

CÁLCULOS DOS COEFICIENTES DE CONVERSÃO PARA DOSE EFETIVA EM
TERMOS DO KERMA NO AR PARA FÓTONS UTILIZANDO SIMULADOR
ANTROPOMÓRFICO DE VOXELS E O CÓDIGO MCNPX

Juraci Passos dos Reis Júnior

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

Dr. Walsan Wagner Pereira, D.Sc

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

FEVEREIRO DE 2007

JUNIOR, JURACI PASSOS DOS REIS

Cálculos dos coeficientes de conversão
em termos do Kerma no ar para fótons
utilizando o simulador antropomórfico
de voxels e o código MCNPX.

[Rio de Janeiro] 2007

VIII, 74 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M.Sc.,
Engenharia Nuclear, 2007)

Dissertação - Universidade Federal do Rio de
Janeiro, COPPE

1. Dose Efetiva
2. Monte Carlo
3. Coeficientes de conversão
4. Fantomas em Voxel

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

AGRADECIMENTOS

Á Deus, por todos os momentos maravilhosos que sempre me proporciona.

Aos meus pais, pelo fato de eles sempre se sacrificarem para que eu tenha tudo do bom e do melhor, suas orientações me ajudaram a tomar decisões que foram e ainda são fundamentais em minha vida.

Ao meu irmão cuja amizade é um laço inexorável, é um companheiro que posso contar sempre nos melhores e piores momentos.

Aos meus padrinhos de crisma: Carla e Vinícius pelos incentivos, apoio moral e por me mostrarem o prazer da literatura.

Ao professor Ademir, são muitas as qualidades que podem descrevê-lo, dessas as mais marcantes para mim são: competência, presteza, paciência, inteligência e o amor à ciência.

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

Ao professor Richard Kramer, DEN-UFPE, por ceder o simulador FAX.

Ao professor Hélio Youriyaz por propiciar o ensinamento necessário para a conexão do fantoma FAX para o sistema computacional.

Ao professor Carlos do LIN/COPPE/UFRJ pela paciência e pela didática de ensino.

Aos colegas de mestrado Davi, Ubiratan, Anderson, Marco, Ana Paula, Glauber e Rogério pelo ambiente privilegiado de aprendizado que eles proporcionaram durante o curso de mestrado.

Á Tânia e Josevalva, a dedicação das mesmas na execução de suas tarefas, ajudam e muito os alunos do PEN/COPPE/UFRJ.

Aos colegas de laboratório José Cláudio, Leonardo, Albérico e Thaianá por suas sugestões que tinham sempre por objetivo a melhora deste trabalho.

Aos grandes amigos Marcos, Aline, Paulo, Vítor, Gabriela suas amizades são fundamentais para minha vida.

A Deus, aos meus pais e aos meus amigos...

companheiros de todas as horas...

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

CÁLCULOS DOS COEFICIENTES DE CONVERSÃO PARA DOSE EFETIVA EM
TERMOS DO KERMA NO AR PARA FÓTONS UTILIZANDO SIMULADOR
ANTROPOMÓRFICO DE VOXELS E O CÓDIGO MCNPX

Juraci Passos dos Reis Júnior

Fevereiro/2007

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Programa: Engenharia Nuclear

Este trabalho visa calcular os coeficientes de conversão para dose efetiva normalizados por kerma no ar, (E/K_{ar}) , para fótons monoenergéticos de energias que variam de 10 keV a 10 MeV, utilizando o código de transporte de radiação MCNPX e um simulador antropomórfico feminino baseado em voxels. As doses equivalentes nos órgãos foram calculadas para uma irradiação simulada de corpo inteiro com um feixe plano, nas geometrias de irradiação antero-posterior (AP) e postero-anterior (PA). Os valores de doses equivalentes foram comparados com os correspondentes dados disponíveis na literatura obtidos quando se utilizam simuladores antropomórficos matemáticos. Verificou-se que a substituição dos simuladores matemáticos por aqueles baseados em voxels causa uma diminuição nas doses equivalentes em órgãos de 7 a 12%. Os valores de (E/K_{ar}) , obtidos a partir dos dados da dose equivalente nos órgãos, se encontram no intervalo entre 0,8 e 1,3 Sv/Gy para a maioria das energias. Esses resultados foram comparados com os valores de (E/K_{ar}) recomendados pela ICRP publicação número 74. A discrepância média foi de 9,8% e 8% para as geometrias de irradiação AP e PA, respectivamente.

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

CALCULATION OF CONVERSION COEFFICIENTS FOR EFFECTIVE DOSE PER
UNIT AIR KERMA FOR PHOTONS USING VOXEL ANTHROPOMORPHIC
MODEL AND THE MCNPX CODE

Juraci Passos dos Reis Junior

February/2007

Advisor: Ademir Xavier da Silva

Department: Nuclear Engineering

This work aims to calculate the conversion coefficients for effective dose normalized by Kerma in the air, (E/K_{ar}) , for monoenergetic photons from 10 keV to 10 MeV, using the radiation transport code MCNPX and a female anthropomorphic voxel-based simulator. Organ equivalent doses were calculated assuming whole-body irradiation by plane-parallel beams, on the geometries of the antero-posterior (AP) and postero-anterior (PA) irradiation. The equivalent dose values were compared with the correspondents data found in the literature, which are obtained when mathematical anthropomorphic models are used. It could be noticed that the replacement of the mathematical models to the ones based on voxels can cause a decrease in the equivalent doses in the organs from 7 to 12%. The (E/K_{ar}) obtained values from the equivalent doses in the organs range from 0.8 to 1.3 Sv/Gy for the majority of energies. These results were compared with the (E/K_{ar}) values recommended by ICRP publication 74. The medium discrepancy was of the 9,8% and 8% to the geometries of the AP and PA irradiation, respectively.

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

CAPÍTULO 1. Introdução	1
CAPÍTULO 2. Fundamentos Teóricos	6
2.1 - Grandezas e Unidades Dosimétricas	6
2.1.1 - Dose Absorvida.....	7
2.1.2 - Dose Equivalente.....	7
2.1.3 - Dose Efetiva.....	8
2.1.4 - Fluência.....	9
2.1.5 - Kerma.....	9
2.2 – Coeficientes de conversão em termos do kerma no ar para a dose efetiva	10
2.2.1 - Fantoma antropomórfico matemático.....	11
2.2.2 - Desenvolvimento do modelo anatômico baseado em imagens.....	14
2.2.3 - O simulador antropomórfico FAX	16
2.3 - Código de transporte de radiações, baseado no método de Monte Carlo, MCNP..	19
2.3.1 - Estrutura do arquivo de entrada (INPUT) do MCNP	20
2.3.2 - Título do Problema.....	20
2.3.3 - Descrição das Células – <i>CELL Cards</i>	21
2.3.4 - Descrição das Superfícies – <i>SURFACE Cards</i>	21
2.3.5 - Descrição dos dados físicos – <i>DATA Cards</i>	21
2.3.5.1 - Tipo de Radiação – <i>MODE Card</i>	21
2.3.5.2 - A Função do comando <i>IMP Card</i>	22
2.3.5.3 - Especificação da fonte	22
2.3.5.4 - Tipo de grandeza a ser calculada na simulação <i>TALLY Card</i>	22
2.3.5.5 - Especificação de materiais	23
2.3.5.6 Delimitação do problema (<i>Cutoffs</i>)	23
CAPÍTULO 3 - Metodologia de Cálculo	24
3 - O código de transporte de radiação MCNPX	24
3.1 - Conversão de um arquivo de imagem para um INPUT do MCNP	24

3.2 - A descrição da geometria do problema usando recurso “Estruturas Repetidas”.....	25
3.2.1 - Estrutura dos dados de entrada do MCNP usando o fantoma em voxel.....	26
3.2.1.1 - Preenchimento dos universos	26
3.2.1.2 - Definição da malha	27
3.2.1.3 - Transformação de uma matriz em estruturas repetidas	27
3.2.1.4 - Definição da grandeza a ser calculada	29
3.2.1.5 - Representação do bloco de materiais	29
3.3 - Geometria de Irradiação	30
3.4 - Coeficiente de conversão para a dose equivalente normalizada por kerma no ar (H/K_{ar}).....	30
3.5 Coeficientes de conversão para a dose efetiva em termos de kerma no ar (E/K_{ar})....	32
CAPÍTULO 4 – Resultados e Discussões	34
4.1 - Coeficientes de conversão para a dose equivalente em órgãos e tecidos em termos do kerma no ar (H/K_{ar}).....	34
4.1.1 - Comportamento gráfico de (H/K_{ar}) para órgãos em função da energia dos fótons.....	43
4.1.2 - Segmentação da pele.....	44
4.1.3 - Cálculo da dose equivalente na medula óssea vermelha para o fantoma FAX.....	46
4.1.4 - Coeficientes de conversão em termos de kerma no ar (H/K_{ar}) para a medula óssea vermelha.....	48
4.2 - Coeficientes de conversão para dose efetiva em termo do kerma no ar (E/K_{ar})....	49
4.2.1 - Contribuição dos órgãos para a dose efetiva.....	50
CAPÍTULO 5 – Conclusões	52
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS -	55
ANEXO A -	60

Capítulo 1

INTRODUÇÃO

O corpo humano pode ser exposto à radiação ionizante por muitas fontes tais como: raios cósmicos, radiações terrestres, radionuclídeos ingeridos ou inalados, viagens aéreas, radiofármacos, raios-X, reatores nucleares, testes nucleares atmosféricos e contaminações acidentais. A radiação ionizante é bem conhecida por seu efeito cancerígeno, assim torna-se relevante manter as exposições à radiação dentro dos limites aceitáveis. A responsabilidade da radioproteção é evitar que trabalhadores e indivíduos do público sofram efeitos perigosos da radiação ionizante (BOZKURT, 2000). A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) tem a responsabilidade de estabelecer critérios ou recomendações para proteção destes trabalhadores ou indivíduos do público. Essas recomendações incluem a adoção de grandezas de proteção radiológica, para serem utilizadas em dosimetria interna e externa.

Como experimentos com radiação para determinação da dose absorvida em seres humanos não é recomendável, então é necessário que se utilize simulações computacionais e um modelo de exposição que represente o corpo humano exposto à radiação. Um modelo de exposição é um arranjo físico ou computacional capaz de determinar tanto a dose absorvida no corpo humano, quanto grandezas mensuráveis e relevantes para o problema abordado.

Visando estabelecer um critério para salvaguardar a população e indivíduos do público em geral, a ICRP, *International Commission on Radiological Protection*, e ICRU, *International Commission on Radiological Units and Measurements*, apresentaram nas publicações nº60 (ICRP 60, 1991) e nº. 51 (ICRU 51, 1989), respectivamente, recomendações a serem utilizadas em proteção radiológica, estas incluem grandezas que devem ser usadas tanto em dosimetria interna quanto externa. Essas grandezas são divididas em dois grupos: grandezas de proteção radiológica e operacionais.

As grandezas de proteção radiológica da ICRP 60 (ICRP 60, 1991), são importantes para o cálculo de risco e incluem a dose efetiva (E) e a dose equivalente em um órgão ou tecido (H_T). Essas duas grandezas, que não são medidas, estão diretamente ligadas à dose absorvida.

As grandezas operacionais são: o equivalente de dose ambiente ($H^*(d)$), equivalente de dose direcional ($H'(d, \Omega)$) e o equivalente de dose pessoal ($H_p(d)$). Estas grandezas são usadas na calibração de monitores de área e dosímetros pessoais.

As grandezas de calibração primária não são grandezas do tipo equivalente de dose. É necessário que sejam determinados os coeficientes de conversão das grandezas de calibração, Kerma no ar, para as grandezas de interesse em proteção radiológica, como, por exemplo, o equivalente de dose ambiente, H^* (10).

Um modelo computacional de exposição deve incorporar as fontes e os campos de radiação envolvidos, um simulador antropomórfico, um método para o cálculo da dose equivalente no interior do modelo e das grandezas operacionais de interesse. Geralmente estes resultados são expressos na forma de coeficientes de conversão, razões entre as doses absorvidas em órgãos e tecidos radiosensíveis e grandezas mensuráveis. Assim se as condições simuladas com o modelo de exposição corresponderem à situação real, medidas rotineiras de dosimetria podem ser interpretadas em termos de dose absorvida através do produto da leitura do instrumento medidor pelo correspondente coeficiente de conversão.

Coeficientes de conversão são utilizados em diversas áreas do estudo de radiação, por exemplo, na radioterapia. A percentagem de dose profunda, a razão tecido-ar e o fator de retroespalhamento são alguns exemplos entre uma grandeza de interesse e uma grandeza mensurável.

Estes coeficientes de conversão variam geralmente entre os valores de 1,00 e 1,50 para energias variando de 0,010 a 10 MeV. Então, para uma dada energia, uma medida do kerma no ar pode ser interpretada como uma medida no tecido mole, bastando apenas multiplicar a leitura do detector pelo valor do coeficiente de conversão

de kerma do tecido mole, este tipo de comportamento funciona não só para o tecido mole, mas para órgão, por exemplo, estômago, pulmões, fígado etc.

Os coeficientes de conversão são representados na forma de gráficos, que representam a razão entre o kerma do órgão e o kerma no ar, para exposições de corpo inteiro em função da energia do fóton incidente. Os gráficos apresentam um formato similar, quando os incrementos de energia vão de 10 em 10 keV e os pontos de máximo aparecem nas entre as energias de 60 e 100 keV. A partir de então, declinam para valores próximos da unidade.

Nas duas últimas décadas, uma quantidade considerável de trabalhos teóricos e experimentais sobre coeficientes de conversão foram realizados, abordando diferentes aspectos de dosimetria dos campos de radiação. Vários resultados 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 coeficientes de conversão padronizados. Coeficientes de conversão para fótons monoenergéticos nas faixas de energia de 10 keV a 10 MeV são encontrados na ICRP, publicação n.º. 74 (ICRP 74, 1996).

Em determinados casos torna-se impossível a medição da dose em órgãos. Para que se resolva este impasse, utilizam-se simuladores do corpo humano, que visam representar da melhor forma possível as estruturas externas e internas, possibilitando a avaliação da dose e a simulações de irradiações e exposições de indivíduos às fontes de radiação.

A substituição dos fantasmas matemáticos por fantasmas de voxels proposta pela ICRP levanta a questão sobre as mudanças esperadas nas doses equivalentes nos órgãos relevantes e conseqüentemente na dose efetiva. Para investigar os impactos dosimétricos desta substituição, KRAMER et. al. Realizaram utilizando o código EGS 4 cálculos das doses equivalentes e da dose efetiva nos órgãos do MAX (Male Adult voXel) (KRAMER et. al., 2003) e da FAXht (Female Adult voXel, head+trunk) (KRAMER et. al., 2004), modelos tomográficos recentemente desenvolvidos na

Universidade Federal de Pernambuco. Os resultados foram comparados com dados correspondentes dos fantasmas matemáticos ADAM e EVA.

Os simuladores de voxel foram introduzidos por Gibbs et. al. (GIBBS et. al. 1984) e, independentemente, por Williams et. al. (WILLIAMS et al. 1986). A seguir, foram desenvolvidos modelos para crianças (VEIT et. al. 1989) e uma versão “voxelizada” do fantoma físico Alderson-Rando (VEIT et. al. 1992).

Em 1994, ZUBAL et al. (ZUBAL et al. 1994) segmentaram imagens TC e MRI de um paciente varrido da cabeça à metade das coxas. Em 1995, DIMBYLOW (DIMBYLOW, 1995) introduziu o Norman, baseado em imagens MRI de um voluntário saudável. As dimensões dos voxels foram ajustadas para que a massa do fantoma fosse igual a 70 kg e a altura igual a 170 cm, isto é, a massa e a altura do homem referência da ICRP 23. XU et al., em 2000, segmentaram fotografias coloridas do homem visível (XU et al. 2000) para a construção do fantoma Vip-man.

Em 2003, a ICRP publicou o relatório número 89 sob o título: *Dados Anatômicos e Fisiológicos Básicos para Usos em Proteção Radiológica: Valores de Referência*. Este novo conjunto de dados estimulou KRAMER et. al. a desenvolverem, em 2003, um novo fantoma de voxel: o MAX (Male Aadult voXel) (KRAMER et. al. 2003). O MAX foi desenvolvido baseado em dados publicados por ZUBAL disponível na website da Universidade de Yale. O fantoma proposto por KRAMER et al. corresponde às especificações anatômicas do homem adulto de referência publicado pela ICRP 89 de 2003 (ICRP 89, 2003).

Este trabalho tem como objetivo calcular os coeficientes de conversão para dose efetiva normalizados para o kerma no ar, (E/K_{ar}), para fótons monoenergéticos de energias que variam de 10 keV a 10 MeV, utilizando o código de transporte MCNP (X-5 Monte Carlo Team, 2003) e um simulador antropomórfico feminino, desenvolvido por KRAMER et. al. em 2004 na Universidade Federal de Pernambuco. Os órgãos e a composição dos tecidos do simulador FAX são ajustados de forma a concordar com as

especificações anatômicas da ICRP89 (ICRP 89, 2003). Para tanto foram estabelecidos os seguintes procedimentos:

- Explicar sucintamente o processo de aquisição de imagens digitais e sua transformação em um INPUT a ser simulado no programa MCNP.
- Calcular os coeficientes de conversão em termos de kerma no ar (H/K_{ar}) para todos os órgãos radiosensíveis, especificados na ICRP 60.
- Estipular a contribuição percentual de cada órgão radiosensível quando se têm as geometrias de irradiação, AP e PA, quando ocorrem os valores de máximo dos coeficientes de conversão.
- Determinar os coeficientes de conversão em termos de kerma no ar para a dose efetiva (E/K_{ar}), para as geometrias de irradiação AP e PA e compará-los com os valores recomendados pela ICRP publicação número 74.

Capítulo 2

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Grandezas e Unidades Dosimétricas

A tarefa de organizar e padronizar as grandezas usadas na caracterização da radioatividade e dos campos de radiação, quanto à descrição da interação da radiação com a matéria e a quantificação dos efeitos tem sido feita pela Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU – *International Commission on Radiological Units and Measurements*); que define as grandezas físicas básicas e grandezas operacionais; e pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP – *International Commission on Radiological Protection*); que é a responsável pela definição das grandezas limitantes de radioproteção. Com isso, foi desenvolvido ao longo dos anos, um conjunto e relações entre grandezas de proteção radiológica para fins de monitoração de radiação externa.

Dois tipos de grandezas são especificamente definidos para uso em proteção radiológica: as *grandezas limitantes*, que são definidas pela ICRP e são usadas para indicar o risco à saúde humana devido à radiação ionizante; e as *grandezas operacionais*, as quais são definidas pela ICRU e levam em consideração as atividades de radioproteção. As três principais grandezas de proteção radiológica recomendadas pela ICRP na publicação nº60 (ICRP 60, 1991) são:

- Dose Absorvida Média em um órgão ou tecido (D_T);
- Dose Equivalente em um órgão ou tecido ($H_{T,R}$);
- Dose Efetiva (E)

2.1.1 Dose Absorvida

A grandeza física básica usada em proteção radiológica é a *dose absorvida*, D_T . É a energia média depositada em um órgão ou tecido definido, T, dividida pela massa daquele órgão, dada pela expressão,

$$D_T = d\varepsilon/dm \quad (2.1.1)$$

onde: $d\varepsilon$ é a energia média depositada pela radiação ionizante em um meio de massa dm. A dose absorvida é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Unidades e o nome especial para esta unidade é o *gray* (Gy).

2.1.2 Dose Equivalente

Como os efeitos da radiação podem variar com a qualidade (tipo e energia) da radiação, para uma mesma dose absorvida, foi necessário criar um conceito com o qual fosse possível comparar os efeitos devido às diferentes qualidades de radiação. Assim, algumas radiações são mais efetivas do que outras em causar efeitos estocásticos. Para considerar isto, foi introduzida a grandeza *dose equivalente*, H_T , que é a dose absorvida média em um órgão ou tecido, ($D_{T,R}$), multiplicada por um fator de peso adimensional da radiação, w_R , relativo ao tipo e energia da radiação incidente R, ou seja:

$$H_T = D_{T,R} \cdot w_R \quad (2.1.2)$$

A dose equivalente é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Unidades. Para evitar confusão com a dose absorvida, a unidade para a dose equivalente recebe o nome especial de *sievert* (Sv).

Os fatores de peso da radiação, w_R , foram estipulados pela ICRP-60 com base nos valores da Eficácia Biológica Relativa (RBE) da radiação na indução de efeitos estocásticos a baixas doses. Os valores de w_R , apresentados na Tabela 2.1, são relacionados à radiação externa incidente sobre o corpo ou à radiação emitida por radionuclídeos depositados internamente no corpo.

Tabela 2.1- Valores dos fatores de peso da radiação, w_R (ICRP 60, 1991).

Tipos e intervalos de energia		Fator de peso da radiação, w_R
Fótons, todas as energias		1
Elétrons e múons, 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, fragmento de fissão e núcleos pesados		20

2.1.3 Dose Efetiva

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

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (2.1.3)$$

onde w_T é o fator de peso do tecido T e H_T é a dose equivalente a ele atribuída. No Sistema Internacional de Unidades, a dose efetiva é expressa em J/kg, mas recebe o nome especial de *sievert* (Sv). Os valores de w_T para os órgãos ou tecidos considerados para o cálculo da dose efetiva, estipulados pela publicação nº. 60 da ICRP (ICRP 60, 1991), são apresentados na Tabela 2.2.

Tabela 2.2 – Fatores de peso para órgãos e tecidos específicos para o cálculo de dose efetiva (ICRP 60, 1991).

Tecido ou Órgão	Fator de peso do tecido ou órgão (w_T)
Gônadas	0,20
Medula óssea	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,05
Mamas	0,05
Fígado	0,05
Esôfago	0,05
Tiróide	0,05
Pele	0,01
Superfície óssea	0,01
Restante*	0,05

* Os órgãos restantes são compostos por: cérebro, intestino grosso superior, intestino delgado, rim, músculo, pâncreas, baço, timo e útero.

2.1.4 Fluência

A fluência, Φ , é o quociente de dN por da , onde dN é o número de fótons incidentes sobre uma esfera de seção de área da , ou seja:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (2.1.4)$$

2.1.5 Kerma

O kerma, K , é o quociente de dE_{tr} por dm , onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas ionizantes não carregadas no elemento de material de massa dm ou seja:

$$k = \frac{dE_{TR}}{dm} \quad (2.1.5)$$

2.2 Coeficientes de conversão em termos do kerma no ar para a dose efetiva

A distribuição da dose absorvida no corpo humano pode ser determinada, através da construção de simuladores do corpo humano, utilizando materiais equivalentes ao tecido humano, contudo, várias são as limitações deste procedimento. É impossível determinar doses numa seqüência de órgãos, ou em alguns casos, não podem ser determinadas com precisão, quando, por exemplo, a dose média num órgão é dada por um dosímetro que é colocado num ponto médio do órgão. Há necessidade da realização de uma grande quantidade de medidas, posicionando dosímetros nos vários compartimentos do simulador, também denominados de fantoma ou phantom, com subsequente irradiação.

Aplicando-se fatores que correlacionam os valores dos espectros calculados com a dose efetiva e a dose nos órgãos ou tecidos, é possível estimar a dose a que um indivíduo ou a população estariam expostos. A Figura 2.4 apresenta coeficientes de conversão (ICRP 74, 1996) de kerma no ar em dose efetiva (E/K_{ar}) para as geometrias de irradiação antero-posterior (AP) e postero-anterior (PA), para um homem adulto. O método de Monte Carlo pode ser utilizado para gerar dados teóricos, simulando sistemas de irradiação sobre fantomas matemáticos que representam o corpo humano. YAMAGUCHI (1994) apresentou coeficientes de conversão para várias faixas etárias e para a mesma geometria de irradiação.

