

## Um Novo Modelo Computacional de Exposição para Simular a Radioembolização Usando o Ítrio-90

J. W. VIEIRA<sup>1\*</sup>, P. H. A. ANDRADE<sup>2</sup>, A. C. H. OLIVEIRA<sup>3</sup> I. V. B. LACERDA<sup>4</sup>,  
A. N. C. SILVA<sup>5</sup>, W. A. W. A. FARIAS<sup>6</sup>, L. C. S. SANTOS<sup>7</sup>,  
L. P. CORDEIRO<sup>8</sup> e F. R. A. LIMA<sup>9</sup>

Recebido em 8 de dezembro de 2023 / Aceito em 28 de fevereiro de 2025

**RESUMO.** Para avaliar a energia depositada em órgãos e tecidos radiosensíveis do corpo humano é preciso desenvolver modelos computacionais de exposição (MCEs). A fonte nos MCEs corresponde a um algoritmo destinado a produzir o estado inicial da simulação. Usando técnicas Monte Carlo (MC) implementadas em robustos códigos disponíveis na comunidade científica, são simuladas as histórias das partículas, de interação em interação, até que suas energias estejam abaixo de um limiar de corte ou elas saiam do fantoma, que representa o corpo na simulação. Este trabalho apresenta um novo MCE chamado MSUPREE, onde a fonte implementada gera amostras de elétrons oriundos do decaimento do radionuclídeo ítrio 90 (Y-90), usado em radioembolização, um tratamento de tumores hepáticos. O estado inicial de um elétron é definido, principalmente, pela posição de largada, direção de deslocamento e energia inicial. No MSUPREE os sorteios das posições iniciais ocorrem em uma esfera dentro do fígado com centro e raio definidos nos arquivos de entrada do MCE. A partir disso, os elétrons se deslocam no espaço com ângulos polares e

---

\*Autor correspondente: J. W. Vieira – E-mail: jose.wilson@recife.ifpe.edu.br

<sup>1</sup>Instituto Federal de Pernambuco, IFPE, Av. Prof Luiz Freire, 500, 50740-545, Cidade Universitária, Recife, PE, Brasil; Universidade de Pernambuco, UPE, R. Benfica, 455, 50720-001, Recife, PE, Brasil – E-mail: jose.wilson@recife.ifpe.edu.br <https://orcid.org/0000-0002-3739-8812>

<sup>2</sup>Instituto Federal de Pernambuco, IFPE, BR 232 KM 208, SN., 55200-000 Pesqueira, PE, Brasil – E-mail: pedro.andrade@pesqueira.ifpe.edu.br <https://orcid.org/0000-0002-4257-6003>

<sup>3</sup>Faculdade Nova Esperança, FACENE-FAMENE, Av. Frei Galvão, 12, 58067-695, João Pessoa, PB, Brasil – E-mail: oliveira\_ach@yahoo.com <https://orcid.org/0000-0002-9240-3354>

<sup>4</sup>Fundação Paraibana de Gestão em Saúde, PB SAÚDE, Av. Presidente Epitácio Pessoa, 1410, 58040-000, João Pessoa, PB, Brasil – bellelacerda@hotmail.com <https://orcid.org/0000-0003-2394-2458>

<sup>5</sup>Universidade Federal de Pernambuco, UFPE, Av. Jorn. Aníbal Fernandes, S/N, 50740-540, Recife, PE, Brasil – E-mail: ary\_casado@yahoo.com.br <https://orcid.org/0000-0003-3126-4482>

<sup>6</sup>Universidade Federal de Pernambuco, UFPE, Av. Prof. Moraes Rego, 1235, 50670-901, Recife, PE, Brasil – E-mail: whoody.alem@ufpe.br <https://orcid.org/0000-0002-9743-1477>

<sup>7</sup>Universidade Federal de Pernambuco, UFPE, Av. Prof. Moraes Rego, 1235, 50670-901, Recife, PE, Brasil – E-mail: larissa.css@outlook.com <https://orcid.org/0000-0003-1510-4315>

<sup>8</sup>Universidade Federal de Pernambuco, UFPE, Av. Prof. Moraes Rego, 1235, 50670-901, Recife, PE, Brasil – E-mail: leandersonpc88@gmail.com <https://orcid.org/0000-0002-1150-1244>

<sup>9</sup>Universidade Federal de Pernambuco, UFPE, Av. Prof. Moraes Rego, 1235, 50670-901, Recife, PE, Brasil – E-mail: fernando.ralima@ufpe.br <https://orcid.org/0000-0001-9311-643X>

azimutais uniformemente sorteados nos seus domínios com energia inicial sorteada na tabela do espectro do Y-90 contida em um arquivo de entrada específico para o MSUPREE. A execução do MSUPREE produziu dados dosimétricos que permitem não apenas concluir que o acoplamento fantoma + fonte + código MC está correto, mas também que os autores, e pesquisadores do tema, dispõem de um novo MCE para dosimetria interna que pode ser aperfeiçoado para outras distribuições espaciais e energéticas de emissores beta.

**Palavras-chave:** modelos computacionais de exposição, emissores beta, Monte Carlo, EGSnrc, radioembolização.

## 1 INTRODUÇÃO

A dosimetria computacional das radiações ionizantes avalia a energia depositada em órgãos e tecidos radiosensíveis do corpo humano usando MCEs. Nestes esquemas, um fantoma é inicialmente irradiado com uma fonte radioativa em posição matematicamente definida em relação a ele e robustos códigos MC simulam passos posteriores como o livre caminho médio que a partícula realiza sem interagir, sua interação com os átomos do meio e a quantidade de energia depositada por interação [15]. Um estado inicial da simulação é constituído por informações como o tipo de partícula primária, sua energia, a localização tridimensional (3D) onde começa uma história e a direção tomada.

Atualmente o GDN (sigla utilizada pelos membros do Grupo de Pesquisa em Dosimetria Numérica (CRCN-NE) e do Grupo de Pesquisa em Dosimetria Computacional e Sistemas Embarcados (IFPE)) tem concentrado esforços em simulações MC com fontes de elétrons usadas para fins diagnósticos e/ou terapêuticos em medicina. Essas simulações auxiliam em planejamentos mais eficientes da dose entregue a pacientes em protocolos médicos. Neste trabalho foi utilizado um método não paramétrico que o GDN desenvolveu [19] [3] com o objetivo de simular o estado inicial de tais fontes radioativas. Foram utilizados os aplicativos Blender [4] e DIP (*Digital Image Processing*) [16] para leitura de uma imagem contendo o perfil do espectro energético de um radionuclídeo emissor beta e dela retirar uma coleção de pontos 3D, ( $E$ , FDA, FDP), onde  $E$  é a energia do elétron, FDA é o valor da função de distribuição acumulada até esta energia e FDP é a respectiva função densidade de probabilidade [18]. A coleção produzida é salva em um arquivo de texto. O método se baseia nas coordenadas dos pixels que compõem o perfil, na energia máxima emitida pelo radionuclídeo e no número de pontos 3D em que as coordenadas são transformadas. Para este trabalho, cinco espectros com 200 pontos, Cs-137, I-131, K-40, P-32 e Y-90, foram catalogados em um arquivo de texto, o BetaEmitterSpectra.txt.

