



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
DEPARTAMENTO DE FÍSICA
NÚCLEO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**Cálculo dos Coeficientes de Conversão para Dose Equivalente e
Dose Efetiva em termos da Fluência para Nêutrons utilizando
simulador antropomórfico UFHADP em diferentes posturas e o
código MCNPX**

POR
ANTONIO MATOS NETO

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
Cidade Universitária “Prof. José Aloísio de Campos”
São Cristovão – SE – Brasil

2014

Cálculo dos Coeficientes de Conversão para Dose Equivalente e Dose Efetiva em termos da Fluência para Nêutrons utilizando simulador antropomórfico UFHADF em diferentes posturas e o código MCNPX

ANTONIO MATOS NETO

Dissertação de Mestrado apresentada ao Núcleo de Pós-Graduação em Física da Universidade Federal de Sergipe como requisito para obtenção do título de Mestre em Física.

ORIENTADOR: Dr. Albérico Blohem de Carvalho Júnior

SÃO CRISTÓVÃO – SE

2014

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer primeiramente a Deus por me conceder o dom da vida e por guiar com sua mão protetora e misericordiosa toda a minha caminhada.

A meus pais Antonio Matos Filho e Meire Diva Santana Matos (minha jóia rara) por sempre acreditar em mim, por todo amor, carinho e apoio dado em todos os momentos da minha vida.

Ao meu amado e extraordinário irmão Elvis Luan Santana Matos, pela confiança, compreensão, carinho, conselhos e todo amor que transborda do seu ser.

As minhas lindas e queridas avós, tios e tias, pelo amor e preocupação com o meu bem estar.

A minha companheira de todos os momentos Ludmila Ferreira Silva, pelo seu amor, apoio, incentivo e força. Seria um pecado esquecer de citar seus pais, seu João e dona Dadá, que me acolheram de braços abertos.

Ao meu orientador Dr. Albérico Blohem de Carvalho Júnior pela oportunidade, competência, ensinamentos, dedicação e paciência para orientar este trabalho. Aqui fica o meu muitíssimo obrigado Albérico, jamais irei esquecer da pessoa ímpar que és.

A Prof^a Dra. Susana de Souza Lalic por oferecer a disciplina tratamento de materiais radioativos, além de disponibilizar seu material didático, ambos de fundamental importância para compreensão de algumas partes desse trabalho.

Aos grandes amigos conquistados no decorrer do curso de pós-graduação: Felipe, Matheus e Maria, pessoas surpreendentes, inteligentes e com o coração do tamanho do universo, agradeço a Deus por ter colocado vocês em meu caminho, sem a ajuda e o apoio de vocês não sei o que seria desse mestrado.

Aos amigos que já conhecia antes de chegar nesta instituição (UFS), Manassés, Marcão e meu tio Venício Ferreira, obrigado por todo o apoio e ajuda que vocês me deram.

A William Souza Santos, Fernanda Rocha Cavalcante e Diego Galeano, pela disposição em ajudar ao próximo, pelos ensinamentos e apoio.

A todos os outros colegas que de certa forma também contribuíram nessa jornada: Leânio, Cledson, Maria do Socorro, Michele, Coutinho, Leonardo, Almeida, Augusto.

À Fapitec pelo suporte financeiro.

Aos professores e funcionários do Núcleo de Pós-Graduação em Física da Universidade Federal de Sergipe.

SUMÁRIO

PRODUÇÃO CIENTÍFICA NO PERÍODO	VI
LISTA DE FIGURAS	VII
LISTA DE TABELAS.....	X
RESUMO	xiii
ABSTRACT.....	xiv
CAPÍTULO 1.....	15
INTRODUÇÃO	15
CAPÍTULO 2.....	18
FUNDAMENTOS TEÓRICOS	18
2.1. FÍSICA DOS NÊUTRONS.....	18
2.1.1. <i>Histórico</i>	18
2.1.2. <i>Produção de Nêutrons</i>	19
2.1.3. <i>Classificação dos Nêutrons</i>	20
2.1.4. <i>Interação de Nêutrons com a Matéria</i>	22
2.2. SEÇÃO DE CHOQUE PARA NÊUTRONS	24
2.3. ATENUAÇÃO DO FEIXE DE NÊUTRONS	27
2.4. INTERAÇÃO DE NÊUTRONS COM ÓRGÃOS E TECIDOS DO CORPO HUMANO	
29	
2.5. GRANDEZAS E UNIDADES USADAS EM FÍSICA DAS RADIAÇÕES	29
2.5.1. <i>Grandezas Físicas</i>	30
2.5.1.1. <i>Dose Absorvida</i>	30
2.5.1.2. <i>Fluência</i>	30
2.5.2. <i>Grandezas de Radioproteção</i>	31
2.5.2.1. <i>Dose Equivalente</i>	31
2.5.2.2. <i>Dose Efetiva</i>	34
2.6. MÉTODO DE MONTE CARLO.....	34
2.7. TRANSPORTE DE NÊUTRONS ATRAVÉS DO MÉTODO DE MONTE CARLO.....	35
2.8. SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS	37

2.9. COEFICIENTES DE CONVERSÃO.....	39
CAPÍTULO 3.....	42
METODOLOGIA.....	42
3.1. O CÓDIGO DE MONTE CARLO MCNP.....	42
3.2. O CÓDIGO MONTE CARLO N-PARTICLE EXTENDED – MCNPX.....	42
3.2.1. Estrutura do arquivo de entrada do MCNP.....	42
3.2.2. Especificação dos materiais.....	45
3.2.3. Simulador antropomórfico UFHADF	45
3.3. GEOMETRIAS DE IRRADIAÇÃO	48
3.3.1. Mudança de um arquivo de imagem para um arquivo de entrada do MCNPX	50
3.3.2. Estrutura repetida como recurso para descrever a geometria do problema.....	51
3.3.3. Estrutura dos dados de entrada do MCNPX usando o simulador UFHADF	52
3.3.4. Definição de malha.....	52
3.3.5. Representação dos materiais que compõem os órgãos e tecidos do simulador UFHADF	53
3.3.6. Definição das grandezas a serem calculadas nas simulações	53
3.3.7. Cálculo da dose equivalente na medula vermelha no simulador UFHADF	54
3.3.8. Transformação para a obtenção da fluência em $Gy.cm^2$	55
3.3.9. Cálculo da dose efetiva para nêutrons	56
3.4.10. Estimativa do erro relativo no MCNPX.....	57
CAPÍTULO 4.....	60
RESULTADOS E DISCUSSÕES	60
4.1. COEFICIENTES DE CONVERSÃO DO SIMULADOR UFHADF PARA AS POSTURAS VERTICAL E SENTADA.....	60
4.2. COEFICIENTES DE CONVERSÃO (H_T/Φ) PARA A GEOMETRIA DE IRRADIAÇÃO AP.....	62
4.3. COEFICIENTES DE CONVERSÃO (H_T/Φ) PARA A GEOMETRIA DE IRRADIAÇÃO PA.....	65
4.4. COEFICIENTES DE CONVERSÃO (H_T/Φ) PARA A GEOMETRIA DE IRRADIAÇÃO RLAT	66
4.5. COEFICIENTES DE CONVERSÃO (H_T/Φ) PARA A GEOMETRIA DE IRRADIAÇÃO LLAT	69
4.6. COEFICIENTES DE CONVERSÃO (H_T/Φ) PARA A GEOMETRIA DE	

IRRADIAÇÃO ROT.....	70
4.7. COEFICIENTES DE CONVERSÃO (H_T/Φ) PARA A GEOMETRIA DE IRRADIAÇÃO ISO	72
4.8. COEFICIENTES DE CONVERSÃO (E/Φ) PARA TODAS AS GEOMETRIAS DE IRRADIAÇÃO	73
CAPÍTULO 5.....	76
CONCLUSÃO.....	76
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	78
ANEXOS	82
ANEXO A – PERDA MÉDIA DA ENERGIA DO NÊUTRON POR COLISÃO EM ESCALA LOGARÍTIMICA.....	82
ANEXO B – TABELAS CONTENDO OS COEFICIENTES DE CONVERSÃO PARA TODOS OS ÓRGÃOS E TECIDOS DO SIMULADOR UFHADF NAS POSTURAS SENTADA E VERTICAL IRRADIADO NAS GEOMETRIAS AP, PA, RLAT, LLAT, ROT E ISO	84
ANEXO C – TABELAS CONTENDO OS COEFICIENTES DE CONVERSÃO (E/Φ) E DIFERENÇA RELATIVA PARA TODOS OS ÓRGÃOS E TECIDOS DO SIMULADOR UFHADF NAS POSTURAS SENTADA E VERTICAL IRRADIADO NAS GEOMETRIAS AP, PA, RLAT, LLAT, ROT E ISO	112

PRODUÇÃO CIENTÍFICA NO PERÍODO

Trabalhos completos publicados em anais de eventos

MATOS NETO, A., ALVES, M. C., SANTOS, W. S., CAVALCANTE, F. R., CARVALHO JÚNIOR, A. B. CONVERSION COEFFICIENTS FOR EQUIVALENT AND EFFECTIVE DOSES USING A SITTING AND STANDING FEMALE VOXEL SIMULATOR EXPOSURE TO NEUTRONS IN ANTERO-POSTERIOR IRRADIATION GEOMETRY In: 17th International Conference on Solid State Dosimetry, 2013, Recife - PE.

ALVES, M. C., **MATOS NETO, A.**, SANTOS, W. S., CAVALCANTE, F. R., CARVALHO JÚNIOR, A. B. CONVERSION COEFFICIENTS FOR EQUIVALENT AND EFFECTIVE DOSES USING A SITTING AND STANDING FEMALE VOXEL SIMULATOR EXPOSURE TO PROTONS IN ANTERO-POSTERIOR IRRADIATION GEOMETRY In: 17th International Conference on Solid State Dosimetry, 2013, Recife - PE.

MATOS NETO, A., ALVES, M. C., SANTOS, W. S., CARVALHO JÚNIOR, A. B. Coeficientes de conversão para doses usando o simulador antropomórfico FAX em diferentes posturas na geometria de irradiação postero-anterior exposto a um feixe de nêutrons. No: XXXI Encontro de Físicos do Norte e Nordeste, 2013, Campina Grande – PB.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Experimento feito por Chadwick.	19
Figura 2: Distribuição hipotética do fluxo de nêutrons (Extraído de LIVERHANT, 1960).	21
Figura 3: Ilustração de três tipos de interação de nêutros com a matéria. A – representa captura radioativa do nêutron; B – representa espalhamento elástico por colisão; C – representa o processo de fissão induzida por nêutron. Alguns feixes de nêutrons atenuados passam direto para o detector D.	25
Figura 4: (a) Feixe de nêutrons incidindo sobre os núcleos alvo de uma área alvo nuclear, vista frontal em 3D (extraído de LIVERHANT, 1960) e (b) penetração do feixe, deposição dos nêutrons no material alvo, vista lateral.	26
Figura 5: Feixe de nêutrons homogêneo passando por uma seção do material alvo.	27
Figura 6: O feixe de nêutrons I_0 é reduzido para a intensidade I depois de penetrar uma espessura x no material. Uma maior penetração de distância dx faz com que haja uma nova alteração na intensidade do feixe indicada por $-dl$ (extraído de LIVERHANT, 1960).	28
Figura 7: Gráfico do fator de ponderação da radiação para nêutrons em função da energia do nêutron (alterado da ICRP, 2007).	32
Figura 8: Representação dos órgãos em um modelo matemático.	38
Figura 9: Ilustração do voxel na imagem de uma fatia da cabeça de um simulador obtida por tomografia computadorizada	38
Figura 10: (a) simulador antropomórfico tipo voxel (extraído de KRAMER <i>et al.</i> , 2004) e (b) simulador antropomórfico híbrido (extraído de LEE <i>et al.</i> , 2010).	39
Figura 11: Dose efetiva por fluência devido aos nêutrons nas geometrias AP, PA, LLAT, RLAT, ROT e ISO (adaptado da ICRP 116).	40
Figura 12: Cálculo da contribuição relativa para a dose absorvida de várias partículas carregadas secundárias, produzidas por reações induzidas por nêutrons ou espalhamento elástico (adaptado da ICRP 116).	41
Figura 13: Exemplo do processo de voxelização onde em (a) tem-se o processo de segmentação por tomografia computadorizada ou ressonância magnética, (b) modelo em polígono mesh, (c) modelo em superfície NURBS e (d) modelos voxelizados com boa resolução.	45
Figura 14: Simulador UFHADF (a) postura em pé e (b) postura sentada.	46
Figura 15: Geometrias de irradiação: antero-posterior (AP), postero-anterior (PA), lateral direita (RLAT), lateral esquerda (LLAT), rotacional (ROT) e isotrópico (ISO).	49

Figura 16: Geometrias de irradiação: antero-posterior (AP), postero-anterior (PA), lateral direita (RLAT), lateral esquerda (LLAT), rotacional (ROT) e isotrópico (ISO).	49
Figura 17: Células que preenchem um certo volume geométrico do simulador (a) transformados em estrutura repetida (b) (extraído de REIS JÚNIOR, 2011).	51
Figura 18: (a) Representação dos comandos que definem as dimensões do voxel pela intersecção de planos e (b) mostra o preenchimento da célula através do comando "fill"	52
Figura 19: Representação dos elementos químicos presentes nos cérebro com suas porcentagens implementadas no MCNPX.....	53
Figura 20: Representação das células 2 e 3 que preenchem a célula 889 para prótons (a), fótons (b) e nêutrons (c).....	54
Figura 21: Coeficientes de conversão (H_T/Φ) para cérebro do simulador UFHADF nas posturas vertical e sentada para as geometrias (a) AP , (b) PA, (c) RLAT, (d) LLAT, (e) ROT e (f) ISO.	61
Figura 22: Coeficientes de conversão (H_T/Φ) para coração do simulador UFHADF nas posturas vertical e sentada para as geometrias (a) AP , (b) PA, (c) RLAT, (d) LLAT, (e) ROT e (f) ISO.	62
Figura 23: Simulador UFHADF na postura vertical (a) e na postura sentada (b) exposto a um feixe de nêutrons na geometria de irradiação AP.	63
Figura 24: Coeficientes de conversão (H_T/Φ) para o (a) útero, (b) bexiga e (c) ovários do simulador UFHADF nas posturas vertical e sentada na geometria AP.	64
Figura 25: Localização anatômica da bexiga, dos ovários e do útero no simulador UFHADF.	64
Figura 26: Simulador UFHADF na postura vertical (a) e na postura sentada (b) exposto a um feixe de nêutrons na geometria de irradiação PA.	65
Figura 27: Coeficientes de conversão (H_T/Φ) para (a) pele, (b) músculos e (c) ossos do simulador UFHADF nas posturas vertical e sentada na geometria PA.	66
Figura 28: Coeficientes de conversão (H_T/Φ) para o (a) baço, (b) adrenais, (c) pâncreas, (d) ovários e (e) rins do simulador UFHADF nas posturas vertical e sentada na geometria RLAT.	67
Figura 29: Posicionamento do braço do simulador UFHADF nas posturas vertical e sentada na geometria RLAT.	68
Figura 30: Disposição anatômica dos adrenais, pâncreas, baço e rins do simulador UFHADF.	68
Figura 31: Coeficientes de conversão (H_T/Φ) para o (a) útero, (b) ovários, (c) bexiga, (d) estômago e (e) baço do simulador UFHADF nas posturas vertical e sentada na geometria LLAT.	70

Figura 32: Coeficientes de conversão (H_T/Φ) para o útero do simulador UFHADF nas posturas vertical e sentada na geometria ROT.	71
Figura 33: Simulador UFHADF sendo irradiado pela geometria de irradiação ROT.....	72
Figura 34: Simulador UFHADF na postura vertical e sentada exposto a um feixe de nêutrons monoenergéticos na geometria de irradiação isotrópica (ISO).	72
Figura 35: Coeficientes de conversão (H_T/Φ) para os (a) ovários e a (b) bexiga do simulador UFHADF nas posturas vertical e sentada na geometria ISO.	73
Figura 36: Coeficientes de conversão (E/Φ) para o simulador UFHADF nas posturas vertical e sentada para todas as geometrias de irradiação.	74

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Classificação dos nêutrons de acordo com sua energia cinética.	20
Tabela 2: Valores da perda média da energia do nêutron por colisão em escala logarítmica ξ e do número de colisões elásticas necessárias para reduzir a energia do nêutron $\bar{n}$ de 2 MeV para 0,025 eV (KAPLAN, 1978).....	24
Tabela 3: Valores dos fatores de ponderação da radiação ¹ recomendados pela ICRP 103 (ICRP, 2007).....	31
Tabela 4: Fatores de ponderação para órgãos ou tecidos recomendados pela ICRP 103 (ICRP, 2007).....	34
Tabela 5: Grandezas calculadas pelos Tallies no código MCNP (BRIESMEISTER, 1997) com sua descrição e unidade de medida.....	44
Tabela 6: Comparação das massas (g) dos órgãos e tecidos do UFHADDF com os recomendados pela ICRP 89 e o percentual da diferença relativa.	47
Tabela 7: Composição química e densidade de alguns órgãos e tecidos do simulador UFHADDF complementados no arquivo de entrada do MCNPX.	48
Tabela 8: Energia de nêutrons incidentes utilizadas para fazer a análise das doses de energia depositada em órgãos e tecidos do simulador.	50
Tabela 9: Tabela com os ossos que compõem a medula vermelha do UFHADDF, obtidos da mulher de referência da ICRP 110 (ICRP, 2009).....	55
Tabela 10: Faixa de energia associados aos fatores de peso utilizando os comandos DE/DF.	57
Tabela 11: Recomendação para interpretação do erro relativo R (PELOWITZ, 2011).....	58
Tabela B1: Coeficientes de conversão para os adrenais do simulador UFHADDF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.Tabela 13 ...	85
Tabela B2: Coeficientes de conversão para as amígdalas do simulador UFHADDF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.Tabela 14 ...	86
Tabela B3: Coeficientes de conversão para o baço do simulador UFHADDF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.Tabela 15 ...	87
Tabela B4: Coeficientes de conversão para a bexiga do simulador UFHADDF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.Tabela 17 ...	88
Tabela B5: Coeficientes de conversão para o cérebro do simulador UFHADDF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.	89
Tabela B6: Coeficientes de conversão para o cólon do simulador UFHADDF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.	90

Tabela B7: Coeficientes de conversão para o coração do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.	91
Tabela B8: Coeficientes de conversão para o esôfago do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.	92
Tabela B9: Coeficientes de conversão para o estômago do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.	93
Tabela B10: Coeficientes de conversão para a ET do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.	94
Tabela B11: Coeficientes de conversão para o fígado do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.	95
Tabela B12: Coeficientes de conversão para as glândulas salivares do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.	96
Tabela B13: Coeficientes de conversão para o intestino delgado do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.....	97
Tabela B14: Coeficientes de conversão para a medula vermelha do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.....	98
Tabela B15: Coeficientes de conversão para a mucosa oral do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.....	99
Tabela B16: Coeficientes de conversão para os músculos do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.	100
Tabela B17: Coeficientes de conversão para os ossos do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.	101
Tabela B18: Coeficientes de conversão para os ovários do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.	102
Tabela B19: Coeficientes de conversão para o pâncreas do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.	103
Tabela B20: Coeficientes de conversão para a pele do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.	104
Tabela B21: Coeficientes de conversão para os pulmões do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.	105
Tabela B22: Coeficientes de conversão para os rins do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.	106

Tabela B23: Coeficientes de conversão para os seios do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.	107
Tabela B24: Coeficientes de conversão para o timo do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.	108
Tabela B25: Coeficientes de conversão para a tireoide do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.	109
Tabela B26: Coeficientes de conversão para o útero do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.	110
Tabela B27: Coeficientes de conversão para a vesícula biliar do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO....	111
Tabela C1: Coeficientes de conversão E/Φ para o simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.	113
Tabela C2: Diferença Relativa E/Φ para o simulador UFHADF para as geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.	114

RESUMO

A proteção dos trabalhadores e dos indivíduos do público aos efeitos nocivos da radiação ionizante é uma tarefa primordial de prevenção e limitação dos riscos à saúde dos mesmos. Uma ação associada à proteção radiológica é a definição de limites legais dados através de coeficientes de conversão que relacionam grandezas físicas, como fluência, com grandezas limitantes, como dose equivalente e dose efetiva. Como a implantação de técnicas invasivas para medidas de dose de radiação em seres humanos é difícil, verifica-se a necessidade de criar simuladores virtuais que representem da melhor forma possível às estruturas do corpo humano, possibilitando uma estimativa de dose de indivíduos expostos a fontes de radiação. Um significativo crescimento de trabalhos para estimativas de coeficientes de conversão tem sido observado, porém sempre utilizando cenários de exposição onde os simuladores antropomórficos estão na postura vertical (de pé). Este trabalho tem como finalidade utilizar o código de transporte de radiação baseado no método de Monte Carlo MCNPX e o simulador antropomórfico feminino UF na postura sentada para obter os coeficientes de conversão para dose equivalente (E) e dose efetiva (H) em termos da fluência (Φ) (E/Φ e H/Φ) para nêutrons monoenergéticos de 10^{-9} MeV até 10 GeV, para os cenários de irradiação antero-posterior (AP), postero-anterior (PA), lateral direito (RLAT), lateral esquerdo (LLAT), rotacional (ROT) e isotrópico (ISO). Os cálculos dos coeficientes de conversão encontrados neste trabalho mostram que houve diferenças significativas em órgãos da região pélvica do simulador nas geometrias de irradiação AP, LLAT, ROT e ISO, alcançando uma diferença relativa de até 53,40% na bexiga do UFHADF na geometria rotacional, além de apresentar algumas diferenças relativas expressivas como nos ovários (77,04%) na geometria lateral-direita e no útero (56,20%) na geometria antero-posterior. Esses resultados são evidenciados em decorrência da blindagem que os órgãos dessa região sofrem pelas pernas do simulador quando este é irradiado na postura sentada, mostrando dessa forma, a relevância de se calcular os coeficientes de conversão em cenários próximos a situações reais utilizando simuladores antropomórficos em posturas diferentes.

ABSTRACT

The protection of occupational workers and public to the harmful effects of ionizing radiation is important for preventing and limiting the risks to the health of these individuals. The limitation of radiation dose is given by protection quantities, equivalent and effective doses (H_T and E), which are not directly measured but can be estimated by conversion coefficients, which relates them with physical quantities such as fluence (Φ). Due to the difficult implementation of invasive techniques for estimating radiation dose in humans, the development of computational simulators representing more realistic as possible the structures of human body provides a more accurate dose estimation of individuals exposed to radiation. In literature, the significant growing of works in estimating conversion coefficients are observed, however using exposure scenarios that the computational simulators are implemented in standing posture. The aim of this work was the calculation of conversion coefficients for equivalent and effective doses per fluence (E/Φ e H/Φ) of sitting and standing female simulators irradiated by neutrons. The exposure scenarios were developed using the UF sitting and standing female simulators implemented on MCNPX radiation transport code, which simulating a plane source of monoenergetic neutrons with energies from 10^{-9} MeV to 10 GeV in antero-posterior (AP), postero-anterior (PA), right lateral (RLAT), left lateral (LLAT), rotational (ROT) and isotropic (ISO) irradiation geometries. The conversion coefficients calculated in this work showed significant differences in organs of pelvic region of simulator for AP, LLAT, ROT and ISO irradiation geometries, such as bladder (53,40% in ROT geometry), ovaries (77,04% in RLAT geometry) and uterus (56,20% in AP geometry). These results mainly occurred due the shielding of these organs by the legs of simulator in sitting posture, and the differences showed the relevance of calculating conversion coefficients of simulators in different postures, which are near to a real scenario of an individual exposed to radiation.

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

Atualmente o número de técnicas aplicadas na medicina e na indústria que utilizam nêutrons vem crescendo de maneira considerável, em virtude disso, torna-se grande o número de trabalhadores expostos a este tipo de radiação, havendo, portanto a necessidade de monitorar esses indivíduos. A Comissão Internacional de Unidades e Medidas Radiológicas (International Commission on Radiological Units and Measurements – ICRU) (ICRU, 1989), e a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (International Commission on Radiological Protection - ICRP) (ICRP, 2007) são responsáveis pela elaboração de grandezas a serem utilizadas na dosimetria de nêutrons, bem como critérios e recomendações para proteger a população dos riscos inerentes à mesma (ICRP, 2007).

A implantação de técnicas invasivas para medidas de dose em seres humanos é difícil e às vezes impossível, portanto verifica-se a necessidade de criar modelos ou simuladores (físicos ou computacionais) chamados de simuladores antropomórficos que representem da melhor forma possível às estruturas do corpo humano, possibilitando uma boa estimativa de dose. Nem sempre é possível se elaborar cenários de irradiação experimentais com os simuladores físicos, porém com os simuladores antropomórficos computacionais quando associados aos códigos computacionais de transporte de radiação são capazes de estimar a quantidade de dose depositada em um indivíduo exposto a fontes de radiação interna ou externa, além de determinar quais órgãos e tecidos foram mais irradiados.

O cenário de irradiação computacional deve conter informações como as características das fontes de radiação que estão envolvidas na simulação, o simulador antropomórfico, o método para o transporte radiação pela matéria e as grandezas que se desejam estimar. Os códigos mais utilizados para este tipo de simulação, são baseados no chamado método de Monte Carlo, este método foi batizado pelos matemáticos John von Neumann e Stanislaw Ulam (METROPOLIS *et al.*, 1949) e descreve de forma realística o transporte de radiação, considerando os seus processos de espalhamento, transferência e absorção de energia baseados na aleatoriedade da mesma. Atualmente é bastante utilizado em diversas áreas, do conhecimento, como na física, biologia, matemática, economia, entre outras (YORIYAZ, 2009).

Existem três tipos de simuladores antropomórficos computacionais utilizados pela comunidade científica. A primeira geração ficou conhecida como simuladores matemáticos nos quais descrevem as estruturas anatômicas através de equações de superfícies matemáticas. Eles foram os primeiros simuladores a serem utilizados em publicações científicas relacionadas à radioproteção, como por exemplo, a publicação de nº 74 da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP, 1996). Posteriormente eles foram substituídos por outros simuladores que pudessem expressar um corpo humano mais realístico. Assim, uma segunda geração de simuladores, denominados simuladores de voxel, foram introduzidos por Gibbs e colaboradores (GIBBS *et al.*, 1984) construídos através de imagens de tomografia computadorizada (CT), ressonância magnética (MR) ou através de fotografias de cadáveres segmentados. Em seguida, uma terceira geração dos simuladores, os híbridos, foram desenvolvidos por Lee e colaboradores (LEE *et al.*, 2007) e assim são chamados porque eles preservam tanto o realismo anatômico dos simuladores voxel quanto a flexibilidade matemática dos simuladores.

Geralmente, para se avaliar as exposições em seres humanos de modo quantitativo e para descrever relações entre a dose e efeitos da radiação, fornecendo a base para estimativas dos riscos em proteção radiológica, é utilizada uma relação entre as grandezas limitantes (por exemplo, dose efetiva) e as grandezas físicas (por exemplo, fluência), chamada de coeficiente de conversão. Na publicação de nº 74 da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP, 1996) foram apresentados os cálculos de alguns coeficientes de conversão usados na proteção radiológica para diversos tipos de radiação, como por exemplo, coeficientes de conversão de dose absorvida por fluência (pGy.cm^2) para nêutrons monoenergéticos.

Verificam-se na literatura alguns trabalhos que simulam cenários de irradiação utilizando simuladores na posição sentada, porém, sendo expostos a feixes de fótons (OLSHER *et al.*, 2005, SU *et al.*, 2012, Cavalcante *et al.*, 2013, Galeano *et al.*, 2013). A maioria dos trabalhos que estimam dose de radiação e coeficiente de dose devido a exposição de nêutrons (BOZKURT, 2000, ALGHAMDI *et al.*, 2005, PAGANINI *et al.*, 2005, ZHANG *et al.*, 2007, GUALDRINI *et al.*, 2007, CORDEIRO, 2009) utilizam simuladores antropomórficos na posição vertical (em pé), devido à posição que os pacientes se encontram no processo de aquisição de imagens. Como a estimativa da distribuição desta dose no corpo de uma vítima é um indicador relevante na avaliação dos danos biológicos de exposição em caso de acidente radiológico causado por uma fonte externa, a postura do indivíduo exposto acidentalmente deve ser reproduzida de forma tão realista quanto possível. Sendo assim, é de

interesse utilizar simuladores em variadas posições (sentado, por exemplo) a fim de se estimar os cálculos de dose de radiação em situações em que uma maior precisão é necessária.

1.1. Objetivo geral

O objetivo principal desse trabalho é calcular os coeficientes de conversão para dose equivalente (H) e dose efetiva (E) em termos da fluência (Φ) (H_T/Φ e E/Φ) para nêutrons monoenergéticos com energias de 0,001 eV a 10 GeV, utilizando o código de transporte de radiação MCNPX e o simulador antropomórfico feminino UFHADF (LEE *et al.*, 2010) nas posturas vertical e sentada, nas geometrias de irradiação antero-posterior (AP), postero-anterior (PA), lateral direito (RLAT), lateral esquerdo (LLAT), rotacional (ROT) e isotrópico (ISO), conforme fornecidas pela publicação de nº 116 da ICRP (ICRP, 2010).

1.2. Objetivos específicos

- Calcular os coeficientes de conversão H_T/Φ e E/Φ do simulador UFHADF para a postura vertical nas geometrias de irradiação antero-posterior (AP), postero-anterior (PA), lateral direito (RLAT), lateral esquerdo (LLAT), rotacional (ROT) e isotrópico (ISO);
- Calcular os coeficientes de conversão H_T/Φ e E/Φ do simulador UFHADF na postura sentada nas geometrias de irradiação antero-posterior (AP), postero-anterior (PA), lateral direito (RLAT), lateral esquerdo (LLAT), rotacional (ROT) e isotrópico (ISO);
- Comparar os coeficientes de conversão calculados para as duas posturas do simulador UFHADF.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1. Física dos Nêutrons

2.1.1. Histórico

Nos últimos anos do século XIX, Joseph John Thomson formulou um dos primeiros modelos atômicos a respeito do elétron, através de experimentos que confirmaram a ideia de que os raios catódicos eram formados por partículas negativamente carregadas e determinou a razão carga-massa do elétron (KAPLAN, 1978). J. J. Thomson propôs que o átomo era composto por partículas positivas pesadas e por partículas negativas mais leves. Em 1911, Ernest Rutherford, bombardeou uma fina lâmina de ouro com partículas alfa emitida pelo polônio, onde foi possível verificar que algumas partículas atravessavam as placas de ouro e algumas desviavam ao se chocar com o núcleo (ZAMBONI, 2007). A partir disso Rutherford propôs que o modelo para a estrutura do átomo seria semelhante à estrutura do sistema solar. Em 1920, Rutherford sugeriu que o próton e o elétron poderiam estar intimamente combinados formando uma partícula neutra, e a esta partícula teoricamente idealizada foi dada o nome de nêutron, que junto com o próton formaria o núcleo atômico (ZAMBONI, 2007). Mas, como se tratava de uma partícula neutra, ficaria difícil de detectá-la, pois na época os cientistas dispunham apenas de métodos que detectassem partículas nucleares sujeitas aos efeitos da carga elétrica, como a deflexão em campos eletromagnéticos (KAPLAN, 1978). Após mais de uma década de estudos frustrados com o intuito de encontrar nêutrons, James Chadwick, em 1932, através de resultados de experimentos sobre a desintegração de núcleos por partículas alfa, mostrou a existência de nêutrons.

Chadwick usou partículas energéticas de substâncias radioativas como projéteis para bombardear núcleos atômicos, mostrou que os raios emitidos do bombardeio do berílio produziam uma radiação muito penetrante, que, quando incidia em substâncias contendo hidrogênio, a exemplo da parafina, produzia prótons muito energéticos. Com isso, Chadwick provou que as energias dos prótons ejetados de materiais hidrogenados, e de outros átomos que se moviam rapidamente só podiam ser explicadas tendo em vista que os “raios” emitidos pelo berílio bombardeado consistiam realmente de partículas com massa próxima à do próton

(KAPLAN, 1978). Tais partículas, ao passarem por câmaras de ionização ou nuvens, não deixavam rastros, mostrando que a carga destas partículas era nula, onde foi identificada como o nêutron (Figura 1).

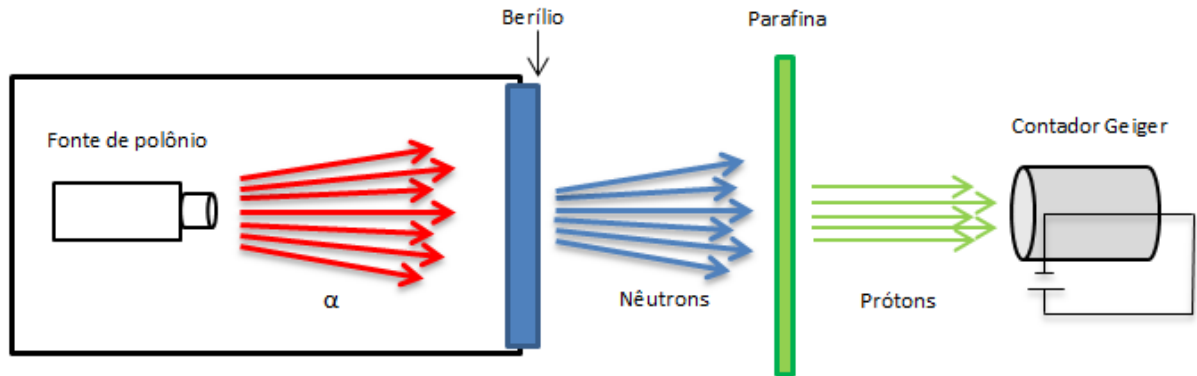


Figura 1: Experimento feito por Chadwick.

Apesar de não ter carga, os nêutrons possuem massa, cujo valor é de $1,675 \times 10^{-27}$ kg, sendo esta ligeiramente maior que a do próton. Apresentam também spin $1/2$ e momento de dipolo magnético $\mu_n = -1,9131 \mu_N$ (μ_N - magnéton de Bohr), o valor negativo está associado a uma constante característica da partícula, chamada razão giromagnética de spin (EISBERG *et al.*, 1972).

