



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA NUCLEAR
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES

LUCAS FABRÍCIO DE ARAÚJO

**METODOLOGIA PARA MODELAGEM DE UMA CÂMARA DE
EXTRAPOLAÇÃO EM CAMPOS PADRÕES SECUNDÁRIOS DE
RADIAÇÃO BETA**

Belo Horizonte

Fevereiro - 2020

LUCAS FABRÍCIO DE ARAÚJO

**METODOLOGIA PARA MODELAGEM DE UMA CÂMARA DE
EXTRAPOLAÇÃO EM CAMPOS PADRÕES SECUNDÁRIOS DE
RADIAÇÃO BETA**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências e Técnicas Nucleares.

Área de concentração: Ciência das Radiações

Linha de Pesquisa: Dosimetria, Radioproteção e Instrumentação Nuclear

Versão final contendo as alterações solicitadas pela comissão julgadora em 05 de Fevereiro de 2020. A versão final encontra-se em acervo reservado na Biblioteca da Escola de Engenharia da UFMG e no Repositório Institucional da UFMG.

Orientador: Profa. Dra. Telma Cristina Ferreira Fonseca

Coorientador: Prof. Dr. Jhonny Antonio Benavente Castillo

Belo Horizonte

Fevereiro - 2020

A663m	<p>Araújo, Lucas Fabrício de. Metodologia para modelagem de uma câmara de extrapolação em campos padrões secundários de radiação beta [recurso eletrônico] / Lucas Fabrício de Araújo. - 2020. 1 recurso online (193 f. : il., color.) : pdf. Orientadora: Telma Cristina Ferreira Fonseca. Coorientador: Jhonny Antonio Benavente Castillo.</p> <p>Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.</p> <p>Anexos: f. 114-193.</p> <p>Bibliografia: f. 106-113. Exigências do sistema: Adobe Acrobat Reader.</p> <p>1. Engenharia nuclear - Teses. 2. Método de Monte Carlo - Teses. 3. Radiação - Dosimetria - Teses. I. Fonseca, Telma Cristina Ferreira. II. Benavente Castillo, Jhonny Antonio. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. IV. Título.</p>
	CDU: 621.039(043)



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES



PCTN

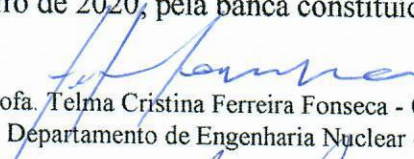
FOLHA DE APROVAÇÃO

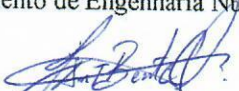
**METODOLOGIA PARA MODELAGEM DE UMA CÂMARA DE EXTRAPOLAÇÃO
EM CAMPOS PADRÕES SECUNDÁRIOS DE RADIAÇÃO BETA**

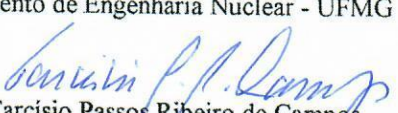
LUCAS FABRICIO DE ARAUJO

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, área de concentração CIÊNCIAS DAS RADIAÇÕES.


Aprovada em 05 de fevereiro de 2020, pela banca constituída pelos membros:


Profa. Telma Cristina Ferreira Fonseca - Orientadora
Departamento de Engenharia Nuclear - UFMG


Dr. Jhonny Antonio Benavente Castillo - Coorientador
Departamento de Engenharia Nuclear - UFMG


Prof. Tarcisio Passos Ribeiro de Campos
Departamento de Engenharia Nuclear - UFMG


Dr. Fernando Pereira de Faria
UFMG


Dra. Patricia de Lara Antonio
IPEN

Belo Horizonte, 5 de fevereiro de 2020.

*Dedico este trabalho aos meus pais, Sebastiana Mireide e João Bosco, por serem a base do
que sou hoje.*

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus, por ser meu sustento, e estar comigo em todas as dificuldades de minha vida.

Agradeço a minha família, principalmente aos meus pais, por serem modelos para mim, sem o apoio deles, não estaria aqui.

Agradeço especialmente a minha orientadora Dra. Telma C. F. Fonseca, que durante esses dois anos, sempre esteve presente para orientação, e mostrou ter bastante sabedoria em lidar com todas as ocasiões durante este período.

Agradeço ao meu co-orientador Dr. Jhonny Benavente Castillo, que mesmo pelo pouco tempo de co-orientação, foi de uma ajuda inigualável nesses últimos meses do meu mestrado.

Agradeço a Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo suporte financeiro que proporcionou durante todo meu mestrado.

Agradeço ao suporte do Departamento de Engenharia Nuclear (DEN/UFMG) que proporcionou ao meu mestrado.

Agradeço aos meus amigos de todo canto do Brasil, vocês não sabem o quanto me auxiliaram para chegar neste ponto.

Enfim, agradeço a todas as pessoas que estiveram ao meu lado e que fizeram parte desta etapa decisiva nesta fase da minha vida.

“A vida não é fácil para nenhum de nós. Temos que ter persistência e, acima de tudo, confiança em nós mesmos.”

(Marie Curie)

RESUMO

Com o avanço tecnológico na área da metrologia em radiações ionizantes vários questionamentos surgiram a respeito da dose absorvida devido a radiação beta. Diversos radionuclídeos existentes são emissores beta e de radiação eletromagnética e, em muitos casos, a dose absorvida devido a radiação beta supera a dose correspondente a radiação gama. A busca por novas metodologias de medida da dose e taxa de dose absorvida devido as radiações beta são necessárias. O emprego da modelagem computacional tem permitido avanços significativos na otimização dos sistemas de medidas, uma vez que além de facilitar e acelerar as análises, permite simular e avaliar a influência de diferentes parâmetros isoladamente. Além disso, é possível estudar novas tecnologias e/ou metodologias para a criação de sistemas de medição. O método matemático conhecido como método de Monte Carlo (MC) utiliza uma sequência de números aleatórios para realizar a simulação de um fenômeno físico. Diferentes códigos computacionais foram desenvolvidos utilizando o método de MC como base para o transporte de partículas. O objetivo deste trabalho foi criar uma metodologia para modelar o Sistema Padrão Secundário Beta (BSS2), com três fontes beta de radiação e uma câmara de extrapolação PTW 23392. Para isto foi utilizado dois códigos computacionais sendo o primeiro o *Monte Carlo N-Particle eXtended* (MCNPX) e o segundo o *Penetration and ENergy LOss of Positrons and Electrons* (PENELOPE). A ideia principal foi comparar os resultados de taxa de dose absorvida em $\mu\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$ obtida de trabalhos publicados em literatura para fins de validação dos modelos de calibração desenvolvidos. Todo o *set-up* é composto da câmara de extrapolação PTW-23392, filtros e três fontes radioativas de diferentes radionuclídeos emissores beta sendo eles, o ^{85}Kr , $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e o ^{147}Pm . Os artigos publicados por Faria et al., 2015, do Laboratório de Calibração de Dosímetros do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (LCD/CDTN) e Polo et al., 2018, do Laboratório de Calibração de Instrumentos do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (LCI/IPEN), foram utilizados para a validação do modelo desenvolvido. Foram utilizadas duas equações para cálculo da taxa de dose para as simulações de MC de Faria et al., 2015 e Polo et al., 2018. A diferença da taxa de dose encontrada e comparada com as publicadas por Faria et al., 2015 e por Polo et al., 2018 chegam em até 4%. O fator de transmissão foi calculado para a fonte de ^{85}Kr e a diferença encontrada foi de até 6% e um resultado com diferença de 17% e com 5% de desvio padrão em relação ao que foi reportado em literatura. Foi observado que o transporte de partículas betas em códigos de MC são extremamente custosos e complexos quando comparados com as ondas eletromagnéticas. Isto foi verificado para os dois códigos de MC utilizados neste trabalho.

Palavras-chaves: Dosimetria Beta, Penelope, MCNPX, Simulação Monte Carlo, Câmara de Extrapolação

ABSTRACT

Technological advancement in the field of ionizing radiation metrology, several questions have arisen regarding the absorbed dose due to beta radiation. Mostly, existing radionuclides are beta and electromagnetic radiation emitters and in many cases, the absorbed dose due to beta radiation exceeds the dose corresponding to the gamma rays. The search for new methodologies of dose measurement and absorbed dose rate due to beta radiation is necessary. The use of computational modeling has allowed significant advances in the optimization of the measurement systems. Since it, besides facilitating and accelerating the analysis, it allows simulating and evaluating the influence of different parameters separately. In addition, it is possible to study new technologies and / or methodologies for the creation of measurement systems. The mathematical model known as the Monte Carlo Method (MMC) uses a sequence of random numbers to simulate a physical phenomenon. Different computational codes were developed using the MC method as the basis for particle transport. The aim of this work was to develop a methodology to model the whole Secondary Beta Standard System (BSS2), with three beta radiation sources and one PTW 23392 extrapolation chamber. For this we used two computational codes, the first is the *Monte Carlo N-Particle eXtended* (MCNPX) and the second *Penetration and ENergy LOss of Positrons and Electrons* (PENELOPE). The main idea is to compare the absorbed dose rate results in μGy^{-1} obtained from studies published in the literature for the validation of the developed calibration models. The whole *set-up* is composed of the PTW-23392 extrapolation chamber, filters and three radioactive sources from different beta-emitting radionuclides which are ^{85}Kr , $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ and ^{147}Pm . The articles published by Faria et al., 2015 from the Dosimeter Calibration Laboratory of the Nuclear Technology Development Center (LCD / CDTN) and Polo et al., 2018 from the Instrument Calibration Laboratory of the Institute for Nuclear and Energy Research (LCI / IPEN) were used to validate the developed model. Two equations were used to calculate the dose rate for MC simulations by Faria et al., 2015 and Polo et al., 2018. The difference in dose rate found and compared with those published by Faria et al., 2015 and by Polo et al., 2018 reach up to 4%. The transmission factor was calculated for the source of ^{85}Kr and difference found was up to 6% and a result with 17% difference and 5% of standard deviation from what was reported in literature. It has been observed that the transport of beta particles in MC codes is extremely costly and complex when compared to electromagnetic waves. This was verified for the two MC codes used in this work.

Keywords: Beta Dosimetry, Penelope, MCNPX, Monte Carlo Simulation, Extrapolation Chamber

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Tabela de núclídeos.	25
Figura 2 – Espectros típicos de energia de partículas β para decaimentos β^+ e β^- normalizados com a energia máxima da partícula β	27
Figura 3 – Esquema geral de uma câmara de extrapolação.	33
Figura 4 – Curva de Saturação	34
Figura 5 – Esquema básico do funcionamento de simulações através do método MC. Com a geração de uma grande quantidade de números aleatórios, que gera uma função de densidade de probabilidade, que descreve a probabilidade relativa de uma variável aleatória tomar um valor dado, e com isso é observado os resultados gerados.	38
Figura 6 – Exemplo do cálculo da área.	39
Figura 7 – Exemplo de um histórico de partículas.	42
Figura 8 – Dez testes estatísticos do MCNPX.	43
Figura 9 – Estrutura de um arquivo de entrada pelo código MCNPX.	46
Figura 10 – Estrutura do código Penelope/PenEasy.	48
Figura 11 – Esquema da câmara de extrapolação PTW 23392.	49
Figura 12 – Definição das superfícies da Câmara de Extrapolação PTW 23392 no MCNPX	51
Figura 13 – Esquema da câmara de extrapolação através do código MCNPX.	52
Figura 14 – Geração de superfícies da câmara de extrapolação PTW 23392 utilizando geometrias quadráticas.	53
Figura 15 – Esquema da câmara de extrapolação modelada no código PENELOPE.	54
Figura 16 – Componentes do Sistema Padrão Secundário Beta 2.	58
Figura 17 – Sistema BSS2 com o filtro homogeneizador, fonte β , haste, suporte.	59
Figura 18 – Filtros reais e os modelos computacionais.	59
Figura 19 – (a) Esquema 2D da fonte ^{85}Kr com encapsulamento. (b) Ampliação na posição da fonte com a janela da fonte de titânio. Ilustração fora de escala.	62

Figura 20 – (a) Esquema 2D da fonte $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ com encapsulamento. (b) Ampliação na posição da fonte com a janela da fonte de aço inoxidável. Ilustração fora de escala.	63
Figura 21 – (a) Esquema 2D da fonte ^{147}Pm com encapsulamento. (b) Ampliação na posição da fonte com a janela da fonte de titânio. Ilustração fora de escala.	63
Figura 22 – Esquema 3D das fontes utilizadas nas simulações: (a) ^{85}Kr (b) $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e (c) ^{147}Pm . Ilustração fora de escala.	64
Figura 23 – Testes realizados para análise da fonte do ^{147}Pm	66
Figura 24 – Definição de uma fonte colimada com seus respectivos parâmetros utilizados no SDEF.	67
Figura 25 – Definição de uma fonte colimada com seus respectivos parâmetros utilizados na definição de uma fonte.	69
Figura 26 – Diferença da posição da fonte no cartão POS do SDEF que possuem uma diferença significativa de energia depositada.	70
Figura 27 – <i>Cutoff</i> de energias abaixo de 1 keV no método limiar no MCNPX.	71
Figura 28 – Esquema de interpolação linear.	72
Figura 29 – Espectro completo e sem o intervalo de energia abaixo de 1 keV para ser utilizado com o método limiar do ^{85}Kr	73
Figura 30 – Espetro do $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, que caracteriza um valor médio de suas $Y(E)$ e utilizado nas simulações.	75
Figura 31 – Diferenças entre os espectros do ^{85}Kr e ^{147}Pm	76
Figura 32 – Fator de transmissão em função da espessura de absorção para simulação de Faria et al., 2015, calibração PTB e simulação deste trabalho.	80
Figura 33 – Fator de transmissão em função da densidade superficial em simulações realizadas no trabalho de Polo et al., 2018. Curvas obtidas das fontes de radiação (a) $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e (b) ^{85}Kr	82
Figura 34 – Resposta linear da câmara para a fonte ^{85}Kr	84
Figura 35 – A diferença dos valores obtidos através do método limiar e histograma, possui um comportamento exponencial, resultando em valores próximos quando a fonte-câmara está a longas distâncias.	86

Figura 36 – A diferença dos valores obtidos através do método limiar e histograma, possui um comportamento exponencial, tornando-se valores próximos em longas distâncias.	88
Figura 37 – Resposta linear da câmara para a fonte $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ com filtro.	91
Figura 38 – Resposta linear da câmara para a fonte $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ sem filtro.	91
Figura 39 – Testes feitos para análise da janela de titânio da fonte de ^{147}Pm	95
Figura 40 – Resposta linear da câmara para a fonte ^{147}Pm	97
Figura 41 – Fluxograma representativo da metodologia proposta para modelagem e simulação da câmara de extrapolação PTW 23392.	99
Figura 42 – Fluxograma representativo da metodologia proposta para modelagem e simulação da câmara de extrapolação PTW 23392 e fonte padrão beta ^{85}Kr do sistema BSS2.	100
Figura 43 – Fluxograma representativo da metodologia proposta para modelagem e simulação da câmara de extrapolação PTW 23392 e fonte padrão beta $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ do sistema BSS2.	101
Figura 44 – Fluxograma representativo da metodologia proposta para modelagem e simulação da câmara de extrapolação PTW 23392 e fonte padrão beta ^{147}Pm do sistema BSS2.	102

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Distâncias de calibração e filtros para radiação de partículas beta de referência série 1.	28
Tabela 2 – Atividades e taxas de dose para radiação de partículas beta de referência série 2.	29
Tabela 3 – Interpretação do erro relativo.	43
Tabela 4 – Composição em fração de massa dos materiais da câmara de extração utilizadas em simulação MC com suas densidades.	50
Tabela 5 – Especificação das fontes utilizadas em campos de radiação beta no sistema BSS2 e modeladas nos códigos MC.	60
Tabela 6 – Composição em fração de massa dos materiais das fontes utilizadas em simulação MC com suas densidades.	61
Tabela 7 – Composição dos materiais que fazem parte do encapsulamento das fontes utilizadas em simulação MC com suas densidades e composições em fração de massa.	62
Tabela 8 – Parâmetros do programa Shower.	67
Tabela 9 – Diferença da posição da fonte no ^{85}Kr	70
Tabela 10 – Resultados gerados dos arquivos de saída da energia depositada (<i>Tally</i> *F8) em função da espessura de absorção a_o	79
Tabela 11 – Fator de transmissão (T): o experimental $T_{Cal.PTB}$ e o de referência MC $T_{Faria et al. 2015}$ de (FARIA <i>et al.</i> , 2015), o obtido neste trabalho (T_{Sim}) e a diferença em Δ % comparados com este trabalho para a fonte ^{85}Kr	80
Tabela 12 – Taxa de dose para a fonte ^{85}Kr	82
Tabela 13 – Resultados gerados dos arquivos de saída da energia depositada (<i>Tally</i> *F8) em função da profundidade da câmara para o ^{85}Kr	83
Tabela 14 – Coeficientes angulares da linearização da resposta da câmara para a fonte com seus respectivos erros para o ^{85}Kr . O coeficiente de determinação R^2 para os dados simulados neste trabalho foi de 0,9991	84
Tabela 15 – Taxa de dose para a fonte $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ utilizando a equação 26 comparando com os métodos limiar e histograma.	87

Tabela 16 – Diferenças das taxas de dose $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ encontradas entre os métodos limiar $\dot{D}_{Met.Lim.}$ e histograma $\dot{D}_{Met.Hist.}$	87
Tabela 17 – Coeficientes angulares das retas no caso do inverso do quadrado da distância.	89
Tabela 18 – Resultados gerados dos arquivos de saída da energia depositada (<i>Tally</i> *F8) em função da profundidade da câmara para o $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ em 30 cm sem utilização do filtro.	90
Tabela 19 – Resultados gerados dos arquivos de saída da energia depositada (<i>Tally</i> *F8) em função da profundidade da câmara para o $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ em 30 cm com utilização do filtro.	90
Tabela 20 – Coeficientes angulares da linearização da resposta da câmara para a fonte com seus respectivos erros para o $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$. Os coeficientes de determinação R^2 para os dados simulados, com a utilização do filtro foi de 0,9999 (Mét. Limiar) e 0,9999 (Mét. Histograma), e sem a utilização do filtro foi de 0,9999 (Mét. Limiar) e 0,9999 (Mét. Histograma)	92
Tabela 21 – Resultados dos testes feitos para análise da fonte do ^{147}Pm esquematizados na figura 23.	93
Tabela 22 – Parâmetros definidos pelo Shower.	94
Tabela 23 – Taxa de dose para a fonte do ^{147}Pm utilizando o código MCNPX sem a janela de titânio.	96
Tabela 24 – Taxa de dose para a fonte do ^{147}Pm utilizando o código PENELOPE com a janela de titânio.	96
Tabela 25 – Resultados gerados dos arquivos de saída da energia depositada (<i>Tally</i> *F8) em função da profundidade da câmara para o ^{147}Pm	97
Tabela 26 – Coeficientes angulares para a resposta linear da câmara para a fonte ^{147}Pm . O coeficiente de determinação R^2 para os dados simulados neste trabalho foi de 0,9961	98

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BSS	<i>Beta Secondary Standard</i>
CDTN	Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
FDP	Função Densidade de Probabilidade
GNA	Gerador de Número Aleatório
IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i>
ICRP	<i>International Commission of Radiological Protection</i>
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
IRD	Instituto de Radioproteção e Dosimetria
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
LANL	<i>Los Alamos National Laboratory</i>
LCD	Laboratório de Calibração de Dosímetros
LCI	Laboratório de Calibração de Instrumentos
LET	<i>Linear Energy Transfer</i>
MC	Monte Carlo
MCNP	<i>Monte Carlo N-Particle</i>
MCNPX	<i>Monte Carlo N-Particle eXtended</i>
MLCG	Gerador Congruencial Linear Multiplicativo
NEA	<i>Nuclear Energy Agency Data Bank</i>
NPS	<i>Number of Particles Started</i>
PENELOPE	<i>Penetration and ENergy LOss of Positrons and Electrons</i>

PET	Politereftalato de Etileno
PMMA	Polimetilmetacrilato
PTB	<i>Physikalisch-Technische Bundesanstalt</i>
PTW	<i>Physikalisch-Technische Werkstaetten</i>
RCC	<i>Right Circular Cylinder</i>
RSCICC	<i>Radiation Safety Information Computacional Center of the Oak Ridge National Laboratory</i>
SI	<i>Source Information</i>

Sumário

1	Introdução	19
1.1	Objetivos	23
1.1.1	Objetivo Principal	23
1.1.2	Objetivos Específicos	23
2	Fundamentação Teórica	24
2.0.1	Decaimento Beta	24
2.0.1.1	Espectro de Partículas Beta	26
2.1	Campos de Radiação Beta de Referência	27
2.2	Grandezas Dosimétricas Aplicadas à Radiação Beta	29
2.2.1	Teoria da Cavidade	31
2.3	Câmara de Extrapolação	32
2.3.1	Saturação da Corrente de Ionização	34
2.3.2	Profundidade Nula Real	34
2.3.3	Curvas de Extrapolação	35
2.3.4	Fatores de Transmissão	35
2.3.5	Taxa de Dose Absorvida	35
2.4	Método Monte Carlo	37
2.4.1	Geração de Números Aleatórios	37
2.4.2	Cálculo de Integral Numérica	39
2.4.3	Cálculo Estatísticos em Monte Carlo	42
2.5	Método Computacional de Monte Carlo	45
2.5.1	Código MCNPX	45
2.5.2	Código PENELOPE	47
3	Materiais e Métodos	49
3.1	Câmara de Extrapolação PTW 23392	49
3.2	Modelagem Computacional no MCNPX	50
3.3	Modelagem Computacional no PENELOPE	52
3.4	Fator de Transmissão, T	54
3.5	Taxa de Dose no Tecido, \dot{D}	55

3.5.1	Resposta da Câmara	57
3.6	Sistema Padrão Secundário Beta BSS2	57
3.7	Filtro Homogeneizador	58
3.8	Fontes Emissoras Beta	60
3.8.1	Testes para Diferentes Geometrias de Fonte de ^{147}Pm	65
3.9	Configuração da Fonte no Código Monte Carlo	67
3.9.1	Configuração da Fonte no MCNPX	67
3.9.2	Configuração da Fonte no PENELOPE	68
3.9.3	Posição da Fonte no Material Ativo	70
3.10	Espectros Beta dos Radionuclídeos	70
3.10.1	Método Limiar	71
3.10.2	Método Histograma	71
3.10.3	Espectro da fonte ^{85}Kr	72
3.10.4	Espectro da fonte $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	73
3.10.5	Espectro da fonte ^{147}Pm	75
4	Resultados e Discussão	78
4.1	Fonte ^{85}Kr	78
4.1.1	Fator de Transmissão, T	78
4.1.2	Taxa de Dose no Tecido, \dot{D} entre as Equações	82
4.1.3	Resposta Linear da Câmara para a Fonte ^{85}Kr	83
4.2	Fonte $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	85
4.2.1	Taxa de Dose no tecido, \dot{D} para a Fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	85
4.2.2	Inverso do Quadrado da Distância	88
4.2.3	Resposta Linear da Câmara para a Fonte $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	89
4.3	Fonte ^{147}Pm	92
4.3.1	Testes com o MCNPX	92
4.3.2	Testes com o PENELOPE	94
4.3.3	Taxa de Dose no Tecido, \dot{D} entre os Códigos MC	95
4.3.4	Resposta Linear da Câmara para a Fonte ^{147}Pm	96
4.4	Fluxograma da Metodologia proposta	98
4.4.1	Fluxograma para a fonte ^{85}Kr	100
4.4.2	Fluxograma $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	101

4.4.3	Fluxograma ^{147}Pm	102
5	Conclusão	103
	Referências¹	107
	Anexo A – Participação em Eventos	115
A.1	<i>Pôster apresentado na IV Semana de Engenharia Nuclear e Ciências das Radiações em Belo Horizonte, MG - 2018</i>	115
A.2	<i>Pôster apresentado no XXIV Congresso Brasileiro de Física Médica em Santos, SP - 2019</i>	116
A.3	<i>Apresentação Oral no XIX International Symposium on Solid State Dosimetry em Zacatecas, México - 2019</i>	117
	Anexo B – Artigos submetidos em Revistas	118
B.1	<i>Artigo submetido na Revista Brasileira de Física Médica (RBFM) - Agosto 2019</i>	118
B.2	<i>Artigo submetido na Revista Applied Radiation and Isotopes (ARI) - Dezembro 2019</i>	118
B.3	<i>Artigo submetido na Revista Brazilian Journal of Radiation Sciences (BJRS) - Dezembro 2019</i>	118
B.4	<i>Participação no Artigo de Eduardo Trindade, com o título: "Comparação computacional entre TPS versus códigos de Monte Carlo para feixe de elétron" na Revista Brazilian Journal of Radiation Sciences (BJRS) - Fevereiro 2020</i>	118
	Anexo C – Arquivos de Input e Output dos Códigos MC . . .	175
C.1	<i>Output do MCNPX</i>	175
C.2	<i>Input do PENELOPE/PenEasy</i>	175
C.3	<i>Arquivo de Geometria do PENELOPE/PenEasy</i>	175
C.4	<i>Output - Tally PENELOPE/PenEasy</i>	175

¹ De acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR 6023.

1 Introdução

A radiação beta é um tipo de radiação diretamente ionizante emitida por núcleos radioativos instáveis. O núcleo pode emitir elétrons (β^-) ou pósitrons (β^+) de altas energias no processo de conversão de um nêutron ou próton do núcleo atômico, este fenômeno é conhecido como decaimento beta (OKUNO, 2010). A dosimetria para radiações diretamente ionizante e pouco penetrante até alguns anos atrás era considerada como um problema simples em relação a dosimetria da radiação indiretamente ionizante (DIAS, 1996). Esta observação se dava principalmente em função de duas hipóteses, a primeira, ao fato de que a partícula beta é facilmente blindada, e a segunda, é que esta ao atravessar um meio sólido, perde a mesma quantidade de energia em uma distância pequena comparada ao seu alcance resultando em pouca penetração no material (CROMPTON *et al.*, 2018; DONYA *et al.*, 2014).

Devido ao fato desta radiação apresentar um certo limite de penetração no tecido humano, sua utilização foi incorporada em tratamentos de lesões superficiais tais como: dermatológicos e oftálmico (LAX, 1991; KLEINEIDAM; GUTHOFF; BENTZEN, 1993; FRAGU *et al.*, 1991). São encontrados em literatura vários artigos que tratam sobre a necessidade de uma precisão maior da taxa de dose superficial de aplicadores clínicos utilizados em tratamentos (ANTONIO, 2013; DIAS, 1996; MARCU; BEZAK; ALLEN, 2012; COHEN *et al.*, 2013; PASHAZADEH; BOESE; FRIEBE, 2019). Desta forma, há uma importância na estimativa da dose recebida por um órgão ou tecido humano devido a exposição a um campo de radiação beta e este fato é evidenciado em diversos casos, além dos tratamentos, na indústria e bem como, em laboratórios de pesquisa, onde há a manipulação de fontes de não seladas (ICRU, 2004; SUDBROCK *et al.*, 2011; IAEA, 1999). Este ponto vem sendo foco principal de muitos estudos e pesquisas cujo o objetivo é salvaguardar a integridade de órgãos ou tecidos que são considerados críticos quando exposto a radiação beta (HANSEN WESLEY S. CULBERSON, 2018; ISAGER *et al.*, 2006; ANTONIO; OLIVEIRA; CALDAS, 2012; COELHO *et al.*, 2011). Em muitos casos, apesar de haver uma grande probabilidade de emissão de uma ou mais gamas (γ) de alta energia no decaimento de radionuclídeos emissores beta, a dose devido a radiação beta pode superar a dose correspondente as γ emitidas. E para estimar a energia depositada devido a radiação emitida, vários fatores devem ser considerados, por exemplo, a energia da partícula ou

da onda eletromagnética, do material ao qual esta está interagindo, da sensibilidade do tecido, entre vários outros parâmetros (DIAS, 1996; GUALBERTO; FERREIRA, 1997).

Atualmente, metodologias para estimativas de doses em campos de radiação beta têm sido realizadas rotineiramente em laboratórios de calibração (BENAVENTE *et al.*, 2011; REYNALDO; FLORESTA; SILVA, 2005)). Laboratórios de calibração credenciados por órgãos competentes são indispensáveis para assegurar a qualidade dos equipamentos certificados por estes (DIAS, 1996). Diante de vários desafios relacionados a dosimetria beta, os laboratórios que possuem o Sistema Padrão Secundário Beta (BSS) no Brasil e no mundo vêm estudando, implantando, implementando e caracterizando os campos de radiação beta devido as limitações de outros tipos de detectores que dificilmente conseguem substituir uma câmara de extrapolação devidamente preparada para este tipo de medidas (BENAVENTE *et al.*, 2010).

O Laboratório de Calibração de Dosímetros do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (LCD/CDTN), Laboratório de Calibração de Instrumentos do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (LCI/IPEN) e o laboratório Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) já vêm trabalhando com o sistema BSS há vários anos (BENAVENTE J.A.C. MEIRA-BELO; REYNALDO; SILVA, 2012; REYNALDO; BENAVENTE; SILVA, 2016; POLO; SANTOS; CALDAS, 2018; BRUNZENDORF, 2012). O primeiro Sistema Padrão Secundário Beta 1 (BSS1) do CDTN foi desenvolvido há mais de 20 anos e o novo sistema (BSS2) apresenta melhorias e requisitos para o novo sistema (BSS2) em comparado com o sistema antigo.

O BSS2 é composto por fontes padrões de radiação beta de alta atividades, e meia-vidas longas, sistema de fixação destas fontes, filtros homogeneizadores, sistema de posicionamento de dosímetros, sensores de condições ambientais, unidade de controle do sistema, um computador que controla os parâmetros de irradiação, tais como, tipo de fonte, tipo de filtro e o valor da dose absorvida, seja no ar ou no tecido bem como, um sistema de segurança especializado para permitir a manipulação da fonte e de detectores. Uma câmara de extrapolação é utilizada para estimar a dose ou a taxa de dose absorvida de uma forma absoluta em campos de radiação beta ou raios X de baixa energia.

Atualmente, existem vários tipos de câmara de extrapolação (NEVES *et al.*, 2011; DIAS; CALDAS, 1999) as quais são específicas para certas aplicabilidades. Em 2014 Antonio *et al.*, estabelecem experimentalmente, uma câmara de extrapolação de Böhm como um sistema padrão primário para a dosimetria e calibração de fontes e detectores

de radiação beta, com a utilização de duas janelas de entrada (*Mylar* e *Hostaphan*). Os resultados mostraram que esta câmara de extrapolação apresenta a mesma eficácia em campos de radiação beta que um sistema padrão primário com ambas as janelas de entrada, mostrando que qualquer uma delas pode ser utilizada (ANTONIO; XAVIER; CALDAS, 2014). Para estudos a respeito funcionamento deste tipo de detector, o método matemático de Monte Carlo (MC) pode ser utilizado como ferramenta de apoio as medidas experimentais. Os modelos computacionais permitem que sejam separados os diversos parâmetros dos quais precisam ser estudados e que não são possíveis serem observados separadamente em processos experimentais.

O método matemático de MC destaca-se na área da física das radiações como uma técnica de modelagem computacional. Vários códigos computacionais existem para a simulação do transporte de partículas. Estes últimos são utilizados para, utilizando processos aleatórios e bibliotecas de seção de choque da radiação com a matéria, simular os processos físicos reais de interação, por exemplo, simular a absorção e espalhamento da radiação, a produção de fótons e elétrons secundários, etc. e, como resultado o código computacional fornece além dos resultados, seus respectivos erros relativos de acordo com o que foi solicitado pelo usuário (FONSECA *et al.*, 2015; PAIXAO *et al.*, 2014; BROGGIO *et al.*, 2012; LACERDA *et al.*, 2014; FONSECA *et al.*, 2017).

Behrens em 2013 propõe a criação de espectros de energia para elétrons e fótons em campos de radiação beta para as fontes de ^{85}Kr , $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{147}Pm e $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ no sistema BSS2. Ele determina através de arquivos de dados, as distribuições angulares e perfis de dose em profundidade utilizando o código de MC BEAMnrc (BEHRENS, 2013). A ideia foi disponibilizar os espectros de energia beta para a comunidade científica e facilitar as simulações de MC para as fontes padrões beta em campos de radiação BSS2.

No trabalho de Faria *et al.*, 2015, são utilizados os códigos MC (MCNP5 e MCNPX) para a modelagem e simulação das fontes padrões beta, ^{85}Kr e $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, e uma câmara de extrapolação PTW modelo 23392. Faria propõem equações para o cálculo do fator de transmissão e taxa de dose absorvida no tecido. A resposta da câmara em função da profundidade da câmara foram estudados e comparados com dados experimentais (FARIA *et al.*, 2015). Polo *et al.*, 2018 estudaram as medidas dosimétricas dos feixes de radiação beta de baixa energia para a fonte ^{147}Pm e uma câmara de extrapolação. Foi determinado a taxa de dose absorvida utilizando o código MCNP5 e comparado com resultado experimental. Polo propõem uma equação diferente do que Faria *et al.* propôs

para o cálculo de taxa de dose. Os resultados da simulação e os cálculos experimentais estão de acordo com a taxa de dose absorvida do certificado de calibração do PTB (POLO; SANTOS; CALDAS, 2018).

Fatores de transmissão são essenciais para determinação de, como por exemplo, casos clínicos que envolva uma fonte de radiação beta, que tem como objetivo de determinar uma taxa de dose absorvida em uma certa espessura do tecido. O procedimento feito para determinar este fator, é através da corrente de ionização medida em função das espessuras de diferentes absorvedores. É formada uma curva com os filtro e câmara foram realizados. Foram calculados o fator de transmissão, taxa de dose absorvida no ar e resposta da câmara para as diferentes fontes. Os resultados das simulações foram comparados com resultados encontrados em trabalhos publicados em literatura por Faria et al., 2015 e Polo et al., 2018 (FARIA *et al.*, 2015; POLO; SANTOS; CALDAS, 2018) e uma metodologia para a modelagem e simulação de uma câmara de extrapolação, fontes e filtros e o Sistema Padrão Secundário Beta 2 (BSS2) foram obtidos e apresentados.

Esta dissertação de mestrado apresenta os resultados obtidos seguindo uma sequência de capítulos com uma pequena introdução, estado da arte e os objetivos são encontrados no capítulo I. A parte de fundamentação teórica está no capítulo II. Em materiais e métodos, capítulo III, é descrito sobre o processo utilizado para a modelagem dos diferentes arranjos experimentais utilizando os dois diferentes códigos computacionais, as equações de taxa de dose obtidas no tecido, os métodos de configuração da fonte radioativa computacional e finalmente no capítulo IV são apresentados os resultados e discussões. Ainda há conclusões e possíveis projetos futuros que possam ser executados. Em anexos podem ser encontrados os principais trabalhos submetidos e/ou aceitos em revista e os inputs/outputs dos códigos de MC utilizados.

Os resultados obtidos no decorrer do desenvolvimento deste projeto de mestrado foram apresentados (1) IV Semana de Engenharia Nuclear e Ciências das Radiações (SENCIR) em Belo Horizonte, em Novembro de 2018 (2) XXIV Congresso Brasileiro de Física Médica em Santos, em Agosto de 2019 e (3) submetido a Revista Brasileira de Física Médica, (4) ISSSD 2019 (*XIX International Symposium on Solid State Dosimetry*) no México, em outubro de 2019, foi (5) submetido em dezembro de 2019 para a revista *Applied Radiation and Isotopes* e finalmente, (6) um artigo foi submetido a revista *Brazilian Journal of Radiation Science* em dezembro de 2019. No ANEXO deste documento estão todos estes trabalhos.

1.1 *Objetivos*

1.1.1 Objetivo Principal

O objetivo geral deste trabalho foi propor uma metodologia para a caracterização computacional de uma câmara de extrapolação em campos padrões de radiação beta.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Estudar as principais características da câmara de extrapolação modelo PTW 23392;
- Estudar as principais características das fontes padrões de radiação beta do BSS2: ^{85}Kr , $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{147}Pm ;
- Desenvolver um modelo computacional da câmara de extrapolação, fontes ^{85}Kr , $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{147}Pm e filtros homogeneizadores;
- Determinar a resposta da câmara de extrapolação em campos padrões das fontes de radiação beta utilizando o código MCNPX;
- Determinar a taxa de dose absorvida utilizando duas equações propostas na literatura utilizando o código MCNPX;
- Comparar os resultados (experimental e computacional) de fatores de transmissão e taxas de dose absorvida com os obtidos na literatura para sua aplicação em campos padrões de radiação beta do BSS2;
- Desenvolver o modelo computacional da fonte de ^{147}Pm utilizando o código PENELOPE e comparar com os resultados obtidos com o código MCNPX;
- Definir uma metodologia para modelagem e simulação de uma câmara de extrapolação em campos padrões de radiação beta de ^{85}Kr , $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{147}Pm em códigos computacionais de Monte Carlo.

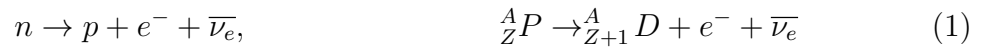
2 Fundamentação Teórica

2.0.1 Decaimento Beta

O termo decaimento beta (β) abrange modos de decaimento radioativo nos quais o número atômico Z do nuclídeo pai muda em uma unidade (± 1), enquanto o número de massa atômica A permanece constante. Assim, o número de núcleons e a carga total são ambos conservados nos processos de decaimento β e o filho D pode ser referido como um isóbaro do pai P . No processo de desintegração de um núcleo instável e emissor beta, pode-se observar a emissão de uma ou mais radiação gama (γ) de propriedade eletromagnética com altas energias, cujo objetivo é atingir seu estado fundamental (ATTIX, 1986; KNOLL, 2010).

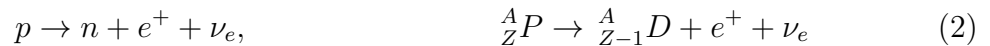
Três processos se enquadram na categoria de decaimento β :

1. Decaimento beta menos (β^-) com as seguintes características: $Z \rightarrow Z + 1; A = const.$



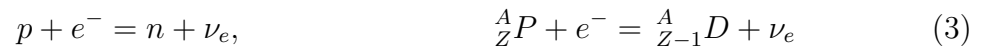
Um núcleo radioativo rico em nêutrons transforma um nêutron em próton e ejeta um elétron e um antineutrino. Na verdade, os nêutrons livres (extra nucleares) decaem para prótons através do processo de decaimento β^- com um tempo de vida útil τ de 11,24 min. Esse decaimento é possível, pois a massa de nêutrons excede a do próton.

2. Decaimento beta mais (β^+) com as seguintes características: $Z \rightarrow Z - 1; A = const.$



Um núcleo radioativo rico em prótons transforma um próton em nêutron e ejeta um pósitron e um neutrino. Prótons livres (extranucleares) não podem decair em nêutrons através de um processo de decaimento β^+ , porque a massa restante do próton é menor que a do nêutron.

3. Captura eletrônica com as seguintes características: $Z \rightarrow Z - 1; A = const.$

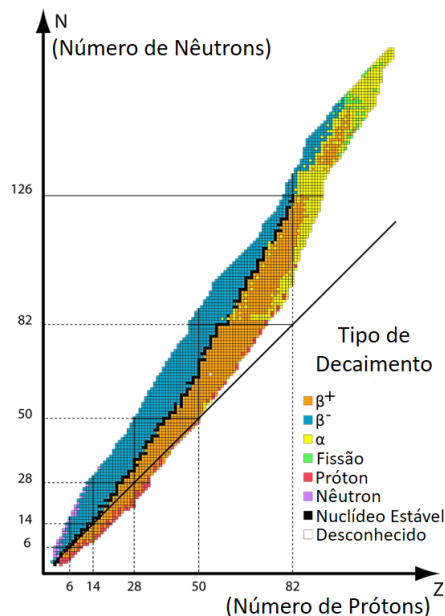


Um núcleo radioativo rico em prótons captura um elétron orbital da camada interna (geralmente camada K), transforma um próton em um nêutron e ejeta um neutrino.

Em muitos casos, o decaimento β de um núcleo pai não leva diretamente ao estado fundamental do núcleo filho, ao contrário, leva a um estado instável ou até metaestável de excitação do filho. O estado excitado é desexcitado pela emissão de raios γ ou pela emissão de elétrons de conversão interna. Certamente, as vagas das camadas orbitais produzidas pelo processo de captura ou conversão interna de elétrons serão seguidas pela emissão de fótons característicos discretos ou elétrons Auger (ATTIX, 1986; KNOLL, 2010; PODGORSK, 2010).

A Figura 1 apresenta a tabela de nuclídeos (NUCLEAR DATA CENTER AT KAERI, 2019). Um gráfico mostra o número de nêutrons em função do número de prótons dos vários elementos radioativos e os não radioativos, existentes na natureza e os produzidos pelo homem. Os núcleos estáveis podem ser visualizados seguindo uma linha onde o número de prótons e nêutrons são iguais. Nesta Figura é possível observar os diferentes tipos de processos de decaimento existentes para os núcleos instáveis, conhecidos como os radionuclídeos. Desta maneira é possível visualizar, através das diferentes cores no gráfico, que o processo de decaimento nuclear de emissão de partículas β^+ e β^- são os dominantes em comparação com outros tipo de decaimento radioativos.

Figura 1 – Tabela de nuclídeos.



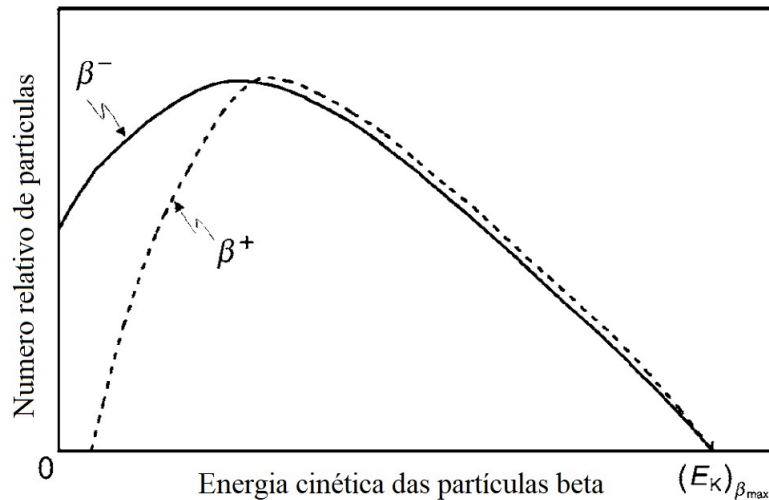
Fonte: Adaptado de https://www.wikiwand.com/en/Stable_nuclide

2.0.1.1 Espectro de Partículas Beta

Para um determinado decaimento β a energia é definida exclusivamente pela diferença na massa-energia entre os núcleos pai e filho. As partículas β emitidas no decaimento não são monoenergéticas, mas exibem uma distribuição cinética espectral contínua de energia. A energia cinética máxima $(E_e)_{max}$ correspondente a energia do decaimento β (MAFRA, 1973; PODGORSK, 2010). Os valores das energias cinéticas, variam de um valor inicial zero até o valor máximo $((E_e)_{max})$. Estas são encontrado em literatura e são características de cada radionuclídeo (ICRP, 2008). Essa aparente violação da lei de conservação de energia intrigou os físicos por muitos anos, até que em 1930 Wolfgang Pauli postulou a existência do neutrino para explicar o espectro contínuo de elétrons emitidos no decaimento β . Em 1934, Enrico Fermi expandiu a ideia de neutrinos de Pauli e desenvolveu uma teoria do decaimento β^+ e β^- . A teoria inclui o neutrino ou o antineutrino como a terceira partícula que compartilha a energia e o momento de decaimento disponíveis com a partícula β e o núcleo de recuo. Com a emissão de uma terceira partícula o momento e a energia podem ser conservados no decaimento β (PODGORSK, 2010).

As formas típicas dos espectros β^+ e β^- são mostradas na Figura 2. Em geral, os espectros exibem números pequenos de partículas a baixas energias cinéticas e atingem um máximo de partículas em uma determinada energia para posteriormente diminuírem até chegar a zero o número de partículas emitidas para uma dada energia máxima $(E_{e\pm})_{max}$ que corresponde à energia de decaimento β (Q_β), se negligenciarmos a pequena energia de recuo adquirida pelo núcleo filho (KNOLL, 2010; PODGORSK, 2010). Os espectros β^+ e β^- diferem em baixas energias cinéticas devido à carga das partículas β . Os elétrons no decaimento (β^-) são atraídos para o núcleo e os pósitrons (β^+) são repelidos pelo núcleo. Os efeitos de carga causam uma mudança de energia para energias mais baixas para elétrons e energias mais altas para pósitrons, como é claramente mostrado na Figura 2.

Figura 2 – Espectros típicos de energia de partículas β para decaimentos β^+ e β^- normalizados com a energia máxima da partícula β .



Fonte: Adaptado de (PODGORSAK, 2010)

Para uso em cálculos de dosimetria de fontes β , a energia efetiva $(E_e)_e$ dos espectros de decaimento β é geralmente estimada como:

$$(E_{\beta})_{eff} \approx \frac{1}{3}(E_{\beta})_{max} \quad (4)$$

2.1 Campos de Radiação Beta de Referência

A Organização Internacional de padronização (ISO) especificou requerimentos para as radiações de referência para campos de radiação de partículas beta, através da norma ISO 6980. A norma ISO 6980 é dividida em três partes:

- ISO 6980-1: Métodos de produção da radiação beta de referência (ISO, 2006a);
- ISO 6980-2: Fundamentos de calibração referentes às grandezas básicas de caracterização do campo de radiação (ISO, 2004); e
- ISO 6980-3: Calibração de dosímetros pessoais e de área e determinação de suas respostas em função da energia e ângulo de incidência da radiação beta (ISO, 2006b).

Esta norma propõe duas séries de radiações de referência beta que podem ser escolhidas para determinar as características de um instrumento. Radiações de referência da série 1 são produzidas por fontes radioativas usadas com filtros projetados para

determinar taxas de dose uniformes a uma distância específica. As fontes propostas de ^{85}Kr , $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{147}Pm produzem taxas de dose máxima de aproximadamente 5 mSv.h^{-1} (BENAVENTE, 2011). Esta série é mostrada na Tabela 1.

Radiações de referência da série 2 são produzidas sem o uso de filtros. Pequenas áreas de taxa de dose uniforme são conseguidas, somente quando a câmara está perto das fontes, mas esta série tem a vantagem de estender a faixa de taxa de dose e energia além das propostas na série 1. Os radionuclídeos usados são aqueles da série 1 com adição do ^{14}C e $^{106}\text{Ru}+^{106}\text{Rh}$. Estas fontes produzem taxas de dose acima de 10 Sv.h^{-1} (BENAVENTE, 2011), como demonstrado na Tabela 2.

Tabela 1 – Distâncias de calibração e filtros para radiação de partículas beta de referência série 1.

Radionuclídeo	Distância calibração (cm)	Distância fonte/filtro (cm)	Material do filtro e dimensões
^{147}Pm	20	10	1 disco de tereftalato de polietileno de 5 cm de raio e 14 mg de massa por unidade de área (cm^{-2}), com um furo de 0,975 cm de raio no centro.
^{85}Kr e ^{204}Tl	30	10	2 discos concêntricos, 1 disco de tereftalato de polietileno, de 4 cm de raio e massa por unidade de área de 7 mg.cm^{-2} , mais um disco de tereftalato de polietileno, de 2,75 cm de raio e massa por unidade de área de 25 mg.cm^{-2} .
$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	30	10	3 discos concêntricos de tereftalato de polietileno, cada um com 25 mg.cm^{-2} de masa por unidade de área e de raios 2, 3 e 5 cm.

Fonte: (ISO, 2006a; BENAVENTE, 2011)

Tabela 2 – Atividades e taxas de dose para radiação de partículas beta de referência série 2.

Radionuclídeo	Características da fonte		Taxa de dose absorvida	
	Atividade nominal (MBq)	Área nominal (cm ²)	Na superfície da fonte (Sv.h ⁻¹)	Na distância especificada (Sv.h ⁻¹)
¹⁴ C	1	9	0,6	0,006 a 5 cm
¹⁴⁷ Pm	102	25	3	0,003 a 20 cm
²⁰⁴ Tl	102	14	10	0,003 a 50 cm
⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y	103	0,7	700	0,03 a 50 cm
¹⁰⁶ Ru+ ¹⁰⁶ Rh	102	1,5	6	0,001 a 100 cm

Fonte: (ISO, 2006a; BENAVENTE, 2011)

2.2 Grandezas Dosimétricas Aplicadas à Radiação Beta

A grandeza física aplicada à dosimetria de radiação beta é a dose absorvida. A dose absorvida (D) é definida como o quociente de $d\bar{\varepsilon}$ por dm , onde $d\bar{\varepsilon}$ é a energia média depositada pela radiação ionizante na matéria de massa dm , em um ponto de interesse, conforme a Equação (ICRU, 2011).

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

A unidade de dose absorvida é J.kg^{-1} com o nome especial de Gray (Gy).

A energia média depositada pela radiação ionizante, $\bar{\varepsilon}$, em um volume de matéria, é dada pela expressão:

$$\bar{\varepsilon} = R_{in} - R_{out} + \Sigma Q \quad (6)$$

onde

R_{in} é soma de todas as energias das partículas ionizantes, com carga ou sem carga, que entram no volume;

R_{out} é a soma de todas as energias das partículas ionizantes, com carga ou sem carga, que saem do volume;

ΣQ é o somatório de todas as mudanças nas energias de repouso dos núcleos e partículas elementares que ocorrem no volume.

A ICRU *report* 51 definiu grandezas operacionais, sendo duas delas pertinentes a dosimetria de radiação beta: o equivalente de dose pessoal, para monitoração individual, e o equivalente de dose direcional, para monitoração de área em campos de radiação (ICRU, 1993).

Para a calibração de dosímetros pessoais de radiação beta, as leituras dos dosímetros podem ser comparadas com o valor verdadeiro convencional de equivalente de dose pessoal, $H_p(0,07)$, para um ponto do corpo humano. O equivalente de dose pessoal, $H_p(0,07)$, é o equivalente de dose em tecido mole na profundidade de 0,07 mm abaixo de um ponto especificado no corpo. Para estimar essas medições, a ISO 6980-3 recomenda o uso de objetos simuladores que representam o tronco, o dedo e o braço (ISO, 2006b; BENAVENTE, 2011).

A grandeza usada para monitoração de área em campos de radiação beta é o equivalente de dose direcional, $H'(d,\Omega)$, que é definida em um simulador chamado esfera ICRU, que possui 30 cm de diâmetro, de tecido equivalente com uma densidade de 1 g.cm^{-3} e a composição de massa de 76,2% de oxigênio, 10,1% de hidrogênio, 11,1% de carbono e 2,6% de nitrogênio. O equivalente de dose direcional, $H'(0,07;\vec{\Omega})$, é o equivalente de dose que, em um ponto no campo de radiação, pode ser produzido pelo correspondente campo expandido na esfera ICRU a uma profundidade de 0,07 mm em um raio da esfera na direção $\vec{\Omega}$ (ICRU, 1993; BENAVENTE, 2011).

O raio da esfera ICRU (15 cm) é muito maior do que o alcance máximo da radiação beta no tecido, a parte pequena da superfície esférica na qual a radiação beta passa atingindo o ponto de interesse pode ser representado adequadamente por um plano. Então, o equivalente de dose direcional, $H'(d,\alpha)$, especifica como o equivalente de dose no material de tecido equivalente varia com o ângulo α entre a radiação beta unidirecional e a radiação normal à superfície. Esta variação ocorre tanto devido à transmissão na camada entre a superfície e a profundidade d , quanto ao retroespalhamento para o material de maiores profundidades, ambos dependendo do ângulo α (ICRU, 1997).

O valor do equivalente de dose direcional $H'(0,07;\vec{\Omega})$ é definida com respeito à direção $\vec{\Omega}$ no espaço. Em geral, para fins de calibração são especificadas todas as direções em relação a uma direção de referência fixa como, por exemplo em um detector. Em vez de o ângulo Ω , o importante é o ângulo α que está entre a direção de referência do detector e a direção de referência do irradiador e a grandeza é então denominada $H'(d,\alpha)$. Para

α igual a 0° a direção de referência do detector coincide com a direção de referência do irradiador (AMBROSI; BUCHHOLZ; HELMSTADTER, 2007).

Um monitor de área para radiação beta teria uma resposta angular ideal para medidas de dose na pele se sua leitura variasse proporcionalmente para $H'(d,\alpha)$ quando fosse gerado em um campo unidirecional. Na prática, campos de radiação beta unidirecionais não existem devido ao forte espalhamento da radiação no ar. Uma câmara de extrapolação é um instrumento de referência para determinação da resposta angular e de energia. Entretanto, a variação com α de $H'(d,\alpha)$ para energia média do espectro é sempre usada como uma referência com a qual a resposta angular medida de detector de radiação beta é comparada (ICRU, 1997).

2.2.1 Teoria da Cavidade

A teoria da cavidade, relaciona a dose no meio, com a dose depositada na cavidade, como uma forma de corrigir possíveis descontinuidades que possa ocorrer na cavidade do detector, e assim, nas medidas. Como partículas beta são elétrons de baixas energias, a cavidade deve ser pequena, na qual, a cavidade capture a energia que o elétron depositará (PODGORSAK, 2010).

Várias teorias da cavidade foram criadas com a finalidade dessas correções. O primeiro a ter uma teoria cavitária, em que foi adotada para cavidades pequenas, foi de Bragg-Gray, sendo que, Bragg já vinha com estudos sobre isso em 1910, e Gray em 1929, mas só em 1936 foi criada a Teoria de Bragg-Gray (ATTIX, 1986). O desenvolvimento dado por Bragg-Gray à teoria cavitária foi baseado na introdução de uma cavidade pequena num meio sólido não perturba a distribuição de energia, como os elétrons por exemplo, que partem da parede da cavidade e atravessam a superfície, mantêm sua velocidade e direção (AHMED, 2007; SHANI, 1991; KASE; BJAERNGARD; ATTIX, 1987).

Como foi suposto que toda a energia perdida dos elétrons é dissipada localmente, não foi levado em conta as perdas de grande de energia, que é a produção de raios delta. Essas partículas, que são elétrons secundários rápidos, depositam sua energia fora da cavidade, que é pequena. Feito isso, foram propostos outras teorias para abordar estes casos.

A teoria de Spencer-Attix faz uma reformulação na teoria para englobar as perdas de energia devido aos raios delta em pequenas cavidades. Esta teoria considera uma energia de corte, onde representa a energia cinética suficiente para que elétrons possuam um alcance igual ao tamanho médio da cavidade, e tenham energias suficientes para atravessarem esta cavidade (PODGORSAK, 2010).

Atualmente, a teoria que é mais utilizada é a Teoria da Cavidade Geral, criada por Burlin, em 1966. Nela, ambos elétrons e fótons absorvidos na cavidade são contabilizados, e a maior vantagem dessa teoria, é a capacidade de ser aplicada tanto a cavidades pequenas quanto a cavidades intermediárias ou grandes. A teoria leva em consideração a atenuação dos elétrons gerados no meio e o aumento dos elétrons gerados na cavidade. A teoria é representada pela seguinte Equação (ATTIX, 1986; PODGORSAK, 2010):

$$D_{meio} = \left[d_m S_{meio}^{cav} + (1 - d) \frac{(\mu_{en}/\rho)_{cav}}{(\mu_{en}/\rho)_{meio}} \right]^{-1} D_{cav} \quad (7)$$

onde S_{meio}^{cav} é a relação dos poderes de freamento dos elétrons na cavidade e no meio, $(\mu_{en}/\rho)_{cav}$ e $(\mu_{en}/\rho)_{meio}$ são os coeficientes de absorção de energia de massa para a cavidade e o meio, respectivamente, D_{meio} e D_{cav} são as doses absorvidas no meio e na cavidade, respectivamente. d_m é o fator que depende do tamanho da cavidade. O valor de d é 1 para cavidades pequenas e zero para cavidades grandes, é representado pela Equação:

$$d = \frac{1 - e^{-\beta g}}{\beta g} \quad (8)$$

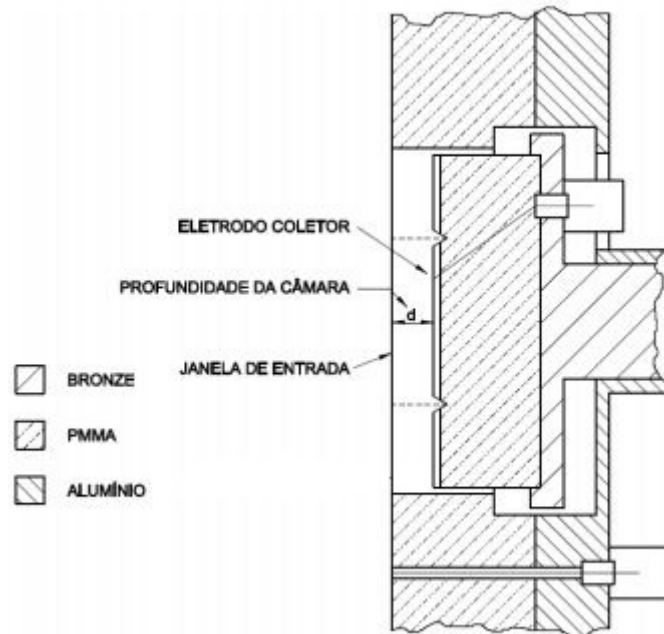
onde β é o coeficiente de atenuação de massa efetivo para elétrons e g é o livre caminho médio dos elétrons que atravessam a cavidade.

