



COPPE/UFRJ

**CÁLCULO DOS COEFICIENTES DE CONVERSÃO PARA DOSE EFETIVA PARA
NÊUTRONS UTILIZANDO SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO DE VOXELS**

Thaiana de Paula Vieira Cordeiro

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

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Rio de Janeiro
Fevereiro de 2009

CÁLCULO DOS COEFICIENTES DE CONVERSÃO PARA DOSE EFETIVA PARA
NÊUTRONS UTILIZANDO SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO DE VOXELS

Thaiana de Paula Vieira Cordeiro

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

Aprovada por:

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.

Prof. Delson Braz, D.Sc.

Dr. Evaldo Simões da Fonseca, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

FEVEREIRO DE 2009

Cordeiro, Thaiana de Paula Vieira

Cálculo dos coeficientes de conversão para dose efetiva para nêutrons utilizando o simulador antropomórfico de voxels/ Thaiana de Paula Vieira Cordeiro. - Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2009.

IX, 97 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2009.

Referências Bibliográficas: p. 89 - 97

1. Dose Efetiva. 2. Nêutrons. 3. Coeficientes de Conversão. 4. Fantomas de Voxel. I. Silva, Ademir Xavier. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

AGRADECIMENTOS

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

Aos meus pais, que sempre me orientaram e me ajudaram a tomar decisões que são essenciais na minha vida.

Ao meu namorado, Diego, pela paciência e apoio nos momentos difíceis e pela compreensão nos meus períodos de ausência devido ao grande envolvimento com o trabalho.

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

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

Ao professor Richard Kramer, DEN-UFPE, por ceder o simulador FAX e pelo auxílio com a ICRP 103.

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

Aos colegas de mestrado pelo ambiente privilegiado de aprendizado que eles proporcionaram durante o curso de mestrado.

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

Ao colega Juracy por toda ajuda e sugestão dada, contribuindo para o enriquecimento e melhora deste trabalho.

A todos os meus verdadeiros amigos, pois suas amizades e apoio são fundamentais para minha vida.

*A Deus, a minha família e aos meus amigos...
companheiros de todas as horas...*

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

CÁLCULO DOS COEFICIENTES DE CONVERSÃO PARA DOSE EFETIVA PARA NÊUTRONS UTILIZANDO SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO DE VOXELS

Thaiana de Paula Vieira Cordeiro

Fevereiro/2009

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Programa: Engenharia Nuclear

Este trabalho visa calcular os coeficientes de conversão para dose efetiva normalizada pela fluência, (E/Φ) , para nêutrons monoenergéticos de energias que variam de 10^{-9} MeV a 20 MeV, tendo como base os valores dos fatores de ponderação da radiação (w_R) e de tecidos (w_T) recomendados pelas publicações de números 60 e 103 da ICRP. As doses absorvidas nos órgãos e tecidos foram calculadas utilizando o código MCNPX e um simulador antropomórfico feminino baseado em voxels, para uma irradiação simulada de corpo inteiro com um feixe plano, nas geometrias de irradiação ântero-posterior (AP) e pósterio-anterior (PA). Os valores de doses absorvidas nos órgãos foram comparados com os correspondentes dados recomendados pela ICRP publicação número 74. Verificou-se que a substituição dos simuladores matemáticos por aqueles baseados em voxels causa uma variação nas doses absorvidas em órgãos de até cerca de 40%. Os valores de E/Φ obtidos a partir dos dados da dose absorvidas nos órgãos, se encontram no intervalo entre 1,23 e 482,49 pSv.cm² para projeção AP e entre 0,74 e 432,96 pSv.cm² para geometria PA, quando a publicação 60 da ICRP é considerada. Usando os fatores de ponderação segundo a ICRP 103, os valores variam entre 1,08 e 438,48 pSv.cm² para a projeção AP, e, entre 0,63 e 386,10 pSv.cm² para PA. Os resultados deste estudo mostram que a grandeza dose efetiva obtida utilizando o simulador de voxel é subestimada por um fator de até 5 vezes, quando comparada com a obtida por simuladores matemáticos conforme recomendação da ICRP74.

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

CALCULATION OF CONVERSION COEFFICIENTS FOR EFFECTIVE DOSE FOR
NEUTRONS USING VOXEL ANTHROPOMORPHIC MODEL

Thaiana de Paula Vieira Cordeiro

February/2009

Advisor: Ademir Xavier da Silva

Department: Nuclear Engineering

This work aims to calculate the fluence to effective dose conversion coefficients, (E/Φ) , for monoenergetic neutrons from 10^{-9} to 20 MeV, based on the radiation (w_R) and tissue (w_T) weighting factors values recommended by ICRP publications numbers 60 and 103. The organs and tissues absorbed doses were calculated using the radiation transport code MCNPX and a female anthropomorphic voxel-based simulator, assuming whole-body irradiation by plane-parallel beams, on the geometries of the antero-posterior (AP) and postero-anterior (PA) irradiation. The absorbed dose values were compared with the correspondents' data recommended by ICRP 74. It could be noticed that the replacement of the mathematical models to the ones based on voxels can cause a variation in the absorbed doses in the organs up to 40%. The (E/Φ) obtained values from the absorbed doses in the organs range from 1,23 e 482,49 pSv.cm² for AP projection and from 0,74 e 432,96 pSv.cm² for PA irradiation, when ICRP 60 is considered. Using de ICRP 103 weighting factors, the values range from 1,08 e 438,48 pSv.cm² for AP irradiation and from 0,63 e 386,10 pSv.cm² for PA. These results shows that the effective dose obtained using the voxel simulator is underestimated by a factor of up to 5 times when compared with the one obtained by ICRP 74, using mathematical simulators.

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

CAPÍTULO 1. Introdução	1
1.1. - Objetivo.....	5
CAPÍTULO 2. Fundamentos Teóricos	6
2.1. - A Interação de Nêutrons com a Matéria.....	6
2.1.1. - Divisão dos Nêutrons em Grupos de Energias.....	7
2.2. - Grandezas e Unidades Dosimétricas	8
2.2.1. - Grandezas Básicas e Algumas Definições	9
2.2.1.1. - Fluência, Φ	9
2.2.1.2. - Kerma, K	9
2.2.1.3. - Dose Absorvida, D	9
2.2.1.4. - Campo Expandido.....	10
2.2.1.5. - Campo Expandido e Alinhado.....	10
2.2.2. - Grandezas de Limitação de Risco	11
2.2.2.1. - Dose Absorvida num Tecido ou Órgão T , D_T	11
2.2.2.2. - Dose Equivalente, H_T	11
2.2.2.3 - Dose Efetiva, E	12
2.3. - Fatores de Ponderação	12
2.3.1. - Fatores de Peso da Radiação, w_R	13
2.3.1.1. - Fatores de Ponderação para Nêutrons, w_R	16
2.3.2. - Fatores de Peso do Tecido, w_T	22
2.4. - Modelos antropomórficos de exposição.....	26
2.4.1. - Simuladores de voxel.....	27
2.4.2. - Desenvolvimento do modelo anatômico baseado em imagens.....	27
2.4.3. - O simulador antropomórfico FAX.....	30
2.5. - O método de Monte Carlo.....	34
2.5.1. - O código de transporte de radiação MCNP.....	34
2.5.1.1. - Estrutura do arquivo de entrada do MCNP.....	35
2.5.1.2. - Especificação dos materiais.....	37
2.5.1.3 – Dados de saída, resultados do MCNP.....	37

CAPÍTULO 3 - Metodologia de Cálculo	39
3.1. - Modelagem do Problema e Espectro de Radiação.....	39
3.2. - Geometria de irradiação.....	39
3.3. - O código de transporte de radiação MCNPX.....	40
3.3.1. - Conversão de um arquivo de imagem para um arquivo de entrada INPUT do MCNPX.....	41
3.3.2. - A descrição da geometria do problema usando recurso “Estruturas Repetidas”.....	41
3.3.3. - Definição da malha.....	42
3.3.4. - Representação dos órgãos e tecidos em formatos de voxels.....	43
3.3.5. - Tratamento de espalhamento de nêutrons térmicos.....	44
3.3.6. - Definição da grandeza a ser calculada.....	44
3.3.7. - Registro da energia depositada em órgãos e tecidos do simulador FAX.....	45
3.3.8. - Cálculo da Dose Equivalente na Medula Óssea Vermelha para o simulador FAX.....	45
3.4. - Cálculo da Dose Efetiva para Nêutrons.....	46
3.5. - Estimativa do erro relativo no MCNP.....	49
 CAPÍTULO 4 – Resultados e Discussões	 51
4.1. - Dose Absorvida nos órgãos normalizada pela fluência, D_T/Φ	51
4.2. - Comparação entre os valores de D_T/Φ obtidos com os simuladores de Voxel FAX e VCH.....	66
4.3. - Dose Equivalente normalizada pela Fluência, H_T /Φ	73
4.4. - Dose Efetiva normalizada pela Fluência, E /Φ	80
4.4.1. - Comparação entre os simuladores de voxel, FAX, e o matemático, ICRP 74.....	80
4.4.2. - Comparação entre os valores de dose efetiva obtidos a partir dos fatores w_R e w_T recomendados pela ICRP 60 e ICRP 103.....	81
4.5. - Contribuição dos órgãos para da dose efetiva.....	83
 CAPÍTULO 5 – Conclusões	 86
5.1. - Dose absorvida por unidade de fluência.....	86
5.2. - Dose equivalente por unidade de fluência	87
5.3. - Dose efetiva por unidade de fluência.....	87

5.4. - Sugestões de trabalhos futuros.....88

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....89

Capítulo 1

Introdução

A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP - *International Commission on Radiological Protection*) e a Comissão Internacional de Medidas e Unidades da Radiação (ICRU - *International Commission on Radiological Units and Measurements*), visando estabelecer um critério para salvaguardar a população e indivíduos do público em geral, apresentaram nas publicações de número 60 (ICRP 60, 1991) e número 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 radiológicas 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. Já 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, $H^*(d)$.

Uma vez que experimentos com radiação em seres humanos para determinação da dose absorvida não são recomendáveis, é necessário a utilização de 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.

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 (ICRP 74, 1996).

Estes procedimentos de obtenção dos coeficientes de conversão são utilizados em diversas áreas do estudo de radiação, onde são apresentados na forma de gráficos, que representam a razão entre a dose no órgão e a fluência no ar, para exposições de corpo inteiro em função da energia da radiação incidente.

Em 1996, a publicação de número 74 da ICRP (ICRP 74, 1996) apresentou os coeficientes de conversão de fluência para dose efetiva para nêutrons de 1 meV até 180 MeV para várias geometrias de irradiação: antero-posterior (AP), postero-anterior (PA), lateral (LAT), rotacional (ROT) e isotrópica (ISO), para o homem adulto. Porém, estes dados foram obtidos utilizando simuladores antropomórficos matemáticos e os fatores de ponderação de peso da radiação w_R e para tecido w_T da publicação de número 60 da ICRP (ICRP 60, 1991). Estes coeficientes de conversão variam entre os valores de 1,36 e 480 pSv.cm² para nêutrons de energias de 1 meV a 20 MeV. Então, para uma dada energia, uma medida da fluência de nêutrons 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 dose normalizado por unidade de fluência do tecido mole ou órgão, como por exemplo: estômago, pulmões, fígado etc.

A substituição dos simuladores antropomórficos matemáticos por simuladores 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 e colaboradores realizaram, utilizando o código EGS 4, cálculos das doses equivalentes devido a fótons nos órgãos do simulador masculino de voxel MAX (Male Adult voXel) (KRAMER *et al.*, 2003) e do simulador feminino FAXht (Female Adult voXel, head+trunk) (KRAMER *et al.*, 2004), modelos tomográficos desenvolvidos na Universidade Federal de Pernambuco. Os órgãos e a composição dos tecidos dos simuladores MAX e FAX

foram ajustados de forma a concordar com as especificações anatômicas da ICRP89 (ICRP 89, 2003). Os resultados foram comparados com dados correspondentes dos fantasmas matemáticos ADAM e EVA.

Os simuladores de voxel foram introduzidos por Gibbs e colaboradores (GIBBS *et al.*, 1984) e, independentemente, por Williams e colaboradores (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 e colaboradores (ZUBAL *et al.*, 1994) segmentaram imagens TC (Tomografia Computadorizada) e MRI (Imagem de Ressonância Magnética) de um paciente varrendo 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 (ICRP 23, 1975). Em 2000, Xu e colaboradores 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*. Esse novo conjunto de dados estimulou Kramer e colaboradores a desenvolverem, em 2003, um novo simulador de voxel supracitado: 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 simulador proposto por Kramer corresponde às especificações anatômicas do homem adulto de referência publicada pela ICRP 89 de 2003 (ICRP 89, 2003).

Dentre os trabalhos publicados na literatura sobre a utilização de simuladores antropomórficos de voxel para a determinação de coeficientes de conversão para a dose efetiva para nêutrons, que foram utilizados como referências para essa dissertação, destacam-se alguns artigos descritos a seguir.

Em 2000, Bozkurt e colaboradores (BOZKURT *et al.*, 2000), utilizando o modelo anatômico VIP-Man e o código computacional MCNP, determinaram a dose absorvida em diversos órgãos e a dose efetiva normalizada pela fluência, devido a nêutrons monoenergéticos com energias menores que 20 MeV.

Em 2005, Alghamdi e colaboradores (ALGHAMDI *et al.*, 2005) compararam valores para dose efetiva devido a nêutrons de energias de 1 meV até 20 MeV, utilizando nos cálculos os fatores de ponderação sugeridos pela ICRP 60 e os recomendados pela publicação número 92 da ICRP, para geometrias de irradiação ântero-posterior (AP), postero-anterior (PA) e lateral esquerda (LLAT). Foram utilizados o simulador antropomórfico masculino adulto, ZUBAL, e o código de transporte de radiação baseado no método de Monte Carlo MCNP.

Paganini e colaboradores (PAGANINI *et al.*, 2005), utilizando o simulador masculino MAX acoplado ao código GEANT4, executaram simulações para calcular os coeficientes de conversão de fluência para dose efetiva para nêutrons de alta energia, na geometria de irradiação ântero-posterior (AP).

Em 2007, Zhang e colaboradores (ZHANG *et al.*, 2007) obtiveram valores para a dose efetiva devido a nêutrons incidentes sobre o simulador de voxel denominado VCH. No cálculo foram utilizados valores de w_R recomendados pela ICRP de número 60. As geometrias de irradiações estudadas foram: ântero-posterior (AP), postero-anterior (PA), lateral direita e esquerda (RLAT e LLAT), rotacional (ROT) e isotrópica (ISO).

Gualdrini e colaboradores (GUALDRINI *et al.*, 2007) realizaram estudos preliminares para cálculos de coeficientes de conversão de fluência para dose absorvida em diversos órgãos, para nêutrons com energia de 1 meV até 20 MeV, utilizando o código MCNPX e o simulador de voxel NORMAN-05.

Em 2008, a ICRP publicou o relatório número 103 (ICRP 103, 2008) com novas recomendações para os valores dos fatores de peso da radiação, w_R , e os fatores de peso para o tecido, w_T . Os dados atuais dos detrimetos relativos à radiação diferem dos dados da publicação 60 (ICRP 60, 1991), então foram propostas mudanças nos valores de w_T para as gônadas (0,20 para 0,08), as mamas (0,05 para 0,12), órgãos restantes (0,05 para 0,12), bexiga, fígado, tireóide e esôfago (0,05 para 0,04) e recomenda-se valores específicos de 0,01, para órgãos antes desconsiderados ou alocados no grupo dos órgãos e tecidos restantes, como o cérebro e glândulas salivares. Para o fator de peso da radiação (w_R) para nêutrons, a nova recomendação propôs uma mudança na função contínua de w_R (seção 2.3.1.1). Esta alteração reduz os valores de w_R para nêutrons com energia incidente menores que 1 MeV.

Não foram encontrados na literatura coeficientes de conversão de fluência para a dose efetiva que consideram os fatores de peso w_R e w_T recomendados pela ICRP 103 para sua determinação. Além disso, os trabalhos publicados na literatura sobre coeficientes de conversão de fluência para a dose efetiva utilizam simuladores antropomórficos de voxel masculinos, sendo o diferencial deste trabalho a determinação dos coeficientes utilizando um fantoma de voxel feminino aliado a cálculos para dose efetiva segundo recomendações da ICRP 103 (ICRP 103, 2008).

1.1. Objetivo

Este trabalho tem como objetivo calcular os coeficientes de conversão para a dose efetiva normalizada pela fluência, E/Φ , para nêutrons monoenergéticos na faixa de 10^{-9} até 20 MeV, utilizando o código de transporte de radiação baseado no método de Monte Carlo MCNPX (X-5 Monte Carlo Team, 2003) e o simulador antropomórfico feminino, FAX, desenvolvido por Kramer e colaboradores (KRAMER *et al.*, 2004). Para tanto foram estabelecidos os seguintes procedimentos:

- Calcular as doses absorvidas por unidade de fluência, D_T/Φ , para todos os órgãos radiosensíveis, especificados nas publicações da ICRP de números 60 e 103, para as geometrias de irradiação AP e PA;
- Determinar as doses equivalentes por unidade de fluência, utilizando os valores de D_T/Φ e fatores de ponderação da radiação, w_R , recomendados pelas publicações números 60 e 103 da ICRP;
- Estipular a contribuição percentual de cada órgão radiosensível no cálculo da dose efetiva quando se tem as geometrias de irradiação AP e PA;
- Determinar os valores de dose efetiva normalizada pela fluência, E/Φ , tendo como base os fatores de ponderação recomendados tanto pela publicação da ICRP 60 quanto pela ICRP103, para as geometrias de irradiação AP e PA, e compará-los com os valores de E/Φ , recomendados pela ICRP publicação número 74; e
- Analisar as discrepâncias entre resultados de E/Φ obtidos quando se utilizam para os cálculos os fatores de ponderação w_R e w_T , recomendados pela ICRP 60 e pela ICRP 103.

Capítulo 2

Fundamentos Teóricos

2.1. A Interação de Nêutrons com a Matéria

A interação dos nêutrons com a matéria é muito diferente daquela com partículas carregadas ou fótons, pois os nêutrons ignoram a presença dos elétrons da camada eletrônica e não são afetados pelos campos eletrostáticos produzidos pela eletrosfera ou pelo núcleo. Dessa forma, os nêutrons passam através das camadas eletrônicas dos átomos e vão interagir diretamente com os núcleons dos núcleos dos átomos. Dois processos principais regem as interações com a matéria (LAMARH, 1978):

1) Espalhamento elástico (n,n) - A estrutura nuclear não sofre alterações e a interação é uma simples transferência de energia cinética e de quantidade de movimento, podendo essas interações serem descritas como o choque elástico de duas esferas rígidas. Nesse processo, o nêutron reaparece e o núcleo é deixado no estado fundamental;

2) Absorção - O nêutron é capturado pelo núcleo, modificando-o. A energia cinética não é conservada e uma fração dela excita o núcleo formado, que depois tende a seu estado fundamental. A partir do estado excitado do núcleo, vários fenômenos podem ocorrer, os principais sendo: *i) espalhamento inelástico (n,n')*, *(n,n γ)* - o nêutron incidente deve possuir energia superior a um certo limiar; um outro nêutron é emitido pelo núcleo composto, que atinge o seu estado fundamental emitindo, na maioria das vezes, raios gama; *ii) a captura radioativa* - o núcleo composto formado num estado excitado energeticamente, atinge a estabilidade pela emissão de um ou mais fótons ou partículas. Podem ocorrer reações do tipo (n,p), (n,2n), (n, γ) ou (n, α); *iii) fissão nuclear* - nesse caso o núcleo composto de um átomo pesado é separado em dois ou mais fragmentos e, em geral, são produzidos dois ou três novos nêutrons.

A probabilidade de uma reação nuclear ocorrer é medida pelas suas seções de choque. A seção de choque microscópica, σ , representa a área alvo oferecida pelo núcleo para um nêutron incidente, determinando a probabilidade de ocorrência de uma reação nuclear envolvendo um nêutron. A unidade de seção de choque microscópica é o barn (**b**) e é medida em dimensões de área, isto é, $1 \text{ b} = 10^{-24} \text{ cm}^2$. A probabilidade de

um determinado nêutron interagir com um núcleo de um átomo é extremamente pequena. A seção de choque microscópica total, σ_t , é igual à soma da seção de choque microscópica de absorção, σ_a , e da seção de choque microscópica de espalhamento, σ_s , isto é,

$$\sigma_t = \sigma_a + \sigma_s \quad (2.1)$$

A seção de choque de absorção pode ser dividida em várias componentes, ou seja,

$$\sigma_a = \sigma_{in} + \sigma_{cr} + \sigma_f + \dots \quad (2.2)$$

onde:

- σ_{in} – é a seção de choque microscópica de espalhamento inelástico;
- σ_{cr} – é a seção de choque microscópica para captura radioativa; e
- σ_f – é a seção de choque microscópica de fissão.

Cada modo de interação compete com outros. Logo, a fração de colisões que resulta numa reação particular dependerá da seção de choque relativa para a reação envolvida. No entanto, em certas energias, algumas das interações não ocorrem ou são desprezíveis, não colaborando na seção de choque total.

Quanto maior a seção de choque total, maior a probabilidade de um nêutron incidente ser absorvido ou espalhado. Os valores de seção de choque são funções da energia do nêutron incidente e da estrutura nuclear do núcleo alvo. A seção de choque de absorção para muitos núcleos é inversamente proporcional à velocidade (v) do nêutron, para energias baixas (lei $1/v$). Além disso, picos de absorção podem ocorrer em certas energias. Esses picos são causados por ressonâncias que ocorrem quando a energia do nêutron incidente é igual a um nível particular de energia do núcleo-alvo.

2.1.1. Divisão dos Nêutrons em Grupos de Energias

Os nêutrons, assim como os raios-X e os raios γ , podem ser produzidos numa larga faixa de energias, apresentando propriedades de atenuação substancialmente diferentes para diversas energias. A divisão dos nêutrons em grupos de energia (E_n) é arbitrária, sendo a utilizada neste trabalho a mesma classificada por Gibson e Piesch (GIBSON e PIESCH, 1985), ou seja,

- Térmico: $E_n < 0,4 \text{ eV}$;
- Epitérmico: $0,4 \text{ eV} < E_n < 100 \text{ keV}$; e
- Rápido: $E_n > 100 \text{ keV}$.

Os nêutrons térmicos são aqueles que estão em equilíbrio térmico com o meio à temperatura ambiente. Isto acontece quando o nêutron, ao atravessar a matéria, sofre colisões, perdendo energia até que atinja uma distribuição em equilíbrio com a dos átomos e moléculas do meio. No equilíbrio, os nêutrons térmicos apresentam uma distribuição de velocidade do tipo maxwelliana (International Atomic Energy Agency, 1985) e a energia mais provável tem o valor de 0,025 eV a 20 °C. Em trabalhos experimentais, consideram-se nêutrons térmicos aqueles que possuem energias abaixo de 0,4 eV, o que corresponde a uma diminuição brusca na seção de choque de absorção do cádmio.

2.2. Grandezas e Unidades Dosimétricas

As primeiras grandezas a serem definidas foram as de proteção radiológica, que estão associadas ao campo de radiação, contabilizando o número de radiações e relacionando-as com outra grandeza do sistema de medição tradicional, como o tempo ou a área. Alternativamente, podem-se avaliar os efeitos da interação da radiação com um material, utilizando algum efeito ou subproduto desta. Essas grandezas são também chamadas de dosimétricas, pois estão associadas à quantidade de radiação que o material absorveu ou a que foi submetido.

E assim, ao longo dos anos, foi desenvolvido um conjunto de relações entre as grandezas de proteção radiológica para fins de monitoração de radiação externa.

A organização e a padronização dessas grandezas têm sido feitas pela Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU – *International Commission on Radiological Units and Measurements*) e pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP – *International Commission on Radiological Protection*).

Dois tipos de grandezas são especificamente definidos para uso em proteção radiológica: as *grandezas limitantes*, 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.

2.2.1. Grandezas Básicas e Algumas Definições

2.2.1.1 Fluência, Φ

A fluência, Φ , é o quociente de dN por da , onde dN é o número de partículas incidentes sobre uma esfera de seção de área da (ICRP, 2008), ou seja:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (2.3)$$

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

2.2.1.2 Kerma, K

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 (ICRP 103, 2008), ou seja:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.4)$$

O Kerma é expresso em J/kg, no Sistema Internacional de Unidades.

2.2.1.3. Dose Absorvida, D

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

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

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

2.2.1.4. Campo Expandido

Campo expandido é um campo de radiação homogêneo, no qual a esfera da ICRU fica exposta, com fluência, distribuição de energia e distribuição direcional igual ao do ponto de referência, P, de um campo de radiação real (Figura 2.1).

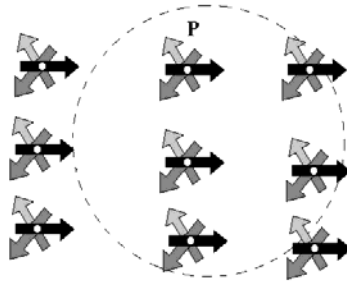


Figura 2.1 Geometria de irradiação da esfera da ICRU e ponto P na esfera, no qual o equivalente de dose é determinado no campo de radiação expandido.

2.2.1.5. Campo Expandido e Alinhado

No campo expandido e alinhado a fluência e a distribuição de energia são iguais as do campo expandido, mas a distribuição angular da fluência é unidirecional. Nesse campo, o valor do equivalente de dose em um ponto da esfera ICRU independe da distribuição direcional da radiação de um campo real (Figura 2.2).

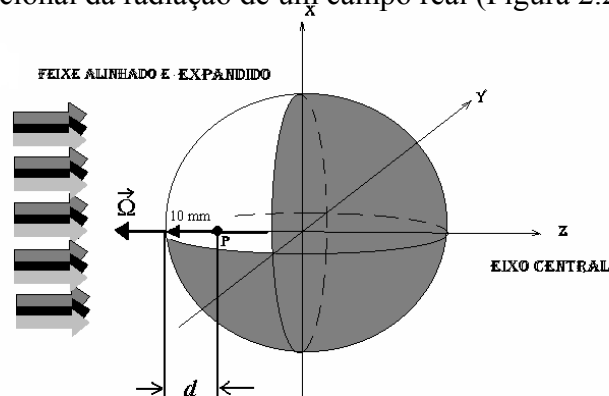


Figura 2.2 Geometria de irradiação da esfera da ICRU e ponto P na esfera, no qual o equivalente de dose é determinado no campo de radiação alinhado e expandido.

2.2.2. Grandezas de Limitação de Risco

As grandezas de proteção radiológica ou de limitação de risco da ICRP (ICRP 60, 1991) são importantes e usadas para indicar o risco à saúde humana devido à radiação ionizante; levam em consideração as atividades de radioproteção. As três principais grandezas de proteção radiológica recomendadas pela ICRP na publicação nº60 (ICRP 60, 1991) são: a Dose Absorvida Média em um órgão ou tecido (D_T), a Dose Equivalente em um órgão ou tecido (H_T) e a Dose Efetiva (E).

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

Como foi descrito na seção 2.2.1.3, a grandeza dose absorvida é definida para o cálculo em um determinado ponto da matéria. Entretanto, em aplicações práticas as doses absorvidas são calculadas em média para certo volume de tecido ou órgão. Então, a dose absorvida média, $\overline{D_T}$, no volume de um tecido ou órgão, T é definida pela expressão 2.6 (ICRP 103, 2008).

$$\overline{D_T} = \frac{\int D(x, y, z) \cdot \rho(x, y, z) \cdot dV}{\int_T \rho(x, y, z) \cdot dV} \quad (2.6)$$

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

2.2.2.2. Dose Equivalente (H_T)

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

absorvidas em um órgão ou tecido, ($D_{T,R}$), ponderadas por um fator de peso adimensional da radiação, w_R (Seção 2.3.1), relativo ao tipo e energia da radiação incidente R (ICRP 103, 2008), ou seja:

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

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

2.2.2.3. Dose Efetiva (E)

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

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

onde w_T é o fator de peso do tecido T (Seção 2.3.2), H_T é a dose equivalente a ele atribuída e o $\sum w_T = 1$, (ICRP 103, 2008). No Sistema Internacional de Unidades, a dose efetiva é expressa em J/kg, mas recebe o nome especial de *sievert* (Sv).

2.3. Fatores de Ponderação

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

Os fatores de peso consideram diferentes tipos de radiação e os efeitos estocásticos em diferentes órgãos e tecidos do corpo humano. Eles são, portanto, baseados em uma vasta quantidade de dados experimentais e estudos epidemiológicos que são dependentes da idade ou sexo. Porém, para os fins da proteção radiológica de rotina, a ICRP recomenda avaliar doses equivalentes para uma “pessoa referencial” (independente de sexo e idade), e por isso os fatores de ponderação do tecido w_T é dado pelos valores médios sobre todas as idades e os dois sexos.

