

CÁLCULO DOS COEFICIENTES DE CONVERSÃO DE KERMA NO AR PARA
EQUIVALENTE DE DOSE AMBIENTE PARA FEIXES DE RAIOS X
UTILIZADOS EM RADIODIAGNÓSTICOS

Fábio Pereira de Albuquerque

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM
ENGENHARIA NUCLEAR.

Aprovada por:

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.

Prof. Delson Braz, D.Sc.

Prof. Alphonse Germaine Albert Charles Kelecom, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL
MARÇO DE 2007

ALBUQUERQUE, FABIO PEREIRA DE

Cálculo dos coeficientes de conversão
de kerma no ar para equivalente de dose
ambiente para feixes de raios X
utilizados em radiodiagnósticos.

[Rio de Janeiro] 2007

IX, 82 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M.Sc.,
Engenharia Nuclear, 2007)

Dissertação - Universidade Federal do
Rio de Janeiro, COPPE

1. Coeficientes de conversão
2. Radiodiagnóstico
3. Monte Carlo
5. Espectro de raios X
6. Cálculo de dose

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

À Deus, acima de tudo e todos ,
à minha esposa
Cíntia e aos meus Filhos Caio e João Vítor

AGRADECIMENTOS

Ao amigo Professor Ademir Xavier da Silva, por sua confiança, orientação, compreensão, dedicação e pela oportunidade no desenvolvimento desse trabalho.

A Prof^a Vergínia Reis Crispim, por sua compreensão, conhecimento e colaboração pela utilização dos computadores do Laboratório de Neutronografia em Tempo Real (LNRTR).

Ao Prof^o Marco Frota Lima (Instituto de Biologia - UFF), pela dedicação, apoio e colaboração segura durante o decorrer desse trabalho.

Aos amigos do LNRTR, Zé Cláudio, Róbson Costa, Wallace e Leonardo Bóia, pelo apoio e incentivo durante o trabalho.

Aos professores do Programa de Engenharia Nuclear da COPPE/UFRJ que direta ou indiretamente contribuíram para realização desta pesquisa.

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

CÁLCULO DOS COEFICIENTES DE CONVERSÃO DE KERMA NO AR PARA
EQUIVALENTE DE DOSE AMBIENTE PARA FEIXES DE RAIOS-X UTILIZADOS
EM RADIODIAGNÓSTICOS

Fábio Pereira de Albuquerque

Março/2007

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Programa: Engenharia Nuclear

Neste trabalho foram calculados 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, calcular as energias depositadas em diversas profundidades na esfera da ICRU. São apresentados também os 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, para espectros de raios X primários e transmitidos por placas de chumbo de várias espessuras. Os resultados mostram que a grandeza operacional equivalente de dose ambiente, $H^*(10)$, superestima a grandeza de proteção dose efetiva, 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.

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

CALCULATION OF CONVERSION COEFFICIENTS OF KERMA IN THE AIR FOR
AMBIENT DOSE EQUIVALENT FOR X-RAY BEAMS USED IN
RADIODIAGNOSTIC

Fábio Pereira de Albuquerque

March/2007

Advisor: Ademir Xavier da Silva

Department: Nuclear Engineering

This work aims to calculate the conversion coefficients from air kerma to ambient dose equivalent, $H^*(d)/K_{ar}$, for photon radiation beams produced inside rooms where X ray equipments are used for radiodiagnostic. The MCNP transport radiation code was used to obtain the X ray energy spectra for potentials of 50 kVp, 100 kVp and 150 kVp, transmitted through lead barriers of thickness varying from 0.1 mm to 1 mm, and also to calculate the energies deposited at several depths in the ICRU sphere. The conversion coefficients are given as well for effective doses normalized by air kerma, E/K_{ar} , in the case of a simulated whole body irradiation in the antero-posterior geometry, for primary X ray spectra, transmitted through lead layers of different thickness. The results show that the ambient dose equivalent operating quantities, $H^*(10)$, overestimates the effective dose protection quantities, E , by um factor up to 3.3. The values obtained for the ratio $H^*(60)/E$ are found in the interval between 0,99 and 1,09 for the X-rays beams generated in the band from 50 to 150 kVp, whereas the average conversion coefficients of K_{ar} to $H^*(60)$ are between the interval of 0,80 and 1,33, and between 0,74 and 1,31, to the average coefficients conversion of K_{ar} to the effective dose.

ÍNDICE

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO.....1

1.1 – Objetivo.....5

CAPÍTULO 2

CONSIDERAÇÕES TEÓRICAS.....7

2.1. – Grandezas Radiológicas.....7

2.1.1 – Fluência.....7

2.1.2 – Kerma.....8

2.2 – Grandezas Limitantes.....8

2.2.1 – Dose Absorvida.....9

2.2.2 – Dose Equivalente.....9

2.2.3 – Dose Efetiva.....10

2.3 – Grandezas Operacionais.....11

2.3.1 – Esfera de ICRU.....12

2.3.2 – Campo Expandido.....12

2.3.3 – Campo Expandido e Alinhado.....12

2.3.4 – Grandezas Operacionais Para Monitoração de Área.....13

2.3.4.1 – Equivalente de Dose Ambiente.....13

2.3.4.2 – Equivalente de Dose Direcional.....14

2.3.5 – Grandeza Operacional Para Monitoração Individual.....14

2.3.5.1 – Equivalente de Dose Pessoal.....15

2.3.6 – Relações entre as Grandezas Limitantes e Operacionais.....15

2.4 – Fatores de Conversão e Condições de Medição.....16

2.5 – Fantomas Físicos.....17

2.6 – Simuladores Matemático de Corpo Humano.....17

2.7 – Modelo Matemático Antropomórfico Body Builder.....19

2.7.1 – Fantomas Antropomórficos de Diversas Idades.....21

2.8 – Aplicação dos Simuladores Matemático de Corpo Humano no Cálculo da Dose Efetiva.....24

2.9 – O Método Monte Carlo.....24

2.9.1 – Código Computacional MCNP.....24

2.9.1.1 – Estrutura dos dados de entrada do MCNP.....25

2.9.1.2 – Dados de saída, resultados do MCNP.....	27
CAPÍTULO 3	
METODOLOGIA DE CÁLCULO.....	28
3.1 – Coeficientes de conversão em termos do Kerma no ar, K_{ar}/Φ , para feixes monoenergéticos de fótons entre 10 keV e 10 MeV.....	28
3.2 – Coeficientes de conversão para o Equivalente de Dose Ambiente, ($H^*(10)$), normalizados pela fluência, (Φ) - $H^*(10)/\Phi$	29
3.3 – Coeficientes de Conversão para Dose Efetiva, (E), normalizados pela fluência, (Φ) - E/Φ	31
3.4 – $H^*(10)/\Phi$ e E/Φ para os espectros de raios X encontrados em instalações de radiodiagnósticos.....	33
3.5 – Modelagem da Fonte e Espectro de Radiação.....	34
3.5.1 – Espectros transmitidos por camadas de chumbo.....	34
CAPÍTULO 4	
RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	36
4.1 – Coeficientes de Conversão do Equivalente de Dose Ambiente em termos do Kerma no Ar $H^*(d)/k_{ar}$	36
4.2 Coeficientes de Conversão da Dose Efetiva em termos do Kerma no Ar E/k_{ar}	37
4.3 – Comparação entre $H^*(d)/k_{ar}$ e E/k_{ar}	38
4.4 – Comportamento de $H^*(d)/K_{ar}$ em função da profundidade d na esfera da ICRU.....	38
4.5 – Espectros transmitidos através de placas de chumbo.....	40
4.6 – K_{ar}/Φ obtidos a partir dos espectros de raios X primários e transmitidos por barreiras de chumbo.....	43
4.7 – $H^*(60)/K_{ar}$ para os espectros de raios X.....	44
4.8 – E/K_{ar} para os espectros de raios X.....	46
4.9 – $H^*(d)/K_{ar}$ e E/K_{ar} para os espectros de raios X encontrados em salas de radiodiagnósticos.....	49
CAPÍTULO 5	
CONCLUSÕES.....	55
SUGESTÕES.....	56
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	57

ANEXO I – Arquivo de entrada (INP) para o cálculo dos espectros de energia de raios X de potencial de 150 kVp transmitidos por diversas espessuras de blindagem de chumbo.....	64
ANEXO II - Arquivo de entrada (INP) para o cálculo de $H^*(d)$ para diversas profundidades na esfera da ICRU.....	66
ANEXO III - Arquivo de entrada do MCNP (INP) utilizado neste trabalho para o cálculo da dose equivalente em órgãos e tecidos do corpo humano para obtenção da dose efetiva.....	68

Capítulo 1

Introdução

Em 1895, Roentgen descobriu os raios X, que são produzidos quando um feixe de raios catódicos atinge um alvo sólido. Descobriu que o funcionamento de um tubo de raios catódicos produzia fluorescência num anteparo de cianeto de bário e platina, colocado a alguma distância do tubo. O efeito foi atribuído à radiação vinda das paredes do tubo de raios catódicos. Estudando este novo tipo de radiação, Roentgen percebeu que, se materiais opacos à luz eram colocados entre o tubo e o anteparo, a intensidade da fluorescência diminuía, mas não desaparecia, mostrando que os raios X podiam atravessar substâncias que são opacas à luz ordinária. Também se descobriu que a radiação X podia escurecer qualquer placa fotográfica e produzir ionização em qualquer gás através do qual atravessassem; esta última propriedade é usada para medir a intensidade da radiação. Descobriu-se que estes raios X se propagavam em linha reta a partir da fonte e não podiam ser desviados por campos elétricos e magnéticos, do que se concluiu que eles não eram partículas carregadas.

Uma grande parte das descobertas científicas, que trazem benefício à raça humana traz consigo também certa quantidade de danos pela produção, direta ou indireta, de algum mal ou doença em especial. Os raios X de Roentgen não aparentam ser uma exceção a esta regra, diversos casos de danos ocasionados por este tipo de radiação já foram registrados. Na verdade, semanas após a descoberta de Roentgen, em 1895, jornais já publicavam artigos descrevendo os efeitos dos misteriosos raios em pacientes e trabalhadores.

Atualmente, não existe provavelmente nenhum indivíduo que não tenha feito diversos diagnósticos com raios X dos seus dentes ou de outras partes do seu corpo a pedido médico. O uso dos raios X no diagnóstico de vários problemas médicos é tão comum que quase a metade das pessoas no Brasil fazem no mínimo um raio X por ano. Os pacientes em hospitais fazem em média uma radiografia a cada três dias, o que é absurdo e envolve certo desconhecimento dos profissionais da área médica.

O desenvolvimento contínuo de processos e técnicas na área de radiologia médica conduz ao crescimento do uso das radiações ionizantes, fundamentalmente, em diagnóstico e terapia. Os raios X são as radiações mais empregadas num serviço de

radiodiagnóstico, e sua origem se dá quando elétrons acelerados por uma grande diferença de potencial (entre 30 keV e 250 keV) se chocam com um alvo e são freados bruscamente em um tubo de raios X. O uso em diagnóstico médico para obtenção de uma boa imagem requer máquinas (aparelhos de raios X) que liberem altas doses de radiação, podendo esses feixes penetrar grandes espessuras (vários centímetros) de concreto, tecido humano e chumbo. Conseqüentemente, as atividades de trabalhadores próximos a máquinas geradoras de radiação ionizante ou de fontes radioativas podem causar-lhes exposições desnecessárias. Faz-se necessário, então, informá-los dos danos que as radiações ionizantes podem submetê-los no decorrer da vida, além de orientá-los sobre os cuidados da radioproteção para os trabalhadores, indivíduos do público que por ali transitam. Para isso, necessita-se da realização de estudos detalhados dos espectros emergentes da radiação de aparelhos de raios X ao atravessarem absorvedores e paredes de blindagens. A variação da energia média e o estreitamento da largura do espectro devem ser quantificados de forma a permitir uma avaliação da influência de absorvedores e blindagens na resposta dos detectores a serem calibrados. Assim para obter resultados corretos é fundamental o estabelecimento de padrões e métodos de medida das grandezas físicas associadas à radiação ionizante.

A Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU) recomenda a adoção de uma *grandeza operacional* que seja comparada com a *grandeza para limitação de dose* em situações existentes na prática. Isto é feito através de modelos de exposição, ou seja, arranjos onde as grandezas de interesse são calculadas em simuladores esféricos e antropomórficos, para condições de irradiação de interesse (ICRU, 1985).

Pensando nisso, a ICRU recomenda uma esfera de *tecido equivalente* de 30 cm de diâmetro como um fantoma aceitável para estimativa das grandezas operacionais, definidas para monitoração do ambiente de trabalho com radiação (ICRU 1985).

Segundo a Comissão Internacional de Proteção Radiologia (ICRP), (ICRP, 1990), as grandezas operacionais são definidas em um ponto no tecido ou no fantoma (esfera da ICRU) considerando o fator de qualidade da radiação, e a dose absorvida no ponto em consideração. A radiação incidente no corpo pode ser caracterizada como *radiação fortemente penetrante* (10 mm da superfície do fantoma esférico da ICRU) quando atinge um valor 10 vezes maior que a radiação pouco penetrante e *radiação pouco penetrante* (0,07 mm da superfície do mesmo simulador) dependendo de qual limite de dose (estocástica ou determinística). Nos efeitos estocásticos, que têm por característica

básica, a probabilidade de ocorrência ser caracterizada em função da dose, não apresentando uma dose limiar, já os determinísticos, está relacionado com o aumento da dose e existindo um limiar da mesma. Devido às dificuldades experimentais e teóricas para simular campos de radiação complexos, é necessário idealizá-los. A Figura 1.1 apresenta as duas geometrias idealizadas pela ICRU (1985) para uso na definição das grandezas operacionais para monitoração de área.

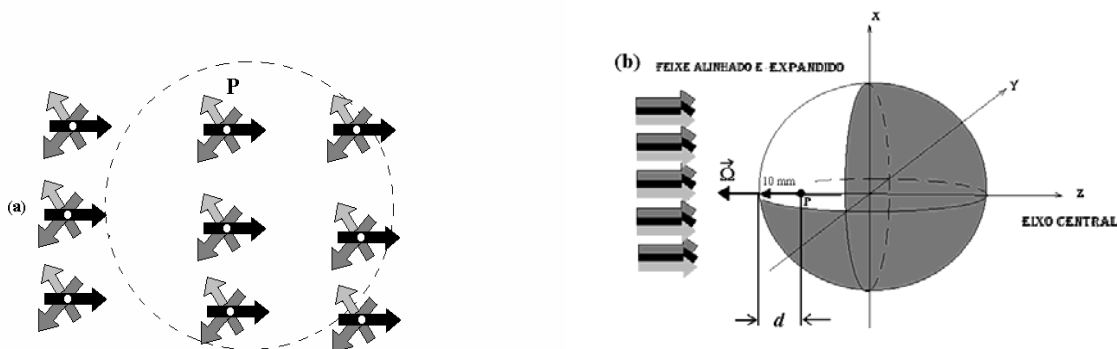


Figura 1.1: Geometria de irradiação da esfera da ICRU e ponto P na esfera, no qual o equivalente de dose é determinado no campo de radiação expandido (a) e no campo de radiação alinhado e expandido (b).

Em Proteção Radiológica a grandeza operacional para medidas confirmatórias, através da monitoração de área ou ambientes é o *equivalente de dose ambiente*. O equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$, em um ponto no campo de radiação é o equivalente de dose que seria produzido pelo correspondente campo alinhado e expandido na esfera da ICRU em profundidade, d , no raio oposto à direção do campo alinhado. O valor recomendado pela publicação ICRU (1985) para profundidade " d " na esfera da ICRU é 10 mm para radiação fortemente penetrante e 0,07 mm para radiação pouco penetrante.

As grandezas de calibração primária não são grandezas do tipo equivalente de dose. É necessário que sejam determinados *coeficientes de conversão* das grandezas de calibração, Kerma no ar, para as grandezas de interesse em Proteção Radiológica, como, por exemplo, *equivalente de dose ambiente*, $H^*(10)$. Os dados adotados pela ICRP (1995) são resultados de cálculos com o objetivo de investigar o comportamento desta grandeza, ($H^*(10)$), para irradiação externa com fótons monoenergéticos no intervalo de 10 keV a 10 MeV. Pode ser visto na Figura 1.2 que a função de conversão segundo a ICRP, tem uma dependência da energia do fóton bastante pronunciada na faixa de energia de 30 keV a 200 keV, região que operam os aparelhos de raios X diagnósticos.

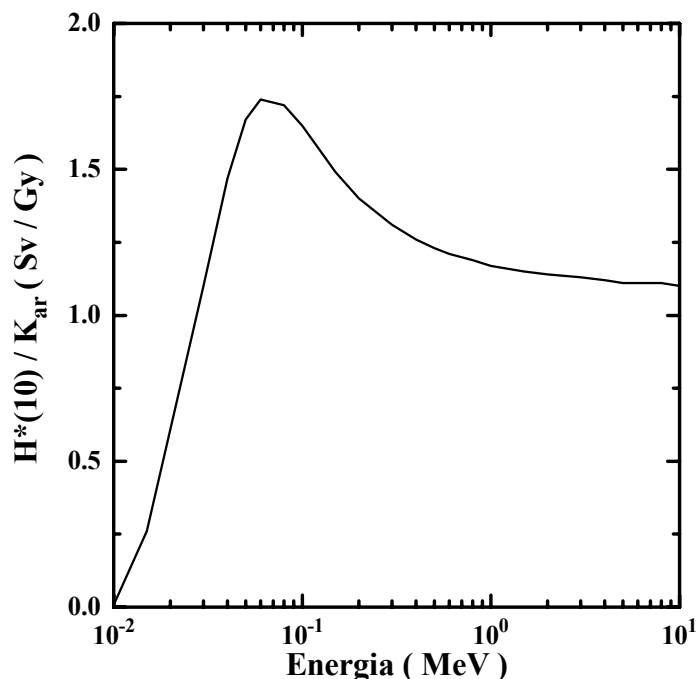


Figura 1.2: Relação entre o Equivalente de Dose Ambiente, $H^*(10)$, para fótons incidentes na direção normal a superfície do fantoma, e o Kerma no ar livre e em função da energia do fóton em MeV na escala semi-logarítmica (ICRP, 1995).

Vários resultados sobre coeficientes de conversão foram publicados e adotados por diversos órgãos internacionais. Em fevereiro de 1988, um grupo de trabalho da ICRU se reuniu para avaliar esses trabalhos e recomendar a adoção de fatores de conversão padronizados. CROSS (1989) observou que os resultados apresentados pela maioria dos trabalhos para fótons geralmente concordam em cerca de 5 %.

AL-AFFAN e SMITH (1996) calcularam a qualidade do feixe de fótons encontrados na entrada do labirinto de uma sala de radioterapia, para fótons no intervalo de energia de (0,5-30,0) MeV, usando o método de Monte Carlo MCNP - versão 4B (BRIESMEISTER, 1997). A energia média dos fótons espalhados na entrada do labirinto, mais precisamente, na mesa de controle, foi de 100 keV. Este valor de energia não é contribuição direta dos feixes primários. Esses resultados estão em bom acordo com os dados experimentais (ICRP, 1995).

PEIXOTO (1995) estudou o comportamento das grandezas utilizadas em proteção radiológica quando espectros de raios X gerados no intervalo de 50 a 150 kVp atravessam camadas de chumbo de várias espessuras. O pesquisador utilizando simulação de Monte Carlo, determinou os coeficientes de conversão em diversas profundidades na esfera da

ICRU, tanto para feixes primários, como para feixes transmitidos através de camadas de chumbo de várias espessuras. Calculou os coeficientes de conversão de kerma no ar e fluência em termos da dose efetiva e equivalente de dose ambiental nas diversas profundidades da esfera, em função das espessuras de chumbo. Os valores do equivalente de dose determinados a 60 mm na esfera foram os que melhor se aproximaram da grandeza para limitação do risco, a dose efetiva, no intervalo de energia estudado.

J. O. KIM *et al* (1999) recalcularam os coeficientes de conversão para o equivalente de dose ambiente utilizando o código MCNP, versão 4B, para as profundidades de 10 mm, 3 mm e 0,07 mm, considerando o transporte de elétrons secundários. Foi possível observar que, na profundidade de 10 mm, os valores recomendados pela publicação número 74 da ICRP (ICRP, 1995) para feixe de fótons acima de 3 MeV, são valores superestimados, e nas profundidades de 3 mm e 0,07 mm, a superestimativa foi novamente observada, para fótons de energias de 1 MeV e 0,2 MeV.

Uma determinação experimental dos coeficientes de conversão para a prática de raios X diagnósticos foi realizada por NOGUEIRA *et al.*(1999), inclusive quando feixes de fótons atravessam determinadas camadas de chumbo. Os dados gerados proporcionaram estudos preliminares de interesse relativo a blindagens das salas de radiodiagnóstico.

1.1. Objetivo

Devido à escassez de dados de coeficientes de conversão para feixes realísticos que possam existir em ambientes onde estão instalados equipamentos de raios X para radiodiagnóstico, ocupados tanto por trabalhadores como também por pessoas do público, serão calculados, no presente trabalho, coeficientes de conversões de kerma no ar para equivalente de dose ambiente, $H^*(d)/K_{ar}$ (Sv/Gy), e dose efetiva, E/K_{ar} (Sv/Gy), a partir de espectros de raios X realísticos encontrados no interior de salas de radiodiagnóstico. Para tanto, foram estabelecidos, utilizando o código de transporte de radiação MCNP versão 5 (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003), os seguintes procedimentos:

a) Obtenção de espectros primários de energia de fótons gerados por aparelhos de raios X de potenciais de 50 kVp, 100 kVp e 150 kVp;

- b) Cálculo dos espectros dos raios X transmitidos, através de camadas de chumbo de espessuras variadas, compatíveis com as encontradas em blindagens de ambientes onde estão instalados equipamentos de raios X para radiodiagnósticos;
- c) Cálculo de $H^*(d)/K_{ar}$ (Sv/Gy), para diversos valores de profundidades, d , na esfera da ICRU, para os feixes de raios X primários e transmitidos através de barreiras de chumbo;
- d) Cálculo dos coeficientes de conversão para a dose efetiva, E/k_{ar} (Sv/Gy), utilizando um simulador antropomórfico matemático, a partir dos espectros primários e transmitidos através de placas de chumbo.

Capítulo 2

Considerações Teóricas

2.1. Grandezas Radiológicas

A manutenção de níveis de radiação ionizante abaixo dos limites exigidos pelas normas nacionais e internacionais é um tema vastamente abordado pela comunidade científica mundial. A publicação número 60 da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP-60) (*International Commission on Radiation Protection*), (ICRP, 1990), recomenda que sejam implantados métodos que visam otimizar e garantir que o público exposto à radiação esteja submetido aos menores níveis de radiação possíveis, levando-se em conta fatores sociais e econômicos.

Desde que surgiram as primeiras preocupações com a possibilidade das radiações ionizantes induzirem detrimientos à saúde humana, apareceram os métodos de produção, caracterização e medição da radiação, bem como de definição de grandezas que expressassem com realismo a sua interação com o tecido humano. Obviamente que o objetivo final era estabelecer a correlação dos valores de tais grandezas, entre si e com os riscos de detrimento.

2.1.1. Fluência (ϕ)

A fluência, ϕ , é a grandeza física definida pela Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação (*International Commission on Radiation Units and Measurements*) ICRU, (TAUHATA, L., 2003), como:

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

onde dN é o número de partículas ou fótons incidentes sobre uma esfera de seção de área da .

2.1.2. Kerma (k)

É o quociente da soma das energias cinéticas iniciais, de todas as partículas carregadas liberadas por partículas não carregadas incidentes em um material de massa dm , ou seja, energia transferida, dE_{tr} , em determinado elemento de volume dV , dividido pela massa dm do elemento.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad 2.2$$

O kerma é expresso em J/kg no Sistema Internacional de Medidas, tendo o nome especial de gray (Gy).

No caso em que há um espectro de energia de fótons, $\Psi(E)$ variando de E_0 a E_{MAX} , presente no ponto de interesse, a relação entre o kerma e a fluência de energia é dada, (TAUHATA, L., 2003), por:

$$K = \int_{E=0}^{E_{MAX}} \Psi(E) \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{E < Z} dE \quad 2.3$$

onde $\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)$ é o coeficiente de transferência de energia em massa, E é a energia dos fótons e Z a profundidade de energia sobre a massa.

