



BR9939132



CNEN/SP

ipen Instituto de Pesquisas
Energéticas e Nucleares



INIS-BR-3744

AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

**DETERMINAÇÃO DOS FATORES DE CONVERSÃO DE
KERMA NO AR E DE FLUÊNCIA PARA O EQUIVALENTE
DE DOSE AMBIENTAL PARA RAIOS X GERADOS
NO INTERVALO DE 50 kV_p a 125 kV_p**

MARIA DO SOCORRO NOGUEIRA

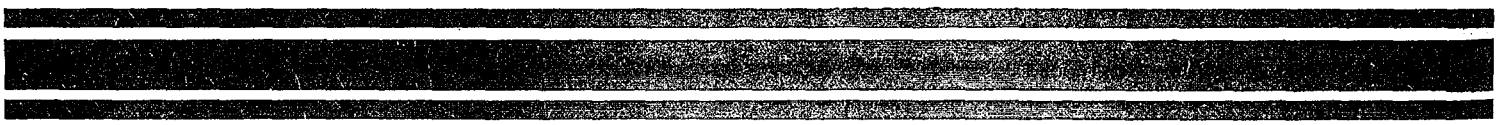
Tese apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Doutor em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear.

Orientadora:
Dra. Letícia Lucente Campos Rodrigues

São Paulo

30 - 44

1997



**DETERMINAÇÃO DOS FATORES DE CONVERSÃO DE KERMA NO AR E DE
FLUÊNCIA PARA O EQUIVALENTE DE DOSE AMBIENTAL PARA RAIOS X
GERADOS NO INTERVALO DE 50 kV_p a 125 kV_p**

MARIA DO SOCORRO NOGUEIRA

Tese apresentada como parte dos requisitos
para a obtenção do grau de Doutor em
Ciências na área de Tecnologia Nuclear

Orientadora: Dra. Leticia Lucente Campos Rodrigues

**São Paulo
1997**

À minha mãe (in memoriam)

Ao meu pai,
aos meus irmãos,
à tia Graça

AGRADECIMENTOS

- À Dra. Letícia L. Campos Rodrigues, pelo apoio, orientação e amizade.
- Ao Dr. Hélvécio Correa Mota, do DEFISME/IRD, pela amizade, orientação científica e também pela oportunidade de poder realizar este trabalho.
- Ao Dr. Carlos Austerlitz A. L. Campos, do IRD, pelas valiosas sugestões e críticas nas etapas iniciais deste trabalho.
- Ao José Guilherme P. Peixoto, do IRD, pelas sugestões e críticas nos resultados.
- Ao amigo Anselmo Puerta pela amizade e colaboração indispensável na parte computacional.
- Aos Colegas Marcos A. Bezerra e Maria Eugênia, do IRD, pela amizade e colaboração na parte de leitura dos TLDs.
- À amiga Karla Cristina Sousa pela amizade e colaboração na parte computacional.
- Ao pessoal da Divisão de Oficina do IRD pela usinagem dos componentes do projeto mecânico.
- Aos amigos Nora Lia Maidana e Hector Mário Gomez , pelo apoio moral inestimável e colaboração neste final de tese.
- Às amigas do IPEN, Teresinha de Moraes pelo apoio amizade e valiosa companhia e Zélia Maria pelo apoio e amizade.
- Ao IPEN/SP na pessoa do Superintendente Dr. Cláudio Rodrigues e ao IRD/RJ, na pessoa da Superintendente Dra. Eliana Amaral, pela possibilidade oferecida para a realização deste trabalho.
- A todos os colegas do IRD e do IPEN que direta ou indiretamente colaboraram na realização deste trabalho.
- Ao Dr. Carlos E. de Almeida do LCR/UERJ pelo apoio e amizade .
- Ao CNPq e CNEN pelo apoio financeiro.
- A todos enfim, que direta ou indiretamente colaboraram na realização deste trabalho.

DETERMINAÇÃO DOS FATORES DE CONVERSÃO DE KERMA NO AR E DE FLUÊNCIA PARA O EQUIVALENTE DE DOSE AMBIENTAL PARA RAIOS X GERADOS NO INTERVALO DE 50 kV_p a 125 kV_p

MARIA DO SOCORRO NOGUEIRA

RESUMO

Através de medidas experimentais foi determinado o equivalente de dose ambiental no intervalo de energia de raios X aplicados em Radiologia Diagnóstica. Foi utilizada uma esfera de PMMA para simular o tronco humano (fantoma), a partir da definição da publicação ICRU 39. A dose absorvida em diferentes posições dentro do fantoma foi determinada utilizando dosímetros termoluminescente de LiF-100. Os espectros de raios X foram medidos utilizando um detector de germânio hiper puro (HP Ge). Também foram determinadas as Camadas Semi Redutoras (CSRs) e as energias efetivas nesse intervalo de energia. Os coeficientes de conversão do K_{ar} e Φ para $H^*(d)$ foram determinados a 10, 50 e 60 mm de profundidade na esfera de PMMA. Os valores obtidos foram comparados com dados da literatura. A incerteza máxima avaliada para os coeficientes determinados foi de 7,2%. Todos os parâmetros citados acima foram também determinados para as qualidades de feixes de raios X que incidem e que são transmitidos pelo paciente, de acordo com as recomendações do padrão DIN 6872. Foram calculados os fatores de conversão para situações onde o feixe de raios X é transmitido por camadas de Pb e é necessário estimar a dose efetiva, como nos casos de projetos de blindagens para salas de radiodiagnóstico.

DETERMINAÇÃO DOS FATORES DE CONVERSÃO DE KERMA NO AR E DE FLUÊNCIA PARA O EQUIVALENTE DE DOSE AMBIENTAL PARA RAIOS X GERADOS NO INTERVALO DE 50 kV_p a 125 kV_p

MARIA DO SOCORRO NOGUEIRA

RESUMO

Através de medidas experimentais foi determinado o equivalente de dose ambiental no intervalo de energia de raios X aplicados em Radiologia Diagnóstica. Foi utilizada uma esfera de PMMA para simular o tronco humano (fantoma), a partir da definição da publicação ICRU 39. A dose absorvida em diferentes posições dentro do fantoma foi determinada utilizando dosímetros termoluminescente de LiF-100. Os espectros de raios X foram medidos utilizando um detector de germânio hiper puro (HP Ge). Também foram determinadas as Camadas Semi Redutoras (CSRs) e as energias efetivas nesse intervalo de energia. Os coeficientes de conversão do K_{ar} e Φ para $H^*(d)$ foram determinados a 10, 50 e 60 mm de profundidade na esfera de PMMA. Os valores obtidos foram comparados com dados da literatura. A incerteza máxima avaliada para os coeficientes determinados foi de 7,2%. Todos os parâmetros citados acima foram também determinados para as qualidades de feixes de raios X que incidem e que são transmitidos pelo paciente, de acordo com as recomendações do padrão DIN 6872. Foram calculados os fatores de conversão para situações onde o feixe de raios X é transmitido por camadas de Pb e é necessário estimar a dose efetiva, como nos casos de projetos de blindagens para salas de radiodiagnóstico.

**DETERMINATION OF CONVERSION FACTORS OF KERMA AND FLUENCE
TO AMBIENT DOSE EQUIVALENT FOR X RAYS GENERATED BETWEEN 50
KV_p TO 125 KV_p**

MARIA DO SOCORRO NOGUEIRA

ABSTRACT

The Ambient Dose Equivalent was determined experimentally on the interval of energy of X ray applied in diagnostic radiology. A PMMA sphere was used to simulate the trunk human (phantom), based on the definition of the report ICRU 39. The absorbed dose in different positions in the phantom was determined using LiF - TLD 100. The X ray spectra were measured with a high - purity germanium detector (HP Ge). It was also determined the HVL and the effective energy in this energy range. The conversion coefficient of the K_{air} and Φ to $H^*(d)$ were determined to 10, 50 and 60 mm deep in the PMMA sphere. The obtained values were compared with data of the literature. The maximum uncertainty obtained for the coefficients was 7.2%. All parameters were also determined to the X ray quality of the incident and transmitted beam by the patient, according to the recommendation of the standard DIN 6872. The conversion factor was calculated for those situations where the X-ray beam is transmitted by a layer of Pb and it is necessary to estimate the effective dose, as in the case of shielding project of radiology diagnosis room.

SUMÁRIO

RESUMO		iv
ABSTRACT		v
1.	INTRODUÇÃO	1
1.1	Objetivos Específicos	5
2.	FUNDAMENTOS TEÓRICOS	6
2.1	Grandezas e Unidades de Uso Geral	6
2.1.1	Grandezas Radiométricas	7
2.1.1.1	Fluência	7
2.1.1.2	Fluência de Energia	8
2.1.2	Coeficientes de Interação	8
2.1.2.1	Coeficiente de Atenuação Mássico	8
2.1.2.2	Coeficiente de Transferência de Energia Mássico	9
2.1.2.3	Coeficiente de Absorção de Energia Mássico	10
2.1.2.4	Poder de Frenagem Mássico Total	10
2.1.3.	Grandezas Dosimétricas	12
2.1.3.1.	Energia Transferida	13
2.1.3.2	Dose Absorvida	13
2.1.3.3	Exposição	14
2.2	Grandezas e Unidades Usadas em Proteção Radiológica	15
2.2.1	Grandezas de Proteção	18
2.2.1.1	Equivalente de Dose Efetivo	18
2.2.2	Grandezas Operacionais	21
2.2.2.1	Campo de Radiação Alinhado e Expandido	21
2.2.3	Grandezas Operacionais para Monitoração de Área	25
2.2.3.1	Equivalente de Dose Ambiental, $H^*(10)$	25
2.2.3.2	Equivalente de Dose Direcional, $H'(0,07, \Omega)$	26
2.3	Determinação da Distribuição da Dose Absorvida no Corpo Humano	26
2.4	Relação entre o Equivalente de Dose de Fótons e as Novas Grandezas da ICRU	27
3.	ALGUNS ASPECTOS SOBRE O FEIXE DE RAIOS X DIAGNÓSTICO	30
3.1	Produção de Raios X	30
3.1.1	Tubos de Raio X Diagnóstico	30
3.1.1.1	Classificação dos Tubos de Raio X Diagnóstico	31

3.2	Espectrometria	32
3.2.1	Determinação da Energia Média dos Fótons	35
3.3	Interação da Radiação Ionizante com a Matéria	35
3.3.1	Coefficiente de Atenuação Exponencial	36
3.4	Qualidades de Raios X (Camada Semi Redutora - CSR)	37
3.5	Qualidades e Coeficientes de Conversão para Raio X Diagnóstico	38
4.	TERMOLUMINESCÊNCIA	42
4.1	Dosimetria Termoluminescente	42
4.2	Fósforo TLD	46
4.3	Leitora de TLD	46
4.4	Calibração dos Dosímetros Termoluminescentes	49
4.5	Vantagens	49
4.6	Desvantagens	52
5.	PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL	54
5.1	Sistema de Leitura TL	54
5.1.1	Calibração de Sistema	54
5.1.1.1	Sistema de Detecção de luz	55
5.2	Dosímetros Termoluminescentes	56
5.2.1	Material TLD	56
5.2.1.1	Tratamento Térmico	56
5.2.1.1.1	Reprodutibilidade e Calibração Individual dos TLDs	57
5.2.1.1.2	Dependência Energética dos TLDs em Campos de Raios X Diagnóstico	57
5.3	Fantoma	58
5.4	Sistemas de Irradiação	58
5.4.1	Radiação X	58
5.4.2	Radiação Gama	60
5.4.3	Radiação Beta	60
5.5	Medida da Camada Semi Redutora (CSR)	61
5.6	Medida do Espectro de Fótons	63
5.7	Determinação do Kerma no ar	67
5.8	Determinação da Dose Absorvida na Esfera de PMMA	

	Usando TLD	69
5.9	Utilização do TLD para Medidas da Dose no Fantoma	72
5.10	Determinação dos Fatores de Conversão, $H^*(d)/K_{ar}$	74
5.11	Incertezas associadas às medidas	75
5.11.1	Incerteza Tipo A	75
5.11.2	Incerteza Tipo B	76
6.	RESULTADOS E DISCUSSÕES	78
6.1	Camada Semi Redutora (CSR)	78
6.2	Espectros Incidentes e Transmitidos	80
6.3	Retroespalhamento e Fatores de Dose em Profundidade	92
6.4	Coeficientes de Conversão do Kerma no ar, K_{ar} , e Fluência de Fótons, Φ , para o Equivalente de Dose Ambiental, $H^*(d)$	97
6.5	Medida do Rendimento do Tubo de Raios X em Termos do Kerma no ar e Determinação do Equivalente de Dose Ambiental, $H^*(d)$, na Esfera de PMMA	106
6.6	Incerteza Máxima nos Coeficientes de Conversão	110
7.	CONCLUSÕES	113
8.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	114

1. INTRODUÇÃO

O uso médico da radiação ionizante, o qual traz enormes benefícios ao paciente, contribui significativamente para o aumento da exposição dos indivíduos e da população. A radiologia diagnóstica é a maior fonte de radiação ionizante que o homem já utilizou. Pelo menos um quarto da população mundial já fez algum tipo de exame radiológico desnecessário^[1].

Em países desenvolvidos, dentre as fontes de radiação produzidas pelo homem, as utilizadas em radiologia diagnóstica contribuem com 86% para a sua exposição^[2]. Esse percentual pode atingir cerca de 90%, como é o caso do Reino Unido^[3]. A irradiação de pacientes em um exame diagnóstico leva em consideração, principalmente, o benefício diretamente recebido. Nas radiografias, a dose deve ser o suficientemente alta para se obter a informação desejada e, doses altas, não implicam necessariamente em uma melhoria na qualidade da imagem. Os riscos associados com o uso da radiação em diagnóstico estão normalmente limitados aos efeitos estocásticos, cuja frequência é estimada em cerca de 0,01% para uma média de 100 exames. A nível individual, estes riscos são quase sempre pequenos, quando comparados com o benefício do diagnóstico e do tratamento^[4]. Contudo, do ponto de vista de Proteção Radiológica, as doses devem sempre ser mantidas tão baixas quanto razoavelmente exequível considerando os aspectos econômicos e sociais^[5].

Os efeitos da radiação nocivos à saúde dependem diretamente da energia absorvida pelo corpo ou tecido. Determinar a energia absorvida é a base da Proteção Radiológica, isto porque, existe uma relação direta entre o dano radiológico e a energia absorvida pelo corpo.

A recomendação da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) na sua publicação ICRP - 60(1990)^[2] é de que providências radicais

devem ser tomadas para reduzir as exposições desnecessárias, especialmente se poder ser adotadas sem prejudicar o benefício causado pelo diagnóstico. Um programa de controle de qualidade^[6] é essencial para assegurar uma qualidade de imagem ótima e assim um diagnóstico preciso. Tais programas minimizam o mal funcionamento dos equipamentos, a dose de radiação recebida pelo paciente e as doses necessárias para realizar boas radiografias. Entretanto, por outro lado, introduzem um fator custo.

Entre os vários problemas que podem ocorrer com equipamentos de raios X um deles é a mudança no rendimento do tubo. O rendimento [o qual é medido em $\text{mGy}(\text{mA}\cdot\text{s})^{-1}$ ou $\text{mR}(\text{mA}\cdot\text{s})^{-1}$] é principalmente influenciado pelo potencial do tubo (kV_p), pela corrente (mA) e pelo tempo de exposição (s). Também podem ser influenciados por outros fatores tais como a Camada Semi Redutora (CSR), o ângulo do alvo, etc.,

A filtração do tubo é um dos principais parâmetros a ser controlado para a otimização de um exame diagnóstico. A filtração total é determinada a partir da CSR, medida em uma tensão particular do tubo, e ambas são expressas em equivalente a mmAl. A medida poderá ser afetada se a tensão não é precisamente ajustada e se a forma da onda ou ângulo alvo é diferente daqueles dos raios X gerados para derivar as curvas padrão de CSR verso filtração total. A CSR é um parâmetro a ser verificado regularmente em um programa de garantia de qualidade. Seu valor é um índice da qualidade espectral do feixe e sua medida experimental requer uma geometria de feixe estreito, uma condição a qual é difícil de ser conseguida na prática^[7].

Quando um indivíduo é exposto a radiação ionizante, é necessário especificar o grau de irradiação em termos numéricos. Isso é uma exigência da Proteção Radiológica conforme demonstrado pelos limites autorizados e regulatórios.

A ICRP^[2] recomenda um sistema de especificações numéricas baseadas na **dose equivalente** em vários órgãos de um indivíduo e na soma ponderada da dose equivalente em alguns órgãos - a **dose efetiva**. Grandezas essas não mensuráveis, mais podem ser estimadas do equivalente de dose determinados em locais apropriados em receptores aceitáveis. A ICRU em sua publicação 39^[8] recomenda uma esfera de tecido ICRU* de 30 cm de diâmetro como um receptor aceitável para estimativa dessas novas grandezas de proteção. O equivalente de dose ambiental é a grandeza operacional, indicado pela ICRU, recomendada para monitoração do ambiente de trabalho com radiação

No campo da Proteção Radiológica operacional, uma situação onde se faz necessário estimar a dose efetiva através de uma grandeza operacional, em pontos representativos de pessoas expostas ocorre quando se projetam blindagem para as salas de radiodiagnóstico, onde os aparelhos de raios X utilizados geram feixes de fótons no intervalo de 50 a 150 kV_p.

Neste trabalho, a grandeza operacional a ser medida é o **equivalente de dose ambiental** (para radiação fortemente penetrante). Para tal, será utilizado um sistema dosimétrico e um fantoma esférico feito de PMMA (polimetilmetacrilato). Esta grandeza também será medida quando o feixe de fótons atravessar camadas do material usado como blindagem, o chumbo. A grandeza, **H*(10)**, será comparada com o equivalente de dose ambiental em outras profundidades na esfera de PMMA, H*(50) e H*(60), também medidos, que por sua vez serão comparados com resultados obtidos por simulação de Monte Carlo.

As grandezas de calibração primária não são grandezas equivalentes de dose. O kerma no ar é definido pelos laboratórios de padronização como grandeza primária para calibração. Essa grandeza é selecionada porque não se modifica ao longo do tempo e também é fácil de ser medida. A ligação entre as

* A esfera da ICRU é uma esfera de material equivalente ao tecido^[8] com densidade de 1 g. cm⁻³ e composição de 76,2% de oxigênio, 11,1% carbono, 10,1% hidrogênio e 2,6% nitrogênio.

grandezas de proteção, as grandezas operacionais e as grandezas primárias é feita através dos coeficientes de conversão.

A instrumentação de medida utilizada em Proteção Radiológica deve ser testada e calibrada nas mesmas condições de uso na prática. É essencial portanto, que as qualidades de feixes de raios X utilizadas simulem as dos feixes diagnósticos, devendo-se levar em conta a diferença de potencial aplicada ao tubo e a filtração total adicional. Entretanto, enquanto a dosimetria em Proteção Radiológica e radioterapia é guiada por normas internacionais bem estabelecidas, que incluem espectros de referência bem definidos, a dosimetria diagnóstica não tem tido o mesmo suporte. Somente em 1983^[9] no PTB(Physikalisch Technische Bundestalt), na Republica Federal da Alemanha, foi publicado um padrão (DIN 6872)^{*} para qualidades de feixes em Radiologia Diagnóstica para fins de dosimetria/calibração. A partir de então, as qualidades são divididas em: qualidades para **feixe não atenuado** e qualidade para **feixe atenuado**.

As qualidades de radiação para feixes atenuados e não atenuados são consideradas qualidades de radiação padrão para a radiologia diagnóstica convencional^[9,10]. O PTB realiza calibração com feixes atenuado por filtração equivalente à espessura do corpo, variando de 6,5 a 50,0 mmAl. Essas qualidades caracterizam medidas feitas em um feixe de radiação que emerge do objeto irradiado simulando o paciente. As qualidades de radiação para feixes não atenuados são descritas em termos da radiação emitida diretamente pelo o alvo do tubo.

Não foi encontrado na literatura nenhum trabalho sobre os fatores de conversão das grandezas primárias kerma ou fluência para a grandeza operacional^{**}, $H^*(d)$, nas qualidades de radiação indicado pelo padrão alemão DIN 6872.

^{*} Mais detalhes sobre as qualidades do padrão alemão são apresentados no Capítulo 3

^{**} As definições das grandezas primárias e operacionais são apresentadas no Capítulo 2

Os coeficientes de conversão encontrados na literatura, determinados por medidas experimentais, são para os espectros da série ISO^[11] ou para feixes de radiação monoenergéticos. Atualmente, os aparelhos de raios X são fabricados com geradores trifásicos ou de potencial constante, que produzem feixes de radiação mais intensos e com energias médias mais altas.

Considerando que cerca de 90% da exposição médica da população é devido a radiologia diagnóstica, a quantificação nessa área se torna cada vez mais importante. Seguindo uma tendência mundial, advinda da maior consciência profissional e popular dos riscos as radiações e da necessidades metrológica, e levando em conta a preocupação nacional com qualidades, este trabalho visa a determinação de fatores de conversão adequados a calibração de instrumentos de medidas utilizados em radiodiagnóstico. Para isto são estabelecidos os seguintes objetivos específicos.

1.1 Objetivos específicos

- Medida dos espectros de raios X no intervalo de 50 a 125 kV_p
- Determinação experimental dos coeficientes de conversão, $H^*(10)/K_{ar}$ e $H^*(10)/\Phi$ para feixes de raios X de Radiologia Diagnóstica (incidentes e transmitidos) especificados a nível internacional (IEC, DIN, IAEA).
- Determinação experimental dos coeficientes de conversão $H^*(10)/K_{ar}$ e $H^*(10)/\Phi$ para feixes transmitidos através de camadas de chumbo de espessuras variadas, compatíveis com as encontradas em blindagens (instalações de radiologia, aventais, biombos).
- Determinação experimental dos coeficientes de conversão a 50 e 60 mm de profundidade na esfera de PMMA para $H^*(d)$.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Somente muito depois da descoberta da radiação X por *Röntgen* e do fenômeno da radioatividade por *Becquerel* é que foi reconhecido que a radiação ionizante e os materiais radioativos apresentaram grande risco à saúde humana. Por exemplo, o eritema de pele ocorre em um curto espaço de tempo após uma exposição alta.

Os efeitos físicos da radiação no corpo humano estão relacionados à dose absorvida. Os efeitos biológicos causados pela radiação podem ser divididos em efeitos determinísticos e efeitos estocásticos. Os efeitos determinísticos são aqueles em que a intensidade do dano aumenta com a dose, a partir de um limiar. Entre estes estão a catarata, os efeitos não malignos na pele e a redução da fertilidade. Os efeitos estocásticos são aqueles em que a probabilidade de ocorrência aumenta com a dose. O detrimento deste efeito é determinado pelos riscos de mortalidade por câncer e efeitos genéticos danosos.

Um dos objetivos principais da Comissão Internacional em Unidades e Medidas da Radiação (ICRU) é divulgar internacionalmente recomendações aceitáveis para as grandezas e unidades de radiação e radioatividade no campo da dosimetria, incluindo a Proteção Radiológica. Para estabelecer essas recomendações, a ICRU tem trabalhado em conjunto com a Comissão Internacional em Proteção Radiológica (ICRP).

2.1 Grandezas e Unidades de Uso geral

Em sua publicação ICRU 33 (1980)^[12] a Comissão Internacional de Unidades e Medidas da Radiação considera as grandezas de Radiação divididas

em dois grupos: as grandezas de uso geral e as de Proteção Radiológica. As grandezas de uso geral são subdivididas em quatro grandes grupos: Grandezas Radiométricas, Coeficientes de Interação, Grandezas Dosimétricas e Grandezas de Radioatividade.

Quanto à natureza a ICRU 33 classifica as grandezas em **estocásticas e determinísticas**. As grandezas sujeitas a flutuações estatísticas são grandezas estocásticas, a sua média é uma grandeza determinística. Ex.: energia depositada “ ϵ ” e energia específica “ z ” são exemplos de grandeza estocástica. Dose absorvida “ D ” é um exemplo de grandeza determinística.

2.1.1 Grandezas Radiométricas

As **grandezas radiométricas** têm como objetivo caracterizar os campos de radiação. Tais grandezas são aplicáveis tanto livre no ar como no interior de um material^[13].

2.1.1.1 Fluência

A caracterização mais elementar de um campo de radiação é feita em termos do tipo, energia, direção e número de partículas. A fluência de fótons, Φ , é definida^[12] como o quociente de dN por da , onde dN é o número de partículas que atravessa uma esfera com área de seção reta da ,

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (2.1)$$

a unidade no SI é o m^{-2} .

A fluência de fótons pode variar ponto a ponto em um campo de radiação. Para se obter uma fluência em um ponto específico, considera-se uma pequena esfera infinitesimal. Ela é uma das grandezas radiométricas que pode ser utilizada como grandeza primária em Proteção Radiológica.

2.1.1.2 Fluência de Energia

A fluência de energia, ψ , de partículas é o quociente de dE por da , onde dE é a soma das energias, excluindo a de repouso, de todas as partículas que cruzam a área de uma esfera de seção^[12] reta da ,

$$\psi = \frac{dE}{da} \quad (2.2)$$

e sua unidade no SI é o J. m⁻².

2.1.2 Coeficientes de Interação

Os coeficientes de interação são grandezas determinísticas, os quais são caracterizados pela interação entre a radiação e a matéria.

2.1.2.1 Coeficiente de Atenuação Mássico

O coeficiente de atenuação mássico, μ/ρ , de um material para partículas ionizantes não carregadas é definido^[12] como o quociente dN/N por ρdl , onde dN/N é a fração de partículas que produz interação ao longo da distância dl em um meio de densidade ρ ,

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{1}{\rho N} \frac{dN}{dl} \quad (2-3)$$

sua unidade no SI é o $\text{m}^2 \text{kg}^{-1}$.

O termo interação refere-se aos processos pelos quais a energia ou a direção das partículas indiretamente ionizantes é alterada.

Para fótons (raios X ou gama) têm-se:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma}{\rho} + \frac{\kappa}{\rho} \quad (2-4)$$

onde τ/ρ , σ/ρ e κ/ρ são os coeficientes de atenuação mássico para os efeitos fotoelétrico, Compton e produção de pares, respectivamente.

2.1.2.2 Coeficiente de Transferência de Energia Mássico

O coeficiente de transferência de energia mássico, μ_{tr}/ρ , de um material para partículas ionizantes não carregadas é definido^[12] como o quociente de dE_{tr}/EN por ρdl , onde E é a energia de cada partícula (excluindo a de repouso), N é o número de partículas e dE_{tr}/EN é a fração de energia das partículas incidentes que é transferida como energia cinética a partículas carregadas por interação ao longo da distância dl em um meio de densidade ρ ,

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{1}{\rho EN} \frac{dE_{tr}}{dl} \quad (2-5)$$

e sua unidade é o $\text{m}^2 \text{kg}^{-1}$.

Para fótons tem-se:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau_{tr}}{\rho} + \frac{\sigma_{tr}}{\rho} + \frac{\kappa_{tr}}{\rho} \quad (2.6)$$

onde τ_{tr}/ρ , σ_{tr}/ρ e κ_{tr}/ρ são os coeficientes de transferência devido aos efeitos fotoelétrico, Compton e produção de pares, respectivamente.

2.1.2.3 Coeficiente de absorção de energia mássico

O coeficiente de absorção de energia mássico, μ_{en}/ρ , de um material para partículas ionizantes não carregadas é definido^[12] como o produto μ_{tr}/ρ e $(1-g)$, onde g é a fração de energia das partículas secundárias carregadas que é perdida por radiação de frenagem (*bremstrahlung*) no material,

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho} (1-g) \quad (2.7)$$

tendo como unidade no SI o $\text{m}^2 \text{kg}^{-1}$.

Para valores pequenos de número atômico Z e energia $h\nu$, g se aproxima de zero e $\mu_{en}/\rho = \mu_{tr}/\rho$. À medida que Z ou $h\nu$ vai se tornando maior, g aumenta gradualmente.

2.1.2.4 Poder de frenagem mássico total

Quando uma partícula carregada penetra em um material ela perde energia durante a sua trajetória por colisão e por produção de *bremstrahlung*. Classicamente, quando uma partícula carregada (elétron) tem sua trajetória desviada pelo campo coulombiano do núcleo, a aceleração radial causa uma

perda de energia da partícula em forma de radiação eletromagnética. Esta radiação é denominada de radiação de frenagem e sua intensidade aumenta com a energia inicial da partícula, e é proporcional à razão Z/m , onde Z é o número atômico do material absorvedor e m é a massa da partícula.

O poder de frenagem mássico total S/ρ , de um material para partículas carregadas é definido^[14] como o quociente de dE por ρdl , onde dE é a energia perdida por uma partícula carregada ao atravessar uma distância dl em um material de densidade ρ ,

$$\frac{S}{\rho} = \frac{1}{\rho} \left(\frac{dE}{dl} \right)_{col} + \frac{1}{\rho} \left(\frac{dE}{dl} \right)_{rad} \quad (2.8)$$

onde $(dE/dl)_{col} = S_{col}$ é o poder de frenagem linear por colisão e $(dE/dl)_{rad} = S_{rad}$ é o poder de frenagem linear por radiação.

Algumas vezes é necessário considerar a energia depositada “localmente”, no qual somente a energia perdida ou transferida por uma energia, (Δ) , é incluída^[15]. Nesse caso, usamos o termo *poder de frenagem linear por colisão restrito* ou *transferência linear de energia restrita (LET)*, L_{Δ} .

A transferência linear de energia restrita ou Poder de Frenagem linear por colisão restrito L_{Δ} , de partículas carregadas no meio, é o quociente de dE por dl , onde dl é a distância atravessada pela partícula e dE é a energia perdida devido a colisões eletrônicas; com perdas de energias transferidas abaixo do valor especificado Δ :

$$L_{\Delta} = \left(\frac{dE}{dl} \right)_{\Delta} \quad (2.9)$$

É conveniente que a energia de corte Δ , seja expressa em eV. Em muitas aplicações é adequado usar a LET total ou *poder de frenagem linear por colisão*, L_{∞} .

2.1.3 Grandezas Dosimétricas

Os efeitos da radiação na matéria dependem da extensão do campo de radiação e do grau de interação entre a radiação e a matéria.

As grandezas dosimétricas têm como objetivo fornecer uma medida física, em um ponto ou região de interesse, que seja correlacionada com o efeito biológico real da radiação ionizante. A grandeza dosimétrica primária escolhida para representar a deposição de energia no ar é o **kerma**, definido como o quociente de dE_{tr} por dm onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas iniciais liberadas por partículas ionizantes não carregadas em um volume elementar de material especificado e dm é o elemento de massa dessa matéria naquele volume elementar,

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.10)$$

a unidade de kerma no SI é o $J.kg^{-1}$ com o nome especial de gray (Gy).

O kerma tem a vantagem de ser independente da complexidade do transporte de energia pelas cargas secundárias. Ele pode ser calculado a partir da fluência de energia seguindo a equação abaixo:

$$K = \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)E\Phi = \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)\psi \quad (2.11)$$

sendo μ_{tr}/ρ o coeficiente de transferência de energia específica.

2.1.3.1 Energia transferida

A dose absorvida pode ser melhor definida^[12] em termos da grandeza estocástica **energia depositada**, ε . A energia depositada pela radiação ionizante à matéria de massa m em um volume finito V é definida por:

$$\varepsilon = \sum \varepsilon_{in} - \sum \varepsilon_{ex} + \sum Q \quad (2.12)$$

$\sum \varepsilon_{in}$ = a soma das energias (excluindo a de repouso) de todas as partículas indiretamente e diretamente ionizantes que entram no volume V .

$\sum \varepsilon_{ex}$ = a soma das energias (excluindo a de repouso) de todas as partículas direta e indiretamente ionizantes que saem do volume V .

$\sum Q$ = a soma de toda a energia liberada, menos a soma de toda energia gasta em qualquer transformação do núcleo e de partículas elementares, a qual tenha ocorrido dentro do volume.