Na Publicação da ICRP de número 60 (ICRP 60, 1991), a Comissão selecionou um conjunto de fatores de ponderação que foram considerados adequados para as necessidades de proteção radiológica. Este procedimento é mantido na recente publicação de número 103 (ICRP 103, 2008).

2.3.1. Fatores de Peso da Radiação, w_R

O método de utilização de ponderação da radiação para a definição das grandezas de proteção radiológica tem sido utilizado desde 1960. Até o início da década de 90, tal objetivo era atingido quando se aplicava o conceito de fator de qualidade, usando uma função específica, $Q(L)$ (ICRP 26, 1977).

Na Publicação 60 (ICRP 60, 1991), o fator de peso da radiação foi definido de maneira diferente para as grandezas limitantes e operacionais, empregadas em proteção radiológica.

Os valores de w_R apresentados são relacionados à radiação externa incidente no corpo ou à radiação emitida por radionuclídeos depositados internamente no corpo.

O fator de peso da radiação é baseado principalmente em uma avaliação da eficácia biológica relativa (RBE) dos diferentes tipos de radiação no que diz respeito aos efeitos estocásticos. A RBE é utilizada em radiobiologia para determinar as características das diferentes eficiências biológicas de radiações. Valores de RBE são dados pela razão entre as doses absorvidas de dois tipos de radiação, produzindo o mesmo efeito biológico especificado em idênticas condições de irradiação (valor de dose da radiação de referência dividido pelo correspondente valor de dose da radiação considerada, o que causa o mesmo nível de efeito).

Os valores de RBE para uma radiação específica dependem das condições de exposição incluindo os efeitos biológicos investigados, do tipo de células ou tecidos envolvidos, da dose e da taxa de dose, e do esquema de fracionamento da dose. Por

consequente, para uma determinada energia e tipo de radiação, haverá um intervalo de valores RBE. O RBE máximo (RBE_M) é alcançado em situações em que se têm baixas doses e baixas taxas de dose. RBE_M é, portanto, de especial interesse para a definição de fatores de ponderação da radiação, para a utilização em proteção radiológica. Os fatores de ponderação são tomados para ser independente da dose e da taxa de dose, na região de baixa dose.

Os conceitos de fator de qualidade e de fator de ponderação da radiação são baseados nas diferenças de eficiência biológica dos diversos tipos de radiação, que têm sua origem nas diferenças das propriedades de deposição de energia ao longo do caminho percorrido por partículas carregadas. Para aplicações em proteção radiológica, a estrutura complexa do caminho percorrido pela partícula carregada no tecido é caracterizada pelos parâmetros: transferência linear de energia, LET ou L, e o fator de qualidade Q é definido por uma função de L tal como consta em diversas publicações da ICRP e ICRU (ICRP, 1963, 1977, 1991, ICRU, 1970, 1986).

Outra característica da transferência de energia de partículas de baixo e alto LET é a flutuação do valor da energia depositada, que é menor para partículas de baixo LET. Esse efeito biológico influencia sua eficiência biológica.

Os fatores w_R têm sido especificados na definição das grandezas de proteção desde a Publicação 60 (ICRP 60, 1991). Eles são fatores onde as doses absorvidas médias em qualquer tecido ou órgão são multiplicadas pelos w_T para levar em conta o detrimento causado pelos diferentes tipos de radiação relativo a radiação de fótons.

Valores numéricos de w_R são especificados em termos de tipo de radiações e de energia, quer incidente sobre o corpo humano ou emitidos por radionuclídeos. Valores do w_R adotados na Publicação 60 (ICRP 60, 1991) são apresentados na Tabela 2.1.

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

Os mesmos valores de w_R são aplicados a todos os tecidos e órgãos do corpo, independente do fato do campo de radiação variar devido a atenuação e a degradação da radiação primária e a produção de radiações secundárias, de diferentes qualidades de radiação. O valor de w_R pode ser visto como um fator representativo da qualidade da radiação, calculados sobre os diferentes tecidos e órgãos do corpo (ICRP 60, 1991).

Na publicação 103 (ICRP 103, 2008), é sugerida uma modificação para os valores de w_R , e estes estão apresentados na Tabela 2.2.

Tabela 2.2 Valores dos fatores de peso da radiação, w_R (ICRP 103, 2008)

Tipos e intervalos de energia	Fator de peso da radiação, w_R
Fótons, todas as energias	1
Elétrons e múons, todas as energias	1
Prótons e pions carregados	2
Partículas alfa, fragmento de fissão e íons pesados	20
Nêutrons	

Curva contínua em função da energia do nêutron (Figura 2.3 e Equação 2.15).

2.3.1.1. Fatores de Ponderação para Nêutrons, w_R

A eficácia biológica dos nêutrons incidentes no corpo humano é fortemente dependente da energia do nêutron, por causa da variação da radiação secundária produzida com a energia do nêutron incidente. Qualitativamente, os seguintes efeitos são importantes:

- A produção de fótons secundários por absorção de nêutrons no tecido, o qual aumenta com o decréscimo da energia do nêutron;
- Aumento da energia dos prótons de recuo com o aumento da energia do nêutron;
- Produção de partículas pesadas carregadas para nêutrons de alta energia; e
- Processos de fissão nuclear para nêutrons de energias muito altas.

Na publicação 60 (ICRP 60, 1991), o fator de peso da radiação para nêutrons é dado de duas formas diferentes: como uma função degrau, que define cinco faixas de energia do nêutron com valores de w_R que variavam de 5 até 20, dependendo da faixa de energia ou como uma função contínua para ser utilizada em cálculos de dose (Figura 2.3). Os valores tabelados de w_R (obtidos a partir da função degrau) geralmente não são usados na prática. Em campos de radiação que contêm nêutrons com um amplo espectro de energia se utiliza os coeficientes de conversão calculados dependentes da energia para a estimativa de dose.

As recomendações internacionais para a obtenção e cálculo dos coeficientes de conversão, incluindo a ICRP 74 (ICRP 74, 1996), são baseadas na função contínua. Nota-se, entretanto, que a utilização da função contínua é baseada apenas em considerações práticas e computacionais. Na publicação 60 (ICRP 60, 1991), o valor máximo de w_R recomendado é 20. Na publicação 92 (ICRP 92, 2003) está relatado que na região próxima a 1 MeV, o valor estipulado de w_R (20) ainda é uma aproximação aceitável. Este julgamento reflete um valor representativo considerando a larga faixa de valores de RBE a partir dos dados experimentais obtidos de animais com carcinogênese e curta vida, quando expostos à feixes de nêutrons (provenientes de reatores nucleares) (ICRP, 2003c). Considerando os testes realizados, o valor de 20, é adotado para nêutrons com energia na faixa de 1 MeV.

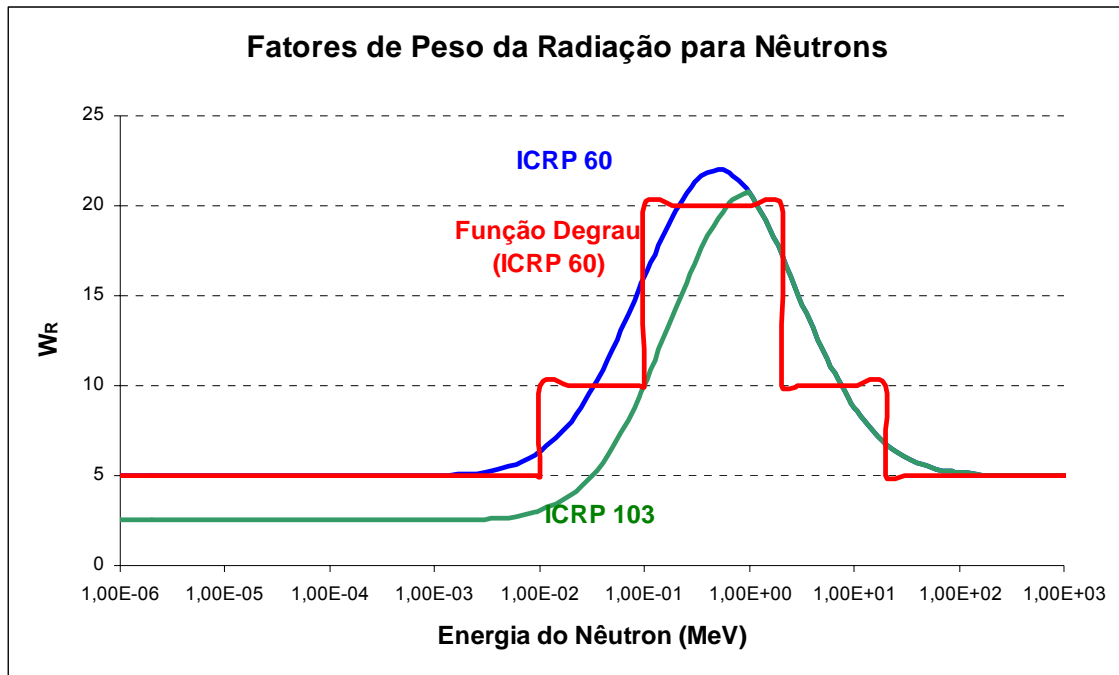


Figura 2.3. Fator de peso da radiação para nêutrons, w_R , em função da energia.

Quando o corpo humano é exposto a nêutrons com energia abaixo de 1 MeV, uma fração significativa da dose absorvida é depositada pelos fótons secundários principalmente devido a reação $H(n,c)$, que reduz a eficácia biológica. Nesta faixa de energia, este efeito sobre o RBE é muito maior do que a influência da mudança na distribuição LET das partículas carregadas secundárias produzidas por nêutrons, principalmente os prótons.

Quando dados de RBE para nêutrons rápidos e nêutrons de baixa energia, obtidos pela verificação com animais, são usados como base para validação de valores de w_R para as exposições humanas, deve-se levar em conta o fato de que a distribuição da dose de fótons secundários em humanos é maior que em pequenos animais, como ratos (DIETZE, SIEBERT, 1994). Os fótons são produzidos principalmente a partir da captura de nêutrons térmicos pelo Hidrogênio, e sua contribuição para a dose equivalente total num órgão é fortemente dependente da dimensão do corpo e da posição do órgão no corpo. Na época em que a ICRP 60 foi publicada (ICRP 60, 1991), dados de cálculos utilizando nêutrons e simuladores antropomórficos não eram disponíveis, então se utilizou os dados que haviam sido obtidos para a esfera do ICRU. Para nêutrons abaixo de 1 MeV, a consideração de fótons secundários em simuladores antropomórficos resultam em valores consideravelmente baixos de fatores de qualidade médios, e deste modo para w_R , como aqueles dados na publicação da ICRP 60.

Na publicação nº 92 (ICRP 92, 2003), é sugerido que a dependência do w_R com a energia do nêutron seja baseada numa função $Q(L)$, definida na ICRP 60 (ICRP 60, 1991) e o cálculo de um fator médio de qualidade para a média do corpo humano, q_E , (Equação 2.9). A relação entre q_E e o w_R é dada pela função:

$$w_R = 1,6(q_E - 1) + 1 \quad (2.9)$$

Esta equação preserva o valor de w_R de aproximadamente 20 para nêutrons com energias em torno de 1 MeV. Cálculos de q_E foram realizados, considerando a distribuição de dose no corpo humano e utilizando os fatores de peso do tecido (w_T) para os diferentes órgãos e tecidos (Equação 2.10).

$$q_E = \frac{\sum_T w_T \cdot Q_T \cdot D_T}{\sum_T w_T \cdot D_T} \quad (2.10)$$

Onde Q_T é o fator de qualidade médio em um tecido ou órgão T, e D_T é a correspondente dose média absorvida. O valor de q_E depende da incidência direcional da radiação no corpo por causa dos valores diferentes w_T para órgãos e tecidos distribuídos assimetricamente no corpo humano. Os cálculos demonstram que, para nêutrons térmicos, o valor de w_R deduzido (Equação 2.9) podem variar de 2,5 (para incidências isotrópica e rotacional) até 3,2 (para incidência ântero-posterior) para as variadas condições de exposição e que existe também diferenças dependendo do sexo do modelo selecionado (KELLERER *et al.*, 2004). Em geral, o valor de q_E depende também do simulador do corpo humano, por exemplo, se os cálculos são realizados com um fantoma do tipo MIRD ou um fantoma em voxel.

Em princípio, a proposta de definir uma relação geral entre w_R e o fator médio de qualidade q_E para todos os tipos e energias de partículas, como na Equação 2.9, é atraente, porque aponta de forma mais clara para os pontos comuns de base científica dos conceitos do fator de peso da radiação e do fator de qualidade utilizado na definição das grandezas operacionais. Na prática, entretanto, a Equação 2.9 só pode ser aplicada para radiação externa de alto LET fortemente penetrante, por exemplo, nêutrons, prótons de alta energia e íons pesados de energias muito altas. O fator de 1,6 foi introduzido para ajustar o valor calculado de w_R para nêutrons de 1 MeV aos dados

experimentais. É questionado se há justificativa para estender este fator para outras partículas e energias de diferentes espectros. Outra carência de definição geral desta relação é o fato de q_E depender de muitos parâmetros, tais como o simulador antropomórfico selecionado, os valores de w_T , a geometria de exposição escolhida e até mesmo o código computacional utilizado. Portanto, a Equação 2.9 só pode ser utilizada como uma orientação no estabelecimento de valores de w_R de nêutrons.

Para nêutron com energias menores que 1 MeV, uma dependência energética similar dos fatores de peso da radiação também tem sido obtidos por outros meios (SSK, 2005, DIETZE E HARDER, 2004) sem utilizar uma relação fixa entre $Q(L)$ e w_R . A relação é baseada no pressuposto de que, para nêutrons com energia abaixo 1 MeV, a dependência energética da ponderação no corpo humano é devido, principalmente, à contribuição dos fótons secundários e que, para um pequeno tecido de teste, o valor médio de RBE para o componente de alto LET do nêutrons induzido ($RBE_{alto-LET}$, principalmente determinado pelos prótons de recuo, prótons originados da reação $N(n,p)C$ e íons pesados) é aproximadamente independente da energia do nêutron (EDWARDS, 1997, SASAKI, 1991, SCHMID *et al.*, 2003).

Para radiação com incidência ântero-posterior a contribuição de dose média absorvida por fótons secundários, $f_{baixo-LET}$ (componente de baixo LET relativa ao total de dose), no corpo humano e a contribuição de partículas carregadas secundárias (componente de alto LET) são calculados pelas Equações 2.11 e 2.12 (ICRP 103, 2008).

$$f_{baixo-LET} = \frac{\sum w_T D_T f_{baixo-LET,T}}{\sum w_T D_T} \quad e \quad (2.11)$$

$$f_{Alto-LET} = 1 - f_{baixo-LET} \quad (2.12)$$

Onde $f_{baixo-LET,T}$ é a contribuição relativa da dose absorvida no tecido ou órgão T , derivada da radiação secundária de baixo LET. Para o cálculo da eficácia biológica relativa média do corpo a seguinte equação é aplicada (Equação 2.13):

$$RBE_{médio} = RBE_{alto-LET} (1 - f_{baixo-LET}) + RBE_{baixoLET} f_{baixoLET} \quad (2.13)$$

Onde $RBE_{m\u00e9dio}$ \u00e9 o RBE resultante devidamente calculado sobre o corpo humano. Esta "regra misturada" \u00e9 aplicada na faixa de energia do n\u00e9utron, desde a t\u00e9rmica at\u00e9 1 MeV. Para contribui\u00e7\u00e3o dos f\u00f3tons o valor de $RBE_{baixo-LET}$ igual a 1 \u00e9 considerado, e para a componente de alto LET o valor m\u00e9dio de $RBE_{alto-LET}$ igual a 25 \u00e9 adotado, o que \u00e9 consistente com dados experimentais sobre a indu\u00e7\u00e3o de aberra\u00e7\u00f5es cromoss\u00f4micas dic\u00eentricas em c\u00e9lulas (SCHMID *et al.*, 2003) e dados de animais para indu\u00e7\u00e3o de tumor e de redu\u00e7\u00e3o de vida (SSK, 2005). Estes valores de RBE selecionados resultam em um valor de $RBE_{m\u00e9dio}$ de aproximadamente 20 no corpo humano para n\u00e9utrons de 1 MeV, o que \u00e9 consistente com o valor mencionado anteriormente. Dependendo das condi\u00e7\u00f5es de exposi\u00e7\u00f5es escolhidas, a depend\u00eancia energ\u00e9tica do $RBE_{m\u00e9dio}$ \u00e9 similar com a do w_R calculado pela Equa\u00e7\u00e3o 2.7, para a faixa de energia dos n\u00e9utrons t\u00e9rmicos at\u00e9 1MeV.

Observando todas estas considera\u00e7\u00f5es, a fun\u00e7\u00e3o (Equa\u00e7\u00e3o 2.14) \u00e9 dada para defini\u00e7\u00e3o do fator de peso da radia\u00e7\u00e3o para faixa de energia inferior a 1 MeV.

$$w_R = 2,5 + 18,2.e^{-[\ln(E_n)]^2 / 6} \text{ para } E_n < 1MeV \quad (2.14)$$

A Figura 2.3 mostra que, para a faixa de energia do n\u00e9utron abaixo de 1 MeV, os valores de w_R s\u00e3o mais baixos do que os dados recomendados pela Publica\u00e7\u00e3o 60 (ICRP 60, 1991). A fun\u00e7\u00e3o reflete o efeito dos f\u00f3tons secund\u00e1rios no corpo e est\u00e1 bem relacionado ao fator de qualidade m\u00e9dio q_E , como dado na Publica\u00e7\u00e3o 92 (ICRP 92, 2003).

A faixa de energia acima de 1 MeV precisa de considera\u00e7\u00f5es diferentes. Nesta regi\u00e3o, quase nenhum novo dado experimental \u00e9 dispon\u00edvel a partir de investiga\u00e7\u00f5es com animais. Os dados experimentais existentes provenientes de animais ou c\u00e9lulas, contudo, mostram uma clara redu\u00e7\u00e3o de RBE com o aumento de energia de n\u00e9utron. Isto \u00e9 compat\u00edvel com c\u00e1lculos baseado na fun\u00e7\u00e3o $Q(L)$ (ICRP 92, 2003). Se a rela\u00e7\u00e3o entre q_E e w_R , como a definida na Equa\u00e7\u00e3o 2.9, for aplicada, isto resultaria em um aumento do w_R de n\u00e9utrons de aproximadamente 30 % na energia entre 5 MeV e 100 MeV com rela\u00e7\u00e3o aos dados da fun\u00e7\u00e3o cont\u00ednua, como definido na Publica\u00e7\u00e3o 60 (ICRP 60, 1991). Esta diferen\u00e7a \u00e9 muito menor do que a incerteza de valores de RBE nesta faixa de energia. Por isso, de um ponto de vista pr\u00e1tico, parece mais apropriado n\u00e3o

aplicar as modificações à função existente nesta faixa de energia, mas permanecer com os valores definidos em Publicação 60.

Para nêutrons com energias acima de 50 MeV, não há dados experimentais publicados. Alguns dados de RBE na indução de cromossomos dicêntricos em linfócitos humano foram publicados recentemente (NOLTE *et al.*, 2005). Esses dados em conjunto com os cálculos de Pelliccioni (PELLICCIONI, 1998, 2004), Yoshizawa e colaboradores (YOSHIZAWA *et al.*, 1998), e Sato e colaboradores (SATO *et al.*, 2003), mostraram que o fator de qualidade médio, q_E , quando calculado sobre a média do corpo humano reduz com aumento de energia de nêutron, para valores menores que 5, e alcança valores próximos daqueles de prótons em energias muito altas, acima de 1 GeV. Enquanto este tópico pode precisar de considerações mais detalhadas no futuro, uma função de fator de ponderação contínua para nêutrons também é usado para energias acima de 50 MeV. O seu valor diminui com aumento da energia de aproximadamente 5,5 em 50 MeV para aproximadamente 2,5 em 10 GeV. Esta função é ajustada à função para energias de nêutron mais baixas que 50 MeV. A dependência energética de nêutrons estudada por Pelliccioni (PELLICCIONI, 1998, 2004), Yoshizawa e colaboradores (YOSHIZAWA *et al.*, 1998), e Sato e colaboradores (SATO *et al.*, 2003) foi usada como guia para as energias mais altas.

Em resumo, as funções contínuas seguintes são usadas para o cálculo de fatores de ponderação de nêutrons, especificadas na publicação de número 103 da ICRP (ICRP 103, 2008) são (Equação 2.15):

$$w_R = \begin{cases} 2,5 + 18,2e^{-[\ln(E_n)]^2/6}, & E_n < 1MeV \\ 5,0 + 17,0e^{-[\ln(2E_n)]^2/6}, & 1MeV \leq E_n \leq 50MeV \\ 2,5 + 3,25e^{-[\ln(0,04E_n)]^2/6}, & E_n > 50MeV \end{cases} \quad (2.15)$$

Essas funções são complexas. Elas foram escolhidas como uma aproximação empírica, da descrição da ponderação de nêutrons. Portanto, a função de w_R para nêutrons foi obtida considerando os seguintes critérios:

- Uma função contínua de w_R foi escolhida em vez de uma função de degrau (ICRP 60, 1991) por razões práticas. Esta decisão, contudo, não representa o resultado da mais alta precisão dos dados radiobiológicos disponíveis, mas são baseados em considerações práticas.

- Para nêutrons com energias em torno de 1 MeV, o valor de w_R de 20 é mantido, como o descrito na Publicação 60 (ICRP 60, 1991) e na Publicação 92 (ICRP 92, 2003).
- Para energias de nêutrons abaixo de 1 MeV, a forma da curva de dependência de energia com w_R é baseada no fator de qualidade médio q_E , bem como no $RBE_{\text{médio}}$ expresso pela Equação 2.9. Os valores de w_R recomendados são semelhantes aos propostos na Publicação 92 (ICRP 92, 2003).
- Para energias acima de 50 MeV, devido as interações que ocorrem com nêutrons de alta energia, o w_R deveria assintoticamente se aproximar de valor para os prótons. Baseado em cálculos de Pelliccioni (1998, 2004), Yoshizawa e colaboradores (1998) e Sato e colaboradores (2003) um valor assintótico de 2,5 para energias de nêutron acima 1 GeV foi adotado.

A função resultante (Figura 2.3) é compatível com o conhecimento físico e biológico atualmente existente. A função não estabelece uma relação estrita entre o fator de qualidade médio e a radiação que pondera (fator de peso da radiação) para todas as energias de nêutrons, como proposto na Publicação 92 (ICRP 92, 2003), e por isso não há uma transformação exata entre as grandezas de proteção e grandezas operacionais. Para a proteção radiológica isto parece, contudo, ser mais importante que para as grandezas operacionais, para o uso nas exposições externas, que controlam uma estimativa boa e conservativa de dose efetiva na maior parte de condições de exposição. Isto é realizado aplicando a radiação que pondera fatores de nêutrons como dado na Equação 2.15.

2.3.2. Fatores de Peso do Tecido, w_T

A definição da dose efetiva considera a diferença de radiosensibilidade relativa de vários órgãos e tecidos no corpo humano com relação à radiação de detrimento dos efeitos estocásticos. Com esta finalidade, fatores de ponderação, w_T , foram introduzidos na Publicação 26 (ICRP 26, 1977) para seis tecidos identificados e para um grupo de tecidos restantes. Na Publicação 60 (ICRP 60, 1991) fatores de peso para o tecido foram especificados para doze tecidos e órgãos e para o grupo de tecidos restantes (Tabela 2.4). Os fatores de peso do tecido são valores relativos, e a sua soma é igual a 1, para

que uma distribuição de dose uniforme no corpo todo, resulte numa dose efetiva numericamente igual à dose equivalente em cada órgão e tecido do corpo.

Tabela 2.4 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: adrenais, cérebro, rins, intestino delgado, tecido adiposo e músculo, pâncreas, baço, timo e útero/próstata.

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

Os detrimentos relativos da radiação diferenciam-se dos dados na Publicação 60, e isto resultou em modificações nos valores de w_T . As modificações principais são para a mama (de 0,05 para 0,12), as gônadas (de 0,20 para 0,08) e tecidos restantes (de 0,05 para 0,12). Além do mais, valores específicos de w_T de 0,01 são agora dados para as

glândulas salivares e cérebro. Os fatores de peso para os órgãos e tecidos recomendados pela ICRP 103 (ICRP 103, 2008) são apresentados na Tabela 2.5.

Tabela 2.5 Fatores de peso para órgãos e tecidos específicos para o cálculo de dose efetiva (ICRP, 2008).

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

* Os órgãos restantes são compostos por: adrenais, tecido extratorácico, vesícula, coração, rins, intestino delgado, nodos linfáticos, mucosa oral, músculo, pâncreas, baço, timo e útero/próstata.

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

Recentemente, os valores de w_T também foram aplicados ao feto em desenvolvimento, na Publicação 88 (ICRP 88, 2001), embora fosse reconhecido que esses valores de w_T foram desenvolvidos para exposição de indivíduos depois do nascimento e que o detrimento da radiação que esses valores contêm pode não ser apropriado para doses recebidas em útero. A aproximação foi, contudo, adotada na ausência de dados abrangentes para o risco relativo para órgãos e tecidos para exposições no útero. Foi concluído na publicação 90 (ICRP 90, 2003) e por Streffer

(STREFFER, 2005) que não há no momento dados suficientes para se fazer as recomendações de valores específicos de w_T para exposições de radiação no período pré-natal.

No caso das diferenças específicas de sexos, o detrimento relativo foi baseado na incidência de câncer dos ovários, o w_T calculado de 0,08 adotado para as gônadas (devido ao câncer mais efeitos hereditários) é semelhante àquele dos ovários femininos (0,036) somado aos efeitos hereditários (0,039). Deste modo o ovário feminino é julgado como suficientemente protegido.

Já para a tireóide, os valores para os detrimientos relativos baseados na incidência de câncer em mulheres (0,021) e em homens (0,008) diferem por um fator de aproximadamente 3 vezes. Contudo, o valor de w_T adotado para a tireóide é de 0,04. A diferença no detrimento entre os sexos é considerada de uma maneira conservativa.

Uma questão particular no cálculo da dose efetiva é a avaliação de dose nos órgãos restantes. Na Publicação 26 (ICRP 26, 1977), para os órgãos restantes foi adotado um fator de ponderação de 0,30. A dose equivalente nos tecidos restantes foi calculado para ser a média aritmética da dose nos cinco tecidos ou órgãos restantes mais irradiados, designando um valor w_T de 0,06 para cada um desses tecidos. Este procedimento resultou em uma falta de aditividade da grandeza de dose equivalente efetiva, já que os cinco tecidos ou órgãos escolhidos podem variar devido às diferentes exposições (externas ou internas).

Na Publicação 60, foi recomendado um fator de ponderação de 0,05 para os tecidos e órgãos restantes. A dose equivalente para o restante era dada como o valor médio de dez tecidos e órgãos especificados. O intestino grosso superior, anteriormente incluído no grupo dos restantes (ICRP 60, 1991), foi agrupado ao intestino grosso inferior, para definição do cólon (ICRP 69, 1995).

Para lidar com as doses recebidas no trato respiratório e com os coeficientes de dose inalada por radionuclídeos, a Publicação 66 (ICRP 66, 1994) especificou que as vias respiratórias extratorácicas seriam consideradas como parte dos tecidos restantes.

Devido ao não detalhamento na Publicação 60 (ICRP 60, 1991), o procedimento para cálculos dos órgãos e tecidos restantes foram definidos nas Publicações 68 e 72 (ICRP 68 e 72, 1994, 1996). A dose restante foi definida pela média da massa ponderada, da dose equivalente dos órgãos e tecidos do grupo restante. Por possuírem massas muito diferentes, a contribuição de tecidos e órgãos específicos para o cálculo da dose dos tecidos e órgãos restantes é muito diferente. Devido à sua grande massa, o

músculo recebeu um fator de ponderação efetivo de cerca de 0,05 o que não se justifica, pois a sua sensibilidade à radiação é consideravelmente baixa. Para exposições externas, no entanto, a dose para os diversos tecidos é semelhante (difere pouco da do músculo) e, conseqüentemente, na Publicação 74 (ICRP 74, 1996) uma simples dose média aritmética sem maior ponderação foi usada como uma aproximação.

O método para cálculo da dose efetiva recomendado pela Publicação 60 (ICRP, 1991b) inclui uma previsão para os casos em que um tecido restante que não possui um fator de ponderação explícito receba uma dose mais elevada que todos os outros tecidos. Nestes casos, o w_T para os restantes (0,05) é dividido igualmente entre dose média da massa ponderada pelos tecidos restantes (ou seja, o procedimento padrão dose do restante) e o tecido particular.