Neste ponto, devem-se introduzir o conceito de “Equilíbrio de Partículas Carregadas” para relacionar as grandezas kerma, dose e exposição entre si. Este equilíbrio assume que todos os elétrons secundários gerados inicialmente por fótons estão em equilíbrio, onde, a energia cinética do elétron secundário pode ser transferida para o meio devido à imediata interação do fóton com a matéria (KIM *et al*, 1999). Portanto, na condição de “Equilíbrio de Partículas Carregadas” e ausência de perdas por *radiação de freamento*, a dose absorvida, $\underline{D}$, no elemento de volume $\underline{V}$, é igual ao kerma no tecido.

2.2. Grandezas Limitantes

Quando os efeitos das interações acontecem no organismo humano suas conseqüências podem ser fatais. Assim, definem-se as grandezas limitantes, para indicar

o risco da saúde humana devido à radiação ionizante. Como as radiações apresentam comportamento diferente na ionização, penetração e conseqüente dano biológico produzido; introduzem-se fatores de peso associados às grandezas dosimétricas básicas.

2.2.1.Dose absorvida

A dose absorvida, D , é definida pela relação:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad 2.4$$

onde $d\bar{\epsilon}$ é a energia média depositada pela radiação ionizante no elemento de volume de massa dm . A dose absorvida é expressa em J/kg no Sistema Internacional e o nome especial para essa unidade é gray (Gy);

Como os efeitos da radiação podem variar com a qualidade 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. A dose equivalente utiliza um fator para correlacionar os efeitos das diferentes qualidades de radiação comparativamente a uma radiação de referência.

2.2.2. Dose Equivalente

A dose equivalente é o produto da dose média absorvida em um órgão ou tecido ($D_{T,R}$), multiplicado pelo fator peso da radiação (w_R), relativo à qualidade da radiação incidente R .

$$H_{T,R} = D_{T,R} \cdot w_R \quad 2.5$$

A dose equivalente é expressa em J/kg no sistema Internacional de Medidas e o nome especial para esta unidade é sievert (Sv).

Os fatores de peso da radiação w_R , foram estipulados pela ICRP com base nos valores da Eficácia Biológica Relativa (EBR) para a indução de efeitos estocásticos a baixas doses. A Tabela 2.1 apresenta os valores w_R (ICRP, 1990).

Tabela 2.1. Fatores de peso da radiação

Tipo ou intervalo de energia	Fator de peso da radiação, w_R
Fótons, todas as energias	1
Elétrons e muons, todas as energias	1
Nêutrons, energia < 10 keV	5
> 10 keV a 100 keV	10
> 100 keV a 2 MeV	20
> 2 MeV a 20 MeV	10
> 20 MeV	5
Prótons, (não de recuo), energia > 2 MeV	5
Partículas alfa, fragmentos de fissão e núcleos pesados	20

Para tipos de radiação ou energia não incluídos na Tabela 2.1, o valor de w_R pode ser estimado a partir do valor médio do fator de qualidade da radiação Q , a uma profundidade de 10 mm na esfera ICRU.

2.2.3. Dose Efetiva (E)

O conceito de dose efetiva nasceu da necessidade de se quantificar a dose no corpo considerando a sensibilidade radiológica de cada órgão, de forma a relacioná-la ao risco, que é à base da proteção radiológica.

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

$$E = \sum_T w_T H_{T,R} \quad 2.6$$

onde w_T é o fator de peso para o tecido T e $H_{T,R}$ é a dose equivalente a ele atribuída.

Obviamente que,

$$E = \sum_R w_r \sum_T w_T \cdot D_{T,R} = \sum_T w_T \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad 2.7$$

A dose efetiva é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Medidas e o nome especial para esta unidade é sievert (Sv).

Para a proposta de cálculo em Proteção Radiológica, o corpo humano é definido na publicação 60 da ICRP com 12 órgãos e tecidos, incluindo os órgãos remanescentes, o qual consiste de 9 órgãos adicionais. Os fatores de peso (w_T) para esses órgãos ou tecidos são ilustrados na Tabela 2.2:

Tabela 2.2. Fatores de peso para órgãos e tecidos específicos para o cálculo da dose efetiva (ICRP 60, 1990).

Tecido ou órgão T	Fator de peso do tecido ou órgão w_T
Gônadas	0,20
Medula Óssea (vermelha)	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,05
Mamas	0,05
Fígado	0,05
Esôfago	0,05
Tireóide	0,05
Pele	0,01
Superfície Óssea	0,01
Remanescentes	0,05*

* os órgãos restantes são compostos por: cérebro, intestino delgado, rins, músculo, pâncreas, vesícula, baço, timo e útero.

2.3 Grandezas Operacionais

Para rotina de Proteção Radiológica é desejável que a exposição de indivíduos seja caracterizada e medida por uma única grandeza, pois facilitaria as avaliações, as comparações e o registro. Dentre as grandezas definidas até então, a dose equivalente seria mais conveniente pois envolveria em seu valor, a dose absorvida, o tipo de radiação e permitiria estabelecer a correlação com o risco de dano biológico. Esta grandeza, do tipo limitante, criada pela ICRP para indicar o risco de exposição do homem à radiação ionizante, apresenta a desvantagem de não ser mensurável diretamente ou de fácil estimativa.

Por outro lado, em termos de metrologia, era preciso estabelecer uma referência para servir de padrão para definição das grandezas e contornar as diferenças de tamanho e forma do físico dos indivíduos expostos à radiação.

2.3.1 Esfera de ICRU

Em 1980, a ICRU, em sua publicação número 33 (ICRU, 1980), propôs uma esfera de 30 cm de diâmetro, feita de material 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, todos os valores utilizados como referências para as grandezas radiológicas deveriam ter como corpo de prova de medição, a esfera da ICRU. Isto significa que um valor obtido por medição na esfera ICRU deve ser considerado como sido medido no corpo humano.

Para tornar coerente a definição das grandezas, que precisam ser aditivas e definidas num ponto de interesse, foi necessário introduzir também as características do campo de radiação a que a esfera estaria submetida. Assim, surgiram os conceitos de campo expandido e campo alinhado de radiação.

2.3.2 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 direcionais iguais ao do ponto de referência P de um campo de radiação real.

2.3.3 Campo Expandido e Alinhado

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

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

2.3.4 Grandezas Operacionais Para Monitoração de Área

As grandezas operacionais são mensuráveis, baseadas no valor obtido do equivalente de dose no ponto do simulador, para irradiações com feixes externos. Duas grandezas vinculam a irradiação externa como o equivalente de dose efetiva e o equivalente de dose na pele e lente dos olhos, para fins de monitoração de área. São as grandezas: Equivalente de Dose Ambiente $H^*(d)$ e o Equivalente de Dose Direcional $H'(d, \Omega)$.

2.3.4.1 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 2.1 ilustra o procedimento de obtenção de $H^*(d)$. A unidade utilizada é o J/Kg, denominada sievert (Sv).

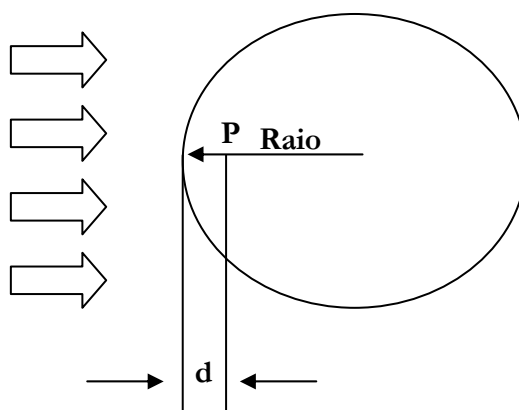


Figura 2.1 - Geometria de irradiação da esfera ICRU e o ponto P na esfera, no qual $H^*(d)$ é determinado num campo de radiação expandido e alinhado.

2.3.4.2 Equivalente de Dose Direcional, $H'(d,\Omega)$

O equivalente direcional $H'(d,\Omega)$ em um ponto de um campo de radiação é o valor do equivalente de dose que seria produzido pelo correspondente campo expandido na esfera ICRU na profundidade d sobre um raio na direção específica Ω . A unidade utilizada é o sievert. Na Figura 2.2 tem-se uma representação gráfica da obtenção de $H'(d,\Omega)$.

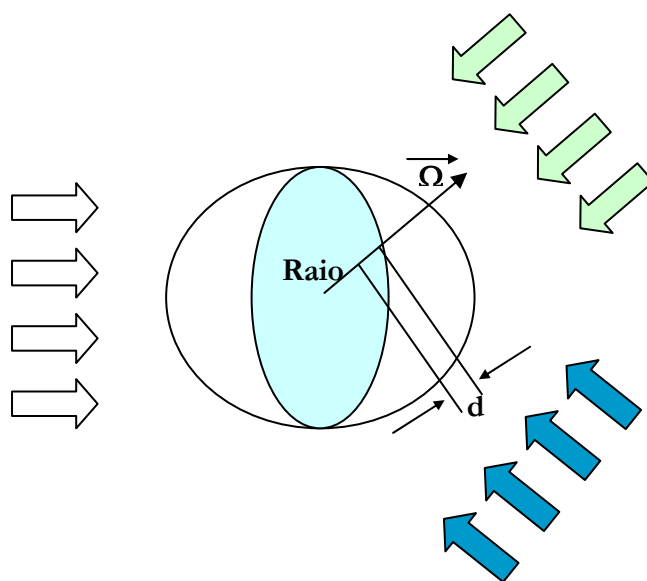


Figura 2.2- Geometria de irradiação da esfera ICRU e o ponto P na esfera, no qual o equivalente de dose direcional é obtido no campo de radiação expandido, com a direção Ω de interesse.

A profundidade d deve ser especificada, para os diversos tipos de radiação. Para radiações fracamente penetrantes $d=0,07$ mm para a pele e para o cristalino $d=3$ mm. A notação utilizada tem a forma $H'(0,07,\Omega)$ e $H'(3,\Omega)$, respectivamente. Para radiações fortemente penetrantes, a profundidade recomendada é $d=10$ mm, isto é $H'(10,\Omega)$.

2.3.5 Grandeza Operacional para Monitoração Individual

São grandezas definidas no indivíduo, em um campo de radiação real, e devem ser medidas diretamente sobre o indivíduo. Como seus valores podem variar de pessoa para pessoa e com o local do corpo onde são feitas as medições, é necessário se obter valores que sirvam de referência. Como os dosímetros individuais não podem ser calibrados diretamente sobre o corpo humano, eles são expostos sobre fantasmas físicos. Devido às dificuldades de fabricação da esfera ICRU, são utilizados simuladores alternativos, por exemplo, em forma de paralelepípedo, feitos de polimetilmetacrilato (PMMA) de dimensões 30 cm x 30 cm x 15 cm, maciços ou cheios de água.

2.3.5.1 Equivalente de Dose Pessoal, $H_p(d)$

O equivalente de dose pessoal $H_p(d)$ é o equivalente de dose em tecido mole, numa profundidade d , abaixo de um ponto específico sobre o corpo. A unidade utilizada é também sievert. Da mesma forma que no equivalente de dose direcional, tem-se $H_p(0,07)$ e $H_p(3)$ para pele e cristalino para radiações fracamente penetrantes, respectivamente e, $H_p(10)$ para as radiações fortemente penetrantes.

O $H_p(d)$ pode ser medido com um detector encostado na superfície do corpo, envolvido com uma espessura apropriada de material de tecido-equivalente.

2.3.6 Relações entre as Grandezas Limitantes e Operacionais

As grandezas operacionais foram definidas pela ICRU para estimar as grandezas limitantes de modo conservativo. As relações entre as grandezas operacionais e as grandezas: dose equivalente, H , dose efetiva, E , e kerma no ar K_{ar} , são expressas por coeficientes de conversão obtidos para cada situação de medição. Tabelas com valores destes coeficientes de conversão, para cada geometria de medição, são disponíveis nos recentes trabalhos de dosimetria das radiações (TAUHATA, L., 2003). A Tabela 2.3

sintetiza o uso adequado das grandezas operacionais conforme o tipo de radiação, alvo de monitoração, profundidade de avaliação d , em mm, e direção Ω de medição.

Tabela 2.3 - Uso das grandezas operacionais de acordo com o tipo de radiação monitorada

Radiação Externa	Limitante de Dose no Corpo	Grandezas Operacionais	
		Monitoração de Área	Monitoração Pessoal
Fortemente Penetrante	Dose Efetiva	Equivalente de Dose Ambiente H^* (10)	Equivalente de Dose Pessoal H_p (10)
Fracamente Penetrante	Dose na Pele	Equivalente de Dose Direcional $H'(0,07,\Omega)$	Equivalente de Dose Pessoal $H_p(0,07)$
	Dose no Cristalino	Equivalente de Dose Direcional $H'(3,\Omega)$	Equivalente de Dose Pessoal $H_p(3)$

2.4 Fatores de Conversão e Condições de Medição

Nem sempre o modo de operação dos detectores, o material de que são constituídos e os parâmetros que medem, corresponde às grandezas radiológicas anteriormente mencionadas. Assim, é preciso introduzir fatores de conversão que levam em conta as diferenças de interação da radiação com um gás, o ar, um semicondutor, uma emulsão, e o tecido humano ou um órgão. Além disso, existem as condições de medição: se forem realizadas no ar, em fantasmas, em campos alinhados ou expandidos, nas condições de temperatura e pressão padronizadas.

Por exemplo, quando se deseja medir o Equivalente de Dose Pessoal $H_p(d)$ para radiações fortemente penetrantes onde $d=10$ mm, usando um filme dosimétrico, utiliza-se um fator de conversão de Kerma no ar e $H_p(10)$. Estes fatores de conversão foram obtidos, irradiando-se uma câmara de ionização padrão em feixe de ^{60}Co , no ar, no ponto de interesse, e um filme dosimétrico nas mesmas condições de medição. Se o filme foi exposto sobre um fantoma de água, usa-se o fator de conversão de Kerma no ar para Kerma na água.

A conversão, por exemplo, de uma densidade óptica de uma emulsão em dose equivalente, necessita de curvas de calibração obtidas com irradiações de filmes do mesmo lote, com valores conhecidos de dose absorvida, para cada valor de energia e, para a mesma dose, diferentes energias dos fótons, em feixes padronizados. Assim, com as relações entre os valores das densidades ópticas nas regiões sem e com filtro, dos filmes dosimétrico é possível obter-se o valor da energia efetiva e da dose absorvida. O valor obtido pode sofrer pequenas modificações devidas a fatores de correção, provenientes da dependência energética, angular, direcional, etc. Como o fator de qualidade é igual a um, obtém-se o valor da dose equivalente.

2.5 Fantomas Físicos

Os fantomas físicos existentes atualmente são feitos de acrílico e acrílico preenchido com água, tendo este último, características semelhantes à água, sendo utilizado para o teste de imagem e para dosimetria.

Dentre os fantomas antropomórficos de corpo humano existente o “Alderson Rando Phantom” é o mais conhecido e universalmente aceito como boa opção para simular o corpo humano. É constituído de um esqueleto humano envolvido por borracha cujas características químicas e físicas são equivalentes ao tecido mole, composto de 8,8 % de hidrogênio; 66,8 % de carbono; 3,1 % de nitrogênio e 21,1 % de oxigênio, com densidade de $1,00 \text{ g.cm}^{-3}$. O tecido pulmonar é composto de 5,7 % de hidrogênio; 74,0 % de carbono; 2,0 % de nitrogênio e 18,1 % de oxigênio, com densidade de $0,320 \text{ g cm}^{-3}$. O tronco e a cabeça estão estruturados em 35 seções transversais de 2,5 cm de espessura cada, e com um total de 1.100 orifícios cilíndricos de 6 mm de diâmetro, adequados para alojar dosímetros do tipo termoluminescentes.

Os fantomas cilíndricos são constituídos de acrílico preenchido com água com dimensões apropriadas para simular a cabeça e o tronco humano, de modo a reproduzir as condições de espalhamento do corpo do paciente. O fantoma adulto de dimensões de 160 mm de diâmetro para cabeça, e 300 mm de diâmetro para tronco (IAEA, 1994), é recomendado pela Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA). Deve-se salientar que os órgãos de fiscalização dos Estados Unidos e a Comunidade Européia usam um fantoma de acrílico para corpo de 320 mm de diâmetro.

2.6 Simuladores Matemáticos de Corpo Humano

Em outubro de 1974, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica adotou o relatório preparado por um grupo de especialistas intitulado “O Homem Referência: Características Anatômicas, Fisiológicas e Metabólicas”. Esse relatório foi publicado como recomendação e com a classificação “Publicação ICRP N°. 23” (ICRP 74). Anteriormente, um grupo de pesquisadores do *Oak Ridge National Laboratory* (ORNL) dos Estados Unidos, desenvolveu um simulador matemático tridimensional de corpo humano que serviu como base para a compilação dos dados para o Homem Referência. Ele foi inicialmente projetado para ser usado no campo da Dosimetria Interna na determinação das doses em órgãos e tecidos de interesse devido à incorporação de radionuclídeos. O trabalho dos pesquisadores foi publicado em 1969, no Panfleto N°. 5 do *Medical International Radiation Dose Committee* – MIRD (SNYDER & cols. 1969). Nele é apresentada a primeira descrição matemática, este simulador ficou conhecido como “Simulador MIRD – 5” (Tabela 2.4).

Tabela 2.4: Composição química dos vários tecidos apresentados no modelo MIRD, exceto recém-nascido, com o percentual de peso.

Elemento	Percentual de Peso (%)		
	Tecido Mole	Esqueleto	Pulmão
H	10,454	7,337	10,134
C	2,663	25,475	10,238
N	2,490	3,057	2,866
O	63,525	47,893	75,752
F	0	0,025	0
Na	0,112	0,326	0,184
Mg	0,013	0,112	0,007
Si	0,030	0,002	0,006
P	0,134	5,095	0,080
S	0,204	0,173	0,225
Cl	0,133	0,143	0,266
K	0,208	0,153	0,194
Ca	0,024	10,190	0,009
Fe	0,005	0,008	0,037
Zn	0,003	0,005	0,001
Rb	0,001	0,002	0,001
Sr	0	0,003	0
Zr	0,001	0	0
Pb	0	0,001	0
Densidade	1,04 g/cm ³	1,4 g/cm ³	0,296 g/cm ³

2.7 Modelo Matemático Antropomórfico Body Builder

O fantoma antropomórfico adulto usado neste trabalho é aquele desenvolvido por K.F. ECKERMAN, M. CRISTY e J.C. RYMAN (1996), utilizando os trabalhos de SNYDER *et al.* (1969) no *Oak Ridger National Laboratory* (ORNL), obtendo um catálogo denominado “*Body Builder*” que contém uma série de simuladores de corpo humano para diferentes idades, pesos e tamanhos (KENNETH., 2002). A Figura 2.3 mostra a interface do programa *Body Buid*er estruturando o fantoma antropomórfico. Neste simulador, o corpo humano é dividido em três partes:

- (1) A cabeça e o pescoço, representado por cilindros elípticos cobertos por um semi-elipsóide que está acima de um cilindro circular.
- (2) O tronco e os braços, representado por cilindros elípticos cobertos.
- (3) As pernas e os pés, representados por cones truncados.

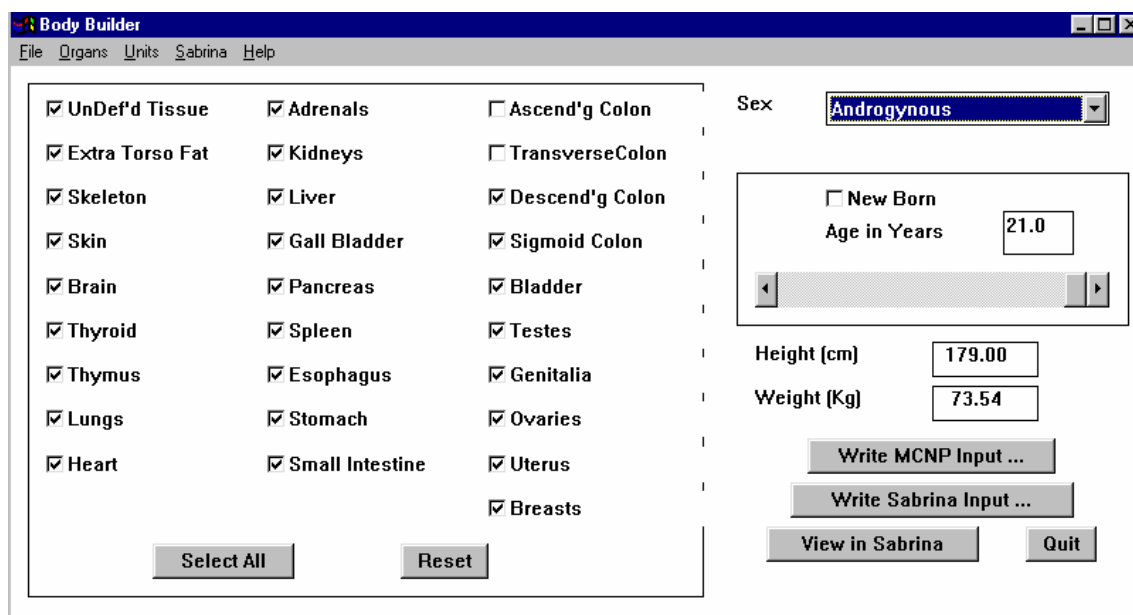


Figura 2.3: Interface do programa Body Builder (KENNETH, 2002)

A Figura 2.4 apresenta uma vista externa do modelo matemático e vista da seção transversal do meio do tronco do fantoma antropomórfico adulto, visualizado pelo software Sabrina (ECKERMAN, 1996), conforme descrito por CRISTY *et al* (1987).

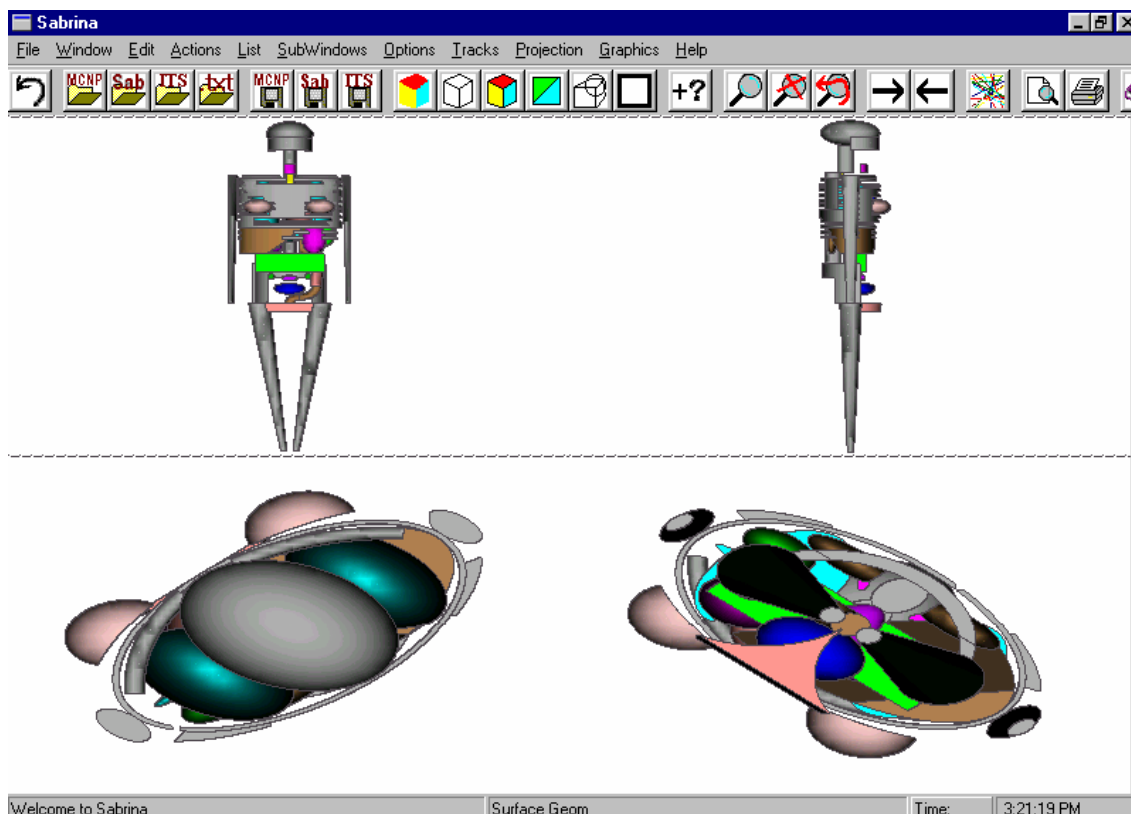


Figura 2.4: Interface do programa Sabrina (ECKERMAN, 1996).

Junto entre as pernas do modelo masculino apresenta-se uma pequena região formada por superfícies planas que contém os testículos, e junto ao tronco são apresentadas às mamas da mulher por duas seções de elipsóide.