2.1.3.2 Dose Absorvida

A **dose absorvida** é a grandeza dosimétrica que representa a deposição de energia em um órgão ou tecido de interesse, definida^[12] como o quociente da energia média depositada, $\bar{d\varepsilon}$, pela radiação ionizante à matéria em um volume elementar específico dividido por sua massa dm ,

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

a unidade no SI é o $J.Kg^{-1}$ com o nome especial de gray (Gy) e $1 Gy = 1 J.kg^{-1}$

Essa grandeza é definida com a intenção de providenciar uma medida física que seja correlacionada com o efeito biológico da radiação ionizante. Quando definida em um ponto no tecido do corpo humano ou em fantasmas é usada para definir as grandezas operacionais^[13]. Quando medida sobre tecidos e órgãos, a dose absorvida é usada para definir as grandezas de proteção^[2].

Na condição de equilíbrio de partículas carregadas e ausência de perdas por *bremstrahlung*, μ_{tr}/ρ é igual a μ_{en}/ρ . Assim, a dose absorvida, **D**, no volume, **V**, é igual ao kerma. Para fótons monoenergéticos ambas as grandezas estão relacionadas à fluência, ψ , pela equação:

$$\mathbf{D} = \mathbf{K} = \psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) = \psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) \quad (2.14)$$

2.1.3.3 Exposição

A exposição^[12] é definida como o quociente de **dQ** por **dm**, onde “Q” é o valor absoluto da carga total dos íons de mesmo sinal produzidos no ar quando todos os elétrons liberados por fótons na massa de ar “m” são completamente parados no ar. Assim:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.15)$$

No SI a exposição é dada em C.Kg⁻¹ e o nome especial é o Bequerel (Bq). A exposição satisfaz a relação abaixo^[16,17].

$$X = \frac{e}{W_{ar}} \psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{ar} \quad (2.16)$$

sendo " \bar{W}_{ar} ", a energia média gasta por par de íons formado no ar e "e" a carga do elétron.

2.2 Grandezas e Unidades Usadas em Proteção Radiológica

Dois tipos de grandezas são especificamente definidas para uso em proteção radiológica: as **grandezas de proteção**, as quais são definidas pela ICRP e as **grandezas operacionais**, as quais são definidas pela ICRU.

Em 1990 a ICRP aprovou novas recomendações básicas que substituíram aquelas existentes na publicação ICRP 26(1977)^[5] e nas publicações suplementares 28, 30 e 45 (1978, 1980 1985)^[15,18,19]. As novas recomendações, as quais foram divulgadas na publicação ICRP 60(1991)^[2], incluem a aplicação de novas grandezas para uso em Proteção Radiológica. As novas grandezas apresentam uma revisão de muitos conceitos básicos usados na proteção contra a exposição à fontes de radiações ionizantes internas e externas ao corpo humano.

Um aspecto particular das novas recomendações da ICRP 60 é que elas apresentam uma diferença significativa em relação àquelas da publicação ICRP 26 com respeito aos fatores de peso da radiação. A publicação ICRP 26 usa fatores idênticos (chamados "fatores de qualidade") para estimar, através da relação $Q(L)-L^*$, as grandezas de proteção e as grandezas operacionais. Ao contrário, a publicação ICRP 60 especifica o uso de fatores de peso da radiação, " w_R ", para obter as grandezas de proteção e uma relação $Q(L)-L$ para calcular as grandezas operacionais. As especificações numéricas das duas relações $Q(L)-L$ não são as mesmas nas publicações 26 e 60.

As três principais grandezas de proteção recomendadas pela ICRP e ICRU para uso em Proteção Radiológica são:

* "L" é definido como o poder de frenagem por colisão que é igual a transferência linear de energia na água ($S_{col} = L_{e,}$)

- a dose absorvida média em um órgão ou tecido, D_T ;
- a dose equivalente em um órgão ou tecido, H_T , e
- a dose efetiva, E .

As **grandezas de proteção** não são diretamente mensuráveis, mas podem, por meio de cálculos, ser relacionadas com o campo de radiação no qual ocorre a exposição. Para estabelecer uma ligação entre as grandezas de proteção e o campo de radiação, a ICRU desenvolveu **grandezas operacionais** para medida da exposição à radiação externa. Essas grandezas foram primeiro definidas na publicação ICRU 39 (1985)^[8], com mudanças subsequentes para a definição final na publicação ICRU 47 (1992)^[20]. As grandezas operacionais foram definidas para atender uma necessidade da publicação ICRP 26^[5] ao medir o equivalente de dose efetivo, H_E .

As grandezas operacionais, definidas pela ICRU para medidas físicas são:

- equivalente de dose ambiental, $H^*(d)$;
- equivalente de dose direcional, $H'(d, \Omega)$; e
- equivalente de dose pessoal, $H_p(d)$.

Essas grandezas são descritas mais recentemente na publicação ICRU 51 (1993)^[13]. Um esquema das grandezas de proteção e operacionais é dado na Figura 2.1.

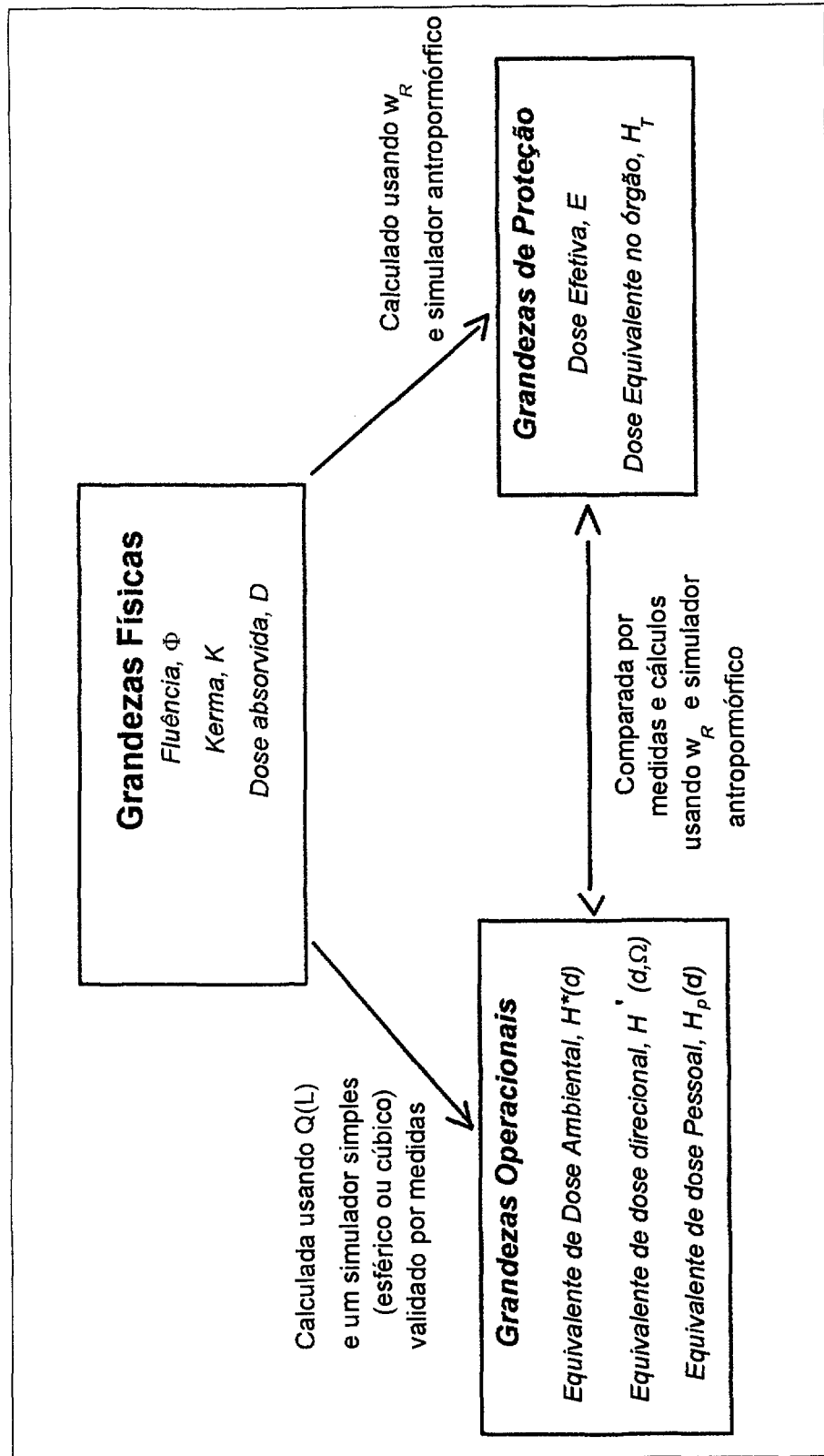


Figura 2-1. Esquema das grandezas de proteção e operacional. Onde w_R e H_T são o fator de peso da radiação e dose equivalente no órgão ou tecido respectivamente^[21].

2.2.1 Grandezas de Proteção

Para propósitos de Proteção Radiológica foi introduzido o **fator de qualidade** de radiação, Q , em substituição à **RBE** (eficácia biológica relativa), de modo a ponderar a *dose absorvida* pela eficácia biológica das partículas carregadas que geram tal dose. Essa grandeza ponderada recebeu o nome de **equivalente de dose**, H , definido^[22] como o produto de Q por D em um ponto do tecido, onde D é a dose absorvida,

$$H = Q \cdot D \quad (2-17)$$

a unidade no SI é o J/kg e o nome especial é o sievert (Sv).

2.2.1.1 Equivalente de dose efetivo

Em sua publicação 26, a ICRP revisou suas recomendações básicas introduzindo o equivalente de dose efetivo, H_E , como uma grandeza de proteção a ser usada em dosimetria interna^[5] e mais tarde aplicado a dosimetria de irradiação externa no corpo. O equivalente de dose efetivo é definido pela relação:

$$H_E = \sum_T w_T H_T \quad (2-18)$$

e H_T é o equivalente de dose no tecido ou órgão T e w_T é o fator de ponderação para o tecido ou órgão.

A intenção do equivalente de dose efetivo é expressar a exposição parcial do corpo em termos de seu equivalente de exposição de corpo todo. Originalmente foi aplicado em dosimetria interna, mais tarde foi também aplicado à exposição de radiação externa.

Em 1991 em sua publicação 60 a ICRP^[2] introduziu a dose absorvida média, $D_{T,R}$, em um órgão ou tecido, T , gerada por uma radiação do tipo, R , incidente no corpo. A **dose equivalente**, H_T , de um órgão ou tecido, T , é então definida como uma soma ponderada de $D_{T,R}$, sobre as várias radiações, R ,

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (2.19)$$

A unidade da dose equivalente é também o **J/kg** com o nome especial **sievert (Sv)**.

Os fatores de peso da radiação, w_R , específicos para cada componente do tipo R do feixe de radiação são apresentados na Tabela 2.1.

A **dose efetiva**, E , é a soma das doses equivalentes, H_T , em um tecido ou órgão, ponderado pelos fatores de peso do tecido, w_T .

$$E = \sum w_T H_T \quad (2.20)$$

Para a proposta de cálculo em Proteção Radiológica, o corpo humano é definido^[2] na publicação 60 da ICRP com 12 órgãos e tecidos, incluindo os órgãos restantes o qual consiste de 10 órgãos adicionais. Os fatores de peso para esses órgãos ou tecidos são apresentados na Tabela 2.2.

Tabela 2.1. Fatores de peso da radiação^[2].

Tipo e Energia da Radiação	Fator de Peso da Radiação
R	W_R
Fótons, todas as energias	1
Elétrons e múons, todas as energias	1
nêutrons, energias < 10 keV	5
de 10 keV a 100 keV	10
> 100 keV a 2 MeV	20
> 2 MeV a 20 MeV	10
> 20 MeV	5
Prótons, exceto os prótons de recuo, com energia > 2MeV	5
Partículas alfa, fragmentos de fissão, núcleos pesados	20

Tabela 2.2. Fatores de peso para órgãos e tecidos^[2].

Tecido ou Órgão	Fator de Peso para o Tecido
T	W_T
Gônadas	0,20
Medula Óssea (vermelha)	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,05
Mama	0,05
Esôfago	0,05
Fígado	0,05
Tireóide	0,05
Pele	0,01
Superfície Óssea	0,01
Restante	0,05
Corpo todo	1,00

*Cérebro, Intestino Grosso Superior, Intestino Delgado, Rins, Pâncreas, Vesícula, Timo, Glândulas Adrenais e Massa Muscular Total.

2.2.2 Grandezas Operacionais

As grandezas operacionais são definidas em um ponto no tecido ou no *fantoma* em termos do fator de qualidade da radiação a ser aplicado à dose absorvida. A energia transferida por uma partícula carregada é obtida assumindo que o poder de frenagem da partícula na água é numericamente igual à transferência linear de energia na relação apropriada $Q(L)-L$.

A radiação incidente no corpo pode ser caracterizada como **radiação fortemente penetrante** ou **radiação pouco penetrante**^{*}, dependendo de qual limite no corpo é relevante para aquela radiação. É necessário então estipular certos campos de radiação que são derivados do campo de radiação real. Os termos **expandido** e **alinhado** são usados para caracterizar esses campos derivados.

2.2.2.1 Campo de Radiação Alinhado e Expandido

Um **campo de radiação expandido** é um campo de radiação no qual o espectro de fluência e a fluência angular têm o mesmo valor em todos os pontos de um volume suficientemente grande comparado ao campo real no ponto de interesse. A expansão do campo assegura que toda a esfera da ICRU seja exposta homogeneamente em todo o campo. A distribuição de energia e angular são as mesmas que as do ponto **P** no campo real (Figura 2.2 (a) e (b)).

^{*}Se o equivalente de dose recebido por uma pequena área, qualquer da camada sensível da pele for maior que 10 vezes, comparada ao equivalente de dose efetivo, para uma dada orientação do corpo, em um campo de radiação uniforme e unidirecional, a radiação é dita ser **pouco penetrante**. Se o equivalente de dose recebido por uma pequena área qualquer da pele for menor que 10 vezes, comparado ao equivalente de dose efetivo para uma dada orientação do corpo, a radiação é dita ser **fortemente penetrante**^[8].

Se todo o feixe é alinhado no campo de radiação expandido oposto ao raio do vetor $\vec{\Omega}$ especificado para a esfera da ICRU (Figura 2.2(c) e 2.3 (b)), é obtido um ***campo de radiação alinhado e expandido***. No campo alinhado e expandido o valor do equivalente de dose em um ponto da esfera da ICRU é independente da distribuição direcional da radiação do campo de radiação real.

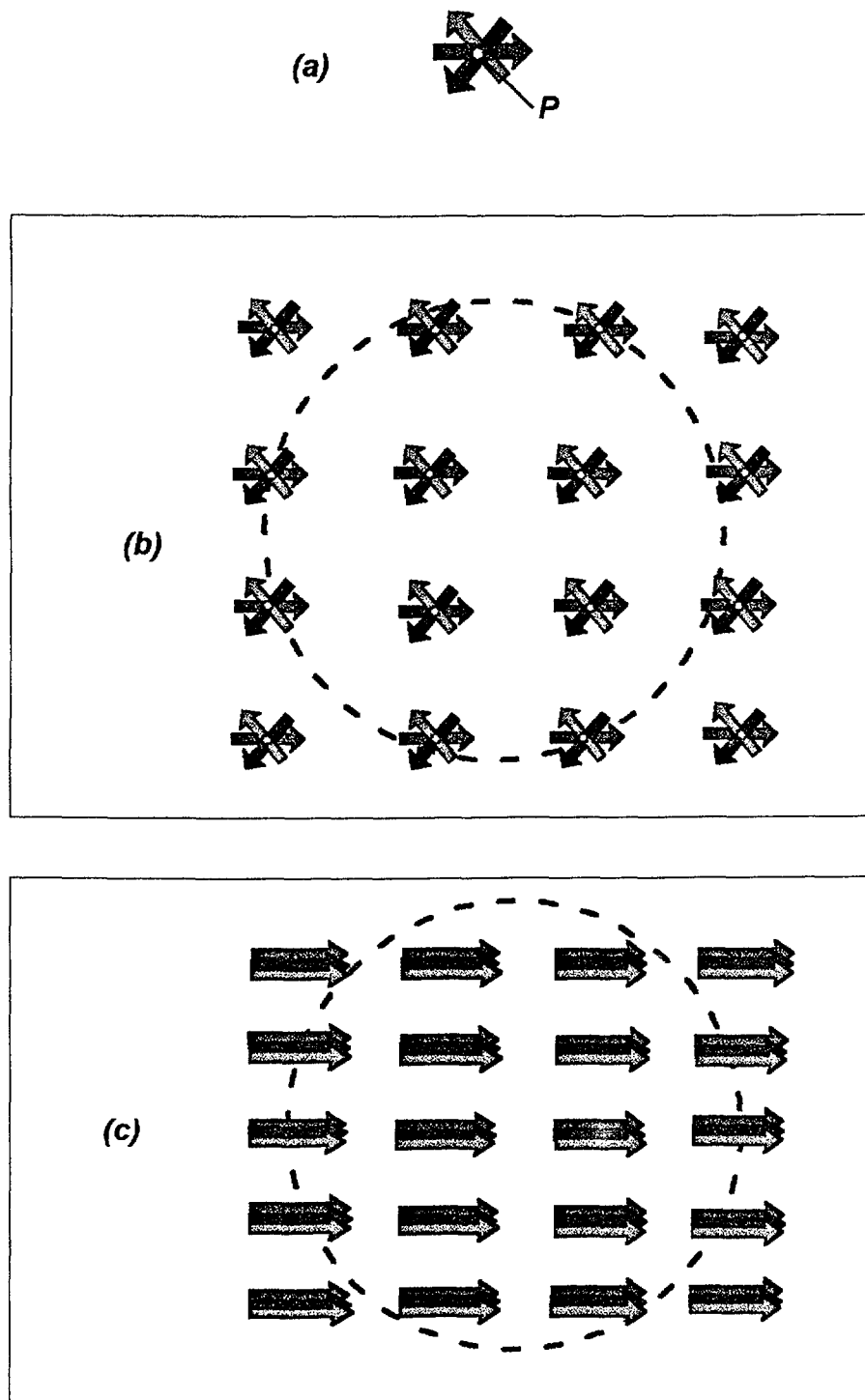


Figura 2.2 Esquema representativo de um (a) campo de radiação real com a fluência em um ponto P, (b) campo de radiação expandido no ponto P, com a esfera da ICRU centrada para ilustrar o tamanho do campo, (c) campo de radiação alinhado e expandido no ponto^[23] P.

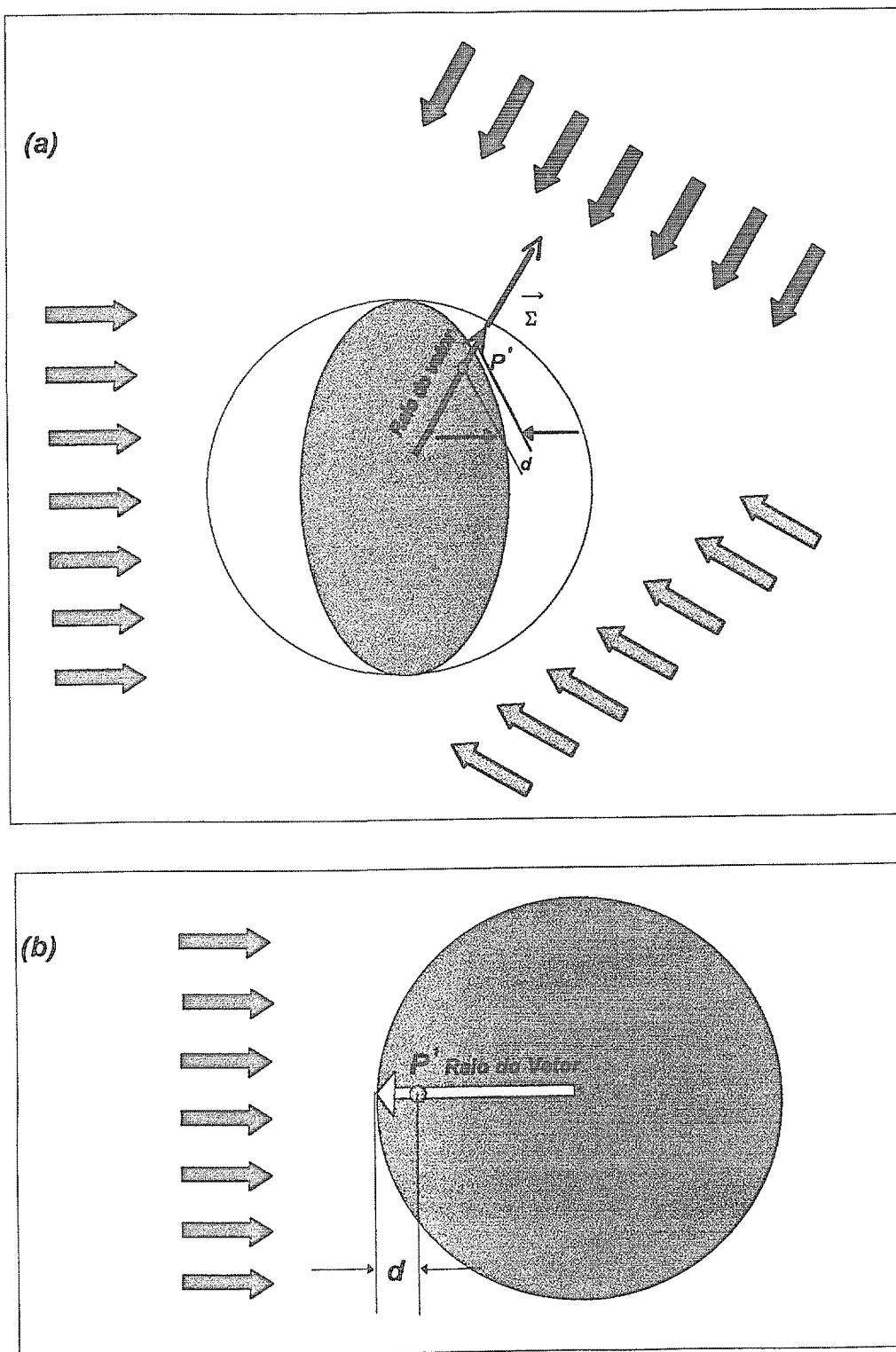


Figura 2.3: Geometria de irradiação da esfera da ICRU e ponto P' na esfera, no qual o equivalente de dose é determinado no campo de radiação expandido (a) e no campo de radiação alinhado e expandido^[23] (b).

2.2.3 Grandezas Operacionais para Monitoração de Área

Em Proteção Radiológica existem dois tipos distintos de medidas operacionais para as radiações fortemente penetrantes:

- **Medidas preventivas** ou antecipatórias, através da monitoração de área ou ambiental. Elas são realizadas no ambiente com radiação, na ausência de indivíduos, e são usadas para demonstrar que um local de trabalho é seguro. A grandeza usada nestas medidas é o **equivalente de dose ambiental, $H^*(d)$** .
- **Medidas confirmatórias**, através da monitoração individual. Elas são realizadas diretamente sobre o corpo do indivíduo exposto, cuja função principal é fornecer informações para o controle das exposições e a estimativa da dose recebida por um indivíduo. A grandeza usada nestas medidas é o **equivalente de dose individual penetrante, $H_p(d)$** .

2.2.3.1 Equivalente de Dose Ambiental, $H^*(10)$

O equivalente de dose ambiental, $H^*(d)$, em um ponto no campo de radiação é o equivalente de dose que seria produzido pelo correspondente campo alinhado e expandido na esfera do ICRU em profundidade, d , no raio oposto à direção do campo alinhado. O valor recomendado pela publicação ICRU 39^[8] para a profundidade “ d ” na esfera da ICRU é 10 mm em radiação fortemente penetrante e 0,07 mm para radiação pouco penetrante.

2.2.3.2 Equivalente de Dose Direcional $H'(0,07,\Omega)$

O equivalente de dose direcional, $H'(d,\Omega)$, em um ponto no campo de radiação é o equivalente de dose que seria produzido pelo correspondente campo alinhado e expandido na esfera do ICRU em uma profundidade, d , em um raio e uma direção especificada, Ω . O valor recomendado de "d" para radiação penetrante é 10 mm e 0,07 mm para radiação pouco penetrante. A Figura 2.3 ilustra a geometria de irradiação da esfera do ICRU em um campo de radiação expandido e um campo alinhado e expandido.

2.3 Determinação da distribuição da dose absorvida no corpo humano

As grandezas operacionais são destinadas a fornecer uma estimativa razoável da grandeza de proteção sob condições normais de trabalho. A razão entre a grandeza de proteção, ($H_{prot.}$), e a grandeza operacional, ($H_{op.}$), é normalmente menor ou igual a um. Assim, a grandeza operacional providencia uma sobreestimativa da grandeza de proteção.

$$H_{prot.} / H_{op.} \leq 1 \quad (2.21)$$

Sob condições de irradiação conhecida, ambas as grandezas podem, em princípio, ser calculadas.

Para comparar os valores da grandeza de proteção e da grandeza operacional causadas por exposição externa ao corpo, é necessário conhecer-se a distribuição da dose absorvida através do corpo real ou modelo computacional. Conhecida a distribuição da dose absorvida, a grandeza relacionada à dose absorvida (a qual é função da dose) pode ser calculada. Para se calcular a dose absorvida é preciso:

- Conhecer o ambiente de radiação;
- Um *fantoma* detalhado do corpo humano;
- Conhecer as condições geométricas sob o qual o corpo é irradiado; e
- Um método de calcular a interação da radiação no tecido do corpo e transporte da irradiação através do corpo.

A distribuição da dose absorvida e das grandezas relacionadas à dose no corpo humano ou os modelos computacionais dependem do espectro de energia, da distribuição angular da radiação incidente e da orientação do corpo no campo de radiação. A distribuição da dose absorvida é também dependente das características do corpo humano que, por si só, têm variações consideráveis entre indivíduos dependendo do sexo, idade, peso e altura do corpo. Assim, a determinação da dose absorvida é um problema complexo que pode ser resolvido por aproximações de cálculo ou experimentalmente^[23].

2.4 Relação entre o equivalente de dose de fótons e as novas grandezas da ICRU

A exposição por si só não é uma grandeza associada ao risco e não poderá ser usada por um longo tempo, quando a grandeza exige mudanças para unidade de “*sievert*”. Até agora, não existe nenhum acordo a nível internacional considerando as grandezas equivalentes de dose para Proteção Radiológica. Uma solução prática introduzida na Alemanha^[27] em 1980 foi definir uma grandeza chamada **equivalente de dose de fóton, H_x** , a qual é derivada da “*Standard - Ionendosis*” (exposição), J_s .

$$H_x = C_1 \cdot J_s \quad (2.22)$$

onde $C_1 = 38,76 \text{ Sv C}^{-1} \text{ kg}$ ($= 0,01 \text{ Sv/R}$)

a unidade de J_s é o C. kg^{-1}

A dose para monitoração de área, usada até agora, é definida como o equivalente de dose de fóton livre no ar. A dose pessoal é também definida como o equivalente de dose de fóton, no entanto, na superfície do corpo da pessoa exposta. Devido ao retroespalhamento pelo corpo, no caso de uma irradiação de frente, a diferença em termos numéricos da dose de área e da dose pessoal pode exceder um fator de 1,5 uma vez que as novas grandezas são definidas em um fantoma ou no corpo da pessoa exposta.

Para comparar a dose pessoal nova e antiga, as quais são medidas no tronco, deve-se comparar os valores da dose pessoal, $H_p(10)$, e aquelas do equivalente de dose de fóton, H_x , multiplicada pelo retroespalhamento (B_{ar}) do tronco. Em uma incidência paralela de frente (a.p.), o quociente dessas duas grandezas ($H_p(10)/H_x \times B_{ar}$) em função da energia do fóton é menor que 20% comparado à unidade, acima de 40 keV^[23]. A maior variação permissível com a energia na resposta de um dosímetro no local de trabalho, para as novas grandezas^[20] é $\pm 30\%$. O H_x , por princípio, pressupõe equilíbrio de elétrons secundários, o que não é o caso das novas grandezas. Quando os coeficientes de conversão relacionados a H_x são citados para as novas grandezas, estes são válidos somente na região de equilíbrio eletrônico.

A calibração de um dosímetro é estabelecida pela relação entre a leitura do dosímetro e o valor verdadeiro convencional (o valor tido como verdadeiro) *da medida*. O fator de calibração é a razão do valor verdadeiro convencional da medida e a leitura sob condições de referência. As calibrações são realizadas sem fantoma. O ponto de referência de um dosímetro de área a ser calibrado é posicionado no local para o qual o valor verdadeiro do equivalente de dose de fóton é conhecido. Esse valor é multiplicado pelo quociente $H^*(10)/H_x$ ou $H'(0,07)/H_x$ e comparado com a leitura.

Os quocientes $H^*(10)/H_x$ e $H'(0,07)/H_x$ permitem que o equivalente de dose de fóton seja diretamente convertido nas novas grandezas. Se o kerma no ar ou a

exposição são as grandezas de referência, a relação entre o equivalente de dose de fóton e o kerma no ar, ou a exposição, é a seguinte:

$$H^*(10) / K_{ar} = C_1 H^*(10) / H_x \quad (2.23)$$

$$H^*(10) / J_s = C_2 H^*(10) / H_x \quad (2.24)$$

com $C_1 = 1,14 \text{ Sv/Gy}$ e $C_2 = 0,01 \text{ Sv/R}$

A conversão é análoga para $H'(0,07)/H_x$.

De acordo com a literatura^[23], não é necessário nenhuma alteração substancial no dosímetro pessoal para radiação de fótons. Somente abaixo de 40 keV e para ângulos de incidência maiores que 50° é que a grandeza $H_p(10)$ e H_x diferem por mais que 20%. As diferenças existentes entre o dosímetro pessoal e o dosímetro de área também são pequenas.

Wolfgang et. al.(1995)^[23] recomendam que a calibração de dosímetros para H^* ou H_p sejam calculados a partir do equivalente de dose de fóton livre no ar, sem o retroespalhamento do fantoma e usando os coeficientes de conversão ($H^*(d)/H_x$ ou $H_p(d)/H_x$).

3. ALGUNS ASPECTOS SOBRE O FEIXE DE RAIOS X DIAGNÓSTICO

3.1 Produção de Raios X

A radiação X é produzida quando um material alvo é bombardeado por elétrons em alta velocidade. O tubo de raios X consiste de um cátodo e um ânodo, localizados em um invólucro de vidro que contém vácuo. O cátodo consiste de um filamento de tungstênio que, quando submetido a uma diferença de potencial e aquecido em alta temperatura, libera elétrons em direção ao ânodo quando submetido a uma diferença de potencial, constituindo, portanto, uma corrente elétrica.

Devido ao fato do espaço entre o ânodo e o cátodo estar em alto vácuo, os elétrons não colidem com as moléculas de gás e adquirem velocidades máximas muito altas. Quando estes elétrons são bruscamente parados no ânodo, os raios X são produzidos e emitidos em todas as direções. Para as tensões usadas em radiologia diagnóstica^[24], menos de 1% da energia carregada pelos elétrons é convertida em raios X; o restante (99%) aparece em forma de calor e deve ser removida do ânodo.

3.1.1 Tubos de Raio X Diagnóstico

Os tubos de raios X têm diferentes formas, dependendo da proposta para o qual eles são designados. Para raio X diagnóstico, o tubo é destinado a produzir um quadro de imagens nítidas de uma parte do paciente. Mesmo que o paciente seja completamente imobilizado, alguns movimentos fisiológicos sempre estarão presentes devido à respiração e os batimentos do coração. Nessa ordem, levando em consideração que a imagem tem que ser nítida, o raio X deve vir de

uma “fonte puntiforme” e a exposição deve ser curta para minimizar os efeitos de usu de movimentos. Uma fonte puntiforme e uma exposição “muito curta” são impraticáveis, visto que isto implica em uma concentração do fluxo de elétrons infinito em uma área zero do alvo, que o destruiria. Vários caminhos têm sido encontrados para expandir os elétrons sob uma grande área do alvo, embora no raio X “apareça” uma área muito pequena. O ganho obtido (área/área aparente) depende da inclinação do alvo.

Têm sido desenvolvidos ânodos giratórios (o alvo gira rapidamente durante a exposição) para aumentar a área de bombardeio dos elétrons, ainda que o raio X pareça vindo de um ponto focal. Alguns ânodos giratórios são construídos com dois ângulos. O ângulo menor é usado como um pequeno ponto focal (foco fino).