Implicações destes princípios foram estudadas por Nelson e colaboradores (NELSON *et al.*, 1997). A finalidade da constatação era ser cauteloso no cálculo da dose efetiva e dos limites relacionados. Um dos inconvenientes desta abordagem, no entanto, é que, uma vez que a formulação da dose efetiva pode ser diferente para radionuclídeos distintos ou para diferentes energias externas de feixes de fótons, ela não é estritamente uma grandeza aditiva.

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

2.4. Modelos antropomórficos de exposição

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

2.4.1. Simuladores em voxel

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

2.4.2. Desenvolvimento do modelo anatômico baseado em imagens

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 (Figura 2.4). A Figura 2.5 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 CT.

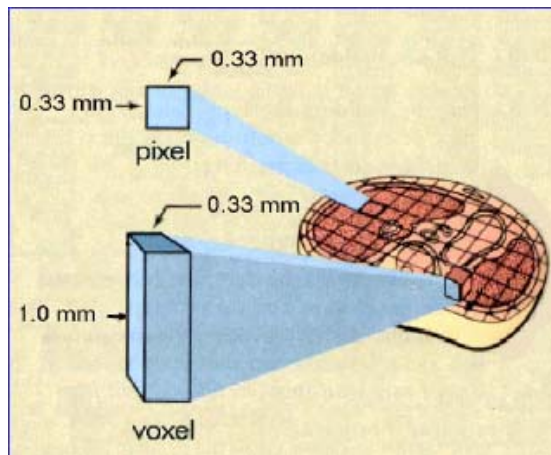


Figura 2.4 Uma fatia de imagem computadorizada mostrando uma matriz de pixels.

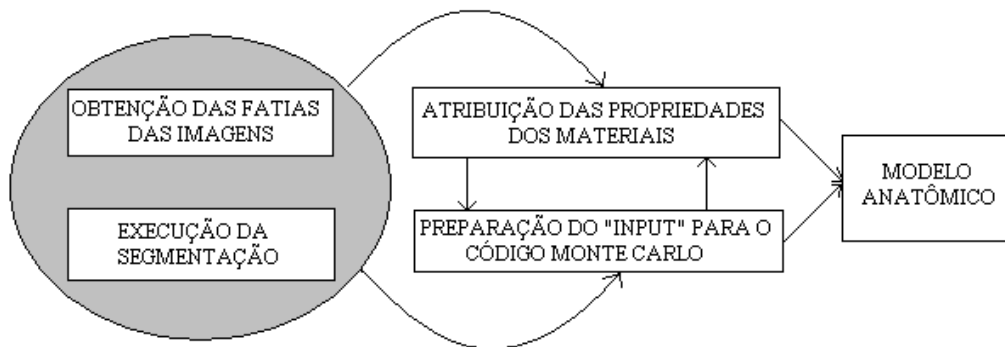


Figura 2.5 Passos envolvidos na construção de um modelo dosimétrico para corpo inteiro (BOZKURT, 2000).

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. 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 (Figura 2.6).

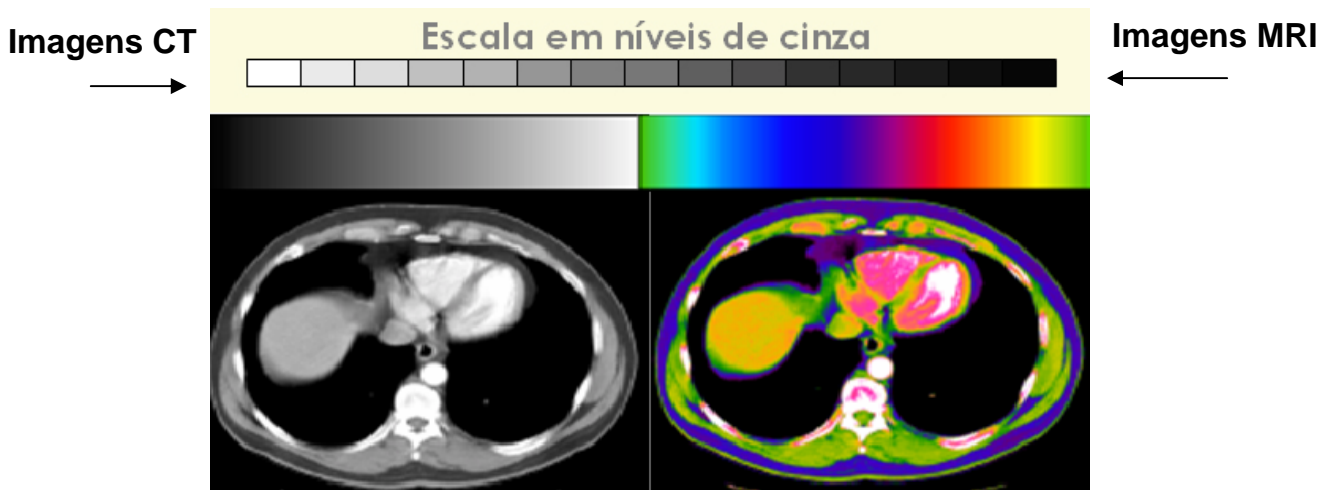


Figura 2.6 Processo de segmentação. Cada tecido identificado por um tom de cinza é associado a uma cor correspondente.

A Figura 2.7 mostra a diferença entre as imagens antes e depois da segmentação (BOZKURT, 2000). Os novos valores de cinza, usados na construção de imagens segmentadas, passam a não fornecer 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 2.7 Imagem 1: Fatia de uma imagem de tomografia computadorizada. Imagem 2: A mesma imagem após o processo de segmentação. (BOZKURT, 2000)

Uma vez que órgãos ou tecidos são segmentados, eles são associados a voxels rotulados com o número ID (classificação) específico daquele órgão. Esses IDs estão relacionados com uma tabela de cores do sistema operacional ou do usuário. Nesse 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 (NIKOLAIDIS, PITAS, 2001, LOUREIRO, 2002). Esses 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.

2.4.3. O simulador antropomórfico FAX

Em 2003, a ICRP publicou o relatório 89 intitulado, *Dados Anatômicos e Fisiológicos Básicos para o Uso em Proteção Radiológica: Valores de Referência (ICRP 89)*. Esta nova série de dados foi a motivação para o desenvolvimento do simulador FAX (KRAMER, 2004). Para a construção do fantoma FAX foi utilizada uma base de dados de dois bancos diferentes, do qual o primeiro banco de dados possuía 151 imagens TC gravadas da varredura de tronco e cabeça de uma paciente de 37 anos de idade, que pesava 63,4 kg e tinha uma altura de 1,65m. Já 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 2.8). A comparação entre a massa dos órgãos do simulador FAX e a recomendada pela ICRP 89 está disposta na Tabela 2.6.

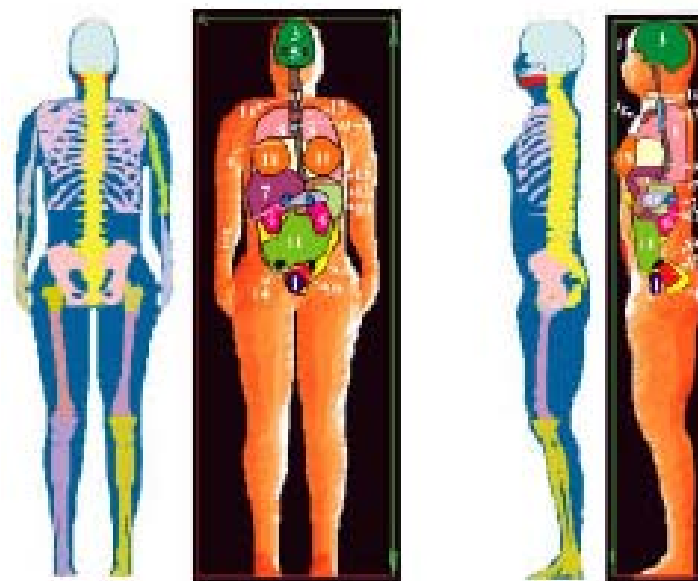


Figura 2.8 Simulador antropomófico FAX.

Tabela 2.6 Comparação entre as massas dos órgãos do FAX com as recomendadas pela ICRP89. Em negrito estão assinaladas as pequenas diferenças.

Órgão/Tecido Mulher Adulta	ICRP 89 (g)	FAX06 (g)
Adrenais	13,0	13,0
Glândulas Salivares	70,0	70,0
Esôfago	35,0	35,0
Estômago	140,0	140,0
Intestino delgado	600,0	600,0
Cólon	360,0	360,0
Fígado	1400,0	1400,0
Vesícula	8,0	8,0
Pâncreas	120,0	120,0
Cérebro	1300,0	1300,0
Mamas	500,0	500,0
Coração	250,0	250,0
Tecido Adiposo	19000,0	18000,0
Pele	2300,0	2300,0
Músculo	17500,0	17497,9
Pulmões	950,0	950,0
Esqueleto	7800,0	7355,5
Baço	130,0	130,0
Timo	20,0	20,0
Tireóide	17,0	17,0
Rins	275,0	275,0
Bexiga	40,0	40,0
Ovários	11,0	11,0
Útero	80,0	80,0

Essa adaptação das massas dos órgãos e tecidos foi feita aplicando a ICRU 44. Assim, o volume dos órgãos pôde ser determinado. A Tabela 2.7 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 2.7 Composições químicas dos principais órgãos do simulador FAX (ICRU, 1989).

Símbolo	Tecido Mole	Gordura	Pulmões	Músculo	Pele	Cartilagem	Ossos	Medula Óssea Vermelha	Medula Óssea 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%	
N	2,6%	0,7%	3,1%	3,4%	4,2%	2,2%	4,2%	3,4%	
O	73,5%	27,8%	74,9%	71,0%	64,5%	74,4%	43,5%	43,9%	
Na	0,2%	0,1%	0,2%	0,1%	0,2%	0,5%	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%	
Cl	0,22%	0,1%	0,3%	0,1%	0,3%	0,3%		0,2%	
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 3,6 mm x 3,6 mm x 3,6 mm com um total de aproximadamente 5,3 milhões de voxels (Tabela 2.8). Após todos os passos de processamento da imagem serem executados, a informação do voxel de todas as fatias é então escrita para um arquivo de texto (output) no formato ASCII que será lido e incorporado ao código de transporte de radiação MCNPX.

Tabela 2.8 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	Seios	9796
32	Urina	856	102	Zigoma (crânio)	175
33	Fezes	1000	106	Nervo ótico	26
34	Tecido glandular (seios)	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			
44	Osso do braço esquerdo (inferior)	3500			
				Total de voxels	5296476
				Tamanho de voxels:	0,36cm x 0,36cm x 0,36cm

2.5. O Método de Monte Carlo

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

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

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

2.5.1. O Código de Transporte de Radiação MCNP

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

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

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

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

2.5.1.1. Estrutura dos dados de entrada do MCNP

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

a) Título do Problema:

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

b) Bloco de células - “CELL Cards”

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

c) Bloco de Superfície – “SURFACE Cards”

Para a definição das superfícies geométricas do problema são utilizados caracteres “mnemônicos” indicando o tipo de superfície e os coeficientes da equação da superfície selecionada. Linha em Branco (finalização da seção);

d) Blocos de Dados - “DATA Cards”

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

i) “MODE Cards” – tipo de radiação

Definição do tipo de radiação que será utilizado no problema:

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

ii) “*IMP Cards*” – Célula de importância

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

iii) “*SOURCE Cards*”

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

iv) “*TALLY Cards*”

Opção da grandeza de interesse a ser utilizada nos resultados. Define o tipo de resposta que se deseja na saída. Através do uso de seu “mnemônico” correspondente têm-se uma variação de possibilidades apresentada na Tabela 2.9. Linha em branco para finalização.

Tabela 2.9 Grandezas que podem ser calculadas pelo MCNPX.

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

2.5.1.2. Especificação dos 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:

${}_{74}^{182}W \Rightarrow \text{ZAID} = 74182$, sendo 74 o número atômico e 182 número de massa.

2.5.1.3. Dados de saída, resultados do MCNP

Os resultados da simulação de um problema no código MCNP correspondem à média de um grande número de variáveis, ordem de 10^6 “histórias” ou mais, dependendo somente da precisão que se deseja obter na resposta do problema. O número de “histórias” que será utilizado no problema deve ser definido nos dados de entrada.

Todas as grandezas, resultados calculados no MCNP, são representadas nos arquivos dos dados de saída seguidos pelo valor do “erro relativo” (R), que representa a razão entre o desvio padrão de valores médios ($S_{\bar{x}}$) e a média verdadeira (\bar{X}) de todas as “histórias” (equação 2.16).

$$R \cong \frac{S_{\bar{x}}}{\bar{X}} \quad (2.16)$$

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

Capítulo 3

Metodologia de Cálculo

Neste capítulo são apresentados os modelos de exposição e a metodologia de cálculo que foram utilizados neste trabalho. O código MCNP (X-5 Monte Carlo Team, 2003) foi usado para simular o transporte de nêutrons, com o objetivo de obter a estimativa de dose em órgãos do corpo humano, utilizando simulador de voxels FAX.

3.1. Modelagem do Problema e Espectro de Radiação

Neste trabalho, na configuração da fonte de irradiação utilizada, feixes de nêutrons paralelos foram direcionados perpendicularmente ao eixo longitudinal do corpo (fantoma), tanto para as geometrias antero-posterior (AP) e postero-anterior (PA) de irradiação. Para a fonte incidente, 13 faixas de energia, variando de 10^{-9} MeV a 20 MeV foram investigadas. O comando “tally F6” do código MCNPX foi utilizado para a obtenção da energia depositada por nêutrons e fótons em órgãos de interesse para o cálculo da dose efetiva.

3.2. Geometria de irradiação

Nesta etapa do trabalho, as doses absorvidas médias em órgãos do simulador de voxels FAX foram calculadas para uma irradiação simulada de corpo inteiro com feixes planos (56,88 cm de largura por 163,08 cm de altura) de nêutrons incidentes monoenergéticos, na faixa de 10^{-9} a 20 MeV. A direção do feixe coincide com o eixo Y do sistema de coordenadas e incide na direção antero-posterior (AP) e postero-anterior (PA) do simulador do corpo humano. Essa geometria de irradiação é mostrada na Figura 3.1. A disposição do eixo de coordenadas é mostrada na Figura 3.2.

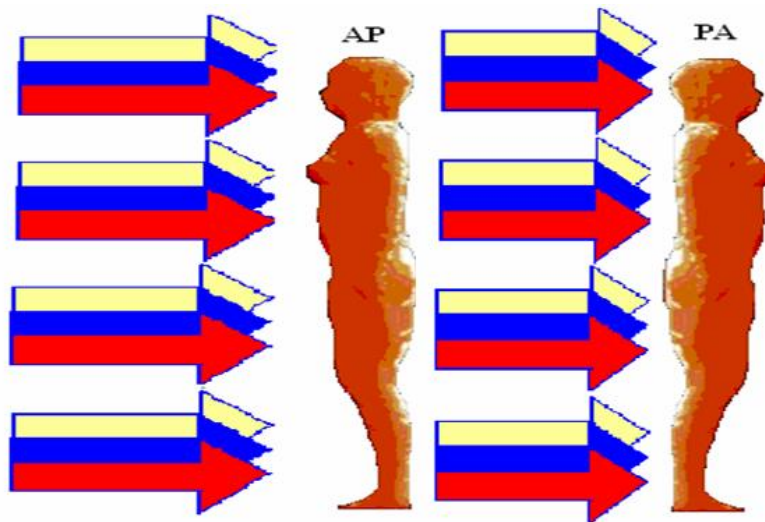


Figura 3.1 Geometrias de irradiação postero-anterior (PA) e antero-posterior (AP), simuladas no presente trabalho.

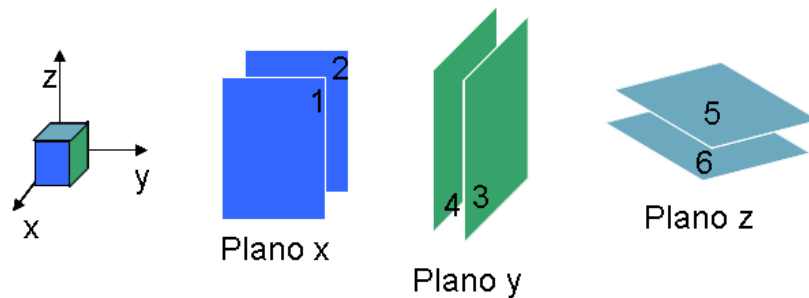


Figura 3.2 A disposição do eixo de coordenada, e representação dos planos.

3.3. O código de transporte de radiação MCNPX

O código de transporte de partículas MCNPX utilizado no presente trabalho é combinação da versão MCNP4C com o código de transporte e interação de nucleons, pions, múons, íons leves e anti-nucleos em geometria complexas LAHET (*Los Alamos High-Energy Transport*). Esse código pode simular o transporte de fótons, elétrons, nêutrons, prótons e partículas carregadas na matéria para amplas faixas de energias. Neste trabalho, o MCNPX foi usado para simular o transporte de nêutrons através de meios, como: ar e tecido equivalente (Tabela 2.7), com o objetivo de obter a estimativa de dose em órgãos do simulador de voxel FAX.

3.3.1. 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 (YORIYAZ, 2003). Este *software* interpreta as imagens e as transforma em um arquivo de input para ser usado pelo código MCNPX para a simulação do transporte de radiação pelo corpo humano. Tem-se como input um arquivo chamado “SINP” que contém a informação básica sobre o formato do arquivo de imagem e opções do usuário (YORIYAZ *et al.*, 2000;. YORIYAZ *et al.*, 2001; STABIN *et al.*, 2002). Portanto, o *software* SCMS interpreta imagens e as disponibiliza em um arquivo de entrada usado pelo MCNPX para a simulação do transporte de radiação.

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

O principal objetivo do uso do recurso de estruturas repetidas no MCNPX 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.

As células uma vez dispostas numa determinada seqüência podem então, definir um volume geométrico qualquer desejado, sendo que cada célula unitária nesse 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 (polígonos 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 desse 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, esse passo consome muito tempo de processamento.

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, tem-se que no eixo X existem 158 fatias, com uma largura total de 56,88 centímetros; no eixo Y há 74 fatias, formando um comprimento total de 26,64 centímetros; e o eixo Z é composto de 453 fatias, que resultam em uma altura de 163,08 centímetros, (Figura 3.3 (a) e (b)).

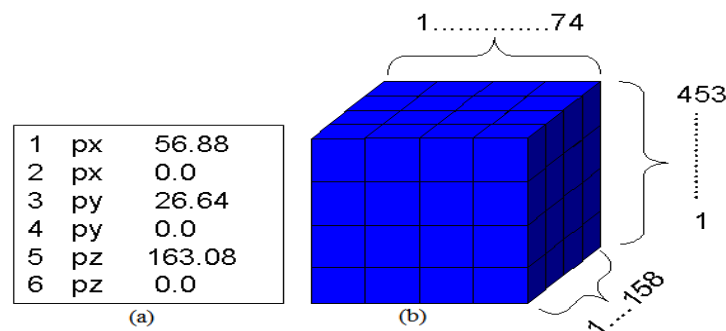


Figura 3.3 (a) Representação dos planos que definem a célula principal do simulador FAX e (b) diagrama esquemático da célula do bloco principal.

3.3.3. Definição da malha

O bloco de superfícies é definido com seis planos, as seis faces do cubo que compõem o voxel de aresta de 0,36 cm (Figura 3.4). O comando “lat = 1” define que a malha é feita por hexaedros. O comando “fill = 0:157 0:73 0:452” informa quantas fatias existem no comprimento (158), na largura (74) e na altura (453), que formam o bloco que representa o fantoma FAX. Esta estrutura pode ser vista na Figura 3.4.

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

3.3.4. Representação dos órgãos e tecidos em formatos de voxels

Um elemento químico pode ser representado na forma ZZAAA (seção 2.5.1.2). A Figura 3.5 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%. Os elementos químicos que compõem a medula óssea e as suas respectivas porcentagens estão representados na Tabela 3.1.

```
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
```

Figura 3.5. Representação, no MCNPX, dos elementos químicos presentes na medula óssea com suas respectivas porcentagens.

Tabela 3.1 Elementos químicos presentes na medula óssea com suas respectivas porcentagens.

Elemento Químico	%	Elemento Químico	%	Elemento Químico	%
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%

3.3.5. Tratamento de espalhamento de nêutrons térmicos

Para tratar a ligação molecular do hidrogênio nos materiais biológicos utilizados, utilizou-se o tratamento de espalhamento de nêutrons térmicos $S(\alpha,\beta)$. Em energias abaixo de 1 eV, o movimento do núcleo alvo é fator importante para espalhamento de nêutrons térmicos (DEVDERSTANDT *et al.*, 1976). Nestas baixas energias, a energia do nêutron é comparável à energia térmica do átomo do alvo assim como de sua energia de ligação química. Conseqüentemente, o movimento térmico do átomo alvo altera a seção de choque efetiva de espalhamento, assim como a energia final do nêutron espalhado.

O código MCNP leva esses efeitos em consideração usando as leis de espalhamento denominadas $S(\alpha,\beta)$. O tratamento $S(\alpha,\beta)$ é um modelo que representa os efeitos de espalhamento cristalino e ligações moleculares, no cálculo de transporte de nêutrons, para um número limitado de elementos e moléculas. Para nêutrons com energia entre 10^{-3} e 1 eV, o código MCNP possui uma biblioteca denominada TMCSS1, que leva em consideração as leis de espalhamento $S(\alpha,\beta)$ para tratar a ligação molecular do hidrogênio nos materiais biológicos. Nessa biblioteca, os dados de seção de choque foram ajustados considerando os efeitos de ligação química e os efeitos de espalhamento (coerente) cristalino.

3.3.6. Definição da grandeza a ser calculada

A dose absorvida em órgãos ou tecidos foi obtida a partir do comando F6, mostrada na Tabela 2.9. Por exemplo, na Figura 3.6 temos o registro de F6 e a representação dos universos (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. Observa-se ainda que, o comando registra a energia absorvida não só para os nêutrons, como também para os fótons gerados.

```
c-- bexiga
f16:n (127<2)
f26:p (127<2)

c-- cérebro
f36:n((39 12)<2)
f46:p((39 12)<2)
```

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

3.3.7. Registro da energia depositada em órgãos e tecidos do simulador FAX

No MCNP, quando usado o “tally” F6, calcula-se as energias depositadas por unidade de massa nos órgãos utilizados para o cálculo da dose efetiva, em MeV/g. Para a obtenção da dose absorvida normalizada por fluência (D/Φ), os valores das energias depositadas devem ser multiplicados pelo fator de $1,486 \times 10^{-6} \text{ Gy.cm}^2$, que leva em consideração as seguintes transformações:

- Transformação da energia depositada de (MeV) para (J);
- Transformação da massa de grama para (kg); e
- Produto da dose absorvida pela área (cm^2) da fonte plana para obtenção da fluência em (Gy.cm^2).

3.3.8. Cálculo da Dose Equivalente na Medula Óssea Vermelha para o simulador FAX

No simulador FAX, as arestas dos voxels têm uma dimensão de 3,6mm, contudo algumas estruturas da medula óssea vermelha (RBM) possuem dimensões menores que 1mm, por isso a dose absorvida não pode ser calculada diretamente.

Os valores de dose absorvida devido aos nêutrons e fótons nos ossos que compõe a medula óssea vermelha devem ser multiplicados por um fator de correção **f**.

O fator (**f**) leva em consideração a massa da medula óssea vermelha distribuída através de alguns grupos de ossos específicos do esqueleto. As informações sobre a porcentagem de medula óssea existente nesses ossos específicos são apresentadas na ICRP 70 (ICRP, 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 3.2 mostra estas porcentagens.

Tabela 3.2. Porcentagem de fração em massa de medula óssea vermelha para mulher de referência e o simulador FAX.

Grupo de Ossos Específicos	ICRP 70	FAX
Coluna Vertebral	42,2%	43,6%
Ossos da região Torácica*	22,8%	21,7%
Pelve	17,5%	16,6%
Crânio/Mandíbula	8,4%	8,4%
Fêmur (coxa)	6,7%	6,7%
Braço (úmero)	2,3%	3,0%

* Costelas, esterno, clavícula e escápula.

O valor da dose absorvida que é calculada pelo MCNPX para o grupo de osso específico é multiplicado pela porcentagem dada na Tabela 3.2 e após é multiplicado pela razão entre a massa da medula óssea e a massa do osso específico.

Portanto, para o cálculo da dose absorvida na RBM devido aos nêutrons e fótons, temos:

$$\text{Dose Absorvida}_{\text{RBM}} = \sum \text{Dose}_{\text{OSSO ESPECÍFICO}} \times f \quad (3.1)$$

3.4. Cálculo da Dose Efetiva para Nêutrons

Após a obtenção das doses absorvidas, tanto para os nêutrons quanto para os fótons, em unidades de Gy.cm², deve-se calcular a dose equivalente.

Para os fótons, como para qualquer que seja a faixa de energia o fator de peso da radiação, w_R , é constante e igual a 1, multiplica-se apenas o resultado obtido de D/Φ [Gy.cm²] pelo w_R e obtêm-se a dose equivalente por unidade de fluência (H/Φ) devido aos fótons gerados, em Sv.cm². Por isso, este mecanismo é utilizado sem se preocupar com a energia do fóton que foi gerado ou ainda com a energia que o fóton possuía quando foi absorvido pelo tecido ou órgão.

Quando se analisa as doses absorvidas devido aos nêutrons, verifica-se que para uma mesma energia de nêutron incidente, têm-se valores de doses absorvidas devido a nêutrons desde uma energia mínima (aproximadamente zero) até a energia do nêutron

originado pela fonte. Lembrando que o valor de w_R para nêutrons é uma função variável, que depende da energia do nêutron que incidiu sobre um determinado volume, não se pode, simplesmente, usar o valor de w_R para a energia do nêutron proveniente da fonte. Portanto, para um cálculo mais preciso, utilizou-se no presente estudo o comando DE/DF do código MCNPX que separa a dose absorvida por intervalos de energia do nêutron, desde zero até o valor de energia do nêutron incidente. Este comando permite correlacionar os dados obtidos na simulação com outras grandezas de interesse, como por exemplo, fatores de conversão de fluência para dose (PELOWITZ, 2005), através da introdução de um multiplicador dependente da energia. O termo DF corresponde a uma função resposta do fator peso da radiação, w_R , específico para energias DE da radiação incidente, em MeV, onde cada resultado da simulação (fluência) é multiplicado por um valor da função de conversão DF correspondente à energia DE da radiação incidente. Valores de energias ausentes na faixa de energia definida no comando DE/DF são interpolados entre qualquer um dos valores maiores ou menores de energia contidos nas respectivas seqüências. Por *default*, MCNPX utiliza uma interpolação log-log entre os valores de DE e DF, porém interpolações linear-linear, log-linear, linear-log também podem ser feitas. Assim, cada dose absorvida obtida para cada intervalo de energia é multiplicada pelo w_R correspondente. Ao fim, somando todas as doses separadas por intervalo, já ponderadas pelo w_R , obtém-se a dose equivalente para a faixa de energia em questão. Na Tabela 3.3 é mostrado um exemplo da utilização dos comandos DE/DF para nêutrons incidentes de 1 MeV de energia. O fracionamento do intervalo de energia se inicia em 10^{-3} MeV, pois para valores menores o fator w_R é constante como foi visto na Figura 2.3. O número de subintervalos entre 10^{-3} e 1 MeV foi escolhido com base no quanto o fator w_R varia dentro do intervalo.

Os resultados de H/Φ foram obtidos utilizando os fatores de ponderação w_R publicados tanto na ICRP 60 quanto na ICRP 103. Em ambos os casos, as funções contínuas foram utilizadas.

Tabela 3.3. Utilização dos comandos DE e DF.

