



COPPE/UFRJ

FATORES DE ATENUAÇÃO EM TERMOS DA DOSE EFETIVA PARA FEIXES DE
RAIOS X UTILIZADOS EM RADIODIAGNÓSTICO

Luiz Antonio de Melo Santos

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação de Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em ciências em Engenharia Nuclear.

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Rio de Janeiro
Abril de 2010

FATORES DE ATENUAÇÃO EM TERMOS DA DOSE EFETIVA PARA FEIXES DE
RAIOS X UTILIZADOS EM RADIODIAGNÓSTICO

Luiz Antonio de Melo Santos

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

Examinada por:

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.

Prof. Delson Braz, D.Sc.

Prof. Wilson Freitas Rebello da Silva Junior, D.Sc

Dr. Edmilson Monteiro de Souza, D.Sc

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

ABRIL DE 2010

Santos, Luiz Antonio de Melo

Fatores de atenuação em termos da dose efetiva para feixes de raios X utilizado em radiodiagnóstico / Luiz Antonio de Melo Santos. - Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2010.

VIII, 64 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2010.

Referências Bibliográficas: p.57-64

1. Fatores de Atenuação. 2. Raios X. 3. Dose Efetiva. 4. Equivalente de dose ambiente. 5. Fantomas de Voxel. I. Silva, Ademir Xavier. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais e meu irmão, que sempre me ajudaram nessa jornada da vida.

Ao professor Ademir, pela sua competência, paciência, inteligência, dedicação e auxílio prestado para a realização deste trabalho.

Ao professor Marco Antonio Frota Lima, pela paciência, apoio, incentivo, coorientação e compreensão que tornaram possível o desenvolvimento deste trabalho.

Aos professores Kelecom e Samara do LARARA/UFF que sempre estavam contribuindo para enriquecimento deste trabalho.

Aos professores Delson e Verginia do programa de Engenharia Nuclear da COPPE/UFRJ pelos excelentes ensinamentos.

Aos colegas de mestrado, Marco Saulo, Marco Vieira, Sarah, Valmir, André, Cícero, Dalton, Luciane, Alessandra, Antonio Carlos e José Eduardo, que sempre proporcionaram ambiente privilegiado de aprendizado durante o curso de mestrado.

Aos colegas do programa de Engenharia nuclear, Edmilson, Samanda, Thaian, Juracy e Boia.

À Tânia, Jô e Lili, pela dedicação das mesmas na execução de suas tarefas.

À Ana Marcília com toda ajuda e sugestão dada, contribuindo para o enriquecimento do trabalho.

À Deus que me ajudou nessa etapa da minha vida.

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

FATORES DE ATENUAÇÃO EM TERMOS DA DOSE EFETIVA PARA FEIXES DE RAIOS X UTILIZADOS EM RADIODIAGNÓSTICO

Luiz Antonio de Melo Santos

Abril/2010

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Programa: Engenharia Nuclear

Neste trabalho foram calculados os fatores de atenuação para o chumbo em termos da grandeza dose efetiva a partir de feixes de raios X gerados na faixa de radiodiagnóstico. O código de transporte de radiação MCNP foi utilizado para obter os espectros transmitidos de raios X para os potenciais 50, 60, 70, 100, 125 e 150 kVp, através de diversas barreiras de chumbo. A dose efetiva foi calculada usando a ICRP103 e os valores de doses equivalentes obtidos nos órgãos do simulador antropomórfico masculino MAX, baseado em voxel, para uma irradiação simulada de corpo inteiro com feixes planos, nas geometrias antero-posterior (AP) e postero-anterior (PA). São apresentados também os fatores de atenuação para a grandeza operacional equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$, para várias profundidades (d) da esfera ICRU para os espectros de raios X supracitados. Os resultados mostraram que, em termos de fatores de atenuação, o equivalente de dose ambiente, $H^*(60)$, é o que mais se aproxima da grandeza dose efetiva, E. Os valores obtidos para a razão $A_{H^*(60)}/A_E$ se encontram no intervalo de 0,82 e 1,26, enquanto a grandeza operacional $A_{H^*(10)}/A_E$ superestima a dose efetiva por um fator de até 2,60 para 50 kVp. Os resultados do estudo também sugerem que os fatores de atenuação encontrados na publicação do NCRP 147, expresso em termos de kerma no ar, superestimam os fatores de dose efetiva por um fator de até 3,40 para o potencial de 100 kVp.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

ATTENUATION FACTORS IN FUNCION OF EFFECTIVE DOSE FOR X-RAY
BEAMS USED IN RADIOLOGY

Luiz Antonio de Melo Santos

April/2010

Advisor: Ademir Xavier da Silva

Program: Nuclear Engineering

In the present work, attenuation factors for lead were calculated in function of effective dose's quantity from X-ray beams generated in a radiological range. MCNP radiation transport code was used in order to obtain X-rays spectra's transmission trough several lead barriers for 50, 60, 70, 100, 125 e 150 kVp potentials. The effective dose was determined using ICRP103 and the ones obtained in organs from voxel based male antropomorphical simulator MAX for a whole body simulated irradiation with plain beams, on antero-posterior (AP) and postero-anterior (PA) geometry. Attenuation factors for equivalent dose operational quantity, $H^*(d)$ for several depths (d) in ICRU sphere for the above-mentioned X-ray spectra are also presented. The results showed that, in function of attenuation factors, ambient equivalent dose $H^*(60)$ is the closest to effective dose quantity, E. The obtained values from $A_{H^*(60)}/A_E$ ratio can be found at the 0.82 – 1.26 range while the operational quantity $A_{H^*(10)}/A_E$ superestimates the effective dose by a factor up to 2.60 for 50 kVp. The results from this work suggest that the attenuation factors found in NCRP 147 publication, which are expressed in functions of air kerma, superestimate the effective dose factors by a factor up to 3.40 for 100 kVp potential.

Sumário

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO	1
1.1. Motivação	5
1.2. Objetivo	5
CAPÍTULO 2 – FUNDAMENTOS TEÓRICOS	7
2.1. Alguns aspectos sobre o feixe de raios X diagnóstico.....	7
2.1.1. Aparelho de Raios X.....	7
2.1.2. Produção de Raios X.....	8
2.1.2.1. Radiação característica.....	9
2.1.2.2. Radiação frenamento.....	9
2.1.3. Coeficiente de atenuação linear, μ	10
2.2. Grandezas e Unidades de Radiação Ionizantes.....	11
2.2.1. Fluência, Φ	11
2.2.2. Kerma, K	12
2.2.3. Dose Absorvida, D	12
2.2.4. Esfera ICRU.....	13
2.2.4.1. Campo Expandido.....	13
2.2.4.2. Campo Expandido e Alinhado.....	13
2.2.5. Grandezas Operacionais para Monitoração de Área.....	14
2.2.5.1. Equivalente de Dose Ambiente.....	14
2.2.6. Grandeza de Limitação de Risco.....	15
2.2.6.1. Dose Absorvida Média num Tecido ou Órgão.....	15
2.2.6.2. Dose Equivalente, H_T	15
2.2.6.3. Dose Efetiva, E	16
2.3. Fatores de Ponderação	16
2.3.1. Fatores de Peso do Tecido, w_T	17
2.4. Modelos antropomórficos de exposição.....	18
2.4.1. Simuladores de voxel.....	19

2.4.2. O simulador antropomórfico MAX.....	19
2.5. O método de Monte Carlo.....	21
2.5.1. O código de transporte de radiação MCNP.....	21
CAPÍTULO 3 – METODOLOGIA DE CÁLCULO	23
3.1. Modelagem da Fonte e Espectro de Radiação.....	23
3.1.1. Espectro transmitido por camadas de chumbo.....	24
3.1.2. Energia Média.....	25
3.2. Fluência de Fótons.....	25
3.3. Equivalente de Dose Ambiente, $H^*(d)$, normalizados pela fluência Φ	26
3.3.1. Atenuação em Termos do Equivalente de Dose Ambiente	27
3.4. Dose Efetiva normalizado pela fluência usando simulador antropomórfico MAX.....	28
3.4.1. Geometria de irradiação.....	30
3.4.2. Atenuação em Termos de Dose Efetiva,	31
CAPÍTULO 4 – RESULTADOS E DISCUSSÕES	32
4.1. Espectros Transmitidos.....	32
4.2. Energia Média.....	34
4.3. Fatores de Atenuação para o Chumbo em Termos da Grandeza Dose Efetiva e Equivalente de Dose Ambiente.....	34
4.4. Fatores de Atenuação do NRCP 49 e NCRP 147.....	42
4.5. Fatores de Atenuação para o Equivalente de Dose Ambiental, $H^*(d)$ para as profundidades 10, 50, 60 e 70 mm.....	48
4.6. Fatores de atenuação em termos da razão $A_{H^*(10)}/A_{\Phi}$, $A_{H^*(60)}/A_{\Phi}$ e A_E/A_{Φ}	55
CAPÍTULO 5 – CONCLUSÕES	59
TRABALHOS FUTUROS.....	60
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	61

Capítulo 1

Introdução

A observância e a manutenção de níveis de radiação ionizante abaixo dos limites recomendados por normas internacionais (ICRP- *International Commission on Radiological Protection*) é um tema amplamente abordado pela comunidade científica de todo mundo. A ICRP (2007), estabelece que sejam implantados métodos de otimização que garantam que os trabalhadores e os membros do público expostos à radiação estejam submetidos aos menores níveis de radiação possíveis, obedecendo ao Princípio ALARA, levando-se em conta fatores sociais e econômicos. A proteção radiológica durante a utilização de fontes de radiação ionizante na Medicina deve seguir esta filosofia de trabalho. Para isto, paredes, biombo, visores, tetos e pisos de salas utilizadas em radiologia diagnóstica, radioterapia e medicina nuclear devem ser corretamente dimensionados e revestidos com materiais atenuadores que garantam que os níveis de radiação em suas adjacências sejam compatíveis com os limites de doses para o tipo de público ocupante da área em questão.

Atualmente, os raios X são o tipo de radiação mais empregado no serviço de radiodiagnóstico, e sua produção se dá quando elétrons são acelerados por uma grande diferença de potencial (entre 30 kVp à 150 kVp), sendo esses freados bruscamente ao se chocarem com um material metálico, reduzindo sua energia cinética, mudando de direção e, emitindo a diferença de energia sob forma de onda eletromagnética. Na produção de raios X são produzidos também raios X característicos referentes ao material com o qual a radiação está interagindo. Esses raios X característicos somam-se ao espectro de raios X de freamento e aparecem com picos destacados nesse espectro.

Uma prática que envolve raios X pode acarreta exposições desnecessárias, seja para trabalhadores de radiodiagnóstico e indivíduos do público. Recomendações de cálculo de blindagem foram criadas para atender os limites de dose recomendado pelo ICRP. O processo de cálculo de blindagem deve seguir recomendações do NCRP (*National Council on Radiation Protection and Measurements*). A publicação do NCRP 49 (1976), intitulada *Projeto de Blindagem Estrutural e Avaliação para as Instalações Médicas, para raios X e radiação gama de energias de até 10 MeV*, contém recomendações e informações técnicas para projetos de blindagens, e seus dados de

transmissão para raios X, na faixa de radiodiagnóstico, estão expressos em termos da exposição.

ARCHER *et al.* (1994) e SIMPKIN (1995) em seus trabalhos calcularam a transmissão de espectros de raios X por barreiras de chumbo e concreto, na faixa de radiodiagnóstico, e observaram em seus resultados que os dados de transmissão obtidos superestimavam os dados do NCRP 49. Os pesquisadores citaram a ausência de materiais como gesso, acrílico e vidro, utilizados nas blindagens de instalações médicas.

Em 2004, um novo relatório foi publicado, o NCRP 147 (2004), onde são apresentadas novas recomendações e informações técnicas relacionadas às blindagens nas instalações radiológicas que utilizam aparelhos de raios X para radiodiagnósticos. As recomendações do NCRP 147 foram baseadas, em parte, nas publicações de ARCHER *et al.*(1994) e SIMPKIN (1995), que tiveram como finalidade projetar estruturas de blindagem que limitasse a exposição à radiação para trabalhadores e membros do público. Estas novas recomendações e informações complementam as recomendações do NCRP 49, onde não incluía novas tecnologias, como a mamografia, a tomografia computadorizada, a radiologia digital e etc. O NCRP 147 inclui essas novas tecnologias e faz uma discussão sobre os vários fatores a serem considerados na seleção dos materiais adequados de blindagem no cálculo da espessura da barreira para instalações de raios X. O relatório apresenta novos dados de transmissão para feixes de raios X que estão expressos em termos de kerma no ar.

A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP - *International Commission on Radiological Protection*) e a Comissão Internacional de Medidas e Unidades da Radiação (ICRU - *International Commission on Radiological Units and Measurements*), visando estabelecer um critério para salvaguardar a população e indivíduos do público em geral, apresentaram limites de dose em suas publicações de número 60 (ICRP 60, 1991), número 103 (ICRP, 2008) e de número 51 (ICRU 51, 1989), recomendações estas que são utilizadas em proteção radiológica.

As grandezas de proteção não são diretamente mensuráveis, mas podem, por meio de cálculos, serem relacionadas com o campo de radiação no qual ocorre a exposição. Isto é feito através de modelos de exposições, ou seja, arranjos onde as grandezas de proteção são calculadas em simuladores antropomórficos, para condições de irradiação de interesse. Para estabelecer uma ligação entre as grandezas de proteção e o campo de radiação, a ICRU 39 (ICRU, 1985) desenvolveu grandezas operacionais para medidas da exposição à radiação externa, por meio de simuladores esféricos de

tecido equivalente. As grandezas operacionais foram definidas para atender a uma necessidade da publicação ICRP 60 (ICRP, 1991) para medir grandeza que limita o risco, dose efetiva, E.

A preocupação com os limites de dose efetiva, devido às exposições ocupacionais em radiodiagnósticos foi estudada por JANKOWSKI (1991), o qual constatou que trabalhadores em hemodinâmica intervencionistas recebem dose média de 0,9 mSv por ano, enquanto técnicos de radiologia convencional recebem dose média de 0,4 mSv por ano. O estudo abrangeu 20 centros médicos, na Polônia. Os resultados permitiram avaliar a dose equivalente média anual efetiva para os trabalhadores.

ARCHER *et al.* (1994) calcularam e analisaram curvas de transmissão de feixes de raios X através de barreiras de chumbo, aço, vidro, gesso, acrílico e madeira, gerados em aparelhos monofásico e trifásico, nos potenciais 50, 70, 100, 125 e 150 kVp. Foram comparadas as curvas de transmissão geradas por aparelhos monofásicos utilizados nas décadas de 60 e 70, com as curvas de transmissão geradas por aparelhos trifásicos que começaram a ser utilizados a partir da década de 80. Concluíram que as curvas de transmissão devido aos aparelhos trifásicos, em todos os seus potenciais superestimavam aquelas obtidas quando aparelhos monofásicos eram considerados. A partir dessa análise os pesquisadores sugeriram que novas recomendações fossem criadas, uma vez que as curvas de transmissão do NCRP 49 foram obtidas por aparelhos monofásicos e, atualmente, são utilizados aparelhos de raios X com tensão trifásica.

Em 1995, PEIXOTO (1995) calculou fatores de atenuação para o chumbo para espectros de raios X transmitidos por espessuras de chumbo nos potenciais 50, 60, 100, 125 e 150 kVp, em termos das grandezas dose efetiva, equivalente de dose ambiente, fluência e kerma no ar. Calculou também coeficientes de conversão de kerma no ar, dose efetiva e equivalente dose ambiente. O pesquisador estudou o comportamento dos fatores de atenuação em termos grandeza dose efetiva (grandeza de limitação risco), utilizando o fantoma antropomórfico matemático e da grandeza equivalente de dose ambiente (grandeza operacional).

Coefficientes de conversão de kerma no ar por fluência de fótons e equivalente de dose ambiente nas profundidades de 10, 50 e 60 mm em uma esfera de PMMA foram determinados experimentalmente por NOGUEIRA *et al.* (1999), para espectros transmitidos de raios X nos potenciais 50, 70, 90 e 125 kVp. Os pesquisadores

observaram que a grandeza equivalente de dose ambiente $H^*(60)$ é a grandeza operacional que mais se aproxima da grandeza dose efetiva.

PEREIRA (2007) calculou os coeficientes de conversão de kerma no ar para o equivalente de dose ambiente, $H^*(d)/K_{ar}$, a partir dos feixes de fótons encontrados no interior de salas onde estão instalados equipamentos de raios X para radiodiagnósticos. O código de transporte de radiação MCNP foi utilizado para obter os espectros de energia de raios X de potenciais de 50 kVp, 100 kVp e 150 kVp transmitidos através de barreiras de chumbo de espessuras variando de 0,1 mm a 1 mm e calculou as energias depositadas em várias profundidades na esfera da ICRU. Realizou cálculos também de coeficientes de conversão para dose efetiva normalizada por kerma no ar, E/K_{ar} , para uma irradiação simulada de corpo inteiro na geometria antero-posterior (AP), para espectros de raios X primários e transmitidos por placas de chumbo de várias espessuras. Os resultados mostraram que a grandeza operacional equivalente de dose ambiente, $H^*(10)$, superestima a grandeza dose efetiva (grandeza de limitação de risco), E , por um fator de até 3,3. Os valores obtidos para a razão $H^*(60)/E$ se encontram no intervalo entre 0,99 e 1,09 para os feixes de raios X gerados na faixa de 50 a 150 kVp, enquanto que os coeficientes médios de conversão de K_{ar} para $H^*(60)$ se situam no intervalo entre 0,80 e 1,33, e entre 0,74 e 1,31, para os coeficientes médios de conversão de K_{ar} para dose efetiva.

COSTA *et. al.*, (2007) em seu trabalho *Avaliação das propriedades de atenuação típica brasileira de materiais de blindagem (concreto)*, realizaram cálculos de blindagens para diferentes tipos de baritas (concreto) empregados nas instalações de radiodiagnóstico do Brasil, com o objetivo de otimizar blindagens de instalações de radiodiagnóstico utilizando um modelo de simulação computacional (TBC), desenvolvido pelos pesquisadores TUCKER *et. al.*, (1991).

KIMIYA *et. al.*, (2009) em seu trabalho *Avaliação de transmissão de feixes de raios X de diagnóstico através de concreto utilizando simulação por Monte Carlo*, realizaram estudos sobre espectros transmitidos de raios X diagnósticos (50 a 150 kVp) através de diversas espessuras de concreto para duas diferentes densidades de baritas empregadas em blindagens: 2,10 g/cm³ e 2,35 g/cm³, sendo esta última a adotada pelo NCRP 147 (2004). Os pesquisadores compararam as curvas de transmissões de raios X, apresentados pelos dois diferentes tipos de concreto e observaram que a curva de transmissão para o concreto de densidade 2,35 g/cm³, apresentou uma atenuação mais acentuada em relação ao concreto de densidade de 2,10 g/cm³.

1.1 Motivação

Na literatura não foram encontrados dados de fatores de atenuação para espectros de raios X, na faixa de energia de radiodiagnósticos, em termos da grandeza dose efetiva utilizando simuladores antropomórficos em voxel, e que também consideram os recentes fatores de peso para o tecido (w_t) recomendado pela ICRP 103. Os simuladores em voxels são a representação real do corpo humano e sua estrutura permite determinar a energia depositada através da equação de transporte ao nível de órgãos ou tecidos humanos. São baseados em imagens digitais de pessoas reais obtidas por tomografia ou ressonância magnética.

1.2. Objetivo

O presente trabalho tem como objetivo calcular os fatores de atenuação em termos das grandezas dose efetiva e equivalente de dose ambiente, para espectros de raios X primários e transmitidos por barreiras de chumbo, encontrados em salas de radiodiagnóstico, utilizando o código MCNP (X-5 Monte Carlo Team, 2003) e o simulador antropomórfico de voxels MAX (KRAMER, 2003).

Para tanto, foram estabelecidos os seguintes procedimentos:

- Obtenção de espectros primários de fótons gerados por aparelhos de raios X de potenciais de 50, 60, 70, 100, 125 e 150 kVp;
- Cálculo dos espectros dos raios X transmitidos, através de placas de chumbo de espessuras variadas, compatíveis com as encontradas em blindagens de ambientes onde estão instalados equipamentos de raios X para radiodiagnósticos;
- Cálculo da fluência em função dos espectros primários, Φ_0 , e dos espectros transmitidos pelo chumbo, Φ_T ;
- Cálculo da dose efetiva usando os fatores de peso para o tecido recomendados pela publicação ICRP 103 (ICRP, 2008), em função dos espectros primários, E_0 , e dos

espectros transmitidos pelo chumbo, E_T , usando o simulador antropomórfico MAX (KRAMER, 2003), nas geometrias antero-posterior (AP) e postero-anterior (PA).

- Cálculo do equivalente de dose ambiente em função dos espectros primários, $H^*(d)_0$, e dos espectros transmitidos pelo chumbo, $H^*(d)_T$, para profundidades, 10, 50, 60 e 70 mm, na esfera da ICRU;

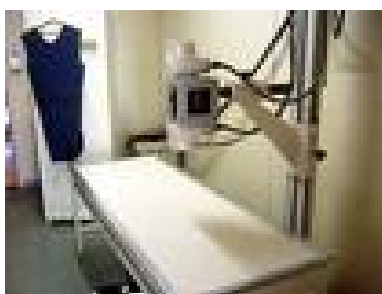
Capítulo 2

Fundamentos Teóricos

2.1. Alguns Aspectos sobre o Feixe de Raios X Diagnóstico

2.1.1. Aparelho de Raios X

Os diversos tipos de aparelhos de raios X são identificados de acordo com a energia dos fótons produzidos e a forma como estes fótons são utilizados na área médica. Assim, os aparelhos de raios X usados em medicina para diagnósticos apresentam múltiplas formas e tamanhos, como mostra a Figura 2.1.



(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 2.1 Tipos de aparelhos de raios X diagnósticos. (a) Raios X geral; (b) Raios X em arco em C; (c) Raio em arco no trato cirúrgico e; (d) mamógrafo.

Normalmente estas unidades funcionam em quilovoltagem compreendidas entre 25 a 150 kVp (quilovoltagem máxima) e com intensidade de corrente do tubo de 100 a 1200 mA (milliamper).

As unidades de raios X são compostas de três partes principais:

- O tubo de raios X
- O painel de controle do operador
- O gerador de alta tensão.

Em alguns tipos de aparelhos de raios X, como os das unidades móveis e dentais, três componentes formam um conjunto compacto. Entretanto, a maioria dos equipamentos tem um tubo de raios X situados em salas especiais e o painel de controle do operador fica em uma sala (biombo) de controle separada por uma barreira de proteção. A barreira de proteção deve ter uma janela com vidro plumbífero para observar o paciente durante o exame (Figura 2.1 (a)).