Então, um MCE foi desenvolvido com o objetivo de simular o tratamento intervencionista da radioembolização no fígado com o radionuclídeo Y-90. A base foi o MCE MSUP, composto pelo fantoma MASHSup [2] acoplado ao código MC EGSnrc [10]. No código de usuário do MSUPREE (MSUP para radioembolização usando uma distribuição uniforme de elétrons em uma esfera dentro do fígado do MASHSup), os dados são lidos a partir do arquivo BetaEmitterSpectra.txt. Em cada história de um elétron, são sorteadas sua energia inicial, sua posição de partida

em uma região esférica dentro do fígado e, isotropicamente, sua direção de voo em torno da posição. O EGSnrc simula os demais passos da história do elétron, salvando, cumulativamente, em variáveis internas a energia depositada nos locais das interações. No fim da simulação, os resultados dosimétricos e outras informações são salvos em arquivos de texto. A organização e análise dos dados obtidos com o MSUPREE credenciam este MCE como uma ferramenta computacional útil para simular com realismo o tratamento da radioembolização e de outras irradiações internas com elétrons.

## 2 METODOLOGIA E RESULTADOS

### 2.1 Materiais

Os aplicativos usados no trabalho, Fiji/ImageJ, Paint, Blender, DoisMCEs, MonteCarlo, DIP, Geany, Microsoft Visual Studio Community, EGSnrc e o pacote Microsoft Office 365, estão instalados nos PCs do Laboratório de Radiologia, do Centro de Pesquisa, Campus Recife do IFPE, a maioria com o sistema operacional Windows 11 Pro for Workstations de 64 bits, processador baseado em x64, Intel(R) Xeon(R) E-2174G CPU @ 3.80GHz e 16 GB de RAM.

O fantoma MASHSup possui voxels cúbicos de aresta 0,12 cm e está contido em um paralelepípedo com 526 colunas, 236 linhas e 1462 fatias. O MCE MSUP está disponível na página do DEN-UFPE. Na Tabela 1 foram organizados os caminhos de acesso às ferramentas computacionais implementadas nos aplicativos *in-house* usados neste artigo [5]. Na maioria das ferramentas, o usuário deve localizar algum arquivo de entrada no computador, preencher células de uma planilha (ou caixas de texto) com informações adicionais, digitar um nome para o arquivo de saída e clicar em um botão para executar a tarefa. O GDN utiliza a extensão SGI (Simulações Gráficas Interativas) em arquivos que armazenam uma pilha de imagens de modo similar ao tipo popular RAW. A diferença é que o SGI contém um pequeno cabeçalho de 12 bytes reservado para armazenar os valores das dimensões do paralelepípedo que envolve o fantoma. Os caminhos listados na Tabela 1 são referenciados no texto subsequente pelos rótulos da última coluna.

### 2.2 O Modelo Computacional de Exposição MSUPREE

Segue a descrição sobre o desenvolvimento do MCE MSUPREE. Para ilustrar os passos, foram utilizadas imagens salvas ou capturadas dos aplicativos listados.

#### 2.2.1 Adição de uma esfera em um órgão de um fantoma de voxels

Foi usado o caminho de rótulo 08 na Tabela 1 para inserir uma esfera no fígado do MASHSup, criando o fantoma MASHSupREE. A Figura 1 é uma janela secundária do aplicativo DIP onde precisam ser digitados pelo usuário dados de entrada visando a adição de um volume esférico na região com identificador (ID) 190, totalmente dentro do fígado (ID = 13). O algoritmo implementado no DIP usa técnicas MC para adicionar esferas nos limites informados. Este algoritmo já foi usado para adicionar uma distribuição de linfonodos no fantoma MARIA [1]. A Figura

Tabela 1: Caminhos de acesso às ferramentas implementadas nos aplicativos do GDN.

APLICATIVO	CAMINHO	RÓTULO
DIP	Fundamentos → Conversões → Coleções de Imagens 2D → Um Arquivo TXT com Pontos em Pixel (x, y, z) de uma Pilha SGI em uma Pilha SGI...	01
DIP	Fundamentos → Conversões → Entre Tipos Diversos → Uma Coleção de Arquivos TXT (Método Blender) no Arquivo BetaEmitterSpectra.txt para Dosimetria com Elétrons...	02
DIP	Fundamentos → Cortes → Volume de uma Pilha SGI de Imagens → Digitando Localização e Dimensões do Volume → Salvando o Volume Cortado...	03
DIP	Fundamentos → Cortes → Volume de uma Pilha SGI de Imagens → Obtendo o Volume Automaticamente para SGIs com Fundo 0 → Salvando o Máximo Volume Cortado...	04
DIP	Fundamentos → Adições → Unir Dois FANTOMAS.SGI Optando, nas Interseções, pelo Id do Órgão de Menor Volume...	05
DIP	Fundamentos → Cortes → Volume de uma Pilha SGI de Imagens → Obtendo o Volume Automaticamente para SGIs com Fundo 0 → Salvando a Pilha SGI de uma Lista de IDs...	06
DIP	Fundamentos → Contagens → Contagem Voxels → Conta Voxels, Calcula os Volumes e Obtém as Localizações Min e Max dos Órgãos/Tecidos de um FANTOMA.SGI...	07
DIP	Estudos → Construção de Fantomas → Manipulações em FANTOMAS.SGI → Ajuste Monte Carlo → Adicionar, Uniformemente, Esferas em uma Região do Fantoma (Ex.: Linfonodos)...	08
MonteCarlo	Análise Gráfica e Numérica → Gráficos de Dados Dosimétricos → Espectros Emissores Beta → FDPs/FDAs x Energia...	09
MonteCarlo	Análise Gráfica e Numérica → Gráficos de Dados Dosimétricos → Espectros Emissores Beta → FDP Esperada x FDP Observada...	10
DoisMCEs	Dosimetria Interna → MSUPREU x MSUPREE: Abrir Arquivos de Dados...	11

2 mostra a imagem da fatia 489 do MASHSupREE onde, na área do fígaro, se vê o círculo de pixels da esfera inserida.