DE	DF	
	Faixa de Energia (MeV)	WR ICRP60
1,00E-03	5,00E+00	2,50E+00
2,00E-03	5,11E+00	2,53E+00
3,00E-03	5,22E+00	2,57E+00
4,00E-03	5,35E+00	2,61E+00
5,00E-03	5,50E+00	2,67E+00
6,00E-03	5,65E+00	2,73E+00
7,00E-03	5,82E+00	2,80E+00
8,00E-03	5,98E+00	2,87E+00
9,00E-03	6,15E+00	2,95E+00
1,00E-02	6,33E+00	3,03E+00
2,00E-02	8,02E+00	3,92E+00
3,00E-02	9,54E+00	4,84E+00
4,00E-02	1,09E+01	5,74E+00
5,00E-02	1,20E+01	6,58E+00
6,00E-02	1,30E+01	7,37E+00
7,00E-02	1,39E+01	8,10E+00
8,00E-02	1,47E+01	8,79E+00
9,00E-02	1,54E+01	9,42E+00
1,00E-01	1,60E+01	1,00E+01
2,00E-01	1,98E+01	1,43E+01
3,00E-01	2,13E+01	1,68E+01
4,00E-01	2,19E+01	1,83E+01
5,00E-01	2,20E+01	1,93E+01
6,00E-01	2,19E+01	1,99E+01
7,00E-01	2,17E+01	2,03E+01
8,00E-01	2,14E+01	2,05E+01
9,00E-01	2,10E+01	2,07E+01
1,00E+00	2,07E+01	2,07E+01

Por fim, para o cálculo da dose efetiva, os valores de doses equivalentes por fluência para nêutrons e fótons devem ser multiplicados pelo fator de peso do tecido, w_T . Para fins de comparação, foram gerados resultados usando os fatores de ponderação w_T publicados na ICRP60 e na ICRP 103. Obtêm-se, assim, valores de doses efetivas normalizadas por fluência (E/Φ), devido aos nêutrons e aos fótons. A dose efetiva total (E_T) é dada pela equação (3.2):

$$E_T = E_{nêutron} + E_{fóton} \quad (3.2)$$

Onde:

- $E_{nêutron}$ é a dose efetiva devido aos nêutrons; e
- $E_{fóton}$ é a dose efetiva devido aos fótons.

Os valores de E/Φ [$Sv.cm^2$] calculados para as energias de nêutrons incidentes de 10^{-9} MeV até 20 MeV, para as geometrias de irradiação AP e PA, serão apresentados e discutidos no Capítulo 4.

3.5. Estimativa do erro relativo no MCNP

O erro relativo, denotado R , é definido pelo desvio padrão estimado da média $S_{\bar{x}}$, dividido pela média estimada \bar{x} . No MCNPX, a quantidade requerida para esta estimativa do erro – o tally e seu segundo momento – são calculados após cada história completada pelo método de Monte Carlo, o que explica o fato de que as várias contribuições para um tally proveniente da mesma história são correlacionadas. Em termos simples, R pode ser descrito como uma medida da boa qualidade dos resultados calculados. Este erro relativo pode ser usado para formar intervalos de confiança sobre o principal valor estimado. Quando próximo a um número infinito de eventos, há uma chance de 68% (isto é, a 1σ de um intervalo gaussiano ao redor do valor médio) que o resultado verdadeiro esteja situado na faixa $\bar{x}(1 \pm R)$. Para um tally bem comportado, o erro relativo R será proporcional a $\frac{1}{N^{\frac{1}{2}}}$, onde N é o número de histórias.

Desta forma, para reduzir R à metade, o número de histórias deve ser o quádruplo. O erro relativo é utilizado para a avaliação dos resultados do presente trabalho, e um guia

para interpretação do erro relativo pode ser observado na Tabela 3.4 (PELOWITZ, 2005).

Tabela 3.4. Recomendação para interpretação do erro relativo R (PELOWITZ, 2005).

Valores de R	Classificação da grandeza calculada
0,5 a 1,0	Não significativa ou descartável
0,2 a 0,5	Pouco significativa ou confiável
0,1 a 0,2	Questionável
<0,1	Geralmente digna de confiança, exceto para detectores pontuais
<0,05	Geralmente confiável para detectores pontuais

Capítulo 4

Resultados e Discussões

Nas seções deste capítulo são apresentados os resultados para as doses absorvidas nos órgãos normalizadas por fluência (D_T/Φ), e a dose efetiva normalizada por fluência (E/Φ) segundo cálculos baseados nas publicações da ICRP 60 e ICRP 103, devido a exposições de nêutrons de 13 faixas de energias diferentes (entre 10^{-9} e 20 MeV), nas posições ântero-posterior e pósterio-anterior. Os resultados obtidos são comparados com os dados disponíveis na literatura.

4.1. Dose Absorvida nos órgãos normalizada pela fluência, D_T/Φ

As doses absorvidas nos órgãos do simulador antropomórfico FAX, calculadas pelo código MCNPX foram normalizadas por unidade de fluência, D_T/Φ , como descrito na seção 3.3.7. Nas Figuras 4.1 a 4.26 são apresentados os valores de D_T/Φ em função da energia dos nêutrons incidentes, obtidos utilizando o simulador FAX e os correspondentes dados recomendados pela publicação de número 74 da ICRP (ICRP 74, 1996) obtidos através de um simulador antropomórfico matemático.

O cólon, em ambos os modelos (FAX, ICRP74) é uma combinação dos intestinos superior e inferior. No modelo matemático, o intestino superior, formado pelo cólon ascendente e cólon transversal, foi modelado por cilindros elípticos correspondendo a uma massa de 452g. O intestino inferior, que consiste no cólon descendente e cólon sigmóide, é definido por cilindros elípticos e toro aplainado, com a massa de 310g. Portanto o cólon representado pelo modelo matemático possui uma massa total de 762g. No FAX, entretanto, o cólon é constituído por 13881 voxels (680g). Na geometria AP (Figura 4.1) os resultados mostram que o cólon recebeu maiores doses no modelo em voxel, fato atribuído a diferença posicional dos órgãos. Na geometria PA (Figura 4.2) a dose no cólon foi maior no modelo matemático, principalmente para baixas energias, porque neste modelo a espessura de tecido que protege este órgão é menor que no fantoma FAX.

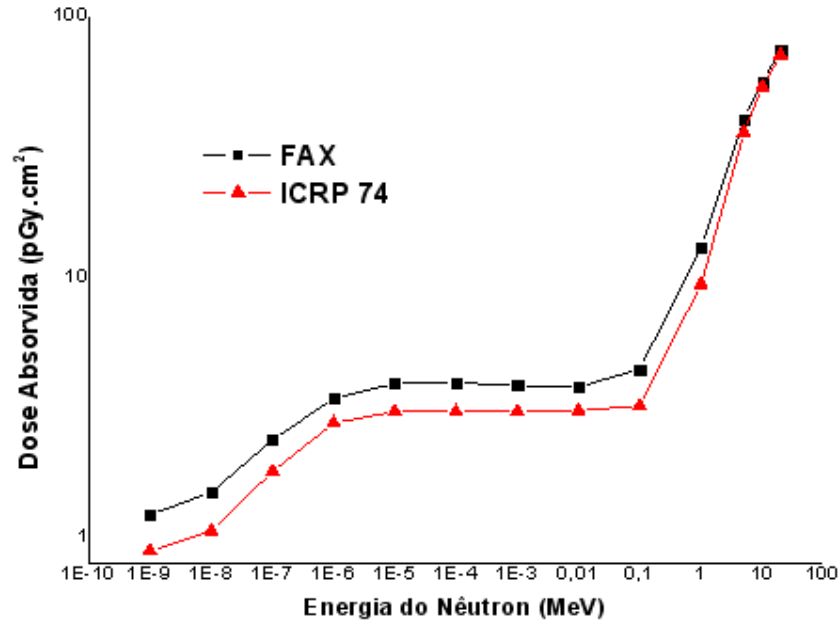


Figura 4.1 Comparação entre os valores de dose absorvida no **cólon**, na projeção AP, obtidos utilizando o simulador FAX e dados da ICRP74

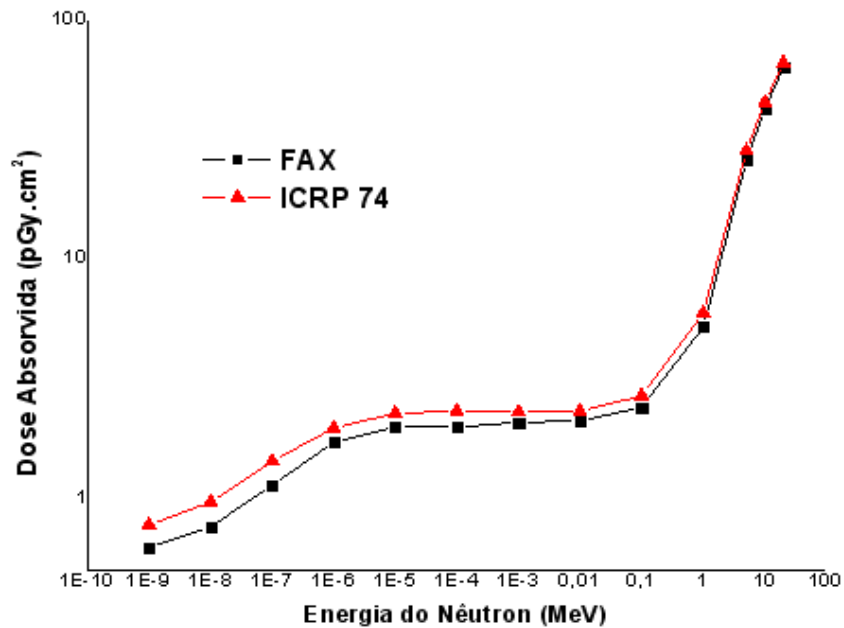


Figura 4.2 Comparação entre os valores de dose absorvida no **cólon**, na projeção PA, obtidos utilizando o simulador FAX e dados da ICRP74

A bexiga no fantoma matemático foi modelada como o volume entre dois elipsóides concêntricos (45,7g), enquanto que no fantoma FAX foi representada por 817 voxels (40,0g). A posição dos órgãos para os dois modelos também é diferente, proporcionando diferentes espessuras de tecidos que protegem a bexiga, por isso ocorrem diferenças nos valores de dose observadas na geometria AP (Figura 4.3). Na

geometria PA (Figura 4.4), ambos os modelos têm aproximadamente a mesma espessura de tecido protegendo a bexiga.

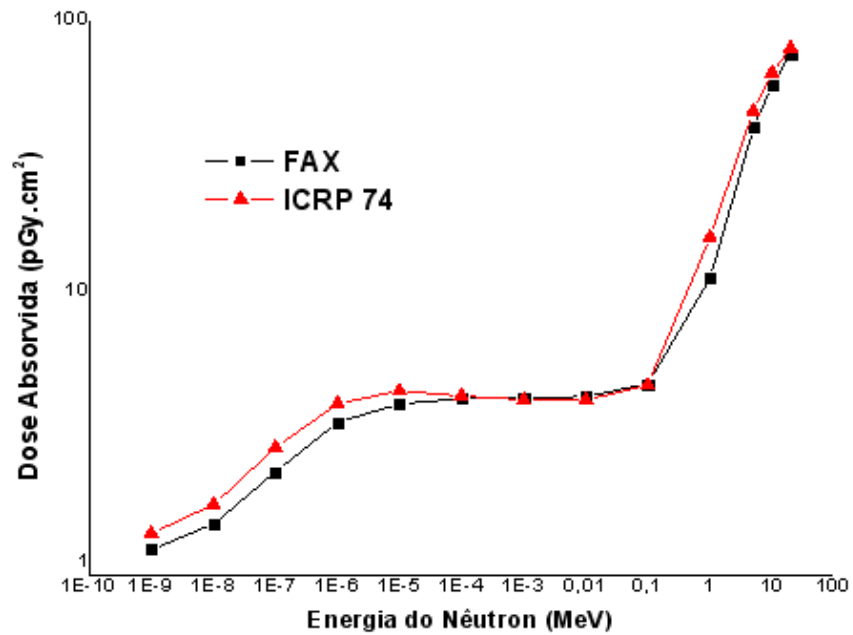


Figura 4.3 Comparação entre os valores de dose absorvida na **bexiga**, na projeção AP, obtidos utilizando o simulador FAX e dados da ICRP74

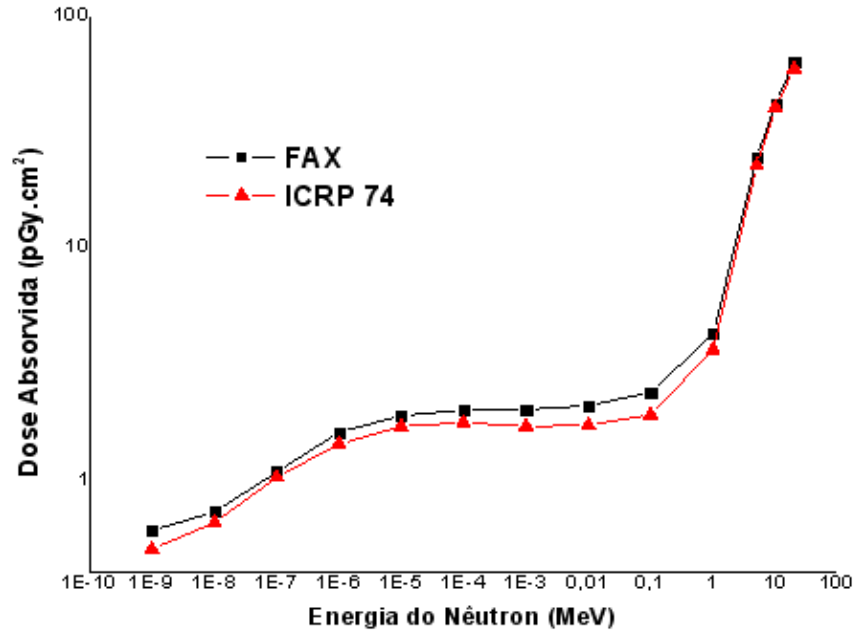


Figura 4.4 Comparação entre os valores de dose absorvida na **bexiga**, na projeção PA, obtidos utilizando o simulador FAX e dados da ICRP74

A geometria da parede do esôfago no modelo matemático foi definida como um cilindro elíptico entre o pescoço e a parte superior do estômago (41g). No simulador FAX, foi representado por 715 voxels (35,0g). Na projeção PA (Figura 4.6) não existem diferenças relevantes entre os resultados de ambos os modelos, porém na geometria AP (Figura 4.5) para as energias até 10^{-1} MeV, as diferenças podem ser explicadas devido a definição geométrica do órgão, sua localização e blindagem formada por órgãos e tecidos adjacentes.

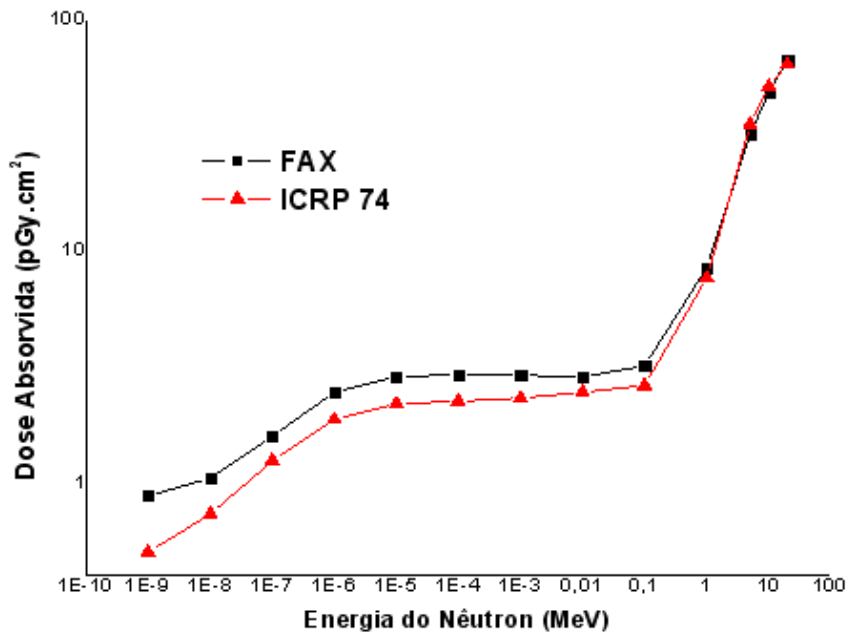


Figura 4.5 Comparação entre os valores de dose absorvida no **esôfago**, na projeção AP, obtidos utilizando o simulador FAX e dados da ICRP74

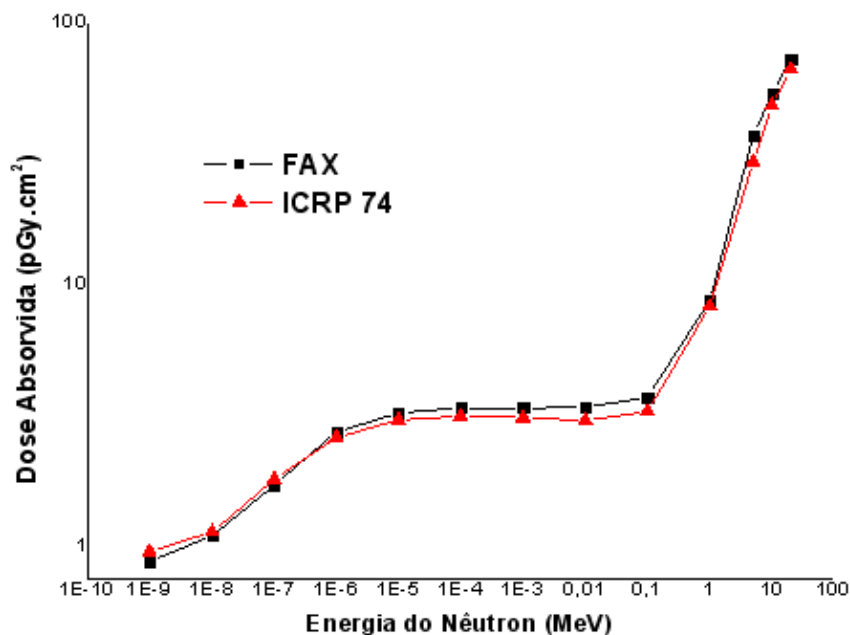


Figura 4.6 Comparação entre os valores de dose absorvida no **esôfago**, na projeção PA, obtidos utilizando o simulador FAX e dados da ICRP74

As mamas no modelo matemático são compostas por dois elipsóides atracados ao tronco (composto de 403g de tecido mole). Na FAX, entretanto, as mamas são representados por 9796 voxels (480g de tecido mole). Para baixas energias, na geometria AP (Figura 4.7) a diferença entre os dois modelos se mostra mais evidente. Na projeção PA (Figura 4.8), os valores apresentam quase nenhuma discrepância, devido à blindagem fornecida pelo tecido e esqueleto do corpo. Um comportamento similar é observado para a pele.

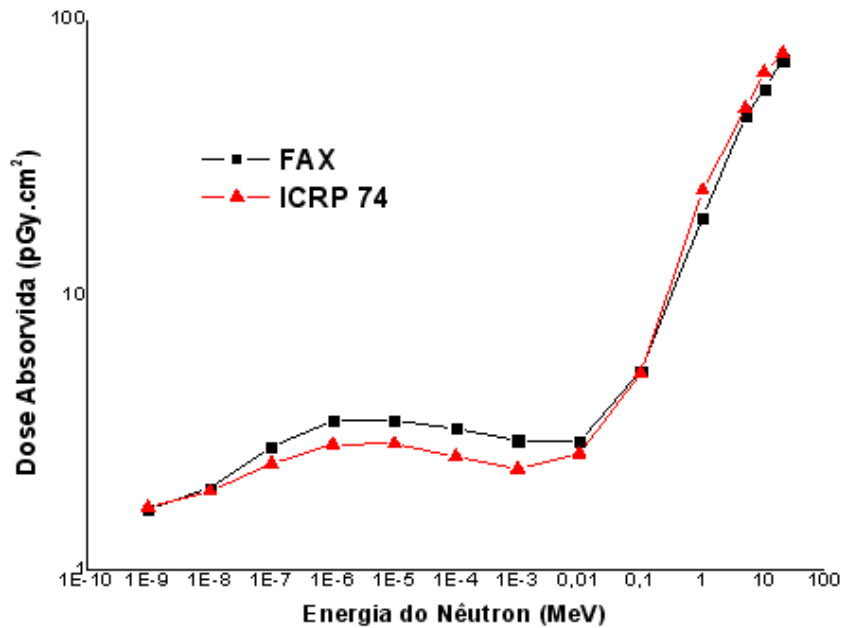


Figura 4.7 Comparação entre os valores de dose absorvida nas **mamas**, na projeção AP, obtidos utilizando o simulador FAX e dados da ICRP74

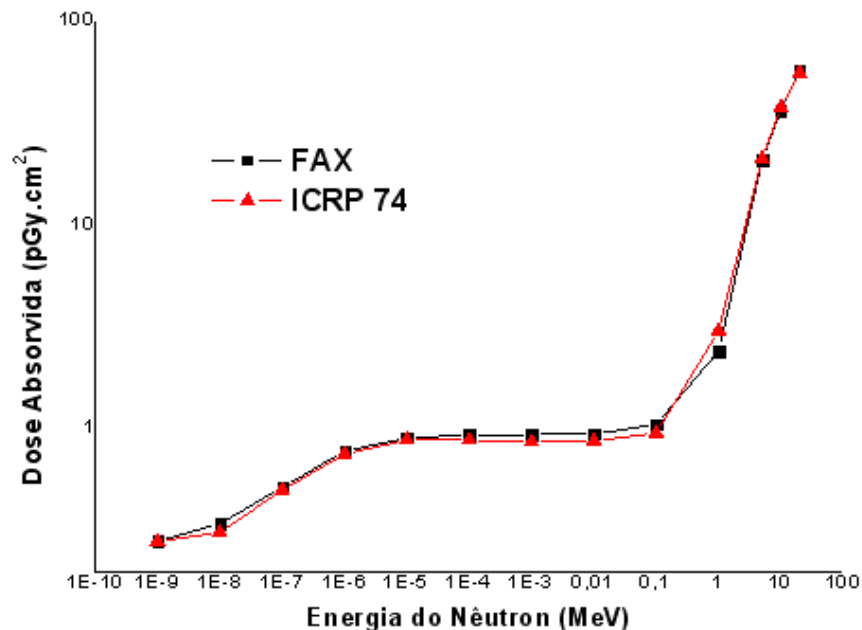


Figura 4.8 Comparação entre os valores de dose absorvida nas **mamas**, na projeção PA, obtidos utilizando o simulador FAX e dados da ICRP74

A parede estomacal no modelo matemático é desenhada como o volume entre dois elipsóides concêntricos (158g). No fantoma FAX, foi representada por 7553 voxels (370g). Tanto para a geometria de irradiação AP (Figura 4.9) quanto para a PA (Figura 4.10) verificou-se uma pequena diferença entre os valores de dose absorvida pelo órgão.

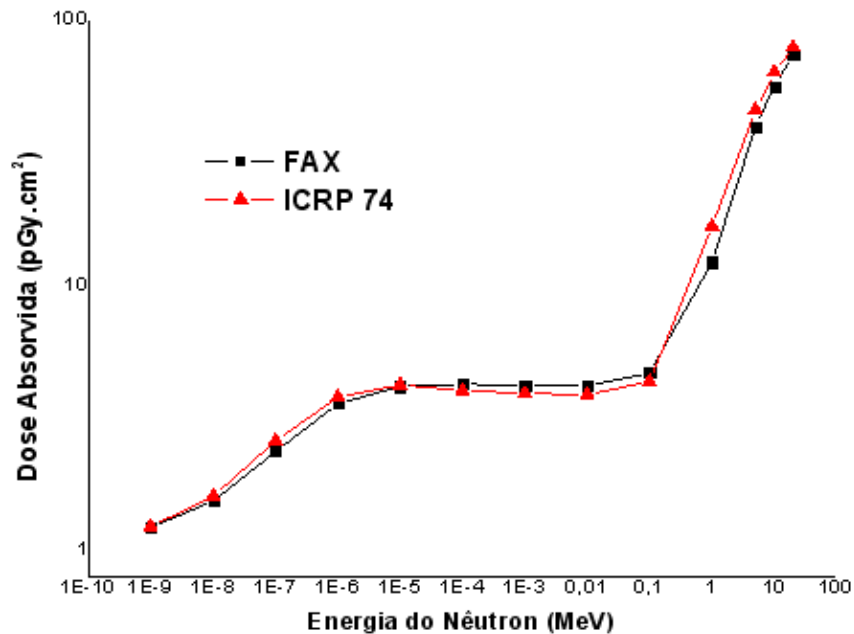


Figura 4.9 Comparação entre os valores de dose absorvida no **estômago**, na projeção AP, obtidos utilizando o simulador FAX e dados da ICRP74

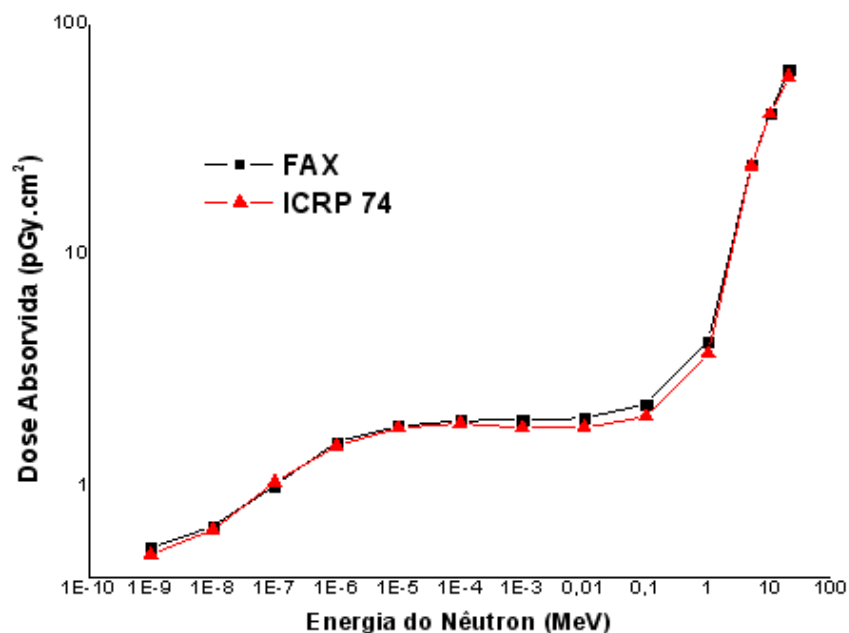


Figura 4.10 Comparação entre os valores de dose absorvida no **estômago**, na projeção PA, obtidos utilizando o simulador FAX e dados da ICRP74

O fígado é definido no modelo de voxel por 28.578 voxels (1400g). No modelo matemático foi descrito como um cilindro elíptico (1910g). As doses absorvidas nas

geometrias AP e PA (Figuras 4.11 e 4.12) se mostram muito similares, como ocorreu no estômago.

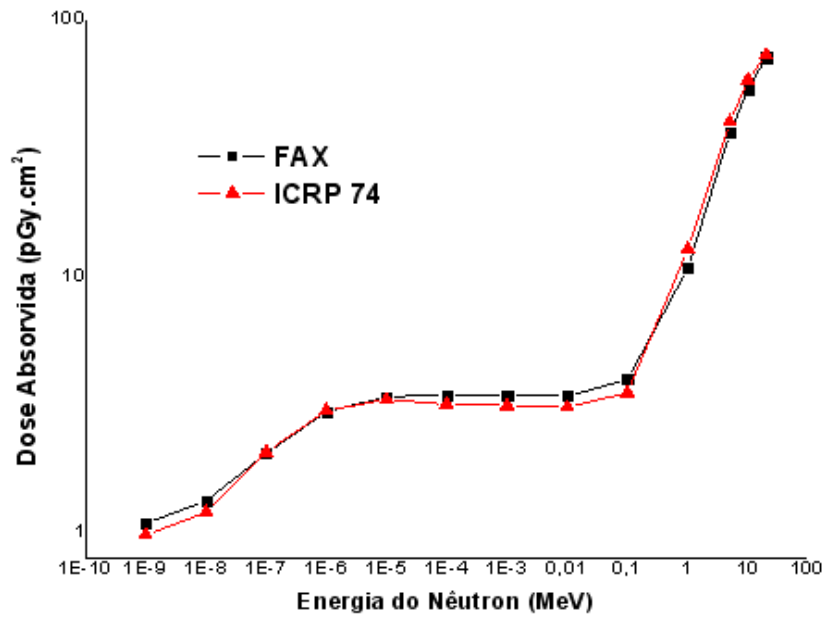


Figura 4.11 Comparação entre os valores de dose absorvida no **fígado**, na projeção AP, obtidos utilizando o simulador FAX e dados da ICRP74

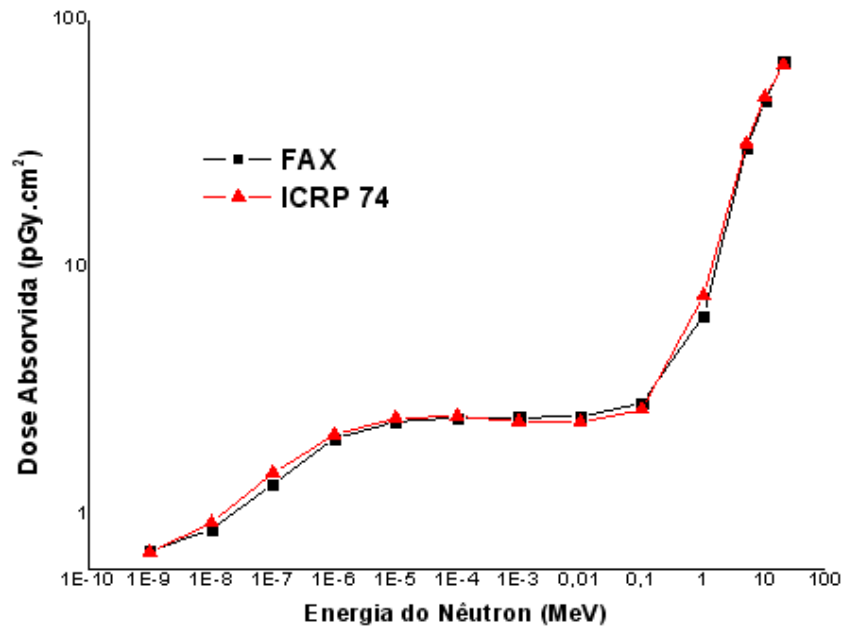


Figura 4.12 Comparação entre os valores de dose absorvida no **fígado**, na projeção PA, obtidos utilizando o simulador FAX e dados da ICRP74

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, como

consequência disto, a diferença percentual entre o simulador FAX e o fantoma matemático apresentou-se grande para energias menores que 1 MeV, conforme mostram as Figuras 4.13 e 4.14. A maior discrepância é observada para a na projeção AP para a energia de 10^{-3} MeV (26,7%).