Sabe-se que o nêutron só é estável quando ligado a um núcleo, porém, quando encontra-se livre possui uma meia-vida de aproximadamente 10,235 minutos, decaindo em um próton, um elétron e um antineutrino.



2.1.2. Produção de Nêutrons

Sabe-se que reatores nucleares são as fontes mais poderosas de nêutrons, porém a partir da descoberta do nêutron pode-se observar que ele poderia ser produzido de várias maneiras. A primeira fonte de nêutrons foi feita pela irradiação de alguns elementos leves, como o Berílio, associado a partículas alfa (Figura 1). Atualmente fontes de nêutrons são compostas pela mistura de um emissor de partículas alfa (elementos instáveis como ${}^{210}\text{Po}$, ${}^{239}\text{Pu}$ e ${}^{241}\text{Am}$) com um elemento leve (Be, B ou F), onde a radiação alfa proveniente de algum dos elementos instáveis produz uma reação nuclear com um elemento leve emitindo um nêutron (ZAHN, 2007).

Fontes de nêutrons fazendo o uso de reações (γ, n) , também estão disponíveis. Neste tipo de reação, combina-se uma fonte β , a qual dá origem a fótons altamente energéticos emitidos pelo decaimento β com algum elemento específico que emita um nêutron. Geralmente a maior parte destas fontes está baseada nas reações ${}^9\text{Be}(\gamma, n){}^8\text{Be}$ e ${}^2\text{H}(\gamma, n){}^1\text{H}$ (ZAHN, 2007).

Nêutrons também podem ser produzidos no processo de fissão nuclear, onde alguns núcleos muito pesados fissionam espontaneamente emitindo de dois a três nêutrons por fissão. Dentre as principais fontes de fissão espontânea tem-se: ${}^{254}\text{Cf}$, ${}^{252}\text{Cf}$, ${}^{244}\text{Cm}$, ${}^{242}\text{Cm}$, ${}^{238}\text{Pu}$ e ${}^{232}\text{U}$ (ZAHN, 2007). Em reatores nucleares o processo acontece de forma semelhante à fissão espontânea, ocorrendo uma reação nuclear em cadeia controlada, de modo que a taxa de reação é mantida constante.

Os aceleradores de partículas são usados para gerar nêutrons por meio de uma série de reações nucleares. Por exemplo, quando elétrons de alta energia são acelerados e atingem um alvo de alto número atômico, estes são freados pelos átomos do alvo emitindo uma radiação de freamento (“bremsstrahlung”) (KAPLAN, 1978). Esta radiação provoca reações do tipo (γ, n) no próprio material do alvo, produzindo nêutrons que são emitidos de forma isotrópica.

2.1.3. Classificação dos Nêutrons

É conveniente classificar os nêutrons de acordo com a sua energia cinética. Essa classificação pode variar a depender do contexto e da literatura. Nesse estudo foi adotada a classificação mais convencional, adotada por Vilela (VILELA *et al.*, 2007), a qual divide os nêutrons em três faixas como mostra a Tabela 1.

Tabela 1: Classificação dos nêutrons de acordo com sua energia cinética.

Classes	Faixa de energia
Térmicos	$E_n < 0,025 \text{ eV}$
Epitérmicos	$0,025 \text{ eV} < E_n < 100 \text{ keV}$
Rápidos	$E_n > 100 \text{ keV}$

Os nêutrons térmicos estão em equilíbrio térmico com o meio, isto é, nesse estado de equilíbrio cada nêutron se comporta de maneira semelhante às partículas de um gás, portanto,

a sua energia de distribuição está de acordo com a equação de Maxwell-Boltzmann (LIVERHANT, 1960) expressa por:

$$dn = n(E)dE = \frac{2\pi m_0}{(nkT)^{3/2}} E^{1/2} \exp\left(\frac{-E}{kT}\right) dE \quad (2.2)$$

onde, n é o número de nêutrons, n_0 é o número de nêutrons por cm^3 , k é a constante de Boltzmann e T a temperatura na escala kelvin.

A energia média dos nêutrons térmicos em temperatura ambiente é calculada usando como base a teoria cinética (LIVERHANT, 1960), dada por:

$$\bar{E}_n = \frac{1}{2} m \bar{v}^2 = \frac{3}{2} kT = 0,025 \text{ eV} \quad (2.3)$$

Nêutrons epitérmicos estão numa faixa de energia conhecida como região de ressonância (ZAHN, 2007), estes encontram-se em processo de termalização, que se dá através de colisões com os núcleos do meio, como ilustra a Figura 2.

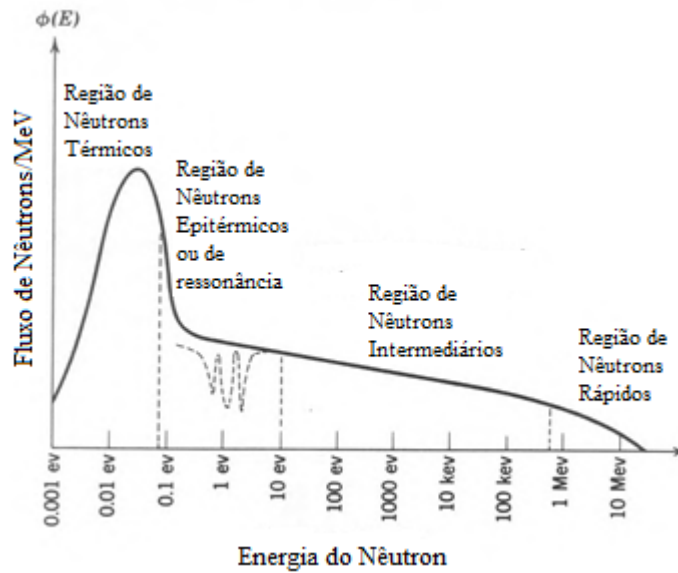


Figura 2: Distribuição hipotética do fluxo de nêutrons (Extraído de LIVERHANT, 1960).

Os nêutrons rápidos possuem alta energia cinética, com isso podem interagir com a grande maioria dos núcleos do meio em que estão se propagando através de diversos tipos de interações (ZAHN, 2007).

2.1.4. Interação de Nêutrons com a Matéria

O nêutron é uma partícula desprovida de carga elétrica, portanto, a interação deles com campos elétricos é insignificante. Devido a esse fato, até mesmo nêutrons com baixa energia induzem reações nucleares. Dessa forma, sua interação acontece essencialmente com os núcleos por meio de forças nucleares, o que os tornam extremamente penetrantes. Essas interações podem ser exotérmicas quando há liberação de energia devido à redução na energia de repouso do núcleo ou endotérmica quando há um decréscimo na energia cinética, resultante do aumento de energia de repouso do núcleo alvo (ALMEIDA, 1981). Conforme veremos logo a seguir, os nêutrons podem interagir com um ou mais núcleos de diferentes formas: espalhamento elástico, espalhamento inelástico, captura radioativa, reações de partículas carregadas, reações de produção de nêutrons e fissão (LAMARSH *et al.*, 2001). Assim,

- i. No Espalhamento Elástico, o nêutron incidente é espalhado ao colidir com o núcleo alvo, o qual sofre apenas um recuo sem alterar a sua estrutura nuclear. Portanto há conservação da energia cinética do sistema nêutron-núcleo. Este tipo de interação é abreviado pelo símbolo (n,n) .
- ii. No Espalhamento Inelástico, o núcleo ao interagir com o nêutron fica em estado excitado. Nessa interação o nêutron é capturado pelo núcleo e em seguida é expelido com uma energia menor que a inicial, permanecendo o núcleo alvo em estado excitado (uma parte da energia cinética do sistema nêutron-núcleo é convertida em energia potencial interna no núcleo). Nesse caso não há conservação da energia cinética no sistema. Esta interação é simbolizada por (n,n') .
O núcleo excitado pode voltar ao estado fundamental com a emissão de um raio gama, que é chamado de raio gama inelástico (LAMARSH *et al.*, 2001).
- iii. Na Captura Radioativa, o nêutron é absorvido pelo núcleo deixando-o em estado excitado. Para retornar ao estado fundamental emite raios gamas e a sua massa atômica aumenta em uma unidade. Esta interação é exotérmica e simbolizada por (n,γ) .

- iv. Nas reações de Partículas Carregadas, as interações são resultantes das reações de absorção em que nêutrons são capturados pelo núcleo. Neste processo o núcleo perde seu excesso de energia emitindo um próton ou uma partícula alfa. Tais reações podem ser exotérmica ou endotérmica, e são denotadas por (n,p) e (n,α) .
- v. Nas reações de Produção de Nêutrons acontece nas reações de partículas carregadas onde o núcleo captura o nêutron após o choque ficando energeticamente excitado. Ele atinge a estabilidade quando emite dois nêutrons, para a reação do tipo $(n,2n)$ e três nêutrons para a reação do tipo $(n,3n)$.
- vi. Na Fissão, um tipo especial de reação que ocorre, pois o núcleo de um átomo pesado absorve um nêutron podendo leva-lo a um estado de oscilação ou vibração, até que este se torne instável, fragmentando-se em dois núcleos menores, emitindo dois ou três nêutrons. Por exemplo, no caso do ^{235}U a maior probabilidade de fissão se dá pela absorção de nêutrons de baixíssima energia (nêutrons térmicos).

O espalhamento é a principal forma de interação do nêutron com a matéria, em especial o espalhamento elástico, no qual o sistema mantém a energia cinética total constante após a colisão. Se um nêutron colide várias vezes com os núcleos, ele tende a perder sua energia até que entre em equilíbrio térmico com o meio.

Para saber quantas colisões são necessárias para que um nêutron entre em equilíbrio com o meio, deve-se definir a perda média da energia do nêutron por colisão em escala logarítmica, ou seja, calcula-se o decréscimo médio do logaritmo da energia do nêutron por colisão¹ (KAPLAN, 1978), representada por ξ , através da seguinte expressão:

$$\xi = \overline{\ln E_0 - \ln E} = \overline{\ln \frac{E_0}{E}} \quad (2.4)$$

sendo E_0 a energia inicial do nêutron em MeV e E a energia final do nêutron.

Por conseguinte, para determinar o número médio de colisões sofridas pelo nêutron $\bar{n}$, calcula-se a razão entre o logaritmo neperiano das diferenças de energias e o decréscimo médio do logaritmo da energia do nêutron por colisão (KAPLAN, 1978), dado por:

¹ Dedução ver Anexo A

$$\bar{n} = \frac{\ln \frac{E_0}{E}}{\xi} \quad (2.5)$$

A Tabela 2 mostra alguns valores de ξ e do número de colisões elásticas necessárias para reduzir a energia do nêutron de 2 MeV para 0,025 eV.

Tabela 2: Valores da perda média da energia do nêutron por colisão em escala logarítmica ξ e do número de colisões elásticas necessárias para reduzir a energia do nêutron $\bar{n}$ de 2 MeV para 0,025 eV (KAPLAN, 1978).

Elemento	A	ξ	$\bar{n}$
Hidrogênio	1	1	18
Deutério	2	0,725	25
Hélio	4	0,425	43
Lítio	7	0,268	67
Berílio	9	0,208	87
Carbono	12	0,158	114
Oxigênio	16	0,120	150
Urânio	238	0,0084	2150

Analisando a tabela acima, percebe-se que alguns elementos leves têm o poder de “freiar” ou moderar os nêutrons, aumentando assim a probabilidade de serem absorvidos pelos núcleos alvo, isto é, a seção de choque de espalhamento dos núcleos leves para nêutrons térmicos é muito grande. Por esse motivo, geralmente utiliza-se água ou parafina como moderador, devido à presença de hidrogênio na sua composição (ZAHN, 2007).

2.2. Seção de Choque para Nêutrons

A probabilidade de ocorrência de uma reação nuclear é determinada pela seção de choque. Supondo que um feixe de nêutrons passe através de uma placa de certo material alvo, este, irá emergir com intensidade reduzida devido a uma variedade de interações ocorridas durante a sua passagem através do material alvo. A Figura 3 ilustra três tipos de interação de nêutrons com a matéria.

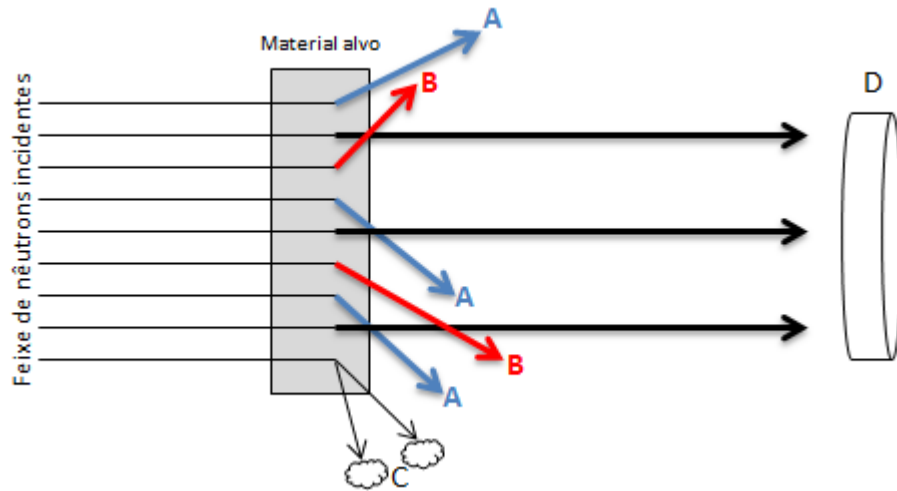


Figura 3: Ilustração de três tipos de interação de nêutrons com a matéria. A – representa captura radioativa do nêutron; B – representa espalhamento elástico por colisão; C – representa o processo de fissão induzida por nêutron. Alguns feixes de nêutrons atenuados passam direto para o detector D.

A atenuação do feixe de nêutrons ou a perda da sua intensidade, devido ao efeito combinado das interações ocorridas no material alvo, são descritos em termos da seção de choque total σ_t . A seção de choque total pode ser expressa pela soma entre as seções de choque para espalhamento σ_s e para absorção σ_a (KAPLAN, 1978).

$$\sigma_t = \sigma_s + \sigma_a \quad (2.6)$$

Nos casos em que algumas absorções de nêutrons levar a uma reação de fissão, a seção de choque para absorção pode ser ainda dividida em uma seção de choque para fissão σ_f e uma seção de choque para captura σ_c .

$$\sigma_a = \sigma_f + \sigma_c \quad (2.7)$$

Sabe-se, no entanto que existem dois tipos de espalhamento, o elástico e o inelástico, e em posse disso, pode-se reescrever a seção de choque total como:

$$\sigma_t = \underbrace{\sigma_{\text{elástico}} + \sigma_{\text{inelástico}}}_{(\text{espalhamento})} + \underbrace{\sigma_f + \sigma_c}_{(\text{absorção})} \quad (2.8)$$

onde: $\sigma_{elástico}$ é a seção de choque para o espalhamento elástico e $\sigma_{inelástico}$ é a seção de choque para o espalhamento inelástico. A unidade de seção de choque para nêutrons é medida em **barns**, onde 1 barn, abreviado por b, é igual a 10^{-24} cm^2 .

Existem na literatura dois tipos de seção de choque: a microscópica e a macroscópica. A seção de choque microscópica calcula a probabilidade de nêutrons atingir uma área alvo nuclear, como mostra a Figura 4(a).

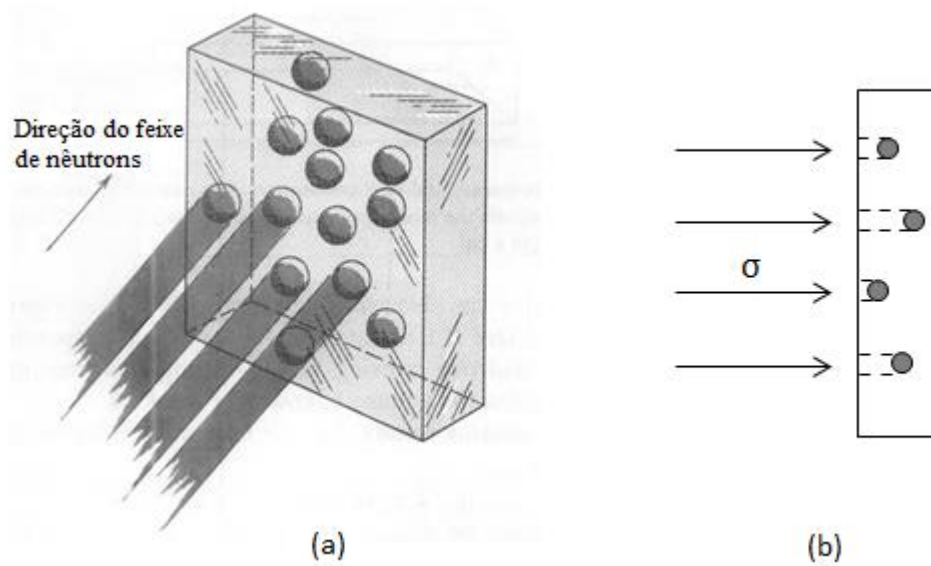


Figura 4: (a) Feixe de nêutrons incidindo sobre os núcleos alvo de uma área alvo nuclear, vista frontal em 3D (extraído de LIVERHANT, 1960) e (b) penetração do feixe, deposição dos nêutrons no material alvo, vista lateral.

A probabilidade de interação por nêutron (p) é igual à razão entre a área alvo nuclear e a área alvo total, conforme é mostrado na Figura 4(b) e é calculada através da seguinte expressão:

$$p = \frac{N_0 A X \sigma}{A} = N_0 X \sigma \quad (2.9)$$

onde, N_0 núcleos por cm^3 , A área alvo do material, X é a espessura do material alvo e atribui-se a σ o significado de "área efetiva" de cada um dos núcleos em relação à interação com o nêutron, também conhecido como a seção de choque microscópica.

A seção de choque macroscópica (característica intrínseca dos núcleos atômicos) é definida como uma medida da probabilidade de reação nuclear por centímetro percorrido pelo nêutron no meio (BARROSO, 2009) e dada por:

$$\Sigma = N \sigma \quad (2.10)$$

onde N é a densidade atômica do material (átomos/cm³).

2.3. Atenuação do feixe de Nêutrons

Quando feixes de nêutrons passa através da matéria sua intensidade é reduzida por meio de processos de colisões com núcleos, os quais levam a espalhamentos ou absorção dos nêutrons. O feixe emergente será atenuado (enfraquecido) por uma quantidade que pode ser facilmente calculada. Supondo um feixe de nêutrons homogêneo passando por uma seção do material alvo (ver Figura 5), podemos descrever o número de colisões por segundo através da expressão:

$$\text{Número de colisões por segundo} = \sigma N_0 I A dx \quad (2.11)$$

em que, σ é a seção de choque microscópica, N_0 são núcleos por cm³, I é o fluxo de nêutrons (número de nêutrons atravessando uma unidade de área perpendicular ao feixe em 1 segundo) e A área alvo do material.

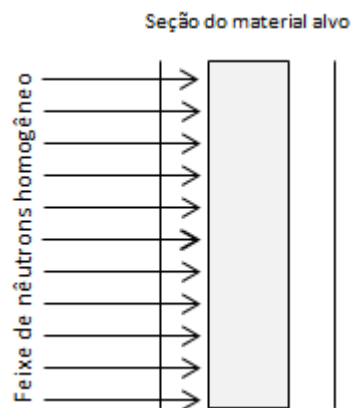


Figura 5: Feixe de nêutrons homogêneo passando por uma seção do material alvo.

Seja I o fluxo de nêutrons que não tenham colidido depois de penetrar a distância x para o alvo, se os nêutrons percorrem uma distância dx adicional, a intensidade do feixe que não colide diminui o número de nêutrons que colidiram numa pequena porção de alvo (semelhante a uma folha fina) que tem uma área de 1 cm^2 e espessura dx (ver Figura 6).

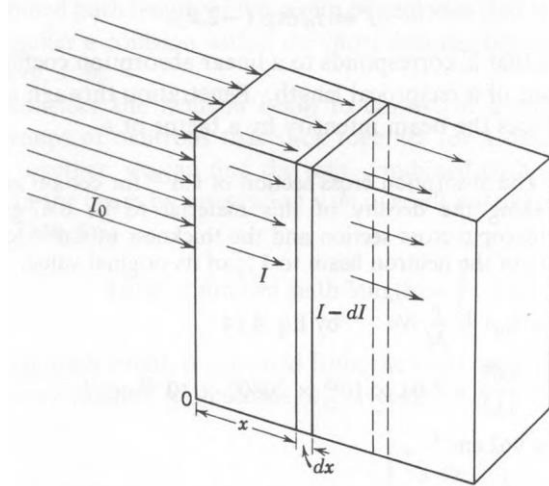


Figura 6: O feixe de nêutrons I_0 é reduzido para a intensidade I depois de penetrar uma espessura x no material. Uma maior penetração de distância dx faz com que haja uma nova alteração na intensidade do feixe indicada por $-dI$ (extraído de LIVERHANT, 1960).

Com isso, o decréscimo da intensidade é dada por (LAMARSH *et al.*, 2001):

$$-dI(x) = N_0 \sigma I(x)dx = \Sigma I(x)dx \quad (2.12)$$

Integrando a equação 2.12 temos que:

$$I(x) = I_0 e^{-\Sigma x} \quad (2.13)$$

onde I_0 é o fluxo incidente. O resultado mostra que a intensidade do feixe de nêutrons diminui exponencialmente com a distância no interior do alvo e que Σ corresponde a um coeficiente de absorção linear com dimensões de comprimento.

2.4. Interação de Nêutrons com Órgãos e Tecidos do Corpo Humano

O corpo humano normalmente apresenta 26 elementos diferentes em sua composição, os elementos conhecidos como principais (oxigênio, carbono, hidrogênio e nitrogênio) somam 96% de toda massa corporal. Elementos secundários, como, cálcio, fósforo, potássio, enxofre, sódio, cloro, magnésio e ferro, contribuem com 3,8% da massa total e os 0,2% restantes são formados por oligoelementos – elementos químicos essenciais para os seres vivos, geralmente encontrados em baixa concentração nos organismos (TORTORA, 2012). Alguns desses elementos, a exemplo do hidrogênio, além de outros leves (com baixo número atômico) servem como moderadores de nêutrons.

Quando nêutrons rápidos interagem com alguns elementos dos tecidos humanos, muitas vezes sofrem espalhamento elástico, onde aproximadamente de 70% a 90% da dose é resultante de interação do nêutron com o hidrogênio (SOUTO, 2007).

Os dois principais processos de interação dos nêutrons térmicos e epitérmicos com o tecido são: captura do nêutron por hidrogênio, $^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$ o qual libera energia de 2,2 MeV proveniente de raios gama, com seção de choque de $\sigma_H = 0,332\text{b}$ e captura do nêutron por nitrogênio, $^{14}\text{N}(n,p)^{14}\text{C}$, a que libera uma energia cinética de $E = 0,62\text{ MeV}$ compartilhada pelo próton (0,58 MeV) e pelo núcleo de recuo (0,04 MeV), apresentando uma seção de choque de $\sigma = 1,84\text{b}$ (ATTIX, 1986).

Uma consequência interessante desses processos de interação do nêutron com o corpo humano é que surgem vários tipos de radiações secundárias, que irão depositar sua energia em órgãos e tecidos de formas distintas.

2.5. Grandezas e Unidades usadas em Física das Radiações

As grandezas em radioproteção começaram a ser pensadas e divulgadas inicialmente no ano de 1925, em Londres, no Primeiro Congresso Internacional de Radiologia, onde foi criada a ICRU (International Commission on Radiological Units and Measurements), que tem como objetivo, divulgar a Física das Radiações, assim como estabelecer suas grandezas e unidades. Em 1928, no segundo Congresso Internacional de Radiologia, na cidade de Estocolmo, capital da Suécia, nasceu a ICRP (International Commission on Radiological Protection), com a função de elaborar normas de proteção radiológica, além de orientar e

fazer recomendações acerca da exposição de indivíduos à radiação ionizante (OKUNO *et al.*, 2010).

Para quantificar tanto a exposição interna quanto a externa dos seres humanos à radiação, três classes de grandezas ligadas diretamente à Física das Radiações foram apresentadas pela ICRU e ICRP: as grandezas físicas, grandezas de proteção e grandezas operacionais. Serão citadas algumas das grandezas mais utilizadas neste trabalho.

2.5.1. Grandezas Físicas

São grandezas mensuráveis que tem como objetivo caracterizar o campo de radiação incidente e sua interação com a matéria (ICRP, 1996).

2.5.1.1. Dose Absorvida

Dose Absorvida (D) é definida como o quociente de $d\bar{\varepsilon}$ por dm , onde $d\bar{\varepsilon}$ é a energia média transmitida pela radiação ionizante à matéria de massa dm (ICRP, 2010),

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (2.14)$$

sua unidade, de acordo com o Sistema Internacional (SI) é o gray (Gy):

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$$

2.5.1.2. Fluência

Fluência (Φ) é o quociente de dN por da , onde dN é o número de partículas incidentes sobre uma esfera de secção de área da (ICRP 2010), logo:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (2.16)$$

sendo expressa no SI por m^{-2} .

2.5.2. Grandezas de Radioproteção

As grandezas de radioproteção são usadas para determinar o risco sofrido pelo corpo humano quando exposto à radiação, foram implementadas pela publicação número 60 da Comissão Internacional de Proteção Radiológica em 1991, como cita a ICRP (2007). Essas grandezas não são mensuráveis, mas podem ser avaliadas através de cálculos que levam em conta as condições de irradiação.

2.5.2.1. Dose Equivalente

Dose Equivalente (H_T) é o somatório da média das doses absorvidas $D_{T,R}$ num tecido ou órgão T , exposto a um tipo de radiação incidente R e o fator de ponderação w_R (ICRP, 2010).

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (2.17)$$

a sua unidade no SI é chamada especialmente de sievert (Sv).

$$1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg}$$

Os valores de w_R foram definidos de acordo com sua efetividade biológica relativa (RBE) das diferentes radiações, baseado em uma ampla variedade de dados experimentais e estudos epidemiológicos (ICRP, 2007). Os valores numéricos do fator de ponderação de radiação (w_R) considerados adequados para aplicação em proteção radiológica estão apresentados na Tabela 3.

Tabela 3: Valores dos fatores de ponderação da radiação¹ recomendados pela ICRP 103 (ICRP, 2007).

Tipo de radiação	Fator de ponderação da radiação w_R
Fótons	1
Elétrons e múons	1
Prótons e píons carregados	2
Partículas alfa, fragmentos de fissão, íons pesados	20
Nêutrons	Curva contínua em função da energia do nêutron

¹Todos os valores referem-se a radiação incidente no corpo ou, por fontes de radiação interna, emitidas a partir do radionuclídeo.

A incidência de nêutrons no corpo humano gera diversos tipos de radiação secundária que estão diretamente associados à energia do nêutron. Devido a isso, são notados alguns efeitos nos processos de interação dos nêutrons com a matéria, são eles: 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 fissão nuclear para nêutrons de energias muito altas (ICRP, 2007).

A Figura 7 mostra o fator de ponderação da radiação para nêutrons definida por uma função contínua baseada em considerações práticas e computacionais.

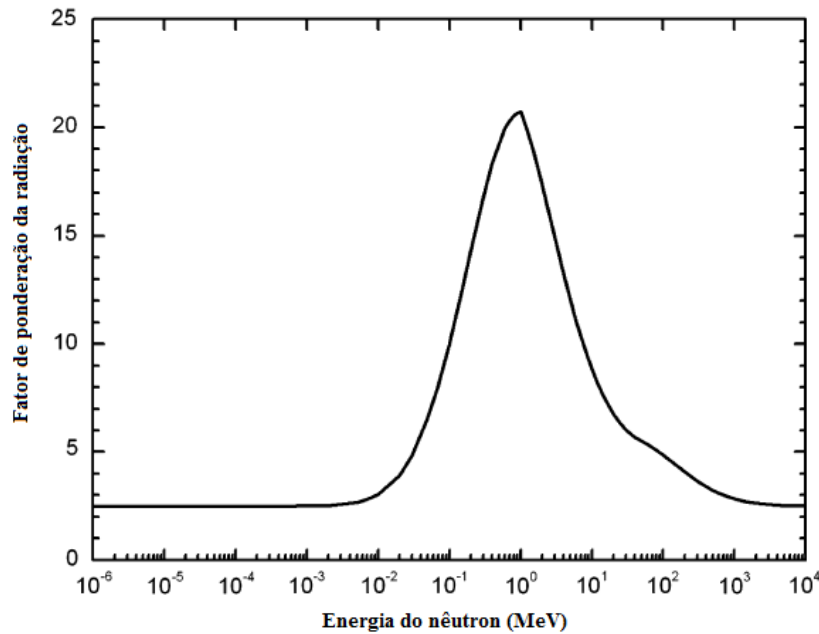


Figura 7: Gráfico do fator de ponderação da radiação para nêutrons em função da energia do nêutron (alterado da ICRP, 2007).

Para os nêutrons, os valores dos fatores de ponderação dependem da energia e são calculados a partir de uma função contínua, que leva em conta a energia dos nêutrons, então:

$$w_R = \begin{cases} 2.5 + 18.2e^{-[\ln(E_n)]^2 / 6}, & E_n < 1\text{MeV} \\ 5.0 + 17.0e^{-[\ln(2E_n)]^2 / 6}, & 1\text{MeV} \leq E_n \leq 50\text{MeV} \\ 2.5 + 3.25e^{-[\ln(0.04E_n)]^2 / 6}, & E_n > 50\text{MeV} \end{cases} \quad (2.18)$$

Quatro critérios foram levados em consideração pela ICRP publicação de número 103 (ICRP, 2007) para escolher como uma aproximação empírica, a descrição dos fatores de ponderação para nêutrons:

- i. Uma função contínua de w_R foi escolhida em vez de uma função de degrau, como a apresentada pela ICRP 60, por razões práticas. Esta decisão, contudo, não representa o resultado da mais alta precisão dos dados radiobiológicos disponíveis.
- ii. Para nêutrons com energias em torno de 1 MeV, valor de w_R de 20 é mantido, como o descrito na Publicação 60 e na Publicação 92. Esse valor representativo considera a larga faixa de valores da RBE de acordo com dados experimentais obtidos de animais com carcinogênese e vida curta, quando expostos a feixes de nêutrons oriundos de reatores nucleares (ICRP, 2002).
- iii. 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 , que considera a distribuição de dose no corpo humano e os fatores de ponderação para os diferentes

órgãos e tecidos, $q_E = \frac{\sum_T w_T \cdot Q_T \cdot D_T}{\sum_T w_T \cdot D_T}$, bem como no $RBE_{\text{médio}}$ expresso pela equação

$$w_R = 1,6(q_E - 1) + 1.$$

- iv. 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, pois, segundo CORDEIRO (2009) estudos mostraram que o fator de qualidade médio (q_E), ao ser calculado sobre a média do corpo humano alcança valores próximos de prótons com energias muito altas, geralmente acima de 1 GeV. Com base em estudos, cálculos para nêutrons de altas energias foram realizados e um valor assintótico de 2,5 para energias de nêutron acima 1 GeV foi adotado.

Portanto, o fator de ponderação da radiação, tem uma grande importância para a proteção radiológica, pois dão uma boa estimativa da dose equivalente na maior parte das condições de exposição do corpo humano às radiações, isso é verificado através do cálculo de fatores de ponderação de nêutrons, como mostra a equação (2.18).

2.5.2.2. Dose Efetiva

Dose efetiva (E) é o produto entre a soma das doses equivalentes nos órgãos ou tecidos H_T e o fator de ponderação do órgão ou tecido w_T :

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

O fator de ponderação w_T está relacionado com a radiosensibilidade do órgão ou tecido a ser analisado em detrimento dos efeitos estocásticos da radiação. A unidade para a dose efetiva é expressa em sievert (Sv).

A Tabela 4 mostra os fatores de ponderação para órgãos ou tecidos w_T recomendados pela ICRP 103 (ICRP, 2007).

Tabela 4: Fatores de ponderação para órgãos ou tecidos recomendados pela ICRP 103 (ICRP, 2007).

Órgão ou tecido	w_T	$\sum w_T$
Medula vermelha, cólon, pulmões, estômago, seios, tecidos restantes*	0,12	0,72
Gônadas	0,08	0,08
Bexiga, esôfago, fígado, tireóide	0,04	0,16
Superfície óssea, cérebro, glândulas salivares, pele	0,01	0,04
Total		1,00

*tecidos restantes: adrenais, região extratorácica (ET), vesícula biliar, coração, rins, gânglios linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, próstata, intestino delgado, baço, timo, útero.

Os valores de w_T da Tabela 4 são usados para a avaliação da dose efetiva de trabalhadores, indivíduos em geral e até mesmo em crianças (ICRP, 2007).

2.6. Método de Monte Carlo

O Método Monte Carlo baseia-se em métodos estatísticos que tem a finalidade de resolver problemas complexos, os quais não podem ser solucionados com a mesma precisão dos métodos determinísticos. Segundo HAMMERSELEY (1964) o nome "Monte Carlo" criado por Stanislaw Ulam, John von Neumann e Nicholas Metropolis surgiu durante o projeto Manhattan na Segunda Guerra Mundial, no laboratório de Los Alamos, nos Estados

Unidos, fazendo referência à famosa cidade de Mônaco conhecida mundialmente como a capital dos jogos de azar.

As simulações estatísticas aplicadas na prática pelo Método de Monte Carlo descrevem processos físicos através de funções densidades de probabilidade (PDF - Probability Density Functions), as quais delineiam o processo físico do fenômeno observado. Com isso, o Método de Monte Carlo pode ser aplicado ao transporte de radiação, estimando determinadas grandezas e observando o comportamento de um número grande de eventos individuais (YORIYAZ, 2009). Esses eventos que ocorrem com as partículas, desde a sua emissão por uma fonte até sua deposição no meio são denominados história da partícula.

Assim, todo cálculo feito com o Método de Monte Carlo inicia-se com a criação de um modelo que representa o sistema real de interesse. Em sequência, simulam-se as interações da radiação com o modelo adotado, por meio de amostragens aleatórias das funções densidades de probabilidade que irão caracterizar o processo físico. A diminuição das incertezas estatísticas das grandezas de interesse são determinadas pelo aumento do número de histórias das partículas simuladas. Todavia, o método é qualificado pelo poder que tem em estimar o valor exato do problema à medida que um número suficientemente grande de amostragens é processado (YORIYAZ, 2009).