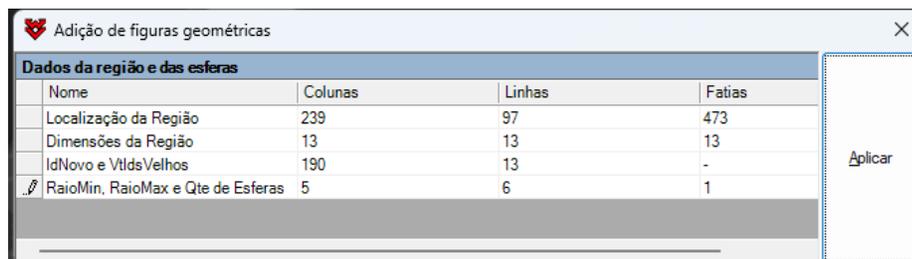


Figura 1: Dados necessários para inserir uma esfera com ID = 190 no MASHSup.



Figura 2: Fatia 489 do MASHSupREE mostrando um círculo de pixels da esfera inserida no fígado.

### 2.2.2 Contagem de voxels dos órgãos de um fantoma

Foi usado o caminho 07 na Tabela 1 para contar voxels e obter as localizações (em pixel) dos órgãos/tecidos/regiões segmentados no MASHSupREE. Para cálculo dos volumes, em uma janela secundária do DIP, é solicitada a aresta em *cm* dos voxels. O valor padrão é 0,12 *cm*. O resultado das contagens e as localizações são salvos em um arquivo na mesma pasta do fantoma. A Tabela 2 mostra as informações no arquivo para os paralelepípedos que contêm o fígado e a esfera.

Tabela 2: Informações sobre o fígado e a região da esfera inserida no fantoma MASHSupREE.

ID	Nº de Voxels	Volume ( $cm^3$ )	$Xmin$	$Xmax$	$Ymin$	$Ymax$	$Zmin$	$Zmax$
13	991138	1712,690	156	337	48	155	413	550
190	925	1,600	234	246	96	108	479	491

### 2.2.3 Cortar o volume contendo IDs em um fantoma com ID do fundo 0

Foi usado o caminho 06 da Tabela 1 para cortar a região do MASHSupREE contendo o fígado e a esfera. O resultado, salvo como *MASHSupREE\_182C108L138F.sgi*, é útil para visualizações como a mostrada na Figura 3 (feita no aplicativo Fiji/ImageJ).

### 2.2.4 Do Modelo Computacional de Exposição MSUP ao MSUPREE

Para inserir informações sobre a região esférica do fígado de onde começarão as histórias os elétrons nas simulações MC, foram necessárias implementações adicionais em 3 arquivos de entrada do MCE MSUP. A Figura 4 e a Tabela 3 são usadas para auxiliar na apresentação das implementações. A Tabela 3 mostra os passos sugeridos para organizar um código de usuário do EGSnrc [10]. O MCE MSUP foi desenvolvido desse modo. A Figura 4 mostra a imagem



Figura 3: Vista da esfera inserida no fígado do fantoma.

capturada no Windows Explorer de alguns arquivos que compõem o MSUPREE. As principais mudanças realizadas nos arquivos destacados MSUPREE.egsinp, *MSUP\_List.data* e MSUPREE.mortran são apresentadas na sequência do texto. O outro arquivo destacado, BetaEmitterSpectra.txt, atualmente contém 5 espectros energéticos de emissores beta. Foi obtido usando o caminho 02 da Tabela 1 para juntar uma coleção de arquivos de texto correspondentes aos espectros produzidos pelo método Blender [3]. A Figura 5 é uma janela secundária do aplicativo MonteCarlo [17], carregada através do caminho 09 da Tabela 1. Na figura são vistos os gráficos da FDP e da FDA do Y-90. Os dados foram lidos no BetaEmitterSpectra.txt.

Nome	Data de modificação	Tipo	Tamanho
MSUPREE.egsinp	05/02/2023 16:18	Arquivo EGSINP	1 KB
BetaEmitterSpectra.txt	02/02/2023 16:13	Arquivo TXT	24 KB
MSUP_List.data	26/01/2023 14:41	Arquivo DATA	2 KB
MSUPREE.mortran	09/12/2022 17:33	Arquivo MORTRAN	201 KB
Makefile	20/09/2022 11:12	Arquivo	3 KB
MSUPREE.make	20/09/2022 11:12	Arquivo MAKE	2 KB
MSUP.sid	19/09/2022 10:28	Arquivo SID	20.221 KB
MSUPInMedOut.txt	09/08/2021 17:56	Arquivo TXT	2 KB

Figura 4: Imagem capturada no Windows Explorer do MCE MSUPREE.

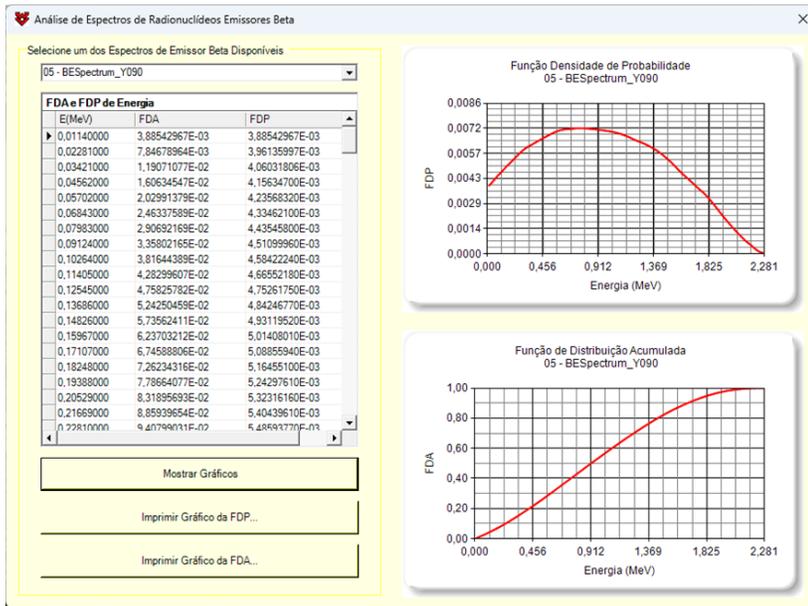


Figura 5: FDP e FDA do Y-90 obtidas no catálogo BetaEmitterSpectra.txt.

