

Universidade de São Paulo
Instituto de Física

MONITORAÇÃO INDIVIDUAL EXTERNA:
EXPERIMENTOS E SIMULAÇÕES COM O
MÉTODO DE MONTE CARLO

Carla da Costa Guimarães

Orientadora: Prof^a. Dra. Emico Okuno

Banca Examinadora:

Prof ^a . Dra. Emico Okuno	(Orientadora, IFUSP)
Prof. Dr. Hélio Yoriyaz	(IPEN)
Prof. Dr. José Fernandes de Lima	(UFS)
Prof. Dr. Otaviano A. Marcondes Helene	(IFUSP)
Prof. Dr. Richard Kramer	(UFPE)

Tese de doutorado apresentada ao
Instituto de Física para a obtenção do
título de Doutor em Ciências

São Paulo
2005

*Ao Maurício
com amor, carinho e admiração.*

*A meus pais,
meus irmãos e meus sobrinhos.*

AGRADECIMENTOS

À Prof^ª. Dra. Emico Okuno, pelo incentivo, apoio, orientação e amizade.

Ao Prof. Dr. Maurício Moralles pelas sugestões, críticas e colaboração na parte computacional.

À Prof^ª. Dra. Elisabeth Mateus Yoshimura pelo carinho e amizade.

À Nancy Kuniko Umisedo pela amizade e colaboração no fornecimento das pastilhas de sal puro.

Aos colegas da Oficina Mecânica Central do Departamento de Física Nuclear por torner os simuladores empregados neste trabalho.

Ao Sr. Mário da Empresa Brastak Indústria e Comércio Ltda pela colaboração no fornecimento das placas de estanho.

Ao Sr. Húngaro, técnico de manutenção do tubo de raios X, pela compreensão e paciência nas ligações no final de semana.

À amiga Renata Beatriz Ferraz de Camargo pela amizade e colaboração na revisão das referências bibliográficas.

Aos amigos Sergio Massanori Otsubo, Marcelo Baptista de Freitas, José Roberto Nucci, Saulo Soares de Souza e Almy Anacleto Rodrigues da Silva pela amizade e incentivo.

Aos amigos Marcelo de Almeida, Rodrigo Tosi Silva, Roberto Paiva Magalhães Carvalhaes e Wanderley Pires de Sá pela amizade e "consultoria" na parte computacional.

Ao amigo Francisco Shibayama Cancio pela amizade e colaboração.

Aos amigos do Laboratório de Dosimetria que direta ou indiretamente colaboraram na realização deste trabalho.

Aos amigos Sérgio Fernandes da Costa, Andréa Cecília Dorion Rodas, Edilson Tamura, Reynaldo Daniel Pinto, Susana de Souza Lalic, Áurea Garcia Rissman, Alfredo Bonini, Kenvy Chung Ng, Ramon Valls Martin, Ewout Ter Haar, Marcia Akemi Yamasoe, Francisco de Assis Souza, Carlos José Amado Pires e Inês Aparecida Buscariolo pelo carinho, apoio e amizade.

À CAPES pelo apoio financeiro.

RESUMO

Neste trabalho avaliamos a possibilidade de aplicar técnicas de simulação utilizando o método de Monte Carlo em dosimetria de fótons na monitoração individual externa. Para isso, simulamos experimentos com monitores de radiação contendo detectores termoluminescentes, TLD-100 e $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$, empregando a ferramenta computacional GEANT4. Começamos desenvolvendo um método de simulação de feixes de radiação produzidos pela incidência de elétrons em um alvo de tungstênio e filtragem pela janela de berílio e filtros adicionais para obter a radiação de qualidade desejada. Este processo, usado para simular campos de radiação de um tubo de raios X, foi validado através da comparação de características dos espectros simulados com valores de referência estabelecidos em normas internacionais, sendo estas características a camada semi-redutora, também medida experimentalmente, a energia média e a resolução espectral. Na simulação dos monitores termoluminescentes foram introduzidas aproximações na modelagem do detector para possibilitar a comparação entre os resultados experimentais e teóricos. Uma delas foi na densidade do detector de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$, acrescentando 6% de ar na sua composição, tendo em vista a diferença entre o valor calculado e o obtido através de medidas. Foi também introduzida a aproximação referente à auto-atenuação de luz no detector de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ no processo de leitura, empregando o coeficiente de atenuação de luz de $2,20(25) \text{ mm}^{-1}$. Determinamos os coeficientes de conversão c_p , do kerma no ar para o equivalente de dose pessoal, em simuladores de paralelepípedo de polimetil metacrilato (PMMA) com água, irradiados com feixes de radiação X com espectro estreito e largo, recomendados em normas [ISO 4037-1], e com os feixes implantados no Laboratório de Dosimetria. Verificamos que a intensidade de radiação retro-espalhada por este simulador é similar àquela do simulador de paralelepípedo sólido de tecido-equivalente ICRU. Na prática, isto torna o simulador de PMMA repleto de água, que além de ser barato é fácil de construir, um bom substituto para o simulador ICRU. Uma análise detalhada dos resultados obtidos mostrou que a utilização da grandeza kerma no meio na avaliação dos coeficientes de conversão c_p para profundidades da ordem ou menores que 0,07 mm não é boa para feixes de fótons com energia no intervalo de 200 a 1250 keV. Nesta região, deve-se calcular o coeficiente de conversão empregando a dose absorvida. Conclui-se que o GEANT4 é uma ferramenta adequada não só para simular os monitores termoluminescentes e os procedimentos empregados na rotina do Laboratório de Dosimetria, mas para auxiliar na interpretação de todos os resultados experimentais obtidos na monitoração individual externa, nem sempre previstos.

ABSTRACT

In this work, we have evaluated the possibility of applying the Monte Carlo simulation technique in photon dosimetry of external individual monitoring. The GEANT4 toolkit was employed to simulate experiments with radiation monitors containing TLD-100 and $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ thermoluminescent detectors. As a first step, X ray spectra were generated impinging electrons on a tungsten target. Then, the produced photon beam was filtered in a beryllium window and additional filters to obtain the radiation with desired qualities. This procedure, used to simulate radiation fields produced by a X ray tube, was validated by comparing characteristics such as half value layer, which was also experimentally measured, mean photon energy and the spectral resolution of simulated spectra with that of reference spectra established by international standards. In the construction of thermoluminescent dosimeter, two approaches for improvements have been introduced. The first one was the inclusion of 6% of air in the composition of the $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ detector due to the difference between measured and calculated values of its density. Also, comparison between simulated and experimental results showed that the self-attenuation of emitted light in the readout process of the fluorite dosimeter must be taken into account. Then, in the second approach, the light attenuation coefficient of $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ compound estimated by simulation to be $2,20(25) \text{ mm}^{-1}$ was introduced. Conversion coefficients c_p from air kerma to personal dose equivalent were calculated using a slab water phantom with polymethyl-metacrilate (PMMA) walls, for reference narrow and wide X ray spectrum series [ISO 4037-1], and also for the wide spectra implanted and used in routine at Laboratório de Dosimetria. Simulations of backscattered radiations by PMMA slab water phantom and slab phantom of ICRU tissue-equivalent material produced very similar results. Therefore, the PMMA slab water phantom that can be easily constructed with low price can be considered a convenient practical alternative to substitute the tissue-equivalent slab. Conversion coefficients from air kerma to personal dose equivalent obtained were compared with published data. It was found that the quantity kerma in the medium commonly used for the evaluation of conversion coefficients at depths of the order or less than 0,07 mm does not provide good results for monoenergetic photon beams with energy between 200 to 1250 keV. In this range, it is necessary to consider the absorbed dose quantity. We conclude that the GEANT4 is a suitable toolkit not only to simulate thermoluminescent dosimeters and experimental procedures employed in the routine of a dosimetry laboratory, but also to shed light upon all the experimental results obtained in external individual monitoring that are not always expected.

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	1
1.1.	Objetivos.....	2
2.	BASES TEÓRICAS E CONCEITUAIS	5
2.1.	A qualidade da radiação.....	5
2.1.1.	Camada semi-redutora e coeficiente de homogeneidade	6
2.1.2.	Energia média e a resolução do espectro	6
2.1.3.	O tubo de raios X.....	7
2.1.4.	A filtração	7
2.1.5.	A tensão de pico.....	8
2.1.6.	Os detectores de estado sólido e os espectros de energia.....	11
2.2.	Grandezas dosimétricas relevantes	13
2.2.1.	Grandezas Físicas.....	14
2.2.1.1.	Fluência.....	14
2.2.1.2.	Dose Absorvida.....	14
2.2.1.3.	Kerma.....	14
2.2.2.	Grandezas de Proteção	15
2.2.2.1.	Dose Equivalente	15
2.2.2.2.	Dose Efetiva.....	16
2.3.	Grandezas Operacionais	18
2.3.1.	Equivalentes de dose pessoal, direcional e de ambiente	18
2.3.2.	Simuladores	20
2.3.3.	Coeficientes de conversão	21
2.4.	Introdução ao fenômeno da termoluminescência.....	22
3.	INSTRUMENTAÇÃO DOSIMÉTRICA	25
3.1.	O tubo de raios X.....	25
3.1.1.	Filtração inerente	25
3.1.2.	Filtração adicional	27
3.1.3.	A tensão de pico.....	28
3.1.4.	A qualidade da radiação.....	33
3.1.5.	Cuidados relevantes com o sistema de medição	34
3.1.6.	As câmaras de ionização.....	34
3.1.7.	A repetibilidade do sistema de medição.....	35
3.1.8.	A estabilidade do sistema de medição	37
3.1.9.	A linearidade do conjunto câmara de ionização-eletrômetro	38
3.2.	Detectores termoluminescentes	41
3.2.1.	Calibração dos detectores TL	43
3.2.2.	Dose absorvida nos detectores TL	44
3.3.	Sistema de leitura termoluminescente	45
3.3.1.	Porta-amostra	46
3.3.2.	Filtros.....	47
3.3.3.	Fotomultiplicadora.....	48
3.3.4.	Aquisição de dados.....	50
3.4.	Simuladores	51
3.4.1.	Simulador de paralelepípedo repleto de água	51
3.4.2.	Simulador cilíndrico repleto de água	51
4.	SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL	53
4.1.	O método de Monte Carlo	53
4.2.	O Código GEANT4.....	55
4.2.1.	Introdução.....	55
4.2.2.	Estrutura.....	56
4.2.3.	Funcionamento	58
4.2.4.	Geometria e materiais	61

4.2.5.	Processos físicos	64
4.3.	Simulando com o código GEANT4	68
4.3.1.	A produção da radiação X.....	69
4.3.2.	A filtração da radiação X	71
4.3.3.	A detecção da radiação X.....	72
4.3.4.	Cortes em energia em cada fase da simulação	73
4.3.5.	Os monitores TL	74
4.3.6.	Os simuladores.....	76
4.3.7.	O kerma no ar.....	79
5.	RESULTADOS EXPERIMENTAIS E SIMULADOS	81
5.1.	Qualidade da radiação	81
5.1.1.	Camada Semi-Redutora (CSR)	81
5.1.2.	Camada Semi-Redutora dos espectros estreitos	82
5.1.3.	Camadas Semi-Redutoras dos espectros largos.....	90
5.1.4.	Coefficientes de homogeneidade dos espectros estreitos e largos	93
5.1.5.	Características dos espectros largos empregados no Laboratório de Dosimetria	95
5.1.6.	Energia média e resolução espectral (espectros largos e estreitos)	97
5.2.	O processo de refinamento da simulação com o Método de Monte Carlo.....	109
5.2.1.	Simulação dos monitores TL irradiados no ar.....	110
5.2.2.	A presença do aglutinante NaCl no detector de CaF ₂ :NaCl	113
5.2.3.	Efeitos na simulação da fonte de ⁶⁰ Co.....	114
5.2.4.	A densidade experimental do CaF ₂ :NaCl.....	115
5.2.5.	Deposição de energia nas pastilhas de CaF ₂	120
5.2.6.	Resposta dos detectores TL para radiação X com baixa energia.....	125
5.2.7.	Testando as novas aproximações na simulação.....	131
5.3.	Aplicações da simulação com o Método de Monte Carlo.....	134
5.3.1.	Dependência energética da resposta dos monitores	134
5.3.2.	Efeitos do ângulo de radiação incidente sobre o monitor.....	140
5.3.3.	Coefficientes de conversão do kerma no ar para o equivalente de dose pessoal	144
5.3.3.1.	O H _p (10;α) determinado com o simulador ICRU	145
5.3.3.2.	Simulador de paralelepípedo de PMMA repleto de água.....	152
5.3.4.	Limites na aproximação de kerma e dose absorvida na determinação do c _p (d;0°).....	158
6.	CONCLUSÃO E CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	163
7.	SUGESTÃO PARA FUTUROS TRABALHOS	165
8.	APÊNDICE A	167
8.1.	Determinação experimental da Camada Semi-redutora	167
8.1.1.	Função empírica para atenuação dos fótons	167
8.1.2.	Função para simples atenuação dos fótons.....	169
8.1.3.	Ajuste não-linear para determinação da Camada Semi-Redutora	169
8.1.4.	Filtração inerente ao tubo de raios X.....	172
8.1.5.	Resultado da comparação entre as funções de atenuação de fótons	181
9.	APÊNDICE B	187
8.1.	Tabelas (simulador de paralelepípedo sólido de tecido-equivalente ICRU)	187
8.2.	Tabelas (simulador de paralelepípedo de PMMA repleto de água)	192
10.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	197
11.	SUMÁRIO DE TABELAS	205
12.	SUMÁRIO DE FIGURAS	209

1. Introdução

Um dos objetivos da monitoração individual externa é determinar as doses de radiação recebidas por pessoas que estejam expostas a campos de radiação ionizante. O monitor é preso à vestimenta, geralmente na região frontal do tronco, devendo ser utilizado durante atividades que envolvem provável exposição à radiação. Após certo período de tempo de uso do monitor, avalia-se a energia do fóton incidente e a dose absorvida¹ no monitor podendo considerá-la como a dose absorvida no corpo do usuário. Quanto maior a dose absorvida (D) em tecidos ou órgãos do corpo humano, maiores são as probabilidades de indução de efeitos biológicos. Neste trabalho utilizaremos para monitoração individual, as grandezas dose absorvida e o equivalente de dose pessoal, $H_p(d;\alpha)$ [ICRU 39, 1985] [ICRU 47, 1992], que é uma grandeza operacional. A letra "d" representa a profundidade, em milímetros, no ponto em que a dose é estimada e α é o ângulo entre o feixe de incidência de radiação e a normal do monitor.

Experimentalmente, a calibração de um monitor para a determinação de $H_p(d;\alpha)$ requer a utilização de um objeto simulador² [ISO 4037-1, 1996] que forneça razoável aproximação das propriedades de espalhamento da parte do corpo sobre o qual está vestido o monitor. É recomendada a utilização de simulador em formato de paralelepípedo que considera a contribuição da radiação espalhada devido ao tórax e o simulador em formato cilíndrico referente ao pulso. Para determinar o $H_p(d;\alpha)$ deve-se conhecer previamente os coeficientes de conversão que relacionam as grandezas operacionais, com as grandezas físicas mensuráveis, o kerma no ar, por exemplo. Usualmente, estes coeficientes são obtidos através de cálculos teóricos com o método de Monte Carlo considerando-se detalhes quanto ao formato do objeto simulador e o tipo de radiação.

Nos últimos anos as técnicas de simulação do transporte de radiação realizada com o método de Monte Carlo contribuíram para o crescimento das áreas de Física Aplicada. Simultaneamente, houve progresso no desenvolvimento de novos códigos computacionais demonstrando o grande potencial desta ferramenta de cálculo matemático aplicado à área de Dosimetria externa [Kim et al., 1997] [Gualdrini et al., 2004] [Seco et al., 2004] [Meyer et al., 2004] [Kharrati, 2004]. Com este método é possível simular e caracterizar feixes de radiação produzidos em aceleradores, em tubos de raios X, emitidos por fontes radiativas, fazer cálculos

¹ A dose absorvida (D) é uma grandeza que está relacionada à deposição de energia média na matéria por unidade de massa em um elemento de volume. Sua unidade é o gray (Gy).

² Objeto simulador é um objeto utilizado para reproduzir as características de absorção e espalhamento do corpo ou parte do corpo humano em um campo de radiações ionizantes [ANVS, 2003].

de eficiência de detectores de radiação, simulação de sistemas biológicos, bem como determinar a dose de radiação absorvida em pacientes em tratamentos radioterápicos. Em todas essas situações, além do baixo custo, a grande vantagem da simulação em computadores é que eventos que, experimentalmente, poderiam levar dias ou mesmo meses para ocorrer no tempo real, podem ser obtidos em minutos ou, no pior caso, em algumas horas e o principal, a simulação pode ser considerada como uma técnica iterativa para resolver problemas experimentais.

1.1. Objetivos

O principal objetivo deste trabalho é avaliar a aplicabilidade das técnicas de simulação utilizando o método de Monte Carlo em dosimetria de fótons na monitoração individual externa. Neste estudo sustentamos a viabilidade da hipótese de simular numericamente os monitores de radiação a base de detectores termoluminescentes. Para isso, investigamos o desempenho do código computacional GEANT4 quanto: a geração, detecção e caracterização de feixes de radiação produzidos por um tubo de raios X; a estimativa da dose absorvida em interações de fótons com monitores termoluminescentes; a determinação do coeficiente de conversão do kerma no ar, K_a , para o equivalente de dose pessoal, $H_p(d;\alpha)$ para feixes de radiação X com espectro estreito e largo com ênfase no uso de simuladores. Neste último caso, vale destacar que quando trabalhamos com feixes de radiação X diferente daqueles sugeridos em normas internacionais torna-se inviável estimar o equivalente de dose com as devidas correções originárias do espalhamento causado pela presença de um corpo em um campo de radiação pela inexistência do valor dos coeficientes de conversão. Dessa forma, um dos objetivos é avaliar a possibilidade do emprego do código GEANT4 como uma ferramenta para calcular os coeficientes de conversão. E, sempre que possível, comparamos os resultados experimentais, simulados e os valores da literatura.

Este trabalho está organizado como segue: no capítulo 2 fazemos uma breve descrição teórica dos tópicos relevantes ao entendimento do conteúdo abordado. Nele definimos as grandezas empregadas neste trabalho, discutindo brevemente as recomendações fornecidas em norma de referência. Apresentamos as características desejáveis para um objeto simulador e os parâmetros relevantes para quantificar e qualificar as emissões de um tubo de raios X. Há ainda uma breve introdução ao método de Monte Carlo justificando a escolha do código computacional empregado. No capítulo 3 apresentamos detalhadamente o

procedimento experimental de preparação de monitores termoluminescentes e a descrição dos aparatos experimentais utilizados durante as irradiações ao longo de todo o trabalho. No capítulo 4 descrevemos a metodologia aplicada às simulações realizadas juntamente com a estrutura básica do código computacional utilizado, o GEANT4. No capítulo 5 expomos os resultados obtidos experimentalmente e comparamos com os resultados das simulações. No capítulo 6 tecemos algumas considerações finais sobre o conteúdo total do trabalho e propomos sugestões de continuação deste trabalho. Destacamos ainda que, para não sobrecarregar os textos ao longo dos capítulos, reservamos os apêndices A e B para discutir métodos de ajuste matemático de funções para determinação da camada semi-redutora (CSR) e apresentar as tabelas com os coeficientes de conversão $c_p(d;\alpha)$ do equivalente de dose para o kerma no ar, respectivamente. As referências bibliográficas estão relacionadas em uma única lista, em ordem alfabética, após o último capítulo.

2. Bases Teóricas e Conceituais

2.1. A qualidade da radiação

Os primeiros registros sobre efeitos biológicos danosos causados pela radiação, logo após a descoberta dos raios X por Roentgen no final do século 19 [Cameron e Skofronick, 1978], destacaram a importância em reduzir possíveis danos à saúde advindos da exposição à radiação. Evitar, ou reduzir ao máximo a exposição à radiação ionizante conduziu ao avanço dos estudos sobre a produção, caracterização e quantificação da radiação definindo grandezas físicas, processos de medidas e prescrevendo limites admissíveis para as doses de radiação.

A caracterização da qualidade da radiação, um dos enfoques deste trabalho, inclui não só medir grandezas que quantificam o feixe de radiação, como também fornecer informações sobre a qualidade do feixe de radiação associada à penetrabilidade em diferentes tipos de materiais.

A princípio, expressar a qualidade da radiação em termos apenas da tensão no tubo e da camada semi-redutora (CSR) [Bell, 1936] era, na prática, uma alternativa simples e eficaz, porém esta hipótese não tardou em mostrar-se inadequada. Jones [1940] seguido por Hettinger e Starfelt [1958] demonstraram a inviabilidade da hipótese proposta por Bell [1936]. Quando estudavam a distribuição espectral de feixes de radiação X produzidos com tensão aplicada de 100 kV e 220 kV obtiveram CSR's de 0,59 cm e 0,55 cm de cobre, respectivamente e, apesar da proximidade dos resultados obtidos para as duas CSR's o formato do espectro diferia completamente um do outro, evidenciando a necessidade de outros parâmetros para caracterizar feixes de radiação X semelhantes.

Dessa forma, a distribuição espectral de fluência em função da energia do fóton, tornou-se a maneira ideal de caracterizar a qualidade de um feixe de radiação X, todavia apresenta desvantagens. A principal desvantagem relaciona-se ao elevado custo de um equipamento para medir o espectro de um feixe de radiação, considerando a limitação imposta por sua especificidade. Uma alternativa viável discutida na literatura e reunida no ICRU 10b [1964] é exprimir a qualidade de um feixe em termos de parâmetros intrínsecos ao próprio equipamento. Desde então, os feixes de radiação X são caracterizados através de parâmetros tais como a camada semi-redutora (CSR), o coeficiente de homogeneidade (h), a energia média ou a energia efetiva, a resolução espectral [ISO 4037-1] e a tensão do tubo.

2.1.1. Camada semi-redutora e coeficiente de homogeneidade

A primeira e a segunda CSR's são definidas como a espessura de material absorvedor, constituído geralmente por alumínio ou cobre, necessária para reduzir a intensidade da radiação à metade e a um quarto do valor inicial [Johns e Cunningham, 1983], respectivamente enquanto que, o coeficiente de homogeneidade (h) de um feixe de radiação, dado pela equação 2.1, é definido como a razão da primeira CSR pela segunda CSR [ICRU 17, 1970].

$$h = \frac{1^{\circ}.CSR}{2^{\circ}.CSR} \quad (2.1)$$

2.1.2. Energia média e a resolução do espectro

A energia média [ISO 4037-1, 1996] é definida como a razão dada pela expressão 2.2,

$$\bar{E} = \frac{\int_0^{E_{\max}} \Phi_E E dE}{\int_0^{E_{\max}} \Phi_E dE} \quad (2.2)$$

em que Φ_E é definida como $\Phi_E = d\Phi(E)/dE$, sendo $\Phi(E)$, a fluência de fótons primários com energia E para o intervalo de energias de E a E+dE.

A resolução (Re) é definida como a largura do espectro a meia-altura. Ela costuma ser expressa em porcentagem sendo definida conforme expressão 2.3, em que ΔE é a largura do espectro correspondente a metade do valor da ordenada máxima do espectro.

$$Re(\%) = \frac{\Delta E}{E} \times 100 \quad (2.3)$$

Entre os feixes das radiações de referência recomendados na ISO [1996] podemos citar: as séries do espectro estreito, com resolução de 27 a 37%, e as do espectro largo, com resolução de 48 a 57%.

Na próxima seção, ressaltamos as características desejáveis de um feixe de radiação produzido em um tubo de raios X.

2.1.3. O tubo de raios X

Como qualquer outro equipamento elétrico, no decorrer dos anos, um tubo de raios X começa a manifestar os primeiros sinais da deterioração de seus componentes internos devido a sua constante utilização. Uma vez que o processo de desgaste ocorre gradativamente, não surpreende que o problema às vezes não seja detectado imediatamente pelos usuários do equipamento. A simples monitoração periódica de alguns parâmetros intrínsecos ao equipamento (tensão, corrente e tempo de exposição) desponta como uma boa alternativa na otimização de desempenho do equipamento, propiciando identificar precocemente a degradação supracitada. Os dois parâmetros mais importantes do tubo de raios X são: a filtração e a tensão de pico.

2.1.4. A filtração

A filtração de um feixe de radiação X pelos componentes do tubo, quais sejam, o invólucro metálico do tubo, o óleo do sistema de resfriamento e a janela³ do tubo, é usualmente denominada filtração inerente. A filtração inerente de um tubo de raios X é dada em valores de espessura equivalente de alumínio, ou seja, a filtração inerente é expressa, para determinada tensão aplicada, como sendo a espessura de alumínio que, na ausência dos elementos constituintes do tubo, fornece um feixe de radiação X com mesma camada semi-redutora.

Alterações na filtração inerente sobrevêm quando o alvo atinge altas temperaturas durante a colisão dos elétrons com sua superfície, o que faz com que, apesar dele possuir alto ponto de fusão, ele emane vapores do material que o

³ A janela do tubo de raios X é parte do sistema de encapsulamento que permite a saída dos raios X produzidos na colisão dos elétrons com o ânodo do tubo. Normalmente, essa janela é composta por uma fina camada de berílio que não altera o feixe primário.

constitui. O material evaporado adere à superfície da janela do tubo de raios X modificando o espectro de radiação X quando este a atravessa. Qualquer alteração na filtração inerente ao tubo de raios X acarreta variação dos parâmetros que qualificam os feixes de radiação proveniente desse tubo e devem ser, portanto, corrigidos.

Além da filtração inerente, a filtração total do tubo de raios X compreende ainda a filtração adicional. Ela é constituída por diferentes filtros que podem ser de alumínio, chumbo, cobre ou estanho, e são acrescentados à saída do tubo com a finalidade de alterar a energia média do feixe que está sendo produzido.

A filtração de um tubo de raios X relaciona-se diretamente com a dose absorvida em um objeto ou em uma pessoa presente no campo de radiação. Uma consequência benéfica do emprego de filtros na saída do tubo de raios X é a redução da dose na pessoa ou no objeto exposto a este campo, pois na ausência de filtração, fótons de baixa energia, que seriam absorvidos nos primeiros centímetros da superfície do corpo, aumentam desnecessariamente a dose recebida. Assim, a portaria 453, do Ministério da Saúde [MS, 1998], estabelece que quando se aplica tensão inferior ou igual a 70 kV_p em tubos de raios X a filtração total não deve ser inferior ao equivalente a 1,5 mm de alumínio e, quando se aplica tensão ao tubo superior a 70 kV_p a filtração total deve ser superior ao equivalente a 2,5 mm de alumínio.

2.1.5. A tensão de pico

A qualidade de uma imagem radiográfica relaciona-se com a facilidade com que os detalhes podem ser percebidos na radiografia, ou seja, relaciona-se diretamente com a absorção de raios X ao atravessar a matéria. Por sua vez, a absorção de radiação X depende das características do absorvente (espessura, densidade do material e número atômico), da forma de onda do gerador e da diferença de potencial aplicada ao tubo [Sprawls, 1987].

A diferença de potencial (ou tensão) aplicada aos terminais-eletrodos de um tubo de raios X controla a velocidade do fluxo de elétrons do cátodo para o ânodo e é expressa em quilovolt (kV). O gerador de potencial do tubo de raios X produz tensão que varia senoidalmente em função do tempo. A variação entre o valor máximo e o mínimo depende do sistema, se monofásico ou trifásico. Dessa forma, a tensão costuma ser medida em termos do seu valor de pico (kV_p). Quanto maior for a tensão de pico, mais energético e penetrante é o feixe de radiação X

produzido. Assim, a tensão aplicada em um tubo de raios X deve ser medida periodicamente assegurando com este procedimento, que o valor de tensão máxima do feixe de radiação X coincida com o valor nominal designado no painel de controle do equipamento.

Na Figura 2-1, o espectro da radiação X é formado pela superposição de linhas espectrais (espectro característico) com o espectro contínuo. O gráfico relaciona o número de fótons emitidos em cada intervalo de energia como função do próprio valor da energia. A área sob a curva é proporcional ao número total de fótons emitidos. O espectro contínuo corresponde à radiação de freamento (*bremstrahlung*). Esta é produzida, por exemplo, quando os elétrons, com carga negativa sofrem deflexão ao se aproximarem do campo eletromagnético positivo de um núcleo atômico. Durante a deflexão, os elétrons são freados reduzindo sua velocidade com perda de energia e emissão de fótons de radiação X. A eficiência na produção de radiação X de freamento aumenta com o aumento da tensão de pico.

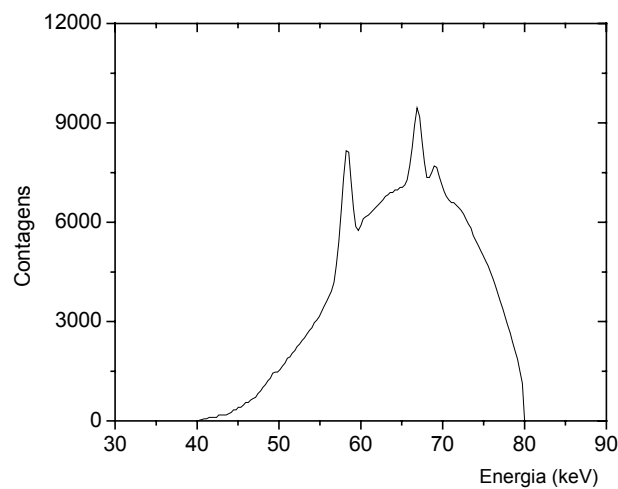


Figura 2-1: Espectro de energia de um feixe de radiação produzido em um tubo de raios X com alvo de tungstênio, tensão de pico de 80 kV_p e filtração de 4,0 mm de alumínio e 2,0 mm de cobre.

Quando a energia cinética do elétron incidente no alvo é maior do que a energia de ligação dos elétrons das camadas eletrônicas do átomo do material de que é feito o alvo, é possível que o primeiro ionize o átomo do material do alvo, deixando um buraco. Esse será imediatamente (10^{-8} s) preenchido por um elétron oriundo de uma camada mais externa. Na transição do elétron de uma camada mais energética para uma menos energética ocorre a emissão de um fóton de radiação X que constitui o espectro de linhas, também chamado espectro

característico, por ser ele característico do átomo do material de que é feito o alvo. A energia da radiação X característica corresponde a diferença energética entre dois níveis eletrônicos de um átomo.

Os tubos de raios X produzem um espectro contínuo de radiação X com energias mínima zero e máxima determinada pelo potencial selecionado no painel de controle do tubo. Vê-se na Figura 2-1 por exemplo, que a radiação de freamento constitui a maior parte dos radiação X produzidos e que corresponde à distribuição contínua de radiação, desde as baixas energias até as altas e, com energia máxima (80 keV) numericamente igual àquela da tensão de pico (80 kV_p).

Nota-se ainda, que o número de fótons de baixa energia será sempre maior que o de alta energia, e a energia média do feixe será menor do que a energia máxima do espectro. Assim, costuma-se definir a energia efetiva como sendo a energia correspondente a esta região onde se concentra a maioria dos fótons, especificamente os de baixa energia. Dessa forma, um feixe de radiação X heterogêneo, ou seja, com fótons de diferentes energias, tem energia efetiva equivalente ao feixe de radiação mono-energética que possui a mesma CSR do feixe de radiação em questão. Na prática, o que efetivamente conseguimos determinar experimentalmente é a energia efetiva do feixe de radiação. Neste caso, utilizamos o método estipulado na norma 4037-1 da ISO [1996], no qual uma vez que é conhecida a CSR dos feixes de radiação X, encontramos a energia efetiva diretamente de tabelas e gráficos que relacionam a CSR para vários materiais em função da energia dos fótons no intervalo de 10 keV a 10 MeV [Handbook, 1962].

Conclui-se assim, que a mudança da tensão de pico de um tubo de raios X resulta na alteração do poder de penetração da radiação X e na intensidade total do feixe modificando-se conseqüentemente a máxima energia do espectro contínuo de energia, contudo, sem alterar seu formato. Logo, uma vez determinado o espectro, é possível determinar a tensão de pico aplicada ao tubo, pois o espectro contínuo é limitado por esse valor. Há dois métodos para medir a tensão de pico: o invasivo e o não-invasivo. No método invasivo, estando a tensão de pico do tubo de raios X sujeita à forma de onda gerada pelo transformador do tubo e o sistema retificador, monitora-se diretamente a tensão por intermédio de um osciloscópio [Law et al., 1989] [Ramírez-Jiménez et al., 2004] enquanto que, no método não-invasivo, a tensão é obtida indiretamente, a partir do espectro do feixe de radiação X. Os espectros podem ser medidos com espectromêtros [ICRU 10b, 1964] constituídos por cristais de NaI(Tl) [Edward e Herbert Weiss, 1966], CdTe, Ge(Li) [Madhava et al., 1998], CdZnTe [Miyajima e Imagawa, 2002] [Freitas et al., 2005] e foto-diodos [Künzel et al., 2004] [Silva e Herdade, 2000] entre outros

[Putney e Raymond, 1984] [Gard, 1996]. Neste trabalho, optamos pelo método não-invasivo.

2.1.6. Os detectores de estado sólido e os espectros de energia

Tempos atrás, a espectrometria dos feixes de radiação X e γ era realizada com detectores de germânio [Seelentag e Panzer, 1979]. A grande desvantagem operacional deste método baseava-se na necessidade do resfriamento do sistema de detecção com nitrogênio líquido, o que acarretava no emprego de volumosos tanques de armazenagem e elevado custo além do fato deste tipo de detector ser pouco eficiente para feixes intensos de radiação. Dificuldades como estas contribuíram para a construção de novos detectores aprimorando as técnicas de crescimento de cristais artificialmente. Entre os cristais crescidos em ambiente controlado de laboratório, destaca-se o semicondutor telureto de cádmio [Funaki et al., 1999] possuidor de características desejáveis para ser um bom detector. Entre elas destaca-se o sistema de detecção apto a trabalhar na faixa de temperatura ambiente, a boa eficiência e a alta resolução. Esse tipo de detector vem sendo empregado desde o final da década de 80.

O alto número atômico dos componentes desse semicondutor (cádmio (48) e telúrio (62)) melhora a eficiência de detecção do sistema quando comparado com os detectores de germânio e silício. Entretanto, seu grau de pureza difere do dos detectores de germânio e silício, pois apresenta grande quantidade de impurezas e conseqüentemente, isso provoca grande variação na resistividade elétrica e na densidade de armadilhamento de cargas. Essa característica indesejável pode resultar na coleta incompleta de cargas causando deformações nos espectros obtidos e prejudicando com isso, sua resolução [Eisen, 1994]. Devido a este problema, diferentes pesquisadores se esforçaram para aperfeiçoar os circuitos eletrônicos reduzindo o problema das correntes de fuga e o ruído dos novos semicondutores. Nesse sentido, destaca-se a introdução do elemento zinco ao composto telureto de cádmio originando o semicondutor $CdZnTe$ ou CZT [Verger et al., 1996] [Hofmann et al., 1996].

Nos detectores semicondutores de radiação, quando a radiação ionizante incidente interage com os seus átomos provoca a formação de pares elétrons-buracos, que em presença de um campo elétrico dirigem-se separadamente para os eletrodos carregados (Figura 2-2). No detector CZT são criados, em média, um par

elétron-buraco para cada 5,0 eV de energia perdida no cristal pelo fóton [Amptek, 2001] em interações fotoelétricas ou espalhamento Compton.

Os elétrons e os buracos formados ao se deslocarem para os eletrodos, produzem corrente elétrica $i(t)$ no detector (corrente transiente), cuja integral no tempo é proporcional a carga elétrica total, ou seja, corresponde a energia total depositada no detector. Por conseguinte, no diagrama da Figura 2-2, o detector acopla-se ao pré-amplificador que amplifica a corrente polarizada. Este sinal é enviado para um novo amplificador que o transforma em um pulso de tensão diretamente proporcional a carga. O pulso modificado é finalmente enviado para o multi-canal que dispõe de um ADC (conversor analógico digital) e que converterá a distribuição contínua de pulsos em um histograma de amplitude de pulsos.

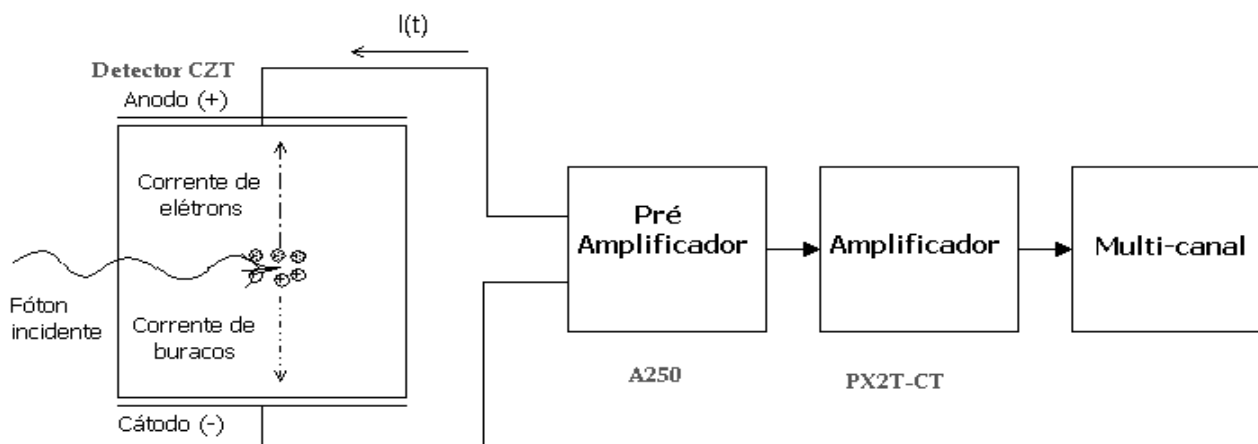


Figura 2-2: Diagrama de blocos do funcionamento do espectrômetro modelo XR-100T-CZT fabricado pela empresa Amptek [Amptek, 2001].

Uma distribuição espectral considerada ideal se resumiria apenas ao número de contagens correspondente às energias discretas. Nesse caso, estaríamos supondo que emissões radioativas provenientes de uma fonte monoenergética estariam interagindo com um detector, produzindo pulsos de tensão com mesma amplitude, em que todas as contagens pertenceriam a um mesmo canal e a taxa de contagem corresponderia à taxa de fótons incidentes. Entretanto, em um detector real, os fótons podem atravessar o detector sem sofrer nenhuma interação ou ainda, podem ser espalhados produzindo emissões secundárias, o que faz com que acabem por depositar apenas parte da energia incidente. Com isso, a função resposta do detector pressupõe correções quanto à distribuição angular da radiação incidente e as dimensões do detector.

2.2. Grandezas dosimétricas relevantes

Ao longo dos anos, diversas grandezas foram introduzidas e testadas pela Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU) e pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP). A hierarquia de algumas destas grandezas pode ser observada na Figura 2-3. São dois os novos conjuntos de grandezas estabelecidas: as de proteção e as operacionais que por sua vez estão relacionadas com as grandezas físicas: fluência, kerma no ar e dose absorvida no tecido. As grandezas de proteção são empregadas na limitação de dose e têm a característica marcante de não serem diretamente mensuráveis [McDonald, 1997] [O'Brien et al., 1998]. Entre elas estão a dose absorvida no órgão (D_T), a dose equivalente no órgão (H_T) e a dose efetiva (E). As grandezas operacionais são a base para medidas de radiação externa, sendo um conjunto delas definidas para a monitoração de área e outro para monitoração individual. As grandezas de proteção podem ser calculadas a partir das grandezas operacionais utilizando-se os coeficientes de conversão da grandeza física kerma no ar para o equivalente de dose, acrescidas de informações adicionais sobre o campo de radiação.

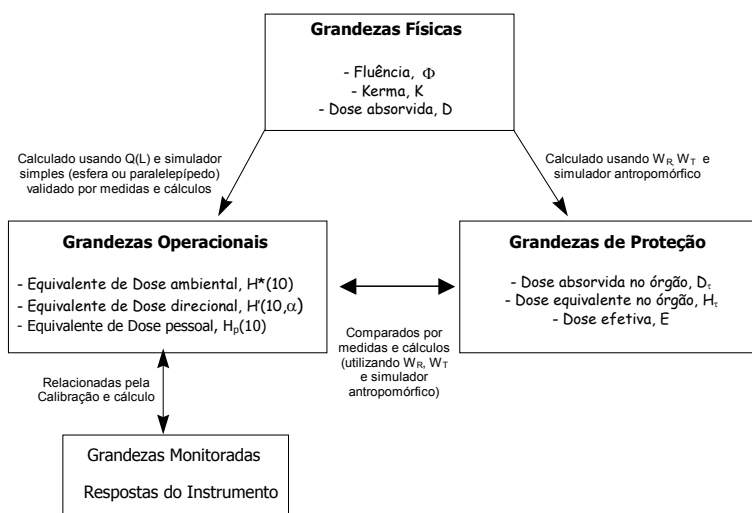


Figura 2-3: Relações entre as grandezas de proteção e operacionais com as grandezas físicas mensuráveis para fins de monitoração [ICRU 57, 1998].

2.2.1. Grandezas Físicas

2.2.1.1. Fluência

A Fluência (Φ) [ICRP 60, 1991], em um ponto P é definida, conforme equação 2.4, como o quociente entre o número de partículas (dN) incidentes na área da seção transversal (da) de uma esfera perpendicular à direção de cada partícula. Sua unidade é m^{-2} .

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (2.4)$$

2.2.1.2. Dose Absorvida

A dose absorvida [ICRP 60, 1991] relaciona-se com a deposição de energia da radiação no material irradiado, ou seja, é a quantidade de energia média depositada ($d\bar{\epsilon}$) pela radiação em um volume elementar de matéria de massa (dm) (equação 2.5). Sua unidade é o gray (Gy) onde 1 Gy vale $1 J.kg^{-1}$.

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (2.5)$$

2.2.1.3. Kerma

Enquanto a dose absorvida relaciona-se com a energia absorvida, o kerma (*Kinetic Energy Released in Matter*), K, está relacionado com a transferência inicial de energia cinética de todas as partículas carregadas que foram liberadas por partículas sem carga em um elemento de volume de massa unitária de um meio absorvedor. A transferência e a absorção de energia ocorrem em lugares diferentes do meio e, dessa forma, o kerma e a dose absorvida ficam somente iguais em

condições de equilíbrio eletrônico⁴, desprezadas as perdas de energia causadas por produção de radiação de freamento [ICRU 57, 1998]. Quando o meio é o ar, e a energia dos fótons está na faixa de radiação X para diagnóstico, o kerma no ar (K_a) e a dose absorvida são iguais.

O kerma (K) [ICRP 60, 1991] é dado por:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.6)$$

em que dE_{tr} é a somatória da energia cinética inicial de todas as partículas carregadas, liberadas pelas partículas indiretamente ionizantes, isto é, fótons e partículas neutras, dentro de um elemento de volume do material especificado de massa dm [ICRU 19, 1971]. Sua unidade é o gray (Gy) onde 1 Gy vale 1 J.kg^{-1} .

2.2.2. Grandezas de Proteção

2.2.2.1. Dose Equivalente

Uma outra grandeza foi introduzida para ser usada em proteção radiológica. É a dose equivalente H_T no órgão ou tecido T, definida como:

$$H_T = \sum_R \omega_R D_{T,R} \quad (2.7)$$

em que $D_{T,R}$ é a dose absorvida média no órgão ou tecido T devido à radiação R e ω_R é o fator de ponderação da radiação listado na Tabela 2-1. Esse fator reflete a efetividade biológica relativa (RBE) da radiação na indução de efeitos estocásticos devido a baixas doses, e é especificado em termos de tipo e energia da radiação. A unidade de dose equivalente é o Sievert (Sv), o que causa a confusão com outras grandezas com a mesma unidade. A comissão internacional ICRP provavelmente proporá num futuro próximo, alteração nas grandezas físicas correlatas e nesta unidade. Os valores de fator de ponderação ω_R são compatíveis com o fator de qualidade da radiação Q, usado na grandeza Equivalente de Dose

⁴ Diz-se que uma câmara de ionização, por exemplo, está em equilíbrio eletrônico quando o número de íons produzidos no seu volume interno por partículas carregadas liberadas fora dele é igual ao número de íons produzidos fora do volume por partículas carregadas geradas dentro do volume.

dados por $H = QD$. O fator de qualidade Q , por sua vez, está relacionado com a transferência linear de energia (LET) que é uma medida da densidade de ionização ao longo do traço da partícula ionizante. Novos conhecimentos acumulados relativos a efeitos biológicos levaram a ICRP a propor outros valores de fator de ponderação da radiação que estão listados também na Tabela 2-1 [publicação 92 de 2004 – *Relative Biological Effectiveness (RBE), Quality factor (Q), and Radiation Weighting Factor (ω_R)*].

Tabela 2-1: Valores dos fatores de peso (ω_R) para diferentes tipos de radiação [ICRP 60, 1991] e [ICRP 92, 2003].

Tipo e intervalo de energia da radiação	Fator de peso da radiação (ω_R) 1991	Fator de peso da radiação (ω_R) 2003
Fótons (todas as energias)	1	1
Elétrons e múons (todas as energias)	1	1
Nêutrons, nas energias: < 10 keV	5	$\omega_R(E) = 5 + 17 \exp\left[-\frac{\ln(2E)^2}{6}\right]$
10-100 keV	10	“
> 100 keV até 2 MeV	20	“
> 2-20 MeV	10	“
> 20 MeV	5	“
Prótons incidentes com energia > 2 MeV	5	2
Partículas α , fragmentos de fissão, núcleos pesados	20	20

2.2.2.2. Dose Efetiva

A dose efetiva correlaciona diferentes tipos e energias de radiação incidentes no corpo com um fator de radio-sensibilidade relativo aos diferentes tecidos, tratando-os de forma aditiva. Assim, ela é a soma das doses equivalentes nos tecidos ou órgãos do corpo multiplicados pelo fator de peso de cada tecido e pode ser calculada pela seguinte expressão:

$$E = \sum_T \omega_T \cdot H_T \quad (2.8)$$

em que H_T é a dose equivalente definida pela expressão 2.7 e ω_T é o fator de ponderação que leva em consideração a diferença de sensibilidade dos diferentes órgãos ou tecidos T na indução de efeitos estocásticos da radiação e está na Tabela 2-2. Essa grandeza é usada para limitar a exposição à radiação.

Tabela 2-2: Valores dos fatores de peso (ω_T) para diferentes tecidos [ICRP 60, 1991].

Tecido ou órgão	Fator de peso do tecido (ω_T)
Gônadas	0,20
Medula óssea	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,05
Mama	0,05
Fígado	0,05
Esôfago	0,05
Tireóide	0,05
Pele	0,01
Superfície óssea	0,01
Demais órgãos/tecidos	0,05

A ICRP [ICRP 60, 1991] e a norma NN 3.01 de janeiro de 2005 da CNEN recomendam um limite de dose efetiva para trabalhadores ocupacionalmente expostos de:

$$E < 20 \text{ mSv/ano}$$

que é a média avaliada durante 5 anos ou seja, $E < 100 \text{ mSv}$ em 5 anos, com a restrição de que a dose efetiva não deve exceder a 50 mSv em um único ano. Além disso, há a recomendação de limite de dose equivalente anual também para o cristalino dos olhos⁵ que é de 150 mSv e para área da pele⁶ de 1 cm^2 , de 500 mSv , para prevenir os efeitos determinísticos⁷, pois a limitação na dose efetiva de 20 mSv/ano é suficiente apenas para a proteção contra os efeitos estocásticos⁷. Para as mãos e pés o limite anual de dose equivalente é de 500 mSv . É importante também frisar que nestas doses não se incluem aquelas recebidas por exposições médicas nem por exposições à radiação natural.

Uma vez que a limitação de exposição à radiação é realizada em termos de dose efetiva e ela não é mensurável torna-se então evidente a importância do conhecimento do grau de irradiação em termos numéricos, para comparação com os limites e com os níveis recomendados pela ICRP e outros organismos internacionais, como a Agência Internacional de Energia Atômica - IAEA [BSS115, 1996].

⁵ O cristalino dos olhos, para fins de cálculo de dose, está localizado a 3 mm da córnea.

⁶ A camada sensível da pele, para fins de cálculo de dose, está localizada à profundidade de 0,07 mm.

⁷ Efeitos determinísticos são efeitos que ocorrem quando a dose ultrapassa certo limiar e a gravidade aumenta com o aumento da dose. Podemos citar a indução de catarata e a queimadura como exemplos de efeito determinístico. No entanto, mesmo não ultrapassando o limite de tolerância de doses existe a probabilidade de ocorrer modificações celulares ao longo dos anos e este seria o chamado efeito estocástico.

2.3. Grandezas Operacionais

2.3.1. Equivalentes de dose pessoal, direcional e de ambiente

Como visto na seção anterior, as recomendações da ICRP sobre os limites recomendados fundamentam-se na dose efetiva que não é mensurável. Espera-se então, que os valores de equivalentes de dose ambiente, direcional e pessoal sejam determinados a partir de detectores adequados para esse fim.

O equivalente de dose ambiente $H^*(d)$ foi definido em um ponto de um campo de radiação como sendo o equivalente de dose que seria produzido por um campo alinhado e expandido em uma profundidade d na esfera ICRU, no raio oposto à direção $\vec{\Omega}$ do campo alinhado. Os termos expandido e alinhado se aplicam a campos de radiação hipotéticos, derivados de campos reais. No caso de campo expandido, a fluência (Figura 2-4), a distribuição energética e a angular possuem, ao longo do volume de interesse, valores iguais às do campo real no ponto de referência (profundidade d na esfera ICRU). No campo expandido e alinhado permanece a definição, mas a fluência passa a ser unidirecional.

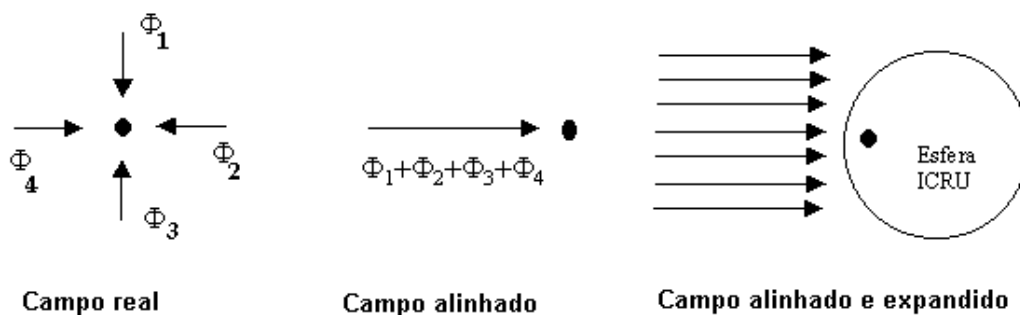


Figura 2-4: Diagrama explicativo do significado do comportamento da fluência em campo alinhado e expandido.

Por outro lado, o equivalente de dose direcional, $H'(d, \vec{\Omega})$, em um ponto de um campo de radiação é o equivalente de dose que seria produzido pelo

correspondente campo expandido em uma profundidade d , sobre um raio na esfera ICRU, em uma direção especificada $\vec{\Omega}$. No caso particular de um campo unidirecional, sua direção pode ser especificada em termos do ângulo α entre o raio oposto ao campo incidente e a direção especificada $\vec{\Omega}$. Quando α for igual a 0° , a grandeza $H'(d,0^\circ)$ pode ser escrita simplesmente $H'(d)$ e que é por sua vez igual a $H^*(d)$. O ângulo α está relacionado com a geometria de irradiação, tais como ântero-posterior (AP), lateral (LAT) e pôstero-anterior (PA), quando respectivamente $\alpha = 0^\circ, 90^\circ$ e 180° . A geometria ainda pode ser rotacional (ROT) e isotrópica [ISO 4037-3, 1996] especificando respectivamente as irradiações com feixe paralelo incidindo ortogonalmente ao eixo longo do corpo que rodopia ao redor desse eixo e aquelas por um campo em que a fluência por unidade de ângulo sólido é independente da direção. As duas grandezas possuem a mesma unidade especial, o Sievert (Sv).

A grandeza dosimétrica operacional recomendada em norma internacional [ISO 4037-3, 1996], [ICRP 74, 1997], [ICRU 57, 1998] para monitoração individual é o equivalente de dose pessoal, $H_p(d;\alpha)$. O equivalente de dose pessoal é definido como sendo o equivalente de dose no tecido mole sob um ponto especificado do corpo a uma profundidade apropriada d . Para radiações fortemente penetrantes⁸ recomenda-se para d , a profundidade de 10 mm e para radiação fracamente penetrante⁸ d corresponde a 0,07 mm, profundidade estipulada levando-se em consideração que as células da pele encontram-se entre 0,05 e 0,10 mm abaixo da superfície do corpo [Okuno e Vilela, 2005]. Por outro lado, para cristalino do olho humano, a profundidade estipulada para d é 3,0 mm. A representação da grandeza em cada situação é dada por $H_p(0,07;\alpha)$, $H_p(10;\alpha)$ e $H_p(3;\alpha)$, respectivamente.

Experimentalmente, a grandeza $H_p(d;\alpha)$ seria implementada através das medidas com um monitor colocado na superfície do corpo envolto por uma espessura apropriada de material tecido-equivalente⁹. Para tanto, dever-se-ia efetuar uma calibração padronizada na superfície do tronco humano de forma a levar em conta a contribuição da radiação espalhada pelo corpo do usuário do monitor de radiação. Para representar o corpo foi recomendado o uso de um simulador, a esfera ICRU [ICRU 33, 1980]. Essa esfera foi tomada como uma representação adequada do corpo humano. Poucos, contudo, conseguiram implementar esse sistema, por dificuldades quanto: a fabricação do simulador devido a ausência de material com a composição química do tecido-equivalente; a

⁸ Na prática a radiação fracamente penetrante engloba fótons com energia menor do que 12 keV, partículas beta e elétrons com energia menor que 2 MeV, e partículas carregadas como prótons [Böhm e Thompson, 2004] [Alberts e Dietze, 2000] [Lakshmanan, 1990], enquanto que a radiação fortemente penetrante inclui fótons de energia maior que 12 keV, elétrons de alta energia (maior que 2 MeV) e nêutrons.

⁹ Material com densidade de $1 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$ e massa composta de: 76,2% de oxigênio, 11,1% de carbono, 10,1% de hidrogênio e 2,6% de nitrogênio.

limitação na quantidade e nas dimensões dos monitores para colocar na frente do simulador para a calibração devido ao formato da esfera; aos problemas experimentais derivados do posicionamento da própria esfera no campo de radiação. Embora a definição original do $H_p(d;\alpha)$ refira-se a deposição de dose no corpo humano, recentemente o ICRU fez sutil mudança na definição. Agora ela pode ser definida como a deposição da dose em um simulador de material tecido-equivalente e, na prática, a ICRU sugeriu a substituição da esfera por um paralelepípedo de material similar ao tecido-equivalente de início maciço e atualmente contendo água. Desta forma, os monitores de radiação que efetuam medições experimentais de $H_p(d;\alpha)$ devem ser calibrados sobre a superfície destes objetos simuladores de forma a levar em conta a contribuição da radiação espalhada pelo corpo do usuário do monitor de radiação.

2.3.2. Simuladores

Os simuladores (*phantoms*), responsáveis pela produção de espalhamento da radiação incidente em substituição ao corpo humano quando presente em um campo de radiação, permitem determinar a grandeza operacional equivalente de dose $H_p(d;\alpha)$. Percebe-se com isso, que a dose absorvida em um monitor de radiação relaciona-se com fatores externos: a quantidade de radiação espalhada depende das dimensões do campo de radiação incidente, das proporções do corpo em que o monitor está fixo e do ângulo de incidência dos fótons. Por outro lado, todos estes fatores dependem da energia do fóton incidente uma vez que a probabilidade de interação da radiação é dependente deste fator.

Atualmente, a Organização Internacional de Normalização - ISO [ISO 4037-1, 1996], a Agência Internacional de Energia Atômica - IAEA [Cruz Suárez et al., 2000] e a norma brasileira [MS, 1998] recomendam o uso do simulador em formato de paralelepípedo com dimensões $300 \times 300 \times 150 \text{ mm}^3$, constituído por paredes frontal e lateral com 2,5 mm e 10,0 mm de espessura, respectivamente, em polimetil metacrilato (PMMA) e repleto de água para determinação do $H_p(d;\alpha)$. As vantagens na adoção desse tipo de simulador devem-se ao material ter preço acessível e ser de fácil comercialização e construção. Para fins práticos, espera-se que o efeito de espalhamento da radiação causado por este simulador seja similar ao simulador ICRU de paralelepípedo-sólido e esfera-ICRU ambos constituídos em tecido-equivalente.

Espera-se também que, para a monitoração da dose na pele e nas extremidades, deve-se determinar o $H_p(0,07;\alpha)$ com monitores irradiados sobre o simulador cilíndrico (*ISO pillar phantom*), que representa o pulso, preenchido com água e com paredes de PMMA. O diâmetro externo do cilindro tem 73 mm e o comprimento 300 mm com a espessura da parede com 2,5 mm e as tampas com 10,0 mm.

2.3.3. Coeficientes de conversão

Os coeficientes de conversão relacionam grandezas de proteção radiológica não-diretamente mensuráveis tais como a dose equivalente no órgão ou tecido, (H_T), ou a dose efetiva (E), ou ainda as grandezas operacionais $H^*(d)$, $H'(d,\alpha)$ e $H_p(d;\alpha)$ com as grandezas físicas que são a fluência de partículas (ϕ), o kerma no ar (K_a) e a dose absorvida (D). Estes coeficientes são obtidos através de cálculos teóricos, via simulações numéricas, usando códigos computacionais baseados na técnica de Monte Carlo. Neste sentido, merecem destaque as considerações especiais quanto à geometria do campo e a qualidade do feixe de radiação incidente empregadas sobre diferentes simuladores (esfera, paralelepípedo, antropomórfico¹⁰) utilizados na obtenção dos coeficientes de conversão.

Encontra-se disponível na literatura extensa quantidade de tabelas com coeficientes de conversão calculados [Grosswendt, 1989] [Grosswendt, 1991] [Grosswendt, 1992] e medidos [Will, 1989] com simuladores diversos e com a qualidade dos feixes de radiação X estipulados em normas internacionais [ISO 4037-1, 1996] [ICRP 74, 1997] [ICRU 57, 1998]. Contudo, quando trabalhamos com feixes de radiação X diferente daqueles sugeridos em normas internacionais torna-se inviável estimar o equivalente de dose com as devidas correções originárias do espalhamento causado pela presença de um corpo em um campo de radiação pela inexistência do valor dos coeficientes de conversão. Sendo assim, um dos objetivos do presente trabalho é estudar a viabilidade de simular os coeficientes de conversão $c_p(d;\alpha)$ para feixes de radiação X usualmente empregados no cotidiano do Laboratório de Dosimetria bem como, para qualquer feixe de radiação que se queira trabalhar durante um experimento.

¹⁰ Objeto antropomórfico é o simulador que reproduz a anatomia ou formas do corpo humano.

2.4. Introdução ao fenômeno da termoluminescência

A termoluminescência (TL) é um fenômeno em que há emissão de luz por um material quando aquecido. Essa luz difere da incandescência por ocorrer a temperaturas fixas, desaparecendo em seguida e por possuir comprimento de onda menor que o da emissão térmica correspondente àquela temperatura. A caracterização do material luminescente baseia-se no intervalo de tempo entre a absorção da energia e a manifestação do fenômeno. Se o intervalo for inferior a

10^{-8} segundos o fenômeno é classificado como fluorescência enquanto que, para intervalos superiores é classificado como fosforescência.

A Figura 2-5.a mostra o processo de termoluminescência em que um cristal é exposto à radiação ionizante liberando um elétron da banda de valência para a banda de condução, deixando um "buraco" na banda de valência. O par elétron-buraco se movimenta pelo cristal podendo se recombinar ou ser aprisionado em armadilhas, denominado estado metaestável de energia. As armadilhas estão associadas a defeitos na estrutura do cristal ou mesmo a presença de impurezas e se localizam em posições permitidas na banda proibida. O fóton termoluminescente é emitido quando energia suficiente é cedida ao elétron para ele escapar do armadilhamento durante o processo de aquecimento do cristal. Esse elétron se desloca até a banda de condução, conforme Figura 2-5.b, e se recombina com um buraco. Pode acontecer ainda que o buraco, sendo menos estável que o elétron armadilhado, se desloque para a banda de valência, conforme Figura 2-5.c, se recombinando com um elétron.

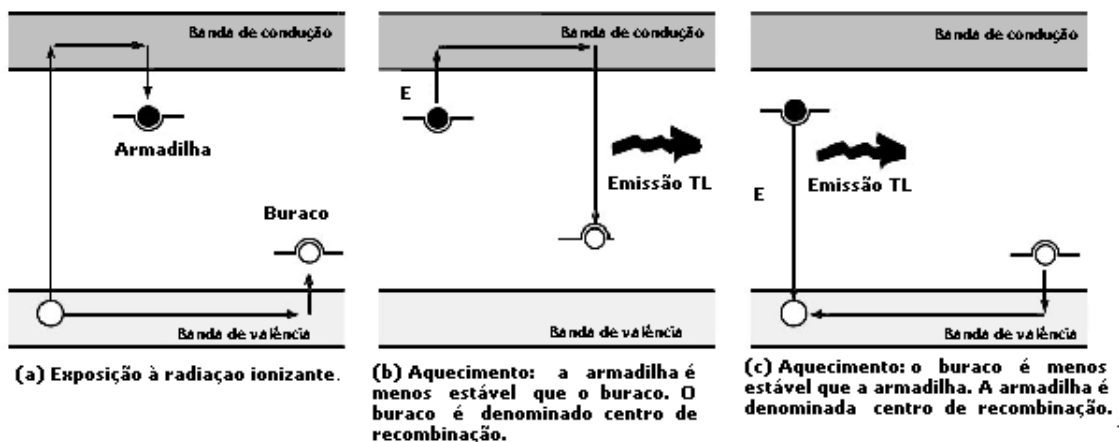


Figura 2-5: Modelo Simplificado do fenômeno da termoluminescência [Almeida, 2000].

A profundidade das armadilhas corresponde à energia (E) necessária e suficiente para livrar o elétron armadilhado produzindo assim, termoluminescência. Em um mesmo cristal é possível coexistir armadilhas de elétrons e buracos em diferentes profundidades. O aquecimento do cristal aumenta a probabilidade dos elétrons se libertarem aumentando assim, a resposta TL. A temperatura do pico de emissão máxima de luz é uma das características das armadilhas presentes no cristal. A curva de emissão TL corresponde à resposta TL em função da temperatura de aquecimento do cristal, podendo ser prevista por modelos teóricos.

3. Instrumentação Dosimétrica

3.1.0 tubo de raios X

Demos início a este trabalho analisando as condições físicas em que se encontra o tubo de raios X (Tabela 3-1) e os detectores de radiação do Laboratório de Dosimetria, ambos empregados em todas as irradiações. O tubo de raios X foi avaliado quanto à filtração inerente e a tensão de pico, enquanto que a câmara de ionização foi testada quanto a sua capacidade de reproduzir os resultados na medição da grandeza kerma no ar.

Tabela 3-1: Dimensões relevantes do tubo de raios X, Philips MG 450.

Dimensões ativas	
intervalo de tensão	20 – 420 kV
estabilidade da tensão	± 0,3%
repetibilidade da tensão	± 1,3%
intervalo de corrente	0 - 15 mA
estabilidade da corrente	± 0,2%
repetibilidade da corrente	± 0,2%
filtração inerente	2,2 mm de berílio
ângulo do ânodo	22°

3.1.1. Filtração inerente

A espessura equivalente de alumínio correspondente à filtração fixa do tubo de raios X Philips MG 450, foi obtida a partir da determinação da camada semi-redutora (CSR) para um feixe de radiação X desprovido de filtração adicional e com parâmetros do tubo fixos em 5 mA e 60 kV_p. A atenuação do kerma no ar ao atravessar absorvedores de alumínio foi medida com um conjunto câmara de ionização-dosímetro Farmer. Durante todo o processo de medição, mantivemos a câmara de ionização fixa na posição central do feixe primário de radiação.

A quantidade de radiação espalhada produzida pelos absorvedores de alumínio que alcançavam a câmara de ionização foi reduzida, interpondo um colimador de chumbo circular com diâmetro de 1,60(5) cm a 58,0(10) cm da câmara e a 62,0(10) cm do ponto focal¹¹ [ICRU 10b, 1964]. Na Figura 3-1

¹¹ Ponto focal é o ponto situado no alvo do ânodo de um tubo de raios X, onde os elétrons acelerados a partir do cátodo colidem produzindo radiação X e calor.

encontra-se representado o esquema de montagem do sistema empregado na determinação da CSR com o tubo de raios X, Philips, modelo MG 450.

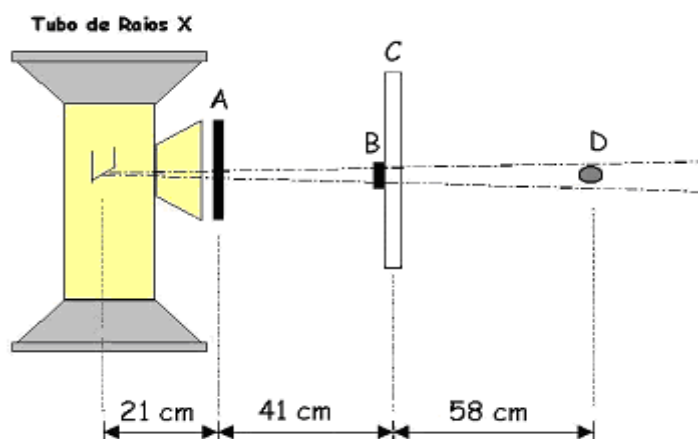


Figura 3-1: Representação esquemática do sistema utilizado na determinação da CSR para o feixe de radiação X. A letra A representa o(s) filtro(s) adicional(is), B, os absorvedores de alumínio, C, o colimador de chumbo com abertura circular de 1,60(5) cm de diâmetro e D, a câmara de ionização. Todos estão alinhados com o feixe primário de radiação X.

O uso de uma tela intensificadora permitiu observar o posicionamento da câmara de ionização e com isso mantê-la totalmente dentro do pequeno campo de radiação X limitado pelo colimador, assegurando uma irradiação uniforme.

Mantivemos a estabilização elétrica e térmica dos componentes da câmara de ionização ligando o aparelho em tomada elétrica 1 hora antes da execução do experimento. As leituras obtidas com câmara de ionização foram corrigidas levando-se em conta fatores de temperatura e pressão atmosférica da sala de irradiação e o fator de calibração do equipamento. Com um termômetro de mercúrio interno à sala de irradiação, determinamos a temperatura em graus Celsius enquanto que, a pressão atmosférica foi obtida em barômetro também de mercúrio, do Laboratório Didático do Instituto de Física da Universidade de São Paulo (IFUSP). O fator de calibração aplicado nas correções das leituras consta no certificado de calibração do equipamento. O equipamento foi calibrado no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN, em São Paulo. Quando fora de uso, a câmara de ionização manteve-se acondicionada em estufa a 40°C e, repetidamente, na véspera de cada irradiação, o aparelho de-umidificador após ligado, era mantido em funcionamento dentro da sala de irradiação durante todo o procedimento experimental. Este procedimento dispensou correções devido à umidade relativa do ambiente, que afetaria as respostas obtidas com as câmaras

de ionização pela presença de correntes espúrias ao sistema.

A filtração inerente do tubo de raios X, Philips MG 450, obtida conforme procedimento descrito acima, equivale a 0,1271(14) mm de alumínio, que por seu valor desprezível não interfere na qualidade da radiação produzida estando assim, em concordância com as normas nacionais [MS, 1998] [ANVS, 2003] [NCRP 99, 1988]. Detalhes quanto ao ajuste da curva de atenuação para obtenção da CSR constam no apêndice A deste trabalho.

3.1.2. Filtração adicional

Durante as irradiações com radiação X utilizamos filtros adicionais fixos na saída do aparelho, distante 21 cm do ânodo do tubo, que são recomendados na norma internacional ISO 4037-1 [1996] e ISO 4037-4 [2004]. As Tabelas 3-2 e 3-3 apresentam as características dos filtros adicionais: tensão, filtração adicional e energia média das qualidades de radiação X com espectros estreito e largo, respectivamente, fornecidas em norma internacional, e a energia efetiva determinada experimentalmente a partir dos valores das camadas semi-redutoras [Guimarães, 2000] [Guimarães e Okuno, 2001]. Na primeira coluna destas tabelas consta a identificação da qualidade da radiação dada por letras e que indicam os espectros estreitos (N de *narrow*) e largos (W de *wide*) seguido de um número que corresponde à tensão geradora do feixe de radiação X.

Tabela 3-2: Tensão, filtração adicional, energia média e energia efetiva das qualidades de radiação X com espectro estreito extraídos da norma internacional ISO 4037-1 [1996] e ISO 4037-4 [2004].

Qualidade da radiação	Tensão (kV _p)	Filtração Adicional				Energia média (keV)	Energia efetiva (keV)
		Pb (mm)	Sn (mm)	Cu (mm)	Al (mm)		
N20	20	-	-	-	1,0	16,5	15
N25	25	-	-	-	2,0	20,4	18
N30	30	-	-	-	4,0	24,7	22
N40	40	-	-	0,21	4,0	33	31
N60	60	-	-	0,6	4,0	48	45
N80	80	-	-	2,0	4,0	65	61
N100	100	-	-	5,0	4,0	83	80
N120	120	-	1,0	5,0	4,0	100	97
N150	150	-	2,5	-	4,0	118	110
N200	200	1,0	3,0	2,0	4,0	164	150
N250	250	3,0	2,0	-	4,0	208	200
N300	300	5,0	3,0	-	4,0	250	230

Tabela 3-3: Tensão, filtração adicional, energia média e energia efetiva das qualidades de radiação X com espectro largo extraídos da norma internacional ISO 4037-1 [1996].

Qualidade da radiação	Tensão (kV _p)	Filtração Adicional			Energia Média (keV)	Energia efetiva (keV)
		Sn (mm)	Cu (mm)	Al (mm)		
W60	60		0,3	4,0	45	42
W80	80	-	0,5	4,0	57	55
W110	110	-	2,0	4,0	79	76
W150	150	1,0	-	4,0	104	101
W200	200	2,0	-	4,0	137	135
W250	250	4,0	-	4,0	173	170
W300	300	6,5	-	4,0	208	200

Na Tabela 3-4 estão os filtros que compõem os espectros largos, não referenciados em norma, comumente utilizados no Laboratório de Dosimetria [Guimarães, 2000] [Guimarães e Okuno, 2001]. Na primeira coluna desta tabela consta a identificação da qualidade da radiação dada por W* (*wide*) que indica que os espectros são largos. Para determinar a energia média destes espectros é necessário corrigi-los quanto a eficiência do detector CZT, o que não foi realizado neste trabalho uma vez que não havia tempo hábil para tal.

Tabela 3-4: Tensão, filtração adicional e energia efetiva das qualidades de radiação X implantadas no Laboratório de Dosimetria do IFUSP [Guimarães, 2000] [Guimarães e Okuno, 2001].

Qualidade da radiação	Tensão (kV _p)	Filtração Adicional			Energia Efetiva E _{eff} (keV)
		Sn (mm)	Cu (mm)	Al (mm)	
W*1	100	-	-	2,0	29
W*2	100	-	-	4,0	34
W*3	140	-	-	4,0	40
W*4	140	-	0,5	-	64
W*5	180	-	0,5	-	72
W*6	300	-	0,5	-	90
W*7	180	0,4	0,25	1,0	94
W*8	180	0,8	0,25	1,0	110
W*9	250	0,8	0,25	1,0	130

3.1.3. A tensão de pico

Como discutido no capítulo anterior, o valor do potencial kV_p de um tubo de raios X é definido como valor pontual da abscissa onde o espectro de energia intersecciona o eixo da energia calibrado em unidades de quiloelétron-volt (keV).

Dessa forma, para avaliarmos a exatidão da tensão do tubo de raios X basta obtermos o espectro de energia do feixe de radiação X sob condições controladas e filtração conhecida e a partir dele os valores de tensão.

Com esse propósito, medimos o espectro de energia do feixe de radiação X com o espectrômetro XR-100T-CZT (Figura 3-2), fabricado pela empresa Amptek, que é constituído por um detector de radiação semiconductor $Cd_{1-x}Zn_xTe$. O sistema eletrônico deste espectrômetro, cujo diagrama de blocos esquematizando os módulos do equipamento estão na Figura 2-2, é composto por amplificadores e um semiconductor de Telureto de Zinco e Cádmio (CZT), nas dimensões (3,0 x 3,0 x 2,0) mm, que permite detectar espectros da radiação X e gama. O pré-amplificador de carga e a fonte de alta tensão AC utilizados no sistema, ambos também da empresa Amptek, são dos modelos A-250 e PX2T-CT, respectivamente. O detector possui janela de berílio com espessura de 250 μm .



Figura 3-2: Espectrômetro modelo XR-100T-CZT com pré-amplificador de carga A-250 e fonte de alta tensão AC modelo PX2T-CT, fabricados pela empresa Amptek [Amptek, 2001].

Calibramos em energia, o espectrômetro XR-100T-CZT utilizando emissões características conhecidas do espectro de uma fonte-padrão de radiação gama de ^{133}Ba cujas características estão na Tabela 3-5. A fonte-padrão, produzida no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), consta de uma certa quantidade de material radioativo encapsulado e lacrado entre camadas cilíndricas de polietileno, com 0,4 mm de espessura e 20,0 mm de diâmetro. O conjunto é recoberto, em sua face superior, região onde está a identificação da fonte, por camada de 2,0 μm de filme makrofol¹² transparente de policarbonato. A fonte

¹² Makrofol é um filme de policarbonato transparente produzido pela empresa Bayer S/A, com excelente resistência ao impacto e elevada resistência térmica.

selada é presa a um suporte, o porta-fonte, em formato cilíndrico, constituído de alumínio com 30,0 mm de diâmetro e 3,0 mm de espessura.

Durante a irradiação, posicionamos um colimador de tungstênio com 400 μm de espessura, na entrada do detector XR-100T-CZT protegendo com isso, a eletrônica do aparelho e simultaneamente, evitando a superposição de pulsos (alto número de contagens no final do espectro) [Silva e Herdade, 2000]. Posicionamos o conjunto colimador-detector a 6,0 metros do ânodo do tubo de raios X. Com o arranjo assim montado, obtivemos os espectros dos feixes de radiação X das Tabelas 3-2, 3-3 e 3-4 e a partir deles avaliamos a calibração do tubo de raios X comparando-os com valores nominais.

Tabela 3-5: Características da fonte de ^{133}Ba , número 33021, produzida no IPEN, e utilizada na calibração do espectrômetro XR-100T-CZT.

Isótopo	Meia-Vida (anos)	Atividade (kBq)	Incerteza da Atividade	Data de Referência	Raios gamas característicos (keV)
^{133}Ba	10,53	915	3%	01/02/2003	81,0 – 276,3 – 302,7 355,9 – 383,7

A curva de calibração consistiu em, inicialmente, conhecendo-se o valor da energia dos principais picos de emissão de uma fonte-padrão de ^{133}Ba (Tabela 3-5) em função dos canais, estabelecemos uma relação linear entre canal e energia. Estimamos, a seguir, os coeficientes linear e angular desta reta com o método dos mínimos quadrados (MMQ) [Helene, 1981], tendo apenas a variação estatística dos resultados como incerteza dos valores de energia. Nesse procedimento não foram levadas a efeito correções no espectro de energia provenientes da emissão de radiação característica do alvo de tungstênio ou do colimador e, nem mesmo a eficiência do detector, pois seria muito trabalhoso e despenderia tempo, o que não seria justificado uma vez que a tensão do tubo de raios X é independente destas correções.

A Figura 3-3 apresenta o ajuste da curva de calibração da fonte-padrão de ^{133}Ba , cujo espectro foi medido com o espectrômetro XR-100T-CZT. Observando este ajuste nota-se que seu comportamento é linear e há boa concordância entre a reta ajustada e os pontos experimentais. O X^2_{red} (qui-quadrado reduzido) obtido de 0,48 é baixo e parte deste resultado deve-se ao pequeno número de graus de liberdade ($\nu = 2$), limitado pelo número dos picos de emissões da fonte-padrão.

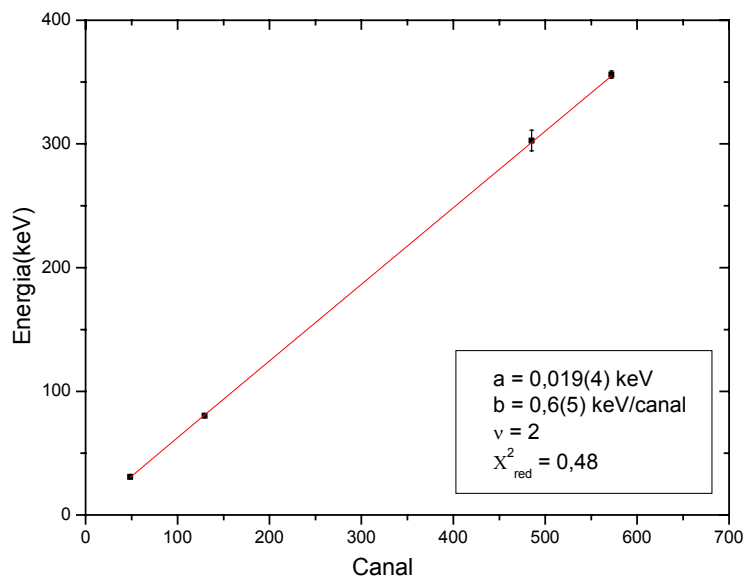


Figura 3-3: Curva de calibração para a fonte de ^{133}Ba em função dos canais para energias de picos conhecidos (30,85 keV, 80,30 keV, 302,80 keV e 356,00 keV). Ajuste de reta ($y = ax+b$) e parâmetros obtidos (a e b), o qui-quadrado reduzido (X^2_{red}) e o número de graus de liberdade (v).

