

Universidade Federal de Sergipe
Departamento de Física
Núcleo de Pós-Graduação em Física

Matheus Carvalho Alves

**Estimativa da taxa de dose de radiação em tripulantes de
aeronaves utilizando o método Monte Carlo**

Tese de Doutorado

São Cristóvão - SE

Setembro de 2017

MATHEUS CARVALHO ALVES

Estimativa da taxa de dose de radiação em tripulantes de aeronaves utilizando o método Monte Carlo.

Tese de Doutorado apresentada ao Núcleo de Pós-Graduação em Física da Universidade Federal de Sergipe como requisito para a obtenção do título de Doutor em Física.

Orientador: Dr. Albérico Blohem de Carvalho Júnior

São Cristóvão - SE

Setembro de 2017

Agradecimentos

Agradeço acima de tudo a Jeová, o Deus todo poderoso, pela vida e por toda sua criação que torna a vida muito agradável, bem como por ter me permitido realizar esse trabalho.

A minha família, em especial aos meus pais, Silvânia e Edemir, que me deram amor e todo o suporte durante minha vida, inclusive durante esse trabalho.

Ao meu orientador Dr. Albérico Blohem de Carvalho Júnior que com muita compreensão e paciência me orientou durante esses quase quatro anos de doutorado.

Aos professores Dr. William Souza Santos, Dr^a. Susana de Souza Lalic e PhD Francesco d'Errico pelas contribuições com discussões e sugestões que enriqueceram o trabalho final dessa tese de doutorado.

A todos os colegas do programa de pós-graduação, ex-alunos e professores do departamento de física, que me ajudaram muito no desenvolvimento do trabalho e contribuindo para a minha formação acadêmica.

À Universidade Federal de Sergipe, CNPq e CAPES pelo suporte financeiro direto e indireto.

Resumo

Os tripulantes de aeronaves estão expostos a níveis elevados de radiação cósmica que tem origem galáctica, solar e de radiações secundárias produzidas devido à interação com a atmosfera. Assim, é necessário estimar a dose que estes indivíduos recebem e avaliar os riscos associados à sua exposição. Para isto, cenários de exposição à radiação foram elaborados em âmbito computacional a fim de fornecer coeficientes de conversão (CC's) que relacionam grandezas mensuráveis (como a fluência) com grandezas limitantes (como a dose efetiva). Sabendo a taxa de fluência de partículas numa região onde um indivíduo é exposto, é possível determinar a taxa de dose efetiva usando estes CC's. Tripulantes de aeronaves normalmente se encontram na postura sentada quando expostos à radiação cósmica em altitudes de voos convencionais. Como não foi encontrado na literatura estudos utilizando simuladores antropomórficos na postura sentada para o cálculo da taxa de dose efetiva em altitudes de voos tripulados, nesse trabalho, foram realizados cálculos de coeficientes de conversão de dose efetiva por fluência utilizando o código MCNPX e os simuladores antropomórficos híbridos UFH/NCI masculino e feminino nas posturas vertical e sentada e na geometria de irradiação isotrópica. Os CC's foram calculados para as partículas que mais contribuem para a dose em altitude de voos tripulados, que são nêutrons, prótons, fótons, elétrons e pósitrons. A taxa de dose efetiva foi calculada a partir dos coeficientes de conversão de dose efetiva por fluência e do espectro da taxa de fluência obtidos pelo pacote de dados EXPACS. A taxa de dose efetiva também foi obtida utilizando os espectros de taxa de fluência calculados pelo software MCNP6. As diferenças entre a taxa de dose efetiva calculada para o simulador na postura vertical e sentada são menores do que 1 %, mostrando assim que a postura não influencia no cálculo da taxa de dose em tripulantes de aeronaves. Contudo, os valores da taxa de dose calculados utilizando o simulador UFH/NCI na postura vertical são de 7 a 12 % maiores do que os obtidos do pacote EXPACS (que utiliza os simuladores de referência da ICRP 110) e muito próximo a valores experimentais de equivalente de dose apresentados em outros trabalhos. Assim, o cálculo da taxa de dose efetiva a partir de CC's usando os simuladores UFH/NCI apresenta resultados conservadores em relação aos calculados utilizando o simulador de referência da ICRP e próximo de valores obtidos experimentalmente. Outro objetivo desse trabalho foi estimar a dose no feto de tripulantes gestantes, considerando parâmetros de um voo real. Para estimar a dose no feto, foram calculados CC's na geometria isotrópica para nêutrons, prótons, fótons, elétron, pósitrons e múons utilizando o simulador de mulher grávida e o código MCNPX. A taxa de dose foi obtida a partir dos coeficientes de conversão de dose equivalente por fluência e da taxa de fluência da radiação cósmica a uma altitude de 12,3 km e nas condições típicas de um voo de Vancouver a Frankfurt, que tem duração média de 9 horas. Os resultados mostram que a dose equivalente no feto ultrapassam o limite de 1 mSv, que é o limite de dose no feto durante a gestação considerado aceitável de acordo com a publicação 103 da ICRP, em até 7 voos de ida e volta entre Vancouver e Frankfurt.

Palavras chaves: Simulador sentado; Simulador de mulher grávida; Dosimetria de tripulantes; Taxa de dose no feto; Simulação Monte Carlo;

Abstract

Aircraft crew members are exposed to cosmic rays of galactic and solar origin and secondary radiations produced due to interaction of primary cosmic rays with the atmosphere. Thus, it is necessary to estimate the dose that aircrew members receive and to evaluate the risks associated with their exposure. Radiation exposure scenarios were elaborated in computational scope in order to provide conversion coefficients (CCs) that relate measurable quantities (fluence) with limiting quantities (such as the effective dose). Knowing the particle fluence rate in a specific altitude, latitude and longitude, it is possible to determine the effective dose rate using these CC's. Aircraft crews are usually in sitting posture when exposed to cosmic radiation at altitudes of common flights. There are no studies in the literature using anthropomorphic phantoms in the sitting posture to calculate the effective dose rate at flight altitudes. In this study, effective dose per fluence conversion coefficients were calculated using the MCNPX code and the male and female UFH/NCI hybrid anthropomorphic phantoms in standing and sitting postures. Conversion coefficients were obtained in the isotropic irradiation geometry. CCs were calculated for neutrons, protons, photons, electrons, and positrons sources, which are the particles that most contribute to the dose at flight altitudes. The effective dose rate was calculated from the effective dose per fluence conversion coefficients and the fluence rate spectrum obtained by the EXPACS data package. The effective dose rate was also obtained using the fluence rate spectrum calculated by the MCNP6 software. The differences between the effective dose rate calculated for the phantom in the standing and sitting posture are less than 1%, showing that the posture does not contribute considerably to the dose of aircrew members. However, the dose rate calculated using the UFH/NCI phantom in the standing posture are 7 to 12 % higher than the dose rate obtained from the EXPACS package (which uses reference phantoms of ICRP 110) and are very close to experimental values of dose equivalent presented in other studies. Thus, the calculation of the effective dose rate using the UFH/NCI phantoms presents conservative results compared to those calculated using the ICRP reference phantoms and close to values obtained experimentally. The aim of this study was also estimate the dose to the fetus of pregnant crewmembers in a common flight. To estimate the dose to the fetus, CCs were calculated in the isotropic geometry for neutrons, protons, photons, electrons, positrons, and muons using a pregnant woman phantom and the MCNPX code. The dose rate was obtained from the conversion coefficients of equivalent dose per fluence and the fluence rate of cosmic radiation at an altitude of 12.3 km and under typical conditions of a flight from Vancouver to Frankfurt, whose average flight time is 9 hours. The results indicate that the equivalent dose to the fetus can exceeds the ICRP recommended fetal dose limit of 1 mSv after 6 or 7 round trips flights between Vancouver and Frankfurt.

Keyword: Sitting phantom; pregnant phantom; Aircrew dosimetry; fetus dose rate; Monte Carlo simulation;

Lista de Figuras

Figura 1.1 - Contribuição de cada partícula do campo de radiação cósmica para a taxa de equivalente de dose ambiental em função da altitude.....	11
Figura 2.1 - Número de manchas solares e taxa de contagem de nêutrons (dados do monitor de nêutrons Climax) em função do tempo.....	16
Figura 2.2 - Representação das linhas de campo do campo magnético terrestre. (Imagem da terra obtida do programa Google earth).....	18
Figura 2.3 - Rigidez de corte geomagnética (r_c em GV) em função da latitude e longitude para os anos de 2010 a 2015. Os quadrados vermelhos indicam a posição dos polos magnéticos no ano 2010.....	19
Figura 2.4 - Representação da formação da cascata de radiação cósmica secundária, devido a interação da radiação cósmica primária com moléculas da atmosfera. (p – próton, n - nêutron, e^- – elétron, e^+ – pósitron, γ – fóton, μ – múon, π - pión).....	20
Figura 2.5 - Contribuição dos componentes da radiação cósmica à taxa de dose efetiva média em função da altitude no equador e em uma região de alta latitude (próximo ao polo norte).....	22
Figura 2.6 - Dose absorvida em função da profundidade na água para um feixe de prótons de 187 MeV.	31
Figura 2.7 - Exemplo de uma “história” da interação de um nêutron com um meio passível de sofrer fissão.....	41
Figura 2.8 - Representação de um simulador matemático e voxel.....	46
Figura 2.9: Simulador matemático representando o 9º mês de gestação e estruturas dos fetos de 3, 6 e 9 meses modeladas em um simulador matemático.....	47
Figura 2.10 - Representação do simulador híbrido UFH/NCI masculino e feminino visualizado pela versão livre do software VolView 2.0.....	48
Figura 2.11: Simulador RPI-P3, RPI-P6 e RPI-P9 representando o 3º, 6º e 9º mês de gestação e as estruturas do feto de 9 meses modelada no simulador feminino.....	48
Figura 3.1 - Imagens do simulador UFHADF.....	50
Figura 3.2 - Imagens do simulador UFHADM.....	51
Figura 3.3 - Imagens do simulador MARIA.....	53
Figura 3.4 - Representação da geometria de irradiação isotrópica.....	59
Figura 3.5: Representação da estrutura da atmosfera e superfície terrestre utilizada no arquivo de entrada do código MCNP6 para simulação da taxa de fluência de partículas cósmicas secundárias.....	62
Figura 4.1 - Fluência de fótons (cm^{-2}) nos planos coronal, sagital e transversal do simulador masculino na postura (a, c, e) vertical e (b, d, f) sentado. Fótons secundários da interação de pósitrons (5 MeV) com os simuladores.....	73
Figura 4.2 - Fluência de píons (plano sagital) e fluência de fótons (plano coronal) (cm^{-2}) nos simuladores (a, e) masculino vertical (b, f) masculino sentado (c) feminino vertical e (d) feminino sentado. Píons e fótons secundários da interação de fótons (50 GeV) com os simuladores.....	73
Figura 4.3 - Fluência de fótons (cm^{-2}) nos planos coronal, sagital e transversal no simulador masculino na postura (a, c, e) vertical e (b, d, f) sentado. Fótons secundários da interação de prótons (1 GeV) com os simuladores.....	74

Figura 4.4 - Razão entre a taxa de dose efetiva do simulador vertical pelo sentado (a) para nêutrons, prótons, fótons, elétrons e pósitrons em uma região próxima ao polo norte terrestre (0,4 GV) e numa época de mínima atividade solar (465 MV) e (b) para todas as partículas em duas condições extremas, próximo ao polo norte (0,4 GV) em uma época de mínimo solar (465 MV) e próximo ao equador (17,6 GV) em uma época de máximo solar (1270 MV).....	76
Figura 4.5 - Taxa de dose efetiva calculada utilizando o simulador UFH/NCI na postura vertical e taxa de dose efetiva fornecida no pacote EXPACS em função da altitude próxima ao polo norte terrestre (0,4 GV) e numa época de mínima atividade solar (465 MV) e próximo ao equador (17,6 GV) em uma época de máxima atividade solar (1270 MV).....	77
Figura 4.6 - Comparação da taxa de dose efetiva em $\mu\text{Sv/h}$ em função da rigidez de corte (GV). Linha sólida: valores calculados utilizando o simulador híbrido UFH/NCI e o pacote EXPACS. Marcadores: valores apresentados no artigo de Ferrari et al. (2001).....	80
Figura 4.7 - Taxa de fluência de nêutrons em função da energia calculado e medido em junho de 1997 a 16,4 km de altitude, 56°N e 121°W (a) e a 20,3 km de altitude, 19°N e 127°W (b).....	84
Figura 4.8 - Taxa de dose em função da altitude: fornecido pelo pacote de dados EXPACS (azul), calculado utilizando os coeficientes de conversão do simulador UFH/NCI e a taxa de fluência do pacote EXPACS (vermelho) e calculado utilizando a taxa de fluência obtida pelo MCNP6 (verde) em duas condições geográficas, próximo ao polo (rigidez de corte 2,2 GV) e próximo ao equador (rigidez de corte 11,4 GV). Nos dois gráficos a época foi de atividade solar mínima (280 MV).....	85
Figura 4.9 - Contribuição da radiação secundária em função da energia de nêutrons incidentes para o cálculo dos coeficientes de conversão de dose absorvida por fluência.....	91
Figura 4.10 - Taxa de fluência de nêutrons em função da energia calculado pelo MCNP6, obtido do EXPACS e obtido no trabalho de Roesler et al. (2002) na altitude de 12,3 km, rigidez de corte geomagnético de 1 GV e potencial de modulação solar de 465 MV.....	92

Lista de Tabelas

Tabela 2.1 - Fatores de peso da radiação recomendados pela publicação 103 da ICRP (2007).....	37
Tabela 2.2 - Fatores de peso dos tecidos recomendados pela publicação 103 da ICRP (2007).....	38
Tabela 2.3 - Valores dos coeficientes de variação (CV) fornecidos por Briesmeister (1986).....	46
Tabela 3.1 - Massa dos órgãos do simulador UFHADF e UFHADM, e dos simuladores de referência AM e AF da ICRP.....	53
Tabela 3.2 - Densidade e massa dos órgãos e do feto do simulador MARIA e valores de referência da ICRP 89.....	56
Tabela 3.3 - Principais superfícies utilizadas no código MCNPX e MCNP6.....	59
Tabela 3.4 - Contabilizadores (tallies) usados para representar grandezas a serem calculadas no MCNPX e MCNP6.....	60
Tabela 4.1 - Coeficientes de conversão de dose efetiva por fluência fornecidos pela publicação 116 da ICRP (2010) e calculados utilizando o simulador híbrido nas posturas vertical e sentada para fótons, elétrons, pósitrons, prótons e nêutrons.....	71
Tabela 4.2 - Taxa de dose efetiva em $\mu\text{Sv/h}$ em função da altitude adaptado de medições feitas por Federico utilizando os detectores Qdos e THERMO FH a bordo de uma aeronave e calculados utilizando o simulador híbrido UFH/NCI e o pacote EXPACS.....	83
Tabela 4.3 - Taxa de dose efetiva e taxa de dose equivalente ambiental em $\mu\text{Sv/h}$ para quatro altitudes e rigidez de corte diferentes medido por Goldhagen em junho de 1997 e taxa de dose efetiva calculado utilizando os coeficientes de conversão do simulador híbrido UFH/NCI e a taxa de fluência de nêutrons na atmosfera livre obtida do pacote EXPACS.....	86
Tabela 4.4 - Taxa de dose efetiva em $\mu\text{Sv/h}$ para quatro altitudes e rigidez de corte diferentes medido por Goldhagen em junho de 1997 e taxa de dose efetiva calculado utilizando os coeficientes de conversão do simulador híbrido UFH/NCI e a taxa de fluência de nêutrons na posição do piloto e na cabine da aeronave obtido do pacote EXPACS.....	86
Tabela 4.5 - Taxa de dose efetiva e taxa de dose equivalente ambiental em $\mu\text{Sv/h}$ para duas altitudes e rigidez de corte diferentes medido por Goldhagen em junho de 1997 e taxa de dose efetiva calculado utilizando os coeficientes de conversão do simulador híbrido UFH/NCI e a taxa de fluência de nêutrons calculada utilizando o MCNP6.....	90
Tabela 4.6 - Coeficientes de conversão de dose absorvida por fluência no feto calculado utilizando o simulador MARIA e comparação com os trabalhos de Chen e Taranenko para fontes de nêutrons, prótons, fótons, elétrons, pósitrons e múons.....	91
Tabela 4.7 - Taxa de dose equivalente no feto em $\mu\text{Sv/h}$ calculado por Chen e Mares e taxa de dose equivalente calculado no feto do simulador MARIA utilizando a taxa de fluência de nêutrons, prótons, fótons, elétron e múons obtido pelo EXPACS e pelo MCNP6 em 12,3 km de altitude, 1 GV de rigidez de corte e 465 MV de modulação solar.....	98

Sumário

Resumo.....	3
Lista de Figuras.....	6
Lista de Tabelas	8
1. Introdução.....	11
1.1. Estado da arte	12
1.2. Objetivos	15
2. Fundamentação Teórica.....	16
2.1. Radiação cósmica	16
2.2. Interação da radiação com a matéria	24
2.2.1. Interação de fótons com a matéria.....	24
2.2.2. Interação de Nêutrons com a matéria	29
2.2.3. Interação de partículas carregadas pesadas com a matéria.....	32
2.3. Grandezas para uso em proteção radiológica.....	35
2.3.1. Fluência e taxa de fluência	35
2.3.2. Dose Absorvida.....	36
2.3.3. Dose Absorvida Média.....	36
2.3.4. Dose Equivalente (H_T) e Fator de Peso da Radiação (w_R)	37
2.3.5. Dose Efetiva	38
2.3.6. Equivalente de dose.....	39
2.4. Método Monte Carlo.....	41
2.5. Simuladores antropomórficos.....	47
3. Metodologia.....	51
3.1. Simulador híbrido UF/NCI	51
3.2. Simulador feminino MARIA.....	55
3.3. Código Monte Carlo N-Particle Extended (MCNPX) e Monte Carlo N-Particle 6 (MCNP6) ..	57
3.3.1. Estrutura do arquivo de entrada (INP) do MCNPX e MCNP6	58
3.4. Cálculo dos coeficientes de conversão de dose por fluência utilizando o MCNPX.....	61
3.5. Cálculo do mapa de fluência	64
3.6. Construção do modelo de simulação da atmosfera terrestre para o transporte de radiação cósmica no MCNP6	65
3.7. Modelo do espectro da fonte de radiação cósmica definido no MCNP6	66
3.8. Código EXPACS	68
3.9. Cálculo da taxa de dose efetiva.....	70

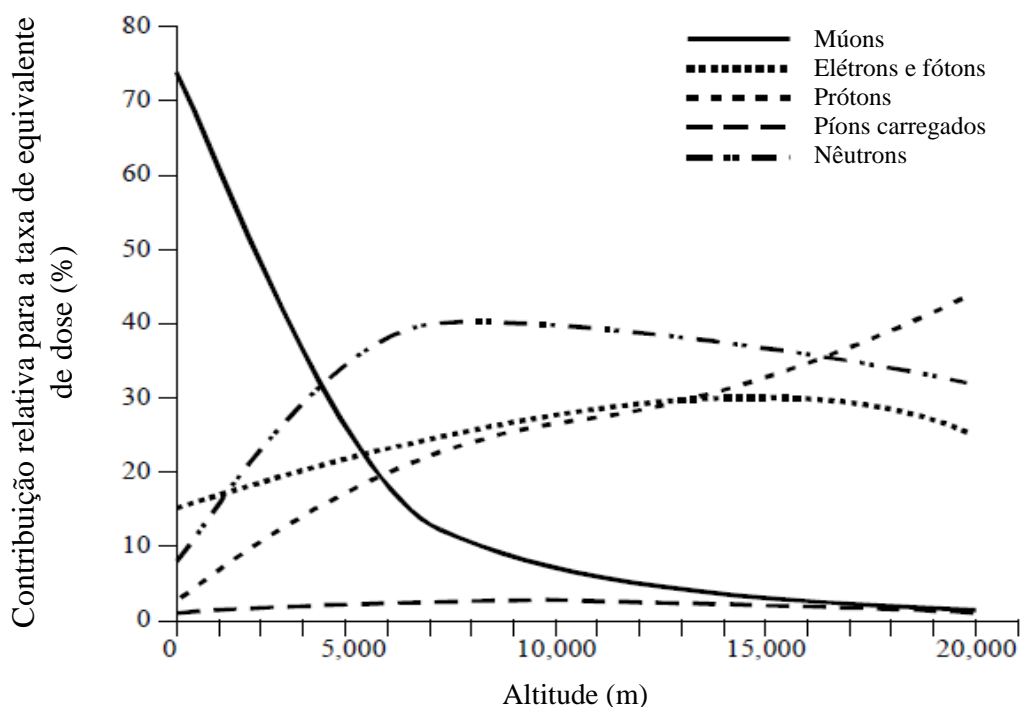
4. Resultados e Discussão	71
4.1. Coeficientes de conversão de dose efetiva por fluência	71
4.2. Taxa de dose efetiva.....	80
4.3. Espectro da taxa de fluência calculado utilizando o MCNP6	87
4.4. Coeficientes de conversão de dose absorvida por fluência e taxa de dose efetiva no feto .	91
5. Conclusões.....	100
Trabalhos realizados durante o período	102
Bibliografia	103

1. Introdução

A terra sofre bombardeios constantes de radiação ionizante de alta energia proveniente do espaço. A intensidade dessa radiação, conhecida como radiação cósmica, é parcialmente diminuída pelo campo magnético associado com o vento solar e pelo campo magnético da terra. A radiação cósmica, na atmosfera terrestre, é formada pela radiação cósmica galáctica (GCR), que são partículas energéticas provenientes de outras partes do universo, e pelas partículas energéticas provenientes do Sol. A radiação cósmica galáctica é formada principalmente por núcleos de hidrogênio (90 %), núcleos de hélio (9 %), núcleos de elementos pesados e elétrons (1 %). Porém, próximo à região do equador terrestre, a radiação cósmica é formada principalmente por núcleos de hidrogênio (85 %), íons de hélio (12 %) e aproximadamente 3 % de íons de núcleos pesados e elétrons [1,2]. A energia dessas partículas se estendem até cerca de 10^{20} eV. Já a radiação proveniente do Sol é um plasma de prótons e elétrons que emerge da corona solar e que se propaga radialmente para fora do Sol. A radiação cósmica interage com os componentes da atmosfera terrestre produzindo radiação secundária, que juntamente com a radiação primária contribuem para a exposição à radiação cósmica e que diminuem em intensidade à medida que a altitude diminui até atingir um valor mínimo ao nível do mar [1,3,4,5,6].

Os tripulantes de aeronaves estão expostos a níveis elevados de radiação cósmica de origem galáctica, solar e radiação secundária produzida na atmosfera e no avião [1,2]. Na altitude de voos convencionais de aeronaves, nêutrons, prótons, fótons, elétrons, pósitrons e múons são os principais componentes da radiação cósmica. Em altitudes ainda maiores, núcleos mais pesados que os prótons também contribuem para a exposição a radiação cósmica [2]. Em altitudes de voos tripulados, a exposição do corpo humano a radiação cósmica é essencialmente uniforme e a dose efetiva avaliada para membros da tripulação é uma estimativa de segurança [2]. Como pode ser observado na figura 1.1, em altitudes de voos convencionais, as contribuições relativas aproximadas para o equivalente de dose ambiental total são de 30 a 40 % devido aos nêutrons, 20 a 25 % devido aos prótons, 15 a 20 % de elétrons e fótons, e de 5 a 10 % de múons. A forma de interação varia de acordo com o tipo de partícula. Dessa forma a avaliação da exposição a radiação cósmica em altitudes de voos convencionais leva em conta as interações dessas partículas com o corpo humano.

Figura 1.1: Contribuição de cada partícula do campo de radiação cósmica para a taxa de equivalente de dose ambiental em função da altitude. Figura adaptada de [6].



A avaliação dos riscos associados à exposição de tripulantes de aeronaves a radiação cósmica é, portanto, de grande interesse. Os cálculos de dose efetiva para esses indivíduos podem ser realizados através de técnicas computacionais. O método Monte Carlo é uma ferramenta computacional muito empregada para simular o transporte de radiação pela matéria [7]. Utilizando um código que permita simular as leis físicas que agem na interação da radiação com a matéria e um simulador antropomórfico no qual a avaliação da dose nos órgãos e tecido seja possível, podem-se obter coeficientes de conversão que nos forneça a dose efetiva (E) em termos da fluência de partículas (Φ) para cada tipo de partícula que compõe o campo de radiação em altitude do voo [2,7,8].

1.1. Estado da arte

Desde 1991, na publicação de nº 60, a ICRP recomenda que a os tripulantes de aeronaves sejam considerados indivíduos ocupacionalmente expostos [9]. Desde então, a comunidade acadêmica tem-se esforçado em calcular o espectro de radiação bem como a dose que tripulantes de aeronaves estão sujeitos em seu ambiente de trabalho [1,10,11]. A publicação

de nº 103 da ICRP [12] reforça a recomendação de que a exposição de tripulantes de voos comerciais a radiação cósmica seja considerada como exposição ocupacional. Ferrari e colaboradores [3,13,14,15] calcularam a taxa de dose efetiva e a taxa de equivalente de dose ambiental em função da altitude em diferentes posições geográficas levando em conta a contribuição de nêutrons, prótons, elétrons e pósitrons, fótons, múons e píons atmosféricos. Para o cálculo da taxa de dose efetiva, eles utilizaram os coeficientes de conversão de dose efetiva por fluência obtidos através de simulações Monte Carlo e simuladores antropomórficos matemáticos hermafroditas em geometrias de irradiação isotrópica e semi-isotrópica. Roesler e colaboradores [16,17] também calcularam a taxa de dose em função da altitude e em diferentes localizações geográficas, utilizando coeficientes de conversão obtidos com simuladores antropomórficos matemáticos hermafroditas, bem como com simuladores antropomórficos matemáticos masculino e feminino separadamente.

Em 2010, a ICRU e a ICRP publicaram um relatório com valores de referência para a avaliação da taxa de dose efetiva e dose equivalente ambiental que tripulantes de aeronaves recebem em seu ambiente de trabalho devido à radiação cósmica [2]. Em 2016, a ICRP publicou um relatório esclarecendo e atualizando as recomendações da comissão no controle da exposição à radiação cósmica em aviação [11]. A ICRP recomenda também que os cálculos da dose efetiva sejam feitos utilizando cenários de exposição com geometrias de irradiação isotrópica ou semi-isotrópica (em que a direção das partículas é do hemisfério superior para baixo) [18]. Sato et al. (2011), utilizando os simuladores de referência masculino (AM) e feminino (AF) da ICRP, calcularam os coeficientes de conversão de dose para as geometrias isotrópica (ISO), semi-isotópica (SS-ISO) e uma geometria de irradiação que simula a situação geométrica da exposição de tripulantes de aeronaves a duas condições diferentes de voos convencionais para nêutrons e prótons de 1 MeV a 100 GeV de energia [19]. Foi observado nos resultados apresentados por Sato et al. (2011) que a geometria isotrópica é a que melhor representa a exposição de tripulantes de aeronaves.

Alguns trabalhos levando em conta a estrutura da aeronave no cálculo da taxa de dose efetiva e do equivalente de dose ambiental foram realizados [20,21,22,23]. Contudo, usando um modelo matemático de um Airbus-340, Battistoni et al. (2005) mostraram que o efeito de blindagem devido à estrutura da aeronave reduz o valor da taxa de dose efetiva em 14 % para cálculos realizadas no meio da cabine de passageiros, região em que ocorre o maior efeito de blindagem da radiação cósmica [22]. Dessa forma, a estimativa da taxa de dose efetiva na

atmosfera sem a estrutura da aeronave pode ser usada como uma estimativa aceitável e conservadora da exposição individual de tripulantes de aeronaves [22].

Trabalhos avaliando a exposição à radiação cósmica de embriões e fetos utilizando simulador de mulher grávida também foram realizados [24,25]. Nesses trabalhos foi utilizado um simulador feminino matemático em 4 etapas da gestação (8 semanas, 3, 6 e 9 meses) e estimado a dose no cérebro e corpo do feto, e foi observado que a dose equivalente pode exceder o valor de 1 mSv depois de 10 viagens de ida e volta em um voo comercial entre Toronto e Frankfurt [25]. A ICRP recomendada que a exposição ocupacional de mulheres grávidas seja tal que a dose, a partir do momento que se confirme a gestação, não exceda o valor de 1 mSv na região do abdômen, ou seja, que a dose no feto seja inferior a 1 mSv [12].

Muitos dos simuladores existentes e utilizados nos códigos baseados no método Monte Carlo são elaborados na postura vertical (em pé). Apesar dos comissários de bordo, durante praticamente todo o voo, se encontrar na postura em vertical, os pilotos e os passageiros se encontram na postura sentada durante a maior parte do tempo de voo. Além dessas duas posturas, alguns tripulantes podem também se encontrar na postura horizontal (deitado), como é o caso dos passageiros de 1ª classe em voos de longa duração. Dessa forma, é de interesse ter simuladores em diferentes posturas a fim de calcular coeficientes de conversão e obter a taxa de dose efetiva que os tripulantes de aeronaves recebem ao ser expostos a radiação cósmica.

Na literatura são encontrados trabalhos com cenários de exposição de tripulantes de aeronaves utilizando simuladores na postura vertical, mas não foram encontrados trabalhos utilizando simuladores na postura sentada [19,26,27,16]. Além disso, até o presente momento foram encontrados na literatura cálculos da taxa de dose efetiva para tripulantes utilizando apenas simuladores antropomórficos matemáticos ou do tipo voxel. Mas não foram encontrados trabalhos que utilizem simuladores modelados e ajustados utilizando técnicas de computação gráfica, representando de forma mais realista as estruturas e contornos do corpo humano, como os simuladores híbridos desenvolvidos na Universidade da Flórida [28,29] e simuladores construídos com malhas de polígonos (mesh) [30,31].

1.2. Objetivos

O objetivo principal desse trabalho foi calcular a taxa de dose efetiva para tripulantes de aeronaves em simuladores nas posturas vertical e sentada e avaliar a diferença na estimativa de dose levando em conta o efeito da mudança da postura. Além disso, foram utilizados simuladores híbridos (UFH/NCI) que apresentam anatomia e contornos mais realista do que os simuladores utilizados em trabalhos encontrados na literatura. Assim, foi possível avaliar também as diferenças nas taxas de dose efetivas definidas nesse trabalho com resultados encontrados na literatura.

Um segundo objetivo desse trabalho foi calcular a taxa de dose equivalente no feto de um simulador de mulher grávida, representando a exposição de tripulantes grávidas à radiação cósmica em altitudes de voos convencionais.

1.2.1. Objetivos específicos

- Calcular os coeficientes de conversão de dose absorvida (D_T), dose equivalente (H_T) e dose efetiva (E) por fluência (Φ) para cenários de exposição que representem as situações geométricas bem com o campo de radiação aos quais os tripulantes de aeronaves em voos comerciais, militares e supersônicos estão expostos. Para tanto, irradiamos simuladores antropomórficos (masculino, feminino e feminino grávida) submetidos a fontes de nêutrons, fótons, prótons, elétrons, pósitrons e múons na geometria de irradiação isotrópica (ISO) conforme recomendada pela ICRP (2010) [18].
- Obter o espectro da taxa de fluência para um campo de radiação formado por prótons, nêutron, elétron, pósitrons, fótons e múons em várias condições de voos (latitude, longitude e data) e em altitudes de voos convencionais, militares e futuras gerações de voos supersônicos (4 a 20,3 km).
- Calcular a taxa de dose equivalente e efetiva total utilizando os diferentes coeficientes de conversão e as taxas de fluência obtidas para cada tipo de radiação presente na atmosfera.