### 2.2.4.1 O Arquivo de Entrada MSUPREE.egsinp

A Figura 6 é uma imagem capturada no Geany (aplicativo utilizado em capturas neste artigo principalmente porque exibe rótulos das linhas do texto carregado) do arquivo de entrada com extensão *egsinp* (*input* do EGS) do MCE MSUPREE. Este tipo de arquivo de texto é solicitado quando se executa um MCE e é identificado internamente pela extensão. É necessário escrevê-lo com formatação apropriada para ser lido no subpasso 2a do código de usuário do EGSnrc (Tabela 3). Na linha 6 da Figura 6, o valor do raio da esfera usado nas simulações está em destaque ( $R = 0,60\text{ cm}$ ). Com base nas informações da Tabela 2 ( $N^{\circ}$  de voxels = 925) e no fantoma MASHSup (aresta dos voxels cúbicos =  $0,12\text{ cm}$ ), pode-se avaliar um valor limite para R:

$$V_E = \frac{4\pi R^2}{3} = 925 \times 0,12^3 = 1,60\text{ cm}^2 \Rightarrow R = \sqrt[3]{\frac{3 \times 1,60}{4\pi}} = 0,75\text{ cm}$$

Dependendo do volume da esfera visado pelo usuário do MCE, digita-se no arquivo MSUPREE.egsinp um valor  $R \leq 0,73\text{ cm}$ . Para este trabalho,  $R=0,60\text{ cm}$  implica em  $V_E=0,90\text{ cm}^3$ .

### 2.2.4.2 O Arquivo de Entrada MSUP\_List.data

Os limites do paralelepípedo que contém o fígado mostrados na Tabela 2 foram trocados, no arquivo MSUP\_List.data original, pelos limites da esfera, destacados na linha 7 da Figura 7, que é uma imagem de parte do novo arquivo. O ID para fígado no código de usuário dos MCEs

Tabela 3: Passos que compõem o código do usuário padrão do EGSnrc.

PASSO	SUBPASSO	DESCRIÇÃO
PASSO 1		Personalização de macros do EGSnrc pelo usuário.
PASSO 2:		Pré-chamada da função HATCH - inicialização de variáveis.
	2a	Leitura de parâmetros de exposição a partir do arquivo de entrada.
	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.
	6a	Leitura dos dados do arquivo BetaEmitterSpectra.txt.
	6b	Determinação dos parâmetros das partículas incidentes.
PASSO 7		Chamada da função SHOWER.
PASSO 8		Saída de resultados.

```

MSUPREE.egsinp ✕
1 DATA INPUT FOR EGSnrc/MASH3_MICRO160 CODE FOR INTERNAL/EXTERNAL WHOLE BODY EXPOSURES
2 micro
3 MACRO VOXEL DIMENS. [cm]: 0.12 0.12 0.12
4 1
5 EXPOSURE CAUSED BY Y-90 DISTRIBUTED IN A SPHERE (R=0.60cm) IN THE LIVER
6 XS,YS,ZS,FW,FX,RQ,YIQ : 0.60 -1000.00 87.64 57.60 175.68 5000.00 1.00
7 NTIM,IGE,NSPEC,EIN,NG,NUM: 500000000 14 5 2281. 9 8 3 8 1 0 1 0 0 1
8 IQ,ECT,PCT,WT,EC6,7,10,11: -1 20. 2. 1.00 5. 5. 5. 5. 0.60 0.70 0.25 0.48 0.38 35.0
9 RESULTS IN FILE :MSUPREE_Y090
10
11
    
```

Figura 6: Imagem capturada no Geany do arquivo de entrada MSUPREE.egsinp.

do GDN é 9. As coordenadas dos pontos limites superior e inferior estão em pixel. O arquivo MSUP\_List.data é lido no passo 5 do código de usuário (Tabela 3).

MSUPREE.egsinp ✕	MSUP_List.data ✕	
1	2 215 307 139 170 433 463	Adrenals
2	3 236 289 118 170 679 736	Urinary bladder wall
3	4 212 313 63 191 13 133	Brain
4	6 164 365 65 213 499 743	Colon wall
5	7 177 348 29 38 383 402	Breasts, glandular
6	8 185 338 130 184 430 520	Kidneys
7	9 243 255 95 107 469 481	Liver
8	10 146 377 55 198 245 435	Lungs
9	11 7 518 19 231 30 1454	Muscle
10	13 242 283 95 122 773 812	Testes

Figura 7: Imagem capturada no Geany do arquivo de entrada MSUP\_List.data.

### 2.2.4.3 O Arquivo de Entrada MSUPREE.mortran

No EGSnrc, o arquivo contendo o código de usuário tem extensão mortran. No passo 1 do MSUPREE.mortran (Tabela 3), foram definidos quatro vetores com 250 elementos: dois reais, VTE0MeV e VTFDA\_BETA, para serem preenchidos com as energias dos elétrons (em MeV) e suas respectivas FDAs (caso o espectro indicado no MSUPREE.egsinp tenha mais de 250 pontos, é necessário redefinir as dimensões dos vetores nesta parte do código); e dois vetores, VTCONTAGEMESPERADA e VTCONTAGEMOBSERVADA, de inteiros para receberem as contagens de partículas esperadas e obtidas na simulação.

No subpasso 6a (Tabela 3), o arquivo BetaEmitterSpectra.txt é lido e os vetores VTE0MeV, VTFDA\_BETA e VTCONTAGEMESPERADA são, inicialmente, preenchidos com 0. Na sequência, com os valores do espectro informado no arquivo MSUPREE.egsinp. A contagem esperada (cei) para a  $i$ -ésima energia do espectro é calculada neste subpasso usando:

$$ce_i = INT \{Nx [VTFDA\_BETA(i) - VTFDA\_BETA(i-1)] + 0,5\}$$

onde  $N$  é o número total de elétrons informado no arquivo de entrada e  $INT$  é uma função MORTRAN [10] que retorna a parte inteira do seu argumento.

No subpasso 6b (Tabela 3), começa o laço *do* das  $N$  partículas beta. No início do corpo deste laço, uma energia é obtida da seguinte maneira: Um número aleatório, uniformemente distribuído em  $[0, 1]$ ,  $u_1$ , é sorteado. Ciclos de um laço do interno com indexador  $i$  são executados enquanto  $u_1 < VTFDA\_BETA(i)$ . Então, a energia inicial do elétron da história atual é avaliada como

$$E \left[ \frac{u_1 - VTFDA\_BETA(i-1)}{VTFDA\_BETA(i) - VTFDA\_BETA(i-1)} \right] [VTDE0MeV(i) - VTE0MeV(i-1)].$$

A seguir, o  $i$ -ésimo elemento do vetor de contagens observadas é incrementado de 1.

Ainda no subpasso 6b, dentro do código da fonte para dosimetria interna, no primeiro ciclo do laço *do* das histórias, é aberto para escrita o arquivo AmostrasPontosMSUPREE.txt e calculadas as coordenadas do centro do paralelepípedo que contém a esfera, cujos limites são mostrados na Tabela 2, e foram digitados no arquivo MSUP\_List.data (Figura 7):

$$(x_{CE}, z_{CE}, z_{CE}) = 0,5x [x_v(x_{min} + x_{max}), y_v(x_{min} + x_{max}), z_v(x_{min} + z_{max})]$$

O fantoma MASHSup tem voxels cúbicos de aresta  $xv = yv = zv = 0,12$  cm.