A Figura 3-4 mostra dois exemplos de espectro de um feixe de radiação X medidos com o espectrômetro XR-100T-CZT. Estes feixes são produzidos com tensão de 100 kV_p, corrente de 0,5 mA e filtros adicionados à saída do tubo de raios X com espessura de alumínio de 2,0 e 4,0 mm. A tensão de pico (kV_p) do tubo de raios X, neste espectro, é definido como o valor pontual da abscissa no ponto em que o espectro intersecciona o eixo da energia calibrado em unidades de quiloelétron-volt (keV). Portanto, para determinar o valor da tensão de pico kV_p, ajustamos uma reta ($y = ax+b$) com o MMQ, ao conjunto de pontos pertencentes ao intervalo final do espectro. O gráfico de resíduos assegurava quais pontos pertenciam ao intervalo em que a função ajustada era uma reta. Os resultados obtidos para as qualidades de radiação (Tabela 3-2, 3-3 e 3-4), e alguns parâmetros do ajuste, constam na Tabela 3-6.

Na Figura 3-5 há uma relação linear, positiva e significativa entre a tensão de pico obtida indiretamente através de medidas de espectro com o espectrômetro XR-100T-CZT (Tabela 3-6) e a tensão de pico nominal exibida no painel de controle do tubo de raios X. Cada ponto nesta figura corresponde à média ponderada entre os resultados obtidos e apresentados na terceira coluna da Tabela 3-6, selecionados conforme tensão de pico com mesmo valor nominal. Através de um ajuste de reta ($y = ax+b$) com estes pontos obteve-se os valores de 0,9981(14) e de 0,36(17) kV para os parâmetros "a" e "b", respectivamente, e o valor do X^2_{red} igual a 0,73, para 11 graus de liberdades. Estes resultados, associados ao fato do coeficiente linear

obtido ser compatível com zero dentro dos erros experimentais denotam conformidade entre a tensão de pico nominal e o valor medido assegurando assim, boa calibração do tubo de raios X.

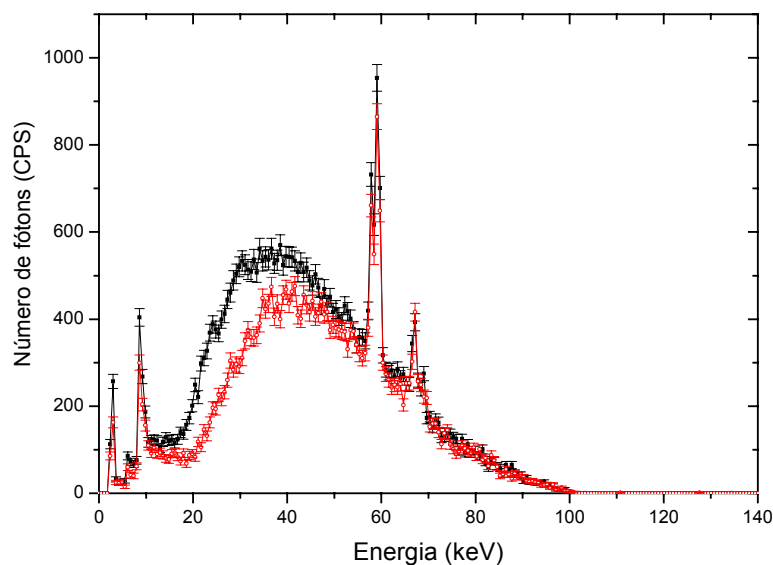


Figura 3-4: Espectros do feixe de radiação X produzidos com tensão de 100 kV_p no tubo de raios X, MG 450, Philips, com corrente de 0,5 mA e filtração adicional de 4,0 mm de Al (○) e 2,0 mm Al (■) medidos com o espectrômetro XR-100T-CZT.

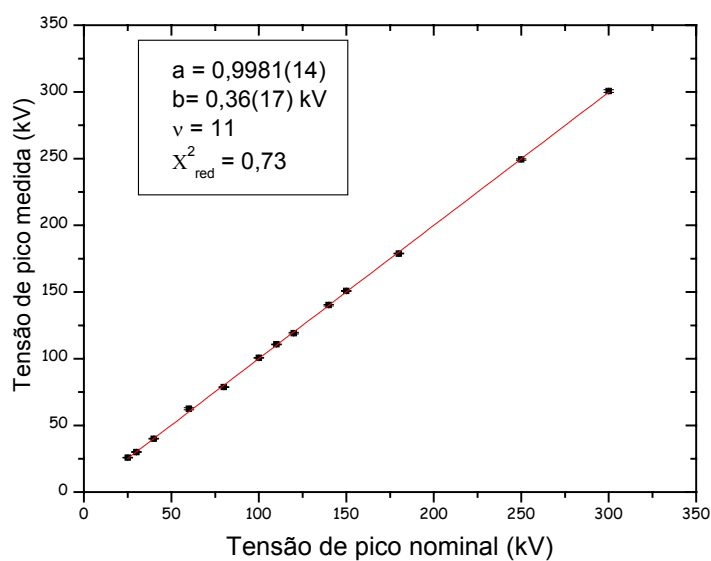


Figura 3-5: Ajuste dos valores de tensão de pico nominal produzida com o tubo de raios X MG 450 Philips, em função dos valores medidos com espectrômetro XR-100T-CZT.

Tabela 3-6: Valor nominal da tensão de pico (kV_p) produzida com o tubo de raios X Philips MG 450 do Laboratório de Dosimetria (IFUSP) e medida com o espectrômetro modelo XR-100T-CZT.

	Qualidade da radiação	Valor nominal ($K \pm 0,25$) kV_p	Valor medido kV_p	X^2_{red}	graus de liberdade
1	N25	25	25,8(3)	0,99	4
2	N30	30	30,1(3)	0,84	4
3	N40	40	40,1(3)	0,53	5
4	N60	60	62,4(9)	1,05	26
5	N80	80	81,7(8)	1,05	16
6	W80	80	78,5(3)	1,00	14
7	W80	80	80,2(3)	1,18	18
8	N100	100	100,3(6)	1,15	30
9	W*1	100	100,5(4)	0,98	24
10	W*2	100	100,9(4)	1,00	21
11	W110	110	111,6(14)	1,19	15
12	W110	110	110,7(4)	1,09	30
13	N120	120	119,2(7)	1,13	14
14	W*3	140	143,8(11)	0,69	11
15	W*4	140	138,8(7)	0,53	19
16	W150	150	150,87(3)	0,82	30
17	W150	150	150,96(3)	0,82	30
18	W*5	180	177,5(4)	1,05	23
19	W*7	180	180,8(6)	1,02	30
20	W*8	180	182,0(9)	0,57	26
21	N250	250	254,6(3)	1,37	30
22	W250	250	248,6(8)	0,90	24
23	W*9	250	249,7(7)	1,04	30
24	N300	300	300,6(10)	0,69	30

3.1.4. A qualidade da radiação

A caracterização da qualidade dos feixes de radiação X foi realizada através da medida de camada semi-redutora (CSR) pelo método de interposição de filtros de alumínio ou cobre entre o tubo de raios X e a câmara de ionização, acoplada ao eletrômetro (Farmer ou Radcal). Com as câmaras de ionização medimos a grandeza kerma no ar dos feixes de radiação X produzidos com o tubo de raios X MG 450 Philips.

A Figura 3-1 ilustra a montagem do experimento. Note o destaque para o alinhamento cuidadoso entre a câmara de ionização e o colimador circular com diâmetro de 1,60(5) cm constituído de chumbo e o feixe primário de radiação X. Para cada qualidade de radiação (Tabela 3-2, 3-3 e 3-4), elaboramos curvas de atenuação da intensidade transmitida de kerma no ar em função do acréscimo de

filtros absorvedores e determinamos então, a espessura de material que reduz a intensidade inicial a 50% e 25% do seu valor.

3.1.5. Cuidados relevantes com o sistema de medição

A medição de uma grandeza com instrumentos elétricos pode sofrer influência de fatores externos: variações ocasionadas pelo observador decorrente de uso inadequado ou de procedimento de medição incorreto (fatores humanos); excesso de umidade no ar, variação da temperatura, instabilidade da rede elétrica entre outros fatores deste gênero (fatores ambientais).

Os conjuntos câmara de ionização-eletrômetro utilizados neste trabalho para determinação do kerma no ar são calibrados no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), em São Paulo. No entanto, ainda assim é imprescindível assegurar que seja mínima a variação de um sistema de medição de uma grandeza [MS, 1998] [ANVS, 2003].

3.1.6. As câmaras de ionização

O dosímetro Farmer, modelo 2570 A, série 666, é fabricado pela empresa Nuclear Enterprises Ltd, e a ele acopla-se uma câmara de ionização cilíndrica, tipo dedal, modelo 2571, série 1103, com paredes finas de material com baixo número atômico para diminuir a atenuação do feixe de radiação X de energia baixa ao atravessá-las. Por sua vez, o dosímetro Radcal, modelo 9015, é fabricado pela empresa Radcal Corporation e constitui-se de um conversor, modelo 9060, conectado a uma câmara de ionização tipo dedal, modelo 10x5-6 ou 10x45-180.

As respostas fornecidas pelas câmaras de ionização para kerma no ar são dadas pela expressão.

$$K_a = R \cdot K_{tp} \cdot K_{cal} \quad (3.1)$$

em que K_a é o kerma no ar em unidades de gray (Gy), R é a leitura fornecida pela câmara de ionização em (R), K_{cal} é o fator de calibração fornecido no certificado e K_{tp} , o fator de correção devido à pressão e a temperatura dados pela equação 3.2.

$$K_{tp} = \frac{1013}{P} \times \left(\frac{T + 273,2}{273,2 + T_f} \right) \quad (3.2)$$

em que P é a pressão atmosférica em unidades de mbar, T é a temperatura dada em graus Celsius. Os valores da pressão de 1013 mbar e $T_f = 20^\circ \text{C}$ são parâmetros fixos do equipamento.

A confiabilidade da resposta do sistema de medição composto pelo conjunto câmara de ionização–eletrômetro foi analisada quanto a sua estabilidade, repetibilidade e linearidade [VIM, 1995] [Montgomery, 1985].



Figura 3-6: À esquerda está o dosímetro Farmer, modelo 2570 A, série 666, da empresa Nuclear Enterprises Ltd com sua câmara de ionização tipo dedal, modelo 2571, série 1103 coberta pela capa de equilíbrio eletrônico. À direita, está a unidade de controle de Radiação modelo 9015 da câmara de ionização da empresa Radcal Corporation. Ao lado da unidade de controle está o conversor modelo 9060 acoplado a câmara de ionização, tipo dedal 10x5-6 e ao seu lado está sua capa de equilíbrio eletrônico de PMMA com espessura de parede de 5,0 mm. Na parte superior da figura, presa ao suporte, está a câmara de ionização modelo 10x45-180.

3.1.7. A repetibilidade do sistema de medição

Analisar um sistema de medição quanto a sua repetibilidade [VIM, 1995] representa avaliar a dispersão da resposta obtida na medição de uma grandeza realizada com um mesmo instrumento e com o mesmo observador. Deste modo, estamos analisando o grau de confiabilidade que o sistema de medição tem quanto à sua capacidade de repetir os resultados de uma medição.

Nesta etapa do trabalho avaliamos a confiabilidade de cada um dos sistemas câmara de ionização–eletrômetro (Figura 3-6) quanto à sua capacidade de repetir os resultados de uma medição. Para isso, selecionamos as qualidades de radiação N25, N80, W*1, W*3, W*9 e W110 como representante do grupo de qualidades

descritas nas Tabelas 3-2, 3-3 e 3-4 e, para cada uma delas, medimos por três vezes ou mais, o valor do kerma no ar com cada sistema de medição.

Ao final das repetições da medição de kerma no ar com os dois conjuntos câmara de ionização-eletrômetro, foram calculados em separado os valores médios e os fatores de repetibilidade. O fator de repetibilidade é dado na equação 3.3 [ANVS, 2003], em que L_{maior} é a maior leitura registrada pela câmara de ionização e L_{menor} é a menor leitura.

$$R(\%) = 100 * \left(\frac{L_{\text{maior}} - L_{\text{menor}}}{(L_{\text{maior}} + L_{\text{menor}}) / 2} \right) \quad (3.3)$$

A Figura 3-7 mostra o gráfico dos fatores de repetibilidade obtidos para cada qualidade de radiação N25, N80, W*1, W*3, W*9 e W110 em função da variação da corrente da câmara de ionização-dosímetro radcal (figura inferior) e da câmara de ionização-dosímetro farmer (figura superior). Os valores selecionados para a corrente no intervalo de 1,0 mA a 15,0 mA, foram escolhidos por corresponderem àqueles valores empregados nos experimentos ao longo deste trabalho. Os fatores de repetibilidade variaram de 0,0 a 9,5% para o sistema de medição com o dosímetro farmer, e de 0,0 a 8,7% com o dosímetro radcal, apresentando-se, abaixo de 10,0%, limite máximo habitualmente recomendado por norma [ANVS, 2003].

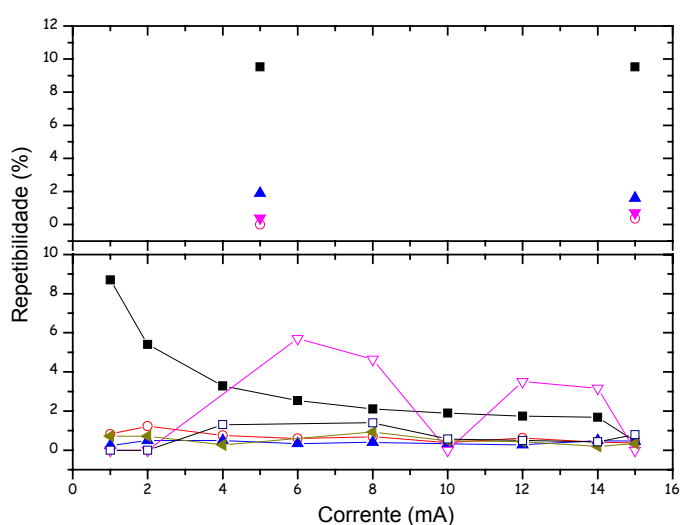


Figura 3-7: Fator de repetibilidade R(%) calculado para as qualidades de radiação (■) N25, (○) N80, (▲) W*1, (▽) W*3, (□) W*9 e (◀) W110 e medidas com câmara de ionização-dosímetro farmer (figura superior) e com câmara de ionização-dosímetro radcal (figura inferior).

3.1.8. A estabilidade do sistema de medição

Quanto à estabilidade¹³ do sistema de medição é esperado que o mesmo se mantenha uniforme tanto para períodos de tempo curtos quanto longos. Assim, o estudo da estabilidade de um instrumento analisa a diversidade das respostas obtidas ao longo de um período com um dado equipamento. Portanto, avaliando a repetibilidade periodicamente, sempre sob as mesmas condições geométricas, teremos automaticamente a avaliação da estabilidade a longo prazo. Pode-se dizer que a perda de qualidade na resposta de um sistema de medição ao longo do tempo é esperada, pois é possível que haja deterioração dos componentes físicos constituintes da instrumentação de medição. Diante disso, há a necessidade de corrigir a leitura fornecida pelo instrumento. Uma vantagem econômica em acompanhar a evolução da estabilidade de um sistema de medição seria retardar temporariamente a calibração nem sempre necessária do equipamento, mas imposta por órgão federal, a CNEN, no caso brasileiro. Este procedimento reduziria significativamente o custo da calibração estabelecendo prazos reais para a execução da mesma junto aos Laboratórios credenciados.

Avaliamos a estabilidade ou a repetibilidade a longo prazo efetuando medições repetidas do kerma no ar com o conjunto câmara de ionização-eletrômetro em campo de radiação bem conhecido. Para tal, utilizamos uma fonte de radiação gama selada de ⁶⁰Co com atividade de 555 GBq (15 Ci) em 22/09/1999, da empresa Picker X ray Corporation, posicionada de forma a ser possível reproduzir o arranjo ao trocar o conjunto câmara de ionização-eletrômetro.

O kerma no ar foi medido com a câmara de ionização posicionada a 127 cm da fonte e, a medição foi repetida por, no mínimo, dez vezes.

Na Figura 3-8 (superior e inferior) estão os resultados obtidos dispostos cronologicamente e normalizados para o valor de referência que é o valor médio das três primeiras medições da grandeza kerma no ar. Para cada grupo de medições de kerma no ar realizada com os conjuntos câmara de ionização - eletrômetro foram calculados os valores médios e os respectivos desvios-padrão do valor médio. O desvio-padrão percentual dos valores médios das medidas de kerma no ar com o conjunto câmara de ionização-radcal foi de 0,48% no período anterior a este trabalho, e durante a execução deste trabalho 0,35%. Este resultado demonstra que a estabilidade do sistema de medição em relação às condições geométricas iniciais não foi alterada de maneira significativa durante o período de

¹³. A estabilidade pode ser definida como sendo a habilidade de um instrumento conservar constante suas características metrológicas ao longo do tempo [VIM, 1995].

maio de 1998 a dezembro de 2004. Analogamente, o desvio-padrão percentual dos valores médios das medidas de kerma no ar com o conjunto câmara de ionização-farmer foi de 0,34% no período anterior a este trabalho, enquanto que, durante a execução deste trabalho o valor é de 0,64%. Vemos nas Figuras 3-8 que a variação máxima estabelecida em norma [IEC, 1982] como sendo de $\pm 1\%$ do valor de referência não foi ultrapassada ou seja, pode-se afirmar que há boa concordância entre as medições sucessivas da mesma grandeza.

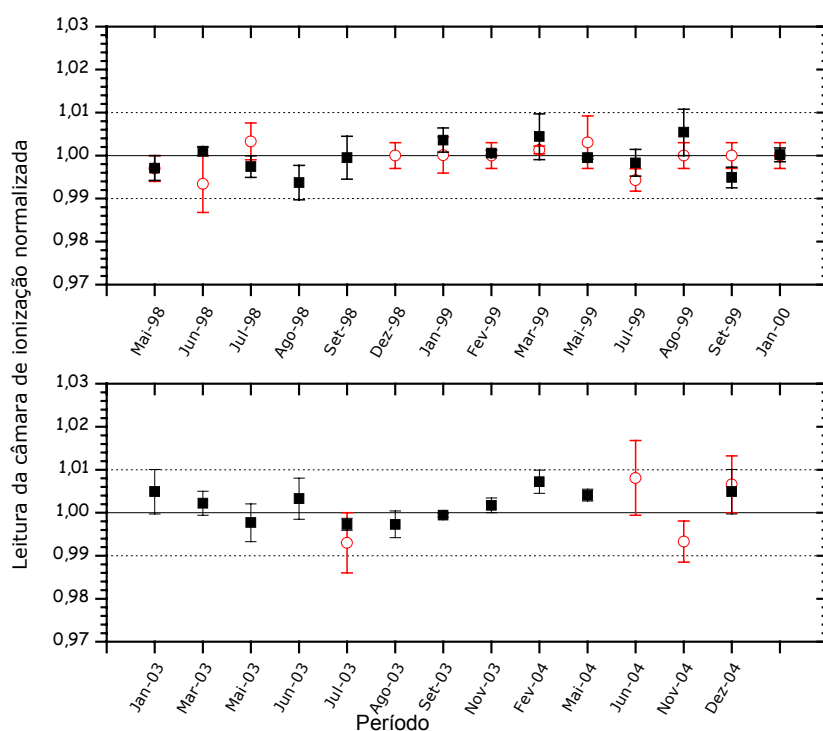


Figura 3-8: Medições do kerma no ar com câmara de ionização-dosímetro (■) radcal e (○) farmer durante período anterior (figura superior) e durante (figura inferior) este trabalho.

3.1.9. A linearidade do conjunto câmara de ionização-eletrômetro

O grau de variação na resposta do instrumento de medição ao longo de sua escala é definido pelo teste de linearidade [Carroll, 1998]. Demais a mais, neste teste, espera-se que para uma dada tensão aplicada ao tubo de raios X, os valores de kerma no ar sejam lineares com o produto da corrente pelo tempo (mAs) para um determinado intervalo de corrente e tempo.

O objetivo de se avaliar a linearidade do conjunto câmara de ionização-

eletrômetro é obter resultados em proporção da resposta do detector com o aumento do valor de kerma. A não-linearidade de um sistema de medição é corrigida pelo uso de funções de calibração não-linear. Nesta situação, outra opção seria escolher uma faixa de operação do instrumento mais restrita.

A linearidade do kerma no ar medida com os dois conjuntos câmara de ionização–farmer/radcal foi verificada para as qualidades de radiação N25, N30, N80, W*1, W*3, W*9 e W110. Durante o período de realização deste teste, a câmara de ionização manteve-se posicionada a distância de 100 cm do ponto focal do tubo de raios X. As medições de kerma no ar com cada câmara de ionização foram repetidas por quatro ou mais vezes.

A Figura 3-9 apresenta a resposta da câmara de ionização-farmer em kerma no ar, irradiada com as qualidades de radiação X N25, N30 e N80, em função do tempo de irradiação. Para cada qualidade de radiação X ajustamos uma função do tipo $f(x)=ax + b$ com o MMQ. Esta função permite analisar a linearidade da resposta da câmara de ionização como parte do coeficiente linear do ajuste em que esperamos obter valores de coeficiente linear (b) compatível com zero. Os resultados dos parâmetros a e b obtidos em cada ajuste de reta bem como os valores do número de graus de liberdade (ν) e do qui-quadrado reduzido (X^2_{red}) constam na Tabela 3-7.

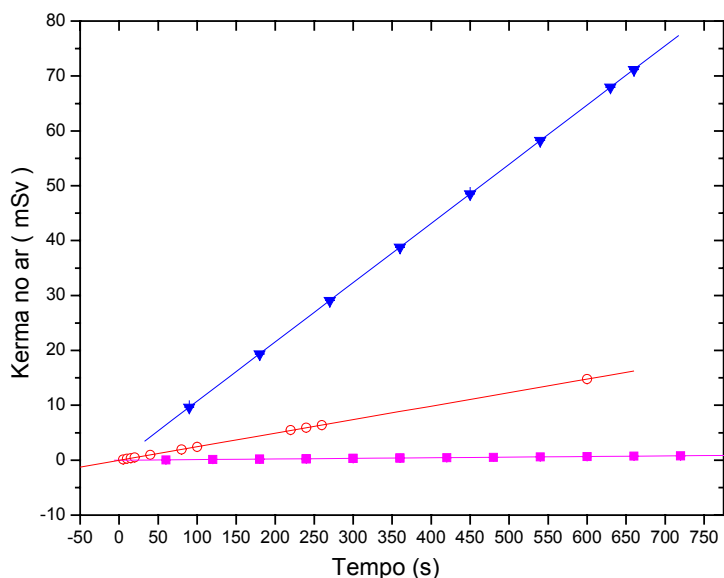


Figura 3-9: Ajuste linear ($y = ax + b$) por MMQ, da resposta do kerma no ar em função do tempo de irradiação medido com câmara de ionização tipo dedal e dosímetro Farmer com corrente fixa em 15 mA. As qualidades dos feixes de radiação X utilizadas foram: (▲) N30, (○) N80 e (■) N25.

Na Tabela 3-7 podemos observar que os valores obtidos para o qui-quadrado reduzido são consistentes em relação ao valor esperado ($\sim 1,0$). Nota-se ainda que, para as três qualidades de radiação X apresentadas, os valores dos coeficientes lineares são compatíveis com zero com nível de confiança de 95%. Conclui-se, assim, que o conjunto câmara de ionização-farmer responde linearmente para medidas de kerma no ar no intervalo de tempo em questão.

Tabela 3-7: Resultados dos ajustes de retas ($y = ax + b$) da Figura 3-9 para avaliar a linearidade da resposta de uma câmara de ionização em função do tempo de irradiação.

Qualidade da radiação	Tensão de pico (KV _p)	Coefficiente angular (a) (mSv/s)	Coefficiente linear (b) (mSv)	Número de graus de liberdade (v)	Qui-quadrado reduzido χ^2_{red}
N25	25	0,001(12)	-0,0012(5)	14	0,81
N30	30	0,10595(14)	0,07(4)	6	0,97
N80	80	0,02462(4)	-0,006(9)	9	0,82

A Figura 3-10 apresenta a resposta da câmara de ionização-radcal em kerma no ar, irradiadas com as qualidades de radiação X W*1, W*3, W*9 e W110, em função da corrente no tubo de raios X. Analogamente, para cada qualidade de radiação X ajustamos uma função do tipo $y(x)=ax + b$ com MMQ. Na Tabela 3-8 estão os resultados obtidos em cada ajuste de reta.

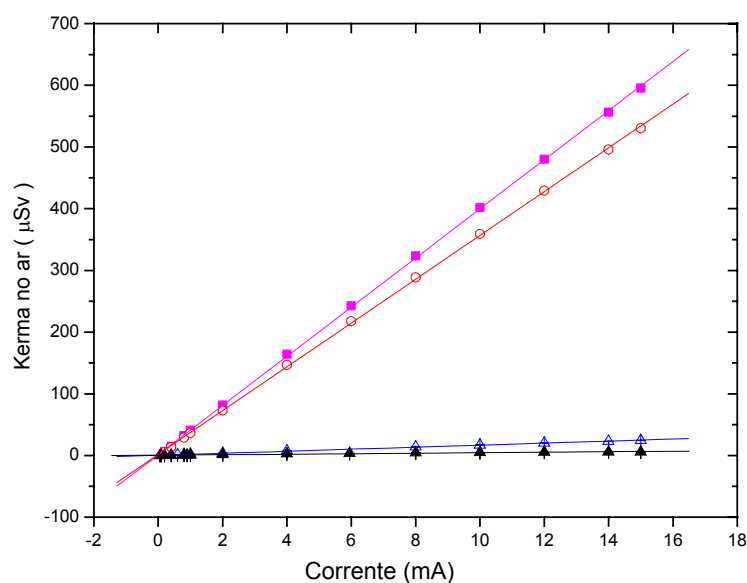


Figura 3-10: Ajuste linear ($y = ax + b$) por MMQ da resposta do kerma no ar em função da corrente no tubo de raios X medido com câmara de ionização tipo dedal e dosímetro Radcal. As qualidades dos feixes de radiação X foram: (○) W*1, (■) W*3, (▲) N25 e (△) W110.

Como pode ser observado na Figura 3-10 e nos resultados apresentados na Tabela 3-8, os valores obtidos satisfazem a um ajuste linear. O coeficiente linear (b) é compatível com zero para as quatro qualidades de radiação X escolhidas. Para W*1 e W*3 o nível de confiança é de 68% enquanto que, para N25 e W110, é 95%. Novamente, obtivemos uma resposta linear para a medição de kerma no ar com a câmara de ionização-radcal.

Tabela 3-8: Resultados dos ajustes de retas ($y = ax + b$) da Figura 3-10 para avaliar a linearidade da resposta de uma câmara de ionização em função da corrente.

Qualidade da Radiação	Tensão de pico (kV _p)	Coefficiente angular (a) (μSv/mA)	Coefficiente linear (b) (μSv)	Número de graus de liberdade (v)	Qui-quadrado reduzido X^2_{red}
W*1	100	35,58(13)	0,8(10)	12	1,13
W*3	140	39,92(13)	0,5(10)	10	1,04
N25	25	0,690(19)	0,08(3)	13	0,75
W110	110	1,718(17)	0,14(7)	10	0,83

3.2. Detectores termoluminescentes

Para a determinação da dose de radiação, em cada procedimento experimental, foram utilizados monitores de radiação similares àqueles desenvolvidos no Laboratório de Dosimetria [Okuno, 1971] [Okuno et al, 1996] [Trzesniak et al, 1990] [Yoshimura, 1980] e que atualmente são empregados na rotina dos trabalhadores ocupacionalmente expostos à radiação ionizante. O monitor (Figura 3-11) é constituído por um conjunto de detectores termoluminescentes (TLD), em que metade do grupo está envolta em filtros com espessura de 0,50(5) mm de chumbo (Pb) e a outra parte dos detectores está sem filtro (janela aberta-JA). O filtro de chumbo estabelece a condição de equilíbrio eletrônico dos monitores no momento da irradiação com a radiação gama do ^{60}Co . Os detectores de fluoreto de cálcio natural ($\text{CaF}_2:\text{NaCl}$) e o fluoreto de lítio (LiF), após tratamento térmico, são selados em embalagem plástica opaca e transparente, respectivamente. A densidade média estimada para as embalagens plásticas corresponde a 0,027 g/cm². Após serem devidamente identificados, os detectores são dispostos em porta-dosímetro de polivinil clorídrico (PVC). A identificação é impressa em papel cartolina (densidade igual a 0,018 g/cm²), na qual os detectores são afixados. Neste trabalho serão utilizados dois tipos de porta dosímetro: o porta-dosímetro transparente com área frontal de (2,3x3,2) cm² e

pulseira ajustável em velcro (Figura 3-17) e o porta-dosímetro (*badge*) opaco à luz com área frontal de $(5,0 \times 8,5)$ cm² com presilha transparente ("jacaré") e botão de pressão (Figura 3-11).

As pastilhas de CaF₂:NaCl foram produzidas a partir da compactação do pó de CaF₂ com o aglutinante NaCl na proporção de 60:40, respectivamente, por prensagem a frio. A pastilha em formato cilíndrico tem diâmetro médio de 5,00(5) mm, espessura média de 0,845(12) mm e massa média de 42,0(10) mg. A densidade das pastilhas de CaF₂ calculada para essas dimensões a partir das densidades do CaF₂:NaCl e do NaCl é 2,52(4) g/cm³. Maiores detalhes sobre o preparo e a seleção deste tipo de detector são apresentados em Guimarães [2000] e Guimarães [2003].

Os detectores de fluoreto de lítio utilizados são o LiF:Mg,Ti comercializado com o nome de TLD-100 e fabricado pela Bicron. Em formato de paralelepípedo, com dimensões 3,1x3,1x0,9 mm³, os detectores de LiF usados são prensados à alta temperatura.

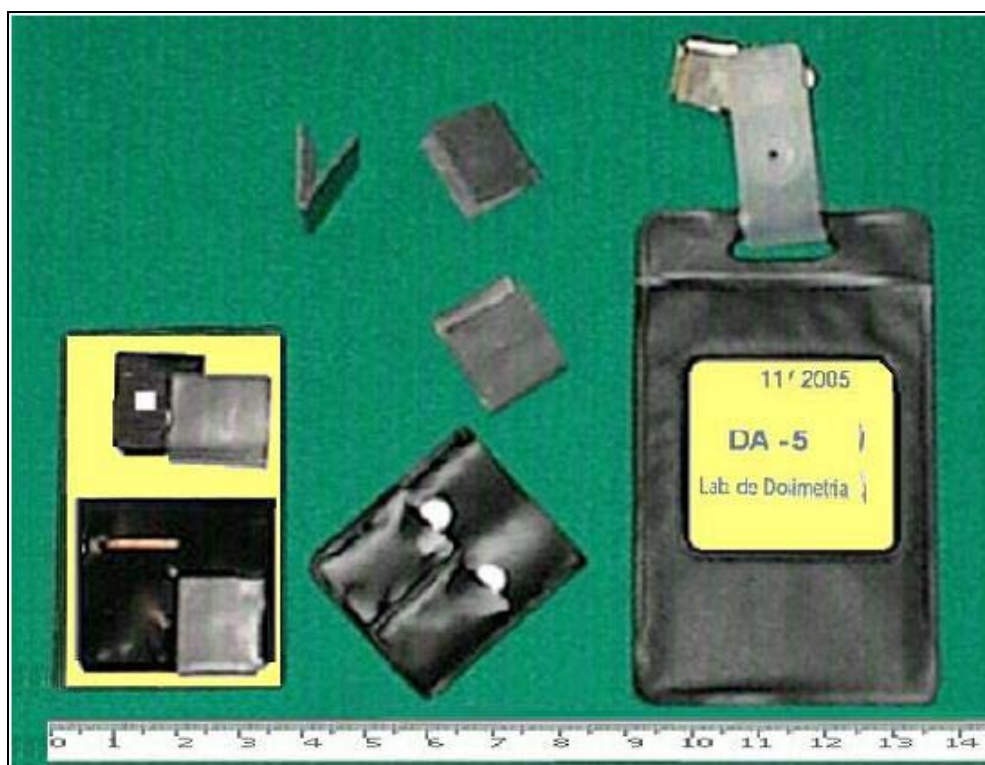


Figura 3-11: À esquerda estão as pastilhas de CaF₂:NaCl (parte inferior) e de TLD-100 (parte superior) embalados em plástico opaco e em plástico transparente, respectivamente, fixos a cartolina. Para cada par de detectores um deles é envolto em filtro de 0,50(5) mm de chumbo e outro, sem filtro. O conjunto de detectores é colocado dentro do porta-dosímetro opaco à luz devidamente identificado constituindo assim, o monitor termoluminescente (à direita). As pastilhas com seu invólucro e os filtros de Pb estão na parte central da figura.

O tratamento térmico dos detectores TLD-100 foram feitos em forno pré-aquecido a 400(5)°C durante 1 hora, seguido de resfriamento rápido por 10 minutos e novo aquecimento em forno à temperatura de 100(5)°C, durante 2 horas enquanto que, os detectores de CaF₂:NaCl foram tratados termicamente em forno à 400(5)°C durante 20 minutos seguido de resfriamento rápido, que é o tratamento padrão entre um uso e outro.

Todas as irradiações tiveram lugar na sala de irradiação do Laboratório de Dosimetria, IFUSP.

Assim, uma vez irradiados, realizamos as medidas (leituras) de luz TL emitida por cada detector. A resposta TL do CaF₂:NaCl apresenta uma dependência com a energia do fóton de no máximo nove vezes para energias ao redor de 40-60 keV, em comparação à resposta dos fótons de 1250 keV, devido a interações fotoelétricas que ocorrem em grande quantidade com o Ca, enquanto que a do LiF é quase independente. O fato de a resposta depender da energia dos fótons traz a desvantagem de que para uma dosimetria precisa é necessário ter o monitor de radiação calibrado em energia para poder efetuar correções. Por outro lado, essa mesma dependência permite avaliar a energia efetiva da radiação incidente no monitor, que é uma informação interessante, pois fornece indicação da profundidade do corpo atingida.

3.2.1. Calibração dos detectores TL

Todas as irradiações realizadas durante este trabalho foram acompanhadas por um grupo de detectores envoltos em filtro de Pb, denominado grupo de calibração. Isso é feito porque os detectores TL sem nenhum filtro respondem diferentemente a irradiações com os raios gama do ⁶⁰Co e do ¹³⁷Cs, devido ao sistema de irradiadores, com o mesmo valor de kerma no ar, porém com variação da sua posição em relação à fonte (e naturalmente do intervalo de tempo). O mesmo não acontece com os detectores envoltos em filtros de Pb. Este fato nos levou a concluir que nas salas de irradiação onde estavam instaladas essas fontes havia muita radiação espalhada de baixa energia, que era absorvida pelo filtro de chumbo. Além disso, a espessura do filtro de Pb utilizada é exatamente aquela necessária à produção do equilíbrio eletrônico no detector quando irradiado com os raios gama do ⁶⁰Co. Dessa forma, a solução encontrada para a obtenção das curvas de calibração foi irradiar todos os detectores envoltos em filtros de Pb.

Para a obtenção das curvas de calibração, os monitores foram irradiados a distâncias de 127 cm e 190 cm de uma fonte de ⁶⁰Co com diferentes valores de

kerma no ar. A leitura dos detectores de calibração foi realizada em ordem alternada aos demais detectores TL utilizados em todos os experimentos efetuados e aqui apresentados.

Com o resultado da leitura dos detectores do grupo de calibração, fizemos o ajuste linear da curva para as alturas médias de pico TL dosimétrico do $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ e do TLD-100 em função do kerma no ar. A Figura 3-12 é uma das curvas de calibração utilizadas. O seu coeficiente angular relaciona a intensidade TL com o kerma no ar. O inverso desse valor foi usado como fator de calibração: $f_{\text{cal}} = \text{kerma no ar}/\text{altura de pico}$.

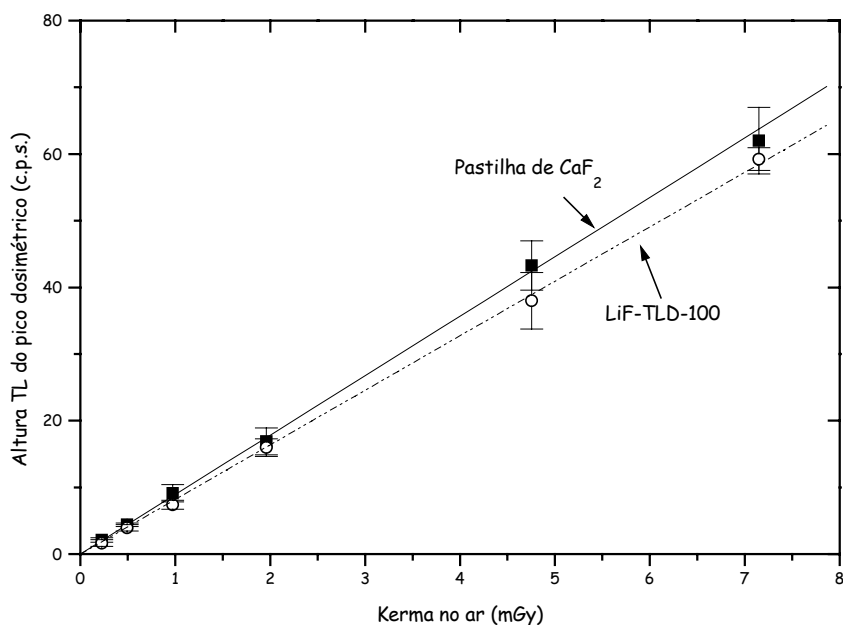


Figura 3-12: Curva de calibração típica das alturas médias do pico TL dosimétrico do $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ e do TLD-100 em função do kerma no ar. Os pontos são resultados experimentais e as retas foram obtidas através de ajuste linear por MMQ.

3.2.2. Dose absorvida nos detectores TL

A etapa inicial para o cálculo da dose absorvida consiste em preparar um conjunto de monitores contendo apenas pastilhas de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ e outros apenas de TLD-100, estando metade dos detectores envoltos em filtro de Pb e a outra metade sem filtro. Separamos alguns monitores desse conjunto para comporem o grupo de calibração (seção 3.2.1).

Medimos a grandeza kerma no ar com a câmara de ionização – dosímetro radcal posicionada no centro do feixe de radiação, no ar, no local onde será realizada a irradiação do monitor em teste. A seguir, irradiamos os monitores com fótons na ausência ou na presença do simulador.

A dose absorvida é calculada pela expressão:

$$D = A \cdot f_{\text{corr}}(E) \cdot f_{\text{cal}} \quad (3.4)$$

em que A é a altura de pico TL obtida da leitura dos detectores TL, f_{corr} é o fator de correção para dependência energética e f_{cal} é o fator de calibração obtido na Figura 3-12 e fornecido em unidades de Gy/altura de pico.

Como $f_{\text{corr}}(E)$ depende da energia, é necessário determinar inicialmente a energia do fóton incidente no monitor. Isso é feito a partir da razão entre as alturas do pico TL medidas de detectores sem filtro e com filtro e de detectores de diferentes tipos, ambos sem filtros e com o auxílio das curvas correspondentes de razão para a pastilha ($\text{CaF}_2:\text{NaCl}(\text{JA})/\text{CaF}_2:\text{NaCl}(\text{Pb})$), para o TLD-100 (TLD-100(JA)/TLD-100(Pb)) e para a combinação dos dois detectores ($\text{CaF}_2:\text{NaCl}(\text{JA})/\text{TLD-100}(\text{JA})$).

3.3. Sistema de leitura termoluminescente

O sistema de leitura TL usado foi montado no Laboratório de Dosimetria do Instituto de Física [Diaz et al., 1994] para medir baixa intensidade luminosa a partir da medida de corrente gerada em uma fotomultiplicadora EMI 9789B fixa em uma câmara escura. Essa corrente é amplificada e esse sinal é transmitido para um contador de fótons, no qual um nível de discriminação, em mili-volts, e uma taxa de amostragem, em segundos, são definidos para que o equipamento conte o número de eventos durante o intervalo pré-definido. A montagem do arranjo experimental pode ser vista na Figura 3-13, respectivamente. A seguir, descreveremos os módulos que o compõem.



Figura 3-13: Aparelho leitor de TL construído no Laboratório de Dosimetria do IFUSP.

3.3.1. Porta-amostra

O porta-amostra é uma gaveta de fibra cerâmica com resina que permite retirar ou colocar manualmente as amostras. A Figura 3-14 mostra a vista superior do porta-amostra e a depressão ("panela") na lâmina de liga de platina, em formato quadrado, na qual as amostras são depositadas.

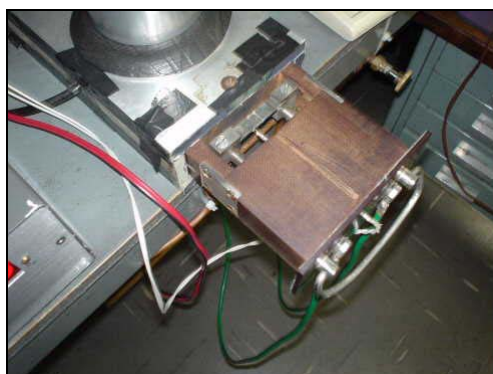


Figura 3-14: A figura da esquerda apresenta o porta-amostra tipo gaveta do aparelho leitor de TL construído no Laboratório de Dosimetria do IFUSP. A figura da direita é uma ampliação da figura da esquerda com destaque para a liga de platina ("panela").

Os detectores TL são depositados na panela para que seja efetuado o aquecimento dos mesmos de forma a liberar os elétrons que foram aprisionados nas armadilhas durante a irradiação da amostra. O aquecimento é realizado através da passagem de corrente elétrica pela panela e a temperatura máxima de aquecimento durante esse processo é característica de cada cristal. Para o fluoreto de cálcio aquecemos a amostra até 400°C enquanto que, para o fluoreto de lítio

essa temperatura é de 250°C. Durante todas as leituras mantivemos a face do detector irradiada em contato com a liga de platina [Trzesniak, 1985], exceto quando mencionado o contrário. A placa de liga de platina foi aquecida linearmente com taxa de 5°C/s.

Uma vez que as amostras são aquecidas a alta temperatura, na parte lateral da câmara há um orifício que permite injetar fluxo baixo e contínuo de nitrogênio na forma gasosa (N₂), para manter a amostra em atmosfera inerte durante a leitura, evitando sinais espúrios de outros materiais. Abaixo da posição da amostra, um termopar tipo k está soldado na parte inferior da lâmina. O termopar de chromel alumel tem sensibilidade em torno de 0,04 mV/K na faixa de temperatura utilizada em dosimetria e, é conectado a um circuito que controla a temperatura (controlador de temperatura). Esse circuito fornece um incremento de corrente quando necessário, de forma a manter linear a taxa de aquecimento escolhida pelo usuário. A temperatura medida é a da panela uma vez que é nela que se encontra soldada a ponta do termopar, logo ela se aproxima da temperatura real da amostra quanto menor for a massa desta. Isso também é válido para baixas taxas de aquecimento.

Ligado ao termopar há um circuito de fabricação própria conhecido como zero eletrônico ou compensador de junção fria, que gera o valor de referência de tensão para a temperatura de zero grau. Este circuito é controlado por um multímetro HP modelo 34401A, com a taxa de aquisição similar à taxa de contagens em cada leitura.

3.3.2. Filtros

Durante o processo de leitura de uma amostra são detectados fótons emitidos por cristais, pela "panela" e ruídos devido a radio freqüência no cabeamento do sistema além das contagens de fundo inerentes a fotomultiplicadora. Sobre a gaveta porta-amostra há um suporte para posicionar manualmente os filtros ópticos entre a amostra e a fotomultiplicadora. Para isso, é necessário desligar a tensão do sistema e desmontar o cilindro que contém a fotomultiplicadora evitando durante o processo, expor a fotomultiplicadora à luz evitando cegá-la, sob pena de perda de sensibilidade.

Ao longo deste trabalho, utilizamos filtros ópticos do tipo Schott KG1, Corning 4-70 e 5-58 com transmitância adequada e algumas vezes, filtros neutros da Oriel que permitem a passagem de 1% ou 10% da luz incidente. O filtro Schott KG1 atenua a radiação infravermelha emitida pelo conjunto amostra-panela

durante o aquecimento, discriminando as contagens de emissão TL. A escolha do material, no caso liga de platina, que compõe a panela também colabora para essa redução. Para temperaturas abaixo de 400°C apresenta boa eficiência eliminando praticamente todo o sinal espúrio. Assim, quando empregamos temperaturas superiores a esse valor costuma-se repetir a leitura com a mesma amostra e então, subtrair a contagem devido à emissão infravermelha (leitura de fundo). O filtro Corning 4-70 na faixa de transmissão do azul foi empregado para ler os detectores de LiF e o Corning 5-58 na faixa do roxo, para o CaF₂:NaCl.

Os ruídos no cabeamento são reduzidos utilizando cabos coaxiais com blindagem dupla e conectores de boa qualidade que devem ser testados periodicamente. As contagens de fundo devido à fotomultiplicadora são apenas reduzidas não podendo ser eliminadas do sistema. Sabe-se que elas são afetadas pela temperatura e pela tensão a que a fotomultiplicadora está submetida, pode-se então reduzir as contagens de fundo através da variação do nível de discriminação do sistema.

A função do pré-amplificador modelo SR445 [SRS, 1990] é integrar a carga produzida no detector, gerando um sinal de tensão (amplificado) com altura proporcional à carga detectada. A corrente elétrica é amplificada e identificada por um contador de fótons, no qual um nível de discriminação em milivolts e uma taxa de amostragem em segundos são definidos para que o equipamento conte o número de eventos durante o intervalo definido, ou seja, a corrente que atinge o valor de discriminação.

O contador de fóton SR400 (*Dual Channel Gated Photon Counter*) [SRS, 1987] permite realizar automaticamente medições com correção para subtração de "background" e correção do efeito de empilhamento de pulsos (*pile-up*). Ele tem dois canais independentes que podem contar taxas acima de 200 MHz. Modos de contagem diferentes permitem contar durante um tempo pré-determinado. Cada canal de contagem tem sua própria porta providenciando contagens curtas da ordem de 5 ns ou tão longa quanto 1 s.

3.3.3. Fotomultiplicadora

A luz emitida pelo detector TL atravessa um filtro óptico e atinge o fotocátodo (10 mm de diâmetro) de uma fotomultiplicadora Thorn EMI 9789 B produzindo efeito fotoelétrico. A fotomultiplicadora está inserida em uma câmara escura composta por um cilindro apoiado sobre uma caixa retangular, ambos de alumínio, onde há uma gaveta porta-amostra (Figura 3-14). Nesta

fotomultiplicadora o sistema de dinodos está disposto como "venezianas" e suas superfícies são compostas por antimonato de céσιο (CsSb) que oferece boa resposta na faixa da luz azul e verde com baixa corrente de escuro. O "*background*" ou leitura de fundo é o indesejável sinal de saída da fotomultiplicadora quando esta é operada na ausência de sinal (no escuro). Espera-se que a corrente de escuro ou a contagem de escuro mantenha-se sempre em níveis baixos.

Os fotoelétrons são acelerados eletrostaticamente em direção ao primeiro dinodo que emitem elétrons secundários. Esses elétrons por sua vez, são acelerados até o segundo dinodo produzindo nova emissão de elétrons e assim, sucessivamente. Quando a voltagem é mantida progressivamente positiva há multiplicação de elétrons obtendo-se com isso, corrente elétrica no ânodo.

O tempo morto da fotomultiplicadora depende essencialmente do tempo de decaimento dos níveis eletrônicos responsáveis pela cintilação, cerca de centenas de nanosegundos [Knoll, 1988]. Logo, devido ao pequeno tempo morto de cintilação, o tempo morto do restante do sistema de aquisição, ou seja, do tempo de conversão analógico-digital torna-se predominante.

A área reduzida do fotocátodo com diâmetro sensível de 10,0 mm beneficia a baixa corrente de escuro, pois a corrente de escuro e a taxa de contagens aumentam com o aumento do diâmetro da fotomultiplicadora.

O valor de contagens exibido no painel do contador de fótons é monitorado automaticamente pelo programa de aquisição de dados para que não ultrapasse o limite de 100.000 contagens por segundo, determinado pelo fabricante. A aquisição de dados é realizada em tempo real. Caso ultrapasse o valor limite, a corrente de aquecimento da panela é imediatamente suspensa.

A fotomultiplicadora é alimentada por uma fonte de tensão altamente estabilizada, modelo PS325 [SRS, 1992], da empresa Stanford Research System Inc. Nesta fonte de alimentação são aplicados 1050 volts para um nível de discriminação de 30 milivolts, de forma a manter a melhor relação sinal/ruído.

O controlador de temperatura consiste em um circuito de potência conectado a um transformador capaz de aplicar uma corrente na panela produzindo o aquecimento. O controlador recebe um sinal de incremento de temperatura (*SET POINT*) e o valor real de temperatura da panela proveniente do termopar, um circuito PID (*proportional-integral-derivative*) incrementa e mantém a temperatura ligando ou desligando o sinal de corrente. Vale destacar que o tempo de resposta do circuito é limitado para tempos de integração inferiores a 0,5 s, ou seja, a temperatura não pode sofrer mais do que dois incrementos em seus valores por segundo. O sistema permite leituras com taxas de aquecimento de 0,01 a 30 °C/s desde a temperatura ambiente até o limite de 500°C.

O controlador de temperatura e o contador de fótons estão ligados a um computador de aquisição através de interface RS232, ambos controlados por um software FORNAX desenvolvido no Laboratório [Diaz et al., 1994] e substituído atualmente por novo programa [Almeida, 2000].

3.3.4. Aquisição de dados

O sistema de aquisição de dados utiliza a linguagem de programação gráfica LabView em um computador IBM-PC 486 que permite ao computador ser conectado facilmente com dispositivos de aquisição através de comandos via interfaces GPIB/ISA ou RS232.

O programa realiza a aquisição de dados gerando uma saída composta por tempo em segundos, gerado através do "clock" do computador, temperatura em °C, número de fótons (contagens por segundo) durante a taxa de amostragem e contagens (total) por segundo. A Figura 3-15 apresenta a curva típica obtida com o programa de aquisição da intensidade TL em função da temperatura, para o TLD-100 e para a pastilha de CaF₂:NaCl. A altura do maior pico, chamado pico dosimétrico, (pico 3 para o CaF₂:NaCl e pico 5 para o TLD-100) em cada curva relaciona-se através de fatores de conversão e correção com a dose aplicada ao detector.

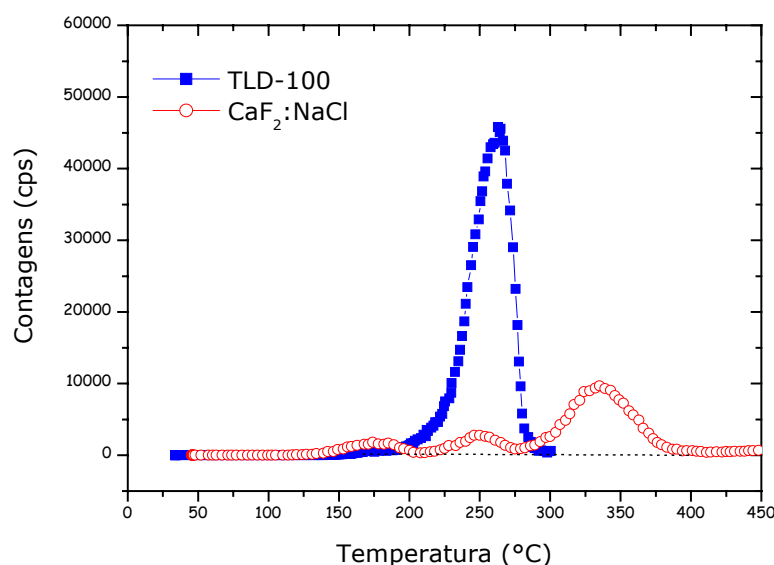


Figura 3-15: Intensidade TL dos detectores TLD-100 e CaF₂:NaCl em função da temperatura obtidas no aparelho leitor do Laboratório de Dosimetria.

3.4. Simuladores

3.4.1. Simulador de paralelepípedo repleto de água

Obtivemos as curvas de dependência energética, necessárias para a determinação do equivalente de dose pessoal com monitores TL irradiados na presença de um simulador do tronco humano [ICRU 39, 1985].

Trata-se de um simulador, construído na Oficina Central do IFUSP, em forma de paralelepípedo, com volume de $30 \times 30 \times 15 \text{ cm}^3$ (Figura 3-16), repleto de água. Sua parede frontal possui 2,5 mm de espessura, as paredes laterais, traseira, a base e o tampo possuem 10 mm de espessura de PMMA [ISO 4037-1, 1996].

Durante as irradiações, esse simulador esteve suficientemente longe das paredes e dos demais objetos da sala de irradiação evitando possível influência de radiação espalhada estranha ao experimento. Note que na Figura 3-16 os monitores estão fixos ao simulador com fita adesiva.



Figura 3-16: Simulador de paralelepípedo de PMMA repleto de água ($30 \times 30 \times 15 \text{ cm}^3$) com a espessura da parede frontal igual a 2,5 mm e a espessura das demais paredes (lateral, traseira, base e tampo) igual a 10,0 mm. Para destacar o formato do simulador misturamos corante azul à água no seu interior. Na parede frontal estão afixados os monitores de radiação (*badges*).

3.4.2. Simulador cilíndrico repleto de água

Construímos um simulador, junto à Oficina Central do IFUSP, que representará o antebraço humano no estudo do retro-espalhamento da radiação incidente nos monitores de pulso.

O simulador foi construído a partir de uma placa retangular em PMMA com dimensões (32,0 x 68,0 x 2,5) mm correspondentes aos lados e a espessura, respectivamente. Dando início ao processo, aquecemos a placa com o "Heat Gun" até as bordas maiores (32,0 mm) ficarem sobrepostas uma a outra, formando a letra "O". A seguir, a placa foi depositada em um cilindro de aço com mesma dimensão. Preenchemos o interior do conjunto cilindro de aço-placa com outro cilindro de aço menor (diâmetro externo igual a 65,0 mm). O conjunto assim disposto foi aquecido em forno a 170(5)°C durante 10 minutos, seguido de resfriamento rápido com água corrente. Esse processo terminou por definir o formato cilíndrico do simulador.

Torneamos um pedaço de madeira com mesma dimensão do cilindro descrito anteriormente e utilizando-o como suporte interno, desbastamos as aparas do simulador em uma fresa. Prendemos o conjunto assim disposto, com três braçadeiras e conseguimos unir as duas bordas do cilindro utilizando triclorometano líquido (clorofórmio), solvente do PMMA, injetado com seringa descartável. As paredes laterais do cilindro foram fechadas com tampas circulares do mesmo material, com 10 mm de espessura. Em uma das tampas, perfuramos um orifício circular com 1,30(5) mm de diâmetro onde rosqueamos um parafuso em PMMA, cilíndrico, sulcado em hélice e alongado, permitindo assim o preenchimento do volume interno do simulador com água. Esse parafuso também foi fabricado na Oficina. Por fim, polimos a superfície externa do simulador com lixas d'água retirando assim, os riscos causados durante a moldagem inicial e tornando-a translúcida outra vez.

As dimensões finais do simulador foram; 68,0(5) mm de diâmetro externo e 298,5(5) mm de comprimento, sem alterações na espessura inicial 2,5(5) mm e o mesmo pode ser observado na Figura 3-17.

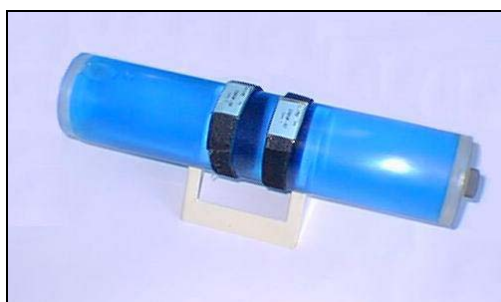


Figura 3-17: Simulador em formato cilíndrico, repleto de água, com 68,0(5) mm de diâmetro externo, 298,5(5) mm de comprimento e 2,5(5) mm de espessura. Para destacar as dimensões do simulador foi misturado corante azul à água no seu interior. Os monitores de radiação de pulso estão na superfície do simulador.

4. Simulação Computacional

4.1. O método de Monte Carlo

Historicamente, o nome Monte Carlo se deve ao emprego de números aleatórios¹⁴ no processo de simulação e tornou-se famoso por ser a palavra-código que encobria o trabalho secreto de John Von Neumann e Stanislaw Ulam da construção da bomba atômica, em Los Alamos, durante a Segunda Guerra Mundial [Eckhardt, 1987]. Von Neumann e Ulam aplicaram o método de Monte Carlo ao estudo do comportamento da difusão aleatória de nêutrons em materiais físseis. Além desse fato principal, o nome Monte Carlo foi inspirado na similaridade dos resultados de simulações estatísticas para jogos de azar – dados e roletas - e também por ser o nome da capital de Mônaco, cidade célebre por seus cassinos [Sobol, 1975].

O método de Monte Carlo é, de forma geral, um conjunto de procedimentos matemáticos e estatísticos, que possibilita representar sistemas naturais ou artificiais (físico, matemático, químico ou biológico), classificados como sistemas estatisticamente aleatórios e que tem por requisito poderem ser descritos em termos de funções densidade de probabilidade. O método permite solucionar problemas complexos simulando eventos probabilísticos individuais seqüencialmente, tal como a interação da radiação com a matéria.

A essência da técnica de Monte Carlo consiste em simular exatamente a realidade do problema físico: partículas ou fótons, por exemplo, são gerados aleatoriamente iniciando o seu deslocamento dentro de uma geometria pré-definida para o problema em questão. Todos os eventos participativos do processo físico são, então, calculados a partir das distribuições de probabilidades aleatórias de suas seções de choque em função de sua energia. De acordo com sua trajetória, existe a probabilidade das partículas interagirem com o meio sendo absorvidas localmente ou originando novas interações. Assim, o processo de interação é continuado até que seja re-estabelecido o equilíbrio, situação em que todas as partículas foram absorvidas ou se deslocaram para fora da geometria do problema. Do ponto de vista matemático, as grandezas estimadas por Monte Carlo estão sujeitas às incertezas estatísticas que dependem de N , número de partículas ou histórias simuladas. Logo, dependendo do problema que está sendo investigado e

¹⁴ Números aleatórios é uma seqüência de números em que não é possível prever qual será o próximo número mesmo quando sabemos quais foram todos os números anteriores a este.

da precisão desejada, os tempos empregados na simulação podem ser muito longos (grande número de histórias).

A simulação com o método de Monte Carlo não envolve necessariamente o uso de computadores, mas não utilizá-lo pode tornar o trabalho impraticável. Na verdade, o avanço tecnológico dos computadores popularizou o emprego de modelos de simulação na resolução de problemas em diversas áreas. Esse novo espaço tecnológico tem sido ao mesmo tempo um novo horizonte para o desenvolvimento de linguagens de simulação de alto nível e o despontar de novos códigos computacionais vinculados à técnica de Monte Carlo. Nesse cenário, por exemplo, estão inseridos alguns códigos computacionais bem conhecidos da literatura: o EGS (**E**lectron **G**amma **S**hower) [Nelson et al., 1985] [Bielajew et al., 1994], o MCNP (**M**onte **C**arlo **N**-**P**articles) [Briesmeister, 2000], o PENELOPE (**P**ENetration and **E**nergy **L**oss of **P**ositrons and **E**lectrons) [Salvat et al., 2001] e o GEANT (**G**Eometry **A**ND **T**racking) [Agostinelli et al., 2003] [Poon et al., 2005]. Esses códigos são ferramentas poderosas se analisarmos sua capacidade em trabalhar com geometrias complexas em tempos razoavelmente curtos.

Nesta tese, optamos por fazer uso do código computacional GEANT, que além de ser gratuito, tem a vantagem de ser programável como não costumam ser os demais códigos, para o qual se fornecem dados de entrada e o programa devolve um arquivo de saída. Pode-se descrever o código GEANT como um pacote de ferramentas na forma de classes, escritas na linguagem C++, que contém os elementos e operações comuns a programas que utilizam o Método de Monte Carlo. Cabe ao usuário analisar cuidadosamente o seu problema, e escolher as ferramentas adequadas para simulá-lo. Feito isso, o usuário escreve seu programa, também em linguagem C++, incluindo nele as ferramentas escolhidas. O programa é então compilado juntamente com as bibliotecas correspondentes às ferramentas escolhidas. Portanto o diferencial entre os outros códigos e o GEANT é que o programa executável é escrito pelo usuário.

O código GEANT4 traz consigo a vantagem de ser um código desenvolvido pela comunidade científica internacional, e encontra-se disponível tanto para o sistema operacional proprietário¹⁵ (Windows ou Unix) quanto livre (Linux). Outra característica interessante deve-se a sua flexibilidade. Por ser fornecido no pacote, o código permite inclusive alterar suas operações mais básicas, caso o usuário deseje. Também é possível ao usuário que disponha de bom conhecimento de C++, incluir novas ferramentas para cálculo das interações entre as partículas, bases de

¹⁵ Sistemas operacionais proprietários são aqueles em que a licença de uso é adquirida mediante pagamento. Em geral, nesse tipo de sistema é proibida a alteração, ou mesmo a adaptação do sistema operacional pelo usuário cujas regras estão em contrato estabelecido por seus proprietários.

dados de seção de choque ou visualização da simulação, por exemplo. Raramente isso ocorre, pois o GEANT4 já contém ferramentas completas e atuais para definição de geometria, materiais, interações físicas, controle e acompanhamento das partículas em seu percurso no material e visualização dos eventos. O código ainda dispõe de um poderoso gerador de números pseudo-aleatórios e de vasta biblioteca de programação, que oferece desde as características básicas dos elementos químicos e isótopos, percorrendo unidades e constantes físicas do sistema internacional, até uma base de dados de seção de choque¹⁶, e do poder de freamento (*stopping power*¹⁷) que abrangem valores de energia tão baixos quanto 250 eV [Agostinelli et al., 2003].

Veremos ao longo deste trabalho que os resultados obtidos com o código computacional GEANT4 em simulações de espectros de radiação X, coeficientes de conversão e do equivalente de dose pessoal, evidenciam a potencialidade deste novo perfil das técnicas de simulações no transporte de radiação em dosimetria de fótons. A seguir, são descritos somente os aspectos relevantes do código GEANT4 ao nosso trabalho.

4.2. O Código GEANT4

4.2.1. Introdução

O código computacional GEANT (**GE**ometry **AND** **T**racking) pode, de forma simplista, ser resumido em um conjunto de ferramentas computacionais que quando corretamente manipuladas, permite executar simulações que envolvem a passagem de partículas pela matéria utilizando o Método de Monte Carlo. A sua primeira versão despontou no CERN - Organização Européia para Pesquisa Nuclear - em 1974, tendo sido projetado originalmente em linguagem FORTRAN para ser executado em sistema operacional Unix.

Aos poucos, o GEANT transpôs barreiras transformando-se em um software de código aberto e com distribuição gratuita. Somente a partir de sua quarta versão, GEANT4 (versão empregada neste trabalho), ele foi inteiramente disponibilizado na web, escrito em linguagem C++ que permitiu ampliar seus horizontes e conquistar novos adeptos na comunidade científica. Desde 1995 até os

¹⁶ A seção de choque é uma estimativa da probabilidade de ocorrência de interação entre partículas de um feixe e de um alvo (atração ou repulsão eletromagnética, atração gravitacional, colisão elástica ou inelástica, entre outras).

¹⁷ O poder de freamento (*stopping power*) é a perda média de energia de uma partícula carregada, por unidade de comprimento. Ele representa o efeito do meio sobre a partícula.

dias de hoje, cientistas de todos os países colaboram com o projeto de manutenção e modificação das configurações do código-fonte mantendo-o sempre atualizado.

Aplicado com sucesso nas áreas de Física de Altas Energias, Física Nuclear e Aceleradores de Partículas, o código GEANT4 nos últimos anos mostra-se uma grande ferramenta para simulações nas áreas de Radiologia Diagnóstica, Radioterapia e Dosimetria. Isso se deve ao interesse recente de seus usuários em utilizá-lo para simulações que envolvem baixa energia. Para isso, implementaram-se processos físicos adequados para o transporte de elétrons e fótons com energias a partir de 250 eV.

4.2.2. Estrutura

Embora a Figura 4-1 seja apenas uma ilustração simplificada da estrutura do código GEANT4, a partir dela é relativamente fácil compreender seu funcionamento. Na figura em questão, note que os módulos na parte superior referem-se ao processo de simulação que corresponde a situação em que o programa está sendo executado (“rodando”) enquanto que, os módulos centrais referem-se aos programas escritos em linguagem C++ pelo usuário do código e que vincula os demais módulos (inferiores), que são as classes pré-estabelecidas do código. Essas classes podem ser acessadas via interface disponível na linguagem C++ e que permite ao usuário modificar o código original.

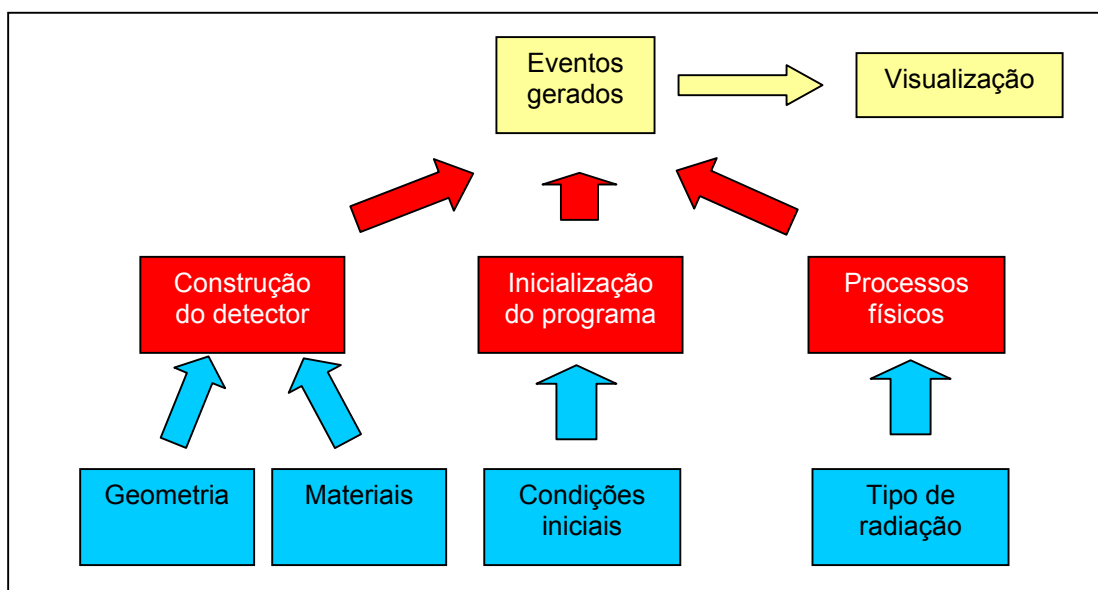


Figura 4-1: Diagrama esquemático do funcionamento do código GEANT4.

A simulação de um problema que envolve a passagem de radiação na matéria empregando o código GEANT4 inicia-se com a construção do ambiente sujeito a radiação, definindo a geometria e os materiais que o constituem. Uma vez que parte do sucesso de um experimento numérico decorre do correto estabelecimento das condições iniciais do problema, o próximo passo é definir quais, entre os volumes do ambiente, serão escolhidos como detectores, pois é no interior desses volumes que será possível selecionar informações sobre os processos físicos e as trajetórias percorridas pelas partículas, armazenando-as em arquivos. Uma vez construído o ambiente e os volumes detectores, escolhe-se quais serão as partículas envolvidas na simulação. Para cada uma delas é definido um comprimento (passo) de corte. Este valor de comprimento de corte é transformado em valores de corte de energia para cada material presente na simulação. O valor da energia de corte é aquele que corresponde ao livre caminho médio¹⁸ da partícula com o comprimento de corte escolhido. Os valores de energia de corte são utilizados para não permitir que a interação crie novas partículas: se a energia da partícula resultante de uma nova interação da partícula primária for menor que a energia de corte, então a partícula resultante não será criada e a energia que ela teria é depositada no local da interação e o processo é considerado finalizado.

A fim de tornar os cálculos mais rápidos, o GEANT4 contém ferramentas que permitem ainda a definição de cortes diferentes para cada região ou volume. Com isso é possível, por exemplo, finalizar processos mais rapidamente dentro de uma blindagem em que não interessam os detalhes sobre as interações, e definir comprimento de corte menor nos volumes detectores, região em que normalmente é importante que a simulação seja realizada com maior refinamento.

Antes de executar um programa de longa duração, é possível conceber uma interface gráfica e, então, visualizar o arranjo virtual como um todo. Esse procedimento permite analisar se há falhas na construção da geometria do ambiente ou mesmo no volume sensível estipulado para ele. É possível também utilizar uma ferramenta que identifica interseções de volumes, o que é útil e simulações de arranjos complexos. Além dos recursos gráficos, o código fornece acesso a uma série de informações numéricas relativas a simulação em curso. Não obstante estes recursos, durante a execução do programa, os principais resultados previamente selecionados são armazenados em arquivo. Em resumo, estando especificadas todas as informações acima, quando o programa é executado ele transporta automaticamente a partícula através do arranjo virtual e gera novos

¹⁸ Livre caminho médio é a distância média que as partículas percorrem sem sofrer interação com os átomos do meio.

eventos considerando a física envolvida na interação da partícula com a matéria.

Uma vez que a estrutura do código GEANT4 é composta de vários programas que se inter-relacionam, pretendemos a seguir discutir o funcionamento do código e destacar as principais classes que o compõem.

4.2.3. Funcionamento

O ponto de partida do funcionamento do código GEANT4 é a formulação de programa-fonte (ou programa-principal) definindo o arranjo virtual, a fonte de partículas e os processos físicos participativos da simulação.

O programa-fonte é necessariamente construído pelo usuário e nele estão definidas todas as classes¹⁹ que serão utilizadas ao longo da simulação. As informações necessárias, ferramentas do sistema e todas as bibliotecas de comandos voltadas para a construção do programa-fonte estão disponível na rede internacional de computadores [GEANT4] e podem ser transferidas para o computador pessoal junto com o manual de instalação e uso do código GEANT4.

Na Figura 4-2 apresentamos um exemplo de um programa-fonte, chamado Coef1.0.cc e empregado ao longo deste trabalho. Note nas linhas 4-14 da Figura 4-2, a presença do caractere "#". Este símbolo sinaliza para o pré-processador do computador que há vínculos deste programa-fonte com outras funções ou bibliotecas. Na prática, quando executamos um programa, o pré-processador inicia a leitura do programa-fonte e no momento em que encontra as linhas que iniciam com este símbolo, considera os arquivos a que o caractere se refere no programa-fonte, como se seu conteúdo estivesse digitado exatamente na posição em que se encontra o comando. O comando especificado na linha 4 por exemplo, *#include "G4RunManager.hh"*, indica que o conteúdo da função G4RunManager.hh é lido pelo pré-processador na abertura do programa-fonte Coef1.0.cc.

Ainda no programa-fonte (Figura 4-2), note que há o caractere (*//*). As barras duplas em C++ representam comentários que podem ser adicionados ao programa para explicar os procedimentos escolhidos no código. O símbolo indica para o compilador que o conteúdo depois das barras até o final da linha deve ser ignorado durante a simulação.

¹⁹ As classes, também conhecidas como objetos em C++, são coleções de declarações de variáveis e funções. Cada declaração pode ser pública ou privada sendo que elementos declarados como públicos são visíveis fora da classe enquanto que os privados não são. Elas não contêm dados, apenas descrevem a forma operacional do objeto [Deitel e Deitel, 1994].

```

1 //      GEANT4 4 - Coef1.0.cc
2 // Programa para calcular os coeficientes de conversão
3 // -----
4 #include "G4RunManager.hh"
5 #include "G4UImanager.hh"
6 #include "G4UITerminal.hh"
7 #include "G4UITcsh.hh"
8 #include "G4UnitsTable.hh"
9 #include "Randomize.hh"
10 #include "CoefDetectorConstruction.hh"      //---> Classes obrigatórias
11 #include "CoefPhysicsList.hh"
12 #include "CoefPrimaryGeneratorAction.hh"
13 #include "CoefRunAction.hh"              //---> Classes opcionais
14 #include "CoefDetSD.hh"
15
16 #ifdef G4VIS_USE                          //---> Visualização
17 #include "CoefVisManager.hh"
18 #endif
19
20 int main(int argc, char** argv) {
21   HepRandom::setTheEngine(new RanecuEngine);      //---> escolha do Random engine
22   G4RunManager* runManager = new G4RunManager;    //---> gerenciadora
23
24   CoefDetectorConstruction *montagemDosDetetores; //---> Montagem do detector
25   CoefPhysicsList *listaDeProcessos;             //---> Processos Físicos
26   CoefPrimaryGeneratorAction *geradorDeParticulas;
27   CoefRunAction *instrucoesDaRodada;            //---> Instruções da rodada
28
29   montagemDosDetetores = new CoefDetectorConstruction();
30   listaDeProcessos = new CoefPhysicsList(montagemDosDetetores);
31   instrucoesDaRodada = new CoefRunAction(montagemDosDetetores);
32   geradorDeParticulas = new CoefPrimaryGeneratorAction(instrucoesDaRodada);
33
34   #ifdef G4VIS_USE                          //---> Visualização
35   G4VisManager* visManager = new CoefVisManager;
36   visManager->Initialize();
37   #endif
38
39   runManager->SetUserInitialization(montagemDosDetetores); //---> inicialização
40   runManager->SetUserInitialization(listaDeProcessos);
41   runManager->SetUserAction(instrucoesDaRodada);          //---> funções de ação
42   runManager->SetUserAction(geradorDeParticulas);
43   runManager->Initialize();                               //---> Iniciliza o kernel
44
45   G4UImanager* UI = G4UImanager::GetUIpointer();
46   if(argc==1){
47     G4UISession * session = 0;
48     #ifdef G4UI_USE_TCSH
49     session = new G4UITerminal(new G4UITcsh);
50     #else
51     session = new G4UITerminal(new G4UITcsh);
52     #endif
53     UI->ApplyCommand("/control/execute initInter.mac");
54     session->SessionStart();
55     delete session; }
56     else {
57       G4String command = "/control/execute ";
58       G4String fileName = argv[1];
59       UI->ApplyCommand(command+fileName);}
60
61   delete montagemDosDetetores;
62   delete listaDeProcessos;
63   delete instrucoesDaRodada;
64   delete geradorDeParticulas;
65   #ifdef G4VIS_USE                          //---> libera a memória
66   G4cout << "Libera memória: visManager." << G4endl;
67   delete visManager;
68   #endif
69   G4cout << "Libera memória: runManager." << G4endl;
70   delete runManager;
71   return 0;}

```

Figura 4-2: Parte do programa principal do código GEANT4 utilizado para calcular os coeficientes de conversão do kerma no ar para o equivalente de dose pessoal.

Na linha 20 inicia-se o programa propriamente dito com uma função cujo nome é `main()`. Em programas escritos em C++ esta é a função responsável pela inicialização, execução e finalização do programa. Observe que a função `main()` da Figura 4-2 inicia-se com a chave de abertura (`{`) no final da linha 20 e termina com uma chave de fechamento (`}`) na linha 71. Embora a função `main()` seja uma função chamada automaticamente quando damos início ao programa-fonte, todas as outras funções e classes são chamadas a partir dela, por linhas de comandos, à medida que o programa é executado. O programa é executado linha a linha na ordem em que aparece, até o momento em que uma função ou classe seja chamada. Quando isso acontece, o programa desvia para executar os comandos solicitados por aquela função ou classe e só retoma o controle para a linha posterior quando terminada sua ação. Dessa forma, na linha 22 está presente o comando para acionar a classe gerenciadora (`G4RunManager`) do GEANT4. Esta classe administra o fluxo de informações provenientes das demais classes controlando assim o funcionamento de todo código. Da mesma forma que a função `main()`, quando a classe gerenciadora é criada ou finalizada, as demais classes do código automaticamente também o são. Através desta classe são fornecidas informações necessárias para a construção e a execução de toda a simulação incluindo detalhes quanto ao formato e as dimensões físicas do detector a ser construído, quanto às partículas e aos processos que serão considerados na simulação e quanto a outras necessidades adicionais do processo.

O programa-fonte é composto por diversos tipos de classes intrínsecas ao código GEANT4. Lembremos que o código GEANT4 baseia-se no modelo de objetos no qual suas classes e bibliotecas estão estruturadas hierarquicamente de forma que tornam efetivos o compartilhamento (interface pública) e a reutilização do código, reduzindo o tempo de desenvolvimento e, principalmente, simplificando o processo de manutenção das aplicações.

Algumas classes do código GEANT4 são obrigatórias ao funcionamento do código e por isso, devem constar no programa-fonte. Na Figura 4-2 elas estão nas linhas 4, 10, 11 e 12. Na linha 4 inclui-se a ferramenta necessária para o gerenciamento da execução do programa. Esta classe é parte da distribuição do GEANT4. Nas linhas 10, 11 e 12 incluem-se classes responsáveis pela definição do espaço físico a ser simulado, das partículas e interações a serem utilizadas, e da descrição da fonte de partículas. Estas classes, assim como as outras com prefixo "Coef" são desenvolvidas pelo usuário, utilizando as ferramentas adequadas à solução de seu problema. As demais classes são opcionais e se relacionam a ferramentas de interface para o usuário, escolha do algoritmo de gerador de aleatórios, controle da execução do programa e outras funções.

4.2.4. Geometria e materiais

A classe a ser desenvolvida pelo usuário em que o arranjo virtual é montado é conhecida por *DetectorConstruction*. Nesta classe definem-se informações sobre o arranjo experimental como um todo. A representação geométrica dos volumes incluídos baseia-se em sólidos 3D posicionados espacialmente dentro de um volume inicial – o volume-mundo, que pode representar uma sala ou uma câmara de espalhamento, por exemplo. Dentro do volume-mundo podem-se criar volumes menores (volume-mãe e volume-filho), tantos quantos forem necessários, especificando para isso, as dimensões físicas e o formato de cada um. Para isso, modelos geométricos de sólidos são pré-estabelecidos e estão disponíveis em biblioteca do código. A posição espacial (x,y,z) de cada um dos volumes criados é dada por um único sistema de coordenadas.