2. Fundamentação Teórica

2.1. Radiação cósmica

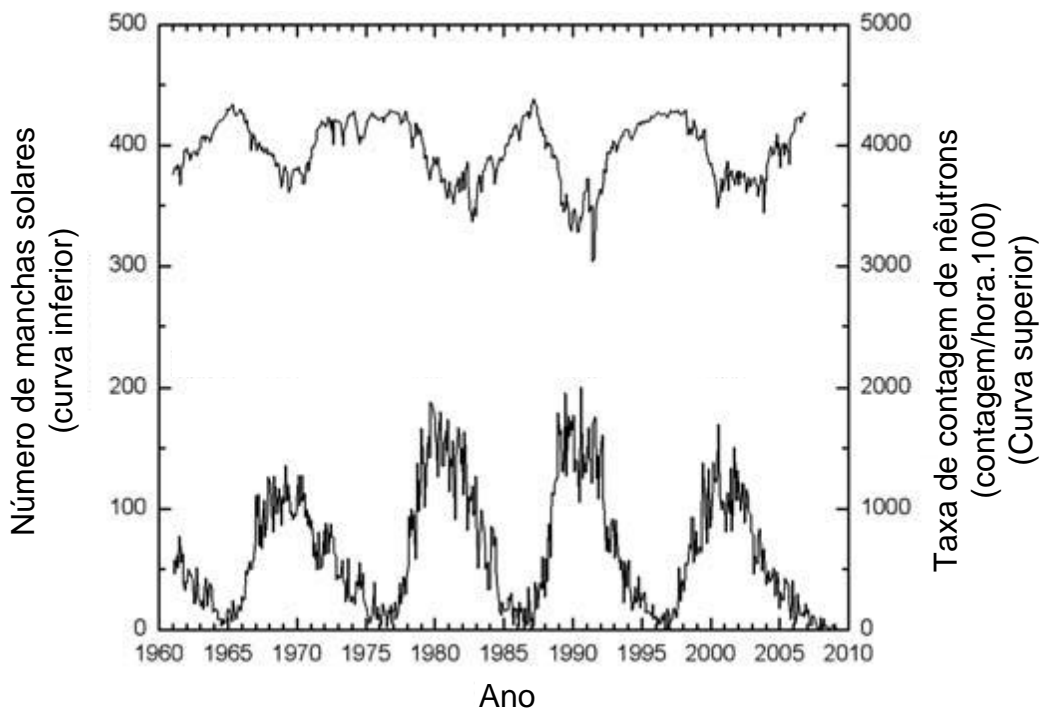
A radiação cósmica na vizinhança do sistema solar pode ser classificada de acordo com a sua origem como galáctica e solar, com um espectro energético variando desde 10^4 eV até 10^{20} eV [2]. A radiação cósmica galáctica é formada principalmente por núcleos de hidrogênio (90 %), núcleos de hélio (9 %), núcleos de elementos pesados e elétrons (1 %). Porém, próximo à região do equador terrestre, a radiação cósmica galáctica (GCR) é formada principalmente por prótons (85 %), íons de hélio (12 %) e aproximadamente 3 % de íons de núcleos pesados e elétrons [1,2]. Essas partículas não possuem direção definida e perdem energia por diversos processos de interação, principalmente por ionização, ao atravessar a atmosfera e ao serem defletidas pelo campo magnético terrestre. A interação com a atmosfera terrestre também provoca a formação de chuveis de partículas secundárias (nêutrons, píons, múons, elétrons, fótons, prótons). Essas partículas produzidas sofrem então diversas interações com a atmosfera sendo totalmente freadas ou absorvidas na própria atmosfera ou na crosta terrestre. Além da interação com a atmosfera e com o campo magnético terrestre, a intensidade da radiação cósmica é afetada também pela radiação cósmica solar.

A radiação cósmica solar como o nome já diz é produto da atividade solar. O sol possui um ciclo de atividade com um período de aproximadamente 11 anos, dentro do qual sua atividade passa por um ciclo de máximo e mínimo devido à inversão de polaridade magnética solar (Figura 2.1). Explosões solares geralmente são acompanhadas por ventos solares e ejeção de massa coronal solar, que libera grande quantidade de material, como prótons de alta energia, elétrons, núcleos de hélio e radiação eletromagnética [32]. As partículas emitidas por essas grandes explosões solares podem chegar a Terra e contribuir para o aumento da dose de radiação cósmica. Contudo um efeito inverso também pode ocorrer, ou seja, um decréscimo momentâneo da dose ocasionado por um efeito de deflexão da radiação cósmica por nuvens de plasma emitidas pelo sol.

A radiação cósmica solar provoca o espalhamento e a desaceleração da radiação cósmica galáctica de menor energia devido ao seu campo magnético. Assim, a intensidade de raios cósmicos que incidem na atmosfera terrestre diminui durante o período de máxima atividade solar e vice versa durante os períodos de mínima atividade solar. Dessa forma o ciclo solar e a intensidade da radiação cósmica galáctica que incide na atmosfera terrestre estão anti-

correlacionados, conforme pode ser observado na figura 2.1 [1,2]. A radiação cósmica galáctica com energias maiores que alguns GeV por nucleon não é afetada por essa modulação. A unidade geralmente usada para representar a força do potencial de modulação solar é o MV (10^6 volts). A modulação solar pode assumir valores entre 250 MV, durante mínima atividade solar, e 1500 MV ou valores ainda maiores, durante máxima atividade solar. Quanto maior a energia cinética da partícula e quanto mais pesada ela for, menor a deflexão que a partícula sofrerá ao passar pelo campo magnético carregado pelo plasma solar [33].

Figura 2.1: Número de manchas solares e taxa de contagem de nêutrons (dados do monitor de nêutrons Climax) em função do tempo. Figura extraída e adaptada de [2].



2.1.1. Efeito do campo magnético terrestre

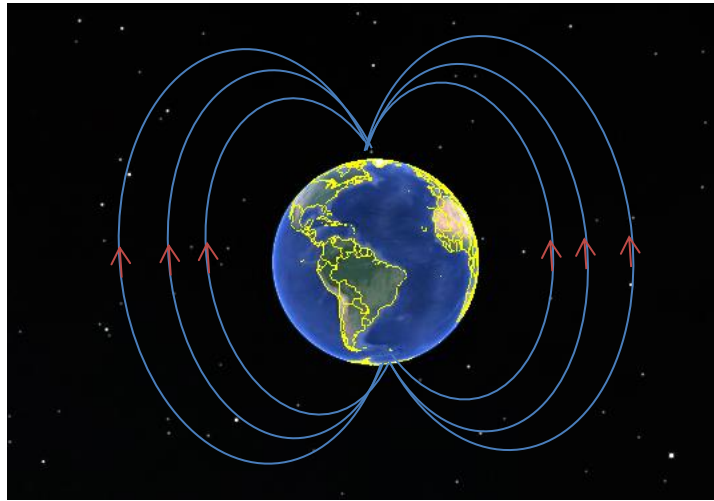
O campo magnético terrestre é responsável por defletir e diminuir a intensidade de grande parte da radiação cósmica que incide na terra devido à força de Lorentz. Uma partícula carregada em movimento na presença de um campo magnético sofrerá a ação de uma força perpendicular à direção da velocidade da partícula (v) e do campo magnético (B) conforme a expressão 2.1:

$$F = q \cdot \vec{v} \times \vec{B} \quad 2.1$$

Partículas carregadas com certo momento são blindadas pelo campo magnético da terra. A blindagem é mais efetiva em regiões de baixa latitude, onde as linhas de campo do campo

magnético terrestre são paralelas ao topo da atmosfera terrestre [34]. A figura 2.2 apresenta uma ilustração das linhas de campo do campo magnético terrestre. Em contraste, próximo aos polos, as partículas da radiação cósmica conseguem viajar quase livremente e são direcionadas para a superfície terrestre, pois as linhas de campo do campo magnético são perpendiculares ao topo da atmosfera terrestre. Isso explica o fato da dose devido à radiação cósmica ser fortemente afetada pela localização geográfica.

Figura 2.2: Representação das linhas de campo do campo magnético terrestre. (Imagem da terra obtida do programa Google Earth).



A capacidade de penetração das partículas que compõem a radiação cósmica é dependente do ângulo de incidência e rigidez magnética. Se a rigidez magnética de uma partícula (R_p), que é a razão do momento da partícula (p) pela carga (q), for maior que a rigidez de corte do campo magnético terrestre (R_C) em uma determinada região, essa partícula conseguirá penetrar na atmosfera terrestre nessa mesma região [2,34]. Para ângulos de incidência vertical, em relação à superfície da terra, a força a qual a partícula estará submetida será de acordo com a expressão 2.1:

$$F = q \cdot v_{\perp} |\vec{B}| = m \cdot a_N \quad 2.2$$

$$q \cdot v_{\perp} |\vec{B}| = m \cdot \frac{v_{\perp}^2}{r} \quad 2.3$$

Assim, o raio de Larmor (r_L), que é o raio do movimento de uma partícula carregada na presença de um campo magnético será:

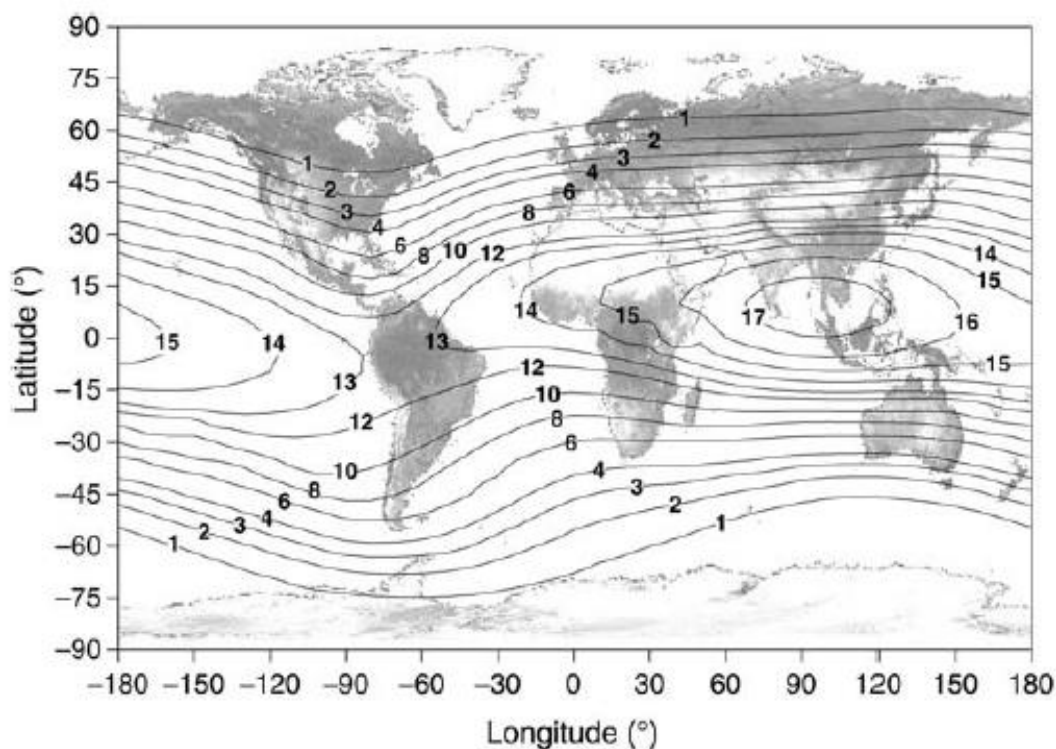
$$r_L = \frac{m \cdot v_{\perp}}{q \cdot |\vec{B}|} = \frac{p}{q \cdot |\vec{B}|} \quad 2.4$$

A rigidez magnética está relacionada ao campo magnético de acordo com a seguinte expressão:

$$R_p = \frac{pc}{|q|} = r_L |\vec{B}| c \quad 2.5$$

Onde p é o momento da partícula, q é a carga, c é a velocidade da luz e $|\vec{B}|$ é a magnitude do campo magnético. A unidade da rigidez magnética é $kg \cdot m^2 \cdot s^{-3} \cdot A^{-1} = T \cdot m^2 \cdot s^{-1} = V$, e normalmente é expressa em GV (10^9 V). A equação 2.5 nos diz que, independentemente da massa e carga, partículas com a mesma rigidez magnética seguirão a mesma trajetória num determinado campo magnético. Como os diferentes ângulos de incidência das partículas provocam diferentes trajetórias das partículas para cada posição geográfica, calcular esse grande número de trajetórias seria muito trabalhoso. Por essa razão, uma aproximação comumente usada é considerar apenas as partículas que incidem verticalmente no topo da atmosfera, e então calcular a rigidez de corte vertical geomagnético [2]. Shea e Smart (2001) calcularam o valor da rigidez de corte vertical geomagnético para diferentes latitudes e longitudes geográficas [35]. A figura 2.3 apresenta a relação entre a rigidez de corte geomagnético e a posição geográfica.

Figura 2.3: Rigidez de corte geomagnética (GV) em função da latitude e longitude na data de 1990 a 10 km de altitude. Extraído de [2].



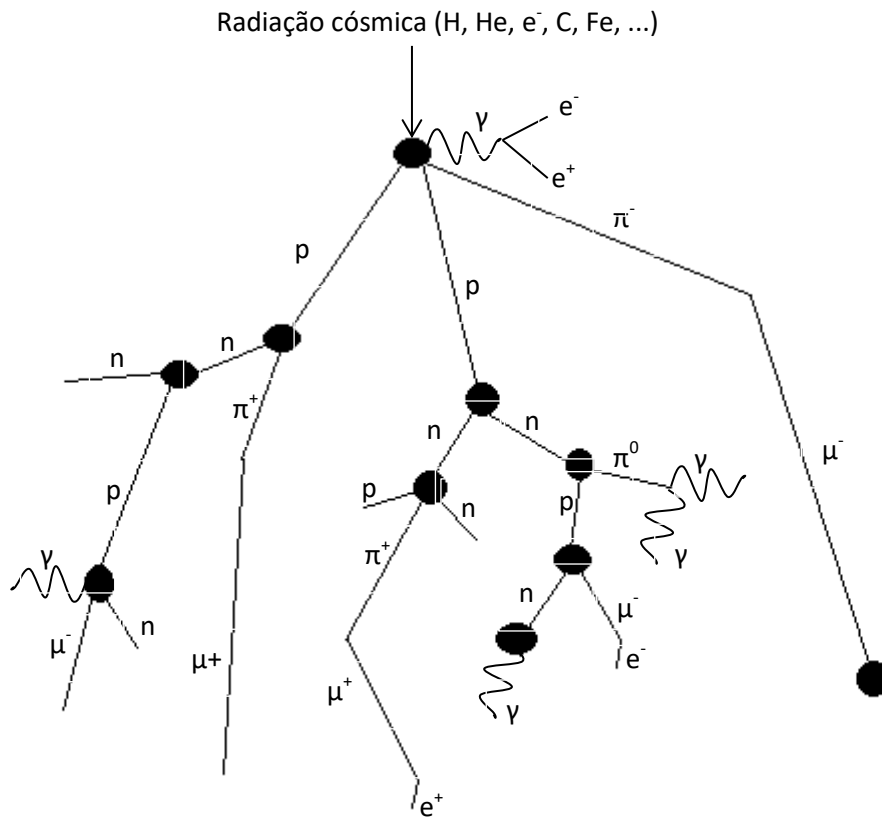
Como pode ser observado na figura 2.3, à medida que se aproxima dos polos magnéticos, as partículas que incidem verticalmente no topo da atmosfera terrestre experimentam um valor de rigidez de corte, em GV, menor do que quando incidem numa região próxima ao equador terrestre. Por exemplo, no extremo norte do continente europeu o valor da rigidez de corte é 1 GV, ao passo que na região nordeste do Brasil o valor da rigidez de corte está entre 12 e 13 GV. Dessa forma as partículas da radiação cósmica que se aproximam da Terra na região dos polos serão menos defletidas de volta para o espaço do que as que incidem no equador terrestre, e por isso as doses de radiação são maiores em tripulantes que viajam em altas latitudes.

2.1.2. Efeito da Interação da radiação cósmica com a atmosfera terrestre

As partículas da radiação cósmica que conseguem penetrar o campo geomagnético interagem com os núcleos dos constituintes da atmosfera através de processos de colisão elásticos e inelásticos. O resultado dessa interação é a formação de chuviscos de partículas secundárias de baixa energia, normalmente partículas carregadas instáveis. Essas partículas por sua vez colidem com outras moléculas presentes no ar provocando a criação de mais chuviscos de

partículas. Um esquema da interação da radiação cósmica com as moléculas da atmosfera, e a consequente formação de chuveis de partículas secundárias estão representados na figura 2.4. Na altitude de interesse para aviação, as principais componentes da radiação cósmica secundária que contribuem para a dose absorvida no tecido são nêutrons, elétrons, pósitrons, fótons, prótons, múons e píons carregados. [6]

Figura 2.4: Representação da formação da cascata de radiação cósmica secundária, devido a interação da radiação cósmica primária com moléculas da atmosfera. (p – próton, n - nêutron, e^- – elétron, e^+ – pósitron, γ – fóton, μ – múon, π - pión). Figura extraída e adaptada de [11].



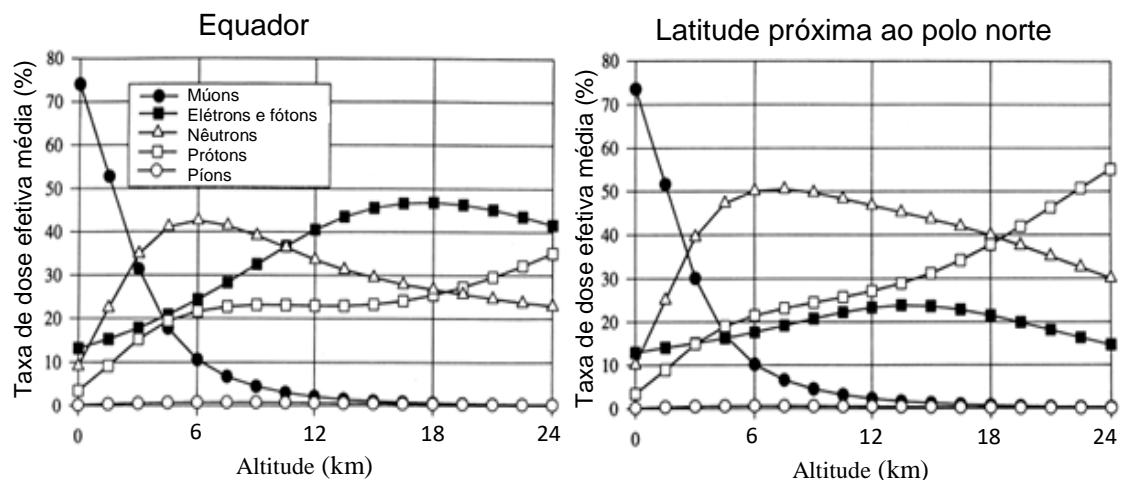
O tipo de interação com a matéria varia conforme a radiação, mas o resultado final dos diversos fenômenos de interação com a matéria, para os diferentes tipos de radiação cósmica, resulta em produção de cascata eletromagnética ou de partículas de alto LET (transferência linear de energia) e nêutrons. Os núcleos da radiação cósmica primária sofrem interação forte ao colidir com os núcleos da atmosfera terrestre e induzem reações de fragmentação. Como resultados, núcleos de alta energia, partículas alfas, fragmentos pesados bem como píons, kaons e híperons são formados. Partículas primárias e secundárias com suficiente energia ainda excitam núcleos atmosféricos, que por sua vez são evaporados em nucleons (prótons e nêutrons), formando assim chuveis atmosféricos. Além das interações nucleares, núcleos de

raios cósmicos primários sofrem interação eletromagnética e perdem energia em processos de excitação e ionização com elétrons de átomos e moléculas do ar [36]. A perda de energia radiativa na forma de emissão de radiação Bremsstrahlung é desprezível para partículas carregadas pesadas, mas muito significativo para elétrons de alta energia. Os píons carregados, formados nos chuviros atmosféricos, decaem produzindo múons e neutrinos [6]. Os múons perdem energia por processos de ionização e muitos conseguem sobreviver até atingir o nível do mar. Contudo os múons também podem decair em elétrons, pósitrons e neutrinos. Píons neutros podem decair em dois fótons, que por sua vez podem interagir via efeito fotoelétrico, efeito Compton, produção de pares e reações fotonucleares, formando outros elétrons, pósitrons e fótons [6]. Pósitrons sofrem aniquilação ao interagir com elétrons resultando na emissão de dois ou três fótons [36]. Os elétrons perdem energia via Bremsstrahlung, ionização, excitação ou reações nucleares [36]. Uma cascata eletromagnética é produzida como resultado. Os nêutrons interagem via força forte contribuindo para a formação de partículas secundárias diretamente ionizantes [36].

Devido à competição entre produção, absorção e decaimento da radiação cósmica secundária, a intensidade total das partículas não é constante, mas depende da profundidade atmosférica. Um aumento no número de partículas é observado nos primeiros 100 g/cm^2 de profundidade atmosférica ($\approx 16,2 \text{ km}$ de altitude) devido aos chuviros atmosféricos. Em profundidades atmosféricas maiores (altitudes menores), uma contínua diminuição na intensidade é observada como resultado de processos de absorção e decaimento. O máximo na intensidade de partículas da radiação cósmica secundárias é denominado de máximo de Pfotzer, que corresponde a uma altitude de aproximadamente 16 km [33].

Friedberg et al. (2000) estimou a contribuição de nêutrons, prótons, elétrons e fótons, múons e píons carregados no cálculo da taxa de dose efetiva, conforme ilustrado na figura 2.5 [37]. Foi apresentado nesse trabalho que em altitudes de 6 a $12,2 \text{ km}$ (entre 20000 a 40000 pés), ou seja, altitudes típicas de voos, 33 a 52% da taxa de dose efetiva são devido a nêutrons, 21 a 28% são devido a prótons, 17 a 41% são devido a elétrons e fótons [37]. A contribuição de píons carregados é inferior a 1% e múons contribuem com 2 a 11% . Acima de $12,2 \text{ km}$ (40000 pés) a contribuição de píons e múons para a taxa de dose efetiva se torna insignificante [37].

Figura 2.5: Contribuição dos componentes da radiação cósmica à taxa de dose efetiva média em função da altitude no equador e em uma região de alta latitude (próximo ao polo norte). Figura extraída e adaptada de [37].



2.2. Interação da radiação com a matéria

2.2.1. Interação de fótons com a matéria

Fótons são eletricamente neutros e, portanto podem penetrar longas distâncias na matéria antes de interagir com o meio. A probabilidade e o tipo de interação dos fótons com a matéria dependem do meio com o qual o fóton interage e a energia do fóton, sendo que o fóton pode ser absorvido ou espalhado com ou sem perda de energia [36].

Os principais mecanismos de interação dos fótons com a matéria com perda de energia são: efeito fotoelétrico, espalhamento Compton, produção de pares, e reações foto-nucleares.

2.2.1.1. Espalhamento Rayleigh

No espalhamento Rayleigh, um fóton, de energia $h\nu$, interage com um átomo como um todo, e como resultado o fóton é espalhado pela ação construtiva dos elétrons fortemente ligados ao átomo. Nesse processo o fóton transfere parte do momento para o átomo como um todo, que causa um recuo insignificante no átomo. O fóton por outro lado é espalhado praticamente com a mesma energia, mas com uma pequena diferença angular em relação à direção de incidência. A probabilidade de um fóton interagir com o meio e ocorrer espalhamento Rayleigh é inversamente proporcional ao quadrado da energia incidente do fóton ($1/(h\nu)^2$) e diretamente proporcional ao quadrado do número atômico do meio (Z^2) [38].

2.2.1.2. Efeito fotoelétrico

No efeito fotoelétrico, o fóton é totalmente absorvido por um elétron fortemente ligado a um átomo do meio, resultando na ejeção desse elétron do átomo. A energia do fóton ($h\nu$) deve ser suficiente para que o elétron consiga vencer a função trabalho (ϕ) que o núcleo atômico exerce para mantê-lo ligado a ele. A energia cinética do elétron ejetado (K) será então:

$$K = h\nu - \phi \quad 2.6$$

O efeito fotoelétrico só pode ocorrer com um elétron fortemente ligado, pois para que tanto a energia como o momento na interação se conservem, é necessário que a diferença de momento entre o fóton incidente e o fotoelétron seja absorvida pelo átomo como um todo [38].

A probabilidade de interação do fóton com a matéria para o efeito fotoelétrico é proporcional à quarta potência do número atômico do meio (Z^4) e inversamente proporcional à terceira potência da energia do fóton incidente ($1/(h\nu)^3$), para fótons de baixa energia. Para fótons de alta energia, a probabilidade de interação do fóton com a matéria é proporcional a Z^5 e inversamente proporcional a $h\nu$ [38]. A seção de choque atômica para o efeito fotoelétrico pode ser aproximada por:

$${}_a\tau \approx \sqrt{2} \frac{32\pi r_0^2 \alpha^4}{3} \left(\frac{m_0 c^2}{h\nu} \right)^n Z^m \quad 2.7$$

Onde α é a constante de estrutura fina ($1/137$), r_0 é o raio clássico do elétron (2,818 fm) e $m_0 c^2$ é a energia de repouso do elétron. Nessa expressão m e n podem assumir valores iguais a 4 e 3 respectivamente para fótons de baixa energia, e valores iguais a 5 e 1 para fótons de alta energia.

Quando um fotoelétron é produzido, surge uma vacância em um orbital interno do átomo. Para que o átomo fique em um estado estável, um elétron de um orbital mais externo pode preencher essa vacância emitindo um fóton de energia igual à diferença entre os níveis orbitais [36,39]. Outro processo provável de ocorrer após a transição do elétron de um orbital mais externo para o orbital mais interno, é a ejeção de outro elétron desse orbital mais externo em vez da emissão de um fóton. O elétron emitido dessa maneira é chamado de elétron Auger [36].

2.2.1.3. Efeito Compton

No efeito Compton, um fóton ao interagir com um elétron mais externo do átomo (fracamente ligado ou livre) é espalhado em diferentes ângulos, perdendo parte de sua energia para o elétron “livre” [36,39]. Nesse mecanismo de interação um fóton de energia $h\nu$, muito maior que a energia de ligação do elétron com o núcleo, e momento $h\nu/c$ interage com um elétron “livre”. Após a interação o fóton é espalhado em um ângulo θ com energia $h\nu'$ e momento $h\nu'/c$. Já o elétron sofre um recuo com ângulo de espalhamento ϕ , energia total E' e momento p' . A conservação de energia e momento requer que:

$$\begin{aligned}
h\nu + mc^2 &= h\nu' + E' \\
\frac{h\nu}{c} &= \left(\frac{h\nu'}{c}\right)\cos\theta + p'\cos\varphi \\
\left(\frac{h\nu'}{c}\right)\sin\theta &= p'\sin\varphi
\end{aligned} \tag{2.8}$$

A partir das três equações acima, encontramos:

$$h\nu' = \frac{(h\nu)}{1 + \left(\frac{h\nu}{mc^2}\right)(1 - \cos\theta)} \tag{2.9}$$

Dessa forma, o desvio Compton resulta em:

$$\Delta\lambda = \frac{h}{mc}(1 - \cos\theta) = 0,0243(1 - \cos\theta)\text{\AA} \tag{2.10}$$

O desvio Compton, portanto não depende da energia do fóton incidente, mas unicamente do ângulo de espalhamento. A energia do elétron de recuo será:

$$T = h\nu - h\nu' = h\nu \left(\frac{1 - \cos\theta}{\frac{mc^2}{h\nu} + 1 - \cos\theta} \right) \tag{2.11}$$

A probabilidade de um fóton interagir com um elétron e sofrer um espalhamento na direção θ é dada pela fórmula de Klein-Nishina:

$$\frac{d_e\sigma}{d\Omega} = \frac{k_0^2 e^4}{2m^2 c^4} \left(\frac{\nu'}{\nu}\right)^2 \left[\frac{\nu}{\nu'} + \frac{\nu'}{\nu} - \sin^2\theta \right] (\text{m}^2 \text{sr}^{-1}) \tag{2.12}$$

Onde $(d_e\sigma/d\Omega)$ (seção de choque de espalhamento diferencial) é a probabilidade por unidade de ângulo sólido de que um fóton passando através de uma camada de material contendo um elétron por m^2 será espalhado em um ângulo θ dentro de um ângulo sólido $d\Omega$. A seção de choque de colisão Compton será então:

$${}_e\sigma = 2\pi \int \frac{d_e\sigma}{d\Omega} \sin\theta d\theta \quad (\text{m}^2) \tag{2.13}$$

Onde ${}_e\sigma$ é a probabilidade de que um fóton sofrerá uma interação Compton por elétron por m^2 .

A seção de choque diferencial de transferência de energia é:

$$\frac{d_e \sigma_{tr}}{d\Omega} = \frac{T}{h\nu} \frac{d_e \sigma}{d\Omega} \Rightarrow {}_e \sigma_{tr} = 2\pi \int \frac{d_e \sigma_{tr}}{d\Omega} \sin \theta d\theta \quad 2.14$$

A energia média dos elétrons de recuo é então:

$$T_{avg} = h\nu \frac{{}_e \sigma_{tr}}{{}_e \sigma} \quad 2.15$$

A seção de choque diferencial de espalhamento é:

$$\frac{d_e \sigma_s}{d\Omega} = \frac{\nu'}{\nu} \frac{d_e \sigma}{d\Omega} \Rightarrow {}_e \sigma_s = 2\pi \int \frac{d_e \sigma_s}{d\Omega} \sin \theta d\theta \quad 2.16$$

A energia média dos fótons espalhados por fóton incidente de energia $h\nu$ é então:

$$h\nu'_{avg} = h\nu \frac{{}_e \sigma_s}}{{}_e \sigma} \quad 2.17$$

Como $T_{avg} + h\nu'_{avg} = h\nu$, logo ${}_e \sigma_{tr} + {}_e \sigma_s = {}_e \sigma$.

${}_e \sigma_{tr}$ dá a fração média de energia do fóton incidente que é transferida para os elétrons no meio. ${}_e \sigma_s$ dá a fração média de energia carregada pelo fóton espalhado por energia do fóton incidente.

A seção de choque macroscópica total, ou seja, a probabilidade de ocorrer uma interação Compton por unidade de distância percorrida pelo fóton no material é $\sigma = NZ_e \sigma = n_e \sigma$. Assim, $\sigma = \sigma_{tr} + \sigma_s$, onde:

$$\sigma_{tr} = \sigma \frac{T_{avg}}{h\nu} \quad e \quad \sigma_s = \sigma \frac{h\nu'_{avg}}{h\nu} \quad 2.18$$

2.2.1.4. Produção de Pares

Quando um fóton com energia de pelo menos duas vezes a energia de repouso do elétron ($h\nu \geq 2mc^2$) interage com o campo de um núcleo atômico, pode ocorrer a conversão desse fóton em um par elétron-pósitron [36,39]. Para que haja conservação de momento na conversão do fóton num par elétron-pósitron, o núcleo adquire o excesso do momento do fóton que não é carregado pelo par formado, contudo o recuo do núcleo é insignificante [38]. A energia do fóton é convertida em $2mc^2$ mais a energia cinética do par (T_+ e T_-):

$$h\nu = 2mc^2 + T_+ + T_- \quad 2.19$$

A probabilidade de ocorrência desse efeito é proporcional à energia do fóton e ao quadrado do número atômico (Z^2) do átomo com o qual o fóton interage. A produção de pares pode ocorrer também quando um fóton de energia de pelo menos $4mc^2$ interage com o campo eletromagnético de um elétron atômico. Contudo nesse caso a probabilidade de ocorrência é muito menor (linearmente proporcional a Z) e são formados um par elétron-pósitron mais o elétron de recuo, ou seja, um tripleto [36].

A seção de choque atômica para produção de pares é expressa da seguinte forma:

$${}_a\kappa = \alpha r_0^2 Z^2 P(h\nu, Z) \quad 2.20$$

Onde α é a constante de estrutura fina ($1/137$), r_0 é o raio clássico do elétron (2,818 fm), Z é o número atômico do material com o qual o fóton interage e $P(h\nu, Z)$ é uma função que depende da energia do fóton incidente e do número atômico do alvo. Na interação com o campo eletromagnético do núcleo, $P(h\nu, Z)$ é proporcional a $h\nu$, ao passo que na interação com o campo eletromagnético do elétron atômico, $P(h\nu, Z)$ é proporcional a $h\nu$ e inversamente proporcional a Z [38].

Um processo inverso também ocorre, ou seja, a formação de um par de fótons de 0,511 MeV devido ao processo de aniquilação elétron-pósitron. Se o pósitron sofrer aniquilamento em voo, ou seja, antes de atingir o repouso, a energia total liberada será $2mc^2$ mais a energia cinética do pósitron. Assim serão produzidos três fótons [36].

2.2.1.5. Reações foto-nucleares

Um fóton de alta energia (normalmente acima de 8 MeV) pode interagir com um núcleo atômico e ser absorvido, emitindo como produto dessa reação um nucleon (nêutron ou próton). A energia do fóton deve ser suficiente para superar a energia de ligação do nucleon com o núcleo atômico. Assim, a energia cinética do nucleon ejetado será igual à energia do fóton incidente menos a energia de ligação do nucleon no núcleo [36,39]. A probabilidade desse efeito ocorrer é muito menor do que a probabilidade de ocorrência dos efeitos fotoelétrico, Compton e produção de pares juntos. Contudo, na fotodesintegração, o principal efeito é a emissão de nêutrons, que frequentemente causa problemas maiores de radioproteção. Além disso, os núcleos residuais de uma reação foto-nuclear são geralmente

radioativos [36]. Algumas reações foto-nucleares prováveis são: (γ, n) , $(\gamma, 2n)$, (γ, p) , $(\gamma, 2p)$, (γ, α) , fissão nuclear, etc.

Ao penetrar na matéria, a probabilidade por unidade de distância percorrida de que um fóton irá sofrer uma interação por um processo físico é chamado de coeficiente de atenuação linear (μ). O coeficiente de atenuação linear depende da energia do fóton e do meio com o qual o fóton interage [36,38]. μ é formado pelas contribuições individuais dos vários processos físicos que podem ocorrer:

$$\mu = \tau + \sigma_R + \sigma_C + \kappa \quad 2.21$$

Onde τ , σ_R , σ_C e κ são respectivamente o coeficiente de atenuação linear para o efeito fotoelétrico, espalhamento Rayleigh, espalhamento Compton e produção de pares (incluindo produção de tripleto). Podemos ainda adicionar a contribuição devido a reações foto-nucleares, mas essa contribuição é normalmente bem pequena [36].

