



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS ENERGÉTICAS E
NUCLEARES

LUIS RODRIGO D'ANDRADA BEZERRA

**MODELAGEM DE FANTOMAS E FONTES NATURAIS TERRESTRES PARA
DOSIMETRIA AMBIENTAL**

Recife

2020

LUIS RODRIGO D'ANDRADA BEZERRA

**MODELAGEM DE FANTOMAS E FONTES NATURAIS TERRESTRES PARA
DOSIMETRIA AMBIENTAL**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Área de Concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

Orientador: Prof. Dr. Romilton dos Santos Amaral.

Coorientador: Prof. Dr. José Wilson Vieira.

Recife

2020

Catálogo na fonte
Bibliotecária Margareth Malta, CRB-4 / 1198

B574m Bezerra, Luis Rodrigo D'Andrada.
Modelagem de fantasmas e fontes naturais terrestres para
dosimetria ambiental / Luis Rodrigo D'Andrada Bezerra - 2020.
119 folhas, il., gráfs., tabs.

Orientador: Prof. Dr. Romilton dos Santos Amaral.

Coorientador: Prof. Dr. José Wilson Vieira.

Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG.
Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares,
2020.

Inclui Referências.

1. Energia Nuclear. 2. Exposição. 3. Fantoma. 4. Modelos
computacionais. 5. Métodos Monte Carlo. 6. Radioatividade terrestre.
7. Simulação computacional. I. Amaral, Romilton dos Santos
(Orientador). II. Vieira, José Wilson (Coorientador). III. Título

UFPE

612.01448 CDD (22. ed.)

BCTG/2020-229

LUIS RODRIGO D'ANDRADA BEZERRA

**MODELAGEM DE FANTOMAS E FONTES NATURAIS TERRESTRES PARA
DOSIMETRIA AMBIENTAL**

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Aprovada em: 26/08/2020.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. José Wilson Vieira (Coorientador)

Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Pernambuco

Prof. Dr. José Araújo dos Santos Júnior (Examinador Interno)

Universidade Federal de Pernambuco

Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima (Examinador Externo)

Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste

Prof. Dr. Arykerne Nascimento Casado da Silva (Examinador Externo)

Universidade Federal de Pernambuco

Prof. Dr. Lino Angel Valcárcel Rojas (Examinador Externo)

Universidade Federal de Pernambuco

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, manifesto todo o meu carinho a minha família: irmãos, avós, tios, primos e principalmente minha mãe e o meu pai, que sempre acreditaram no meu potencial e me concederam estrutura e tranquilidade para que eu pudesse concluir meus estudos iniciais com sucesso. Aos bens mais preciosos da minha vida, a minha princesa Clara e meu príncipe Artur. A minha esposa, pelo apoio, carinho e por ter dado conta de tanta coisa para que eu pudesse me dedicar a esse estudo. A Todos os meus amigos e colegas de profissão. Aos professores Jairo Dias, Viriato Leal, Fernando Lima, Lino Varcárcel e Arykerne Casado, membros do comitê de acompanhamento ou da banca de defesa, pelas inúmeras contribuições realizadas no texto. Um agradecimento especial aos amigos Otávio, Alberto, Keninho, Andrey, Nilson, Ariosto, Felipe, Neide, Bruno, Vinícius, Ricardo, Zahily, Marvic, Zé Maciel, Julieta, Marcela e a professora Mariana, cujas ideias, discussões e experiências compartilhadas foram, de forma direta ou indireta, inseridas nesse trabalho. Aos colegas do grupo GDN, que me proporcionaram tantos momentos de aprendizagem. Agradeço ao meu orientador professor Romilton Amaral e ao professor José Araújo, pela paciência em esclarecer diversas dúvidas além da dedicação que tiveram com esse projeto. Ao meu coorientador professor José Wilson, por ter me apresentado e ensinado o Monte Carlo. Ao IFPE pela liberação parcial das minhas atividades por um período de três anos e pela disponibilização do laboratório de dosimetria numérica do campus Recife. A UFPE por toda a infraestrutura concedida para a realização desse estudo.

RESUMO

Uma relevante parcela da irradiação externa ao corpo humano em ambientes externos é proveniente de fontes naturais de origem terrestres, essa exposição ocorre essencialmente por emissões gama oriundas dos radionuclídeos da séries do ^{238}U e do ^{232}Th , acrescida da contribuição do ^{40}K , todos provenientes do solo e das rochas. São muitos os estudos experimentais que abordam o monitoramento ambiental e radiométrico, entretanto, poucos envolvem simulações computacionais. Este estudo objetivou o desenvolvimento de quatro modelos computacionais de exposição (MCEs) a partir da adaptação do MCE MSTAFV17 à um cenário de exposição de um indivíduo à radiação gama ambiental, ajustando algoritmos simuladores de fontes radioativas a estudo de caso e construindo fantasmas específicos de vestimentas. O modelo da fonte emissora de raios gama no solo em um círculo de raio R_{max} , existente no MCE base, foi adaptado para as contribuições dos principais radionuclídeos primordiais, energias dos fótons emitidos e abundâncias. Os valores de atividade específica em solo, usualmente publicados, foram convertidos em contribuição percentual do total de fótons simulados. Um dos MCEs desenvolvido nesse trabalho estabeleceu, com margem de segurança, 10^8 como o número de fótons a ser usado nas simulações dosimétricas subseqüentes. Outro MCE serviu para avaliar os principais parâmetros que contribuem na concordância dos códigos desenvolvidos com os padrões da fonte planar. O terceiro MCE desse trabalho simulou e analisou gráfica e numericamente a deposição na primeira interação do fóton com o tecido humano, podendo descrever situações de interesse, como por exemplo, a superdosagem na pele. Por fim, foram realizadas avaliações dosimétricas utilizando proporções distintas de origem dos fótons, produzindo os coeficientes de conversão D/INAK e E/INAK. O valor médio de E/INAK estabelecidos em dois MCEs desenvolvidos nesse estudo, considerando as médias mundiais em atividade específica, foi de 0,7006 Sv/Gy, muito próximo dos valores de referência da literatura científica. Foram adicionadas estruturas de vestimentas ao fantoma original MARTIN (ANDRADE, 2017), resultando no novo fantoma, MARTIN_AMB. Os MCEs desenvolvidos nesse trabalho poderão ser utilizados em estudos de caso onde, conhecida a distribuição dos radioisótopos naturais, a inserção destes dados permitirá a obtenção de novos resultados dosimétricos. Os resultados dosimétricos e as imagens produzidas nesse estudo serão integradas a um sistema de informações dosimétricas.

Palavras-chave: Exposição. Fantoma. Modelos computacionais. Métodos Monte Carlo. Radioatividade terrestre. Simulação computacional.

ABSTRACT

A relevant portion of the external radiation to the human body in outdoors environments comes from natural sources of terrestrial origin, this exposure occurs essentially by gamma emissions from radionuclides of the ^{238}U and ^{232}Th series, plus the contribution of ^{40}K , all from the soil and rocks. There are many experimental studies that address environmental and radiometric monitoring, however, few involve computer simulations. This study aimed to develop four computational exposure models (MCEs) based on the adaptation of the MCE MSTAFV17 to a scenario of exposure of an individual to environmental gamma radiation, adjusting radioactive source simulating algorithms to case study and building clothing specific phantoms. The model of the emitting source of gamma rays in the soil in a circle of radius R_{max} , existing in the base MCE, was adapted to the contributions of the main primordial radionuclides, energies of the emitted photons and abundances. The values of specific activity in soil, usually published, were converted into a percentage contribution of the total simulated photons. One of the MCEs developed in this work established, with a safety margin, 10^8 as the number of photons to be used in the subsequent dosimetric simulations. Another MCE served to assess the main parameters that contribute to the compliance of the developed codes with the planar source standards. The third MCE of this work simulated and graphically and numerically analyzed the deposition in the first interaction of the photon with human tissue, being able to describe situations of interest, such as overdosing on the skin. Finally, dosimetric evaluations were carried out using different proportions of photon origin, producing the conversion coefficients D/INAK and E/INAK . The average value of E / INAK established in two MCEs developed in this study, considering the world averages in specific activity, was 0.7006 Sv/Gy , very close to the reference values of the scientific literature. Clothing structures were added to the original MARTIN phantom (ANDRADE, 2017), resulting in the new phantom, MARTIN_AMB. The MCEs developed in this work can be used in case studies where, known the distribution of natural radioisotopes, the insertion of these data will allow obtaining new dosimetric results. The dosimetric results and the images produced in this study will be integrated into a dosimetric information system.

Keywords: Exposure. Phantom. Computational Models. Monte Carlo Methods. Terrestrial Radioactivity. Computer Simulation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Espectro eletromagnético (keV).....	26
Figura 2 – Valores de número atômico do material irradiado em função da energia.....	27
Figura 3 – Métodos de avaliação de dose para exposições ambientais externas (esquema para produção de CCs).	35
Figura 4 – Ilustração do processo da construção de um simulador voxel.	45
Figura 5 – Fantasmas MASH e FASH nas versões <i>mesh</i> e <i>voxel</i> , respectivamente.	47
Figura 6 – Atenuação do efeito da fonte devido à distância.....	49
Figura 7 – Fantoma envolvido por um hemisfério.	50
Figura 8 – Esquema para modelagem da fonte planar.....	50
Figura 9 – Esboço usado na formulação da fonte planar.....	51
Figura 10 – Variáveis usadas na dedução da fórmula da FDA do problema.	52
Figura 11 – Representação do ângulo sólido da calota.	53
Figura 12 – Gráficos da FDA (a) e da FDP (b) radiais com os parâmetros do MCE MSTA. .	57
Figura 13 – Interface inicial do Blender.....	60
Figura 14 – Fótons esperados em 100 decaimentos da série do ^{238}U em equilíbrio secular. ...	66
Figura 15 – Fótons esperados em 100 decaimentos da série do ^{232}Th em equilíbrio secular..	68
Figura 16 – Arquivo de espectros discretos EnergyDiscreteSpectra.txt.	70
Figura 17 – Distribuição de probabilidades normalizadas para os espectros das séries do ^{238}U e ^{232}Th	71
Figura 18 – Estrutura do sistema de códigos EGSnrc quando usada com um código do usuário.	75
Figura 19 – Arquivo de entrada MSTA_UTK_VAL.egsinp.....	76
Figura 20 – Algoritmo da definição da energia inicial de cada história.....	78
Figura 21 – Geometria para estimativa do kerma incidente no ar.....	85
Figura 22 – Processo de seleção da faixa de malha e duplicação.....	86
Figura 23 – Extrusão e criação de Faces.	87
Figura 24 – Medidas de D/INAK no pulmão, testículo e tireoide.....	89
Figura 25 – Medidas de E/INAK de Dose Efetiva.	90
Figura 26 – Tempo computacional e coeficiente de variância em função do número de histórias.....	90
Figura 27 – Fator de qualidade da simulação.	91

Figura 28 – Pontos de entrada no fantoma.	93
Figura 29 – FDP planar e perfil MC da distribuição planar.	94
Figura 30 – Trajetórias de um grupo de fótons de mesma energia inicial.....	97
Figura 31 – Vista coronal das imagens integralizadas.	99
Figura 32 – Vista sagital das imagens integralizadas.	99
Figura 33 – Vista axial das imagens integralizadas.....	100
Figura 34 – Imagens de fatias dos planos XZ e YZ.	101
Figura 35 – Contribuição da dose absorvida do órgão/tecido na dose efetiva.	103
Figura 36 – Variação da dose efetiva.	105
Figura 37 – Coeficientes de variância.	106
Figura 38 – Vistas dos sapatos do MARTIN_AMB.	107
Figura 39 – Calça do MARTIN_AMB.....	108
Figura 40 – Camisa do MARTIN_AMB.....	108
Figura 41 – O fantoma MARTIN_AMB.....	109

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Taxas de dose efetivas naturais médias, considerando ambientes externos e internos.	21
Tabela 2 – Valores do fator de qualidade efetivo para diversos tipos de radiação.....	32
Tabela 3 – Valores do fator de peso w_T para tecidos ou órgão.	33
Tabela 4 – Fatores de conversão de dose efetiva apresentados em diversos estudos.....	37
Tabela 5 – Códigos MC de simulação e transporte de radiação.....	42
Tabela 6 – Dados de entrada da fonte planar no MCE MSTA.....	57
Tabela 7 – Energias e probabilidades de emissão dos raios gama das séries radioativas naturais do ^{238}U e ^{232}Th em equilíbrio radioativo secular.	65
Tabela 8 – Probabilidades normalizadas e FDA da série do ^{238}U	67
Tabela 9 – Probabilidades normalizadas e FDA da série do ^{232}Th	69
Tabela 10 – Passos que compõem o código do usuário padrão.	74
Tabela 11 – Principais variáveis adicionadas ao código.	77
Tabela 12 – Probabilidade acumulada das naturezas dos fótons (média mundial em atividade específica).	79
Tabela 13 – Arquivos de saída do MCE MSTA_UTK_VAL.	80
Tabela 14 – Percentuais de fótons simulados X proporção em atividades.....	84
Tabela 15 – Número de histórias e CVs de simulações realizadas neste estudo.....	92
Tabela 16 – Fótons esperados e observados por energia.	96
Tabela 17 – Média de energia do espectro total e CC de D/INAK (Gy/Gy).....	102

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1 – Atividade.....	29
Equação 2 – Atividade específica.....	29
Equação 3 – Fluência.....	30
Equação 4 – Kerma.....	30
Equação 5 – Dose absorvida.....	31
Equação 6 – Dose equivalente.....	31
Equação 7 – Dose equivalente num órgão ou tecido.....	31
Equação 8 – Dose equivalente efetiva.....	32
Equação 9 – Dose equivalente efetiva em relação ao gênero.....	33
Equação 10 – Coeficiente de variância para o i-ésimo órgão ou tecido.....	38
Equação 11 – Medida da qualidade (eficiência) de uma estimativa MC	38
Equação 12 – Fator de qualidade.....	39
Equação 13 – Área de calota esférica.....	52
Equação 14 – Altura da calota.....	52
Equação 15 – Área de calota esférica (II).....	52
Equação 16 – Cosseno do ângulo diretor	52
Equação 17 – Raio da esfera.....	52
Equação 18 – Área de calota esférica (III)	53
Equação 19 – Ângulo sólido.....	53
Equação 20 – Ângulo sólido total	54
Equação 21 – Probabilidade de atingir a meia calota.....	54
Equação 22 – Número de fótons úteis	54
Equação 23 – Função de distribuição acumulada radial.....	55
Equação 24 – Função densidade de probabilidade radial.....	56
Equação 25 – Função densidade de probabilidade radial (II)	57
Equação 26 – Interpolação linear	58
Equação 27 – Fator de normalização da série do ^{238}U	66
Equação 28 – Probabilidade normalizada da série do ^{238}U	67
Equação 29 – Probabilidade normalizada da série do ^{232}Th	68
Equação 30 – Relação entre o número de fótons simulados da série do ^{238}U e do ^{232}Th	72

Equação 31 – Relação entre o número de fótons simulados da série do ^{238}U e do ^{232}Th (II)...	72
Equação 32 – Relação entre o número de fótons simulados de ^{40}K e da série do ^{232}Th	73
Equação 33 – Relação entre o número de fótons simulados de ^{40}K e da série do ^{238}U	73
Equação 34 – Número de fótons esperados do ^{40}K	80
Equação 35 – Probabilidade da i-ésima energia sorteada da série do ^{238}U	81
Equação 36 – Probabilidade da i-ésima energia sorteada da série do ^{232}Th	81
Equação 37 – Conversão da fluência acumulada em kerma.	85
Equação 38 – Contribuição relativa do órgão/tecido na dose efetiva.....	102

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CC	Coeficientes de Conversão
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CV	Coeficiente de Variância
DEN	Departamento de Energia Nuclear
EGS	Electron-Gamma Shower
FDA	Função de Distribuição Acumulada
FDP	Função Densidade de Probabilidade
GDN	Grupo de Dosimetria Numérica
GNA	Gerador de Número Aleatório
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRP	International Commission on Radiological Protection
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
IFPE	Instituto Federal de Pernambuco
INAK	Kerma no ar
MC	Monte Carlo
MCE	Modelo Computacional de Exposição
NORM	Normally Occurring Radioactive Material
NRC	National Research Council of Canada
PROTEN	Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares
RAE	Radioecologia
RESRAD	Residual Radioactive
UFPE	Universidade Federal de Pernambuco
UNSCEAR	United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	15
1.1	JUSTIFICATIVA	17
2	OBJETIVOS.....	18
2.1	OBJETIVO GERAL	18
2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	18
3	REVISÃO DE LITERATURA	19
3.1	RADIOATIVIDADE AMBIENTAL	19
3.1.1	Monitoração para Dosimetria Outdoor e Detectores de Radiação	22
3.1.2	Equilíbrio Radioativo Secular	24
3.2	INTERAÇÃO E EFEITOS DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA.....	25
3.2.1	Radiação Eletromagnética	26
3.2.2	Interação da Radiação Eletromagnética com a Matéria.....	26
3.2.3	Efeitos da Radiação Eletromagnética no Corpo Humano	28
3.3	GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS	29
3.3.1	Atividade Específica.....	29
3.3.2	Fluência	30
3.3.3	Kerma.....	30
3.3.4	Dose Absorvida.....	30
3.3.5	Dose Equivalente	31
3.3.6	Dose Efetiva	32
3.4	PRODUÇÃO DE DADOS EM SIMULAÇÕES DE DOSIMETRIA EXTERNA..	33
3.4.1	Coeficientes de Conversão.....	34
3.4.2	Funções Estatísticas	37
3.4.2.1	Coeficiente de Variância.....	37
3.4.2.2	Qualidade da simulação	38
3.5	MODELO COMPUTACIONAL DE EXPOSIÇÃO	39
3.5.1	Modelo Computacional de Exposição em Dosimetria Ambiental	39
3.5.2	Códigos Monte Carlo	42
3.5.2.1	O Código MC EGSnrc	43
3.5.3	Fantomas Computacionais	44
3.5.4	Fontes Radioativas	47

3.5.5	Atenuação da Dose	59
4	MATERIAL E MÉTODOS	62
4.1	MATERIAIS	62
4.2	MÉTODOS	63
4.2.1	Fonte Natural Terrestre	64
4.2.1.1	Normalização da Distribuição de Probabilidades	65
4.2.1.2	Arquivo de Espectros	70
4.2.1.3	Relação entre Atividade Específica e Percentual de Fótons Simulados	71
4.2.2	Modelos Computacionais de Exposição Desenvolvidos	74
4.2.2.1	Declarações das Variáveis e de Vetores	76
4.2.2.2	Algoritmo do Sorteio da Energia dos Fótons	77
4.2.2.3	MCE MSTA_K	79
4.2.2.4	MCE MSTA_UTK_VAL	80
4.2.2.5	MCE MSTA_UTK_PRI	82
4.2.2.6	MCE MSTA_UTK_KVAR	83
4.2.3	Coefficientes de Conversão de Dose	84
4.2.4	Modelagem de Vestimentas em Dosimetria Ambiental	85
4.2.4.1	Modelagem de Vestimentas do Fantoma MARTIN	86
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	88
5.1	SIMULAÇÃO DO MODELO COMPUTACIONAL DE EXPOSIÇÃO PARA OTIMIZAÇÃO DO NÚMERO DE HISTÓRIAS DO 40K	88
5.2	MODELO COMPUTACIONAL DE EXPOSIÇÃO PARA VALIDAÇÃO DO ALGORITMO DA FONTE PLANAR	92
5.2.1	Distribuição dos Pontos de Entrada no Fantoma	93
5.2.2	Distribuição Radial	94
5.2.3	Gerador de Número Aleatório (GNA)	95
5.2.4	Trajectoria de um Grupo de Fótons de mesma Energia Inicial	96
5.3	ANÁLISE DA PRIMEIRA INTERAÇÃO	98
5.4	ANÁLISE DA VARIAÇÃO DA FREQUÊNCIA DE OCORRÊNCIA DOS RADIONUCLÍDEOS NATURAIS	101
5.5	UM NOVO FANTOMA ESPECÍFICO PARA DOSIMETRIA AMBIENTAL ..	106
6	CONCLUSÕES	110
7	PERSPECTIVAS	111
	REFERÊNCIAS	112

1 INTRODUÇÃO

Os seres humanos são constantemente expostos a baixos níveis de radiação ionizante, presentes no planeta desde a sua formação, seja proveniente do cosmo ou da crosta terrestre. Este tipo de radiação é referido como radiação natural de fundo e suas principais fontes são: raios cósmicos e radioatividade natural terrestre. O indivíduo quando presente em ambientes ao ar livre (outdoor) está exposto à radiação ionizante natural terrestre externa, fundamentalmente raios gama, e, conseqüentemente, aos efeitos da interação dessa radiação com os tecidos e órgãos do seu corpo (ICRP, 2010).

Os radionuclídeos presentes no solo e rochas que contribuem de forma significativa na distribuição de radiação oriunda de fontes naturais, são os das séries do ^{238}U e do ^{232}Th , além do ^{40}K , que apesar de não pertencer a nenhuma série radioativa, tem extrema relevância na contribuição da radioatividade natural. Em termos de contribuição de exposição ao indivíduo, os radionuclídeos de origem terrestre respondem por cerca de 84% de toda a taxa de dose média efetiva global proveniente da radiação natural, cujo valor é de $2,42 \text{ mSv.a}^{-1}$, segundo dados do Comitê Científico das Nações Unidas para os Efeitos das Radiações Atômicas (UNSCEAR, 2010).

Considerando a importância da radiação natural, o impacto da concentração dos radionuclídeos de origem terrestre, emissores gama, pode ser avaliado através de dois métodos: empíricos e por meio de simulações matemáticas. No método experimental, são avaliadas amostras de rocha, solo ou outras matrizes, as quais servirão para a obtenção de parâmetros qualitativos e quantitativos dos radionuclídeos de interesse. Munido desses resultados, é possível fazer estimativas da taxa de dose absorvida no ar a 1 m de altura utilizando fatores de conversão e posteriormente a taxa de dose no ar pode ser convertida em taxa de dose efetiva. Outra metodologia experimental bastante utilizada consiste em utilizar detectores de radiação portáteis, uma vez que medidas gama no ar fornecem estimativas das concentrações superficiais médias de ^{238}U , ^{232}Th e do ^{40}K (BEZERRA, 2017).

No método matemático, são utilizados modelos e simulações com o objetivo de estimar resultados dosimétricos como a dose, além de fatores de risco de câncer. É possível utilizar dados reais em conjunto com os processos de modelagem e simulação, de tal forma a fornecer previsões mais realistas de todo o processo (IAEA, 2003).

Métodos Monte Carlo (MC) são métodos matemáticos empregados em diversos segmentos da ciência e da engenharia para simular problemas que podem ser representados por processos estocásticos. Atualmente, o principal método de avaliação de doses no corpo

humano a partir de campos de radiação externos é pela aplicação de métodos MC de transporte de radiação. (VIEIRA, 2017).

As etapas de organização, execução e avaliação gráfica e numérica de resultados originados da metodologia matemática são usualmente referenciadas como um Modelo Computacional de Exposição (MCE). Tais modelos são compostos fundamentalmente, por um simulador antropomórfico, denominado de fantoma¹, um código MC e um algoritmo da fonte radioativa (VIEIRA, 2004). Para tanto é necessário dispor de elementos que tornem suficientemente bem descritas as condições de exposição do cenário real (DYM, 1980).

Os resultados de uma simulação utilizando um MCE são geralmente expressos em termos de coeficientes de conversão, por meio da razão entre a dose absorvida no órgão e a concentração da atividade ambiental, ou ainda pela medição de uma dose absorvida externa. Alguns grupos de pesquisa têm desenvolvido modelos de exposição à irradiação externa ao corpo, estimando coeficientes de conversão de dose que consideram radionuclídeos distribuídos no ambiente. Depois de 2011, muitos estudos de pesquisa revisaram essas estimativas utilizando fantasmas anatômicos além de métodos MC atuais e mais modernos (VEINOT, 2017).

Os grupos de pesquisa em Dosimetria Computacional e Sistemas Embarcados (GDCSE) do Instituto Federal de Pernambuco (IFPE) e o de Dosimetria Numérica (GDN)² desenvolvem MCEs baseados em fontes emissoras de raios gama. O MCE MSTAFV17, apoiado na idealização da fonte planar (VIEIRA, 2017), simula amostras de fótons que emergem de uma região plana e atingem um semicírculo envolvendo um fantoma de voxel em posição ortostática. Este é um problema importante porque pode ser ajustado para simulações envolvendo a radiação natural terrestre externa ou acidentes em clínicas ou indústrias onde o material radioativo se espalha em um plano.

O processo de construção de objetos computacionais de blindagem e vestimentas para avaliar a redução da energia depositada em órgãos e tecidos do corpo humano é um ponto fundamental no estudo da dosimetria, frequentemente, os desenvolvimentos desses objetos virtuais incluem a utilização de imagens colhidas em estudo e observações. No entanto para que a modelagem seja eficiente é necessário possuir domínio de algum programa gráfico que permita a modelagem e o posterior acoplamento da geometria do corpo a um código MC que realize as etapas da execução da simulação pretendida.

¹ Neologismo já aceito pela comunidade científica.

² Os grupos de pesquisa GDCSE e GDN serão referenciados neste trabalho apenas por GDN.

1.1 JUSTIFICATIVA

A irradiação externa ao corpo humano decorrente de fontes de radioatividade de origem terrestre é uma importante via de exposição ao público, que poderá proporcionar riscos para a saúde humana, despertando interesse de diversos grupos de pesquisas e órgãos reguladores.

A relevância do presente estudo é pautada na utilização de modelos matemáticos tendo em vista que possibilitam obter resultados confiáveis e minimizam custos, principalmente aqueles envolvidos na construção de fantomas físicos e coleta de amostras. Outra importante evidência será a adição de ferramentas que podem auxiliar na descrição radiométrica dos estudos experimentais realizados pelo Grupo de estudos Radioecologia (RAE) do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco, auxiliando na formulação de respostas aos estudos realizados em diferentes matrizes ambientais em regiões do nordeste brasileiro, principalmente aquelas influenciadas dos Materiais Radioativos de Ocorrência Natural (NORM).

2 OBJETIVOS

Decorrente desse estudo pode-se explicitar claramente um objetivo geral e especificar metas para atingi-lo.

2.1 OBJETIVO GERAL

Modelar e simular um indivíduo exposto à radiação gama decorrente das emissões de radionuclídeos naturais, ajustando algoritmos simuladores de fontes radioativas em um MCE de caráter geral devidamente adaptado e construindo fantasmas específicos.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Para atingir o objetivo geral, são listadas algumas metas e procedimentos específicos.

- a) Ajustar o algoritmo da fonte planar ideal de Vieira (2017), para um estudo de caso real, usando o espectro de energias de origem terrestre de Gilmore, (2008), para simular a origem dos fótons de ^{238}U , ^{232}Th ou ^{40}K que possam atingir o fantoma.
- b) Determinar fatores de conversão das medidas de atividade específica em solo, para as séries do ^{238}U e do ^{232}Th além do ^{40}K , em percentuais do total do número de fótons simulados, que devem ser informados em arquivos de entrada.
- c) Estabelecer um número de fótons limite para as simulações dosimétricas subquentes, que apontem para coeficientes de conversão de dose com baixa dispersão.
- d) Registrar os raios correspondentes aos pontos de emissão de fótons úteis, suas incidências no fantoma e a trajetória da interação na geometria irradiada por fótons de mesma energia inicial.
- e) Registrar em arquivo de saída a localização e a energia depositada da interação primária do fóton com o simulador antropomórfico.
- f) Estimar coeficientes de conversão de dose equivalente por kerma no ar e o de coeficiente dose efetiva masculina por kerma no ar, bem como, avaliar a variabilidade conforme a ponderação das origens dos fótons.
- g) Adaptar o fantoma MARTIN (*Male Adult with Macro Circulation and Lymphatic Vessels Phantom*), de Andrade (2017), originalmente nu, adicionando vestimentas para representar um indivíduo em ambiente outdoor.

3 REVISÃO DE LITERATURA

Este capítulo aborda cinco seções que apresentam a fundamentação teórica de referência para o desenvolvimento do trabalho. A primeira aborda sobre a radioatividade ambiental baseada em estudos de monitoração radiométrica ambiental. A segunda trata da interação da radiação com a matéria, bem como, sobre o possível dano biológico. O terceiro tópico trata alguns conceitos de grandezas dosimétricas de interesse para a proteção radiológica. O quarto apresenta uma abordagem sobre os coeficientes de conversão entre grandezas dosimétricas e grandezas mensuráveis sem a presença do corpo humano e funções estatísticas de validação. O último item trata dos elementos que compõem um MCE e apresenta uma discussão a cerca da atenuação da energia depositada em órgãos e tecidos de um fantoma pela implementação de vestimentas.

3.1 RADIOATIVIDADE AMBIENTAL

A radiação ambiental abrange as fontes de origens naturais e artificiais. As atividades antropogênicas incluem os seguintes procedimentos: o ciclo do combustível nuclear, desde a mineração até o reprocessamento do combustível queimado; uso de radioisótopos na medicina; na indústria; em pesquisas e "*fall-out*" causado por testes nucleares (SILVA, 2018). A maior contribuição na dose recebida pelo homem em decorrência da exposição à fontes artificiais advém do uso de radiação na área médica, quer para o diagnóstico ou para a terapia (AMARAL, 1994).

A radioatividade natural pode ser atribuída a duas fontes principais: oriunda do cosmo (raios cósmicos e radionuclídeos cosmogênicos) e da crosta terrestre (radionuclídeos primordiais). Todos os tipos de rochas e os solos delas derivados contêm radionuclídeos primordiais (IAEA, 1979). Os radionuclídeos presentes no solo são essencialmente os das séries do ^{238}U e do ^{232}Th , além do ^{40}K , esse último caso, apesar de não pertencer a nenhuma das séries radioativas tem grande relevância na contribuição da radioatividade natural (SANTOS JUNIOR, 2009). Enquanto o potássio sofre uma forma simples de decaimento radioativo, o decaimento do urânio e do tório é complexo e prossegue sequencialmente ao longo de uma cadeia de desintegrações (IAEA, 1979). Convém salientar que, os radionuclídeos precursores das séries consideradas, foram originados a partir da grande explosão que criou o sistema solar, gerando famílias radioativas longas, composta por radionuclídeos que podem ser encontrados em vários compartimentos ambientais. De todos os

radionuclídeos presentes nas séries de decaimento radioativo, são particularmente importantes o ^{226}Ra , ^{228}Ra , ^{222}Rn e o ^{220}Rn . Do ponto de vista dosimétrico, as séries radioativas do ^{238}U e do ^{232}Th contribuem com cerca de 72% da taxa de dose efetiva proveniente de fontes naturais, isto é, uma média de $1,74 \text{ mSv.a}^{-1}$ (UNSCEAR, 2000).

O potássio é um dos metais mais abundantes na crosta terrestre, constituindo um elemento presente em toda matéria viva, sendo essencial para vegetais e animais. Na natureza são encontrados três isótopos do potássio: o ^{39}K , ^{40}K e ^{41}K com distribuição em massa de 93,1%, 0,01% e 6,9%, respectivamente. O ^{40}K é o único isótopo radioativo, com meia-vida física de $1,28 \cdot 10^9$ anos, contribuindo com cerca de $0,33 \text{ mSv.a}^{-1}$, ou seja, 13,63% da distribuição das fontes de radiação natural (UNSCEAR, 2000). Uma fração de 89,3% dos átomos se desintegram por emissão beta formando átomos de ^{40}Ca , enquanto os 10,7% restantes decaem por captura eletrônica formando átomos de ^{40}Ar acompanhados de uma emissão gama de 1.461 keV.

O Comitê Científico das Nações Unidas para os Efeitos das Radiações Atômicas, por sigla do inglês: UNSCEAR, divulgou em 2010 o valor de $2,42 \text{ mSv.a}^{-1}$ como a taxa de dose efetiva anual média provenientes de fontes radioativas naturais. Contudo, existem diversas áreas no planeta que apresentam níveis diferenciados de radioatividade natural, tais como: Guarapari-ES, Poços de Caldas-MG, Lagoa Real-BA, Itataia-CE, todas no Brasil; Yangyang na China; Kerala e Madras na Índia; delta do Nilo no Egito; região central no sudoeste da França; Lazio na Itália; Tessin, Alpes e Jura, na Suíça; Ramsar e Mahallat no Irã (UNSCEAR, 2000). Nessas regiões estudos científicos demonstram que os indivíduos estão expostos a um nível elevado de radiação ionizante quando comparada com o *background* médio a nível mundial (DOLHANCZURK-SRÓDKA, 2012).

Quando uma área na qual a radiação natural oriunda do solo, das rochas, do ar, da água e dos alimentos leva a uma exposição elevada, tal área é definida como de Radiação Natural Elevada - ENRA (Enhanced Natural Radiation Area) ou uma região de alto *background* (HENDRY *et al.*, 2009).

Grupos de pesquisa, dentre eles o Grupo de Radioecologia (RAE) do Departamento de Energia Nuclear (DEN) da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), vêm desenvolvendo no Brasil estudos de monitoração radiométrica ambiental, a exemplo dos estudos realizados no planalto de Poços de Caldas-MG (LIMA *et al.*, 1997), na região agreste do estado de Pernambuco (SANTOS JÚNIOR, 2005; SANTOS JUNIOR *et al.*, 2010), em Guarapari-ES (AQUINO, 2010), na faixa costeira do Nordeste do Brasil, estendendo-se desde a costa pernambucana até o extremo norte da Paraíba (AMARAL, 1994; LIMA, 1996; AMARAL *et*

al., 2005; AMARAL *et al.*, 2018), São José de Espinharas, na Paraíba, (PAIVA, 2008; SANTOS *et al.*, 2019; SILVA, 2014; BEZERRA *et al.*, 2018; SPACOV *et al.*, 2018), além de uma série de outros estudos nos municípios de Poços de Caldas-MG, Lagoa Real-BA, Itaitia-CE, entre outros.

A exposição do homem à radioatividade natural dá-se por duas formas: irradiação externa devido à emissão gama no processo de decaimento dos radionuclídeos presentes em rochas, solos, atmosfera, materiais de construção e radiação cósmica e a irradiação interna, devido à ingestão ou inalação dos radionuclídeos (AQUINO, 2010). Para a exposição devido a radiação terrestre externa, a contribuição de taxa de dose efetiva corresponde a cerca de 0,48 mSv.a⁻¹, conforme detalhado na Tabela 1 (UNSCEAR 2010).

Tabela 1 – Taxas de dose efetivas naturais médias, considerando ambientes externos e internos		
TIPO DE EXPOSIÇÃO	TAXA DE DOSE MÉDIA	FAIXA DE VARIAÇÃO
	mSv.a ⁻¹	
Radiação cósmica		
Fótons	0,28	
Nêutrons	0,10	
Radionuclídeos cosmogênicos	0,01	
Total	0,39	0,3 - 1,0^(a)
Radiação terrestre externa		
Ambientes ao ar livre	0,07	
Ambientes internos	0,41	
Total	0,48	0,3 – 1,0^(b)
Inalação		
Séries do ²³⁸ U e ²³² Th*	0,006	
²²² Rn e descendentes	1,15	
²²⁰ Rn e descendentes	0,10	
Total	1,26	0,2 - 10,0^(c)
Ingestão		
⁴⁰ K	0,17	
Séries do ²³⁸ U e ²³² Th	0,12	
Total	0,29	0,2 – 1,0^(d)
Total	2,42	1 – 13

Fonte: UNSCEAR (2010).

Legenda:*exceto ²²²Rn, ²²⁰Rn e seus descendentes; (a) variação desde o nível do mar até a maior altitude; (b) variação em função da radioatividade do solo e materiais de construção; (c) variação em função da acumulação de radônio no interior; (d) variação em função da quantidade de radionuclídeos em alimentos e água.

A irradiação externa ao corpo humano em ambientes *outdoors* é uma importante via de exposição ao público, sobretudo para indivíduos que desenvolvem atividades em

ambientes ao ar livre, como o trabalhador do campo. Geralmente a transferência de energia no ar resulta em baixas doses de radiação ionizante sobre o indivíduo, entretanto, em regiões de elevada concentração de radionuclídeos naturais no solo ou contaminação ambiental, podem ocorrer alta frequência de deposição e interação.

