

doi:10.3788/gzxb20174603.0304002

基于蛇形光路的 PET 探测器作用深度提取方法

魏清阳¹, 戴甜甜², 谷宇¹, 李向东³

(1 北京科技大学 自动化学院, 北京 100083)

(2 中日友好医院 放射肿瘤科, 北京 100029)

(3 中国船舶工业系统工程研究院, 北京 100094)

摘 要:为实现正电子发射断层成像(Positron Emission Tomography, PET)探测器的作用深度(Depth Of Interaction, DOI)信息获取,本文提出一种基于分光技术的探测器设计方案.探测器采用晶体单元与硅光电倍增管(Silicon Photomultiplier, SiPM)一对一耦合、蛇形光路的设计和单端 Anger 加权读出方法进行 DOI 解码,基于 GATE 软件进行蒙特卡罗模拟,建立 8×1 的 LSO 晶体阵列(单根晶体尺寸 $3.1 \times 3.1 \times 20 \text{ mm}^3$);模拟泛场照射获取位置查找表;并进行不同深度的模拟,获得各晶体在各深度的空间分辨率.结果显示所模拟的探测器模块 DOI 分辨率在 $1.0 \sim 6.7 \text{ mm}$ 之间,平均值为 3.2 mm .本文提出的基于蛇形光路的 PET 探测器方案能在维持系统成本和复杂度的前提下实现 DOI 解码,提升 PET 系统的成像性能.

关键词:正电子发射断层成像(PET);硅光电倍增管;作用深度(DOI);分光技术;蛇形光路

中图分类号:TL812+.1

文献标识码:A

文章编号:1004-4213(2017)03-0304002-7

Extraction of the Depth-of-interaction for PET Detectors Based on a Serpentine-light-path Design

WEI Qing-yang¹, DAI Tian-tian², GU Yu¹, LI Xiang-dong³

(1 School of Automatic and Electrical Engineering, University of Science and Technology Beijing, Beijing 100083, China)

(2 Department of Radiation Oncology, China-Japan Friendship Hospital, Beijing 100029, China)

(3 Systems Engineering Research Institute, Beijing 100094, China)

Abstract: To obtain the Depth Of Interaction (DOI) information for Positron Emission Tomography (PET), we proposed a novel detector design based on the light sharing technique. The detector used scintillators and silicon photomultipliers (SiPMs) with one to one coupling, employed the serpentine-light-path reflector scheme and the single-end Anger logic readout technique. Monte Carlo simulations were carried out to verify the design via GATE toolkit. An 8×1 LSO array with a crystal size of $3.1 \times 3.1 \times 20 \text{ mm}^3$ was built. A flood source for generating position look-up table and five beam sources irradiating at different depths of the crystals were simulated and then calculated. The result shows that the average DOI resolution is 3.2 mm (ranging from 1 to 7 mm). In conclusion, we propose a novel detector design based on a serpentine-light-path scheme to realize DOI decoding which is a low-cost and practical direction for clinical PET systems.

Key words: Positron Emission Tomography (PET); Silicon Photomultiplier (SiPM); Depth of Interaction (DOI); Light share technique; Serpentine-light-path

OCIS Codes: 040.1880; 350.5500; 170.2670; 230.0040; 170.6960; 350.5730

基金项目:国家自然科学基金(Nos. 11605008, 11505300)和中央高校基本科研业务费(No. FRF-TP-15-114A1)资助

第一作者:魏清阳(1985-),男,讲师,博士,主要研究方向为核医学成像技术. Email: weiqy@ustb.edu.cn

通讯作者:谷宇(1977-),男,教授,博士,主要研究方向为传感器与无损检测技术. Email: guyu@ustb.edu.cn

收稿日期:2016-12-25;录用日期:2017-02-24

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

0 引言

正电子发射断层成像(Positron Emission Tomography, PET)是一种功能性分子影像技术.它具有高灵敏度和定量分析等优点,被广泛应用于疾病的早期诊断、愈后复查以及生命科学研究^[1].其原理是将正电子衰变放射性核素标记于药物上,作为显像剂注射到生物体内,参与组织代谢;并采用符合技术探测核素衰变产生的正电子与周围组织负电子湮灭所产生的 511 keV 的 γ 光子对;通过算法重建放射性核素的三维空间分布,从而间接估计生物体对药物的吸收和代谢情况.