O painel de controle do operador é a parte da máquina de raios X que o técnico verifica os valores de corrente e tensão do tubo de raios X, de forma que o feixe útil tenha a intensidade e capacidade de penetração apropriada.

2.1.2 Produção de Raios X

A radiação é produzida quando um material alvo é bombardeado por elétrons em alta velocidade. O tubo de raios X consiste de um catodo e um anodo, localizados em um invólucro de vidro que contém vácuo. O catodo consiste de um filamento e o anodo de material normalmente de tungstênio, pois quando submetido a uma diferença de potencial, o filamento libera elétrons em direção ao anodo, ocorrendo uma frenagem ao se chocar com alvo de tungstênio, originando fótons de raios X (Figura 2.2) (TAUHATA, 2003).

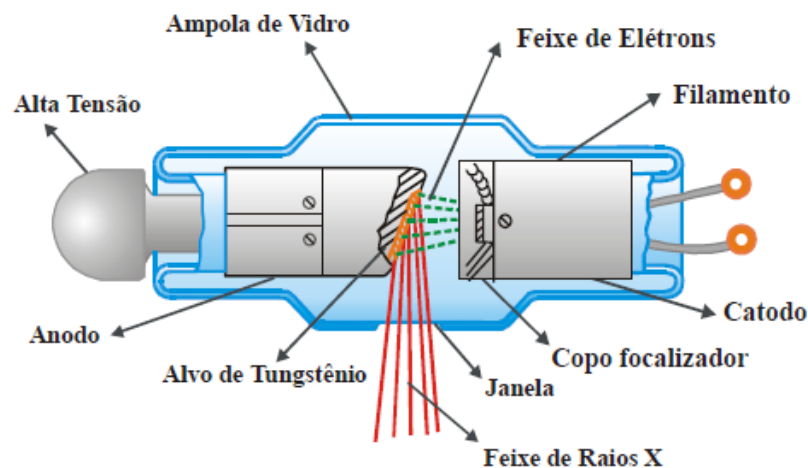


Figura 2.2. Produção de feixes em um tubo de raios X.

2.1.2.1 Radiação Característica

Os elétrons das camadas mais internas estão fortemente unidos ao núcleo. Assim, o elétron da camada K tem uma energia de ligação superior comparada aos elétrons das camadas orbitais mais externas. Quando um elétron é arrancado da camada K, surge uma vacância, que é preenchida por elétrons de orbitais superiores, então, esse elétron de orbitais superiores passa de um estado menos ligado para um estado mais ligado, essa diferença energética é liberada em forma de radiação, chamada de radiação característica (TAUHATA, 2003).

2.1.2.2 Radiação de Freamento

A produção de calor é uma consequência da interação entre os elétrons acelerados e os átomos do alvo. O elétron ao passar próximo do núcleo do alvo perde energia. Quanto maior sua proximidade do núcleo que alcança o elétron acelerado, maior será também a influência sobre o campo eletrostático do núcleo. Este campo é muito intenso, já que o núcleo contém um alto número de prótons e a distância entre o núcleo e o elétron é muito pequena. Ao passar próximo do núcleo, o elétron reduz sua velocidade e muda de curso, com o qual sua energia cinética diminui e modifica a direção. A energia cinética perdida reaparece em forma de raios X. Estes tipos de raios X são conhecidos como radiação de frenamento, (que também se utiliza o vocábulo alemão “bremsstrahlung” que significa frear) (ver Figura 2.4) (TAUHATA, 2003).

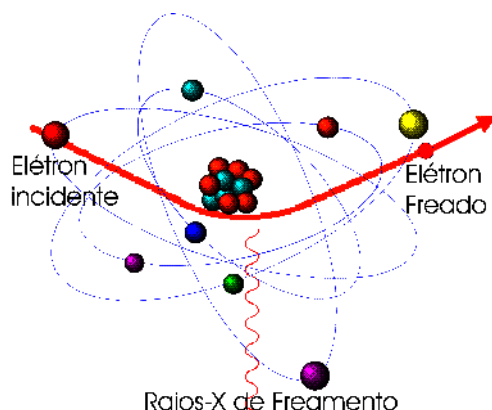


Figura 2.4 Produção de raios X característico.

2.1.3. Coeficiente de Atenuação Linear Total, μ

Quando um feixe de radiação gama ou X incide sobre um material de espessura x , parte do feixe é espalhada, parte é absorvida e uma fração atravessa o material sem interagir. A intensidade I do feixe emergente está associada à intensidade I_0 do feixe incidente, pela equação (2.4):

(2.4)

$$I = BI_0 e^{-\mu x}$$

onde μ é a probabilidade do feixe sofrer atenuação devido a eventos de espalhamento Compton, absorção fotoelétrica ou formação de pares (KNOOL, 1979), sendo denominado de Coeficiente de Atenuação Linear Total e B é o fator de Buildup (Fator de crescimento) que é devido a uma parte dos fótons espalhados que voltam na direção do detector contribuindo para o feixe transmitido, alterando o comportamento exponencial da atenuação do feixe. A Figura 2.3 ilustra o processo de atenuação para feixe de intensidade I_0 .

Assim, negligenciando as reações fotonucleares e o espalhamento Rayleigh, o coeficiente de atenuação linear total é dada pela equação (2.5) (KNOOL, 1979):

$$\mu = \sigma + \tau + \kappa \quad (2.5)$$

Onde:

σ = coeficiente de atenuação linear Compton total (espalhamento e absorção), que é a probabilidade do fóton ser espalhado para fora da direção inicial do feixe pelo material absorvedor.

κ = coeficiente de atenuação linear devido ao efeito fotoelétrico;

τ = coeficiente de atenuação linear devido à formação de pares.

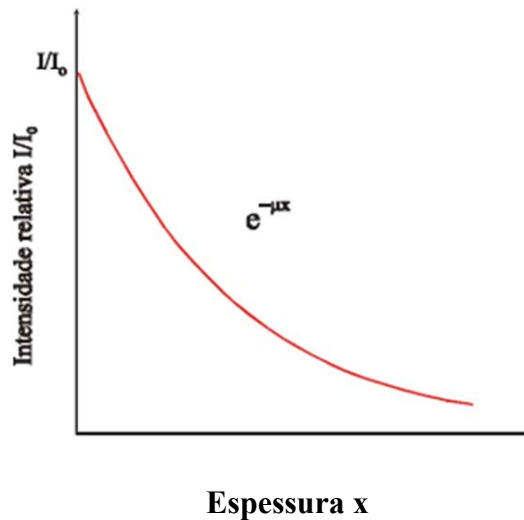


Figura 2.3 Atenuação de um feixe de fótons por um material de espessura x .

2.2. Grandezas e Unidades de Radiação Ionizantes

Em 1981, a ICRU (*Commission on Radiological Units and Measurements*), definiu as unidades padrões para medidas da radiação ionizantes. Onde estas unidades pertencem ao chamado *Sistema Internacional (SI)* como mostra a Tabela 2.1.

Tabela 2.1 Unidades de Radiação

Unidades		
Antiga	Sistema Internacional (SI)	Grandezas
Röntgen	Coulomb/quilograma (C/kg)	Exposição
Rad	gray (Gy)	Dose absorvida
Rem	sievert (Sv)	Dose equivalente
Curie (Ci)	becquerel (Bq)	Atividade

2.2.1 Fluência, Φ

A fluência, Φ , é o quociente de dN por da , onde dN é o número de partículas incidentes sobre uma esfera de seção de área da (TAUHATA, 2003), ou seja:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (2.6)$$

A fluência é expressa em partículas/m², no Sistema Internacional de Unidades.

2.2.2 Kerma, *K*

O kerma (Kinetic Energy Released per unit of Mass) é definido por dE_{tr} é a soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas neutras ou fótons, incidentes em um material de massa dm (TAUHATA, 2003), ou seja:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.7)$$

O kerma inclui a energia recebida pelas partículas carregadas, normalmente elétrons de ionização, estes podem dissipá-la nas colisões sucessivas com outros elétrons, ou na produção de radiação de frenamento (bremsstrahlung), assim $K = K_c + K_r$ onde K_c = kerma de colisão, quando a energia é dissipada localmente, por ionizações ou excitações, e K_r = kerma de radiação, quando a energia é dissipada longe do local, por meio dos raios X.

O Kerma é expresso em J/kg, no Sistema Internacional de Unidades e o nome especial para esta unidade é o gray (Gy).

2.2.3. Dose Absorvida, *D*

A grandeza física básica usada em proteção radiológica é a dose absorvida, *D*. Ela é definida como o quociente entre a energia média, $\bar{d\varepsilon}$, absorvida por um elemento de volume do material e a massa, dm , desse volume (ICRP 103, 2008), ou seja:

$$D = \frac{\bar{d\varepsilon}}{dm} \quad (2.8)$$

A dose absorvida é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Unidades e o nome especial para esta unidade é o gray (Gy).

2.2.4. Esfera de ICRU

Em 1980, a ICRU, em sua publicação de número 33 (ICRU, 1980), propôs uma esfera de 30 cm de diâmetro, composta de um material de tecido-equivalente e densidade de 1g/cm^3 , como um simulador de tronco humano, baseado no fato de que quase todos os órgãos sensíveis à radiação, poderiam ser nela englobados. A sua composição química, em massa, é de 76,2% de oxigênio; 11,1% de carbono; 10,1% de hidrogênio e 2,6% de nitrogênio. Assim, os valores da dose efetiva utilizados como referência na proteção radiológica sugerem que seja comparada com o equivalente de dose ambiente em medições existente na prática, com a esfera da ICRU. Isto significa que um valor obtido por medição na esfera ICRU deve ser considerado como sido medido no corpo humano.

2.2.4.1. Campo Expandido

Campo expandido é um campo de radiação homogêneo, no qual a esfera da ICRU fica exposta, com fluência, distribuição de energia e distribuição direcional igual ao do ponto de referência, P, de um campo de radiação real (Figura 2.4).

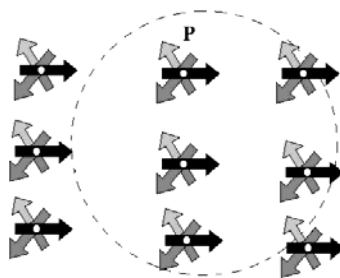


Figura 2.4 Geometria de irradiação da esfera da ICRU e ponto P na esfera, no qual o equivalente de dose é determinado no campo de radiação expandido.

2.2.4.2. Campo Expandido e Alinhado

No campo expandido e alinhado a fluência, e a distribuição de energia são iguais as do campo expandido, mas a distribuição angular da fluência é unidirecional.

Nesse campo, o valor do equivalente de dose em um ponto da esfera ICRU independe da distribuição direcional da radiação de um campo real (Figura 2.5).

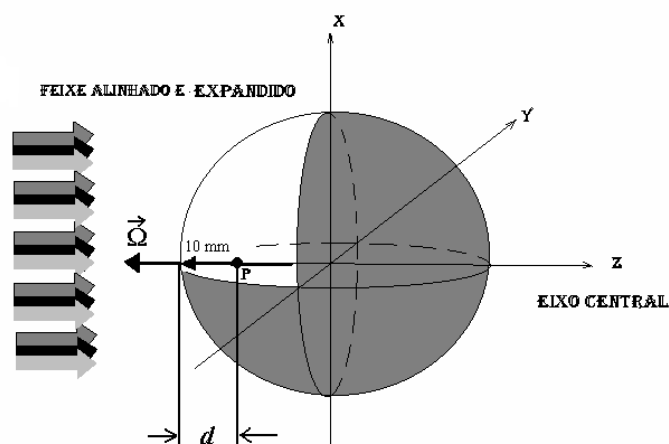


Figura 2.5 Geometria de irradiação da esfera da ICRU e ponto P na esfera, no qual o equivalente de dose é determinado no campo de radiação alinhado e expandido.

2.2.5. Grandezas Operacionais para Monitoração de Área

As grandezas operacionais são mensuráveis, baseadas no valor obtido do equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$, em um ponto do simulador, da esfera ICRU para irradiações com feixes expandidos e alinhados, esta grandeza está vinculada a grandeza de dose efetiva. O Equivalente de Dose Direcional, $H'(d, \Omega)$, está vinculado a irradiação externa do equivalente de dose na pele e lente dos olhos. Estas duas grandezas operacionais têm finalidade de monitoração de área.

2.2.5.1 Equivalente de Dose Ambiente, $H^*(d)$

O Equivalente de Dose Ambiente, $H^*(d)$, em um campo de radiação, é o valor do equivalente de dose que seria produzido pelo correspondente campo expandido e alinhado na esfera ICRU na profundidade d , no raio que se opõe ao campo alinhado. A Figura 2.5 ilustra o procedimento de obtenção de $H^*(d)$. A unidade utilizada é o J/Kg, denominada sievert (Sv).

2.2.6. Grandezas de Limitação de Risco

As grandezas de proteção radiológica ou de limitação de risco da ICRP (ICRP, 1991) são importantes e usadas para indicar o risco à saúde humana devido à radiação ionizante. Levam em consideração as atividades de radioproteção. As três principais grandezas de proteção radiológica recomendadas pela ICRP na publicação nº60 (ICRP, 1990) são: 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).

2.2.6.1. Dose Absorvida Média num Tecido ou Órgão T, D_T

Como descrito na seção 2.2.3, a dose absorvida é definida para o cálculo em um determinado ponto da matéria. Entretanto, em aplicações práticas as doses absorvidas são calculadas em média para certo volume de tecido ou órgão. Então, a dose absorvida média, $\overline{D_T}$, no volume de um tecido ou órgão, T é definida pela equação 2.9 (ICRP, 2008).

$$\overline{D_T} = \frac{\int D(x, y, z) \cdot \rho(x, y, z) \cdot dV}{\int_T \rho(x, y, z) \cdot dV} \quad (2.9)$$

Onde V é o volume da região do tecido T, D é a dose absorvida no ponto (x,y,z) nesta região e ρ é a densidade de massa nesse ponto. Na prática, a dose média absorvida no órgão ou tecido T, $\overline{D_T}$, é usualmente escrita como D_T .

2.2.6.2. Dose Equivalente (H_T)

Como os efeitos da radiação podem variar com a qualidade (tipo e energia) da radiação, para uma mesma dose absorvida, foi necessário criar um conceito com o qual fosse possível comparar os efeitos devido às diferentes qualidades de radiação. Assim, alguns tipos de radiação são mais efetivos do que outros quando se trata de efeitos estocásticos. Para quantificar esse fato e permitir que a comparação seja possível, foi introduzida a grandeza *dose equivalente*, H_T , que é o somatório das doses médias

absorvidas em um órgão ou tecido, ($D_{T,R}$), ponderadas por um fator de peso adimensional da radiação, w_R , relativo ao tipo e energia da radiação incidente R (ICRP 103, 2008), ou seja:

$$H_T = \sum_R D_{T,R} \cdot w_R \quad (2.10)$$

Onde $D_{T,R}$ é a D_T proveniente de um único tipo de radiação. A dose equivalente é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Unidades. Para não haver confusão com a dose absorvida, a unidade para a dose equivalente recebe o nome especial de *sievert* (Sv).

2.2.6.3. Dose Efetiva (E)

A dose efetiva, E , é a soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos e órgãos do corpo, expressa por:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (2.11)$$

onde w_T é o fator de peso do tecido T (Seção 2.3.1), H_T é a dose equivalente atribuída e o $\sum w_T = 1$, (ICRP 103, 2008). No Sistema Internacional de Unidades, a dose efetiva é expressa em J/kg, mas recebe o nome especial de *sievert* (Sv).

2.3. Fatores de Ponderação

A dose absorvida é insuficiente, por si só, para avaliar o detrimento causado pela exposição às radiações ionizantes. A fim de estabelecer uma correlação entre grandezas de dose usadas na proteção radiológica e os efeitos estocásticos (como câncer radio induzido e doenças hereditárias), dois tipos de fatores de ponderação foram introduzidos, um fator de ponderação da radiação, w_R , e um fator de ponderação do tecido, w_T .

Na Publicação da ICRP de número 60 (ICRP 60, 1991), a Comissão selecionou um conjunto de fatores de ponderação que foram considerados adequados para as

necessidades de proteção radiológica. Este procedimento é mantido na recente publicação de número 103 (ICRP 103, 2008).

2.3.1. Fatores de Peso do Tecido, w_T

A definição da dose efetiva considera a diferença de radiosensibilidade relativa de vários órgãos e tecidos no corpo humano com relação ao detrimento da radiação dos efeitos estocásticos. Com esta finalidade, fatores de ponderação, w_T , foram introduzidos na Publicação 26 (ICRP 26, 1977) para seis tecidos identificados e para um grupo de tecidos restantes. Na Publicação 60 (ICRP 60, 1991) fatores de peso para o tecido foram especificados para doze tecidos e órgãos e para o grupo de tecidos restantes (Tabela 2.3). Os fatores de peso do tecido são valores relativos, e a sua soma é igual a 1, para que uma distribuição de dose uniforme no corpo todo, resulte numa dose efetiva numericamente igual à dose equivalente em cada órgão e tecido do corpo.

Os fatores de ponderação sugeridos para a Recomendação de 2008 da ICRP 103 (ICRP 103, 2008), são baseados em coeficientes relacionados e ajustados de acordo com os riscos devido ao detrimento causado pelos efeitos estocásticos. Os coeficientes de risco nominal e não ajustados, são calculados pela estimativa média do risco radiológico de incidência de câncer durante o tempo de vida para uma população composta igualmente de homens e mulheres. O detrimento é modelado como uma função de perda de vida, letalidade e redução da qualidade de vida. Com algumas exceções, os parâmetros nos modelos de riscos são estimados usando dados de incidência de câncer dos estudos nos sobreviventes Japoneses da bomba atômica.

Os detrimientos relativos da radiação diferenciam-se dos dados na Publicação 60, e isto resultou em modificações nos valores de w_T . As modificações principais são para as mamas (de 0,05 para 0,12), nas gônadas (de 0,20 para 0,08) e nos tecidos restantes (de 0,05 para 0,12). Além do mais, valores específicos de w_T de 0,01 são agora dados para as glândulas salivares e cérebro. Os fatores de peso para os órgãos e tecidos recomendados pela ICRP 103 (ICRP 103, 2008) são apresentados na Tabela 2.3.

Os fatores de peso do tecido, w_T , consideram uma média de resultados entre o homem e a mulher, e são usados para a avaliação da dose efetiva tanto de trabalhadores como indivíduos do público, inclusive crianças.

Tabela 2.3 Fatores de peso para órgãos e tecidos específicos para o cálculo de dose efetiva (ICRP 60, 1991) e (ICRP 103, 2008).

Tecido ou Órgão	Fator de peso do tecido ou órgão (w_T) ICRP 103	Fator de peso do tecido ou órgão (w_T) ICRP 60
Gônadas	0,08	0,2
Medula óssea	0,12	0,12
Cólon	0,12	0,12
Pulmão	0,12	0,12
Estômago	0,12	0,12
Bexiga	0,04	0,05
Mamas	0,12	0,05
Fígado	0,04	0,05
Esôfago	0,04	0,05
Tiróide	0,04	0,05
Pele	0,01	0,01
Glândulas Salivares	0,01	0,01
Cérebro	0,01	-
Superfície óssea	0,01	-
Restante	0,12	0,05

Atualmente, é recomendado que as doses equivalentes para os órgãos e tecidos especificados no grupo restante sejam somadas e não haja ponderação em massa. Isto significa que o fator de ponderação atribuído individualmente a cada um dos tecidos restantes é menor do que o valor mínimo de ponderação atribuída a qualquer um dos demais órgãos ou tecidos tabelados (no caso, 0,01). Para o tecidos restantes o valor adotado de w_T é 0,12.

2.4. Modelos antropomórficos de exposição

Os modelos antropomórficos são incorporados a códigos computacionais para simular e calcular a energia depositada em órgãos e tecidos do corpo humano em consequência à exposição desses à radiação ionizante. Esses podem representar a anatomia do corpo humano, com informações sobre a densidade, composição química, forma, tamanho e localização dos órgãos. Atualmente, os mais utilizados são: o modelo matemático, baseado em equações matemáticas que descrevem o tamanho e a forma do

corpo, e o modelo baseado em imagens de tomografia computadorizada ou imagens de ressonância magnética, conhecidos como simuladores de voxels.

2.4.1. Simuladores em voxel

Como alternativa à limitação imposta pela complexidade da anatomia humana aos simuladores matemáticos, surgiu uma nova tendência na construção de modelos antropomórficos. Como resultado, simuladores mais realistas são obtidos a partir da manipulação de imagens internas do corpo humano. Fantomas em voxel (*Volume piXEL*) provêm de uma seqüência de imagens digitais de pessoas reais que são superpostas por tomografia computadorizada ou ressonância magnética, que mostram áreas de seção, vistas de topo, ao longo do corpo do indivíduo a ser analisado. Esses modelos constituem o mais recente esforço para o aperfeiçoamento dos modelos computacionais de exposição. Os fantomas em voxels são a representação real do corpo humano e sua estrutura permite determinar a energia depositada, através da equação de transporte ao nível de órgão ou tecido humano.

2.4.2. O simulador antropomórfico MAX

Em 2003, a ICRP publicou o relatório 89 intitulado, *Dados Anatômicos e Fisiológicos Básicos para o Uso em Proteção Radiológica: Valores de Referência (ICRP 89)*. Esta nova série de dados foi a motivação para o desenvolvimento do simulador MAX (KRAMER, 2003). Para a construção do fantoma MAX (Figura 2.6) foi utilizada uma base de dados de dois bancos diferentes, do qual o primeiro banco de dados possuía 151 imagens TC gravadas da varredura de tronco e cabeça de um paciente de 37 anos de idade, que pesava 70 kg e tinha uma altura de 1,75m. O peso e a altura foram adaptados para corresponder aos dados recomendados pela ICRP 89. Todos os órgãos de risco, exceto a medula óssea, foram segmentados manualmente por uma técnica que foi desenvolvida no Departamento de Energia Nuclear da UFPE, em Recife. Depois da segmentação, os volumes dos órgãos e tecidos foram ajustados para concordar com as massas recomendadas pela ICRP 89. A comparação entre a massa dos órgãos do simulador MAX e a recomendada pela ICRP 89 está disposta na Tabela 2.4.