2.2.2. Interação de Nêutrons com a matéria

Assim como fótons, nêutrons não possuem carga e, portanto podem percorrer longas distâncias na matéria antes de interagir. Tanto os elétrons atômicos, como o campo eletromagnético gerado pelo núcleo afetam muito pouco a trajetória dos nêutrons. Contudo, ao passar pela matéria um nêutron pode colidir com um núcleo atômico, e sofrer espalhamento elástico ou inelástico. O nêutron pode também ser capturado (ou absorvido) por um núcleo, provocar reações de espalação e fissão [36,38].

Nêutrons rápidos, cuja energia compreende de 10 keV a 10 MeV, geralmente perdem energia na matéria por uma série de espalhamentos elásticos. Esse processo de diminuição de energia do nêutron é chamado de moderação. À medida que a energia dos nêutrons diminui, a probabilidade de captura por um núcleo aumenta. Assim, nêutrons térmicos (nêutrons com energia entre 0,025 eV e 1 eV) se movem aleatoriamente devido aos espalhamentos elásticos sofridos até serem absorvido por um núcleo. Há ainda outras classificações para nêutrons: nêutrons ultra frios, nêutrons muito frios e nêutrons frios, cujas energias são inferiores a 0,025 eV, nêutrons lentos, cuja energia varia de 1 eV a 10 keV, e nêutrons relativísticos, cuja energia é superior a 10 MeV [36,38].

2.2.2.1. Espalhamento elástico

Efeito mais provável de ocorrer, especialmente em regiões de energia de nêutrons lentos e rápidos [36]. Nesse processo, os nêutrons colidem com núcleos atômicos e sofrem espalhamento, e a energia transferida (Q) será [38]:

$$Q = E_n \frac{4mM}{(m+M)^2} \cos^2 \varphi \quad 2.22$$

Onde E_n é a energia do nêutron incidente, m é a massa do nêutron, M é a massa do núcleo alvo e φ é o ângulo de recuo do núcleo em relação a direção inicial do nêutron incidente. A energia máxima transferida ($Q_{\text{máx}}$) será então:

$$Q_{\text{máx}} = E_n \frac{4mM}{(m+M)^2} \quad 2.23$$

A energia cinética média transferida para o núcleo é:

$$\bar{Q} = \frac{1}{2} E_n \frac{4mM}{(m+M)^2} = 2E_n \frac{mM}{(m+M)^2} \quad 2.24$$

Igualando a massa do nêutron a uma unidade de massa atômica, ou seja, $m = 1$, então ao colidir com um núcleo de hidrogênio ($M = 1$), teremos que $\bar{Q} = E_n/2$ e $Q_{\text{máx}} = E_n$. Dessa forma, nêutrons podem perder grande parte de sua energia em colisões simples com núcleos de hidrogênio. Os núcleos de hidrogênio (prótons) irão interagir com o meio através de interações coulombianas com núcleos e elétrons, transferindo energia para o meio. A medida que a massa atômica aumenta o efeito de moderação diminui [36]. Como o tecido mole do corpo humano é composto aproximadamente 10 % de hidrogênio, o mecanismo de deposição de energia devido à interação de nêutrons rápidos com o corpo é primariamente o espalhamento elástico.

2.2.2.2. Reações nucleares

Nêutrons podem ser capturados por núcleos atômicos, formado dessa forma outro elemento e emitir o excesso de energia na forma de radiação [36]. As principais reações desse tipo são: $^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$; $^3\text{He}(n,p)^3\text{H}$; $^6\text{Li}(n,t)^4\text{He}$; $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$; $^{14}\text{N}(n,p)^{14}\text{C}$; etc. De acordo com a ICRU e a ICRP, o tecido humano é composto aproximadamente de 10 % de hidrogênio, 3 % de nitrogênio, 75 % de oxigênio e 12 % de carbono [40,41]. Assim, no tecido humano, nêutrons

térmicos podem sofrer dois tipos principais de interações de captura: $^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$ e $^{14}\text{N}(n,p)^{14}\text{C}$. Na captura pelo núcleo de hidrogênio é emitido um fóton gama de 2,22 MeV de energia, enquanto que na captura por núcleo de nitrogênio é liberada uma energia de 0,63 MeV dividida entre o próton emitido e o núcleo de carbono-14 [38].

Nêutrons podem também provocar reações de espalação. Nesse tipo de reação um nêutron rápido penetra no núcleo, que ao receber energia suficiente, se desintegra em muito componentes residuais como partículas alfas e prótons. Por exemplo: $^{16}\text{O} + n \rightarrow 3\alpha + 3n + 2p$. A maior parte da energia liberada em uma reação de espalação é distribuída entre os fragmentos emitidos, que depositam a energia localmente no meio [38].

Outro processo que pode ocorrer é a fissão nuclear, onde um núcleo de número atômico muito elevado bombardeado por nêutrons pode sofrer fissão e resultar na formação de dois outros núcleos menores, dois ou três nêutrons rápidos e a liberação de uma grande quantidade de energia [36]. Exemplo: $^{235}\text{U}(n,f)$.

2.2.2.3. Colisão inelástica

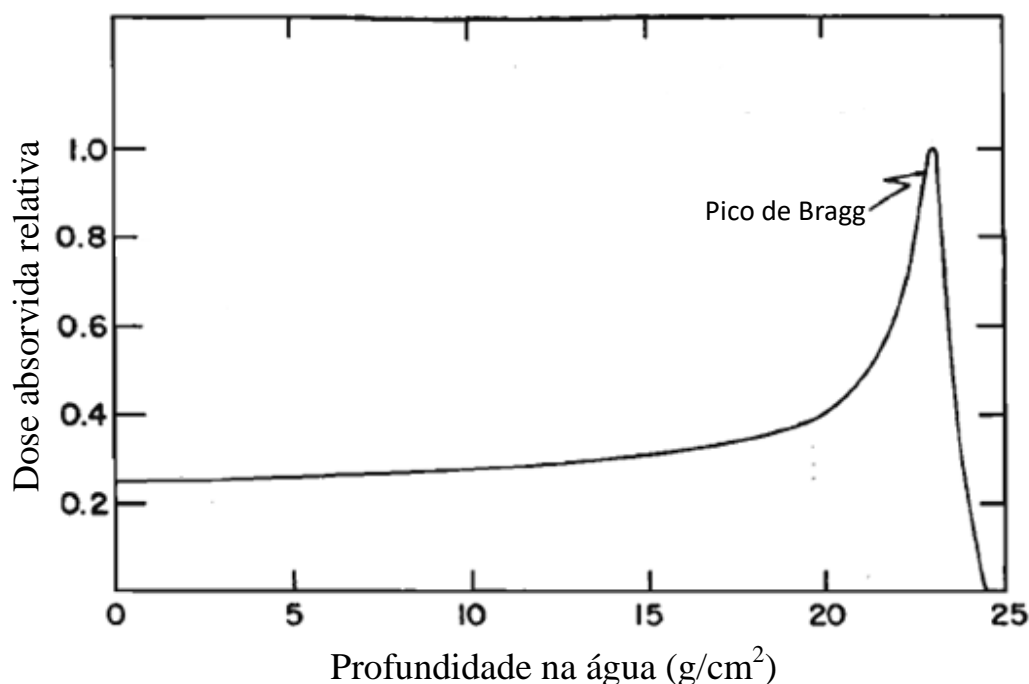
A colisão inelástica é similar à colisão elástica, exceto que o núcleo alvo sofre um rearranjo interno resultando em um estado excitado. O núcleo excitado eventualmente libera essa energia adicional na forma de radiação. A energia total do sistema no estado final (núcleo e nêutron) será diferente da energia inicial do nêutron incidente. Se a energia para se atingir um estado excitado do núcleo for muito alta, então espalhamento inelástico é praticamente impossível de ocorrer com aquele meio. Em particular, o hidrogênio e o deutério não possuem estados excitados e, portanto os nêutrons sofrem apenas espalhamento elástico ao interagir com esses elementos [36].

A seção de choque para os diferentes processos de interação dos nêutrons com a matéria depende do núcleo alvo e da energia do nêutron. A probabilidade de ocorrência de colisões elásticas em energias abaixo de 1 MeV é praticamente constante ao passo que para reações de captura a probabilidade de ocorrência desses processos é inversamente proporcional a velocidade dos nêutrons. Quanto menor a energia do nêutron (nêutrons térmicos) maior a seção de choque para captura e consequentemente maior a probabilidade de ocorrer a captura do nêutron pelo núcleo alvo [36].

2.2.3. Interação de partículas carregadas pesadas com a matéria

Quando atravessa um meio, partículas carregadas pesadas (Ex.: próton, alfa, etc) perdem pouca energia em interações individuais com átomos do meio, sendo defletidas por pequenos ângulos em cada interação. Dessa forma, partículas carregadas percorrem um caminho aproximadamente retilíneo pela matéria, ao contrário do que ocorre com os fótons e elétrons [36,39]. Quando as partículas carregadas atravessam um meio, a taxa de perda de energia é proporcional ao quadrado de sua carga e inversamente proporcional ao quadrado de sua velocidade. Quando a velocidade das partículas se aproxima de zero, as ionizações aumentam consideravelmente, resultando em um máximo de absorção de energia, que é representada por um pico no espectro de dose, conhecido como pico de Bragg. O pico de Bragg, conforme pode ser observado na figura 2.6, ocorre imediatamente antes do fim do alcance da partícula carregada e indica a profundidade onde ocorre a região de máxima deposição de energia [39].

Figura 2.6: Dose absorvida em função da profundidade na água para um feixe de prótons de 187 MeV. Figura adaptada de [39].



As interações das partículas carregadas pesadas com a matéria podem ser divididas em três categorias: interações com o átomo como um todo, interações com os elétrons dos átomos, e interações com os núcleos dos átomos. Essas interações dependem da energia cinética da partícula carregada incidente, da característica do meio e do parâmetro de impacto. O parâmetro de impacto é definido como a distância mínima entre o alvo (átomo) e a direção da

partícula incidente antes da interação. Quando o parâmetro de impacto é muito maior do que as dimensões do átomo, a partícula carregada interage com o átomo como um todo, deslocando-o da sua posição original. Quando o parâmetro de impacto é comparável com as dimensões atômicas, as interações ocorrerem principalmente entre a partícula carregada e os elétrons atômicos. Se a energia adquirida pelo elétron após a interação com a partícula incidente é maior do que sua energia de ligação com o átomo, ele é ejetado e produz novas ionizações. Quando o parâmetro de impacto é menor do que o raio atômico, a partícula carregada será defletida pelo campo coulombiano do núcleo em adição à interação com os elétrons atômicos. No caso do espalhamento de partículas carregadas, principalmente prótons, por núcleos muito leves, como o hidrogênio, o núcleo de recuo também pode percorrer um caminho considerável antes de depositar completamente sua energia [36]. Quando o parâmetro de impacto é muito menor do que o raio atômico, a partícula carregada poderá penetrar no núcleo e sofrerá reações de espalhamento inelástico [39,42].

O parâmetro mais importante que caracteriza a perda de energia das partículas carregadas incidentes é o poder de frenamento mássico de colisão ($S_C = -\frac{1}{\rho} \frac{dE}{dx}$), que é definido como a energia média liberada por unidade de comprimento da trajetória da partícula no material [36,39]. A taxa média da perda energética para uma partícula pesada de velocidade $v=\beta c$ atravessando um segmento infinitesimal é dada por [38]:

$$S_C = \frac{0,307z^2}{\beta^2} \frac{Z}{A} \left[\ln(2mc^2) + \ln(\beta^2) - \ln I - \beta^2 - \ln(1-\beta^2) - \frac{C}{Z} - \delta \right] \quad 2.25$$

Onde z é a carga da partícula incidente, A e Z são respectivamente o peso atômico e o número atômico efetivo do meio, I é a energia de excitação média em eV, β é a razão entre a velocidade da partícula e a velocidade da luz, C é a soma das correções da esfera e δ é a correção de polarização. C/Z leva em conta a contribuição dos elétrons dos diversos orbitais atômicos, exceto os elétrons ligados do orbital mais interno do átomo, para o poder de frenamento. S é expresso em MeV.cm²/g. Assim, se duas partículas atravessam um meio com a mesma velocidade, sendo que uma tem o dobro da carga da outra, a primeira irá experimentar uma perda média de energia por unidade de comprimento (poder de frenamento) quatro vezes maior que a segunda. Da equação 2.25, observamos também que se o número atômico do meio aumenta, o poder de frenamento diminui devido aos componentes Z/A e $(-\ln I)$ diminuírem. A dependência do poder de frenamento com a velocidade da partícula é um

tanto complexa. Para velocidades não relativísticas, a medida que a velocidade aumenta o poder de frenamento aumenta até atingir um valor máximo e depois diminui com o inverso do quadrado da velocidade até atingir um valor mínimo. A medida que v se aproxima de c , o termo relativístico ($\ln\beta^2 - \ln(1-\beta^2) - \beta^2$) contribui para que o poder de frenamento aos poucos aumente [38].

Na região de baixa energia ($E < 10$ keV) as partículas carregadas podem capturar elétrons e ser completamente neutralizadas. Em energias intermediárias ($10 \text{ keV} \leq E < 938 \text{ MeV}$), ocorrem principalmente excitações e ionizações dos elétrons do meio. Podem ocorrer efeitos nucleares, mas eles são raros nessa faixa de energia. Na região de alta energia ($E \geq 938 \text{ MeV}$), continua ocorrendo ionizações no meio, mas as reações nucleares ganham importância, bem como à medida que a energia aumenta o efeito Bremsstrahlung se torna relevante, principalmente para partículas carregadas leves [39]. Contudo o efeito de emissão de fótons de raios-X (Bremsstrahlung) em decorrência do espalhamento inelástico de partículas carregadas com núcleos atômicos é insignificante para partículas carregadas pesadas. O poder de frenamento radiativo para partículas carregadas leves (pósitrons e elétrons) não relativísticas é dado por:

$$S_{rad} = \alpha r_0^2 Z^2 \frac{N_A}{A} B_{rad} E_i \quad 2.26$$

Onde α é a constante de estrutura fina ($1/137$), r_0 é o raio clássico do elétron ($2,818 \text{ fm}$), Z é o número atômico do material com o qual o fóton interage, N_A/A é o número de átomos por unidade de massa, E_i é a energia total inicial da partícula carregada e B_{rad} é uma função que depende de Z e E_i . Assim, da expressão 2.26 é possível observar que com o aumento do número atômico e, ou, da energia, a taxa de perda de energia média por unidade de comprimento na forma de emissão radiativa (Bremsstrahlung) aumenta [38].

Uma reação nuclear consiste num processo em que uma partícula incidente interage com um núcleo alvo, tendo como resultado a produção de um núcleo residual e a ejeção de outras partículas nucleares em várias direções possíveis [36]. Com respeito aos produtos das reações, as partículas secundárias podem ser nêutrons, outros prótons e fragmentos de núcleos de recuo. A energia transferida para os fragmentos de recuo será depositada localmente, mas prótons secundários podem percorrer um grande caminho antes de parar. Os nêutrons secundários ou escaparão do meio ou produzirão outras reações nucleares, em que partículas terciárias podem surgir.

O alcance médio de uma partícula carregada pode ser determinado a partir da equação da aproximação da desaceleração contínua para o caminho médio percorrido da partícula:

$$R_{CSDA} = \int_0^{E_{Ki}} \frac{dE}{S_{tot}(E)} \quad 2.27$$

Onde S_{tot} é o poder de frenamento total, ou seja, a soma do poder de frenamento de colisão e radiativo. A unidade do alcance é g/cm^2 . Dividindo a equação 2.27 pela densidade do meio, ou seja, eliminando a dependência com a massa, a unidade do alcance será em centímetros.

2.3. Grandezas para uso em proteção radiológica

2.3.1. Fluência e taxa de fluência

De acordo com a publicação de nº 84 da ICRU [2], a fluência de partículas (Φ) é definida como a quantidade de partículas (dN) que atravessam uma esfera de área de seção transversal da . Assim:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad 2.28$$

A fluência é independente da direção de entrada das partículas que atravessam a esfera. A unidade de fluência é expressa pelo Sistema Internacional de Unidades (SI) como partículas/ m^2 .

A distribuição de energia da fluência (Φ_E) é o incremento da fluência ($d\Phi$) no intervalo de energia entre E e $E + dE$, assim:

$$\Phi_E = \frac{d\Phi}{dE} \quad 2.29$$

A unidade da distribuição de energia da fluência é expressa em partículas/ $m^2 \cdot J$.

A taxa de fluência ($\dot{\Phi}$) é o incremento da fluência ($d\Phi$) no intervalo de tempo dt , assim:

$$\dot{\Phi} = \frac{d\Phi}{dt} \quad 2.30$$

A unidade da taxa de fluência é expressa como partículas/m²s.

A taxa de distribuição de energia da fluência é o incremento da fluência no intervalo de energia entre E e E + dE e no intervalo de tempo dt, assim:

$$\dot{\Phi}_E = \frac{d^2\Phi}{dt dE} \quad 2.31$$

A unidade da taxa de distribuição de energia da fluência é expressa em partículas/m²Js.

2.3.2. Dose Absorvida

De acordo com a publicação de n° 103 da ICRP [12], a dose absorvida (D) é uma quantidade física básica usada para todos os tipos de radiação ionizante e em qualquer geometria de irradiação. A dose absorvida é definida como a energia média ($\bar{\varepsilon}$) depositada na matéria pela radiação ionizante por unidade de massa (dm). Assim:

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad 2.32$$

A unidade de dose absorvida é o J/kg, que é denominado de gray (Gy) de acordo com o SI.

2.3.3. Dose Absorvida Média

Como a dose absorvida fornece um valor específico em qualquer ponto da matéria, para obter a dose absorvida num tecido ou órgão faz-se necessário obter a média da dose absorvida em um grande volume de tecido [18]. Assim a dose absorvida média é definida da seguinte forma:

$$D_T = \frac{1}{m_T} \int_{m_T} D dm \quad 2.33$$

Onde m_T é a massa do órgão ou tecido. A dose absorvida média também pode ser obtida da energia média depositada ($\bar{\varepsilon}$) no volume de massa m_T . Assim:

$$D_T = \frac{\bar{\varepsilon}}{m_T} \quad 2.34$$

A unidade da dose absorvida média também é J/kg ou Gy de acordo com o SI.

2.3.4. Dose Equivalente (H_T) e Fator de Peso da Radiação (w_R)

A definição de grandezas de proteção radiológica é baseada na dose absorvida média em um volume específico do órgão ou tecido devido ao tipo de radiação R. A radiação R é definida como a radiação que incide no corpo, ou que é emitida por um radionuclídeo dentro do corpo, com uma determinada energia e tipo. A grandeza de proteção dose equivalente (H_T) é definida como o somatório, para todas as radiações envolvidas, da dose absorvida média num tecido ou órgão devido a um tipo de radiação ($D_{T,R}$) multiplicado pelo fator de ponderação dessa radiação (w_R) [18], assim:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad 2.35$$

A dose equivalente é expressa em J/kg no SI e recebe um nome para essa unidade, denominada sievert (Sv). Os valores de w_R são obtidos principalmente pelos dados experimentais da eficiência biológica relativa (RBE) para vários tipos de radiação em baixas doses. A tabela 2.1 apresenta os valores de w_R de acordo com a ICRP publicação 103 [12].

Tabela 2.1: Fatores de peso da radiação recomendados pela publicação 103 da ICRP (2007) [12].

Tipo de Radiação	Fator de peso da radiação (w_R)
Fótons	1
Elétrons	1
Prótons e Píons carregados	2
Partículas alfa, fragmentos de fissão e íons pesados	20
Nêutrons	Uma função contínua como função da energia de nêutrons

Os fatores de ponderação da radiação para nêutrons são altamente dependentes da energia dos nêutrons e, portanto são definidos como função da energia dos nêutrons. As funções que descrevem os fatores de peso de nêutrons são das seguintes formas:

$$\begin{aligned}
w_R &= 2,5 + 18,2e^{-\frac{[\ln(E_n)]^2}{6}}, E_n < 1 \text{ MeV} \\
w_R &= 5,0 + 17,0e^{-\frac{[\ln(2E_n)]^2}{6}}, 1 \text{ MeV} \leq E_n \leq 50 \text{ MeV} \\
w_R &= 2,5 + 3,25e^{-\frac{[\ln(0,04E_n)]^2}{6}}, E_n > 50 \text{ MeV}
\end{aligned}
\tag{2.36}$$

2.3.5. Dose Efetiva

De acordo com a publicação de n° 60 da ICRP [9], a dose efetiva é a soma ponderada das doses equivalentes nos tecidos. Assim:

$$E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} = \sum_T w_T H_T \tag{2.37}$$

Onde w_T é o fator de ponderação do tecido para o tecido T e $\sum w_T = 1$. Os valores de w_T estão relacionados à contribuição dos tecidos e órgãos individuais para o detrimento total causado pela radiação. Os fatores de ponderação do tecido fornecidos na publicação de n° 103 da ICRP são apresentados na tabela 2.2 [12]. A unidade da dose efetiva é o J/kg, e recebe o nome sievert (Sv).

Tabela 2.2: Fatores de peso dos tecidos recomendados pela publicação 103 da ICRP (2007) [12].

Tecido	w_T	$\sum w_T$
Medula vermelha, cólon, pulmão, estômago, mamas e órgãos remanescentes*	0,12	0,72
Gônadas	0,08	0,08
Bexiga, esôfago, fígado e tireoide	0,04	0,16
Superfície óssea, cérebro, glândulas salivares e pele	0,01	0,04
Total		1,00

* Os órgãos remanescentes são compostos por: adrenais, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, próstata, intestino delgado, baço, timo, útero.

Os valores de w_T representam os valores médios para homens e mulheres de todas as idades e, portanto não estão relacionados às características de nenhum indivíduo em particular. O

valor de 0,12 para os tecidos remanescentes é a média dos 13 tecidos para cada sexo apresentados na nota da tabela 2.2 [12].

De acordo com a publicação 116 da ICRP [18], para uso em proteção radiológica um único valor de dose efetiva é aplicado para ambos os sexos. A aplicação dessa aproximação é restrita à determinação da dose efetiva em proteção radiológica e, em particular, não pode ser usada para a avaliação de risco individual. A dose efetiva é então calculada da dose equivalente de cada órgão ou tecido de um simulador masculino e de um simulador feminino de acordo com a equação 2.38:

$$E = \sum w_T \left[\frac{H_T^M + H_T^F}{2} \right] \quad 2.38$$

Onde H_T^M e H_T^F são a dose equivalente no tecido ou órgão T do simulador masculino e feminino, respectivamente.

2.3.6. Equivalente de dose

O equivalente de dose é o produto da dose absorvida em um ponto do tecido pelo fator de qualidade nesse ponto [2,12], assim:

$$H = D \times Q = \int Q(L) \times D_L dL \quad 2.39$$

Onde D é a dose absorvida em um ponto de interesse no tecido e Q é o correspondente fator de qualidade nesse ponto. O valor de Q é determinado pelo tipo e energia das partículas carregadas que passam um pequeno elemento de volume em um determinado ponto. D_L é a distribuição de dose no LET L e $Q(L)$ é o fator de qualidade em função de L na água. A unidade do equivalente de dose é J/kg, e recebe o nome sievert (Sv). Os valores do fator de qualidade $Q(L)$ são dados na publicação 103 da ICRP como [12]:

$$Q(L) = \begin{array}{ll} 1 & L < 10 \text{ keV}/\mu\text{m} \\ 0,32L^{-2.2} & 10 \leq L \leq 100 \text{ keV}/\mu\text{m} \\ 300/(L)^{1/2} & L > 100 \text{ keV}/\mu\text{m} \end{array}$$

2.3.7. Equivalente de dose ambiente e taxa de equivalente de dose ambiente

Grandezas operacionais são usadas para avaliar a dose efetiva ou a dose equivalente nos tecidos ou órgãos, já que estas últimas não são medidas na prática e, portanto não podem ser usadas diretamente como quantidades em monitores de radiação [18]. Assim, grandezas operacionais têm como objetivo fornecer uma estimativa ou limite máximo (conservador) para os valores das grandezas de proteção relacionadas à exposição ou exposição potencial de pessoas na maioria das condições de irradiação. A grandeza operacional equivalente de dose ambiente utilizada para campos de radiação externa se baseia na definição de equivalente de dose (H). O equivalente de dose ambiente ($H^*(d)$), em um ponto no campo de radiação, é o equivalente de dose que seria obtido pelo correspondente campo de radiação alinhado e expandido na esfera da ICRU em uma profundidade d na direção do vetor raio da esfera, oposto à direção de incidência da radiação [12]. A esfera da ICRU é uma esfera de 30 cm de diâmetro de tecido equivalente e densidade de 1 g/cm^3 com composição em massa de 76,2 % de oxigênio, 11,1 % de carbono, 10,1 % de hidrogênio e 2,6 % de nitrogênio [43]. Para radiação fortemente penetrante, a profundidade d de 10 mm é recomendada.

A unidade do equivalente de dose ambiente é J/kg, e recebe o nome sievert (Sv).

A taxa do equivalente de dose ambiente ($\dot{H}^*(10)$) é a razão entre a média do crescimento do equivalente de dose ambiente no intervalo de tempo dt, assim:

$$\dot{H}^*(10) = \frac{dH^*(10)}{dt} \quad 2.40$$

A unidade da taxa do equivalente de dose ambiente é J/kg*s, ou, Sv/s.

O equivalente de dose ambiente é utilizado em monitoração de área com o intuito de fornecer uma estimativa razoável, normalmente conservadora, da dose efetiva.

2.4. Método Monte Carlo

O método Monte Carlo é um método numérico para resolver problemas matemáticos utilizando variáveis aleatórias. Esse método pode ser usado para representar teoricamente um processo estatístico, por exemplo, a interação da radiação com a matéria, e tem se tornado de grande interesse na solução de problemas complexos que não podem ser resolvidos através de métodos determinísticos [44,45]. No Método Monte Carlo, ao invés de solucionar a equação ou conjunto de equações que regem o problema, uma simulação matemática do fenômeno físico de interesse é realizada. Assim, em qualquer cálculo de Monte Carlo é criado um modelo que representa o sistema real de interesse e em seguida, simulam-se as interações da radiação com este modelo por meio de técnicas de amostragens das funções densidade de probabilidade que caracterizam o processo físico em questão [46].

Um dos fatores que fazem o método Monte Carlo ser amplamente utilizado é que ele pode, a princípio, simular problemas de transporte de radiação em qualquer geometria. A exatidão dos resultados depende da aproximação das leis físicas que agem sobre as partículas com a “realidade” das interações e da descrição apropriada do problema. O número de histórias executadas afeta diretamente a precisão dos resultados. Onde a história da partícula é definida como o acompanhamento da “vida” da partícula, ou seja, o acompanhamento desde o momento de sua criação na fonte até o término de sua “vida” (escape, absorção, etc) [44,47].

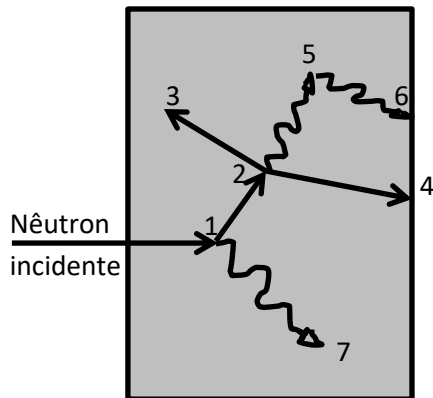
As histórias são geradas por amostragem estatística. Essa amostragem é baseada na seleção de números aleatórios que descrevem o estado das partículas individuais: coordenadas espaciais, direção de propagação, energia bem como o tipo de interação. O resultado do cálculo representará a média de várias histórias executadas durante a simulação [48]. Os principais componentes de um algoritmo Monte Carlo usado para simular a interação da radiação com a matéria são:

- Distribuição de probabilidades: descrevem as leis físicas da interação da radiação com a matéria.
- Gerador de números pseudoaleatórios: o gerador deve ser capaz de fornecer valores pseudoaleatórios uniformemente distribuídos entre 0 e 1 (ou seja, a aleatoriedade que é necessária no método Monte Carlo), tendo um curto tempo de execução, um período longo e que produza números aparentemente independentes.

- Registro ou contagem: são usados para armazenar os resultados das simulações registrando o número de tentativas, sucessos e alguns aspectos do comportamento médio das simulações.

Como exemplo, podemos observar os eventos relacionados à história de um nêutron incidente em um pedaço de material que pode sofrer fissão conforme é apresentado na figura 2.7. Números entre 0 e 1 são aleatoriamente selecionados para determinar se, qual e onde as interações ocorrem em cada evento, baseados nas leis físicas e probabilidades que regem os processos e materiais envolvidos.

Figura 2.7. Exemplo de uma “história” da interação de um nêutron com um meio passível de sofrer fissão.



No exemplo da figura 2.7, o nêutron incidente sofre uma colisão no evento 1, sofrendo um espalhamento cuja direção é determinada a partir da seleção aleatória seguindo regras físicas de distribuição de espalhamento. Nesse mesmo evento um fóton é formado. No evento 2, ocorre uma fissão, o que resulta na “morte” do nêutron incidente e na formação de dois outros nêutrons e um fóton. O primeiro nêutron que foi liberado na fissão é capturado no evento 3 e também finaliza sua “história”. O outro nêutron liberado no evento 2, escapa do material no evento 4. O fóton produzido no evento 2 sofre uma colisão no evento 5, sendo espalhado e escapa do material no evento 6. O fóton gerado no evento 1 sofre uma captura no evento 7. A “história” desse nêutron incidente está então completa. A “história” de outros nêutrons emitidos pela fonte e que incidem no material físsil são seguidos podendo gerar os mesmos ou outros eventos, o que permite conhecer melhor a distribuição das interações de nêutrons e fótons e armazenar a quantidade de interesse com uma estimativa de precisão adequada dos resultados.

2.4.1. Estimativa do erro no Método Monte Carlo

Seja $p(x)$ a função densidade de probabilidade utilizada para a seleção dos processos aleatórios que contribuirão para a estimativa de x . A resposta verdadeira é o valor esperado de x , $\langle x \rangle$, onde:

$$\langle x \rangle = \int_0^x x' p(x') dx' \quad 2.41$$

$\langle x \rangle$ e $p(x)$ não são conhecidos exatamente, mas a média das amostras (\bar{x}) pode ser estimada a partir do método Monte Carlo. Para isso, assumamos que N variáveis aleatórias e independentes ($x_1, x_2, x_3, \dots, x_N$) são selecionadas de acordo com a $p(x)$. A estimativa de \bar{x} será a média de N amostras:

$$Mx = \bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad 2.42$$

onde x_i é o valor de x correspondente à i -ésima variável aleatória, e N é o número total de amostras.

A média no Monte Carlo (\bar{x}) é o valor médio dos valores de x_i para todas as histórias simuladas no problema. A relação entre $\langle x \rangle$ e \bar{x} é dada pela lei dos grandes números que diz que se $\langle x \rangle$ é finito, então \bar{x} se aproxima de $\langle x \rangle$ à medida que N se aproxima do infinito.

Podemos estimar a variância (s^2) utilizando a expressão:

$$s^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 = \frac{N}{N-1} \left[\overline{x^2} - \bar{x}^2 \right] \quad 2.43$$

onde s é o desvio padrão de x .

A variância da distribuição de médias é calculada pela equação:

$$s_M^2 = \frac{s^2}{N} \quad 2.44$$

Portanto, $s_M \propto \frac{1}{\sqrt{N}}$, ou seja, para reduzir s_M à metade é necessário executar quatro vezes o número de histórias, ou, mantendo N constante, através de técnicas de redução de variância utilizando o teorema do limite central [47,45].

A estimativa de erro no método Monte Carlo refere-se somente a precisão do resultado e não a exatidão. Precisão é a incerteza no valor de \bar{x} resultante das flutuações estatísticas dos valores de x_i . Exatidão é uma medida do quão próximo do valor esperado ($\langle x \rangle$) o valor simulado (\bar{x}) está. A diferença entre o valor esperado e o valor simulado é chamado erro sistemático, que é raramente conhecido [44].

2.4.2. O Teorema do Limite Central

Considerando N variáveis aleatórias idênticas e independentes x_1, x_2, \dots, x_N , de forma que a distribuição de probabilidade das variáveis coincidam, o valor esperado e a variância dessas variáveis também vão coincidir. As variáveis aleatórias podem ser contínuas ou discretas. Designando:

$$Mx_1 = Mx_2 = \dots = Mx_N = m \quad 2.45$$

$$Dx_1 = Dx_2 = \dots = Dx_N = b^2 \quad 2.46$$

Chamando a soma de todas essas variáveis de ρ_N :

$$\rho_N = x_1 + x_2 + x_3 + \dots + x_N \quad 2.47$$

Assim, segue-se que:

$$M\rho_N = M(x_1 + x_2 + \dots + x_N) = Nm \quad 2.48$$

$$D\rho_N = D(x_1 + x_2 + x_3 + \dots + x_N) = Nb^2 \quad 2.49$$

Considerando uma variável aleatória normal χ_N com os mesmos parâmetros $a = Nm$ e $\sigma = b\sqrt{N}$. Segundo o teorema do limite central, para qualquer intervalo (x', x'') e para grandes valores de N :

$$P\{x' < \rho_N < x''\} \approx \int_{x'}^{x''} P_N(x) dx \quad 2.50$$

onde $P_N(x)$ é a densidade da variável aleatória χ_N .