O corpo humano é simulado usando formas geométricas descritas por equações quadráticas e planos para representar os órgãos, apresentando três tipos de tecidos diferentes em composição e densidade: pulmão, esqueleto e tecido mole. Deve-se salientar que a densidade do osso do recém-nascido é diferente das outras faixas etárias. Todos os órgãos desenhados que estão compostos por tecido mole apresentam a mesma resposta frente à radiação no transporte de fótons.

Os órgãos considerados neste catálogo são: pele, braços, pênis, osso das pernas, osso dos braços, pelve, vértebra, cérebro e face, costela, clavícula, escápula, glândulas supra-renais, crânio, mama, vesícula, estômago, esôfago, intestino delgado, cólon ascendente, cólon transversal, cólon descendente, sigmóide, coração, rins, fígado, pulmão, ovário, pâncreas, baço, testículos, timo, tireóide, bexiga, útero. Este modelo contém todos os órgãos e tecidos relevantes à avaliação da dose efetiva, com algumas exceções:

- (1) Para a simulação da dose efetiva, foram feitas as seguintes modificações sugeridas pela literatura (ICRP-67, 1994) para o cálculo dos órgãos

remanescentes, que passaram de dez órgãos para nove órgãos, foram removidos, o cólon ascendente e cólon transversal.

- (2) Não existe nenhuma representação específica para medula óssea. O esqueleto é modelado como uma mistura homogênea de vários elementos que o constitui, isto é, osso duro, medula óssea e tecidos moles. Geralmente, a dose é representada no esqueleto inteiro. Embora possa haver determinadas diferenças, estas são consideradas insignificantes visto que o fator de peso do tecido ($W_T=0,01$) é muito pequeno.

2.7.1 Fantomas Antropomórficos de Diversas Idades

CRISTY *et al.* (1997) apresentaram a versão revisada da família de modelos que inclui desde o recém nascido até o homem adulto, sendo que inicialmente, estes modelos eram simplesmente uma redução em escala do MIRD-5. Todos os modelos hermafrodita, excluindo o homem adulto, possuem as gônadas masculinas e femininas e mamas; a mulher adulta é comparada ao homem de 15 anos de idade.

A publicação da ICRP (1989) sugere a utilização do homem de referência descrito na publicação da ICRP (1974) e a família de modelos matemáticos descritos por CRISTY *et al.* (1987), excluindo o modelo do homem adulto, para o cálculo de dose devido à contaminação interna. Vários trabalhos utilizam-se destes modelos para o cálculo de dose devido à irradiação externa (YAMAGUCHI, 1994, WISE, 1994, HOMMA, 1996, PETOUSSI, 1995, SAITO, 1998). A Tabela 2.5 apresenta a relação de altura e peso dos diferentes modelos, e a Figura 2.5 apresenta uma vista externa dos modelos e da secção transversal do meio do tronco do recém nascido e do homem adulto, desde o início até o final do fígado, conforme descrito por CRISTY *et al.* (1987).

Tabela 2.5 Relação de altura e peso dos diferentes modelos matemáticos

	Idade (anos)					
	Recém-nascido nascido	1	5	10	15	21
Peso (Kg)	3,46	9,37	19,29	32,69	56,61	73,54
Altura (cm)	51,04	74,57	109,29	139,97	168,41	179,0

O modelo matemático consiste na definição de uma série de inequações quadráticas lineares determinando os limites dos órgãos ou tecidos, e esses limites são descritos como planos, cilindros, esferas, elipses e suas combinações. O modelo é orientado pelo sistema de coordenadas em três dimensões, tendo como origem o centro da seção da base do tronco, como visto na Figura 2.5.

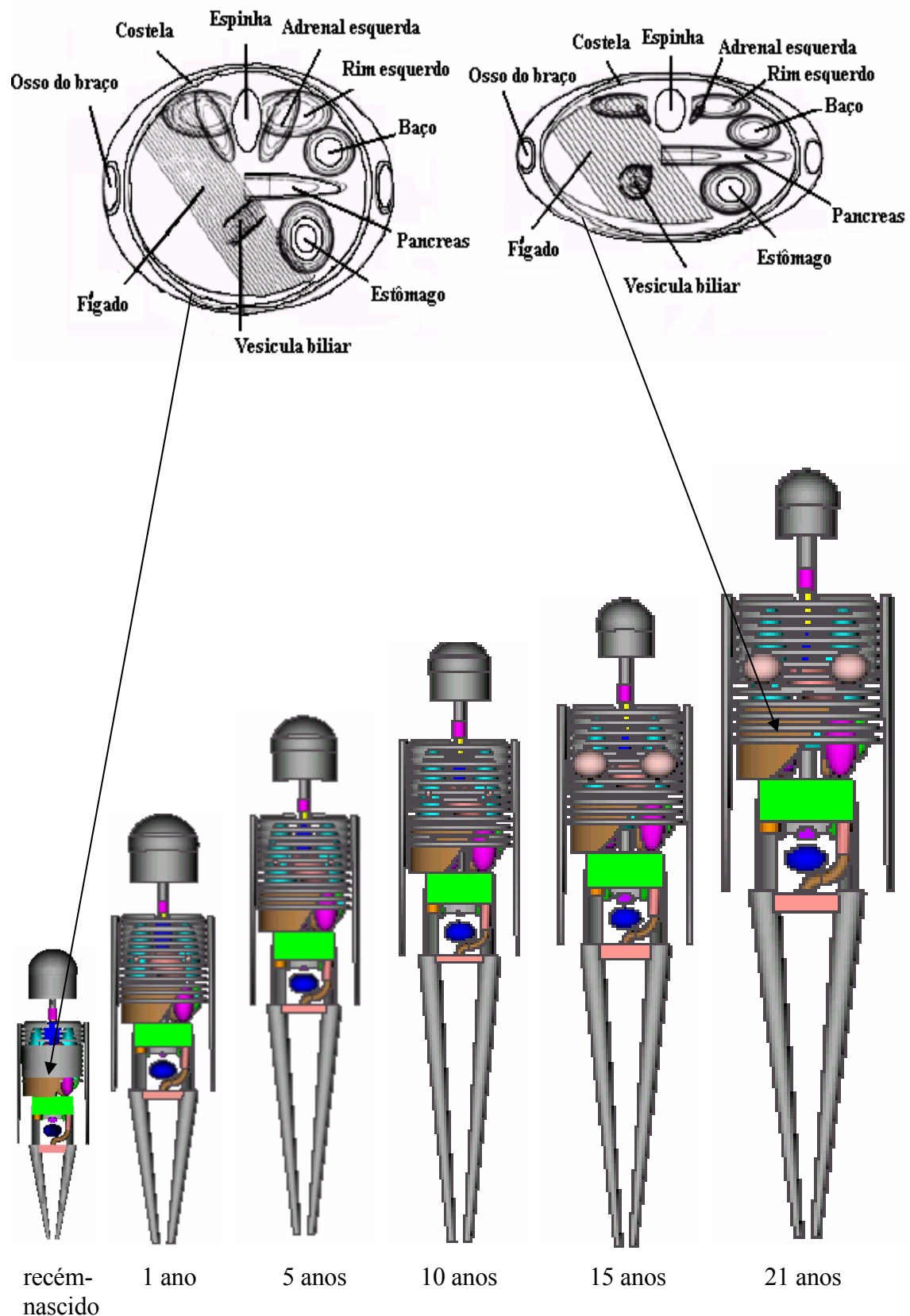


Figura 2.5: Vista externa dos modelos e vista da secção transversal do meio do tronco do recém nascido e do homem adulto desde o início até o final do fígado (CRISTY, 1987).

2.8 Aplicações dos Simuladores Matemáticos de Corpo Humano no Cálculo da Dose Efetiva (E)

Para o cálculo da dose equivalente nos órgãos e tecidos do simulador de corpo humano se usa a Técnica de Monte Carlo. A simulação da interação do feixe de radiação, geralmente com milhões de histórias, com o corpo humano, requer o auxílio de um computador bastante rápido, devido ao grande número de processos físicos e geométricos calculados. Para cada história de fóton, é calculada interação por interação, a sua trajetória e, em cada ponto dentro do simulador onde ocorre uma interação, é também calculada a energia depositada, ϵ . Quando termina a história de um fóton inicia-se a simulação da história de um novo fóton até o número total de fótons do feixe de radiação que está sendo simulado.

2.9 O Método de Monte Carlo

De uma forma bastante extensa, defini-se o método de Monte Carlo como sendo estudos de simulação para obtenção de aproximações de variáveis de interesse, visando reproduzir, em um ambiente controlado, o que se passa no mundo real. São amplamente utilizados na Engenharia de Avaliações, notadamente na geração de cenários probabilísticos, na simulação de sistemas físicos complexos, na validação de modelos probabilísticos, em projetos de reações nucleares, em radioterapia para tratamento de câncer, nos cálculos acoplados nêutrons-fótons para caracterizar a radiação ambiental em um reator nuclear, nos cálculos de criticalidade em sistemas multiplicativos, em cálculos de fluência em vasos de pressão, em cálculos de eficiência de detectores de radiação, na simulação de sistemas biológicos (incluindo corpo humano) para aplicações em medicina nuclear especificamente na dosimetria.

2.9.1 Código Computacional MCNP (Monte Carlo N-Particle)

O código de transporte de radiação MCNP (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003) representa um dos códigos mais utilizados em todo o mundo, na área do transporte de

radiação. A capacidade que possui de realizar o tratamento de geometrias complexas e o grande número de opções de dados de entrada fazem com que este código represente uma excelente ferramenta nos campos da proteção radiológica, cálculos em instalações nucleares, construções de detectores e blindagem das radiações em geral.

O Código MCNP (*Monte Carlo N-Particle*), 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. Este 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.

2.9.1.1 Estrutura dos dados de entrada do MCNP

A estrutura geral de um arquivo de entrada com os dados de entrada é dividido em:

Título do Problema:

Primeira linha dos dados de entrada, limitada a 80 colunas.

Bloco de células - “*CELL Cards*”

Dados de entrada onde é definida a geometria do problema. Utilizam-se combinações de formas geométricas pré-determinadas, como esferas, elipsóides, planos, cubos e outras formas selecionadas e descritas no item subsequente (*Surface Cards*). A combinação das regiões é realizada, através de operadores booleanos (intercessões, uniões etc.). Os materiais que compõe a geometria do problema, também são definidos nestas células.

Linha em Branco (finalização da seção)

Bloco de Superfície – “*SURFACE Cards*”

Para a definição das superfícies geométricas do problema são utilizados caracteres mnemônicos indicando o tipo de superfície e os coeficientes da equação da superfície selecionada.

Linha em Branco (finalização da seção)

Blocos de Dados - “*DATA Cards*”

Dados de entrada onde se defini os parâmetros da física do problema. Esta seção é dividida em vários subitens, a saber:

“*MODE Cards*”

Definição do tipo de radiação que será utilizado no problema:

- (N)- Transporte de nêutrons
- (N P)- Transporte de nêutrons e fótons
- (P)- Transporte de fótons
- (E)- Transporte de elétrons
- (P E)- Transporte de fótons e elétrons
- (N P E)- Transporte de nêutrons, fótons e elétrons

“*IMP Cards*”

Célula de importância

IMP: N ou P ou E é o mnemônico que determina a importância da célula, para finalizar a história da partícula ou separar as regiões de maior importância. Regiões de menor importância são representadas por (0) e maior importância por (1).

“*SOURCE Cards*”

Célula que define parâmetros da fonte de radiação. Local onde são definidos: posição da fonte, tipo de partícula, energia e outros dados que possam caracterizar uma fonte de radiação

“*TALLY Cards*”

Opção da grandeza de interesse a ser utilizada nos resultados.

Define o tipo de resposta que se deseja na saída. Através do uso de seu mnemônico correspondente tem-se uma variação de possibilidades apresentada na Tabela 2.3.

Tabela 2.3: “Tally Card” – Opção das grandezas para os resultados do MCNP

Tipo	Descrição	Unidade
F1:N,P,E,	Corrente integrada sobre uma superfície	Número de partículas que atravessam uma superfície
F2:N,P,E,	Fluxo médio sobre uma superfície	partículas/cm ²
F4:N,P,E,	Fluxo médio sobre uma célula	partículas/cm ²
F5:N,P,	Fluxo em um detector pontual	partículas/cm ²
F6:N,P,E,	Energia média depositada em uma célula	MeV/g
F8:P,E,	Distribuição de pulsos de energia criados em um detector	Pulsos

Linha em Branco (finalização dos dados de entrada)

Neste trabalho, não estão sendo apresentadas todas as opções, ferramentas, existentes para os dados de entrada de um problema que utilize o código MCNP. Procurou-se descrever as principais ferramentas, no intuito de fornecer uma idéia, das possibilidades e necessidades existentes na construção de um arquivo de entrada do código MCNP.

2.9.1.2 Dados de saída, resultados do MCNP

Os resultados da simulação de um problema no código MCNP correspondem à média de um grande número de variáveis, ordem de 10⁶ “histórias” ou mais, dependendo somente da precisão que se deseja obter na resposta do problema. O número de “histórias” que será utilizado no problema deve ser definido nos dados de entrada.

Todas as grandezas, resultados calculados no MCNP são representados nos arquivos dos dados de saída seguidos pelo valor do “erro relativo” (R), que representa o desvio padrão de valores médios, $S_{\bar{x}}$, sobre a média verdadeira de todas as “histórias”.

$$R \cong S_{\bar{x}} / \bar{X} \quad (2.17)$$

Capítulo 3

Metodologia de Cálculo

Neste capítulo são apresentados a metodologia de cálculo e os modelos de exposição que foram utilizados neste trabalho. O código MCNP, versão 5 [(X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003)] foi usado para simular o transporte de fótons através de meios, como: ar, tecido equivalente e o chumbo (blindagem geralmente utilizada em instalações para intervenções radiológicas), com o objetivo de obter os espectros transmitidos da fluência de fótons e as energias depositadas na esfera da ICRU e nos órgãos do simulador antropomórfico matemático.

3.1 Coeficientes de conversão em termos do Kerma no ar, K_{ar}/Φ , para feixes monoenergéticos de fótons entre 10 keV e 10 MeV.

As grandezas operacionais foram definidas pela ICRU33 (1980), de modo a possibilitar uma estimativa conservativa das grandezas limitantes. Neste trabalho, o espectro de K_{ar} foi calculado na posição da esfera ICRU onde a dose é estimada. Os valores dos *coeficientes de conversão* foram ponderados, em termos de K_{ar} , pela *Fluência*, Φ . Na Figura 3.1, os resultados de K_{ar}/Φ referentes à literatura ICRP74 (ICRP, 1995) e aos calculados por Lima (LIMA, 2004), utilizando o código MCNP são apresentados. É observada a variação de *kerma no ar* em função da energia do fóton. A partir de 60 keV, pode ser notado que, à medida que a energia dos fótons cresce, os valores de K_{ar}/Φ aumentam significativamente. Uma discrepância menor que 1% entre esses valores foi observada.

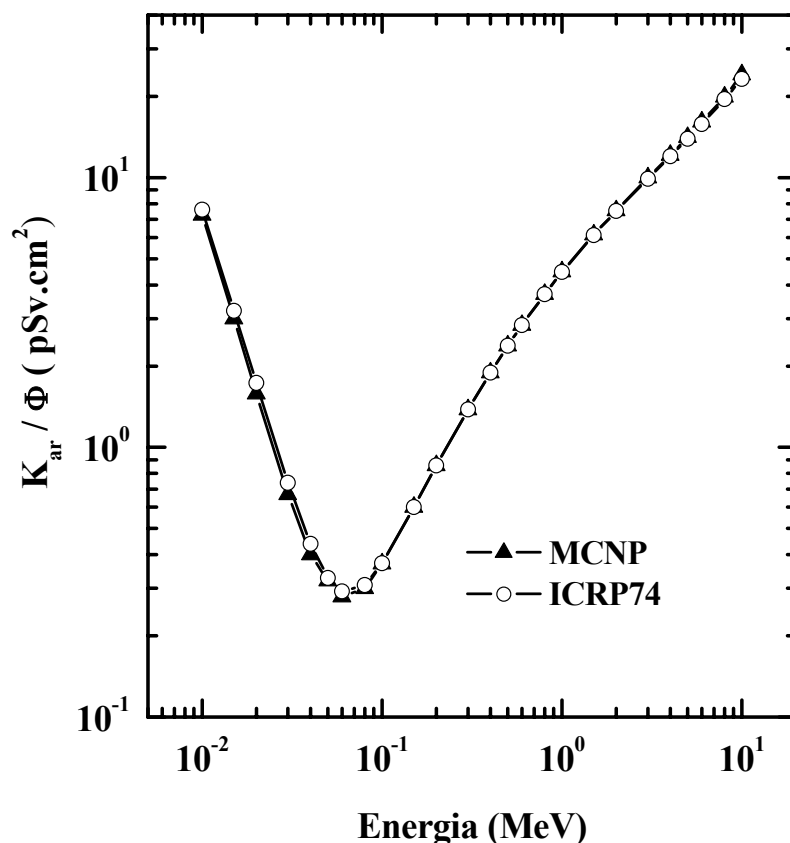


Figura 3.1 : Coeficientes de conversão de Kerma no ar por Fluência, K_{ar}/Φ , calculados pelo código MCNP (LIMA, 2004) e os recomendados pela ICRP74 (ICRP 1995).

3.2. Coeficientes de conversão para o Equivalente de Dose Ambiente, ($H^*(10)$), normalizados pela fluência, (Φ) - $H^*(10)/\Phi$.

Para o cálculo do equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$, inicialmente, neste trabalho, 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 monoenergéticos de fótons incidindo em direção ao eixo central, conforme ilustrado na Figura 3.2. Como elemento de volume para a determinação da dose absorvida (volume sensível) considerou-se uma esfera de 1,0 mm de raio ($0,004188 \text{ cm}^3$) posicionada ao longo do eixo principal de irradiação. Os elementos que constituem a composição da esfera bem como suas frações de densidades, esta por sua vez em densidade total, representada pela densidade efetiva de 1 g/cm^3 , estão dispostos na Tabela 3.1

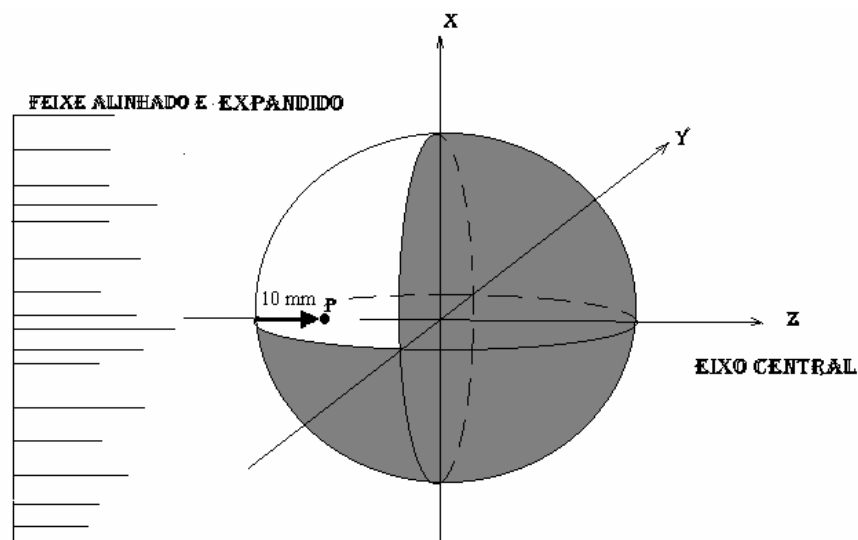


Figura 3.2: Descrição da esfera da ICRU mostrando o sistema de coordenadas e a direção de incidência do feixe de radiação.

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

A Figura 3.3 compara os coeficientes de conversão por fluência para o equivalente de dose ambiente relativos a feixes monoenergéticos de fótons disponíveis na literatura (ICRP, 1995) com os calculados por (LIMA, 2004), usando o código MCNP. Observa-se em termos de *fluência de fótons*, Φ , que os coeficientes de conversão para $H^*(10)$ variam significativamente com a energia do fóton, já que, a partir de 100 keV os valores para os coeficientes aumentam significativamente. Pode ser observado que a variação de $H^*(10)$, com relação a *fluência*, Φ , são bem menores do que aqueles com relação ao K_{ar}/Φ (Figura 3.1), nesse intervalo de energia, o que é um parâmetro importante em metrologia com respeito à normalização de sua grandeza. Para fins de normalização da grandeza operacional $H^*(10)$, assume-se que a *fluência*, Φ , é a mesma em todos os cálculos (ICRP, 1995). Segundo os critérios da ICRU, uma grandeza operacional deve fornecer uma estimativa conservativa da *dose efetiva*, E , grandeza útil para a limitação do risco. Para se chegar ao equivalente de dose ambiente

no tecido biológico, uma boa aproximação é conseguida, aplicando-se a razão entre a dose absorvida calculada na esfera de tecido e a Fluência espectral no ponto de medida.

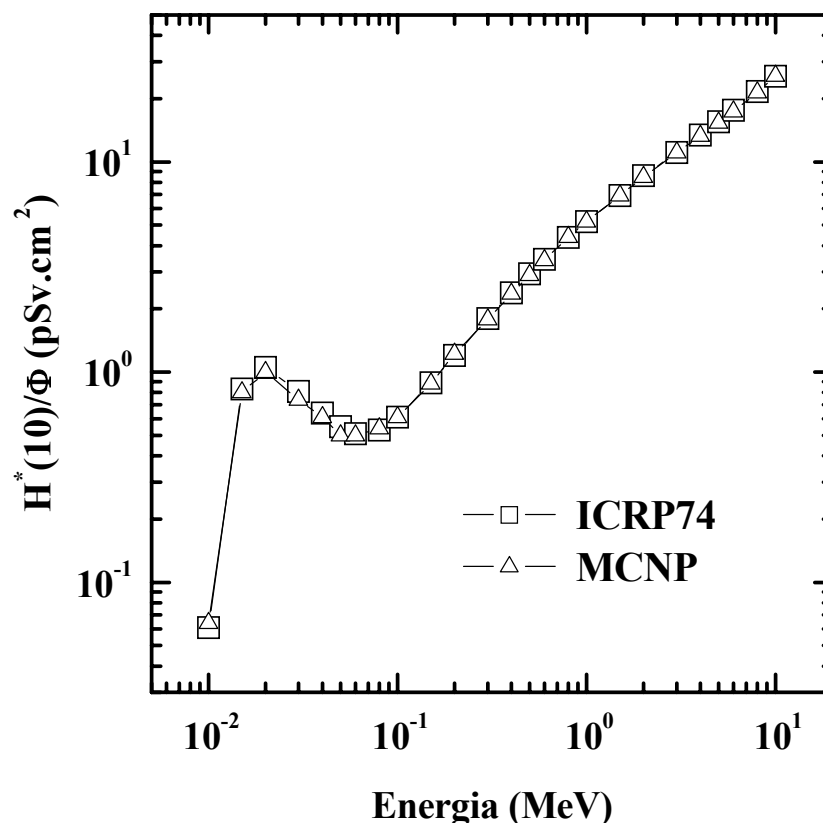


Figura 3.3. Comparação entre os coeficientes de conversão de Φ para $H^*(10)$ relativos a feixes monoenergéticos de fótons disponíveis na literatura (ICRP, 1995) e os calculados por (LIMA, 2004) usando o código MCNP.

3.3. Coeficientes de Conversão para Dose Efetiva, (E), normalizados pela fluência, (Φ) - E/Φ .

Como descrito na seção 2.7, o corpo humano foi simulado usando formas geométricas descritas por equações quadráticas, e planos para representar os órgãos, apresentando três tipos de tecidos diferentes em composição e densidade: pulmão, esqueleto e tecido mole. Todos os órgãos são definidos como sendo de tecido mole. Para o cálculo da dose efetiva, foram considerados todos os órgãos ou tecidos e mais os nove órgãos restantes mencionados na Tabela 2.2.

A publicação da ICRP (1995) sugere a utilização do homem de referência proposto na publicação da ICRP (1989) e a família de modelos antropomórficos matemáticos elaborados por Cristy *et al* (1987). A Figura 3.4 apresenta uma vista externa do modelo do homem adulto hermafrodita, conforme descrito por Cristy *et al* (1987). Neste trabalho as doses absorvidas médias em órgãos foram calculadas para uma

irradiação simulada de corpo inteiro com um feixe plano de fótons de 50 cm de largura por 2 metros de altura. A direção do feixe coincide com o eixo Y do sistema de coordenadas e incide na direção postero-anterior (PA) e antero-posterior (AP) do simulador do corpo humano, considerada a mais crítica (ZANKL, *et al.* 1997). Essa geometria de irradiação é mostrada na Figura 3.4.

