

# 用于 HIRFL 重离子治癌的 PET 成像 实验研究与蒙特卡罗模拟\*

陈志强<sup>1</sup> 叶沿林<sup>1;1)</sup> 李琛<sup>2</sup> 杨永锋<sup>2</sup> 詹文龙<sup>2</sup> 肖国青<sup>2</sup>  
徐瑚珊<sup>2</sup> 郭忠言<sup>2</sup> 李文飞<sup>2</sup> 江栋兴<sup>1</sup> 王全进<sup>1</sup> 郑涛<sup>1</sup>  
张高龙<sup>1</sup> 李智焕<sup>1</sup> 李湘庆<sup>1</sup> 胡青元<sup>1</sup> 庞丹阳<sup>1</sup> 王佳<sup>1</sup>

1(北京大学技术物理系和教育部重离子物理重点实验室 北京 100871)

2(中国科学院近代物理研究所 兰州 730000)

**摘要** 为了 HIRFL 重离子治癌的需要,使用两个位置灵敏闪烁体探测器组成了一个简单的 PET 成像系统.对 PET 成像进行了实验研究,实验测量得到了物体成像以及  $\gamma$  射线能谱,对于 511keV 全能峰处的能量分辨率为 18.6%,峰总比为 52.4%.采用 GEANT3 程序对该系统进行了模拟计算,并与实验进行比较,最后对该系统进行了优化设计.

**关键词** 重离子治癌 PET 成像系统 成像实验 蒙特卡罗模拟

## 1 引言

癌症是导致人类死亡的最重要因素之一,到目前为止手术、放射疗法和化学疗法成功地用于癌症的治疗.对于放射疗法通常有电磁辐射疗法、中子疗法、 $\pi$  介子疗法和带电粒子疗法.和光子在人体内的计量深度关系不同,质子和重离子在高速运动时只损失较小能量而将大部分能量损失在其射程末端,形成一个尖锐的布拉格峰,主要集中照射癌变区域,周围正常组织和器官基本上不受影响.由于重离子治癌具有比其他放射疗法更为优越的治癌效果,国际上许多重离子实验室都开展了这方面的研究,在德国重离子研究中心(GSI)已经建成了治癌终端并已经达到临床治疗阶段<sup>[1]</sup>.中国科学院近代物理研究所在重离子治癌方面也进行了大量的基础

研究,准备在兰州重离子加速器 HIRFL 上建立重离子治癌装置,同时进行 PET(Positron Emission Tomography)探测器的研制.

PET 是一种测量人体新陈代谢、化学和生理活动的非侵入性的诊断成像技术. PET 可用来测量人体器官的基本功能、生理变化和新陈代谢图像.由疾病而引起的生理变化一般先于组织的结构变化,所以 PET 可以在疾病的早期做出诊断,从而尽早确定合适的治疗方案. PET 除了可以早期诊断各种癌症外,还可以进行神经和心血管方面疾病的早期诊断.由于恶性肿瘤具有很强的新陈代谢,所以 PET 可以区分良性和恶性肿瘤,可以测量肿瘤的程度, PET 还可以用于随时监测治疗效果.近年来高分辨率微 PET 开始用于小动物成像,用生物模型来研究人类疾病和各种可使用的放射性药物,研究基因表

2003-11-11 收稿

\* 国家重点基础研究发展规划项目(G2000077401, G2000077403)资助

1) E-mail: yeyl@hep.pku.cn

现和基因疗法等<sup>[2]</sup>.

PET 成像的基本原理是经过标定了正电子发射核素(如  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{15}\text{O}$  和  $^{18}\text{F}$  等)的放射性药物被注射入人体,它衰变时产生的正电子在人体组织中运动很短距离后(一般 $<1-2\text{mm}$ )和电子相遇而湮灭,产生两个能量为  $511\text{keV}$  朝相反方向运动的  $\gamma$  射线,通过符合测量这两个  $\gamma$  射线可得到放射性核素的分布<sup>[3]</sup>.

本文介绍了一个简单的 PET 成像系统,并对 PET 成像进行了实验研究,同时采用 GEANT3 软件包<sup>[4]</sup>对该系统进行了模拟和优化设计.