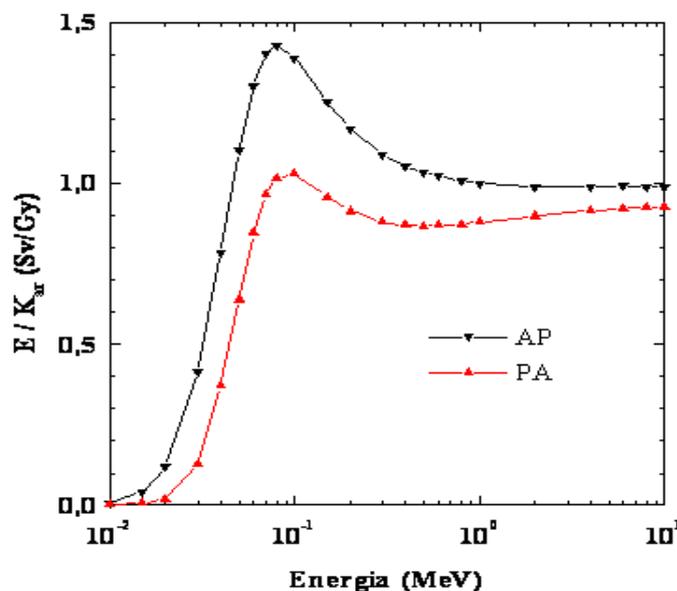


Figura 2.4: Coeficientes de conversão de kerma no ar, K_{ar} , para dose efetiva, E , para fótons monoenergéticos (ICRP 74, 1996).

Para a determinação dos valores de E/K_{ar} é necessária a utilização de:

- Um simulador antropomórfico que represente a anatomia do corpo humano, e;
- Um código computacional para a simulação do transporte de radiações em vários órgãos e tecidos do corpo humano, em diversas condições irradiações visando a determinação da dose.

Existem basicamente dois modelos que podem representar a anatomia do corpo humano, com informações sobre a densidade, composição química, forma, tamanho e localização dos órgãos: o modelo matemático e o modelo baseado em imagens de tomografia computadorizada ou imagem de ressonância magnética. Estes modelos, geralmente chamado de modelos antropomórficos, são incorporados a códigos computacionais para simular a dose absorvida em órgãos e tecidos do corpo humano como resultado da exposição deste à radiação ionizante.

2.2.1 Fantoma antropomórfico matemático

A construção do primeiro fantoma antropomórfico heterogêneo utilizado em cálculos para avaliar os efeitos da radiação ionizante (SNYDER et al.1969), foi de extrema importância para consolidar a utilização do método de Monte Carlo na estimativa de doses provenientes de fontes internas ou externas de radiação, em diferentes órgãos e tecidos do corpo humano.

No fantoma matemático humano, os tecidos, os órgãos e o formato do corpo foram descritos por expressões matemáticas que representavam combinações e intersecções de planos, elipsóides, cones, cilindros circulares e elípticos e toros (Figura 2.5). Este modelo foi baseado nos dados anatômicos da ICRP, publicação n°. 23, (ICRP 23, 1975) para representar o homem adulto médio e é conhecido como MIRD-5 (*Medical Internal Radiation Dose Committee*). Este fantoma foi base para várias representações de outros fantasmas de crianças e adolescentes de várias idades (HWANG et al.1975).

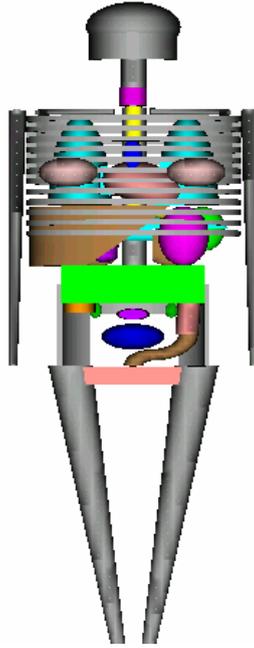


Figura 2.5: Representação do modelo matemático.

Neste modelo são assumidas três densidades diferenciadas para os seguintes tecidos:

- Pulmões com densidade de $0,296 \text{ g/cm}^3$;
- Medula óssea e componentes do osso com densidade de $1,469 \text{ g/cm}^3$;
- Tecido mole com densidade de 1 g/cm^3 ;

O modelo MIRD-5 passou a representar um adulto hermafrodita, com as dimensões do homem de referência, com testículos, ovários e útero, entretanto sem as mamas. Em 1982, modelos matemáticos de sexos distintos foram construídos no GSF *Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit* (ZANKL et. al. 1997), Alemanha, baseados nos modelos MIRD-5. Foram desenvolvidos dois modelos: o homem adulto (ADAM) e a mulher (EVA) como mostrada na Figura 2.6. O modelo EVA foi proveniente da redução de todos os volumes relevantes do modelo MIRD-5 e outros ajustes nas características dos órgãos de modo a adaptar os dados da ICRP23 (ICRP 23, 1975) da mulher de referência. Estes modelos foram desenvolvidos para cálculo da dose em órgãos e tecidos, devido a fontes de radiação externas de fótons.

Outro fato relevante para que houvesse separação dos dois sexos (além das mamas altamente sensíveis), foi a utilização destes modelos para o cálculo de dose

devido a fontes externas, já que o corpo da mulher é menor em tamanho em relação ao homem e também as mamas são órgãos superficiais, o que as torna facilmente expostas a fontes de radiação externas. As mamas atenuam a dose no pulmão quando a irradiação é frontal, porém os ovários e o útero podem receber doses mais altas devido a menor espessura do tecido de cobertura. Estes modelos diferenciados para ambos os sexos tornou mais preciso o cálculo de doses em modelos matemáticos.



Figura 2.6: Vista interna dos modelos masculino (ADAM) e feminino (EVA), adaptada por (KRAMER et. al. 1982).

Embora as características destes modelos matemáticos (MIRD-5, ADAM, EVA), estejam de acordo com o homem de referência com relação às massas e volumes, possuem limitações quanto à geometria das formas do corpo inteiro e dos órgãos individuais; houve necessidade de representá-los de forma simplificada para que se pudesse simulá-los utilizando o método Monte Carlo devido às limitações dos recursos computacionais (processadores, memória e espaço de armazenamento). Em contrapartida, a anatomia humana é extremamente complexa para ser realisticamente representada por um singelo conjunto de equações matemáticas. Em muitos modelos a avaliação de dose na medula óssea é muito complicada, em geral, assume-se que ela está distribuída uniformemente no esqueleto e nos modelos atuais ainda utiliza-se o mesmo procedimento.

2.2.2 Desenvolvimento do modelo anatômico baseado em imagens

Como alternativa à limitação imposta pela complexibilidade da anatomia humana aos simuladores matemáticos, surgiu uma nova tendência na construção de modelos antropomórficos. Como resultado, simuladores mais realistas são obtidos a partir da manipulação de imagens internas do corpo humano. Fantomas em voxel (*Volume piXEL*) provém de uma seqüência de imagens digitais de órgãos e tecidos do corpo humano que são superpostas por tomografia computadorizada ou ressonância magnética, que mostram áreas de seção, vistas de topo, ao longo do corpo do indivíduo a ser analisado. Estes modelos constituem o último esforço para o aperfeiçoamento dos modelos computacionais de exposição. Os fantomas em voxels são a representação real do corpo humano e sua estrutura permite determinar a energia depositada, através da equação de transporte em nível de órgão ou tecido. Contudo, para a utilização destes dados encontram-se algumas barreiras iniciais que não são fáceis de serem superadas.

Na construção de um modelo anatômico através de imagens por tomografia, a qualidade original dos dados é crucial para a fiel representação das estruturas corporais internas. As imagens fornecem informações detalhadas da anatomia do corpo humano. Uma fatia de imagem, quando computadorizada, representa uma matriz de pixels em uma geometria de duas dimensões. Por multiplicação do tamanho do pixel pela fatia da espessura de uma imagem, obtém-se o elemento tridimensional, o voxel (CHAO, 2001; BALTHAR, 2002). A Figura 2.7 mostra os passos envolvidos no desenvolvimento de um modelo anatômico de corpo humano através de imagens para cálculos de dosimetria. A dimensão de pixels de cada imagem bidimensional depende da resolução escolhida durante a opção de varredura para a obtenção do conjunto original de imagens TC.

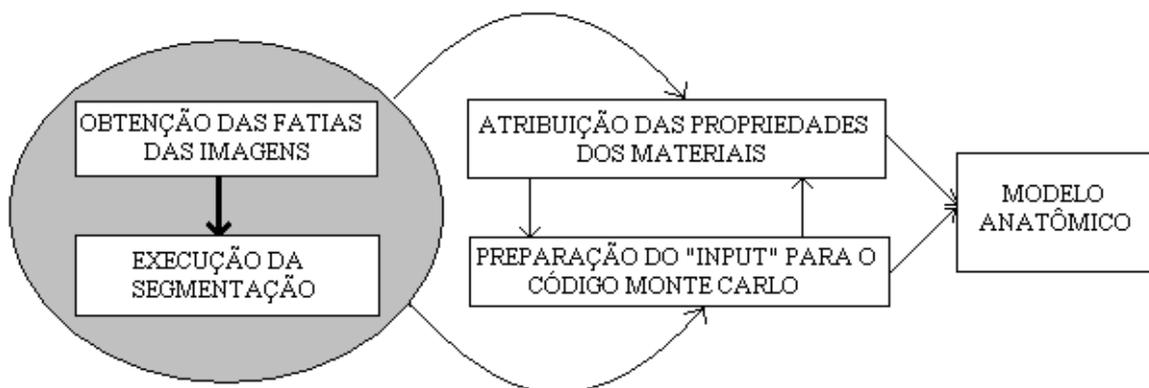


Figura 2.7: Passos envolvidos na construção de um modelo dosimétrico para corpo inteiro (BOZKURT, 2000).

Em geral as imagens são quadradas, contendo 512 x 512 pixels. Para que se chegue a um conjunto consecutivo de imagens transversais ideais para uso em dosimetria numérica, o conjunto original sofre alguns processos de transformação como segmentação, classificação e reamostragem. O procedimento chamado segmentação, aplica-se ao processamento de rotinas para interpretar os dados das cores de uma varredura dentro de um tipo de tecido existente dentro do corpo (CHAO, 2001). A partir das imagens tomográficas originais, novas imagens de todos os cortes podem ser construídas, onde vários contornos de órgãos podem ser reconhecidos, através das diferenças nos tons de cinza. A Figura 2.8 mostra a diferença entre as imagens antes e depois da segmentação (BOZKURT, 2000). Os novos valores tons de cinza, usados na construção de imagens segmentadas, não fornecem mais informação a respeito das densidades de cada voxel; ou seja, o órgão passa a ser visto de forma homogênea. A maioria dos órgãos não possui uma grande variação de densidade de um voxel para o outro, não ocasionando perda significativa de informação. Com base nisto, são utilizados sete diferentes tecidos para a construção dos modelos, que são:

- Tecido pulmonar;
- Tecido mole;
- Pele;
- Músculo;
- Ossos compactos (ossos);
- Medula óssea, e;
- Ar.

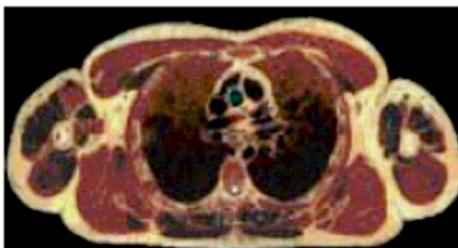


Imagem 1

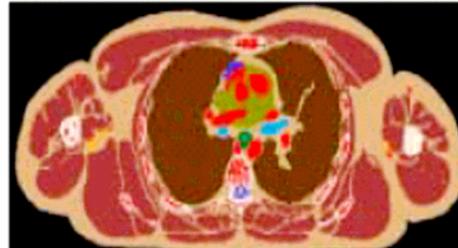


Imagem 2

Figura 2.8: Imagem 1: Fatia de uma imagem de tomografia computadorizada.
Imagem 2: A mesma imagem após o processo de segmentação.

Uma vez que o órgão ou tecido é segmentado, são atribuídas a cada cor um número ID (classificação) específico daquele órgão. Estes IDs estão relacionados com uma tabela de cores do sistema operacional ou do usuário. Neste caso as regiões segmentadas são órgãos e tecidos de maneira que todos os voxels que pertençam a um mesmo órgão ou tecido possuam o mesmo ID (LOUREIRO, 2002). Estes voxels quando totalmente reunidos constituem um modelo para a representação de corpo inteiro, que pode ser lido e importado para o código Monte Carlo para a simulação do transporte de radiação.

2.2.3 O simulador antropomórfico FAX

Em 2003, a ICRP publicou em seu relatório 89 intitulado, *Dados Anatômicos e Fisiológicos Básicos para o Uso em Proteção Radiológica: Valores de Referência* (ICRP 89, 2003). Esta nova série de dados foi a motivação para o desenvolvimento do simulador FAX (KRAMER, 2004) . A base de dados para a construção do fantoma FAX foram dois bancos de dados do qual o primeiro banco de dados possuía 151 imagens TC gravadas da varredura de tronco e cabeça de uma paciente, de 37 anos de idade, que pesava 63,4 kg e tinha uma altura de 1,65m. O segundo banco de dados possuía 206 imagens TC gravadas da varredura dos braços e pernas de uma mulher de 62 anos de idade. A cabeça do fantoma FAX foi a cabeça do simulador VOXELMAN do ZUBAL (2001). O peso e a altura foram adaptados para corresponder aos dados recomendados pela ICRP 89. Todos os órgãos de risco, exceto a medula óssea, foram segmentados manualmente por uma técnica que foi desenvolvida no Departamento de Energia Nuclear da UFPE em Recife. Depois da segmentação os volumes dos órgãos e tecidos foram ajustados para concordar com as massas recomendadas pela ICRP 89 (Figura 2.9).

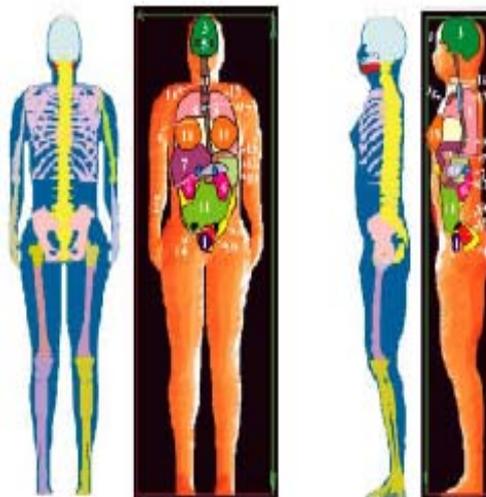


Figura 2.9: Simulador antropomófico FAX.

Essa adaptação das massas dos órgãos e tecidos foi feita aplicando a ICRU 44, assim o volume dos órgãos pode ser determinado. A Tabela 2.3 mostra a composição química e a densidade dos principais órgãos do fantoma FAX. No caso do tecido mole a composição química e a densidade foi a média dos dados para o cérebro, mamas, cólon, coração, rins, estômago, pâncreas, ovários, fígado e tireóide.

Tabela 2.3: Composições químicas dos principais órgãos do simulador FAX (ICRU 44, 1989).

Símbolo	Tec. Mole	Gordura	Pulmões	Músculo	Pele	Cart.	Ossos	Med. O. Vermelha	Med. O. Amarela
H	10,5%	11,4%	10,3%	10,2%	10%	9,6%	3,4%	10,5%	11,5%
C	12,5%	59,8%	10,5%	14,3%	20,4%	9,9%	15,5%	41,4%	64,4%
N	2,6%	0,7%	3,1%	3,4%	4,2%	2,2%	4,2%	3,4%	0,7%
O	73,5%	27,8%	74,9%	71,0%	64,5%	74,4%	43,5%	43,9%	23,1%
Na	0,2%	0,1%	0,2%	0,1%	0,2%	0,5%	0,1%	-	0,1%
Mg	-	-	-	-	-	-	0,2%	-	-
P	0,2%	-	0,2%	0,2%	0,1%	2,2%	10,3%	0,1%	-
S	0,18%	0,1%	0,3%	0,3%	0,2%	0,9%	0,3%	0,2%	0,1
Cl	0,22%	0,1%	0,3%	0,1%	0,3%	0,3%	-	0,2%	0,1
K	0,21%	-	0,2%	0,4%	0,1%	-	-	0,2%	-
Ca	0,01%	-	-	-	-	-	22,5%	-	-
Fe	0,01%	-	-	-	-	-	-	0,1%	-
I	0,01%	-	-	-	-	-	-	-	-

O fantoma FAX tem a dimensão de aresta do voxel definida como 3,6mm x 3,6 mm x 3,6 mm com um total de aproximadamente 5,3 milhões de voxels (Tabela 2.4). A este processo que consiste em redução ou ampliação de uma imagem 2D de acordo com fatores que envolvem as dimensões antigas e novas chama-se reamostragem. Depois

que todos estes passos de processamento de imagem foram executados, a informação do voxel de todas as fatias será então escrita para um arquivo de texto output no formato ASCII que será lido e incorporado ao MCNP.

Tabela 2.4: Representação dos IDs dos órgãos e tecidos do fantoma FAX.

ID FAX	Órgão	Nº de voxels	ID FAX	Órgão	Nº de voxels
0	Ar	4023972	45	Osso da perna direita (superior 1)	4000
1	Pele	98162	46	Osso da perna direita (inferior)	11500
5	Espinha	23600	47	Osso da perna esquerda (superior 1)	4000
6	Costelas + Clavículas + Esterno + Escápula	12951	48	Osso da perna esquerda (inferior)	11500
7	Pélvis	13000	49	Osso da perna direita (superior 2)	5500
8	Coração	12656	50	Osso da perna esquerda (superior 2)	5500
9	Músculo	357225	55	Corda espinal	1473
12	Fígado	28578	60	Tireóide	347
14	Rins	5614	61	Ovários	225
15	Faringe	500	71	Mandíbula 1	1340
16	Esôfago	715	75	Útero	1633
18	Intestino delgado	17963	77	Cerebelo	2789
22	Gordura	357152	79	Pâncreas	2450
24	Gases	622	81	Mandíbula 2	160
26	Lentes dos olhos	18	83	Cérebro	23748
27	Timo	408	90	Pulmões	78315
30	Cartilagem	582	95	Glândulas adrenais	266
31	Baço	2654	100	Mamas	9796
32	Urina	856	102	Zigoma (crânio)	175
33	Fezes	1000	106	Nervo ótico	26
34	Tecido glandular (mamas)	410	119	Olhos	190
35	Tecido Mole	39319	121	Sangue	83963
36	Crânio	13500	125	Dentes	212
40	Paredes da bexiga	817	140	Traquéia	660
41	Osso do braço direito (superior)	3000	150	Cólon	13881
42	Osso do braço direito (inferior)	3500	160	Estômago	7553
43	Osso do braço esquerdo (superior)	3000		Total de voxels	5296476
44	Osso do braço esquerdo (inferior)	3500		Tamanho de voxels: 0,36cm x 0,36cm x 0,36cm	

2.3 Código de transporte de radiações, baseado no método de Monte Carlo, MCNP.

Ao longo dos últimos anos, a solução de problemas na área de ciências radiológicas utilizando-se as técnicas de Monte Carlo tem crescido significativamente (LIMA, 2004). Este fenômeno pode ser notado pela crescente quantidade de publicações científicas nas áreas médicas e biológicas nas últimas décadas, e está relacionado ao rápido desenvolvimento de computadores cada vez mais velozes e acessíveis aos investigadores nestas áreas de pesquisas.

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

As distribuições de probabilidade que governam estes eventos são amostrados estatisticamente para descrever o fenômeno que está sendo simulado. Este processo de amostragem estatística é baseado na seleção de números aleatórios (LOUREIRO, 2002). No transporte de partículas da radiação, a técnica de Monte Carlo consiste em seguir cada partícula desde a fonte, onde ocorre o seu nascimento, ao longo de sua vida até a sua morte (escape, absorção etc.).

O código de transporte de radiação MCNP (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003), baseado no método de Monte Carlo, desenvolvido em *Los Alamos National Laboratory* (EUA), é atualmente um dos códigos computacionais mais utilizados mundialmente na área de transporte de radiação envolvendo nêutrons, fótons, elétrons e partículas carregadas tais como prótons, dêuterons, partículas alfa, etc. A capacidade de tratamento de geometrias complexas em 3 dimensões e a variedade de opções de dados de entrada faz, deste código, uma ferramenta muito conveniente e poderosa no campo da física médica, proteção radiológica, modelagem de instalações nucleares, detectores e blindagem da radiação.

2.3.1 Estrutura do arquivo de entrada (INPUT) do MCNP

O arquivo contendo dados de entrada (INP) para ser executado pelo código MCNP deve possuir a seguinte estrutura geral:

Título do problema:

Bloco de células – “Cell Cards”

*

*

*

Linha em branco

Bloco de superfícies – “Surface Cards”

*

*

*

Linha em Branco

Bloco de Dados – “Data Cards”

*

*

*

Antes de qualquer simulação de transporte de radiação, o código realiza diversas verificações na construção do arquivo de entrada, verificando os possíveis erros do usuário, e qualquer erro encontrado na estrutura dos dados de entrada é apresentado como um erro fatal, interrompendo a execução, sem que nenhum cálculo seja realizado.

2.3.2 Título do Problema.

Esta é a primeira linha que aparece nos dados de entrada do MCNP e, como as demais linhas, está limitada a 80 colunas. Esta linha pode conter diversas informações; entretanto é recomendável que se deva descrever sucintamente o problema que está sendo simulado, porque este título aparecerá em várias partes dos arquivos de saída do MCNP.

2.3.3 Descrição das Células – *CELL Cards*

Nesta parte dos dados de entrada, é feita a construção da geometria do problema e para esta representação geométrica, utilizam-se combinações de formas geométricas pré-definidas, como planos, esferas, elipsóides, dentre outras, que são selecionadas e descritas no item 2.5.4 (SURFACE). As regiões são combinadas utilizando-se operadores booleanos tais como intersecções e uniões, nesta parte também são representados os materiais que irão compor a geometria do problema.

2.3.4 Descrição das Superfícies – *SURFACE Cards*

São selecionadas as formas geométricas a serem utilizadas na representação geométrica do problema; para isto, são usados caracteres mnemônicos indicando o tipo de superfície e em seguida os coeficientes da equação da superfície selecionada.

2.3.5 Descrição dos dados físicos – *DATA Cards*

Parte dos dados de entrada onde é descrita a parte da física do problema; de uma forma geral, esta parte é composta dos seguintes itens:

2.3.5.1 Tipo de Radiação – *MODE Card*: Onde é feita seleção do tipo de radiação (ou radiações) que será simulada no problema, as possibilidades são:

MODE:

N: Apenas o transporte de nêutrons;

N P: Transporte de nêutrons e fótons;

P: Apenas o transporte de fótons;

E: Apenas o transporte de elétrons;

P E: Transporte de fótons e elétrons;

N P E: Transporte de nêutrons, fótons e elétrons.

O intervalo de energia, que é possível ser representado no MCNP, para cada tipo de partícula é:

Nêutrons: 10^{-11} MeV à 20 MeV;

Fótons: 1keV à 100GeV;

Elétrons: 1keV à 1GeV;

2.3.5.2 A Função do comando IMP Card:

Este é o mnemônico para a importância da partícula, que é utilizada no MCNP para: (a) finalizar a história de uma partícula. Para $IMP = 0$ o transporte da partícula não será simulado e (b) realizar a separação das regiões geométricas de maior importância para as de menos importância.

2.3.5.3 Especificação da fonte

Existem várias opções para descrever a fonte no MCNP; porém, algumas características são comuns, tais como: posição da fonte, energia, tipo de partícula, dentre outros dados que caracterizam a fonte.

2.3.5.4 Tipo de grandeza a ser calculada na simulação TALLY Card

O comando “TALLY” no MCNP é utilizado para especificar o que o usuário quer que seja escrito nos dados de saída, ao final de uma execução. Existem algumas opções, que podem ser selecionadas através do uso de seu mnemônico correspondente, que são apresentados na Tabela 2.5 a seguir:

Tabela 2.5: Grandezas que pode ser calculadas pelo MCNP.

Mnemônico	Descrição
F1:N, F1:P ou F1:E	Corrente integrada sobre uma superfície
F2:N, F2:P ou F2:E	Fluxo médio sobre uma superfície
F4:N, F4:P ou F4:E	Fluxo médio sobre uma célula
F5:N ou F5:P	Fluxo em um ponto
F6:N, F6:P ou F6:N	Energia depositada em uma célula
F7:N	Deposição de energia média de fissão de uma célula
F8:E ou F8:P,E	Distribuição de pulsos de energia criados em um detector
*F8	Deposição de carga MeV

2.3.5.5 Especificação de materiais

Os materiais são representados no MCNP pela composição isotópica, através da estrutura:

ZAID₁ fração₁ ZAID₂ fração₂ ...

Onde:

- ZAID_n é uma representação numérica na forma ZZZAAA.nnX, contendo o número atômico do elemento (Z), a massa do elemento (A) e nn e X são opções para o acionamento bibliotecas de seções de choque especiais.

