

文章编号: 1007-4627(2015)01-0084-05

MIRD 体模肺部 γ 内污染探测效率分布的蒙特卡罗模拟

王磊¹, 肖魏峰², 陈园园¹

(1. 成都理工大学, 成都 610059;

2. 大亚湾核电运营管理有限责任公司, 广东 深圳 518124)

摘要: 运用MCNP5程序, 建立了基于MIRD数字体模的肺部 γ 内污染模型以及NaI(Tl)探测器模型, 模拟计算了NaI(Tl)探测器对基于MIRD数字体模的肺部 γ 内污染的探测效率, 获得了在多种空间位置上对沉积在肺部的9种能量 γ 射线的探测效率。模拟结果表明, 在不同位置的探测效率并不完全符合人体肺部的解剖学结构, 在右下肺位置可获得最高的探测效率, 左下肺次之, 左上肺最低。在探测器位置固定的情况下, 探测效率随能量的增加, 有先增高后降低的现象。

关键词: MCNP; MIRD体模; 探测效率

中图分类号: TL812 **文献标志码:** A **DOI:** 10.11804/NuclPhysRev.32.01.084

1 引言

放射性核素经呼吸系统进入肺部后, 会导致人体受到内照射, 危害人员的身体健康, 及时采取治疗是降低核辐射伤害的有效措施。在对受放射性物质污染的人员采取治疗前, 需要检测被吸入的放射性核素的种类及活度, 并对人体所受内照射的程度进行评价。在检测前, 需要对探测器进行校准, 其中效率刻度直接影响到检测结果的准确性。效率刻度越精确, 检测结果就越准确。传统的效率刻度方法是利用由人体组织等效材料制成的人体躯干物理模型对探测系统进行效率刻度^[1-2]。虽然这类模型能够开展效率刻度实验, 但是这类模型制作费用高、难度大。

近年来, 各国研究人员都竞相采用数字体模和探测器进行蒙特卡罗建模, 并通过模拟计算进行效率刻度^[3-5]。通过数字体模模拟计算可以建立与被测对象更接近的模型, 并且在组织器官中可以均匀填充核素, 提高了刻度的准确性。同时蒙特卡罗模拟计算效率刻度还具有降低成本、提高效率等优势。Franck等^[6]证明采用数字体模对探测器进行效率刻度是可行的, 还能降低测量不确定度。据此, 本文将运用MCNP5程序进行了NaI(Tl)探测器和基于数字体模(MIRD)的肺部 γ 内污染的建模, 并对不同位置的探测效率进行模拟计算, 研究8种常放射性核素的主要 γ 射线的探测效率与探测

位置的变化关系。

2 数字体模肺部内污染模拟计算建模

2.1 MCNP 程序

MCNP(Monte Carlo N-particle Code)程序是美国洛斯阿拉莫斯国家实验室的蒙特卡罗小组开发的一个大型通用中子、光子、电子输运蒙特卡罗程序, 可处理复杂场所三维几何结构的中子与光子耦合输运问题^[7-8], 粒子输运方式可以是中子输运、光子输运、电子输运、中子-光子耦合输运、中子-光子-电子耦合输运、光子-电子耦合输运等, 提供了U卡和LAT卡以用于编写由大量体素组成的模拟计算程序。

蒙特卡罗模拟计算可得到探测器对探测对象释放 γ 射线的探测效率, 一般要求蒙特卡罗模拟计算的相对统计误差小于10%^[9]。在蒙特卡罗模拟计算中, 光子与物质相互作用主要包括光电效应、康普顿散射效应、电子对效应, 各种效应发生概率由光子能量和物质的原子序数所决定。本文运用MCNP5提供的脉冲能量分布计数卡(F8)记录探测器对某种能量光子的探测效率。

2.2 MIRD 体模肺部内污染建模

1969年, Snyder等^[10]发表了第一个不均匀体模(MIRD-5体模)。该体模被国际内污染剂量协会(MIRD, Medical Internal Radiation Dosimetry Committee)所

收稿日期: 2014-04-19; 修改日期: 2014-05-21

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(41104118); 科技部重大科学仪器设备开发专项(2012YQ180118); 四川省科技计划项目(2014SZ0066); 成都市科技计划项目(2014-HM01-00099-SF)

作者简介: 王磊(1981-), 男, 四川渠县人, 副教授, 从事核技术及应用研究; E-mail: wl@cdu.edu.cn

通信作者: 肖魏峰, E-mail: xiaoweifeng0205@126.com.