A sequência do código está em um laço duplo *loop-while*. No interno, são sorteados três números aleatórios, uniformemente distribuídos em  $[0,1]$ ,  $u_2$ ,  $u_3$  e  $u_4$ , calculadas as coordenadas de onde o elétron partirá,  $(x_i, y_i, z_i)$ , e a distância  $R_{CE}$  do referencial para o ponto central do paralelepípedo:

$$\begin{cases} x_i = x_v \times [x_{min} + (x_{max} - x_{min}) \times u_1] \\ y_i = y_v \times [y_{min} + (y_{max} - y_{min}) \times u_2] \\ z_i = z_v \times [z_{min} + (z_{max} - z_{min}) \times u_3] \end{cases} \Rightarrow$$

$$R_{CE} = \sqrt{(x_i - x_{CE})^2 + (y_i - y_{CE})^2 + (z_i - z_{CE})^2}$$

O laço *loop – while* interno termina quando  $R_{CE} \leq 0,60$  cm. O externo é extenso por causa do método micro-CT [12] [11] usado para a dosimetria nos tecidos ósseos do fantoma. Quando termina, em cada ciclo do laço do das histórias, o ponto  $(x_i, y_i, z_i)$ , reconvertido para pixel, é escrito no arquivo *AmostrasPontosMSUPREE.txt*, enquanto o número atual de impressões for menor do que o mínimo entre  $N/20$  e 10000. Então, o arquivo é salvo na pasta do MSUPREE. Para finalizar as alterações feitas no código de usuário MSUP original, no passo 8 (Tabela 3) o arquivo *ContagensMSUPREEY90.txt* é criado, preenchido com os valores da energia em keV, da contagem esperada e da contagem obtida, e salvo na pasta do MSUPREE. Os resultados dosimétricos também são salvos neste passo do mesmo modo que no MCE original.

### 2.3 Resultados e Discussão

O MCE MSUPREE foi compilado e executado em um dos computadores do LDN cujas especificações estão no início deste capítulo. Os resultados foram salvos em 3 arquivos de texto: *AmostrasPontosMSUPREE.txt*, *ContagensMSUPREEY90.txt* e *MSUPREE.Y090.data*. O primeiro contém uma amostra de 10000 pontos de partida dos elétrons,  $(x_i, y_i, z_i)$ , coletados em tempo de execução; no segundo foram salvas as contagens esperadas e obtidas na simulação por intervalo de energia; no terceiro, as informações sobre a simulação e os resultados dosimétricos.

#### 2.3.1 Posição de largada dos elétrons

O arquivo *AmostrasPontosMSUPREE.txt* com as amostras de 10000 pontos 3D foi convertido no *MASHSupREE\_Amostras.SGI* usando o caminho 01 da Tabela 1, as mesmas dimensões do fantoma *MASHSup* e o ID 255. Para obter a imagem 3D com as dimensões do fígado, foi usado o caminho 03 da Tabela 1 e a localização do fígado  $(x_{min}, y_{min}, z_{min})$  da Tabela 2. Na sequência, através do caminho 05 da Tabela 1, as pilhas *MASHSup* e *MASHSupREE\_Amostras* foram adicionadas. Usando o caminho 06, o SGI resultante da união foi cortado preservando os IDs 13 e 255. A Figura 8 é uma vista do SGI cortado. Qualitativamente, o resultado da distribuição espacial dos 10000 elétrons coletados no início da simulação está de acordo com o planejamento visto na Figura 3.

#### 2.3.2 FDP esperada do espectro de energias x FDP observada

Para verificar se a distribuição de energias está de acordo com a FDP mostrada na Figura 5, foi usado o caminho 10 da Tabela 1 e carregada a janela do aplicativo MonteCarlo [17] mostrada na Figura 9. Na figura estão organizados e exibidos o conteúdo do arquivo *ContagensMSUPREEY90.txt*. A FDP e a FDA estão expressas em função das contagens esperadas e obtidas em cada intervalo de energia. Como a FDA observada praticamente se sobrepõe à esperada, a implementação do algoritmo da distribuição energética foi considerada validada.

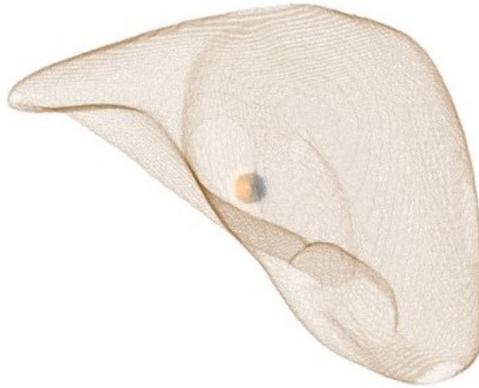


Figura 8: Vista das distribuições espaciais de elétrons no início das simulações com o MSUPREE.

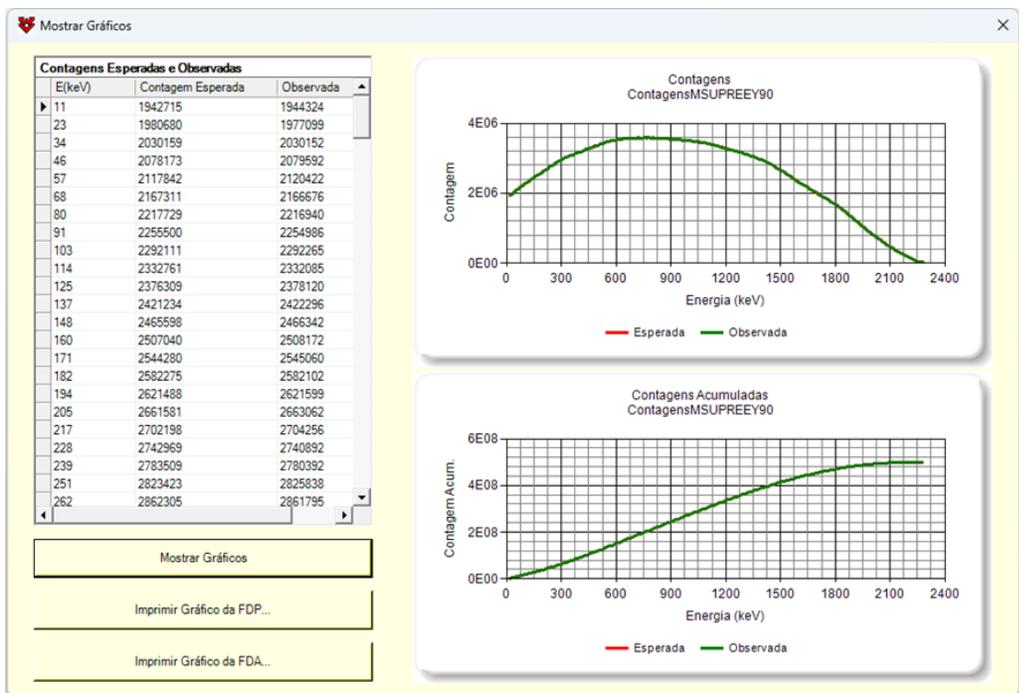


Figura 9: Vista das distribuições espaciais de elétrons no início das simulações com o MSUPREE.