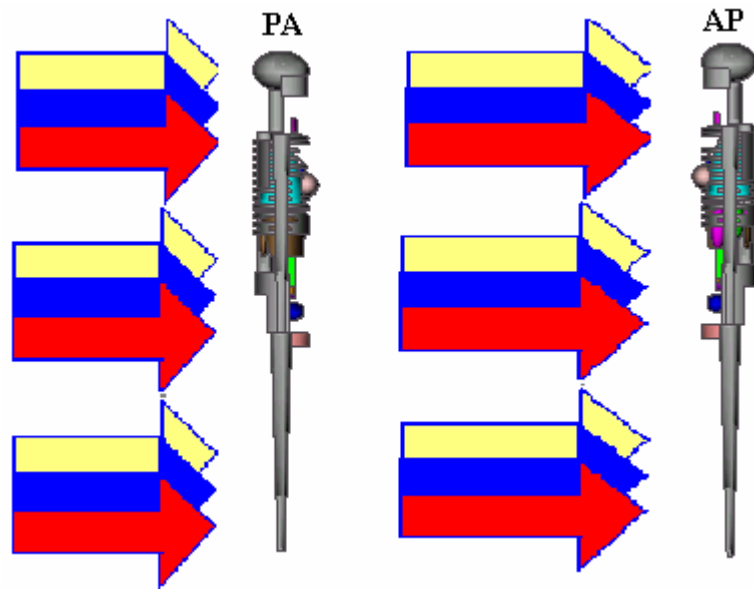


Figura 3.4: Vista externa do homem adulto para modelos matemáticos (ECKERMAN *et al.*, 1996).

A Figura 3.5, apresenta os coeficientes de conversão da fluência de fótons, Φ para E nas geometrias de irradiação AP e PA para fótons monoenergéticos com energias até 10 MeV, obtidos por (LIMA, 2004), usando o MCNP, e os recomendados pela ICRP publicação número 74 (ICRP, 1995). Novamente, para fins de normalização, da grandeza de limitação de risco, E , assume-se que a fluência, Φ , é a mesma em todos os cálculos (ICRP, 1995). Portanto, se verifica que os coeficientes de conversão para esta grandeza, E , aumentam significativamente com o aumento da energia do fóton, e a incerteza estatística dos valores calculados nesse trabalho com os fornecidos pela literatura (ICRP, 1995) são menores do que 2%.

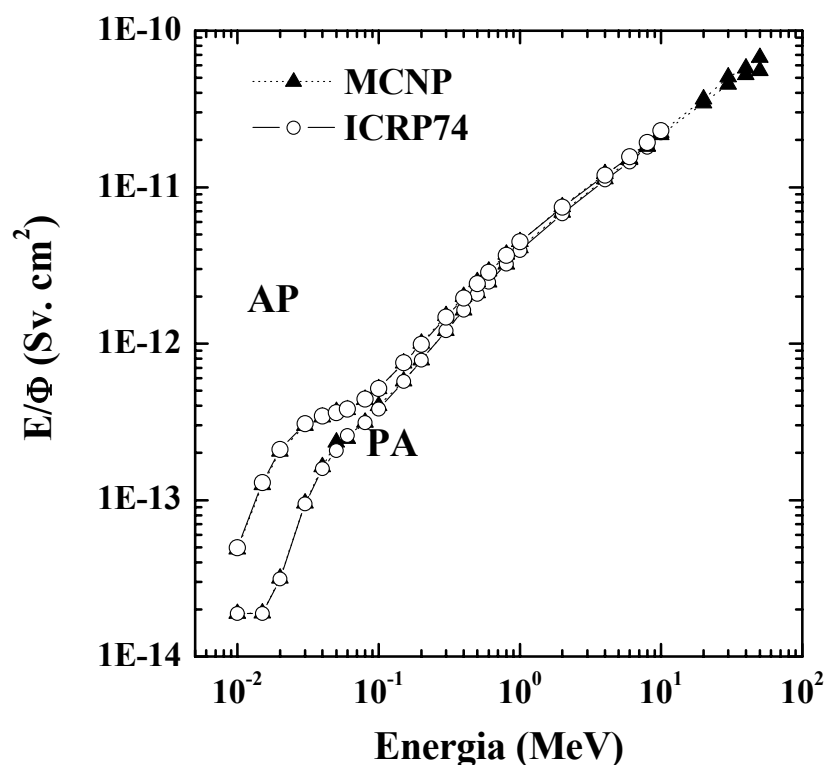


Figura 3.5: Comparação entre os coeficientes de conversão de Φ para E para fótons monoenergéticos de até 10 MeV relativos à geometria de irradiação AP e PA (LIMA, 2004).

3.4 $H^*(10)/\Phi$ e E/Φ para os espectros de raios X encontrados em instalações de radiodiagnósticos.

O cálculo dos coeficientes de conversão em termos da fluência, Φ , para *equivalente de dose ambiental*, $H^*(10)$, e a *dose efetiva*, E , para feixes de fótons encontrados em ambientes onde estão instalados equipamentos de raios X para radiodiagnósticos, requer o conhecimento dos espectros primários e os transmitidos através das blindagens de chumbo. O método de Monte Carlo se mostra bastante conveniente para a determinação de tais espectros, já que os parâmetros de posição, direção e energia para cada fóton são acompanhados interação por interação. A partir dos espectros incidentes, é possível o cálculo dos espectros transmitidos pelas camadas de materiais atenuadores. Neste trabalho, os espectros transmitidos foram calculados para uma geometria de irradiação padronizada, específica para instalações de radiodiagnósticos.

3.5 Modelagem da Fonte e Espectro de Radiação

No presente trabalho, a fonte de radiação utilizada na simulação de transporte do feixe de raios X, através dos meios materiais, consiste de uma superfície plana onde originam campos expandidos e alinhados conforme descrito na seção 2.3.2. Os espectros de radiação primários utilizados foram feixes de raios X de espectros clínicos realísticos, encontrados em salas de radiodiagnóstico. A Figura 3.6 apresenta os três espectros primários característicos de equipamento de raios X de potenciais iguais a 50 kVp, 100 KVp e 150 kVp, obtidos do “Catalogue of Data for Diagnostic X-ray”, publicado pela “Hospital Physicists Association” (BIRCH, 1979).

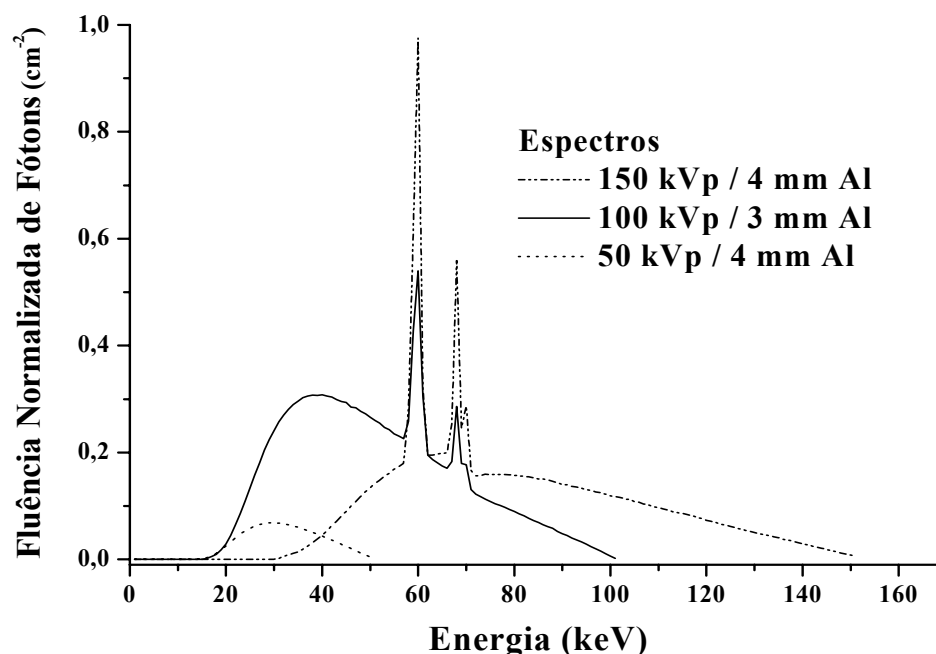


Figura 3.6 : Espectros primários de 50, 100 e 150 kVp. [BIRCH, 1979]

3.5.1 Espectros transmitidos por camadas de chumbo

Para a determinação dos espectros transmitidos por camadas de chumbo foi modelada com o código MCNP, uma caixa de 50cmx50cmx5cm com uma folha de chumbo posicionada ao centro (material atenuador) com espessura variando de 0,1 em 0,1

até 1,0 mm, conforme mostra a Figura 3.7. O feixe de irradiação proveniente de uma fonte plana e colimada, incide perpendicularmente sobre a camada do material atenuador, sendo o feixe transmitido registrado na superfície externa da caixa, pós-material atenuador. No anexo I, é apresentado o arquivo de entrada (INP) utilizado pelo código MCNP para a obtenção dos espectros transmitidos.

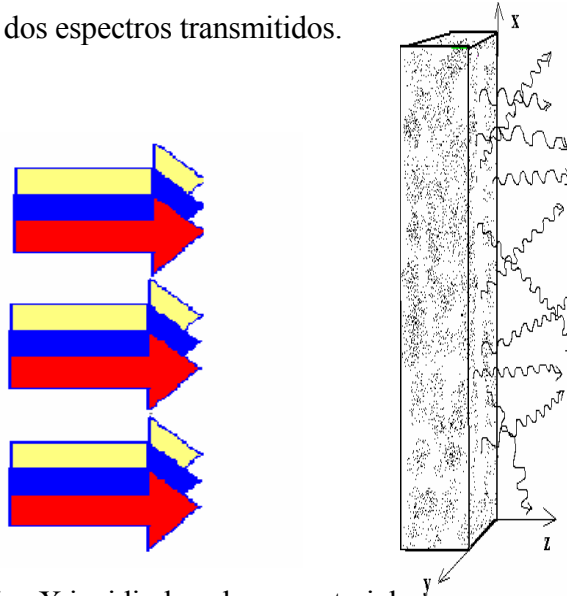


Figura 3.7 : Feixe de raios X incidindo sobre o material atenuador na direção Z.

Para cada espectro transmitido, foram calculados os coeficientes de conversão $H^*(10)/\Phi$ e E/Φ . A energia média dos fótons, $\bar{E}$, para o espectro incidente e para o espectro transmitido, foi calculada segundo a relação:

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

onde E_i é a energia do fóton do i -ésimo intervalo de energia; $\Phi(E_i)$ é a correspondente fluência em energia, e $\sum_{i=1}^N \Phi(E_i)$ é o somatório que se aplica a todos os N intervalos de energia 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.

Capítulo 4

Resultados e Discussão

4.1 Coeficientes de Conversão do Equivalente de Dose Ambiente, $H^*(d)$, em termos do Kerma no Ar, $K_{ar} - (H^*(d) / K_{ar})$.

Em geral, para a calibração de instrumentos usados em Proteção Radiológica, o valor de equivalente de dose ambiente pode ser obtido, a partir do kerma no ar, aplicando-se os coeficientes de conversão adequados. Na Figura 4.1 é feita uma comparação entre os coeficientes de conversão do equivalente de dose ambiente, $H^*(10)$, normalizados para o kerma no ar, relativos a feixes monoenergéticos de fótons, calculados no presente trabalho e os recomendados pela publicação número 74 da ICRP (1995). Pode ser observado que os valores de $H^*(10)/K_{ar}$ crescem com o aumento da energia, alcançando um máximo aproximadamente em 70 keV, e, então, diminuem lentamente em termos do acréscimo de energia do fóton. Essa variação em torno de 70 keV pode ser explicada pela forte tendência do fóton ser espalhado nessa região de energia.

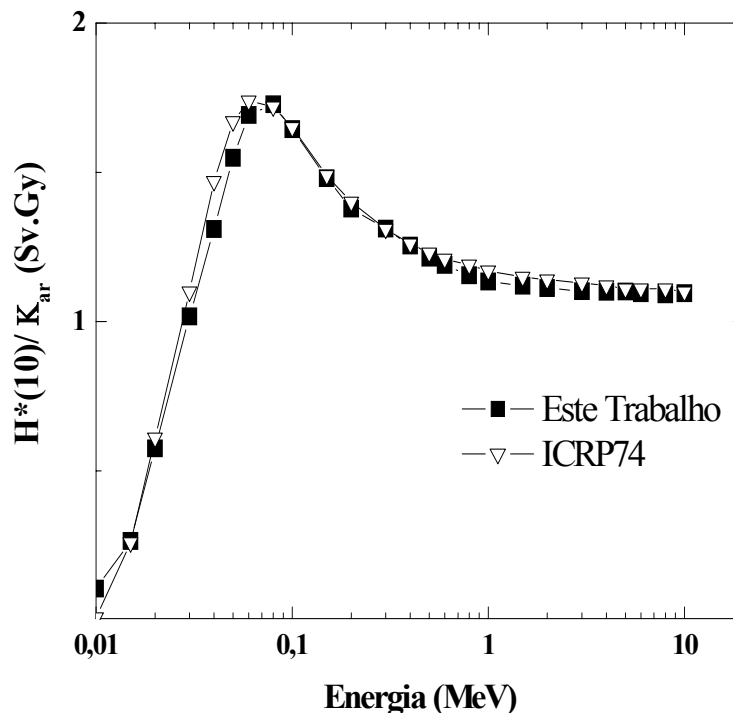


Figura 4.1 : Coeficientes de conversão K_{ar} para $H^*(10)$, para fótons monoenergéticos de até 10 MeV, calculados no presente trabalho e os recomendados pela ICRP74.

4.2 Coeficientes de Conversão da Dose Efetiva, E, em termos do Kerma no Ar, $K_{ar},(E/K_{ar})$

As grandezas operacionais são definidas com o objetivo de quantificar as grandezas para a limitação do risco e de modo que possam ser correlacionadas de maneira inequívoca com a grandeza primária. Além disso, devem ser medidas com facilidade. A ligação entre a grandeza para a limitação do risco, a grandeza operacional e a grandeza primária é feita através de coeficientes de conversão. A grandeza $H^*(10)$ é definida visando fornecer uma estimativa para o valor da dose efetiva, já que os valores para esta grandeza dependem da geometria de irradiação.

A Figura 4.2 apresenta os coeficientes de conversão de K_{ar} para E para fótons monoenergéticos de até 10 MeV dado pela publicação 74 da ICRP (1995) e os calculados no presente trabalho, para a geometria de irradiação AP.

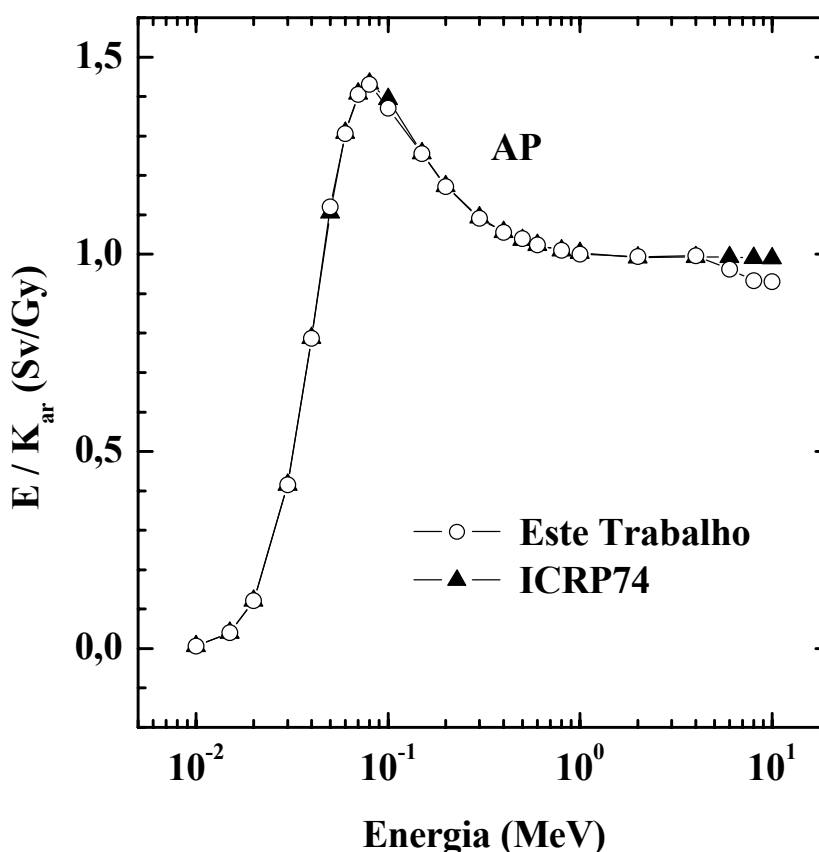


Figura 4.2 : Comparação entre os coeficientes de conversão de K_{ar} para E para fótons monoenergéticos até 10 MeV relativos as geometrias de irradiação AP, dados pela publicação da ICRP74 e os calculados com o código MCNP.

4.3 Comparação entre os Coeficientes de Conversão $H^*(d)/K_{ar}$ e E/K_{ar}

A Figura 4.3 apresenta os coeficientes de conversão de K_{ar} para E e $H^*(10)$ para fótons monoenergéticos de 10 keV a 10 MeV calculados neste trabalho usando o código MCNP. Pode ser visto na Figura 4.3 que $H^*(10)/K_{ar}$ é uma grandeza que superestima E/K_{ar} na faixa de energia de fótons usada em radiodiagnóstico (entre 50 keV e 150 keV). Além disso, tanto os valores de $H^*(10)/K_{ar}$ como os de E/K_{ar} apresentam uma variação bem pronunciada em função da energia do fóton. De acordo com a ICRU, um dos critérios que uma grandeza operacional deve atender é permitir a determinação da grandeza para limitação do risco ou fornecer uma estimativa conservativa do seu valor numérico.

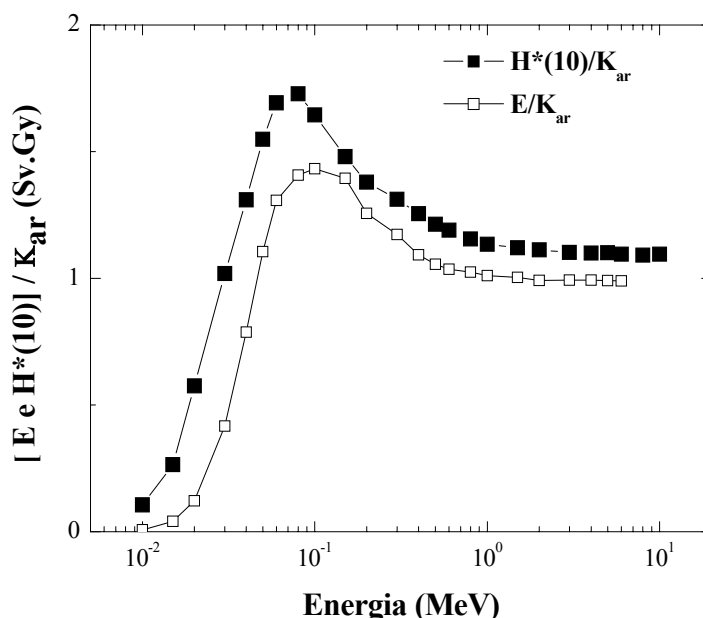


Figura 4.3 : Comparação entre os coeficientes de conversão de K_{ar} para $H^*(d)$ e E para fótons monoenergéticos obtidos pelo código MCNP.

4.4 Comportamento de $H^*(d)/K_{ar}$ em função da profundidade d na esfera da ICRU

Pode ser visto nas Figuras 4.4 e 4.5, que $H^*(10)/K_{ar}$ é uma grandeza que superestima E/K_{ar} em toda a faixa de energia estudada, entre 10 keV e 10 MeV. Além disso, tanto os valores de $H^*(10)/K_{ar}$ como os de E/K_{ar} apresentam uma variação bem pronunciada em função da energia do fóton. A análise da Figura 4.4 indica que, para a faixa de energia dos fótons utilizados em radiodiagnósticos, a grandeza $H^*(10)$ não é

adequada para estimar realisticamente o valor de E. A grandeza que representa E de modo real e ligeiramente conservativo é $H^*(60)$ como é mostrado em detalhes na Figura 4.5.

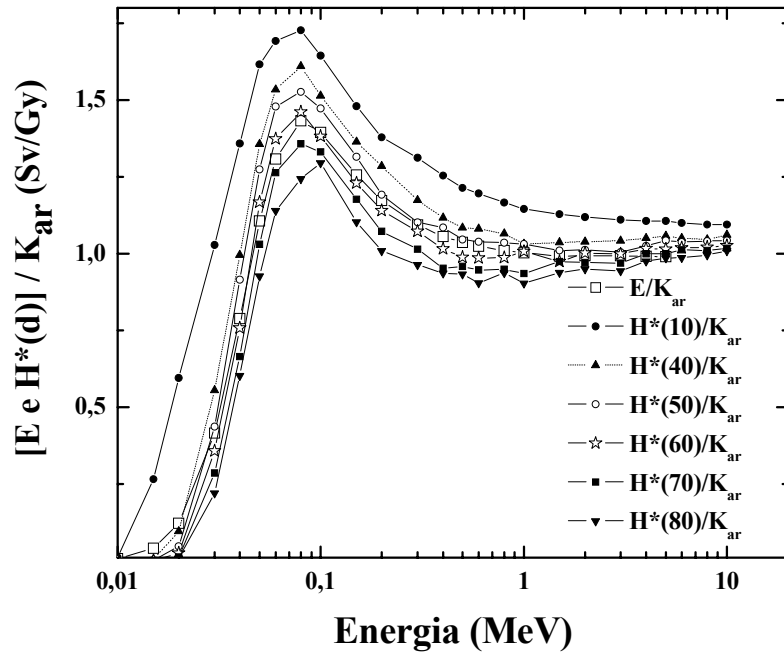


Figura 4.4 : Comparação entre os coeficientes de conversão de K_{ar} para $H^*(d)$ e E para fótons monoenergéticos para diferentes profundidades na esfera da ICRU.

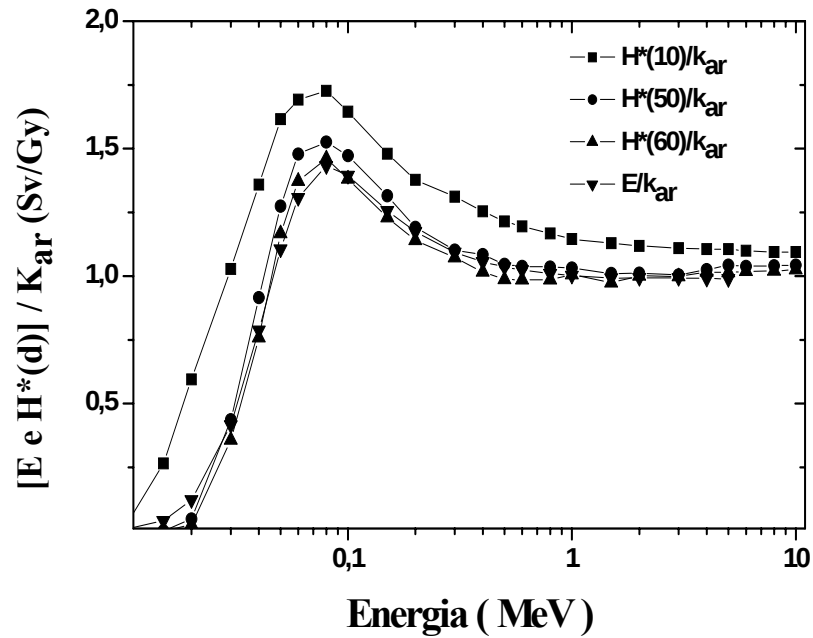


Figura 4.5 : Comparação entre os coeficientes de conversão de K_{ar} para $H^*(d)$ e E para fótons monoenergéticos para profundidades de 10, 50 e 60 mm na esfera da ICRU.

4.5 Espectros transmitidos através de placas de chumbo

Os espectros transmitidos através de placas de chumbo foram calculados de acordo com os procedimentos descritos na seção (3.5.1). Simulou-se uma placa de 50cm x 50cm de área e espessuras variáveis de 0,1; 0,2; 0,3; 0,4; 0,5; 0,6; 0,7; 0,8; 0,9 e 1,0 mm, e o feixe primário de raios X, posicionado a 5 cm da face de entrada da placa, incidindo perpendicularmente sobre a sua superfície (vide anexo I). A 5 cm da superfície da face posterior da placa, foi definida uma outra área de 50cm x 50cm denominada “área de detecção do espectro transmitido”, onde os fótons transmitidos são contados e classificados em intervalos de energias de 10 keV e 50 keV. As Figuras 4.6a e 4.6b apresentam os espectros transmitidos pelas camadas de chumbo de 0,1 e 0,3 mm, respectivamente, para os três espectros primários selecionados: 50 kVp, 100 kVp e 150 kVp.