探测器是 PET 系统的基础,是其成像性能好坏的主要决定因素.当前探测器的一个重要发展方向是作用深度(Depth Of Interaction, DOI)技术^[2].为获得较高的系统灵敏度,PET 探测器需要使用较厚的晶体,同时也导致了传统无 DOI 分辨能力的系统在偏离中心轴位置的空间分辨率变差,其数值随偏离距离增大而增大,该现象被称为视差效应^[3].PET 符合响应线的定位过程中引入 DOI 信息可以有效降低视差效应,提高系统空间分辨率,另一方面也可以缩小系统直径从而降低系统成本.DOI 实现的方式可分为连续晶体模块^[4-5]和离散晶体阵列两种类型.其中连续晶体模块通常需要多通道读出和复杂的三维作用位置估计算法^[6-7],目前多处于研究阶段.而离散晶体阵列的实现相对容易.单层离散晶体阵列是常规 PET 探测器多采用的设计方案,在此基础上发展出了多种 DOI 实现方法,典型的如多层晶体分光技术^[8-9]、多层不同材料晶体信号甄别技术^[10-11]和双端信号读出方式^[12-14]等.这些探测器设计方法存在的共同问题是较大幅度地增加了系统的复杂度和成本,因此目前主要在动物原型机上开发和应用,在临床商业系统上尚未广泛使用.

PET 探测器近年来发展的另一个重要因素得益于硅光电倍增管(Silicon Photomultiplier, SiPM)技术的快速发展.SiPM 性能的提升和生产工艺的持续改进,使其被广泛应用于 PET 探测器的研究中^[15-17],替代光电倍增管(Photomultiplier Tube, PMT)成为 PET 探测器的主流光电器件.SiPM 具有小尺寸、高增益、高量子效率和低暗噪声等特点,无需设计如传统 PMT 技术的复杂分光光路^[18-19],仅采用全贴膜方法,甚至无膜方式^[20],即可获得优于传统 PMT 探测器的泛场图像,出色地实现对探测器二维位置的解码.但是现有大部分 PET 探测器通常没有充分地利用 SiPM 的解码能力.

本文提出一种基于分光技术的 DOI-PET 探测器的设计方案,采用蛇形光路的设计、单层晶体与 SiPM 一对一耦合和传统单端 Anger 重心法信号读出方式进行 DOI 解码.1999 年,Miyaoka 等^[21]提出了一种采用两根晶体为一组、中间贴一定长度反射膜的分光技术实现 DOI 解码的方法,与本文方法具有相似性;但以该方法构造的多根晶体的阵列在响应上每两根晶体为一组,组与组之间全贴膜完全隔光,组内响应分布窄,组与组间响应分布间隔大.本文设计的蛇形光路可以让阵列晶体响应更加均匀,较大化地利用了光电探测器的解码能力,实现较好的 DOI 解码能力.

1 材料与方法

1.1 探测器设计方案

图 1(a)是一种传统的探测器方案,晶体与 SiPM 一对一耦合,晶体单元之间隔光,采用电阻加权网络^[22]减少后续信号读出通道,最后使用 Anger 重心法计算位置 p ,如式(1).基于上述方案,一个 8×8 晶体阵列的

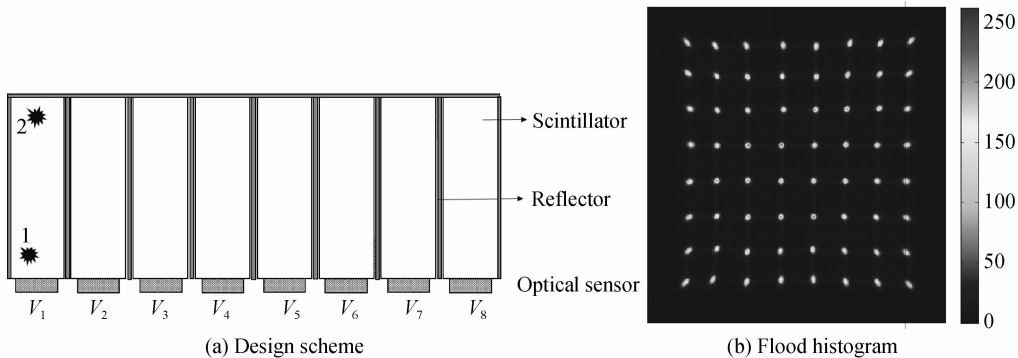


图 1 传统探测器设计和典型泛场图像
Fig. 1 Typical detector design and the corresponding flood histogram