Temos como exemplo: ${}_{74}^{182}\text{W} \Rightarrow \text{ZAID} = 74182$ 74 n°. atômico
182 n°. de massa

2.3.5.6 Delimitação do problema (Cutoffs):

Nesta opção são apresentados os limites impostos pelo usuário para a finalização do problema, tais como tempo, energia, número de histórias, etc. O MCNP utiliza este parâmetro como um limitador para cada uma das opções selecionadas. Como por exemplo, pode-se citar o número de histórias (Mnemônico **NPS**), que quando for atingido o número de histórias selecionado, o código irá interromper sua execução e apresentará então uma mensagem de finalização e terminará a execução do problema.

Deve-se lembrar que o MCNP utiliza uma linha em branco, para realizar a separação dos blocos de dados entre **CELL**, **SURFACE**, e **DATA**.

Neste item, não foram apresentadas todas as opções que podem ser utilizadas na representação de um problema no MCNP, que pode ser encontrado no manual do código, que contém uma grande quantidade de informações, porém, procurou-se dar uma idéia geral do que é necessário para a construção de um arquivo de entrada deste código.

Capítulo 3

A METODOLOGIA DE CÁLCULO

A solução de problemas complexos de radioproteção utilizando-se as técnicas de Monte Carlo aliado ao avanço da tecnologia de computadores cada vez mais velozes e acessíveis aos pesquisadores na área de radioproteção tem crescido significativamente. Isto pode ser notado pela crescente quantidade de publicações científicas nas áreas médicas e biológicas nos últimos anos usando o método de Monte Carlo.

3 O código de transporte de radiação MCNPX

O código de transporte de partículas MCNPX utilizado no presente trabalho é uma combinação da versão MCNP4C com o código LAHET (*Los Alamos High-Energy Transport*), que simula o transporte e interação de núcleons, múons, píons e íons leves em geometrias complexas partículas e estende as capacidades do MCNP. O código contém todas as capacidades do MCNP4C e MCNP5 e pode simular o transporte de fótons, elétrons, nêutrons, prótons, íons leves etc., partículas carregadas na matéria para amplas faixas de energias (BOZKURT, 2000).

3.1 Conversão de um arquivo de imagem para um arquivo de entrada INPUT do MCNPX

O *software* SCMS é uma ferramenta computacional para a construção de modelos anatômicos a partir de imagens médicas tal como, tomografia computadorizada, (TC), SPECT ou outros tipos de imagens digitais similares (YOURIYAZ, 2003). Este *software* interpreta as imagens e as transforma em um arquivo de input para ser usado pelo código MCNP para a simulação do transporte de radiação pelo corpo humano. Este “lê” um pequeno input de arquivo chamado “SINP” que contém a informação básica sobre o formato do arquivo de imagem e opções do usuário (YOURIYAZ et al, 2000;. YOURIYAZ et al, 2001; STABIN et al, 2002).

O usuário deve transformar todas as imagens para o formato ASCII, pois o SCMS só consegue “ler” os arquivos de imagens quando estão neste formato. Como resultado principal, o SCMS gera um arquivo chamado “MCNPINP”, da geometria integrando os dados anatômicos 3D e a atividade do mapa no formato apropriado, que é o *input* completo para a simulação do transporte de radiação.

3.2 A descrição da geometria do problema usando recurso “Estruturas Repetidas”

O principal objetivo do uso do recurso de estruturas repetidas no MCNP é a possibilidade de descrever apenas uma única vez as células e superfícies de qualquer estrutura que aparece mais de uma vez no problema a ser simulado. Através das estruturas repetidas é possível modelar geometrias difíceis e irregulares. Alguns exemplos da aplicação destas estruturas em construção de geometrias são: um núcleo de um reator nuclear que tem inúmeros módulos de combustíveis praticamente idênticos; uma sala contendo alguns objetos idênticos, contudo geometricamente complicados, distribuídos de forma irregular no interior da sala e no caso deste trabalho a construção de geometrias irregulares de órgão tais como: cólon, intestino delgado, pâncreas ou estômago (BOZKURT, 2000).

As células uma vez dispostas numa determinada seqüência podem então, definir um volume geométrico qualquer desejado, sendo que cada célula unitária neste volume poder ter sua composição e materiais alterados, facilitando a modelagem de volumes não apenas irregulares, mas também heterogêneos em sua composição.

Outro conceito utilizado é o universo, que corresponde a uma simples célula ou a um conjunto de células, tal como uma rede de várias células que se repetem. Uma vez que o universo é definido, ele pode ser utilizado para preencher outras células, criando-se desta forma outros níveis de definição geométrica. As redes podem ser formadas de células constituídas de hexaedros (polígono de 6 faces) ou prismas sextavados de 8 faces. Cada elemento da rede corresponde a uma célula.

Além de permitir a construção de estruturas irregulares, o recurso *estruturas repetidas* possibilita o cálculo da dose em cada rede ou célula, que representa um elemento de volume que compõe a estrutura. Desta forma, é possível obter não apenas o

valor da dose média no volume da estrutura, como também a dose em cada elemento de volume individualmente, fornecendo uma distribuição espacial de dose em todo volume da estrutura.

O uso deste recurso, entretanto, não reduz o tempo de processamento, pois toda a geometria do problema precisa ser verificada antes do início do processamento do transporte. Caso exista algum erro na geometria, o processo é interrompido com mensagens de erro. Quando a geometria é muito complexa, este passo consome muito tempo de processamento.

3.2.1 Estrutura dos dados de entrada do MCNP usando o fantoma em voxel

No fantoma em voxel a característica marcante é a *estrutura repetida* na composição da geometria do problema, fazendo com que todos os órgãos e tecidos do corpo humano sejam constituídos por voxels. Na célula do bloco principal, para o simulador FAX (Figura 3.1), têm-se que no eixo X existem 158 fatias, que resultam em uma largura de 56,88 centímetros; no eixo Y temos 74 fatias, que resultam em um comprimento de 26,64 centímetros e no eixo Z temos 453 fatias, que resultam em uma altura de 163,08 centímetros, (Figura 3.1 (a) e (b)).

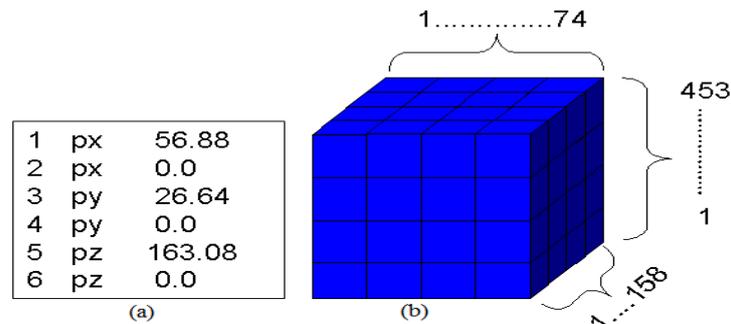


Figura 3.1: (a) Representação dos planos que definem a célula principal do simulador FAX e (b) diagrama esquemático da célula do bloco principal.

3.2.1.1 Preenchimento dos universos

O bloco resultante da intersecção dos seis planos é um paralelepípedo, onde é usado o comando “fill” para especificar como os universos preencherão este sólido geométrico. A Figura 3.2 mostra uma linha de comando onde “fill = 9999”, significa que o universo ou célula número 1, principal, não está preenchido por qualquer material,

isto é, vácuo (número 0); por fim determina-se a importância das partículas que depositarão energia na célula principal, para o caso do problema a ser estudado, as partículas selecionadas foram os fótons e elétrons, a eles atribuiu-se a importância igual a 1.

```
1 0 -1 2 -3 4 -5 6 fill=9999 imp:e=1 imp:p=1
```

Figura 3.2: Linha de comando do MCNP que representa na célula principal o preenchimento por vácuo, a intersecção dos planos e a importância para fótons e elétrons.

3.2.1.2 Definição da malha

No bloco de superfícies, define-se com seis planos, as seis faces do cubo que compõem o voxel de aresta de 0,36 cm (Figura 3.3). O comando “lat” define para o MCNP que a malha é feita por hexaedros. O comando “fill” informa quantas fatias existem no comprimento (158), na largura (74) e na altura (453), que formam o bloco que representa o fantoma FAX.

```
2 0 -301 302 -303 304 -305 306 lat=1 u=9999 fill=0:157 0:73 0:452
```

301	px	0.36
302	px	0.0
303	py	0.36
304	py	0.0
305	pz	0.36
306	pz	0.0

Figura 3.3: Representação dos comandos que definem as dimensões da aresta do voxel, através das intersecções de planos. Este universo é preenchido inicialmente por vácuo.

3.2.1.3 Transformação de uma matriz em estruturas repetidas

Na Figura 3.4, após os processos de segmentação, classificação e reamostragem, pode se observar, à esquerda uma matriz 2D da 55ª imagem do simulador MAX, *Male Adult Voxel*, (VIEIRA, 2004) e a sua respectiva inscrição no modelo de estruturas repetidas, por exemplo, no início o ID 0 aparece 97 vezes, logo é escrito, de forma

equivalente, 0 96r. No caso do fantoma FAX o modelo de representação de todos os órgãos e tecidos através da inscrição em estruturas repetidas têm em torno de 20.000 linhas.

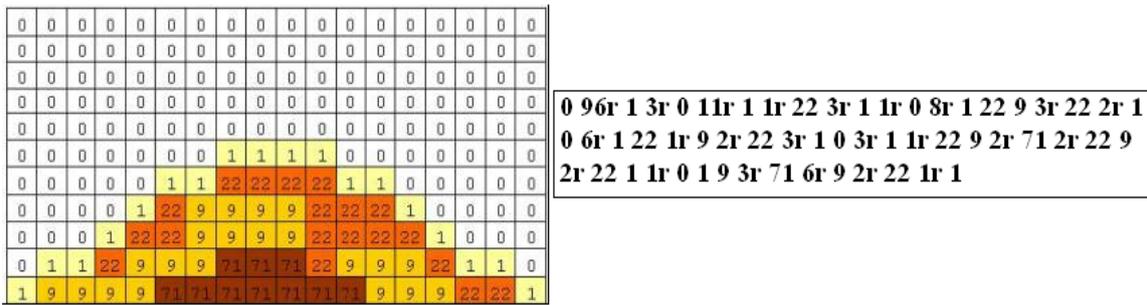


Figura 3.4: Exemplo da transformação de uma matriz 2D para o modelo de estruturas repetidas.

A modalidade de preenchimento dos universos tem o seguinte padrão. Suponha uma célula que recebeu o número como mostrado no detalhe da Figura 3.5. Esta célula está ligada a um material que recebeu o número 1, que por sua vez terá sua composição química definida no bloco de materiais; o número que vem à seguir representa a densidade física (g/cm^3) do material representado na célula; o próximo passo é definir as intersecções dos planos que vão formar o voxel, por fim atribui-se um universo que preencherá esta célula, no caso deste exemplo o universo representado pelo número 9 (Figura 3.5-detalhe).

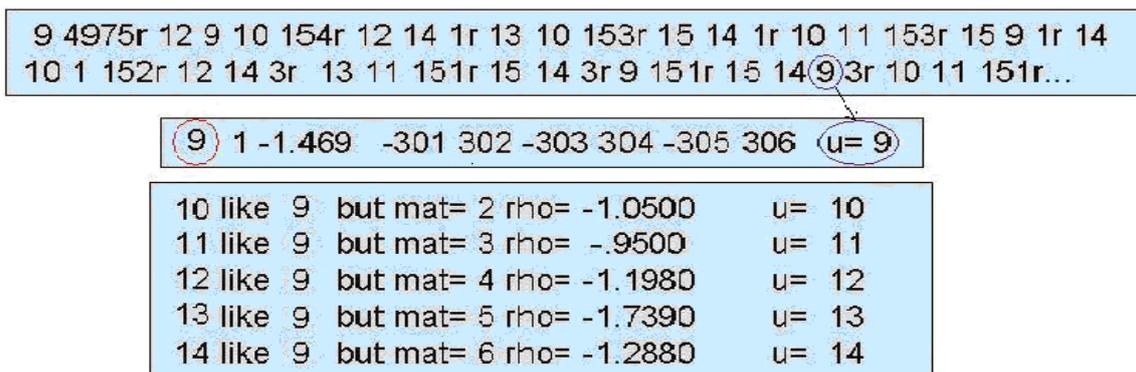


Figura 3.5: Descrição dos universos com especificação da densidade e materiais que irão compor os voxels.

3.2.1.4 Definição da grandeza a ser calculada

A dose absorvida em órgãos ou tecidos pode ser obtida a partir do comando mnemônico *F8, mostrada na Tabela 2.5. Por exemplo, na Figura 3.6 tem-se o registro de *f8 e a representação dos universos (106) para as glândulas adrenais, (127) para bexiga urinária e os universos (39 e 12) pertencem ao cérebro. Estes universos preenchem a célula 2 que representa o volume do voxel.

```

c-- glândulas adrenais
*f18:p (106<2)
c-- bexiga urinária
*f28:p (127<2)
c-- cérebro
*f38:p((39 12)<2)

```

Figura 3.6: Representação dos universos que preenchem a célula 2.

3.2.1.5 Representação do bloco de materiais

Como já foi dito na seção 2.5.5.5 um elemento químico pode ser representado na forma ZZAAA. A Figura 3.7 mostra, por exemplo, os elementos químicos que compõem a medula óssea. Por exemplo, o número 8000 significa que o MCNP está considerando todos os isótopos naturais do oxigênio (ZZAAA => 08000). O sinal negativo significa a porcentagem do elemento químico que existe no órgão a ser trabalhado como, por exemplo, ainda para o caso do oxigênio sua porcentagem será 33,8%. A modelagem dos elementos químicos que compõem a medula óssea e as suas respectivas porcentagens para o caso da medula óssea está representada na Tabela 3.7.

```

c Composição química da medula óssea vermelha - rho=1.005
m6  1000. -0.110      6000. -0.526      7000. -0.021
      8000. -0.338      11000. -0.0005    15000. -0.0005
      16000. -0.0015   19000. -0.001     26000. -0.0005

```

Hidrogênio	11,0%	Carbono	52,60%	Nitrogênio	2,10%
Oxigênio	33,8%	Sódio	0,05%	Fósforo	0,05%
Enxofre	0,15%	Potássio	0,10%	Ferro	0,05%

Figura 3.7: Elementos químicos presentes na medula óssea com suas respectivas porcentagens.

3.3 Geometria de Irradiação

Neste trabalho as *doses absorvidas médias* em órgãos foram calculadas para uma irradiação simulada de corpo inteiro com um feixe plano expandido e alinhado (56,88 cm de largura por 163,08 cm de altura) de fótons monoenergéticos de energias que variam de 10 keV a 10 MeV. 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 3.8.

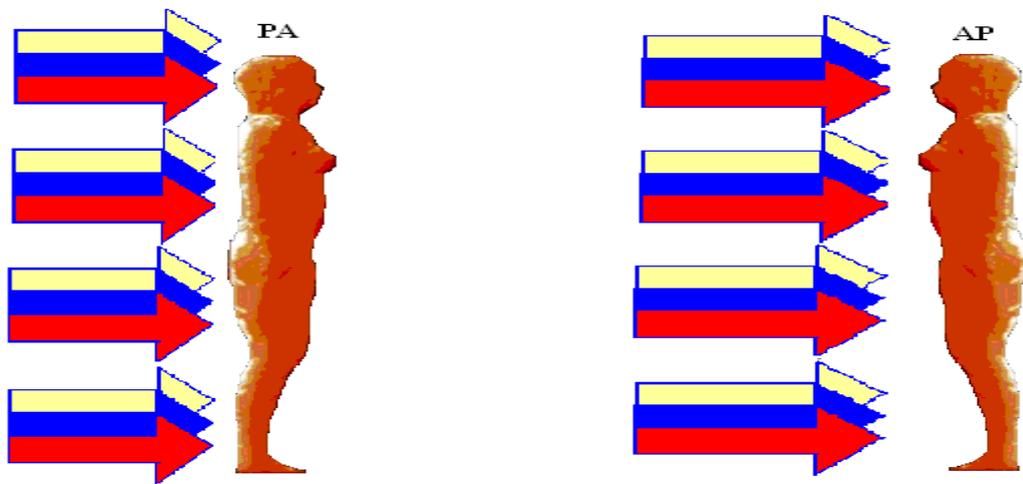


Figura 3.8: Geometrias de irradiação postero-anterior (PA) e antero-posterior (AP), simulados no presente trabalho.

3.4 Coeficiente de conversão para dose equivalente normalizada por kerma no ar, (H/K_{ar}).

No MCNP, quando usado o “tally” *F8, calculam-se as energias depositadas nos órgãos mais radiossensíveis, em MeV. Para a obtenção da dose equivalente normalizada por fluência (H/Φ), os valores das energias depositadas devem ser multiplicados pelo fator de $1,486 \times 10^{-9} \text{ Gy.cm}^2$, que leva em consideração as seguintes transformações:

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

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

$$V = 0,36\text{cm} \cdot 0,36\text{cm} \cdot 0,36\text{cm}$$

$$V = 0,046656\text{cm}^3$$

Este volume quando multiplicado pela densidade do tecido, fornecido pela (ICRU 44, 1989) resulta na massa do tecido (em kg), como exemplo, pode-se citar o estômago (Tabela 3.2).

Tabela 3.2: Exemplo para o estômago em termos de número de voxels, densidade física e energia depositada, calculado pelo MCNP.

Estômago	
Nº de Voxels	7553
Densidade (g/cm ³)	1,05
Energia Depositada (100 MeV)	1,4 x 10 ⁻⁴ MeV

Portanto têm-se:

- Massa: $7553 \cdot 0,046656 \text{ cm}^3 \cdot 1,05 \cdot 10^{-3} \frac{\text{kg}}{\text{cm}^3} = 0,370 \text{ kg}$ (3.1)

- $(H/\Phi): \frac{1,4 \cdot 10^{-4} \cdot 1,48601366 \cdot 10^{-9} \text{ J.cm}^2}{0,370\text{kg}} = 5,61 \cdot 10^{-13} \text{ Sv.cm}^2$ (3.2)

O próximo passo é dividir o valor da (H/Φ) , equação (3.2), pelo kerma no ar para a correspondente energia (Tabela 3.3). No caso acima exemplificado, o valor do kerma no ar para fótons de 100 keV, de acordo com a ICRP publicação nº. 74 (ICRP, 1996), como mostrado na Tabela 3.3, é $3,71 \cdot 10^{-13} \text{ Gy.cm}^2$. Assim o valor do coeficiente de conversão para a dose equivalente normalizada por kerma no ar, é então:

- $(H/K_{\text{ar}}): \frac{5,61 \cdot 10^{-13}}{3,71 \cdot 10^{-13}} = 1,513 \text{ Sv/Gy}$ (3.3)

Tabela 3.3: Valores de (K_{ar}/Φ) fornecidos pela com a ICRP 74, (ICRP 74, 1996).

Energia (MeV)	Kerma no ar (K_{ar}/Φ) (p.Gy.cm ²)
0,01	7,43
0,015	3,12
0,02	1,68
0,03	0,721
0,04	0,429
0,05	0,323
0,06	0,289
0,08	0,307
0,1	0,371
0,15	0,599
0,2	0,856
0,3	1,38
0,4	1,89
0,5	2,38
0,6	2,84
0,8	3,69
1	4,47
2	7,55
4	12,1
6	16,1
8	20,1
10	24

3.5 Coeficientes de conversão para a dose efetiva em termos de kerma no ar (E/K_{ar}) .

Cada órgão ou tecido radiosensível, têm um fator de peso associado, assim a próxima etapa do cálculo é multiplicar o valor (H/K_{ar}) , dado obtido pela relação em (3.3), pelo fator de peso do tecido, que para o caso exemplo, o estômago, ($w_{estômago} = 0,12$), assim temos:

- $1,513 \times 0,12 = 0,1816 \text{ Sv/Gy}$ (3.4)

Os fatores de peso dos tecidos radiosensíveis foram dados na seção 2.1.3, Tabela 2.2. Para a energia de 100 keV os valores (H/K_{ar}) , para todos os órgãos que compõem a dose efetiva são dados na Tabela 3.4:

Tabela 3.4: Valores (H/K_{ar}) para os principais tecidos ou órgãos do simulador FAX, para fótons de 100 keV e geometria de irradiação AP.

Tecido ou Órgão	$w_{T,x} H/K_{ar}$ (Sv/Gy)
Ovários	0,271
Medula óssea	0,153
Cólon	0,179
Pulmão	0,143
Estômago	0,182
Bexiga	0,076
Mamas	0,078
Fígado	0,067
Esôfago	0,055
Tiróide	0,078
Pele	0,011
Superfície óssea	0,016
Restante	0,005

Aplicando-se a equação (2.1.3) em todos os órgãos e tecidos ($w_{T,x} (H/K_{ar})$) apresentados na Tabela 3.4, obtém-se o valor 1,313 Sv/Gy para o coeficiente de conversão em termos de dose efetiva, (E/K_{ar}), para a energia de 100 keV e geometria de irradiação AP. Os valores de (E/K_{ar}) calculados para as energias de 10 keV até 10 MeV para as geometrias de irradiação AP e PA, serão apresentados e discutidos no Capítulo 4, a seguir.

Capítulo 4

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Nas seções seguintes deste capítulo são apresentados qualitativamente os resultados dos coeficientes de conversão para padronizar feixes monoenergéticos devido a fótons nas faixas de energias de 10 keV à 10 MeV para as geometrias AP e PA. Os valores dos coeficientes de conversão são comparados com os valores obtidos a partir de simuladores matemáticos disponíveis na literatura.

4.1 Coeficientes de conversão para a dose equivalente em órgãos e tecidos em termos do kerma no ar (H/K_{ar}).

Os resultados para os coeficientes de conversão em termos do kerma no ar para fótons de 100 keV, para as geometrias de irradiação AP e PA, são apresentados, respectivamente, nas Tabelas 4.1 e 4.2. São apresentados nas tabelas citadas os valores de H/K_{ar} obtidos com o código EGS4 por KRAMER et. al. e os recomendados pela publicação n.º. 74 da ICRP (ICRP 74, 1996), baseado em simuladores matemáticos. Na última coluna de cada tabela, são apresentadas as diferenças relativas percentuais entre os valores obtidos usando o simulador de voxel (FAX) e os valores estipulados pela ICRP 74, para os órgãos e tecidos específicos para o cálculo da dose equivalente efetiva. Estas diferenças percentuais são obtidas pela seguinte relação:

$$\text{(Diferença Relativa \%)} = \frac{[(\text{Resultado ICRP 74}) - (\text{Resultado Fantoma FAX})]}{(\text{Resultado ICRP 74})} \quad (4.1.1)$$

Tabela 4.1: Valores dos coeficientes de conversão obtidos usando o simulador FAX e os valores recomendados pela ICRP publicação n°. 74, para fótons de 100 keV e geometria de irradiação AP.

Órgãos	H/K _{ar} (Sv/Gy) MCNPX	H/K _{ar} (Sv/Gy) EGS4 (Kramer et. al. 2004)	Dif. Rel.	H/K _{ar} (Sv/Gy) ICRP 74	Dif.Rel.
Glândulas adrenais	0,865	0,789	-	-	-
Bexiga	1,519	1,559	2,6%	1,656	8,3%
Cérebro	0,783	0,750	-	-	-
Lentes dos olhos	1,659	1,470	11,4%	1,53	8,4%
Cólon	1,491	1,500	0,6%	1,416	5,3%
Mamas	1,565	1,616	3,3%	1,6	2,2%
Rins	0,890	0,884	-	-	-
Fígado	1,331	1,344	1,0%	1,403	5,1%
Pulmões	1,188	1,224	3,0%	1,291	8,0%
Mus/Adipose	1,032	1,001	-	-	-
Esôfago	1,094	1,132	18,1%	0,926	18,1%
Ovários	1,354	1,309	3,4%	1,282	5,7%
Pâncreas	1,326	1,337	-	-	-
Medula óssea vermelha	1,274	1,015	20,3%	0,822	55,0%
Intestino Delgado	1,529	1,501	-	-	-
Pele	1,122	1,240	10,5%	1,097	2,3%
Baço	1,188	1,199	-	-	-
Estômago	1,513	1,523	0,6%	1,65	8,3%
Timo	1,514	1,621	7,1%	1,866	18,9%
Tireóide	1,566	1,513	3,4%	1,873	16,4%
Traquéia	1,354	1,377	-	-	-
Útero	1,043	1,016	2,6%	1,376	24,2%
Tecido Mole	1,705	1,270	-	-	-
Média Esqueleto	1,626	1,844	13,4%	1,757	7,4%
Ossos Antebraço	1,477	1,955	-	-	-
Ossos Braço	2,629	2,061	-	-	-
Co/Cl/Es/Esc	2,582	2,012	-	-	-
Espinha	1,042	1,349	-	-	-
Crânio	0,919	1,417	-	-	-
Mandíbula	2,274	2,269	-	-	-
Pélvis	2,031	1,886	-	-	-
Fêmur	1,667	2,189	-	-	-
Ossos Can.	1,749	2,335	-	-	-
Ossos Inferiores pernas	1,521	2,012	-	-	-
Media Corpo Inteiro	1,126	1,211	-	-	-
Restante	1,055	-	-	1,172	10,0%

Tabela 4.2: Valores dos coeficientes de conversão obtidos usando o simulador FAX e os valores recomendados pela ICRP publicação n°. 74, para fótons de 100 keV e geometria de irradiação PA.