3.1.1.1 Classificação dos tubos de raios X diagnóstico

Um tubo de raios X para condições comuns de uso é classificado como monofásico, trifásico (de 6 pulsos, 12 pulsos), rotação normal, alta rotação, etc., conforme as condições em que ele é empregado. Primeiro, o ponto focal não deve ser carregado além do que lhe é permitido. Segundo, o ânodo não deve receber sucessivas exposições além do limite. E por último, o cabeçote não deve dissipar energia além do limite permitido.

Um dos parâmetros importantes a ser controlado nos equipamentos de raios X diagnóstico é a voltagem do tubo, porque tanto a qualidade da imagem em radiologia diagnóstica como a dose recebida pelo paciente em um exame radiológico são afetadas por mudanças na voltagem do tubo de raios X^[25].

3.2 Espectrometria

A qualidade de um feixe de raios X pode ser especificada em termos de seu espectro ou de suas características de atenuação no meio de referência.

O espectro pode ser: **(a)** estimado a partir de considerações teóricas (incluindo o efeito da filtração), **(b)** derivado por transformada de Laplace de uma curva de atenuação medida com feixe estreito, ou **(c)** obtido diretamente com algum tipo de espectrômetro. No caso desta tese os espectros foram medidos utilizando um detector de germânio hiperpuro (HPGe).

Por muitos anos não foi possível avaliar a distribuição espectral experimentalmente. Uma medida mais direta só foi possível com o desenvolvimento do espectrômetro de cintilação de NaI e depois com o espectrômetro de germânio lítio, Ge(Li). Nesses aparelhos, os fótons são detectados individualmente, sendo a voltagem de saída do pulso proporcional à energia do fóton detectado.

O espectrômetro detecta cada fóton incidente e, um segundo fóton não pode ser analisado até que o primeiro tenha sido processado. Para reduzir a taxa de contagem o espectro tem que ser observado através de pequenos colimadores (**pinhole**) em distâncias de até 10,0 m, o que é difícil, porque há uma grande atenuação no ar. Em princípio, a medida do espectro de raios X não é complexa, mas existe um número de correções que devem ser aplicadas para a obtenção do espectro real^[24].

Os sistemas destinados às medidas de espectros de energia em Raios X diagnóstico são limitados pelo efeito de empilhamento do pulso (**"pileup"**). Tais pulsos **"pileup"** ocorrem quando dois ou mais eventos acontecem ao mesmo tempo, e o sistema diagnóstico responde como se eles constituíssem um evento individual, o que não ocorre com o espectrômetro. Neste caso, o espectro de energia é distorcido da sua forma de espectro de energia real. O empilhamento

do espectro (“*pileup*”) é causado pela taxa de fluência extremamente alta, da ordem^[26] de 10^{10} fótons/cm².s em 100 kV e 25 mA a 1,0 m. A eletrônica espectroscópica está limitada a uma taxa de contagem prática da ordem de 10^4 contagens, enquanto a saída de um tubo de raios X diagnóstico é em torno de 10^7 contagens por mm² a 1,0 metro do alvo com uma corrente de 1 mA em 100 kV_p^[26]. Como consequência, é necessário colimar o feixe a um diâmetro de 0,1 mm e fazer medidas a uma distância de 3,0 metros do alvo. Nesse caso, poderão surgir problemas no alinhamento do feixe e também com a absorção no ar devido à longa distância; tornam-se necessário produzir vácuo no tubo colimado, contudo, se há interesse em medir espectros de energias baixas^[27].

Yaffe et. al (1976)^[28] descrevem um método para medida do espectro de energia de raios X diagnóstico usando um espectrômetro de germânio intrínseco de alta resolução. Em seu método, o autor reduz a alta taxa de raios X medindo o espectro de fótons espalhados por um disco de lucite através de um ângulo de 90°. A partir do espectro medido foi calculado o espectro primário. Yoshie et. al (1983)^[29] usaram feixes colimados na medida do espectro, definindo um fator de correção para o espectro dos fótons de raios X que penetram no material colimador.

É importante que seja conhecido o uso do espectro de raios X, seja em radiologia diagnóstica ou em dosimetria. Um espectro para uma dada voltagem e filtração total será diferente para diferentes geradores (devido à influência da composição do ânodo, janela do tubo, ângulo alvo, etc.) ou mesmo diferentes tubos (diferindo na data de fabricação). A distribuição de altura de pulso medida precisa ser corrigida para que o espectro de fótons verdadeiro seja determinado.

Para se obter o espectro de fótons a partir da distribuição de altura de pulso medida é usado o método de “*stripping*” de raios X *bremssstrahlung* descrito por Seelentag (1979)^[30] para corrigir o espectro. De acordo com este método, na região de energia até 300 keV, três correções precisam ser feitas para se obter o espectro de fótons: correção para a fração de probabilidade de escape (*k-escape*)

do raio X para energias acima de 10 keV (camada "k" do germânio), espalhamento Compton e absorção de fótons incompleta (eficiência do detector). Um procedimento passo a passo, começando a partir do canal de energia mais alto, é o mais aceitável para um grande número de canais, comum neste tipo de espectro. Não há contribuição "k-escape" ou Compton em um canal de energia muito alta, portanto, é indicado dividir o número de contagens pela eficiência do pico de energia para se chegar ao número de fótons verdadeiro neste canal de energia. O Compton contínuo e o pico "k-escape" de um feixe monoenergético dessa energia e fluência é calculado e subtraído da medida da distribuição de altura de pulso restante. Esses dois passos são repetidos para todas as energias de canais mais baixos.

O número de fótons verdadeiros^[31] de energia E_o (keV) é dado por:

$$N_t(E_o) = \left[N_m(E_o) - n_k(E_o + 10)N_t(E_o + 10) - \sum_{E=E^*}^{E_{máx}} h(E)N_t(E) \right] / \varepsilon(E_o) \quad (3.1)$$

onde:

N_t = número verdadeiro de fótons;

N_m = número medido de fótons (distribuição de altura de pulso);

n_k = fração de escape;

$h(E)$ = fator de correção do Compton Contínuo;

$\varepsilon(E)$ = eficiência total do pico;

E^* = energia, onde E_o é a energia de corte do Compton, é igual a:

$$\left(E_o / 2 \right) + \left[\left(E_o^2 / 4 \right) + 255,5 E_o \right]^{1/2} \quad (3.2)$$

$E_{\text{máx}}$ = energia máxima do espectro.

Na equação 3.2 foi assumido uma energia de 10 keV para os raios X da camada "k" do germânio. $E_0 + 10$ (keV) representa o canal de energia da contagem *k-escape* para o canal de energia E_0 aqui considerado.

3.2.1.1 Determinação da energia média dos fótons

A fluência Φ , e a energia média, $E_{\text{méd}}$, são calculadas pelas relações abaixo:

$$\Phi = \sum_{n=1}^n \left[\frac{d\Phi(E_n)}{dE} \right] (\Delta E_n) (\text{fótons} / \text{cm}^2) \quad (3.3)$$

$$E_{\text{méd}} = \frac{\sum_{n=1}^n \left[\frac{d\Phi(E_n)}{dE} \right] E_n (\Delta E_n)}{\Phi} (\text{keV})$$

onde $d\Phi(E_n)$ é o número de fótons da distribuição do espectro de energia no intervalo de energia ΔE , cuja energia é E_n .

3.3 Interação da radiação ionizante com a matéria

As partículas carregadas perdem energia ao atravessar um meio principalmente pelos processos de *excitação eletrônica*, no qual um elétron orbital é elevado a um nível de energia mais alto e por *ionização*, no qual um elétron orbital é ejetado. As perdas de energia por outros processos são menos importantes no intervalo de energia aqui considerado.

Fótons de raios X podem interagir com o absorvedor para produzir elétrons de alta velocidade por três importantes mecanismos conhecidos como: processo fotoelétrico, espalhamento Compton incoerente e produção de pares. Um processo menos importante, chamado espalhamento coerente, também pode ocorrer.

3.3.1 Coeficiente de atenuação exponencial

Supondo um detector que possa registrar o número de fótons que passa através dele, tem-se um número N de fótons medido. Se uma camada de material de espessura Δx é localizada no caminho dos raios X, um número, n , de fótons interagem com o atenuador e são removidos do feixe. Um fóton não pode ser parado parcialmente pelo átomo na camada de material; ou ele interage com o átomo e é removido ou não será afetado como um todo. Assim, o número, n , removido dependerá diretamente do número de fótons presente. O número n varia com o produto de N e Δx , e pode ser escrito como:

$$n = \mu N(\Delta x) \quad (3.4)$$

onde μ é o coeficiente de atenuação linear.

N é reduzido em cada interação por um fator ΔN , $\Delta N = n$ e

$$\Delta N = -\mu N(\Delta x) \quad (3.5)$$

N , ΔN e n são todos números puros. O valor de μ depende da natureza do atenuador e da energia da radiação. Tornando ΔN muito pequeno e realizando integração, a equação acima fica:

$$N = N_0(e^{-\mu x}), \quad (3.6)$$

onde N é o número de fótons transmitidos em qualquer espessura x e N_0 é o número de fótons incidente. Esta equação pode ser usada para calcular a atenuação em qualquer espessura de material, desde que os fótons do feixe incidente tenham a mesma energia e o feixe seja estreito; caso contrário, a curva de atenuação será descrita por uma equação tal como:

$$N = N_0(e^{-\mu x})B, \quad (3.7)$$

onde B é o fator de *build-up* que leva em consideração os fótons espalhados pelo atenuador^[32] que atingem o detector.

3.4 Qualidades dos Raios - X (Camada Semi Redutora - CSR)

Em radiologia, se está interessado na penetração do feixe no paciente. Logo, torna-se necessário descrever a natureza do feixe em termos de sua habilidade para penetrar em algum material de composição conhecida. Em certas circunstâncias é conveniente expressar a qualidade de um feixe de raios X em termos do equivalente de fótons derivado da **Camada Semi Redutora (CSR)**.

A primeira **CSR** é a espessura especial que atenua o feixe incidente em 50% de acordo com a equação abaixo:

$$CSR = \frac{0,693}{\mu} \quad (3.8)$$

Esta equação só é válida se: o coeficiente de atenuação linear (μ) é uma constante; se os fótons do feixe incidente têm a mesma energia; e se o feixe é estreito.

O tipo de raio X usado em radiologia é sempre heterogêneo, consistindo de diferentes energias. Entretanto, podemos nos referir a ele como tendo uma

energia efetiva equivalente, se a radiação monoenergética dessa energia tem a mesma CSR da radiação em questão.

Para minimizar a influência da radiação espalhada emitida pelo atenuador, a qual muitas vezes pode aumentar a CSR medida, é recomendado^[33,34] reduzir o tamanho de campo, mas, o campo deve ser suficientemente grande para que a câmara “veja” todo o feixe vindo da fonte. Quando se necessita de uma maior precisão, a CSR pode ser obtida como um valor único de um campo de área zero por extrapolação. Para isso, a CSR é determinada em três ou mais tamanhos de campo, e, o valor de tamanho de campo zero é obtido por uma extrapolação linear da CSR em função do tamanho de campo.

A medida da CSR de campos de tamanhos diferentes e extrapolados para o campo de tamanho zero na posição do absorvedor é necessária porque o campo ideal deve ser suficientemente pequeno para cobrir apenas o volume sensível da câmara, e assim diminuir as contribuições da radiação espalhada. O fato é que a primeira CSR muitas vezes por si só, não é uma boa indicação da qualidade do feixe. Quando se considera a segunda CSR ou o coeficiente de homogeneidade, kV_p , a filtração e a forma da onda, pode-se ter um melhor indicador^[27] da qualidade.

Quando é necessário caracterizar a homogeneidade do feixe utiliza-se a relação entre a primeira e a segunda CSR. A segunda CSR é a espessura do material que reduz a taxa de exposição de 50% para 25% do seu valor inicial, e pode diferir da primeira CSR devido à espectros diferentes de raios X produzidos por combinação de filtração e quilovoltagem.

3.5 Qualidades e Coeficientes de Conversão para Raio X Diagnóstico

Os coeficientes de conversão, os quais relacionam as grandezas de proteção e as operacionais às grandezas físicas, podem ser calculados usando códigos de transporte de radiação e modelos matemáticos apropriados.

Peixoto^[35] estudou o comportamento das grandezas utilizadas em Proteção Radiológica quando espectros de raios X gerados no intervalo de 50 a 150kV_p atravessam camadas de chumbo de várias espessuras. O autor, utilizando simulação de Monte Carlo, determinou os coeficientes de conversão para a dose efetiva e o equivalente de dose ambiental a 10, 50 e 60 mm de profundidade na esfera da ICRU, tanto para feixes primários como para feixes transmitidos em camadas de chumbo de várias espessuras. A Figura 3.1 mostra o coeficientes de conversão de K_{ar} e Φ para a dose efetiva E e o equivalente de dose ambiental $H^*(d)$ em três profundidades da esfera da ICRU, em função das espessuras de chumbo, determinados por Peixoto^[35]. De acordo com a figura, os valores do equivalente de dose determinados a 60 mm na esfera são os que melhor se aproximam da grandeza para limitação do risco, a **dose efetiva, E**, no intervalo de energia para radiodiagnóstico.

O laboratório primário da República Federal da Alemanha, o **Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB)**, inclui no seu programa de calibração as qualidades de radiação de acordo com o padrão DIN 6872, mostradas nas Tabelas 3.1 e 3.2. Para medidas nessas qualidades (DIN 6872) são usadas duas câmaras de ionização com grandes diferenças na determinação da taxa de dose. Uma é utilizada para medidas na frente do fantoma e outra para medidas atrás do fantoma, isto é, após o feixe atravessar o fantoma.

No campo da Proteção Radiológica Operacional, uma outra situação onde se faz necessário estimar a **dose efetiva** através de uma grandeza operacional, em pontos representativos de pessoas expostas, ocorre quando se projetam blindagens para as salas de radiodiagnóstico.

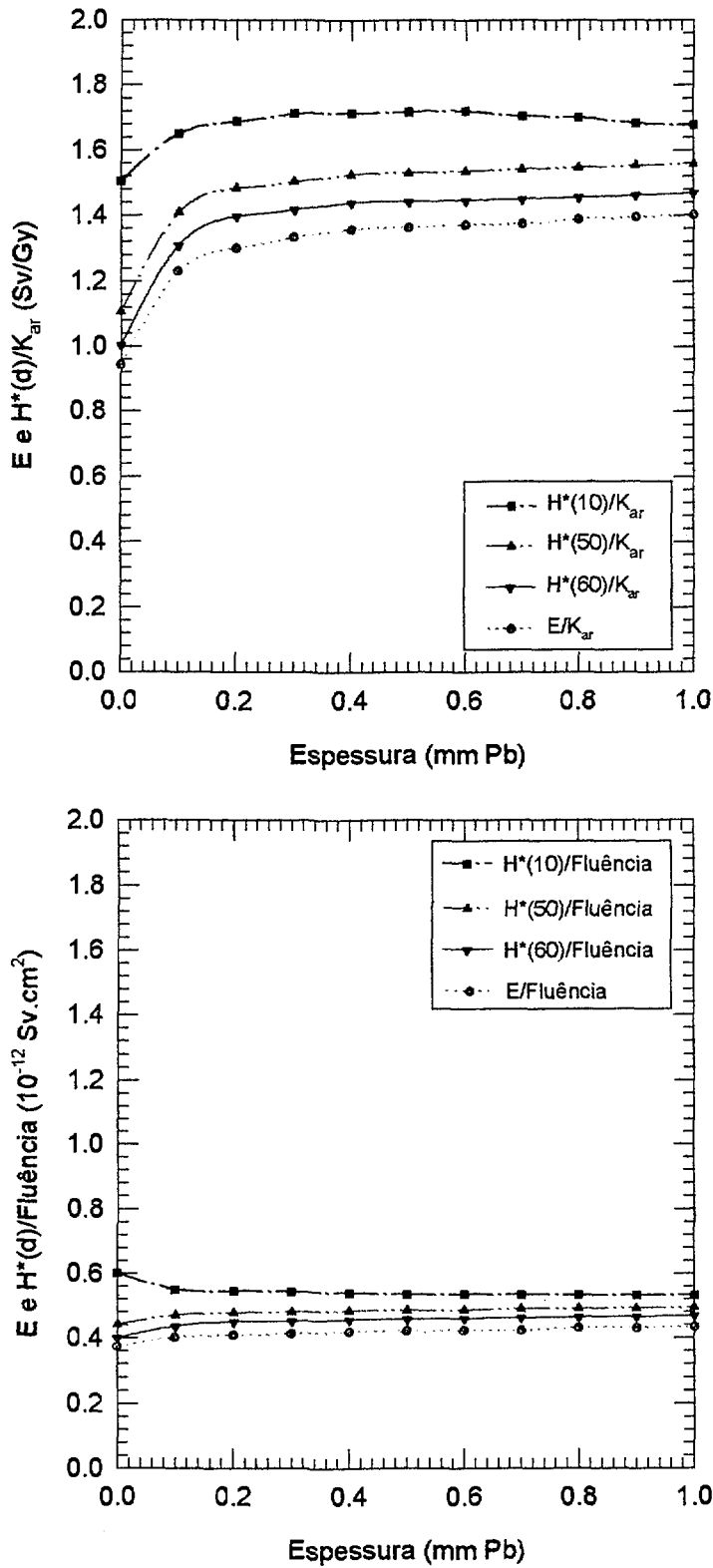


Figura 3 1. Coeficientes de Conversão de K_{ar} e Φ para E e $H^*(d)$ em função das espessuras de chumbo^[35].

Tabela 3.1. Qualidades de feixes de raios X não atenuados (qualidades leves) indicadas pelo PTB (padrão alemão DIN 6872)^[9]

Qualidade	Tensão Nominal (kV)	Camada Semi Redutora (CSR) em mm Al	Filtração total (mm Al)
QI	50	1,81	2,5
QII	60	2,13	2,5
QIII	70	2,45	2,5
QIV	81	2,78	2,5
QV	90	3,10	2,5
QVI	102	4,15	2,5
QVII	125	4,50	2,5

Tabela 3.2. Qualidades de feixes de raios X atenuados (qualidades pesadas) indicadas pelo PTB (padrão alemão DIN 6872)^[9]

Qualidade	Tensão indicada (kV)	Camada Semi Redutora (CSR) em mm Al	Filtração total (mm Al)
QVIII	50	3,75	12,5
QIX	70	6,77	23,5
QX	90	9,26	32,5
QXI	125	11,67	42,5

O projeto para o cálculo das barreiras de proteção contra as radiações geradas por aparelhos de raios X usados para radiologia diagnóstica tem como parâmetros iniciais: a energia máxima do feixe de radiação, a filtração total, a carga de trabalho, o rendimento do aparelho de raios X e a distância da fonte aos pontos de interesse.

As curvas de atenuação e as tabelas de rendimento são apresentadas em termos de grandezas definidas no ar (exposição, kerma ou dose absorvida). Só recentemente esses fatores foram determinados através de cálculos, em função da grandeza definida no receptor (equivalente de dose ambiental ou dose efetiva)^[35].

4. TERMOLUMINESCÊNCIA

Termoluminescência é a emissão de luz por um isolante ou semicondutor, quando o mesmo é aquecido. Não deve ser confundida com a luz emitida espontaneamente por uma substância quando aquecida à incandescência. Termoluminescência é a emissão de luz termicamente estimulada após a absorção prévia de energia da radiação^[36].

Três requisitos são necessários para a produção de Termoluminescência. Primeiro, o material deve ser um isolante ou semicondutor. Segundo, o material tem, em algum momento, que absorver energia durante exposição à radiação. Terceiro, a emissão luminescente é liberada pelo aquecimento do material. Em geral, o material luminescente tem que ser re-exposto à radiação para re-exibir a luminescência.

4.1 Dosimetria Termoluminescente

Vários fósforos termoluminescentes são usados rotineiramente em muitas aplicações dosimétricas. A seleção de um fósforo para a dosimetria termoluminescente exige um conhecimento preciso da aplicação particular em consideração. Tais aplicações podem ser: **dosimetria pessoal** (estimativa da dose no tecido do corpo) e **monitoração ambiental** (estimativa da dose no ar), com considerações especiais para aplicações médicas e dosimetria de reatores.

A dosimetria termoluminescente é o método mais direto e mais simples pelo qual a taxa de dose pode ser estimada através da medida da dose acumulada pelo Detector Termoluminescente (TLD) em um período de tempo conhecido.

O volume sensível de um dosímetro termoluminescente (TLD) consiste de uma pequena massa (~ 1 - 100 mg) de material dielétrico cristalino contendo **“ativadores”** para torná-lo um fósforo termoluminescente. Os ativadores fornecem dois tipos de **“centros”** ou imperfeições cristalinas. I) **“armadilhas”** para elétrons e buracos (análogo a íons positivos no gás), que podem capturar cargas e forçá-las a um potencial elétrico por longo período de tempo. II) **“centros luminescentes”** localizados na armadilha ou no buraco, os quais emitem luz quando os elétrons e buracos são permitidos recombinar-se em tais centros^[17].

A Termoluminescência pode ser explicada qualitativamente com o auxílio de um esquema fenomenológico simples que emprega o conceito de bandas dos sólidos com relação aos seus níveis eletrônicos de energia. Quando um cristal termoluminescente é exposto à radiação ionizante, esta fornece energia aos seus elétrons no estado fundamental, banda de valência, de tal modo que eles se tornam capazes de passar para a banda de condução, deixando um buraco (lacuna) na banda de valência. O elétron e o buraco movem-se então através do cristal até que ocorram recombinações ou a sua captura em estados meta-estáveis de energia, normalmente denominados de armadilhas e localizados na banda proibida. Estas armadilhas estão associadas a impurezas ou imperfeições da rede cristalina que criam poços de potencial locais.

A Figura 4.1 ilustra o processo termoluminescente: **a)** um evento de ionização eleva um elétron à banda de condução, onde ele migra para uma armadilha de elétron. O buraco migra para a armadilha de buraco; **b)** o efeito do aquecimento. No caso aqui considerado, foi assumido que o elétron é liberado primeiro, por estar em uma armadilha, nesse fósforo, mais rasa que o buraco. O contrário pode também ser verdade e o buraco ser liberado primeiro. O elétron entra na banda de condução e migra para a armadilha de buraco; no caso de recombinação, o processo é acompanhado pela emissão de um fóton de luz.

A eficiência de emissão de luz pode diminuir com o acréscimo da temperatura por um processo chamado **termal quenchig**. Assim, em taxas de aquecimento muito altas pode ser observado alguma perda de luz do total^[17,36].

Somente uma pequena parte da energia depositada como dose absorvida em um fósforo TLD é emitida como luz quando a substância é aquecida. Para o LiF (TLD 100), por exemplo, é estimada uma perda de 99,96% da energia depositada pela radiação ionizante^[17]. Os TLDs devem ser usados sob condições reprodutíveis para se obter um resultado consistente.

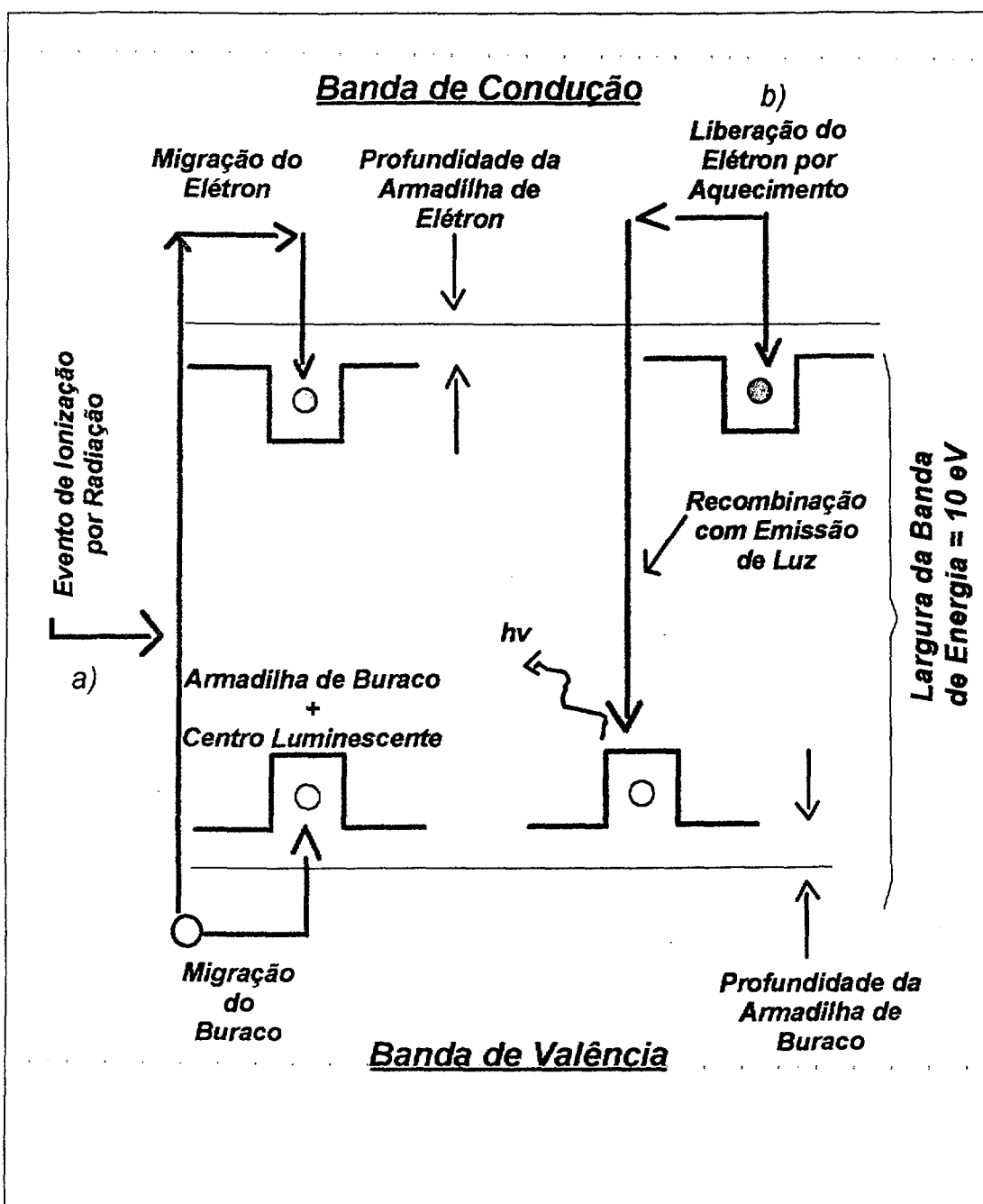


Figura 4.1. Modelo de Bandas do processo termoluminescente^[17].

4.2 Fósforo TLD

Um fósforo TLD consiste de um material cristalino contendo um ou mais ativadores que podem ser associados com as armadilhas, centros luminescentes, ou ambos. Por exemplo, entre os ativadores mais importante presentes no LiF utilizado em dosimetria destacam-se o magnésio, Mg, e o titânio, Ti.

Diferentes fósforos TLD têm sido estudados: CaF_2 , CaSO_4 , LiF etc.. O fluoreto de lítio (LiF) é o mais comumente usado devido ao seu número atômico efetivo baixo, ligeiramente maior que o do tecido ou do ar. Esses dosímetros são encontrados no mercado sob as denominações de TLD 100, TLD 600 e TLD 700, o primeiro contendo lítio na sua composição isotópica natural e os dois últimos enriquecidos, respectivamente, com ^6Li e ^7Li . O ^6Li tem uma alta seção de choque (n, α) para captura de nêutrons térmicos, enquanto para o ^7Li a seção de choque (n, α) para captura de nêutrons térmicos é muito baixa. Assim, em campos mistos contendo nêutrons térmicos e radiação gama o uso de um TLD 100 e um TLD 600 é o mais aconselhável^[17].

4.3 Leitora do TLD

O instrumento usado para aquecer o fósforo TLD e medir a luz termoluminescente emitida resultante é chamado **leitora de TLD**. A instrumentação é constituída de um dispositivo para aquecer o dosímetro e uma válvula fotomultiplicadora para captar a luz por ele emitida. A adoção de filtros permite a discriminação da influência de sinais espúrios e da emissão de luz infravermelha por parte dos elementos submetidos à temperaturas elevadas. Um esquema simples de uma leitora é mostrado na Figura 4.2. O fósforo TLD a ser lido é colocado no local de aquecimento (prancheta metálica) à temperatura ambiente e aquecido, sendo sua luz captada pela fotomultiplicadora. A leitora pode ser programada com um ciclo de leitura consistindo de a) **pre-**

aquecimento, período de aquecimento sem integração da luz, que *discrimina* armadilhas em temperaturas baixas e portanto instáveis; b) **leitura**, período de aquecimento que cobre parte da curva de emissão a ser avaliada para a medida da dose; c) **recozimento**, período de aquecimento durante o qual o restante da energia armazenada é liberada sem integração da luz. Aqui é incluída a contribuição significativa de efeitos espúrios; d) **resfriamento**, período de tempo necessário para atingir a temperatura ambiente.

Como pode ser observado, um programa de aquecimento reproduzível é vital para alcançar uma boa reprodutibilidade da leitura TL e por consequência da dosimetria TL.

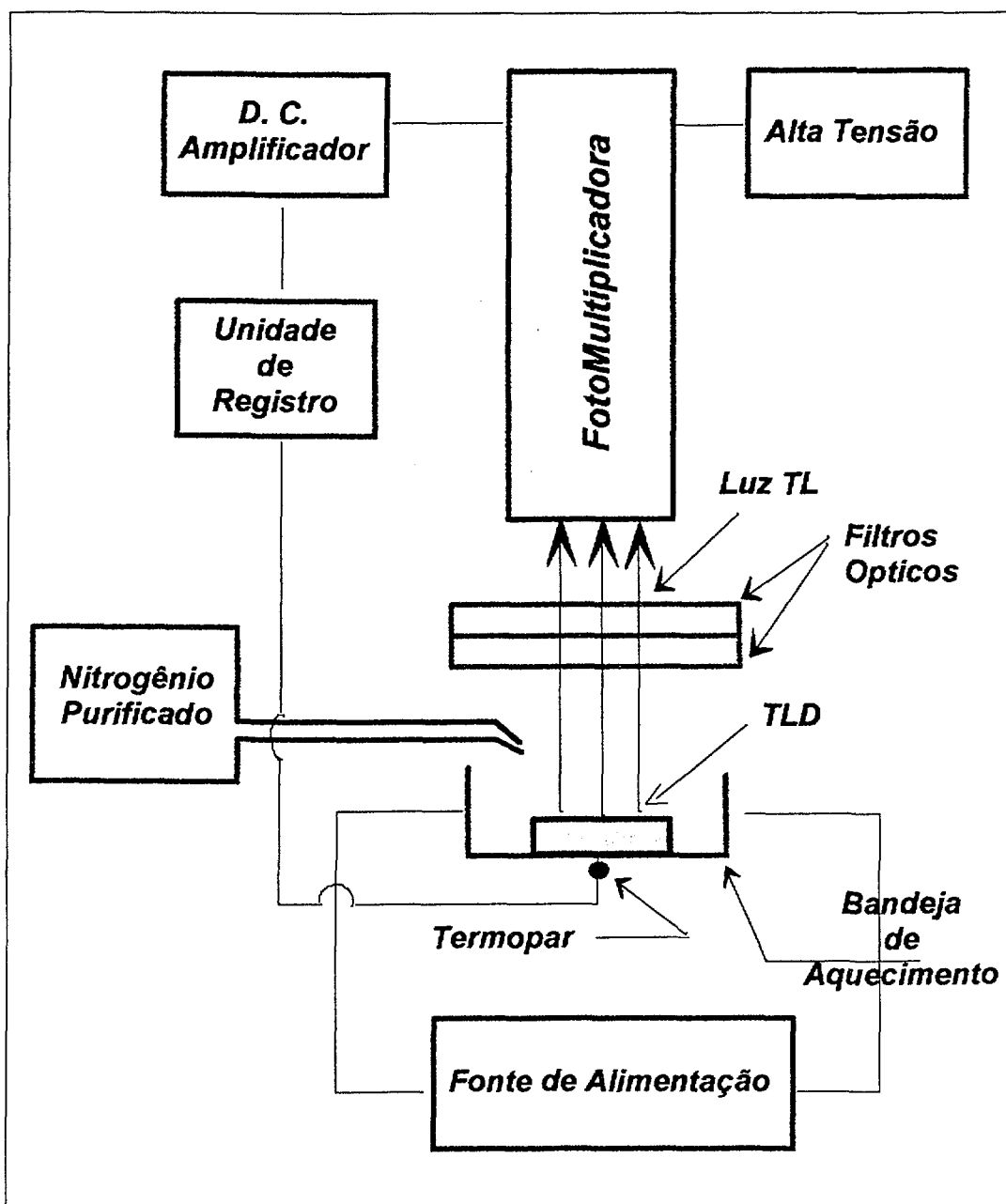


Figura 4.2. Esquema simplificado mostrando a leitora de TLD^[17].