2.3 Câmara de Extrapolação

Foi em 1937 que Failla desenvolveu a primeira câmara de ionização com o propósito de medir a dose superficial de um material sob irradiação. Esta câmara foi idealizada por Failla mas ele não apresentou informações sobre medidas de radiação beta utilizando sua câmara. Em 1986, Bohm e Schneider desenvolveram uma câmara de extrapolação primária, que é uma câmara de ionização de placas paralelas capaz de medir com precisão a carga específica variando-se a massa de ar no interior da cavidade por um controle preciso de

separação entre os eletrodos, isto é, o eletrodo coletor e janela de entrada (REYNALDO, 2015), conforme apresentada na Figura 3.

Figura 3 – Esquema geral de uma câmara de extrapolação.



Fonte: (PRUITT; SOARES; EHRLICH, 1988; BENAVENTE, 2011)

Basicamente a câmara de extrapolação é uma câmara de ionização plana, ou de placas paralelas, equipada com um micrômetro preso ao pistão para variar a distância entre os eletrodos, que será chamada de profundidade da câmara. A janela de entrada é um eletrodo de alta tensão, que consiste em um filme de Politereftalato de etileno (PET), com espessura muito fina (cerca de $0,75 \text{ mg.cm}^{-2}$), o bastante para não atenuar a radiação beta e suficientemente resistente para não se deformar. O outro eletrodo de alta tensão é o eletrodo coletor de material de polimetilmetacrilato, PMMA, com a superfície revestida com grafite; ele é mantido aterrado e define a área da seção transversal do volume de ionização. Além dos eletrodos de alta tensão (janela de entrada) e coletor, as câmaras de extrapolação possuem um anel de guarda que, além de delimitar o volume sensível da câmara, reduz a ocorrência de correntes de fuga. Os materiais que compõem a câmara devem ser equivalentes ao meio de interesse (BENAVENTE, 2011).

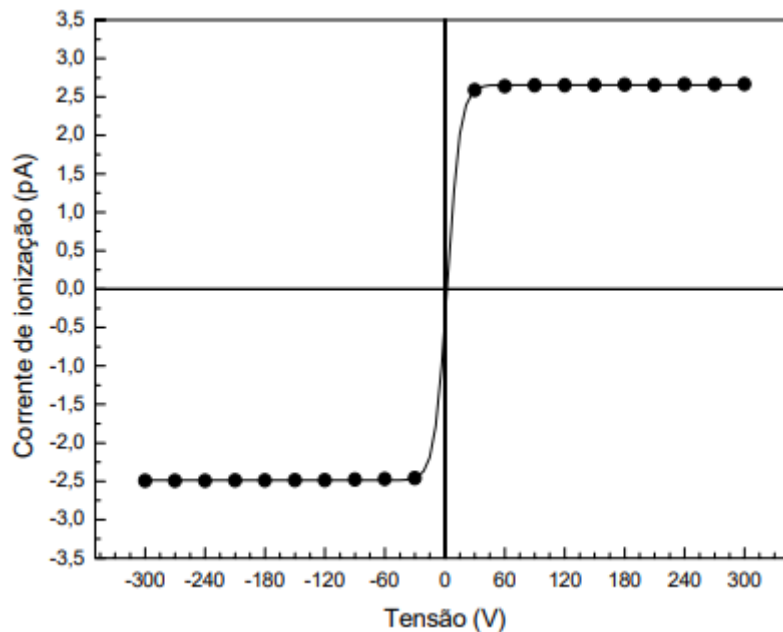
A caracterização de uma câmara de extrapolação é realizada através de análises do desempenho deste detector quando este é exposto a feixes de radiação. Esta caracterização é composta por testes, como: saturação da corrente de ionização, profundidade nula real, curvas de extrapolação, fatores de transmissão e medida da taxa de dose absorvida.

Contudo, há outros tipos de estudos e testes que podem ser feitos com a câmara de extrapolação e determinam outras características (ANTONIO, 2013; BENAVENTE, 2011).

2.3.1 Saturação da Corrente de Ionização

Este fenômeno ocorre quando a câmara de ionização é exposta a feixes de radiação, e entre os eletrodos, é observado a coleta dos elétrons e íons positivos por efeito de campo elétrico, através de uma diferença de potencial, de um valor inicial zero a um valor alto. A corrente coletada, quando baixa possui um comportamento quase linear com a tensão, até que atinja a corrente de saturação. Esta corrente que seria medida se todos os íons formados na câmara conseguissem alcançar os eletrodos e assim por se dizer, na câmara (BENAVENTE, 2011; CALDAS, 1980). Este fenômeno pode ser observado através da curva de corrente de ionização em função a tensão aplicada na Figura 4

Figura 4 – Curva de Saturação



Fonte: (BENAVENTE, 2011)

2.3.2 Profundidade Nula Real

A profundidade nula real, é um teste de extrema importância para a câmara de extrapolação. Isto é essencial, para que os eletrodos não encostem um(ANTONIO,

2013). Por motivo de segurança para que não ocorra o contato entre os eletrodos, quando construídas, deixam uma profundidade nula em torno de 0,05 mm (BENAVENTE, 2011).

Para saber a profundidade nula real da câmara de extrapolação, é determinada através da extrapolação das curvas no ponto, onde há um cruzamento dessas curvas das correntes de ionização (polaridades positivas e negativas) em função da profundidade da câmara (ISO, 2004).

2.3.3 Curvas de Extrapolação

A curva de extrapolação representa o comportamento da corrente de ionização em função da profundidade da câmara, ou seja, o espaçamento entre os eletrodos. A importância dessas medidas tem como objetivo determinar valores de dose absorvida, e calibração da câmara de extrapolação a partir dos coeficientes angulares obtidos por ajuste linear (ANTONIO, 2013; BENAVENTE, 2011).

2.3.4 Fatores de Transmissão

Fatores de transmissão são essenciais para determinação de, como por exemplo, casos clínicos que envolva uma fonte de radiação beta, que tem como objetivo de determinar uma taxa de dose absorvida em uma certa espessura do tecido. O procedimento feito para determinar este fator, é através da corrente de ionização medida em função das espessuras de diferentes absorvedores. É formada uma curva com os dados coletados e é realizada a extrapolação dessa curva que gera o valor da espessura de absorção nula (ANTONIO, 2013; CALDAS, 1980).

2.3.5 Taxa de Dose Absorvida

O método de medição da extrapolação para volume nulo que este tipo de câmara utiliza, permite determinar, de forma absoluta, a dose absorvida ou a taxa de dose absorvida de emissores beta e de outras fontes de radiação de pequeno poder de penetração a várias profundidades, satisfazendo às principais imposições da teoria cavitária, que são: pequena superfície coletora e pequeno volume de ar (CALDAS, 1980). Estas câmaras são utilizadas

em laboratórios de padronização secundária para caracterização de campos padrões de radiação beta, com o objetivo de calibração de fontes, dosímetros e instrumentos. A dose absorvida em um meio ou tecido t , D_t , segundo a teoria de Bragg-Gray, é determinada conforme a seguinte equação (ICRU, 1997; REYNALDO, 2015):

$$D_t = s_{t,ar} \frac{\overline{W}}{e} \left(\frac{\Delta I_c}{\Delta m_{ar}} \right)_{BG} \quad (9)$$

onde

$s_{t,ar}$ é a razão do poder mássico de freamento entre o tecido e o ar mediado sobre a densidade de fluxo espectral das partículas beta;

$\frac{\overline{W}}{e}$ é o quociente da energia média necessária para produzir, no ar, um par de íons e sob condições de referência e carga elementar e , com o valor recomendado de $(33,83 \pm 0,06) \text{ J}\cdot\text{C}^{-1}$;

$\frac{\Delta I_c}{\Delta m_{ar}}$ é o coeficiente angular da inclinação da reta obtida com a variação da corrente de ionização, I_C , para incrementos da massa de ar, m_{ar} em condições de Bragg-Gray.

A taxa de dose absorvida no tecido é calculada em função do espaçamento de ar entre os eletrodos da câmara, d , pela equação (BENAVENTE, 2011; REYNALDO, 2015):

$$\dot{D}_t = s_{t,ar} \frac{\overline{W}}{e} \left(\frac{\Delta I_c}{\Delta d} \right) \frac{1}{\rho_0 \cdot A} \quad (10)$$

onde

ρ_0 é a densidade do ar seco nas condições ambientais de referência;

A é a área efetiva do eletrodo coletor da câmara;

$\frac{\Delta I_c}{\Delta d}$ representa a inclinação da curva de extrapolação I_c versus a distância entre os eletrodos.

A corrente de ionização corrigida, I_c , é dada por:

$$I_c = I \prod_i C_i \prod_j k_j \quad (11)$$

onde: I é a corrente de ionização medida, as grandezas C_i são os fatores de correção relacionados com a utilização de determinado tipo de câmara de ionização e para um espectro particular de partículas beta; e os fatores de correção k_j estão relacionados às

condições ambientais e às propriedades da fonte, e são independentes do tipo de câmara de ionização utilizada (BENAVENTE, 2011; ANTONIO, 2013; REYNALDO, 2015).

2.4 *Método Monte Carlo*

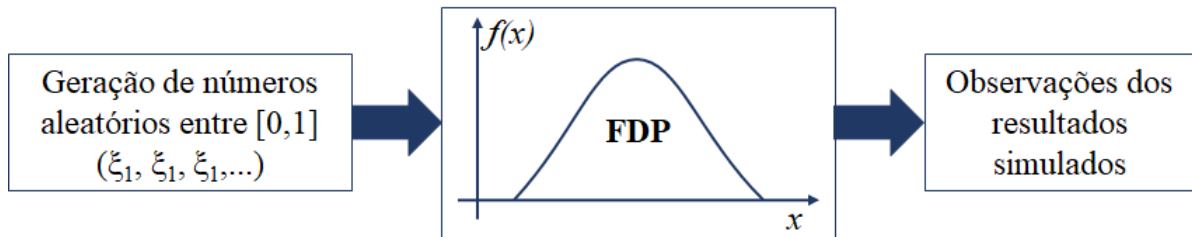
Na década de 40, ainda na segunda guerra mundial, vários avanços tecnológicos surgiram e dentre estes o primeiro computador eletrônico, o ENIAC construído na Universidade da Pensilvânia com o apoio do Exército Americano. Este, entre outras façanhas pode ter ajudado a realizar cálculos para a construção da bomba de hidrogênio (BENOV, 2016). Stanislaw Ulam, um matemático que trabalhou no famoso projeto Manhattan se interessou pelo computador e sua velocidade em executar cálculos e teve a ideia de usar técnicas de amostragem estatística para solucionar problemas em relação a fissão nuclear. Isto acarretou na difusão de uma de suas aplicações. Posteriormente, o uso de técnicas de amostragem foi denominado como método Monte Carlo (MC) e publicado em seu artigo *Monte Carlo Method* publicado por Stanislaw Ulam e Nicholas Metropolis (METROPOLIS; ULAM, 1949).

2.4.1 Geração de Números Aleatórios

O método MC pode ser descrito como método de simulação estatística que utiliza sequências de números aleatórios. Estes números aleatórios servem para simular um sistema real utilizando funções de densidade de distribuição de probabilidade (FDP). Em outras palavras, é visto como método numérico universal para resolver problemas por meio de amostragem aleatória (SECO; VERHAEGEN, 2016). A simulação é feita através da repetição de inúmeras vezes a geração dos números aleatórios que são utilizados nas funções de densidade de probabilidade para obter o resultado desejado, ou seja utilizando técnicas estatísticas a partir de um determinado número de amostragem que podem chegar a milhões (KROESE; TAIMRE; BOTEV, 2011), este é o fundamento do método de MC. O esquema apresentado na Figura 5 mostra de maneira básica como o método funciona. O esquema básico do funcionamento de simulações através do método MC, começa com a geração de uma grande quantidade de números aleatórios, que utiliza uma função

de densidade de probabilidade para descrever a probabilidade relativa de uma variável aleatória tomar um dado valor. No fim é observado os resultados gerados.

Figura 5 – Esquema básico do funcionamento de simulações através do método MC. Com a geração de uma grande quantidade de números aleatórios, que gera uma função de densidade de probabilidade, que descreve a probabilidade relativa de uma variável aleatória tomar um valor dado, e com isso é observado os resultados gerados.



Fonte: O autor

É interessante observar que computadores não podem de fato gerar números aleatórios, isso se dá ao fato dos computadores possuírem uma programação previsível, sendo assim, não possui uma aleatoriedade verdadeira. Contudo, algoritmos para geração de números aleatórios (GNA) são programáveis e seus resultados são chamados de números pseudo-aleatórios (OLIVEIRA *et al.*, 2015; SIQUEIRA; REGO, 2006). Os números pseudo-aleatórios precisam de uma série de requerimentos para de fato ser um GNA, um exemplo, a sequência de números não podem ser correlacionadas umas as outras, ou seja, cada número gerado tem que ser um número aleatório independente. A maioria dos geradores produzem uma distribuição de números aleatórios uniformemente em um determinado intervalo, tipicamente delimitado entre $[0,1]$. Existem diversos tipos de algoritmos publicados em literatura, um exemplo é uma classe simples chamado de geradores congruencial linear. Eles geram uma sequência de números inteiros X_1, X_2, X_3, \dots , cada um entre 0 e $m - 1$ através desta relação:

$$X_{j+1} = aX_j + c \pmod{m} \quad (12)$$

onde, a é um parâmetro multiplicador, c é um parâmetro de incremento, m é o módulo, onde será colocado a semente que inicia a GNA. Todos os parâmetros dados devem ter um número inteiro. Um outro ponto a ser observado, é que quando $c = 0$, este tipo de GNA se torna um gerador congruencial linear multiplicativo (MLCG), em que, L'Ecuyer

emprega a combinação de dois ou mais MLCGs, e este é utilizado no código PENELOPE (L'ECUYER, 1988).

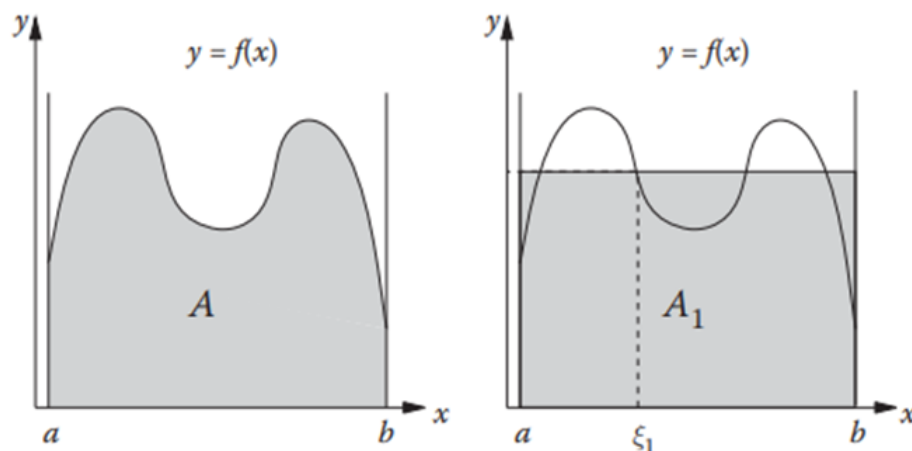
De fato, dado pela relação na expressão matemática, a sequência gerada não é verdadeiramente aleatória, porém é muito pouco provável que a sutil correlação entre os valores da sequência tenha um efeito considerável nos resultados da simulação. Para estes tipos de geradores, é necessário que o período da sequência seja grande o suficiente. Caso contrário, se a sequência for reutilizada várias vezes, os resultados da simulação de MC serão correlacionados. Eles devem ser distribuídos uniformemente em várias dimensões. Isso significa que vetores aleatórios criados de números aleatórios devem ser distribuídos uniformemente no espaço n-dimensional. Normalmente, não é óbvio como detectar correlações em dimensões mais altas.

2.4.2 Cálculo de Integral Numérica

A função $y=f(x)$ deve ser integrada no intervalo $[a,b]$, que é a área entorno da função $f(x)$. A Figura 6 mostra o eixo x como o intervalo limitado entre a e b e deve ser calculado como:

$$A = \int_a^b f(x)dx \quad (13)$$

Figura 6 – Exemplo do cálculo da área.



Fonte: (SECO; VERHAEGEN, 2016)

O gráfico a esquerda da Figura 6 mostra a área A , calculando através da integração da função $y=f(x)$ no intervalo $[a,b]$. O gráfico a direita mostra uma estimativa da área A dado pela área do retângulo $A_1 = (b - a)f(\xi_1)$.

Se isso for impossível analiticamente de ser calculado, algum método numérico deve ser aplicado para suprir tal necessidade. Uma das muitas opções numéricas é chamada integração de MC porque é baseada em uma sequência de números aleatórios distribuídos uniformemente. Um número aleatório gerado por um computador, η_i uniformemente distribuído no intervalo $[0,1]$ pode ser dimensionado para o intervalo $[a, b]$ de forma

$$\xi_i = (b - a)\eta_i + a \quad (14)$$

onde, ξ_i é distribuído uniformemente em $[a,b]$. A estimativa aproximada da área real A , como mostrado na Figura 6 pode ser então dada por

$$A_1 = (b - a)f(\xi_1) \quad (15)$$

isto é, o retângulo é dado pelo valor da função no ponto aleatório ξ_1 dentro da faixa de intervalo $[a, b]$. Essa estimativa é uma aproximação muito brusca, portanto, deve-se calcular várias vez, a segunda pode ser assim:

$$A_2 = \frac{1}{2} \{(b - a)f(\xi_2) + A_1\} = \frac{b - a}{2} \{f(\xi_1) + f(\xi_2)\} \quad (16)$$

Aqui, foi calculada a média das áreas de ambas as execuções, fornecendo dessa maneira uma melhor estimativa da integral real. A generalização agora é óbvia, depois de ser executados N (números aleatórios), obtém-se a seguinte equação:

$$A_N = \frac{b - a}{N} \sum_{i=1}^N f(\xi_i) = (b - a) \langle f(x) \rangle \quad (17)$$

e com o valor médio da função para N amostras, será:

$$\langle f(x) \rangle \equiv \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f(\xi_i) \quad (18)$$

Este teorema básico da integração de MC (PRESS *et al.*, 1992) também fornece informações sobre a incerteza da estimativa, o que normalmente é chamado de erro relativo nos códigos de MC, estas incertezas são calculadas com a equação abaixo:

$$A = A_N \pm (b - a) \sqrt{\frac{\langle f^2(x) \rangle - \langle f(x) \rangle^2}{N}} \quad (19)$$

E o valor médio da função ao quadrado é dado por:

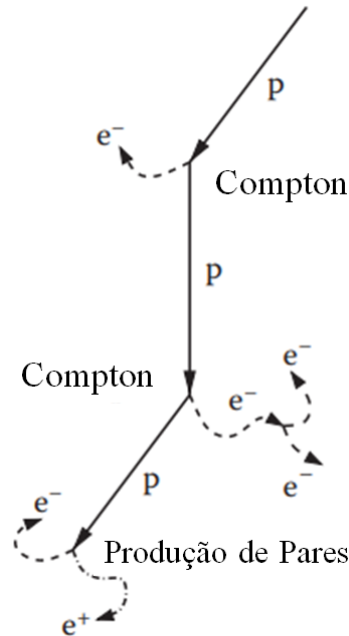
$$\langle f^2(x) \rangle \equiv \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f^2(\xi_i) \quad (20)$$

Para estimar a área em A_N , pode-se dizer que esta se converge para a integral real A no limite $N \rightarrow \infty$. A convergência é lenta devido ao comportamento $1/N$, ou seja, a incerteza estatística é reduzida em um fator 2 se o número de pontos aleatórios N (e o tempo de cálculo) for aumentado em um fator 4. Portanto, o método MC não deve ser usado para tipos simples de integração numérica. No entanto, o método MC entra em ação se todos os outros métodos falharem, por exemplo, se a dimensionalidade do problema se tornar muito grande, ou seja, a integral deve ser calculada em um espaço com 10, 100 ou mesmo um número infinito de dimensões.

A integração numérica multidimensional é necessária para resolver o sistema de equações de transporte de partículas, por exemplo, para o cálculo da dose. Neste caso, temos um sistema de equações e o problema de transporte de fótons e elétrons (ou pósitrons) pode ser resolvido com o cálculo de uma integral multidimensional. É então chamado de sistema acoplado pois neste caso os elétrons influenciam o transporte de fótons (bremsstrahlung) e vice-versa (dispersão de Compton, absorção fotoelétrica, produção de pares). Teoricamente, o problema tem uma dimensão infinita de parâmetros pois o número de fótons e elétrons secundários é fisicamente ilimitado quando começamos com uma partícula primária de energia definida. Portanto, a integração numérica deve ser realizada em um espaço com dimensões infinitas. Mas na prática esta dimensionalidade é limitada porque a região de interesse deve ser limitada ou seja, computacionalmente é importante saber os limites desse tipo de simulação. Geralmente, a simulação é parada ou finalizada se a energia do fóton ou do elétron cair abaixo de alguma energia mínima, que é geralmente chamado de *cutoff energy*, um exemplo que limita até onde as simulações devem ocorrer. Para integração numérica utilizando o método de MC um ponto aleatório em um espaço de parâmetros de alta dimensão deve ser amostrado. Esse ponto pode ser demonstrado pela chamada "história das partículas", uma desencadeamento de partículas secundárias geradas por uma partícula primária, ou seja, as partículas mudam sua direção e movimento, perdem energia em colisões e ocasionalmente geram novas partículas secundárias (SALVAT, 2019). Um exemplo da história de uma partícula é mostrado na Figura 7. Isso mostra esquematicamente o que acontece durante uma simulação de transporte de radiação MC.

Começando com um fóton primário p (linha reta) via interações de Compton e eventos de Produção de Pares que levam a fótons secundários p (linhas retas) e elétrons secundários e^- (linhas tracejadas) e pósitrons e^+ (linha pontilhada tracejada).

Figura 7 – Exemplo de um histórico de partículas.



Fonte: Adaptado de (SECO; VERHAEGEN, 2016)

2.4.3 Cálculo Estatísticos em Monte Carlo

Existem diversos códigos computacionais que são programados para resolver vários tipos simulações e muitos desses podem levar minutos, horas ou dias até meses para simular, por exemplo, um caso de cálculo de dose em um modelo (fantoma) humano. Este é o principal e talvez o mais importante tópico quando se utiliza um código computacional de MC para resolver problemas dos quais equações analíticas não são possíveis.

Há uma relação entre o número de histórias ou partículas utilizadas nas simulações e as incertezas calculadas pelo código de MC. Um exemplo apresentado no manual do código MCNPX (PELOWITZ, 2011), é o de que o erro relativo pode apresentar a qualidade do resultado obtido. Ou seja, quanto maior o número de partículas utilizada para realizar uma simulação menor será o erro relativo calculado pelo código. No entanto, não se sabe estimar ao certo senão através de testes qual o número de partículas será utilizada em cada caso modelado. A Tabela 3 apresenta uma faixa de valores que são relacionadas com a qualidade do resultado obtido e deve ser levada em consideração nos cálculos de MC.

Tabela 3 – Interpretação do erro relativo.

Faixa do erro relativo	Qualidade do resultado
0,5 - 1,0	Não significativo
0,2 - 0,5	Pouco significativo
0,1 - 0,2	Questionável
< 0,1	Geralmente confiável, exceto para detectores
< 0,05	Geralmente confiável para detectores

Fonte: (PELOWITZ, 2011)

É importante ter em mente que o erro estatístico estimado pelos cálculos de Monte Carlo, indica a precisão das quantidades estimadas. A precisão do problema depende de sua natureza, da adequação do tipo de *tally* e, é claro, do número de histórias (*nps*).

Figura 8 – Dez testes estatísticos do MCNPX.

```

=====
results of 10 statistical checks for the estimated answer for the tally fluctuation chart (tfc) bin of tally 8
=====
tfc bin      --mean--      -----relative error-----      ----variance of the variance----      --figure of merit--      -pdf-
behavior     behavior     value decrease decrease rate      value decrease decrease rate      value behavior      slope
desired      random      <0.10      yes      1/sqrt(nps)      <0.10      yes      1/nps      constant      random      >3.00
observed     random      0.00      yes      yes      0.00      yes      yes      constant      random      10.00
passed?      yes      yes      yes      yes      yes      yes      yes      yes      yes      yes
=====

```

Fonte: (PELOWITZ, 2011)

- TFC bin: o TFC (*Tally Fluctuation Chart*) indica flutuações do *tally*, e, se alcançou o TLC (Teorema do Limite Central), ou seja, se o *tally* selecionado convergiu.
- Média: Os resultados de Monte Carlo são obtidos por amostragem de possíveis caminhos aleatórios, e atribuindo um *score* x_i a cada caminho aleatório. Supondo que $f(x)$ é uma função densidade de probabilidade das histórias com um caminho aleatório que de *scores* x para o *tally* estimado. A verdadeira resposta (ou média) é o valor esperado de x , $E(x)$, onde

$$E(x) = \int x f(x) dx = \text{média verdadeira} \quad (21)$$

Como a função $f(x)$ é raramente conhecida explicitamente, sendo assim, $f(x)$ é amostrado implicitamente pelo processo de caminho aleatório de Monte Carlo. A média verdadeira então é estimada pela amostragem média em que \bar{x} é

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (22)$$

onde x_i é o valor de x selecionado de $f(x)$ para a i -ésima história, e N é o número de histórias calculadas no problema. A média de Monte Carlo \bar{x} , é o valor médio dos *scores* x_i para todas as histórias calculadas no problema.

- Erro Relativo: mede a qualidade dos resultados gerados e é calculado quando se completa cada história.
- Variância: a variância da população de valores x , é uma medida da dispersão nesses valores indicando "o quão separados" de forma geral os valores se encontram do valor esperado.
- Figura de Mérito: é uma quantidade usada para caracterizar o desempenho da simulação. Indica se o problema está convergindo para a solução correta, ou seja, este parâmetro é uma análise da estimativa de quanto o resultado pode estar longe do valor real.
- PDF Slope: o MCNP também verifica se as condições do Teorema do Limite Central (TLC) constrói para cada estimador uma função de densidade de probabilidade (*pdf* em inglês). O *slope* (n), é descrito em $1/x^n$, sendo x um número grande de história. É utilizado para determinar, quando os maiores *scores* de história diminuem mais rápido que $1/x^3$. O *slope* deve ser maior que três (3), para atender ao requisito de existência de segundo momento do TLC. Então, quando $f(x)$ ser "completamente" amostrado, N terá um comportamento aproximado ao infinito. O valor máximo permitido para o *slope* é de dez (10), indicando um "score perfeita".

É importante observar que os 10 testes estatísticos propostos pelo MCNPX e apresentados acima, deve ser sempre verificados ao término das simulações. A verificação se os testes foram aprovados, ou "passados" é o que mostra se os resultados finais do seu problema podem ser confiáveis.

2.5 Método Computacional de Monte Carlo

O método MC permite simular qualquer processo utilizando uma sequência depende de fatores que sejam conhecidos e aleatórios. Em muitos problemas matemáticos que não tem uma relação com situações aleatórias, pode-se criar um modelo probabilístico artificial que permita resolver tais problemas. Por conseguinte, pode-se dizer que o método MC é um método universal para a solução de problemas reais, matemáticos e físicos. Este método é utilizado em diversas áreas em finanças, computação gráfica, jogos bem como, em radiação, com o transporte de partículas e fótons (FONSECA *et al.*, 2015; FONSECA *et al.*, 2019; SENIWAL; FONSECA; SINGH, 2019; PAIXAO *et al.*, 2014).

Diversos códigos de Monte Carlo para transporte de partículas foram desenvolvidos para simular o transporte de fótons, elétrons, pósitrons, nêutrons, prótons ou íons pesados, cada uma particularidade. Os códigos Monte Carlo utilizados neste trabalho foram o MCNPX (*Monte Carlo N-Particle eXtended*) (PELOWITZ, 2011) e PENELOPE (*Penetration and ENergy LOss of Positrons and Electrons*) (SALVAT, 2019; SEMPAU; BADAL; BRUALLA, 2011).

2.5.1 Código MCNPX

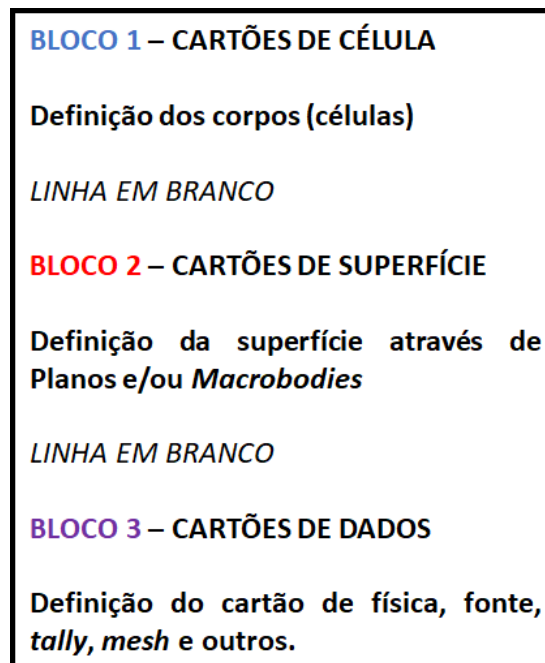
O código MCNPX (*Monte Carlo N-Particle eXtended*) foi desenvolvido e é mantido pelo laboratório de *Los Alamos National Laboratory* – LANL (EUA) e utiliza o método matemático de Monte Carlo para realizar o transporte de nêutrons, fótons, elétrons, ou para as interações nêutron/fótons/elétrons bem como, íons pesados, prótons, alfas, pósitrons entre outros, em problemas de transporte. Este é uma extensão formal do MCNP (*Monte Carlo N-Particle*) para todas as partículas e de todas as 25 faixas de energias. Com isso, foi possível a melhoria de modelos de simulação física, a formulação de redução de variância adicional e de técnicas de análise de dados, com inclusão de medições de seção de choque etc. em relação aos códigos antecessores (PELOWITZ, 2011).

O MCNPX é uma das versões mais recentes e mais completas em tipo e faixas de energia de partículas, ficando atrás apenas da última versão lançada pelo MCNP versão 6 ou MCNP6. Este código possui ferramentas eficientes em campos de pesquisas de vários

segmentos que envolvem a radiação, como na área da saúde, indústria e entre outros (MENDES *et al.*, 2017a; MENDES *et al.*, 2017b).

O usuário desenvolve um arquivo de entrada (*input*) que contém informações sobre o problema. O *input* contém informação sobre especificação da superfície das geometrias de interesse, sobre os materiais que serão utilizados, densidade, a biblioteca de secção de choque das partículas simuladas, a localização e características da fonte radioativa e os tipos de respostas (*tallies*) desejadas calcular. A Figura 7, mostra a definição de forma generalizada de um arquivo de entrada ou *input* (PELOWITZ, 2011).

Figura 9 – Estrutura de um arquivo de entrada pelo código MCNPX.



Fonte: Adaptado do Manual MCNP Primer (SHULTIS; FAW, 2008)

Quando a simulação termina, os resultados gerados a partir dos *tallies* desejados, são escritos no arquivo de saída (*output*) juntamente com o tempo computacional, o número de histórias e diversos outros dados. Os resultados de um problema simulado gerado pelo arquivo de saída no código MCNPX correspondem à uma média de um grande número de valores, na ordem de milhões de histórias, a depender da confiabilidade estatística da resposta obtida no cálculo do problema.

E com o arquivo de saída, o resultado gerado vem acompanhado com um erro relativo, para se observar se os dados simulados possuem uma confiabilidade estatística. Contudo, uma das maneiras de se obter um erro relativo baixo e assim uma acurácia em seus resultados, é aumentando significativamente o nps da simulação. Com o aumento do

nps, o tempo computacional da simulação aumenta, por isso, quando se quer otimizar o tempo de simulação e obter um erro relativo baixo, aplicam-se técnicas de redução de variância (VR).

Foi utilizado para estas simulações o MCNPX versão 2.7 em um *cluster* de 120 processadores do Laboratório de Nêutrons do Instituto de Radioproteção e Dosimetria-IRD/CNEN. O número de partículas definida para as simulações foi de até $1,0E+9$. Uma nps (*number of started particles*) ideal é alcançada se os testes estatísticos do MCNP forem satisfeitos.

2.5.2 Código PENELOPE

O código PENELOPE (*PENetration and Energy Loss of Positrons and Electrons*) foi desenvolvido por um grupo de pesquisadores, Francesc Salvat, José M. Fernández-Varea, Eduardo Acosta e Josep Sempau, na Universidade Politécnica da Catalunha, na Espanha e realiza a simulação de Monte Carlo do transporte de elétrons-fótons acoplados (SALVAT, 2019; SEMPAU; BADAL; BRUALLA, 2011) em materiais arbitrários e geometrias quadráticas complexas.

Um procedimento misto é usado para a simulação de interações de elétrons e pósitrons (espalhamento elástico, espalhamento inelástico e emissão de bremsstrahlung), em que eventos 'duros' (ou seja, aqueles com ângulo de deflexão e/ou perda de energia maior que os pontos de corte pré-selecionados) são simulados de maneira detalhada, enquanto as interações "suaves" são calculadas a partir de várias abordagens de dispersão. Interações de fótons (espalhamento de Rayleigh, espalhamento de Compton, efeito fotoelétrico e produção de pares elétron-pósitron) e aniquilação de pósitrons são simuladas de maneira detalhada.

Uma das vantagens deste código é a aplicabilidade para partículas de baixas energias com a utilização de mecanismos de interação e é aplicável a energias de umas centenas de eV a 1 GeV (SALVAT, 2019). A desvantagem do código PENELOPE é sua limitação para o uso de outros tipos de partículas como as partícula alfa, nêutrons ou prótons que não são desconsideradas neste código.

O PenEasy é um programa principal modular e de uso geral para o código Monte Carlo PENELOPE, que inclui vários modelos de fontes, esquemas de tallies aplicáveis a uma variedade de situações práticas, como deposição de energia, dose espacial, cálculos e

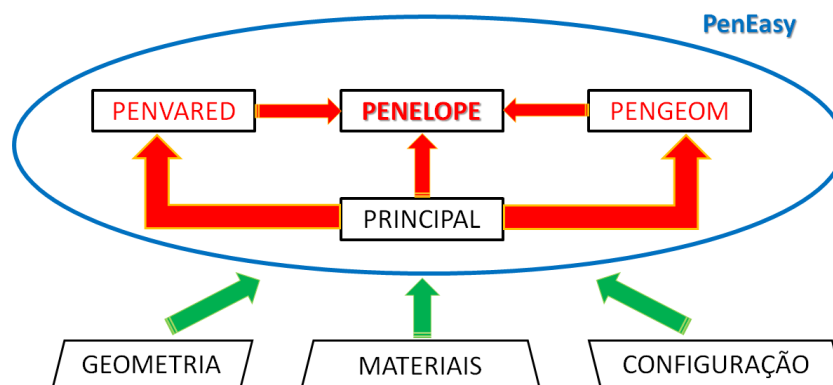
técnicas de redução de variância (VRT) (SEMPAU; BADAL; BRUALLA, 2011; SEMPAU, 2019). O pacote de geometria chamado PENGEOM permite a geração de elétrons e fótons aleatórios em sistemas de materiais que consistem em corpos homogêneos, delimitado por superfícies quadráticas, que pode ser esferas, cilindros, planos e etc. A versão do código PENELOPE utilizada para este trabalho foi a versão de 2018.

Para fazer uma simulação pelo PenEasy/PENELOPE, é necessário três arquivos juntos ao arquivo de entrada (*input*). Arquivos de materiais gerados através do "materiais.exe", previamente compilado de um arquivo Fortran, em que são gerados por este executável e devem ter a terminação do arquivo identificado como ".mat". O arquivo executável PenEasy.exe, proveniente da compilação do arquivo Fortran PenEasy.F, permitirá a simulação do arquivo de entrada. E por fim, o arquivo de geometria, com terminação de identificação do arquivo ".geo". A Figura 10, ilustra como funciona o modo de operação do PenEasy.

O arquivo de saída ou *output* gerado pelo PenEasy, cria dois tipos de arquivos. O arquivo ".out" que são dados mais detalhados do input, e dados típicos de arquivo de saída, como número de histórias, tempo computacional, entre outros. E o outro arquivo, é proveniente do *tally* definido no arquivo de entrada, mostrando seus resultados com seu respectivo erro estatístico, e os demais dados de saída como tempo do CPU, velocidade de simulação (historias.s^{-1}), eficiência absoluta e intrínseca.

É distribuído de forma gratuita pela *Nuclear Energy Agency Data Bank* (NEA), e na América do Norte, pela *Radiation Safety Information Computational Center of the Oak Ridge National Laboratory* (RSICC).

Figura 10 – Estrutura do código Penelope/PenEasy.



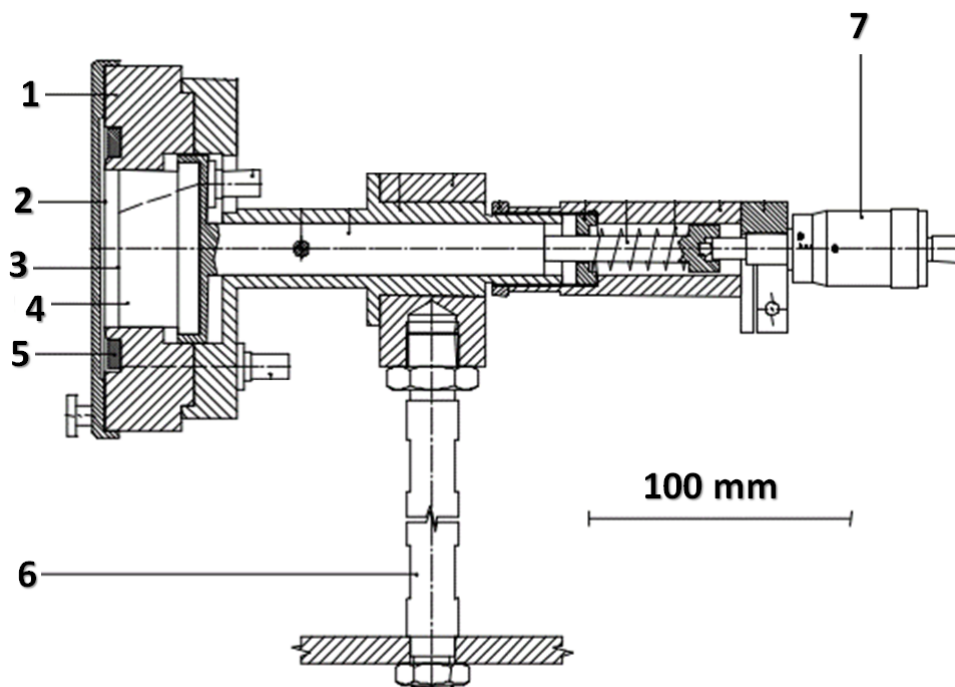
Fonte: Adaptado do Manual do Usuário do PenEasy (SEMPAU, 2019)

3 Materiais e Métodos

3.1 Câmara de Extrapolação PTW 23392

A câmara de extrapolação modelo PTW 23392 é utilizada em campos de radiação beta no sistema BSS2 por exemplo, nos laboratórios de calibração do CDTN e IPEN no Brasil. Este detector possui uma alta precisão, pode ser utilizado para medir doses absorvidas de raios-X gerados na faixa acima de 7.5 kV e para elétrons (beta) de energia média maior que 5 keV (BöHM, 1986). Este foi o modelo de câmara de extrapolação utilizada em nosso estudo. Os principais componentes da câmara de extrapolação modelo 23392 estão ilustrados na Figura 11. Em 1 - Corpo acrílico. 2 - Janela de entrada. 3 - Superfície revestida de grafite, dividido entre o eletrodo coletor e o anel de guarda. 4 - Bloco acrílico. 5 - Anel de tensão. 6 - Suporte. 7 - Parafuso micrométrico.

Figura 11 – Esquema da câmara de extrapolação PTW 23392.



Fonte: Adaptado do Manual da câmara de extrapolação (PTW-FREIBURG, 2002)

A câmara de extrapolação modelo PTW 23392 foi modelada computacionalmente juntamente com as fontes de radiação beta do Sistema Padrão Secundário Beta (BSS2) bem como os filtros, sempre observando as posições e distâncias do sistema padrão. A câmara foi modelada utilizando dois códigos computacionais: MCNPX e PENELOPE.

O material da Janela de entrada da câmara é feito de material *Hostaphan*, com diâmetro de 60,5 mm. Esta janela é revestida por grafite, e possui um diâmetro de 30 mm. A distância dos eletrodos varia de 0,5 a 10,5 mm sendo esta considerada a profundidade da câmara e com diâmetro de 30 mm. Estas dimensões são o que caracterizam uma câmara de extrapolação (PTW-FREIBURG, 2002). O material do eletrodo posterior é feito de PMMA e utiliza uma superfície revestida de grafite com diâmetro de 60,5 mm. A Tabela 4 mostra os detalhes da composição dos materiais utilizados na modelagem da câmara e publicadas no Compendium (MCCONN *et al.*, 2011).

Tabela 4 – Composição em fração de massa dos materiais da câmara de extrapolação utilizadas em simulação MC com suas densidades.

Material	Ar	Hostaphan	PMMA	Grafite
Densidade (g.cm³)	0,001205	1,38	1,19	1,7
H (Z = 1)		4,196	8,0538	
C (Z = 6)	0,0124	62,5016	59,9848	100
N (Z = 7)	75,5268			
O (Z = 8)	23,1781	33,3024	31,9614	
Ar (Z = 18)	1,2827			

Fonte: (MCCONN *et al.*, 2011)

3.2 Modelagem Computacional no MCNPX

A forma geométrica adotada na construção da câmara de extrapolação modelo 23392, foi definida por vários cilindros. O código MCNPX, possui uma alternativa de definir a geometria que define células e superfícies, através do uso de *Macrobodies* (SHULTIS; FAW, 2008; PELOWITZ, 2011). Foi retirado de um dos *inputs* simulados como exemplo para a construção da câmara de extrapolação com seus componentes que estão ilustrados na Figura 12.

Figura 12 – Definição das superfícies da Câmara de Extrapolação PTW 23392 no MCNPX

```

c *****
c                                     SURFACE BLOCK
c *****
110  2 RCC  3 0 0 0          4 0 0 3.5E-4  5 3.025  6 $ Janela de entrada - Hostaphan
20   RCC  0 0 3.5E-4      0 0 3.5E-5    3.025   $ Janela de entrada - Grafite
30   RCC  0 0 3.85E-4     0 0 0.5      1.5     $ Cavidade volume-ar
40   RCC  0 0 0.500385    0 0 3.5E-5    3.025   $ Rear electrode - front - Grafit
50   RCC  0 0 0.500420    0 0 3.1      3.025   $ Rear electrode - back - PMMA
60   RCC  0 0 0          0 0 -0.007   3.025   $ Espessura de absorção - Hostaphan
70   RCC  0 0 0          0 0 3.60042  7.0     $ Acrylic Housing - PMMA

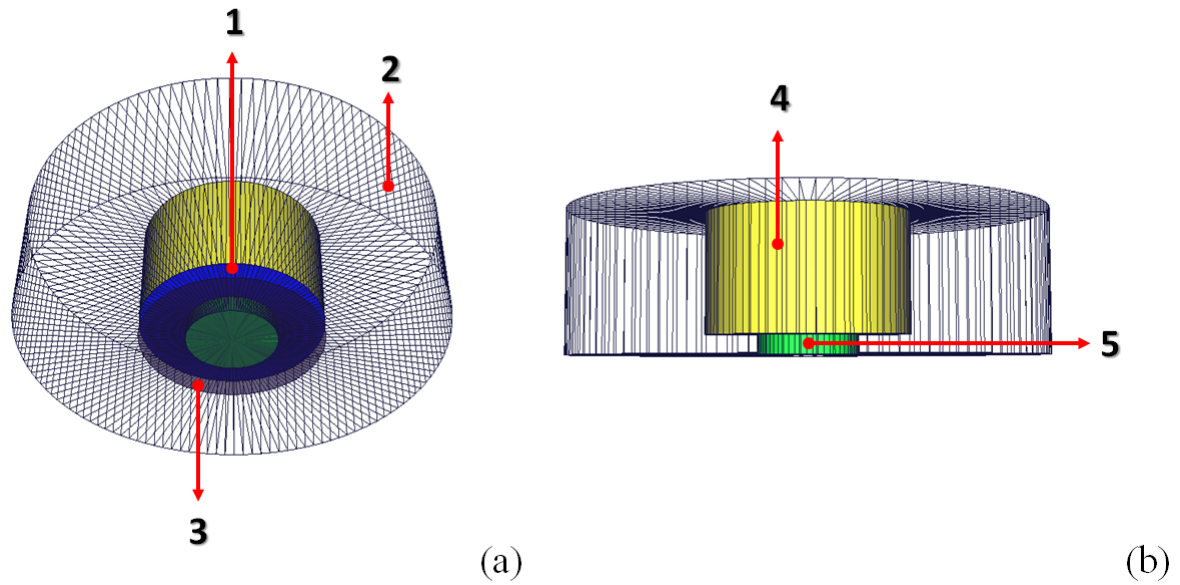
```

Fonte: O autor

Como mostrado na Figura 12, o primeiro item, é o número de identificação da superfície, este número é escolhido pelo usuário quando estiver criando seu input para o MCNPX. O segundo item, é o tipo do *macrobody* a ser utilizado. O terceiro item que é acompanhado de três números, são as coordenadas da base do cilindro. O quarto item são os vetores axiais de cada coordenada, nesse caso, como há apenas um valor definido, este, descreve a altura do cilindro em relação ao eixo z. O quinto item, o número é a definição do raio do cilindro, a unidade em centímetros (cm) é adotada no código para definição de qualquer superfície. E por último um comentário foi definido após o caractere \$.

Os componentes modelados da câmara de extrapolação modelo PTW 23392 são mostrados na Figura 13. Nesta, é mostrado, utilizando VISED código (SCHWARZ; SCHWARZ; CARTER, 2011), a câmara com seus componentes cilíndricos, bem como, o eletrodo posterior, PMMA, janela de entrada de Hostaphan e o volume sensível. Em (a) 1 - Eletrodo posterior. 2 - Corpo acrílico PMMA. 3 - Janela de entrada de Hostaphan, revestida por grafite. (b) 4 - Bloco acrílico de PMMA. 5 - Volume sensível de ar.

Figura 13 – Esquema da câmara de extrapolação através do código MCNPX.

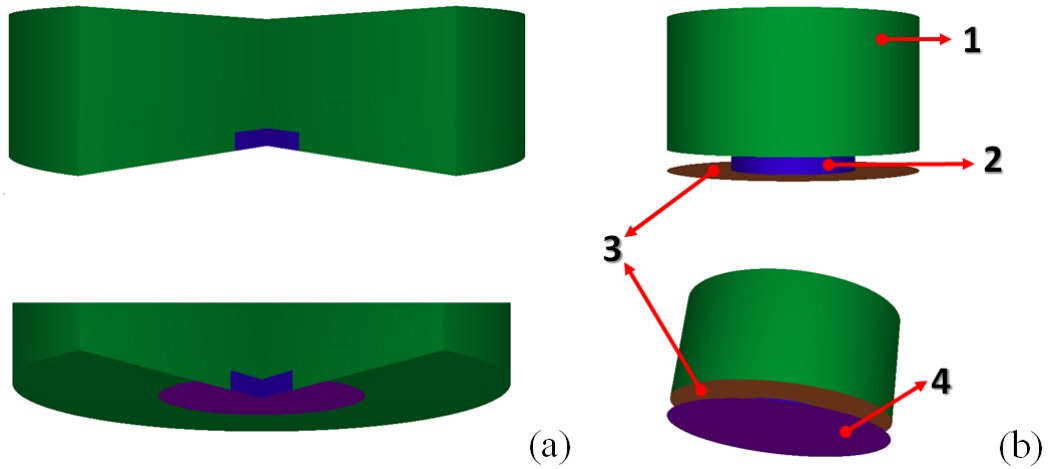


Fonte: Visualização 3D utilizando o VISED (SCHWARZ; SCHWARZ; CARTER, 2011)

3.3 Modelagem Computacional no PENELOPE

No código PENELOPE as superfícies da câmara modelada foram definidas utilizando as geometrias quadráticas. Estas são geometrias fornecidas pela biblioteca PENGEOM do pacote PENELOPE (SALVAT, 2019). Foi retirado de um dos *inputs* simulados como exemplo para a construção da câmara de extrapolação com seus componentes que estão ilustrados na Figura 14.

Figura 15 – Esquema da câmara de extrapolação modelada no código PENELOPE.



Fonte: Visualizado através do programa Gview

3.4 Fator de Transmissão, T

O fator de transmissão de radiação do material *Hostaphan* deve ser definido para se ter a taxa de dose absorvida na superfície externa da câmara (CALDAS, 1980).

O fator de transmissão na modelagem foi calculado para diferentes espessuras de absorção (POLO; CALDAS, 2018; ANTONIO; XAVIER; CALDAS, 2014; FARIA *et al.*, 2015). As simulações foram realizadas considerando a distância de calibração da fonte-câmara, neste caso para a fonte utilizada, o ^{85}Kr com distância de calibração de 30 cm, e com uma profundidade da câmara de extrapolação em 4,0 mm. A espessura de absorção foi posicionada em frente a Janela de Entrada da câmara que é feita de Hostaphan com diâmetro de 60,5 mm. O fator de transmissão é calculado de acordo com a Equação 23 proposta por (FARIA *et al.*, 2015):

$$T = \left(\frac{a - a_o}{a} \right)^2 \frac{E_m(d)}{E_m(0)} \quad (23)$$

onde,

- $E_m(d)$ é a energia média depositada no volume sensível da câmara de extrapolação com uma espessura de absorção d .
- $E_m(0)$ é a energia média depositada para espessura de absorção zero (representando a superfície nula), determinado através da extrapolação da curva da energia em função da espessura de absorção.
- a é a distância de calibração da fonte-câmara.

- a_o é a espessura de absorção.
- $(\frac{a-a_o}{a})^2$ este termo é uma correção geométrica (ISO, 2004) e é um valor muito próximo a uma unidade.

Em um laboratório de calibração, a leitura medida pela câmara de extrapolação se dá pela corrente de ionização (A) que é gerada através da captação dos eletrodos dentro do volume sensível da câmara.

Na modelagem computacional, os códigos de MC são utilizados para o transporte de partículas não são projetados para gerar a corrente de ionização, mas é possível substituí-lo pela energia média depositada no volume sensível da câmara.

No MCNPX, o *tally* *F8 foi utilizado para calcular a energia média depositada no volume sensível. A unidade definida para este *tally* *F8 é em MeV (PELOWITZ, 2011). No PENELOPE o *tally* para o cálculo da deposição de energia está definido na seção de *tallies* no PenEasy, que faz parte do pacote do PENELOPE. Este é definido como energia depositada em cada material e é reportado em eV por história (SEMPAU, 2019). Um detalhe importante é que todos os códigos de MC apresentam os resultados normalizados pelo número de partículas (nps). Para ambos os códigos computacionais utilizados neste trabalho, os resultados gerados já são normalizados.

O fator de transmissão foi calculado para a fonte de radiação beta ^{85}Kr . Os resultados encontrados foram utilizados para comparar com os publicados em literatura. Duas equações para o cálculo de taxa de dose no tecido foram utilizadas. A primeira faz uso do fator de transmissão e a segunda não utiliza este fator. A ideia é comparar os resultados calculados para as duas diferentes equações e analisar seus resultados. Estas serão relatadas a seguir, e suas principais diferenças.

3.5 Taxa de Dose no Tecido, \dot{D}

A câmara de extrapolação é adotada como o instrumento padrão para medir a taxa de dose absorvida para campos de radiação de fontes beta e raios X de baixa energias (LOEVINGER, 1953; ICRU, 2004; IAEA, 1999).

A taxa de dose no tecido é calculada utilizando uma espessura de absorção com material que simule a pele, utilizam *Hostaphan* com uma espessura de 0,07 mm e esta

é posicionada em frente a janela de entrada do detector, e com a utilização do volume sensível da câmara de extrapolação que será possível medir e determinar a taxa de dose.

Duas equações foram utilizadas para o cálculo da taxa de dose absorvida neste trabalho. A ideia foi comparar as taxas de doses absorvidas calculadas utilizando as duas equações publicadas em literatura a serem utilizadas em modelagens computacionais de câmaras de extrapolação.

1. A Equação 24 proposta por (FARIA *et al.*, 2015):

$$\dot{D} = \frac{T_{(0,07)} A s_{t,a} \sum_{i=1}^n E_m^i r_i}{M} \quad (24)$$

onde:

- $T_{(0,07)}$ é o fator de transmissão com 0,07 mm de espessura, que está relacionado com a espessura de absorção, localizado em frente da janela de entrada da câmara.
- A é a atividade em Bq definido no BSS2 (BSS2, 2000).
- $s_{t,a}$ é o quociente mássico eletrônico de *stopping power* no ar e no tecido, específico para cada radionuclídeo, onde é reportado pela ISO (ISO, 2004).
- r_i é a taxa de produção de partícula por decaimento nuclear.
- E_m é a energia média depositada definido pelo *tally* *F8 no MCNPX em MeV, e na seção de *Energy Deposition* no PENELOPE em eV.
- M é a massa do volume sensível da câmara.

A somatória na Equação 24 é desconsiderada. Aqui, é necessário tratar apenas de radionuclídeos emissores beta e a variável r_i neste caso é considerado próximo a uma unidade, pela produção de partícula ser somente ou em grande parte de partículas beta.

2. A Equação 25 proposta por (POLO *et al.*, 2017; MIT, 2004),

$$\dot{D} = \frac{A E_m}{M} \quad (25)$$

onde:

- $\frac{A}{M}$ é a atividade por unidade de massa em Bq/g

- E_m é a energia média depositada

De acordo com a ISO (ISO, 2004), a taxa de dose absorvida em tecido com volume sensível de uma câmara de extrapolação é calculada através da Equação 26:

$$\dot{D} = \dot{D}_{s_{t,a}} \quad (26)$$

O valor de massa M referente ao volume sensível e é utilizada em ambas as equações. Este foi de $4,25882 \cdot 10^{-3}g$ com a profundidade de 5,0 mm. Esta configuração foi adotada por (FARIA *et al.*, 2015) com o objetivo de ser utilizado para calcular a taxa de dose no tecido.

3.5.1 Resposta da Câmara

A resposta da câmara de extrapolação é a relação da taxa de dose em função do volume sensível da câmara. Foi realizado um estudo sobre a resposta desta câmara de extrapolação modelada no código MC em função da profundidade de seu volume variável. Em processos experimentais é dito, entre seus eletrodos.

No código de MC o modelo da câmara de extrapolação foi utilizado para calcular a energia média depositada no volume sensível. Para isto houve a variação da profundidade do volume sensível de 0,5 mm a 4 mm. Para normalizar os valores obtidos com todos os resultados foi utilizado a profundidade de 2,5 mm. Uma curva da energia média depositada em função do seu volume foi obtida. Os parâmetros de variação das profundidades escolhidos tiveram por objetivo comparar com os resultados obtidos experimentalmente por (REYNALDO, 2015) e simulados por (FARIA *et al.*, 2015). A variação das diferenças entre os resultados tem como objetivo a validação do modelo computacional desenvolvido.