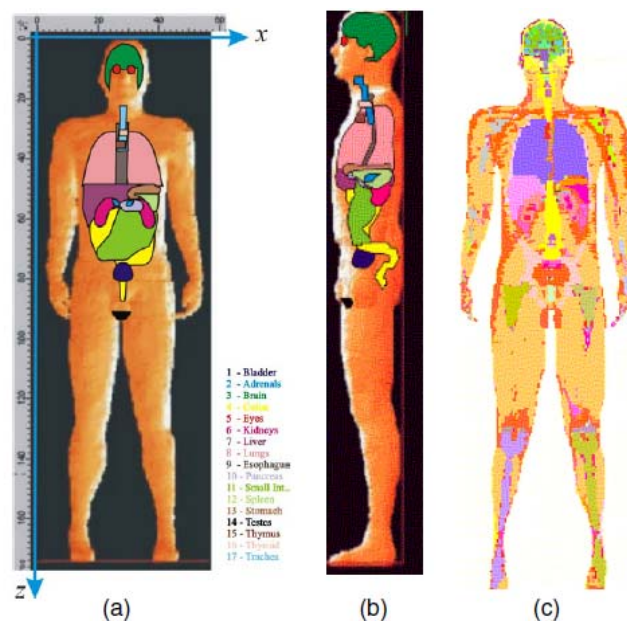


Figura 2.6 . Fantoma MAX: (a) vista frontal, (b) vista lateral e (c) corte transversal

Tabela 2.4 Comparação entre as massas dos órgãos do MAX com as recomendadas pela ICRP89. Em negrito estão assinaladas as pequenas diferenças.

Órgão/Tecido Homem Adulto	ICRP 89 (g)	MAX06 (g)
Tecido adiposo	14600	14591,7
Supra-renais	14	14,7
Bexiga	50	50
Esqueleto	10500	11371,6
Cérebro	1450	1450
Cólon	670	670
Olhos	15	15,8
Rins	310	310
Fígado	1800	1800
Pulmões	1200	1061,5
Músculo esquelético	29000	31003,8
Esôfago	40	40
Intestino delgado	1000	1000
Pele	3300	3254,8
Baço	150	150
Testículo	35	34,7
Timo	25	25
Tiróide	20	19,8
Traquéia	10	14,3
Medula óssea vermelha	1170	1200
Pâncreas	140	140
Estômago	400	400

2.5. O Método de Monte Carlo

Nos últimos anos, a solução de problemas na área de Ciências Físicas e Engenharia Nuclear utilizando as técnicas de Monte Carlo tem crescido significativamente. Esse fenômeno pode ser notado pela crescente quantidade de publicações científicas nas últimas décadas, e está relacionado ao rápido desenvolvimento de computadores cada vez mais velozes e acessíveis aos investigadores nestas áreas de pesquisas.

O método de Monte Carlo pode ser usado para representar teoricamente um processo estatístico, tal como a interação da radiação com a matéria, sendo particularmente útil em problemas complexos que não podem ser simulados por métodos determinísticos. Nesse método, os eventos probabilísticos individuais que compreendem um processo são simulados seqüencialmente.

O processo de amostragem estatística é baseado na seleção de números aleatórios. No transporte de partículas da radiação, a técnica de Monte Carlo consiste em seguir cada partícula, desde a fonte (onde ela surge), ao longo de sua vida, até o seu desaparecimento (escape, absorção etc.).

2.5.1. O Código de Transporte de Radiação MCNP

O código de transporte de radiação MCNP (X-5 Monte Carlo Team, 2003), baseado no método de Monte Carlo, desenvolvido em *Los Alamos National Laboratory* (EUA), é atualmente um dos códigos computacionais mais utilizados mundialmente na área de transporte de radiação envolvendo nêutrons, fótons, elétrons e partículas carregadas tais como prótons, deutérios, partículas alfa, etc. A capacidade de tratamento de geometrias complexas em três dimensões, a variedade de opções de dados de entrada e a capacidade de trabalhar com vários grupos de energias, faz desse código, uma ferramenta muito conveniente e poderosa no campo da física médica, proteção radiológica, modelagem de instalações nucleares, detectores e blindagem da radiação.

O código simula o transporte de fótons e partículas, individualmente ou em conjunto através da matéria. Ele executa o transporte por meio de ensaios aleatórios repetitivos através de técnicas estatísticas, em modelos previamente determinados, permitindo a obtenção de soluções de vários problemas que requerem uma grande quantidade de eventos probabilísticos. Esse código permite modelar qualquer sistema

geométrico tridimensional utilizando bibliotecas de seções de choque na forma pontual (energia contínua) sendo discreta ou em multigrupos.

O arquivo de entrada do MCNP (INP) permite ao usuário especificar: tipo de fonte, de detector, configuração geométrica e condições gerais do sistema desejado, como tamanho, forma, espectro de energia, composição da fonte de radiação bem como do meio que a radiação irá interagir e definição da geometria do detector desejado.

Capítulo 3

Metodologia de Cálculo

Neste capítulo são apresentados os modelos de exposição e a metodologia de cálculo que foram utilizados neste trabalho. O código MCNP (X-5 Monte Carlo Team, 2003) foi usado para simular a atenuação de espectros primários de raios X ao atravessarem barreiras de chumbo, utilizados comumente em ambientes de radiologia diagnóstica e calcular as doses em órgãos do simulador MAX.

3.1. Espectros de Radiação Primários

Neste trabalho, simulou-se o transporte de feixes de raios X realísticos encontrados em salas de radiodiagnóstico. A Figura 3.1 apresenta os seis espectros primários característicos de equipamentos de raios X de potenciais 50, 60, 70, 100, 125 e 150 kVp, obtidos do “Catalogue of Data for Diagnostic X-ray”, publicado pela “Hospital Physicists Association” (BIRCH,1979).

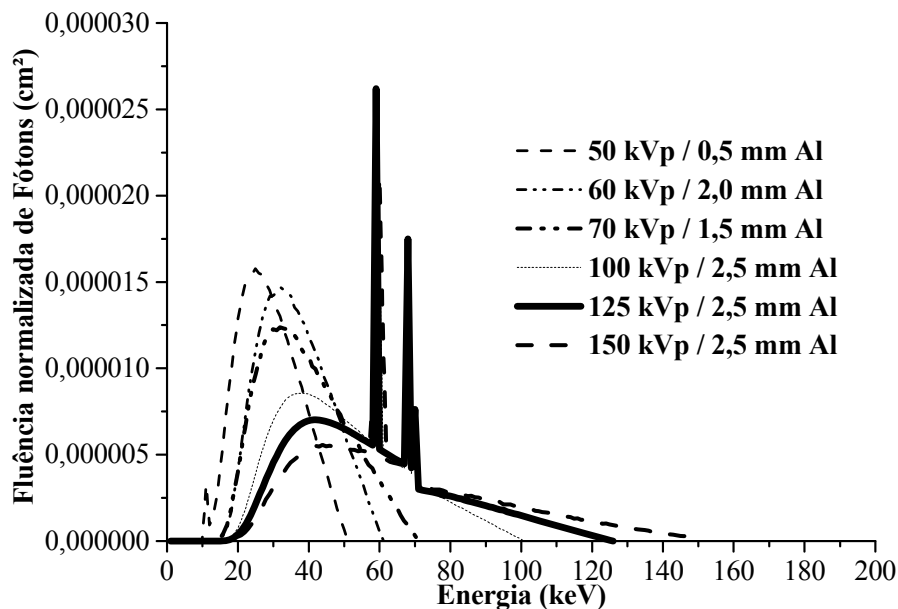


Figura 3.1 Espectros primários de raios X de potenciais 50, 60, 70, 100, 125 e 150 kVp.

3.1.1. Modelagem da Fonte e Espectros Transmitidos por Barreiras de Chumbo

A Figura 3.2 mostra a geometria usada na simulação, onde a fonte de *feixe de raios X* primário de superfície plana $50 \times 50 \text{ cm}^2$ está localizada a uma distância de 150 cm a esquerda da barreira de chumbo, onde se origina feixes de raios X primários de campo expandidos e alinhados incidindo perpendicularmente sobre a barreira de chumbo de $50 \times 50 \text{ cm}^2$ de área e com espessuras variáveis, visando obter o cálculo dos feixes de espectros transmitidos. Na face de entrada da placa de chumbo foi definida uma área de $50 \times 50 \text{ cm}^2$, denominada *área de detecção do espectro primário*, onde se determinou a fluência do espectro primário. A 10 cm da barreira de chumbo foi definida uma área $50 \times 50 \text{ cm}^2$, denominada *área de detecção dos espectros transmitidos*, onde se determinou a fluência do espectro transmitido.

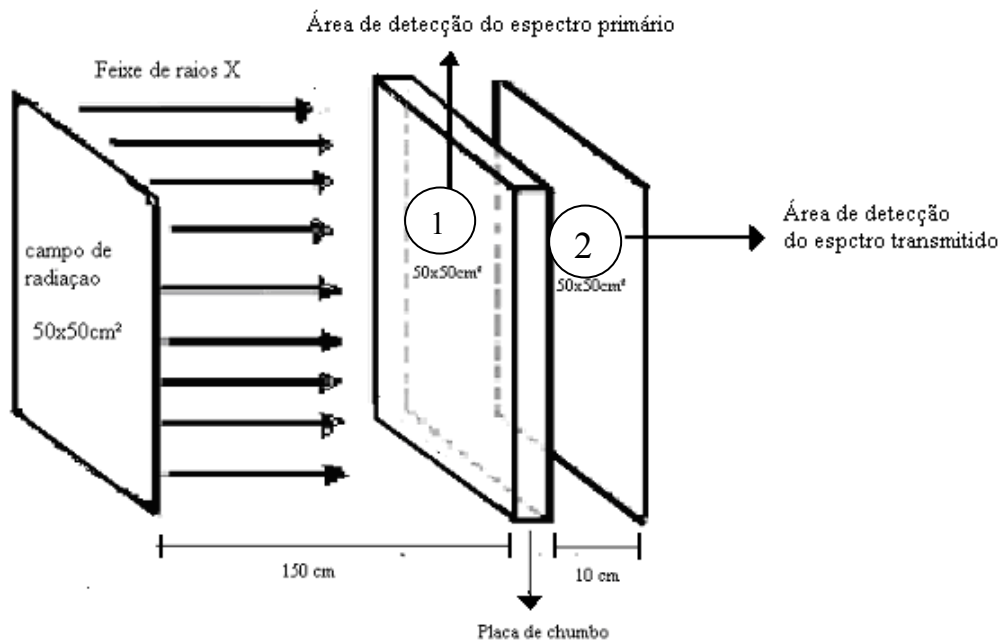


Figura 3.2 Geometria de irradiação simulada para detecção dos espectros primários (1) e transmitidos (2).

3.1.2 Energia Média

No cálculo da energia média, \bar{E} , para espectros primários e transmitidos de raios X, foi usada a equação 3.1.

$$\bar{E} = \frac{\sum_{i=1}^N E_i W_i}{\sum_{i=1}^N W_i} \quad (3.1)$$

Onde \bar{E} , é a energia do i-ésimo fóton no momento em que é detectado, W_i é o peso estatístico, e o somatório se aplica a todos os N fótons que contribuem para a formação do espectro. No modelo de cálculo utilizado neste trabalho, considerou-se que o campo de radiação incidente é uniforme e perfeitamente aleatório no que se refere ao número de fótons por unidade de área.

3.2. Fluência de Fótons

Para o cálculo da fluência primária e transmitida de fótons de raios X na simulação com o MCNP, foi utilizado o comando F2, correspondente à fluência de fótons (partículas/cm²), Φ .

A atenuação em termos da *fluência de fótons*, A_Φ , foi obtida como a razão entre o valor da *fluência* devido ao espectro primário, Φ_0 , e o valor da *fluência* devido ao espectro transmitido, Φ_T , dada pela equação 3.2:

$$A_\Phi = \frac{\Phi_0}{\Phi_T} \quad (3.2)$$

Onde:

Φ_0 - número de fótons incidente do espectro primário por cm² e

Φ_T - número de fótons do espectro transmitido por cm² pela camada de chumbo.

3.3. Equivalente de Dose Ambiente, $H^*(d)$, normalizados pela fluência, Φ

Para o cálculo do equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$, simulou-se a irradiação de uma esfera de 30 cm de diâmetro composta de material equivalente ao tecido mole, chamada “Esfera ICRU” (ICRU, 1980), com feixes alinhados e expandidos de espectros primários e transmitidos de fótons de raios X incidindo em direção ao eixo central, conforme ilustrado na Figura 3.3. Como elemento de volume para a determinação da dose absorvida (volume sensível) considerou-se 15 esferas de 1,0 mm de raio ($0,004188 \text{ cm}^3$) posicionadas ao longo do eixo principal de irradiação. Os elementos que constituem a composição da esfera são apresentados na Tabela 3.1.

Tabela 3.1: Composição (em percentual) do material equivalente ao tecido (ICRU,1980).

Hidrogênio	0,1010
Carbono	0,1110
Nitrogênio	0,0260
Oxigênio	0,7620
TOTAL	1,0000

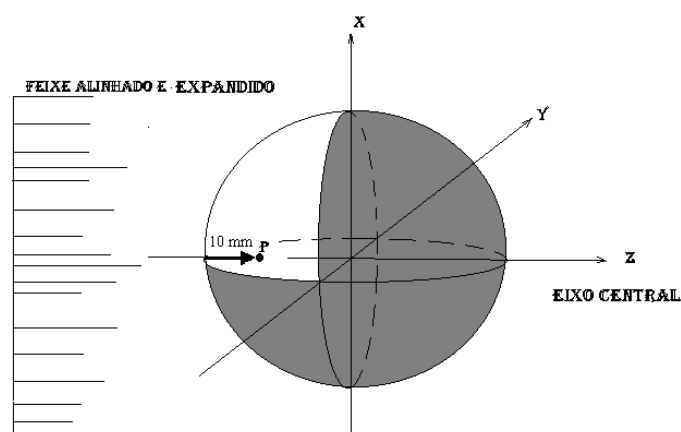


Figura 3.3: Descrição da esfera da ICRU mostrando o sistema de coordenadas e a direção de incidência do feixe de radiação.

Neste trabalho foram calculados os equivalentes de dose ambiente normalizado pela fluência de fótons $H^*(10)/\Phi$, $H^*(50)/\Phi$, $H^*(60)/\Phi$ e $H^*(70)/\Phi$. Considerou diversas profundidades para interesse de estudo, para feixes de espectros de raios X primários e transmitidos por camadas de chumbo, conforme ilustra a Figura 3.4.

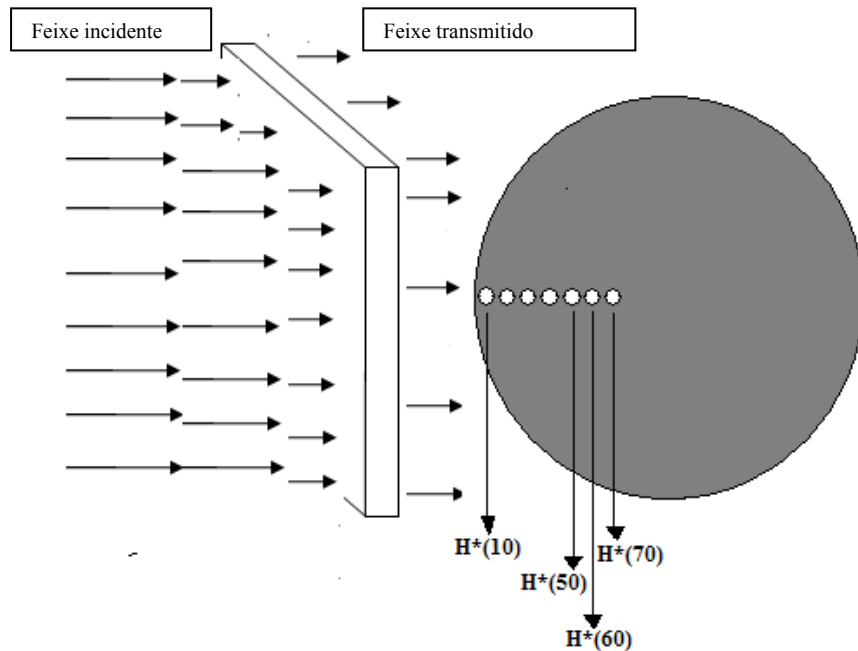


Figura 3.4 Simulação do cálculo de dose ambiente na Esfera ICRU, $H^*(10)$, $H^*(50)$, $H^*(60)$ e $H^*(70)$.

3.3.1. Atenuação em Termos da Grandeza Equivalente de Dose Ambiente

A grandeza equivalente de dose ambiente foi normalizada pela fluência de fótons no ar, no ponto representativo da esfera da ICRU, $H^*(10)/\Phi$, $H^*(50)/\Phi$, $H^*(60)/\Phi$ e $H^*(70)/\Phi$, onde foram calculados em função dos espectros de raios X primários e transmitidos pelo chumbo, como mostra a Figura 3.4. O equivalente de dose ambiente calculado para espectro primário incidente é representado por $[H^*(d)/\Phi]_0$ e para espectro transmitido por $[H^*(d)/\Phi]_T$. A atenuação em termos da grandeza equivalente de dose ambiente, $A_{H^*(d)/\Phi}$, devido às várias placas de chumbo simuladas nos cálculos, foi obtida como o razão entre o valor de $[H^*(d)/\Phi]_0$ devido ao espectro primário e o valor de $[H^*(d)/\Phi]_T$ devidos aos espectros transmitidos e multiplicado pela atenuação da fluência, dada pela equação 3.3 (PEIXOTO, 1995):

$$A_{H^*(d)/\Phi} = \frac{\left[\frac{H^*(d)}{\Phi} \right]_0}{\left[\frac{H^*(d)}{\Phi} \right]_T} \times \frac{\Phi_0}{\Phi_T} \quad (3.3)$$

Onde:

Φ_0 = fluência devido ao feixe de espectro primário;

Φ_T = fluência devido ao feixe de espectro transmitido.

3.4. Dose Efetiva normalizada pela fluência usando o simulador antropomórfico MAX

Nos modelos matemáticos, o tamanho e a forma do corpo humano e de seus órgãos e tecidos são descritos por expressões matemáticas representando combinações e interseções de planos, cilindros circulares e elípticos, esferas, cones e outras formas geométricas simples. O transporte de radiação através do corpo modelado pode ser simulado utilizando técnicas de Monte Carlo que possibilita o registro da energia depositada devido às interações da radiação com os átomos dos tecidos do corpo humano. O cálculo da dose equivalente em um órgão específico é determinado quando dividindo-se a energia total depositada no órgão pela sua massa.

Embora tenham facilitado significativamente o cálculo da dose equivalente em órgãos e tecidos, os modelos matemáticos são representações bem simplificadas do corpo humano e de seus órgãos e tecidos. Este problema vem sendo suprido com o desenvolvimento dos modelos tomográficos, também denominados modelos baseados em voxels. Nestes modelos, cada imagem consiste de uma matriz de pixels cujas dimensões dependem da resolução escolhida durante o processo de obtenção de imagens digitais de pessoas reais por tomografias computadorizadas. Um conjunto consecutivo destas imagens pode ser representado por uma matriz tridimensional composta de voxels, onde cada um deles pertence a um órgão ou tecido específico.

Neste trabalho foi utilizado o simulador de voxel MAX (KRAMER, 2003) e o código MCNP para o cálculo de dose efetiva normalizada pela fluência de fótons, para espectros de raios X primários e transmitidos por barreiras de chumbo, encontrados em ambientes onde estão instalados equipamentos de raios X para radiodiagnósticos.

No MCNP, utilizou-se o comando *F8, para os cálculos das energias depositadas nos órgãos mais radiosensíveis, expressa em MeV. Para a obtenção da dose equivalente normalizada por fluência (H/Φ), os valores das energias depositadas foram multiplicadas pelo fator de $1,486 \times 10^{-9} \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$, que leva em consideração as seguintes transformações:

- Transformação da energia depositada de MeV para Joule.
- Divisão da energia em (Joule) pela massa do órgão em (kg) para que se obtenha a unidade de dose absorvida (Gy).
- Produto da dose absorvida pela área em (cm^2) da fonte plana para obtenção da fluência em (Gy/cm^2).

Para o cálculo da massa do órgão é necessário fazer o produto entre o número de voxels e o volume de cada voxel, sendo 0,36 cm a aresta do voxel cúbico, então o volume de um voxel é:

$$\begin{aligned}
 V &= 0,36\text{cm} \cdot 0,36\text{cm} \cdot 0,36\text{cm} \\
 V &= 0,046656\text{cm}^3
 \end{aligned}
 \tag{3.4}$$

Este volume, quando multiplicado pela densidade do tecido, fornecido pela *International Commission on Radiation Units e Measurements* (ICRU 44) resulta na massa do tecido (em kg). Por exemplo, pode-se citar o estômago (Tabela 3.2).

Tabela 3.2: Número de voxels, densidade física e energia depositada calculados pelo MCNP, para o estômago.

Estômago	
Nº de Voxels	7553
Densidade (g/cm^3)	1,05
Energia Depositada - AP (50 keV)	$1,24 \times 10^{-4} \text{ MeV}$

Portanto têm-se:

$$\text{Massa} = 7553.0,046656 \text{ cm}^3 \cdot 1,05 \cdot 10^{-3} \frac{\text{kg}}{\text{cm}^3} = 0,370 \text{ kg} \quad (3.5)$$

$$(\text{H}/\Phi): \frac{1,24 \cdot 10^{-4} \cdot 1,48601366 \cdot 10^{-9} \text{ J.cm}^2}{0,370 \text{ kg}} = 4,98 \cdot 10^{-13} \text{ Sv.cm}^2 \quad (3.6)$$

A próxima etapa foi multiplicar o valor da dose equivalente (H/Φ) pelo fator de peso associado ao órgão ou tecido radiosensível, considerando os fatores de peso (W_t) para os tecidos recomendados pela ICRP 103 conforme a Tabela 2.3 (seção 2.3.1). Este procedimento repetido para todos os órgãos e tecidos relevantes, visando calcular a dose efetiva, E , conforme a Equações 2.10 e 2.11.

3.4.1. Geometria de irradiação

Nesta etapa do trabalho, as doses absorvidas médias em órgãos do simulador de voxels MAX foram calculadas para uma irradiação simulada de corpo inteiro com um feixe plano (56,88 cm de largura por 175,32 cm de altura) de espectros de fótons de raios X primários e de transmitidos por barreiras de chumbo, nos potenciais que variam de 50 a 150 kVp. A direção do feixe de espectro coincidiu com o eixo Y do sistema de coordenadas, e as incidências foram na direção antero-posterior (AP) e postero-anterior (PA) do simulador do corpo humano. Essas geometrias de irradiação são mostradas na Figura 3.5.

