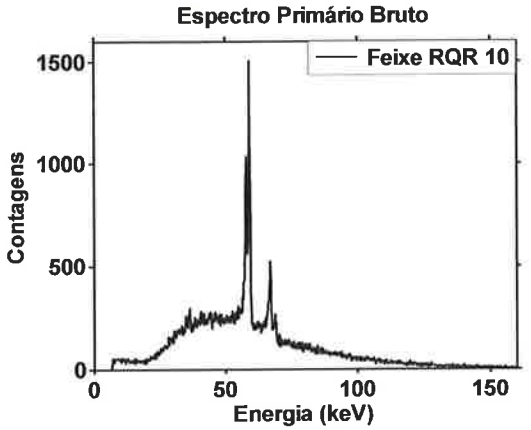


Figura 34: Espectro primário bruto para feixe RQR 10.

4.3.2 Espectros primários corrigidos

As Figuras 35 a 38 apresentam os espectros primários corrigidos. Eles são apresentados em unidades de kerma no ar ponderado (mGy/mAs.keV@1m). As descontinuidades apresentadas nos espectros brutos nas energias 26,7 e 31,8 keV, correspondentes às bordas de absorção K dos componentes do material do detector (Cd e Te, respectivamente) foram reduzidas significativamente nos espectros corrigidos. A correção completa desse efeito pela função resposta do detector é dificultada pela resolução energética do detector. A absorção na borda K ocorre em um valor exato de energia. Se o detector tivesse resolução ideal, essa a correção seria exata. Porém, no caso real, o efeito de absorção ocorre em um pequeno intervalo de energias cuja mediana é o valor da energia da borda K dos elementos que compõe a área sensível do detector.

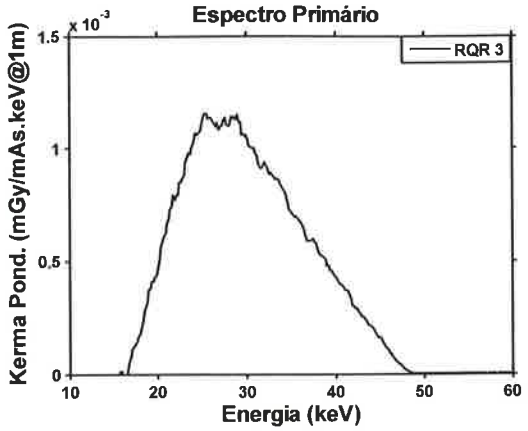


Figura 35: Espectro primário RQR 3 corrigido em termos de kerma no ar ponderado (mGy/mAs.keV@1m).

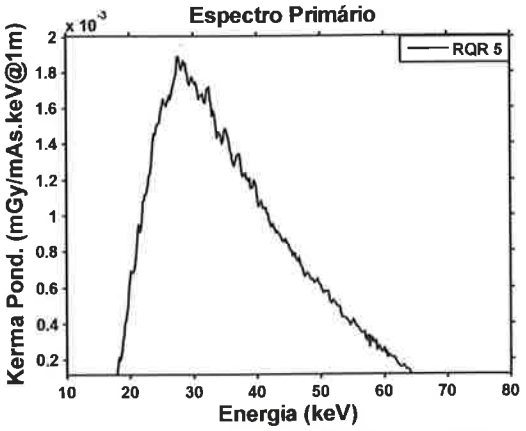


Figura 37: Espectro primário RQR 5 corrigido em termos de kerma no ar ponderado (mGy/mAs.keV@1m).

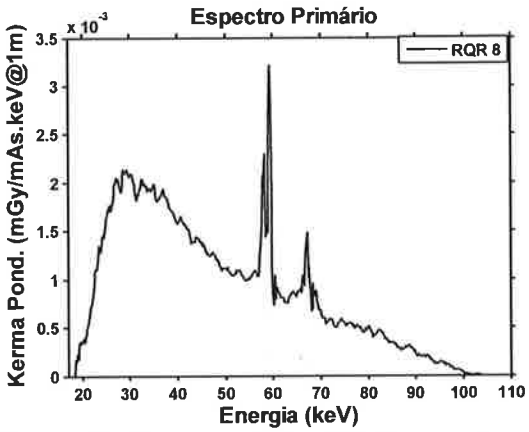


Figura 36: Espectro primário RQR 8 corrigido em termos de kerma no ar ponderado (mGy/mAs.keV@1m).

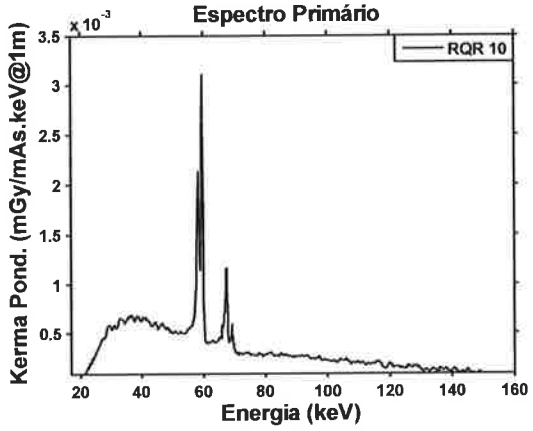


Figura 38: Espectro primário RQR 10 corrigido em termos de kerma no ar ponderado (mGy/mAs.keV@1m).

A Figura 39 apresenta um conjunto de espectros primários dos de feixe de qualidades RQR 2 a RQR 7, corrigidos em unidades de kerma no ar ponderado (mGy/mAs.kev@1m). A área de cada espectro está normalizada para o valor de kerma no ar por unidades de produto corrente-tempo (mGy/mAs), calculadas a partir de medições com câmaras de ionização para cada caso específico. Os espectros apresentaram intensidades crescentes com a tensão aplicada ao tubo (numericamente igual à energia máxima), em concordância os valores de kerma no ar obtidos com a câmara de ionização conforme mostrado na Figura 40. Para obter as qualidades dos feixes citadas, uma filtração de alumínio de espessura crescente (Tabela 2) com a tensão aplicada ao tubo foi utilizada. O rendimento do tubo nessas condições apresentou comportamento linear conforme apresentado na Figura 40.

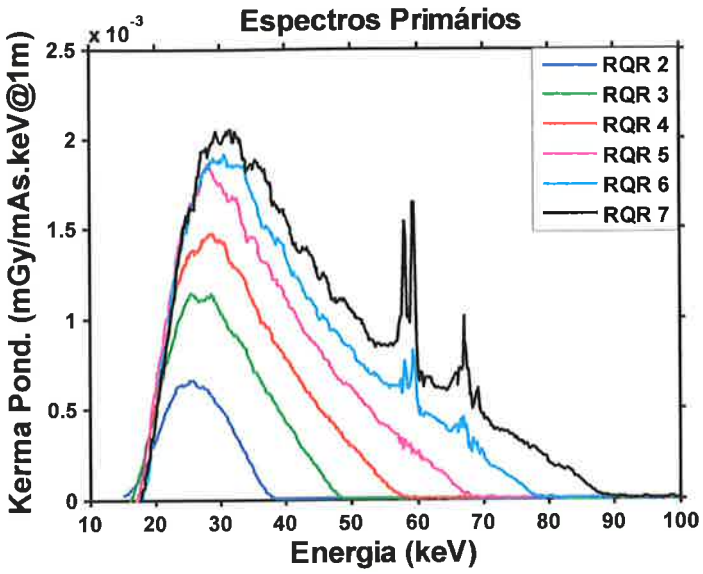


Figura 39: Conjunto de espectros primários de qualidade RQR apresentados em unidades de kerma no ar ponderado (mGy/mAs.keV@1m).

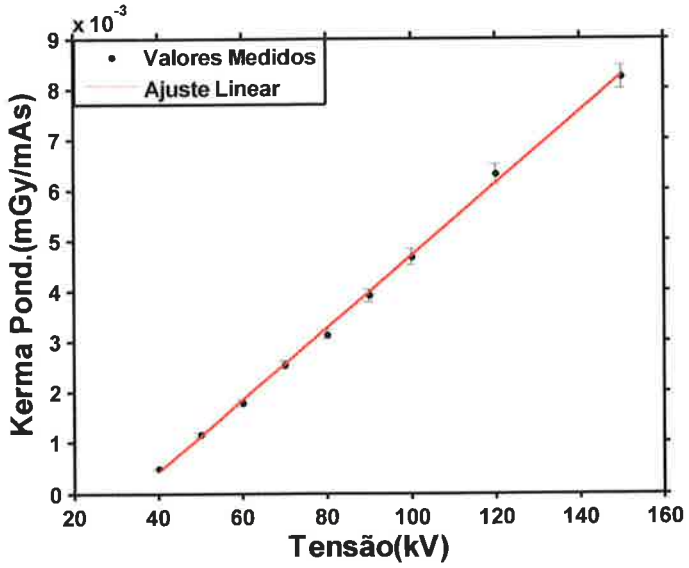


Figura 40: Relação entre o kerma no ar medido ara feixes de qualidade RQR, normalizado pelo produto corrente - tempo, e a tensão aplicada ao tubo. Cada valor de tensão está associado a uma qualidade de feixe

4.3.3 Comparação entre os espectros experimentais e o modelo de TBC

Uma comparação entre espectros primários experimentais e espectros gerados pelo modelo de TBC é apresentada nas figuras 41 e 42. Estas figuras mostram os espectros primários de feixes de qualidade RQR 5 e 8, respectivamente, gerados pelo modelo TBC (linha azul) e medidos experimentalmente (linha vermelha). Uma boa concordância entre as formas destes é observada.

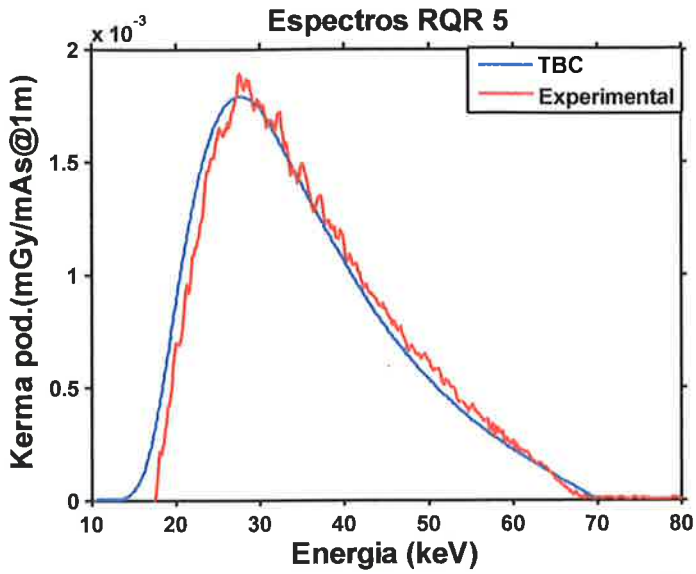


Figura 41: Espectros primários de feixe RQR 5 gerado pelo modelo TBC (linha azul) e medido experimentalmente (linha vermelha).

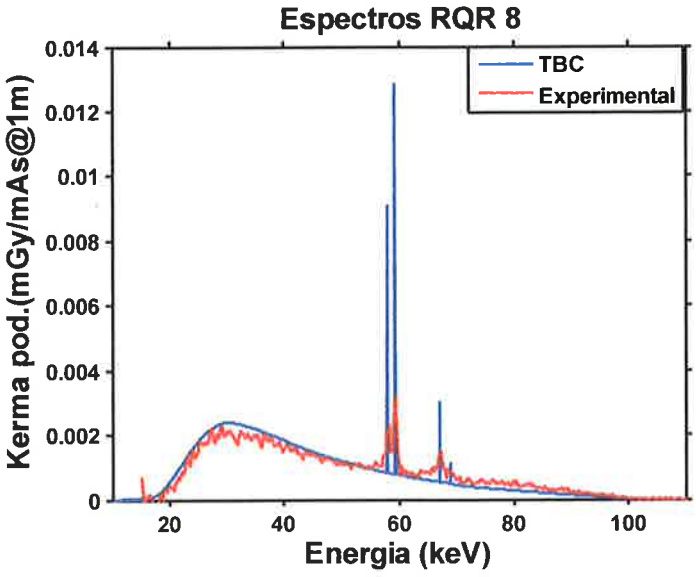


Figura 42: Espectros primários de feixe RQR 8 gerado pelo modelo TBC (linha azul) e medido experimentalmente (linha vermelha).

Valores de camadas semirredutoras e coeficiente de homogeneidade para o conjunto de espectros primários de feixes RQR 3, 5 8 e 10 gerados pelo TBC e medidos experimentalmente são apresentados na Tabela 6.

Tabela 6: Primeira camada semirredutora e coeficiente de homogeneidade para espectros primários medidos experimentalmente e gerados pelo modelo de TBC.