A maior contribuição da taxa de dose efetiva média provocada por fontes de origem natural se deve a inalação do radônio e seus descendentes, conforme detalhado no descritivo da Tabela 1, principalmente para ambientes *indoor*. Segundo SPACOV e colaboradores (2018), os estudos relacionados à radiação ionizante natural de fundo são classificados como de grande importância científica, pois essa classe de radiação representa a maior fonte da exposição ao ser humano. Entretanto, existem muitas lacunas em relação aos riscos a essa exposição de baixa dose, que ocorre em situações não relacionadas ao trabalho ou acidentes e pertinentes aos radionuclídeos naturais.

3.1.1 Monitoração para Dosimetria Outdoor e Detectores de Radiação

Quando um radionuclídeo é introduzido em determinadas matrizes ambientais, tais como, ar e água, ocorre uma dispersão que promove uma redistribuição espacial e posterior acúmulo em compartimentos ambientais. Desse modo, o comportamento dos radionuclídeos no ambiente é influenciado por uma série de fatores físicos, químicos e biológicos. O fato de praticamente todos os compartimentos do ambiente conterem traços de radionuclídeos naturais e/ou artificiais tem despertado o interesse no estudo do comportamento dos radionuclídeos em ecossistemas importantes para os seres humanos.

Um estudo relacionado à dispersão de radionuclídeos provenientes de minas de urânio na Austrália, elaborado por Che Doering e colaboradores (2019), utilizando uma modelagem com o RESRAD-OFFSITE, evidenciou uma considerável relação entre os parâmetros de modelagem de dispersão (transporte, velocidade de exposição, ventilação e velocidade do vento) com as doses. Em outro estudo, Pappa e colaboradores (2019) avaliaram a dispersão de radionuclídeos estimando a área marinha afetada em relação ao NORM, devido à atividade antropogênica. Por meio do simulador computacional ERICA foi evidenciado que as concentrações naturais de radionuclídeos nos sedimentos da superfície do porto de Stratoni, na Grécia, estavam bem acima da média mundial e a área de dispersão dos radionuclídeos foi estimada em aproximadamente 21 km².

Dessa forma, fica caracterizado a necessidade da implementação de um Programa de Monitoração Radiológica Ambiental (PMRA), objetivando monitorar os compartimentos

ambientais que podem gerar informações sobre possíveis impactos causados ao ambiente. No Brasil, o conceito de monitoração ambiental, está disponível na norma CNEN-NN-3.01/008 estabelecida pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) que define Monitoração Ambiental como:

O processo planejado e sistemático de realizar medições de campos de radiação, de radioatividade e de outros parâmetros no meio ambiente, incluindo a interpretação dos resultados dessas medições, com o objetivo de caracterizar, avaliar ou controlar a exposição do indivíduo do público, em especial do grupo crítico, resultante de uma prática (CNEN, 2011, p. 1).

Essa monitoração pode envolver a verificação de áreas ou a monitoração direta dos indivíduos. Em estudos de modelagem é essencial à utilização de dados de entrada que podem ser provenientes de um monitoramento ambiental, a partir desses dados, são utilizados modelos para simular cenários de exposição. Com base nesses levantamentos, a monitoração fornece informações sobre os fatores que influenciam o estado de conservação, preservação, degradação e recuperação ambiental da área avaliada. Também subsidia medidas de planejamento e controle do ambiente em estudo, além de auxiliar na definição de políticas ambientais (MOURA, 2019).

Diante do exposto, fica evidente a necessidade da investigação e a produção de estudos detalhados que visem o monitoramento completo tanto dos níveis de campos de radiação quanto dos radionuclídeos que os originam. Além disso, uma grande preocupação dos órgãos de controle de radiação ionizante, tais como, a UNSCEAR e o CNEN, tem sido com a medida dos níveis de radiação do ambiente e a localização de áreas consideradas de alta radiação de fundo. Normalmente, estudos de monitoração radiométrica visam o monitoramento de áreas com doses acima da média global, objetivando de certa forma, estabelecer o perfil radiométrico dessas áreas consideradas anômalas.

Para realizar as análises radiométricas das áreas e das amostras, utiliza-se de várias metodologias e técnicas nucleares. A verificação da existência de radioatividade, determinações quantitativas e qualitativas, discriminação de energia e tipo de emissão, são feitas por um detector de radiação. É no detector que ocorre a interação da radiação com a matéria que, por sua vez, é convertida por instrumentos eletrônicos em um sinal elétrico. Os detectores mais usados são: os detectores a gás (Geiger-Muller, câmara de ionização e detectores proporcionais), os cintiladores (orgânicos ou inorgânicos) e os detectores semicondutores (AMARAL, 1994).

Com medidas realizadas por esses detectores, é possível calcular as concentrações dos radionuclídeos presentes em uma amostra, estimando os parâmetros de radioproteção

responsáveis pela garantia do princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) sendo um acrônimo para a expressão “tão baixo quanto razoavelmente exequível”, que estabelece as condições necessárias para proteger os indivíduos dos efeitos causados pelas radiações ionizantes (SANTOS JÚNIOR *et al.*, 2009).

Leelössy e colaboradores (2018) inferem em seu estudo que o campo da modelagem ambiental evoluiu junto com a avaliação de riscos nucleares e emergências. Ainda de acordo com os autores, uma ampla disponibilidade de softwares de modelagem está disponível para simulação, e que o evento de Fukushima 2011 foi o primeiro acidente nuclear em larga escala, no qual a modelagem de dispersão prognóstica em tempo real forneceu suporte à decisão.

3.1.2 Equilíbrio Radioativo Secular

Os isótopos precursores das séries de decaimento radioativo de origem natural: ^{232}Th , o ^{235}U e o ^{238}U , não decaem diretamente para um produto estável, mas atingem a estabilidade final através de uma sucessão de decaimentos α e β , incluindo vários ramos fechados menores (por exemplo, ramificações que convergem um passo mais tarde para o mesmo produto subsequente). Estes isótopos dão origem às três séries de decaimento radioativas naturais. Entretanto apenas duas dessas séries contribuem significativamente com a taxa de dose anual no indivíduo devido às fontes de radiação natural de origem terrestre. Uma delas encabeçada pelo ^{238}U , conhecida como série do urânio e a outra tem como precursor o ^{232}Th , esta conhecida como série do tório.

Os isótopos ^{238}U e ^{232}Th apresentam meias-vidas muito maiores do que qualquer um dos seus produtos de decaimento. Em razão disso, em condições normais, é admissível que o estado de equilíbrio radioativo secular seja atingido, no qual as atividades de todos os elementos da cadeia são iguais àquela do isótopo que dá origem à série.

Em consequência, considerando o equilíbrio secular, a meia-vida de um radionuclídeo não apresenta uma importância significativa no tocante à identificação da composição de uma fonte emissora gama de fundo, ou seja, atividades iguais em equilíbrio não implicam em igual concentração dos diferentes radionuclídeos, uma vez que suas meias-vidas são consideradas no cálculo das concentrações elementares relativas (teores) dos membros de cada série (GILMOURE, 2008; CARLOS, 2006). Assim, quando se assume o equilíbrio radioativo secular significa que um determinado nuclídeo emissor ou é de meia-vida considerável, ou, em muitos casos, está sendo apoiado (retido) pelo decaimento de um radionuclídeo que o precede.

O tempo necessário para que um sistema fechado atinja 98,5% do equilíbrio é de cerca de seis vezes a meia-vida do membro que possui a menor constante de decaimento da série. Para a série radioativa do ^{238}U , o equilíbrio é atingido após um período de 1,5 milhões de anos. Isso se deve à série produzir o radioisótopo ^{234}U com meia-vida de $2,5 \cdot 10^5$ anos e dessa forma, após $1,5 \cdot 10^6$ anos de fechamento do sistema, o equilíbrio entre esses dois isótopos é atingido. Já a série do ^{232}Th atinge o equilíbrio secular em 40 anos (IVANOVICH, HARMON, 1992; KETCHAM, 1996).

Uma vez que o sistema fechado entre em equilíbrio, os raios gama emitidos pelos ^{238}U e ^{232}Th são de uma probabilidade de emissão tão baixa que tornam as medições diretas impraticáveis, a medida da concentração de ^{214}Pb , ^{214}Bi , ou do ^{234}Th por exemplo, é capaz de fornecer a medida da abundância de ^{238}U , enquanto que a medida da concentração de ^{228}Ac pode indicar a abundância de ^{232}Th (IAEA, 1979).

A concentração de um produto de decaimento não necessariamente fornece a abundância do pai. As cadeias de decaimento são frequentemente rompidas pelos processos geológicos e pelas atividades antropogênicas, que causam a perda ou a adição de radionuclídeos ao sistema, ocasionando mudanças nas proporções dos isótopos pais em relação a seus filhos, causando desequilíbrio radioativo. Se o sistema voltar a ser fechado, o equilíbrio é restabelecido após certo intervalo de tempo, dependendo das meias-vidas dos isótopos da série (SOUZA, 2006; SANTOS JÚNIOR, 2009).

Em ambientes superficiais do solo, ocorre desequilíbrio radioativo secular entre todos os membros das séries, devido às diferenças de solubilidade dos radionuclídeos envolvidos, seus estados de oxidação e suas mobilidades, causadas pelo deslocamento de recuo no caso de emissão de partículas alfa (BOWIE, 1993).

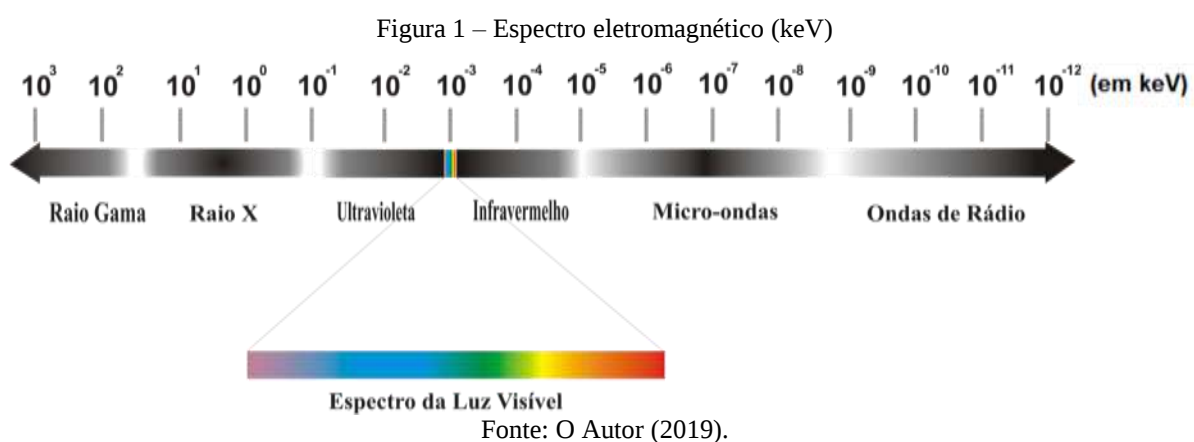
É no estado de equilíbrio radioativo secular que se tem um padrão nos rendimentos da emissão de raios gama. Sendo esta radiação a mais relevante do ponto de vista da exposição externa, é importante entender como se dá a interação e os efeitos da onda eletromagnética com o meio.

3.2 INTERAÇÃO E EFEITOS DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

Esta seção trata do estudo das radiações eletromagnéticas, em especial, o modo como a mesma interage com a matéria e como a energia desprendida nessas interações é transferida para o meio. Em proteção radiológica os meios de interesse são os tecidos e os órgãos radiosensíveis do corpo humano.

3.2.1 Radiação Eletromagnética

O espectro eletromagnético contém uma escala de ondas eletromagnéticas. Nele estão representados sete padrões de ondas eletromagnéticas: Radiofrequência, Micro-ondas, Infravermelho, Visível, Ultravioleta, raios X e raios gama, conforme a Figura 1. Essas ondas se propagam com a velocidade da luz e, com exceção da faixa correspondente a luz visível, são invisíveis a olho nu.



Raios X e gama são duas formas de radiação ionizante. A radiação ionizante contém energia eletromagnética suficiente para remover átomos e moléculas do tecido e alterar reações químicas no corpo (convertendo moléculas em íons e/ou radicais). Esses raios são conhecidos por causar danos, razão pela qual algumas variáveis de controle, como blindagem, tempo e distância à fonte devem ser consideradas quando o indivíduo precisa ser exposto de forma controlada a esses raios.

3.2.2 Interação da Radiação Eletromagnética com a Matéria

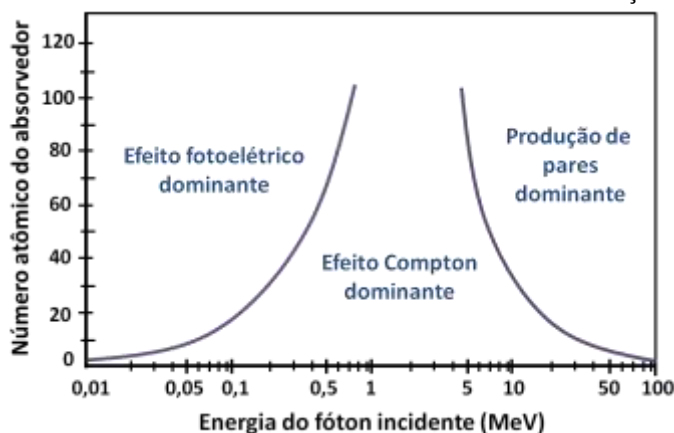
Para os fótons na faixa de energias dos raios X e gama, ocorrem várias interações possíveis com a matéria, mas há também a possibilidade de não interação, ou seja, o fluxo da radiação eletromagnética pode percorrer distâncias consideráveis em um meio material sem modificá-lo e sem se modificar. O comportamento dos fótons na matéria é completamente diferente do das partículas carregadas. Em particular, a falta de carga elétrica do fóton impossibilita colisões inelásticas com elétrons, muito comuns em partículas carregadas (GILMORE, 2008).

Os mecanismos de interação mais importantes para interação de raios x e gama com a matéria são: o efeito fotoelétrico, o espalhamento Compton e a produção de pares. Outros efeitos como o espalhamento de Thomson, Rayleigh e a reação fotonuclear apresentam pouca relevância para estudos radiométricos (MEROLI, 2012).

Do ponto de vista da dosimetria ambiental e princípios de funcionamento dos detectores de radiação gama, o efeito fotoelétrico é o principal, tendo em vista que proporciona discriminar o radionuclídeo emissor pela energia total depositada no sistema de medidas (volume sensível do detector), e ainda, a quantificação do emissor e medida de outras grandezas radiométricas e dosimétricas. .

Os detalhes da Figura 2 mostram a probabilidade de ocorrência dos processos de interação dos fótons com a matéria em função da energia do fóton incidente e do número atômico do meio material.

Figura 2 – Valores de número atômico do material irradiado em função da energia



Fonte: O Autor (2020).

Observa-se na Figura 2 que o efeito Compton predomina para quase a totalidade dos elementos da tabela periódica se as energias de fótons estão entre algumas centenas de keV e alguns MeV. Além disso, a predominância desse espalhamento cresce para todas as energias à medida que se reduz o número atômico. Para números atômicos elevados, o efeito fotoelétrico é o mais provável para energias baixas e a produção de par para energias elevadas.

3.2.3 Efeitos da Radiação Eletromagnética no Corpo Humano

A exposição do indivíduo à radiação eletromagnética nas frequências mais altas (raios X e raios gama) pode ocasionar danos biológicos, cujos efeitos foram observados logo após a descoberta da radioatividade e raios-X na década de 1890. Em 1902, tipos de câncer de pele foram relatados em cientistas que estudavam fenômenos radioativos. Convém destacar que em 1994, pela primeira vez, foram atribuídos aos efeitos da exposição à radiação eletromagnética, os casos de leucemia em humanos, principalmente em médicos radiologistas (ZAMANIAN e HARDIMAN, 2005).

Ao interagir com as células, as radiações ionizantes depositam energia ocasionando danos físicos, químicos, biológicos e teciduais, podendo interagir, de forma direta e/ou indireta com a molécula do DNA. Na forma direta, a radiação ionizante age diretamente na molécula do DNA, enquanto que na forma indireta, interage com uma molécula e o resultado dessa interação produz agentes tóxicos ao DNA, a exemplo cita-se a radiólise da água. Ambos os efeitos podem produzir danos na molécula do DNA que podem ser reparados ou não. Quando não reparados, os danos podem ocasionar a morte celular ou podem permanecer na célula, e serem propagados para células filhas (HALL e GIACCIA, 2006).

Diversos são os fatores que podem influenciar o surgimento dos efeitos biológicos radioinduzidos, dentre eles: o tipo de radiação, o LET (transferência linear de energia) a taxa de dose, o tipo de célula irradiada e a radiosensibilidade (CASSOLA, 2011).

Os efeitos biológicos são classificados de acordo com o seu tempo de aparecimento, que podem ser de imediato (dias ou semanas após a exposição) ou tardio (meses ou anos após a exposição). Também podem ser classificados de acordo com tipo de célula atingida, portanto podem ser somáticos (qualquer célula do organismo é irradiada, exceto as reprodutivas) ou hereditário (quando as células atingidas são as germinativas). E os efeitos podem ser classificados de acordo com a probabilidade de ocorrência em efeitos determinístico (reações teciduais) ou estocástico. No efeito determinístico a gravidade do dano aumenta com a dose de radiação e existe um limiar de dose, como exemplo: catarata e radiodermite. No estocástico, a gravidade independe da dose e não há um limiar de dose para que o mesmo ocorra, exemplo: câncer (HALL e GIACCIA, 2006).

Os efeitos biológicos radioinduzidos podem se manifestar de forma grave, ocasionando doenças severas, que podem levar o paciente a óbito. A literatura científica apresenta pesquisas que relatam esses efeitos em médicos radiologistas, mineiros de urânio, pacientes submetidos à radioterapia e as pessoas expostas à radiação de Chernobyl e às

bombas atômicas lançadas sobre Hiroshima e Nagasaki (ZAMANIAN, 2005).

3.3 GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS

Qualquer discussão a respeito dos efeitos da radiação ionizante demanda uma clara compreensão sobre como é realizada a dosimetria. Os conceitos descritos a seguir tratam das questões relativas às grandezas e unidades de dosimetria das radiações e foram definidos por instituições internacionais e nacionais de regulação como a Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU – *International Commission on Radiation Units and Measurements*), a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP – *International Commission on Radiological Protection*) e a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN).

Para exposições externas a fótons, as grandezas dosimétricas de maior interesse para proteção radiológica são as doses de radiação recebidas pelos órgãos e tecidos radiosensíveis do corpo e a dose efetiva (ICRP, 2010). Os relatórios da ICRP e ICRU descrevem as seguintes grandezas relevantes no contexto da radiação ionizante para dosimetria ambiental:

3.3.1 Atividade Específica

De acordo com a icrp 60 (1991), a atividade é o número médio de transformações nucleares espontâneas ocorridas por unidade de tempo. Matematicamente é expressa conforme a equação 1:

$$A = \frac{dN}{dt} \quad (Bq = s^{-1}), \quad (1)$$

onde dN é o valor esperado do número de transições nucleares espontâneas deste estado de energia no intervalo de tempo dt . Sua unidade, o becquerel (Bq), corresponde a uma transformação por segundo, ou s^{-1} .

Geralmente em medidas de campo é utilizada a atividade específica (Equação 2), que é definida como a atividade por unidade de massa ou volume.

$$A_{Esp.} = \frac{A}{m} \quad (Bq/kg) \quad (2)$$

3.3.2 Fluência

Segundo a ICRP (2012), a fluência (Φ) representa o número de partículas incidentes sobre uma esfera de secção de área dA , conforme a Equação 3, que pode ser medida em unidades de m^{-2} .

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad (3)$$

O número de partículas N corresponde às partículas emitidas, transferidas ou recebidas.

3.3.3 Kerma

O kerma (*Kinetic Energy Released per Mass unit*) refere-se à energia que foi transferida ao meio no momento da interação através de colisões, ionizações ou excitações, por unidade de massa, conforme descrito na Equação 4 (ICRP, 2012).

$$K = \frac{dE_{TR}}{dm} \quad (4)$$

De acordo com o Sistema Internacional de Unidades (SI), a unidade do kerma é o joule por quilograma (J/kg) ou gray (Gy). O kerma inclui a energia recebida pelas partículas carregadas, que pode ser dissipada localmente nas sucessivas colisões com outros elétrons (kerma de colisão), ou na produção de radiação de freamento (bremsstrahlung), longe do local de incidência (kerma de radiação).

3.3.4 Dose Absorvida

A relação entre a energia média transmitida pela radiação ionizante e a massa do volume da matéria é a base da definição da grandeza Dose absorvida (ICRP, 2012). A Dose absorvida é definida, conforme a Equação 5, como uma função num ponto P, de interesse, ou seja,

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (5)$$

onde $\bar{\varepsilon}$ é a energia média depositada pela radiação no ponto P de interesse, num meio de massa dm . De acordo com o SI, a unidade da dose absorvida kerma é J/kg ou Gy.

A diferença entre kerma e dose absorvida é que o primeiro depende da energia total do fóton que foi transferida ao meio no momento da interação, enquanto que a dose absorvida depende da energia média que foi absorvida pelo meio, a partir da liberação de partículas carregadas.

3.3.5 Dose Equivalente

A dose equivalente, h , é obtida multiplicando-se a dose absorvida, d , pelo fator de qualidade ou ponderação, q , da radiação, conforme a equação 6 (cnem, 2011).

$$H = D \cdot Q \quad (J/kg = sievert = Sv). \quad (6)$$

Onde o fator de qualidade Q de radiação é dado em função da transferência linear de energia não restrita.

Para fins de proteção Radiológica, o valor de Q pode ser substituído pelo fator de ponderação da radiação w_R , de forma a refletir a efetividade da radiação. A Dose Equivalente num órgão ou tecido H_T , segundo a ICRP (2012), é expressa pela Equação 7:

$$H_T = D_T \cdot w_R \quad (J/kg = sievert = Sv). \quad (7)$$

Onde w_R é o fator de qualidade da radiação e D_T é a dose absorvida no tecido T. O w_R é adimensional e constitui um fator de peso dos diferentes tipos de radiação, na indução de determinado tipo de efeito biológico, conforme a Tabela 2.

Tabela 2 – Valores do fator de qualidade efetivo para diversos tipos de radiação

Tipos de radiação	$w_R^{(a)}$
Fótons	1
Elétrons e múons	1
Prótons e píons ^(b) carregados	2
Partículas alfa, fragmentos de fissão e íons pesados	20
Nêutrons	Função contínua de energia

Fonte: ICRP (2007).

Legenda: (a) Todos os valores se referem a radiação incidente no corpo ou, para as fontes internas de radiação, emitidos por radionuclídeo(s) incorporado(s). (b) Na física de partículas, pião (português europeu) ou pión (português brasileiro).

Uma unidade antiga da dose equivalente denominava-se *rem* (*roentgen equivalent men*), sendo que $1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$.

3.3.6 Dose Efetiva

A estimativa de dose efetiva (E) no corpo humano produzida por uma irradiação é a principal função da dosimetria numérica para proteção radiológica. O conceito de dose efetiva tem a finalidade de mensurar a probabilidade de efeitos estocásticos da radiação (ICRP, 1991).

De acordo com a ICRP (2012), a Dose Equivalente Efetiva E , também denominada de Dose Equivalente de Corpo Inteiro (*Whole body dose equivalent*) H_{WB} , é obtida pela relação pela Equação 8, cuja unidade de medidas é o J/kg (Sv).

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (8)$$

Onde w_T é o fator de peso do tecido ou órgão (*Tissue weighting factor*) T relevante e H_T é a dose equivalente no órgão ou tecido T . Os valores de w_T estão associados à radiosensibilidade do órgão ou tecido. Conforme a ICRP (2007), seus valores estão descritos na Tabela 3.

Tabela 3 – Valores do fator de peso w_T para tecidos ou órgão

Órgão ou tecido	w_T	$\sum w_T$
Medula óssea, mama, cólon, pulmão, estômago e tecidos remanescentes (13*).	0,12	0,72
Gônadas	0,08	0,08
Bexiga urinária, esôfago, fígado, tireoide	0,04	0,16
Superfície óssea, cérebro, glândulas salivares, pele.	0,01	0,04

Fonte: ICRP (2007).

Legenda: (*) Resto: Glândulas adrenais, Intestino delgado, Rins, Músculo, Pâncreas, Baço, Timo, Útero/Próstata, Mucosa oral, Ar extratorácico, Paredes do coração, Nodos Linfáticos e Vesícula Biliar.

Em relação ao gênero, para estimar esta grandeza dosimétrica básica, a Comissão Internacional de Unidades e Medidas da Radiação (ICRU, 1998) recomenda o modelo matemático da Equação 9.

$$E = w_{seios} \cdot H_{seios\ feminino} + \sum_{T \neq seios} w_T \left[\frac{H_{T, masculino} + H_{T, feminino}}{2} \right] \quad (9)$$

Os fatores de ponderação do tecido (w_T) são tabulados (ICRP 103, 2007) e H é a dose equivalente definida para fótons ou elétrons como a dose absorvida em um órgão ou tecido. Nesse trabalho foram produzidos dados dosimétricos que permitem estimar a dose efetiva masculina.

3.4 PRODUÇÃO DE DADOS EM SIMULAÇÕES DE DOSIMETRIA EXTERNA

As medidas rotineiras em dosimetria do corpo humano podem ser interpretadas em termos da dose absorvida no ar, multiplicando-se a leitura do instrumento medidor pelo correspondente coeficiente de conversão (CC), desde que as condições simuladas com o modelo de exposição correspondam à situação de exposição real (KRAMER *et al.*, 2002). Os resultados dosimétricos obtidos em qualquer simulação Monte Carlo devem estabelecer intervalos de confiança utilizando funções estatísticas.

Os resultados dosimétricos de execuções dos MCEs utilizados neste trabalho são organizados, primariamente, em arquivos de texto contendo valores de CCs D/INAK e E/INAK. A estes CCs estão associadas funções de erro (coeficientes de variância) que estabelecem a dispersão em torno do valor estimado.

Além destas, outras funções estatísticas foram avaliadas nos MCEs desenvolvidos nesse estudo, tal como o tempo computacional e o fator de qualidade da simulação.

3.4.1 Coeficientes de Conversão

Usualmente os resultados de uma simulação de um indivíduo exposto a uma fonte de radiação ionizante são expressos em termos de CCs, razões entre as doses absorvidas em órgãos e tecidos radiosensíveis e a quantidade de normalização (VIEIRA, 2017). Segundo a ICRP (2018)³, as grandezas de normalização podem ser medidas sem irradiações adicionais ao corpo humano, como, por exemplo, taxas de kerma no ar, taxas de dose absorvida no ar ou taxas equivalentes de dose ambiental (medidas a 1 m de altura da superfície).

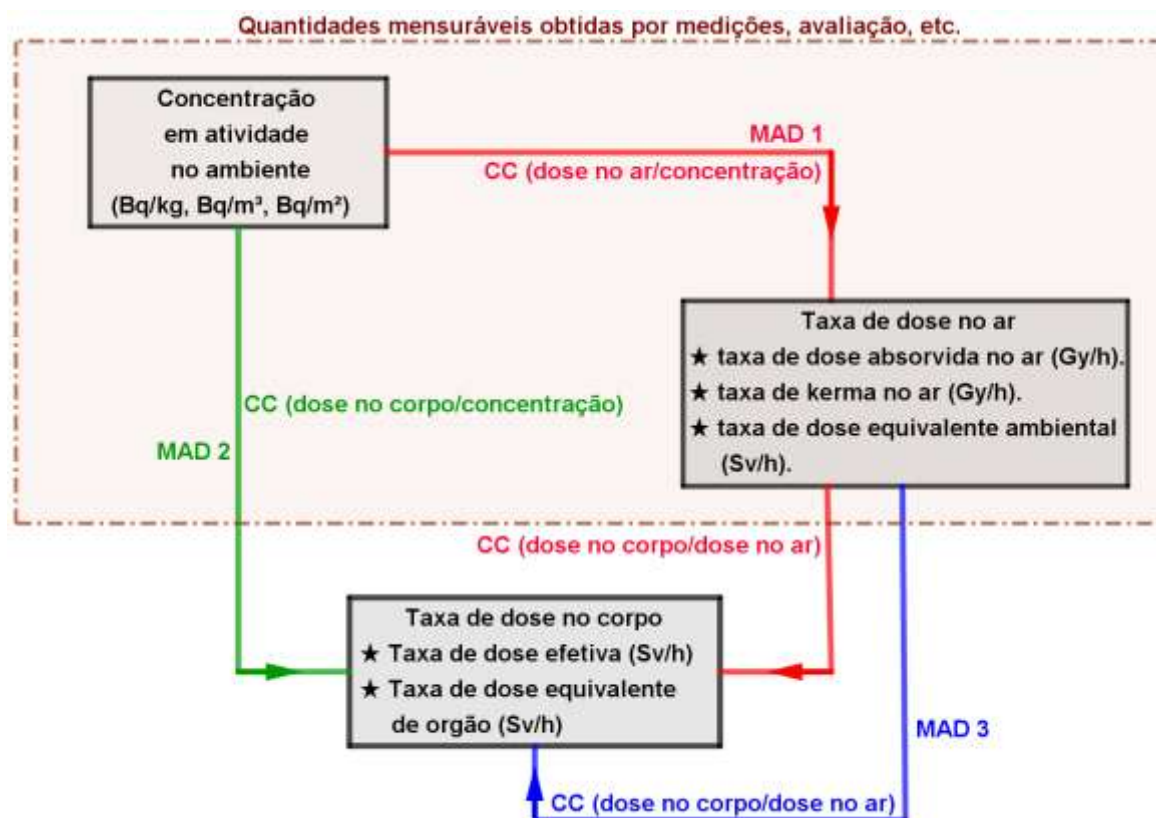
A grandeza de normalização mais básica apresentada na ICRU (2011) para dosimetria externa é a de fluência (Φ), que pode ser utilizada para calcular o kerma, grandeza de normalização usada pela maioria dos pesquisadores em dosimetria externa (VIEIRA, 2017). O kerma incidente no ar (K), em ambientes naturais, é substancialmente equivalente à dose absorvida pelo ar, que foi utilizada pela UNSCEAR para expressar as taxas de dose no ar (UNSCEAR, 2000, 2010). Existem fundamentalmente três Métodos para Avaliação de Dose (MAD) para exposições ambientais externas, como mostrado na Figura 3.

Na representação esquemática da avaliação de taxas de dose efetivas e equivalentes de órgãos no ambiente, MAD1, MAD2 e MAD3 indicam os diferentes métodos de avaliação da dose.

O método MAD1 é empregado quando a estimação de taxas de dose no ar gerada a partir de concentração de radionuclídeos é necessária para a estimativa da dose efetiva e taxas de dose equivalente (Sv.h^{-1}). Primeiro, a concentração de radionuclídeos no ambiente (Bq.kg^{-1} ou Bq.m^{-3}) é convertida em taxa de dose no ar a 1 m de altura e então, a taxa de dose no ar pode ser convertida em dose efetiva e taxa de dose equivalente de órgãos.

³ Trabalho atual e em andamento sobre valores de referência de coeficientes de taxa de dose efetiva para radionuclídeos dispersos no ambiente, preparado pelo Laboratório Nacional Oak Ridge da Agência de Proteção Ambiental dos EUA (EPA) e por membros do Grupo de Tarefas 90 do Comitê 2 do ICRP.

Figura 3 – Métodos de avaliação de dose para exposições ambientais externas (esquema para produção de CCs)



Fonte: Adaptada de ICRP (2018).

O método MAD2 é a conversão direta da concentração de radionuclídeos (geralmente dada em Bq.kg^{-1}) nos meios ambientais, como solo, rochas e ar para dose efetiva. As concentrações de radionuclídeos, expressas em unidades de Bq.kg^{-1} ou Bq.m^{-3} , são geralmente determinadas pela coleta e análise de amostras desses meios ambientais.

O método MAD3 está empregando conversões baseadas na medição das taxas de dose no ar. Historicamente, as taxas de dose no ar foram medidas em termos de taxa de kerma no ar ou taxa de dose absorvida no ar (ambas em unidades de Gy.h^{-1}) para que posteriormente sejam convertidas em dose efetiva.

A dose efetiva obtida pelo método MDA1 deve fornecer valores similares àqueles que teriam sido obtidos diretamente usando MDA2, dadas às mesmas condições iniciais. Do ponto de vista da monitoração da radiação ambiental, a taxa de dose medida no ar a 1 m de altura é uma quantidade muito importante e pode ser comparada com o valor estimado no método MDA3.

O cálculo dos CCs requer a modelagem do campo ambiental, incluindo a geometria de exposição e a distribuição espacial da contaminação por radionuclídeos. A seguir serão descritos os resultados de vários estudos relatando os coeficientes de dose para irradiação

externa do corpo para radionuclídeos distribuídos no ambiente. A maioria das publicações é baseada em fantasmas computacionais matemáticos, principalmente de adultos.

Os valores de CCs de taxa de dose absorvida no ar para dose efetiva obtidos por Saito e colaboradores (1998), para os indivíduos ADAM e EVA por irradiação de radionuclídeos naturais distribuídos uniformemente no solo foram de 0,672 Sv/Gy, 0,695 Sv/Gy e 0,709 Sv/Gy, para ^{238}U , ^{232}Th e ^{40}K , respectivamente, com uma média de 0,692 Sv/Gy.

O Comitê Científico das Nações Unidas sobre os Efeitos da Radiação Atômica tem recomendado 0,7 Sv/Gy como fator de conversão entre a dose absorvida no ar e a dose efetiva e também foi recomendado pelo UNSCEAR (2000) para outras geometrias de irradiação da radioatividade natural (por exemplo, irradiação externa em espaço fechado, como salas) (UNSCEAR, 2000).

Diversos estudos de campo calcularam a dose em um ponto no ar e a converteram em dose efetiva ao multiplicar pelo fator 0,7. Este é considerado um valor representativo para adultos; no entanto, esse valor pode variar de acordo com a natureza da fonte, espectro de energia e idade do indivíduo exposto.

Krstic e Nikezic (2010) calcularam, por meio de métodos MC, os CCs para a dose efetiva por kerma no ar e os resultados foram dados em Sv/Gy, apresentando uma discrepância entre seus resultados e a literatura. Nesse estudo, o kerma foi calculado no ar em uma esfera com diâmetro de 10 cm à altura de 1 m sem a presença do indivíduo. Os valores obtidos para um indivíduo adulto foram de 0,501; 0,516 e 0,456 Sv/Gy (média de 0,491) para ^{238}U , ^{232}Th e ^{40}K , respectivamente.

O mesmo estudo também apresentou novos fatores de conversão que relacionam à taxa de dose efetiva com a atividade específica da série de ^{238}U , da série de ^{232}Th e o ^{40}K no solo, como sendo de 0,4561; 0,337 e 0,0209 nSv.h⁻¹ por Bq.kg⁻¹, respectivamente. Ainda nesse trabalho, foi realizada uma comparação dos fatores de conversão de dose efetiva apresentados em diversos estudos com outros autores, conforme detalhamento na Tabela 4.

A discrepância entre os resultados obtidos por Krstic e Nikezic (2010) e os demais estudos, como evidenciado na Tabela 1, pode ser explicada por diferenças na metodologia e nos espectros gama usados no cálculo.

Tabela 4 – Fatores de conversão de dose efetiva apresentados em diversos estudos

Referência	Coeficientes de conversão de dose efetiva (nSv.h ⁻¹ por Bq.h ⁻¹)		
	²³⁸ U	²³² Th	⁴⁰ K
Beck <i>et al.</i> (1972)	0,301	0,466	0,0295
Eckerman e Ryman (1993)	0,350	0,510	0,033
Saito e Jacob (1995)	0,324	0,423	0,0292
Markkanen (1995)	0,329	0,400	0,0295
Clouvas <i>et al.</i> (2000)	0,280	0,381	0,0279
Quindos <i>et al.</i> (2004)	0,318	0,408	0,0300
Krstic e Nikezic (2010)	0,461	0,337	0,0209

Fonte: Krstic; Nikezic (2010).