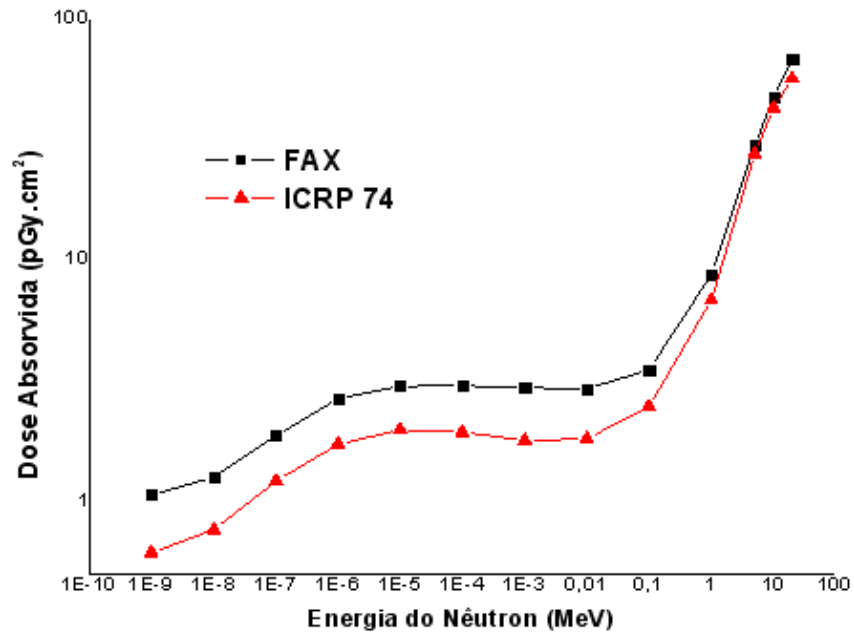


Figura 4.13 Comparação entre os valores de dose absorvida na **medula óssea**, na projeção AP, obtidos utilizando o simulador FAX e dados da ICRP74

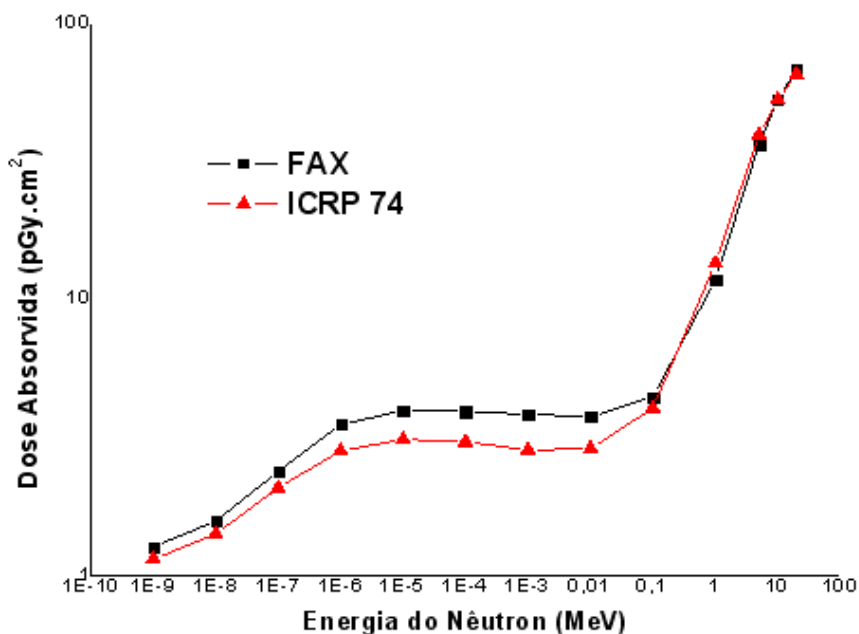


Figura 4.14 Comparação entre os valores de dose absorvida na **medula óssea**, na projeção PA, obtidos utilizando o simulador FAX e dados da ICRP74

Os ovários, no modelo matemático, foram representados por duas esferas, e, no simulador FAX, foi representado por 225 voxels (11g). Para a dose na projeção AP, a

discrepância máxima observada foi de 28,2%, para nêutrons com energia de incidência de 10^{-1} MeV (Figura 4.15). Na geometria PA (Figura 4.16), o modelo matemático recebeu doses maiores, sendo que esta diferença se deve principalmente à localização do órgão e seu tamanho.

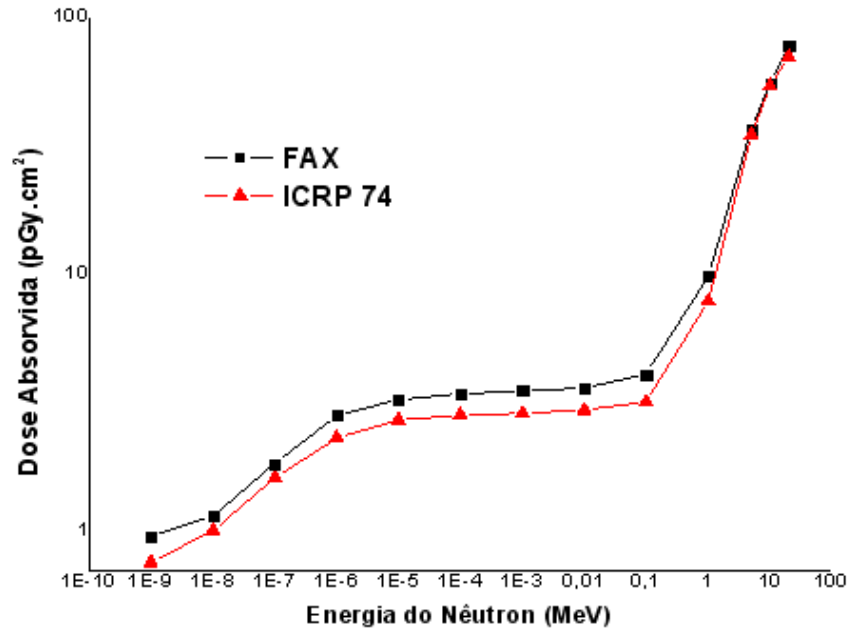


Figura 4.15 Comparação entre os valores de dose absorvida nos **ovários**, na projeção AP, obtidos utilizando o simulador FAX e dados da ICRP74

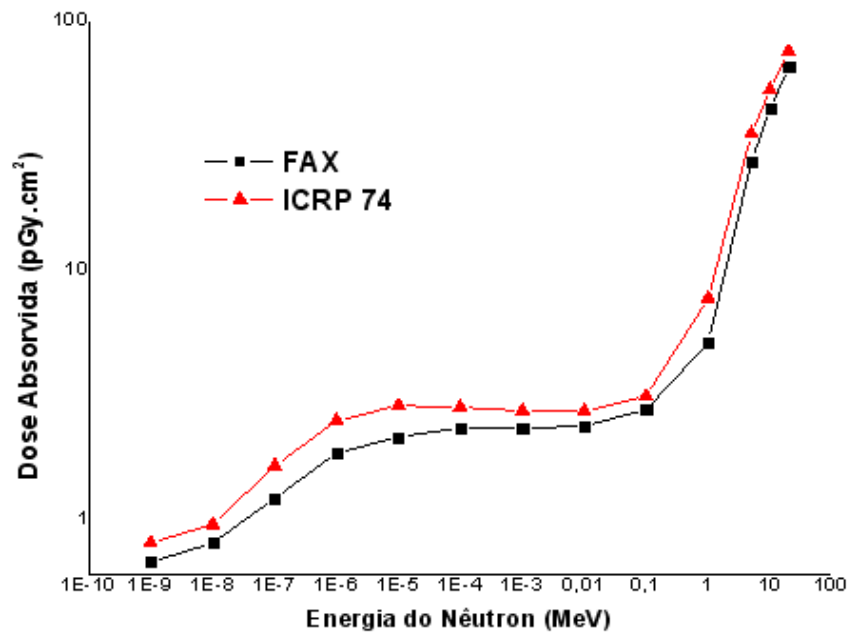


Figura 4.16 Comparação entre os valores de dose absorvida nos **ovários**, na projeção PA, obtidos utilizando o simulador FAX e dados da ICRP74

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. Assim, dependendo do ponto de interação da radiação no interior do voxel, a energia pode ser depositada na pele ou na camada de gordura (localizada abaixo da pele).

As Figuras 4.17 e 4.18 mostram os comportamentos gráficos para a pele em função das energias dos nêutrons incidentes nas geometrias AP e PA. Observa-se que os resultados obtidos são bastante similares.

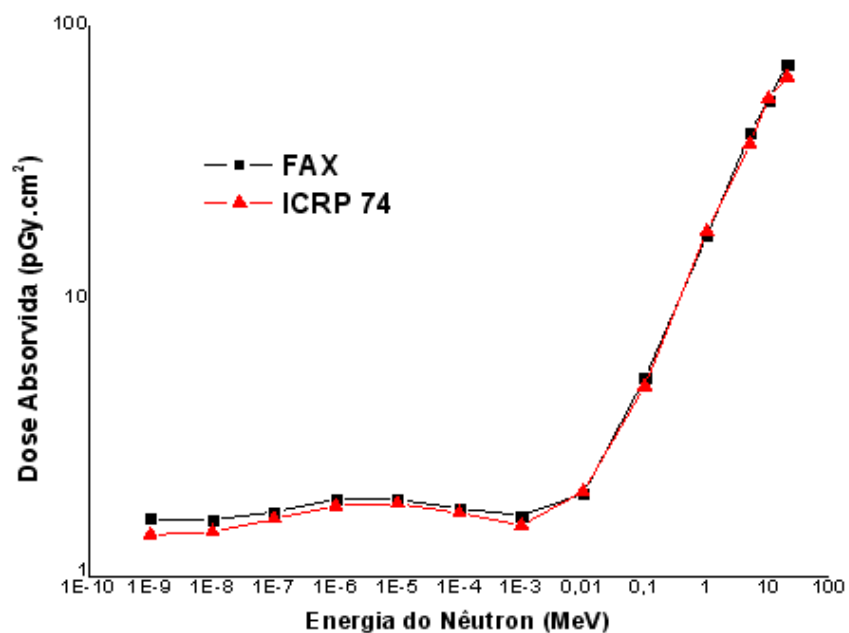


Figura 4.17 Comparação entre os valores de dose absorvida na **pele**, na projeção AP, obtidos utilizando o simulador FAX e dados da ICRP74

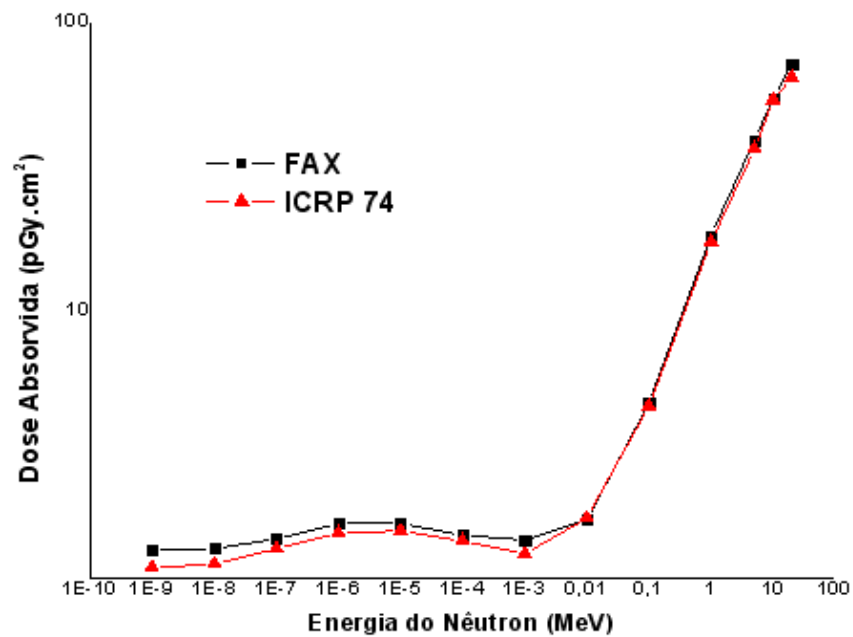


Figura 4.18 Comparação entre os valores de dose absorvida na **pele**, na projeção PA, obtidos utilizando o simulador FAX e dados da ICRP74

No modelo matemático, os pulmões são definidos como metade de um elipsóide (1000g de tecido pulmonar e 0,296 g/cm³ de densidade física). Os pulmões do fantoma FAX têm a densidade física de 0,26 g/cm³ sendo composto por 78.315 voxels (950g).

A comparação entre os resultados de D/Φ demonstra grande discrepância para ambos os modelos e diferentes geometrias de irradiação (Figuras 4.19 e 4.20).

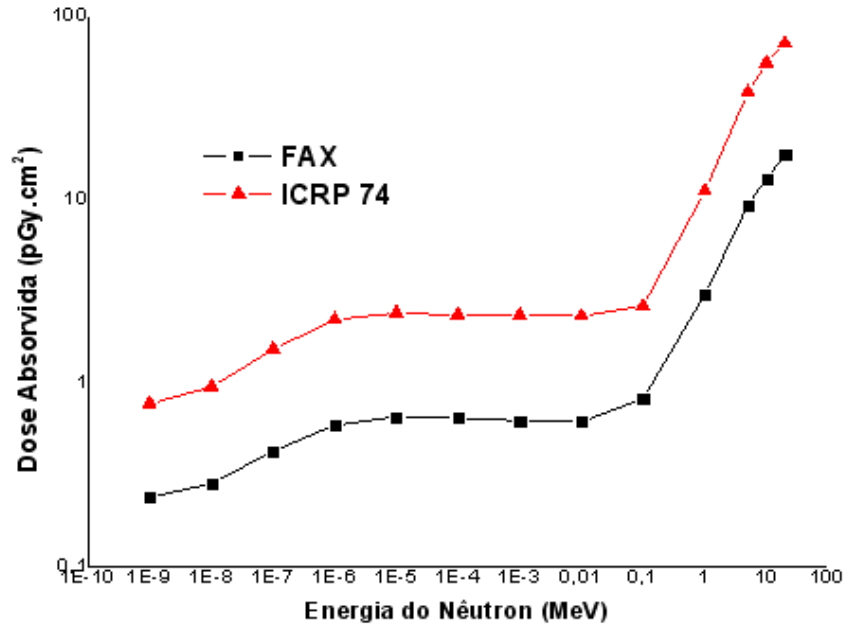


Figura 4.19 Comparação entre os valores de dose absorvida nos **pulmões**, na projeção AP, obtidos utilizando o simulador FAX e dados da ICRP74

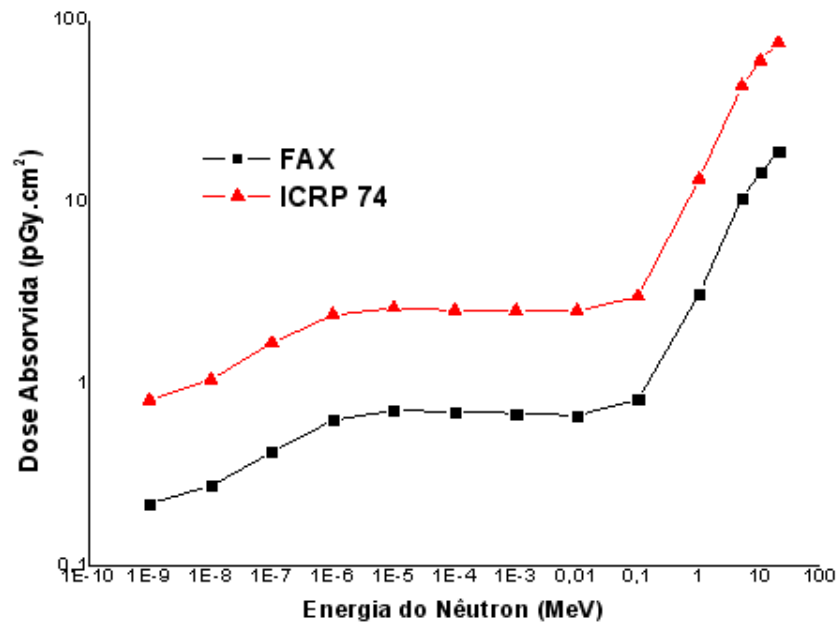


Figura 4.20 Comparação entre os valores de dose absorvida nos **pulmões**, na projeção PA, obtidos utilizando o simulador FAX e dados da ICRP74

A tireóide foi desenhada geometricamente no modelo matemático como dois cilindros concêntricos (20,7g). Na FAX, foi representada por 347 voxels (17g). No modelo matemático a garganta não é simulada, sendo a tireóide coberta de tecido, este

fato influencia nas doses recebidas tanto na geometria AP quanto PA (Figuras 4.21 e 4.22).

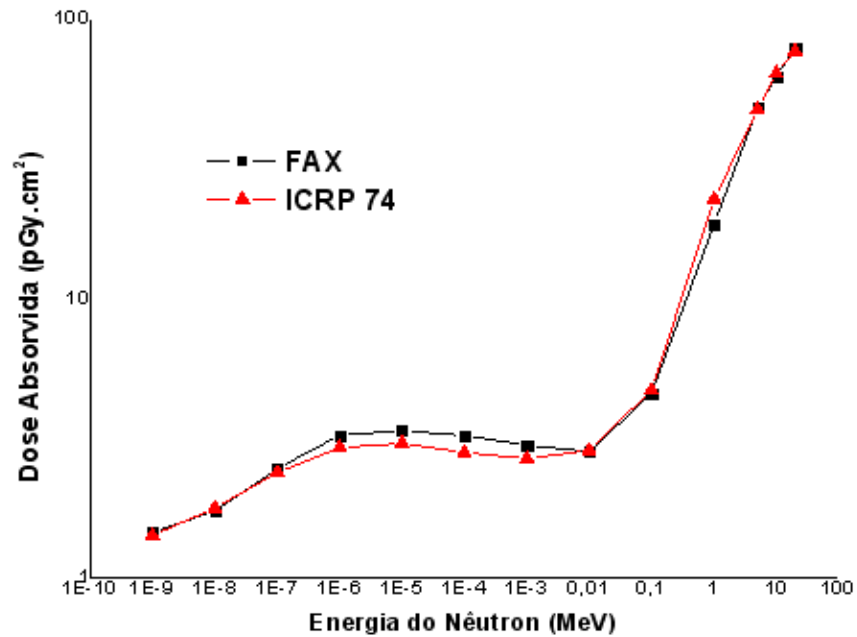


Figura 4.21 Comparação entre os valores de dose absorvida na **tireóide**, na projeção AP, obtidos utilizando o simulador FAX e dados da ICRP74

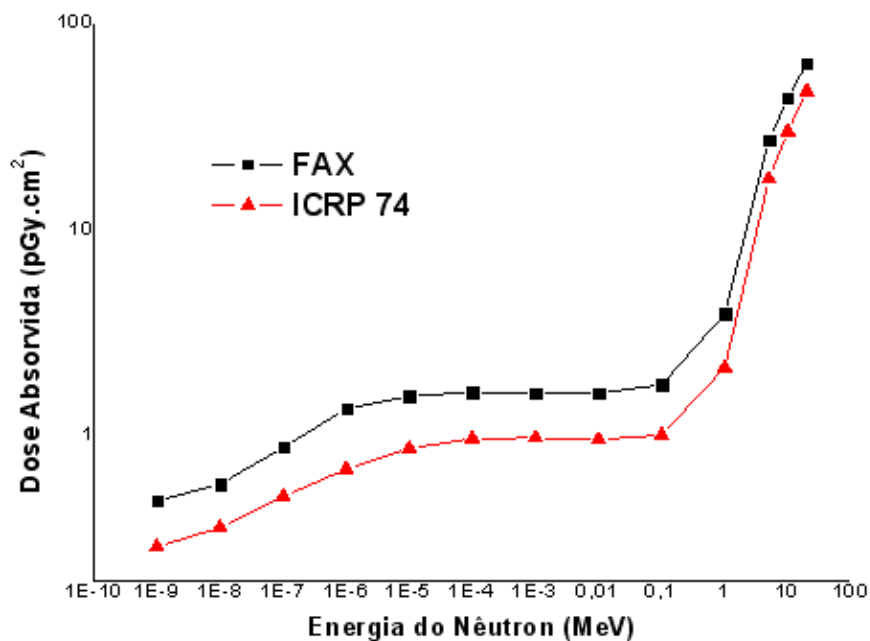


Figura 4.22 Comparação entre os valores de dose absorvida na **tireóide**, na projeção PA, obtidos utilizando o simulador FAX e dados da ICRP74

No modelo matemático, a média do esqueleto possui 10000 gramas e densidade de 1,4 g/cm³. No FAX, foi representada por 119938 voxels (8220g) com uma densidade de 1,469 g/cm³, sendo esta próxima a do MIRD. Ambas as projeções possuem

distribuição de dose similar tanto na projeção AP quanto na PA, pelo fato da média do esqueleto estar localizada em posições semelhantes nos dois simuladores. As doses absorvidas pelo FAX foram maiores que as do modelo matemático nas duas geometrias de irradiação, conforme mostram as Figuras 4.23 e 4.24.

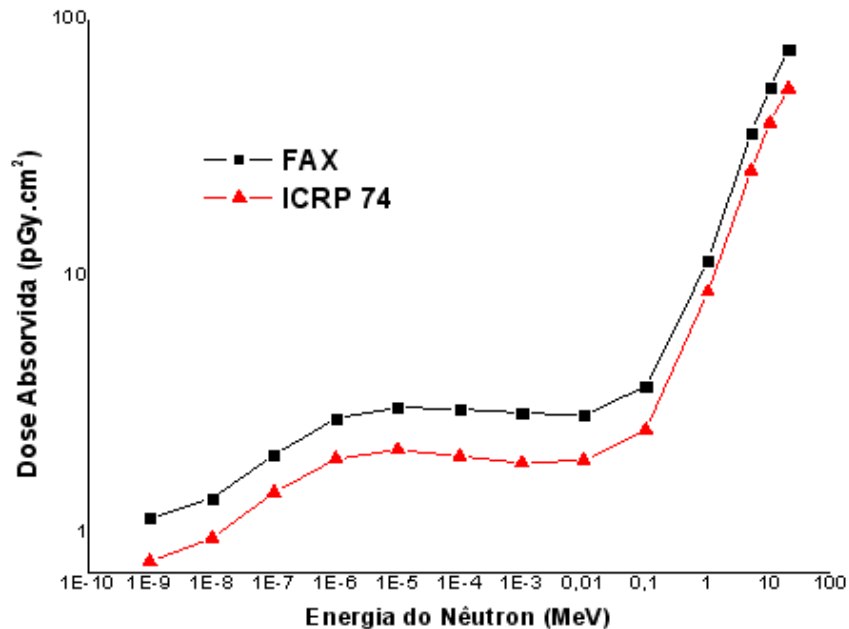


Figura 4.23 Comparação entre os valores de dose absorvida na **média do esqueleto**, na projeção AP, obtidos utilizando o simulador FAX e dados da ICRP74

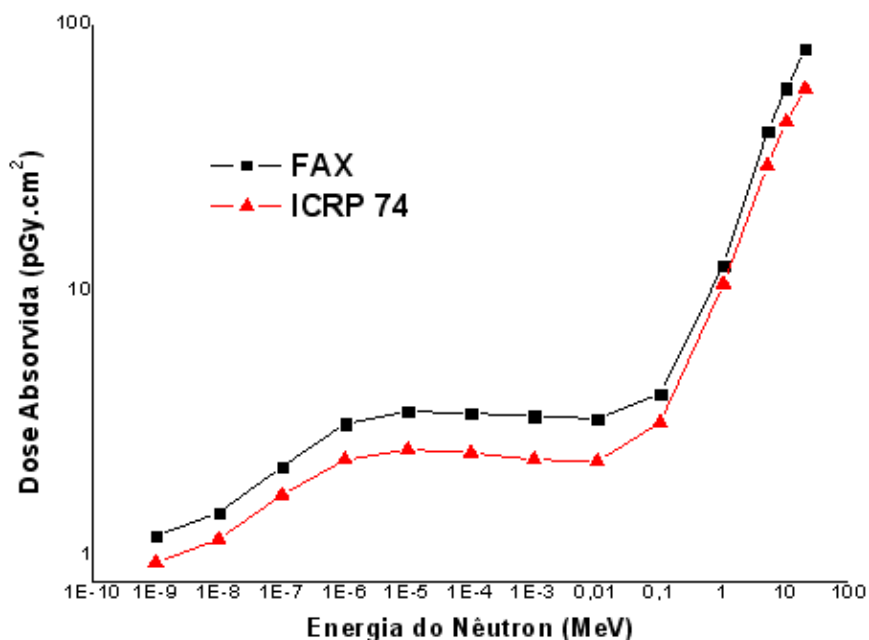


Figura 4.24 Comparação entre os valores de dose absorvida na **média do esqueleto**, na projeção PA, obtidos utilizando o simulador FAX e dados da ICRP74

Os órgãos restantes considerados para cálculo usando a FAX foram: as glândulas adrenais, o cérebro, os rins, o pâncreas, o intestino delgado, o baço, a traquéia, o útero, o timo e o músculo/tecido adiposo. A soma das massas desses órgãos corresponde a 38600 gramas. No modelo matemático, a traquéia não é representada e a massa do músculo/tecido adiposo é calculada como a parte restante do fantoma após a retirada de todos os órgãos especificadamente definidos. Por isso o modelo MIRD possui uma massa total superior a do FAX, 55774g. As doses absorvidas pelo FAX foram maiores que as correspondentes obtidas com o modelo matemático nas duas projeções.