Órgãos	H/K _{ar} (Sv/Gy) MCNPX	H/K _{ar} (Sv/Gy) ICRP 74	Dif.Rel.
Glândulas adrenais	1,385	-	-
Bexiga	0,858	0,789	-8,8%
Cérebro	0,934	-	-
Lentes dos Olhos	0,203	0,193	-5,2%
Cólon	0,862	1,036	16,8%
Mamas	0,571	0,574	0,5%
Rins	1,443	-	-
Fígado	0,988	1,077	8,3%
Pulmões	1,261	1,397	9,7%
Mus/Adipose	1,146	-	-
Esôfago	1,075	1,138	5,5%
Ovários	0,880	1,234	28,7%
Pâncreas	0,936	-	-
Med oss ver	1,764	1,347	-31,0%
Intestino Delgado	0,804	-	-
Pele	1,091	1,083	-0,7%
Baço	1,123	-	-
Estômago	0,816	0,815	-0,1%
Timo	0,666	0,487	-36,8%
Tireóide	0,701	0,532	-31,8%
Traquéia	0,843	-	-
Útero	1,252	1,054	-18,8%
Tecido Mole	1,231	-	-
Méd.Esqueleto	1,877	2,04	8,0%
Oss.Ante.	2,002	-	-
Oss.Br.	2,101	-	-
Co/Cl/Es/Esc	2,294	-	-
Espinha	2,618	-	-
Crânio	0,948	-	-
Mandíbula	0,814	-	-
Pélvis	2,195	-	-
Fêmur	1,404	-	-
Oss.Can.	1,559	-	-
Oss.Inf.Per.	1,547	-	-
Med.Corpo Int.	1,160	-	-
Restante	1,139	1,172	2,8%

O erro médio percentual para os órgãos relacionados na faixa de energia de 100 keV é 12,7% para a geometria de irradiação AP. Para o caso da medula óssea a diferença percentual é grande, 55%, o que pode ser explicado pelo fato devido ao fato

que os modelos matemáticos tratam a medula óssea como uniformemente distribuída nos ossos. O cálculo do coeficiente de conversão da medula óssea é um caso à parte e será discutido na seção 4.1.3. Geralmente órgãos de tamanho e massas pequenas geram maiores diferenças percentuais em termos de coeficiente de conversão, por exemplo, podemos citar os seguintes órgãos: ovários, timo, tireóide e esôfago. A localização dos órgãos para o simulador FAX e o fantoma matemático é diferente e este fato tem grande relevância no cálculo do coeficiente de conversão.

Na geometria de irradiação PA o erro médio para fótons de energia de 100 keV é 13,8% e nota-se que quanto mais próximo o órgão estiver da fonte plana, menor será a sua diferença percentual. A discrepância nos valores dos coeficientes de conversão para a medula óssea, que na geometria de irradiação AP é 55%, na geometria PA apresenta uma diferença percentual de 31%, isto ocorre porque grande parte da medula óssea (43,6%) está distribuída na espinha. Observa-se também para os ovários, timo e tireóide diferenças percentuais relativamente grandes, devidos às suas localizações nos simuladores.

Nas Figuras 4.1 à 4.9 são apresentadas as discrepâncias entre os valores de H/K_{ar} , para fótons de 50 keV, 100 keV, 500 keV, 1 MeV, 4 MeV e 10 MeV obtidos através do modelo anatômico baseados em imagens (FAX) e os recomendados pela ICRP 74 (baseados em modelos antropomórficos matemáticos), para os órgãos considerados no cálculo da dose efetiva estipulados na ICRP 60 (ICRP 60, 1991).

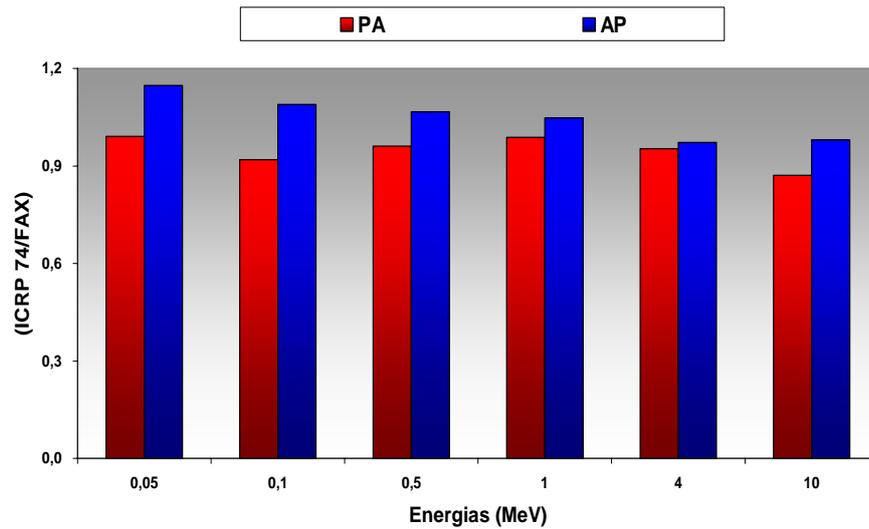


Figura 4.1: Razão $(H / K_{ar})_{ICRP 74} / (H / K_{ar})_{FAX}$ para a bexiga.

A bexiga no fantoma matemático foi modelada como o volume entre dois elipsóides concêntricos (45,7g), enquanto que o fantoma FAX foi representado por 817 voxels (40,0g). A posição dos órgãos para os dois modelos também é diferente, proporcionando diferentes espessuras de tecidos proteção para a bexiga, por isso ocorrem as discrepâncias observadas para a geometria AP (Figura 4.1). Na geometria PA, ambos os modelos têm aproximadamente a mesma a espessura de tecido que protege a bexiga.

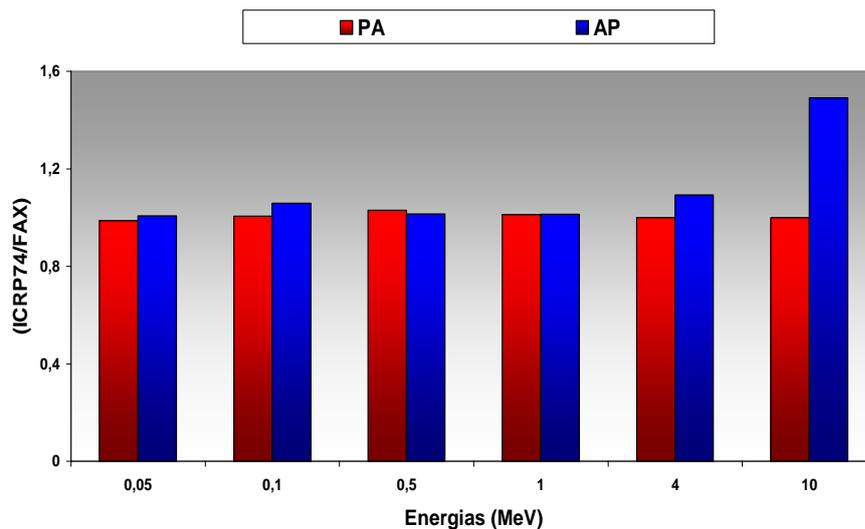


Figura 4.2: Razão $(H / K_{ar})_{ICRP 74} / (H / K_{ar})_{FAX}$ para as mamas.

As mamas no modelo matemático são compostas por dois elipsóides atracados ao tronco (contendo 403g de tecido mole). No fantoma FAX, entretanto, as mamas são representados por 9796 voxels (480g de tecido mole). Para altas energias a diferença entre os dois modelos se mostra mais evidente principalmente para a energia de 10 MeV (Figura 4.2). Comportamento similar é observado para a pele.

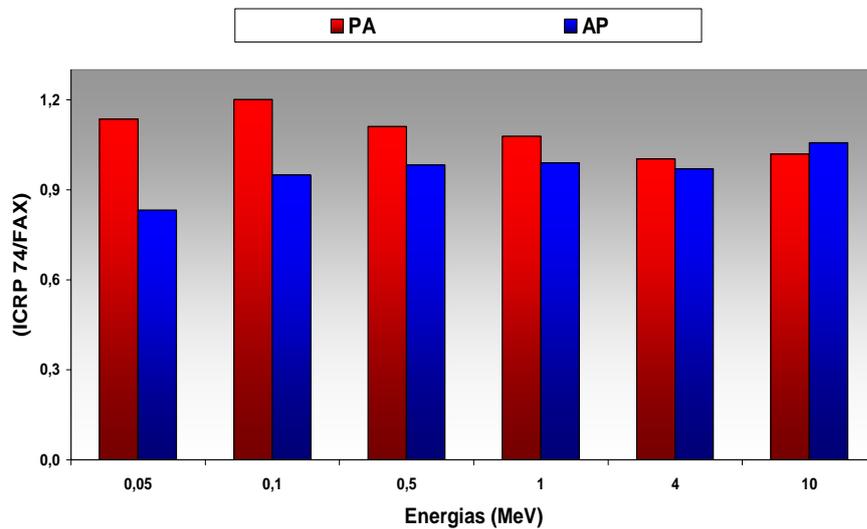


Figura 4.3: Razão $\frac{(H / K_{ar})_{ICRP 74}}{(H / K_{ar})_{FAX}}$ para o cólon

O cólon em ambos os modelos é uma combinação dos intestinos superior e inferior. No modelo matemático, o intestino superior, no qual consiste no cólon ascendente e cólon transversal, foi modelado por cilindros elípticos e tem a massa de 452g. O intestino inferior, que consiste no cólon descendente e cólon sigmóide, é definido por cilindros elípticos e toro aplanado e tem a massa de 310g. No fantoma FAX, entretanto, o cólon é representado por 13881 voxels (680g). Na geometria AP os resultados comprovaram que o cólon recebeu maiores doses no modelo matemático, porém a diferença foi mínima (Figura 4.3). Na geometria PA a dose no cólon foi maior no modelo matemático, principalmente para baixas energias, porque neste modelo a espessura de proteção deste órgão é menor que no fantoma FAX.

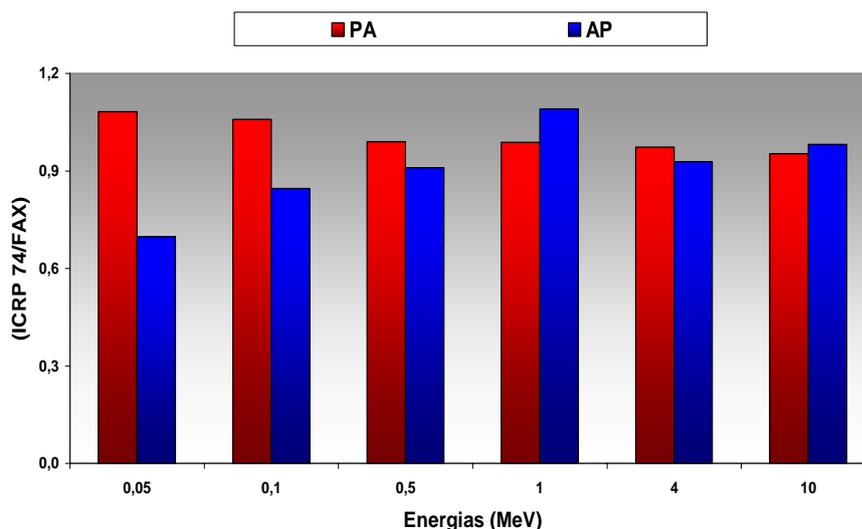


Figura 4.4: Razão $\frac{(H / K_{ar})_{ICRP 74}}{(H / K_{ar})_{FAX}}$ para o esôfago.

A parede do esôfago no modelo matemático teve a geometria definida como um cilindro elíptico entre o pescoço e a parte superior do estômago (41g). No fantoma FAX, foi representado por 715 voxels (35,0g). Na geometria PA não existem diferenças relevantes (Figura 4.4), porém na geometria AP para as faixas de energias de 50 e 100 keV, que geram maiores ângulos de espalhamento, existem grandes diferenças que podem ser explicadas pela definição geométrica do órgão e sua localização para ambos os modelos.

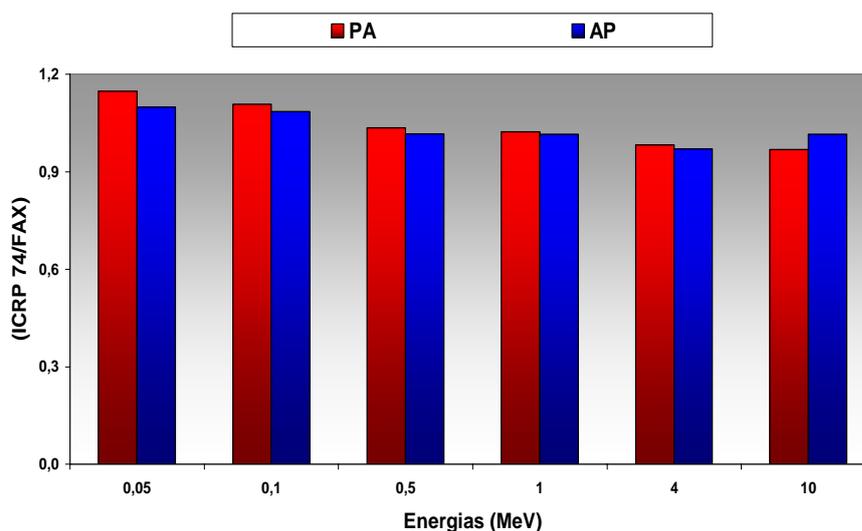


Figura 4.5: Razão $\frac{(H / K_{ar})_{ICRP 74}}{(H / K_{ar})_{FAX}}$ para os pulmões.

No modelo matemático, os pulmões são definidos como metade de um elipsóide (1000g de tecido pulmonar e $0,296 \text{ g/cm}^3$ de densidade física). Os pulmões do fantoma

FAX têm a mesma densidade física e 78.315 voxels (950g). A dose recebida por este órgão é muito similar para ambas as geometrias (Figura 4.5).

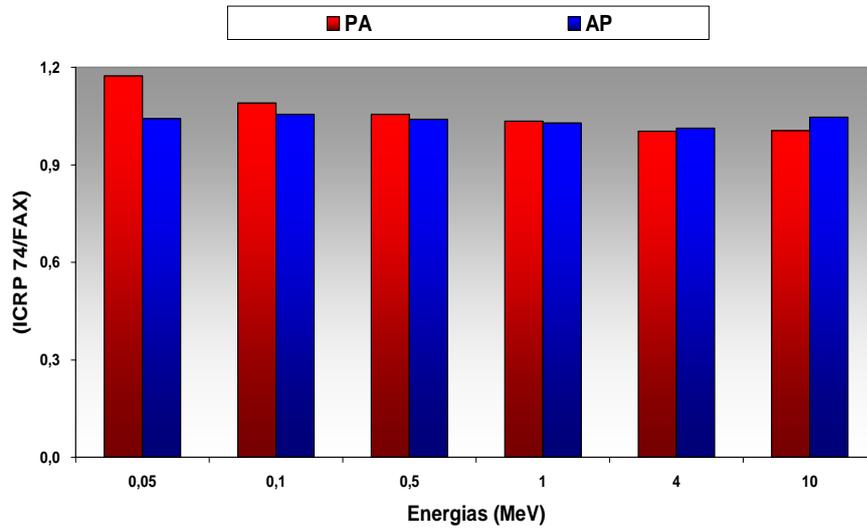


Figura 4.6: Razão $\frac{(H / K_{ar})_{ICRP \ 74}}{(H / K_{ar})_{FAX}}$ para o fígado.

O fígado é definido no modelo matemático como um cilindro elíptico (1910g). No fantoma FAX, este órgão foi representado por 28.578 voxels (1400g). As doses absorvidas nas geometrias AP e PA, como ocorreu nos pulmões, se mostram muito similares (Figura 4.6).

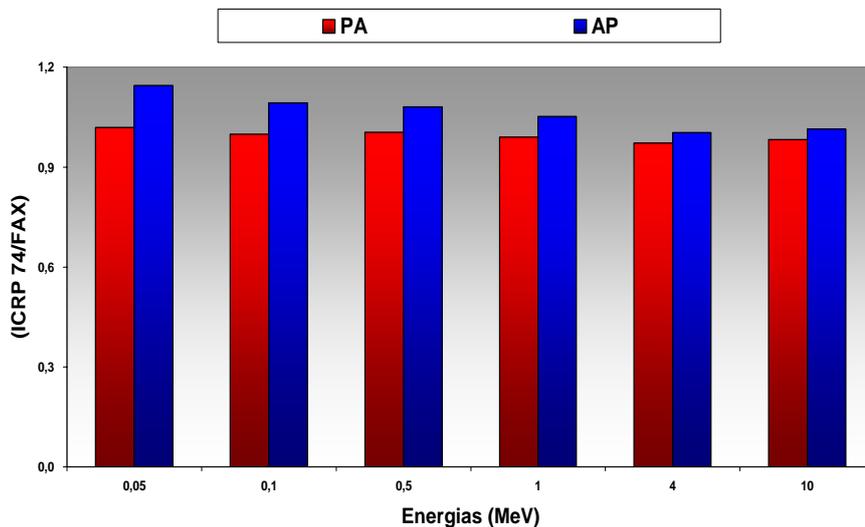


Figura 4.7: Razão $\frac{(H / K_{ar})_{ICRP \ 74}}{(H / K_{ar})_{FAX}}$ para o estômago.

A parede estomacal no modelo matemático é também desenhada como o volume entre dois elipsóides concêntricos (158g). No fantoma FAX, foi representada por 7553

voxels (370g). A geometria AP recebeu uma maior dose por causa da sua localização, quando se comparam os dois modelos (Figura 4.7).

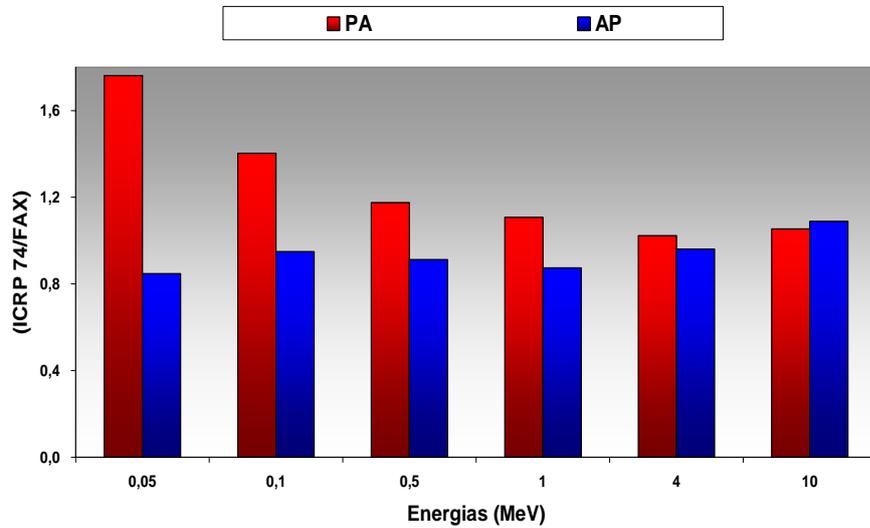


Figura 4.8: Razão $\frac{(H / K_{ar})_{ICRP \cdot 74}}{(H / K_{ar})_{FAX}}$ para os ovários.

Os ovários no modelo matemático foram representados por duas esferas, no simulador FAX foi representado por 225 voxels (11g). A dose na geometria AP em ambos os modelos têm pouca discrepância (Figura 4.8), porém o mesmo foi observado para a geometria PA, que recebe maiores doses no modelo matemático. A diferença percentual entre os dois modelos para baixas energias se mostra evidente (43%), sendo que esta diferença se deve principalmente à localização do órgão e seu tamanho.

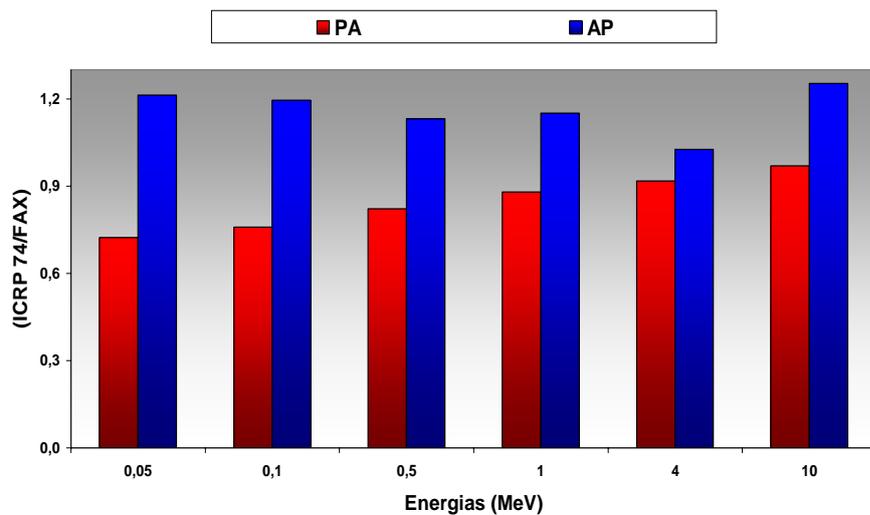


Figura 4.9: Razão $\frac{(H / K_{ar})_{ICRP \cdot 74}}{(H / K_{ar})_{FAX}}$ para a tireóide.

A tireóide foi desenhada geometricamente no modelo matemático como dois cilindros concêntricos (20,7g). No fantoma FAX, este órgão foi representado por 347 voxels (17g). Convém lembrar que no modelo matemático a garganta não é simulada, sendo a tireóide coberta de tecido, fato que influencia nas doses recebidas tanto na geometria AP quanto PA (Figura 4.9).

4.1.1 Comportamento gráfico de (H/K_{ar}) para órgãos em função da energia dos fótons.

As Figuras 4.10 e 4.11 mostram o comportamento gráfico (perfil da curva) dos coeficientes de conversão em termos de dose equivalente para o estômago em função da energia dos fótons para as projeções AP e PA, respectivamente. Os gráficos têm o seguinte comportamento: de 15 keV até 80 keV (geometria AP) e 20 keV até 100 keV (geometria PA) a curva apresenta um comportamento ascendente, tendo, os picos de máximos dos coeficientes de conversão localizados entre as energias de 80 keV e 100 keV. Após os pontos de máximos os coeficientes de conversão decrescem vagarosamente até atingir uma estabilidade que geralmente ocorre para energias após 1 MeV (Figura 4.10).

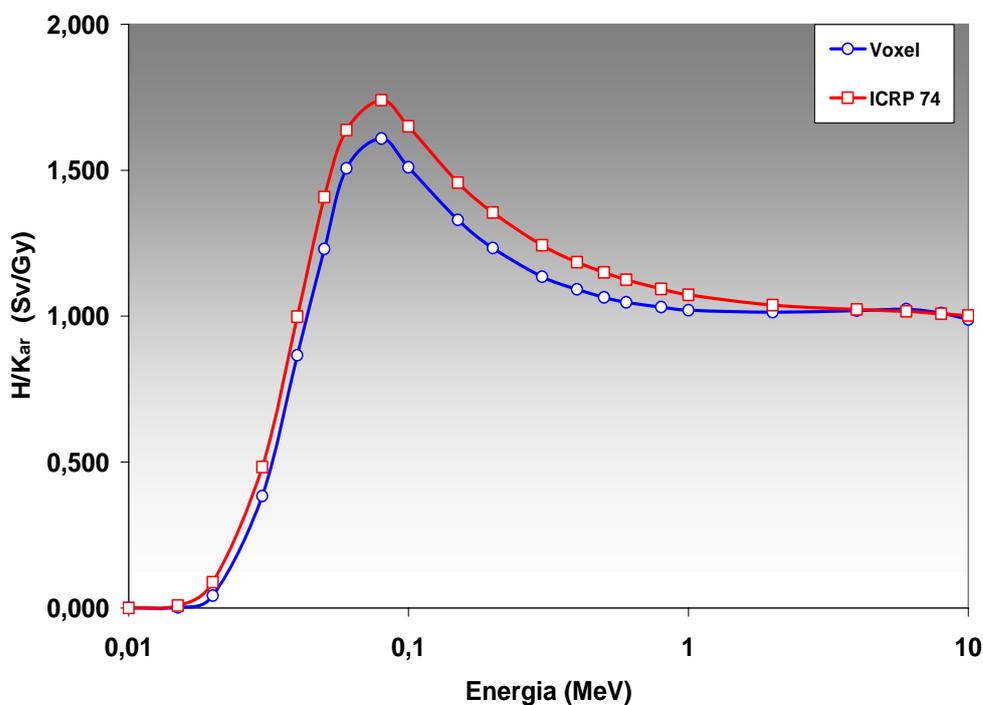


Figura 4.10: Coeficientes de conversão para fótons com energias de 10 keV à 10 MeV para o estômago e geometria AP.