Em Krstic e Nikezic (2010) foram selecionadas 649 energias para as séries do ²³⁸U e do ²³²Th, enquanto que, os valores estabelecidos nos outros estudos foram obtidos para espectros com um menor número de energias.

3.4.2 Funções Estatísticas

Em MCEs utilizados em dosimetria ambiental, os CCs D/INAK (Dose equivalente por kerma incidente no ar) e E/INAK (dose efetiva masculina por kerma incidente no ar) resultantes de simulações devem ser organizados, previamente, em arquivos de texto. É importante estabelecer a estes CCs funções de erro que estão associadas à dispersão dos dados em torno do estimador de interesse e, para mensurar este efeito, usualmente são calculados os coeficientes de variância (CVs).

Em Vieira (2017), os CCs são utilizados para assegurar uma baixa dispersão sobre as estimativas dosimétricas, utilizando uma ordem de grandeza considerável do número de histórias (N) de uma energia importante para o problema tratado nas condições de exposição mais adversas. Posteriormente, o coeficiente de variância (CV) deve ser combinado com o tempo computacional para produzir um fator de qualidade da simulação.

3.4.2.1 Coeficiente de Variância

Utilizando a função CV de Vieira (2017), Bezerra e colaboradores (2017) obtiveram um N otimizado para fótons emitidos pelo ⁴⁰K, radionuclídeo de emissão gama monoenergética, com uma energia de 1.461 keV.

O CV para o i -ésimo órgão ou tecido foi definido pela equação 10.

$$CV_i = 100 \frac{\sqrt{\sigma_i^2}}{\bar{D}_i} (\%) \quad (10)$$

Onde,

$$\begin{cases} \bar{D}_i = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N D_{i,j} \\ \sigma_i^2 = \frac{1}{N(N-1)} \left[N \sum_{j=1}^N D_{i,j}^2 - \left(\sum_{j=1}^N D_{i,j} \right)^2 \right] \end{cases}$$

Em que $D_{i,j}$ é a dose depositada no i -ésimo órgão pela j -ésima partícula de um feixe de N partículas, $\bar{D}_i$ é a dose média neste órgão e σ_i^2 é a variância para a dose depositada no i -ésimo órgão (SANTORO *et al.*, 2013). CVs similares ao definido na Equação 10 devem fazer parte dos dados de saída de qualquer MCE.

3.4.2.2 Qualidade da simulação

Duas estimativas MC diferentes em uma dada simulação podem resultar em variâncias diferentes. Kalos e Whitlock (1986) sugerem a Equação 11 para uma medida da qualidade (eficiência) de uma estimativa MC.

$$FQ = t \cdot \sigma^2 \quad (11)$$

Na Equação 11, t é o tempo computacional gasto na simulação e σ^2 pode ser a variância da grandeza avaliada em relação à sua média. Um fenômeno comum esperado em um algoritmo MC sofisticado é que a variância decresça com o aumento do tempo computacional, já que o desvio padrão varia com o inverso do número de histórias. Os ensaios podem servir para otimizar o algoritmo e a *hardware* de tal modo que o decréscimo de σ^2 seja

suficiente para compensar o crescimento de t . A sofisticação citada é alcançada quando FQ decresce ou estabiliza.

A função f_q (fator de qualidade), definida na equação 12, foi utilizada por Vieira (2017) para auxiliar na escolha de um número de histórias de fótons apropriado para as simulações com os mces desenvolvidos por ele.

$$FQ = \frac{100t}{t_{max}} \cdot \frac{CV^2}{100} = \frac{t}{t_{max}} CV^2 (\%), \quad (12)$$

Neste contexto, t é o tempo de duração de uma simulação com um dado número de histórias e t_{max} é o tempo máximo ocorrido para os diversos ensaios executados.

3.5 MODELO COMPUTACIONAL DE EXPOSIÇÃO

Um modelo matemático consiste de um conjunto de equações que representam de uma forma quantitativa as hipóteses que foram usadas na construção do modelo, as quais se apoiam sobre o sistema real. Tais equações são resolvidas em função de alguns valores conhecidos ou previstos pelo modelo real e podem ser testadas através da comparação com os dados conhecidos ou previstos com as medidas realizadas no mundo real. As equações matemáticas não proporcionam a própria explicação científica do modelo, mas simplesmente interpretam as hipóteses de um ponto de vista quantitativo, dando-nos a condição de deduzir consequências e mostrar-nos onde estão os detalhes que deverão ser aceitos ou recusados (DYM *et al.*, 1980).

Para reproduzir um cenário de um indivíduo exposto à radiação ionizante, seja de uma aplicação médica ou de um cenário ambiental, permite-se a utilização de uma construção teórica desde um formato mais simples até uma configuração apresentando mais riquezas de detalhes, de modo que o modelo possa ser tão preciso quanto o sistema real a depender do que se pretende extrair do mesmo.

3.5.1 Modelo Computacional de Exposição em Dosimetria Ambiental

Considerando que a exposição do ser humano à radiação ionizante tem como consequência a deposição de energia nos tecidos e órgãos, a grande preocupação dos estudos

desenvolvidos em Dosimetria Radioecológica é definir e verificar os valores de dose ao qual o ser humano está exposto (YU *et al.*, 2001).

De modo geral, as doses equivalentes de órgãos dependem do tamanho do corpo, uma vez que, em exposições externas a fótons, quantidades crescentes de tecido sobrejacente (músculo esquelético e gorduras subcutâneas em particular) aumentam a proteção de órgãos radiosensíveis mais profundos (ICRP, 2010). Isso explica porque os CCs de dose normalmente decrescem com o aumento da idade da pessoa exposta. Além disso, as características dos campos de radiação mudam com a altura acima do solo, devido a uma maior proximidade com a fonte (no caso do solo).

Há um inconveniente da dose absorvida em tecidos e órgãos ser medida diretamente, já que, localmente, mensurar a energia absorvida pelo corpo humano depois de exposto à radiação trata de um procedimento invasivo. As medidas indiretas podem ser feitas através de detectores de radiação, mas eles são praticamente restritos a localizações na superfície do corpo, excluindo, portanto, a maioria dos órgãos e tecidos radiosensíveis (VIEIRA, 2004).

Portanto, tornou-se prática comum estimar a quantidade de interesse com os métodos MC aplicados aos fantasmas, que são representações virtuais do corpo humano, e são implementados em robustos códigos computacionais, como o EGSnrc. No caso específico do EGSnrc, é necessário, adicionalmente, inserir um algoritmo simulador da fonte radioativa, para que sejam introduzidas as informações da natureza, concentração e geometria da fonte.

A aferição da radiação associada a fontes radioativas distribuídas em um plano sobre o qual é colocado um fantoma, como por exemplo, material radioativo de ocorrência natural (NORM) distribuído no solo e/ou em superfícies contaminadas, é de interesse para pesquisadores e órgãos reguladores em proteção radiológica.

Xu e Eckerman (2010) desenvolveram um MCE seguindo os passos:

Passo 1: O transporte de radiação de partículas monoenergéticas (fótons e elétrons) do ambiente contaminado inicia em um campo de radiação resultante (caracterizado pelo tipo de partícula, energia e direção) no formato de uma superfície cilíndrica em torno do indivíduo exposto.

Passo 2: A partir da superfície do cilindro, as partículas foram transportadas, por sua vez, dentro do corpo. Simulações adicionais incluíram a colocação de uma esfera de ar para calcular a taxa de kerma no ar a uma altura de 1 m da superfície do solo de modo que os resultados fossem obtidos como CC entre a taxa de dose equivalente no órgão (ou efetiva) e a taxa de kerma no ar. Esta última foi obtida a partir de dados de monitoração ambiental da radiação.

Os valores de taxa de dose equivalente de órgão para partículas monoenergéticas foram ponderados pelo espectro para produzir CCs de taxa de dose específicos de radionuclídeo.

Krstic e Nikezic (2010) calcularam as dosagens absorvidas em órgãos do corpo humano por fóton, devido aos radionuclídeos emissores gama existentes naturalmente no solo. O fantoma ORNL e o código de transporte MC MCNP-4B foram empregados para calcular a energia depositada em todos os órgãos. Os resultados desse estudo foram mostrados na Tabela 4.

Em Wallace (2013) foi modelado e investigado os impactos causados pela extensão da fonte (diâmetro), a espessura do solo e o brilho do céu (*skyshine*⁴), na dose absorvida em um detector colocado acima de um plano semi-infinito, além do estudo do efeito relativo em diferentes distâncias do detector para a fonte planar semi-infinita. Os resultados apresentados concluíram que efeitos da retrodispersão no solo e do *skyshine* no ar acima da fonte cilíndrica requerem uma profundidade total do solo de 0,5 m (0,3 m ativo e 0,2 m inativo) e uma camada de ar acima da fonte cilíndrica de 20 m de altura para garantir uma resposta representativa do modelo. A investigação do efeito do posicionamento do detector indica que fontes de menores dimensões podem ser usadas para atingir uma resposta representativa na mais curta distância da fonte para o detector.

Claudino e colaboradores (2015) utilizando o MCE MSTA, composto pelo código EGSnrc, o fantoma MASH e o algoritmo da fonte planar, realizou simulações para otimizar o número de histórias. O N variou de 10^5 a 6.10^8 , com energia fixa em 100 KeV e raio em 2000 cm. Verificou-se nesse estudo que a partir do valor de $N = 10^7$, o tempo computacional aumenta significativamente, os CCs de D/INAK estão praticamente estáveis e os CVs estão com valores aceitáveis (abaixo de 5%).

Bezerra e colaboradores (2017) realizaram um estudo de otimização do número de fótons simulados utilizando o MCE MSTA_K. Foi estimado um $N = 10^7$ como um número de histórias que não afeta as estimativas dosimétricas e melhora substancialmente o tempo computacional para o PC utilizado, em relação ao gama de 1461 keV de energia simulado.

Vieira (2017) desenvolveu novos códigos para fontes radioativas emissoras de fótons e isotrópicas por rotação, para avaliação da quantidade de energia depositada em órgãos e tecidos radiosensíveis do corpo humano, são elas: a fonte planar (semiespaço inferior), a fonte 2π (semiespaço superior) e a fonte 4π (espaço completo). Os resultados dosimétricos

⁴ skyshine indica a radiação originada de uma fonte na superfície da crosta terrestre inicialmente direcionada para cima e sofre um espalhamento para baixo através de colisões com núcleos do ar atmosférico.

mostraram que os novos algoritmos das fontes ambientais podem ser usados em MCEs, apresentando não apenas a organização em tabelas de resultados de E/INAK em função da energia do fóton incidente, mas também a visualização gráfica destes resultados.

3.5.2 Códigos Monte Carlo

Todas as tarefas que envolvem a produção de um MCE dependem, fundamentalmente, de um código MC bem referenciado, que simule o transporte de partículas de radiação ionizante em meio arbitrários. Existe atualmente uma variedade de códigos MC para usos em dosimetria. Na tabela 5 são citados os principais e suas características.

Tabela 5 – Códigos MC de simulação e transporte de radiação

Código MC	Característica
RESRAD	Estima dose e risco a partir de material residual radioativo. o pacote RESRAD atende a uma faixa ampla de situações.
GEANT4	Simula o transporte de nêutrons, fótons e elétrons em qualquer meio para geometrias especificadas pelo usuário.
MCNPX	Código de propósito geral capaz de simular o transporte de nêutrons, fótons e elétron. O MCNPX é uma extensão do MCNP adicionando novos tipos de partículas, novas bibliotecas de seção transversal e a capacidade de usar modelos físicos para energias onde os dados tabulares não estão disponíveis.
PENELOPE	Simula apenas o transporte de elétrons e pósitrons e, em versões posteriores, passou a simular o transporte de fótons. As energias usadas variam de 1 keV (1000 eV para elétrons e pósitrons) a 1 GeV
EGSnrc	Simula o transporte de fótons e elétrons através dos materiais constituintes do fantoma, as interações destes com os átomos do meio e a avaliação da energia depositada em regiões de interesse.

Fonte: O Autor (2019).

Para obter resultados confiáveis em uma simulação utilizando um MCE, é necessário conhecer as várias características fundamentais a qualquer bom planejamento de uma simulação, como: descrever o problema e apresentar o sistema a ser simulado para solução; identificar e, explicitamente, definir as Funções Densidade de Probabilidade (FDP)

envolvidas na simulação; estabelecer os métodos para amostrar todas essas FDP; e, finalmente, compreender e traduzir os resultados fornecidos pela simulação (VIEIRA, 2004).

De um modo geral o parágrafo acima traduz um algoritmo que, a depender da habilidade computacional do pesquisador poderá ser ajustado a um código de usuário na linguagem de programação específica, para obter resultados confiáveis com seu MCE.

3.5.2.1 O Código MC EGSnrc

Os grupos de pesquisa em dosimetria do Instituto Federal de Pernambuco (IFPE) e do Departamento de Energia Nuclear (DEN) da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), em especial o GDN, utilizam MCEs envolvendo fantoma de voxel e o código EGSnrc. O Electron-Gamma Shower V4 2.4.0 (EGSnrc) é o membro mais moderno da família de códigos Electron-Gamma Shower (EGS) e foi originalmente desenvolvido no Stanford Linear Accelerator Center, estando em constante aperfeiçoamento pelo National Research Council of Canada (NRC).

O EGSnrc possui uma linguagem de programação intermediária entre C e FORTRAN chamada MORTRAN e compilados em FORTRAN para gerar o arquivo executável e um arquivo-fonte contendo toda a programação necessária para uma dada simulação.

O EGSnrc é um pacote para a simulação MC de transporte acoplado fóton-elétron na faixa de energia que varia de 1 keV até 10 GeV. Neste sistema tanto os fótons como as partículas carregadas são transportadas em etapas de comprimento aleatório, ao invés de em etapas discretas.

Os seguintes processos da Física são levados em consideração pelo EGSnrc Code System:

- a) Produção de Bremsstrahlung usando seções Bethe-Heitler ou o NIST cruzamentos.
- b) Aniquilamento de Positron em movimento e em repouso (os quanta de aniquilação são seguidos Até a conclusão).
- c) A dispersão múltipla de partículas carregadas pela difusão de coulomb dos núcleos é tratada usando uma nova teoria de dispersão múltipla que supera as falhas De Moli ere teoria de dispersão múltipla.
- d) Produção de par.
- e) Espalhamento de Compton, Klein-Nishina ou espalhamento de Thomson.
- f) A dispersão coerente (Rayleigh) pode ser incluída por meio de uma opção.
- g) Efeito fotoelétrico.

h) Além de uma série de outros processos físicos relevantes.

3.5.3 Fantomas Computacionais

Para que as grandezas estimadas utilizando métodos MC correspondam a uma aproximação da realidade, são necessárias informações do objeto que está sendo irradiado, incluindo densidades, composições elementares, dimensões, forma e posição no espaço. Se a geometria de interação for de um fantoma humano computacional, é exequível estimar, por exemplo, a energia depositada nos diferentes órgãos e tecidos do corpo humano. A construção desses objetos virtuais tem como finalidade representar as características anatômicas e fisiológicas dos órgãos e tecidos do corpo humano da forma mais fiel possível (CASSOLA e colaboradores, 2010a).

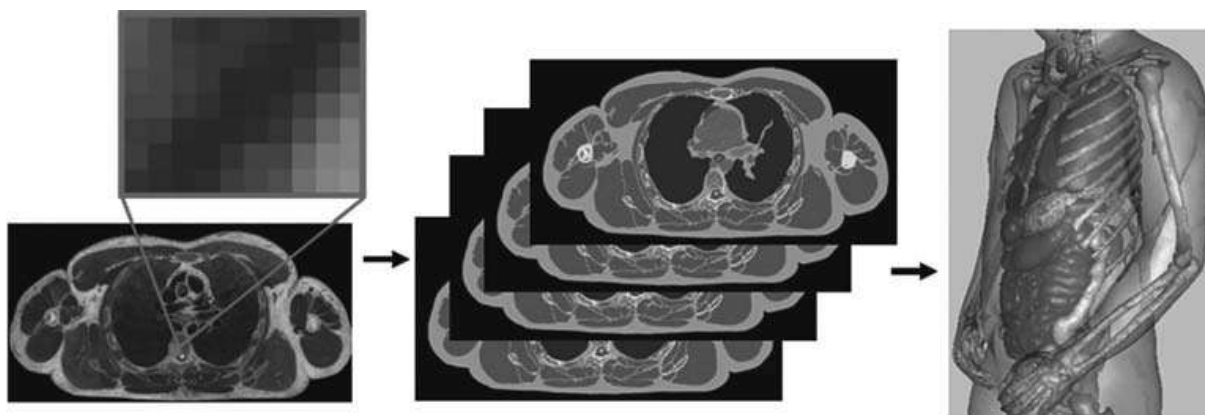
Os fantomas computacionais existentes para simulações são categorizados em: fantomas matemáticos (ou estilizados), fantomas de voxel (ou tomográficos) e fantomas BREP (*Boundary REPresentation*).

Os Fantomas matemáticos foram os primeiros simuladores antropomórficos utilizados em métodos MC de dosimetria computacional. Os primeiros fantomas matemáticos de corpo inteiro foram desenvolvidos por Fisher e Snyder (1967), que utilizaram uma técnica de modelagem conhecida como Geometria de Construção de Sólidos (CSG, *Constructive Solid Geometry*). Nessa categoria de fantoma, o tamanho e a forma do corpo, bem como seus órgãos e tecidos são descritos por expressões matemáticas representando combinações e interseções de planos, cilindros circulares e elípticos, esferas, cones e toros. Porém as limitações quanto à geometria das formas do corpo inteiro e dos órgãos individuais faz com que este formato seja cada vez menos utilizado nos MCEs atuais. Por não representar de maneira satisfatória a anatomia humana, e consequentemente gerar resultados dosimétricos aproximados, esses fantomas são mais utilizados em dosimetria interna onde muitas variáveis são simplificadas (XU e ECKERMAN, 2010).

Os fantomas de voxels (*VOLume piXELS*) são construídos por meio de imagens reais obtidas pela varredura de pessoas por tomografia computadorizada (Computed Tomography, CT), ressonância magnética (Magnetic Resonance Imaging, MRI) ou processos ópticos, conforme a figura 4. Eles constituem um aperfeiçoamento dos MCEs (KRAMER *et al.*, 2002). Estas imagens segmentadas são transformadas em uma matriz tridimensional de voxel, com cada voxel contendo as informações da composição química e física dos órgãos e tecidos

da anatomia humana. A cada voxel é atribuído um número identificador que possibilita diferenciar os órgãos e tecidos (KRAMER e *et al.*, 2003).

Figura 4 - ilustração do processo da construção de um simulador voxel



Fonte: Xu; Eckerman, 2010.

Os fantasmas de voxels foram introduzidos por Gibbs e colaboradores (1984), e, independentemente, por Williams e colaboradores (1986). Em 1989, Veit e colaboradores desenvolveram modelos para crianças e uma versão “voxelizada” do fantoma físico Alderson-Rando em 1992. A seguir, foi produzida uma família inteira de fantasmas de voxels (ZANKL *et al.*, 1988; ZANKL e WITTMANN, 2001; PETOUSSI-HENSS *et al.*, 2002).

Kramer e colaboradores (2003; 2004) produziram dois fantasmas chamados MAX (*Male Adult voXel*) e FAX (*Female Adult voXel*) para calcular a dose equivalente em órgãos e tecidos para fins ocupacionais, médicos ou ambientais da proteção radiológica. Posteriormente, em Kramer e colaboradores (2007), os esqueletos foram segmentados em osso compacto, osso esponjoso, cavidade medular e cartilagem para melhorar a compatibilidade com as recomendações da Publicação 103 da ICRP (ICRP, 2007). Esses fantasmas revistos passaram a ser denominados MAX06 e FAX06.

Em 2007, a ICRP publicou o relatório 103 e determinou que os fantasmas utilizados em dosimetria computacional deveriam ser de voxels e em 2010 no relatório 116, foram introduzidos dois modelos oficiais para os cálculos das doses absorvidas por órgão, representando o homem e a mulher adulta de referência (ICRP-AM e ICRP-AF). A partir de então mesmo os pesquisadores desenvolvendo seus fantasmas antropomórficos em outras tecnologias para acoplamento aos códigos MC, precisam “voxelizá-los”.

O método de modelagem de fantasmas por meio de Representação por Fronteira (BREP - *Boundary REpresentation Phantom*) vem sendo utilizado por associar imagens

médicas a fantasmas matemáticos e/ou fantasmas de malhas 3D, proporcionando mais realismo e flexibilidade em representar variações anatômicas. As imagens médicas servem para nortear o desenvolvimento em 3D, que utilizam superfícies NURBS (*Non-Uniform Rational Basis Spline*), isto é, modelos matemáticos utilizados para representação de curvas e superfícies, e malhas poligonais (*mesh*) (CABRAL, 2015).

Em 2010 Xu e Eckerman editaram e publicaram um livro denominado “*Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry*”. O livro é um estado da arte na construção de fantasmas antropomórficos de voxels e apresenta os mais de 90 fantasmas computacionais antropomórficos desenvolvidos desde 1960.

Cassola e colaboradores (2010a) desenvolveram os fantasmas adultos MASH (masculino) e FASH (feminino), por meio de objetos 3D obtidos na internet e outros modelados. Esses fantasmas foram modelados na posição ortostática e apresentam massas ajustadas de acordo com a ICRP (2002) para indivíduos de referência e foram comparados com os fantasmas MAX06, FAX06 (KRAMER *et al.*, 2004), RPI-AM e RPI-AF. A Figura 5 mostra as versões *mesh*⁵ e voxel dos fantasmas MASH e FASH na posição ortostática.

Posteriormente, Cassola e colaboradores (2010b) atualizaram ambos os fantasmas com relação a sua anatomia e suas versões atualizadas passaram a ser conhecidas como MASH2_sta e FASH2_sta (sta de *standard*). Nesse estudo, os fantasmas MASH2_sta, MASH2_sup, FASH2_sta, FASH2_sup e o código MC EGSnrc compõem os quatro MCEs desenvolvidos (MSTA/FSTA - *Mash/Fash Standing*; MSUP/FSUP - *Mash/Fash Supine*) para avaliação das diferenças dosimétricas envolvendo radiografias na posição ortostática e supina.

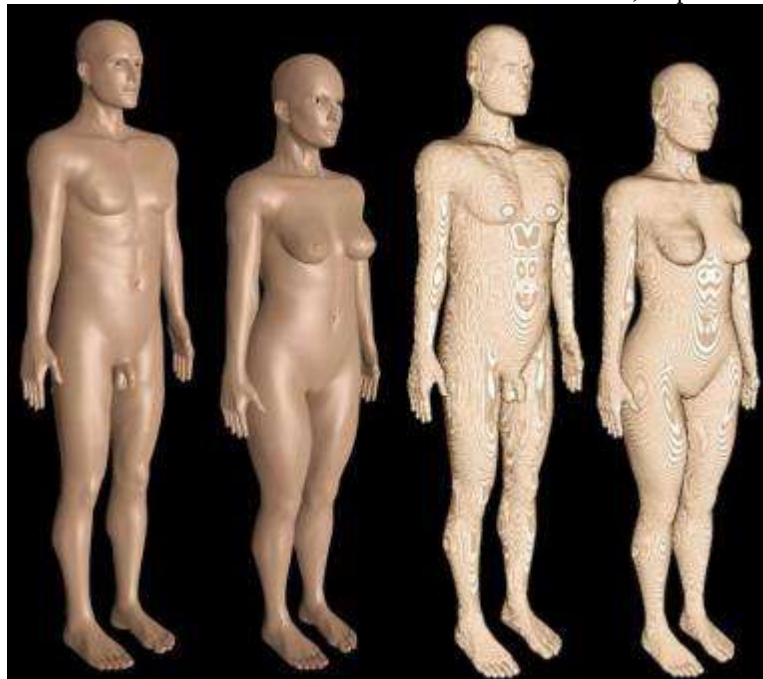
Cassola (2011) desenvolveu quarenta fantasmas humanos de indivíduos adultos, feminino e masculino, nas posições em pé e supina, com diferentes alturas e massas corporais. Os fantasmas foram desenvolvidos considerando o índice de massa corporal (*body mass index*) para um determinado percentil de massa corporal e diferentes estaturas. Foi considerado que para uma dada altura o aumento ou a diminuição da massa corporal reflete principalmente a mudança da massa de tecido adiposo subcutâneo de músculo, ou seja, a massa dos órgãos não foi alterada. Cassola e colaboradores (2013) produziram fantasmas hermafroditas recém-nascidos e de 1 ano de idade.

Em 2016, Santos desenvolveu um fantoma BREP feminino com 15 anos de idade denominado SARA (Simulador Antropomórfico para Dosimetria das Radiações Ionizantes

⁵ Fantasmas de malhas poligonais (*mesh*) são desenvolvidos por meio de softwares de modelagem 3D.

em Adolescentes) para avaliar a distribuição de dose em órgãos e tecidos radiosensíveis, segundo a publicação da ICRP 103 (2007), no tratamento radioterápico crânio-espinhal.

Figura 5 – Fantomas MASH e FASH nas versões *mesh* e *voxel*, respectivamente



Fonte: Cassola *et al.* (2010a).

Em 2017, Andrade apresentou uma metodologia para o desenvolvimento de um fantoma BREP masculino denominado MARTIN (*Male Adult with Macro Circulation and Lymphatic Vessels Phantom*). Esse fantoma contém macrocirculação e vasos linfáticos para avaliações dosimétricas em exames de medicina nuclear. Além disso, está preparado para aplicações que envolvam seu movimento, tais como: movimento do tórax devido à respiração, acidentes, caminhada em solo contaminado, etc.

Os fantasmas desenvolvidos no DEN a partir de 2015 (MASH, FASH, MARIA, SARA e MARTIN) foram desenvolvidos em BREP e posteriormente voxelizados para acoplamento ao EGSnrc.

3.5.4 Fontes Radioativas

Para operacionalizar o modelo computacional de exposição geralmente é preciso, além de acoplar um fantoma nas especificações dos relatórios 103 (2007) e 116 (2010) da ICRP ao código Monte Carlo, desenvolver algoritmos para simular as fontes radioativas a serem acopladas ao modelo e deixá-las disponíveis ao usuário através de chaves informadas em

arquivos de entrada no MCE. Esses arquivos contêm outras informações como o tipo de partícula, energias, números de histórias, etc.

Segundo o relatório da ICRP (2018), as fontes radioativas implementadas nos MCEs podem ser classificadas como internas ou externas quando se trata de dosimetria no corpo humano. Para as fontes ambientais de irradiação externa que simulam a emissão de fótons a partir da superfície, as aplicações esperadas são:

- a) avaliações de radionuclídeos que ocorrem naturalmente no ambiente (cenário de estudo do presente trabalho).
- b) avaliações pós-acidentais para estimar doses para desenvolver uma estratégia de proteção radiológica para a população exposta.
- c) avaliações após a descarga de radionuclídeos de instalações nucleares e radioisótopos durante operações de rotina.

O problema de irradiar um simulador antropomórfico utilizando um algoritmo para gerar o estado inicial das partículas é puramente estatístico e quase sempre resulta em obter uma FDP apropriada para descrever este estado.

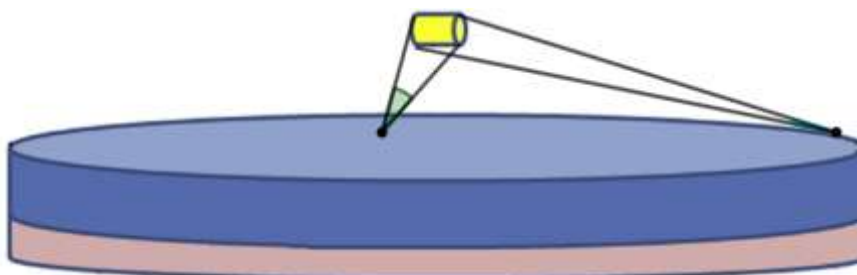
As variáveis que compõem o estado inicial, independente do tempo, a ser implementado pelo algoritmo são a energia da partícula, sua posição inicial (x, y, z) e a direção inicial da trajetória ($\cos\alpha, \cos\beta, \cos\gamma$), onde α, β e γ são os ângulos iniciais da trajetória da partícula (VIEIRA, 2017).

Do ponto de vista da fonte ambiental de superfície, os pontos mais distantes na fonte em relação a geometria irradiada (detector ou fantoma) têm seu efeito reduzido substancialmente devido a lei do inverso dos quadrados, resultante do aumento do percurso no ar e a atenuação adicional devido à crescente obliquidade do caminho dos fótons da fonte através do solo, conforme a Figura 6.

Ainda que ocorra o crescimento da área dos anéis concêntricos com o aumento da distância ao centro da fonte (área do anel é diretamente proporcional ao quadrado do raio), o aumento do raio máximo da fonte é efetivamente compensado pela atenuação crescente por distância (atenuação proporcional a $1/R^2$).

Um problema vem motivando o GDN em diversos estudos acerca de algoritmos simuladores de fontes radioativas emissoras de fótons: o algoritmo simulador de uma fonte planar. Considerando que o problema tem simetria azimutal, Kramer (1979) deduziu a FDA para a variável radial r , modelando o plano como um círculo de raio r_{max} .

Figura 6 – atenuação do efeito da fonte devido à distância



Fonte: Adaptado de Wallace (2013).

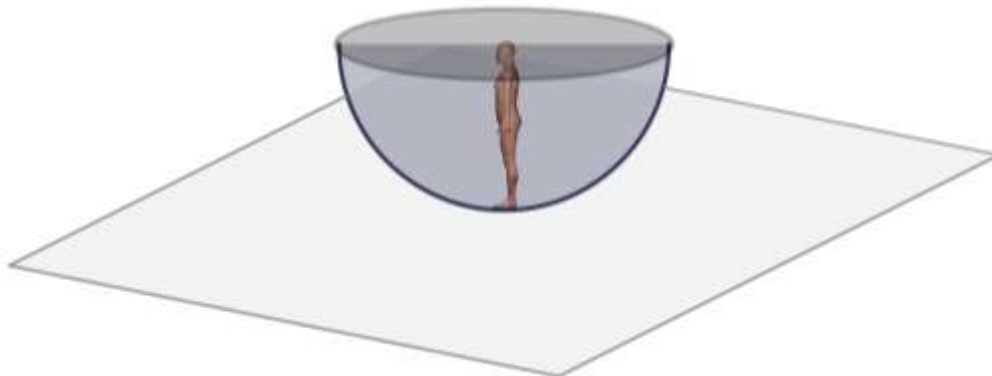
Como a inversa desta função não é obtida de forma viável por meios analíticos, não foi possível obter um gerador de números aleatórios (GNA) radiais por via direta.

Leal Neto e colaboradores (2006) apresentaram um GNA para r , baseado em amostragens MC por rejeição com uma função densidade de probabilidade (FDP) exponencial por sobre o perfil da FDP do problema. Leal Neto e colaboradores (2008) realizaram um ajuste na FDP usando uma combinação da distribuição Erlang (distribuição Gama generalizada) com uma distribuição Exponencial, obtendo um novo GNA também baseados em amostragem MC por rejeição. Vieira e colaboradores (2013) implementaram a FDP normal transladada como ajuste sobre a FDP do problema, obtendo, por meio da FDA relacionada, um GNA pelo método MC da inversão generalizada. Vieira e colaboradores (2015) apresentam um algoritmo MC não paramétrico da variável radial de uma fonte planar, realizando a discretização do domínio da FDA e utilizando interpolação linear.

Recentemente o GDN obteve os primeiros resultados de uma generalização para todo o espaço em volta de uma pessoa em um ambiente contendo “nuvens” de fótons. Trata-se da fonte radioativa emissora de fótons completamente isotrópica por rotação que pode ser imaginada como uma superfície esférica envolvendo um paralelepípedo contendo um fantoma e com diâmetro maior do que a diagonal deste, de onde emergem fótons de qualquer ponto com qualquer direção de voo (VIEIRA, 2017).

Em 2017, Bezerra e colaboradores utilizaram o modelo da nuvem radioativa no desenvolvimento da fonte planar ilustrada na figura 7, que representa um fantoma envolvido por um hemisfério com centro acima da sua cabeça e raio maior que a sua altura.

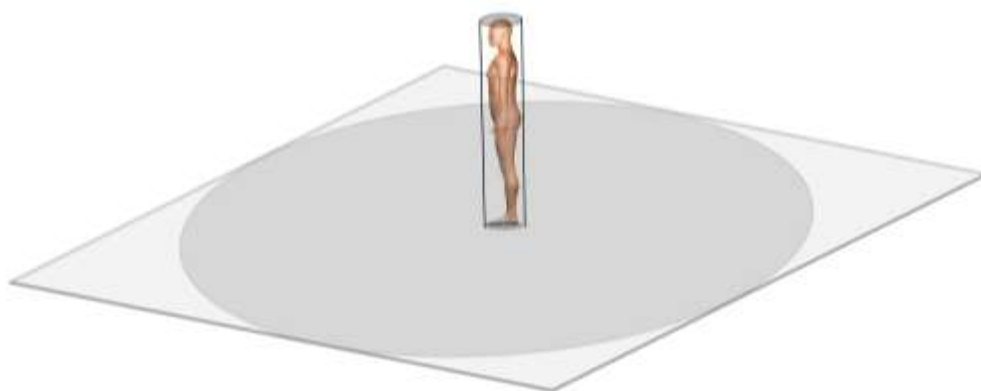
Figura 7 – Fantoma envolvido por um hemisfério



Fonte: O Autor (2017).

Como os fótons emergem do solo, pode-se imaginar este hemisfério colapsando para um plano suficientemente grande, conforme Figura 8. No plano, uma região circular em torno do fantoma pode ser usada para amostrar o estado inicial dos fótons. Esta é a fonte isotrópica com simetria baseada no hemisfério inferior, ou seja, a fonte planar.

Figura 8 – Esquema para modelagem da fonte planar



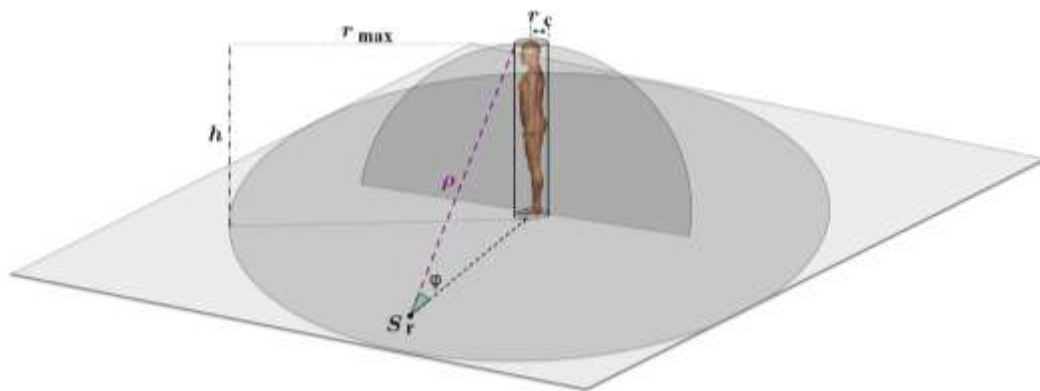
Fonte: O Autor (2017).

A dedução matemática da FDP radial foi iniciada por Kramer (1979) e concluída por Leal Neto colaboradores (2006). Para isso foi considerado que os fótons emergem de uma área plana e, isotropicamente, viajam para o espaço acima desta. Dependendo do modo de distribuição e propagação do material radioativo e da constituição do meio emissor, fontes deste tipo podem ter formas e tamanhos bem diferentes. Mas, mesmo se o tamanho de uma região circular considerada tender a infinito, por exemplo, para simular a radiação natural terrestre, é razoável supor que existe um raio limiar, $r = r_{max}$, de tal maneira que uma pessoa em pé no centro desta região não seria atingida de modo significativo por fótons emergentes

da área onde $r > r_{max}$. A Figura 9 mostra o esboço geométrico (h não está na mesma escala de r_{max} para melhorar a visualização) que foi utilizado para deduzir uma expressão matemática para a distribuição de fótons na superfície cilíndrica envolvendo o fantoma irradiado.

O objetivo era obter um GNA, dependente da variável radial, que deveria sortear fótons emergentes de dentro de um círculo de raio r_{max} e fora de um círculo de raio r_c (raio da base do cilindro) que atingissem a superfície cilíndrica de altura h . Para isso foi considerado que em $r < r_c$, r é distribuída uniformemente.