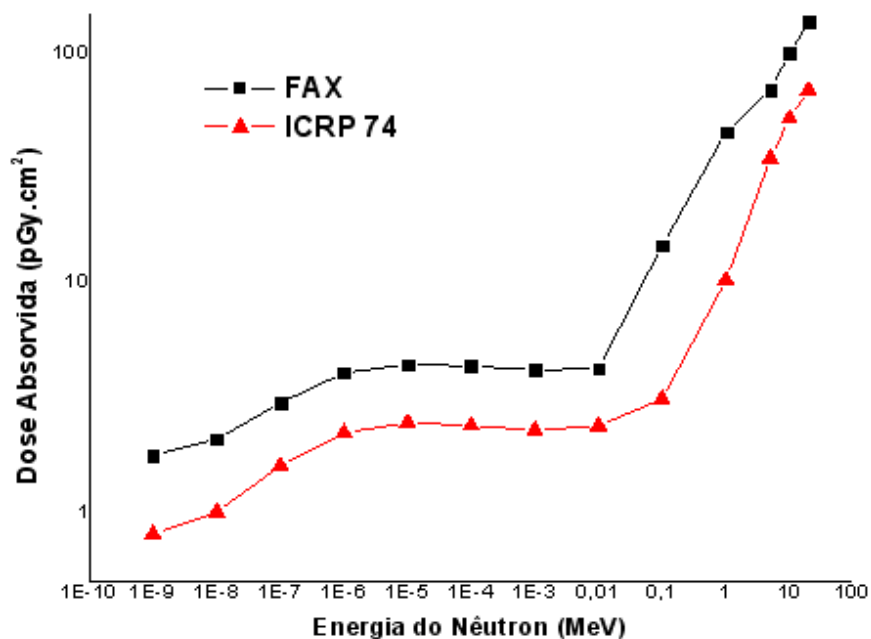


Figura 4.25 Comparação entre os valores de dose absorvida nos **órgãos restantes**, na projeção AP, obtidos utilizando o simulador FAX e dados da ICRP74

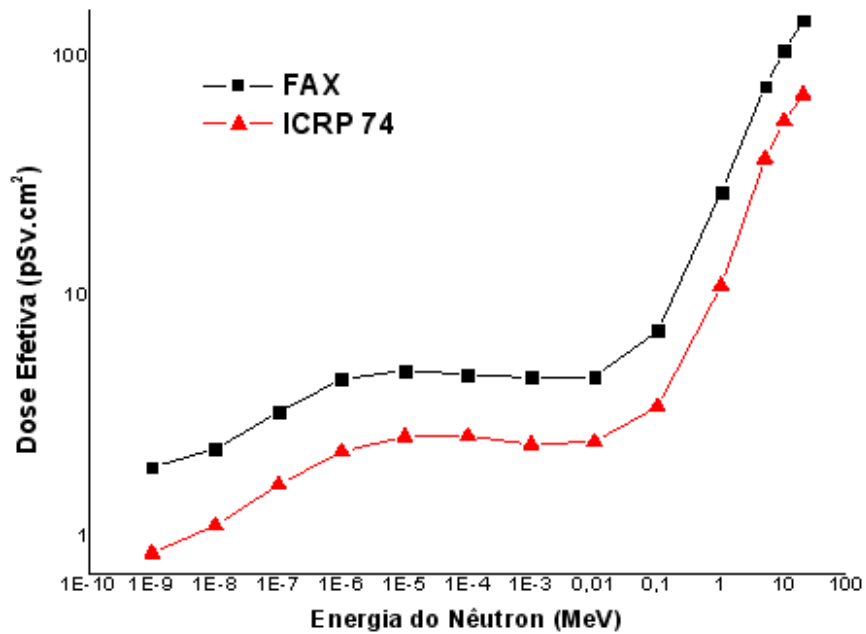


Figura 4.26 Comparação entre os valores de dose absorvida nos **órgãos restantes**, na projeção PA, obtidos utilizando o simulador FAX e dados da ICRP74

4.2. Comparação entre os valores de D_T/Φ obtidos com os simuladores de Voxel FAX e VCH

As Figuras 4.27 a 4.38 mostram a comparação entre os valores de D_T/Φ para as geometrias de irradiação AP e PA, obtidos no presente trabalho (simulador FAX) e aqueles obtidos por Zhang e colaboradores (ZHANG *et al.*, 2008), que utilizaram o simulador de voxel denominado VCH.

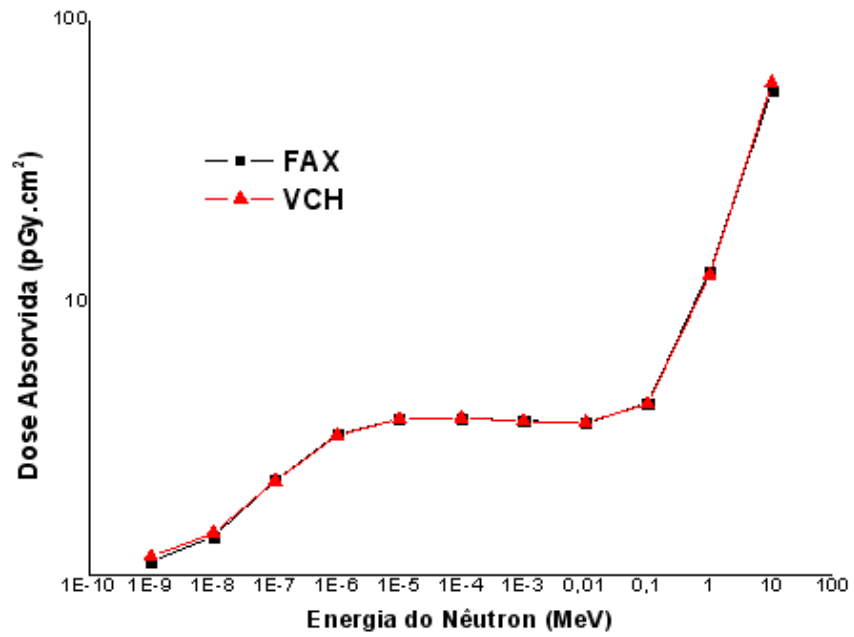


Figura 4.27 Comparação entre os valores de dose absorvida no **cólon**, na projeção AP, obtidos utilizando os simuladores FAX e VCH

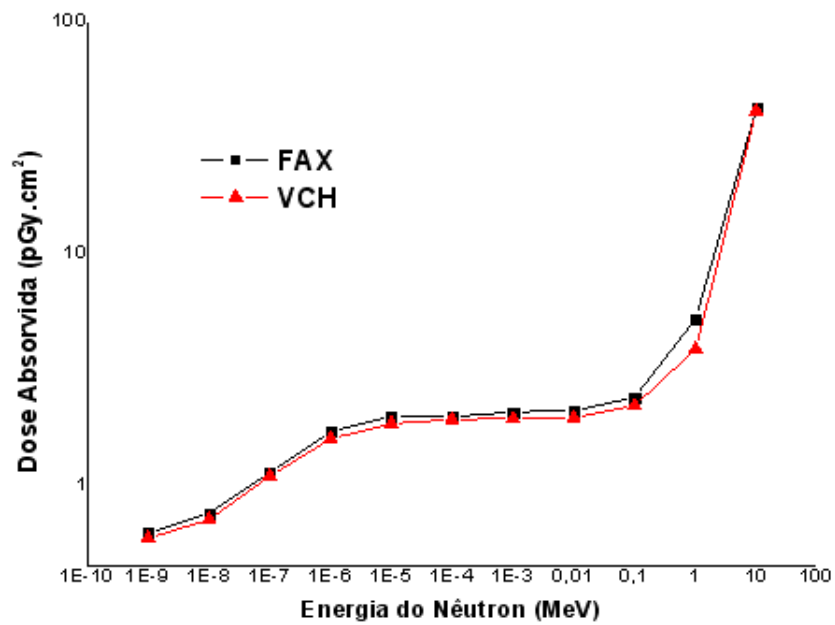


Figura 4.28 Comparação entre os valores de dose absorvida no **cólon**, na projeção PA, obtidos utilizando os simuladores FAX e VCH

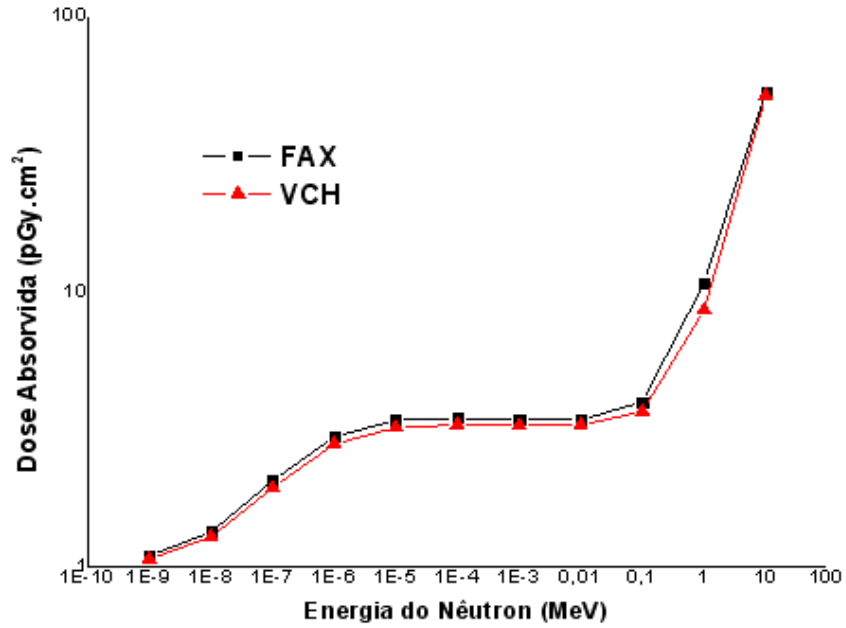


Figura 4.29 Comparação entre os valores de dose absorvida no **fígado**, na projeção AP, obtidos utilizando os simuladores FAX e VCH

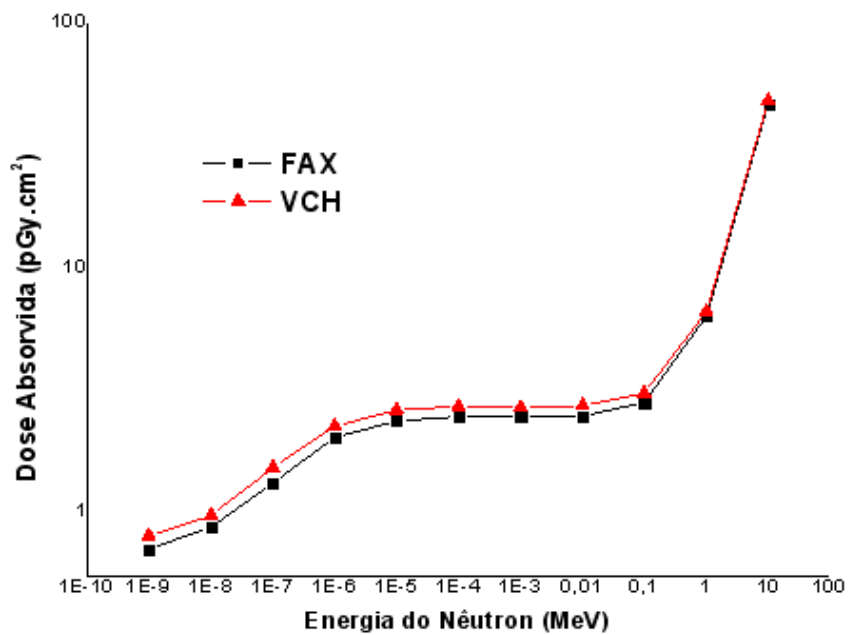


Figura 4.30 Comparação entre os valores de dose absorvida no **fígado**, na projeção PA, utilizando os simuladores FAX e VCH

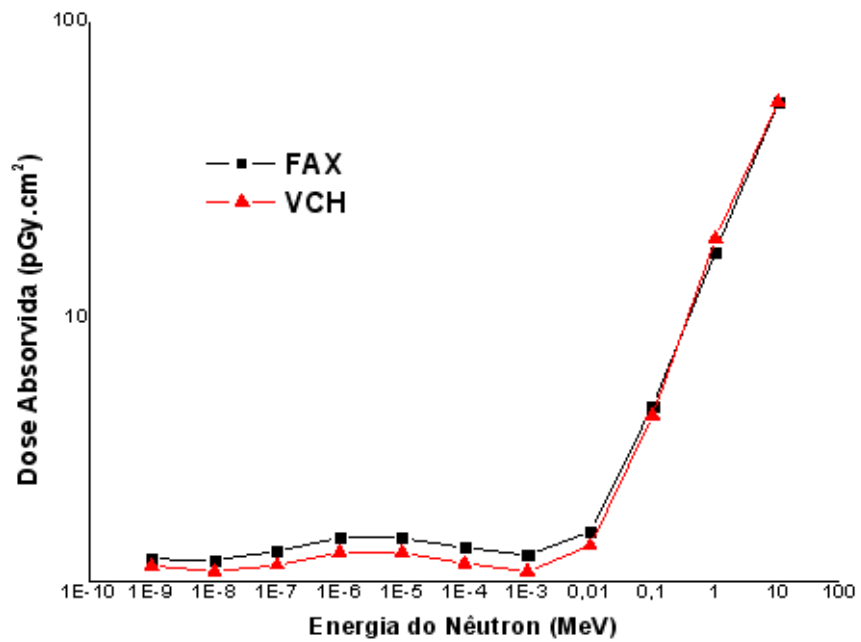


Figura 4.31 Comparação entre os valores de dose absorvida na **pele**, na projeção AP, obtidos utilizando os simuladores FAX e VCH

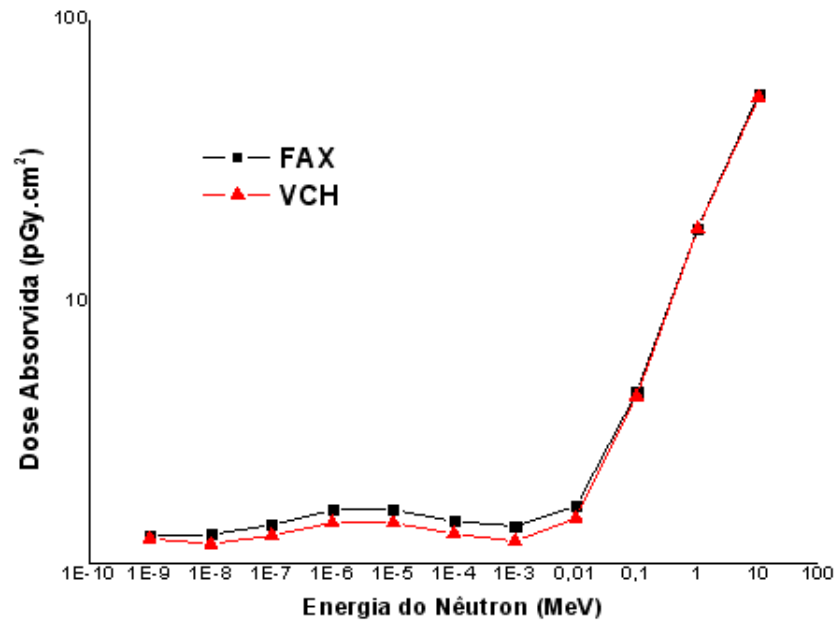


Figura 4.32 Comparação entre os valores de dose absorvida na **pele**, na projeção PA, obtidos utilizando os simuladores FAX e VCH

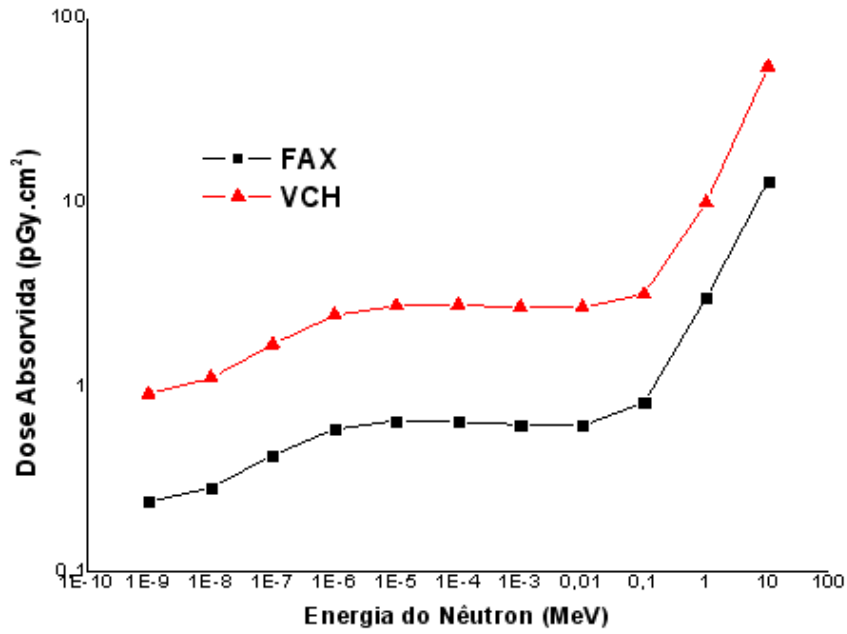


Figura 4.33 Comparação entre os valores de dose absorvida nos **pulmões**, na projeção AP, obtidos utilizando os simuladores FAX e VCH

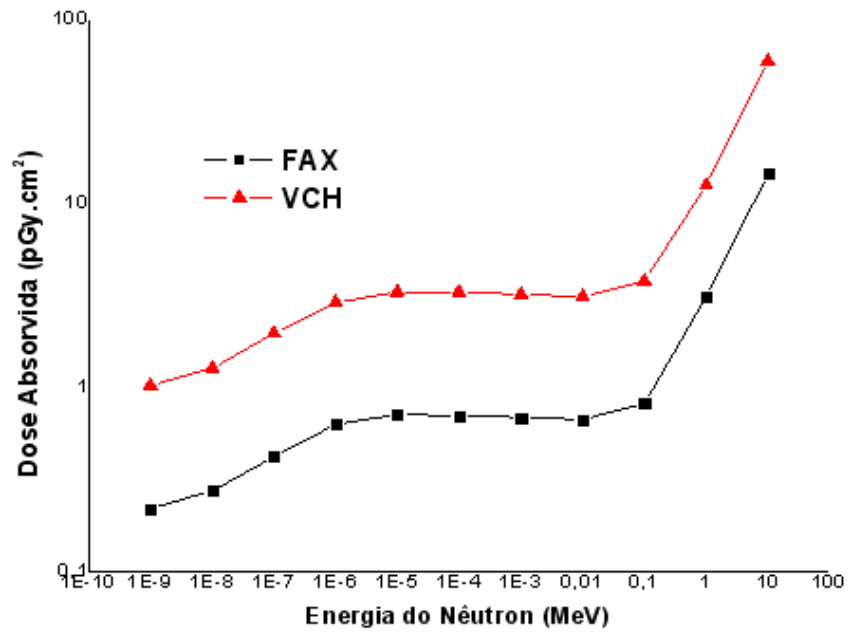


Figura 4.34 Comparação entre os valores de dose absorvida nos **pulmões**, na projeção PA, obtidos utilizando os simuladores FAX e VCH

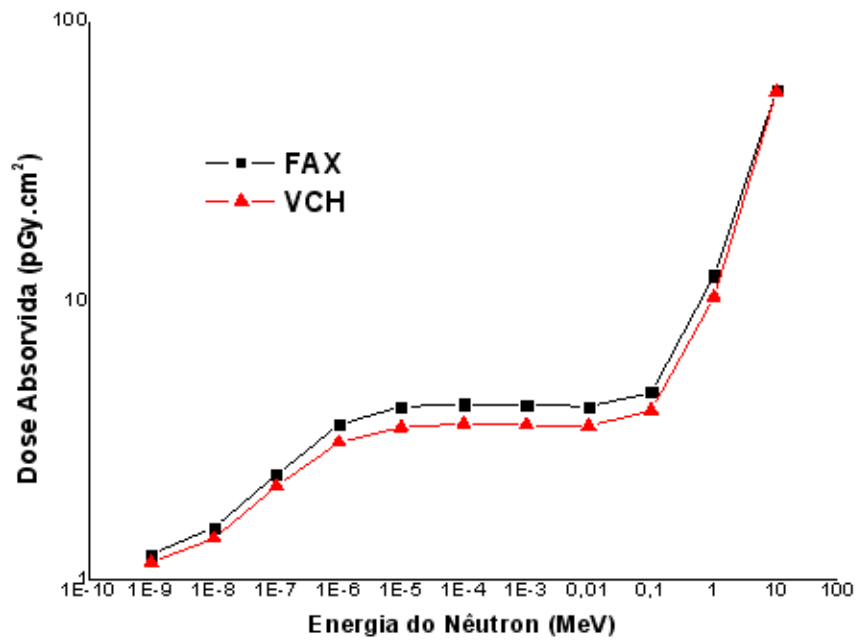


Figura 4.35 Comparação entre os valores de dose absorvida no **estômago**, na projeção AP, obtidos utilizando os simuladores FAX e VCH

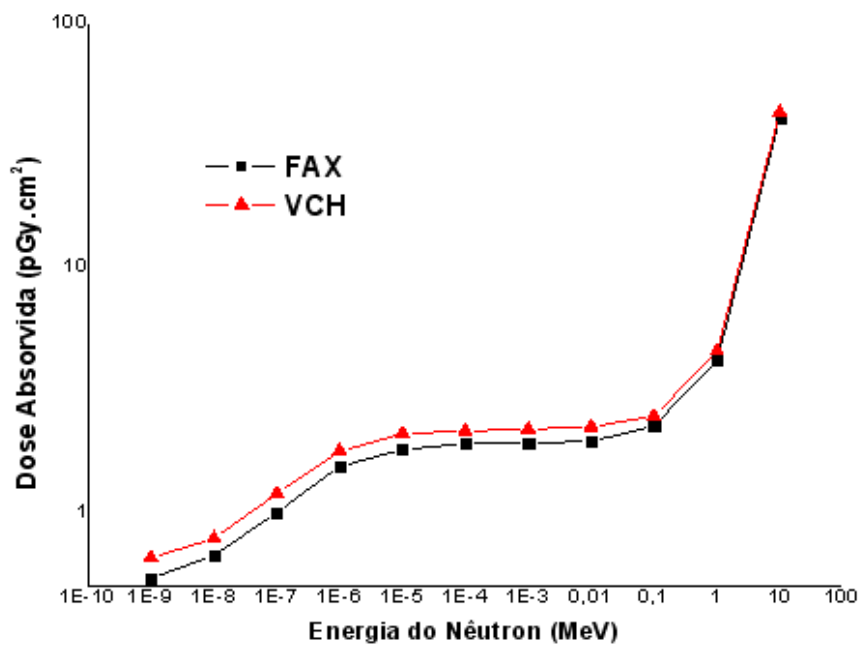


Figura 4.36 Comparação entre os valores de dose absorvida no **estômago**, na projeção PA, obtidos utilizando os simuladores FAX e VCH

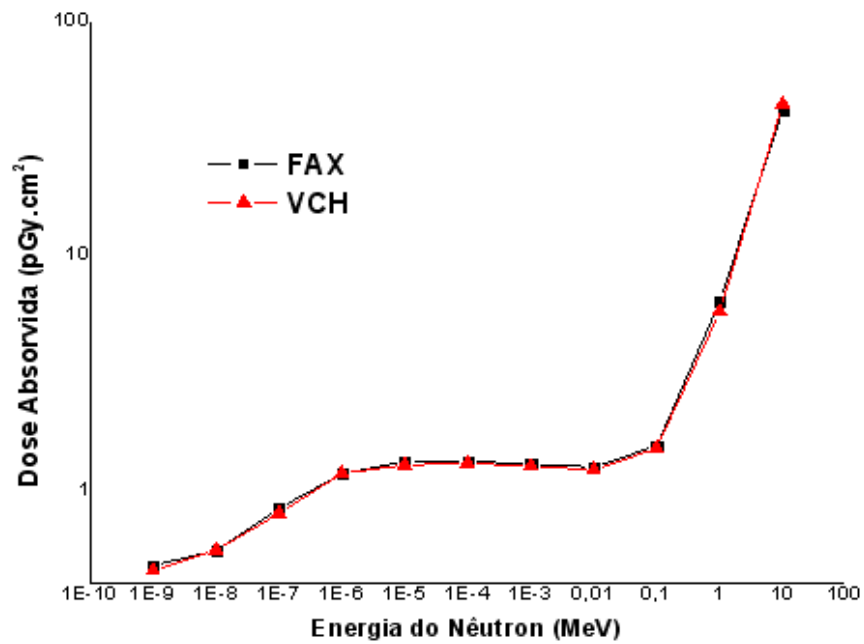


Figura 4.37 Comparação entre os valores de dose absorvida no **cérebro**, na projeção AP, obtidos utilizando os simuladores FAX e VCH

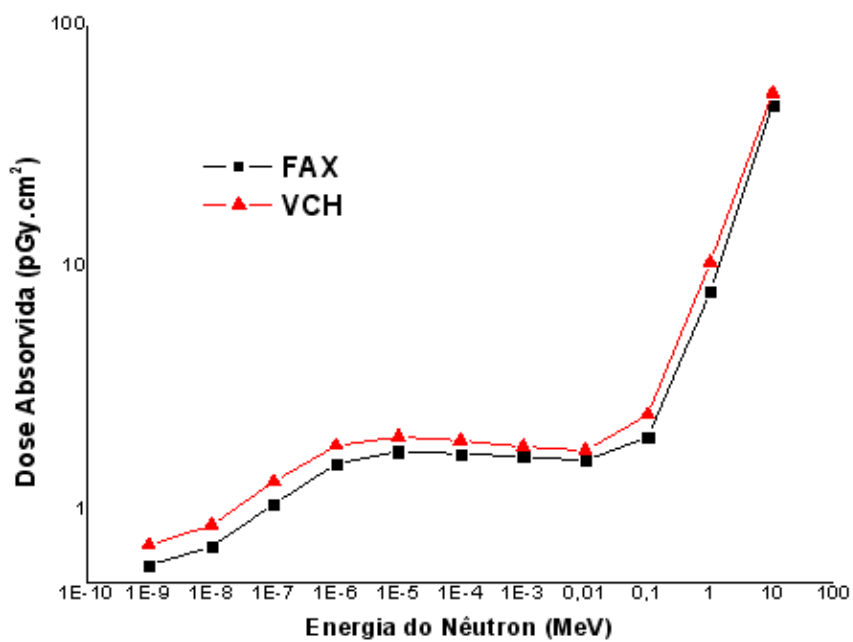


Figura 4.38 Comparação entre os valores de dose absorvida no **cérebro**, na projeção PA, obtidos utilizando os simuladores FAX e VCH

Variações anatômicas entre os simuladores são comparativamente mais importante para a análise nas condições de irradiação de baixa energia, uma vez que os fótons gerados irão depositar a maior parte de sua energia em sítios próximos a sua entrada no corpo humano.

Visando verificar o quanto os resultados diferem, foram calculadas as diferenças relativas, dadas pela expressão 4.1.

$$(Diferença\ Relativa\%) = \left| \frac{[(resultadoVCH) - (resultadoFAX)]}{(resultadoVCH)} \times 100 \right| \quad (4.1)$$

Analisando todos os órgãos comparados, exceto os pulmões, temos uma variação de 0,01% a 25,42% nas diferenças percentuais na projeção ântero-posterior. Para a geometria de irradiação postero-anterior, a diferença percentual se encontra na faixa de 0,75% a 34,33%. Observa-se que para os pulmões (Figuras 4.33 e 4.34), estas diferenças são muito altas, variando de 70% a 80%, em ambas as geometrias de irradiação. Este fato é explicado devido à diferença na posição anatômica e de massa, uma vez que os pulmões da FAX possui uma massa de 950,0 g, enquanto que os do VCH tem apenas 457,9 g.

4.3. Dose Equivalente normalizada pela Fluência, H_T/Φ

As doses equivalentes normalizadas por unidade de fluência foram calculadas baseadas nas recomendações das publicações da ICRP 60, $(H_T/\Phi)_{ICRP\ 60}$, e na ICRP 103, $(H_T/\Phi)_{ICRP\ 103}$. Nas Figuras 4.39 a 4.43 são apresentados os gráficos comparativos entre os valores de $(H_T/\Phi)_{ICRP\ 60}$ e $(H_T/\Phi)_{ICRP\ 103}$ calculados tanto para a projeção ântero-posterior (AP) quanto para a projeção postero-anterior (PA), em função da energia do nêutron, para todos os órgãos utilizados para o cálculo da dose efetiva.