	EXPERIMENTAL		TBC	
Espectro	**Primeira CSR (mm Al)**	**Coeficiente de Homogeneidade**	**Primeira CSR (mm Al)**	**Coeficiente de Homogeneidade**
RQR 3	2,0 (1)	0,77 (1)	1,78	0,76
RQR 5	2,7 (1)	0,71 (2)	2,58	0,71
RQR 8	4,2 (2)	0,68 (2)	3,97	0,70
RQR 10	6,6 (5)	0,70 (2)	6,57	0,76

4.3.4 Espectros transmitidos

O conjunto de espectros transmitidos por placas de argamassa baritada de 5 mm de espessura e diferentes combinações de atenuadores são apresentados nas Figuras 43 a 50, para diferentes qualidades de feixes. Eles representam a distribuição de kerma no ar ponderada pelo produto corrente-tempo (mGy/mAs) por energia (keV) a 1 m do ponto focal do tubo de raios X. Os espectros estão apresentados conforme seus códigos de identificação definidos na subseção 3.2.5.

As Figuras 43 e 44 apresentam os espectros transmitidos somente por uma placa de argamassa baritada de 5 mm de espessura nominal (arranjo 1).

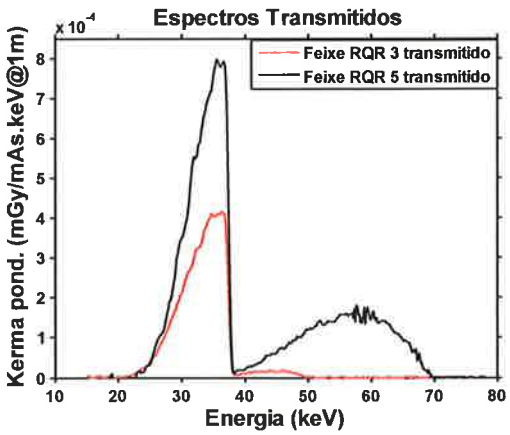


Figura 43: Espectro feixe RQR 3 transmitido por uma placa de argamassa baritada de 5 mm de espessura (T-B5A1Q3) e do feixe RQR 5 transmitido pela mesma placa (T-B5A1Q5).

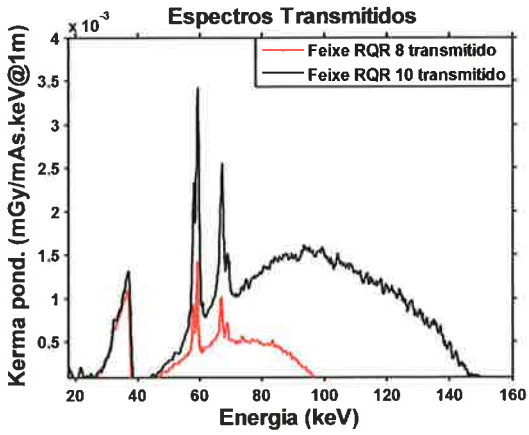


Figura 44: Espectro do feixe RQR 8 transmitido por uma placa de argamassa baritada de 5 mm de espessura (T-B5A1Q8) e do feixe RQR 10 transmitido pela mesma placa (T-B5A1Q10).

Quando os feixes primários atravessam somente uma placa de argamassa baritada, como apresentado nas Figuras 43 e 44 (espectros T-B5A1), a atenuação é decrescente com a energia do fóton e os espectros apresentam quedas de intensidade nas bordas de atenuação do material

atenuador, correspondendo aos picos de absorção apresentado na Figura 15. É possível notar, nesses espectros, uma absorção mais intensa em um valor de energia aproximadamente igual a 37,44 keV, que equivale à energia da borda de absorção K do bário[68] presente nesse material. As linhas destacadas na Figura 44 correspondem às emissões características do alvo de tungstênio do tubo de raios X. Estas linhas corresponde às energias 57,98 keV ($K\alpha_2$), 59,32 keV ($K\alpha_1$), 67,10 keV ($K\beta_2$) e 67,24 keV ($K\beta_1$).

As Figuras 45 e 46 apresentam os espectros transmitidos por uma placa de argamassa baritada de 5 mm de espessura, pela grade antiespalhamento e pelo chassi radiográfico (arranjo 2).

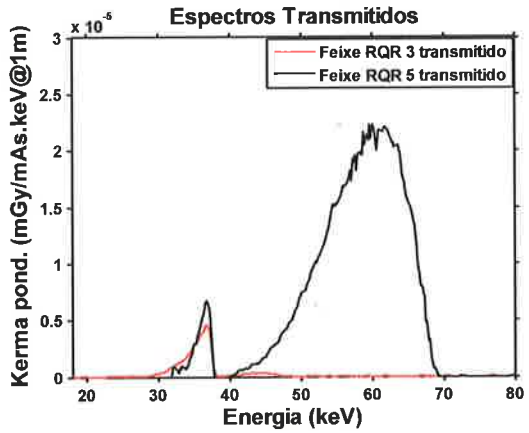


Figura 45: Espectro T-B5A2Q3 em vermelho e T-B5A2Q5 em preto.

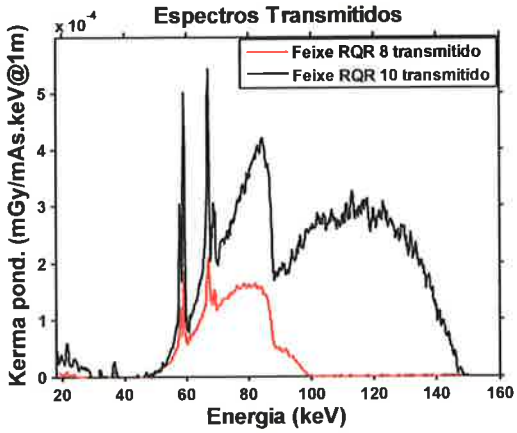


Figura 46: Espectro T-B5A2Q8 em vermelho e T-B5A2Q10 em preto.

Quando os feixes primários atravessam a placa de argamassa baritada junto com uma grade antiespalhamento como apresentado nas Figuras 45 e 46 (espectros T-B5A2), a intensidade do espectro decresce em aproximadamente uma ordem de grandeza em comparação aos espectros do conjunto T-B5A1. Para os espectros de maior energia (T-B5A2Q8 e T-B5A2Q10) é possível notar descontinuidade na energia 88,0 keV, que corresponde à borda de absorção K do chumbo presente na grade.

As Figuras 47 e 48 apresentam os espectros transmitidos por uma placa de argamassa baritada de 5 mm de espessura, junto com uma grade antiespalhamento, chassi radiográfico e simulador de paciente pediátrico (arranjo3).

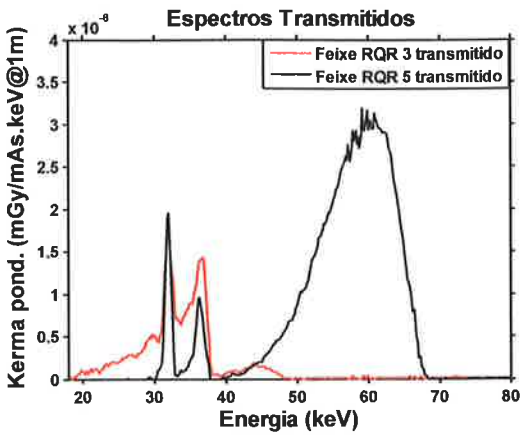


Figura 47: Espectro T-B5A3Q3 em vermelho e T-B5A3Q5 em preto.

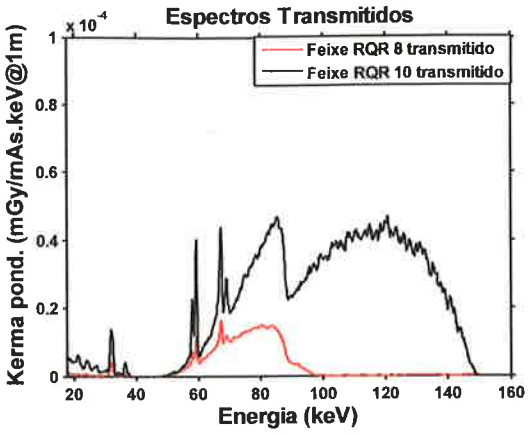


Figura 48: Espectro T-B5A3Q8 em vermelho e T-B5A3Q10 em preto.

Quando os feixes primários atravessam o conjunto formado por placa de argamassa baritada, grade antiespalhamento e simulador pediátrico, como apresentado nas Figuras 47 e 48 (espectros T-B5A3), além da diminuição da intensidade dos feixes em relação ao conjunto anterior é possível notar o surgimento de linhas nas energias 32,19 keV e 36,37 keV. Essas linhas correspondem às emissões características de fluorescência do bário[68] presente nas placas de argamassa baritada. Essas linhas só são evidenciadas nesse conjunto de espectros, pois a intensidade dos fótons de *Bremsstrahlung* foi bastante reduzida pela absorção da radiação no simulador de paciente e na grade. Nos conjuntos de espectros T-B5A1 e T-B5A2 essas linhas estão superpostas pela radiação de *Bremsstrahlung,* que é mais intensa nesses casos.

As Figuras 49 e 50 apresentam os espectros transmitidos por uma placa de argamassa baritada de 5 mm de espessura, junto com uma grade antiespalhamento, chassi radiográfico e simulador de paciente adulto (arranjo 4).

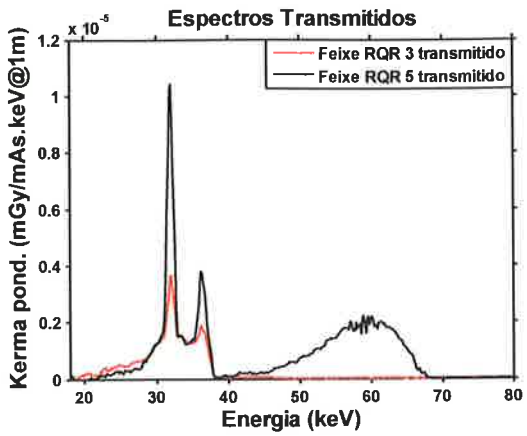


Figura 49: Espectro T-B5A4Q3 em vermelho e T-B5A5Q5em preto.

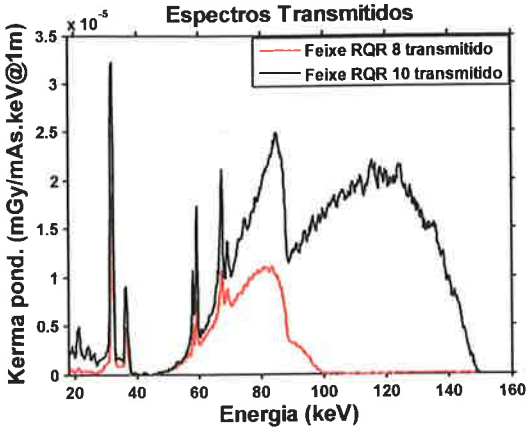


Figura 50: Espectro T-B5A4Q8 em vermelho e T-B5A4Q10 em preto.

Quando os feixes primários atravessam o conjunto de atenuadores do arranjo 4, como apresentado nas Figuras 49 e 50 (espectros T-B5A4), com a diminuição da intensidade da radiação de *Bremsstrahlung* em relação ao conjunto anterior de espectros, as linhas características do bário se destacam ainda mais em relação ao restante do espectro.

Com esses conjuntos de espectros (T-B5A1, T-B5A2, T-B5A3, e T-B5A4) é possível observar a modificação do feixe de raios X ao atravessar diferentes conjuntos de atenuadores típicos de procedimentos de imagem radiográfica. Outros conjuntos de espectros transmitidos, como os apresentados nesta subseção, foram medidos alterando-se apenas a espessura da placa de argamassa baritada em cada caso. Estes espectros são apresentados no Anexo IV.

.4 Coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente

A Tabela 7 apresenta os coeficientes de conversão médios de kerma no ar para equivalente de dose ambiente para as qualidades padrões de feixes primários. Estes coeficientes foram calculados a partir de espectros experimentais (equação 44) e espectros gerados pelo modelo TBC (equação 43).

Tabela 7: Coeficientes de conversão médios entre kerma no ar e equivalente de dose ambiente, *H*(10),* para feixes de radiação X primários gerados por um equipamento industrial e espectros primários gerados pelo modelo de TBC. Esses feixes têm qualidades RQR definidas pela IEC[19].

Qualidade do Feixe	$\overline{C}_k$ [Sv/Gy] para espectros experimentais	$\overline{C}_k$ [Sv/Gy] para espectros gerados pelo Modelo TBC
RQR 2	0,92(3)	0,9048
RQR 3	1,07(4)	1,0260
RQR 4	1,17(4)	1,1258
RQR 5	1,25(4)	1,2042
RQR 6	1,34(4)	1,2729
RQR 7	1,40(5)	1,3337
RQR 8	1,44(5)	1,3855
RQR 9	1,52(5)	1,4674
RQR 10	1,57(4)	1,5493

A Figura 51 apresenta os coeficientes de conversão médios (Sv/Gy) entre kerma no ar e equivalente de dose ambiente para feixes na faixa de energia de diagnóstico, em função da camada semirredutora. Estes coeficientes foram calculados a partir da equação (44), utilizando os espectros experimentais primários RQR2 a RQR 10 (pontos pretos) e espectros gerados pelo modelo de TBC (pontos vermelhos). Os espectros gerados pelo modelo TBC apresentam as qualidades de feixe (primeira camada semirredutora e coeficiente de homogeneidade) previstas no TRS 457. As linhas pretas e vermelhas representam o ajuste de uma função exponencial aos dados. A linha azul representa o valor constante adotado pela portaria 453 da ANVISA[13], para a conversão dessas grandezas. A função exponencial ajustada possui a seguinte forma:

$$Y = y_0 + Ae^{-\frac{x}{t}} \tag{46}$$

O conjunto de parâmetros, y_0, A e t, ajustado para os dados obtidos por meio de espectros gerados pelo modelo de TBC apresentaram os valores 1,61(1), -1,33(2) e 2,18(9) respectivamente. Para o ajuste aos dados obtidos a partir de espectros experimentais primários, esses parâmetros apresentaram valores iguais a 1,60(1), -1,56(4) e 1,69(7).