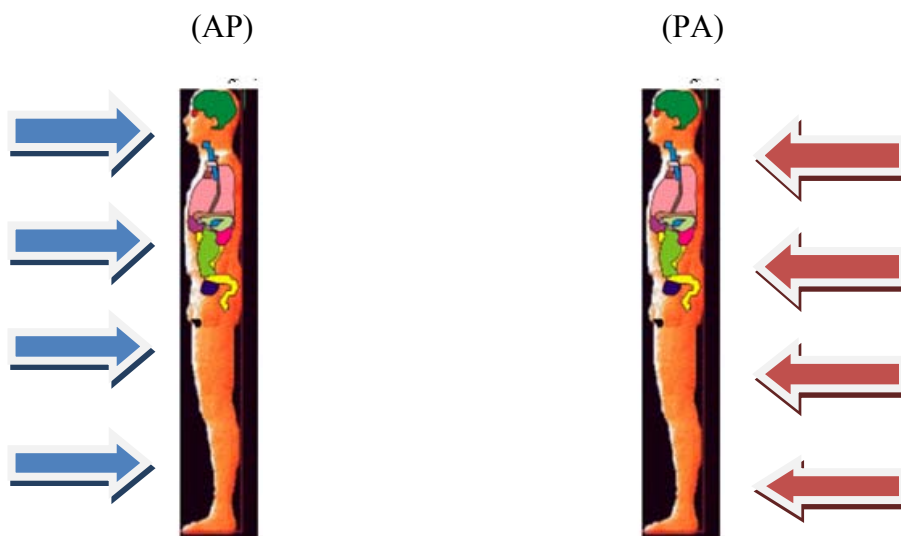


Figura 3.5 Geometrias de irradiação postero-anterior (PA) e antero-posterior (AP), simuladas no presente trabalho.

3.4.2. Atenuação em Termos da Grandeza Dose Efetiva

A grandeza dose efetiva (E), foi normalizada para a fluência de fótons no ar (Φ), no ponto representativo do centro do simulador do corpo humano. Os valores de dose efetiva normalizada por fluência, E/Φ , foram calculadas no simulador antropomórfico voxel MAX para os espectros de raios X primários e transmitidos pelo chumbo. Os feixes de espectros de raios X primários e transmitidos foram usados com campos alinhados e expandidos nas projeções antero-posterior (AP) e postero-anterior (PA) (Figura 3.5) do simulador MAX. A grandeza limitação de risco, dose efetiva, foi calculada para espectro primário incidente representado por $[E/\Phi]_0$ e para espectro transmitido representado por $[E/\Phi]_T$. O cálculo dos fatores de atenuação em termos da grandeza dose efetiva, $A_{E/\Phi}$, foi obtida como a razão entre o valor devido ao espectro primário $[E/\Phi]_0$ e o valor devido ao espectro transmitido $[E/\Phi]_T$ e multiplicados pela atenuação da fluência, dada pela equação 3.7 (PEIXOTO, 1995):

$$A_{E/\Phi} = \frac{[E/\Phi]_0}{[E/\Phi]_T} \times \frac{\Phi_0}{\Phi_T} \quad (3.7)$$

Onde:

Φ_0 = fluência devido ao espectro primário;

Φ_T = fluência devido ao espectro transmitido pelo chumbo.

Capítulo 4

Resultados e Discussões

Nas seções seguintes deste capítulo são apresentados os espectros de raios X transmitidos pelas diversas espessuras de chumbo e os resultados dos fatores de atenuação devido aos espectros primários nos potenciais 50, 60, 70, 100, 125 e 150 kVp comuns em radiologia diagnóstica. Os resultados dos fatores de atenuação para o chumbo em termos das grandezas dose efetiva e equivalente de dose ambiente são comparados com os resultados dos fatores de atenuação encontrados na literatura.

4.1. Espectros Transmitidos

O cálculo dos espectros de raios X transmitidos pelas diversas espessuras de chumbo foi descrito na Seção 3.1. As Figuras 4.1 e 4.2 apresentam os espectros transmitidos por barreiras de chumbo de espessuras 0,5 e 1,0 mm, respectivamente.

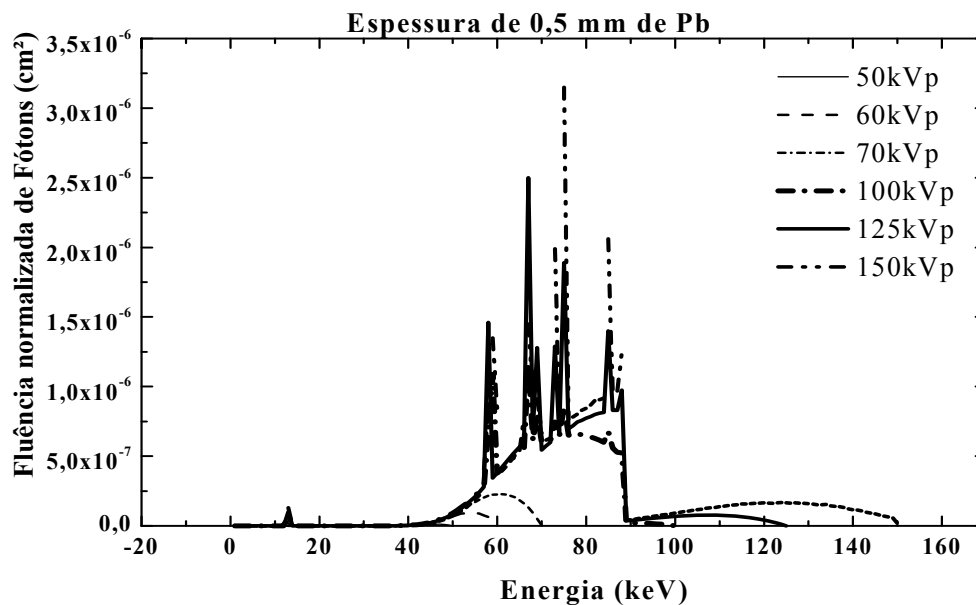


Figura 4.1: Espectros de fótons transmitidos para 0,5 mm de espessura de chumbo para os potenciais 50, 60, 70, 100, 125 e 150 kVp.

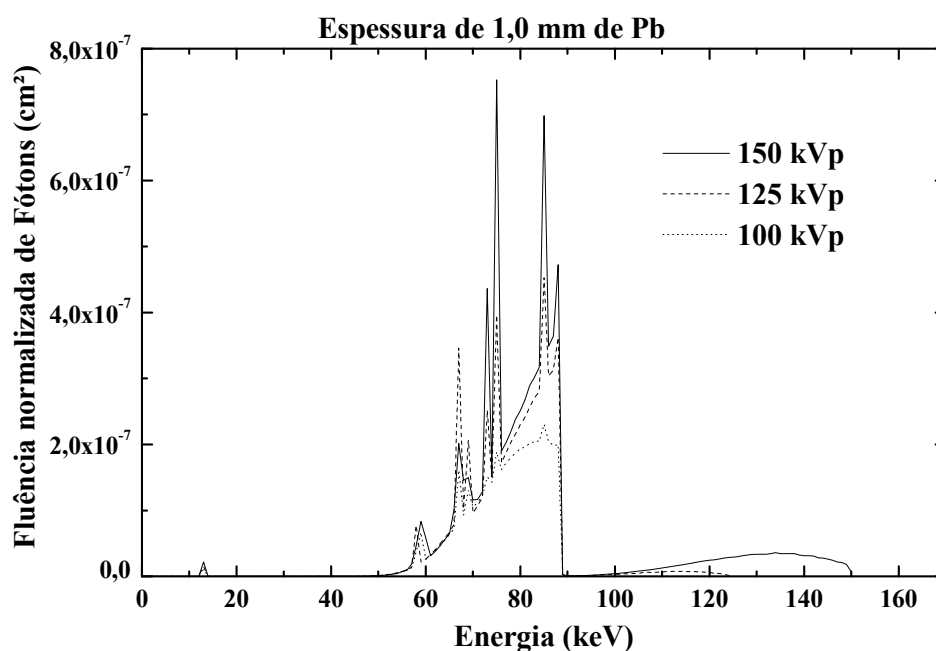


Figura 4.2: Espectros de fótons transmitidos para 1,0 mm de espessura de chumbo para os potenciais 100, 125 e 150 kVp.

Nas Figuras 4.1 e 4.2 podem ser observados que os espectros transmitidos sofrem profundas modificações quando atravessam as barreiras de chumbo, comparados com os espectros primários (Figura 3.1). A Figura 4.1 mostra que os espectros primários de raios X para os potenciais 50, 60, 70, 100, 125 e 150 kVp, após atravessar a barreira de 0,5 mm de chumbo, praticamente não restam fótons abaixo da energia de 40 keV, e esse mesmo comportamento é observado na Figura 4.2 para os potenciais 100, 125 e 150 kVp. Foram calculados os espectros transmitidos até 0,8 mm de chumbo para potenciais 50, 60 e 70 kVp, pois estes espectros para a espessura de 1,0 mm de chumbo, sofreram atenuações profundas, restando poucos fótons transmitido. É possível ser observado (Figuras 4.1 e 4.2) o pico de absorção do chumbo em 88 keV, devido ao efeito fotoelétrico, quando fótons de raios X de energia superior a 88 keV, arrancam elétrons da camada eletrônica K do chumbo. Observa-se também que os picos de energias 60 e 70 keV existentes nos espectros primários de raios X (Figura 3.1) se mantêm, apesar da grande atenuação sofrida. Essas modificações nos espectros primários têm grande impacto nas grandezas que dependem da energia dos fótons, como equivalente de dose ambiente e dose efetiva.

4.2 Energia Média

As energias médias dos espectros primários e transmitidos pelas camadas de chumbo são apresentadas na Tabela 4.1. É possível observar que, à medida que a espessura das camadas de chumbo aumenta há um aumento da energia média do espectro, ocorrendo o estreitamento e endurecimento do espectro. Observa-se que a energia média dos espectros não ultrapassa o valor de 87 keV.

Tabela 4.1: Energia Média dos espectros primários e transmitidos por diversas espessuras de chumbo.

Espessura (mm Pb)	Energia Média (keV)					
	50 kVp	60 kVp	70 kVp	100 kVp	125 kVp	150 kVp
0	28	35	38	50	57	65
0,1	38	44	49	60	67	74
0,2	41	48	53	65	70	77
0,3	43	48	55	68	72	78
0,4	44	51	57	70	74	80
0,5	44	52	58	71	75	81
0,6	45	53	59	73	76	82
0,7	46	53	60	74	77	83
0,8	46	54	60	75	77	84
0,9				76	78	84
1				77	78	85
1,5				80	80	85
2				81	82	87
2,5				82	83	87
3				83	84	87
3,5				84	84	87
4				85	85	87
4,5				85	85	87
5				85	85	87

4.3 Fatores de Atenuação para o Chumbo em Termos das Grandezas Dose Efetiva e Equivalente de Dose Ambiente

O cálculo dos fatores de atenuação em termos das grandezas estudadas neste trabalho foi realizado de acordo como descrito no Capítulo 3, simulando e analisando

passo a passo as diversas etapas de cálculo. A complexidade do cálculo variava de acordo com a grandeza a ser analisada, sendo o tempo computacional diretamente associado à complexidade da geometria e ao número de histórias. As Figuras 4.3, 4.4, 4.5, 4.6, 4.7 e 4.8 apresentam os fatores de atenuação para o chumbo em termos do equivalente de dose ambiente, $H^*(10)$, e de dose efetiva, E . Os fatores de atenuação foram determinados considerando a razão entre o valor da grandeza devido ao espectro primário (sem barreira de chumbo) e o valor da grandeza devido ao espectro transmitido após atravessar a espessura atenuadora de chumbo para os potenciais de 50, 60, 70, 100, 125 e 150 kVp.

Os resultados das curvas dos fatores de atenuação deste trabalho apresentaram o mesmo comportamento com os fatores da literatura (PEIXOTO, 1995). No entanto, os espectros primários utilizados pela literatura têm filtragens de alumínio diferente deste trabalho. Cabe ressaltar que no presente trabalho para o cálculo de atenuação em termos de dose efetiva foi utilizado o fantoma antropomórfico em voxel MAX (KRAMER, 2003) e os fatores de peso do tecido segundo a ICRP 103 (ICRP, 2008), enquanto o da literatura foi utilizado o fantoma matemático e os fatores de peso do tecido da ICRP 60 (ICRP, 1991). Isso resultou em diferenças nas curvas de atenuação em termos da dose efetiva (Figuras 4.3, 4.4, 4.5, 4.6, 4.7 e 4.8).

Como descrito na Seção 3.2, a dose efetiva foi calculada como o somatório das diversas doses equivalentes referentes a certo número de órgãos que se encontram posicionados em diferentes profundidades, tamanhos e formas do simulador humano, com o feixe projetado na direção antero-posterior (AP) e postero-anterior (PA) e o equivalente de dose ambiente foi calculado em uma esfera de 30 cm de diâmetro de tecido equivalente ao corpo humano.

Para o potencial 50 kVp (Figura 4.3), na espessura de 0,8 mm de chumbo, foram calculados fatores de atenuação de $7,1 \times 10^4$ em termos de dose efetiva (AP) para este trabalho e $6,5 \times 10^4$ em termos de dose efetiva (AP) para literatura (PEIXOTO, 1995). Para o potencial 150 kVp (Figura 4.8), na espessura de 4 mm de chumbo, foram calculados fatores de atenuação de $4,2 \times 10^4$ em termos de dose efetiva (AP) para este trabalho e $4,6 \times 10^4$ em termos de dose efetiva (AP) para literatura (PEIXOTO, 1995).

50 kVp

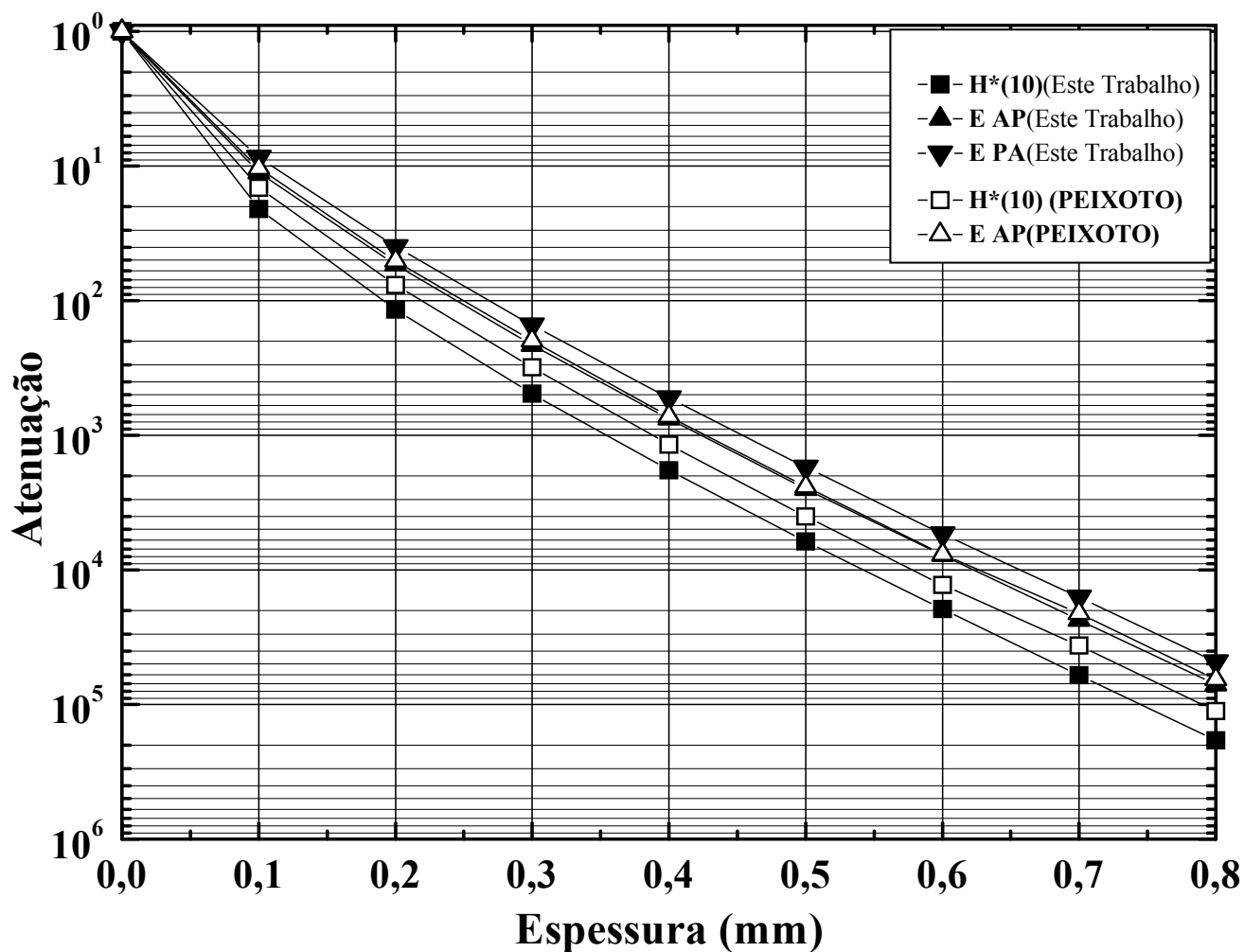


Figura 4.3: Fatores de Atenuação para o chumbo em termos do equivalente de dose ambiente, H*(10), e da dose efetiva, E, deste trabalho (Filtração 0,5 mm Al) e da literatura (PEIXOTO, 1995) (2,0 mm Al) para 50 kVp.

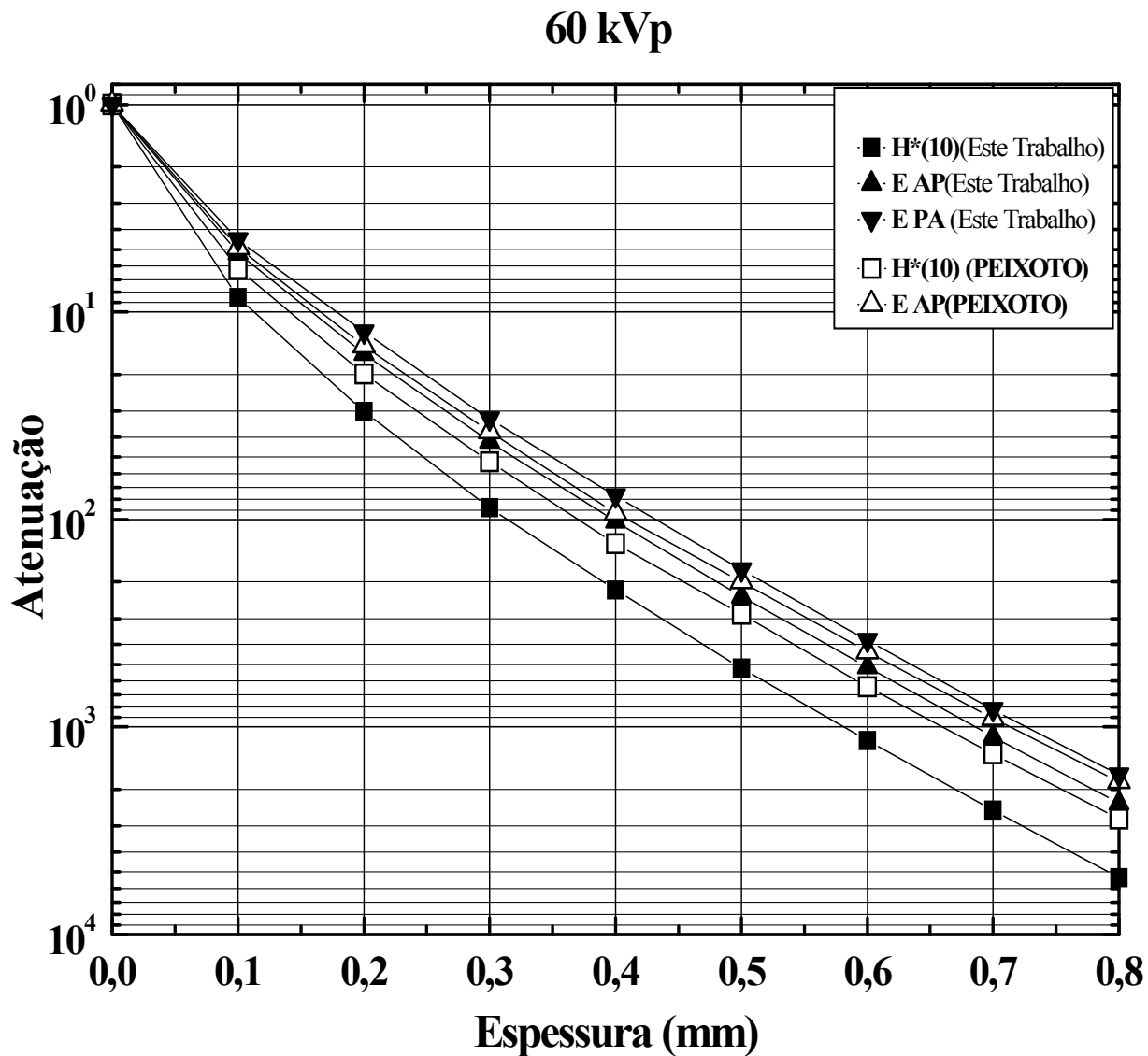


Figura 4.4: Fatores de Atenuação para o chumbo em termos do equivalente de dose ambiente, $H^*(10)$, e da dose efetiva, E , deste trabalho (2,0 mm Al) e da literatura (PEIXOTO, 1995) (4,0 mm Al) para 60 kVp.