### 2.3.3 Informações das simulações e resultados dosimétricos

Validadas as distribuições espaciais e energéticas do MCE MSUPREE, o passo seguinte consistiu em organizar e apresentar o que foi salvo no arquivo MSUPREE\_Y090.data. A partir de 2023, as análises de dados comparando dois MCEs do GDN estão sendo implementadas em um aplicativo

WPF chamado DoisMCEs. O interesse neste artigo é apenas no MSUPREE, mas o aplicativo foi útil para organizar os dados resultantes da simulação.

### 2.3.3.1 Organização de Dados

O caminho 11 da Tabela 1 é usado para carregar a janela secundária mostrada, parcialmente, na Figura 10. O usuário do DoisMCEs deve clicar no item de menu mostrado na figura e carregar os arquivos de dados gerados em duas simulações. Uma terceira janela, com recursos como barras de rolagem e botões para análises personalizadas, exibe a organização geral dos dados. Além dos recursos na janela, o usuário pode utilizar outros já consagrados no ambiente Windows como selecionar, copiar e colar dados usando o *mouse* e/ou combinação de teclas. A Tabela 4 com informações da simulação com o MSUPREE, foi selecionada, copiada, colada e editada neste artigo com a formatação requerida.

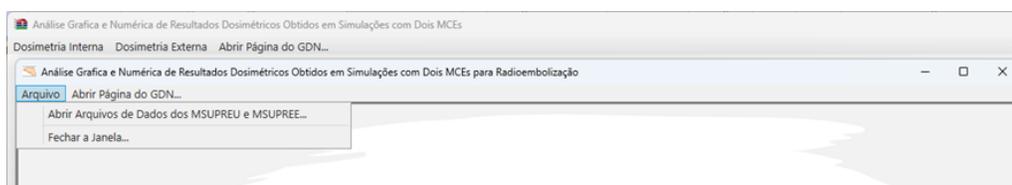


Figura 10: Vista parcial da janela do aplicativo DoisMCEs para organização e apresentação de dados.

As informações da Tabela 4 são retiradas do arquivo do MCE no aplicativo DoisMCEs. Note que há dados de entrada como o tipo de partícula simulada e a sua energia de corte, e resultados obtidos como a duração da simulação e a energia média espectral. O tempo computacional é uma informação importante para avaliar a qualidade da simulação. O valor da energia média espectral é usado para obter as doses equivalentes médias em dosimetria interna, nas regiões de interesse [14].

A janela de nível 3 do DoisMCEs possui quatro botões. Os dois primeiros servem para marcar ou desmarcar todos os órgãos/tecidos em uma coleção de caixas de checagem. Os outros dois botões são para análise dos resultados dosimétricos de uma coleção que o usuário deve selecionar marcando as caixas.

### 2.3.3.2 Análise das distribuições de coeficientes de conversão de dosimetria interna

Com uma lista de órgãos/tecidos selecionados, o usuário do aplicativo DoisMCEs deve clicar no botão "Distribuição de D/Ac..." ou no "Distribuição de SAF...". D/Ac é a sigla para dose absorvida por atividade acumulada, em  $mGy/MBq.s$ ; e SAF significa *Specific Absorbed Fraction* (fração absorvida específica), em  $1/g$ . Para este trabalho, foram selecionados para análise os órgãos e tecidos radiosensíveis principais da ICRP 103 [7], apresentados na Tabela 5. Para a estimativa da dose efetiva ( $E$ ), quantidade dosimétrica básica relacionada com a probabilidade de

Tabela 4: Informações sobre a simulação com o MSUPREE.

PARÂMETRO	MSUPREE
Aresta do Voxel Cúbico Principal (cm)	0,12
Aresta do Voxel Cúbico Micro-CT (cm)	0,0060
Tempo de Simulação (h)	14,75806
Órgão-Fonte	Esfera no Fígado (R = 0,60cm)
Energia Inicial Máxima (keV)	2281
Tipo de Partícula	Elétron
Nº de Meios no Fantoma	20
% de Celularidade das Costelas	60,0
% de Celularidade da Espinha	70,0
% de Celularidade dos Ossos Longos	25,0
% de Celularidade da Pélvis	48,0
% de Celularidade do Crânio/Mandíbulas	38,0
Energia Espectral Média (keV)	939,3
Nº de Elétrons Simulados	500000000
Energia de Corte para Elétrons (keV)	20
Energia de Corte para fótons (keV)	2

aparecer efeitos estocásticos da radiação, os pesos dos 14 órgãos/tecidos principais ( $w_T \geq 0,01$ ) e dos 13 que formam o grupo denominado RESTO (cada um com  $w_T = 0,12/13$ ) são usados de acordo com a definição que aparece nos relatórios 60 da ICRP [6], e 57 da ICRU [8], onde o peso para as glândulas dos seios (12%) é atribuído apenas ao gênero feminino.

Selecionando os órgãos/tecidos radiosensíveis principais da ICRP 103 na janela de nível 3 do DoisMCEs e clicando no botão “Distribuição de D/Ac...”, obtêm-se, em uma janela de nível 4, os dados mostrados nas Tabelas 6 e 7.

A Tabela 6 contém informações adicionais da simulação. A energia espectral média não é afetada pela forma da distribuição inicial, mas as grandezas que dependem da deposição da energia (dose) são, notadamente os RIC (Risco de Incidência de Câncer) e RMC (Risco de Mortalidade por Câncer). Como na radioembolização o Y-90 é colocado em esferas dentro do fígado, na região a ser tratada, estes coeficientes serão afetados pelo modo como se distribuem os elétrons no estado inicial.

A função estatística que avalia erros nos MCEs do GDN é chamada coeficiente de variância (CV). Em [13], esta função recebe o nome de erro relativo e quantifica a dispersão das medidas

Tabela 5: Pesos dos Órgãos e tecidos radiosensíveis da ICRP 103.