Os espectros transmitidos de 50, 100 e 150 kVp ao atravessarem as camadas de chumbo são significativamente modificados. No que diz respeito aos espectros primários de 50 kVp que atravessaram uma camada de 0,5 mm de Pb, praticamente não restam fótons abaixo de 40 keV. Os espectros de 100 e 150 kVp apresentam o mesmo efeito, porém o aspecto mais importante é, sem sombra de dúvida, o pico de absorção do chumbo em 90 keV que corta de modo acentuado os fótons acima desta energia. Observa-se que os picos de 60 e 67 keV existentes nos espectros originais se mantêm, apesar da grande atenuação sofrida. Essa modificação nos espectros primários tem grande impacto nas grandezas que dependem da energia dos fótons, como $H^*(d)$ e E.

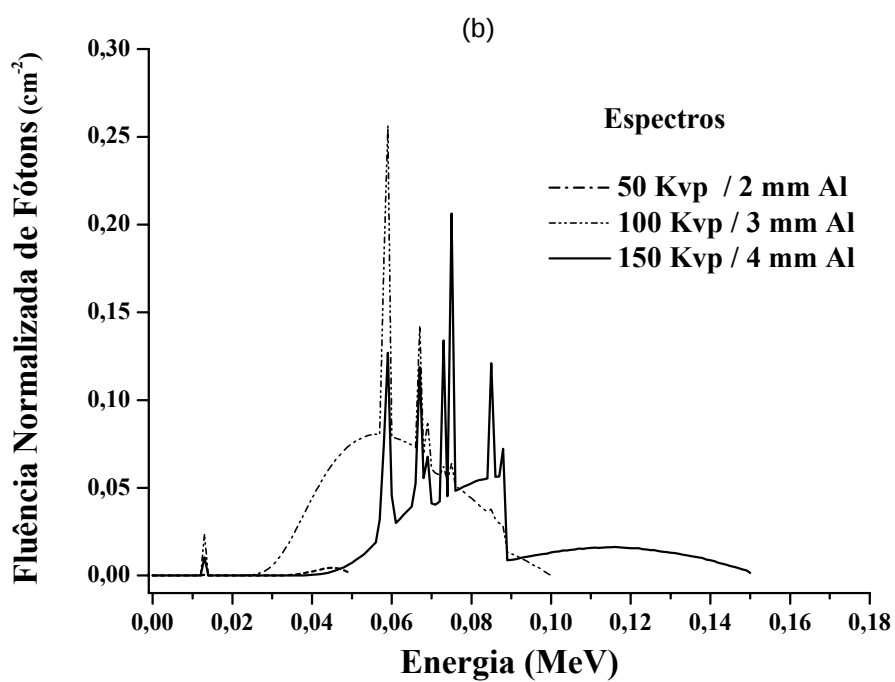
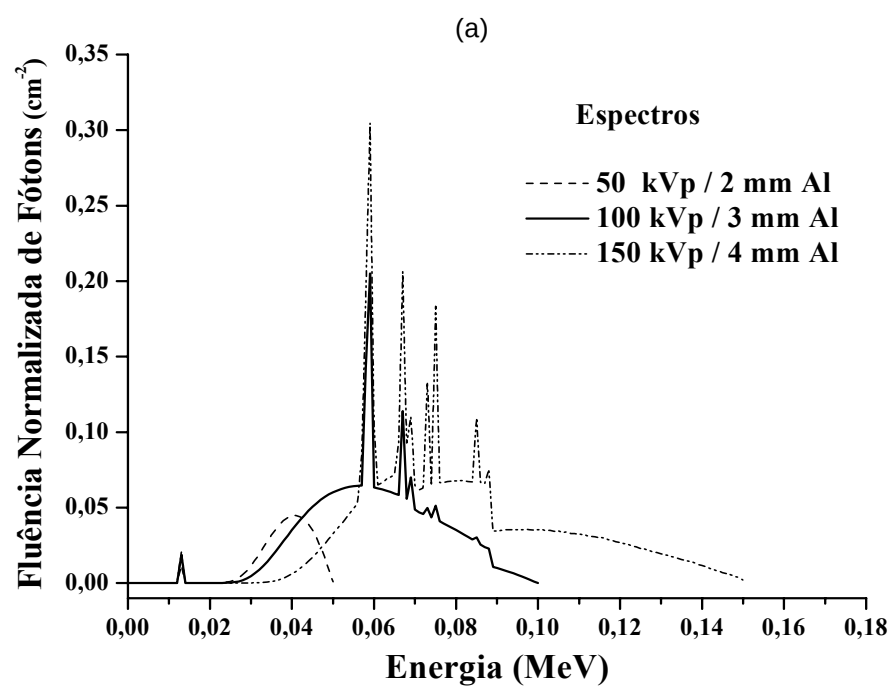


Figura 4.6 : Espectros transmitidos por 0,1 mm (a) e 0,3 mm (b) de Pb para diversas profundidades e utilizados no cálculo do equivalente de dose ambiente e dose efetiva.

A Tabela 4.1 apresenta as energias médias dos espectros transmitidos após atravessarem as camadas de chumbo calculadas pela equação (3.1) e as obtidas por PEIXOTO (1995) para comparação. Denota-se também na primeira linha são descritas as energias médias dos espectros primários e, à medida que aumenta a espessura das camadas, do material atenuador, os espectros vão ficando com energias médias altas, sem que ultrapasse 86 keV.

Tabela 4.1: Energias médias dos espectros transmitidos por camadas de chumbo de espessuras variáveis.

Espessura da Camada (mm Pb)	Energia Média dos Espectros de Fótons (keV)					
	50 kVp		100 kVp		150 kVp	
	Este Trabalho	Peixoto (1995)	Este Trabalho	Peixoto (1995)	Este Trabalho	Peixoto (1995)
Zero	31	31	50	50	62	62
0,1	39	39	61	60	71	72
0,2	42	42	65	65	76	75
0,3	43	43	68	67	80	78
0,4	44	44	70	69	81	79
0,5	45	45	71	71	82	81
0,6	45	46	73	73	83	82
0,7	46	46	74	74	83	83
0,8	46	46	75	75	84	83
0,9	46	-	76	76	85	84
1,0	47	-	77	77	86	85

4.6 K_{ar}/Φ obtidos a partir dos espectros de raios-X primários e transmitidos por barreiras de chumbo

Na Figura 4.7 são apresentados os valores de Kerma no ar (K_{ar}/Φ) para os espectros primários e os transmitidos por barreiras de chumbo para os potenciais de 50 kVp, 100 kVp e 150 kVp calculados com o código MCNP. O coeficiente de conversão

K_{ar}/Φ diminui à medida que se aumenta a camada de material atenuador. Consequentemente à medida que o espectro endurece, ou seja, a energia média do espectro aumenta, como resultado da atenuação seletiva pelas camadas de chumbo, se reduzem significativamente os coeficientes de conversão médios para o K_{ar} .

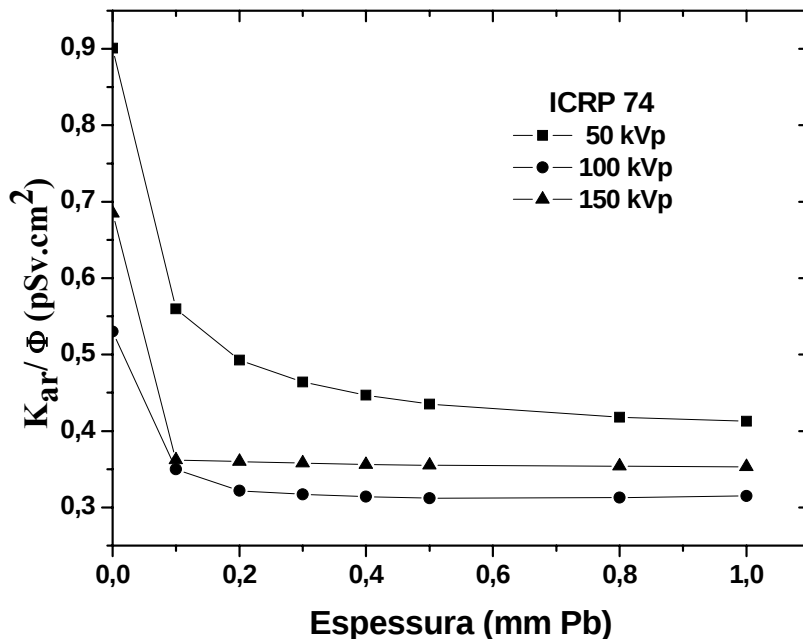


Figura 4.7 : Kerma no ar (K_{ar}/Φ) em pSv.cm² para os espectros primários de 50, 100 e 150 kVp e os transmitidos em função da espessura das placas de chumbo, calculados pelo MCNP.

4.7 $H^*(60)/K_{ar}$ para os espectros de raios X

Os coeficientes de conversão do equivalente de dose ambiente a 60 mm de profundidade na esfera da ICRU, em termos do kerma no ar, $H^*(60)/K_{ar}$, obtidos a partir dos espectros primários e transmitidos, quando comparados com os obtidos por Peixoto (1995), são mostrados nas Figuras 4.8, 4.9 e 4.10. Observa-se que os valores de $H^*(60)/K_{ar}$, aumentam ligeiramente, devido ao endurecimento do espectro, à medida que a espessura da placa de chumbo se torna mais espessa. No anexo II, é apresentado o arquivo de entrada (INP) utilizado no presente trabalho para o cálculo de $H^*(60)$ com o código MCNP.

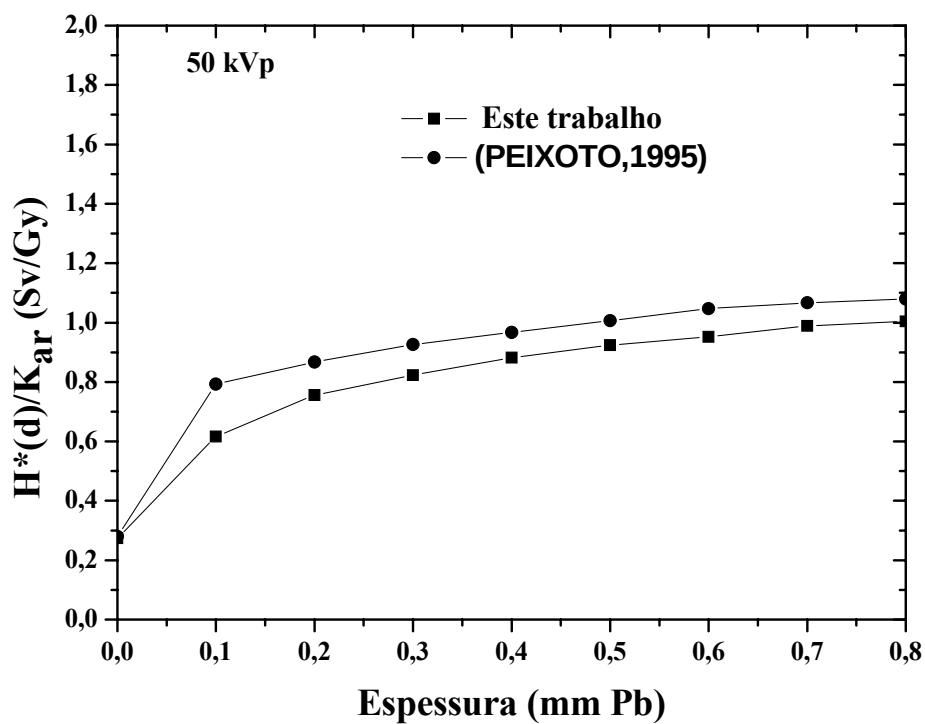


Figura 4.8 : Coeficientes de conversão $H^*(60)/K_{ar}$ para o espectro primário de 50 kVp e os espectros transmitidos por camadas de chumbo de espessuras variáveis.

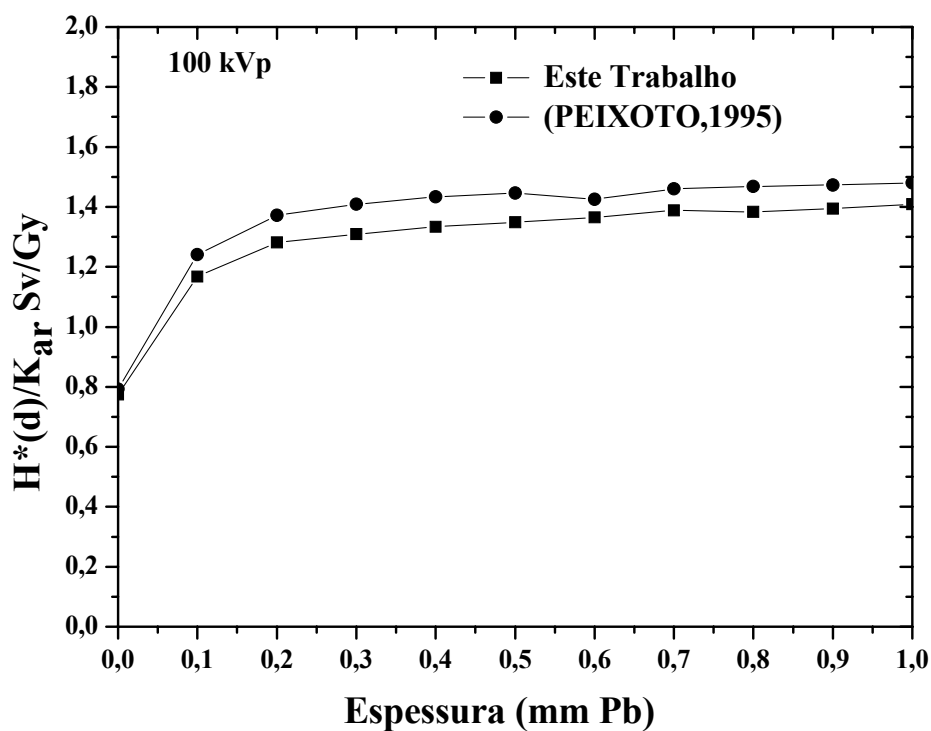


Figura 4.9 : Coeficientes de conversão $H^*(60)/K_{ar}$ para o espectro primário de 100 kVp e os espectros transmitidos por camadas de chumbo de espessuras variáveis.

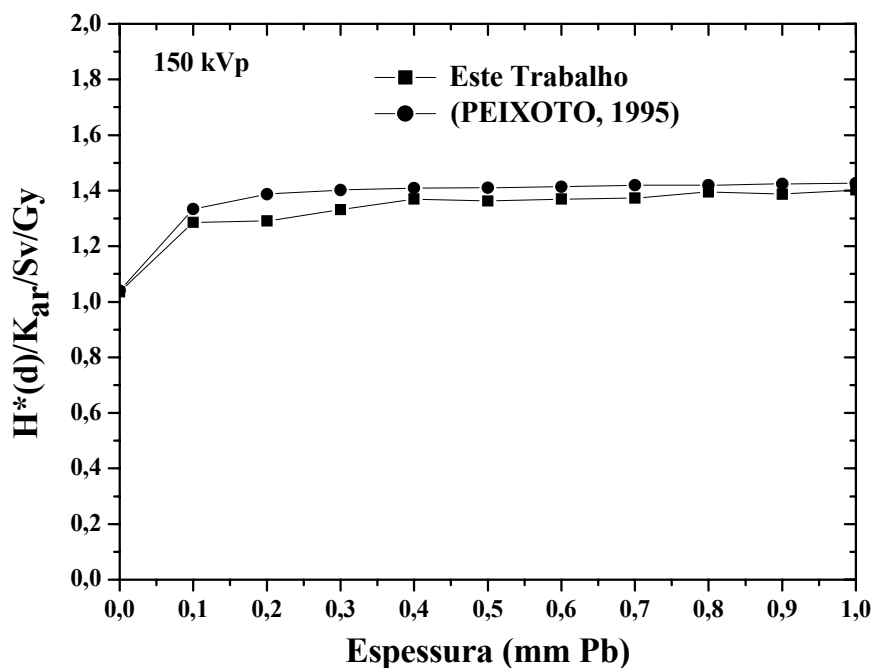


Figura 4.10 : Coeficientes de conversão $H^*(60)/K_{ar}$ para o espectro primário de 150 kVp e os espectros transmitidos por camadas de chumbo de espessuras variáveis

Na Tabela 4.2 é feita a comparação entre os valores médios de $H^*(60)/K_{ar}$ para os espectros primários de 50, 100 e 150 kVp e os transmitidos por camadas de chumbo (de 0,1 a 1,0 mm de espessuras), obtidos neste trabalho e os calculados por Peixoto (PEIXOTO, 1995). O número de histórias simuladas para o presente trabalho foi grande suficiente para manter o valor da incerteza sempre abaixo de 1%. Já as diferenças relativas percentuais entre os valores foram obtidas pela relação:

$$\text{Diferença relativa (\%)} = \frac{[(\text{Resultado Peixoto}) - (\text{Resultado MCNP})]}{(\text{Resultados Peixoto})} \times 100$$

Tabela 4.2. Coeficientes médios de conversão, $[H^*(60)/K_{ar}]_m$, para os espectros transmitidos por barreiras de chumbo em função da tensão de aceleração aplicada ao tubo de raios X.

Tensão de Aceleração (kVp)	$[H^*(60)/K_{ar}]_m$ (Sv/Gy)		
	Este trabalho	Peixoto (1995)	Diferença relativa
50	0,80	0,89	10,1%
100	1,29	1,36	5,1%
150	1,33	1,37	2,9%

4.8 E/K_{ar} para os espectros de raios X

Os coeficientes de conversão da dose efetiva em termos do kerma no ar, E/K_{ar} , obtidos a partir dos espectros primários e transmitidos, quando comparados com os obtidos por Peixoto (1995) são mostrados nas Figuras 4.11, 4.12 e 4.13. Como observado para $H^*(60)/K_{ar}$, os valores de E/K_{ar} aumentam ligeiramente, devido ao endurecimento do espectro, à medida que a espessura da placa de chumbo se torna mais espessa.

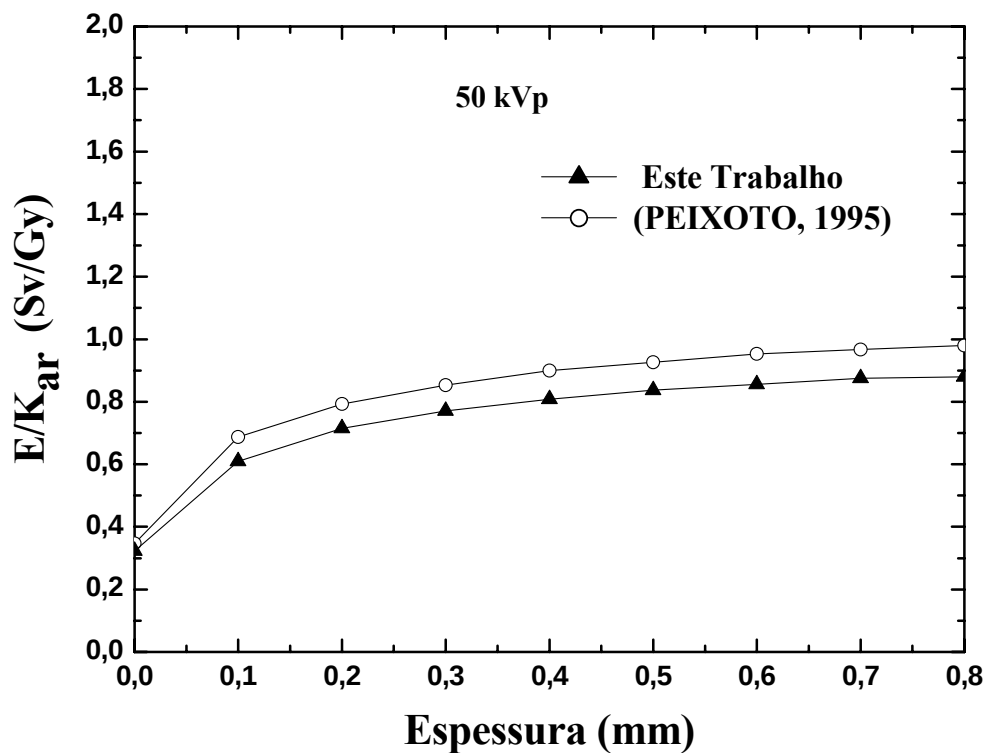


Figura 4.11 : Coeficientes de conversão E/K_{ar} para o espectro primário de 50 kVp e os espectros transmitidos por camadas de chumbo de espessuras variáveis.

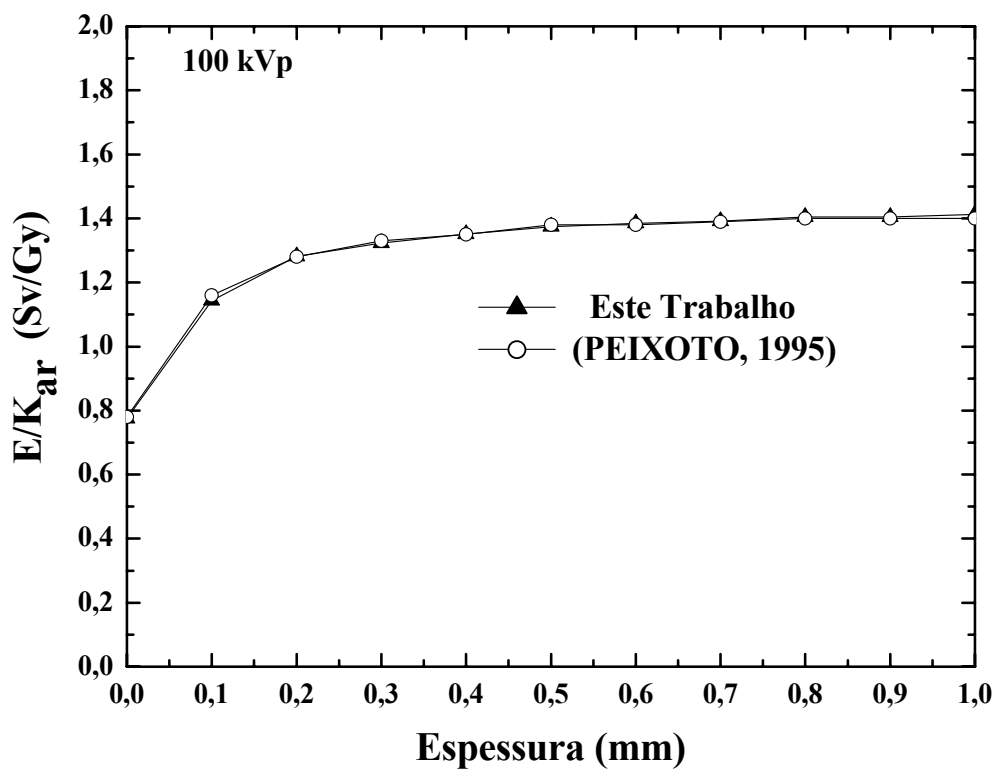


Figura 4.12 : Coeficientes de conversão E/K_{ar} para o espectro primário de 100 kVp e os espectros transmitidos por camadas de chumbo de espessuras variáveis.