4.4 Calibração dos Dosímetros Termoluminescentes

Os TLDs podem ser calibrados e identificados individualmente. A variação da sensibilidade dos detectores TLD do mesmo lote não pode ser maior que $\pm 10\%$. Uma seleção individual pode reduzir a $\pm 1\%$.

O que se deseja de um TLD é que ele exiba uma relação linear entre a intensidade termoluminescente e a dose absorvida. A intensidade termoluminescente emitida por um material deve ser proporcional à soma da energia absorvida por esse material. As curvas de resposta de um dosímetro TL em função da dose compreendem geralmente uma região linear, outra supralinear e uma terceira de saturação.

As características específicas variam de fósforo a fósforo, e dependem da fabricação mas, as características gerais são semelhantes.

4.5 Vantagens

A seguir será descrito as vantagens e desvantagens de se usar o LiF-100 como um instrumento de medida de dose absorvida.

A - Intervalo amplo de dose útil:

De poucos μGy a $\sim 10^4$ Gy na região linear.

B - Independência com a taxa de dose

A resposta TL é independente da taxa de dose, o que permite utilizar os TLDs em campos de radiação com taxas de doses elevadas.

C - Disponíveis comercialmente

Os TLDs estão disponíveis comercialmente, têm baixo custo e uma grande variedade de opções de sensibilidade e dimensões, para aplicações específicas na dosimetria da radiação beta, gama, X, de elétrons e de nêutrons.

D - Pequeno tamanho

Seu tamanho diminuto e a possibilidade de ser utilizado na forma de pó, pastilhas, bastões ou encapsulado em capilares de vidro torna-o versátil, permitindo que o mesmo seja de muita utilidade na medida de dose dentro de fantasmas, o que traz grande vantagens proporcionando aplicação na área médica.

E - Reutilização

Empregando um tratamento térmico adequado e verificando possíveis alterações na sua sensibilidade, o fósforo TLD pode, normalmente, ser reutilizado por várias vezes. O tratamento térmico tem como objetivo esvaziar completamente e estabilizar as armadilhas do material TL após a sua utilização.

F - Conveniência de leitura

A leitura do TLD é rápida (< 30 s) e não requer processamento químico.

G - Economia;

O fato de poder ser re-utilizado inúmeras vezes reduz o custo do método.

H) - Diversidade

Há disponibilidade de vários tipos de materiais com número atômico efetivo e sensibilidade diferentes para todos os tipos de aplicação: dosimetria pessoal, ambiental, de área, de acidente, de feixe e de doses altas; específicos para todos os tipos de radiações ionizantes e em alguns casos não ionizantes (UV e laser). Por exemplo: TLD 700 (${}^7\text{LiF}$); TLD 100 (93% ${}^7\text{LiF}$ + ${}^6\text{LiF}$); TLD 600 (96% ${}^6\text{LiF}$); $\text{LiF}(\text{Mg}, \text{Cu}, \text{P})$.

I) - Compatibilidade de automação:

Permitem leitura em equipamentos leitores automatizados, necessários para uma grande operação em monitoração pessoal, que podem ser interfaceados com um computador;

J - Exatidão e precisão:

A incerteza na reprodutibilidade nas leituras é da ordem de 98-99% quando é efetuada uma calibração individual, podendo ser obtida uma exatidão da mesma ordem.

Muitos materiais TL apresentam curvas de emissão com vários picos, estando alguns deles localizados em temperaturas baixas e assim, sujeitos a um decaimento térmico considerável à temperatura ambiente. Aquecendo esses materiais, após estes serem irradiados, a uma temperatura inferior àquela de sua avaliação, esses picos são eliminados, o que aumenta a precisão das medidas e a reprodutibilidade da resposta TL.

4.6 Desvantagens

A- Falta de uniformidade

Diferentes dosímetros de um dado grupo mostram uma distribuição de sensibilidade, e diferentes grupos de fósforos geralmente tem sensibilidades médias diferentes. Assim, é necessário uma calibração individual para se obter uma precisão e exatidão aceitáveis.

B - Instabilidade:

A sensibilidade do TLD pode variar com o tempo. Antes da irradiação, em alguns fósforos, pode haver migração dos centros de armadilhas no cristal, mesmo em temperatura ambiente. Um controle na temperatura e no tempo do tratamento térmico do TLD pode restaurá-lo à condição inicial.

C - Decaimento (*fading*)

Um dosímetro irradiado não retém permanentemente 100% de suas cargas armadilhadas. Normalmente a responsável por este fenômeno é a temperatura, outros fatores tais como a luz ou umidade podem também influenciar. É então necessário um controle rigoroso desses fatores.

D - Sensibilidade à luz

Os TLDs mostram alguma sensibilidade à luz - especialmente à luz UV, luz do sol, ou fluorescente, sendo necessário um envólucro especial.

E - Sinais espúrios:

Arranhões, rachaduras ou contaminação por poeira ou umidade na superfície do cristal TLD também podem causar leituras TL espúrias. No entanto, a presença de um gás inerte ao oxigênio durante a leitura pode eliminar estes sinais.

F - Memória de radiação e histórico térmico:

A sensibilidade pode aumentar ou diminuir após o TLD receber uma dose grande de radiação. É necessário um procedimento adequado de tratamento térmico para restaurar a sua sensibilidade original.

G - Instabilidade na leitura

A reprodutibilidade na leitura do TLD depende da sensibilidade da leitora, que é fortemente influenciada por variações na alta tensão aplicada à fotomultiplicadora e interferências na rede elétrica, bem como da taxa de aquecimento do fósforo. São necessários testes de controle de qualidade periódicas.

H) - Perda de leitura

Uma vez lido o TLD, a informação é perdida. É necessário o registro da curva de emissão ou da carga total, isto é, da área sob a curva.

5. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

5.1 Sistema de leitura TL

Um sistema de leitura *Harshaw* 4000 foi utilizado na leitura dos TLDs. O sistema de medida TLD Harshaw utiliza uma fonte radiativa selada de ^{14}C para o controle da luz de referência, a que é empregado para o controle de qualidade do sistema leitor. Essa fonte é ativada com CaF_2 (Eu).

5.1.1 Calibração de Sistemas

Para minimizar o efeito do ruído do sistema (em doses abaixo de 0,2 mGy), foi usado nitrogênio (N_2) seco com um fluxo de 0,5 l/min.

A leitura de fundo é produzida pelo instrumento quando não existe nenhum elemento TL na bandeja. Ele consiste do sinal gerado por contaminação, luz e ruído eletrônico. A leitura é feita seguindo o procedimento normal de leitura do TLD mas sem o TLD na bandeja. Foi feito também cinco leituras da gaveta aberta antes e cinco após a leitura dos TLDs para verificar qualquer mudança na estabilidade da leitora durante as medidas.

O sistema 4000 tem dois modos de operação um apropriado para pesquisa e outro para produção. Em modo de pesquisa, toda curva de emissão mostrada no campo útil é avaliada. No modo de produção, somente o valor da exposição registrada é exibido^[37].

Na região de interesse (ROI) a curva de emissão é registrada com mais ou menos 200 pontos, ou canais, representando a energia termoluminescente emitida no intervalo de temperatura ao qual o elemento TL foi submetido. A partir dessa curva a exposição total é calculada e registrada. Dois pares de valores entre 1 e 200 podem ser selecionados para formar a região de interesse.

Os parâmetros de leitura utilizados foram de acordo com as condições apresentadas na Tabela 5.1

Tabela 5.1. Condições de Leitura dos TLDs.

<i>Parâmetros</i>	<i>LiF:Mg,Ti</i>
preaquecimento	100 °C
velocidade de aquecimento	10 °C/s
temperatura máxima de aquecimento	250 °C
tempo de aquisição	20 s
tensão	670 V
Região de interesse (ROI1)	(70 - 170)
Região de interesse (ROI2)	(114 - 114)

5.1.1.1 Sistema de detecção de luz

Com o propósito de obter a máxima eficiência de detecção e captar a maior quantidade possível de luz emitida pelo TLD, o equipamento de leitura conta com um tubo fotomultiplicador (TFM) de alta sensibilidade.

5.2 Dosímetros Termoluminescente

5.2.1 Material TLD

Devido à necessidade de se determinar a dose em cada ponto no interior do fantoma, foi necessário a utilização de dosímetros termoluminescentes. O fósforo TL utilizado foi o LiF:Mg,Ti (LiF 100) produzido pela Harshaw, uma vez que esse material apresenta sensibilidade adequada e número atômico efetivo - próximo ao do tecido humano - o que implica em uma dependência energética da resposta TL na região de efeito fotoelétrico muito pequena.

5.2.1.1 Tratamento térmico

O tratamento térmico de reutilização dos dosímetros de LiF empregados foi um aquecimento de 400 °C por uma hora, seguido de 100 °C por duas horas, antes da irradiação do material, e um aquecimento de 100 °C por 15 minutos anterior à avaliação da sua resposta.

5.2.1.1.1 Reprodutibilidade e calibração individual dos TLDs

A reprodutibilidade da resposta TL dos dosímetros para uma mesma exposição foi verificada utilizando-se o campo de radiação do ^{60}Co . Os TLDs foram irradiados e avaliados dez vezes sob condições idênticas para se determinar o fator de calibração individual e a reprodutibilidade de sua resposta. O fator de calibração individual de cada TLD foi obtido pelo quociente entre o valor da exposição recebida nas 10 irradiações e a média das suas respostas, L ,

para estas irradiações. A reprodutibilidade, R , é dada, em termos percentuais, pela relação abaixo:

$$R = \frac{\sigma}{L} \times 100 \quad (5.1)$$

onde σ é o desvio padrão da média das 10 leituras dos TLDs.

Para as exposições no campo do ^{60}Co , os dosímetros foram acondicionados em placas de PMMA, cuja espessura das paredes é de 5 mm para criar a região de equilíbrio eletrônico.

5.2.1.1.2 Dependência Energética dos TLDs em Campos de Raios X Diagnóstico

Para a determinação da dependência energética da resposta dos TLDs quando expostos ao campo gerado por raios X, os dosímetros foram acondicionados em envelopes de PVC de espessura desprezível e fixados em molduras de nylon de maneira a não perturbar o campo de radiação. A distância da fonte aos dosímetros foi fixada em 100 cm, tanto para raios X como para o ^{60}Co . Do grupo total de 100 TLDs, foram separados 20 dosímetros pré-selecionados em relação à homogeneidade e sensibilidade. Dez foram utilizados para o cálculo da radiação de fundo, e os outros 10 dosímetros, antes de cada exposição aos raios X, foram irradiados com uma fonte beta de ^{90}Sr - ^{90}Y para servirem de controle da qualidade do sistema de leitura e do tratamento térmico. Esse grupo de controle sempre foi tratado e lido junto com os TLDs utilizados em todos os procedimentos de medida. Para cada TLD foi feita sempre a correção nas leituras obtidas com relação a esse grupo de controle.

Na obtenção das curvas de dependência energética 10 TLDs foram utilizados para cada qualidade de radiação, de forma a se obter uma melhor estatística na leitura média. Os TLDs foram calibrados nas qualidades do

PTB(ver tabela 3.1 e 3.2) e qualidades de feixes transmitidos por espessuras de chumbo (qualidades pesadas). Todos os dosímetros foram irradiados com uma dose de 10 mGy para facilitar o sistema de leitura.

5.3 Fantoma

Foi utilizado um fantoma esférico de PMMA (polimetilmetacrilato) de 30 cm de diâmetro para a determinação da dose absorvida. O PMMA tem uma densidade de $1,19 \text{ g.cm}^{-3}$ e fração de peso por massa: H:0,080; C:0,600; O:0,320. Esse fantoma satisfaz as exigências da esfera da ICRU para simular o tronco humano. A publicação ICRU 39^[8] recomenda que a nova grandeza para monitoração ambiental, H^* , seja definida em uma esfera que simula o tórax humano. A Figura 5.1 mostra a esfera de PMMA utilizada nas medidas. Mais detalhes sobre a esfera de PMMA, como espalhamento e absorção dos fótons comparado a esfera da ICRU, consultar a referência 38^[38]

5.4 Sistemas de Irradiação

Foram utilizados três campos de radiação: beta, gama e .X.

5.4.1 Radiação X

Para as irradiações com raios X foram utilizados campos de radiação X para radiologia diagnóstica padrão (ver Tab. 3.1 e 3.2), gerado por uma máquina de raios X marca Siemens, modelo Polimat 50 instalada no Instituto de Radioproteção e Dosimetria(IRD)/CNEN.

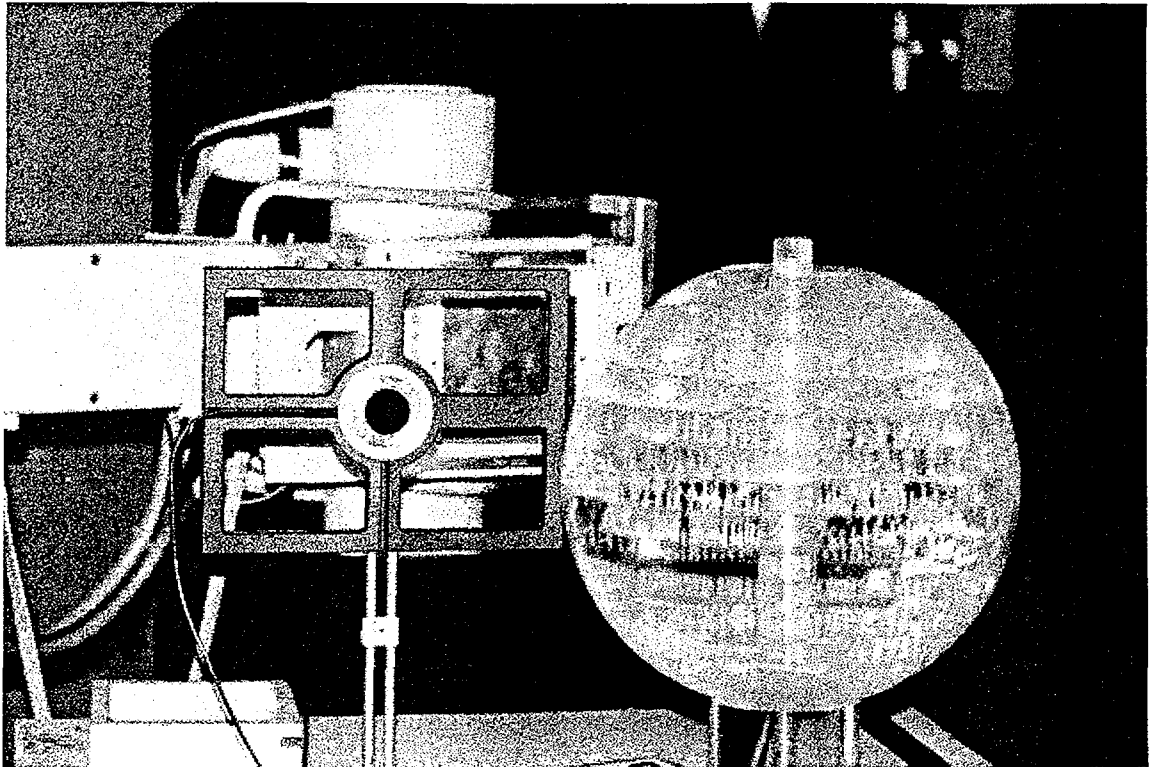


Figura 5.1 Figura mostrando a esfera de PMMA utilizada nas medidas como fantoma e também a câmara de ionização para as medidas do kerma no ar.

Este equipamento possui um gerador de alta tensão do tipo multipulso de alta frequência e opera com um tubo de raios X Siemens com ânodo giratório, modelo Pantix 150/30/50, com ângulo de inclinação do ânodo de $17,5^\circ$ e duplo ponto focal de dimensões $1,2 \times 1,2 \text{ mm}^2$ e $2,0 \times 2,0 \text{ mm}^2$. A janela do tubo de raios X é de Pyrex e a filtração inerente, incluindo o material do sistema de colimação, é equivalente a $3,7 \text{ mm Al}$ determinada^[27] em 80 kV através da CSR.

5.4.2 Radiação gama

Para o selecionamento e estudo da reprodutibilidade dos TLDs foi utilizada uma fonte colimada de ^{60}Co modelo F-125 da Atomic Energy of Canada Ltda com uma atividade de 15 GBq, na época das medidas. Os dosímetros foram irradiados sempre em condição de equilíbrio eletrônico, em um arranjo livre no ar.

5.4.3 Radiação beta

A radiação beta foi usada para controle de qualidade da leitora e do forno de tratamento térmico. Foi utilizado um irradiador de dose de referência modelo^[39] 6527 B da ALNOR, destinado para esse fim e que pode ser usado para dosímetros de até 4 mm de espessura. Por seu baixo peso (12 kg), sua alta taxa de dose e simplicidade de operação ele é o mais rápido método de calibração que se pode contar.

O irradiador consiste de uma fonte de ^{90}Sr - ^{90}Y em equilíbrio ativo, com uma atividade de 24 MBq e uma taxa de dose de 0,5 mGy/rev (quando foi feito as medidas), encapsulada em um castelo protetor. O dosímetro a ser irradiado é posicionado em um orifício de uma prancheta que gira, em sentido horário. Quando o disco gira o dosímetro passa sob a fonte. Como a fonte tem uma meia

vida longa e o disco gira com uma velocidade bem definida, 12 s e 50 Hz, a dose é constante.

5.5 Medida da Camada Semi Redutora (CSR)

A CSR foi determinada para feixes de raios X colimados, para se obter uma geometria de medida resultante com pouca radiação espalhada chegando ao detector, vindo dos absorvedores. A filtração total do tubo foi obtida a partir da CSR determinada^[27] em 80 kV, 20 mAs e 800 ms. Para a determinação da CSR em 80 kV e nas outras qualidades consideradas neste trabalho, foram construídas curvas de atenuação de 8 a 10 pontos, cada ponto obtido por um valor médio de 6 medidas. Os pontos foram ajustados em um programa gráfico, usando um polinômio de grau dois, e a primeira e segunda CSR determinadas. A instrumentação utilizada foi a seguinte:

- Um eletrômetro modelo PTW - UNIDOS e uma câmara de ionização calibrada em termos de kerma no ar, modelo 77334/2035 também de fabricação da PTW-UNIDOS, com um volume sensível de 1cm^3 (*Flat Phantom*); ano de fabricação 1994 e certificado de calibração - Laboratório PTW (05/04/1994).
- Filtros de alumínio comercial com espessuras de 0,7 a 2,2 mm.

Durante as medidas a câmara de ionização foi posicionada a uma distância dos absorvedores igual à distância fonte-absorvedor. Para cada qualidade a medida da CSR foi feita em três tamanhos de campo ($6\times 6\text{ cm}^2$, $10\times 10\text{ cm}^2$, $15\times 15\text{ cm}^2$) e, por extrapolação, foi encontrada a medida no campo zero como recomendado pela ICRU (10b)^[33]. A distância fonte-detector foi de 100 cm. A Figura 5.2 mostra o arranjo experimental utilizado nas medidas.

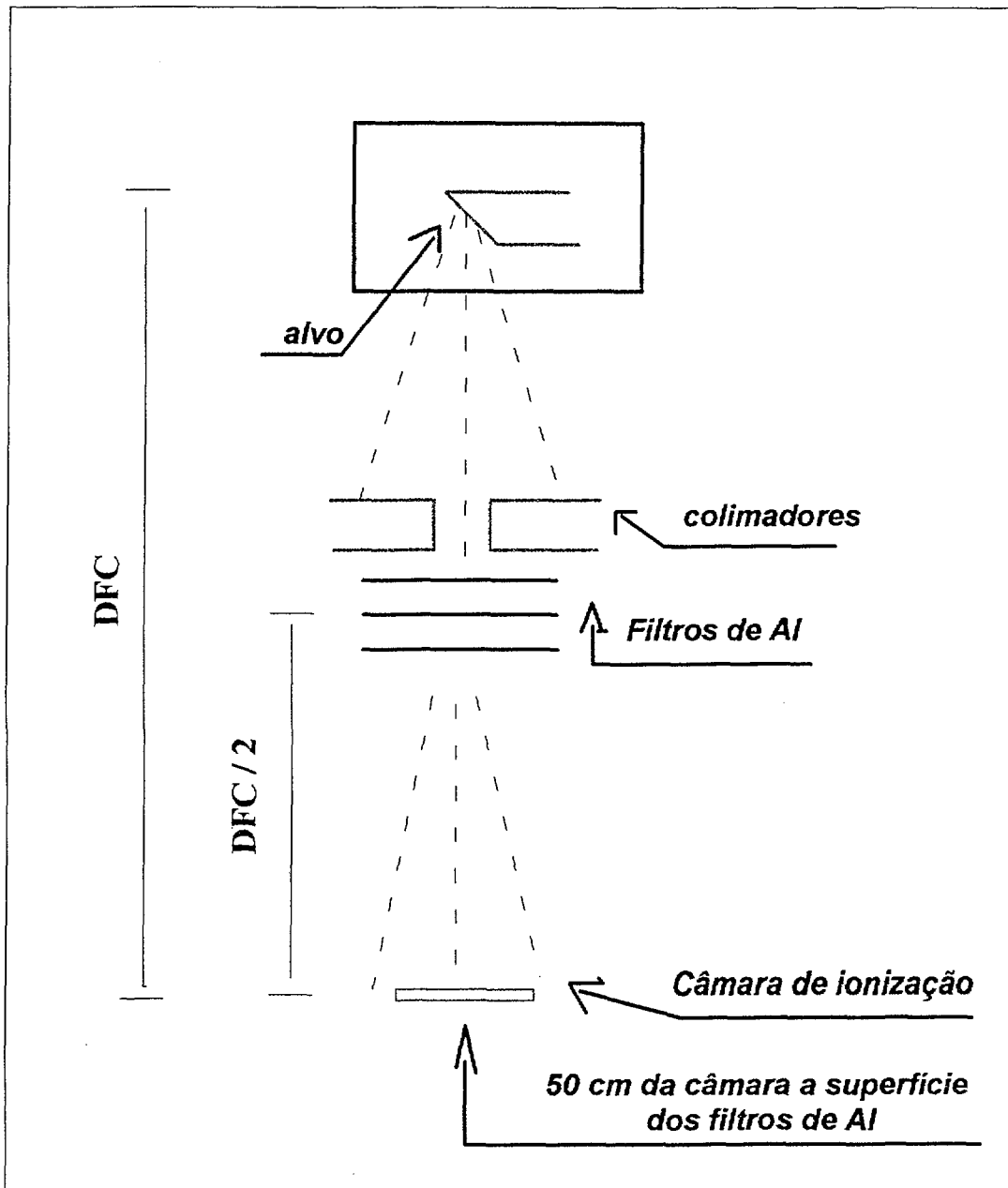


Figura 5.2 Diagrama ilustrando a geometria de medida da CSR. A DFC é igual à distância fonte-câmara.

5.6 Medida do espectro de fótons

Foram medidos espectros de raios X para feixes primários e transmitidos por Al e Pb, utilizando um detector de germânio hiper puro (HP Ge) com janela de berílio, acoplado a um analisador multicanal com saída gráfica. O detector foi posicionado a 150 cm de distância da fonte de raios X com um feixe colimado. Foi usado um colimador (*"pinhole"*) de chumbo junto ao detector de 0,5 mm de diâmetro em todas as medidas para que o efeito de empilhamento (*"pileup"*) fosse considerado negligenciável. A Figura 5.3 mostra esquematicamente o sistema utilizado para a determinação dos espectros.

O espectro de saída do multicanal é representado em altura de pulso por canal. Para transformá-lo em espectro de fótons foi desenvolvido um programa em Fortran.

Para se chegar ao espectro de fótons é preciso que sejam feitas correções para a eficiência do detector, "*k-escape*" e espalhamento Compton, no intervalo de energias considerado. Os pulsos detectados passam por um sistema de preamplificação e então são registrados em um analisador multicanal, o qual está conectado a um computador. A correção da distribuição de altura de pulso para o "*k-escape*", espalhamento Compton e eficiência do detector foi feita de acordo com a eq.(3.1).

A Figura 5.4 mostra um espectro de altura de pulso e um espectro de fótons corrigido em 125 kV para qualidades pesadas, para efeito de comparação.

Na Tabela 5.2 estão as especificações do detector de germânio utilizado.

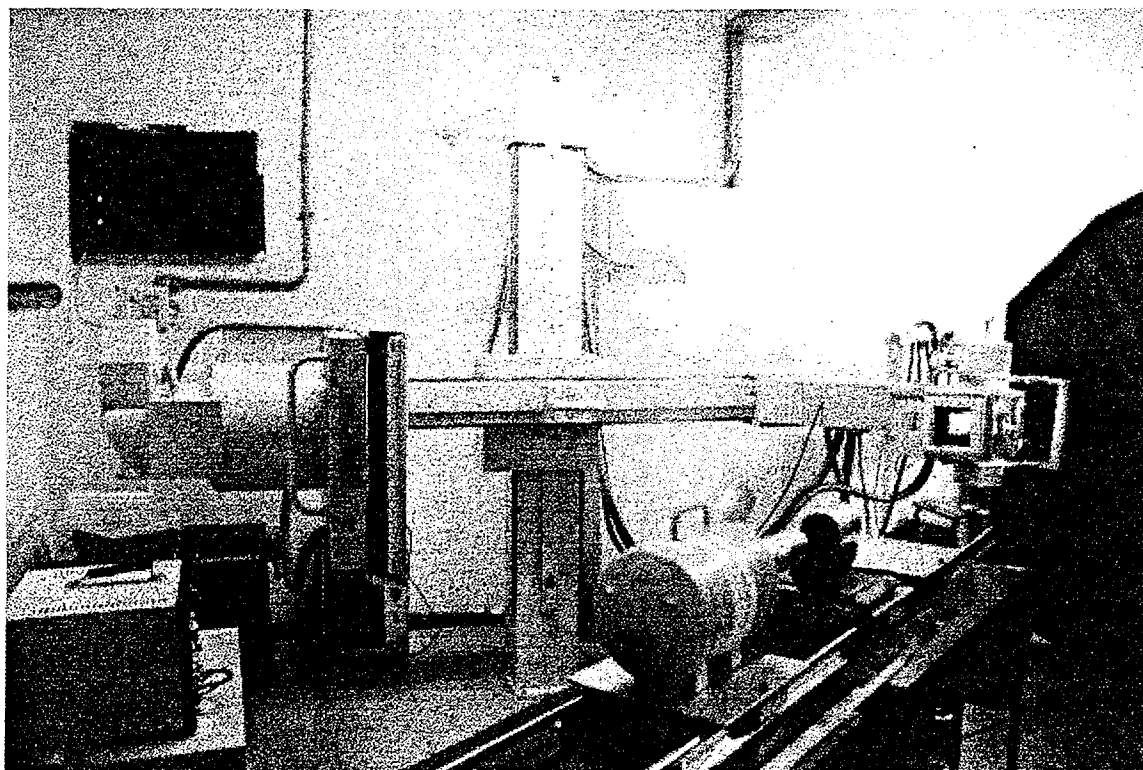


Figura 5.3 Geometria de irradiação para a medida dos espectros transmitidos pelas espessuras de Al ou Pb.

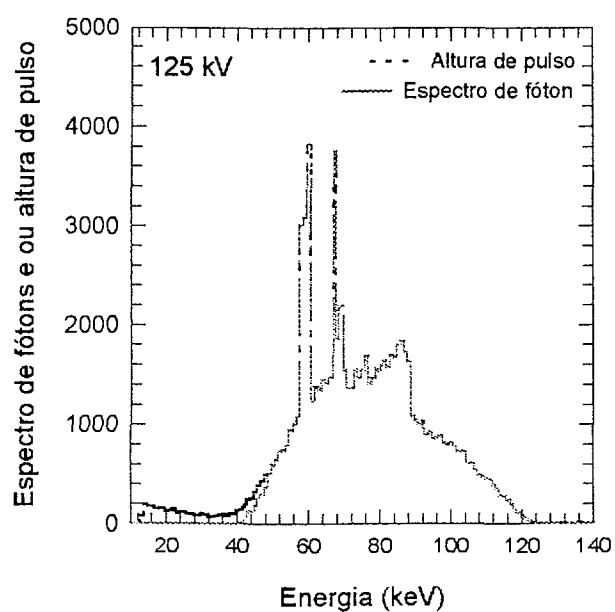


Figura 5.4 Espectro de fótons e altura de pulso medidos para 125 kV, para feixes transmitidos por Al.

Tabela 5.2. Especificações do detector de germânio hiper puro (HP Ge)^[40]

Sistema espectrômetro			
Detector:	Germânio hiper puro modelo: EGP 200 - 13 -X TR voltagem de operação: 1700V capacidade de nitrogênio líquido: 5 litros		
Características de detecção:	Resolução de medidas em keV:	6 keV 0,21	122 keV 0,49
Condições de medida:	Amplificador: tipo: 7245 constante tempo: 6 μ s		
Característica geométrica do cristal:	comprimento: 13 mm diâmetro externo: 16 mm	superfície: 2 cm ² separação capa detector: 3 mm	
Envoltório externo:	diâmetro: 70 mm janela: Be	comprimento: 83 mm espessura: 0,125 mm	

As Figuras 5.5 e 5.6 mostram as curvas de correção para a eficiência do detector e o *k-escape*. Os dados dessas curvas foram obtidos da literatura^[41] os quais foram calculados por meio de simulação de Monte Carlo, para o mesmo detector que foi utilizado neste trabalho.

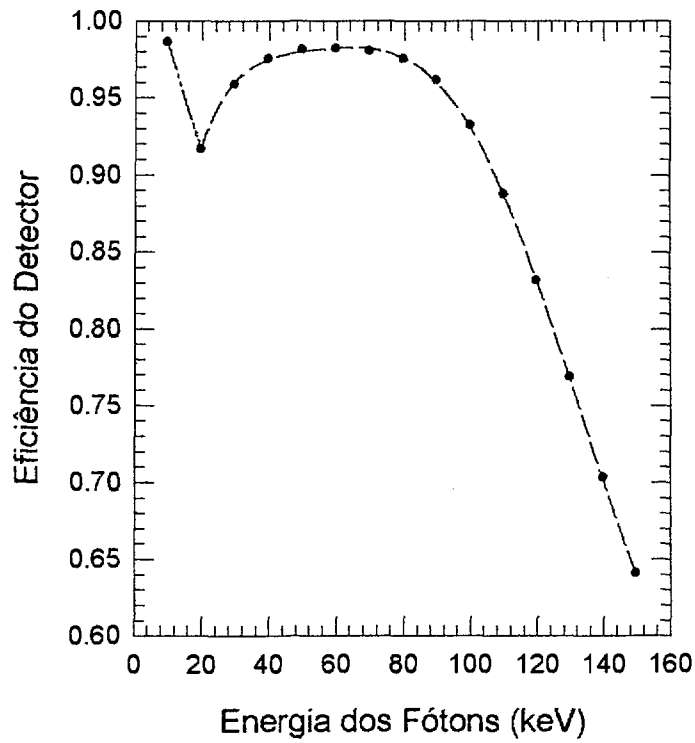


Figura 5.5 Eficiência do detector de Ge em função da energia do fóton^[41].

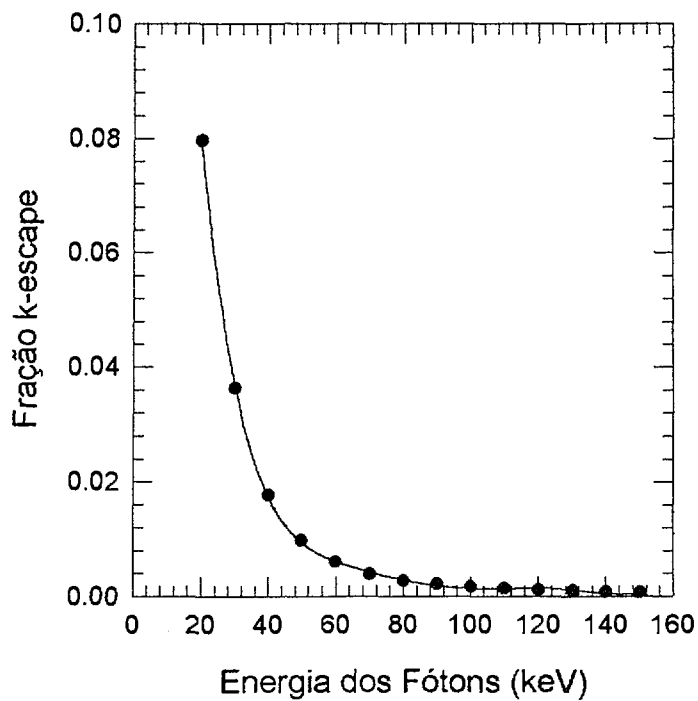


Figura 5.6 k-escape do detector de Ge em função da energia do fóton^[41].