ÓRGÃO/TECIDO	Peso do Tecido ( $w_T$ )
Gônadas	0,08
Medula óssea vermelha (MOV)	0,12
Pulmões	0,12
Glândulas dos seios	Feminino = 0,12; Masculino = 0,00
Tireoide	0,04
Células da superfície óssea (CSO)	0,01
Cólon	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,04
Fígado	0,04
Esôfago	0,04
Pele	0,01
RESTO*	0,12
Glândulas salivares	0,01
Cérebro	0,01

\*RESTO: Glândulas adrenais, Parede do intestino delgado, Rins, Músculos, Pâncreas, Baço, Timo, Útero/Próstata, Mucosa oral, Ar extratorácico, Parede do coração, Nodos linfáticos e Vesícula biliar.

de uma grandeza em torno da média. Nos MCEs é usada para avaliar o número de histórias (N) ideal nas simulações [15]. O CV para o i-ésimo órgão/tecido foi definido em % por:

$$CV_i(\%) = 100 \frac{\sqrt{\sigma_i^2}}{D_i}, \text{ onde } \bar{D} = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N \left[ N \sum_{j=1}^N D_{i,j}^2 - \left( \sum_{j=1}^N D_{i,j} \right)^2 \right]$$

$D_{i,j}$  é a dose no i-ésimo órgão/tecido vinda da j-ésima partícula simulada,  $\bar{D}$  é a sua dose média e  $\sigma_i^j$  sua variância. O CV é embutido no código de usuário de todos os MCEs desenvolvidos pelo GDN, tanto em dosimetria interna quanto externa.

A última coluna da Tabela 7 mostra os CV dos principais órgãos e tecidos da ICRP 103 para a simulação. O valor médio é 4,75965%, relativamente alto, por causa dos órgãos que estão afastados do fígado, parcialmente blindados em relação a este ou que têm um volume pequeno como testículos, tireoide, glândulas salivares, glândulas dos seios e parede da bexiga. Vê-se na Tabela 7 que o valor da D/Ac no fígado é pelo menos 1000 vezes os valores dos demais órgãos/tecidos radiosensíveis, representando 99,910% do total deste coeficiente, isto é, da energia depositada no corpo do fantoma. Com este resultado, pode-se afirmar que (1) praticamente todos os elétrons sorteados terminam suas histórias no próprio órgão-fonte e (2) o fato da distribuição inicial dos elétrons no MSUPREE está concentrada em uma esfera dentro do fígado beneficia a alta deposição na região do tumor, objetivo de qualquer planejamento em medicina nuclear.

Tabela 6: Informações adicionais obtidas nas simulações.

GRANDEZA DOSIMÉTRICA	REE
Energia Espectral Média ( <i>keV</i> )	939,3
<i>D/Ac</i> Média de Corpo Inteiro ( <i>mGy/MBq.s</i> )	2,0756E-06
<i>E</i> Masculina/ <i>Ac</i> ( <i>mSv/MBq.s</i> )	3,3631E-06
RIC [(casos/1E5)/ <i>Ac</i> ( <i>MBq.s</i> )] 35 anos	1,81E-05
RMC [(casos/1E5)/ <i>Ac</i> ( <i>MBq.s</i> )] 35 anos	1,34E-05

O usuário do DoisMCEs também pode realizar a análise feita acima obtendo a distribuição das SAF mostrada na segunda coluna da Tabela 7. Para tanto, deve selecionar os órgãos/tecidos radiosensíveis principais da ICRP 103 na janela de nível 3 do aplicativo e clicar no botão “Distribuição de SAF...”. A distribuição de SAF é usada para obtenção da distribuição de SEE (*Specific Effective Energy*, Energia Efetiva Específica) que, por sua vez, é necessária para avaliar as doses equivalente e efetiva comprometidas em dosimetria interna [14].

Tabela 7: Distribuição dos coeficientes de conversão *D/Ac* e SAF com os respectivos *CV* nos principais órgãos/tecidos radiosensíveis obtida na simulação com o MCE MSUPREE.

ID	NOME	<i>D/Ac</i> ( <i>mGy/MBq.s</i> )	SAF (1/g)	CV (%)
3	Parede da Bexiga	6,0867E-10	3,6776E-09	3,60
4	Cérebro	4,6872E-11	4,6758E-10	3,05
6	Parede do Cólon	3,7899E-09	4,2933E-08	0,51
7	Glândulas dos Seios	3,5627E-09	3,0017E-08	3,59
9	Fígado	8,3844E-05	5,3810E-04	0,00
10	Pulmões	5,0406E-09	5,5516E-08	0,25
12	Esôfago	8,9931E-09	5,4032E-08	1,00
13	Testículos	1,2432E-10	7,8141E-10	13,92
17	Pele	9,3617E-10	7,6737E-09	0,36
19	Parede do Estômago	4,4187E-08	2,9241E-06	0,23
20	Glândulas Salivares	2,7004E-10	2,4652E-09	4,61
22	Tireoide	6,8684E-10	6,3774E-09	4,65
68	Total da RBM	4,6952E-09	2,6102E-08	0,23
89	Total das BSC	2,4998E-09	1,6225E-08	0,36

### 3 CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS

Neste artigo foi organizado e executado um MCE usando o fantoma MASHSup acoplado ao código MC EGSnrc para simular o tratamento da radioembolização com o Y-90. O algoritmo da fonte radioativa modelada por [19]) foi implementado nos passos 5 e 6 no código de usuário do EGSnrc (Tabela 3), onde o estado inicial da simulação é caracterizado nos sorteios da energia

inicial do elétron, da sua posição de largada bem como a direção que toma dentro de uma esfera interna ao fígado, como ocorre no tratamento real. Para desenvolvimento, execução e análise dos resultados da simulação foram utilizados, principalmente, os aplicativos DIP, MonteCarlo e DoisMCEs.

Como perspectiva, visando tornar a modelagem da distribuição espacial mais realística, será usada uma FDP da mediana para sortear o ponto  $(x_i, y_i, z_i)$  de largada dos elétrons. Para obter uma dada coordenada, o algoritmo a ser usado da FDP mediana sorteia três números aleatórios, uniformemente distribuídos em  $[0, 1]$ , ordena-os e retorna o valor do meio [9]. Outro problema real a ser estudado é migração de esferas de Y-90 para os pulmões. Pode-se montar MCEs onde o percentual de migração será informado no arquivo de entrada. Variações do volume, da posição e do número de esferas irão produzir dados dosimétricos em profusão e a ideia do GDN é desenvolver aplicativos mais robustos do que o DoisMCEs, ou mesmo bancos de dados, para organizá-los e disponibilizá-los ao público.

