

# 面向PEM应用的 $\gamma$ 射线探测器研究\*

赵强 田毅 刘华锋<sup>1)</sup>

(浙江大学现代光学仪器国家重点实验室 杭州 310027)

**摘要** 正电子发射乳腺照相术 (Positron Emission Mammography, PEM) 获得的是乳腺的实时高分辨率动态的功能图像, 从而为在更广范围里研究治疗乳腺癌的方法提供了可能. 大多数的PEM探测器采用紧凑型无机闪烁晶体阵列与光电探测器相耦合的形式, 故光电信号转换器件在PEM探测器中起着非常重要的作用. 探测器基于新型平面面板位置敏感型光电倍增管 (Flat Panel Position Sensitive PMT, FP-PS-PMT), 配以锗酸铋 ( $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ , BGO) 晶体阵列. PS-PMT型号为R8400-00-M256型FP-PS-PMT, 有效面积大于90%. 晶体阵列为 $20 \times 20$ , 单个晶体尺寸为 $2\text{mm} \times 2\text{mm} \times 20\text{mm}$ . 实验验证表明该探测器具有良好的空间分辨本领和能量分辨本领, 空间分辨率达到 $2.0\text{mm}$ 半高宽 (Full Width Half Maximum, FWHM), 能量分辨率达到23% FWHM.

**关键词** 正电子发射乳腺照相术 位置灵敏型光电倍增管  $\gamma$ 射线探测器

## 1 引言

目前, 用于乳腺癌检测的手段主要有: 超声成像、X射线乳腺机等等. 超声波检查费用低廉, 但是对于残余癌和化疗后的纤维组织难以区分. X射线检测是目前国际上通行的乳腺癌检测手段, X射线上的微小钙化是发现早期乳腺癌的重要方法, 缺点是X射线所反应的仅仅是乳腺组织的密度<sup>[1]</sup>, 而且对于致密性乳腺, 会得到假阴性的结果. 正电子发射断层成像技术 (Positron Emission Tomography, PET) 是将放射性同位素作为示踪物质, 直接注入生物体, 然后在体外从不同角度完成采集和测量生物体内的放射性信息分布, 利用现代计算机技术完成图像重建的三维成像技术. 20世纪90年代以来, 把PET技术应用于研究或诊断乳腺的生理功能 (通常称为Positron Emission Mammography, PEM), 取得了空前成功<sup>[1-4]</sup>. 与前面提到的检测方法相比, PEM技术的误诊率是最低的, 它的优势在于标记化合物直接参与乳腺组织新陈代谢, 获得的是乳腺的实时的高分辨率动态的功能图像, 从而为在更广范围里研究治疗乳腺癌的方

法提供了可能. 为了得到高的灵敏度, 获得高空间、时间分辨率的 $\gamma$ 射线探测器是PEM技术的最大挑战. 大多数的PEM探测器采用紧凑型无机闪烁晶体阵列与光电探测器相耦合的形式<sup>[5]</sup>, 故光电信号转换器件在PEM探测器中起着非常重要的作用. 近20年来, 位置灵敏型光电倍增管 (Position Sensitive PMT, PS-PMT) 得到了迅速的发展<sup>[6]</sup>, 最近出现了一种新型的PS-PMT——平板型PS-PMT (Flat Panel Position Sensitive PMT, FP-PS-PMT), 与传统的PS-PMT相比, FP-PS-PMT具有较大的开放面积和较高的有效探测面积, 将大大提高PEM系统的分辨率<sup>[7]</sup>. 我们将BGO晶体阵列耦合在FP-PS-PMT上, 构建了一种新型的 $\gamma$ 射线探测器. 本文描述了该探测器的各项性能指标.

## 2 材料与方法

本探测器的晶体阵列采用 $20 \times 20$  BGO晶体阵列, 如图1(a)所示. 单个晶体尺寸为 $2\text{mm} \times 2\text{mm} \times 20\text{mm}$ , 与PS-PMT耦合面相对的入射端窗处理为磨砂粗面,

2006-10-11 收稿

\* 国家创新群体科学基金(60021201), 浙江省科技计划重点项目(2005C21019)和浙江大学现代光学仪器国家重点实验室开放课题(LMOI-0403)资助