Portanto, o teorema do limite central diz que a distribuição da soma de um grande número de variáveis aleatórias idênticas e independentes (ρ_N) é aproximadamente normal. Na realidade, as variáveis x_1, x_2, \dots, x_N não necessitam necessariamente ser idênticas e independentes, o que é requerido é que variáveis individuais x_i não desempenhem papéis de grande importância na soma [45].

Utilizando o teorema do limite central, quando $N \gg 1$, para reduzir o erro nos cálculos de Monte Carlo:

$$\bar{x} - s_M < \langle x \rangle < \bar{x} + s_M, \text{ quando o intervalo de confiança é de 68 \% .}$$

$$\bar{x} - 2s_M < \langle x \rangle < \bar{x} + 2s_M, \text{ quando o intervalo de confiança é de 95 \% .}$$

$$\bar{x} - 3s_M < \langle x \rangle < \bar{x} + 3s_M, \text{ quando o intervalo de confiança é de 99,7 \% .}$$

Assim, o teorema do limite central diz que a medida que N se aproxima do infinito há 68 % de chance de que a média verdadeira ($\langle x \rangle$) estará no intervalo $\bar{x} \pm s_M$, 95 % de chance de estar no intervalo $\bar{x} \pm 2s_M$ e 99,7 % de chance de estar no intervalo $\bar{x} \pm 3s_M$. Vale a pena ressaltar que esse intervalo de confiança se refere apenas à precisão da simulação e não a exatidão do resultado em relação ao valor verdadeiro ($\langle x \rangle$) [44].

É possível verificar o grau de confiabilidade dos cálculos usando o método Monte Carlo através do coeficiente de variação (CV) e os valores apresentados na tabela 2.3 [48]:

$$CV = \frac{s_M}{\bar{x}} \quad 2.51$$

Assim, a incerteza estatística dos resultados obtidos por simulação Monte Carlo pode ser encontrada multiplicando o coeficiente de variação pelo valor médio do resultado da simulação.

Tabela 2.3: Valores dos coeficientes de variação (CV) fornecidos por Briesmeister (1986) [48].

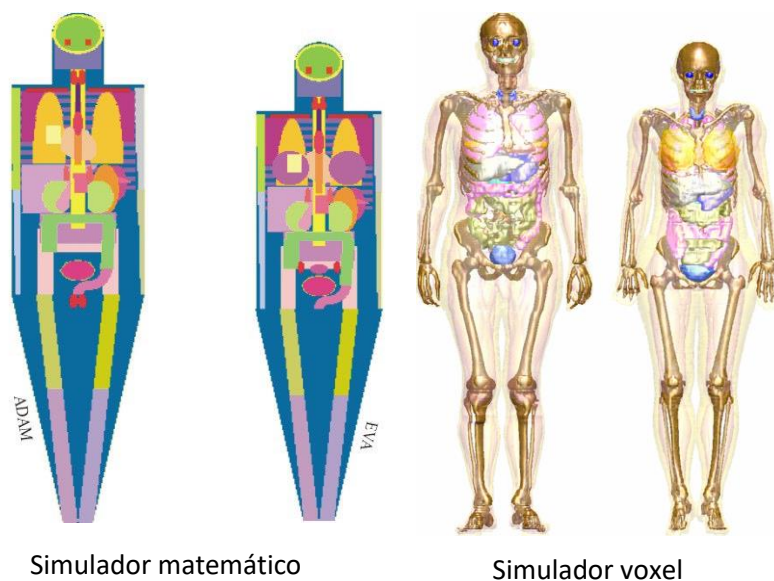
Valores de CV	Classificação da grandeza calculada
0,5 a 1	Descartável
0,2 a 0,5	Pouco confiável
0,1 a 0,2	Questionável
< 0,1	Geralmente digna de confiança, exceto para detectores pontuais
< 0,05	Geralmente digna de confiança

2.5. Simuladores antropomórficos

Simuladores antropomórficos são modelos do corpo humano que procuram representar de maneira mais real possível suas estruturas externas e internas com o objetivo de estimar a dose através da simulação de cenários de exposição de indivíduos à radiação [41]. Existem dois tipos de modelos antropomórficos para avaliação de dose: os modelos físicos, e os modelos computacionais. Um exemplo de modelo físico é o “Alderson Rando Phantom” [49], que utiliza materiais com composição e propriedades de interação com a radiação semelhante aos materiais que compõem o corpo humano. Nos simuladores físicos, os dosímetros são posicionados em orifícios existentes no próprio simulador com a finalidade de medir a dose em profundidades e posições variadas. Os modelos computacionais são simuladores que representam a anatomia humana em ambiente virtual. Existem até o momento duas classes de simuladores que são utilizados em dosimetria computacional: os simuladores de geometria sólida construtiva e os simuladores de representação de contorno.

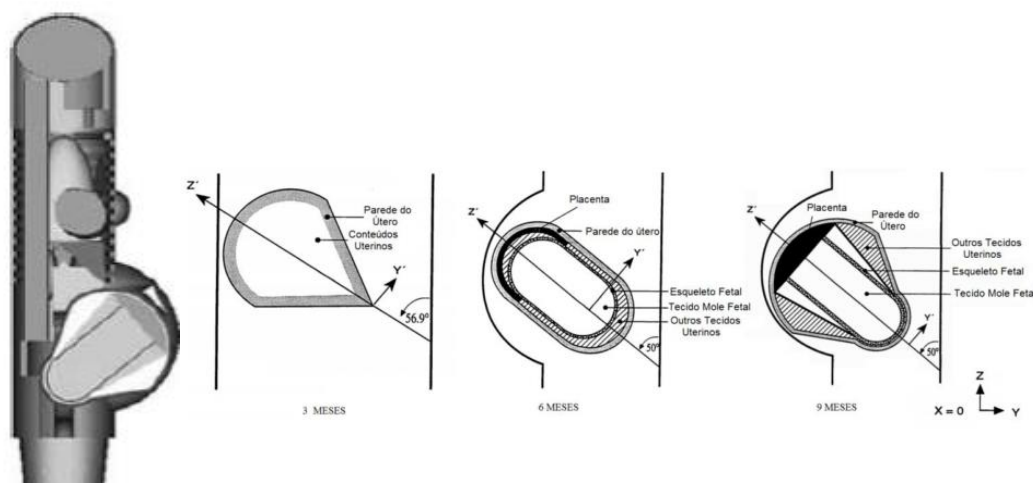
Os simuladores matemáticos e os simuladores do tipo voxel são exemplos de modelos de geometria sólida construtiva. A diferença entre esses dois tipos de simuladores é observada na forma como a anatomia humana é representada. Nos simuladores matemáticos, a anatomia humana é construída utilizando equações matemáticas como esferas, cilindros, cones, planos, elipsoides, etc [50]. Os simuladores do tipo voxel são formados a partir de imagens médicas de pacientes reais, obtidas por ressonância magnética ou tomografia computadorizada, ou ainda através de fotografias coloridas de cortes de cadáveres congelados. As imagens médicas são segmentadas, ou seja, são atribuídos números e cores diferentes a cada tom de cinza, diferenciando assim os órgãos e tecidos, para cada pixel da imagem. O termo voxel vem do fato desse tipo de simulador ser formado por um conjunto de imagens consecutivas de fatias transversais do corpo humano, onde cada imagem é constituída por uma matriz de pixels. Esse conjunto de imagens pode ser considerado como uma matriz tridimensional de voxels, ou pixels volumétricos, onde cada voxel pertence a um tecido ou órgão específico [50]. Esse tipo de simulador fornece uma representação anatômica mais realista para cálculos de dosimetria do que os simuladores matemáticos. A representação de um simulador matemático e de um simulador voxel pode ser observado na figura 2.8.

Figura 2.8. Representação de um simulador matemático (ADAM e EVA) e voxel (AM e AF). (Imagens dos simuladores extraídas de [18,51]).



Existem muitos modelos de simuladores virtuais matemáticos e do tipo voxel disponíveis para uso em simulações Monte Carlo, por exemplo: O MIRD que é um modelo matemático hermafrodita [52], o ADAM e EVA (Figura 2.8) que são modelos matemáticos adultos masculino e feminino respectivamente [51], modelos matemáticos de crianças de diferentes idades [53], o VOXELMAN modelo voxel masculino desenvolvido por Zubal e colaboradores [54], MAX e FAX modelos do tipo voxel masculino e feminino respectivamente [50,55], os simuladores de referência da ICRP AM e AF (Figura 2.8) [56], etc. Foi desenvolvido também um simulador adulto matemático representando uma mulher grávida em três estágios diferentes de gestação (3, 6 e 9 meses), conforme apresentado na figura 2.9 [57].

Figura 2.9: Simulador matemático representando o 9º mês de gestação e estruturas dos fetos de 3, 6 e 9 meses modeladas em um simulador matemático. Figuras extraídas e adaptadas de [8].



Com o aprimoramento da computação gráfica, surgiram os simuladores de representação de contorno. Essa classe de simuladores computacionais possui a vantagem de representar a anatomia humana de forma tão realista quanto os simuladores do tipo voxel e a flexibilidade em ajustar os contornos e volumes dos órgãos e tecidos como no caso dos simuladores matemáticos [28]. Os simuladores híbridos pertencem a essa classe de simuladores. Eles também são desenvolvidos a partir de imagens médicas, como os simuladores do tipo voxel, mas o simulador é posteriormente modelado com a ajuda de softwares de computação gráfica: primeiro é feita a poligonização do conjunto de imagens de matriz de pixels, depois ferramentas de modelamento como polígonos mesh e superfície NURBS (non-uniform rational B-spline) são utilizadas para ajustar as formas e contornos dos órgãos internos e o contorno externo do simulador e, por fim, o simulador é novamente voxelizado [28,58]. Um exemplo de simuladores híbridos é apresentado na Figura 2.10.

NURBS é uma técnica de modelagem matemática comumente usada para geração de curvas e superfícies em animação computacional. Uma superfícies mesh (malha poligonal) é composta por um poliedro no espaço 3D que permite alterações através de suas arestas, vértices e faces. Um simulador mesh é construído a partir de uma grande quantidade de malhas poligonais. Já existem disponíveis alguns simuladores virtuais construídos com polígonos mesh, por exemplo: Zhang e colaboradores [59] desenvolveram os simuladores adulto feminino e masculinos chamados RPI-AM e RPI-AF; CASSOLA e colaboradores [30] desenvolveram os simuladores adultos chamados FASH e MASH equivalentes aos simuladores voxelizados FAX e MAX; Três modelos utilizando superfícies poligonais representando uma mulher grávida com 3, 6 e 9 meses de gestação, chamados RPI-P3, RPI-P6 e RPI-P9, mostrados na

figura 2.11, foram criados usando simultaneamente superfícies NURBS (corpo feminino) e mesh (feto) e os órgãos da mãe e do feto foram ajustados para combinar com as recomendações da ICRP 89 [8].

Figura 2.10. Representação do simulador híbrido UFH/NCI masculino e feminino visualizado pela versão livre do software VolView 2.0 [60].

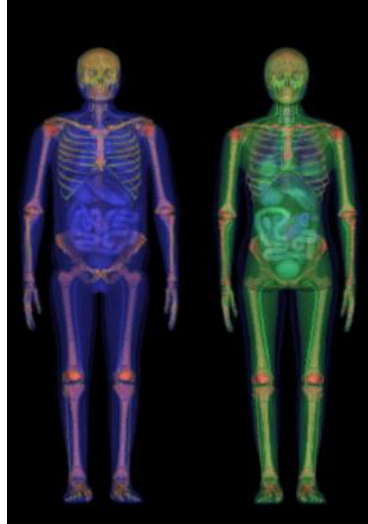
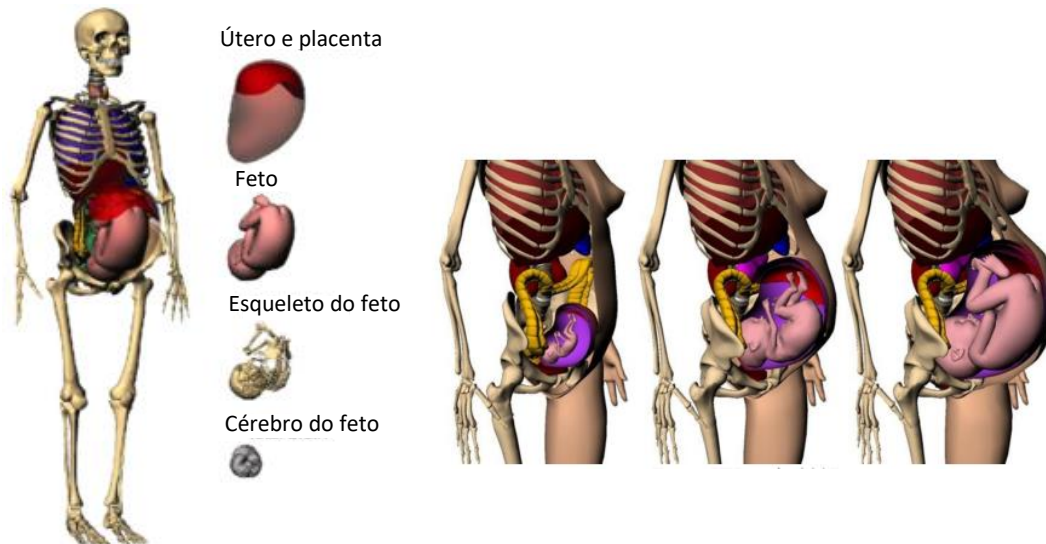


Figura 2.11: Simulador RPI-P3, RPI-P6 e RPI-P9 representando o 3º, 6º e 9º mês de gestação e as estruturas do feto de 9 meses modelada no simulador feminino. Figuras extraídas e adaptadas de [61].



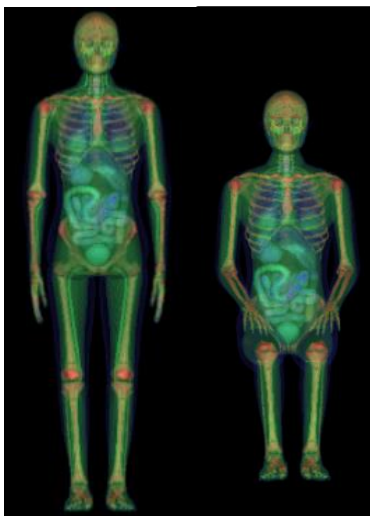
3. Metodologia

3.1. Simulador híbrido UFH/NCI

O simulador híbrido feminino adulto (University of Florida Hybrid Adult Female Phantom - UFHADP) foi desenvolvido no departamento de engenharia nuclear e radiológica da universidade da Flórida em parceria com o Instituto Nacional do Câncer (USA) por Lee e colaboradores [8,29]. Esse simulador foi construído a partir de 4 bancos de dados de imagens de tomografia computadorizada (TC). O primeiro banco de dados foi de imagens da cabeça de uma adolescente de 15 anos, o segundo foi de imagens de torso de uma mulher de 25 anos, o terceiro foi de imagens da coluna vertebral de uma adolescente de 15 anos e o quarto banco de dados foi de imagens dos braços e pernas de uma adolescente de 18 anos. O simulador foi então importado no software de modelagem gráfica 3D Rhinoceros, convertido em um conjunto de malhas de polígonos e utilizando superfícies NURBS, a altura, o peso e as massas dos órgãos foram ajustados para corresponder aos dados recomendados pela ICRP 89 [29,40]. Também os contornos dos órgãos, tecidos e das estruturas externas do corpo do simulador foram ajustados e suavizados.

O simulador UFHADP tem as dimensões de aresta do voxel de $(3,0 \times 3,0 \times 3,0) \text{ mm}^3$ com um total de 16.829.844 voxels. O simulador UFHADP foi modificado, por Lee e colaboradores, para a postura sentada através da rotação dos membros inferiores dos mesmos [62]. A Figura 3.1 apresenta o simulador na postura em pé e sentado. O simulador em pé tem 1,65 m de altura com 549 imagens segmentadas e cada uma é representada por uma matriz de 166 linhas e 104 colunas. O simulador na postura sentado tem 1,3 m de altura possuindo 433 imagens segmentadas e cada uma é representada por uma matriz de 164 linhas e 237 colunas.

Figura 3.1: Imagens do simulador UFHADF nas posturas vertical e sentada (Visualizado pelo VolView [60]).

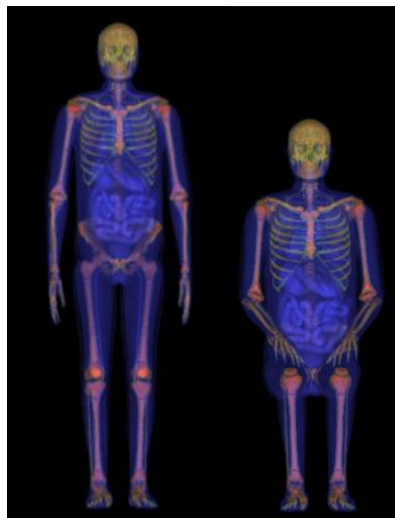


O simulador masculino UFHADM (University of Florida Hybrid Adult Male phantom) é também um simulador híbrido elaborado por Lee e colaboradores [8,29] através de 4 bancos de dados de imagens de CT. O primeiro banco de dados contém imagens tomográficas da cabeça de um paciente de 18 anos de idade. O segundo banco de dados consiste em imagens tomográficas do torso de um paciente de 36 anos. O terceiro banco de dados contém imagens da coluna vertebral de uma mulher de 15 anos e o quarto banco de dados consiste em imagens dos braços e pernas de um cadáver de um homem de 18 anos de idade [29]. Este simulador voxel possui as suas estruturas anatômicas comparáveis àquelas recomendadas pelo “Homem Referência” da ICRP (International Commission on Radiological Protection) [40]. Assim como o simulador híbrido feminino, o simulador masculino foi ajustado utilizando o software de modelagem 3D, Rhinoceros.

Este simulador foi modificado, por Lee e colaboradores, para a postura sentada através da rotação dos membros inferiores dos mesmos. O simulador em pé tem 1,75 m de altura com 586 imagens segmentadas e cada uma é representada por uma matriz de 194 linhas e 104 colunas. O simulador na postura sentada tem 1,35 m de altura e consiste de 451 imagens segmentadas e cada uma é representada por uma matriz de 180 linhas e 264 colunas. Possui um número total de 21.431.520 voxels, sendo que os voxels possuem dimensões de $(3,0 \times 3,0 \times 3,0) \text{ mm}^3$ cada. Na Figura 3.2 pode ser visto a imagem do simulador masculino nas posturas vertical e sentada. A espessura de alguns tecidos do homem e mulher de referência da ICRP [40] são inferiores ao tamanho do voxel do simulador UFH/NCI, por exemplo, a pele e o endósteo possuem respectivamente 1,6 mm e 50 μm de espessura [18]. Contudo, a utilização

de cenários de exposição com simuladores com essas dimensões de voxel implicaria em uma infraestrutura e tempo computacional muito grande.

Figura 3.2: Imagens do simulador UFHADM nas posturas vertical e sentada (Visualizado pelo VolView [60]).



Na tabela 3.1 encontram-se os valores de massa dos órgãos do simulador UFHADF e UFHADM, e a massa dos órgãos do simulador de referência masculino e feminino da publicação nº 110 da ICRP [56].

Tabela 3.1: Massa dos órgãos do simulador UFHADF e UFHADM, e dos simuladores de referência AM e AF da ICRP [56].

Órgão/Sistema	Massa (g)			
	UFHADM	UFHADF	Simulador masculino de referência	Simulador feminino de referência
Adrenais	13,8	13,1	14,0	13,0
Amídalas	2,9	3,1	3,0	3,0
Baço	148,3	129,9	150,0	130
Bexiga urinária	47,8	39,5	50,0	40
Cérebro	1442,3	1300,8	1450,0	1300,0
Cólon	366,9	357,2	370,0	360,0
Coração	330,2	249,3	330,0	250,0
Esôfago	39,6	34,9	40,0	35,0
Estômago	147,6	137,9	150,0	140,0
Fígado	1787	1388,2	1800,0	1400,0
Glândulas salivares	83,0	69,9	85,0	70,0
Intestino delgado	629,3	578,3	650,0	600,0
Mamas	24,9	492,7	25,0	500,0
Mucosa oral	73,8	60,0	78,1	64,0

Músculo	39916,6	26418,5	29000,1	17500,0
Pâncreas	139,2	119,7	140,0	120,0
Pele	5153,1	3936,1	3728,0	2721,5
Pulmões	1098,2	927,1	1057,8	848,5
Região extratorácica	35,9	27,6	39,4	18,6
Rins	321,3	287,2	310,0	275,0
Tecido esquelético	9093,4	6814,4	10500,0	7760,1
Testículos/Ovários	34,7	10,7	35,0	11,0
Timo	24,8	20,0	25,0	20,0
Tireoide	19,4	17,0	20,0	17,0
Próstata/Útero	16,9	79,2	17,0	80,0
Vesícula biliar	10,3	8,1	13,9	10,2

3.2. Simulador feminino MARIA

MARIA é um simulador antropomórfico representando uma mulher no sexto mês de gestação. Esse simulador foi desenvolvido a partir do simulador mesh adulto feminino (FASH), onde algumas estruturas da região abdominal foram modificadas para representar uma mulher no segundo semestre de gestação. Um modelo realístico de um feto (com composição de tecido equivalente) foi desenvolvido computacionalmente utilizando polígonos mesh e em seguida inserido na região abdominal do simulador feminino modificado. Essas modificações no simulador FASH e a introdução das estruturas do feto e bolsa amniótica foram realizadas no departamento de engenharia nuclear da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) por Cabral e colaboradores [63] [31].

MARIA tem as dimensões de aresta do voxel de $(1,2 \times 1,2 \times 1,2) \text{ mm}^3$ com um total de 162.891.616 voxels, altura de 1,62 m com 1354 imagens segmentadas e cada uma é representada por uma matriz de 412 linhas e 292 colunas. A Figura 3.3 apresenta imagens do simulador MARIA. A tabela 3.2 apresenta os valores de densidade e de massa dos órgãos e feto do simulador MARIA e os valores de referência da publicação 89 da ICRP [40].

Figura 3.3: Imagens do simulador MARIA (Visualizado pelo VolView [60]).



Tabela 3.2: Densidade e massa dos órgãos e do feto do simulador MARIA e valores de referência da ICRP 89 [40].

Órgão/Sistema	Massa (g)		
	Densidade (g/cm ³)	MARIA	ICRP 89
Pele	1,09	3052	2300
Músculo	1,05	17430	17500
Cérebro	1,05	1008	1300
Adrenais	1,03	16,5	13
Pulmões	0,26	936	950
Pâncreas	1,05	36,6	120
Fígado	1,05	404,3	1400
Rins	1,05	114,5	275
Timo	1,03	7,4	20
Baço	1,04	104	130
Cavidade Oral	1,05	49,4	9,0
Glândulas salivares: submandibular	1,03	6,0	21
Glândulas salivares: Parótidas	1,03	22,9	41
Glândulas salivares: Sublingual	1,03	2,5	8,0
Faringe + Laringe	1,03	9,9	19
Esôfago	1,03	27,8	35
Traqueia	0,26	4,5	8,0
Tireoide	1,04	2,9	17
Útero (6 meses)	1,03	374,9	500
Tecido Mole	1,04	26104	22500
Tecido Glandular (mamas)	1,02	433,5	200
Feto (6 meses)	1,03	617	990
Bolsa Amniótica	1,03	484,1	500
Placenta	1,03	13,1	300
Vesícula Biliar (Parede)	1,03	8,9	8,0
Ovários	1,04	3,0	11
Estômago (Parede)	1,04	170,6	140
Intestino Delgado (Parede)	1,04	390	600
Intestino Grosso (Parede)	1,04	375,4	360
Bexiga Urinária (Parede)	1,04	32,2	40
Mamas (Tecido Adiposo)	0,95	647	500
Coração	1,05	41,6	250

3.3. Código Monte Carlo N-Particle Extended (MCNPX) e Monte Carlo N-Particle 6 (MCNP6)

O MCNPX é um código desenvolvido na linguagem Fortran 90 e é utilizado para simular o transporte e interação de radiação com a matéria. O código é a combinação de dois pacotes de transporte bem definidos: o código Monte Carlo N-Particle (MCNP) e o código Los Alamos High-Energy Transport (LAHET).

O MCNPX versão 2.7.0 é um software que estende a capacidade do bem estabelecido MCNP para a região de alta energia por incluir os modelos teóricos do LAHET para interações entre partículas [64]. O código simula o transporte e os processos de interação na matéria de nêutrons, fótons, elétrons, prótons, múons, pions e partículas pesadas carregadas e outras 35 partículas em uma larga faixa de energias [64]. Este código permite modelar qualquer sistema geométrico tridimensional utilizando bibliotecas de seção de choque na forma contínua ou discreta [64].

O MCNP6 é um novo código de transporte de radiação baseado no método Monte Carlo desenvolvido para transportar 37 diferentes tipos de partículas em uma ampla faixa energética. O MCNP6 foi desenvolvido com o intuito de mesclar todas as características do MCNPX e MCNP5 em um único código, além de conter novos recursos não encontrados nos códigos anteriores. Uma novidade encontrada no MCNP6 é a especificação automática da fonte de partículas cósmicas presente na atmosfera terrestre com base na data, longitude e latitude, permitindo assim a investigação da radiação de fundo em altitude de voos convencionais e de veículos espaciais [65].

O MCNP, MCNPX e o MCNP6 utilizam o gerador de números pseudoaleatório congruente linear de Lehmer [65].

As simulações Monte Carlo foram realizadas com o auxílio de dois computadores do grupo de dosimetria computacional (GDCOMP) do departamento de física da universidade federal de Sergipe. O primeiro foi um intel i7 2.8 Ghz primeira geração com 12 Gb de memória RAM, enquanto o segundo foi um intel i7 3.4 Ghz terceira geração com 14 Gb de memória RAM ambos os computadores com sistema operacional de 64 bits Windows 7 sp 1. Nessas configurações, o tempo computacional em cada simulação para a obtenção dos coeficientes de conversão foi de um a sete dias a depender do tipo de partícula da fonte e energia

transportada. O tempo computacional para a simulação do transporte da radiação cósmica pelo modelo de atmosfera terrestre foi de 28 dias em cada simulação realizada.

3.3.1. Estrutura do arquivo de entrada (INP) do MCNPX e MCNP6

No INP, o usuário especifica a configuração geométrica e uma lista de parâmetros do problema que se deseja simular, como tamanho, forma, espectro de energia e composição da fonte de radiação bem como do meio em que a radiação irá interagir, definições da geometria do detector desejado, grandeza que se deseja calcular e número de histórias.

Para que o código seja executado corretamente é necessário que o INP seja construído com três blocos básicos: bloco de células, bloco de superfícies e bloco de dados. Esses blocos são separados por uma linha em branco, as linhas do arquivo limitadas a 80 colunas e escritos em arquivos ASCII em um editor de texto de bloco de notas. O código lê as instruções do INP, realiza a simulação e cria um arquivo de saída (OUTPUT), onde são apresentados os resultados simulados, os erros relativos produzidos (coeficiente de variação) e algumas tabelas que resumem o processo de simulação.

Abaixo é apresentado uma descrição geral dos blocos do arquivo de entrada:

- Bloco de células

Primeiro bloco do INP, onde é definida a geometria do problema. As células são formadas a partir de superfícies geométricas, descritas no bloco de superfície, e materiais que são descritos no bloco de dados. A combinação das superfícies que constroem as células é feita utilizando operadores booleanos de união (:), complemento (#) e intersecção (espaço simples). A linha em branco indica o fim desse bloco.

- Bloco de superfícies

Segundo bloco do INP, onde são definidas as superfícies, em coordenadas cartesianas, que serão usadas para construir as células. São utilizados caracteres mnemônicos para indicar o tipo de superfície e os coeficientes da equação da superfície selecionada. A Tabela 3.3 apresenta os tipos mais comuns de superfícies que podem ser utilizadas no MCNPX e MCNP6, os caracteres mnemônicos e os coeficientes que são necessários. A linha em branco indica o fim desse bloco.

Tabela 3.3: Principais superfícies utilizadas no código MCNPX e MCNP6.

Símbolo	Tipo	Equação	Parâmetros
P	Plano	$Ax + By + Cz + D = 0$	A, B, C, D
Px	Plano normal ao eixo x	$X - D = 0$	D
Py	Plano normal ao eixo y	$Y - D = 0$	D
Pz	Plano normal ao eixo z	$Z - D = 0$	D
S	Esfera geral	$(x - x')^2 + (y - y')^2 + (z - z')^2 - R^2 = 0$	x', y', z', R
S0	Esfera centrada na origem	$x^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
Sx	Esfera centrada em x	$(x - x')^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	x', R
Sy	Esfera centrada em y	$x^2 + (y - y')^2 + z^2 - R^2 = 0$	y', R
Sz	Esfera centrada em z	$x^2 + y^2 + (z - z')^2 - R^2 = 0$	z', R
C/x	Cilindro paralelo a x	$(y - y')^2 + (z - z')^2 - R^2 = 0$	y', z', R
C/y	Cilindro paralelo a y	$(x - x')^2 + (z - z')^2 - R^2 = 0$	x', z', R
C/z	Cilindro paralelo a z	$(x - x')^2 + (y - y')^2 - R^2 = 0$	x', y', R
Cx	Cilindro sobre o eixo x	$y^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
Cy	Cilindro sobre o eixo y	$x^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
Cz	Cilindro sobre o eixo z	$x^2 + y^2 - R^2 = 0$	R
K/x	Cone paralelo a x	$[(y - y')^2 + (z - z')^2]^{1/2} - t(x - x') = 0$	$x', y', z', t^2 \pm 1$
K/y	Cone paralelo a y	$[(x - x')^2 + (z - z')^2]^{1/2} - t(y - y') = 0$	$x', y', z', t^2 \pm 1$
K/z	Cone paralelo a z	$[(y - y')^2 + (x - x')^2]^{1/2} - t(z - z') = 0$	$x', y', z', t^2 \pm 1$
Kx	Cone sobre o eixo x	$[y^2 + z^2]^{1/2} - t(x - x') = 0$	$x', t^2 \pm 1$
Ky	Cone sobre o eixo y	$[x^2 + z^2]^{1/2} - t(y - y') = 0$	$y', t^2 \pm 1$
Kz	Cone sobre o eixo z	$[y^2 + x^2]^{1/2} - t(z - z') = 0$	$z', t^2 \pm 1$

- Bloco de dados

Terceiro bloco do INP, onde se define os parâmetros da física do problema e o número de histórias a serem simuladas (nps). Nesse bloco são definidos os tipos de partículas que serão transportadas e a importância dessas partículas em cada célula do bloco de células, onde 0 quer dizer que determinada partícula não será transportada numa célula e 1 quer dizer que na célula a partícula será transportada. Também são definidos os parâmetros que descrevem a fonte de radiação (posição da fonte, tipo de partícula, energia, direção e sentido de emissão, etc). Os materiais que são utilizados no bloco de células são especificado pelos seus componentes elementares e pela percentagem de cada elemento no material por meio da representação numérica *ZZZAAA.nnX* (*ZZZ* = número atômico, *AAA* = massa atômica, *nn* = é a biblioteca de secção de choque, *X* = classe de dados: energia contínua). O registro das grandezas macroscópicas simuladas, como energia depositada, fluxo de partículas, fluência, é contabilizado por meio de comandos denominados de “tallies”. Caracteres mnemônicos são utilizados para informar o tipo de grandeza desejada. A Tabela 3.4 apresenta alguns “tallies” que são utilizados no MCNPX e MCNP6.

Tabela 3.4: Contabilizadores (tallies) usados para representar grandezas a serem calculadas no MCNPX e MCNP6.