3.6 Sistema Padrão Secundário Beta BSS2

O Sistema Padrão Secundário Beta 2 (BSS2) é utilizado na irradiação de dosímetros utilizando fontes emissores de partículas beta tais como: $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr , ^{147}Pm e $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$. As taxas de dose absorvida medidas para estas fontes são calibradas no Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) o Laboratório Nacional de Metrologia do Instituto Federal da Alemanha. Este é o Laboratório Padrão Primário em radiação beta para doses

no tecido (BSS2, 2000). O BSS2 segue as recomendações da ISO 6980 quanto a utilização dos filtros para as diferentes fontes. Estes são utilizados especificamente para cada fonte de radiação beta de calibração (ISO, 2006a; ISO, 2004; ISO, 2006b). A Figura 16 mostra os principais componentes que fazem parte do sistema BSS2. Em 1 - Fontes padrões beta utilizadas no BSS2. 2 - Filtros homogeneizadores. 3 - Suporte que insere a fonte beta e o filtro.

Figura 16 – Componentes do Sistema Padrão Secundário Beta 2.

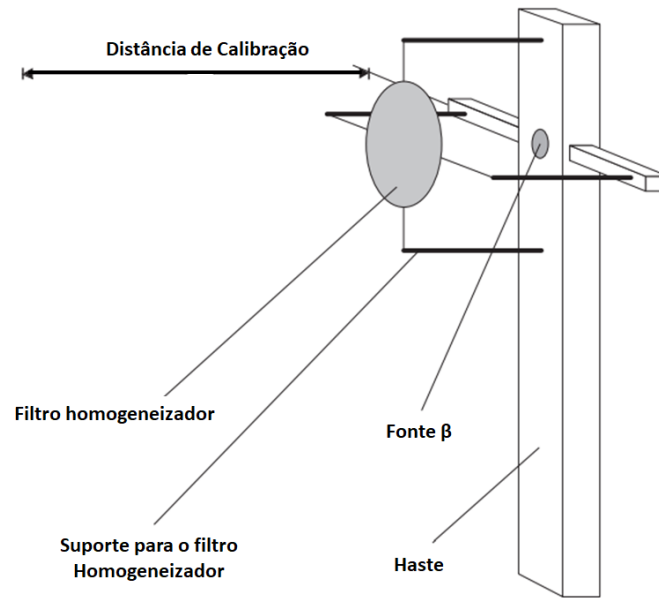


Fonte: (BSS2, 2000)

3.7 *Filtro Homogeneizador*

O filtro utilizado no sistema BSS2 é feito de *Hostaphan*, especificados de acordo com a ISO 6980 Parte 1 (ISO, 2006a). Esta ISO reporta sobre as duas séries de referências em radiação beta e foi mostrado com detalhes os filtros para cada fonte padrão beta na Tabela 1 desta dissertação. As geometrias são compostas por discos circulares e com diferentes tamanhos e espessuras. A posição dos filtros quando utilizado no sistema BSS2 e/ou na modelagem foi de 10 cm da fonte, como mostrado na Figura 17.

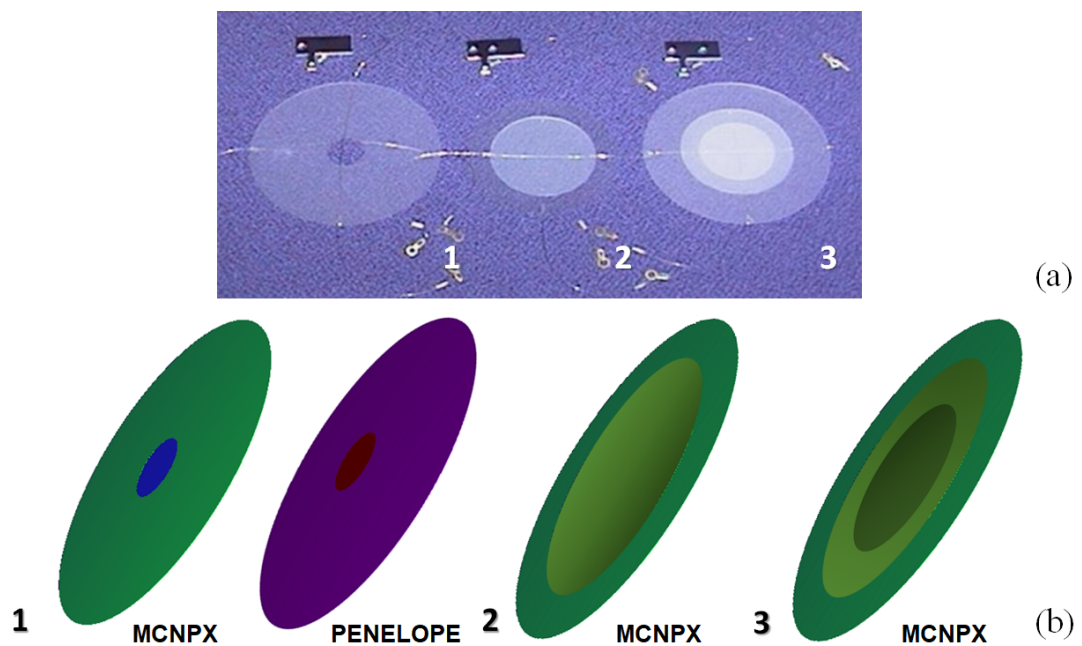
Figura 17 – Sistema BSS2 com o filtro homogeneizador, fonte β , haste, suporte.



Fonte: Adaptado de (IAEA, 1999)

A Figura 18 mostra a versão real e os modelos desenvolvidos no MC códigos dos filtros utilizados no sistema BSS2 (BSS2, 2000; ISO, 2006a). Em (a) Filtros utilizados no sistema BSS2 para as seguintes fontes beta 1 - ^{147}Pm , 2 - ^{85}Kr e 3 - $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$. (b) Filtros modelados em códigos de Monte Carlo: 1 - da esquerda para a direita, modelo do MCNPX e PENELOPE para a fonte ^{147}Pm , 2 - MCNPX para a fonte ^{85}Kr , 3 - MCNPX para a fonte $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$.

Figura 18 – Filtros reais e os modelos computacionais.



Fonte: (a) (BSS2, 2000) (b) O autor

3.8 Fontes Emissoras Beta

As fontes de radiação beta reportadas por Faria et al., 2015 (FARIA *et al.*, 2015) e Polo et al., 2018 (POLO; SANTOS; CALDAS, 2018) consistem de um material ativo distribuído dentro de uma geometria cilíndrica com várias camadas de diferentes materiais.

A geometria da fonte está catalogada com suas respectivas séries na Nuclitec e devem ser requisitadas diretamente pelo fabricante (EZAG, 2019). O manual de operação do Sistema Padrão Secundário Beta 2 (BSS2) e a ISO 6980 também foram utilizados para a obtenção das informações das geometrias das fontes para a modelagem (BSS2, 2000; ISO, 2004). A Tabela 5 descreve as características principais e específicas das fontes beta utilizadas neste trabalho.

Tabela 5 – Especificação das fontes utilizadas em campos de radiação beta no sistema BSS2 e modeladas nos códigos MC.

Parâmetros	Especificação dos Parâmetros			
	^{147}Pm	^{85}Kr	$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	
Radionuclídeos	^{147}Pm	^{85}Kr	$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	
Tipo de fonte	EZN PHRB4809	EZN KARB4810	EZN SIRB4568	
Atividade nominal	3,7 GBq	3,7 GBq	0,46 GBq	
Janela da Fonte	Titânio	Titânio	Aço Inoxidável	
Densidade superficial da Janela da Fonte	$2,22 \pm 0,5 (g.cm^{-2})$	$11,3 \pm 1,1 (g.cm^{-2})$	$79 \pm 8 (g.cm^{-2})$	
Distância de calibração	20 cm	30 cm	30 cm 11, 20, 30 e 50 cm	
Uso de filtro	Sim	Sim	Sim	Não
Energia média beta	0,06 MeV	0,24 MeV	0,80 MeV	
Energia máxima beta	0,22 MeV	0,68 MeV	2,28 MeV	
Valor $s_{t,a}$	1,124	1,121	1,11	

Fonte: (BSS2, 2000) e (ISO, 2004)

A Tabela 6 mostra as especificações das fontes utilizadas em campos de radiação beta do sistema BSS2 e a composição dos materiais ativos das fontes, que foram utilizadas nos modelos desenvolvidos com os códigos de Monte Carlo utilizados e de acordo com Behrens (BEHRENS, 2013).

Tabela 6 – Composição em fração de massa dos materiais das fontes utilizadas em simulação MC com suas densidades.

Material	Kr	SrCO ₃	Pm ₂ O ₃
Densidade (g.cm ³)	0,0191	3,76	6,85
C (Z = 6)		8,14	
O (Z = 8)		32,51	14,03
Sr (Z = 38)		59,35	
Kr (Z = 36)	100		
Pm (Z = 61)			85,97

Fonte: (BEHRENS, 2013)

Além do material ativo da fonte, outros diferentes materiais são parte dos componentes da fonte e devem ser utilizados para a modelagem geométrica no código MC. São estes, a especificação da geometria e posição, materiais, densidades, posicionamento e bem como, o encapsulamento da fonte. Obtido através do Compendium (MCCONN *et al.*, 2011), a Tabela 7 mostra os outros materiais que fazem parte das fontes padrões beta. Todas as fonte de radiação foram modeladas de acordo a Tabela 5 considerando uma fonte pontual colimada (ver Figura 24) imersa dentro do material ativo.

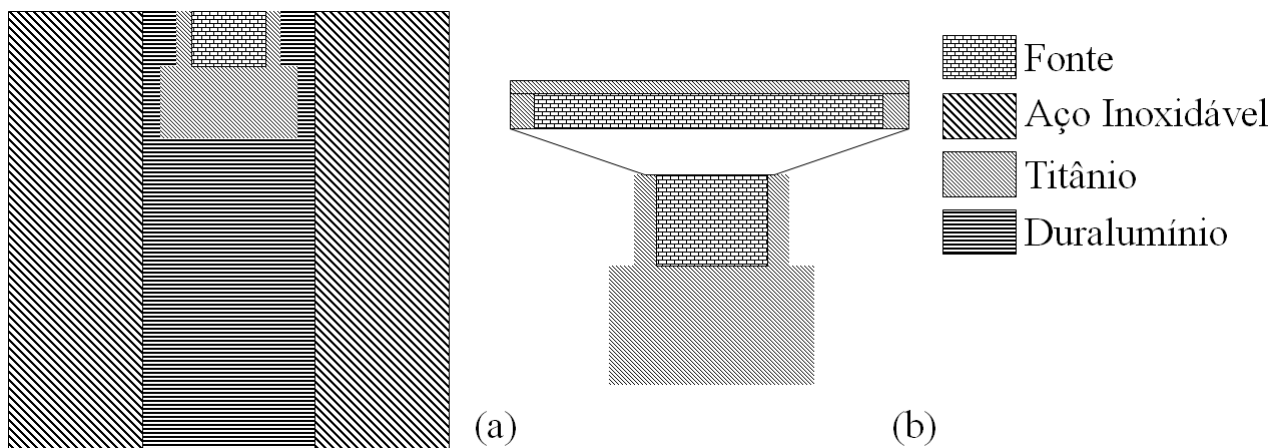
As Figuras 19, 20 e 21 mostram as modelagens geométricas, em 2D, das fontes padrões beta ⁸⁵Kr, ⁹⁰Sr/⁹⁰Y e ¹⁴⁷Pm modeladas com dois diferentes código de MC e utilizadas neste trabalho.

Tabela 7 – Composição dos materiais que fazem parte do encapsulamento das fontes utilizadas em simulação MC com suas densidades e composições em fração de massa.

Material	Ar	Aço Inox.	Titânio	Duralumínio
Densidade (g.cm ³)	0,001205	7,92	4,54	2,85
C (Z = 6)	0,0124			
N (Z = 7)	75,5268			
O (Z = 8)	23,1781			
Mg (Z = 12)				1,1
Al (Z = 13)				92,45
Ar (Z = 18)	1,2827			
Ti (Z = 22)			100	
Cr (Z = 24)		19		
Mn (Z = 25)		2		0,75
Fe (Z = 26)		69,5		
Ni (Z = 28)		9,5		0,2
Cu (Z = 29)				3,95
Sn (Z = 50)				0,2
Pb (Z = 82)				1,15
Bi (Z = 83)				0,2

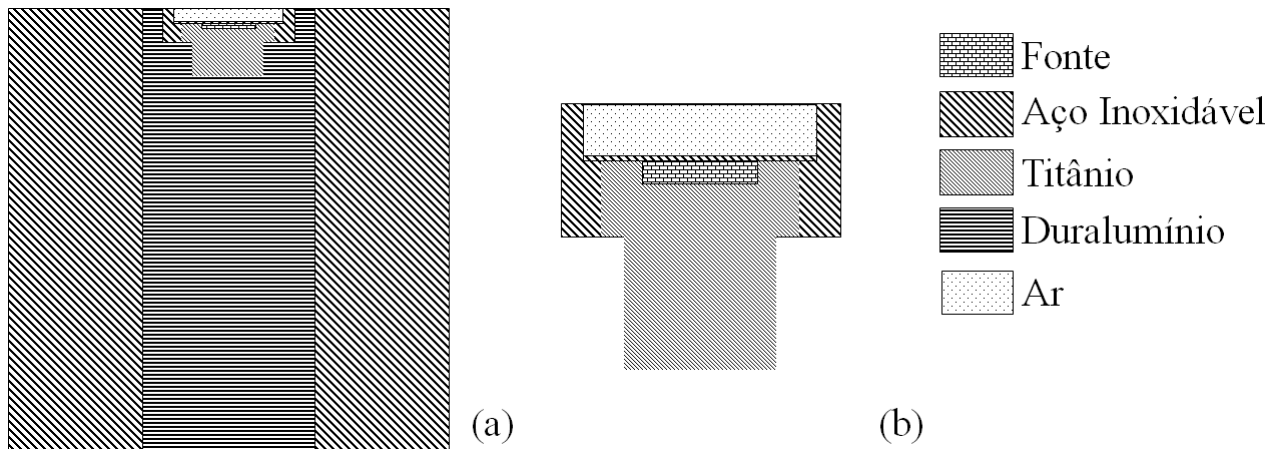
Fonte: (MCCONN *et al.*, 2011)

Figura 19 – (a) Esquema 2D da fonte ⁸⁵Kr com encapsulamento. (b) Ampliação na posição da fonte com a janela da fonte de titânio. Ilustração fora de escala.



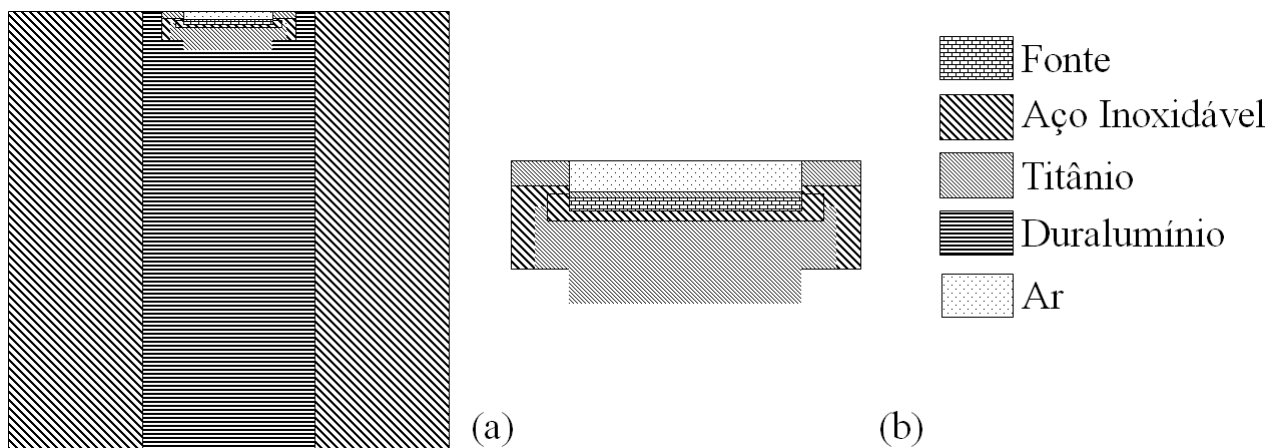
Fonte: O autor

Figura 20 – (a) Esquema 2D da fonte $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ com encapsulamento. (b) Ampliação na posição da fonte com a janela da fonte de aço inoxidável. Ilustração fora de escala.



Fonte: O autor

Figura 21 – (a) Esquema 2D da fonte ^{147}Pm com encapsulamento. (b) Ampliação na posição da fonte com a janela da fonte de titânio. Ilustração fora de escala.

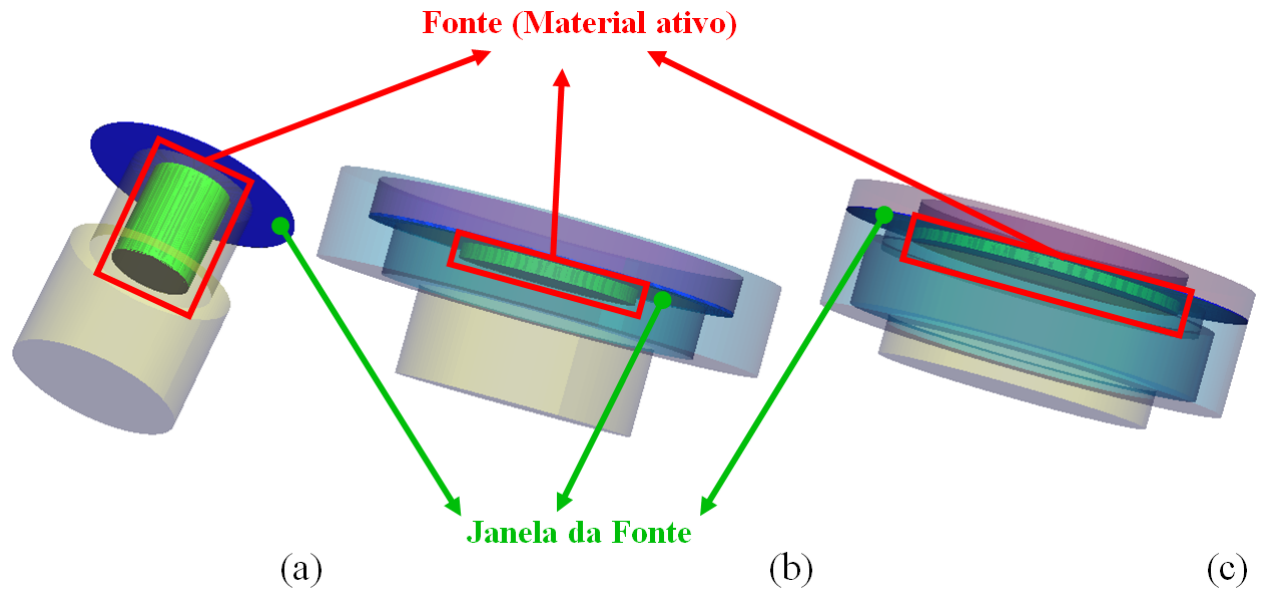


Fonte: O autor

As simulações foram feitas como nos experimentos exigidos para calibração das fontes betas. A distância de calibração entre a fonte radioativa e câmara de extrapolação foi de 30 cm quando utilizada a fonte ^{85}Kr ; de 20 cm para ^{147}Pm e de 50, 30, 20 e 11 cm para $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, de acordo com a ISO 6980 (ISO, 2004). As janelas das fontes reportadas pelo fabricante e relacionadas na Tabela 5 foram levadas em consideração na modelagem de todas as fontes padrões beta aqui estudadas. O fabricante e em vários artigos já publicados, não deixam claro se a janela da fonte é removida para permitir que as partículas beta de baixa energia possam atravessar todo o trajeto até chegar ao volume sensível da câmara. Um estudo para a fonte de ^{147}Pm foi realizado para entender melhor estas diferentes

situações. É importante observar que em processos experimentais com o radionuclídeo ^{147}Pm é muito provável que a janela de titânio seja removida, visto nos resultados obtidos durante as simulações. Figura 22 mostra a modelagem em 3D das três geometrias de cada fonte radioativa.

Figura 22 – Esquema 3D das fontes utilizadas nas simulações: (a) ^{85}Kr (b) $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e (c) ^{147}Pm . Ilustração fora de escala.



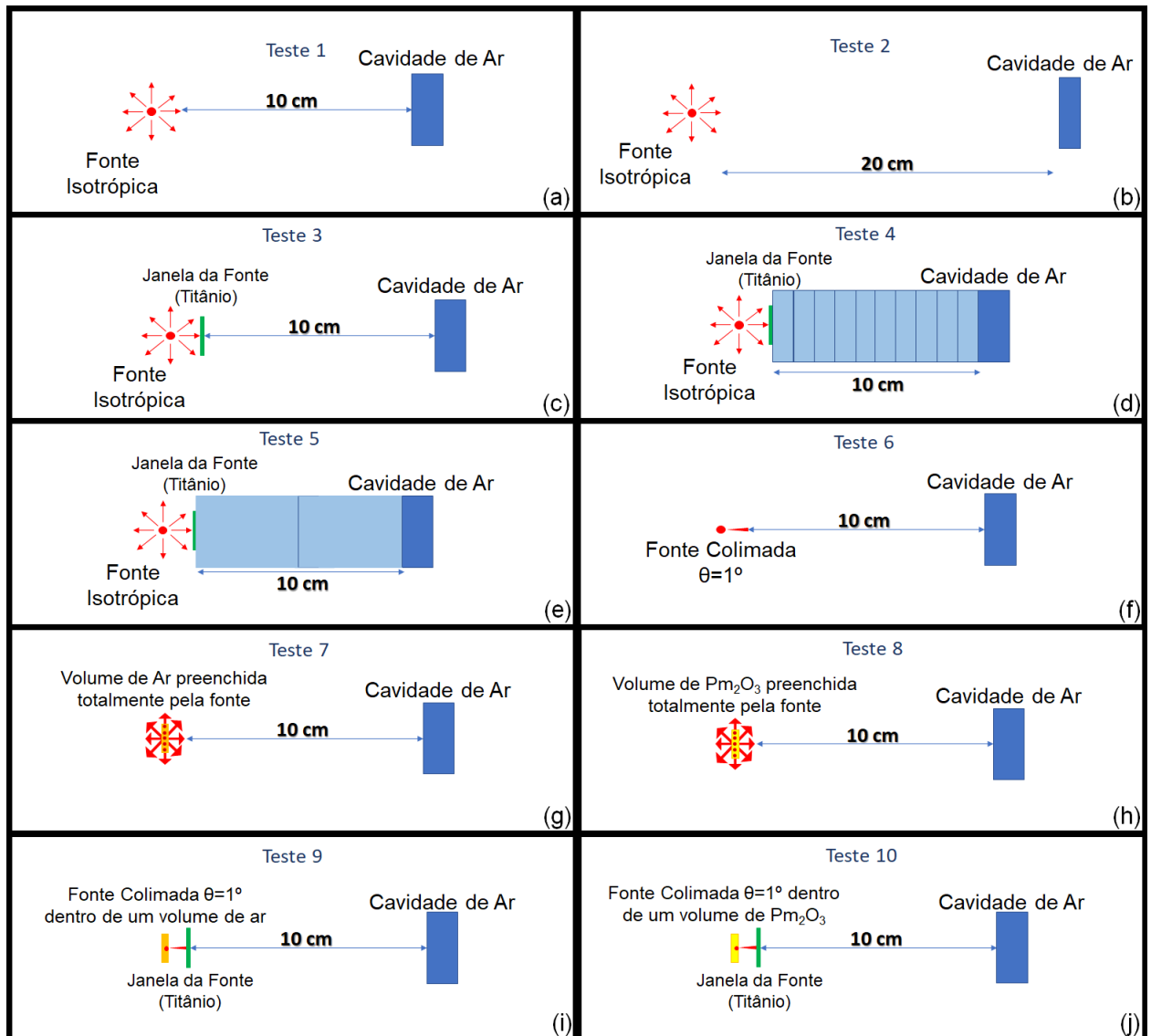
Fonte: O autor

Os emissores beta de baixas energias, como o radionuclídeo ^{147}Pm que emite partículas beta de energia máxima de 0,22 MeV, são os que mais necessitam atenção ao serem modelados. É importante observar que a posição da fonte (colimada) dentro do cilindro que contém o material ativo terá uma forte influência nos resultados de dose absorvida no volume sensível da câmara. Isto pode ser explicado pela baixa energia destas partículas que são emitidas dentro material Pm_2O_3 e que pode causar um efeito de auto-blindagem devido a alta densidade deste material ($6,85 \text{ g.cm}^{-3}$). Para certos códigos de MC o transporte das partículas betas que não possui energia suficiente para atravessar o material ativo e a janela de titânio da fonte podem ser um importante problema. Como conclusão, é sabido que diferentes códigos de MC podem ter respostas bem diferentes para elétrons de baixas energias. Para estes casos, foram feitos testes utilizando os códigos computacionais MCNPX e PENELOPE observando o comportamento destas partículas ao atravessar a janela de titânio.

3.8.1 Testes para Diferentes Geometrias de Fonte de ^{147}Pm

Foram realizadas vários testes considerando o radionuclídeo ^{147}Pm . Os testes foram simples porém eficazes o suficiente para observar o comportamento das partículas betas emitidas por esta fonte para diversas configurações. A ideia foi modelar a fonte de ^{147}Pm a uma certa distância de um cilindro de ar de raio de 1,5 cm e profundidade de 0,5 cm como alvo. Foram consideradas três tipos de configurações de fontes. (1) Uma fonte Isotrópica, (2) uma fonte volumétrica, onde o material ativo é a própria fonte, foram utilizados os parâmetros EXT, AXS, RAD e EFF no comando SDEF do MCNPX e (3) uma fonte pontual colimada com uma angulação. 10 diferentes configurações foram modeladas. Para as simulações testes foram considerados $2,0\text{E}+7$ partículas (nps) que resulta num erro relativo aceitável de acordo com a Tabela 3.

A Figura 23 esquematiza os testes feitos para o ^{147}Pm . (a) Fonte Pontual Isotrópica a 10 cm da cavidade de ar, (b) Fonte Pontual Isotrópica a 20 cm da cavidade de ar, (c) Fonte Pontual Isotrópica a 10 cm da cavidade de ar com a janela de Titânio, (d) Fonte Pontual Isotrópica a 10 cm da cavidade de ar com janela de titânio e aplicado uma técnica de Redução de Variância com cilindros de 1 cm de profundidade preenchidos de ar, (e) Fonte Pontual Isotrópica a 10 cm da cavidade de ar com janela de titânio e aplicado uma técnica de Redução de Variância com cilindros de 5 cm de profundidade preenchidos de ar, (f) Fonte Pontual colimada a 10 cm da cavidade de ar, (g) Fonte preenchida no volume de ar a 10 cm da cavidade de ar, (h) Fonte preenchida no volume de Pm_2O_3 a 10 cm da cavidade de ar, (i) Fonte Pontual colimada inserida no volume de ar com janela de titânio a 10 cm da cavidade de ar e (j) Fonte Pontual colimada inserida no volume de Pm_2O_3 com janela de titânio a 10 cm da cavidade de ar.

Figura 23 – Testes realizados para análise da fonte do ^{147}Pm .

Fonte: O autor

Estes testes foram realizados para observar o comportamento das partículas beta da fonte de ^{147}Pm e analisar a resposta no volume da cavidade de ar. Os *set-up* foram sendo, aos poucos, diferenciados por diversos outros fatores considerados de grande interferência na configuração da fonte. Desta maneira foi possível analisar os parâmetros separadamente e suas contribuições observando os resultados finais de dose absorvida no volume de ar.

Outra observação levantada, foi utilizar o programa auxiliar do PENELOPE, o *Shower*. Este faz a simulação do percurso de elétrons, pósitrons e fótons na matéria e foi um adicional para completar a análise dos elétrons de baixas energias dentro da geometria da fonte de ^{147}Pm . A Tabela 8 mostra os parâmetros e descrições que foram utilizados para a simulação no Shower.

Tabela 8 – Parâmetros do programa Shower.

Parâmetros	Descrição
Material	Nome do material formato .mat
Partícula Primária	e^- , e^+ ou p
Energia de entrada	Valores Acima de 200 eV
Energia de Absorção - e^- , e^+ , p	Valores em eV
Espessura do material	Unidimensional (cm)
Tipo de fonte	Feixe Externo, Feixe Interno, Isotrópico
População	Nº de partículas

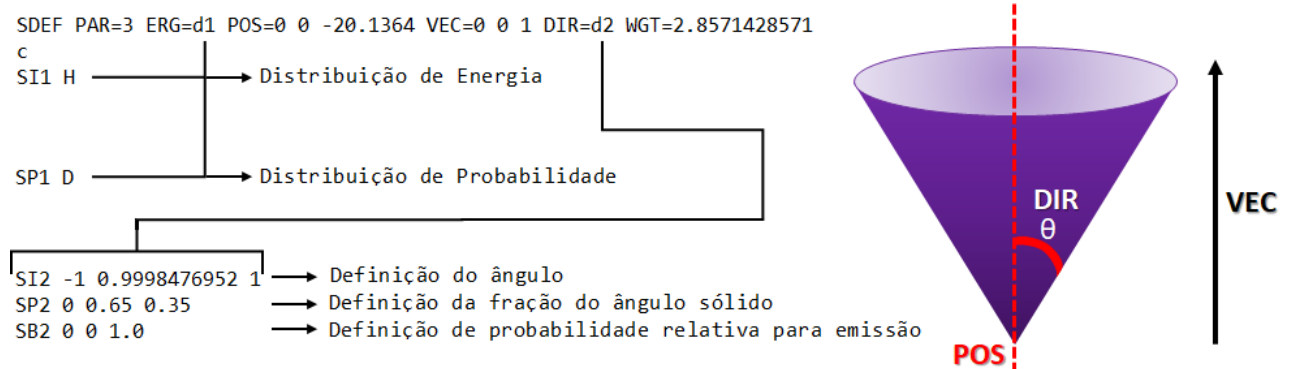
3.9 Configuração da Fonte no Código Monte Carlo

3.9.1 Configuração da Fonte no MCNPX

A configuração da fonte de radiação feita no código MCNPX é determinado pelo comando de especificação SDEF. Este comando pode ser utilizado para configurar as diversas variáveis que são necessárias para definir as características de uma fonte de radiação. Os parâmetros de entrada são: posição, espectro de energia ou se monoenergético, vetor, direção, entre outros parâmetros reportados por PELOWITZ, 2011. Em anexo foi inserido o *output* do MCNPX, no qual contém o input.

A Figura 24 ilustra, com um dos inputs utilizados nas simulações, um exemplo dos parâmetros utilizados no cartão da fonte SDEF do MCNPX.

Figura 24 – Definição de uma fonte colimada com seus respectivos parâmetros utilizados no SDEF.



Fonte: O autor

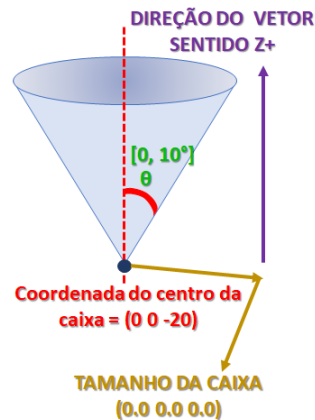
O parâmetro PAR define a partícula de interesse, neste caso, é o elétron, que no MCNPX pode ser o número 3 ou a letra e. Para definir a energia da partícula é necessário o cartão ERG e o parâmetro d1 define a distribuição de energia (SI) e sua probabilidade (SP). O parâmetro POS define a posição da fonte, como especificado na Figura 24 em torno do eixo z. O parâmetro WGT é um parâmetro de peso, que está relacionada diretamente a angulação na qual esta é definida pelo parâmetro DIR, e o parâmetro VEC é o vetor que direciona o feixe. Como a posição da fonte está no eixo negativo em z e o VEC tem direção positiva em z, então a direção deste feixe é negativa para o eixo positivo de z. A fonte então foi definida como um feixe de partículas beta imerso no material ativo da célula da fonte e colimado com um cone, com ângulo em torno do eixo z em direção a câmara de extrapolação (SHULTIS; FAW, 2008).

3.9.2 Configuração da Fonte no PENELOPE

A fonte no código PenEasy/PENELOPE foi configurada em subseções em que inclui a posição, direção e o espectro da fonte de cada radionuclídeo. Há a possibilidade de incluir o radionuclídeo a partir da biblioteca do PENNUC. Estas bibliotecas são obtidas do *Laboratoire National Henri Becquerel* (LABORATOIRE NATIONAL HENRI BECQUEREL, 2019). A Figura 25 exemplifica os parâmetros utilizados na parte do código onde é definida a fonte e com um desenho esquemático.

Figura 25 – Definição de uma fonte colimada com seus respectivos parâmetros utilizados na definição de uma fonte.

```
[SEÇÃO CAIXA DE FONTE DE ESPECTRO ISOTRÓPICO GAUSSIANO v.2014-12-21]
ON STATUS (ON ou OFF)
1 TIPO DE PARTÍCULA (1=ELÉTRON, 2=FÓTON, 3=PÓSITRON) OU NOME-ARQUIVO DO RADIONUCLÍDEO (ex. Co-60.nuc)
SUBSEÇÃO POLARIZAÇÃO DE FÓTON:
0 ATIVAR POLARIZAÇÃO FÍSICA DE FÓTONS ( $\theta$ =NÃO, 1=SIM)
0.0 0.0 0.0 PARÂMETROS STOKES (APENAS SE ATIVAR A POLARIZAÇÃO = 1)
SUBSEÇÃO PARA POSIÇÃO DA PARTÍCULA:
0.0 0.0 -20 COORDENADAS (cm) DO CENTRO DA CAIXA
0.0 0.0 0.0 TAMANHO DA CAIXA (cm)
0.0 0.0 FWHMs (cm) DE DISTRIBUIÇÕES GAUSSIANAS EM X,Y
0.0 0.0 0.0 ÂNGULOS EULER [ $\omega$ ,  $\theta$ ,  $\varphi$ ](deg) PARA ROTAÇÃO DA CAIXA Rz( $\varphi$ ).Ry( $\theta$ ).Rz( $\omega$ ).r
0.0 0.0 0.0 TRANSLAÇÃO [DX,DY,DZ](cm) DA POSIÇÃO DO CENTRO DA CAIXA
0 MATERIAL FONTE ( $\theta$ =DESCONSIDERAR,  $>\theta$  PARA FONTE LOCAL,  $<\theta$  PARA DENTRO DO CAMPO DO FEIXE)
SUBSEÇÃO DIREÇÃO DA PARTÍCULA:
0.0 0.0 1.0 DIREÇÃO DO VETOR
0.0 10 DIREÇÃO DO ÂNGULO POLAR DE INTERVALO [ $\theta_0$ ,  $\theta_1$ ], AMBOS VALORES EM [0,180]deg
0.0 360.0 DIREÇÃO DO ÂNGULO AZIMUTAL DE INTERVALO  $\varphi_0$  EM [0,360]deg E  $\Delta\text{PHI}$  EM [0,360]deg
1 APLICAR TAMBÉM PARA A DIREÇÃO DE ROTAÇÃO USADO PARA A POSIÇÃO DA CAIXA ( $\theta$ =NÃO, 1=SIM)
SUBSEÇÃO PARA ENERGIA DE PARTICULA: (REMOVER ESTA SUBSEÇÃO SE O RADIONUCLÍDEO FOR UTILIZADO NO TIPO DE PARTÍCULA)
- ESPECTRO DE ENERGIA NOME-ARQUIVO; ENTRAR COM '-' PARA ENTRAR COM O ESPECTRO NAS PROXIMAS LINHAS
INERIR ABAIXO O ESPECTRO COM SUAS RESPECTIVAS ENERGIAS E PROBABILIDADES
Energia(eV) Probabilidade
VALOR VALOR
. .
. .
. .
```



Fonte: O autor

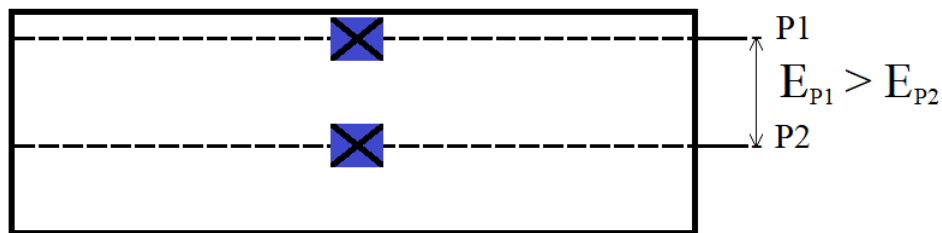
A Figura 25 na linha "SUBSEÇÃO PARA POSIÇÃO DA PARTÍCULA" apresenta os parâmetros para configurar o tamanho de uma caixa que é definida a partir base da coordenada do centro (linha acima). Se o centro de coordenada tem valores acima de zero significa que a fonte é volumétrica. Neste caso do exemplo, a fonte é pontual colimada a um ângulo θ de 10° .

O código PENELOPE foi utilizado para simular o radionuclídeo ^{147}Pm . Neste caso, o código MCNPX não tem a habilidade de simular o transporte de elétrons de baixas energias e pela dificuldade encontrada com o código MCNPX foi então desenvolvido um modelo no PENELOPE (HUGHES, 2012). Isto será discutido com mais detalhes posteriormente. Em anexo foi inserido o arquivo de input e a parte de interesse do *output* do PENELOPE.

3.9.3 Posição da Fonte no Material Ativo

A fonte foi configurada como pontual e colimada como mostrada na Figura 24, emergida dentro do material ativo. Foram selecionados dois pontos dentro do material ativo desta fonte, o P1 e P2 com diferenças entre eles de 0,43 cm. Quando utilizado a posição P2 foi observado que havia pouca deposição de energia no volume sensível da câmara de extrapolação ou seja, a taxa de dose absorvida foi inferior a dose obtida quando utilizado o P1 como posição padrão para a fonte. O deslocamento da posição da fonte é feita no cartão POS do SDEF do MCNPX. Figura 26 mostra as duas posições P1 e P2 e a Tabela 9 mostra, para a fonte de ^{85}Kr , a diferença entre as duas posições em centímetros e a diferença percentual do resultados da dose absorvida quando as posições P1 ou P2 são utilizados.

Figura 26 – Diferença da posição da fonte no cartão POS do SDEF que possuem uma diferença significativa de energia depositada.



Fonte: O autor

Tabela 9 – Diferença da posição da fonte no ^{85}Kr .

Fonte	Distância entre as Posições	Δ_{P1-P2}
^{85}Kr	0,43 cm	95%

É possível observar que um deslocamento de 0,43 cm dentro do material ativo da fonte pode resultar em 95% do valor da taxa de dose obtida nos resultados das simulações. Conclui-se que o transporte de elétrons para este tipo de caso é extremamente sensível a distância entre a fonte e a câmara de extrapolação.

3.10 Espectros Beta dos Radionuclídeos

Os espectros beta utilizados nas simulações dos radionuclídeos ^{85}Kr , $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{147}Pm foram obtidos do ICRP 107 (ICRP, 2008). Do ICRP 107, foi retirado as informações

dos rendimentos energéticos $Y(E)$, com suas respectivas energias, e dessas informações foram construídas as distribuições de energia para os códigos computacionais.

Dois tipos de distribuições foram utilizados para descrever os espectros beta no código Monte Carlo MCNPX, definidos como Método Limiar e Método Histograma. O método histograma foi utilizado para configurar o espectro da fonte no código PENELOPE. Este código permite apenas este tipo de definição de espectro.

3.10.1 Método Limiar

O método limiar, que foi aplicado apenas para o código MCNPX, mostra através do *Source Information* SI do tipo L, que é definido através da normalização direta no parâmetro de rendimento energético $Y(E)$, que descreve a probabilidade de emissão dependente da energia através do espectro beta (ICRP, 2008; PELOWITZ, 2011). Para o tipo L, existe um limiar de energia. Este limiar é definido para energias maiores que 1 keV (HUGHES, 2012), isto significa que o sistema irá fazer o transporte dos elétrons com energias maiores que 1 keV. O arquivo *output* da Figura 27 mostra a energia de *cutoff* simulado. Para a configuração do espectro de energia beta são então, retiradas as energias menores que 1 keV e depois renormalizando com as novas faixas de energias. Este é então utilizado para as simulações no SI tipo L, definido como método limiar.

Figura 27 – *Cutoff* de energias abaixo de 1 keV no método limiar no MCNPX.

```

rendezvous at nps = 5000000 # of microtasks = 19
warning. source energy less than energy cutoff.
nps = 176 nrn = 418157 erg = 1.0000E-03
warning. source energy less than energy cutoff.
nps = 2631588 nrn = 15709 erg = 1.0000E-03
warning. source energy less than energy cutoff.
nps = 5263176 nrn = 46110 erg = 1.0000E-03
warning. source energy less than energy cutoff.
nps = 7894763 nrn = 89835 erg = 1.0000E-03
warning. source energy less than energy cutoff.
nps = 10526504 nrn = 461583 erg = 1.0000E-03
warning. source energy less than energy cutoff.
nps = 13157926 nrn = 64438 erg = 1.0000E-03
warning. source energy less than energy cutoff.
nps = 15789481 nrn = 26534 erg = 1.0000E-03
warning. source energy less than energy cutoff.
nps = 18421073 nrn = 34682 erg = 1.0000E-03

```

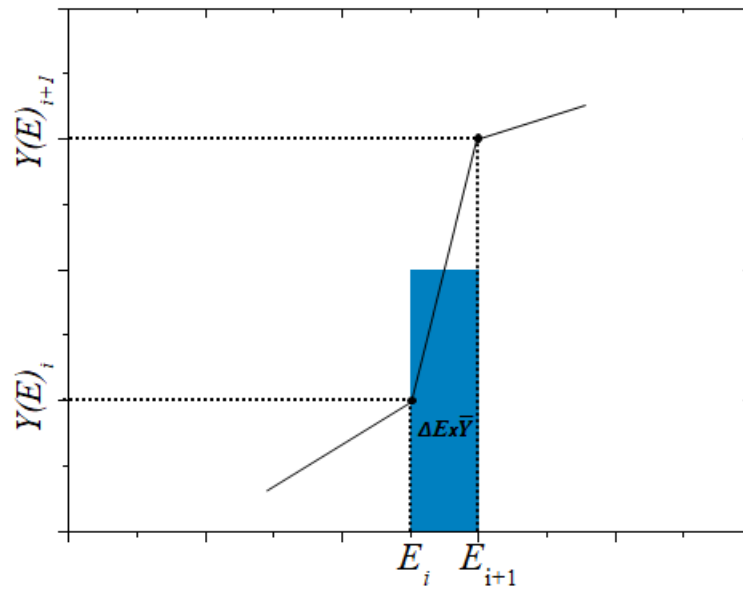
Fonte: O autor

3.10.2 Método Histograma

O SI tipo H descreve a distribuição de energia em forma de histograma (PELOWITZ, 2011). O método histograma foi definido com seguinte ideia: a área definida pelo espectro

beta possui um comportamento contínuo e é definido entre os intervalos $(E_i, Y(E)_i)$ com índices de $i = 1, \dots, I+1$, onde E é a energia, e $Y(E)$ é o rendimento de energia do espectro. A ideia é adotar a mesma grade de energia E_i e aplicar um esquema de interpolação linear para obter as probabilidades não normalizadas do intervalo. No final, é definido um histograma, como ilustra a Figura 28. A Equação 27 faz uma aproximação que define o novo espectro para simulação com o SI tipo H.

Figura 28 – Esquema de interpolação linear.



Fonte: O autor

$$\Delta E \times \bar{Y} = \frac{1}{2} (Y(E)_i + Y(E)_{i+1}) (E_{i+1} - E_i), \quad i = 1, \dots, I \quad (27)$$

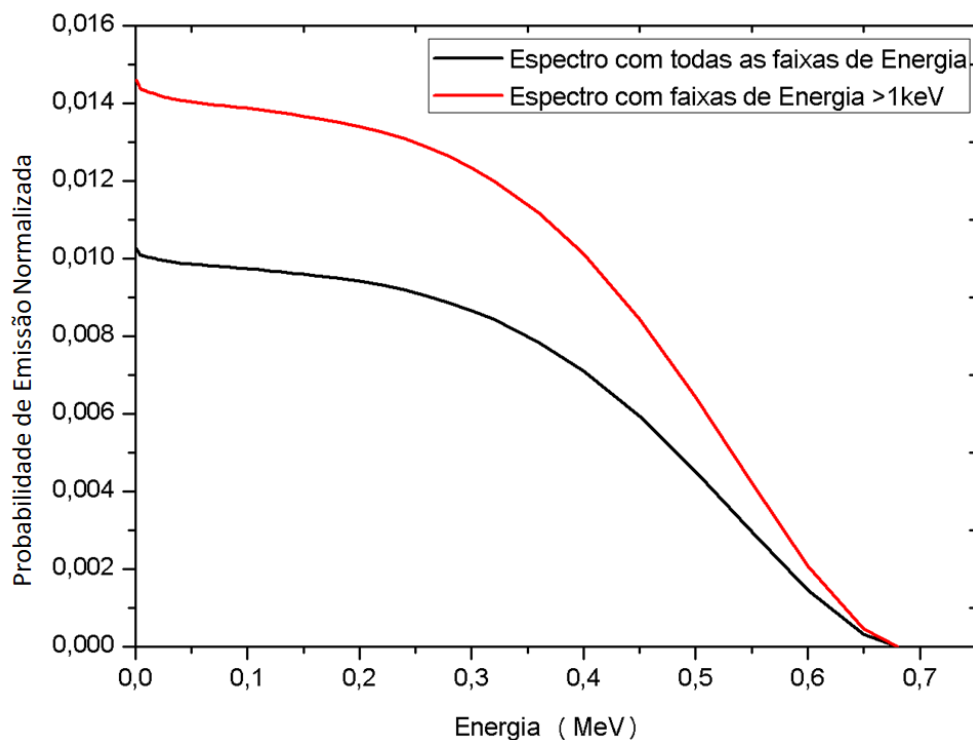
onde ΔE é a largura do “bin” de energia e \bar{Y} é o rendimento de energia médio no intervalo. A área $\Delta E \times \bar{Y}$ fornece a probabilidade de ter uma partícula emitida beta para uma dada energia (ATTIX, 1986; SEMPAU, 2019). Somando toda essa área de intervalo, obtém-se a probabilidade total que deve ser aproximadamente igual a 1 e feito isso é necessário renormalizar o novo espectro de energia e utilizar no parâmetro SI tipo H no MCNPX e/ou na subseção para energia de partícula no PenEasy/PENELOPE.

3.10.3 Espectro da fonte ^{85}Kr

Após modelar a fonte ^{85}Kr como mostrado na Figura 19, o espectro de energia foi adicionando no cartão SDEF do MCNPX. O cartão SI tipo L foi utilizado e no arquivo

de saída ou *output* foi observado que o sistema tem uma energia de corte padrão para este tipo de cartão, como foi mostrado na Figura 27. Foi aplicado o método limiar nas configurações desta fonte e ao renormalizar o espectro com a nova faixa de energia um novo espectro, sem as energias menores que 1 keV, foi obtido e seu rendimento energético do espectro aumentou consideravelmente. A Figura 29 mostra dois espectros de energia do ^{85}Kr , o espectro com e sem o intervalo de energia abaixo de 1 keV. O espectro que deve ser utilizado com o método limiar no cartão SDEF do MCNPX com o SI tipo L é o espectro com faixas de energia acima de 1 keV.

Figura 29 – Espectro completo e sem o intervalo de energia abaixo de 1 keV para ser utilizado com o método limiar do ^{85}Kr .



Fonte: O autor

É possível verificar que a faixa de energia abaixo de 1 keV quando retirada a probabilidade de emissão é aumentada e o MCNPX não acusa mais o corte de energia no *output*.

3.10.4 Espectro da fonte $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$

Nas simulações de MC, é necessário, para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, considerar um espectro de energia e probabilidade que tenha o decaimento dos dois radioisótopos emissores beta

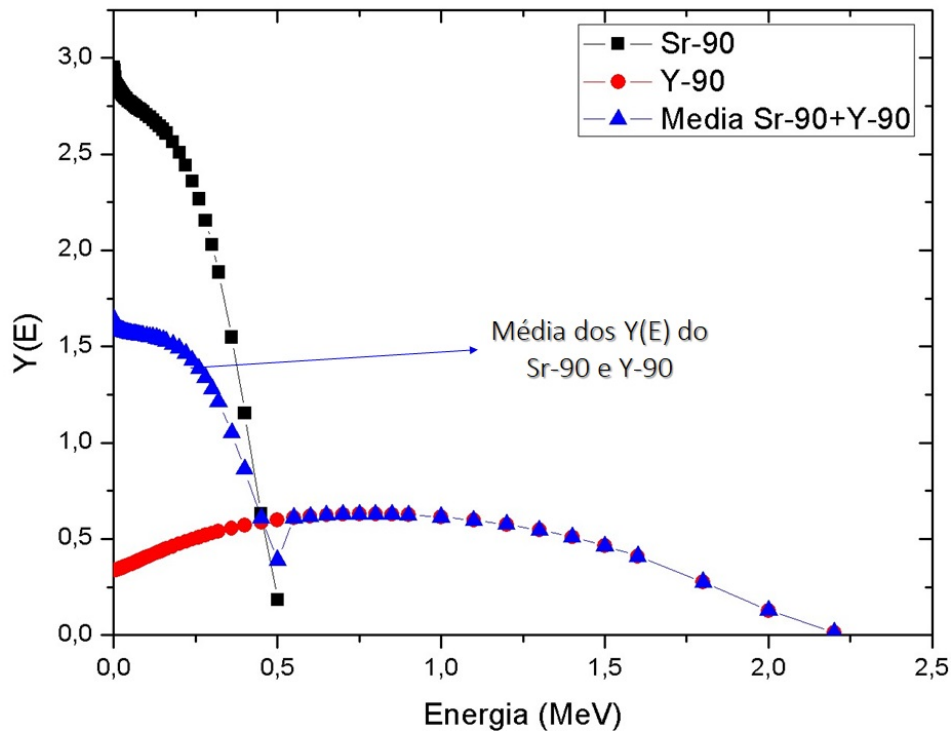
com suas meias-vidas bem diferentes. Este parâmetro de ser levado em consideração pois há um equilíbrio secular que é imposto a estes radionuclídeos. A meia-vida do radionuclídeo pai é de 28,79 anos e é muito maior que a meia-vida do radionuclídeo filho de 64,10 horas (KNOLL, 2010).

No cartão do SI do SDEF do MCNPX deve ser considerado um espectro que represente o decaimento dos dois radionuclídeos e a soma simplesmente de seus espectros não é a melhor solução. Veremos algumas tentativas para definir o espectro que represente os dois radionuclídeos simultaneamente.

Em trabalhos anteriores, como os de (SILVA *et al.*, 2019; CARMONA; RIZO, 2009), a questão dos espectros da fonte ^{90}Sr e ^{90}Y já havia sido discutida e não foi simplesmente resolvida pela somatória das energias e os rendimentos. Depois da etapa do somatório, uma média aritmética do rendimento energético em cada faixa de energia do espectro correspondente deve ser feito, como mostrado na Figura 30. O novo espectro foi obtidos com os valores disponíveis no ICRP 107 (ICRP, 2008) e após esta etapa, foi então aplicado o método limiar. Este método faz a normalização das frequências de emissão (rendimentos) e retira-se as faixas de energias abaixo de 1 keV.

Para o método histograma, foi utilizado a Equação 27. Este foi aplicado separadamente para o ^{90}Sr e o ^{90}Y . A soma de $\Delta E \times \bar{Y}$ para um dos dois radionuclídeos resultou em um valor aproximado a 2. A normalização dos novos valores de energia e rendimento foi feita e o novo espectro pode ser utilizado com o método histograma.

Figura 30 – Espectro do $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, que caracteriza um valor médio de suas $Y(E)$ e utilizado nas simulações.



Fonte: O autor

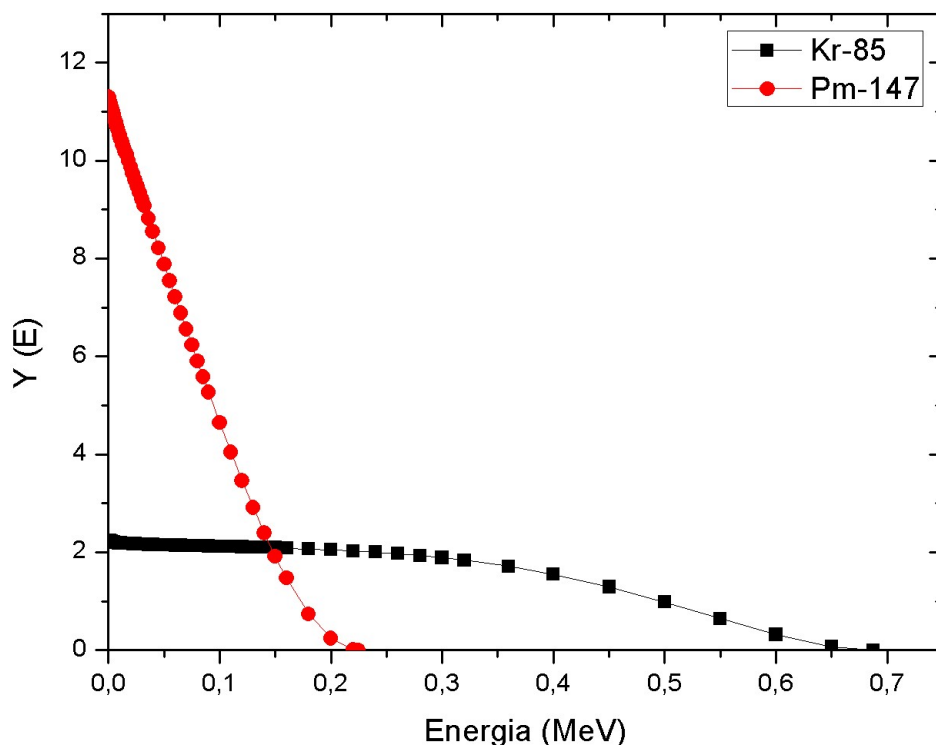
De certa forma, utilizar o método histograma para obter o espectro de energia da fonte no cartão SDEF do MCNPX é mais direto e seguro, visto que este tem uma equação que define o espectro e pode ser aplicado para qualquer espectro de radionuclídeo que tenha um comportamento beta contínuo. Com o método limiar a principal dificuldade se trata de obter um espectro com dois emissores beta como foi o caso, e para defini-lo é preciso visualizar o espectro e ter o conhecimento do prévio comportamento do novo espectro para utiliza-lo com o método limiar.

3.10.5 Espectro da fonte ^{147}Pm

Para a fonte de ^{147}Pm os dois códigos de MC, MCNPX e PENELOPE foram utilizados. O método histograma para configuração do espectro da fonte foi utilizado nos dois códigos. A posição da fonte foi observada com certo cuidado devido a grande influência nos resultados da taxa de dose no volume sensível da câmara bem como, o erro relativo associado aos resultados dos códigos. Vários testes foram realizados com o objetivo de evitar desvios maiores que 5% quando comparados com as taxas de doses publicadas.

Mesmo com uma densidade superficial de $2,22 \pm 0,5 (g.cm^{-2})$, considerada relativamente pequena em relação ao do radionuclídeo ^{85}Kr que é de $11,3 \pm 1,1 (g.cm^{-2})$ e tem o mesmo material da janela da fonte (titânio) e distância padrão de calibração de 10 cm de diferença e energia média do radionuclídeo ^{147}Pm menor em um fator próximo de 3 vezes a do ^{85}Kr (ver Tabela 5) é importante observar que o transporte de elétrons neste cenário é completamente diferente dos outros radionuclídeos. A Figura 31 mostra os espectros dos dois radionuclídeos ^{85}Kr e ^{147}Pm .

Figura 31 – Diferenças entre os espectros do ^{85}Kr e ^{147}Pm .



Fonte: (ICRP, 2008)

É possível observar o rendimento energético ($Y(E)$) do ^{85}Kr e do ^{147}Pm . Em relação ao ^{147}Pm , o ^{85}Kr mostra um comportamento aproximadamente constante, com um decréscimo do $Y(E)$ de energia até chegar em sua energia máxima. O radionuclídeo ^{147}Pm , para baixas energias, possui um rendimento energético muito maior e decai rapidamente até sua máxima energia.