Ainda na classe *DetectorConstruction* define-se a composição do material de todos os volumes incluídos no ambiente. Nela descreve-se a composição química ou mesmo qual a fração de massa de misturas de elementos químicos com número atômico (Z) de 1 até 99 que compõem o detector. Cada átomo pode ser descrito através de suas propriedades químicas como número atômico, número de nucleóons, número de massa, energia das camadas e subcamadas ou seção de choque por átomo. Veja no exemplo da Figura 4-3 a definição dos elementos que irão compor a estrutura química do detector. Nas linhas 5-15 definimos os elementos químicos nitrogênio (N), oxigênio (O) e argônio (Ar) e a partir destes elementos, compomos a substância ar (linhas 19–23). Pode-se ainda, criar novas substâncias a partir das propriedades macroscópicas da matéria como densidade, temperatura, estado, pressão e livre caminho médio. Na Tabela 4-1 encontram-se os materiais utilizados nas simulações e suas características.

```

1  G4cout << "DetectorConstruction: Definindo os materiais." << G4endl;
//-----ELEMENTOS
2  G4double a; // massa atômica
3  G4double z; // número atômico
4
5  a = 14.00674*g/mole;
6  z = 7.;
7  G4Element* elN = new G4Element("Nitrogenio","N",z,a);
8
9  a = 15.9994*g/mole;
10 z = 8.;
11 G4Element* elO = new G4Element("Oxigenio","O",z,a);
12
13 a = 39.948*g/mole;
14 z = 18.;
15 G4Element* elAr = new G4Element("Argonio","Ar",z,a);
//-----MATERIAS
16 G4double densidade; //, pressao, temperatura;
17 G4int ncomponentes; // natomos;
18 G4double fracaodemassa;
//-----material: AR
19 densidade = 1.140*mg/cm3; // densidade do ar a 730 m de altitude
20 AR = new G4Material("AR", densidade, ncomponentes = 3);
21 AR->AddElement(elN, fracaodemassa = 0.78);
22 AR->AddElement(elO, fracaodemassa = 0.21);
23 AR->AddElement(elAr, fracaodemassa = 0.01);

```

Figura 4-3: Parte do programa principal do código GEANT4 utilizado para gerar os elementos e materiais que constituem o arranjo virtual.

Na Figura 4-4 apresentamos o exemplo da construção de um paralelepípedo constituído de polimetil metacrilato (PMMA) e definido através de suas dimensões: largura, altura e espessura. Observe na terceira linha do programa que o *newG4Box* se refere a biblioteca de comando do GEANT4 que especifica as características principais do formato do sólido. Há outros comandos similares para sólidos como tubos, cones, esferas, cunhas, entre outros.

```

G4cout << "Aquário: Inserindo a placa de PMMA." << G4endl;
largura = 320.0*mm, altura = 320.0*mm, espessura = 2.5*mm;
PlacaPMMA = newG4Box("PlacaPMMA",largura/2.0,altura/2.0,espessura/2.0);

```

Figura 4-4: Parte do programa principal do código GEANT4 utilizado para criar uma placa em formato de paralelepípedo constituída de polimetil metacrilato (PMMA).

Tabela 4-1: Características dos materiais utilizados nas simulações.

Material	Elementos/Materiais	Proporção ^(a) (%)	Densidade (g/cm ³)
Vácuo ^(b)	H	100,00	1,00x10 ⁻²⁵
Berílio	Be	100,00	1,85
Tungstênio	W	100,00	19,30
Alumínio	Al	100,00	2,70
Cobre	Cu	100,00	8,96
Estanho	Sn	100,00	5,75
Chumbo	Pb	100,00	11,35
Ar ^(c)	N	78,00 (massa)	1,14x10 ⁻³
	O	21,00 (massa)	
	Ar (argônio)	1,00 (massa)	
LiF	Li	50,00	2,64
	F	50,00	
CaF ₂	Ca	33,33	3,00
	F	66,67	
NaCl	Na	50,00	2,04
	Cl	50,00	
CaF ₂ :NaCl ^(d)	CaF ₂	60,00 (massa)	2,53
	NaCl	40,00 (massa)	
Água	H	66,67	1,00
	O	33,33	
Polimetil metacrilato (PMMA)	H	8,00	1,19
	C	60,00	
	O	32,00	
ICRU-Tissue (4)	H	10,12 (massa)	1,00
	C	11,10 (massa)	
	N	2,60 (massa)	
	O	76,18 (massa)	
PVC (C ₂ H ₃ Cl)	H	50,00	1,20
	C	33,33	
	O	16,67	
Papel (lignina: C ₁₀ H ₁₁ O ₄)	H	44,00	0,83
	C	40,00	
	O	16,00	

(a) Proporções fornecidas em relação ao número dos elementos ou materiais constituintes, a não ser quando indicadas como proporção em massa.

(b) A definição de vácuo utilizada foi extraída de exemplo fornecido com o pacote GEANT4.

(c) A densidade do ar utilizada corresponde à altitude da cidade de São Paulo (730 m).

(d) Valor de densidade obtido através de medições de massas e dimensões das pastilhas de CaF₂:NaCl.

4.2.5. Processos físicos

Na classe *PhysicsList* definem-se as partículas (fótons, elétrons, prótons, alfas, entre outras) que serão utilizadas na simulação e os processos físicos que as envolvem. Para isso, deve-se conhecer os processos de interação das partículas escolhidas com a matéria. Neste trabalho, as partículas presentes nas simulações foram fótons, elétrons e pósitrons. A inclusão de pósitrons foi necessária porque utilizamos a fonte de ^{60}Co , que emite fótons com energia suficiente para a produção de pares. Os processos físicos escolhidos empregaram ferramentas correspondentes às interações eletromagnéticas de baixa energia que fazem parte de um conjunto maior denominado "*Electromagnetic Low Energy Extension*", disponível no pacote do GEANT4. Estas ferramentas foram incluídas recentemente no código GEANT4 e é possível encontrar diversos trabalhos na literatura que as validam em várias aplicações [Carrier et al., 2004] [Jiang and Paganetti, 2004] [Muñoz et al., 2005] [Poon and Verhaegen, 2005] [Poon et al., 2005] [Martin et al., 2003] [Katsuya Amako et al., 2005] [Morales et al., 2005].

Os fótons com energias abordadas neste trabalho podem interagir com os materiais de forma a sofrer mudança de direção sem ou com perda de energia para elétrons do material, perda total de energia para elétrons do material, ou ainda a conversão de sua energia na criação de um par elétron-pósitron. Estas interações correspondem respectivamente aos processos físicos conhecidos como espalhamento Rayleigh, espalhamento Compton, efeito fotoelétrico e produção de pares. Os elétrons de um feixe ou resultantes de interações com fótons, podem produzir ionização no material ou sofrer acelerações nos campos elétricos dos núcleos e elétrons, produzindo radiação de freamento (*bremstrahlung*).

Entre os processos mencionados, o efeito fotoelétrico e a ionização produzem buracos nas camadas eletrônicas, que são acompanhadas da emissão de fótons de raios X ou de elétrons Auger. Todos esses processos físicos estão disponíveis na extensão de baixas energias do GEANT4, com exceção da aniquilação do pósitron, para a qual é utilizada a ferramenta disponível no pacote padrão de interações eletromagnéticas.

A grandeza de maior interesse da área de Dosimetria é a energia depositada por unidade de massa do meio, conhecida como dose absorvida que é utilizada para prever os efeitos biológicos causados pela radiação. No diagrama abaixo (Figura 4-5) a letra A representa o instante inicial, posição em que supomos tenha ocorrido a colisão inicial entre um fóton de radiação X ou gama e um elétron de algum átomo pertencente ao objeto que se está irradiando. A interação resulta em

radiação espalhada e/ou no movimento de um elétron com alta velocidade. Viajando através do material, o elétron em alta velocidade produz ionizações, excitações dos átomos, podendo vir a causar quebra de ligações moleculares (letra B). Esse processo por sua vez, pode induzir dano biológico. Por outro lado, grande parte da energia envolvida no processo inicial é convertida em calor enquanto que alguns elétrons em alta velocidade podem sofrer uma colisão com um núcleo e produzir radiação de freamento.



Figura 4-5: Diagrama esquemático da absorção de energia em um meio [Johns e Cunningham, 1983].

A predominância do processo físico envolvido nas interações das partículas (espalhamento Compton, efeito fotoelétrico ou produção de pares) é dependente da energia do fóton incidente ($E_\gamma = h\nu$) e do número atômico (Z) do meio absorvedor. Assim, o efeito fotoelétrico será dominante para baixas energias de fótons, o espalhamento Compton predomina nas energias médias e a produção de pares para energias altas. Quando o Z é baixo (carbono, água, ar, tecido humano) o espalhamento Compton predomina na região de ~ 20 keV a 30 MeV [Johns e Cunningham, 1983]. Portanto, com a inclusão dos processos físicos discutidos acima, espera-se que o código de Monte Carlo gerado seja capaz de fornecer valores realistas de energia depositada em unidades de volume escolhidas.

As linhas 2-4 da Figura 4-6 mostram como devem ser definidas as partículas participantes da simulação. Nesse caso escolhemos fótons, elétrons e pósitrons, uma vez que um feixe de radiação X atinge um objeto em formato de paralelepípedo constituído por PMMA.

```

// ----- Partículas utilizadas
1 void CoefPhysicsList::ConstructParticle() {
2   G4Gamma::GammaDefinition();
3   G4Electron::ElectronDefinition();
4   G4Positron::PositronDefinition();
// ----- Processos utilizados
5 void CoefPhysicsList::ConstructProcess() {
6   AddTransportation();
7   ConstructEM();
8   #include "G4LowEnergyRayleigh.hh"
9   #include "G4LowEnergyPhotoElectric.hh"
10  #include "G4LowEnergyCompton.hh"
11  #include "G4LowEnergyGammaConversion.hh"
// ----- e-
12 #include "G4MultipleScattering.hh"
13 #include "G4LowEnergyIonisation.hh"
14 #include "G4LowEnergyBremsstrahlung.hh"
// ----- e+
15 #include "G4eIonisation.hh"
16 #include "G4eBremsstrahlung.hh"
17 #include "G4eplusAnnihilation.hh"
// ----- interação eletromagnética
18 void CoefPhysicsList::ConstructEM() {
19   theParticleIterator->reset();
20   while( (*theParticleIterator)() ) {
21     G4ParticleDefinition* particle = theParticleIterator->value();
22     G4ProcessManager* pmanager = particle->GetProcessManager();
23     G4String particleName = particle->GetParticleName();
24     if (particleName == "gamma") {
// ----- gamma
25       lowEnRay = new G4LowEnergyRayleigh();
26       lowEnCompton = new G4LowEnergyCompton();
27       lowEnPhoto = new G4LowEnergyPhotoElectric();
28       lowEnPhoto->SetCutForLowEnSecPhotons(lowEnergyForSecGamma);
29       lowEnPhoto->SetCutForLowEnSecElectrons(lowEnergyForSecElectron);
30       pmanager->AddDiscreteProcess(lowEnPhoto);
31       pmanager->AddDiscreteProcess(new G4LowEnergyCompton());
32       pmanager->AddDiscreteProcess(new G4LowEnergyRayleigh());
// ----- electron
33     else if (particleName == "e-") {
34       lowEnIonisation = new G4LowEnergyIonisation();
35       lowEnIonisation->SetCutForLowEnSecPhotons(lowEnergyForSecGamma);
36       lowEnIonisation->SetCutForLowEnSecElectrons(lowEnergyForSecElectron);
37       lowEnBrems = new G4LowEnergyBremsstrahlung();
38       lowEnBrems->SetCutForLowEnSecPhotons(lowEnergyForSecGamma);
// ----- positron
39     pmanager->AddProcess(new G4MultipleScattering,-1, 1,1);
40     pmanager->AddProcess(lowEnIonisation, -1, 2,2);
41     pmanager->AddProcess(lowEnBrems, -1,-1,3);}
42     else if (particleName == "e+") {
43       pmanager->AddProcess(new G4MultipleScattering,-1, 1,1);
44       pmanager->AddProcess(new G4eIonisation, -1, 2,2);
45       pmanager->AddProcess(new G4eBremsstrahlung, -1,-1,3);
46       pmanager->AddProcess(new G4eplusAnnihilation, 0,-1,4);}}

```

Figura 4-6: Parte do programa principal do código GEANT4 para selecionar o tipo de partículas e processos físicos envolvidos na interação da radiação.

A seguir, estão definidos os processos físicos que se inter-relacionam com as partículas selecionadas. Esses processos constam nas linhas 25-32 em que estão selecionados o espalhamento Compton, o espalhamento Rayleigh (coerente) e o efeito fotoelétrico cujas classes no código são identificadas por *G4LowEnergyCompton*, *G4LowEnergyRayleigh*, *G4LowEnergyPhotoElectric*, respectivamente. Adiante, nas linhas 33-46 estão os processos físicos relacionados aos elétrons e aos pósitrons: radiação de freamento (classe

G4LowEnergyBremsstrahlung) e interações coulombianas (*G4LowEnergyIonisation*). A classe *G4MultipleScattering* é responsável pelo transporte de partículas carregadas na matéria e deve ser incluída sempre. As classes com prefixo G4e não fazem parte do “*Electromagnetic Low Energy Extension*” e são usadas para as interações dos pósitrons.

A definição da fonte primária de partículas é realizada com a inclusão da classe “*PrimaryGeneratorAction*” (Figura 4-2, linha 12). Nesta classe existe a definição do injetor de partículas, para o qual pode-se escolher, a cada evento, o tipo de partícula, sua energia, sua posição e a direção de emissão. Assim é possível criar fontes de radiação com diversas características: mono-energéticas ou com distribuição de energia definida; pontuais ou distribuídas dentro de qualquer região do volume maior; unidirecionais ou divergentes; com um só tipo de partícula ou que emita partículas diferentes. Neste trabalho utilizamos estes recursos, definindo desde feixes de elétrons pontuais, mono-energéticos e unidirecionais no caso da geração da radiação X até feixes de fótons poli-energéticos, divergentes ou na forma de campo retangular, no caso de simulação das irradiações.

As simulações de Monte Carlo utilizam valores de seções de choque para, a cada passo, sortear um entre os possíveis processos físicos que as partículas podem sofrer no material. Os valores de seções de choque dependem do tipo de partícula, da energia da partícula e do material em que ela se encontra. Caso existam orientações preferenciais ou estruturas periódicas no material, dependendo do processo físico considerado as seções de choque podem depender do spin ou da polarização da partícula, porém estes casos não estão presentes neste trabalho.

Durante a execução de um programa, o GEANT4 cria, para todas as partículas e interações inclusas na simulação, tabelas de seções de choque em função da energia de todos os materiais presentes no ambiente. Estas tabelas são construídas a partir de bases de dados estabelecidas e documentadas. No caso das interações eletromagnéticas de baixa energia as bases de dados se encontram nas referências [Cullen et al., 1997] [Perkins, et al., 1991]. Uma vez com as tabelas montadas, o valor de seção de choque para uma determinada energia E é obtida por interpolação entre dois valores de energias mais próximos, E_1 e E_2 , com a expressão 4.1 em que σ_1 e σ_2 são as seções de choque correspondentes às energias E_1 e E_2 .

$$\log(\sigma(E)) = \frac{\log(\sigma_1)\log\left(\frac{E_2}{E}\right) + \log(\sigma_2)\log\left(\frac{E}{E_1}\right)}{\log\left(\frac{E_2}{E_1}\right)} \quad (4.1)$$

A seção de choque total é obtida pela soma das seções de choque de todos os possíveis processos físicos, ponderadas pelas proporções de cada elemento constituinte do material em que a partícula se encontra. Assim, o livre caminho médio da partícula é calculado através da expressão 4.2

$$\lambda = \frac{1}{\sum_i \sigma_i(E) \cdot n_i} = \frac{1}{\rho \sum_i \left[\frac{\sigma_i(E)}{A_i} \right]} \quad (4.2)$$

em que $\sigma_i(E)$ é a seção de choque integrada do processo físico considerado para a energia E , n_i e A_i é a densidade atômica e o número de massa atômica respectivamente, do i ésimo elemento que contribui para a composição do material e ρ é a densidade.

Utilizando o valor do livre caminho médio, o programa sorteia um valor para o comprimento do próximo passo da partícula, e ponderando-se sobre as probabilidades de cada processo físico que a partícula pode sofrer, o programa sorteia um processo e calcula a variação de energia e momento da partícula. Caso o processo envolva a transferência de energia e momento a outras partículas, ou a criação de fótons, estes serão considerados como novas partículas no material e acompanhados até perderem toda energia. Conforme descrito na seção 4.2.2, considera-se que a partícula perde toda sua energia e não sofre mais deslocamentos quando seu próximo livre caminho médio for menor que o valor de corte, ou seja, sua energia for menor que a energia de corte.

4.3. Simulando com o código GEANT4

O arranjo experimental típico empregado aqui envolve irradiação de detectores e simuladores com feixes de radiação X e γ . Para isso, dividimos o processo de simulação em três passos. Na primeira etapa simulamos a produção de radiação X dentro do tubo obtendo um espectro de fótons produzidos para cada valor de diferença de potencial empregado experimentalmente. O espectro é obtido para a posição imediatamente após os fótons produzidos no alvo do tubo atravessarem a filtração de berílio que constitui a janela do mesmo. Na segunda etapa simulamos feixes de radiação X atravessando filtros metálicos com espessuras escolhidas de acordo com os filtros empregados no arranjo experimental. O espectro de fótons obtido na primeira etapa é o ponto de partida das simulações na segunda. Na terceira etapa, detectamos a radiação irradiando

ora monitores TLD's, ora simuladores com os espectros produzidos na segunda etapa.

Como veremos no próximo capítulo, o emprego da simulação por partes traz a grande vantagem por otimizar o emprego do código GEANT4 reduzindo o tempo de uso do processador da máquina.

4.3.1. A produção da radiação X

A produção de radiação X (Figura 4-7) parte da idéia simples [Morales et al., 2002] de que a radiação X é produzida quando se aplica diferença de potencial entre o filamento e o ânodo do tubo de raios X. A diferença de potencial faz com que os elétrons provenientes do cátodo sejam acelerados na direção do ânodo, atingindo durante esse processo, elevada velocidade e chocando-se com o alvo, fixo no ânodo. A interação entre os elétrons e o alvo produz raios X característico e de freamento.

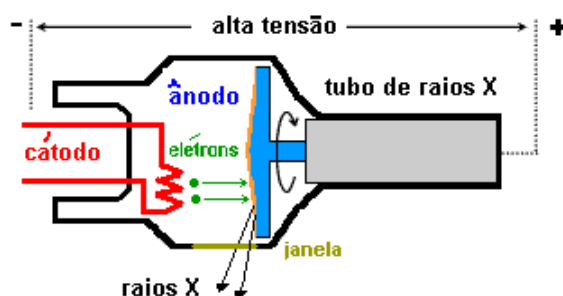


Figura 4-7: Desenho esquemático da produção de radiação X em um tubo de raios X.

Para simular a produção de radiação X, criamos com o código GEANT4 todos os componentes necessários ao processo. São eles: a fonte produtora de elétrons, a fonte de alta voltagem que irá acelerar os elétrons, a câmara de vácuo na qual os elétrons possam ser acelerados, o alvo sobre o qual os elétrons irão incidir para produzir radiação X, o filtro de berílio que constitui a janela do tubo e o detector sensível para obter o espectro do feixe assim produzido. O arranjo virtual está na Figura 4-8. É interessante notar que a figura é a imagem capturada da tela durante a execução do programa-fonte que gera os espectros de radiação X. Na simulação escolhemos os mesmos parâmetros (kV e mA) das qualidades de radiação descritas nas tabelas 3-2, 3-3 e 3-4 e geramos um banco de espectros "brutos".

Na Figura 4-8 o feixe de elétrons é emitido a partir de um ponto no vácuo, dentro de uma câmara em formato cilíndrico, com 2,0 cm de raio e 4,0 cm de comprimento. Uma vez gerados, os elétrons seguem em linha reta na direção da superfície do alvo. O alvo, em formato cilíndrico, tem a direção normal à sua base inclinada em 22° em relação ao feixe de elétrons e é constituído de tungstênio (características na Tabela 4-1) com 5,0 mm e 2,0 mm de espessura e raio, respectivamente. Os elétrons são acelerados por diferença de potencial com variação de zero até 300 kV. A janela do tubo tem formato cilíndrico e é constituída de berílio (características na Tabela 4-1) com 2,2 mm e 1,6 cm de espessura e raio, respectivamente. A janela localiza-se a 1,0 cm do alvo. O detector sensível à radiação que fornecerá o espectro simulado (número de fótons) dos fótons produzidos em função da diferença de potencial, também tem formato cilíndrico com dimensões de 1,5 cm e 0,5 cm para o raio e a espessura. A detecção, nesse caso, corresponde à montagem do espectro de energia dos fótons que atravessam a face do detector mais próxima do tubo. Não ocorre interação entre o fóton e o detector. O número de eventos iniciais para obter boa estatística depende do valor do quilovolt-pico de cada feixe de radiação. Por exemplo, para um feixe com 100 kV_p utilizamos 5×10^8 eventos iniciais e um computador *Pentium 4* com frequência de *clock* de 2,4 GHz. O processo de simulação empregou 35 h.

Inicialmente simulamos a fonte de ^{60}Co como sendo um emissor de espectro monocromático com duas linhas, uma de 1173 keV e outra de 1332 keV. Posteriormente (vide discussão no próximo capítulo), nas simulações com feixe de radiação de ^{60}Co , utilizamos o espectro simulado da fonte de radioterapia de Mora et al. [1999], semelhante à fonte do Laboratório de Dosimetria.

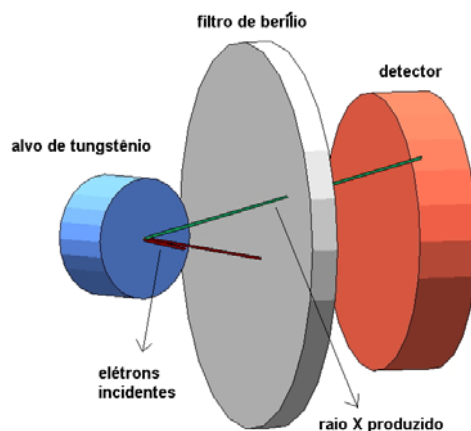


Figura 4-8: Imagem capturada da tela do computador durante a simulação da produção de fótons com o GEANT4. Os elétrons incidentes e os fótons de radiação X estão representados nas cores vermelho e verde, respectivamente.

4.3.2. A filtração da radiação X

A fim de simular campos de radiação com as qualidades desejadas, o processo de filtração também foi calculado com o GEANT4. Para isso, criou-se um programa que simula uma fonte de fótons, uma região detectora posicionada a 4,0 cm da fonte de fótons, e filtros colocados entre a fonte e a região detectora (Figura 4-9).

O feixe de fótons que incide nos filtros tem distribuição de energia dada pelo espectro obtido na simulação anterior, produzido quando os elétrons acelerados atingem o alvo dentro de um tubo de raios X e atravessam a janela de berílio.

Os filtros são discos com 2,0 cm de raio e com as mesmas espessuras e materiais dos filtros experimentais dadas nas tabelas 3-2, 3-3 e 3-4. No arranjo real, as dimensões são maiores: os filtros estão posicionados a 21 cm do alvo do tubo de raios X conforme mostra a Figura 4-10. O tubo real emite fótons em um ângulo de saída de 30°. Na simulação, em que a distância da fonte aos filtros é de 2,0 cm, o campo de fótons produzidos correspondia a um cone com ângulo de abertura de 3°. Como o objetivo desta simulação ainda não é a irradiação do detector, porém apenas a obtenção do espectro de fótons que sai dos filtros, a miniaturização utilizada não influi nas características do resultado e foi aplicada para tornar as simulações mais rápidas.

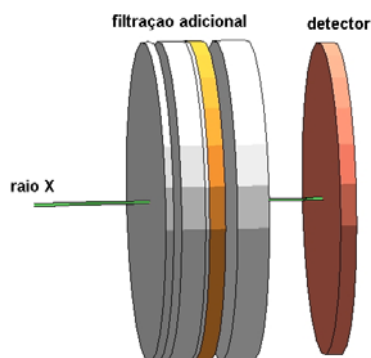


Figura 4-9: Imagem capturada da tela do computador durante a simulação da filtração do feixe de radiação X de 200 kV (N200). Os filtros adicionais utilizados foram: 1 mm de Pb, 3 mm de Sn, 2 mm de Cu e 4 mm de Al.

Assim como na simulação anterior o detector é usado apenas para registrar o espectro de energia de fótons que atravessam sua superfície e não ocorrem interações em seu volume. Após estas simulações, foi criado um banco de dados

com espectros energia de fótons que saem do tubo, e outro dos espectros com as diferentes qualidades de radiação utilizadas. Estes espectros foram gravados em canais com 0,25 keV de largura.

4.3.3. A detecção da radiação X

A configuração do arranjo virtual para detectar radiação X é composta por uma fonte produtora de fótons, filtros para modificar a qualidade do feixe de radiação e um volume sensível como detector. Todos esses dispositivos estão posicionados, conforme arranjo virtual da Figura 4-10. O conjunto assim disposto é montado no interior de uma câmara cilíndrica representando uma sala de irradiação, que pode ser preenchida com ar ou vácuo conforme as características do experimento que estamos simulando. Nestas simulações as dimensões reais foram mantidas, pois os efeitos de absorção e espalhamento no ar, nos simuladores e nos monitores devem ser reproduzidos. O uso de dimensões miniaturizadas nesse caso influi nas características dos resultados. O número de eventos iniciais para obter boa estatística depende da qualidade do feixe de radiação. Por exemplo, para um feixe com filtração adicional de 4,0 mm de alumínio e 6,5 mm de estanho e 300 kV_p utilizamos 1×10^7 eventos iniciais e um computador *Pentium 4* com frequência de *clock* de 2,4 GHz. O processo de simulação empregou 2 h.

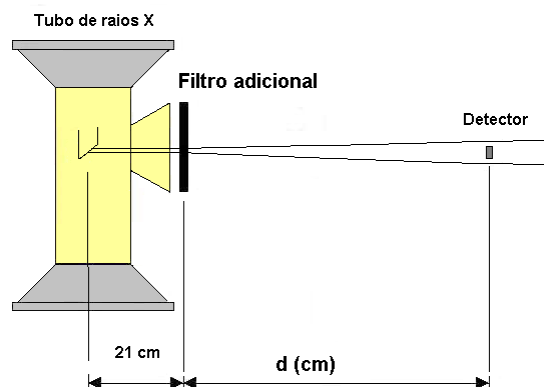


Figura 4-10: Diagrama esquemático do arranjo virtual empregado na produção de radiação X em um tubo de raios X. A distância “d” escolhida corresponde a mesma distância empregada no arranjo experimental.

4.3.4. Cortes em energia em cada fase da simulação

Nesta seção apresentamos os valores dos cortes em energia utilizados em cada fase das simulações. A Tabela 4-2 apresenta os cortes em energia dos materiais empregados na fase da geração de radiação X (seção 4.3.1). Durante essa fase os elétrons são acelerados em direção a um alvo de tungstênio, onde os fótons de radiação X serão produzidos. Nesta região a escolha de um bom valor para o corte é essencial para viabilizar o tempo de processamento da simulação: quanto maior o corte, menor o tempo de processamento. Porém escolhendo-se valores de cortes muito grandes, pode-se comprometer a qualidade dos resultados. Uma vez que nesta fase, o corte para elétrons é crítico foram testados diferentes valores no processo de simulação. Por fim, escolheu-se o valor do corte tal que este fosse coerente com os processos físicos envolvidos, ou seja, a passagem de fótons com energias menores de 4 keV pela janela de berílio pode ser considerada desprezível e a energia necessária para ionizar (arrancar) o elétron da camada L do tungstênio é da ordem de 10 keV o que significa que um elétron com energia menor do que este valor não produzirá número significativo de fótons que passem pela janela de berílio. Adicionalmente, não foram considerados pósitrons nesta fase nem na filtração porque a energia máxima do tubo não permite a produção deles.

A Tabela 4-3 apresenta os cortes em energia para os materiais que compõem a fase da filtração do feixe de radiação X (seção 4.3.2) e a Tabela 4-4 apresenta os cortes em energia para os materiais que compõem a fase dos processos de detecção e utilização de simuladores (seção 4.3.3). Uma vez que a produção de pósitrons nas simulações realizadas neste trabalho não é significativa, modificações nos valores dos cortes não alteram o tempo de processamento, nem os resultados das simulações.

Tabela 4-2: Cortes em energia empregados durante a simulação da produção de raios X.

Material	corte para fótons (keV)	Corte para elétrons (keV)
Tungstênio	1,6	8,9
Berílio	0,25	0,50
Vácuo	0,25	0,25

Tabela 4-3: Cortes em energia empregados durante a simulação da filtração de radiação X.

material	corte para fótons (keV)	corte para elétrons (keV)
chumbo	1,2	4,5
estanho	0,50	2,0
cobre	0,50	4,2
alumínio	0,50	0,81

Tabela 4-4: Cortes em energia empregados durante a simulação dos processos de detecção e utilização de objetos simuladores.

material	corte para fótons (keV)	corte para elétrons (keV)	corte para pósitrons (keV)
chumbo	1,2	4,5	57
LiF	0,25	0,25	4,8
CaF ₂ :NaCl	0,25	1,0	33
PVC	0,25	0,25	7,4
papel	0,25	0,25	4,8
água ⁽¹⁾	0,25	0,25	1,0
água ⁽²⁾	1,1	347	339
PMMA	0,25	0,25	7,8
Tecido-equivalente	0,25	0,25	83
ar	0,25	0,25	0,25

(1) Utilizada nas simulações onde a água era considerada um detector e a energia depositada no meio era registrada.

(2) Utilizada nas simulações onde a água era considerada como um meio espalhador.

4.3.5. Os monitores TL

Simulamos a irradiação do monitor virtual de radiação (simulado) com os espectros filtrados descritos na seção anterior para obter a dose absorvida nos detectores. Para isso, centramos o monitor no campo de radiação à distância de 218 cm da fonte em uma sala repleta de ar.

O monitor de radiação simulado (Figura 4-11) é constituído por quatro detectores (Figura 4-11.a); dois de fluoreto de lítio (LiF) e duas pastilhas de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$. Os detectores de LiF simulados possuem formato de paralelepípedo com dimensões (3,18x3,18x0,87 mm) e com densidade 2,64 g/cm³. As dimensões foram obtidas a partir da média experimental de medições com paquímetro. Por outro lado, as pastilhas são discos compostos da mistura $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ na proporção 60:40, respectivamente, com 5,0 mm de diâmetro e 0,845 mm de espessura.

Na simulação consideramos a densidade do $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ como sendo 3,00 g/cm³ e do NaCl 2,04 g/cm³. A densidade da mistura deles na proporção de 60:40 foi corrigida, considerando a presença de 6% de ar entre os grãos de pó. Assim a composição do material: $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ tem densidade igual a 2,53 g/cm³. Detalhes quanto à obtenção experimental dos valores de densidade serão apresentadas e discutidos no próximo capítulo.

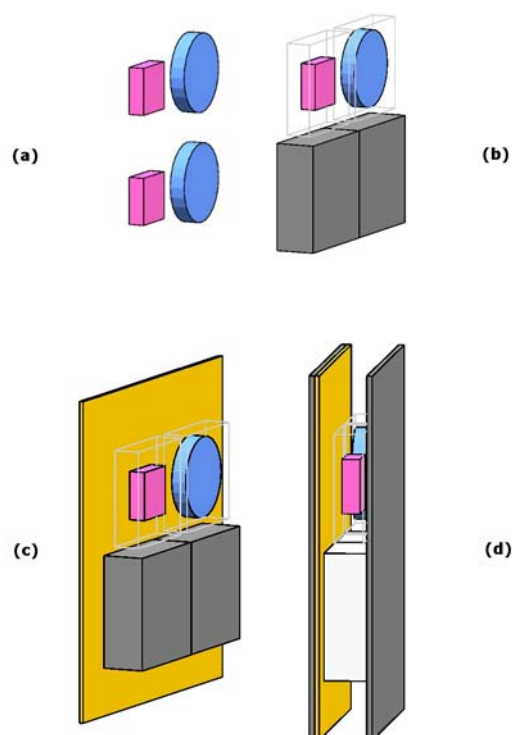


Figura 4-11: Imagem capturada da tela do computador durante a simulação dos monitores termoluminescentes sendo irradiados por um feixe de fótons de radiação X com o GEANT4. A figura (a) apresenta os detectores TLD-100 (paralelepípedo) e os $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ (cilíndricos). A figura (b) acrescenta o filtro de chumbo sobre dois dos detectores. Na figura (c) consta a cartolina de identificação do usuário e na figura (d) está o invólucro de PVC (*badge*).

Entre os quatro detectores que compõem o monitor de radiação, um detector de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ e outro de LiF são cobertos por placas retangulares com 0,5 mm de espessura de chumbo (Figura 4-11.b), estando uma na frente do detector e outra atrás. Estas placas de chumbo representam o filtro de chumbo do arranjo experimental. Na região interna entre as placas de chumbo e os detectores de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ e de LiF há uma placa fina de polivinil clorídrico - PVC ($\text{C}_2 \text{H}_3 \text{Cl}$) com densidade de $1,2 \text{ g/cm}^3$ e com dimensões $(4,0 \times 4,0 \times 0,22) \text{ mm}^3$ que representa a embalagem de PVC de cor preta (o saquinho preto) para a pastilha e translúcida para o LiF . Os monitores possuem ainda uma placa de lignina ($\text{C}_{10} \text{H}_{11} \text{O}_4$) com densidade $0,83 \text{ g/cm}^3$ e dimensões $(35,0 \times 35,0 \times 0,20) \text{ mm}^3$. Essa placa representa o cartão em cartolina (papel) de identificação do usuário (Figura 4-11.c). A densidade aproximada para o papel foi obtida a partir de medições em um maço de 500 folhas A4 (210×297) mm^2 para impressão, com 75 g/m^2 de densidade superficial, fornecendo espessura de aproximadamente 45 μm . Todo o conjunto descrito está dentro de um "badge", considerado na simulação como placas de PVC com 0,22 mm de espessura (Figura 4-11.d). As pastilhas de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ foram compostas por dez camadas de 84,5 μm de espessura para levar em conta efeitos de auto - absorção de luz TL no processo de leitura [Morales et al, 2005].

4.3.6. Os simuladores

A calibração de um monitor de radiação para o equivalente de dose $H_p(d;\alpha)$ requer a utilização de um simulador [ISO 4037-1, 1996] que forneça razoável aproximação das propriedades de espalhamento da parte do corpo sobre o qual está vestido o monitor. Neste trabalho, as contribuições da radiação espalhada devido ao tórax foram obtidas com dois simuladores em formato de paralelepípedo. Ambos os simuladores possuem dimensões $30 \times 30 \times 15 \text{ cm}^3$ sendo um deles preenchido com água enquanto que, o outro é totalmente maciço. Analogamente, para avaliar o espalhamento referente à região do pulso empregamos simuladores cilíndricos, um sólido e outro repleto de água.

O simulador, repleto de água no seu interior, foi montado em blocos conforme pode ser visto na Figura 4-12. Iniciamos a montagem do arranjo virtual inserindo um paralelepípedo com dimensões $(300 \times 300 \times 150) \text{ mm}^3$ constituído de água. Acrescentamos placas de polimetil metacrilato (PMMA) ao redor do paralelepípedo de água. No total, colocamos seis placas ao redor do objeto. Uma na frente com dimensões $(320,0 \times 320,0 \times 2,5) \text{ mm}^3$, outra atrás do bloco de água com

(320x320x10) mm³, uma superior e uma inferior com (320x10x150) mm³, outras duas laterais direita e esquerda com (10x320x150) mm³.

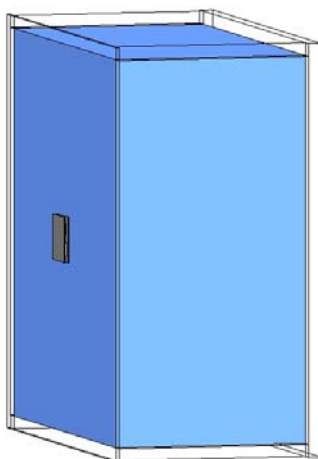


Figura 4-12: Imagem capturada da tela do computador durante a simulação com o GEANT4 do simulador de paralelepípedo de PMMA repleto de água sendo irradiado por um feixe de fótons de radiação X com o monitor de radiação fixo a sua superfície.

O outro simulador de paralelepípedo empregado neste trabalho é um sólido maciço constituído de tecido-equivalente [ICRU 33, 1980] nas dimensões (300x300x150) mm³. Similar ao objeto simulador descrito acima, a esfera onde será calculada a dose tem exatamente as mesmas dimensões e está localizada na mesma posição dentro do material tecido-equivalente. As características dos materiais utilizados encontram-se na Tabela 4-1.

A dose absorvida será calculada em um volume sensível formado por 10.000 pequenas esferas posicionadas a 10,25 mm de distância da parede frontal do paralelepípedo descrito acima. O raio da esfera é de 0,25 mm, com volume igual a $6,54498 \times 10^{-5}$ cm³ e área da seção da esfera igual a 0,0019635 cm². A distância 10,25 mm corresponde a profundidade especificada na definição do $H_p(10;\alpha)$ que é 10 mm adicionada do raio da esfera, 0,25 mm. Para facilitar a escrita do programa, colocamos as esferas dentro de uma caixa com dimensão dada por (62,625 x 62,625 x 0,5) mm³. Observe que as esferas são constituídas de água, pois elas estão na água uma vez que a parede de PMMA tem apenas 2,5 mm. E, o grande número de esferas utilizado aumenta a quantidade de interações durante o processo, diminuindo o tempo de simulação necessário para obtermos uma estatística razoável.

A escolha pela geometria esférica deve-se a grandeza Fluência ser definida como o “número de partículas por unidade de área de uma seção esférica”, para eliminar a dependência do ângulo de incidência da radiação. Além de que, com a utilização de esferas, foi possível calcular simultaneamente o kerma no ar usando a Fluência e as seções de choque [Hubbell, 1964] [Hubbell, 1982] [Cullen et al., 1997], e assim ter um valor de referência para avaliar se o resultado de nossa simulação era compatível com o método tradicional de cálculo.

Simulamos também com o código GEANT4 o simulador cilíndrico (Figura 4-13), representando o pulso, sólido em Tecido-Equivalente e repleto de água com paredes de PMMA. Em ambos os casos, o diâmetro externo do cilindro tem 73 mm e o comprimento, 300 mm. Por outro lado, para o cilindro repleto de água a espessura da parede é de 2,5 mm e as tampas 10,0 mm, ambas em PMMA, conforme composição descrita na Tabela 4-1.

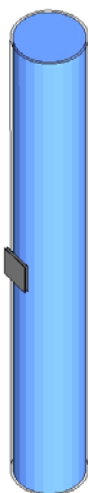


Figura 4-13: Imagem capturada da tela do computador durante a simulação com o GEANT4 do simulador cilíndrico em PMMA repleto de água sendo irradiado por um feixe de fótons de radiação X com o monitor de radiação fixo a sua superfície.

Para o cálculo do equivalente de dose $H_p(0,07;\alpha)$ no simulador de pulso, abandonamos a forma esférica utilizada anteriormente, pois seria necessário diminuir muito o diâmetro das esferas e aumentar muito o número de esferas para se obter boa estatística uma vez que este simulador é muito menor do que o simulador de tórax. Tal procedimento se mostrou inviável, pois o tempo de processamento e a memória utilizada do computador aumentaram muito devido ao grande número de objetos que foram incluídos na simulação. Utilizamos neste caso uma casca cilíndrica com 0,02 mm de espessura posicionadas a 0,09 mm de

distância da parede frontal do cilindro descrito acima. A distância 0,09 mm corresponde a profundidade especificada na definição do $H_p(0,07;\alpha)$ que é 0,07 mm adicionada da espessura da casca cilíndrica, 0,02 mm.

Quando na simulação empregamos os simuladores, o número de eventos iniciais para obter boa estatística dependia da qualidade do feixe de radiação e do tamanho do campo que deveria abranger todo o simulador. Por exemplo, para um feixe com filtração adicional de 4,0 mm de alumínio e 0,6 mm de cobre e 60 kV_p, utilizamos 1×10^8 eventos iniciais e um computador *AMD Athlon(tm)* com 1,67 GHz. O processo de simulação empregou 4 h para cada ângulo.

4.3.7. O kerma no ar

Avaliamos o equivalente de dose pessoal por duas maneiras: no primeiro método aproxima-se a dose absorvida pelo kerma, enquanto que no segundo método considera-se a dose absorvida. Em ambos os casos, o kerma no ar é obtido considerando-se um volume esférico com diâmetro igual a 1,0 cm, repleto de ar, irradiado por feixes de radiação X ou gama, exatamente na mesma posição em que se encontravam os simuladores/detectores no campo.

Calculamos o kerma no ar com a equação 4.3, considerando N o número de fótons que atravessaram a seção diametral da esfera e sofreram apenas uma interação dentro do volume de interesse. Nesta equação, E é a energia do fóton que atravessa a esfera, $\mu_{tr}(E)/\rho$ é o coeficiente mássico de transferência de energia (*mass energy-transfer coefficient*) por partículas não carregadas para as partículas carregadas do material (transferência de energia dos fótons para os elétrons do material) interpolado da tabela de Hubbell e Seltzer [1995], N é o número de fótons que atravessam a esfera sem depositar energia e A é a área da seção diametral da esfera. A unidade do coeficiente mássico de transferência de energia é o keV/g que é convertido para Gy.

$$K = \frac{N}{A} E \left(\frac{\mu_{tr}(E)}{\rho} \right) \quad (4.3)$$

A interpolação de valores dos coeficientes mássicos de transferência de energia é realizada com as equações 4-1.

Quando as esferas estão dentro do campo de radiação, longe de qualquer objeto (simulador ou parede), elas são atravessadas apenas por fótons do feixe primário de radiação incidente e na situação em que o feixe é monocromático, todos os valores de energia (E) e do coeficiente são iguais.

Os erros apresentados são de origem estatística não incluindo erros devido aos coeficientes de atenuação ou as seções de choque tabeladas.

5. Resultados Experimentais e Simulados

5.1. Qualidade da radiação

5.1.1. Camada Semi-Redutora (CSR)

A primeira e a segunda CSR foram obtidas a partir da atenuação da intensidade transmitida de feixes de radiação X ao atravessar absorvedores de alumínio ou cobre. Cada feixe foi produzido segundo especificações nas Tabelas 3-2, 3-3 e 3-4. A melhor função matemática que representa os pontos experimentais é dada por um somatório de duas exponenciais. A seleção dessa função é discutida no apêndice A em comparação à função sugerida por Archer et al. [1983], comumente empregada na literatura [Costa e Caldas, 2002].

Os valores simulados da primeira e da segunda CSR foram obtidos utilizando os espectros de Fluência (Figuras 5-6, 5-7 e 5-10) também simulados produzidos por um tubo de raios X Philips, MG 450, com as qualidades de radiação utilizadas nos experimentos. Inicialmente, transformamos o espectro de fluência $\Phi_E(E)$ para fótons de energia E em espectro de kerma no ar $dKa(E)/dE$ através da equação 5.1

$$\frac{dKa(E)}{dE} = \Phi_E E \frac{\mu_{tr}(E)}{\rho} \quad (5.1)$$

em que $\mu_{tr}(E)/\rho$ é o coeficiente mássico de transferência de energia no ar que no intervalo de energia utilizado nesse trabalho pode ser substituído, sem perda de informação, pelo coeficiente mássico de absorção de energia no ar $\mu_{en}(E)/\rho$ (*mass energy-absorption coefficient*) para feixes de radiação X monoenergética. Os valores dos coeficientes ($\mu_{en}(E)/\rho$) foram obtidos por interpolação com a expressão 4.1 dos coeficientes tabelados por Hubbell e Seltzer [1995]. Assim, a primeira camada semi-redutora pode ser calculada através da lei de atenuação exponencial da equação 5.2

$$\frac{dKa^*(E)}{dE} = \frac{dKa(E)}{dE} \exp\left[-\frac{\mu(E)}{\rho} \rho d\right] \quad (5.2)$$

em que $dKa(E)/dE$ é o espectro de kerma no ar antes de atravessar o filtro, $dKa^*(E)/dE$ é o espectro de kerma no ar depois de atravessar o filtro de espessura d , $\mu(E)/\rho$ é o coeficiente de atenuação de massa para feixe de radiação mono-energética, ρ é a densidade do material de que é feito o filtro, neste caso alumínio ou cobre. A espessura da primeira camada semi-redutora corresponde ao valor de d quando $dKa^*(E)/dE$ for igual à metade de $dKa(E)/dE$, integradas sobre os valores de energia. Assim, obtivemos os valores da primeira CSR por substituição dos valores de d na equação 5.2 até satisfazer a condição mencionada. Para o cálculo da segunda CSR repetimos o raciocínio, considerando que o acréscimo de um segundo filtro atenuará o espectro $dKa^*(E)/dE$ proveniente do primeiro procedimento até obtermos novamente a metade de $dKa(E)/dE$, integradas sobre os valores de energia. A incerteza na determinação da 1ª. e da 2ª. CSR com este procedimento é da ordem de 1%.

5.1.2. Camada Semi-Redutora dos espectros estreitos

Nas Tabelas 5-1 e 5-2 estão os resultados experimentais e simulados da primeira e da segunda CSR, respectivamente, relativas às qualidades de radiação dos espectros estreitos, cujos resultados são comparados nos gráficos da Figura 5-1 com aqueles recomendados em norma internacional [ISO 4037-1, 1996]. Note nas tabelas que não há resultados experimentais da 1ª. e da 2ª. CSR com qualidade de radiação N150 por não dispormos dos filtros de estanho na espessura especificada em norma. Nestas tabelas, o sinal negativo apenas identifica o resultado como sendo menor do que o valor de referência [ISO 4037-1, 1996].

De acordo com a Figura 5-1 percebe-se que os resultados experimentais da 1ª. e da 2ª. CSR são sistematicamente menores do que os valores de referência fornecidos na norma, com exceção apenas para a qualidade N60. A variação na diferença percentual entre eles é grande, desde 1,2% (N100) até 14,7% (N40) para 1ª. CSR e desde 0,5% (N80) até 13,2% (N60) para a 2ª. CSR. Considerando-se a hipótese de que a diferença observada entre os resultados experimentais e os de referência é dada pela combinação da pequena quantidade de pontos experimentais acrescida à questão dos filtros adicionais e absorvedores empregados no arranjo experimental não terem grau de pureza adequada (apenas os absorvedores de alumínio utilizados nos feixes N20, N25 e N30 são de melhor qualidade, com 99,98% de pureza), tecemos algumas conclusões que apresentaremos a seguir.

Tabela 5-1: Valores da **primeira CSR** obtidos experimentalmente e por simulação, em comparação com os resultados fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996] para feixes de radiação X com **espectro estreito**. O qui-quadrado reduzido X^2_{red} e o número de graus de liberdade (ν) são parâmetros referentes ao ajuste da função empregada para determinar a CSR.

Qualidade da radiação	Material da CSR	Primeira CSR (mm)			Diferença (%)		X^2_{red}	ν
		Experimental	GEANT4	ISO	Experimental	GEANT4		
N20	Al	0,300(4)	0,319	0,32	-6,7	0,0	0,86	15
N25	Al	0,584(9)	0,618	0,66	-13,0	-6,8	0,79	14
N30	Al	1,0477(9)	1,091	1,15	-9,8	-5,4	1,0	13
N40	Cu	0,0732(6)	0,080	0,084	-14,7	-4,9	0,66	3
N60	Cu	0,2450(20)	0,218	0,24	2,0	-10,2	1,0	6
N80	Cu	0,5600(7)	0,548	0,58	-3,6	-5,9	0,88	6
N100	Cu	1,097(17)	1,036	1,11	-1,2	-7,2	0,60	5
N120	Cu	1,6248(21)	1,638	1,71	-5,2	-4,4	0,83	13
N150	Cu	-	2,242	2,36	-	-5,2	-	-
N200	Cu	3,595(5)	3,868	3,99	-11,0	-3,2	0,67	20
N250	Cu	4,99(6)	5,085	5,19	-4,0	-2,1	0,72	24
N300	Cu	5,681(20)	5,978	6,12	-7,7	-2,4	0,91	17

Tabela 5-2: Valores da **segunda CSR** obtidos experimentalmente e por simulação, em comparação com os resultados fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996] para feixes de radiação X com **espectro estreito**. O qui-quadrado reduzido X^2_{red} e o número de graus de liberdade (ν) são parâmetros referentes ao ajuste da função empregada para determinar a CSR.

Qualidade da radiação	Material da CSR	Segunda CSR (mm)			Diferença (%)		X^2_{red}	ν
		Experimental	GEANT4	ISO	Experimental	GEANT4		
N20	Al	0,350(15)	0,364	0,37	-5,7	-1,6	0,86	15
N25	Al	0,68(3)	0,699	0,73	-7,6	-4,5	0,79	14
N30	Al	1,240(3)	1,213	1,30	-4,8	-7,1	1,0	13
N40	Cu	0,0890(16)	0,088	0,091	-2,3	-2,9	0,66	3
N60	Cu	0,300(4)	0,248	0,26	13,2	-4,9	1,0	6
N80	Cu	0,6170(13)	0,592	0,62	-0,5	-4,7	0,88	6
N100	Cu	1,10(4)	1,098	1,17	-6,6	-6,5	0,60	5
N120	Cu	1,711(5)	1,700	1,77	-3,4	-4,1	0,83	13
N150	Cu	-	2,349	2,47	-	-5,2	-	-
N200	Cu	3,634(22)	3,939	4,05	-11,4	-2,8	0,67	20
N250	Cu	5,15(20)	5,126	5,23	-1,5	-2,0	0,72	24
N300	Cu	5,73(5)	6,075	6,15	-7,3	-1,2	0,91	17

Cabe antes ressaltar que, exceto para as qualidades N20, N25 e N30, os absorvedores e filtros adicionais empregados são constituídos por um mesmo conjunto de placas de alumínio, cobre, chumbo e estanho discriminadas com nomes diferentes conforme o seu emprego no experimento. Quando é chamada de filtro adicional, a placa estará na saída do tubo de raios X (21 cm do ponto focal) enquanto que, quando chamada de absorvedor, a placa estará distante da saída do tubo, a 62 cm do ponto focal do tubo, conforme Figura 3-1.

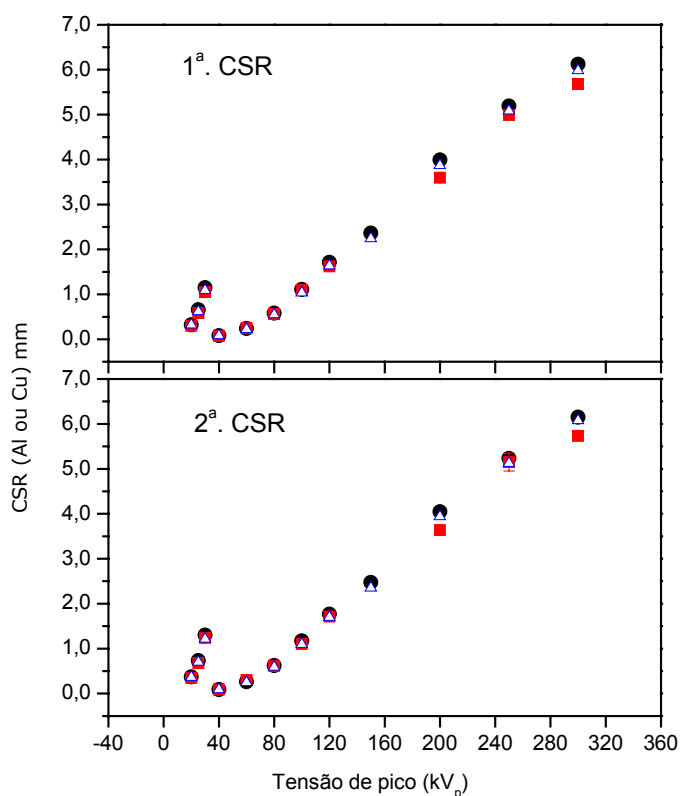


Figura 5-1: Resultados da primeira (figura superior) e da segunda (figura inferior) CSR's obtidos experimentalmente (■), por simulação com o código GEANT4 (△) e de referência [ISO 4037-1] (●) para espectros estreitos em função da tensão de pico.

Quanto à hipótese de ser pequena a quantidade de pontos experimentais, as Tabelas 5-1 e 5-2 apresentam, na última coluna, o número de graus de liberdade do ajuste da função A-4 (apêndice A) dada por um somatório de exponenciais, empregada na determinação da CSR. Observe nas tabelas que o número de graus de liberdade é estatisticamente pequeno no caso dos feixes N40, N60, N80 e N100

em relação aos demais valores. E, lembrando que cada ponto no gráfico corresponde ao acréscimo de um absorvedor, pode-se dizer que a quantidade de absorvedores de cobre de pequena espessura ($< 0,10$ mm) é insuficiente. Como exemplo, observe o valor da CSR obtida para a qualidade N60. Neste caso, o valor esperado da CSR na norma é de 0,084 mm de cobre enquanto que o absorvedor com menor espessura de que dispomos possui 0,198 mm. Isso significa que há poucos pontos experimentais distribuídos na região de interesse da função ajustada, ou seja, na região em que será determinada a CSR. Tal limitação experimental poderia comprometer o ajuste da função, pois é sabido que uma boa curva de atenuação da radiação incidente deve ter pontos experimentais em quantidade suficiente no início da função e ao redor das regiões em que se encontram as CSR's [Costa e Caldas, 2002]. Embora experimentalmente haja a necessidade de empregarmos maior número de absorvedores de cobre com pequena espessura na obtenção das CSR's, os resultados do X^2_{red} de cada ajuste indicam que a qualidade do ajuste é boa ($X^2_{\text{red}} \sim 1,0$), como indicado nas Tabelas 5-1 e 5-2.

Quanto à segunda parte da hipótese, é sabido que a presença de impurezas nos materiais, quando significativa, pode alterar sua densidade. Em decorrência disso, avaliamos experimentalmente a densidade dos filtros adicionais e dos absorvedores de cobre medindo a massa, com balança digital, e calculando o volume a partir de medições das dimensões (comprimento x altura x espessura). O valor médio da densidade experimental para os filtros/absorvedores foi de 9,18(7) g/cm³ para o cobre, 7,40(11) g/cm³ para o estanho, 11,563(7) g/cm³ para o chumbo e 2,758(3) g/cm³ para o alumínio. Dado que a densidade teórica fornecida pelo *NIST Laboratory* do cobre é igual a 8,96 g/cm³, a do estanho é 7,31 g/cm³, a do chumbo é 11,35 g/cm³ e a do alumínio 2,6989 g/cm³, a diferença percentual entre esses valores e os resultados experimentais é de 2,4%, 1,5%, 1,8% e 2,1%, respectivamente. Essa diferença pode ser explicada, embora não tenha sido quantificada, pela presença de impurezas nos materiais.

Na literatura existem referências abundantes sobre as modificações nas propriedades dos metais causadas pela presença de impurezas. As impurezas comumente encontradas no alumínio comercial, por exemplo, são o ferro e o silício, em maior ou menor grau, conforme o nível de pureza do material, seguido do manganês e magnésio enquanto que, a principal impureza presente no cobre é o chumbo com teores entre 0,8 e 1,2%. A presença de impurezas inclusive favorece o emprego do material em determinadas aplicações, como é o caso do chumbo presente no cobre. A presença desta impureza modifica a condutividade elétrica do material que, conjugada com a melhora da maleabilidade, favorece seu emprego na

fabricação de componentes elétricos. O estanho, por sua vez, freqüentemente contém traços de ferro que aumentam seu grau de dureza. Por outro lado, para o chumbo, a principal impureza presente é o carbono, cujo teor está entre 3,0% e 4,5% [Gomes, 1987].

As impurezas mencionadas acima são aquelas comumente encontradas no material puro, mas é importante destacar que a presença de impurezas também se relaciona com a região de extração do material. Sendo assim, o material ainda pode conter traços de outros materiais típicos de um determinado local. Isso explicaria, por exemplo, o fato do carbono (baixo número atômico, $Z = 12$) ser a impureza presente no chumbo e nem por isso a densidade obtida para o mesmo ser menor do que o valor tabelado.

Supondo que os filtros adicionais e os absorvedores empregados neste trabalho têm as impurezas mencionadas no parágrafo anterior em sua composição, estimamos o quanto seria a absorção de radiação pelo material puro (100%) e por uma mistura (99,5% de metal e 0,5% de impureza), presumindo ser o feixe de radiação mono-energética. As misturas consideradas foram: alumínio com impurezas de ferro (Al-Fe), cobre com chumbo (Cu-Pb), estanho com ferro (Sn-Fe), e chumbo com carbono (Pb-C).

Uma vez que os elementos de número atômico baixo ($Z < 15$) absorvem menor quantidade de radiação X quando comparado aos elementos de número atômico alto, à medida que o número atômico da impureza constituinte da mistura aumenta, maior é a influência desse material na absorção de radiação e conseqüentemente, menor seria a CSR determinada. A absorção da radiação está relacionada com a energia do feixe de radiação: quando se aumenta a energia efetiva de um feixe de radiação, diminui-se o número de fótons atenuados na espessura atravessada por ele. Nesse contexto, a combinação de materiais que forneceu maior diferença no valor da atenuação entre uma determinada espessura constituída por elemento puro e outra por mistura foi Cu-Pb. Então, supondo que o cobre empregado tenha pelo menos 99,5% de pureza, o que é típico em fios elétricos de boa qualidade, a diferença na CSR entre o material puro e a mistura, tomando a menor espessura do absorvedor como 0,021 cm e a maior 0,5 cm, para 20 keV foi estimada como sendo 6,9% e 82%, respectivamente; para 40 keV, 2,5% e 45%; para 80 keV, 0,68% e 15%; para 100 keV, 0,62% e 14% e para 200 keV, 0,10% e 2,5%. Essa estimativa reflete o comportamento esperado quando um feixe de radiação é mono-energético. Por outro lado, se o feixe de radiação é constituído por um espectro contínuo de energias, esse efeito é mais acentuado nos fótons de baixa energia, o que afeta os valores das CSR's de maneira menos significativa. Se o absorvedor tiver cerca de 0,2% de chumbo, a influência na determinação da CSR

dos feixes com espectros estreitos é da ordem de 1 a 2% para menos. Por outro lado, se o absorvedor tiver cerca de 0,5% de chumbo, a influência na determinação das mesmas CSR's é próxima de 5% para menos. Se houver outros elementos presentes com número atômico menor do que o chumbo, a influência é menor. Convém destacar aqui que, exceto para as três primeiras qualidades de radiação (N20, N25 e N30), todas as CSR's são obtidas em função do cobre, conforme indicado nas Tabelas 5-1 e 5-2, sofrendo os efeitos destacados acima. Finalmente, estimamos a influência da presença de impureza na determinação dos valores das CSR's sendo da ordem de 5 a 10%. Consideramos 10% quando a filtração e os absorvedores são de número atômico alto como é o caso dos feixes N200, N250 e N300 em que os absorvedores são de cobre e a filtração adicional é de chumbo e 5% para os demais. Dessa forma, confirma-se a hipótese inicial de que o baixo grau de pureza dos filtros adicionais (alumínio, cobre, chumbo e estanho) e dos absorvedores de cobre utilizados corrobora na diminuição dos valores da 1ª. e da 2ª. CSR dos feixes de radiação X com espectro contínuo.

Avaliando os resultados obtidos por simulação com o código GEANT4, que são apresentados nos gráficos superior e inferior da Figura 5-1 (Tabelas 5-1 e 5-2), podemos dizer que, em geral, as CSR's simuladas possuem valores superiores aos resultados experimentais. Os resultados simulados, ainda que mais próximos dos valores estabelecidos em norma, também são sistematicamente menores do que estes. As diferenças percentuais estão dentro do intervalo de 0,5% (N20) até 10,2% (N60) para a 1ª. CSR e de 1,2% (N300) até 7,1% (N30) para a 2ª. CSR. Esta diferença sistemática está correlacionada aos espectros de radiação X dos feixes gerados com o GEANT4.

Veremos adiante que os valores das energias médias de todos os espectros gerados na simulação, apesar de apresentarem diferenças bem pequenas, são sistematicamente menores que as indicadas na norma. Os espectros de radiação X são gerados a partir das interações de elétrons de alta energia com o ânodo do tubo. Quanto menor a energia do fóton gerado, maior é o número de interações que os elétrons podem sofrer para gerá-lo. Como o código de Monte Carlo utiliza valores de seções de choque que têm incertezas, quanto maior o número de interações envolvida num evento, maior será o erro no estado final do processo. Portanto, acreditamos que a maior contribuição do desvio sistemático nos resultados das CSR's simuladas tem origem no processo de geração do espectro de radiação X, e não nos processos de filtração dos fótons do feixe. Esta suposição encontra apoio nos trabalhos de Poon et al. [2005], que utilizaram o GEANT4 e apontaram algumas pequenas deficiências em relação às interações de elétrons com energias típicas das utilizadas neste trabalho.

Ainda que, do ponto de vista da comparação com valores da norma internacional [ISO 4037-1, 1996] alguns dos resultados experimentais e simulados obtidos (Tabelas 5-1 e 5-2) não sejam considerados bons, pois a diferença percentual máxima admitida na norma é de $\pm 5\%$, acreditamos que nossos resultados são confiáveis e que o nível de tolerância de $\pm 5\%$ imposto para todas as qualidades de radiação, independente do valor da energia efetiva do feixe, não refletem as condições reais da experimentação. A Tabela 5-3 compara as diferenças percentuais entre as 1^{as}. e 2^{as}. CSR's medidas com câmara de ionização no presente trabalho com o de outros autores em função dos valores recomendados na norma. Como a literatura sobre o tema é vasta, descartamos os autores que empregaram instrumentação diferente da nossa e optamos por aqueles que apresentavam resultados tanto para a primeira quanto para a segunda CSR dos feixes com espectros estreitos obtidas com metodologia similar à empregada neste trabalho: Ankerhold et al. [1999], Tomljenović et al. [1999] e *NIST Laboratory*.

Tabela 5-3: Diferença percentual entre valores **experimentais** da 1^a. e da 2^a. CSR dos feixes de radiação X com **espectro estreito** que foram obtidos por diferentes autores em comparação com a norma [ISO 4037-1, 1996].

Qualidade da radiação	Primeira CSR [(ISO – resultado)/ISO] x 100				Segunda CSR [(ISO – resultado)/ISO] x 100			
	Este trabalho (%)	Ankerhold et al. (%)	NIST (%)	Tomljenović et al. (%)	Este trabalho (%)	Ankerhold et al. (%)	NIST (%)	Tomljenović et al. (%)
N20	-6,7	10,4	1,2	-	-5,7	-3,6	-5,4	-
N25	-13,0		4,5	-	-7,4		4,2	-
N30	-9,8	2,5	0,3	-	-4,8	-10,2	6,9	-
N40	-14,8	1,3	-2,4	-	-2,2	-6,9	3,2	-
N60	2,0	-3,0	0,4	0,0	13,3	-11,6	4,1	-8,3
N80	-3,6	-	1,7		-0,5	-	0,0	
N100	-1,2	-	2,6	6,7	-6,4	-	5,6	-1,7
N120	-5,2	-	2,8		-3,4	-	3,8	
N200	-11,0	-	2,4	0,2	-11,4	-	3,6	0,2
N250	-4,0	-	2,8	1,3	-1,6	-	3,1	-0,4
N300	-7,7	-	0,8	3,8	-7,3	-	2,4	0,6

Na Tabela 5-3 o sinal negativo apenas identifica o resultado como sendo menor do que o valor de referência. Note que as diferenças percentuais obtidas neste trabalho são menores do que os valores da norma, enquanto que, para os demais autores o comportamento é oposto, o resultado, na maioria dos casos, é maior. Em contrapartida, os valores das diferenças percentuais obtidas neste

trabalho para a 2ª. CSR, em geral, estão com melhor concordância com a norma do que aqueles obtidos para a 1ª. CSR, comportamento que não se manifesta nos outros trabalhos. A partir desta tabela, pode-se ainda inferir que para os resultados deste trabalho, as qualidades de radiação N25 e N40 tiveram os piores resultados para a 1ª. CSR, estando 13,0% e 14,8% menores do que a norma, respectivamente. Por outro lado, para Ankerhold et al. [1999] e para Tomljenović et al. [1999] o pior resultado refere-se a N20 e N100 que são 10,4% e 6,7% maior do que a referência, respectivamente. Tais resultados encontrados por estes autores nos causam surpresa, pois é explícito nos trabalhos publicados que os absorvedores empregados têm alto grau de pureza (99,9%). Um aspecto coincidente relacionado aos resultados da 2ª. CSR é que tanto a nossa maior diferença, quanto as de Ankerhold et al. [1999] e as de Tomljenović et al. [1999] corresponde a qualidade N60. Os demais resultados da 2ª. CSR obtidos por nós, em geral, estão melhores se comparados com os de Ankerhold et al. [1999] e com os do *NIST Laboratory*.

A Tabela 5-4 apresenta a diferença percentual entre os valores das 1ªs. e das 2ªs. CSR's simulados com diferentes códigos computacionais e diferentes autores, em relação aos valores fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996] para feixes de radiação X com espectro estreito. Note na tabela, a ausência de resultados simulados da 2ª. CSR com os espectros em questão. Apenas um autor [Kharrati, 2004] apresenta estes resultados.

Tabela 5-4: Diferença percentual entre os valores **simulados** da 1ª. e da 2ª. CSR dos feixes de radiação X com **espectro estreito** que foram obtidos por diferentes autores em relação à norma [ISO 4037-1, 1996].

Qualidade da radiação	Primeira CSR (ISO – resultado)/ ISO x 100				Segunda CSR (ISO – resultado)/ ISSO x 100			
	GEANT4 (%)	Ankerhold et al. (%)	Kharrati (%)	Seelentag (%)	GEANT4 (%)	Ankerhold et al. (%)	Kharrati (%)	Seelentag (%)
N20	-0,5	8,0	-	-3,2	-1,6	-	-	-
N25	-6,8		-		-4,5	-	-	-
N30	-5,4	0,9	-	-2,7	-7,1	-	-	-
N40	-4,9	2,0	6,7	-3,7	-2,9	-	6,2	-
N60	-10,2	-1,7	0,0	-4,3	-4,9	-	3,7	-
N80	-5,9	-	0,0	-	-4,7	-	0,0	-
N100	-7,2	-	-0,9	-	-6,5	-	-0,9	-
N120	-4,4	-	-0,6	-	-4,1	-	0,0	-
N150	-5,2	-	-	-	-5,2	-	-	-
N200	-3,2	-	-	-	-2,8	-	-	-
N250	-2,1	-	-	-	-2,0	-	-	-
N300	-2,4	-	-	-	-1,2	-	-	-

Analisando os resultados da Tabela 5-4 pode-se dizer que houve boa concordância entre os valores apresentados e a norma para todas as CSR's. Nota-se inclusive, que tanto para nossa simulação (GEANT4) quanto para Ankerhold et al. [1999] em relação a norma, as diferenças entre os resultados simulados são menores do que os resultados experimentais.

5.1.3. Camadas Semi-Redutoras dos espectros largos

As Tabelas 5-5 e 5-6 apresentam as CSR's determinadas experimentalmente para os feixes de radiação X com espectro largo (Tabela 3-3). Verifica-se que as diferenças percentuais estão no intervalo de 6,1% (W110) a 2,3% (W80), e 11,4% (W110) a 4,8% (W250) para a 1ª. e a 2ª. CSR, respectivamente.

Tabela 5-5: Comparação entre os valores experimentais e simulados da **primeira CSR**, em milímetros de cobre, com os resultados fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996] para feixes de radiação X com **espectro largo**. O X^2_{red} e o número de graus de liberdade (ν) são parâmetros referentes ao ajuste da função empregada para determinar a CSR.

Qualidade da radiação	Primeira CSR (mm)			Diferença (%)		X^2_{red}	ν
	Experimental	GEANT4	ISO	Experimental	GEANT4		
W60	-	0,172	0,18	-	-4,5	-	-
W80	0,358(10)	0,330	0,35	2,3	-6,0	0,93	4
W110	0,905(14)	0,898	0,96	-6,1	-6,9	0,77	9
W150	1,805(15)	1,726	1,86	-3,1	-7,8	0,95	10
W200	3,166(23)	2,913	3,08	2,7	-5,7	1,2	6
W250	4,410(21)	4,083	4,22	4,3	-3,4	0,72	14
W300	-	5,008	5,20	-	-3,8	-	-

Tabela 5-6: Comparação entre os valores experimentais e simulados da **primeira CSR**, em milímetros de cobre, com os resultados fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996] para feixes de radiação X com **espectro estreito**. O X^2_{red} e o número de graus de liberdade (ν) são parâmetros referentes ao ajuste da função empregada para determinar a CSR.

Qualidade da radiação	Segunda CSR (mm)			Diferença (%)		X^2_{red}	ν
	Experimental	GEANT4	ISO	Experimental	GEANT4		
W60	-	0,205	0,21	-	-2,5	-	-
W80	0,425(18)	0,409	0,44	-3,4	-7,6	0,93	4
W110	1,00(11)	1,033	1,11	-11,4	-7,5	0,77	9
W150	2,00(5)	1,954	2,10	-5,3	-7,5	0,95	10
W200	3,23(7)	3,145	3,31	-2,5	-5,2	1,2	6
W250	4,62(15)	4,276	4,40	4,8	-2,9	0,72	14
W300	-	5,156	5,34	-	-3,6	-	-

Observando os resultados de forma geral, as diferenças percentuais estão menores do que às obtidas com as qualidades de radiação de espectro estreito. As qualidades dos ajustes mostram-se adequadas.

Percebe-se na Figura 5-2, em ambos os gráficos, que o comportamento é ligeiramente diferente do dos gráficos da Figura 5-1. Na Figura 5-2 há maior proximidade entre os resultados experimentais e os de referência e além disso, nota-se que para algumas qualidades de radiação o valor da CSR experimental é maior que o da norma, fato que não acontecia anteriormente. Isso é nítido na segunda coluna da Tabela 5-7, que apresenta as diferenças entre os resultados experimentais deste trabalho em relação aos valores de referência.

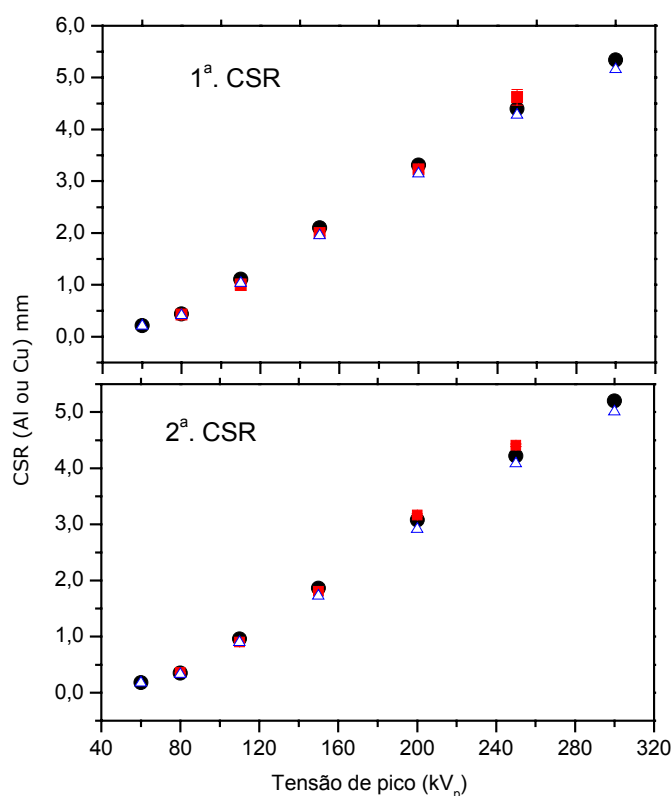


Figura 5-2: Resultados da primeira (figura superior) e da segunda (figura inferior) CSR's obtidos experimentalmente (■), por simulação com o código GEANT4 (△) e de referência [ISO 4037-1] (●) para espectros largos em função da tensão de pico.

Na Tabela 5-7 comparamos os resultados experimentais da 1ª CSR obtidos neste trabalho com os de Tomljenović et al. [1999], Seuntjens et al. [1987] e do *NIST Laboratory*. Já, os resultados da 2ª CSR são comparados apenas com os do *NIST Laboratory*, pois não foram encontrados resultados experimentais disponíveis na literatura. Os resultados da 1ª e da 2ª CSR na Tabela 5-7 mostram boa concordância entre este trabalho e os demais trabalhos. Note por exemplo, que

para a 1ª. CSR os nossos resultados experimentais apresentam melhor concordância com a norma do que os apresentados por Seuntjens et al. [1987] e Tomljenović et al. [1999].

Tabela 5-7: Diferenças entre as CSR's obtidas experimentalmente por diferentes autores em comparação com a norma [ISO 4037-1, 1996] para feixes de radiação X com **espectro largo**.

Qualidade da radiação	Primeira CSR [(ISO – resultado)/ ISO] x 100				Segunda CSR [(ISO – resultado)/ ISO] x 100	
	Este trabalho (%)	Tomljenović et al. (%)	Seuntjens et al. (%)	NIST (%)	Este trabalho (%)	NIST (%)
W60	-	5,3	-	0,0	-	-5,0
W80	2,3		-	-3,9	-3,4	0,0
W110	-6,1	3,0	-	1,0	-11,4	1,8
W150	-3,1	7,0	6,1	1,1	-5,3	1,4
W200	2,7	2,2	2,8	0,3	-2,5	1,2
W250	4,3	4,1	0,0	1,9	4,8	2,2
W300	-	0,0	-	0,6	-	0,7

Os resultados simulados das CSR's com o GEANT4 estão próximos dos resultados experimentais preservando, inclusive, o mesmo comportamento observado quando os feixes de radiação X tinham espectro estreito (ligeiramente menores do que o recomendado). Comparando os resultados simulados da 1ª. CSR com os valores de Seuntjens et al. [1987] na Tabela 5-8, único resultado encontrado na literatura para feixes de radiação X com espectro largo - ISO, observamos que o resultado apresentado por nós apresenta melhor concordância do que o do autor apenas para o feixe W80.

Tabela 5-8: Diferenças entre os valores **simulados** da 1ª. CSR de feixes de radiação X com **espectro largo** que foram obtidos neste trabalho e por Seuntjens et al. [1987] em relação aos valores fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996].

Qualidade da radiação	(ISO – resultado)/ISO x 100	
	GEANT4 (%)	Seuntjens et al. (%)
W60	-4,5	-
W80	-6,0	-8,6
W110	-6,9	-
W150	-7,8	-1,6
W200	-5,7	-0,3
W250	-3,4	1,2
W300	-3,8	-

5.1.4. Coeficientes de homogeneidade dos espectros estreitos e largos

O coeficiente de homogeneidade (h) é a razão entre a primeira e a segunda CSR. Este coeficiente representa a variação na uniformidade de um feixe de radiação X. Assim, para feixes de radiação X mono-energética é esperado que h seja igual a um ($h = 1,0$), pois neste caso a 1ª. CSR é igual a 2ª. CSR enquanto que, para os outros feixes de radiação X é esperado que a 2ª. CSR seja maior do que 1ª. CSR ($h < 1,0$).

Para as qualidades de radiação com espectros largo e estreito calculamos os coeficientes de homogeneidade e apresentamos os resultados nas Tabelas 5-9 e 5-10, respectivamente. Nas tabelas estão as diferenças percentuais entre os valores obtidos experimentalmente, por simulação e aqueles recomendados em norma. Nota-se que, tanto para espectros estreitos quanto largos, a diferença entre os coeficientes experimentais e os valores de referência é maior do que entre os coeficientes simulados e os valores de referência.

No gráfico 5-3 todos os resultados (experimentais e simulados) de h pertencem ao intervalo delimitado em norma internacional e que está em destaque na figura (linha pontilhada). Para espectros estreitos, h deve estar entre 0,75 e 1,0 enquanto que, para espectros largos o intervalo de h é de 0,67 a 0,98. É importante lembrar que no gráfico 5-3, a discrepância entre o resultado experimental de h das qualidades N40 e N60 e os demais valores deve-se aos valores obtidos previamente para a 1ª. e para a 2ª. CSR's e que foi discutida na seção anterior.

Tabela 5-9: Coeficientes de homogeneidade (h) determinados experimentalmente, por simulação e de referência [ISO 4037-1, 1996] para feixes de radiação X com **espectro largo**.

Qualidade da radiação	Coeficiente de homogeneidade (h)			Diferença percentual (%)	
	Experimental	GEANT4	ISO	Experimental	GEANT4
W60	-	0,850	0,857	-	-2,0
W80	0,842(42)	0,805	0,795	5,5	1,5
W110	0,905(97)	0,874	0,865	4,8	0,6
W150	0,903(23)	0,887	0,886	2,1	-0,3
W200	0,980(23)	0,924	0,931	5,1	-0,5
W250	0,955(32)	0,953	0,959	-0,6	-0,4
W300	-	0,971	0,974	-	-0,3

Tabela 5-10: Coeficientes de homogeneidade (h) determinados experimentalmente, por simulação e de referência [ISO 4037-1, 1996] para feixes de radiação X com espectro estreito.

Qualidade da radiação	Coeficiente de homogeneidade (h)			Diferença percentual (%)	
	Experimental	GEANT4	ISO	Experimental	GEANT4
N20	0,857(40)	0,874	0,865	-1,0	2,7
N25	0,881(40)	0,885	0,904	-5,0	-2,1
N30	0,839(21)	0,899	0,885	-4,7	1,8
N40	0,820(17)	0,906	0,923	-12,1	-1,5
N60	0,800(13)	0,878	0,923	-12,9	-4,9
N80	0,903(3)	0,925	0,935	-3,1	-0,4
N100	0,997(37)	0,943	0,949	5,1	-0,3
N120	0,947(3)	0,963	0,966	-1,7	-0,1
N200	0,989(6)	0,982	0,985	0,4	-0,2
N250	0,969(40)	0,992	0,992	-2,4	-0,3
N300	0,991(10)	0,984	0,995	-0,4	0,0

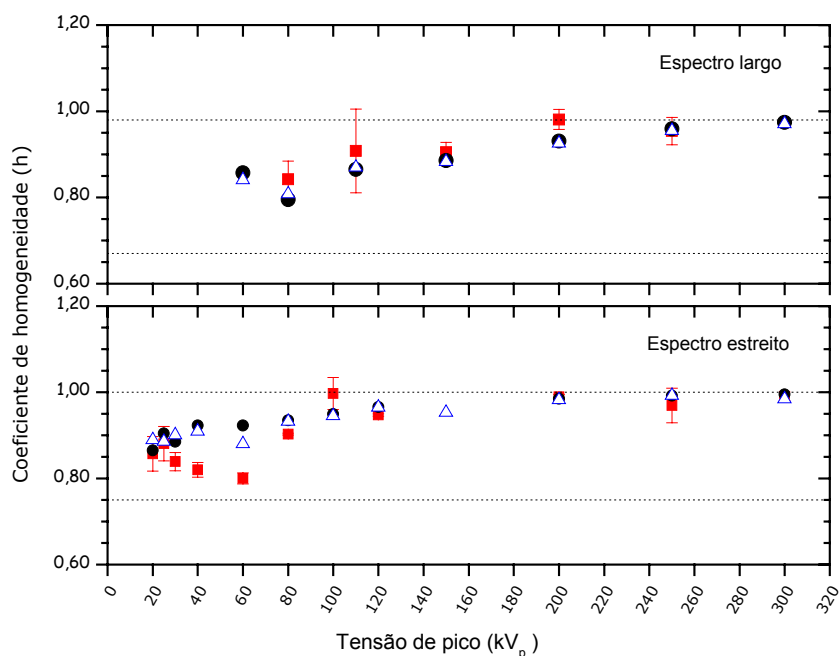


Figura 5-3: Coeficientes de homogeneidade (h) obtidos experimentalmente (■), por simulação (△) e de referência (●) [ISO 4037-1, 1996] para feixes de radiação X com espectro estreito (gráfico inferior) e com espectro largo (gráfico superior) em função da tensão de pico.