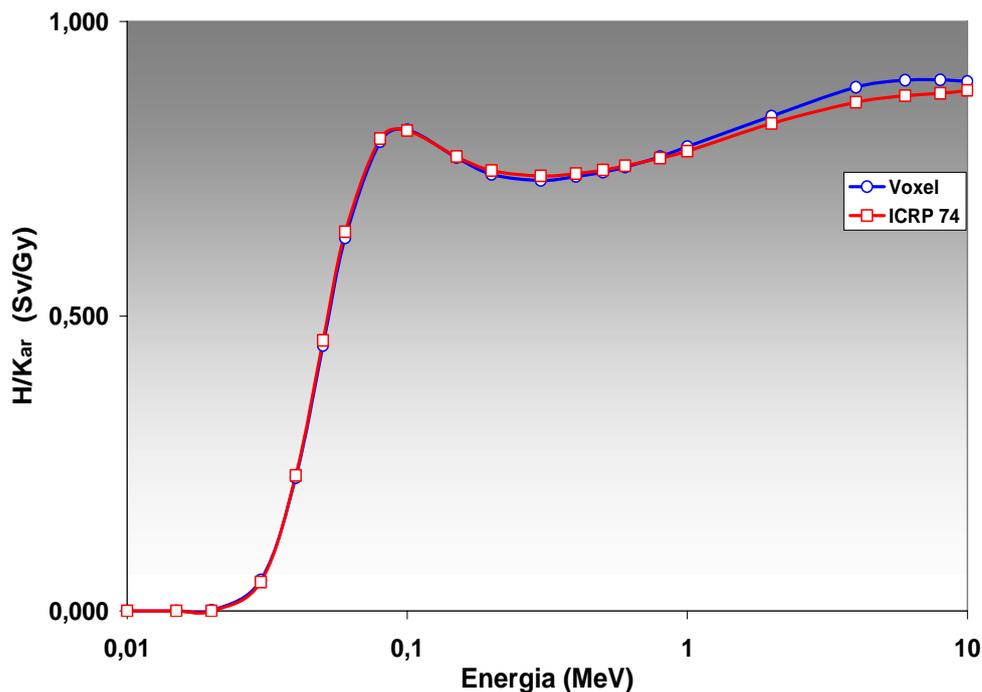


Figura 4.11: Coeficientes de conversão para fótons com energias de 10 keV à 10 MeV para o estômago e geometria PA.

Os coeficientes de conversão dependem da energia dos fótons, da posição e tamanho dos órgãos. Os valores dos coeficientes de conversão para todos os órgãos usados no cálculo da dose efetiva, foram comparados com os valores estipulados pela ICRP 74 e são apresentados no Anexo A.

4.1.2 Segmentação da pele

A pele é um dos órgãos que teve o gráfico do coeficiente de conversão para a dose equivalente destoante quando se fez uma comparação entre o modelo matemático e o modelo em voxel, tanto para a geometria PA quanto AP, para as energias acima de 1 MeV. O processo de segmentação da pele do fantoma FAX foi diferente quando comparado aos demais órgãos, tipicamente, a espessura de pele do fantoma FAX definido pela ICRP 89 é de 1,2 mm já a espessura do voxel é 3,6mm. Assim, dependendo do ponto de interação da radiação no interior do voxel, o fóton pode depositar a energia ora na pele, ora na gordura (que é a camada logo abaixo da pele).

As Figuras 4.12 e 4.13 mostram os comportamentos gráficos de (H/K_{ar}) para a pele em função das energias dos fótons incidentes nas geometrias AP e PA. As curvas mostram o efeito dos elétrons secundários, cujos alcances para altas energias dos fótons incidentes superam as espessuras de órgãos ou tecidos superficiais, no caso a pele, provocando uma diminuição da dose absorvida. Como a pele do simulador FAX tem 1,2 mm de espessura, os fotoelétrons produzidos pela interação das altas energias com a pele depositam pouca energia na mesma, ocorrendo, conseqüentemente, uma drástica queda nos valores (H/K_{ar}) . Outro fato que explica esta discrepância é que o simulador matemático considera o equilíbrio eletrônico, ou seja, este modelo não considera que o fotoelétron deposite toda a energia no local da interação do fóton. Essa aproximação é válida somente para fótons com energias menores que 1 MeV (ICRP 74). Para energias maiores que 1 MeV existe a possibilidade do elétron depositar energia fora dos limites da pele.

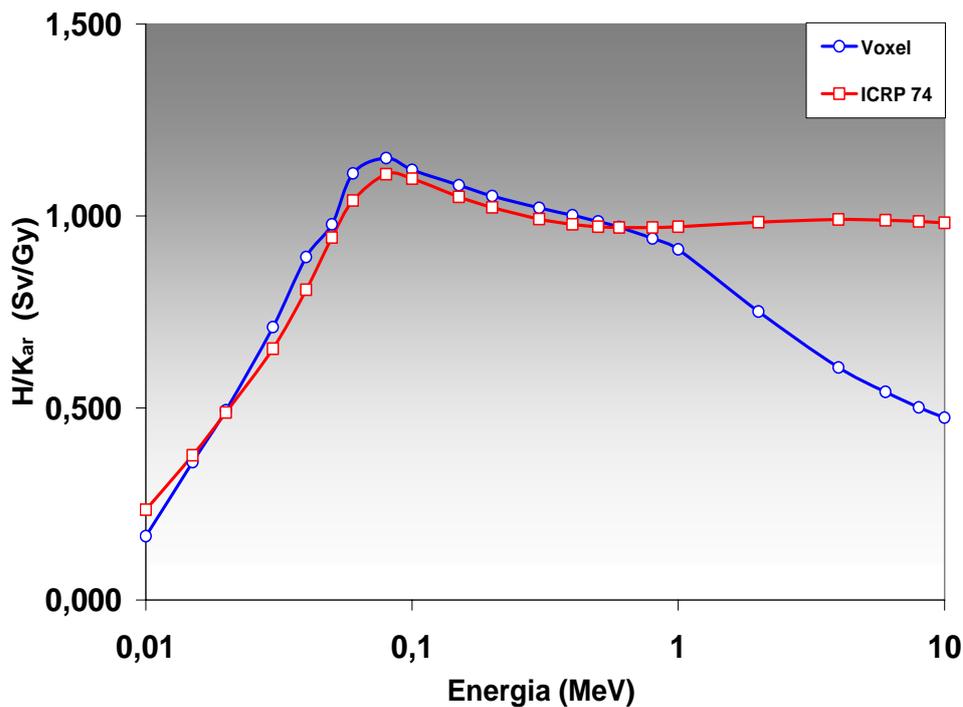


Figura 4.12: H/K_{ar} em função da energia do fóton para a pele e geometria de irradiação AP.

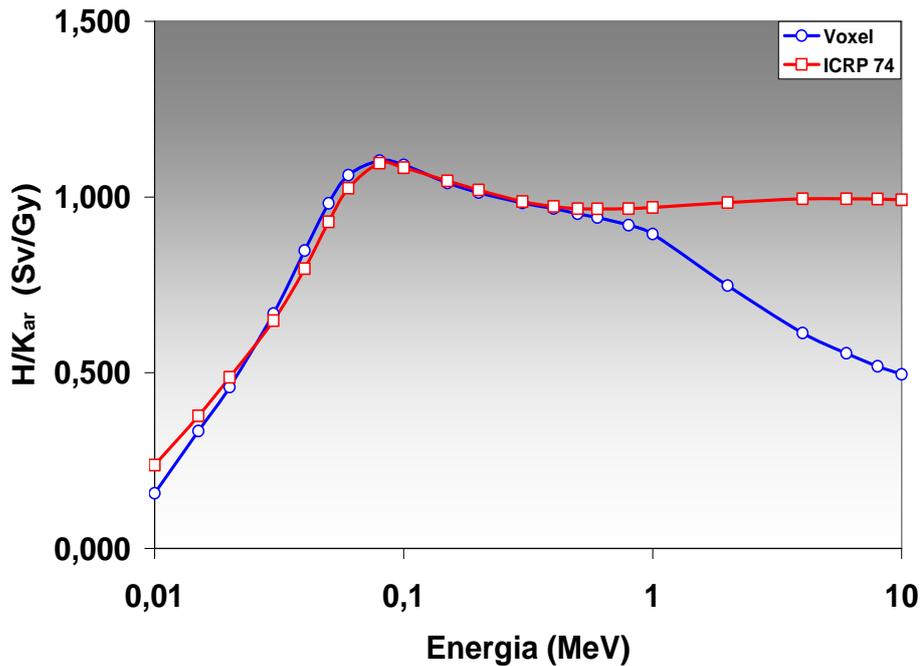


Figura 4.13: H/K_{ar} em função da energia do fóton para a pele e geometria de irradiação PA.

4.1.3 Cálculo da dose equivalente na medula óssea vermelha para o fantoma FAX.

No simulador FAX, as arestas dos voxels têm uma dimensão de 3,6 mm, contudo algumas estruturas da medula óssea vermelha possuem dimensões menores que 1 mm, por isso a energia depositada e, conseqüentemente, sua dose equivalente não pode ser calculada diretamente. O cálculo da energia depositada leva em conta alguns fatores de correção que são dados:

O valor encontrado para energia depositada nos ossos que compõe a medula óssea vermelha deve ser multiplicado por três fatores f_1 , f_2 , f_3 , assim:

$$\text{Energia Depositada}_{\text{MED.OSS.VER.}} = \text{Energia Depositada}_{\text{OSSO ESPECÍFICO}} \times f_1 \times f_2 \times f_3 \quad (4.1)$$

O fator f_1 leva em consideração a massa da medula óssea vermelha distribuída através de alguns ossos específicos do esqueleto. As informações e os valores percentagem de medula óssea existente nesses ossos específicos são apresentadas na ICRP 70 (ICRP 70, 1995), porém os valores usados na simulação são exclusivos do

simulador FAX (KRAMER et. al., 2004) que têm diferenças mínimas em relação à ICRP 70. A Tabela 4.3 apresenta estas porcentagens.

Tabela 4.3: Porcentagem de fração em massa de medula óssea vermelha para mulher de referência e o simulador FAX (Kramer et. al., 2004).

Ossos Específicos	ICRP 70	FAX
Espinha	42,2%	43,6%
CECE	22,8%	21,7%
Pélvis	17,5%	16,6%
Crânio	8,4%	8,4%
Fêmur	6,7%	6,7%
Ossos Braço	2,3%	3,0%

O valor da energia depositada que é calculada pelo MCNP para o osso específico é multiplicado pela porcentagem dada na Tabela 4.3 e posteriormente é multiplicado pela razão entre a massa da medula óssea e a massa do osso específico.

O fator de correção f_2 é chamado de coeficiente de absorção de massa-energia para a mistura esquelética e se aproxima da unidade quando a energia do fóton se torna maior que 200 keV. O f_2 para a mistura do voxel específico é calculado como a soma ponderada (pelas frações de massa) dos f_2 para os tecidos do esqueleto que o voxel contém (podem ser osso, RBM, YBM e cartilagem). As frações de massa (Tabela 4.2) são calculadas com base nas frações de volume e na densidade no voxel específico e os coeficientes de absorção de massa-energia para os tecidos do esqueleto foram obtidos com base em dados publicados por (HUBBELL,1982). A Tabela 4.4 apresenta os valores dos fatores de correção (f_2) para fótons de 10 keV, 50 keV, 100 keV e 200 keV.

Tabela 4.4: Coeficientes de absorção e massa.

Energias (keV)	Fator de correção (f_2)
10	0,270
50	0,295
100	0,754
200	1,071

Os fatores de correção f_3 para a dose adicional na RBM devida aos fotoelétrons liberados na adjacência do osso para as cavidades da medula óssea não podem ser ajustados ao nível de voxel, porque são baseados em dados para ossos específicos. Porém, os fatores de *Spiers* foram atualizados por dados mais recentes, publicados por (KING e SPIERS 1985), e referenciados como *fatores de King-Spiers* (f_3). Em geral,

estes novos fatores (Tabela 4.5) são menores para os ossos principais que contêm RBM (costelas, esterno, clavículas e escápulas (CECE), espinha e pélvis).

Tabela 4.5: Fatores de correção para os ossos específicos da medula óssea vermelha.

Fator de correção (f3)						
Energia (keV)	Espinha	CECE	Pélvis	Crânio	Fêmur	Ossos Braço
10	1,002	1,002	1,002	1,004	1,002	1,002
50	1,104	1,062	1,119	1,275	1,008	1,119
100	1,045	1,027	1,051	1,125	1,034	1,051
200	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000

4.1.4 Coeficientes de conversão em termos de kerma no ar (H/K_{ar}) para a medula óssea vermelha

Na Figura 4.14 são apresentadas as discrepâncias entre os valores de H/K_{ar} para fótons com energias entre 50 keV e 10 MeV para a medula óssea vermelha nas geometrias AP e PA obtidas através do simulador FAX e o simulador matemático ICRP 74 (ICRP, 1996).

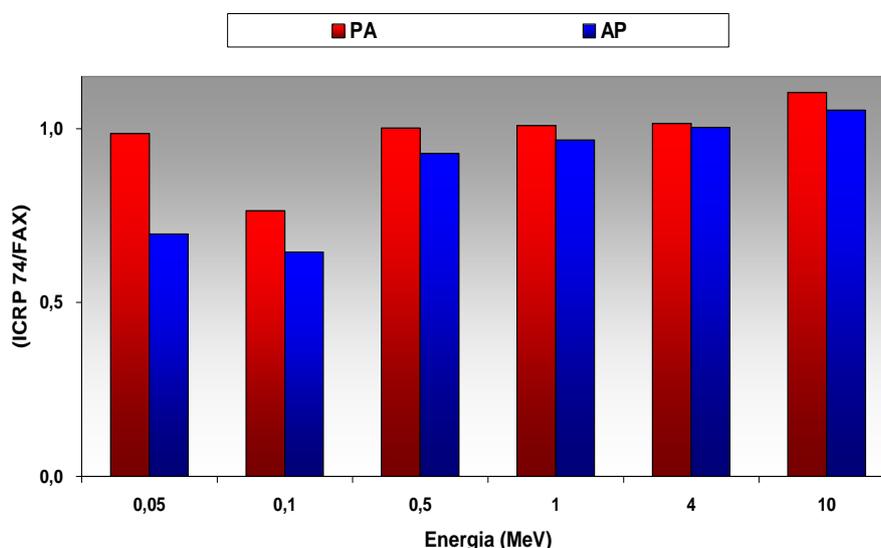


Figura 4.9: Razão $\frac{(H / K_{ar})_{ICRP 74}}{(H / K_{ar})_{FAX}}$ para a medula óssea.

O arquivo do simulador FAX que foi disponibilizado para este trabalho tem somente medula óssea no interior da coluna vertebral, enquanto que o simulador matemático possui medula óssea distribuída por toda a estrutura óssea, por consequência disto, a diferença percentual entre o simulador FAX e o fantoma matemático apresentou-se grande.

4.2 Coeficientes de conversão para dose efetiva em termos do kerma no ar (E/K_{ar}).

Nas figuras 4.15 e 4.16 são apresentados os coeficientes de conversão para dose efetiva em termo do kerma no ar (E/K_{ar}) calculados no presente trabalho (FAX) e aqueles recomendados pela ICRP 74, para as geometrias AP e PA, respectivamente.

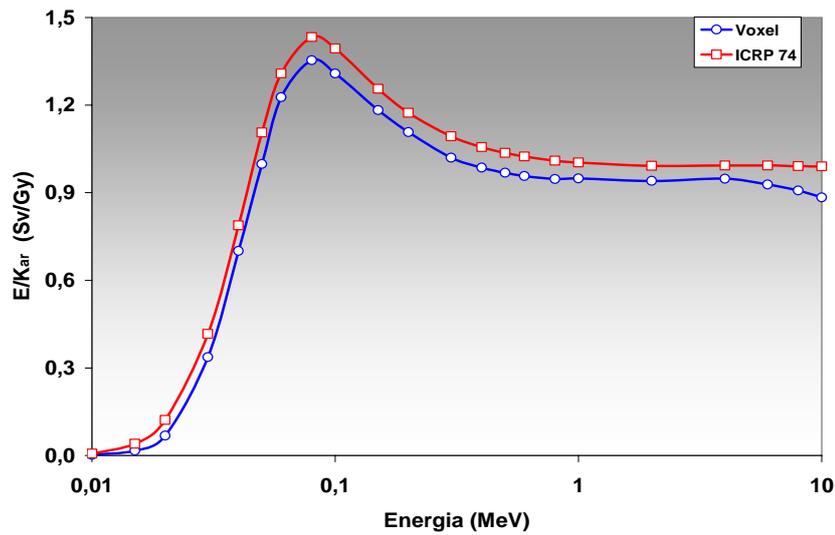


Figura 4.15: Coeficientes de conversão para a dose efetiva em termo do kerma no ar para fótons de energias de 10 keV à 10 MeV para a projeção AP.

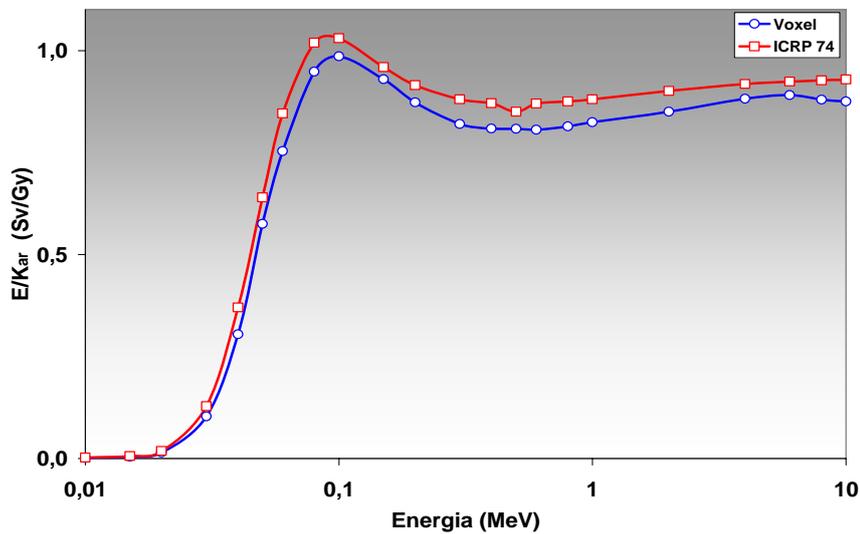


Figura 4.16: Coeficientes de conversão para a dose efetiva em termo do kerma no ar para fótons de energias de 10 keV à 10 MeV para a projeção PA.

O perfil da curva de E/K_{ar} em função da energia dos fótons para o fantoma FAX é similar ao perfil apresentado de H/K_{ar} para os órgãos e tecidos (Figuras 4.10, 4.11 e

Anexo A). Crescimento até a energia de 80 keV ou 100 keV e, depois, declinam suavemente para valores próximos ao valor unitário, 1 Sv/Gy , para altas energias.

A substituição do modelo matemático (ICRP 74) pelo modelo em voxel (FAX) leva a uma diminuição da dose efetiva devido a: (1) a estrutura anatômica mais realista do esqueleto do modelo de voxel que proporciona maior blindagem estrutural para muitos órgãos internos em comparação ao esqueleto do modelo matemático; (2) a posição e forma de alguns órgãos internos que influenciam os efeitos de dose em profundidade; (3) o aumento da blindagem estrutural proporcionada por camadas mais espessas de gordura e músculo no modelo em voxel.

4.2.1 Contribuição dos órgãos para a dose efetiva

As Figuras 4.17 e 4.18 mostram as contribuições dos órgãos no cálculo da dose efetiva para as geometrias AP e PA, respectivamente, para fótons de 80 keV.

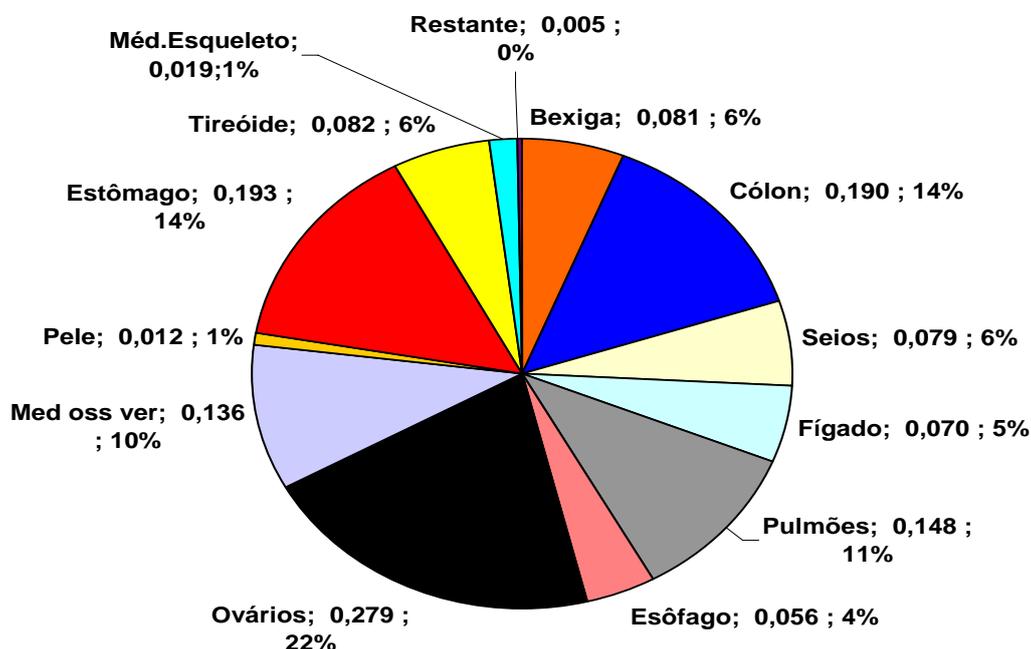


Figura 4.17: Contribuição (em porcentagem) dos órgãos usados no cálculo da dose efetiva para a geometria AP.

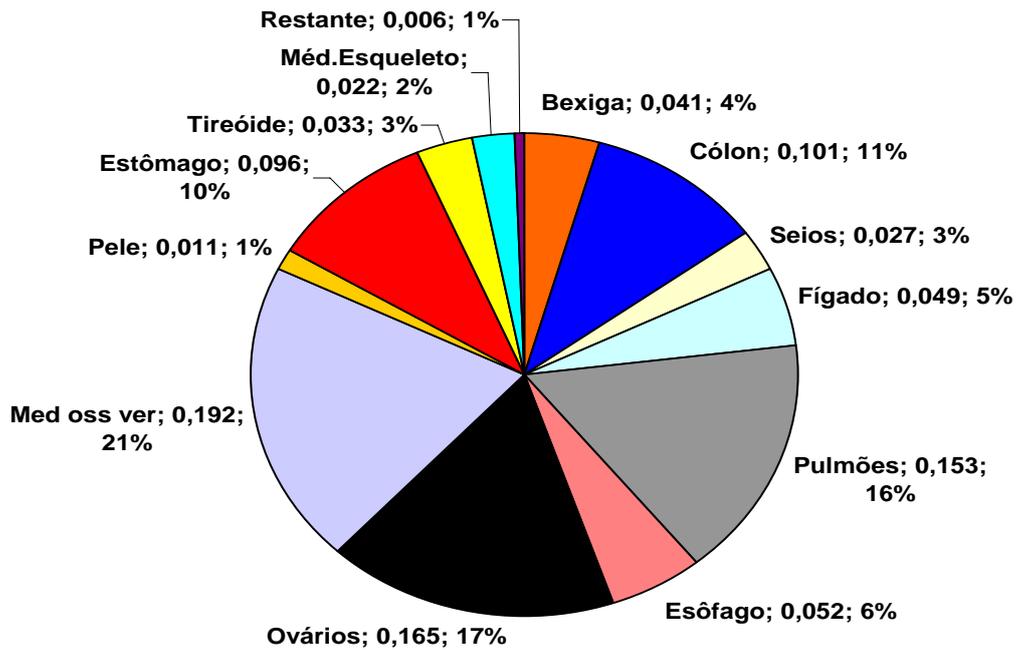


Figura 4.18: Contribuição (em porcentagem) dos órgãos usados no cálculo da dose efetiva para a geometria PA.