As fontes betas encapsuladas possuem uma janela com um material específico que é reportado no Beta Secondary Standard 2 (BSS2, 2000). A janela da fonte do radionuclídeo ^{147}Pm e ^{85}Kr é feita de titânio e para o transporte das partículas betas do ^{147}Pm foi observado que a maior parte da radiação beta era auto-absorvida na janela de entrada da fonte quando utilizado o código MCNPX. O que parece acontecer é que as partículas betas

de baixas energias e com grande rendimento $Y(E)$ são absorvidas na janela de titânio, o que resulta numa baixa deposição de energia no volume sensível da câmara e um erro relativo muito alto encontrados no *outputs* do MCNPX.

4 Resultados e Discussão

Os resultados serão apresentados seguindo a ordem das simulações ou seja, será apresentada separadamente pelas três diferentes fontes de radiação. Começando com a fonte de ^{85}Kr e terminando com a ^{147}Pm . Várias dificuldades foram encontradas no percurso do desenvolvimento deste trabalho, mas todos serão reportados bem como suas possíveis soluções.

4.1 Fonte ^{85}Kr

4.1.1 Fator de Transmissão, T

Os resultados dos fatores de transmissão obtidos para as diferentes espessuras de absorção (0,00 a 0,2 mm) foram simulados e calculados somente para a fonte de ^{85}Kr .

A Equação 24 proposta por (FARIA *et al.*, 2015) utiliza o fator de transmissão para o cálculo da taxa de dose absorvida para as diferentes espessuras de absorção (ver Equação 23) e a Equação 26 proposta por (POLO *et al.*, 2017; MIT, 2004) não considera o fator transmissão.

O cálculo de dose obtido para a espessura de absorção a 0,07 mm (espessura da pele) e fonte de ^{85}Kr foram utilizadas para comparar com a dose absorvida utilizando a Equação 26. A ideia foi entender a necessidade do fator de transmissão para o cálculo da taxa de dose absorvida. Para os outros radionuclídeos, o fator de transmissão não foi calculado e a Equação 26 foi utilizada.

A tabela 10 apresenta os valores obtidos nos *outputs* (ou arquivos de saída) das simulações. Estes resultados foram utilizados na Equação 23.

Tabela 10 – Resultados gerados dos arquivos de saída da energia depositada (*Tally* *F8) em função da espessura de absorção a_o .

a_o (mm)	E (MeV)	Erro Relativo
0,0	2,3407E-07	0,0033
0,0002	2,34367E-07	0,0034
0,0005	2,34927E-07	0,0034
0,002	2,37158E-07	0,0034
0,005	2,39685E-07	0,0034
0,007	2,42853E-07	0,0034
0,01	2,45598E-07	0,0035
0,02	2,53199E-07	0,0035
0,04	2,5432E-07	0,0036
0,05	2,51713E-07	0,0037
0,07	2,41798E-07	0,0039
0,1	2,25177E-07	0,0041
0,2	1,77845E-07	0,0049

O valor definido para a energia depositada na superfície nula $E(0)$, que é determinado através da extrapolação da curva, obtida pelo gráfico gerado da energia depositada $E(d)$ em função da espessura de absorção a_o , foi de 2,35112E-07 MeV.

A configuração padrão para calcular o fator de transmissão para diferentes espessuras de absorção foi posicionar a fonte de ^{85}Kr a 30 cm da câmara de extrapolação com o filtro homogeneizador a 10 cm da fonte. As espessuras de absorção foram colocadas na frente da janela da câmara de extrapolação e esta foi configurada para diferentes variações de espessura, dentro do intervalo de 0,00 a 0,2 mm. A Tabela 11 mostra os valores do fator de Transmissão T obtidos nas simulações e calculados com a Equação 23 (T_{Sim}), os fatores de Transmissão simulados de Faria et al., 2015 ($T_{Faria et al. 2015}$) e os valores de calibração obtidos experimentalmente pelo PTB ($T_{Cal.PTB}$) (FARIA et al., 2015; REYNALDO, 2015) estão apresentados bem como, suas diferenças em %.

A maior diferença é 16,9% para a espessura de 0,2 mm quando comparado com valores de referência MC $T_{Faria et al. 2015}$ de (FARIA et al., 2015). Quando o valor obtido em T_{Sim} é comparado com o fator de transmissão para 0,2 mm de espessura de absorção obtido experimentalmente $T_{Cal.PTB}$ a diferença diminui para 3,0%.

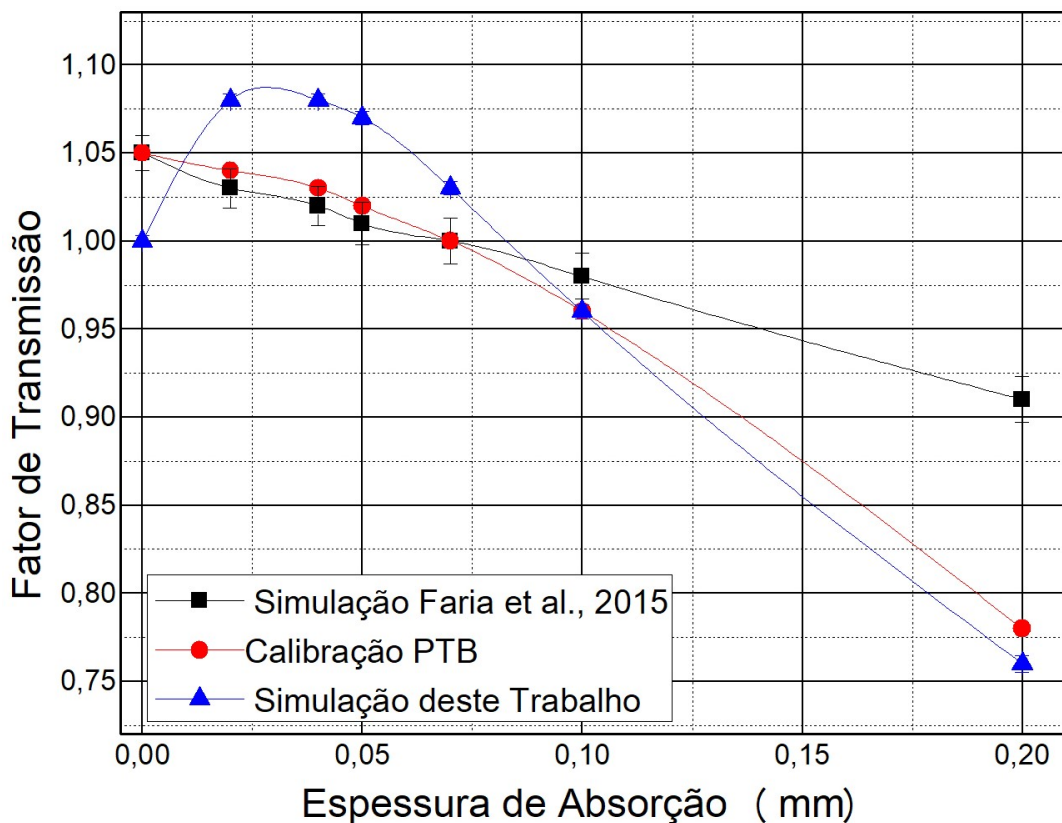
Tabela 11 – Fator de transmissão (T): o experimental $T_{Cal.PTB}$ e o de referência MC $T_{Faria et al. 2015}$ de (FARIA *et al.*, 2015), o obtido neste trabalho (T_{Sim}) e a diferença em Δ % comparados com este trabalho para a fonte ^{85}Kr .

$a_o(mm)$	$T_{Cal.PTB}$	$T_{Faria et al. 2015}$	T_{Sim}	$\Delta_{Cal.PTB}$	$\Delta_{Faria et al. 2015}$
0,00	1,05	$1,05 \pm 0,010$	$0,996 \pm 0,0033$	5,2%	5,2%
0,02	1,04	$1,03 \pm 0,011$	$1,077 \pm 0,0035$	3,6%	4,6%
0,04	1,03	$1,02 \pm 0,011$	$1,082 \pm 0,0036$	5,0%	6,0%
0,05	1,02	$1,01 \pm 0,012$	$1,071 \pm 0,0037$	5,0%	6,0%
0,07	1,00	$1,00 \pm 0,013$	$1,028 \pm 0,0036$	2,8%	2,8%
0,1	0,96	$0,98 \pm 0,013$	$0,958 \pm 0,0037$	0,2%	2,3%
0,2	0,78	$0,91 \pm 0,013$	$0,75 \pm 0,0041$	3,0%	16,9%

Considerando as outras espessuras (a_o) as diferenças são de até 6% o que foi considerado esperado para este tipo de experimento.

A Figura 32 mostra as curvas dos dados calculados e publicados e descritos na Tabela 11. Os dados do gráfico são os fatores de transmissão obtidos nas simulações, os de Faria et al., 2015, os resultados de calibração do PTB e as funções matemáticas que melhor descrevem seus comportamentos.

Figura 32 – Fator de transmissão em função da espessura de absorção para simulação de Faria et al., 2015, calibração PTB e simulação deste trabalho.



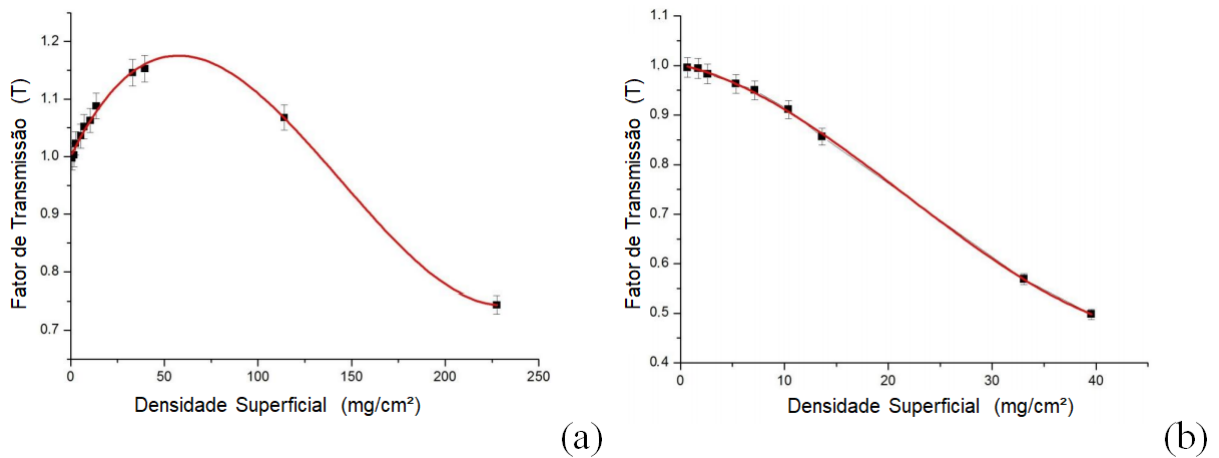
Fonte: O autor

Os valores dos fatores de transmissão em função da espessura de absorção foram apresentados em curvas. O intervalo de valores de espessuras simulados são de 0,00 mm a um valor máximo de 0,20 mm. Três curvas foram obtidas: uma para Faria et al., 2015, que tem um comportamento que aproxima de uma reta, uma curva de calibração do PTB possui um comportamento que aproxima de um polinômio de 2º grau, e os resultados obtidos das simulações para a fonte ^{85}Kr que mostram o comportamento próximo de um polinômio de 3º grau.

É possível notar que todas as curvas não são iguais, contudo mostram um comportamento similar em relação ao aumento espessura de absorção, que o fator de transmissão tende a diminuir. Por exemplo, com uma espessura de 0,00 mm os elétrons são capazes de ultrapassar sem interagir e chegar ao volume sensível. Com o aumento da espessura de absorção, os elétrons passam a produzir radiação secundária devido a interação destes com o material do absorvedor, contribuindo com uma maior deposição de energia no volume sensível. Com o incremento gradativo da espessura de absorção, os elétrons não conseguem ultrapassar esta espessura e o valor do fator de transmissão decai abruptamente (CALDAS, 1980).

Em literatura, Polo e Caldas, 2018 (POLO; CALDAS, 2018) também descrevem as curvas dos fatores de transmissão obtidos em simulação para as fontes de radiação de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr em função da densidade superficial das espessuras de absorção. As equações encontradas para as curvas de (POLO; CALDAS, 2018) são também polinomiais de 3º grau. Apesar da curva do radionuclídeo $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ ter maior similaridade com os resultados encontrados para o ^{85}Kr da Figura 32 e considerando que o fator de transmissão não foi calculado para o radionuclídeo $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ podemos considerar que os resultados encontrados para a fonte de ^{85}Kr correspondem ao esperado.

Figura 33 – Fator de transmissão em função da densidade superficial em simulações realizadas no trabalho de Polo et al., 2018. Curvas obtidas das fontes de radiação (a) $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e (b) ^{85}Kr .



Fonte: Adaptado de (POLO; CALDAS, 2018)

4.1.2 Taxa de Dose no Tecido, \dot{D} entre as Equações

A taxa de dose no tecido \dot{D} com uma espessura de absorção de 0,07 mm foi calculada utilizando a distância de calibração entre a fonte-câmara para o ^{85}Kr . A Tabela 12 mostra os resultados obtidos utilizando as duas equações propostas por 24 (\dot{D}_{Eq24}) e 26 (\dot{D}_{Eq26}).

Somente o resultado de Faria et al., 2015 (FARIA *et al.*, 2015) $\dot{D}_{Faria et al. 2015}$ é apresentado, visto que (POLO *et al.*, 2017; MIT, 2004), não calculou para a taxa de dose para a fonte de ^{85}Kr . O parâmetro (θ) representa o cone de meio ângulo, f_{in} e f_{out} , são frações de partículas geradas dentro e fora do cone respectivamente.

Tabela 12 – Taxa de dose para a fonte ^{85}Kr .

$\dot{D}_{Faria et al. 2015}$ ($\mu\text{Gy}.s^{-1}$)	\dot{D}_{Eq24} ($\mu\text{Gy}.s^{-1}$)	\dot{D}_{Eq26} ($\mu\text{Gy}.s^{-1}$)	$\Delta_{Eq24-26}$	θ, f_{in}, f_{out}
$43,37 \pm 0,02$	$45,15 \pm 0,01$	$43,77 \pm 0,01$	3,05%	10; 0,76; 0,24
	$\Delta_{Eq24-Faria et al. 2015}$	$\Delta_{Eq26-Faria et al. 2015}$		
	3,94%	0,91%		

A diferença da taxa de dose quando utilizada a Equação 24 (\dot{D}_{Eq24}) e comparada com o resultado de taxa de dose referente ($\dot{D}_{Faria et al. 2015}$) é de 3,94%. E a diferença do resultado da taxa de dose calculada com a equação 26 (\dot{D}_{Eq26}) e o resultado publicado por ($\dot{D}_{Faria et al. 2015}$) é de 0,91%. E finalmente, se for comparada os resultados de taxa de

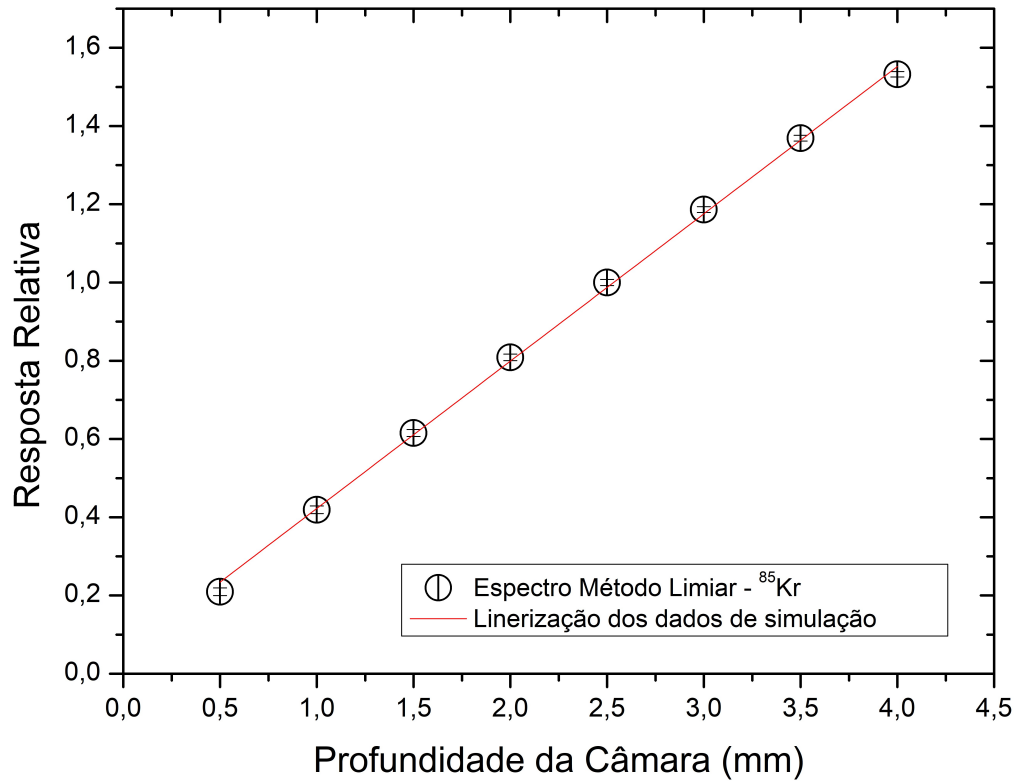
dose calculadas com qualquer das duas Equações (24 e 26) o resultado é de 3,05%. Esta diferença pode ser explicada pela diferença de utilizar o fator de transmissão na equação, que foi previamente calculado.

4.1.3 Resposta Linear da Câmara para a Fonte ^{85}Kr

Foram realizadas as simulações para obter a resposta da câmara de extrapolação, ou seja, seu volume sensível para a fonte de ^{85}Kr a distância de calibração de 30 cm. Os resultados gerados para a resposta linear da câmara para a fonte ^{85}Kr estão evidenciados na tabela 13. A resposta relativa foi determinada através da normalização do resultado obtido pela profundidade da câmara em 2,5 mm. A Figura 34 mostra a resposta linear da câmara em função da profundidade de seu volume sensível. Esta resposta foi obtida com a configuração do espectro da fonte de ^{85}Kr utilizando o método limiar para o MCNPX. A Tabela 14 mostra os coeficientes angulares obtidos por simulações de MC do trabalho de Faria et al., 2015 (FARIA *et al.*, 2015), os experimentais de (REYNALDO, 2015) e os obtidos neste trabalho utilizando a configuração do método limiar.

Tabela 13 – Resultados gerados dos arquivos de saída da energia depositada (*Tally *F8*) em função da profundidade da câmara para o ^{85}Kr .

Profundidade da Câmara (mm)	E (MeV)	Erro Relativo
4,0	2,42052E-07	0,0069
3,5	2,16274E-07	0,0072
3,0	1,87468E-07	0,0074
2,5	1,57984E-07	0,0078
2,0	1,27752E-07	0,0085
1,5	9,72284E-08	0,0088
1,0	6,62183E-08	0,0097
0,5	3,31092E-08	0,0100

Figura 34 – Resposta linear da câmara para a fonte ^{85}Kr .

Fonte: O autor

Tabela 14 – Coeficientes angulares da linearização da resposta da câmara para a fonte com seus respectivos erros para o ^{85}Kr . O coeficiente de determinação R^2 para os dados simulados neste trabalho foi de 0,9991

Fonte	Coeficiente Angular		
	Experimental	Faria et al., 2015	Método Limiar
	$0,399 \pm 0,00071$	$0,394 \pm 0,0023$	$0,377 \pm 0,0050$
^{85}Kr	$\Delta_{\text{Método Lim.}}(\%)$		
	Experimental	Faria et al., 2015	
	5,5	4,3	

A resposta da câmara de extrapolação com diferentes profundidades do volume sensível teve um comportamento linear conhecido e esperado. E quando comparados os coeficientes angulares de outros trabalhos a diferença vai de 4,3% a 5,5% para a fonte de ^{85}Kr .

4.2 Fonte $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$

4.2.1 Taxa de Dose no tecido, \dot{D} para a Fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$

Como observado, o uso das Equações 24 e 26 para o cálculo da taxa de dose para a fonte de ^{85}Kr resultou em uma pequena diferença, próxima de 3%. Foi decidido então, os outros dois radionuclídeos, calcular as taxas de doses utilizando a Equação 26.

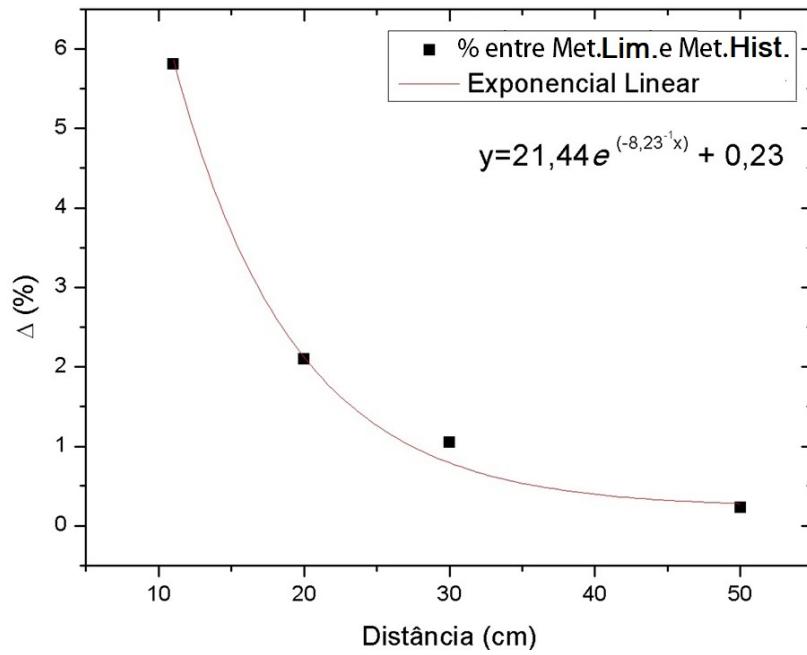
Os dois métodos (métodos limiar e histograma) propostos para definir o cartão SDEF do MCNPX foram utilizados e comparados e com resultados obtidos por Faria et al., 2015 (FARIA *et al.*, 2015) ($\dot{D}_{\text{Faria et al. 2015}}$). A Tabela 15 mostra os valores encontrados, respectivamente, para taxas de dose obtidas com o uso do método limiar que diz, o espectro é configurado com o cartão SI tipo L $\dot{D}_{\text{Met.Lim.}}$ e método histograma que usa o cartão SI tipo H $\dot{D}_{\text{Met.His.}}$. Estas configurações foram simuladas separadamente e para as diferentes distâncias de calibração fonte-câmara da fonte $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$.

A Tabela 16 mostra os resultados de taxa de dose absorvida obtida para diferentes distâncias fonte-câmara, sendo estas distâncias de 11, 20, 30 e 50 cm e sem a utilização de filtro e com o uso dos dois métodos de limiar e histograma propostos.

Em relação as simulações de Faria et al., 2015, observados na Tabela 15, a diferença entre o método limiar para a fonte $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ teve em uma margem de até 2,48% e para o método histograma essa diferença foi de até 5,01%.

Foi observado uma melhor estabilidade nos resultados para o método limiar. Os resultados da Tabela 16 mostram que há um acréscimo na taxa de dose obtida quando utilizamos os dois métodos. Quando a distância de calibração fonte-câmara é pequena a taxa de dose é maior para o espectro do método limiar e ao contrário quando a distância entre fonte-câmara aumenta. Isto gera uma hipótese de que, para fonte-câmara com longas distâncias a definição dos espectros dos métodos limiar e histograma não resultam em diferenças significativas em termos de taxa de dose obtidas. Este comportamento exponencial e está mostrado na Figura 35.

Figura 35 – A diferença dos valores obtidos através do método limiar e histograma, possui um comportamento exponencial, resultando em valores próximos quando a fonte-câmara está a longas distâncias.



Fonte: O autor

Tabela 15 – Taxa de dose para a fonte $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ utilizando a equação 26 comparando com os métodos limiar e histograma.

Distância (cm)	A (GBq)	$\dot{D}_{Farria\ et\ al.\ 2015}$ ($\mu\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$)	$\dot{D}_{Met.Lim.}$ ($\mu\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$)	$\Delta(\%)$	$\dot{D}_{Met.Hist.}$ ($\mu\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$)	$\Delta(\%)$	θ, f_{in}, f_{out}
11	0,46	$130,2 \pm 0,1$	$131,5 \pm 0,2$	1,00	$123,9 \pm 0,2$	4,83	10; 0,76; 0,24
20	0,46	$38,03 \pm 0,02$	$39,0 \pm 0,1$	2,48	$38,2 \pm 0,1$	0,44	20; 0,65; 0,35
30 ¹	0,46	$10,8 \pm 0,2$	$11,02 \pm 0,06$	2,00	$11,37 \pm 0,05$	5,01	15; 0,65; 0,35
30 ²	0,46	$16,8 \pm 0,1$	$16,87 \pm 0,09$	0,43	$17,05 \pm 0,08$	1,46	20; 0,65; 0,35
50	0,46	$6,1 \pm 0,2$	$6,17 \pm 0,04$	1,13	$6,16 \pm 0,04$	0,97	13; 0,65; 0,35

Tabela 16 – Diferenças das taxas de dose $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ encontradas entre os métodos limiar $\dot{D}_{Met.Lim.}$ e histograma $\dot{D}_{Met.Hist.}$.

Fonte - $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	$\Delta_{Met.Lim. - Met.Hist.}$
11 cm	5,81%
20 cm	2,10%
30 cm ¹	3,03%
30 cm ²	1,05%
50 cm	0,23%

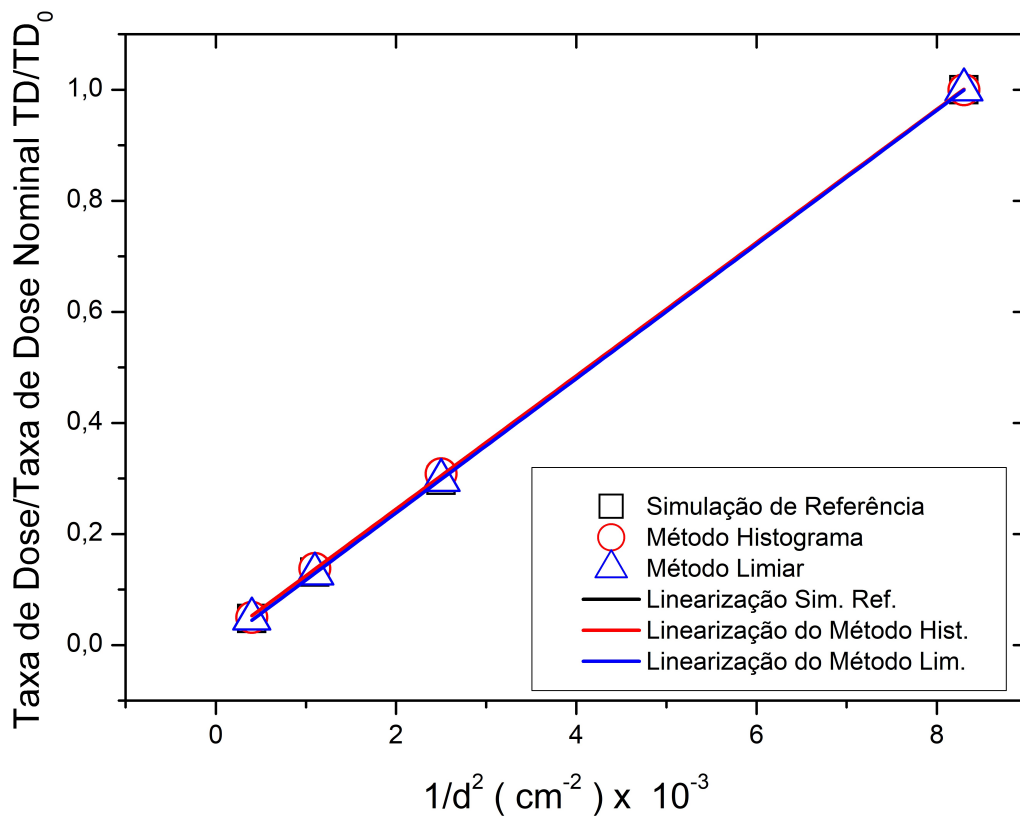
-
- ¹ Com Filtro
² Sem Filtro
¹ Com Filtro
² Sem Filtro

4.2.2 Inverso do Quadrado da Distância

Qualquer fonte pontual que espalhe sua influência igualmente em todas as direções, sem limitação espacial, obedecerá à lei do inverso do quadrado da distância, isto é resultado de considerações estritamente geométricas (VOUDOUKIS, 2017). A intensidade da influência em qualquer raio r é a intensidade da fonte dividida pela área da esfera. Esta lei tem várias aplicações em várias áreas da física, incluindo proteção radiológica (HOFF, 2014) em que a intensidade decai com o inverso do quadrado da distância. Sabendo disso, será observado se, para distâncias-câmara-fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ acontecerá.

Os resultados para as diferentes distâncias fonte-câmara para a fonte $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ obedece a clássica teoria da lei do inverso do quadrado da distância. Os métodos limiar e histograma foram utilizados para calcular a taxa de dose e o resultado foi observado por curvas que estão ilustradas na Figura 36. Aqui, é mostrado os resultados das taxa de dose calculadas com os métodos limiar e histograma bem como os resultados das simulações de referências para as diferentes distâncias de calibração da fonte $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$.

Figura 36 – A diferença dos valores obtidos através do método limiar e histograma, possui um comportamento exponencial, tornando-se valores próximos em longas distâncias.



Fonte: O autor

Como observado, as curvas da Figura 36 mostram uma resposta compatível com a lei do inverso do quadrado da distância. A diferença entre os coeficientes angulares de todas as curvas comparada com os dois métodos e com os resultados de Faria et al., 2015 foram menores do que 1%. A Tabela 17 mostra os coeficientes angulares das três retas formadas.

Tabela 17 – Coeficientes angulares das retas no caso do inverso do quadrado da distância.

Simulação Referente	Simulações deste trabalho	
Faria et al. 2015	Método Limiar	Método Histograma
Coeficiente Angular \pm Erro		
0,12067 \pm 3,76E - 4	0,12068 \pm 3,69E - 4	0,12001 \pm 5,37E - 4
$\Delta_{Faria et al. 2015-Método Limiar}$		$\Delta_{Faria et al. 2015-Método Histograma}$
0,008%		0,54%

4.2.3 Resposta Linear da Câmara para a Fonte $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$

As simulações foram realizadas com o objetivo de obter a resposta linear da câmara de extrapolação utilizando a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ com a distância de calibração de 30 cm. Foram realizadas simulações com e sem a utilização dos filtros homogeneizador.

Os resultados gerados para a resposta linear da câmara para a fonte $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ estão nas tabelas 18 e 19 para a distância de 30 cm sem e com a utilização do filtro. A resposta relativa foi determinada através da normalização do resultado obtido pela profundidade da câmara em 2,5 mm.

Tabela 18 – Resultados gerados dos arquivos de saída da energia depositada (*Tally* *F8) em função da profundidade da câmara para o $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ em 30 cm sem utilização do filtro.

Profundidade da Câmara (mm)	E (MeV) Mét. Lim.	Erro Relativo	E (MeV) Mét. Hist.	Erro Relativo
4,0	7,09368E-07	0,0038	7,01976E-07	0,0046
3,5	6,22271E-07	0,004	6,14783E-07	0,005
3,0	5,28843E-07	0,0044	5,26185E-07	0,0053
2,5	4,44072E-07	0,0047	4,36419E-07	0,0057
2,0	3,53105E-07	0,005	3,44409E-07	0,0062
1,5	2,62208E-07	0,0058	2,5569E-07	0,0072
1,0	1,73529E-07	0,0067	1,68539E-07	0,0085
0,5	8,67645E-08	0,0075	8,42695E-08	0,0096

Tabela 19 – Resultados gerados dos arquivos de saída da energia depositada (*Tally* *F8) em função da profundidade da câmara para o $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ em 30 cm com utilização do filtro.

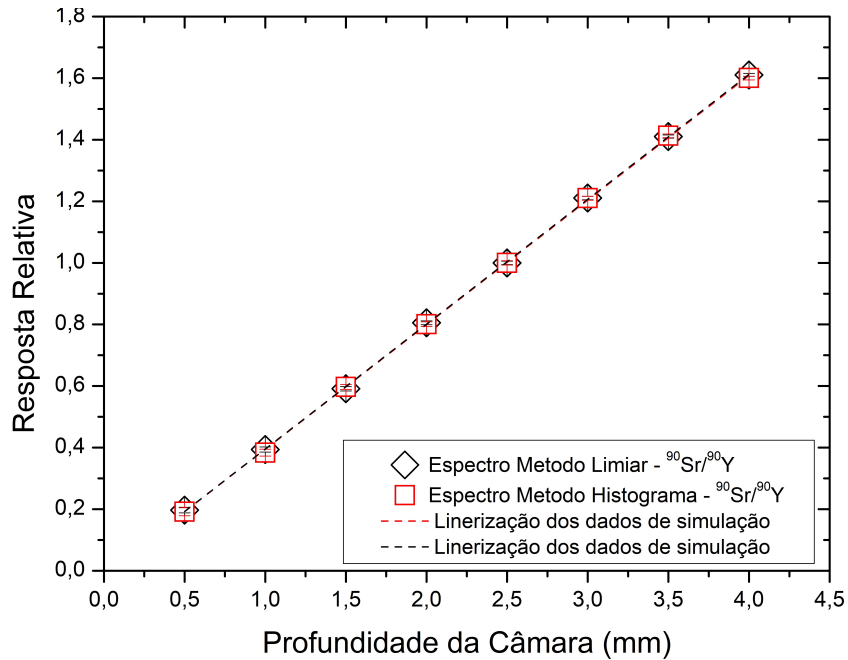
Profundidade da Câmara (mm)	E (MeV) Mét. Lim.	Erro Relativo	E (MeV) Mét. Hist.	Erro Relativo
4,0	4,57896E-07	0,0048	4,6665E-07	0,0059
3,5	4,00973E-07	0,0051	4,11933E-07	0,006
3,0	3,44171E-07	0,0053	3,52866E-07	0,0065
2,5	2,84306E-07	0,0057	2,91602E-07	0,0069
2,0	2,2904E-07	0,0062	2,33558E-07	0,0075
1,5	1,68042E-07	0,0072	1,74048E-07	0,0082
1,0	1,11995E-07	0,0082	1,11881E-07	0,0113
0,5	5,59975E-08	0,0091	5,59405E-08	0,0131

As Figuras 37 e 38 mostram a resposta linear da câmara em função da profundidade de seu volume sensível. Foram utilizados os métodos limiar e histograma nas configurações da fonte no MCNPX. A Figura 37 apresenta os resultados para as simulações com filtro a Figura 38 apresentam as curvas sem a utilização do filtro.

A Tabela 20 mostra os coeficientes angulares obtidos por simulações de Faria et al., 2015 (FARIA *et al.*, 2015), os resultados de processos experimentais (REYNALDO, 2015)

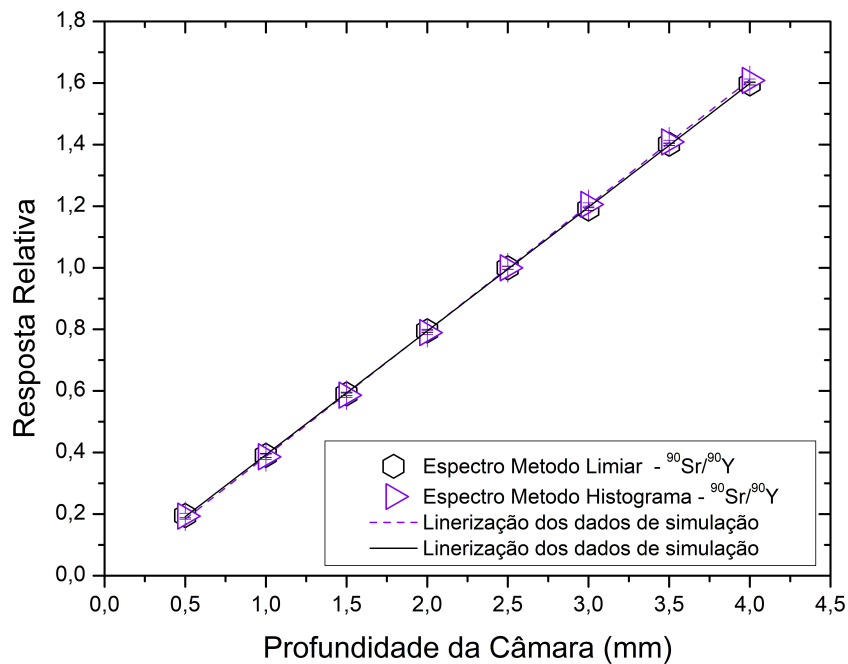
e as diferenças e simulações utilizando os métodos limiar e histograma de configuração da fonte de radiação beta.

Figura 37 – Resposta linear da câmara para a fonte $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ com filtro.



Fonte: O autor

Figura 38 – Resposta linear da câmara para a fonte $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ sem filtro.



Fonte: O autor

Tabela 20 – Coeficientes angulares da linearização da resposta da câmara para a fonte com seus respectivos erros para o $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$. Os coeficientes de determinação R^2 para os dados simulados, com a utilização do filtro foi de 0,9999 (Mét. Limiar) e 0,9999 (Mét. Histograma), e sem a utilização do filtro foi de 0,9999 (Mét. Limiar) e 0,9999 (Mét. Histograma)

Fonte	Coeficiente Angular			
	Experimental	Faria et al., 2015	Método Lim.	Método Hist.
$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ c/F	$0,398 \pm 0,00091$	$0,396 \pm 0,0081$	$0,404 \pm 0,0023$	$0,405 \pm 0,0014$
	$\Delta_{Método\ Lim.}(\%)$		$\Delta_{Método\ Hist.}(\%)$	
	Experimental	Faria et al., 2015	Experimental	Faria et al., 2015
	1,5	2,0	1,7	2,2
	Coeficiente Angular			
$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ s/F	Experimental	Faria et al., 2015	Método Lim.	Método Hist.
	$0,397 \pm 0,00073$	$0,383 \pm 0,0021$	$0,407 \pm 0,0015$	$0,401 \pm 0,0013$
	$\Delta_{Método\ Lim.}(\%)$		$\Delta_{Método\ Hist.}(\%)$	
	Experimental	Faria et al., 2015	Experimental	Faria et al., 2015
	2,4	5,8	0,9	4,4

As diferenças dos resultados experimentais com os simulados com os filtros tiveram uma diferença de até 2,0% utilizando o método limiar e 2,2% quando utilizando o método histograma. As simulações com o filtro homogeneizador quando comparados com os dois métodos e os resultados publicados apresentaram diferenças de 0,9 até 5,8%.

É importante notar, que a utilização do filtro homogeneizador, que tem o papel de uniformizar o fluxo de partículas betas que chegam a uma distância específica da câmara de extrapolação e dado pela série 1 da ISO 6980-1 (ISO, 2006a), ajuda na estabilidade dos resultados com os diferentes dos métodos limiar e histograma utilizados para a configuração da fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$.

4.3 Fonte ^{147}Pm

4.3.1 Testes com o MCNPX

A Tabela 21 mostra os resultados entre os testes realizados e apresentados na Figura 23 quanto a energia depositada (MeV), computadas utilizando o cartão *F8 *tally* do MCNPX, para os diferentes tipos de configurações criadas referente a seção 3.8.1.

Tabela 21 – Resultados dos testes feitos para análise da fonte de ^{147}Pm esquematizados na figura 23.

Teste (TN ^o)	Tally *F8 - E (MeV)	Erro Relativo
A	5,30E-06	0,88%
B	5,14E-07	2,96%
C	2,21E-07	4,39%
D	2,25E-07	3,16%
E	2,27E-07	3,41%
F	6,25E-04	0,06%
G	4,09E-06	1,02%
H	1,79E-07	4,62%
I	7,59E-07	2,39%
J	1,53E-07	5,59%

Para os testes A e B, que são fontes isotrópicas mas que se diferenciam por terem duas diferentes distâncias, sendo que a fonte-cavidade está a 10 cm e em B a 20 cm, a diferença encontrada na deposição de energia foi de 90%. Isto significa que a energia depositada na cavidade de ar, é menor em A por um fator de 10.

Quando a janela de titânio é colocada em frente a fonte (caso C), com a mesma distância fonte-cavidade de 10 cm (caso A), a diferença cai para 57% mas com um erro relativo próximo de 5%.

Comparando os casos C e D a diferença entre as energias depositadas é muito pequena, porém, no caso D uma técnica de redução de variância foi utilizado e o erro relativo também diminui. É importante sempre observar o erro relativo do resultado obtido nestes casos. Para erros até 5% pode ser considerado razoável para este tipo de teste. Nos casos D e E a única diferença foi a configuração da técnica de redução de variância, sendo então os dois resultados muito próximos.

No caso da configuração F onde se tem uma fonte pontual colimada a deposição de energia é acrescida por um fator de 100 vezes maior do que qualquer das configurações descritas e testadas e o erro relativo é extremamente pequeno. Como a distância de calibração padrão para o ^{147}Pm é de 20 cm de distância fontes com configurações como esta podem ser a melhor escolha.

Outros testes foram propostos com o objetivo de estudar a melhor ou mais apropriada configuração da fonte para este tipo de set-up. Nos testes G e H as fontes foram preenchidos totalmente com o material ativo de ^{147}Pm . Foram considerados o volume de ar em G e em H o material ativo foi preenchido com Pm_2O_3 de acordo com encontrado em literatura (BEHRENS, 2013). A diferença entre as energias depositadas na cavidade de ar a 10 cm da fonte foi de uma diferença de um fator de 10.

Nos testes I e J foram configurados, uma fonte pontual colimada em cada dos casos e dentro do volume da fonte uma foi preenchida com ar e outra com o material ativo da fonte Pm_2O_3 , neste caso uma janela de titânio foi inserida na frente da fonte. O resultado foi de 80% de diferença entre as energias depositadas na cavidade de ar mas com valores que estão na mesma ordem de grandeza e o erro relativo de 2,39% a 5,59% para cada.

4.3.2 Testes com o PENELOPE

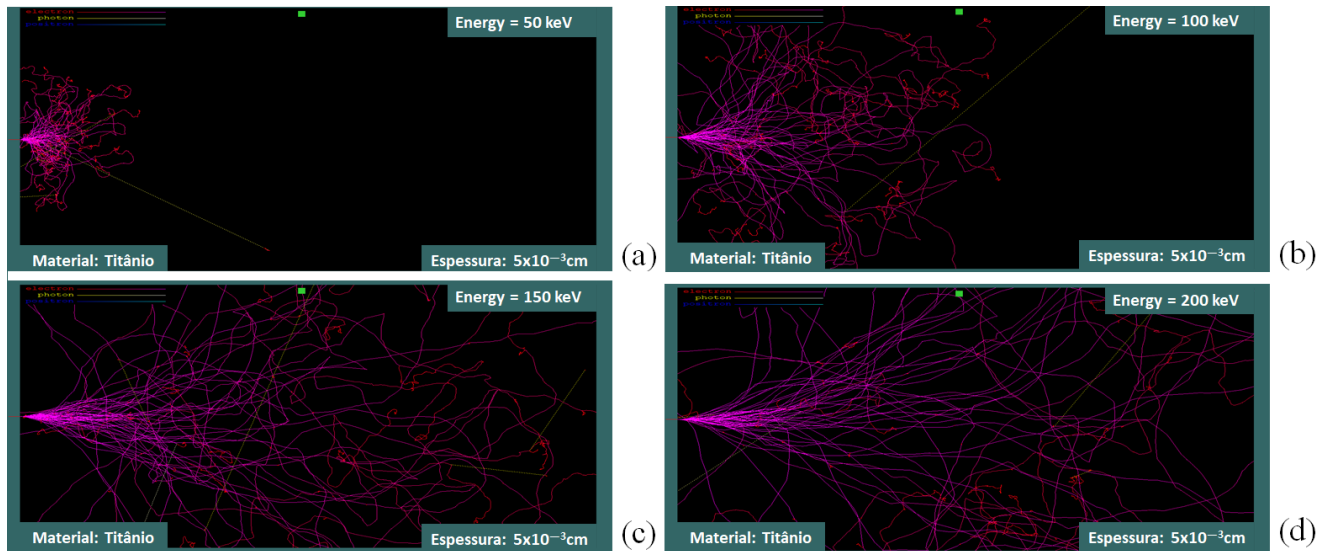
A Tabela 22 mostra os dados de entrada que foram configurados no programa Shower do PENELOPE para a simulação dos elétrons na material do titânio.

Tabela 22 – Parâmetros definidos pelo Shower.

Parâmetros	Parâmetros definidos
Material	Titânio
Partícula Primária	e^-
Energia de entrada (keV)	50 a 200
Energia de Absorção - e^- , e^+ , p	1 keV para todas as partículas
Espessura do material (cm)	0,005
Tipo de fonte	Feixe Externo
População	500

O programa Shower do PENELOPE realiza apenas simulações 2D. Para implementar os testes com a janela de titânio da fonte de ^{147}Pm , foi modelada apenas a espessura desta janela. Foi configurado um feixe externo, monoenergético com energias de 50, 100, 150 e 200 keV, na entrada da janela, como mostrado na Figura 39.

Figura 39 – Testes feitos para análise da janela de titânio da fonte de ^{147}Pm .



Fonte: O autor

Estas energias foram escolhidas por serem próximas a energia máxima do ^{147}Pm , em torno de 224 keV. O espectro do ^{147}Pm mostra um rendimento energético maior para baixas energias. Quando estas partículas interagem com o janela de titânio não são absorvidas na janela como aconteceu nas simulações com o MCNPX.

Como conclusão, observando a densidade e material da janela de titânio da fonte de ^{147}Pm , o espectro beta do ^{147}Pm com todas as energias e todos os testes realizados que ajudaram nas análises, a janela de titânio foi removida quando as simulações foram feitas no código MCNPX e no PENELOPE a janela foi mantida. A resposta adequada da taxa de dose absorvida no volume sensível da câmara foi então compatível com a taxa de dose encontrada em literatura como proposta.

4.3.3 Taxa de Dose no Tecido, \dot{D} entre os Códigos MC

A taxa de dose absorvida no tecido \dot{D} para a fonte ^{147}Pm foi calculada usando a distância padrão de 20 cm entre a fonte-câmara. As Tabelas 23 e 24 mostram os resultados obtidos e calculados com os dois códigos utilizados MCNPX e PENELOPE e comparados com o resultado publicado por Polo et al., 2018 (POLO; SANTOS; CALDAS, 2018) nomeado, $\dot{D}_{Polo et al. 2018}$.

Método Histograma foi utilizado para configurar o espectro da fonte de ^{147}Pm . Na publicação de Polo et al., 2018 (POLO; SANTOS; CALDAS, 2018) não foi detalhado toda

a configuração da câmara de extrapolação utilizada bem como, a profundidade fixa do volume sensível da câmara. Então, para o cálculo da taxa de dose para a fonte ^{147}Pm , a espessura de absorção e profundidade utilizadas foram as mesmas propostas por Faria et al., 2015 (FARIA *et al.*, 2015).

Tabela 23 – Taxa de dose para a fonte do ^{147}Pm utilizando o código MCNPX sem a janela de titânio.

$\dot{D}_{\text{Polo et al. 2018}} (\mu\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1})$	$\dot{D}_{\text{Met.Hist.-MCNPX}} (\mu\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1})$	Δ
$12,7 \pm 1,8$	$12,23 \pm 0,2$	3,70%

Fonte: (POLO; SANTOS; CALDAS, 2018)

Tabela 24 – Taxa de dose para a fonte do ^{147}Pm utilizando o código PENELOPE com a janela de titânio.

$\dot{D}_{\text{Polo et al. 2018}} (\mu\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1})$	$\dot{D}_{\text{Met.Hist.-PENELOPE}} (\mu\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1})$	Δ
$12,7 \pm 1,8$	$12,02 \pm 0,08$	5,30%

Fonte: (POLO; SANTOS; CALDAS, 2018)

O código PENELOPE é bem conhecido por deter uma estabilidade e melhor acurácia para o transporte de elétrons a baixas energias. A taxa de dose obtida com o MCNPX mostra um resultado satisfatório comparada com resultado publicado por Polo et al., 2018 (POLO; SANTOS; CALDAS, 2018), com uma diferença de 3,7% sem utilizar a janela de titânio. Os resultados obtidos com o PENELOPE tiveram uma diferença de 5,3%, com a janela de titânio configurada na fonte de ^{147}Pm .

4.3.4 Resposta Linear da Câmara para a Fonte ^{147}Pm

O código MCNPX foi utilizado para simular a resposta da câmara para a fonte de ^{147}Pm . Não foram realizadas simulações para a resposta da câmara utilizando o código PENELOPE. Este último foi utilizado somente para obter a taxa de dose absorvida no volume sensível da câmara de extrapolação para a fonte de ^{147}Pm e estudar como seria o comportamento da janela de titânio.

O cartão SDEF do MCNPX foi configurado com o método histograma para o espectro de energia do ^{147}Pm . A fonte foi pontual colimada a um ângulo θ de 1° posicionada na superfície do volume preenchido com o material ativo Pm_2O_3 , sem a janela de titânio e a 20 cm de distância da câmara e com o de filtro homogeneizador.

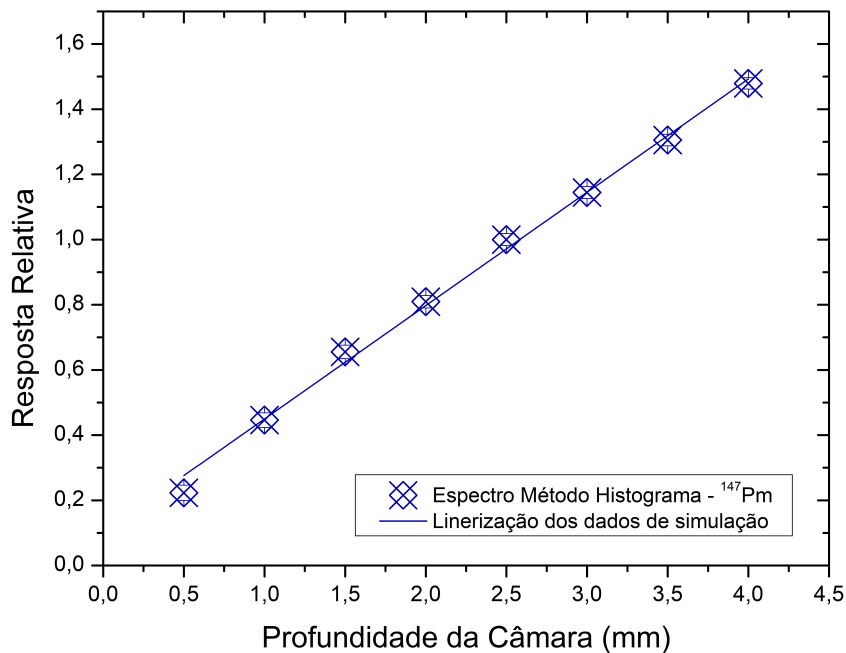
Os resultados gerados para a resposta linear da câmara para a fonte ^{147}Pm estão evidenciados na tabela 25. A resposta relativa foi determinada através da normalização do resultado obtido pela profundidade da câmara em 2,5 mm.

Tabela 25 – Resultados gerados dos arquivos de saída da energia depositada (*Tally* *F8) em função da profundidade da câmara para o ^{147}Pm .

Profundidade Câmara (mm)	E (MeV)	Erro Relativo
4,0	6,80402E-08	0,0175
3,5	6,00425E-08	0,0179
3,0	5,26464E-08	0,0182
2,5	4,59966E-08	0,0185
2,0	3,72214E-08	0,019
1,5	3,01528E-08	0,0206
1,0	2,05169E-08	0,0222
0,5	1,02585E-08	0,0235

A Figura 40 mostra a curva obtida dos resultados de simulações para várias profundidades do volume sensível. O comportamento linear da câmara em função da profundidade de seu volume sensível foi obtido.

Figura 40 – Resposta linear da câmara para a fonte ^{147}Pm .



Fonte: O autor

A Tabela 26 mostra os coeficientes angulares obtidos nos trabalhos de Faria et al., 2015 (FARIA *et al.*, 2015), que fornecem dados de simulações de MC e de (REYNALDO, 2015) que reportam resultados experimentais. Estes foram os dados utilizados para comparar com os resultados obtidos com o MCNPX utilizando o método histograma. As diferenças entre os resultados também são mostrados.

Tabela 26 – Coeficientes angulares para a resposta linear da câmara para a fonte ^{147}Pm . O coeficiente de determinação R^2 para os dados simulados neste trabalho foi de 0,9961

Fonte	Coeficiente Angular		
	Experimental	Faria et al., 2015	Método Histograma
^{147}Pm	$0,405 \pm 0,00012$	$0,385 \pm 0,0022$	$0,348 \pm 0,00857$
	$\Delta_{Método Hist.}(\%)$		
	Experimental	Faria et al., 2015	
	14	9,6	

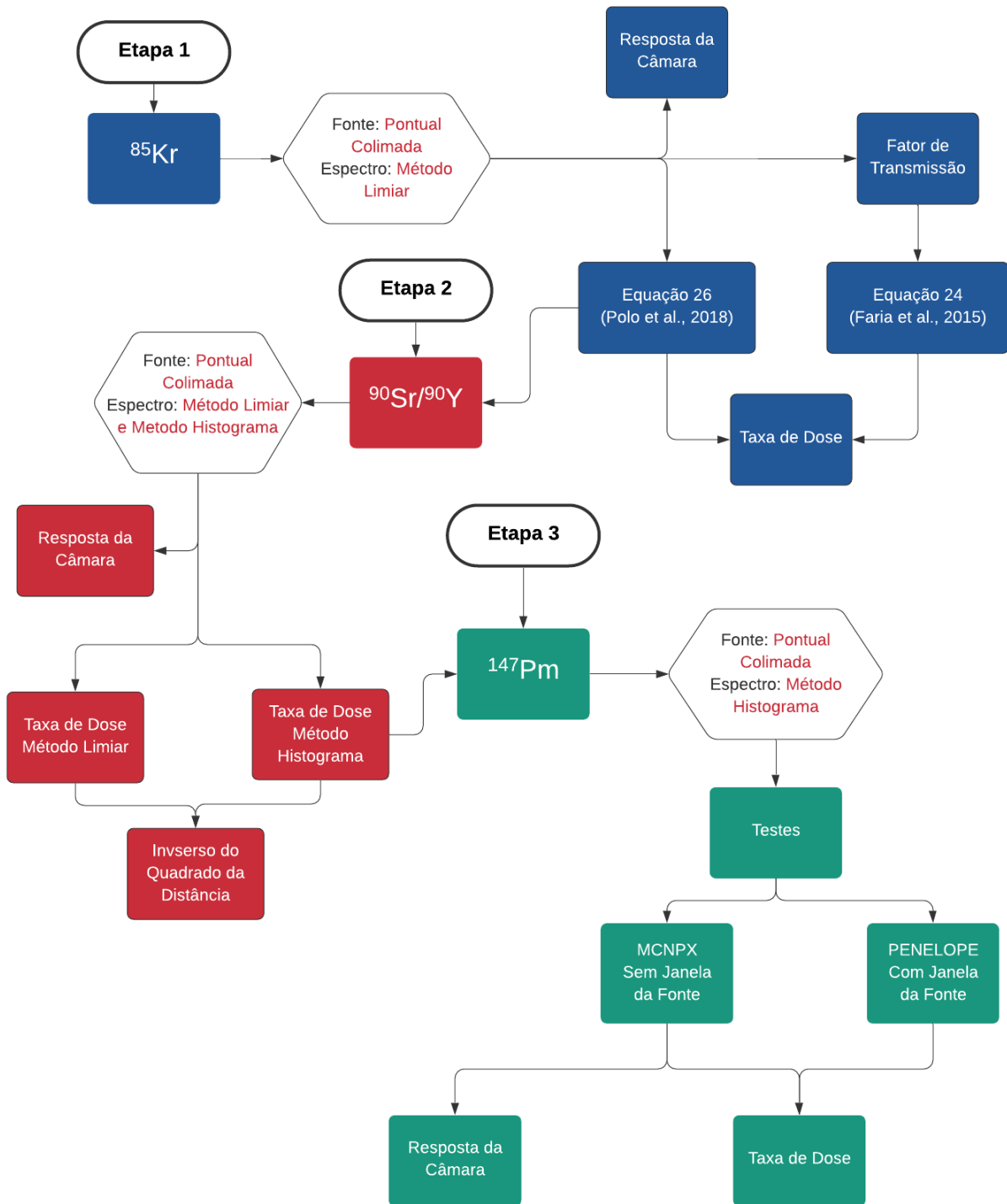
Os valores obtidos das diferenças quando comparados com os resultados de (FARIA *et al.*, 2015) e (REYNALDO, 2015) foram respectivamente 9,6 e 14%. Estes valores são maiores do que os valores encontrados para os outros radionuclídeos mas podemos acrescentar que a fonte de ^{147}Pm , com sua energia máxima muito pequena em relação aos outros radionuclídeos, é considerada uma fonte de maior complexidade para as simulações.