5.1.5. Características dos espectros largos empregados no Laboratório de Dosimetria

Os feixes de radiação X apresentados nesta seção não estão estabelecidos nas normas internacionais. Consideramos, então, como satisfatórios comparar os resultados das CSR e dos coeficientes de homogeneidade obtidos experimentalmente para estes feixes com os valores obtidos por simulação. É importante destacar, que estes feixes tem espectros largos e que isto os torna interessante para aplicações em dosimetria pois na prática, os usuários dos nossos monitores de radiação estarão sujeitos a estes tipos de feixes que nem sempre são paralelos entre si (aproximação de um campo alinhado e expandido, unidirecional).

As Tabelas 5-11 e 5-12 apresentam as CSR's determinadas experimentalmente para os feixes de radiação X com espectro largo implantados no Laboratório de Dosimetria. Na Figura 5-4 estão os resultados obtidos para a 1ª. e para a 2ª. CSR's simulados com o GEANT4 e determinadas experimentalmente e os coeficientes de homogeneidade para estes feixes encontram-se na Figura 5-5. Observe que, em todos os gráficos há boa concordância entre os resultados simulados e determinados no experimento.

Na Tabela 5-11 o número de graus de liberdade é pequeno para as qualidades de radiação W*1, W*2 e W*8. Isto deve-se ao pequeno número de absorvedores de cobre com pequena espessura (< 0,10 mm).

Tabela 5-11: Primeira e segunda CSR's determinadas **experimentalmente** para feixes de radiação X com espectro largo implantados no Laboratório de Dosimetria. O χ^2_{red} e o número de graus de liberdade (ν) são parâmetros referentes ao ajuste da função empregada para determinar as CSR's.

Qualidade da radiação	1ª. CSR (mm Cu)	2ª. CSR (mm Cu)	h	χ^2_{red}	ν
W*1	2,157(9)	3,336(38)	0,647(8)	0,88	6
W*2	4,089(17)	5,881(49)	0,695(6)	0,88	5
W*3	5,51(4)	8,28(17)	0,665(14)	0,56	9
W*4	0,576(3)	0,923(7)	0,624(6)	1,2	10
W*5	0,818(4)	1,378(18)	0,594(8)	1,2	16
W*6	1,616(7)	3,142(20)	0,514(4)	1,0	13
W*7	1,60(9)	2,09(21)	0,77(9)	1,1	12
W*8	2,159(12)	2,250(44)	0,960(20)	0,31	4
W*9	3,039(17)	3,611(39)	0,842(10)	1,1	15

Tabela 5-12: Primeira e segunda CSR's determinadas **por simulação** com o código GEANT4 dos feixes de radiação X com espectro largo implantados no Laboratório de Dosimetria. O X^2_{red} e o número de graus de liberdade (ν) são parâmetros referentes ao ajuste da função empregada para determinar as CSR's.

Qualidade da Radiação	1ª. CSR (mmCu)	2ª. CSR (mmCu)	h	Energia média (keV)	Resolução espectral (%)
W*1	2,007	3,143	0,639	44,83(3)	71
W*2	3,762	5,492	0,685	49,13(3)	80
W*3	5,021	7,611	0,660	58,39(3)	75
W*4	0,623	0,947	0,658	71,765(9)	55
W*5	0,858	1,428	0,601	80,946(11)	56
W*6	1,689	3,062	0,552	104,970(15)	56
W*7	1,572	2,065	0,761	99,22(4)	44
W*8	2,037	2,387	0,854	111,07(4)	63
W*9	2,882	3,417	0,843	133,84(4)	74

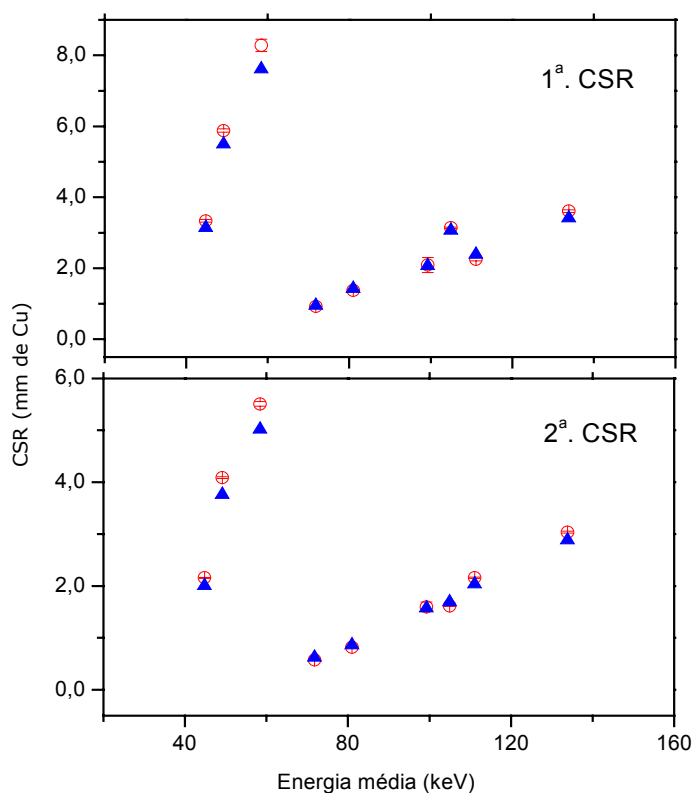


Figura 5-4: Resultados da primeira (figura superior) e da segunda (figura inferior) CSR's obtidos experimentalmente (○) e por simulação com o código GEANT4 (▲) para espectros largos implantados no Laboratório de Dosimetria em função da energia média.

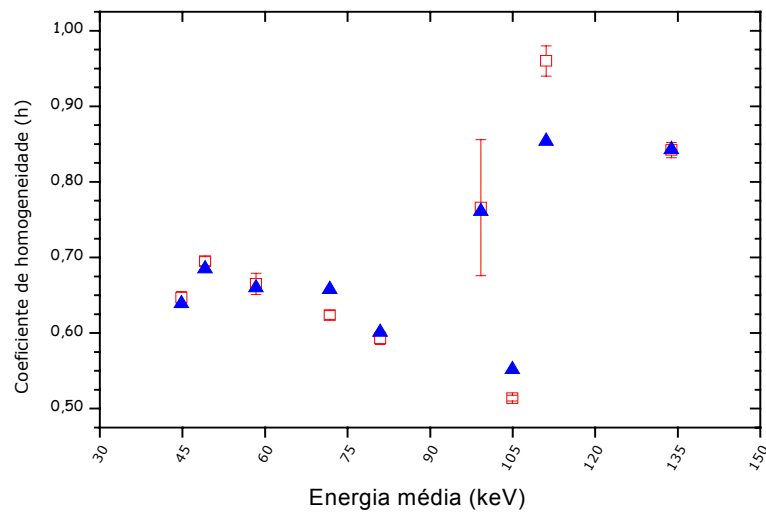


Figura 5-5: Coeficiente de homogeneidade h obtidos experimentalmente (□) e por simulação com o código GEANT4 (▲) para espectros largos implantados no Laboratório de Dosimetria em função da energia média.

5.1.6. Energia média e resolução espectral (espectros largos e estreitos)

Nas Tabelas 5-13 e 5-14 estão os resultados da energia média e da resolução espectral calculados com as equações 2.2 e 2.3 e os espectros estreitos (Figura 5-6) e largos (Figura 5-7) simulados com o código GEANT4, respectivamente. Os fenômenos físicos previstos (radiação de freamento e característica) podem ser observados nos espectros estreitos e largos da norma [ISO 4037-1, 1996] e nos espectros simulados. Note ainda que os espectros com qualidades N80 e N100 da Figura 5-6 e W80, W110 e W150 da Figura 5-7 apresentam as linhas características K_{α} e K_{β} do tungstênio, material do alvo, que são somente produzidos quando a tensão aplicada excede 70 kV (a energia de ligação do elétron da camada K do tungstênio é de 69,5 keV). Nos demais feixes com energia acima de 70 kV a intensa filtração adicional reduz a intensidade das linhas características, prevalecendo o espectro contínuo.

Tabela 5-13: Resultados da energia média e da resolução espectral obtidos por simulação com o código GEANT4 e de referência fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996] [ISO 4037-4, 2004] para feixes de radiação X com **espectro estreito**.

Qualidade da radiação	Energia média (keV)			Resolução espectral (%)		
	GEANT4	ISO	Diferença (%)	GEANT4	ISO	Diferença (%)
N20	15,866(3)	16,5	-4,0	33,4	34	-1,8
N25	19,893(4)	20,4	-2,5	33,7	33	2,1
N30	24,193(7)	24,7	-2,1	33,9	32	5,6
N40	32,755(11)	33	-0,7	30,2	30	0,7
N60	46,987(14)	48	-2,2	37,9	36	5,0
N80	63,994(21)	65	-1,6	32,3	32	0,9
N100	82,872(56)	83	-0,2	28,2	28	0,7
N120	99,282(56)	100	-0,7	28,0	27	3,6
N150	116,360(34)	118	-1,4	38,7	37	4,4
N200	163,05(12)	164	-0,6	29,9	30	-0,3
N250	206,81(21)	208	-0,6	26,8	28	-4,5
N300	249,39(31)	250	-0,2	27,2	27	0,7

Tabela 5-14: Resultados da energia média e da resolução espectral obtidos por simulação com o código GEANT4 e de referência fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996] [ISO 4037-4, 2004] para feixes de radiação X com **espectro largo**.

Qualidade da radiação	Energia média (keV)			Resolução espectral (%)		
	GEANT4	ISO	Diferença (%)	GEANT4	ISO	Diferença (%)
W60	44,117(7)	45	-2,0	46,7	48	-2,7
W80	55,499(7)	57	-2,6	51,5	55	-6,3
W110	77,869(22)	79	-1,4	49,8	51	-2,3
W150	102,55(4)	104	-1,4	55,0	56	-1,8
W200	134,97(5)	137	-1,5	53,8	57	-5,6
W250	170,34(5)	173	-1,5	54,9	56	-1,9
W300	204,42(10)	208	-1,7	57,5	57	0,9

Observando as Figuras 5-6 e 5-7 pode-se afirmar que, qualitativamente os espectros da norma e os simulados possuem o mesmo formato, entretanto, os espectros da norma são "lisos" enquanto os simulados não o são. Veja que, no primeiro caso, os espectros da norma são calculados através de uma função contínua enquanto que os espectros simulados foram gravados em canais com 0,25 keV de largura. Isto significa que, se aumentarmos o tamanho da largura do canal para 1 keV, por exemplo, o conteúdo de cada canal seria aproximadamente quatro vezes maior do que o valor atual, diminuindo a flutuação e tornando o aspecto dos espectros simulados um pouco mais liso. A flutuação estatística

também poderia ser diminuída com o aumento do número de eventos gerados, porém, o número de eventos deve ser escolhido levando-se em conta o tempo de processamento gasto pelo computador e a precisão nos resultados finais. Quanto maior a energia do feixe, maior é o número de elétrons e fótons gerados nas interações com os materiais, portanto maior o tempo de processamento por evento. Limitações no tempo de processamento foram determinantes para a escolha do número de eventos de cada espectro. Cabe ressaltar que testes realizados por nós mostraram que a baixa estatística (em comparação com os resultados da norma) referente ao número de eventos utilizados para gerar os espectros, não influencia os parâmetros que estamos calculando: energia média e resolução espectral.

A boa concordância entre os espectros simulados e os teóricos apresentados nas Figuras 5-6 e 5-7 é reafirmada nas Tabelas 5-13 e 5-14. Nestas tabelas constam os valores simulados com código GEANT4 e os de referência para energia média e da resolução espectral, respectivamente, dos espectros estreitos e largos bem como a diferença percentual entre eles. Para feixes de radiação X com espectro estreito, a diferença percentual entre os resultados da energia média deste trabalho e os de referência estão no intervalo entre 0,2% (N100) e 4,0% (N20) enquanto que, os resultados da resolução espectral estão entre 0,3% (N200) a 5,6% (N30). Para feixes com espectro largo a diferença percentual nos resultados da energia média está entre 1,4% (W110 e W150) e 2,6% (W80) e para resolução espectral está entre 0,9% (W300) e 6,3% (W80). Observe que os resultados simulados estão ligeiramente abaixo do valor de referência.

Na Figura 5-8 estão as diferenças entre os resultados simulados e os da norma da energia média e na Figura 5-9 os da resolução espectral. As incertezas nos valores da energia média são da ordem de 1% do valor absoluto enquanto que para a resolução espectral são da ordem de 3% (valor obtido através da repetição do processo de estimativa 10 vezes consecutivas).

Na Figura 5-8 há boa concordância entre os resultados de energia média obtidos por simulação com o código GEANT4 e os de referência. Em ambos os conjuntos de espectros (largo e estreito), nenhum dos valores da energia média ultrapassou o nível de tolerância dado em norma ($\pm 5\%$). Observa-se nestas figuras que todos os valores de energia média simulada estão abaixo do valor de referência [ISO 4037-1] [ISO 4037-3].

Quanto à resolução espectral cujos resultados (simulados e de referência) são comparados na Figura 5-9, nenhum dos valores obtidos ultrapassa os 15% recomendados pela norma internacional podendo-se considerar o resultado como satisfatório.

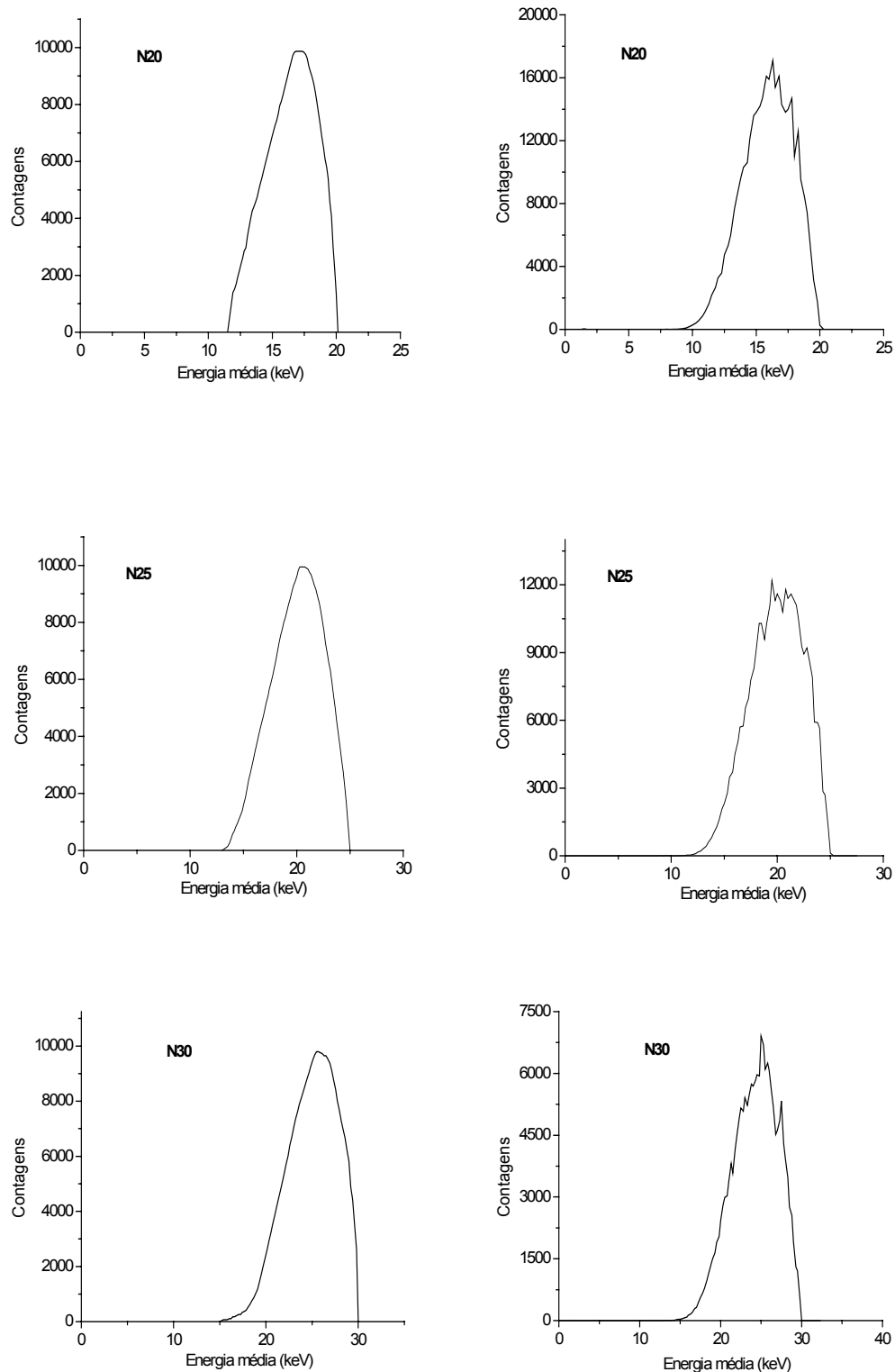


Figura 5-6: À direita estão os espectros de radiação X estreitos simulados com o código GEANT4 para qualidades de radiação N20, N25 e N30 e à esquerda os espectros fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996].

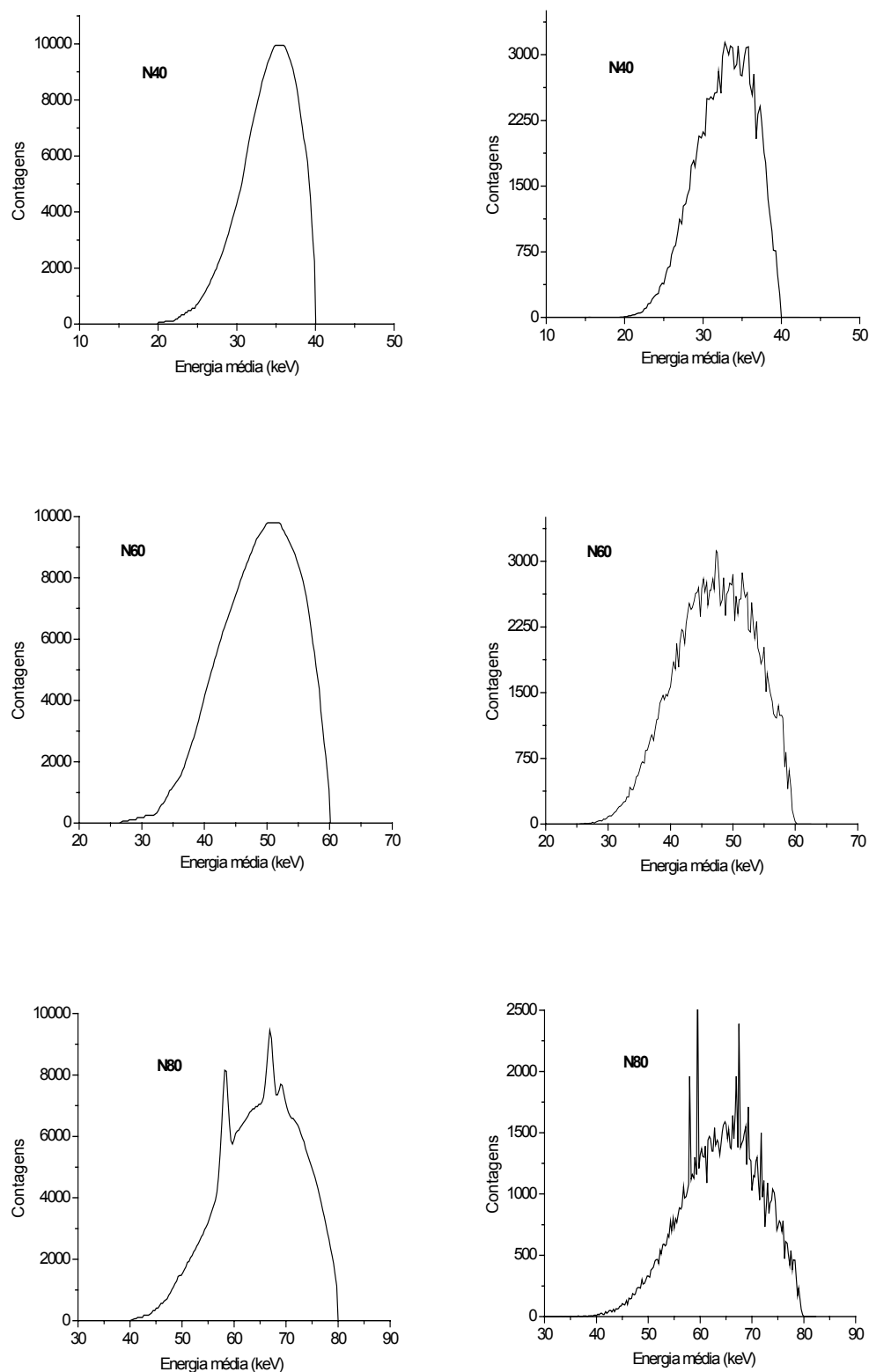


Figura 5-6 (continuação): À direita estão os espectros de radiação X estreitos simulados com o código GEANT4 para qualidades de radiação N40, N60 e N80 e à esquerda os espectros fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996].

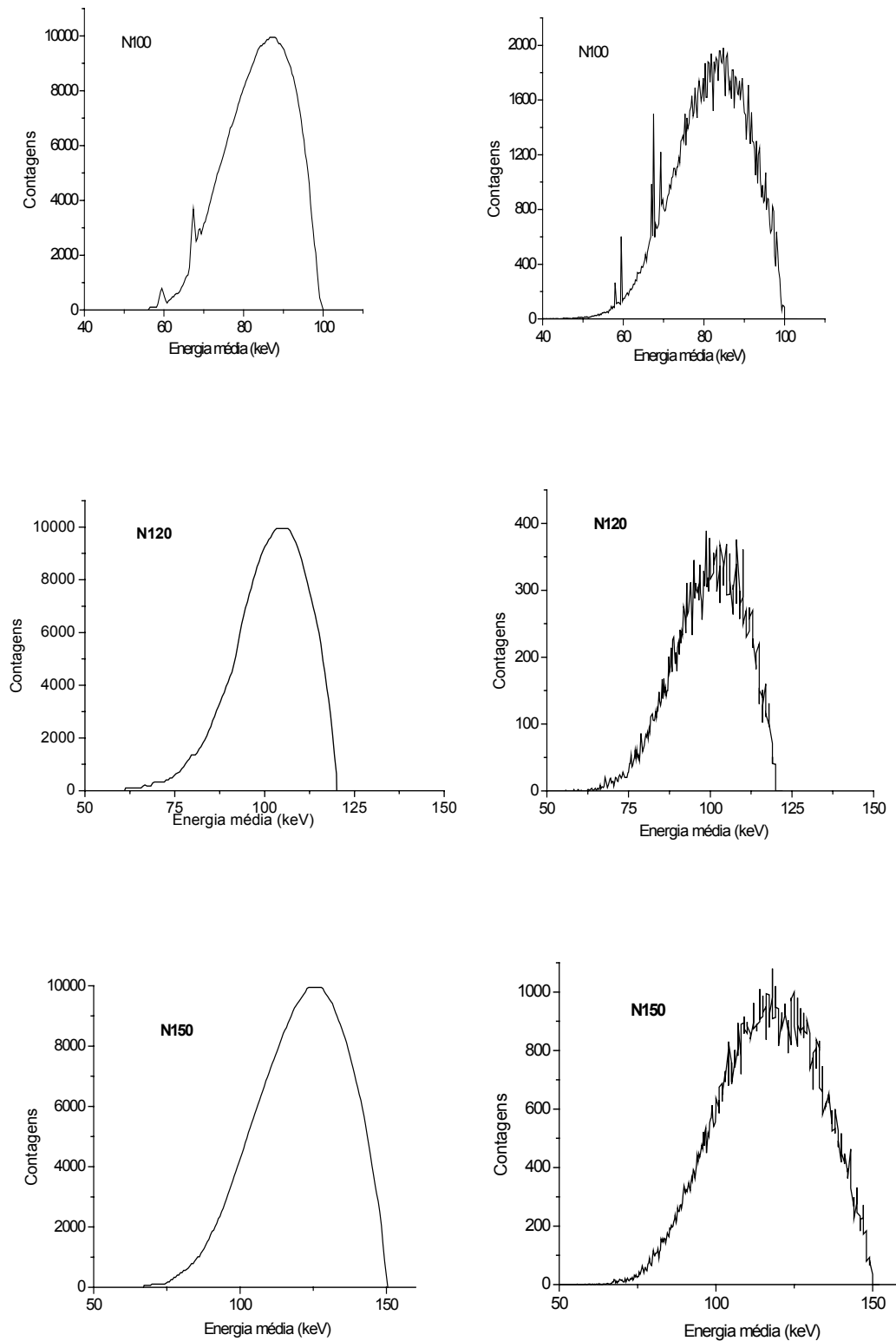


Figura 5-6 (continuação): À direita estão os espectros de radiação X estreitos simulados com o código GEANT4 para qualidades de radiação N100, N120 e N150 e à esquerda os espectros fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996].

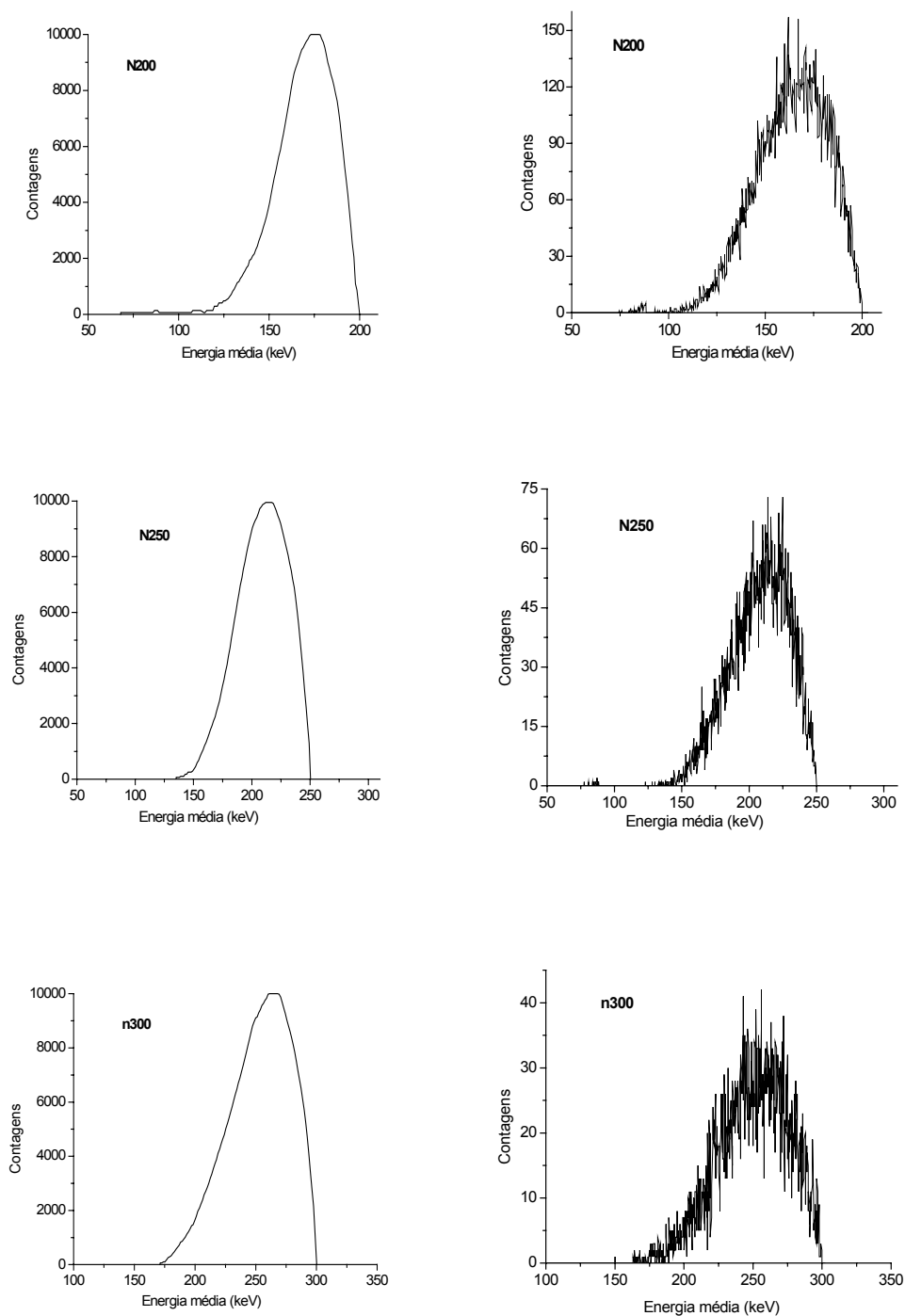


Figura 5-6 (continuação): À direita estão os espectros de radiação X estreitos simulados com o código GEANT4 para qualidades de radiação N200, N250 e N300 e à esquerda os espectros fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996].

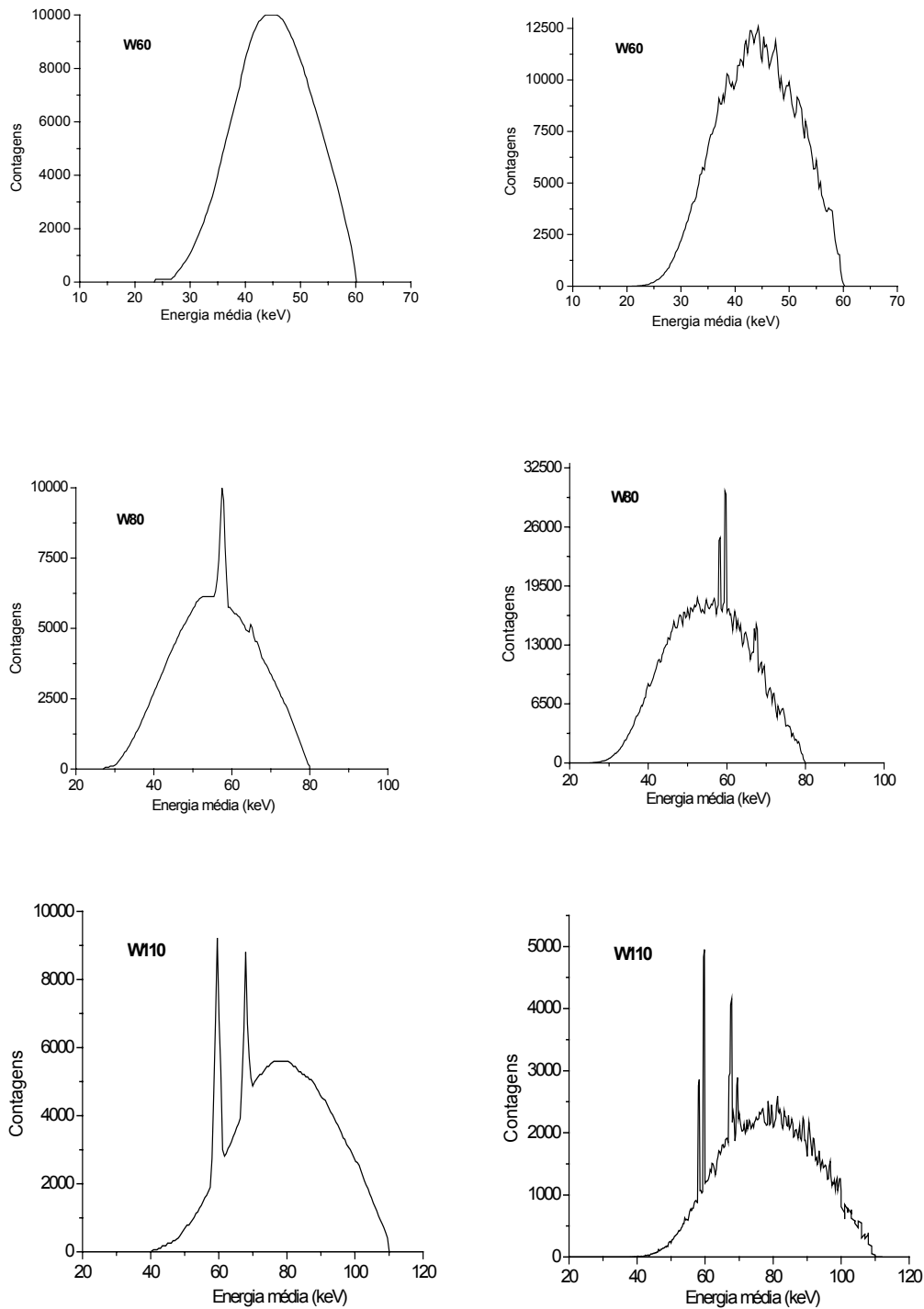


Figura 5-7: À direita estão os espectros de radiação X largos simulados com o código GEANT4 para qualidades de radiação W60, W80 e W110 e à esquerda os espectros fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996].

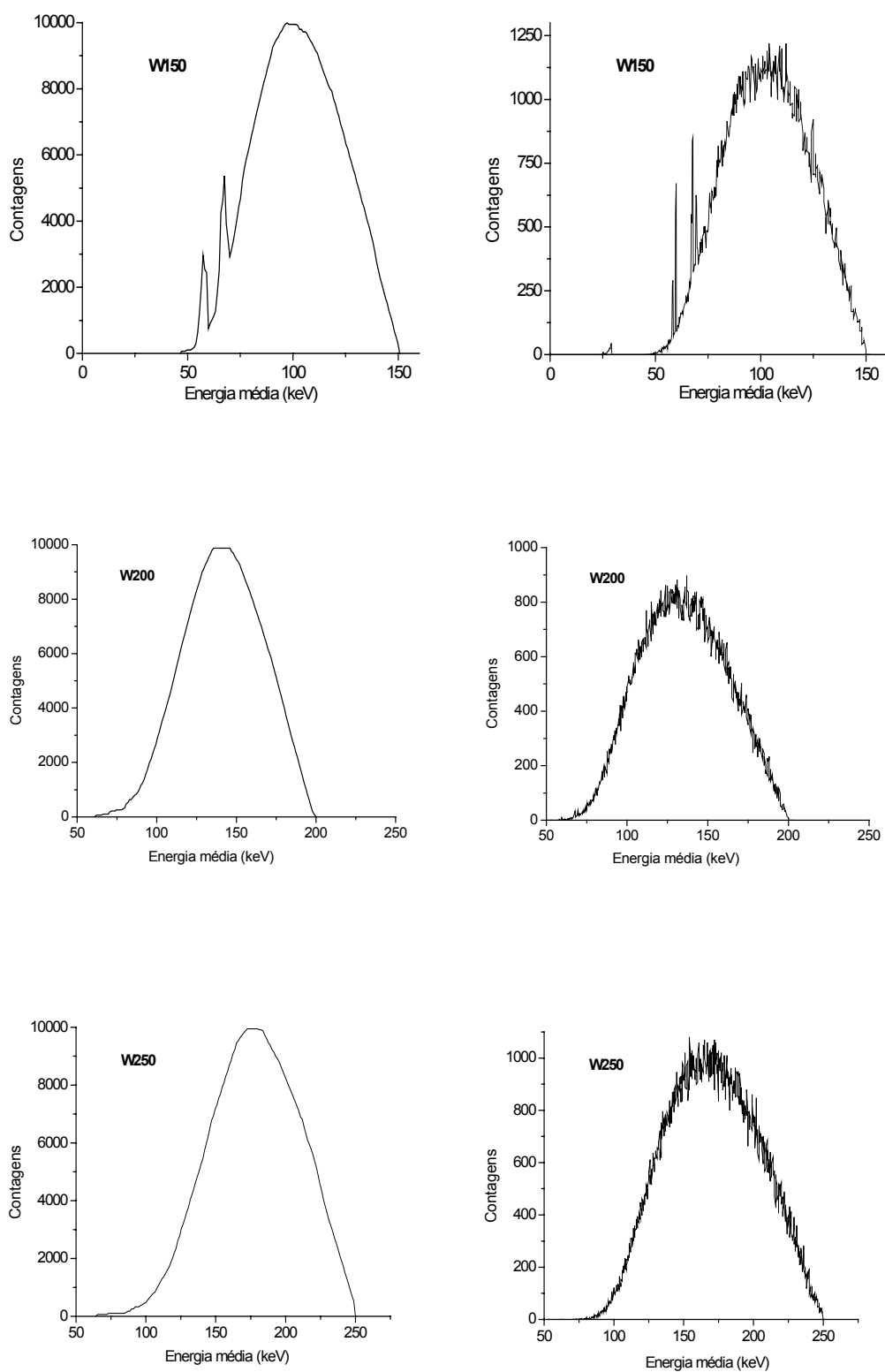


Figura 5-7 (continuação): À direita estão os espectros de radiação X largos simulados com o código GEANT4 para qualidades de radiação W150, W200 e W250 e à esquerda os espectros fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996].

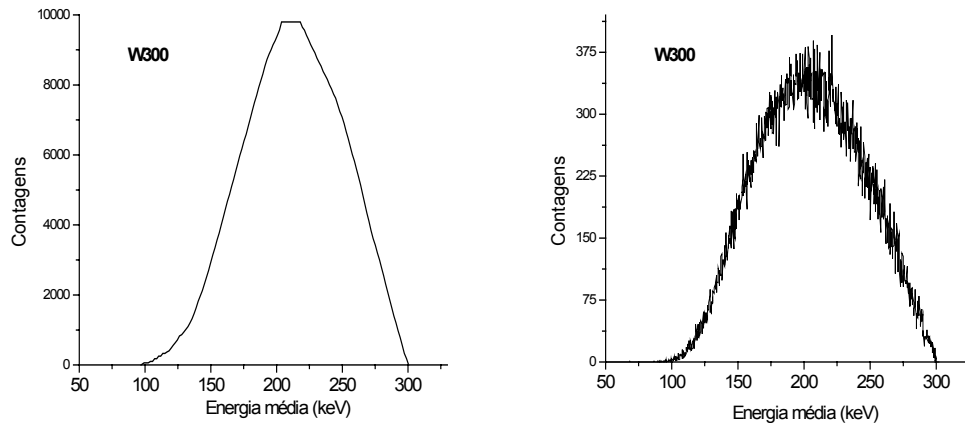


Figura 5-7 (continuação): À direita estão os espectros de radiação X largos simulados com o código GEANT4 para qualidades de radiação W300 e à esquerda os espectros fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996].

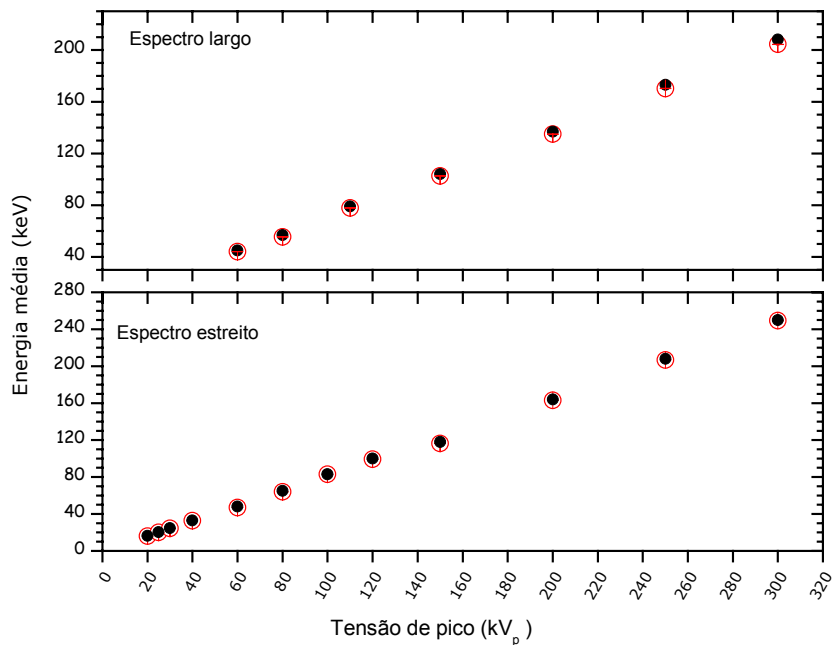


Figura 5-8: Energia média dos feixes de radiação X com espectro largo (figura superior) e estreitos (figura inferior) obtidos por simulação com o GEANT4 (○) e os de referência [ISO 4037-1, 1996] (●) em função da tensão de pico de cada feixe.

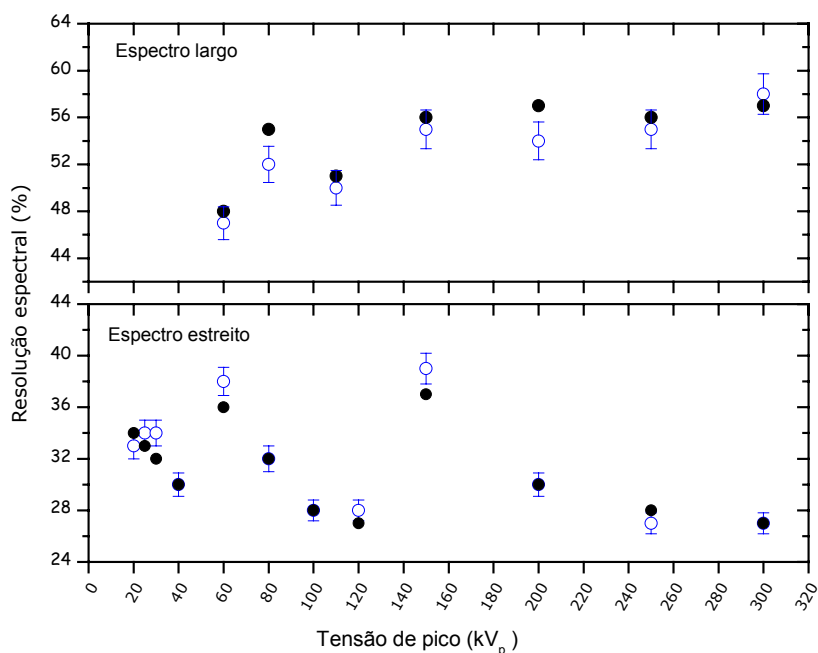


Figura 5-9: Resolução espectral dos feixes de radiação X com espectro largo (figura superior) e estreitos (figura inferior) obtidos por simulação com o GEANT4 (○) e os de referência [ISO 4037-1, 1996] (●) em função da tensão de pico de cada feixe.

A Tabela 5-15 apresenta os valores da energia média e da resolução dos feixes de radiação X com espectro largo implantados no Laboratório de Dosimetria, cujos espectros estão na Figura 5-10. Uma vez que os feixes não constam na norma não dispomos de resultados teóricos para compará-los. As incertezas nos valores da energia média são da ordem de 1% do valor absoluto enquanto que para a resolução espectral são da ordem de 3% (valor obtido através da repetição do processo de estimativa 10 vezes consecutivas).

Tabela 5-15: Valores de energia média e Resolução espectral simuladas com o código GEANT4 para feixes de radiação X implantados no Laboratório de Dosimetria [Guimarães, 2000].

Qualidade da radiação	Energia média (keV)	Resolução espectral (%)
W*1	44,831(28)	71
W*2	49,127(32)	80
W*3	71,765(9)	55
W*4	58,390(27)	75
W*5	99,216(40)	44
W*6	80,946(11)	56
W*7	111,073(35)	63
W*8	142,832(44)	70
W*9	104,970(15)	56

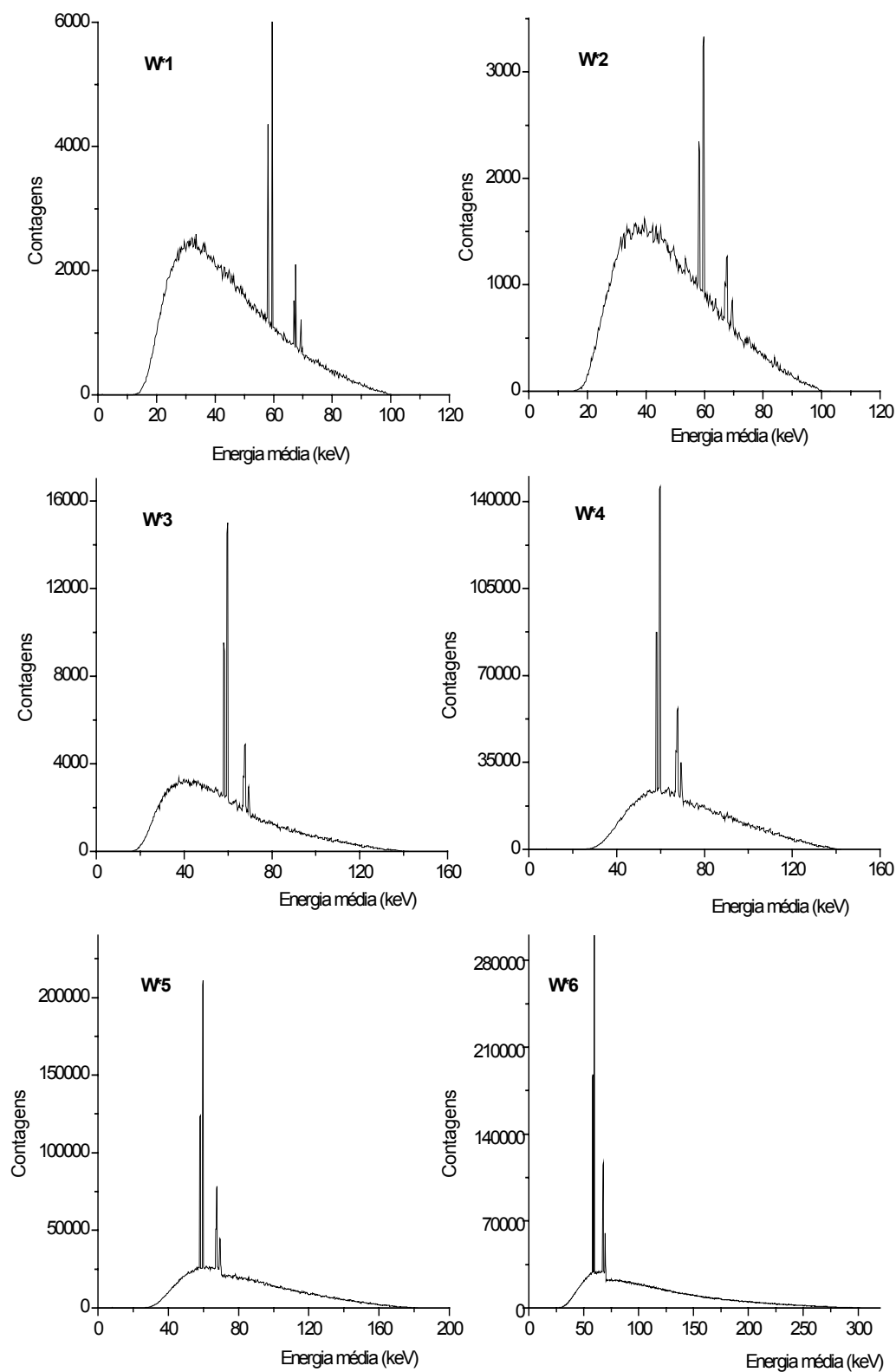


Figura 5-10: Espectros de radiação X simulados com o código GEANT4 para qualidades de radiação largos implantados no Laboratório de Dosimetria (W*1, W*2, W*3, W*4, W*5 e W*6).

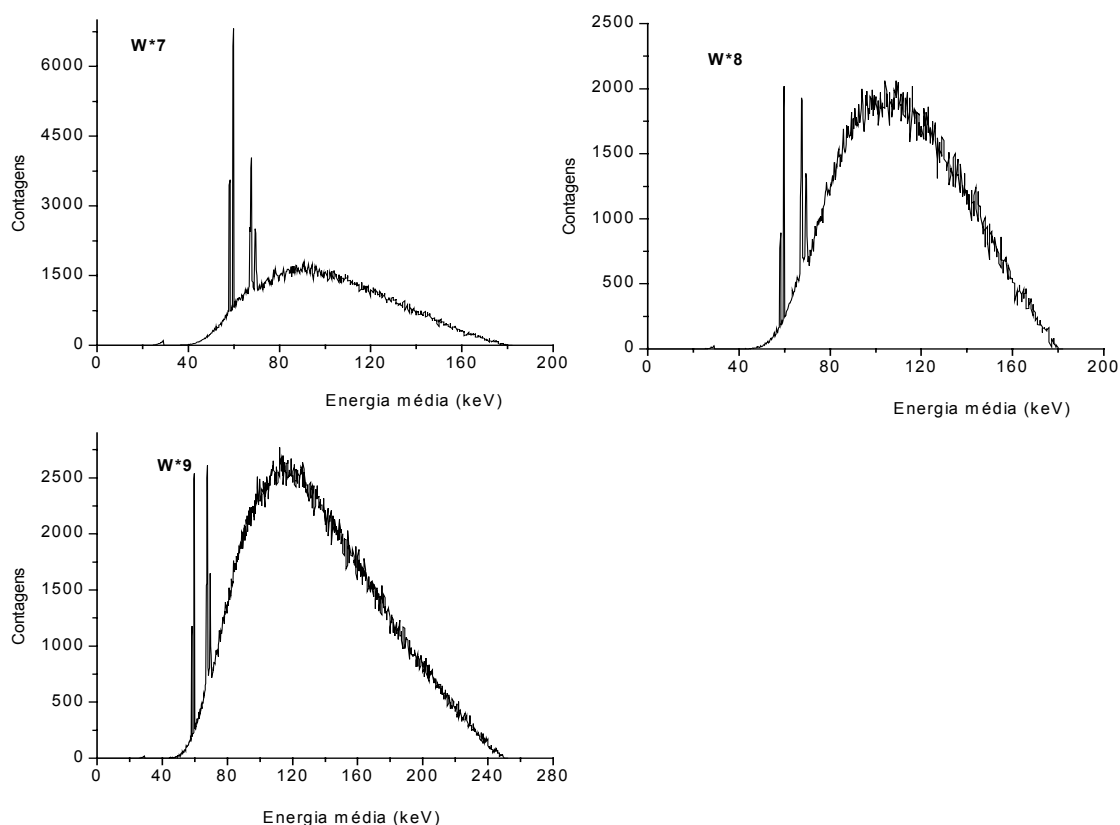


Figura 5-10 (continuação): Espectros de radiação X simulados com o código GEANT4 para qualidades de radiação largos implantados no Laboratório de Dosimetria (W*7, W*8 e W*9).

5.2.0 processo de refinamento da simulação com o Método de Monte Carlo

Ao longo deste trabalho, os programas foram sendo aperfeiçoados para tornar os elementos presentes na simulação mais próximos dos reais, sejam eles fontes de irradiação, detectores ou objetos simuladores. Nesta seção apresentamos o procedimento utilizado na implementação das modificações inseridas em cada programa. Esta discussão pretende exemplificar de maneira geral, os processos relacionados ao desenvolvimento de trabalhos que envolvem simulações de Monte Carlo. Pretende-se com isso, evidenciar a constante necessidade de refinamento nos modelos empregados durante as simulações, de forma que estes consigam descrever as características físicas relevantes de objetos reais.

5.2.1. Simulação dos monitores TL irradiados no ar

Simulamos a irradiação do monitor TL com feixes de radiação X com espectro estreito e largo para obter a dose absorvida nos detectores de TLD-100 e de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$. Durante a irradiação o monitor estava centrado no campo de radiação à distância de 218 cm da fonte de radiação em uma sala retangular repleta de ar. O monitor de radiação TL simulado é similar àquele empregado nos experimentos sendo constituído por quatro detectores: dois TLD-100 e duas pastilhas de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$. Detalhes quanto à composição e geometria dos monitores termoluminescentes simulados são descritos na seção 4.2.4.

Inicialmente consideramos a fonte de ^{137}Cs como sendo um emissor de espectro monocromático de linha com apenas uma energia (662 keV) enquanto que, o espectro do ^{60}Co é constituído por duas linhas (1173 keV e 1332 keV).

Os gráficos (superior e inferior) das Figuras 5-11 e 5-12 apresentam os resultados experimentais e simulados da razão entre a dose absorvida nos detectores sem filtro (JA) e com filtro de chumbo para a pastilha de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ ($\text{CaF}_2:\text{NaCl}(\text{JA})/\text{CaF}_2:\text{NaCl}(\text{Pb})$) e para o TLD-100 ($\text{TLD-100}(\text{JA})/\text{TLD-100}(\text{Pb})$), respectivamente. Nos gráficos, as respostas das razões entre os detectores estão normalizadas para a resposta do detector irradiado com ^{60}Co (energia média igual a 1250 keV). Os feixes de radiação X utilizados nas irradiações têm espectros estreito e largo [ISO 4037-1, 1996] [Guimarães, 2000].

Como se pode observar nas Figuras 5-11 e 5-12 a dose absorvida nos detectores envoltos na filtração de chumbo é aproximadamente zero quando eles são irradiados com feixes de radiação X com espectro estreito de baixa energia efetiva (< 45 keV). Isto faz com que não existam resultados nesta faixa de energia (gráfico inferior das Figuras 5-11 e 5-12) pois neste intervalo de energia, os fótons da radiação incidente praticamente não conseguem atravessar a espessura de 0,5 mm do filtro de Pb. Observe nos gráficos 5-11 e 5-12 (figura superior) que este comportamento não se repete nos detectores irradiados com feixes de radiação X com espectro largo na faixa de baixa energia (< 45 keV). Nesta situação, a dose absorvida nos detectores deve-se exclusivamente à contribuição de fótons de alta energia presente nestes espectros.

A Figura 5-13 apresenta os resultados simulados e experimentais da razão das doses absorvidas nos detectores de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ e TLD-100, ambos sem filtro denominado $\text{CaF}_2:\text{NaCl}(\text{JA})/\text{TLD-100}(\text{JA})$, irradiados no ar com feixes de radiação X com espectro estreito (figura inferior) e com feixes de radiação X com espectro largo (figura superior). Na Figura 5-14 constam as razões entre as doses

absorvidas nos detectores simulados sem filtro e com filtro $\text{CaF}_2:\text{NaCl}(\text{JA})/\text{CaF}_2:\text{NaCl}(\text{Pb})$, TLD-100(JA)/TLD-100(Pb) e $\text{CaF}_2:\text{NaCl}(\text{JA})/\text{TLD-100}(\text{JA})$ irradiados no ar com feixes de radiação X mono-energética. Note nesta figura que os gráficos das razões $\text{CaF}_2:\text{NaCl}(\text{JA})/\text{CaF}_2:\text{NaCl}(\text{Pb})$ e TLD-100(JA)/TLD-100(Pb) apresentam uma ruptura na continuidade da curva que não aparece no gráfico da razão entre os detectores sem filtro $\text{CaF}_2:\text{NaCl}(\text{JA})/\text{TLD-100}(\text{JA})$. Essa descontinuidade é devida à radiação característica que é produzida quando a tensão de pico (kV_p) entre os eletrodos do tubo de raios X excede a energia de ligação do elétron da camada K do chumbo que constitui o filtro dos detectores. No filtro de chumbo (Pb) os valores de $k_{\alpha 1}$ e $k_{\alpha 2}$ ocorrem para 74,96 keV e 84,92 keV, respectivamente.

Nas Figuras 5-11, 5-12 e 5-13 vemos que o comportamento da resposta obtida na simulação dos detectores TL's segue a mesma tendência dos resultados experimentais, entretanto, o acordo não é muito bom. Nota-se que existe certo distanciamento entre as curvas experimentais e simuladas, fato acentuado quando os detectores são irradiados com feixes de radiação X com espectro largo. Nas próximas seções discutimos algumas hipóteses que foram propostas inicialmente para explicar a origem das discrepâncias entre os resultados.

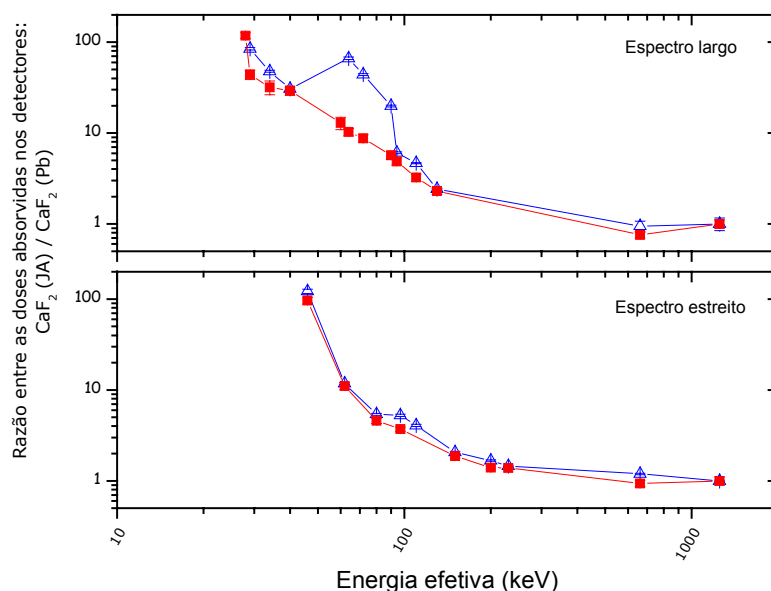


Figura 5-11: Razão das doses absorvidas experimentais (■) e simuladas (△) nos detectores de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ sem filtro (JA) e com filtro de chumbo (Pb), irradiados no ar com feixes de radiação X com espectro estreito (figura inferior) e com espectro largo (figura superior).

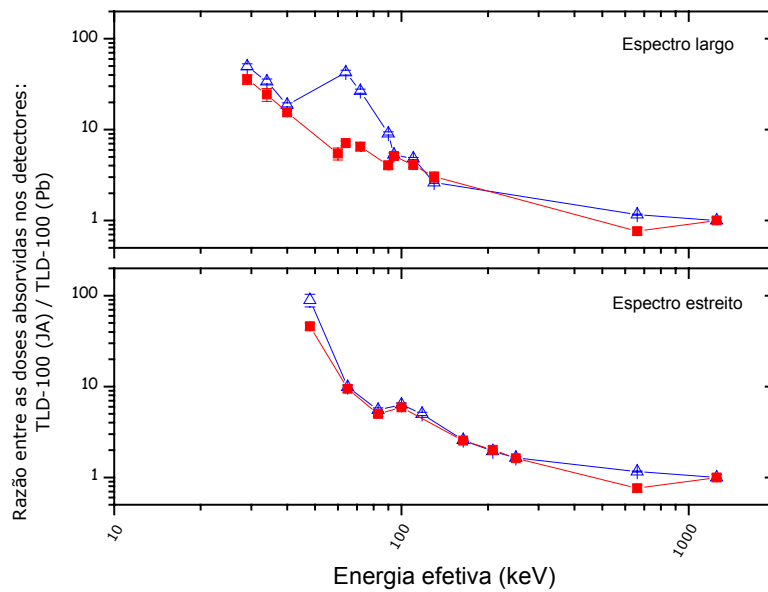


Figura 5-12: Razão das doses absorvidas experimentais (■) e simuladas (△) nos detectores de TLD-100 sem filtro (JA) e com filtro de chumbo (Pb), irradiados no ar com feixes de radiação X com espectro estreito (figura inferior) e com espectro largo (figura superior).

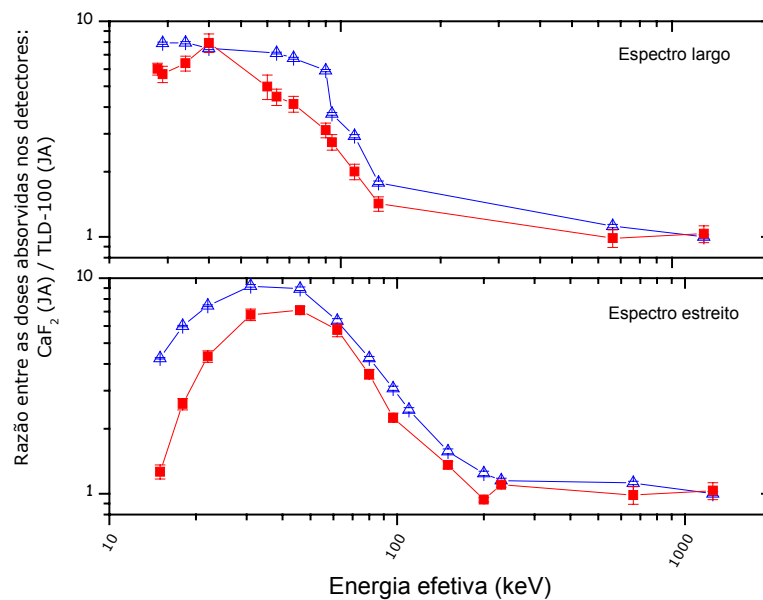


Figura 5-13: Razão das doses absorvidas, experimental (■) e simulada (△) nos detectores $\text{CaF}_2\text{:NaCl}$ sem filtro (JA) e TLD-100 sem filtro (JA) irradiados com feixes de radiação X com espectro estreito (figura inferior) e com espectro largo (figura superior).

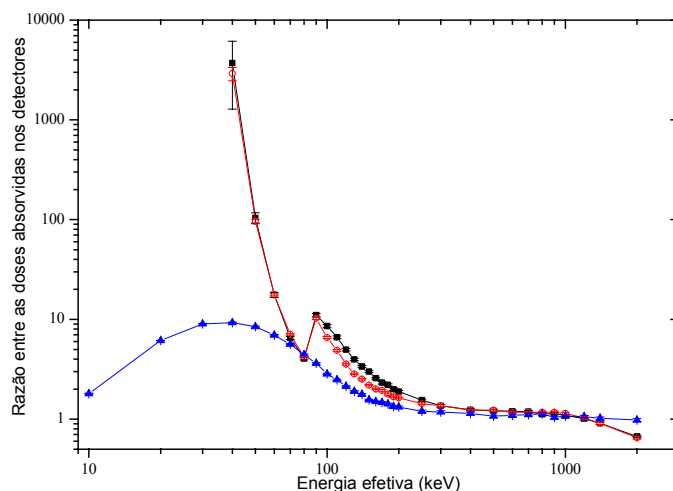


Figura 5-14: Razão das doses absorvidas simuladas nos detectores sem filtro (JA) e com filtro (Pb) de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ (JA)/ $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ (Pb) (■), TLD-100(JA)/TLD-100(Pb) (○) e $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ (JA)/TLD-100(JA) (▲) irradiados no ar com feixes de radiação X mono-energética.

5.2.2. A presença do aglutinante NaCl no detector de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$

É sugerido na literatura que a presença do aglutinante NaCl nos detectores compostos por $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ não afeta os resultados de altura de pico TL das pastilhas [Trzesniak, 1985]. Investigamos a veracidade dessa informação tomando 10 pastilhas de NaCl puro, confeccionadas exatamente como as pastilhas de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ (processo descrito no capítulo 4), e medindo sua altura de pico TL após irradiá-las. O conjunto de pastilhas de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ e de NaCl puro foi irradiado simultaneamente em feixe de radiação de ^{60}Co e dose absorvida de 5,14 mSv. Em seguida, dispendo do procedimento experimental descrito na seção 3.3 obtivemos as alturas de pico na leitora TL do Laboratório de Dosimetria com taxa de aquecimento de 0,5°C/s para ambas as pastilhas. Na Figura 5-15 sobrepomos a curva típica de intensidade TL (altura de pico) para pastilhas de NaCl puro e de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$. Na curva TL da pastilha de NaCl puro aparecem dois picos nas temperaturas 118(3)°C e 235(6)°C. É importante destacar que ambos os picos não coincidem com o pico dosimétrico da pastilha de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ (pico III) 335,5(10)°C e para o pico II a contribuição devido a intensidade TL do NaCl puro é ínfima, podendo ser considerada desprezível. Dessa maneira, podemos concluir que realmente não há influência significativa da intensidade TL relacionada à presença do aglutinante.

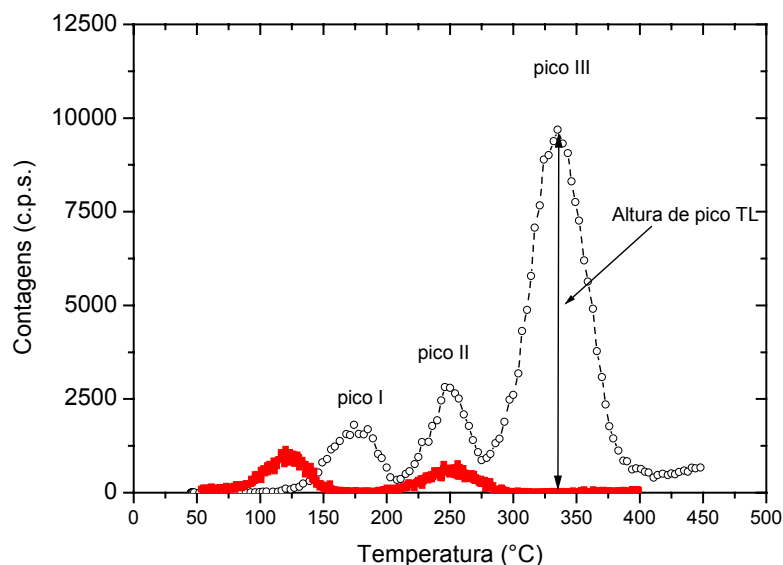


Figura 5-15: Intensidade TL (altura de pico) de pastilhas de NaCl puro (●) e de CaF₂:NaCl (○).

5.2.3. Efeitos na simulação da fonte de ⁶⁰Co

Quanto ao feixe de radiação γ , reavaliamos a simulação das fontes de ¹³⁷Cs e de ⁶⁰Co. A princípio, as linhas de emissão da fonte de ⁶⁰Co foram consideradas como duas linhas com energias 1173 keV e 1332 keV; entretanto a fonte está dentro de uma blindagem de chumbo com abertura para a passagem da radiação durante as irradiações. O sistema irradiador como um todo faz com que parte da radiação emitida seja espalhada, compondo com ela o feixe que irá incidir no detector. Uma vez que a normalização das curvas das respostas de dose absorvida entre detectores nas Figuras 5-11, 5-12 e 5-13 são em relação aos resultados do ⁶⁰Co, caso essa aproximação seja ruim, isto poderia causar o deslocamento de toda a curva obtida na simulação.

Tendo em vista a inviabilidade, neste trabalho, em simular toda a blindagem de chumbo de uma fonte de radioterapia de ⁶⁰Co ou de uma fonte de calibração de ¹³⁷Cs, buscamos na literatura espectros simulados para estes irradiadores empregando o método de Monte Carlo. Assim, utilizamos o espectro simulado da fonte de radioterapia de ⁶⁰Co de Mora et al. [1999] que consta na Figura 5-16. Nesse artigo, os autores simulam o feixe de radiação de ⁶⁰Co de uma unidade de radioterapia modelando a cápsula da fonte, a blindagem e o colimador através do Método de Monte Carlo utilizando o código EGS4. Dispensamos aqui, a discussão aprofundada sobre os parâmetros do processo de transporte de radiação e as

técnicas aplicadas nesta simulação que o artigo faz detalhadamente. Quanto à fonte de ^{137}Cs não encontramos referências na literatura; então, optamos por mantê-la como sendo um emissor de espectro monocromático de linha com apenas uma energia (662 keV).

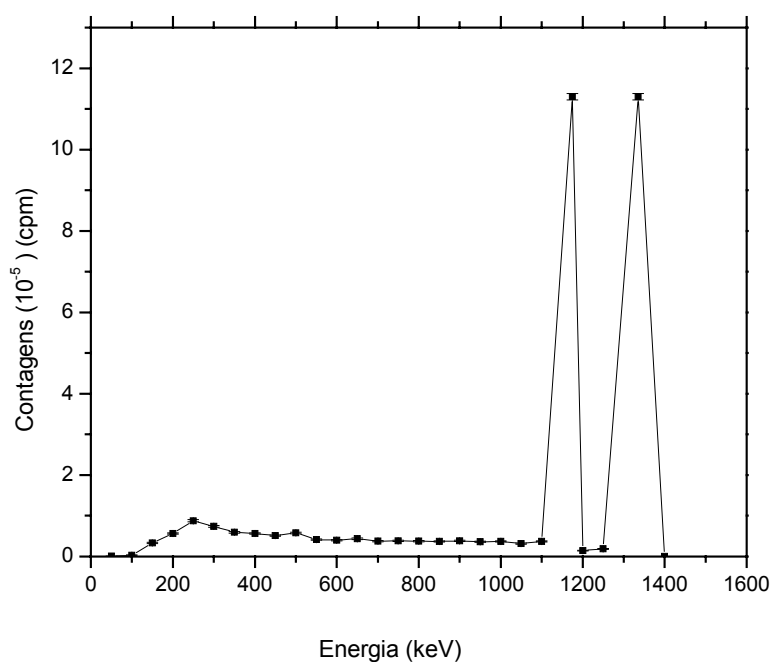


Figura 5-16: Espectro de radiação γ de uma fonte de radioterapia de ^{60}Co simulado com o código EGS4 [Mora et al., 1999].

5.2.4. A densidade experimental do $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$

Adotamos valores teóricos de densidade [Nist Laboratory] para os compostos NaCl , CaF_2 e LiF que compõem o monitor de radiação simulado. Todavia, conforme descrito no capítulo 4, os detectores experimentais de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ e de LiF são constituídos por pó, o primeiro sendo compactado a frio e o segundo prensado a quente, fato este que pode resultar em valores de densidade diferente daquela do cristal tabelado. Sendo assim, determinamos experimentalmente as densidades de cada detector e comparamos com o valor de referência.

A densidade de um corpo homogêneo²⁰ é definida pela equação 5.1 em que M é a massa do corpo e V o seu volume.

²⁰ Dizemos que um corpo é homogêneo quando sua densidade é constante, ou seja, ele tem as mesmas propriedades em todos os seus pontos.

$$\rho = \frac{M}{V} \quad (5.1)$$

A massa foi determinada diretamente com balança analítica e o volume calculado a partir das dimensões geométricas do sólido. Calculamos o valor da densidade de 10 pastilhas escolhidas aleatoriamente do lote empregado neste trabalho. Utilizamos para isso a equação 5.2 considerando o volume da pastilha como sendo um cilindro. Na equação 5.2, M corresponde a massa da pastilha, ϕ é o seu diâmetro e H sua espessura.

$$\rho = \frac{M}{V} = \frac{4 \cdot M}{\pi \cdot \phi^2 \cdot H} \quad (5.2)$$

A densidade média ($\rho_{\text{médio}}$) experimental obtida para as pastilhas é igual a 2,527(41) g/cm³.

Em vista dos detectores TLD-100 serem produzidos em larga escala pela empresa Bicron, o conjunto destes detectores apresenta-se mais uniforme do que o de pastilhas. Assim, selecionamos ao acaso 3 detectores TLD-100 do lote e repetimos o processo de medição aplicado às pastilhas. A densidade foi obtida com a equação 5.3 considerando o volume de um paralelepípedo com dimensões L_1 , L_2 e H.

$$\rho = \frac{M}{V} = \frac{M}{L_1 \cdot L_2 \cdot H} \quad (5.3)$$

A densidade média ($\rho_{\text{médio}}$) experimental obtida para os TLD-100 é igual a 2,662(36) g/cm³.

Para obter a densidade teórica da pastilha de CaF₂:NaCl determinamos inicialmente o volume de cada um dos seus materiais constituintes com as equações 5.4. Em ambas equações M_c representa a massa total da mistura CaF₂:NaCl na proporção 60:40, respectivamente.

$$V_{\text{CaF}_2} = \frac{M_{\text{CaF}_2}}{\rho_{\text{CaF}_2}} = \frac{0,6 \cdot M_c}{\rho_{\text{CaF}_2}} \quad \text{e} \quad V_{\text{NaCl}} = \frac{M_{\text{NaCl}}}{\rho_{\text{NaCl}}} = \frac{0,4 \cdot M_c}{\rho_{\text{NaCl}}} \quad (5.4)$$

A densidade teórica (ρ_c) do composto CaF₂:NaCl é calculada com a equação 5.5.

$$\rho_c = \frac{M_{\text{CaF}_2} + M_{\text{NaCl}}}{V_{\text{CaF}_2} + V_{\text{NaCl}}} = \frac{\rho_{\text{CaF}_2} \cdot \rho_{\text{NaCl}}}{0,6M_c \cdot \rho_{\text{NaCl}} + 0,4M_c \cdot \rho_{\text{CaF}_2}} \quad (5.5)$$

Obtivemos para a pastilha de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ a densidade teórica $\rho_{\text{CaF}_2:\text{NaCl}}$ igual a $2,681 \text{ g/cm}^3$. A densidade teórica do TLD-100 ρ_{TLD} extraída da literatura é igual a $2,675 \text{ g/cm}^3$ [Johns e Cunningham, 1983]. Comparando as densidades teóricas com as densidades experimentais obtidas anteriormente ($\rho_{\text{CaF}_2:\text{NaCl}} = 2,527(41) \text{ g/cm}^3$ e $\rho_{\text{TLD}} = 2,662(36) \text{ g/cm}^3$) observamos que para o TLD-100, os resultados teórico e experimental são compatíveis em até uma incerteza enquanto que, para o $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ não há compatibilidade entre os resultados. Cabe ressaltar que o valor nominal tabelado se refere à densidade de monocristais enquanto que os detectores de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ são compactados em pó.

Tendo em vista a incompatibilidade (diferença percentual de 6%) entre os resultados da densidade teórica e experimental do $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ acreditamos que esta diferença seja produzida durante o processo de empacotamento dos grãos que constituem a pastilha de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$. É muito difícil prever o comportamento granulométrico do NaCl e do $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ durante a compactação a frio da mistura uma vez que envolve partículas cuja morfologia (forma) nos é desconhecida. Há uma infinidade de combinações possíveis na disposição de partículas diferentes que podem alterar as propriedades de um empacotamento. A distribuição granulométrica do sistema está totalmente relacionada com o tamanho e o formato das partículas presentes na mistura. Como exemplo, vemos na Figura 5-17 o efeito da distribuição granulométrica sobre o empacotamento de partículas esféricas e com tamanhos diferentes. Note na figura (item b) que, em condições ideais, um sistema alcançaria máxima compactação se os espaços vazios existentes entre as partículas durante um empacotamento fossem preenchidos por partículas menores que os mesmos. Outro fator que diminui a compactação das partículas é o seu formato. Misturas com alta concentração de partículas não-esféricas destroem a estrutura do empacotamento aumentando a porosidade principalmente quando estas partículas são de tamanhos próximos.

Neste trabalho, otimizamos a compactação do sistema composto por partículas de CaF_2 e de NaCl controlando, com a utilização de peneiras, a distribuição granulométrica através da seleção prévia das partículas de CaF_2 e de NaCl com tamanhos discretos²¹ (diâmetros no intervalo de $75 \mu\text{m}$ a $177 \mu\text{m}$). Ainda assim, não é possível assegurar a condição ideal em que existam unicamente partículas esféricas na mistura, pois a produção da pastilha de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ inicia-se

²¹ Tamanhos discretos é a definição do conjunto de partículas pertencentes a uma estreita faixa granulométrica, como, por exemplo, entre duas malhas sucessivas de peneiras. [Pandolfelli et al., 2000].

com o processo de pulverização do cristal de CaF_2 em almofariz, ocasionando fricção entre partículas, que surge pelo contato das superfícies irregulares das partículas e a quebra ocorre obedecendo a planos naturais de clivagem.

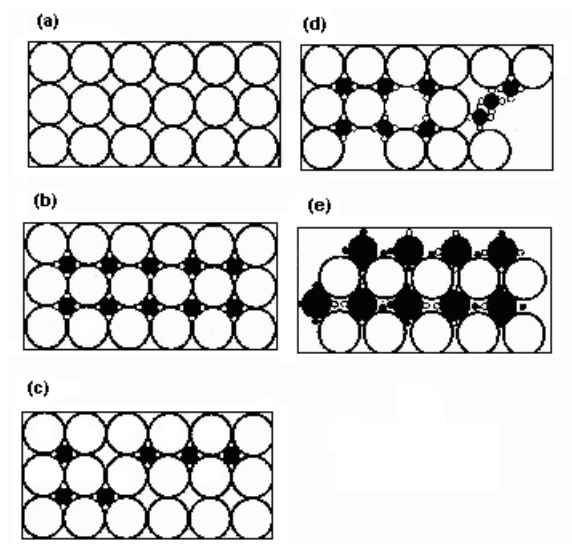


Figura 5-17: Efeito da quantidade e do tamanho das partículas na eficiência de empacotamento [Pandolfelli et al., 2000]: (a) sistema monodisperso; (b) máxima compactação teórica; (c) deficiência de partículas pequenas; (d) deficiência de partículas grandes; (e) distribuição inadequada de tamanhos de partículas.

Há ainda dois fatores que afetam o empacotamento de partículas: a porosidade interna da partícula e o “efeito de parede”. As partículas podem ter poro interno fechado, poro aberto ou ser totalmente densas conforme Figura 5-18. Vale destacar que não há na literatura regras definidas com exatidão para quantificar o efeito da morfologia das partículas sobre o empacotamento, sendo esse avaliado na maioria dos casos qualitativamente [Pandolfelli et al., 2000].

Em um bom empacotamento de partículas costuma-se destruir antes ou durante a etapa de conformação²² do sólido, as estruturas ocas ou porosas presentes entre os aglomerados de misturas ou mesmo dentro deles pois esse efeito pode comprometer a compactação da mistura e reduzir significativamente a resistência mecânica do corpo. Durante o preparo de CaF_2 e NaCl , eles foram aquecidos separadamente em forno a $400(5)^\circ\text{C}$ durante 30 minutos antes da compactação, processo que terminou por esfacelar os grãos, eliminando poros e água presentes no material.