Para os espectros transmitidos por espessuras de chumbo foram utilizadas as seguintes qualidades:

- kV / 3,7 mm Al: 0,2; 0,5 mm Pb
- kV / 3,7 mm Al: 0,2; 0,5 0,7 mm Pb
- kV / 3,7 mm Al: 0,2; 0,5; 0,7; mm Pb
- kV / 3,7 mm Al: 0,2; 0,5; 0,7 mm Pb.

Para cada espectro incidente e transmitido citados acima, foi calculada a energia média dos fótons. A geometria de irradiação utilizada para a medida dos espectros transmitidos pelas espessuras de Pb é aquela mostrada na Figura 5.2. Na determinação da fluência, cada espectro foi trazido de 150 a 100 cm de distância fonte-detector, utilizando a lei do inverso do quadrado da distância já que todas as outras medidas foram realizadas a um metro da fonte.

5.7 Determinação do kerma no ar

Foi realizada a medida direta do kerma no ar utilizando uma câmara de ionização modelo PTW - UNIDOS (ver item 5.5) .

As medidas de rendimento em termos de kerma no ar foram realizadas para as qualidades e condições indicadas nas Tabelas 6.1 e 6.2 (Cap.6) em feixes de raios X incidente e transmitido por Al ou Pb. A corrente utilizada nas medidas teve um mínimo de 10 mA e um máximo de 100 mA. A medida do kerma no ar foi efetuada com o centro geométrico da câmara de ionização posicionado a 100 cm de distância do ponto focal e para um campo de 33 x 33 cm². Por falta de uma câmara de transmissão todas as irradiações foram executadas utilizando o sistema de disparo do próprio aparelho que se manteve bastante estável durante as medidas, como pode ser observado na Figura 5.7.

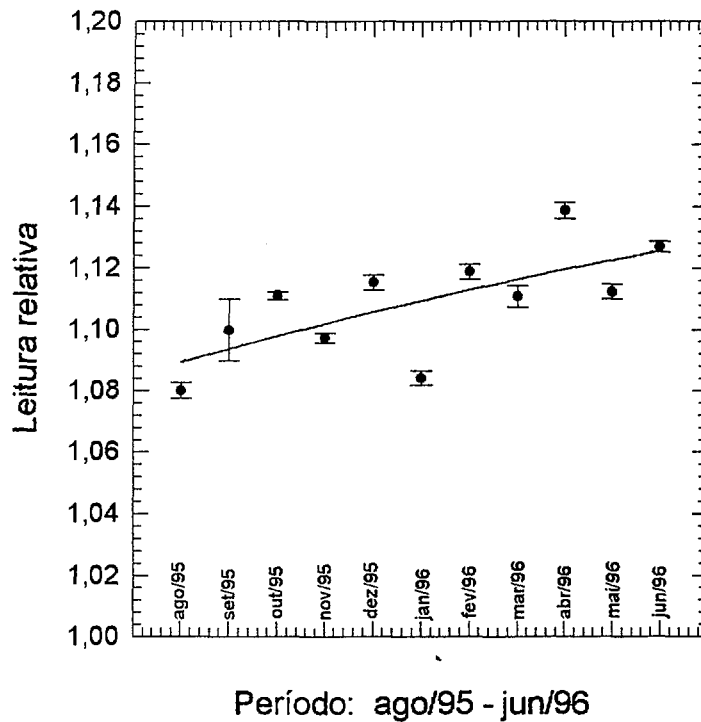


Figura 5.7 Curva de Estabilidade do Aparelho de Raios X, ajustada por um polinômio de primeiro grau.

O kerma no ar foi determinado pela seguinte equação^[42]:

$$K_{ar} = K_Q \times \frac{K_p}{K_m} \times N_{ar} \times M \quad (5-2)$$

M é a leitura direta da câmara de ionização (Gy);

N_{ar} é o fator de calibração da câmara calibrada no laboratório padrão;

K_Q é a correção para a qualidade de radiação;

K_p correção da leitura em relação à uma fonte de ^{14}C quando a câmara foi calibrada;

K_m correção da leitura atual em relação à fonte de ^{14}C ;

As medidas com a câmara de ionização foram repetidas 10 vezes para cada qualidade do feixe de radiação e o valor da leitura M foi obtida como sendo a média aritmética das dez leituras.

5.8 Determinação da dose absorvida na esfera de PMMA

A dose absorvida foi determinada na esfera de PMMA utilizando TLDs.

Na determinação da dose absorvida em diferentes profundidades da esfera de PMMA foram levados em consideração alguns fatores de correção para a medida da dose, como a razão dos coeficientes de absorção de energia, μ_{en} , para o PMMA e o material da esfera da ICRU. Os coeficientes de absorção (μ_{en}), tanto para a esfera de PMMA como para a esfera da ICRU foram obtidos de tabelas da literatura^[43].

Para a determinação da dose absorvida os dosímetros termoluminescentes foram introduzidos em pequenas cavidades localizadas no mesmo plano, a 10 mm, 50 mm e 60 mm de profundidade no eixo central da esfera. Para a realização destas medidas, um cilindro de aproximadamente 1,5cm de diâmetro foi removido da camada central da esfera. O buraco foi preenchido com um outro cilindro, feito do mesmo material, que contém lacunas em sua superfície, onde foram inseridos os TLDs. O tamanho do campo de radiação no ponto de medida da dose absorvida também foi de 33 x 33 cm². A distância do foco à profundidade de medida d , no eixo central da esfera foi de 100 cm. Cada leitura obtida foi corrigida para a sensibilidade e o fator de calibração individual dos TLDs.

Quando uma placa de chumbo é posicionada no feixe de radiação, o espectro transmitido é bastante modificado. Como os fótons de energia baixa são atenuados pelo chumbo, como também há a contribuição devida ao pico de absorção do chumbo em 88 keV e, acima desta energia, os fótons são também

bastante atenuados então é preciso que seja determinada a energia média de cada espectro transmitido para que seja usado corretamente o fator de calibração, $F_{c,E}$, na determinação da dose nas diferentes profundidades da esfera e na determinação do kerma no ar. As Figuras 5.8 e 5.9 mostram os fatores de calibração do LiF para feixes de raios X não atenuados (qualidades leves) e para feixes de raios X atenuados pelo chumbo e alumínio (qualidades pesadas) em função da energia média do fóton.

Para a medida da dose na profundidade, $D_{PMMA}(d)$, e do kerma no ar em feixes de raios X primários, sem atenuação, bastou um único disparo do aparelho de raios X para se ter uma leitura significativa na câmara ou no TLD. Ao serem placas de chumbo posicionadas, foram necessárias dezenas ou centenas de disparos, dependendo da espessura da placa e da tensão aplicada no aparelho, para que se obtivesse uma leitura significativa nos TLDs ou na câmara de ionização. Os pontos de maior desvio nas medidas entre uma leitura e outra foram justamente aqueles de maior atenuação e mais baixa tensão ou seja, as de leitura mais baixa. Nas medidas do kerma no ar o desvio máximo atingido foi 4,6% em 50 kV e 0,5 mm Pb. Já nas qualidades com espessura de Al não foi tão crítico: tanto o kerma no ar como a dose absorvida, $D_{PMMA}(d)$, tiveram um desvio máximo de 1,0 % e 2,6%, respectivamente.

Também foi determinada a energia média dos espectros transmitidos por Al para que fosse usado o fator de calibração correto na determinação da dose absorvida e do kerma no ar. Os espectros transmitidos pelo Al foram bastante modificados (veja seção.6.2), mas não de forma tão acentuada como nos transmitidos por Pb.

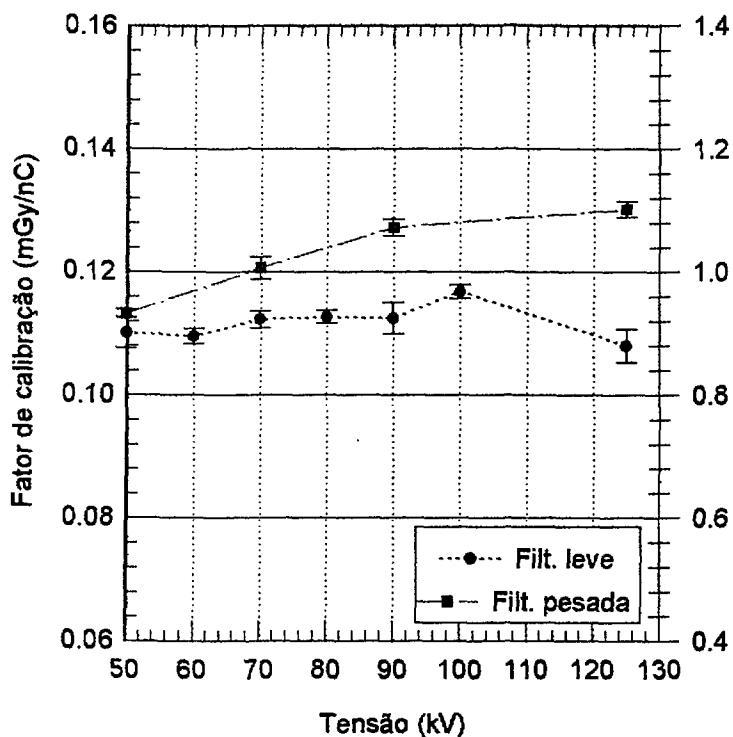


Figura 5.8 Fator de calibração do LiF 100 para feixes de raios X não atenuados nas qualidades QI a QVII (qualidades leves), e feixes de raios X atenuados nas qualidades QVIII a QXI (qualidades pesadas).

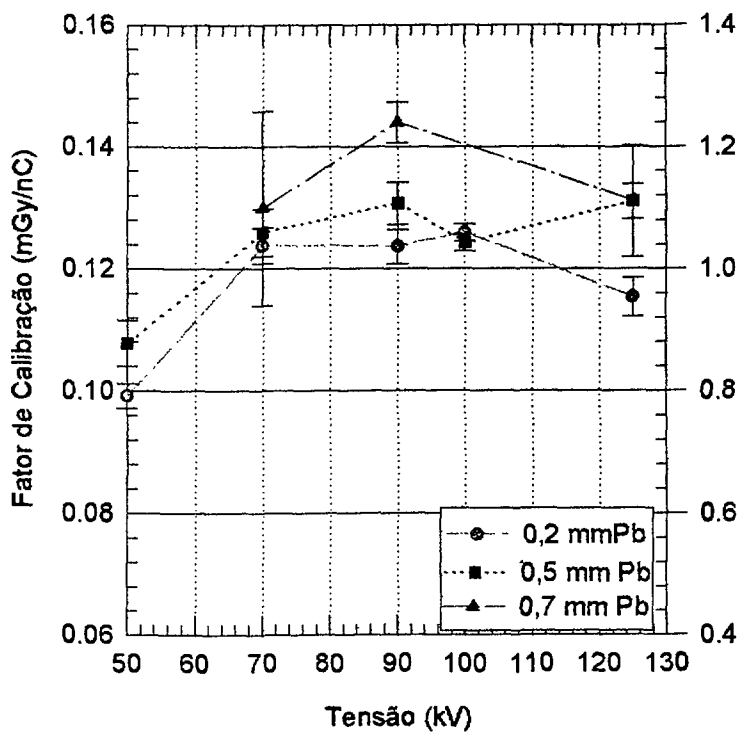


Figura 5.9 Fator de calibração do LiF 100 para várias espessuras de Pb.

5.9 utilização do TLD para medida da dose no fantoma

O TLD tem uma espessura na qual os fótons são absorvidos em maior ou menor quantidade. O efeito dessa absorção é corrigido usando o seguinte fator:

$$F_{ar}(E,d) = \frac{1 - e^{-\mu(E)d}}{\mu(E)d}, \quad (5.3)$$

onde:

$\mu(E)$ é o coeficiente de atenuação linear para fótons de energia E, “d” é o percurso livre médio do fóton no TLD e $F_{ar}(E,d)$ é o fator de correção devido ao efeito de absorção do fóton no TLD em cada profundidade. É impossível estimar exatamente o caminho percorrido pelo fóton para todos os TLDs em todas as posições no fantoma. Assim, a literatura^[44] recomenda assumir uma incidência de fóton perpendicular ou isotrópica, na qual o caminho percorrido é dado por $4V/S$ onde V é o volume e S a área do TLD. Essa hipótese é considerada como uma estimativa razoável na determinação do efeito de absorção no TLD.

Os TLDs podem causar uma perturbação no espectro de fótons no fantoma de interesse. Para minimizar essa perturbação é desejável usar um dosímetro cuja seção de choque para fótons seja a mesma do PMMA. O LiF é um dosímetro quase ideal porque a diferença na seção de choque de fótons não é muito grande comparada com o fantoma e, além do TLD ser muito fino. Assim, não é preciso nenhuma correção para a perturbação.

Nesse trabalho a *dose absorvida*, em cada profundidade, foi calculada da seguinte forma:

$$D_{PMMA}(d) = M \times F_{c,E} \times F_{ar}(E,d) \quad (5.4)$$

onde:

M é a leitura média dos TLDs corrigida para leitura de fundo da leitora e sensibilidade individual de cada TLD; $F_{c,E}$ é o fator de calibração do TLD para a energia E na profundidade d na esfera; $F_{ar}(E,d)$ é o fator de correção devido ao efeito de absorção do fóton no TLD em cada profundidade e energia.

A energia em cada profundidade da esfera de PMMA para as medidas em qualidade leves (Tabela 3.1) foi tomada da literatura^[45]. A variação da energia com a profundidade no fantoma de PMMA encontrada no catálogo de espectros^[45] é pequena para uma mesma tensão aplicada ao tubo de raios X. e uma filtração total em equivalente de Al de 2,5 mm (ver Tabela 3.2). Essa variação diminui para tensão no tubo de raios X mais altas, por conseguinte em energias maiores. Para uma mesma tensão aplicada ao tubo, a energia média dos espectros transmitidos pelo Al ou Pb aumenta. Portanto, levando em consideração que a variação da energia do fóton com a profundidade é pequena com o acréscimo da energia, os fatores de calibração ($F_{c,E}$) para as medidas com feixes de raios X transmitidos determinados utilizando Al ou Pb, usados neste trabalho quando na determinação da dose, foram tomados da energia média dos fótons nos espectros medidos livres no ar.

Tabela 5.3 Lista das energias médias dos espectros livre no ar e na profundidade de um fantoma cúbico (30 cm³) feito de PMMA^[45] em um tamanho de campo 30 x 30 cm² em função da tensão aplicada ao tubo.

Tensão (kV)	Energia Média (keV)			
	10 mm	50 mm	60 mm	sem Fantoma
60	36,4	37,9	38,2	35,3
70	39,5	41,3	41,7	39,0
90	45,7	47,4	47,7	46,1
125	56,8	56,1	56,0	58,0

5.10 Determinação dos fatores de conversão, $H^*(d)/K_{ar}$

Os fatores de retroespalhamento e os coeficientes de conversão foram medidos para os respectivos pontos no eixo central da esfera de PMMA de 30 cm de diâmetro, posicionada no feixe de raios X considerado como paralelo que pode ser interpretado aproximadamente com campo de radiação expandido e alinhado.

A determinação experimental dos coeficientes de conversão, $H^*(d)/K_{ar}$, para o fantoma esférico exigiu medidas do kerma livre no ar, K_{ar} , e do kerma nas três profundidades consideradas: 10, 50 e 60 mm. Esses coeficientes de conversão foram determinados nas três profundidades e na superfície da esfera de PMMA segundo a fórmula empregada por Will^[46]:

$$\frac{H^*(d)}{K_{ar}} = B_{ar} \cdot T_{ar}(d) \cdot \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{a,d}^{ICRU} \quad (5.5)$$

onde:

$B_{ar} = K_{ar}(0)/K_{ar}$ é o fator de retroespalhamento em termos de kerma no ar;

$T_{ar}(d) = K_{ar}(d)/K_{ar}(0)$ é o fator de dose na profundidade d e;

$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{ra,d}^{ICRU}$ é a razão dos coeficientes de absorção mássico de energia para o tecido ICRU e o ar medido sobre o espectro de fluência de energia na profundidade d ;

Para a posição de medida na frente do fantoma (superfície zero) foram realizadas medidas nos seus primeiros centímetros de profundidade, no alcance

da energia considerada e a leitura do dosímetro foi extrapolada^[46] para aquela a ser obtida na distância zero.

5.11 Incertezas associadas às medidas

Com o advento dos programas de garantia de qualidade em radiologia diagnóstica em numerosos países, todos os aspectos sobre a medida quantitativa da dose tem sido considerados muito importante. Os desvios entre um valor medido e seu valor nominal são aceitos somente se eles estiverem dentro de certas margens de tolerância. Dependendo da natureza da grandeza a ser medida eles podem estar abaixo ou acima de certas situações aceitáveis ou não. Em todos os casos, um resultado significativo só pode ser obtido se o instrumento de medida empregado tem incertezas que sejam menores que a margem de tolerância.

A estimativa das incertezas pode ser efetuada por meio de alguns métodos estatísticos conhecidos (tipo A) e/ou (tipo B)^[47].

5.11.1 Incertezas tipo A

Em uma série de medidas, n , como valor observado, x_i , a melhor estimativa da grandeza, x , é dada pela *média aritmética*.

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (5.6)$$

A dispersão dos valores medidos em torno de sua média \bar{x} é caracterizada, para um resultado individual x_i , pelo desvio padrão:

$$s(x_x) = \left[\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \right]^{1/2} \quad (5.7)$$

e a grandeza $s^2(x_i)$ é chamada de variância empírica de uma medida individual, baseada no tamanho da amostra n .

Freqüentemente estamos interessados no valor do desvio padrão da média, escrito como $s(\bar{x})$, para o qual é aplicada a relação geral:

$$s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) \quad (5.8)$$

A incerteza associada a cada valor medido pode ser expressa percentualmente como um coeficiente de variação da seguinte forma:

$$C.V = 100 \frac{s(\bar{x})}{\bar{x}} \quad (5.9)$$

A incerteza padrão tipo A será então identificada como o desvio padrão da média. Em princípio, a incerteza tipo A sempre poderá ser reduzida aumentando o número de leituras n , só que na prática, as possibilidades de redução freqüentemente são limitadas.

5.11.2 Incertezas tipo B

Existem muitas fontes de incertezas que não podem ser estimadas por medidas repetitivas. Elas são chamadas incertezas tipo B. Isso inclui não somente influências da falta de conhecimento no processo de medidas, mas também pouco conhecimento das grandezas que influenciam (pressão, temperatura, etc.), aplicação de fatores de correção ou dados físicos tomados da

literatura, etc. As incertezas tipo B devem ser estimadas já que elas também correspondem a um desvio padrão.

Para assegurar as incertezas associadas com a medida da dose, o erro intrínseco e as incertezas devido às várias grandezas de influência têm que ser levados em consideração. Uma estimativa simples é a raiz quadrada da soma dos quadrados de todas as incertezas e erros que podem ser encontrados. No entanto, essa incerteza resultante^[48] não pode ser maior que $\pm 10\%$ sob condições de referência.

$$\sigma_x = \left[\sum_{i=1}^n \sigma_i^2 \right]^{1/2} \quad (5.10)$$

onde: σ_x , é a incerteza total e x , resulta de uma combinação individual de cada incerteza, σ_i .

Os erros serão propagados sob a suposição de que as incertezas individuais não estão correlacionadas. Assim, para qualquer função z , dependentes de variáveis x, y, \dots , o desvio padrão em z é estimado a partir de:

$$\sigma_z = \left[\left(\frac{dz}{dx} \right)^2 \sigma_x^2 + \left(\frac{dz}{dy} \right)^2 \sigma_y^2 + \dots \right]^{1/2} \quad (5.11)$$

6. RESULTADOS E DISCUSSÕES

6.1 Camada Semi Redutora (CSR)

A CSR do feixe de raios X foi medida de acordo com o procedimento descrito na seção (5.4). As Tabelas 6.1 e 6.2 mostram os resultados da primeira e segunda CSR determinadas para as qualidades definidas nas Tabelas 3.1 e 3.2 para feixes incidentes e transmitidos por espessuras de Al.

Tabela 6.1. Parâmetros de caracterização do espectro de energia dos feixes de raios X incidentes no paciente.

Qualidades	Tensão Nominal (kV)	Primeira CSR (mm Al)	Segunda CSR (mm Al)	Coefficientes de homogeneidade
QI	50	1,8	2,6	0,69
QII	60	2,2	3,1	0,71
QIII	70	2,5	3,8	0,66
QIV	81	2,8	4,4	0,64
QV	90	3,1	5,5	0,56
QVI	102	3,6	6,1	0,59
QVII	125	4,4	7,6	0,58

As Tabelas 6.3 e 6.4 comparam os valores das CSRs fornecidos pelo PTB (norma DIN 6872)^[9] e as medidas neste trabalho. Observando as duas tabelas, pode ser visto um desvio máximo de 6,0% na medida em 125 kV(qualidade QVII). A causa destes desvios pode ser principalmente devido ao fato de que a pureza dos filtros de alumínio utilizados nas medidas não é conhecida e também porque

a filtração total mínima do tubo de raios X em nossas medidas é de 3,7 mmAl, enquanto do PTB é de 2,5 mmAl.

Tabela. 6.2. Parâmetros de caracterização do espectro de energia dos feixes de raios X padronizados como transmitidos pelo paciente.

Qualidades	Tensão Nominal (kV)	Primeira CSR (mm Al)	Segunda CSR (mm Al)	Coefficientes de homogeneidade
QVIII	50	3,7	4,2	0,88
QIX	70	6,5	7,2	0,90
QX	90	8,8	9,9	0,89
QXI	125	11,5	11,7	0,95

Tabela 6.3 Valores da CSR fornecidos pelo PTB(norma DIN 6872)^[9] e os determinados neste trabalho para feixes de raios X que incidem no paciente com filtração total 3,7 mm Al (Qualidades leves).

Qualidades	Tensão Nominal (kV)	CSR (mm Al)		desvio relativo
		PTB	Este trabalho	%
QI	50	1,81	1,8	- 0,01
QII	60	2,13	2,2	+ 3,30
QIII	70	2,45	2,5	+ 0,02
QIV	81	2,78	2,8	+ 0,01
QV	90	3,10	3,1	0,00
QVI	102	3,48	3,6	+ 3,40
QVII	125	4,15	4,4	+ 6,02

Tabela 6.4 Valores da CSR fornecidos pelo PTB(DIN 6872)^[9] e os determinados neste trabalho para feixes de raios X que são transmitidos pelo paciente (qualidades pesadas) com filtração total como indicada na tabela 3.2.

Qualidades	Tensão		CSR (mm Al)		desvio relativo
	Nominal (kV)		PTB	Este trabalho	
QVIII	50	3,75	3,7	- 1,33	
QIX	70	6,77	6,5	- 3,98	
QX	90	9,26	8,8	- 4,97	
QXI	125	11,67	11,1	- 4,88	

6.2 Espectros incidentes e transmitidos

Os espectros experimentais foram medidos usando um detector de **HP Ge** e um sistema de colimação para reduzir a taxa de contagem. Foi empregado um programa de “*stripping*” para gerar o espectro de fótons da distribuição de altura do pulso medida. Só foi possível efetuar as medidas dos espectros incidentes até 70 kV, porque o número de contagens que chega no detector em feixes com tensão acima desta é muito alto, formando assim um empilhamento (“*pileup*”) que distorce o espectro da sua forma original. A Figura 6.1 apresenta os espectros transmitidos por alumínio nas qualidades de radiação que foram utilizadas neste trabalho. As Figuras 6.2 a 6.5 apresentam os espectros incidentes e os transmitidos por placas de chumbo de espessuras 0,0 ; 0,2 ; 0,5 e 0,7 mm. Para efeito de comparação, os espectros são normalizados para a mesma área.

A Figura 6.6a mostra o espectro de fótons medido para 0,7 mm de Pb e 125 kV e o espectro determinado pelo método de Monte Carlo^[35]. Pode ser observado que os espectros mostram uma boa concordância, apesar do espectro experimental apresentar uma área levemente maior.

A Figura 6.6b mostra um espectro de fótons para 125 kV sem atenuação e um espectro para um feixe atenuado com 0,7 mm Pb. A análise da figura mostra que o espectro primário é profundamente modificado ao atravessar a espessura de chumbo. Um aspecto muito importante nesse espectro é o pico de absorção do chumbo em 88 keV que corta de modo bastante acentuado os fótons acima desta energia. Observa-se que os picos característicos do material do alvo, existentes no espectro primário, se mantêm, apesar da grande atenuação sofrida. A modificação do espectro primário ao atravessar a espessura de Pb terá um grande impacto nas grandezas que dependem do espectro de fótons, como $H^*(d)$ e E , o que é um aspecto importante em metrologia, principalmente na monitoração de área, onde se faz necessário estimar a dose efetiva.

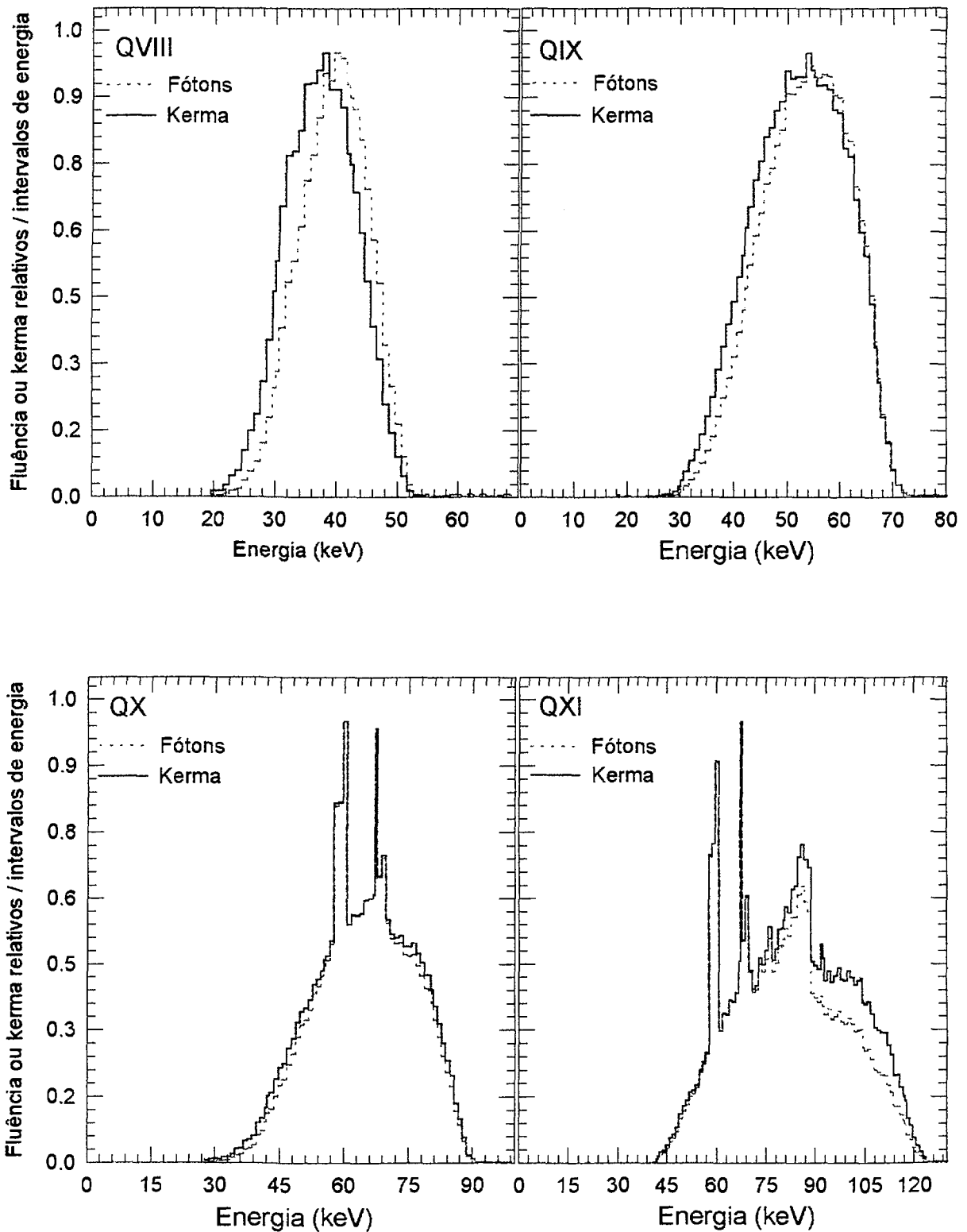


Figura 6.1. Espectros transmitidos por diferentes espessuras de alumínio nas qualidades QVIII, QIX, QX e QXI utilizados na determinação da fluência e kerma no ar em qualidades pesadas, conforme tabela 3.2. Cada espectro está normalizado para sua maior fluência.

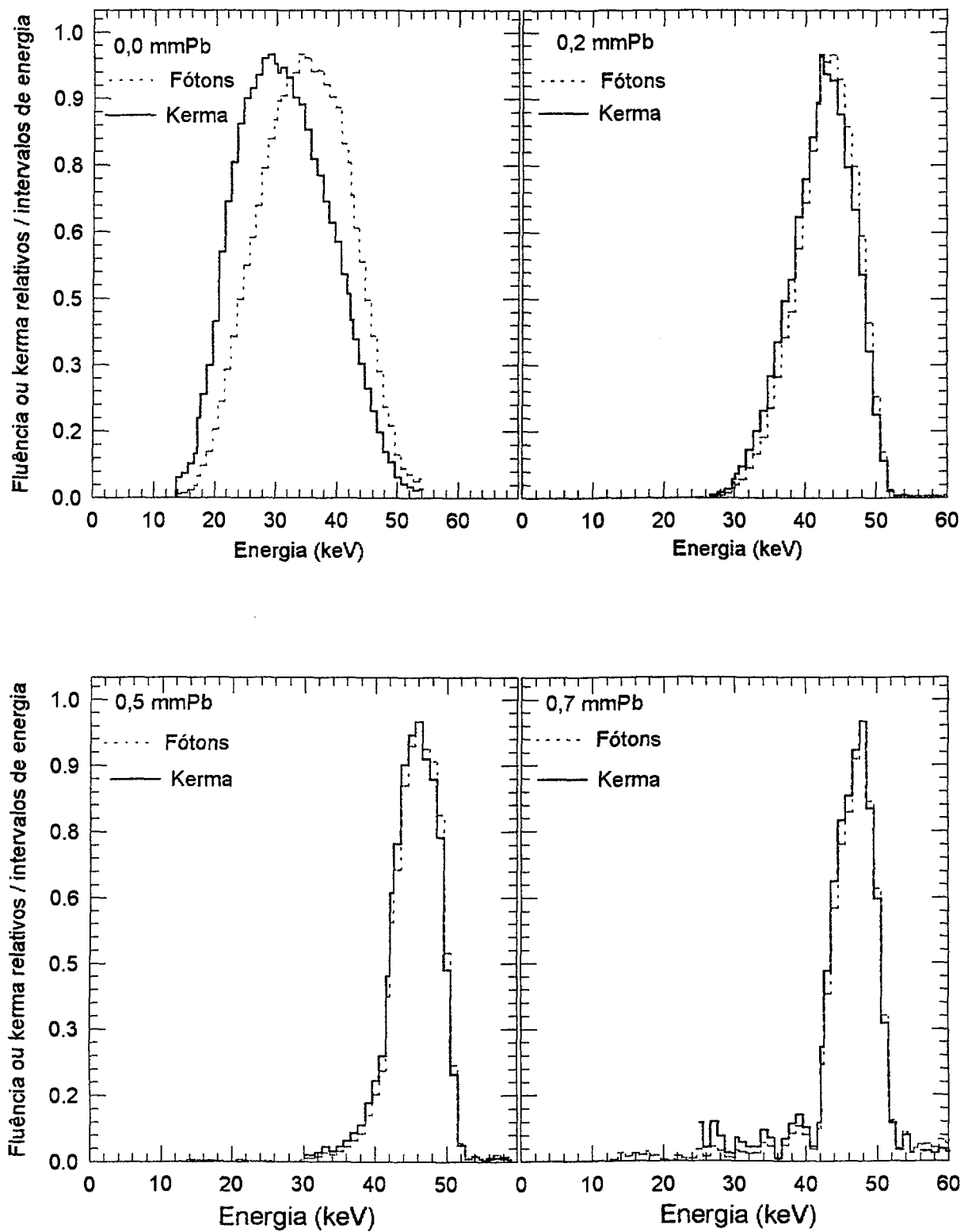


Figura 6.2. Espectros transmitidos por 0,0; 0,2; 0,5 e 0,7 mm Pb para uma tensão de 50 kV aplicados ao tubo de raios X (qualidade QI). Cada espectro está normalizado para sua maior fluência.