典型泛场图像如图 1(b)所示,各个晶体单元的响应具有很好的区分度,能够轻易地甄别与 γ 光子发生作用的晶体单元,但是该探测器无法区分如图 1(a)中作用点 1 和作用点 2 上发生的事件,即无法区分 γ 光子与晶体的作用深度。

为解决这一问题,本文提出一种新的设计方案,如图 2 所示,通过交错排布的反射膜方案,形成蛇形光路;射线在晶体单元不同深度作用产生的闪烁光子通过在蛇形光路上的传播,最终在 SiPM 阵列上形成不同的光收集分布(晶体从左到右编号 1~8 号,对应 SiPM 读出信号为 V_1 至 V_8)。经过这种蛇形光路分光,作用点 1 产生的大部分闪烁光子将被第一个 SiPM 收集,少量被其余 SiPM 收集,而作用点 2 相比于作用点 1 将有更多的闪烁光子被其余 SiPM 收集,即产生了信号区别,可用于获得作用深度. 式(1)为作用位置 p 的计算公式. 其中, V_{x+} 和 V_{x-} 为 V_1 至 V_8 信号的加权输出,权重因子分别为 1 至 8 和 8 至 1; s_i 和 n_i 分别为第 i 个 SiPM 的信号光电子数和暗噪声电子数, $E(n_i)$ 为暗噪声电子数的期望值,式中 $E(n_i)$ 的扣除等效于实际探测器中信号的基线校正。

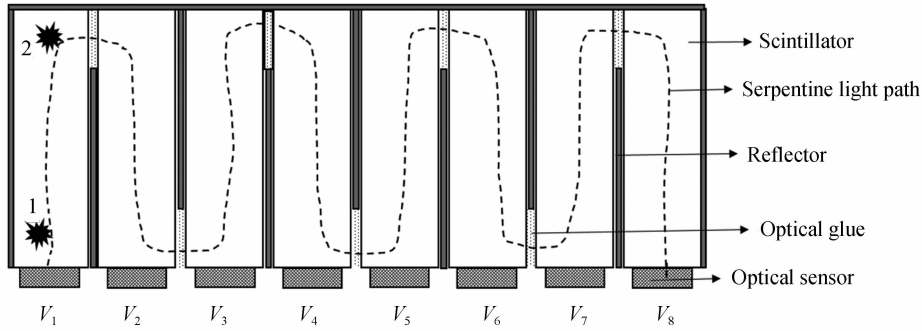


图 2 蛇形光路探测器设计方法

Fig. 2 The proposed serpentine-light-path detector design

$$\begin{cases} V_{x+} = \sum_{i=1}^8 i \cdot V_i = \sum_{i=1}^8 i \cdot (s_i + n_i - E(n_i)) \\ V_{x-} = \sum_{i=1}^8 (9-i) \cdot V_i = \sum_{i=1}^8 (9-i) \cdot (s_i + n_i - E(n_i)) \\ p = \frac{V_{x+}}{V_{x+} + V_{x-}} \end{cases} \quad (1)$$

1.2 蒙特卡罗模拟

为了验证蛇形光路 DOI-PET 探测器设计方案的可行性,本文使用开源软件包 GATE^[23] 进行蒙特卡罗模拟仿真. GATE 是基于 Geant4 的用于核医学成像模拟的脚本程序(Geant4 Application for Tomographic Emission),可以模拟 γ 光子与物质相互作用过程以及闪烁光子输运过程。

由于涉及可见光,一个 γ 光子产生数千个可见光子,因此模拟较为耗时. 为了加快模拟速度,本文简化了探测器,仅对一维阵列的探测器进行模拟(二维阵列可由多组相同的一维阵列拼接而成,每组阵列间完全隔光). 模拟的探测器如图 3 所示,探测器由 8 根 $3.1 \times 3.1 \times 20 \text{ mm}^3$ 的 LSO 晶体组成,一对一耦合 8 个 SiPM,晶体间隔 0.1 mm , SiPM 有效面积 $3.1 \times 3.1 \text{ mm}^2$ (根据 SensL FJ 型号的 SiPM^[24] 设计的参数). 不同型号 SiPM 在不同的工作电压下具有不同的量子效率,以下模拟将其设置为 25%,其它可见光模拟参数包括材料和反射界面等的设置如表 1 所示。