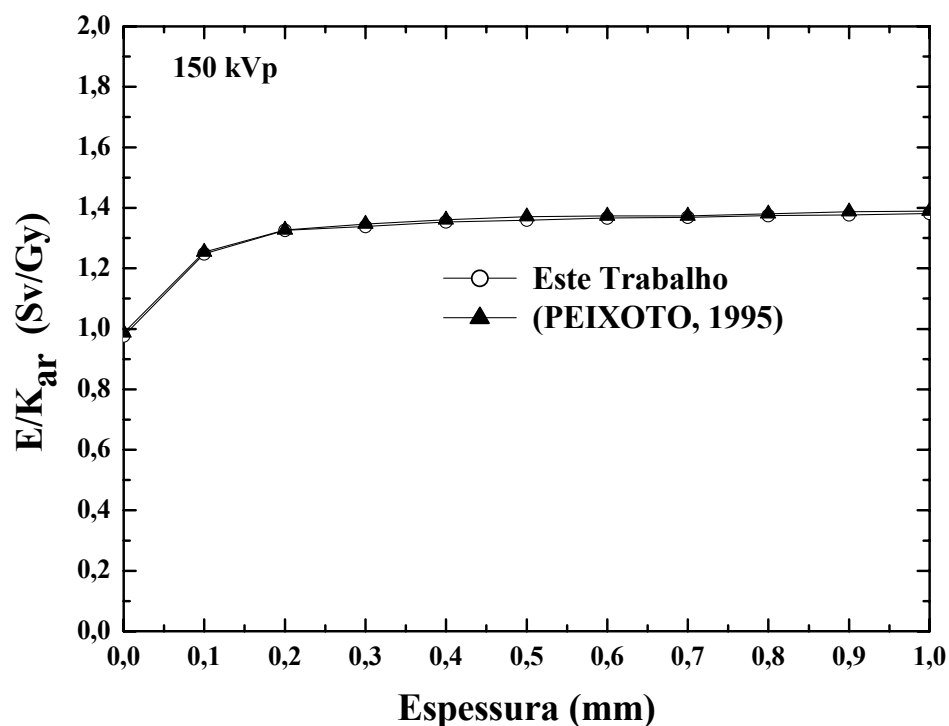


Figura 4.13 : Coeficientes de conversão E/K_{ar} para o espectro primário de 150 kVp e os espectros transmitidos por camadas de chumbo de espessuras variáveis

Na Tabela 4.3 é feita a comparação entre os valores médios de E/K_{ar} para os espectros de 50, 100 e 150 kVp e os transmitidos por camadas de chumbo, obtidos no presente trabalho e os calculados pela literatura (PEIXOTO, 1995). No anexo III, é apresentado o arquivo de entrada do MCNP utilizado neste trabalho para o cálculo da dose equivalente em órgãos e tecidos do corpo humano para obtenção da dose efetiva. O número de histórias simuladas foi grande suficiente para manter o valor da incerteza estatística no cálculo com o código MCNP sempre abaixo de 1% para os órgãos e tecidos considerados no cálculo da dose efetiva.

Tabela 4.3. Coeficientes médios de conversão, $[E/K_{ar}]_m$, para os espectros transmitidos por barreiras de chumbo em função da tensão de aceleração aplicada ao tubo de raios X.

Tensão de Aceleração (kVp)	$[E/K_{ar}]_m$ (Sv/Gy)		
	Este trabalho	Peixoto (1995)	Diferença relativa
50	0,74	0,85	12,9%
100	1,29	1,29	—
150	1,31	1,32	0,7%

4.9 $H^*(d)/K_{ar}$ e E/K_{ar} para os espectros de raios-X encontrados em salas de radiodiagnósticos.

Na radiologia diagnóstica ocorre a exposição de profissionais em diversos cenários que incluem feixes primários e feixes transmitidos por várias barreiras ou placas de chumbo. Nas Figuras 4.14, 4.15 e 4.16 são apresentados os coeficientes de conversão E/K_{ar} e $H(d)/K_{ar}$ para espectros primários de 50, 100 e 150 kVp, e os transmitidos por camadas de chumbo de diversas espessuras que vão de 0,1 a 1,0 mm. As Figuras 4.14a, 4.15a e 4.16a apresentam tanto o comportamento das grandezas para a limitação do risco, E , como os das grandezas operacionais, $H^*(d)$, para espectros realísticos comuns em exames de radiodiagnóstico, indo de largo a estreito, para uma determinada kilovoltagem. A análise das figuras indicam que, na faixa de energia estudada, a grandeza $H^*(10)$ não é adequada para estimar realisticamente o valor de E . Nas Figuras 4.14b, 4.15b e 4.16b, observa-se que $H^*(10)/K_{ar}$ é sempre superior a E/K_{ar} , sendo $H^*(60)/K_{ar}$ a grandeza que se apresenta mais próxima da limitação de risco em função do detrimento. Portanto, a grandeza que representa E de modo real e conservativo é $H^*(60)$. Contudo, os valores de $H^*(60)/K_{ar}$ para os diversos espectros transmitidos para uma mesma kilovoltagem (kVp) apresentam uma variação considerável em relação ao espectro primário.

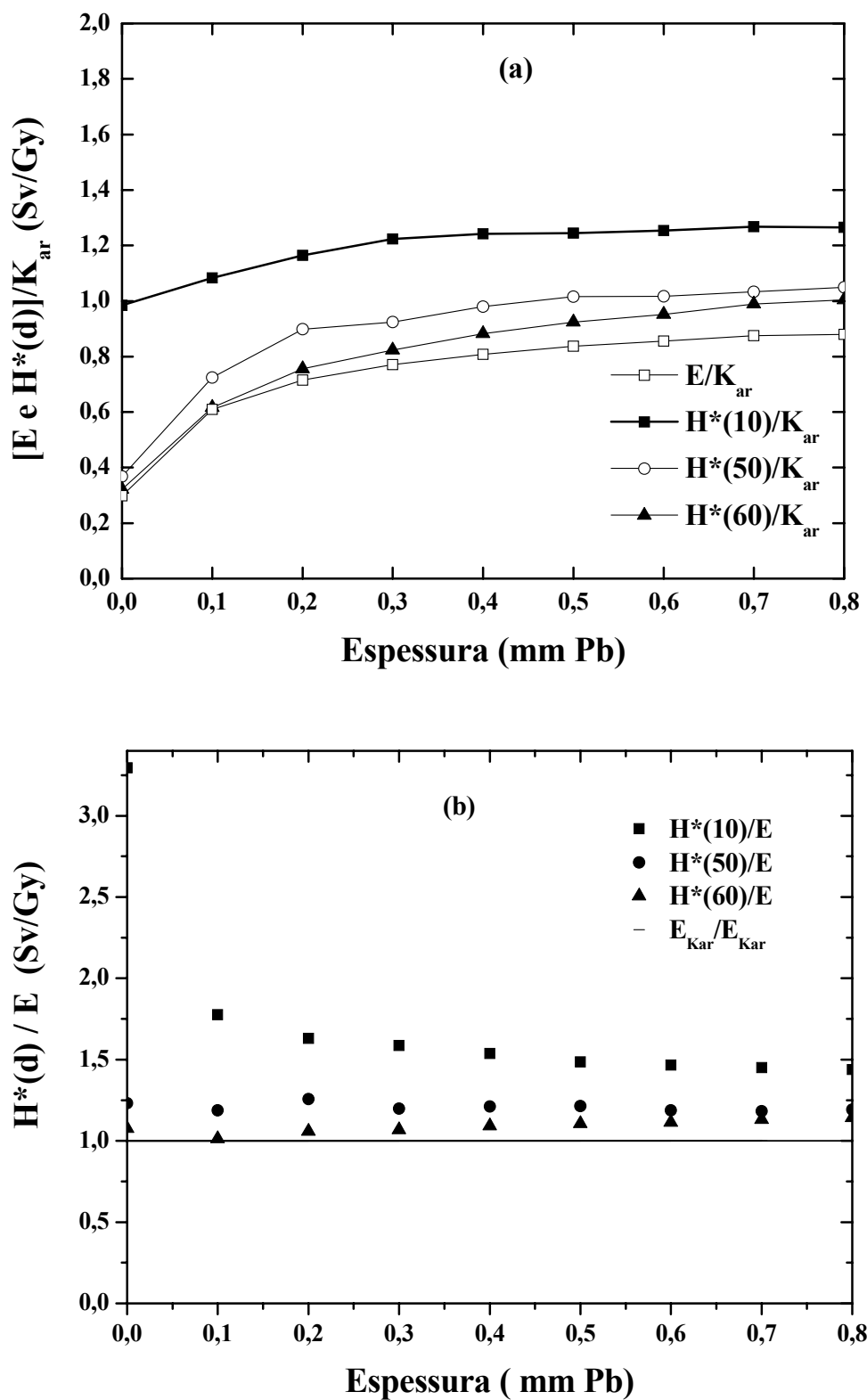


Figura 4.14 : (a) Perfil da curva dos coeficientes de conversão $[E \text{ e } H^*(d)]/K_{ar}$ para o espectro 50 kVp e os transmitidos por placas de chumbo de diversas espessuras: e (b) discrepâncias entre os valores dos coeficientes de conversão (razão $H^*(d)/E$).

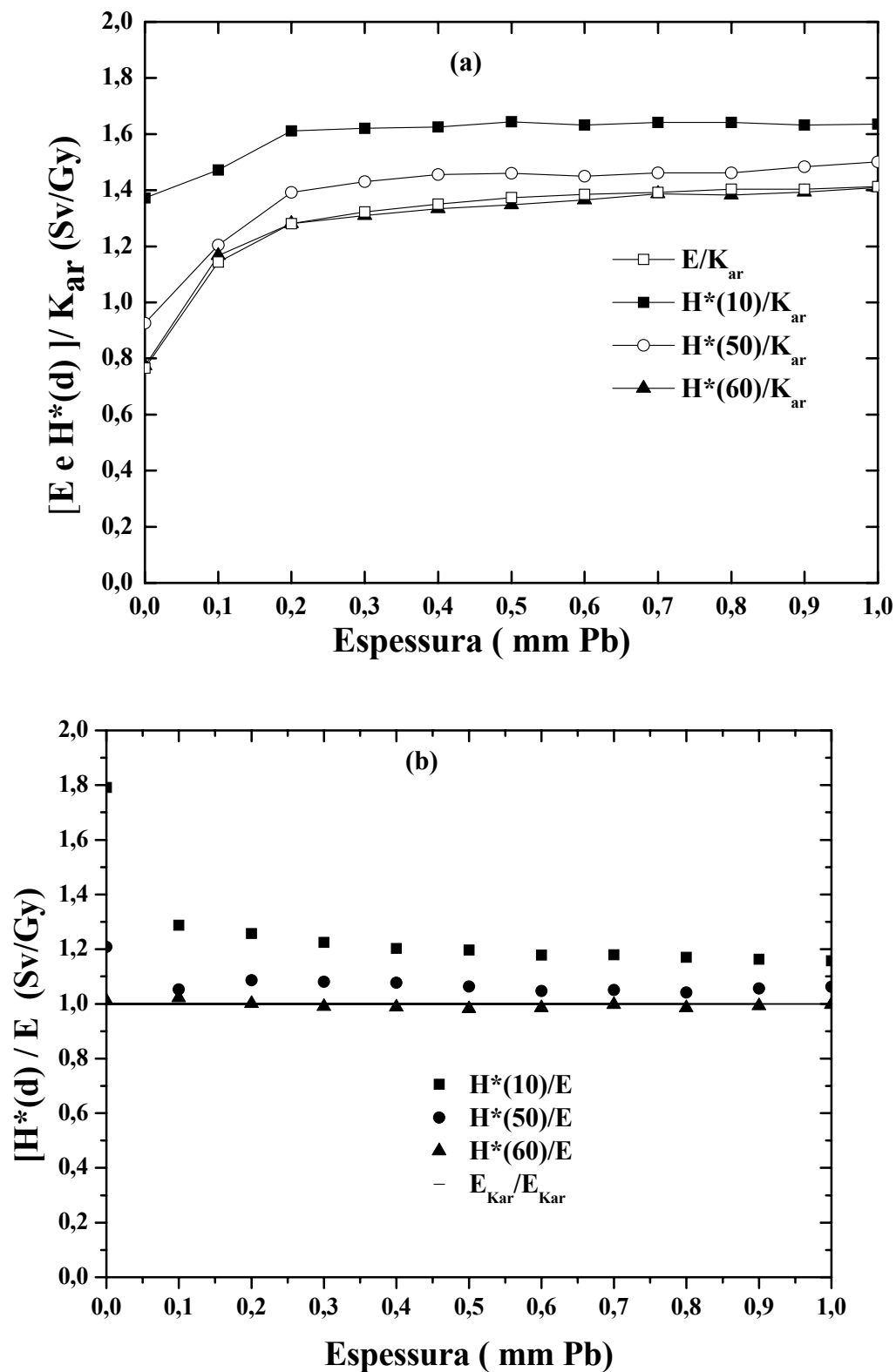


Figura 4.15 : (a) Perfil da curva dos coeficientes de conversão $[E \text{ e } H^*(d)]/K_{ar}$ para o espectro 100 kVp e os transmitidos por placas de chumbo de diversas espessuras: e (b) discrepâncias entre os valores dos coeficientes de conversão (razão $H^*(d)/E$).

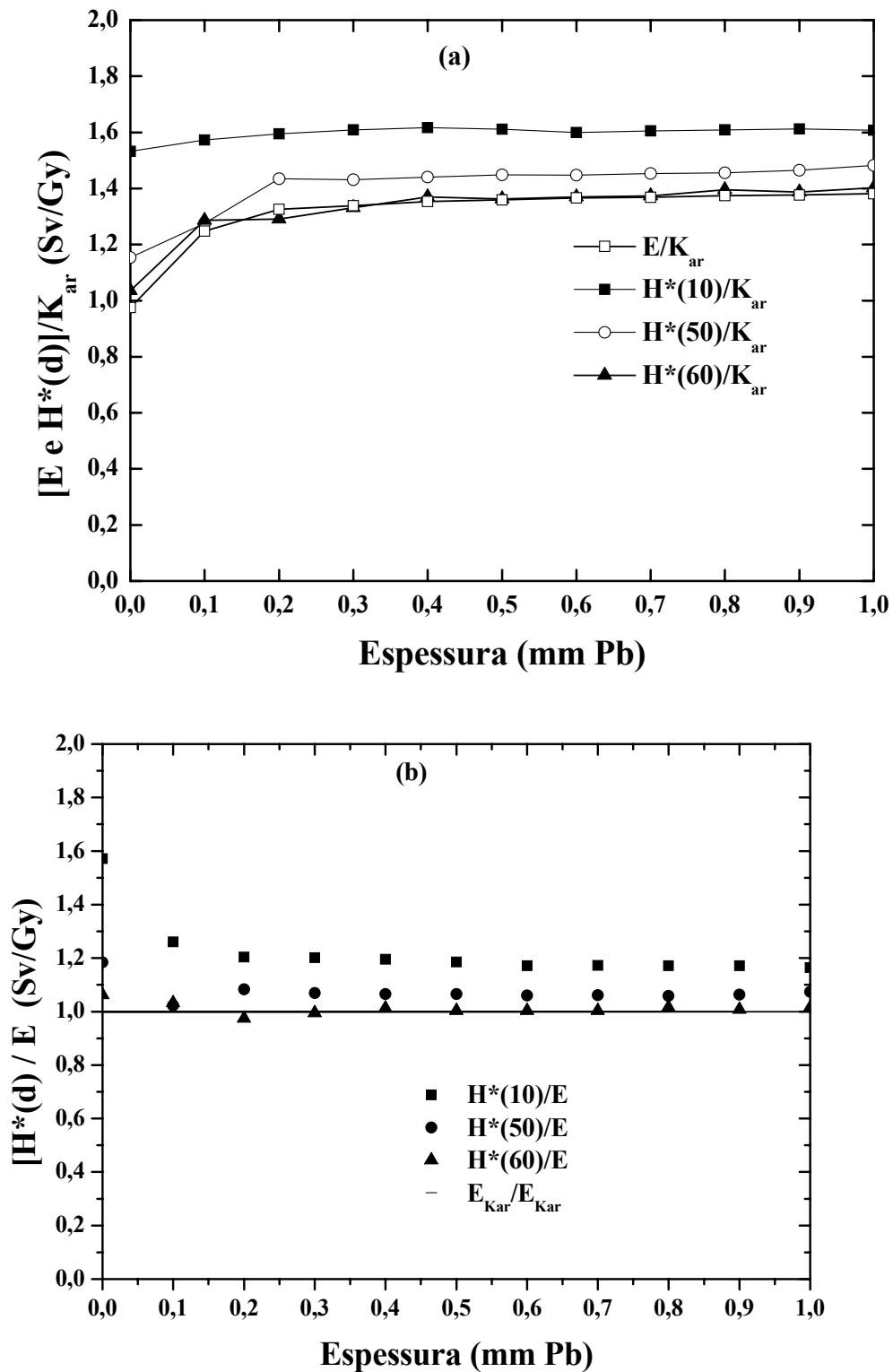


Figura 4.16 : (a) Perfil da curva dos coeficientes de conversão $[E \text{ e } H^*(d)]/K_{ar}$ para o espectro 150 kVp e os transmitidos por placas de chumbo de diversas espessuras: e (b) discrepâncias entre os valores dos coeficientes de conversão (razão $H^*(d)/E$).

Na Tabela 4.4 são apresentados os valores médios dos coeficientes de conversão para as grandezas operacionais $[H^*(10)/K_{ar}]$ e $[H^*(60)/K_{ar}]$ e para a grandeza para a limitação de risco $[E/K_{ar}]$, tanto para os feixes primários de 50, 100 e 150 kVp quanto para os transmitidos através de barreiras de chumbo e comparados com os recomendados na literatura (ICRP,1995).

Tabela 4.4. Coeficientes médios de conversão, $[H^*(10)/K_{ar}]_m$, $[H^*(60)/K_{ar}]_m$ e $[E/K_{ar}]_m$, para os espectros primários e transmitidos por barreiras de chumbo em função da tensão de aceleração aplicada ao tubo de raios X.

Tensão de Aceleração (kVp)	$[H^*(10)/K_{ar}]_m$ (Sv/Gy)		$[H^*(60)/K_{ar}]_m$ (Sv/Gy)		$[E/K_{ar}]_m$ (Sv/Gy)		ICRP74 ^a (Sv/Gy)	
	Primário	Transmitido	Primário	Transmitido	Primário	Transmitido	H*(10)	E
50	0,98	1,19	0,32	0,80	0,30	0,74	1,67	1,10
100	1,37	1,59	0,77	1,29	0,77	1,29	1,65	1,39
150	1,53	1,60	1,03	1,33	0,97	1,31	1,49	1,25

a) Feixe monoenergético

A Tabela 4.5 apresenta as razões $[H^*(10)/E]_m$ e $[H^*(60)/E]_m$ para feixes de raios X de 50, 100 e 150 kVp primários e transmitidos por barreiras de chumbo, encontrados no interior de salas de diagnóstico médico.

Tabela 4.5. Razões $[H^*(10)/E]_m$ e $[H^*(60)/E]_m$ para os espectros primários e transmitidos por barreiras de chumbo em função da tensão de aceleração aplicada ao tubo de raios X.

Tensão de Aceleração (kVp)	$[H^*(10)/E]_m$		$[H^*(60)/E]_m$	
	Primário	Transmitido	Primário	Transmitido
50	3,29	1,61	1,07	1,09
100	1,79	1,23	1,01	0,99
150	1,57	1,22	1,06	1,01

Os valores da grandeza $H^*(10)/K_{ar}$, recomendada pela ICRP (ICRU, 1995), para espectros de raios-X encontrados em salas de radiodiagnósticos são superiores em todas as situações quando relacionados com a grandeza para a limitação de risco, tanto para os espectros estreitos como para os espectros largos. Como o kerma no ar é a grandeza primária utilizada na metrologia de fótons, provavelmente por ser de fácil medida, é aconselhável adotar $H^*(60)$ como grandeza operacional no lugar de $H^*(10)$. Como foi observado neste trabalho e por PEIXOTO (1995), $H^*(60)$ se assemelha bastante a grandeza para a limitação do risco, para a faixa recomendável de energia e formas de espectros estudados.

Capítulo 5

Conclusões

A verificação dos limites de dose no interior de uma sala de radiodiagnóstico é efetuada com base na grandeza operacional equivalente de dose ambiente, $H^*(10)$. Por outro lado, a ICRP número 60 (ICRP, 1995) define os limites de dose em termos da grandeza de proteção dose efetiva, E . A grandeza $H^*(10)$ é definida visando fornecer uma estimativa para o valor da dose efetiva, já que os valores para esta grandeza dependem da geometria de irradiação.

Neste trabalho foram calculados os coeficientes de conversão de kerma no ar para o equivalente de dose ambiente, $H^*(d)/K_{ar}$, para as qualidades dos espectros de energia de equipamentos de raios X que operam nos potenciais de 50 kVp, 100 kVp e 150 kVp, utilizados em radiodiagnóstico.

A metodologia de cálculo desenvolvida 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 obter as estimativas de dose em órgãos e tecidos utilizando um simulador antropomórfico matemático.

Os resultados deste estudo, mostram que a grandeza $H^*(10)$ superestima a grandeza E por um fator de até 3,3. As maiores diferenças se pronunciaram nos espectros de 50 kVp e estas foram em virtude da não utilização do mesmo espectro primário utilizado por PEIXOTO (1995).

Os resultados apresentados na Tabela 4.5 mostram que a razão $H^*(60)/E$ se encontra no intervalo entre 0,99 e 1,09 para os feixes de raios X encontrados no interior de salas de diagnóstico médico, enquanto que os coeficientes médios de conversão de K_{ar} para $H^*(60)$ (Tabela 4.4) 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.

Sugestões para trabalhos futuros:

- Calcular os coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente e dose efetiva a partir de espectros de raios-X espalhados por simulador antropomórfico de voxel que represente o paciente submetido a um exame de diagnóstico médico.
- Adotar a metodologia aplicada no presente trabalho para calcular os coeficientes médios de conversão de kerma no ar para $H^*(60)$ a partir dos feixes de fótons provenientes de aceleradores lineares utilizados em radioterapia.
- Implementar os procedimentos estudados para o cálculo dos coeficientes de conversão para nêutrons com energias de 1 meV a 20 MeV.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AL-AFFAN, I.A.M., SMITH, C.W., 1996, "Radiation Quality of Scattered Photons at the Maze Entrance of Radiotherapy Rooms for Photon beams of Energy 0.5-30 MeV" *Radiation Protection Dosimetry*, v. 67, n. 4, pp. 299-302.
- ARCHER, B. R., THORNBLY, J. I. & BUSHONG, S. C. (1983). Diagnostic x-ray shielding design based on an empirical model of photon attenuation. *Health Phys.* 44, 507-517.
- ARCHER, B. R., FEWELL, T. R., CONWAY, B. J. & QUINN, P. W. (1994). Attenuation properties of diagnostic x-ray shielding materials. *Med. Phys.* Vol. 21, Nº.9, 1499-1507.
- ATTIX, F. H., 1986, *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, New York , John Wiley & Sons.
- BINKS, W. (1943). Protection in industrial radiography. *Br. J. Radiol.* 16 , 49-53.
- BIRCH, R. & MARSHALL, M. (1979). Computation of bremsstrahlung x-ray spectra and comparison with spectra measured with a Ge(Li) detector. *Phys. Med. Biol.* 24, 505-517.
- 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. (1987). Re-evaluation of the W value for electrons in dry air. *Phys. Med. Biol.* 32, 213-219.
- BRIESMEISTER, J. F., 1997, *MCNP - A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 4B*. Los Alamos, NM : Los Alamos National Laboratory; LA – 12625-M, March.
- CARDOSO, D., 2000, "O Uso da Simulação de Monte Carlo na Elaboração do Fluxo de Caixa Empresarial: Uma Proposta Para Quantificação das Incertezas Ambientais". In: *Encontro Nacional de Engenharia de Produção – ENEGEP*.
- CASHWELL, E. D., NEERGAARD, J.R., EVERETT, C.J. et al., 1973, *Monte Carlo photon code, MCG and MCP*. Los Alamos, NM : Los Alamos Scientific Laboratory; LA– 4751.

CHOU, D. P., WANG, J. N., CHEN, I. J., 2000, "Protection Quantities for External Photon Irradiation Revisited" Proceedings: *Radiation Protection for Our National Priorities. Medicine, the Environment and the Legacy*, Sept. 17-21, 2000, Spokane, Washington, pp 379 – 384.

CRISTY, M., ECKERMAN, K.F., 1987, "Specific Absorbed Fractions of Energy at Various Ages from Internal Photon Sources. Part I. Methods", Report No. ORNL/TM-8381/V1, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tennessee, USA.

CROSS, W.G., 1989, "Accuracy of Conversion Factors for ICRU Dosimetric Quantities" *Radiation Protection Dosimetry*, v. 28, n. 1/2, pp. 41-46.

DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG, 1980. Prüfung von strahlenschutzstoffen für roentgen-und gamma-strahlung: Röntgenstrahlung bis 400 kV. DIN 6812 Norm. Deutsches Institut für Normung. Beuth Verlag, Berlin, Alemanha.

DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG, 1985. *Medizinische röntgenanlagen bis 300 kV: strahlenschutzregeln für die errichtung*. DIN 6812 Norm. Deutsches Institut für Normung. Beuth Verlag, Berlin, Alemanha.

DREXLER, G., ECKERL, H. & ZANKL, M. (1989). On the influence of the exposure model on organ doses. *Radiat. Protect. Dosim.* 28, 181-188.

DUDEWICZ, EDWARD J. AND ZAINO, NICHOLAS A., JR. 1977 "Allowance for Correlation in Setting Simulation Run-length via Ranking-and-Selection Procedures," Technical Report, Department of Statistics, Stanford University, Stanford, California, 1976. To appear in *Management Science*.