## 2 PET 成像系统

图 1 为一个简单的平板型 PET 成像系统示意图,该系统由两个位置灵敏闪烁体探测器加上电子学线路及 RIBLL 数据获取系统<sup>[5]</sup>构成. 闪烁体采用面积为  $70\text{mm} \times 70\text{mm}$ 、厚度为  $10\text{mm}$  的 BGO 晶体. 晶体前后表面被仔细抛光,前表面和侧表面用  $7\mu\text{m}$  的铝箔包裹,以便提高光的收集效率,后面被直接耦合到 Hamamatsu Photonics 公司生产的 R2487 型方形的灵敏光电倍增管 PS-PMT 的光阴极上,PS-PMT 的有效光阴极面积为  $60\text{mm} \times 55\text{mm}$ . BGO 晶体和 PS-PMT 紧密固定在一起,放在具有  $65\text{mm} \times 60\text{mm}$  前窗的金属盒子中.

两个位置灵敏闪烁体探测器分别输出的 4 路信号较强,可以无须前放直接送入主放大器(Ortec 572),然后进入 CAMAC ADC(Phillips 7164),由 RIBLL 数据获取系统获取数据. 两个位置灵敏闪烁体探测器输出的 4 路信号分别送入线性扇入/扇出(744)产生或信号,再送入恒分甄别器(CF8000)甄别成形,调节门产生器(GG8000)的门宽度和延迟,最后经过逻辑运算单元(CO4010)符合为 CAMAC ADC 的开门信号,测量得到它们的位置和能量信号. 入射粒子的位置和能量公式为:

$$X = \frac{X_1 - X_2}{X_1 + X_2}, \quad (1)$$

$$Y = \frac{Y_1 - Y_2}{Y_1 + Y_2}, \quad (2)$$

$$E = X_1 + X_2 + Y_1 + Y_2. \quad (3)$$

RIBLL 数据获取系统采用国际标准的 CAMAC 总线系统,数据获取程序是用 Visual C++ 6.0 编写的基于 Windows 2000 的应用程序. 在线和离线数据分析系统主要采用欧洲核子中心(CERN)的物理分析平台 PAW(Physics Analysis Workstation)和应用程序库(CERNLIB)<sup>[6]</sup>,目前发展为基于 Windows 2000 环境下的双 CAMAC 机箱获取,获取参数增多,通过 daq7200 卡控制数据获取,获取速度比以前大大提高.

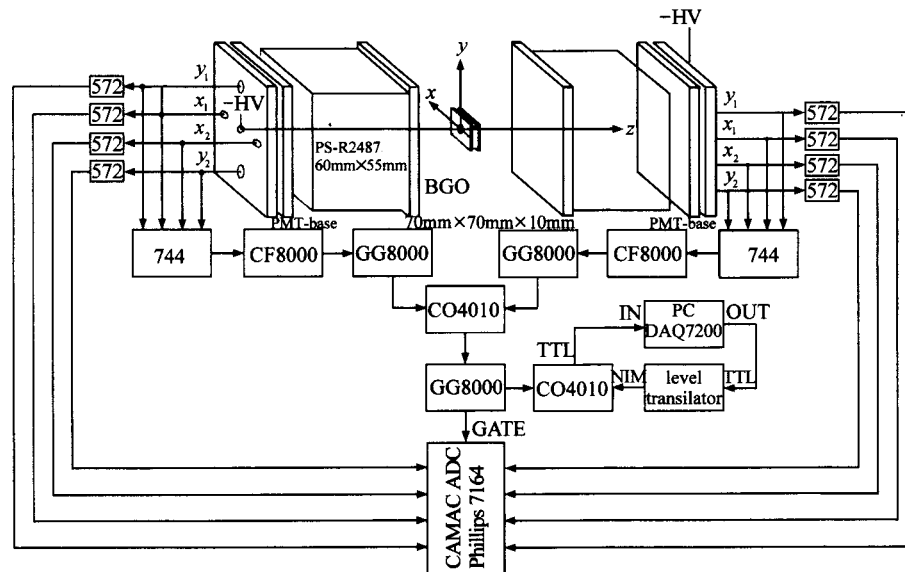


图 1 平板型 PET 成像系统示意图

### 3 实验测量

实验测量前,采用  $^{137}\text{Cs}$  放射源通过一个长为 5cm、小孔直径为 2mm 的铅准直器对位置灵敏闪烁体探测器的位置分辨进行测量,其位置分辨 FWHM 为 6mm.