2.7. Transporte de Nêutrons através do Método de Monte Carlo

No transporte de nêutrons, o Método de Monte Carlo segue cada partícula desde o “nascimento”, ou seja, a partir do momento em que ela é emitida pela fonte, até a sua “morte”, ou seja, quando ela é absorvida ou espalhada pelo sistema físico (YORIYAZ, 2009).

Nesse processo de transporte o comportamento das partículas é caracterizado por um conjunto de parâmetros, tais como, posição, direção e energia da partícula, que irão determinar seu comportamento durante sua história (YORIYAZ, 2007).

Portanto, a simulação feita com o Método de Monte Carlo envolve um conjunto de sub-rotinas bem definidas, onde são atribuídos parâmetros da partícula, como a distribuição espacial e angular da fonte e a distribuição energética quando a fonte não é monoenergética. A rotina existe para decidir se o nêutron, partindo de um determinado ponto sofrerá colisão no local onde se encontra ou se alcançará outra interface em outra região sem interação, para isso necessita-se da utilização de um conceito físico essencial para a tomada dessa decisão, que é o livre caminho médio. Na rotina de colisão para a captura a história da partícula chega ao fim, quando na rotina de colisão ocorre espalhamento, a simulação continua a acontecer com a

determinação dos ângulos de espalhamento e uma nova energia da partícula (YORIYAZ, 2007).

O fluxo de partículas num sistema pode ser determinado pela equação de Boltzman. Considerando um cilindro com área da base dA e comprimento dl com eixo paralelo a Ω , o número líquido de partículas com direção Ω e energia E , no cilindro por unidade de tempo é dado por (YORIYAZ, 2007):

$$dA[\phi(r + dl\Omega, \Omega, E) - \phi(r, \Omega, E)] = dA dl \Omega \nabla \phi(r, \Omega, E) \quad (2.20)$$

onde, $\phi(r, \Omega, E)$ é a fluência de partículas em cada coordenada espacial r , direção Ω e energia E . No lado esquerdo da equação (2.20) a diferença está relacionada à contribuição de três termos (YORIYAZ, 2007):

- i. Termo de atenuação: $-\sigma(r, E)\phi(r, \Omega, E)dldA$.
- ii. Fontes de partículas: $S(r, \Omega, E)dldA$, onde $S(r, \Omega, E)$ possui unidade de partículas por unidade de volume, ângulo sólido e energia.
- iii. Espalhamento de partículas do estado (Ω', E') para o estado (Ω, E) governado pela seção de choque diferencial $\sigma(\Omega, E / \Omega', E')$.

Chamando $(\Omega, E) = \alpha$, e substituindo na equação (2.20) ficamos com:

$$\Omega \nabla \phi(r, \alpha) = -\sigma(r, E)\phi(r, \alpha) + \int \phi(r, \alpha') \sigma(\alpha / \alpha') d\alpha' + S(r, \alpha) \quad (2.21)$$

A equação (2.21) é a forma integral da equação de Boltzman, a qual mostra a natureza estocástica do fenômeno de transporte da radiação, sendo esta o ponto de partida para a solução de problemas desse tipo. Fazendo a expansão da solução da equação (2.21) temos:

$$\phi = \sum \phi^n \quad (2.22)$$

onde ϕ^n é a densidade do fluxo de partículas do n -ésimo espalhamento. Para cada ordem de espalhamento n a equação (2.21) fica:

$$\Omega \nabla \phi^n(r, \alpha) = -\sigma(r, E) \phi^n(r, \alpha) + \int \phi^{n-1}(r, \alpha') \sigma(\alpha / \alpha') d\alpha [1 - \delta n_0] + S(r, \alpha) \delta n_0 \quad (2.23)$$

onde δ é o delta de Kronecker. Levando-se em consideração a densidade de colisão, a equação de transporte pode ser escrita da seguinte forma:

$$C(\beta) = \sigma(r, E) \phi(r, \Omega, E) \quad (2.24)$$

em que $\beta \equiv (r, \Omega, E)$, que representa o número de partículas no estado β , sofrendo colisões por unidade de volume, ângulo sólido e energia.

2.8. Simuladores Antropomórficos

Os simuladores antropomórficos representam um modelo do corpo humano, contendo informações sobre os elementos constituintes dos órgãos e tecidos, assim como sua densidade, posicionamento anatômico e dimensão. Com o intuito de evitar a exposição de indivíduos à radiação, esses modelos foram criados para a realização de estudos envolvendo a emissão de partículas carregadas ou não, possibilitando avaliar a dose de energia depositada no corpo a partir de fontes externas e internas (LEE *et al.*, 2007).

Os primeiros simuladores antropomórficos utilizavam equações matemáticas que descreviam formas geométricas para representar órgãos e tecidos do corpo humano, os chamados Modelos Matemáticos, como ilustra a Figura 8. Esses modelos associados a códigos computacionais calculam a dose de energia depositada em órgãos e tecidos do corpo humano exposto a uma fonte de radiação.

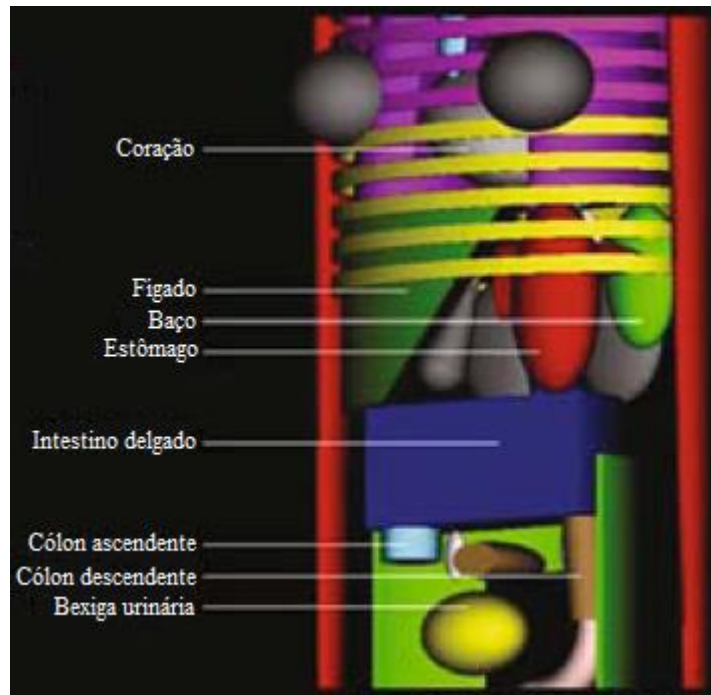


Figura 8: Representação dos órgãos em um modelo matemático.

Com o advento de computadores e o avanço nas técnicas de imagens médicas surgiram os simuladores tipo Voxel (VOLume piXEL), os quais baseiam-se em imagens dos componentes internos e externos do corpo humano de pessoas reais, obtidos, principalmente, através de técnicas de diagnóstico médico por imagem de Tomografia Computadorizada e Ressonância Magnética (KRAMER *et al.*, 2004). Cada voxel possui uma composição química, uma densidade e um número identificador atribuído a cada pixel (picture elemento) da imagem que irá representar um órgão ou tecido específico. O voxel é resultado da multiplicação entre o pixel (menor elemento num dispositivo de imagem) e a espessura da fatia de uma imagem, como mostra a Figura 9.

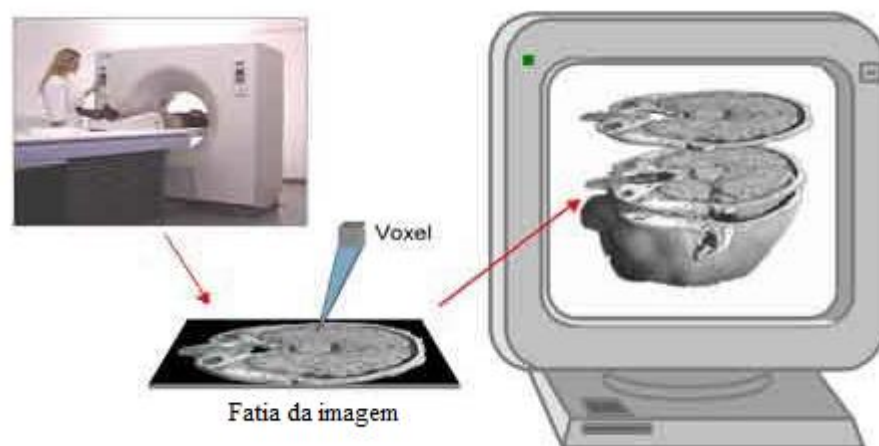


Figura 9: Ilustração do voxel na imagem de uma fatia da cabeça de um simulador obtida por tomografia computadorizada

Posteriormente surgiu o simulador antropomórfico híbrido, o qual utiliza uma superfície voxalizada e incorpora uma ferramenta NURBS (Non Uniform Rational Basis Spline) amplamente utilizada em computação gráfica 3D (LEE *et al.*, 2007), dando maior realismo aos simuladores antropomórficos, através da capacidade de remodelar superfícies em regiões de tecidos complexos, além de propor uma estimativa de dose de radiação mais próxima a situações reais. O simulador híbrido será descrito com mais detalhes na Metodologia, pois o mesmo foi utilizado no neste trabalho.

A Figura 10 mostra a comparação entre o simulador antropomórfico feminino tipo voxel (a) e o simulador antropomórfico feminino híbrido (b).



Figura 10: (a) simulador antropomórfico tipo voxel (extraído de KRAMER *et al.*, 2004) e (b) simulador antropomórfico híbrido (extraído de LEE *et al.*, 2010)

2.9. Coeficientes de conversão

As estimativas de dose depositada em órgãos ou tecidos dos simuladores antropomórficos são apresentadas como coeficientes de conversão, resultantes das razões entre as doses absorvidas em órgãos e tecidos radiosensíveis e grandezas mensuráveis. Estes foram introduzidos pela ICRP publicação 74 (ICRP, 1996), o qual desenvolvia cálculos dos coeficientes de conversão para a dose absorvida em órgãos e tecidos dos simuladores matemáticos em termos de kerma no ar.

Segundo publicação de número 74 da ICRP (1996), se as condições simuladas com o modelo de exposição corresponder à situação real, medidas de dosimetria podem ser interpretadas em termos de dose absorvida através do produto da leitura do instrumento medidor pelo correspondente coeficiente de conversão.

Geralmente os coeficientes de conversão são apresentados em forma de gráficos que contém no eixo das abscissas a energia da radiação incidente e no eixo das ordenadas, os coeficientes de conversão, conforme mostra a Figura 11.

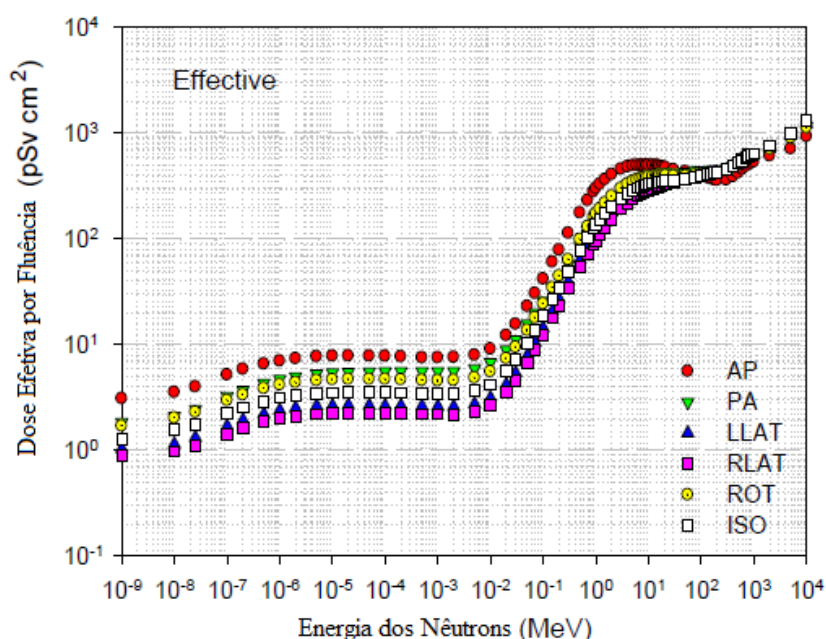


Figura 11: Dose efetiva por fluência devido aos nêutrons nas geometrias AP, PA, LLAT, RLAT, ROT e ISO (adaptado da ICRP 116).

Esse gráfico mostra num contexto geral, o comportamento da deposição de energia associadas a faixas de energia dos nêutrons incidentes, com a predominância de vários tipos de interações entre as radiações e o meio. De acordo com a publicação de nº 103 da ICRP (ICRP, 2007), para nêutrons térmicos, o núcleo alvo absorve o nêutron incidente e emite raios gama, isso é percebido devido a um aumento suave da curva que ocorre entre 0,01 eV até cerca de 1 eV; na sequência, após 1 eV se forma uma região plana que se estende até aproximadamente 1 keV, devido às reações de captura. Desta energia em diante, começa a ocorrer o espalhamento inelástico, onde a interação do nêutron com os núcleos existentes na matéria dão início ao surgimento de partículas secundárias, como fótons, que irão contribuir em cerca de 90% da dose absorvida. Quando a energia dos nêutrons estão em torno de 10 keV, nota-se um aumento acentuado da curva, região na qual a energia é depositada por prótons de recuo em decorrência do espalhamento elástico com o hidrogênio. À medida que a

energia do nêutron incidente vai aumentando, aumenta a produção de partículas carregadas por reações nucleares, com isso várias partículas secundárias emitidas de reações nucleares inelásticas, principalmente prótons, que contribuem com a deposição de energia devido aos nêutrons nos órgãos e tecidos do simulador. A contribuição das partículas secundárias pode ser vista na Figura 12 extraída da publicação de nº 116 da ICRP (ICRP, 2010).

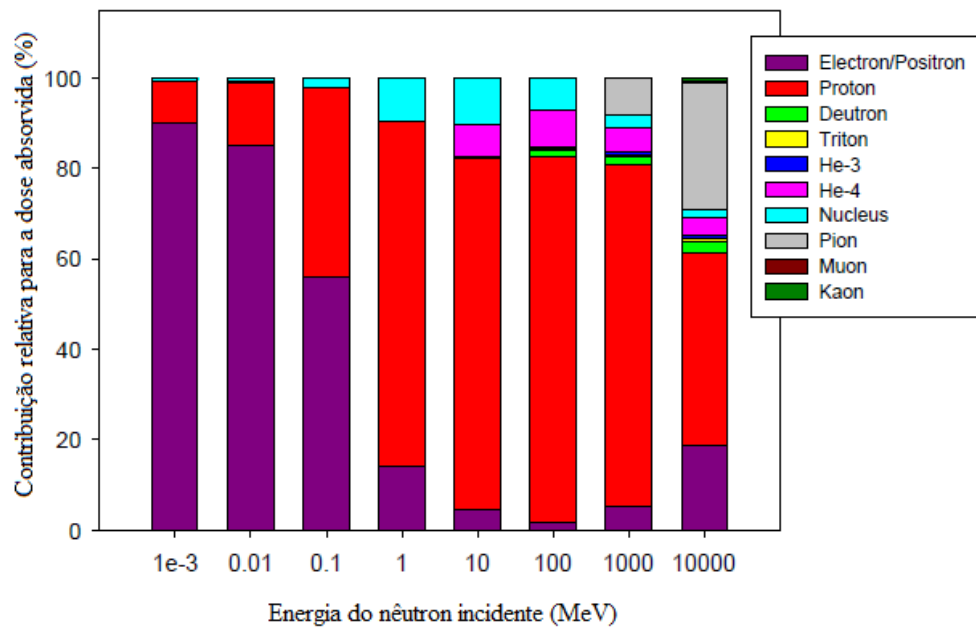


Figura 12: Cálculo da contribuição relativa para a dose absorvida de várias partículas carregadas secundárias, produzidas por reações induzidas por nêutrons ou espalhamento elástico (adaptado da ICRP 116).

CAPÍTULO 3

METODOLOGIA

3.1. O código de Monte Carlo MCNP

O código MCNP (Monte Carlo N-Particle) foi desenvolvido no Laboratório Nacional de Los Alamos (LANL) nos Estados Unidos (BRIESMEISTER, 1997). Este código tem sido utilizado atualmente para simular o transporte nêutrons, fótons e elétrons, além de poder simular o transporte de radiações acopladas, ou seja, transporte de radiações secundárias, tais como raios gama provenientes da interação de nêutrons, elétrons e prótons.

Este código ainda permite modelar geometrias complexas em três dimensões, tornando-o uma ferramenta de grande valor para a reprodução geométrica exata de imagens médicas, de instalações nucleares e de blindagem da radiação.

O arquivo de entrada (INP) do MCNP permite que o usuário especifique o tamanho, a forma e o espectro de energia da fonte de radiação, a composição química e a configuração do meio que a radiação será transportada, a definição da geometria e o sistema de detecção, sem ter que modificar o código fonte do programa (BRIESMEISTER, 1997).

3.2. O código Monte Carlo N-Particle eXtended – MCNPX

No presente trabalho está sendo utilizado o código Monte Carlo N-Particle eXtended (MCNPX) que é um código de transporte de radiação surgido da combinação do MCNP4B e o Los Alamos High-Energy Transport (LAHET 2.8) (Pelowitz, 2011). Portanto, o MCNPX é uma extensão formal do MCNP que permite simular o transporte e a interação de partículas como: nêutrons, prótons, elétrons, fótons, além de várias partículas carregadas numa ampla faixa de energia (BOZKURT, 2000). O programa também inclui medidas de seção de choque.

3.2.1. Estrutura do arquivo de entrada do MCNP

A estrutura do arquivo de entrada é composta por linhas de comandos denominadas cartões (card) onde todas as linhas do arquivo são limitadas a 80 colunas. O formato do

arquivo de entrada possui uma estrutura básica comum a todos os INP's utilizados no código MCNP, como mostrado abaixo:

i. *Título ou mensagem do problema*

É a primeira linha dos dados de entrada a qual poderá conter qualquer informação que descreva o problema.

ii. *Cartões de Células (Cell Cards)*

Nesta parte do arquivo, define-se a geometria do problema. Inicialmente o usuário deve numerar a célula, não devendo ultrapassar cinco dígitos; em seguida atribui-se um número para o material da célula que será descrito no cartão de dados; o próximo passo é especificar a densidade do material, se o valor for positivo a densidade deve ser interpretada em unidades de átomos/cm³ e se for positiva deverá ser interpretada em unidades de g/cm³; depois especifica-se a geometria da célula, que é melhor detalhada no cartão de superfície. Esta especificação inclui uma lista das superfícies delimitadora da célula onde o sinal indica o sentido das regiões definidas pelas superfícies. As regiões são combinadas através de operadores booleanos (interseção, união e complemento). Opcionalmente, após a descrição da geometria, parâmetros de célula podem ser inseridos. A seção é finalizada com o uso de uma linha em branco.

iii. *Cartões de Superfície (Surface Cards)*

O número da superfície é a primeira entrada e não deve exceder cinco dígitos. Em seguida são definidas as superfícies geométricas do problema com os chamados mnemônicos que indicam o tipo e os coeficientes numéricos da equação da superfície. A seção é finalizada com o uso de uma linha em branco.

iv. *Cartões de Dados (Data Cards)*

Neste bloco são definidos os parâmetros físicos do problema, ele é subdividido em algumas categorias, tais como:

- Mode card: define o tipo de radiação que será utilizada no problema.

Mode N – transporte de nêutrons

P – transporte de fótons

E – transporte de elétrons

- Parâmetros dos Cartões de Células e Superfícies: São entradas de correspondência para os cartões de células ou de superfícies que aparecem no início do arquivo de entrada, indicando a importância da partícula a ser simulada. Por exemplo: IMP:N=1 significa que está simulando nêutron (N) e em determinada região tem maior importância, por designar o número 1, ou IMP: P=0 nesse caso simula-se fótons (P) com menor importância na região (designado pelo número 0).
- Cartões de Especificação da Fonte: Cartão que define os parâmetros da fonte de radiação, chamado de cartão SDEF. O cartão SDEF define os parâmetros básicos da fonte, alguns dos quais são:
 POS = x y z
 CEL = número da célula de início
 ERG = energia inicial (MeV)
 PAR = tipo de partícula
- Cartões de Especificação do “Tally”: Os cartões tallies são contadores estatísticos usados para especificar a grandeza de interesse utilizada nos resultados e armazenar as informações da simulação. A Tabela 5 mostra alguns dos mnemônicos no código MCNP com sua descrição.

Tabela 5: Grandezas calculadas pelos Tallies no código MCNP (BRIESMEISTER, 1997) com sua descrição e unidade de medida.

Mnemônico (Tally)	Descrição Física	Unidade de medida
F1:N ou F1:P ou F1:E	Corrente integrada sobre uma superfície	Partícula
F2:N ou F2:P ou F2:E	Fluxo médio sobre uma superfície	Partícula/cm ²
F4:N ou F4:P ou F4:E	Fluxo médio sobre uma célula	Partícula/cm ²
F5:N ou F5:P	Fluxo de um detector pontual	Partícula/cm ²
F6:N ou F6:N,P ou F6:P	Energia média depositada em uma célula	MeV/g
F7:N	Deposição de energia média de fissão de uma célula	MeV/g
F8:P ou F8:E ou F8:P,E	Distribuição de pulsos de energia criados em um detector	Pulsos

3.2.2. Especificação dos materiais

Os materiais são especificados pela sua composição isotópica e pelo identificador alfanumérico da seção de choque. A estrutura dos materiais é dada por:

$$\text{ZAID}_1 \text{ fração}_1 \text{ ZAID}_2 \text{ fração}_2 \dots$$

onde, ZAID – Nuclide Identification Number é o número usado para identificar o elemento ou o nuclideo desejado.

O ZAID_n é representado numericamente por ZZZAAA.nnX , onde ZZZ é o número atômico do elemento ou do nuclideo; AAA é o número de massa do nuclideo; nn é o identificador alfanumérico da seção de choque e X é a classe de dados, ou seja, C representa energia contínua, D é a reação discreta, T é térmica, Y é dosimétrica, P – fóton, E – elétron.

3.2.3. Simulador antropomórfico UFHADF

O simulador UFHADF (University of Florida Hybrid Adult Female) é um simulador híbrido feminino elaborado por Lee e colaboradores (LEE *et al.*, 2010) que possui as estruturas anatômicas comparáveis às recomendadas pela “Mulher de Referência” da ICRP 89 (ICRP, 2002). O simulador é chamado de híbrido por manter tanto o realismo anatômico dos simuladores voxel como a flexibilidade de simuladores matemáticos. Segundo (LEE *et al.*, 2007) a construção de um simulador híbrido é realizada em três etapas: poligonização do voxel do simulador, modelagem dos órgãos via superfícies NURBS (Non-uniform rational B-spline) e voxelização do simulador, como mostra a Figura 13.

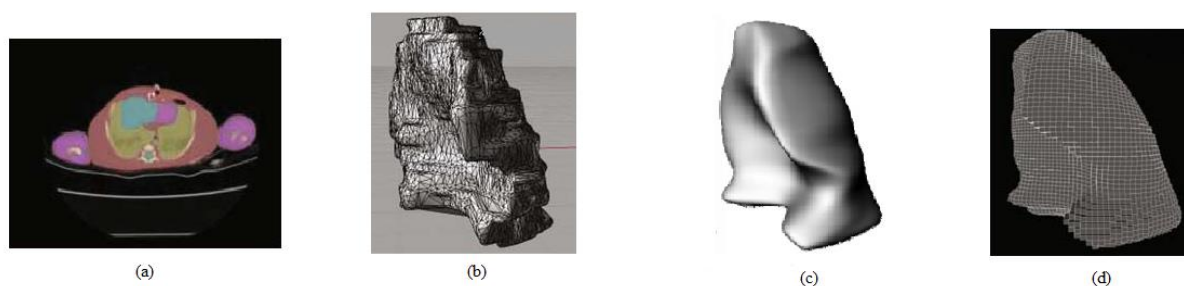


Figura 13: Exemplo do processo de voxelização onde em (a) tem-se o processo de segmentação por tomografia computadorizada ou ressonância magnética, (b) modelo em polígono mesh, (c) modelo em superfície NURBS e (d) modelos voxelizados com boa resolução.

Primeiro obtém-se a imagem segmentada de tomografia computadorizada ou de ressonância magnética, como usualmente utiliza-se para o simulador tipo voxel. Isso foi feito

no ALRADS (Advanced Laboratory for Radiation Dosimetry Studies) na Universidade da Flórida usando o software 3D-DOCTOR™ (LEE *et al.*, 2007). Em seguida a anatomia do órgão ou tecido foi exportado como um modelo de malha de polígonos, que posteriormente serão convertidos em superfícies NURBS – ferramenta de modelagem matemática tradicionalmente aplicada aos estudos de animação gráfica – onde regiões podem ser alteradas para permitir o reposicionamento e reconfiguração dos órgãos. No entanto, a maioria dos códigos de transporte de radiação exigem uma estrutura voxelizada para rastrear as partículas no local de interesse, para isso é necessário que se faça o preenchimento da superfície em NURBS por voxels cúbicos, resultando em um simulador ideal para ser implementado em códigos computacionais como o MCNPX.

O UFHADF possui aproximadamente 59 kg e foi construído em duas posturas: a convencional – em pé onde a altura do simulador é de 1,65 m e sentado, fazendo-se a rotação dos membros inferiores, nesse caso o simulador tem altura de 1,03 m, ilustrado na Figura 14.

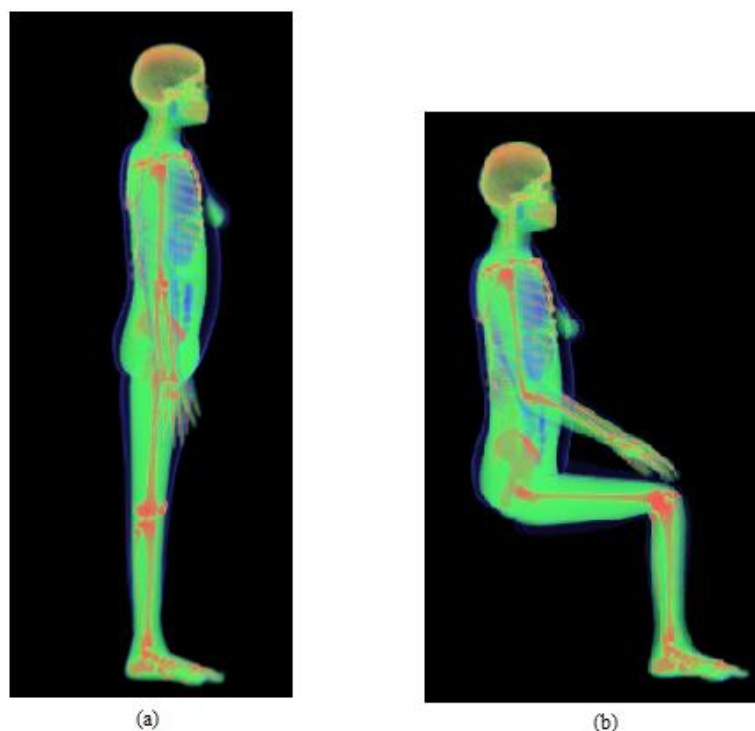


Figura 14: Simulador UFHADF (a) postura em pé e (b) postura sentada.

A massa dos órgãos e tecidos do simulador, assim como a altura foram ajustados para corresponder aos dados recomendados pela ICRP 89 (LEE *et al.*, 2010) como pode ser visto na Tabela 6.

Tabela 6: Comparação das massas (g) dos órgãos e tecidos do UFHADF com os recomendados pela ICRP 89 e o percentual da diferença relativa.

Órgão ou tecido (Mulher Adulta)	UFHADF (g)	ICRP 89 (g)	Diferença (%)
Adrenais	12,99	13,00	- 0,1
Cérebro	1287,72	1300,00	- 0,9
Seios	498,70	500,00	- 0,3
Cólon	359,01	360,00	- 0,3
Esôfago	34,88	35,00	- 0,3
Vesícula biliar	7,95	8,00	- 0,6
Coração	249,50	250,00	- 0,2
Rins	274,38	275,00	- 0,2
Fígado	1396,14	1400,00	- 0,3
Pulmões	947,88	950,00	- 0,2
Ovários	10,97	11,00	- 0,3
Pâncreas	119,89	120,00	- 0,1
Glândulas salivares	69,80	70,00	- 0,3
Intestino delgado	581,96	600,00	- 3,0
Pele	2553,04	2300,00	10
Baço	129,80	130,00	- 0,2
Estômago	139,61	140,00	- 0,3
Timo	19,91	20,00	- 0,5
Tireoide	16,91	17,00	- 0,6
Amídalas	3,00	3,00	0,0
Bexiga urinária	40,00	40,00	0,0
Útero	79,95	80,00	-0,1
Músculo	17500,00	17500,00	0,0
Osso	7800,00	7800,00	0,0

Por possuir uma imagem tridimensional se associou ao simulador, três eixos cartesianos x, y e z, que correspondem, respectivamente, ao número de linhas, colunas e fatias do simulador. O simulador UFHADF na postura vertical contém 549 imagens segmentadas formadas por uma matriz de 166 linhas e 104 colunas, com voxels de $(0,3 \times 0,3 \times 0,3) = 0,027 \text{ cm}^3$. A postura sentada consiste em 433 fatias de imagens segmentadas sendo que cada uma das fatias é representada por uma matriz de 164 linhas e 237 colunas, com voxels de $(0,3 \times 0,3 \times 0,3) = 0,027 \text{ cm}^3$.

Os valores de referência da densidade dos órgãos e tecidos foram adaptados da ICRU publicação de número 46, dando uma noção para o cálculo do volume dos órgãos e tecidos do simulador UFHADF (LEE *et al.*, 2008). A Tabela 7 mostra a composição química e a densidade dos principais órgãos e tecidos do simulador. A descrição dos elementos do UFHADF foi complementada pelos dados encontrados na ICRP 110 (ICRP, 2009).

Tabela 7: Composição química e densidade de alguns órgãos e tecidos do simulador UFHADDF complementados no arquivo de entrada do MCNPX.

Órgão ou tecido	H ₁	C ₆	N ₇	O ₈	Na ₁₁	Mg ₁₂	P ₁₅	S ₁₆	Cl ₁₇	K ₁₉	Ca ₂₀	Fe ₂₆	I ₅₃	Densidade (g/cm ³)
Adrenais	10,4	22,8	2,8	63,0	0,1		0,2	0,3	0,2	0,3				1,030
Cérebro	10,7	14,4	2,2	71,3	0,2		0,4	0,2	0,3	0,3				1,050
Seios	11,4	41,6	0,5	42,0	0,0									1,020
Esôfago	10,4	22,2	2,8	63,6	0,1		0,2	0,3	0,2	0,2				1,030
Coração	10,4	13,8	2,9	71,9	0,1		0,2	0,2	0,2	0,3				1,050
Rins	10,3	12,5	3,1	73,0	0,2		0,2	0,2	0,2	0,2	0,1			1,050
Fígado	10,2	13,1	3,1	72,4	0,2		0,2	0,3	0,2	0,3				1,050
Pulmões	10,3	10,7	3,2	74,6	0,2		0,2	0,3	0,3	0,2				0,385
Ovários	10,5	9,4	2,5	76,6	0,2		0,2	0,2	0,2	0,2				1,040
Pâncreas	10,5	15,7	2,4	70,5	0,2		0,2	0,1	0,2	0,2				1,050
Intestino delgado	10,5	11,4	2,5	75,0	0,1		0,1	0,1	0,2	0,1				1,040
Pele	10,0	19,9	4,2	65,0	0,2		0,1	0,2	0,3	0,1				1,090
Baço	10,3	11,2	3,2	74,3	0,1		0,2	0,2	0,2	0,3				1,040
Estômago	10,5	11,4	2,5	75,0	0,1		0,1	0,1	0,2	0,1				1,040
Tireoide	10,4	11,8	2,5	74,5	0,2		0,1	0,1	0,2	0,1			0,1	1,040
Bexiga urinária	10,5	9,6	2,6	76,1	0,2		0,2	0,2	0,3	0,3				1,040
Útero	10,5	28,6	2,5	57,6	0,1		0,2	0,2	0,1	0,2				1,030
Músculo	10,2	14,2	3,4	71,1	0,1		0,2	0,3	0,1	0,4				1,050
Adrenais	10,4	22,8	2,8	63,0	0,1		0,2	0,3	0,2	0,2				1,030
Vesícula biliar, timo, amídalas	10,5	23,5	2,8	62,2	0,1		0,2	0,3	0,2	0,2				1,030
Ar			80,0	20,0										0,001

3.3. Geometrias de Irradiação

Neste trabalho foram consideradas seis geometrias de irradiação para simular o transporte de nêutrons no simulador UFHADDF nas posturas vertical e sentada. O simulador em ambas as posturas foi irradiado por uma fonte plana de nêutrons monoenergéticos, conforme ilustrado nas Figuras 15 e 16.

Na geometria de irradiação antero-posterior (AP), postero-anterior (PA), lateral-direita (RLAT) e lateral esquerda (LLAT), o feixe é diretamente perpendicular ao longo de eixo do corpo. Na geometria rotacional (ROT) o corpo é mantido fixo e a fonte gira em torno do seu eixo e na geometria de irradiação isotrópica (ISO) o feixe de nêutrons é irradiado em todas as direções.