DIMBYLOW, P.J., 1995, The Development of Realistic Voxel Phantoms for Electromagnetic Field Dosimetry. In *Voxel Phantom Development*. Proceedings of an International Workshop. National Radiological Protection Board, Chilton, UK, p. 1-7.

ECKERMAN, K.F., CRISTY, M., RYMAN, J.C., 1996, "The ONRL Mathematical Phantom Series", Oak Ridge National Laboratory Report.

FERRARI, A., PELLICIONI, M., PILLON, M., 1996, "Fluence to Effective Dose and Effective Dose Equivalent Conversion Coefficients for Photons from 50 keV to 10 GeV" *Radiation Protection Dosimetry*, v. 67, n. 4, pp. 245-251.

FEWWLL, T. R., SHUPING, R. E. & HAWKINS JR., K. R. (1981). Handbook of computed tomography x-ray spectra. Publication (FDA) 81-8162, Human Health Service. U. S. government Printing Office, Washington, DC, U.S.A.

FORESTER R, A. AND GODFREY, T. N., 1983, "MCNP—a general Monte Carlo code for Neutron and Photon Transport, in Methods and Applications in Neutronics, Photonics and Statistical Physics", pp. 33–47, New York: Springer-Verlag.

HALBLEID, J. A., MEHLHORN, T.A., 1986, "ITS: The Integrated TIGER Series of Coupled electron/photon Monte Carlo Transport Code", *Nucl. Sci. Eng.*, v. 92, pp. 338.

HOMM, T.; TOGAWA, O., (1996) "Estimates of External Dose***", v. 1, n. 4, pp. 277-283.

HOHLFELD, K., GROBWENDT, B., 1981, "Conversion Factors for Determining Dose Equivalent Quantities from Absorbed Dose in air for Photon Radiation" *Radiation Protection Dosimetry*, v. 1, n. 4, pp. 277-283.

HUGHES, H.G., 1993, "Information on the MCPLIB02 Photon Library" x-6: HgH-93-97, Los Alamos, Los Alamos National Laboratory, January.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 1994, *Normas básicas internacionales de seguridad para lá protección contra la radiación ionizante para la seguridad de las fuentes de radiación*. International Atomic energy agency Basic Safety standards for Radiation Protection, Safety Series N°. 9, IAEA, Vienna.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, 1974, *Report of the Task Group on Reference Man, Protection against External Radiation*. ICRP Publication 23, New York, Pergamon Press, USA

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, 1989, *Age-dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides: Part 1*", ICRP Publication 56, New York, Pergamon Press, USA.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, 1990, *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 60, New York, Pergamon Press, USA.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, 1994, *Age-dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides: Part 2*". Ingestion dose coefficients, ICRP Publication 67, New York, Pergamon Press, USA

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, 1995, *Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation*. ICRP Publication 74, New York, Pergamon Press, USA.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL UNITS AND MEASUREMENTS, 1980, *Radiation Quantities and Units*. ICRU Report 33, 7910 Woodmont Ave., Bethesda, MD 20814, USA.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL UNITS AND MEASUREMENTS, 1985, *Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Source*. ICRU Report 39, 7910 Woodmont Ave., Bethesda, MD 20814, USA.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL UNITS AND MEASUREMENTS, 1986, *The quality factor in Radiation Protection*. ICRU Report 40, 7910 Woodmont Ave., Bethesda, MD 20814, USA.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL UNITS AND MEASUREMENTS, 1988, *Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Sources – Part 2*. ICRU Report 43, 7910 Woodmont Ave., Bethesda, MD 20814, USA.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL UNITS AND MEASUREMENTS, 1992a, *Measurements of dose equivalents from external photon and electron radiations*. ICRU Report 47, 7910 Woodmont Ave., Bethesda, MD 20814, USA.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL UNITS AND MEASUREMENTS, 1992b, *Phantoms and computational models in therapy, diagnosis and protection*. ICRU Report 48, 7910 Woodmont Ave., Bethesda, MD 20814, USA.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL UNITS AND MEASUREMENTS, 1993, *Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry*. ICRU Report 51, 7910 Woodmont Ave., Bethesda, MD 20814, USA.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, 1997, *Conversion Coefficients for use in Radiological Protection Against External Radiation*. ICRU Report 57. 7910 Woodmont Ave., Bethesda, MD 20814, USA.

INTERNATIONAL STANDARDS ORGANIZATION, 1979. *X and gamma reference radiations for calibrating dosimeters and dose ratemeters and for determining their response as a function of photon energy*:

(a) *High dose rate series of filtered X-radiations, Report ISO-4037-DAD-1*;

(b) *Low dose rate series of filtered X-radiations, Report ISO-4037-DAD-2*.

ISO, Geneva, Suíça.

JH SIEWERDSEN, LE ANTONUK, Y EI-MOHRI, J YORKSTON, ... - Medical Physics, 1997-link.aip.org ... spectral data for diagnostic x-rays,” **Hospital Physicists’ Association**, Scientific Report Series 30 (1979). ...

KHAN, H. (1954). *Applications of Monte Carlo*. AECU-3259, pp. 62-65. Rand Corporation, U. S. A.

KENNETH A. VAN RIPER, 2002, “BodyBuilder User’s Guide”, White Rock Science. Los Alamos, NM 87544 USA

KIM, J. O., KIM, J. K., 1997, “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.

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.

KNOLL, G. F., 1979, “*Radiation Detection and Measurements*”, John Wiley & Sons, USA. MCGINLEY, P. H., 1998, “*Shielding Techniques*”. *Medical Physics Publishing*, Madison.

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.

MORGAN, B.T., 1984, “*Elements of Simulation*, Chapman & Hall”, London

NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION MEASUREMENTS, 1976, *Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X Rays and Gamma Rays of Energies up to 10 MeV*. NCRP Report N^o 49, Bethesda, MD, USA.

NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION MEASUREMENTS, 1993, *Limitation of exposure to ionizing radiation*. NCRP Report N°. 116. National Council on Radiation Protection Measurements, Bethesda, MD., U.S.A.

NOGUEIRA, M.S., CAMPOS, L.L., MOTA, H.C., 1999, “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.

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.

PELLICCIONI, M., 2000, “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.

PLLANA, S., 2004, “History of Monte Carlo Method” na World Wide Web: <http://stud2.tuwien.ac.at/~e9527412/index.html>, acessado em 11 de Março.

SCAFF, L. A. M., 1997, “*Física da Radioterapia*”, Sarvier, São Paulo.

SNYDER, W.S., FORD, M.R., WARNER, G.G. AND AND FISHER, H.L., 1969, “Estimates of Absorbed Fractions for Monoenergetic Photon Source Uniformly Distributed in Various Organs of a Heterogeneous phantom”, MIRD Pamphlet N.º 5, *Society of Nuclear Medicine*, New York, USA.

TAUHATA, L., SALATI, I.P.A., PRINZIO, R.DI., PRINZIO, M.A.R.R.DI., Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos – 5ª revisão agosto/2003 – Rio de Janeiro – IRD/CNEN 239p.

WAGNER, S.R., GROSSWENDT, B., HARVEY, R.J., *et al.*, 1985, “Unified Conversion Functions for the new ICRU Operational Radiation Protection Quantities” *Radiation Protection Dosimetry*, v. 12, n. 2, pp. 231-235.

WISE, K.N., 1994, “An EGS4 Based Mathematical Phantom for Radiation Protection Calculations using Standard Man”, *Health Physics*, Vol. 67, N.º 5, pp. 548-553.

WOLLER, J., 1996, “*The Basics of Monte Carlo Simulations*”, University of Nebraska-Lincoln Physical Chemistry (Chem 484), Spring, USA.

X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003, MCNP a general Monte Carlo N-particle transport code, Version 5, LA-CP-03-0245, Los Alamos National Laboratory.

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

ZANKL, M., PANZER, DREXLER, G., 1997, "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 Exposure Geometries" GSF-Bericht, 8/97.

ZHAO, S., KRAMER, H. M. & HOHLFELD, K. (1994). *The yield from w-ray tubes in terms of ambient dose equivalent*. Radiat. Prot. Dosim. Vol. 51, Nº. 4, 297-300.

ANEXO I

Arquivo de entrada (INP) para o cálculo dos espectros de energia de raios X de potencial de 150 kVp transmitidos por diversas espessuras de blindagem de chumbo.

```
C
C
C
C
C
3 2 -11.4 (-34 35 -36 37 -38 39) IMP:P=1 $ CHUMBO
4 1 -0.001205 (-34 35 -16 17 -38 39) #3 IMP:P=1 $ AR
5 0 (34:-35:16:-17:38:-39) IMP:P=0

34 PX 25
35 PX -25
36 PY 0.105
37 PY 0.005
38 PZ 25
39 PZ -25
50 PY -10
16 PY 10.015
17 PY -10
C **** INCIO DO TALLY (PLANO) SEGMENTADO ****
```

SDEF SUR=17 VEC=0 1 0 ERG=D4 DIR=1

X=D1 Y=D2 Z=D3

SI1 A -25 25

SP1 1 1

SI2 L -10

SP2 1

SI3 A -25 25

SP3 1 1

C Feixe de raios X de Potencial de 150 kVp

SI4 0 0.001 0.002 0.003 0.004 0.005 0.006 0.007 0.008 0.009 0.01

.011 .012 .013 .014 .015 .016 .017 .018 .019 .020

.021 .022 .023 .024 .025 .026 .027 .028 .029 .030

.031 .032 .033 .034 .035 .036 .037 .038 .039 .040

.041 .042 .043 .044 .045 .046 .047 .048 .049 .050

.051 .052 .053 .054 .055 .056 .057 .058 .059 .060

.061 .062 .063 .064 .065 .066 .067 .068 .069 .070

.071 .072 .073 .074 .075 .076 .077 .078 .079 .080

.081 .082 .083 .084 .085 .086 .087 .088 .089 .090

.091 .092 .093 .094 .095 .096 .097 .098 .099 .100

.101 .102 .103 .104 .105 .106 .107 .108 .109 .110

.111 .112 .113 .114 .115 .116 .117 .118 .119 .120

.121 .122 .123 .124 .125 .126 .127 .128 .129 .130

.131 .132 .133 .134 .135 .136 .137 .138 .139 .140

.141 .142 .143 .144 .145 .146 .147 .148 .149 .150

SP4 0 0 0 0 0 0 1.03156E-10 0 0 0 1.57548E-10

4.05682E-11 0 0 0 0 0 0 0 0 0

0 0 0 1.35842E-10 0 0 0 0 0 5.3855E-8

1.55181E-7 2.20573E-7 3.01483E-7 3.83445E-7 5.07559E-7

6.58215E-7 8.33532E-7 1.02788E-6 1.22153E-6 1.44616E-6

1.69116E-6 1.94309E-6 2.19298E-6 2.43461E-6 2.69719E-6

2.92706E-6 3.18361E-6 3.41989E-6 3.6303E-6 3.85977E-6

4.02505E-6 4.19248E-6 4.37224E-6 4.57031E-6 4.72331E-6

4.90133E-6 7.65945E-6 1.67831E-5 2.63644E-5 8.70128E-6

```

5.28587E-6 5.3162E-6 5.37379E-6 5.40052E-6 5.42415E-6
6.92416E-6 1.5169E-5 6.67423E-6 7.81701E-6 4.51105E-6
4.26156E-6 4.28879E-6 4.33654E-6 4.30217E-6 4.32272E-6
4.34454E-6 4.31768E-6 4.32803E-6 4.29501E-6 4.26521E-6
4.24713E-6 4.21163E-6 4.15582E-6 4.10519E-6 4.11373E-6
4.03542E-6 3.98041E-6 3.90698E-6 3.84583E-6 3.7882E-6
3.74113E-6 3.70591E-6 3.65381E-6 3.56704E-6 3.51717E-6
3.44996E-6 3.41051E-6 3.33209E-6 3.25311E-6 3.21673E-6
3.17518E-6 3.07737E-6 3.04186E-6 2.95293E-6 2.91849E-6
2.81631E-6 2.8024E-6 2.69164E-6 2.66863E-6 2.58784E-6
2.53863E-6 2.45093E-6 2.39386E-6 2.35612E-6 2.27798E-6
2.24071E-6 2.157E-6 2.085E-6 2.00476E-6 1.94213E-6
1.8782E-6 1.82629E-6 1.7529E-6 1.69906E-6 1.61437E-6
1.57234E-6 1.4893E-6 1.42825E-6 1.38985E-6 1.32561E-6
1.26586E-6 1.2158E-6 1.15707E-6 1.09823E-6 1.03159E-6
9.82333E-7 9.33606E-7 8.81749E-7 7.9444E-7 7.50456E-7
6.92819E-7 6.1799E-7 5.64373E-7 5.03584E-7 4.42539E-7
3.97969E-7 3.35644E-7 2.78084E-7 2.3172E-7 1.1752E-7
M2 82000 1
M1 7014 -0.755
    8016 -0.232
    18040 -0.013
MODE P
F22:P 16
E22 0 0.001 0.002 0.003 0.004 0.005 0.006 0.007 0.008 0.009 0.01
    .011 .012 .013 .014 .015 .016 .017 .018 .019 .020
    .021 .022 .023 .024 .025 .026 .027 .028 .029 .030
    .031 .032 .033 .034 .035 .036 .037 .038 .039 .040
    .041 .042 .043 .044 .045 .046 .047 .048 .049 .050
    .051 .052 .053 .054 .055 .056 .057 .058 .059 .060
    .061 .062 .063 .064 .065 .066 .067 .068 .069 .070
    .071 .072 .073 .074 .075 .076 .077 .078 .079 .080
    .081 .082 .083 .084 .085 .086 .087 .088 .089 .090
    .091 .092 .093 .094 .095 .096 .097 .098 .099 .100
    .101 .102 .103 .104 .105 .106 .107 .108 .109 .110
    .111 .112 .113 .114 .115 .116 .117 .118 .119 .120
    .121 .122 .123 .124 .125 .126 .127 .128 .129 .130
    .131 .132 .133 .134 .135 .136 .137 .138 .139 .140
    .141 .142 .143 .144 .145 .146 .147 .148 .149 .150
C M PLOT FREQ 100000 NONORM NOERRBAR LINLOG
NPS 50000000 $ EXECUTA 50.000.000 HISTÓRIAS.
PRINT
#EOF

```

ANEXO II

Arquivo de entrada (INP) para o cálculo de $H^*(d)$ para diversas profundidades na esfera da ICRU

```

C Bloco de Células
C esfera de Diametro=30 cm e 15 profundidades
C *****
C
1 1 -1.0 -1 IMP:P=1 $ vol=4.18879E-03
2 1 -1.0 -2 IMP:P=1
3 1 -1.0 -3 IMP:P=1
4 1 -1.0 -4 IMP:P=1
5 1 -1.0 -5 IMP:P=1
6 1 -1.0 -6 IMP:P=1
7 1 -1.0 -7 IMP:P=1
8 1 -1.0 -8 IMP:P=1
9 1 -1.0 -9 IMP:P=1
10 1 -1.0 -10 IMP:P=1
11 1 -1.0 -11 IMP:P=1
12 1 -1.0 -12 IMP:P=1
13 1 -1.0 -13 IMP:P=1
14 1 -1.0 -14 IMP:P=1
15 1 -1.0 -15 IMP:P=1
16 1 -1.0 -44 #1 #2 #3 #4 #5 #6 #7 #8 #9 #10
    #11 #12 #13 #14 #15 IMP:P=1 $ vol=1.41372E+04
24 2 -0.001205 (45 -46 47 -48 49 -50)
    #1 #2 #3 #4 #5 #6 #7 #8 #9 #10
    #11 #12 #13 #14 #15 #16 IMP:P=1
25 0 (-45:46:-47:48:-49:50) IMP:P=0

C Blocos de Superfícies
1 SY -14 0.1
2 SY -13 0.1
3 SY -12 0.1
4 SY -11 0.1
5 SY -10 0.1
6 SY -9 0.1
7 SY -8 0.1
8 SY -7 0.1
9 SY -6 0.1
10 SY -5 0.1
11 SY -4 0.1
12 SY -3 0.1
13 SY -2 0.1
14 SY -1 0.1
15 SO 0.1
44 SO 15
45 PX -15.5
46 PX 15.5
47 PY -16.0
48 PY 15.5
49 PZ -15.5
50 PZ 15.5
C **** Bloco de Dados ****

```

SDEF VEC=0 1 0 DIR=1 ERG=D4 SUR 47

X=D1 Y=D2 Z=D3 ara=900
 SI1 A -15 15
 SP1 1 1
 SI2 L -16.0
 SP2 1
 SI3 A -15 15
 SP3 1 1
 SI4 0 0.001 0.002 0.003 0.004 0.005 0.006 0.007 0.008 0.009 0.01
 .011 .012 .013 .014 .015 .016 .017 .018 .019 .020
 .021 .022 .023 .024 .025 .026 .027 .028 .029 .030
 .031 .032 .033 .034 .035 .036 .037 .038 .039 .040
 .041 .042 .043 .044 .045 .046 .047 .048 .049 .050
 .051 .052 .053 .054 .055 .056 .057 .058 .059 .060
 .061 .062 .063 .064 .065 .066 .067 .068 .069 .070
 .071 .072 .073 .074 .075 .076 .077 .078 .079 .080
 .081 .082 .083 .084 .085 .086 .087 .088 .089 .090
 .091 .092 .093 .094 .095 .096 .097 .098 .099 .100
 .101 .102 .103 .104 .105 .106 .107 .108 .109 .110
 .111 .112 .113 .114 .115 .116 .117 .118 .119 .120
 .121 .122 .123 .124 .125 .126 .127 .128 .129 .130
 .131 .132 .133 .134 .135 .136 .137 .138 .139 .140
 .141 .142 .143 .144 .145 .146 .147 .148 .149 .150
 SP4 0 0 0 0 8.60E-07 1.80E-06 5.02E-06 6.85E-06 8.36E-06
 9.91E-06 1.50E-05 2.85E-05 2.67E-05 3.32E-03 9.56E-06
 1.60E-05 8.19E-06 1.08E-05 1.02E-05 6.75E-06 9.96E-06
 7.81E-06 1.56E-05 9.06E-06 1.86E-05 1.45E-05 1.15E-05
 1.67E-05 1.45E-05 1.71E-05 6.17E-06 2.17E-05 1.99E-05
 1.52E-05 2.19E-05 2.52E-05 1.72E-05 1.71E-05 2.46E-05
 1.03E-05 1.23E-05 2.22E-05 1.66E-05 3.64E-05 1.97E-05
 1.90E-05 3.33E-05 3.35E-05 5.03E-05 4.96E-05 9.72E-05
 1.47E-04 1.98E-04 3.03E-04 4.47E-04 6.34E-04 8.86E-04
 1.85E-03 5.06E-03 1.02E-02 4.58E-03 3.51E-03 4.37E-03
 5.69E-03 6.58E-03 8.29E-03 1.23E-02 3.05E-02 1.61E-02
 2.15E-02 1.48E-02 1.60E-02 1.82E-02 7.09E-02 2.27E-02
 1.25E-01 2.80E-02 3.04E-02 3.31E-02 3.63E-02 3.91E-02
 4.18E-02 4.49E-02 4.73E-02 5.04E-02 1.14E-01 5.53E-02
 5.75E-02 7.64E-02 4.32E-04 1.34E-04 1.73E-04 2.20E-04
 2.31E-04 2.99E-04 3.40E-04 3.73E-04 4.57E-04 5.21E-04
 6.65E-04 7.49E-04 8.46E-04 9.11E-04 1.10E-03 1.18E-03
 1.37E-03 1.51E-03 1.74E-03 1.91E-03 2.01E-03 2.21E-03
 2.44E-03 2.72E-03 2.80E-03 3.11E-03 3.36E-03 3.51E-03
 3.69E-03 3.86E-03 4.00E-03 4.43E-03 4.50E-03 4.81E-03
 4.81E-03 5.16E-03 5.23E-03 5.55E-03 5.53E-03 5.56E-03
 5.85E-03 5.90E-03 6.06E-03 6.05E-03 6.10E-03 6.13E-03
 6.10E-03 6.01E-03 6.08E-03 5.97E-03 5.75E-03 5.61E-03
 5.55E-03 5.11E-03 4.77E-03 4.56E-03 4.02E-03 3.88E-03
 3.38E-03 2.84E-03 2.49E-03 1.31E-03
 C DEFINICAO DO MATERIAL
 M1 1001 -0.101
 6012 -0.111
 8016 -0.762
 7014 -0.026
 M2 7014 -0.755
 8016 -0.232
 18040 -0.013
 MODE P
 F6:P 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15
 FM6 1.4418E-7
 NPS 100000000 \$ EXECUTA 100.000.000 HISTÓRIAS.
 PRINT

ANEXO III

Arquivo de entrada do MCNP (INP) utilizado neste trabalho para o cálculo da dose equivalente em órgãos e tecidos do corpo humano para obtenção da dose efetiva.

```
C Androgynous Phantom at 15.0 Years
C ++++++
C
C
C ++++++
C      CELLS
C ++++++
C SkeletonVolume = 5513.600000, skel_vol = 5464.285714
C
C      LEG BONES
50  2 -1.40  -4 53 (-51:-52)
    vol= 2100.00 imp:p = 1
C
C      ARM BONES
70  2 -1.40   4 -73 (-71:-72)
    vol=  731.00 imp:p = 1
C
C      PELVIS
90  2 -1.40   91 -92 93 4 -101 (95:-94)
    vol=  460.00 imp:p = 1
C
C      SPINE
102 2 -1.40 -105 -102 8  imp:p = 1
100 2 -1.40 -100 -103 101 imp:p = 1
101 2 -1.40 -100 -8  103 imp:p = 1
C      Total Spine
    vol=  754.00 imp:p = 1
C
C      SKULL & FACE
110 2 -1.40 (111 -110):(121 -120 122 -1 -123 110)
    vol=  742.00 imp:p = 1
C
C      RIBS
130 2 -1.40  132 -131 ((134 -133):(136 -135):(138 -137):(74 -139):
    (76 -75):(78 -77):(80 -79):(82 -81):(84 -83):
    (86 -85):(88 -87):(98 -89))
    vol=  531.00 imp:p = 1
C
C      CLAVICLES
140 2 -1.40 -140 ((141 -143):(-142 144))
    vol=  41.60 imp:p = 1
C
C      SCAPULAE
150 2 -1.40  131 -156 154 -155 ((150 -152):(-151 153))
    vol=  154.00 imp:p = 1
C
C      ADRENALS
160 1 -1.04  162 (-160:-161)
    vol=  10.10 imp:p = 1
C
C      BRAIN
```

180 1 -1.04 -111
 vol= 1350.00 imp:p = 1
 C
 C BREASTS
 190 1 -1.04 11 (-192 : -193)
 vol= 347.00 imp:p = 1
 C
 C GALL BLADDER
 200 1 -1.04 (-202 -200):(202 -201 -203)
 vol= 56.00 imp:p = 1
 C
 C ESOPHAGUS
 212 1 -1.04 (213 -212 322 -8 100) :
 (-216 217 -218 210 350 100)
 vol= 34.10 imp:p = 1
 C Air in Upper Esophagus
 213 4 -0.001293 -213 322 -8
 imp:p = 1
 C
 C STOMACH
 210 1 -1.04 -210
 vol= 300.00 imp:p = 1
 C
 C SMALL INTESTINE
 220 1 -1.04 -91 221 -222 223 -7
 C exclude Descending Colon
 (232:250:-223)
 vol= 806.00 imp:p = 1
 C
 C DESCENDING COLON
 250 1 -1.04 -250 251 -232
 vol= 146.50 imp:p = 1
 C
 C SIGMOID COLON
 280 1 -1.04 (-280 282 -251):(-281 -282 4)
 vol= 80.60 imp:p = 1
 C
 C HEART
 290 1 -1.04 (290((-291 -292):(291 -293))):
 (-290((-291 -295):(291 -294)))
 vol= 565.00 imp:p = 1
 C
 C KIDNEYS
 310 1 -1.04 (-310 312 -162):(-311 -313 -162)
 vol= 238.00 imp:p = 1
 C
 C LIVER
 320 1 -1.04 -320 -321 7 -322 -132
 vol= 1350.00 imp:p = 1
 C
 C LUNGS
 330 3 -0.296 332 ((-331 (-335:336:334:-333)):
 (-330 (339:338:337)))
 vol= 2200.00 imp:p = 1
 C
 C OVARIES
 340 1 -1.04 -340:-341
 vol= 10.20 imp:p = 1
 C
 C PANCREAS