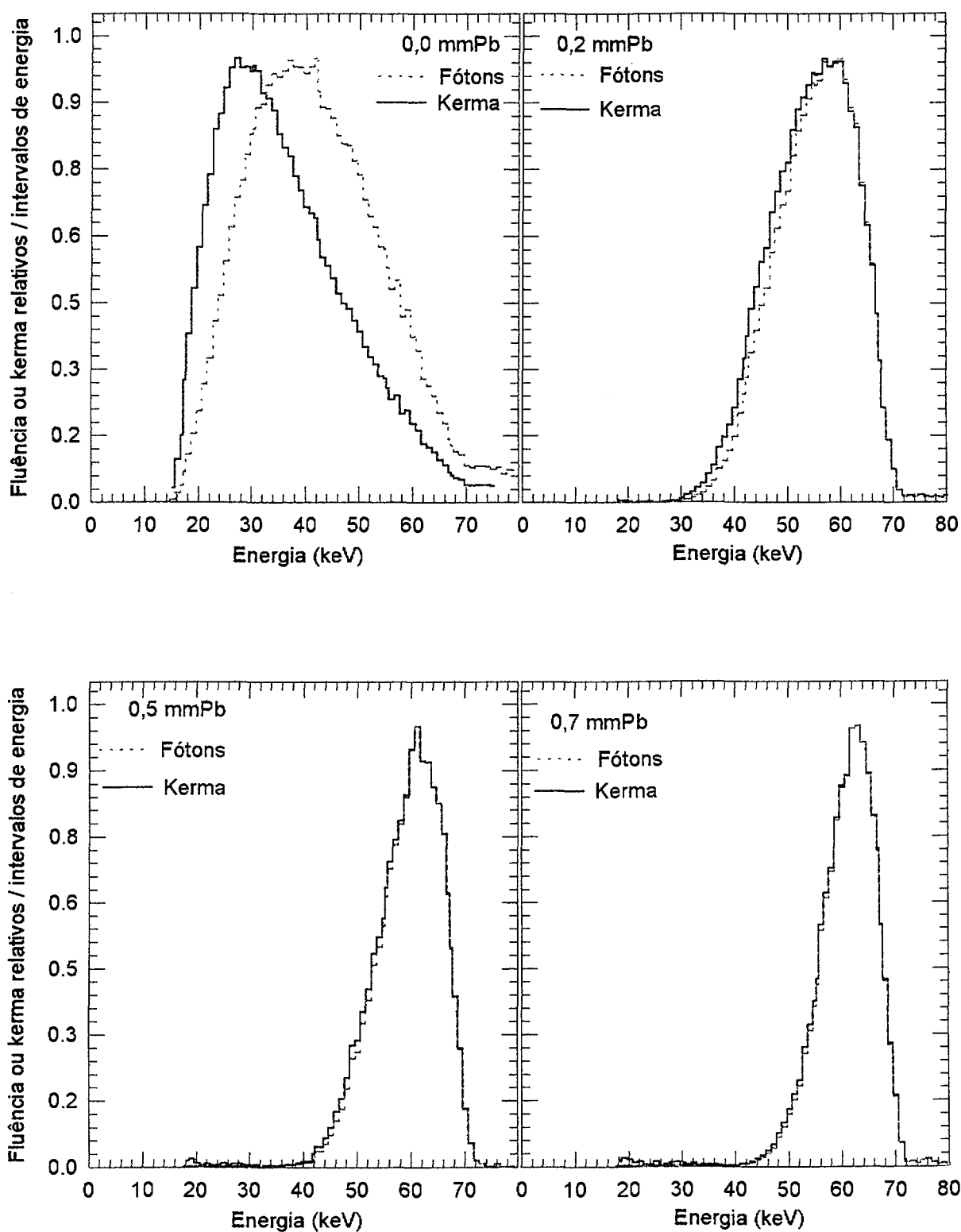


Figura 6.3. Espectros transmitidos por 0,0; 0,2; 0,5 e 0,7 mm Pb para uma tensão de 70 kV aplicados ao tubo de raios X(qualidade QIII). Cada espectro está normalizado para sua maior fluência.

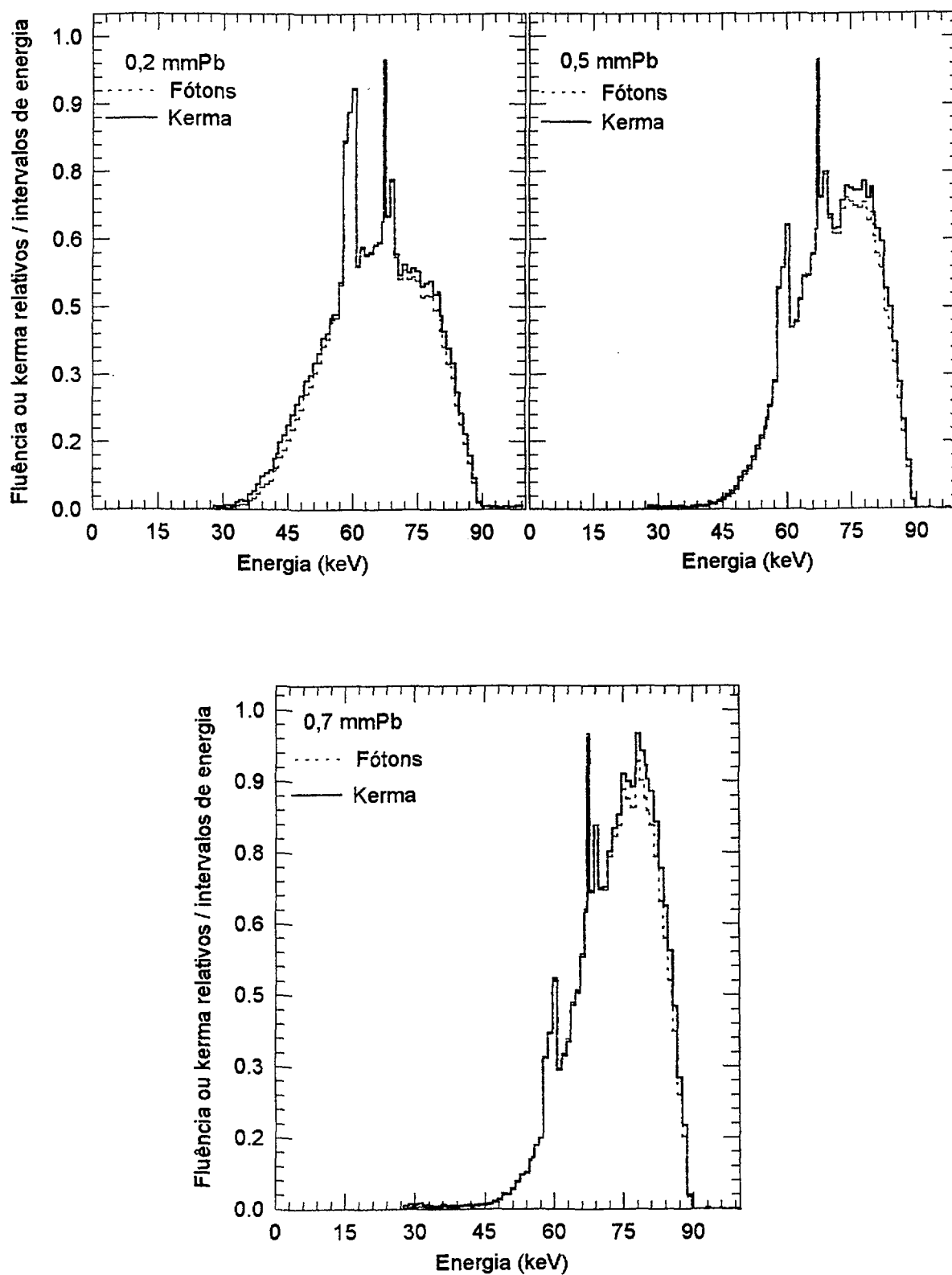


Figura 6.4. Espectros transmitidos por 0,2; 0,5 e 0,7 mm Pb para uma tensão de 90 kV aplicados ao tubo de raios X(qualidade QV). Cada espectro normalizado para sua maior fluência.

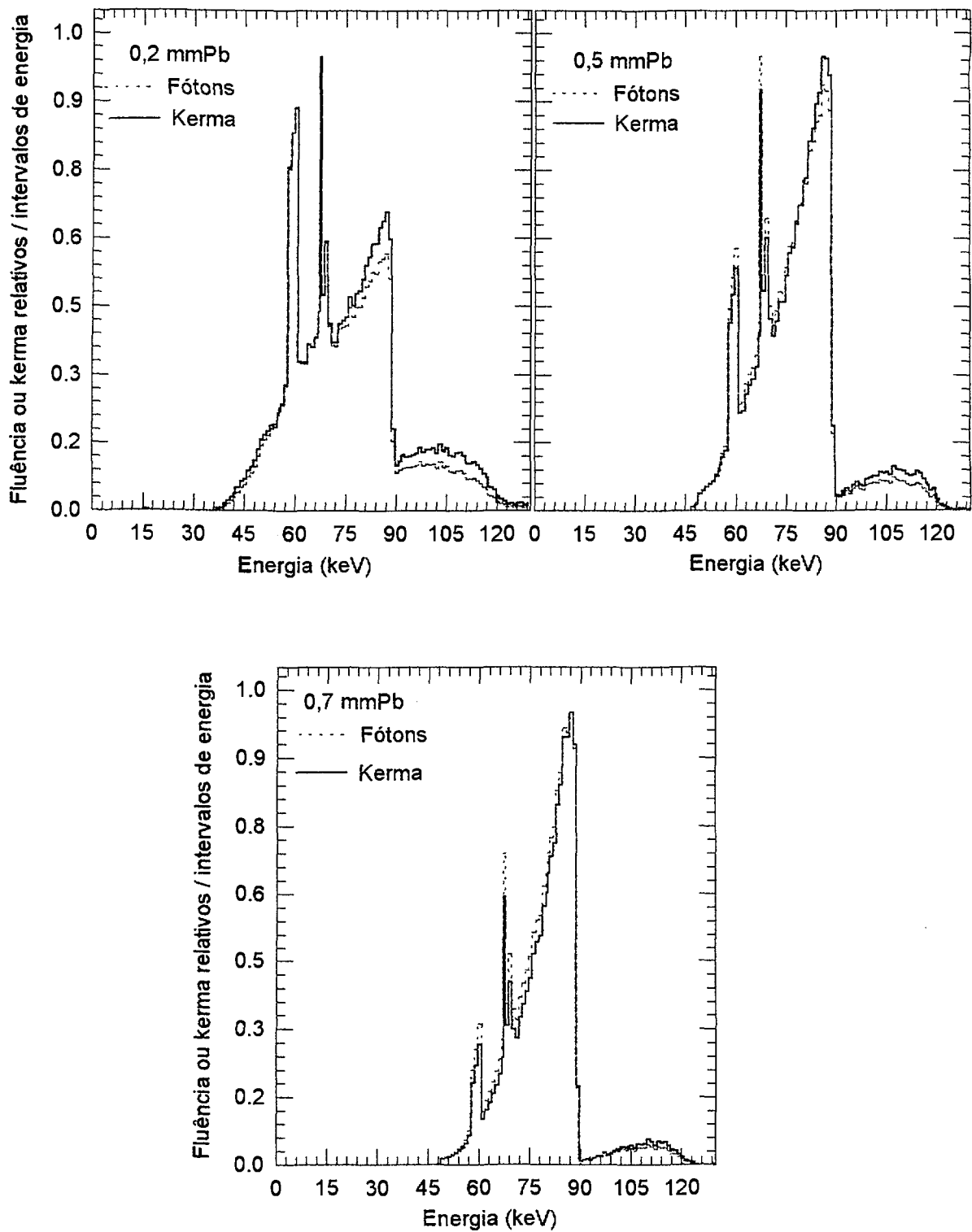


Figura 6.5. Espectros transmitidos por 0,2; 0,5 e 0,7 mm Pb para uma tensão de 125 kV aplicados ao tubo de raios X(qualidade QVII). Cada espectro está normalizado para sua maior fluência.

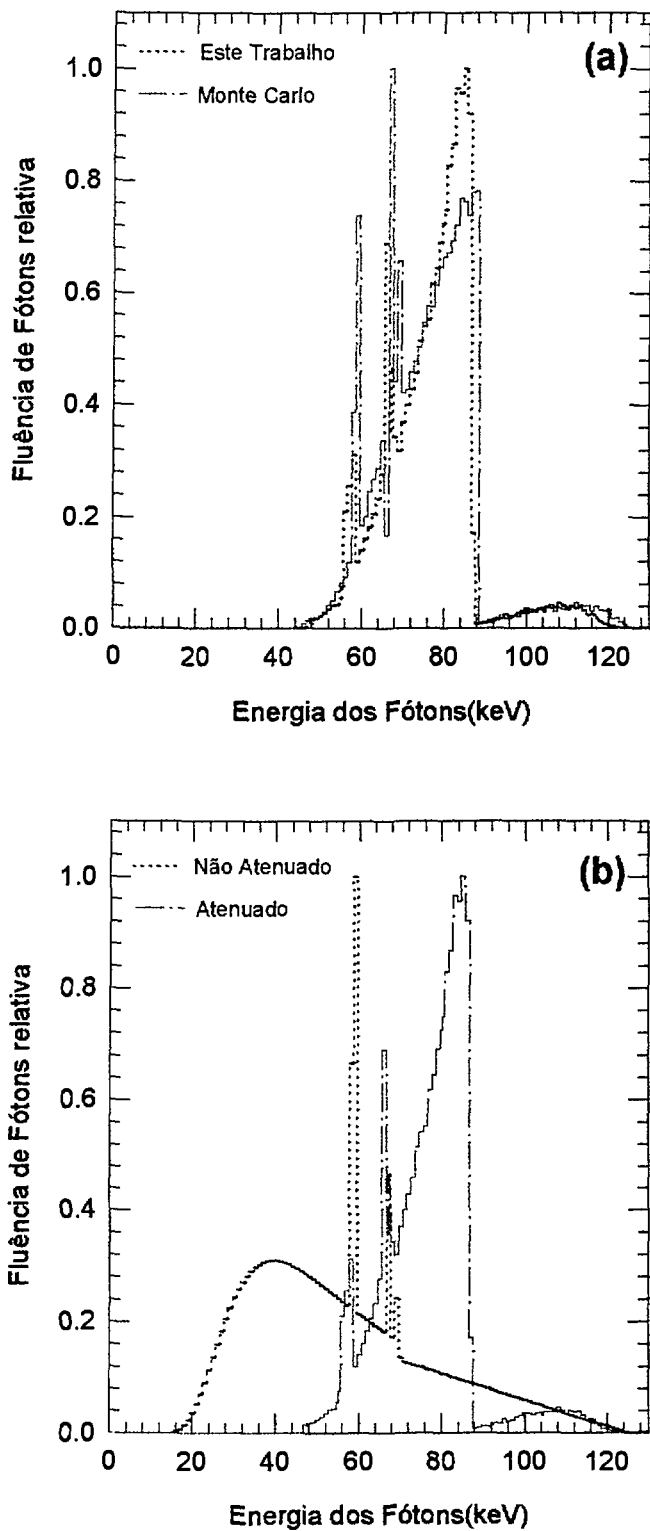


Figura 6.6. (a) Comparação dos espectros de fótons em 125 kV transmitidos por 0,7mm Pb medidos neste trabalho e os determinados por Monte Carlo^[35]; (b) Comparação dos espectros de fótons em 125 kV não atenuado (determinado por Monte Carlo^[49]) e atenuado por 0,7 mm Pb (medido neste trabalho).

A Tabela 6.5 apresenta as energias médias determinadas dos espectros de fótons transmitidos após atravessarem as placas de chumbo. Observa-se que, à medida que a espessura das placas aumenta, os espectros vão ficando com energias médias mais altas até alcançar a energia de corte do pico de absorção do Pb em 88 keV. Na tabela 6.6 estão as energias médias e efetivas para os espectros de feixes incidentes (qualidades leves) e os espectros de feixes transmitidos por espessuras de Al (qualidades pesadas).

Os espectros de raios X são apresentados normalmente como a variação da fluência de fótons em função da energia. Quando é exigida a contribuição da dose absorvida, os dados podem ser representados em termos da energia transferida por unidade de massa de ar ou tecido. As Figuras 6.1 a 6.5 apresentam variação na fluência de fótons e também do kerma no ar em função da energia. Pode ser observado nas figuras que o espectro de kerma vai ficando maior do que o espectro de fótons à medida que o feixe atravessa placas de chumbo ou alumínio mais espessas. A Tabela 6.5 mostra as energias médias dos espectros de kerma no ar para os feixes de raios X transmitidos por espessuras de Pb.

Tabela 6.5. Energia média dos espectros transmitidos por espessuras de placas de chumbo.

Espessura (mm Pb)	Energia média do espectro (keV)							
	50 kV		70 kV		90 kV		125 kV	
	fóton	kerma	fóton	kerma	fóton	kerma	fóton	kerma
0,2	42,9	42,1	54,9	54,6	63,7	65,1	71,7	76,0
0,5	45,9	45,1	58,8	59,0	69,0	70,5	75,4	78,4
0,7	48,0	45,2	60,8	60,5	71,7	73,0	77,1	79,5
1,0	-	-	-	-	74,0	-	78,7	-
1,2	-	-	-	-	-	-	79,6	-
1,5	-	-	-	-	-	-	80,7	-

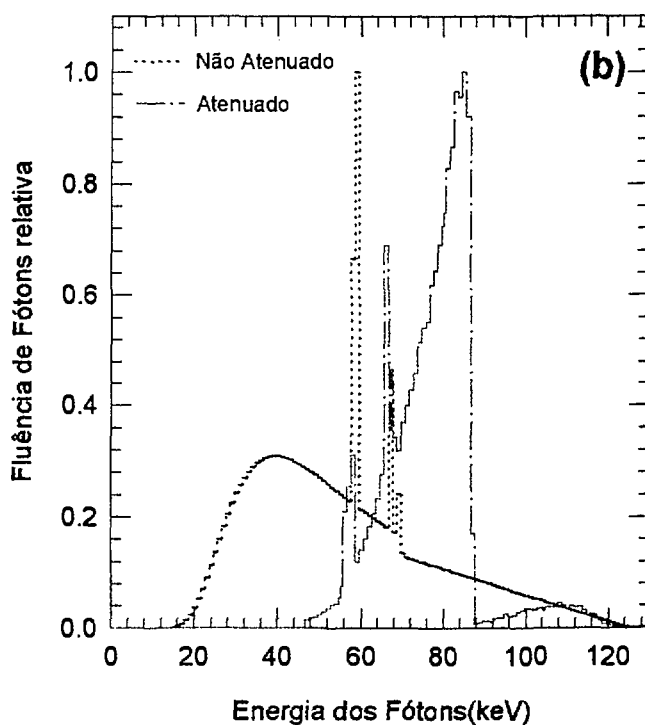
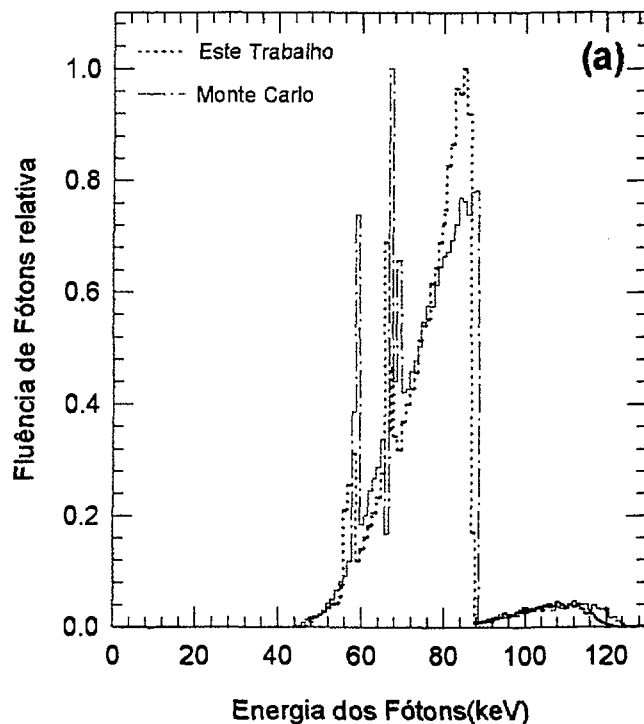


Figura 6.6. (a) Comparação dos espectros de fótons em 125 kV transmitidos por 0,7mm Pb medidos neste trabalho e os determinados por Monte Carlo^[35]; (b) Comparação dos espectros de fótons em 125 kV não atenuado (determinado por Monte Carlo^[49]) e atenuado por 0,7 mm Pb (medido neste trabalho).

A Tabela 6.5 apresenta as energias médias determinadas dos espectros de fótons transmitidos após atravessarem as placas de chumbo. Observa-se que, à medida que a espessura das placas aumenta, os espectros vão ficando com energias médias mais altas até alcançar a energia de corte do pico de absorção do Pb em 88 keV. Na tabela 6.6 estão as energias médias e efetivas para os espectros de feixes incidentes (qualidades leves) e os espectros de feixes transmitidos por espessuras de Al (qualidades pesadas).

Os espectros de raios X são apresentados normalmente como a variação da fluência de fótons em função da energia. Quando é exigida a contribuição da dose absorvida, os dados podem ser representados em termos da energia transferida por unidade de massa de ar ou tecido. As Figuras 6.1 a 6.5 apresentam variação na fluência de fótons e também do kerma no ar em função da energia. Pode ser observado nas figuras que o espectro de kerma vai ficando maior do que o espectro de fótons à medida que o feixe atravessa placas de chumbo ou alumínio mais espessas. A Tabela 6.5 mostra as energias médias dos espectros de kerma no ar para os feixes de raios X transmitidos por espessuras de Pb.

Tabela 6.5. Energia média dos espectros transmitidos por espessuras de placas de chumbo.

Espessura (mm Pb)	Energia média do espectro (keV)							
	50 kV		70 kV		90 kV		125 kV	
	fóton	kerma	fóton	kerma	fóton	kerma	fóton	kerma
0,2	42,9	42,1	54,9	54,6	63,7	65,1	71,7	76,0
0,5	45,9	45,1	58,8	59,0	69,0	70,5	75,4	78,4
0,7	48,0	45,2	60,8	60,5	71,7	73,0	77,1	79,5
1,0	-	-	-	-	74,0	-	78,7	-
1,2	-	-	-	-	-	-	79,6	-
1,5	-	-	-	-	-	-	80,7	-

Como o kerma no ar é obtido quando se aplica o coeficiente de transferência de energia mássico, μ_{tr}/ρ , do ar à fluência, a diferença entre os dois espectros para uma mesma fluência, depende somente dos valores de μ_{tr}/ρ para as energias que compõem o espectro transmitido. Esses espectros (μ_{tr}/ρ) diminuem até aproximadamente 70 keV, onde há menor energia e portanto maior habilidade de espalhamento do fóton. A partir daí seus valores começam a aumentar com a energia do fóton. O espectro de kerma no ar foi determinado a partir do espectro de fótons usando os fatores de conversão de fluência para kerma no ar, k_{ar}/Φ , tomados da literatura^[49]. Esses fatores são calculados usando os valores de coeficientes de transferência de energia mássico do ar.

A absorção do feixe de raios X primário quando ele passa através do paciente é reproduzida como uma resposta diferencial pelo receptor de imagem. A imagem pode ser visualizada pela exposição do filme, com ou sem tela intensificadora. O espectro de saída consiste parcialmente daquela fração do espectro que não tem absorção ou espalhamento diferencial e que contém a informação diagnóstica, e, parcialmente, de raios X espalhados que contribuem para aumentar o BG. O uso de grades reduz o espalhamento mas não o elimina. Foram determinados espectros sob condições de feixe estreito (sem espalhamento) dos quais a informação diagnóstica é obtida (ver Figura 6.1). A Tabela 6.6 mostra as energias médias dos espectros de fótons, do kerma no ar e também as energias efetivas dos espectros incidentes e transmitidos por espessuras de Al (qualidades pesadas).

A Figura 6.7 apresenta os espectros incidentes e transmitidos pelo Al em 50 e 70 kV, para efeito de comparação. A Tabela 6.7 apresenta os valores das energias médias determinadas e os obtidos na literatura para as qualidades de radiação de feixes de raios X transmitidos por Al. Como pode ser visto na figura, há um excelente acordo das medidas e as obtidas na literatura científica para estas qualidades.

Tabela 6.6. Energia média dos espectros primário e transmitido por diferentes filtrações equivalentes de alumínio.

Tensão Indicada (kV)	Qualidades leves			Qualidades pesadas		
	Energia(keV)			Energia (keV)		
	média		efetiva	média		efetiva
	fóton	kerma		fóton	kerma	
50	33,9	31,3	28	38,9	37,4	36
60	35,3	32,6	30	-	-	-
70	39,0	36,0	31	52,2	52,3	47
90	-	-	34	62,7	61,2	59
125	-	-	39	76,7	82,4	72

Tabela 6.7 Comparação entre a energia média para espectros transmitidos por filtrações equivalentes de alumínio determinadas neste trabalho e as encontradas na literatura^[48].

Tensão indicada (kV)	Energia média (keV)		desvio relativo (%)
	IAEA ^[48]	Este trabalho	
50	38,8	38,8	0
70	51,8	51,9	+ 0,2
90	62,9	62,7	- 0,3
125	76,3	76,7	- 0,5

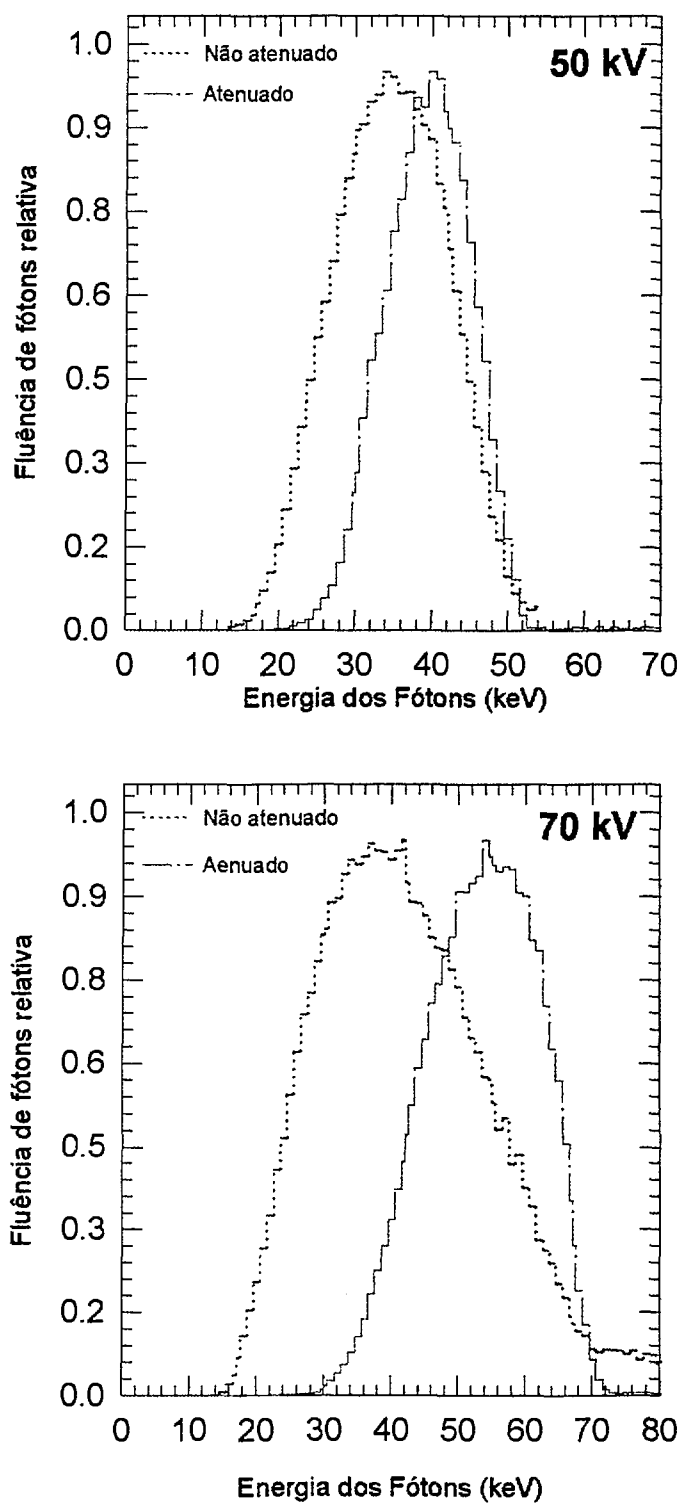


Figura 6.7. Espectros não atenuados (qualidades leves) e atenuadas (qualidades pesadas) por Al em 50 e 70 kV, para efeito de comparação.

6.3 Retroespalhamento e Fator de dose em profundidade

O fator de retroespalhamento, B_{ar} , é dado pela razão do kerma no ponto de medida na superfície do fantoma e a kerma livre no ar, K_{ar} , no mesmo ponto sem o fantoma. A função do fator de retroespalhamento é fornecer o fator pelo qual a dose absorvida é acrescida pela radiação que foi retroespalhada pelo fantoma. O retroespalhamento indica o quanto a dose absorvida aumentou devido à radiação retroespalhada pelo fantoma. Ele é uma função do tamanho do campo e da energia do fóton.

Para radiação de feixe primário o retroespalhamento é pequeno. A qualidade em que ocorre retroespalhamento máximo depende da área do campo em questão. Para um mesmo campo de radiação a retrodispersão máxima vai chegando lentamente a um máximo comparada a radiação de feixes transmitidos por Al ou Pb como mostra a Figura 6.8a. A explicação para isto é que com a radiação do feixe primário (incidente), a região que pode efetivamente espalhar radiação em um ponto da superfície é muito pequena porque essa radiação é rapidamente absorvida no meio. Assim, o retroespalhamento em caso de energia baixa é pequeno.

O fator de dose profunda, T_{ar} , é a razão da dose na profundidade d abaixo da superfície do fantoma e a dose na superfície do fantoma no mesmo ponto de medida. O fator de dose profunda depende da profundidade "d", da distância fonte-superfície do fantoma, largura do feixe e da qualidade da radiação.

No caso de radiação com energias altas, os elétrons colocados em movimento pela interação de fótons são projetados primariamente na direção anterior; assim, o número de elétrons aumenta com a profundidade até uma profundidade igual ao alcance dos elétrons. Para esse ponto a dose diminui com a profundidade devido à atenuação dos fótons. Como resultado, primeiro a dose aumenta e a seguir diminui. No caso de energias baixas o alcance dos elétrons é tão pequeno que esse efeito não é observado e a dose cai continuamente na

medida em que a profundidade aumenta. As Figuras 6.8b e 6.9 mostram os fatores de dose profunda a 10, 50 e 60 mm de profundidade na esfera de PMMA em 50, 70, 90 e 125 kV para qualidades com espessuras de Al e Pb respectivamente.

A Figura 6.10 mostra os fatores de retrodispersão e os fatores de dose profunda (em 10 mm na esfera de PMMA), como uma função da energia do fóton para espectros transmitidos por Pb (qualidades pesadas) determinados, relativos àqueles obtidos na literatura^[46] para a esfera do ICRU e determinados em qualidades de série A (espectro estreito) da publicação ISO 4037^[11]. Pode ser observado que a variação máxima para o retroespalhamento e para a dose profunda está em torno de 10% e 14% respectivamente. Essa variação é atribuída à diferença nos materiais que constituem os dois fantasmas.