²² Qualquer forma espacial que a molécula pode assumir, desde que não haja rompimento de suas ligações.

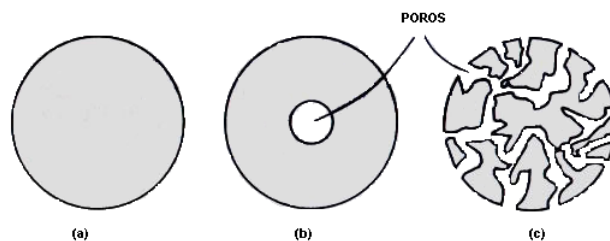


Figura 5-18: Representação das formas de poros que podem ocorrer internamente nas partículas [Pandolfelli et al., 2000]: (a) partícula densa; (b) partícula com poro interno fechado; (c) partícula com poros abertos.

Outro fator importante que altera a compactação de misturas é denominado “efeito parede”. Esse efeito faz com que no empacotamento de uma mistura a porosidade na região próxima à superfície das partículas maiores será maior que no restante do volume. Isto ocorre quando as partículas finas estão em contato com partículas grossas (diâmetro da partícula fina \ll diâmetro da partícula grossa) de forma que a partícula pequena “enxerga” a superfície de contato com a partícula maior, como se fosse plana (parede). Tal efeito é exercido pelas paredes do suporte dosador-pastilhador cilíndrico quando a mistura de $\text{CaF}_2\text{:NaCl}$ é prensada durante a fabricação da pastilha.

Em relação aos fatores apresentados e que afetam o empacotamento da mistura $\text{CaF}_2\text{:NaCl}$, acreditamos que a porosidade seja o fator que exerce maior influência no processo de compactação da pastilha. Assim, afirmamos que pastilhas de diâmetro igual, fabricadas com mesmo dosador-pastilhador (submetidas à mesma intensidade do “efeito parede”) mas constituídas de outro elemento químico deverão fornecer resultados menores que aqueles de referência. Essa afirmação baseia-se no fato de que a mistura $\text{CaF}_2\text{:NaCl}$ fornece densidade experimental 6% menor do que o valor de referência. Supomos neste caso, que a porosidade entre as partículas é a causa da diferença entre os resultados experimental e teórico e o processo de formação dos poros ocorra durante a prensagem das pastilhas. Para testar esta hipótese, determinamos experimentalmente a densidade de novas pastilhas de NaCl puro conforme metodologia empregada na pastilha de $\text{CaF}_2\text{:NaCl}$. Neste teste poderíamos empregar qualquer elemento puro o que faz com que a escolha do NaCl puro para confecção das novas pastilhas deve-se exclusivamente a disponibilidade do material no Laboratório. Poderíamos ter empregado o CaF_2 puro contudo esta escolha não seria razoável uma vez que é do nosso conhecimento a fragilidade de esfacelamento das pastilhas quando compactadas sem a presença de um aglutinante.

O resultado experimental obtido para a densidade do NaCl puro, é igual a 1,989(38) g/cm³. Na literatura a densidade teórica para o NaCl (monocristal) é igual a 2,17 g/cm³ que quando comparada com o resultado experimental excede o intervalo de confiança de 99,9% (distribuição gaussiana). Os resultados apresentam diferença percentual de 9%. Para explicar essa diferença, concluímos que no processo de empacotamento de partículas há redução no valor da densidade do material devido à alta porosidade do material (presença de ar).

De uma maneira geral, a pressão da compactação a frio (prensagem uniaxial) aplicada nas pastilhas de CaF₂:NaCl reduz o volume de porosidade intergranular provocando o deslocamento, a reordenação e mesmo a deformação plástica dos grânulos contudo não elimina o número de poros formados no material. Logo, o número de poros no material compactado é significativo o que reduz a densidade experimental da mistura. Por outro lado, na prensagem a quente, como é o caso do TLD-100, há redução do volume de porosidade não só intergranular como intragranular pois há deformação e reordenação das partículas através do processo de sinterização²³ o que faz com que a densidade experimental tenha valor aproximadamente igual ao da densidade de monocristal.

Analisando as densidades experimentais obtidas para a mistura CaF₂:NaCl e para o NaCl puro estimamos a colaboração do NaCl na diminuição da densidade da mistura em aproximadamente 4% enquanto, que o CaF₂ reduz 2%. A porcentagem maior ocorre para o NaCl devido a sua higroscopicidade natural. Assim, com base na discussão realizada nesta seção acerca do empacotamento de partículas, acrescentamos de 6% de ar na composição da pastilha simulada diretamente no programa principal do código GEANT4.

5.2.5. Deposição de energia nas pastilhas de CaF₂

Descartada a possibilidade da discrepância entre os resultados simulados e experimentais estar no procedimento experimental conforme foi discutido na seção 5.2.1, reavaliamos o procedimento de simulação do monitor de radiação revendo as aproximações aplicadas à modelagem do arranjo. Tendo em vista que o valor da dose no detector pode ser alterado dependendo da sua espessura e do tipo de material que o compõe, investigamos a uniformidade na deposição de energia dos fótons com energia entre 10 e 1250 keV em função da espessura do detector de

²³ Processo em que partículas sólidas se aglutinam devido ao aquecimento a uma temperatura inferior à de fusão, mas alta o suficiente que possibilite a difusão dos átomos entre suas redes cristalinas.

CaF₂:NaCl. Cabe ressaltar que o estudo foi realizado apenas para este detector pois é do nosso conhecimento que a resposta dos detectores TLD-100 é pouco dependente da energia dos fótons.

Quando um feixe de fótons com energia entre 10 e 1250 keV incide no detector de CaF₂:NaCl, a energia absorvida ao longo do detector pode variar com a espessura do mesmo. Esta variação é dependente da energia do feixe, da espessura do material, do tamanho do campo de irradiação e da distância fonte-detector.

Neste trabalho, o campo circular de irradiação tem diâmetro de 5,3 cm, tamanho suficiente para envolver o detector como um todo. A distância da fonte ao detector é de 218 cm. E, ambos os parâmetros mantiveram-se constantes para não influenciar o estudo da deposição da energia em função da espessura do detector.

A probabilidade de um fóton com dada energia ser absorvido ou espalhado ao atravessar o detector é dada pelo valor das seções de choque do material que o constitui. A equação 5-6 representa a intensidade (I) do feixe de radiação e seu decréscimo exponencial à medida que a espessura do detector aumenta. Na equação 5-6, I₀ é a intensidade inicial do feixe de radiação, σ é a seção de choque total, ρ é a densidade do material, x é a espessura de material atravessado pelo feixe de radiação incidente e o produto σρ é o coeficiente de atenuação μ.

$$I = I_0 \cdot e^{-\sigma\rho x} = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x} \quad (5.6)$$

À medida que os fótons penetram no detector ocorrem interações fotoelétricas, espalhamento Compton entre outras interações, em que elétrons com energia cinética são ejetados dos átomos que constituem o meio. Estes elétrons em movimento depositam energia ao longo de sua trajetória, distanciando-se cada vez mais do seu lugar de origem quanto maior for sua energia inicial. Isto faz com que a fluência dos fótons (proporcional a I₀) diminua com o aumento da profundidade do detector, pois a maior parte dos fótons interage próximo à superfície do detector. Tendo o detector um volume pequeno o bastante para não perturbar o fluxo das partículas carregadas (condições de Bragg-Gray) espera-se que a distribuição de dose ao longo de sua espessura seja uniforme. Entretanto, quando a energia dos fótons é baixa, mesmo espessuras pequenas podem atenuar bastante a fluência de fótons, produzindo doses absorvidas muito maiores próximo à superfície voltada para a fonte de irradiação do que no lado oposto do detector.

Para estudar o efeito da deposição de energia no detector de CaF₂:NaCl em função da espessura, dividimos a pastilha cilíndrica em 10 fatias (camadas) iguais com 84,5 μm de espessura. Os resultados desta simulação, normalizados para o

resultado da energia depositada na primeira camada da pastilha, estão nas Figuras 5-19 e 5-20. Na Figura 5-19 estão os resultados da deposição de energia na pastilha de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ sem filtro (JA) irradiada com feixes de radiação X de baixa energia efetiva (< 45 keV). Empregamos as qualidades de radiação X N20, N25, N30 e N40. Nesta faixa de energia não é possível avaliar a energia depositada no detector de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ com filtro de 0,5 mm de chumbo, pois os fótons incidentes depositam praticamente toda a sua energia no chumbo. A Figura 5-20 (gráfico inferior) apresenta os resultados da deposição de energia para a pastilha de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ sem filtro (JA) irradiada com feixes de radiação X de energia efetiva maior que 45 keV (N60, N80, N100, N120, N150, N200, N250 e N300). A Figura 5-20 (gráfico superior) apresenta os resultados da deposição de energia para o detector que está envolto com um filtro de chumbo irradiado com as mesmas qualidades de radiação X.

Como se vê na Figura 5-19, os resultados indicam que a deposição de energia é maior nas primeiras camadas quanto menor for a energia do feixe de radiação incidente, decrescendo exponencialmente (equação 5.6) com a espessura. Para feixes de radiação incidente com energia alta, tanto nas pastilhas com filtro Pb quanto nas pastilhas sem filtro, a deposição de energia no detector é praticamente uniforme (Figura 5-20).

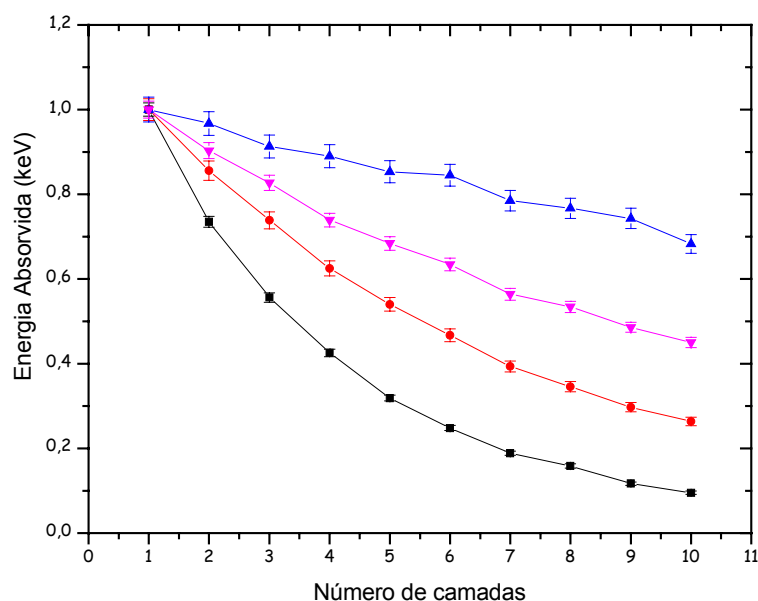


Figura 5-19: Energia absorvida nas camadas da pastilha de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ irradiadas com os feixes de radiação X N20 (■), N25 (●), N30 (▼) e N40 (▲). Cada camada tem espessura de 84,5 μm .

Durante o procedimento experimental, a leitura das alturas de pico das pastilhas foi sempre realizada mantendo-se a face do detector em que a radiação incidiu em contato com a liga de platina no aparelho leitor TL. Segundo o modelo de termoluminescência (seção 2.4) o aquecimento do material TL provoca emissão de luz pelo detector TL que atravessará toda a espessura do detector e um filtro óptico até atingir o fotocátodo de uma fotomultiplicadora onde será detectada. Uma vez que o detector de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ não é transparente à luz produzida, parte dessa energia será perdida dentro do próprio detector não alcançando a fotomultiplicadora. Logo, isso faz com que a dose absorvida obtida experimentalmente seja menor do que a dose simulada. Esse efeito de absorção de luz associado à distribuição não-homogênea de energia ao longo da espessura da pastilha pode explicar parte da superestimativa na simulação da dose absorvida fornecida por este detector, evidente nos gráficos das Figuras 5-11, 5-12 e 5-13.

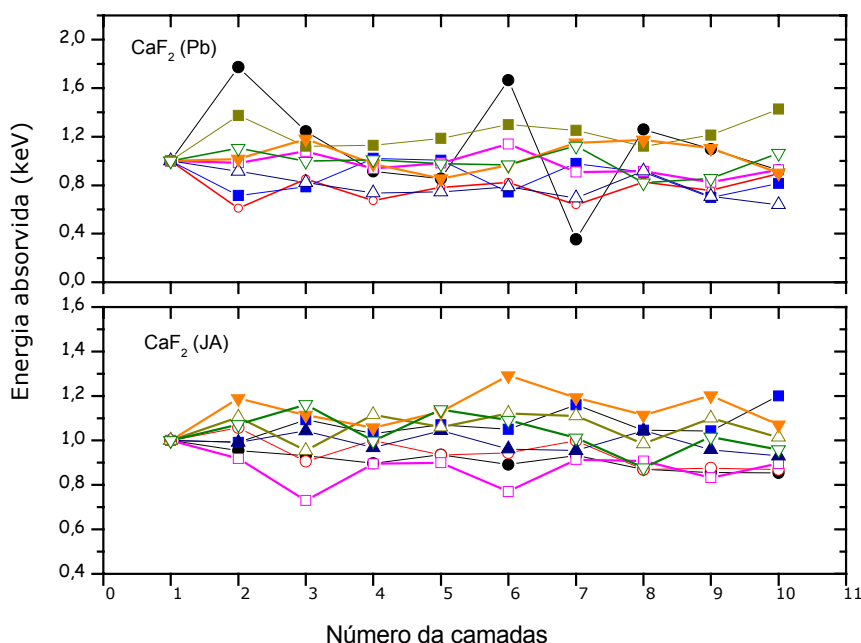


Figura 5-20: Energia absorvida nas camadas da pastilha de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ irradiadas com os feixes de radiação X N60 (●), N80 (○), N100 (■), N120 (□), N150 (▲), N200 (△), N250 (▽) e N300 (▽). Cada camada tem espessura de 84,5 μm .

Um resultado interessante relacionado à deposição de energia nas pastilhas em função da face irradiada do detector estar voltada para a fonte de irradiação ou ser oposta a ela, pode ser visto na Figura 5-21 (superior e inferior). Nestas figuras observa-se a razão entre a dose absorvida nos detectores sem filtro

CaF₂:NaCl (JA)/TLD-100(JA) irradiados no ar com feixes de radiação X com espectro estreito. O gráfico superior da Figura 5-21 apresenta os resultados da deposição de energia nos detectores considerando a primeira camada como aquela em que a face irradiada do detector está voltada para a fonte de irradiação e o gráfico inferior mostra os resultados em que a primeira camada é aquela em a face irradiada do detector está oposta a fonte de irradiação. Os resultados experimentais estão em destaque (linha pontilhada). Note que em ambas as figuras, a melhor concordância entre os resultados experimentais e simulados da pastilha composta por 10 camadas (pastilha real) encontra-se no gráfico superior. Isto sugere que, em outras palavras, a opacidade da pastilha pode impedir que parte da luz produzida durante o aquecimento na leitura do detector chegue à fotomultiplicadora, efeito que será discutido na próxima seção.

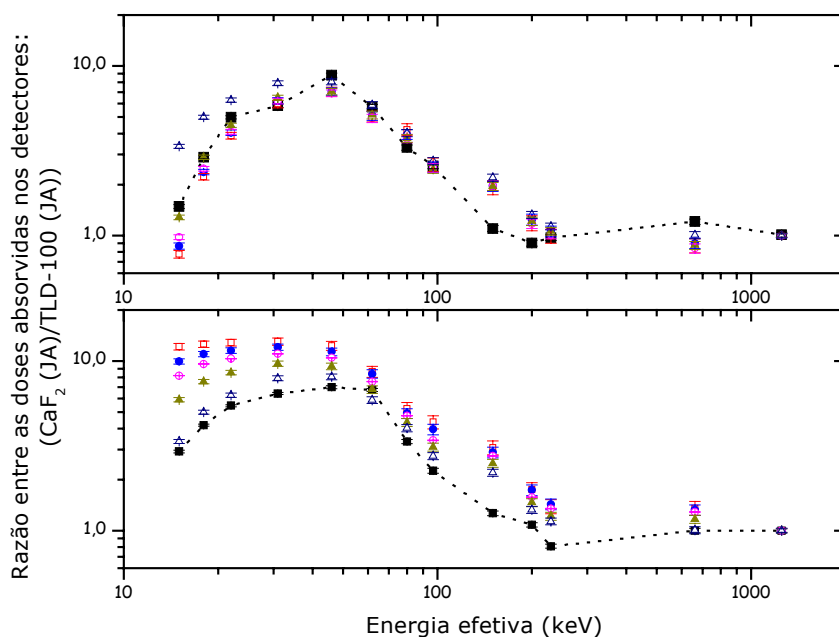


Figura 5-21: Razão entre as doses absorvidas nos detectores CaF₂:NaCl (JA)/TLD-100(JA) simulados com o código GEANT4 considerando a pastilha de CaF₂:NaCl constituída por uma camada (□), duas camadas (●), três camadas (○), cinco camadas (▲), dez camadas (△) e os resultados experimentais (■). Cada camada tem espessura de 84,5 μm. A figura superior considera a primeira camada estando do lado do detector próximo a fonte de irradiação e a figura inferior considera a primeira camada iniciando do lado do detector oposto a fonte de irradiação.

5.2.6. Resposta dos detectores TL para radiação X com baixa energia

Sabendo que a deposição de energia nos detectores TL de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ simulados não é uniforme para baixas energias ($< 45 \text{ keV}$), estudamos a influência deste efeito no processo experimental de determinação da dose absorvida. Durante a leitura do detector para obtenção da altura de pico TL, o mesmo é depositado sobre uma placa de liga de platina que é aquecida linearmente com 5°C/s de taxa de aquecimento, produzindo emissão de luz que será captada por uma fotomultiplicadora. A luz TL que é produzida nas camadas próximas a placa de liga de platina deverá atravessar toda a espessura do detector interagindo com ele antes de alcançar a fotomultiplicadora. Para o detector TLD-100 é esperado que a luz não sofra atenuação significativa ao cruzar o detector, pois este é translúcido. Por outro lado, isso não deve acontecer com a pastilha de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ que é razoavelmente opaca à luz.

Preparamos conjuntos de monitores contendo quatro detectores: dois $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ e dois TLD-100. Em cada conjunto de monitores, metade deles está entre filtros de Pb e a outra metade sem filtro (JA). Irradiamos os monitores no ar com feixes de radiação X com espectro estreito e radiação γ do ^{137}Cs e ^{60}Co . A dose de radiação aplicada manteve-se no intervalo entre 3,0 e 5,0 mSv que é suficiente para assegurar a boa estatística na altura de pico da curva de emissão TL.

A Figura 5-22 é uma representação esquemática do procedimento experimental de leitura dos detectores de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ com a face irradiada próxima à fotomultiplicadora (figura a) e da pastilha com a face irradiada próxima da liga de platina, oposta a fotomultiplicadora (figura b).

As Figuras 5-23, 5-24 e 5-25 apresentam as alturas de pico TL dos detectores de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ e TLD-100 obtidas experimentalmente em que, durante a leitura, ora a face irradiada do detector estava próxima da fotomultiplicadora, ora a face irradiada estava em contato com a liga de platina (oposta à fotomultiplicadora). Na Figura 5-23 os detectores de TLD-100 (figura superior) e de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ (figura inferior) foram irradiados com feixes de radiação X com baixa energia efetiva entre 17 e 31 keV e nas Figuras 5-24 e 5-25 com alta energia efetiva ($> 45 \text{ keV}$) e 1250 keV (^{60}Co).

Vemos nos gráficos da Figuras 5-25 que, devido ao detector TLD-100 ser translúcido, os resultados independem, dentro das incertezas experimentais, da face do detector que é colocada sobre a placa de liga de platina durante a leitura. Note que o único ponto que foge a essa afirmação (Figura superior 5-25) corresponde ao feixe de radiação X N60 com energia efetiva de 45 keV. Lembremos

entretanto, que na Figura 5-20 havia sido observado que parte da energia deste feixe era atenuada no filtro de chumbo. Por outro lado, na Figura 5-24 observamos que no caso da pastilha de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$, opaca, ocorre maior discrepância dos resultados obtidos, que é tanto maior quanto menor a energia do feixe de radiação.

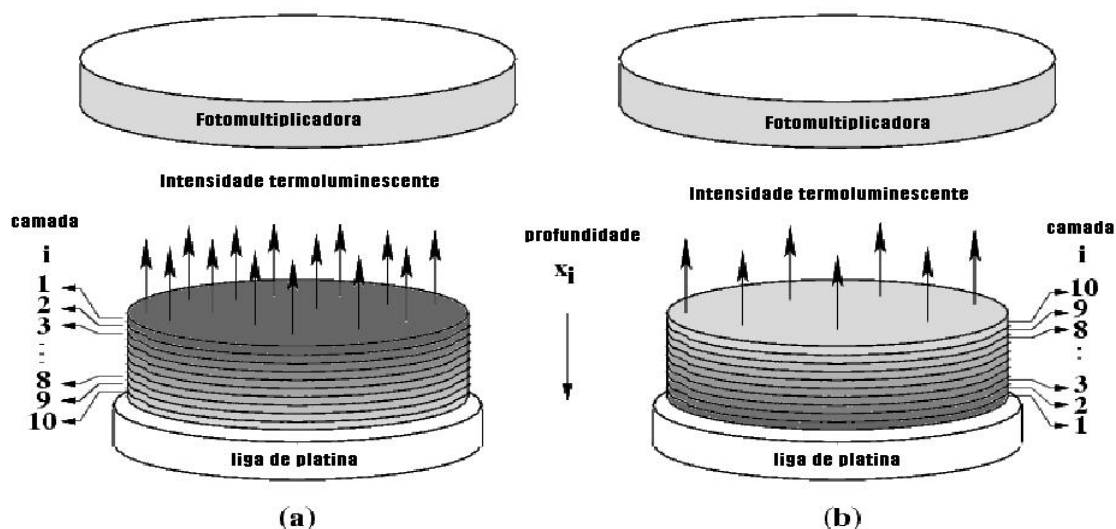


Figura 5-22: Desenho esquemático do processo de leitura da pastilha na leitora TL. Na figura (a) está a pastilha com a face irradiada próxima da fotomultiplicadora e na figura (b) está a pastilha de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ com a face irradiada próxima da liga de platina.

A estimativa de quanto a luz é atenuada ao atravessar uma pastilha é dada considerando a atenuação de luz no processo de leitura da mistura $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ como tendo dependência exponencial com a espessura da pastilha, segundo a Lei de Beer-Bouguer-Lambert. E, como assumimos na simulação que a intensidade TL deve ser proporcional a energia depositada no detector, o decréscimo devido à atenuação da luz como função da espessura do material que a luz atravessa pode ser obtido para a pastilha aplicando-se a equação 5.7. Nesta equação, E_{0i} é a energia absorvida simulada com o código GEANT4 na cada camada "i" do detector, μ_{op} é o coeficiente de atenuação óptico e x a espessura de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ atravessado.

$$E_i = E_{0i} e^{-\mu_{op} \cdot x_i} \quad (5.7)$$

Observando a equação 5.7, nota-se que quanto maior for a intensidade da luz absorvida pela pastilha, menor é a intensidade I da luz transmitida. Assim, quando invertemos a posição da pastilha durante a leitura da intensidade TL, colocando a face do detector em que a radiação incidiu (região com maior deposição de energia) voltada para a fotomultiplicadora estamos diminuindo o caminho que a luz terá que atravessar. Esse efeito é mais proeminente para

energias baixas de radiação X em que proporcionalmente mais energia é depositada no lado do detector voltado para o feixe.

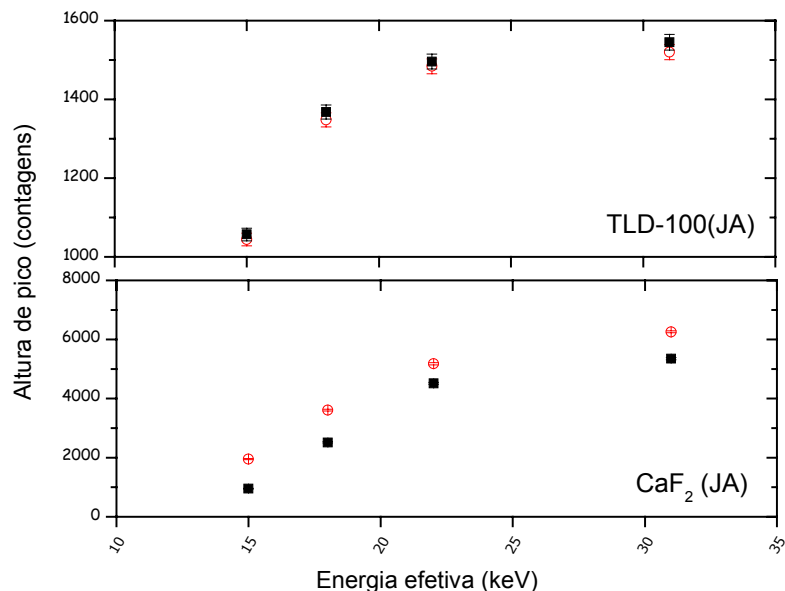


Figura 5-23: Altura de pico TL dos detectores TLD-100 (figura superior) e CaF₂:NaCl (figura inferior) sem filtro com a face irradiada voltada para a fotomultiplicadora (○) e com a face irradiada oposta à fotomultiplicadora (■), irradiados com os feixes de radiação X com espectro estreito N20, N25, N30 e N40.

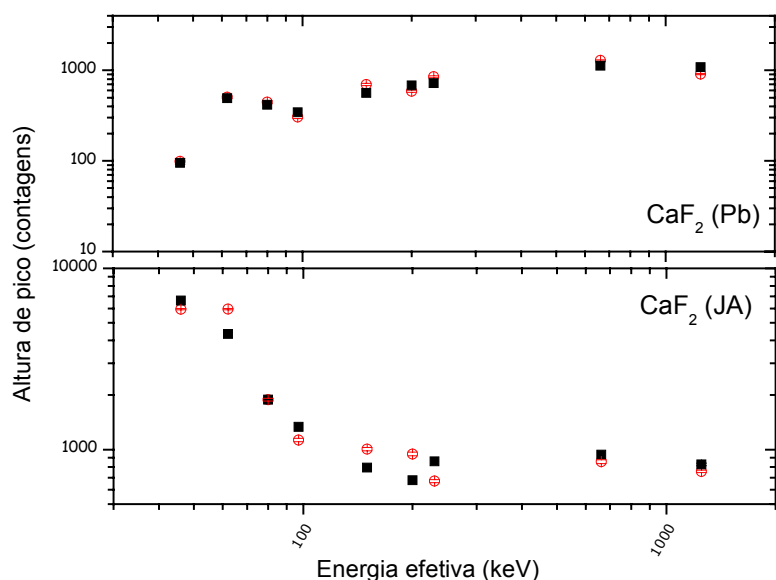


Figura 5-24: Altura de pico TL dos detectores de CaF₂:NaCl com filtro de chumbo (figura superior) e sem filtro (figura inferior) com a face irradiada voltada para a fotomultiplicadora (○) e a face irradiada oposta à fotomultiplicadora (■) irradiados com feixes de radiação X com espectro estreito N60, N80, N100, N120, N200, N250 e N300 e radiação γ do ¹³⁷Cs e ⁶⁰Co.

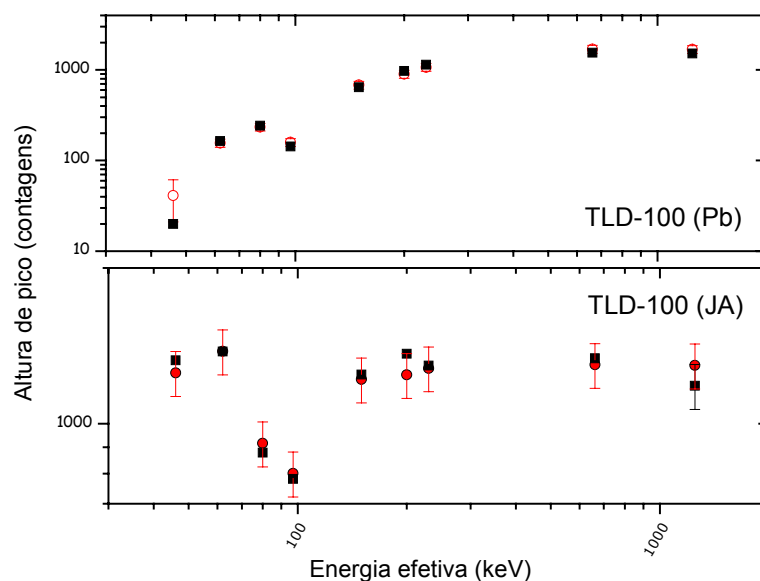


Figura 5-25: Altura de pico dos detectores de TLD-100 com filtro de Pb (figura superior) e sem filtro (figura inferior) com a face irradiada voltada para a fotomultiplicadora (○) e a face irradiada oposta à fotomultiplicadora (■), irradiados com feixes de radiação X com espectro estreito N60, N80, N100, N120, N200, N250 e N300 e radiação γ (^{137}Cs e ^{60}Co).

A intensidade da luz TL que chega à fotomultiplicadora, dada como o somatório das contribuições de cada camada do detector lido com a face irradiada voltada para a fotomultiplicadora, é expressa na equação 5.8

$$I_{\text{TL}}(\text{irradiado}) = k \sum_{i=0}^{n-1} E_{0i} e^{\left[-\mu_{\text{op}} \left(\frac{d}{2} + id\right)\right]} \quad (5.8)$$

em que d é a espessura de cada camada, n é o número de camadas (10 neste caso), k é uma constante de proporcionalidade e μ_{op} é o coeficiente de atenuação óptico. Aqui, considera-se que a luz é emitida no centro de cada camada, por isso o fator $d/2$.

Por outro lado, a intensidade de luz TL do detector lido com a face irradiada voltada para a liga de platina é dada pela equação 5.9.

$$I_{\text{TL}}(\text{oposto}) = k \sum_{i=0}^{n-1} E_{0i} e^{\left[-\mu_{\text{op}} \left(\frac{d}{2} + (n-1-i)d\right)\right]} \quad (5.9)$$

Cabe ressaltar que as equações 5.8 e 5.9 não consideram contribuições da luz refletida na liga de platina. De acordo com a literatura [Ipe et. al., 1999] em que é empregado a mesma aproximação dada por estas equações ao detector TLD-

100, as medições indicam influência insignificante da reflexão da liga de platina sobre a resposta do detector. Este mesmo comportamento foi verificado neste trabalho. A inclusão nas equações 5.8 e 5.9 de uma parcela referente à contribuição da reflexão mostrou que o efeito sobre o valor calculado do coeficiente de atenuação é desprezível. Os resultados são insensíveis à influência da reflexão e isto se deve principalmente ao grande valor das incertezas nos dados experimentais.

A Figura 5-26 apresenta a razão da intensidade TL do detector de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ com a face irradiada com feixes de radiação X com espectro estreito voltada para a fotomultiplicadora durante o procedimento de leitura e a intensidade TL do detector de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ com a face irradiada voltada para a liga de platina (oposta à fotomultiplicadora). A intensidade da luz TL que chega à fotomultiplicadora é dada pelas equações 5.7 e 5.8 e em cada um dos casos, seu valor foi calculado substituindo nas expressões os coeficientes de atenuação ópticos pelos valores $1,2 \text{ mm}^{-1}$, $1,8 \text{ mm}^{-1}$, $2,0 \text{ mm}^{-1}$, $2,4 \text{ mm}^{-1}$, $3,0 \text{ mm}^{-1}$ e $3,6 \text{ mm}^{-1}$.

Os resultados experimentais apresentam forte dependência da intensidade TL com a face do detector de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ colocada para aquecimento, para feixes de irradiação menores que 45 keV porque a deposição de energia não é uniforme em toda a espessura. Note que, no feixe de radiação de 15 keV, por exemplo, a intensidade da luz TL que chega à fotomultiplicadora é duas vezes maior do que quando a face irradiada da pastilha está próxima a liga de platina. Por outro lado, a deposição de energia no detector quando os feixes de radiação X têm energia efetiva maior do que 45 keV é homogênea e as diferenças estão dentro das incertezas experimentais.

Na Figura 5-27 temos o melhor valor do coeficiente de absorção óptico, $2,20(25) \text{ mm}^{-1}$, determinado pelo método dos mínimos quadrados que faz com que haja boa concordância entre o conjunto de pontos experimentais e os resultados simulados com o código GEANT4. Assim, este foi o valor do coeficiente de atenuação da luz aplicado para corrigir os resultados obtidos durante a simulação do detector de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$.

Apenas para reafirmar a conclusão anterior, a Figura 5-28 apresenta a razão da resposta TL das pastilhas de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ e do TLD-100 com a face irradiada do detector voltada para a liga de platina (figura inferior) e com a face irradiada do detector voltada para a fotomultiplicadora (figura superior). Os resultados simulados foram calculados levando-se em consideração o coeficiente de atenuação de $2,20(25) \text{ mm}^{-1}$. Nota-se na Figura 5-28 superior boa concordância quando a face irradiada está voltada para a liga de platina.

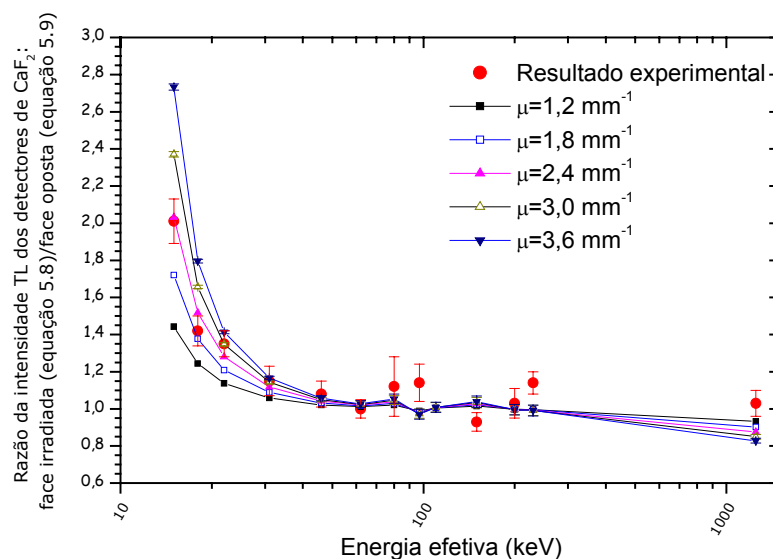


Figura 5-26: Razão da altura de pico dos detectores de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ da leitura da face irradiada voltada para a fotomultiplicadora e da leitura do detector com a face irradiada próxima a liga de platina (oposta à fotomultiplicadora) com os diferentes coeficientes ópticos sendo substituídos nas equações 5.8 e 5.9 para ajustar o conjunto de pontos experimentais aos resultados simulados, em função da energia efetiva.

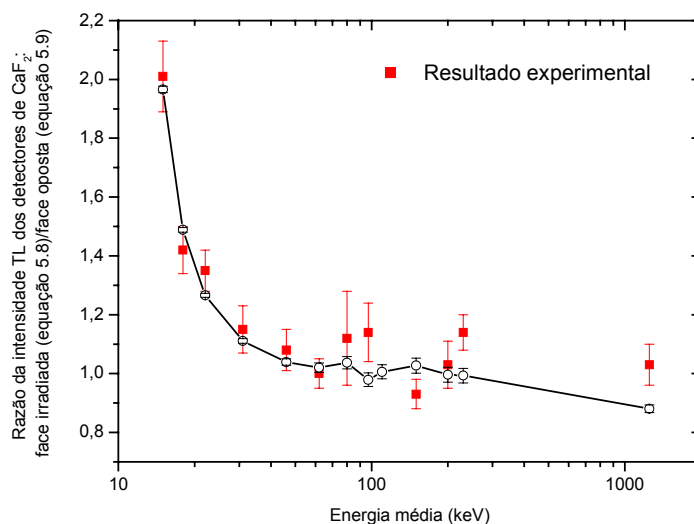


Figura 5-27: Razão da altura de pico dos detectores de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ da leitura da face irradiada voltada para a fotomultiplicadora e da leitura do detector com a face irradiada próxima a liga de platina (oposta à fotomultiplicadora) com a melhor coeficiente óptico, $2,20(25) \text{ mm}^{-1}$ que ajusta o conjunto de pontos experimentais aos resultados simulados, em função da energia efetiva.

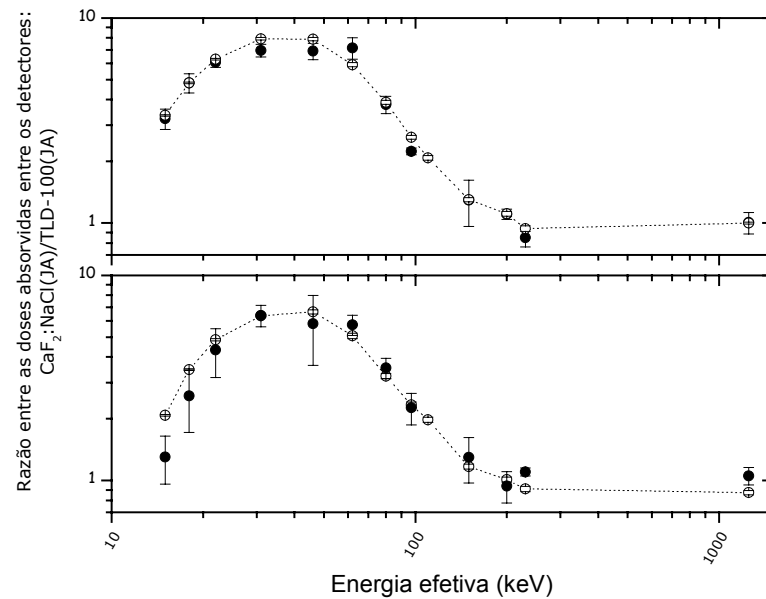


Figura 5-28: Razão das doses absorvidas entre os detectores $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ (JA) e TLD-100 (JA) experimentais (●) e simuladas (○) com a face do detector irradiada voltada para a liga de platina (figura superior) e com a face do detector irradiada próxima a fotomultiplicadora (figura inferior).

5.2.7. Testando as novas aproximações na simulação

Os resultados simulados inicialmente para os detectores TL's não apresentaram boa concordância com os resultados experimentais, indicando a necessidade do refinamento na modelagem do monitor de radiação na simulação com o Monte Carlo. Dessa forma, algumas modificações foram consideradas na simulação dos monitores TL. Entre elas, podemos destacar: o acréscimo de 6% de ar na composição da pastilha simulada tendo em vista a diferença entre as densidades experimentais obtidas para a mistura $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ (seção 5.2.4); a substituição do espectro de emissão da fonte de ^{60}Co , considerado como duas linhas monocromáticas (1173 keV e 1332 keV) pelo espectro simulado da fonte de radioterapia de ^{60}Co de Mora et al. [1999] (seção 5.2.3); a correção da atenuação da dose/energia absorvida no volume do detector de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ (equação 5.9) com o coeficiente de atenuação de luz sendo dado por $2,20(25) \text{ mm}^{-1}$.

As Figuras 5-29 e 5-30 apresentam nova comparação dos resultados experimentais com os resultados simulados aplicando as novas aproximações discutidas no parágrafo anterior. Temos nas duas figuras em questão, a razão da

dose absorvida entre os detectores sem filtro e com filtro de Pb ($\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ (JA)/ $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ (Pb)) e no TLD-100 (TLD-100 (JA)/ TLD-100 (Pb)). Todos os resultados estão normalizados para a resposta da razão entre os detectores irradiados no ar com radiação gama (^{60}Co). A Figura 5-31 apresenta a dependência energética da razão entre as doses absorvidas simuladas e experimentais para os detectores $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ (JA)/TLD-100(JA) irradiados no ar com espectro estreito (figura inferior) e com espectro largo (figura superior).

Na Figura 5-32 estão os resultados simulados das razões da dose absorvida da combinação de detectores $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ (JA)/ $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ (Pb), TLD-100(JA)/TLD-100(Pb) e $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ (JA)/TLD-100(JA) irradiados com feixes de radiação X monoenergética.

As correções aplicadas à simulação e discutidas na última seção melhoraram significativamente a concordância entre as curvas experimentais e teóricas em todas as Figuras (5-29, 5-30 e 5-31). Note que, dentro das incertezas experimentais, agora há melhor concordância entre os resultados experimentais e simulados para toda a faixa de energia entre 15 e 1250 keV.

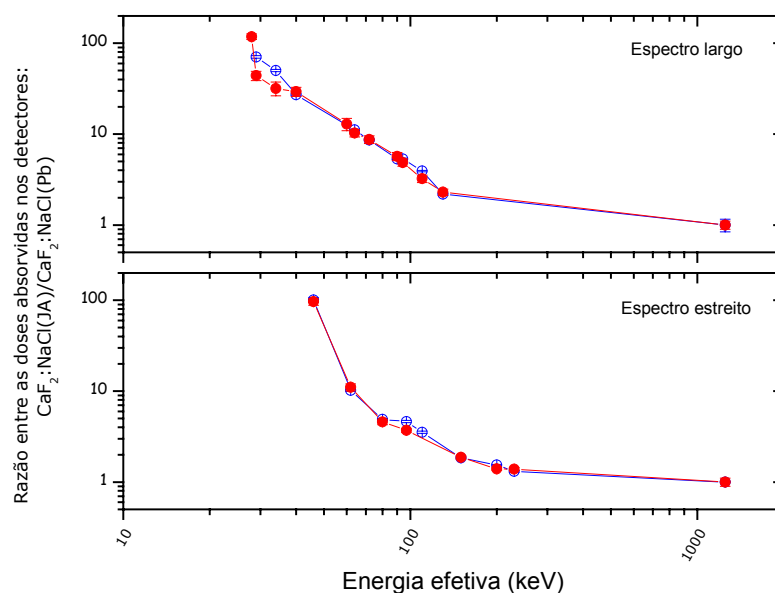


Figura 5-29: Razão das doses absorvidas experimentais (●) e simuladas (○) no detector de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ sem filtro (JA) e com filtro de chumbo (Pb), irradiado no ar com feixes de radiação X com espectro estreito (figura inferior) e com espectro largo (figura superior).

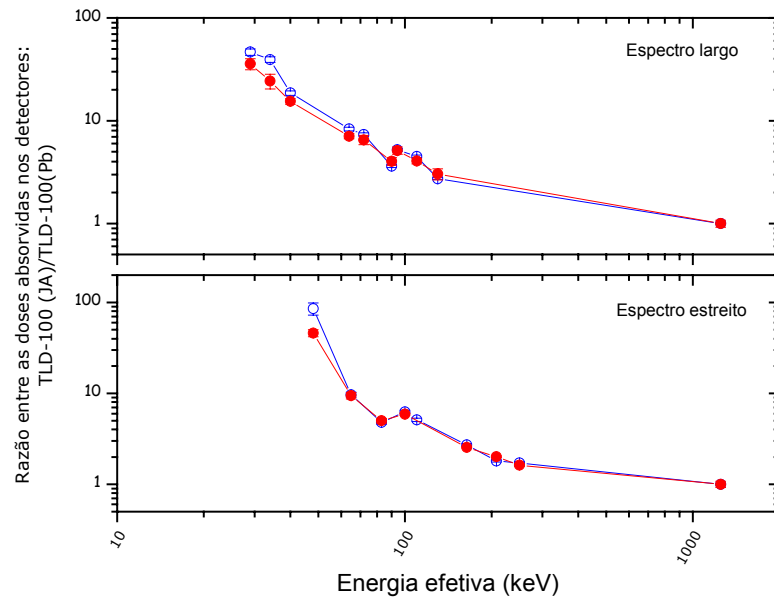


Figura 5-30: Razão das doses absorvidas experimentais (●) e simuladas (○) em detector TLD-100 sem filtro (JA) e com filtro de chumbo (Pb), irradiado **no ar** com feixes de radiação X com espectro estreito (figura inferior) e com espectro largo (figura superior).

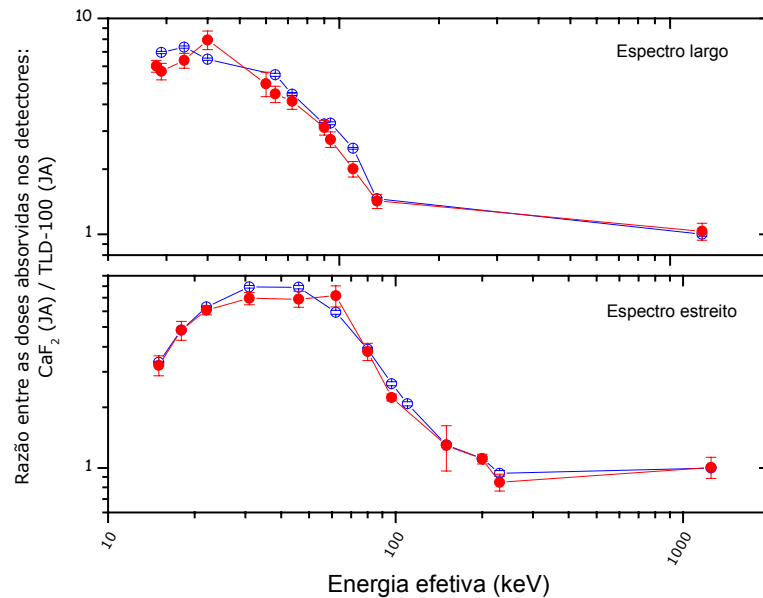


Figura 5-31: Razão das doses absorvidas, experimental (●) e simuladas (○) em detectores de CaF₂:NaCl sem filtro (JA) e TLD-100 sem filtro (JA) para feixes de radiação X com espectro estreito (figura inferior) e feixes de radiação X com espectro largo (figura superior) irradiados **no ar**.

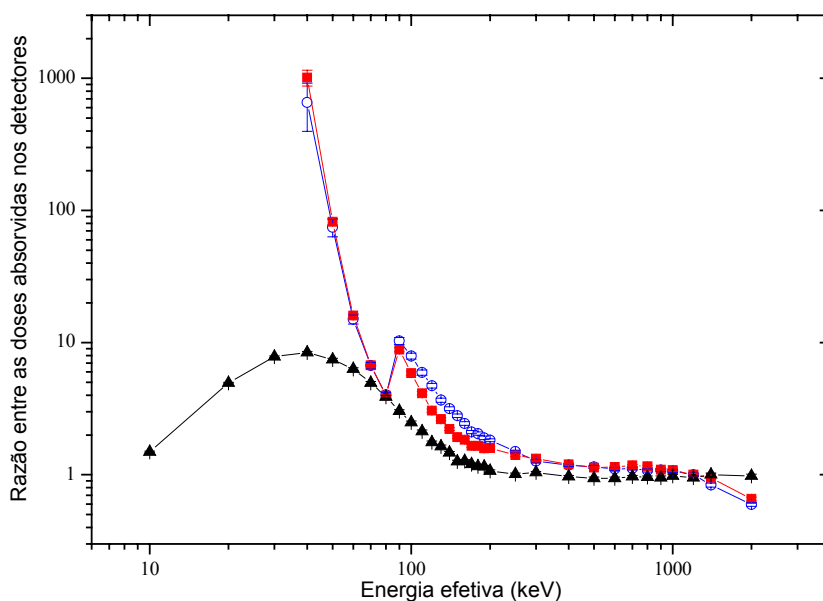


Figura 5-32: Razão de doses absorvidas simuladas por detectores sem filtro (JA) e com filtro (Pb) para $\text{CaF}_2:\text{NaCl}(\text{JA})/\text{CaF}_2:\text{NaCl}(\text{Pb})$ (\blacktriangle), $\text{TLD-100}(\text{JA})/\text{TLD-100}(\text{Pb})$ (\circ) e $\text{CaF}_2:\text{NaCl}(\text{JA})/\text{TLD-100}(\text{JA})$ (\blacksquare) irradiados **no ar** com feixes de radiação X mono-energética.

5.3. Aplicações da simulação com o Método de Monte Carlo

5.3.1. Dependência energética da resposta dos monitores

As curvas das razões das respostas TL dos detectores (Figuras 5-34, 5-35 e 5-36), na prática, permitem a determinação da energia efetiva da radiação incidente no monitor, papel que lhe confere grande importância em dosimetria individual, pois é a base do algoritmo de cálculo empregado na determinação experimental dos valores das grandezas operacionais [Guimarães, 2000]. Nesta seção simulamos as curvas das razões das respostas TL entre os detectores sem filtro e comparamos com os resultados experimentais.

Preparamos monitores contendo somente pastilhas de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ e outros somente TLD-100, conforme descrição na seção 3.3. Cabe ressaltar inicialmente que, visando obter resultados com boa estatística, quando as irradiações foram realizadas no ar ou sobre a superfície do simulador de tórax utilizamos 12 detectores de cada tipo de material e, quando irradiamos o porta-dosímetro com

pulseira no ar ou sobre a superfície do simulador de pulso utilizamos em média 4 detectores.

Os monitores foram irradiados com fótons de energias efetivas das Tabelas 3-2, 3-3 e 3-4 e ^{60}Co , às distâncias de 218 cm no ar e de 321 cm sobre a superfície dos simuladores de tórax ou de pulso. No primeiro caso, o experimento foi feito para a obtenção da curva de dependência energética das respostas TL dos monitores em função da energia a ser usada na determinação do equivalente de dose ambiente ($H^*(10)$) e, no segundo caso para o equivalente de dose pessoal ($H_p(10;\alpha)$ e $H_p(0,07;\alpha)$).

Os valores de kerma no ar empregados na irradiação variam de 0,2 mGy até 0,6 Gy. Tal cuidado experimental assegura o número de contagens favorável a boa estatística durante o processo de leitura TL.

A Figura 5-33 mostra o arranjo experimental com destaque para as posições dos simuladores de tórax e de pulso e dos porta-dosímetros fixos na superfície dos simuladores durante as irradiações.

Os gráficos das Figuras 5-34, 5-35 e 5-36 mostram as curvas experimentais e simuladas da razão entre os valores de altura do pico TL dos detectores por unidade de kerma no ar em função da energia efetiva da radiação entre os detectores TL, ambos sem filtro, $\text{CaF}_2:\text{NaCl}(\text{JA})/\text{TLD-100}(\text{JA})$ irradiados no ar, na superfície do simulador de paralelepípedo e do simulador cilíndrico de PMMA repleto de água, respectivamente. Os pontos experimentais foram obtidos de pelo menos duas repetições no procedimento experimental contendo, 6 detectores de cada tipo em cada irradiação. Os resultados simulados foram obtidos com 10^6 eventos iniciais.

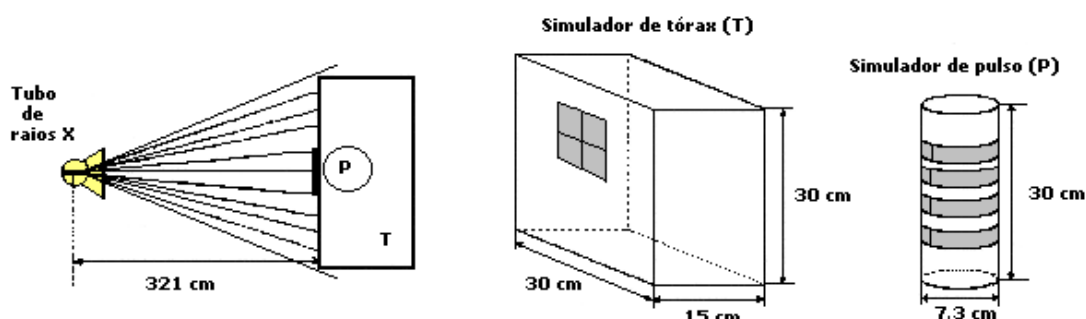


Figura 5-33: Posição dos simuladores de tórax (T) em formato de paralelepípedo e de pulso (P) em formato cilíndrico durante as irradiações. Nos simuladores destacamos a posição em que foram colocados os monitores TL durante a irradiação.

É importante destacar que, nos gráficos 5-33, 5-34 e 5-35 a resposta experimental da razão no eixo y , é dada pela intensidade TL por unidade de kerma no ar enquanto que a resposta simulada está em função da dose absorvida, calculada a partir da deposição de energia no detector simulado. Observe que esse fator não prejudica a comparação entre os resultados experimentais e simulados, pois a intensidade TL por unidade de kerma no ar é proporcional a dose.

Na Figura 5-34 vemos uma boa concordância entre os resultados simulados e experimentais. As respostas experimentais correspondentes às qualidades de radiação N20 e N80 estão distantes (27%) do resultado simulado. O mesmo comportamento ocorre para a energia de 1250 keV que corresponde à radiação gama da fonte de ^{60}Co em que o resultado experimental obtido é 24% maior do que o resultado simulado, possivelmente devido à fonte de ^{60}Co simulada não ser exatamente a mesma que está sendo empregada experimentalmente na irradiação dos detectores.

Os resultados experimentais das razões dos detectores sem filtro irradiados sobre a superfície do simulador de tórax (Figura 5-35) apresentam comportamento semelhante ao verificado para as irradiações no ar. A diferença entre os resultados simulados e experimentais para o feixe N20 é de 21% e para a qualidade N25 e ^{60}Co 51%. Por outro lado, os resultados experimentais das razões dos detectores sem filtro irradiados sobre a superfície do simulador cilíndrico de pulso (Figura 5-36) forneceu valores sistematicamente menores do que aqueles simulados na região de baixa energia ($E \leq 45$ keV). As respostas experimentais dos detectores irradiados com as qualidades N25, N30, N40 e N60 são 61%, 41%, 40% e 8%, respectivamente, menores do que os resultados simulados. Acreditamos que este comportamento deve-se ao monitor simulado nas irradiações sobre o simulador cilíndrico de pulso (Figura 3-17) ser o mesmo monitor simulado nas irradiações no ar e sobre a superfície do simulador de paralelepípedo de tórax. Entretanto, no arranjo experimental, o monitor utilizado nas irradiações sobre o simulador cilíndrico de pulso é ligeiramente diferente daquele empregado nas irradiações sobre o simulador de paralelepípedo de tórax (Figura 3-16). Apesar das espessuras dos "badges" serem aproximadamente iguais e, conforme informação do fabricante, serem constituídas do mesmo material (PVC), observa-se que o *badge* utilizado nas irradiações sobre o simulador de paralelepípedo de tórax é opaco a luz enquanto o outro é transparente, o que sugere a existência da participação de diferentes elementos químicos na composição de cada embalagem.

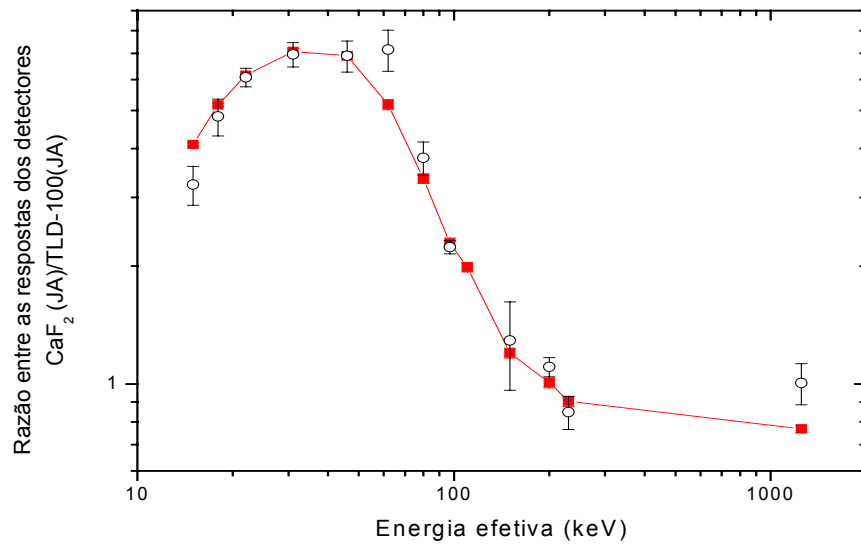


Figura 5-34: Razão entre as respostas (intensidade TL/kerma no ar) experimentais (○) e simuladas (dose absorvida) (■) dos detectores de CaF₂:NaCl sem filtro (JA) e TLD-100 sem filtro (JA), irradiados no ar com qualidade de radiação com espectros estreitos, em função da energia efetiva.

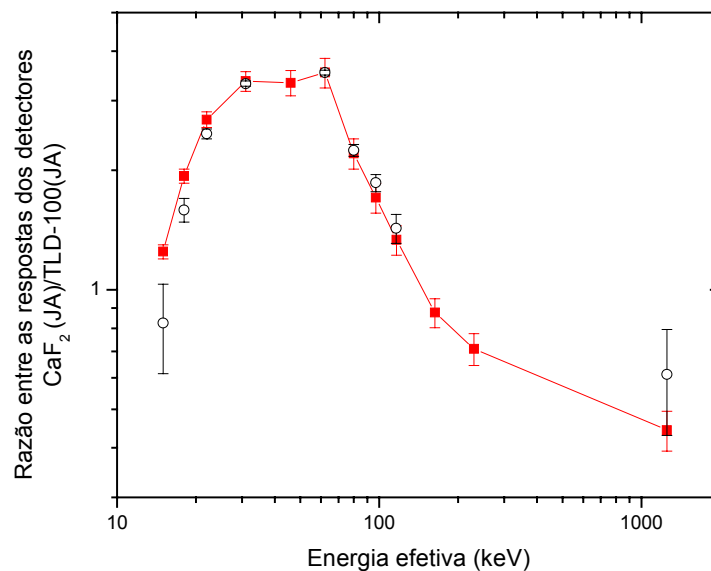


Figura 5-35: Razão entre as respostas (intensidade TL/kerma no ar) experimentais (○) e simuladas (dose absorvida) (■) dos detectores de CaF₂:NaCl sem filtro (JA) e TLD-100 sem filtro (JA), irradiados com qualidade de radiação com espectros estreitos na presença do **simulador de tórax** em formato de paralelepípedo em PMMA, repleto de água, em função da energia efetiva.

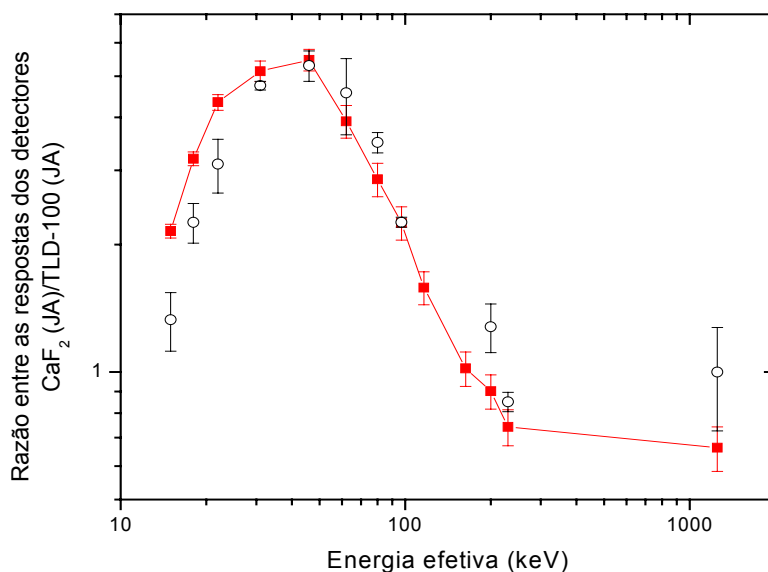


Figura 5-36: Razão entre as respostas (intensidade TL/kerma no ar) experimentais (○) e simuladas (dose absorvida) (■) dos detectores de $\text{CaF}_2\text{:NaCl}$ sem filtro (JA) e TLD-100 sem filtro (JA), irradiados com qualidade de radiação com espectros estreitos na presença do **simulador cilíndrico** de pulso, em PMMA, repleto de água em função da energia efetiva.

Separámos em dois gráficos os resultados obtidos experimentalmente (Figura 5-37) e por simulação (Figura 5-39) e apresentados nas figuras anteriores (5-34, 5-35 e 5-36), para destacar as diferenças entre as curvas de dependência energética experimental para os monitores irradiados no ar e sobre a superfície dos simuladores do tórax e do pulso.

Comparando os resultados experimentais obtidos na Figura 5-37 vemos que, em geral, as respostas dos detectores irradiados sobre ambos os simuladores é maior do que as irradiadas no ar. Para feixes com energia efetiva maior do que 45 keV as respostas obtidas com o simulador de paralelepípedo de tórax repleto de água é maior do que no ar e sobre o simulador cilíndrico de pulso. Entretanto, é difícil quantificar precisamente esse resultado uma vez que as barras de incerteza se interceptam para todo o conjunto. Note que o mesmo comportamento ocorre para os resultados simulados da Figura 5-39. Nesta figura, observamos claramente que no intervalo de ($15 \leq E \leq 45$) keV a resposta sobre o simulador do pulso é maior do que no ar (36% para N20, 21% para N25, 18% para N30, 6% para N40 e 8% para N60) e sobre o simulador de tórax (16% para N20, 10% para N25, 8% para N30, 6% para N40 e 8% para N60). E, para $E \geq 61$ keV a resposta do simulador de tórax fornece os maiores valores, cerca de 35% em média.

Nos resultados simulados a barra de incerteza está relacionada com o

número de eventos iniciais empregados em cada simulação. Sendo assim, se necessário fosse, seria possível diminuí-la aumentando-se o número de eventos iniciais e conseqüentemente o tempo de processamento.

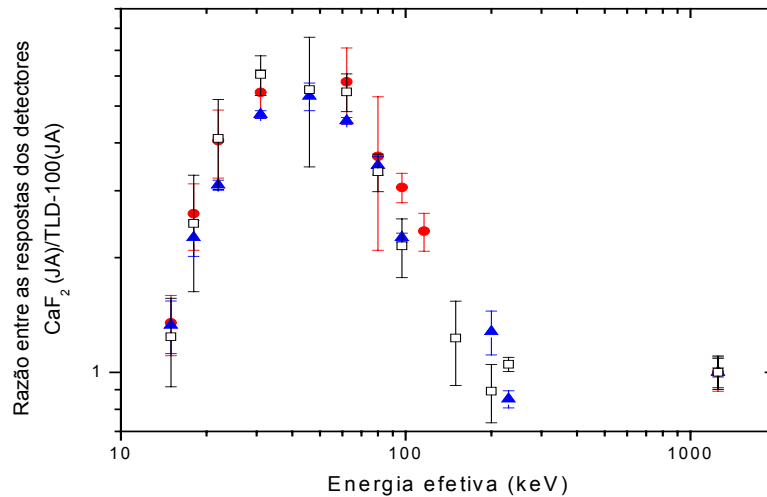


Figura 5-37: Razão entre as respostas experimentais (intensidade TL/kerma no ar) nos monitores de CaF₂:NaCl sem filtro (JA) e TLD-100 sem filtro (JA), irradiados no ar (□), na presença do simulador de tórax (●) e na presença do simulador de pulso (▲), em função da energia efetiva do feixe de radiação incidente no monitor.

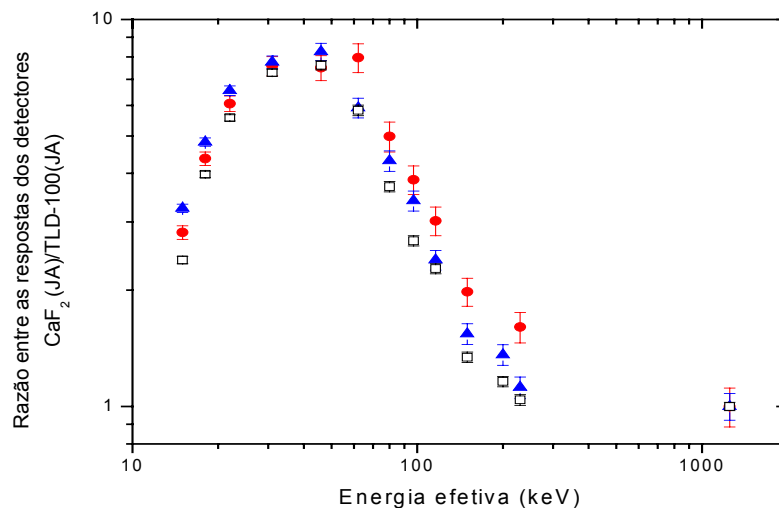


Figura 5-38: Razão entre as respostas simuladas (dose absorvida) nos monitores de CaF₂:NaCl sem filtro (JA) e TLD-100 sem filtro (JA), irradiados no ar (□), na presença do simulador de tórax (●) e na presença do simulador de pulso (▲), em função da energia efetiva do feixe de radiação incidente no monitor.

5.3.2. Efeitos do ângulo de radiação incidente sobre o monitor

Iniciamos o estudo dos efeitos do ângulo de radiação incidente sobre o monitor, preparando os detectores de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ e TLD-100, como indicado na seção 3.2, para serem irradiados em feixes de radiação X. O monitor de radiação é composto por 2 detectores TLD-100 e 2 pastilhas de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ sendo que um detector de cada tipo era envolto em filtro de chumbo (0,5 mm) enquanto que o outro estava sem filtro (JA). Irradiamos os grupos de monitores no ar a distância de 198 cm do ponto focal do tubo de raios X com os as qualidades de radiação N60, N80 e W*9 e a 100 cm da fonte de ^{60}Co . O ângulo α de irradiação entre o feixe de radiação incidente e a direção normal ao plano do monitor foi de 0° , 30° , 45° e 60° . Os valores de kerma no ar mantiveram-se entre 3,0 e 6,3 mGy. Após serem irradiados, medimos as alturas de picos dosimétricos dos detectores no leitor TL do Laboratório de Dosimetria.

A Figura 5-39 apresenta os resultados experimentais das respostas (intensidade TL/kerma no ar) dos detectores de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ com chumbo (Pb) (Figura 5-39.a), $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ sem chumbo (JA) (Figura 5-39.c), TLD-100 com chumbo (Pb) (Figura 5-39.b) e TLD-100 sem chumbo (JA) (Figura 5-39.d) irradiados com a qualidade de radiação N80 e ângulos de incidência igual a 0° , 30° , 45° e 60° em comparação com os resultados simulados nas mesmas condições experimentais. Para ambos os casos vemos nas figuras 5-39.a e 5-39.b que à medida que o ângulo aumenta o valores das respostas diminuem, o que era esperado [Guimarães et al., 1998] e que significa que a dose no detector está diminuindo. Isto deve-se a fato de que quando o ângulo de incidência da radiação sobre o monitor é 60° , a espessura do filtro de chumbo praticamente dobra (~ 1 mm) atenuando a maioria dos fótons de radiação X de baixa energia. Em contrapartida, nas figuras 5-39.c e 5-39.d uma vez que não há filtros as respostas dos detectores sofrem pequena variação.

Em todas os gráficos da Figura 5-39 há boa concordância entre os resultados experimentais e simulados. No entanto, observa-se que à medida que o ângulo α aumenta as respostas experimentais obtidas para os detectores envolvidos em filtro de chumbo, nas figuras 5-39.a e 5-39.b, tendem a ser menores do que as respostas simuladas. A diminuição da resposta experimental dos detectores deve-se a não-uniformidade da espessura do filtro. Este é um problema que ocorre durante a colocação do filtro sobre os detectores na montagem do monitor, pois a

maleabilidade do chumbo pode gerar estruturas na superfície do mesmo alterando a sua espessura e diminuindo a atenuação do feixe de radiação X.

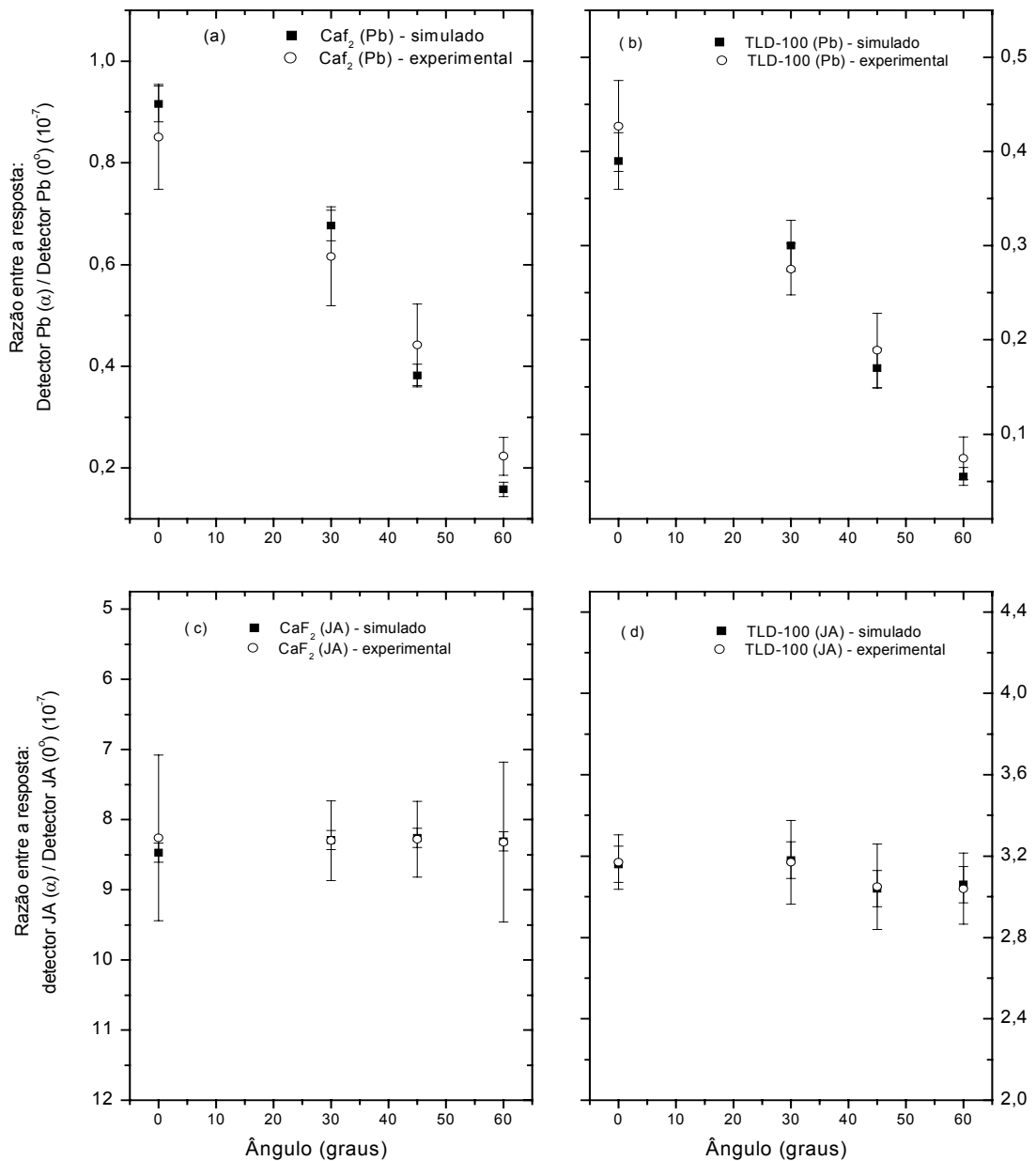


Figura 5-39: Respostas (intensidade TL/kerma no ar) experimentais e simuladas para os detectores: CaF_2 :NaCl com chumbo (a) e sem chumbo (JA) (c), TLD-100 com chumbo (b) e sem chumbo (JA) (d). Todos os detectores foram irradiados no ar com feixe de radiação X com energia efetiva de 61 keV (qualidade N80), em função do ângulo de incidência sobre o monitor.

Nas Figuras 5-40, 5-41 e 5-42 estão os valores da razão R entre as respostas (intensidade TL/kerma no ar) de combinações de filtros $\text{CaF}_2:\text{NaCl}(\text{JA})/\text{TLD-100}(\text{JA})$, $\text{CaF}_2:\text{NaCl}(\text{JA})/\text{CaF}_2:\text{NaCl}(\text{Pb})$ e $\text{TLD-100}(\text{JA})/\text{TLD-100}(\text{Pb})$ irradiados com ângulos de 30° , 45° e 60° normalizados para a resposta das combinações de filtros com ângulo 0° . Nestas figuras os resultados experimentais da razão (R) entre as respostas com o detector irradiado com as qualidades de radiação N60, N80 e W*9 foram comparados com os resultados simulados exatamente com as mesmas condições experimentais. Observa-se nas Figuras 5-39, 5-40 e 5-41 que à medida que o ângulo aumenta os valores das razões R entre as combinações de detectores dos quais o filtro de chumbo participa aumentam enquanto que, a razão entre a combinação sem filtro se mantém constante.

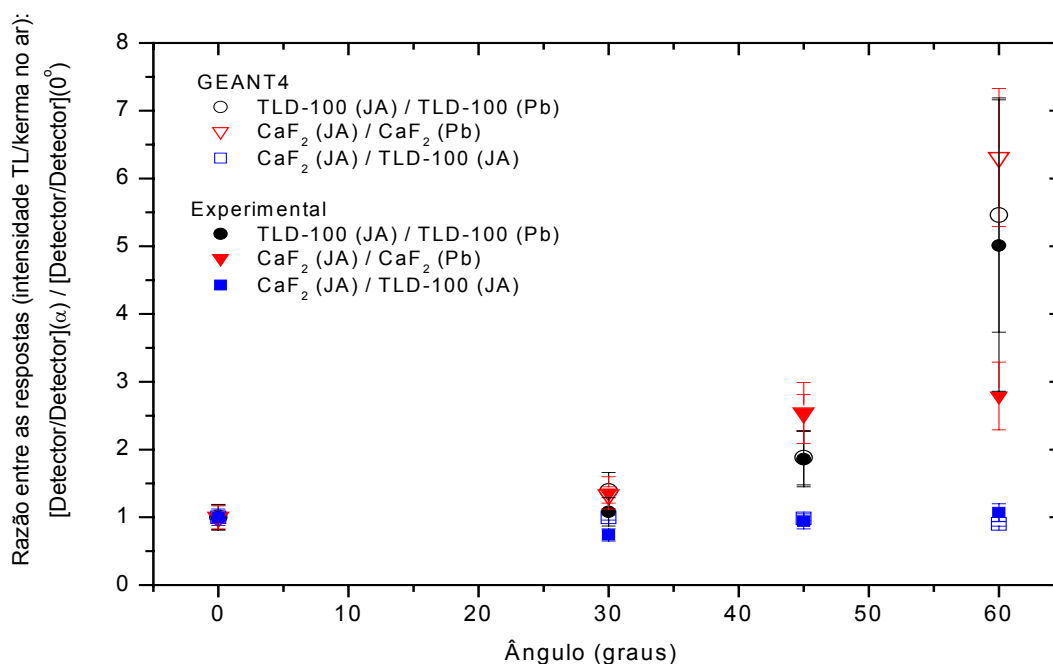


Figura 5-40: Valores da razão R (intensidade TL/kerma no ar), experimentais e simulados, para os detectores de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ e TLD-100 irradiados no ar com energia efetiva do feixe de radiação X igual a 45 keV (qualidade N60), em função do ângulo de incidência sobre o monitor.

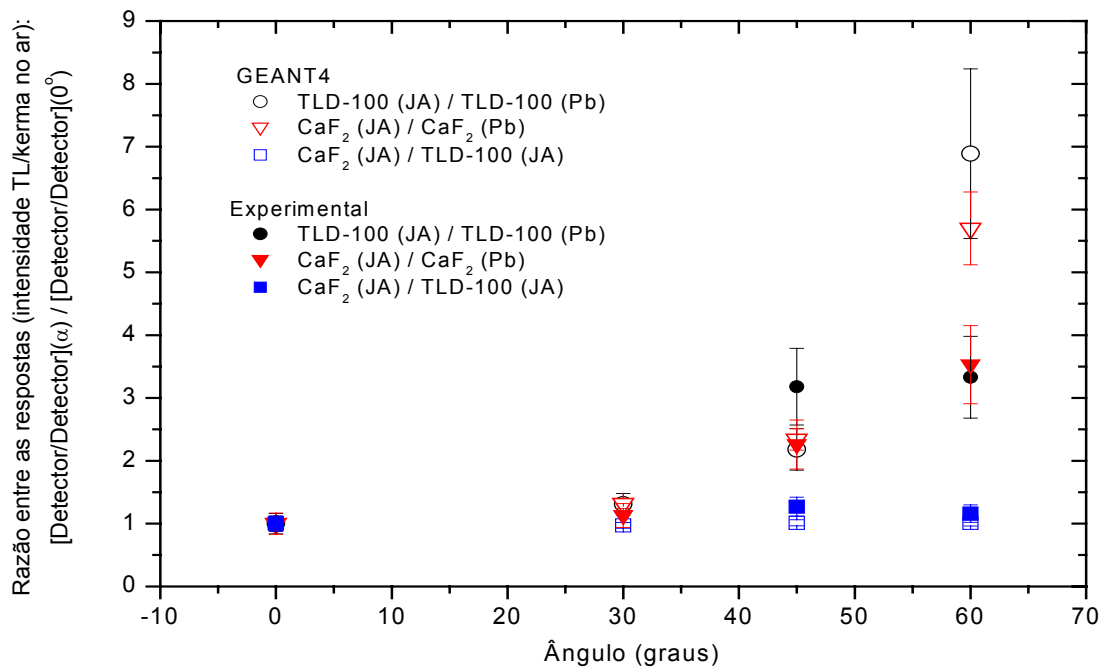


Figura 5-41: Valores da razão R (intensidade TL/kerma no ar), experimentais e simulados, para os detectores de CaF₂:NaCl e TLD-100 irradiados no ar com energia efetiva do feixe de radiação X igual a 61 keV (qualidade N80), em função do ângulo de incidência sobre o monitor.