Outra questão que pode ser levantada observando os resultados da Tabela 26 foi o número de partículas simuladas para obter estes resultados. O MCNPX foi utilizado para simular com um nps da ordem de $1\text{E}+08$ partículas neste caso enquanto que nas demais fontes para a resposta linear da câmara, foi adotado uma nps de $5\text{E}+08$. Considerando que o erro relativo dos dados obtidos para a resposta da câmara para a fonte de ^{147}Pm foi de aproximadamente 2% e para os outros radionuclídeos próximo de 0,06 %. É sempre importante considerar que o número de partículas simuladas (nps) detém uma grande influência na apuração de dados, para assegurar valores mais confiáveis.

4.4 Fluxograma da Metodologia proposta

A metodologia proposta para a caracterização computacional da câmara de extração PTW 23392 e fontes padrões de radiação beta do BSS2 foi desenvolvida e está apresentada na Figura 41.

Figura 41 – Fluxograma representativo da metodologia proposta para modelagem e simulação da câmara de extrapolação PTW 23392.

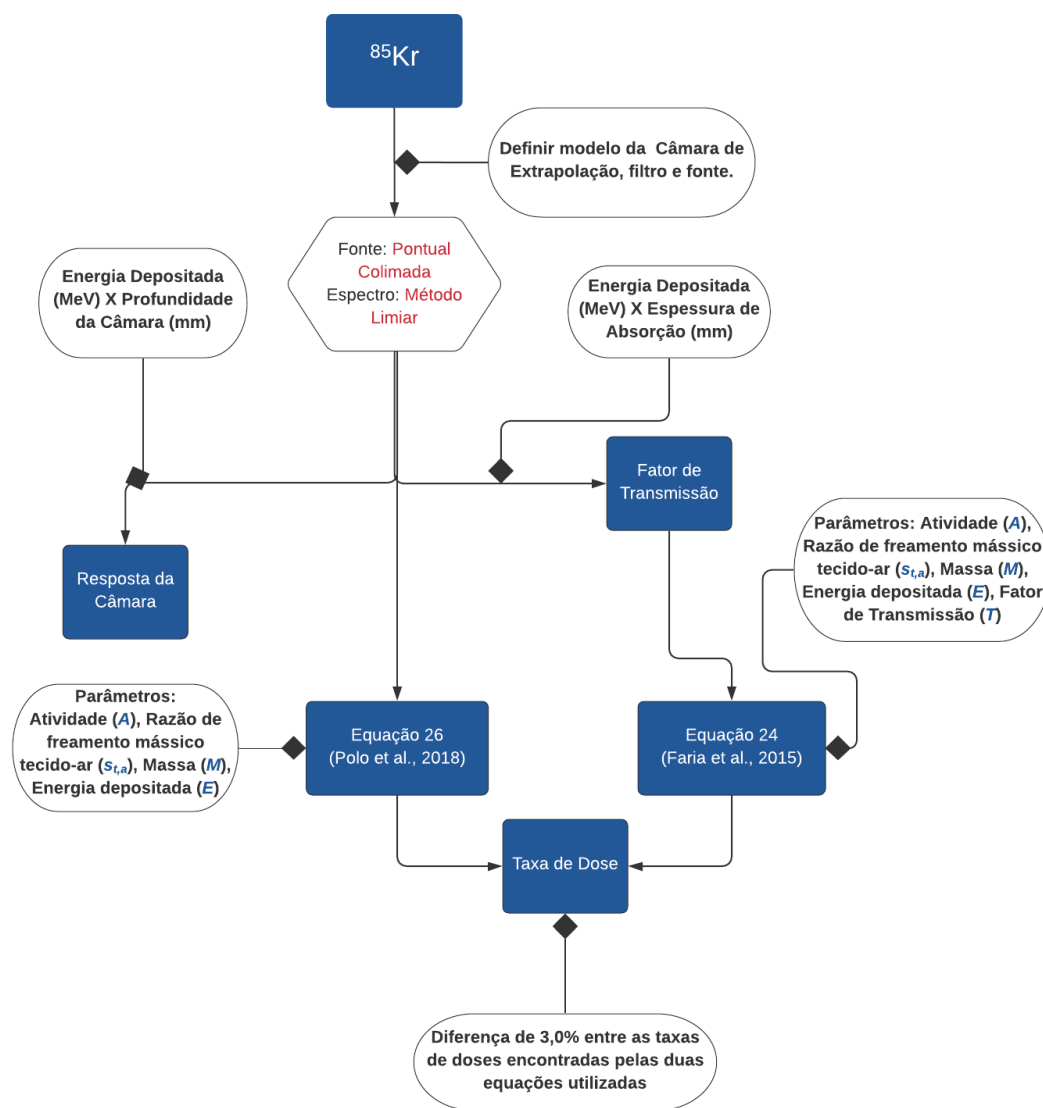


Fonte: O autor

4.4.1 Fluxograma para a fonte ^{85}Kr

A primeira etapa foi definir o modelo da câmara de extrapolação PTW 23392, filtro homogeneizador e fonte de ^{85}Kr . A fonte foi definida como uma fonte pontual colimada com um espectro definido pelo método limiar. A segunda etapa foi executar as simulações para determinar o fator de transmissão e, por seguinte, definir as taxas de dose utilizando duas equações propostas por Faria et al., 2015 e Polo et al., 2018. A terceira e última etapa foi fazer as simulações da energia em função da profundidade da câmara e obter uma resposta linear. As etapas estão apresentadas na Figura 42.

Figura 42 – Fluxograma representativo da metodologia proposta para modelagem e simulação da câmara de extrapolação PTW 23392 e fonte padrão beta ^{85}Kr do sistema BSS2.

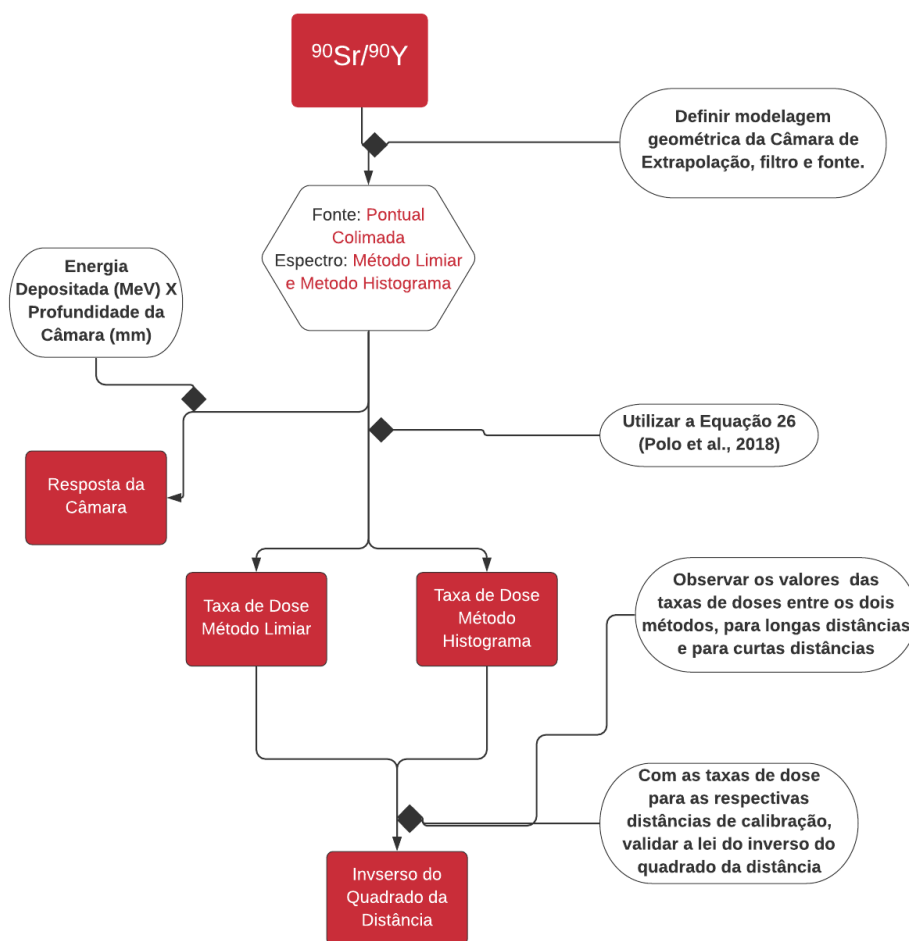


Fonte: O autor

4.4.2 Fluxograma $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$

A primeira etapa foi definir o modelo da câmara de extrapolação PTW 23392, filtro homogeneizador e fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$. A fonte foi definida como uma fonte pontual colimada com espectros definidos pelos métodos limiar e histograma. A segunda etapa foi executar as simulações para determinar as taxas de dose utilizando apenas a equação proposta por Polo et al., 2018. A terceira etapa foi validar com as distâncias de calibração, o inverso do quadrado da distância foi feito. A quarta e última etapa foi fazer as simulações da energia em função da profundidade da câmara e obter uma resposta linear para a distância de calibração de 30 cm com e sem o uso de filtro homogeneizador. As etapas estão apresentadas na Figura 43.

Figura 43 – Fluxograma representativo da metodologia proposta para modelagem e simulação da câmara de extrapolação PTW 23392 e fonte padrão beta $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ do sistema BSS2.

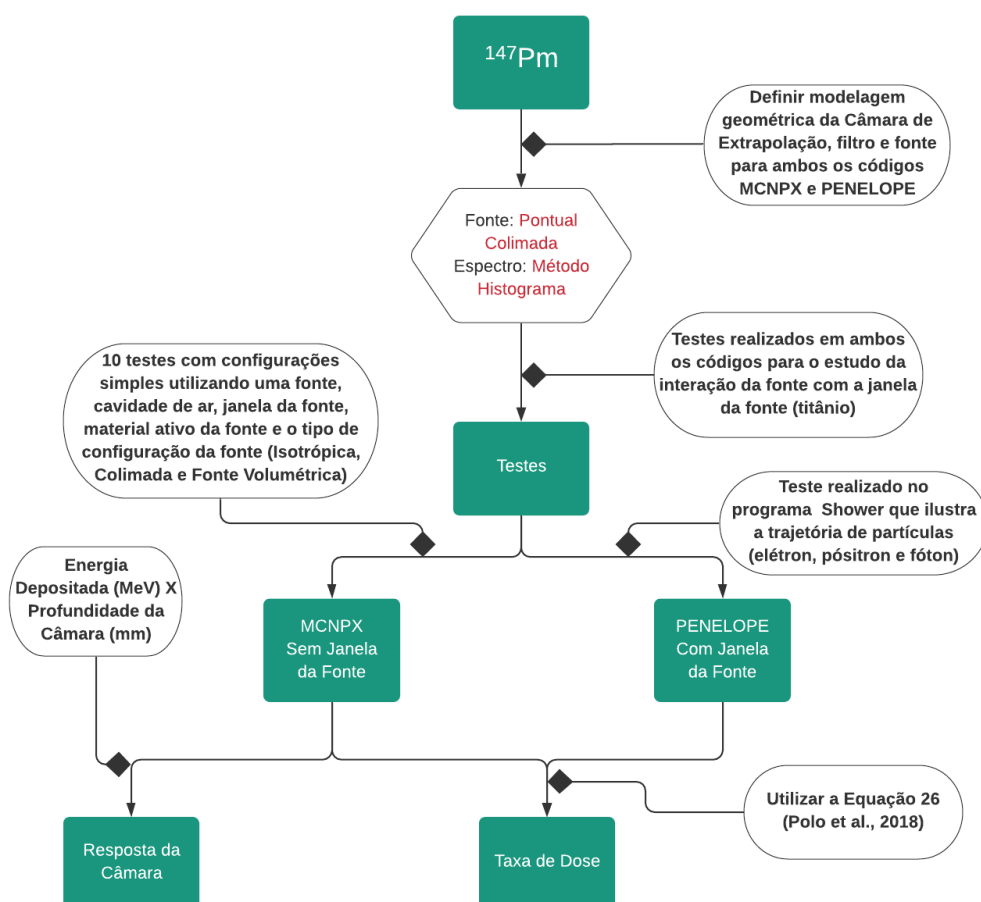


Fonte: O autor

4.4.3 Fluxograma ^{147}Pm

A primeira etapa foi definir o modelo da câmara de extrapolação PTW 23392, filtro homogeneizador e fonte de ^{147}Pm . A fonte foi configurada como pontual colimada e o espectro definido pelo método de histograma. A segunda etapa foi analisar através de testes com os códigos MCNPX e PENELOPE o comportamento da fonte com o uso da janela da fonte de titânio. A terceira etapa foi executar as simulações para determinar a taxa de dose utilizando apenas a equação proposta por Polo et al., 2018 sem o uso da janela da fonte para o código MCNPX e com para o código PENELOPE. A quarta e última etapa foi fazer as simulações da energia em função da profundidade da câmara e obter uma resposta linear. As etapas estão apresentadas na Figura 44.

Figura 44 – Fluxograma representativo da metodologia proposta para modelagem e simulação da câmara de extrapolação PTW 23392 e fonte padrão beta ^{147}Pm do sistema BSS2.



Fonte: O autor

5 Conclusão

Este projeto de mestrado teve por objetivo propor uma metodologia para a caracterização computacional da câmara de extrapolação tipo PTW 23392 utilizada em campos de radiação beta para o sistema BSS2. Três fontes de radiação beta foram modeladas, ^{85}Kr , $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{147}Pm e os cálculos da taxa de dose absorvidas no volume sensível da câmara bem como sua resposta foram obtidos.

Os fatores de transmissão foram calculados para a fonte de radiação beta ^{85}Kr configurada utilizando o método limiar e a Equação 24 de Faria et al., 2015 (FARIA *et al.*, 2015) para o cálculo de dose. A Equação 26 proposta por (POLO *et al.*, 2017; MIT, 2004) foi utilizada e os resultados foram comparados com os resultados obtidos quando o cálculo de taxa de dose foi feito com a Equação ???. Diferenças de até 3% foram encontradas e a Equação 26 foi utilizada para calcular a taxa de dose absorvida para os radionuclídeos $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{147}Pm sem a necessidade de obter os fatores de transmissão. Os resultados encontrados para os fatores de transmissão foram comparados com os publicados do certificado de calibração PTB e diferenças na faixa de 5% foram obtidas, sendo consideradas satisfatórias. Os valores dos fatores de transmissão obtidos nas simulações para a fonte de ^{85}Kr foram apresentados em gráficos em função das espessuras de absorção modeladas. A curva foi representada por um fit polinomial de 3º ordem, sendo considerado compatível com alguns resultados publicados em literatura.

As respostas da câmara de extrapolação para as três fontes estudadas foram obtidas e comparadas com resultados encontrados em literatura. Os resultados obtidos das curvas feitas mostram a linearidade esperada para a variação da profundidade do volume sensível da câmara em função da energia depositada.

Foi observado quando modelando a fonte de ^{85}Kr , que a posição da fonte dentro do volume do material ativo, quando considerando fontes pontuais e colimadas, tem uma influência significativa nas respostas de taxa de dose dentro do volume sensível da câmara. Cuidados como estes devem ser sempre considerados antes das simulações. Foram encontrados uma diferença de 95% da energia depositada na câmara quando a distância de 0,43 cm de um ponto P1 para o ponto P2 foram implementados.

Foram estudadas diferentes modos de configuração da fonte de radiação no código MCNPX e a fonte tipo pontual colimada a um ângulo θ de 1º foi a utilizada em todos os

três tipos de fontes configuradas. Testes foram realizados para a conclusão da configuração desejada da fonte. Importante observar que os manuais que fornecem informações sobre fonte reportam que esta é distribuída dentro de seu volume, se gasosa, sólida etc. e considera o *shutter* da fonte quando aberta para a realização dos experimentos. Observou que o *shutter* não é a janela da fonte, por isto dúvidas a respeito da janela da fonte foram colocados e testes de simulações com a janela e sem a janela da fonte de ^{147}Pm foram realizados.

Dois métodos para configurar o espectro das fontes de radiação beta no cartão SDEF do MCNPX foram propostos e estudados. Uma energia de corte é sempre feita pelo MCNPX para o tipo de espectro SI tipo L. Quando considerado este tipo de distribuição para o espectro da fonte energias abaixo de 1 keV são desconsideradas pelo código, definido como método limiar. Enquanto o método histograma definido como espectro em histograma, adotado tanto para o códigos MCNPX quanto para o código PENELOPE. Este método é regido por uma aproximação através de uma equação, para este método todas as faixas de energias são utilizadas. Ao manusear os espectros das fontes beta, é sempre importante verificar a faixa de energia e renormalizar observando a probabilidade de emissão de cada energia.

Para a fonte de radiação beta $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, a dificuldade encontrada foi a definição do espectro de energia a ser utilizado. Trabalhos publicados em literatura sugerem que deve ser considerado o equilíbrio secular dos dois radionuclídeos, visto que, a meia vida do radionuclídeo pai é muito maior do que o radionuclídeo filho.

As simulações realizadas para a fonte $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ foram de acordo com o padrão de calibração considerando as diferentes distâncias fonte-câmara. As taxas de dose foram calculadas com a Equação 26 e comparações foram obtidas para as diferentes configurações do espectro da fonte no cartão do MCNPX, sendo o método limiar e histograma. As diferenças encontradas foram, para o método limiar, comparado com a simulação de referência (FARIA *et al.*, 2015) uma diferença máxima de 2,48%, e para o método histograma uma diferença máxima de 5,01%.

Se forem comparadas as taxas de dose calculadas utilizando os dois métodos propostos (limiar e histograma) a diferença entre elas apresenta um comportamento exponencial. Ou seja, para longas distâncias os resultados de doses são quase que similares, mas para pequenas distâncias de calibração, essa diferença se torna considerável.

Com os resultados obtidos para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ em suas distâncias de calibração utilizando os métodos limiar e histograma foi provado a lei Inverso do Quadrado da Distância. Quando os resultados de taxa de doses normalizados, mostrados em gráficos, para as duas curvas (método limiar e histograma) em função de $1/d^2$, observa-se uma reta em todos os resultados, mesmo comparando com a simulação de Faria et al., 2015, o método limiar demonstrou um coeficiente angular muito próximo da simulação referente. Ressaltando que as distâncias de calibração próximas a câmara de extrapolação, houve uma diferença significativa entre os dois métodos utilizados, o que pode explicar esta diferença neste caso.

Para o radionuclídeo ^{147}Pm , foi observado que a janela da fonte, reportada pelo fabricante, absorvia praticamente todas as partículas beta, o que acarretou em uma dificuldade na deposição de energia no volume sensível da câmara e um erro estatístico muito grande quando utilizamos o MCNPX. Para entender o que exatamente estava absorvendo as partículas de baixas energias do ^{147}Pm vários testes foram realizados utilizando diversas configurações de fonte no cartão SDEF do MCNPX. Diferentes parâmetros foram proposto e configurados separadamente, com isto foi possível compreender se o material ativo da fonte Pm_2O_3 tem uma alta absorção que detém uma alta densidade ou se a janela de titânio da entrada da fonte era o que estava auto-absorvendo as partículas de baixas energias. Vários testes foram propostos utilizando dois códigos, MCNPX e o PENELOPE.

No caso do MCNPX, o resultado para a taxa de dose absorvida no volume sensível da câmara pode ser utilizado para comparações somente quando a janela de titânio da fonte não fosse modelada. Neste caso, a dose esperada pode ser comparada com a de referência (POLO; SANTOS; CALDAS, 2018) e uma diferença de 3,7% foi observada.

O código PENELOPE é bastante conhecido por ter uma habilidade no transporte de partículas beta de baixa energia. Foi então modelado o mesmo sistema neste código e mesmo utilizando a janela da fonte feita de titânio e material ativo da fonte foi possível obter um resultado de taxa de dose compatível com o esperado. A diferença encontrado para a taxa de dose calculada com o código PENELOPE foi de 5,3%.

Quanto a resposta da câmara em relação ao seu volume sensível, foi possível obter uma linearidade ao mostrar a curva de extrapolação. Esta linearidade apresenta uma boa resposta em relação a câmara mesmo utilizados ambos os métodos limiar e histograma comparados aos valores de coeficiente angular experimental e de simulações feitas por Faria et al., 2015 (REYNALDO, 2015; FARIA *et al.*, 2015).

O método limiar foi utilizado para as fontes de ^{85}Kr e $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, com e sem filtro. Os resultados encontrados para a fonte ^{85}Kr foram comparados com o experimental e uma diferença máxima de até 5,5% foi obtida. No caso das fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ com e sem filtro foi verificado uma diferença máxima de 2% e 5,8% respectivamente em relação aos valores de simulação referência. Observação notada foi com os resultados das simulações utilizando o filtro homogeneizador, no qual as diferenças entre os métodos limiar e histograma são maiores ao retirar os filtros.

A configuração do radionuclídeo ^{147}Pm foi feita utilizando apenas o método histograma e foi encontrado uma diferença máxima de 14% em relação ao valor experimental e 9,6% quando comparado com o simulado de Faria et al., 2015. Isto possivelmente se deve ao fato do baixo número de partículas utilizados para as simulações.

Para investigações futuras, foram levantados os seguintes pontos para a continuidade deste trabalho: Utilizar o código PENELOPE para o cálculo da taxa de dose nas fontes beta de ^{85}Kr e $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$; Determinar a resposta linear da câmara, assim como o fator de transmissão para todas as fontes beta com o código PENELOPE; Simular o fator de transmissão utilizando o código MCNPX para as fontes beta de ^{147}Pm e $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e obter os resultados para o ^{85}Kr .

O aprendizado sobre a modelagem deste tipo de problema foi bastante produtivo e mostrou-se que há várias alternativas para se obter os resultados desejados desde que haja o entendimento da física e matemática que definem todo o processo de modelagem. Cuidados tiveram que ser tomados para não confundir coincidências com os resultados esperados. Por este motivo vários e diferentes testes utilizando diferentes parâmetros de modelagem da fonte foram realizados com o objetivo de entender todo o transporte das partículas betas em processos computacionais para as fontes de radiação, filtros e a câmara de extrapolação. Alguns pontos, considerados importantes para as análises dos resultados obtidos são mencionados, na tentativa de solucioná-los várias possibilidades de modelagem foram propostas. Por fim, uma metodologia foi proposta através de um fluxograma que ajuda no processo de caracterização da câmara de extrapolação PTW 23392 e suas fontes de radiação beta padrão.

Referências¹

- AHMED, S. N. *Physics and Engineering of Radiation Detection*. 1th. ed. [S.l.]: Academic Press, 2007. Citado na página 31.
- AMBROSI, P.; BUCHHOLZ, G.; HELMSTADTER, K. The PTB beta secondary standard BSS 2 for radiation protection. *Journal of Instrumentation*, IOP Publishing, v. 2, n. 11, p. P11002–P11002, nov 2007. Citado na página 31.
- ANTONIO, P.; XAVIER, M.; CALDAS, L. Böhm extrapolation chamber: Study of its behavior in beta radiation fields at the calibration laboratory of ipen. *Radiation Physics and Chemistry*, v. 104, 10 2014. Citado 2 vezes nas páginas 20 e 21.
- ANTONIO, P. L. *Estabelecimento de padronização Primária e de métodos relativos com o uso de técnicas luminescentes em dosimetria da radiação beta*. Tese (Doutorado) — Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, Brasil, 2013. Citado 4 vezes nas páginas 19, 34, 35 e 37.
- ANTONIO, P. L.; OLIVEIRA, M. L.; CALDAS, L. V. Thin CaSO₄:dy thermoluminescent dosimeters for calibration of ⁹⁰Sr+⁹⁰Y applicators. *Applied Radiation and Isotopes*, v. 70, n. 4, p. 790 – 793, 2012. ISSN 0969-8043. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0969804312000048>. Citado na página 19.
- ANTONIO, P. L.; XAVIER, M.; CALDAS, L. Determination of transmission factors in tissue using a standard extrapolation chamber. *Radiation Physics and Chemistry*, Elsevier BV, v. 95, p. 38–43, 02 2014. Citado na página 54.
- ATTIX, F. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. [S.l.]: Wiley, 1986. (A Wiley-Interscience publication). ISBN 9780471011460. Citado 5 vezes nas páginas 24, 25, 31, 32 e 72.
- BEHRENS, R. Simulation of the radiation fields of the beta secondary standard bss 2. *Journal of Instrumentation*, v. 8, p. P02019, 02 2013. Citado 4 vezes nas páginas 21, 60, 61 e 94.
- BENAVENTE, J. *Caracterização de uma câmara de extrapolação e filmes radiocrômicos para verificação da coerência metrológica entre campos padrões de radiação beta*. Dissertação (Mestrado) — Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, Belo Horizonte, Brasil, 2011. Citado 8 vezes nas páginas 28, 29, 30, 33, 34, 35, 36 e 37.
- BENAVENTE, J. A.; MEIRA-BELO, L.; REYNALDO, S.; SILVA, T. D. Caracterização de campos de radiação beta utilizando filmes radiocrômicos. *Revista Brasileira de Física Médica*, v. 04, p. 71–74, 09 2010. Citado na página 20.
- BENAVENTE, J. A.; REYNALDO, S. R.; ANTONIO, P. L.; MEIRA-BELO, L. C.; CALDAS, L. V.; SILVA, T. A. Metodologia para comparação laboratorial de campos de referência de radiação beta de ⁹⁰Sr/⁹⁰Y, ⁸⁵Kr e ¹⁴⁷Pm. In: 6º CONGRESSO BRASILEIRO DE METROLOGIA, 2011, Natal. Rio Grande do Norte, Brasil: Sociedade Brasileira de Metrologia, 2011. Citado na página 20.

¹ De acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR 6023.

BENAVENTE J.A.C. MEIRA-BELO, L.; REYNALDO, S.; SILVA, T. D. Feasibility of ebt gafchromic films for comparison exercises among standard beta radiation fields. *Applied radiation and isotopes : including data, instrumentation and methods for use in agriculture, industry and medicine*, v. 71, 07 2012. Citado na página 20.

BENOV, D. The manhattan project, the first electronic computer and the monte carlo method. *Monte Carlo Methods and Applications*, v. 22, 01 2016. Citado na página 37.

BROGGIO, D.; BENTO, J.; CALDEIRA, M.; CARDENAS-MENDEZ, E.; FARAH, J.; FONSECA, T.; KONVALINKA, C.; LIU, L.; LÓPEZ, B. P.; CAPELLO, K.; COWAN, P.; CRUZATE, J.; FREIRE, L.; GÓMEZ-ROS, J.; GOSSIO, S.; HEIDE, B.; HUIKARI, J.; HUNT, J.; KINASE, S.; LOPEZ, M. Monte carlo modelling for the in vivo lung monitoring of enriched uranium: Results of an international comparison. *Radiation Measurements*, v. 47, p. 492–500, 07 2012. Citado na página 21.

BRUNZENDORF, J. Depth-dose curves of the beta reference fields ^{147}Pm , ^{85}Kr and $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ produced by the beta secondary standard bss2. *Radiation protection dosimetry*, v. 151, p. 211–7, 02 2012. Citado na página 20.

BSS2, I. *Operation Manual - Beta Secondary Standard 2*. [S.l.], 2000. Citado 5 vezes nas páginas 56, 58, 59, 60 e 76.

BöHM, J. The national primary standard of the ptb for realizing the unit of the absorbed dose rate to tissue for beta radiation. In: . Braunschweig, Germany: Physikalisch-Technische Bundesanstalt, 1986. Citado na página 49.

CALDAS, L. *Alguns Métodos de calibração e de dosimetria da radiação beta*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo: Instituto de Física, São Paulo, Brasil, 1980. Citado 4 vezes nas páginas 34, 35, 54 e 81.

CARMONA, J.; RIZO, O. Experimental and monte carlo determination of mass absorption coefficients for $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta particles in organic compounds experimental and monte carlo determination of mass absorption coefficients for $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta particles in organic compounds autors. *Nucleus*, p. 26–31, 01 2009. Citado na página 74.

COELHO, T.; FERNANDES, M.; YORIYAZ, H.; ANTONIO, P. A complete dosimetric characterization of two ^{90}Sr – ^{90}Y dermatologic applicators. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, v. 632, n. 1, p. 147 – 151, 2011. ISSN 0168-9002. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0168900210029815>. Citado na página 19.

COHEN, V.; PAPASTEFANOU, V.; LIU, S.; STOKER, I.; HUNGERFORD, J. The use of strontium-90 beta radiotherapy as adjuvant treatment for conjunctival melanoma. *Journal of oncology*, v. 2013, p. 349162, 01 2013. Citado na página 19.

CROMPTON, A.; GAMAGE, K.; TRIVEDI, D.; JENKINS, A. The effect of gamma and beta radiation on a uvtron flame sensor: Assessment of the impact on implementation in a mixed radiation field. *Sensors*, v. 18, p. 4394, 12 2018. Citado na página 19.

DIAS, S.; CALDAS, L. Characteristics of an extrapolation chamber for beta ray protection level measurements. *Journal of Applied Physics*, v. 86, p. 671–673, 1999. Citado na página 20.

DIAS, S. K. *Desenvolvimento de uma câmara de extrapolação como instrumento de referência para dosimetria de radiação beta*. Tese (Doutorado) — Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, Brasil, 1996. Citado 2 vezes nas páginas 19 e 20.

DONYA, M.; RADFORD, M.; ELGUINDY, A.; FIRMIN, D.; YACOUB, M. Radiation in medicine: Origins, risks and aspirations. *Global Cardiology Science and Practice*, v. 2014, 12 2014. Citado na página 19.

EZAG. *Eckert and Ziegler Nuclitec*. 2019. Accessed: 2019-08-30. Disponível em: <https://www.ezag.com>. Citado na página 60.

FARIA, F.; REYNALDO, S.; FONSECA, T.; LACERDA, M. A.; SILVA, T. D. Monte carlo simulation applied to the characterization of an extrapolation chamber for beta radiation dosimetry. *Radiation Physics and Chemistry*, Belo Horizonte, Brazil, v. 116, n. 1, p. 226–230, 2015. Citado 20 vezes nas páginas 12, 21, 22, 54, 56, 57, 60, 78, 79, 80, 82, 83, 85, 90, 96, 98, 100, 103, 104 e 105.

FONSECA, T.; ANTUNES, P.; BELO, M.; BASTOS, F.; CAMPOS, T.; GERALDO, J.; MENDES, M.; MENDES, B.; PAIXÃO, L.; SANTANA, P.; SENIHAL, B.; SQUAIR, P.; YORIYAZ, H. Mcmeg: Intercomparison exercise on prostate radiotherapy dose assessment. *Radiation Physics and Chemistry*, 04 2019. Citado na página 45.

FONSECA, T.; BASTOS, F. M.; FIGUEIREDO, M. T. T.; SOUZA, L. S.; GUIMARÃES, M. C.; SILVA, C. R. E.; MELLO, O. A.; CASTELO, L. A.; , S. ; PAIXÃO, L.; BENAVENTE, J.; PAIVA, F. Estudo comparativo entre simulações de um sistema de monitoração ocupacional interna utilizando diferentes códigos de monte carlo. *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, v. 3, p. 3–1, 06 2015. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 45.

FONSECA, T.; MENDES, B.; LACERDA, M. A.; SILVA, L.; PAIXÃO, L.; BASTOS, F.; RAMIREZ, J.; JUNIOR, J. MCMEG: Simulations of both pdd and tpr for 6MV linac photon beam using different mc codes. *Radiation Physics and Chemistry*, v. 140, 04 2017. Citado na página 21.

FRAGU, P.; LEMARCHAND-VENENCIE, F.; BENHAMOU, S.; FRANÇOIS, P.; JEANNEL, D.; BENHAMOU, E.; SEZARY-LARTIGAU, I.; AVRIL, M.-F. Long-term effects in skin and thyroid after radiotherapy for skin angiomas: a french retrospective cohort study. *European Journal of Cancer and Clinical Oncology*, v. 27, n. 10, p. 1215 – 1222, 1991. ISSN 0277-5379. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/027753799190084Q>. Citado na página 19.

GUALBERTO, M.; FERREIRA, A. Fatores de transmissão de dose em betaterapia. In: . [S.l.]: International Nuclear Atlantic Conference, 1997. Citado na página 20.

HANSEN WESLEY S. CULBERSON, L. A. D. J. B. Windowless extrapolation chamber measurement of surface dose rate from a $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ ophthalmic applicator. *Radiation Measurements*, Elsevier, v. 108, p. 34–40, 2018. Citado na página 19.

HOFF, L. N. W. G. Aplicabilidade da lei do inverso do quadrado da distância em radiologia convencional e mamografia. In: INTERNATIONAL JOINT CONFERENCE RADIO 2014, 2014, Gramado. Rio Grande do Sul, Brasil: Sociedade Brasileira de Proteção Radiológica, 2014. Citado na página 88.

HUGHES, H. G. I. Recent developments in low-energy electron/photon transport for mcnp6. In: . Nara, Japan: Progress in Nuclear Science and Technology International Conference on Radiation Shielding (ICRS-12) and 17th Topical Meeting of the Radiation Protection and Shielding Division of ANS (RPSD-2012), 2012. Citado 2 vezes nas páginas 69 e 71.

IAEA. *Calibration of Radiation Protection Monitoring Instrument*. Vienna, 1999. 162 p. (SAFETY REPORTS SERIES, 16). ISSN 1020-6450. ISBN 92-0-100100-2. Citado 3 vezes nas páginas 19, 55 e 59.

ICRP. *Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations*. Ann. icrp 38. [S.l.]: ICRP Publication 107, 2008. Citado 5 vezes nas páginas 26, 70, 71, 74 e 76.

ICRU. *Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry*. Bethesda, MD: Oxford University Press, 1993. (ICRU Report, 51). Citado na página 30.

ICRU. *Dosimetry of external beta rays for radiation protection*. Bethesda, MD: Oxford University Press, 1997. (ICRU Report, 56). Citado 3 vezes nas páginas 30, 31 e 36.

ICRU. *Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources*. Bethesda, MD: Oxford University Press, 2004. 170 p. (ICRU Report, 72). ISBN 0198566794. Citado 2 vezes nas páginas 19 e 55.

ICRU. *Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation*. Bethesda, MD: Oxford University Press, 2011. 33 p. (ICRU Report, 85). Citado na página 29.

ISAGER, P.; EHLERS, N.; URBAK, S. F.; OVERGAARD, J. Visual outcome, local tumour control, and eye preservation after 106ru/rh brachytherapy for choroidal melanoma. *Acta Oncologica*, Taylor Francis, v. 45, n. 3, p. 285-293, 2006. Disponível em: <<https://doi.org/10.1080/02841860500468950>>. Citado na página 19.

ISO. *Nuclear energy - Reference beta particle radiation - Part 2: Calibration fundamentals related to basic quantities characterizing the radiation fields*. 6980-2. ed. Geneva, CH: International Organization for Standardization, 2004. Citado 8 vezes nas páginas 27, 35, 55, 56, 57, 58, 60 e 63.

ISO. *Nuclear energy - Reference beta particle radiation - Part 1: Methods of production*. 6980-1. ed. Geneva, CH: International Organization for Standardization, 2006a. Citado 6 vezes nas páginas 27, 28, 29, 58, 59 e 92.

ISO. *Nuclear energy - Reference beta - particle radiation - Part 3: Calibration of area and personal dosimeters and the determination of their response as a function of beta radiation energy and angle of incidence*. 6980-3. ed. Geneva, CH: International Organization for Standardization, 2006b. Citado 3 vezes nas páginas 27, 30 e 58.

KASE, K.; BJAERNGARD, B.; ATTIX, F. *Dosimetry of ionizing radiation*. [S.l.]: New York: Academic Press, 1987. v. 2. Citado na página 31.

KLEINEIDAM, M.; GUTHOFF, R.; BENTZEN, S. M. Rates of local control, metastasis, and overall survival in patients with posterior uveal melanomas treated with ruthenium-106 plaques. *Radiotherapy and Oncology*, v. 28, n. 2, p. 148 - 156, 1993. ISSN 0167-8140. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/016781409390007U>>. Citado na página 19.

KNOLL, G. *Radiation Detection and Measurement*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2010. ISBN 9780470131480. Citado 4 vezes nas páginas 24, 25, 26 e 74.

KROESE, D.; TAIMRE, T.; BOTEV, Z. *Handbook of Monte Carlo Methods*. [S.l.]: John Wiley Sons, New York, 2011. (Wiley Series in Probability and Statistics). Citado na página 37.

LABORATOIRE NATIONAL HENRI BECQUEREL. *Tables of evaluated data and comments on evaluation*. 2019. Accessed: 2019-12-23. Disponível em: http://www.nucleide.org/DDEP_WG/DDEPdata.htm. Citado na página 68.

LACERDA, M. A.; CAMPOLINA, D.; GUIMARÃES, A.; BENAVENTE, J.; SILVA, T. D. Use of the mcnpX to calculate the neutron spectra around the ge-pettrace 8 cyclotron of the cdtn/cnen, brazil. *Applied radiation and isotopes : including data, instrumentation and methods for use in agriculture, industry and medicine*, v. 83, p. 235–241, 01 2014. Citado na página 21.

LAX, I. Dosimetry of ^{106}Ru eye applicators with a p-type silicon detector. *Physics in Medicine and Biology*, IOP Publishing, v. 36, n. 7, p. 963–972, jul 1991. Citado na página 19.

LOEVINGER, R. Extrapolation chamber for the measurement of beta sources. *Review of Scientific Instruments*, v. 24, n. 10, p. 907–914, 10 1953. Citado na página 55.

L'ECUYER, P. L'ecuyer, p. efficient and portable combined random number generators. communications of the acm. *Communications of the ACM*, v. 31, p. 742–751, 06 1988. Citado na página 39.

MAFRA, O. Y. *Técnicas e medidas nucleares*. 1^a. ed. [S.l.]: Edgard Blücher, Ed da Universidade de São Paulo, 1973. Citado na página 26.

MARCU, L.; BEZAK, E.; ALLEN, B. *Biomedical Physics in Radiotherapy for Cancer*. [S.l.: s.n.], 2012. ISBN 978-0-85729-732-7. Citado na página 19.

MCCONN, R.; GESH, C.; PAGH, R.; R.A., R.; WILLIAMS, R. *Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling*. U.S., 2011. 375 p. Citado 3 vezes nas páginas 50, 61 e 62.

MENDES, B.; ALMEIDA, I. Garcia de; TRINDADE, B. M.; FONSECA, T.; CAMPOS, T. Development of a mouse computational model for mcnpX based on digimouse (r) images and dosimetric assays. *Brazilian Journal of Pharmaceutical Sciences*, v. 53, 04 2017. Citado na página 46.

MENDES, B.; TRINDADE, B. M.; FONSECA, T.; CAMPOS, T. Assessment of radiation-induced secondary cancer risk in the brazilian population from left-sided breast-3d-crt using mcnpX. *The British Journal of Radiology*, v. 90, p. 20170187, 09 2017. Citado na página 46.

METROPOLIS, N.; ULAM, S. Monte carlo method. *Journal of the American Statistical Association*, v. 44, p. 335–341, 9 1949. Citado na página 37.

MIT. *Dose Calculations - Absorbed Dose from a charged particle beam*. [S.l.], 2004. 6 p. Disponível em: https://ocw.mit.edu/courses/nuclear-engineering/22-55j-principles-of-radiation-interactions-fall-2004/lecture-notes/dos_calculations.pdf. Acesso em: 13 abril de 2019. Citado 4 vezes nas páginas 56, 78, 82 e 103.

NEVES, L.; SILVA, E.; PERINI, A.; MAIDANA, N.; CALDAS, L. Characterization of an extrapolation chamber for low-energy x-rays: Experimental and monte carlo preliminary results. *Applied radiation and isotopes : including data, instrumentation and methods for use in agriculture, industry and medicine*, v. 70, p. 1388–91, 12 2011. Citado na página 20.

NUCLEAR DATA CENTER AT KAERI. *Table of Nuclides*. 2019. Accessed: 2019-12-21. Disponível em: <http://atom.kaeri.re.kr/nuchart/>. Citado na página 25.

OKUNO, E. M. Y. E. *Física das Radiações*. 1ª. ed. [S.l.]: Oficina de Textos, 2010. Citado na página 19.

OLIVEIRA, M.; CAVALCANTE, T.; H.S., R.; ROSSO, O.; FRERY, A. Avaliação de geradores de números pseudoaleatórios através de técnicas da teoria da informação. In: ESCOLA REGIONAL DE ALTO DESEMPENHO - ERAD, 2015, Maceió. Alagoas, Brasil: Rede Colaborativa de Computação de Alto Desempenho e Aplicações, 2015. Citado na página 38.

PAIXAO, L.; OLIVEIRA, B.; VILORIA, C.; OLIVEIRA, M.; TEIXEIRA, M.; NOGUEIRA, M. Monte carlo derivation of filtered tungsten anode x-ray spectra for dose computation in digital mammography. In: . [S.l.: s.n.], 2014. v. 48. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 45.

PASHAZADEH, A.; BOESE, A.; FRIEBE, M. Surface anatomy leading to personalized surface applicator: 3d printing for brachytherapy of skin tumors. In: . [S.l.: s.n.], 2019. Citado na página 19.

PELOWITZ, D. *MCNPX Users Manual Version 2.7.0*. La-cp-11-00438. [S.l.], 2011. Citado 8 vezes nas páginas 42, 43, 45, 46, 50, 55, 67 e 71.

PODGORSKAK, E. *Radiation Physics for Medical Physicists*. 2ª. ed. [S.l.]: New York: Springer, 2010. Citado 5 vezes nas páginas 25, 26, 27, 31 e 32.

POLO, I. O.; CALDAS, L. Determination of transmission factors in beta radiation beams. *Applied Radiation and Isotopes*, Elsevier BV, v. 136, p. 82–86, 02 2018. Citado 3 vezes nas páginas 54, 81 e 82.

POLO, I. O.; SANTOS, W.; CALDAS, L. Determination of correction factors in beta radiation beams using monte carlo method. *Applied Radiation and Isotopes*, v. 140, 06 2018. Citado na página 20.

POLO, I. O.; SANTOS, W. S.; ANTONIO de L.; P.; CALDAS, L. V. E. Variance reduction technique in a beta radiation beam using an extrapolation chamber. *Applied Radiation and Isotopes*, São Paulo, Brazil, n. 128, p. 154–157, 2017. Citado 4 vezes nas páginas 56, 78, 82 e 103.

POLO, I. O.; SANTOS, W. S.; CALDAS, L. V. Modelling the absorbed dose rate of the beta standard BSS2 ¹⁴⁷Pm source. *Applied Radiation and Isotopes*, v. 140, p. 83 – 86, 2018. ISSN 0969-8043. Citado 9 vezes nas páginas 21, 22, 60, 95, 96, 100, 101, 102 e 105.

- PRESS, W. H.; TEUKOLSKY, S. A.; VETTERLING, W. T.; FLANNERY, B. P. *Numerical Recipes in C: The Art of Scientific Computing*. 2nd. ed. USA: Cambridge University Press, 1992. ISBN 0521437148. Citado na página 40.
- PRUITT, J.; SOARES, C.; EHRLICH, M. *Calibration of Beta-particle Radiation Instrumentation and Sources*. [S.l.]: U.S. Department of Commerce, National Bureau of Standards, 1988. (NBS measurement services). Citado na página 33.
- PTW-FREIBURG. *Instruction Manual Extrapolation chamber according to Böhm Type 23392*. D431.131.0/4. Freiburg, Germany, 2002. Citado 2 vezes nas páginas 49 e 50.
- REYNALDO, S.; BENAVENTE, J.; SILVA, T. D. Verification of absorbed dose rates in reference beta radiation fields: Measurements with an extrapolation chamber and radiochromic film. *Applied Radiation and Isotopes*, v. 117, 02 2016. Citado na página 20.
- REYNALDO, S. R. *Caracterização de uma câmara de extrapolação como padrão primário para medições da dose absorvida em campos de radiação beta*. Tese (Doutorado) — Centro de Desenvolvimento da tecnologia nuclear, Belo Horizonte, Brasil, 2015. Citado 9 vezes nas páginas 33, 36, 37, 57, 79, 83, 90, 98 e 105.
- REYNALDO, S. R.; FLORESTA, D. L.; SILVA, T. A. Implantação do novo sistema padrão secundário de radiação beta no centro de desenvolvimento da tecnologia nuclear. In: INTERNATIONAL NUCLEAR ATLANTIC CONFERENCE INAC 2005, 2005, Santos. São Paulo, Brasil: Associação Brasileira de Energia Nuclear, 2005. Citado na página 20.
- SALVAT, F. *PENELOPE-2018: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport*. [S.l.], 2019. Disponível em: <http://www.oecd-nea.org>. Citado 4 vezes nas páginas 41, 45, 47 e 52.
- SCHWARZ, A. L.; SCHWARZ, R. A.; CARTER, L. L. *MCNP/MCNPX Visual Editor Computer Code Manual*. Version 24e. [S.l.], 2011. Citado 2 vezes nas páginas 51 e 52.
- SECO, J.; VERHAEGEN, F. *Monte Carlo Techniques in Radiation Therapy*. [S.l.]: CRC Press, 2016. (Imaging in Medical Diagnosis and Therapy). ISBN 9781138199903. Citado 3 vezes nas páginas 37, 39 e 42.
- SEMPAU, J. *PENELOPE/penEasy User Manual*. [S.l.], 2019. Disponível em: <https://inte.upc.edu/en/downloads/peneasy/usermanual.pdf>. Citado 3 vezes nas páginas 48, 55 e 72.
- SEMPAU, J.; BADAL, A.; BRUALLA, L. A penelope-based system for the automated monte carlo simulation of clinacs and voxelized geometries-application to far-from-axis fields. *Medical physics*, v. 38, p. 5887–95, 11 2011. Citado 3 vezes nas páginas 45, 47 e 48.
- SENIWAL, B.; FONSECA, T.; SINGH, R. Monte-carlo modelling for evaluation of two different calculation algorithms. *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, v. 7, 01 2019. Citado na página 45.
- SHANI, G. *Radiation dosimetry instrumentation and methods*. [S.l.]: New York: CRC Press, 1991. Citado na página 31.
- SHULTIS, J.; FAW, R. *AN MCNP PRIMER*. [S.l.], 2008. Citado 3 vezes nas páginas 46, 50 e 68.

SILVA, R.; BELINATO, W.; SANTOS, W.; SOUZA, L.; NEVES, L. P.; PERINI, A. P.; SOUZA, D. Low cost electron irradiator using $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ sources. *Radiation Physics and Chemistry*, 03 2019. Citado na página 74.

SIQUEIRA, J.; REGO, J. Avaliação de geradores monte carlo de números pseudo-aleatórios via teste bds. 07 2006. Citado na página 38.


SUDBROCK, F.; UHRHAN, K.; RIMPLER, A.; SCHICHA, H. Dose and dose rate measurements for radiation exposure scenarios in nuclear medicine. *Radiation Measurements - RADIAT MEAS*, v. 46, p. 1303–1306, 11 2011. Citado na página 19.

VOUDOUKIS, N. Inverse square law for light and radiation: A unifying educational approach. *European Journal of Engineering Research and Science*, v. 2, 11 2017. Citado na página 88.

Anexo A – Participação em Eventos



Os trabalhos apresentados em eventos a seguir estão organizados por ordem de participação.

A.1 Pôster apresentado na IV Semana de Engenharia Nuclear e Ciências das Radiações em Belo Horizonte, MG - 2018



IV SENCIR

Semana de Engenharia Nuclear e Ciências das Radiações
6 a 8 de novembro de 2018
Escola de Engenharia - UFMG

DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO COMPUTACIONAL DE UMA CÂMARA DE EXTRAPOLAÇÃO PARA UTILIZAÇÃO EM DOSIMETRIA BETA E GAMA

L. F. De Araújo¹, A. H. Oliveira¹, T. C. F. Fonseca¹

¹ Programa de Pós-graduação em Ciências e Técnicas Nucleares, Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG, Av. Antônio Carlos, 6627, Pampulha, Belo Horizonte, Bloco 4, CEP 31270-901
E-mail: lucasfaraújo@hotmail.com

RESUMO

Com o avanço tecnológico na área da metrologia em radiações ionizantes vários questionamentos surgiram a respeito da dose absorvida devido a radiação beta. Diversos radionuclídeos existentes são emissores beta e de radiação eletromagnética (gama) e, em muitos casos, a dose absorvida devido a radiação beta supera a dose correspondente aos raios gama. A busca por novas metodologias de medida da dose e taxa de dose absorvida devido as radiações beta são necessárias. O emprego de ferramentas computacionais tem permitido avanços significativos na otimização dos sistemas de medidas, uma vez que além de facilitar e acelerar as análises, permite simular e avaliar a influência de diferentes parâmetros isoladamente. Além disso, é possível estudar novas tecnologias e/ou metodologias para a criação de sistemas de medição. O método matemático Método de Monte Carlo (MMC) foi utilizado para simular teoricamente processos estatísticos. Este método matemático utiliza uma sequência de números aleatórios para realizar uma simulação do fenômeno físico. O código computacional Monte Carlo MCNPX (Monte Carlo N-Particle eXtended) foi utilizado para a modelagem e simulação da câmara de extrapolação. Este código leva em consideração bibliotecas de interação da radiação com a matéria e é reconhecido internacionalmente como um código eficiente para análise de transporte de diversos tipos de radiações. O objetivo deste trabalho é desenvolver um modelo computacional da câmara de extrapolação modelo PTW-23392 e obter um modelo computacional validado. A validação será feita através da comparação dos resultados obtidos publicados em literatura versus valores obtidos através de simulação computacional. A câmara de extrapolação foi posicionada 30 cm em relação a fonte de radiação. A fonte utilizada nas simulações foi o ⁸⁵Kr, que é um emissor de partículas beta com energia máxima de 0,687 MeV e meia vida de 10,7 anos.

1. INTRODUÇÃO

Câmaras de ionização do tipo placas paralelas, em geral, possuem volume sensível fixo. Entretanto, há um modelo deste tipo que apresenta volume variável, que são conhecidas como câmara de extrapolação. A câmara de extrapolação é útil para a detecção de radiação beta e X de energias baixas, e é empregada na determinação de taxas de dose absorvida.

O método matemático de Monte Carlo (MC) é uma técnica de modelagem computacional [1]. Vários códigos computacionais existem para a simulação do transporte de partículas [2].

Este trabalho apresenta resultados preliminares da modelagem computacional de uma câmara de extrapolação PTW modelo 23392. A validação deste modelo computacional foi realizada através da comparação da taxa de dose absorvida da radiação beta do ⁸⁵Kr publicado em literatura pelo Faria et al., 2015 [3] com os resultados do modelo desenvolvido. Além destes serão reportados os resultados obtidos nas simulações da resposta da câmara em função da profundidade do volume sensível.

2. METODOLOGIA

2.1 Método de Simulação

O transporte de elétrons e fótons foi realizado via Monte Carlo N-Transport Code (MCNP), versão X, que permite simular o transporte de partículas em diferentes geometrias com diferentes materiais. O número de partículas definido para as simulações foi de 5.10⁶. A câmara de extrapolação PTW, modelo 23392, foi modelada de acordo com os dados de Faria et al., 2015 [3] e com manual de instruções da câmara e informações adicionais obtidas do fabricante [4].

2.2 Espectro da fonte, distância da fonte-câmara, filtro e absorvedor

O espectro de energia do radionuclídeo ⁸⁵Kr foi obtido no ICRP Report 107 [5] e as simulações foram realizadas a distância padrão de calibração entre a fonte de radiação e a câmara de extrapolação. A distância definida foi de 30 cm para o ⁸⁵Kr.

O filtro é feito de material Tereftalato de Polietileno (Hostaphane/Mylar) e suas geometrias constituí de folhas circulares e estão descritas no manual de operação do fabricante [6]. O filtro foi posicionado a 10 cm da fonte e centrado no eixo z.

Nas simulações, a geração dos feixes de partículas foi colimada em um cone em direção à câmara com um semi-ângulo θ em torno do eixo z.

Os absorvedores são tecidos moles equivalentes, conforme especificado na ISO padrão de 2006 [7], e está posicionada bem em frente à janela de entrada da câmara.

A geometria completa do problema consiste na câmara de extrapolação (a), fonte, filtro e absorvedor, envolvidos por uma superfície esférica que delimita o universo do sistema fonte-câmara (b) como mostra o esquema em 3D na figura 1.

3.2 Taxa de dose absorvida em tecido, D

A taxa de dose absorvida no tecido, foi estimada através dos resultados encontrados nas simulações para a fonte e distância padrão fonte-câmara e comparada com os resultados de Faria et al., 2015 [3]. A equação 1 apresenta os dados para o cálculo da taxa de dose:

$$\dot{D} = \frac{T_{(0,07)} A S_{t,0} \sum_{i=1}^n E_i^t m^i}{M} \quad (1)$$

onde, $T_{(0,07)}$ é o fator de transmissão com 0,07mm de espessura, que está relacionado a espessura de absorção. A é a atividade em Bq, $S_{t,0}$ é o quociente de massa eletrônico do poder de frenamento tecido e ar do reportado pela ISO [7], r é a taxa da produção de partícula por decaimento nuclear, M é a massa do volume da câmara e E_i^t é a energia média depositada dentro do volume da câmara, ou seja, o tally *F5:p na qual é a resposta da simulação com o MCNP. O valor de M nos cálculos inicialmente foi de 4,25882.10⁻³ g com uma profundidade da câmara de 5,0mm.

A tabela 1 mostra uma comparação da taxa de dose \dot{D} em $\mu\text{Gy.s}^{-1}$ entre a dose da simulação publicada no artigo \dot{D}_s de Faria et al., 2015 [6] e com o obtido através das simulações \dot{D}_t . A unidade está em $\mu\text{Gy.s}^{-1}$ e o valor dado da atividade da fonte foi obtido através da certificação [6].

É interessante observar que as doses apresentadas na tabela 2 estão a 18% de diferença entre as simulações reportada no artigo \dot{D}_s e as obtidas com a nova câmara desenvolvida \dot{D}_t neste trabalho. Uma possível justificativa e que está sendo ainda analisada é o valor do volume sensível da câmara reportada no artigo e o volume encontrado quando foi modelada a câmara de acordo com os parâmetros de raio e altura dos cilindros que formam a geometria do modelo.

4. CONCLUSÃO

Este trabalho resume as simulações feitas com base do modelo da câmara de extrapolação PTW 23392 e uma fonte de radiação ⁸⁵Kr. A taxa de dose obtida via simulação resultou em uma resposta em relação ao valor de calibração da fonte com uma diferença de 18%.

Foram observados que em relação a resposta da câmara, a energia depositada no volume da câmara mostra uma linearidade sobre a curva extrapolada, o que resulta em uma boa resposta em relação a câmara. Vários outros parâmetros ainda estão em estudo e serão reportados posteriormente em outros artigos.

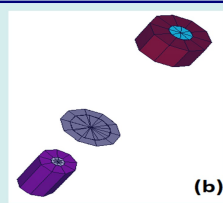


Figura 1: Esquema em 3D do sistema fonte-câmara com suas geometrias cilíndricas. (a) Região interna da câmara de extrapolação, em amarelo é o volume sensível na qual foi calculado a energia depositada. (b) abaixo para cima tem-se, a fonte, o filtro e a câmara de extrapolação. Visualização feita pelo programa VISED [8].

3. RESULTADOS

3.1 Resposta Linear da câmara

Neste trabalho, a curva de extrapolação foi obtida pelas medidas das energias depositadas dentro do volume sensível da câmara em função da distância entre a janela de entrada e o eletrodo coletor, ou seja, a profundidade da câmara. Para a variação do volume sensível da câmara, diferentes alturas do cilindro foram reduzidas igualmente de 0,5 mm. Esta variação altera o volume sensível da câmara e é como se o filtro e permite obter a taxa de dose em relação ao volume. O gráfico 1 mostra a linearidade da energia depositada em relação a profundidade da câmara. O comportamento da curva obtidas através das simulações apresentam uma resposta esperada. Ou seja, quanto menor a profundidade da câmara menor a energia depositada. O valor do R² é maior do que 0,999.

Gráfico 1: Curva extrapolada MC para o ⁸⁵Kr a uma distância de 30cm da fonte-câmara. As barras de erro são menores que os pontos.