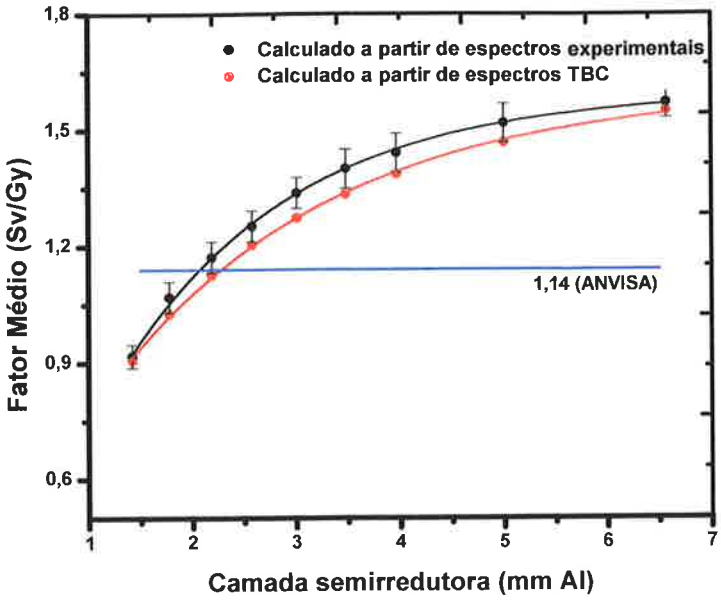


Figura 51: Coeficientes de conversão médios entre kerma no ar e equivalente de dose ambiente para feixes na faixa de energia de diagnóstico em função da camada semirredutora. Foram calculados a partir de espectros experimentais primários (pontos pretos) e espectros gerados pelo modelo de TBC (pontos vermelhos). As linhas pretas e vermelhas representam o ajuste de uma exponencial aos dados. A linha azul representa o coeficiente constante adotado pela ANVISA.

O comportamento dos dados de coeficientes de conversão médios obtidos a partir dos espectros medidos e simulados por meio do modelo TBC é similar com diferença máxima de 5%. A diferença sistemática entre os valores de cada ponto deve-se, provavelmente, ao fato de que o modelo TBC utilizado simula feixes de raios X estreitos e os espectros experimentais foram medidos em feixes largos.

A Tabela 8 apresenta os coeficientes de conversão médios (Sv/Gy) entre kerma no ar e equivalente de dose ambiente para os espectros medidos em todas as configurações descritas na subseção 3.2.4.

Tabela 8: Coeficientes médios de conversão (Sv/Gy) entre kerma no ar e equivalente de dose ambiente para os espectros medidos em todas as configurações descritas na subseção 3.2.4 com incerteza percentual máxima de 3,7%.

COFIGURAÇÕES	RQR 3	RQR 5	RQR 8	RQR 10
T-B5A1	1,23	1,409	1,60	1,62
T-B5A2	1,32	1,749	1,71	1,63
T-B5A3	1,26	1,70	1,70	1,61
T-B5A4	1,18	1,47	1,66	1,60
T-B10A1	1,29	1,44	1,66	1,60
T-B10A2	1,33	1,72	1,69	1,59
T-B10A3	1,37	1,73	1,69	1,59
T-B10A4	1,17	1,34	1,63	1,58
T-B15A1	1,30	1,41	1,68	1,58
T-B15A2	1,36	1,68	1,69	1,57
T-B15A3	1,27	1,35	1,67	1,57
T-B15A4	1,24	1,33	1,63	1,57
T-B20A1	1,31	1,43	1,67	1,58
T-B20A2	1,40	1,63	1,69	1,57
T-B20A3	1,24	1,27	1,66	1,57
T-B20A4	1,10	1,19	1,55	1,57
T-B25A1	1,30	1,42	1,66	1,57
T-B25A2	1,250	1,56	1,67	1,55
T-B25A3	1,10	1,17	1,64	1,55
T-B25A4	1,00	1,12	1,52	1,55

A Figura 52 apresenta os coeficientes de conversão médios (Sv/Gy) entre kerma no ar e equivalente de dose ambiente para feixes primários (dados da Tabela 7) e transmitidos (dados da Tabela 8) através dos conjuntos de atenuadores descritos na subseção 3.2.4, obtidos em função da camada semirredutora. A função analítica adotada pela ICRU, equação (46), foi ajustada aos dados (linha azul). Esta equação descreve os coeficientes de conversão para fótons monoenergéticos adotada pela ICRU, cuja solução para energias na faixa de radiodiagnóstico é apresentada na Figura 54. Esta função foi escolhida para o ajuste devido à semelhança na forma da distribuição dos dados experimentais com a forma dessa curva na faixa de energia do radiodiagnóstico. Os parâmetros de ajuste foram: x_0 = 1; a = 0,004; b = 0,007; c = 0,07; d = - 6,2; g = 1,2. O qui-quadrado reduzido do ajuste foi 2,92.

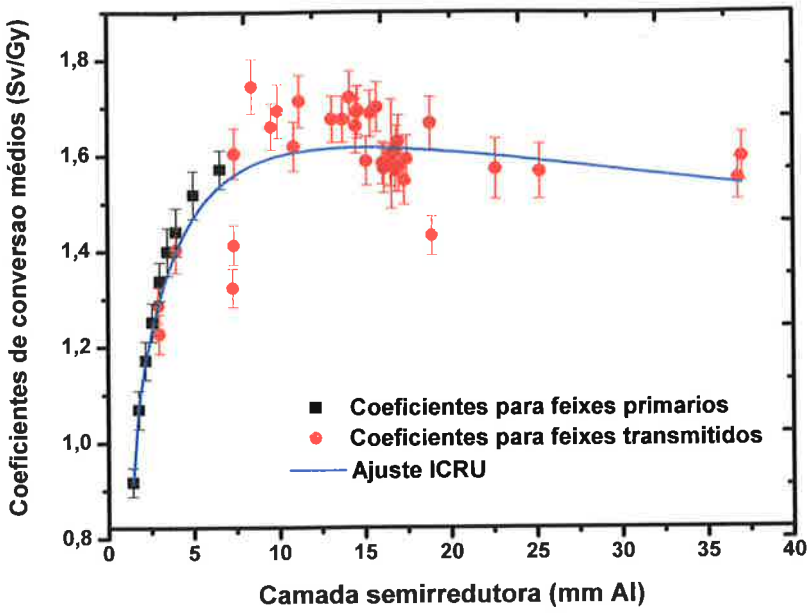


Figura 52: Coeficientes de conversão médios (Sv/Gy) entre kerma no ar e equivalente de dose ambiente para feixes primários (em preto) e transmitidos (vermelho), pelos conjuntos de atenuadores descritos na subseção 3.2.4, com diferentes camadas semirredutoras. É mostrado também o resultado do ajuste da função analítica adotada pela ICRU (linha azul) aos dados de coeficientes de conversão, C_k, obtidos nesta pesquisa.

A Figura 53 apresenta os coeficientes de conversão médios (Sv/Gy) entre kerma no ar e equivalente de dose ambiente para feixes primários (em preto) e feixes incidentes de qualidades RQR 3, RQR 5, RQR 8, e RQR 10 transmitidos pelos conjuntos de atenuadores descritos na subseção 3.2.4, em função da energia efetiva. A função analítica adotada pela ICRU para descrever a relação entre esses tipos de fatores e a energia, para feixes monoenergéticos, foi ajustado aos dados (linha vermelha). Os parâmetros de ajuste foram: x_0 = 10; a = 0,003; b = 0,005; c = 0,06; d = - 27,9; g = 0,63. O qui-quadrado reduzido do ajuste foi 3,55. A Figura 54 apresenta os coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente, apresentados pela ICRU 57[21] para feixes monoenergéticos na faixa de energias utilizadas em radiodiagnóstico.

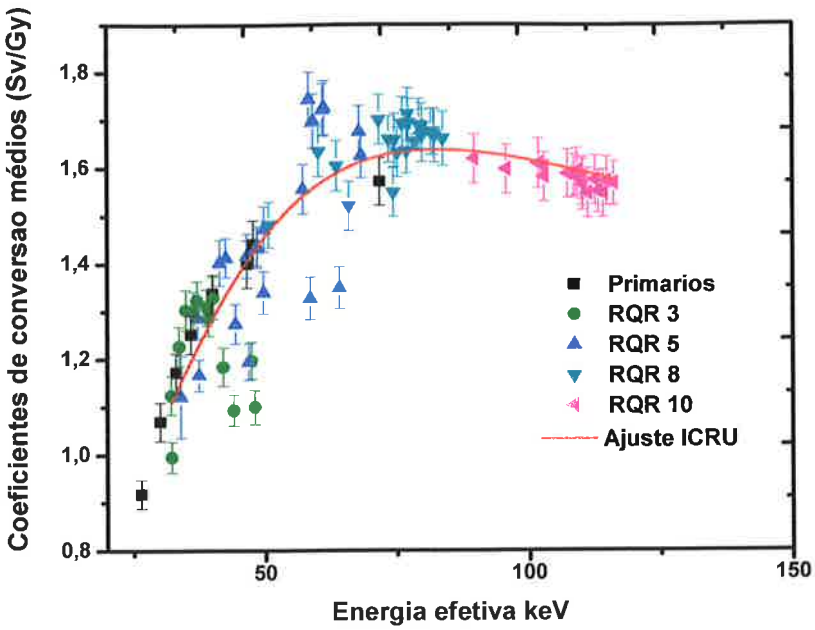


Figura 53: Coeficientes de conversão médios (Sv/Gy) entre kerma no ar e equivalente de dose ambiente para feixes primários (em preto) e feixes incidentes de qualidades RQR 3, RQR 5, RQR 8, e RQR 10 transmitidos pelos conjuntos de atenuadores descritos na subseção 3.2.4 em função da energia efetiva. Ajuste da função analítica adotada pela ICRU (linha vermelha) aos dados de coeficientes de conversão, C_k (Sv/Gy)

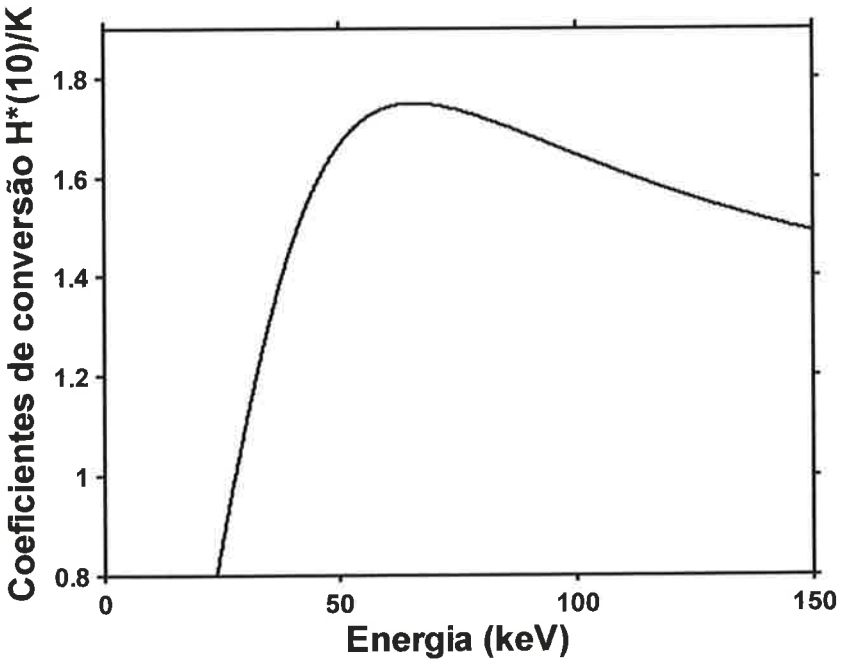


Figura 54: Solução da função analítica adotada pela ICRU que descreve os coeficientes de conversão, C_k, para fótons monoenergéticos na faixa de energia do radiodiagnóstico

4.4.1 Exemplo de aplicação dos coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente

O exemplo a seguir supõe que se quer avaliar a quantidade de radiação que atravessa uma barreira primária de uma sala de diagnóstico por imagens dedicadas a exames de tórax. Pode-se considerar que esta barreira seja composta por 20 mm de argamassa baritada e que a distância entre o tubo de raios X à área externa a essa barreira é 3,5 m. Considera-se ainda que nesse procedimento sejam utilizados chassi e grade antiespalhamento, uma filtração no tubo equivalente à de um feixe RQR 8 e a técnica aplicada seja de 100 kV e 0,6 mA.min/sem por paciente. Durante a rotina clínica são atendidos nesse tipo de instalação, em média, 120 pacientes adultos em uma semana[5]. O levantamento radiométrico utilizando uma câmara de ionização calibrada identificou um valor de kerma no ar no ponto de interesse que, corrigido pela carga de trabalho semanal da sala, fornece $7{,}9 \times 10^{-3}$ mGy/sem. Para fins de determinação da conformidade do nível radiométrico com os níveis de restrição exigidos pela ANVISA, o relatório de levantamento radiométrico deve apresentar seus resultados em unidades de equivalente de dose ambiente, $H^*(10)$.