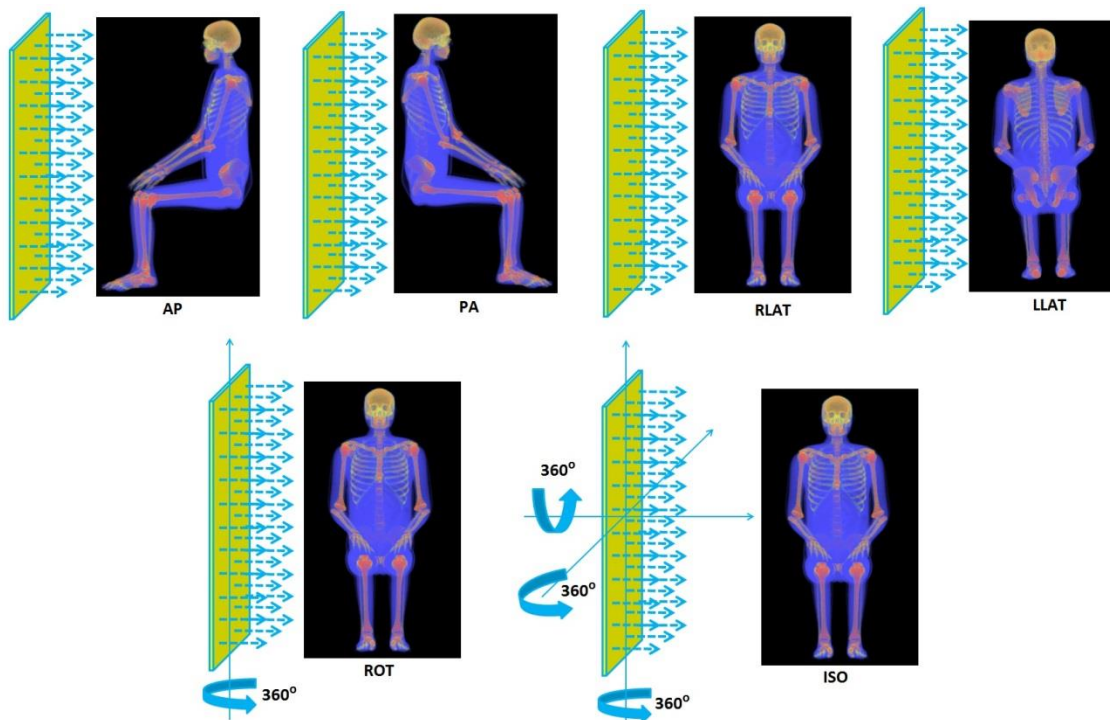


Figura 15: Geometrias de irradiação: antero-posterior (AP), postero-anterior (PA), lateral direita (RLAT), lateral esquerda (LLAT), rotacional (ROT) e isotrópico (ISO).

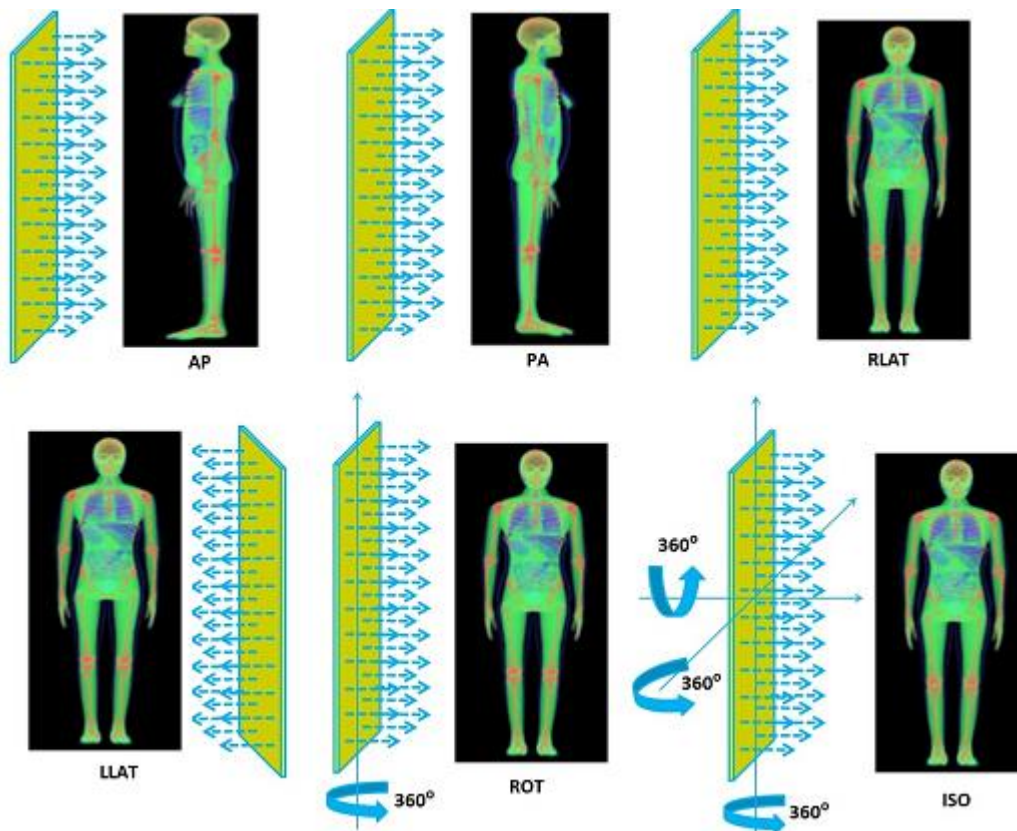


Figura 16: Geometrias de irradiação: antero-posterior (AP), postero-anterior (PA), lateral direita (RLAT), lateral esquerda (LLAT), rotacional (ROT) e isotrópico (ISO).

Foram consideradas dezoito faixas de energia para as fontes incidentes, as quais variavam de 1×10^{-9} MeV a 1×10^4 MeV (ver Tabela 8) e doze geometrias de irradiação, sendo seis geometrias para a postura vertical e mais seis para a postura sentada, totalizando 216 combinações para analisar a dose de energia depositada em cada órgão e tecido do simulador.

Utilizou-se dois computadores com as seguintes configurações: Core i7 2.80 GHz, HD 1T SATA II 7200 RPM, Memória RAM 6GB e Placa de Vídeo GeForce GT240 1GB. O tempo computacional foi de aproximadamente 30 horas para cada simulação.

Tabela 8: Energia de nêutrons incidentes utilizadas para fazer a análise das doses de energia depositada em órgãos e tecidos do simulador.

Energia do nêutron incidente (MeV)					
1×10^{-9}	1×10^{-8}	1×10^{-7}	1×10^{-6}	1×10^{-5}	1×10^{-4}
1×10^{-3}	1×10^{-2}	1×10^{-1}	1×10^0	5×10^0	1×10^1
5×10^1	1×10^2	5×10^2	1×10^3	5×10^3	1×10^4

3.3.1. Mudança de um arquivo de imagem para um arquivo de entrada do MCNPX

Para que o MCNPX possa interpretar as imagens do simulador fornecidas em formato ACSII é necessário que seja feita uma conversão dessas imagens para serem inseridas no código MCNPX na forma de estruturas repetidas, que será definida de forma mais detalhada no próximo item. Inicialmente utilizou-se um software VolView (<http://www.kitware.com/opensource/volview.html>) – sistema interativo para visualização volumétrica que permite aos pesquisadores explorar e analisar dados médicos ou científicos complexos em 3D, esse programa fornece as fatias do simulador antropomórfico que são salvas no formato “bmp” (Bit Maps). Para introduzir o modelo no MCNPX é necessário gerar um arquivo de entrada utilizando um software de manipulação e construção de fantasmas de voxel 3D desenvolvido na Universidade Estadual de Santa Cruz – BA, o TOMO_MC (Milian, 2007). Ele consegue abrir a sequência de imagens geradas pelo programa VolView. Após abrir a sequência de imagens define-se a sub-região de trabalho, ou seja, especifica-se a altura do voxel, a energia do feixe, o tipo de irradiação e o número de histórias, tornando o arquivo de entrada mais compacto e ágil para o processo de simulação. Com todos esses dados, o TOMO_MC cria o arquivo de entrada na forma de estrutura repetida para o MCNPX.

3.3.2. Estrutura repetida como recurso para descrever a geometria do problema

As células definem o volume geométrico do simulador e cada unidade que a compõe pode ter diferentes densidades e composições químicas. Essas células podem aparecer sequencialmente e mais de uma vez na estrutura do problema, formando o que chamamos de estrutura repetida. Para entender o recurso estruturas repetidas é necessário compreender o conceito de universo, que pode corresponder a uma simples célula ou a um conjunto de células, tal como uma malha constituída de várias células que se repetem, como mostra a Figura 17. Portanto o universo pode ser utilizado para preencher outras células criando-se, desta forma, outros níveis de definição geométrica, a exemplo de estruturas geometricamente complicadas como um núcleo de um reator nuclear que possui inúmeros módulos de combustíveis semelhantes (CORDEIRO, 2009).

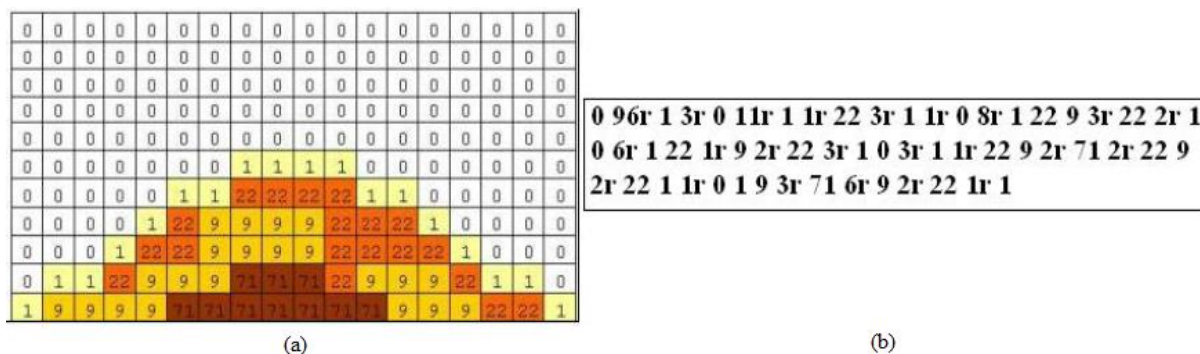


Figura 17: Células que preenchem um certo volume geométrico do simulador (a) transformados em estrutura repetida (b) (extraído de REIS JÚNIOR, 2011).

O uso do recurso de estrutura repetida permite a criação de estruturas com geometria difícil e irregular de órgãos tais como: cólon, intestino delgado, pâncreas e estômago, além de possibilitar o cálculo de dose de energia depositada em uma ou mais células representantes dos elementos de volume que compõe sua estrutura. O tempo de processamento computacional não é reduzido com o uso do recurso de estrutura repetida, pois antes de ocorrer o transporte de radiação através do simulador, toda a geometria do mesmo é verificada. Quanto mais complexa for a geometria, maior será o tempo de processamento computacional. Existindo um erro na geometria que define o problema o processo é interrompido e o erro aparece em forma de mensagem no prompt de comando do MCNPX. (CORDEIRO, 2009).

3.3.3. Estrutura dos dados de entrada do MCNPX usando o simulador UFHADF

Em um simulador que usa como recurso a estrutura repetida para compor a geometria do problema, os órgãos e tecidos do corpo humano são representados por voxels. No simulador UFHADF na postura vertical, a malha principal é constituída de 166 fatias no eixo x, com largura total de 49,8 centímetros, 104 fatias no eixo y, com comprimento de 31,2 centímetros e 549 fatias no eixo z, resultando numa altura de 164,7 centímetros, quando o simulador encontra-se na postura sentada tem-se 164 fatias no eixo x, com largura total de 49,2 centímetros, 237 fatias no eixo y, com comprimento de 71,1 centímetros e 433 fatias no eixo z, resultando numa altura de 129,9 centímetros.

3.3.4. Definição de malha

A malha é definida por seis planos, que são as seis faces do cubo que forma o voxel, o qual possui aresta de 0,3 centímetros, como mostra a Figura 18(a). A definição do que a malha é feita vem através do comando “lat”, para o presente trabalho $lat = 1$, isso significa que malha feita de sólidos de seis faces (hexaedro). O comando “fill” informa a quantidade de fatias que formam o bloco representante do simulador, como pode ser visto pela Figura 18(b), onde tem-se $fill = 0:163 \ 0:236 \ 0:432$, ou seja, no comprimento (eixo x) as células foram preenchidas com 164 fatias, na largura (eixo y) as células foram preenchidas por 237 fatias e na altura (eixo z) as células foram preenchidas com 433 fatias.

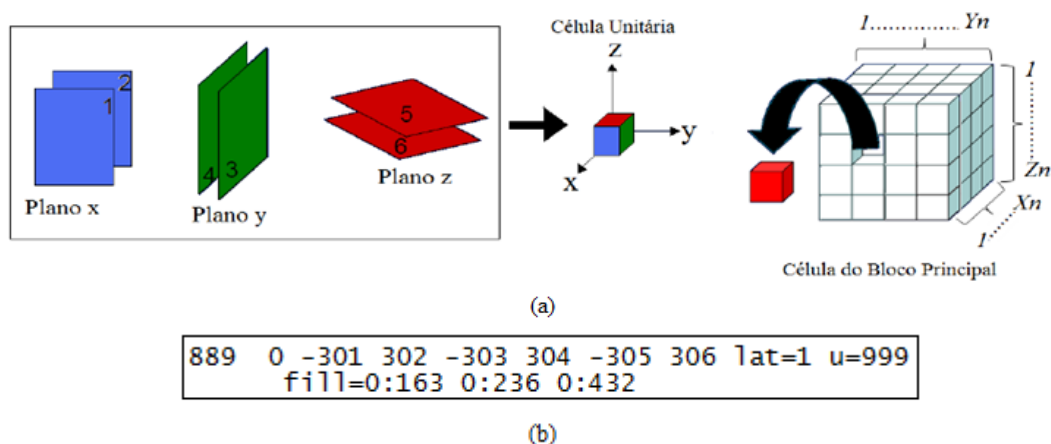


Figura 18: (a) Representação dos comandos que definem as dimensões do voxel pela intersecção de planos e (b) mostra o preenchimento da célula através do comando "fill".

3.3.5. Representação dos materiais que compõem os órgãos e tecidos do simulador UFHADF

A representação dos materiais que compõem órgãos e tecidos do simulador UFHADF foram escritos na forma ZZZAAA.nn. Abaixo está a exemplificação da composição química do cérebro (Figura 19). O número 6000.60c -.144, trata-se dos isótopos naturais do carbono (ZZZ = 006 e AAA = é o número de massa, 000 para elementos que ocorrem naturalmente), seguido do número atômico e de massa, aparece um indicador da tabela alfanumérica, 60c, o qual leva em conta as seções de choque para nêutrons com energia contínua, encontradas nas bibliotecas de seção de choque. O ultimo valor é a quantidade do elemento no material, no exemplo, o valor -.144 significa que a porcentagem de carbono no cérebro é de 14,4%. Sempre que o sinal negativo estiver à frente desse número, o valor será dado em porcentagem, quando o sinal for positivo teremos o número de átomos.

c Brain, grey/white matter [ICRP 110] - rho= 1.05						
m2	1001.60c	-.107	6000.60c	-.144	7000.60c	-.022
	8000.60c	-.713	11000.60c	-.002	15000.60c	-.004
	16000.60c	-.002	17000.60c	-.003	19000.60c	-.003

Figura 19: Representação dos elementos químicos presentes nos cérebro com suas porcentagens implementadas no MCNPX.

Para elementos como o hidrogênio (1001), é considerado o espalhamento de nêutrons térmicos $S(\alpha,\beta)$, no lugar dos isótopos naturais, ou seja, AAA = 001, diferentemente dos números de massa utilizados nos outros elementos. Isso acontece porque em energias abaixo de 4 eV (BRIESMEISTER, 1997) o deslocamento do núcleo alvo é de extrema importância para o espalhamento de nêutrons térmicos, pois o movimento do átomo alvo altera a seção de choque de espalhamento e consequentemente a energia do nêutron espalhado (CORDEIRO, 2009).

3.3.6. Definição das grandezas a serem calculadas nas simulações

Para obter a dose absorvida nos órgãos ou tecidos do simulador UFHADF usou-se o mnemônico F6 ou tally F6 da Tabela 5. A Figura 20 mostra o uso do tally F6 para prótons (a), fótons (b) e nêutrons (c). Na primeira linha da Figura 20, calcula-se a energia média depositada pelas três partículas em um universo contido numa célula, isto é, os números 2 e 3 entre parênteses está relacionado à célula principal onde se deseja obter o resultado; a célula

de número 889 após o sinal de menor está relacionada à célula que corresponde a malha (“lattice”) onde a célula 2 e 3 está inserida.

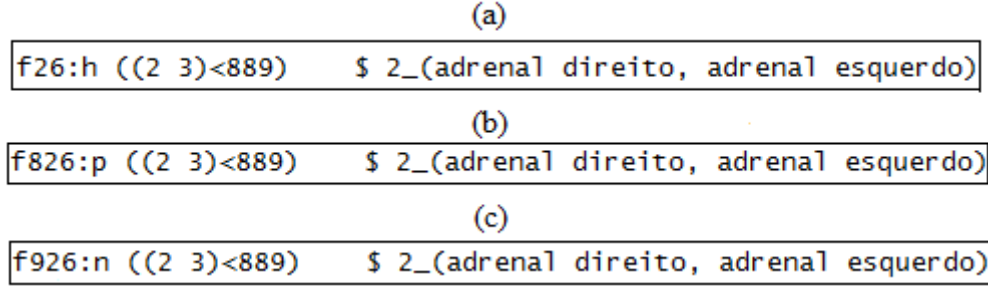


Figura 20: Representação das células 2 e 3 que preenchem a célula 889 para prótons (a), fótons (b) e nêutrons (c).

3.3.7. Cálculo da dose equivalente na medula vermelha no simulador UFHADF

A dose equivalente na medula vermelha do simulador não pode ser calculada diretamente porque ela está inserida no interior de várias estruturas como: úmero, clavícula, crânio, fêmur e mandíbula. Para estimar o valor da dose absorvida na medula vermelha, levando-se em consideração nêutrons, deve-se multiplicar o grupo de ossos específicos que a compõem a medula vermelha por um fator de massa (BOZKURT, 2000). Esse fator é a razão entre a massa do grupo de ossos específicos, referentes à medula vermelha, pela massa do osso homogêneo (ICRP 116). Logo a dose absorvida na medula vermelha devido aos nêutrons é:

$$D_{Medula\ Vermelha}(UF) = \sum_x \frac{m(UF, x)}{m(UF)} \cdot D_{(esqueleto)} \quad (3.1)$$

onde $D_{Medula\ Vermelha}(UF)$ é a dose absorvida na medula vermelha, $m(UF, x)$ é a massa do osso específico, $m(UF)$ é a massa do osso homogêneo e $D_{(esqueleto)}$ é a dose absorvida para o osso homogêneo. A Tabela 9 mostra a massa do grupo de ossos específicos utilizados para o cálculo da dose na medula vermelha.

Tabela 9: Tabela com os ossos que compõem a medula vermelha do UFHADF, obtidos da mulher de referência da ICRP 110 (ICRP, 2009).

Ossos específicos	Massa (g)	Massa (%)
Úmero, metade superior - esponjosa	7,16	1,8
Úmero, metade superior - cavidades medulares	0,14	0,0
Úmero, metade inferior - esponjosa	8,32	2,0
Úmero, metade inferior - cavidades medulares	0,19	0,0
Clavícula - esponjosa	1,90	0,5
Crânio - esponjosa	64,20	15,8
Fêmur, metade superior - esponjosa	33,53	8,2
Fêmur, metade superior - cavidades medulares	0,67	0,2
Fêmur, metade inferior - esponjosa	23,67	5,8
Fêmur, metade inferior - cavidades medulares	0,33	0,1
Mandíbula - esponjosa	1,60	0,4

3.3.8. Transformação para a obtenção da fluência em Gy.cm^2

Ao utilizar o tally F6 no MCNPX as doses depositadas nos órgãos e tecidos são calculadas em MeV/g, porém, para obter a dose por unidade de fluência deve-se multiplicar as energias depositadas pelo fator de correspondente a cada partícula. De forma prática, transforma a energia depositada de MeV para J:

$$\begin{aligned} 1\text{MeV} &= 10^6 \text{ eV} \\ 1\text{eV} &= 1,6 \times 10^{-19} \text{ J} \end{aligned} \quad (3.2)$$

Em seguida faz-se a seguinte conversão:

$$\frac{\text{MeV}}{\text{g}} \Rightarrow \frac{1 \times 10^6}{\text{g}} \cdot \frac{1,6 \times 10^{-19} \text{ J}}{\text{eV}} = 1,602 \times 10^{-13} \frac{\text{J}}{\text{g}} \quad (3.3)$$

Feito isso, transforma a massa de grama para quilograma,

$$\frac{\text{MeV}}{\text{g}} = 1,602 \times 10^{-10} \frac{\text{J}}{\text{kg}} \quad (3.4)$$

É sabido que $\frac{\text{J}}{\text{kg}} = \text{Gy}$, então:

$$\frac{\text{MeV}}{\text{g}} = 1,602 \times 10^{-10} \text{ Gy} \quad (3.5)$$

Após essas transformações, multiplica-se o valor em Gy da equação anterior pela área do órgão ou tecido, a qual estará em cm^2 . Para transformar em Sv.cm^2 toma-se o fator

multiplicativo correspondente a cada partícula, por exemplo: o fator multiplicativo para fótons e nêutrons é 1 e o fator multiplicativo para prótons é igual a 2.

3.3.9. Cálculo da dose efetiva para nêutrons

Ao analisar doses absorvidas devido a nêutrons, nota-se que para uma energia do nêutron incidente existem valores de mínima energia (quase nulos) até energias do nêutron originado pela fonte (CORDEIRO, 2009). Diferentemente do cálculo feito para a dose efetiva para prótons, onde apenas somam-se todos os valores das doses equivalentes multiplicados pelos fatores de peso do tecido, com os nêutrons deve-se lembrar que o fator de peso para radiação é uma função variável, e depende da energia do nêutron incidente, não sendo conveniente usar apenas o valor do fator de peso para energia do nêutron proveniente da fonte. Então para calcular com mais precisão o valor da dose efetiva para nêutrons utiliza-se o comando DE/DF no MCNPX, onde para cada energia do nêutron incidente existe um valor associado para a dose absorvida.

O comando DE/DF faz a correlação entre os dados obtidos na simulação com outras grandezas de interesse (PELOWITZ, 2005), a exemplo dos fatores de conversão para avaliar a dose com a introdução de um fator multiplicativo que depende da energia. O termo DE está ligado à energia da radiação incidente, dado em unidades de MeV e o termo DF é uma função resposta do fator peso da radiação, w_R , específico para cada DE. O MCNPX utiliza interpolações do tipo: linear-linear (a função resposta é interpolada linearmente na energia), linear-log (a função resposta é interpolada linearmente em função do logaritmo da energia), log-linear (o logaritmo da função resposta é interpolado linearmente na energia) e log-log (o logaritmo da função resposta é interpolado linearmente no logaritmo da energia) para valores de energias ausentes nas faixas de energias definidas no comando DE/DF (PELOWITZ, 2011). Com isso, para cada dose absorvida pelo órgão ou tecido em cada intervalo de energia, multiplica-se pelo fator de peso, w_R , correspondente. Finalmente para se obter a dose equivalente para uma determinada energia, soma todas as doses relacionadas a cada intervalo, ponderadas com seus respectivos fatores.

A Tabela 10 mostra alguns resultados da dose equivalente por fluência utilizando os fatores de ponderação da ICRP 103 (ICRP, 2007). Para calcular a dose efetiva, basta multiplicar os valores das doses equivalentes por fluência para nêutrons e fótons, pelo fator de peso do tecido, w_T .

Tabela 10: Faixa de energia associados aos fatores de peso utilizando os comandos DE/DF.

Faixa de energia (MeV)	w_R (ICRP 103)
1,00E-03	2,50E+00
2,00E-03	2,53E+00
3,00E-03	2,57E+00
4,00E-03	2,61E+00
5,00E-03	2,67E+00
6,00E-03	2,73E+00
7,00E-03	2,80E+00
8,00E-03	2,87E+00
9,00E-03	2,95E+00
1,00E-02	3,03E+00
2,00E-02	3,92E+00
3,00E-02	4,84E+00
4,00E-02	5,74E+00
5,00E-02	6,58E+00
6,00E-02	7,37E+00
7,00E-02	8,10E+00
8,00E-02	8,79E+00
9,00E-02	9,42E+00
1,00E-01	1,00E+01
2,00E-01	1,43E+01
3,00E-01	1,68E+01
4,00E-01	1,83E+01
5,00E-01	1,93E+01
6,00E-01	1,99E+01
7,00E-01	2,03E+01
8,00E-01	2,05E+01
9,00E-01	2,07E+01
1,00E+00	2,07E+01

3.4.10. Estimativa do erro relativo no MCNPX

Os resultados dos cálculos Monte Carlo representam o valor médio das contribuições das histórias simuladas. Para uma certa quantidade x tem-se que o valor estimado é dado pela equação

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (3.6)$$

onde N é o número de histórias simuladas e x_i é a contribuição da quantidade da i -ésima história. A variância associada com a distribuição de diferentes contagens x_i é estimada para um valor grande de N histórias como:

$$S^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 \quad (3.7)$$

onde

$$\overline{x^2} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2 \quad (3.8)$$

A variância estimada $\bar{x}$ é então:

$$S_{\bar{x}}^2 = \frac{1}{N} S^2 \quad (3.9)$$

Cada resultado na tabela de saída do código tem um erro estatístico associado, cujo valor, assim como o seu comportamento em função da história de número gerado indica a qualidade do resultado obtido. O erro relativo, R, representa a precisão estatística com uma fração do valor médio estimado tal que:

$$R = \frac{S_{\bar{x}}}{\bar{x}} \quad (3.10)$$

Como primeira regra para julgar R, se pode dizer que um valor de $R < 0,1$ é geralmente aceitável. Se o comportamento dos resultados é adequado, R é proporcional a $\frac{1}{\sqrt{N}}$, pois o aumento do número de histórias reduzirá o erro dos resultados, porém repercutirá no tempo necessário para a simulação. Segundo (PELOWITZ, 2011) o erro relativo utilizado para avaliar trabalhos envolvendo interação da radiação com a matéria pode ser interpretado como mostrado na Tabela 11.

Tabela 11: Recomendação para interpretação do erro relativo R (PELOWITZ, 2011).

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 digno de confiança, exceto para detectores pontuais
< 0,05	Geralmente confiável para detectores pontuais

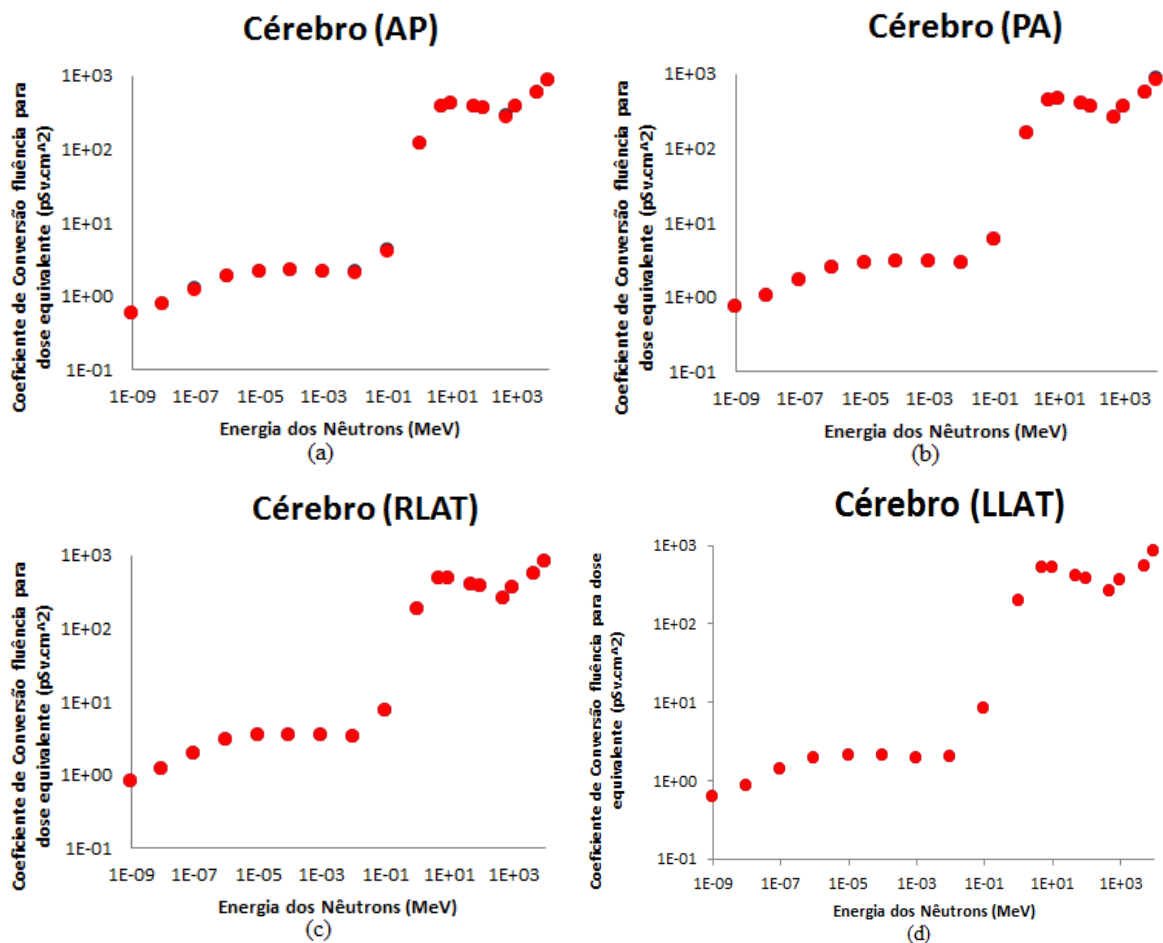
Neste trabalho, para um número de 10^8 histórias, tivemos um erro relativo médio de aproximadamente 0,1%, classificado como digno de confiança, levando-se em conta todos os órgãos e tecidos do simulador para as seis geometrias de irradiação.

Capítulo 4

RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1. Coeficientes de conversão do simulador UFHADF para as posturas vertical e sentada

Para as dezoito faixas de energia dos nêutrons consideradas nas simulações, a deposição de energia nos órgãos e tecidos do UFHADF se deu através de vários processos de interação dos nêutrons, seja por espalhamento ou absorção. Em todas as geometrias de irradiação estudadas a diferença relativa entre os coeficientes de conversão em alguns órgãos situados na cabeça, a exemplo do cérebro, foram menores ou iguais a 7% para as geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO como mostra a Figura 21.



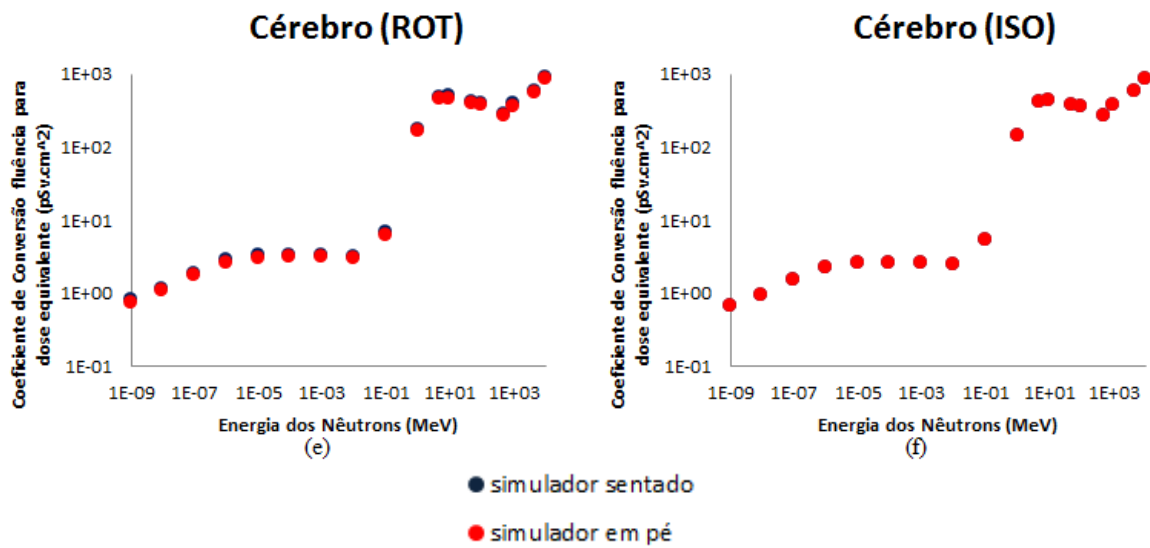
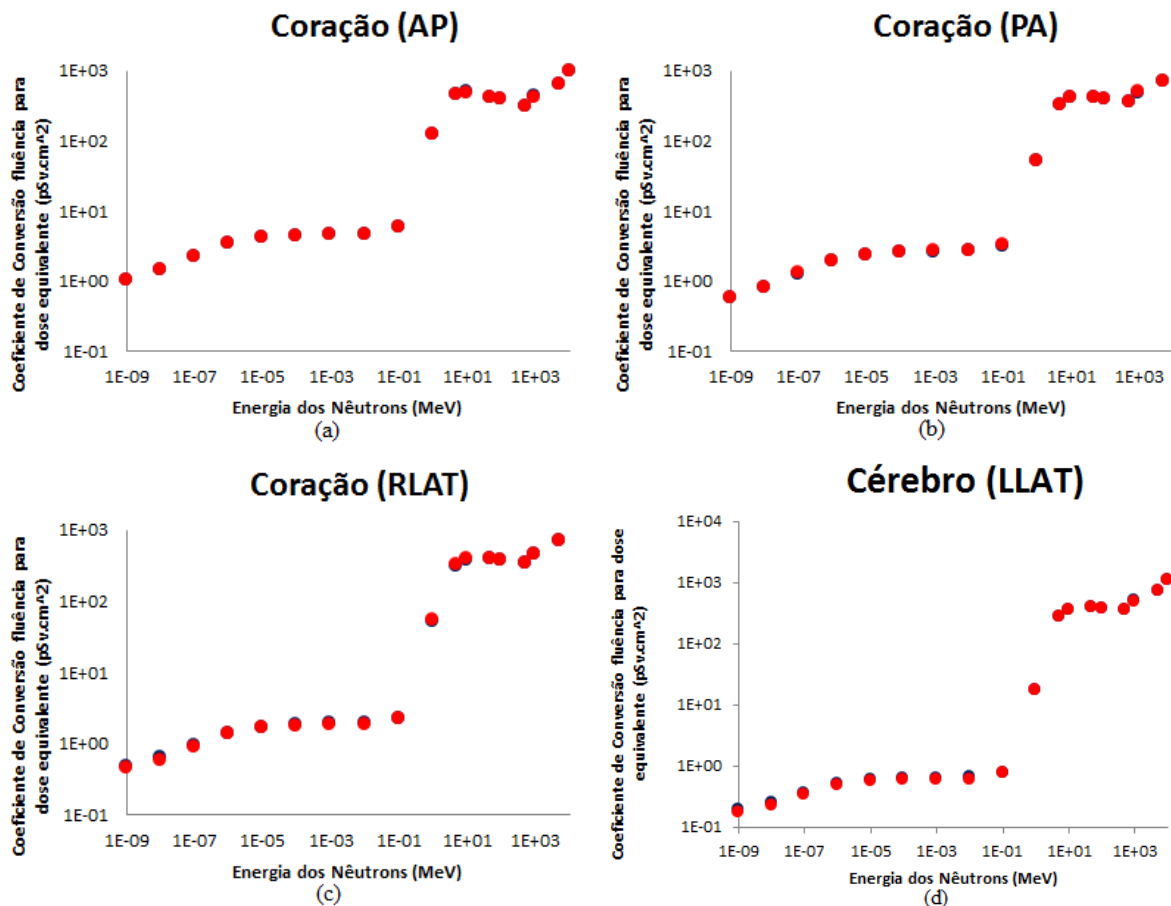


Figura 21: Coeficientes de conversão (H_T/Φ) para cérebro do simulador UFHADP nas posturas vertical e sentada para as geometrias (a) AP, (b) PA, (c) RLAT, (d) LLAT, (e) ROT e (f) ISO.