## REFERÊNCIAS

- [1] M.O.M. Cabral. “Desenvolvimento de um Modelo Computacional de Exposição para Uso em Avaliações Dosimétricas em Gestantes”. Ph.D. thesis, Departamento de Energia Nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, PE (2015). Dissertação de Mestrado.
- [2] V.F. Cassola. “Desenvolvimento de Fantomas Humanos Computacionais Usando Malhas Poligonais em Função da Postura, Massa e Altura”. Ph.D. thesis, Departamento de Energia Nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, PE (2011). Tese de Doutorado.
- [3] W.A.W.A. Farias. “Desenvolvimento de uma Plataforma Computacional para a Geração de Fantomas Antropomórficos e Fontes Emissoras de Elétrons”. Ph.D. thesis, Departamento de Energia Nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, PE (2023). Dissertação de Mestrado.
- [4] B. Foundation. Manual de referência: versão 2.83. Online (2023). URL <https://docs.blender.org/>. Último acesso em 01/02/2023.
- [5] GDN. Grupo de Dosimetria Numérica. Online (2023). URL <http://dosimetrianumerica.org>. Último acesso em 01/11/2023.
- [6] ICRP. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP 60, Online - ICRP Reports (1991). URL <https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%2060>. Último acesso em 01/11/2023.
- [7] ICRP. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60. ICRP 103, Online – ICRP Reports (2007). URL <https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%20103>. Último acesso em 01/11/2023.
- [8] ICRU. Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection Against External Radiation. ICRU 57, International Commission on Radiological Units and Measurements, Bethesda, MD (1998).
- [9] M.H. Kalos & P.A. Whitlock. “Monte Carlo methods”. Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, USA (1986).

- [10] I. Kawrakow, E. Mainegra-Hing, D.W.O. Rogers, F. Tessier & B.R.B. Walters. The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. Online - NRCC Report PIRS-701, National Research Council of Canada, Ottawa (2021). URL <https://nrc-cnrc.github.io/EGSnrc/doc/pirs701-egsnrc.pdf>. Último acesso em 01/11/2023.
- [11] R.H.F.R. Kramer, V.F. Cassola, J.W. Vieira, H.J. Khoury, C.A.B.O. Lira & K.R. Brown. Skeletal Dosimetry Based on  $\mu$  CT Images of Trabecular Bone: Update and Comparisons. *Phys. Med. Biol.*, **57** (2012), 3995–4021.
- [12] R.H.F.R. Kramer, H.J. Khoury, J.W. Vieira & I. Kawrakow. Skeletal Dosimetry for External Exposure to Photons Based on  $\mu$ CT Images of Spongiosa from Different Bone Sites. *Phys. Med. Biol.*, **52** (2007), 6697–6716.
- [13] A. Santoro, J.R. Mahon, J.U.C.L. Oliveira, L.M.M. Filho, V. Oguri & W.L.P. Silva. “Estimativas e Erros em Experimentos de Física”. EdUERJ (2013).
- [14] J.E. Tunner. “Atoms, Radiation, and Radiation Protection”. Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 3 ed. (2007).
- [15] J.W. Vieira. “Construção de um Modelo Computacional de Exposição para Cálculos Dosimétricos Utilizando o Código Monte Carlo EGS4 e Fantomas de Voxels”. Ph.D. thesis, Departamento de Energia Nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, PE (2004). Tese de Doutorado.
- [16] J.W. Vieira. A Software to Digital Image Processing to Be Used in the Voxel Phantom Development. *Cellular and Molecular Biology*, **55** (2009), 16–22.
- [17] J.W. Vieira. “MonteCarlo – Um Software para Uso em Avaliações Dosimétricas das Radiações Ionizantes”. Ph.D. thesis, Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Pernambuco, Tese para Progressão à Classe Titular do IFPE, Recife, PE (2017).
- [18] J.W. Vieira, P.H.A. Andrade, L.F. Lima, M.M. Silva & F.R.A. Lima. Uso de Técnicas Monte Carlo para Geração e Polimento de Imagens Ladrilhadas de Ossos Trabeculares. In “Proceeding Series of the Brazilian Society of Applied and Computational Mathematics”, volume 5 (2017).
- [19] J.W. Vieira, P.H.A. Andrade, A.C.H. Oliveira, I.V.B. Lacerda, A.N.C. Silva, I.E. Santana, W.A.W.A. Farias, L.C.S. Santos, L.P. Cordeiro, J.V.C. Silva & F.R.A. Lima. Uso do aplicativo DIP para converter uma imagem da curva espectral energética de um radionuclídeo emissor beta em um arquivo de texto com dados tabulados. In “Proceeding Series of the Brazilian Society of Computational and Applied Mathematics”, volume 10 (2023).

**ABSTRACT.** To evaluate the energy deposited in radiosensitive organs and tissues of the human body, it is necessary to develop exposure computational models (ECMs). The source in ECMs corresponds to an algorithm intended to produce the initial state of the simulation. Using Monte Carlo (MC) techniques implemented in robust codes available in the scientific community, the histories of particles are simulated, from interaction to interaction, until their energies are below a cutoff threshold, or they leave the phantom. This work presents a new ECM called MSUPREE, where the implemented source generates electron samples originating from the decay of the radionuclide yttrium 90 (Y-90), used in radioembolization, a treatment for liver tumors. The initial state of an electron is defined mainly by its starting position, direction of movement and initial energy. In MSUPREE, the initial positions are drawn on a sphere inside the liver with center and radius defined in the ECM input files. From this, the electrons move in space with polar and azimuthal angles uniformly drawn in their domains with initial energy drawn from the Y-90 spectrum table contained in a specific input file for MSUPREE. The execution of MSUPREE produced dosimetric data that allow us to conclude not only that the phantom + source + MC code coupling is correct, but also that the authors, and researchers on the subject, have a new ECM for internal dosimetry that can be improved for other spatial and energetic distributions of beta emitters.

**Keywords:** exposure computational models, beta emitters, Monte Carlo, EGSnrc, radioembolization.

### Acknowledgements

Os autores agradecem às suas instituições, à FACEPE (Fundação de Amparo à Ciência e Tecnologia de Pernambuco) e ao CNPq (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico) pelo suporte.

### Data availability

Datasets related to this article are available upon request to the corresponding author

**Associate Editor:** Antônio José Silva Neto

### How to cite

J.W. Vieira, P.H.A. Andrade, A.C.H. Oliveira, I.V.B. Lacerda, A.N.C. Silva, W.A.W.A. Farias, L.C.S. Santos, L.P. Cordeiro & F.R.A. Lima. Um Novo Modelo Computacional de Exposição para Simular a Radioembolização Usando o Ítrio-90. *Trends in Computational and Applied Mathematics*, **26**(2025), e01790. doi: 10.5540/tcam.2025.026.e01790.