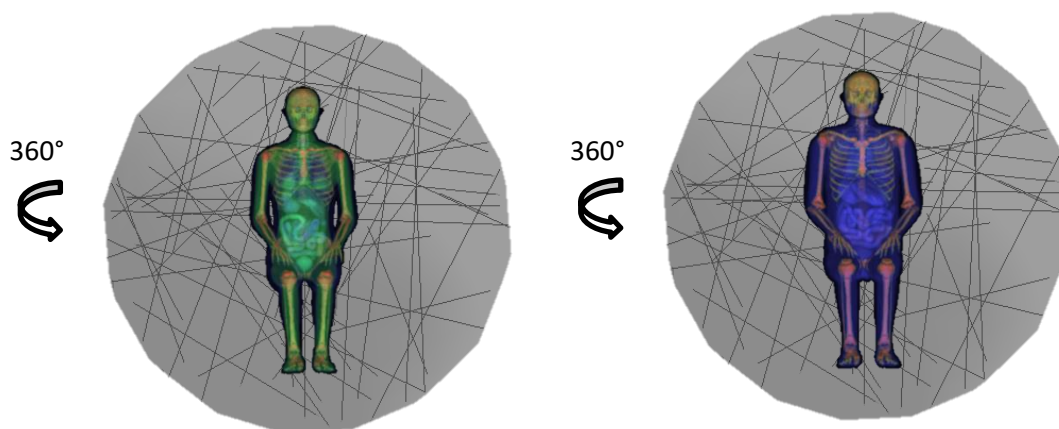
Mnemônico	Descrição da grandeza	Unidade	Unidade (*)
F1:<par>	Corrente integrada sobre uma superfície	partículas	MeV
F2:<par>	Fluxo médio sobre uma superfície	partículas/cm ²	MeV/cm ²
F4:<par>	Fluxo médio sobre uma célula	partículas/cm ²	MeV/cm ²
F6:<par>	Energia média depositada sobre uma célula	MeV/g	Jerks ¹ /g
+F6	Energia depositada devido a colisões	MeV/g	N/A
F8:<par>	Energia distribuída dos pulsos criados num detector de radiação	pulsos	MeV
+F8:<par>	Deposição de energia	carga	N/A

¹ Jerk = 10⁹ joules

3.4. Cálculo dos coeficientes de conversão de dose por fluência utilizando o MCNPX

Inicialmente, o simulador antropomórfico masculino (UFHADM) e o simulador antropomórfico feminino (UFHADDF) na postura sentada foram importados no arquivo de entrada do código MCNPX, no cenário de exposição isotrópico (ISO) (Figura 3.4). A geometria de irradiação isotrópica foi selecionada, pois dessa forma o simulador é submetido a um feixe de radiação que se propaga em todas as direções, simulando assim a exposição à radiação cósmica. Na geometria isotrópica a fonte é a superfície de uma esfera que emite as partículas geradas em todas as direções limitadas pela superfície interior dessa esfera. Contudo, para fontes de nêutrons também foi utilizada a geometria semi-isotrópica (SS-ISO), que é uma geometria de irradiação semiesférica cujas partículas são emitidas pelo hemisfério superior. Toda a região compreendida entre a fonte e o simulador (o universo) foi preenchida com vácuo a fim de evitar a absorção ou espalhamento da radiação.

Figura 3.4: Representação da geometria de irradiação isotrópica.



A isotropia do campo foi conferida calculando a fluência de partículas em cinco diferentes esferas de um centímetro de raio distribuídas em diversos pontos dentro do mesmo campo de radiação utilizado para o cálculo dos coeficientes de conversão. A fluência, calculada utilizando o tally F4 (partículas/cm²), nos diferentes pontos dentro do campo de radiação apresentou diferenças de no máximo 3% em relação ao valor médio calculado para as cinco esferas.

Em seguida, foram calculados os coeficientes de conversão de dose absorvida por fluência (D_T/Φ) nos 15 órgãos que são considerados para o cálculo da dose efetiva: medula vermelha,

cólon, pulmões, estômago, mamas, gônadas, bexiga, esôfago, fígado, tireoide, superfície óssea, cérebro, glândulas salivares, pele e tecidos remanescentes (adrenais, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, músculos, mucosa oral, pâncreas, próstata ou útero, intestino delgado, baço e timo). O cálculo da energia depositada nos órgãos e tecidos do simulador foi realizado utilizando os comandos tally F6 e *F8, que apresentam respectivamente o resultado em MeV/g e MeV. O tally F6, que foi utilizado para fontes de prótons e nêutrons, calcula a energia média depositada pela massa através da estimativa do comprimento do percurso da partícula [64]. Quando o tally F6 é utilizado assume-se que a condição de equilíbrio eletrônico foi satisfeita. O tally *F8, que foi utilizado para fontes de fótons, elétrons e pósitron, calcula a energia depositada baseando-se no balanço energético de todos os eventos da história da partícula [64]. O comando FM foi utilizado para converter o resultado em dose absorvida por fluência ($\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$), multiplicando-se o resultado do tally pela área da fonte (cm^2) e pelo fator $1,6\cdot 10^{-10}$ ($\text{J/kg}/(\text{MeV/g})$). Em seguida a dose efetiva em termos da fluência de partículas (E/Φ) foi calculada a partir dos resultados de D_T/Φ e usando os fatores de ponderação da radiação (w_R) e tecidual (w_T) e a equação 2.37, seguindo o procedimento descrito na seção 2.3.5 desse documento. Os coeficientes de conversão foram calculados para feixes monoenergéticos de prótons, nêutrons, fótons, elétrons e pósitrons na faixa de energia entre 2 MeV a 100 GeV (prótons), 10^{-3} eV a 100 GeV (nêutrons) e 10 keV a 100 GeV (elétrons, fótons e pósitrons). Para as fontes de nêutrons, prótons e pósitrons, 10^8 histórias foram utilizadas em cada simulação a fim de obter resultados com coeficientes de variação menores que 10 %, considerada aceitável em simulação Monte Carlo (vide Tabela 2.3). Para as fontes de fótons e elétrons, foi necessário simular 10^9 histórias para energias de até 10 MeV de modo que as incertezas fossem inferiores a 10 %.

Para fontes de nêutrons e fótons, a dose absorvida na medula vermelha foi obtida utilizando o tally F4, que calcula a fluência de partículas ($\text{partículas}/\text{cm}^2$). A fluência de partículas em cada estrutura óssea do simulador foi então convertida em dose absorvida utilizando funções resposta conforme apresentado nos anexos D e E da ICRP 116 [18]. Em seguida a dose na medula vermelha foi determinada pelo somatório da dose em cada osso multiplicado por um “fator de massa”, ou seja, a razão da massa de medula vermelha no osso em questão. Para as fontes de prótons, elétrons e pósitrons, a dose na medula vermelha foi calculada a partir do somatório da dose depositada nas estruturas ósseas que contém medula vermelha multiplicado por um “fator de massa” referente à proporção da massa de medula vermelha dentro do osso

em questão. Os fatores de massa utilizando foram obtidos da tabela 3.2 da ICRP 116 [18]. Os mesmos procedimentos foram seguidos para calcular a dose absorvida no endósteo.

Os mesmos cenários de irradiação foram construídos utilizando os simuladores masculino (UFHADM) e feminino (UFHADF) na postura vertical, com o objetivo de comparar os resultados dos coeficientes de conversão E/Φ nas posturas vertical e sentada. Os resultados do simulador vertical também foram comparados com os dados de referência dos coeficientes de conversão E/Φ apresentados na publicação 116 da ICRP (2010) [18].

Foi elaborado também um cenário de exposição utilizando o simulador MARIA na geometria isotrópica para o cálculo dos coeficientes de conversão de dose absorvida por fluência na estrutura do feto dentro do simulador. A construção do cenário seguiu os mesmos procedimentos utilizados para o cálculo dos CCs dos simuladores UFHADF e UFHADM, sendo que os CCs no feto foram calculados para fontes monoenergéticas de prótons (10 MeV a 100 GeV), nêutrons (0,001 eV a 100 GeV), múons (5 MeV a 100 GeV), fótons (20 keV a 100 GeV), elétrons e pósitrons (50 keV a 100 GeV). Os CCs de dose equivalente no feto por fluência (H_T/Φ) para cada radiação foi calculada a partir dos resultados de D_T/Φ e usando os respectivos fatores de ponderação da radiação (w_R).

Nesse trabalho, para o transporte de nêutrons, prótons, fótons e elétrons até 20 MeV de energia, para alguns isótopos até 150 MeV, foi utilizado a base de dados ENDF/B. Entre 150 MeV e 3,5 GeV por nucleon, os modelos físicos padrões do MCNPX 2.7.0 (Bertini e ISABEL) foram empregados para simular as interações nucleares. Acima de 3,5 GeV, o modelo LAQGSM foi utilizado para simular o transporte de íons leves e pesados. A função de espalhamento de nêutrons térmicos $S(\alpha,\beta)$ para tratar a ligação molecular do hidrogênio baseado no banco de dados SAB2002 (ENDF/B-VI.3) foi empregado em todos os materiais presentes no simulador antropomórfico. Os limites inferiores de energia transportados foram 10^{-9} MeV para nêutrons, 10^{-2} MeV para fótons, elétrons e pósitrons, 1 MeV para prótons, 2 MeV para deutério, 4 MeV para partículas alfas, 0.14875 MeV para píons, e 3 MeV para trítio e ^3He . O limite superior de energia transportada para todas as partículas foi de 100 GeV por nucleon.

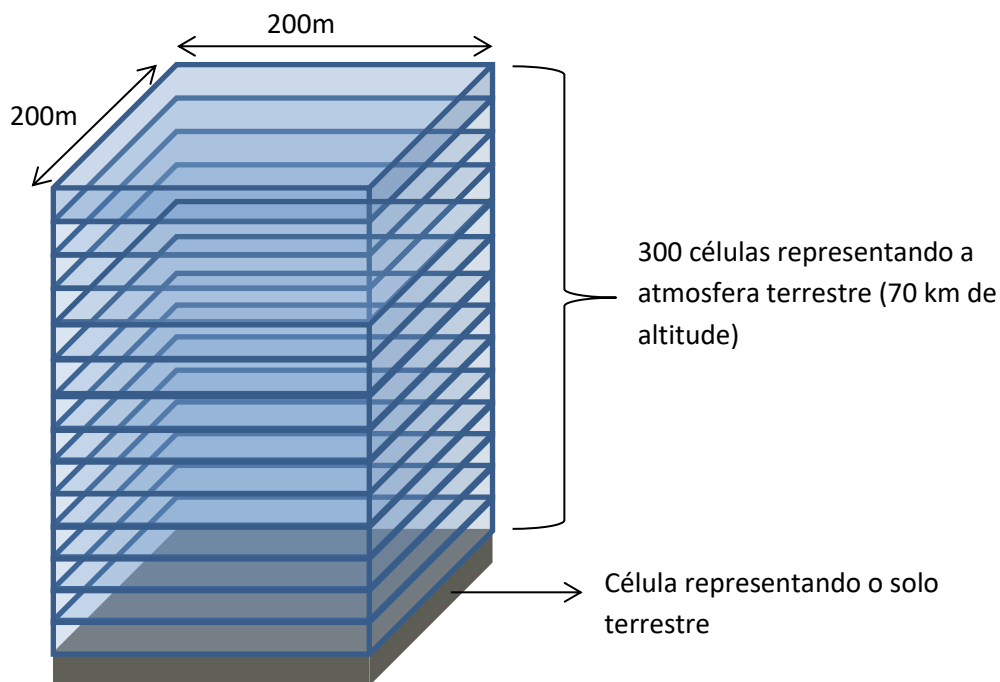
3.5. Cálculo do mapa de fluência

O mapa de fluência de partículas secundárias da interação da radiação primária com os simuladores UFH/NCI foi obtido graficamente utilizando o comando mesh tally (tmesh) do MCNPX. Nesse procedimento, uma malha de voxels cúbicos, com três vezes o tamanho do voxel do simulador, foi sobreposta à rede de células unitárias dos simuladores. Com isso, a fluência de partículas individuais foi computada em cada uma dessas subdivisões, permitindo a visualização gráfica da fluência em cortes transversais, coronais e sagitais do simulador. Essa técnica foi utilizada com o objetivo de visualizar a formação de partículas secundárias e a quantidade dessas partículas que chegam a órgãos e tecidos específicos do simulador e, portanto, ajudando a entender melhor os valores dos coeficientes de conversão obtidos.

3.6. Construção do modelo de simulação da atmosfera terrestre para o transporte de radiação cósmica no MCNP6

A composição da atmosfera terrestre, como densidade, pressão atmosférica e fração dos elementos atmosféricos, foi obtida do modelo americano padrão da atmosfera de 1976 [66]. A atmosfera terrestre foi modelada como um prisma retangular projetado desde 2 m abaixo do nível do mar até 70 km em altitude com uma base de $200 \times 200 \text{ m}^2$. O modelo retangular da atmosfera foi segmentado em 301 células: uma célula representando o solo e 300 células representando a atmosfera terrestre desde o nível do mar a 70 km de altitude a fim de descrever as variações nas condições atmosféricas (temperatura, pressão e composição).

Figura 4.5: Representação da estrutura da atmosfera e superfície terrestre utilizada no arquivo de entrada do código MCNP6 para simulação da taxa de fluência de partículas cósmicas secundárias.



A fonte de radiação cósmica foi posicionada próximo ao topo do modelo da atmosfera terrestre (65 km de altitude) e definida para emitir partículas direcionadas para a superfície terrestre. Superfícies refletoras foram definidas nas paredes verticais do modelo da atmosfera a fim de simular a contribuição da radiação cósmica que incide em outras direções que não a vertical.

A taxa de fluência de partículas foi computada em diferentes altitude desde 4 a 20,3 km de altitude em relação ao nível do mar e em diferentes localizações geográficas (latitude e

longitude) e datas utilizando o comando tally F4 no arquivo de entrada do MCNP6. O tally F4 calcula a fluência de partículas em partículas/cm² por partícula da fonte.

3.7. Modelo do espectro da fonte de radiação cósmica definido no MCNP6

A fonte de radiação cósmica no MCNP6 fornece a opção de normalização automática da fonte, modulação solar e truncamento do espectro de radiação cósmica com a rigidez geomagnética. A versão do código MCNP6 utilizada nesse trabalho foi a 6.1. Nessa versão, a fonte de radiação cósmica é formada por prótons e íons de hélio, não levando em conta a contribuição do espectro de núcleos pesados (como nitrogênio, silício e ferro). O MCNP6 fornece duas diferentes formulações do espectro da fonte de radiação cósmica galáctica, um proposto pelo Physical Research Laboratory (Ahmedabad, India) denominado LEC (Lal com corte de energia) [67], e outro desenvolvido pelo Bartol Research Institute (BRI, University of Delaware, Newark, DE) [68]. Nesse trabalho, foi utilizado a segunda formulação denominada BRI, que utiliza “sky-maps”, que por sua vez utiliza valores calculados da dependência dos valores de rigidez de corte da radiação cósmica galáctica com a localização espacial (longitude, latitude e altitude) e ângulo de incidência. O MCNP6 modela também o espectro da radiação cósmica que é afetado pela modulação solar pela interpolação de dados medidos (1965-2005) e parametrizados (para anos fora da faixa) usando uma especificação de datas. Usando o modelo da atmosfera mencionado na seção 3.6 e a opção de fonte de radiação cósmica do MCNP, calculamos o espectro da taxa de fluência para valores de altitude de 4 a 20,3 km e em diferentes latitudes, longitudes e datas. O espectro da taxa de fluência foi calculado nesses valores de altitudes a fim de englobar tanto altitudes típicas de voos convencionais, como também altitudes de voos militares e das futuras gerações de voos supersônicos. Foi obtido o espectro da taxa de fluência para prótons, nêutrons, fótons, múons, elétrons e pósitrons. Foram simuladas 10⁵ histórias em cada simulação e a opção de normalização automática da fonte de radiação cósmica do MCNP6 foi selecionada. Dessa forma, multiplicando os resultados do tally F4 nos arquivos de saída do MCNP6 pela área da fonte, obtemos os resultados em partículas/cm².s. Resultados com erros de até 20 % foram considerados aceitáveis e utilizados nesse trabalho.

O transporte de nêutrons, prótons, fótons e elétrons na região de energia onde existem dados de seção de choque para a maioria dos isótopos, foi utilizado a base de dados ENDF/B. Entre 150 MeV e 3,5 GeV por nucleon, o modelo CEM03 foi empregados para simular as

interações nucleares. Acima de 3,5 GeV, o modelo LAQGSM foi utilizado para simular o transporte de íons leves e pesados. Os limites inferiores de energia transportados foram 10^{-9} MeV para nêutrons, 10^{-2} MeV para fótons, elétrons e pósitrons, 1 MeV para prótons, 2 MeV para deutério, 4 MeV para partículas alfas, 0.14875 MeV para píons, e 3 MeV para trítio e ^3He . O limite superior de energia transportada para todas as partículas foi de 200 GeV por nucleon.

3.8. Código EXPACS

O código EXPACS versão 4.0 fornece uma tabela com a taxa de dose para diversos valores de latitude, longitude e altitude (entre 0 e 62 km). O código foi elaborado a partir de simulações da interação da radiação cósmica pelo método de Monte Carlo, por meio do código PHITS e, posteriormente parametrizadas em um código analítico denominado PARMA [69,70,71]. Os parâmetros de entrada do código EXPACS incluem as coordenadas geográficas, a altitude e a data desejada na qual fornece o parâmetro geofísico correspondente. Ao invés de fornecer as coordenadas geográficas e uma data específica, o usuário pode informar diretamente o potencial de atividade solar para a data desejada e o valor da rigidez de corte geomagnética. O código permite também estimar a influência do ambiente circundante nos resultados da dose. Esses ambientes circundantes pré-parametrizados são o solo, a cabine da aeronave e a posição do piloto. No caso de aeronaves, o usuário pode ainda inserir a massa aproximada da aeronave e o código pode estimar a sua influência na blindagem e no espalhamento da radiação. Os espectros da taxa de fluência para nêutrons fornecidos levando em consideração a estrutura da aeronave foram calculados a partir de uma função analítica ajustada usando os dados do espectro da taxa de fluência de nêutrons calculada dentro de um modelo matemático de Airbus-340 encontrado no trabalho de Ferrari (2004) [69]. Os resultados podem ser obtidos na forma de taxa de dose efetiva, taxa de equivalente de dose ambiente ou dose absorvida no ar. Os resultados são apresentados ainda separadamente por componente da radiação (nêutrons, prótons, núcleos de hélio, múons positivos e negativos, elétrons, pósitrons, fótons e outros íons), com a apresentação dos espectros de partículas para cada componente em partículas por segundo por centímetro quadrado por energia ($1/s\cdot cm^2\cdot MeV$).

O software PHITS foi utilizado para simular a propagação dos raios cósmicos incidentes na atmosfera e as cascatas de radiações secundárias geradas [69]. Esse software consegue transportar todos os tipos de hadrons e íons pesados com energias de até 200 GeV por nucleon. Para o transporte de hadrons de alta energia o PHITS se baseia no código de transporte NMTC/JAM e incorpora o código MCNP4C para o transporte de nêutrons de baixa energia. O modelo JQMD é utilizado para simulação das interações núcleo-núcleo desencadeadas por íons pesados com energias de até 3 GeV por nucleon, enquanto que acima dessa energia as interações núcleo-núcleo são simuladas pela combinação dos modelos JAM e JQMD. Para simulação das reações nucleares induzidas por nêutrons, prótons e íons de hélio com energias de até 3 GeV é utilizado a versão mais recente do modelo JENDL/HE, enquanto

que o modelo INC é adotado para o transporte de múons, elétrons, pósitrons e fótons. O transporte de nêutron de energia inferior a 20 MeV está baseado no banco de dados ENDF (evaluated nuclear data libraries) [69,70].

3.9. Cálculo da taxa de dose efetiva

A taxa de dose efetiva foi obtida utilizando os coeficientes de conversão de dose efetiva por fluência calculados utilizando os simuladores UFHADM e UFHADDF nas posturas vertical e sentada bem como o espectro da taxa de fluência fornecidos no pacote de dados EXPACS e os calculados através do código MCNP6. A equação 3.1 apresenta a metodologia do cálculo da taxa de dose efetiva:

$$\dot{E}_i = \int \frac{E}{\Phi}(K_j)_i * \frac{d\dot{\Phi}(k_j)_i}{dK_j} dK_j \quad 3.1$$

Onde \dot{E}_i é a taxa de dose devido a radiação i, $\frac{E}{\Phi}(K_j)_i$ é o coeficiente de conversão da radiação i na energia K_j e $\frac{d\dot{\Phi}(k_j)_i}{dK_j}$ é a taxa de fluência da radiação i na energia K_j . A taxa de dose efetiva (\dot{E}) é obtida então por somar a contribuição de todas as partículas.

Os valores de taxa de dose efetiva calculados usando o simulador UFH/NCI na postura sentada foram comparados com os valores de taxa de dose efetiva usando o mesmo simulador na postura vertical, a fim de determinar a influência da postura no cálculo da dose em tripulantes de aeronaves. Também foi comparada a taxa de dose efetiva do simulador UFH/NCI na postura vertical com valores experimentais e calculados presentes na literatura, com o objetivo de validar os resultados.

O mesmo procedimento de cálculo da taxa de dose foi empregado para se obter a taxa de dose equivalente no feto, onde foi utilizado os coeficientes de conversão de dose equivalente no feto por fluência calculados utilizando o simulador MARIA e os espectros de taxa de fluência da radiação cósmica. Os resultados foram comparados com valores de taxa de dose em fetos apresentados no trabalho de Chen e Mares (2008) [25].

4. Resultados e Discussão

4.1. Coeficientes de conversão de dose efetiva por fluência

Coeficientes de conversão de dose efetiva por fluência foram calculados a partir dos coeficientes de conversão de dose absorvida por fluência dos 27 órgãos radiosensíveis considerados na publicação 103 da ICRP [12] utilizando o simulador híbrido masculino e feminino (UFH/NCI) nas posturas vertical e sentada para fontes monoenergéticas de nêutrons, prótons, fótons, elétrons e pósitrons.

A Tabela 4.1 apresenta os valores dos coeficientes de conversão de dose efetiva por fluência calculados utilizando o simulador híbrido UFH/NCI nas posturas vertical e sentado bem como os valores de referência fornecidos na publicação 116 da ICRP [18], todos considerando a geometria isotrópica, com exceção dos coeficientes de conversão para fontes de nêutrons onde são apresentados tanto na geometria de irradiação isotrópica (ISO), como na geometria semi-isotrópica (SS-ISO). Nessa tabela são apresentadas as diferenças relativas entre os coeficientes de conversão do simulador na postura vertical e sentada e entre o simulador híbrido na postura vertical e o simulador de referência da ICRP 116 [18]. Na tabela 4.1, os coeficientes de variação (incerteza estatística) são apresentados e entre parêntesis, ao lado dos valores dos coeficientes de conversão calculados.

Tabela 4.1: Coeficientes de conversão de dose efetiva por fluência fornecidos pela publicação 116 da ICRP (2010) e calculados utilizando o simulador híbrido nas posturas vertical e sentada para fótons, elétrons, pósitrons, prótons e nêutrons. ISO e SS-ISO referem-se respectivamente a geometria de irradiação isotrópica e semi-isotrópica.

Energia (MeV)	Fótons				
	Coeficiente de conversão (pSv cm ²)			Diferença Relativa	
	ICRP- 116	UFH/NCI vertical	UFH/NCI sentado	ICRP/UFH	Vertical/Sentado
0,01	0,029	0,014 (0,002 %)	0,013 (0,001 %)	52%	9%
0,02	0,081	0,060 (0,001 %)	0,053 (0,001 %)	26%	12%
0,05	0,18	0,15 (0,001 %)	0,15 (0,001 %)	15%	3%
0,08	0,24	0,22 (0,001 %)	0,21 (0,001 %)	9%	2%
0,1	0,29	0,27 (0,001 %)	0,26 (0,001 %)	7%	1%
0,2	0,59	0,56 (0,001 %)	0,55 (0,001 %)	4%	2%
0,5	1,63	1,57 (0,001 %)	1,54 (0,001 %)	4%	2%
0,8	2,62	2,54 (0,001 %)	2,50 (0,001 %)	3%	1%
1	3,25	3,14 (0,001 %)	3,11 (0,001 %)	3%	1%
2	5,9	5,8 (0,001 %)	5,7 (0,001 %)	2%	1%

5	11,8	11,8 (0,001 %)	11,7 (0,001 %)	0%	0%
10	19,6	20,4 (0,001 %)	20,3 (0,001 %)	-4%	0%
20	33,8	37,7 (0,002 %)	37,9 (0,002 %)	-12%	-1%
30	46,1	52,1 (0,002 %)	52,6 (0,001 %)	-13%	-1%
50	66,2	75,3 (0,001 %)	76,5 (0,001 %)	-14%	-2%
100	97,5	113 (0,001 %)	115 (0,001 %)	-15%	-3%
150	116	135 (0,001 %)	139 (0,001 %)	-17%	-3%
200	130	151 (0,001 %)	155 (0,001 %)	-16%	-3%
500	168	199 (0,001 %)	204 (0,001 %)	-18%	-3%
1000	193	229 (0,002 %)	235 (0,002 %)	-19%	-2%
2000	218	261 (0,003 %)	266 (0,002 %)	-20%	-2%
5000	251	308 (0,005 %)	309 (0,004 %)	-23%	0%
10000	276	355 (0,007 %)	352 (0,006 %)	-29%	1%
20000	301	416 (0,01 %)	409 (0,009 %)	-38%	2%
50000	340	519 (0,02 %)	494 (0,01 %)	-53%	5%
100000	382	636 (0,02 %)	619 (0,02 %)	-67%	3%
Elétrons					
Energia (MeV)	Coeficiente de conversão (pSv cm ²)			Diferença Relativa	
	ICRP- 116	UFH/NCI vertical	UFH/NCI sentado	ICRP/UFH	Vertical/Sentado
0,01	0,019	0,011 (0,0001 %)	0,011 (0,0001 %)	40%	4%
0,02	0,038	0,023 (0,0001 %)	0,022 (0,0001 %)	40%	4%
0,05	0,0948	0,06 (0,0001 %)	0,05 (0,0001 %)	40%	4%
0,08	0,15	0,09 (0,0001 %)	0,09 (0,0001 %)	41%	4%
0,1	0,19	0,11 (0,0001 %)	0,11 (0,0001 %)	41%	4%
0,2	0,39	0,22 (0,0001 %)	0,21 (0,0001 %)	43%	5%
0,5	1,08	0,54 (0,0002 %)	0,52 (0,0002 %)	50%	5%
0,8	1,97	0,84 (0,0002 %)	0,79 (0,0002 %)	57%	6%
1	2,76	1,04 (0,0005 %)	1,03 (0,001 %)	62%	1%
2	7,24	3,6 (0,001 %)	3,6 (0,003 %)	50%	0%
5	21	18,4 (0,003 %)	17,3 (0,002 %)	13%	6%
10	46,7	41,5 (0,002 %)	38,5 (0,002 %)	11%	7%
20	106	103 (0,001 %)	96,5 (0,001 %)	3%	7%
30	164	165 (0,001 %)	158 (0,001 %)	-1%	5%
50	249	260 (0,001 %)	254 (0,001 %)	-4%	2%
100	331	364 (0,001 %)	356 (0,001 %)	-10%	2%
150	363	404 (0,001 %)	398 (0,001 %)	-11%	1%
200	383	429 (0,001 %)	424 (0,001 %)	-12%	1%
500	445	505 (0,001 %)	501 (0,001 %)	-13%	1%
1000	495	566 (0,001 %)	561 (0,001 %)	-14%	1%
2000	549	633 (0,001 %)	626 (0,001 %)	-15%	1%
5000	628	735 (0,002 %)	720 (0,001 %)	-17%	2%

10000	699	823 (0,002 %)	799 (0,002 %)	-18%	3%
20000	768	926 (0,003 %)	886 (0,002 %)	-21%	4%
50000	884	1084 (0,004 %)	1003 (0,003 %)	-23%	7%
100000	983	1235 (0,005 %)	1101 (0,003 %)	-26%	11%
Pósitrons					
Energia (MeV)	Coeficiente de conversão (pSv cm ²)			Diferença Relativa	
	ICRP-116	UFH/NCI vertical	UFH/NCI sentado	ICRP/UFH	Vertical/Sentado
0,01	1,39	1,5 (0,002 %)	1,48 (0,002 %)	-8%	1%
0,02	1,41	1,46 (0,002 %)	1,45 (0,002 %)	-4%	1%
0,05	1,47	1,49 (0,002 %)	1,48 (0,002 %)	-1%	1%
0,08	1,53	1,52 (0,002 %)	1,50 (0,002 %)	1%	1%
0,1	1,57	1,55 (0,002 %)	1,53 (0,002 %)	1%	1%
0,2	1,77	1,67 (0,002 %)	1,64 (0,002 %)	6%	2%
0,5	2,45	2,01 (0,002 %)	1,96 (0,001 %)	18%	2%
0,8	3,38	2,33 (0,001 %)	2,26 (0,001 %)	31%	3%
1	4,2	2,6 (0,001 %)	2,5 (0,001 %)	39%	4%
2	8,7	5,7 (0,003 %)	4,7 (0,002 %)	35%	17%
5	22,4	22,4 (0,003 %)	17,6 (0,002 %)	0%	21%
10	47,6	46,3 (0,002 %)	38,8 (0,001 %)	3%	16%
20	104	109 (0,001 %)	97 (0,001 %)	-5%	11%
30	162	171 (0,001 %)	158 (0,001 %)	-6%	8%
40	209	224 (0,001 %)	212 (0,001 %)	-7%	6%
50	243	267 (0,001 %)	257 (0,001 %)	-10%	4%
60	268	297 (0,001 %)	288 (0,001 %)	-11%	3%
80	302	338 (0,001 %)	330 (0,001 %)	-12%	2%
100	323	364 (0,001 %)	357 (0,001 %)	-13%	2%
150	356	403 (0,001 %)	399 (0,001 %)	-13%	1%
200	377	428 (0,001 %)	424 (0,001 %)	-14%	1%
300	405	461 (0,001 %)	458 (0,001 %)	-14%	1%
400	425	485 (0,001 %)	482 (0,001 %)	-14%	1%
500	440	504 (0,001 %)	501 (0,001 %)	-14%	1%
600	453	520 (0,001 %)	516 (0,001 %)	-15%	1%
800	474	545 (0,001 %)	541 (0,001 %)	-15%	1%
1000	491	565 (0,001 %)	561 (0,001 %)	-15%	1%
2000	545	631 (0,001 %)	626 (0,001 %)	-16%	1%
3000	580	674 (0,001 %)	666 (0,001 %)	-16%	1%
4000	605	707 (0,002 %)	696 (0,001 %)	-17%	1%
5000	627	734 (0,002 %)	720 (0,001 %)	-17%	2%
6000	645	755 (0,002 %)	740 (0,001 %)	-17%	2%
8000	674	790 (0,002 %)	774 (0,002 %)	-17%	2%

10000	699	820 (0,002 %)	799 (0,002 %)	-17%	3%
20000	770	924 (0,003 %)	887 (0,002 %)	-20%	4%
30000	820	993 (0,004 %)	937 (0,002 %)	-21%	6%
40000	858	1039 (0,004 %)	972 (0,002 %)	-21%	6%
50000	886	1082 (0,004 %)	1003 (0,003 %)	-22%	7%
100000	977	1232 (0,005 %)	1101 (0,003 %)	-26%	11%

Prótons

Energia (MeV)	Coeficiente de conversão (pSv cm ²)			Diferença Relativa	
	ICRP- 116	UFH/NCI vertical	UFH/NCI sentado	ICRP/UF H	Vertical/Sentado
2	7,02	4,83 (0,0002 %)	4,62 (0,0002 %)	31%	4%
5	17,3	11,9 (0,0003 %)	11,4 (0,0003 %)	31%	4%
10	45,8	23,1 (0,0005 %)	22,0 (0,0004 %)	49%	5%
20	136	45,1 (0,002 %)	41,9 (0,002 %)	67%	7%
30	249	142 (0,003 %)	133 (0,003 %)	43%	6%
40	358	303 (0,003 %)	287 (0,003 %)	15%	5%
50	451	404 (0,003 %)	380 (0,002 %)	10%	6%
60	551	482 (0,002 %)	450 (0,002 %)	13%	7%
80	837	674 (0,002 %)	654 (0,001 %)	19%	3%
100	1130	1005 (0,001 %)	1078 (0,001 %)	11%	-7%
150	1790	1690 (0,001 %)	1874 (0,001 %)	6%	-11%
200	1840	1823 (0,001 %)	1980 (0,001 %)	1%	-9%
300	1420	1422 (0,001 %)	1566 (0,001 %)	0%	-10%
400	1250	1238 (0,001 %)	1355 (0,001 %)	1%	-9%
500	1180	1164 (0,001 %)	1274 (0,001 %)	1%	-9%
600	1170	1146 (0,001 %)	1241 (0,001 %)	2%	-8%
800	1170	1157 (0,001 %)	1236 (0,001 %)	1%	-7%
1000	1150	1166 (0,001 %)	1277 (0,001 %)	-1%	-10%
2000	1220	1235 (0,001 %)	1358 (0,001 %)	-1%	-10%
3000	1310	1325 (0,001 %)	1344 (0,001 %)	-1%	-1%
4000	1400	1482 (0,001 %)	1342 (0,001 %)	-6%	9%
5000	1430	1599 (0,001 %)	1759 (0,001 %)	-12%	-10%
6000	1570	1713 (0,001 %)	1450 (0,001 %)	-9%	15%
8000	1710	1662 (0,001 %)	1563 (0,001 %)	3%	6%
10000	1780	2048 (0,001 %)	2260 (0,002 %)	-15%	-10%
20000	2140	2661 (0,002 %)	2950 (0,002 %)	-24%	-11%
50000	2920	2988 (0,002 %)	4050 (0,002 %)	-2%	-36%
100000	4030	4828 (0,003 %)	5378 (0,002 %)	-20%	-11%

ISO – Nêutrons

Energia (MeV)	Coeficiente de conversão (pSv cm ²)	Diferença Relativa
------------------	--	--------------------