<http://www.npr.ac.cn>

接受, 它由骨架、双肺和其它(软组织)等组成^[10-12]。

本文采用由佛罗里达大学(University of Florida, UF)的 Eun 等^[13]修正过的 MIRD 成年人模型(男性, 身高 174 cm, 以下简称 MIRD-UF), 如图 1(a)所示。

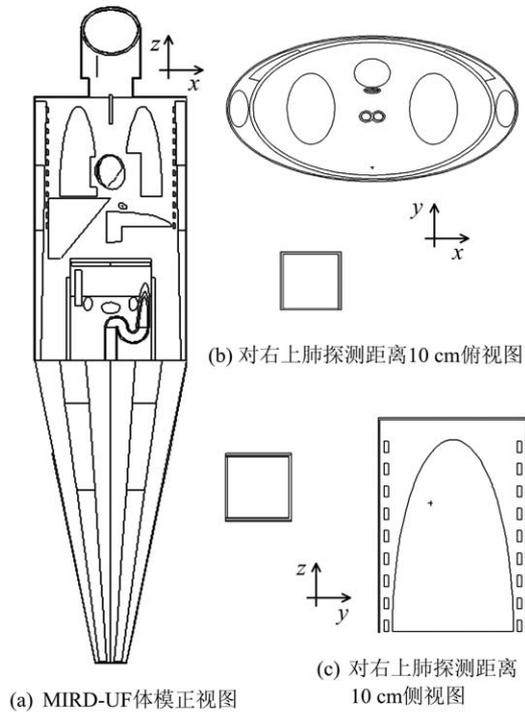


图 1 基于 MIRD-UF 模型肺部内污染探测示意图

以 MIRD-UF 模型为基础, 假设放射性核素在肺部均匀分布, γ 射线在 4π 范围内各向同性发射, 每个模型发射出的 γ 射线均为单能 γ 射线, γ 射线在穿透人体组织后进入探测器的光子将会被记录下来。本文模拟的 8 种常见放射性核素的 γ 射线的能量如表 1 所列。

表 1 8 种核素的 γ 射线及其能量

核素	能量/keV	核素	能量/keV
^{195}Au	98.86	^{60}Co	1 173.2
^{155}Eu	105.31		1332.5
^{57}Co	122.06	^{40}K	1 460.8
^{131}I	364.48	^{88}Y	1 836
^{137}Cs	661.7		

2.3 NaI(Tl) 探测器建模

根据 $3'' \times 3''$ ($3''$ 表示 3 in, 1 in=2.54 cm) NaI(Tl) 的探测器结构建立蒙特卡罗模拟计算中使用的探测器模型。探测器结构参数见表 2。NaI(Tl) 探测器 MCNP 模型几何结构如图 2 所示。

表 2 $3'' \times 3''$ NaI(Tl) 探测器结构参数

部件	尺寸/cm D: 直径, H: 高	材料	密度/ (g/cm^3)
铝壳	外壁 D8.52×H8.17 内壁 D8.12×H8.12	Al	2.702
反射层	外壁 D7.72×H7.87 内壁 D7.62×H7.82	MgO	3.58
NaI(Tl) 晶体	D7.62×H7.62	NaI(Tl)	3.67
光导	D7.62×H0.2	SiO ₂	2.21
海绵	外壁 D8.12×H8.12 内壁 D7.72×H7.87	聚氨酯	0.028