Ao analisar os gráficos das Figuras 4.14 e 4.15 nota-se que os órgãos contribuem de uma forma diferente para uma determinada geometria. Para a geometria AP, o órgão que mais contribui para a dose efetiva são os ovários, $w_T = 0,2$, com 22%, já para a geometria PA o órgão que mais contribui para a dose efetiva é a medula óssea vermelha, $w_T = 0,12$, com 21%. Este fato demonstra e confirma que a posição dos órgãos em relação à geometria de irradiação da fonte plana é relevante no cálculo da dose efetiva.

Capítulo 5

CONCLUSÕES

Neste trabalho foram: (1) realizada a conexão de um simulador de voxels de um adulto feminino, FAX, que têm como base as especificações da ICRP 89, com o código Monte Carlo MCNP; e (2) calculados os coeficientes de conversão para dose equivalente em todos os órgãos radiosensíveis listados na ICRP 60 e, como consequência, determinou-se os coeficientes de conversão em termos de kerma no ar para a dose efetiva.

Esta tendência para construção de simuladores antropomórficos, a partir de imagens tomográficas e ressonância magnética, utilizando programas que façam a conversão dessas imagens para um INPUT para o MCNP, para que este possa simular o transporte de radiação no corpo humano de forma realística, apresenta-se como uma alternativa bastante promissora, pois:

- Proporciona maior facilidade para a execução do processo de segmentação dos diferentes órgãos e tecidos que se resume à tarefa de colorir as imagens;
- Permite o armazenamento e manipulação das informações necessárias de forma mais eficiente, aumentando o desempenho na simulação do transporte de radiação;
- Pode modelar geometrias complexas desde que a estrutura a ser desenhada, seja menor que a aresta do voxel, 3,6 mm.

A dependência da energia para os coeficientes de conversão para órgãos é determinada pelos seguintes fatores: interação dos fótons com os elementos químicos constituintes dos tecidos, a localização do órgão e a geometria de irradiação. Acima de 10 keV, as interações devido ao efeito fotoelétrico decrescem, enquanto que o valor do coeficiente de conversão aumenta devido ao crescimento da predominância do espalhamento Compton.

Os valores H/K_{ar} , crescem com o aumento da energia, alcançando um máximo entre 80 keV e 100 keV, e, então diminuem lentamente com o acréscimo de energia do fóton. Essa variação pode ser explicada pela forte tendência do fóton ser espalhado com energia em torno de 80 keV (ZANKL et. al., 1997). O pico de retroespalhamento é mais pronunciado para a geometria AP, uma vez que a maioria dos órgãos radiosensíveis está localizado superficialmente para esta geometria.

Os resultados das simulações indicam previsivelmente, que os valores dos coeficientes de conversão para as geometrias de irradiação AP e PA divergem, ou seja, para um mesmo órgão, existem diferentes coeficientes de conversão e quanto mais próximo este órgão estiver da fonte plana de irradiação, maior será seu coeficiente de conversão. Por exemplo, a medula óssea teve seus valores de máximos de coeficientes de conversão, para fótons com energia de 100 keV de (1,274), e (1,764) para as geometrias AP e PA, respectivamente. Este é um fato plausível já que a maior porcentagem de medula óssea se encontra mais próxima da fonte quando a geometria PA é considerada.

Comparando-se as geometrias de irradiação (AP e PA), pode-se dizer que a geometria de irradiação AP apresenta o máximo valor de coeficiente de conversão em termos do kerma no ar, localizado na energia de 80 keV (Figura 4.12) isto porque os órgãos com maiores fatores de peso estão localizados superficialmente para esta geometria, por exemplo, ($w_{ovários} = 0,20$, $w_{mamas} = 0,05$ e $w_{estômago} = 0,12$), doses mais altas vão resultar em largas contribuições para a dose efetiva (Figura 4.14). Quando as energias passam de 100 keV este pico começa a cair e quando se chega à energia de 10 MeV os valores aproximam-se da unidade. A geometria PA tem um comportamento similar à geometria AP com o pico localizado na energia de 100 keV (Figura 4.13). Órgãos próximos a fonte plana de irradiação contribuem bastante para a dose efetiva tal como é o caso da medula óssea ($w_T = 0,12$), (Figura 4.15), que tem grande porcentagem distribuída na espinha (Tabela 4.2).

É possível encontrar discrepâncias maiores que 30% entre as doses, embora seja bastante incomum. Essas diferenças, por exemplo, provêm da variação entre os dois modelos na localização (estômago), tamanho (tireóide), profundidade (esôfago) e

distribuição (ossos) dos órgãos no corpo. Estes parâmetros de avaliação influenciam diretamente nas discrepâncias encontradas entre os dois modelos anatômicos.

O fantoma FAX conectado ao código MCNP forneceu os coeficientes de conversão para a dose equivalente e dose efetiva para as geometrias de irradiação AP e PA. O erro médio encontrado para a geometria AP foi 9,8%, já para a geometria PA o erro foi de 8%.

Os dados apresentados permitem concluir que o modelo FAX/MCNP está capacitado para calcular doses equivalentes em órgãos ou tecidos, pelo fato de apresentarem razoável concordância com os dados obtidos para modelos matemáticos existentes na literatura (ICRP 74). Em um futuro não muito distante espera-se que os fantasmas antropomórficos de voxels, que são uma representação mais realística da anatomia humana, possam substituir os fantasmas matemáticos.

Um ponto relevante na realização da pesquisa é a dimensão da aresta do voxel que torna, por enquanto, impossível um cálculo direto do coeficiente de conversão para a medula óssea, e este órgão é um dos mais importantes na contribuição do cálculo da dose efetiva, principalmente na geometria de irradiação PA (vide figura 4.15). Um dos empecilhos encontrados durante a realização deste trabalho foi que a resolução do voxel teria que ser da ordem de micrômetros, para que a segmentação fosse realizada, porém isso demandaria uma memória RAM pesadíssima para compactar um número muito maior de voxels.

Sugestões para trabalhos futuros:

- Determinar os coeficientes de conversão para a dose equivalente para os órgãos mais radiosensíveis e os coeficientes de conversão para a dose efetiva utilizando o simulador FAX, para nêutrons de energias entre 1 meV e 20 MeV.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- BALTHAR, M. C. V., **Cálculo de Dose em Órgãos, Fora do Volume Alvo, em Crianças Submetidas a Terapia Gama Externa, para Avaliação do Risco de Surgimento de Tumores Secundários**, Tese de Doutorado, Centro Biomédico, Universidade dos Estado do Rio de Janeiro, 2002.
- BOZKURT, A., **Assessment of Organ Doses from Exposure to Neutrons Using the Monte Carlo Technique and an Image-Based Anatomical Model**, Doctor Thesis, Rensselaer Polytechnic Institute Troy, New York, 2000.
- CHAO, T., **The Development and Application of a Tomographic Whole-Body Model for Monte Carlo Organ Dose Calculation**, Doctor Thesis, Rensselaer Polytechnic Institute Troy, New York, 2001.
- DIMBYLOW, P. J., **The Development of Realistic Voxel Phantoms for Electromagnetic Field Dosimetry**. In. Proceedings of an International Workshop on Voxel Phantom Development Held at the National Radiological Protection Board, Chilton, UK, 1995.
- GIBBS, S.J., PUJOL, A., CHEN, T. S., MALCOLM, A. W., JAMES, A. E., **Patient Risk from Interproximal Radiography**. Oral Surg. Oral Med. Pathol., vol. 58, pp. 347-354, 1984.
- HUBBEL, J. H., **Photon Mass Attenuation and Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV**, *Int. J. Appl. Rad. Isot.*, **33**, 1269, 1982.
- HWANG, J. M. L., POSTON, J.W., SHOUP, R. L. and WARNER, G. G., **Maternal, Fetal and Pediatric Phantoms**, Report ORNL-5046, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge Tenn., USA, 259-261, 1975.
- HWANG, J. M. L., SHOUP, R. L. and POSTON, J. W., **Mathematical Description of a Newborn Human for Use in Dosimetry Calculations**, Report n. ORNL-5453, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, 1976.

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

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

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

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

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

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

ICRU 51, **Quantities an Units in Radiation Protection Dosimetry**. International Commission on Radiological Units e Measurements, Bethesda, USA, MD, 1989.

KRAMER, R., ZANKL, M., WILLIAMS, G. and DREXLER, G., **The Calculation of Dose from External Photon Expousures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods. Part I: The Male (ADAM) and Female (EVA) Adult Mathematical Phantoms**, GSF-Bericht S-885. GSF-National Research for Enviroment and Health, Neuherberg, Germany, 1982.

- KRAMER, R., VIEIRA, J. W., KHOURY, H. J., LIMA F. R. A. and FUELLE, D., **All About MaX: a Male Adult Voxel Phantom for Monte Carlo Calculation in Radiation Protection Dosimetry**, *Phys. Med. Biol.*, **48**, 1239-1262, 2003.
- KRAMER, R., KHOURY, H. J., VIEIRA, J. W., LOUREIRO, E. C. M., LIMA, V. J. M., LIMA F. R. A. and HOFF G., **All About Fax: a Female Adult Voxel Phantom for Monte Carlo Calculation in Radiation Protection Dosimetry**, *Phys. Med. Biol.*, **49**, 5203-5216, 2004.
- KING, S. D. and SPIERS, F. W., **Photoelectron Enhancement of the Absorbed Dose from X Rays to a Human Bone Marrow: Experimental and Theoretical Studies**, *Br. J. of Radiol.*, **58**, 345-356, 1985.
- LIMA, M. A. F., **Cálculo dos Coeficientes de Conversão em Termos do Equivalente de Dose Ambiente e da Dose Efetiva para Barreiras em Instalações de Radioterapia**, Tese de Doutorado, COPPE-UFRJ, 2004.
- LOUREIRO, E. C. M., **Construção de Simuladores Baseados em Elementos de Volume a partir de Imagens Tomográficas Coloridas**, Tese de Doutorado, UFPE-DEN, Recife-PE, 2002.
- SNYDER, W. S., FORD, M. R., WARNER, G. G. and FISHER, H. L., **Estimates of Absorbed Fractions for Monoenergetic Photon Sources Uniformly Distributed in Various Organs of a Heterogeneous Phantom**, MIRD Pamphlet n. 5, *J. Nucl. Med.*, **10**, [Suppl.]: 3, 1969.
- STABIN, M. And YOURIYAZ, H. **Photon Specific Absorbed Fractions Calculated in teh Trunk of an Adult Male Voxel-Based Phantom**. *Health Physics*, v. 82(1), p.21-44, January, 2002.

- VEIT, R., ZANKL, M., PETOUSSI, N., MANNWEILER, E., WILLIAM, G., DREXLER, G., **Tomographic Anthropomorphic Models, Part I: Construction Technique and Description of Models of an 8 Week Old Baby and 7 Year Old Child.** GSF-Report 3/89, GSF-National Research Center for Environment and Health, Neuherberg, Germany, 1989.
- VEIT, R., PANZER W., ZANKL, M., SCHEURER, C., **Vergleich Berechneter and Gemessener Dosen an Einem Anthropomorphen Phantom.** Z. Med. Phys., vol. 2, pp. 123-126, 1992.
- VIEIRA, J. W., **Construção de um Modelo Computacional de Exposição para Cálculos Dosimétricos Utilizando o Código Monte Carlo Egs4 e Fantomas em Voxels,** Tese de Doutorado, UFPE-DEN, Recife-PE, 2004.
- WILLIAMS, G., ZANKL, M., ABMAYR, W., VEIT, R., DREXLER, G., **The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference and Realistic Human Phantoms and Monte Carlo Methods.** Phys. Med. Biol., vol. 31, pp. 347-354, 1986.
- XU, X. G., CHAO T. C., BOZKURT, A., A. **VIP-MAN: An Image-Based Whole-Body Adult Male Constructed from Color Photographs of the Visible Human Project for Multi-Particle Monte Carlo Calculations.** Health Phys., Vol. 78, No. 5, 476-486, May 2000.
- X-5 Monte Carlo Team, 2003. **MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5, Volume I: Overview and Theory, LA-UR-03-1987.** Los Alamos National Laboratory, USA.
- YAMAGUCHI, Y. **Age-dependent Effective Doses for External Photons.** Radiation Protection Dosimetry, v. 55, n. 2, pp. 123-129, 1994.

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

YOURIYAZ, H.; STABIN, M.; and SANTOS, A. **Monte Carlo MCNP-4B Based Absorbed Dose Distribution Estimates for Patient – Specific Dosimetry.** *J. Med. Med.*, v.42(4), p.662-669, April, 2001.

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

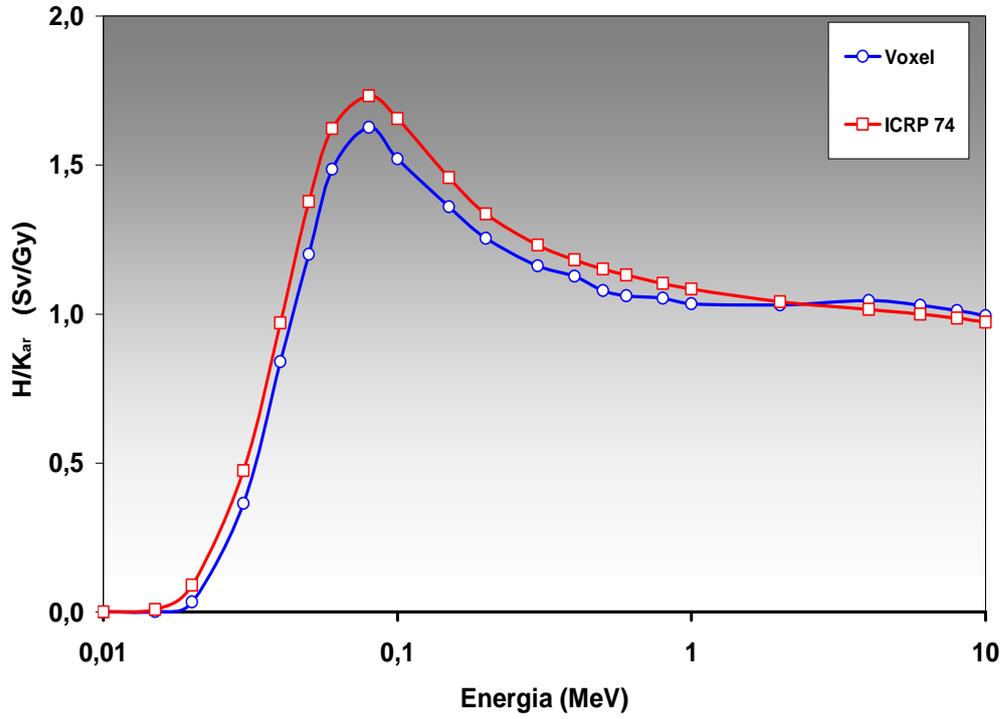
ZANKL, M., DREXLER, G., PETOUSSI-HENSS, N., SAITO, K., **The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods: Part. VII. Organ doses due to parallel and Environmental Exposures Geometries** *GSF-Report 8/97* (Neuhenberg-Muenchen: Institut für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

ZUBAL, G., HARREL, C., SMITH, E., RATNER, A., GINDI, G. and HOFFER, P. **Computadorized Three-Dimensional Segmented Human Anatomy.** *Math. Phys.* v.21, p.299-302, 1994.

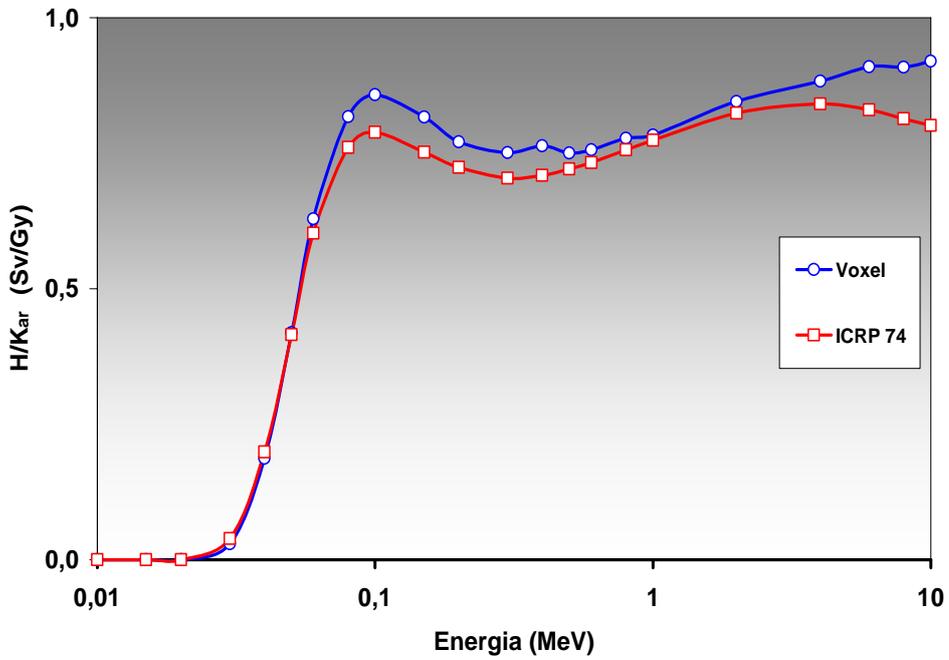
ANEXO A

**COEFICIENTES DE CONVERSÃO EM FUNÇÃO DO KERMA NO AR PARA
OS ÓRGÃOS MAIS RADIOSSENSÍVEIS**

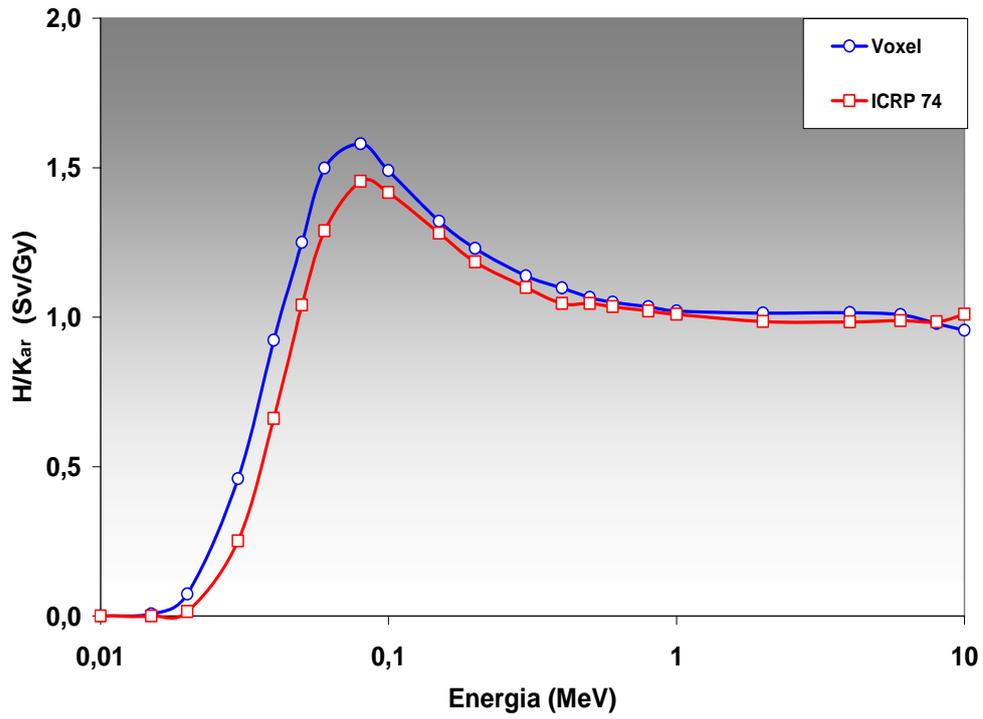
H/K_{ar} na bexiga em função da energia dos fótons (Fantoma FAX) para a geometria AP.



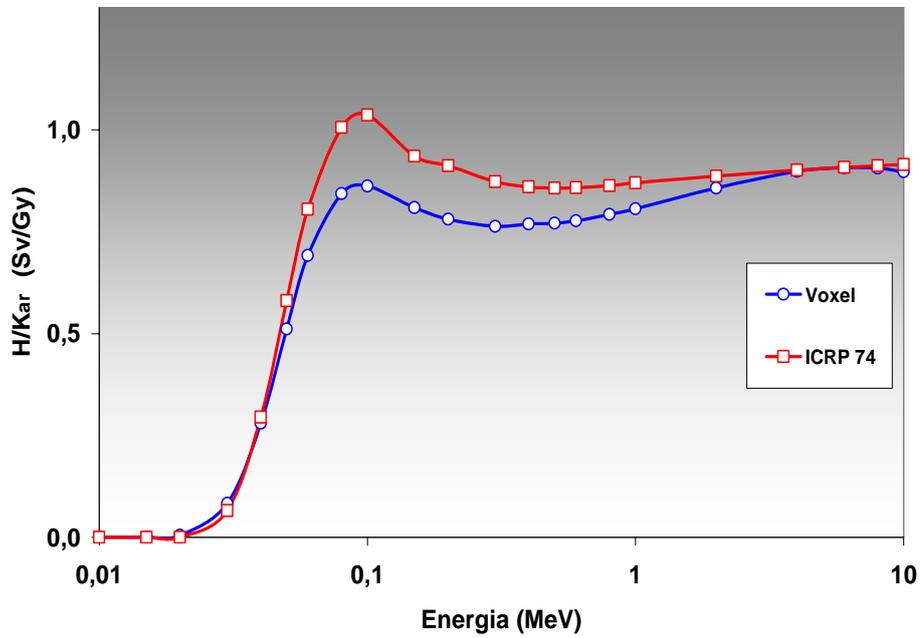
H/K_{ar} na bexiga em função da energia dos fótons (Fantoma FAX) para a geometria PA.



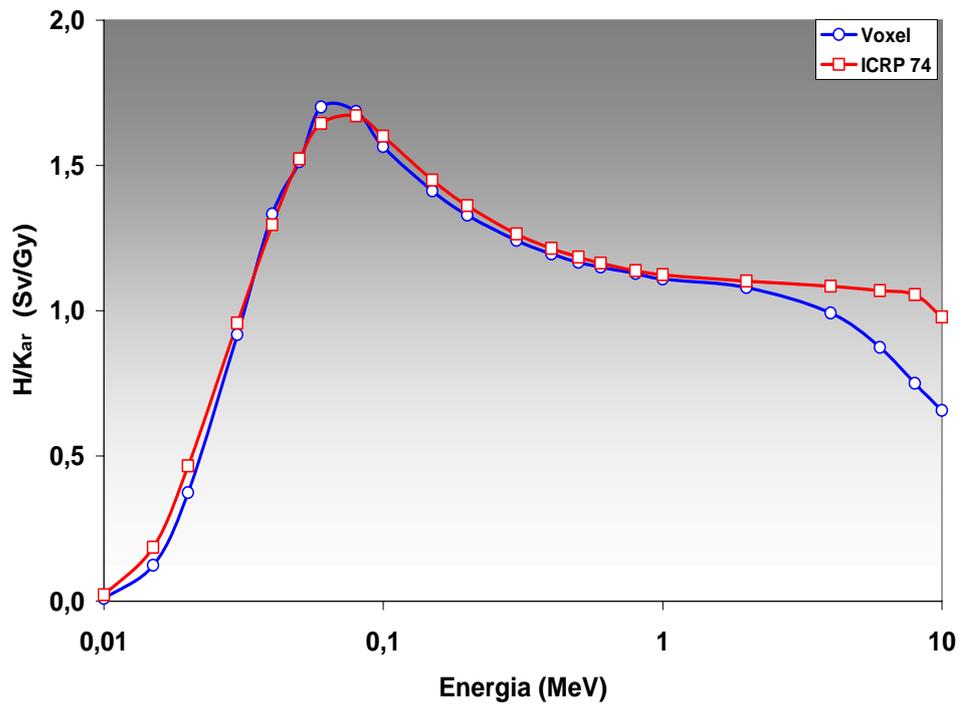
H/K_{ar} no cólon em função da energia dos fótons (Fantoma FAX) para a geometria AP.