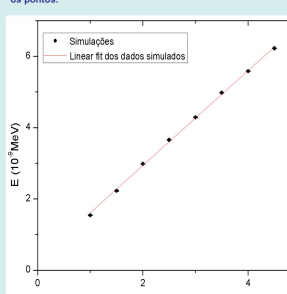













Tabela 1: Taxa de dose no tecido para a fonte simulada no artigo e a calculada através da simulação deste trabalho com seu respectivo erro relativo.

Fonte	A (GBq)	D ₅₀	D ₂	θ
⁸⁵ Kr	3,7	43,37±0,5	52,937±0,003	10°

REFERÊNCIAS

- [1] X-6 MONTE CARLO TEAM. MCNP – A general Monte Carlo N-Particle transport code version 6. LA-UR-03-1987, et. Novo México: Los Alamos National Laboratory, v. Volume 1. Overview and Theory, (2003).
- [2] FONSECA, T. C. F. et al. Estudo comparativo entre simulações de um sistema de monitoração ocupacional interna utilizando diferentes códigos de Monte Carlo. Brazilian Journal of Radiation Sciences, v. 3, n. 1, (2015).
- [3] Faria, F. P. et al. Monte Carlo simulation applied to the characterization of an extrapolation chamber for beta radiation dosimetry. Radiation Physics and Chemistry, 116, 226-230, (2015).
- [4] PTW-FRESEBURG. Instruction Manual – Extrapolation chamber according to Bohm – Type 23392. Freiburg, Germany, D431.131.04, (2002).
- [5] ICRP. Nuclear decay data for dosimetric calculations. Ann. ICRP 38 (3), ICRP Publication 107, (2008).
- [6] BRS2. Operation Manual - Beta Secondary Standard 2. ISOTRAK, (2000).
- [7] ISO. International Organization for Standardization. Reference beta-particle radiation-Part 1: Methods of production. Geneva, ISO/IFDS 6985-1, (2006).
- [8] Schwarz A. L., Schwarz R. A., Carter L. L. MCNP/MCNPX Visual Editor Computer Code Manual. Vised Version 24E, February (2011).

APOIO E PATROCÍNIO:

A.2 Pôster apresentado no XXIV Congresso Brasileiro de Física Médica em Santos, SP - 2019



XXIV CBFM

Congresso Brasileiro de Física Médica

21 a 24 de Agosto de 2019
Santos - SP



COMPUTACIONAL MODEL OF AN EXTRAPOLATION CHAMBER FOR BETA DOSIMETRY

L. F. De Araújo¹, J. A. Benavente C.¹, T. C. F. Fonseca¹

¹ Programa de Pós-graduação em Ciências e Técnicas Nucleares, Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG, Av. Antônio Carlos, 6627, Pampulha, Belo Horizonte, Bloco 4, CEP 31270-901
E-mail: lucasfaraújo1@gmail.com

ABSTRACT

Methodologies for dose measurement and dose rate absorbed by beta radiation are required. Several existing radionuclides are beta emitters and electromagnetic radiation, and in many cases the dose absorbed due to beta radiation exceeds the dose corresponding to the gamma rays. Computational tools have allowed significant advances in the optimization of measurement systems, in which it is possible to simulate and evaluate the influence of different parameters in isolation. The mathematical method Monte Carlo Method (MCM) is used to theoretically simulate statistical processes. This method uses a sequence of random numbers to simulate a physical phenomenon. The Monte Carlo MCNPX computational code takes into account radiation interaction libraries with matter and is internationally recognized as an efficient code for transport analysis of various types of radiation. This was used for the modeling and simulation of the PTW-23392 extrapolation chamber. The validation was performed by comparing the results of the simulations with those published in the literature. The extrapolation chamber was positioned 30 cm from the radiation source. The source used in the simulations was the ⁸⁵Kr, which is a beta particle emitter with maximum energy of 0.687 MeV and half-life of 10.7 years.

1. INTRODUCTION

The extrapolation chamber (EC) is useful for detecting low energy beta and X radiation and is employed in determining absorbed dose rates. In addition, this chamber can be used as a primary or secondary standard system in beta and X radiation beam dosimetry [1]. The characterization of beta dosimetry systems involves the determination of absorbed dose rates in air and / or in tissues with small thicknesses of equivalent tissue materials [2,3].

The Mathematical Method Monte Carlo (MC) stands out in the area of radiation physics as a computational modeling technique [4]. Several computational codes exist for the simulation of particle transport [5,6,7]. This paper presents preliminary results of the computational modeling of a EC PTW-23392.

The validation of the computational model was performed by comparing the dose rate and transmission factors of the radiation source, published in the literature [7] with the results of the developed model. The results obtained for the chamber response as a function of sensitive volume depth, transmission factor and dose rate will be reported.

2. METHODOLOGY

2.1 Simulation Method

The transport of electrons and photons was performed via Monte Carlo N-Transport Code (MCNP), version X, which allows to simulate the transport of particles in different geometries with different materials. The number of particles defined for the simulations was 5x10⁶. The PTW extrapolation chamber, model 23392, was modeled according to data from Faria et al., 2015 [7] and to the chamber instruction manual and additional information obtained from the manufacturer [8].

2.2 Source spectrum, source-chamber distance, filter and absorber

The energy spectrum of the ⁸⁵Kr radionuclide was obtained from ICRP Report 107 [9] and simulations were performed at the standard calibration distance between the radiation source and the extrapolation chamber. The set distance was 30 cm for the ⁸⁵Kr.

The filter is made of Polyethylene Terephthalate (Hostaphane / Mylar) material and its geometries are circular sheets and are described in the manufacturer's operation manual [10]. The filter was positioned 10 cm from the source and centered on the z axis.

In the simulations, the generation of particle beams was collimated in a cone towards the chamber with a half angle θ around the z axis.

The absorbers are soft tissue equivalents as specified in the 2006 ISO standard [11] and are positioned directly in front of the chamber entry window.

The complete geometry of the problem consists of the extrapolation chamber (a), and the source system, filter and chamber with their respective distances (b) as shown in the 3D scheme in Figure 1.

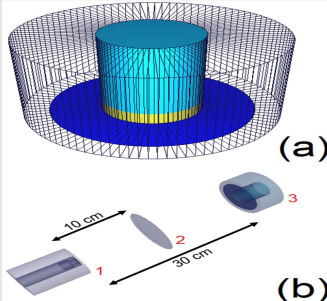


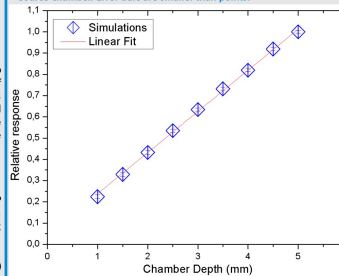
Figure 1: 3D Scheme of the source-chamber system with cylindrical geometries. (a) Inner region of the extrapolation chamber, in yellow is the sensitive volume at which the deposited energy was calculated. (b) 1 - source of ⁸⁵Kr, 2 - filter and 3 - extrapolation chamber. Visualization made by VISED program [12].

3. RESULTS

3.1 Linear Chamber Response

In this work, the extrapolation curve was obtained by measuring the energies deposited within the sensitive chamber volume as a function of the distance between the input window and the collecting electrode, in other words, the chamber depth. To obtain the extrapolation curve, the energies deposited at different depths of the chamber were obtained. This variation alters the chamber's sensitive volume and is how it is obtained and gives the dose rate about to the volume. Figure 2 shows the linearity of the deposited energy in relation to the depth of the chamber. The behavior of the curve obtained through the simulations presents an expected response, that is, the lower the depth of the chamber the lower the energy deposited. The results obtained with MCNPX had relative errors in the range of 1%. R² value is greater than 0.999.

Figure 2: Extrapolated curve for the ⁸⁵Kr at a distance of 30cm from the source-chamber. Error bars are smaller than points.



3.2 Transmission Factor, T

The absorption thicknesses were positioned in front of the entrance window. In this work, the transmission factor was defined according to equation (1) by Faria et al. 2015 [7]:

$$T = \left(\frac{a-a_0}{a} \right)^2 \frac{E_m(d)}{E_m(0)} \quad (1)$$

where, $E_m(d)$ is the average energy defined by tally * F8 which describes the average energy deposition in MCNPX. This was defined to compute the energy deposited in the sensitive chamber volume with an absorption thickness d . $E_m(0)$ is the average energy extrapolated to the zero absorption thickness (representing the skin surface); a is the calibration distance of the source chamber and a_0 is the absorption thickness. The quadratic term in equation (1) is a geometric correction factor [3] and is a value very close to one unit.

Table 1 presents the T values obtained through Equation (1). T_{sim} of the model developed in this work and transmission factors of the results published by Faria et al. 2015 [7] T_{cal} as well as the calibration results T_{cal}.

Table 1 - Comparison with the Transmission Factors for ⁸⁵Kr. Δ is the difference in% in relation to the simulated ones in this work.

a (mm)	T _{cal}	T _{ref}	T _{sim}	Δ _{cal}	Δ _{ref}
0.00	1.05	1,05±0,010	1,00±0,0033	5,1%	5,1%
0.02	1.04	1,03±0,011	1,08±0,0034	3,4%	4,4%
0.04	1.03	1,02±0,011	1,08±0,0034	4,9%	5,9%
0.05	1.02	1,01±0,012	1,02±0,0035	0,2%	0,8%
0.07	1.00	1,00±0,013	1,03±0,0036	3,1%	3,1%
0.1	0.96	0,98±0,013	0,96±0,0037	0,4%	2,4%
0.2	0.78	0,91±0,013	0,75±0,0041	3,3%	17,1%

3.3 Absorbed dose rate in tissue, \dot{D}

The absorbed dose rate in tissue was estimated through the results found in the simulations for source and source-chamber standard distance and compared with the results of Faria et al., 2015 [7]. Equation 2 presents the parameters for the dose rate calculation,

$$\dot{D} = \frac{T_{(0,07)} A s_{\alpha} \sum_{i=1}^n E_m^i r_i}{M} \quad (2)$$

where, T_(0,07) is the transmission factor with 0,07mm of thickness, which is about to absorption thickness. A is the activity in Bq, s_α is the electronic mass quotient of stopping power of the tissue and air that reported by ISO [3], r_i is the rate of particle production by nuclear decay, M is the mass of the chamber volume and E_m is the average energy deposited within the chamber volume. The M value in the calculations was 4,25882·10⁻³ g with a chamber depth of 5,0mm.

Table 2 shows a comparison of the dose rate \dot{D}_{sim} between the simulation dose published in the article \dot{D}_{sim} by Faria et al., 2015 [7] and with that obtained through the simulations \dot{D}_s . The unit is in $\mu\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$ and the given value of source activity was obtained through certification [11].

Table 2: Dose rate in tissue for the simulated source in the article and calculated by simulating this work.

Source	A (GBq)	\dot{D}_{sim}	\dot{D}_s	θ , f_{inv} , f_{ext}
⁸⁵ Kr	3.7	43.37±0.02	42.48±0.06	10°; 0.76; 0.24

It's interesting to observe, that's the doses shown in Table 2 are approximately 2% different from the simulations reported in the article \dot{D}_{sim} and those obtained with the new chamber developed \dot{D}_s in this work.

4. CONCLUSION

It was observed that in relation to the camera response, the energy deposited in the chamber volume shows a linearity over the extrapolated curve, which results in a good chamber reading efficiency.

The transmission factor has a more accurate approximation of values with calibration values, where there is a very large decrease in T by increasing the absorption thickness above to 0.2 mm, which is not interesting for beta particles.

The dose rate obtained via simulation resulted in a good response to the simulated source calibration value with the same parameters as the collimated source with a difference of approximately 2%.

REFERENCES

- [1] Behrens R. Simulation of the radiation fields of the Beta Secondary Standard BSS 2. Journal of Instrumentation, 2013 02:8:P02019.
- [2] Caldas LVE. Performance characteristics of an extrapolation chamber for beta radiation detection. J Appl Radiat. Isot. 1986;9(37):988-990.
- [3] ISO ICRS. Nuclear energy-Reference beta-particle radiation Part 2: Calibration fundamentals related to basic quantities characterizing the radiation fields. 6980th ed. Geneva: ISO/IFDS; 2004.
- [4] PELOWITZ, D. MCNPX user's manual. Version 2.5.0. Los Alamos National Laboratory Report LA-CP-05-0369, 2005.
- [5] Mendes B, M Trindade B, Fonseca T, Campos T. Assessment of radiation-induced secondary cancer risk in the Brazilian population from left-sided breast-3D-CRT using MCNPX. The British Journal of Radiology. 2017 09;90:20170187.
- [6] FONSECA, T. C. F. et al. Estudo comparativo entre simulações de um sistema de Monitoração ocupacional interna utilizando diferentes códigos de Monte Carlo. Brazilian Journal of Radiation Sciences. v. 3, n. 1, (2015).
- [7] Faria, F. P. et al. Monte Carlo simulation applied to the characterization of an extrapolation chamber for beta radiation dosimetry. Radiation Physics and Chemistry, 116, 226-230, (2015).
- [8] PTW-FREIBURG. Instruction Manual – Extrapolation chamber according to Böhlm – Type 23392. Freiburg, Germany, D431.131.04, (2002).
- [9] ICRP. Nuclear decay data for dosimetric calculations. Ann. ICRP 38 (3), ICRP Publication 107, (2008).
- [10] BSS2 Operation Manual - Beta Secondary Standard 2, ISOTRAK, (2000).
- [11] ISO. International Organization for Standardization. Reference beta-particle radiation Part 1: Methods of production. Geneva: ISO/IFDS 6980-1, (2005).
- [12] Schwarz A. L., Schwarz R. A., Carler L. L. MCNP/MCNPX Visual Editor Computer Code Manual. Vised Version 24E, February (2011).



A.3 Apresentação Oral no XIX International Symposium on Solid State Dosimetry em Zacatecas, México - 2019

ISSSD 2019



The Mexican Society of Irradiation and Dosimetry

CERTIFIES THAT

***L.F. De Araújo, J.A. Benavente-Castillo,
B. Seniwal & T.C.F. Fonseca***

Presented the paper Monte Carlo Simulation of Extrapolation Chamber for Beta Radiation Dosimetry during the XIX International Symposium on Solid State Dosimetry held, from October 7th to 11th, 2019 at Zacatecas, Zac., México.

A blue ink signature of Dr. Hector R. Vega-Carrillo, consisting of a stylized 'H' and 'V'.

Dr. Hector R. Vega-Carrillo
Scientific committee chairperson

Anexo B – Artigos submetidos em Revistas

Os artigos submetidos a seguir estão organizados por ordem cronológica.

- B.1 *Artigo submetido na Revista Brasileira de Física Médica (RBFM) - Agosto 2019*
- B.2 *Artigo submetido na Revista Applied Radiation and Isotopes (ARI) - Dezembro 2019*
- B.3 *Artigo submetido na Revista Brazilian Journal of Radiation Sciences (BJRS) - Dezembro 2019*
- B.4 *Participação no Artigo de Eduardo Trindade, com o título: "Comparação computacional entre TPS versus códigos de Monte Carlo para feixe de elétron" na Revista Brazilian Journal of Radiation Sciences (BJRS) - Fevereiro 2020*

Modelo computacional de uma câmara de extrapolação para dosimetria beta

Computational model of an extrapolation chamber for beta dosimetry

L.F. De Araújo¹, J. A. Benavente C.¹, T. C. F. Fonseca¹

¹Departamento de Engenharia Nuclear, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil

Resumo

Metodologias para medição da dose e taxa de dose absorvida por radiações beta são necessárias. Diversos radionuclídeos existentes são emissores beta e de radiação eletromagnética e, em muitos casos, a dose absorvida devido a radiação beta supera a dose correspondente aos raios gamas. Ferramentas computacionais tem permitido avanços significativos na otimização dos sistemas de medidas, no qual permite simular e avaliar a influência de diferentes parâmetros isoladamente. O método matemático Método de Monte Carlo (MMC) é utilizado para simular teoricamente processos estatísticos. Este método utiliza uma sequência de números aleatórios para simular um fenômeno físico. O código computacional Monte Carlo MCNPX leva em consideração bibliotecas de interação da radiação com a matéria e é reconhecido internacionalmente como um código eficiente para análise de transporte de diversos tipos de radiações. Este foi utilizado para a modelagem e simulação da câmara de extrapolação PTW-23392. A validação foi realizada através da comparação dos resultados das simulações com os publicados em literatura. A câmara de extrapolação foi posicionada 30 cm em relação a fonte de radiação. A fonte utilizada nas simulações foi o ⁸⁵Kr, que é um emissor de partículas beta com energia máxima de 0,687 MeV e meia vida de 10,7 anos.

Palavras-chave: Instrumentação nuclear; Radiação beta; Modelagem computacional; MCNPx.

Abstract

Methodologies for dose measurement and dose rate absorbed by beta radiation are required. Several existing radionuclides are beta emitters and electromagnetic radiation, and in many cases the dose absorbed due to beta radiation exceeds the dose corresponding to the gamma rays. Computational tools have allowed significant advances in the optimization of measurement systems, in which it is possible to simulate and evaluate the influence of different parameters in isolation. The mathematical method Monte Carlo Method (MCM) is used to theoretically simulate statistical processes. This method uses a sequence of random numbers to simulate a physical phenomenon. The Monte Carlo MCNPX computational code takes into account radiation interaction libraries with matter and is internationally recognized as an efficient code for transport analysis of various types of radiation. This was used for the modeling and simulation of the PTW-23392 extrapolation chamber. The validation was performed by comparing the results of the simulations with those published in the literature. The extrapolation chamber was positioned 30 cm from the radiation source. The source used in the simulations was the ⁸⁵Kr, which is a beta particle emitter with maximum energy of 0.687 MeV and half-life of 10.7 years.

Keywords: Nuclear instrumentation; Beta radiation; Computational modeling; MCNPx.

1. Introdução

Câmaras de ionização do tipo placas paralelas, em geral, possuem volume sensível fixo. Entretanto, há um modelo deste tipo que apresenta volume variável, que são conhecidas como câmara de extrapolação. A câmara de extrapolação é útil para a detecção de radiação beta e X de energias baixas, e é empregada na determinação de taxas de dose absorvida. Além disso, esta câmara pode ser utilizada como um sistema padrão primário ou secundário em dosimetria de feixes de radiação beta e X^{1,2}. A caracterização de sistemas de dosimetria beta, envolve a determinação das taxas de dose absorvidas no ar e/ ou em tecidos com pequenas espessuras de materiais de tecidos equivalentes²⁻⁴.

O método matemático de Monte Carlo (MMC) destaca-se na área da física das radiações como uma técnica de modelagem computacional⁵⁻⁷. Vários

códigos computacionais existem para a simulação do transporte de partículas^{8,9}.

Este trabalho apresenta a modelagem e simulação computacional da câmara de extrapolação PTW modelo 23392. A validação do modelo computacional foi realizada através da comparação da taxa de dose obtida para a radiação beta do ⁸⁵Kr com resultados publicados por Faria et al. 2015¹⁰. Além destes, serão reportados os resultados obtidos para a resposta da câmara em função da profundidade do volume sensível e o fator de transmissão.

2. Materiais e Métodos

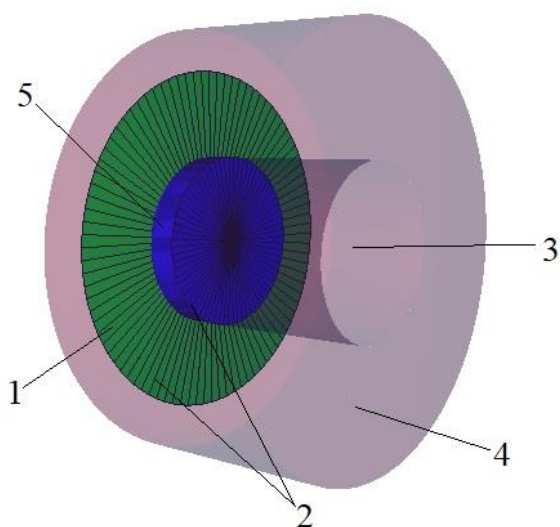
2.1. Método de Simulação

O transporte de elétrons e fótons foi realizado via Monte Carlo N-Particle eXtended (MCNPX)¹¹, que permite simular o transporte de partículas em

diferentes geometrias com diferentes materiais. Foi desenvolvido um arquivo de entrada *input* que contém informações sobre o problema, especialmente sobre a superfície e volumes do modelo, a descrição dos materiais, a biblioteca de secção de choque, a localização e características da fonte radioativa, e os tipos de respostas *tallies* desejados. O número de partículas definida para as simulações foi próximo de 5.0×10^8 . Uma nps (*number of started particles*) ideal é alcançada se os testes estatísticos do MCNP forem satisfeitos¹². Este valor permite obter uma confiança estatística nos resultados obtidos de até 1% na qual está em uma faixa confiável de resultados na simulação¹³. A câmara de extrapolação PTW, modelo 23392, foi modelada de acordo com os dados de Faria et al. 2015¹⁰ e com manual de instruções da câmara¹⁴ e informações adicionais obtidas por trabalhos que modelaram a câmara, tais como de Benavente¹⁵ e Anotnio¹.

A geometria modelada é rotacional em relação ao eixo z e consiste em cilindros formados por superfície do tipo macrobodie RCC (*Right Circular Cylinder*) como ilustra a Figura 1.

Figura 1 - Esquema tridimensional da Câmara de Extrapolação PTW-23392. 1 - Janela de entrada de $3.5 \text{ } \mu\text{m}$. 2 - Eletrodo revestido com grafite de $0.35 \text{ } \mu\text{m}$. 3 - Barra de PMMA. 4 - Corpo Acrílico de PMMA $\phi=140 \text{ mm}$. 5 - Volume Sensível de Ar $\phi=30 \text{ mm}$. A Espessura de Absorção $\phi=60.5 \text{ mm}$, quando utilizada fica à frente da Janela de entrada. Visualização feita pelo programa VISED¹⁶



Fonte: O autor (2019).

2.2. Fonte, filtro e absorvedor

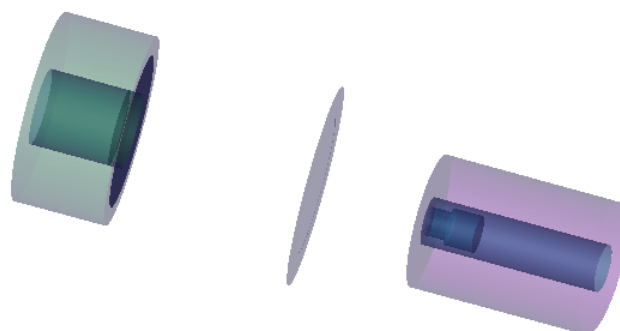
O espectro de energia do radionuclídeo ^{85}Kr foi obtido no ICRP Report 107¹⁷ e as simulações foram realizadas a distância padrão (30 cm) de calibração entre a fonte de radiação e a câmara de extrapolação. O radionuclídeo é um emissor beta e a taxa de emissão devido a outros tipos de radiações tais como, raios X, gama, elétrons de conversão interna e elétrons Auger são menores que a taxa de emissão beta e, portanto, não contribuem para os resultados da simulação.

A fonte reportada por Faria et al., 2015¹⁰ consiste em material ativo dentro de suportes cilíndricos compostos de diferentes camadas de materiais. A construção geométrica desta fonte está catalogada em Eckert & Ziegler¹⁸. Um ponto a ser destacado em sua geometria, é a janela da fonte de material titânio com densidade superficial de $11,3 \text{ mg.cm}^{-2}$ ¹⁹. A fonte foi definida como pontual e colimada em forma de um cone em direção à câmara com um semi-ângulo θ em torno do eixo z²⁰. O vértice do cone está imerso em material ativo e este tem o número atômico ($Z=36$) e $0,0191 \text{ g.cm}^{-3}$ de densidade².

O filtro é feito de material Tereftalato de Polietileno (*Hostaphane/Mylar*) e suas geometrias constituem de folhas circulares e estão descritas no manual de operação do sistema BSS2 (*BETA SECONDARY STANDARD 2*)¹⁹. O filtro foi posicionado a 10 cm da fonte e centralizados no eixo z^{19,21}.

Os absorvedores são tecidos moles equivalentes, conforme especificado na ISO 6980²¹, e está posicionada em frente à janela de entrada da câmara. Figura 2 mostra a geometria completa.

Figura 2 - Esquema em 3D do sistema Câmara-Fonte com suas respectivas geometrias cilíndricas, no qual, tem-se a câmara de extrapolação, o filtro e fonte. Visualização feita pelo programa VISED¹⁶. Ilustração fora de escala



Fonte: O autor (2019).

3. Resultados

3.1. Resposta linear da câmara

Os resultados obtidos com o MCNPx tiveram erros relativos na margem de 1%. Para obter a curva de extrapolação foram obtidas as energias depositadas em diferentes profundidades da câmara. Ou seja, foi medido a energia depositada dentro do volume sensível da câmara em função da distância entre a janela de entrada e o eletrodo coletor. A validação da câmara de extrapolação modelada gera uma resposta linear em função da profundidade.

A Figura 3 mostra a resposta relativa em relação a profundidade da câmara. O comportamento da curva obtida apresenta que quanto menor a profundidade da câmara menor a energia depositada. O valor do coeficiente de determinação R^2 da regressão linear é maior do que 0,999.

3.2. Fator de Transmissão, T

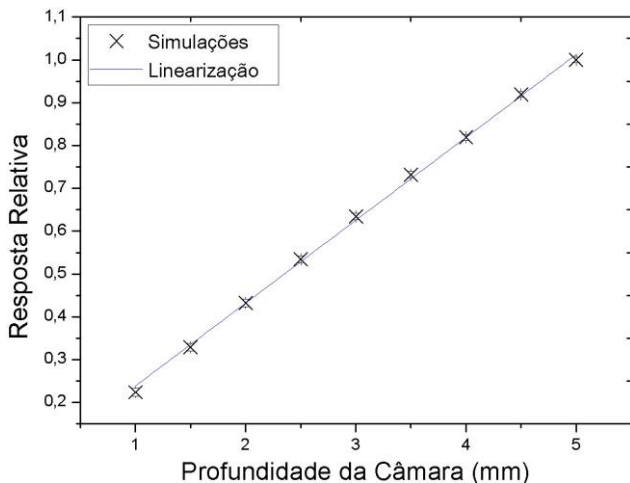
Os cálculos dos fatores de transmissão com espessuras de tecidos equivalentes foram realizados com distância fonte-câmara de calibração e com

profundidade da câmara fixado a 4,0 mm^{22,23}. As espessuras de absorção foram posicionadas em frente à janela de entrada. Neste trabalho, o fator de transmissão foi definido de acordo com a equação (1) de Faria et al. 2015¹⁰:

$$T = \left(\frac{a - a_o}{a} \right)^2 \frac{E_m(d)}{E_m(0)} \quad (1)$$

onde $E_m(d)$ é a energia média definido pelo *tally* *F8 que descreve a deposição de energia média no MCNPx. Este foi definido para computar a energia depositada no volume sensível da câmara com uma espessura d de absorção, $E_m(0)$ é a energia média extrapolada a espessura nula de absorção (representando a superfície da pele); a é a distância de calibração da câmara-fonte e a_o é a espessura de absorção. O termo quadrático na equação (1) é um fator de correção geométrico²¹ e é um valor muito próximo de uma unidade.

Figura 3 - Resposta linear da câmara de extrapolação, modelada computacionalmente para o ⁸⁵Kr a uma distância de 30 cm da câmara-fonte. As barras de erro são menores que os pontos.



Fonte: O autor (2019).

A Tabela 1 apresenta os valores de T obtidos através da Equação (1) T_{Sim} do modelo desenvolvido neste trabalho e fatores de transmissão dos resultados publicadas por Faria et. al. 2015¹⁰ T_{Ref} bem como os resultados de calibração T_{Cal} .

Tabela 1 - Comparação com os Fatores de Transmissão para o ⁸⁵Kr. Δ é a diferença em % em relação com os simulados neste trabalho.

a_o (mm)	T_{Cal}	T_{Ref}	T_{Sim}	Δ_{Cal}	Δ_{Ref}
0,00	1,05	1,05±0,010	1,00±0,0033	5,1%	5,1%
0,02	1,04	1,03±0,011	1,08±0,0034	3,4%	4,4%
0,04	1,03	1,02±0,011	1,08±0,0034	4,9%	5,9%
0,05	1,02	1,01±0,012	1,02±0,0035	0,2%	0,8%
0,07	1,00	1,00±0,013	1,03±0,0036	3,1%	3,1%
0,1	0,96	0,98±0,013	0,96±0,0037	0,4%	2,4%
0,2	0,78	0,91±0,013	0,75±0,0041	3,3%	17,1%

Fonte: O autor (2019).

Foi observado o decréscimo dos fatores de transmissão enquanto há um crescimento da espessura de absorção. O comportamento é o esperado para este tipo de modelo. Ao aumentar a

espessura de absorção as partículas betas são blindadas ao ultrapassarem por esta espessura.

3.3. Taxa de dose no tecido, \dot{D}

Para determinação da taxa de dose, foi utilizada a equação (2) reportada por Faria et al. 2015¹⁰:

$$\dot{D} = \frac{T_{(0,07)} A s_{t,a} \sum_{i=1}^n E_m^i r_i}{M} \quad (2)$$

onde $T_{(0,07)}$ é o fator de transmissão com 0,07 mm de espessura. A é a atividade nominal em Bq definida pelo sistema BSS2¹⁹, ou seja, a atividade nominal é 3,6 GBq , $s_{t,a}$ é o quociente de massa eletrônico do poder de freamento tecido e ar reportado pela ISO 6980⁴ ou seja, para o ⁸⁵Kr a $s_{t,a}$ é igual a 1.12, r_i é a taxa da produção de partícula por decaimento nuclear, E_m é a energia média em MeV e normalizada pelo número de partículas depositada dentro do volume sensível da câmara calculada com o *tally* *F8:e,p. M é a massa do volume sensível da câmara que foi configurada a 5 mm de profundidade, com massa de $4,25882 \cdot 10^{-3}g$.

A Tabela 2 mostra os valores da taxa de dose \dot{D} em $\mu Gy \cdot s^{-1}$ dos resultados obtidos com o modelo (\dot{D}_{Sim}) e comparados com os resultados encontrados no trabalho de referência¹⁰ e de calibração respectivamente (\dot{D}_{Ref} e \dot{D}_{Cal}). θ representa o cône do semi-ângulo do feixe, f_{in} e f_{out} são as frações das partículas geradas dentro e fora do cone respectivamente.

Tabela 2 – Taxa de Dose ($\mu Gy \cdot s^{-1}$) para ⁸⁵Kr

\dot{D}_{Cal}	45,5±0,5
\dot{D}_{Ref}	43,37±0,02
\dot{D}_{Sim}	45,15±0,01
Δ_{Cal}	0,77%
Δ_{Ref}	3,94%
θ, f_{in}, f_{out}	10; 0,76; 0,24

Fonte: O autor (2019).

4. Conclusão

Neste trabalho a modelagem e simulação computacional de uma câmara de extrapolação PTW 23392 e uma fonte de radiação ⁸⁵Kr foram realizadas. Para a validação do modelo, os resultados de dose e fatores de transmissão foram validados com os resultados publicados em literatura. Foram observados que em relação a resposta da câmara, a energia depositada no volume da câmara mostra uma linearidade, que é o esperado e com isso, tem-se uma boa eficiência da câmara modelada.

O fator de transmissão tem uma aproximação mais apurada de valores com os de calibração, na qual há um decréscimo muito grande em T ao aumentar a espessura de absorção para 0,2 mm, o que não é interessante para partículas beta.

A taxa de dose encontrada e comparada com o resultado publicado em literatura foi de 3,94% e de calibração uma diferença de 0,77%, ou seja, o

modelo computacional tem uma boa aproximação com o de referência, sendo assim, uma validação coerente com o trabalho de referência.

Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio da CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) no desenvolvimento deste trabalho, através da concessão de bolsa de pesquisa.

Referências

1. Antonio PL. Estabelecimento de padronização Primária e de métodos relativos com o uso de técnicas luminescentes em dosimetria da radiação beta. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. São Paulo, Brasil; 2013.
2. Behrens R. Simulation of the radiation fields of the Beta Secondary Standard BSS 2. Journal of Instrumentation. 2013 02;8:P02019.
3. Caldas LVE. Performance characteristics of an extrapolation chamber for beta radiation detection. J Appl Radiat. Isot. 1986;9(37):988-990.
4. ISO IOFS. Nuclear energy-Reference beta-particle radiation Part 2: Calibration fundamentals related to basic quantities characterizing the radiation fields. 6980th ed. Geneve: ISO/FDIS; 2004.
5. Fonseca T, Antunes P, Belo M, Bastos F, Campos T, Geraldo J, et al. MCMEG: Intercomparison exercise on prostate radiotherapy dose assessment. Radiation Physics and Chemistry. 2019 04;
6. Mendes B, M Trindade B, Fonseca T, Campos T. Assessment of radiation-induced secondary cancer risk in the Brazilian population from left-sided breast-3D-CRT using MCNPX. The British Journal of Radiology. 2017 09;90:20170187.
7. Seniwal B, Fonseca T, Singh R. Monte-Carlo Modelling For Evaluation Of Two Different Calculation Algorithms. Brazilian Journal of Radiation Sciences. 2019 01;7.
8. Fonseca T, M Bastos F, T T Figueiredo M, S Souza L, C Guimarães M, R E Silva C, et al. Estudo comparativo entre simulações de um sistema de monitoração ocupacional interna utilizando diferentes códigos de Monte Carlo. Brazilian Journal of Radiation Sciences. 2015 06;3:3-1.
9. Fonseca TCF, Antunes PCG, Belo MCL, Bastos F, Campos TP, Geraldo JM, et al. MCMEG: Intercomparison exercise on prostate radiotherapy dose assessment. Radiation Physics and Chemistry. 2019;p. 108295. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0969806X18311186>
10. Faria FP, Reynaldo SR, Fonseca T, Lacerda MA, Da Silva T. Monte Carlo simulation applied to the characterization of an extrapolation chamber for beta radiation dosimetry. Radiation Physics and Chemistry. 2015;116(1):226-230.
11. Team XMC. MCNP - A general Monte Carlo N-Particle transport code version 5. Novo Mexico; 2003
12. Booth TE, Brown FB, Bull JS, Forster RA, Goorley JT, Hughes HG, et al. MCNP - a General Monte Carlo n-particle Transport Code, version 5. Novo Mexico; 1987.
13. McKinney GW. MCNPX Users Manual Version 2.7.0; 2011.
14. PTW-Freiburg. Instruction Manual - Extrapolation chamber according to Böhm - Type 23392. Freiburg, Germany; 2002
15. Castillo JAB. Caracterização de uma câmara de extrapolação e filmes radiocrômicos para verificação da coerência metrológica entre campos padrões de radiação beta. Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear. Belo Horizonte, Brasil; 2011
16. Schwarz AL, Schwarz RA, Carter LL. MCNP/MCNPX Visual Editor Computer Code Manual; 2011.
17. ICRP. Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations. Ann. icrp 38 ed. ICRP Publication 107; 2008.
18. Nuclitec EZ. <https://www.ezag.com>.
19. BSS2 I. Operation Manual - Beta Secondary Standard 2; 2000.
20. Antônio Castelo e Silva L, Mendes B, Paixão L, Rodrigues Gonçalves B, Mary Marchezini dos Santos D, Luiza Mageste Fonseca R, et al. Simulação de um acelerador LINAC 6MV para determinação da dose de profundidade e razão tecido

fantoma utilizando MCNPx e EGSnrc. Brazilian Journal of Radiation Sciences. 2016 11;4.

21. ISO IOFS. Reference beta-particle radiation-Part 1: Methods of production. 6980th ed. Geneve: ISO/FDIS; 2006.
22. Oramas Polo I, Caldas L. Determination of transmission factors in beta radiation beams. Applied Radiation and Isotopes. 2018 02;136:82-86.
23. L Antonio P, Xavier M, Caldas L. Determination of transmission factors in tissue using a standard extrapolation chamber. Radiation Physics and Chemistry. 2014 02;95:38-43.

Contato:

Nome do Autor: Lucas Fabrício de Araújo
 Afiliação: Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG)
 Endereço Institucional: Av. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha - Belo Horizonte - Bloco 4, Sala 2299 - CEP 31270-901
 E-mail: lucasfaraujo1@gmail.com

Nome do Primeiro Co-Autor: Jhonny Antonio Benavente Castillo
 Afiliação: Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG)
 Endereço Institucional: Av. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha - Belo Horizonte - Bloco 4, Sala 2299 - CEP 31270-901
 E-mail: jhonnybenavente@gmail.com

Nome do Segundo Co-Autor: Telma C. F. Fonseca
 Afiliação: Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG)
 Endereço Institucional: Av. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha - Belo Horizonte - Bloco 4, Sala 2299 - CEP 31270-901
 E-mail: telmafonseca@nuclear.ufmg.br

Manuscript Details

Manuscript number	ARI_2019_1182
Title	Monte Carlo Simulations of Extrapolation Chamber for Beta Radiation Dosimetry
Article type	Full Length Article

Abstract

The objective of the present work was to develop a computational model of the PTW 23392 extrapolation chamber using MCNPX and PENELOPE codes. Simulations were performed to calculate the absorbed dose rate $D \cdot T$ (0.07) in tissue for ^{85}Kr , $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ and ^{147}Pm beta radiation sources. The response of the chamber was investigated by simulating the energy deposited at different depths of the sensitive volume. The dose rate for ^{85}Kr radiation source was calculated using two different equations published in literature and one of them was used for absorbed dose rate calculation for $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ and ^{147}Pm sources. Two methodologies were proposed to describe the spectrum of $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ source and use it with MCNPX code. In the case of ^{147}Pm source it was observed that the source material and its density may contribute for itself absorption, this may be due to the low energy beta particles emitted by this radionuclide when using MCNPX code. On the contrary, PENELOPE code can easily handle low energy beta particles with its source material. Whereas, the absorbed dose rate obtained using both MC codes were found to be up to 5% variation for all radionuclides compared to the results published in literature. Deviation up to 5% was observed for the transmission factor calculations and one case, 15% deviation was found for ^{85}Kr source compared to the literature. This work describes in detail the main parameters and common issues seeing when modelling an extrapolation chamber with three different beta standard sources.

Keywords	Nuclear instrumentation, Beta radiation, Computational modeling, MCNPX, PENELOPE codes
Manuscript category	Radiation Measurements
Corresponding Author	Telma Fonseca
Corresponding Author's Institution	Depart. Nuclear Eng. FEDERAL UNIVERSITY OF MINAS GERAIS
Order of Authors	Lucas Araújo, Jhonny Antonio Benavente Castillo, Telma Fonseca
Suggested reviewers	Sibele Reynaldo, Georgia Joana, Tarcisio Campos, Marco Aurélio Lacerda, Bernardo Dantas

Submission Files Included in this PDF

File Name [File Type]

Highlights.pdf [Highlights]

ARI_Journal_Lucas_ISSSD2019.pdf [Manuscript File]

Conflict of Interest.pdf [Conflict of Interest]

statement.jpeg [Author Statement]

To view all the submission files, including those not included in the PDF, click on the manuscript title on your EVISE Homepage, then click 'Download zip file'.

Nuclear instrumentation, Beta radiation, Computational modeling, MCNPX, PENELOPE

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19

Monte Carlo Simulations of Extrapolation Chamber for Beta Radiation Dosimetry

L. F. De Araújo, J. A. Benavente-Castillo, T. C. F. Fonseca¹

*Departamento de Engenharia Nuclear, Escola de Engenharia, Universidade Federal de
Minas Gerais – UFMG, Av. Antônio Carlos, 6627, Pampulha, Belo Horizonte, Bloco 4,
CEP 31270-901, Brazil*

Elsevier Inc^{1,1}, L.F. De Araujo^{1,}*

Abstract

22 The objective of the present work was to develop a computational model of
23 the PTW 23392 extrapolation chamber using MCNPX and PENELOPE codes.
24 Simulations were performed to calculate the absorbed dose rate $\dot{D}_T(0.07)$ in
25 tissue for ⁸⁵Kr, ⁹⁰Sr/⁹⁰Y and ¹⁴⁷Pm beta radiation sources. The response of
26 the chamber was investigated by simulating the energy deposited at different
27 depths of the sensitive volume. The dose rate for ⁸⁵Kr radiation source was
28 calculated using two different equations published in literature and one of them
29 was used for absorbed dose rate calculation for ⁹⁰Sr/⁹⁰Y and ¹⁴⁷Pm sources.
30 Two methodologies were proposed to describe the spectrum of ⁹⁰Sr/⁹⁰Y source
31 and use it with MCNPX code. In the case of ¹⁴⁷Pm source it was observed
32 that the source material and its density may contribute for itself absorption,
33 this may be due to the low energy beta particles emitted by this radionuclide
34 when using MCNPX code. On the contrary, PENELOPE code can easily handle
35 low energy beta particles with its source material. Whereas, the absorbed dose
36 rate obtained using both MC codes were found to be up to 5% variation for
37 all radionuclides compared to the results published in literature. Deviation
38 up to 5% was observed for the transmission factor calculations and one case,
39 15% deviation was found for ⁸⁵Kr source compared to the literature. This

*Corresponding author

Email address: lucasfaraujo1@gmail.com (L.F. De Araujo)

57
58
59
60
61
62
63 work describes in detail the main parameters and common issues seeing when
64 modelling an extrapolation chamber with three different beta standard sources.

65
66 *Keywords:*

67 Nuclear instrumentation, Beta radiation, Computational modeling, MCNPX,
68 PENELOPE

69
70 *2010 MSC:* 00-01, 99-00
71

72 73 **1. Introduction**

74
75 Extrapolation Chamber is a type plane-parallel ionization chamber with
76 variable volume. In addition, it is a primary standard measuring devices for
77 realising the unit of absorbed dose rate to tissue for beta radiation [1, 2]. The
78 characterization of beta dosimetry systems involves the determination of the
79 absorbed dose rate in air and/or tissues with small thicknesses of equivalent
80 tissue materials [3, 4].

81
82 The Monte Carlo method (MC) stands out in the area of radiation physics as
83 a computational modeling technique [5]. Several computational codes exist and
84 are widely used in radiation dosimetry for simulating the transport of particles.
85 Different codes allow to designing very complex geometries as close as to the
86 real physical problem [6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14]. The user have to develop
87 an input-deck file which contains all the information of the problem and it
88 includes the cell, surface and materials cards, cross-section library and physical
89 parameters, the radioactive source and the tally which is the response desired
90 [15].

91
92 This work presents the results of the computational modeling of the PTW
93 model 23392 extrapolation chamber for different Beta Secondary Standard (BSS2)
94 sources. The validation of the MCNPX and PENELOPE computational models
95 were performed by comparing the absorbed dose rate obtained for the differ-
96 ent beta sources such as ^{85}Kr , $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ and ^{147}Pm to the reference reported
97 in literature by Faria et al. 2015 [16] and Polo et al. 2018 [17]. The results
98 obtained for the relative response of the chamber as a function of its depth and
99

113
114
115
116
117
118
119 the transmission factor are reported.
120
121

122 **2. Materials and Methods**

123 *2.1. Monte Carlo Model*

124 *2.1.1. MCNPX*

125
126
127 The electron and photon radiation transport were carried out using the
128 Monte Carlo N-Particle eXtended (MCNPX) which allows to simulate the trans-
129 port of particles in a 3D geometry for several types of material and for 34 dif-
130 ferent types of particles [18]. The Vised code was used to plot the 3D geometry
131 of the modelled structures [19].
132
133

134 A 120-processor cluster of the Neutron Laboratory of the Institute of Ra-
135 dioprotection and Dosimetry-IRD/CNEN was used to simulate the absorbed
136 dose rate for the three different beta radiation sources. The number of particles
137 (NPS) defined for the simulations was equal and above $5.0E+8$. An optimum
138 NPS is achieved if the MCNPX statistical tests are satisfied and this value allows
139 statistical confidence in the results obtained up to 1% [18].
140
141
142

143 *2.1.2. PENELOPE*

144 PENELOPE A code system for Monte Carlo Simulation of Electron and
145 Photon Transport of a very wide energy range say, 50 eV to 1 GeV in complex
146 3D geometry developed with different material compositions [20]. PenEasy is a
147 general purpose modular program for the Monte Carlo PENELOPE code that
148 includes various geometry models, tallies applicable to a variety of practical
149 situations, calculations and variance reduction techniques [21, 22].
150
151
152

153 *2.2. Geometric of the Extrapolation Chamber PTW-23392*

154 The PTW extrapolation chamber (EC) model 23392 was modeled according
155 to the reference data provided by [16, 23, 24] and also by the chamber instruc-
156 tion manual, as well as some additional information was obtained from the
157 manufacturer [25]. A scheme of an extrapolation chamber is shown in Figure 1
158 [26].
159
160
161
162

169
170
171
172
173
174
175
176
177
178
179
180
181
182
183
184
185
186
187
188
189
190
191
192
193
194
195
196
197
198
199
200
201
202
203
204
205
206
207
208
209
210
211
212
213
214
215
216
217
218
219
220
221
222
223
224

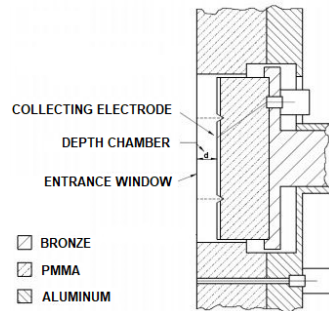


Figure 1: Scheme of an extrapolation chamber [26]

The EC model is made of the acrylic body coating the entire body of the chamber, the input window, the graphite coated electrodes, the absorption thickness window and the sensitive volume which contains air. Figure 2 shows the MCNPX model of the EC plotted. The MCNPX model consists of several cylinders formed with the using of the Surface Card configuring as Macrobodyes Type RCC (Right Circular Cylinder) parameters of the MCNPX code [18]. The PENELOPE model was done using the quadric geometries that are defined on PENGEOM library, included in the PENELOPE distribution [20].

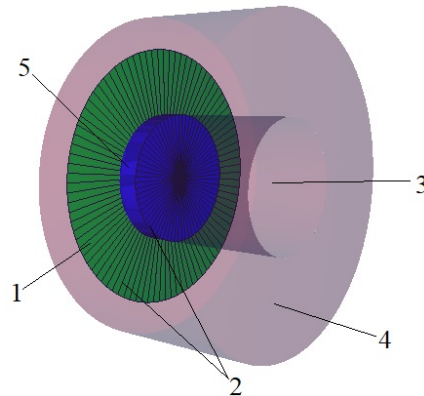
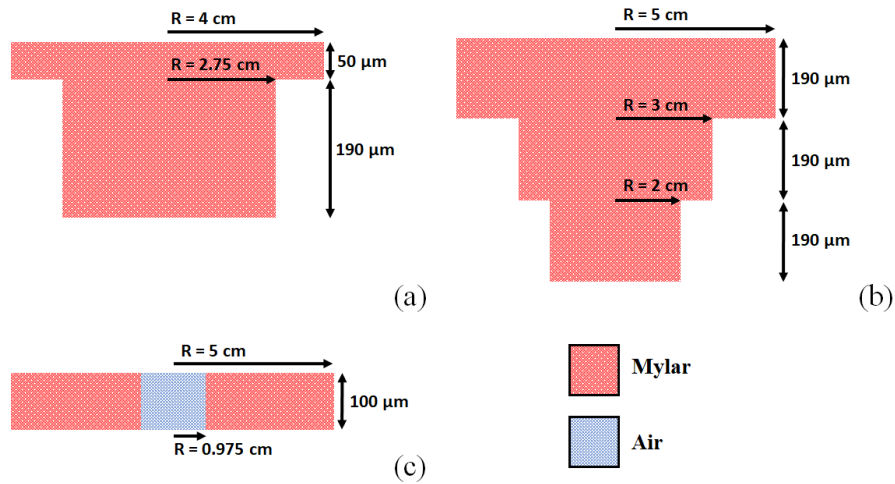


Figure 2: MC mode of the PTW-23392 Extrapolation Chamber three-dimensional diagram. 1 - Entrance Window of $3.5 \mu\text{m}$. 2 - Electrode coated with graphite of $0.35 \mu\text{m}$. 3 - PMMA Holder. 4 - PMMA Acrylic Body $\phi=140 \text{ mm}$. 5 - Air Sensitive Volume $\phi=30 \text{ mm}$. Absorption Thickness with $\phi=60.5 \text{ mm}$.

225
226
227
228
229
230
231 *2.3. Geometry of the filter*
232

233 The filter is made of Polyethylene Terephthalate (Hostaphan/Mylar) mate-
234 rial and its geometries are made of circular sheets and described in the manufac-
235 turer’s operating manual [27]. Each source has a different shape and size filter
236 and it has to be placed at 10 cm from the source and centered on the z-axis.
237 [4]. Figure 3 shows the three different sizes and shapes of each filter.
238
239



257 Figure 3: Filters used for (a) ^{85}Kr (b) $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ and (c) ^{147}Pm with a hole in the center.
258 Hostaphane material is used in all cases. Illustration out of scale.
259

260
261 *2.3.1. Source Geometry*
262

263 The sources reported by Faria et al. 2015 [16] and Polo et al. 2018 [17]
264 consist of an active material distributed inside a cylindrical geometry covered
265 by layers of different materials. The source geometry is also cataloged at the
266 respective series of Nuclitec, 2019 which may be requested directly to Nuclitec
267 through email [28]. The report BSS2, 2000 - Operation Manual of the Beta
268 Secondary Standard was also used for the modelling of the source [27].
269

270 The distances source-chamber for standard calibration is at 30 cm for ^{85}Kr
271 and $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ sources and at 20 cm in the case of ^{147}Pm source. The low-energy
272
273

281
 282
 283
 284
 285
 286
 287
 288
 289
 290
 291
 292
 293
 294
 295
 296
 297
 298
 299
 300
 301
 302
 303
 304
 305
 306
 307
 308
 309
 310
 311
 312
 313
 314
 315
 316
 317
 318
 319
 320
 321
 322
 323
 324
 325
 326
 327
 328
 329
 330
 331
 332
 333
 334
 335
 336

beta emitters, such as ^{147}Pm , have to be very careful modelled. The position of the source inside the cylinder which contain the radioactive material may have a strong influence on the absorbed dose calculated results. This may be explained by the low energy beta particle emitted from the source material which can cause the self-shielded effect and has not enough energy to cross the window.

2.3.2. Source of ^{85}Kr

Figure 4 shows the MC model of the ^{85}Kr source which has a window made of material titanium with surface density of 11.3 mg.cm^{-2} .

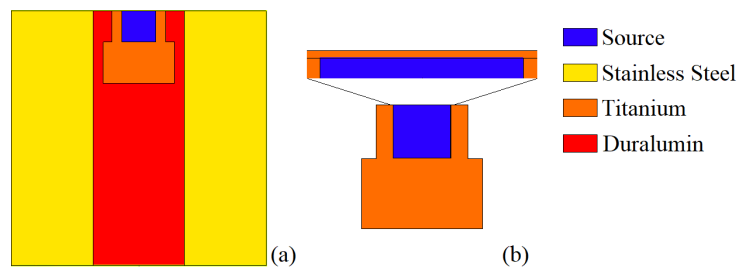


Figure 4: (a) Scheme of 2D view of the ^{85}Kr source. (b) Zoom in at the source position with the titanium window in front. Illustration out of scale. Provide by author.

2.3.3. Source of $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$

Figure 5 shows the $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ source. It has a window made of stainless steel with density of 79 mg.cm^{-2} .

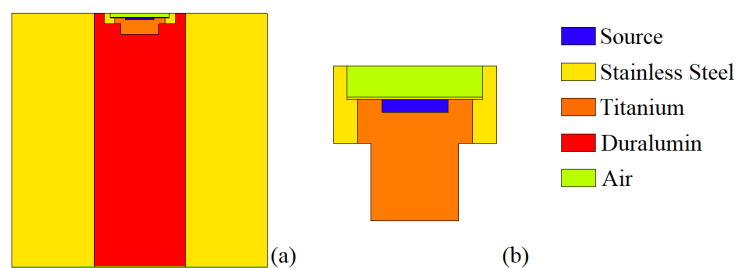


Figure 5: (a) Scheme of 2D of the source $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$. (b) Zoom in at the source with stainless steel window in front. Illustration out of scale. Provide by author.

2.3.4. Source of ^{147}Pm

The ^{147}Pm source has a titanium window with surface density of 2 mg.cm^{-2} . Due to a high self-absorbed of beta particles inside the titanium material the window was not modelled with MCNPX. Figure 6 shows the MC model along with the materials used in the simulation in MCNPX. Table 1 shows the material compositions used in the MC model according to Behrens, et. al 2013 [29]. The MCNPX code can not handle the transport of these low energy beta particles together with the titanium window but PENELOPE code could handle it. The statistic uncertainties were found were very poor when simulating the titanium windows using MCNPX and the absorbed dose rate result could not be used to compare to experimental ones. The PENELOPE model and simulations include the titanium window and showed a good agreement to the literature.

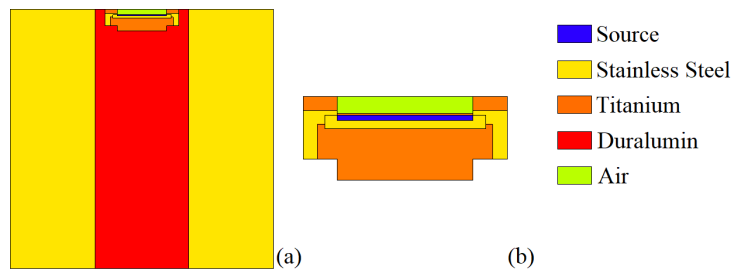


Figure 6: (a) Scheme 2D of the source ^{147}Pm . (b) Zoom in with titanium window in front. Illustration out of scale. Provide by author.

Table 1: Composition of the sources materials used in the MC simulations with their densities and compositions in %.

Material	Kr	Sr Carbonate	Pm_2O_3
Density (g/cm^3)	0.0191	3.76	6.85
C (Z=6)		8.14	
O (Z=8)		32.51	14.03
Sr (Z=38)		59.35	
Kr (Z=36)	100		
Pm (Z=61)			85.97

393
394
395
396
397
398
399
400
401
402
403
404
405
406
407
408
409
410
411
412
413
414
415
416
417
418
419
420
421
422
423
424
425
426
427
428
429
430
431
432
433
434
435
436
437
438
439
440
441
442
443
444
445
446
447
448

The simulations were performed at the standard calibration distance between the radiation source and the extrapolation chamber. The source was placed at 30 cm to the extrapolation chamber when using the ^{85}Kr , 20 cm for ^{147}Pm and 50, 30, 20 e 11 cm for $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ in agreement to the ISO, 2004 [4]. The beta particle beam was collimated in a cone toward the chamber with a half-angle around the z-axis [Shultis and Faw, 2008]. The apex of the cone was immersed in the active material. The radionuclide energy spectra of the radionuclides ^{85}Kr , $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ and ^{147}Pm were obtained in the ICRP 107 [30]. Figure 7 shows in 3D illustrated the three set-up modelled.

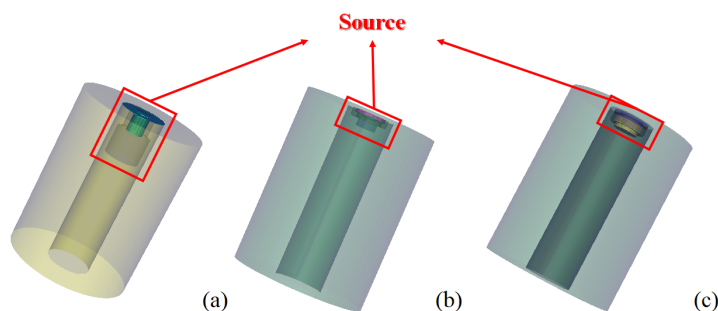


Figure 7: Scheme 3D of the sources used in the simulations: (a) ^{85}Kr (b) $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ and (c) ^{147}Pm . Illustration out of scale. Provide by author.

Same set-up, configuration, material, distances were applied to model the source and EC with PENELOPE code. PENELOPE was only used for simulating the ^{147}Pm source due to the difficult of MCNPX transports the low energy electrons. Figure 8 shows the general image made with Gview program, PENELOPE visualization tool. Here, it is possible to see the chamber, filter and source.

The source in PENELOPE code was set as subsection which includes the position, direction and the spectrum of the source. The geometry was developed using PENGEOM, there it is possible to define the material, density and the absorption and cut of energy for different particles. The tally or score was defined as the deposition of energy in the air volume of the chamber.