Os dados deste exemplo seguem a configuração de medição do espectro T-B20A4R8 e o valor de kerma no ar foi obtido considerando o rendimento do tubo nesta mesma configuração. Têm-se duas soluções:

- Utilizando o coeficiente de conversão adotado pela ANVISA (1,14 Sv/Gy) encontra-se $9{,}0 \times 10^{-3}$ mSv/sem;
- Utilizando o coeficiente de conversão que considera a distribuição espectral do feixe (1,55 Sv/Gy), conforme a Tabela 8, encontra-se $1{,}2 \times 10^{-2}$ mSv/sem.

O resultado obtido através do coeficiente de conversão que considera a distribuição espectral do feixe equivale a um valor 33,3% superior ao valor encontrado utilizando o coeficiente 1,14 Sv/Gy, o que pode indicar uma possível subestimação deste coeficiente. Sendo o nível de restrição de dose para áreas não controladas igual a 0,01 mSv/sem, esta barreira poderia ser considerada adequada convertendo-se o valor estabelecido no levantamento radiométrico pelo fator 1,14 Sv/Gy para a conversão, ou inadequada, se for utilizado o fator de conversão que considera o espectro transmitido.

4.5 Resultados da aplicação do modelo otimizado para cálculo de barreiras primárias

Um modelo que considera a influência dos espectros de raios X utilizados em radiodiagnóstico na estimativa das curvas de atenuação, em unidades de equivalente de dose ambiente, e de acordo à distribuição de cargas de trabalho encontradas em departamentos de diagnóstico por imagem foi descrito na subseção 2.4.2.

O modelo foi aplicado, conforme a equação (21). Esta equação possui um termo que representa um conjunto de espectros primários, $N_{p,n}^{V}(E)$, e foi resolvida para dois conjuntos de espectros diferentes. O primeiro conjunto de espectros de raios X primários que foram medidos com tensões entre 40 e 150 kV e com filtrações adicionais de 3 mm de alumínio fixa. O segundo conjunto de espectros corresponde a espectros que foram medidos através de feixes de qualidade RQR 2 a RQR 10, o que implica numa filtração variável com a tensão aplicada conforme a Tabela 2.

Os resultados para a variação da grandeza equivalente de dose ambiente em função da espessura de placas de argamassa baritada, $H^*(10,x_p)$, estão apresentados nas Figuras 54 e 55. Esses resultados foram obtidos utilizando a equação (21) e os espectros de raios X primários medidos.

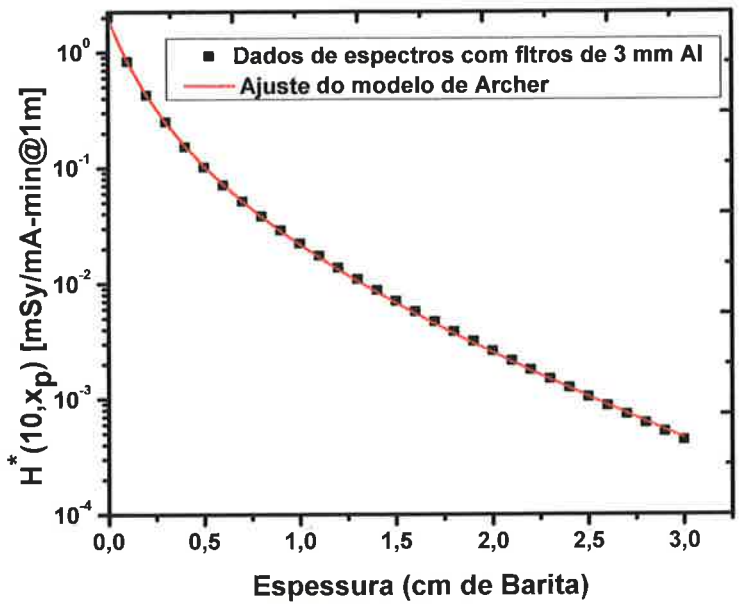


Figura 55: Atenuação de feixes por placas de argamassa baritada em termos de equivalente de dose ambiente $H^*(10,x_p)$, obtida através de espectros experimentais primários medidos com tensões entre 40 e 150 kV e com filtrações adicionais de 3 mm.

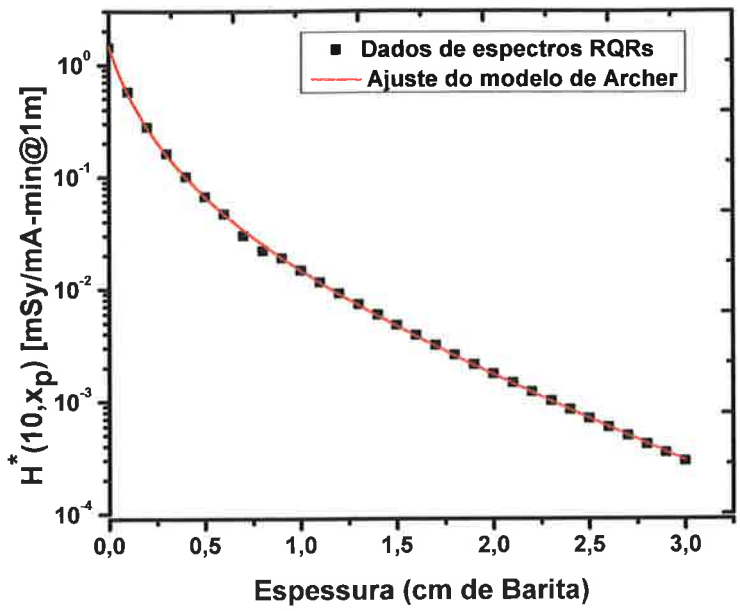


Figura 56: Atenuação de feixes por placas de argamassa baritada em termos de equivalente de dose ambiente $H^*(10,x_p)$, obtida através de espectros experimentais primários de qualidades RQR 2 a RQR 10.

A diferença nos resultados apresentados por estas figuras está relacionada aos diferentes conjuntos de espectros utilizados no cálculo. A Figura 55 apresenta os resultados obtidos utilizando espectros medidos nas tensões entre 40 e 150 kV e com filtrações adicionais fixas de 3 mm de alumínio. A Figura 56 apresenta os resultados obtidos utilizando os espectros de raios X primários medidos com feixes de qualidade RQR 2 a RQR 10. A filtração utilizada para essas qualidades de feixes tem espessura crescente com a tensão do tubo, conforme apresentado na Tabela 2. A linha vermelha em ambas as figuras representa o ajuste do modelo de Archer descrito na equação (13). A Tabela 9 apresenta os parâmetros de ajuste da equação de Archer (equação 13) para os dados de variação do equivalente de dose ambiente em função da espessura de placa de argamassa baritada. Os dados foram obtidos utilizando espectros primários com filtração fixa de 3 mm de espessura e de qualidades RQR.

Tabela 9: Parâmetros de ajuste da equação de Archer (equação 13) para os dados de variação do equivalente de dose ambiente em função da espessura de placa de argamassa a camada semirredutora dessa distribuição.

Parâmetros	Espectros com filtro de 3 mm de Al (Figura 55)	Espectros de qualidade RQR (Figura 56)
H*(10,0) [mSv/mA.min@1m]	2,0239 (11)	1,48 (5)
α (cm^{-1})	1,36 (13)	1,54 (4)
β (cm^{-1})	9,13 (10)	11,1 (6)
γ - adimensional	0,438 (13)	0,52 (2)
CSR (cm de barita)	0,075 (2)	0,065(2)

5. DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

Os coeficientes de conversão entre kerma no ar e equivalente de dose ambiente calculados usando os espectros transmitidos através dos conjuntos de atenuadores descritos na subseção 3.2.4, variam com a camada semirredutora e com a energia efetiva do feixe de raios X. Portanto, o conhecimento do comportamento do espectro de radiação após sua interação com o material atenuador utilizado é necessário para calcular o equivalente de dose ambiente para espectros transmitidos.

Uma metodologia experimental, baseada em técnicas de espectroscopia, foi empregada para estudar as relações entre kerma no ar e equivalente de dose ambiente, pela medição de feixes de raios X transmitidos através de materiais utilizados em salas radiológicas. O tratamento adequado desses espectros foi importante tanto nos procedimentos de cálculo dos coeficientes de conversão, quanto na aplicação do modelo otimizado para cálculo de barreiras primárias.

A caracterização mais completa de um feixe de radiação é feita por meio de seu espectro de energias. Porém, o uso de detectores para a medição de espectros apresenta limitações experimentais, o que impede o uso direto destes espectros com exatidão. No entanto, o conhecimento do material do detector, do tipo de radiação incidente e dos possíveis meios de interações pode ser utilizado para corrigir os espectros medidos por esses instrumentos. Uma dificuldade inerente desse processo é saber o quanto um espectro corrigido é próximo daquele incidente no detector. A rotina de correção de espectros experimentais desenvolvida nesse trabalho, além de adotar metodologias de correção propostas pela literatura, permite a determinação do espectro corrigido em unidades com significado metrológico (mGy/mAs.keV@1m). Isso se dá por meio da transformação matemática da área do espectro utilizando o valor correspondente de kerma no ar ponderado (mGy/mAs@1m) obtido a partir de medições com câmara de ionização calibrada em laboratório com rastreabilidade metrológica. Comparações de espectros primários corrigidos com espectros gerados pelo modelo semiempírico TBC[33], mostraram boa concordância qualitativa e quantitativa.

No Brasil, levantamentos radiométricos são feitos por medição de valores de kerma no ar utilizando câmaras de ionização. Os resultados devem ser comparados com valores de referências para níveis de restrição de dose em termos de equivalente de dose ambiente, *H*(d)*. O coeficiente de conversão 1,14 $SvGy^{-1}$ estabelecido pela portaria 453 da ANVISA[13] é diferente dos resultados apresentados nas Figuras 52 e 53. Estes resultados mostram que a

distribuição espectral do feixe tem uma forte influência nos coeficientes de conversão. Desse modo, os resultados apresentados sugerem possibilidade de reformulação do método de conversão entre kerma no ar e equivalente de dose ambiente que considere os espectros de raios X. Outra opção seria a adoção dos níveis de restrição de dose em unidades de kerma no ar[5]. O importante é que a avaliação da adequação barreiras primárias às restrições de dose estabelecidas por normas seja realizada por um método onde as incertezas associadas sejam bem conhecidas.

Os feixes produzidos em equipamentos de raios X para uso em diagnóstico por imagens têm suas características fortemente alteradas quando estes atravessam conjuntos de atenuadores típicos desse tipo de procedimento. O estudo dos espectros transmitidos por diferentes combinações de atenuadores (barreira de argamassa baritada, grade antiespalhamento, objetos simuladores antropomórficos adulto e pediátrico), apresentado na subseção 4.3.4, revela as modificações na forma como e nas intensidades desses feixes após a transmissão. Nos procedimentos de levantamento radiométrico realizados na pratica, esses aspectos não são considerados. Por outro lado, visto que as doses no público e em indivíduos ocupacionalmente expostos têm dependência direta com a energia dos fótons transmitidos, considerar o espectro de energias torna-se importante para uma avaliação mais precisa da adequação de blindagens projetadas para esses ambientes.

Comparando os coeficientes de conversão entre kerma no ar e equivalente de dose ambiente que consideram a distribuição energética do feixe transmitido com aquele adotado no Brasil[13] (1,14 Sv/Gy) pode-se notar que existem diferenças significativas. No exemplo hipotético apresentado na subseção 4.4.1 essa diferença foi de 33,3% e representa uma situação na qual a adequação da barreira à sala de procedimentos de radiodiagnóstico utilizada em exames de tórax depende diretamente do método utilizado para converter kerma no ar e equivalente de dose ambiente. Considerando os valores apresentados na Tabela 8 foi encontrada uma diferença máxima de 53,42% entres os coeficientes de conversão calculados e o valor atualmente utilizado (1,14 Gy/Sv), demonstrando assim uma grande discordância entre esses valores.