	ICRP-116	UFH/NCI vertical	UFH/NCI sentado	ICRP/UFH	Vertical/Sentado
1E-09	1,29	1,47 (0,003 %)	1,48 (0,002 %)	-14%	-1%
1E-08	1,56	1,73 (0,002 %)	1,74 (0,002 %)	-11%	-1%
1E-07	2,26	2,61 (0,002 %)	2,60 (0,002 %)	-16%	0%
0,000001	3,15	3,72 (0,002 %)	3,68 (0,001 %)	-18%	1%
0,00001	3,52	4,27 (0,001 %)	4,22 (0,001 %)	-21%	1%
0,0001	3,54	4,45 (0,001 %)	4,40 (0,001 %)	-26%	1%
0,001	3,46	4,51 (0,001 %)	4,47 (0,001 %)	-30%	1%
0,01	4,19	5,34 (0,001 %)	5,27 (0,001 %)	-27%	1%
0,1	18,6	22 (0,001 %)	21 (0,001 %)	-18%	3%
0,2	34,4	38,9 (0,001 %)	37,3 (0,001 %)	-13%	4%
0,5	77,1	82,2 (0,001 %)	77,6 (0,001 %)	-7%	6%
1	137	141 (0,001 %)	132 (0,001 %)	-3%	6%
2	203	202 (0,001 %)	190 (0,001 %)	0%	6%
5	290	283 (0,001 %)	269 (0,001 %)	3%	5%
10	332	313 (0,001 %)	300 (0,001 %)	6%	4%
20	352	347 (0,001 %)	334 (0,001 %)	2%	4%
30	358	373 (0,002 %)	361 (0,002 %)	-4%	3%
50	371	385 (0,003 %)	373 (0,002 %)	-4%	3%
100	397	417 (0,003 %)	406 (0,002 %)	-5%	3%
150	412	476 (0,003 %)	468 (0,002 %)	-15%	2%
200	426	438 (0,003 %)	434 (0,002 %)	-3%	1%
300	455	418 (0,003 %)	421 (0,002 %)	8%	-1%
400	488	420 (0,002 %)	423 (0,002 %)	14%	-1%
500	521	452 (0,003 %)	449 (0,002 %)	13%	1%
600	553	500 (0,002 %)	503 (0,002 %)	10%	-1%
800	604	554 (0,002 %)	558 (0,002 %)	8%	-1%
1000	642	580 (0,002 %)	575 (0,002 %)	10%	1%
2000	767	649 (0,002 %)	642 (0,002 %)	15%	1%
5000	1010	861 (0,002 %)	850 (0,002 %)	15%	1%
10000	1320	1291 (0,002 %)	1278 (0,002 %)	2%	1%
20000	1830	1528 (0,002 %)	1515 (0,002 %)	16%	1%
30000		1724 (0,003 %)	1741 (0,003 %)		-1%
40000		1902 (0,003 %)	1917 (0,003 %)		-1%
50000	2810	2078 (0,005 %)	2054 (0,003 %)	26%	1%
100000	4250	2876 (0,005 %)	2861 (0,003 %)	32%	1%
SS - ISO Nêutrons					
Energia (MeV)	Coeficiente de conversão (pSv cm ²)			Diferença Relativa	
	ICRP-116	UFH/NCI vertical	UFH/NCI sentado	ICRP/UFH	Vertical/Sentado

1E-08	1,58	1,92 (0,005 %)	1,91 (0,004 %)	-21%	0%
1E-07	2,33	2,86 (0,004 %)	2,81 (0,003 %)	-23%	2%
0,000001	3,25	4,05 (0,003 %)	3,90 (0,002 %)	-24%	3%
0,00001	3,62	4,66 (0,003 %)	4,50 (0,002 %)	-29%	3%
0,0001	3,64	4,81 (0,003 %)	4,65 (0,002 %)	-32%	3%
0,001	3,64	4,86 (0,003 %)	4,73 (0,002 %)	-34%	3%
0,01	4,38	5,76 (0,003 %)	5,56 (0,002 %)	-31%	3%
0,1	19,4	23,7 (0,002 %)	22,6 (0,002 %)	-22%	5%
0,2	35,7	41,8 (0,002 %)	39,4 (0,002 %)	-17%	6%
0,5	79,7	87,2 (0,002 %)	81,4 (0,002 %)	-9%	7%
1	131	147 (0,002 %)	138 (0,002 %)	-12%	6%
2	213	207 (0,002 %)	195 (0,001 %)	3%	6%
5	305	285 (0,002 %)	274 (0,001 %)	6%	4%
10	340	317 (0,002 %)	307 (0,001 %)	7%	3%
20	373	352 (0,002 %)	343 (0,002 %)	6%	2%
30	366	379 (0,004 %)	373 (0,004 %)	-4%	2%
50	346	396 (0,005 %)	387 (0,004 %)	-14%	2%
100	373	431 (0,005 %)	426 (0,004 %)	-16%	1%
150	409	496 (0,005 %)	494 (0,004 %)	-21%	1%
200	433	460 (0,005 %)	453 (0,004 %)	-6%	1%
500	509	471 (0,004 %)	472 (0,004 %)	7%	0%
1000	663	606 (0,004 %)	603 (0,003 %)	9%	1%
2000	769	678 (0,004 %)	677 (0,003 %)	12%	0%
5000	976	909 (0,004 %)	905 (0,003 %)	7%	0%
10000	1250	1363 (0,004 %)	1356 (0,007 %)	-9%	0%
20000	1690	1623 (0,004 %)	1625 (0,006 %)	4%	0%
50000	2630	2199 (0,005 %)	2229 (0,006 %)	16%	-1%
100000	3760	3067 (0,005 %)	3088 (0,006 %)	18%	-1%

Pode ser observado na tabela 4.1 que os coeficientes de conversão fornecidos na publicação 116 da ICRP (2010) são maiores que os calculados utilizando o simulador híbrido na postura vertical em energias de até 0,1 MeV para fótons, 10 MeV para elétrons, entre 0,2 a 2 MeV para pósitrons e até 150 MeV para prótons. As diferenças são pequenas entre 0,2 a 10 MeV para fótons, 20 a 50 MeV para elétrons, 0,02 a 0,1 e 5 MeV para pósitrons e 200 MeV a 3 GeV para prótons. Nos demais valores de energias, os coeficientes de conversão foram maiores no simulador híbrido. O inverso foi observado para nêutrons, em baixa energia os coeficientes de conversão do simulador híbrido foram maiores que o da ICRP 116 enquanto que em alta energia os valores de CCs da ICRP foram maiores. Apesar das diferenças

observadas, os coeficientes de conversão calculados nesse trabalho utilizando o simulador híbrido têm a mesma ordem de grandeza dos CCs apresentados na publicação 116 da ICRP (2010).

Os coeficientes de conversão calculados com o simulador híbrido na postura sentada não apresentaram grandes diferenças quando comparados com os valores do simulador híbrido na postura vertical, em especial para fontes de nêutrons, fótons e elétrons. No caso de nêutrons, utilizando tanto a geometria isotrópica como a geometria semi-isotrópica, as diferenças observadas nos coeficientes de conversão do simulador sentado em relação ao vertical são de no máximo 7 %. Comparando os coeficientes de conversão calculados com a geometria isotrópica com os calculados com a geometria semi-isotrópica, e mantendo a mesma postura do simulador, foi observado que os valores de CCs da geometria semi-isotrópica são maiores em toda faixa de energia de nêutrons estudada, mas com diferença máxima de 10 %. Os coeficientes de conversão de dose efetiva por fluência para pósitrons também não apresentaram diferenças significativas na comparação dos resultados da postura sentada com a vertical, com exceção das energias de 2 a 20 MeV. Nessas energias, fótons emitidos no processo de aniquilação dos pósitrons com os elétrons podem estar contribuídos para que a dose em órgãos mais internos na região pélvica do simulador na postura vertical seja maior que nos mesmos órgãos do simulador sentado. Na figura 4.1 pode ser observado que a fluência de fótons na região pélvica do simulador na postura vertical é um pouco maior. A diferença nos coeficientes de conversão para prótons, especialmente em altas energias, foi mais acentuada. Isso justifica as diferenças de até 8 % na taxa de dose efetiva levando em conta apenas a contribuição dos prótons entre as duas posturas do simulador. Nas figuras 4.2 e 4.3, pode-se observar que a fluência de píons e fótons, formados da interação dos prótons com o simulador, nos órgãos localizados na região abdominal inferior são maiores no simulador sentado.

Figura 4.1: Fluência de fótons (cm^{-2}) nos planos coronal, sagital e transversal do simulador masculino na postura (a, c, e) vertical e (b, d, f) sentado. Fótons secundários da interação de pósitrons (5 MeV) com os simuladores.

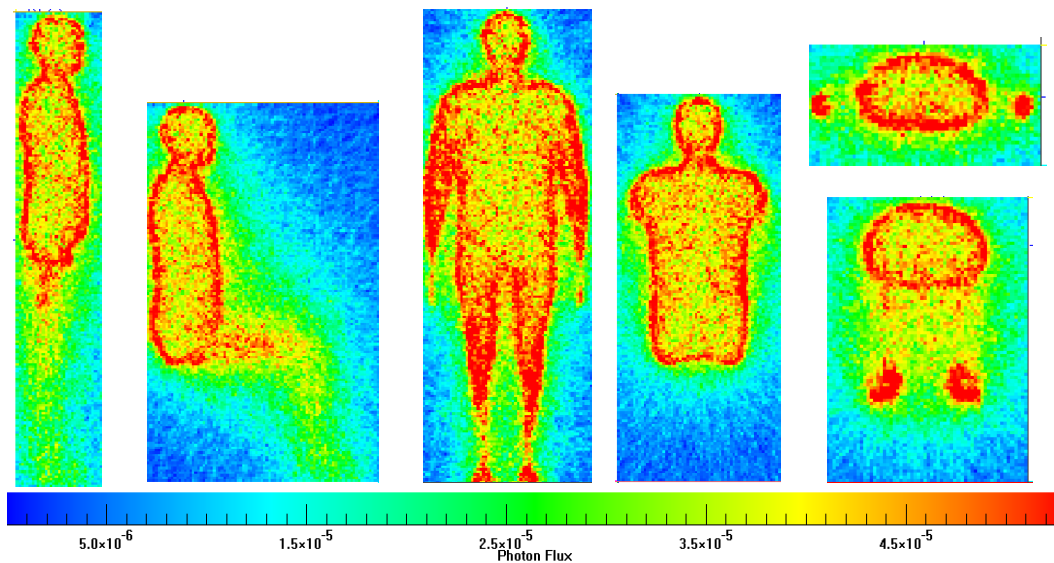


Figura 4.2: Fluência de píons (plano sagital) e fluência de fótons (plano coronal) (cm^{-2}) nos simuladores (a, e) masculino vertical (b, f) masculino sentado (c) feminino vertical e (d) feminino sentado. Píons e fótons secundários da interação de prótons (50 GeV) com os simuladores.

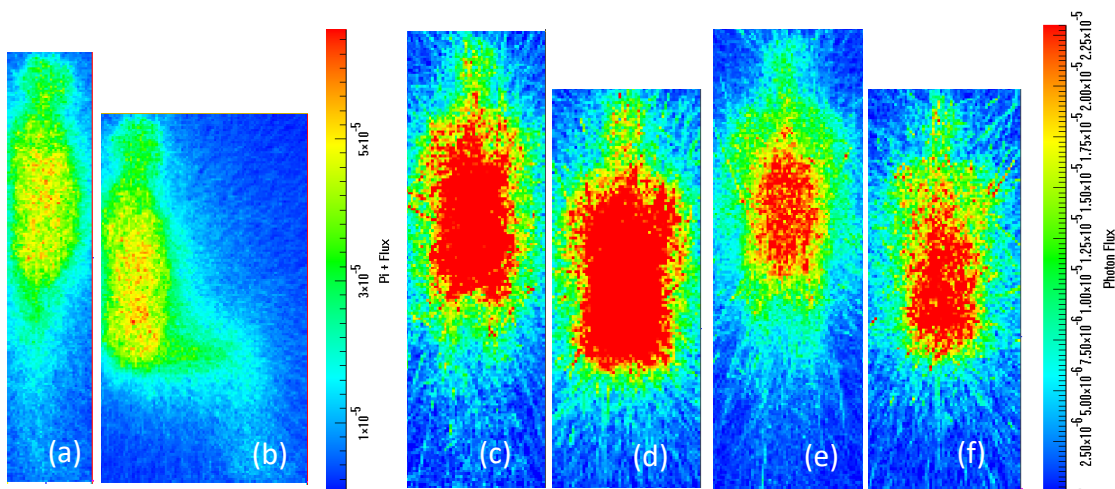
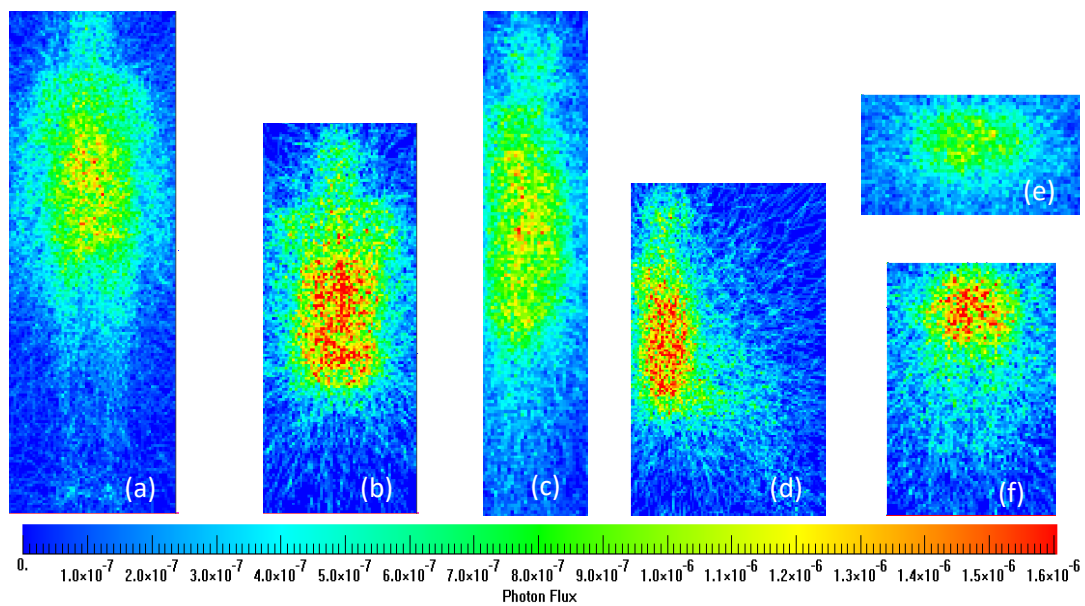


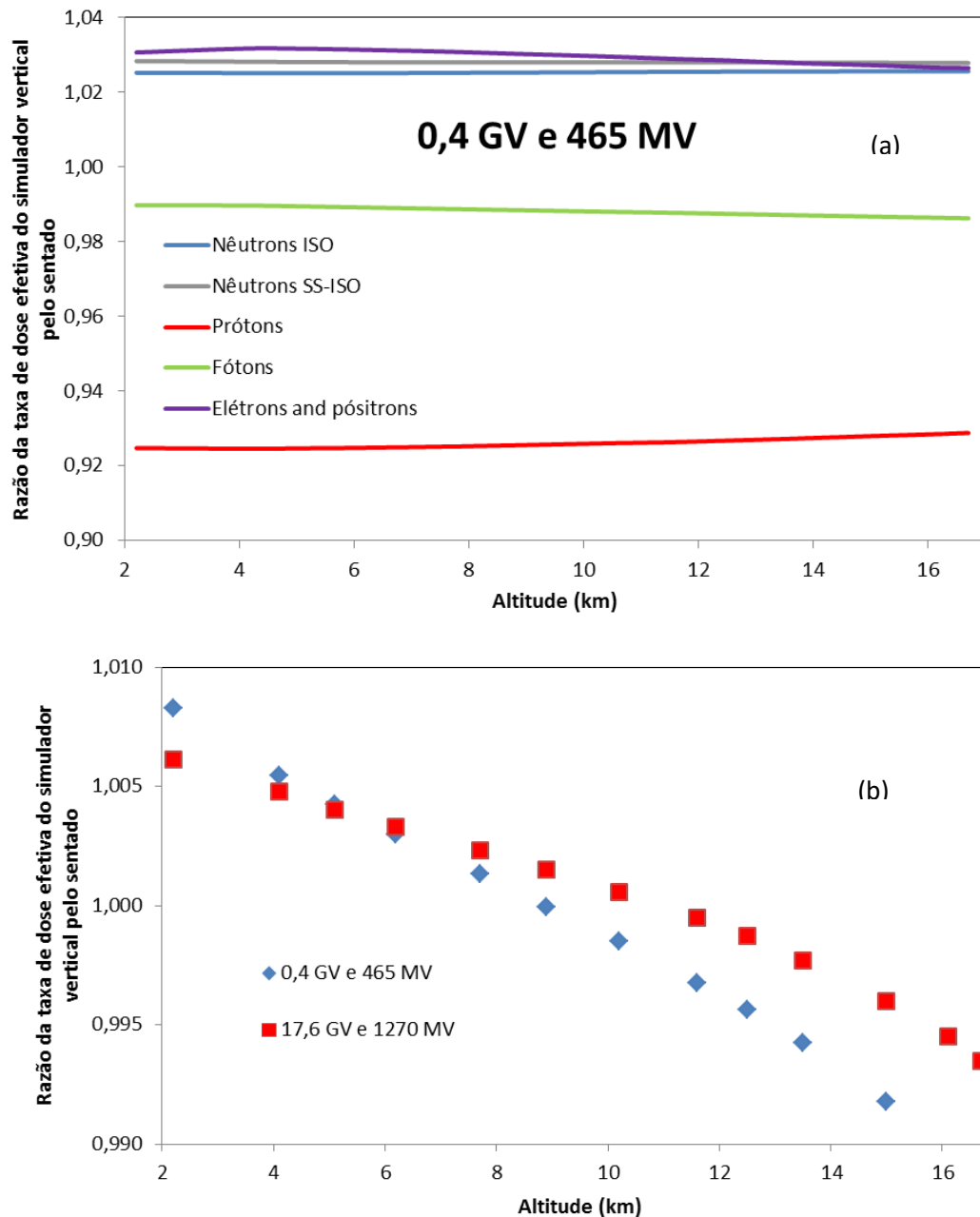
Figura 4.3: Fluência de fótons (cm^{-2}) nos planos coronal, sagital e transversal no simulador masculino na postura (a, c, e) vertical e (b, d, f) sentado. Fótons secundários da interação de prótons (1 GeV) com os simuladores.



4.2. Taxa de dose efetiva

A taxa de dose efetiva foi obtida utilizando os coeficientes de conversão de dose efetiva por fluência dependentes da energia para a geometria isotrópica apresentados na seção 4.1 e a metodologia de cálculo apresentada na seção 3.9. Inicialmente, utilizamos o espectro da taxa de fluência de nêutrons, de prótons, de fótons, de elétrons e de pósitrons fornecidos pelo pacote EXPACS. A razão entre a taxa de dose efetiva do simulador vertical e sentado pode ser vista para cada tipo de partícula e na rigidez de corte de 0,4 GV e potencial de modulação solar de 465 MV na Figura 4.4a. Considerando apenas a contribuição dos prótons, os resultados da taxa de dose efetiva para o simulador UFH/NCI na postura sentada foram entre 7,7 e 8,2 % maiores do que no simulador vertical. Considerando a contribuição de nêutrons, os da taxa de dose efetiva foram 2,5 % e 2,8 % maiores no simulador vertical utilizando respectivamente os CCs para a geometria isotrópica e os CCs para a geometria semi-isotrópica. Considerando separadamente as contribuições de fótons, e elétrons e pósitrons as diferenças na taxa de dose foram respectivamente de 1,0 a 1,4 % maior no simulador sentado e 2,2 a 3,6 % maior no simulador vertical. Contudo, quando levado em consideração a contribuição de todas as partículas, diferenças de no máximo 1,0 % entre a postura vertical e sentada foram observadas. Para baixa altitude, a taxa de dose efetiva total é maior no simulador vertical, enquanto que em altitudes elevadas a taxa de dose é maior no simulador sentado, como pode ser visto na figura 4.4b. Apesar da taxa de dose efetiva devido a contribuição dos prótons ser cerca de 8 % maior no simulador sentado, a contribuição dos nêutrons para a taxa de dose em altitudes de voos tripulados é de 31 a 53 % [37], e como para nêutrons a taxa de dose efetiva no simulador vertical foi maior, as diferenças acabam sendo compensadas. Assim, simuladores na postura vertical podem ser utilizados em cenários de exposição de tripulantes de aeronaves à radiação cósmica secundária em altitudes de voos convencionais, pois apesar da postura sentada representar mais realisticamente o cenário de exposição de tripulantes a bordo de aeronaves, os valores calculados da taxa de dose efetiva do simulador na postura sentado não diferem significativamente dos calculados utilizando o simulador na postura vertical.

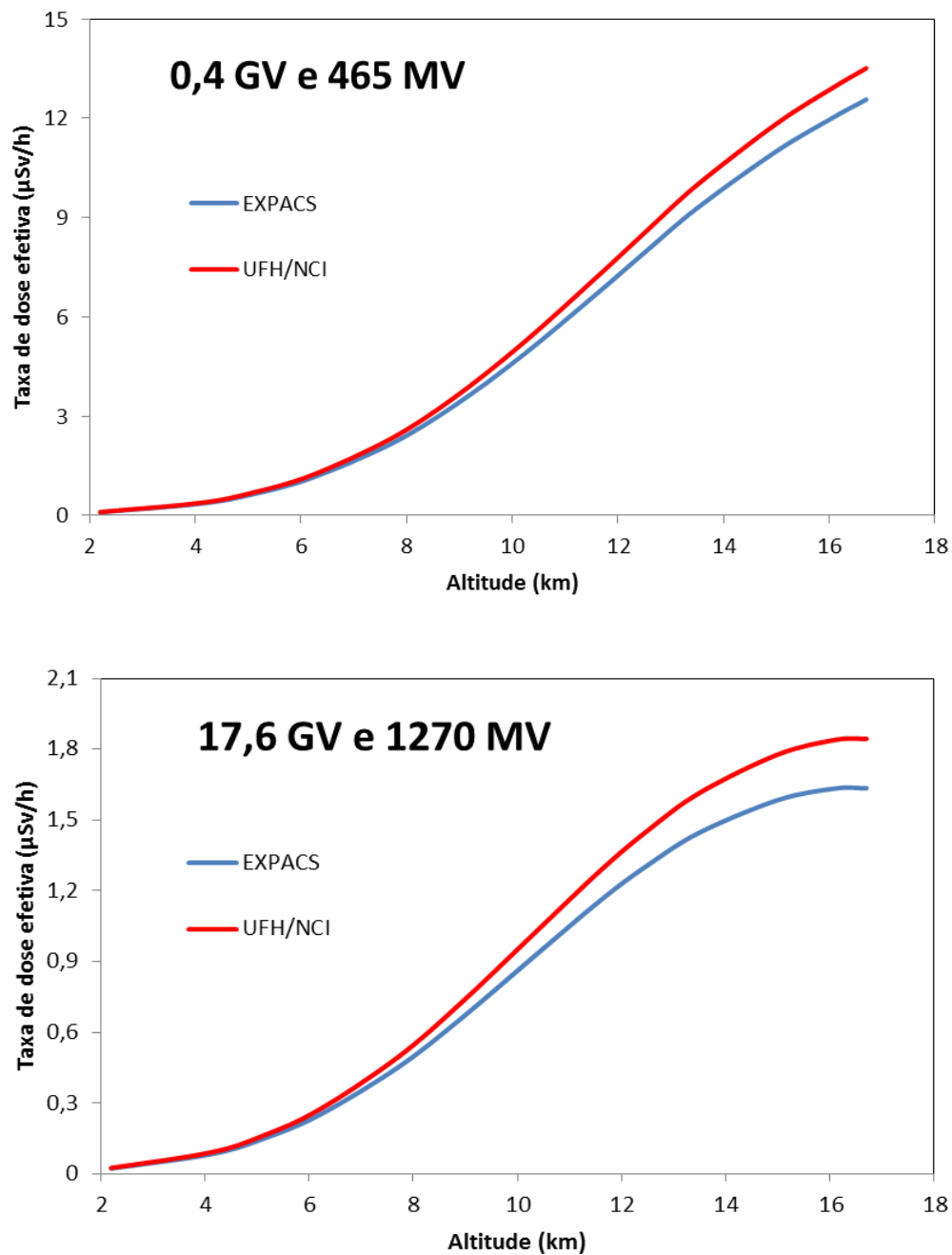
Figura 4.4. Razão entre a taxa de dose efetiva do simulador vertical e do sentado (a) para nêutrons, prótons, fótons, elétrons e pósitrons em uma região próxima ao polo norte terrestre (0,4 GV) e numa época de mínima atividade solar (465 MV) e (b) para todas as partículas em duas condições extremas, próximo ao polo norte (0,4 GV) em uma época de mínimo solar (465 MV) e próximo ao equador (17,6 GV) em uma época de máximo solar (1270 MV).



A figura 4.5 apresenta a taxa de dose efetiva calculada utilizando o simulador UFH/NCI na postura vertical bem como a taxa de dose efetiva fornecida pelo pacote de dados EXPACS para as mesmas condições geográficas da figura 4.4. Foi observado que a taxa de dose efetiva total (considerando nêutrons, prótons, fótons, elétrons e pósitrons) para o simulador híbrido (UFH/NCI) na postura vertical apresentou resultados de 7 a 13 % maiores do que os

fornechos pelo pacote de dados EXPACS. Para o cálculo da taxa de dose efetiva, o programa EXPACS utiliza coeficientes de conversão de dose efetiva por fluência obtidos utilizando os simuladores de referência da publicação 110 da ICRP [56].

Figura 4.5. Taxa de dose efetiva calculada utilizando o simulador UFH/NCI na postura vertical e taxa de dose efetiva fornecida no pacote EXPACS [69,70] em função da altitude próxima ao polo norte terrestre (0,4 GV) e numa época de mínima atividade solar (465 MV) e próximo ao equador (17,6 GV) em uma época de máxima atividade solar (1270 MV).



Os valores da taxa de dose efetiva calculados utilizando o simulador UFH/NCI na postura vertical também foram comparados com dados experimentais presentes na literatura a fim de

validar os resultados do presente trabalho. Na tabela 4.2 são apresentados valores de taxa de dose efetiva calculados utilizando o simulador híbrido (UFH/NCI) na postura vertical e a taxa de dose efetiva medida a bordo de uma aeronave VU-35 (Learjet) do grupo de testes de voo militar brasileiro [72,73]. A taxa de dose utilizando o simulador UFH/NCI também foi calculada a partir dos CCs de nêutrons com a geometria semi-isotrópica. Todos os resultados foram obtidos nas mesmas condições geográficas (Latitude -22° e Longitude -45° que corresponde a uma rigidez de corte de 9,6 GV, Latitude -26° e Longitude -53° que corresponde a uma rigidez de corte de 9,5 GV e Latitude -31° e Longitude -51° que corresponde a uma rigidez de corte de 8,3 GV). Os valores calculados consideraram apenas a contribuição de nêutrons, prótons, fótons, elétrons e pósitrons. Na tabela 4.2, os valores apresentados na coluna medida 1 e medida 2 foram medidos originalmente em taxa de equivalente de dose ambiente por Federico et al. (2015) utilizando respectivamente o sistema de medição Qdos e THERMO FH [72,73]. Essas medidas foram então convertidas para taxa de dose efetiva utilizando os fatores de conversão de dose efetiva por equivalente de dose ambiente apresentados na ICRU 84 [2]. As diferenças entre os valores calculados nesse trabalho (considerando a geometria ISO) e os resultados experimentais foram de 3 a 26 %. Comparando os resultados calculados com a geometria SS-ISO e os resultados experimentais, observamos que as diferenças são menores, em especial com relação ao conjunto de medida 2. Os valores calculados nesse trabalho, considerando as duas geometrias modeladas (ISO e SS-ISO), estão dentro da faixa de erro do conjunto de medida 1.

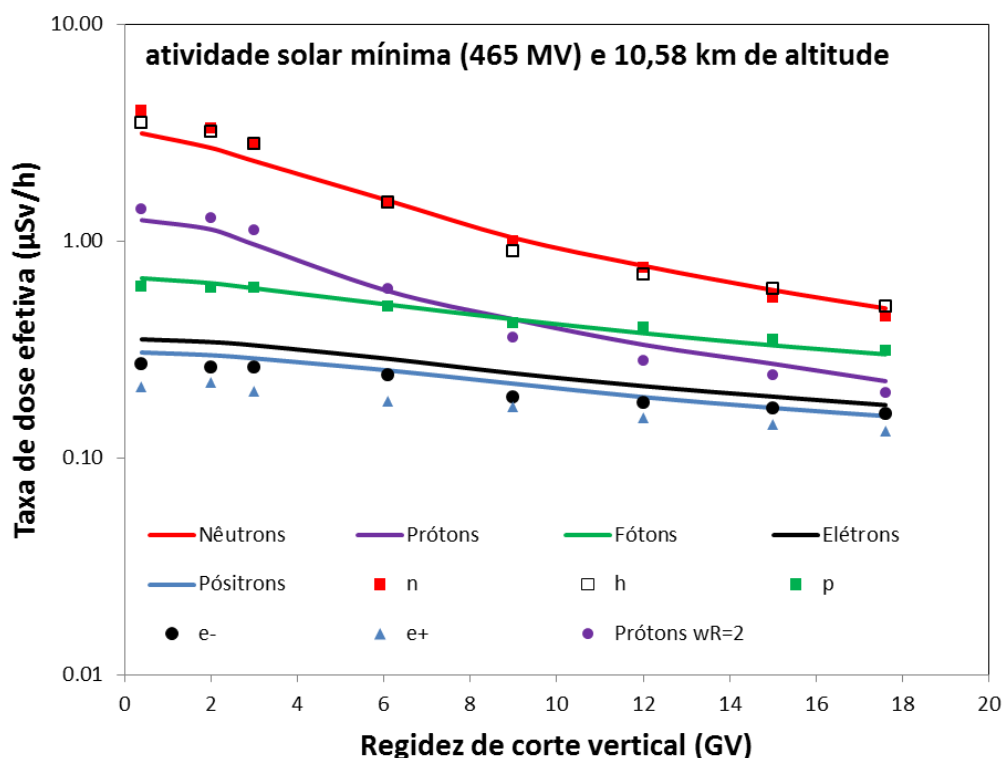
Tabela 4.2: Taxa de dose efetiva em $\mu\text{Sv/h}$ em função da altitude calculados utilizando o simulador híbrido UFH/NCI, e adaptado de medições feitas por Federico et al. (2015) [72,73] a bordo de uma aeronave.

Altitude (km)	Rigidez de corte (GV)	Potencial de modulação solar	Valores experimentais		Valores calculados	
			Medida 1 ($\mu\text{Sv/h}$)	Medida 2 ($\mu\text{Sv/h}$)	Simulador UFH/NCI	
					ISO ($\mu\text{Sv/h}$)	SS-ISO ($\mu\text{Sv/h}$)
4,876	9,6	382	$0,4 \pm 0,2$	$0,40 \pm 0,01$	0,32	0,34
7,01	9,6	411	$1,0 \pm 0,2$	$0,89 \pm 0,01$	0,83	0,87
9,448	9,6	374	$1,4 \pm 0,2$	$1,98 \pm 0,02$	1,82	1,89
10,668	9,6	397	$2,5 \pm 0,3$	$2,62 \pm 0,05$	2,37	2,46
13,106	9,6	411	$3,7 \pm 0,4$	$3,67 \pm 0,05$	3,41	3,53
12,496	9,5	502	$2,9 \pm 0,3$	$3,39 \pm 0,05$	3,06	3,17
12,192	8,3	502	$3,2 \pm 0,3$	$3,63 \pm 0,05$	3,27	3,40

A figura 4.6 apresenta a taxa de dose efetiva em função da rigidez de corte vertical calculado na altitude de 10,58 km em uma época de atividade solar mínima (465 MV) utilizando os

coeficientes de conversão calculados para o simulador UFH/NCI na postura vertical e o espectro da taxa de fluência fornecidos no pacote EXPACS. A linha sólida representa a taxa de dose efetiva calculada nesse trabalho e os marcadores a taxa de dose efetiva calculada por Ferrari et al. (2001) [3]. Pode ser visto no gráfico que exceto pela curva da taxa de dose para prótons, há uma boa concordância entre os dados calculados. A grande diferença observada para a curva de prótons é devido o fator de ponderação da radiação (w_R) utilizado por Ferrari ter sido o recomendado pela publicação 60 da ICRP, ou seja, w_R igual a 5 [9], enquanto que nesse trabalho foi utilizado o w_R igual a 2 recomendado pela publicação 103 da ICRP [12]. Contudo podemos ver na Figura 4.6 que se usarmos o w_R igual a 2 na taxa de dose efetiva calculada por Ferrari [3] para prótons, veremos que os resultados se aproximam muito dos valores calculados nesse trabalho. A diferença nos valores do w_R de nêutrons também justificam as diferenças observados entre as curvas de nêutrons na região de baixa rigidez de corte geomagnético. Os valores da taxa de dose efetiva calculados para fótons, elétrons e pósitrons nesse trabalho foram maiores do que os apresentados por Ferrari et al. (2001) [3], provavelmente devido ao tipo de simulador utilizado para o cálculo dos coeficientes de conversão de dose efetiva por fluência (E/Φ). No trabalho de Ferrari et al. (2001) [3], foram utilizados simuladores matemáticos para o cálculo de E/Φ . Outros fatores que podem ter contribuído para as diferenças nos valores da taxa de dose efetiva para fótons, elétrons e pósitrons são as diferenças nos espectros de taxa de fluência, nos coeficientes de conversão e nos fatores de ponderação (w_t) utilizados para gônadas, mamas e de outros tecidos (revisados na publicação 103 da ICRP).