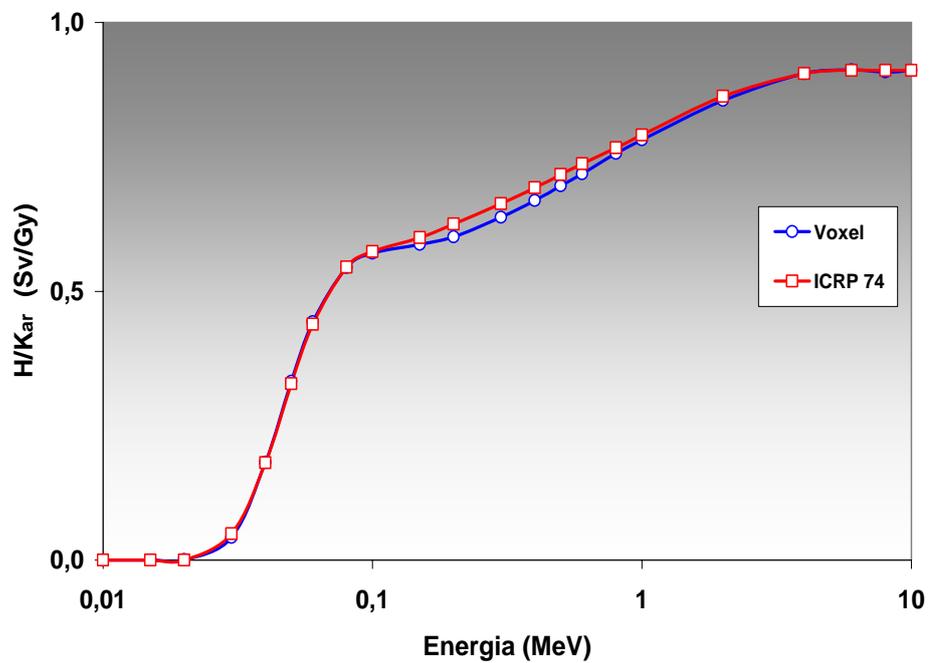
H/K_{ar} no cólon em função da energia dos fótons (Fantoma FAX) para a geometria PA.



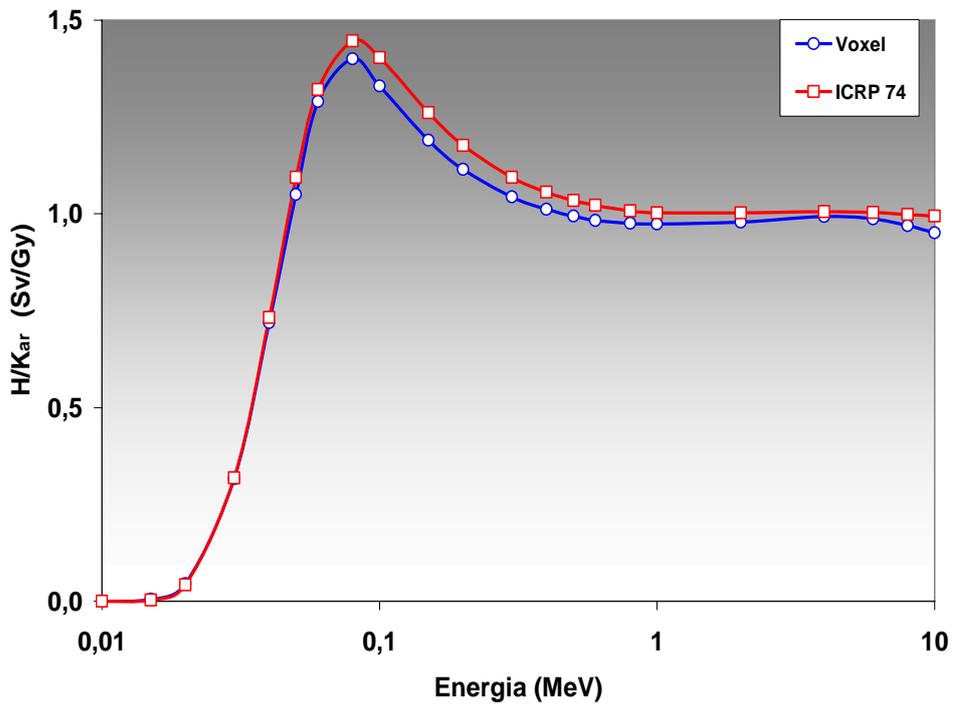
H/K_{ar} nas mamas em função da energia dos fótons (Fantoma FAX) para a geometria AP.



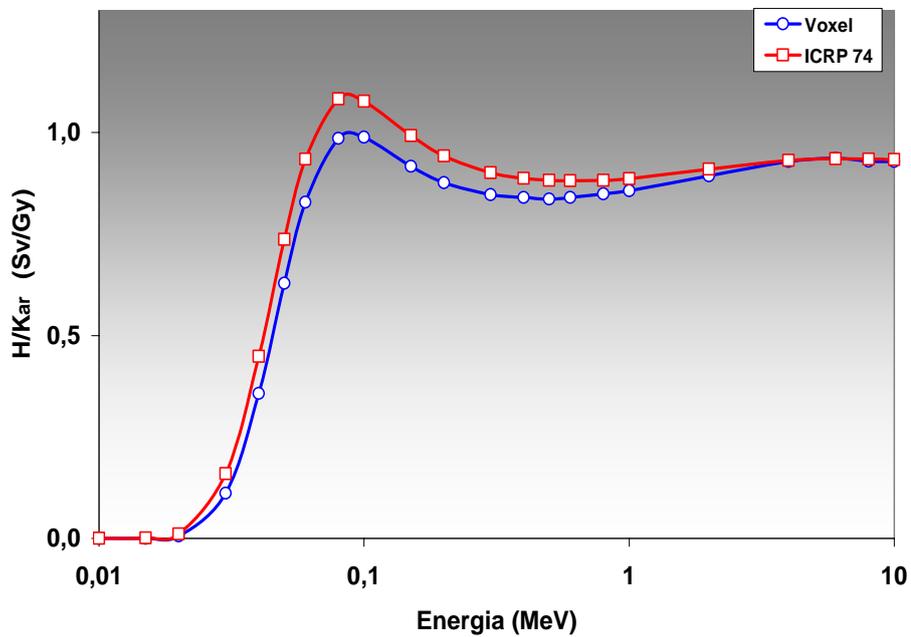
H/K_{ar} as mamas em função da energia dos fótons (Fantoma FAX) para a geometria PA.



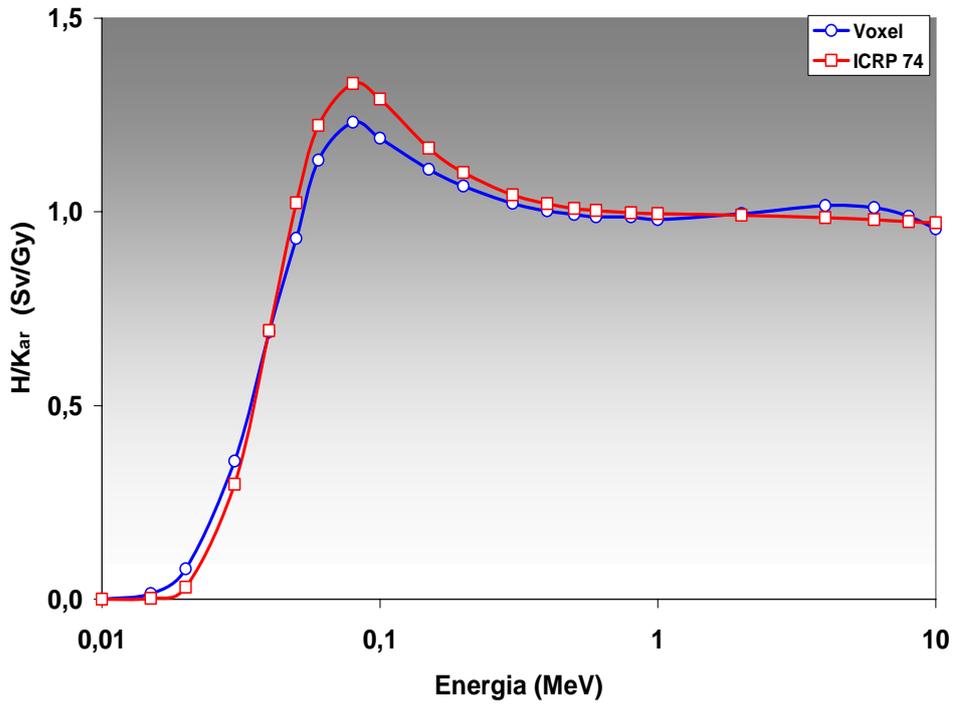
H/K_{ar} no fígado em função da energia dos fótons (Fantoma FAX) para a geometria AP.



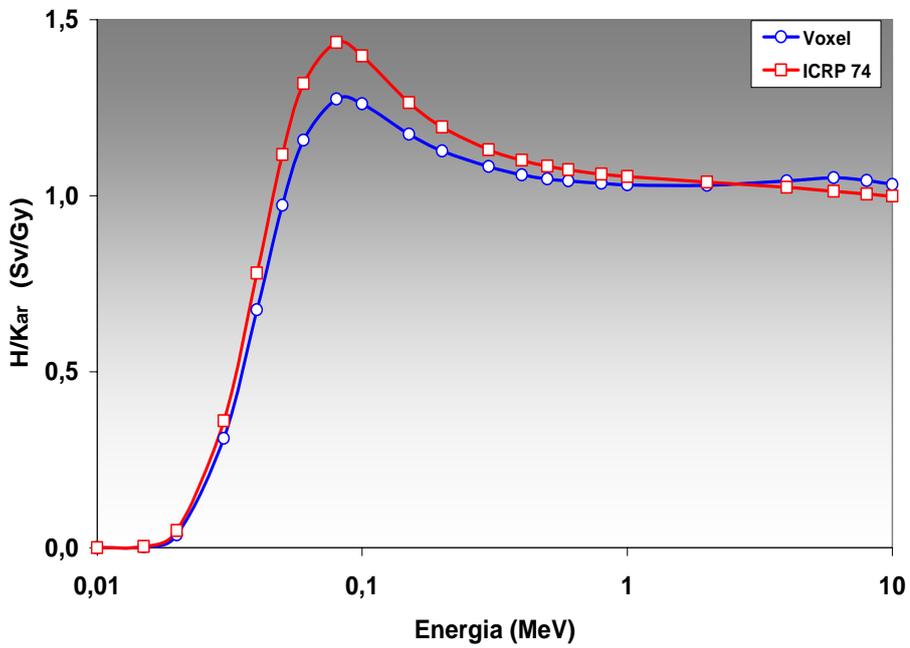
H/K_{ar} no fígado em função da energia dos fótons (Fantoma FAX) para a geometria PA.



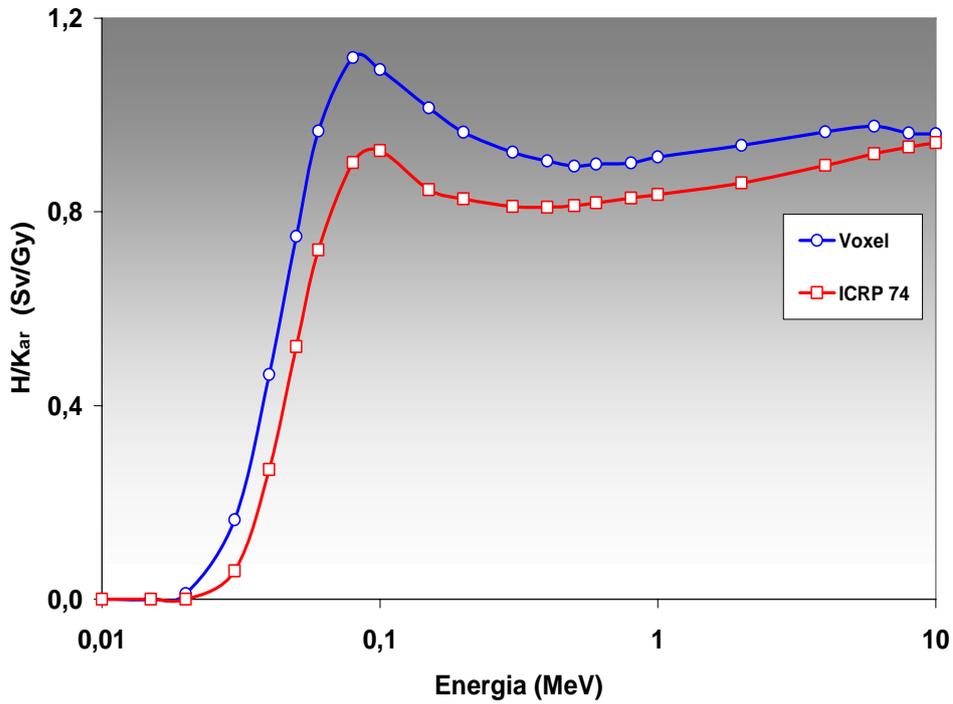
H/K_{ar} nos pulmões em função da energia dos fótons (Fantoma FAX) para a geometria AP.



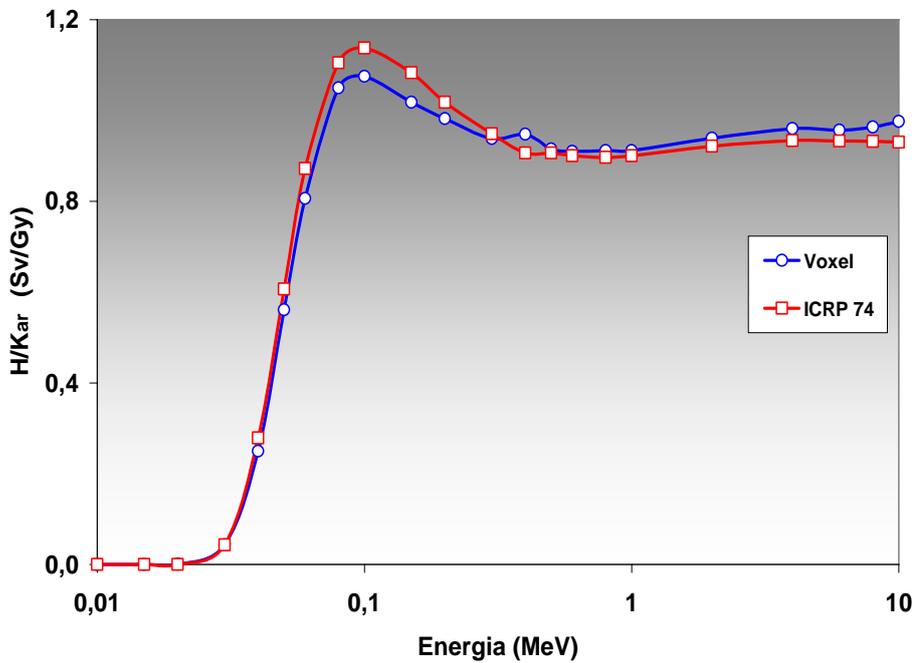
H/K_{ar} nos pulmões em função da energia dos fótons (Fantoma FAX) para a geometria PA.



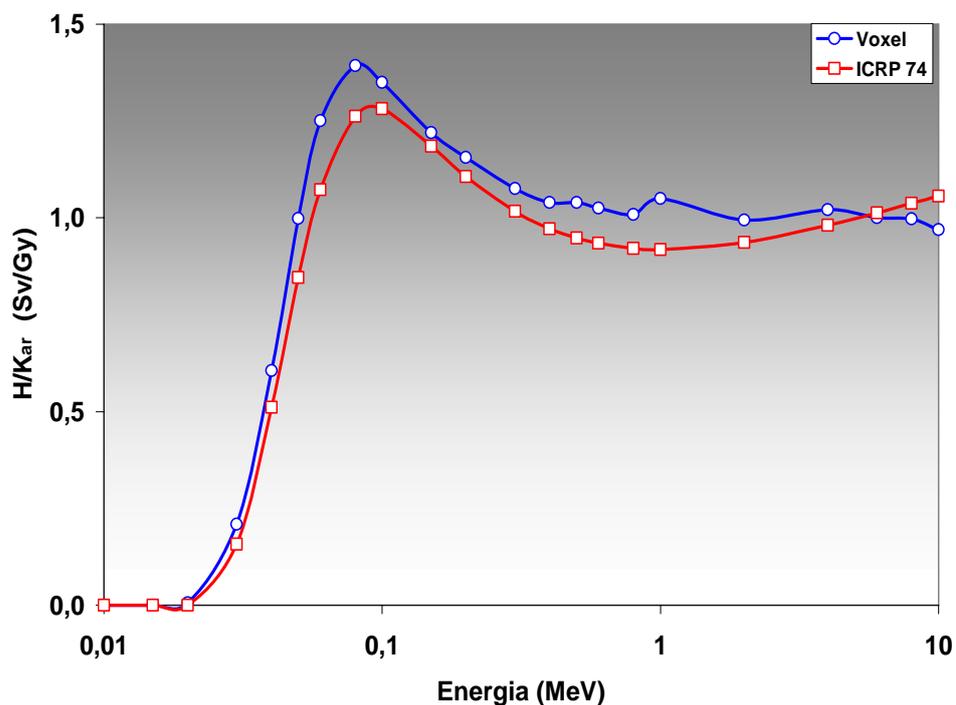
H/K_{ar} no esôfago em função da energia dos fótons (Fantoma FAX) para a geometria AP.



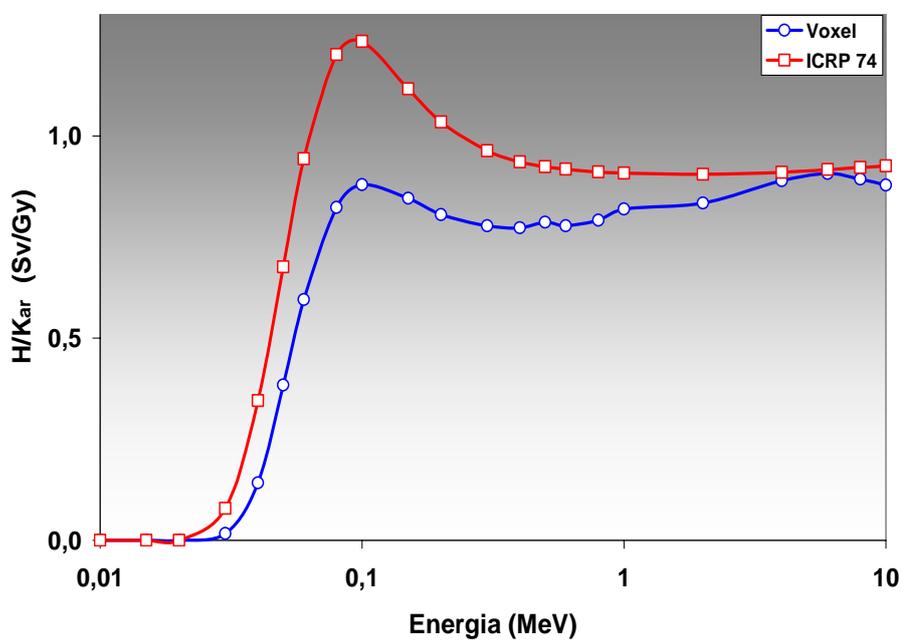
H/K_{ar} no esôfago em função da energia dos fótons (Fantoma FAX) para a geometria PA.



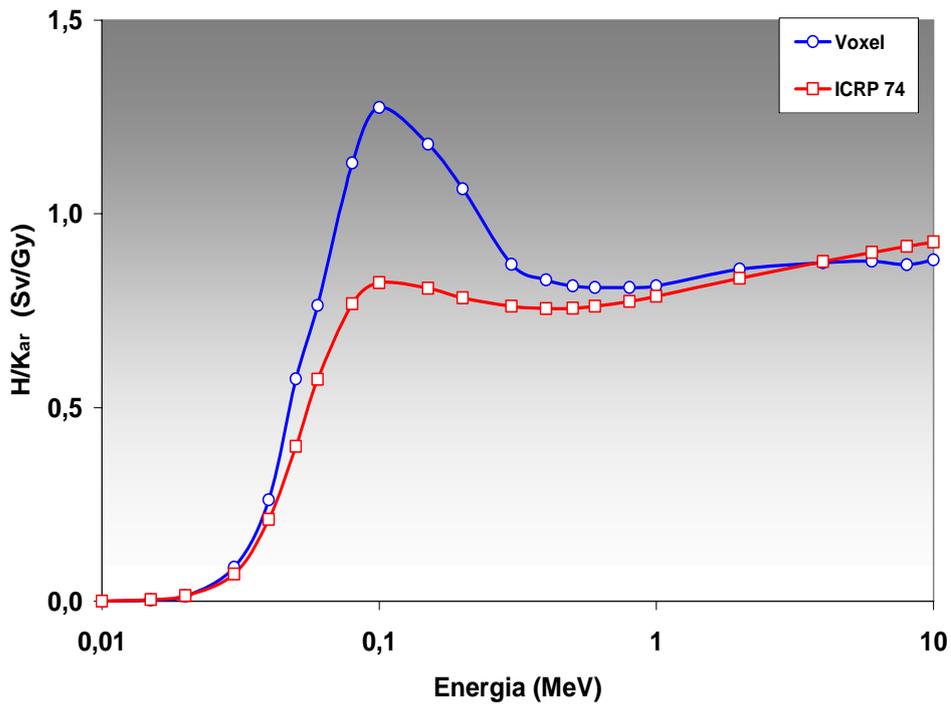
H/K_{ar} nos ovários em função da energia dos fótons (Fantoma FAX) para a geometria AP.



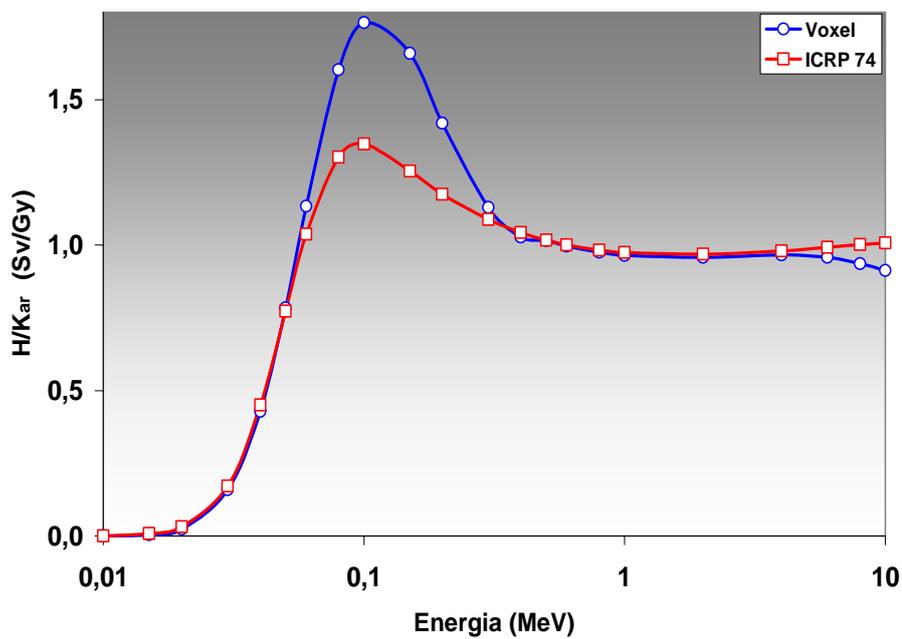
H/K_{ar} nos ovários em função da energia dos fótons (Fantoma FAX) para a geometria AP.