Figura 9 – Esboço usado na formulação da fonte planar



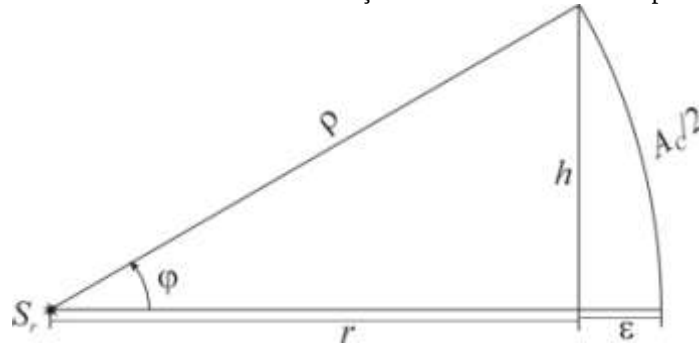
Fonte: Adaptada de Vieira (2013).

A FDP radial descritora da fonte planar foi deduzida supondo que a distribuição dos fótons que chegam a um semicírculo de raio h , envolvendo o fantoma da Figura 9 em função da distância r do ponto de emissão, S_r , era conhecida.

Cada fóton emergente do ponto S_r , obtido a partir de um r dependente da FDP a ser deduzida e de um ângulo φ , uniformemente distribuído em $[0, 2\pi]$, poderá atingir a área lateral do cilindro de raio r_c . Caso não atinja, será rejeitado e novo ponto S_r será sorteado. Mesmo os fótons que atinjam a área cilíndrica poderão ser rejeitados caso não entrem no fantoma.

A figura 10 descreve as variáveis usadas na dedução da fórmula da FDP radial, mostrando o esquema para um fóton útil, que emerge de S_r e voa sob um ângulo $0 \leq \varphi(r) < \pi/2$. Para descrever matematicamente esta situação, o círculo foi separado nas regiões $0 \leq r \leq r_c$ e $r_c < r \leq r_{max}$. Onde ρ (raio de uma esfera imaginária de centro em S_r) indica a distância do ponto de emissão do fóton (S_r) até o centro da base superior do cilindro de altura h e ε representa a altura da calota.

Figura 10 – Variáveis usadas na dedução da fórmula da FDA do problema



Fonte: Vieira *et al.* (2013).

A área da calota cuja metade do seu contorno é mostrada na Figura 10 pode ser calculada usando a seguinte proporção direta: A área da calota está para a área da esfera completa ($4\pi\rho^2$) assim como a altura da calota (ε) está para a altura da esfera completa (2ρ). Assim, conforme a Equação 13 tem-se que:

$$A_{C.E.} = \frac{4\pi\rho^2\varepsilon}{2\rho} = 2\pi\rho\varepsilon \quad (13)$$

Como $r^2 = \rho^2 - h^2$ e $\varepsilon = \rho - r$, obtém-se a Equação 14

$$\varepsilon = \rho - \sqrt{\rho^2 - h^2}. \quad (14)$$

Substituindo (14) em (13) tem-se que:

$$A_{C.E.} = 2\pi\rho^2 \left(1 - \frac{\sqrt{\rho^2 - h^2}}{\rho} \right). \quad (15)$$

Como

$$\cos \varphi(r) = \frac{r}{\rho} = \frac{\sqrt{\rho^2 - h^2}}{\rho} \quad \text{E} \quad (16)$$

$$\rho^2 = h^2 + r^2. \quad (17)$$

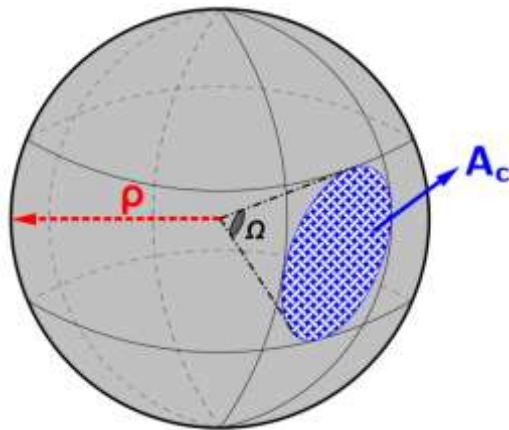
Substituindo (16) e (17) em (15), tem-se:

$$A_{C.E.}(r) = 2\pi(r^2 + h^2)[1 - \cos \varphi(r)] \quad (18)$$

A Equação 18 indica a área da calota esférica de altura ε de uma esfera de raio ρ . Para determinar a trajetória que garanta que o fóton que emerge de S_r sob um ângulo $\varphi(r)$ atinja a superfície da semicalota é necessário estabelecer o ângulo sólido da calota esférica.

Dado uma esfera de raio ρ , o ângulo sólido (Ω) de uma calota esférica é a razão entre a área A_C da calota e o quadrado do raio da esfera. Trata-se conforme a figura 11 do equivalente tridimensional do ângulo ordinário, com o esferorradiano (unidade de ângulo sólido, com o símbolo sr) análogo ao radiano.

Figura 11 – Representação do ângulo sólido da calota



$$\Omega = \frac{A_C}{\rho^2}$$

Fonte: O Autor (2018).

Para calota completa do problema da fonte Planar, tem-se:

$$\Omega_c(r) = \frac{2\pi(r^2 + h^2)[1 - \cos \varphi(r)]}{\rho^2} = \frac{2\pi(r^2 + h^2)[1 - \cos \varphi(r)]}{r^2 + h^2} = 2\pi[1 - \cos \varphi(r)]$$

Considerando uma semicalota, tem-se

$$\Omega_{s.c}(r) = \pi[1 - \cos \varphi(r)] \quad (19)$$

Como os fótons voam de S_r para o semiespaço acima do círculo, o ângulo sólido da superfície de toda a semiesfera é dado por

$$\Omega_{total} = \frac{A_{superf.esf.}}{\rho^2} = \frac{2\pi\rho^2}{\rho^2} = 2\pi \quad (20)$$

Portanto a Probabilidade de um fóton sair de S_r e atingir a meia calota é dada pela razão entre a Equação 19 e a Equação 20:

$$W(r) = \frac{\Omega_{s.c.}(r)}{\Omega_{total}} = \frac{\pi[1 - \cos \varphi(r)]}{2\pi} = \frac{1}{2}[1 - \cos \varphi(r)] \quad (21)$$

Considerando, de forma aproximada, um anel (com largura infinitesimal dr e a uma distância r do centro do círculo) como um retângulo, sua área é dada por $A_{anel} = (\text{base}).(\text{altura}) = (2\pi r).dr$

O número de fótons que emerge com isotropia azimutal de um anel com largura dr é dado por $dN_{anel} = \left(\frac{2\pi r dr}{\pi r_{max}^2} \right) \cdot N = \frac{2r dr}{r_{max}^2} \cdot N$ *(N é o número total de fótons simulados)*

O número de fótons que emergem de um anel circular de largura dr e chega à meia calota, chamado de fótons úteis, é obtido pelo produto do número de fótons que emergem do anel pela probabilidade de um fóton sair de S_r e atingir a meia calota.

$$dN = \left(\frac{2r dr}{r_{max}^2} N \right) \frac{[1 - \cos \varphi(r)]}{2}, \text{ simplificando}$$

$$dN = N \frac{r}{r_{max}^2} [1 - \cos \varphi(r)] dr \quad (22)$$

A Equação 22 fornece o número de fótons úteis que emergem de um anel de largura infinitesimal em função da sua distância r ao centro do círculo. Considere as duas integrais definidas da Equação 22:

$$\int_{r_c}^r N \frac{r'}{r_{max}^2} [1 - \cos \varphi(r')] dr' \rightarrow \text{Indica o número total de fótons úteis que emergem na}$$

região dentro da circunferência de raio r e fora da circunferência da base do cilindro.

$$\int_{r_c}^{r_{max}} N \frac{r}{r_{max}^2} [1 - \cos \varphi(r)] dr \rightarrow \text{Indica o número total de fótons úteis que emergem fora}$$

da circunferência da base do cilindro.

Para obter a função acumulada de probabilidade do problema (FDA radial), calcula-se a razão entre as integrais:

$$F(r) = \frac{\int_{r_c}^r N \frac{r'}{r_{max}^2} [1 - \cos \varphi(r')] dr'}{\int_{r_c}^{r_{max}} N \frac{r}{r_{max}^2} [1 - \cos \varphi(r)] dr} = \frac{\frac{N}{r_{max}^2} \int_{r_c}^r r' [1 - \cos \varphi(r')] dr'}{\frac{N}{r_{max}^2} \int_{r_c}^{r_{max}} r [1 - \cos \varphi(r)] dr} = \frac{\int_{r_c}^r r' [1 - \cos \varphi(r')] dr'}{\int_{r_c}^{r_{max}} r [1 - \cos \varphi(r)] dr}$$

Substituindo $\cos \varphi(r) = \frac{r}{\rho} = \frac{r}{\sqrt{r^2 + h^2}}$ e $\cos \varphi(r') = \frac{r'}{\rho} = \frac{r'}{\sqrt{r'^2 + h^2}}$, tem-se que:

$$F(r) = \frac{\int_{r_c}^r r' \left(1 - \frac{r'}{\sqrt{r'^2 + h^2}} \right) dr'}{\int_{r_c}^{r_{max}} r \left(1 - \frac{r}{\sqrt{r^2 + h^2}} \right) dr} = \frac{\int_{r_c}^r \left(r' - \frac{r'^2}{\sqrt{r'^2 + h^2}} \right) dr'}{\int_{r_c}^{r_{max}} \left(r - \frac{r^2}{\sqrt{r^2 + h^2}} \right) dr}$$

Portanto, precisa-se calcular a integral $\int \left(r - \frac{r^2}{\sqrt{r^2 + h^2}} \right) dr$. Utilizando de algumas transformações trigonométricas, obtém-se:

$$\int \left(r - \frac{r^2}{\sqrt{r^2 + h^2}} \right) dr = \frac{1}{2} \left[r^2 - r\sqrt{r^2 + h^2} + h^2 \ln(r + \sqrt{r^2 + h^2}) - h^2 \ln h \right]$$

Retornando a FDA, tem-se:

$$F(r) = \frac{\int_{r_c}^r \left(r' - \frac{r'^2}{\sqrt{r'^2 + h^2}} \right) dr'}{\int_{r_c}^{r_{max}} \left(r - \frac{r^2}{\sqrt{r^2 + h^2}} \right) dr} = \frac{\frac{1}{2} \left[r'^2 - r' \sqrt{r'^2 + h^2} + h^2 \ln(r' + \sqrt{r'^2 + h^2}) - h^2 \ln h \right]_{r_c}^r}{\frac{1}{2} \left[r^2 - r \sqrt{r^2 + h^2} + h^2 \ln(r + \sqrt{r^2 + h^2}) - h^2 \ln h \right]_{r_c}^{r_{max}}}$$

Reescrevendo a FDA:

$$F(r) = \frac{A}{2} \left[r^2 - r\sqrt{r^2 + h^2} + h^2 \ln(r + \sqrt{r^2 + h^2}) - C_{min} \right] \quad (23)$$

$$\text{Onde } \begin{cases} A = \frac{2}{C_{\max} - C_{\min}} \\ C_{\min} = r_c^2 - r_c \sqrt{r_c^2 + h^2} + h^2 \ln(r_c + \sqrt{r_c^2 + h^2}) \\ C_{\max} = r_{\max}^2 - r_{\max} \sqrt{r_{\max}^2 + h^2} + h^2 \ln(r_{\max} + \sqrt{r_{\max}^2 + h^2}) \end{cases}$$

A FDA radial da Equação 23 representa a probabilidade de um fóton que atinge a semicalota que contém o cilindro tenha partido de um ponto do plano de dentro de uma circunferência de raio r (com $r_c < r \leq r_{\max}$).

A FDP radial pode ser obtida derivando a FDA radial, ou seja, é determinada por

$$f(r) = \frac{dF(r)}{dr}:$$

$$\begin{aligned} f(r) &= \frac{A}{2} \left\{ 2r - \sqrt{r^2 + h^2} - \frac{r^2}{\sqrt{r^2 + h^2}} + h^2 \frac{1 + \frac{r}{\sqrt{r^2 + h^2}}}{r + \sqrt{r^2 + h^2}} \right\} = \frac{A}{2} \left\{ 2r - \sqrt{r^2 + h^2} - \frac{r^2}{\sqrt{r^2 + h^2}} + \frac{h^2}{\sqrt{r^2 + h^2}} \right\} \\ &= \frac{A}{2} \left\{ \frac{2r\sqrt{r^2 + h^2} - (r^2 + h^2) - r^2 + h^2}{\sqrt{r^2 + h^2}} \right\} = A \left\{ \frac{r\sqrt{r^2 + h^2} - r^2}{\sqrt{r^2 + h^2}} \right\} = A \left(r - \frac{r^2}{\sqrt{r^2 + h^2}} \right). \end{aligned}$$

Tem-se que a FDP radial é dada por

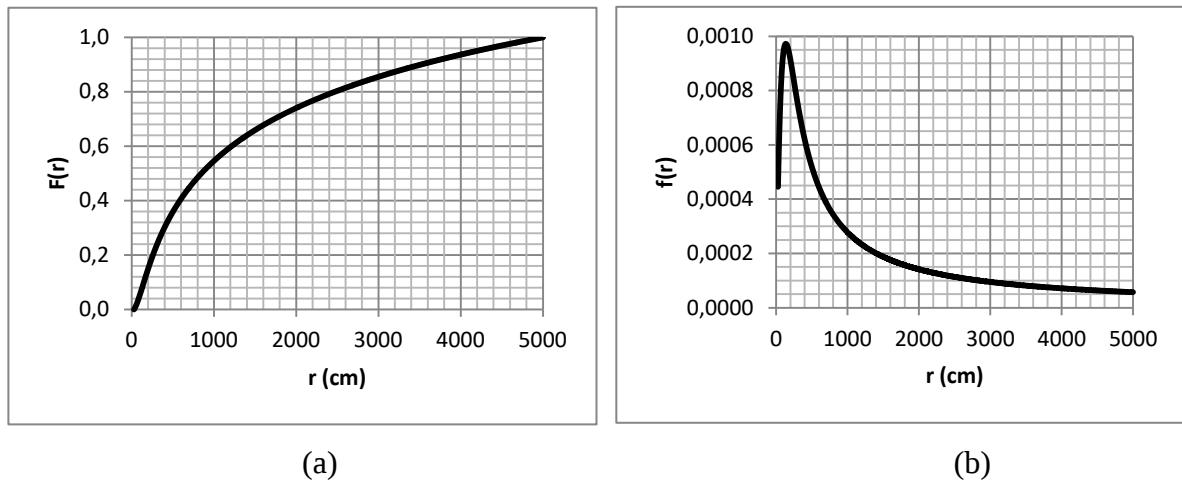
$$f(r) = A \left(r - \frac{r^2}{\sqrt{r^2 + h^2}} \right). \quad (24)$$

Se forem considerados os parâmetros estabelecidos na tabela 6, obtém os gráficos de $F(r)$ e $f(r)$ conforme a Figura 12.

Tabela 6 – Dados de entrada da fonte planar no MCE MSTA.

Constante	Valor
$r_c (cm)$	28,80
$r_{max} (cm)$	5000,00
$h (cm)$	175,56
$A (cm^{-2})$	1,84408E-05
Fonte: Vieira <i>et al.</i> (2015).	

Figura 12 - Gráficos da FDA (a) e da FDP (b) radiais com os parâmetros do MCE msta



Fonte: Vieira (2015).

WALLACE (2013) utilizou de outra FDP para descrever a distribuição radial dos fótons úteis para uma fonte de superfície circular planar, depositados em um detector 1 m acima do solo. Foi empregada a função

$$f(r) = \frac{r \cdot e^{-\mu\sqrt{1+r^2}}}{1+r^2} \quad (25)$$

onde r é a distância do centro do plano circular da fonte ao ponto de origem de emissão do fóton e μ é o coeficiente de atenuação linear para a energia do fóton no ar.

Observa-se um padrão nas Equações 24 e 25. Essas FDPs radiais obedecem a uma composição de funções exponencial, irracional e quadrática, de modo que se mantenha o comportamento crescente inicial, e posteriormente, à medida que r aumenta, o gráfico inverte o sentido em direção a zero, conforme Figura 12 (b).

Em ambas as simulações, a contribuição de pontos na proximidade, seja a esfera ou ao fantoma, serão maiores que a contribuição dos pontos mais distantes na superfície. Os pontos mais distantes têm um efeito reduzido substancialmente devido a lei do quadrado inverso e a atenuação aumentada devido à crescente obliquidade do caminho dos fótons da fonte através do solo. Apesar do crescimento da área de superfície (A_s) está associado ao aumento da distância (área da superfície é proporcional ao quadrado do raio), tem-se que esse aumento do limite da fonte é efetivamente compensado pela atenuação crescente do raio.

Além da obliquidade, outro aspecto importante da atenuação dos fótons úteis é a interação da radiação (retroespalhamento de raios gamas) devido ao aumento do percurso no ar. WALLACE, 2013 realizou um estudo onde apontou que esse efeito revelou uma queda de 2,5% quando nenhum ar foi modelado, indicando que embora contribua, não é um componente importante para o cálculo de Dose/INAK. Esse estudo considerou gamas de energias de fótons variando de 46,5 keV a 2,612 MeV. Portanto esse efeito não foi examinado no presente trabalho.

A FDA obtida na equação 23 admite inversa, entretanto ainda é um desafio usá-la para obter, de modo direto, um GNA radiais. Isto levou o grupo GDN a procurar métodos alternativos para amostrar r e otimizar o algoritmo da fonte radioativa planar.

VIEIRA e colaboradores (2015) apresentou um algoritmo MC não paramétrico da variável radial de uma fonte planar, realizando a discretização do domínio da FDA e utilizando interpolação linear, conforme descrito a seguir.

Ao invés de obter o GNA diretamente da inversão de $F(r) = u$, o domínio de $F(r)$ é discretizado em classes de distribuição de frequências de r com largura Δr . Dados r_c , r_{max} , Δr , h e $F(r)$, podem-se calcular pontos $(r_i, F(r_i))$ em $r_c \leq r \leq r_{max}$, utilizando

$$\begin{cases} r_i = r_c + \Delta r (i + 1), i = 0, 1, 2, \dots, N \\ N = (int) \left(\frac{r_{max} - r_c}{\Delta r} \right) \end{cases}.$$

Obtém-se uma amostra de r utilizando um GNA uniforme em $[0, 1]$. Supondo que um valor u é sorteado, o algoritmo procura as imagens $F(r_1)$ e $F(r_2)$ onde $F(r_1) \leq u \leq F(r_2)$. Quando encontra $(F(r_1), r_1)$ e $(F(r_2), r_2)$, calcula r por interpolação linear:

$$r = \begin{cases} \left[\frac{u - F(r_1)}{F(r_2) - F(r_1)} \right] (r_2 - r_1) + r_1, & \text{se } F(r_1) \neq F(r_2) \\ r_2, & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (26)$$

A Equação 26 é denominada gerador de números aleatórios por “frequências de raios” (GNA_FR) e está disponível nos atuais MCE do GDN. A fórmula descreve uma função geradora da variável radial baseada em frequências de raios na região circular $r_c \leq r \leq r_{\max}$. Vieira e colaboradores (2015) otimizaram o funcionamento do GNA_FR para $r_{\max} = 5000$ cm e $\Delta r = 5$ cm.

3.5.5 Atenuação da Dose

Os MCEs clássicos contêm os fantasmas nus e em posturas padrões, ortostática e supina. Para dosimetria ambiental seria de utilidade vestir tais fantasmas com roupas apropriadas ao indivíduo exposto.

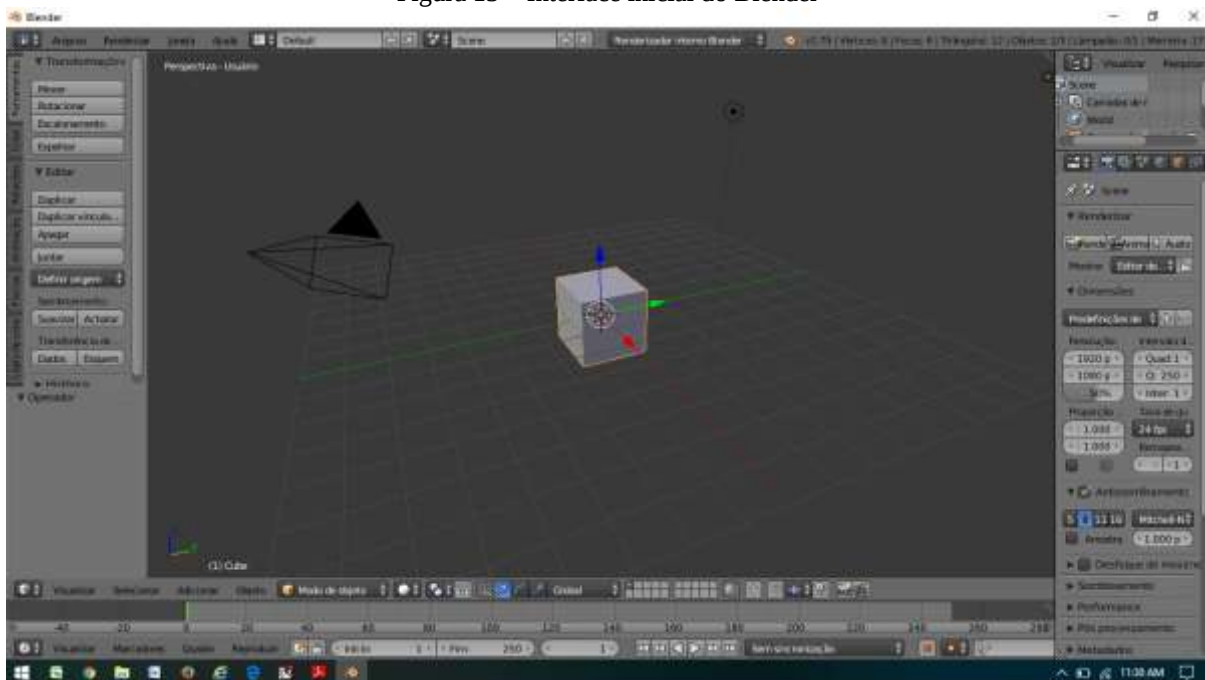
Para efeitos de simulação da distribuição de dose para exposição externa ao corpo humano, as vestimentas serão para o MCE como mais um órgão ou tecido, mas no tocante a interpretação dos dados pode ter um olhar de atenuação da dose no corpo humano, principalmente, para os fótons de baixa energia que apresentam alta secção de choque com materiais de composição química equivalente aos tecidos (CASSOLA *et al.*, 2010a).

Códigos abertos, como os pacotes de software MakeHuman e Blender, têm sido utilizados para a criação e modelagem de personagens 3D humanóides baseados em superfícies de malha poligonais (FONSECA *et al.*, 2014). No processo de desenvolvimento de modelos de vestimentas, o ajuste ao fantoma como ponto de partida é fundamental, pois através dele que são definidas as posições dos objetos.

Farias e colaboradores (2019), obtiveram um fantoma de malhas poligonais com postura, vestimentas e equipamentos de proteção individual adaptados, que representam o indivíduo ocupacionalmente exposto no momento da injeção de radiofármacos em medicina nuclear.

Um exemplo de software com uma versão gratuita para pesquisadores e que dispõe de relevantes recursos de processamento e de armazenamento de dados é o Blender (ver interface inicial na Figura 13). Esse pacote conta com um conjunto de criação de conteúdo 3D totalmente integrado, de código aberto, oferecendo uma ampla gama de ferramentas essenciais, incluindo modelagem, renderização, animação, composição, iluminação, texturização, entre outras habilidades, como suporte a modelagem utilizando malha poligonal, curvas Bezier e curvas ou superfícies NURBS (Manual do Blender, 2018).

Figura 13 – Interface inicial do Blender



Fonte: Manual Blender (2018).

Em 1988, Roosendaal co-fundou o estúdio de animação holandês NeoGeo. Na NeoGeo, Roosendaal foi responsável pela direção de arte e desenvolvimento de software 3D que era muito antigo e complicado para ser mantido, e precisava ser reescrita do zero. Em 1995, esta reescrita começou e foi destinada a tornar-se o software 3D, atualmente conhecido como Blender. O desenvolvimento do Blender continua até os dias atuais impulsionado por uma equipe de voluntários de todo o mundo e sua versão mais atual é a Blender 2.8 (manual Blender, 2019).

A manipulação de objetos pode ser feita de um modo intuitivo que ajudará o usuário a alterar algumas configurações, reposicioná-los no espaço e alterar a suas estruturas nos comandos de deslocamento, rotação e redimensionamento, inclusive utilizando teclas de atalho.

A interface pode ser personalizada para combinar tarefas específicas usando layouts de tela, que podem então ser nomeados e salvos para uso posterior. O Blender inicia mostrando a tela padrão, que é separada em cinco áreas contendo os editores listados a seguir:

- um editor de informações no topo, uma grade de visualização em 3D;
- uma linha do tempo na parte inferior;
- um outliner no canto superior direito;
- um editor de propriedades no canto inferior direito;
- um modo de edição, que é o principal modo de modelagem.

O modo de edição é usado para editar os seguintes tipos de objetos: malhas, curvas, superfícies, metaballs, objetos de texto e treliças.

Cassola e colaboradores (2010a) desenvolveram os fantasmas humanos adultos FASH e MASH, que foram projetados e construídos usando os softwares MakeHuman, Blender, Binvox e ImageJ, baseados em atlas anatômicos e superfícies 3D disponíveis gratuitamente.

Os tópicos que foram desenvolvidos nessa revisão não esgotam nenhum dos temas aqui tratado. No entanto, o que se objetivou foi ressaltar temas que foram úteis a esse trabalho, com destaque para artigos, dissertações e teses de pesquisadores do DEN.

4 MATERIAL E MÉTODOS

No presente trabalho, foram empregados os materiais alocados na sala de estudo dos alunos de pós-graduação do grupo RAE no Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco, Campus Recife e no Laboratório de Dosimetria Numérica (LDN) do Instituto Federal de Pernambuco Campus Recife.

4.1 MATERIAIS

Nesse estudo houve a necessidade de se optar por um código MC de transporte e interação da radiação gama ambiental para modelagem da distribuição da dose absorvida em órgão e tecidos de um indivíduo. O código EGSnrc, desenvolvido para transporte de fótons e elétrons, vem sendo utilizado pelo grupo GDN em avaliações dosimétricas. O EGSnrc concede ao usuário uma licença não-transferível e não-exclusiva para uso deste sistema livre de encargos apenas para pesquisadores sem fins comerciais.

Todos os MCEs desenvolvidos nesse trabalho têm como base o MCE MSTAFV17. O fantoma implementado no MCE MSTAFV17 foi o MASH, com a disponibilidade de visualização de CCs de dose de 113 órgãos e tecidos, além da média de dose e a dose efetiva. A fonte utilizada na simulação corresponde ao código 13 do arquivo do usuário MSTA.mortran, que trata da fonte planar (VIEIRA, 2017), onde foram realizados alguns ajustes, com destaque para a inserção de um espectro que retrata uma distribuição de radionuclídeos terrestres em equilíbrio radioativo secular.

Para a visualização gráfica dos arquivos de texto das deposições de energia por voxel do fantoma, foram utilizados os softwares Origin 6.0 e DIP (Digital Image Processing), onde foram realizadas pequenas modificações para a análise de resultados dosimétricos. No DIP, os arquivos de texto foram convertidos em arquivos binários de formato SGI⁶ que permitiram, em seguida, geração de imagens 2D e 3D (VIEIRA e LIMA, 2009).

Para a realização das tarefas de formatação, bem como, a digitação do texto e execução dos MCEs, foram utilizados dois computadores, sendo: um PC desktop com o Windows 10 Pro, sistema operacional de 64 bits, 24 GB de RAM e processador Intel® Core™ i7 CPU X 990 @ 3,47 GHz 3,46 GHz; e um notebook com processador Intel®

⁶ SGI (Simulações Gráficas Interativas) é a sigla de arquivos binários contendo pilhas de imagens manipulados no software DIP. Um SGI contém um cabeçalho com as dimensões do paralelepípedo que envolve a geometria mais os dados descritores das estruturas das geometrias.

Core™ i3 CPU X990 @ 2GHz, 4 GB de RAM e o sistema operacional Windows 10 Pro de 64 bits. Nestes computadores estão instalados os seguintes aplicativos necessários para o desenvolvimento da pesquisa: EGSnrc, Origin 6.0, Geogebra, MonteCarlo, DIP, FIJI/ImageJ e Blender.

Os dados primários do catálogo de espectro de energia de radiação de fundo foram retirados de GILMORE (2008), no Apêndice D, intitulado: Energias de raios gama em detector de fundo e no ambiente.

4.2 MÉTODOS

Na construção dos quatro MCEs do estudo, foram desenvolvidas ferramentas computacionais para preparar os arquivos de entrada, executar os MCEs, organizar os arquivos de saída e analisar os resultados gráficos e numéricos. Para posterior uso em dosimetria ambiental, foram realizados ajustes no fantoma MARTIN.

A metodologia do presente trabalho está organizada nos seguintes tópicos: Fonte Natural Terrestre, Modelos Computacionais de Exposição Desenvolvidos, Coeficientes de Conversão de Dose e a Modelagem de Vestimentas em Dosimetria Ambiental.

Como o modelo de superfície da fonte de estudo deveria ser representativo do solo, os modelos foram desenvolvidos tomando como ponto de partida os códigos do MCE MSTAFV17 (VIEIRA, 2017).

Os MCEs MSTA_K; MSTA_UTK_VAL; MSTA_UTK_PRI e MSTA_UTK_KVAR desenvolvidos neste trabalho são compostos pelo fantoma de voxels adulto masculino em posição ortostática, MASH (MAle meSH), acoplado ao código MC EGSnrc e com o algoritmo da fonte planar ajustado ao espectro de uma exposição a radiação gama natural em equilíbrio radioativo secular. Os CCs observados nas quatro simulações foram D/INAK (dose absorvida em órgãos e tecidos por kerma incidente no ar) e E/INAK (dose efetiva por kerma incidente no ar).

Para desenvolver os quatro MCEs desse estudo, foram implantados novos códigos ao MCE MSTAFV17, desenvolvido por Vieira (2017). Porém, o espectro hipotético da fonte planar foi substituído por um espectro de uma exposição à radiação gama natural em equilíbrio radioativo secular, por se tratar de um estado fundamental para a obtenção de atividades específicas de componentes das séries radioativas naturais, que serão medidas consideradas nos parâmetros de entrada dos MCEs desenvolvidos nesse trabalho.

4.2.1 Fonte Natural Terrestre

Observa-se por meio de resultados em trabalhos científicos experimentais, que utilizam de detectores de alta precisão, que em termos práticos, as fontes de radiação de origem terrestre apresentam um alinhamento a um padrão de espectro de fundo. Esse foi o ponto de partida para organizar em um arquivo de texto os espectros terrestres presentes nos quatro MCEs desenvolvidos nesse trabalho.

Os arquivos dos novos espectros descrevem a distribuição de probabilidades de energias associadas aos fótons emitidos por radionuclídeos de origem terrestre, quando os mesmos se encontram em equilíbrio radioativo secular numa dada região. O número de energias adotadas em publicações de MCEs para exposição externa a uma matéria irradiada (fantoma ou detector) a partir de radionuclídeos distribuídos em solo varia desde uma fonte monoenergética, como em Bezerra e colaboradores (2017), até um espectro mais minucioso, como por exemplo, em Krstic e Nikezic (2010), onde foi utilizado um total de 968 energias, sendo 967 energias de foto-picos da série do ^{238}U e do ^{232}Th juntamente com um foto-pico de 1,461 MeV devido ao ^{40}K .

Evidente que, quanto maior o número de fótons com energias variadas utilizadas na simulação, maior a probabilidade de reproduzir o cenário real de uma situação. No entanto, é possível estimar resultados confiáveis, aproximadamente 90%, da energia total emitida (produto de energia e rendimento de fótons individuais) usando um conjunto muito reduzido de emissões, que consiste apenas em eventos com maior probabilidade de ocorrência (WALLACE, 2013).

As energias e a distribuição de probabilidades de emissão de raios gama adotadas nesse trabalho seguem os rendimentos que constam em Gilmore (2008), que apresenta uma lista do que provavelmente será observado em um espectro de uma amostra durante 200.000 s (55,5 horas), em um estado muito próximo ao equilíbrio radioativo secular, medido por um detector de 50% de eficiência, envolvido por uma blindagem comercial típica em um laboratório ao nível do solo em uma área geológica comum.

Foram selecionadas para esse estudo todas as energias oriundas de radionuclídeos das séries de decaimento radioativas do ^{238}U e do ^{232}Th , que apresentam uma probabilidade de emissão maior que 2% em equilíbrio radioativo secular. As energias selecionadas correspondem a 18 picos da série ^{238}U , 19 picos da série ^{232}Th , além do pico de 1.461 keV do ^{40}K , totalizando 38 energias de fótons, que variam de 46,5 keV até 2.614 keV, conforme Tabela 7.

Tabela 7 – Energias e probabilidades de emissão dos raios gama das séries radioativas naturais do ^{238}U e ^{232}Th em equilíbrio radioativo secular

Série do ²³⁸ U				Série do ²³² Th			
RN	T _½	E _γ (keV)	P (%)	RN	T _½	E _γ (keV)	P (%)
²³⁴ Th	24,1 d	63,28	4,80	²²⁸ Ac	6,13 h	129,06	2,42
		92,58	5,58			209,26	3,89
²²⁶ Ra	1602 a	186,21	3,55			270,24	3,46
²¹⁴ Pb	26,8 m	242,00	7,27			328,00	2,95
		295,22	18,50			338,32	11,27
		351,93	35,60			463,00	4,40
		609,31	45,49			794,95	4,25
		768,36	4,89			911,20	25,80
		934,06	3,10			964,77	4,99
²¹⁴ Bi	19,7 m	1120,29	14,91			968,97	15,80
		1238,11	5,83	1588,2	3,22		
		1377,67	3,97	²¹² Pb	10,64 h	238,63	43,60
		1407,98	2,39			300,09	3,18
		1729,60	2,84	²¹² Bi	60,5 m	727,33	6,74
		1764,49	15,28			277,37	2,37
		1847,42	2,02	510,70	6,29		
		2204,21	4,91	²⁰⁸ Tl	3,1 m	583,19	30,60
²¹⁰ Pb	22 a	46,54	4,25			860,56	4,48
						2614,51	35,85
TOTAL			185,18	TOTAL			215,56

Fonte: Gilmore (2008).

RN: radionuclídeo; E_{γ} : energia gama; P: probabilidade de emissão; $T_{1/2}$: meia vida física; a: ano; d: dia; h: hora; m: minuto.

Os rendimentos em equilíbrio secular das energias provenientes do ^{208}Tl e do ^{212}Bi são baseadas na probabilidade de emissão do respectivo raio gama combinada com as probabilidades de emissão das partículas alfa e beta, respectivamente, do ^{212}Bi .

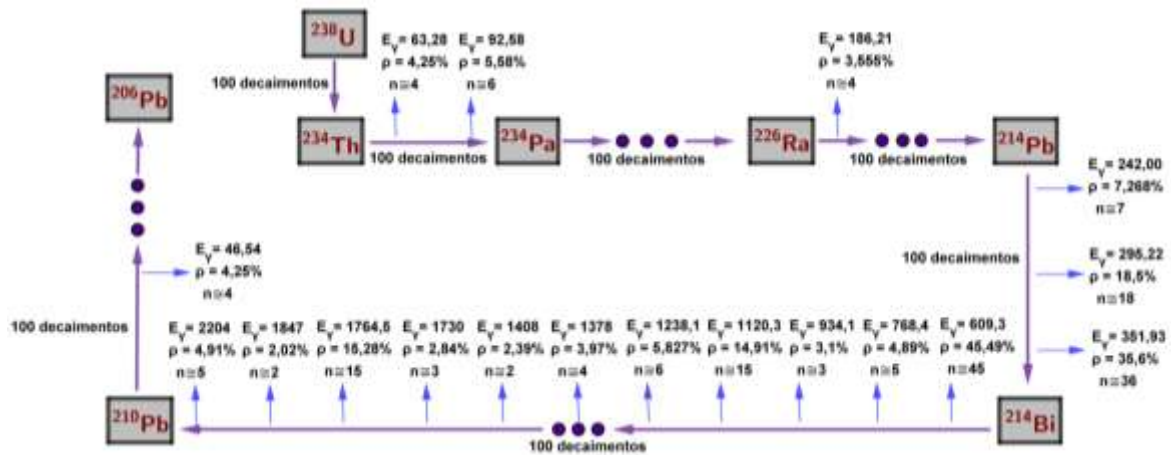
4.2.1.1 Normalização da Distribuição de Probabilidades

Normalizar uma distribuição é tomar uma imagem de uma função e ajustar ao intervalo [0, 1]. Nesse estudo, a normalização de um espectro de energia foi realizada por seleção de abundância.