1) E-mail: liuhf@zju.edu.cn

其余各端面均抛光，晶体间用厚度为 0.2mm 的特氟伦 (Teflon) 层相隔。

FP-PS-PMT 的型号为 R8400-00-M256，其外观如图 1(b) 所示，该 PS-PMT 具有  $16 \times 16$  阳极阵列，阵列间隔 3.04mm，共 256 通道。较大的开放面积和较高的有效探测面积率是该新型 PS-PMT 的一大特点。新型 FP-PS-PMT 具有  $52.0\text{mm} \times 52.0\text{mm}$  的开放面积，碱金属光电阴极有效面积为  $49.0\text{mm} \times 49.0\text{mm}$ ，有效探测面积率大于 90%。

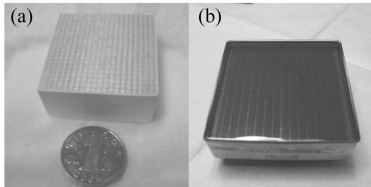


图 1 (a)  $20 \times 20$  的 BGO 晶体阵列，单个晶体尺寸为  $2\text{mm} \times 2\text{mm} \times 20\text{mm}$ ；(b) 256 通道滨松 R8400-00-M256 型 FP-PS-PMT

### 3 实验研究及结果

#### 3.1 晶体分辨能力

图 2 为探测器性能测试装置。FP-PS-PMT 的交叉平面阳极在  $x, y$  方向上都与电阻网络链接，输出信号 ( $x+, x-, y+, y-$ ) 分别被整形放大<sup>[8]</sup>。FP-PS-PMT 的倍增级信号经过恒比定时甄别器 (Constant Fraction Discriminator, CFD) 甄别后，门电路产生一个宽度适当的门控信号给模数转换器 (Analog-to-Digital Converter, ADC) 开门，ADC 的作用是把输入的模拟信号转换为 12 位的数字信号，计算机通过 GPIB 接口采集数据。

图 3 是用 511keV 的  $\gamma$  射线均匀照射探测器获得的闪烁图像，图中的每一个光斑代表一个 BGO 晶体。可以看出，晶体的闪烁图像能充分分离，表明该探测器的晶体鉴别本领良好。

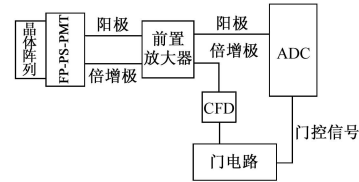


图 2 探测器系统性能测试装置

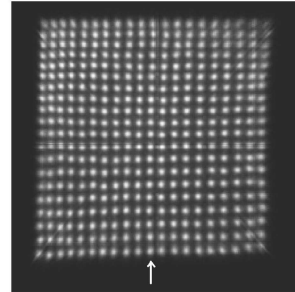


图 3 新型正电子探头系统探测器位置图谱

图 4 是晶体阵列第 10 列元素 (如图 3 箭头所示) 的闪烁图像的峰值轮廓曲线，谷峰比值特性非常好。边缘晶体的分辨性能下降可能与如下因素有关：PS-PMT 靠近边缘处位置解析能力下降，晶体边缘处与 PS-PMT 光电面耦合不良。

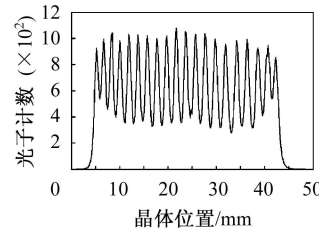


图 4 第 10 列晶体计数分布曲线

#### 3.2 能量分辨率

把二维图谱的区域与每个元素对应生成位置区域映射表，探测器元素的能量谱线就可以通过把其相应区域的 FP-PS-PMT 的 4 个输出位置信号 ( $x+, x-, y+, y-$ ) 的能量相加而获得。阵列的第 10 列元素 (如图 3 箭头所示) 的能量谱线显示在图 5 中 (每隔

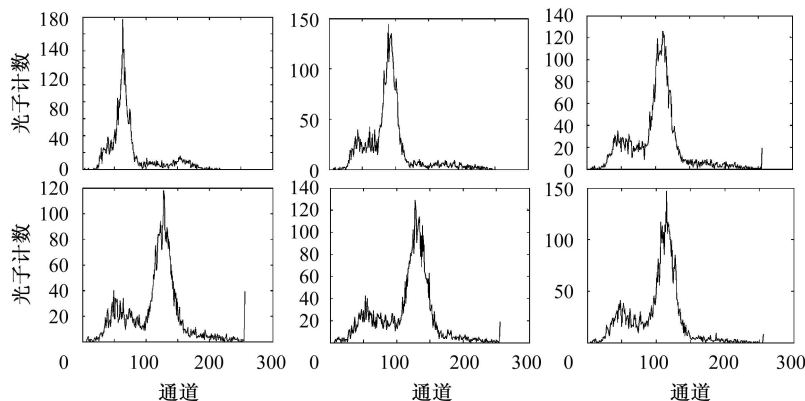


图 5 选定元素的能量谱线

两个元素显示一个元素). 能量分辨率定义为峰值响应的半高度处的全宽度值与峰值幅度的比值. 阵列的能量分辨率数值在19%—26%之间, 平均能量分辨率为23%.