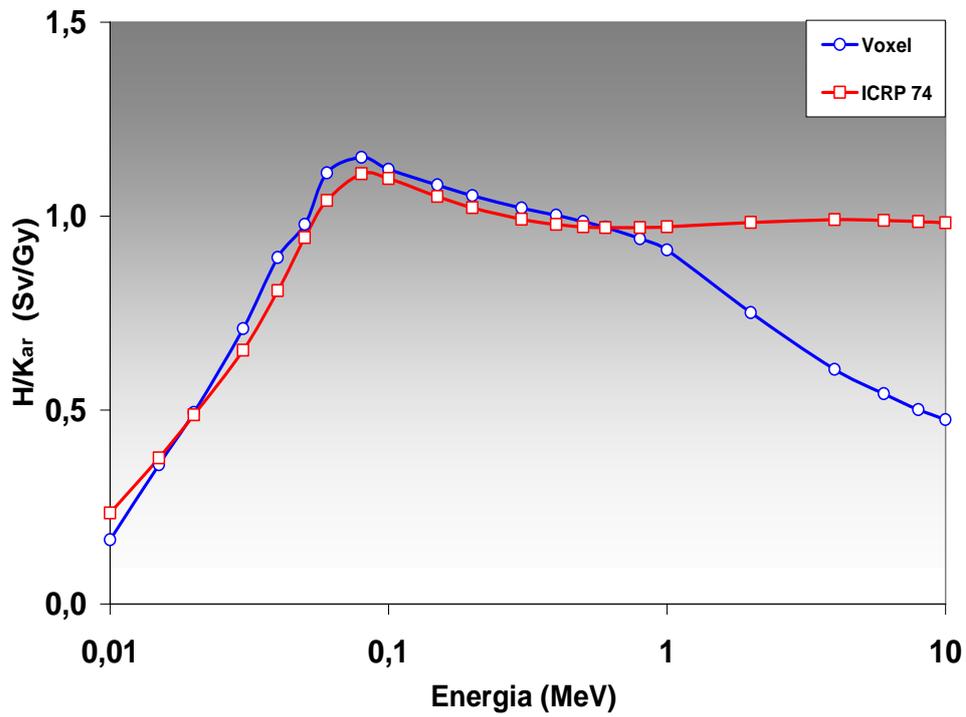
H/K_{ar} na medula óssea em função da energia dos fótons (Fantoma FAX) para a geometria AP.



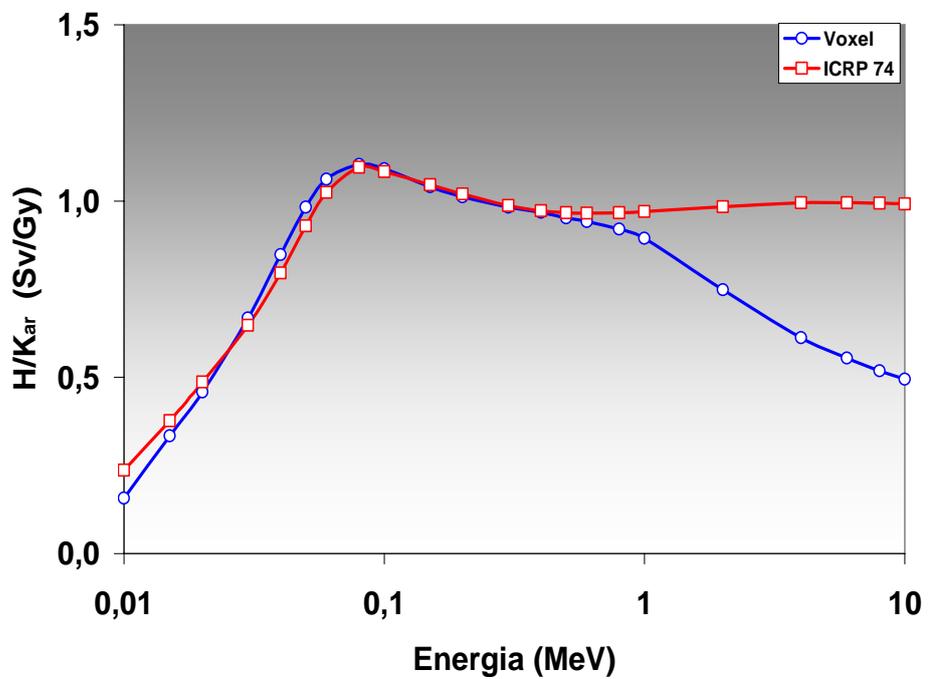
H/K_{ar} na medula óssea em função da energia dos fótons (Fantoma FAX) para a geometria PA.



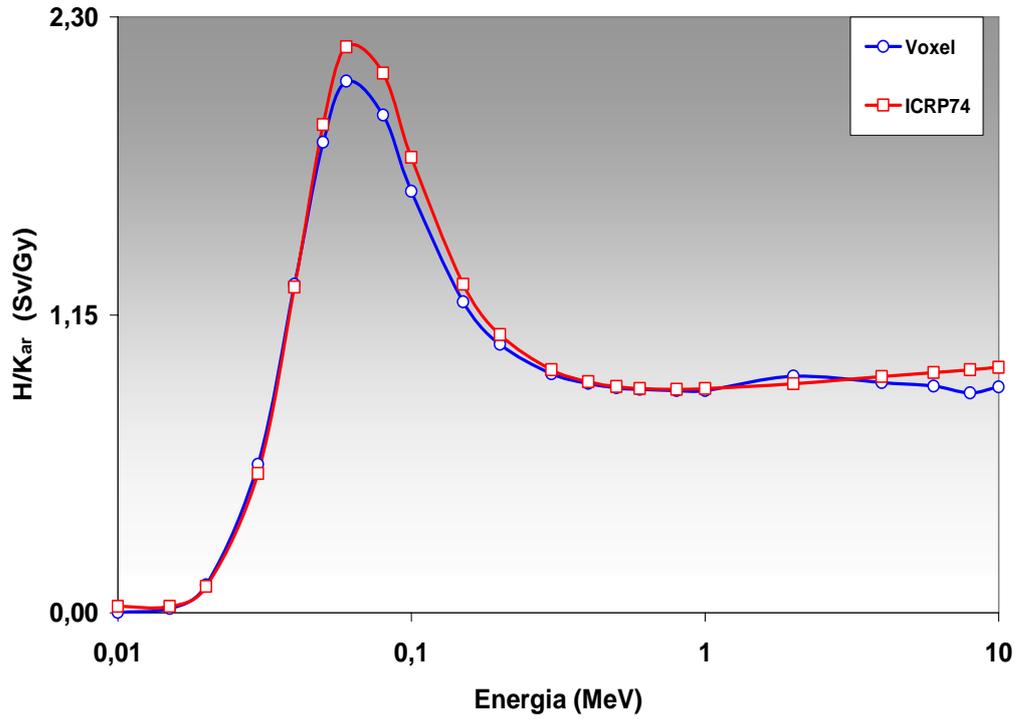
H/K_{ar} na pele em função da energia dos fótons (Fantoma FAX) para a geometria AP.



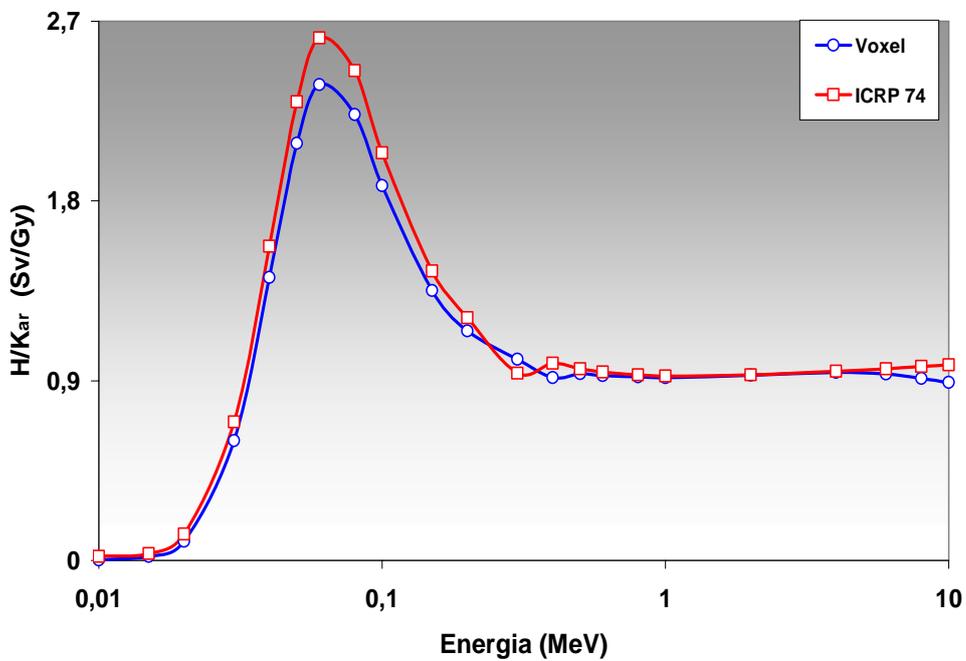
H/K_{ar} na pele em função da energia dos fótons (Fantoma FAX) para a geometria PA.



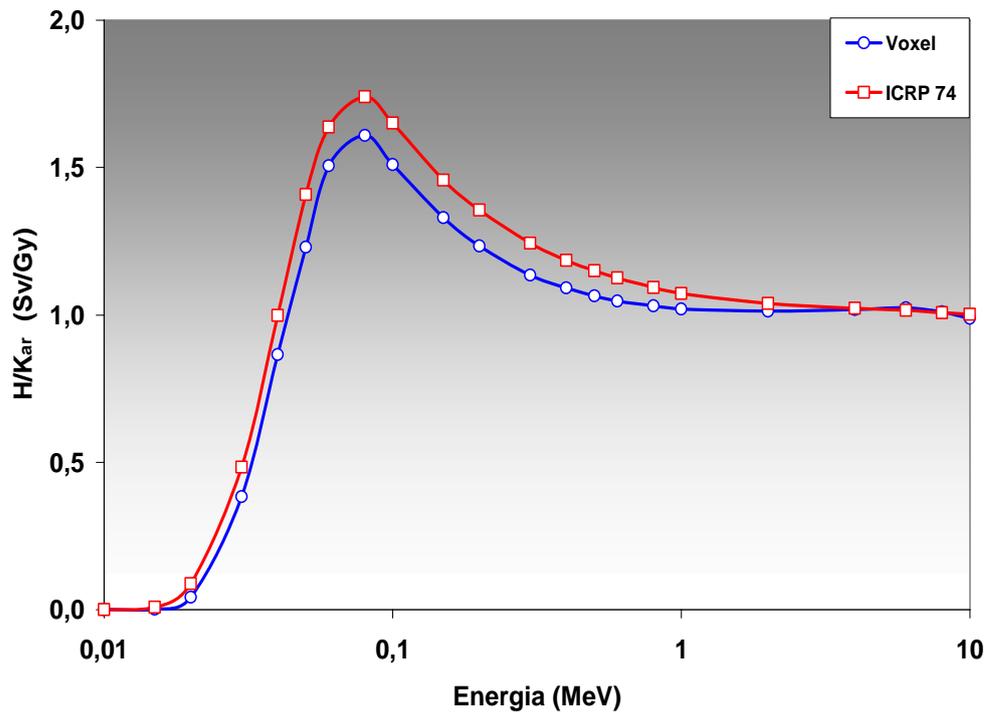
H/K_{ar} na média do esqueleto em função da energia dos fótons (Fantoma FAX) para a geometria AP.



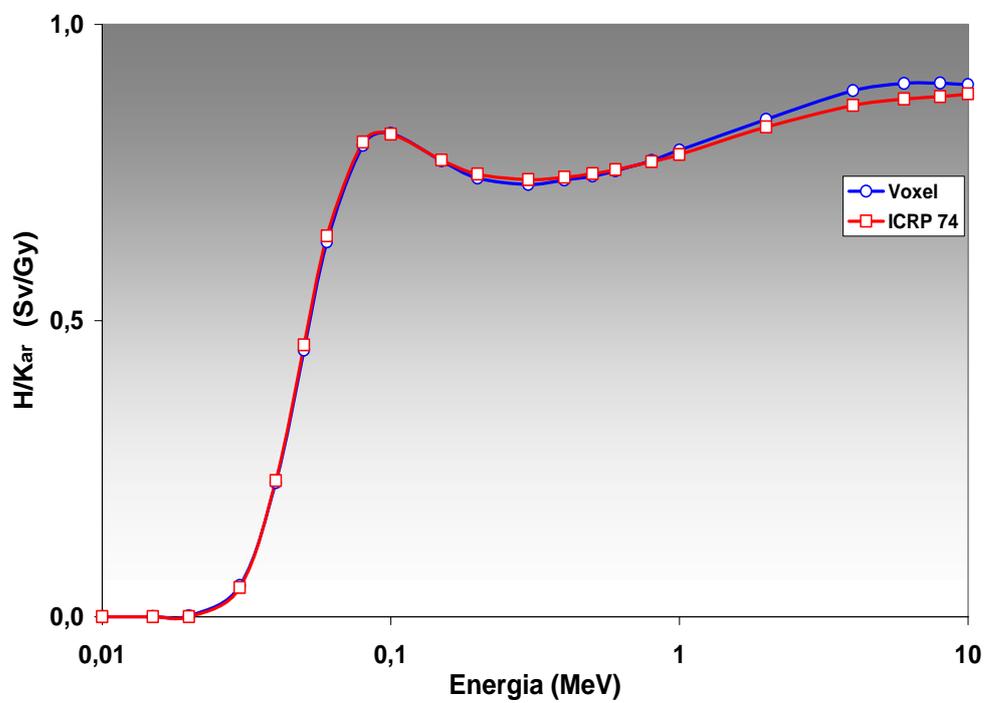
H/K_{ar} na média do esqueleto em função da energia dos fótons (Fantoma FAX) para a geometria PA.



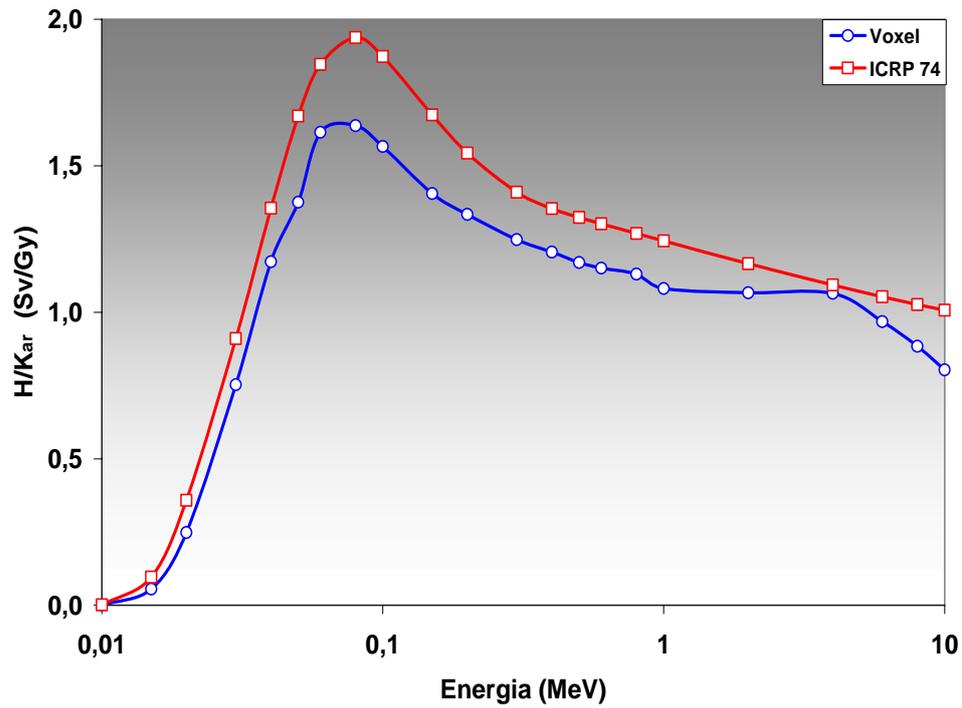
H/K_{ar} no estômago em função da energia dos fótons (Fantoma FAX) para a geometria AP.



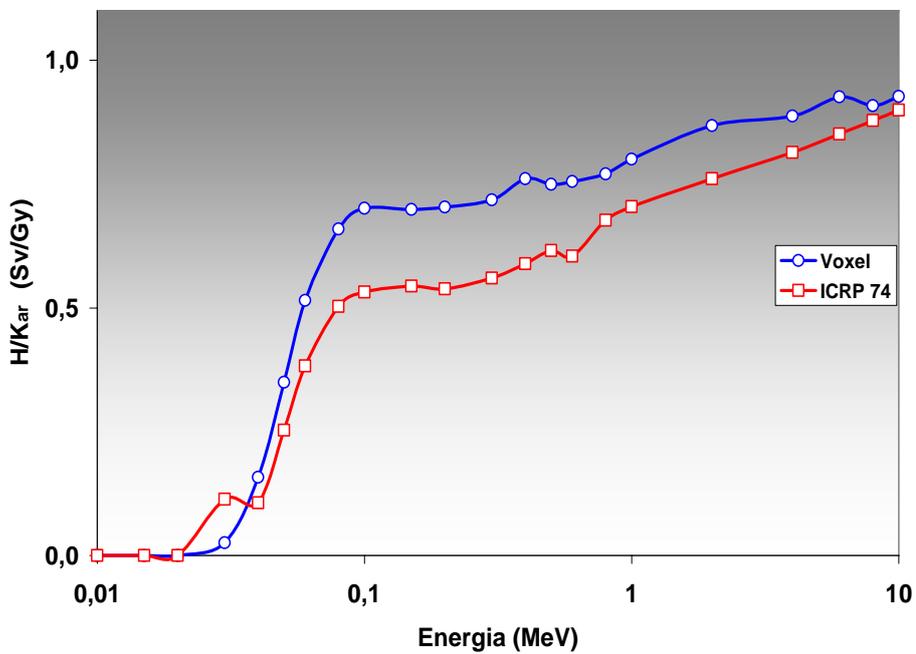
H/K_{ar} no estômago em função da energia dos fótons (Fantoma FAX) para a geometria PA.



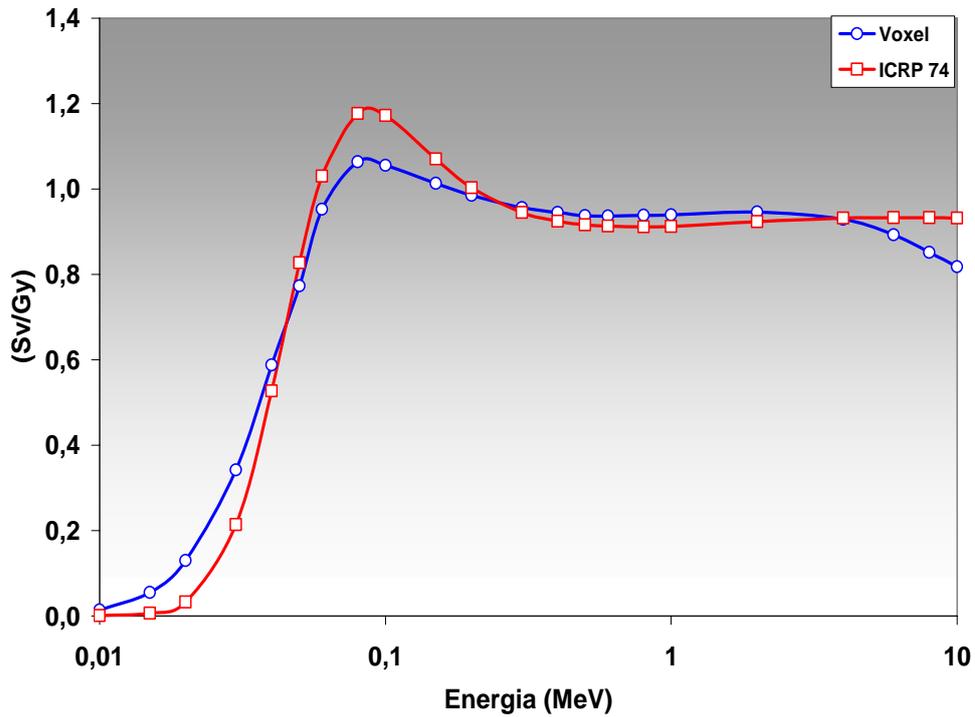
H/K_{ar} na tireóide em função da energia dos fótons (Fantoma FAX) para a geometria AP.



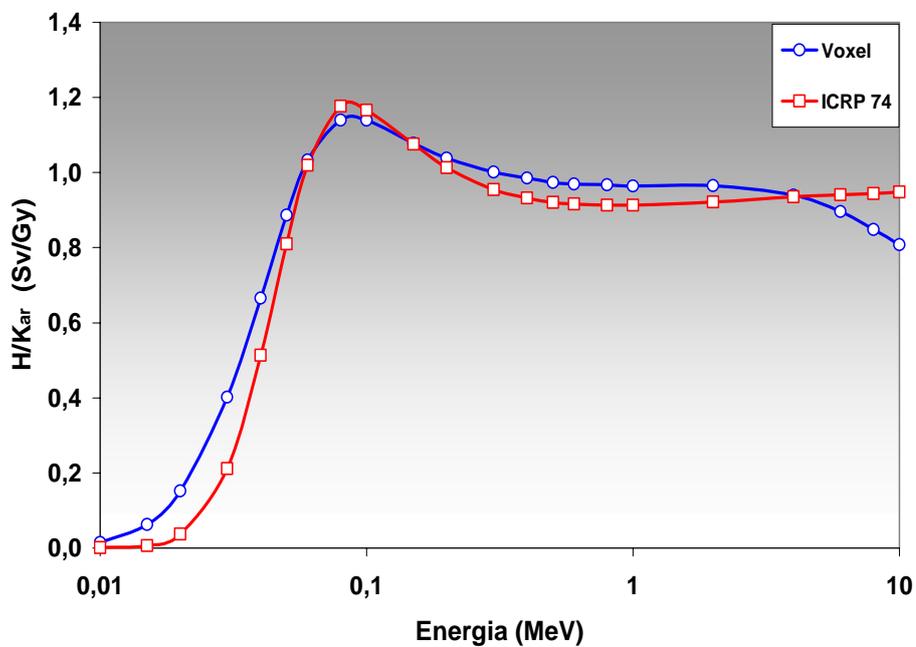
H/K_{ar} na tireóide em função da energia dos fótons (Fantoma FAX) para a geometria PA.



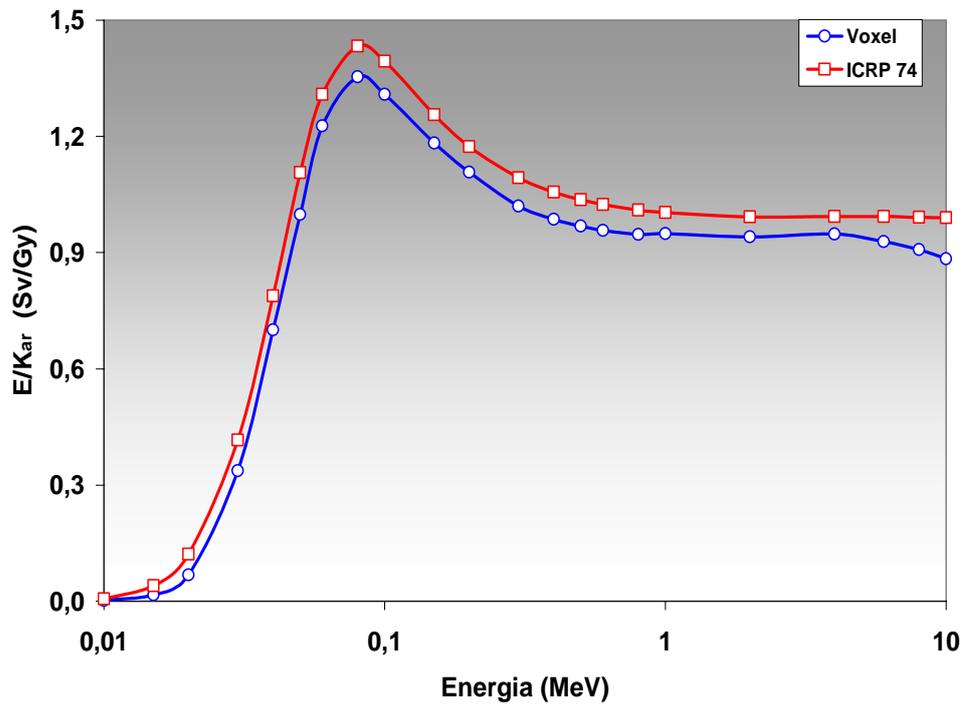
H/K_{ar} no Restante em função da energia dos fótons (Fantoma FAX) para a geometria AP.



H/K_{ar} no Restante em função da energia dos fótons (Fantoma FAX) para a geometria PA.



Coefficientes de conversão para a Dose efetiva (E/K_{ar}), para a geometria de irradiação AP.



Coefficientes de conversão para a Dose efetiva (E/K_{ar}), para a geometria de irradiação PA.