70 kVp

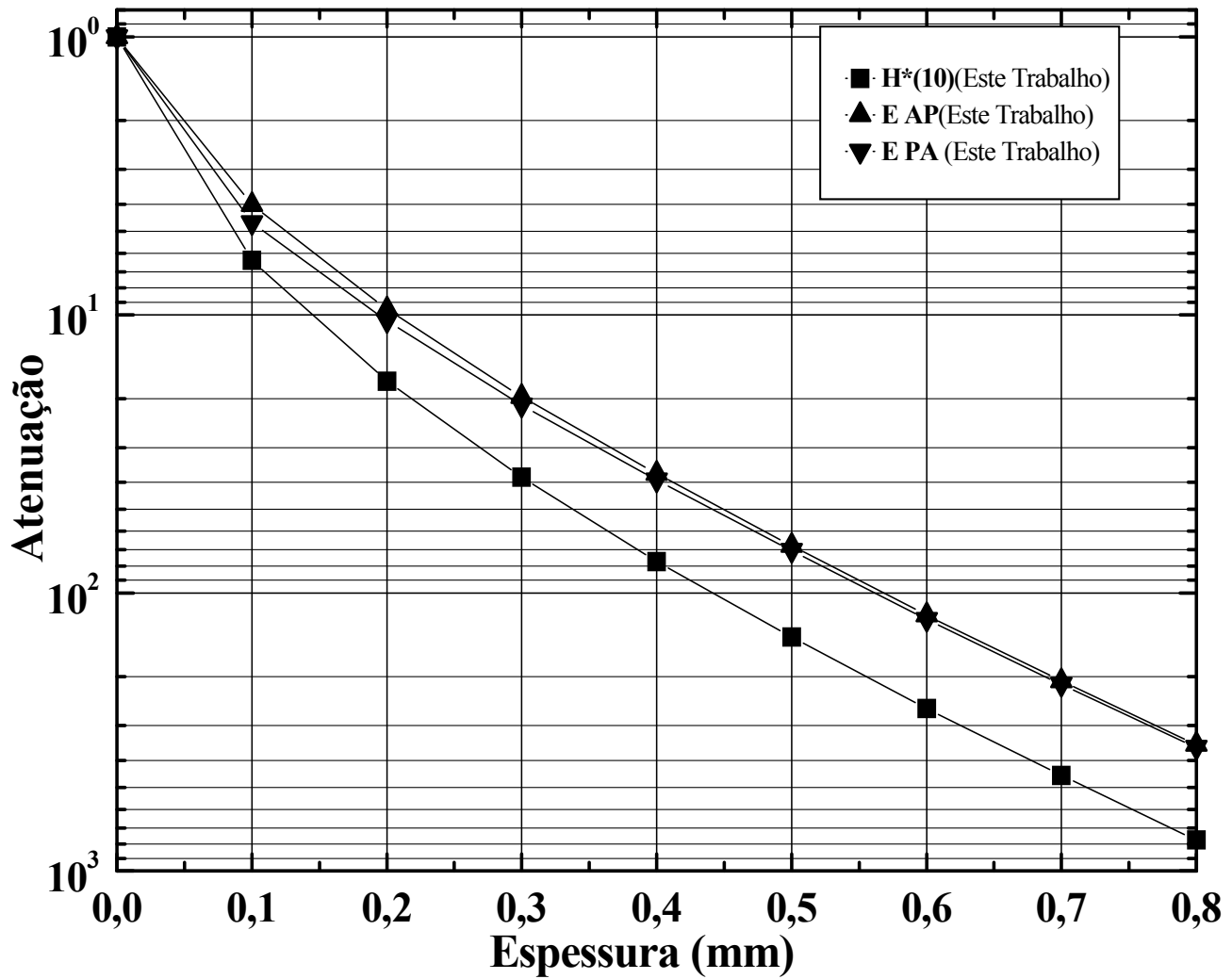


Figura 4.5: Fatores de Atenuação para o chumbo em termos do equivalente de dose ambiente, $H^*(10)$, e da dose efetiva, E, deste trabalho (1,5 mm Al) para 70 kVp.

100 kVp

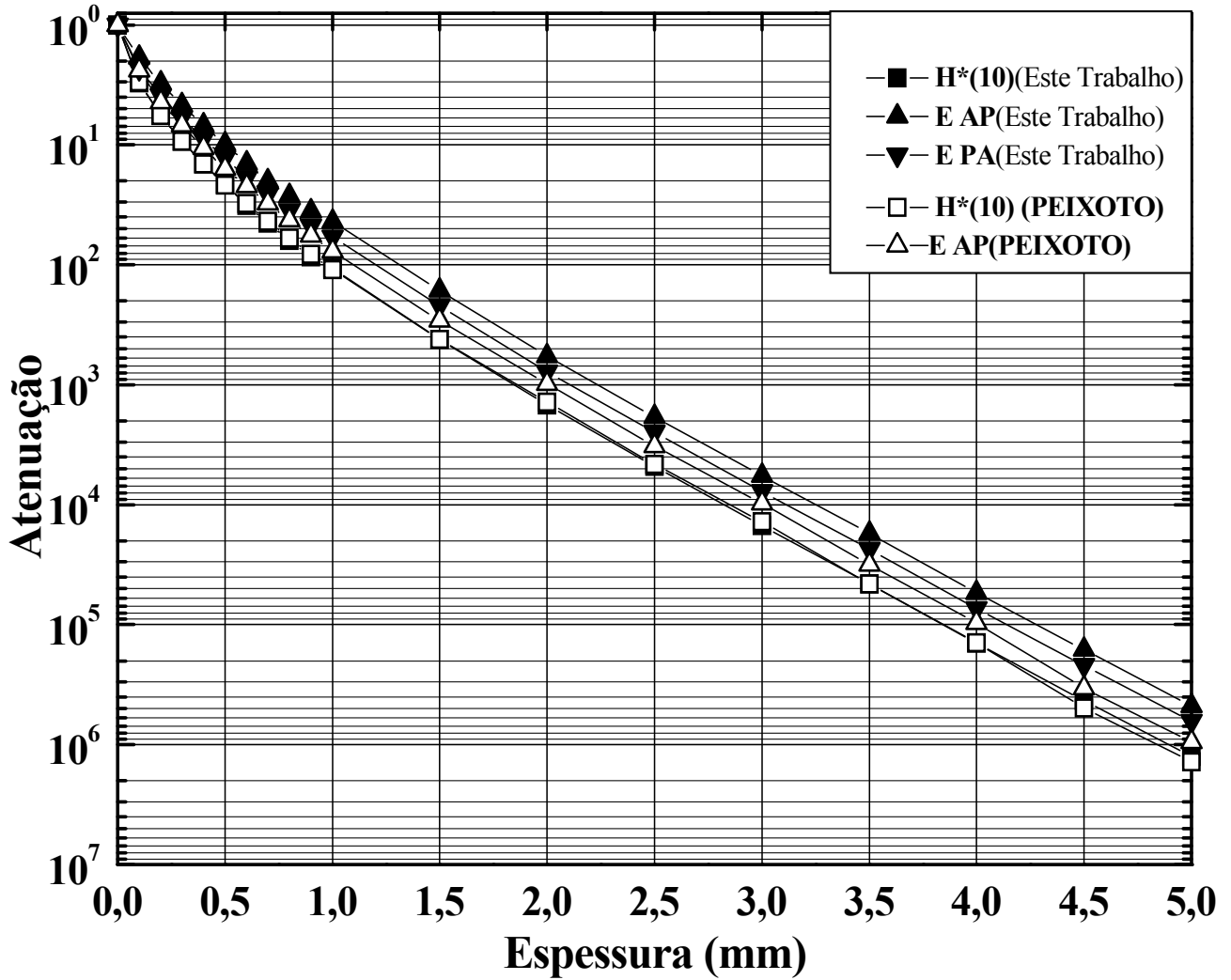


Figura 4.6: Fatores de Atenuação para o chumbo em termos de equivalente de dose ambiente, $H^*(10)$, e da dose efetiva, E , deste trabalho (2,5 mm Al) e da literatura (PEIXOTO, 1995) (3,0 mm Al).

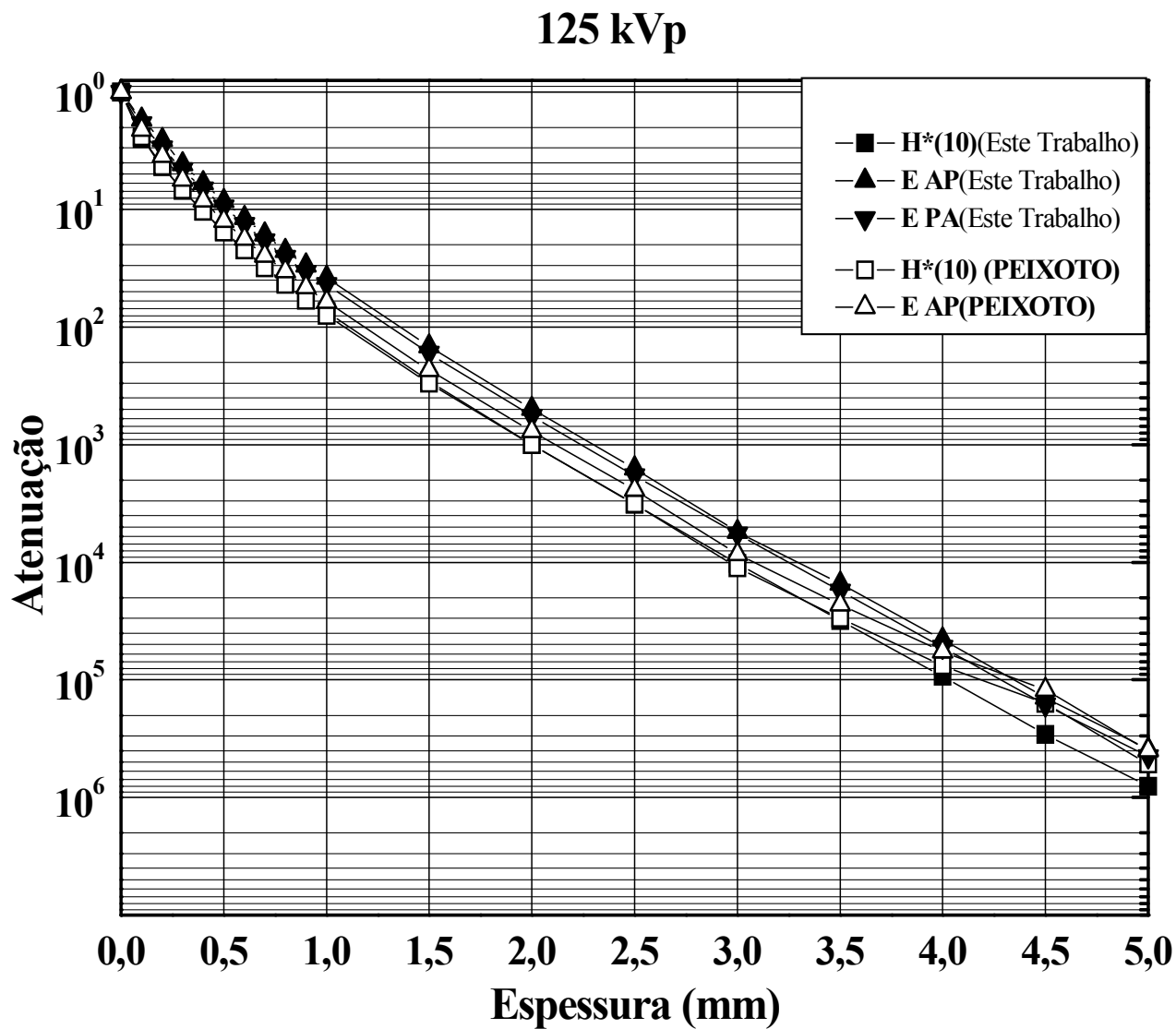


Figura 4.7: Fatores de Atenuação para o chumbo em termos do equivalente de dose ambiente, $H^*(10)$, e da dose efetiva, E , deste trabalho (2,5 mm Al) e da literatura (PEIXOTO, 1995) (4,2 mm Al) para 125 kVp.

150 kVp

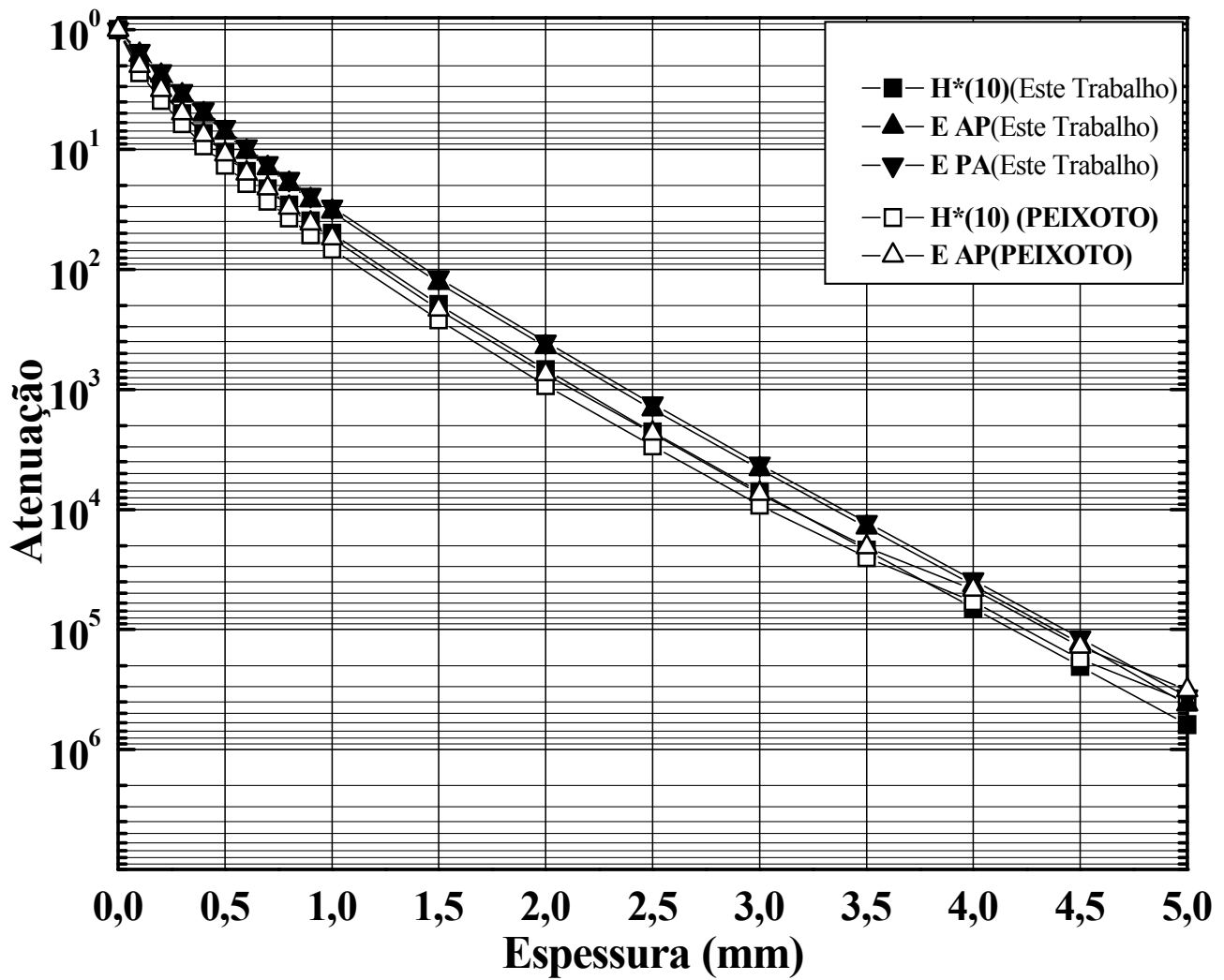


Figura 4.8: Fatores de Atenuação para o chumbo em termos do equivalente de dose ambiente, $H^*(10)$, e da dose efetiva, E , deste trabalho (2,5 mm Al) e da literatura (PEIXOTO, 1995) (4,0 mm Al) para 150 kVp.

4.4 Fatores de atenuação do NCRP 49 e NCRP 147

As Figuras 4.9, 4.10, 4.11 e 4.12 apresentam os fatores de atenuação para o chumbo em termos de exposição para o NCRP 49, de kerma no ar para o NCRP 147 e de dose efetiva para este trabalho e PEIXOTO (1995). As curvas de atenuação para o chumbo apresentadas pelo NCRP 49 foram obtidas segundo as publicações de TROUT e KELLEY (1972) e, as apresentadas pelo NCRP 147 foram obtidas das publicações de ARCHER e *at.* (1994) e SIMPKIN (1995).

Nas Figuras 4.9, 4.10, 4.11 e 4.12 observa-se que as curvas dos fatores de atenuação apresentadas pela publicação do NCRP 49 superestimam os fatores de dose efetiva por um fator de até 22,0 para 50 kVp, de até 10,0 para 100 kVp, de até 4,7 para 125 kVp e de até 2,40 para 150 kVp. No entanto, os fatores de atenuação do NCRP 147 (2004) ainda continuam superestimando os da dose efetiva por um fator de até 3,40 para 100 kVp e de até 2,50 para 125 kVp. As maiores superestimações foram obtidas quando se aumentou a espessura de chumbo, devido o aumento da energia média. Cabe ressaltar que os fatores de atenuação do NCRP 49 e do NCRP 147, estão em termos, respectivamente, de exposição e de kerma no ar.

Pode-se observar (Figuras 4.9, 4.10, 4.11 e 4.12) que as curvas dos fatores de atenuação apresentadas pela publicação do NCRP 49 superestimam os fatores de dose efetiva por um fator de até 22,0 para 50 kVp, de até 10,0 para 100 kVp, de até 4,7 para 125 kVp e de até 2,40 para 150 kVp. No entanto, os fatores de atenuação do NCRP 147 (2004) ainda continuam superestimando os da dose efetiva por um fator de até 3,40 para 100 kVp e de até 2,50 para 125 kVp. As maiores superestimações foram obtidas quando se aumentou a espessura de chumbo, devido o aumento da energia média. Cabe ressaltar que os fatores de atenuação do NCRP 49 e do NCRP 147, estão em termos, respectivamente, de exposição e de kerma no ar.

Os valores superestimados dos fatores de atenuação do NCRP 49 (expresso em termos de exposição) e do NCRP 147 (expresso em termos de kerma) quando comparados com os da dose efetiva podem levar a espessuras insuficientes de dispositivos de proteção individuais como aventais, luvas, protetores de gônadas e tireóides etc. Conseqüentemente, isso pode levar ao não atendimento dos valores de dose efetiva, E , recomendadas pelo ICRP 103, de 20 mSv/ano para exposições ocupacionais e 1 mSv/ano para o indivíduo do público.

Por exemplo, para um cálculo de blindagem de chumbo para um potencial 50 kVp (Figura 4.9), que necessite de um fator de atenuação 100 para o chumbo, esta atenuação segundo o NCRP 49, resultará em uma espessura de 0,1 mm chumbo (em termos de exposição). Usando o resultado do presente trabalho serão necessários 0,24 mm de chumbo (em termos de dose efetiva), correspondendo uma diferença de espessura de 0,14 mm de chumbo. Para um fator de atenuação 100 para o chumbo e potencial 100 kVp (Figura 4.10), esta atenuação, segundo o NCRP 49, resultará em uma espessura de 0,5 mm chumbo(em termos de exposição), para o NCRP 147, uma espessura de 0,8 mm (em termos de kerma no ar) e para este trabalho dará uma espessura de 1,1 mm (em termos de dose efetiva). Essas diferenças de espessuras podem conduzir a valores doses que ultrapassem os limites recomendados pelo ICRP 103.

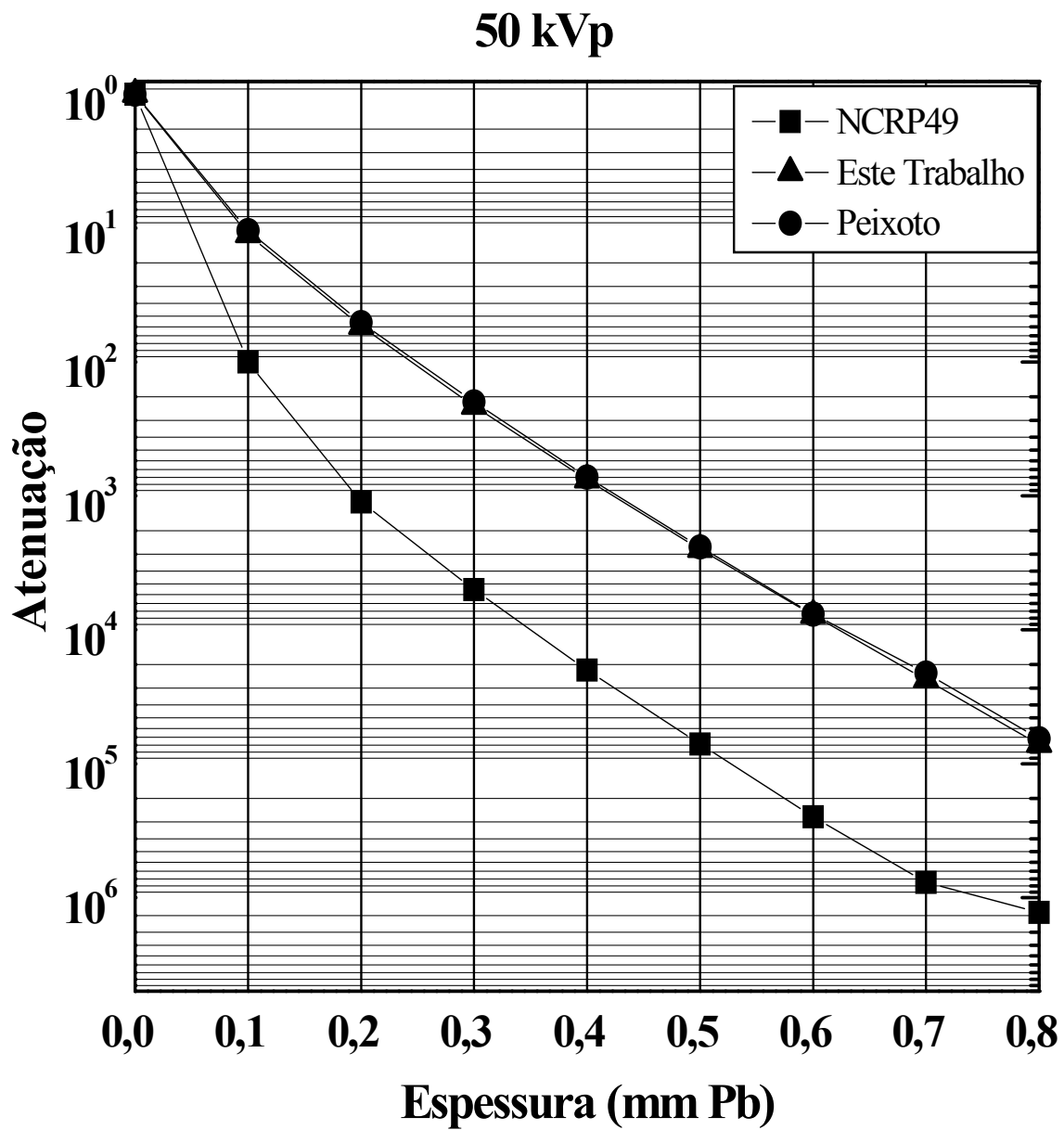


Figura 4.9: Fatores de atenuação para o chumbo em termos da dose efetiva para este trabalho (0,5 mm Al) e PEIXOTO (1995) (2,0 mm Al) e em termos de exposição para o NCRP 49 (NCRP, 1976) (0,5 mm Al) para 50 kVp.