Na região do tórax, alguns órgãos também apresentaram uma diferença relativa entre os coeficientes de conversão muito pequenos, a exemplo do coração, onde essa diferença não ultrapassa 7% para todas as geometrias, como ilustra a Figura 22.



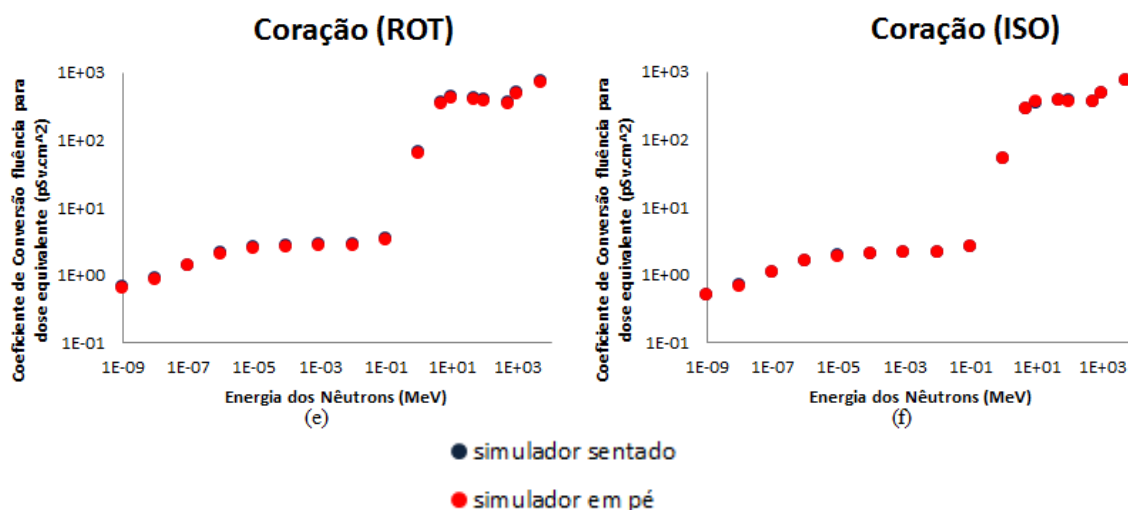


Figura 22: Coeficientes de conversão (H_T/Φ) para coração do simulador UFHADF nas posturas vertical e sentada para as geometrias (a) AP, (b) PA, (c) RLAT, (d) LLAT, (e) ROT e (f) ISO.

A pequena diferença relativa nos órgãos citados acima era esperada devido à semelhança anatômica do simulador quando estes se encontravam na postura vertical e sentada quando expostos à fonte de radiação para diferentes geometrias. Os valores dos coeficientes de conversão (H_T/Φ) dos órgãos e tecidos do simulador UFHADF para cada geometria de irradiação, estão apresentados sob forma de Tabelas no Anexo B.

4.2. Coeficientes de conversão (H_T/Φ) para a geometria de irradiação AP

Considerando a geometria de irradiação AP (Figura 23), as diferenças significativas nas curvas dos coeficientes de conversão (H_T/Φ) para as posturas vertical e sentada do simulador UFHADF são observadas em órgãos posicionados na região pélvica.

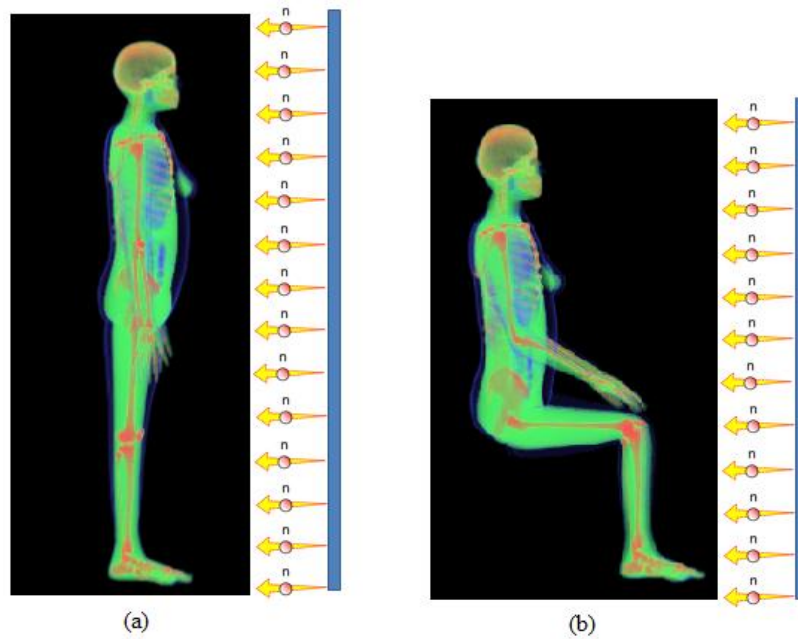
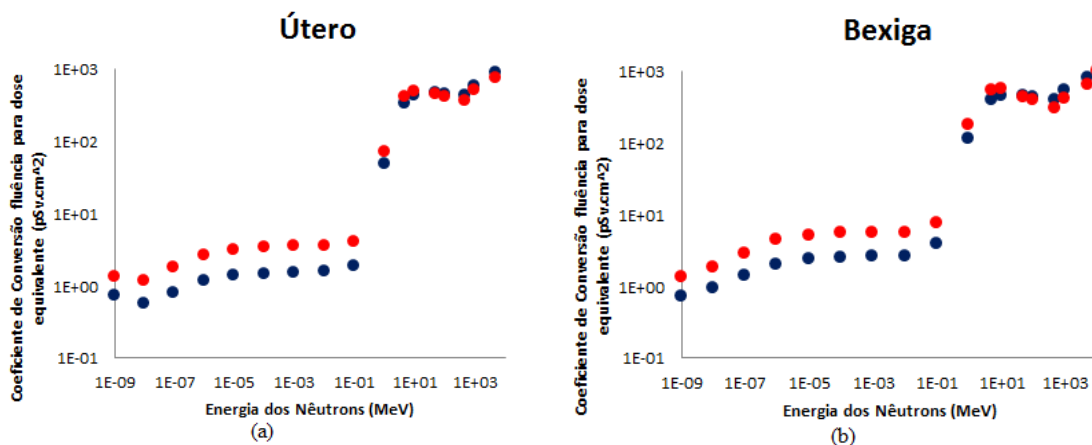


Figura 23: Simulador UFHADF na postura vertical (a) e na postura sentada (b) exposto a um feixe de nêutrons na geometria de irradiação AP.

Conforme mostra a Figura 24, a diferença relativa no útero aumenta à medida que aumenta a energia, chegando a um máximo de 56,20% (1 keV) sofrendo consequentemente um decréscimo na diferença relativa. Na bexiga a maior diferença relativa foi de 53,40% (10 eV) com grande parte da energia depositada no simulador vertical e 29,75% (1 GeV) onde a maior deposição foi no simulador na posição sentada. Nos ovários, a diferença relativa máxima entre as posturas foi de 49,77% (para nêutrons com energia de 10 eV) onde notou-se uma maior deposição de energia no simulador na postura vertical, e de até 22,17% (500 MeV) em que a maior dose depositada foi no simulador sentado. Tais diferenças relativas tornam-se expressivas devido aos processos de absorção e espalhamento elástico e inelástico, além da atenuação do feixe de nêutrons nos membros inferiores do simulador por conta da mudança de postura do mesmo.



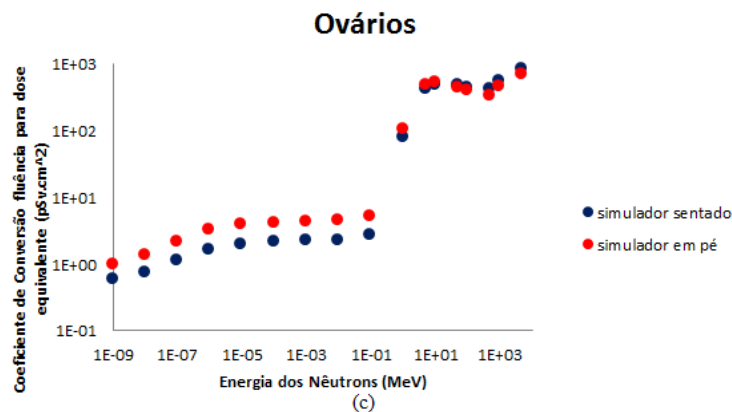


Figura 24: Coeficientes de conversão (H_T/Φ) para o (a) útero, (b) bexiga e (c) ovários do simulador UFHADF nas posturas vertical e sentada na geometria AP.

Para os órgãos da região pélvica notou-se que os coeficientes de conversão (H_T/Φ) para baixas e intermediárias energias depositam menor dose na postura sentada do simulador. Isso ocorre por conta da blindagem que esses órgãos sofrem pelas pernas do simulador quando este é irradiado na postura sentada (ver Figura 25). Dessa forma, à medida que a energia do feixe incidente de nêutrons penetra na perna, vai depositando sua energia e diminuindo os valores dos coeficientes de conversão (H_T/Φ) nos órgãos da região pélvica.

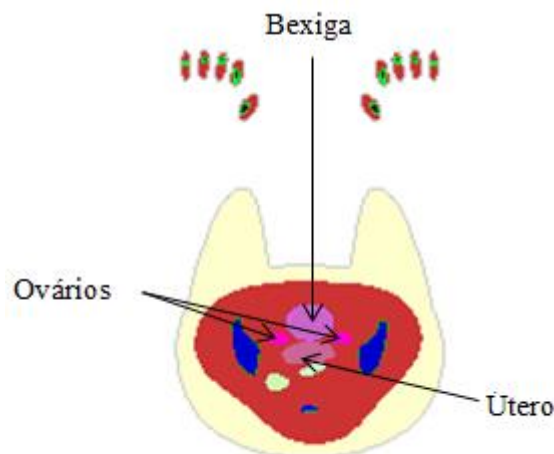


Figura 25: Localização anatômica da bexiga, dos ovários e do útero no simulador UFHADF.

Levando-se em consideração as energias dos nêutrons onde acontecem as maiores diferenças relativas entre 1 eV e 10 keV, a maior contribuição da dose no simulador ocorre devido aos fótons secundários originados pelo espalhamento inelástico. A grande maioria dos valores dos coeficientes de conversão da bexiga são superiores aos valores encontrados para os ovários e o útero, por estar localizada a frente dos outros dois órgãos. Em decorrência da

blindagem oferecida pelos membros inferiores, o útero assim como os ovários (por conta do seu tamanho) apresentam valores mais baixos dos coeficientes de conversão (H_T/Φ) para uma mesma postura em relação à bexiga.

4.3. Coeficientes de conversão (H_T/Φ) para a geometria de irradiação PA

Na geometria de irradiação PA, o feixe de nêutrons interage na mesma proporção nos órgãos e tecidos situados na cabeça e no tórax do simulador UFHADF, pois a fonte localiza-se à mesma distância dessas regiões (Figura 26). As maiores diferenças relativas devido a irradiação de nêutrons nessa geometria, apresentaram maiores valores na pele com 24,04% para energia de 10 eV, nos músculos com 22,67% também para 10 eV e 21,60% nos ossos com energia de 1 MeV. Esses valores foram obtidos devido ao fato das pernas do simulador na postura sentada estar mais afastadas da fonte de irradiação, ilustrada pela Figura 26(b).

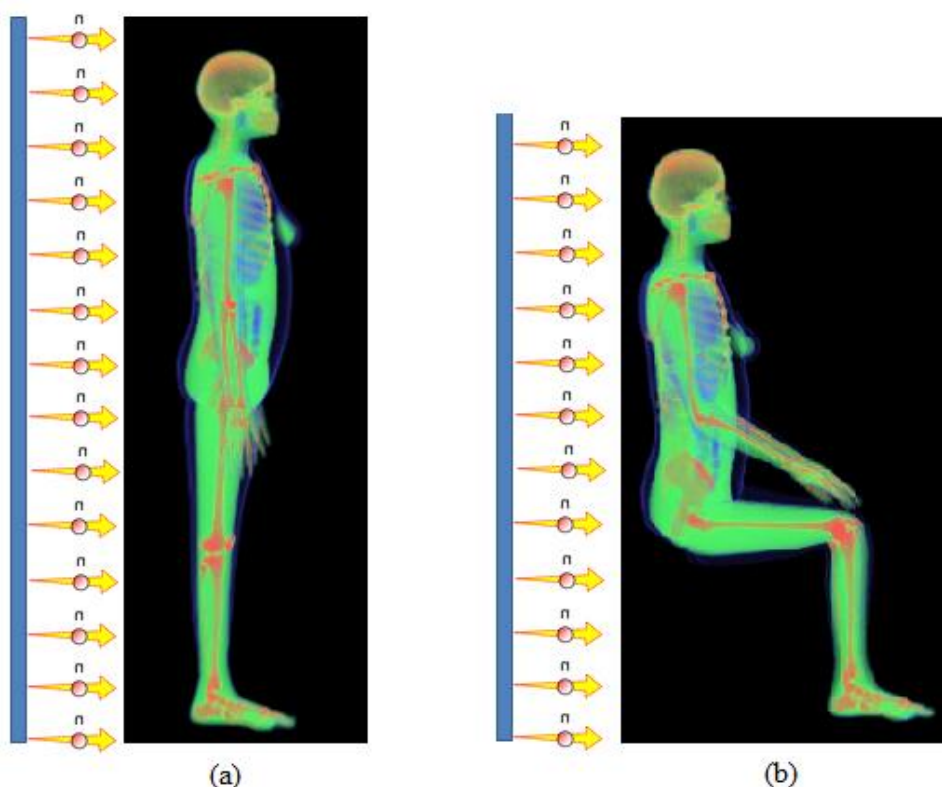


Figura 26: Simulador UFHADF na postura vertical (a) e na postura sentada (b) exposto a um feixe de nêutrons na geometria de irradiação PA.

A Figura 27 apresenta os coeficientes de conversão (H_T/Φ) para a pele, músculos e ossos. Na pele, Figura 27 (a), as maiores diferenças relativas estão associadas a baixas e

intermediárias energias, isso significa que há uma grande contribuição de fótons secundários decorrentes da interação dos nêutrons com este órgão. As curvas dos coeficientes de conversão (H_T/Φ) para músculos (Figura 27b) e ossos (Figura 27c) são semelhantes, apresentando maiores valores na faixa energética entre 0,001 eV a 10 MeV. Nesses casos, além de espalhamento inelástico que contribuirá com fótons, ocorre também deposição de energia devido a prótons de recuo em decorrência do espalhamento elástico com os átomos de hidrogênio presentes na constituição desses órgãos.

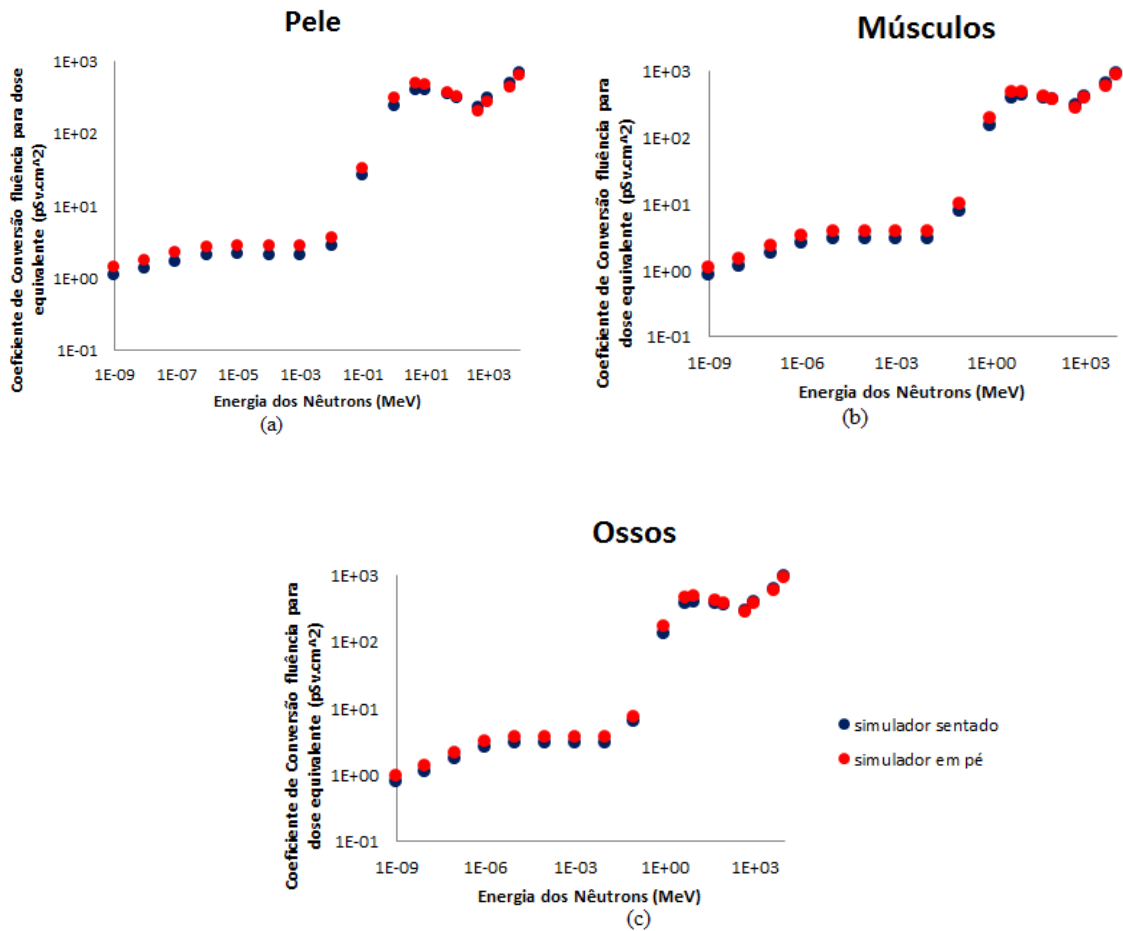


Figura 27: Coeficientes de conversão (H_T/Φ) para (a) pele, (b) músculos e (c) ossos do simulador UFHADF nas posturas vertical e sentada na geometria PA.

4.4. Coeficientes de conversão (H_T/Φ) para a geometria de irradiação RLAT

Sendo o simulador UFHADF irradiado unidirecionalmente pela lateral direita, as diferenças relativas entre os coeficientes de conversão (H_T/Φ) para alguns órgãos não foram tão relevantes, apresentando valores menores que 20%, sendo pouco expressivo quando

comparado a órgãos que mostraram uma diferença significativa bastante alta, por exemplo: no baço, adrenais, pâncreas, ovários e rins, a diferença relativa máxima chegou a 154,64%, 150%, 138,95%, 77,04% e 58,41%, respectivamente para cada órgão com energia de 1 MeV. A Figura 28 ilustra as curvas dos coeficientes de conversão (H_T/Φ) para o baço, adrenais, pâncreas, ovários e rins do simulador UFHADF em ambas as posturas.

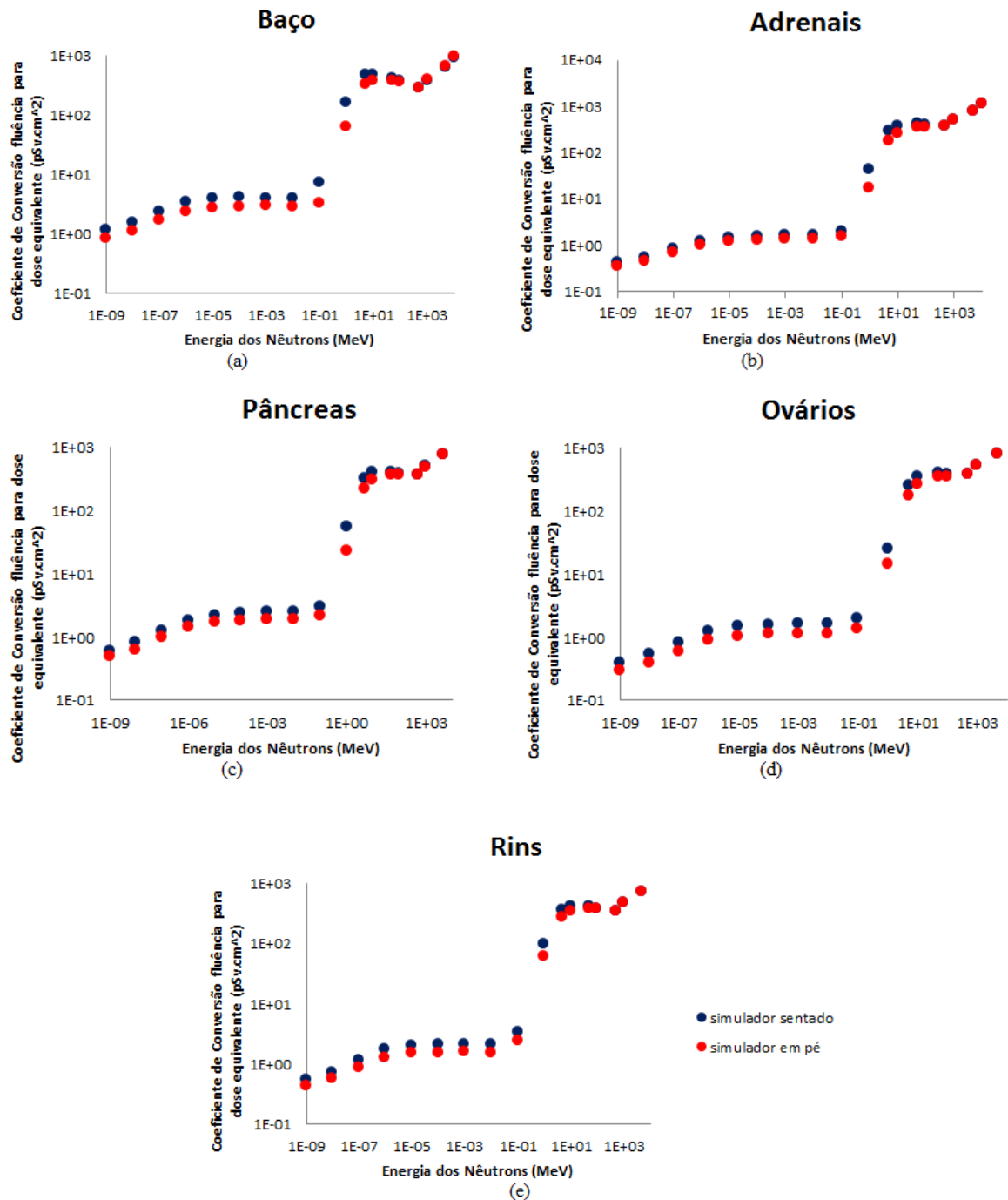


Figura 28: Coeficientes de conversão (H_T/Φ) para o (a) baço, (b) adrenais, (c) pâncreas, (d) ovários e (e) rins do simulador UFHADF nas posturas vertical e sentada na geometria RLAT.

A blindagem oferecida pelo braço do simulador na postura vertical (ver Figura 29) fez com que os valores de (H_T/Φ) para a postura sentada fossem maiores, o que resultou numa maior contribuição por prótons de recuo devido ao espalhamento elástico.

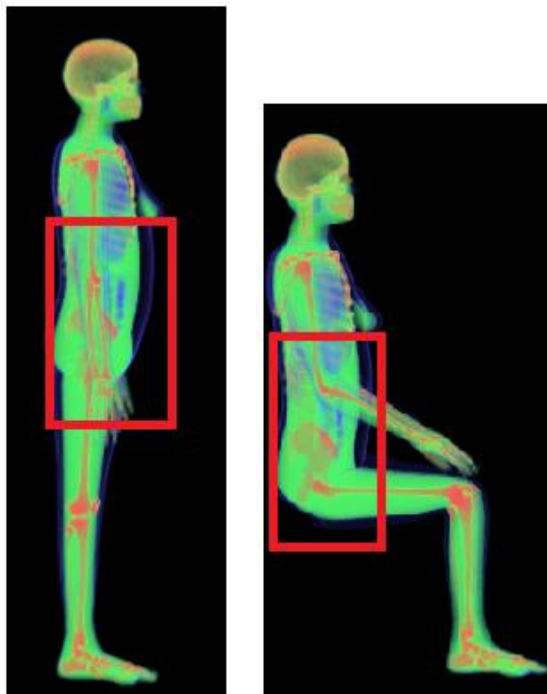


Figura 29: Posicionamento do braço do simulador UFHADF nas posturas vertical e sentada na geometria RLAT.

A disposição anatômica dos órgãos do simulador quando este é irradiado pela geometria RLAT (ver Figura 30) são os principais fatores responsáveis pelos altos valores dos coeficientes de conversão. Por existirem aos pares, os adrenais, rins e ovários receberam uma dose significativa de energia devido a fótons secundários. O pâncreas e o baço por terem um volume maior recebem maior dose de radiação, em que partículas secundárias tais como fótons e prótons, surgidas da interação dos nêutrons com estes órgãos do simulador contribuem para os valores de (H_T/Φ) .

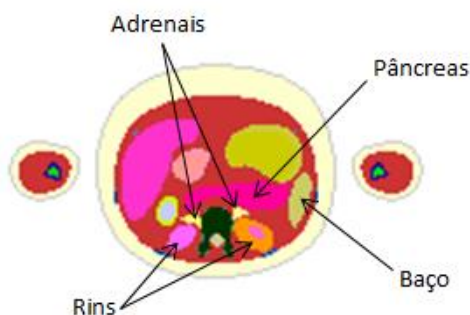
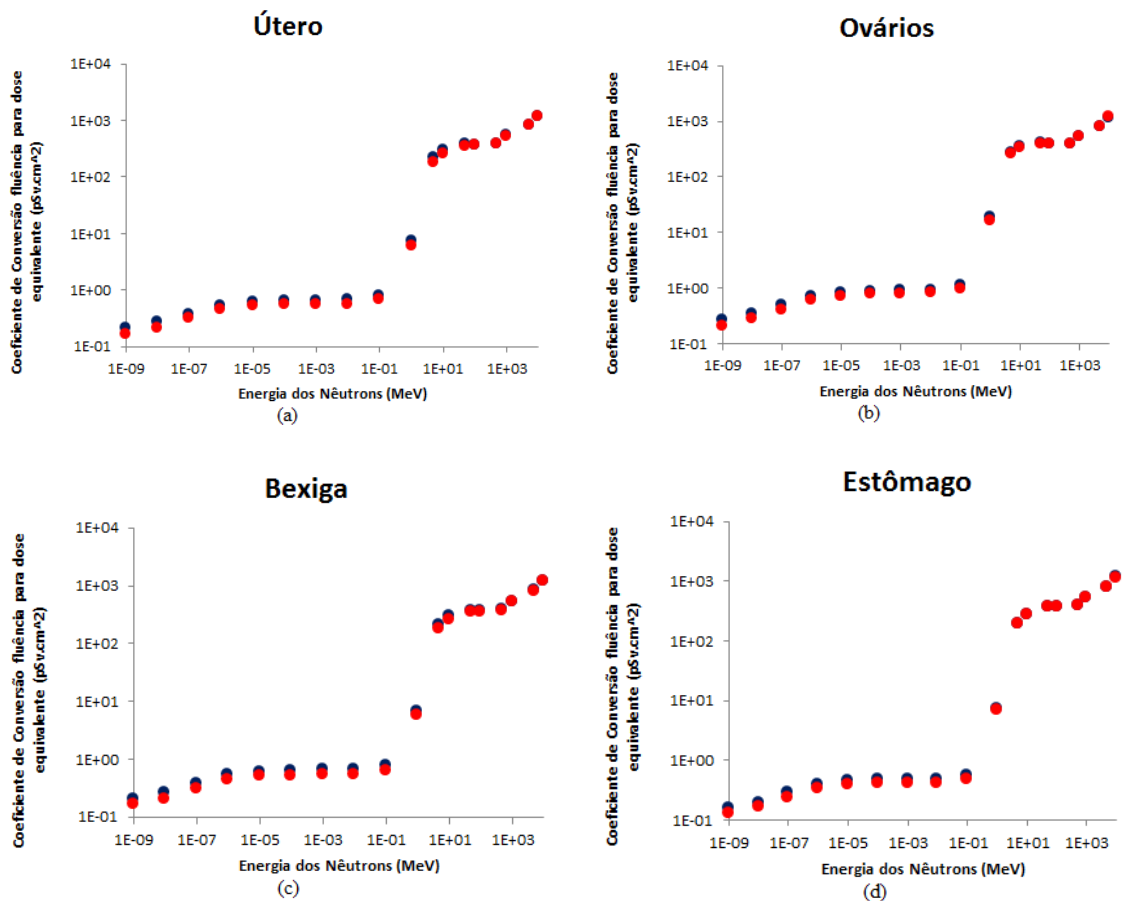


Figura 30: Disposição anatômica dos adrenais, pâncreas, baço e rins do simulador UFHADF.

4.5. Coeficientes de conversão (H_T/Φ) para a geometria de irradiação LLAT

Ao se irradiar o simulador UFHADF pela lateral esquerda, verificou-se diferenças relativas menores que 10% entre os coeficientes de conversão (H_T/Φ) de grande parte dos órgãos e tecidos para as posturas vertical e sentada. As maiores diferenças relativas foram observadas para o útero 30,57% para a energia de 0,001 eV, ovários com 29,83% em 0,001 eV, bexiga 26,95% em 0,01 eV, estômago 23,83% em 0,001 eV e baço 20,45 % em 0,001 eV. Os valores dos coeficientes de conversão (H_T/Φ) para estes órgãos são apresentadas na Figura 31.



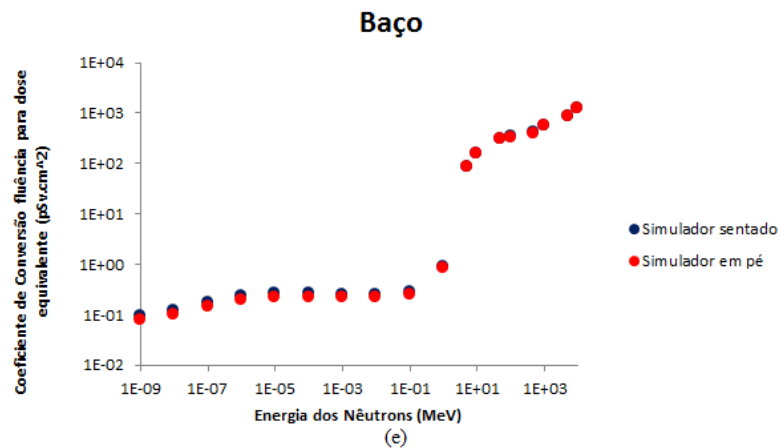


Figura 31: Coeficientes de conversão (H_T/Φ) para o (a) útero, (b) ovários, (c) bexiga, (d) estômago e (e) baço do simulador UFHADF nas posturas vertical e sentada na geometria LLAT.

Os valores de (H_T/Φ) para a postura sentada foram maiores que os valores para a postura vertical, devido à proximidade destes órgãos com o abdômen (ver Figura 29), além deles não serem blindados pelo braço do simulador como na postura vertical. Para esta geometria de irradiação, a maior contribuição na deposição de dose está relacionada aos fótons, pois os maiores valores das diferenças relativas ocorrem para energias de nêutrons térmicos.

4.6. Coeficientes de conversão (H_T/Φ) para a geometria de irradiação ROT

As diferenças nas curvas dos coeficientes de conversão (H_T/Φ) das posturas vertical e sentada para a geometria de irradiação ROT são mais relevantes para os órgãos da região pélvica do simulador UFHADF. Nos ovários e na bexiga, as maiores diferenças relativas são de 26,69% e 53,40% para energias de 1 MeV, respectivamente, onde partículas secundárias emitidas de reações nucleares inelásticas, contribuem com a deposição de energia devido aos nêutrons. No útero, o maior valor para a diferença relativa foi de 29,46% em 0,001 eV, em que 90% da energia é depositada por fótons secundários. Estas diferenças relativas são mais expressivas quando comparadas às dos outros órgãos onde os valores não ultrapassaram 8%.