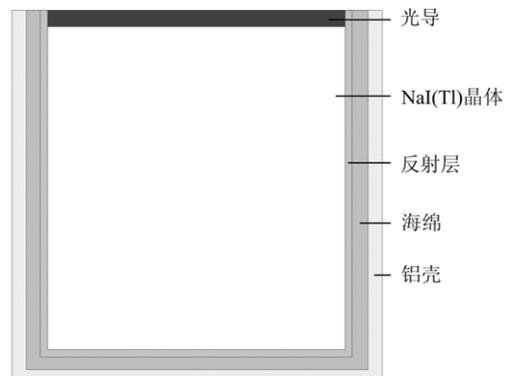


图 2 $3'' \times 3''$ NaI(Tl) 探头蒙特卡罗建模

3 探测效率的模拟计算及结果

3.1 模拟方案设计

由于 MIRD 体模的不均匀性导致肺部沉积核素释放 γ 射线输运所损失的能量不同, 因此探测器对肺部不同位置的探测效率会有所不同。本文分别将探测器对 MIRD-UF 体模左上肺、左下肺、右上肺、右下肺位置不同距离上的探测效率进行模拟计算, 探测器前端面中心坐标与相对位置关系如表 3 所列, d 为探测器前端面距离胸壁的距离。以探测器在距离右上肺胸壁 10 cm 处为例, 探测器与体模的相对位置如图 1(b) 和 (c) 所示。

表 3 相对位置与探测器前端面中心点坐标

相对位置	探测器前端面中心坐标/cm		
	x	z	$y(d=0, 10, 20, 30, 40, 50)$
左上肺	8.5	61.5	-10-d
左下肺	8.5	49.5	-10-d
右上肺	-8.5	61.5	-10-d
右下肺	-8.5	49.5	-10-d

3.2 探测器在 MIRD-UF 体模肺部不同位置的探测效率

本文采用 MCNP 程序分别模拟计算了 NaI(Tl) 探测器置于肺的右上、右下、左上、左下对核素释放的 γ

射线的探测效率分别为 E_{ur} , E_{lr} , E_{ul} , E_{ll} 。当探测器距离模型的胸壁距离为 0 cm 时, 各个位置的探测效率如表 4 所列。

对于 MIRD-UF 数字体模, 当探测距为 0 cm 时, 探

表 4 $3'' \times 3''$ NaI 探测器在距离 MIRD-UF 胸壁 0 cm 处对沉积肺部核素的探测效率

核素	能量/keV	$E_{ur}/\%$	$E_{lr}/\%$	$E_{ul}/\%$	$E_{ll}/\%$
^{195}Au	98.86	0.36	0.64	0.32	0.47
^{155}Eu	105.31	0.36	0.63	0.32	0.47
^{57}Co	122.06	0.39	0.67	0.35	0.50
^{131}I	364.48	0.37	0.57	0.33	0.45
^{137}Cs	661.7	0.27	0.40	0.25	0.33
^{60}Co	1173.2	0.20	0.28	0.18	0.23
	1332.5	0.19	0.26	0.17	0.22
^{40}K	1460.8	0.18	0.24	0.16	0.20
^{88}Y	1836	0.15	0.21	0.14	0.18

测器置于肺右下的探测效率最高。以 ^{137}Cs 为例, 右上肺的探测效率为 0.273%, 右下肺的为 0.402%, 左上肺的为 0.25%, 左下肺的为 0.326%。

从 MIRD-UF 的结构看, 由于该模型采用椭球描述双肺, 双肺上部为椭球的尖端部分, 其所占体积较下部小。另一方面, 在进行蒙特卡罗建模时, 设置核素在肺部均匀分布且各向同性发射 γ 光子。这就使得肺上部发射的 γ 光子总数较下部要少, 因此表现为在肺上部的探测效率较低。由于在 MIRD-UF 模型中, 考虑到心脏的存在, 因此肺并不是完整的椭球, 而是在其下部扣除了相当于心脏所占体积的部分。由于心脏在胸腔左侧体积较大, 而右侧体积较小, 因此 MIRD 模型中左右两个椭球, 左边扣除的体积比右边扣除较少。综合以上因素, 在对 MIRD 体模肺部进行探测时, 在距离肺 0 cm 处, 探测器在右下肺获得的探测效率最高, 左下肺次之, 然