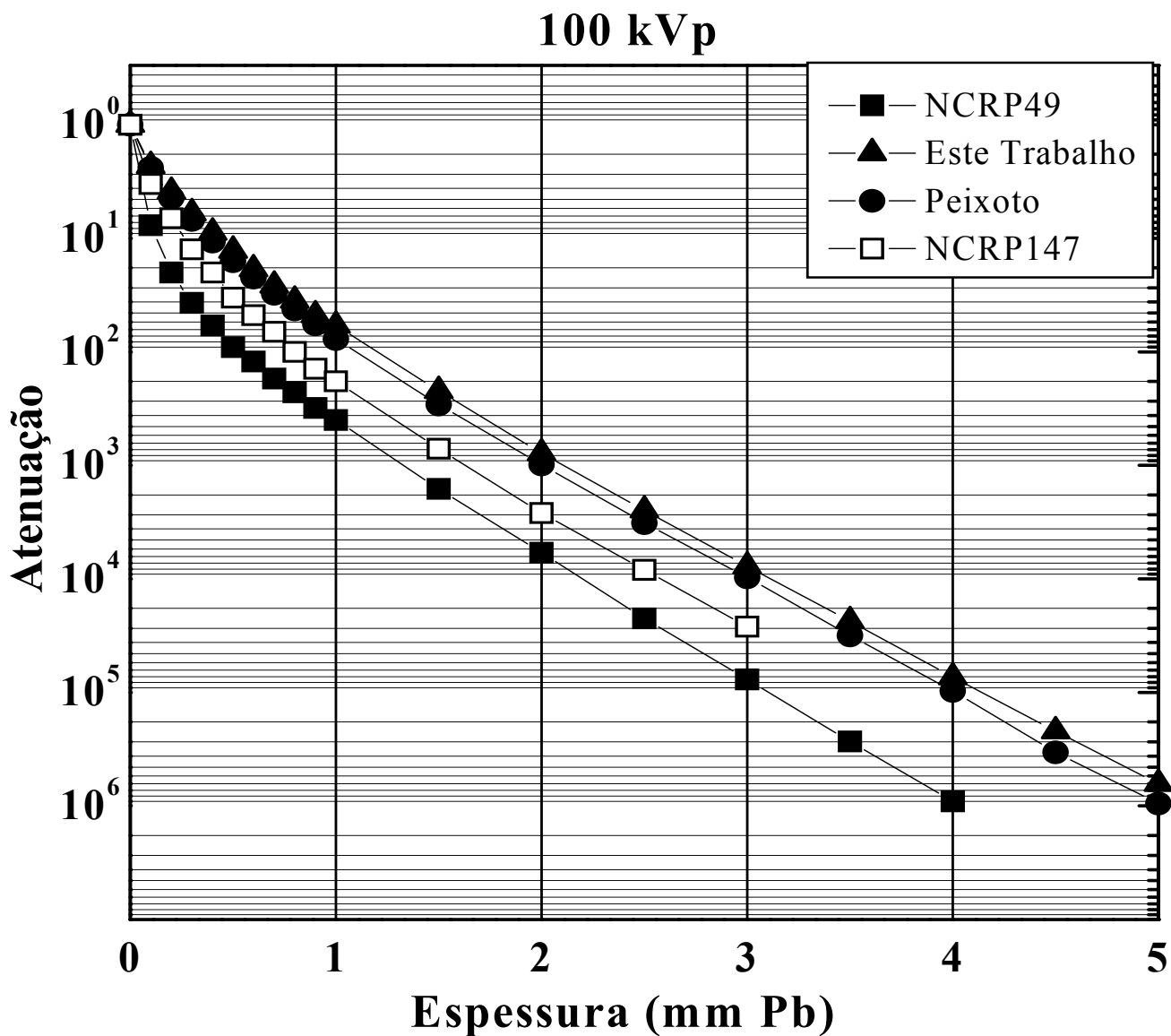


Figura 4.10: Fatores de atenuação para o chumbo em termos da dose efetiva para este trabalho (2,5 mm Al) e PEIXOTO (1995) (3,0 mm Al), em termos de exposição para o NCRP 49 (NCRP, 1976) (2,5 mm Al) e em termos de kerma para o NCRP 147 (NCRP, 2004) para 100 kVp.

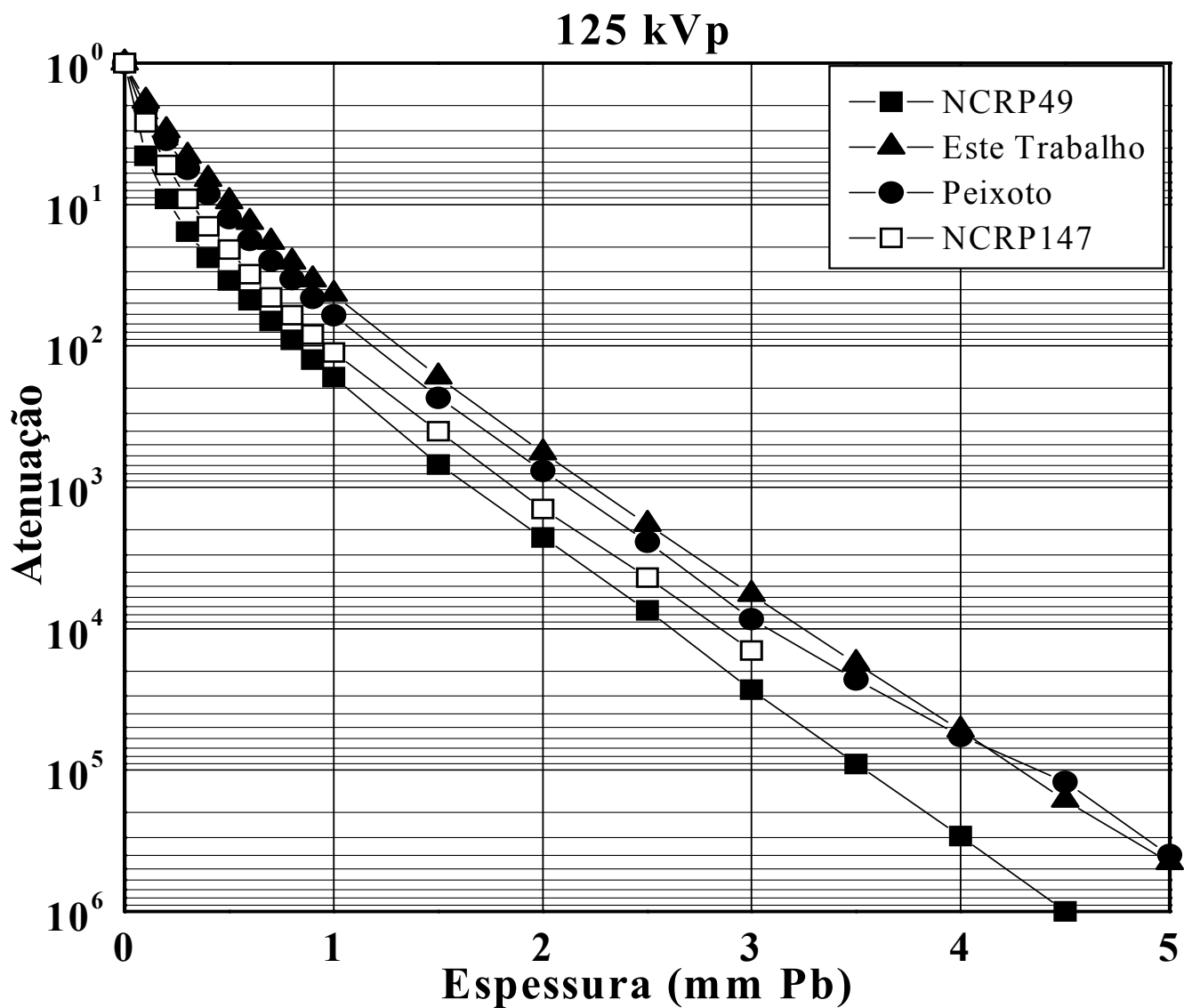


Figura 4.11: Fatores de atenuação para o chumbo em termos da dose efetiva para este trabalho (2,5 mm Al) e PEIXOTO (1995) (4,2 mm Al), em termos de exposição para o NCRP 49 (NCRP, 1976) (2,5 mm Al) e em termos de kerma para o NCRP 147 (NCRP, 2004) para 125 kVp.

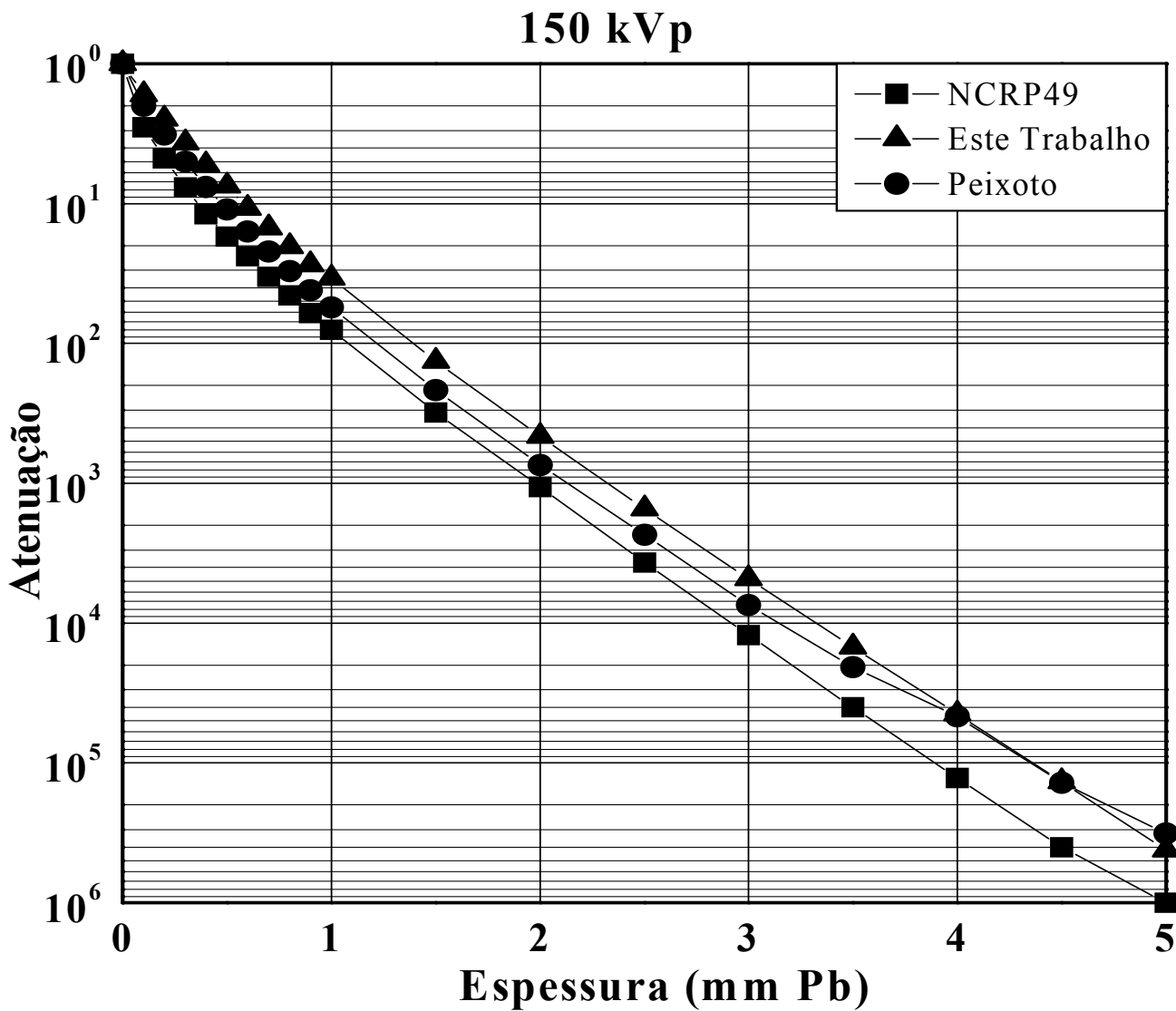


Figura 4.12: Fatores de atenuação para o chumbo em termos da dose efetiva para este trabalho (2,5 mm Al) e PEIXOTO (1995) (4,0 mm Al) e em termos de exposição para o NCRP 49 (NCRP, 1976) (2,5 mm Al) para 150 kVp.

4.5. Fatores de Atenuação para o Equivalente de Dose Ambiente, $H^*(d)$, para as profundidades 10, 50, 60 e 70 mm na Esfera ICRU

A grandeza equivalente de dose ambiente (grandeza operacional) é definida com o objetivo de quantificar a grandeza dose efetiva (grandeza de limitação de risco), de modo que possa ser correlacionada de maneira inequívoca com a grandeza primária (kerma no ar e fluência). Além disso, as grandezas operacionais devem ser medidas com facilidade. Para fins de proteção radiológica, recomenda-se que se faça uma ligação utilizando fatores de atenuação entre a grandeza de limitação do risco, a grandeza operacional e a grandeza primária. A grandeza operacional equivalente de dose ambiente, $H^*(10)$, é definida visando fornecer uma estimativa de dose para que seja comparada com a grandeza de dose efetiva. Na radiologia diagnóstica ocorre a exposição de profissionais em diversos cenários que incluem feixes primários e transmitidos por barreiras de chumbo. Nas Figuras 4.13, 4.14, 4.15, 4.16, 4.17 e 4.18 são apresentados os fatores de atenuação para chumbo em termos das grandezas dose efetiva e equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$, nas profundidades 10, 50, 60 e 70 mm, na esfera ICRU, para espectros de raios X primários e transmitidos para os potenciais 50, 60, 70, 100, 125 e 150 kVp.

A análise das Figuras 4.13, 4.14, 4.15, 4.16, 4.17 e 4.18 indicam que os fatores de atenuação do equivalente de dose ambiente, $H^*(10)$, superestima os da dose efetiva, por um fator de até 2,60 para 50 kVp, de até 2,30 para 60 kVp, de até 2,20 para 70 kVp, de até 2,0 para 100 kVp, de até 1,80 para 125 kVp e de até 1,60 para 150 kVp. Logo os fatores do equivalente de dose ambiente, $H^*(60)$, apresentaram aproximações satisfatória com os da dose efetiva. Cabe ressaltar que a mesma aproximação do equivalente de dose ambiente, $H^*(60)$, foi encontrada em termos de coeficiente de conversão de kerma no ar para o equivalente de dose ambiente no trabalho de PEREIRA (2007).

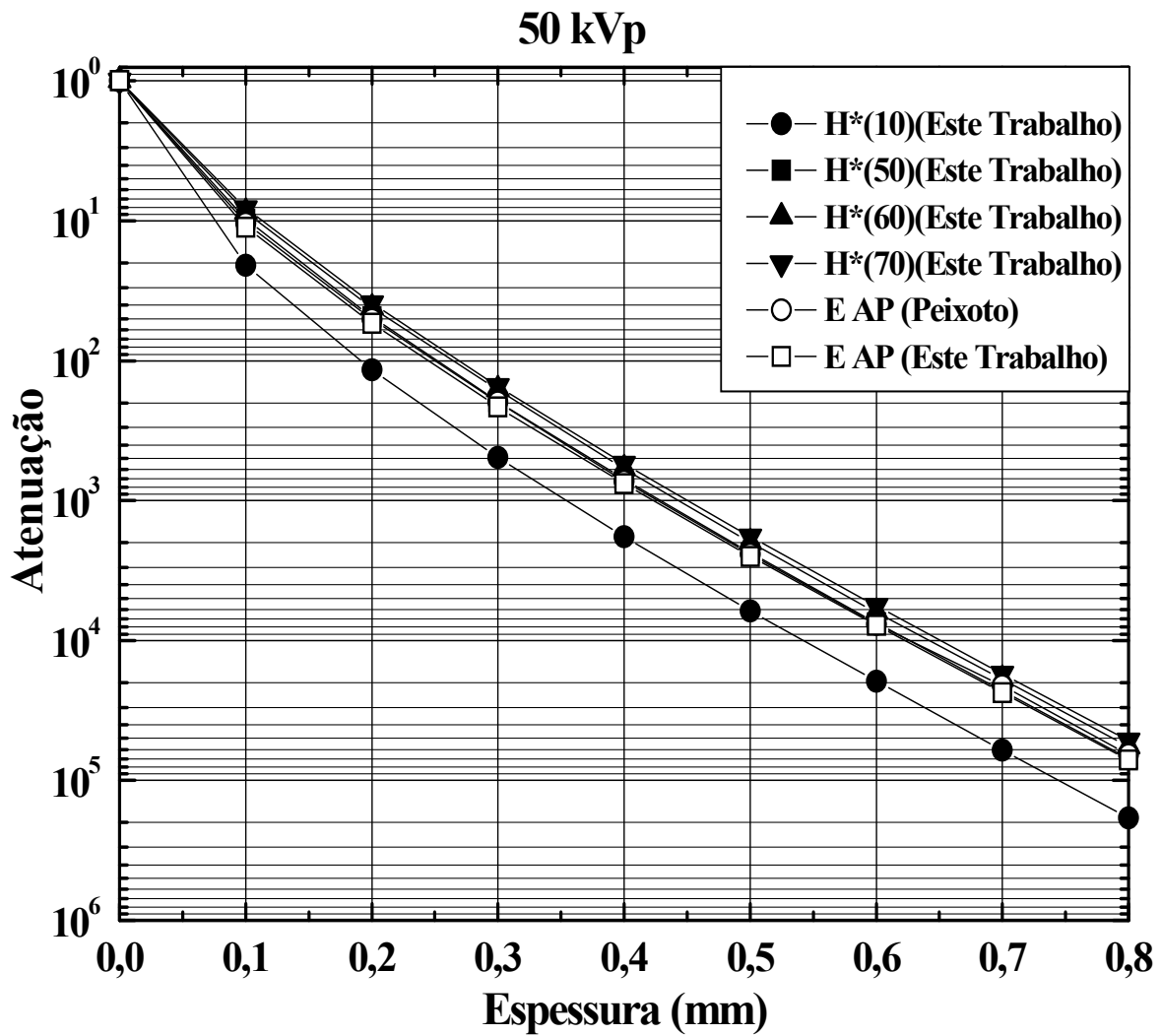


Figura 4.13: Fatores de atenuação em termos da grandeza dose efetiva, E, e da grandeza operacional, $H^*(d)$, nas profundidades de 10, 50, 60 e 70 mm, na esfera da ICRU, para espectros primário e transmitidos pelo chumbo no potencial 50 kVp/0,5 mm Al.

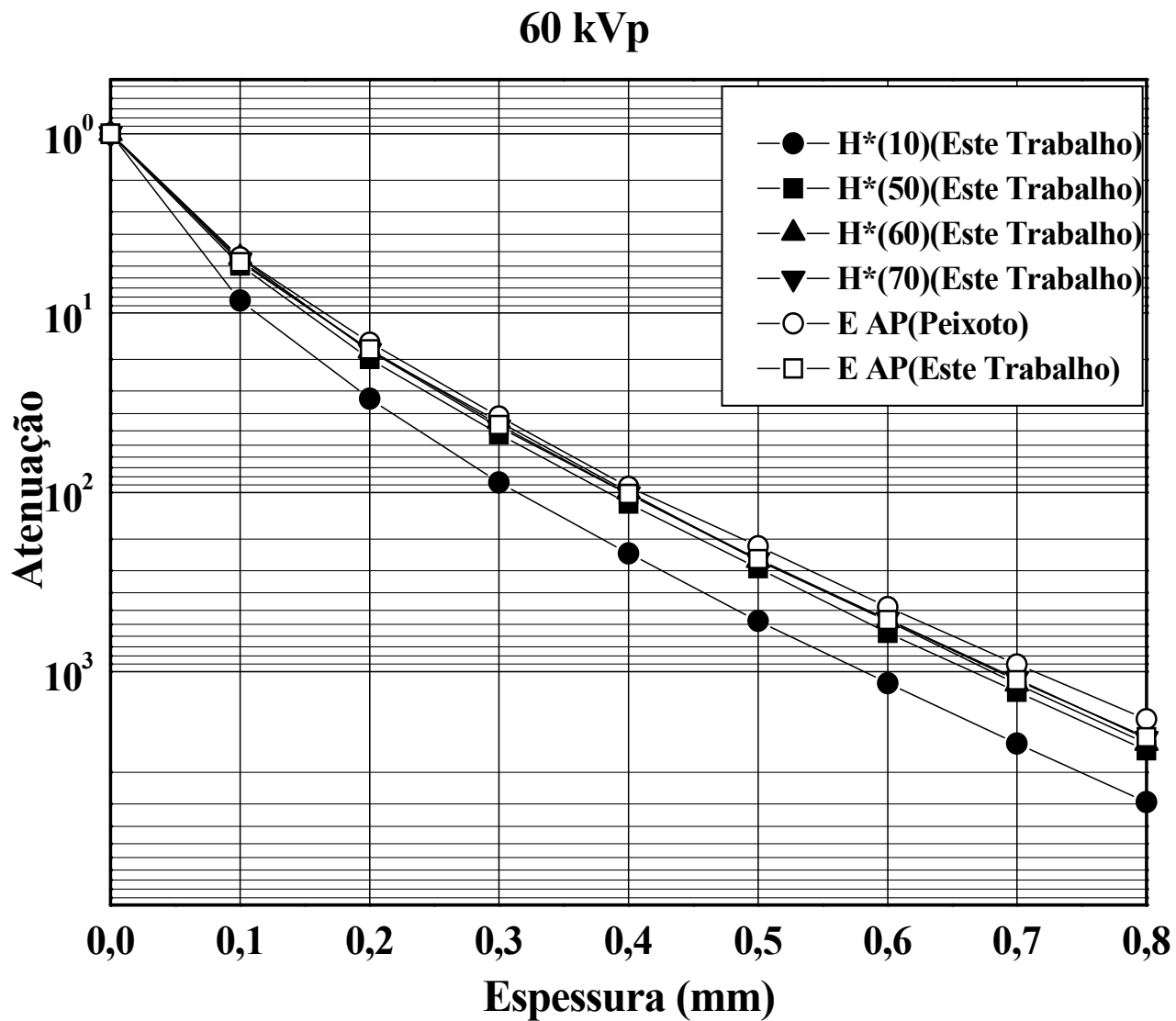


Figura 4.14: Fatores de atenuação em termos da grandeza dose efetiva, E, e da grandeza operacional, $H^*(d)$, nas profundidades de 10, 50, 60 e 70 mm, na esfera da ICRU, para espectros primário e transmitidos pelo chumbo no potencial 60 kVp/2,0 mm Al.