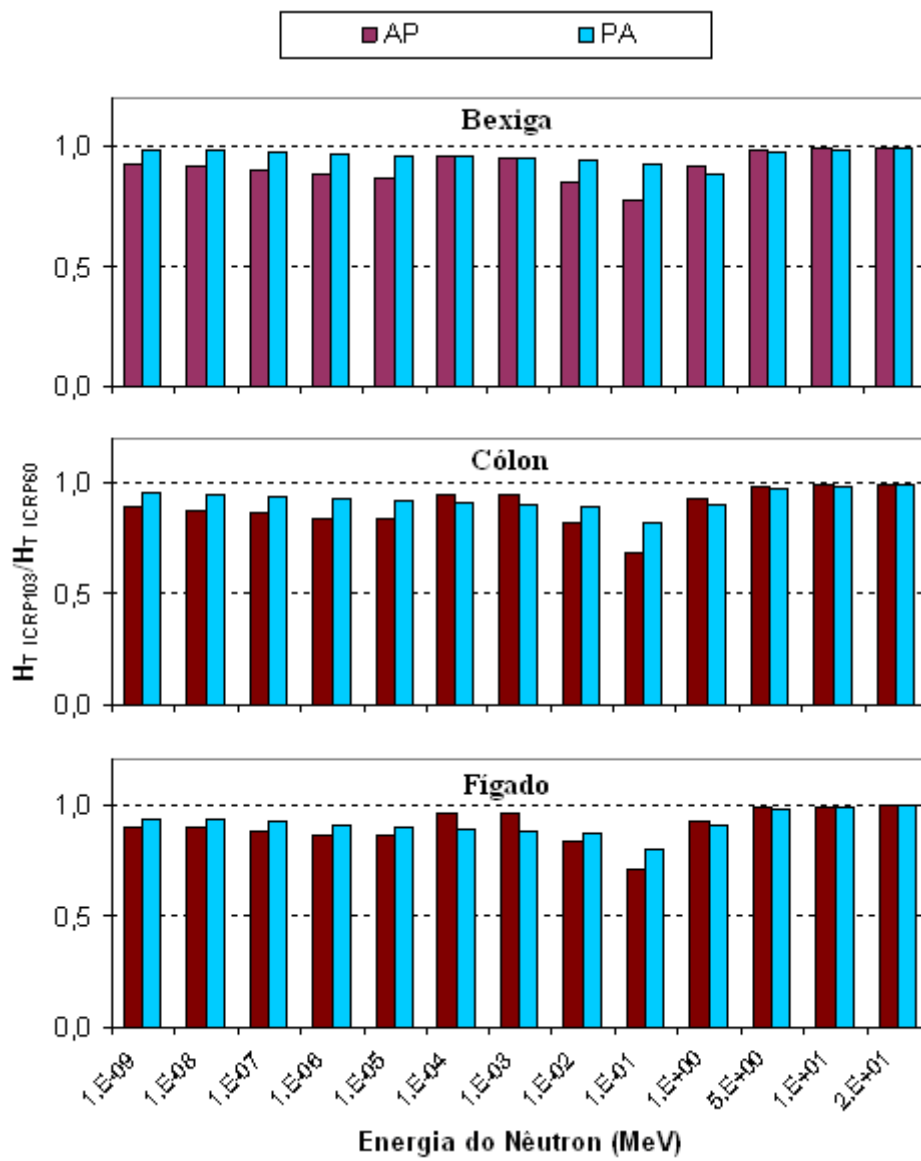


Figura 4.39 Razão $(H_T/\Phi)_{ICRP103}/(H_T/\Phi)_{ICRP60}$, para a bexiga, o cólon e o fígado, nas projeções AP e PA

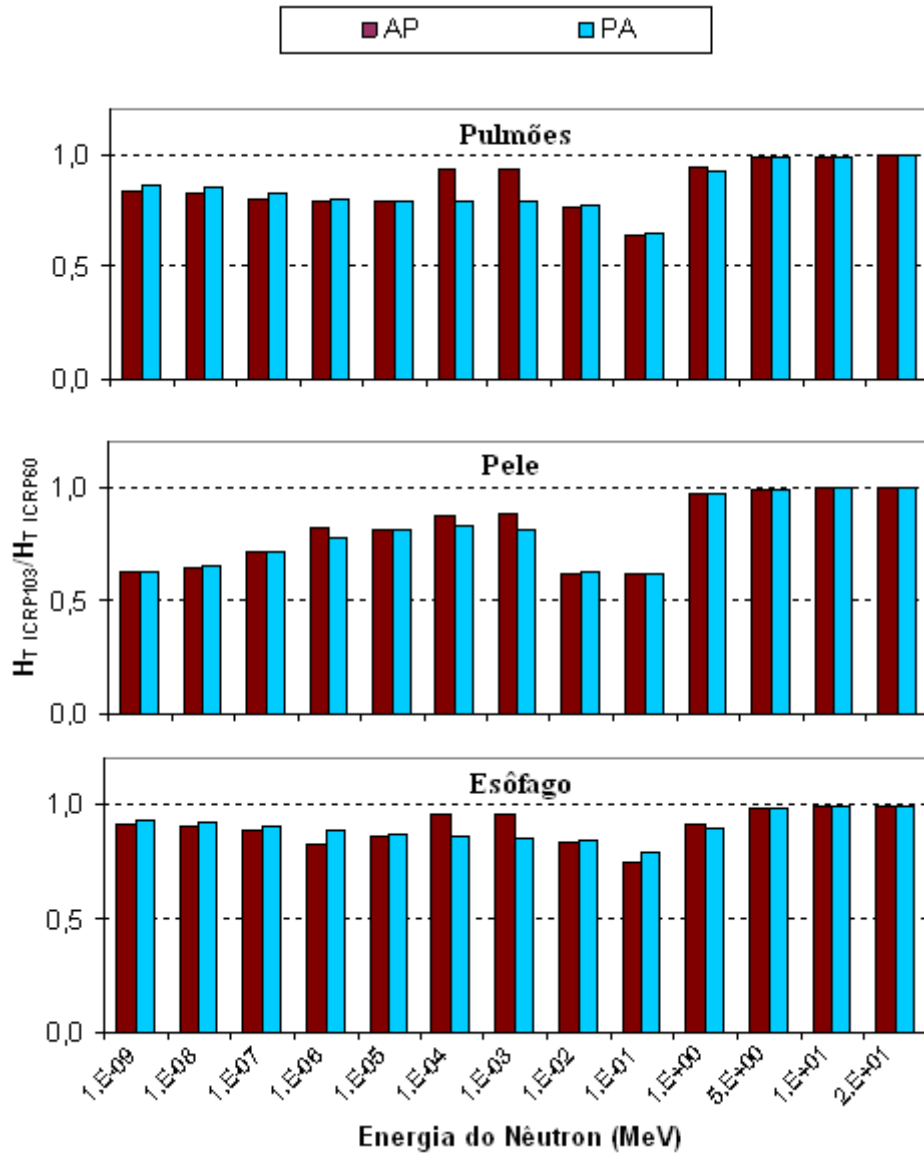


Figura 4.40 Razão $(H_T/\Phi)_{ICRP103}/(H_T/\Phi)_{ICRP60}$, para os pulmões, a pele e o esôfago, nas projeções AP e PA

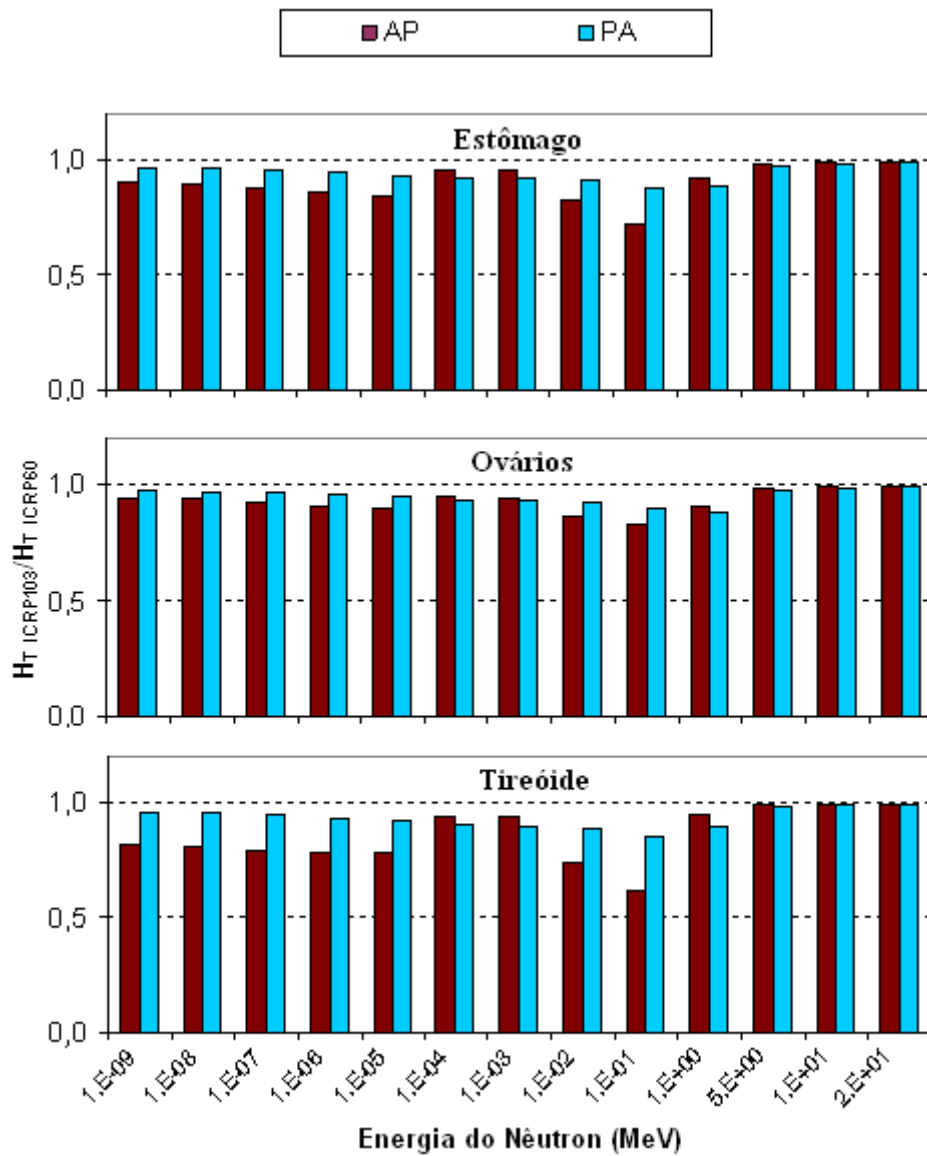


Figura 4.41 Razão $(H_T/\Phi)_{ICRP103}/(H_T/\Phi)_{ICRP60}$, para o estômago, os ovários e a tireóide, nas projeções AP e PA

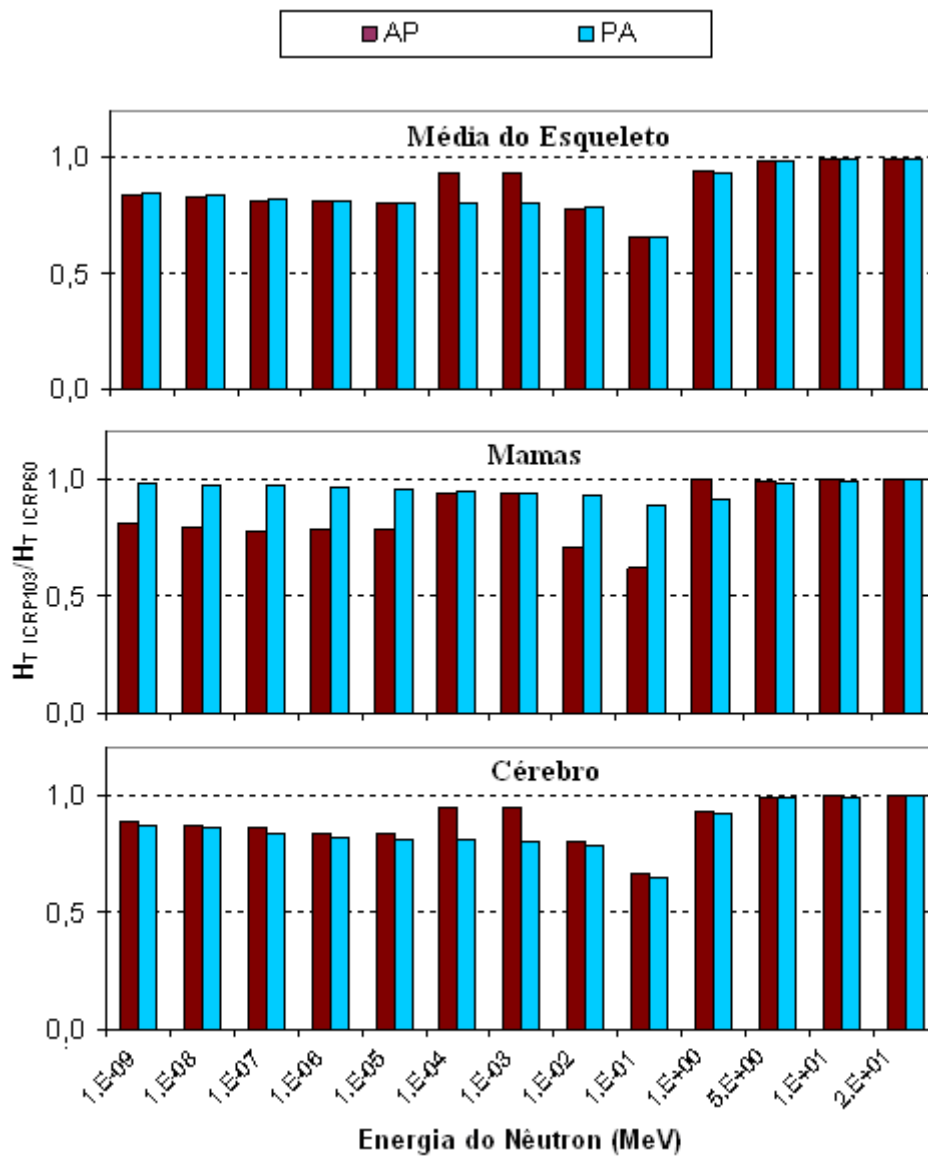


Figura 4.42 Razão $(H_T/\Phi)_{ICRP103}/(H_T/\Phi)_{ICRP60}$, para a média do esqueleto, as mamas e o cérebro, nas projeções AP e PA

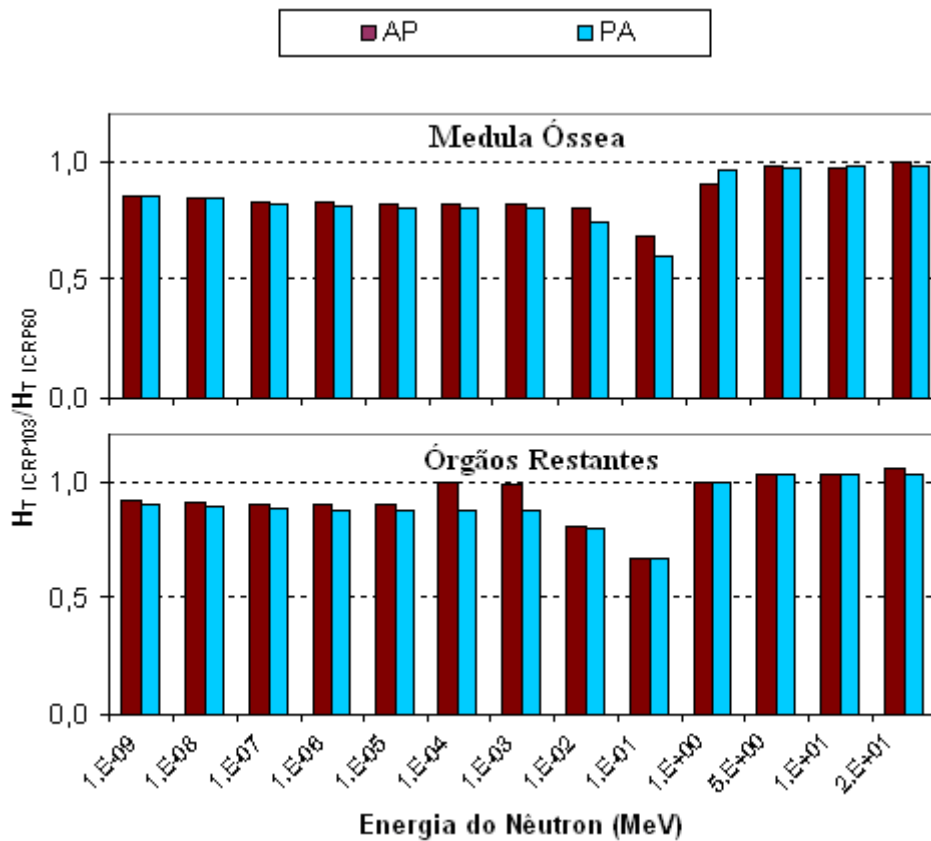


Figura 4.43 Razão $(H_T/\Phi)_{ICRP103}/(H_T/\Phi)_{ICRP60}$, para a medula óssea e os órgãos restantes, nas projeções AP e PA

Sendo a razão entre $(H_T/\Phi)_{ICRP 103}$ e $(H_T/\Phi)_{ICRP 60}$ sempre menor que 1, conclui-se que os resultados obtidos considerando as recomendações da ICRP 103 subestimam a dose equivalente (H_T) quando comparados com os resultados obtidos com os dados de w_R da ICRP 60.

Os resultados de $(H_T/\Phi)_{ICRP103}/(H_T/\Phi)_{ICRP60}$ para as faixas de energia abaixo de 1 MeV, se justificam pelo fato do fator de peso da radiação para nêutron ter sofrido redução na ICRP 103. Nota-se, porém, que após 1 MeV, os valores quase se igualam (razão entre os valores aproximadamente 1) devido ao fato dos valores dos w_R de ambas as publicações serem iguais. A pequena diferença é dada pela ponderação que pode ser vista como exemplo na Tabela 4.1. A única exceção é para os órgãos restantes, onde os valores são levemente maiores para ICRP 103, mas é explicado pela alteração da quantidade e tipo de órgãos e tecidos que compõem o grupo dos restantes.

Tabela 4.1 Dose absorvida nas mamas por intervalo de energia, para nêutron de energia incidente de 5 MeV, na projeção AP

Intervalo de Energia (MeV)	Dose D_T (MeV/g)	w_r ICRP60	$D_T * w_r$ (MeV/g) ICRP60	w_r ICRP103	$D_T * w_r$ (MeV/g) ICRP103
1,00E-03	6,26E-09	5,00	3,13E-08	2,50	1,56E-08
2,00E-03	7,74E-10	5,11	3,95E-09	2,53	1,96E-09
3,00E-03	6,97E-10	5,22	3,63E-09	2,57	1,79E-09
4,00E-03	7,73E-10	5,35	4,13E-09	2,61	2,02E-09
5,00E-03	7,17E-10	5,50	3,94E-09	2,67	1,91E-09
6,00E-03	7,32E-10	5,65	4,14E-09	2,73	2,00E-09
7,00E-03	7,03E-10	5,82	4,09E-09	2,80	1,97E-09
8,00E-03	6,97E-10	5,98	4,17E-09	2,87	2,00E-09
9,00E-03	6,72E-10	6,15	4,13E-09	2,95	1,98E-09
1,00E-02	6,40E-10	6,33	4,05E-09	3,03	1,94E-09
2,00E-02	7,27E-09	8,02	5,83E-08	3,92	2,85E-08
3,00E-02	7,62E-09	9,54	7,27E-08	4,84	3,69E-08
4,00E-02	8,07E-09	10,87	8,77E-08	5,74	4,63E-08
5,00E-02	8,23E-09	12,03	9,89E-08	6,58	5,41E-08
6,00E-02	8,81E-09	13,04	1,15E-07	7,37	6,49E-08
7,00E-02	8,85E-09	13,93	1,23E-07	8,10	7,17E-08
8,00E-02	9,21E-09	14,71	1,35E-07	8,79	8,09E-08
9,00E-02	9,09E-09	15,41	1,40E-07	9,42	8,57E-08
1,00E-01	9,38E-09	16,04	1,50E-07	10,02	9,40E-08
2,00E-01	1,01E-07	19,78	2,00E-06	14,32	1,45E-06
3,00E-01	1,10E-07	21,28	2,35E-06	16,79	1,85E-06
4,00E-01	1,18E-07	21,86	2,58E-06	18,32	2,16E-06
5,00E-01	1,22E-07	22,00	2,68E-06	19,30	2,35E-06
6,00E-01	1,30E-07	21,91	2,85E-06	19,93	2,59E-06
7,00E-01	1,33E-07	21,68	2,89E-06	20,32	2,71E-06
8,00E-01	1,34E-07	21,39	2,86E-06	20,55	2,75E-06
9,00E-01	1,38E-07	21,05	2,90E-06	20,67	2,84E-06
1,00E+00	1,36E-07	20,69	2,81E-06	20,69	2,81E-06
2,00E+00	1,49E-06	17,34	2,59E-05	17,34	2,59E-05
3,00E+00	1,63E-06	14,96	2,44E-05	14,96	2,44E-05
4,00E+00	2,52E-06	13,27	3,34E-05	13,27	3,34E-05
5,00E+00	2,26E-05	12,03	2,72E-04	12,03	2,72E-04
Energia Total	2,95E-05		3,81E-04		3,78E-04

Na Tabela 4.1 pode-se observar que, apesar de cada fração de dose absorvida obtida para cada intervalo de energia ser ponderada pelo w_R correspondente, o intervalo de energia que mais contribui para a dose absorvida é o mesmo intervalo de energia do nêutron incidente (5 MeV), onde o fator de ponderação é igual para ambas as publicações. Assim conclui-se que o que possibilita a razão $(H_T/\Phi)_{ICRP103}/(H_T/\Phi)_{ICRP60}$ ser próximo a unidade é a pequena contribuição da soma das parcelas ponderadas com fatores w_R distintos.

4.4. Dose Efetiva normalizada pela Fluência, E/Φ

4.4.1. Comparação entre os simuladores de voxel (FAX) e o matemático (ICRP 74)

Nas Figuras 4.44 e 4.45 são apresentados valores para dose efetiva normalizada pela fluência (E/Φ), para as geometrias de irradiação AP e PA e 13 faixas de energia, obtidos utilizando o simulador de voxel FAX e os dados obtidos usando o simulador matemático, disponibilizados pela publicação de número 74 da ICRP (ICRP 74, 1996).

Os valores de E/Φ recomendados pela ICRP 74 (ICRP 74, 1996) são superiores em todas as situações simuladas quando comparados com o simulador baseado em voxel, tanto na geometria de irradiação AP quanto na PA. A maior discrepância é observada quando nêutrons de 10^{-1} MeV incidem sobre o simulador FAX na projeção PA (Figura 4.45).

Os valores para a dose efetiva na geometria AP são maiores que na PA, devido ao fato de que a maior parte dos órgãos que contribuem para a dose efetiva se encontra na parte frontal do corpo humano.

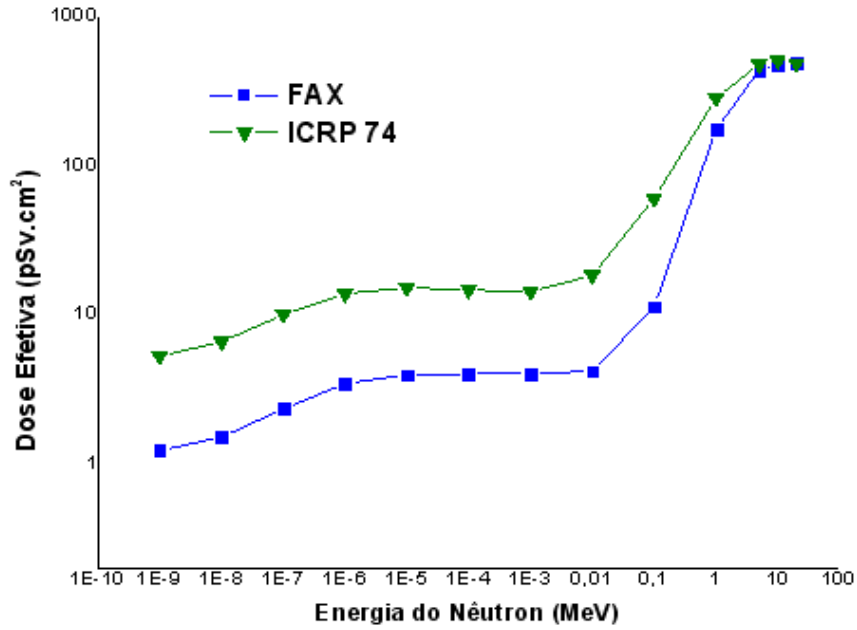


Figura 4.44 Comparação dos valores de dose efetiva, E/Φ , entre a FAX e dados da ICRP 74, na projeção Antero-Posterior (AP)

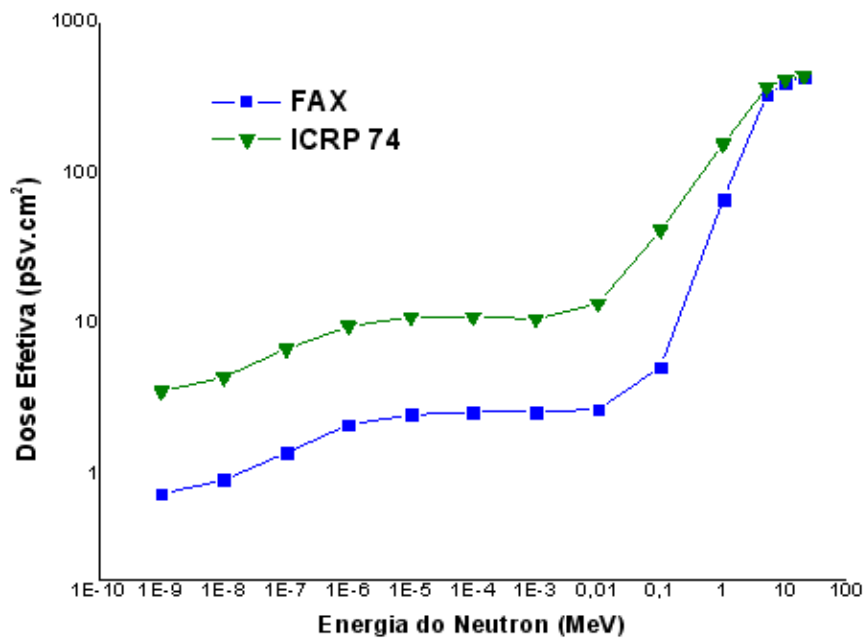


Figura 4.45 Comparação dos valores de dose efetiva, E/Φ , entre a FAX e dados da ICRP 74, na projeção Postero-Anterior (PA)

4.4.2. Comparação entre os valores de dose efetiva obtidos a partir dos fatores w_R e w_T recomendados pela ICRP 60 e ICRP 103

As Figuras 4.46 e 4.47 apresentam os valores de E/Φ , para as geometrias AP e PA, determinados utilizando o simulador de voxel FAX e os fatores de ponderação w_R e w_T recomendados pela ICRP 60 e ICRP 103. Os valores obtidos com os dados da ICRP

103, em todos os casos, subestimam a grandeza dose efetiva quando comparados com a ICRP 60, tanto na projeção AP quanto na PA. Os valores acima de 1 MeV possuem pouca discrepância (entre 2% e 10%) devido ao fato do w_R de ambas as publicações serem iguais. Portanto, nesta faixa de energia ($E_n > 1$ MeV) as diferenças notadas são influenciadas basicamente pela alteração no fator de ponderação do tecido w_T .

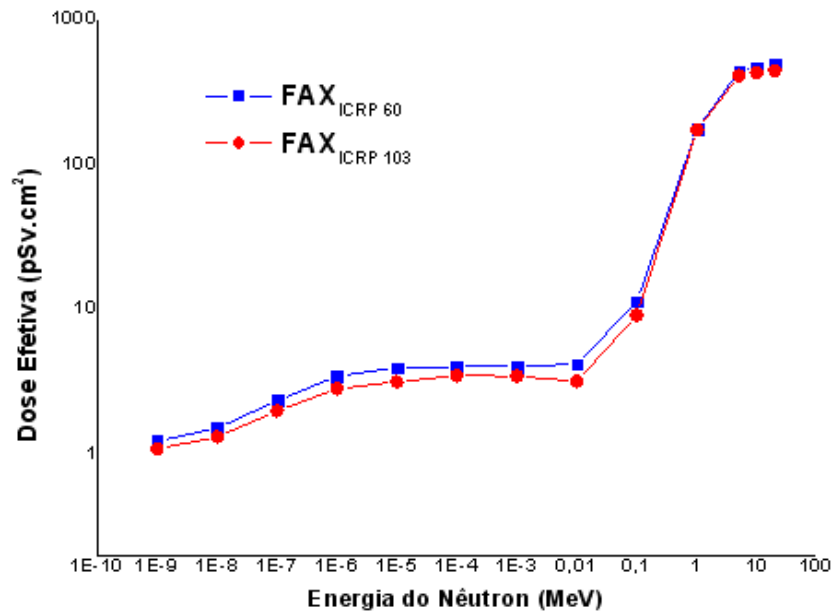


Figura 4.46 Comparação dos valores de dose efetiva, E/Φ , determinados a partir dos fatores w_R e w_T recomendados pela ICRP 60 e ICRP 103, para a projeção AP.