A utilização do modelo otimizado para cálculo de barreiras que considera o espectro de energia e distribuição de carga de trabalho, publicada por Costa e Caldas[15,16], possibilitou a aplicação de métodos de espectroscopia para a determinação de propriedades das barreiras protetoras primárias feitas com argamassa baritada. Os resultados apresentados nas Figuras 55 e 56 mostram como ocorre a atenuação do feixe por diferentes espessuras desse material. A

partir das curvas de atenuação calculadas por esse método, é possível estimar a espessura de barreira protetora necessária para blindar uma determinada área. Os resultados obtidos para barreiras protetoras primárias de argamassa baritada apresentam concordância qualitativa com aqueles obtidos por Costa e Caldas[15,16], apesar destes últimos serem obtidos por meio de espectros simulados e ter sido utilizado chumbo como material da barreira.

Finalmente, os resultados desta pesquisa mostram que o comportamento espectral dos feixes de raios X transmitidos por barreiras primárias utilizadas em instalações de radiodiagnóstico influenciam os resultados de cálculo de barreiras e levantamento radiométrico. Isso pode contribuir para o desenvolvimento de procedimentos operacionais que levem em conta esse tipo de informação.

Como complemento aos resultados encontrados, podem-se identificar alguns trabalhos que possam ser de utilidade prática e que podem servir de estímulo para outros projetos futuros. Como exemplos, pode-se citar a utilização de distribuições de cargas de trabalho distintas das de tórax apresentadas na avaliação da presente metodologia, bem como outras modalidades radiológicas, como a radiologia intervencionista e a mamografia. Além disso, deve-se tratar das propriedades de transmissão de barreiras submetidas à radiação secundária (radiação espalhada pelo paciente e radiação de fuga emitida pela cúpula do sistema radiológico). Pode-se considerar, ainda, a utilização de materiais distintos da argamassa baritada utilizada.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1 INKRET, W. C., MEINHOLD B.C, TASCHNER J.C,. A Brief History of Radiation - Protection Standards. **Los Alamos Science,** v. 23, 1995. Disponível em: < http://library.lanl.gov/cgi-bin/getfile?23-04.pdf >.

2 ARCHER, B. R. Recent history of the shielding of medical x-ray imaging facilities. **Health Physics**, v. 88, n. 6, p. 579-586, 2005.

3 INTERNATIONAL COMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, ICRP. **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. Ann ICRP. 2007. (ICRP pubication 103)

4 NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, NCRP. **Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States** Bethesda MD, 2009. (NCRP Report 160).

5 NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, NCRP. **Structual Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities.** Bethesda MD, 2004. (NCRP Report 147).

6 NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, NCRP. **Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X-Rays and Gamma-Rays up to 10 MeV**. Bethesda, MD. 1976. (NCRP repot 49)

7 ARCHER, B. R.; THORNBY, J. I.; BUSHONG, S. C. Diagnostic X-ray shielding design based on an empirical model of photon attenuation. **Health Physics**, v. 44, n. 5, p. 507-517, 1983.

8 DIXON, R. L.; SIMPKIN, D. J. Primary shielding barriers for diagnostic x-ray facilities: A new model. **Health Physics,** v. 74, n. 2, p. 181-189, 1998.

9 SIMPKIN, D. J.; DIXON, R. L. Secondary shielding barriers for diagnostic X-ray facilities: Scatter and leakage revisited. **Health Physics,** p. 350-365, 1998.

10 SIMPKIN, D. J. Evaluation of NCRP Report no. 49 assumptions on workloads and use factors in diagnostic radiology facilities. **Medical Physics,** v. 23, n. 4, p. 577-584,1996.

11 INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, IAEA - **International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources**. International Basic Safety Series 115, Viena, 1996.

12 COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR, CNEN- **Diretrizes Básicas de Radioproteção**. Rio de Janeiro, 2005 (CNEN-NN-3.01).

13 BRASIL.MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Portaria n°453, de 1°de junho de 1998.** AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. Brasil 1998.

14 SANTOS, J. C.; COSTA, P. R. Evaluation of the effective energy of primary and transmmitted workload weighted X-ray spectra. **Radiation Physics and Chemistry**. 2013. .

15 COSTA, P. R., CALDAS, L.V.E. **Model for Determination of Protective Shielding Thickness for Diagnostic Radiology Rooms**. International Radiation Protection Association. Hiroshima, Japan: 14-19 p. 2000.

16 COSTA, P. R.; CALDAS, L. V. E. Evaluation of protective shielding thickness for diagnostic radiology rooms: Theory and computer simulation. **Medical Physics,** v. 29, n. 1, p. 73-85, 2002.

17 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.

18 INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, IAEA. **Dosimetry in Diagnostic Radiology: An international Code of Practice.** Viena. 2007. (Technical Report Series nº 457).

19 INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, IEC. **Medical Diagnostic X-ray Equipment - Radiation Conditions for Use in the Determination of Characteristics.** Geneva. 2005. (IEC-61267).

20 INTERNATIONAL COMISSION ON RADIOLOGICAL UNITS AND MEASUREMENTS. **Measurement of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiations**. Bethesda, MD. 1992. (ICRU Report 47).

21 INTERNATIONAL COMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, ICRU. **Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation**. Bethesda. 1998. (ICRU Report 57).

22 WAGNER, S. R. et al. Unified conversion functions for the new ICRU operational Radiation protection quantities **Radiation Protection Dosimetry,** v. 12, n. 2, p. 231-235, 1985.

23 KHARRATI, H.; ZARRAD, B. Computation of conversion coefficients relating air Kerma to Hp(0.07,α), Hp(10,α), and H*(10) for x-ray narrow spectrum from 40 to 140 kV. **Medical Physics,** v. 31, n. 2, p. 277-284, 2004.

24 NOGUEIRA, M. S. **Determinação dos fatores de conversão de kerma no ar e de fluência para o equivalente de dose ambiental para raios x gerados no intervalo de 50 kVp a 125 kVp**. (Tese de doutorado). Instituto de pesquisas Nucleares energética, IPEN. Autarquia associada à Universidade de São Paulo, São Paulo, 1997.

25 PEIXOTO, J. E. **Determinação dos fatores de atenuação e dos coeficientes de conversão em termos do equivalente de dose ambiental e da dose efetiva para raios X gerados na faixa de 50 kVp a 150 kVp**. (Tese de doutorado). Universidade Federal do Rio de Janeiro, Centro de Ciências da Saúde, Riode Janeiro, 1995.

26 INTERNATIONAL COMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, ICRU. **Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry**. Bethesda. 1993.(ICRU Report 51).

27 OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. **Física das Radiações.** 1ª Edição. São Pulo: Oficina de Textos, 2010. ISBN 9788579750052.

28 INTERNATIONAL COMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, ICRU. **Fundamental quantities and units for ionizing radioation**. Bethesda. 1998. (ICRU Report 60).

29 INTERNATIONAL COMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, ICRU. **Radiation Quantities and Unities.** Bethseda, MD. 1990. (ICRU Report 33).

30 COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR, CNEN. **Fatores de ponderação para as grandezas de proteção radiológica**. POSIÇÃO REGULATÓRIA 3.01/002:2011 Brasil, 2011.

31 COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR CNEN. **Glossário de Segurança Nuclear**. DIVISÃO DE NORMAS, DINOR. Brasil 2010.

32 JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. **The Physics of Radiology**.fourth edition. Springfield U.S.A, : Thomas Book, 1983.

33 COSTA, P. R. et al. Generation of calibrated tungsten target x-ray spectra: Modified TBC model. **Health Physics,** v. 92, n. 1, p. 24-32, 2007.

34 KNOLL, G. F. **Radiation Detection and Measurement**. New York: John Wiley & Sons, 1979.

35 LEO, W. R. **Technics for Nuclear and Particle Physical Experiments**. Second Revised Edition. Germany: Spring - Verlag, 1994.

36 INTERNATIONAL COMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, ICRP. **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. Ann. ICRP. New York, p.1-3. 1991. (ICRP publication 60).

37 ARCHER, B. R. History of the shielding of diagnostic x-ray facilities. **Health Physics**, v. 69, n. 5, p. 750-758, 1995.

38 COSTA, P. R. **Modelo para a determinação de espessuras de barreiras protetoras em salas para radiologia diagnóstica**. (Tese de doutorado). Instituto de pesquisas Nucleares energética, IPEN. Autarquia associada à Universidade de São Paulo, São Paulo, 1999.

39 COSTA, P. R., CALDAS, L. V. E,. **Diagnostic X-ray Room Design using Photon Attenuation and Spectrum Evaluation Models: Simulation and Partial Results.** In:

World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 1997 Nice. Proceed. World Congress on Medical Physics and Biomedical .

40 INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, IAEA. **Implementation of the International Code of Practice on Dosimetry in Diagnostic Radiology (TRS 457): Review of Test Results**. Viena. 2011. (Report n.4)

41 INTERNATIONAL COMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, ICRU. **Physical Aspects of Irradiation**. Bethseda, MD. 1964. (ICRU Report 10b)

42 PTW – Freiburg. **Instruction Manual 30 cm^2 cylindrical Chamber Type 23361 [D396.131.0/1]**. Registergericht Freiburg.

43. AGFA HEALTH CARE. Disponível em: < http://www.agfahealthcare.com / brazil/pt/main/products_services/computed_radiography/digitizers/cr30_x_new.jsp >. Acesso em: 23/04/2013.

44 ALDERSON, S. W. et al. An instrumented phantom system for analog computation of treatment plans. **The American journal of roentgenology, radium therapy, and nuclear medicine,** v. 87, p. 185-195, 1962.

45 INTERNATIONAL COMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, ICRP. **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Report of the Task Group on Reference Man**. Pergamon Press, Oxford, 1975. (ICRP publication 23).

46 CIRS inc. Pediatric Five year old phantom. User guide.Virgínia,USA.

47 BÜRGER, A. A.; COSTA, P. R. **Implementação e Validação de Qualidades de Feixes de Raios X Segundo o Código de Prática da IAEA**. In: SIMPÓSIO INTERNACIONAL SOBRE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. Cuzco, Peru, SPR, 2012.

48 GRUPO GRX, Disponível em:< http://www.grxsp.com.br/argamassas-e-compostos-especiais/argamassa-baritada.html. >Acesso em 15/10/2012.

49 SCAPIN, A. M. **Validação do método e avaliação da incerteza na determinação de maiores e menores constituintes em solos e sedimentos por WDXRF**. In: INTERNATIONAL NUCLEAR ATLANTIC CONFERENCE; ENCONTRO NACIONAL DE APLICAÇÕES NUCLEARES. Santos, São Paulo: ABEN, 2005.

50 NIST (Berger MJ et al). XCOM: Photon Cross Sections Database. Disponível em: < http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html >. Acesso em: 18/10/2012

51 LAWRENCE BERKELEY NATIONAL LABORATORY. Disponível em: < http://ie.lbl.gov/toi/radSearch.asp >. Acesso em: 29/04/2013.

52 PEREIRA, M. A. G. **Avaliação dos Espectros Primários e Secundários da Radiação X em Objetos Simuladores para Energias Utilizadas em Diagnóstico Médico**. 2004. Tese de doutorado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - Autarquia associada à Universidade de São Paulo, São Paulo.

53 ALVES, A. F. F.; COSTA, P. R. **Desenvolvimento de uma metodologia de correção de espectros de raios x medidos com detector de telureto de cádmio**.In: XV CONGRESSO BRASILEIRO DE FÍSICA MÉDICA. Aracajú, SE: ABFM 2010.

54 DI CASTRO, E. et al. The use of cadmium telluride detectors for the qualitative analysis of diagnostic x-ray spectra. **Physics in Medicine and Biology,** v. 29, n. 9, p. 1117-1131, 1984.

55 NIST (Berger MJ et al). XCOM: Photon Cross Sections Database. Disponível em: < http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html >. Acesso em: 18 out. 2012

56 TERINI, R. A. et al. Measurements of discrete and continuous X-ray spectra with a photodiode at room temperature. **Applied Radiation and Isotopes,** v. 50, n. 2, p. 343-353, 1999.

57 TOMAL, A. Cominicação Interna. São Paulo, 2013.

58 REDUS, R. H. et al. Characterization of CdTe detectors for quantitative X-ray spectroscopy. **IEEE Transactions on Nuclear Science,** v. 56, n. 4, p. 2524-2532, 2009.

59 TOMAL, A. et al. Response functions of Si(Li), SDD and CdTe detectors for mammographic x-ray spectroscopy. **Applied Radiation and Isotopes,** v. 70, n. 7, p. 1355-1359, 2012.

60 SALVAT, F., et. al. PENELOPE: A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. In: NEA-OECD, Paris. 2003.

61 DONATELLI, G. D.; KONRATH, A. C. **Simulação de Monte Carlo na Avaliação de Incertezas de Medição**. Revista de ciência & tecnologia Piracicaba. 13: p. 5-15, 2005.

62 BUREAU INTERNATIONAL DES POIDS ET MESURES, BIPM. Evaluation of Mesurement data – Suplement 1 to the **"Guide to the expression of uncertainyt in measurements"** – Propagation os distributions using a Monte Carlo method. Fisrt edition, JCGM, 2008.

63 ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Guia Para Expressão da Incerteza de Medição**. Rio de Janeiro: INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL, INMETRO 2003.