70 kVp

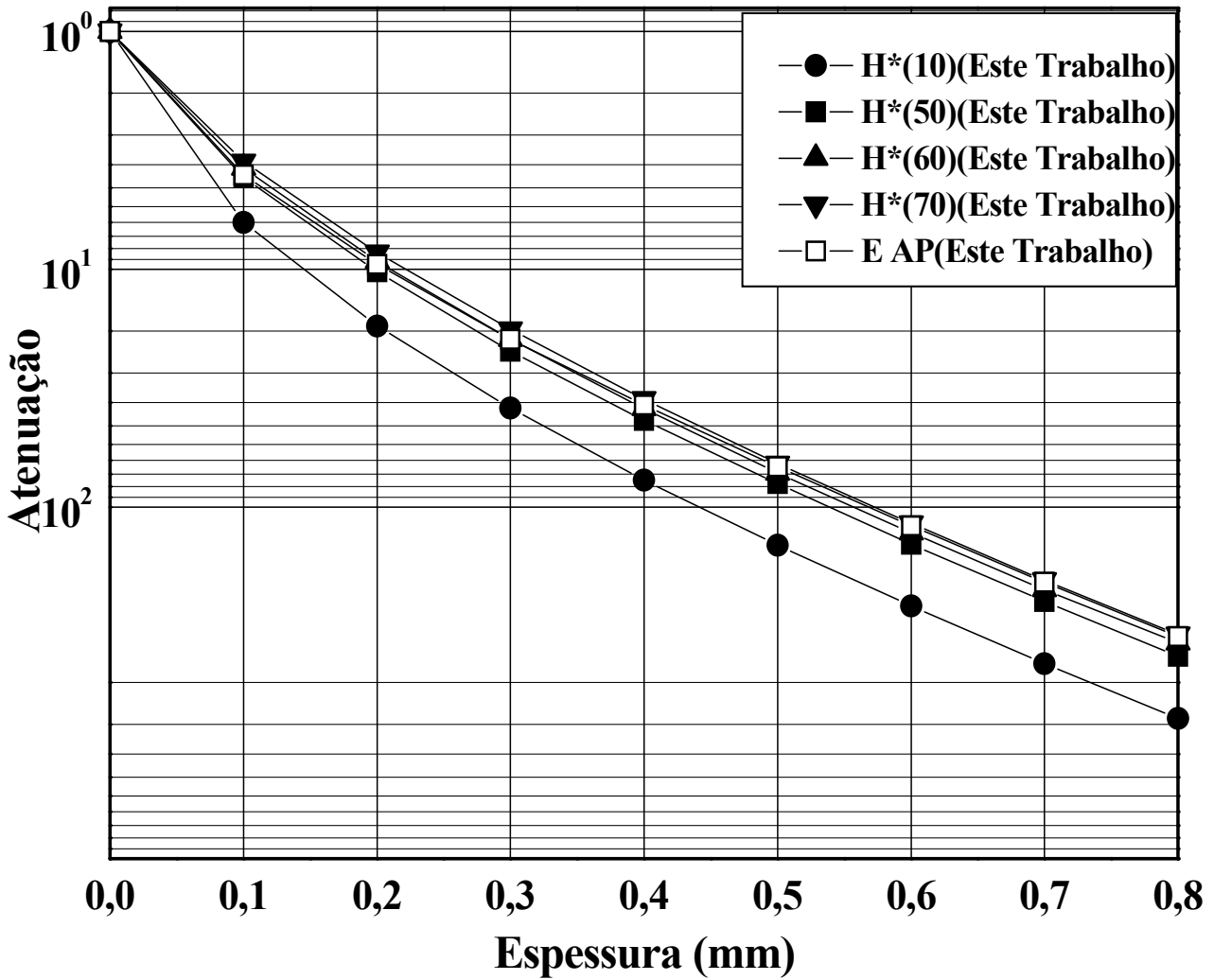


Figura 4.15: Fatores de atenuação em termos da grandeza dose efetiva, E, e da grandeza operacional, $H^*(d)$, nas profundidades de 10, 50, 60 e 70 mm, na esfera da ICRU, para espectros primário e transmitidos pelo chumbo no potencial 70 kVp/1,5 mm Al.

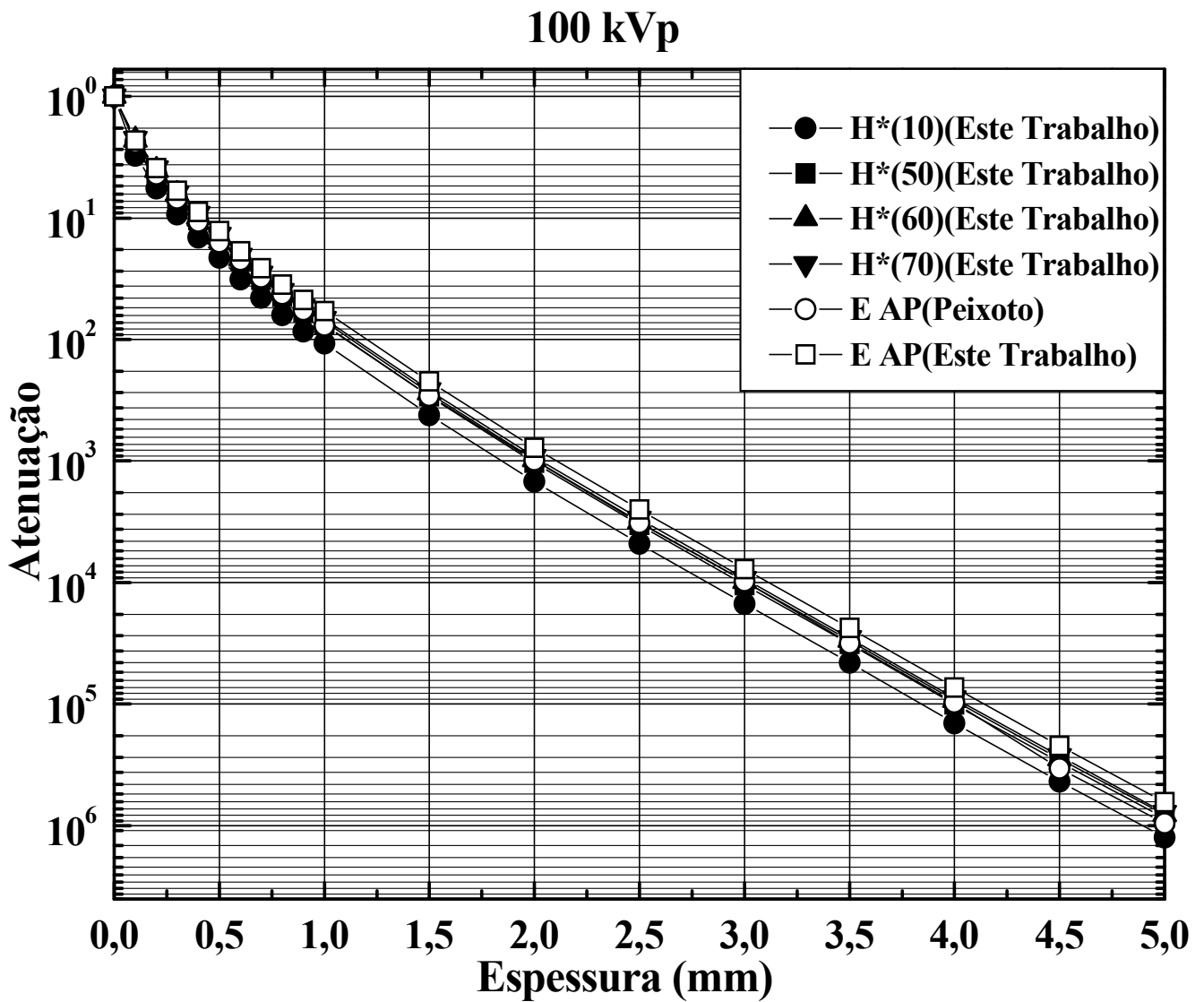


Figura 4.16: Fatores de atenuação em termos da grandeza dose efetiva, E, e da grandeza operacional, $H^*(d)$, nas profundidades de 10, 50, 60 e 70 mm, na esfera da ICRU, para espectros primário e transmitidos pelo chumbo no potencial 100 kVp/2,5 mm Al.

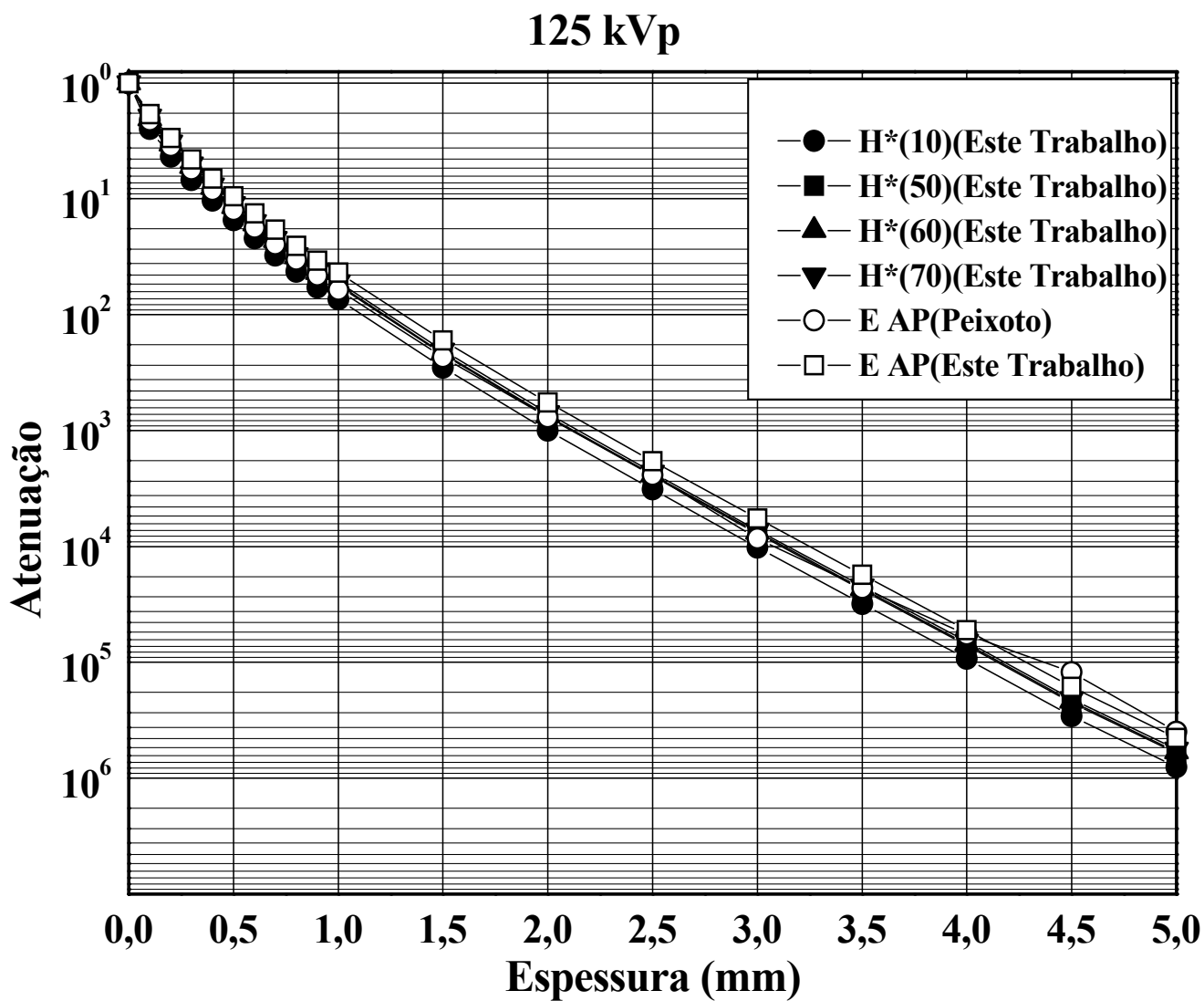


Figura 4.17: Fatores de atenuação em termos da grandeza dose efetiva, E, e da grandeza operacional, H*(d), nas profundidades de 10, 50, 60 e 70 mm, na esfera da ICRU, para espectros primário e transmitidos pelo chumbo no potencial 125 kVp/2,5 mm Al.

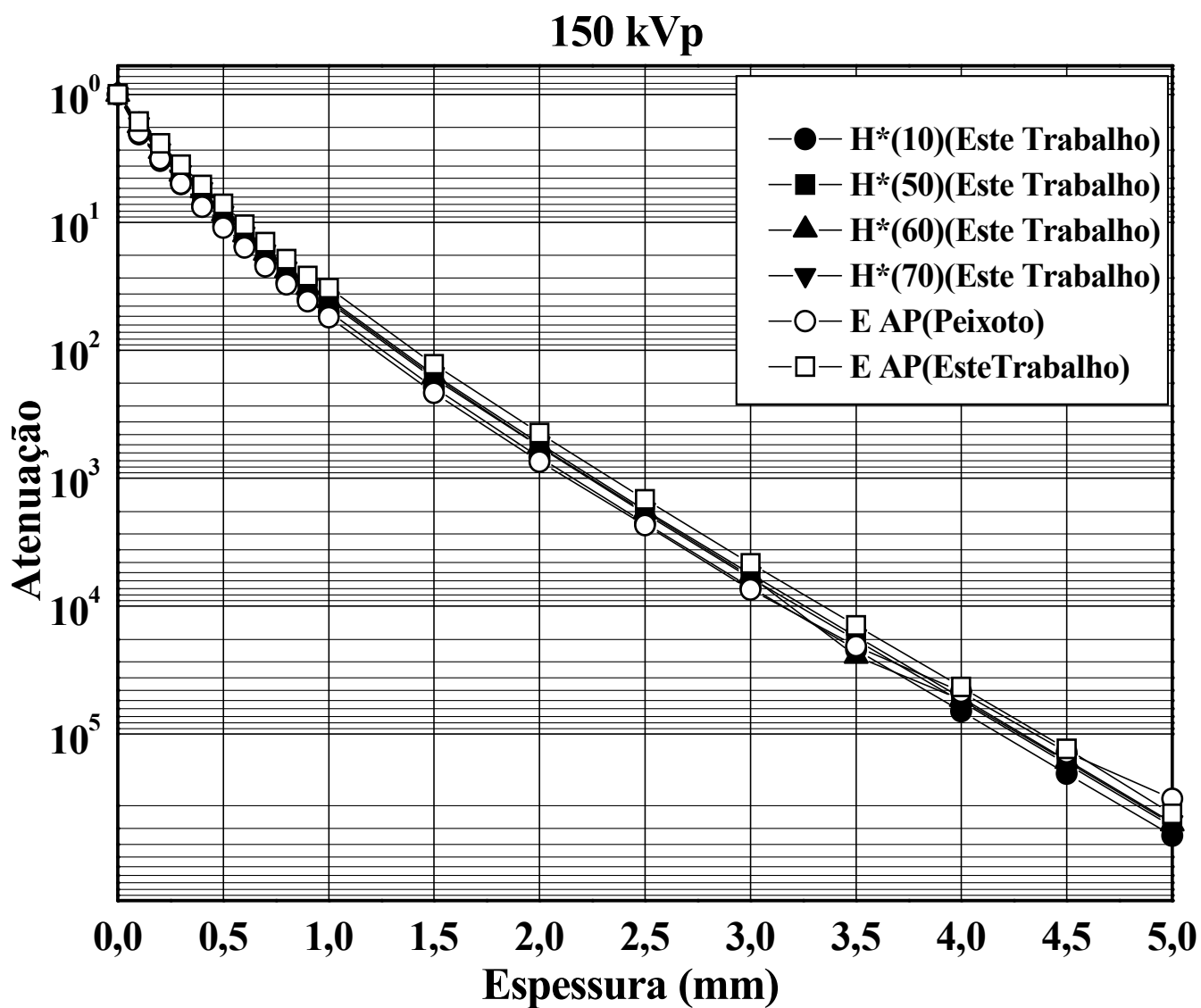


Figura 4.18: Fatores de atenuação em termos da grandeza dose efetiva, E, e da grandeza operacional, $H^*(d)$, nas profundidades de 10, 50, 60 e 70 mm, na esfera da ICRU, para espectros primário e transmitidos pelo chumbo no potencial 150 kVp/2,5 mm Al.

4.6. Fatores de atenuação em termos da razão $A_{H^*(10)}/A_\phi$, $A_{H^*(60)}/A_\phi$ e A_E/A_ϕ .

Nesta seção são apresentados a razão entre o fator de atenuação em termos da grandeza dose efetiva e o fator de atenuação em termos da fluência de fótons, A_E/A_ϕ , e, da razão entre o fator de atenuação em termos da grandeza equivalente de dose ambiente e o fator de atenuação em termos da fluência de fótons, $A_{H^*(d)}/A_\phi$, nas profundidades 10 e 60 mm da esfera ICRU.

Nas Figuras 4.19, 4.20, 4.21, 4.22, 4.23 e 4.24, podemos observar que os fatores da razão $A_{H^*(60)}/A_\phi$, em termos do equivalente de dose ambiente, $H^*(60)$, apresentam aproximações com os da razão A_E/A_ϕ , em termos de dose efetiva, e que os fatores $A_{H^*(10)}/A_\phi$, em termos do equivalente de dose ambiente, $H^*(10)$, superestima os A_E/A_ϕ , dose efetiva, para todos os potenciais estudados em termos fatores de atenuação.

A análise deste estudo demonstra que a maior diferença entre os valores da razão $A_{H^*(10)}/A_E$, encontra-se no potencial 50 kVp (Figura 4.19) por um fator de 2,60 para espessura de 0,8 mm. Porém, essa diferença diminui à medida que é aumentado o potencial,. Por outro lado, a diferença entre os valores da razão $A_{H^*(60)}/A_E$ resulta em um fator de até 0,82 para 50 kVp e de até 1,26 para 150 kVp, ambas com espessuras de 0,8 mm de chumbo.

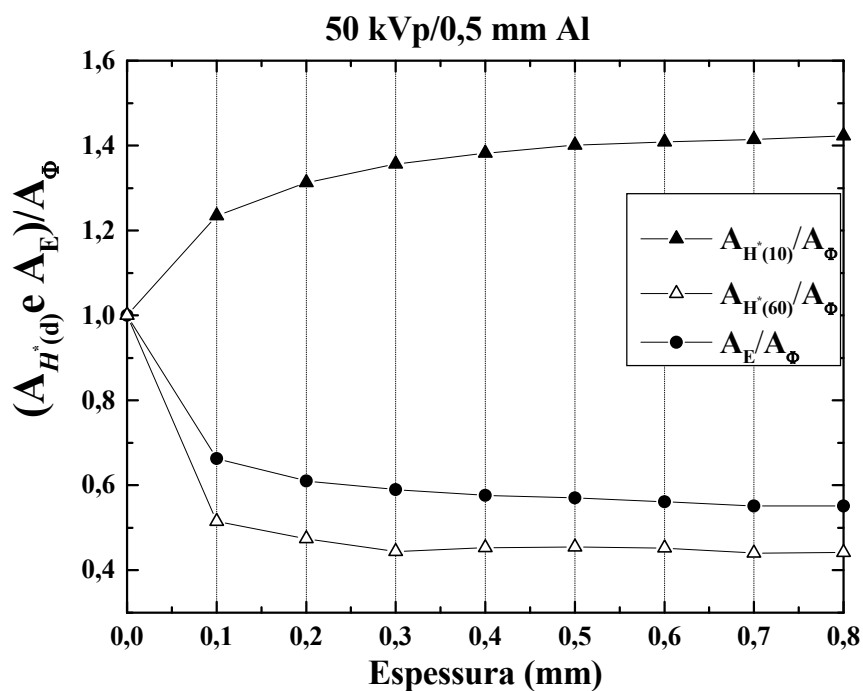


Figura 4.19: Fatores de atenuação em termos da razão $A_{H^{(10)}}/A_{\Phi}$, $A_{H^{(60)}}/A_{\Phi}$ e A_E/A_{Φ} em diversas espessuras de chumbo para o potencial 50 kVp.

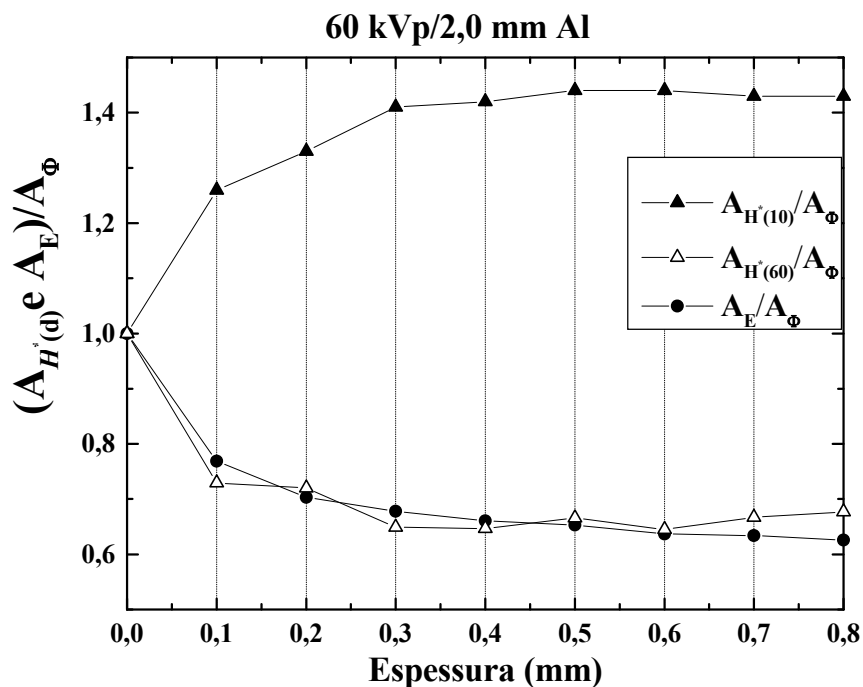


Figura 4.20: Fatores de atenuação em termos da razão $A_{H^{(10)}}/A_{\Phi}$, $A_{H^{(60)}}/A_{\Phi}$ e A_E/A_{Φ} em diversas espessuras de chumbo para o potencial 60 kVp.