后是左上肺最低。

张斌全等^[14]此前采用 MCNP5 程序, 模拟了 HPGe 探测器对人体躯干体素模型肺部 γ 内污染的探测效率, 探测位置同为右上、右下、左上和左下。模拟结果显示探测器在右下位置可获得最高的探测效率, 右上位置次之, 左下肺最低。探测效率最高的位置与本文的模拟结果一致, 均为右下位置。探测效率较低的几个探测位置与本文不一致。

3.3 探测器与 MIRD-UF 体模不同距离的探测效率

本文探讨了探测效率和探测器距离的关系, 探测器与体模前胸壁的距离 d 分别为 0, 10, 20, 30, 40, 50 cm。以右下肺位置为例, 探测效率 E_d 随距离的变化情况如表 5 所列。从表中可以看出, 探测效率随探测距离的增加而降低。

表 5 $3'' \times 3''$ NaI 探测器在 MIRD-UF 右下肺位置对沉积肺部核素的探测效率

核素	能量/keV	$E_d/\%$					
		$d=0$ cm	$d=10$ cm	$d=20$ cm	$d=30$ cm	$d=40$ cm	$d=50$ cm
^{195}Au	98.86	0.64	0.22	0.12	0.07	0.05	0.03
^{155}Eu	105.31	0.63	0.22	0.12	0.07	0.05	0.03
^{57}Co	122.06	0.67	0.23	0.12	0.08	0.05	0.04
^{131}I	364.48	0.57	0.22	0.12	0.07	0.05	0.04
^{137}Cs	661.7	0.40	0.16	0.08	0.05	0.04	0.03
^{60}Co	1173.2	0.28	0.11	0.06	0.04	0.03	0.02
	1332.5	0.26	0.10	0.06	0.04	0.02	0.02
^{40}K	1460.8	0.24	0.10	0.05	0.03	0.02	0.02
^{88}Y	1836	0.21	0.08	0.05	0.03	0.02	0.01

3.4 探测效率与射线能量的关系

γ 射线与物质的相互作用主要包括光电效应、康普顿散射和电子对效应。这三种作用方式与原子序数和

射线能量。由于人体器官组织的密度、组成元素的不同, 对不同能量的 γ 射线的吸收程度也不同, 例如, 在距胸壁 0 cm 处对 9 种 γ 射线的探测效率如图 3 所示(完

整实验数据请联系作者)。张斌全等^[14]的模拟结果中,在 59.5 ~ 344.8 keV 能区,探测效率随能量的变化与本文 98.86 ~ 364.48 keV 能区相似,同样具有先增高后降低的现象。

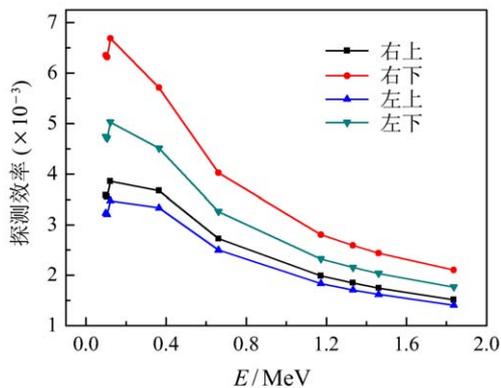


图 3 (在线彩图) 右上、右下、左上、左下肺的探测效率随能量变化关系

4 结论

从模拟计算的结果可以看出,探测器在右下肺测得的探测效率最高,左下肺次之,左上肺最低。张斌全等^[14]采用的体素模型是根据JAERI-I人体躯干模型的CT图片体素化得来的,躯干的几何结构较MIRD-UF体模更接近真实的人体,因此使得结果有所不同,可见,对MIRD-UF体模的肺部内污染的探测并不能完全地符合人体的解剖学结构。探测效率随着距离的增加显著降低,越贴近胸壁,探测效率越高。探测效率在低能区随着能量的增加,探测效率有先增加后降低的现象。本文仅对一个MIRD-UF体模肺部 γ 内污染探测效率进行了模拟计算,对于不同的个体,脏器大小、身材比例会有较大的差异,探测效率也就会有所不同,因此可以运用本文建立模型的方法,对不同大小的模型进行模拟计算。另外本文假定了放射性核素在肺部呈均匀分布,若放射性核素在肺部以沾滞在气管内壁上的形式存