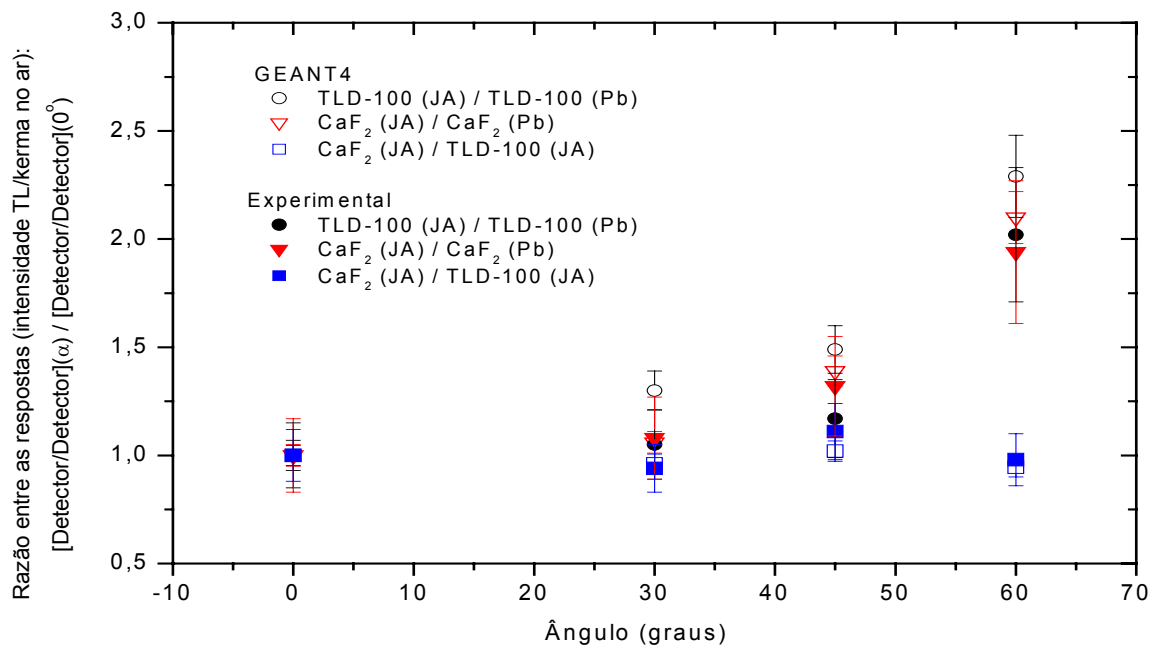


Figura 5-42: Valores da razão R (intensidade TL/kerma no ar), experimentais e simulados, para os detectores de CaF₂:NaCl e TLD-100 irradiados no ar com energia efetiva do feixe de radiação X igual a 130 keV (qualidade W*9), em função do ângulo de incidência sobre o monitor.

De qualquer forma, para os três feixes de radiação X escolhidos a concordância entre resultados experimentais e simulados é boa para as três combinações de filtro $\text{CaF}_2:\text{NaCl}(\text{JA})/\text{TLD-100}(\text{JA})$, $\text{CaF}_2:\text{NaCl}(\text{JA})/\text{CaF}_2:\text{NaCl}(\text{Pb})$ e $\text{TLD-100}(\text{JA})/\text{TLD-100}(\text{Pb})$. A maior diferença observada entre os resultados experimentais e simulados nas Figuras 5-39 e 5-40, ocorre para o ângulo de 60° para as combinações de detectores de $\text{TLD-100}(\text{JA})/\text{TLD-100}(\text{Pb})$ irradiado com 61 keV cuja diferença é maior do que 100% e para a combinação $\text{CaF}_2:\text{NaCl}(\text{JA})/\text{CaF}_2:\text{NaCl}(\text{Pb})$ irradiada com 45 keV, cerca de 95%. Conforme discutido anteriormente, essa diferença pode ser atribuída a maleabilidade do filtro de chumbo uma vez que os resultados sem este filtro tem a melhor concordância independente da energia do feixe de radiação incidente.

5.3.3. Coeficientes de conversão do kerma no ar para o equivalente de dose pessoal

Uma vez que as grandezas de proteção não são diretamente mensuráveis torna-se necessário calibrar os monitores de radiação em termos das grandezas operacionais empregando-se coeficientes de conversão que relacionam as grandezas físicas como o kerma no ar, com as grandezas operacionais [ICRU 57, 1998]. Estes coeficientes representam um fator de correção no valor da dose absorvida pois na prática, a grandeza equivalente de dose pessoal, $H_p(d; \alpha)$, é determinada em um monitor de radiação utilizado na superfície de um corpo, enquanto a norma estabelece que esta grandeza deve ser determinada em profundidades definidas (0,07 mm, 3 mm ou 10 mm).

Os coeficientes de conversão de kerma no ar para $H_p(d; \alpha)$, disponíveis na literatura [ISO 4037-1, 1996] [ICRU 57, 1998], são calculados por métodos analíticos substituindo partes do corpo humano por simuladores constituídos de materiais com densidade similar à do corpo. Entretanto, os feixes para os quais tais coeficientes são estabelecidos em norma se limitam a feixes de radiação X mono-energética ou feixes de radiação X com espectros estreito e largo. Na prática, sabemos que campos de radiação mono-energética ou com espectro estreito são raros, o que faz com que os coeficientes de conversão fornecidos em norma não permitam obter a melhor representação da realidade. O mesmo acontece quando o feixe de radiação que está sendo empregado não pertence à seleção de espectros catalogados. Neste contexto, a disponibilidade de uma ferramenta confiável que possa fornecer os coeficientes de conversão para uma configuração de irradiação

particular seria de grande utilidade. Nas próximas seções avaliamos a viabilidade da utilização do GEANT4 para determinar os coeficientes de conversão de kerma no ar para $H_p(10;\alpha)$, $H_p(3;\alpha)$ e $H_p(0,07;\alpha)$.

Inicialmente, validamos os resultados simulados dos coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose, calculado em certa profundidade de um simulador de tórax composto de tecido equivalente (*ICRU slab*) irradiado com feixes de radiação X mono-energética e com espectros estreito e largo, comparando-os com os valores de referência [ISO 4037-3]. A seguir, determinamos os coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose irradiados com os mesmos feixes de radiação X e com os feixes implantados no Laboratório de Dosimetria [Guimarães, 2000], contudo utilizando simulador de tórax em PMMA repleto de água. Na tentativa de não sobrecarregar o texto, dispomos no Apêndice B as tabelas com os coeficientes de conversão de kerma no ar para $H_p(d;\alpha)$ simulados neste trabalho. Portanto, todas as tabelas citadas que contêm o índice "B" (Tabelas B-1 a B-13), se encontram neste apêndice.

5.3.3.1. O $H_p(10;\alpha)$ determinado com o simulador ICRU

Para as qualidades de radiação com espectro estreito (Tabela 3-2) e largo (Tabelas 3-3 e 3-4) e para os feixes de radiação X mono-energética calculamos o coeficiente de conversão $c_p(10;\alpha)$, em Sv/Gy, com a equação 5.10. Nesta equação, $H_p(10;\alpha)$ é o equivalente de dose pessoal determinado na profundidade d igual a 10 mm em relação ao centro da parede frontal do simulador de paralelepípedo sólido (30x30x15) cm³ constituído de tecido-equivalente ICRU²⁴ e K_a é o kerma no ar. A Figura 5-43 destaca o ângulo de incidência α entre o feixe de radiação incidente e o objeto simulador.

$$h_p(d;\alpha) = \frac{H_p(d;\alpha)}{K_a} \quad (5.10)$$

O $H_p(d;\alpha)$ é dado por

²⁴ O tecido-equivalente tem massa com composição de 76,2% de oxigênio, 10,1% de hidrogênio, 2,6% de nitrogênio e 11,1% de carbono e densidade de 1,0 g.cm⁻³ [ICRU, 1998].

$$H_p(d;\alpha) = D Q \quad (5.11)$$

em que D é a dose absorvida da radiação ionizante pelo material no ponto d e Q é o fator de qualidade da radiação. Para radiação X, Q vale 1,0.

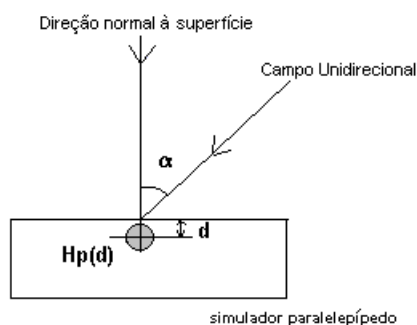


Figura 5-43: Definição do ângulo α para $H_p(d;\alpha)$ [ICRU 57, 1998].

Comparamos os valores dos coeficientes de conversão $c_p(d;\alpha)$ fornecidos na norma ISO 4037-3 com os coeficientes simulados empregando o código GEANT4. O ângulo de incidência α entre o feixe de radiação incidente e o objeto simulador empregado foram de 0° , 10° , 15° , 20° , 30° , 40° , 45° , 50° , 60° , 70° , 75° e 80° . O simulador encontra-se a 1,0 m do ponto focal do tubo de raios X e todos os resultados estão normalizados (equação 5.12) para o resultado com ângulo zero. Para não sobrecarregar os gráficos de informação, dificultando a análise dos resultados, sobrepomos apenas algumas curvas nas figuras. Mas, vale destacar que as curvas escolhidas refletem o comportamento geral dos resultados.

$$R(d;\alpha) = \frac{h_p(d;\alpha)}{h_p(d;0^\circ)} \quad (5.12)$$

As Tabelas B-1 e B-2 apresentam os coeficientes de conversão $c_p(10;\alpha)$ de kerma no ar para $H_p(d;\alpha)$ e seus valores normalizados $R(10;\alpha)$ para irradiações com feixes de radiação X com espectros estreitos em um simulador de paralelepípedo sólido de tecido-equivalente ICRU calculado com as equações 5.10 e 5.12, respectivamente. Nesta simulação utilizamos 6×10^7 eventos iniciais e um

campo de irradiação quadrado com tamanho suficiente para abranger as dimensões do simulador. Estes coeficientes de conversão $c_p(10;\alpha)$ são apresentados na Figura 5-44 em função da energia média do feixe de radiação incidente (E_0). Os mesmos coeficientes normalizados $R(10;\alpha)$ estão na Figura 5-45 em função do ângulo de incidência α . Em todas as figuras a linha tracejada apenas representa o comportamento dos valores fornecidos na norma ISO 4037-3 e que simplesmente foram unidos. Assim, em algumas figuras, quando os resultados são esparsos as linhas tracejadas formam ângulos indesejáveis.

Na Figura 5-44 vemos que, à medida que o ângulo de incidência aumenta ($\alpha > 60^\circ$), os coeficientes de conversão $c_p(10;\alpha)$ com energia média do feixe de radiação X maior que 75 keV tendem a ter valores constante. Isto significa (equação 5.10) que o $H_p(10;\alpha)$ está próximo do valor numérico de $K_a (\pm 20\%)$.

Os resultados dos coeficientes simulados na Figura 5-45 encontram-se, de maneira geral, bem distribuídos em torno dos valores de referência. Percebe-se assim que os resultados obtidos por simulação tendem a produzir valores de $R(10,\alpha)$ menores que os valores de referência nas irradiações com a qualidade de radiação N20 e algumas outras com ângulos grandes.

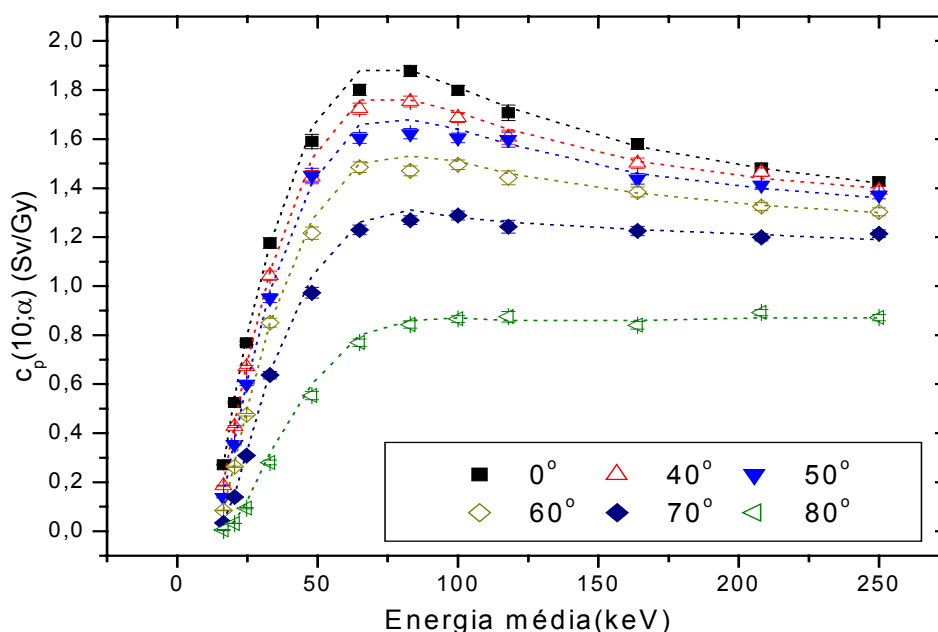


Figura 5-44: Coeficientes de conversão $c_p(10;\alpha)$ de kerma no ar para equivalente de dose pessoal, simulados com o código GEANT4, em um simulador de **paralelepípedo sólido** em **tecido-equivalente ICRU** irradiado com feixes de radiação X com **espectro estreito** e ângulos de incidência α , em função da energia média do feixe. A linha tracejada corresponde aos valores nominais fornecidos em norma internacional [ISO 4037-3].

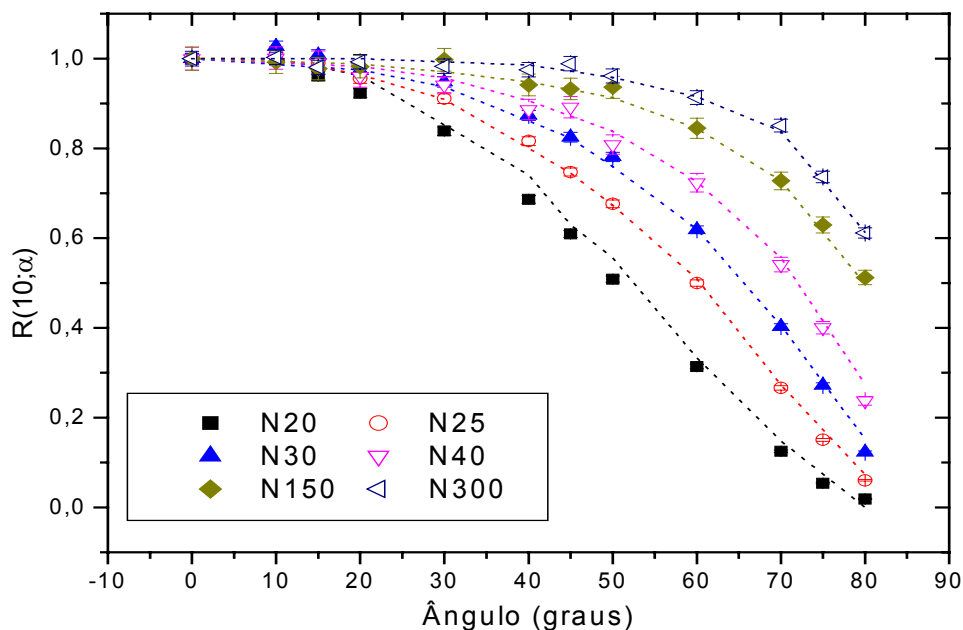


Figura 5-45: Razão $R(10;\alpha)$ dos coeficientes de conversão normalizados para a resposta com ângulo zero, simulados com o código GEANT4, para um simulador de **paralelepípedo sólido de tecido-equivalente ICRU** irradiado com feixes de radiação X com **espectro estreito**, em função do ângulo de incidência α . A linha tracejada corresponde aos valores nominais fornecidos em norma internacional [ISO 4037-3].

As Tabelas B-3 e B-4 apresentam os coeficientes de conversão $c_p(10;\alpha)$ de kerma no ar para $H_p(d;\alpha)$ e os valores normalizados $R(10;\alpha)$, simulados com o código GEANT4, utilizando o simulador de paralelepípedo sólido de tecido-equivalente ICRU irradiado com feixes de radiação X com espectro largo [ISO 4037-1, 1996]. Os resultados destes coeficientes $c_p(10;\alpha)$ são apresentados na Figura 5-46 em função da energia média do feixe de radiação incidente, enquanto os resultados normalizados estão na Figura 5-47, em função do ângulo de incidência α . Nas duas figuras observamos que, para todas as qualidades de radiação, a concordância entre os resultados simulados e os de referência ISO é boa. Nesta circunstância, porém, não ocorre discrepância evidente para nenhum espectro em particular. Entretanto, nota-se ainda a tendência dos resultados simulados apresentarem valores menores para ângulos grandes e baixas energias.

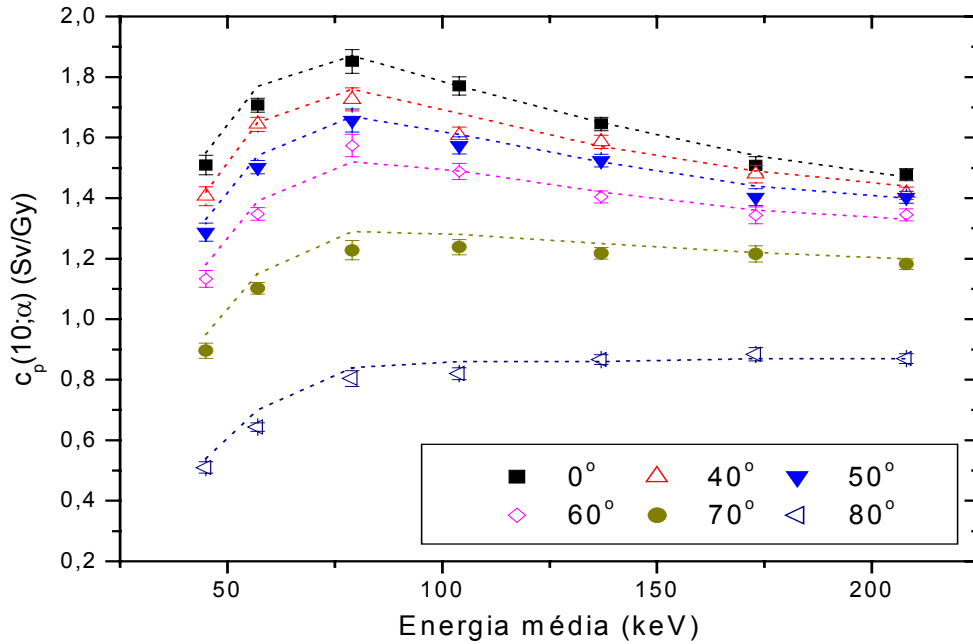


Figura 5-46: Coeficientes de conversão $c_p(10;\alpha)$ de kerma no ar para equivalente de dose pessoal, simulados com o código GEANT4, em um simulador de **paralelepípedo sólido** em **tecido-equivalente ICRU** irradiado com feixes de radiação X com **espectro largo** e ângulos de incidência α , em função da energia média do feixe. A linha tracejada corresponde aos valores nominais fornecidos em norma internacional [ISO 4037-3].

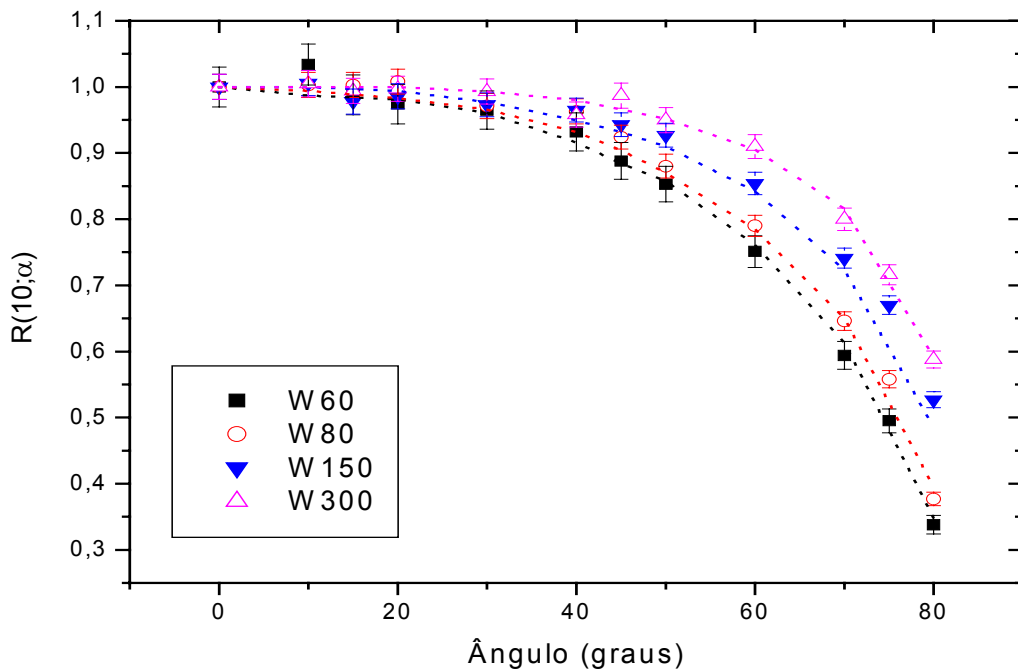


Figura 5-47: Razão $R(10;\alpha)$ dos coeficientes de conversão normalizados para a resposta com ângulo zero, simulados com o código GEANT4, para um simulador de **paralelepípedo sólido** de **tecido-equivalente ICRU** irradiado com feixes de radiação X com **espectro largo**, em função do ângulo de incidência α . A linha tracejada corresponde aos valores nominais fornecidos em norma internacional [ISO 4037-3].

Os coeficientes de conversão $c_p(10;\alpha)$ de kerma no ar para $H_p(d;\alpha)$ e seus valores normalizados $R(10;\alpha)$ utilizando o simulador de paralelepípedo sólido de tecido-equivalente ICRU irradiado com feixes de radiação X mono-energética, estão nas Tabelas B-5 e B-6. E, seus resultados são apresentados nas Figuras 5-48 e 5-49, respectivamente. Nestas figuras podemos observar que a concordância entre os resultados simulados e os valores de referência [ICRU, 1998] também é boa. Note que, os coeficientes de conversão de referência nas irradiações com o feixe de radiação X de 20 keV, para todos os ângulos de incidência, são 6,8% (valor médio) maiores do que o simulado. Tanto para este feixe quanto para os demais a tendência é piorar a concordância entre os resultados de referência e os simulados a medida que o valor do ângulo de incidência α aumenta. O mesmo se verifica nos resultados das irradiações com o feixe de 30 keV. Neste caso, a diferença média entre os resultados simulados e teóricos é 3,8% ($0^\circ \leq \alpha \leq 75^\circ$) sendo que para $\alpha=80^\circ$ essa diferença é máxima e atinge 21%.

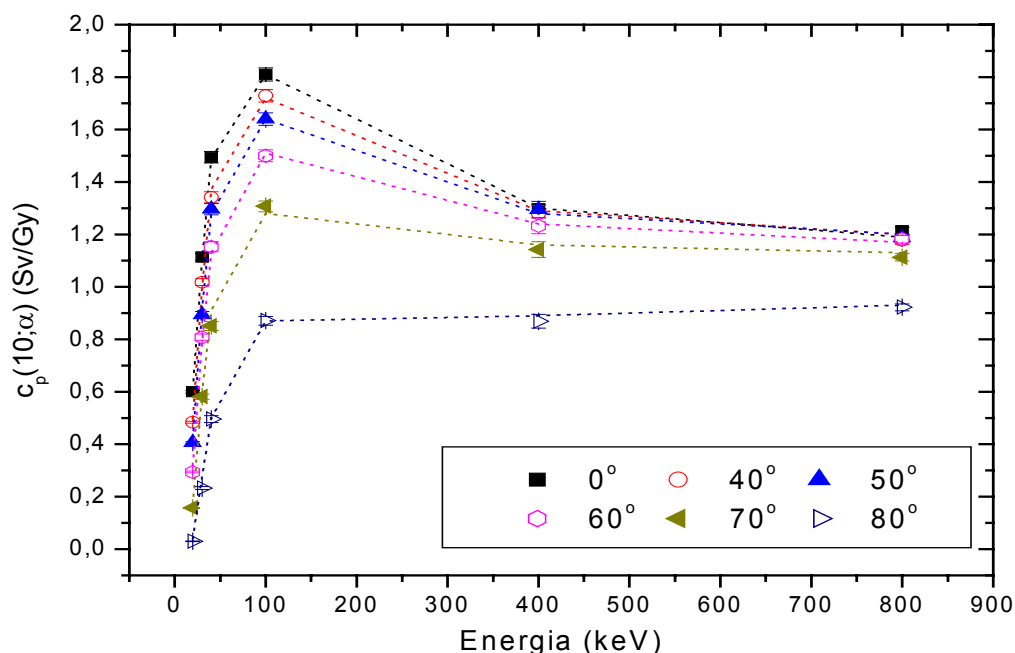


Figura 5-48: Coeficientes de conversão $c_p(10;\alpha)$ de kerma no ar para equivalente de dose pessoal, simulados com o código GEANT4, em um simulador de **paralelepípedo sólido** em **tecido-equivalente ICRU** irradiado com feixes de radiação X **mono-energética** e ângulos de incidência α , em função da energia média do feixe. A linha tracejada corresponde aos valores nominais fornecidos em norma internacional [ICRU 57, 1998].

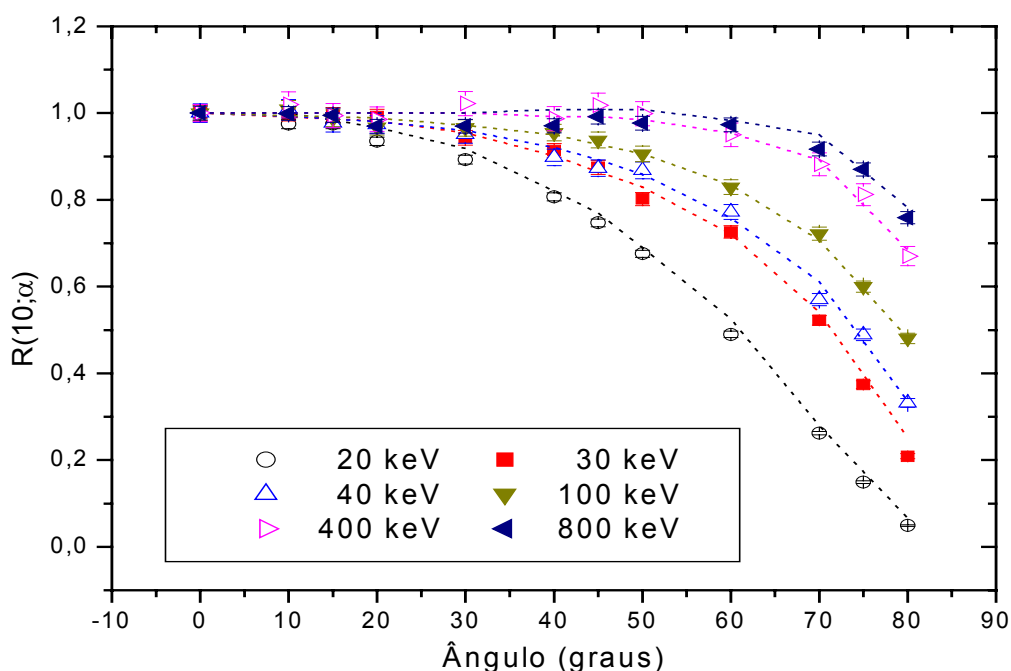


Figura 5-49: Razão $R(10;\alpha)$ dos coeficientes de conversão normalizados para a resposta com ângulo zero, simulados com o código GEANT4, para um simulador de **paralelepípedo sólido de tecido-equivalente ICRU** irradiado com feixes de radiação X **mono-energética**, em função do ângulo de incidência α . A linha tracejada corresponde aos valores nominais fornecidos em norma internacional [ICRU 57, 1998].

A Figura 5-50 refere-se aos coeficientes de conversão $c_p(10;0^\circ)$ de kerma no ar para $H_p(d;\alpha)$ determinados sobre o simulador de paralelepípedo sólido de tecido-equivalente ICRU irradiados com ângulo de incidência zero (Tabelas B-1, B-3 e B-5) e com feixes de radiação X com espectro estreito e largo além de feixes de radiação X mono-energética. Nesta figura, temos boa concordância entre os valores de $c_p(10;0^\circ)$ simulados e os da norma ISO 4037-3 para todos os feixes de radiação. Note que as maiores diferenças correspondem ao feixe com espectro largo W80 (3,5% menor) e ao feixe de radiação mono-energética de 800 keV (2,0% maior).

Os resultados obtidos nesta seção comprovaram a viabilidade da simulação de Monte Carlo empregando o código GEANT4 na determinação dos coeficientes de conversão de kerma no ar para $H_p(10;\alpha)$ sobre um simulador de paralelepípedo sólido de tecido-equivalente ICRU. Na próxima seção simularemos os coeficientes de conversão de kerma no ar para $H_p(10;\alpha)$ em um simulador de paralelepípedo de PMMA, repleto de água, que é utilizado nas calibrações dos monitores de radiação no Laboratório de Dosimetria. Os coeficientes serão determinados para irradiações com feixes com espectros estreito e largo da ISO [1996] e com aqueles que foram implantados no Laboratório em trabalho anterior [Guimarães, 2000].

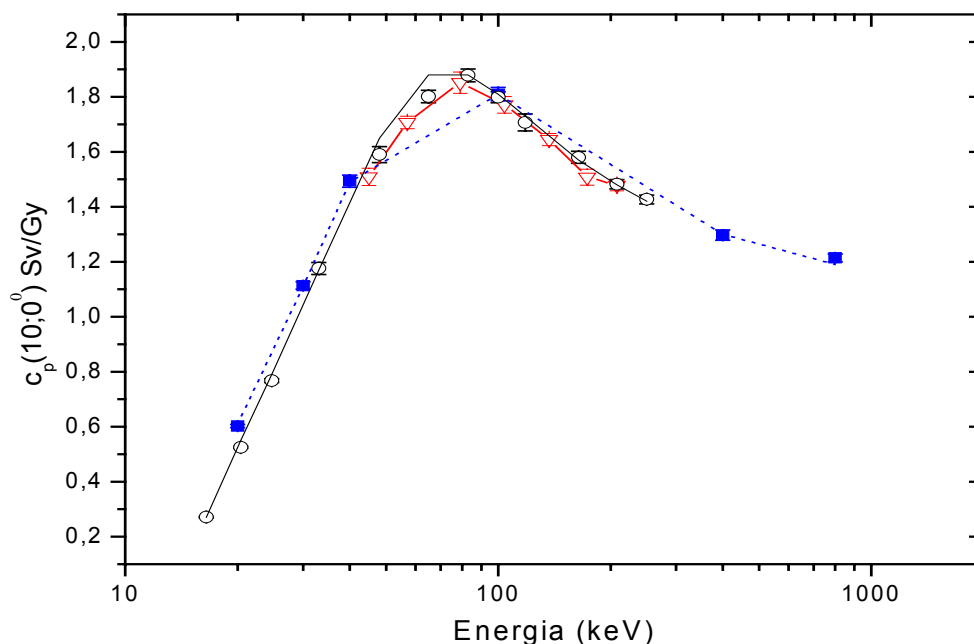


Figura 5-50: Coeficientes de conversão $c_p(10;\alpha)$ de kerma no ar para equivalente de dose pessoal, simulados com o código GEANT4, em um simulador de **paralelepípedo sólido** em **tecido-equivalente ICRU** irradiado com feixes de radiação X **mono-energética** (■), feixes com **espectro largo** (▽) e com **espectro estreito** (○) e ângulo de incidência zero, em função da energia média do feixe. As linhas tracejadas e cheias correspondem aos valores nominais fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1] [ISO 4037-3].

5.3.3.2. Simulador de paralelepípedo de PMMA repleto de água

Repetimos o procedimento de simulação discutido na seção anterior para determinar os coeficientes de conversão do kerma no ar para o equivalente de dose pessoal substituindo o simulador de tórax de paralelepípedo sólido de tecido-equivalente ICRU por outro simulador com mesmo formato (paralelepípedo) e dimensões externas (30 cm x 30 cm x 15 cm), contudo constituído de PMMA e repleto de água. A parede frontal tem 2,5 mm de espessura e as paredes laterais, traseira, a base e o tampo têm 10 mm de espessura.

As Tabelas B-8 e B-9 apresentam os coeficientes de conversão $c_p(10;\alpha)$ do kerma no ar para o equivalente de dose pessoal e os valores normalizados $R(10;\alpha)$ simulados com o código GEANT4, em simulador de paralelepípedo de PMMA repleto de água irradiado com feixes de radiação X com espectro estreito. As Figuras 5-51 e 5-52 apresentam a comparação entre os resultados presentes nas Tabelas B-8 e B-9 e os resultados da norma ISO 4037-3 [1999], respectivamente. Observe que os resultados da norma são calculados para o simulador de paralelepípedo sólido de tecido-equivalente ICRU.

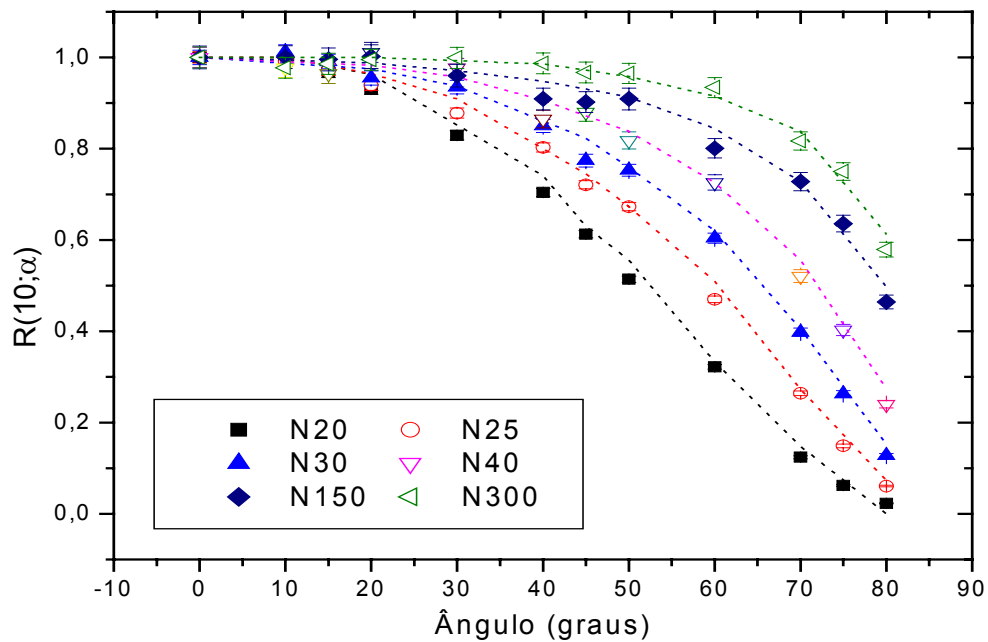


Figura 5-51: Razão $R(10;\alpha)$ dos coeficientes de conversão normalizados para a resposta com ângulo zero, simulados com o código GEANT4, para um simulador de **paralelepípedo** de **PMMA repleto de água** irradiado com feixes de radiação X com **espectro estreito**, em função do ângulo de incidência α . A linha tracejada corresponde aos valores nominais fornecidos em norma internacional [ISO 4037-3].

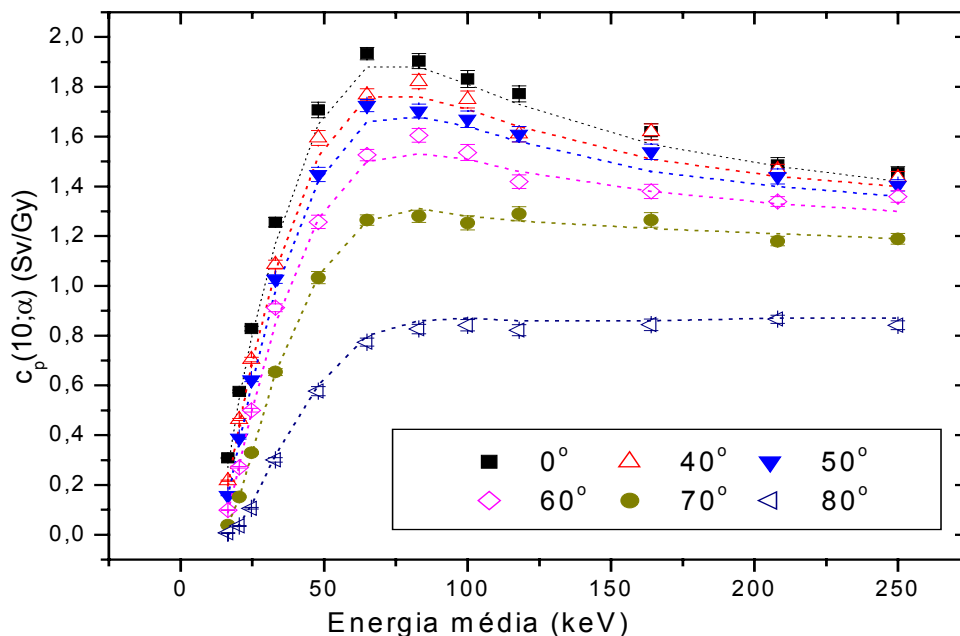


Figura 5-52: Coeficientes de conversão $c_p(10;\alpha)$ de kerma no ar para equivalente de dose pessoal, simulados com o código GEANT4, em um simulador de **paralelepípedo** de **PMMA repleto de água** irradiado com feixes de radiação X com **espectro estreito** e ângulos de incidência α , em função da energia média do feixe. A linha tracejada corresponde aos valores nominais fornecidos em norma internacional [ISO 4037-3].

Quando comparamos na Figura 5-51 os coeficientes de conversão de kerma no ar para o equivalente de dose pessoal obtidos com o simulador repleto de água em relação aos resultados da referência [ISO 4037-3], constatamos que os resultados simulados, estão em média, 3,4% menores do que os resultados tabelados para ângulos de incidência α entre 0° e 75° . Para $\alpha=80^\circ$ a diferença média entre os coeficientes simulados e a norma é de 13%. Nota-se na Figura 5-52 que para ângulos próximos de zero os valores dos coeficientes estão ligeiramente maiores do que os resultados da norma. Isto é devido ao valor de $H_p(d,\alpha)$ ser menor quando esta grandeza é determinada no simulador de PMMA repleto de água do que quando é determinada no simulador sólido de tecido-equivalente ICRU.

Comparamos também, nossos resultados (Tabela B-9) com os resultados de Grosswendt [1992]. Este pesquisador obtém analiticamente os coeficientes de conversão de kerma no ar para o equivalente de dose pessoal em um simulador cúbico (30 cm x 30 cm x 30 cm) repleto de água. Os coeficientes são calculados em um ponto no centro da parede frontal do cubo a 10,0 mm de profundidade da superfície do cubo.

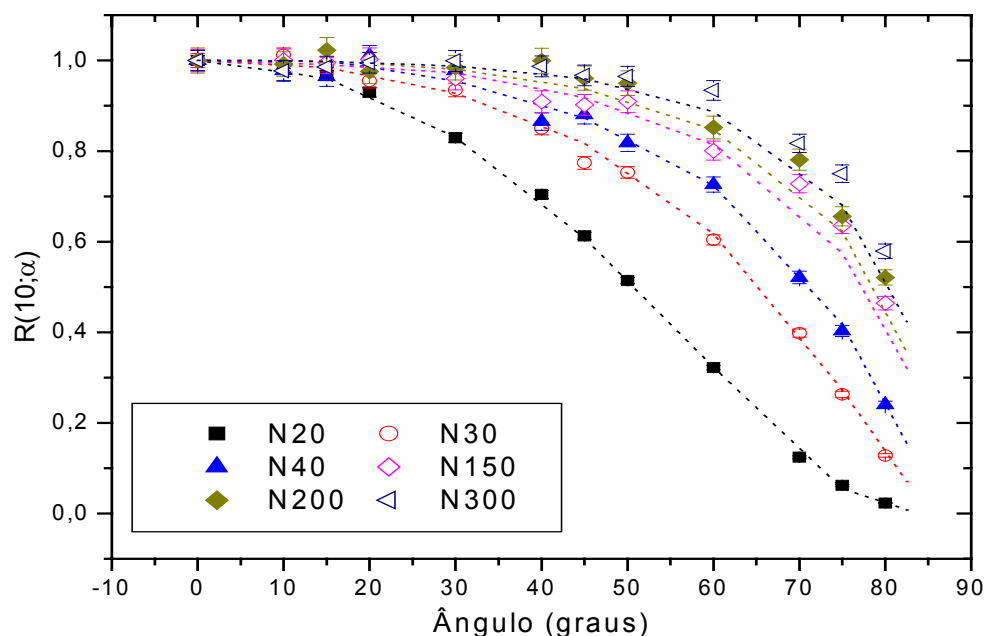


Figura 5-53: Razão $R(10;\alpha)$ dos coeficientes de conversão normalizados para a resposta com ângulo zero, simulados com o código GEANT4, para um simulador de **paralelepípedo de PMMA repleto de água** irradiado com feixes de radiação X com **espectro estreito**, em função do ângulo de incidência α . A linha tracejada corresponde aos valores calculados para um cubo repleto de água irradiado com feixes de radiação X com espectro estreito [Grosswendt, 1992].

Comparando os resultados deste trabalho com os de Grosswendt [1992], na Figura 5-53, vemos que a concordância entre os dois resultados é muito boa para feixes com baixa energia (< 45 keV). Percebemos ainda que a diferença percentual aumenta sistematicamente com o aumento do ângulo de incidência (α) para energia dos fótons crescente. Para ângulos maiores do que 60° os resultados determinados neste trabalho são maiores do que os de Grosswendt [1992], o que nos direcionou para a investigação da estimativa de dose absorvida no processo de simulação discutida a seguir.

Na Figura 5-54, $c_p(10;0^\circ)$ estão os resultados determinados com o código GEANT4 em simulador de paralelepípedo de PMMA repleto de água com ângulo de incidência zero e irradiados com feixes de radiação X com espectro estreito em comparação com os mesmos coeficientes calculados por Grosswendt [1992] em simulador cúbico. Os coeficientes de kerma no ar para o equivalente de dose pessoal calculados sobre o simulador de PMMA repleto de água apresentam valores maiores do que os do simulador cúbico para quase todas as energias, exceto para os feixes N80 e N250. Note neste gráfico que as maiores diferenças entre os resultados simulados e os da literatura correspondem à região de baixa energia (< 60 keV). Para N20, N30, N40 e N60 as diferenças entre os resultados correspondem a 21,3%, 8,7%, 9,9% e 5,1%, respectivamente.

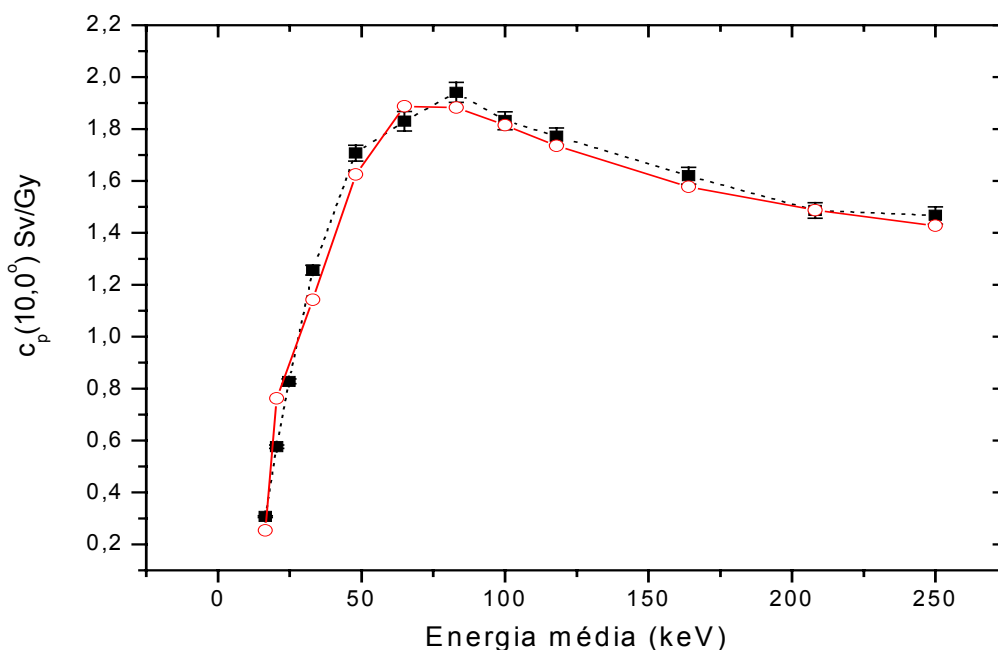


Figura 5-54: Coeficientes de conversão $c_p(10;\alpha)$ de kerma no ar para equivalente de dose pessoal, simulados com o código GEANT4, em um simulador de paralelepípedo de PMMA repleto de água irradiado com feixes de radiação X com espectro estreito (■) e ângulo de incidência zero em comparação aos valores nominais da literatura, no simulador cúbico em PMMA repleto de água [Grosswendt, 1992] (○), em função da energia média do feixe. As linhas simplesmente uniram os pontos.

As Tabelas B-10 e B-11 apresentam os coeficientes de conversão $c_p(10;\alpha)$ de kerma no ar para o equivalente de dose pessoal e o sua normalização $R(10;\alpha)$ utilizando o simulador de paralelepípedo repleto de água, cujos resultados estão nas Figuras 5-55 e 5-56, irradiados com feixes de radiação X com espectro largo. Nestas figuras a concordância entre os resultados simulados com o GEANT4 e os de Grosswendt não é muito boa para ângulos pequenos e feixes com baixa energia.

Na Figura 5-57 os resultados simulados de $c_p(10;0^\circ)$ no simulador de paralelepípedo de PMMA repleto de água confirmam ter valores maiores (30%, em média) do que os coeficientes calculados no simulador em formato de cubo de Grosswendt [1992] para quase todas as energias, excetuando o feixe N300 (4%).

As Tabelas B-12 e B-13 apresentam resultados dos coeficientes de conversão $c_p(10;\alpha)$ e de $R(10;\alpha)$ simulados com o código GEANT4, utilizando o simulador de paralelepípedo de PMMA repleto de água irradiado com espectro largo de radiação X implantados no Laboratório de Dosimetria [Guimarães, 2000]. A Figura 5-58 apresenta os resultados das Tabelas B-12 e B-13.

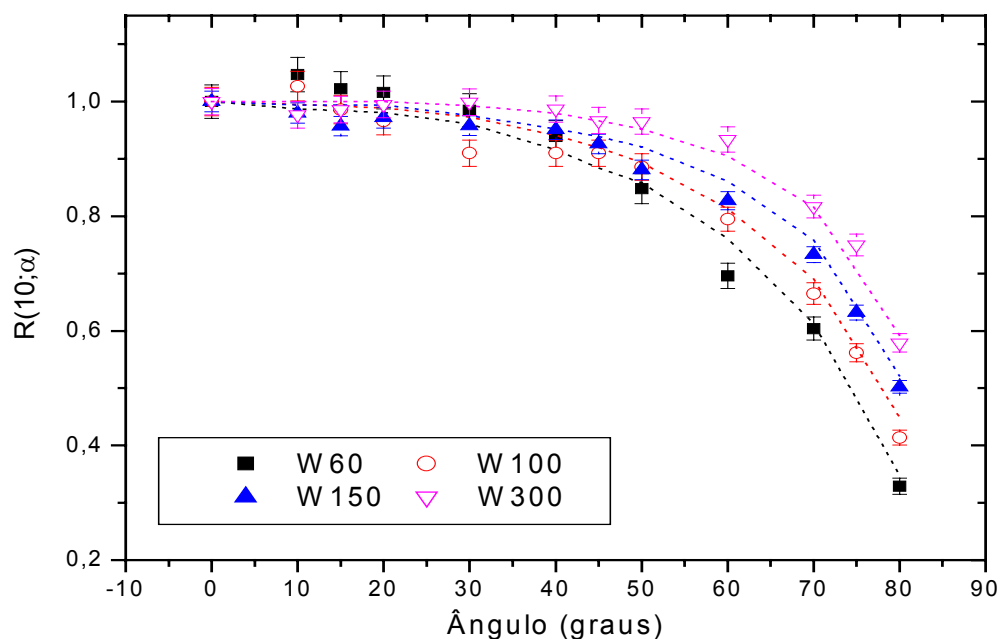


Figura 5-55: Razão $R(10;\alpha)$ dos coeficientes de conversão normalizados para a resposta com ângulo zero, simulados com o código GEANT4, para um simulador de **paralelepípedo de PMMA repleto de água** irradiado com feixes de radiação X com **espectro largo**, em função do ângulo de incidência α . A linha tracejada corresponde aos valores nominais fornecidos em norma internacional [ISO 4037-3].

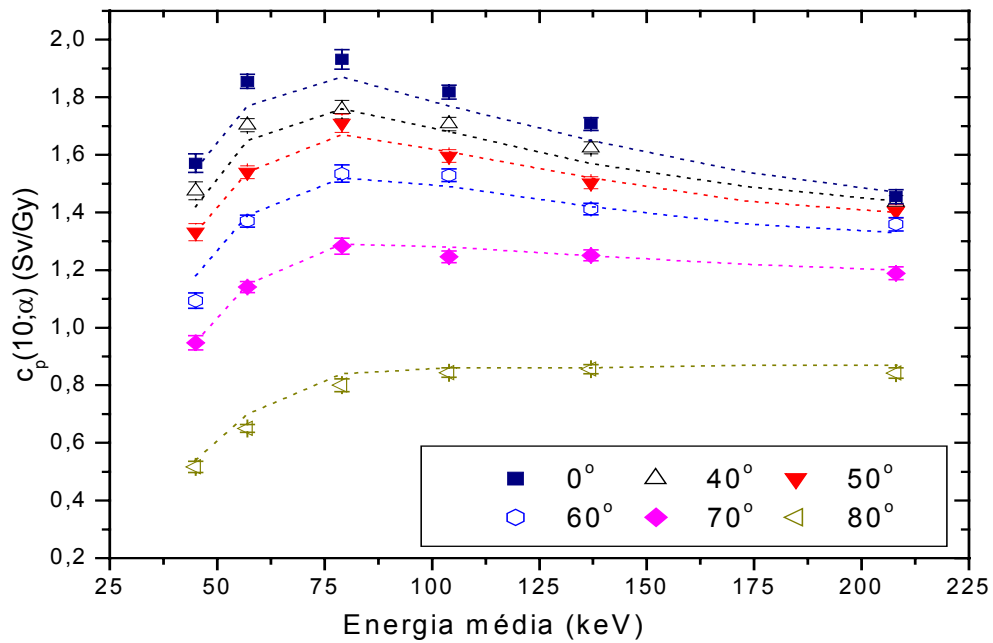


Figura 5-56: Coeficientes de conversão $c_p(10;\alpha)$ de kerma no ar para equivalente de dose pessoal, simulados com o código GEANT4, em um simulador de paralelepípedo de PMMA repleto de água irradiado com feixes de radiação X com **espectro largo** e ângulos de incidência α , em função da energia média do feixe. A linha tracejada corresponde aos valores na literatura, no simulador cúbico em PMMA repleto de água [Grosswendt, 1992].

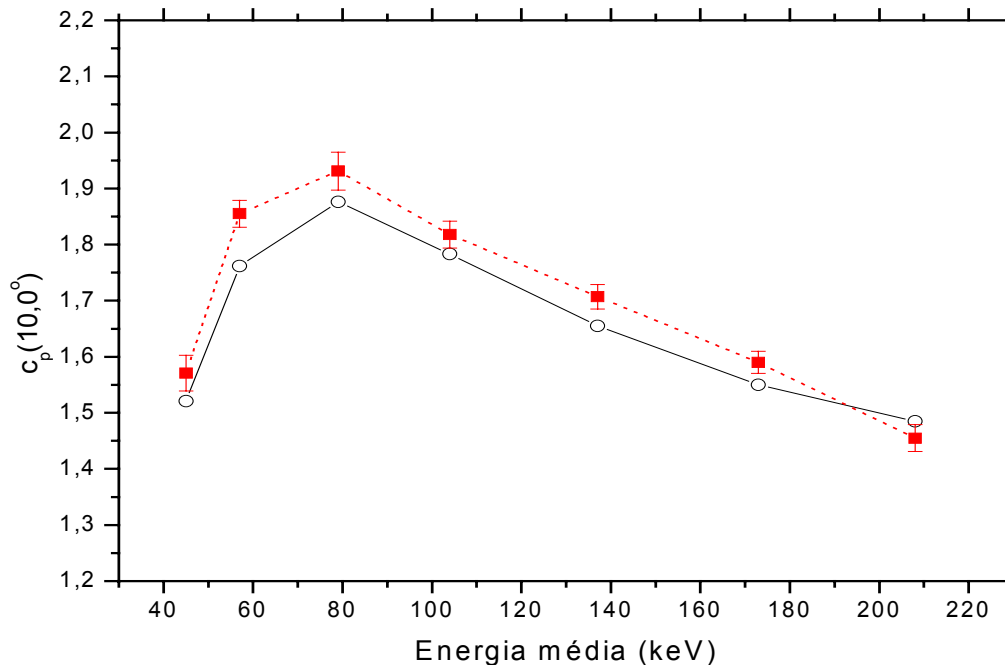


Figura 5-57: Coeficientes de conversão $c_p(10;\alpha)$ de kerma no ar para equivalente de dose pessoal, simulados com o código GEANT4, em um simulador de paralelepípedo de PMMA repleto de água irradiado com feixes de radiação X com **espectro estreito** (■) e ângulo de incidência zero em comparação aos valores nominais da literatura, no simulador cúbico em PMMA repleto de água [Grosswendt, 1992] (○), em função da energia média do feixe. As linhas simplesmente uniram os pontos.

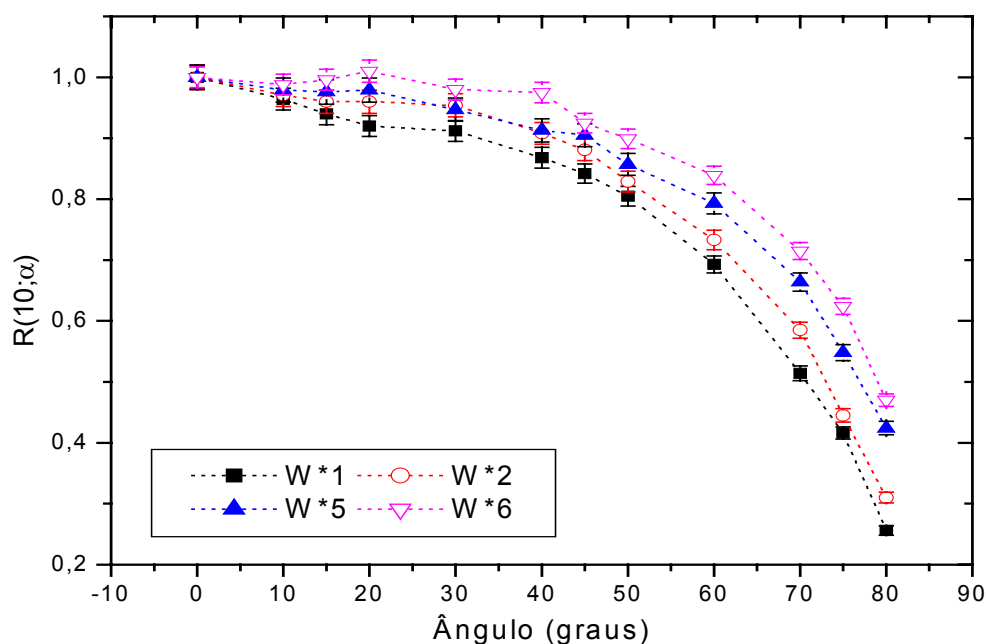


Figura 5-58: Valores da razão $R(10;\alpha)$ dos coeficientes de conversão normalizados para ângulo zero simulados com o código GEANT4 no simulador de paralelepípedo de **PMMA repleto de água** para diversos ângulos de incidência α . Os pontos foram ligados (linha tracejada) para evidenciar o comportamento da curva. As irradiações correspondem aos feixes com **espectro largo** de radiação X implantados no Laboratório de Dosimetria [Guimarães, 2000].

5.3.4. Limites na aproximação de kerma e dose absorvida na determinação do $c_p(d;0^\circ)$

Na literatura [Grosswendt, 1992] [Grosswendt, 1989] [Will, 1989] e mesmo nas normas internacionais [ICRU 57, 1998] é comum empregar o kerma no meio como uma aproximação do valor da dose absorvida, quando se pretende determinar o equivalente de dose. A Figura 5-59 ilustra a diferença entre o kerma no meio e a dose absorvida em um volume com massa "m". Para determinar o kerma num dado meio considera-se que toda a energia do fóton incidente foi depositada no ponto inicial P, local onde ocorreu a primeira interação. Por outro lado, a dose absorvida considera toda energia depositada ao longo da trajetória do elétron dentro volume em questão após a interação inicial ou seja, na ilustração da Figura 5-59 corresponde a energia depositada ao longo do segmento PP_{final} .

Neste trabalho, os coeficientes de conversão de kerma no ar para $H_p(d;\alpha)$ foram calculados com a equação 5.10. O equivalente de dose (equação 5.11) foi obtido por duas maneiras: no primeiro caso, a dose absorvida foi considerada como

numericamente igual ao kerma no meio (toda a energia do fóton inicial foi transferida para o meio sem considerar perdas por radiação de freamento, por exemplo), como é sugerido na literatura e, no segundo caso, a dose absorvida foi considerada como a contribuição de toda energia depositada ao longo da trajetória dos elétrons liberados na interação do fóton inicial com o meio.

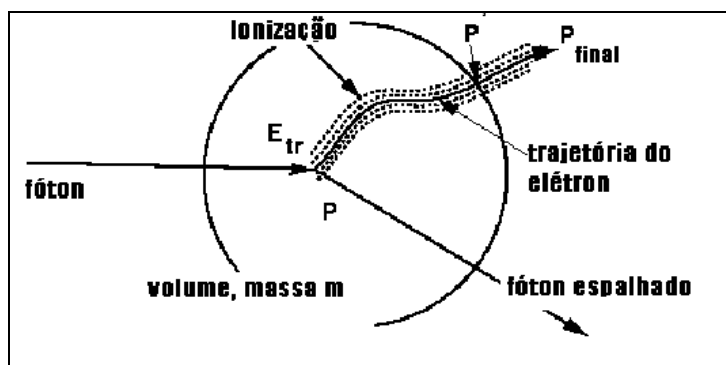


Figura 5-59: Ilustração das interações ocorridas em um volume de massa m irradiado por fótons. Um fóton incide no volume transferindo parte de sua energia para elétrons do meio e produzindo fótons espalhados. Durante sua trajetória ao longo do volume, os elétrons ionizam átomos depositando energia localmente até abandonarem o volume.

O kerma no ar foi simulado, com o código GEANT4, em um volume esférico com diâmetro igual a 1,0 cm, repleto de ar, irradiado por feixes de radiação X ou γ , na posição exata em que se encontravam anteriormente os simuladores no campo de radiação. O equivalente de dose pessoal $H_p(d;0^\circ)$ foi calculado considerando o simulador com formato de paralelepípedo sólido ($30 \times 30 \times 15 \text{ cm}^3$) constituído de tecido-equivalente ICRU irradiado com feixes de radiação X mono-energética na faixa de 5 a 1250 keV e ângulo de incidência (Figura 5-43) igual a zero. Calculamos $H_p(d;0^\circ)$ para as profundidades "d" igual a 0,04, 0,07, 0,1, 0,2, 0,3, 0,4, 0,5, 1,0, 2,0, 3,0, 4,0, 5,0, 10, 15 e 20 mm. Os coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose para as diferentes profundidades citadas acima (considerando a dose absorvida no cálculo de $H_p(d;0^\circ)$) constam na Tabela B-7.

Nas Figuras 5-60, 5-61 e 5-62 estão os resultados dos coeficientes $c_p(d;0^\circ)$ para profundidades relevantes: 0,07, 3 e 10 mm recomendadas para o cálculo do $c_p(d;0^\circ)$ na pele, no olho e no tórax, respectivamente. Nas figuras, a linha cheia representa os valores de referência da norma ICRP 74 [1997] enquanto que, os outros dois conjuntos de pontos ligados por linha pontilhada correspondem aos resultados dos coeficientes de conversão simulados considerando em um caso a dose absorvida como aproximação do kerma no meio e a dose absorvida propriamente dita.

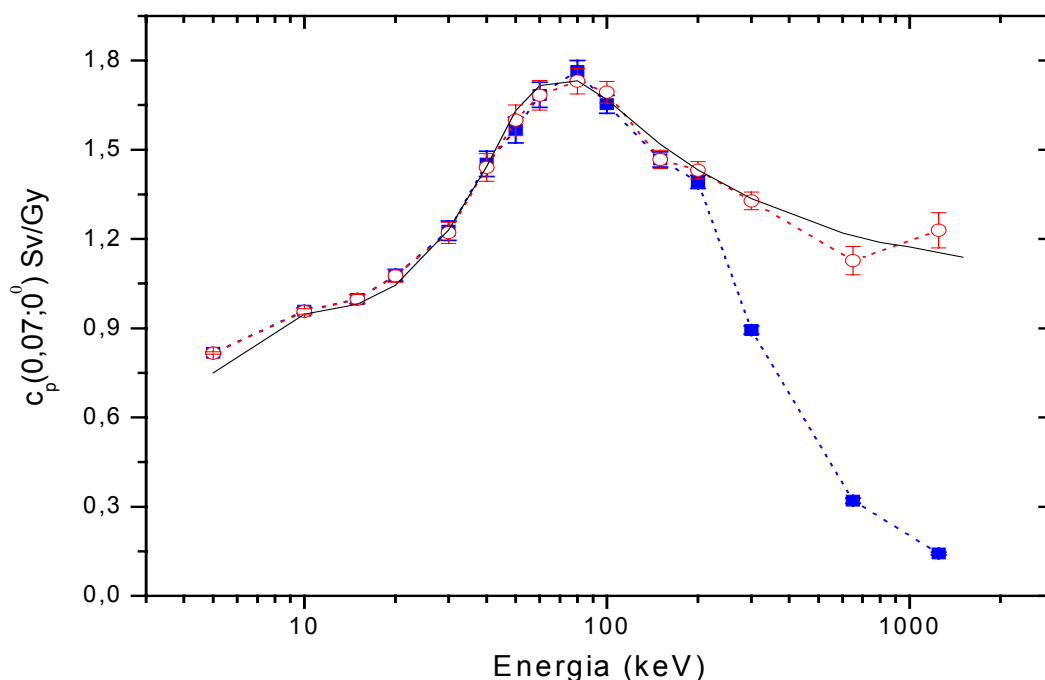


Figura 5-60: Coeficientes de conversão $c_p(0,07;\alpha)$ de kerma no ar para equivalente de dose pessoal, simulados com o código GEANT4, em um simulador de **paralelepípedo sólido** em **tecido equivalente ICRU** irradiado com feixes de radiação X **mono-energética** e ângulo de incidência zero considerando o equivalente de dose calculado com o kerma no meio (\circ) e com a dose absorvida (\blacksquare), em função da energia média do feixe. A linha cheia corresponde aos valores da norma ICRP 74 [1997].

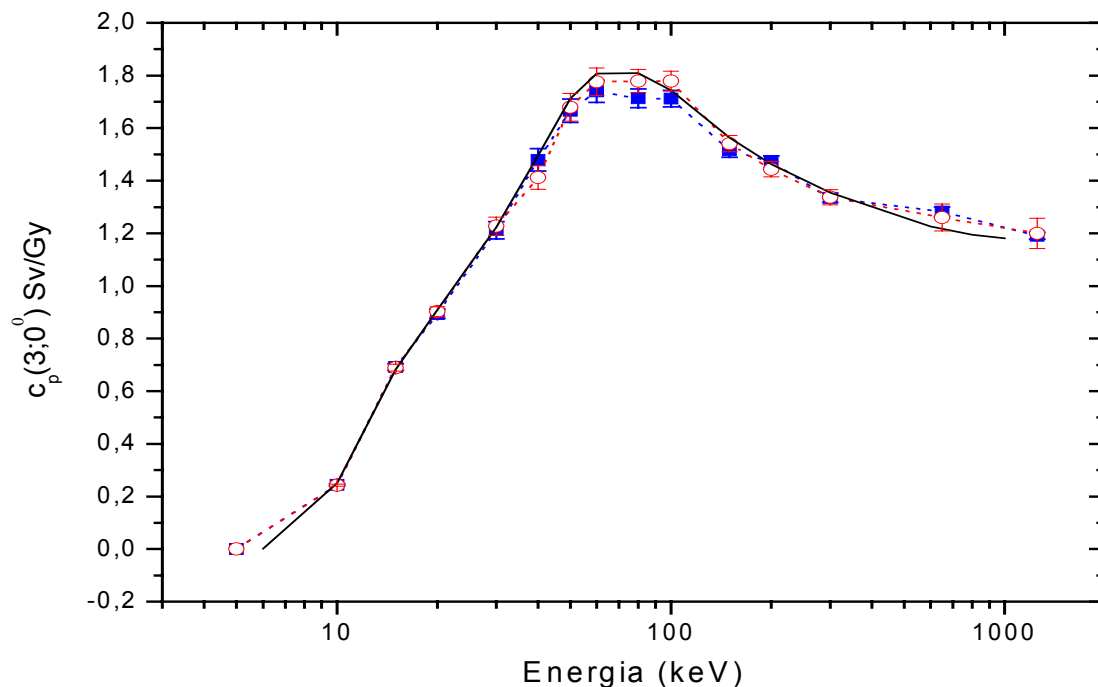


Figura 5-61: Coeficientes de conversão $c_p(3;\alpha)$ de kerma no ar para equivalente de dose pessoal, simulados com o código GEANT4, em um simulador de **paralelepípedo sólido** em **tecido equivalente ICRU** irradiado com feixes de radiação X **mono-energética** e ângulo de incidência zero considerando o equivalente de dose calculado com o kerma no meio (\circ) e com a dose absorvida (\blacksquare), em função da energia média do feixe. A linha cheia corresponde aos valores da norma ICRP 74 [1997].

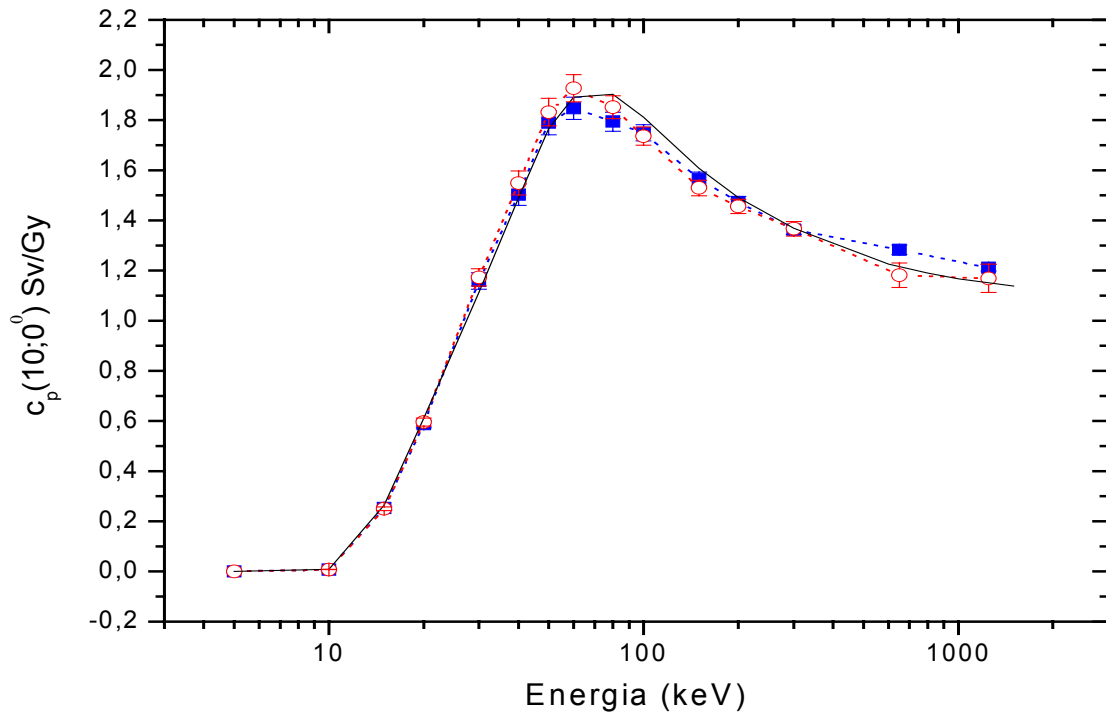


Figura 5-62: Coeficientes de conversão $c_p(10;\alpha)$ de kerma no ar para equivalente de dose pessoal, simulados com o código GEANT4, em um simulador de **paralelepípedo sólido** em **tecido equivalente ICRU** irradiado com feixes de radiação X **mono-energética** e ângulo de incidência zero considerando o equivalente de dose calculado com o kerma no meio (\circ) e com a dose absorvida (\blacksquare), em função da energia média do feixe. A linha cheia corresponde aos valores da norma ICRP 74 [1997].

Observe na Figura 5-60 que há boa concordância entre os resultados dos coeficientes de conversão obtidos considerando-se o equivalente de dose pessoal com o kerma no meio como aproximação da dose absorvida e a dose absorvida em relação aos resultados de referência na região de 5 a 200 keV. Para energias maiores do que 200 keV a diferença entre os resultados aumenta significativamente com o aumento da energia. Esta diferença tem origem no fato de que o elétron para o qual o fóton transferiu energia pode depositar parte de sua energia em regiões afastadas da profundidade (0,07 mm) onde o fóton interagiu. Portanto, nesta profundidade a dose absorvida pode ter um valor menor que o kerma no meio. Note nas Figuras 5-61 e 5-62 que isso não ocorre para d igual a 3 e 10 mm, pois nestas profundidades o equilíbrio eletrônico foi estabelecido.

Na Figura 5-63 apresentamos os resultados simulados do kerma no meio e da dose absorvida em um mesmo volume determinados em diferentes profundidades durante irradiações com feixe de radiação X mono-energética no

intervalo de 30 a 1250 keV. Constam na figura apenas os resultados referente aos feixes de energia com 30, 300, 650 e 1250 keV. O comportamento do kerma no meio e da dose absorvida simulados em irradiações com feixes de radiação com 30 keV visto na Figura 5-63 é igual ao comportamento apresentado para os demais feixes de radiação com energia menor do que 200 keV. Note que neste intervalo de energia (< 200 keV) a concordância entre o kerma no meio e a dose absorvida é muito boa podendo-se concluir que, o kerma no meio é uma boa aproximação do valor da dose absorvida. A diferença entre as duas grandezas ocorre quando a profundidade "d" é maior do que 15 mm, fato também observado para as outras energias. A concordância entre os resultados de kerma no meio e dose absorvidas em irradiações com feixes de 300, 650 e 1250 keV inicia-se a partir das profundidades 0,2 mm, 1,0 mm e 3,0 mm, respectivamente. Isto faz com que o kerma no meio neste intervalo de energia não seja uma boa aproximação da dose absorvida. De maneira geral, pode-se concluir que os coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose em irradiações com energia maior do que 200 keV devem ser calculados considerando a dose absorvida propriamente dita ao invés do kerma no meio.

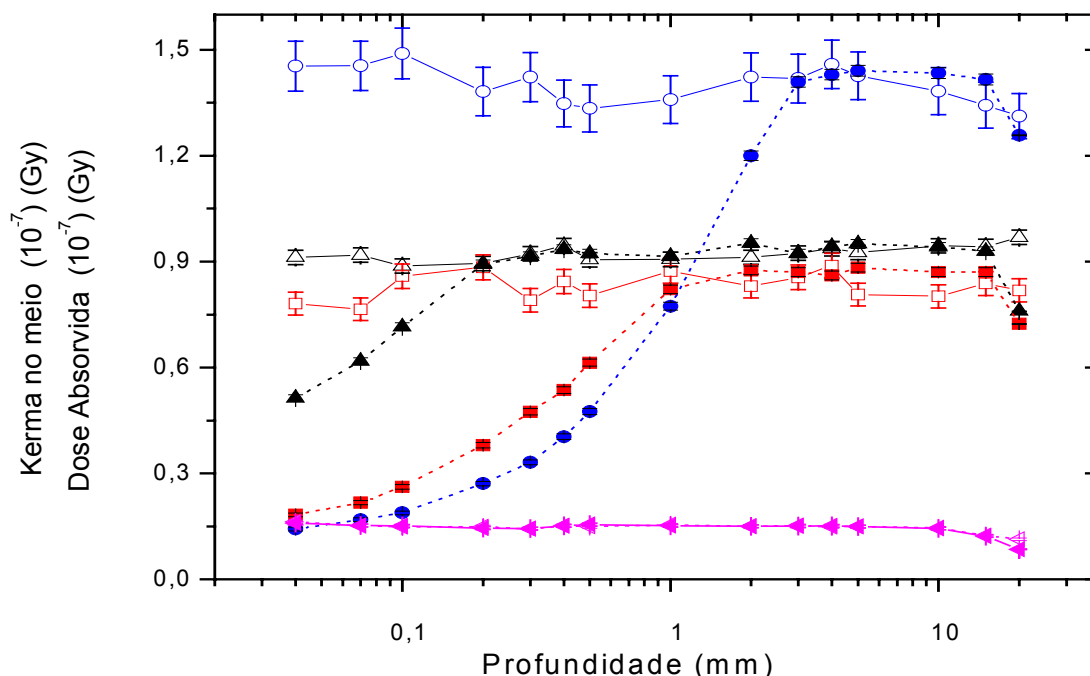


Figura 5-63: Valores de kerma no meio (linha cheia) e dose absorvida (linha tracejada) determinados com o código GEANT4 no simulador de paralelepípedo sólido de tecido-equivalente ICRU irradiado com ângulo de incidência 0° e feixe de radiação X mono-energética com energias de 1250 keV (● e ○), de 650 keV (■ e □), de 300 keV (▲ e △) e de 30 keV (◀ e ▶), em função da profundidade dentro do simulador.

6. Conclusão e Considerações Finais

No decorrer desta tese foi assinalada a importância da aplicação das técnicas de simulação utilizando o método de Monte Carlo em monitoração individual. Para tanto, investigamos o desempenho do código computacional GEANT4 quanto a: geração, detecção e caracterização de feixes de radiação X produzidos por um tubo de raios X. As três etapas envolvidas na simulação foram executadas a partir da criação com o código GEANT4 dos componentes necessários ao processo. A produção um feixe de radiação X, por exemplo, envolveu o emprego de uma fonte produtora de elétrons acelerados por fonte de alta voltagem no interior de uma câmara de vácuo. Os elétrons acelerados atingem o alvo produzindo raios X que são detectados após atravessarem o filtro de berílio que constitui a janela do tubo por um detector sensível. Esse processo permitiu produzir e armazenar em arquivos, um vasto conjunto de espectros. Na etapa da filtração, um espectro gerado na primeira etapa, atravessa um novo filtro sendo detectado poucos centímetros após, gerando com isso novo espectro filtrado. Os espectros obtidos nesta etapa validaram o método de simulação de feixes de radiação com tubo de raios X através da comparação dos resultados simulados de camada semi-redutora, energia média e resolução espectral com valores estabelecidos em normas internacionais. Uma vez que obtivemos bons resultados na caracterização de feixes de radiação bem conhecidos da literatura, aplicamos o código GEANT4 para a obtenção dos espectros dos feixes de radiação X utilizados no Laboratório de Dosimetria e sem registro na literatura. As simulações forneceram características até então desconhecidas desses feixes, como por exemplo, a energia média, cuja determinação experimental seria bastante dispendiosa. Além disso, como resultado deste trabalho, estabelecemos um banco de dados com estes espectros, que podem ser utilizados em futuras simulações.

O processo de refinamento aplicado à simulação dos monitores termoluminescentes destaca a importância das descobertas realizadas com o emprego do método de Monte Carlo na modelagem dos monitores. As principais correções efetuadas nas aproximações consideradas na simulação dos monitores TL referem-se: 1. ao acréscimo de 6% de ar na composição do detector de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ simulado tendo em vista a diferença entre a densidade experimental e a simulada para a mistura $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$; 2. a substituição do espectro de emissão da fonte de ^{60}Co , considerado como um espectro de duas linhas (1173 keV e 1332 keV) por um espectro simulado da fonte de radioterapia de ^{60}Co de Mora et al. [1999] similar àquela utilizada no Laboratório de Dosimetria e 3. a correção na determinação da

dose/(energia absorvida no volume do detector de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$) empregando o coeficiente de atenuação de luz de $2,20(25) \text{ mm}^{-1}$, obtido por simulação. Como conclusão principal desta etapa demonstramos que, é possível simular os monitores termoluminescentes empregados na rotina do Laboratório de Dosimetria com bons resultados na simulação da curva de dependência energética das respostas termoluminescentes dos detectores empregados. Estes resultados validam também a aplicação do GEANT4 para possíveis avaliações da resposta de novos materiais termoluminescentes que eventualmente venham a ser estudados.

Outra importante contribuição foi dada com a determinação dos coeficientes de conversão do kerma no ar, K_a , para o equivalente de dose pessoal, $H_p(d;\alpha)$ em simuladores de PMMA repleto de água irradiados com feixes de radiação X com espectro estreito e largo recomendados na literatura [ISO 4037-3, 1999] e principalmente com os feixes de radiação X implantados e de uso cotidiano no Laboratório de Dosimetria. Durante o processo de validação de resultados simulados, determinamos os coeficientes de conversão no simulador composto de tecido equivalente ICRU irradiado com feixes de radiação X mono-energética e feixes com espectros estreito e largo, e com isso foi possível verificar que a quantidade de radiação retro-espalhada por este simulador é similar àquela do simulador de paralelepípedo de PMMA repleto de água, que é o mesmo simulador disponível no Laboratório.

Demonstramos também que as simulações podem auxiliar na compreensão dos processos físicos relevantes que às vezes, por serem difíceis de se tratar analiticamente, são desprezados quando se fazem aproximações nos cálculos. Neste caso incluem-se dois resultados importantes. O primeiro sobre a evidência da auto-atenuação da luz no detector de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ durante o processo de leitura, com o estabelecimento de um método que permite a obtenção do coeficiente de atenuação óptico de luz do material. O segundo refere-se à utilização do kerma no meio na avaliação dos coeficientes de conversão para a profundidade de 0,07 mm, em que demonstramos que sua aplicação não é boa para determinação de doses quando fótons com energias maiores que 200 keV estão presentes. Assim, nas regiões com energia maior do que 200 keV deve-se calcular novo coeficiente de conversão e pode-se fazê-lo aplicando o GEANT4, usando a dose absorvida (energia total depositada por unidade de massa).

A totalidade dos resultados alcançados com este trabalho possibilitou a comprovação de que é possível empregar o Método de Monte Carlo, em especial o código GEANT4, em simulações na área de Dosimetria. Por isso, esperamos que este trabalho seja uma abertura para um amplo campo de descobertas envolvendo novas pesquisas na área de simulação computacional.