Nos MCEs desenvolvidos nesse trabalho, a história de um fóton inicia com o sorteio do seu radionuclídeo emissor, podendo ser oriundo da série do ^{238}U , ou da série do ^{232}Th , ou ainda do ^{40}K . Caso a natureza do fóton seja de uma das séries de decaimento, é realizado um novo sorteio para definir a energia do raio gama dentro do espectro da série.

Nesta secção, detalha-se sobre a normalização das probabilidades de emissão de um fóton em cada uma das três possíveis emissões, fundamental para construção das Funções de Distribuição Acumuladas (FDAs) utilizadas no sorteio. Considerando a série do ^{238}U em equilíbrio secular radioativo com apenas os fótons cuja probabilidade de emissão supera os 2% (GILMORE, 2008), e observando uma atividade de 100 decaimentos por certa unidade de tempo, a distribuição das emissões gama se apresenta conforme a Figura 14.

Figura 14 – Fótons esperados em 100 decaimentos da série do ^{238}U em equilíbrio secular



E_γ : energia gama (keV); p : probabilidade de emissão; n : nº de fótons esperados em 100 decaimentos do ^{238}U .
Fonte: O Autor (2019).

O somatório de todas as probabilidades de emissões em equilíbrio secular de todas as energias selecionadas da série do ^{238}U aponta para uma liberação de aproximadamente 185 fótons em 100 decaimentos por unidade de tempo, com destaque para os raios gama de energias 295,22 keV (18,5%) e 351,93 keV (35,6%) do ^{214}Pb , além das energias de 609,3 keV (45,49%), 1120,3 keV (14,91%) e 1764,5 keV (15,28%) do ^{214}Bi , que apresentam os maiores rendimentos esperados em equilíbrio radioativo secular. O ponto de partida da construção da FDA da série do ^{238}U é a determinação do fator de normalização.

Considere as 18 energias γ_n , ($n = 1, 2, 3, \dots, 18$), com respectivos rendimentos $P(\gamma_n)$, o fator de normalização (f_{nu}) é dado pela razão entre 100 e f_u , onde f_u indica o número total de fótons esperados em 100 decaimentos por unidade de tempo da série de decaimento do ^{238}U , conforme a equação 27.

$$F_{NU} = \frac{100}{185,18} \cong 0,54001 \quad (27)$$

Considerando a energia γ_n , a probabilidade normalizada da energia $P'(\gamma_n)$ é dada pelo produto do fator de normalização (f_{nu}) pelo seu rendimento $P(\gamma_n)$, em porcentagem, dividido por 100, de acordo com a equação 28.

$$P'(\gamma_n) = \frac{F_{NU} \cdot P(\gamma_n)}{100} \quad (28)$$

De forma que a soma de todas as probabilidades normalizadas da série resulte em 1. Na Tabela 8, a terceira coluna apresenta as probabilidades normalizadas $P'(\gamma_n)$, para toda energia γ_n .

Tabela 8 – Probabilidades normalizadas e FDA da série do ^{238}U

Série do U-238			
Energia (keV)	Probabilidade (%)	P. normalizada	FDA
46,54	4,250	0,022950767	0,022950767
63,28	4,800	0,025920866	0,048871632
92,58	5,580	0,030133006	0,079004639
186,21	3,555	0,019197641	0,098202280
242,00	7,268	0,039248511	0,137450791
295,22	18,500	0,099903337	0,237354128
351,93	35,600	0,192246421	0,429600549
609,31	45,490	0,245654205	0,675254754
768,36	4,891	0,026412282	0,701667036
934,06	3,096	0,016718958	0,718385994
1120,29	14,907	0,080500489	0,798886483
1238,11	5,827	0,031466851	0,830353334
1377,67	3,967	0,021422516	0,851775849
1407,98	2,389	0,012901031	0,864676880
1729,60	2,843	0,015352713	0,880029593
1764,49	15,280	0,082514756	0,962544349
1847,42	2,023	0,010924565	0,973468914
2204,21	4,913	0,026531086	1,000000000
Total	185,179	1	

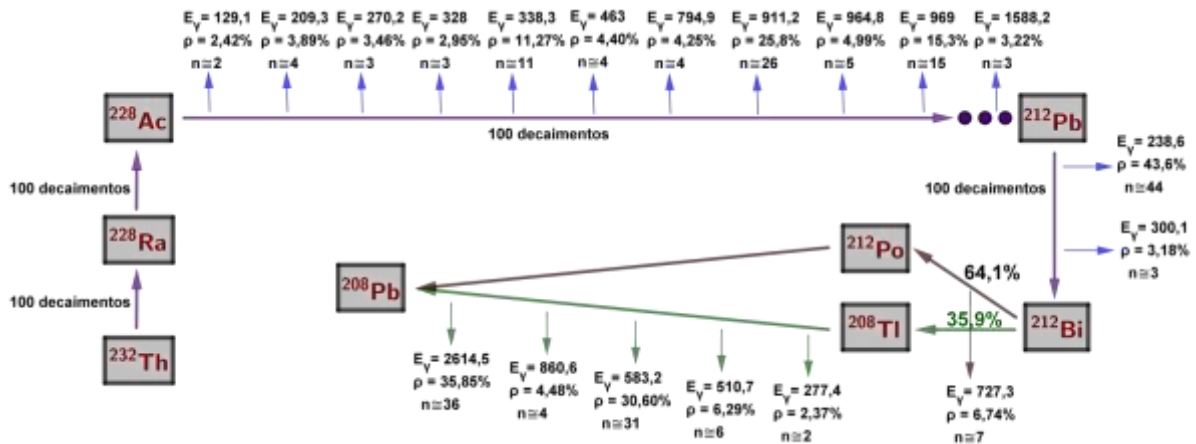
Fonte: O Autor (2019).

A quarta coluna corresponde a FDA das energias da série do ^{238}U , onde a probabilidade acumulada da primeira energia corresponde à primeira energia normalizada, enquanto que a probabilidade acumulada da segunda energia corresponde à soma da primeira com a segunda probabilidade normalizada, a terceira corresponde à soma da primeira com a

segunda e com terceira probabilidade normalizada, e assim sucessivamente.

As distribuições das probabilidades acumuladas das emissões gama da série do ^{232}Th (Figura 15) obedeceram a mesma metodologia utilizada para a série do ^{238}U (Figura 14).

Figura 15 – Fótons esperados em 100 decaimentos da série do ^{232}Th em equilíbrio secular.



E_γ : energia gama (keV); p : probabilidade de emissão; n : n° de fótons esperados em 100 decaimentos do ^{232}Th .

Fonte: O Autor (2019).

As probabilidades de emissões das energias mais relevantes da série do ^{232}Th apontam para uma liberação de aproximadamente 216 fótons em 100 decaimentos, com destaque para os raios gama de energias 338,3 keV (11,27%), 911,2 keV (25,8%) e 969 keV (15,3%) do ^{228}Ac , a energia de 238,6 keV (43,6%) do ^{212}Pb além das energias de 583,2 keV (30,6%) e 2614,5 keV (35,85%) do ^{208}Tl , que apresentam os maiores rendimentos esperados em equilíbrio radioativo secular.

Posteriormente, o fator de normalização para a construção da FDA da série do ^{232}Th foi calculado, de maneira análoga ao da série do ^{238}U . Considerando as 19 energias γ_n , ($n = 1, 2, 3, \dots, 19$), com respectivos rendimentos $P(\gamma_n)$. O fator de normalização (F_{NT}) calculado foi de 0,46391.

Considerando a energia γ_n , a probabilidade normalizada da energia $P'(\gamma_n)$ é dada pelo produto do fator de normalização (f_{nt}) pelo seu rendimento $P(\gamma_n)$, em porcentagem, dividido por 100, conforme a Equação 29.

$$P'(\gamma_n) = \frac{F_{NT} \cdot P(\gamma_n)}{100} \quad (29)$$

Desta forma, a soma de todas as probabilidades normalizadas da série é 1. A FDA das energias da série do ^{232}Th é construída de modo análogo a da série do ^{238}U e corresponde quarta coluna da Tabela 9, enquanto que, a terceira coluna indica as probabilidades normalizadas $P'(\gamma_n)$, para todo γ_n .

Tabela 9 – Probabilidades normalizadas e FDA da série do ^{232}Th .

Série do Th-232			
Energia (keV)	Probabilidade (%)	P. normalizada	FDA
129,06	2,42	0,011226573	0,011226573
209,26	3,89	0,018046020	0,029272592
238,63	43,6	0,202263871	0,231536463
270,24	3,46	0,016051215	0,247587679
277,37	2,37	0,010994619	0,258582297
300,09	3,18	0,014752273	0,273334570
328	2,95	0,013685285	0,287019855
338,32	11,27	0,052282427	0,339302282
463	4,4	0,020411950	0,359714233
510,7	6,29	0,029179811	0,388894043
583,19	30,6	0,141955836	0,530849879
727,33	6,74	0,031267397	0,562117276
794,95	4,25	0,019716088	0,581833364
860,56	4,48	0,020783077	0,602616441
911,2	25,8	0,119688254	0,722304695
964,77	4,99	0,023149007	0,745453702
968,97	15,8	0,073297458	0,818751160
1588,2	3,22	0,014937836	0,833688996
2614,51	35,85	0,166311004	1,000000000
Total	215,56	1	

Fonte: O Autor (2019).

Pelo fato do ^{40}K ser um radionuclídeo monoenergético, quando este for sorteado, o fóton emitido assume a energia de 1.460,82 keV, consequentemente, a probabilidade normalizada dessa energia é dada por $P'(1.460,82) = 1$. A primeira e a quarta colunas das Tabelas 8 e 9 foram adicionadas no arquivo de texto de espectros de energias discretas e foram identificados pelos rótulos 7 e 8 respectivamente, detalhados em 4.2.1.2.

4.2.1.2 Arquivo de Espectros

O arquivo de texto EnergyDiscreteSpectra.txt (Figura 16) consiste em um catálogo de espectros discretos de energias rotulados, incluindo um para cada uma das duas séries de decaimento radioativo descrito na seção anterior, formatado para ser lido pelo código do usuário padrão.

Figura 16 – Arquivo de espectros discretos energydiscretespectra.txt.

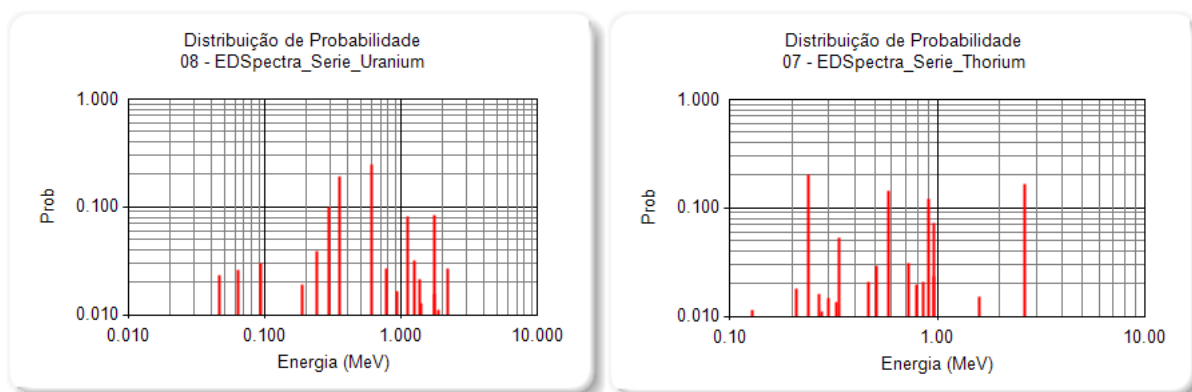
```
Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Pernambuco - IFPE
Escola Politécnica de Pernambuco - EPP/UPE
Criado em 28/08/2018
07 19 EDSpectra_Serie_Thorium
0.12900000 0.01122657
0.20900000 0.02927259
0.23800000 0.23153646
0.27000000 0.24758768
0.27700000 0.25858230
0.30000000 0.27333457
0.32800000 0.28701986
0.33800000 0.33930228
0.46300000 0.35971423
0.51000000 0.38889404
0.58300000 0.53084988
0.72700000 0.56211728
0.79400000 0.58183336
0.86000000 0.60261644
0.91100000 0.72230469
0.96400000 0.74545370
0.96800000 0.81875116
1.58800000 0.83368900
2.61400000 1.00000000
08 18 EDSpectra_Serie_Uranium
0.04600000 0.02295077
0.06300000 0.04887163
0.09200000 0.07900464
0.18600000 0.09820228
0.24200000 0.13745079
0.29500000 0.23735413
0.35100000 0.42960055
0.60900000 0.67525475
0.76800000 0.70166704
0.93400000 0.71838599
1.12000000 0.79888648
1.23800000 0.83035333
1.37700000 0.85177585
1.40700000 0.86467688
1.72900000 0.88002959
1.76400000 0.96254435
1.84700000 0.97346891
2.20400000 1.00000000
```

Fonte: O Autor (2018).

Os rótulos identificadores das séries de decaimento radioativo correspondem ao primeiro dado das linhas 4 e 24 e cada espectro contém, na primeira linha, além do número identificador, a quantidade de energias emitidas pela fonte e o nome do arquivo sem a extensão. As demais linhas de cada espectro contêm números reais correspondentes à energia (em MeV) e sua respectiva probabilidade acumulada. O caractere separador de dados é o

espaço em branco. A Figura 17 mostra as distribuições de probabilidades normalizadas para os espectros das séries do ^{238}U e do ^{232}Th (rótulos 7 e 8 do catálogo). As imagens foram obtidas no *software MonteCarlo* (VIEIRA, 2017).

Figura 17 - Distribuição de probabilidades normalizadas para os espectros das séries do ^{238}U e ^{232}Th .



Fonte: O Autor (2019).

Observa-se, na Figura 17, que as maiores probabilidades normalizadas (acima de 0,1) da série do ^{238}U são de energias de algumas centenas de keV, enquanto que na série do ^{232}Th há altos rendimentos em praticamente todo o intervalo de energia do espectro, com destaque para a energia de 2614 keV do ^{208}Tl , que além de apresentar uma alta probabilidade é a maior energia selecionada.

4.2.1.3 Relação entre Atividade Específica e Percentual de Fótons Simulados

Uma informação fundamental a ser colocada no arquivo de entrada é o número total de histórias, N , a ser usado na simulação. Os percentuais do número de fótons totais (N) oriundos da série de ^{238}U , da série do ^{232}Th e do ^{40}K também devem ser informados. Para tanto foi realizado um ajuste entre os dados obtidos em trabalhos experimentais do grupo RAE, geralmente em medidas de atividade específica (Bq/kg) de cada uma das três possibilidades, para um percentual de fótons simulados. Estes percentuais foram estabelecidos levando em conta o somatório de todos os rendimentos de cada uma das três possíveis naturezas das emissões gama, conforme as Tabelas 8 e 9.

Pode-se, então, estabelecer relações entre a atividade e o número esperado de fótons emitidos, considerando as séries em equilíbrio secular e apenas os fótons cuja probabilidade de emissão supere os 2%. Na proporção 1:1:1 para as atividades de ^{238}U , ^{232}Th e ^{40}K ,

respectivamente, e considerando 100 decaimentos por unidade de tempo para cada uma das séries de decaimento e do ^{40}K , conta-se aproximadamente 185 fótons esperados da série do ^{238}U , 215 fótons esperados da série do ^{232}Th e 11 fótons do ^{40}K .

Assim, simular um cenário com iguais atividades para a série do ^{238}U , do ^{232}Th , além do ^{40}K , não representa alimentar o código com um mesmo números de fótons simulados de cada possibilidade. Neste caso, se espera um número muito maior de fótons oriundos de qualquer uma das duas séries de decaimento radioativo em relação ao ^{40}K , por exemplo. Os casos de proporção 1:1:10 e 1:1:20 para atividades específicas de ^{238}U , ^{232}Th , e ^{40}K respectivamente, são mais representativos para um cenário realístico em termos de medidas de atividade no solo, quando comparado a proporção de 1:1:1.

Na proporção 1:1:10 para as atividades de ^{238}U , ^{232}Th e ^{40}K , respectivamente, considerando 100 decaimentos por unidade de tempo para cada uma das séries de decaimento e 1000 decaimentos por unidade de tempo do ^{40}K , espera-se cerca de 185 de fótons da série do ^{238}U , 215 fótons da série do ^{232}Th e 107 fótons do ^{40}K .

Na proporção 1:1:20 para as atividades de ^{238}U , ^{232}Th e ^{40}K , respectivamente, considerando 100 decaimentos por unidade de tempo para cada uma das séries de decaimento, e 2000 decaimentos por unidade de tempo do ^{40}K , espera-se cerca de 185 de fótons da série do ^{238}U , 215 fótons da série do ^{232}Th e 213 fótons do ^{40}K .

No caso geral, para obter o número de fótons esperados em quaisquer proporções, entre as atividades, além das indicadas anteriormente, considera-se as atividades específicas de ^{238}U , ^{232}Th e ^{40}K representadas por A_U , A_{Th} e A_K , nesta ordem, e sejam F_U , F_{Th} e F_K os números de fótons esperados de cada uma das três possíveis origens em 100 decaimentos. Pode-se obter, duas a duas, relações do número de fótons simulados N_U , N_{Th} e N_K . A Equação 30 estabelece uma relação entre o número de fótons simulados da série do urânio e do tório.

$$N_{Th} = \frac{F_{Th}}{F_U} \cdot \frac{A_{Th}}{A_U} \cdot N_U \quad (30)$$

Substituindo F_U e F_{th} , obtém-se a relação da Equação 31.

$$N_{Th} = 1,164 \cdot \frac{A_{Th}}{A_U} \cdot N_U \quad (31)$$

De forma análoga têm-se as outras duas relações, conforme as Equações 32 e 33:

$$N_{Th} = 20,221 \cdot \frac{A_{Th}}{A_K} \cdot N_K \quad (32)$$

$$N_U = 17,371 \cdot \frac{A_U}{A_K} \cdot N_K \quad (33)$$

A partir de dados empíricos de atividades específicas, podem-se determinar os percentuais a serem inseridos no arquivo de entrada. Para uma simulação de um estudo de caso, cujas atividades coincidam com os valores da média mundial de atividades no solo, segundo UNSCEAR (2010), de $A_U = 33$ Bq/kg, $A_{Th} = 45$ Bq/kg e $A_K = 412$ Bq/kg, pode-se determinar a relação, dois a dois, entre número de fótons N_U , N_{Th} e N_K . Desta forma, o número de fótons simulados oriundos da série do ^{232}Th é de 2,21 vezes o número de fótons oriundos do ^{40}K , ou seja, $N_{Th} = 2,21 \cdot N_K$. Seguindo um raciocínio semelhante, pode-se estabelecer a relação $N_U = 1,39 \cdot N_K$.

Considerando as relações entre o número de fótons simulados das três possíveis origens do fóton, foram estabelecidos os seguintes percentuais: $P_K = 21,74\%$; $P_U = 30,22\%$ e $P_{Th} = 48,04\%$.

Para o estudo de caso com as médias mundiais em atividade, esses percentuais obtidos indicam que, considerando uma simulação com N histórias, espera-se que 48,04% dos fótons totais sejam da série do ^{232}Th , 30,22% da série do ^{238}U e 21,74% do ^{40}K . Seriam esses percentuais a serem informados no arquivo de entrada do MCE nesse estudo de caso. Esse método de obtenção de percentuais de fótons a partir da atividade específica é geral. Por exemplo, para um estudo de caso com o dobro das atividades médias mundial, ou seja, $A_U = 66$ Bq/kg, $A_{Th} = 90$ Bq/kg e $A_K = 824$ Bq/kg, resultaria nos mesmos percentuais estabelecidos para o caso anterior. Assim, o método pode ser implementado para quaisquer distribuições de atividade específica.

A seguir são descritas as ferramentas computacionais produzidas para simular um espectro de raio gama de fundo ambiental usando o algoritmo da fonte planar. As variáveis que identificam o algoritmo do sorteio das energias são organizadas em arquivos de texto de entrada. Estas variáveis são utilizadas para estabelecer principalmente o estado inicial da simulação, e condições para avaliar os demais estados caracterizados pelas interações,

deposições de energia e avaliação das condições de deslocamentos subsequentes. Todas as implementações adicionais aos códigos já disponíveis no MCE MSTA foram feitas nos arquivos de usuário.

4.2.2 Modelos Computacionais de Exposição Desenvolvidos

Os arquivos do usuário padrão do EGSnrc tem por extensão *.mortran* e são escritos segundo os passos (step) traduzidos e descritos conforme a Tabela 10 (KAWRAKOW *et al.*, 2016).

Tabela 10 – Passos que compõem o código do usuário padrão

Passos (step)	Subpassos	Descrição
PASSO 1:		Personalização de macros do EGSnrc pelo usuário.
PASSO 2:		Pré-chamada da função HATCH – inicialização de variáveis.
	PASSO 2a	Leitura de parâmetros de exposição a partir do arquivo de entrada.
	PASSO 2b	Leitura dos dados do fantoma e inicialização da matriz 3D com os estes dados.
PASSO 3		Chamada da função HATCH e leitura dos dados da matriz 3D do fantoma.
PASSO 4		Inicialização da função HOWFAR.
PASSO 5		Inicialização da função AUSGAB
PASSO 6		Leitura dos dados da simulação.
	PASSO 6a	Leitura dos dados do arquivo DiscreteEnergySpectra.txt.
	PASSO 6b	Determinação dos parâmetros das partículas incidentes.
PASSO 7		Chamada da função SHOWER.
PASSO 8		Saída de resultados.

Fonte: O Autor (2019).

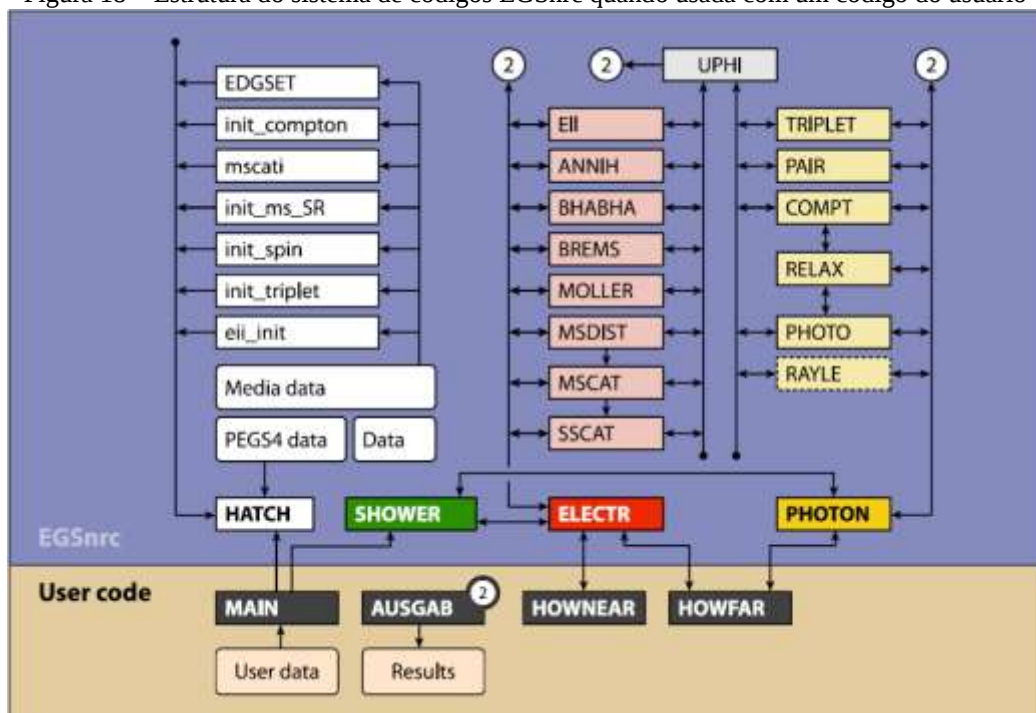
A Figura 18 é um diagrama de blocos do sistema de códigos do EGSnrc quando usado como código de usuário (KAWRAKOW *et al.*, 2016), como no caso dos quatro MCEs desenvolvidos nesse trabalho.

O código do usuário contém dois laços principais: o mais externo para ciclos de blocos informados no arquivo de entrada e o mais interno para ciclos de histórias da partícula. A seguir, serão descritas as implementações realizadas no código do usuário.

Os arquivos de entrada padrão do sistema EGSnrc atual tem por extensão *.egsinp*. O primeiro arquivo de *input* desenvolvido nesse trabalho foi o arquivo de entrada do MCE

MSTA_UTK_VAL, denominado MSTA_UTK_VAL.egsinp⁷, que foi adaptado do .egsinp do MCE do DEN para radiodiagnóstico (KRAMER *et al.*, 2008), que utiliza espectros contínuos de energia para raios-X. Uma das adaptações foi utilizar percentuais do número total de histórias (N) para as séries do ²³⁸U e do ²³²Th, assim como, o ⁴⁰K.

Figura 18 – Estrutura do sistema de códigos EGSnrc quando usada com um código do usuário



Fonte: Kawrakow *et al.* (2016).

Outra adaptação significativa é que no MSTA_UTK_VAL.egsinp também deve constar os rótulos (NSPEC) dos espectros discretos de energia a serem lidos pelo código do usuário no arquivo EnergyDiscreteSpectra.txt. O arquivo MSTA_UTK_VAL.egsinp também define parâmetros que permitem o ajuste para cada processo de simulação, como por exemplo, a espessura do anel (DR), o raio da circunferência da fonte planar (RQ), a energia inicial do fóton de estudo de trajetória (EIN) e o número de trajetórias registradas para esta energia de estudo (NTRAJETORIAS).

Na Figura 19 foi apresentada uma imagem do arquivo MSTA_UTK_VAL.egsinp completo e formatado para ser lido pelo código do usuário, isto é, com os parâmetros que foram referidos anteriormente e outros que já estavam presentes no .egsinp de radiodiagnóstico. O MSTA_UTK_VAL.egsinp foi a base de todos os arquivos de entrada

⁷ A sigla VAL em MSTA_UTK_VAL.egsinp significa a VALidação das adaptações realizadas nesse estudo em relação a fonte planar de Vieira (2017) e corresponde ao arquivo de entrada do MCE MSTA_UTK_VAL desenvolvido nesse estudo.

.*egsinp* desenvolvidos nesse trabalho. Para todas as simulações desse estudo, foram atribuídos DR = 5 cm (largura dos anéis concêntricos) e RQ = 5000 cm (raio da circunferência da fonte planar) (VIEIRA, 2017).

O número 1 que consta na quarta linha na Figura 19 indica o número de blocos de simulação. Na sétima linha, o número 13 corresponde ao rótulo da fonte planar com espectro terrestre no código do usuário, enquanto que, as distribuições de probabilidades acumuladas das séries do urânio e do tório no arquivo *EnergyDiscreteSpectra.txt* correspondem aos rótulos 7 e 8 da Figura 19.

Figura 19 – Arquivo de entrada MSTA_UTK_VAL.egsinp.

DATA INPUT FOR EGSnrc/MSTA3_MICR0160 CODE FOR INTERNAL/EXTERNAL WHOLE BODY EXPOSURES														
micro														
MACRO VOXEL DIMENS. [cm]: 0.12 0.12 0.12														
1														
WHOLE BODY EXPOSURE WITH AN ISOTROPIC SOURCE OF SOIL														
DR,PU,PT,PK,EK,RQ,YIQ	:	5.00	29.77	48.82	21.41	1460.82	5000.00	1.00						
NTIM,IGE,NSPEC,EIN,NG,NUM:	100000000	13	7	8	2614.	0	8	3	8	1	0	1	0	1
NTRAJETORIAS	:	5000												
IQ,ECT,PCT,WT,EC6,7,10,11:	0	20.	2.	1.00	5.	5.	5	5.	0.60	0.70	0.25	0.48	0.38	35.0
RESULTS IN FILE	:	MSTA_UTK_Teste												

Fonte: O Autor (2019).

Os arquivos de entrada MSTA_UTK_VAL.egsinp e *EnergyDiscreteSpectra.txt* contêm a maioria dos dados primários organizados e formatados para leitura no código de usuário *.mortran*. As informações adicionais requeridas pelos quatro MCEs são discutidas na sequência.

4.2.2.1 Declarações das Variáveis e de Vetores

A primeira vez que uma variável aparece no código do usuário *.mortran* é na sua declaração. As definições das variáveis foram realizadas no passo 1 e as principais variáveis usadas nos MCEs desenvolvidos nesse estudo estão descritas na Tabela 11.

PercU e PercT são os percentuais do urânio e do tório, respectivamente. Também foram definidas as variáveis reais ProbAU, ProbAT, que indicam as Probabilidades divididas por 100, respectivamente do ^{238}U e do ^{232}Th . Evidentemente que uma vez definidas as porcentagens do total do número fótons de cada uma das séries de decaimento, a parte que cabe ao ^{40}K é unicamente determinada.

Tabela 11 – Principais variáveis adicionadas ao código

Variável	
DeltaRCM	Largura dos anéis concêntricos da região circular do plano.
EKkeV	Energia do raio gama do ^{40}K .
EMAXkeV	Maior energia do espectro.
ZZUTK	Número randômico sorteado para escolha da origem do fóton.
ZZ01	Número randômico sorteado para escolha da energia na série.
ContagemU	Contagem dos fótons observados oriundos da série do ^{238}U .
ContagemT	Contagem dos fótons observados oriundos da série do ^{232}Th .
ContagemK	Contagem dos fótons observados procedentes do ^{40}K .
PercU	Porcentagem de fótons oriundos da série do ^{238}U
PercT	Porcentagem de fótons oriundos da série do ^{232}Th
ProbAU	Porcentagem normalizada da série do ^{238}U
ProbAT	Porcentagem normalizada da série do ^{232}Th
EkeVAtual	Energia da historia em simulação.
Ivoxmed	Id de cada meio que compõe o corpo.
EkeVTrajetorias	Energia de um grupo de fótons de mesma energia inicial.
ContaTrajetorias	Contador de trajetórias.
NTRAJETORIAS	Número de fótons de energia EkeVTrajetorias .
VTProbAcum_U(19) ⁸	Probabilidade normalizada da série do ^{238}U .
VTProbAcum_T(19)	Probabilidade normalizada da série do ^{232}Th .
VTCONTAGEMESPERADA_U(19)	Número de fótons esperados por energia da série do ^{238}U .
VTCONTAGEMESPERADA_T(19)	Número de fótons esperados por energia da série do ^{232}Th .
VTCONTAGEME0_U(19)	Número de fótons observados por energia da série do ^{238}U .
VTCONTAGEME0_T(19)	Número de fótons observados por energia da série do ^{232}Th .
IPRI	Identificador de interação primária.
RADDIGITAL_PRI	Registro da interação primária

Fonte: O Autor (2020).

4.2.2.2 Algoritmo do Sorteio da Energia dos Fótons

Nos MCEs desenvolvidos nesse estudo, o início de cada história é a definição da energia inicial do fóton. Primeiramente é sorteada a fonte de origem do raio gama, que pode de um radionuclídeo da série do ^{238}U , ou da série do ^{232}Th , ou ainda do ^{40}K , respeitando os percentuais inseridos no arquivo de entrada do modelo. Na Figura 20, tem-se o trecho do arquivo do usuário, dentro do Passo 6b, que correspondente ao algoritmo da definição da energia inicial de cada história.

A variável ZZUTK é um número aleatório⁹ sorteado para escolha do radionuclídeo de origem do fóton. Caso a natureza do fóton seja de uma das séries de decaimento, é realizado

⁸ Apesar da série do Urânio ter apenas 18 energias selecionadas, o rótulo 19 é colocado para seguir um padrão de algoritmos entre as séries, simplesmente o código verificará que a 19ª linha está vazia, sem perdas para a simulação.

um novo sorteio (iniciando um novo laço), por meio do número aleatório *ZZ01*, para escolha da energia do raio gama dentro de uma das séries.

Figura 20 – Algoritmo da definição da energia inicial de cada história

```

861 DO IPART=1,NTIMES [ "LOOP FOR PARTICLE HISTORIES"
862 "*****"
863 IF(NRSPEC_T.EQ.0.AND.NRSPEC_U.EQ.0)[ "MONOENERGETIC INCIDENT ENERGY"
864 ENERIN=EINS/1000.+ABS(IQIN)*rm;] "ENERGY IN MEV FOR PHOTONS OR ELECTRONS"
865 ELSE "DISCRETE SPECTRAL DISTRIBUTION OF INCIDENT ENERGIES ONLY FOR PHOTONS"
866 [
867 $RANDOMSET ZZUTK;
868 $RANDOMSET ZZ01;
869 IF(ZZUTK.LE.ProbAU)[
870 DO I=1,NRLINE_U[
871 IF(ZZ01.LT.VTPProbAcum_U(I))[EXIT;]]
872 EINS=VTE0MeV_U(I)*1000.; "keV"
873 ENERIN=VTE0MeV_U(I)+ABS(IQIN)*rm; "MeV"
874 VTCONTAGEME0_U(I)=VTCONTAGEME0_U(I)+1;
875 ContagemU=ContagemU+1;]
876 ELSE IF(ZZUTK.LE.ProbAT)[
877 DO I=1,NRLINE_T[
878 IF(ZZ01.LT.VTPProbAcum_T(I))[EXIT;]]
879 EINS=VTE0MeV_T(I)*1000.; "keV"
880 ENERIN=VTE0MeV_T(I)+ABS(IQIN)*rm; "MeV"
881 VTCONTAGEME0_T(I)=VTCONTAGEME0_T(I)+1;
882 ContagemT=ContagemT+1;]
883 ELSE
884 [
885 EINS=EKkeV; "keV"
886 ENERIN=EKkeV/1000.+ABS(IQIN)*rm; "MeV"
887 ContagemK=ContagemK+1;
888 ]
889 ESM=ESM+(EINS/1000.); "SUM UP EMITTED ENERGY (MeV) PER ORGAN OR TISSUE"
890 EKeVAtual=EINS;

```

Fonte: O Autor (2019).

No primeiro sorteio está implícita uma distribuição de probabilidade acumulada, baseada nos percentuais de história oriundos de cada série que foram inseridos no arquivo de entrada. Para um estudo de caso com as médias mundiais de atividade específica, que foram consideradas nos MCEs *MSTA_UTK_VAL* e *MSTA_UTK_PRI*, tem-se 30,22% dos fótons totais da série do ^{238}U , 48,04% da série do ^{232}Th e 21,74% do ^{40}K , neste caso, a distribuição de probabilidade acumulada é definida conforme a Tabela 12.

O código funciona da seguinte maneira: se o número $ZZUTK \leq 0,3022$, o fóton é oriundo da série da série do ^{238}U ; caso contrário se $ZZUTK \leq 0,7826$, o gama é oriundo da série do ^{232}Th ; caso contrário sua origem é do radionuclídeo ^{40}K .

⁹ Neste trabalho, *números aleatórios* devem ser entendidos como números sorteados uniformemente no intervalo [0, 1], exceto quando a função densidade for explicitamente colocada.

Tabela 12 – Probabilidade acumulada das naturezas dos fótons (média mundial em atividade específica)

Radionuclídeo/Série de origem	Probabilidade	Probabilidade acumulada
Série do ^{238}U	0,3022	0,3022
Série do ^{232}Th	0,4804	0,7826
^{40}K	0,2174	1,0000

Fonte: O Autor (2020).

Para o sorteio da energia inicial do fóton dentro das séries (quando necessário), é sorteado outro número ZZ01, a partir de então, o código identifica o intervalo na FDA da série correspondente no arquivo de espectros EnergyDiscreteSpectra.txt (Figura 16) ao qual ZZ01 pertence, definindo dessa forma, a energia do raio gama.