### 3.3 空间分辨率

探测器响应函数(Detector Response Function, DRF)可由图6所示的实验测量系统进行测定. 实验中使用一个狭小的准直线辐射源, 以0.25mm的步进速度扫描通过整个探测器. 对于闪烁晶体/PS-PMT组成的探测器, 辐射源位于探测器正前方约10cm处. 准直线辐射源的构建采用两个宽5cm, 厚10cm的铅块, 形成0.5mm的狭缝, 使用 $^{22}\text{Na}$ 点源透过狭缝

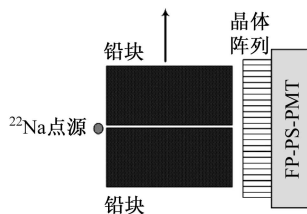


图6 DRF测量实验图

照射探测器. 测得沿探测器晶体阵列第7行的DRF曲线如图7. 求得的探测器的空间分辨率的平均值为2.0mm FWHM.

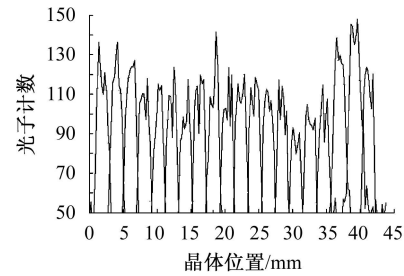


图7 DRF曲线

## 4 结论

本文设计了一种应用于PEM技术的新型探测器, 本研究的目的是验证新设计的探测器的性能. 探测器的平均能量分辨率为23%. 探测器的空间分辨率约为2.0mm. 由于使用了新型FP-PS-PMT, 探测器的空间线性度也显著提高.

## 参考文献(References)

- 1 Wahl R L, Cody R L. Radiology, 1991, **179**(3): 765
- 2 Minn H, Soini I. Eur. J. Nucl. Med., 1989 **15**: 61
- 3 Kubota K, Matsuzawa T. J. Comput. Assist. Tomogr., 1989, **13**: 6
- 4 Mintun M A, Welch M J. Radiology, 1988, **169**(1): 45
- 5 Tanaka E. Radioisotopes, 1997, **46**(10): 733
- 6 Yamashita T. Development of New Position-Sensitive Detectors for PET, 1992
- 7 Inadama N, Murayama H. IEEE Tran. Nucl. Sci., 2004, **51**(1): 58
- 8 Watanabe M, Shimizu K. IEEE Tran. Nucl. Sci., 2004, **51**(3): 796

## Development of a New $\gamma$ -Ray Detector for PEM Applications\*

ZHAO Qiang TIAN Yi LIU Hua-Feng<sup>1)</sup>

(State Key Lab of Modern Optical Instrumentation of Zhejiang University, Hangzhou 310027, China)

**Abstract** We are developing a high specificity detector for detecting the increased metabolic rate of breast tumors. Positron emission mammography (PEM) provides a highly efficient, high spatial resolution positron imaging system. PMT plays a very important role in PEM detectors, because most of the systems consist of scintillator arrays coupled with PMT. Our detector is composed of  $20 \times 20$  arrays of  $2\text{mm} \times 2\text{mm} \times 20\text{mm}$  of  $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$  (BGO) scintillators and a novel flat panel position-sensitive PMT (FP-PS-PMT) -Hamamatsu R8400-00-M256. Spatial resolutions of 2.0mm FWHM and energy resolutions of 23% FWHM are achieved.

**Key words** PEM, FP-PS-PMT,  $\gamma$  ray detector

Received 11 October 2006

\* Supported by NSF of China for Innovative Research Groups (60021201), Key Project of Science and Technology Department of Zhejiang Province (2005C21019) and Open Foundation by State Key Laboratory of Modern Optical Instrumentation in Zhejiang University (LMOI-0403)

1) E-mail: liuhf@zju.edu.cn