449
450
451
452
453
454
455
456
457
458
459
460
461
462
463
464
465
466
467
468
469
470
471
472
473
474
475
476
477
478
479
480
481
482
483
484
485
486
487
488
489
490
491
492
493
494
495
496
497
498
499
500
501
502
503
504

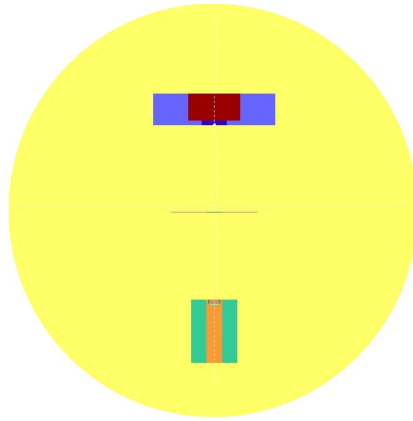


Figure 8: Set-up 2D scheme in Gview program, PENELOPE visualization tool for ^{147}Pm .

2.4. Spectra used in simulations

The source and type of radiation particles for an MCNPX problem are specified by the SDEF. The SDEF command has many variables that are used to define the characteristics of all sources in the problem. For the distribution of energy and probability of a radionuclide, two types of Source Information (SI) Card can be used. The first one is the type L which uses discrete source variable values and the second one is the type H which describes the distribution of a source as histogram [18]. The type L has a threshold for electrons energy of greater than 1 keV and the type H has no threshold for energy electrons [31].

Although, these radionuclides are not just beta emitters, the emission rate from other radiations such as X-rays and gamma, internal conversion electrons and Auger electrons are of the order of 10^4 to 10^5 lower than the beta emission rate and, therefore, do not contribute to the simulation results [30].

Two methodologies were proposed, in this work, to describe the beta spectrum of the radionuclide using into MCNPX code. The first one for SI type L and second, for SI type H and they were used to compare the dose rate results for both configurations.

505
506
507
508
509
510
511
512
513
514
515
516
517
518
519
520
521
522
523
524
525
526
527
528
529
530
531
532
533
534
535
536
537
538
539
540
541
542
543
544
545
546
547
548
549
550
551
552
553
554
555
556
557
558
559
560

2.4.1. Method I

Method I is defined by, (1) direct normalization of the parameter $Y(E)$, which describes the probability of energy dependent emission from the beta spectrum obtained by ICRP 107 [ICRP 2008]. (2) Here, the cut off energy for electrons was set to less than 1 keV and then a renormalized energy spectrum above 1 keV was done. (3) And finally, the SI type as L was used. This method was used for $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ and ^{85}Kr source spectra. Silva et al. 2019 [32] and Carmona et al. 2009 [33] proposed a methodology that makes a summing of the spectra emission of ^{90}Sr , $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ and ^{90}Y sources separately and then take an average of it without the normalization step. The authors considerer the secular equilibrium, since the half-life of the parent radionuclide is much higher than the half-life of the son radionuclide [34]. Figure 9a shows the spectra developed using the methodology provided by Carmona et al. 2009 [33]. Figure 9b and c show the $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ and ^{85}Kr sources spectra with and without the energy range below 1 keV and Figure 9d shows the beta spectrum of the ^{147}Pm source.

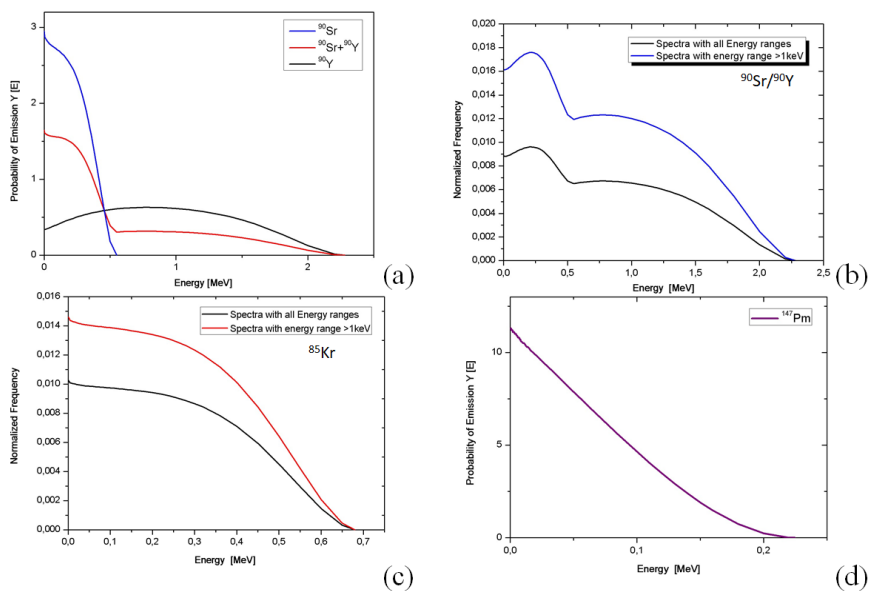


Figure 9: (a) Spectra β of $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ (b) Normalized Spectrum of $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ (c) Normalized Spectrum of ^{85}Kr (d) Spectra β of ^{147}Pm .

561
562
563
564
565
566
567
568
2.4.2. Method II

569 Method II was defined through the following idea. The area under the beta
570 spectrum has a continuous behavior and it is defined between the interval $(E_i,$
571 $Y(E)_i)$ with $i=1,\dots,I+1$, where, E is the energy, and $Y(E)$ is the yield of energy
572 of the spectrum and shows in Equation (1).
573
574

$$575 \Delta E \times \bar{Y} = \frac{1}{2} (Y(E)_i + Y(E)_{i+1}) (E_{i+1} - E_i), \quad i = 1, \dots, I \quad (1)$$

576
577 This area gives the probability of having a beta particle emission with such
578 energy [35]. The sum of all area have an approximation being equal $\Delta E \times \bar{Y}$,
579 where ΔE is the width of the bin of energy and \bar{Y} is the average yield in the
580 range. Summing the total area, renormalized it and to use the SI type as H.
581 The method II was used for the $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ and ^{147}Pm sources and added their
582 respective $\Delta E \times \bar{Y}$ following by its renormalization. This method was applied
583 to the $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ for purposes of comparison to method I.
584
585

586 The $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ source is placed at 11, 30, 20 and 50 cm from the chamber
587 but the point source was considered at 0.13 cm inside the cylinder of the active
588 material of the source [28]. At the end, the source-chamber distance is at 50.13,
589 30.13, 20.13 and 11.13 cm and it has a cylindrical geometry with height of 0.05
590 cm. For both methods, SI type L and H, it was considered the active material
591 filled in the source volume. Therefore, the source will exhibit the characteristics
592 of a point source if the measuring point for the distance from the source is
593 greater than three times larger than the non-point source size [36, 37]. The
594 configuration used for both methods, to have an approximation between the
595 dose rate results had to be at 0.032 cm difference in the depths of the active
596 material. Figure 10 shows the positions set for SI type L and H being P1 and
597 P2 respectively.
598
599
600
601
602
603
604
605
606
607
608
609
610
611
612
613
614
615
616

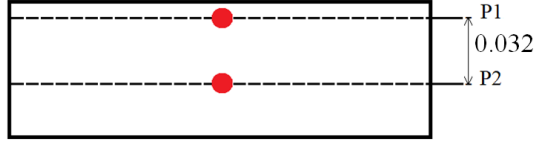


Figure 10: Point position of the sources, where P1 is the SI L spectrum, and P2 is the SI H spectrum for $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$. Provide by author.

2.5. Transmission factor, T

The transmission factor was calculated for different equivalent tissue thicknesses [38, 24]. The simulations were performed considering the standard calibration of source-chamber distance with depth of the chamber fixed to 4.0 mm. The absorption thicknesses were positioned in front of the entrance window. The transmission factor was calculated according to the Equation (2):

$$T = \left(\frac{a - a_o}{a} \right)^2 \frac{E_m(d)}{E_m(0)} \quad (2)$$

where $E_m(d)$ is the mean energy deposited on the sensitive volume of the chamber with an absorption thickness d , $E_m(0)$ is the average energy extrapolated to zero absorption thickness (representing the surface of the skin); a is the calibrated distance from the source-chamber and a_o is the thickness of absorption. The quadratic term in Equation (2) is a geometric correction factor [39] and is a value very close to a unit.

2.6. Absorbed dose rate in tissue, \dot{D}

Two equations were considered for the absorbed dose rate calculation. Equation (3) proposed by the reference publication [16],

$$\dot{D} = \frac{T_{(0,07)} A s_{t,a} \sum_{i=1}^n E_m^i r_i}{M} \quad (3)$$

where $T_{(0,07)}$ is the transmission factor with 0.07 mm thickness, which is related to the absorption thickness that is located in front of the entrance window of the chamber. A is the activity in Bq defined in BSS2 [27], $s_{t,a}$ is the electronic mass quotient of the fabric and air braking power reported by ISO [4] in which,

673
674
675
676
677
678
679 $s_{t,a}=1.12$ is to ^{85}Kr , 1.10 to $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ and 1.124 to ^{147}Pm , and r_i is the rate of
680 particle production by nuclear decay, M is the mass of the sensitive chamber
681 volume and E_m is the mean energy defined by tally *F8 which describes the
682 mean energy deposition in the MCNPX in which it is deposited on the sensitive
683 volume of the chamber.
684
685

686 And Equation (4) proposed by Polo [40, 41],
687
688

$$\dot{D} = \frac{A E_m}{M} \quad (4)$$

689 where A/M is the activity of origin in Bq/g, E_m is the average energy in MeV by
690 disintegration. According to ISO [4], the dose rate absorbed in the tissue within
691 the sensing volume of the extrapolation chamber is calculated by Equation (5):
692
693
694
695

$$\dot{D} = \dot{D} s_{t,a} \quad (5)$$

696 The value of mass M in both equations was $4.25882 \cdot 10^{-3} \text{g}$ with a chamber
697 depth of 5.0 mm.
698
699
700

701 2.7. Law of the Inverse of the Square of the Distance

702 Any point source which spreads its influence equally in all directions without
703 spatial limitation will obey the law of the inverse of the square of the distance,
704 this comes from strictly geometrical considerations [42]. The intensity of the
705 influence on any radius r is the intensity of the source divided by the area of the
706 sphere. This law has several applications in several areas of physics, including
707 radiation protection [43] that the intensity has a decay with the inverse of the
708 square of the distance. Knowing this, it will be observed whether for distances
709 source-chamber of $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ it will happened.
710
711
712
713
714

715 3. Resultados

716 3.1. Extrapolation Curve

717 The extrapolation response curves were obtained by measuring the mean
718 energy deposited, Tally *F8 MCNPX and PENELOPE the *Tally Energy Depo-*
719 *sition*, within the sensitive volume of the chamber as a function of the distance
720
721
722
723
724
725
726
727
728

729
730
731
732
733
734
735
736
737
738
739
740
741
742
743
744
745
746
747
748
749
750
751
752
753
754
755
756
757
758
759
760
761
762
763
764
765
766
767
768
769
770
771
772
773
774
775
776
777
778
779
780
781
782
783
784

between the entry window and the collecting electrode, i.e. the depth of the chamber. Different depths of the sensitive volume of the chamber were considered varying by 0.5 up to 5 mm. This variation changes the sensitive volume of the chamber and allows to obtain the dose rate in relation to the volume. Figure 11 a) and b) show the linearity of the energy deposited relative to the depth of the sensitive volume for ^{85}Kr and $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ sources at distance of 30 cm and using both methodologies proposed with the SI type L and H of MCNPX. Figure 11 c) and d) show the curves for ^{85}Kr and ^{147}Pm at the distances of 30 and 20 cm and using method I and II respectively. The value of the coefficient of determination R^2 of the linear regression is greater than 0.999.

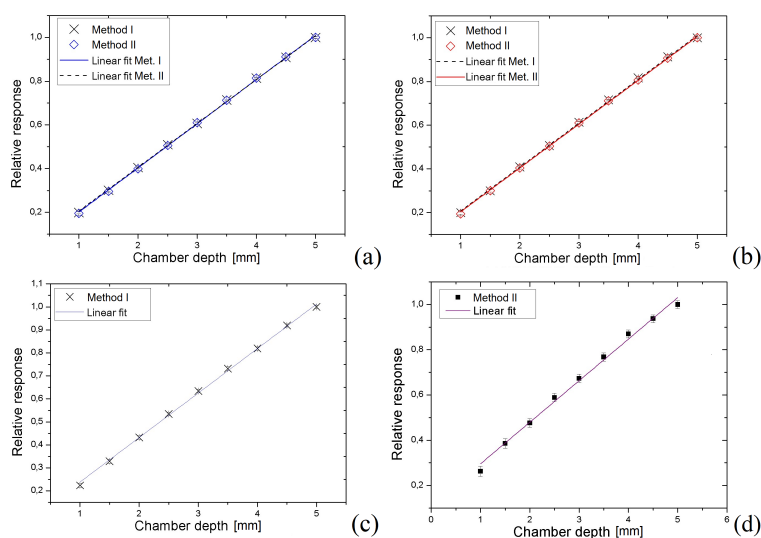


Figure 11: Chamber Linear Response on the sources: (a) $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ without filter at 30 cm. (b) $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ with filter at 30 cm, both and (c) ^{85}Kr and (d) ^{147}Pm .

3.2. Transmission Factor, T

The following results were calculated only for the ^{85}Kr source. A standard distance of 30 cm between source-chamber with a filter at 10 cm from the source was modelled. Table 2 summarizes the T values obtained using Equation (2). The simulated values obtained in this work are named T_{Sim} , the reference

MC simulated transmission factors are T_{Ref} and calibrated values obtained experimentally are T_{Cal} [16].

Table 2: Calculated T_{Cal} and MC reference T_{Ref} Transmission Factors (T) for ^{85}Kr source and Δ the differences in % compared to the obtained in this work.

$a_o(mm)$	T_{Cal}^1	T_{Ref}^2	T_{Sim}	Δ_{Cal}	Δ_{Ref}
0.00	1.05	1.05 ± 0.010	1.00 ± 0.0033	5.1%	5.1%
0.02	1.04	1.03 ± 0.011	1.08 ± 0.0034	3.4%	4.4%
0.04	1.03	1.02 ± 0.011	1.08 ± 0.0034	4.9%	5.9%
0.05	1.02	1.01 ± 0.012	1.02 ± 0.0035	0.2%	0.8%
0.07	1.00	1.00 ± 0.013	1.03 ± 0.0036	3.1%	3.1%
0.1	0.96	0.98 ± 0.013	0.96 ± 0.0037	0.4%	2.4%
0.2	0.78	0.91 ± 0.013	0.75 ± 0.0041	3.3%	17.1%

The highest variation is 17,1% for 0.2 mm and when comparing to the MC reference value T_{Ref} . The 0.2 mm result for T_{Cal} is 3.3% which it seems much closer to the experimental than the MC reference values published. For the other depth the results are up to 6% which is considered as a good comparison.

3.2.1. Tissue dose rate, \dot{D}

The absorbed dose rate in tissue \dot{D} was calculated using the standard distance between source-chamber for ^{85}Kr $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ and ^{147}Pm sources. Table 3, 4 and 5 show the results obtained and the comparison between the results provided by Faria et al., 2015 [16] named as \dot{D}_{Ref1} . In case of ^{147}Pm source the result was compared to the published by Polo et al. 2018 [17] named as \dot{D}_{Ref2} .

¹is the calibration experimentally value provided by Faria et at. 2015

²is the MC calculated value provided by Faria et at. 2015

841
842
843
844
845
846
847
848
849
850
851
852
853
854
855
856
857
858
859
860
861
862
863
864
865
866
867
868
869
870
871
872
873
874
875
876
877
878
879
880
881
882
883
884
885
886
887
888
889
890
891
892
893
894
895
896

Table 3: Dose rate for ^{85}Kr

Source	A (GBq)	\dot{D}_{Ref1} ($\mu\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$)	\dot{D}_{Eq3} ($\mu\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$)	\dot{D}_{Eq5} ($\mu\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$)	$\Delta_{Eq3 \text{ a } Eq5}$	θ, f_{in}, f_{out}
^{85}Kr	3.7	43.37 ± 0.02	45.15 ± 0.01	43.77 ± 0.01	3.05%	10; 0.76; 0.24

Table 4: Dose Rate for $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ compared to Equation 5 using the Methods I and II

Distance (cm)	A (GBq)	\dot{D}_{Ref1} ($\mu\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$)	$\dot{D}_{Met.I}$ ($\mu\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$)	$\Delta(\%)$	$\dot{D}_{Met.II}$ ($\mu\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$)	$\Delta(\%)$	θ, f_{in}, f_{out}
11	0.46	130.2 ± 0.1	131.5 ± 0.2	1.00	123.9 ± 0.2	4.83	10; 0.76; 0.24
20	0.46	38.03 ± 0.02	39.0 ± 0.1	2.48	38.2 ± 0.1	0.44	20; 0.65; 0.35
30 ¹	0.46	10.8 ± 0.2	11.02 ± 0.06	2.00	11.37 ± 0.05	5.01	15; 0.65; 0.35
30 ²	0.46	16.8 ± 0.1	16.87 ± 0.09	0.43	17.05 ± 0.08	1.46	20; 0.65; 0.35
50	0.46	6.1 ± 0.2	6.17 ± 0.04	1.13	6.16 ± 0.04	0.97	13; 0.65; 0.35

Table 5: Dose rate for ^{147}Pm

A (GBq)	\dot{D}_{Ref2} ($\mu\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$)	$\dot{D}_{Met.II-MCNPX}$ ($\mu\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$)	$\Delta_{Ref2-MCNPX}$	$\dot{D}_{Met.II-PENELOPE}$ ($\mu\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$)	$\Delta_{Ref2-PENELOPE}$
3.7	12.7 ± 1.8	12.23 ± 0.2	3.7 %	12.02 ± 0.08	5.3 %

¹With Filter
²Without Filter

897
898
899
900
901
902
903
904
905
906
907
908
909
910
911
912
913
914
915
916
917
918
919
920
921
922
923
924
925
926
927
928
929
930
931
932
933
934
935
936
937
938
939
940
941
942
943
944
945
946
947
948
949
950
951
952

The two methodologies proposed (I and II) to configure the spectrum of the source in MCNPX were used to calculate the absorbed dose rate and be compared with each other. Method I was used for calculate dose rate of ^{85}Kr source. The Equations (3) \dot{D}_{Eq3} and (5) \dot{D}_{Eq5} were also used for ^{85}Kr source and the results are shown in Table 3. The (θ) parameter represents the cone of half-angle, f_{in} and f_{out} are the fractions of the particles generated in and out of the cone respectively. The difference between Equation 3 to 5 is about 3%, which can be explained by the transmission factor previous calculated.

Equation (5) and methods I and II were used for the calculation of the dose rate of $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ source. Table 4 shows, respectively, the dose rates results obtained for Method I of SI type L spectrum $\dot{D}_{Met.I}$ and Method II of SI type H spectrum $\dot{D}_{Met.II}$ for different distances source-chamber. It is also shown the results of Faria et al. 2015 [16] to compare against the reference dose rates \dot{D}_{Ref1} .

Method II was used for ^{147}Pm source. Polo et al. 2018 [17] didn't reported the type of configuration used in the model of the chamber say, the depth and absorbed thickness then, to calculate the dose rate for ^{147}Pm source, it was used the same configuration set proposed by Faria et al., 2015 [16]. Table 5 shows the dose rate results obtained with MCNPX and PENELOPE codes and the difference between them.

It was observed that PENELOPE is more stable and can handle with very accurate the transport process of electrons at low energies. The dose rate calculated with MCNPX shows a good agreement compared to the results provided by Polo, 2018 [17], say 3,7%. The results obtained with PENELOPE code simulated with the titanium window has a difference of 5.3% which means that the transport of low energy electron with MCNPX code is not appropriated.

3.3. Validation of the inverse-square law

The results of the absorbed dose rate obtained for different $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ source-distances showed a classic theory of the inverse-square law of the distance. The method I and II were used to calculate the dose rate and the resulted curves

953
 954
 955
 956
 957
 958
 959
 960
 961
 962
 963
 964
 965
 966
 967
 968
 969
 970
 971
 972
 973
 974
 975
 976
 977
 978
 979
 980
 981
 982
 983
 984
 985
 986
 987
 988
 989
 990
 991
 992
 993
 994
 995
 996
 997
 998
 999
 1000
 1001
 1002
 1003
 1004
 1005
 1006
 1007
 1008

that characterizes the inverse-square law are illustrated in Figure 12. Here, it was proposed to use the different types of spectra configuration for SI type L and SI type H and for different distances of $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$.

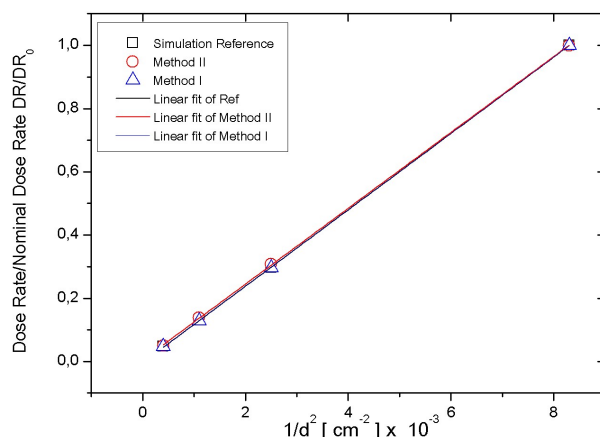


Figure 12: Dose rate ratio of $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ source with 11 cm dose rate defined as the nominal dose rate D_{R_0} as a function of the inverse of the square of the distance.

3.4. Discussion

3.4.1. Extrapolation Curve

The slope of the curve obtained through the simulations presents an expected response. That is, the smaller the depth of the chamber the smaller the energy deposited. The comparison between both methods I and II is important to understand the SI card configuration. The comparison was performed only for the $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ source. The P1 and P2 points were set for the simulations and it was obtained the dose rate with 5% difference. The difference of the slopes obtained in each curve using both methods were obtained with very few percentage variation. For the $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ source without filter the difference is of 0.766% while for filtering the difference is 0.139%.

3.4.2. Transmission Factor, T

The difference in the transmission factor results have a good approximate to values of the calibration source provided by Faria et al., 2015 [16] with differences

up to 5%. if comparing the results against the reference simulations [16] it goes up to 17%. It is also observed the decreasing of the transmission factor values along with the growth of the absorption thickness. The absorption thickness increases and even further the beta particles exceed this thickness, as expected.

3.4.3. Tissue Dose Rate, D

The response of the dose rates in the case of using both methods were as expected, in general the differences reached 5%. This may prove the validation of our computational model. Five different source-chamber distances were simulated for the $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ source and the response were in a good agreement with the published literature. Table 6 shows the difference in percentage the doses rate calculated using the two methods.

Table 6: Dose Rate difference for $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ for the methods I $\dot{D}_{Met.I}$ and II $\dot{D}_{Met.II}$

Source - $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	$\Delta_{Met.I - Met.II}$
11 cm	5,81%
20 cm	2,10%
30 cm ¹	3,03%
30 cms ²	1,05%
50 cm	0,23%

It is observed that as the source approximates the chamber or the source-chamber distance is decreasing, the dose rate result with method II decreases in accuracy and when the source-chamber distance increases the dose rate result using the two methods is comparable.

4. Conclusion

This work summarizes the simulations based on the model of the extrapolation chamber PTW 23392 and different sources of radiation ^{85}Kr , $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ and

¹With Filter

²Without Filter

1065
1066
1067
1068
1069
1070
1071 ^{147}Pm . The source configuration on MCNPX model has been adjusted with all
1072 requirements specified for the manufactures of the source.
1073

1074 It was observed a linearity over the extrapolated curve which results in a good
1075 response in relation to the chamber when using both methodologies proposed,
1076 with a small difference in the slope (R) of the curves.
1077

1078 Differences to the calibration certification values of the transmission factor
1079 were found to be around 5%, whereas the reference simulation had a difference
1080 of 17%.
1081

1082 For ^{85}Kr source only the Method I was used and two equations for dose rate
1083 calculation were used. When comparing the results of the dose rate obtained
1084 with Equation 3 and 5 a difference of 3.05% was found.
1085

1086 The $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ source dose rate Equation (5) was used and comparisons were
1087 made to the types of spectra for the different distances. For Method I, compared
1088 to the reference, a mean difference of 2.48% was obtained with a maximum
1089 difference using Method II of up to 5.01%.
1090

1091 For ^{147}Pm , it was observed that when using MCNPX the removing of the
1092 source window made of titanium was possible to measure the expected dose rate
1093 compared to that of Polo [17], with a difference of 3,7%. It was also observed that
1094 the material that is included in the source Pm_2O_3 has a very high absorption
1095 also for the particles, since this radionuclide has the lowest maximum energy
1096 among the three sources studied in this work and with the highest density
1097 material as well. The PENELOPE code has the ability of transport the beta
1098 particles even with the titanium windows in front of the source shutter. The
1099 difference found for the dose rate calculated with PENELOPE code was 5.3%.
1100
1101
1102
1103
1104
1105

1106 **5. Acknowledgments**

1107

1108 The following Brazilian institutions support this research project: Research
1109 Support Foundation of the State of Minas Gerais (FAPEMIG), Brazilian Council
1110 for Scientific and Technological Development (CNPq) and Coordination for the
1111 Capacitation of Graduated Personnel (CAPES). Prof. T. Fonseca is grateful
1112
1113
1114

1121
1122
1123
1124
1125
1126
1127 for the financial support provided by CNPq (processo n° 450493/2019-9) and
1128 FAPEMIG (Projeto APQ-00083-18 Processo n° 2070.01.0002992/2018-30).
1129

1130
1131 **References**
1132

- 1133 [1] J. Böhm, The national primary standard of the ptb for realizing the unit of
1134 the absorbed dose rate to tissue for beta radiation, PTB Report (DOS-13).
1135
1136 [2] K. Helmstädter, J. Böhm, The ptb beta secondary standard for the ab-
1137 sorbed dose to tissue proceedings of the 24th international symposium on
1138 radiation protection physics, gaussig (near dresden), frg, Dresden Univer-
1139 sity of Technology, Institute of Radiation Protection Physics (1992) 259–
1140 269.
1141
1142 [3] L. V. E. Caldas, Performance characteristics of an extrapolation chamber
1143 for beta radiation detection, J. Appl. Radiat. Isot. 9 (37) (1986) 988–990.
1144
1145 [4] ISO, Nuclear energy-Reference beta-particle radiation-Part 2: Calibration
1146 fundamentals related to basic quantities characterizing the radiation fields,
1147 6980th Edition, International Organization for Standardization, Geneve,
1148 CH, 2004.
1149
1150 [5] J. Seco, F. Verhaegen, Monte Carlo Techniques in Radiation Therapy,
1151 Imaging in Medical Diagnosis and Therapy, CRC Press, 2016.
1152
1153 [6] T. Fonseca, R. Bogaerts, A. Lebacq, R. Ribeiro, F. Vanhavere, Mamp and
1154 femp: computational mesh phantoms applied for studying the variation of
1155 wbc efficiency using a nai(tl) detector, Journal of Radiological Protection
1156 3 (2014) 3–1. doi:10.1088/0952-4746/34/3/529.
1157
1158 [7] T. C. F. Fonseca, T. P. R. Campos, Soft-rt: Software for imrt simulations
1159 based on mcnpx code, Applied Radiation and Isotopes 117 (2016) 111 –
1160 117. doi:https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2015.12.061.
1161
1162 [8] T. Fonseca, R. Bogaerts, J. HUunt, F. Vanhavere, A methodology to de-
1163 velop computational phantoms with adjustable posture for wbc calibration,
1164
1165
1166
1167
1168
1169
1170

1177
1178
1179
1180
1181
1182
1183
1184
1185
1186
1187
1188
1189
1190
1191
1192
1193
1194
1195
1196
1197
1198
1199
1200
1201
1202
1203
1204
1205
1206
1207
1208
1209
1210
1211
1212
1213
1214
1215
1216
1217
1218
1219
1220
1221
1222
1223
1224
1225
1226
1227
1228
1229
1230
1231
1232

Physics in Medicine Biology 52 (2014) 3–1. doi:10.1088/0031-9155/59/22/6811.

- [9] T. Fonseca, B. Mendes, M. Lacerda, L. Silva, L. Paixão, F. Bastos, J. Ramirez, J. R. Junior, MCMEG: Simulations of both PDD and TPR for 6 MV LINAC photon beam using different MC codes, Radiation Physics and Chemistry 140 (2017) 3–1. doi:10.1016/j.radphyschem.2017.03.048.
- [10] T. Fonseca, P. Antunes, M. Belo, F. Bastos, T. Campos, J. Geraldo, M. Mendes, B. Mendes, L. Paixão, P. Santana, B. Seniwai, P. Squair, H. Yoriyaz, Mcmeg: Intercomparison exercise on prostate radiotherapy dose assessment, Radiation Physics and Chemistrydoi:10.1016/j.radphyschem.2019.04.045.
- [11] B. Mendes, B. M. Trindade, T. Fonseca, T. Campos, Assessment of radiation-induced secondary cancer risk in the brazilian population from left-sided breast-3d-crt using mcnp, The British Journal of Radiology 90 (2017) 20170187. doi:10.1259/bjr.20170187.
- [12] B. Mendes, I. Garcia de Almeida, B. M. Trindade, T. Fonseca, T. Campos, Development of a mouse computational model for mcnp based on digimouse (r) images and dosimetric assays, Brazilian Journal of Pharmaceutical Sciences 53. doi:10.1590/s2175-97902017000116092.
- [13] L. Paixão, B. Oliveira, C. Vitoria, M. Oliveira, M. Teixeira, M. Nogueira, Monte carlo derivation of filtered tungsten anode x-ray spectra for dose computation in digital mammography, Vol. 48, 2014. doi:10.1590/0100-3984.2014.0108.
- [14] B. Seniwai, T. Fonseca, R. Singh, Monte-carlo modelling for evaluation of two different calculation algorithms, Brazilian Journal of Radiation Sciences 7. doi:10.15392/bjrs.v7i1.792.
- [15] J. K. Shultis, R. E. Faw, AN MCNP PRIMER, Dept. of Mechanical and Nuclear Engineering, Kansas State University (2008).

- 1233
1234
1235
1236
1237
1238
1239
1240
1241
1242
1243
1244
1245
1246
1247
1248
1249
1250
1251
1252
1253
1254
1255
1256
1257
1258
1259
1260
1261
1262
1263
1264
1265
1266
1267
1268
1269
1270
1271
1272
1273
1274
1275
1276
1277
1278
1279
1280
1281
1282
1283
1284
1285
1286
1287
1288
- [16] F. Faria, S. Reynaldo, T. Fonseca, M. A. Lacerda, T. Da Silva, Monte carlo simulation applied to the characterization of an extrapolation chamber for beta radiation dosimetry, *Radiation Physics and Chemistry* 116 (1) (2015) 226–230. doi:10.1016/j.radphyschem.2015.01.010.
- [17] I. O. Polo, W. S. Santos, L. V. Caldas, Modelling the absorbed dose rate of the beta standard bss2 147pm source, *Applied Radiation and Isotopes* 140 (2018) 83 – 86. doi:<https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2018.06.015>.
- [18] D. Pelowitz, MCNPX Users Manual Version 2.7.0, Los Alamos National Laboratory, la-cp-11-00438 Edition (2011).
- [19] A. L. Schwarz, R. A. Schwarz, L. L. Carter, MCNP/MCNPX Visual Editor Computer Code Manual, version 24e Edition (2011).
- [20] F. Salvat, PENELOPE-2018: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, OECD Nuclear Energy Agency (2019). URL <http://www.oecd-nea.org>
- [21] J. Sempau, PENELOPE/penEasy User Manual, Dept. of Physics, Technical University of Catalonia (2019). URL <https://inte.upc.edu/en/downloads/peneasy/usermanual.pdf>
- [22] J. Sempau, A. Badal, L. Brualla, A penelope-based system for the automated monte carlo simulation of clinacs and voxelized geometries-application to far-from-axis fields, *Medical physics* 38 (2011) 5887–95. doi:10.1118/1.3643029.
- [23] S. Reynaldo, J. Benavente Castillo, T. Da Silva, Verification of absorbed dose rates in reference beta radiation fields: Measurements with an extrapolation chamber and radiochromic film, *Applied Radiation and Isotopes* 117. doi:10.1016/j.apradiso.2016.02.007.

- 1289
1290
1291
1292
1293
1294
1295
1296
1297
1298
1299
1300
1301
1302
1303
1304
1305
1306
1307
1308
1309
1310
1311
1312
1313
1314
1315
1316
1317
1318
1319
1320
1321
1322
1323
1324
1325
1326
1327
1328
1329
1330
1331
1332
1333
1334
1335
1336
1337
1338
1339
1340
1341
1342
1343
1344
- [24] P. L. Antonio, M. Xavier, L. Caldas, Determination of transmission factors in tissue using a standard extrapolation chamber, *Radiation Physics and Chemistry* 95 (2014) 38–43. doi:10.1016/j.radphyschem.2013.05.011.
- [25] PTW-Freiburg, Instruction Manual Extrapolation chamber according to Böhm Type 23392, Freiburg, Germany, d431.131.0/4 Edition (2002).
- [26] J. Pruitt, C. Soares, M. Ehrlich, Calibration of Beta-particle Radiation Instrumentation and Sources, NBS measurement services, U.S. Department of Commerce, National Bureau of Standards, 1988.
- [27] I. BSS2, Operation Manual - Beta Secondary Standard 2 (2000).
- [28] Eckert and ziegler nuclitec, <https://www.ezag.com>, accessed: 2019-08-30.
- [29] R. Behrens, Simulation of the radiation fields of the beta secondary standard bss 2, *Journal of Instrumentation* 8 (2013) P02019. doi:10.1088/1748-0221/8/02/P02019.
- [30] ICRP, Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations, ann. icrp 38 Edition, ICRP Publication 107, 2008.
- [31] H. G. I. Hughes, Recent developments in low-energy electron/photon transport for mcnp6, Progress in Nuclear Science and Technology International Conference on Radiation Shielding (ICRS-12) and 17th Topical Meeting of the Radiation Protection and Shielding Division of ANS (RPSD-2012), Nara, Japan, 2012.
- [32] R. Silva, W. Belinato, W. Santos, L. Souza, L. P. Neves, A. P. Perini, D. Souza, Low cost electron irradiator using 90sr+90y sources, *Radiation Physics and Chemistry* doi:10.1016/j.radphyschem.2019.03.039.
- [33] J. Heredia Carmona, O. Diaz Rizo, Experimental and monte carlo determination of mass absorption coefficients for 90 sr/ 90 y beta particles in organic compounds experimental and monte carlo determination of mass

1345
1346
1347
1348
1349
1350
1351 absorption coefficients for 90 sr/ 90 y beta particles in organic compounds
1352 authors, Nucleus 26–31.
1353

- 1354 [34] G. Knoll, Radiation Detection and Measurement, John Wiley & Sons, 2010.
1355
1356 [35] F. Attix, Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, A
1357 Wiley-Interscience publication, Wiley, 1986.
1358
1359 [36] H. Moe, S. Lasuk, M. Schumacher, H. Hunt, Radiation safety technician
1360 training course, Argonne National Laboratory (1972).
1361
1362 [37] M. Merrick, Essentials of Nuclear Medicine, Springer London, 2012.
1363
1364 [38] I. Oramas Polo, L. Caldas, Determination of transmission factors in beta
1365 radiation beams, Applied Radiation and Isotopes 136 (2018) 82–86. doi:
1366 10.1016/j.apradiso.2018.02.010.
1367
1368 [39] I. O. f. S. ISO, Reference beta-particle radiation-Part 1: Methods of pro-
1369 duction, 6980th Edition, ISO/FDIS, Geneve, 2006.
1370
1371 [40] MIT, Dose Calculations - Absorbed Dose from a charged particle beam,
1372 Massachusetts Institute of Technology (2004).
1373 URL [https://ocw.mit.edu/courses/nuclear-engineering/
1374 22-55j-principles-of-radiation-interactions-fall-2004/
1375 lecture-notes/dos_calculations.pdf](https://ocw.mit.edu/courses/nuclear-engineering/22-55j-principles-of-radiation-interactions-fall-2004/lecture-notes/dos_calculations.pdf)
1376
1377 [41] I. O. Polo, W. Souza Santos, de Lara Antonio, P., L. V. E. Caldas, Vari-
1378 ance reduction technique in a beta radiation beam using an extrapolation
1379 chamber, Applied Radiation and Isotopes (128) (2017) 154–157.
1380
1381 [42] N. Voudoukis, Inverse square law for light and radiation: A unifying edu-
1382 cational approach, European Journal of Engineering Research and Science
1383 2. doi:10.24018/ejers.2017.2.11.517.
1384
1385 [43] V. Koval'skii, V. Sapritskii, R. Stolyarevskaya, B. Khlevnoy, Correction
1386 to the “inverse square law”, Measurement Techniques 32 (1989) 946–951.
1387 doi:10.1007/BF02158930.
1388
1389
1390
1391
1392
1393
1394
1395
1396
1397
1398
1399
1400

This article has no conflict of interest

Lucas F. De Araújo: Conceptualization, Methodology, Software, Data curation, Writing-Original draft preparation, Validation. **Jhonny A. B. Castillo:** Visualization, Investigation, Supervision. **Telma C F. Fonseca:** Investigation, Supervision , Writing- Reviewing and Editing.



Modelagem Computacional de uma câmara de extrapolação e três fontes de radiação beta utilizando MCNPX

De Araújo^a L. F., Benavente^a J. A. C., Fonseca^b T. C. F.

^a Programa de Pós-graduação em Ciências e Técnicas Nucleares – Escola de Engenharia/UFMG, CEP: 31270-901,
Belo Horizonte – MG, Brasil

^b Departamento de Engenharia Nuclear – Escola de Engenharia/UFMG, CEP: 31270-901, Belo Horizonte – MG,
Brasil

lucasfaraujo1@gmail.com

RESUMO

O objetivo deste trabalho é apresentar as principais dificuldades e suas soluções na modelagem computacional da câmara de extrapolação PTW modelo 23392 e as seguintes fontes de radiação beta, ⁸⁵Kr, ⁹⁰Sr/⁹⁰Y e ¹⁴⁷Pm, utilizando o código MCNPX. Foi observado que diversos parâmetros podem influenciar na resposta da câmara. A variação da posição da fonte em relação a câmara e a definição do espectro de decaimento das fontes de radiação beta são os principais parâmetros e devem ser considerados com cautela no momento da modelagem computacional. Outro importante aspecto observado neste estudo foi a configuração do radionuclídeo ¹⁴⁷Pm que curiosamente possui um espectro de menor energia comparado com os outros radionuclídeos utilizados. O código MCNPX mostrou pouca habilidade no transporte de partículas betas de baixa energia, havendo, portanto, o que conhecemos como auto absorção do próprio material ativo da fonte. Vários testes foram realizados para validar os resultados obtidos utilizando estes modelos computacionais com os encontrados em literatura.

Palavras-chave: Espectro Beta, MCNPX, Modelagem Computacional, Câmara de Extrapolação.

ABSTRACT

The objective of this work is to present the main difficulties and their solutions in the computational modeling of the model 23392 PTW extrapolation chamber and the following sources of beta radiation, ^{85}Kr , $^{90}\text{Sr} / ^{90}\text{Y}$ and ^{147}Pm , using the code MCNPX. It was observed that several parameters can influence the camera response. The variation of the source position relative to the camera and the definition of the decay spectrum of beta radiation sources are the main parameters and should be considered with caution at the time of computer modeling. Another important aspect observed in this study was the ^{147}Pm radionuclide configuration which interestingly has a lower energy spectrum compared to the other radionuclides used. The MCNPX code showed little ability to transport low energy beta particles, so there is what we know as self absorption of the source active material itself. Several tests were performed to validate the results obtained using these computational models with those found in the literature.

Keywords: Beta Spectrum, MCNPX, Computacional Modeling, Extrapolation Chamber

1. INTRODUÇÃO

Um sistema padrão consiste num sistema de medição capaz de definir, realizar, quantificar ou reproduzir um ou mais valores de determinada grandeza, atuando desta maneira como referência [1]. O Sistema Padrão Secundário Beta (BSS2) atua em campos de radiação beta utilizando detectores do tipo câmara de extrapolação. Esta possui uma característica interessante que é a capacidade de alterar seu volume sensível, podendo assim ter uma melhor precisão para detectar a radiação de partículas beta [2].

A dosimetria beta tem como principal objetivo fornecer informações que permitam estimar a dose na pele, no cristalino e nas extremidades do corpo de uma pessoa exposta a campos de radiação. Principalmente nos casos de acidentes com materiais radioativos e em algumas práticas médicas, industriais e de laboratórios de pesquisa, onde fontes de radiação beta são manuseadas, sendo necessária uma estimativa de dose recebida [3].

O Método Monte Carlo (MMC) é uma técnica matemática que utiliza a amostragem de números aleatórios e métodos estatísticos para encontrar soluções de físicos. Este pode ser aplicado em problemas com qualquer nível de complexidade, como por exemplo, na área de física das radiações. Nesta área, avaliações dosimétricas são realizadas com modelos computacionais que utilizam o Método de Monte Carlo tais como, MCNPX [4], EGSnrc [5], PENELOPE [6] e GEANT4 [7], para simulação do transporte de radiação ionizantes num meio material qualquer [8-14].

O MCNPX (*Monte Carlo N-Particle eXtended*) é um código computacional desenvolvido e mantido por *Los Alamos National Laboratory*, nos Estados Unidos da América. Este código conta com a melhoria do antigo MCNP [4].

O objetivo deste trabalho foi estudar as principais dificuldades na modelagem computacional de um Sistema Padrão Secundário Beta (BSS2), utilizando o código MCNPX. Foi então desenvolvido

a câmara de Extrapolação modelo PTW 23392 e as fontes beta, ^{85}Kr , $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{147}Pm , utilizadas em campos de radiação BSS2.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1. Código Monte Carlo MCNPX

O transporte de elétrons e fótons foi realizado via MCNPX, que permite simular o transporte de partículas em diferentes geometrias com diferentes tipos de materiais e densidades. As simulações foram realizadas num cluster de 120 processadores do Laboratório de Nêutrons do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (LN/IRD/CNEN). O número de partículas definida para as simulações foi a partir de $5,0\text{E}+8$. Um nps (*number of started particles*) ideal é alcançada se os testes estatísticos do MCNP forem satisfeitos [4]. Este valor permite obter uma confiança estatística nos resultados obtidos de até 5%.

A configuração da fonte de radiação feita no código MCNPX é determinado pelo comando de especificação SDEF. Este comando pode ser configurado com diversas variáveis ou parâmetros que são utilizados para definir melhor as características de uma fonte no problema. Em um arquivo de entrada MCNP, apenas um cartão SDEF é permitido [15]. Os parâmetros utilizados nas simulações deste trabalho estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1: Parâmetros utilizados no SDEF. [15]

Variável	Descrição
PAR	Tipo de Partícula
ERG	Energia (Monoenergética ou distribuição de Energia) - <i>Source Information</i> SI L ou H
POS	Posicionamento da Fonte
VEC	Direção vetorial
DIR	Meio ângulo de abertura definido pelo cosseno
WGT	Peso da partícula

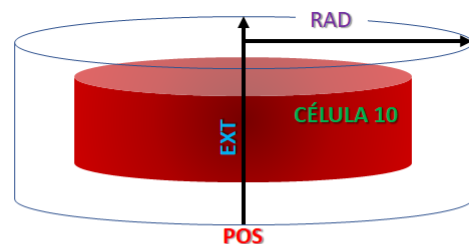
AXS	Vetor de referência para EXT e RAD
RAD	Distância radial da posição de POS ou AXS
EXT	Caso de CELL: distância da POS ao longo do AXS.

A Figura 1 mostra os parâmetros utilizados no cartão da fonte SDEF, através de dois exemplos.

Figura 1 : (a) Definição de fonte preenchida totalmente em uma célula (volume) (b) Definição de uma fonte colimada com seus respectivos parâmetros utilizados no SDEF.

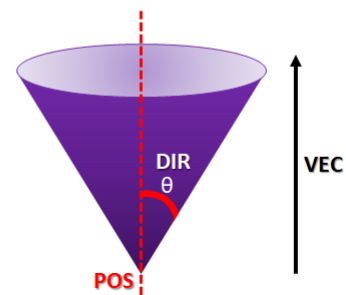
SDEF PAR=3 ERG=d1 CEL=d4 POS= 0 0 -30 AXS = 0 0 1 RAD=d2 EXT=d3

SI4 L 10 \$ Célula 10 (Volume selecionado)
 SP4 1 \$ Probabilidade 100%
 SI2 0 1 \$ Raio do cilindro cobrindo a célula 10
 SI3 0 2 \$ Alcance do cilindro (Extensão)



(a)

SDEF PAR=3 ERG=d1 POS= 0 0 -30 VEC = 0 0 1 DIR=d2 WGT=3



(b)

Fonte : O autor

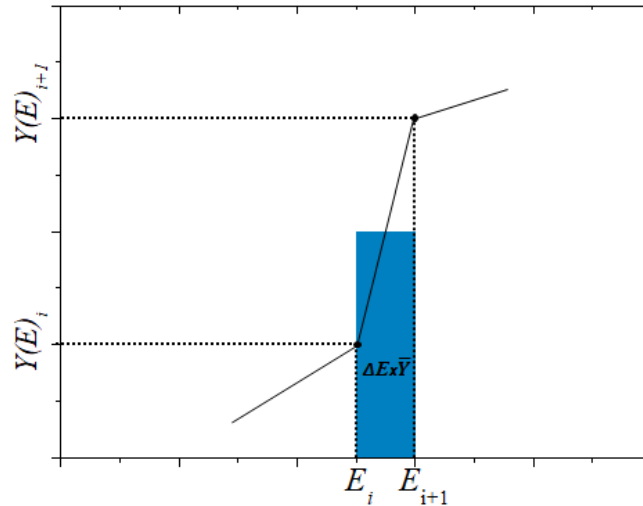
O parâmetro PAR que está definido nos dois exemplos (na Figura 1a e b) é o parâmetro que defini a partícula de interesse neste caso é o elétron, identificado no MCNPX pelo número 3. O espectro de energia é definido utilizando o cartão de energia ERG, que define a distribuição de energia e sua probabilidade. Na Figura 1a, o parâmetro CEL define o volume que é preenchido pela fonte. A posição POS em ambos os casos está definido em torno do eixo z. Os parâmetros RAD e EXT é o raio e a extensão para definir o volume da célula definida como fonte. Na Figura 1b, o parâmetro WGT é um parâmetro de peso que está relacionada diretamente a angulação na qual esta é definida pelo parâmetro DIR, e o parâmetro VEC é o vetor que direciona esse feixe, como a posição se encontra no eixo negativo de z, e o VEC está na direção positiva de z, então a direção deste feixe está indo do negativo para o eixo positivo de z [15].

2.2. Espectros utilizados nas Simulações

Os espectros de energia dos radionuclídeos ^{85}Kr , $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{147}Pm foram obtidos do ICRP Report 107 [16]. Dois tipos de distribuições foram utilizados no parâmetro ERG para descrever os espectros beta no *Source Information* SI, do tipo L e H respectivamente [4].

O SI tipo L, é definido através da normalização direta no parâmetro de rendimento energético $Y(E)$, que descreve a probabilidade de emissão dependente da energia através do espectro beta [16]. Para o tipo L, existe um limiar de energia. Este limiar é definido para energias maiores que 1 keV [17], isto significa que o sistema vai começar a transportar elétrons maiores que 1keV. Então, no caso das fontes utilizadas o espectro de energia e suas probabilidades, é então cortado, ou seja, retirando as energias de menor que 1 keV e depois renormalizando com as novas faixas de energias. Este é então utilizado para as simulações no SI tipo L.

O SI tipo H descreve a distribuição de energia em forma de histograma [4]. A área de cada seção de superfície dada pelo espectro beta que tem característica contínua é definida entre $(E_i, Y(E)_i)$, onde E é a energia e $Y(E)$ é o rendimento em função da energia de emissão, no intervalo com o índice que é descrito como $i = 1, \dots, I+1$. A ideia é adotar a mesma grade de energia (E_i) e aplicar um esquema de interpolação linear para obter as probabilidades não normalizadas do intervalo, como mostra a Figura 2, e utilizar a equação para definir o novo espectro para simulação.

Figura 2 : Esquema de Interpolação Linear

Fonte : Adaptado de Sempau (2019) [20].

$$\Delta E \times \bar{Y} = \frac{1}{2} (Y(E)_{i+1} + Y(E)_i) (E_{i+1} - E_i), \quad i=1, \dots, I \quad (1)$$

onde ΔE é a largura do “bin” de energia e \bar{Y} é o rendimento de energia médio no intervalo. A área $(\Delta E \times \bar{Y})$ fornece a probabilidade de ter uma partícula emitida beta para uma dada energia [18, 19]. Somando toda essa área de intervalo, obtém-se a probabilidade total que deve ser igual a 1 e feito isso é necessário renormalizado o novo espectro de energia e utilizar no parâmetro SI tipo H.

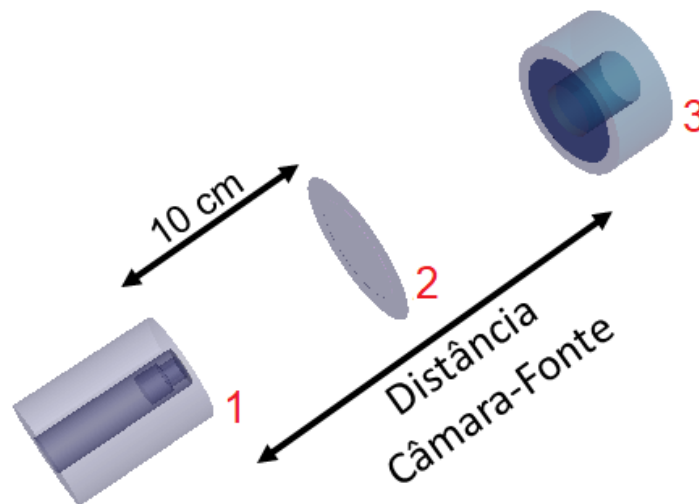
2.3. Câmara de Extrapolação, filtro e fonte.

A câmara de extrapolação PTW modelo 23392 foi modelada de acordo com os dados de referência [20], com o manual de instruções da câmara e informações adicionais obtidas do fabricante [21], bem como, a partir de trabalhos publicados de Benavente [22] e Polo et al. 2017 [23]. Foram modelados apenas as partes que compõem o corpo principal da câmara e que engloba diretamente o volume sensível contendo ar, sendo este onde as partículas irão interagir com o material ar e depositar sua energia.

O filtro é feito de material Tereftalato de Polietileno (*Hostaphane/Mylar*) e suas geometrias constituem de folhas circulares e estão descritas no manual de operação do fabricante [24]. O filtro foi posicionado a 10 cm da fonte e centralizados no eixo perpendicular a direção do campo de radiação (eixo z). Os filtros foram utilizados para fontes de ^{85}Kr e $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ambos nas distâncias de 30 cm e para a fonte de ^{147}Pm o filtro foi colocado a 20 cm [24, 25].

As fontes reportadas em referência [20, 26] consistem em material ativo dentro de suportes cilíndricos compostos de diferentes camadas de materiais. Após várias simulações testes foram observados, que alguns componentes da geometria que compõe a fonte, influenciaram resposta da câmara. A geometria da fonte, seus materiais e densidades são extremamente importante, pois podem auto-blindar partículas betas que tentam ultrapassar a janela da fonte. A construção geométrica das fontes de radiação beta utilizadas neste trabalho estão catalogadas no NUCLITEC [27]. A Figura 3 ilustra o *set-up* configurado com a Câmara filtro e Fonte.

Figura 3 : Esquema 3D do sistema Câmara-Fonte. 1 – Fonte. 2 – Filtro. 3 – Câmara de Extrapolação



Fonte : BSS2 [24]

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

3.1. Caso 1 : ⁸⁵Kr

A fonte foi definida dentro do material ativo configurada como fonte pontual colimada. Foram selecionado dois pontos dentro do materia ativo desta fonte, o P1 e P2 com diferenças entre eles de 0,43 cm. Quando utilizado o P2 como a posição padrão foi observado que havia pouca deposição de energia no volume sensível da câmara de extrapolação ou seja, a taxa de dose absorvida foi inferior a dose absorvida obtida quando simulado com o P1 como posição padrão. O procedimento para deslocar a posição da fonte é o cartão POS do SDEF do MCNPX. Figura 4 mostra as duas posições simuladas e a Tabela 2 mostra para a fonte de ⁸⁵Kr a diferença entre as duas posições em centímetros e a diferença percentual do resultados da dose absorvida quando as posições P1 ou P2 são utilizados.

Figura 4 : *Diferença da posição da fonte no cartão POS do SDEF possuem uma diferença significativa de energia depositada.*

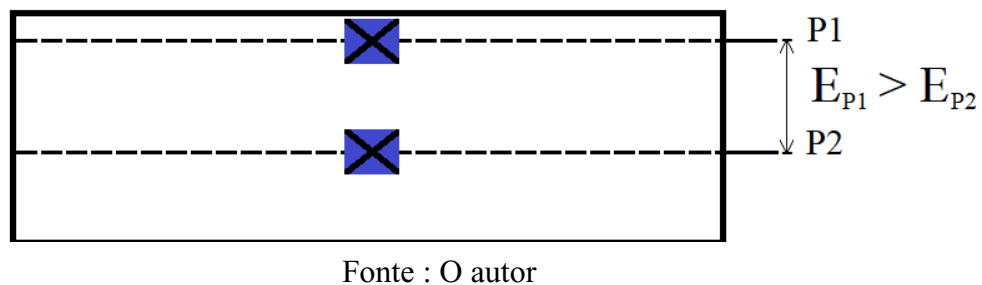


Tabela 2 : Diferença da Posição da Fonte no ⁸⁵Kr

Fonte	Diferença de Posição (cm)	$\Delta_{P1 - P2}$ (%)
Kr-85	0,43	95

É importante verificar realmente onde a fonte de ⁸⁵Kr deve ser posicionada dentro do material ativo pois, como foi observado, uma diferença de 95% da deposição de energia no volume sensível

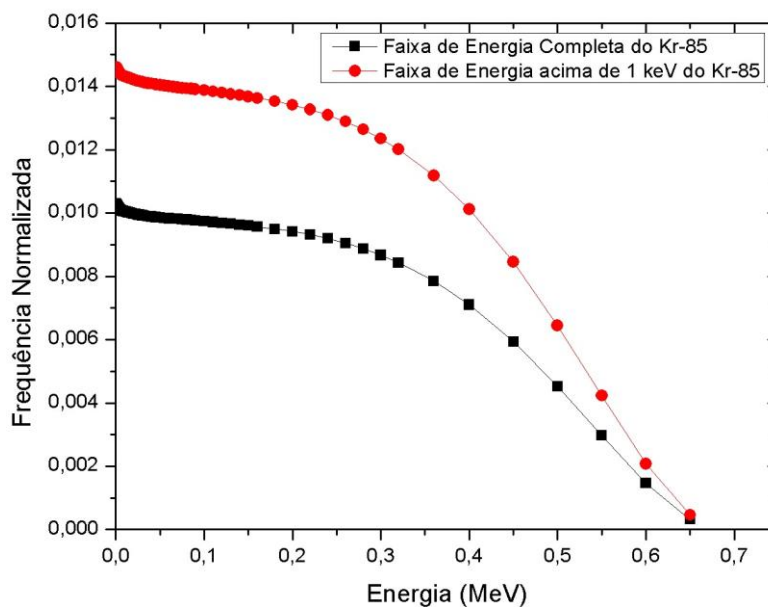
da câmara foi encontrado. Então a posição possui uma influência significativa nos resultados registrados.

A Figura 5 mostra os espectros de energia do ^{85}Kr utilizado no cartão de energia SDEF do MCNPX com o SI tipo L ou seja, para a faixa de energia acima de 1keV e o espectro original do mesmo radionuclídeo.

O MCNPX neste cartão SI tipo L utiliza energias acima de 1 keV configuração padrão para o *cutoff* de energia. No trabalho de De Araújo, 2019 [28] foi explicado que o corte dessas energias abaixo e até de 1 keV devem ser renormalizadas. E é possível observar que a probabilidade de emissão de partículas beta de altas energias aumenta significativamente após a renormalização do espectro. Desta forma, uma deposição de energia maior do que utilizado todas as faixas de energias é possível obter utilizando o cartão SI tipo L.