Espera-se que ao final da simulação a distribuição dos números de fótons observados por energia, se aproxime da distribuição informada nos espectros e que quanto maior o número total de histórias (N), menor a diferença percentual entre a distribuição esperada e observada.

A seguir serão descritas as finalidades, características e implementações adicionais de cada um dos quatro MCEs desenvolvidos nesse estudo.

4.2.2.3 MCE MSTA_K

Bezerra e colaboradores (2017) desenvolveram o MCE MSTA_K, com a finalidade de otimizar o número de histórias para os fótons (raios gama) de 1.461 keV do ^{40}K . Esse N estimado não deve afetar as estimativas dosimétricas (baixa dispersão em torno da média) e dedicar um tempo computacional viável para o PC utilizado.

No arquivo de entrada MSTA_K.egsinp, adaptado do MSTA_UTK_VAL.egsinp, foram inseridos 18 blocos de simulações, com o N variando de 10^5 a $5 \cdot 10^7$, totalizando 18 números de histórias simulados, 10^5 ; $3 \cdot 10^5$; $5 \cdot 10^5$; $7 \cdot 10^5$; 10^6 ; $2 \cdot 10^6$; $3 \cdot 10^6$; $4 \cdot 10^6$; $5 \cdot 10^6$; $6 \cdot 10^6$; $7 \cdot 10^6$; $8 \cdot 10^6$; $9 \cdot 10^6$; 10^7 ; $2 \cdot 10^7$; $3 \cdot 10^7$; $4 \cdot 10^7$ e $5 \cdot 10^7$.

Para que todos os fótons simulados fossem de 1.461 keV, em cada um dos 18 blocos do MSTA_K.egsinp, foi ponderada a totalidade (100%) das naturezas dos fótons para o ^{40}K , e em 0% para as séries do ^{238}U e ^{232}Th .

De acordo com arquivo de entrada, o MCE MSTA_K deve gerar 18 arquivos de texto de saída de CC de D/INAK, um para cada número de histórias simulado. Com esses dados de saída foi possível relacionar o comportamento do coeficiente de variância em função do número de histórias.

4.2.2.4 MCE MSTA_UTK_VAL

O MCE MSTA_UTK_VAL foi adaptado do MCE MSTAFV17 especificamente para coletar e salvar dados que informem sobre a distribuição de fótons que chegam à superfície do fantoma, sobre a distribuição radial dos pontos de emissão dos fótons que saem do solo e atingem o fantoma e permitam avaliar a relação entre o número de fótons esperados e número de fótons observados para cada energia presente. Adicionalmente, é possível especificar nesse MCE uma energia inicial a ser acompanhada ao longo das interações e registrar a trajetória de um número de fótons também especificado.

Os dados salvos por esse MCE foram organizados nos arquivos cujos nomes são listados na Tabela 13.

Tabela 13 – Arquivos de saída do MCE MSTA_UTK_VAL

Nome do arquivo de saída	Característica
ContagensT.txt	Contagem dos fótons observados da série do ^{232}Th .
ContagensU.txt	Contagem dos fótons observados da série do ^{238}U .
AmstrasPontosFantoma13.txt	Registro dos pontos de entrada dos fótons no fantoma.
AmstrasRaiosFDA13.txt	Distribuição radial dos fótons úteis.
MSTA_UTK_Trajektorias	Registro dos pontos de interação de um grupo de fótons com energia inicial especificada.

Fonte: O Autor (2019).

No passo 1 do arquivo *.mortran* foram definidas as variáveis inteiras ContagemU, ContagemT, ContagemK, para computar, respectivamente, as contagem dos fótons observados no subpasso 6a durante a simulação, procedentes do espectro da série do ^{238}U , do ^{232}Th e do ^{40}K .

No subpasso 6a o arquivo EnergyDiscreteSpectra.txt é lido, convertidos para contagens e transferidos para as variáveis vetoriais VTCONTAGEMESPERADA_U e VTCONTAGEMESPERADA_T.

Os números de fótons esperados (N_K , N_U , N_{Th}) são calculados por meio de um produto das probabilidades envolvidas e do número total de fótons simulados N (probabilidade de escolha da natureza $\times$ probabilidade de emissão da energia $\times N$) para cada energia.

Na leitura do arquivo de entrada, passo 5, são lidos os percentuais p_u , p_{th} e p_k , que são usados para o sorteio da natureza do fóton de uma dada história. Se o ^{40}K é sorteado, como a probabilidade de ocorrência da sua única energia é 1 (100%), o número de fótons esperados para esta energia é dada conforme a equação 34.

$$N_K = P_K \cdot N \quad (34)$$

Para obter os i -ésimos números de fótons esperados na série do ^{238}U , é preciso considerar as probabilidades das i -ésimas energias sorteadas, $P_{U(i)}$, obtendo-se a Equação 35.

$$N_{U(i)} = P_U \cdot P_{U(i)} \cdot N \quad (35)$$

De modo similar, a Equação 36 descreve o número de fótons esperados para i -ésima energia da série do ^{232}Th .

$$N_{T(i)} = P_T \cdot P_{T(i)} \cdot N \quad (36)$$

No mesmo passo do arquivo do usuário em que são definidas as variáveis vetoriais VTCONTAGEMESPERADA_U e VTCONTAGEMESPERADA_T, também são definidas as variáveis VTCONTAGEME0_U e VTCONTAGEME0_T. No passo 6b, quando começa o laço das histórias dos fótons, o código sorteia a natureza do fóton e, caso seja um fóton de uma das séries, a energia da atual história. É nesse instante que a contagem é realizada para o fóton específico. Ao fim do laço das histórias, os vetores VTCONTAGEME0_U e VTCONTAGEME0_T estarão preenchidos.

No passo 8, os resultados dos quatro vetores de contagem são salvos nos arquivos de saída ContagensT.txt e ContagensU.txt.

Outro interesse para validação das implementações adicionais ao MCE MSTA é que os pontos de entrada dos fótons no fantoma estejam distribuídos de forma coerente com a geometria da fonte. Com estes pontos, a superfície do fantoma pode ser reconstruída e informar sobre a qualidade da distribuição simulada, que é suposta isotrópica por rotação em torno do fantoma e obedece radialmente a FDP da Equação 24.

Para isso foi aberto no subpasso 6b, primeiro ciclo das energias, primeiro ciclo das histórias, o arquivo AmostrasPontosFantoma13.txt para escrita. Quando a fonte obtém o ponto na superfície do fantoma, se o número de fótons requerido ainda não for ultrapassado, este ponto é escrito no arquivo. Quando o número de fótons for atingido, o arquivo é fechado.

A Equação 24 descreve a distribuição radial dos fótons úteis. Na simulação, a variável r é a distância do ponto de emissão do fóton ao centro da fonte planar. A distribuição desses r , que é salva no arquivo AmostrasRaiosFDA13.txt, é comparada com a FDP analítica para uma das validações do MCE MSTA_UTK_VAL. No subpasso 6b, primeiro ciclo das energias,

primeiro ciclo das histórias, foi aberto o arquivo para registrar os raios e suas respectivas probabilidades sorteadas, de um número de histórias especificado.

Outro estudo realizado no MCE_MSTA_UTK_VAL foi o registro da distribuição das interações de um grupo de fóton de mesma energia inicial ao longo da sua trajetória. A energia inicial e o número de fótons são lidos no arquivo .egsinp e atribuídos às variáveis EkeVTrajectoria e NTRAJETORIAS (Tabela 8). No subpasso 6b, primeiro ciclo das energias, primeiro ciclo das histórias, foi aberto o arquivo MSTA_UTK_Trajektorias.txt (Tabela 10) para registrar, para cada fóton, as energias depositadas os pontos de interações, enquanto o número de fótons requeridos não for ultrapassado. Quando ultrapassado, o arquivo é fechado.

O arquivo *MSTA_UTK_Trajektorias.txt* foi convertido em arquivo binário de formato SGI, no menu estudos do DIP, seguindo o caminho: Imagens Sintéticas → Criar Fantomas Sintéticos de Resultados de um MCE → Amostras em Arquivo TXT de Histórias de Fótons Dentro de um Fantoma SGI → Usando Transformação Log no Tons de Cinza Finais. Essa ferramenta computacional lê o arquivo obtido na simulação e gera um arquivo SGI, onde foram selecionadas as histórias que apresentaram um número mínimo de 25 pontos de interação na sua trajetória.

Para ser realizada a visualização gráfica, foi utilizado o pacote de processamento de imagens FIJI do programa FIJI/ImageJ, que facilita a análise científica das imagens. No menu file, por meio do caminho Import → Raw, foi selecionado um arquivo de pilhas SGI e carregado o fluxo de imagens. Posteriormente em Plugins → Volume Viewer, foi gerada a imagem 3D das interações.

4.2.2.5 MCE MSTA_UTK_PRI

No MCE MSTA_UTK_PRI foram desenvolvidos códigos para registrar a primeira interação dos fótons com o simulador antropomórfico. Em dosimetria externa, é sempre importante avaliar a interação primária da radiação e onde se dá regularmente, por ser esperado que uma maior parte das energias típicas da radiação eletromagnética, principalmente em aplicações na medicina, deposita um percentual significativo na primeira interação (TURNER *et al.*, 1985).

Assim o MCE MSTA_UTK_PRI foi desenvolvido especificamente para registrar a primeira interação da radiação gama com o corpo humano, guardando as coordenadas x, y e z do ponto de interação primária do fóton, além da energia depositada.

Dessa forma, foi inserida no código do usuário, dentro do passo 6b, a variável IPRI, com resposta 0 ou 1, para identificar a interação primária. Quando IPRI = 1, as coordenadas do voxel e a energia depositada são registradas na variável RADDIGITAL_PRI, que é uma matriz 3D de inteiros com todos os elementos previamente iguais a zero. No passo 8, a RADDIGITAL_PRI é salva no arquivo de texto MSTA_UTK_EPriMeVPorVoxel.txt.

O arquivo MSTA_UTK_EPriMeVPorVoxel.txt, onde a energia depositada é registrada na primeira coluna e as coordenadas do voxel onde ocorreu a essa interação nas colunas 2, 3 e 4, foi convertido em formato SGI, utilizando o DIP por meio do menu estudos, através do caminho: Imagens Sintéticas → Criar Fantasmas Sintéticos de Resultados de um MCE → Amostras em Arquivo TXT de Energia/Voxel de um Fantoma SGI → Usando Transformação Log no Tons de Cinza Finais → Energia Depositada/Dose Absorvida/Dose Equivalente. Posteriormente, os arquivos SGI são convertidos em imagens por meio do caminho: Projeções e Secções → Projeção Axial Integral.

4.2.2.6 MCE MSTA_UTK_KVAR

O MCE MSTA_UTK_KVAR foi desenvolvido para investigar a distribuição de CCs de dose e de seus respectivos CVs em órgãos e tecidos para diferentes ponderações das naturezas dos fótons.

Foram escritos blocos de dados de entrada no arquivo MSTA_UTK_KVAR.egsinp para que se possa avaliar a distribuição dos CC de dose. Os estudos de caso variaram de um percentual de fótons simulados do ^{40}K de 0% a 100%, enquanto que o excedente dos fótons foi igualmente dividido entre as séries de decaimento radioativo do ^{238}U e ^{232}Th . A Tabela 14 mostra as variações percentuais escritas no arquivo MSTA_UTK_KVAR.egsinp.

Os registros foram baseados no ^{40}K , considerando que a faixa de 0% a 100% da presença deste radionuclídeo apresenta maior sensibilidade na mudança da energia média do espectro total. As energias médias das séries do ^{238}U e ^{232}Th , considerando o equilíbrio radioativo secular e as energias gama selecionadas, quando ponderadas com as respectivas probabilidades de emissões, apresentam médias de 729 keV e 912 keV, respectivamente. O ^{40}K é de natureza monoenergética e emite gama de 1.461 keV.

Tabela 14 – Percentuais de fótons simulados X proporção em atividades

Percentual Th-232	Percentual U-238	Percentual K-40	Proporção em atividades do ^{232}Th : ^{238}U : ^{40}K respectivamente
50	50	0	1,00 : 1,16 : 0
45	45	10	1,00 : 1,16 : 4,49
40	40	20	1,00 : 1,16 : 10,11
35	35	30	1,00 : 1,16 : 17,33
30	30	40	1,00 : 1,16 : 26,96
25	25	50	1,00 : 1,16 : 40,44
20	20	60	1,00 : 1,16 : 60,66
15	15	70	1,00 : 1,16 : 94,36
10	10	80	1,00 : 1,16 : 161,76
5	5	90	1,00 : 1,16 : 363,96
0	0	100	0 : 0 : -

Fonte: O Autor (2019).

Para chegar aos valores de proporção da Tabela 14, foram tomados os seguintes passos:

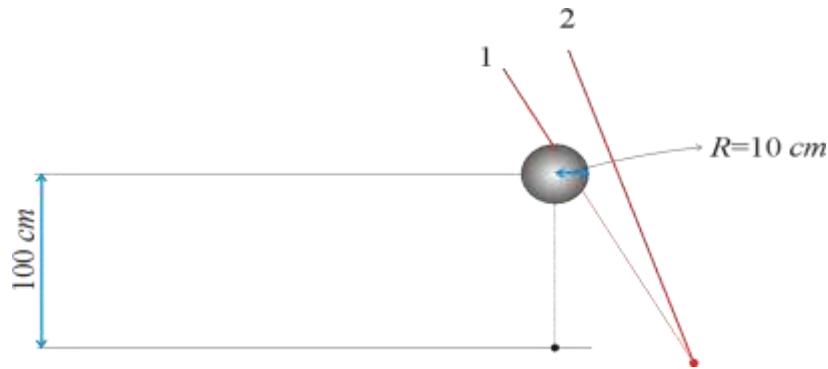
- foi adotada a referência unitária para atividade do ^{232}Th em todos os blocos, para então estabelecer as atividades em proporção do ^{238}U e do ^{40}K ;
- aplica-se o fator 1,164 na determinação da atividade em proporção do ^{238}U , razão entre o número de fótons esperados em 100 decaimentos da série do ^{232}Th e do ^{238}U . A proporção em atividade é a mesma para todos os blocos porque os percentuais de ^{232}Th e ^{238}U são iguais em todos os blocos;
- na atividade em proporção do ^{40}K , foi utilizado o fator 20,22. Nesse caso, A proporção em atividade não é a mesma para todos os blocos porque a razão entre os percentuais de ^{40}K e ^{232}Th são diferentes. Consequentemente, o produto desta razão por 20,22 resulta em proporções diferentes.

As linhas 3 e 4 da Tabela 11 contêm proporções que se aproximam da atividade média mundial (UNSCEAR, 2010).

4.2.3 Coeficientes de Conversão de Dose

No MCE desenvolvido nesse estudo, em paralelo a simulação do transporte e interação da radiação com a matéria, o kerma incidente no ar foi estimado em uma esfera com diâmetro de 10 cm à altura de 1 m, cujo centro passa pelo eixo de simetria do fantoma. A Figura 21 ilustra essa geometria para duas trajetórias de raios.

Figura 21 – Geometria para estimativa do kerma incidente no ar



Fonte: Vieira (2017).

Para essa estimativa, a fluência (Φ) é contabilizada cumulativamente no passo 6b, para cada fóton (na ilustração da Figura 21, o raio 1 seria contado e o raio 2 não) e energia (E). Ao fim da simulação o valor é dividido pelo número de histórias. Assim, a fluência acumulada para todos os fótons é convertida em Kerma, já que a função usada no passo 6b é representada pela Equação 37.

$$Kerma = \Phi E \frac{\mu_{tr}}{\rho} \quad (37)$$

Onde Φ é a fluência, $\frac{\mu_{tr}}{\rho}$ indica o coeficiente de absorção de energia em massa quando um feixe monoenergético de fótons de energia E interage com um material homogêneo. No passo 8, o Kerma incidente no ar (INAK) é utilizado para escrever nos arquivos a serem salvos os CCs D/INAK.

4.2.4 Modelagem de Vestimentas em Dosimetria Ambiental

O processo de construção de um fantoma referente a um trabalhador do campo, que usualmente está vestido com certos apetrechos, foi realizado neste trabalho. Foi utilizado o programa Blender 2.79 onde a partir de superfícies de polígonos mesh, observações em imagens 3D e tutoriais obtidos na internet, foram desenvolvidos objetos gráficos representando vestimentas que se adequam a anatomia humana.

Nesse trabalho, o fantoma foi inicialmente idealizado e adaptado para caracterizar um trabalhador do campo, o qual foi nomeado de MARTIN_AMB. O ponto de partida para obtenção do MARTIN_AMB em malha foi o fantoma MARTIN (ANDRADE, 2017), onde foram adicionadas calça, camisa e botas. Posteriormente essa versão será voxelizada para

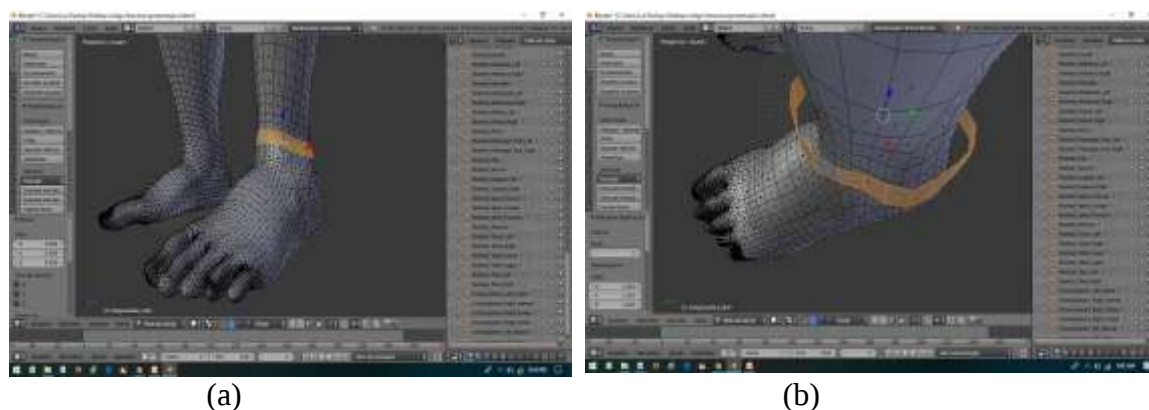
construção de um MCE, como os desenvolvidos nesse estudo, para estimativas dosimétricas onde será avaliada a blindagem adicional das vestimentas.

4.2.4.1 Modelagem de Vestimentas do Fantoma MARTIN

A qualidade gráfica dos modelos de vestimentas depende diretamente do realismo das estruturas anatômicas. As características anatômicas das vestimentas do MARTIN_AMB foram geradas a partir do fantoma MARTIN, principalmente baseadas na pele e musculatura. Posteriormente os modelos gráficos foram suavizados utilizando ferramentas manuais em acordo com o resultado visual. Do ponto de vista da construção do fantoma, estes objetos gráficos são incorporados como se fossem um órgão e/ou tecido anatômico.

Para iniciar a construção dos objetos gráficos, o fantoma MARTIN foi carregado no ambiente do Blender e para cada vestimenta, o ponto de partida foi à seleção de uma faixa da malha da superfície do fantoma e a realização do processo de duplicação. Para a modelagem dos calçados foi selecionada uma faixa da malha da superfície do fantoma na região do tornozelo conforme a Figura 22 (a).

Figura 22 – Processo de seleção da faixa de malha e duplicação



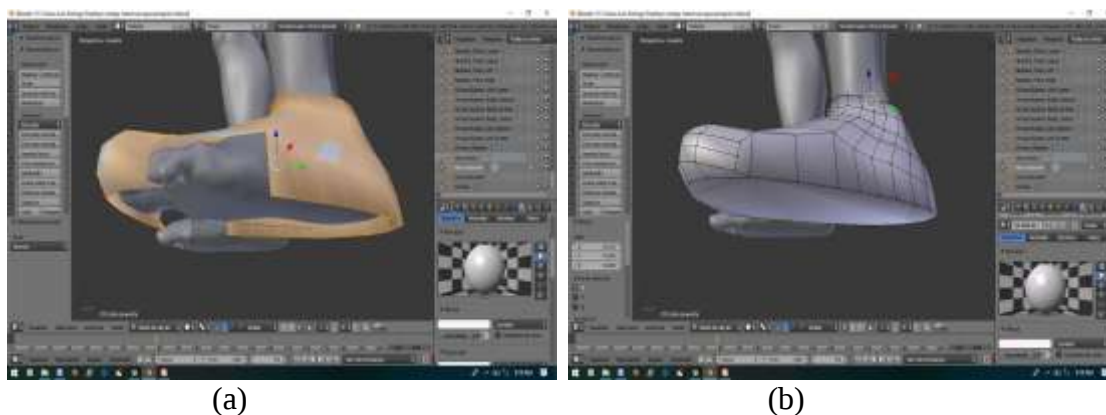
Fonte: O Autor (2019).

A imagem duplicada é ampliada conforme a Figura 22 (b), para posteriormente, por meio de um processo de extrusão¹⁰, gerar novas arestas e faces. A extrusão produz a conversão do que era vértice em aresta e o que era aresta em face na imagem duplicada, conforme Figura 23 (a).

¹⁰ Extrusão: Processo que envolve a duplicação dos vértices, enquanto ao mesmo tempo mantém a nova geometria conectada com os vértices originais. Os caminhos dos vértices são transformados em arestas e as arestas irão, a partir do mesmo raciocínio, formar novas faces.

Nesse passo são realizados os processos de subdivisão de arestas (criar vértices em arestas), criação de faces a partir de vértices selecionados, alinhamentos, ajustes e suavizações da malha. Por fim, a imagem duplicada conforme ilustrada na Figura 23 (b) é salva com nomenclatura de arquivo diferenciada, não modificando a imagem original.

Figura 23 – Extrusão e criação de Faces



Fonte: O Autor (2019).

Para as demais vestimentas, a modelagem foi similar. Na camisa foi selecionada a malha poligonal da região superior do tronco e dos ombros, enquanto que para a calça foi selecionada a parte da região inferior do tronco.

Durante a realização da modelagem se fez necessária à ocultação de órgãos e demais estruturas que dificultassem a visualização da região a ser analisada até obtenção da forma desejada.

No estudo não foi desenvolvido um MCE incluindo o fantoma MARTIN_AMB e, conseqüentemente, será preciso caracterizar os materiais de composição das vestimentas. Dados como densidade e composição elementar serão necessários para avaliar a atenuação da radiação.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A apresentação dos resultados e sua discussão abrangem a validação das ferramentas desenvolvidas nos arquivos do usuário, de entrada e de espectros, além da execução dos MCEs, da organização dos dados dosimétricos de saída e da análise gráfica e numérica.

Os novos algoritmos para simular nuvens radioativas de fótons apresentados na metodologia foram implementados sobre o MCE MSTAFV17 (VIERA, 2017). Os CCs D/INAK de todos os 113 órgãos (com densidade, dimensões e composição química de acordo com a publicação 89 da ICRP) do fantoma MASH mais o CC E/INAK foram estimados nas simulações deste estudo. Baseado nas recomendações da ICRP 103, a dosagem efetiva foi calculada usando fatores de ponderação de tecido. Simulações da ordem de 10^5 a 10^9 histórias foram realizadas para se obterem valores de CVs razoáveis nas condições mais adversas, isto é, incerteza pequena para CCs de dose para órgãos pequenos e/ou profundos que estejam blindados em relação à fonte.

A seguir são apresentados e discutidos os resultados dos MCEs desenvolvidos nesse estudo.

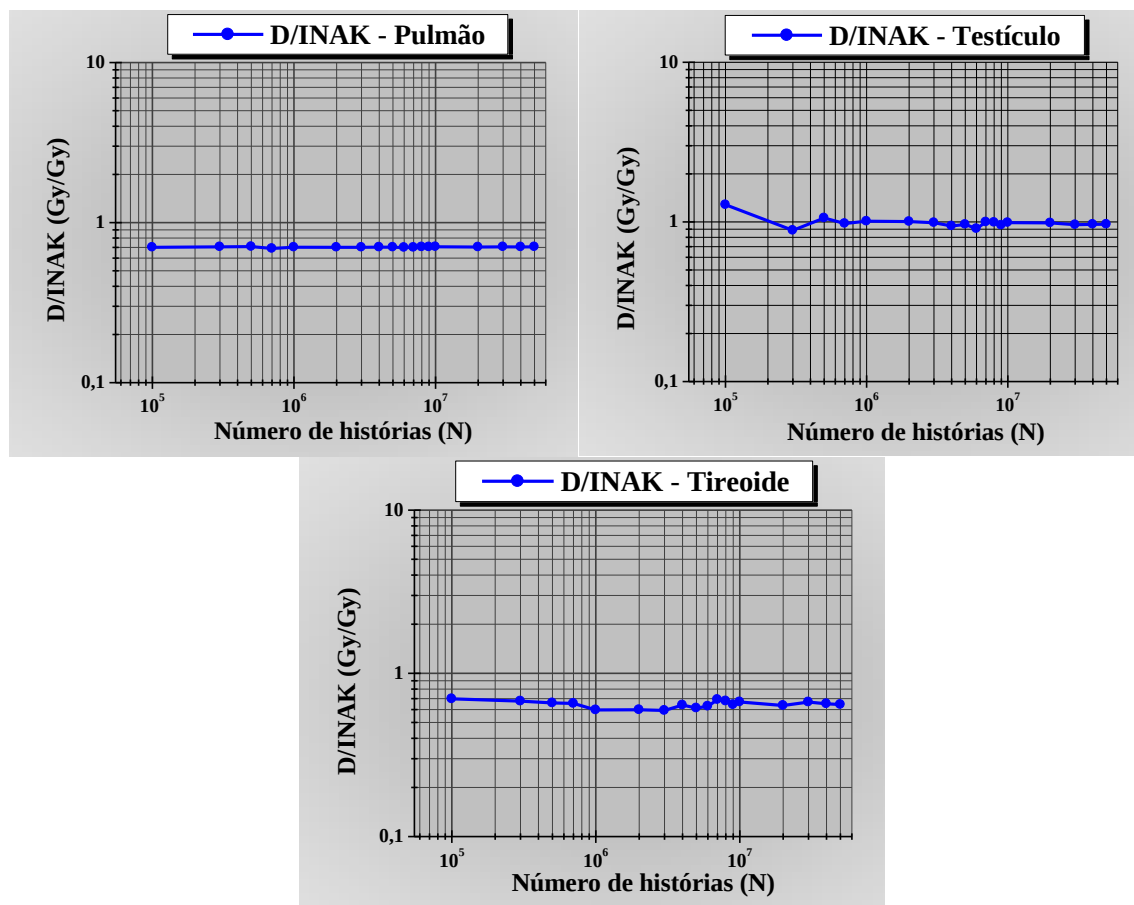
5.1 SIMULAÇÃO DO MODELO COMPUTACIONAL DE EXPOSIÇÃO PARA OTIMIZAÇÃO DO NÚMERO DE HISTÓRIAS DO ^{40}K

Para ajustar os CVs de órgãos blindados em relação à fonte a valores de baixa incerteza, foi otimizado o número de histórias (N) para fótons emitidos pelo ^{40}K . Para isso, o arquivo de entrada do MCE MSTAFV17 foi adaptado, inserindo 18 blocos de simulações, com o N variando de 10^5 a $5 \cdot 10^7$ e energia inicial do fóton de 1.461 keV. Esse modelo adaptado foi renomeado para MSTA_K.

Para analisar os resultados dosimétricos e suas incertezas, foram escolhidos a dose efetiva de corpo inteiro e os seguintes órgãos radiosensíveis: os pulmões, por sua localização e pela geometria da fonte, que foi uma nuvem radioativa ascendente; os testículos e a tireoide, pelas suas dimensões e localizações.

Na Figura 24, como se vê nos gráficos de D/INAK x N para pulmão, tireoide e testículo, o órgão que recebeu uma maior dose foi o testículo, como intuitivamente se esperava, devido a sua posição em relação à região da fonte com $r < r_c$ e a direção inicial da trajetória dos fótons que foi aproximadamente paralela ao eixo do fantoma.

Figura 24 – Medidas de D/INAK no pulmão, testículo e tireoide



Fonte: O Autor (2020)

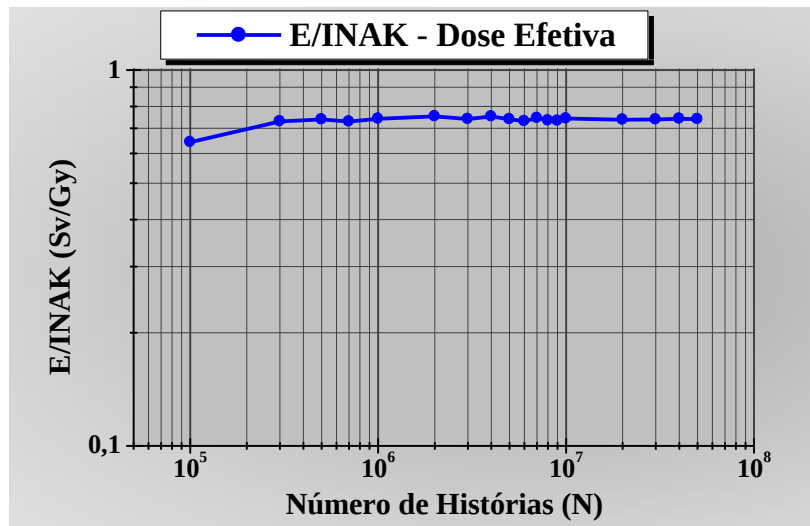
Os CCs D/INAK apresentaram valores que variavam em torno de 1 Gy/Gy para o testículo, enquanto que para os pulmões e para a tireoide os CCs variaram de 0,6 Gy/Gy a 0,7 Gy/Gy aproximadamente. Os CCs E/INAK foi estimada no MCE MSTA_K. Na Figura 25 é apresentado um gráfico dilog dos CCs E/INAK para o corpo inteiro em função do número N de histórias.

Os CCs E/INAK para o corpo inteiro do fantoma MASH e considerando o fóton monoenergético do ⁴⁰K apresentaram valores que variavam de 0,6 Sv/Gy a 0,8 Sv/Gy. Nas Figuras 24 e 25 os valores de CCs E/INAK e D/INAK apresentaram, a partir de um número de histórias da ordem de 10⁵, uma pouca oscilação que diminui com o crescimento do N.

Para quantificar essa tendência, é preciso também verificar o comportamento dos CVs para E/INAK e do tempo computacional em função do N (Figura 26). Na Figura 26 (a), o gráfico dilog mostra CV < 2% para a dose efetiva, independente do número de histórias. Para um N > 10⁶ observou-se um CV < 1%, indicando uma baixa dispersão das estimativas dosimétricas. O tempo computacional (t) em função do N foi avaliado pelo MCE MSTA_K

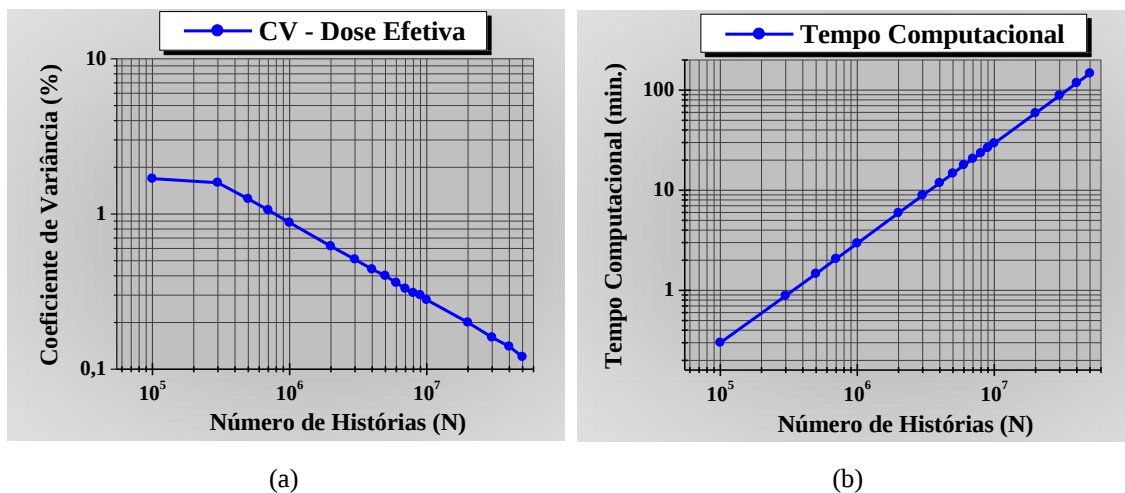
por meio do gráfico dilog conforme a Figura 26 (b). O t aumenta significativamente, segundo uma taxa constante, fato que se espera devido ao tempo computado de simulação começar com a criação do arquivo de dados para o n -ésimo número de histórias e finalizar quando este arquivo é fechado e salvo.

Figura 25 – Medidas de E/INAK de Dose Efetiva



Fonte: O Autor (2020).

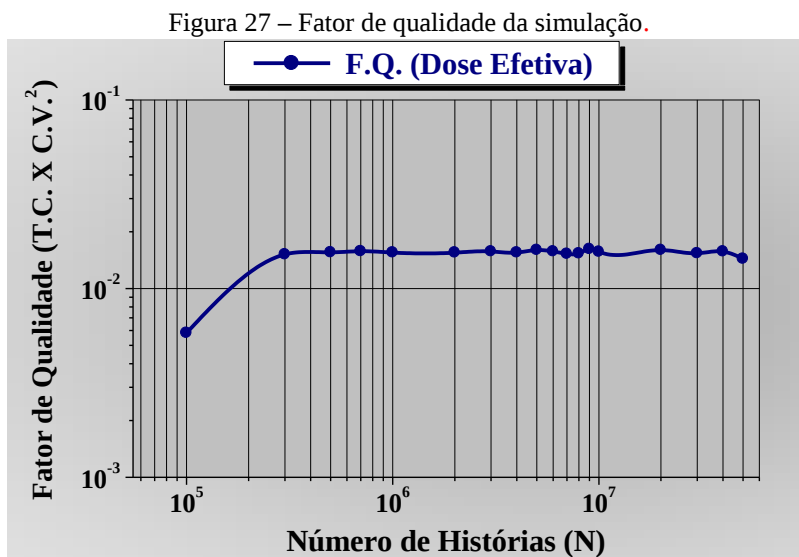
Figura 26 – Tempo computacional e coeficiente de variância em função do número de histórias



Fonte: O Autor (2020).

Observa-se um aumento de 29,48 minutos para produzir os arquivos de $2 \cdot 10^7$ histórias em relação a 10^7 histórias, praticamente o dobro do tempo, porém, os resultados dosimétricos de CC de dose e CV são praticamente os mesmos, tomando como referência o computador utilizado cujas configurações foram apresentadas nos materiais. Por fim, foi utilizada a Equação 11 para calcular o fator de qualidade de E/INAK (FQ). Na Figura 27, o

FQ apresentou de um $N = 10^5$ para um $N = 3 \cdot 10^5$, um aumento justificado pela taxa de crescimento do tempo computacional. A partir de um $N = 5 \cdot 10^5$, com margem de segurança, o FQ se estabiliza e não apresenta mais crescimentos significativos, porém para as condições da simulação.



Fonte: O Autor (2020).

Se as simulações dosimétricas apresentadas na sequência utilizassem um $N = 5 \cdot 10^5$, isto implicaria em uma subestimação de situações que envolvem espectros de energia e avaliação individuais de valores de D/INAK. A Tabela 15 exhibe alguns resultados (tempo computacional e CVs) de simulações realizadas nesse trabalho. Os valores de N utilizados já contêm uma margem de segurança, que resultou em erros desprezíveis mesmo para estimativas de D/INAK.

Foram selecionadas na Tabela 15:

- a) duas simulações do MCE MSTA_K, que trata de uma fonte monoenergética;
- b) a simulação de 10^8 do MCE MSTA_UTK_VAL com um espectro de 38 picos;
- c) a simulação do MCE MSTA_UTK_PRI com um espectro de 38 picos;
- d) duas simulações do MCE MSTA_UTK_KVAR. Uma com espectro monoenergético (apenas fótons simulados do ^{40}K) e outra com um espectro de 37 picos da série ^{238}U e ^{232}Th .