64 BRASIL; MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança**. AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. Brasília: Editora Anvisa, 2005. 104 p. ISBN 85-334-1040-9

65 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.

66 MAEDA K, M. M., TANIGUCHI A, KANAMORI H. Measurement and correction of diagnostic X-ray spectra using a high resolution Schottky CdTe detector. **Igaku Butsuri,** v. 24(2), p. 49-60., 2004.

67 MATSUMOTO, M. et al. **Some diagnostic X-ray spectra and exposure measured using CdZnTe detector**. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY. Chicago IL, 2000, 2513-2516 p.

68 THOMPSON, A., et. al. **X-ray Daa Booklet**. Lawrence Berkeley National Laboratory: Berkeley, Califórnia, 2009.

ANEXOS

ANEXO I – Composição da argamassa baritada utilizada.

Composição da argamassa baritada determinada pelo método de fluorescência de raios X (WDXRF)

Composto	Espectro	Intensidade	Percentual em massa (%)
BaO	Ba-LA	8,8905	33,7
CaO	Ca-KA	77,9191	27,1
SiO_2	Si-KA	7,6465	14,9
SO_3	S -KA	30,7906	14,3
Fe_2O_3	Fe-KB1	1,6199	3,16
Al_2O_3	Al-KA	1,5193	2,85
MgO	Mg-KA	0,2785	1,65
P_2O_5	P -KA	4,8313	1,37
TiO_2	Ti-KA	0,214	0,366
MnO	Mn-KA	0,3885	0,192
Na_2O	Na-KA	0,0161	0,183
K_2O	K -KA	0,3321	0,144
SrO	Sr-KA	2,9341	0,0803
Cl	Cl-KA	0,0282	0,0312
NiO	Ni-KA	0,1186	0,0202
ZrO_2	Zr-KB1	0,0974	0,0112
Nb_2O_5	Nb-KA	0,2201	0,00502

Anexo II – Corrente, tempo e kerma no ar para os espectros medido com filtros equivalentes à RQR 3, 5, 8 e 10

Corrente e tempo utilizados nas medições dos espectros primários e transmitidos e kerma no ar calculado a partir de medições com câmara de ionização para cada um dos espectros medidos.

	RQR 3			RQR 5			RQR 8			RQR 10		
Configurações	**Corrente (mA)**	**Tempo (s)**	**Kerma (mGy/mAs) @1m**	**Corrente (mA)**	**Tempo (s)**	**Kerma (mGy/mAs) @1m**	**Corrente (mA)**	**Tempo (s)**	**Kerma (mGy/mAs) @1m**	**Corrente (mA)**	**Tempo (s)**	**Kerma (mGy/mAs) @1m)**
Primários	0,05	1200	$2,09x10^{-2}$	0,05	600	$9,83\ x10^{-2}$	0,05	420	$1,13\ x10^{-1}$	0,05	420	$1,06\ x10^{-1}$
T-B5A1	2	120	$7,94\ x10^{-3}$	2	30	$2,03\ x10^{-2}$	2	10	$6,69\ x10^{-2}$	2	10	$2,78\ x10^{-1}$
T-B5A2	15	900	$4,23\ x10^{-5}$	5	300	$7,26\ x10^{-4}$	2	60	$1,07\ x10^{-2}$	2	20	$5,46\ x10^{-2}$
T-B5A3	15	7200	$2,91\ x10^{-5}$	15	1800	$9,85\ x10^{-5}$	15	180	$8,85\ x10^{-4}$	3	180	$6,81\ x10^{-3}$
T-B5A4	15	7200	$4,72\ x10^{-5}$	15	1800	$1,25\ x10^{-4}$	5	900	$7,24\ x10^{-4}$	5	300	$3,46\ x10^{-3}$
T-B10A1	5	300	$4,87\ x10^{-4}$	5	180	$1,30\ x10^{-3}$	2	60	$1,19\ x10^{-2}$	2	20	$9,61\ x10^{-2}$
T-B10A2	15	1200	$2,36x10^{-05}$	15	900	$5,77\ x10^{-5}$	5	180	$2,35\ x10^{-3}$	2	60	$2,59\ x10^{-2}$
T-B10A3	15	1200	$1,37\ x10^{-5}$	15	600	$3,20\ x10^{-5}$	15	300	$6,16\ x10^{-4}$	3	180	$8,43\ x10^{-3}$
T-B10A4	15	5400	$4,84\ x10^{-5}$	15	2400	$1,27\ x10^{-4}$	15	780	$4,16\ x10^{-4}$	15	180	$2,25\ x10^{-3}$
T-B15A1	15	2400	$3,43\ x10^{-5}$	15	1500	$7,98\ x10^{-5}$	3	300	$2,48\ x10^{-3}$	2	60	$4,58\ x10^{-2}$
T-B15A2	15	7500	$1,40\ x10^{-5}$	15	4200	$3,16\ x10^{-5}$	15	900	$5,13\ x10^{-4}$	3	120	$1,68\ x10^{-2}$
T-B15A3	15	9960	$1,99\ x10^{-5}$	15	8400	$4,34\ x10^{-5}$	15	1800	$1,48\ x10^{-4}$	10	540	$1,75\ x10^{-3}$
T-B15A4	15	7200	$4,63\ x10^{-5}$	15	5400	$1,19\ x10^{-4}$	15	1500	$3,29\ x10^{-4}$	15	600	$1,52\ x10^{-3}$
T-B20A1	15	3240	$1,71\ x10^{-5}$	15	1800	$3,57\ x10^{-5}$	3	600	$1,44\ x10^{-3}$	2	80	$3,29\ x10^{-2}$
T-B20A2	15	8460	$1,22\ x10^{-5}$	15	7200	$1,61\ x10^{-5}$	15	600	$2,87\ x10^{-4}$	3	300	$9,14\ x10^{-3}$
T-B20A3	15	8760	$2,34\ x10^{-5}$	15	5400	$3,74\ x10^{-5}$	15	3300	$1,06\ x10^{-4}$	15	660	$1,09\ x10^{-3}$
T-B20A4	15	5400	$3,28\ x10^{-5}$	15	5400	$9,46\ x10^{-5}$	15	2400	$2,25\ x10^{-4}$	15	1200	$1,06\ x10^{-3}$
T-B25A1	15	1260	$2,63\ x10^{-5}$	15	480	$3,64\ x10^{-5}$	2	60	$1,12\ x10^{-3}$	2	90	$2,65\ x10^{-2}$
T-B25A2	15	3600	$2,05\ x10^{-5}$	15	3900	$2,22\ x10^{-5}$	5	180	$2,99\ x10^{-4}$	0,3	240	$9,81\ x10^{-3}$
T-B25A3	15	3600	$2,49\ x10^{-5}$	15	3600	$4,90\ x10^{-5}$	15	900	$9,79\ x10^{-5}$	4	300	$1,09\ x10^{-3}$
T-B25A4	15	5700	$4,30\ x10^{-5}$	15	3600	$9,86\ x10^{-5}$	15	1800	$2,46\ x10^{-4}$	7	600	$9,70\ x10^{-4}$

Anexo III – Metodologia para a estimativa das incertezas dos coeficientes de conversão

Para estimar as incertezas associadas aos fatores $\bar{C}_k$, os termos da equação (44), apresentada na subseção 3.4, foram renomeados genericamente como segue:

$$\bar{C}_k = \frac{A}{B} \tag{1}$$

Onde $A = \sum_0^{E_{max}} C_k\,(E) N(E,x)$ e $B = \sum_0^{E_{max}} N(E,x)$. Sendo o termo do denominador desta equação igual a valor de kerma no ar, *K*, obtido através da câmara de ionização, a incerteza associada á esse termo corresponde à incerteza do kerma no ar obtida conforme descrito na subseção 3.3.3.

Desconsiderando incertezas nos fatores $C_k\,(E)$, não apresentadas nas fontes pesquisadas[20,21,22] e assumindo que a incerteza de *N(E,x)*, denotada por σ_N seja igual para os termos do somatório temos:

$$K = \sum_0^{E_{max}} N(E,x) \tag{2}$$

por propagação de incertezas,

$$\sigma_K{}^2 = n\sigma_N{}^2 \tag{3}$$

onde *n* é o número de termos do somatório.

A variância do numerador, *A*, pode ser estimada como:

$$\sigma_A{}^2 = \sigma_N{}^2 \sum_E C_k\,(E)^2 \tag{4}$$

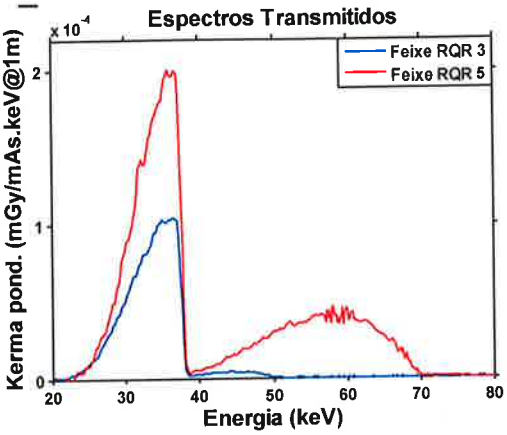
Utilizando o resultado da equação 3 temos:

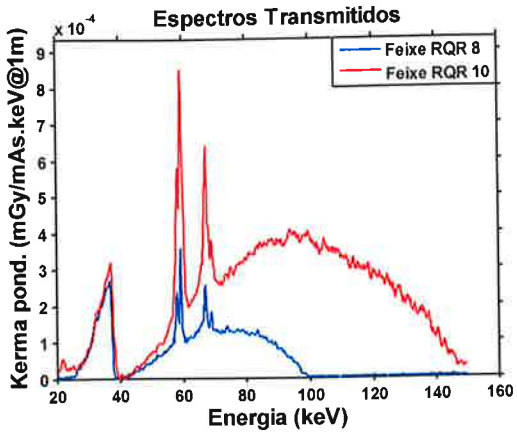
$$\sigma_A{}^2 = \frac{\sigma_K{}^2}{n} \sum_E C_k\,(E)^2 \tag{5}$$

Conhecendo as incertezas dos termos *A* e *B* da equação 1, foi utilizado a propagação de incertezas para calcular as incertezas dos coeficientes de conversão, $\sigma_{\bar{C}_k}$.

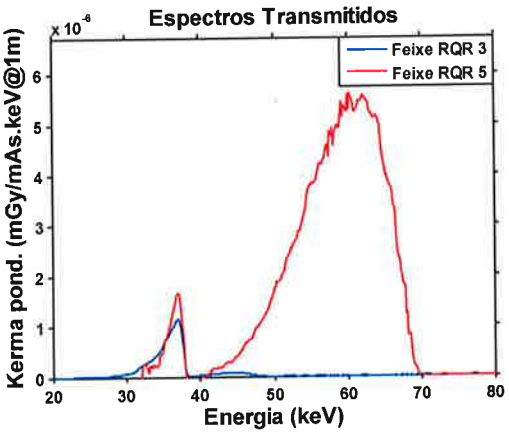
Anexo IV – Catálogo de espectros transmitidos