实验测量时,两位置灵敏闪烁体探测器的 BGO 晶体相距 10cm,中心放置了一个两边用有机体聚四氟乙烯包围的  $^{22}\text{Na}$  放射源.  $^{22}\text{Na}$  放射源放射出正电子与有机体中的负电子相遇,发生正负电子对湮灭,放射出两个能量为 511keV 朝相反方向运动的  $\gamma$  射线,被两个位置灵敏闪烁体探测器探测,可以得到  $\gamma$  射线的能谱及其位置信号. 通过测量得到的位置信号,可以通过成像算法<sup>[7-9]</sup>数据重构得到物体成像. 图 2 给出了实验测量得到的  $\gamma$  能谱,对应于全能峰处的 511keV  $\gamma$  射线能量分辨率为 18.6%,峰总比为 52.4%. 图 3 给出了  $x$ - $y$  平面、 $y$ - $z$  平面、 $z$ - $x$  平面物体成像.

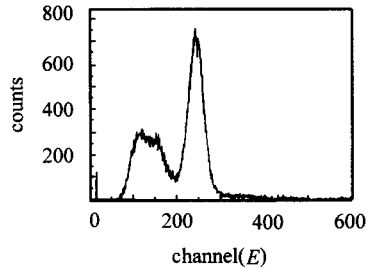


图 2 实验测量得到的  $\gamma$  能谱

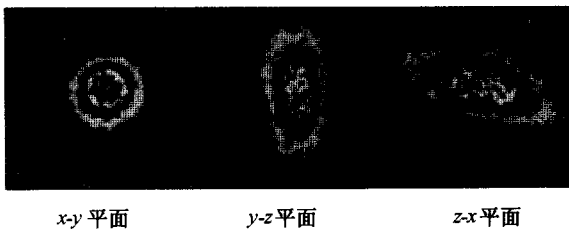


图 3 实验测量得到的  $x$ - $y$  平面、 $y$ - $z$  平面、 $z$ - $x$  平面的物体成像

### 4 蒙特卡罗模拟计算

采用 GEANT3 软件包<sup>[4]</sup>进行蒙特卡罗 (Monte Carlo) 模拟计算,探测器布局、BGO 晶体尺寸以及  $^{22}\text{Na}$  放射源位置等条件均与图 1 一致. 图 4 为模拟计算得到的  $\gamma$  能谱,对应于全能峰处的 511keV  $\gamma$  射线能

量分辨率为 18.6%,峰总比为 54.7%. 由于模拟过程采用实验测量的能量分辨率,所以能量分辨率模拟结果和实验是一致的,峰总比模拟结果较实验略高,主要是因为模拟过程是一个理想化的过程,很多因素如电子学的影响没有考虑,但是和实验值基本一致. 图 5 给出了  $x$ - $y$  平面、 $y$ - $z$  平面、 $z$ - $x$  平面物体成像,模拟结果与实验基本一致.