Tabela 15 – Número de histórias e CVs de simulações realizadas neste estudo

MCE	N	t	CV tireoide	CV testículos	CV E/INAK
		(min)		(%)	
MSTA_K	$5 \cdot 10^5$	1,47	14,25	8,72	1,25
MSTA_K	10^7	29,42	3,12	2,02	0,28
MSTA_UTK_PRI	$2 \cdot 10^9$	4258,56	0,26	0,19	0,02
MSTA_UTK_KVAR (K = 100%)	10^8	457,13	0,68	0,50	0,06
MSTA_UTK_KVAR (K = 0%)	10^8	365,61	0,88	0,63	0,07

Fonte: O Autor (2020).

Apesar do FQ da dose efetiva para o MCE MSTA_K mostrado na Figura 27 ter apresentado uma tendência constante para um $N \geq 5 \cdot 10^5$ observam-se na Tabela 15 que os CVs, principalmente para os órgãos de pequena dimensão, apresentaram, nessa esta simulação, valores de CVs que indicam uma considerável dispersão das estimativas dosimétricas em torno da média. Entretanto, para um $N = 10^7$, já se verifica um CV aceitável para a tireoide, um órgão de massa relativamente pequena (aproximadamente 20g para o modelo adulto masculino da ICRP 89) e parcialmente blindada para a fonte de estudo.

Com o MCE MSTA_K foi obtido um número de fótons limite, com margem de segurança, de $N = 10^8$ para as simulações com interesse em estimativas dosimétricas subsequentes. Isto garante que não haverá riscos de aparecerem nas simulações erros aleatórios residuais causados por flutuações estatísticas que uma quantidade insuficiente de amostra poderia causar, principalmente, em órgãos pequenos e radiosensíveis como tireoide e testículos. Assim, foram utilizados $2 \cdot 10^9$ para o MCE MSTA_UTK_PRI e 10^8 para o MCE MSTA_UTK_KVAR.

5.2 MODELO COMPUTACIONAL DE EXPOSIÇÃO PARA VALIDAÇÃO DO ALGORITMO DA FONTE PLANAR

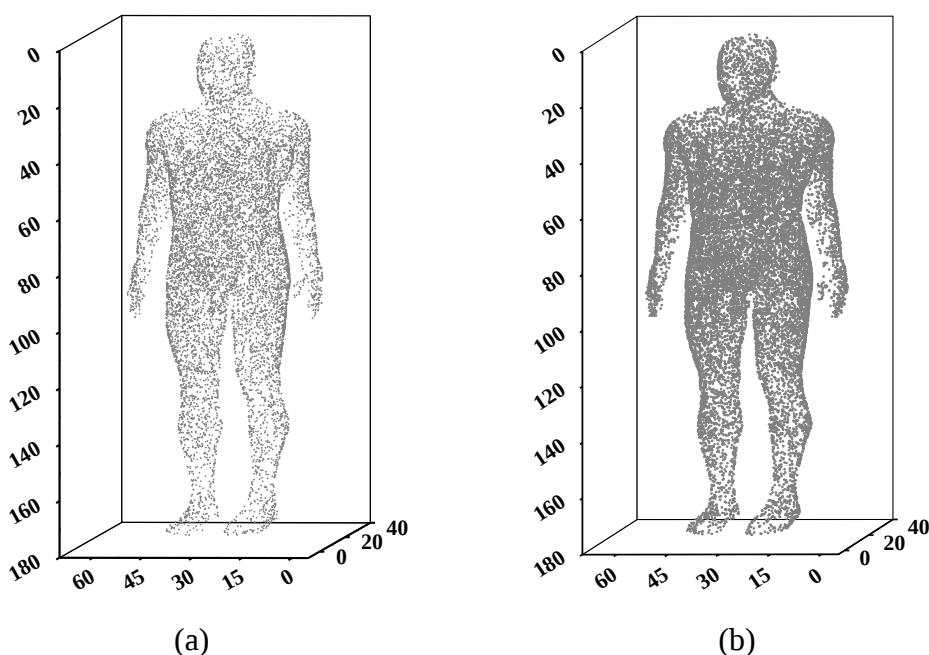
Nessa seção são apresentadas as respostas dos parâmetros que contribuem para avaliar a concordância dos códigos desenvolvidos com os padrões da fonte planar.

5.2.1 Distribuição dos Pontos de Entrada no Fantoma

Uma variável que pode dar uma ideia de bom funcionamento da fonte planar é o ponto de iminência de entrada do fóton no fantoma, mais especificamente, como os pontos se distribuem na superfície do fantoma. Os arquivos *AmstrasPontosFantoma13.txt* (ver seção 4.2.2.4) foram preenchidos com as coordenadas x, y e z, dos pontos de entradas no fantoma de N/20 histórias. Esses arquivos de texto foram importados para a planilha do origin 6.0, que dispõe da ferramenta *3D XYZ - 3D Scatter*, ideal para mostrar os lugares geométricos de uma coleção de pontos no espaço.

A Figura 28 (a) mostra a distribuição dos $10^6/20$ pontos de entrada dos fótons na superfície do fantoma utilizando o MCE MSTA_UTK_VAL. Observa-se uma menor densidade de pontos nas partes superiores dos pés e da cabeça, além da parte interna dos braços. Isto sugere que estas regiões não estão diretamente expostas à fonte planar no solo. A mesma tendência é observada na Figura 28 (b) cuja distribuição tem $10^8/20$ fótons de entrada.

Figura 28 – Pontos de entrada no fantoma



Fonte: O Autor (2019).

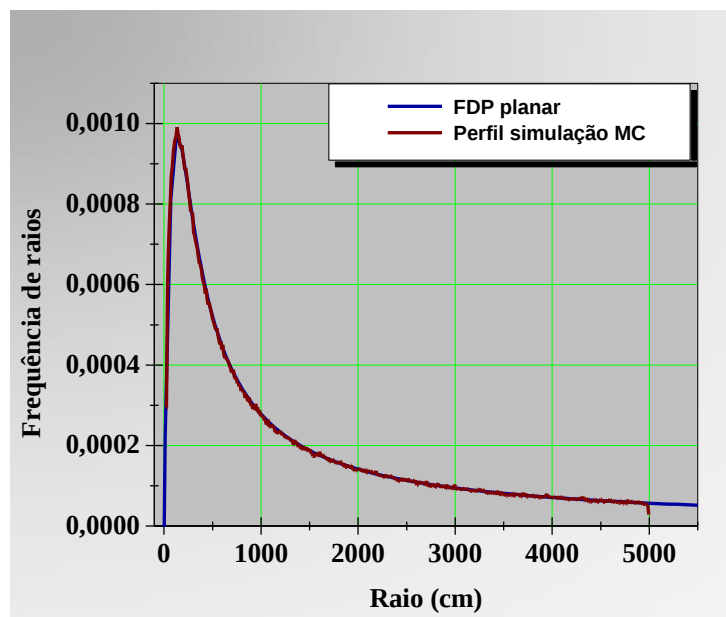
Dessa forma a distribuição se apresenta de acordo com o que se espera de uma exposição de um indivíduo em posição ortostática a uma fonte emissora de fótons do plano inferior. Isso assegura, qualitativamente, que o algoritmo da fonte pode ser utilizado em dosimetria ambiental.

5.2.2 Distribuição Radial

O MCE MSTA_UTK_VAL também serviu para investigar a distribuição dos fótons no momento em que eles são gerados no plano. Segundo a Equação 24, esta distribuição é radial, isto é, só depende da variável r , dos parâmetros do fantoma e da região do plano considerada.

O arquivo de saída AmstrasRaiosFDA13.txt (ver seção 4.2.2.4) foi preenchido com $N/100$, ou seja, $10^8/10^2 = 10^6$ raios no instante em que o algoritmo da fonte determina o ponto S_r (ver Figura 9) de onde parte um fóton útil para a dosimetria. A distribuição de raios contida no arquivo AmstrasRaiosFDA13.txt foi convertida em uma tabela de “frequências de raios”¹¹, com intervalos de classe de $\Delta r = 10$ cm, e a contagem foi realizada entre $r_c \leq r \leq r_{\max}$. A Figura 29, construída no Origin 6.0, mostra o histograma da tabela de frequência de raios sobre o perfil da FDP da Equação 24, com os parâmetros da Tabela 6.

Figura 29 – FDP planar e perfil MC da distribuição planar



Fonte: O Autor (2019).

Qualitativamente, observa-se uma concordância entre os perfis das curvas o que permite afirmar que os algoritmos foram implementados de modo apropriado e o número de amostras coletadas no arquivo é suficiente para reproduzir a FDP da Equação 24 com o mínimo de dispersão.

¹¹ Como r é uma variável real, o termo frequência de raios foi grafado entre aspas porque, em estatística, o termo frequência está associado a contagens discretas, isto é, variáveis inteiras.

Considerando o desvio entre o percentual de frequência de raios e a imagem do ponto médio por meio da FDP planar em cada intervalo de $\Delta r = 10$ cm, determinou-se o erro relativo de cada intervalo e posteriormente foi calculado o erro relativo médio de 2,22%, indicando desvios pequenos da simulação MC em relação a FDP Planar.

Dessa forma, os códigos implementados para o estudo da distribuição radial dos fótons úteis foram validados de maneira qualitativa, por meio da Figura 27, e quantitativa, pelo baixo erro relativo médio.

5.2.3 Gerador de Número Aleatório (GNA)

Uma característica importante que os códigos de simulação e transporte de radiação deve fornecer é a capacidade de gerar números aleatórios. Em todos os MCEs desenvolvidos nesse trabalho foi utilizada a macro \$RANDOMSET para iniciar uma variável real com um número aleatório em [0,1]. A macro \$RANDOMSET utiliza como padrão os GNAs ranlux e ranmar. Para verificar se os algoritmos implementados nesse trabalho e que, dependem de variáveis aleatórias, respondem como esperado com o gerador padrão foi realizada contagem do número de fótons de cada energia do espectro.

Foram considerados no MCE MSTA_UTK_VAL os percentuais correspondentes às médias mundiais em atividades (ver seção 4.2.1.3) e o número de fótons esperados para cada energia pode ser calculado utilizando as Equações 34, 35 e 36 (ver seção 4.2.2.4). Os dados obtidos nos arquivos de saída ContagensT.txt e ContagensU.txt (ver seção 4.2.2.4) foram organizados conforme a Tabela 16.

O resultado esperado deve ser a concordância da contagem observada com a quantidade prevista pela distribuição de probabilidade do espectro. Os dados da coluna “Fótons esperados” foram calculados por meio de um produto das probabilidades envolvidas para cada energia e do número total de fótons simulados N . Foi calculado o erro relativo percentual do número de fótons observados na simulação em relação ao número de fótons esperados para cada energia.

No geral, foram observadas pequenas dispersões, cujo maior erro individual ocorreu para a energia de 934 keV, que como esperado, tem baixa probabilidade de emissão.

Tabela 16 – Fótons esperados e observados por energia

²³⁸ U	Fótons	Fótons	E _r	²³² Th	Fótons	Fótons	E _r
E _γ (keV)	esperados	observados	(%)	E _γ (keV)	esperados	observados	(%)
46	693572	693142	0,062	129	539324	540073	0,139
63	783328	783413	0,011	209	866931	866559	0,043
92	910620	910571	0,005	238	9716756	9720552	0,039
186	580153	580338	0,032	270	771101	771501	0,052
242	1186090	1184061	0,171	277	528182	527702	0,091
295	3019079	3018082	0,033	300	708699	708472	0,032
351	5809687	5809699	0,000	328	657441	656292	0,175
609	7423670	7427330	0,049	338	2511647	2510263	0,055
768	798179	797831	0,044	463	980590	981871	0,131
934	505247	506591	0,266	510	1401798	1404392	0,185
1120	2432725	2432772	0,002	583	6819559	6820505	0,014
1238	950928	951018	0,009	727	1502086	1499530	0,170
1377	647389	647362	0,004	794	947160	947310	0,016
1407	389869	389479	0,100	860	998419	998273	0,015
1729	463959	462815	0,247	911	5749824	5750197	0,006
1764	2493596	2493040	0,022	964	1112078	1112854	0,070
1847	330140	330464	0,098	968	3521210	3519989	0,035
2204	801770	802338	0,071	1588	717614	719422	0,252
				2614	7989580	7987404	0,027
Total	30220001	30220346	0,001	Total	48039999	48043161	0,007
Erro relativo médio			0,068	Erro relativo médio			0,081

Fonte: O Autor (2019).

E_γ: energia gama; E_r: erro relativo.

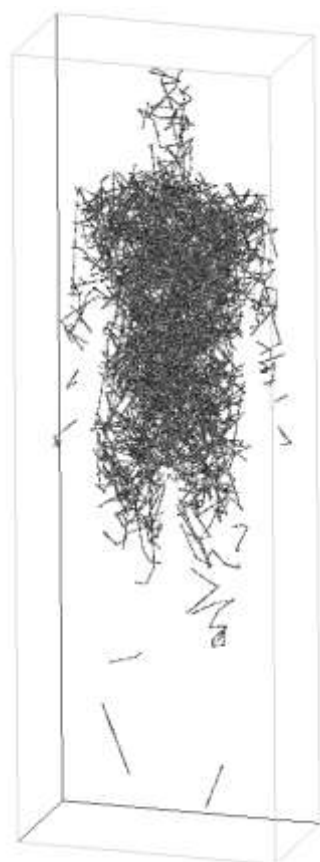
Os valores dos erros calculados permitiu afirmar que os algoritmos relativos ao sorteio de energia dos fótons foram implementados de modo apropriado, apresentando oscilações mínimas para uma simulação com $N = 10^8$. Desses fótons sorteados 21.736.493 foram do ⁴⁰K, 30.220.346 da série do ²³⁸U e 48.043.161 da série do ²³²Th, correspondendo com desvios mínimos em relação aos percentuais previstos no arquivo de entrada.

5.2.4 Trajetória de um Grupo de Fótons de mesma Energia Inicial

O registro da trajetória de um grupo de fótons de mesma energia inicial foi realizado no MCE MSTA_UTKVAL. Foi registrada no arquivo MSTA_UTK_Trajektorias.txt (ver seção 4.2.2.4) a trajetória de 5.000 fótons de energia inicial de 2.614 keV, escolhida por ser a maior energia possível na fonte simulada. Dessa forma, espera-se um número grande de interações de fótons com altas energias até o fim da história dos fótons, quando eles não escapam da geometria simulada.

O arquivo de saída *MSTA_UTK_Trajektorias.txt* indica o rótulo do primeiro fóton (1) na primeira linha e imediatamente abaixo, cada linha exibe uma interação da primeira história, com as coordenadas dos voxels de interação e a energia depositada. Depois da linha que indica a última interação do primeiro fóton do grupo, tem-se uma linha com o rótulo do segundo fóton (2), seguida de linhas que indicam cada interação da segunda história, e assim sucessivamente. A visualização gráfica dessas interações foi realizada por meio do pacote de processamento de imagens FIJI do programa FIJI/ImageJ, conforme a Figura 30.

Figura 30 – Trajetórias de um grupo de fótons de mesma energia inicial



Fonte: O Autor (2019).

A visualização das coordenadas dos pontos de interação ao longo das trajetórias, com mais de 25 interações, ajuda a entender o que acontece com os fótons que foram emitidos do solo e atingem a superfície do fantoma, realizando colisões e depositando energia até que sejam totalmente absorvidos pelo fantoma ou outro meio. A imagem da Figura 30 detalha a densidade de trajetórias na parte superior sendo praticamente isotrópica por rotação, como se esperava.

Dessa forma, o registro das trajetórias de um grupo de fótons com mesma energia inicial ao longo da geometria irradiada foi validado. A Figura 30 ilustra este registro e também fortalece a validação qualitativa da codificação realizada.

5.3 ANÁLISE DA PRIMEIRA INTERAÇÃO

Os parâmetros principais utilizados no arquivo de entrada MSTA_Pri_UTK.egsinp foram: $2 \cdot 10^9$ histórias e os percentuais de fótons correspondentes as médias mundiais de atividade (ver seção 4.2.1.3).

Para cada uma das três opções de saída dos dados dosimétricos foram produzidos três arquivos SGI de vistas distintos (coronal, sagital e axial), que contém tons de cinza obtidos tomando o logaritmo neperiano de cada valor de energia e normalizando o resultado entre 0 (preto puro) e 255 (branco puro).

Utilizando o DIP, a visualização das imagens foi obtida por meio de uma projeção integral (converter uma imagem 3D em 2D, tomando cada pixel da imagem 2D como a média aritmética dos tons de cinza de todos os voxels ao longo da dimensão eliminada) dessas pilhas. A Figura 31 consiste em imagens com tons de cinza que refletem a energia depositada (a), a dose absorvida (b) e a dose equivalente (c) na primeira interação dos fótons para com o fantoma *MASH*, nas vistas coronais. Essas imagens podem dar informações qualitativas que são similares às obtidas em radiografias médicas, principalmente a imagem coronal e sagital.

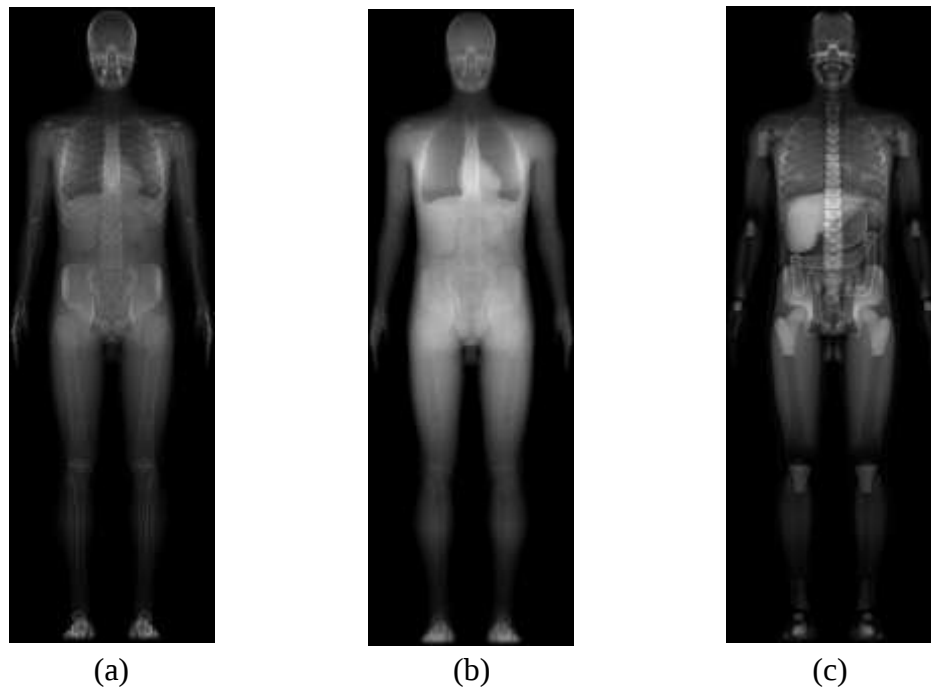
As imagens da Figura 31 correspondem a uma espécie de “negativo de radiografia” de deposição, visualizando a absorção de energia, enquanto que a Radiografia ilustra a energia que atravessa o meio.

Observa-se na Figura 31 (a) que houve uma maior deposição de energia (tons de cinza mais claro) em regiões ósseas como pélvis, costelas e esterno, o que é esperado de uma fonte isotrópica por rotação em torno do eixo do fantoma. Por outro lado, o crânio pouco irradiado sugere que a fonte está no solo.

Na Figura 31 (b) a dose absorvida leva em conta a massa do material, onde tecidos moles passam a se destacar conjuntamente aos tecidos mais densos.

Na Figura 31 (c) leva-se em conta a radiosensibilidade dos órgãos, onde os tecidos com maiores fatores de ponderação tendem a se destacar dentre os demais.

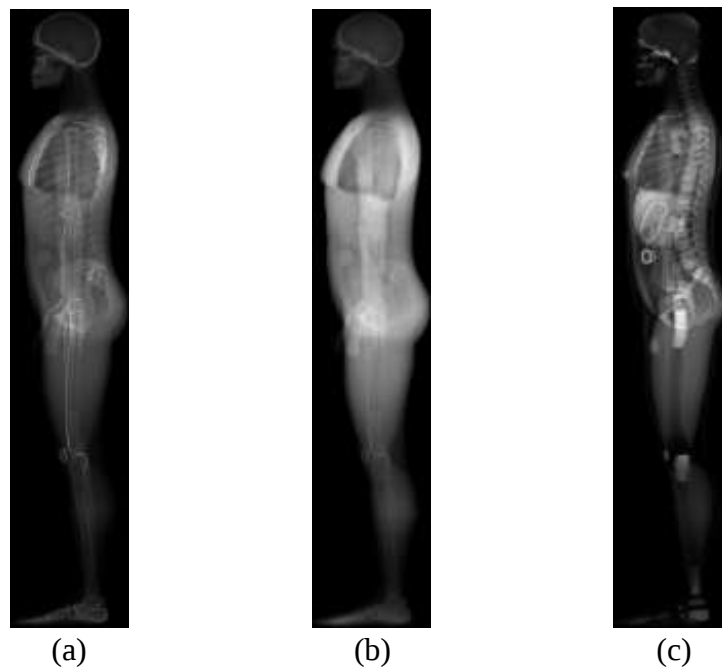
Figura 31 – Vista coronal das imagens integralizadas



Fonte: O Autor (2019).

A Figura 32 consiste em imagens com tons de cinza que refletem a energia depositada, a dose absorvida e a dose equivalente na primeira interação dos fótons para com o fantoma *MASH*, na vista sagital, observando um padrão semelhante à vista coronal.

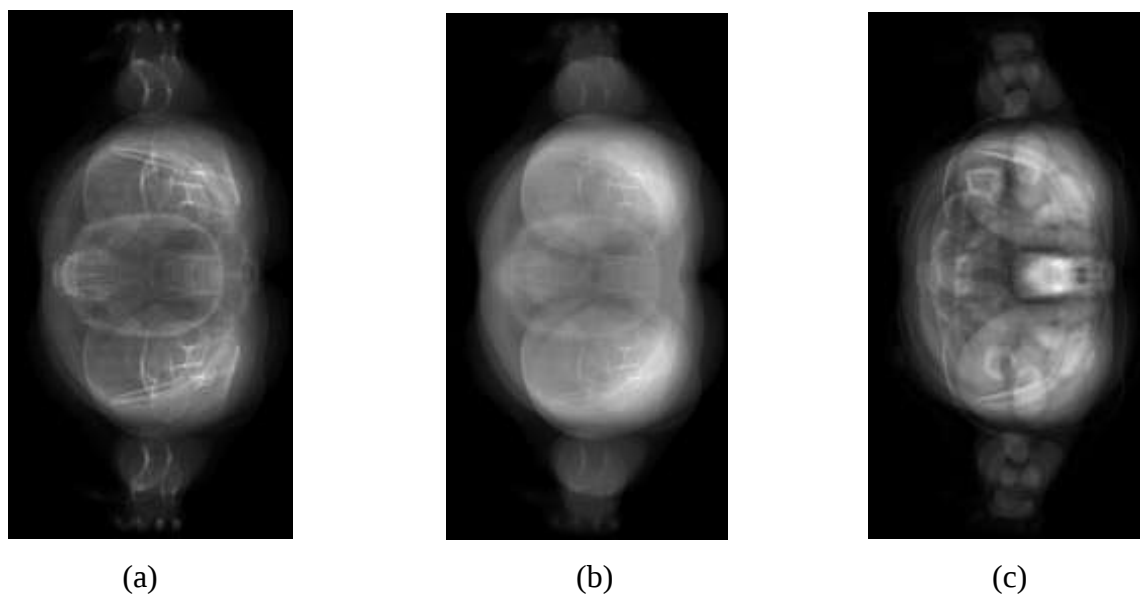
Figura 32 – Vista sagital das imagens integralizadas



Fonte: O Autor (2019).

A Figura 33 consiste em imagens com tons de cinza que refletem a energia depositada, a dose absorvida e a dose equivalente na primeira interação dos fótons com o fantoma *MASH*, nas vistas axial.

Figura 33 – Vista axial das imagens integralizadas



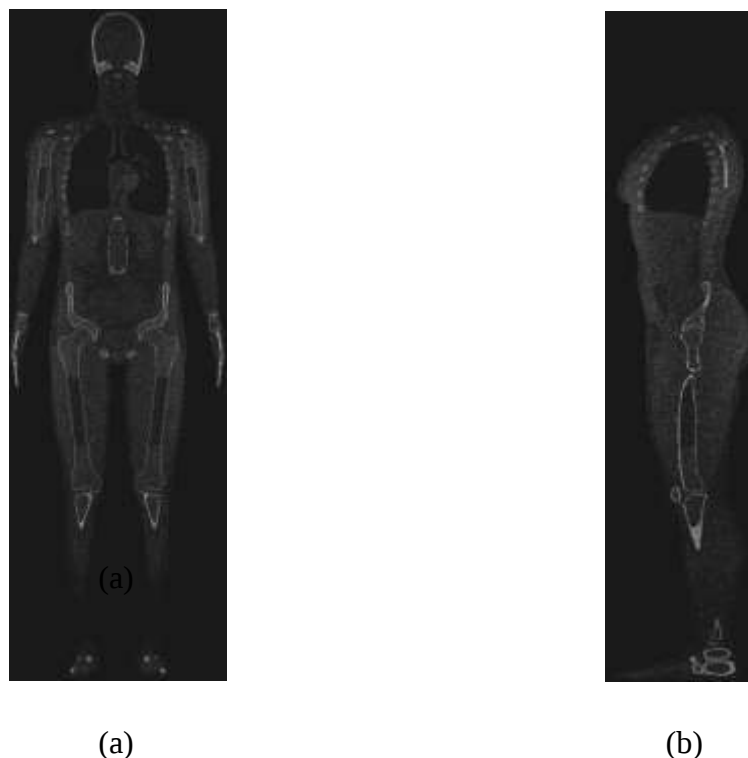
Fonte: O Autor (2019).

Observando as imagens da Figura 33, observa-se que devido ao grande número de fatias (1462) ao longo do eixo Z, fica inviável realizar um estudo mais detalhado da vista axial, mas a produção da imagem foi validada visualmente. De posse das imagens integrais e dos arquivos SGI, pode-se, por exemplo, observar a deposição primária em fatias específicas de qualquer uma das vistas.

Na Figura 34, utilizando o visualizador do DIP, foram selecionadas a fatia coronal 138 (de 258) (a) e a fatia sagital 155 (de 478) (b).

Convém destacar que a distância percorrida pelo fóton até sua primeira interação, pode representar um percurso tão profundo ao ponto de atravessar quase todos os tecidos presentes em seu caminho e sua primeira interação apenas ser realizada próxima à superfície (na iminência de sua saída do fantoma), enquanto alguns, principalmente os raios gama de alta energia, podem atravessar o fantoma e não realizar deposição de energia. Logo, quando a primeira interação ocorre numa maior proximidade em relação à pele não necessariamente representa uma curta trajetória dentro do fantoma.

Figura 34 – Imagens de fatias dos planos XZ e YZ



Fonte: O Autor (2019).

Com o registro das coordenadas dos pontos de interação primária e suas respectivas energias depositadas em arquivos de saída, além da reprodução gráfica conforme as Figuras 31, 32, 33 e 34, onde se observou um ajuste visual com o fantoma, além de uma coerência em tons de cinza em relação ao que se previa para cada uma das três opções de saída dos dados dosimétricos, o algoritmo do registro das interações primárias foi validado nesse MCE.

5.4 ANÁLISE DA VARIAÇÃO DA FREQUÊNCIA DE OCORRÊNCIA DOS RADIONUCLÍDEOS NATURAIS

Nessa simulação foi realizado um estudo da distribuição de CC D/INAK e de seus respectivos CVs em órgãos e tecidos para diferentes ponderações das naturezas dos fótons (ver seção 4.2.2.6).

Foram selecionados nessa simulação os órgãos que apresentam os fatores de tecido (w_t) mais representativos no cálculo da dose efetiva: bexiga, cólon, esôfago, estômago, fígado, medula óssea, pulmão, testículos e tireoide (ver Tabela 3).

Além desses órgãos, também foi selecionada a pele, que apesar de não apresentar um alto fator ($w_t=0,01$), é o mais exposto aos fótons e a distribuição da dose absorvida será mais

heterogênea, dada sua localização amplamente distribuída e em contato direto com a radiação incidente, além de a fonte ter um espectro cujas energias variam de 46,54 keV a 2614,51 keV, contendo fótons que não penetram em grandes profundidades no corpo. A energia depositada nesses órgãos por todos esses fótons corresponde a mais de 70% da ponderação da dose efetiva.

Na construção deste MCE optou-se por uma variação do percentual do ^{40}K e o percentual complementar dividido equitativamente com as séries do ^{238}U e ^{232}Th . Com o aumento do percentual de fótons simulados do ^{40}K , ou seja, com o crescimento da energia média do espectro total, os órgãos, em sua maioria, apresentaram um aumento do seu CC de dose, conforme a Tabela 17, excetuando apenas o testículo e a tireoide que variaram bastante, além da pele, que foi o único que apresentou uma redução no CC de dose.

É esperado para a tireoide e para os testículos, órgãos relativamente pequenos e parcialmente blindados, oscilações dos CCs com o crescimento da energia média do espectro. Com o crescimento da energia média do espectro são esperados fótons com um maior poder de penetração, e conseqüentemente, menor energia depositada na pele.

Tabela 17 – Média de energia do espectro total e CC de D/INAK (Gy/Gy)

P_K (%)	M_{EY} (keV)	Tireoide	Pulmão	Testículos	Cólon	Estômago	Bexiga	Esôfago	Fígado	Medula Óssea	Pele
0	819,8	0,509	0,800	0,600	0,711	0,741	0,717	0,763	0,737	0,689	0,375
10	884,1	0,504	0,805	0,592	0,711	0,744	0,725	0,768	0,739	0,693	0,370
20	948,1	0,501	0,810	0,598	0,715	0,746	0,730	0,767	0,741	0,696	0,366
30	1.012,3	0,513	0,814	0,600	0,717	0,746	0,734	0,776	0,743	0,700	0,363
40	1.076,2	0,500	0,816	0,604	0,719	0,750	0,735	0,777	0,744	0,702	0,360
50	1.140,3	0,515	0,819	0,605	0,720	0,753	0,740	0,782	0,746	0,704	0,358
60	1.204,5	0,512	0,821	0,602	0,720	0,755	0,742	0,785	0,748	0,707	0,356
70	1.268,6	0,522	0,824	0,605	0,725	0,753	0,741	0,780	0,749	0,708	0,353
80	1.332,7	0,516	0,826	0,603	0,725	0,755	0,751	0,788	0,751	0,709	0,351
90	1.396,8	0,518	0,827	0,601	0,727	0,758	0,750	0,791	0,752	0,711	0,350
100	1.460,8	0,517	0,830	0,603	0,726	0,758	0,748	0,792	0,752	0,712	0,348

Fonte: O Autor (2020).

Para cada percentual de fótons simulados do ^{40}K , a partir do CC de dose D/INAK de cada órgão/tecido, foi calculada a contribuição absoluta de cada órgão na dose efetiva que corresponde ao produto do fator de ponderação do tecido w_t pelo D/INAK de cada órgão.

Assim, foi determinada para cada percentual p de fótons simulados do ^{40}K , a contribuição relativa do órgão/tecido t na dose efetiva, $r_{p,t}$, por meio da razão entre a contribuição absoluta de dose de cada órgão e a dose efetiva do percentual simulado (e_p)

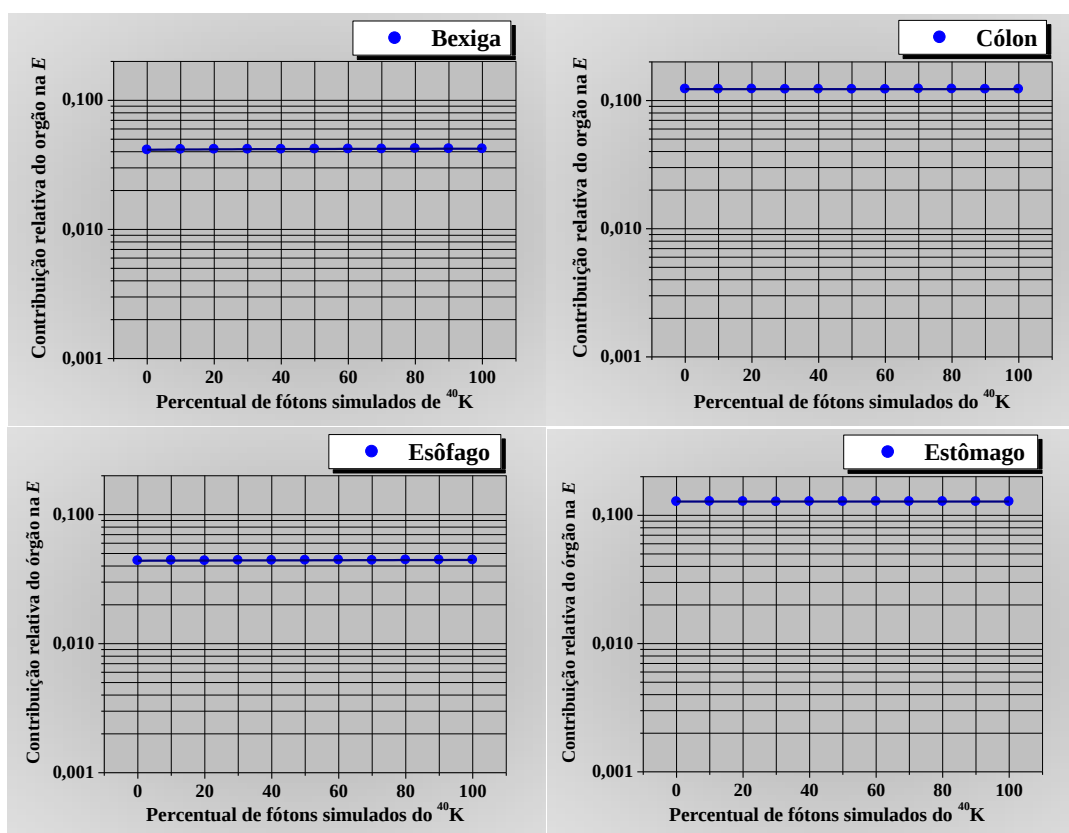
conforme Equação 38:

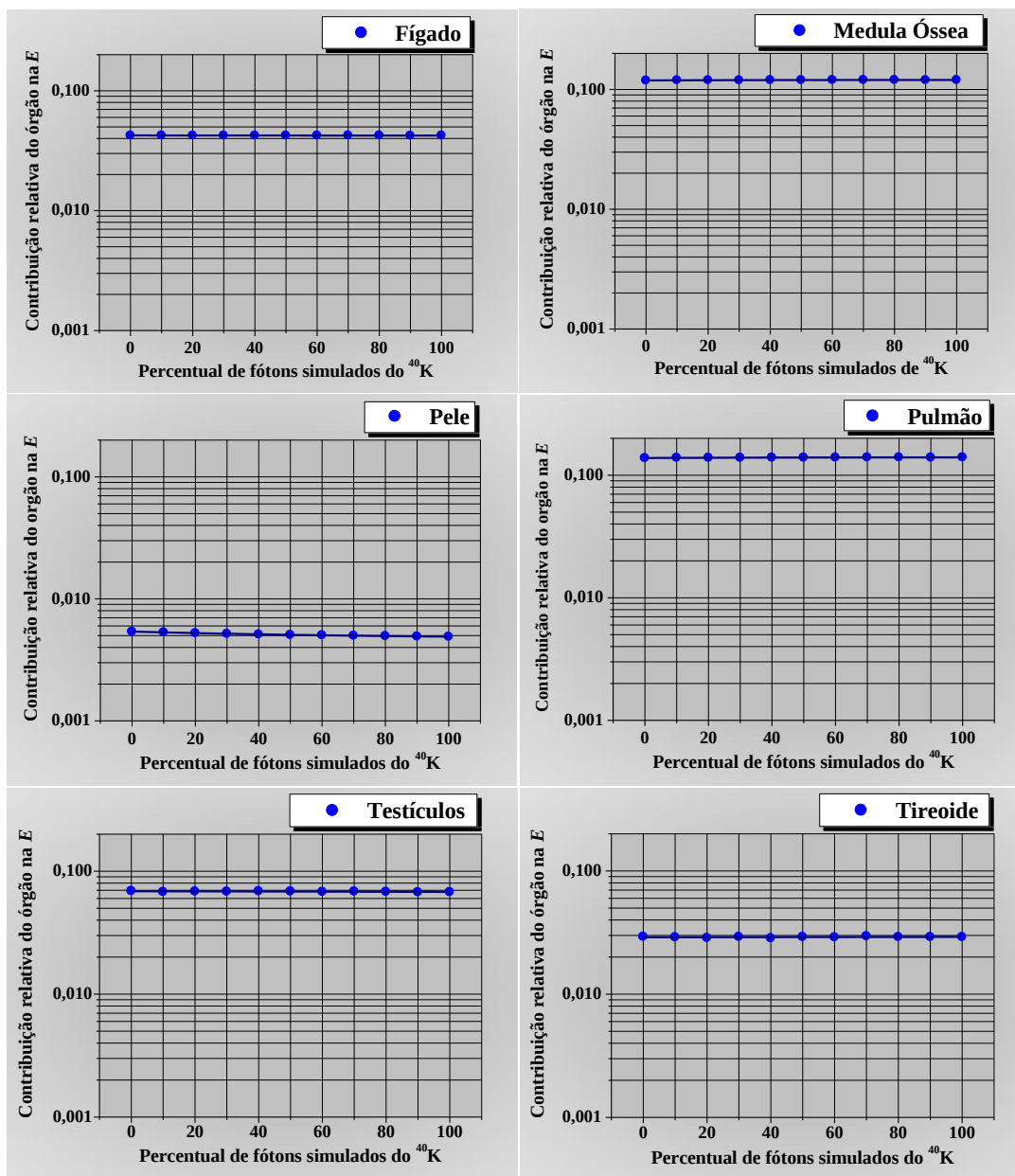
$$R_{p,t} = \frac{CC_{p,t} \cdot w_t}{E_p} \quad (38)$$

Onde $CC_{p,t}$ é o coeficiente de dose do órgão/tecido t em um percentual p de fótons simulados do ^{40}K , w_t é o fator de ponderação do tecido t (ver Tabela 3) e E_p é a dose efetiva para um percentual p de fótons simulados do ^{40}K . Esta contribuição relativa é a fração com que cada órgão/tecido contribui na dose efetiva.