3.2. Caso 2 : $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$

Figura 5 : Diferença entre o espectro completo e com espectro de faixa acima de 1 keV para o ^{85}Kr

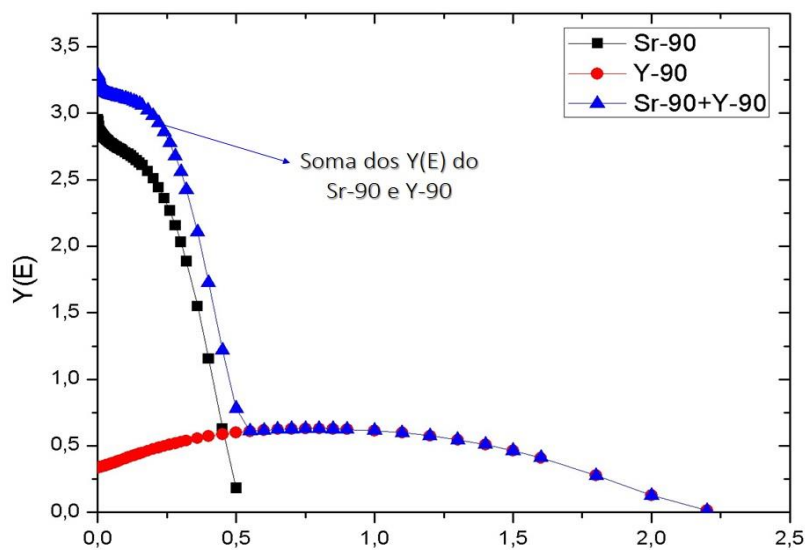


Fonte : O autor

Para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ foi a determinação do espectro de energia de dois isótopos emissores beta. Uma análise mais aprofundada deve ser feita por se tratar de dois radionuclídeos que decaem simultaneamente, o que precisou ser melhor entendido utilizando os tipos de definição de espectro no cartão do SI no SDEF do MCNPX.

Primeiro teste foi a junção dos dois espectros dos radionuclídeos separadamente e definir o espectro total no cartão SI tipo L. Foi então somado os dois rendimentos energéticos $Y(E)$ de cada radionuclídeo e definido o espectro do $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$. A Figura 6 mostra os espectros dos radionuclídeos separadamente e a soma destes. Esse procedimento somente não foi suficiente para definir o espectro da fonte $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ desejado.

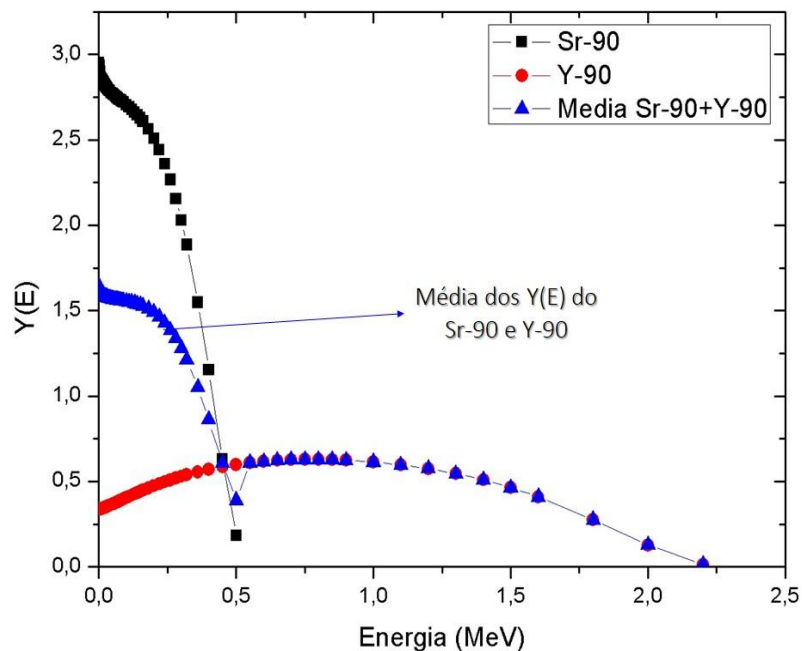
Figura 6 : *Espectro do $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ separados e a soma dos $Y(E)$.*



Fonte : O autor

Nos trabalhos de CARMONA, 2009 e SILVA, R. et al. 2019 [29, 30] é mostrado que a junção simplesmente dos espectros do ^{90}Sr e ^{90}Y , tem um comportamento médio, ou seja, deve ser feita uma média aritmética no rendimento energético em cada faixa de energia do espectro correspondente, como mostrado na Figura 7. Além da média deve ser levado em consideração o equilíbrio secular que está imposto a esse espectro, tal que, a meia-vida do radionuclídeo pai (28,79 anos) é muito maior que a meia-vida do radionuclídeo filho (64,10 horas) [31]. Esse foi o espectro utilizado nas simulações do $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$.

Figura 7 : Espectro do $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, que caracteriza um valor médio de suas $Y(E)$ e utilizado nas simulações.



Fonte : O autor

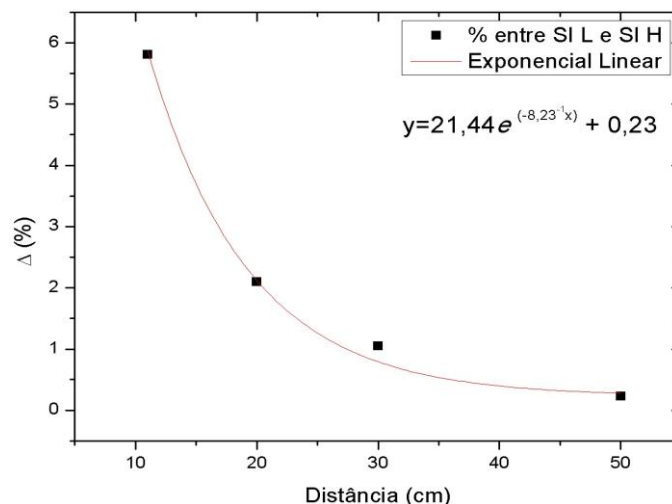
Para fins de comparação quanto ao uso dos cartões SI tipo L e H foram considerados as seguintes configurações, aplicar para o espectro do $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ utilizando o SI tipo L e utilizando a soma seus respectivos $\Delta E \times \bar{Y}$ e feita uma renormalização utilizados o cartão SI tipo H. Os resultados de taxa de dose absorvidas obtidos das simulações para este radionuclídeo em diferentes distâncias sendo 11, 20, 30 e 50 cm sem a utilização de filtro e para as duas diferentes configurações SI tipo L e H estão mostrados na Tabela 3.

Tabela 3: Taxas de Dose do SI do tipo L e H do ⁹⁰Sr/⁹⁰Y

Fonte	Distância (cm)	\dot{D}_{SIL} ($\mu\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$)	\dot{D}_{SIH} ($\mu\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$)	Δ (%)
Sr-90/Y-90	11	131,5 ± 0,2	123,9 ± 0,2	5,81
	20	39,0 ± 0,1	38,2 ± 0,1	2,10
	30	16,87 ± 0,09	17,05 ± 0,08	1,05
	50	6,17 ± 0,04	6,16 ± 0,04	0,23

Os resultados mostram que há um acréscimo na taxa de dose obtida quando utilizamos os dois tipos de definição de espectros SI L e H. Quando a distância fonte-câmara é pequena a taxa de dose é maior para o cartão tipo SI tipo L e ao contrário quando a distância entre fonte-câmara aumenta. Isto gera uma hipótese de que, para fonte-câmara com longas distâncias a definição dos espectros utilizando o cartão SI tipo L ou H não resultam em diferenças significativas em termos de taxa de dose obtidas. Este comportamento exponencial é mostrado na Figura 8.

Figura 8 : A diferença dos valores obtidos através do SI do tipo L e H, possui um comportamento exponencial, se tornando valores próximos em longas distâncias.



Fonte : O autor

3.3. Caso 3 : ^{147}Pm

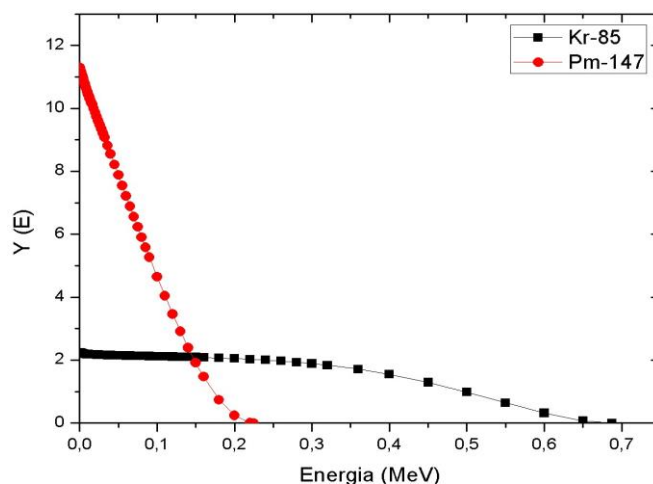
No caso da fonte de ^{147}Pm foram considerados os mesmos procedimentos realizados para a configuração das fontes dos outros radionuclídeos. Neste caso, foi utilizado o cartão SI tipo H e tendo em mente a influência da posição da fonte dentro do material ativo, todos os cuidados e testes foram realizados para evitar desvios maiores do que 5% comparados as taxas de doses para diferentes posições.

Todos as fontes encapsuladas possuem uma janela com um material específico reportado através do Beta Secondary Standard 2 [24]. A janela da fonte do radionuclídeo ^{147}Pm é feita de material titânio. Foi observado que a radiação de partículas beta era auto-absorvida na própria janela de entrada da fonte. A Tabela 4 mostra as energias máximas de cada radionuclídeo, o material padrão de cada janela de cada fonte sua densidade superficial em g.cm^{-2} .

Tabela 4: Relação das Energias máximas dos emissores beta em relação aos materiais que compõe a janela da fonte.

Fonte	$E_{\text{Máx}}$ (MeV)	Material	Densidade Superficial da Janela da Fonte (g.cm^{-2})
^{85}Kr	0,6874	Titânio	22
$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	2,2801	Aço Inoxidável	80
^{147}Pm	0,2245	Titânio	2

Mesmo com uma densidade superficial relativamente baixa em relação ao do radionuclídeo ^{85}Kr que tem mesmo material, é importante observar que, a energia máxima do radionuclídeo ^{147}Pm é baixa em um fator de 3 vezes a do ^{85}Kr . A Figura 9 mostra os diferentes espectros dos radionuclídeos ^{85}Kr e ^{147}Pm .

Figura 9 : Diferenças entre os espectros do ^{85}Kr e ^{147}Pm 

Fonte : ICRP Report 107 [16]

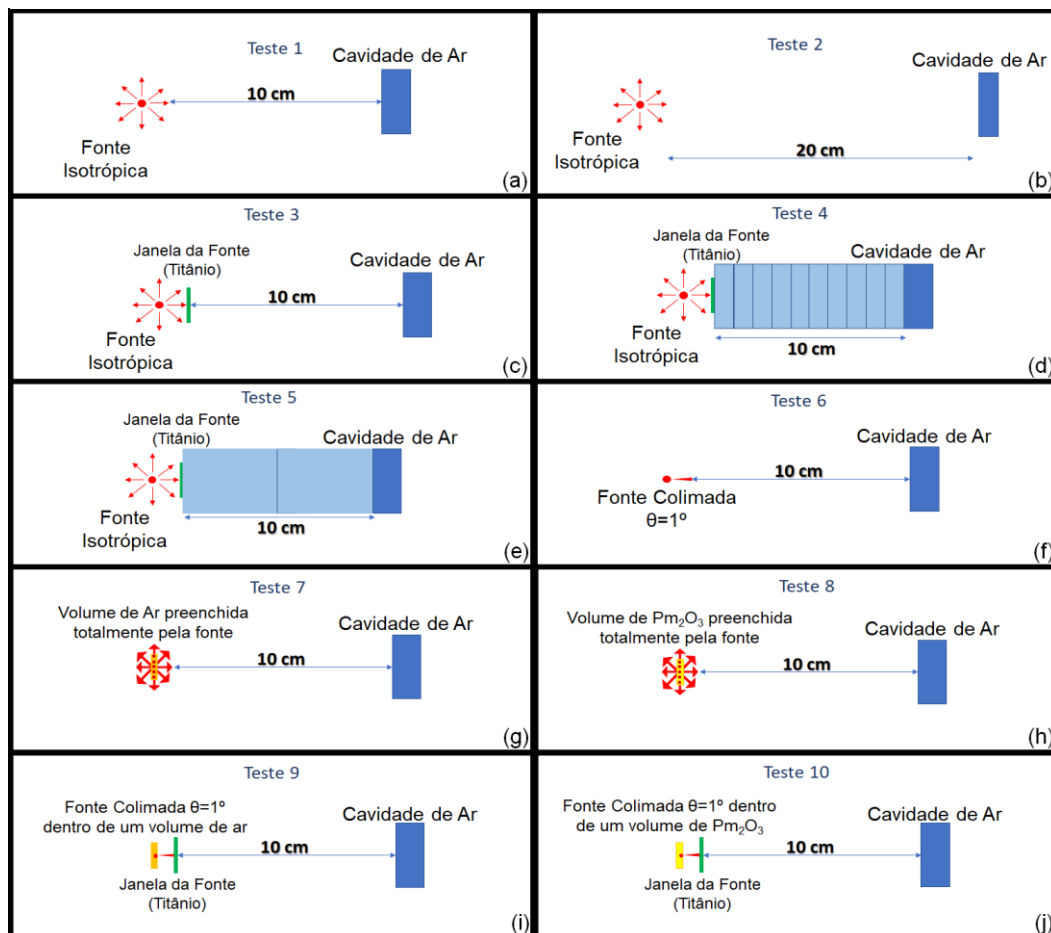
É possível observar o rendimento energético do ^{85}Kr e do ^{147}Pm . Em relação ao ^{147}Pm o ^{85}Kr mostra um comportamento aproximadamente constante, com um decréscimo do $Y(E)$ de energia até chegar em sua energia máxima. O radionuclídeo ^{147}Pm para baixas energias o rendimento energético é muito alto e então, este rendimento das partículas beta de baixas energias é maior e decai até sua máxima energia. Desta forma as partículas betas de altas energias com baixo $Y(E)$ é absorvida na janela de titânio, o que resulta numa baixa deposição de energia no volume sensível da câmara e um erro estatístico muito alto.

Foram realizada uma série de testes para o radionuclídeo ^{147}Pm . Os testes foram simples porém eficazes o suficiente para observar o que estava realmente acontecendo com as partículas betas emitidas por esta fonte. A ideia foi modelar uma fonte a uma certa distância de um cilindro de ar como alvo. Foram consideradas três tipos de configurações de fontes. (1) Uma fonte Isotrópica, (2) uma fonte volumétrica, onde o material ativo é a própria fonte, foram utilizados os parâmetros EXT, AXS, RAD e EFF no comando SDEF e (3) uma fonte pontual colimada com uma angulação.

Foi considerado como alvo um cilindro de ar, com raio de 1,5 cm e profundidade de 0,5 cm. Como as simulações foram somente para testes e o nps adotado foi de $2,0E+7$ com um erro relativo pequeno.

A Figura 10 esquematiza os testes feitos para o ^{147}Pm . (a) Fonte Pontual Isotrópica a 10 cm da cavidade de ar, (b) Fonte Pontual Isotrópica a 20 cm da cavidade de ar, (c) Fonte Pontual Isotrópica a 10 cm da cavidade de ar com a janela de Titânio, (d) Fonte Pontual Isotrópica a 10 cm da cavidade de ar com janela de titânio e aplicado uma técnica de *Variance Reduction* com cilindros de 1 cm de profundidade preenchidos de ar, (e) Fonte Pontual Isotrópica a 10 cm da cavidade de ar com janela de titânio e aplicado uma técnica de *Variance Reduction* com cilindros de 5 cm de profundidade preenchidos de ar, (f) Fonte Pontual colimada a 10 cm da cavidade de ar, (g) Fonte preenchida no volume de ar a 10 cm da cavidade de ar, (h) Fonte preenchida no volume de Pm_2O_3 a 10 cm da cavidade de ar, (i) Fonte Pontual colimada inserida no volume de ar com janela de titânio a 10 cm da cavidade de ar e (j) Fonte Pontual colimada inserida no volume de Pm_2O_3 com janela de titânio a 10 cm da cavidade de ar.

Figura 10 : Testes feitos para análise da fonte do ^{147}Pm .



Fonte : O autor

Estes testes foram realizados para observar o comportamento da fonte de ^{147}Pm e analisar a resposta do volume na cavidade de ar. Todos os *set-up* foram muito simples e aos poucos sendo incrementando com outros tipos de fatores que deveriam ser analisados para a configuração da fonte. A Tabela 5 mostra as diferenças entre as energias depositadas em MeV, contabilizadas com o cartão *F8 tally do MCNPX, para os diferentes tipos de configurações criadas.

Tabela 5 : Resultados dos testes feitos para análise da fonte do ^{147}Pm .

Teste (TN°)	Tally *F8 – E (MeV)	Erro Relativo
A	5,30E-06	0,88%
B	5,14E-07	2,96%
C	2,21E-07	4,39%
D	2,25E-07	3,16%
E	2,27E-07	3,41%
F	6,25E-04	0,06%
G	4,09E-06	1,02%
H	1,79E-07	4,62%
I	7,59E-07	2,39%
J	1,53E-07	5,59%

Os resultados obtidos para A e B tiveram uma diferença de 90% a única diferença entre os dois *set-up* foi a distância em A fonte-cavidade está a 10 cm e em B a 20 cm. Isto significa que a energia depositada na cavidade de ar, é menor em A por um fator de 10. Quando a janela de titânio é colocada em uma fonte pontual como no caso C e com distância fonte-cavidade continua a 10 cm, a diferença entre C e D é muito pequena, porém, é bom enfatizar nesta comparação uma redução no erro relativo, sendo que foi aplicada uma técnica de Redução de Variância no D. É bom e importante sempre observar o erro relativo do resultado obtido nestes casos estamos falando de 5% o que pode ser considerado razoável para este tipo de teste. A distância de calibração padrão para o

^{147}Pm é de 20 cm de distância. Quando uma fonte pontual colimada como no *set-up* F, é observado uma deposição de energia acrescida de um fator de 100 vezes maior.

Outros testes foram propostos com o objetivo de estudar a melhor ou mais apropriada configuração da fonte para este tipo de *set-up*. Nos testes G e H as fontes agora são preenchidos totalmente com o material ativo de ^{147}Pm . Para fins de comparação, foi considerado o volume de ar no G e no H o material ativo é o Pm_2O_3 de acordo com encontrado em literatura [32]. A diferença entre as energias depositadas na cavidade de ar a 10 cm da fonte foi de um fator de 10.

Nos testes I e J foram configurados uma fonte pontual colimada dentro do volume da fonte e uma janela de titânio foi inserida nos dois casos. A diferença principal destes dois testes, foi o preenchimento do volume da fonte, para o teste I o preenchimento era ar e no caso do teste J o preenchimento foi com o material Pm_2O_3 . O resultado foi de 80% de diferença entre as energias depositadas na cavidade de ar mas com valores que estão na mesma ordem de grandeza.

Como conclusão, considerando a densidade e material da janela da fonte, o espectro beta do ^{147}Pm e todos os testes realizados para análise, janela de titânio foi removida. A resposta adequada da taxa de dose absorvida no volume sensível da câmara foi então compatível com a taxa de dose encontrada em literatura [28].

4. CONCLUSÕES

Neste trabalho foi mostrado alternativas e análises sobre a modelagem e simulação computacional de uma câmara de extrapolação em campos de radiação do BSS2. Para a validação do modelo, os resultados encontrados foram comparados com os resultados publicados em literatura, mas estes não foram discutidos neste relatório. O objetivo aqui é de apresentar as principais dificuldades e como resolver alguns dos problemas encontrados quando modelando uma *set-up* contendo uma câmara de extrapolação e uma fonte de radiação beta de baixa energia.

Foi observado que em relação a fonte de ^{85}Kr a posição real dentro do volume do material ativo da fonte teve uma influência significativa para considerando fontes pontuais colimadas. Também foi observado que a energia de corte para o tipo de espectro SI tipo L do MCNPX é abaixo de 1 keV. Então ao manusear este espectro é importante observar sua faixa de energia e renormalizar e observar que a probabilidade de emissão de partículas beta.

Para o $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, a dificuldade encontrada na modelagem computacional foi a definição do espectro a ser utilizado. Foram observados em trabalhos publicados em literatura que, deve ser considerado o equilíbrio secular visto que a meia vida do radionuclídeo pai é muito maior do que o radionuclídeo filho.

Para o radionuclídeo ^{147}Pm foi observado que a janela da fonte, reportada pelo fabricante, absorvia praticamente todas partículas beta, o que acarretou em uma dificuldade na deposição de energia no volume sensível da câmara e um erro estatístico muito grande. Para entender o transporte de partículas betas e como deveria ser a modelagem desta fonte foi realizado uma série de testes considerando diversos parâmetros colocados separadamente com isto foi possível entender como deveria ser a modelagem final desta fonte de radiação beta.

REFERÊNCIAS

- [1] ANTONIO, P. L. **Estabelecimento de padronização Primária e de métodos relativos com o uso de técnicas luminescentes em dosimetria da radiação beta**. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. São Paulo, Brasil. 2013.
- [2] CALDAS L. V. E. Performance characteristics of an extrapolation chamber for beta radiation detection. **J Appl Radiat. Isot.** 9(37):988-990. 1986.
- [3] REYNALDO, S. R., FLORESTA D. L., DA SILVA T. A. Implantação do novo Sistema Padrão Secundário de Radiação Beta no Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear. **International Nuclear Atlantic Conference - INAC 2005**. Santos - São Paulo, 2005
- [4] PELOWITZ, D. **MCNPX user's manual**. Version 2.7.0. Los Alamos National Laboratory Report LA-CP-11-00438, 2011.
- [5] KAWRAKOW I, MAINEGRA-HING, et al. **The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport**, NRCC Report PIRS-701.
- [6] SALVAT F., **PENELOPE-2018: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport**. OECD Nuclear Energy Agency. Available at <http://www.oecd-neo.org>. 2019
- [7] AGOSTINELLI S et al. **GEANT4: a simulation toolkit Nucl. Instrum. Methods A** 506 250–303, 2003.
- [8] FONSECA T.C.F., JUNIOR J.P.R. “MCMEG: Simulations of both PDD and TPR for 6 MV LINAC photon beam using different MC codes”. **Radiation Physics and Chemistry**. Vol 140; p. 386- 391, 2017.
- [9] FONSECA T, ANTUNES P, BELO M, BASTOS F, CAMPOS T, GERALDO J, et al. MCMEG: Intercomparison exercise on prostate radiotherapy dose assessment. **Radiation**

Physics and Chemistry. 2019 2019;p. 108295. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0969806X18311186>

- [10] FONSECA T, M BASTOS F, T T FIGUEIREDO M, S SOUZA L, C GUIMARÃES M, R E SILVA C, et al. Estudo comparativo entre simulações de um sistema de monitoração ocupacional interna utilizando diferentes códigos de Monte Carlo. **Brazilian Journal of Radiation Sciences.** 2015 06;3:3–1.
- [11] SENIWAL B, FONSECA T, SINGH R. Monte-Carlo Modelling For Evaluation Of Two Different Calculation Algorithms. **Brazilian Journal of Radiation Sciences.** 2019 01;7.
- [12] MENDES B, M TRINDADE B, FONSECA T, CAMPOS T. Assessment of radiation-induced secondary cancer risk in the Brazilian population from left-sided breast-3D-CRT using MCNPX. **The British Journal of Radiology.** 2017 09;90:20170187.
- [13] PAIXAO, L et al. Monte Carlo derivation of filtered tungsten anode X-ray spectra for dose computation in digital mammography. **Radiologia Brasileira**, v. 48, n. 6, p. 363-367, 2015.
- [14] BLINDER, K.; HEERMANN, D.W.: **Monte Carlo simulation in statistical physics**, Berlin, Alemanha, 1988.
- [15] SHULTIS, J. K.; Faw, R. E. **AN MCNP PRIMER**. Technical report, Dept. of Mechanical and Nuclear Engineering, Kansas State University. Available at <https://www.nucleonica.com/wiki/images/6/6b/MCNPprimer.pdf>.
- [16] ICRP. **Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations.** Ann. icrp 38 ed. ICRP Publication 107; 2008.
- [17] HUGHES, H. G. I. Recent developments in low-energy electron/photon transport for MCNP6. In: . Nara, Japan: Progress in Nuclear Science and Technology International Conference on Radiation Shielding (ICRS-12) and 17th **Topical Meeting of the Radiation Protection and Shielding Division of ANS (RPSD-2012)**, 2012.

- [18] SEMPAU, J. **PENELOPE/penEasy User Manual**. Dept. of Physics, Technical University of Catalonia. Available at <https://inte.upc.edu/en/downloads/peneasy/usermanual.pdf>. 2019
- [19] ATTIX, F. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. Wiley, 1986. (A Wiley-Interscience publication). ISBN 9780471011460.
- [20] FARIA F. P., Reynaldo S. R., Fonseca T., Lacerda M. A., Da Silva T. Monte Carlo simulation applied to the characterization of an extrapolation chamber for beta radiation dosimetry. **Radiation Physics and Chemistry**. 2015;116(1):226–230.
- [21] PTW-FREIBURG. **Instruction Manual - Extrapolation chamber according to Böhm - Type 23392**. Freiburg, Germany; 2002.
- [22] CASTILLO J. A. B. **Caracterização de uma câmara de extrapolação e filmes radiocrômicos para verificação da coerência metrológica entre campos padrões de radiação beta**. Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear. Belo Horizonte, Brasil; 2011.
- [23] Polo, I. O. et al. Variance reduction technique in a beta radiation beam using an extrapolation chamber. **Applied Radiation and Isotopes**, São Paulo, Brazil, n. 128, p. 154–157, 2017.
- [24] BSS2 I. **Operation Manual - Beta Secondary Standard 2**; 2000.
- [25] ISO, International Organization for Standardization. **Nuclear energy-Reference beta-particle radiation Part 2: Calibration fundamentals related to basic quantities characterizing the radiation fields**. 6980th ed. Geneve: ISO/FDIS; 2004.
- [26] POLO, I. O.; SANTOS, W. S.; CALDAS, L. V. Modelling the absorbed dose rate of the beta standard BSS2 147Pm source. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 140, p. 83 – 86, 2018. ISSN 0969-8043. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0969804317309909>>.

- [27] NUCLITEC, **Eckert & Ziegler**. <https://www.ezag.com>.
- [28] DE ARAÚJO L. F., CASTILLO J. A. B., FONSECA T., Monte Carlo Simulation of Extrapolation Chamber for Beta Radiation Dosimetry. The XIX International Symposium on Solid State Dosimetry. ISSSD 2019. Submitted to **Applied Radiations and Isotopes** in december, 2019.
- [29] CARMONA, J. H.; RIZO, O. D. Experimental and monte carlo determination of mass absorptio coefficients for $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta particles in organic compounds experimental and monte carlodetermination of mass absorptio coefficients for $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta particles in organic compounds autos. **Nucleus**, p. 26–31, 01. 2009
- [30] SILVA, R. et al. Low cost electron irradiator using $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ sources. **Radiation Physics and Chemistry**, 03 2019.
- [31] KNOLL, G. **Radiation Detection and Measurement**. John Wiley & Sons, 2010. ISBN9780470131480.
- [32] BEHRENS R. Simulation of the radiation fields of the Beta Secondary Standard BSS 2. **Journal of Instrumentation**. 2013 02;8:P02019.

Anexo C – Arquivos de Input e Output dos Códigos MC

C.1 Output do MCNPX

C.2 Input do PENELOPE/PenEasy

C.3 Arquivo de Geometria do PENELOPE/PenEasy

C.4 Output - Tally PENELOPE/PenEasy

Output do MCNPX

1mcnp version 2.7.0 ld=Mon Apr 18 08:00:00 MST 2011 04/12/19 17:42:00

***** probid = 04/12/19

17:42:00

n=/home/teima/Docs/19/sf-EDO20.1625.i xsdir=xsdir

```
*****
*
*          MCNPX
*
* Copyright 2007. Los Alamos National Security, LLC.
* All rights reserved.
*
* This material was produced under U.S. Government contract
* DE-AC52-06NA25396 for Los Alamos National Laboratory,
* which is operated by Los Alamos National Security, LLC
* for the U.S. Department of Energy. The Government is
* granted for itself and others acting on its behalf a
* paid-up, nonexclusive, irrevocable worldwide license in
* this material to reproduce, prepare derivative works, and
* works, and perform publicly and display publicly.
* Beginning five (5) years after June 1, 2006, subject to
* additional five-year worldwide renewals, the Government
* is granted for itself and others acting on its behalf
* a paid-up, nonexclusive, irrevocable worldwide license
* in this material to reproduce, prepare derivative works,
* distribute copies to the public, perform publicly and
* display publicly, and to permit others to do so.
*
* NEITHER THE UNITED STATES NOR THE UNITED STATES
* DEPARTMENT OF ENERGY, NOR LOS ALAMOS NATIONAL SECURITY,
* LLC, NOR ANY OF THEIR EMPLOYEES, MAKES ANY WARRANTY,
* EXPRESS OR IMPLIED, OR ASSUMES ANY LEGAL LIABILITY OR
* RESPONSIBILITY FOR THE ACCURACY, COMPLETENESS, OR
* USEFULNESS OF ANY INFORMATION, APPARATUS, PRODUCT, OR
* PROCESS DISCLOSED, OR REPRESENTS THAT ITS USE WOULD NOT
* INFRINGE PRIVATELY OWNED RIGHTS.
*
*****
1-      c MONTAGEM DA CAMARA EM MACROBODY
2-      c Lucas Fabricio - 02 Abril 2019
3-      c Camara PTW 23392 - Paper Fernando
4-      c volume sensivel = 5mm (vol.)-20°-s/filtro-20cm Sr-90+Y-90
5-      c *****
6-      c
7-      c          CELL BLOCK
8-      c *****
9-      02 3 -1.70 -20      imp:p=1 imp:e=1  $ Janela de entr.- revestida Graf
10-     03 6 -0.001205 -30 imp:p=4 imp:e=4  $ Cavidade volume-ar
11-     04 3 -1.70      -40 imp:p=1 imp:e=1  $ Rear elect. - front - grafite
12-     05 5 -1.19      -50 40 imp:p=1 imp:e=1  $ Rear eletrode - back - PMMA
13-     06 4 -1.380     -60:-10 imp:p=1 imp:e=1  $ Espessura de absorção
14-     07 5 -1.19      -70 10 20 30 40 50 imp:p=1 imp:e=1  $ Acrylic Housing
15-     09 6 -0.001205  -80 10 20 30 40 50 60 70 90 100 &
16-                               110 120 130 140 imp:p=1 imp:e=1  $Inside Univers
17-     10 2 -3.76      -90      imp:p=1 imp:e=1  $ Fonte Sr-90+Y-90
18-     11 8 -4.54      140 90 -100:-110 imp:p=1 imp:e=1  $ Titanium
19-     12 7 -7.92      -130 90 100 110 120 140 imp:p=1 imp:e=1  $ Steel
20-     13 6 -0.001205  -120 imp:p=1 imp:e=1  $ Dural
21-     14 7 -7.92      -140      imp:p=1 imp:e=1  $ Source Window - Steel
22-     c 15 4 -1.380     -150:-160:-170      imp:p=1 imp:e=1  $ Filtro
23-     08 0 80          imp:p=0 imp:e=0      $ Outside universe
24-     c *****
25-     c
26-     c          SURFACE BLOCK
27-     c *****
28-     10 RCC 0 0 0      0 0 3.5E-4 3.025  $ Janela de entrada
29-     20 RCC 0 0 3.5E-4 0 0 3.5E-5 3.025  $ Janela de entrada - Grafite
30-     30 RCC 0 0 3.85E-4 0 0 0.5 1.5  $ Cavidade volume-ar
31-     40 RCC 0 0 0.500385 0 0 3.5E-5 3.025  $ Rear elect. - front - Grafit
32-     50 RCC 0 0 0.500420 0 0 3.1 3.025  $ Rear electrode - back - PMMA
33-     60 RCC 0 0 0      0 0 -0.007 3.025  $ Espessura de absorção
34-     70 RCC 0 0 0      0 0 3.60042 7.0  $ Acrylic Housing - PMMA
35-     80 SZ -16 23
36-     90 rcc 0 0 -20.13 0 0 -0.05 0.3  $ Fonte
37-     100 rcc 0 0 -20.13 0 0 -0.17 0.53  $ cilindro anterior Titan
38-     110 rcc 0 0 -20.30 0 0 -0.3 0.4  $ cilindro posterior Titan
39-     120 rcc 0 0 -20.00 0 0 -0.12 0.62  $ Air shutter window
40-     130 rcc 0 0 -20.00 0 0 -0.3 0.75  $ cilindro stell pontas
```

```

40-      140 rcc 0 0 -20.12 0 0 -0.01 0.62      $ Source Window
41-      c 150 RCC 0 0 -19.943 0 0 -0.019 5      $ Cilindro Maior - Filtro
42-      c 170 RCC 0 0 -19.962 0 0 -0.019 3      $ Cilindro Médio - Filtro
43-      c 160 RCC 0 0 -19.981 0 0 -0.019 2      $ Cilindro Menor - Filtro
44-
45-      mode p e
46-      c --- Kr (density 0.0191 g/cm^3)
47-      m1 36000 -1.0000
warning. material 1 is not used in the problem.
48-      c --- Sr carbonate (density 3.76 g/cm^3)
49-      m2 6000 -0.0814 &
50-      8000 -0.3251 &
51-      38000 -0.5935
52-      c --- Graphite (density 1.70 g/cm^3)
53-      m3 6000 -1.0000
54-      c --- Polyethylene Terephthalate Hostaphan (density 1.380 g/cm^3)
55-      m4 1000 -0.041960 &
56-      6000 -0.625016 &
57-      8000 -0.333024
58-      c --- Polymethylmethacrylate PMMA (density 1.19 g/cm^3)
59-      m5 1000 -0.080538 &
60-      6000 -0.599848 &
61-      8000 -0.319614
62-      c --- Air (density 0.001205 g/cm^3)
63-      m6 6000 -0.000124 &
64-      7000 -0.755268 &
65-      8000 -0.231781 &
66-      18000 -0.012827
67-      c --- Steel Inoxidável (density 7.92 g/cm^3)
68-      m7 24000 -0.190 &
69-      25000 -0.020 &
70-      26000 -0.695 &
71-      28000 -0.095
72-      c --- Titanium (density 4.54 g/cm^3)
73-      m8 22000 -1.000
74-      c --- Duraluminio (density 2.85 g/cm^3)
75-      m9 12000 -0.011 &
76-      13000 -0.9245 &
77-      29000 -0.0395 &
78-      83000 -0.002 &
79-      25000 -0.0075 &
80-      50000 -0.002 &
81-      28000 -0.002 &
82-      82000 -0.0115
83-      c
84-      phys:p,e 3 0 0 1j 1
85-      c
86-      c
87-      c
88-      c
89-      cdef par=3 erg=d1 pos=0 0 -20.1625 vec=0 0 1 dir=d2 WGT=2.857142857
90-      c
91-      sil H 1.00E-06 1.00E-04 1.10E-04 1.20E-04 1.30E-04 1.40E-04 1.50E-04 1.60E-04
92-      1.80E-04 2.00E-04 2.20E-04 2.40E-04 2.60E-04 2.80E-04 3.00E-04
93-      3.20E-04 3.60E-04 4.00E-04 4.50E-04 5.00E-04 5.50E-04 6.00E-04
94-      6.50E-04 7.00E-04 7.50E-04 8.00E-04 8.50E-04 9.00E-04 1.00E-03
95-      1.10E-03 1.20E-03 1.30E-03 1.40E-03 1.50E-03 1.60E-03 1.80E-03
96-      2.00E-03 2.20E-03 2.40E-03 2.60E-03 2.80E-03 3.00E-03 3.20E-03
97-      3.60E-03 4.00E-03 4.50E-03 5.00E-03 5.50E-03 6.00E-03 6.50E-03
98-      7.00E-03 7.50E-03 8.00E-03 8.50E-03 9.00E-03 1.00E-02 1.10E-02
99-      1.20E-02 1.30E-02 1.40E-02 1.50E-02 1.60E-02 1.80E-02 2.00E-02
100-      2.20E-02 2.40E-02 2.60E-02 2.80E-02 3.00E-02 3.20E-02 3.60E-02
101-      4.00E-02 4.50E-02 5.00E-02 5.50E-02 6.00E-02 6.50E-02 7.00E-02
102-      7.50E-02 8.00E-02 8.50E-02 9.00E-02 1.00E-01 1.10E-01 1.20E-01
103-      1.30E-01 1.40E-01 1.50E-01 1.60E-01 1.80E-01 2.00E-01 2.20E-01
104-      2.40E-01 2.60E-01 2.80E-01 3.00E-01 3.20E-01 3.60E-01 4.00E-01
105-      4.50E-01 5.00E-01 5.50E-01 6.00E-01 6.50E-01 7.00E-01 7.50E-01
106-      8.00E-01 8.50E-01 9.00E-01 1.00E+00 1.10E+00 1.20E+00 1.30E+00
107-      1.40E+00 1.50E+00 1.60E+00 1.80E+00 2.00E+00 2.20E+00 2.28E+00
108-      sp1 D 0.000000 1.64E-04 1.64E-05 1.64E-05 1.64E-05 1.64E-05 1.64E-05 1.64E-05
109-      3.28E-05 3.28E-05 3.28E-05 3.28E-05 3.28E-05 3.28E-05 3.28E-05
110-      3.28E-05 6.56E-05 6.56E-05 8.20E-05 8.20E-05 8.19E-05 8.19E-05
111-      8.19E-05 8.19E-05 8.19E-05 8.18E-05 8.18E-05 8.18E-05 1.64E-04
112-      1.63E-04 1.63E-04 1.63E-04 1.63E-04 1.63E-04 1.63E-04 3.26E-04
113-      3.26E-04 3.25E-04 3.25E-04 3.25E-04 3.25E-04 3.24E-04 3.24E-04
114-      6.47E-04 6.46E-04 8.05E-04 8.04E-04 8.02E-04 8.01E-04 8.00E-04
115-      8.00E-04 8.00E-04 7.99E-04 7.99E-04 7.99E-04 1.60E-03 1.60E-03
116-      1.59E-03 1.59E-03 1.59E-03 1.59E-03 1.59E-03 3.18E-03 3.17E-03
117-      3.17E-03 3.17E-03 3.16E-03 3.16E-03 3.16E-03 3.15E-03 6.30E-03

```

```

118-      6.29E-03 7.85E-03 7.84E-03 7.83E-03 7.83E-03 7.82E-03 7.81E-03
119-      7.80E-03 7.80E-03 7.79E-03 7.79E-03 1.56E-02 1.55E-02 1.55E-02
120-      1.55E-02 1.54E-02 1.54E-02 1.53E-02 3.04E-02 3.00E-02 2.95E-02
121-      2.89E-02 2.82E-02 2.72E-02 2.62E-02 2.49E-02 4.53E-02 3.83E-02
122-      3.68E-02 2.50E-02 1.72E-02 1.53E-02 1.55E-02 1.56E-02 1.57E-02
123-      1.57E-02 1.57E-02 1.56E-02 3.09E-02 3.03E-02 2.93E-02 2.80E-02
124-      2.64E-02 2.43E-02 2.19E-02 3.44E-02 2.02E-02 7.08E-03 2.81E-04
125-      si2 -1 0.9397 1
126-      sp2 0 0.65 0.35
127-      sb2 0 0 1.0
128-      *f8:e,p 3
129-      nps 5e8

```

1LAHET physics options:
table 41

print

```

lca      ielas  ipreq  iexisa  ichoic  jcoule  nexite  npidk  noact  icem  ilaq
lca      2      1      1      23      1      1      0      1      0      0

lcb      flenb(i),i=1,6
lcb      3.4900E+03 3.4900E+03 2.4900E+03 2.4900E+03 8.0000E+02 8.0000E+02 -1.0000E+00 -1.0000E+00
                                     ctofe      flim0

lea      ipht      icc  nobalc  nobale  ifbrk  ilvden  ievap  nofis
lea      1      4      1      0      1      0      0      1

leb      yzere      bzere      yzero      bzero
leb      1.5000E+00 8.0000E+00 1.5000E+00 1.0000E+01

```

1cells
table 60

print

cell	mat	atom density	gram density	volume	mass	pieces	photon importance	electron importance	
1	2	3	8.52339E-02	1.70000E+00	1.00616E-03	1.71048E-03	1	1.0000E+00	1.0000E+00
2	3	6	4.98817E-05	1.20500E-03	3.53429E+00	4.25882E-03	1	4.0000E+00	4.0000E+00
3	4	3	8.52339E-02	1.70000E+00	1.00616E-03	1.71048E-03	1	1.0000E+00	1.0000E+00
4	5	5	1.07364E-01	1.19000E+00	8.91174E+01	1.06050E+02	1	1.0000E+00	1.0000E+00
5	6	4	9.51374E-02	1.38000E+00	2.11294E-01	2.91586E-01	1	1.0000E+00	1.0000E+00
6	7	5	1.07364E-01	1.19000E+00	4.61578E+02	5.49278E+02	1	1.0000E+00	1.0000E+00
7	9	6	4.98817E-05	1.20500E-03	5.04099E+04	6.07439E+01	1	1.0000E+00	1.0000E+00
8	10	2	7.66927E-02	3.76000E+00	1.41372E-02	5.31557E-02	1	1.0000E+00	1.0000E+00
9	11	8	5.71031E-02	4.54000E+00	2.86680E-01	1.30153E+00	1	1.0000E+00	1.0000E+00
10	12	7	8.62390E-02	7.92000E+00	2.23132E-01	1.76720E+00	1	1.0000E+00	1.0000E+00
11	13	6	4.98817E-05	1.20500E-03	1.44915E-01	1.74623E-04	1	1.0000E+00	1.0000E+00
12	14	7	8.62390E-02	7.92000E+00	1.20763E-02	9.56442E-02	1	1.0000E+00	1.0000E+00
13	8	0	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0	0.0000E+00	0.0000E+00
total				5.09650E+04		7.19588E+02			

random number control 0.830206021468160E+14

minimum source weight = 9.9836E-01 maximum source weight = 2.8571E+00

3 warning messages so far.

1cross-section tables
table 100

print

table	length	tables from file mcplib04		
1000.04p 02/07/03	1974	ENDF/B-VI Release 8	Photoatomic Data for 1-H	mat 100
6000.04p 02/07/03	3228	ENDF/B-VI Release 8	Photoatomic Data for 6-C	mat 600
7000.04p 02/07/03	3270	ENDF/B-VI Release 8	Photoatomic Data for 7-N	mat 700
8000.04p 02/07/03	3348	ENDF/B-VI Release 8	Photoatomic Data for 8-O	mat 800
18000.04p 02/07/03	4772	ENDF/B-VI Release 8	Photoatomic Data for 18-AR	mat1800
22000.04p 02/07/03	5818	ENDF/B-VI Release 8	Photoatomic Data for 22-TI	mat2200
24000.04p 02/07/03	5758	ENDF/B-VI Release 8	Photoatomic Data for 24-CR	mat2400

25000.04p 5674 ENDF/B-VI Release 8 Photoatomic Data for 25-MN mat2500
02/07/03
26000.04p 5794 ENDF/B-VI Release 8 Photoatomic Data for 26-FE mat2600
02/07/03
28000.04p 5902 ENDF/B-VI Release 8 Photoatomic Data for 28-NI mat2800
02/07/03
38000.04p 7332 ENDF/B-VI Release 8 Photoatomic Data for 38-SR mat3800
02/07/03

total 52870

maximum photon energy set to 3.0 mev (maximum electron energy)

warning. simple physics turned on for photons > e mev.

nps = 0 nrn = 0 e = 3.0000E+00

tables from file e103

1000.03e 2329
6/6/98
6000.03e 2333
6/6/98
7000.03e 2333
6/6/98
8000.03e 2333
6/6/98
18000.03e 2341
6/6/98
22000.03e 2345
6/6/98
24000.03e 2345
6/6/98
25000.03e 2345
6/6/98
26000.03e 2345
6/6/98
28000.03e 2347
6/6/98
38000.03e 2353
6/6/98

1particles and energy limits
table 101

print

particle type	particle cutoff energy	maximum particle energy	smallest table maximum	largest table maximum	always use table below	always use model above
2 p photon	1.0000E-03	3.0000E+00	1.0000E+05	1.0000E+05	1.0000E+37	1.0000E+37
3 e electron	1.0000E-03	3.0000E+00	3.0000E+00	3.0000E+00	1.0000E+37	1.0000E+37

warning. material 3 has been set to a conductor.

warning. material 7 has been set to a conductor.

warning. material 8 has been set to a conductor.

decimal words of dynamically allocated storage

general 0
tallies 3256
bank 233473
cross sections 52871

total 0 = 0 bytes

dump no. 1 on file /home/telma/Docs/19/sf-ED020.1625.ir nps = 0 coll = 0
ctm = 0.00 nrn = 0

+ 04/13/19

04:15:56

c MONTAGEM DA CAMARA EM MACROBODY

probid = 04/12/19

17:42:00

photon creation energy particle)	tracks	weight	energy	photon loss	tracks	weight
		(per source particle)				(per source particle)
source 4.7407E-03	0	0.	0.	escape	13597050	2.7150E-02
nucl. interaction 3.7955E-05	0	0.	0.	energy cutoff	167390253	3.3423E-01
particle decay 0.	0	0.	0.	time cutoff	0	0.
weight window 0.	0	0.	0.	weight window	0	0.
cell importance 2.6125E-05	325560	1.6289E-04	2.5948E-05	cell importance	325551	1.6251E-04
weight cutoff 0.	0	0.	0.	weight cutoff	0	0.
energy importance 0.	0	0.	0.	energy importance	0	0.
dxtran 0.	0	0.	0.	dxtran	0	0.
forced collisions 0.	0	0.	0.	forced collisions	0	0.
exp. transform 0.	0	0.	0.	exp. transform	0	0.
from neutrons 1.7814E-04	0	0.	0.	compton scatter	0	0.
bremsstrahlung 2.4009E-03	242938997	4.8508E-01	6.5833E-03	capture	94219608	1.8813E-01
p-annihilation 2.8958E-08	18	3.5941E-08	1.8396E-08	pair production	9	1.7970E-08
*photonuclear 0.	0	0.	0.	*photonuclear abs	0	0.
electron x-rays 0.	26454115	5.2821E-02	6.4634E-04	*loss to photofis	0	0.
1st fluorescence 5728568	5728568	1.1438E-02	1.2789E-04			
2nd fluorescence (gamma,xgamma)	85213	1.7015E-04	3.0237E-07			
tabular sampling	0	0.	0.			
*prompt photofiss	0	0.	0.			
total	275532471	5.4967E-01	7.3838E-03	total	275532471	5.4967E-01

number of photons banked	102196610	average time of (shakes)	cutoffs
photon tracks per source particle	5.5106E-01	escape	8.5817E-02
1.0000E+34		capture	1.2596E-03
photon collisions per source particle	1.9971E-01	capture or escape	1.1923E-02
1.0000E-03		any termination	4.6914E-03
total photon collisions	99856598		
5.0000E-01			
2.5000E-01			

electron creation energy particle)	tracks	weight	energy	electron loss	tracks	weight
		(per source particle)				(per source particle)
source 1.4745E-01	500000000	9.9836E-01	5.6692E-01	escape	83739950	1.6721E-01
nucl. interaction 3.5324E-02	0	0.	0.	energy cutoff	17772949696	3.5487E+01
particle decay 0.	0	0.	0.	time cutoff	0	0.
weight window 0.	0	0.	0.	weight window	0	0.
cell importance 1.1822E-03	2616108	1.3032E-03	1.1806E-03	cell importance	2614758	1.3052E-03
weight cutoff 0.	0	0.	0.	weight cutoff	0	0.
energy importance 0.	0	0.	0.	energy importance	0	0.
pair production 5.2644E-01	18	3.5941E-08	1.0561E-08	scattering	0	0.
compton recoil 6.5833E-03	2640118	5.2715E-03	1.7770E-04	bremsstrahlung	0	0.
photo-electric	92583867	1.8486E-01	2.1453E-03			
photon auger	7453396	1.4882E-02	9.0357E-05			
electron auger	32726843	6.5346E-02	4.7728E-04			

knock-on 17221284054 3.4386E+01 1.4599E-01 interact or decay 0 0.
 0.
 (gamma,xelectron) 0 0. 0.
 total 17859304404 3.5656E+01 7.1698E-01 total 17859304404 3.5656E+01
 7.1698E-01

number of electrons banked 177691148 cutoffs
 electron tracks per source particle 3.5719E+01 tco
 1.0000E+34
 electron substeps per source particle 2.5603E+03 eco
 1.0000E-03
 total electron substeps 1280150732221 wc1
 0.0000E+00
 0.0000E+00 wc2

computer time so far in this run 12037.33 minutes maximum number ever in bank 171
 computer time in mcrun 8659.24 minutes bank overflows to backup file 0
 source particles per minute 5.7742E+04 dynamic storage 0 words, 0
 bytes.
 random numbers generated 5766757428971 most random numbers used was 131430 in
 history273671773

warning. random number period exceeded. decrease stride.

range of sampled source weights = 9.9836E-01 to 9.9836E-01

estimated system efficiency: net = 72% loss = 20% (locks) + 8% (comm.) + 0% (misc.)

number of histories processed by each task
 0 27242152 27242155 27242156 27242156 27242158 27242155 27242145 27242166 27242146
 27242167 27242145 27242167 27242167 27242125 27242168 27242164 27242166 27242125 9641217
 1photon activity in each cell print
 table 126

average cell	tracks entering	population	collisions	collisions * weight (per history)	number weighted energy	flux weighted energy	average track weight (relative)
1	2	387724	369428	16	3.1948E-08	1.4869E-01	9.9836E-01
3.8303E+00							
2	3	434080	428835	372	1.8570E-07	1.4747E-01	9.9836E-01
5.0953E+03							
3	4	400646	366187	8	1.5974E-08	1.4203E-01	9.9836E-01
3.7880E+00							
4	5	428884	480406	325167	6.4927E-04	1.5519E-01	9.9836E-01
5.2293E+00							
5	6	384443	373440	4180	8.3463E-06	1.4939E-01	9.9836E-01
4.4546E+00							
6	7	1582352	2603234	1985749	3.9650E-03	1.5707E-01	9.9836E-01
5.2132E+00							
7	9	14704783	14114025	381561	7.6187E-04	1.7372E-01	9.9836E-01
5.7477E+03							
8	10	1974379	77564268	68110295	1.3600E-01	9.7065E-02	9.9836E-01
5.3576E-01							
9	11	5627573	11844470	9834139	1.9636E-02	1.6098E-01	9.9836E-01
1.1248E+00							
10	12	1775715	2607440	1437185	2.8697E-03	2.1038E-01	9.9836E-01
7.3645E-01							
11	13	10530607	10521018	2220	4.4327E-06	1.7267E-01	9.9836E-01
5.7534E+03							
12	14	11164058	28156589	17775706	3.5493E-02	1.6718E-01	9.9836E-01
5.4341E-01							
total		49395244	149429340	99856598	1.9939E-01		

1electron activity in each cell print
 table 126

average cell	tracks entering	population	substeps	substeps * weight (per history)	number weighted energy	flux weighted energy	average track weight (relative)
--------------	-----------------	------------	----------	---------------------------------	------------------------	----------------------	---------------------------------

this tally meets the statistical criteria used to form confidence intervals: check the tally fluctuation chart to verify.

the results in other bins associated with this tally may not meet these statistical criteria.

estimated asymmetric confidence interval(1,2,3 sigma): 2.0006E-06 to 2.0123E-06; 1.9947E-06 to 2.0182E-06; 1.9888E-06 to 2.0241E-06

estimated symmetric confidence interval(1,2,3 sigma): 2.0006E-06 to 2.0123E-06; 1.9947E-06 to 2.0182E-06; 1.9888E-06 to 2.0241E-06

fom = (histories/minute)*(f(x) signal-to-noise ratio)**2 = (5.774E+04)*(1.527E-02)**2 = (5.774E+04)*(2.332E-04) = 1.347E+01

1status of the statistical checks used to form confidence intervals for the mean for each tally bin

tally result of statistical checks for the tfc bin (the first check not passed is listed) and error magnitude check for all bins

8 passed the 10 statistical checks for the tally fluctuation chart bin result
passed all bin error check: 1 tally bins all have relative errors less than 0.10 with no zero bins

the 10 statistical checks are only for the tally fluctuation chart bin and do not apply to other tally bins.

1tally fluctuation charts

	tally 8					
nps	mean	error	vov	slope	fom	
50000000	1.9924E-06	0.0096	0.0066	10.0	13	
100000000	1.9953E-06	0.0067	0.0030	10.0	13	
150000000	2.0007E-06	0.0055	0.0019	10.0	13	
200000000	2.0042E-06	0.0047	0.0013	10.0	13	
250000000	2.0111E-06	0.0042	0.0010	10.0	13	
300000000	2.0086E-06	0.0038	0.0009	10.0	13	
350000000	2.0085E-06	0.0035	0.0008	9.7	13	
400000000	2.0067E-06	0.0033	0.0007	8.1	13	
450000000	2.0077E-06	0.0031	0.0006	7.9	13	
500000000	2.0064E-06	0.0029	0.0005	10.0	13	

dump no. 12 on file /home/telma/Docs/19/sf-ED020.1625.ir nps = 500000000 coll = 1280250588819
ctm = 8659.24 nrn = 5766757428971

8 warning messages so far.

run terminated when 500000000 particle histories were done.

computer time =12037.33 minutes

mcnp version 2.7.0 Mon Apr 18 08:00:00 MST 2011

04/13/19 04:15:56 probid = 04/12/19

17:42:00

1.30E+02 1.13E-04
1.40E+02 1.13E-04
1.50E+02 1.13E-04
1.60E+02 2.25E-04
1.80E+02 2.25E-04
2.00E+02 2.25E-04
2.20E+02 2.25E-04
2.40E+02 2.25E-04
2.60E+02 2.25E-04
2.80E+02 2.25E-04
3.00E+02 2.25E-04
3.20E+02 4.50E-04
3.60E+02 4.50E-04
4.00E+02 5.62E-04
4.50E+02 5.62E-04
5.00E+02 5.62E-04
5.50E+02 5.61E-04
6.00E+02 5.61E-04
6.50E+02 5.61E-04
7.00E+02 5.61E-04
7.50E+02 5.61E-04
8.00E+02 5.61E-04
8.50E+02 5.60E-04
9.00E+02 1.12E-03
1.00E+03 1.12E-03
1.10E+03 1.12E-03
1.20E+03 1.12E-03
1.30E+03 1.12E-03
1.40E+03 1.12E-03
1.50E+03 1.12E-03
1.60E+03 2.23E-03
1.80E+03 2.23E-03
2.00E+03 2.23E-03
2.20E+03 2.22E-03
2.40E+03 2.22E-03
2.60E+03 2.22E-03
2.80E+03 2.21E-03
3.00E+03 2.21E-03
3.20E+03 4.41E-03
3.60E+03 4.39E-03
4.00E+03 5.47E-03
4.50E+03 5.46E-03
5.00E+03 5.44E-03
5.50E+03 5.41E-03
6.00E+03 5.40E-03
6.50E+03 5.38E-03
7.00E+03 5.35E-03
7.50E+03 5.34E-03
8.00E+03 5.32E-03
8.50E+03 5.30E-03
9.00E+03 1.06E-02
1.00E+04 1.05E-02
1.10E+04 1.04E-02
1.20E+04 1.03E-02
1.30E+04 1.03E-02
1.40E+04 1.02E-02
1.50E+04 1.01E-02
1.60E+04 2.01E-02
1.80E+04 1.98E-02
2.00E+04 1.96E-02
2.20E+04 1.93E-02
2.40E+04 1.91E-02
2.60E+04 1.88E-02
2.80E+04 1.85E-02
3.00E+04 1.83E-02
3.20E+04 3.57E-02
3.60E+04 3.46E-02
4.00E+04 4.18E-02
4.50E+04 4.02E-02
5.00E+04 3.85E-02
5.50E+04 3.69E-02
6.00E+04 3.52E-02
6.50E+04 3.35E-02
7.00E+04 3.20E-02
7.50E+04 3.03E-02
8.00E+04 2.87E-02
8.50E+04 2.71E-02
9.00E+04 4.95E-02
1.00E+05 4.34E-02