350 1 -1.04 -350 351 (352:-312)
 vol= 62.40 imp:p = 1
 C
 C SPLEEN
 360 1 -1.04 -360
 vol= 119.00 imp:p = 1
 C
 C TESTICLES
 370 1 -1.04 -370:-371
 vol= 15.00 imp:p = 1
 C
 C THYMUS
 380 1 -1.04 -380
 vol= 27.30 imp:p = 1
 C
 C THYROID
 390 1 -1.04 -390 391 -392 -393 8
 vol= 11.90 imp:p = 1
 C
 C URINARY BLADDER
 410 1 -1.04 -410
 vol= 188.50 imp:p = 1
 C
 C UTERUS
 420 1 -1.04 -420 421
 vol= 76.00 imp:p = 1
 C
 C PENIS & SCROTUM
 40 1 -1.04 -1 -4 47 -45 49 -48 37 38
 C exclude Testicles
 370 371
 vol= 94.00 imp:p = 1
 C
 C SKIN
 C
 C Head & Neck Skin
 22 1 -1.04 ((-21 22 9):(-20 23 -9 12))
 imp:p = 1
 28 1 -1.04 28 -27 8 -12
 vol= 251.00 imp:p = 1
 C (Above Volume for Head + Neck Skin Combined)
 C
 C Trunk Skin
 17 1 -1.04 (-8 18 20 -10)
 : (4 -18 -10 11
 C exclude Breasts
 192 193
)
 vol= 1000.00 imp:p = 1
 C Breast Skin
 192 1 -1.04 10 ((-190 192):(-191 193))
 vol= 44.00 imp:p = 1
 C
 C Penis & Scrotum Skin
 41 1 -1.04 -1 -4 41 -42 43 -44 31 32 #40
 C exclude Testicles
 370 371
 vol= 13.50 imp:p = 1
 C Legs Skin
 34 1 -1.04 (-4 34 -31 36 32):(-31 33 -36 32)

```

vol= 439.50 imp:p = 1
35 1 -1.04 (-4 35 -32 36 31):(-32 33 -36 31)
vol= 439.50 imp:p = 1
C
C HEAD
C
20 1 -1.04 ((-22 9):(-23 -9 12))
C exclude Skull & Brain
110
C exclude Face Bones
(-121:120:-122:1:123:-110)
C exclude Spine
(105:-8:102)
C exclude Thyroid
(390:-391:392:393:-8)
imp:p = 1
C
C NECK
C
27 1 -1.04 -28 8 -12
C exclude Spine
105
C exclude Thyroid
(390:-391:392:393:-8)
imp:p = 1
C
C OUTER TRUNK---ARMS & SCAPULAE
C
10 1 -1.04 4 131 -18 -11
C exclude Scapulae
(-131:156:-150:152:-154:155)
(-131:156:151:-153:-154:155)
C exclude Arm Bones
(-4:71:73) (-4:72:73)
C exclude Uterus
(420:-421)
imp:p = 1
C
C UPPER TRUNK---ABOVE RIBS
C
11 1 -1.04 ((-18 -131 133) : (-8 18 -20 -10))
C exclude Spine
(105:102:-8)(100:8:-133)
C exclude Clavicles
(140:-141:143) (140:142:-144)
C exclude Upper Lungs
(-133:330) (-133:331)
C exclude Thymus
380
C exclude Esophagus
#212 #213
imp:p = 1
C
C UPPER RIB CAGE
C
12 1 -1.04 -131 132 79 -133
C exclude Ribs 1-9
(131:-132:133:-134) (131:-132:135:-136) (131:-132:137:-138)
(131:-132:139:-74) (131:-132:75:-76) (131:-132:77:-78)

```

```

        imp:p = 1
C
C
C    LOWER RIB CAGE
C
13  1 -1.04    -131 132 -79 98
C      exclude    Ribs 10-12
      (131:-132:85:-86) (131:-132:87:-88) (131:-132:89:-98)
      (131:-132:79:-80) (131:-132:81:-82) (131:-132:83:-84)
      imp:p = 1
C
C
C    HIGH CHEST ORGANS
C
14  1 -1.04    -132 -133 332
C      exclude    Spine
      (100:133:-332)
C      exclude    Heart
      #290
C      exclude    Lungs
      (330:133:-332:(-339 -338 -337))
      (331:133:-332:(335 -336 -334 333))
C      exclude    Thymus
      380
C      exclude    Esophagus
      #212 #213
      imp:p = 1
C
C    CHEST---LIVER LEVEL
C
15  1 -1.04    ((-132 -332 98):(-131 -98 7))
C      exclude    Spine
      (100:332:-7)
C      exclude    Adrenals
      (160:-162) (161:-162)
C      exclude    Gall Bladder
      (202:200) (-202:201:203)
C      exclude    Kidneys
      (310:-312) (311:313)
C      exclude    Liver
      #320
      (320:321:322:-7)
C      exclude    Pancreas
      (350:-351:(-352 312))
C      exclude    Spleen
      360
C      exclude    Esophagus
      #212 #213
C      exclude    Stomach
      210
      imp:p = 1
C
C
C    LOWER TRUNK
C
16  1 -1.04    -131 4 -7
C      exclude    Spine
      (100:-101:7)
C      exclude    Pelvis
      #90

```

```

C      exclude      Small Intestine
      (91:-221:222:-223:7)
C      exclude      Descending Colon
      (232:250:-251)
C      exclude      Sigmoid Colon
      (280:-282:251) (281:282:-4)
C      exclude      Urinary Bladder
      410
C      exclude      Uterus
      (420:-421)
C      exclude      Ovaries
      340 341
      imp:p = 1
      imp:p = 1
C
C      LEGS
C
30 1 -1.04      -4 (-34:-35) 36
C      exclude      Leg Bones
      (4:51:-53) (4:52:-53)
      vol= 12421.00 imp:p = 1
C
C      SURROUNDING AIR
600 4 -0.001293 -600
C      exclude      HEAD & NECK
      (21:-9) (20:9:-8)
C      exclude      TRUNK
      (-4:10:8)
C      exclude      BREASTS
      (-10:(190 191))
C      exclude      LEGS
      (4:-33:(31 32))
C      exclude      GENITALIA
      (1:4:-41:42:-43:44:-31:-32)
      imp:p = 1
C      air      OUTSIDE of NECK
601 4 -0.001293 -20 27 8 -12
      imp:p = 1
C
C      VOID
700 0      600      imp:p = 0
701 4 -0.001293 (-814 816 -815 817 -818 819) IMP:P=1 $ ar
801 0      (814:815:-816:-817:818:-819) IMP:P=0

C ++++++
C      SURFACES
C ++++++
814 PX 50
816 PX -50
815 PY 20
817 PY -100
818 PZ 101
819 PZ -101
C Planes used in several places
C
1 py 0
4 pz 0
332 pz 39.2100
7 pz 24.3400
8 pz 63.1000

```

9 pz 83.1500
 12 pz 70.8000
 C
 C BODY SURFACE
 C
 C HEAD
 21 sq 4956.6810 3169.0820 6216.4079 0 0 0 -312487.0126 0 0 83.150
 22 sq 4561.5435 2891.0408 5750.9776 0 0 0 -275393.6118 0 0 83.150
 20 sq 98.6049 63.0436 0 0 0 0 -6216.407874 0 0 0
 23 sq 95.2576 60.3729 0 0 0 0 -5750.977559 0 0 0
 C
 C
 C NECK
 27 cz 5.3700
 28 cz 5.2000
 C
 C
 C TORSO
 10 sq 99.4009 303.4564 0 0 0 0 -30163.839271 0 0 0
 11 sq 96.0400 297.5625 0 0 0 0 -28577.902500 0 0 0
 18 pz 62.9300
 C
 C LEGS
 C left
 31 gq 1 1 0 0 0 -0.1725 -17.4200 0 0 0
 32 gq 1 1 0 0 0 0.1725 17.4200 0 0 0
 33 pz -78.170
 34 gq 1 1 0 0 0 -0.1725 -17.2500 0 0 0
 35 gq 1 1 0 0 0 0.1725 17.2500 0 0 0
 36 pz -78.000
 37 gq 1 1 0 0 0 -0.1725 -17.5900 0 0 0
 38 gq 1 1 0 0 0 0.1725 17.5900 0 0 0
 C
 C PENIS & SCROTUM
 41 pz -3.5500
 42 p 0 -11.59 -1 100.00
 43 p -11.59 0 1 -100.00
 44 p -11.59 0 -1 100.00
 47 pz -3.3800
 45 p 0 -11.71 -1 100.00
 49 p -11.71 0 1 -100.00
 48 p -11.71 0 -1 100.00
 C
 C SKELETON
 C
 C
 C LEG BONES
 51 gq 1 1 0.006764 0 0 -0.172877 -17.250000
 0 1.330486 65.2778
 52 gq 1 1 0.006764 0 0 0.172877 17.250000
 0 1.330486 65.2778
 53 pz -77.8300
 C
 C ARM BONES (left/right)
 71 gq 0.683013 0.142399 0 0 0 0.013287
 -22.505293 0 -0.226941 185.137354
 72 gq 0.683013 0.142399 0 0 0 -0.013287
 22.505293 0 -0.226941 185.137354
 73 pz 62.2000
 C

C PELVIS
 91 sq 122.5449 95.0625 0 0 0 0 -11649.4246
 0 -3.7200 0
 92 sq 138.2976 107.1225 0 0 0 0 -14814.7847 0 -2.9400 0
 93 py -2.9400
 94 py 4.9000
 95 pz 12.6200
 C
 C SPINE
 100 sq 6.0025 2.9929 0 0 0 0 -17.9649 0 5.3900 0
 105 sq 6.0025 2.9929 0 0 0 0 -17.9649 0 1.0000 0
 101 pz 19.8300
 102 pz 76.6600
 103 pz 31.6400
 C
 C SKELETON
 C
 C
 C SKULL (head)
 C
 C
 C CRANIUM
 110 sq 3666.5084 2269.2457 4689.8117 0 0 0
 -197535.3385 0 0 83.1500
 111 sq 2411.4091 1421.5464 3179.8998 0 0 0
 -104405.3311 0 0 83.1500
 C
 C FACIAL
 120 sq 79.3881 47.8864 0 0 0 0 -3801.6103 0 0 0
 121 sq 60.9961 33.8724 0 0 0 0 -2066.0843 0 0 0
 C
 122 pz 74.5900
 123 pz 84.8500
 C
 C RIBS
 131 sq 92.1600 214.9156 0 0 0 0 -19806.6217 0 0 0
 132 sq 83.3569 201.3561 0 0 0 0 -16784.4203 0 0 0
 133 pz 60.6500
 134 pz 59.3900
 135 pz 58.1300
 136 pz 56.8700
 137 pz 55.6100
 138 pz 54.3500
 139 pz 53.0900
 74 pz 51.8300
 75 pz 50.5700
 76 pz 49.3100
 77 pz 48.0500
 78 pz 46.7900
 79 pz 45.5300
 80 pz 44.2700
 81 pz 43.0100
 82 pz 41.7500
 83 pz 40.4900
 84 pz 39.2300
 85 pz 37.9700
 86 pz 36.7100
 87 pz 35.4500
 88 pz 34.1900
 89 pz 32.9300

98 pz 31.6700
 C
 C CLAVICLES
 140 tz 0 7.2200 61.5200
 15.9300 0.727400 0.727400
 141 p 6.485200 1 0 7.220
 142 p 6.485200 -1 0 -7.220
 143 p 0.731370 1 0 7.220
 144 p 0.731370 -1 0 -7.220
 C
 C SCAPULAE
 156 sq 92.1600 267.6496 0 0 0 0 -24666.5871
 0 0 0
 150 p 0.2800 1 0 0
 151 p 0.2800 -1 0 0
 152 p 0.9100 1 0 0
 153 p 0.9100 -1 0 0
 154 pz 45.8800
 155 pz 60.6700
 C
 C ADRENALS
 160 1 sq 3.4188 31.2481 0.3125 0 0 0 -5.7778 0 0 0
 161 2 sq 3.4188 31.2481 0.3125 0 0 0 -5.7778 0 0 0
 162 pz 34.2600
 C
 C BREASTS
 C left
 190 sq 325.8928 421.9943 463.6486 0 0 0 -7985.1873
 8.6300 -8.4854 46.7800
 C right
 191 sq 325.8928 421.9943 463.6486 0 0 0 -7985.1873
 -8.6300 -8.4854 46.7800
 192 sq 276.7698 361.9278 399.2164 0 0 0 -6323.7472
 8.6300 -8.4854 46.7800
 193 sq 276.7698 361.9278 399.2164 0 0 0 -6323.7472
 -8.6300 -8.4854 46.7800
 C
 C GALL BLADDER
 200 3 so 2.0310
 201 3 gq 1 1 -0.05175625 0 0 0 0 0.924105 -4.124961
 202 3 pz 0
 203 3 pz 7.6600
 C
 C ESOPAHGUS
 212 sq 0.1600 1.1025 0 0 0 0 -0.1764 0 2.2900 0
 213 sq 0.0144 0.5929 0 0 0 0 -0.0085 0 2.2900 0
 216 6 cx 0.6400
 217 6 px 0.0000
 218 6 px 7.0700
 C
 C STOMACH
 210 sq 437.1110 603.1347 100.3122 0 0 0 -5142.5673
 6.9000 -3.9200 31.5500
 C extent 3.4700 10.3300 -6.8400 -1.0000 24.3900 38.7100
 C
 C SMALL INTESTINE
 221 py -4.7600
 222 py 2.1600
 223 pz 15.3200
 232 pz 21.6300

C
 C DESCENDING COLON
 251 pz 7.8600
 250 sq 4.368100 2.624400 0.093507 0 0.933882 -0.426849
 -60.482125 -7.340315 1.649136 203.032746
 C
 C
 C SIGMOID COLON
 282 px 2.5900
 280 ty 2.5900 0 7.8600 5.1600 1.7600 1.1800
 281 ty 2.590 0 0 2.700 1.7600 1.1800
 C
 C HEART
 C
 290 4 px 0
 291 4 pz 0
 C
 C Left Ventricle
 292 4 sq 855.4455 2530.4924 1290.2608 0 0 0 -52849.0811 0 0 0
 C Right Ventricle
 293 4 sq 167.2651 494.7866 1290.2608 0 0 0 -10333.5695 0 0 0
 C
 C Left Atrium
 294 4 sq 167.2651 195.4460 509.6667 0 0 0 -4081.8700 0 0 0
 C
 C Right Atrium
 295 4 sq 855.4455 999.5715 509.6667 0 0 0 -20875.9499 0 0 0
 C
 C
 C KIDNEYS
 310 sq 57.5899 403.5277 38.3966 0 0 0 -944.6181
 5.1800 5.8800 29.3000
 311 sq 57.5899 403.5277 38.3966 0 0 0 -944.6181
 -5.1800 5.8800 29.3000
 312 px 2.4800
 313 px -2.4800
 C
 C LIVER
 320 sq 61.4656 201.3561 0 0 0 0 -12376.4735 0 0 0
 321 p 1734.5 1221.3 -1410.1 -54654.4
 322 pz 38.7600
 C
 C
 C LUNGS
 330 sq 20.5747 7.0643 0.8150 0 0 0
 -344.1764 7.3300 0 39.2100
 331 sq 20.5747 7.0643 0.8150 0 0 0
 -344.1764 -7.3300 0 39.2100
 333 px -5.0000
 334 py 1.2000
 335 pz 41.6000
 336 pz 48.5000
 337 px 7.0000
 338 py 0.7000
 339 pz 49.0000
 C
 C OVARIES
 340 sq 1.0899 4.4352 0.4605 0 0 0 -1.4920
 4.8200 0 13.5200
 341 sq 1.0899 4.4352 0.4605 0 0 0 -1.4920

```

-4.8200 0 13.5200
C
C
C PANCREAS
350 sq 10.7047 1461.4106 230.5782 0 0 0 -1899.2492
-0.7200 0 33.3500
351 px -0.7200
352 pz 33.3500
C
C SPLEEN
360 sq 95.2030 226.5326 29.7243 0 0 0 -800.6568
9.4900 2.9400 33.3500
C extent 6.5900 12.3900 1.0600 4.8200 28.1600 38.5400
C
C TESTICLES
370 sq 3.4558810 2.632182 1.115136 0 0 0 -3.1849399
0.9600 -7.1000 -1.6900
371 sq 3.4558810 2.632182 1.115136 0 0 0 -3.1849399
-0.9600 -7.1000 -1.6900
C
C THYMUS
380 sq 13.8384 49.0000 2.6488 0 0 0
-42.3801 0 -7.1500 52.0000
C extent -1.7500 1.7500 -8.0800 -6.2200 48.0000 56.0000
C
C THYROID
390 c/z 0 -3.3000 1.8500
391 c/z 0 -3.3000 0.8300
392 py -3.3000
393 pz 67.3000
C
C URINARY BLADDER
410 sq 110.4979 176.3504 208.2999 0 0 0 -2014.6979 0
-4.4100 7.2100
C extent -4.2700 4.2700 -7.7900 -1.0300 4.1000 10.3200
C
C UTERUS
420 sq 75.6117202 14.6574122 192.00813489 0 0 0 -461.29954407
0 -1.960 12.620
421 py -4.7700
C
C Void
600 so 301
C
C STATISTICS
C Weight = 56.61 kg (= 124.81 pounds)
C Height = 168.41 cm (= 66.30 inches)

C ++++++
C
C TRANSFORMATIONS
C ++++++
C
C ADREANALS
tr1 3.020 4.900 34.2600
0.564967 0.825113 0
-0.825113 0.564967 0
0 0 1
tr2 -3.020 4.900 34.2600
0.564967 -0.825113 0

```

```

0.825113 0.564967 0
0 0 1
C
C GALL BLADDER
tr3 -3.980 -3.140 27.040
-0.060600 0.979 -0.195200
0.955000 0.000000 -0.296400
0.290300 0.204400 0.934900
C
C HEART
tr4 0.860 -2.100 45.100
0.645300 -0.513400 -0.565800
-0.442800 0.352300 -0.824500
0.622600 0.782500 0.000
C
C ESOPHAGUS
tr6 0.000 2.290 38.080
0.708385 -0.637547 -0.302860
0.668965 0.743294 0.000000
0.225114 -0.202603 0.953
C
C ++++++
C MATERIALS
C Compositions from ORNL Report TM-8381
C ++++++
C Adult Tissues (Density = 1.04 g/cc)
m1 1000 -0.10454
6000 -0.22663
7000 -0.02490
8000 -0.63525
11000 -0.00112
12000 -0.00013
14000 -0.00030
15000 -0.00134
16000 -0.00204
17000 -0.00133
19000 -0.00208
20000 -0.00024
26000 -0.00005
30000 -0.00003
37000 -0.00001
40000 -0.00001
C
C Skeleton (Density = 1.4 g/cc)
m2 1000 -0.07337
6000 -0.25475
7000 -0.03057
8000 -0.47893
9000 -0.00025
11000 -0.00326
12000 -0.00112
14000 -0.00002
15000 -0.05095
16000 -0.00173
17000 -0.00143
19000 -0.00153
20000 -0.10190
26000 -0.00008
30000 -0.00005
37000 -0.00002

```

```

38000 -0.00003
82000 -0.00001
C
C Lung (Density = 0.296 g/cc)
m3 1000 -0.10134
6000 -0.10238
7000 -0.02866
8000 -0.75752
11000 -0.00184
12000 -0.00007
14000 -0.00006
15000 -0.00080
16000 -0.00225
17000 -0.00266
19000 -0.00194
20000 -0.00009
26000 -0.00037
30000 -0.00001
37000 -0.00001
C
C Air (Density = 0.001020 /cc)
m4 6000 -0.00012
7000 -0.75527
8000 -0.23178
18000 -0.01283
C
C ++++++
C User Supplied Cards
C ++++++
SDEF SUR=817 VEC=0 1 0 DIR=1 ERG=d4
X=D1 Y=D2 Z=D3
SI1 A -50.0 50.0
SP1 1 1
SI2 L -100.0
SP2 1
SI3 A -100.0 100.0
SP3 1 1
SI4 0 1E-3 0.002 0.003 0.004 0.005 0.006 0.007 0.008
0.009 0.01 0.011 0.012 0.013 0.014 0.015 0.016
0.017 0.018 0.019 0.02 0.021 0.022 0.023 0.024
0.025 0.026 0.027 0.028 0.029 0.03 0.031 0.032
0.033 0.034 0.035 0.036 0.037 0.038 0.039 0.04
0.041 0.042 0.043 0.044 0.045 0.046 .047 0.048
0.049 0.05
SP4 0 0 0 2.15022E-10 6.06792E-11 1.74266E-10 3.41009E-10
5.68148E-10 7.71293E-10 9.13113E-10 1.05779E-9
1.18818E-9 1.86669E-9 5.96095E-7 6.38048E-10 5.94822E-10
4.65667E-10 4.11885E-10 4.85691E-10
4.56671E-10 6.88515E-10 1.72983E-9
4.57825E-9 1.20758E-8 2.7941E-8
5.75929E-8 1.06464E-7 1.80385E-7
2.81495E-7 4.10984E-7 5.68607E-7
7.54199E-7 9.55114E-7 1.16792E-6
1.38348E-6 1.59124E-6 1.78114E-6
1.94569E-6 2.08301E-6 2.17842E-6
2.22832E-6 2.23704E-6 2.19325E-6 2.09975E-6
1.95126E-6 1.75252E-6 1.5006E-6 1.19624E-6
8.43196E-7 4.44305E-7 3.76883E-8
C
C DEFINICAO DO MATERIAL

```

MODE P
 C F2:P 8
 C E2 0 19i 0.1
 C F22:P 8
 C E22 0.1 17I 1
 C F32:P 8
 C E32 1 45I 24
 C FM6 0.000003205
 F6:P 30 17 28 30 34 35
 50 70 90 101 110
 130 140 150 160 180
 190 200 210
 212 220 250 280
 290 310 320 330
 340 350 360 370
 380 390 410 420
 C ++++++ MEDULA OSSEA % em peso de vários órgãos +++
 FM16 1.536e-8 \$ (soma = 3.2e-6 * Wt=0.12 / 8)
 F16:P 70
 FM26 2.656e-8 \$ 0.000000212
 F26:P 50
 FM36 1.344e-7 \$ 0.000001076
 F36:P 90
 FM46 1.0116e-7 \$ 0.00000081
 F46:P 101
 FM56 4.048e-8 \$ 0.000000324
 F56:P 110
 FM66 6.508e-8 \$ 0.000000521
 F66:P 130
 FM76 3.92e-9 \$ 0.000000031
 F76:P 140
 FM86 1.304e-8 \$ 0.000000104
 F86:P 150
 C ++++++ GONADAS ++++++
 FM96 0.000000641
 F96:P 340
 FM106 0.000000641
 F106:P 370
 C ++++++ COLON ++++++
 FM116 1.92e-07 \$ (250 + 280 / 2)
 F116:P 250
 FM136 1.92E-07
 F136:P 280
 C ++++++ PULMOES ++++++
 FM156 0.000000384 \$ (3.2e-6 * Wt)
 F156:P 330
 C ++++++ ESTOMAGO ++++++
 FM176 0.000000384
 F176:P 210
 C ++++++ BEXIGA ++++++
 FM196 0.00000016
 F196:P 410
 C ++++++ PEITO ++++++
 FM216 0.00000016
 F216:P 190
 C ++++++ FIGADO ++++++
 FM236 0.00000016
 F236:P 320
 C ++++++ ESOFAGO ++++++

```

FM246 0.00000016
F246:P 212
C ++++++++ TIROIDE ++++++
FM256 0.00000016
F256:P 390
C ++++++++ SUPERFICIE OSSEA ++++++
FM266 4E-09 $ (3.2e-6 * Wt / 8)
F266:P 70
FM276 4E-09
F276:P 50
FM286 4E-09
F286:P 90
FM296 4E-09
F296:P 101
FM306 4E-09
F306:P 110
FM316 4E-09
F316:P 130
FM326 4E-09
F326:P 140
FM336 4E-09
F336:P 150
C ++++++++ PELE DA SUPERFICIE ++++++
FM346 4.57e-09 $ (3.2e-6 * Wt / 7)
F346:P 17
FM356 4.57e-09
F356:P 28
FM366 4.57e-09
F366:P 34
FM376 4.57e-09
F376:P 35
FM386 4.57e-09
F386:P 40
FM396 4.57e-09
F396:P 41
FM406 4.57e-09
F406:P 192
C ++++++++ REMANESCENTES ++++++
FM426 2e-08 $ (3.2e-6 * Wt / 8)
F426:P 160
FM446 2e-08
F446:P 180
FM456 2e-08
F456:P 220
FM466 2e-08
F466:P 310
FM486 2e-08
F486:P 350
FM496 2e-08
F496:P 360
FM506 2e-08
F506:P 380
FM516 2e-08
F516:P 420
NPS 150000000 $ EXECUTA150.000.000 HISTÓRIAS.
PRINT
#EOF

```