Figura 4.6. Comparação da taxa de dose efetiva em $\mu\text{Sv/h}$ em função da rigidez de corte (GV). Linha sólida: valores calculados utilizando o simulador híbrido UFH/NCI e o pacote EXPACS. Marcadores: valores apresentados no artigo de Ferrari et al. (2001) [3].



Na tabela 4.3 são apresentados valores da taxa de dose efetiva medidos por Goldhagen (2004) a bordo de uma aeronave da NASA denominada ER-2 em junho de 1997 para quatro valores de rigidez de corte e altitude [74]. Essas medidas levam em conta apenas a contribuição dos nêutrons cósmicos secundários. Na tabela 4.3 são fornecidos também as taxas de dose efetiva calculadas utilizando os coeficientes de conversão de dose efetiva por fluência do simulador híbrido UFH/NCI na postura vertical e a taxa de fluência de nêutrons obtida do pacote EXPACS para as mesmas condições de rigidez de corte e altitude medidos por Goldhagen et al. (2004) [74]. Pode ser observado que os valores calculados são maiores que os medidos e diferem de 27 % a 33 %. Na tabela 4.3 podemos observar a comparação entre a taxa de dose efetiva calculada nesse trabalho com a taxa de equivalente de dose ambiente medido por Goldhagen et al. (2004) [74]. É interessante notar que os valores são muito próximos, com diferença máxima de 15 %. O equivalente de dose ambiente é uma grandeza operacional usada em monitoramento de área, como no caso do campo de radiação cósmica em altitudes de voos convencionais, e é empregado para fornecer uma estimativa razoável e geralmente conservadora da grandeza de proteção de interesse, como a dose efetiva.

Tabela 4.3. Taxa de dose efetiva e taxa de equivalente de dose ambiente em $\mu\text{Sv/h}$ para quatro altitudes e rigidez de corte diferentes apresentada por Goldhagen [74] em junho de 1997 e taxa de dose efetiva calculada utilizando os coeficientes de conversão do simulador híbrido UFH/NCI e a taxa de fluência de nêutrons na atmosfera livre obtida do pacote EXPACS.

Rigidez de corte e altitude	Taxa de dose efetiva ($\mu\text{Sv/h}$)			Taxa de $H^*(10)$ ($\mu\text{Sv/h}$)	
	Calculado (atmosfera)	Goldhagen et al. (2004)	Diferença relativa	Goldhagen et al. (2004)	Diferença relativa
11,6 GV e 20,3 km	1,17	0,88	-33 %	1,02	-15 %
0,8 GV e 20 km	7,56	5,80	-30 %	7,8	3 %
0,7 GV e 16,2 km	7,02	5,50	- 28 %	7,3	4 %
4,3 GV e 11,9 km	2,61	2,05	-27 %	2,7	3 %

Na tabela 4.4, podemos ver a comparação entre a taxa de dose efetiva medida por Goldhagen et al. (2004) [74] e a taxa de dose efetiva calculada utilizando os espectros da taxa de fluência nas posições do piloto e da cabine da aeronave obtidos do pacote EXPACS. Podemos perceber que os valores de taxa de dose efetiva calculados usando os espectros do EXPACS se aproximam dos valores obtidos por Goldhagen et al. (2004) quando considerado a estrutura da aeronave. Na posição do piloto, a taxa de dose calculada é de 14 a 19 % maior que a taxa de dose medida, enquanto que na posição da cabine da aeronave a taxa de dose efetiva é muito próxima dos valores apresentados por Goldhagen et al. (2004) [74].

Tabela 4.4. Taxa de dose efetiva em $\mu\text{Sv/h}$ para quatro altitudes e rigidez de corte diferentes apresentada por Goldhagen [74] em junho de 1997 e taxa de dose efetiva calculada utilizando os coeficientes de conversão do simulador híbrido UFH/NCI e a taxa de fluência de nêutrons na posição do piloto e na cabine da aeronave obtido do pacote EXPACS.

Rigidez de corte e altitude	Taxa de dose efetiva ($\mu\text{Sv/h}$)				
	Goldhagen et al. (2004)	Calculado (cabine)	Diferença – Medido/Cabine	Calculado (Piloto)	Diferença – Medido/piloto
11,6 GV e 20,3 km	0,88	0,93	-6 %	1,05	-19 %
0,8 GV e 20 km	5,80	5,97	-3 %	6,76	-17 %
0,7 GV e 16,2 km	5,50	5,53	-1 %	6,27	-14 %
4,3 GV e 11,9 km	2,05	2,06	-0,5 %	2,34	-14 %

4.3. Espectro da taxa de fluência calculado utilizando o MCNP6

Como foi descrito na metodologia, a fonte de radiação cósmica do software MCNP6 foi utilizado, juntamente com um arquivo de entrada que descreve a estrutura da atmosfera desde o nível de mar até a altitude de 65 km, a fim de calcular a taxa de fluência dependente da energia em função da altitude, das coordenadas geográficas (latitude e longitude) e da atividade solar (dia, mês e ano). A figura 4.7 apresenta o resultado do espectro da taxa de fluência de nêutrons a 16,4 km de altitude, 56° N e 121° W, e a 20,3 km de altitude, 19° N e 127° W calculado em uma época de mínimo solar (junho de 1997). Na figura 4.7 é apresentado também a taxa de fluência de nêutrons em função da energia medido por Goldhagen et al. (2004) [74] e a taxa de fluência de nêutrons fornecido no pacote de dados EXPACS [69,70], todos nas mesmas condições de altitude e localização geográfica. A taxa de fluência integrada na energia do espectro experimental apresentado na figura 4.7a é $9,5 \text{ cm}^{-2}\text{s}^{-1}$ [74], enquanto que a taxa de fluência do espectro calculado com o software MCNP6 foi $9,91 \text{ cm}^{-2}\text{s}^{-1}$, ou seja, diferença de apenas 4 %. Na figura 4.7b, a taxa de fluência integrada na energia do espectro experimental é de $1,24 \text{ cm}^{-2}\text{s}^{-1}$ [74], 19 % maior que a taxa de fluência do espectro calculado com o MCNP6, que foi de $1,00 \text{ cm}^{-2}\text{s}^{-1}$. Assim, os resultados calculados nesse trabalho utilizando o MCNP6 concordam muito bem com a taxa de fluência de nêutrons medido por Goldhagen et al. (2004) [74].

A taxa de dose efetiva foi calculada utilizando os dados da taxa de fluência em função da energia obtidos a partir do software de transporte de radiação MCNP6 e os coeficientes de conversão de dose efetiva por fluência calculados utilizando o simulador híbrido UFH/NCI nas posturas vertical e sentada. Foi observado que a taxa de dose efetiva do simulador na postura sentada não apresenta diferenças significativas em relação à taxa de dose do simulador na postura vertical. Assim como já discutido anteriormente quando foi utilizando os espectros da taxa de fluência do pacote EXPACS, as diferenças entre a taxa de dose do simulador na postura vertical e sentado são de no máximo 1 %. Contudo, comparando a taxa de dose efetiva do simulador híbrido na postura vertical com a taxa de dose fornecida no pacote EXPACS, foi observado que para regiões de baixa rigidez de corte (ou seja, próximo aos polos geográficos) os valores do simulador híbrido são até 12 % maiores, enquanto que em regiões de alta rigidez de corte (ou seja, próximo ao equador) os valores do pacote EXPACS são até 19 % maiores, como pode ser observado na figura 4.8.

Figura 4.7. Espectro da taxa de fluência de nêutrons calculado e medido em junho de 1997 a 16,4 km de altitude, 56°N e 121°W (a) e a 20,3 km de altitude, 19°N e 127°W (b). Na legenda, experimental representa o espectro medido por Goldhagen [74], EXPACS representa o espectro fornecido no pacote EXPACS [69,70] e MCNP6 o espectro calculado nesse trabalho utilizando o software MCNP6.

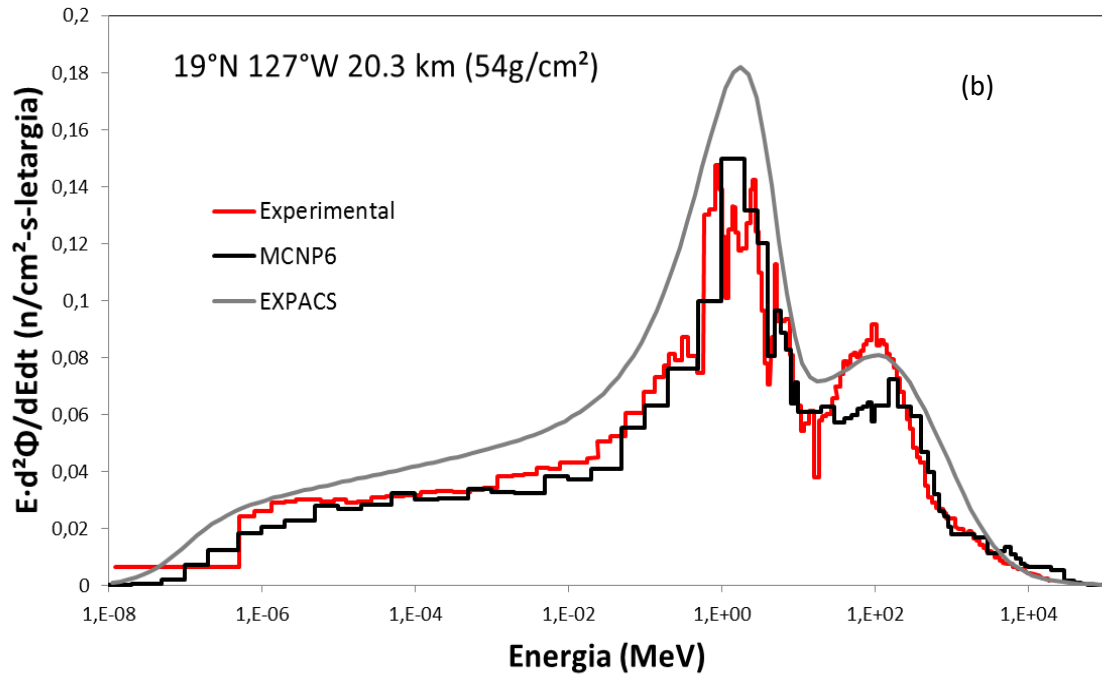
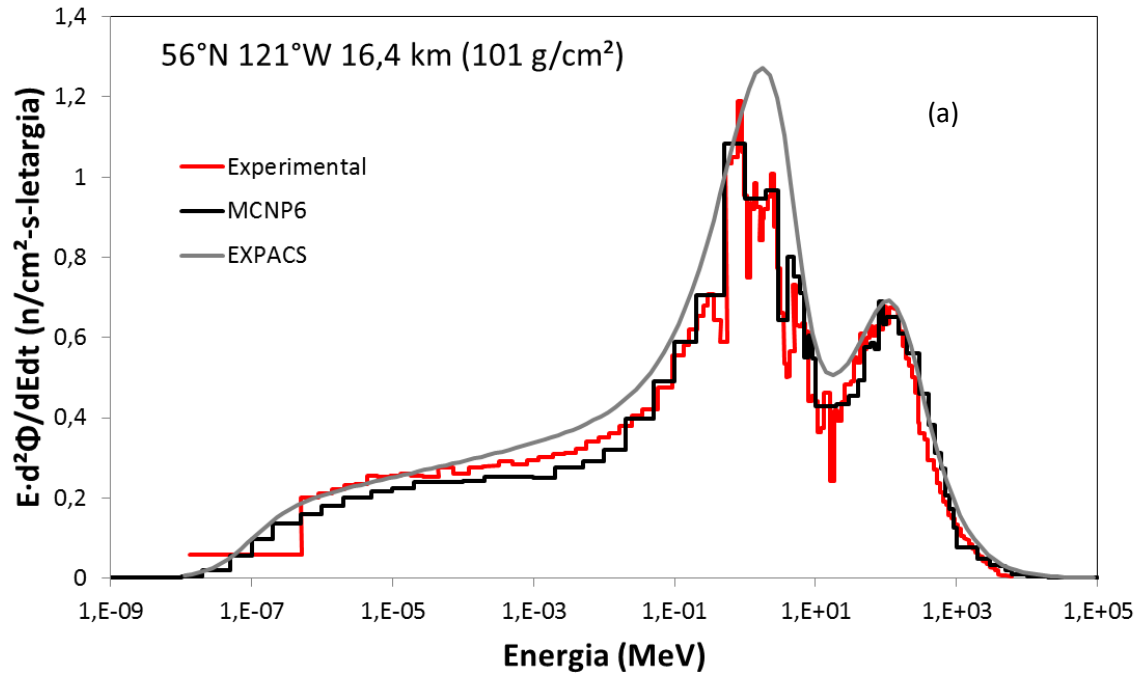
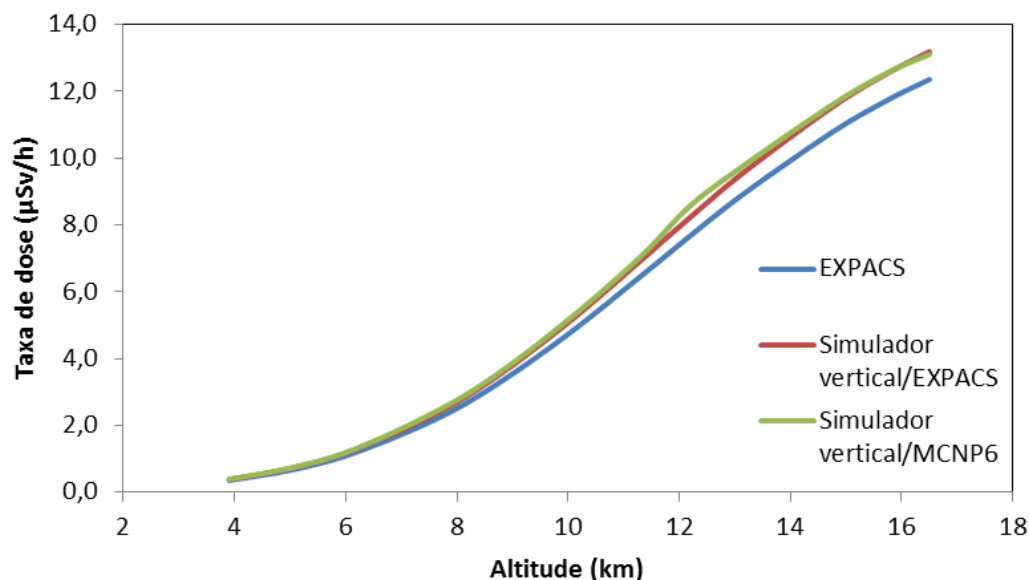
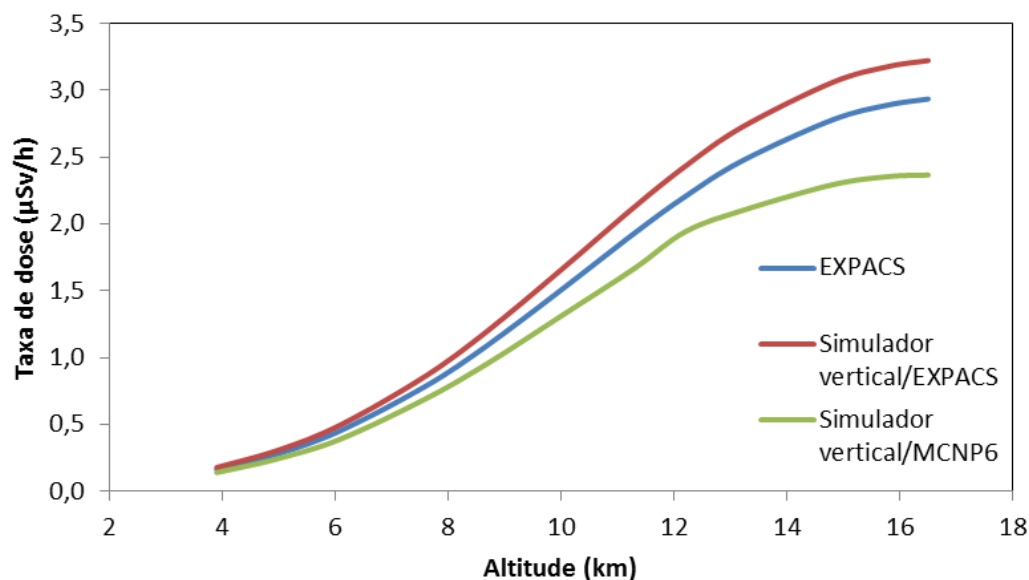


Figura 4.8. Taxa de dose em função da altitude: fornecida pelo pacote de dados EXPACS (azul), calculada utilizando os coeficientes de conversão do simulador UFH/NCI e a taxa de fluência do pacote EXPACS (vermelho) e calculado utilizando a taxa de fluência obtida pelo MCNP6 (verde) em duas condições geográficas: próximo ao polo (rigidez de corte 2,2 GV) e próximo ao equador (rigidez de corte 11,4 GV). Nos dois gráficos a atividade solar foi mínima (280 MV).

2,2 GV e 280 MV



11,4 GV e 280 MV



Na tabela 4.5 são apresentados valores da taxa de dose efetiva medidos por Goldhagen (2004) a bordo de uma aeronave da NASA denominada ER-2 em junho de 1997 para dois valores de rigidez de corte e altitude [74], bem como os resultados da taxa de dose efetiva calculados utilizando os coeficientes de conversão de dose por fluência do simulador híbrido UFH/NCI

na postura vertical e a taxa de fluência de nêutrons calculada utilizando o MCNP6. A incerteza do valor da taxa de dose efetiva calculada foi obtida através da propagação das incertezas estatísticas dos coeficientes de conversão e dos espectros de taxa de fluência. Pode ser visto na tabela 4.5 que, para o valor de rigidez de corte mais elevado, a taxa de dose efetiva medida é maior que a calculada, enquanto que para o menor valor de rigidez de corte a taxa de dose efetiva calculada é muito maior que o medido. Além disso, a taxa de dose efetiva calculada em 0,7 GV difere apenas 5 % do valor da taxa de equivalente de dose ambiental medido por Goldhagen et al. (2004).

Tabela 4.5. Taxa de dose efetiva e taxa de equivalente de dose ambiente em $\mu\text{Sv/h}$ para duas altitudes e rigidez de corte diferentes apresentada por Goldhagen [74] em junho de 1997 e taxa de dose efetiva calculado utilizando os coeficientes de conversão do simulador híbrido UFH/NCI e a taxa de fluência de nêutrons calculada utilizando o MCNP6.

Rigidez de corte e altitude	Taxa de dose efetiva ($\mu\text{Sv/h}$)			Taxa de $H^*(10)$ ($\mu\text{Sv/h}$)	
	Calculado (MCNP6)	Goldhagen et al. (2004)	Diferença relativa	Goldhagen et al. (2004)	Diferença relativa
11,6 GV e 20,3 km	$0,8 \pm 0,02$	0,88	9 %	1,02	22 %
0,7 GV e 16,2 km	$7,0 \pm 0,2$	5,50	-27 %	7,3	5 %

4.4. Coeficientes de conversão de dose absorvida por fluência e taxa de dose equivalente no feto

Coeficientes de conversão de dose absorvida por fluência no feto foram calculados utilizando o simulador feminino MARIA na postura vertical e fontes monoenergéticas de nêutrons, prótons, fótons, múons, elétrons e pósitrons. Os valores calculados nesse trabalho foram comparados com outros trabalhos utilizando simuladores de mulheres grávidas [75,76,77,78,79,61,80,81]. A tabela 4.6 apresenta os valores dos coeficientes de conversão de dose absorvida por fluência no feto calculado utilizando o simulador MARIA, os CCs apresentados nos trabalhos de Chen [75,76,77,78,79] e os CCs apresentados no trabalho de Taranenko [61,80,81], em todos os casos considerando apenas os valores para o feto de 6 meses. Nessa tabela, são apresentadas também as diferenças relativas entre os coeficientes de conversão calculados nesse trabalho e os valores apresentados na literatura.

Tabela 4.6: Coeficientes de conversão de dose absorvida por fluência no feto calculados utilizando o simulador MARIA e comparação com os trabalhos de Chen e Taranenko (RPI-P6) para fontes de nêutrons, prótons, fótons, elétrons, pósitrons e múons.

Energia (MeV)	Nêutrons				
	D_T/Φ (pSv cm ²)			Diferença relativa	
	MARIA	RPI-P6	Chen	MARIA/RPI-P6	MARIA/Chen
1,0E-09	0,680 (0,5 %)	0,436		56%	
1,0E-08	0,849 (0,4 %)	0,537		58%	
1,0E-07	1,31 (0,3 %)	0,781		68%	
1,0E-06	1,91 (0,3 %)	1,13	0,811	69%	136%
1,0E-05	2,23 (0,3 %)	1,32	0,862	69%	159%
1,0E-04	2,32 (0,3 %)	1,33	0,88	75%	164%
1,0E-03	2,33 (0,3 %)	1,4	0,886	67%	163%
0,01	2,23 (0,3 %)	1,37	0,897	63%	149%
0,1	2,44 (0,3 %)	1,54	0,999	59%	145%
0,2	2,76 (0,2 %)		1,11		149%
0,5	3,97 (0,2 %)		1,48		168%
1	5,99 (0,2 %)	3,78	1,92	58%	212%
2	11,4 (0,2 %)		4,9		132%
5	23,0 (0,2 %)		12,3		87%
10	35,9 (0,2 %)	30,9	20,2	16%	78%
20	51,0 (0,2 %)	47,7	31,2	7%	63%
30	62,8 (0,3 %)				
40	66,2 (0,4 %)				
50	72,2 (0,4 %)	67,9	42,9	6%	68%
60	74,9 (0,4 %)				
80	83,5 (0,4 %)				

100	93,3 (0,4 %)	91,3	57,1	2%	63%
150	118 (0,4 %)	120		-2%	
200	111 (0,5 %)	117	91,8	-5%	21%
300	119 (0,4 %)				
400	129 (0,4 %)				
500	145 (0,4 %)	153	136	-5%	7%
600	167 (0,4 %)				
800	196 (0,4 %)				
1000	213 (0,4 %)	222	208	-4%	2%
2000	254 (0,4 %)	266	264	-5%	-4%
3000	278 (0,4 %)				
4000	327 (0,4 %)				
5000	348 (0,4 %)	351	390	-1%	-11%
6000	376 (0,4 %)				
8000	422 (0,4 %)				
10000	531 (0,4 %)	516	574	3%	-8%
20000	629 (0,5 %)				
100000	1180 (0,7 %)	706	1744	67%	-32%
Prótons					
Energia (MeV)	D _T /Φ (pSv cm ²)			Diferença relativa	
	MARIA	RPI-P6	Chen	MARIA/RPI-P6	MARIA/Chen
10	0,001 (13 %)				
20	0,01 (5 %)				
30	0,03 (3 %)				
40	0,09 (3 %)				
50	0,20 (3 %)				
60	0,79 (2 %)				
80	187 (0,3 %)				
100	590 (0,2 %)	376	92	57%	543%
150	860 (0,2 %)	720	543	19%	59%
200	880 (0,2 %)	936	609	-6%	44%
300	726 (0,2 %)	733	458	-1%	59%
400	630 (0,2 %)				
500	593 (0,2 %)	601	372	-1%	59%
600	567 (0,2 %)				
800	599 (0,2 %)				
1000	610 (0,2 %)	623	380	-2%	61%
2000	688 (0,2 %)	675	410	2%	68%
3000	695 (0,7 %)				
5000	845 (0,6 %)	921	530	-8%	60%
6000	915 (0,6 %)				
8000	1014 (0,7 %)				
10000	1080 (0,9 %)	1190	686	-9%	57%
20000	1402 (1 %)	1550	905	-10%	55%

50000	1795 (1 %)	2040	1247	-12%	44%
100000	2289 (3 %)	2550	1678	-10%	36%
Fótons					
Energia (MeV)	D_T/Φ (pSv cm ²)			Diferença relativa	
	MARIA	RPI-P6	Chen	MARIA/RPI-P6	MARIA/Chen
0,02	0,01 (0,9 %)				
0,05	0,16 (0,3 %)	0,15	0,077	6%	107%
0,08	0,22 (0,3 %)				
0,1	0,26 (0,3 %)	0,26	0,14	0%	89%
0,2	0,55 (0,2 %)	0,53	0,31	5%	76%
0,5	1,54 (0,3 %)	1,46	0,90	6%	72%
0,8	2,52 (0,3 %)				
1	3,13 (0,3 %)	2,95	1,83	6%	71%
2	5,77 (0,3 %)	5,51	3,42	5%	69%
5	11,8 (0,3 %)	11,5	7,17	3%	65%
10	20,5 (0,4 %)	19,9	12,6	3%	62%
20	36,4 (0,4 %)	35,3	23,1	3%	57%
30	49,4 (0,3 %)				
40	60,7 (0,3 %)				
50	70,6 (0,3 %)	74,0	48,8	-5%	45%
60	79,4 (0,3 %)				
80	94,3 (0,3 %)				
100	106 (0,3 %)	115	72,2	-8%	47%
150	129 (0,3 %)				
200	143 (0,3 %)	155	94,3	-7%	52%
300	164 (0,3 %)				
400	177 (0,3 %)				
500	188 (0,3 %)	203	120	-8%	56%
600	195 (0,3 %)				
800	207 (0,3 %)				
1000	216 (0,3 %)	241	137	-10%	58%
2000	243 (0,3 %)	262	151	-7%	61%
3000	259 (0,3 %)				
4000	271 (0,4 %)				
5000	277 (0,4 %)	297	169	-7%	64%
6000	285 (0,4 %)				
8000	296 (0,4 %)				
10000	306 (0,4 %)	323	183	-5%	67%
20000	335 (0,5 %)				
50000	374 (0,7 %)				
100000	420 (2 %)				
Elétrons					Pósitron
Energia (MeV)	D_T/Φ (pSv cm ²)		Diferença relativa		D_T/Φ (pSv cm ²)
	MARIA	Chen	MARIA/Chen		MARIA

0,05	0,000004 (18 %)			1,16 (0,3 %)
0,08	0,00002 (8 %)			
0,1	0,00004 (6 %)			1,16 (0,3 %)
0,2	0,0002 (9 %)			1,14 (0,3 %)
0,5	0,001 (4 %)			1,12 (0,3 %)
0,8	0,004 (3 %)			1,13 (0,3 %)
1	0,01 (3 %)			1,16 (0,3 %)
2	0,03 (2 %)			1,26 (0,3 %)
5	0,26 (1 %)			1,75 (0,3 %)
10	8,55 (0,4 %)	0,85	906%	10,7 (0,3 %)
20	96,9 (0,2 %)	23,0	321%	100 (0,3 %)
30	172 (0,2 %)			175 (0,2 %)
40	208 (0,2 %)			
50	234 (0,2 %)	142	65%	236 (0,2 %)
100	326 (0,1 %)	203	60%	327 (0,1 %)
150	365 (0,1 %)			366 (0,1 %)
200	389 (0,2 %)	239	63%	390 (0,2 %)
300	421 (0,2 %)			422 (0,2 %)
400	444 (0,2 %)			444 (0,2 %)
500	462 (0,2 %)	282	64%	463 (0,2 %)
600	476 (0,2 %)			476 (0,2 %)
800	501 (0,2 %)			501 (0,2 %)
1000	519 (0,2 %)	317	64%	519 (0,2 %)
2000	583 (0,2 %)	353	65%	583 (0,2 %)
5000	673 (0,2 %)	406	66%	673 (0,2 %)
10000	751 (0,3 %)	450	67%	751 (0,3 %)
20000	834 (0,3 %)			834 (0,3 %)
50000	940 (2 %)			
100000	1038 (2 %)			
Múons				
Energia (MeV)	DT/Φ (pSv cm ²)		Diferença relativa	
	MARIA	Chen	MARIA/Chen	
5	61,1 (0,3 %)			
10	63,4 (0,3 %)			
20	78,2 (0,3 %)	45,6	72%	
30	160 (0,2 %)			
50		251		
100	459 (0,1 %)	286	60%	
150	360 (0,1 %)			
200	333 (0,1 %)	205	62%	
500	323 (0,1 %)	201	61%	
1000	338 (0,1 %)	210	61%	
2000	357 (0,2 %)	221	61%	
5000	378 (0,2 %)	233	62%	

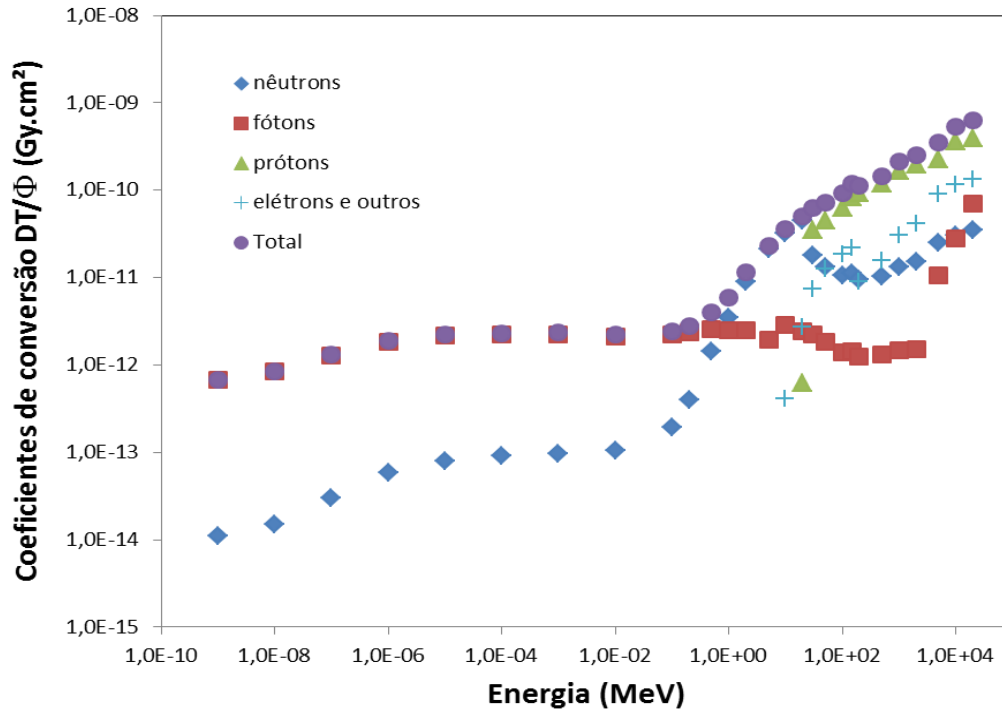
10000	394 (0,3 %)	241	63%
20000	409 (0,4 %)	249	64%
50000	428 (0,7 %)	259	65%
100000	436 (1 %)		

Como pode ser observado na Tabela 4.6, os coeficientes de conversão calculados no feto do simulador MARIA são muito maiores do que os CCs calculados por Chen [75] e Taranenko (RPI-P6) [61] para fontes de nêutrons. Contudo, acima de 150 MeV, os CCs do simulador RPI-P6 são maiores, mas muito próximos dos CCs calculados nesse trabalho. Os CCs calculados por Chen são maiores do que os CCs calculados no feto do simulador MARIA acima de 2 GeV de energia. Essas diferenças nos valores dos coeficientes de conversão, em especial em energias abaixo de 100 MeV, provavelmente são devido as diferenças anatômicas e estruturais entre os simuladores usados em cada trabalho. O simulador utilizado por Chen [75,82] é um simulador matemático feminino modificado para representar uma mulher grávida com um modelo matemático de um feto. O simulador utilizado por Taranenko e Xu (RPI-P6) [61] é um simulador desenvolvido utilizando técnicas de modelagem computacional (NURBS e MESH). Os modelos do feto utilizado nos trabalhos tanto de Chen como de Taranenko possuem três estruturas distintas: tecido mole, esqueleto e cérebro. Nesse trabalho, foi utilizado, para o cálculo dos coeficientes de conversão, um modelo de feto totalmente desenvolvido com estrutura de tecido mole.

A Figura 4.9 apresenta a contribuição da radiação secundária em função da energia dos nêutrons incidentes para o valor total do coeficiente de conversão calculado no feto do simulador MARIA. Podemos ver a partir da Figura 4.9 que até 100 keV de energia de nêutrons incidentes, os fótons secundários são os que mais contribuem para a deposição de energia no feto. Até 20 MeV, nêutrons são os que mais contribuem para os CCs e acima desse valor de energia, são os prótons secundários. Na região de baixa energia, a interação mais provável de ocorrer é a captura de nêutrons pelo nitrogênio e hidrogênio presentes nas estruturas do simulador. No tecido mole a concentração de hidrogênio é maior que a de nitrogênio e também maior que a concentração de hidrogênio nos ossos. Assim, como o feto do simulador (MARIA) utilizado nesse trabalho é composto totalmente de tecido mole, a concentração de hidrogênio é superior aos dos fetos utilizados nos trabalhos de Chen e Taranenko. Na captura de nêutron pelo átomo de hidrogênio, é formado um átomo de deutério e em seguida um gama de 2,2 MeV é emitido. Dessa forma, a elevada contribuição dos fótons

para a dose em baixas energias no feto do simulador MARIA justifica os valores maiores dos CCs comparados ao dos trabalhos de Chen e Taranenko.