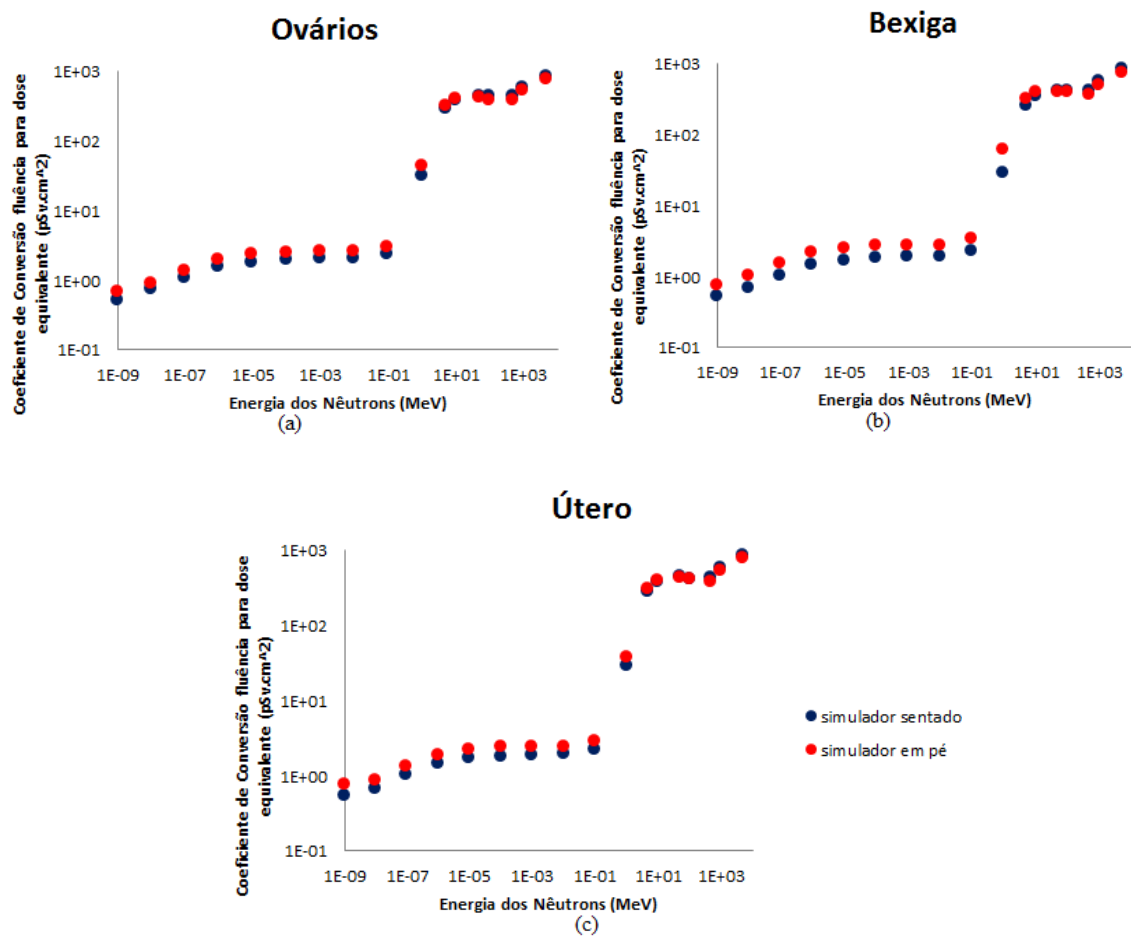


Figura 32: Coeficientes de conversão (H_T/Φ) para o útero do simulador UFHADF nas posturas vertical e sentada na geometria ROT.

Os órgãos da região pélvica apresentaram menor dose para a postura sentada devido à blindagem das pernas do simulador, pois quando o mesmo é irradiado nesta geometria, o feixe de nêutrons deposita parcialmente sua energia nas pernas do UFHADF (ver Figura 33), reduzindo os valores dos coeficientes de conversão (H_T/Φ).

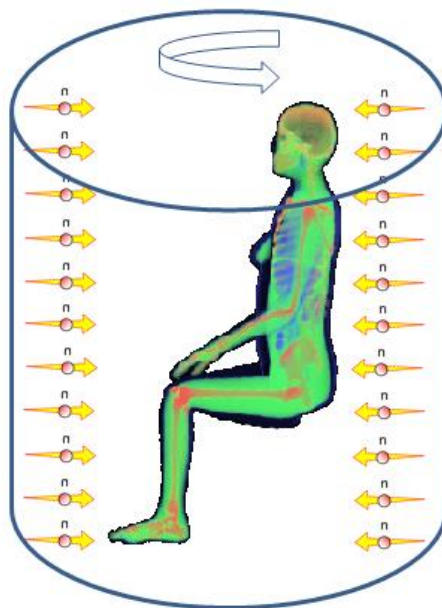


Figura 33: Simulador UFHADF sendo irradiado pela geometria de irradiação ROT.

4.7. Coeficientes de conversão (H_T/Φ) para a geometria de irradiação ISO

Na geometria de irradiação isotrópica, as diferenças relativas entre os coeficientes de conversão (H_T/Φ) que se mostraram mais significantes foram a dos ovários (27,37%) e da bexiga (32,66%) para nêutrons de 1 MeV. Como o simulador é irradiado em todas as direções como mostra a Figura 34, os valores mais expressivos de (H_T/Φ) foram maiores para a postura vertical devido ao processo de atenuação das pernas na postura sentada.

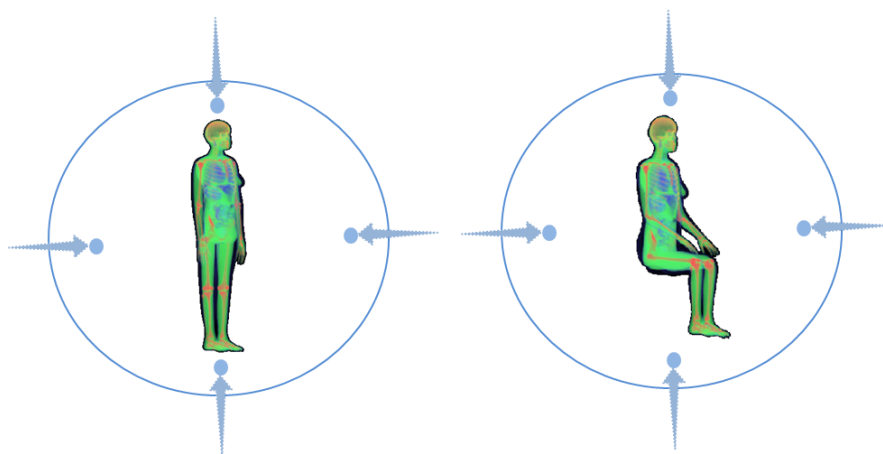


Figura 34: Simulador UFHADF na postura vertical e sentada exposto a um feixe de nêutrons monoenergéticos na geometria de irradiação isotrópica (ISO).

Observa-se na Figura 35, que os coeficientes de conversão (H_T/Φ) na geometria ISO mostrou diferença expressiva devido à irradiação dos nêutrons na parte da frente da coxa e na parte de baixo do simulador na postura sentada para a faixa energética de 1 MeV. Isso ocorreu porque o processo de reações nucleares inelásticas são responsáveis pela emissão de várias partículas secundárias como fótons e prótons contribuindo dessa forma com a deposição de energia nos ovários e na bexiga do UFHADF.

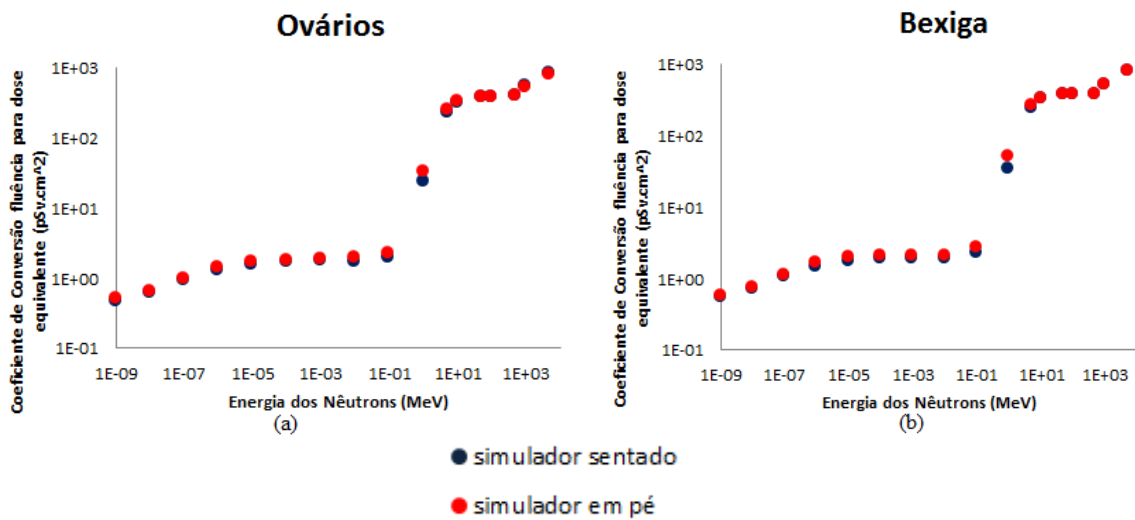


Figura 35: Coeficientes de conversão (H_T/Φ) para os (a) ovários e a (b) bexiga do simulador UFHADF nas posturas vertical e sentada na geometria ISO.

4.8. Coeficientes de conversão (E/Φ) para todas as geometrias de irradiação

Os valores dos coeficientes de conversão (E/Φ) dependem das geometrias de irradiação, da localização dos órgãos e tecidos, além dos fatores de ponderação (w_R e w_T). A Figura 36 apresenta o comportamento das curvas de (E/Φ) para todas as geometrias de irradiação.

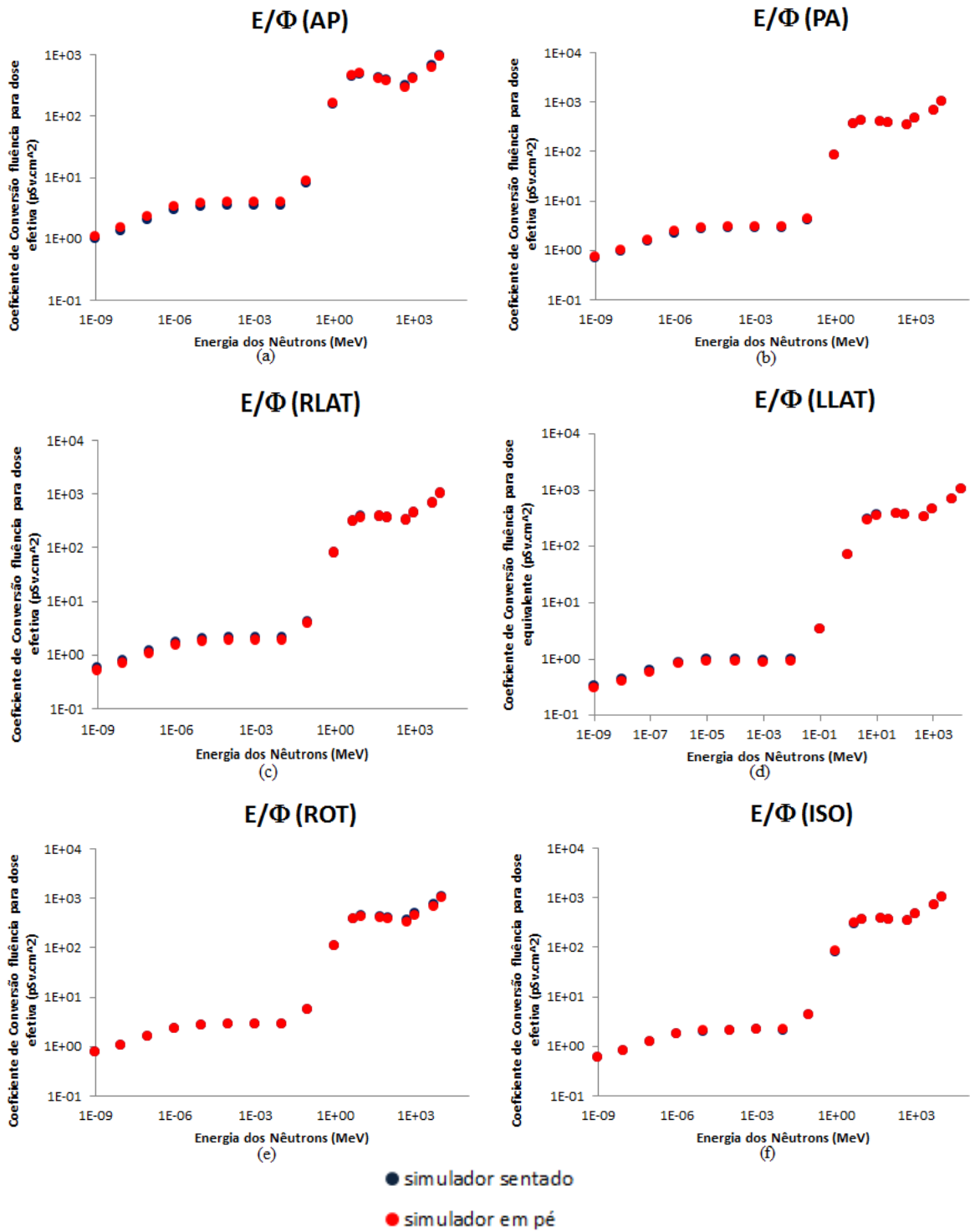


Figura 36: Coeficientes de conversão (E/Φ) para o simulador UFHADP nas posturas vertical e sentada para todas as geometrias de irradiação.

Na geometria de irradiação AP, o coeficiente de conversão (E/Φ) apresentou pequenas diferenças relativas, onde a maior delas foi de 12,53% para a energia de 1 keV. Na geometria PA foi de 5,38% para a energia de 0,01 eV, a geometria RLAT apresentou maior diferença relativa em 0,01 eV cujo valor foi de 11,59%, enquanto que para a geometria LLAT a maior

diferença relativa 10,69% está associada à energia de 0,001 eV. Devido ao fato de irradiarem todo o corpo do simulador as geometrias de irradiação ROT e ISO apresentaram maiores diferenças relativas para altas energias, 7,43% (500 MeV) e 4,10% (1 MeV) respectivamente, todos esses valores podem ser vistos no Anexo C.

Analisando os resultados das diferenças relativas encontrados para as geometrias AP, PA, RLAT e LLAT, é possível constatar que em todas elas a dose efetiva está diretamente relacionada com as baixas energias de nêutrons, isto significa dizer que pelo fato do feixe de nêutrons incidentes ter pouca penetrabilidade depositou grande parte de sua energia na pele, por estar situada em toda camada externa do simulador, a qual contribuirá significativamente para a dose efetiva nas geometrias citadas acima, isso pode ser visto através dos coeficientes de conversão H_T/Φ para pele na Tabela B20, no Anexo B. Além disso, o surgimento de partículas secundárias a exemplo dos fótons contribuíram com cerca de 90% da dose absorvida de E/Φ para pele. O posicionamento de alguns órgãos na parte frontal do corpo humano foi determinante para maiores valores da dose efetiva na geometria AP em relação às demais geometrias (ver Figura 36).

Nas geometrias ROT e ISO, existe maior área do simulador sendo irradiada, por esse motivo observa-se que as diferenças relativas entre os coeficientes de conversão são mínimas, não ultrapassando 8% como mostra a Tabela C2 no Anexo C. Pôde-se observar que para 1 MeV (energia considerada alta) a pele também será o órgão que mais contribui para a dose efetiva na geometria ROT, e na geometria ISO a maior contribuição para a dose efetiva parte dos ovários e útero, por estarem situados mais afastados da superfície do simulador eles recebem maior dose de energia devido a grande penetrabilidade dos feixes incidentes, contribuindo de forma expressiva para o coeficiente E/Φ .

Capítulo 5

CONCLUSÃO

A simulação com o código de transporte de radiação MCNPX, baseado no método de Monte Carlo, usando simuladores antropomórficos realistas, a exemplo do UFHADF empregado neste estudo, é uma ferramenta valiosa para estabelecer a relevância da contribuição de nêutrons no corpo humano. Os materiais que formam os órgãos e tecidos do corpo de um indivíduo se comportam como um moderador de nêutrons, por apresentarem quantidades apreciáveis de elementos e compostos químicos como: oxigênio, carbono, hidrogênio e nitrogênio, somando 96% da massa total do corpo humano.

O principal objetivo desse trabalho foi calcular os coeficientes de conversão (H_T/Φ e E/Φ) para nêutrons monoenergéticos de 1×10^{-9} MeV a 1×10^2 MeV, utilizando o código de transporte de radiação MCNPX e o simulador antropomórfico feminino UFHADF nas posturas vertical e sentada, em todas as geometrias de irradiação, fornecidas pela publicação de nº 116 da ICRP.

Verificou-se nos resultados encontrados que a diferença relativa entre os coeficientes de conversão em alguns órgãos localizados na região da cabeça e do tórax do simulador UFHADF para todas as geometrias de irradiação não foram significativas (menores que 9%). Isto ocorreu, pois nas duas posturas os órgãos destas regiões não sofreram modificações relativas ao seu posicionamento ou a sua anatomia.

A partir da análise dos gráficos para a geometria de irradiação AP e para a geometria ROT, foi possível notar diferenças relativas expressivas nos órgãos da região pélvica do simulador, chegando até a 56,20% no útero e 53,40% na bexiga respectivamente para as geometrias citadas, isso ocorreu devido à atenuação do feixe de nêutrons nos membros inferiores do simulador por conta da mudança de postura do mesmo.

Por conta do posicionamento da fonte de irradiação na geometria PA (ver Figura 26) verificou-se que a pele do simulador foi o órgão com maior diferença relativa, 24,04%, pois o feixe de nêutrons incidentes interage na mesma proporção nos órgãos e tecidos do UFHADF, pelo fato da fonte se localizar à mesma distância das regiões que compreendem a cabeça e o tórax do simulador.

Quando o simulador é irradiado unilateralmente pela direita e pela esquerda, notou-se diferenças relativas significativas na geometria RLAT em órgãos localizados na região do tórax a exemplo do baço (154,64%) e do pâncreas (138,95%), em decorrência da blindagem exercida pelo braço direito do simulador na postura vertical, o que levou a uma redução da deposição de energia dos nêutrons nesses órgãos. Ao examinar os cálculos dos coeficientes de conversão da geometria LLAT, observou-se algumas diferenças relativas relevantes em baixas energias, para órgãos localizados na região pélvica (útero 30,27%) e na região do tórax (estômago 23,83%). Os valores de (H_T/Φ) para a postura sentada foram maiores que os valores para a postura vertical, devido ao posicionamento de alguns órgãos localizados próximos do abdômem.

O maior valor de H_T/Φ encontrado na geometria ISO ocorreu na bexiga com um valor de 32,66% devido à irradiação dos nêutrons na parte da frente da coxa e na parte de baixo do simulador na postura sentada.

Os valores encontrados para os coeficientes de conversão E/Φ apresentaram as maiores diferenças relativas na geometria de irradiação AP. Isso se deve ao fato de que a dependência energética dos coeficientes de conversão E/Φ é determinada pela localização dos órgãos, pelo fator de ponderação dos órgãos e tecidos (w_T) e pela própria geometria de irradiação. Como na geometria de irradiação AP os órgãos estão dispostos frente à fonte de nêutrons incidentes, estes contribuíram dessa forma para maiores doses efetivas.

A análise dos dados aqui apresentados permite concluir que o método de cálculo para a obtenção dos coeficientes de conversão por unidade de fluência para H_T/Φ e E/Φ aplicadas ao código de transporte de radiação MCNPX está em razoável concordância com algumas referências que utilizam nêutrons em simulações computacionais.

Os cálculos dos coeficientes de conversão encontrados neste trabalho mostraram que houve diferenças significativas em órgãos da região pélvica do simulador nas geometrias de irradiação AP, LLAT, ROT e ISO, alcançando uma diferença relativa de até 53,40% na bexiga do UFHADF na geometria rotacional, além de apresentar algumas diferenças relativas expressivas como nos ovários (77,04%) na geometria lateral-direita e no útero (56,20%) na geometria antero-posterior. Esses resultados são evidenciados em decorrência da blindagem que os órgãos dessa região sofrem pelas pernas do simulador quando este é irradiado na postura sentada, mostrando dessa forma, a relevância de se calcular os coeficientes de conversão em cenários próximos a situações reais utilizando simuladores antropomórficos em posturas diferentes.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALGHAMDI, A. A., MA, A., TZORTZIS, M. and SPYROU, N. M. **Neutron-Fluence-to-Dose Conversion Coefficients in an Anthropomorphic Phantom, Radiation Protection Dosimetry**, 115, 606-611, 2005.

ALMEIDA, E. S. de, TAUHATA, L. *Física Nuclear*. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Dois S.A., 1981.

ATTIX, F. H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. Madison, Wisconsin, John Wiley & Sons Inc., 1986.

BARROSO, D. E. G. **A física dos explosivos nucleares**. 2. ed. São Paulo: Livraria da Física, 2009.

BOZKURT, A. **Assessment of Organ Doses from Exposure to Neutrons Using the Monte Carlo Technique and an Image-Based Anatomical Model**, Doctor Thesis, Rensselaer Polytechnic Institute Troy, New York, 2000.

BOZKURT, A., CHAO, T. C. and XU, X. G. **Fluence-to-dose conversion coefficients from monoenergetic neutrons below 20 MeV based on the VIP-Man anatomical model**. *Phys. Med. Biol.* 45 3059–3079, 2000.

BOZKURT, A., CHAO, T. C. and XU, X. G. **FLUENCE-TO-DOSE CONVERSION COEFFICIENTS BASED ON THE VIP-MAN ANATOMICAL MODEL AND MCNPX CODE FOR MONOENERGETIC NEUTRONS ABOVE 20 MeV**. *Health Phys.* 81(2):184–202; 2001.

BRIESMEISTER, J. F. **“MCNP—A General Monte Carlo N-Particle Transport Code—Version 4B,”** Los Alamos National Laboratory report LA-12625-M, 1997.

CAVALCANTE, F.R., GALEANO, D.C., CARVALHO JÚNIOR, A.B., HUNT, J. **Comparison of conversion coefficients for equivalent dose in terms of air kerma using a sitting and standing female adult voxel simulators exposure to photons in antero-posterior irradiation geometry**. *Radiat Phys Chem*, 2013.

CORDEIRO, T. P. V. **Cálculo dos coeficientes de conversão para dose efetiva para nêutrons utilizando o simulador antropomórfico de voxels**. Dissertação de mestrado – UFRJ/COPPE/Programa de Engenharia Nuclear, 2009.

EISBERG, R., RESNICK, R. **FÍSICA QUÂNTICA**. Rio de Janeiro: Elsevier Editora Ltda, 1979.

GALEANO, D.C., CAVALCANTE, F.R., CARVALHO JÚNIOR, A.B., HUNT, J. **Comparison of conversion coefficients for equivalent dose in terms of air kerma for**

photons using a male adult voxel simulator in sitting and standing posture with geometry of irradiation antero-posterior. Radiat Phys Chem, 2013.

GIBBS, S. J., PUJOL, A., CHEN, T. S., MALCOLM, A. W., JAMES, A. E. **Phatient Risk from Interproximal Radiography.** Oral Surg. Oral Med. Pathol., vol. 58, pp. 347-354, 1984.

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

HAMMERSLEY, M., HANDSCOMB, D.C. **Monte Carlo Methods.** London: Methuen & Co LTD; 1964.

ICRP, 1996. **Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation.** ICRP Publication 74. Ann. ICRP 26 (3/4).

ICRP, 2002. **Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values.** ICRP Publication 89. Ann. ICRP 32 (3/4).

ICRP, 2007. **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.** ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4).

ICRP, 2010. **Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures.** ICRP Publication 116, Ann. ICRP 40 (2-5).

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

KAPLAN, I. **Física Nuclear,** Segunda Edição. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Dois S. A., 1978.

KRAMER, R., KHOURY, H.J., VIEIRA, J.W., LOUREIRO, E.C.M., LIMA, V.J.M., LIMA, F.R.A., HOFF, G. **All about FAX: a female adult voxel phantom for Monte Carlo calculation in radiation protection dosimetry.** Phys. Med. Biol. 49, 5203-5216, 2004.

LAMARSH, J. R., BARATTA, A. J. **Introduction to Nuclear Engineering,** Third Edition. Prentice Hall, Inc. Upper Saddle River, New Jersey, 2001.

LEE, C., LODWICK, D. L., HASENAUER, D., WILLIAMS, J. L., BOLCH, W. **Hybrid computational phantoms of the male and female newborn patient: NURBS-based whole-body Models.** Phys. Med. Biol., v. 52, p. 3309-3333, 2007.

LEE, C., LODWICK, D. L., HURTADO, J., PAFUNDI, D., WILLIAMS, J. L. and BOLCH, W. E. **The UF family of reference hybrid phantoms for computational radiation dosimetry.** Phys. Med. Biol. 55 339-363, 2010.

LIVERHANT, S. E. **Elementary Introduction to Nuclear Reactor Physics,** John Wiley & Sons Inc., 1960.

METROPOLIS, N., ULAM, S. **The Monte Carlo Method**. J Am Stat Assoc. 44(247), p. 335-41, 1949.

MILIAN, F. M.; GARCIA, F.; YORIYAS, H.; SIQUEIRA, P. T. D. **TOMO_MC programa para criação de INPUT FILES para o MCNPX a partir de modelos Anatômicos 3D**. XIII Seminário de Iniciação Científica. UESC, 2007.

OKUNO, E., YOSHIMURA, E.M. **Física das radiações**. São Paulo: Oficina de textos. 2010.

OLSHER, R. H. and RIPER, K. A. V. “**Application of a sitting MIRD phantom for effective dose calculations**”. Radiation Protection Dosimetry, 116 (1-4), 392-395, 2005.

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

PELOWITZ, D. B. **MCNPX User’s Manual**, Version 2.7.0, Los Alamos National Laboratory Report No. LA-CP-11-00438. 2011.

REIS JUNIOR, J. P. **AVALIAÇÕES DAS APROXIMAÇÕES UTILIZADAS NO PLANEJAMENTO DO TRATAMENTO DE BRAQUITERAPIA DE PRÓSTATA**. Tese de Doutorado – UFRJ/COPPE/Programa de Engenharia Nuclear, 2011.

SOUTO, E. de B. **Projeto, Montagem e Caracterização de um Dosímetro para Radiações de Nêutrons**. Dissertação de Mestrado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2007.

SU, L., HAN, B. and XU, X. G., “**Calculated organ equivalent doses for individuals in a sitting posture above a contaminated ground and PET imaging room**”. Radiat. Prot. Dosim. 148 (4), 439-443, 2012.

TORTORA, G. J. **Corpo Humano: Fundamentos de anatomia e fisiologia**. 8. ed. Porto Alegre: Artmed, 2012.

VILELA, E. e SANTOS, J. A. L. **INTRODUÇÃO À DOSIMETRIA DE NÊUTRONS**. Em: ZAMBONI, Cibele Bugno. **Fundamentos da física de nêutrons**. São Paulo: Editora Livraria da Física, 2007. cap. 9, p. 139-153.

YORIYAZ, H. **O MÉTODO DE MONTE CARLO PARA TRANSPORTE DE NÊUTRONS**. Em: ZAMBONI, Cibele Bugno. **Fundamentos da física de nêutrons**. São Paulo: Editora Livraria da Física, 2007. cap. 8, p. 125-137.

YORIYAZ, H. **Monte Carlo Method: principles and applications in Medical Physics**, Revista Brasileira de Física Médica. 2009;3(1):141-9.

ZAHN, G. S. **EU, O NÊUTRON (PRAZER EM CONHECER)**. Em: ZAMBONI, Cibele Bugno. **Fundamentos da física de nêutrons**. São Paulo: Editora Livraria da Física, 2007. cap. 1, p. 1-18.

ZAMBONI, Cibele Bugno. **Fundamentos da física de nêutrons**. São Paulo: Editora Livraria da Física, 2007.

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

VOLVIEW, VolView 2.0 Free. Disponível em:
<http://www.kitware.com/opensource/volview.html> Acesso em: 30 de novembro de 2013.

ANEXOS

ANEXO A – PERDA MÉDIA DA ENERGIA DO NÊUTRON POR COLISÃO EM ESCALA LOGARÍTIMICA

O parâmetro, ξ , perda média da energia do nêutron por colisão em escala logarítmica, é dado por:

$$\xi = \overline{\ln E_0 - \ln E} = \overline{\ln \frac{E_0}{E}}$$

Sendo $E_0 = (1-r)$ todas as faixas de valores de energia que um nêutron pode ter após uma colisão, temos que:

$$PdE = \frac{dE}{E_0(1-r)}$$

onde PdE é a probabilidade do nêutron de energia inicial E_0 tenha uma energia, após uma colisão compreendida entre E e $E + dE$, com isso:

$$\xi = \ln \frac{E_0}{E} = \int_E^{E_0} \ln \frac{E_0}{E} \cdot PdE = \int_E^{E_0} \left(\ln \frac{E_0}{E} \right) \cdot \frac{dE}{E_0(1-r)}$$

tomando $\frac{E_0}{E} = \frac{1}{x}$

onde, para $x = 1 \Rightarrow E = E_0$ e para $x = r \Rightarrow E = rE_0$, então:

$$\xi = \frac{1}{1-r} \int_r^1 \ln \frac{1}{x} dx$$

$$\xi = \frac{1}{1-r} \int_1^r \ln x \, dx$$

$$\xi = \frac{1}{1-r} (r \ln r - r + 1)$$

$$\xi = 1 + \frac{1}{1-r} \ln r$$

chamando $r = \frac{(A-1)^2}{(A+1)^2}$, em que A é a razão de massa do moderador para a massa do nêutron,

substituindo na equação acima, temos:

$$\xi = 1 + \frac{\left[\frac{(A-1)}{(A+1)} \right]^2 \ln \left[\frac{(A-1)}{(A+1)} \right]^2}{1 - \left[\frac{(A-1)}{(A+1)} \right]^2}$$

$$\xi = 1 + \frac{(A-1)^2}{2A} \ln \frac{A-1}{A+1} \text{ ou } \xi = 1 - \frac{(A-1)^2}{2A} \ln \frac{A+1}{A-1}$$

Se a razão entre a massa do moderador com a massa do nêutron for $A > 10$, aproxima-se ξ para

$$\xi \approx \frac{2}{A + \frac{2}{3}}$$

**ANEXO B – TABELAS CONTENDO OS COEFICIENTES DE CONVERSÃO PARA
TODOS OS ÓRGÃOS E TECIDOS DO SIMULADOR UFHADF NAS POSTURAS
SENTADA E VERTICAL IRRADIADO NAS GEOMETRIAS AP, PA, RLAT, LLAT,
ROT E ISO**

Tabela B12: Coeficientes de conversão para os adrenais do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia do Nêutron (MeV)	Coeficientes de conversão H_T/Φ (pSv.cm ²)											
	AP		PA		RLAT		LLAT		ROT		ISO	
	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical
0,000000001	0,48	0,52	1,20	1,25	0,41	0,34	0,22	0,20	0,70	0,66	0,51	0,51
0,00000001	0,62	0,69	1,71	1,78	0,53	0,45	0,27	0,25	0,97	0,96	0,68	0,66
0,0000001	0,93	1,03	2,84	2,90	0,83	0,68	0,40	0,36	1,53	1,48	1,05	1,04
0,000001	1,34	1,47	4,41	4,54	1,23	1,01	0,58	0,52	2,31	2,23	1,57	1,56
0,00001	1,56	1,72	5,32	5,42	1,47	1,20	0,65	0,60	2,77	2,64	1,87	1,84
0,0001	1,64	1,82	5,67	5,77	1,57	1,29	0,66	0,64	2,97	2,85	1,99	1,99
0,001	1,73	1,89	5,81	5,99	1,65	1,34	0,70	0,64	3,10	2,91	2,09	2,06
0,01	1,74	1,88	5,76	5,89	1,66	1,34	0,70	0,66	3,01	2,86	2,04	2,06
0,1	1,99	2,13	7,47	7,65	1,95	1,54	0,83	0,78	3,72	3,59	2,41	2,38
1	15,90	16,17	176,08	176,16	43,06	17,21	7,66	7,80	74,61	68,61	45,43	44,26
5	231,11	227,30	536,50	539,05	297,33	178,10	187,59	186,66	370,99	339,79	247,26	251,78
10	340,36	338,82	552,36	552,72	383,03	261,71	264,75	261,91	452,97	415,17	323,73	326,77
50	403,13	404,64	435,49	435,58	414,48	339,36	355,57	354,33	453,31	422,02	377,22	377,44
100	387,07	386,82	396,49	397,70	397,96	348,09	363,29	359,00	442,63	403,44	368,23	373,76
500	412,64	404,42	294,70	301,06	365,78	368,11	381,92	369,01	401,01	359,91	375,93	371,21
1000	558,29	548,90	412,83	413,46	507,95	498,37	515,10	513,64	550,43	504,43	507,08	506,14
5000	788,19	800,20	633,85	641,44	759,55	764,84	793,78	793,29	785,09	753,34	791,25	777,72
10000	1.162,68	1.166,75	942,40	978,98	1.125,28	1.136,43	1.159,35	1.165,56	1.179,28	1.135,80	1.141,68	1.127,04

Tabela B2: Coeficientes de conversão para as amígdalas do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia do Nêutron (MeV)	Coeficientes de conversão H_T/Φ (pSv.cm ²)											
	AP		PA		RLAT		LLAT		ROT		ISO	
	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical
0,000000001	0,74	0,72	0,76	0,77	0,95	0,93	0,61	0,61	0,87	0,86	0,70	0,66
0,00000001	0,98	0,97	1,04	1,04	1,32	1,35	0,86	0,85	1,30	1,20	0,94	0,95
0,0000001	1,47	1,46	1,74	1,75	2,21	2,17	1,39	1,38	2,12	1,96	1,52	1,47
0,000001	2,15	2,17	2,72	2,76	3,39	3,47	2,03	2,03	3,13	3,02	2,19	2,20
0,00001	2,60	2,57	3,28	3,28	4,08	4,17	2,29	2,27	3,95	3,48	2,56	2,67
0,0001	2,73	2,75	3,46	3,49	4,37	4,31	2,26	2,26	3,98	3,74	2,82	2,68
0,001	2,84	2,81	3,47	3,42	4,31	4,27	2,19	2,18	4,03	3,78	2,84	2,69
0,01	2,76	2,75	3,31	3,35	4,14	4,10	2,19	2,19	3,80	3,73	2,71	2,63
0,1	3,18	3,08	4,75	4,69	6,13	6,29	6,42	6,44	5,50	5,33	3,60	3,66
1	82,02	83,97	162,74	162,40	185,04	187,63	163,88	164,42	171,06	161,38	106,71	108,00
5	353,95	356,12	491,98	490,66	511,16	515,50	510,94	512,07	515,81	472,10	363,80	367,38
10	404,28	400,90	512,16	510,98	525,20	522,80	525,80	527,85	536,94	506,51	402,36	409,20
50	374,77	377,28	412,73	421,35	415,12	414,26	412,63	412,08	458,86	425,59	377,56	363,07
100	359,68	357,68	379,25	385,48	384,24	383,88	380,60	381,38	413,16	379,41	373,09	358,16
500	286,86	286,63	283,96	291,05	278,24	272,89	287,69	286,32	310,53	281,24	305,59	302,07
1000	389,68	384,55	383,43	403,55	383,08	370,77	394,53	392,61	415,54	386,92	420,94	407,22
5000	601,97	612,50	592,09	588,12	587,15	565,30	586,17	587,57	641,41	601,47	629,95	639,46
10000	905,96	943,99	906,03	876,24	896,26	862,43	919,98	918,64	976,36	940,80	944,69	948,73