在,则放射性核素的分布方式有待学者的进一步完善。

参考文献:

- [1] GRIFFITH R V, DEAN P N, ANDERSON A L. *et al.* Tissue Equivalent Torso Phantom for Intercalibration of in-vivo Transuranic Nuclide Counting Facilities: Advances in Radiation Monitoring[C]//Proceedings of an International Atomic Energy Conference, Vienna, IAEA, IAEA-SM-229/56, 1978: 16.
- [2] KRAMER G H, HAUCK B M, ALLEN S A. *Health Physics*, 1998, **4**(5): 594.
- [3] MALLETT M, HICKMAN B, KRUCHTEN D, *et al.* *Health Phys.* 1995, **68**: 773.
- [4] HUNT J, MALATOVA I, FOLTANOVA S, *et al.* *Radiat Prot Dosim*, 2000, **89**: 283.
- [5] BORISSOV N, FRANCK D, de CARLAN L, *et al.* *Health Physics*, 2002, **83**(2): 272.
- [6] FRANCK D. *Radiat Prot Dosim*, 2003, **105**(1/4): 403.
- [7] KRAMER G H, KEVIN C, KAREN R. *Health Phys*, 2005, **88**(4): 364.
- [8] MASA T, SAKAE K, RICHARD K. *Radiat Prot Dosim.* 2010, **46**: 1.
- [9] ANSI. Specifications for the bottle manikin absorption phantom [M]. ANSI/HPS N13. 2000: 35.
- [10] SNYDER W S, FORD MR, WARNER G G. Estimates of Specific Absorbed Fractions for Photon Sources Uniformly Distributed in Various Organs of a Heterogeneous Phantom[M]. Pamphlet: Health Physics Division (Oak Ridge National Laboratory), 1978.
- [11] ICRP. Report of the task group on reference man[R]. ICRP Publication 23 (Pergamon), 1975.
- [12] CRISTY M, ECKERMAN K F. Specific Absorbed Fractions of Energy at Various Ages from Internal Photon Sources[M]. Oak Ridge, TN: Oak Ridge National Laboratory Report ORNL/TM-8381: 1987.
- [13] EUN Y H, WESLEY E, BOLCH E. *Health Phys*, 2006, **90**: 337.
- [14] ZHANG Binqun, MA Jizeng, CHENG Jianping, *et al.* *Radiation Protection*, 2006, **26**(2): 85. (in Chinese) (张斌全, 马吉增, 程建平, 等. *辐射防护*, 2006, **26**(2):85.)

Monte Carlo Simulation on Detection Efficiency Distributions of γ Internal Contamination in the MIRD Phantom Lungs

WANG Lei¹, XIAO Weifeng², CHEN Yuanyuan¹

(1. Chengdu University of Technology, Chengdu 610059, China;

2. Daya Bay Nuclear Power Operation and Management Co., Ltd., Shenzhen 518124, Guangdong, China)

Abstract: In order to obtain detection efficiencies of nine kinds of gamma rays emitted by isotopes deposited in lungs at various measurement geometry, Monte Carlo N-Particle Transport Code 5 (MCNP5) has been employed to for calculation. The results show that the detection efficiency in different locations of lung is not completely accord with human body's anatomy structure. The efficiency decreases gradually from lower-right lung, to lower-left lung, and then to upper-left lung. When the location of detector is fixed, with the increase of energy, the detection efficiency rises up firstly and then falls down.

Key words: MCNP; MIRD phantom; detection efficiency

Received date: 19 Apr. 2014; **Revised date:** 21 May 2014

Foundation item: National Natural Science Foundation of China(41104118); Special Program of Major Instruments of the Ministry of Science and Technology (2012YQ180118); Science and Technology Program of Sichuan (2014SZ0066); Science and Technology Program of Chengdu (2014-HM01-00099-SF)

Corresponding author: XIAO Weifeng, E-mail: xiaoweifeng0205@126.com.

<http://www.npr.ac.cn>