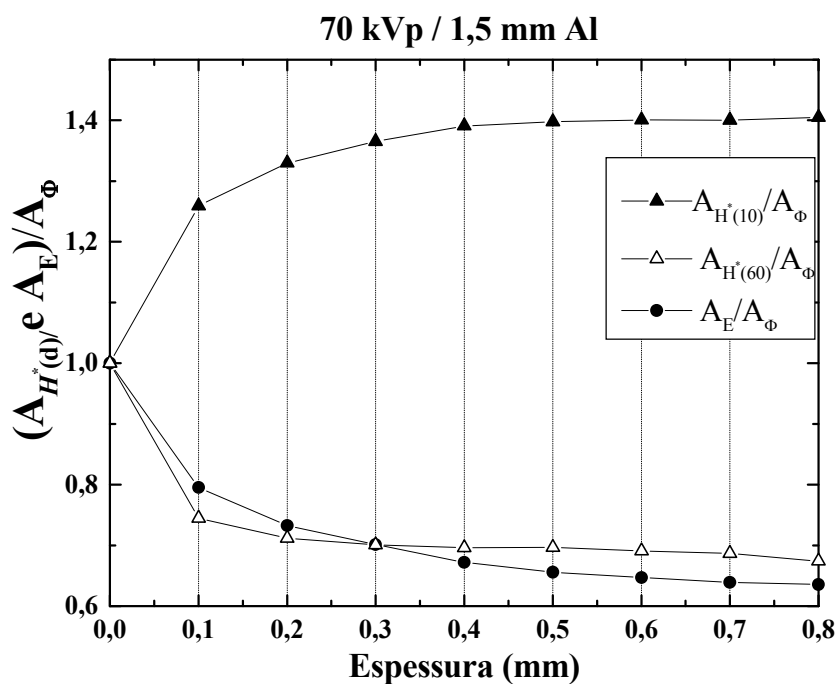


Figura 4.21: Fatores de atenuação em termos da razão $A_{H^{(10)}}/A_{\Phi}$, $A_{H^{(60)}}/A_{\Phi}$ e A_E/A_{Φ} em diversas espessuras de chumbo para o potencial 70 kVp.

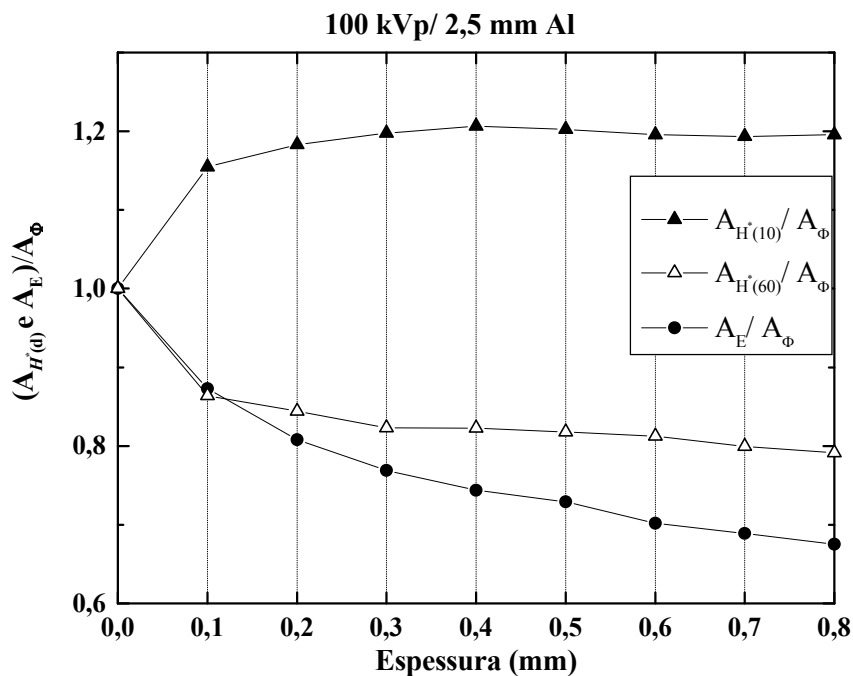


Figura 4.22: Fatores de atenuação em termos da razão $A_{H^{(10)}}/A_{\Phi}$, $A_{H^{(60)}}/A_{\Phi}$ e A_E/A_{Φ} em diversas espessuras de chumbo para o potencial 100 kVp.

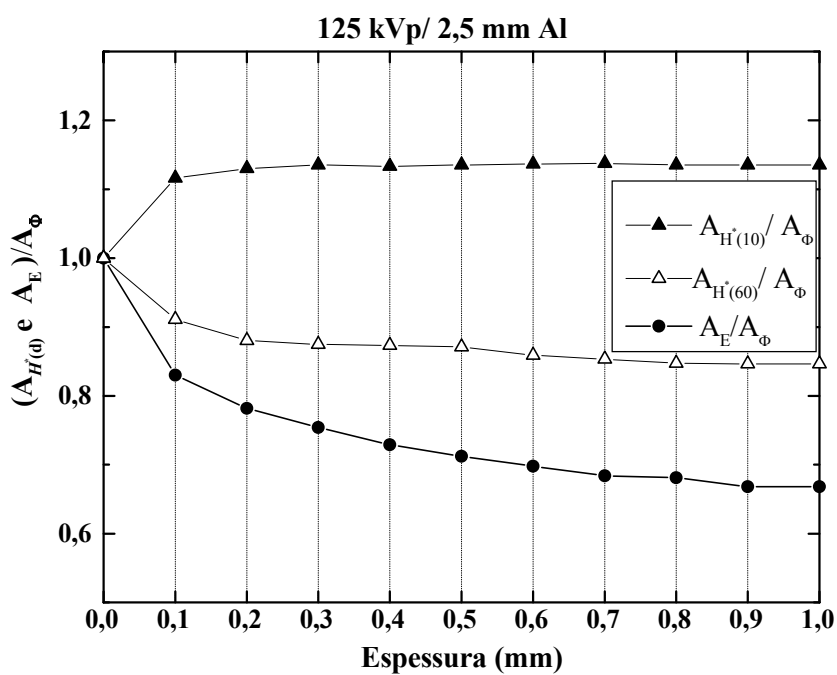


Figura 4.23: Fatores de atenuação em termos da razão $A_{H^*(10)}/A_\Phi$, $A_{H^*(60)}/A_\Phi$ e A_E/A_Φ em diversas espessuras de chumbo para o potencial 125 kVp.

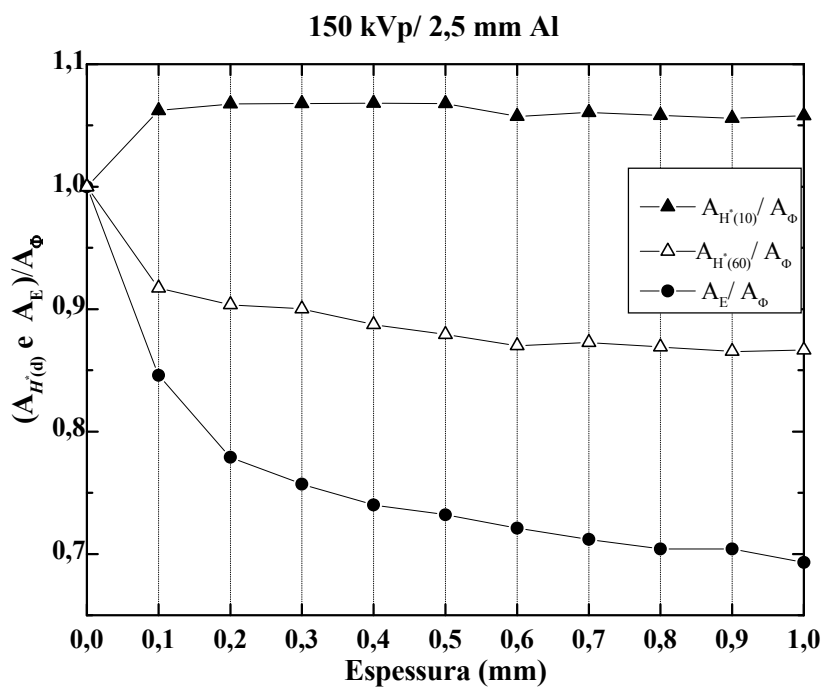


Figura 4.24: Fatores de atenuação em termos da razão $A_{H^*(10)}/A_\Phi$, $A_{H^*(60)}/A_\Phi$ e A_E/A_Φ em diversas espessuras de chumbo para o potencial 150 kVp.

Capítulo 5

Conclusões

Neste trabalho foram calculados os fatores de atenuação para o chumbo em termos das grandezas dose efetiva e equivalente de dose ambiente, para as qualidades dos espectros de energia de equipamentos de raios X que operam nos potenciais de 50, 60, 70, 100, 125 e 150 kVp, utilizados em radiodiagnóstico.

A metodologia de cálculo utilizada mostrou-se eficiente na simulação dos modelos de exposição encontrados na prática. Com o código MCNP foi possível simular condições de irradiações envolvendo a interação do campo de radiação incidente com barreiras atenuadoras de chumbo e interação com o tecido humano para obter estimativas de dose em órgãos e tecidos do corpo humano utilizando o simulador antropomórfico em voxels MAX.

Os resultados dos fatores de atenuação obtidos em termos grandeza operacional equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$, nas profundidades 10, 50, 60 e 70 mm da esfera ICRU, para espectros de raios X primários e transmitidos pelas barreiras de chumbo, indicam que os fatores do equivalente de dose ambiente, $H^*(60)$, foram os que mais se aproximaram da grandeza de limitação de risco, dose efetiva. Os valores obtidos da razão $A_{H^*(60)}/A_E$, se encontram no intervalo de 0,82 a 1,26. Porém a grandeza operacional equivalente de dose ambiente, $H^*(10)$, é a grandeza recomendada pela ICRU para a calibração de instrumentos de monitoração de área. Os valores obtidos da razão $A_{H^*(10)}/A_E$, indicam um fator de até 2,60 para 50 kVp, de até 2,30 para 60 kVp, de até 2,20 para 70 kVp, de até 2,0 para 100 kVp, de até 1,80 para 125 kVp e de até 1,60 para 150 kVp. As maiores diferenças entre os fatores foram obtidas quando se aumentou a espessura de chumbo, devido o aumento da energia média do espectro.

Os resultados apresentados nas Figuras 4.10, 4.11, 4.12 e 4.13 sugerem que os fatores de atenuação do NCRP 49 (1976) expressos em termos de exposição, superestimam os fatores de dose efetiva por um fator de até 22,0 para 50 kVp, de até 10,0 para 100 kVp, de até 4,7 para 125 kVp e de até 2,40 para 150 kVp. No entanto, os fatores de atenuação da NCRP 147 (2004) expressos em termos de kerma no ar, ainda continuam superestimando os fatores da dose efetiva por um fator de até 3,40 para 100

kVp e de até 2,50 para 125 kVp. Portanto, esses fatores superestimados podem não atender os limites de dose efetiva recomendados pela ICRP, decorrente às exposições pela radiação ionizante, sendo assim, este estudo recomenda que calibração de detectores seja com base na grandeza operacional, $H^*(60)$, para cálculo de atenuação de chumbo.

Trabalhos Futuros

- Calcular fatores de atenuação para o chumbo em termos de dose efetiva, kerma no ar e equivalente de dose ambiente utilizando feixes de espectros de raios X retro-espalhado encontrados em salas de radiodiagnósticos.
- Calcular fatores de atenuação para o concreto em termos de dose efetiva e equivalente de dose ambiente utilizando feixes de espectros de raios X encontrados em ambientes de radiodiagnósticos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Archer, B. R., Thornby, J. I. & Bushong, S. C., **Diagnostic x-ray shielding design based on an empirical model of photon attenuation**, *Health Phys.* 44, 507-517, 1995.

Archer, B. R., Fewell, T. R., Cownway, B. J. & Quinn, P. W., **Attenuation properties of diagnostic x-ray shielding materials**, *Med. Phys.* Vol. 21, Nº.9, 1499-1507, 1994.

Attix, F. H., **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**, New York, John Wiley & Sons, 1986.

Birch, R. & Marshall, M., **Computation of bremsstrahlung x-ray spectra and comparison with spectra measured with a Ge(Li) detector**, *Phys. Med. Biol.*, 24, 505-517, 1979.

Birch, R., Marshall, M., Ardran, G. M., **Catalogue of Spectral Data For Diagnostic X-rays**, *The Hospital Physicists' Association*, 1979.

Boutillon, M. & Perroche-Roux, A.M., **Re-evaluation of the W value for electrons in dry air**, *Phys. Med. Biol.*, 32, 213-219, 1987.

Briesmeister, J. F., **MCNP - A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 4B.**, *Los Alamos National Laboratory; LA – 12625-M*, Los Alamos, 1997.

Chao, T., **The Development and Application of a Tomographic Whole-Body Model for Monte Carlo Organ Dose Calculation**, *Doctor Thesis, Rensselaer Polytechnic Institute Troy*, New York, 2001.

Devderstandt, J. J., Hamilton L.J., **Nuclear Reactor Analysis**, New York, Wiley, 1976.

Dimbylow, P. J., **The Development of Realistic Voxel Phantoms for Eletromagnetic Field Dosimetry**. In. *Proceedings of an International Workshop on*

Voxel Phantom Development Held at the National Radiological Protection Board, Chilton, UK, 1995.

Gibbs, S.J., Pujol, A., Chen, T. S., Malcolm, A. W., James, A. E., **Phatient Risk from Interproximal Radiography**. *Oral Surg. Oral Med. Pathol.*, vol. 58, pp. 347-354, 1984.

Gualdrini, G. and Ferrari, P., **Preliminary Studies on Neutron Conversion Coefficients Calculated with MCNPX in Norman Voxel Phantom**, *Radiation Protection Dosimetry*, 1-4, 2007.

Zhang, G., Liu, Q. and Luo, Q. **Monte Carlo Simulations for External Neutron Dosimetry Dased on the Visible Chinese Human Phantom**, *Phys. Med. Biol.*, **52**, 7367-7383, 2007.

ICRP 22, **Recommendations of the International Commission Radiological Protection**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1973.

ICRP 23, **Report of Task Group on Reference Man**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1975.

ICRP 26, **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1977.

ICRP 60, **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1991.

ICRP 70, **Basic Anatomical and Physiological Data for use in Radiological Protection**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1995.

ICRP 74, **Conversion Coefficients for use in Radiological Protection Against External Radiation**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1996.

ICRP 89, **Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 2003.

ICRP 92, **Relative Biological Effectiveness (RBE), Quality Factor (Q), and Radiation Weighting Factor (w_R)**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 2005.

ICRP 103, **Recommendations of the ICRP**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 2008.

ICRU 33, **Radiation Quantities and Units**, International Commission on Radiological Units e Measurements, 1980.

ICRU 44, **Tissues Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement**. International Commission on Radiological Units e Measurements, Bethesda, USA, MD, 1989.

ICRU 51, **Quantities an Units in Radiation Protection Dosimetry**. International Commission on Radiological Units e Measurements, Bethesda, USA, MD 20814, 1993.

Kelley, J. P.; Trout, E. D., **Broad-beam attenuation in lead for x-rays from 50 to 300 kVp**. *Radiology* 104:171-175; 1972.

Kramer, R., Zankl, M., Williams, G. And Drexler, G., **The Calculation of Dose from External Photon Expousures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods. Part I: The Male (ADAM) and Female (EVA) Adult Mathematical**

Phantoms, GSF-Bericht S-885. GSF-National Research for Environment and Health, Neuherberg, Germany, 1982.

Kramer, R., Vieira, J. W., Khoury, H. J., Lima F. R. A. And Fuelle, D., **All About MaX: a Male Adult Voxel Phantom for Monte Carlo Calculation in Radiation Protection Dosimetry**, *Phys. Med. Biol.*, **48**, 1239-1262, 2003.

Kramer, R., Khoury, H. J., Vieira, J. W., Loureiro, E. C. M., Lima, V. J. M., Lima F. R. A. And Hoff G., **All About Fax: a Female Adult Voxel Phantom for Monte Carlo Calculation in Radiation Protection Dosimetry**, *Phys. Med. Biol.*, **49**, 5203-5216, 2004.

Kimiya N. , K. Koshida, H. Iida and A. Fukuda, **Evaluation of transmission data of diagnostic X rays through concrete using Monte Carlo simulation**, *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 133 n° 3, pp. 144-152, 2009.

King, S. D. And Spiers, F. W., **Photoelectron Enhancement of the Absorbed Dose from X Rays to a Human Bone Marrow: Experimental and Theoretical Studies**, *Br. J. of Radiol.*, **58**, 345-356, 1985.

Kim, J. O., Kim, J. K., **A new approach for the calculation of photon dose conversion factor in the PMMA slab phantom**, *Health Physics*, v. 73, n. 4, pp. 639-643, 1997.

Kim, J. O., Kim, J. K., 1999, **Dose equivalent per unit fluence near the surface of the icru phantom by including the secondary electron transport photon**, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 83, n. 3, pp. 211-219, 1999.

Lima, M. A. F., 2004, **Cálculo dos coeficientes de conversão em termos do equivalente de dose Ambiente e da dose efetiva para barreiras em instalações de radioterapia**, Tese (Doutorado), COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro.

NCRP 49, **Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X Rays and Gamma Rays of Energies up to 10 MeV.**, National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD, USA, 1976.

NCRP 51, **Radiation Protection Design Guidelines for 0.1 – 100 MeV particle accelerator facilities**, National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD, USA, 1979.

NCRP 147, **Radiation Protection Design Guidelines for 0.1 – 100 MeV particle accelerator facilities**, National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD, USA, 2004.

NCRP 151, **Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X- and Gamma-Ray Radiotherapy Facilities**, National Council on Radiation Protection Measurements, Bethesda, MD, USA, 2005.

Nogueira, M.S., Campos, L.L., Mota, H.C., **Determination of Conversion Coefficients Between air Kerma or Photon Fluence and Ambient Dose Equivalent for Diagnostic X-Ray beams**, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 81, n. 2, pp. 123-132, 1999.

Peixoto, J. E., 1995, **Determinação dos Fatores de Atenuação e dos Coeficientes de Conversão em Termos do Equivalente de Dose Ambiental e Dose Efetiva para Raios X Gerados na Faixa de 50 a 150 kVp**, Tese (Doutorado), Instituto de Biofísica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 1995.

Pellicconi, M., **Overview of fluence-to-effective dose and fluence-to-ambient dose equivalent conversion coefficients for high-energy radiation calculated using the FLUKA code**, *Radiation Protection Dosimetry*, 88(4), 279–298, 2000.

Loureiro, E. C. M., **Construção de Simuladores Baseados em Elementos de Volume a partir de Imagens Tomográficas Coloridas**, Tese de Doutorado, UFPE-DEN, Recife-PE, 2002.

Paganini, S. and Vilela, E., **Evaluation of the Fluence to Dose Conversion Coefficients for High Energy Neutrons Using a Voxel Phantom Coupled with the GEANT4 Code**, *Brazilian Journal of Physics*, **35**, nº 3B, 2005.

P. Costa, N. Braga and L. Mello, **Workload Weighed Transmission Curves of Brazilian Shielding Materials: Computer Simulations**, *Med Phys*, vol.34 , 2007.

P. Costa, **Modelo para Determinação de Espessuras de Barreiras Protetoras em Salas para Radiologia Diagnóstica**, Tese (Doutorado), Instituto de Pesquisas Energéticas Nucleares, 1999.

Pelowitz, D. B. ed, **MCNPXTM User's Manual**, Version 2.5.0. Los Alamos National Laboratory report LA-CP-05-0369, April. 2005.

Simpkin, D. J., **Shielding requirements for mammography**, *Health Phys.* 53:267-279, 1987.

Simpkin, D. J., **Fitting parameters for medical diagnostic x-ray transmission data**. *Health Phys.* 54:345-347; 1988.

Simpkin, D.J., **Transmission Data for Shielding Diagnostic X-ray Facilities**. *Health Physics*, v. 68, p.704-709, 1995.

Snyder, W. S., Ford, M. R., Warner, G. G. And Fisher, H. L., **Estimates of Absorbed Fractions for Monoenergetic Photon Sources Uniformly Distributed in Various Organs of a Heterogeneous Phantom**, MIRD Pamphlet n. 5, *J. Nucl. Med.*, 10, [Suppl.]: 3, 1969.

Stabin, M. And Youriyaz, H. **Photon Specific Absorbed Fractions Calculated in teh Trunk of an Adult Male Voxel-Based Phantom**. *Health yPhysics*, v. 82(1), p.21-44, January, 2002.

Veit, R., Zankl, M., Petoussi, N., Mannweiler, E., William, G., Drexler, G., **Tomographic Anthropomorphic Models, Part I: Construction Technique and**

Description of Models of an 8 Week Old Baby and 7 Year Old Child. GSF-Report 3/89, GSF-National Research Center for Environment and Health, Neuherberg, Germany, 1989.

Tucker, D. M., Barnes, G. T., Chakraborty, D. P. **Semiempirical Model for Generating Tungsten Target X-ray Spectra.** *Med. Physics*, v.18, n.2, p.211-218, 1991.

Veit, R., Panzer W., Zankl, M., Scheurer, C., **Vergleich Berechneter and Gemessener Dosen an Einem Anthropomorphen Phantom.** *Z. Med. Phys.*, vol. 2, pp. 123-126, 1992.

Vieira, J. W., **Construção de um Modelo Computacional de Exposição para Cálculos Dosimétricos Utilizando o Código Monte Carlo Egs4 e Fantomas em Voxels,** Tese de Doutorado, UFPE-DEN, Recife-PE, 2004.

Williams, G., Zankl, M., Abmayr, W., Veit, R., Drexler, G., **The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference and Realistic Human Phantoms and Monte Carlo Methods.** *Phys. Med. Biol.*, vol. 31, pp. 347-354, 1986.

Xu, X. G., Chao T. C., Bozkurt, A., A. **VIP-MAN: An Image-Based Whole-Body Adult Male Constructed from Color Photographs of the Visible Human Project for Multi-Particle Monte Carlo Calculations.** *Health Phys.*, Vol. 78, No. 5, 476-486, May 2000.

X-5 Monte Carlo Team, 2003. **MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5, Volume I: Overview and Theory, LA-UR-03-1987.** Los Alamos National Laboratory, USA.

Yamaguchi, Y. **Age-dependent Effective Doses for External Photons.** *Radiation Protection Dosimetry*, v. 55, n. 2, pp. 123-129, 1994.

Youriyaz, H.; Santos, A. and Stabin, M. **Absorbed Fractions in a Voxel-Based Phantom Calculated with the MCNP-4B Code.**, *Med. Phys* v.27(7), p.1555-1562, July, 2000.

Youriyaz, H. **Desenvolvimento de uma Metodologia Computacional para Cálculos em Dosimetria Interna.** Tese (Doutorado em Ciências) – IPEN Autarquia Associada à Universidade de São Paulo, 2003.

Zankl, M., Drexler, G., Petoussi-Henss, N., Saito, K., **The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods: Part. VII. Organ doses due to parallel and Environmental Exposures Geometries** *GSF-Report 8/97* (Neuhenberg-Muenchen: Institut für Strahlenschutz, GSF-Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit), 1997.

Zubal, G., Harrel, C., Smith, E., Ratner, A., Gindi, G. and Hoffer, P. **Computadorized Three-Dimensional Segmented Human Anatomy.** *Math. Phys.* v.21, p.299-302, 1994.