Figura 4.9: Contribuição da radiação secundária em função da energia de nêutrons incidentes para o cálculo dos coeficientes de conversão de dose absorvida por fluência.



Na Tabela 4.6, pode ser observado também que os valores dos coeficientes de conversão calculados nesse trabalho são muito maiores que os CCs calculados nos trabalhos de Chen, considerando fontes de prótons, fótons, elétrons e múons. Isso se deve muito provavelmente as diferenças nos simuladores utilizados, onde nesse trabalho foi utilizado o simulador MARIA, que é um simulador que descreve contornos de órgãos e tecidos mais bem definidos do que o simulador matemático utilizado por Chen. Comparando os CCs calculados nesse trabalho com os calculados por Taranenko e Xu para fontes de prótons e fótons, observamos que os valores são muito próximos. Nesse caso, o simulador RPI-P6 utilizado por Taranenko e Xu se assemelha muito ao simulador (MARIA) utilizado nesse trabalho, já que ambos foram desenvolvidos em âmbito computacional, apresentando estruturas e contornos mais realistas do que o simulador utilizado por Chen.

Os coeficientes de conversão de dose equivalente por fluência foram calculados utilizando os coeficientes de conversão de dose absorvida por fluência apresentados na Tabela 4.6 e os respectivos fatores de ponderação (w_R) de nêutrons, prótons, fótons, elétrons e múons conforme apresentados na Tabela 2 da publicação 103 da ICRP [12]. A partir dos CCs de dose

equivalente por fluência no feto e da taxa de fluência de nêutrons, prótons, fótons, elétrons, pósitrons, e múons, foi calculada a taxa de dose equivalente utilizando a metodologia apresentada na seção 3.9. A figura 4.10 apresenta a taxa de fluência de nêutrons em função da energia calculada pelo software MCNP6, e utilizada nesse trabalho, com os seguintes parâmetros: 12,3 km de altitude, 1 GV de rigidez de corte geomagnética, 465 MV de potencial de modulação solar e fora da estrutura da aeronave (atmosfera livre). Esses parâmetros são os mesmos utilizados no trabalho de Chen e Mares [25], que utilizou o espectro da taxa de fluência publicado no trabalho de Roesler et al. (2002) [17] (denominado de *referência* na figura 4.10), permitindo assim comparar os dados apresentados com os valores calculados nesse trabalho. A figura 4.10 apresenta ainda a taxa de fluência em função da energia obtida do EXPACS, utilizando os mesmos parâmetros de altitude, rigidez de corte e potencial de modulação solar. A taxa de fluência de nêutrons integrada na energia do espectro calculado com o software MCNP6 foi de $7,06 \text{ cm}^{-2}\text{s}^{-1}$, ou seja, apenas 0,7 % maior do que a taxa de fluência de nêutrons utilizada no trabalho de Chen e Mares [25], que foi de $7,01 \text{ cm}^{-2}\text{s}^{-1}$. A taxa de fluência de nêutrons integrada na energia obtida do pacote EXPACS foi de $7,5 \text{ cm}^{-2}\text{s}^{-1}$, 7 % maior do que a referência. É possível observar portanto boa concordância entre o espectro de taxa de fluência calculado nesse trabalho com os espectros obtidos do EXPACS e encontrado no trabalho de Chen e Mares [25]. A Tabela 4.7 apresenta os resultados da taxa de dose equivalente no feto calculado nesse trabalho utilizando a taxa de fluência obtida pelo EXPACS e a taxa de fluência calculada com o MCNP6, bem como a comparação com os valores apresentados no trabalho de Chen e Mares [25]. A incerteza do valor da taxa de dose efetiva calculada foi obtida através da propagação das incertezas estatísticas dos coeficientes de conversão e dos espectros de taxa de fluência. Pode ser observado que os valores de taxa de dose equivalente total no feto calculados nesse trabalho são 52 e 77 % maiores do que os apresentados no trabalho de Chen e Mares [25], semelhante ao que ocorre com os coeficientes de conversão discutidos anteriormente.

Figura 4.10: Taxa de fluência de nêutrons em função da energia calculada pelo software MCNP6, obtida do EXPACS e obtida do trabalho de Roesler et al. (2002) [17] (Referência) na altitude de 12,3 km, rigidez de corte geomagnético de 1 GV e potencial de modulação solar de 465 MV.

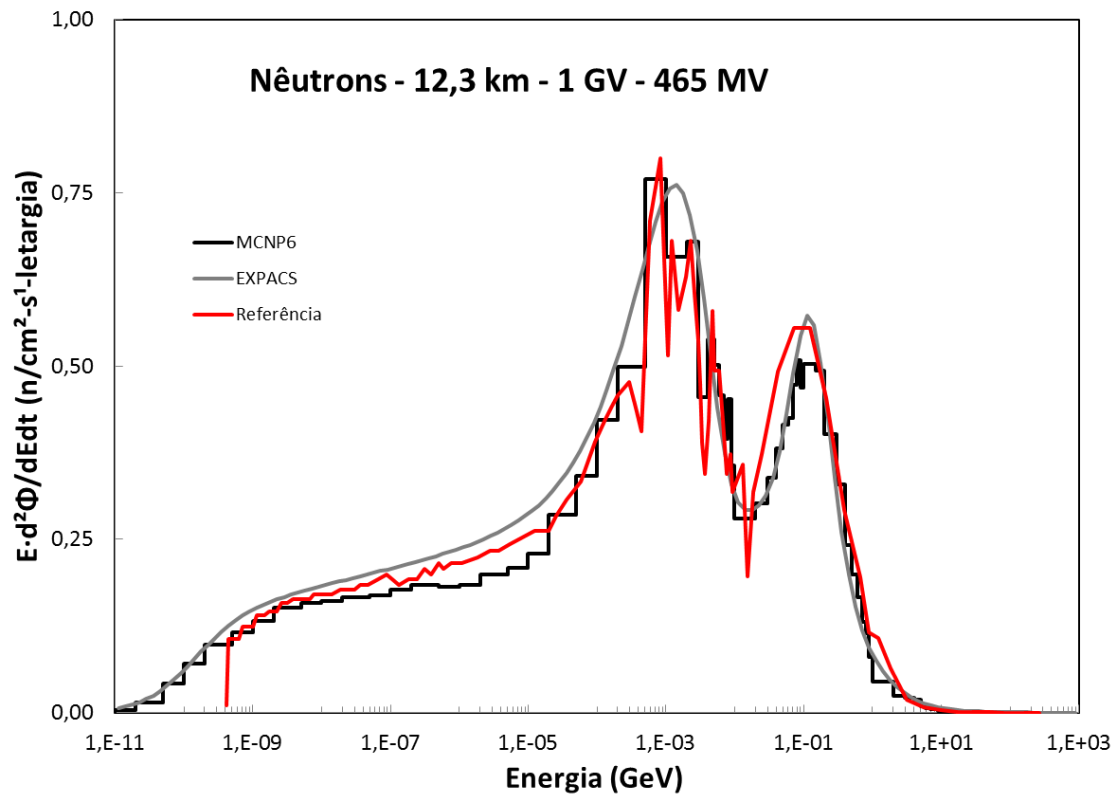


Tabela 4.7: Taxa de dose equivalente no feto em $\mu\text{Sv/h}$ calculada por Chen e Mares [25] e taxa de dose equivalente calculada no feto do simulador MARIA utilizando a taxa de fluência de nêutrons, prótons, fótons, elétron e múons obtido pelo EXPACS e pelo MCNP6 em 12,3 km de altitude, 1 GV de rigidez de corte e 465 MV de modulação solar.

Fonte	Taxa de dose equivalente no feto ($\mu\text{Sv/h}$)			Diferença relativa	
	MARIA		Chen e Mares [25]		
	MCNP6	EXPACS		MCNP6/Chen	EXPACS/Chen
Nêutrons	$5,07 \pm 0,04$	4,41	2,84	79%	55%
Prótons	$2,00 \pm 0,06$	2,00	1,15	74%	74%
Fótons	$0,87 \pm 0,04$	0,87	0,57	53%	53%
Elétrons	$0,67 \pm 0,04$	0,43	0,36	86%	19%
Múons	$0,52 \pm 0,05$	0,26	0,32	63%	-19%
Total	$9,1 \pm 0,1$	7,97	5,24	74%	52%

Esses parâmetros de altitude e rigidez de corte podem representar satisfatoriamente viagens aéreas comerciais transatlânticas [24,25]. De Vancouver a Frankfurt, a viagem aérea dura em média 9 h [83]. Lembrando que o limite de dose considerado aceitável para um feto é de 1 mSv durante o restante do período gestacional a partir do momento que se constata a gravidez [12], o tempo máximo recomendado que uma mulher grávida pode ficar exposta à

radiação cósmica em viagens aéreas é de 109 h a 125 h de acordo com resultados desse trabalho (9,15 e 7,97 $\mu\text{Sv/h}$). Dessa forma, entre 6 e 7 viagens típicas de ida e volta de Vancouver a Frankfurt o limite de dose no feto excederia 1 mSv. Além disso, como o tempo de voo limite para tripulantes de aeronaves comerciais é de 100h por mês [84], é possível que um membro da tripulação que esteja grávida acumule uma dose de 1 mSv no embrião/feto em menos de 2 meses. Inclusive esse limite de 1 mSv poderia ser ultrapassado antes mesmo da constatação da gravidez, uma vez que algumas mulheres possuem um período menstrual irregular, ou seja, superior a 28 dias.

No relatório de número 116 da NCRP (National Council on Radiation Protection and Measurements) [85], foi atribuído um fator de risco da radiação em embriões e fetos em torno de $10 \cdot 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$, que é um elevado risco de danos devido à exposição à radiação. Assim, utilizando os valores de taxa de dose equivalente no feto estimado nesse trabalho e considerando 100 h de voos (nas condições de latitude, longitude e altitude apresentadas anteriormente), nove em cada 100000 fetos de tripulantes grávidas poderiam desenvolver câncer fatal ou outros efeitos deletérios devido a exposição à radiação.

5. Conclusões

A taxa de dose efetiva foi calculada em diferentes condições de voo utilizando simuladores antropomórficos que melhor representam as estruturas internas e externas do corpo humanos: os simuladores híbridos UFH/NCI masculino e feminino. O cálculo da taxa de dose foi realizado considerando duas posturas de exposição (simulador na postura vertical e sentada) a fim de estudar a influência da postura na estimativa da dose efetiva. Contudo foi observado que a postura do simulador não influencia no cálculo da taxa de dose efetiva, pois as diferenças entre os valores do simulador na postura vertical foram muito próximas dos valores do simulador na postura sentada. De fato, as diferenças foram de no máximo 1 %, sendo maior no simulador sentado em altitudes elevadas e o inverso em baixas altitudes. Contudo, na comparação entre a taxa de dose calculada utilizando o simulador UFH/NCI na postura vertical e os valores da taxa de dose fornecidos pelo pacote de dados EXPACS, foi observado que os resultados do simulador UFH/NCI fornecem valores conservativos, pois as taxas de dose calculadas usando o simulador híbrido são de 7 a 13 % maiores. Também, os valores de taxa de dose efetiva calculado nesse trabalho diferem menos de 15 % dos valores da taxa de equivalente de dose ambiental, grandeza que é utilizada em monitoração de área estimada em altitudes de voos tripulados. Comparando os resultados da taxa de dose calculada nesse trabalho com dados experimentais, foi observado que os valores calculados são até 29 % menores do que os dados do trabalho de Federico et al. (2015) [73] e 30 % maiores do que os dados apresentados no trabalho de Goldhagen et al. (2004) [74]. A taxa de dose efetiva calculada utilizando os coeficientes de conversão para a geometria semi-isotrópica apresentaram resultados que diferem apenas 5 % dos valores experimentais obtidos por Fedderico et al. (2015) [73].

O espectro da taxa de fluência definido utilizando o software MCNP6 apresentou resultados muito próximos do espectro experimental encontrado no trabalho de Goldhagen et al. (2004) [74], cuja diferença na taxa de fluência de nêutrons integrada na energia foi de 4 %. O espectro da taxa de fluência calculado usando o MCNP6 também foi usado para estimar a taxa de dose efetiva em tripulantes de aeronaves utilizando os coeficientes de conversão calculados com o simulador UFH/NCI. Os resultados mostram concordância de até 9 % com os dados da taxa de dose apresentados no trabalho de Goldhagen et al. (2004) [74]. Em regiões de baixa latitude os valores estimados são até 12 % maiores do que os do pacote EXPACS, enquanto

que em alta latitude ocorre o inverso, os valores estimados com o software MCNP6 são até 19 % menores do que os valores obtidos pelo EXPACS.

Podemos destacar duas principais contribuições desse trabalho: (1) A postura do simulador não desempenha um papel importante nos resultados da taxa de dose efetiva em altitudes de voos tripulados e (2) os valores de taxa de dose em tripulantes de aeronaves utilizando os simuladores híbridos foram conservadores quando comparados à taxa de dose efetiva calculada utilizando o simulador de referência da ICRP.

Também foi calculada a taxa de dose equivalente no feto utilizando o simulador feminino MARIA na postura vertical, utilizando os mesmos parâmetros de voo utilizado por Chen e Mares (2008) [25]. A taxa de dose obtida utilizando o simulador MARIA foi mais de 50 % maior do que a taxa de dose apresentada no trabalho de Chen e Mares (2008), que utiliza simuladores matemáticos. Também foi estimado que a dose no feto pode ultrapassar o limite de 1 mSv em 7 viagens de ida e volta para voos com 9 horas de duração. Assim, podemos destacar a importância de usar simuladores antropomórficos mais realistas para calcular a dose no feto devido à exposição à radiação cósmica em altitudes de voo, especialmente para tripulantes em vista do limite de dose no feto determinado pela publicação 103 da ICRP ser alcançado em menos de dois meses de trabalho de um tripulante submetido a voos de longas distâncias em regiões próximas aos polos da terra.

Trabalhos realizados durante o período

Artigo aceito em periódico internacional

Alves, M. C. et al. Organ and effective dose conversion coefficients for a sitting female hybrid computational phantom exposed to monoenergetic protons in idealized irradiation geometries. **Phys. Med. Biol.**, v. 59, pp. 7957–8003, 2014.

Alves, M. C. et al. Comparison of effective dose rate to aircrew members using hybrid computational phantoms in standing and sitting posture. **Journal of Radiological Protection**, v. 36, pp. 885-901, 2016.

Alves, M. C. et al. Conversion coefficients for proton beams using standing and sitting male hybrid computational phantom calculated in idealized irradiation geometries. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 175(1), pp. 75-86, 2017.

Alves, M. C. et al. Monte Carlo calculation of the neutron dose to a fetus at commercial flight altitudes. **Radiation Physics and Chemistry**. v. 140, pp. 398-402, 2017.

Trabalho apresentado em evento internacional

Alves, M C; Santos, W S; Lee, C; Bolch, W E; Hunt, J G; de Carvalho Júnior, A B; CÁLCULO DOS COEFICIENTES DE CONVERSÃO D_T/Φ NA GEOMETRIA ISOTRÓPICA PARA PRÓTONS UTILIZANDO SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO HÍBRIDO FEMININO NAS POSTURAS VERTICAL E SENTADA. International Joint Conference RADIO 2014, Gramado, RS.

Alves, M C; Galeano, D C; Santos, W S; Carvalho Júnior, A B; Calculation of neutron dose to the fetus during commercial flights using a pregnant model and Monte Carlo simulation. International Conference on Dosimetry and its Applications (ICDA2), Guildford, UK.

Trabalho apresentado em evento nacional

Alves, M C; de Carvalho Júnior, A B; Cálculo da taxa de dose efetiva para membros de tripulação de aeronaves usando simuladores antropomórficos e o método Monte Carlo. XX Congresso Brasileiro de Física Médica, Rio de Janeiro, RJ.

Outros trabalhos apresentados em eventos

Alves, M C; Hunt, J H; de Carvalho Júnior, A B; Cálculo da taxa de dose efetiva para tripulantes de aeronaves utilizando simulador computacional híbrido nas posturas vertical e sentada. XX Encontro Sergipano de Física, São Cristóvão, SE.

Bibliografia

1. EUROPEAN COMMISSION. **Cosmic Radiation Exposure of Aircraft Crew: Compilation of Measured and Calculated Data**. Report Radiation Protection 140 of the European Radiation Dosimetry Group, WG5. Luxembourg. 2004.
2. ICRU. **Reference Data for the Validation of Doses from Cosmic Radiation Exposures of Aircraft Crew..** ICRU Report 84, International Commission on Radiation Units and Measurements. Bethesda, MD. 2010.
3. FERRARI, A.; PELLICIONI, M.; RANCATI, T. Calculation of the radiation environment caused by galactic cosmic rays for determining air crew exposure. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 93, p. 101-114, 2001.
4. HEINRICH, W.; ROESLER, S.; SCHRAUBE, H. Physics of cosmic radiation fields. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 86, p. 253-258, 1999.
5. O'BRIEN, K. **The cosmic ray field at ground level**. in Proc. 2nd Int. Conference on Natural Radiation Environment. Honiton, USA: US Department of Commerce Report Conf-720805-PC. 1972. p. 15-54.
6. UNSCEAR. **Sources and Effects of Ionizing Radiation: UNSCEAR 2000 Report to the General Assembly, with Scientific Annexes, Vol. I: Sources**. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. United Nations, New York. 2000.
7. BOZKURT, A. **Assessment of organ doses from exposure to neutrons using the monte carlo technique and an image-based anatomical model**. Tese de Doutorado. Rensselaer Polytechnic Institute. Troy - New York. 2000.
8. XU, X. G.; ECKERMAN, K. F. **Handbook of anatomical model for radiation dosimetry**. New York: CRC Press, 2010.
9. ICRP 60. **1990 Recommendations of the international commission on radiological protection**. Oxford, UK.: Pergamon Press, 1991.
10. EU COUNCIL DIRECTIVE 96/29/EURATOM. Laying down Basic Safety Standards for the Protection of the Health of Workers and the General Public against the Dangers Arising from Ionizing Radiation. **Official Journal European Communities**, v. 39, p. 1-28, 1996.
11. ICRP 132. **Radiological Protection from Cosmic Radiation in Aviation**. [S.l.]: SAGE, 2016.
12. ICRP 103. **The 2007 recommendations of the international commission on radiological protection**. International Commission of Radiological Protection. [S.l.]: Elsevier, 2007.
13. FERRARI, A.; PELLICIONI, M.; RANCATI, T. The role of the quantities used in radiological protection for the assessment of the exposure to cosmic radiation. **Radiation Protection**

- Dosimetry**, v. 83, n. 3, p. 199-210, 1999.
14. FERRARI, A.; PELLICIONI, M.; RANCATI, T. A method applicable to effective dose rate estimates for aircrew dosimetry. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 96, n. 1-3, p. 219-222, 2001.
 15. FERRARI, A.; PELLICIONI, M. On the conversion coefficients for cosmic ray dosimetry. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 104, n. 3, p. 211-220, 2003.
 16. MARES, V.; ROESLER, S.; SHRAUBE, H. Averaged particle dose conversion coefficients in aircrew dosimetry. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 110, p. 371-376, 2004.
 17. ROESLER, S.; HEINRICH, W.; SCHRAUBE, H. Monte Carlo calculation of the radiation field at aircraft altitudes. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 98, n. 4, p. 367-388, 2002.
 18. ICRP 116. **Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation, International Commission on Radiological Protection**. [S.l.]: Elsevier, 2010.
 19. SATO, T. et al. Fluence-to-dose conversion coefficients for aircrew dosimetry based on the new ICRP recommendations. **Progress in Nuclear Science and Technology**, v. 1, p. 134-137, 2011.
 20. FERRARI, A.; PELLICIONI, M.; VILLARI, R. Evaluation of the influence of the aircraft shielding on the aircrew exposure through an aircraft mathematical model. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 108, n. 2, p. 91-105, 2004.
 21. DYER, C.; LEI, F. Monte Carlo Calculations of the Influence on Aircraft Radiation Environments of Structures and Solar Particle Events. **IEEE TRANSACTIONS ON NUCLEAR SCIENCE**, v. 48, n. 6, p. 1987-1995, 2001.
 22. BATTISTONI, G. et al. Evaluation of the doses to aircrew members taking into consideration the aircraft structures. **Advances in Space Research**, v. 36, p. 1645-1652, 2005.
 23. PRADO, A. C. M. et al. INVESTIGATION OF THE INFLUENCE OF THE POSITION INSIDE A SMALL AIRCRAFT ON THE COSMIC-RADIATION-INDUCED DOSE. **Radiation Protection Dosimetry**, v. doi:10.1093/rpd/ncw384, p. 1-9, 2017.
 24. CHEN, J. et al. ESTIMATED NEUTRON DOSE TO EMBRYO AND FOETUS DURING COMMERCIAL FLIGHT. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 114, n. 4, p. 475-480, 2005.
 25. CHEN, J.; MARES, V. Estimate of doses to the fetus during commercial flights. **Health Physics**, v. 95, n. 4, p. 407-412, 2008.
 26. BARTLETT, D. T. Radiation Protection aspects of the cosmic radiation exposure of aircraft crew. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 109, n. 4, p. 349-355, 2004.
 27. LINDBORG, L. et al. Cosmic Radiation Exposure of aircraft crew: compilation of measured and calculated data. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 110, p. 417-422, 2004.

28. LEE, C. et al. NURBS-Based 3D anthropomorphic computational phantoms for radiation dosimetry applications. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 127, p. 227-232, 2007.
29. LEE, C. et al. The UF family of reference hybrid phantoms for computational radiation dosimetry. **Phys. Med. Biol.**, v. 55, p. 339–363, 2010.
30. CASSOLA, V. F. et al. FASH and MASH: Female and male Adult human phantoms based on polygon meSH surfaces. Part II. Dosimetric calculations. **Physics in Medicine and Biology**, v. 55, p. 163-189, 2010.
31. CABRAL, M. O. M. et al. Development of a pregnant woman phantom using polygonal mesh, for dosimetric evaluations. **BRAZILIAN JOURNAL OF RADIATION SCIENCES**, v. 03, n. 1A, p. 01-11, 2015.
32. SULLIVAN, D. O. et al. Recent studies on the exposure of aircrew to cosmic and solar radiation. **Radiat. Prot. Dosim**, v. 100, p. 495- 498, 2002.
33. PIOCH, C. D. **Measurement and Simulation of the Radiation Environment in the Lower Atmosphere for Dose Assessment**. Tese de Doutorado, Technischen Universität München. München. 2012.
34. LEWIS, B. J. et al. Aircrew exposure from cosmic radiation on commercial airline routes. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 93, n. 4, p. 293-314, 2001.
35. SHEA, M. A.; SMART, D. F. Vertical cutoff rigidities for cosmic ray stations since 1955. in **Proc. 27th International Cosmic Ray Conference**, Hamburg, 2001. 4063-4066.
36. TURNER, J. E. **Atoms, Radiation and Radiation Protection. 3° Edition**. Weinheim: Wiley-VCH verlag GmbH & Co. KGaA, 2007.
37. FRIEDBERG, W. et al. Radiation exposure during air travel: guidance provided by the Federal Aviation Administration for air carrier crew. **Health Physics**, v. 79, p. 591-595, 2000.
38. PODGORSK, E. B. **Radiation Physics for Medical Physicists**. Berlin: Springer, 2006.
39. ATTIX, F. H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. [S.l.]: Wiley-VCH, 1986.
40. ICRP 89. **Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values**, International Commission on Radiological Protection. [S.l.]: Pergamon Press, Oxford, 2003.
41. ICRU PUBLICATION 44. **Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement**. Bethesda, MD: Pergamon Press, 1989.
42. RAJU, M. D. **Heavy particle radiotherapy**. New York: Academic Press, 1980.

43. ICRU REPORT 33. **Radiation Quantities and Units**. Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and Measurements, 1980.
44. X-5 MONTE CARLO TEAM. **MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5 Volume I: Overview and Theory**. Los Alamos National Laboratory. Los Alamos, USA: [s.n.], 2008.
45. SOBOL, I. M. **A Prime for the Monte Carlo Method**. Boca Raton, Florida: CRC Press, 2000.
46. YORIYAZ, H. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, n. 1, p. 141-149, 2009.
47. CARVALHO JÚNIOR, A. B. D. **DESENVOLVIMENTO DE UM CÓDIGO COMPUTACIONAL BASEADO NO MÉTODO MONTE CARLO PARA CALCULAR A DOSE DEPOSITADA NA MATÉRIA POR UM FEIXE DE PRÓTONS**. IRD. Rio de Janeiro, p. 94. 2005.
48. BRIESMEISTER, J. F. E. A. **MCNP - A general Monte Carlo code for neutron and photon transport**. Los Alamos National Laboratory, LA - 7396. Los Alamos.
49. ALDERSON, S. W. et al. An instrumented phantom system for analog computation of treatment plans. **Am. J. Roentgenol. Radium Ther. Nucl. Med.**, v. 87, p. 185-195, 1962.
50. KRAMER, R. et al. All about FAX: a Female Adult voXel phantom for Monte Carlo calculation in radiation protection dosimetry. **Physics in Medicine and Biology**, v. 49, p. 5203–5216, 2004.
51. KRAMER, R. et al. **Calculation of dose from external photon exposure using reference human phantom and Monte Carlo methods. Part I: The Male (ADAM) and Female (EVA) Adult Mathematical phantoms**. GSF-National Research for Environment and Health. Neuherberg, Germany. 1982. (GSF-Bericht S-885).
52. CRISTY, M.; ECKERMAN, K. F. **Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal sources. Part VII: Adult Male**. Oak Ridge National Laboratory. Oak Ridge. 1987. (Report n. ORNL/TM-8381/V7).
53. CRISTY, M. **Mathematical phantoms representing children of various ages for use in estimates of internal dose**. U.S. Nuclear Regulatory Commission and Oak Ridge National Laboratory. [S.l.]. 1980. (NUREG/CR-1159 and ORNL/NUREG/TM-367).
54. ZUBAL, I. G. et al. Computerized threedimensional segmented human anatomy. **Medical Physics**, v. 21, p. 299-302, 1994.
55. KRAMER, R. et al. All about MAX: a male adult voxel phantoms for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry. **Physics in Medicine and Biology**, v. 48, p. 1239-1262, 2003.
56. ICRP 110. **Adult Reference Computational Phantoms, International Commission on Radiological Protection**. [S.l.]: Elsevier, 2007.

57. STABIN, M. et al. **Mathematical models and specific absorbed fractions of photon energy in the nonpregnant adult female and at the end of each trimester of pregnancy.** Oak Ridge National Laboratory. Oak Ridge. 1995. (No ORNL/TM-12907).
58. PIEGL, L. On NURBS: a survey. **IEEE Comp. Graph. Appl.**, v. 11, p. 55-71, 1991.
59. ZHANG, J. et al. RPI-AM and RPI-AF, a pair of mesh-based, sizeadjustable adult male and female computational phantoms using ICRP-89 parameters and their calculations for organ doses from monoenergetic photon beams. **Physics in Medicine and Biology**, v. 54, p. 5885-5908, 2009.
60. VOLVIEW KITWARE. VOLVIEW 3.4 FREE KITWARE. Disponível em: <<http://www.kitware.com/opensource/volview.html>>. Acesso em: 21 Outubro 2015.
61. TARANENKO, V.; XU, X. G. Fluence-to-absorbed-dose conversion coefficients for neutron beams from 0.001 eV to 100 GeV calculated for a set of pregnant female and fetus models. **Physics in Medicine and Biology**, v. 53, p. 1425-1446, 2008.
62. ALVES, M. C. et al. Organ and effective dose conversion coefficients for a sitting female hybrid computational phantom exposed to monoenergetic protons in idealized irradiation geometries. **Phys. Med. Biol.**, v. 59, p. 7957–8003, 2014.
63. CABRAL, M. O. M. **DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO COMPUTACIONAL DE EXPOSIÇÃO PARA USO EM AVALIAÇÕES DOSIMÉTRICAS EM GESTANTES.** Dissertação de Mestrado, UFPE. Recife, p. 94. 2015.
64. PELOWITZ, D. B. **MCNPX USER'S MANUAL VERSION 2.7.0. Report LA-13709-M.** Los Alamos National Laboratory. Los Alamos, USA. 2011.
65. PELOWITZ, D. B. **MCNP6 User's Manual Version 1.0. LA-CP-13-00634.** Los Alamos National Laboratory. Los Alamos, USA. 2013.
66. NOAA. **U.S. Standard Atmosphere ,** NOAA report NOAA/T 76-1562. Washington, D.C. 1976.
67. CASTAGNOLI, G. C.; LAL, D. Solar Modulation Effects in Terrestrial Production of Carbon-14. **Radiocarbon**, v. 22, n. 2, p. 133-158, 1980.
68. CLEM, J. M. et al. New calculations of the Atmospheric Cosmic Radiation Field – Results for Neutron Spectra. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 110, p. 423-428, 2004.
69. SATO, T.; NIITA, K. Analytical functions to predict cosmic-ray neutron spectra in the atmosphere. **Radiat. Res.**, v. 166, p. 544-555, 2006.
70. SATO, T. et al. Development of PARMA: PHITS-based analytical radiation model in the atmosphere. **Radiat. Res.**, v. 170, p. 244-259, 2008.
71. JAEA. EXPACS homepage. Disponível em: <<http://phits.jaea.go.jp/expacs/>>. Acesso em: 27

Outubro 2015.

72. FEDERICO, C. A. **DOSIMETRIA DA RADIAÇÃO CÓSMICA NO INTERIOR DE AERONAVES NO ESPAÇO AÉREO BRASILEIRO**. Tese de Doutorado, IPEN. São Paulo. 2011.
73. FEDERICO, C. A. et al. Radiation measurements onboard aircraft in the South Atlantic region. **Radiation Measurements**, v. 82, p. 14-20, 2015.
74. GOLDHAGEN, P.; CLEM, J. M.; WILSON, J. W. The energy spectrum of cosmic-ray induced neutrons measured on an airplane over a wide range of altitude and latitude. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 110, p. 387-392, 2004.
75. CHEN, J. ABSORBED DOSE CONVERSION COEFFICIENTS FOR EMBRYO AND FOETUS IN NEUTRON FIELDS. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 126, n. 1-4, p. 568-571, 2007.
76. CHEN, J. ESTIMATED FLUENCE-TO-ABSORBED DOSE CONVERSION COEFFICIENTS FOR USE IN RADIOLOGICAL PROTECTION OF EMBRYO AND FOETUS AGAINST EXTERNAL EXPOSURE TO PHOTONS FROM 50 keV TO 10 GeV. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 121, n. 4, p. 358-363, 2006.
77. CHEN, J. FLUENCE-TO-ABSORBED DOSE CONVERSION COEFFICIENTS FOR USE IN RADIOLOGICAL PROTECTION OF EMBRYO AND FOETUS AGAINST EXTERNAL EXPOSURE TO ELECTRONS FROM 10 MeV TO 10 GeV. **Health Physics**, v. 94, n. 4, p. 313-317, 2008.
78. CHEN, J. FLUENCE-TO-ABSORBED DOSE CONVERSION COEFFICIENTS FOR USE IN RADIOLOGICAL PROTECTION OF EMBRYO AND FOETUS AGAINST EXTERNAL EXPOSURE TO PROTONS FROM 100 MeV TO 100 GeV. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 118, n. 4, p. 378-383, 2006.
79. CHEN, J. Fluence-to-Absorbed Dose Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection of Embryo and Foetus Against External Exposure to Muons from 20MeV to 50GeV. **In: Proceedings of the 8th International Symposium on the Natural Radiation and Environment, Brazil, 7–12 October 2007. American Institute of Physics**, Melville, NY, 2008.
80. TARANENKO, V.; XU, X. G. FLUENCE TOABSORBED FOETAL DOSE CONVERSION COEFFICIENTS FOR PHOTONS IN 50 keV–10 GeV CALCULATED USING RPI-P MODELS. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 131, n. 2, p. 159-166, 2008.
81. TARANENKO, V.; XU, X. G. FOETAL DOSE CONVERSION COEFFICIENTS FOR ICRP-COMPLIANT PREGNANT MODELS FROM IDEALISED PROTON EXPOSURES. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 133, n. 2, p. 65-72, 2009.
82. CHEN, J. Mathematical models of the embryo and foetus for use in radiological protection. **Health Physics**, v. 86, n. 3, p. 285-295, 2004.
83. **Flightradar24 LIVE AIR TRAFFIC**, 2016. Disponível em: <<https://www.flightradar24.com/>>. Acesso em: 21 Dezembro 2016.

84. U.S. GOVERNMENT PUBLISHING OFFICE. Electronic Code of Federal Regulations, 2017. Disponível em: <<https://www.ecfr.gov>>. Acesso em: 15 Setembro 1997.
85. NCRP. **Risk Estimates for Radiation Protection**. National Council on Radiation Protection and Measurements Report 116. Bethesda, MD, USA. 1993.