Tabela B3: Coeficientes de conversão para o baço do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia do Nêutron (MeV)	Coeficientes de conversão H_T/Φ (pSv.cm ²)											
	AP		PA		RLAT		LLAT		ROT		ISO	
	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical
0,000000001	0,66	0,75	1,41	1,47	1,15	0,83	0,09	0,08	0,95	0,92	0,67	0,68
0,00000001	0,87	0,99	1,91	2,00	1,55	1,10	0,12	0,10	1,27	1,27	0,90	0,90
0,0000001	1,29	1,45	2,96	3,10	2,39	1,66	0,17	0,14	1,93	1,91	1,34	1,33
0,000001	1,84	2,05	4,34	4,57	3,43	2,33	0,23	0,19	2,84	2,74	1,94	1,90
0,00001	2,17	2,39	5,02	5,33	3,90	2,71	0,26	0,22	3,27	3,17	2,23	2,20
0,0001	2,31	2,55	5,19	5,49	4,02	2,84	0,26	0,22	3,40	3,28	2,32	2,27
0,001	2,37	2,62	5,19	5,50	3,98	2,89	0,25	0,22	3,40	3,32	2,33	2,31
0,01	2,37	2,60	5,04	5,32	3,84	2,82	0,26	0,22	3,31	3,23	2,26	2,24
0,1	2,66	2,89	8,66	8,95	7,14	3,31	0,28	0,25	5,65	5,19	3,64	3,41
1	40,63	40,96	208,31	210,94	160,73	63,12	0,88	0,81	122,40	110,52	80,02	74,01
5	296,01	292,19	543,76	550,30	456,20	317,66	86,05	84,35	402,96	377,02	290,34	287,90
10	380,32	372,81	539,31	547,11	474,53	374,89	158,09	154,59	454,63	426,89	342,69	342,17
50	396,42	392,15	418,02	421,26	400,50	367,54	313,00	309,82	433,99	400,38	364,52	365,32
100	379,47	375,41	379,32	382,00	367,87	354,01	334,81	333,05	409,88	381,47	356,70	357,99
500	362,71	350,31	273,00	279,26	273,11	280,74	406,94	398,71	370,65	340,43	339,42	339,38
1000	489,16	475,57	372,47	379,67	370,78	383,61	558,65	550,42	488,26	459,80	462,50	461,72
5000	706,58	705,32	588,63	597,52	609,36	633,98	854,88	845,63	759,23	700,94	724,62	711,88
10000	1.052,89	1.047,76	890,40	900,14	903,81	935,23	1.207,75	1.200,43	1.117,21	1.039,75	1.050,11	1.046,71

Tabela B16: Coeficientes de conversão para a bexiga do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia do Nêutron (MeV)	Coeficientes de conversão H_T/Φ (pSv.cm ²)											
	AP		PA		RLAT		LLAT		ROT		ISO	
	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical
0,000000001	0,71	1,33	0,53	0,60	0,36	0,26	0,21	0,17	0,53	0,75	0,54	0,58
0,00000001	0,94	1,83	0,68	0,81	0,48	0,35	0,27	0,21	0,70	1,00	0,72	0,74
0,0000001	1,36	2,87	1,01	1,20	0,73	0,52	0,38	0,31	1,02	1,48	1,05	1,13
0,000001	2,02	4,32	1,46	1,74	1,08	0,77	0,55	0,44	1,43	2,14	1,48	1,67
0,00001	2,39	5,13	1,71	2,05	1,28	0,89	0,62	0,52	1,68	2,51	1,73	1,94
0,0001	2,52	5,41	1,82	2,17	1,36	0,95	0,65	0,54	1,80	2,66	1,85	2,08
0,001	2,59	5,49	1,90	2,24	1,42	0,98	0,66	0,55	1,86	2,72	1,93	2,11
0,01	2,58	5,44	1,90	2,25	1,43	0,97	0,68	0,56	1,86	2,71	1,91	2,09
0,1	3,92	7,64	2,20	2,54	1,65	1,13	0,80	0,65	2,22	3,39	2,30	2,65
1	109,47	174,61	26,32	26,61	20,41	14,91	6,71	5,72	28,38	60,91	34,46	51,17
5	394,21	525,29	255,77	266,09	236,12	184,23	213,98	183,01	250,55	315,92	238,38	258,35
10	450,84	542,30	349,16	361,75	332,33	274,19	299,24	261,32	343,37	392,77	320,76	330,44
50	443,83	428,63	385,60	396,70	384,57	350,65	367,77	347,07	399,35	393,25	371,63	368,47
100	416,45	392,85	376,51	381,40	374,88	356,76	367,03	353,23	398,60	381,78	368,55	369,46
500	385,80	298,28	369,75	384,69	381,85	365,82	386,36	377,33	400,01	358,68	373,88	368,32
1000	529,41	408,04	504,18	523,11	516,73	502,69	529,36	523,29	543,85	484,01	514,44	502,67
5000	796,62	640,85	758,26	756,11	776,18	767,64	819,11	812,98	820,89	728,80	782,82	776,68
10000	1.154,75	978,91	1.124,35	1.136,56	1.138,73	1.126,14	1.194,84	1.175,96	1.197,41	1.087,46	1.155,42	1.132,96

Tabela B18: Coeficientes de conversão para o cérebro do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia do Nêutron (MeV)	Coeficientes de conversão H_T/Φ (pSv.cm ²)											
	AP		PA		RLAT		LLAT		ROT		ISO	
	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical
0,000000001	0,57	0,57	0,75	0,75	0,83	0,82	0,61	0,61	0,81	0,75	0,66	0,66
0,00000001	0,78	0,78	1,05	1,05	1,17	1,17	0,85	0,85	1,15	1,07	0,93	0,92
0,0000001	1,23	1,22	1,69	1,69	1,94	1,94	1,37	1,37	1,87	1,74	1,50	1,50
0,000001	1,82	1,82	2,52	2,51	2,93	2,92	1,94	1,94	2,82	2,63	2,25	2,23
0,00001	2,12	2,11	2,89	2,90	3,39	3,38	2,10	2,11	3,24	3,03	2,59	2,58
0,0001	2,19	2,18	2,95	2,96	3,46	3,45	2,05	2,05	3,33	3,09	2,63	2,62
0,001	2,18	2,18	2,92	2,93	3,43	3,41	1,94	1,94	3,29	3,07	2,61	2,62
0,01	2,09	2,08	2,79	2,79	3,28	3,27	1,98	1,98	3,16	2,95	2,48	2,49
0,1	4,09	4,08	6,00	6,01	7,39	7,39	8,16	8,16	6,71	6,26	5,38	5,41
1	115,24	114,91	156,56	156,48	184,30	184,37	191,62	191,61	174,06	162,48	144,52	145,26
5	376,64	376,09	428,68	428,41	475,77	476,01	513,60	513,92	478,23	445,96	403,62	405,02
10	412,71	412,20	446,84	446,75	483,90	483,94	524,01	523,57	496,65	462,71	424,67	426,84
50	376,20	375,88	382,99	382,87	394,82	395,01	403,11	402,46	420,12	391,78	374,64	375,64
100	359,55	358,65	360,46	360,30	366,64	366,45	371,75	370,82	393,67	366,64	356,95	357,96
500	272,90	271,52	255,87	255,66	256,80	257,61	258,67	258,56	280,18	261,50	269,29	269,68
1000	370,95	369,06	348,44	348,42	349,95	350,27	354,99	353,42	383,19	357,66	368,26	367,97
5000	570,71	568,97	546,81	545,46	538,24	538,75	541,31	538,18	590,04	553,06	574,19	576,78
10000	863,03	860,73	828,89	827,61	822,38	821,65	836,63	834,02	900,78	841,26	860,39	866,56

Tabela B19: Coeficientes de conversão para o cólon do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia do Nêutron (MeV)	Coeficientes de conversão H_T/Φ (pSv.cm ²)											
	AP		PA		RLAT		LLAT		ROT		ISO	
	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical
0,000000001	0,96	1,10	0,62	0,66	0,52	0,41	0,37	0,32	0,73	0,74	0,58	0,54
0,00000001	1,29	1,51	0,83	0,89	0,69	0,55	0,48	0,42	0,97	1,00	0,75	0,72
0,0000001	1,98	2,36	1,24	1,35	1,06	0,85	0,74	0,66	1,46	1,54	1,11	1,09
0,000001	2,96	3,55	1,79	1,97	1,57	1,27	1,06	0,96	2,14	2,26	1,59	1,59
0,00001	3,53	4,21	2,11	2,33	1,85	1,50	1,19	1,08	2,54	2,69	1,86	1,88
0,0001	3,72	4,45	2,25	2,48	1,95	1,59	1,19	1,08	2,69	2,83	1,98	1,99
0,001	3,82	4,56	2,33	2,57	2,00	1,63	1,16	1,05	2,76	2,90	2,03	2,05
0,01	3,81	4,54	2,34	2,57	1,98	1,63	1,17	1,05	2,75	2,87	2,01	2,03
0,1	5,12	5,92	2,70	2,95	2,79	2,02	2,78	2,65	3,51	3,69	2,49	2,55
1	128,38	132,60	46,52	47,15	52,57	45,81	70,43	69,03	72,13	76,54	46,66	51,41
5	469,52	471,55	315,11	318,58	269,93	267,96	326,99	315,36	351,32	351,50	253,26	264,27
10	512,54	505,31	399,63	403,39	343,99	344,35	390,64	376,70	426,55	419,99	325,68	333,24
50	441,30	421,23	408,31	411,01	378,77	381,51	398,57	390,03	429,80	412,74	372,16	371,70
100	403,61	389,40	389,32	391,62	369,87	371,83	380,23	374,30	409,00	391,22	366,79	365,24
500	342,53	306,79	369,68	374,04	360,73	357,77	353,97	345,39	380,51	356,87	368,37	361,06
1000	467,22	416,33	502,22	507,69	493,26	489,11	483,39	471,40	514,31	488,43	503,39	493,62
5000	698,71	648,15	740,79	737,36	749,91	743,15	733,75	719,82	784,53	730,61	773,91	755,49
10000	1.037,84	976,75	1.098,85	1.094,07	1.099,21	1.090,56	1.077,74	1.053,48	1.150,36	1.088,14	1.125,93	1.097,18

Tabela B20: Coeficientes de conversão para o coração do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia do Nêutron (MeV)	Coeficientes de conversão H_T/Φ (pSv.cm ²)											
	AP		PA		RLAT		LLAT		ROT		ISO	
	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical
0,000000001	1,04	1,03	0,58	0,58	0,47	0,44	0,19	0,17	0,66	0,64	0,51	0,50
0,00000001	1,43	1,42	0,80	0,81	0,63	0,59	0,24	0,22	0,89	0,86	0,69	0,67
0,0000001	2,28	2,27	1,27	1,29	0,95	0,91	0,35	0,33	1,40	1,36	1,06	1,06
0,000001	3,48	3,46	1,94	1,97	1,41	1,35	0,51	0,47	2,12	2,05	1,60	1,58
0,00001	4,16	4,15	2,34	2,37	1,69	1,63	0,59	0,55	2,53	2,45	1,90	1,88
0,0001	4,43	4,40	2,53	2,55	1,82	1,75	0,62	0,58	2,71	2,62	2,04	2,02
0,001	4,55	4,54	2,64	2,67	1,89	1,82	0,62	0,59	2,80	2,69	2,12	2,11
0,01	4,55	4,52	2,69	2,72	1,90	1,83	0,64	0,60	2,82	2,71	2,12	2,10
0,1	5,89	5,86	3,18	3,21	2,27	2,22	0,78	0,74	3,41	3,30	2,59	2,59
1	122,38	122,16	51,68	51,83	51,13	55,34	17,00	16,85	66,02	63,58	51,16	51,24
5	449,49	446,55	328,90	330,39	303,70	317,67	269,90	268,80	349,39	334,00	278,00	280,08
10	489,35	485,82	406,91	408,32	375,39	388,29	348,43	346,41	423,24	404,16	346,33	348,04
50	415,40	412,87	402,45	402,83	385,95	389,92	391,89	390,10	415,77	399,46	370,77	370,74
100	385,16	383,08	382,68	384,49	370,97	373,71	378,59	376,72	400,86	379,96	364,69	363,30
500	311,10	306,17	357,05	359,28	331,98	331,09	359,62	357,56	361,06	341,85	353,26	349,85
1000	424,56	418,14	486,88	488,65	453,23	452,30	491,57	486,48	494,12	465,09	479,28	476,76
5000	648,01	639,48	712,13	714,53	696,37	690,29	735,60	730,00	741,22	705,48	732,57	730,06
10000	983,73	969,67	1.064,06	1.064,30	1.035,67	1.026,03	1.082,87	1.077,71	1.099,75	1.061,16	1.079,12	1.080,20

Tabela B21: Coeficientes de conversão para o esôfago do simulador UFHADP nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia do Nêutron (MeV)	Coeficientes de conversão H_T/Φ (pSv.cm ²)											
	AP		PA		RLAT		LLAT		ROT		ISO	
	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical
0,000000001	0,71	0,70	0,88	0,89	0,43	0,41	0,28	0,27	0,68	0,65	0,51	0,51
0,00000001	0,95	0,96	1,23	1,27	0,57	0,54	0,37	0,36	0,94	0,88	0,70	0,68
0,0000001	1,51	1,52	2,01	2,06	0,86	0,82	0,55	0,54	1,45	1,40	1,09	1,09
0,000001	2,29	2,32	3,13	3,18	1,27	1,20	0,81	0,79	2,20	2,12	1,63	1,64
0,00001	2,77	2,81	3,82	3,86	1,51	1,44	0,93	0,91	2,67	2,55	1,97	1,93
0,0001	2,95	3,01	4,11	4,18	1,63	1,55	0,98	0,94	2,83	2,73	2,13	2,10
0,001	3,06	3,09	4,24	4,31	1,68	1,60	0,96	0,94	2,94	2,82	2,19	2,17
0,01	3,07	3,12	4,33	4,36	1,67	1,58	0,96	0,93	2,96	2,79	2,20	2,19
0,1	3,87	3,88	5,03	5,08	1,96	1,86	1,11	1,04	3,57	3,39	2,61	2,62
1	75,57	76,16	98,39	98,68	34,74	33,43	31,66	31,82	73,36	68,24	51,65	51,60
5	365,64	366,59	433,76	431,88	244,03	238,52	265,19	265,18	378,06	352,25	283,90	285,93
10	436,04	435,32	481,64	482,69	319,46	316,86	329,44	327,61	450,62	419,55	354,26	356,57
50	416,32	409,66	417,27	417,13	360,76	361,36	376,17	370,32	442,25	407,92	379,49	376,75
100	389,44	387,31	388,52	389,32	357,51	356,26	368,24	366,81	409,23	385,19	368,21	367,83
500	351,57	344,33	323,12	324,85	334,84	337,98	344,48	341,27	371,16	344,92	352,85	351,72
1000	477,08	472,79	437,96	436,64	459,79	459,75	468,86	468,00	500,98	468,66	483,77	472,00
5000	697,46	689,55	657,00	646,73	699,53	709,98	710,61	711,95	760,60	696,88	726,07	725,70
10000	1.050,79	1.040,46	997,76	996,25	1.040,83	1.067,64	1.076,69	1.067,41	1.124,02	1.047,17	1.079,55	1.065,81

Tabela B22: Coeficientes de conversão para o estômago do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia do Nêutron (MeV)	Coeficientes de conversão H_T/Φ (pSv.cm ²)											
	AP		PA		RLAT		LLAT		ROT		ISO	
	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical
0,000000001	1,06	1,03	0,67	0,66	0,82	0,78	0,16	0,13	0,78	0,73	0,56	0,53
0,00000001	1,42	1,40	0,91	0,89	1,09	1,06	0,19	0,16	1,04	0,99	0,74	0,71
0,0000001	2,16	2,15	1,39	1,37	1,68	1,69	0,28	0,24	1,57	1,53	1,11	1,09
0,000001	3,18	3,18	2,05	2,04	2,49	2,55	0,40	0,34	2,31	2,25	1,61	1,60
0,00001	3,80	3,76	2,43	2,44	2,93	3,04	0,45	0,39	2,75	2,66	1,88	1,87
0,0001	4,04	4,01	2,60	2,61	3,12	3,20	0,47	0,41	2,92	2,84	2,00	1,99
0,001	4,18	4,13	2,69	2,70	3,18	3,26	0,48	0,41	3,01	2,91	2,07	2,07
0,01	4,19	4,14	2,70	2,71	3,15	3,22	0,47	0,41	3,01	2,89	2,07	2,04
0,1	5,13	5,08	3,12	3,13	4,19	4,81	0,55	0,49	3,76	3,64	2,48	2,52
1	113,94	112,61	55,29	55,66	96,07	131,65	7,38	7,03	79,40	75,79	46,63	49,37
5	458,93	451,04	345,39	348,43	389,27	455,84	192,42	189,69	370,02	352,53	260,15	265,52
10	503,57	493,60	424,68	428,38	439,61	493,37	278,74	273,76	440,99	419,25	330,18	335,20
50	426,31	417,45	416,00	419,58	403,01	420,17	376,77	372,63	430,24	407,56	372,23	373,76
100	393,19	389,07	392,69	393,54	379,91	388,52	373,06	369,85	406,13	388,37	368,58	368,77
500	322,94	312,78	363,90	368,53	315,76	310,85	387,37	383,03	380,75	355,95	366,35	358,49
1000	438,32	425,23	493,04	499,46	429,90	425,36	526,53	523,64	510,95	485,25	497,49	493,95
5000	667,70	659,02	721,42	725,50	676,42	661,10	795,83	785,21	764,12	732,82	763,82	749,81
10000	1.007,12	990,91	1.077,26	1.088,72	1.008,05	997,03	1.151,51	1.141,04	1.137,89	1.079,09	1.111,55	1.099,64

Tabela B23: Coeficientes de conversão para a ET do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia do Nêutron (MeV)	Coeficientes de conversão H_T/Φ (pSv.cm ²)											
	AP		PA		RLAT		LLAT		ROT		ISO	
	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical
0,000000001	1,56	1,55	0,51	0,51	0,86	0,86	0,29	0,28	1,01	0,94	0,75	0,75
0,00000001	2,13	2,12	0,70	0,69	1,19	1,18	0,39	0,37	1,41	1,35	1,02	1,03
0,0000001	3,30	3,31	1,12	1,12	1,88	1,86	0,59	0,58	2,20	2,07	1,60	1,58
0,000001	4,65	4,65	1,72	1,73	2,83	2,81	0,90	0,87	3,17	3,07	2,26	2,28
0,00001	5,10	5,07	2,07	2,09	3,24	3,23	1,04	1,01	3,64	3,49	2,57	2,56
0,0001	5,00	5,01	2,19	2,22	3,30	3,27	1,06	1,03	3,75	3,54	2,63	2,59
0,001	4,82	4,81	2,23	2,27	3,23	3,22	1,05	1,02	3,67	3,47	2,59	2,57
0,01	4,64	4,62	2,20	2,21	3,08	3,06	1,03	1,01	3,54	3,34	2,46	2,49
0,1	18,31	18,35	2,63	2,62	8,41	8,43	1,67	1,66	9,91	9,60	6,26	6,25
1	322,96	323,17	73,38	72,40	212,83	212,95	48,36	48,08	216,47	208,24	133,36	133,29
5	587,75	589,11	335,48	336,77	508,32	506,44	297,69	295,73	515,00	490,52	355,59	356,16
10	544,50	544,04	386,91	387,52	505,39	504,11	354,33	351,70	513,30	488,75	378,75	381,98
50	398,43	398,15	369,71	372,19	401,98	401,74	377,30	376,22	402,17	391,22	356,41	352,35
100	352,33	353,06	353,93	356,77	365,45	363,89	372,88	375,52	373,59	357,95	341,86	332,41
500	225,21	224,51	312,12	306,47	270,24	266,50	351,39	353,70	285,43	274,72	283,61	286,15
1000	312,27	309,22	421,94	415,35	364,90	361,78	488,77	488,68	385,91	369,67	397,77	383,28
5000	493,51	487,76	604,38	612,50	556,42	545,44	738,39	741,09	575,33	552,20	612,45	608,66
10000	769,09	755,20	913,81	919,29	843,78	842,84	1.128,23	1.135,05	885,20	842,69	915,65	889,32

*ET: região extra toraxica.

Tabela B24: Coeficientes de conversão para o fígado do simulador UFHADP nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia do Nêutron (MeV)	Coeficientes de conversão H_T/Φ (pSv.cm ²)											
	AP		PA		RLAT		LLAT		ROT		ISO	
	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical
0,000000001	0,94	0,94	0,78	0,79	0,25	0,22	0,57	0,53	0,75	0,71	0,55	0,53
0,00000001	1,26	1,28	1,06	1,08	0,33	0,29	0,76	0,71	1,01	0,97	0,73	0,70
0,0000001	1,93	1,97	1,65	1,68	0,49	0,44	1,16	1,10	1,53	1,49	1,10	1,07
0,000001	2,89	2,92	2,46	2,51	0,72	0,64	1,67	1,60	2,28	2,21	1,60	1,57
0,00001	3,45	3,48	2,92	2,99	0,84	0,76	1,87	1,79	2,72	2,62	1,89	1,88
0,0001	3,70	3,71	3,11	3,17	0,90	0,80	1,88	1,80	2,89	2,78	2,00	1,99
0,001	3,82	3,85	3,20	3,26	0,92	0,83	1,83	1,75	2,96	2,87	2,07	2,06
0,01	3,85	3,85	3,19	3,26	0,92	0,83	1,85	1,77	2,97	2,87	2,06	2,06
0,1	4,70	4,71	4,04	4,12	1,04	0,95	4,85	4,59	3,81	3,63	2,55	2,54
1	90,71	90,41	74,86	75,56	11,99	12,86	117,22	117,09	72,38	68,26	45,08	45,59
5	403,08	397,97	359,90	362,98	153,51	157,26	441,84	439,92	349,24	332,53	251,10	255,46
10	459,76	453,00	427,76	431,02	240,63	244,88	485,38	481,93	422,93	401,47	322,75	326,34
50	413,67	407,13	407,52	409,23	341,91	345,12	412,10	409,14	421,50	400,54	365,59	366,09
100	385,69	381,45	384,01	385,17	350,68	352,11	379,32	376,82	402,33	384,31	361,05	360,57
500	336,99	327,02	352,32	355,87	392,73	390,24	305,02	301,95	377,61	360,03	364,50	360,96
1000	456,66	445,55	478,80	483,26	536,82	535,93	414,89	411,19	512,24	487,91	497,22	492,05
5000	686,12	676,74	708,25	709,49	812,86	809,89	646,57	640,53	775,01	737,17	762,25	752,87
10000	1.028,07	1.013,65	1.058,43	1.063,01	1.172,36	1.167,79	972,21	962,09	1.152,40	1.094,28	1.110,96	1.103,27

Tabela B25: Coeficientes de conversão para as glândulas salivares do simulador UFHADP nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia do Nêutron (MeV)	Coeficientes de conversão H_T/Φ (pSv.cm ²)											
	AP		PA		RLAT		LLAT		ROT		ISO	
	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical
0,000000001	1,00	0,98	0,61	0,61	1,23	1,23	0,62	0,61	1,11	1,04	0,82	0,82
0,000000001	1,29	1,28	0,83	0,83	1,72	1,71	0,86	0,86	1,55	1,43	1,11	1,11
0,00000001	1,89	1,86	1,34	1,34	2,67	2,66	1,41	1,40	2,37	2,23	1,67	1,66
0,0000001	2,64	2,62	2,07	2,06	3,66	3,61	2,08	2,07	3,33	3,11	2,32	2,30
0,000001	2,97	2,97	2,46	2,44	4,03	3,98	2,33	2,32	3,69	3,52	2,57	2,54
0,0001	3,05	3,06	2,53	2,53	4,00	3,94	2,32	2,30	3,72	3,52	2,60	2,56
0,001	3,03	3,02	2,52	2,50	3,86	3,84	2,22	2,22	3,67	3,45	2,54	2,54
0,01	2,87	2,84	2,39	2,40	3,82	3,78	2,22	2,21	3,58	3,37	2,47	2,43
0,1	5,87	5,88	5,21	5,35	16,17	16,38	6,32	6,35	12,69	11,99	8,39	8,39
1	168,16	168,40	184,57	186,04	254,00	254,86	164,59	164,50	234,90	223,97	159,91	159,76
5	448,95	447,04	501,51	501,75	524,25	523,44	513,58	514,22	532,37	507,14	390,22	390,15
10	462,51	460,31	510,91	511,04	516,54	516,33	527,44	528,40	533,77	506,70	410,88	410,04
50	390,46	388,86	414,89	413,29	408,96	407,89	412,06	413,27	433,35	412,22	370,87	370,51
100	361,90	358,96	380,02	376,22	365,46	365,65	383,82	381,89	392,41	372,85	349,88	348,88
500	243,10	242,95	274,87	271,01	257,38	256,29	286,13	287,04	279,88	253,37	274,22	270,38
1000	332,54	328,54	368,41	362,06	344,66	346,32	393,46	393,40	382,44	340,11	369,88	370,44
5000	530,15	521,75	547,34	541,84	531,81	531,33	585,48	585,99	569,67	522,25	574,82	567,95
10000	798,99	793,20	836,13	828,99	799,66	797,53	919,48	919,09	856,11	789,34	850,22	845,00

Tabela B26: Coeficientes de conversão para o intestino delgado do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia do Nêutron (MeV)	Coeficientes de conversão H_T/Φ (pSv.cm ²)											
	AP		PA		RLAT		LLAT		ROT		ISO	
	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical
0,000000001	0,83	0,96	0,65	0,69	0,45	0,37	0,35	0,29	0,67	0,68	0,53	0,49
0,00000001	1,11	1,31	0,88	0,93	0,61	0,50	0,45	0,38	0,89	0,92	0,69	0,66
0,0000001	1,68	2,04	1,34	1,44	0,92	0,76	0,67	0,58	1,35	1,40	1,01	1,01
0,000001	2,50	3,06	1,98	2,13	1,36	1,14	0,97	0,86	1,97	2,08	1,45	1,47
0,00001	3,00	3,65	2,34	2,52	1,61	1,35	1,12	0,99	2,34	2,46	1,70	1,73
0,0001	3,20	3,89	2,49	2,69	1,71	1,43	1,16	1,01	2,50	2,62	1,81	1,84
0,001	3,33	4,02	2,59	2,78	1,77	1,48	1,15	1,01	2,59	2,70	1,87	1,92
0,01	3,36	4,04	2,60	2,79	1,78	1,47	1,17	1,01	2,60	2,70	1,88	1,91
0,1	4,23	4,96	3,09	3,29	2,18	2,00	1,98	1,86	3,15	3,33	2,22	2,31
1	99,88	101,83	52,34	52,67	42,72	41,30	50,61	51,92	59,17	62,33	34,76	40,24
5	443,43	434,84	333,75	335,57	283,69	249,54	343,78	336,41	347,02	341,58	237,43	250,64
10	504,11	485,30	416,20	418,80	369,08	328,92	418,74	407,64	431,88	417,60	318,54	326,75
50	443,66	421,54	414,04	416,63	399,31	375,10	421,40	412,11	436,29	412,88	372,87	373,14
100	406,60	391,00	392,19	394,32	385,06	369,72	397,30	389,96	416,54	392,59	368,80	368,47
500	360,29	324,83	370,24	373,85	374,02	365,43	369,77	354,47	391,39	364,23	379,40	369,99
1000	487,55	440,50	502,86	506,19	509,23	498,34	500,48	482,92	531,72	493,28	517,93	506,13
5000	718,82	677,45	746,17	741,58	766,79	761,97	755,17	730,80	791,27	743,91	791,58	776,96
10000	1.074,82	1.015,34	1.110,35	1.103,84	1.126,39	1.117,57	1.114,00	1.078,06	1.182,64	1.104,36	1.153,21	1.134,14

Tabela B27: Coeficientes de conversão para a medula vermelha do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia do Nêutron (MeV)	Coeficientes de conversão H_T/Φ (pSv.cm ²)											
	AP		PA		RLAT		LLAT		ROT		ISO	
	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical
0,000000001	0,61	0,78	0,96	1,05	0,52	0,46	0,34	0,31	0,73	0,76	0,58	0,59
0,00000001	0,86	1,05	1,34	1,46	0,70	0,62	0,45	0,42	1,00	1,04	0,79	0,79
0,0000001	1,24	1,61	2,16	2,33	1,09	0,95	0,67	0,63	1,56	1,61	1,21	1,22
0,000001	1,76	2,33	3,26	3,50	1,60	1,39	0,94	0,88	2,30	2,36	1,76	1,77
0,00001	2,03	2,70	3,83	4,10	1,86	1,61	1,06	0,99	2,68	2,75	2,04	2,06
0,0001	2,09	2,81	4,00	4,29	1,94	1,67	1,06	1,00	2,79	2,86	2,13	2,14
0,001	2,11	2,85	4,04	4,35	1,96	1,69	1,04	0,98	2,83	2,89	2,15	2,17
0,01	2,09	2,82	3,99	4,29	1,92	1,65	1,06	1,00	2,79	2,85	2,11	2,13
0,1	4,29	5,20	6,84	7,16	3,61	3,20	2,73	2,60	5,08	5,04	3,92	3,90
1	73,82	93,93	141,15	144,77	75,05	64,37	58,43	54,49	101,74	99,73	77,04	75,90
5	277,66	343,82	424,87	438,76	288,42	255,64	285,51	274,97	358,06	352,55	279,99	281,27
10	338,77	401,86	456,00	469,65	347,44	316,26	338,97	328,65	416,25	407,06	334,30	336,58
50	364,11	390,45	394,47	401,73	367,10	353,40	377,22	372,84	415,52	395,90	357,58	360,25
100	350,42	364,78	362,58	367,70	351,29	344,45	369,51	365,97	391,97	370,71	345,63	348,26
500	347,54	333,54	294,41	299,44	328,31	331,87	345,79	347,06	358,24	334,09	333,81	336,89
1000	473,60	453,57	401,59	407,31	449,27	454,14	476,36	478,05	487,86	455,72	457,18	461,18
5000	698,40	663,72	607,62	610,18	674,51	688,56	724,18	728,17	728,16	676,45	692,03	697,97
10000	1.045,03	1.010,04	937,04	944,23	1.014,32	1.031,00	1.091,95	1.096,12	1.101,52	1.026,41	1.033,69	1.040,61

Tabela B28: Coeficientes de conversão para a mucosa oral do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia do Nêutron (MeV)	Coeficientes de conversão H_T/Φ (pSv.cm ²)											
	AP		PA		RLAT		LLAT		ROT		ISO	
	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical
0,000000001	1,33	1,31	0,47	0,48	1,00	0,99	0,78	0,78	1,02	0,96	0,77	0,78
0,00000001	1,75	1,72	0,65	0,65	1,40	1,39	1,06	1,06	1,39	1,33	1,04	1,03
0,0000001	2,54	2,52	1,06	1,06	2,31	2,28	1,69	1,69	2,21	2,12	1,59	1,62
0,000001	3,56	3,53	1,64	1,67	3,56	3,55	2,41	2,43	3,31	3,13	2,37	2,35
0,00001	4,05	4,05	1,99	2,00	4,22	4,20	2,66	2,67	3,86	3,68	2,73	2,72
0,0001	4,20	4,20	2,11	2,13	4,32	4,28	2,60	2,60	3,97	3,76	2,82	2,84
0,001	4,18	4,15	2,18	2,18	4,27	4,22	2,46	2,46	3,98	3,76	2,81	2,79
0,01	3,92	3,91	2,11	2,13	4,02	3,99	2,42	2,42	3,85	3,59	2,67	2,66
0,1	5,70	5,65	2,61	2,63	8,36	8,32	7,90	7,91	6,36	6,04	4,74	4,73
1	160,06	159,04	92,61	92,89	233,90	234,53	209,38	210,35	185,74	176,48	124,17	124,20
5	438,72	438,18	393,82	393,23	551,70	549,85	547,16	547,89	505,86	481,68	366,33	365,55
10	449,58	447,75	440,79	441,47	538,27	535,70	548,77	550,09	518,07	490,20	394,58	393,84
50	377,60	373,98	395,02	395,32	410,28	408,88	406,77	783,09	420,91	396,18	365,18	366,73
100	355,27	352,91	373,22	371,75	374,07	372,25	376,67	375,66	388,35	372,71	351,50	349,63
500	246,14	244,40	311,74	310,02	263,93	267,71	256,52	253,90	287,46	272,82	288,49	282,60
1000	338,08	335,58	415,12	416,11	359,04	358,87	355,41	350,06	392,96	373,62	394,31	390,95
5000	548,79	547,86	609,19	608,23	537,05	541,66	559,98	556,15	594,63	560,69	617,77	599,80
10000	831,13	825,26	921,32	917,71	828,44	843,12	872,43	870,38	916,58	888,69	905,28	897,08