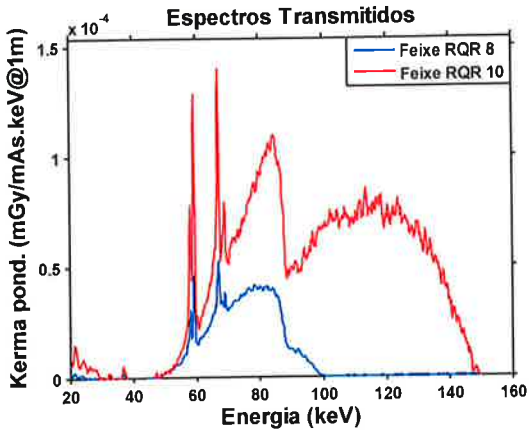
- T_B5A1



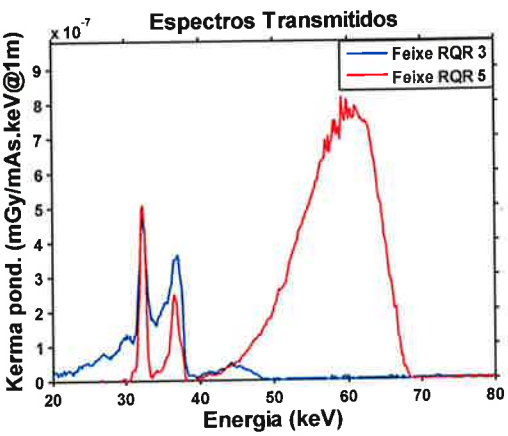


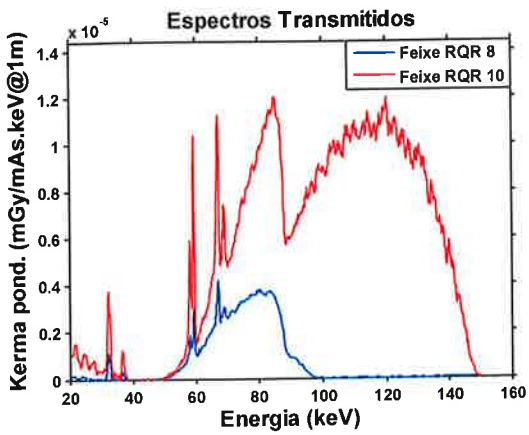
- T_B5A2



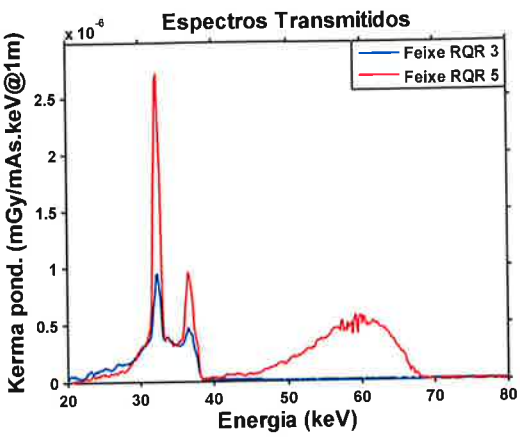


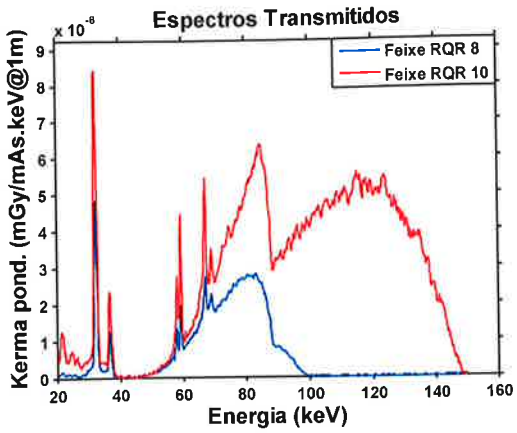
- T_B5A3



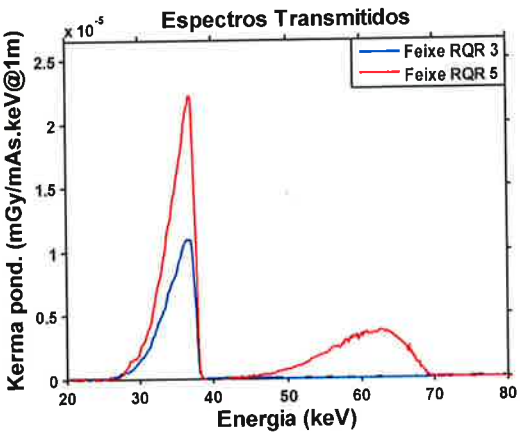


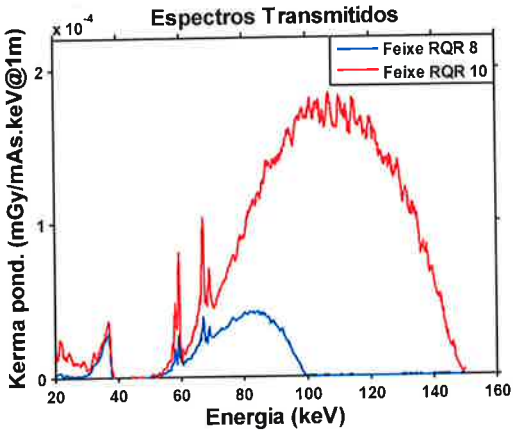
- T-B5A4



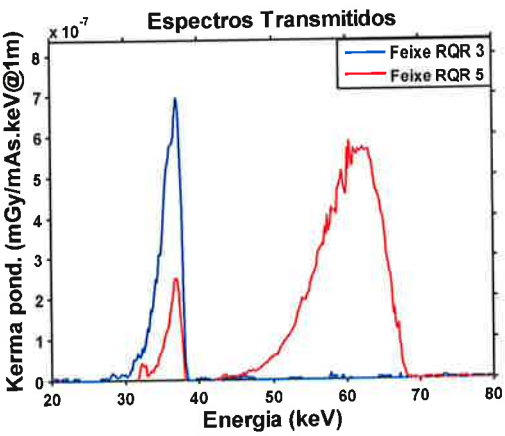


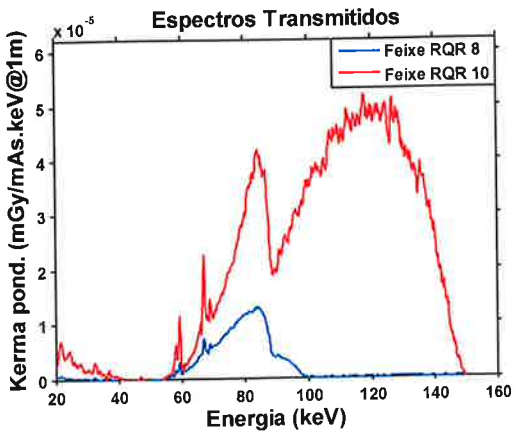
- T-B10A1



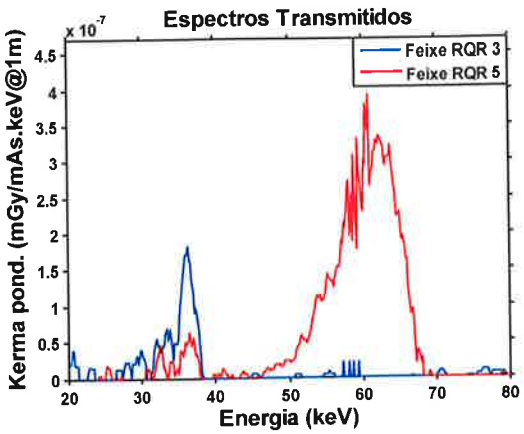


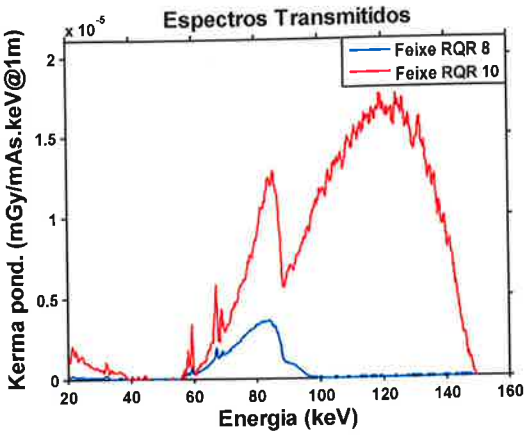
- T-B10A2



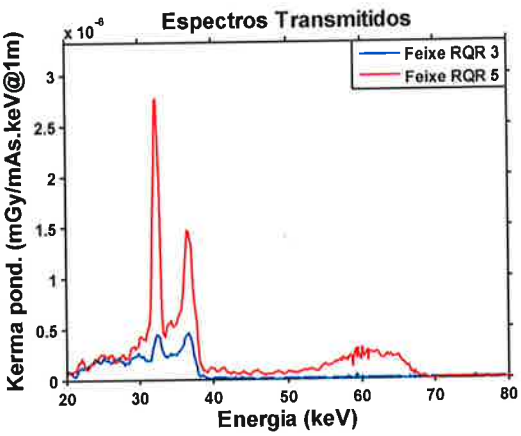


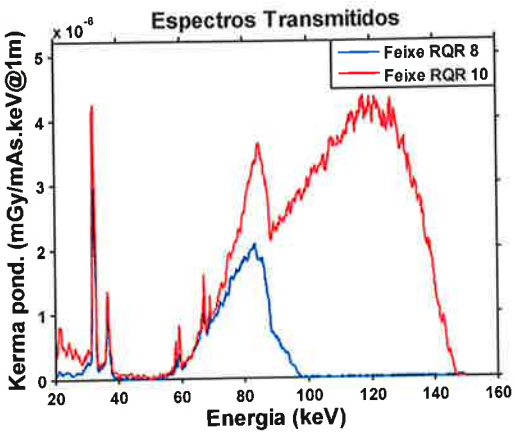
- T-B10A3



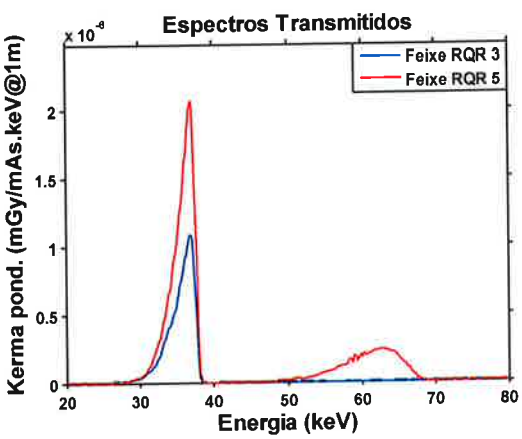


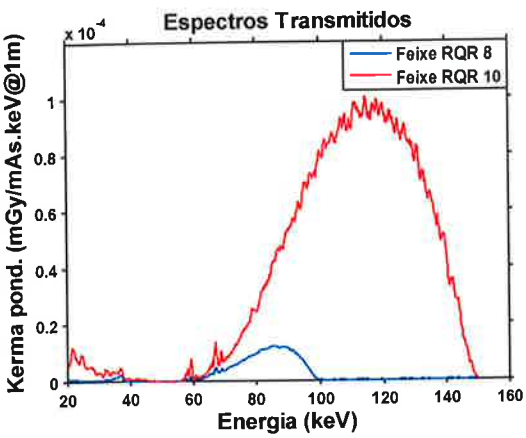
-T-B10A4



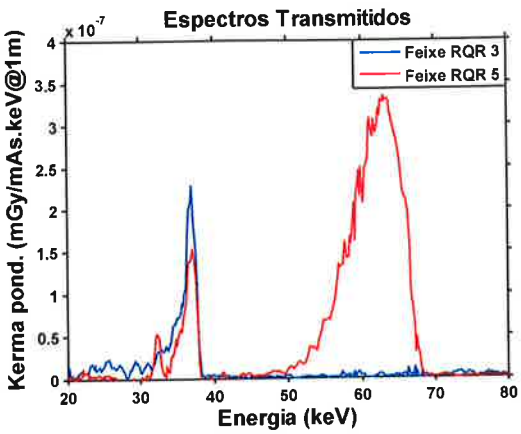


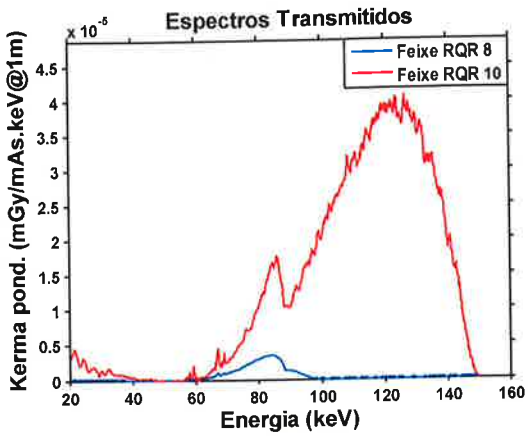
-T-B15A1



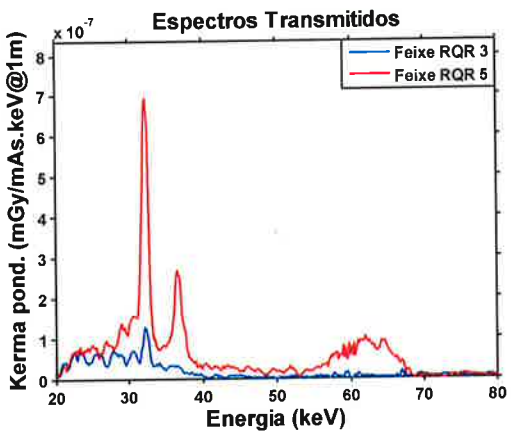


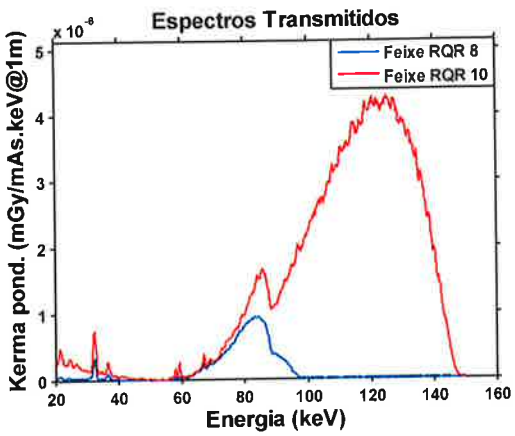