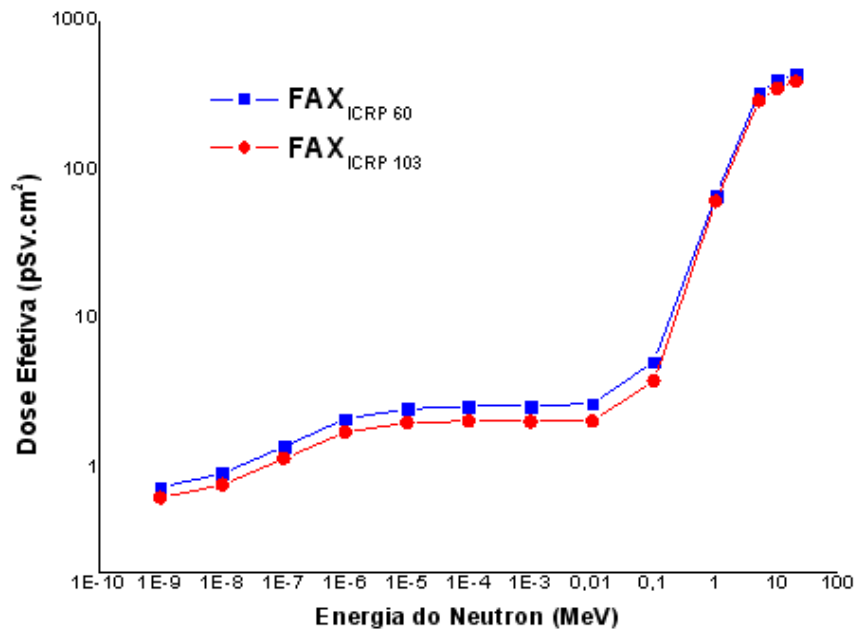


Figura 4.47 Comparação dos valores de dose efetiva, E/Φ , determinados a partir dos fatores w_R e w_T recomendados pela ICRP 60 e ICRP 103, para a projeção PA.

Os valores da dose efetiva calculadas utilizando o simulador FAX e o fatores de peso w_R e w_T das publicações número 60 e 103 da ICRP são apresentados na Tabela 4.2.

Tabela 4.2 Dose Efetiva normalizada pela fluência, calculada utilizando os dados da ICRP 60 e 103, para as projeções AP e PA

Energia do Nêutron (MeV)	Dose Efetiva (pSv*cm ²)			
	ICRP 60		ICRP 103	
	AP	PA	AP	PA
1,00E-09	1,23	0,74	1,08	0,63
1,00E-08	1,50	0,91	1,31	0,77
1,00E-07	2,33	1,39	1,98	1,15
1,00E-06	3,45	2,13	2,81	1,73
1,00E-05	3,93	2,48	3,14	1,99
1,00E-04	4,02	2,59	3,46	2,05
1,00E-03	4,00	2,59	3,45	2,04
1,00E-02	4,18	2,69	3,16	2,05
1,00E-01	11,22	5,12	9,03	3,80
1,00E+00	173,40	66,33	171,54	60,74
5,00E+00	433,56	325,27	405,24	287,64
1,00E+01	463,19	392,57	425,72	348,11
2,00E+01	482,49	432,96	438,48	386,10

4.5. Contribuição dos órgãos para da dose efetiva

As Figuras 4.48 a 4.51 mostram as contribuições dos órgãos no cálculo da dose efetiva baseados na ICRP 60 e 103, nas geometrias AP e PA, para nêutrons de energia incidente de 1 MeV e 1 eV.

Ao analisar as Figuras 4.48 e 4.49, comparando para uma mesma metodologia de cálculo (no caso ou a ICRP 60 ou a 103), verifica-se que na projeção AP quem mais contribuiu foram os ovários (18%, ICRP 60) e as mamas (27%, ICRP 103), para nêutrons incidentes com energia de 1 MeV. Esta diferença no órgão contribuinte, se deve ao fato de w_T para os ovários ter diminuído de 0,20 para 0,08 e w_T das mamas ter sofrido um aumento de 0,05 para 0,12, nas alterações do w_T da ICRP 60 para a ICRP 103. Já na geometria PA, o órgão que mais contribui em ambos os casos é a medula óssea vermelha (32%, ICRP 60 e 25%, ICRP 103). Este fato confirma que a posição dos órgãos em relação à fonte plana é relevante para o cálculo da dose efetiva.

As análises das Figuras 4.50 e 4.51, na projeção ântero-posterior (AP), mostram que os órgãos que mais contribuíram para a dose efetiva foram os ovários (18%, ICRP 60) e as mamas (17%, ICRP 103), para nêutrons incidentes com energia de 1 eV. A alteração do órgão de maior contribuição é devida a redução do w_T dos ovários de 0,20 para 0,08 e o aumento do w_T das mamas de 0,05 para 0,12, nas modificações do w_T da ICRP 60 para a ICRP 103. Já na geometria PA, o órgão que mais contribui em ambos os casos foi a medula óssea vermelha (28%, ICRP 60 e 27%, ICRP 103).

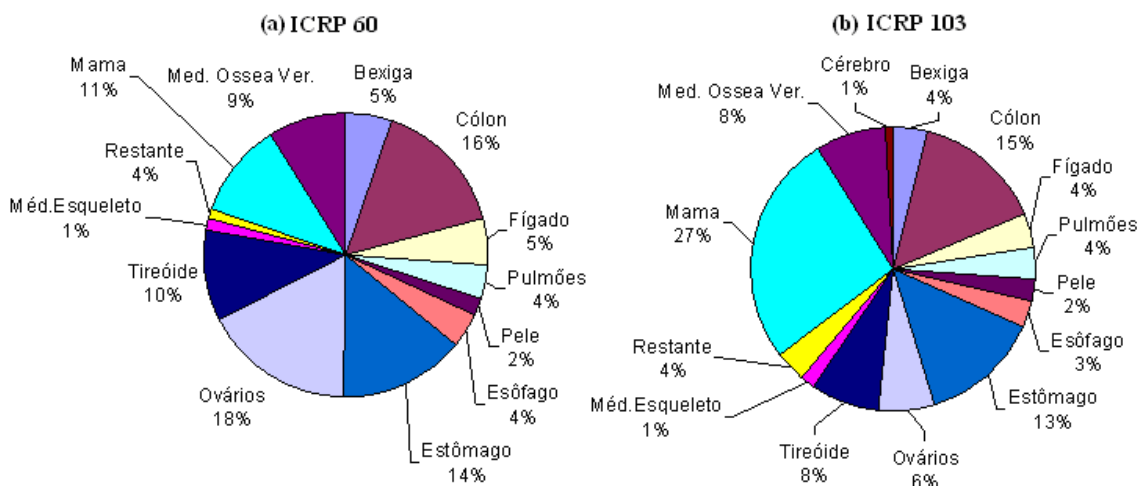


Figura 4.48 Contribuição dos órgãos (a) ICRP 60 e (b) ICRP 103, para nêutrons de energia incidente de 1 MeV, na geometria AP.

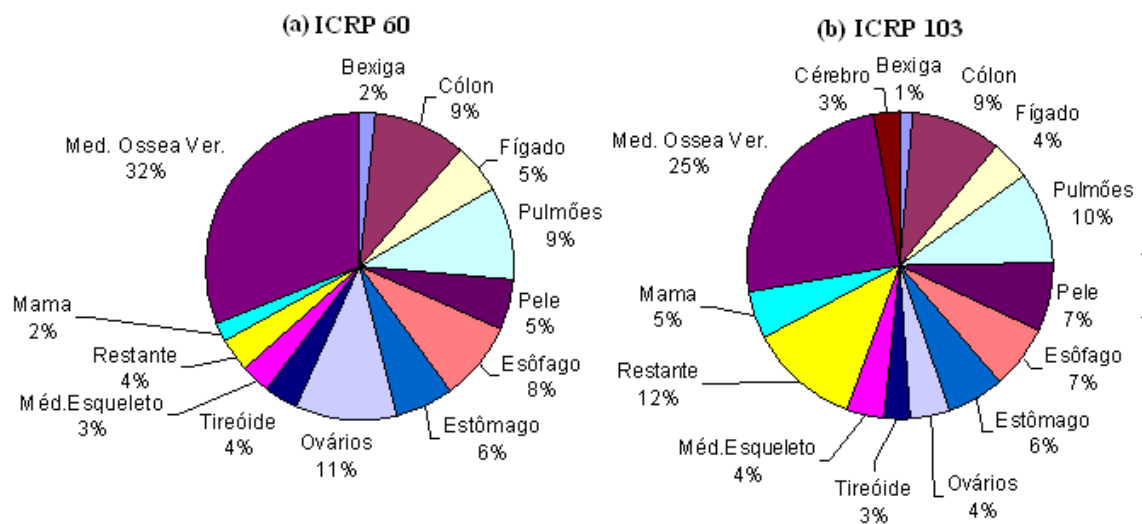


Figura 4.49 Contribuição dos órgãos (a) ICRP 60 e (b) ICRP 103, para nêutrons de energia incidente de 1 MeV, na geometria PA.

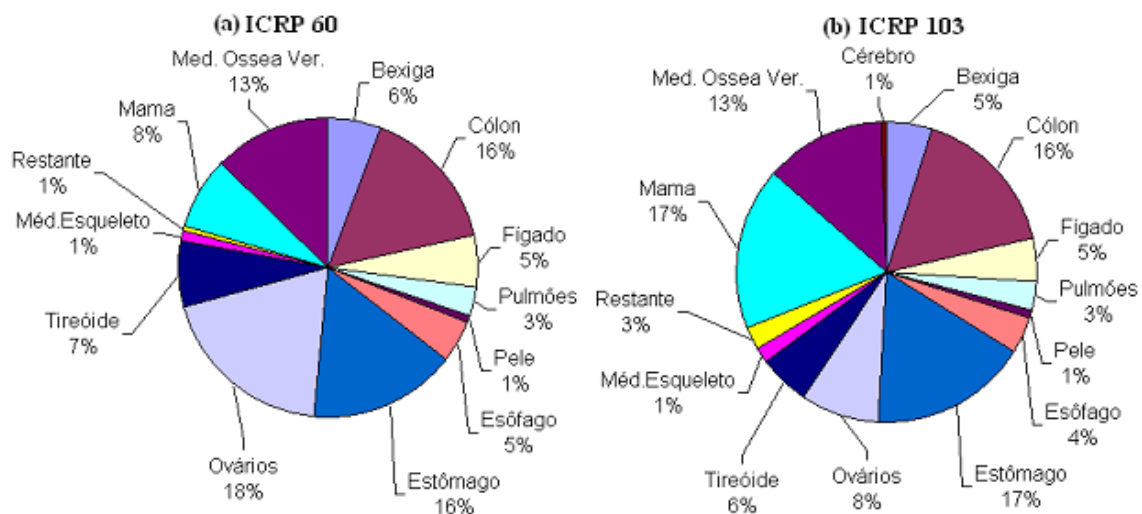


Figura 4.50 Contribuição dos órgãos (a) ICRP 60 e (b) ICRP 103, para nêutrons de energia incidente de 1 eV, na geometria AP.

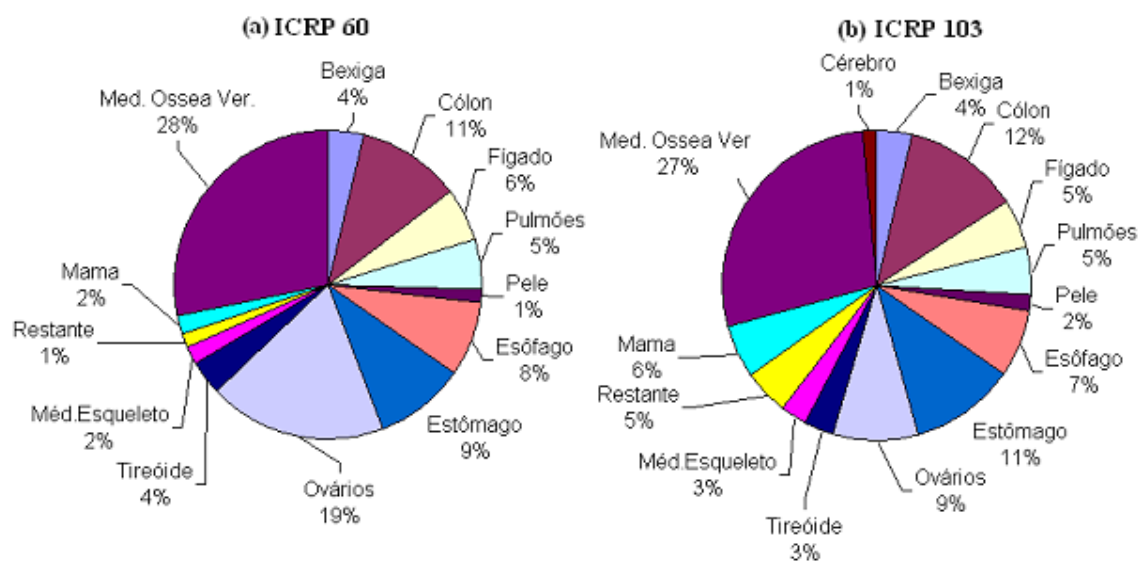


Figura 4.51 Contribuição dos órgãos (a) ICRP 60 e (b) ICRP 103, para nêutrons de energia incidente de 1 eV, na geometria PA.

Capítulo 5

Conclusões

Neste trabalho foram determinados, tendo como base os valores dos fatores de ponderação w_R e w_T recomendados pela publicação de número 103 da ICRP, os coeficientes de conversão para a dose efetiva normalizada por fluência (E/Φ) para nêutrons monoenergéticos na faixa de 10^{-9} MeV a 20 MeV.

Para atingir o objetivo foram calculadas as doses absorvidas devido a nêutrons em órgãos e tecido do simulador antropomórfico feminino FAX, para as geometrias de irradiação AP e PA, utilizando o código MCNP, e, posteriormente, determinadas as doses equivalentes nos órgãos empregando os valores dos fatores de ponderação w_R para nêutrons publicados pela ICRP de número 103.

5.1. Dose absorvida por unidade de fluência

Conforme mostrados nas Figuras 4.1 a 4.26, os valores de doses absorvidas por unidade de fluência (D_T/Φ) em função da energia dos nêutrons seguem um comportamento similar para a maioria dos órgãos.

Comparando os valores de D_T/Φ obtidos no presente trabalho com aqueles recomendados pela ICRP 74 (ICRP 74, 1996) observou-se que as diferenças relativas percentuais se encontram na faixa de até 40%. Essas discrepâncias podem ser explicadas quando se analisa as variações anatômicas entre os dois modelos comparados como, por exemplo: a localização (estômago), tamanho (tireóide), profundidade (esôfago) e distribuição (ossos) dos órgãos no corpo. Estes parâmetros de avaliação influenciam diretamente as discrepâncias encontradas entre os dois modelos anatômicos. Para determinadas condições de exposição, composição e posicionamento do tecido, a dose absorvida em um determinado órgão do corpo humano é, basicamente, influenciada pela blindagem relativa à composição e estrutura causada pelos tecidos em sua vizinhança.

Da análise comparativa entre os valores de D_T/Φ obtidos no presente trabalho e os valores obtidos por (ZHANG *et al.*, 2008), usando o simulador de voxel VCH, verificou-se que para todos os órgãos comparados, exceto os pulmões (cuja discrepância é alta devido à grande diferença anatômica), uma discrepância média de 9,5% na

projeção ântero-posterior. Para a geometria de irradiação postero-anterior, uma discrepância de 12,8% foi encontrada.

Deve-se salientar que a dose absorvida na medula óssea foi calculada de forma indireta (seção 3.3.8), devido à dimensão da aresta do voxel do simulador FAX. Observa-se que este é um dos órgãos mais importantes na contribuição do cálculo da dose efetiva (Figuras 4.48 e 4.49), principalmente na geometria de irradiação PA.

Os resultados de D_T/Φ apresentados permitem concluir que o acoplamento FAX-MCNP está habilitado para calcular doses absorvidas em órgãos ou tecidos devido a nêutrons, pelo fato de apresentarem concordância razoável com os dados obtidos para modelos matemáticos (ICRP74) e em voxel (simulador VCH) existentes na literatura. Sendo os simuladores de voxels uma representação mais realística da anatomia humana, espera-se que em um futuro próximo eles possam substituir os fantasmas matemáticos.

5.2. Dose equivalente por unidade de fluência

Os resultados apresentados nas Figuras 4.39 a 4.43 mostram que a razão $(H_T/\Phi)_{ICRP\ 103}/(H_T/\Phi)_{ICRP\ 60}$ é sempre menor que a unidade. Isto indica que os fatores de peso da radiação, w_R , publicados na ICRP 103 subestimam a dose equivalente. A única exceção é o grupo dos órgãos e tecidos restantes, onde os valores de $(H_T/\Phi)_{ICRP103}$ são levemente maiores que os correspondentes valores de $(H_T/\Phi)_{ICRP60}$. Isto pode ser explicado devido à alteração no conjunto de órgãos e tecidos que compõem o grupo dos restantes. Alguns órgãos foram acrescentados ao grupo dos restantes na ICRP 103 (ICRP, 2008) enquanto outros foram excluídos como o cérebro, por exemplo.

5.3. Dose efetiva por unidade de fluência

Analisando as Figuras 4.44 e 4.45, verificou-se que os valores de dose efetiva na geometria AP são maiores que na PA. Isso se deve ao fato de que a maior parte dos órgãos que contribuem para a dose efetiva se encontra na parte frontal do corpo humano.

Os valores de E/Φ recomendados pela ICRP 74 são superiores em todas as situações simuladas quando comparados com o simulador baseado em voxel, tanto na

geometria de irradiação AP quanto na PA. A maior discrepância é observada quando nêutrons de 10^{-1} MeV incidem sobre o simulador FAX na projeção PA (Figura 4.45).

Quando comparados os valores de E/Φ baseados nas publicações da ICRP 60 e 103, tem-se que os valores obtidos com os dados da ICRP 103, em todos os casos, subestimam a grandeza dose efetiva, tanto na geometria de irradiação AP quanto na PA. Os valores para nêutrons de energias acima de 1 MeV possuem razoável discrepância (entre 2% e 10%) devido ao fato do w_R de ambas as publicações serem iguais. Portanto, nesta faixa de energia ($E_n > 1$ MeV) as diferenças notadas são influenciadas somente pela alteração no fator de ponderação do tecido w_T .

Os resultados apresentados na Tabela 4.2 mostram que os valores de E/Φ se encontram no intervalo entre 1,23 e 482,49 pSv.cm² para projeção AP e entre 0,74 e 432,96 pSv.cm² para geometria PA, quando a publicação 60 da ICRP é considerada. Usando os fatores de ponderação segundo a ICRP 103, os valores variam entre 1,08 e 438,48 pSv.cm² para a projeção AP, e, entre 0,63 e 386,10 pSv.cm² para PA.

Os resultados deste estudo mostram que a grandeza dose efetiva obtida utilizando o simulador FAX é subestimada por um fator de até 5 vezes, quando comparada com a obtida por simuladores matemáticos, conforme recomendações da ICRP 74.

5.4. Sugestões de 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 e MAX, para espectros de nêutrons normalmente encontrados nas situações de rotina das instalações radiativas e nucleares.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Alghamdi, A. A., Ma, A., Tzortzis, M. and Spyrou, N. M., 2005, **Neutron-Fluence-to-Dose Conversion Coefficients in an Anthropomorphic Phantom**, *Radiation Protection Dosimetry*, **115**, 606-611.
- Balthar, M. C. V., 2002, **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.
- Bozkurt, A., 2000, **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.
- Bozkurt, A., Chao, T. C. and Xu, X. G., 2000, **Fluence-to-Dose Conversion Coefficients from Monoenergetic Neutrons Below 20 MeV Based on the VIP-Man Anatomical Model**, *Phys. Med. Biol.*, **45**, 3059-3079.
- Chao, T., 2001, **The Development and Application of a Tomographic Whole-Body Model for Monte Carlo Organ Dose Calculation**, Doctor Thesis, Rensselaer Polytechnic Institute Troy, New York.
- Devderstandt, J. J., Hamilton L.J., 1976, **Nuclear Reactor Analysis**, New York, Wiley.
- Dietze, G., Harder, D., 2004, **Proposal for a modified radiation weighting factor for neutrons**, Proceedings of the 11th International Congress of IRPA, www.irpa.net.
- Dietze, G., Siebert, B.R.L., 1994, **Photon and neutron dose contributions and mean quality factors in phantom of different size irradiated by monoenergetic neutrons**, *Radiation Research* **140**, 130–133.
- Dimbylow, P. J., 1995, **The Development of Realistic Voxel Phantoms for Eletromagnetic Field Dosimetry**. In. Proceedings of an International Workshop on

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

Edwards, A.A., 1997, **The use of chromosomal aberrations in human lymphocytes for biological dosimetry**, *Radiat. Res.* 148 (suppl.), 39–44.

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

Gibson, J. A. B. and Piesch, E., 1985, **Neutron Monitoring for Radiolological Protection**, Technical Reports Series, 252, IAEA, Viena.

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

Hwang, J. M. L., Poston, J.W., Shoup, R. L. And Warner, G. G., 1975, **Maternal, Fetal and Pediatric Phantoms**, Report ORNL-5046, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge Tenn., USA, 259-261.

Hwang, J. M. L., Shoup, R. L. And Poston, J. W., 1976, **Mathematical Description of a Newborn Human for Use in Dosimetry Calculations**, Report n. ORNL-5453, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn.,USA.

ICRP/ICRU, 1963, **Report of the RBE Committee of the International Commissions on Radiological Protection and on Radiation Units and Measurements**, *Health Phys.* 9, 357.

ICRP 23, 1975, **Reference Man: Anatomical, Physiological And Metabolic Characteristics**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford.

ICRP 26, 1977, **Report of Task Group on Reference Man**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford.

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

ICRP 66, 1994, **Human respiratory tract model for radiological protection**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford.

ICRP 68, 1994, **Dose coefficients for intake of radionuclides by workers**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford.

ICRP 69, 1995, **Age-dependent doses to members of the public from intake of radionuclides: Part 3: Ingestion dose coefficients**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford.

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

ICRP 72, 1996, **Age-dependent doses to members of the public from intake of radionuclides: Part 5 Compilation of ingestion and inhalation dose coefficients**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford.

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

ICRP 88, 2001, **Doses to the embryo and embryo/fetus from intakes of radionuclides by the mother**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford.

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

ICRP 90, 2003, **Biological effects after prenatal irradiation (embryo and fetus)**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford.

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

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

ICRU 16, 1970, **Linear Energy Transfer**, International Commission on Radiological Units e Measurements, Bethesda, USA, MD.

ICRU 40, 1986, **The Quality Factor in Radiation Protection**, International Commission on Radiological Units e Measurements, Bethesda, USA, MD.

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

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

Junior, J. P. R., 2007, **Cálculos dos Coeficientes de Conversão para Dose Efetiva em Termos de Kerma no Ar para Fótons Utilizando Simulador Antropomórfico de Voxels e o Código MCNPX**, Dissertação de Mestrado, PEN-COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro-RJ.

- Kellerer, A.M., Leuthold, G., Mares, V., et al., 2004, **Options for the modified radiation weighting factor of neutrons**. *Radiat. Prot. Dosim.* 109 (3), 181–188.
- Kramer, R., Zankl, M., Williams, G. And Drexler, G., 1982, **The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods. Part I: The Male (ADAM) and Female (EVA) Adult Mathematical Phantoms**, GSF-Bericht S-885. GSF-National Research for Environment and Health, Neuherberg, Germany.
- Kramer, R., Vieira, J. W., Khoury, H. J., Lima F. R. A. And Fuelle, D., 2003, **All About MaX: a Male Adult Voxel Phantom for Monte Carlo Calculation in Radiation Protection Dosimetry**, *Phys. Med. Biol.*, **48**, 1239-1262.
- Kramer, R., Khoury, H. J., Vieira, J. W., Loureiro, E. C. M., Lima, V. J. M., Lima F. R. A. And Hoff G., 2004, **All About Fax: a Female Adult Voxel Phantom for Monte Carlo Calculation in Radiation Protection Dosimetry**, *Phys. Med. Biol.*, **49**, 5203-5216.
- King, S. D. And Spiers, F. W., 1985, **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.
- Lamarsh, J. R., 1978, **Introduction to Nuclear Reactor Theory**, Addison-Wesley Publishing Company.
- Loureiro, E. C. M., 2002, **Construção de Simuladores Baseados em Elementos de Volume a partir de Imagens Tomográficas Coloridas**, Tese de Doutorado, UFPE-DEN, Recife-PE.
- Nelson, C.B., Phipps, A.W., Silk, T.J., et al., 1997, **The ICRP Publication 60 formulation of remainder dose and its contribution to effective dose in internal dosimetry**, *Radiat. Prot. Dosim.*, 71, 33–40.

- Nolte, R.M., Uhlbradt, K.H., Meulders, J.P., et al., 2005, **RBE of quasi-monoenergetic 60 MeV neutron radiation for induction of dicentric chromosome aberrations in human lymphocytes**, *Radiat. Environ. Biophys.*, 44, 201–209.
- Paganini, S. and Vilela, E., 2005, **Evaluation of the Fluence to Dose Conversion Coefficients for High Energy Neutrons Using a Voxel Phantom Coupled with the GEANT4 Code**, *Brazilian Journal of Physics*, 35, n° 3B.
- Pelliccioni, M., **Radiation weighting factors and high energy radiation**, 1998, *Radiat. Prot. Dosim.*, 80 (4), 371–378.
- Pelliccioni, M., 2004, **The impact of ICRP Publication 92 on the conversion coefficients in use for cosmic ray dosimetry**, *Radiat. Prot. Dosim.*, 109 (4), 303–309.
- Pelowitz, D. B. ed, 2005, **MCNPX™ User's Manual**, Version 2.5.0. Los Alamos National Laboratory report LA-CP-05-0369, April.
- Sato, T., Tsuda, S., Sakamoto, Y., et al., 2003, **Analysis of dose-LET distribution in the human body irradiated by high energy hadrons**, *Radiat. Prot. Dosim.*, 106, 145–153.
- Sato, T., Tsuda, S., Sakamoto, Y., et al., 2004, **Profile of energy deposition in human body irradiated by heavy ions**, *J. Nucl. Sci. Technol. Suppl.* 4, 287–290.
- Sasaki, M.S., 1991, **Primary damage and fixation of chromosomal DNA as probed by monochromatic soft x rays and low-energy neutrons**, In: Fielden, E.M., O'Neil, P. (Eds.), *The Early Effects of Radiation on DNA*. NATO ASI Series, Vol. H54, 369–384. Springer Verlag, Berlin, Germany.
- Schmid, E., Schlegel, D., Guldbakke, S., et al., 2003, **RBE of nearly monoenergetic neutrons at energies of 36 keV – 14.6 MeV for induction of dicentrics in human lymphocytes**, *Radiat. Environm. Biophys.* 42, 87–94.

- Snyder, W. S., Ford, M. R., Warner, G. G. And Fisher, H. L., 1969, **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.
- SSK, 2005, **Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit. Vergleichende Bewertung der biologischen Wirksamkeit verschiedener ionisierender Strahlungen. Veröffentlichungen der Strahlenschutzkommission**, Bd. 53. Verlag Elsevier/Urban und Fischer.
- Stabin, M. And Youriyaz, H., 2002, **Photon Specific Absorbed Fractions Calculated in the Trunk of an Adult Male Voxel-Based Phantom**. *Health Physics*, v. 82(1), p.21-44, January.
- Steffler, C., 2005, **Can tissue weighting factors be established for the embryo and fetus?**, *Radiat. Prot. Dosim.*, 112, 519–523.
- Veit, R., Zankl, M., Petoussi, N., Mannweiler, E., William, G., Drexler, G., 1989, **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.
- Veit, R., Panzer W., Zankl, M., Scheurer, C., 1992, **Vergleich Berechneter and Gemessener Dosen an Einem Anthropomorphen Phantom**. *Z. Med. Phys.*, vol. 2, pp. 123-126.
- Vieira, J. W., 2004, **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.

- Williams, G., Zankl, M., Abmayr, W., Veit, R., Drexler, G., 1986, **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.
- Xu, X. G., Chao T. C., Bozkurt, A., A., 2000, **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.
- 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., 1994, **Age-dependent Effective Doses for External Photons. Radiation Protection Dosimetry**, v. 55, n. 2, pp. 123-129.
- Yoshizawa, N., Sato, O., Takagi, S., *et al.*, 1998, **External radiation conversion coefficients using radiation weighting factor and quality factor for neutron and proton from 20 MeV to 10 GeV**, *Nucl. Sci. Techn.* 35 (12), 928–942.
- Yoriyaz, H.; Santos, A. and Stabin, M., 2000, **Absorbed Fractions in a Voxel-Based Phantom Calculated with the MCNP-4B Code.** *Med. Phys.*, v.27(7), p.1555-1562.
- Yoriyaz, H.; Stabin, M.; And Santos, A., 2001, **Monte Carlo MCNP-4B Based Absorbed Dose Distribution Estimates for Patient – Specific Dosimetry.** *J. Med. Med.*, v.42(4), p.662-669.
- Yoriyaz, H., 2003, **Desenvolvimento de uma Metodologia Computacional para Cálculos em Dosimetria Interna.** Tese (Doutorado em Ciências) – IPEN Autarquia Associada à Universidade de São Paulo.
- Zhang, G., Liu, Q. and Luo, Q., 2007, **Monte Carlo Simulations for External Neutron Dosimetry Dased on the Visible Chinese Human Phantom**, *Phys. Med. Biol.*, **52**, 7367-7383.

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