Tabela B29: Coeficientes de conversão para os músculos do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia do Nêutron (MeV)	Coeficientes de conversão H_T/Φ (pSv.cm ²)											
	AP		PA		RLAT		LLAT		ROT		ISO	
	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical
0,000000001	0,79	0,96	0,83	1,07	0,60	0,52	0,44	0,39	0,82	0,90	0,70	0,69
0,00000001	1,04	1,31	1,14	1,47	0,82	0,71	0,58	0,52	1,10	1,22	0,94	0,92
0,0000001	1,52	2,00	1,77	2,29	1,26	1,09	0,87	0,79	1,67	1,87	1,40	1,39
0,000001	2,12	2,86	2,55	3,30	1,79	1,55	1,17	1,08	2,36	2,65	1,95	1,96
0,00001	2,40	3,27	2,90	3,75	2,04	1,76	1,26	1,17	2,66	3,00	2,19	2,21
0,0001	2,46	3,35	2,96	3,83	2,08	1,79	1,22	1,13	2,72	3,05	2,24	2,25
0,001	2,46	3,35	2,95	3,81	2,07	1,77	1,16	1,07	2,71	3,04	2,23	2,24
0,01	2,42	3,29	2,89	3,74	2,03	1,74	1,19	1,11	2,66	2,98	2,19	2,20
0,1	6,31	8,18	7,52	9,60	5,69	5,16	0,78	0,74	7,29	8,11	6,21	6,17
1	119,73	160,38	145,61	183,89	110,55	101,98	101,98	98,13	140,36	157,29	118,44	121,11
5	341,77	434,79	386,20	461,70	324,54	303,55	308,51	297,99	391,73	420,61	333,70	340,37
10	374,49	455,56	409,88	471,99	362,40	342,63	349,07	337,84	426,41	445,84	367,34	372,07
50	360,21	392,52	373,44	394,03	360,26	350,81	345,59	339,70	402,90	398,93	361,51	361,47
100	346,37	363,03	352,46	361,85	346,78	341,34	338,70	335,21	381,85	372,26	347,65	347,00
500	297,32	282,50	287,70	271,45	295,00	293,13	294,14	292,77	319,65	297,86	301,54	297,40
1000	406,06	384,09	392,62	369,83	402,82	401,27	404,78	403,32	435,64	405,39	412,06	405,73
5000	631,64	586,99	612,74	572,88	628,45	630,99	640,27	641,33	672,96	624,71	642,19	633,81
10000	929,14	879,01	906,15	860,05	923,76	924,13	942,29	940,37	993,12	928,85	939,41	927,95

Tabela B30: Coeficientes de conversão para os ossos do simulador UFHADP nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia do Nêutron (MeV)	Coeficientes de conversão H_T/Φ (pSv.cm ²)											
	AP		PA		RLAT		LLAT		ROT		ISO	
	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical
0,000000001	0,72	0,85	0,79	0,97	0,58	0,52	0,48	0,44	0,79	0,84	0,67	0,66
0,00000001	0,95	1,15	1,09	1,34	0,80	0,71	0,65	0,60	1,07	1,14	0,90	0,89
0,0000001	1,41	1,77	1,72	2,11	1,24	1,11	0,98	0,90	1,64	1,76	1,36	1,36
0,000001	1,97	2,54	2,52	3,11	1,78	1,59	1,28	1,19	2,34	2,53	1,91	1,92
0,00001	2,21	2,89	2,91	3,59	2,02	1,80	1,35	1,25	2,65	2,88	2,16	2,17
0,0001	2,24	2,95	3,00	3,69	2,06	1,82	1,29	1,18	2,70	2,93	2,20	2,21
0,001	2,21	2,93	3,00	3,69	2,04	1,79	1,20	1,10	2,68	2,90	2,18	2,19
0,01	2,12	2,84	2,93	3,58	1,97	1,73	1,18	1,09	2,59	2,81	2,10	2,11
0,1	5,41	6,64	6,15	7,39	4,96	4,75	3,24	3,12	6,23	6,71	5,26	5,20
1	117,09	145,66	130,68	166,68	108,10	100,97	50,56	48,29	135,30	147,55	114,00	115,13
5	329,43	401,40	361,56	446,66	314,86	290,45	143,64	138,75	379,71	402,77	324,00	329,37
10	368,37	434,44	388,31	466,99	356,31	332,38	170,26	165,08	419,60	436,58	362,45	367,69
50	360,72	388,59	356,69	393,74	357,68	346,13	182,34	179,53	401,56	397,26	359,89	362,25
100	342,54	357,82	338,17	359,27	340,80	334,56	192,61	190,62	376,64	367,15	342,38	344,10
500	301,20	290,50	283,93	273,43	295,26	295,79	246,47	247,02	321,67	300,74	302,49	301,63
1000	410,56	394,95	388,56	371,40	403,66	405,18	349,21	350,27	438,37	409,63	412,95	411,88
5000	620,19	587,35	601,11	560,09	615,16	623,32	511,18	514,89	662,30	615,30	628,24	626,69
10000	935,37	901,95	911,42	868,89	927,98	936,76	848,25	850,62	1.003,35	938,34	943,83	941,45

Tabela B31: Coeficientes de conversão para os ovários do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia do Nêutron (MeV)	Coeficientes de conversão H_T/Φ (pSv.cm ²)											
	AP		PA		RLAT		LLAT		ROT		ISO	
	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical
0,000000001	0,57	0,97	0,54	0,64	0,39	0,30	0,27	0,21	0,52	0,66	0,46	0,50
0,00000001	0,74	1,36	0,73	0,87	0,54	0,39	0,35	0,28	0,72	0,89	0,63	0,65
0,0000001	1,10	2,11	1,09	1,31	0,83	0,60	0,50	0,41	1,07	1,33	0,93	0,96
0,000001	1,64	3,19	1,59	1,88	1,21	0,87	0,71	0,61	1,56	1,92	1,31	1,43
0,00001	1,93	3,85	1,88	2,21	1,45	1,00	0,83	0,73	1,77	2,29	1,55	1,68
0,0001	2,09	4,14	2,01	2,36	1,56	1,11	0,88	0,78	1,95	2,41	1,66	1,81
0,001	2,21	4,32	2,12	2,45	1,61	1,13	0,91	0,78	2,04	2,52	1,75	1,88
0,01	2,25	4,38	2,11	2,47	1,64	1,14	0,94	0,82	2,00	2,52	1,73	1,90
0,1	2,71	5,18	2,46	2,80	1,91	1,35	1,14	0,95	2,38	2,95	1,98	2,20
1	78,45	103,04	29,27	29,68	24,75	13,98	18,71	16,35	31,03	42,33	23,61	32,51
5	401,87	460,18	283,48	288,78	246,38	171,44	274,53	251,47	279,81	304,53	227,38	241,09
10	479,44	508,33	375,74	384,95	339,25	258,79	356,78	329,61	377,75	388,93	314,66	320,45
50	465,92	428,56	397,68	403,95	391,09	337,61	401,81	387,71	426,12	400,96	375,84	375,46
100	427,14	396,47	383,05	391,46	376,81	346,13	390,89	385,43	421,22	381,24	371,43	369,48
500	403,25	330,07	368,56	380,59	379,82	370,16	384,82	380,64	425,27	369,17	397,02	383,08
1000	547,02	457,63	503,08	522,46	524,71	512,19	539,32	520,48	564,56	516,39	536,96	514,10
5000	803,28	693,76	751,48	764,54	796,52	785,83	799,42	799,60	809,86	761,84	815,16	781,42
10000	1.193,37	1.048,20	1.116,29	1.134,80	1.160,55	1.153,04	1.165,25	1.170,46	1.219,52	1.209,44	1.170,84	1.133,48

Tabela B32: Coeficientes de conversão para o pâncreas do simulador UFHADP nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia do Nêutron (MeV)	Coeficientes de conversão H_T/Φ (pSv.cm ²)											
	AP		PA		RLAT		LLAT		ROT		ISO	
	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical
0,000000001	0,60	0,66	0,93	0,97	0,59	0,48	0,22	0,19	0,68	0,66	0,49	0,48
0,00000001	0,81	0,88	1,29	1,35	0,79	0,63	0,28	0,24	0,92	0,90	0,67	0,66
0,0000001	1,21	1,32	2,04	2,13	1,22	0,96	0,41	0,37	1,43	1,40	1,00	0,98
0,000001	1,74	1,92	3,12	3,25	1,81	1,40	0,58	0,53	2,10	2,07	1,45	1,44
0,00001	2,07	2,24	3,75	3,92	2,17	1,67	0,68	0,62	2,53	2,46	1,73	1,70
0,0001	2,21	2,41	4,03	4,22	2,33	1,79	0,71	0,65	2,70	2,62	1,85	1,80
0,001	2,31	2,50	4,20	4,38	2,41	1,87	0,73	0,66	2,83	2,75	1,92	1,90
0,01	2,34	2,52	4,24	4,43	2,41	1,87	0,75	0,68	2,84	2,75	1,94	1,93
0,1	2,69	2,87	5,04	5,23	2,90	2,15	0,88	0,81	3,36	3,24	2,23	2,22
1	32,38	32,53	103,39	103,52	54,60	22,85	11,98	11,44	59,01	54,60	33,91	33,19
5	305,91	301,43	454,69	453,81	309,19	211,26	247,61	246,70	353,37	332,97	236,01	237,87
10	405,90	398,75	504,35	506,09	385,16	291,38	335,22	332,45	443,46	414,61	317,95	321,85
50	421,49	412,17	433,16	431,96	398,07	348,06	401,34	397,59	447,57	417,24	373,70	375,69
100	399,26	392,55	399,10	401,25	380,75	354,90	387,53	385,27	420,09	394,39	368,42	371,54
500	388,76	377,56	335,17	339,03	351,17	349,13	381,21	380,77	401,99	376,76	380,35	382,19
1000	526,36	510,92	454,97	463,55	480,43	480,01	523,72	521,57	547,74	511,18	522,29	515,03
5000	761,70	757,49	688,89	692,64	737,18	752,48	786,61	783,54	812,81	756,95	794,51	792,04
10000	1.134,13	1.116,27	1.046,40	1.051,60	1.090,74	1.110,05	1.147,13	1.144,72	1.196,52	1.126,23	1.157,24	1.154,67

Tabela B33: Coeficientes de conversão para a pele do simulador UFHADP nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia do Nêutron (MeV)	Coeficientes de conversão H_T/Φ (pSv.cm ²)											
	AP		PA		RLAT		LLAT		ROT		ISO	
	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical
0,000000001	1,21	1,37	1,07	1,38	0,86	0,75	1,15	1,07	1,18	1,25	0,97	0,95
0,00000001	1,47	1,70	1,32	1,72	1,06	0,93	1,09	1,01	1,45	1,55	1,19	1,17
0,0000001	1,82	2,15	1,67	2,18	1,34	1,17	0,99	0,90	1,80	1,96	1,49	1,47
0,000001	2,15	2,58	2,01	2,63	1,61	1,41	0,96	0,87	2,15	2,34	1,77	1,75
0,00001	2,25	2,72	2,11	2,78	1,69	1,48	0,90	0,81	2,25	2,45	1,84	1,83
0,0001	2,21	2,67	2,07	2,73	1,66	1,45	0,81	0,72	2,20	2,39	1,81	1,79
0,001	2,19	2,65	2,06	2,70	1,65	1,44	0,78	0,70	2,19	2,37	1,80	1,78
0,01	2,93	3,45	2,71	3,48	2,20	1,94	1,39	1,30	2,93	3,11	2,43	2,42
0,1	29,56	32,71	25,70	31,85	21,90	20,26	18,32	18,19	29,29	30,19	25,00	25,54
1	284,95	303,59	234,86	295,54	216,21	206,76	204,52	203,49	274,39	286,51	239,08	245,70
5	465,42	489,16	392,44	481,85	386,00	369,23	358,59	352,66	458,49	476,65	402,72	409,96
10	439,90	458,07	382,56	453,67	380,82	364,67	380,62	373,81	442,51	454,92	390,23	394,41
50	362,19	364,47	338,91	363,19	341,29	332,84	333,85	329,42	380,93	379,81	343,73	342,89
100	317,05	315,90	306,49	315,45	309,00	304,30	307,76	304,24	340,00	335,35	310,17	308,48
500	208,11	198,28	220,05	198,81	214,47	212,52	224,48	219,07	232,60	218,64	219,21	213,88
1000	281,13	267,36	298,72	268,22	291,32	289,07	306,83	299,30	314,30	294,74	297,67	290,43
5000	448,13	422,69	473,25	424,69	464,73	465,15	490,58	479,45	497,57	468,91	474,48	463,67
10000	641,81	610,39	673,91	612,90	661,82	658,32	703,50	684,55	711,58	673,64	673,08	657,88

Tabela B34: Coeficientes de conversão para os pulmões do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia do Nêutron (MeV)	Coeficientes de conversão H_T/Φ (pSv.cm ²)											
	AP		PA		RLAT		LLAT		ROT		ISO	
	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical
0,000000001	0,87	0,87	0,85	0,86	0,45	0,42	0,34	0,32	0,72	0,70	0,56	0,55
0,00000001	1,18	1,19	1,18	1,20	0,59	0,55	0,44	0,42	0,99	0,95	0,76	0,74
0,0000001	1,86	1,87	1,89	1,92	0,89	0,83	0,64	0,62	1,54	1,48	1,17	1,16
0,000001	2,78	2,78	2,88	2,92	1,28	1,21	0,88	0,85	2,31	2,21	1,74	1,72
0,00001	3,26	3,27	3,42	3,46	1,49	1,42	0,95	0,93	2,70	2,62	2,04	2,03
0,0001	3,41	3,43	3,61	3,65	1,58	1,49	0,95	0,92	2,85	2,73	2,15	2,14
0,001	3,46	3,47	3,67	3,72	1,60	1,53	0,91	0,88	2,90	2,79	2,19	2,18
0,01	3,40	3,40	3,63	3,67	1,56	1,48	0,92	0,89	2,85	2,74	2,15	2,14
0,1	5,34	5,36	5,15	5,19	1,99	1,85	2,64	2,61	4,01	3,84	3,03	3,03
1	141,76	141,56	143,06	143,10	46,75	44,72	61,92	61,59	107,07	102,56	83,76	83,72
5	452,82	450,76	468,99	469,66	245,84	242,38	276,98	275,87	403,81	383,48	325,09	326,70
10	479,60	476,54	492,70	493,49	309,92	307,16	328,11	326,28	452,81	427,87	371,96	373,03
50	405,18	401,77	407,77	407,84	347,37	346,15	346,03	344,16	419,57	393,88	367,56	366,94
100	375,83	373,24	377,85	378,43	346,86	345,69	343,53	341,67	397,11	374,46	357,82	356,94
500	292,55	288,34	292,34	293,38	316,28	315,35	294,19	292,91	334,35	312,86	314,95	312,96
1000	397,37	391,57	396,85	397,77	431,88	431,17	404,33	401,69	453,73	423,30	429,69	425,67
5000	603,27	598,42	601,07	599,70	674,55	672,04	639,08	636,42	694,81	649,87	664,96	659,73
10000	914,86	907,76	913,47	913,33	995,34	992,08	943,16	940,44	1.040,32	966,90	982,86	973,21

Tabela B35: Coeficientes de conversão para os rins do simulador UFHADP nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia do Nêutron (MeV)	Coeficientes de conversão H_T/Φ (pSv.cm ²)											
	AP		PA		RLAT		LLAT		ROT		ISO	
	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical
0,000000001	0,40	0,47	1,63	1,73	0,54	0,44	0,27	0,24	0,88	0,84	0,61	0,62
0,00000001	0,52	0,63	2,31	2,43	0,73	0,57	0,35	0,32	1,19	1,17	0,84	0,83
0,0000001	0,77	0,94	3,79	3,97	1,13	0,87	0,52	0,48	1,88	1,86	1,29	1,30
0,000001	1,10	1,35	5,69	5,94	1,71	1,28	0,74	0,68	2,82	2,71	1,90	1,89
0,00001	1,28	1,57	6,55	6,82	2,02	1,49	0,85	0,80	3,25	3,13	2,18	2,17
0,0001	1,35	1,66	6,68	6,97	2,10	1,55	0,90	0,84	3,38	3,24	2,28	2,26
0,001	1,40	1,70	6,63	6,93	2,10	1,55	0,91	0,86	3,38	3,24	2,27	2,26
0,01	1,39	1,69	6,43	6,70	2,05	1,51	0,93	0,87	3,30	3,17	2,21	2,22
0,1	1,57	1,87	14,24	14,50	3,40	2,45	4,83	4,75	6,19	5,81	3,86	3,81
1	13,67	14,31	284,95	285,46	95,86	60,51	18,90	18,84	133,37	117,76	83,88	80,39
5	206,61	204,87	600,57	602,00	348,15	263,64	212,93	211,81	412,71	374,36	281,63	280,23
10	311,21	305,76	569,63	572,53	403,82	329,48	282,13	280,66	462,50	424,23	333,18	334,31
50	387,16	378,49	419,25	420,48	398,25	370,35	345,71	344,31	442,02	403,57	362,87	362,70
100	378,59	372,68	373,15	374,93	377,28	362,86	352,71	349,69	420,34	380,78	357,34	357,09
500	409,17	393,08	247,54	247,47	338,54	338,81	355,82	352,31	368,73	341,51	344,12	346,75
1000	550,45	530,38	341,23	342,47	458,06	464,99	488,93	483,72	503,71	462,55	472,76	473,60
5000	782,48	772,14	567,98	570,62	694,06	717,76	766,26	755,44	769,58	702,13	728,15	731,77
10000	1.144,83	1.123,63	854,62	863,33	1.026,12	1.042,60	1.124,19	1.113,05	1.126,54	1.045,43	1.064,19	1.055,04

Tabela B36: Coeficientes de conversão para os seios do simulador UFHADP nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia do Nêutron (MeV)	Coeficientes de conversão H_T/Φ (pSv.cm ²)											
	AP		PA		RLAT		LLAT		ROT		ISO	
	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical
0,000000001	1,94	1,84	0,29	0,28	0,56	0,52	0,36	0,33	0,92	0,87	0,74	0,69
0,00000001	2,57	2,46	0,39	0,38	0,75	0,69	0,46	0,43	1,22	1,17	0,99	0,94
0,0000001	3,75	3,63	0,60	0,58	1,12	1,05	0,64	0,59	1,80	1,72	1,46	1,41
0,000001	4,87	4,72	0,87	0,84	1,56	1,46	0,82	0,76	2,44	2,32	1,96	1,91
0,00001	5,17	5,02	1,01	0,99	1,72	1,61	0,85	0,79	2,64	2,52	2,11	2,08
0,0001	5,07	4,90	1,06	1,04	1,71	1,59	0,79	0,73	2,62	2,49	2,08	2,04
0,001	4,93	4,77	1,08	1,06	1,66	1,55	0,74	0,69	2,57	2,42	2,04	1,99
0,01	4,98	4,83	1,06	1,03	1,67	1,56	0,93	0,87	2,58	2,46	2,05	2,02
0,1	25,85	25,67	1,17	1,14	7,80	7,68	8,79	8,72	11,79	11,84	10,21	10,71
1	395,63	392,67	16,12	15,48	153,91	152,08	167,02	165,57	199,42	203,79	182,12	191,44
5	642,48	634,29	201,59	198,89	370,26	363,50	388,84	384,26	418,89	426,11	387,75	397,27
10	583,47	575,39	303,47	301,51	400,46	393,27	421,11	415,82	438,78	443,22	405,49	410,22
50	419,69	414,07	393,43	391,27	383,68	379,90	394,68	391,45	403,38	410,69	381,76	381,01
100	354,65	350,40	380,51	378,99	357,49	354,36	364,97	360,92	368,21	377,82	355,19	353,04
500	182,00	173,52	379,28	378,59	267,79	261,68	263,12	256,34	282,78	280,54	275,80	266,13
1000	250,86	240,46	506,92	504,44	361,33	352,67	354,48	345,33	383,61	380,78	377,54	364,72
5000	461,05	447,86	712,54	706,25	566,82	558,31	557,01	545,24	602,56	604,56	598,16	584,85
10000	675,85	651,41	1.020,38	1.012,90	819,20	804,63	812,98	787,24	863,87	861,88	855,50	838,69

Tabela B37: Coeficientes de conversão para o timo do simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia do Nêutron (MeV)	Coeficientes de conversão H_T/Φ (pSv.cm ²)											
	AP		PA		RLAT		LLAT		ROT		ISO	
	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical
0,000000001	1,25	1,23	0,55	0,55	0,48	0,47	0,32	0,31	0,73	0,72	0,59	0,58
0,00000001	1,75	1,74	0,76	0,78	0,62	0,61	0,40	0,40	1,04	0,95	0,81	0,79
0,0000001	2,83	2,82	1,22	1,24	0,95	0,92	0,60	0,58	1,62	1,56	1,25	1,26
0,000001	4,40	4,35	1,87	1,89	1,35	1,32	0,85	0,83	2,46	2,32	1,96	1,88
0,00001	5,17	5,15	2,26	2,29	1,59	1,60	0,96	0,95	2,88	2,82	2,27	2,25
0,0001	5,40	5,40	2,43	2,45	1,70	1,71	0,97	0,94	3,10	2,91	2,39	2,37
0,001	5,41	5,45	2,56	2,56	1,78	1,74	0,95	0,92	3,14	2,95	2,47	2,45
0,01	5,22	5,22	2,58	2,60	1,73	1,71	0,92	0,90	3,08	2,92	2,42	2,41
0,1	7,51	7,53	2,99	3,02	1,94	1,91	1,89	1,89	3,77	3,67	3,01	3,07
1	205,58	205,75	50,64	51,38	39,67	39,47	69,88	69,70	92,72	91,52	77,36	77,44
5	551,59	549,38	326,45	327,79	271,32	270,70	377,69	377,98	394,45	378,38	322,85	325,19
10	553,61	551,87	397,24	397,33	347,76	343,85	422,72	422,14	454,83	435,35	375,97	378,53
50	426,16	423,11	393,07	390,45	372,71	369,23	392,92	393,33	422,38	391,61	378,14	377,76
100	386,47	386,55	375,58	374,24	364,99	361,37	372,12	370,09	405,37	374,44	360,01	368,38
500	281,83	278,17	333,23	328,62	311,67	313,35	285,89	289,47	354,68	299,11	323,05	323,76
1000	379,58	370,01	458,41	454,87	430,64	426,50	392,39	392,75	462,22	417,89	448,28	447,40
5000	588,23	584,90	683,66	667,92	655,58	657,29	604,07	608,61	695,84	630,49	688,36	669,20
10000	913,64	906,16	1.023,22	1.017,97	981,20	996,70	934,06	918,28	1.036,77	949,05	1.022,44	995,06

Tabela B38: Coeficientes de conversão para a tireoide do simulador UFHADP nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia do Nêutron (MeV)	Coeficientes de conversão H_T/Φ (pSv.cm ²)											
	AP		PA		RLAT		LLAT		ROT		ISO	
	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical
0,000000001	1,71	1,68	0,55	0,56	0,76	0,76	0,67	0,67	0,98	0,96	0,77	0,75
0,00000001	2,37	2,34	0,75	0,77	1,03	1,00	0,92	0,90	1,37	1,31	1,04	1,02
0,0000001	3,67	3,69	1,19	1,22	1,55	1,55	1,43	1,41	2,19	1,98	1,60	1,57
0,000001	5,13	5,17	1,84	1,84	2,18	2,17	2,00	1,97	3,03	2,90	2,24	2,22
0,00001	5,69	5,60	2,19	2,24	2,53	2,51	2,11	2,13	3,45	3,29	2,52	2,46
0,0001	5,51	5,55	2,33	2,37	2,55	2,51	2,01	1,98	3,54	3,33	2,55	2,53
0,001	5,34	5,37	2,39	2,43	2,51	2,49	1,85	1,85	3,42	3,25	2,55	2,52
0,01	5,20	5,23	2,38	2,39	2,36	2,36	1,96	1,94	3,41	3,20	2,44	2,47
0,1	20,33	20,57	2,76	2,77	5,31	5,32	11,61	11,66	8,79	8,57	5,97	5,91
1	354,36	357,85	66,04	67,06	144,17	142,60	266,86	267,41	184,13	178,03	123,57	125,24
5	644,60	646,20	353,63	356,33	436,46	432,16	599,58	600,04	482,05	465,01	349,90	356,69
10	587,77	590,78	412,61	416,62	466,59	461,01	603,38	605,00	500,99	478,91	380,20	385,28
50	420,72	414,97	393,71	390,47	408,26	406,71	438,44	436,77	415,64	396,95	365,43	368,25
100	361,29	362,68	374,12	371,66	377,55	376,38	384,74	381,83	388,78	362,61	346,09	355,24
500	225,83	225,09	326,98	317,79	282,49	285,44	272,81	274,93	304,82	283,10	296,85	289,40
1000	307,85	308,34	436,57	420,94	379,18	389,92	373,43	368,57	399,24	384,46	401,81	404,67
5000	499,59	504,53	639,01	641,50	589,06	596,39	557,20	554,93	614,13	608,74	636,20	625,79
10000	762,61	759,45	941,63	935,31	875,06	881,06	877,98	850,27	908,23	887,77	939,00	897,04

Tabela B39: Coeficientes de conversão para o útero do simulador UFHADP nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia do Nêutron (MeV)	Coeficientes de conversão H_T/Φ (pSv.cm ²)											
	AP		PA		RLAT		LLAT		ROT		ISO	
	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical
0,000000001	0,71	1,33	0,53	0,60	0,36	0,26	0,21	0,16	0,53	0,75	0,54	0,58
0,00000001	0,55	1,14	0,86	1,06	0,45	0,36	0,27	0,21	0,65	0,87	0,62	0,64
0,0000001	0,80	1,75	1,32	1,62	0,70	0,54	0,37	0,31	1,02	1,31	0,94	0,94
0,000001	1,16	2,58	1,96	2,39	1,03	0,80	0,52	0,45	1,42	1,84	1,37	1,37
0,00001	1,37	3,08	2,34	2,83	1,23	0,92	0,62	0,52	1,67	2,18	1,60	1,63
0,0001	1,46	3,31	2,52	3,03	1,31	1,00	0,63	0,54	1,80	2,34	1,72	1,76
0,001	1,51	3,46	2,64	3,17	1,37	1,02	0,64	0,55	1,88	2,43	1,80	1,82
0,01	1,54	3,51	2,69	3,21	1,36	1,03	0,67	0,57	1,91	2,43	1,79	1,84
0,1	1,83	4,03	3,15	3,69	1,59	1,20	0,80	0,67	2,18	2,79	2,09	2,13
1	48,25	68,24	51,78	52,92	17,69	11,75	7,27	5,98	28,14	36,66	29,99	29,40
5	320,11	395,09	346,93	357,03	226,46	176,99	215,47	183,49	268,65	299,25	237,05	238,32
10	413,80	470,41	426,23	438,17	327,23	270,22	296,12	261,72	368,85	391,16	324,48	324,55
50	461,82	434,58	416,56	422,44	385,07	355,87	379,13	353,34	429,71	413,70	381,78	384,69
100	429,09	399,60	391,44	395,83	379,86	360,10	371,23	356,57	408,58	393,73	371,85	375,18
500	419,76	354,99	350,19	359,28	386,14	384,18	384,11	387,73	414,13	372,42	381,90	381,65
1000	576,51	487,79	475,69	490,66	520,76	525,38	532,25	528,88	573,74	521,93	517,57	524,82
5000	847,34	715,78	722,19	722,94	781,77	798,18	808,23	809,53	846,52	765,18	788,30	796,61
10000	1.209,41	1.069,97	1.071,61	1.092,99	1.150,17	1.166,28	1.181,83	1.180,89	1.250,44	1.144,84	1.155,58	1.165,05

Tabela B40: Coeficientes de conversão para a vesícula biliar do simulador UFHADP nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia do Nêutron (MeV)	Coeficientes de conversão H_T/Φ (pSv.cm ²)											
	AP		PA		RLAT		LLAT		ROT		ISO	
	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical
0,000000001	0,78	0,79	0,70	0,71	0,29	0,25	0,29	0,28	0,65	0,60	0,48	0,44
0,00000001	1,04	1,07	0,95	0,98	0,38	0,33	0,39	0,37	0,87	0,82	0,62	0,62
0,0000001	1,59	1,63	1,49	1,53	0,57	0,49	0,59	0,57	1,31	1,29	0,93	0,91
0,000001	2,35	2,44	2,23	2,30	0,83	0,72	0,88	0,86	1,93	1,89	1,34	1,34
0,00001	2,81	2,91	2,66	2,74	0,97	0,86	1,02	0,99	2,28	2,27	1,58	1,59
0,0001	3,03	3,10	2,85	2,92	1,03	0,91	1,05	1,01	2,45	2,41	1,71	1,71
0,001	3,16	3,25	2,98	3,05	1,06	0,95	1,02	1,00	2,61	2,54	1,79	1,77
0,01	3,23	3,31	3,02	3,11	1,06	0,95	1,01	0,98	2,62	2,55	1,81	1,80
0,1	3,78	3,87	3,54	3,59	1,22	1,11	1,76	1,73	3,04	2,98	2,06	2,05
1	59,71	59,05	52,68	52,66	9,44	10,76	49,15	48,72	44,12	41,56	25,04	25,43
5	385,52	379,32	360,84	363,74	152,60	174,77	287,84	285,45	331,66	321,64	224,60	229,16
10	467,33	461,16	447,01	447,52	244,06	273,09	343,76	342,04	436,08	411,24	312,19	318,19
50	438,37	425,95	432,97	435,98	340,23	372,58	375,00	372,83	434,68	435,23	374,90	384,79
100	404,64	394,52	400,22	399,92	347,66	373,18	372,17	373,44	426,87	392,90	372,81	372,27
500	370,67	356,98	371,33	379,70	395,35	399,02	352,84	357,87	404,32	377,93	394,07	384,93
1000	496,74	482,28	492,52	506,55	537,47	540,94	489,92	493,32	567,94	508,93	543,41	527,33
5000	751,33	722,62	744,08	746,03	809,47	823,59	746,83	747,04	833,02	771,26	809,33	798,65
10000	1.109,68	1.089,47	1.104,96	1.112,72	1.176,42	1.184,07	1.139,63	1.137,07	1.205,60	1.153,47	1.212,72	1.143,64

**ANEXO C – TABELAS CONTENDO OS COEFICIENTES DE CONVERSÃO (E/Φ) E
DIFERENÇA RELATIVA PARA TODOS OS ÓRGÃOS E TECIDOS DO
SIMULADOR UFHADF NAS POSTURAS SENTADA E VERTICAL IRRADIADO
NAS GEOMETRIAS AP, PA, RLAT, LLAT, ROT E ISO**

Tabela 41: Coeficientes de conversão E/ Φ para o simulador UFHADF nas posturas sentada e vertical irradiado nas geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia (MeV)	Coeficientes de conversão E/ Φ (pSv.cm ²)											
	AP		PA		RLAT		LLAT		ROT		ISO	
	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical	Sentada	Vertical
0,000000001	1,00	1,08	0,69	0,73	0,56	0,50	0,33	0,30	0,76	0,76	0,60	0,58
0,00000001	1,34	1,48	0,95	1,00	0,75	0,67	0,43	0,39	1,03	1,03	0,80	0,78
0,0000001	2,01	2,26	1,48	1,56	1,14	1,03	0,63	0,58	1,56	1,58	1,20	1,20
0,000001	2,87	3,26	2,21	2,33	1,66	1,51	0,87	0,81	2,26	2,30	1,72	1,73
0,00001	3,30	3,76	2,61	2,76	1,94	1,76	0,97	0,90	2,63	2,67	1,98	1,99
0,0001	3,42	3,90	2,76	2,91	2,02	1,83	0,96	0,90	2,75	2,78	2,07	2,08
0,001	3,46	3,95	2,83	2,98	2,04	1,85	0,94	0,87	2,79	2,82	2,11	2,12
0,01	3,45	3,94	2,82	2,97	2,02	1,83	0,98	0,91	2,77	2,80	2,09	2,11
0,1	8,07	8,70	4,10	4,33	3,99	3,74	3,39	3,31	5,44	5,49	4,21	4,31
1	152,97	161,14	82,19	84,18	80,58	79,15	70,35	69,16	105,03	106,08	79,71	83,12
5	442,16	460,17	356,57	362,45	309,12	298,28	300,18	292,54	375,14	371,07	293,92	300,27
10	474,77	486,28	418,83	425,14	368,22	356,08	358,15	348,92	433,58	423,87	350,17	354,42
50	415,70	409,71	402,38	405,64	378,64	371,01	377,94	372,15	421,11	403,32	370,46	370,62
100	381,29	375,94	379,46	381,74	363,74	359,20	364,61	360,54	398,37	379,71	359,75	359,68
500	313,38	292,65	336,77	339,71	326,05	323,36	331,35	327,58	354,82	330,28	338,13	333,06
1000	426,62	399,26	456,45	460,01	444,78	441,90	453,78	447,98	479,26	450,63	461,44	454,71
5000	650,50	618,51	676,83	675,76	682,79	680,58	693,98	688,56	723,57	682,58	709,48	699,38
10000	971,43	930,79	1.010,07	1.011,57	1.007,36	1.005,65	1.024,95	1.014,49	1.073,59	1.019,86	1.038,32	1.022,87

Tabela 42: Diferença Relativa E/Φ para o simulador UFHADF para as geometrias AP, PA, RLAT, LLAT, ROT e ISO.

Energia (MeV)	Diferença Relativa para E/Φ					
	AP	PA	RLAT	LLAT	ROT	ISO
0,000000001	8,18%	4,88%	-11,51%	-10,69%	0,55%	-2,23%
0,00000001	9,32%	5,38%	-11,59%	-9,42%	0,77%	-2,15%
0,0000001	10,99%	5,37%	-10,66%	-8,33%	1,24%	-0,63%
0,000001	11,80%	5,30%	-10,13%	-7,73%	1,48%	0,47%
0,00001	12,03%	5,29%	-9,98%	-7,19%	1,75%	0,52%
0,0001	12,52%	5,24%	-10,31%	-7,54%	1,26%	0,52%
0,001	12,53%	5,16%	-10,40%	-7,83%	1,23%	0,48%
0,01	12,44%	5,15%	-10,67%	-7,50%	1,09%	0,86%
0,1	7,25%	5,28%	-6,77%	-2,59%	1,00%	2,36%
1	5,07%	2,36%	-1,81%	-1,71%	0,99%	4,10%
5	3,91%	1,62%	-3,63%	-2,61%	-1,10%	2,12%
10	2,37%	1,48%	-3,41%	-2,65%	-2,29%	1,20%
50	-1,46%	0,80%	-2,06%	-1,56%	-4,41%	0,04%
100	-1,42%	0,60%	-1,26%	-1,13%	-4,91%	-0,02%
500	-7,09%	0,87%	-0,83%	-1,15%	-7,43%	-1,52%
1000	-6,85%	0,77%	-0,65%	-1,29%	-6,35%	-1,48%
5000	-5,17%	-0,16%	-0,32%	-0,79%	-6,00%	-1,44%
10000	-4,37%	0,15%	-0,17%	-1,03%	-5,27%	-1,51%