7. Sugestão para futuros trabalhos

- ✓ Estudar através da simulação com o método de Monte Carlo a viabilidade de determinar o equivalente de dose $H_p(0,07;\alpha)$ para partículas beta. A partir deste estudo pode-se estudar combinações de materiais para construir um monitor de radiação que consiga medir radiações fracamente penetrantes. Na configuração atual do monitor de radiação empregado, o filtro de chumbo impede a passagem das partículas beta. Uma vez simulado o monitor, construir o mesmo experimentalmente e obter a curva de dependência energética com o simulador cilíndrico sólido em PMMA. Comparar os resultados simulados e experimentais.

- ✓ Determinar com o método de Monte Carlo qual o simulador adequado para representar o cristalino do olho e obter o equivalente de dose $H_p(3;\alpha)$. A norma internacional ISO 12974 recomenda o simulador de paralelepípedo $30 \times 30 \times 15 \text{ cm}^3$, repleto de água, para ser empregado nesse caso. Possivelmente um simulador deste tipo não refletirá o espalhamento causado pela cabeça humana que é menor do que o tórax.

- ✓ Implementar simuladores antropomórficos, o que permitirá a obtenção de resultados mais realistas para cálculos de doses em partes específicas do corpo humano.

8. Apêndice A

8.1. Determinação experimental da Camada Semi-redutora

Dado que a primeira e a segunda camada semi-redutora (CSR) são a espessura (x) de material que atenua a intensidade de um feixe ou número de fótons (B) à metade ($B/2$) e a um quarto ($B/4$), respectivamente, diversas são as funções matemáticas utilizadas para determinar os valores das camadas semi-redutoras, sendo que as mais comumente presentes nos trabalhos científicos são a de Archer et al. [1983] e a de Johns e Cunningham [1983]. A principal diferença entre as duas funções é que a de Archer et al. apresenta parâmetros (α , β e γ) dependentes da tensão de pico (kV_p) do equipamento que produz o feixe de radiação enquanto que, na função de simples atenuação de fótons não existe qualquer relação do gênero.

Apresentamos nesta seção uma discussão comparativa dos resultados obtidos para as camadas semi-redutoras (CSR) dos feixes de radiação X com espectro largo e estreito implantados no Laboratório de Dosimetria - IFUSP [Guimarães, 2000], empregando as duas funções.

8.1.1. Função empírica para atenuação dos fótons

A função matemática proposta por Archer et al. e aplicada principalmente ao cálculo de barreiras de proteção radiológica [Archer et al., 1983], é uma função empírica que permite encontrar os valores das CSR's a partir da atenuação dos fótons ao atravessar um absorvedor. Esse modelo fundamenta-se na existência de uma função matemática para as curvas de atenuação dos fótons de radiação X presentes em norma [NCRP 49, 1976]. A boa concordância entre a função proposta por Archer et al. e os valores teóricos da NCRP 49, que resulta em uma diferença máxima na CSR de 0,03 mm entre eles, nos motivou a testá-lo neste trabalho em comparação com a função de simples atenuação de fótons.

Na equação A1, correspondente a função de Archer, a transmissão N (número de fótons) equivale à kerma no ar após atravessar os absorvedores com espessura x , medida a uma distância fixa do tubo de raios X; N_0 é o número de fótons do feixe primário sem a presença de qualquer filtração; α , β e γ são três parâmetros dependentes da tensão do tubo a serem ajustados [Simpkin, 1988]

[Simpkin, 1995] [Kelley et al., 1972]. Considerando $B = N/N_0$, adimensional, todo o resto da equação deve ser um número menor do que 1, também sem dimensão, que significa de quanto é a atenuação.

$$N = N_0 \left[\left(1 + \frac{\beta}{\alpha} \right) e^{\alpha\gamma x} - \frac{\beta}{\alpha} \right]^{\frac{1}{\gamma}} \Rightarrow B = \left[\left(1 + \frac{\beta}{\alpha} \right) e^{\alpha\gamma x} - \frac{\beta}{\alpha} \right]^{\frac{1}{\gamma}} \quad (\text{A.1})$$

A solução analítica da expressão de Archer acima é, em geral, dada em termos da espessura x e requer a inversão da equação A1. O resultado deste procedimento pode ser observado na equação A2.

$$x = \frac{1}{\alpha\gamma} \ln \left[\frac{B^{-\gamma} + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right] \quad (\text{A.2})$$

Ajustamos a equação 1, com $n-4$ graus de liberdade²⁵, aos pontos experimentais, obtendo os parâmetros α , β , γ e N_0 . A partir desses resultados do ajuste obtivemos as CSR's servindo-nos da equação A2. A cada CSR associamos uma incerteza padrão definida através de propagação da incerteza que exige a determinação das derivadas parciais relacionadas com as covariâncias dos parâmetros do ajuste. Segundo a fórmula geral de propagação de incerteza, para uma grandeza Y qualquer, sua incerteza pode ser obtida relacionando as covariâncias de cada um dos seus parâmetros ($A_1, A_2, A_3, \dots, A_p$) através da equação A3 em que σ_{ij} representa a covariância entre os parâmetros A_i e A_j .

$$\begin{aligned} \sigma^2_Y &= \left(\frac{\partial Y}{\partial A_1} \right)^2 \sigma_{A_1}^2 + \left(\frac{\partial Y}{\partial A_2} \right)^2 \sigma_{A_2}^2 + \left(\frac{\partial Y}{\partial A_3} \right)^2 \sigma_{A_3}^2 + \dots + \\ &+ 2 \left(\frac{\partial Y}{\partial A_1} \right) \left(\frac{\partial Y}{\partial A_2} \right) \sigma_{12}^2 + 2 \left(\frac{\partial Y}{\partial A_1} \right) \left(\frac{\partial Y}{\partial A_3} \right) \sigma_{13}^2 + 2 \left(\frac{\partial Y}{\partial A_2} \right) \left(\frac{\partial Y}{\partial A_3} \right) \sigma_{23}^2 + \dots \end{aligned} \quad (\text{A.3})$$

A regressão não-linear baseou-se no método do MMQ (método dos mínimos quadrados), via método de minimização dos desvios ao quadrado de Gauss-Newton e de Levenberg-Marquardt que será discutido brevemente.

²⁵ Os graus de liberdade determinam o grau de flexibilidade de movimentação de uma função. Matematicamente, o número de graus de liberdade (ν) é calculado por $\nu = (n - p)$ em que n é o número de pontos experimentais e p o número de parâmetros ajustados.

8.1.2. Função para simples atenuação dos fótons

Nesse caso, supõe-se a interação do feixe de radiação X polienergético como sendo um problema de simples atenuação de um feixe de radiação mono-energética representado por uma curva exponencial que, em gráfico semi-logarítmico, poderia ser representada por uma reta. Todavia, o fato da radiação X não ser mono-energética, faz com que um somatório de n exponenciais decrescentes com a espessura do atenuador (Equação A4) seja uma possível função para representar o comportamento descrito pelos pontos experimentais. Na Equação A4 a transmissão B é o kerma no ar após atravessar os absorvedores, medida a uma distância fixa do tubo de raios X; A_i e t_i são parâmetros dependentes do número de fótons do feixe primário sem a presença de qualquer filtração e da taxa de decrescimento.

$$B = \sum_{i=1}^n A_i \exp\left(-\frac{x}{t_i}\right) \quad (\text{A.4})$$

O teste do qui-quadrado (χ^2) foi utilizado para decidir pelo número de exponenciais que melhor descreve o conjunto de pontos experimentais.

No ajuste com a função de simples atenuação de fótons, determinamos os valores das CSR's iterativamente, ou seja, de posse dos parâmetros da função ajustada encontramos o valor de $B(x)$ correspondente à situação inicial quando $x = 0$, situação que indica ausência de absorvedores entre a câmara de ionização e o tubo de raios X. Então, estimamos com a Equação A4 e com os parâmetros obtidos no ajuste o valor da espessura x que reduz a intensidade inicial do feixe de radiação $B(x=0)$ para 50% e 25%. Para isso, substituímos manualmente os valores de x até que a razão $B(x)/B(0)$ se igualasse a 0,5 e 0,25 o que corresponde aos valores da primeira e da segunda CSR. Da mesma forma que na seção anterior, as incertezas da primeira e da segunda CSR dependem das covariâncias dos parâmetros da função ajustada sendo calculadas através da Equação A3.

8.1.3. Ajuste não-linear para determinação da Camada Semi-Redutora

Ambas as funções matemáticas apresentadas nas seções 8.1.1 e 8.1.2 são modelos de regressão²⁶ não-linear uma vez que, pelo menos um dos parâmetros da

²⁶ Modelos de regressão são modelos matemáticos que relacionam o comportamento de uma variável dependente y com

equação aparece na forma não-linear. Com efeito, a existência de não-linearidade nesses modelos faz com que não seja possível aplicar o MMQ para ajuste de funções não-lineares da mesma forma que se aplica às equações lineares utilizando programas prontos. Nos modelos lineares a estimativa dos melhores valores dos parâmetros de uma função consiste na resolução de um sistema de equações lineares em função dos coeficientes de regressão desconhecidos, obtendo assim, uma solução única. Porém, quando os parâmetros a serem ajustados aparecem de forma não-linear, a resolução direta não é possível, sendo necessário o uso de um método iterativo para realizar o ajuste. Neste caso, faz-se uma expansão em primeira ordem nos parâmetros não-lineares, o que produz equações lineares, e então efetuamos o ajuste propriamente dito pelo MMQ. Os parâmetros são diversificados até que o ajuste convirja.

Atualmente, a maioria dos softwares estatísticos possui rotinas para a implementação de métodos numéricos iterativos de rápida convergência. Neste trabalho, as funções não-lineares dadas pela Equação A1 e pela Equação A4 foram ajustadas com o pacote gráfico GnuPlot executado em plataforma Linux. O GnuPlot é um aplicativo de domínio público, que incorpora recursos suficientes para ajuste de funções não-lineares com o Método de Levenberg-Marquardt [Helene, 2001]. Em resumo, este método consiste na expansão da função em série de Taylor em torno de valores conhecidos e aproximadamente iguais ao valor final do ajuste, preservando-se apenas os termos lineares da expansão. O método de minimização de Levenberg-Marquardt, na prática, tem características de convergência global, ou seja, converge para o mínimo local a partir de qualquer valor aproximado. Para isso, é necessário atribuir valores iniciais aos parâmetros que se pretende estimar.

Em cada ajuste, para determinar a camada semi-redutora, atribuímos à variável x os valores da espessura dos absorvedores ao passo que, para a variável dependente y consideramos os valores do kerma no ar. A escolha dos valores iniciais dos parâmetros a serem ajustados foi fundamental na convergência do algoritmo. A intensidade inicial do kerma no ar na ausência de filtros mostrou-se uma boa escolha para os valores iniciais dos parâmetros N_0 e A_i dadas pelas Equações A1 e A4, respectivamente. Os valores iniciais dos demais parâmetros α , β , γ , e t foram estimados a partir de valores escolhidos arbitrariamente mas com o auxílio visual gráfico observando a proximidade entre a curva gerada e os pontos medidos. Para garantir que o resultado obtido era realmente o mínimo global, o procedimento era repetido variando-se a escolha dos parâmetros iniciais e verificando se a convergência fornecia o resultado obtido inicialmente. Quando a curva ajustada divergia substancialmente dos pontos experimentais, escolhíamos

novas estimativas iniciais, repetindo-se o processo.

A convergência dos valores é dependente da escolha satisfatória dos valores iniciais e da função a ser ajustada. Verificamos em nossa estimativa que poucas iterações (~ 10) são suficientes para obter a convergência da função, embora devemos concordar com a literatura, quanto à necessidade em se adquirir alguma arte na habilidade de testar a condição de convergência.

Avaliamos a qualidade do ajuste através da verificação do grau de verossimilhança²⁷ da curva ajustada em relação aos pontos experimentais. Em outras palavras, verificamos se havia boa concordância entre a curva teórica e os pontos experimentais e pelas incertezas nos parâmetros de ajuste obtidos. Além disso, analisamos o gráfico de resíduos reduzidos interpretando o significado do qui-quadrado (X^2) e do qui-quadrado reduzido (X^2_{red}) de cada conjunto. Na análise da qualidade do ajuste, por exemplo, é esperado como estatisticamente significativo que o valor do X^2 seja aproximadamente igual ao número de graus de liberdade do ajuste ou, que o X^2_{red} seja aproximadamente igual a 1,0 ($X^2_{red} \sim 1,0$). Neste trabalho, optamos por fazer uso da análise do X^2_{red} uma vez que, esta avaliação é quase independente do número de pontos experimentais e dos parâmetros ajustados.

Considerando $B(x)$ como a função ajustada a um conjunto de n pontos experimentais (x_i, y_i, σ_i) em que σ_i é a incerteza da grandeza y , se as incertezas em x_i não forem desprezíveis, elas devem ser propagadas para y_i , conforme equação A5, sendo que (dy/dx) é a derivada calculada no ponto x_i e pode ser tomado por seu valor obtido de um ajuste provisório.

$$\sigma_i = \sqrt{(s(y_i))^2 + \left[\left(\frac{dy}{dx} \right) s(x_i) \right]^2} \quad (\text{A.5})$$

O X^2 é então calculado com a Equação A6. Nela, $y_a(x_i)$ é a função ajustada a um conjunto de pontos experimentais e σ_i é dado pela equação A5.

$$X^2 = \sum_{i=1}^n \left(\frac{(y_i - y_a(x_i))}{\sigma_i} \right)^2 \quad (\text{A.6})$$

A equação A7 fornece o X^2_{red} . Nesta equação, o X^2 é fornecido pela

²⁷ "A melhor função $f(x)$ para descrever um conjunto de pontos experimentais é tal que esse conjunto de pontos é o mais verossímil possível, se a função $f(x)$ é admitida como a função verdadeira. A idéia envolvida no método de máxima verossimilhança é admitir que ocorreu o resultado que tinha a maior probabilidade de ocorrer" [Vuolo, 1996].

equação A6 e v é o número de graus de liberdade.

$$X_{\text{red}}^2 = \frac{X^2}{v} \quad (\text{A.7})$$

O resíduo absoluto é definido pela Equação A8 em que d_i é a distância entre um valor experimental y_i e o valor ajustado $y_a(x_i)$.

$$R_A = \sum_{i=1}^n (d_i) = \sum_{i=1}^n (y_i - y_a(x_i)) \quad (\text{A.8})$$

E, por sua vez, o resíduo reduzido é dado pela Equação A9.

$$R_R = \sum_{i=1}^n \frac{(y_i - y_a(x_i))}{\sigma_i} = \sum_{i=1}^n \frac{R_A}{\sigma_i} \quad (\text{A.9})$$

8.1.4. Filtração inerente ao tubo de raios X

Nesta seção, discutiremos a aplicação do MMQ para função não-linear que deve ser ajustada a um conjunto de pontos experimentais para determinar a filtração inerente ao tubo de raios X. A análise realizada nesta seção exemplifica a metodologia empregada na determinação das melhores funções para o ajuste das curvas para a obtenção das camadas semi-redutoras e se estende para todas as outras curvas.

Partimos do pressuposto de que a forma da função a ser ajustada nos é desconhecida podendo ser representada pela Equação A1 ou pela Equação A4. O procedimento para obter a melhor função consiste em ajustar cada função com o MMQ e avaliar qual delas corresponde à situação de máxima verossimilhança. Nesse caso, também se faz necessário avaliar a qualidade do ajuste em cada situação.

No exemplo da Tabela 8-1 são especificados os valores medidos de kerma no ar durante irradiação com feixe de radiação X para tensão de 60 kV_p e corrente de 5 mA. Durante o procedimento de obtenção da filtração inerente não foram acrescentados filtros adicionais à saída do tubo de raios X. Na Tabela 8-1 cada ponto corresponde ao valor médio de quatro valores de kerma no ar medidos com a câmara de ionização, no ar, e posicionado conforme discussão na seção 3.1.1,

capítulo 3 deste trabalho. O desvio-padrão experimental do valor médio²⁸ associado à incerteza de leitura do instrumento também consta da tabela. É importante destacar que, uma vez que a variação na leitura é irrisória, o desvio-padrão experimental é muito pequeno ou mesmo desprezível, prevalecendo o valor da incerteza de leitura do instrumento para todos os pontos.

Tabela 8-1: Valores médios de quatro leituras de kerma no ar com câmara de ionização, no ar, em função da espessura de alumínio dos absorvedores.

Espessura de alumínio (mm)	Kerma no ar (K ± 0,05) Gy
sem filtro	9,64
0,075	6,19
0,135	4,70
0,345	2,25
0,560	1,64
0,825	1,24
1,035	1,06
1,340	0,87
1,590	0,77
2,085	0,55
2,530	0,39

A existência de poucos pontos experimentais deve-se à limitação experimental do número de absorvedores de alumínio. Todavia, é importante destacar que apesar de pequeno o número de dados experimentais obtidos, o conjunto ainda assim permite a determinação dos valores das camadas semi-redutoras através de um ajuste de função com o MMQ sem sofrer distorções na solução do ajuste e considerando-se as contribuições das incertezas experimentais e de suas covariâncias.

No gráfico superior da Figura 8-1, a função de Archer está ajustada ao conjunto de pontos experimentais dados na Tabela 8-1 e a figura inferior apresenta o gráfico dos resíduos reduzidos do conjunto calculado com a equação A9. Observando a Figura 8-1, percebemos que o acordo entre a curva ajustada e os pontos experimentais não está bom. Isso fica evidente quando notamos que há uma tendência da maior parte dos pontos no gráfico de resíduos reduzidos estarem

²⁸ Desvio-padrão experimental do valor médio de uma grandeza (s_m) envolve uma análise estatística de observações repetitivas de uma grandeza. Matematicamente, s_m é calculado pela razão entre o desvio-padrão experimental e a raiz quadrada do número de n repetições [Vuolo, 1996].

abaixo de zero. A Figura 8-1 sugere que a função ajustada não representa os pontos experimentais. O χ^2 no valor de 5,3 deste ajuste, com 7 graus de liberdade, reforça o indicativo de que a equação A1 não é a escolha mais aceitável pois este valor está muito alto em relação ao valor esperado ($\chi^2_{\text{red}} \sim 1,0$).

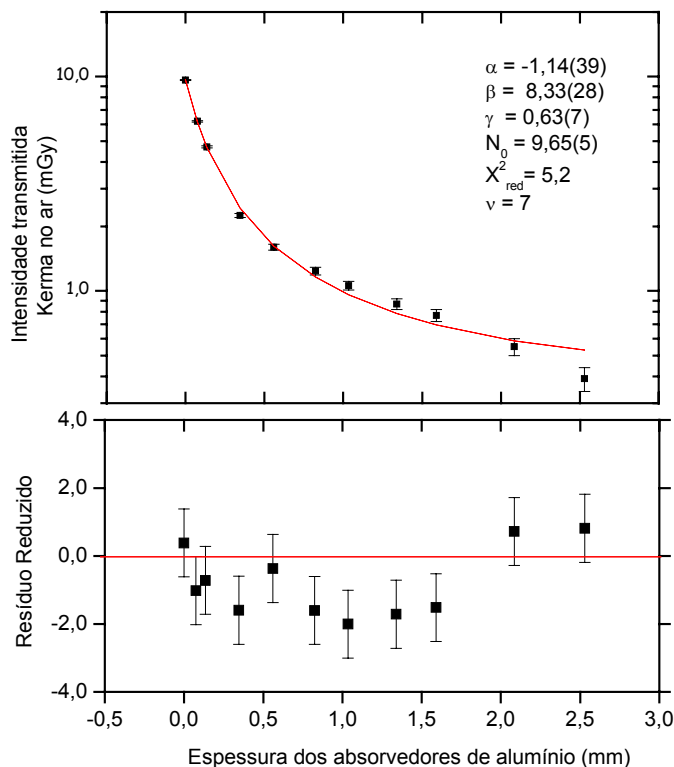


Figura 8-1: Ajuste da função de Archer com a equação A1 (figura superior) para determinar as CSR's a partir da atenuação dos fótons ao atravessar um absorvedor. Em destaque, estão as informações relevantes para a avaliação do ajuste como os parâmetros (α , β , γ e N_0), o qui-quadrado reduzido (χ^2_{red}), o número de graus de liberdade (ν) e o gráfico com os resíduos reduzidos (figura inferior).

É evidente, e os gráficos da Figura 8-2 demonstram, a discordância entre os pontos experimentais e o ajuste com a função de simples atenuação, com $n=1$. Apenas examinando a função ajustada em relação a flutuação dos pontos experimentais tanto para a figura superior quanto inferior, percebemos a falta de coerência. O valor do χ^2 de 5299 está completamente fora da faixa de valores aceitáveis, o que reafirma a observação inicial, e que é evidente no gráfico dos resíduos reduzidos.

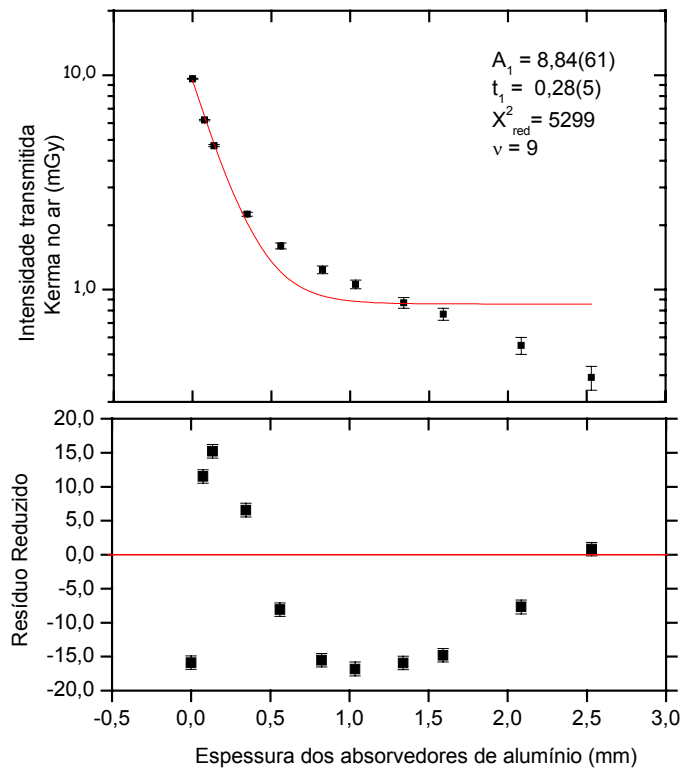


Figura 8-2: Ajuste da função de simples atenuação com a equação A4, $n=1$, (figura superior) para determinar as CSR's a partir da atenuação dos fótons ao atravessar um absorvedor. Em destaque, estão as informações relevantes para a avaliação do ajuste como os parâmetros (A_1 , t_1), o qui-quadrado reduzido (X^2_{red}), o número de graus de liberdade (ν) e o gráfico com os resíduos reduzidos (figura inferior).

Por outro lado, na Figura 8-3 o acordo entre a função ajustada com a equação 4, para n igual a 2, e os pontos experimentais é bom. A qualidade do ajuste também está adequada, pois para o número de graus de liberdade, $\nu = 7$, o valor obtido para o X^2 (0,78) está próximo de 1,0. Note ainda que a distribuição dos pontos experimentais tende a ser aleatória ao redor do zero no gráfico da figura inferior (Figura 8-3).

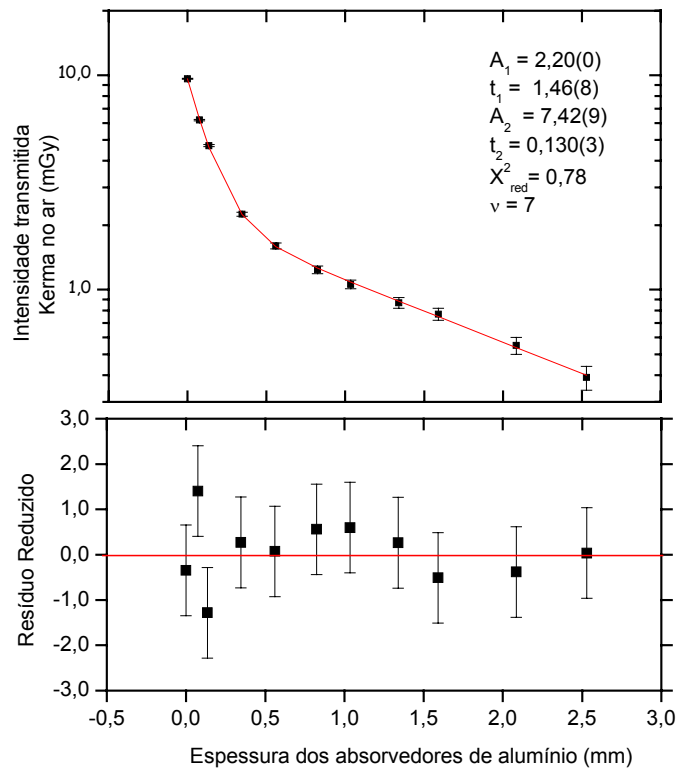


Figura 8-3: Ajuste da função de simples atenuação com a equação A4, $n=2$, (figura superior) para determinar as CSR's a partir da atenuação dos fótons ao atravessar um absorvedor. Em destaque, estão as informações relevantes para a avaliação do ajuste como os parâmetros (A_1 , t_1 , A_2 , t_2), o qui-quadrado reduzido (X^2_{red}), o número de graus de liberdade (ν) e o gráfico com os resíduos reduzidos (figura inferior).

O ajuste da Figura 8-4 forneceu para X^2_{red} o valor de 8,2, maior do que o desejado. Ademais, nesta figura a distribuição dos resíduos reduzidos denota a presença de estruturas indesejáveis. Veja na figura que a partir do oitavo ponto os resíduos sugerem um padrão típico de não linearidade distanciando-se do zero.

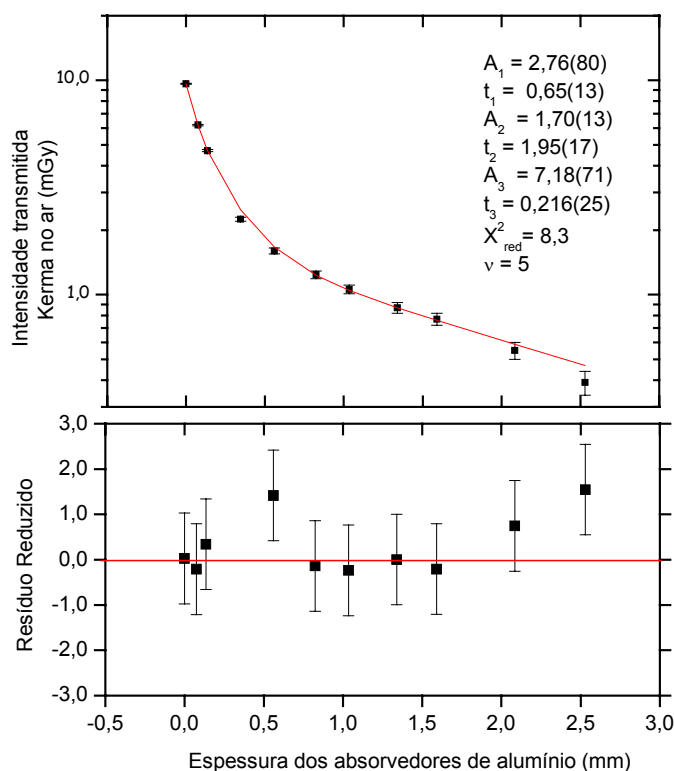


Figura 8-4: Ajuste da função de simples atenuação com a equação A4, $n=3$, (figura superior) para determinar as CSR's a partir da atenuação dos fótons ao atravessar um absorvedor. Em destaque, estão as informações relevantes para a avaliação do ajuste como os parâmetros (A_1 , t_1 , A_2 , t_2 , A_3 , t_3), o qui-quadrado reduzido (χ^2_{red}), o número de graus de liberdade (ν) e o gráfico com os resíduos reduzidos (figura inferior).

Tendo em vista a avaliação da qualidade dos ajustes considerados até o momento, podemos concluir que a melhor função para descrever o conjunto de pontos experimentais é a somatória de exponenciais dada pela equação A4 com $n=2$ uma vez que, nesse ajuste os pontos experimentais têm distribuição verossímil e o χ^2 mostra-se uma quantidade conveniente dentro dos valores esperados.

Dando continuidade a determinação da primeira e da segunda CSR para a filtração inerente do tubo de raios X, uma vez selecionada a melhor função matemática que ajusta o conjunto de dados, é possível quantificar seu valor numérico a partir de um gráfico da atenuação dos fótons em função da espessura dos absorvedores. Repare o esquema representativo desta metodologia exibido na Figura 8-5. Deste gráfico extraímos valores da primeira e da segunda CSR de 0,1271(14) e 0,1926(45) mm de alumínio, respectivamente. Embora haja poucos pontos experimentais no ajuste, as incertezas relativas (1,1 % e 1,4 % para a primeira e para a segunda CSR, respectivamente) mantiveram-se baixas.

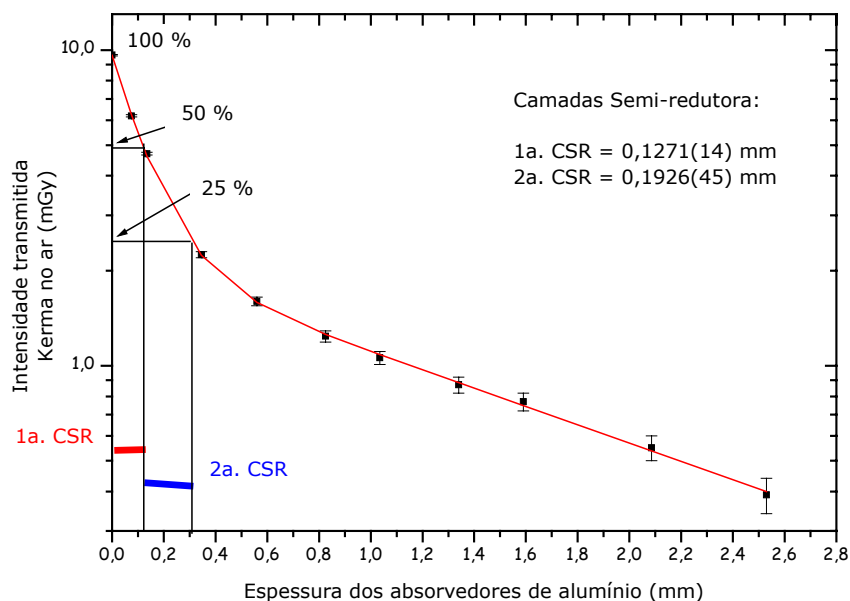


Figura 8-5: Esquema representativo do método utilizado na determinação das CSR's a partir da redução, por absorvedores de alumínio, da intensidade transmitida de um feixe de radiação X sem filtro adicional e parâmetros de qualidade do tubo de raios X fixos em 60 kV_p e 5 mA.

Na Tabela 8-2 estão relacionados os valores da primeira CSR, em milímetros de alumínio, para um tubo de raios X operando com tensão de 60 kV_p em função da respectiva filtração inerente. Esta tabela teve seus valores extraídos do documento padrão ISO 4037-1 [1996]. Comparando-se nosso resultado obtido pelo ajuste (Figura 8-3) com os dados da Tabela 8-2, face à inexistência de um valor correspondente aos 0,1271(14) mm de alumínio tido como primeira CSR, numa primeira hipótese, consideramos a filtração inerente do tubo de raios X desprezível ou seja, a filtração relacionada aos 2,2 mm de berílio da janela do tubo não interfere na qualidade dos feixes de radiação X. Todavia, se de fato nossa hipótese é verdadeira, esta suposição provoca a necessidade da demonstração do raciocínio para dirimir eventuais dúvidas quanto à veracidade da conclusão a que chegamos.

Supondo a validade do método utilizado na determinação das CSR's e a hipótese prevista no parágrafo anterior, podemos afirmar que um tubo de raios X com filtração inerente de 1,0 mm de alumínio (coluna 2, Tabela 8-2) e atenuação causada pelos componentes do tubo desprezível, terá sua primeira CSR, dada na primeira coluna da Tabela 8-2, igual a 1,15 mm de alumínio. Em sendo verificada tal hipótese, fica demonstrada a validade da nossa conclusão.

Tabela 8-2: Valores da primeira CSR em milímetros de alumínio para o tubo de raios X operando com 60 kV_p e sua respectiva filtração inerente. Valores extraídos do documento padrão ISO 4037-1 [1996].

Primeira CSR alumínio (mm)	Filtração inerente alumínio (mm)
0,33	0,25
0,38	0,3
0,54	0,4
0,67	0,5
0,82	0,6
1,02	0,8
1,15	1,0
1,54	1,5
1,83	2,0
2,11	2,5
2,35	3,0
2,56	3,5
2,75	4,0
2,94	4,5
3,08	5,0
3,35	6,0
3,56	7,0

Para verificar ou comprovar experimentalmente a hipótese, fixamos as condições de exposição à radiação X em 60 kV_p e 5 mA, com filtro adicional de 1 mm de alumínio. Na Figura 6 estão os novos resultados das medições de kerma no ar em função da espessura de absorvedores de alumínio deste feixe de radiação X. Novamente, cada ponto na curva da figura em questão corresponde ao valor médio do kerma no ar de quatro medições com a câmara de ionização, no ar, posicionado conforme esquema representativo exposto na Figura 3-1, cujos resultados estão na Tabela 8-3.

Vê-se, na Figura 8-6, o bom acordo entre os pontos experimentais e a função ajustada com a função de simples atenuação para o somatório de exponenciais (equação A4) com $n=2$, previamente discutido neste trabalho. A primeira e a segunda CSR correspondem a 1,20(4) e 1,74(9) mm de alumínio, respectivamente. O gráfico de resíduos reduzidos presentes na Figura 8-6 mostra a boa dispersão dos pontos ao redor do zero havendo, contudo, uma ligeira superestimativa dos valores das incertezas. Isso se deve principalmente a existência de poucos pontos experimentais devido à limitação experimental do número de absorvedores de alumínio. De qualquer forma, o resultado da primeira

CSR mostra-se compatível com aquele esperado na Tabela 8-2, dentro do intervalo de confiança de 95 %. Este resultado confirma a hipótese proposta inicialmente como satisfatória.

Tabela 8-3: Valores médios para quatro leituras com câmara de ionização, no ar, posicionado conforme Figura 3-1, em função da variação na espessura de alumínio dos absorvedores.

Espessura de alumínio (mm)	Kerma no ar ($K \pm 0,05$) Gy
sem filtro	2,09
0,560	1,44
1,035	1,13
1,590	0,90
2,085	0,68
2,530	0,62
3,160	0,51
3,530	0,40

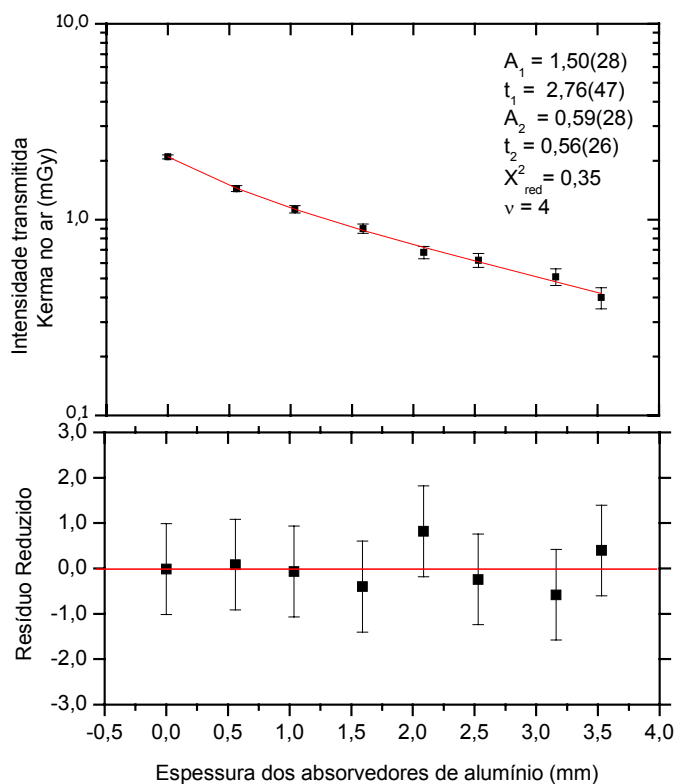


Figura 8-6: Determinação da CSR a partir da redução, por absorvedores de alumínio, da intensidade transmitida de um feixe de radiação X com filtro adicional de 1,0 mm de alumínio com parâmetros de qualidade do tubo de raios X fixos em 60 kV_p e 5 mA.

A análise realizada nesta seção para os valores de kerma no ar em função da espessura de absorvedores da filtração inerente do tubo de raios X, exemplifica a metodologia empregada na determinação das melhores funções para o ajuste das curvas das camadas semi-redutoras. É importante destacar que este procedimento estendeu-se aos ajustes de todas as qualidades de radiação empregadas neste trabalho.

8.1.5. Resultado da comparação entre as funções de atenuação de fótons

Nesta seção apresentaremos o resultado da comparação entre a função de Archer (equação A1) e a função de simples atenuação dada por somatório de exponenciais (equação A4) ambos ajustados pelo MMQ. O resultado da comparação é obtido examinando-se as Tabelas 8-4, 8-5, 8-6 e 8-7 que contém os valores da primeira e segunda camada semi-redutora e um dos indicadores da qualidade do ajuste, o qui-quadrado reduzido, X^2_{red} para as qualidades de radiação referentes ao espectro estreito e largo [ISO 4037-1, 1996]. O ajuste da função e a análise da qualidade de cada ajuste foram realizados conforme metodologia descrita na seção anterior. Em todas as tabelas, o sinal negativo na diferença entre o valor por nós obtido e o da ISO identifica o resultado em questão como sendo menor do que o valor de referência.

Tabela 8-4: Valores da primeira e da segunda CSR para os feixes de radiação X com **espectro estreito** ajustados com o MMQ para a **função de Archer** em comparação aos valores fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996] e diferença percentual (%) entre eles. Valores do X^2_{red} e do número de graus de liberdade (ν).

Qualidade da Radiação	material CSR	Primeira CSR (mm)			Segunda CSR (mm)			X^2_{red}	ν
		Archer	ISO	Dif(%)	Archer	ISO	Dif(%)		
N20	Al	0,298(3)	0,32	-7,4	0,348(3)	0,37	-6,3	0,48	15
N25	Al	0,594(6)	0,66	-11,2	0,6785(21)	0,73	-7,6	0,27	14
N30	Al	1,05(9)	1,15	-9,8	1,237(10)	1,30	-5,1	0,74	12
N40	Cu	0,0758(15)	0,084	-10,8	0,0869(10)	0,091	-4,7	0,24	3
N60	Cu	0,2251(12)	0,24	-6,6	0,2940(5)	0,26	11,6	2,3	7
N80	Cu	0,55(4)	0,58	-5,1	0,61(7)	0,62	-1,9	0,70	6
N100	Cu	1,067(5)	1,11	-4,0	1,164(5)	1,17	-0,5	0,32	4
N120	Cu	1,995(10)	1,71	14,3	2,7641(16)	1,77	36,0	0,27	12
N200	Cu	4,00(14)	3,99	0,4	4,58(7)	4,05	11,6	0,40	19
N250	Cu	5,512(20)	5,19	5,8	6,036(11)	5,23	13,4	0,65	24
N300	Cu	6,583(8)	6,12	7,0	7,294(9)	6,15	15,7	3,6	24

Tabela 8-5: Valores da primeira e da segunda CSR dos feixes de radiação X com **espectro largo** determinadas ajustados pelo MMQ com a **função de Archer** em comparação aos valores fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996] e diferença percentual (%). Valores do X^2_{red} e do número de graus de liberdade (ν).

Qualidade da Radiação	material CSR	Primeira CSR (mm)			Segunda CSR (mm)			X^2_{red}	ν
		Archer.	ISO	Dif(%)	Archer.	ISO	Dif(%)		
W80	Cu	0,393(3)	0,35	10,9	0,433(4)	0,44	-1,6	11	4
W110	Cu	0,926(7)	0,96	-3,7	1,034(9)	1,11	-7,3	0,9	10
W150	Cu	1,791(7)	1,86	-3,9	2,075(9)	2,10	-1,2	1,0	10
W200	Cu	3,172(10)	3,08	2,9	3,333(11)	3,31	0,7	3,4	6
W250	Cu	4,411(36)	4,22	4,3	4,692(41)	4,40	6,2	0,11	14

A partir dos resultados da Tabela 8-4 e da Tabela 8-6 expressos na Figura 8-7, da primeira CSR para os espectros estreitos, vemos que a máxima diferença entre os ajustes com a função de Archer é de 14,3% (qualidade N120) em relação aos valores estabelecidos pela norma internacional ISO 4037-1. Para a primeira CSR dos espectros largos, obtivemos valores menores do que os resultados obtidos para os espectros estreitos, na qual a maior diferença é de 10,9% para a qualidade W80. Por outro lado, os resultados da primeira CSR apresentados nas Tabelas 8-5 e 8-7 para a função de simples atenuação, dos feixes com espectros estreitos e largos, respectivamente, apresentam máxima diferença de -14,8% (N40) e -6,1%.

As Figuras 8-7 e 8-8 mostram que à medida que a tensão do tubo aumenta, com tensão maior ou igual a 120 kV_p, a diferença entre os resultados obtidos com o ajuste de MMQ para ambas as funções, aumenta em relação aos valores estabelecidos pela ISO 4037-1. Entretanto, no caso para a função de simples atenuação, a concordância entre os resultados é um pouco melhor do que para a função de Archer.

Igualmente, nos resultados da segunda CSR das Figuras 8-9 e 8-10, é possível perceber o mesmo comportamento descrito para a primeira CSR. A diferença máxima entre os valores esperados na ISO 4037-1 e os resultados para os espectros estreitos é de 36% (N120) com a função de Archer e 13,3% (N60) com a função de simples atenuação. Para os espectros largos o percentual máximo de diferença é de -7,3% (W110) e -11,4% (W110), respectivamente.

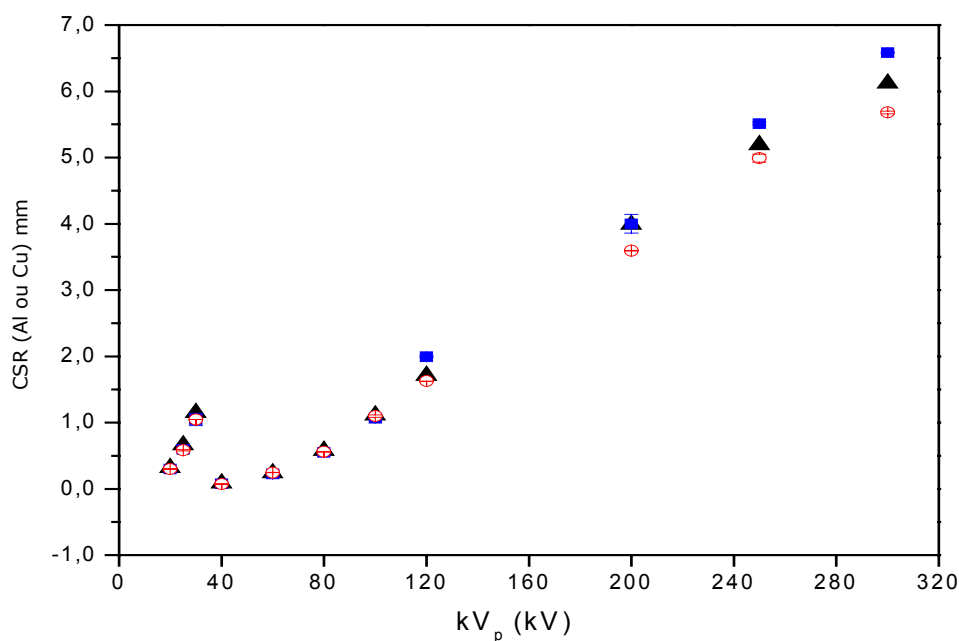


Figura 8-7: Comparação dos resultados obtidos para a **primeira CSR** em função do kV_p para a série de **espectros estreitos** da norma internacional ISO 4037-1 (▲) com as funções de Archer (■) e da associação de exponenciais (⊕).

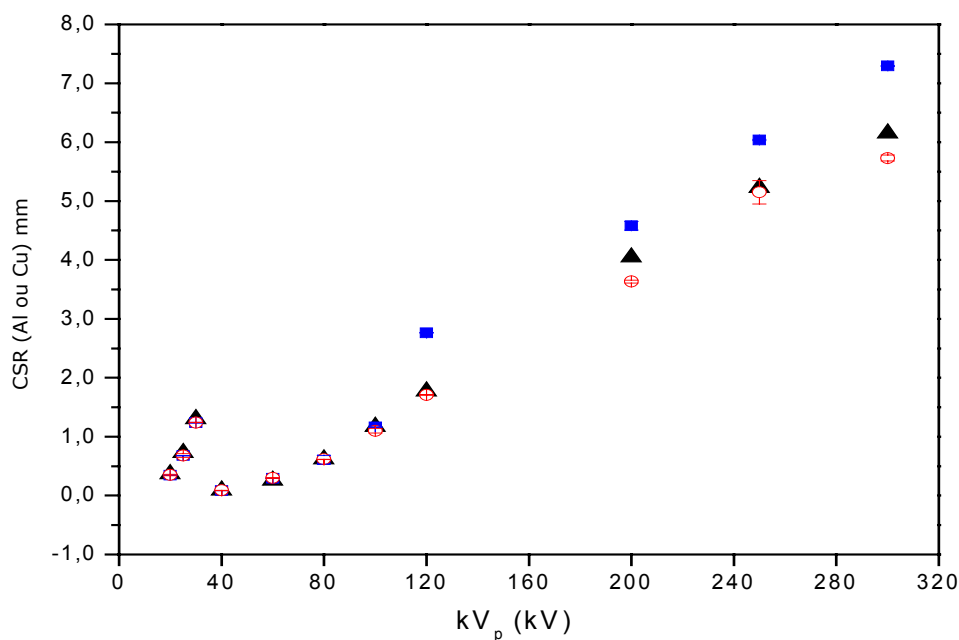


Figura 8-8: Comparação dos resultados da **segunda CSR** em função do kV_p para a série de **espectros estreitos** da norma internacional ISO 4037-1 (●) com as funções de Archer (•) e da associação de exponenciais (•).

Quanto à qualidade do ajuste, os valores obtidos para X^2_{red} das Tabelas 8-4 e 8-5, referentes aos feixes de radiação X N60, N300, W80, W200 apresentam-se com valor alto (muito maior do que 1,0) enquanto que o feixe W250 apresenta valor baixo (muito menor do que 1,0), indicando a inadequação da função ajustada aos pontos experimentais. E, para as demais qualidades de radiação os resultados denotam uma superestimativa do desvio-padrão, fato que não é observado nas Tabelas 8-6 e 8-7, onde o ajuste considerado é o somatório de exponenciais (equação A4).

Tabela 8-6: Primeira e da segunda CSR para os feixes de radiação X com **espectro estreito** ajustados com o MMQ para a **função da somatória de exponenciais** (equação A4) em comparação aos valores fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996] e diferença percentual (%). Valores do X^2_{red} e do número de graus de liberdade (ν).

Qualidade da radiação	material CSR	Primeira CSR (mm)			Segunda CSR (mm)			X^2_{red}	ν
		EXP.	ISO	Dif(%)	EXP.	ISO	Dif(%)		
N20	Al	0,300(4)	0,32	-6,7	0,350(15)	0,37	-5,7	0,81	13
N25	Al	0,584(9)	0,66	-13,0	0,68(3)	0,73	-7,4	0,66	13
N30	Al	1,0477(9)	1,15	-9,8	1,24(3)	1,30	-4,8	1,0	14
N40	Cu	0,0732(6)	0,084	-14,8	0,0890(16)	0,091	-2,2	0,96	4
N60	Cu	0,2450(20)	0,24	2,0	0,300(4)	0,26	13,3	0,84	9
N80	Cu	0,5600(7)	0,58	-3,6	0,6170(13)	0,62	-0,5	0,75	7
N100	Cu	1,097(17)	1,11	-1,2	1,10(4)	1,17	-6,4	0,94	5
N120	Cu	1,6248(21)	1,71	-5,2	1,711(5)	1,77	-3,4	0,83	13
N200	Cu	3,595(5)	3,99	-11,0	3,634(22)	4,05	-11,4	0,67	20
N250	Cu	4,99(6)	5,19	-4,0	5,15(20)	5,23	-1,6	0,69	25
N300	Cu	5,681(20)	6,12	-7,7	5,73(5)	6,15	-7,3	0,91	17

Tabela 8-7: Primeira e da segunda CSR dos feixes de radiação X com **espectro largo** determinadas ajustados pelo MMQ com a **função da somatória de exponenciais** (equação A4) em comparação aos valores fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996] e diferença percentual (%). Valores do X^2_{red} e do número de graus de liberdade (ν).

Qualidade da radiação	material CSR	Primeira CSR (mm)			Segunda CSR (mm)			X^2_{red}	ν
		EXP.	ISO	Dif(%)	EXP.	ISO	Dif(%)		
W80	Cu	0,358(10)	0,35	2,3	0,425(21)	0,44	-3,4	0,93	3
W110	Cu	0,905(14)	0,96	-6,1	1,00(11)	1,11	-11,4	0,77	9
W150	Cu	1,805(15)	1,86	-3,1	2,00(5)	2,10	-5,3	0,95	10
W200	Cu	3,166(23)	3,08	2,7	3,23(7)	3,31	-2,5	1,2	6
W250	Cu	4,410(21)	4,22	4,3	4,62(15)	4,40	4,8	0,72	14

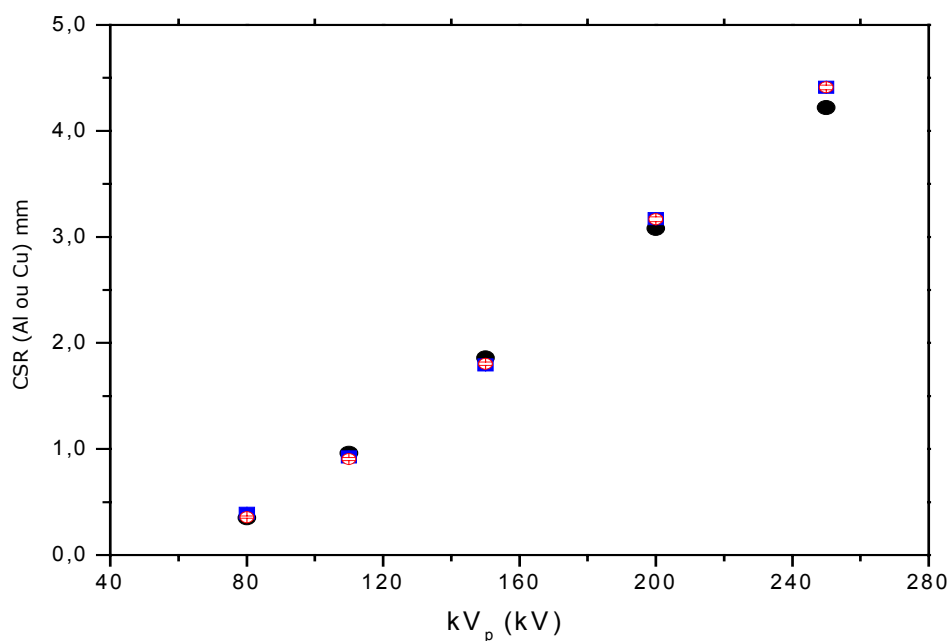


Figura 8-9: Comparação dos resultados da **primeira CSR** em função do kV_p para a série de espectros largos da norma internacional ISO 4037-1 (●) com as funções de Archer (■) e da associação de exponenciais (○).

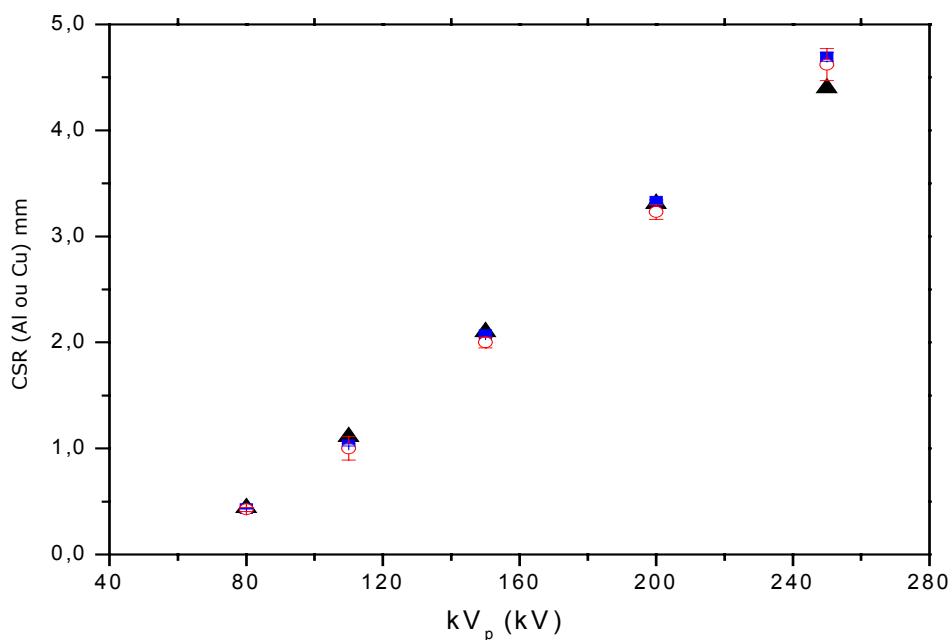


Figura 8-10: Comparação dos resultados da **segunda CSR** em função do kV_p para os **espectros largos** da norma internacional ISO 4037-1 (●) com as funções de Archer (■) e da associação de exponenciais (○).

Conclui-se assim, que a interpretação visual das Figuras 8-7, 8-8, 8-9 e 8-10, sugerem que o ajuste que melhor fornece valores para a primeira quanto para a segunda CSR, em comparação com os valores de referência da ISO 4037-1 [1996] e levando-se em consideração a análise estatística é a função de simples atenuação de fótons descrita pela equação A4. Fato este que nos motivou durante todo o trabalho, a efetuar os ajustes das funções para determinar a primeira e a segunda camada semi-redutora com este modelo e sempre utilizando o MMQ.

9. Apêndice B

8.1. Tabelas (simulador de paralelepípedo sólido de tecido-equivalente ICRU)

Tabela B 1: Fatores de Conversão $c_p(10;\alpha)$ em Sv/Gy do kerma no ar, K_a , para $H_p(10;\alpha)$ sobre o simulador de paralelepípedo sólido de tecido-equivalente ICRU simulado com o código GEANT4 a 1,0 m do ponto focal do tubo de raios X para qualidades de radiação com **espectro estreito** da ISO 4037-3.

ângulo	$c_p(10;\alpha)$											
	N20	N25	N30	N40	N60	N80	N100	N120	N150	N200	N250	N300
0°	0,2708(21)	0,525(4)	0,768(7)	1,176(22)	1,590(29)	1,801(23)	1,878(23)	1,799(20)	1,707(31)	1,580(22)	1,482(17)	1,427(16)
10°	0,2701(21)	0,530(4)	0,789(7)	1,178(20)	1,635(29)	1,838(24)	1,843(23)	1,799(21)	1,695(31)	1,545(21)	1,471(17)	1,432(16)
15°	0,2604(21)	0,520(4)	0,774(7)	1,166(22)	1,607(29)	1,830(24)	1,834(22)	1,788(20)	1,669(30)	1,527(21)	1,451(16)	1,399(16)
20°	0,2500(21)	0,502(4)	0,748(7)	1,130(21)	1,568(29)	1,778(23)	1,845(23)	1,780(20)	1,676(30)	1,568(22)	1,485(17)	1,417(16)
30°	0,2270(20)	0,478(4)	0,728(7)	1,1075(23)	1,579(29)	1,800(24)	1,797(22)	1,753(20)	1,703(31)	1,551(21)	1,477(17)	1,403(21)
40°	0,1859(18)	0,428(4)	0,671(6)	1,043(19)	1,445(27)	1,724(23)	1,753(22)	1,688(20)	1,608(29)	1,502(21)	1,465(17)	1,392(16)
45°	0,1650(17)	0,392(4)	0,634(6)	1,049(20)	1,441(29)	1,665(23)	1,698(22)	1,663(19)	1,592(29)	1,477(21)	1,432(16)	1,411(16)
50°	0,1378(15)	0,355(3)	0,600(6)	0,951(18)	1,452(28)	1,605(22)	1,622(21)	1,605(19)	1,598(31)	1,438(21)	1,412(16)	1,372(16)
60°	0,0849(12)	0,263(3)	0,475(5)	0,851(18)	1,216(25)	1,485(22)	1,470(20)	1,495(19)	1,442(28)	1,384(20)	1,325(16)	1,303(16)
70°	0,0339(8)	0,1398(22)	0,309(4)	0,637(15)	0,973(22)	1,229(20)	1,269(18)	1,288(18)	1,242(26)	1,225(19)	1,199(15)	1,214(15)
75°	0,0146(5)	0,0790(16)	0,209(4)	0,471(14)	0,829(21)	1,022(18)	1,097(17)	1,063(16)	1,075(24)	1,100(19)	1,062(14)	1,051(14)
80°	0,0051(3)	0,0316(10)	0,0942(24)	0,280(10)	0,553(17)	0,769(15)	0,843(15)	0,866(14)	0,875(22)	0,840(16)	0,892(13)	0,872(13)

Tabela B 2: Fatores de Conversão normalizados $R(10;\alpha)$ para $H_p(10;\alpha)$ calculado sobre o simulador de paralelepípedo sólido de tecido-equivalente ICRU com o código GEANT4 a 1,0 m do ponto focal do tubo de raios X para qualidades de radiação com **espectro estreito** da ISO 4037-3.

ângulo	Razão $H_p(10;\alpha)/H_p(10;0^\circ)$											
	N20	N25	N30	N40	N60	N80	N100	N120	N150	N200	N250	N300
0°	1,000(11)	1,000(11)	1,000(12)	1,000(26)	1,000(26)	1,000(18)	1,000(17)	1,000(16)	1,000(25)	1,000(20)	1,000(16)	1,000(16)
10°	0,997(11)	1,010(11)	1,027(13)	1,001(25)	1,029(26)	1,021(19)	0,981(17)	1,000(16)	0,993(25)	0,978(19)	0,993(16)	1,003(16)
15°	0,962(11)	0,990(11)	1,008(12)	0,992(26)	1,011(26)	1,016(19)	0,976(17)	0,994(16)	0,978(25)	0,966(19)	0,979(16)	0,981(16)
20°	0,923(10)	0,956(11)	0,973(12)	0,961(24)	0,986(25)	0,987(18)	0,982(17)	0,989(16)	0,982(25)	0,992(19)	1,002(16)	0,993(16)
30°	0,838(10)	0,911(10)	0,948(12)	0,942(17)	0,993(26)	1,000(19)	0,956(16)	0,974(16)	0,998(25)	0,981(19)	0,997(16)	0,983(16)
40°	0,687(8)	0,816(10)	0,873(11)	0,886(23)	0,909(24)	0,958(18)	0,933(16)	0,938(15)	0,942(24)	0,950(19)	0,988(16)	0,975(16)
45°	0,609(8)	0,747(9)	0,825(11)	0,892(24)	0,907(24)	0,925(18)	0,904(16)	0,924(15)	0,932(24)	0,935(19)	0,966(15)	0,989(16)
50°	0,509(7)	0,676(8)	0,781(10)	0,808(21)	0,913(24)	0,891(17)	0,863(15)	0,892(15)	0,936(25)	0,910(18)	0,952(15)	0,962(16)
60°	0,313(5)	0,500(7)	0,619(9)	0,724(21)	0,765(21)	0,824(16)	0,782(14)	0,831(14)	0,845(23)	0,876(18)	0,894(15)	0,913(15)
70°	0,125(3)	0,266(5)	0,403(7)	0,541(16)	0,612(18)	0,683(14)	0,675(13)	0,716(13)	0,728(20)	0,775(16)	0,809(14)	0,851(15)
75°	0,054(2)	0,150(3)	0,272(5)	0,400(14)	0,522(16)	0,568(12)	0,584(12)	0,591(11)	0,629(18)	0,696(15)	0,716(12)	0,736(13)
80°	0,019(1)	0,060(2)	0,123(3)	0,238(10)	0,348(12)	0,427(10)	0,449(10)	0,481(10)	0,512(16)	0,531(12)	0,602(11)	0,611(11)

Tabela B 3: Fatores de Conversão $c_p(10;\alpha)$ em Sv/Gy do kerma no ar, K_{ar} , para $H_p(10;\alpha)$ sobre o simulador de paralelepípedo sólido de tecido-equivalente ICRU simulado com o código GEANT4 a 1,0 m do ponto focal do tubo de raios X para qualidades de radiação com **espectro largo** da ISO 4037-3.

radiação	$c_p(10;\alpha)$						
	W60	W80	W110	W150	W200	W250	W300
0°	1,509(30)	1,707(19)	1,852(30)	1,000(24)	1,645(19)	1,508(27)	1,478(19)
10°	1,560(31)	1,712(19)	1,794(29)	0,973(23)	1,654(19)	1,502(27)	1,486(20)
15°	1,491(30)	1,712(19)	1,841(30)	0,983(23)	1,608(19)	1,526(28)	1,469(19)
20°	1,469(30)	1,720(19)	1,793(29)	0,971(23)	1,622(19)	1,540(27)	1,474(19)
30°	1,455(29)	1,657(19)	1,801(29)	0,989(24)	1,600(18)	1,531(28)	1,467(19)
40°	1,406(29)	1,644(19)	1,726(28)	0,907(22)	1,586(18)	1,479(27)	1,416(19)
45°	1,339(28)	1,577(18)	1,699(28)	0,900(22)	1,551(18)	1,486(27)	1,459(19)
50°	1,287(27)	1,502(18)	1,657(28)	0,888(22)	1,524(18)	1,403(26)	1,403(19)
60°	1,133(24)	1,348(16)	1,574(27)	0,840(21)	1,404(17)	1,343(25)	1,345(18)
70°	0,896(21)	1,102(14)	1,228(22)	0,699(18)	1,218(15)	1,216(23)	1,182(17)
75°	0,747(18)	0,953(13)	1,102(21)	0,635(19)	1,101(14)	1,100(22)	1,059(15)
80°	0,510(14)	0,644(10)	0,804(17)	0,463(14)	0,866(12)	0,884(19)	0,870(13)

Tabela B 4: Fatores de Conversão normalizados $R(10;\alpha)$ para $H_p(10;\alpha)$ calculado sobre o simulador de paralelepípedo sólido de tecido-equivalente ICRU com o código GEANT4 a 1,0 m do ponto focal do tubo de raios X para qualidades de radiação com **espectro largo** da ISO 4037-3.

radiação	Razão $H_p(10;\alpha)/H_p(10;0^\circ)$						
	W60	W80	W110	W150	W200	W250	W300
0°	1,000(30)	1,000(19)	1,000(30)	1,000(24)	1,000(19)	1,000(27)	1,000(19)
10°	1,034(31)	1,003(19)	0,968(29)	0,973(23)	1,006(19)	0,995(27)	1,005(20)
15°	0,988(30)	1,003(19)	0,994(30)	0,983(23)	0,978(19)	1,011(28)	0,994(19)
20°	0,974(30)	1,008(19)	0,968(29)	0,971(23)	0,986(19)	1,021(27)	0,997(19)
30°	0,965(29)	0,971(19)	0,972(29)	0,989(24)	0,973(18)	1,015(28)	0,993(19)
40°	0,932(29)	0,963(19)	0,932(28)	0,907(22)	0,965(18)	0,981(27)	0,958(19)
45°	0,888(28)	0,924(18)	0,917(28)	0,900(22)	0,943(18)	0,985(27)	0,987(19)
50°	0,853(27)	0,880(18)	0,895(28)	0,888(22)	0,927(18)	0,930(26)	0,950(19)
60°	0,751(24)	0,790(16)	0,850(27)	0,840(21)	0,854(17)	0,890(25)	0,910(18)
70°	0,594(21)	0,646(14)	0,663(22)	0,699(18)	0,741(15)	0,806(23)	0,800(17)
75°	0,495(18)	0,558(13)	0,595(21)	0,635(19)	0,670(14)	0,729(22)	0,716(15)
80°	0,338(14)	0,377(10)	0,434(17)	0,463(14)	0,527(12)	0,586(19)	0,588(13)

Tabela B 5: Fatores de Conversão $c_p(10;\alpha)$ em Sv/Gy do kerma no ar, K_a , para $H_p(10;\alpha)$ sobre o simulador de paralelepípedo sólido de tecido-equivalente ICRU simulado com o código GEANT4 a 1,0 m do ponto focal do tubo de raios X para feixes de radiação X **mono-energética**.

Energia	$c_p(10;\alpha)$					
	20 keV	30 keV	40 keV	100 keV	400 keV	800 keV
0°	0,600(5)	1,114(14)	1,494(22)	1,810(25)	1,297(18)	1,214(14)
10°	0,585(5)	1,113(14)	1,508(22)	1,829(25)	1,323(32)	1,213(13)
15°	0,585(5)	1,109(14)	1,460(22)	1,789(24)	1,289(31)	1,208(14)
20°	0,561(4)	1,105(14)	1,453(22)	1,752(24)	1,279(31)	1,177(14)
30°	0,536(4)	1,051(13)	1,421(22)	1,749(24)	1,326(32)	1,178(14)
40°	0,484(4)	1,018(13)	1,341(21)	1,729(24)	1,279(31)	1,179(14)
45°	0,448(4)	0,975(13)	1,304(21)	1,698(24)	1,320(32)	1,205(14)
50°	0,406(4)	0,894(12)	1,296(21)	1,640(24)	1,295(31)	1,187(14)
60°	0,294(3)	0,808(12)	1,153(19)	1,500(22)	1,232(30)	1,182(14)
70°	0,1570(23)	0,581(10)	0,851(17)	1,307(21)	1,143(30)	1,113(14)
75°	0,0895(18)	0,416(8)	0,730(16)	1,086(19)	1,054(29)	1,056(14)
80°	0,0297(10)	0,233(6)	0,496(13)	0,871(17)	0,869(26)	0,922(13)

Tabela B 6: Fatores de Conversão normalizados $R(10;\alpha)$ para $H_p(10;\alpha)$ calculado sobre o simulador de paralelepípedo sólido de tecido-equivalente ICRU com o código GEANT4 a 1,0 m do ponto focal do tubo de raios X para **feixes de radiação X mono-energética**.

Energia	Razão $H_p(10;\alpha)/H_p(10;0^\circ)$					
	20 keV	30 keV	40 keV	100 keV	400 keV	800 keV
0°	1,000(11)	1,000(17)	1,000(21)	1,000(19)	1,000(20)	1,000(16)
10°	0,975(11)	0,999(17)	1,010(21)	1,010(19)	1,020(29)	0,999(16)
15°	0,975(11)	0,996(17)	0,977(21)	0,988(19)	0,994(28)	0,995(16)
20°	0,935(10)	0,992(17)	0,973(21)	0,968(19)	0,986(28)	0,970(16)
30°	0,893(10)	0,943(17)	0,951(20)	0,966(19)	1,022(28)	0,970(16)
40°	0,807(9)	0,914(16)	0,898(19)	0,955(19)	0,986(28)	0,971(16)
45°	0,747(9)	0,875(16)	0,873(19)	0,938(18)	1,018(28)	0,992(17)
50°	0,676(8)	0,802(15)	0,868(19)	0,906(18)	0,999(28)	0,977(16)
60°	0,490(7)	0,726(14)	0,772(17)	0,829(17)	0,950(27)	0,973(16)
70°	0,262(4)	0,522(11)	0,570(14)	0,722(15)	0,882(26)	0,917(16)
75°	0,149(3)	0,374(9)	0,489(13)	0,600(13)	0,812(25)	0,870(15)
80°	0,0495(17)	0,209(6)	0,332(10)	0,481(12)	0,670(22)	0,759(14)

Tabela B 7: Coeficientes de conversão $c_p(d;0^\circ)$ calculado sobre o simulador em formato de paralelepípedo sólido de tecido equivalente, com o código GEANT4 a 1,0 m do ponto focal do tubo de raios X para **feixes de radiação X mono-energética**.

Energia (keV)	$c_p(d;0^\circ)$						
	0,04 mm	0,07 mm ^o	0,1 mm	0,2 mm	0,3 mm	0,4 mm	0,5 mm
5	0,912(5)	0,816(4)	0,732(4)	0,494(3)	0,3313(23)	0,2225(18)	0,1541(15)
10	0,973(9)	0,957(9)	0,935(9)	0,893(9)	0,872(9)	0,834(8)	0,793(8)
15	1,009(16)	0,997(16)	1,006(15)	0,993(15)	0,941(15)	0,956(15)	0,928(15)
20	1,078(21)	1,076(21)	1,028(19)	1,029(19)	1,046(20)	1,053(20)	1,032(20)
30	1,314(37)	1,221(35)	1,219(33)	1,170(32)	1,161(32)	1,220(33)	1,201(35)
40	1,478(47)	1,441(46)	1,406(41)	1,442(42)	1,445(42)	1,404(41)	1,441(46)
50	1,603(51)	1,599(51)	1,546(44)	1,601(45)	1,638(46)	1,667(46)	1,559(51)
60	1,691(50)	1,683(50)	1,546(44)	1,715(42)	1,720(43)	1,713(43)	1,740(51)
80	1,753(45)	1,731(43)	1,666(41)	1,669(35)	1,741(36)	1,750(36)	1,662(41)
100	1,637(34)	1,693(36)	1,675(35)	1,660(31)	1,608(30)	1,638(30)	1,721(37)
150	1,560(32)	1,467(31)	1,628(30)	1,485(26)	1,521(26)	1,587(27)	1,509(31)
200	1,398(28)	1,431(29)	1,496(26)	1,425(22)	1,422(22)	1,398(22)	1,425(29)
300	1,320(30)	1,328(30)	1,388(22)	1,292(18)	1,324(18)	1,353(18)	1,310(29)
650	1,151(48)	1,127(47)	1,035(15)	0,560(12)	0,699(13)	0,790(14)	1,184(49)
1250	1,229(60)	1,230(59)	0,386(10)	0,229(6)	0,280(6)	0,342(7)	1,128(56)

Tabela B 7 (continuação): Coeficientes de conversão $c_p(d;0^\circ)$ calculado sobre o simulador em formato de paralelepípedo sólido de tecido equivalente, com o código GEANT4 a 1,0 m do ponto focal do tubo de raios X para **feixes de radiação X mono-energética**.

Energia (keV)	$c_p(d;0^\circ)$						
	1 mm	3 mm	4 mm	5 mm	10 mm	15 mm	20 mm
5	0,0209(5)	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0
10	0,623(7)	0,243(4)	0,144(3)	0,089(3)	0,0078(8)	0,0009(3)	0,00005(6)
15	0,850(14)	0,689(13)	0,580(12)	0,509(11)	0,252(8)	0,124(5)	0,0547(3)
20	1,025(20)	0,902(19)	0,814(17)	0,797(17)	0,587(15)	0,418(12)	0,2763(8)
30	1,241(35)	1,227(35)	1,219(33)	1,131(33)	1,159(32)	0,986(30)	0,6861(16)
40	1,396(45)	1,412(45)	1,552(44)	1,306(43)	1,503(43)	1,472(43)	0,9564(22)
50	1,740(54)	1,679(52)	1,703(47)	1,207(44)	1,789(48)	1,743(47)	1,1382(20)
60	1,749(51)	1,776(52)	1,899(45)	1,404(43)	1,847(44)	1,805(44)	1,2309(21)
80	1,831(45)	1,779(44)	1,810(38)	1,502(36)	1,794(38)	1,861(38)	1,2731(31)
100	1,731(37)	1,779(38)	1,745(32)	1,582(31)	1,749(32)	1,761(31)	1,2477(20)
150	1,557(32)	1,541(31)	1,573(27)	1,518(27)	1,565(27)	1,541(26)	1,1764(16)
200	1,436(29)	1,444(29)	1,453(22)	1,391(22)	1,473(22)	1,459(22)	1,1360(15)
300	1,311(29)	1,337(29)	1,364(18)	1,359(18)	1,363(18)	1,345(18)	1,0992(14)
650	1,287(51)	1,260(51)	1,269(18)	1,297(19)	1,282(18)	1,283(18)	1,0661(21)
1250	1,149(57)	1,200(58)	1,208(13)	1,217(13)	1,212(13)	1,197(13)	1,0632(21)

8.2. Tabelas (simulador de paralelepípedo de PMMA repleto de água)

Tabela B 8: Fatores de Conversão $c_p(10;\alpha)$ em Sv/Gy do kerma no ar, K_a , para $H_p(10;\alpha)$ sobre o simulador PMMA em formato de paralelepípedo de PMMA repleto de água, simulado com o código GEANT4 a 1,0 m do ponto focal do tubo de raios X para qualidades de radiação com espectro estreito da ISO 4037-3.

ângulo	$c_p(10;\alpha)$											
	N20	N25	N30	N40	N60	N80	N100	N120	N150	N200	N250	N300
0°	0,3081(25)	0,576(55)	0,828(9)	1,256(19)	1,707(31)	1,934(25)	1,904(30)	1,832(34)	1,772(32)	1,620(32)	1,486(30)	1,455(24)
10°	0,3058(25)	0,571(5)	0,838(9)	1,227(19)	1,734(31)	1,954(26)	1,899(30)	1,873(35)	1,773(32)	1,607(31)	1,504(21)	1,421(23)
15°	0,2979(24)	0,560(5)	0,821(9)	1,211(19)	1,649(30)	1,915(25)	1,953(31)	1,869(35)	1,764(31)	1,658(32)	1,467(30)	1,435(23)
20°	0,2866(24)	0,541(5)	0,791(9)	1,270(19)	1,641(30)	1,916(26)	1,918(30)	1,811(35)	1,776(32)	1,582(31)	1,507(21)	1,448(24)
30°	0,2553(23)	0,506(5)	0,774(9)	1,227(19)	1,600(30)	1,882(25)	1,934(30)	1,841(36)	1,701(31)	1,595(31)	1,407(29)	1,453(24)
40°	0,2168(21)	0,463(4)	0,704(9)	1,086(18)	1,595(30)	1,768(24)	1,821(29)	1,749(34)	1,610(31)	1,619(32)	1,468(21)	1,435(24)
45°	0,1890(20)	0,415(4)	0,775(9)	1,105(18)	1,521(29)	1,739(24)	1,774(29)	1,710(33)	1,598(30)	1,557(32)	1,444(30)	1,406(24)
50°	0,1583(18)	0,388(4)	0,623(8)	1,027(17)	1,448(29)	1,725(24)	1,703(28)	1,670(33)	1,610(31)	1,539(31)	1,440(30)	1,404(23)
60°	0,0993(14)	0,271(3)	0,500(7)	0,912(16)	1,257(27)	1,526(23)	1,605(28)	1,536(32)	1,287(28)	1,380(29)	1,339(20)	1,359(23)
70°	0,0383(9)	0,152(3)	0,329(6)	0,654(14)	1,033(24)	1,264(21)	1,280(24)	1,253(28)	1,290(28)	1,265(29)	1,180(19)	1,189(22)
75°	0,0191(6)	0,0856(19)	0,218(5)	0,507(12)	0,827(22)	1,024(18)	1,071(22)	1,081(26)	1,126(26)	1,063(26)	1,011(18)	1,091(21)
80°	0,0071(4)	0,0351(12)	0,106(3)	0,301(9)	0,577(18)	0,774(16)	0,827(19)	0,842(23)	0,822(22)	0,844(23)	0,866(16)	0,842(18)

Tabela B 9: Fatores de Conversão normalizados $R(10;\alpha)$ para $H_p(10;\alpha)$ calculado sobre o simulador PMMA em formato de paralelepípedo de PMMA repleto de água, com o código GEANT4 a 1,0 m do ponto focal do tubo de raios X para qualidades de radiação com **espectro estreito** da ISO 4037-3.