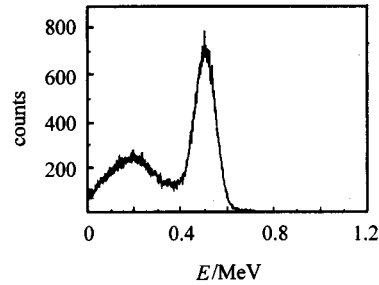


图 4 模拟计算得到的  $\gamma$  能谱

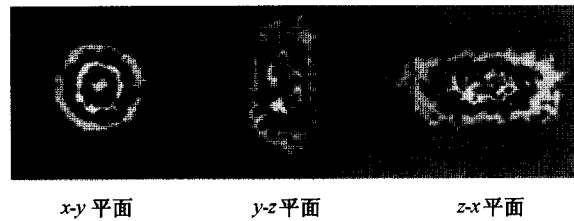


图 5 模拟计算得到的  $x$ - $y$  平面、 $y$ - $z$  平面、 $z$ - $x$  平面的物体成像

为了得到一套高探测效率、空间分辨好而且成本低的 PET 成像系统,我们对该系统进行了优化设计. 首先是同时变化两探测器 BGO 晶体的厚度,在图 6 左边给出了效率、像的空间分辨 FWHM 及峰总比与厚度的依赖关系. 此处,效率定义为真实事件即同时被两探测器探测到的 511keV 的事件数目与从源发射出的  $\gamma$  射线的数目之比. 可以看出,随着 BGO 晶体厚度的增加,效率增加幅度比较大,而 FWHM 缓慢增加. 当 BGO 晶体厚度为 1.5cm 时,峰总比基本趋于一致. 考虑到晶体成本,可以选择晶体的厚度在 1.5—3cm. 效率的增加可以通过增大 BGO 晶体的面积来实现. 图 6 右边给出了同时变化两探测器 BGO 晶体的面积时,效率、像的空间分辨 FWHM 及峰总比与面积的依赖关系. 可以看出,随着 BGO 晶体面积的增大,效率和 FWHM 均增大,在面积达到  $100\text{cm}^2$  的时候,峰总比变化缓慢. 要使 PET 成像系统像的空间分辨好、效率高、峰总比高,应该将晶体分割成小块(如面积为  $2\text{mm} \times 2\text{mm}$  时的 FWHM 为 1.5mm),再将小块晶

体拼接为大块晶体(如达到 PS-PMT 有效光阴极面积  $2.5\text{cm} \times 2.5\text{cm}$ ). 这样, 既提高了探测效率和峰

分总比及得到好的位置分辨, 同时也减少了电子学线路的成本.

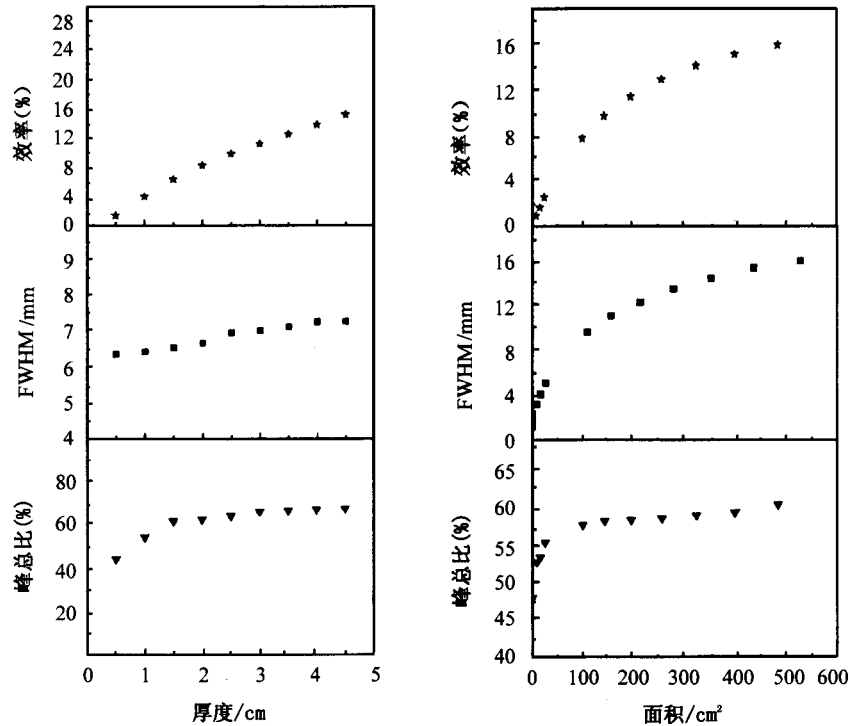


图6 效率、像的空间分辨 FWHM 及峰总比与 BGO 晶体厚度(左)和面积(右)的依赖关系

## 5 结束语

通过对一套简单的平板型 PET 成像系统的成像实验研究, 得到了较好能量分辨和峰总比的  $\gamma$  能谱. 由两个 PS-PMT 测量得到  $\gamma$  射线的位置信号根据成像算法得到了物体成像. 今后要研制效率高、