-T-B15A2



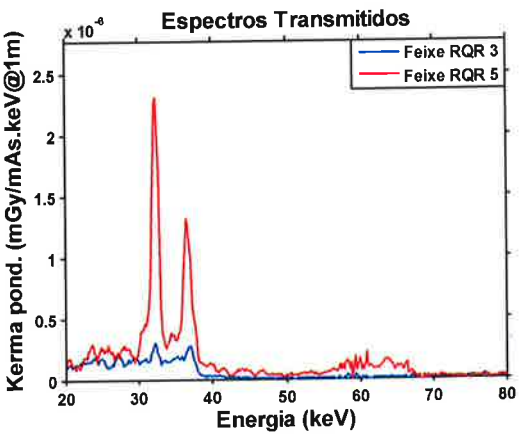


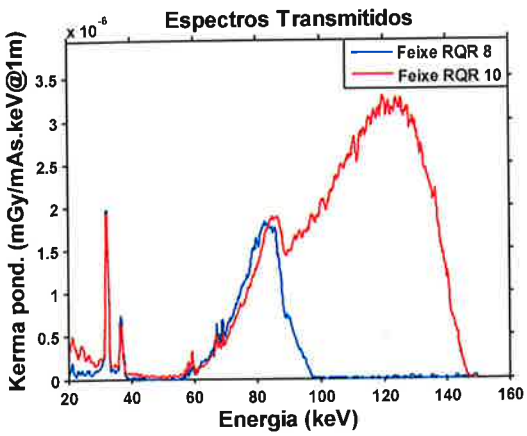
-T-B15A3



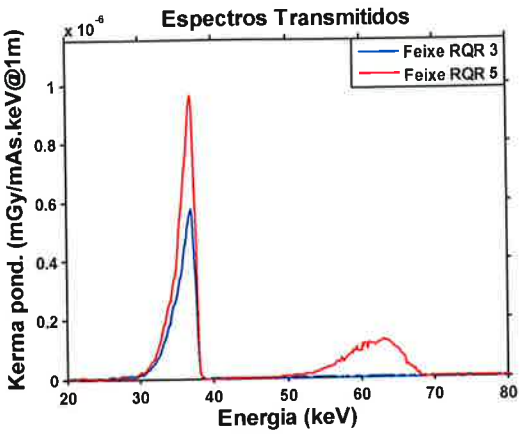


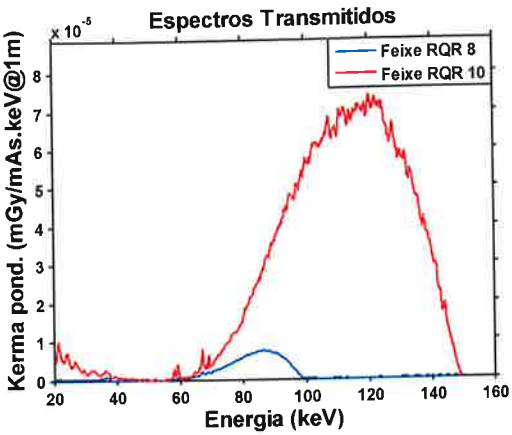
-T-B15A4



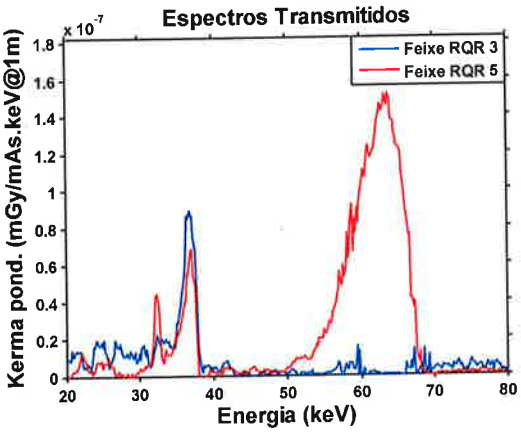


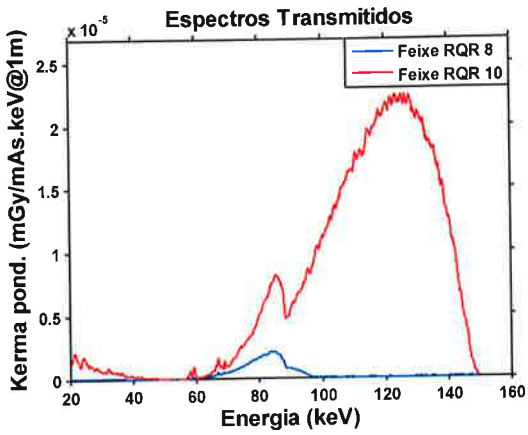
-T-B20A1



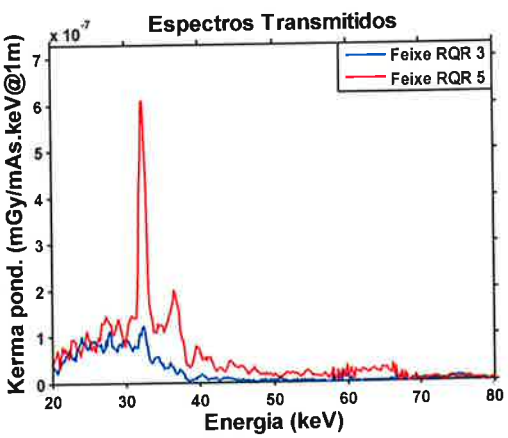


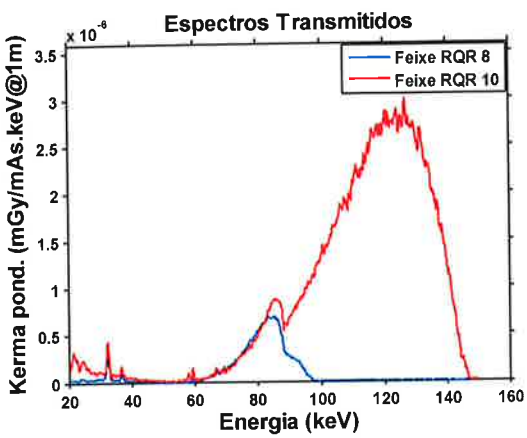
-T-B20A2



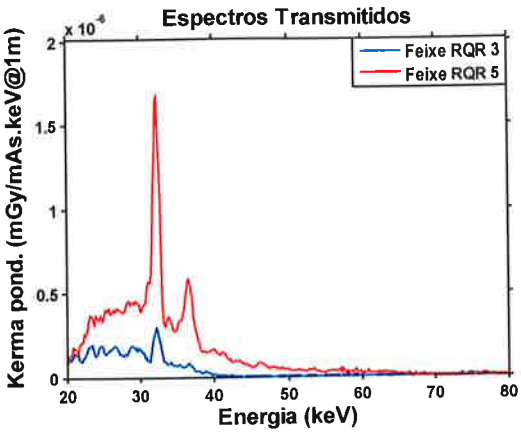


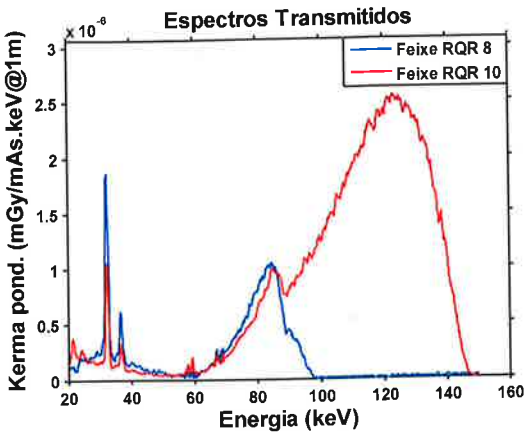
-T-B20A3



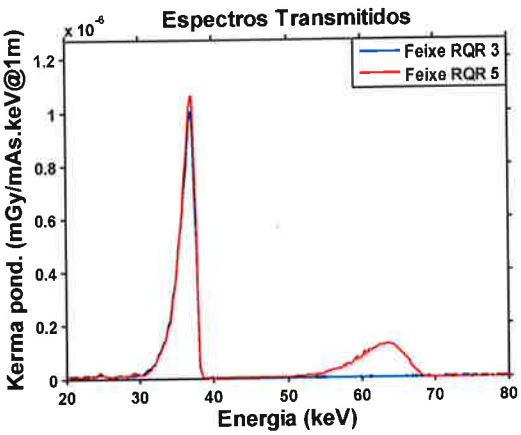


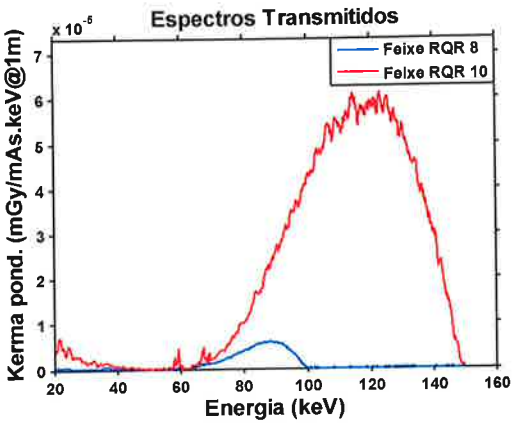
-T-B20A4



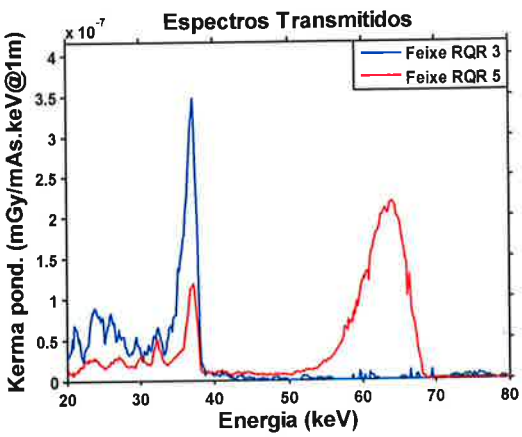


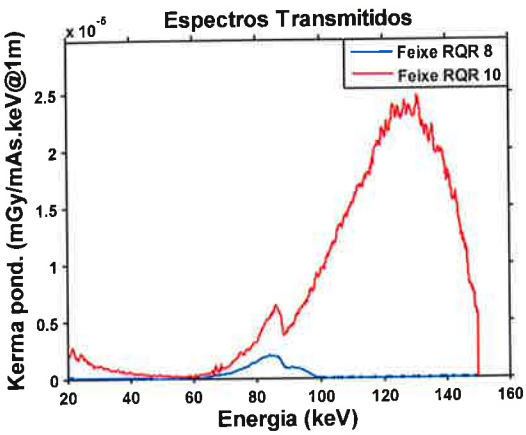
-T-B25A1



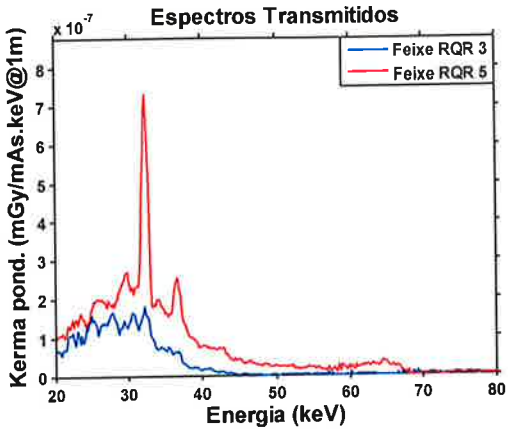


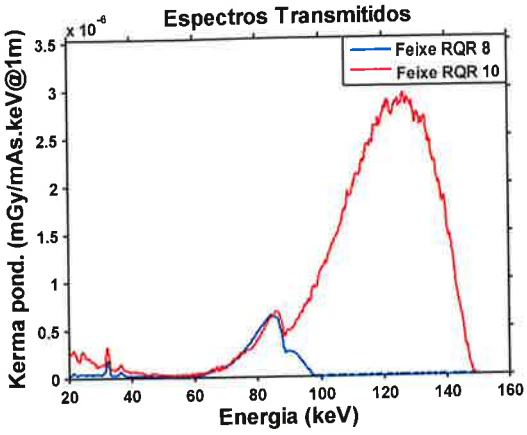
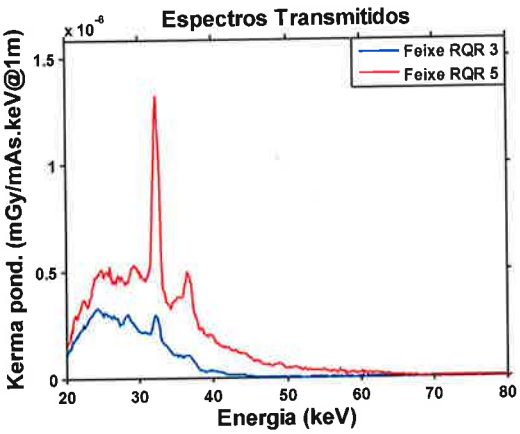
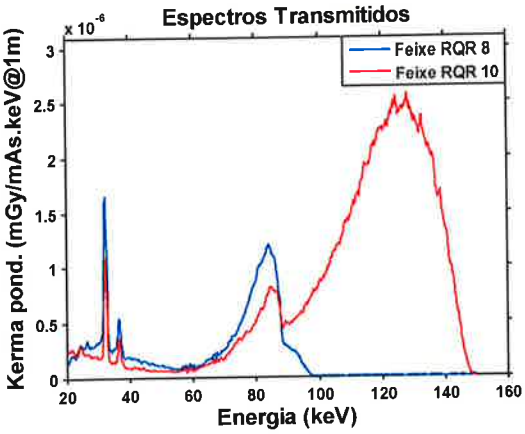
-T-B25A2





- T-B25A3





-T-B25A4