ângulo	Razão $H_p(10;\alpha)/H_p(10;0^\circ)$											
	N20	N25	N30	N40	N60	N80	N100	N120	N150	N200	N250	N300
0°	1,000(11)	1,000(12)	1,000(16)	1,000(22)	1,000(26)	1,000(18)	1,000(22)	1,000(26)	1,000(25)	1,000(28)	1,000(29)	1,000(23)
10°	0,993(11)	0,992(12)	1,012(16)	0,977(21)	1,016(26)	1,011(19)	0,998(22)	1,022(27)	1,001(25)	0,992(27)	1,012(25)	0,977(23)
15°	0,967(11)	0,973(12)	0,991(16)	0,964(21)	0,966(25)	0,990(18)	1,026(23)	1,020(27)	0,996(25)	1,023(28)	0,987(28)	0,986(23)
20°	0,930(11)	0,939(11)	0,955(16)	1,011(22)	0,961(25)	0,991(19)	1,007(22)	0,989(26)	1,002(26)	0,976(27)	1,014(25)	0,995(23)
30°	0,829(10)	0,878(11)	0,935(15)	0,977(21)	0,937(24)	0,973(18)	1,016(22)	1,005(27)	0,960(25)	0,984(28)	0,947(27)	0,999(23)
40°	0,704(9)	0,803(10)	0,850(14)	0,865(19)	0,934(24)	0,914(17)	0,956(21)	0,955(26)	0,909(24)	0,999(28)	0,988(24)	0,987(23)
45°	0,613(8)	0,721(9)	0,935(15)	0,880(20)	0,891(24)	0,899(17)	0,932(21)	0,934(25)	0,902(23)	0,961(27)	0,972(28)	0,967(23)
50°	0,514(7)	0,673(9)	0,753(13)	0,818(19)	0,848(23)	0,892(17)	0,894(20)	0,911(25)	0,909(24)	0,950(27)	0,960(28)	0,965(22)
60°	0,322(5)	0,470(7)	0,604(11)	0,726(17)	0,736(21)	0,789(16)	0,843(20)	0,838(23)	0,726(20)	0,852(25)	0,901(23)	0,934(22)
70°	0,124(3)	0,264(5)	0,398(9)	0,521(14)	0,605(18)	0,654(14)	0,672(16)	0,684(20)	0,728(20)	0,781(23)	0,794(21)	0,817(20)
75°	0,0621(21)	0,149(4)	0,263(7)	0,403(12)	0,484(15)	0,530(12)	0,563(14)	0,590(18)	0,636(18)	0,656(21)	0,680(18)	0,750(19)
80°	0,0229(12)	0,0610(22)	0,128(4)	0,240(8)	0,338(12)	0,400(10)	0,435(12)	0,460(15)	0,464(15)	0,521(17)	0,583(16)	0,579(16)

Tabela B 10: Fatores de Conversão $c_p(10;\alpha)$ em Sv/Gy do kerma no ar, K_{ar} , para $H_p(10;\alpha)$ sobre o simulador PMMA em formato de paralelepípedo de PMMA repleto de água, simulado com o código GEANT4 a 1,0 m do ponto focal do tubo de raios X para qualidades de radiação com **espectro largo** da ISO 4037-3.

radiação	$c_p(10;\alpha)$						
	W60	W80	W110	W150	W200	W250	W300
0°	1,571(32)	1,855(24)	1,931(34)	1,818(24)	1,707(22)	1,590(20)	1,455(24)
10°	1,645(33)	1,789(24)	1,982(35)	1,821(24)	1,673(22)	1,586(20)	1,421(23)
15°	1,605(33)	1,813(24)	1,904(34)	1,796(24)	1,633(21)	1,593(21)	1,435(23)
20°	1,596(33)	1,747(23)	1,866(33)	1,790(24)	1,660(22)	1,599(20)	1,448(24)
30°	1,548(32)	1,755(23)	1,837(33)	1,773(24)	1,635(21)	1,578(22)	1,453(24)
40°	1,475(31)	1,703(23)	1,752(32)	1,707(23)	1,624(21)	1,576(21)	1,435(24)
45°	1,426(31)	1,641(23)	1,757(32)	1,654(23)	1,581(21)	1,555(20)	1,406(24)
50°	1,332(30)	1,540(22)	1,710(32)	1,596(22)	1,503(21)	1,500(18)	1,404(23)
60°	1,094(27)	1,370(21)	1,535(30)	1,529(22)	1,412(20)	1,405(20)	1,359(23)
70°	0,948(25)	1,141(19)	1,283(28)	1,246(20)	1,251(19)	1,232(22)	1,189(22)
75°	0,766(23)	0,920(17)	1,085(25)	1,103(19)	1,079(17)	1,085(18)	1,091(21)
80°	0,517(19)	0,650(14)	0,800(22)	0,844(16)	0,856(16)	0,850(12)	0,842(18)

Tabela B 11: Fatores de Conversão normalizados $R(10;\alpha)$ para $H_p(10;\alpha)$ calculado sobre o simulador PMMA em formato de paralelepípedo de PMMA repleto de água, com o código GEANT4 a 1,0 m do ponto focal do tubo de raios X para qualidades de radiação com **espectro largo** da ISO 4037-3.

radiação	Razão $H_p(10;\alpha)/H_p(10;0^\circ)$						
	W60	W80	W110	W150	W200	W250	W300
0°	1,000(29)	1,000(18)	1,000(25)	1,000(19)	1,000(18)	1,000(18)	1,000(23)
10°	1,047(30)	0,964(18)	1,027(26)	1,002(19)	0,980(18)	0,997(18)	0,977(23)
15°	1,022(30)	0,977(18)	0,986(25)	0,988(18)	0,957(17)	1,002(18)	0,986(23)
20°	1,016(29)	0,941(17)	0,966(24)	0,984(19)	0,972(18)	0,972(18)	0,995(23)
30°	0,985(29)	0,946(18)	0,951(24)	0,976(19)	0,958(17)	0,958(17)	0,999(23)
40°	0,939(28)	0,918(17)	0,907(23)	0,939(18)	0,951(17)	0,951(17)	0,987(23)
45°	0,908(27)	0,885(17)	0,910(23)	0,910(18)	0,926(17)	0,926(17)	0,967(23)
50°	0,848(26)	0,830(16)	0,886(23)	0,878(17)	0,881(17)	0,881(17)	0,965(22)
60°	0,696(22)	0,739(15)	0,795(21)	0,841(17)	0,827(16)	0,827(16)	0,934(22)
70°	0,604(20)	0,615(13)	0,665(19)	0,686(14)	0,733(14)	0,733(14)	0,817(20)
75°	0,488(18)	0,496(11)	0,562(16)	0,607(13)	0,632(13)	0,632(13)	0,750(19)
80°	0,329(14)	0,350(9)	0,414(13)	0,464(11)	0,502(11)	0,502(11)	0,579(16)

Tabela B 12: Fatores de Conversão $c_p(10;\alpha)$ em Sv/Gy do kerma no ar, K_a , para $H_p(10;\alpha)$ sobre o simulador PMMA em formato de paralelepípedo de PMMA repleto de água, simulado com o código GEANT4 a 1,0 m do ponto focal do tubo de raios X para **feixes de radiação X com espectro largo** implantados no Laboratório de Dosimetria [Guimarães, 2000].

ângulo	$c_p(10;\alpha)$								
	W*1	W*2	W*3	W*4	W*5	W*6	W*7	W*8	W*9
0°	1,318(17)	1,491(21)	1,616(23)	1,849(27)	1,885(27)	1,737(21)	1,777(24)	1,763(23)	1,700(19)
10°	1,270(17)	1,448(20)	1,577(22)	1,832(27)	1,845(26)	1,716(21)	1,812(25)	1,790(23)	1,596(19)
15°	1,238(17)	1,431(20)	1,608(23)	1,827(27)	1,840(26)	1,729(21)	1,817(25)	1,748(23)	1,631(19)
20°	1,212(16)	1,432(20)	1,512(22)	1,805(26)	1,846(26)	1,753(22)	1,786(25)	1,731(23)	1,640(19)
30°	1,202(16)	1,422(20)	1,532(22)	1,805(26)	1,785(26)	1,703(21)	1,758(24)	1,717(23)	1,632(19)
40°	1,144(16)	1,354(20)	1,496(22)	1,740(26)	1,720(25)	1,694(21)	1,695(23)	1,692(23)	1,596(19)
45°	1,110(16)	1,314(19)	1,429(21)	1,693(26)	1,706(25)	1,606(21)	1,696(24)	1,665(23)	1,586(19)
50°	1,061(16)	1,236(19)	1,371(21)	1,646(25)	1,616(24)	1,562(20)	1,663(24)	1,611(22)	1,496(18)
60°	0,914(14)	1,093(18)	1,236(20)	1,462(23)	1,495(23)	1,457(20)	1,473(22)	1,476(22)	1,397(18)
70°	0,678(12)	0,872(16)	0,977(18)	1,241(22)	1,252(22)	1,241(18)	1,256(21)	1,249(20)	1,228(16)
75°	0,548(11)	0,663(14)	0,787(16)	1,031(20)	1,032(19)	1,084(17)	1,090(19)	1,096(19)	1,109(16)
80°	0,338(9)	0,462(12)	0,576(14)	0,746(17)	0,800(17)	0,816(15)	0,810(16)	0,821(16)	0,841(14)

Tabela B 13: Fatores de Conversão normalizados $R(10;\alpha)$ para $H_p(10;\alpha)$ calculado sobre o simulador PMMA em formato de paralelepípedo de PMMA repleto de água, com o código GEANT4 a 1,0 m do ponto focal do tubo de raios X para **feixes de radiação X com espectro largo** implantados no Laboratório de Dosimetria [Guimarães, 2000].

ângulo	Razão $H_p(10;\alpha)/H_p(10;0^\circ)$								
	W*1	W*2	W*3	W*4	W*5	W*6	W*7	W*8	W*9
0°	1,000(19)	1,000(20)	1,000(20)	1,000(20)	1,000(20)	1,000(17)	1,000(19)	1,000(19)	1,000(16)
10°	0,964(18)	0,971(19)	0,976(19)	0,991(20)	0,979(20)	0,988(17)	1,019(20)	1,015(19)	0,939(15)
15°	0,940(18)	0,960(19)	0,995(20)	0,988(20)	0,976(20)	0,996(17)	1,022(20)	0,991(18)	0,959(16)
20°	0,920(17)	0,960(19)	0,936(19)	0,976(20)	0,979(20)	1,010(18)	1,005(20)	0,982(18)	0,964(16)
30°	0,912(17)	0,954(19)	0,948(19)	0,976(20)	0,947(19)	0,980(17)	0,990(19)	0,973(18)	0,960(16)
40°	0,868(17)	0,908(18)	0,926(19)	0,941(19)	0,913(19)	0,975(17)	0,954(19)	0,959(18)	0,939(15)
45°	0,842(16)	0,881(18)	0,885(18)	0,915(19)	0,905(19)	0,925(16)	0,955(19)	0,944(18)	0,933(15)
50°	0,805(16)	0,829(17)	0,849(18)	0,890(19)	0,857(18)	0,899(16)	0,936(19)	0,914(17)	0,880(15)
60°	0,693(14)	0,733(16)	0,765(16)	0,790(17)	0,793(17)	0,839(15)	0,829(17)	0,837(16)	0,821(14)
70°	0,514(12)	0,585(13)	0,605(14)	0,671(15)	0,664(15)	0,715(14)	0,707(15)	0,708(15)	0,722(13)
75°	0,416(10)	0,445(11)	0,487(12)	0,557(13)	0,548(13)	0,624(13)	0,614(14)	0,621(13)	0,652(12)
80°	0,256(8)	0,310(9)	0,357(10)	0,403(11)	0,424(11)	0,470(10)	0,456(11)	0,466(11)	0,495(10)

10. Referências Bibliográficas

1. AGOSTINELLI, S. et al. *GEANT4 – a Simulation Toolkit*. Nucl. Instrum. Methods A. 506(3), 250-303 (2003).
2. ALBERTS, WG; DIETZE, G. *Proposal for a Simplification of the Operational Quantities for Routine Monitoring*. ICRU News. Web page: www.ICRU.org. (2000).
3. ALMEIDA, M. *Um Novo Sistema de Aquisição de Dados para o Aparelho Leitor*. (2002) (não publicado).
4. AMPTEK INC. *X-ray and Gamma ray Detector High Resolution CZT Cadmium Zinc Telluride*. Manual, 25 p, (2001).
5. ANKERHOLD, U; BERENS, R; AMBROSI, P. *X Ray Spectrometry of Low Energy Photons for Determining Conversion Coefficients from Air Kerma, K_a , to Personal Dose Equivalent, $H_p(10)$, for Radiation Qualities of the ISO Narrow Spectrum Series*. Radiat. Prot. Dosim. 81(4), 247-258 (1999).
6. ANVS: AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. *Guia de Procedimento para Segurança e Qualidade de Imagem em Radiodiagnóstico Médico*. Resolução 64. Diário Oficial da União. Brasília. 04 de abril (2003).
7. ARCHER, BR; THORNBY, JI; BUSHONG, SC. *Diagnostic X-Ray Shielding Design Based on an Empirical Model of Photon Attenuation*. Health Phys. 44(5), 507-517 (1983).
8. BIELAJEW. AF; HIRAYAMA, H; NELSON, WR; ROGERS, DWO. *History, Overview and Recent Improvements of EGS4*. Institute for National Measurement Standard. National Research Council of Canada Report. NRC-PIRS-0436. (1994).
9. BELL, GE. *Spectral Distribution in the Continuous X-ray Spectrum and the Specification of X-ray Quality*. Br. J. Radiol. 9, 680-688 (1936).
10. BÖHM, J; THOMPSON, IMG. *Adaptation of the Present Concept of Dosimetric Radiation Protection Quantities for External Radiation to Radiation Protection Practice*. Radiat. Prot. Dosim. 109(4), 311-315 (2004).
11. BRIESMEINSTER, JF. *MCNP - A general Monte Carlo N-particle Transport Code. Version 4C*. Report LA-13709-M, Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, NM. (2000).
12. BSS115 International Basic Safety Standards for Protection Against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources. Safety Series, Safety Standards No. 115. IAEA (1996).
13. CAMERON, JR; SKOFRONICK JG. *Medical Physics*. New York: John Wiley & Sons. 615 p. (1978).
14. CARRIER, JF; ARCHAMBAUL, L; BEAULIEU, L. *Validation of GEANT4 an Object-Oriented Monte Carlo Toolkit for Simulations in Medical Physics*. Med Phys. 31(3), 484-492 (2004).

15. CARROLL, QB. *Fuchs's Radiographic Exposure, Processing and Quality Control*. 6. ed., Illinois: Charles C Thomas, 558 p. (1998).
16. CNEN NN-3.01. *Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica*. Rio de Janeiro: D.O.U. 01 de janeiro, 25 p. (2005).
17. COSTA, P; CALDAS, LVE. *Evaluation of Protective Shielding Thickness for Diagnostic Radiology Rooms*. Med. Phys. 29(1), 73-85 (2002).
18. CRUZ SUÁREZ, R; ALEINIKOV, VE; AMBROSI, P; BÖHM J; BÜERMANN, L; BARTLETT, DT; McLURE, DR; CSETE, I; FOMINYKH, DI; OBORIN, AB; STADTMANN, H. *Results of the AIEA Co-ordinated Research Programme 1996-1998 for Individual Monitoring* Proceeding of Tenth International Congress of The International Radiation Protection Association (IRPA-10). Hiroshima- Japão. (2000).
19. CULLEN, D; HUBBELL, J.H; KISSEL, L. *EPDL97: The Evaluated Photon Data Library, 97 version, UCRL-50400*. 6, rev. 5, Lawrence Livermore National Laboratory, USA (1997).
20. DIAZ, MP; UMISED, NK; YOSHIMURA, EM; OKUNO, E. *Aparelho Leitor de Termoluminescência por Contagem de Fótons: apresentação dos primeiros resultados*. Encontro Anual de Física da matéria Condensada. Caxambu, Anais, 67 (1994).
21. DIETEL, HM; DEITEL, PJ. *C++ How to Program*. 1ª. ed., New Jersey: Prentice Hall, Englewood Cliffs, 950 p. (1994).
22. DIETZE, G. *Do We Need Definitions of Dose Equivalent and Equivalent Dose in Radiation Protection Metrology?* Radiat. Prot. Dosim. 37(1), 3-3 (editorial) (1991).
23. ECKHARDT, R. *Stan Ulan, John Von Neumann and Monte Carlo Method*. Los Alamos Science. Special Issue. 131-143 (1987).
24. EDWARD, REPP; HERBERT WEISS, BS. *Experimental study of the Photon Energy Spectrum of Primary Diagnostic X-ray*. Phys. Med. Biol. 11(2), 225-238 (1966).
25. EISEN, Y; HOROVITZ, Y. *Correction to incomplete charge collection in CdTe Detectors*. Nucl. Instrum. Methods A. 353, 60-66 (1994).
26. FREITAS, MB; MEDEIROS, FHM; YOSHIMURA, EM. *Detection Properties of CdZnTe Semiconductor for Diagnostic X-ray Spectroscopic Applications*. Materials Science Forum. 480-481, 53-58 (2005).
27. FUNAKI, M; OZAKI, T; SATOH, K; OHNO, R. *Growth and Characterization of CdTe Single Crystals for Radiation Detectors*. Nucl. Instrum. Methods A. 436, 120-126 (1999).
28. GARD, MF. *Measurement of x-rays Tube Accelerating Potential by Differential Beam Filtration*. IEEE Trans. Instrum. Meas. 45, 745-749 (1996).
29. GEANT4 Web page: <http://cern.ch/GEANT4>.
30. GOMES, MR; BRESCIANI FILHO, E. *Propriedades e Usos de Metais não-ferrosos*. São Paulo: ABM. 279 p. (1987)

31. GNUPLOT Web page: <http://www.gnuplot.info>.
32. GROSSWENDT, B. *Conversion Factors for the IAEA Cube Phantom for External Photon Irradiation*. Radiat. Prot. Dosim. 29(3), 177-182 (1989).
33. GROSSWENDT, B. *The Influence of the Photon Beam Direction on the Dose Equivalent in the IAEA 30 cm Water Cube Phantom*. Radiat. Prot. Dosim. 35(1), 5-12 (1991).
34. GROSSWENDT, B. *The Angular Dependence and Irradiation Geometry Factor for the Dose Equivalent for Photons in Slab Phantoms of Tissue-Equivalent Material and PMMA*. Radiat. Prot. Dosim. 35(4), 221-235 (1991).
35. GROSSWENDT, B. *Coefficients for the Conversion of Air Collision Kerma to Dose Equivalent for the Calibration of Individual Dosimeters in X ray Fields*. Radiat. Prot. Dosim. 40(3), 169-184 (1992).
36. GUALDRINI, G; AGOSTEO, S; MÉNARD, S; PRICE RA; CHARTIER, J-L; GOSSWENDT, B; KODELI, I; LEUTHOLD, GP; SIEBERT, BRL; TAGZIRIA, H; TANNER, RJ; TERRISSOL, M; ZANKL, M. *QUADOS Intercomparison: A Summary on Photon and Charged Particle problems* Proceeding of Tenth International Conference on Radiation Shielding (ICRS-10) and Thirteenth Topical Meeting on Radiation Protection and Shielding (RPS-2004). Funchal - Madeira Island Portugal. Maio (2004).
37. GUIMARÃES, CC; UMISEDO, NK; OKUNO, E. *Angular Dependence Problem in Photon Dose Equivalent Assessment*. 4º. Congreso Regional IRPA, Seguridad Radiológica Y Nuclear, Cuba, Anais, 6.107 – 6.110 (1998).
38. GUIMARÃES, CC. *Implementação de Grandezas Operacionais na Monitoração Individual e de Área*. Dissertação de Mestrado apresentada no Instituto de Física USP, 133 p. (2000).
39. GUIMARÃES, CC; OKUNO, E. *Effective Energy Determination of Radiation Incident on a Monitor*. Congresso Regional em Proteção Radiológica e Segurança (IRPA), Recife, Anais (2001).
40. GUIMARÃES, CC; OKUNO, E. *Blind Performance Testing of Personal and Environmental Dosimeters based on TLD-100 and natural CaF₂:NaCl*. Radiat. Meas. 37(2), 127-132 (2003).
41. Handbook of Radiation Measurement and Protection. 52. ed. Florida: Brodsky AB, 164 (1962).
42. HELENE, OAM; VANIN, VR. *Tratamento Estatístico de Dados em Física Experimental*. São Paulo: Edgard Blücher, 105 p. (1981).
43. HELENE, OAM. *Método dos Mínimos Quadrados com Formalismo Matricial: Guia do Usuário*. São Paulo: IFUSP, 89 p. (2001) (não publicado).
44. HETTINGER, G; STARFELT, N. *Bremsstrahlung Spectra from X-ray Tubes* Acta Radiol. 50, 381 (1958).
45. HOFMANN, DM; STADLER, P; CHRISTMANN, P; MEYER, BK. *Defects in CdTe and Cd_{1-x}Zn_xTe*. Nucl. Instrum. Methods A. 380, 117-120 (1996).

46. HUBBELL, JH. *Photon Cross Section, Attenuation Coefficients and Energy Absorption Coefficients from 10 keV to 100 GeV*. Natl. Stand. Ref. Data Ser. 29 (1969).
47. HUBBELL, JH. *Photon Mass Attenuation and Energy Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV*. Int. J. Appl. Radiat. Isotopes, 33, 1269-1290 (1982).
48. HUBBELL, JH; SELTZER, SM. *Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients 1 keV to 20 MeV for Elements Z = 1 to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest*. Technical Report NISTIR 5632, NIST, Gaithersburg, MD 20899 (1995).
49. ICRP 60. *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Oxford: Pergamon Press, 201 p. (1991).
50. ICRP 74. *Conversion Coefficients for use in Radiological Protection Against External Radiation*. Oxford: Pergamon Press, 205 p (1997).
51. ICRP 92. *Relative Biological Effectiveness (RBE), Quality Factor (Q), and Radiation Weighting Factor (WR)*. Oxford: Pergamon Press, 80 p (2004).
52. ICRU 10 b. *Physical Aspects of Irradiation*. Washington: ICRU, 106 p. (1964).
53. ICRU 17. *Radiation Dosimetry: X Rays Generated at Potentials of 5 to 150 kV*. Washington: ICRU, 39 p. (1970).
54. ICRU 19. *Radiation Quantities and Units*. Maryland: ICRU, 17 p. (1971).
55. ICRU 33. *Radiation Quantities and Units*. Maryland: ICRU, 25 p. (1980).
56. ICRU 39. *Determination of Dose Equivalents resulting from External Radiation Sources*. Maryland: ICRU, 10 p. (1985).
57. ICRU 47. *Measurement of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiations*. Maryland: ICRU, 40 p. (1992).
58. ICRU 51. *Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry*. Maryland: ICRU, 19 p. (1993).
59. ICRU 57. *Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against external Radiation*. Maryland: ICRU, 109 p. (1998).
60. IEC. *International Electrotechnical Commission Standard. Medical electrical Equipment Dosimeters with Ionization Chambers as used in Radiotherapy*. IEC Publication. IEC-731-82 (1982).
61. IPE, NE; FASSO, A; KASE, KR; KAUR, R; BILSKI, P; OLKO, P; SOARES, C. *Characterization of Low-Energy X-Ray Response of Polish TLDs with Synchrotron Radiation and Determination of some Fundamental Quantities*. Radiat. Prot. Dosim. 84(1-4), 169-173 (1999).
62. ISO 4037-1. *X and Gamma Reference Radiations for Calibrating Dosemeters and Dose Rate meters and for determining their Response as a function of Photon Energy - part 1: Radiation characteristics and production methods*. 42 p. (1996).

63. ISO 4037-3. *X and Gamma Reference Radiations for Calibrating Dosemeters and Dose Rate Meters and for determining their Response as a function of Photon Energy - part 3: Calibration of Area and Personal Dosemeters and the Measurement of their Response as a function of Energy and Angle of Incidence.* 46 p. (1999).
64. ISO 4037-4. *X and Gamma Reference Radiations for Calibrating Dosemeters and Dose Rate meters and for determining their Response as a function of Photon Energy - part 4: Calibration of Area and Personal Dosemeters in Low Energy X- reference Radiation fields.* 19 p. (2004).
65. JIANG, H; PAGANETTI, H. *Adaptation of GEANT4 to Monte Carlo Dose Calculations based on CT data.* Med Phys. 31, 2811-2818 (2004).
66. JOHNS, HE; CUNNINGHAM, JR. *The Physics of Radiology.* 4. ed., Illinois: Charles C Thomas, 796 p. (1983).
67. JONES, DEA. *Determination from Absorption of the Distribution of X-ray Intensity in the Continuous X-ray Spectrum.* Br. J. Radiol. 13, 95-101 (1940).
68. AMAKO, K. et al. *Comparison of GEANT4 Electromagnetic Physics Models against the NIST Reference data.* IEEE Trans. Nucl. Sci. 52, 910-918 (2005).
69. KHARRATI, H; ZARRAD, B. *Computation of Conversion Coefficients relating Air Kerma to $H_p(0.07, \alpha)$, $H_p(10, \alpha)$, and $H^*(10)$ for X-ray Narrow Spectrum from 40 to 140 kV.* Med Phys. 31(2), 277-84 (2004).
70. KELLEY, JP; TROUT, ED. *Broad-beam Attenuation in Lead for X-Rays from 50 to 300 kV_p.* Radiology, 104, 171-175 (1972).
71. KIM, JL; KIM, BH; KIM, BH; CHANG, SY; LEE, JK. *Establishment of ANSI N13.11 X-ray Radiation Fields for Personal Dosimetry Performance Test by Computation and Experiment.* Environ Health Perspect. 105 Suppl 6, 1417-1421 (1997).
72. KNOLL, GF. *Radiation Detection and Measurement.* 2 ed. J. Wiley & Sons (1988).
73. KÜNZEL, R; HERDADE, SB; TERINI, RA; COSTA, PR. *X-ray Spectroscopy in Mammography with a Silicon PIN Photodiode with Application to the Measurement of Tube Voltage.* Med. Phys. 31(11), 2296-3003 (2004).
74. LAKSHMANAN, AR. *On the Classification of Weakly Penetrating and Strongly Penetrating Radiation.* Radiat. Prot. Dosim. 32(1), 57-58 (1990).
75. LAW, J; FAULKNER, K; SMITH, S. *Measurement of X-ray Tube Potential in Mammography region.* Phys. Med. Biol. 34(6), 717-725 (1989).
76. MADHAVA, B; PATTISON, J; BIBBO, G; CAON, M. *Diagnostic X-ray Spectra: A Comparison of Spectra generated by different Computational Methods with a measured Spectrum.* Med. Phys. 25(1), 114-120, (1998).
77. MARTIN, JW; et al. *Measurement of Electron Backscattering in the Energy Range of Neutron Beta Decay.* Phys. Rev. C 2003, 68, 05503-1/8.
78. MEYER, P; BUFFARD, E; MERTZ, L; KENNEL C; CONSTANTINESCO, A; SIFFERT, P. *Evaluation of the use of six Diagnostic X-ray Spectra Computer Codes* Br J Radiol. 77(915), 224-230 (2004).

79. McDONALD, J. *Radiation Protection Calibrations - Measuring the Unmeasurable*. Radiat. Prot. Dosim. 74(1/2), 3-4 (1997).
80. MIYAJIMA, S; IMAGAWA, K. *CdZnTe Detector in Mammography X-ray Spectroscopy*. Phys. Med. Biol. 47, 3959-3972 (2002).
81. MONTGOMERY, DC. *Introduction to Statistical Quality Control*. New York: Wiley, 520 p. (1985).
82. MORA, GM; MAIO, A; ROGERS, DWO. *Monte Carlo Simulation of a Typical 60Co Therapy Source* Med. Phys. 26, 2494-2502 (1999).
83. MORALLES, M; GUIMARÃES, CC; OKUNO, E. *Monte Carlo Simulation of X-ray Generation and Detection*. 6th National Meeting on Nuclear Applications and 13th National Meeting of Reactor Physics and Thermal Hydraulics, VI ENAN/XIII ENFIR (2002).
84. MORALLES, M; GUIMARÃES, CC; OKUNO, E. *Response of Thermoluminescent Dosimeters to Photons Simulated with the Monte Carlo Method*. Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res. A. 545, 261-268 (2005).
85. MS. Ministério da Saúde. *Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico*. Portaria 453. Diário Oficial da União, Brasília, 2 de junho (1998).
86. MUÑOZ, J.MP; GARCIA, G; BLANCO, F. *An Approach to Monte Carlo Simulation of Low-Energy Electron and Photon Interactions in Air*. Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res. A. 536, 176-188 (2005).
87. NELSON, WR; HIRAYAMA, H; ROGERS, DWO. *The EGS4 Code System*. Report SLAC-265, Stanford Linear Accelerator Center, Stanford. Canada (1985).
88. NCRP 49. National Council on Radiation Protection and Measurements. *Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X rays and Gamma Rays of Energies up to 10 MeV*. Bethesda, MD. (1976).
89. NCRP 99. National Council on Radiation Protection and Measurements. *Quality Assurance for Diagnostic Imaging*. Bethesda, MD. (1988).
90. NIST. National Institute of Standards and Technology. USA. Web page: <http://physics.nist.gov>.
91. OKUNO, E. *Propriedades Termoluminescentes do Fluoreto de Cálcio natural*. 141 f. Tese (Doutorado em Física) - Instituto de Física, Universidade de São Paulo, (1971).
92. OKUNO, E; PITERS, TM; YOSHIMURA, EM; SUNTA, CM. PEREZ, R; ACEVES, R; BARBOZA FLORES, M. *Dependence of Sensitisation of LiF:Mg,Ti (TLD-100) on the Partial Readout and Temperature*. Radiat. Prot. Dosim., 65, 207-210 (1996).
93. OKUNO, E; VILELA, MAC. *Radiação Ultravioleta: características e efeitos*. São Paulo: Livraria da Física, 1^a. ed. (2005).
94. O'BRIEN, K; GOLDFINCH, EP; McDONALD, JC. *A Confusion of Units: the naming of names*. Radiat. Prot. Dosim. 78(4), 247-248 (1998).

95. PANDOLFELLI, VC; OLIVEIRA, IR; PILEGGI, RG; STUDART, AR. *Dispersão e Empacotamento de Partículas - Princípios e Aplicações em Processamento Cerâmico*. 2. ed., Fazenda Arte Editorial, 224 p. (2000).
96. PERKINS, ST; CULLEN, DE; SELTZER, SM. "Tables and Graphs of Electron-Interaction Cross Sections from 10 eV to 100 GeV Derived from the LLNL Evaluated Electron Data Library (EDDL)", UCRL-50400 Vol. 31 November 1991.
97. POON, E; SEUNTJENS, J; VERHAEGEN, F. *Consistency Test of the Electron Transport Algorithm in the GEANT4 Monte Carlo Code*. Phys. Med. Biol. 50 (4), 681-694 (2005).
98. POON, E; VERHAEGEN, F. *Accuracy of the photon and electron physics in GEANT4 for radiotherapy applications*. Med. Phys. 32, 1696-1710 (2005).
99. PUTNEY, RG; RAYMOND, DM. *An Electronic Instrument for Indirectly Determining the Peak Kilovoltage of Diagnostic X-ray Machine*. Phys. Med. Biol. 29(1), 45-52 (1984).
100. RAMÍREZ-JIMÉNEZ, FJ; LÓPEZ-CALLEJAS, R; BENÍTEZ-READ, JS. *Considerations on the Measurement of Practical Peak Voltage in Diagnostic Radiology*. Br. J. Radiol.. 77, 745-750 (2004).
101. SALVAT, JMFVF; ACOSTA, E; SEMPAN, J. *PENELOPE – A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport – Proceeding of Workshop Issy-les-Moulineaux by Nuclear Energy Agency Organization for Economic Co-operation and Development*. France. Novembro (2001).
102. SECO, J; HOWARD, A; VERHAEGEN, F. *Inter-comparison of electron Monte Carlo dose calculations for EGSnrc, GEANT4 and Penelope - Proceeding of 10th UK Monte Carlo User Group Meeting (MCNEG 2004)*. NPL - Teddington - UK. Março (2004).
103. SEELENAG, WW; PANZER, W. *Stripping of X-ray Bremsstrahlung Spectra up to 300 kV_p on a Desk type computer*. Phys. Med. Biol. 24(4), 767-780 (1979).
104. SEUNTJENS, J; THIERENS, H; VAN DER PLAETSEN, A; SEGAERT, O. *Conversion factor f for X-ray beam Qualities, specified by Peak Tube Potential and HVL Value*. Radiat. Prot. Dosim. 32(5), 595-603 (1987).
105. SILVA, MC; HERDADE, SB. *Determination of the Voltage Applied to X-ray Tubes from the Bremsstrahlung Spectrum obtained with a Silicon PIN Photodiode*. Med. Physics, 27(11), 2617-2623 (2000).
106. SIMPKIN, DJ. *Transmission Data for Shielding Diagnostic X-Ray Facilities*. Health Phys. 68(5), 704-709 (1995).
107. SIMPKIN, DJ. *Fitting Parameters for Medical Diagnostic X-Ray Transmission Data*. Health Phys. 54(3), 345-348 (1988).
108. SOBOL, IM. *The Monte Carlo Method*. Moscou: Mirs Publisher. 72 p. (1975).
109. SPRAWLS, P. *Physical Principles of Medical Imaging*. 1ª. ed. Maryland: Aspen Publishers. 545 p. (1987).
110. SRS. *Catálogo da fotomultiplicadora modelo SR400*. (1987).

111. SRS. *Catálogo do pré - amplificador modelo SR445*. (1990).
112. SRS *Catálogo da fonte de alta tensão modelo PS325*. (1992).
113. TOMLJENOVÍČ, II; NINKOVIČ, MM; BEK-UZAROV, D; STANKOVIČ, SJ; KOVAČEVIČ, M. *Water Phantom Backscatter Factors for X-rays in the 60 kV to 300 kv region*. Phys. Med. Biol. 44, 2193-2200 (1999).
114. TRZESNIAK, P. *Dosímetros Sólidos à base de Fluorita Brasileira*. Dissertação (mestrado em Física) - IFUSP -114 p. (1985).
115. TRZESNIAK, P; YOSHIMURA, EM; CRUZ, MT; OKUNO, E. *Brazilian Fluorite - based Dosimetric pellets - History and Post - Use review*. Radiat. Prot. Dosim. 34, 167-170 (1990).
116. VERGER, L; BAFFERT, N; ROSAZ, M; RUSTIQUE, J. *Characterization of CdZnTe e CdTe:Cl Materials and their Relationship to X-and γ -ray Detector Performance*. Nuclear Instrum. Methods, A. 380, 121-126 (1996).
117. VIM. *Vocabulário Internacional de Termos Fundamentais e Gerais de Metrologia*. Portaria Inmetro 029. 10 de março (1995).
118. VUOLO, JH. *Fundamentos da Teoria de Erros*. 2ª. ed. Edgard Blücher Ltda. 249 p. (1996).
119. WILL, W. *Measurement of Conversion Coefficients for Estimating Photon Individual Dose Equivalents for a Cuboid Water Phantom*. Radiat. Prot. Dosim. 27(1), 9-14 (1989).
120. YOSHIMURA, EM. *Determinação Simultânea de Dose e Energia Efetiva de Raios X com Dosímetros Termoluminescentes de Fluorita natural*. Dissertação (mestrado em Física) - Instituto de Física, Universidade de São Paulo. 114 p. (1980).

11. SUMÁRIO DE TABELAS

Tabela 2-1: Valores dos fatores de peso (ω_R) para diferentes tipos de radiação [ICRP 60, 1991] e [ICRP 92, 2003].	16
Tabela 2-2: Valores dos fatores de peso (ω_T) para diferentes tecidos [ICRP 60, 1991].	17
Tabela 3-1: Dimensões relevantes do tubo de raios X Philips MG 450 extraídas do manual do equipamento.	25
Tabela 3-2: Tensão, filtração adicional, energia média e energia efetiva das qualidades de radiação X para a série de espectros estreitos extraídos da norma internacional ISO 4037-1 [1996] e ISO 4037-4 [2004].	27
Tabela 3-3: Tensão, filtração adicional, energia média e energia efetiva das qualidades de radiação X para a série de espectros largos extraídos da norma internacional ISO 4037-1 [1996].	28
Tabela 3-4: Tensão, filtração adicional e energia efetiva das qualidades de radiação X implantadas no Laboratório de Dosimetria do IFUSP [Guimarães, 2000] [Guimarães e Okuno, 2001].	28
Tabela 3-5: Características da fonte de ^{133}Ba , número 33021, produzida no IPEN, e utilizada na calibração do espectrômetro XR-100T-CZT.	30
Tabela 3-6: Valores nominal da tensão de pico (kV_p) produzida com o tubo de Raios X, Philips, MG 450, do Laboratório de Dosimetria (IFUSP) e medida com o espectrômetro modelo XR-100T-CZT.	33
Tabela 3-7: Resultados obtidos para o ajuste de reta $y = ax + b$ referente a Figura 3-9, na avaliação da linearidade da resposta de uma câmara de ionização em função do tempo de irradiação com valor de corrente fixa.	40
Tabela 3-8: Resultados obtidos para o ajuste de reta $y = ax + b$ referente a Figura 3-10, na avaliação da linearidade da resposta de uma câmara de ionização em função da corrente.	41
Tabela 4-1: Características dos materiais utilizados nas simulações.	63
Tabela 4-2: Cortes em energia empregados durante a simulação da produção de raios X.	73
Tabela 4-3: Cortes em energia empregados durante a simulação da filtração de raios X.	74
Tabela 4-4: Cortes em energia empregados durante a simulação dos processos de detecção e utilização de simuladores.	74
Tabela 5-1: Valores da primeira CSR obtidos experimentalmente e simulados, em comparação com os resultados fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996] para feixes de radiação com espectros estreitos. O χ^2_{red} e o número de graus de liberdade (ν) são parâmetros referentes ao ajuste experimental da função empregada para determinar a CSR.	83
Tabela 5-2: Valores da segunda CSR obtidos experimentalmente e simulados, em comparação com os resultados fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996] para feixes de radiação com espectros estreitos. O χ^2_{red} e o número de graus de liberdade (ν) são parâmetros referentes ao ajuste experimental da função empregada para determinar a CSR.	83
Tabela 5-3: Diferença percentual entre valores experimentais da 1ª. e da 2ª. CSR dos feixes de radiação do espectro estreito de diferentes autores em relação à norma [ISO 4037-1, 1996].	88
Tabela 5-4: Diferença percentual entre os valores simulados da 1ª. e da 2ª. CSR dos feixes de radiação do espectro estreito por diferentes autores em relação à norma [ISO 4037-1, 1996].	89
Tabela 5-5: Valores experimentais e simulados da primeira CSR em comparação com os resultados fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996] para feixes de radiação com espectros largos. O χ^2_{red} e o número de graus de liberdade (ν) são parâmetros referentes ao ajuste experimental da função empregada para determinar a CSR.	90
Tabela 5-6: Valores experimentais e simulados da segunda CSR em comparação com os resultados fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996] para feixes de radiação	

com espectros largos. O X^2_{red} e o número de graus de liberdade (ν) são parâmetros referentes ao ajuste experimental da função empregada para determinar a CSR.....	90
Tabela 5-7: Diferenças entre as CSR's dos feixes de radiação do espectro largo obtidas experimentalmente por diferentes autores em relação a norma [ISO 4037-1, 1996].....	92
Tabela 5-8: Diferenças entre os valores simulados da primeira CSR dos feixes de radiação do espectro largo obtidos neste trabalho e por Seuntjens et al. [1987] em relação aos valores fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996].	92
Tabela 5-9: Coeficientes de homogeneidade (h) determinados experimentalmente e via simulação para os feixes de radiação do espectro largo e valores da norma internacional [ISO 4037-1, 1996].....	93
Tabela 5-10: Coeficientes de homogeneidade (h) experimentais e simulados de feixes de radiação do espectro estreito e valores da norma internacional [ISO 4037-1, 1996].....	94
Tabela 5-11: Valores da primeira e da segunda CSR determinadas experimentalmente para os feixes de radiação com espectro largo, usualmente utilizados no Laboratório de Dosimetria e valores de X^2_{red} e número de graus de liberdade (ν) obtido no ajuste da função.	95
Tabela 5-12: Valores da primeira e da segunda CSR, coeficiente de homogeneidade, energia média e resolução (conforme definida na ISO 4037-1, 1996) simulados com GEANT4 para os feixes de radiação com espectro largo, usualmente utilizados no Laboratório de Dosimetria.	96
Tabela 5-13: Valores de energia média e da resolução espectral simulados em comparação com os resultados fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996] [ISO 4037-4, 2004] para feixes de radiação com espectros estreitos.	98
Tabela 5-14: Valores de energia média e da resolução espectral simulados em comparação com os resultados fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996] [ISO 4037-4, 2004] para feixes de radiação com espectros largos.	98
Tabela 5-15: Energia média ($E_{média}$) e Resolução espectral (Re) calculada com o código GEANT4 para feixes de radiação X implantados no Laboratório de Dosimetria [Guimarães, 2000].	107
Tabela 7-1: Valores médios de quatro leituras de kerma no ar com câmara de ionização, no ar, em função da espessura de alumínio dos absorvedores.	173
Tabela 7-2: Valores da primeira CSR em milímetros de alumínio para o tubo de raios X operando com 60 kV _p e sua respectiva filtração inerente. Valores extraídos do documento padrão ISO 4037-1 [1996].....	179
Tabela 7-3: Valores médios para quatro leituras com câmara de ionização, no ar, posicionado conforme Figura 3-10, em função da variação na espessura de alumínio dos absorvedores.	180
Tabela 7-4: Valores da primeira e da segunda CSR para os feixes de radiação do espectro estreito ajustados com o MMQ para a função de Archer em comparação aos valores fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996] e diferença percentual (%) entre eles. Valores do X^2_{red} e do número de graus de liberdade (ν).....	181
Tabela 7-5: Valores da primeira e da segunda CSR dos feixes de radiação do espectro largo determinadas ajustados pelo MMQ com a função de Archer em comparação aos valores fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996] e diferença percentual (%). Valores do X^2_{red} e do número de graus de liberdade (ν).	182
Tabela 7-6: Primeira e da segunda CSR para os feixes de radiação do espectro estreito ajustados com o MMQ para a função da somatória de exponenciais (equação A4) em comparação aos valores fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996] e diferença percentual (%). Valores do X^2_{red} e do número de graus de liberdade (ν).	184
Tabela 7-7: Primeira e da segunda CSR dos feixes de radiação do espectro largo determinadas ajustados pelo MMQ com a função da somatória de exponenciais (equação A4) em comparação aos valores fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996] e diferença percentual (%). Valores do X^2_{red} e do número de graus de liberdade (ν).	184
Tabela B 1: Fatores de Conversão $h_p(10;\alpha)$ em Sv/Gy do kerma no ar, K_a , para $H_p(10;\alpha)$ sobre o simulador de paralelepípedo sólido ICRU calculado com o código GEANT4 a 1,0 m do	

ponto focal do tubo de raios X para qualidades de radiação para a série de espectros estreitos da ISO 4037-3.....	187
Tabela B 2: Fatores de Conversão normalizados $R(10;\alpha)$ para $H_p(10;\alpha)$ calculado sobre o simulador de paralelepípedo sólido ICRU com o código GEANT4 a 1,0 m do ponto focal do tubo de raios X para qualidades de radiação para a série de espectros estreitos da ISO 4037-3.....	188
Tabela B 3: Fatores de Conversão $h_p(10;\alpha)$ em Sv/Gy do kerma no ar, K_a , para $H_p(10;\alpha)$ sobre o simulador de paralelepípedo sólido ICRU calculado com o código GEANT4 a 1,0 m do ponto focal do tubo de raios X para qualidades de radiação para a série de espectros largos da ISO 4037-3.	188
Tabela B 4: Fatores de Conversão normalizados $R(10;\alpha)$ para $H_p(10;\alpha)$ calculado sobre o simulador de paralelepípedo sólido ICRU com o código GEANT4 a 1,0 m do ponto focal do tubo de raios X para qualidades de radiação para a série de espectros largos da ISO 4037-3.....	189
Tabela B 5: Fatores de Conversão $h_p(10;\alpha)$ em Sv/Gy do kerma no ar, K_a , para $H_p(10;\alpha)$ sobre o simulador de paralelepípedo sólido ICRU calculado com o código GEANT4 a 1,0 m do ponto focal do tubo de raios X para feixes monoenergéticos.....	189
Tabela B 6: Fatores de Conversão normalizados $R(10;\alpha)$ para $H_p(10;\alpha)$ calculado sobre o simulador de paralelepípedo sólido ICRU com o código GEANT4 a 1,0 m do ponto focal do tubo de raios X para feixes monoenergéticos.....	190
Tabela B 7: Coeficientes de conversão $h_p(d;0^\circ)$ calculado sobre o simulador em formato de paralelepípedo sólido de tecido equivalente, com o código GEANT4 a 1,0 m do ponto focal do tubo de raios X para feixes monoenergéticos.....	191
Tabela B 8: Fatores de Conversão $h_p(10;\alpha)$ em Sv/Gy do kerma no ar, K_a , para $H_p(10;\alpha)$ sobre o simulador PMMA em formato de paralelepípedo repleto de água, calculado com o código GEANT4 a 1,0 m do ponto focal do tubo de raios X para qualidades de radiação para a série de espectros estreitos da ISO 4037-3.....	192
Tabela B 9: Fatores de Conversão normalizados $R(10;\alpha)$ para $H_p(10;\alpha)$ calculado sobre o simulador PMMA em formato de paralelepípedo repleto de água, com o código GEANT4 a 1,0 m do ponto focal do tubo de raios X para qualidades de radiação para a série de espectros estreitos da ISO 4037-3.	193
Tabela B 10: Fatores de Conversão $h_p(10;\alpha)$ em Sv/Gy do kerma no ar, K_a , para $H_p(10;\alpha)$ sobre o simulador PMMA em formato de paralelepípedo repleto de água, calculado com o código GEANT4 a 1,0 m do ponto focal do tubo de raios X para qualidades de radiação para a série de espectros largos da ISO 4037-3.....	193
Tabela B 11: Fatores de Conversão normalizados $R(10;\alpha)$ para $H_p(10;\alpha)$ calculado sobre o simulador PMMA em formato de paralelepípedo repleto de água, com o código GEANT4 a 1,0 m do ponto focal do tubo de raios X para qualidades de radiação para a série de espectros largos da ISO 4037-3.	194
Tabela B 12: Fatores de Conversão $h_p(10;\alpha)$ em Sv/Gy do kerma no ar, K_a , para $H_p(10;\alpha)$ sobre o simulador PMMA em formato de paralelepípedo repleto de água, calculado com o código GEANT4 a 1,0 m do ponto focal do tubo de raios X para feixes largos implantados no Laboratório de Dosimetria [Guimarães, 2000].	194
Tabela B 13: Fatores de Conversão normalizados $R(10;\alpha)$ para $H_p(10;\alpha)$ calculado sobre o simulador PMMA em formato de paralelepípedo repleto de água, com o código GEANT4 a 1,0 m do ponto focal do tubo de raios X para feixes largos implantados no Laboratório de Dosimetria [Guimarães, 2000].	195

12. SUMÁRIO DE FIGURAS

Figura 2-1: Espectro de energia de um feixe de radiação produzido em um tubo de raios X com alvo de tungstênio, tensão de pico de 80 kV _p e filtração de 4,0 mm de alumínio e 2,0 mm de cobre.	9
Figura 2-2: Diagrama de blocos do funcionamento do espectrômetro modelo XR-100T-CZT fabricado pela empresa Amptek [Amptek, 2001].	12
Figura 2-3: Relações entre as grandezas de proteção e operacionais com as grandezas físicas mensuráveis para fins de monitoração [ICRU 57, 1998].	13
Figura 2-4: Diagrama explicativo do significado do comportamento da fluência em campo alinhado e expandido.	18
Figura 2-5: Modelo Simplificado do fenômeno da termoluminescência [Almeida, 2000].	22
Figura 3-1: Representação esquemática do sistema utilizado na determinação da CSR para o feixe de radiação X. A letra A representa o(s) filtro(s) adicional(is), B, os absorvedores de alumínio, C, o colimador de chumbo com abertura circular de 1,60(5) cm de diâmetro e D, a câmara de ionização. Todos estão alinhados com o feixe primário de radiação X.	26
Figura 3-2: Espectrômetro modelo XR-100T-CZT com pré-amplificador de carga A-250 e fonte de alta tensão AC modelo PX2T-CT, fabricados pela empresa Amptek [Amptek, 2001]. ..	29
Figura 3-3: Curva de calibração para a fonte de ¹³³ Ba em função dos canais para energias de picos conhecidos (30,85 keV, 80,30 keV, 302,80 keV e 356,00 keV). Ajuste de reta ($y = ax + b$) e parâmetros obtidos (a e b), o qui-quadrado reduzido (X^2_{red}) e o número de graus de liberdade (v).	31
Figura 3-4: Espectros do feixe de radiação X produzidos com tensão de 100 kV _p no tubo de raios X, MG 450, Philips, com corrente de 0,5 mA e filtração adicional de 4,0 mm de Al (○) e 2,0 mm Al (■) medidos com o espectrômetro XR-100T-CZT.	32
Figura 3-5: Ajuste dos valores de tensão de pico nominal produzida com o tubo de raios X MG 450 Philips, em função dos valores medidos com espectrômetro XR-100T-CZT.	32
Figura 3-6: À esquerda está o dosímetro Farmer, modelo 2570 A, série 666, da empresa Nuclear Enterprises Ltd com sua câmara de ionização tipo dedal, modelo 2571, série 1103 coberta pela capa de equilíbrio eletrônico. À direita, está a unidade de controle de Radiação modelo 9015 da câmara de ionização da empresa Radcal Corporation. Ao lado da unidade de controle está o conversor modelo 9060 acoplado a câmara de ionização, tipo dedal 10x5-6 e ao seu lado está sua capa de equilíbrio eletrônico de PMMA com espessura de parede de 5,0 mm. Na parte superior da figura, presa ao suporte, está a câmara de ionização modelo 10x45-180.	35
Figura 3-7: Fator de repetibilidade R(%) calculado para as qualidades de radiação (■) N25, (○) N80, (▲) W*1, (▽) W*3, (□) W*9 e (◄) W110 e medidas com câmara de ionização-dosímetro farmer (figura superior) e com câmara de ionização-dosímetro radcal (figura inferior).	36
Figura 3-8: Medições do kerma no ar com câmara de ionização-dosímetro (■) radcal e (○) farmer durante período anterior (figura superior) e durante (figura inferior) este trabalho.	38
Figura 3-9: Ajuste linear ($y = ax + b$) por MMQ, da resposta do kerma no ar em função do tempo de irradiação medido com câmara de ionização tipo dedal e dosímetro Farmer com corrente fixa em 15 mA. As qualidades dos feixes de radiação X utilizadas foram: (▲) N30, (○) N80 e (■) N25.	39
Figura 3-10: Ajuste linear ($y = ax + b$) por MMQ da resposta do kerma no ar em função da corrente no tubo de raios X medido com câmara de ionização tipo dedal e dosímetro Radcal. As qualidades dos feixes de radiação X foram: (○) W*1, (■) W*3, (▲) N25 e (△) W110.	40
Figura 3-11: À esquerda estão as pastilhas de CaF ₂ :NaCl (parte inferior) e de TLD-100 (parte superior) embalados em plástico opaco e em plástico transparente, respectivamente, fixos	

a cartolina. Para cada par de detectores um deles é envolto em filtro de 0,50(5) mm de chumbo e outro, sem filtro. O conjunto de detectores é colocado dentro do portadosímetro opaco à luz devidamente identificado constituindo assim, o monitor termoluminescente (à direita). As pastilhas com seu invólucro e os filtros de Pb estão na parte central da figura.	42
Figura 3-12: Curva de calibração típica das alturas médias do pico TL dosimétrico do $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ e do TLD-100 em função do kerma no ar. Os pontos são resultados experimentais e as retas foram obtidas através de ajuste linear por MMQ.	44
Figura 3-13: Aparelho leitor de TL construído no Laboratório de Dosimetria do IFUSP.	46
Figura 3-14: A figura da esquerda apresenta o porta-amostra tipo gaveta do aparelho leitor de TL construído no Laboratório de Dosimetria do IFUSP. A figura da direita é uma ampliação da figura da esquerda com destaque para a liga de platina (“panela”).	46
Figura 3-15: Intensidade TL dos detectores TLD-100 e $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ em função da temperatura obtidas no aparelho leitor do Laboratório de Dosimetria.	50
Figura 3-16: Simulador de paralelepípedo de PMMA repleto de água ($30 \times 30 \times 15 \text{ cm}^3$) com a espessura da parede frontal igual a 2,5 mm e a espessura das demais paredes (lateral, traseira, base e tampo) igual a 10,0 mm. Para destacar o formato do simulador misturamos corante azul à água no seu interior. Na parede frontal estão afixados os monitores de radiação (<i>badges</i>).	51
Figura 3-17: Simulador em formato cilíndrico, repleto de água, com 68,0(5) mm de diâmetro externo, 298,5(5) mm de comprimento e 2,5(5) mm de espessura. Para destacar as dimensões do simulador foi misturado corante azul à água no seu interior. Os monitores de radiação de pulso estão na superfície do simulador.	52
Figura 4-1: Diagrama esquemático do funcionamento do código GEANT4.	56
Figura 4-2: Parte do programa principal do código GEANT4 utilizado para calcular os coeficientes de conversão do kerma no ar para o equivalente de dose pessoal.	59
Figura 4-3: Parte do programa principal do código GEANT4 utilizado para gerar os elementos e materiais que constituem o arranjo virtual.	62
Figura 4-4: Parte do programa principal do código GEANT4 utilizado para criar uma placa em formato de paralelepípedo constituída de polimetil metacrilato (PMMA).	62
Figura 4-5: Diagrama esquemático da absorção de energia em um meio [Johns e Cunningham, 1983].	65
Figura 4-6: Parte do programa principal do código GEANT4 para selecionar o tipo de partículas e processos físicos envolvidos na interação da radiação.	66
Figura 4-7: Desenho esquemático da produção de radiação X em um tubo de raios X.	69
Figura 4-8: Imagem capturada da tela do computador durante a simulação da produção de fótons com o GEANT4. Os elétrons incidentes e os fótons de radiação X estão representados nas cores vermelho e verde, respectivamente.	70
Figura 4-9: Imagem capturada da tela do computador durante a simulação da filtração do feixe de radiação X de 200 kV (N200). Os filtros adicionais utilizados foram: 1 mm de Pb, 3 mm de Sn, 2 mm de Cu e 4 mm de Al.	71
Figura 4-10: Diagrama esquemático do arranjo virtual empregado na produção de radiação X em um tubo de raios X. A distância “d” escolhida corresponde a mesma distância empregada no arranjo experimental.	72
Figura 4-11: Imagem capturada da tela do computador durante a simulação dos monitores termoluminescentes sendo irradiados por um feixe de fótons de radiação X com o GEANT4. A figura (a) apresenta os detectores TLD-100 (paralelepípedo) e os $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ (cilíndricos). A figura (b) acrescenta o filtro de chumbo sobre dois dos detectores. Na	

figura (c) consta a cartolina de identificação do usuário e na figura (d) está o invólucro de PVC (<i>badge</i>).	75
Figura 4-12: Imagem capturada da tela do computador durante a simulação com o GEANT4 do simulador de paralelepípedo de PMMA repleto de água sendo irradiado por um feixe de fótons de radiação X com o monitor de radiação fixo a sua superfície.	77
Figura 4-13: Imagem capturada da tela do computador durante a simulação com o GEANT4 do simulador cilíndrico em PMMA repleto de água sendo irradiado por um feixe de fótons de radiação X com o monitor de radiação fixo a sua superfície.	78
Figura 5-1: Resultados da primeira (figura superior) e da segunda (figura inferior) CSR's obtidos experimentalmente (■), por simulação com o código GEANT4 (△) e de referência [ISO 4037-1] (●) para espectros estreitos em função da tensão de pico.	84
Figura 5-2: Resultados da primeira (figura superior) e da segunda (figura inferior) CSR's obtidos experimentalmente (■), por simulação com o código GEANT4 (△) e de referência [ISO 4037-1] (●) para espectros largos em função da tensão de pico.	91
Figura 5-3: Coeficientes de homogeneidade (h) obtidos experimentalmente (■), por simulação (△) e de referência (●) [ISO 4037-1, 1996] para feixes de radiação X com espectro estreito (gráfico inferior) e com espectro largo (gráfico superior) em função da tensão de pico.	94
Figura 5-4: Resultados da primeira (figura superior) e da segunda (figura inferior) CSR's obtidos experimentalmente (○) e por simulação com o código GEANT4 (▲) para espectros largos implantados no Laboratório de Dosimetria em função da energia média.	96
Figura 5-5: Coeficiente de homogeneidade h obtidos experimentalmente (□) e por simulação com o código GEANT4 (▲) para espectros largos implantados no Laboratório de Dosimetria em função da energia média.	97
Figura 5-6: À direita estão os espectros de radiação X estreitos simulados com o código GEANT4 para qualidades de radiação N20, N25 e N30 e à esquerda os espectros fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996].	100
Figura 5-7: À direita estão os espectros de radiação X largos simulados com o código GEANT4 para qualidades de radiação W60, W80 e W110 e à esquerda os espectros fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1, 1996].	104
Figura 5-8: Energia média dos feixes de radiação X com espectro largo (figura superior) e estreitos (figura inferior) obtidos por simulação com o GEANT4 (○) e os de referência [ISO 4037-1, 1996] (●) em função da tensão de pico de cada feixe.	106
Figura 5-9: Resolução espectral dos feixes de radiação X com espectro largo (figura superior) e estreitos (figura inferior) obtidos por simulação com o GEANT4 (○) e os de referência [ISO 4037-1, 1996] (●) em função da tensão de pico de cada feixe.	107
Figura 5-10: Espectros de radiação X simulados com o código GEANT4 para qualidades de radiação largos implantados no Laboratório de Dosimetria (W*1, W*2, W*3, W*4, W*5 e W*6).	108
Figura 5-11: Razão das doses absorvidas experimentais (■) e simuladas (△) nos detectores de CaF ₂ :NaCl sem filtro (JA) e com filtro de chumbo (Pb), irradiados no ar com feixes de radiação X com espectro estreito (figura inferior) e com espectro largo (figura superior).	111
Figura 5-12: Razão das doses absorvidas experimentais (■) e simuladas (△) nos detectores de TLD-100 sem filtro (JA) e com filtro de chumbo (Pb), irradiados no ar com feixes de radiação X com espectro estreito (figura inferior) e com espectro largo (figura superior).	112
Figura 5-13: Razão das doses absorvidas, experimental (■) e simulada (△) nos detectores CaF ₂ :NaCl sem filtro (JA) e TLD-100 sem filtro (JA) irradiados com feixes de radiação X com espectro estreito (figura inferior) e com espectro largo (figura superior).	112

- Figura 5-14:** Razão das doses absorvidas simuladas nos detectores sem filtro (JA) e com filtro (Pb) de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ (JA)/ $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ (Pb) (■), TLD-100(JA)/TLD-100(Pb) (○) e $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ (JA)/TLD-100(JA) (▲) irradiados no ar com feixes de radiação X monoenergética..... 113
- Figura 5-15:** Intensidade TL (altura de pico) de pastilhas de NaCl puro (●) e de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ (○)..... 114
- Figura 5-16:** Espectro de radiação γ de uma fonte de radioterapia de ^{60}Co simulado com o código EGS4 [Mora et al., 1999]. 115
- Figura 5-17:** Efeito da quantidade e do tamanho das partículas na eficiência de empacotamento [Pandolfelli et al., 2000]: (a) sistema monodisperso; (b) máxima compactação teórica; (c) deficiência de partículas pequenas; (d) deficiência de partículas grandes; (e) distribuição inadequada de tamanhos de partículas..... 118
- Figura 5-18:** Representação das formas de poros que podem ocorrer internamente nas partículas [Pandolfelli et al., 2000]: (a) partícula densa; (b) partícula com poro interno fechado; (c) partícula com poros abertos..... 119
- Figura 5-19:** Energia absorvida nas camadas da pastilha de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ irradiadas com os feixes de radiação X N20 (■), N25 (●), N30 (▼) e N40 (▲). Cada camada tem espessura de 84,5 μm 122
- Figura 5-20:** Energia absorvida nas camadas da pastilha de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ irradiadas com os feixes de radiação X N60 (●), N80 (○), N100 (■), N120 (□), N150 (▲), N200 (△), N250 (▼) e N300 (▽). Cada camada tem espessura de 84,5 μm 123
- Figura 5-21:** Razão entre as doses absorvidas nos detectores $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ (JA)/TLD-100(JA) simulados com o código GEANT4 considerando a pastilha de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ constituída por uma camada (□), duas camadas (●), três camadas (○), cinco camadas (▲), dez camadas (△) e os resultados experimentais (■). Cada camada tem espessura de 84,5 μm . A figura superior considera a primeira camada estando do lado do detector próximo a fonte de irradiação e a figura inferior considera a primeira camada iniciando do lado do detector oposto a fonte de irradiação. 124
- Figura 5-22:** Desenho esquemático do processo de leitura da pastilha na leitora TL. Na figura (a) está a pastilha com a face irradiada próxima da fotomultiplicadora e na figura (b) está a pastilha de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ com a face irradiada próxima da liga de platina..... 126
- Figura 5-23:** Altura de pico TL dos detectores TLD-100 (figura superior) e $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ (figura inferior) sem filtro com a face irradiada voltada para a fotomultiplicadora (○) e com a face irradiada oposta à fotomultiplicadora (■), irradiados com os feixes de radiação X com espectro estreito N20, N25, N30 e N40. 127
- Figura 5-24:** Altura de pico TL dos detectores de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ com filtro de chumbo (figura superior) e sem filtro (figura inferior) com a face irradiada voltada para a fotomultiplicadora (○) e a face irradiada oposta à fotomultiplicadora (■) irradiados com feixes de radiação X com espectro estreito N60, N80, N100, N120, N200, N250 e N300 e radiação γ do ^{137}Cs e ^{60}Co 127
- Figura 5-25:** Altura de pico dos detectores de TLD-100 com filtro de Pb (figura superior) e sem filtro (figura inferior) com a face irradiada voltada para a fotomultiplicadora (○) e a face irradiada oposta à fotomultiplicadora (■), irradiados com feixes de radiação X com espectro estreito N60, N80, N100, N120, N200, N250 e N300 e radiação γ (^{137}Cs e ^{60}Co). 128
- Figura 5-26:** Razão da altura de pico dos detectores de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ da leitura da face irradiada voltada para a fotomultiplicadora e da leitura do detector com a face irradiada próxima a liga de platina (oposta à fotomultiplicadora) com os diferentes coeficientes ópticos sendo

- substituídos nas equações 5.8 e 5.9 para ajustar o conjunto de pontos experimentais aos resultados simulados, em função da energia efetiva. 130
- Figura 5-27:** Razão da altura de pico dos detectores de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ da leitura da face irradiada voltada para a fotomultiplicadora e da leitura do detector com a face irradiada próxima a liga de platina (oposta à fotomultiplicadora) com a melhor coeficiente óptico, 2,20(25) mm^{-1} que ajusta o conjunto de pontos experimentais aos resultados simulados, em função da energia efetiva. 130
- Figura 5-28:** Razão das doses absorvidas entre os detectores $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ (JA) e TLD-100 (JA) experimentais (●) e simuladas (○) com a face do detector irradiada voltada para a liga de platina (figura superior) e com a face do detector irradiada próxima a fotomultiplicadora (figura inferior). 131
- Figura 5-29:** Razão das doses absorvidas experimentais (●) e simuladas (○) no detector de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ sem filtro (JA) e com filtro de chumbo (Pb), irradiado **no ar** com feixes de radiação X com espectro estreito (figura inferior) e com espectro largo (figura superior). 132
- Figura 5-30:** Razão das doses absorvidas experimentais (●) e simuladas (○) em detector TLD-100 sem filtro (JA) e com filtro de chumbo (Pb), irradiado **no ar** com feixes de radiação X com espectro estreito (figura inferior) e com espectro largo (figura superior). 133
- Figura 5-31:** Razão das doses absorvidas, experimental (●) e simuladas (○) em detectores de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ sem filtro (JA) e TLD-100 sem filtro (JA) para feixes de radiação X com espectro estreito (figura inferior) e feixes de radiação X com espectro largo (figura superior) irradiados **no ar**. 133
- Figura 5-32:** Razão de doses absorvidas simuladas por detectores sem filtro (JA) e com filtro (Pb) para $\text{CaF}_2:\text{NaCl}(\text{JA})/\text{CaF}_2:\text{NaCl}(\text{Pb})$ (▲), TLD-100(JA)/TLD-100(Pb) (○) e $\text{CaF}_2:\text{NaCl}(\text{JA})/\text{TLD-100}(\text{JA})$ (■) irradiados **no ar** com feixes de radiação X monoenergética. 134
- Figura 5-33:** Posição dos simuladores de tórax (T) em formato de paralelepípedo e de pulso (P) em formato cilíndrico durante as irradiações. Nos simuladores destacamos a posição em que foram colocados os monitores TL durante a irradiação. 135
- Figura 5-34:** Razão entre as respostas (intensidade TL/kerma no ar) experimentais (○) e simuladas (dose absorvida) (■) dos detectores de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ sem filtro (JA) e TLD-100 sem filtro (JA), irradiados **no ar** com qualidade de radiação com espectros estreitos, em função da energia efetiva. 137
- Figura 5-35:** Razão entre as respostas (intensidade TL/kerma no ar) experimentais (○) e simuladas (dose absorvida) (■) dos detectores de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ sem filtro (JA) e TLD-100 sem filtro (JA), irradiados com qualidade de radiação com espectros estreitos na presença do **simulador de tórax** em formato de paralelepípedo em PMMA, repleto de água, em função da energia efetiva. 137
- Figura 5-36:** Razão entre as respostas (intensidade TL/kerma no ar) experimentais (○) e simuladas (dose absorvida) (■) dos detectores de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ sem filtro (JA) e TLD-100 sem filtro (JA), irradiados com qualidade de radiação com espectros estreitos na presença do **simulador cilíndrico** de pulso, em PMMA, repleto de água em função da energia efetiva. 138
- Figura 5-37:** Razão entre as respostas experimentais (intensidade TL/kerma no ar) nos monitores de $\text{CaF}_2:\text{NaCl}$ sem filtro (JA) e TLD-100 sem filtro (JA),

- irradiados no ar (\square), na presença do simulador de tórax (\bullet) e na presença do simulador de pulso (\blacktriangle), em função da energia efetiva do feixe de radiação incidente no monitor..... 139
- Figura 5-38:** Razão entre as respostas simuladas (dose absorvida) nos monitores de $\text{CaF}_2\text{:NaCl}$ sem filtro (JA) e TLD-100 sem filtro (JA), irradiados no ar (\square), na presença do simulador de tórax (\bullet) e na presença do simulador de pulso (\blacktriangle), em função da energia efetiva do feixe de radiação incidente no monitor..... 139
- Figura 5-39:** Respostas (intensidade TL/kerma no ar) experimentais e simuladas para os detectores: $\text{CaF}_2\text{:NaCl}$ com chumbo (a) e sem chumbo (JA) (c), TLD-100 com chumbo (b) e sem chumbo (JA) (d). Todos os detectores foram irradiados no ar com feixe de radiação X com energia efetiva de 61 keV (qualidade N80), em função do ângulo de incidência sobre o monitor. 141
- Figura 5-40:** Valores da razão R (intensidade TL/kerma no ar), experimentais e simulados, para os detectores de $\text{CaF}_2\text{:NaCl}$ e TLD-100 irradiados no ar com energia efetiva do feixe de radiação X igual a 45 keV (qualidade N60), em função do ângulo de incidência sobre o monitor. 142
- Figura 5-41:** Valores da razão R (intensidade TL/kerma no ar), experimentais e simulados, para os detectores de $\text{CaF}_2\text{:NaCl}$ e TLD-100 irradiados no ar com energia efetiva do feixe de radiação X igual a 61 keV (qualidade N80), em função do ângulo de incidência sobre o monitor. 143
- Figura 5-42:** Valores da razão R (intensidade TL/kerma no ar), experimentais e simulados, para os detectores de $\text{CaF}_2\text{:NaCl}$ e TLD-100 irradiados no ar com energia efetiva do feixe de radiação X igual a 130 keV (qualidade W*9), em função do ângulo de incidência sobre o monitor. 143
- Figura 5-43: Definição do ângulo α para $H_p(d;\alpha)$ [ICRU 57, 1998]. 146
- Figura 5-44:** Coeficientes de conversão $c_p(10;\alpha)$ de kerma no ar para equivalente de dose pessoal, simulados com o código GEANT4, em um simulador de **paralelepípedo sólido** em **tecido-equivalente ICRU** irradiado com feixes de radiação X com **espectro estreito** e ângulos de incidência α , em função da energia média do feixe. A linha tracejada corresponde aos valores nominais fornecidos em norma internacional [ISO 4037-3]..... 147
- Figura 5-45:** Razão $R(10;\alpha)$ dos coeficientes de conversão normalizados para a resposta com ângulo zero, simulados com o código GEANT4, para um simulador de **paralelepípedo sólido** de **tecido-equivalente ICRU** irradiado com feixes de radiação X com **espectro estreito**, em função do ângulo de incidência α . A linha tracejada corresponde aos valores nominais fornecidos em norma internacional [ISO 4037-3]. 148
- Figura 5-46:** Coeficientes de conversão $c_p(10;\alpha)$ de kerma no ar para equivalente de dose pessoal, simulados com o código GEANT4, em um simulador de **paralelepípedo sólido** em **tecido-equivalente ICRU** irradiado com feixes de radiação X com **espectro largo** e ângulos de incidência α , em função da energia média do feixe. A linha tracejada corresponde aos valores nominais fornecidos em norma internacional [ISO 4037-3]..... 149
- Figura 5-47:** Razão $R(10;\alpha)$ dos coeficientes de conversão normalizados para a resposta com ângulo zero, simulados com o código GEANT4, para um simulador de **paralelepípedo sólido** de **tecido-equivalente ICRU** irradiado com feixes de radiação X com **espectro largo**, em função do ângulo de incidência α . A linha tracejada corresponde aos valores nominais fornecidos em norma internacional [ISO 4037-3]. 149
- Figura 5-48:** Coeficientes de conversão $c_p(10;\alpha)$ de kerma no ar para equivalente de dose pessoal, simulados com o código GEANT4, em um simulador de **paralelepípedo sólido** em **tecido-equivalente ICRU** irradiado com feixes de radiação X **mono-energética** e ângulos de incidência α , em função da energia média do feixe. A linha tracejada corresponde aos valores nominais fornecidos em norma internacional [ICRU 57, 1998]. 150

- Figura 5-49:** Razão $R(10;\alpha)$ dos coeficientes de conversão normalizados para a resposta com ângulo zero, simulados com o código GEANT4, para um simulador de **paralelepípedo sólido de tecido-equivalente ICRU** irradiado com feixes de radiação X **mono-energética**, em função do ângulo de incidência α . A linha tracejada corresponde aos valores nominais fornecidos em norma internacional [ICRU 57, 1998]. 151
- Figura 5-50:** Coeficientes de conversão $c_p(10;\alpha)$ de kerma no ar para equivalente de dose pessoal, simulados com o código GEANT4, em um simulador de **paralelepípedo sólido em tecido-equivalente ICRU** irradiado com feixes de radiação X **mono-energética** (■), feixes com **espectro largo** (▽) e com **espectro estreito** (○) e ângulo de incidência zero, em função da energia média do feixe. As linhas tracejadas e cheias correspondem aos valores nominais fornecidos em norma internacional [ISO 4037-1] [ISO 4037-3]. 152
- Figura 5-51:** Razão $R(10;\alpha)$ dos coeficientes de conversão normalizados para a resposta com ângulo zero, simulados com o código GEANT4, para um simulador de **paralelepípedo de PMMA repleto de água** irradiado com feixes de radiação X com **espectro estreito**, em função do ângulo de incidência α . A linha tracejada corresponde aos valores nominais fornecidos em norma internacional [ISO 4037-3]. 153
- Figura 5-52:** Coeficientes de conversão $c_p(10;\alpha)$ de kerma no ar para equivalente de dose pessoal, simulados com o código GEANT4, em um simulador de paralelepípedo de PMMA **repleto de água** irradiado com feixes de radiação X com **espectro estreito** e ângulos de incidência α , em função da energia média do feixe. A linha tracejada corresponde aos valores nominais fornecidos em norma internacional [ISO 4037-3]. 153
- Figura 5-53:** Razão $R(10;\alpha)$ dos coeficientes de conversão normalizados para a resposta com ângulo zero, simulados com o código GEANT4, para um simulador de **paralelepípedo de PMMA repleto de água** irradiado com feixes de radiação X com **espectro estreito**, em função do ângulo de incidência α . A linha tracejada corresponde aos valores calculados para um cubo repleto de água irradiado com feixes de radiação X com espectro estreito [Grosswendt, 1992]. 154
- Figura 5-54:** Coeficientes de conversão $c_p(10;\alpha)$ de kerma no ar para equivalente de dose pessoal, simulados com o código GEANT4, em um simulador de paralelepípedo de PMMA **repleto de água** irradiado com feixes de radiação X **com espectro estreito** (■) e ângulo de incidência zero em comparação aos valores nominais da literatura, no simulador cúbico em PMMA repleto de água [Grosswendt, 1992] (○), em função da energia média do feixe. As 155
- Figura 5-55:** Razão $R(10;\alpha)$ dos coeficientes de conversão normalizados para a resposta com ângulo zero, simulados com o código GEANT4, para um simulador de **paralelepípedo de PMMA repleto de água** irradiado com feixes de radiação X com **espectro largo**, em função do ângulo de incidência α . A linha tracejada corresponde aos valores nominais fornecidos em norma internacional [ISO 4037-3]. 156
- Figura 5-56:** Coeficientes de conversão $c_p(10;\alpha)$ de kerma no ar para equivalente de dose pessoal, simulados com o código GEANT4, em um simulador de paralelepípedo de PMMA **repleto de água** irradiado com feixes de radiação X com **espectro largo** e ângulos de incidência α , em função da energia média do feixe. A linha tracejada corresponde aos valores na literatura, no simulador cúbico em PMMA repleto de água [Grosswendt, 1992]. 157
- Figura 5-57:** Coeficientes de conversão $c_p(10;\alpha)$ de kerma no ar para equivalente de dose pessoal, simulados com o código GEANT4, em um simulador de paralelepípedo de PMMA **repleto de água** irradiado com feixes de radiação X **com espectro estreito** (■) e ângulo de incidência zero em comparação aos valores nominais da literatura, no simulador cúbico em PMMA repleto de água [Grosswendt, 1992] (○), em função da energia média do feixe. As linhas simplesmente uniram os pontos. 157
- Figura 5-58:** Valores da razão $R(10;\alpha)$ dos coeficientes de conversão normalizados para ângulo zero simulados com o código GEANT4 no simulador de paralelepípedo de **PMMA repleto de água** para diversos ângulos de incidência α . Os pontos foram ligados (linha tracejada) para evidenciar o comportamento da curva. As irradiações correspondem aos

- feixes com **espectro largo** de radiação X implantados no Laboratório de Dosimetria [Guimarães, 2000]. 158
- Figura 5-59:** Ilustração das interações ocorridas em um volume de massa m irradiado por fótons. Um fóton incide no volume transferindo parte de sua energia para elétrons do meio e produzindo fótons espalhados. Durante sua trajetória ao longo do volume, os elétrons ionizam átomos depositando energia localmente até abandonarem o volume. 159
- Figura 5-60:** Coeficientes de conversão $c_p(0,07;\alpha)$ de kerma no ar para equivalente de dose pessoal, simulados com o código GEANT4, em um simulador de **paralelepípedo sólido** em **tecido equivalente ICRU** irradiado com feixes de radiação X **mono-energética** e ângulo de incidência zero considerando o equivalente de dose calculado com o kerma no meio (○) e com a dose absorvida (■), em função da energia média do feixe. A linha cheia corresponde aos valores da norma ICRP 74 [1997]. 160
- Figura 5-61:** Coeficientes de conversão $c_p(3;\alpha)$ de kerma no ar para equivalente de dose pessoal, simulados com o código GEANT4, em um simulador de **paralelepípedo sólido** em **tecido equivalente ICRU** irradiado com feixes de radiação X **mono-energética** e ângulo de incidência zero considerando o equivalente de dose calculado com o kerma no meio (○) e com a dose absorvida (■), em função da energia média do feixe. A linha cheia corresponde aos valores da norma ICRP 74 [1997]. 160
- Figura 5-62:** Coeficientes de conversão $c_p(10;\alpha)$ de kerma no ar para equivalente de dose pessoal, simulados com o código GEANT4, em um simulador de **paralelepípedo sólido** em **tecido equivalente ICRU** irradiado com feixes de radiação X **mono-energética** e ângulo de incidência zero considerando o equivalente de dose calculado com o kerma no meio (○) e com a dose absorvida (■), em função da energia média do feixe. A linha cheia corresponde aos valores da norma ICRP 74 [1997]. 161
- Figura 5-63:** Valores de kerma no meio (linha cheia) e dose absorvida (linha tracejada) determinados com o código GEANT4 no simulador de paralelepípedo sólido de tecido-equivalente ICRU irradiado com ângulo de incidência 0° e feixe de radiação X mono-energética com energias de 1250 keV (● e ○), de 650 keV (■ e □), de 300 keV (▲ e △) e de 30 keV (◀ e ◁), em função da profundidade dentro do simulador. 162
- Figura 8-1:** Ajuste da função de Archer com a equação A1 (figura superior) para determinar as CSR's a partir da atenuação dos fótons ao atravessar um absorvedor. Em destaque, estão as informações relevantes para a avaliação do ajuste como os parâmetros (α , β , γ e N_0), o qui-quadrado reduzido (X^2_{red}), o número de graus de liberdade (ν) e o gráfico com os resíduos reduzidos (figura inferior). 174
- Figura 8-2:** Ajuste da função de simples atenuação com a equação A4, $n=1$, (figura superior) para determinar as CSR's a partir da atenuação dos fótons ao atravessar um absorvedor. Em destaque, estão as informações relevantes para a avaliação do ajuste como os parâmetros (A_1 , t_1), o qui-quadrado reduzido (X^2_{red}), o número de graus de liberdade (ν) e o gráfico com os resíduos reduzidos (figura inferior). 175
- Figura 8-3:** Ajuste da função de simples atenuação com a equação A4, $n=2$, (figura superior) para determinar as CSR's a partir da atenuação dos fótons ao atravessar um absorvedor. Em destaque, estão as informações relevantes para a avaliação do ajuste como os parâmetros (A_1 , t_1 , A_2 , t_2), o qui-quadrado reduzido (X^2_{red}), o número de graus de liberdade (ν) e o gráfico com os resíduos reduzidos (figura inferior). 176
- Figura 8-4:** Ajuste da função de simples atenuação com a equação A4, $n=3$, (figura superior) para determinar as CSR's a partir da atenuação dos fótons ao atravessar um absorvedor. Em destaque, estão as informações relevantes para a avaliação do ajuste como os parâmetros (A_1 , t_1 , A_2 , t_2 , A_3 , t_3), o qui-quadrado reduzido (X^2_{red}), o número de graus de liberdade (ν) e o gráfico com os resíduos reduzidos (figura inferior). 177
- Figura 8-5:** Esquema representativo do método utilizado na determinação das CSR's a partir da redução, por absorvedores de alumínio, da intensidade transmitida de um feixe de radiação X sem filtro adicional e parâmetros de qualidade do tubo de raios X fixos em 60 kV_p e 5 mA. 178

-
- Figura 8-6:** Determinação da CSR a partir da redução, por absorvedores de alumínio, da intensidade transmitida de um feixe de radiação X com filtro adicional de 1,0 mm de alumínio com parâmetros de qualidade do tubo de raios X fixos em 60 kV_p e 5 mA. 180
- Figura 8-7:** Comparação dos resultados obtidos para a **primeira CSR** em função do kV_p para a série de **espectros estreitos** da norma internacional ISO 4037-1 (▲) com as funções de Archer (■) e da associação de exponenciais (○)..... 183
- Figura 8-8:** Comparação dos resultados da **segunda CSR** em função do kV_p para a série de **espectros estreitos** da norma internacional ISO 4037-1 (●) com as funções de Archer (●) e da associação de exponenciais (●)..... 183
- Figura 8-9:** Comparação dos resultados da **primeira CSR** em função do kV_p para a série de **espectros largos** da norma internacional ISO 4037-1 (●) com as funções de Archer (■) e da associação de exponenciais (○)..... 185
- Figura 8-10:** Comparação dos resultados da **segunda CSR** em função do kV_p para os **espectros largos** da norma internacional ISO 4037-1 (●) com as funções de Archer (■) e da associação de exponenciais (○)..... 185