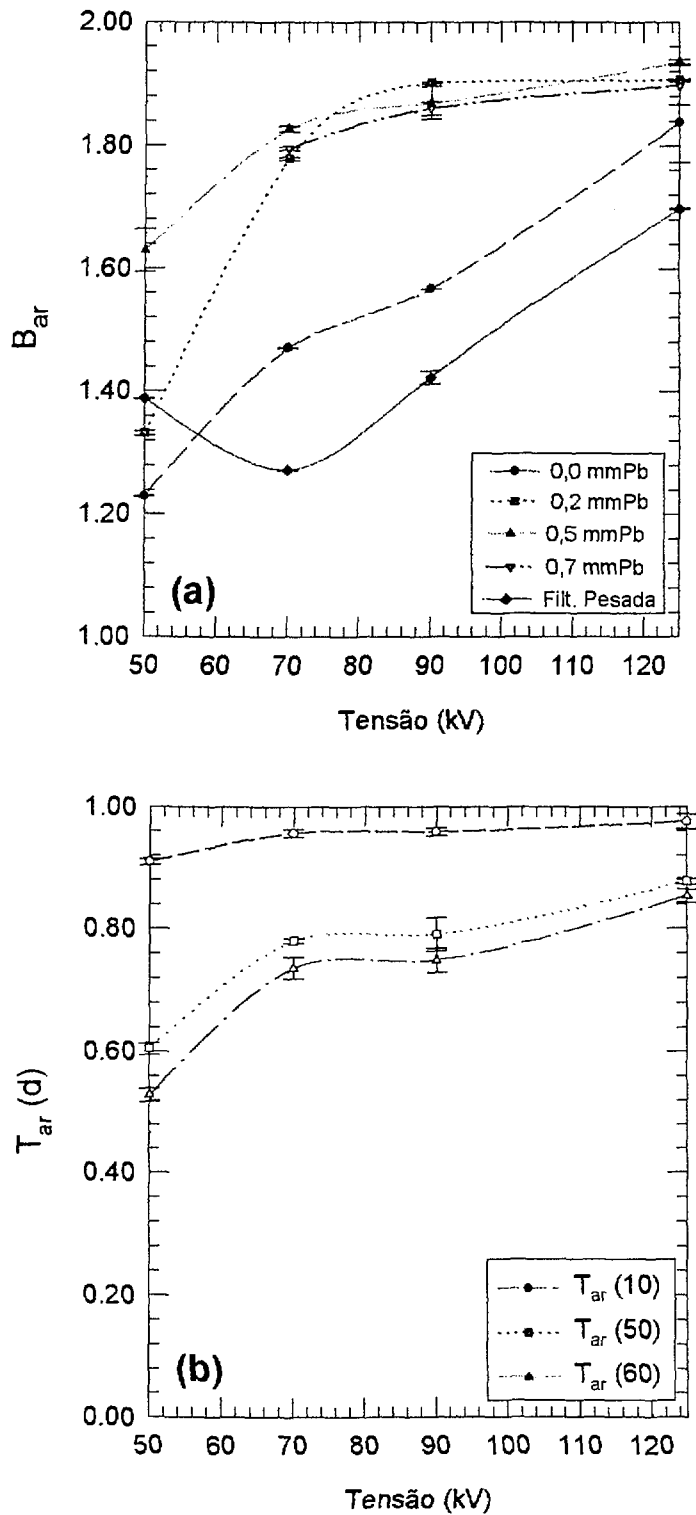


Figura 6.8. (a) Fator de retroespalhamento, B_{ar} , medido no eixo principal de uma esfera de PMMA para espectros incidentes e transmitidos por espessuras de Al e Pb em função da tensão aplicada; (b) Fator de dose profunda, T_{ar} , a 10, 50 e 60 mm de profundidade na esfera de PMMA para feixes transmitidos por espessuras de Al(qualidades pesadas).

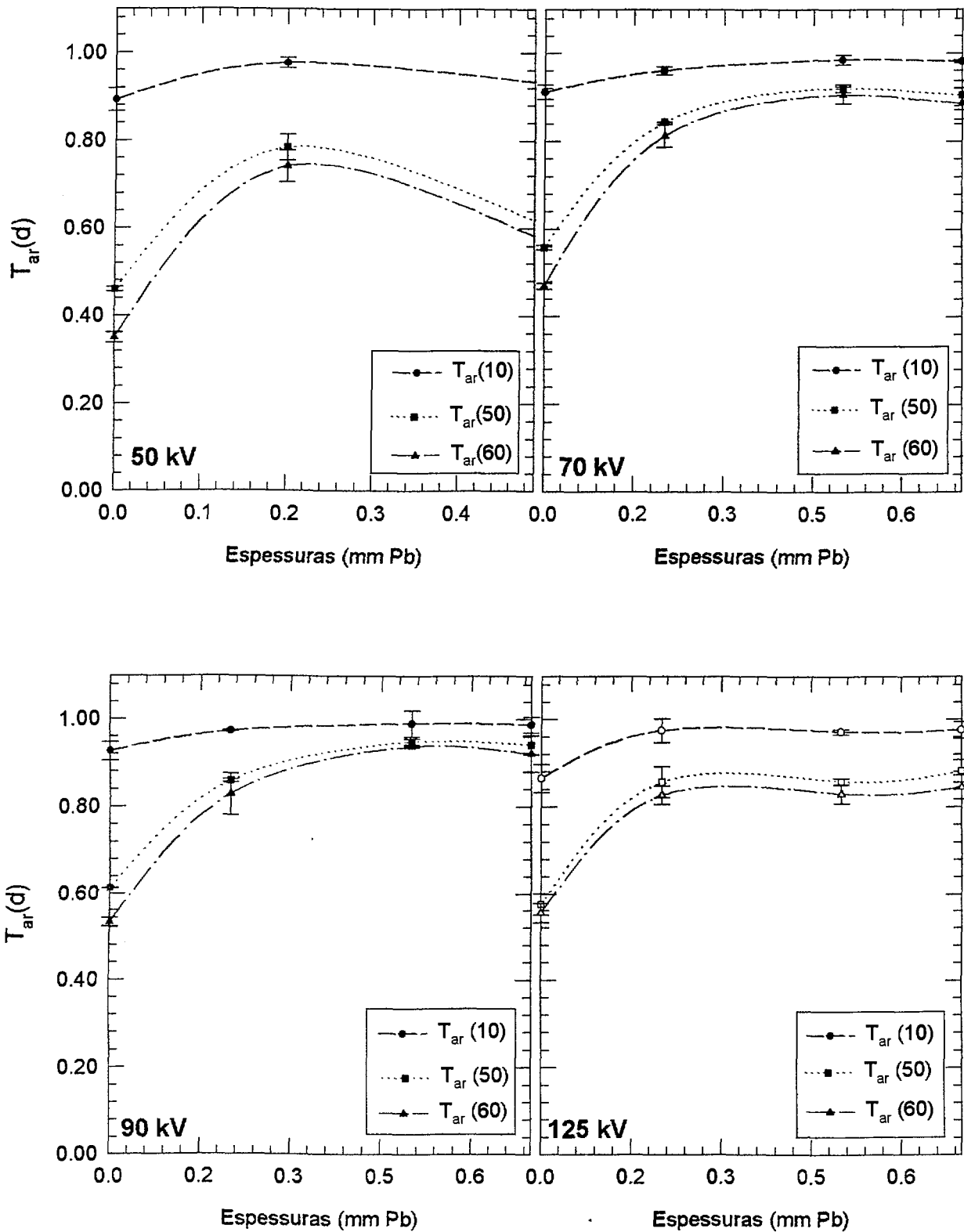


Figura 6.9. Fator de dose profunda a 10, 50 e 60 mm de profundidade no eixo central de uma esfera de PMMA para espectros incidentes e transmitidos por espessuras de Pb em 50, 70, 90 e 125 kV.

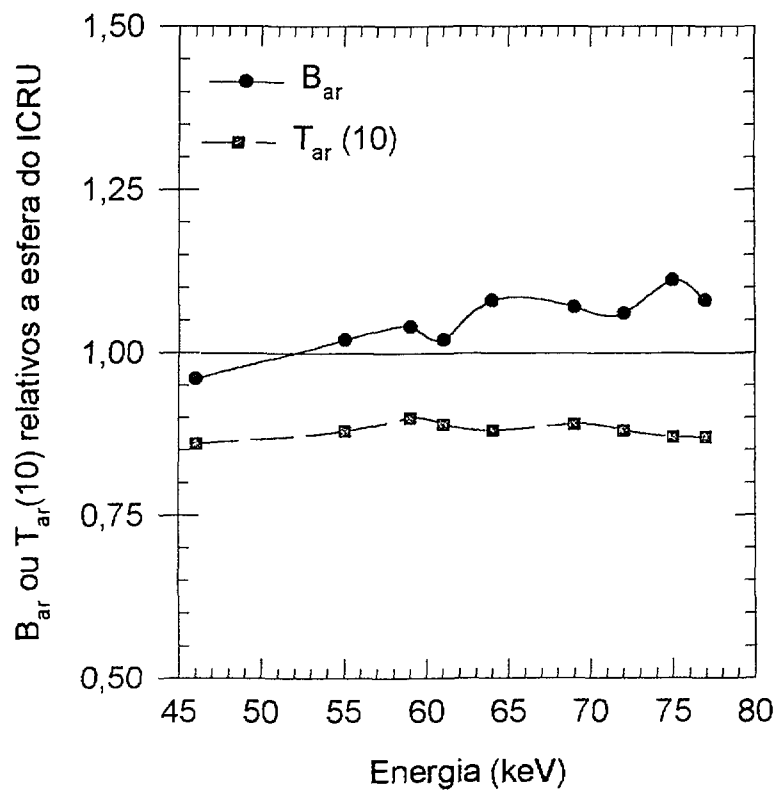


Figura 6.10. Efeito do material do fantoma de PMMA e da esfera do ICRU no retroespalhamento e no fator de dose profunda^[46].

6.4 Coeficientes de conversão do kerma no ar, K_{ar} , e fluência de fótons, Φ para o equivalente de dose ambiental, $H^*(d)$,

A Figura 6.11a mostra os coeficientes de conversão de kerma no ar, K_{ar} , e fluência Φ para $H^*(10)$ para fótons monoenergéticos fornecidos pela publicação ICRU 47^[20]. Um dos critérios da ICRU é que uma grandeza operacional deve fornecer uma estimativa conservativa da dose efetiva, E , a grandeza para limitação do risco.

Para se chegar ao equivalente de dose no tecido ICRU, uma boa aproximação é conseguida aplicando o fator de conversão ao valor da dose absorvida medido na esfera de PMMA. Esse fator é a razão do coeficiente de absorção de energia mássico do material equivalente ao tecido ICRU por aquele medido no PMMA sobre a mesma fluência espectral no ponto de medida^[50]. Os coeficientes de absorção de energia mássico para o tecido ICRU e PMMA foram tomados da tabela do Hubbel^[43]. A Figura 6.11b mostra estes coeficientes para os dois materiais (tecido ICRU e PMMA).

Em geral, para a calibração de instrumentos em Proteção Radiológica o valor do equivalente de dose ambiental pode ser obtido a partir do kerma no ar, aplicando fatores de conversão. No intervalo de energias considerado esses fatores de conversão têm sido obtidos, até agora, somente através de cálculos, considerando os espectros primários ou transmitidos por espessuras de chumbo. Para as qualidades de feixes de raios X transmitidos pelo paciente (qualidades pesadas com filtração de alumínio), esses coeficientes não são encontrados na literatura.

As Figuras 6.12 a 6.16 mostram os fatores de conversão normalizados para o kerma no ar e a fluência determinados. A fluência é dada pelo número de fótons incidente dividido pela área transversal do colimador ("*pinhole*") utilizado para colimar o feixe de fótons. As incertezas estatística de cada valor determinado estão apresentados nos gráficos em forma de barras.

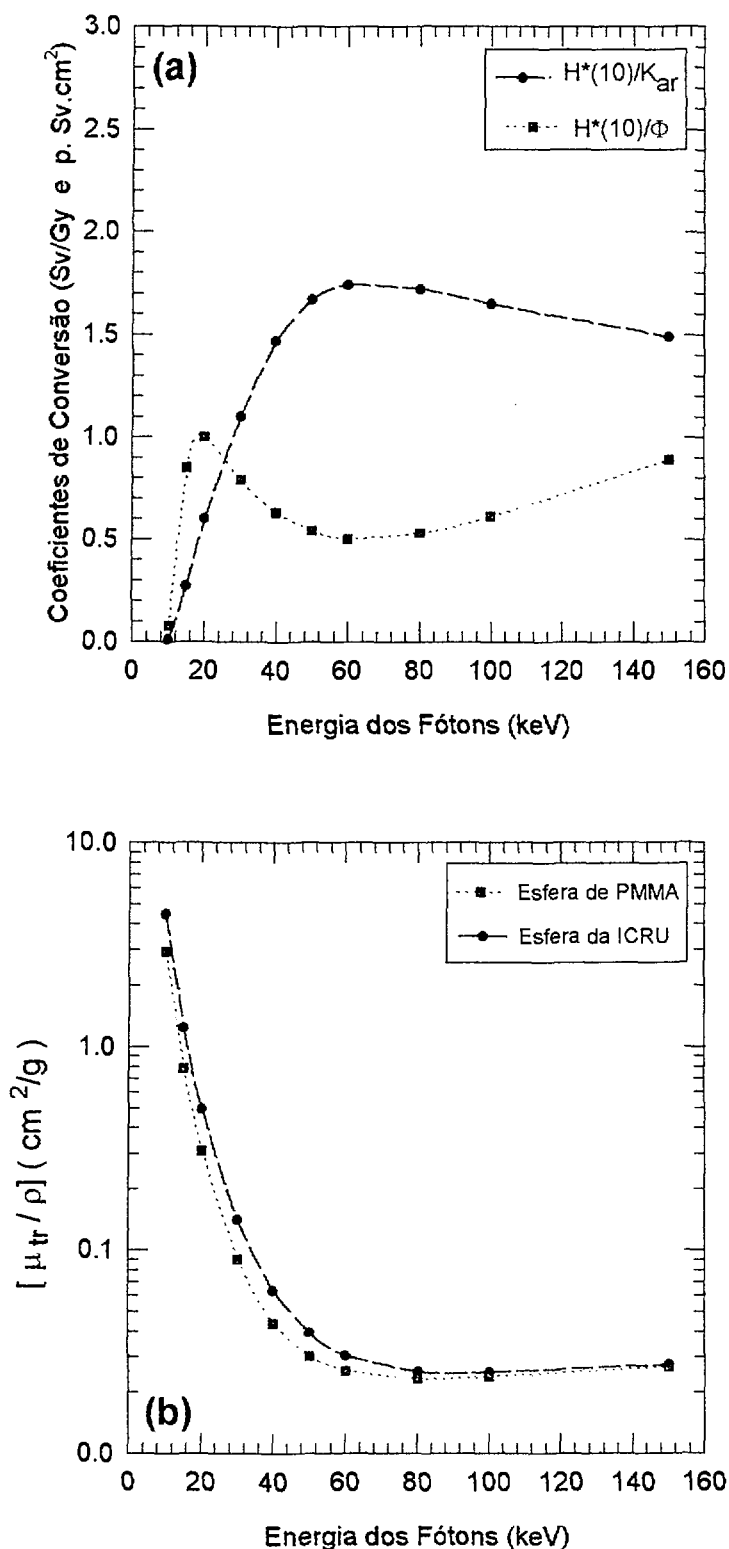


Figura 6.11. (a) Coeficientes de conversão de Φ e K_{ar} para $H^*(10)$ para fótons monoenergéticos^[20]. (b) Coeficientes de transferência de energia mássico em função da energia do fóton para o tecido ICRU e PMMA obtidos da literatura^[43].

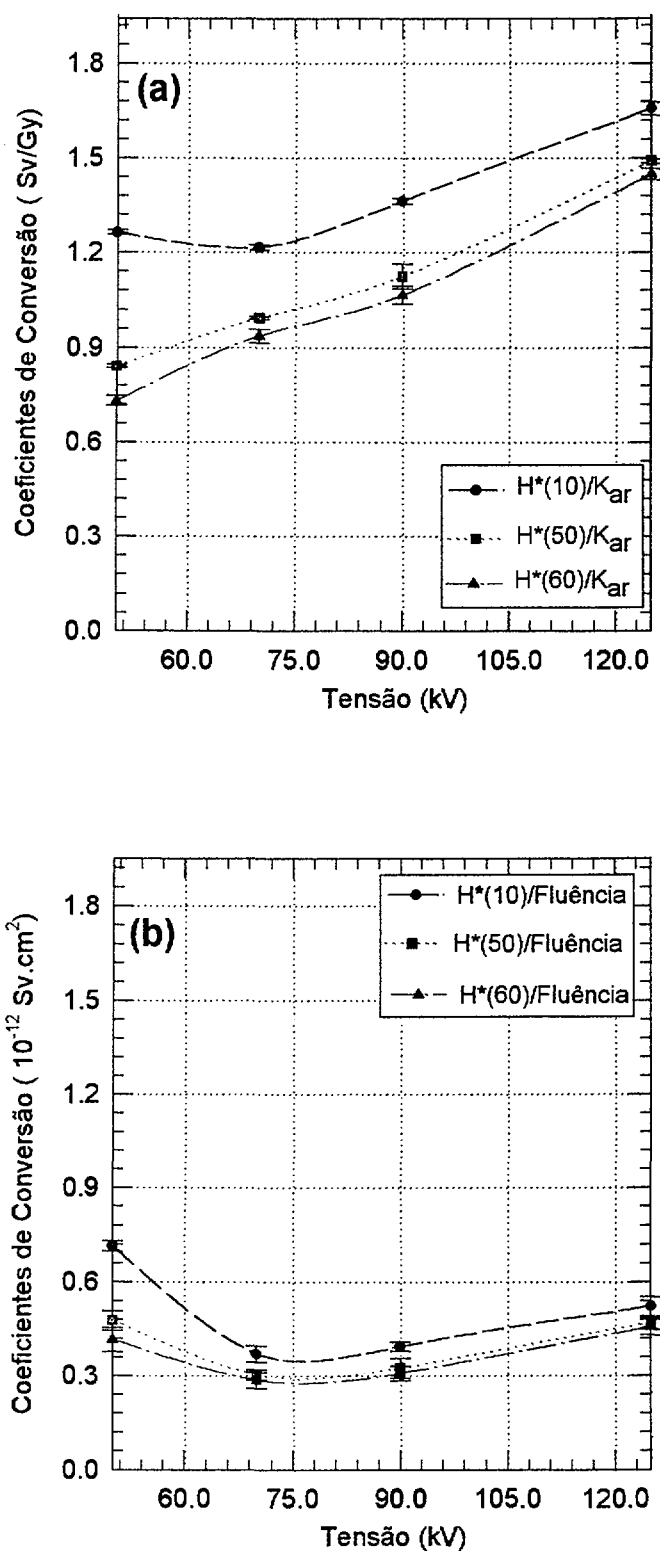


Figure 6.12. Coeficientes de Conversão para espectros transmitidos por Al (qualidades pesadas) a 10, 50 e 60 mm de profundidade na esfera de PMMA em função da tensão aplicada ao tubo; **(a)** $H^*(d)/K_{ar}$ e **(b)** $H^*(d)/\Phi$.

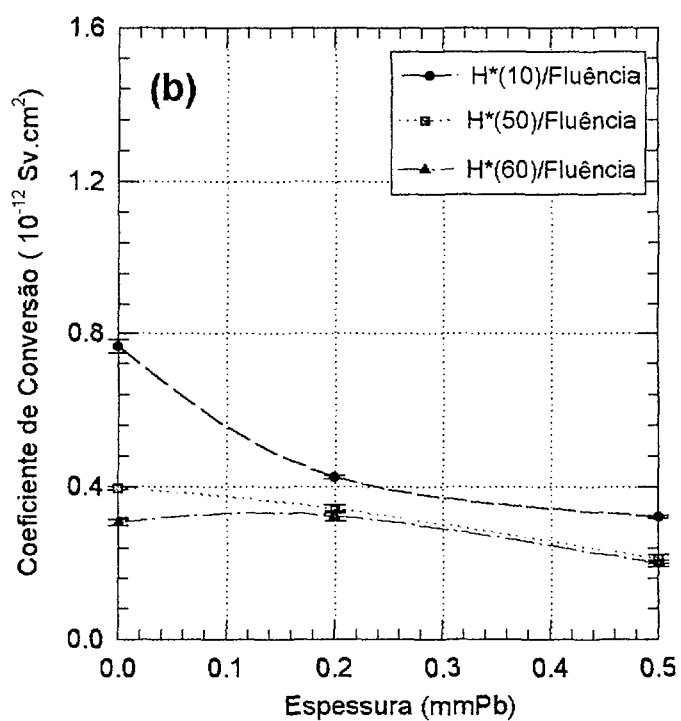
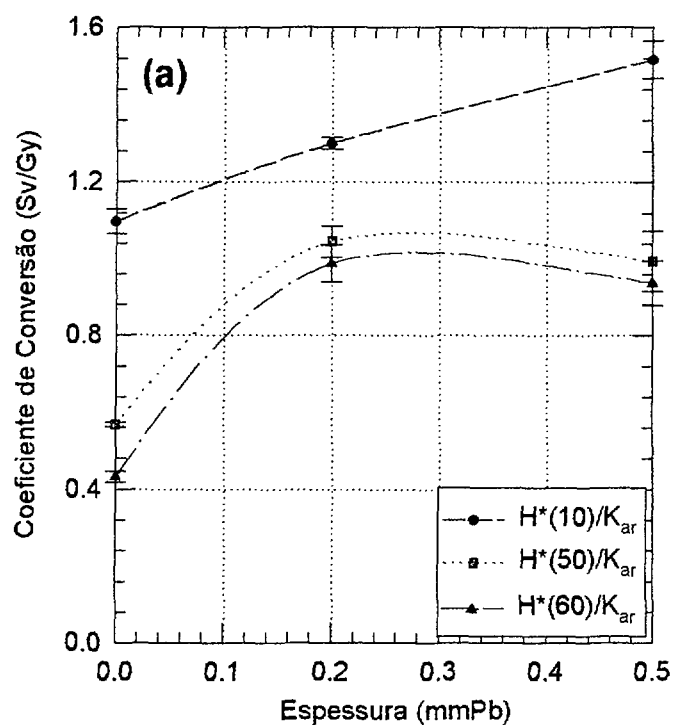


Figura 6.13. (a) Coeficientes de Conversão para os espectros transmitidos por diferentes espessuras de Pb em 50 kV; (a) $H^*(d)/K_{ar}$ e (b) $H^*(d)/\Phi$.

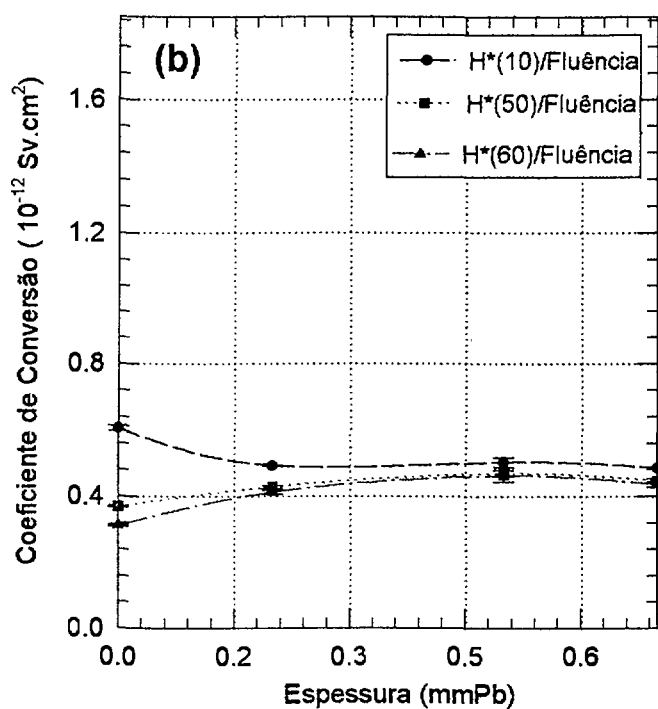
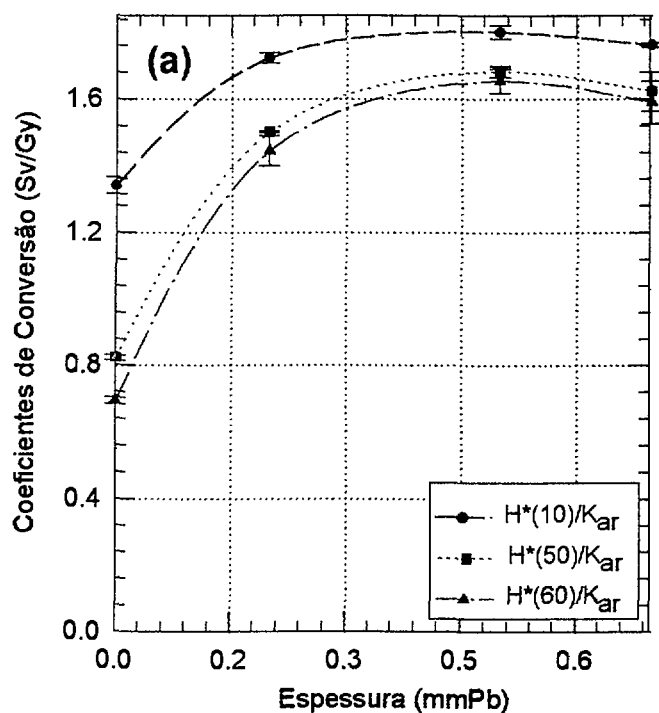


Figure 6.14. Coeficientes de Conversão para os espectros transmitidos por diferentes espessuras de Pb em 70 kV; (a) $H^*(d)/K_{ar}$ e (b) $H^*(d)/\Phi$.

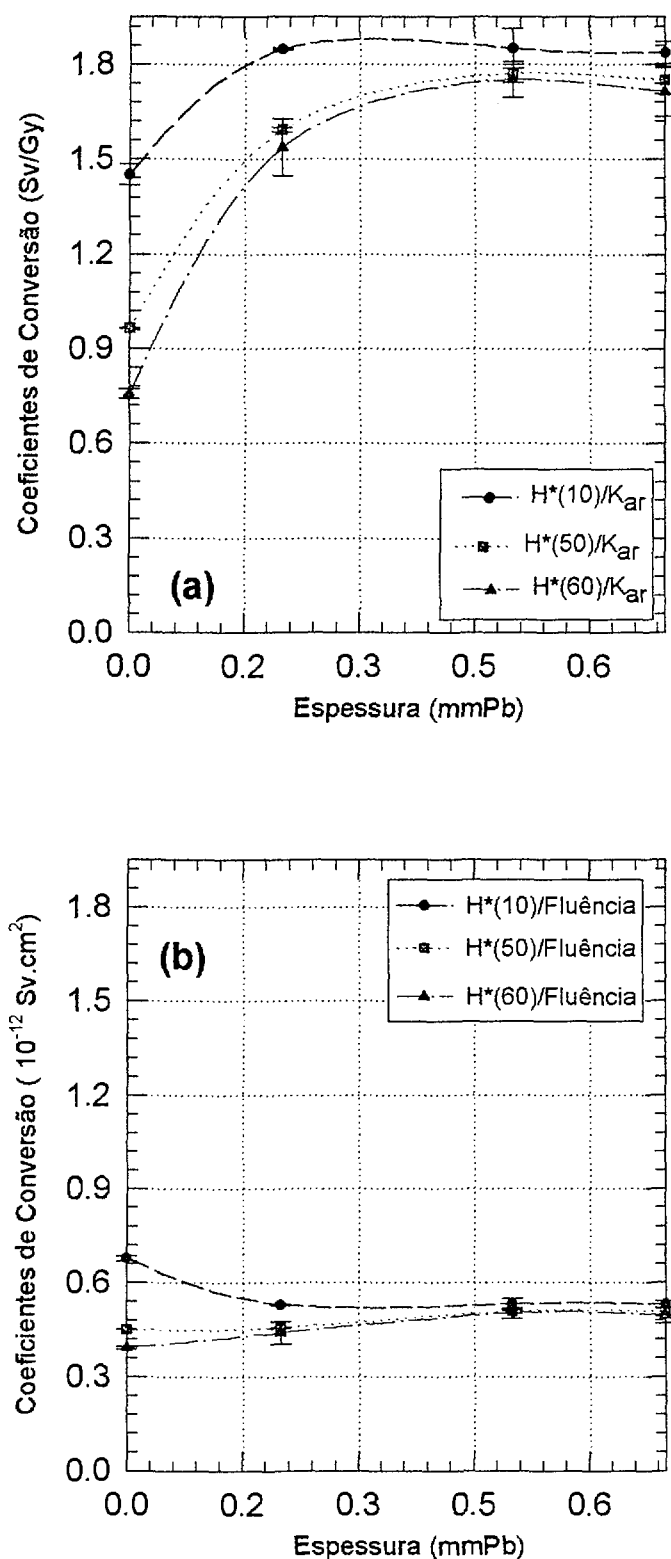


Figura 6.15. Coeficientes de Conversão para os espectros transmitidos por diferentes espessuras de Pb em 90 kV; (a) $H^*(d)/K_{ar}$ e (b) $H^*(d)/\Phi$.

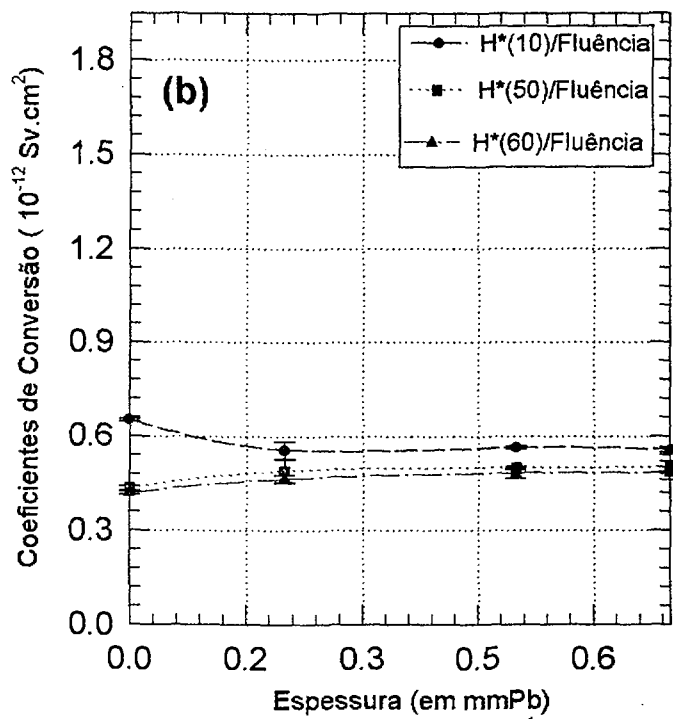
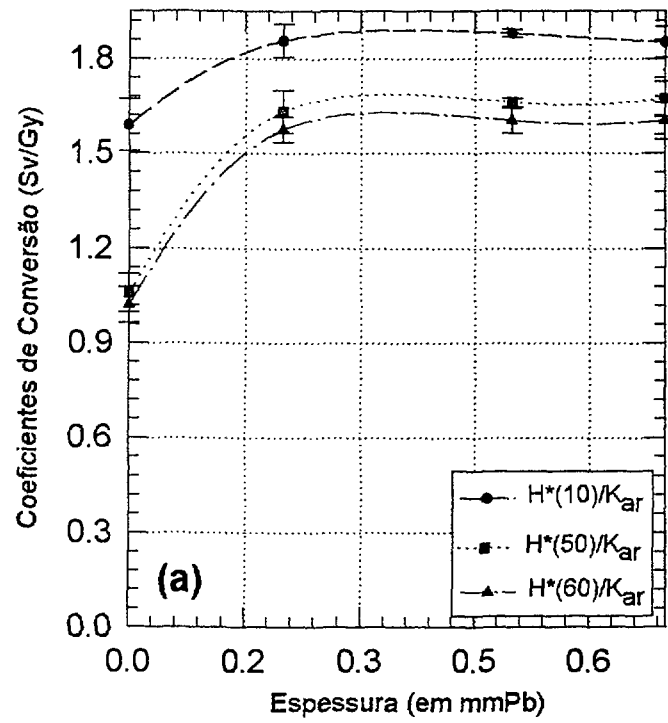


Figura 6.16. Coeficientes de Conversão para os espectros transmitidos por diferentes espessuras de Pb em 125 kV; (a) $H^*(d)/K_{ar}$ e (b) $H^*(d)/\Phi$.