Na Figura 35 são evidenciados os gráficos das contribuições relativas dos órgãos na ponderação da dose efetiva em função do percentual de fótons simulados do ^{40}K para bexiga, cólon, esôfago, estômago, fígado, medula óssea, pulmão, testículos, tireoide e pele do fantoma MASH. A contribuição relativa da pele apresentou uma leve relação inversa com o percentual de fótons simulados do ^{40}K .

Figura 35 – Contribuição da dose absorvida do órgão/tecido na dose efetiva





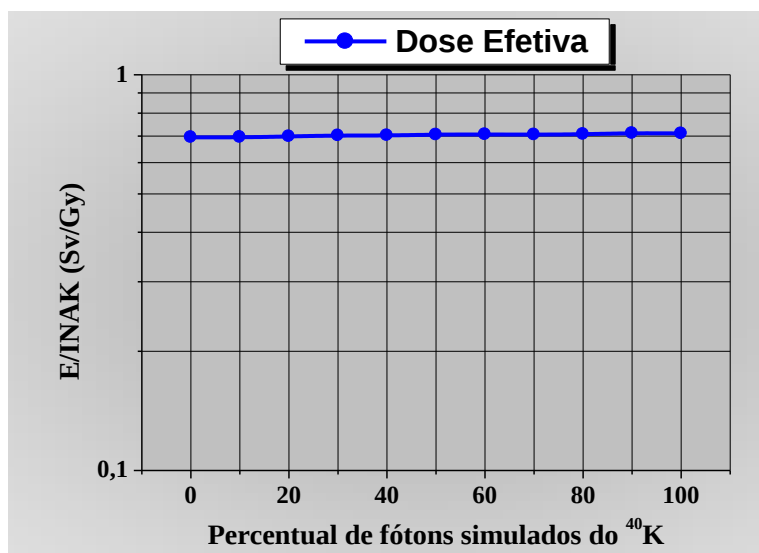
Fonte: O Autor (2020)

Novamente, tem-se outra forma de mostrar que à medida que se aumenta a energia média do espectro, a deposição primária é realizada em regiões mais internas. O pulmão, a medula óssea, o esôfago e a bexiga, de um modo geral, apresentaram um crescimento bem discreto na contribuição da dose efetiva com o aumento de fótons simulados do ^{40}K , mas em uma escala menor que dois milésimos (0,2%). A tireoide, os testículos, o fígado, o estômago e o cólon apresentaram um padrão independente do aumento de fótons simulados do ^{40}K .

No MCE MSTA_UTK_KVAR também foi investigada a variação da dose efetiva por INAK (E/INAK) para emissões gama de radionuclídeos naturais, dependendo das condições

de exposição, levando em consideração as distintas distribuições de origens das energias incidentes no fantoma, conforme Figura 36.

Figura 36 –Variação da dose efetiva



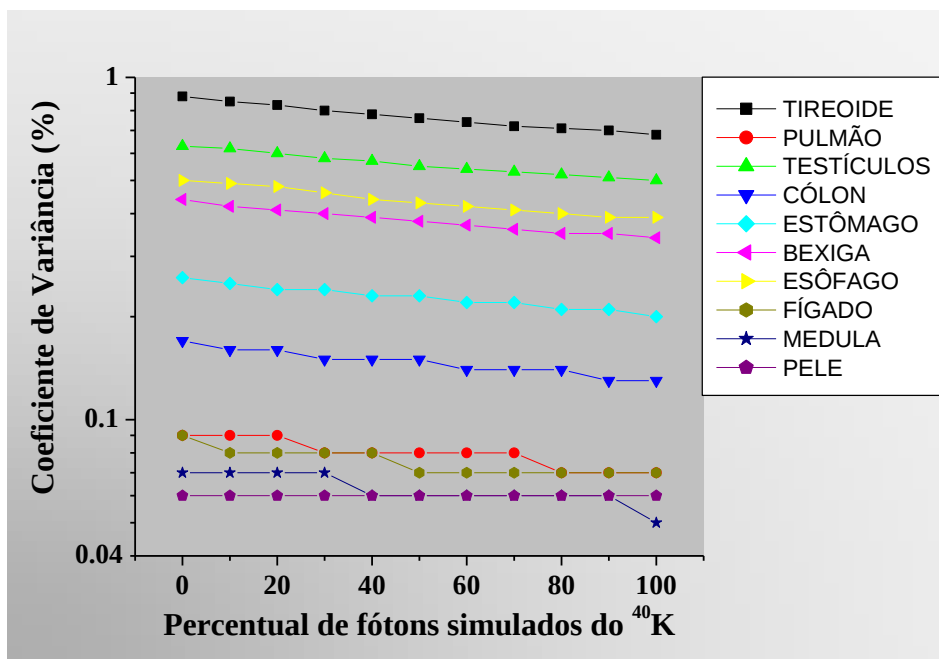
Fonte: O Autor (2019).

Os CCs E/INAK de um modo geral, apresentou um comportamento discretamente crescente em função do aumento percentual de fótons simulados do K^{40} , cujos valores variaram de 0,6952 Sv/Gy a 0,7114 Sv/Gy. Os resultados se aproximam de valores de referência envolvendo um espectro terrestre, apresentados na literatura, como indicado pela UNSCEAR (2000) de 0,7 Sv/Gy, além dos valores obtidos por Saito e colaboradores (1998) que apresentou uma média de 0,692 Sv/Gy. Vale salientar que o presente trabalho utilizou como simulador de detector uma esfera de ar com centro a 1 m de altura e pertencente ao eixo do fantoma, com raio 10 cm (ver Figura 21).

Na Figura 37 é ilustrado o gráfico que mostra a evolução do CV, a função estatística usada pelo MCE MSTA_UTK_KVAR para avaliar incertezas estatísticas, de acordo com o crescimento do percentual de fótons simulados de ^{40}K . Estes são órgãos (ou tecidos) radiossensíveis.

Todos os órgãos apresentaram CVs com valores inferiores a 1%. A Tireoide e os testículos, de acordo com as oscilações apresentadas na Tabela 17, foram os órgãos que apresentaram coeficiente de variância acima de 0,5%. Como já comentado, isso se deve, fundamentalmente, ao tamanho desses órgãos e a blindagem, que os torna mais suscetíveis ao acaso como alvo dos fótons.

Figura 37 – Coeficientes de variância



Fonte: O Autor (2019).

A pele, a medula, o fígado e o pulmão apresentaram os menores CVs, entre 0,05% e 0,1%. Por se tratarem de órgãos maiores, estão menos sujeitos a aleatoriedade dos alvos dos fótons e por tanto, possíveis voxels que apresentaram distorções em relação à energia média depositada por voxel, teve seu efeito reduzido. Além disso, a medula e a pele apresentam os menores valores na simulação por estarem distribuídas por todo o corpo.

Provavelmente o resultado numericamente mais relevante nesse estudo, foi a possibilidade de estimar a dose efetiva masculina em função do kerma no ar, além de suas incertezas associadas. Os resultados de dois MCEs desenvolvidos nesse trabalho, que consideraram as médias mundiais em atividade específica segundo a UNSCEAR (2010), apresentaram um E/INAK médio de 0,7006 Sv/Gy, que se aproxima de valores de referência para espectros terrestres.

5.5 UM NOVO FANTOMA ESPECÍFICO PARA DOSIMETRIA AMBIENTAL

Todos os dados dosimétricos apresentados nesse trabalho foram baseados no fantoma MASH que representa um adulto masculino nos moldes da ICRP, em posição ortostática, sem roupa e sem pelos. A realidade de um corpo exposto às fontes radioativas ambientais não é esta.

Neste tópico são apresentadas as seguintes estruturas de vestimentas: sapatos; camisa e calça, que foram adicionadas ao fantoma original MARTIN (ANDRADE, 2017), resultando no novo fantoma, MARTIN_AMB. As três estruturas tiveram suas dimensões, volumes e posições relativas ajustadas de forma a não haver interseções com órgãos ou tecido do corpo. Isto assegura que no processo de voxelização tais estruturas receberão um identificador unívoco. De um modo geral qualquer novo material entre a radiação e o corpo se constitui uma blindagem. Assim sapatos, calças, camisas e outros objetos de uso comum quando adicionados ao corpo, certamente alteram a distribuição de dose em seus órgãos e tecidos. A intensidade e importância dessa atenuação só poderão ser quantificadas, com estudos dosimétricos utilizando o fantoma MARTIN_AMB.

Inicialmente, o fantoma masculino MARTIN gerado com o programa MakeHuman e salvo em formato WaveFront foi importado para o programa Blender e em seguida, foi modificado.

A Figura 38 mostra as vistas dos sapatos, de canos curtos, implementados no fantoma masculino MARTIN_AMB, com base na geometria da malha poligonal.

Figura 38 – Vistas dos sapatos do MARTIN_AMB



Fonte: O Autor (2019)

Os sapatos podem atenuar fótons que são emitidos da região do solo abaixo do fantoma, alterando a dose absorvida, principalmente na próstata e nos testículos, além de parte da parede da bexiga.

Na Figura 39, são exibidas as vistas da calça implementada no fantoma masculino MARTIN_AMB. Como a fonte é localizada no solo, a calça pode alterar a dose absorvida em praticamente todos os órgãos e tecidos radiosensíveis inclusive os tecidos ósseos.

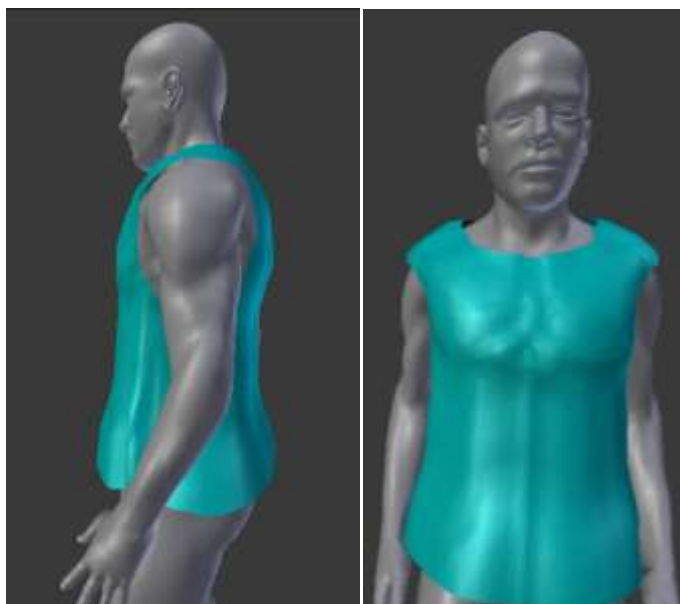
Figura 39 – Calça do MARTIN_AMB.



Fonte: O Autor (2019).

A Figura 40 mostra as vistas da camisa, sem mangas. O uso de camisas pode redistribuir a dose absorvida principalmente nos órgãos e tecidos radiosensíveis localizados no tórax e na cabeça.

Figura 40 – Camisa do MARTIN_AMB



Fonte: O Autor (2019).

Na Figura 41 tem-se o fantoma MARTIN_AMB apresentado com todas as suas vestimentas.

Figura 41 – Fantoma MARTIN_AMB



Fonte: O Autor (2020).

Ao fantoma MARTIN_AMB poderão ser acrescentados outros itens de vestimentas como, por exemplo, óculos e chapéu, se a simulação específica assim requerer. A voxelização desse fantoma em relação ao fantoma MARTIN padrão teria os identificadores relacionados com as vestimentas. Para realizar a dosimetria ambiental com este novo fantoma, informações devem ser adicionadas ao MCE sobre a composição mássica dos materiais que compõem as vestimentas, bem como, suas densidades médias.

6 CONCLUSÕES

Os resultados obtidos no referido estudo demonstram que o MCE MSTAFV17 selecionado, de espectro idealizado, se mostrou apropriado para uma adaptação a uma situação real de exposição natural terrestre considerando as energias selecionadas.

A normalização das probabilidades de emissão de um fóton em cada uma das três possíveis origens foi realizada nesse estudo, bem como a conversão de medidas de atividades específicas em percentual de fótons simulados.

Foi obtido um número de fótons limite para as simulações dosimétricas subsequentes e os parâmetros que contribuem para avaliar a concordância dos códigos desenvolvidos com os padrões da fonte planar foram validados.

Foi possível avaliar qualitativamente a distribuição da energia primaria depositadas em órgãos e tecidos na periferia do fantoma em uma exposição real. As estimativas dos CCs D/INAK, a partir do aumento do percentual de fótons simulados do ^{40}K , se apresentaram adequados de acordo com dados da literatura. Numericamente concluímos que é possível estimar a dose efetiva como função do kerma no ar com as incertezas associadas. O valor médio de E/INAK foi de 0,7006 Sv/Gy, muito próximo dos valores de referência da literatura científica.

As vestimentas adicionadas ao fantoma MARTIN permitiu uma maior aproximação à exposição externa em ambientes outdoors de um indivíduo do campo.

7 PERSPECTIVAS

Esse trabalho envolveu o desenvolvimento de uma simulação numérica computacional dentro do cenário da exposição radiológica ambiental, despertando, por conseguinte várias perspectivas de estudos.

- a) Utilização dos MCEs desenvolvidos neste estudo, substituindo o MASH pelo MARTIN_AMB, em estudos de caso onde, conhecida a distribuição dos radioisótopos naturais, a inserção destes dados permitirá a obtenção de novos resultados dosimétricos.
- b) Avaliar a influência das vestimentas nas simulações dosimétricas.
- c) Adaptação dos espectros atuais de cada uma das séries de decaimento radioativo para ambientes específicos, como em situações de exposição a partir do solo de radionuclídeos artificiais.
- d) Disponibilização das produções que envolvem dados dosimétricos nesse trabalho em um sistema de informações dosimétricas.

Esses estudos originarão uma avaliação mais minuciosa da distribuição de dose devido à irradiação externa ao corpo humano em ambientes outdoors.

REFERÊNCIAS

- AMARAL, R. S. **Dose na População da região urano-fosfática pernambucana, devida à presença de urânio e ^{226}Ra nos cultivares.** 1994. Tese de Doutorado. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo.
- AMARAL, R. S. et al. Intake of uranium and radium-226 due to food crops consumption in the phosphate region of Pernambuco-Brazil. **Journal of Environmental Radioactivity**, United Kingdom, v. 82, p. 383-393, 2005.
- AMARAL, R. S.; MORAIS, E. N. L.; SANTOS JÚNIOR, J. A.; SILVA, A. N. C.; BEZERRA, J. D.; SANTOS JUNIOR, O. P. Environmental ionizing radiation dose outdoor in an inhabited area with a high concentration of urano-phosphate in Northeast of Brazil. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 1, p. 1-10, 2018.
- ANDRADE, P. H. A. **Construção e Voxelização de um Fantoma Mesh Masculino Adulto com Macro Circulação E Vasos Linfáticos.** Tese de doutorado. Recife: UFPE, 2017, 76 p.
- AQUINO, R. R. **Avaliação da radioatividade natural em areias das praias da Grande Vitória, Espírito Santo.** 2010. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.
- BECK, H.L.; DECAMPO, J.; GOGOLAK, G. 1972. **In situ Ge(Li) and Na(Tl) gamma-ray spectrometry.** HASL-258.
- BEZERRA, L. R. A. et al. Use of Monte Carlo Methods in the modeling of the dose/INAK distribution of natural radioactive sources: First studies. In: Internacional Nuclear Atlantic Conference. **Anais**, 2017.
- BEZERRA, J. D.; SANTOS JÚNIOR, J. A.; AMARAL, R. S.; MENEZES, R. S. C.; FERNÁNDEZ, Z. H.; SANTOS, J. M. N.; SILVA, A. N. C.; ROJAS, L. A. V. Thermoluminescent dosimetry in the evaluation of natural radioactivity indoor of homes near the uranium deposit of Paraíba, Brazil. **Radiation protection dosimetry**, v. 179, n. 4, p. 310-316, 2018.
- BOWIE, S. H. U. M. Ivanovich and RS Harmon (eds.). Uranium-series Disequilibrium, Oxford (Clarendon Press) 1992. xxxiv+ 910 pp. Price£ 110.00. **Mineralogical Magazine**, v. 57, n. 388, p. 557-558, 1993.
- CABRAL, M. O. M. **Desenvolvimento de um modelo computacional de exposição para uso em avaliações dosimétricas em gestantes.** Tese de doutorado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2015.
- CARLOS, D. U. **Desenvolvimento e construção de blocos de concreto radioativo para a calibração de espectrômetros gama portáteis e aerotransportados, utilizados em exploração mineral e de hidrocarbonetos.** 2006. 92p. Dissertação (Mestrado Ciências Geofísicas), Instituto de Astronomia Geofísica e Ciências Atmosféricas, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2006.

CASSOLA, V. F.; LIMA, V. J.; KRAMER, R.; KHOURY, H. J. FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: I. Development of the anatomy. **Physics in Medicine and Biology**, vol. 55, No. 1, 2010a.

CASSOLA, V. F.; KRAMER, R.; BRAYNER, C.; KHOURY, H. J. Posture-Specific Phantoms Representing Female and Male Adults in Monte Carlo-based Simulations for Radiological Protection. **Physics in Medicine and Biology**, vol. 55, No. 15, 2010b.

CASSOLA, V. F. **Desenvolvimento de fantasmas humanos computacionais usando malhas poligonais em função da postura, massa e altura**. Tese de Doutorado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2011.

CASSOLA, V. F.; KRAMER, R.; LIMA, V. J. M.; LIRA, C. A. B. O.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.; BROWN, K. R. Development of newborn and 1-year-old reference phantoms based on polygon mesh surfaces. **Journal of Radiological Protection**, vol. 33, No. 3, 2013.

CLAUDINO, G. L. S. et al. Uso de Métodos Monte Carlo na Modelagem de uma Nuvem Radioativa Natural. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, v. 3, n. 1A, 2015.

CLOUVAS, A.; XANTHOS, S.; ANTONOPOULOS-DOMIS, M.; SILVA, J. **Monte Carlo calculation of dose rate conversion factors for external exposure to photon emitters in soil**. Health Phys. 78 (3), 295–302. 2000.

CNEN, N. N. 3.01 Diretrizes **Básicas de Proteção Radiológica da Comissão Nacional de Energia Nuclear**. Rio de Janeiro, Brasil, 2011.

DOERING, C.; MCMASTER, S. A.; JOHANSEN, M. P. Modelling the dispersion of radionuclides in dust from a landform covered by low uranium grade waste rock. **Journal of environmental radioactivity**, v. 202, p. 51-58, 2019.

DOLHANCZURK-SRÓDKA, A. Estimation of external gamma radiation dose in the área of Bory Stobrowskie forests. **Environmental Radioactivity**, 64, (2012). pp. 237-245.

DYM, C. L. IVEY, ELIZABETH S. **Principles of Mathematical Modeling**. Academic Press, N.York, 1980

ECKERMAN, K.F.; RYMAN, J.C. External exposure to radionuclides in air, water, and soil. **Federal Guidance Report**, No. 12, EPA 402-R-93-081. 1993.

FARIAS, W. A.; VIEIRA J. W.; SANTANA I. E.; SILVA V. H. F. F.; LINS J. A. G.; ANDRADE P. H. A.; Lima F. R. A. Adaptação de um fantoma antropomórfico para representar um IOE no momento da administração de radiofármacos em medicina nuclear. **International Joint Conference Radio**, IPEN, 2019

FISHER, H. L.; SNYDER, W. S. **Distribution of dose in the body from a source of gamma rays distributed uniformly in an organ**. Report No. ORNL-4168, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, 1967.

FONSECA, T. C. F. et al. A methodology to develop computational phantoms with adjustable posture for WBC calibration. **Physics in Medicine & Biology**, v. 59, n. 22, p. 6811, 2014.

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

GILMORE, G. R. **Practical Gamma-ray Spectrometry**, Nuclear Training Services Ltd. Warrington, UK, 2008.

HALL, E. J., and GIACCIA, A. J. **Radiobiology for the Radiologist**. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2006.

HENDRY, JH, SIMON SL, WOJCIK A, SOHRABI M, BURKART W, CARDIS E, LAURIER D, TIRMARCHE M, HAYATA I. Human Exposure to High Natural Background Radiation: What Can It Teach Us about Radiation Risks? **Journal of radiological protection**, v. 29, p. 29-42, 2009.

IAEA. **Gamma-Ray Surveys in Uranium Exploration**. TECHNICAL REPORTS SERIES 186, International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria, 1979.

IAEA. **Testing of environmental transfer models using Chernobyl fallout data from the Iput River catchment area. Briansk Region. Russian Federation**. Report of the dose reconstruction working group of the Biosphere Modelling and Assessment (BIOMASS) Programme. Theme 2. IAEA-BIOMASS-4. IAEA. Vienna, 2003.

ICRP. **1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. ICRP publication 60, 1991.

ICRP. **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. ICRP Publication 89, Oxford, 2002.

ICRP. **Recommendation of the international Commission on Radiological Protection**. ICRP publication 103, international commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 2007.

ICRP. **Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External 2837 Radiation Exposures**. ICRP Publication 116, International Commission of Radiological 2838 Protection, Oxford, UK. Ann. ICRP 40 (2-5), 2010.

ICRP. **Compendium of dose coefficients based on ICRP publication 60**. ICRP Publication 119, Annals of the ICRP, v. 41, p. 1-130, 2012.

ICRP. **Dose coefficients for external exposures to environmental sources**. draft report for consultation, Ann ICRP (in press). obtido em: <https://www.icrp.org/docs/TG90%20Draft%20Report%20for%20Public%20Consultation%202018-07-05.pdf>

ICRU. **Conversion Coefficients for use in Radiological Protection Against External Radiation**. ICRU Report 57, Bethesda, MD, 1998.

ICRU. **Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation (revised)**. ICRU Report 85. Journal of the ICRU, volume 11, n°1, Oxford University Press, 2011.

IVANOVICH, M.; HARMON, R.S. **Uranium series disequilibrium; Applications to environmental problems**. 1992. 2^o Ed. Oxford. Claredon Press. 571p.

KALOS, M. H.; WHITLOCK, P. A. Monte Carlo methods. USA: Wiley-VCH, 1986.

KAWRAKOW, I.; ROGERS, D. W. O. **The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport NRCC PIRS-701**. Ottawa: National Research Council Canada, 2016.

KETCHAM, R. A. An improved method for determination of heat production with gamma-ray scintillation spectrometry. **Chemical Geology**. V. 130 pp. 175-194. 1996.

KRAMER R. **Ermittlung von Konversionsfaktoren Zwischen Koerperdosen und Relevanten Strahlungskenngroessen bei Externer Roentgen-und Gamma-Bestrahlung**, Gesellschaft fuer Strahlen-und Umweltforschung, Muenchen-Neuherberg, GSF-Bericht-S-556, 1979.

KRAMER R., VIEIRA J. W., LIMA F. R. A., FUELLE D. An EGS4 Based Monte Carlo Code for the Calculation of Organ Equivalent Dose to a Modified Yale Voxel Phantom, **Cell. Mol. Biol.**, 48 (5), 465-473, Paris-France, 2002.

KRAMER, R.; VIEIRA, J. W.; KHOURY, H. J.; LIMA, F. R. A.; FUELLE, D. All about MAX: a male adult voxel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry. **Physics in medicine and biology**, v. 48, n. 10, p. 1239–1262, 2003.

KRAMER, R.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.; LOUREIRO, E. C. M.; LIMA, V. J. M.; LIMA, F. R. A.; HOFF, G. All about fax: a female adult voxel phantom for monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry. **Phys. Med. Biol**, v. 49, n. 23, p. 5203, 2004.

KRAMER, R.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.; KAWRAKOW, I. Skeletal dosimetry for external exposure to photons based on μ CT images of spongiosa from different bone sites. **Physics in Medicine & Biology**, v. 52, p. 6697, 2007.

KRAMER, R.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W. CALDose_X: a software tool for the assessment of organ and tissue absorbed doses, effective dose and cancer risks in diagnostic radiology. **Physics in Medicine & Biology**, v. 53, n. 22, p. 6437, 2008.

KRSTIC D., NIKEZIC D. Calculation of the effective dose from natural radioactivity in soil using MCNP code, **Applied Radiation and Isotopes**, v. 68, n^o 4, (2010).

LEAL NETO V.; VIEIRA J. W.; STOSIC B.; LIMA F. R. A. Desenvolvimento Computacional de uma Fonte Radioativa Isotrópica no Solo Utilizando Técnicas Monte Carlo de Amostragem por Rejeição. In: **Primeiro Congresso Americano do IRPA**. 2006.

LEAL NETO, V.; VIEIRA, J. W.; LIMA, F. R. A. Uso das Distribuições Erlang e Exponencial para Simular uma Fonte Radioativa Isotrópica no Solo. **Scientia Plena**, v. 4, n. 11, 2008.

LEELÓSSY, Á. et al. A review of numerical models to predict the atmospheric dispersion of radionuclides. **Journal of environmental radioactivity**, v. 182, p. 20-33, 2018.

LIMA, R. A. **Avaliação da dose na população da região urano-fosfática do nordeste que utiliza os recursos hídricos da região**. Tese (Doutorado em Ciências), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo (1996).

LIMA, J. L. N. et al. Transferência de Rn-222 das Rochas do Planalto de Poços de Caldas para as águas. **Revista Brasileira de Geociências**, São Paulo, v. 27, n.2, p. 189-198, 1997.

MANUAL BLENDER. **Interface do usuário**. Disponível em: <https://docs.blender.org/manual/en/latest/interface/index.html>. Acesso em: 5 mar. 2018.

MARKKANEN, M. **Radiation dose assessments for materials with elevated natural radioactivity**. STUK-B-STO 32, Helsinki. 1995.

MEROLI, S. **Interaction of radiation with matter: from the theory to the measurements**. 2012. [Online]. Disponível em: http://meroli.web.cern.ch/meroli/files/the_bible_of_the_interactions.pdf. Acesso em: 20 fev. 2019.

MOURA, R. R. **Estudo de biomonitoração para urânio e tório aplicado a análise por ativação neutrônica no Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear**. Tese de Doutorado, ENG-UFMG, 2019.

PAIVA, C. T. **Estudo da mobilidade e dispersão de ^{238}U , ^{232}Th , ^{40}K , ^{226}Ra e ^{222}Rn e metais pesados no sistema solo-rocha do depósito de U-ETR de São José de Espinharas (PB)**. 2008. Tese (Doutorado). Programa de Pós-Graduação em Geociências, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2008.

PAPPA, F. K. et al. Dispersion pattern of ^{226}Ra and ^{235}U using the ERICA Tool in the coastal mining area, Ierissos Gulf, Greece. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 145, p. 198-204, 2019.

PETOUSSI-HENSS N.; ZANKL M., FILL U.; REGULLA D. The GSF Family of Voxel Phantoms. **Phys. Med. Biol.**, 47, 89-106, 2002.

QUINDOS, L. S.; FERNANDEZ, P.L.; RODENAS, C.; GOMEZ-ARZAMENA, J.; ARTECHE, J. Conversion factors for external gamma dose derived from natural radionuclides in soils. **J. Environ. Radioact.**, 71, 139-145, 2004.

SAITO, K.; JACOB, P. Gamma ray fields in the air due to sources in the ground. **Radiat. Prot. Dosim.**, 58 (1), 29-45. 1995.

SAITO, K.; PETOUSSI-HENSS, N.; ZANKL, M. Calculation of the effective dose and its variation from environmental gamma ray sources. **Health physics**, v. 74, n. 6, p. 698-706, 1998.

SANTORO, A.; MAHON, J. R.; OLIVEIRA, J. U. C. L.; MUNDIM FILHO, L. M.; OGURI, V.; SILVA, W. L. P. **Estimativas e Erros em Experimentos de Física**. Rio de Janeiro: ed UFRJ, 2013.

SANTOS JÚNIOR J. A. **Migração de urânio e rádio-226 no solo em torno da ocorrência uranífera do município de Pedra - PE.** Dissertação (Mestrado em Tecnologias Energéticas e Nucleares), Departamento de Energia Nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2005.

SANTOS JÚNIOR, J. A. S.; AMARAL, R. S.; SILVA, C. M.; BEZERRA, J. D. Estudo Comparativo entre os Detectores HPGe e NaI(Tl) na Determinação de ^{238}U , ^{232}Th e ^{40}K em Amostras de Solo. **Scientia Plena**, v.5 (4), p. 16, 2009.

SANTOS JÚNIOR, J. A.; AMARAL, R.S. ; Silva, C.M. ; MENEZES, R.S.C. Radium equivalent and annual effective dose from geological samples from Pedra Pernambuco Brazil. **Radiation Measurements**, p. 861-864, 2010.

SANTOS, J. M. N.; SANTOS JÚNIOR, J. A.; AMARAL, R. S.; FERNANDEZ, Z. H.; BEZERRA, J. D.; CAVALCANTI, M. B.; SILVA, A. N. C.; ARAÚJO, E. E. N.; ROJAS, L. A. V.; MILAN, M. O.; CORREIA, F. L. B. Monitoring and characterisation of new evidence of natural radionuclides in rock outcrops in Paraíba-brazil. **Radiation Protection Dosimetry**, p. 1-11, 2019.

SANTOS, P. N. C. **Simulação de um tratamento radioterápico crânio-espinhal utilizando um fantoma de voxel infantil e espaços de fase representativos de um acelerador linear.** Dissertação de Mestrado, Departamento de Energia Nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, 2016.

SILVA, A. A. **Dosimetria Radioecológica na Ocorrência Uranífera de São José de Espinharas – PB.** 2014. 59p. Dissertação (Mestrado em Tecnologias Energéticas e Nucleares), Departamento de Energia Nuclear (DEN), Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2014.

SILVA, A. A. **Avaliação radiométrica em água subterrânea consumida pela população em municípios das mesorregiões da Borborema, Central Potiguar e Sertão Paraibano.** Tese de Doutorado, DEN-UFPE, 2018.

SOUZA, F. **Determinação das Concentrações de atividade de ^{234}U e ^{238}U em águas subterrâneas de três poços perfurados em rochas da Suíte Intrusiva de Itu (SP).** 2006. 106p. Dissertação (Mestrado em Ciências – Área de Concentração: Geofísica), Instituto de Astronomia, Geofísica e Ciências Atmosféricas, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.

SPACOV, I. C. G. et al. External dosimetry in kaolin mines in the Seridó region of Northeast Brazil. **Cerâmica**, v. 64, n. 369, p. 133-140, 2018.

TURNER, J. E.; WHIGHT, H. A. and HAMM, R. N. A Monte Carlo Primer for Health Physicists, **Health Physics**, 48, nº 6, 717-733, 1985.

UNSCEAR – UNITED SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATIONS – 2000. **Exposures from Natural Radiation Sources.** Annex B. New York, v. 1, 2000.

UNSCEAR. **Sources and Effects of Ionizing Radiation**. Volume I: Sources: Report to the General Assembly, Scientific Annexes A and B. UNSCEAR 2008 Report. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. United Nations sales publication E.10.XI.3. United Nations, New York, 2010.

VEINOT, Kenneth G. et al. Effective dose rate coefficients for exposure to contaminated soil. **Radiation and environmental biophysics**, v. 56, n. 3, p. 255-267, 2017.

VEIT, R. et al. Tomographic anthropomorphic models, Part i: Construction technique and description of models of an 8 week old baby and a 7 year old child. **GSF-Report**, v. 3, p. 89, 1989.

VEIT, R. et al. Vergleich berechneter und gemessener Dosen an einem anthropomorphen Phantom. **Zeitschrift für Medizinische Physik**, v. 2, n. 2, p. 123-126, 1992.

VIEIRA J. W. **Construção de um Modelo Computacional de Exposição para Cálculos Dosimétricos Utilizando o Código Monte Carlo EGS4 e Fantomas de Voxels**, Tese de Doutorado, DEN-UFPE, 2004.

VIEIRA, J. W.; LIMA, F. R. A. A software to digital image processing to be used in the voxel phantom development. **Cellular and Molecular Biology**, v. 55, n. 3, p. 16-22, 2009.

VIEIRA J. W., LEAL NETO V., LIMA F. J. M., LIMA F. R. A. **Desenvolvimento de um Método MC não Paramétrico para Simular Fontes Radioativas Planares em Modelos Computacionais de Exposição**, “IV Simpósio Internacional de Inovação Tecnológica”, Aracaju, 2013.

VIEIRA, J. W. et al. Otimização de variáveis radiais na modelagem de fontes radioativas planares usando métodos Monte Carlo não paramétricos. **Proceeding Series of the Brazilian Society of Computational and Applied Mathematics**, v. 3, n. 1, 2015.

VIEIRA J. W. **MonteCarlo – Um Software para uso em avaliações dosimétricas das radiações ionizantes**, tese para fins de progressão a professor titular, IFPE, Recife, Pernambuco, 2017.

WALLACE, J. D. Monte Carlo modelling of large scale NORM sources using MCNP. **Journal of environmental radioactivity**, v. 126, p. 55-60, 2013.

WILLIAMS, G., et al. The calculations of dose from external photon exposures using reference and realistic human phantoms and Monte Carlo methods. **Physics in Medicine & Biology**, 1986, 31.4: 449.

XU, X. George; ECKERMAN, K. F. edited by. Computational phantoms for radiation dosimetry: a 40-year history of evolution. **Handbook of anatomical models for radiation dosimetry**, v. 1, p. 3-41, 2010.

YU, Charlie et al. **User’s manual for RESRAD version 6**. Environmental Assessment Division, 2001.

ZAMANIAN, Ali; HARDIMAN, Cy. Electromagnetic radiation and human health: A review of sources and effects. **High Frequency Electronics**, v. 4, n. 3, p. 16-26, 2005.

ZANKL, M., et al. The construction of computer tomographic phantoms and their application in radiology and radiation protection. **Radiation and environmental Biophysics**, 27.2: 153-164, 1988.

ZANKL, Maria; WITTMANN, Alfred. The adult male voxel model" Golem" segmented from whole-body CT patient data. **Radiation and Environmental Biophysics**, 40.2: 153-162, 2001.