空间分辨好的 PET 成像系统, 软件可以在现有的数据获取程序和数据处理与分析程序基础上加以修改. 利用 GEANT3 软件包进行蒙特卡罗模拟计算, 得到的物体成像和  $\gamma$  射线能谱与实验测量基本一致. 我们对整个系统进行了优化设计, 目前设计出来的 BGO 晶体样品正在进一步测试中.

## 参考文献 (References)

- 1 Badura E, Becher W. GSI Scientific Report, 1995, 142—146
- 2 Tai Y C, Chatzioannou A, Siegel S et al. Phys. Med. Biol., 2001, **46**: 1845—1862
- 3 Paans A M J. Acta Physica Polonica, 1999, **B30**: 1619—1628
- 4 Brun R, Carminati F. GEANT-Detector Description and Simulation Tool. CERN Geneva, Switzerland, 1994
- 5 ZHAN Wen-Long, SUN Zhi-Yu, GUO Zhong-Yan et al. Nuclear Techniques, 2000, **23**(1): 11—16(in Chinese)
- 6 CERN Program Library Writeup Q121, PAW (Physics Analysis Workstation), CERN Geneva, Switzerland, 1992
- 7 Gree M J, Bones P j. IEEE Trans. Med. Imag., 1994, **13**(2): 398—407
- 8 Basko R, Zeng G, Gullberg G T. Phys. Med Biol., 1998, **43**: 887—894
- 9 Parra L C, IEEE Trans. Nucl. Sci., 2000, **47**: 1543—1550

(詹文龙, 孙志宇, 郭忠言等. 核技术, 2000, **23**(1): 11—16)

## Investigation of PET Imaging Experiment and Monte Carlo Simulation for Cancer Therapy Using Heavy-Ion Beams at HIRFL \*

CHEN Zhi-Qiang<sup>1</sup> YE Yan-Lin<sup>1;1)</sup> LI Chen<sup>2</sup> YANG Yong-Feng<sup>2</sup> ZHAN Wen-Long<sup>2</sup>  
XIAO Guo-Qing<sup>2</sup> XU Hu-Shan<sup>2</sup> GUO Zhong-Yan<sup>2</sup> LI Wen-Fei<sup>2</sup> JIANG Dong-Xing<sup>1</sup>  
WANG Quan-Jin<sup>1</sup> ZHENG Tao<sup>1</sup> ZHANG Gao-Long<sup>1</sup> LI Zhi-Huan<sup>1</sup> LI Xiang-Qing<sup>1</sup>  
HU Qing-Yuan<sup>1</sup> PANG Dan-Yang<sup>1</sup> WANG Jia<sup>1</sup>

1(Department of Technical Physics and the DOE Key Laboratory of Heavy Ion Physics, Peking University, Beijing 100871, China)

2(Institute of Modern Physics, Chinese Academy of Sciences, Lanzhou 730000, China)

**Abstract** For cancer therapy using heavy-ion beams at HIRFL, a simple Positron Emission Tomography(PET) imaging system was made using two position sensitive BGO scintillator detectors. The object images and  $\gamma$  ray energy spectra were measured for the PET. The energy resolution for the 511keV full energy peak is 18.6% and its counting fraction is 52.4%. Monte Carlo calculations were performed for the PET imaging system by using GEANT3 code. The object images and  $\gamma$  ray energy spectra are in good agreement with the experimental data. In order to develop a PET imaging system with high efficiency, good resolution and low cost, the PET imaging system was optimized.

**Key words** heavy-ion therapy, PET, imaging experiment, Monte Carlo simulation

---

Received 11 November 2003

\* Supported by Major State Basic Research Development Program(G2000077401, G2000077403)

1) E-mail: yeYL@hep.pku.cn