Nas Figuras 6.12 a 6.16 pode ser observado que os coeficientes de conversão do kerma no ar ao equivalente de dose ambiental, $H^*(d)$ crescem com o aumento da energia, alcançando um máximo em aproximadamente 70 keV, e então diminuem lentamente comparado ao acréscimo da energia do fóton. Essa forma da curva em torno de 70 keV pode ser explicada pela forte habilidade do fóton ser espalhado nessa região de energia (ver Figura 6.11b). Nessa figura o coeficiente de transferência de energia mássico, o qual é uma parte essencial na eq.(5.5), é mostrado como uma função da energia. Pode ser observado que nessa região de energia (próxima a 70 keV) o fóton demonstra uma menor habilidade para transferir energia e ao mesmo tempo tem sua maior habilidade de espalhamento. É nessa região que o fator de retroespalhamento chega a seu máximo (ver Figura 6.8a).

Em termos de fluência de fótons, Φ , os coeficientes de conversão para $H^*(10)$ (Figura 6.12 a 6.16) variam significativamente com a energia do fóton. Mas, à medida que o espectro é endurecido pelas espessuras de Pb, ou seja, à medida que a energia média do espectro aumenta, os coeficientes de conversão vão se tornando constantes. Pode ser observado também que estes coeficientes nas profundidades de 50 e 60 mm na esfera de PMMA têm uma variação muito pequena em todo o intervalo de energia aqui considerado. Também pode ser observado que a variação dos coeficientes com relação a fluência, Φ são bem menores do que aqueles com relação ao kerma, K_{ar} nesse intervalo de energia, o que é um parâmetro importante em metrologia. No caso dos coeficientes de conversão $H^*(d)/\Phi$ a 90 e 125 kV, a fluência de fótons para os feixes primários (0,0 mm Pb) foi obtida da literatura^[49]

A Figura 6.17 apresenta, para efeito de comparação, os coeficientes de conversão determinados neste trabalho e calculados por Monte Carlo. De acordo com a figura o desvio máximo encontrado entre os resultados medidos e os calculados foi de 5,0 % na profundidade de 10 mm na esfera de PMMA. Essa diferença está dentro de nossas incertezas experimentais. Pode ser visto também nesta figura que o coeficiente de conversão E/Φ não varia

significativamente no intervalo de energia aqui representado. E, também, que os coeficientes determinados a 60 mm na esfera de PMMA são os que melhor se aproximam da grandeza de proteção, a energia efetiva E, como demonstrado na referência 35.

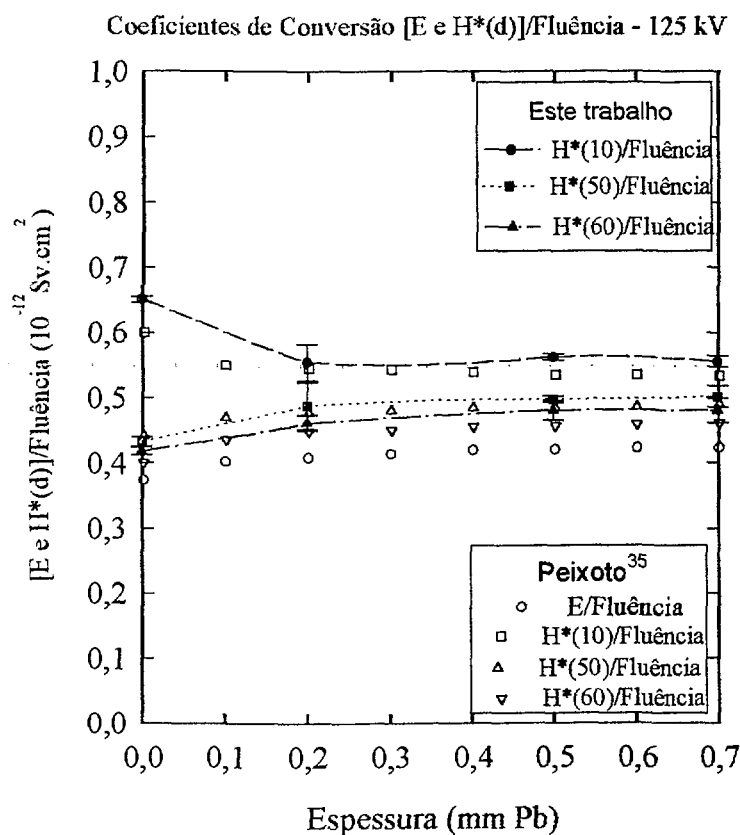


Figura 6.17. Coeficientes de Conversão, $H^*(d)/\Phi$, em 125 kV para os espectros primário e transmitidos por espessuras de Pb obtidos neste trabalho e calculados por Monte Carlo^[35], para efeito de comparação.

6.5 Medida do rendimento do tubo de raios X em termos do kerma no ar e determinação do equivalente de dose ambiental na esfera de PMMA, $H^*(d)$.

Para que os aparelhos de raios X sejam padronizados em termos das novas grandezas operacionais para monitoração de área definidas pela ICRU^[8, 13, 20] é necessário que seus rendimentos sejam determinados em termos do equivalente de dose ambiental, $H^*(10)$. As Figuras 6.18 e 6.19 apresentam o rendimento, em termos de kerma no ar e de $H^*(d)$, do aparelho de raios X Siemens modelo Polymat 50, para feixes não atenuados (qualidades leves) e feixes atenuados (qualidades pesadas) com espessuras de Al e Pb. A determinação do rendimento em termos do equivalente de dose ambiental, $H^*(d)$, do aparelho de raios X Siemens Polymat 50 foi feita a partir da medida do rendimento do kerma no ar, com uma câmara de ionização modelo 77334/2045 de fabricação da PTW-UNIDOS, multiplicado pelos coeficientes de conversão $H^*(d)/K_{ar}$ determinados neste trabalho.

A Figura 6.20 apresenta o rendimento determinado e o calculado por Monte Carlo^[35], em termos de $H^*(10)$, para feixes de raios X diagnóstico não atenuados (filtração total 3.7 mm Al). Os valores mostrados na figura apresentam um desvio máximo de 10% em relação aos valores obtidos por cálculo, encontrados na literatura^[35]. Essa diferença está dentro de nossas incertezas experimentais. A maioria dos aparelhos de raios X utilizados em Radiologia Diagnóstica possuem filtração total entre o mínimo recomendado de 2,5 mm Al até o máximo de 4,0 mm Al.

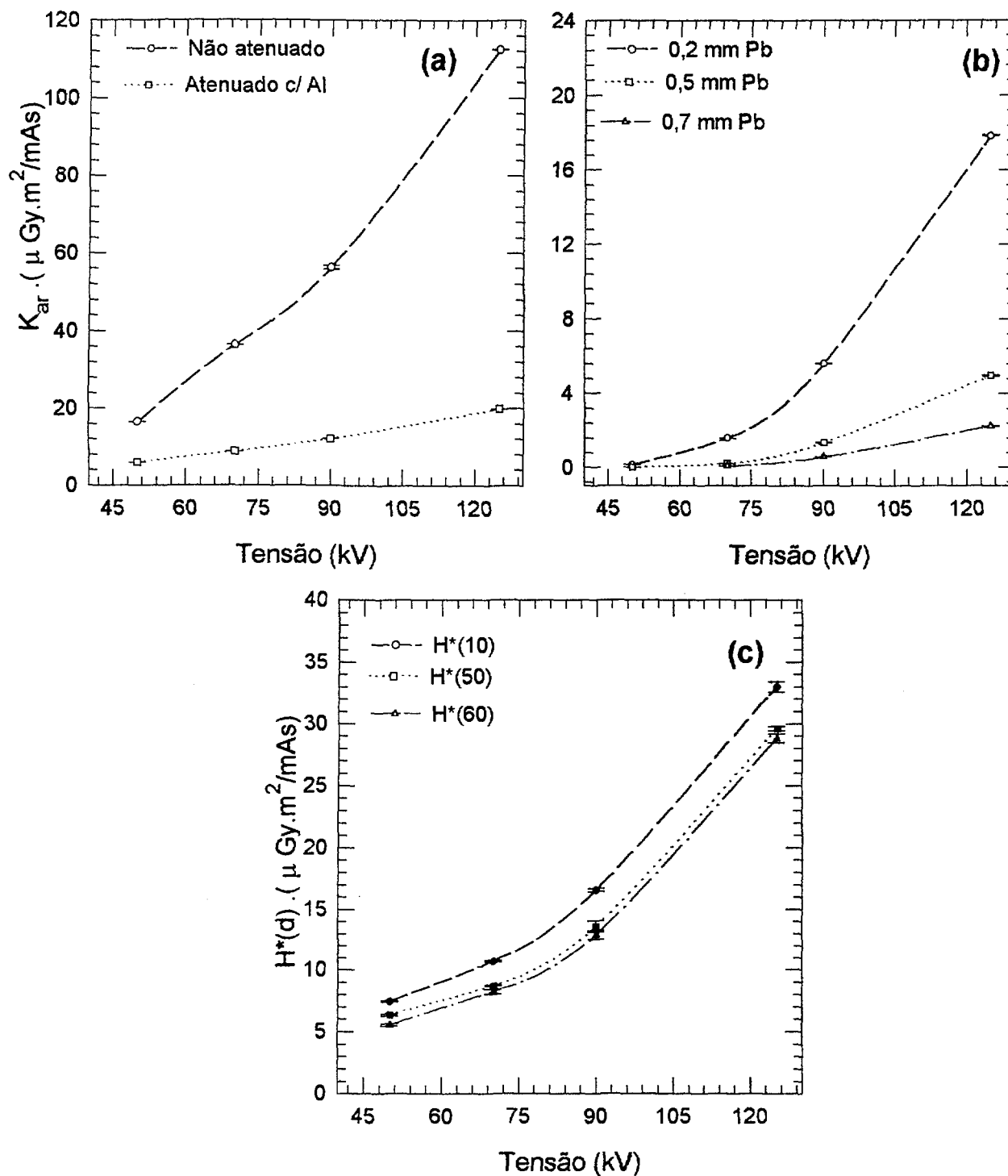


Figura 6.18. Rendimento em termos de kerma no ar medido no intervalo de 50 a 125 kV para qualidades leves e pesadas com (a) Al e (b) Pb. (c) Rendimento em termos de $H^*(d)$ para qualidades pesadas.

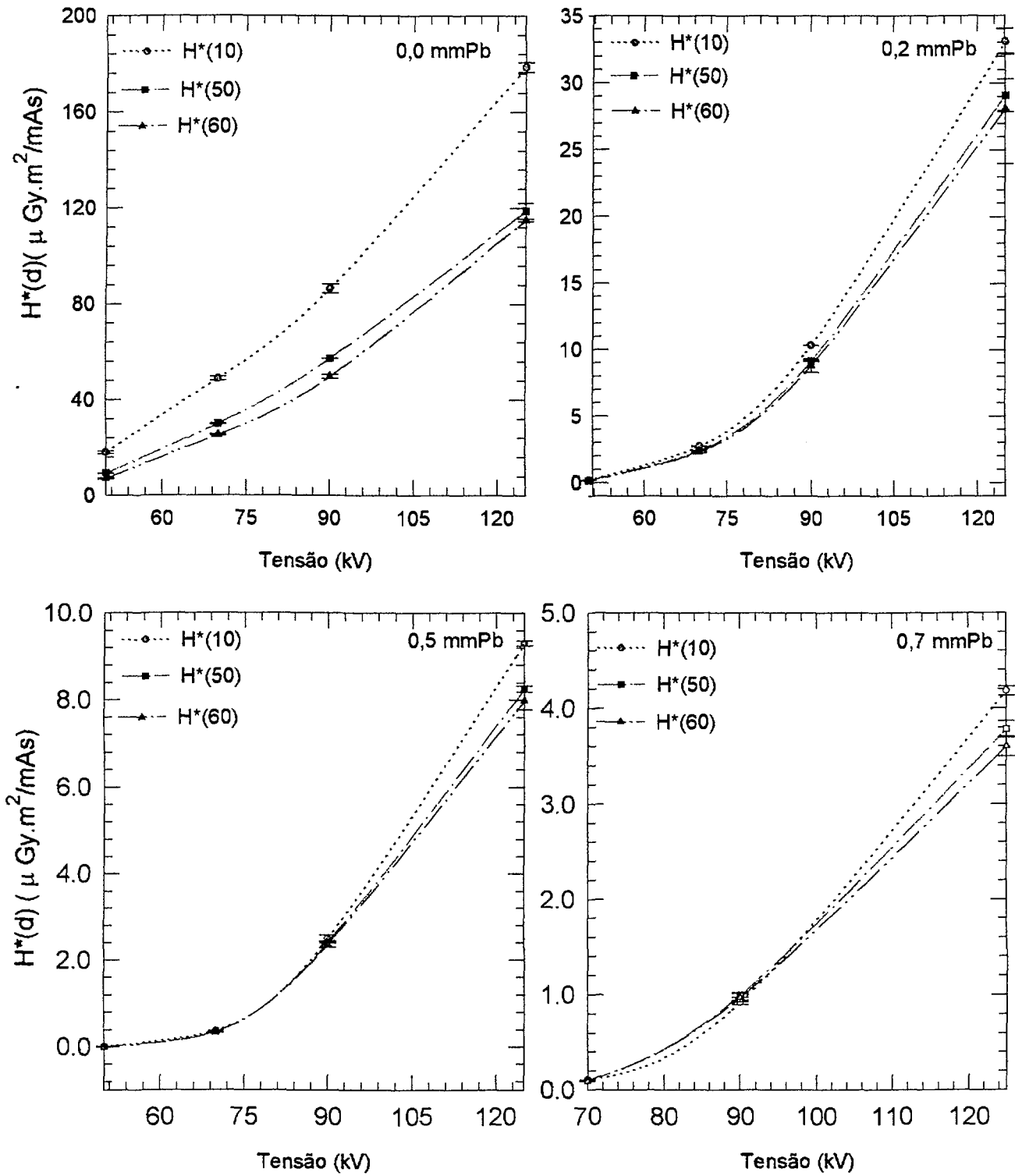


Figura 6.19. Rendimento em termos de $H^*(d)$ a 10, 50 e 60 mm de profundidade na esfera de PMMA, para 0,0; 0,2; 0,5 e 0,7 mm Pb.

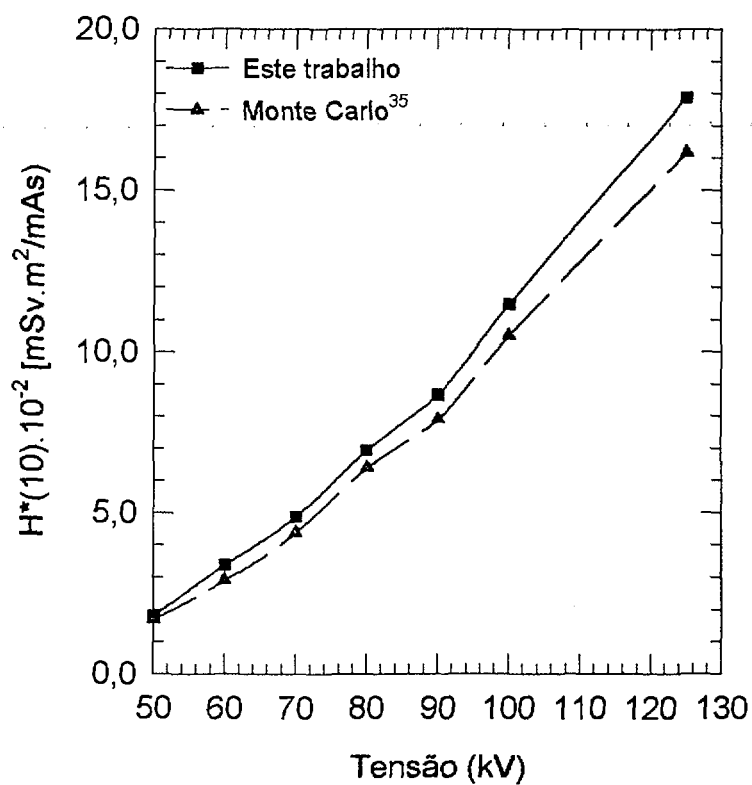


Figura 6.20. Rendimento em termos de $H^*(10)$ para feixes de raios X primários, determinados e calculados por Monte Carlo^[35].

6.6 Incerteza máxima nos coeficientes de conversão

As componentes máximas das incertezas que contribuíram na determinação dos coeficientes de conversão neste trabalho estão listadas na Tabela 6.8.

Tabela 6.8. Componentes máximos de incertezas que contribuem na determinação experimental do coeficiente de conversão.

<i>Parâmetros</i>	<i>Incerteza máxima (%)</i>
Energia no ponto de medida	$\pm 0,7$
Fator de calibração: da câmara do TLD	$\pm 1,7$ $\pm 6,9$
Leitura do instrumento	$\pm 1,0$
Medida da temperatura	$\pm 0,2$
Medida da pressão	$\pm 0,2$
Posicionamento	$\pm 0,3$
Tamanho do campo	$\pm 0,3$

A incerteza máxima no fator de calibração é baseada na incerteza do fator de calibração da câmara de ionização e é também baseada no fator de calibração dos TLDs que foram calibrados no ar nas qualidades de radiação para feixes de raios X atenuados (qualidades pesadas) e não atenuados (qualidades leves).

A incerteza associada à leitura do instrumento é baseada no desvio padrão máximo das medidas experimentais, tanto com a câmara de ionização como com os TLDs.

A incerteza no posicionamento é baseada na lei do inverso do quadrado da distância. A medida dos espectros com o detector de **HP Ge** foi feita a 1,5 m. Com a câmara de ionização e a esfera de PMMA a distância do ponto de medida à fonte foi de 1,0 m. Foi considerada uma incerteza de $\pm 5,0$ mm a 1,5 m.

A temperatura e pressão foram medidas com um barômetro e com um termômetro colocados próximos à câmara de ionização no momento da medida. A incerteza considerada neste caso, foi metade da menor divisão de escala, como indicado na literatura^[51]. A umidade relativa do ar, em todas medidas ficou entre 50 - 60 %.

Neste trabalho cada espectro foi associado a um feixe de raios X monocromático, o qual foi derivado de sua primeira camada semi redutora (CSR) em cada qualidade. A CSR foi determinada para três tamanhos de campo 15 x 15 cm², 10 x 10 cm² e 6 x 6 cm² em cada qualidade usada. Um valor de CSR em um campo extrapolado 0 x 0 cm² foi tomado como sendo a resultante final. As incertezas no tamanho de campo foram consideradas como sendo de $\pm 0,5$ mm em um campo 33 cm de lado.

A variação da energia com a profundidade no intervalo de energia considerado não é muito grande. Um máximo de 0,7 % é encontrado no ponto de medida^[45], que corresponde a um acréscimo de 2 a 3 keV na energia média do feixe incidente.

As principais fontes de incertezas que podem ter contribuído nos procedimentos de medida são:

- - Não serem conhecidas as espessuras e a pureza exatas das placas de alumínio e chumbo que foram utilizadas na determinação dos espectros transmitidos.

-
- - As dimensões da sala de irradiação usada nos procedimentos de medida não eram suficientes para eliminar completamente a contribuição de radiação retro-espalhada pelas paredes, que atingem a câmara de ionização e os TLDs utilizados nas medidas da dose no ar e nas profundidades na esfera de PMMA respectivamente.

Pelo cálculo da raiz quadrada da soma das incertezas dadas na Tabela 6.8 foi encontrado um desvio máximo de $\pm 7,2$ %, como incerteza máxima, para todos os coeficientes de conversão determinados em todas as qualidades consideradas. Esse desvio está dentro da incerteza máxima recomendadas na literatura^[48] que é de ± 10 %.

7. CONCLUSÕES

Os resultados obtidos mostraram que a esfera de PMMA é uma boa substituta da esfera da ICRU na determinação da grandeza operacional $H^*(d)$ para monitoração de área.

Foram determinados os fatores de conversão nas qualidades de raio X radiodiagnóstico indicados pelo padrão DIN 6872 , até hoje não disponíveis.

Foram obtidos, experimentalmente, dados originais de espectros de raios X gerados na faixa de 50 a 125 kV sem filtração (50 e 70 kV) e com diferentes espessuras de filtros de Al e Pb, que correspondem aos feixes encontrados em instalações de Raios X diagnóstico.

Foram determinados os coeficientes de conversão $H^*(10)/K_{ar}$, $H^*(50)/K_{ar}$, $H^*(60)/K_{ar}$, $H^*(10)/\Phi$, $H^*(50)/\Phi$ e $H^*(60)/\Phi$ para os espectros primários e transmitidos por placas de Al e Pb com uma incerteza máxima de 7,2 %, o que está dentro do nível recomendado para radioproteção, podendo ser aplicados também na estimativa da dose efetiva no cálculo de blindagem para salas de radiodiagnóstico.

Pelo que foi mostrado e discutido conclui-se que os coeficientes determinados podem ser aplicados para a calibração em monitoração ambiental em área de trabalho em instalações de raios X diagnóstico. Podem também ser utilizados os coeficientes determinados a 60 mm de profundidade na esfera de PMMA que são os que melhor estimam a dose efetiva nesse intervalo de energia.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 - MATTSSON, S. ; ALMÉN, A. Pratical Impact of the Evolution and Changes of ICRP Recommendations on Radiological Protection in Medicine. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 57, n. (1-4), p. 79 - 84, 1995.
- 2 - Recommendations of the ICRP, Publication N°. 60, Annals of the **ICRP 21** N°. 1-3. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. (ICRP), New York, USA. Pergamon, 1991.
- 3 - INSTITUTE OF PHYSICAL SCIENCES IN MEDICINE - (IPSM). National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology, National Radiological Protection Board, London, 1992.
- 4 - UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEES ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION - (UNSCEAR). Sources and Effects of Ionizing Radiation. Anex C, Medical Radiation Exposures, (Report of the General Assembly), United Nations, New York, 1993.
- 5 - Recommendations of the ICRP, Publication No. 26, Annals of the **ICRP 1** N°. 3. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION - (ICRP). New York, USA. Pergamon, 1977.
- 6 - UYS, N. J. ; HERBST, C. P. ; VAN ASWEGEN, A. ; LOTTER, M. G. ; SWEETLOVE, M. A. ; VILLIERS, J. F. K. A Non-invasive Method to Control the Tube Current Calibration of Diagnostic Radiology Equipment. *Radiat. Prot. Dosim.* ,v. 57, n. (1-4), p. 227 - 229, 1995.
- 7 - GALLINI, R. E; BELLETTI, S.; BERNA, V.; GIUGNI, U. ; PRANDELLI, G. A Simple Test for X ray Tube Filtration. *Radiat. Prot. Dosim.*, v.57, n. (1-4),.p. 253-255, 1995.
- 8 - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL UNITS AND MEASUREMENTS - (ICRU). Determination of Dose Equivalent Resulting from External Radiation Sources. Report 39, 7910 Woodmont Ave., Bethesda, MD 20814, USA, 1985
- 9 - DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG - (DIN). Strahlenqualitäten für Messungen in der Radiologischen Technik, DIN 6872 (V., Beuth Verlag GmbH, Berlin 30), 1983

- 10 - INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION - (IEC). Medical Diagnostic X-ray Equipment Radiation Conditions for use in the Determination of Characteristics. CEI/IEC 1267, 1994
- 11 - INTERNATIONAL STANDARTIZATION ORGANIZATION - ISO X and Gamma Reference Radiation for Calibration Dosemeters and Dose Ratemeters and for Determining their Response as a Function of Photon Energy, ISO/DIS 4037 (Geneva: ISO), 1979
- 12 - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL UNITS AND MEASUREMENTS - (ICRU). Radiation Quantities and Units. Report 33. 7910 Woodmont Ave., Bethesda, MD 20814, USA, 1980
- 13 - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL UNITS AND MEASUREMENTS - (ICRU). Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry. Report 51, 7910 Woodmont Ave., Bethesda, MD 20814, USA, 1993
- 14 - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL UNITS AND MEASUREMENTS. RADIATION - (ICRU). Quantities and Units, Report 19, 7910 Woodmont Ave., Bethesda, MD 20814, USA, 1971
- 15 - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION - (ICRP), Statement from the 1978 Stockholm Meeting, of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 28, Annals of the ICRP 2(1) Oxford, Pergamon, 1978
- 16 - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL UNITS AND MEASUREMENTS.- (ICRU) Radiation Dosimetry: X Rays Generated at Potentials of 5 to 150 kV. Report 17, 7910 Woodmont Ave., Bethesda, MD 20814, USA, 1970
- 17 - ATTIX, F. H. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. John Wiley & Sons, Inc. New York, USA, 1986.
- 18 - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION - (ICRP) Statement and Recommendations of the International Commission on Radiologica Protection from its 1980 Stockholm Meetin, Publication 30, Part 2, Annals of the ICRP 4 (3/4). Oxford,. Pergamon, 1980.
- 19 - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION - (ICRP), Statement from the 1985 Paris Meeting, of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 45, Annals of the ICRP 15 (2/3). Oxford, Pergamon, 1985.
- 20 - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL UNITS AND MEASUREMENTS - (ICRU). Measurements of Dose Equivalentents from External Photon and Eletron Radiation, Report 47, 7910 Woodmont Ave., Bethesda, MD 20814, USA, 1992

-
- 21 - Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation. A Draft Prepared by the Joint Task Group of the International Commission on Radiological Protection - (ICRP) and the International Commission on Radiation Units and Measurement - (ICRU) for discussion at the meetings of the Commissions in Lenepes and Würzburg, 1995
- 22 - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL UNITS AND MEASUREMENTS - (ICRU) The Quality Factor in Radiation Protection, Report 40, 7910 Woodmont Ave., Bethesda, MD 20814, USA, 1986
- 23 - ALBERTS, G. W.; AMBROSI, P.; BÖHOM, J.; DIETZE, G.; HOHLFELD, K. WILL, W. Physikalisch Technische Bundesanstalt - (PTB). New dose Quantities in Radiation Protection. PTB -Dos-23e, 1995.
- 24 - JOHNS, H.E. AND CUNNINGHAM, J.R. The Physics of Radiology Charles C. Thomas - Publisher, Illinois, ed. 4. , 1986.
- 25 - INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION - (IEC) Medical Electrical Equipment Dosimetric Instruments for non - Invasive Measurement of x - Ray tube Voltage. WG3 Document: N61, IEC 1676, 1995.
- 26 - TENNEY, H. F. Idealized Pulse Pileup effects on Energy Spectra. *Nuc. Inst. Met. In Phy Res.*, jan/feb. p. 165 - 172, 1984.
- 27 - THE HOSPITAL PHYSICISTS ASSOCIATION - (HPA). The Physics of Radiodiagnosis. (Scientific Report Series 6), 2. ed., 1976.
- 28 - YAFFE, M.; TAYLOR, K. W.; JOHNS, H. E Spectroscopy of Diagnostic X Rays by a Compton-Scatter Method. *Med. Phys.*, v. 3, n.(5), sep/oct., p.328 - 334, 1976.
- 29 - YOSHIE, KODERA; HEANG-PING CHAN; KUNIO DOI. Effect of Collimators on the Measurement of Diagnostic X-Ray Spectra. *Phys. Med. Biol.*, v. 28, n.(7), p.841 - 852, 1983.
- 30 - SEELENTAG, W. W.; PANZER, W.; DREXLER, G.; PLATZ, L. ; SANTNER, F., A Catalogue of Spectra Used for the Calibration of Dosimeters. GSF-Bericht S569, 1979.
- 31 - SEELENTAG, W. W.PHD. AND PANZER, W. DIPL. PHYS. Stripping of X-ray Bremsstrahlung Spectra up to 300 kVp on a Desk Type Computer *Phys. Med. Biol.*, v. 24 n. (4) p. 767-780, 1979.
- 32 - NOGUEIRA, M.S. Interações de Fótons de Baixas Energias com o Esmalte Humano e o Número Atômico Efetivo. Ribeirão Preto/SP, 1991, Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras, Universidade de São Paulo.

-
- 33 - *Physical Aspects of Irradiation. Recommendations of the INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL UNITS AND MEASUREMENTS - (ICRU). Report 10b, 1962.*
- 34 - NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS - (NCRP) *Dosimetry of X-Ray and Gamma-Ray Beams for Radiation Therapy in the Energy Range 10 keV to 50 MeV. NCRP Report N° 69, Washington, 1981.*
- 35 - PEIXOTO, J. E. *Determinação dos Fatores de Atenuação e dos Coeficientes de Conversão em Termos do Equivalente de Dose Ambiental e da Dose Efetiva para Raios-X Gerados na Faixa de 50 a 150 kV_p. Rio de Janeiro, 1995. Tese (Doutorado), Instituto de Biofísica, Universidade Federal do Rio de Janeiro.*
- 36 - CAHN, R. W.; DAVIS, E. A.; WARD, I. M. *Thermoluminescence of Solids. Cambridge, University, 1985.*
- 37 - Harshaw/Filtrol, *TLD System 4000 Reader User's Manual Release Date Jan., 1988.*
- 38 - DA SILVA ESTRADA, J.J. *Desenvolvimento de um Método Experimental para Determinação do Índice de Dose Equivalente para Radiação X e Gama de Baixa e Média Energia. Rio de Janeiro, 1980. Tese (Mestrado) - Centro Brasileiro de Pesquisas Físicas.*
- 39 - Reference Dose Irradiator 6527 B. N° 1199. ALNOR - The Studsvik Group. Aug., 1979.
- 40 - Detector Germanium. *Operating Manual -EGP 200 - 13 - X - TR. Serial N° 6682, oct., 1994.*
- 41 - PANZER, W. (Cominicação privada).
- 42 - Certificado de Calibração N° 941313. PTW - Freiburg, apr., 1994.
- 43 - HUBBELL. J. H. *Photon Mass Attenuation and Energy - Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV. Int. J. Appl. Radiat. Isot. v. 33, p. 1269 - 1290, 1982.*
- 44 - NARIYAMA, N.; TANAKA, S.; NAKANE, Y.; NAMITO, Y.; HIRAYAMA, H.; BAN, S. AND NAKASHIMA, H.. *Absorbed dose Measurements and Calculations in Phantoms for 1.5 to 50 keV. Health Physics, v. 69, n. (2), feb., p. 253 - 260, 1995.*
- 45 - PETOUSSI, N.; ZANKL, M.; PANZER, W.; DREXLER, G. *A Catalogue of Phantom Spectra in Side Water or Lung Phantoms. GSF - Gericht 40/90, 1991. (Institute für Strahlenschutz).*

-
- 46 - WILL, W. Measurement of Conversion Coefficients for Estimating Photon Individual Dose Equivalent for Cuboid Water Phantom ***Radiat. Prot. Dosim.***, v. 27, p. 9 - 14, 1989.
- 47 - ENERGY AGENCY - (IAEA). Calibration of Dosimeters used in Radiotherapy Technical Reports Series N°. 374, IAEA, Viena, 1994.
- 48 - ATOMIC ENERGY AGENCY - (IAEA). Measurement Assurance in Dosimetry, IAEA - ms 330/44, Viena, 1994.
- 49 - BIRD, R. AND MARSHALL, M. Catalogue of Spectral Data for Diagnostic X - Rays. The Hospital Physicists' Association - HPA, 1979.
- 50 - SCHÄFFTER, D.; AND KRAMER, H.M. Dosimetry in High - Energy Photon Fields for the Calibration of Measuring Instruments for Radiation Protection Purposes. PTB - Bericht - Dos - 18, Aug., 1989.
- 51 - RICARDO, B. B. Tratamento e Análise de Dados em Física Experimental, 3. ed., UFRJ, 1995.



Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

Cidade Universitária "Armando de Salles Oliveira"
Caixa Postal 11049 - CEP 05422-970 - Pinheiros
Tel.: (011) 816-9000 - End. Telegráfico IPENUCLEAR
Telex: (11) 83592-IPEN-BR Fax: (011) 212-3546
São Paulo - SP - Brasil