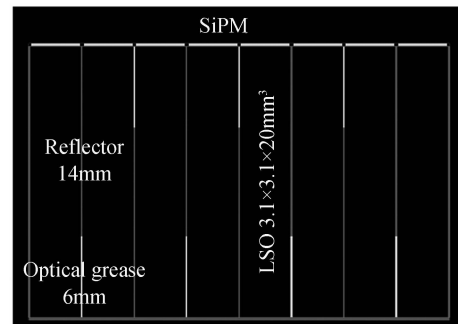


图 3 GATE 模拟探测器示意图

Fig. 3 The detector scheme in the GATE simulation

表 1 GATE 光学模拟的关键参数设置
Table 1 The key parameters used in the GATE simulation studies

Materials	Parameter value
LSO crystal	Light yield 6 500 ph/MeV ¹ , decay time 40 ns and refractive index: 1.82
Crystal surface	Read out surface is smooth (Specular type, $\alpha=0.1^\circ$) The other five surfaces are rough (Diffuse type, $\alpha=12^\circ$)
Reflector	Length: 14 mm, diffuse type, $\alpha=12^\circ$ and reflective coefficient: 0.975
Optical grease	Refractive index: 1.465

¹ In order to reduce the simulation time, an equivalent variance setting is used, i. e. Quantum efficiency of SiPM is 100% instead of 25% and the light yield is $26000 \cdot 25\%$ ph/MeV.

目前高性能的 SiPM 的暗噪声可低至 30 kHz/mm²^[25], 即单片 SiPM 约 0.3 MHz, 但考虑 SiPM 型号、工作温度和偏压等不同, 实际多数 SiPM 暗噪声较大, 模拟实验中按照单片 10 MHz 估计. LSO 信号积分时间设置为 450 ns^[26], 可得信号中叠加的单片 SiPM 暗噪声电子数期望 $E(n_i)=4.5$ 个; 进一步考虑实际系统为减少信号读出通道, 通常采用二维 SiPM 阵列, 以 8×8 阵列, 则每列暗噪声期望增加为 8 倍, 即 $E(n_i)=36$, 模拟实验按照该数值进行噪声模拟.

反射膜的长度是本文探测器设计方法的一个关键参数: 反射膜越长, 晶体间的光扩散越少, 每一根晶体的响应区域压缩, 导致不同晶体响应区分大, 但同一根晶体内部不同 DOI 响应区分小, 极端情况为全贴膜方案, 此时无 DOI 分辨率; 反之反射膜越短, 晶体间的光扩散越大, 每根晶体的响应扩展, 晶体内部 DOI 分辨率提升, 但不同晶体响应相叠加, 产生晶体位置误判; 较理想的情况是优化设计一个适中的反射膜长度, 可以使每根晶体响应的分布尽可能扩展, 同时不同晶体响应有较少的叠加. 本文通过短时间的泛场模拟进行尝试和观察, 设定了一组相对理想的参数, 如图 3 所示, 反射膜长度 14 mm, 光导长度 6 mm.

模拟实验内容包括: 1) 采用与探测器侧面等面积的均匀面源从侧面垂直照射晶体阵列; 2) 采用均匀准直线源从侧面不同深度位置垂直入射晶体, 深度包括 2、6、10、14 和 18 mm 五种 (深度方向从 SiPM 指向晶体). 通过实验 1) 可获得泛场响应曲线, 由于是均匀面源从阵列侧面垂直照射, 因此作用事件在各个晶体不同深度的分布是均匀的, 对泛场响应曲线进行积分, 即可建立位置信号坐标 p 和实际作用深度 d 的映射关系. 实验 2) 得到的各个位置信号坐标 p , 根据建立的映射关系能够推出其实际深度坐标 d , 从而获得真实位置深度响应分布, 通过该分布即可提取各晶体不同作用深度的空间分辨率, 即 DOI 分辨率.

2 模拟结果与分析

泛场模拟的实验结果如图 4 所示, 其中图 4(a) 为探测器所接收到的光电子谱 (含暗噪声), 其中光电峰位为 2571, 1900 以下为康普顿散射事件; 图 4(b) 为去除康普顿散射事件后的泛场位置响应图, 图中每一根晶体的响应有一定的分布范围, 可以明显区分出 8 根晶体各自所对应的响应区域. 每一根晶体的响应分布与作用深度对应, 图中可以明显看到反射膜对分布形状的影响, 如第一根晶体响应为两个峰是因为该晶体一边

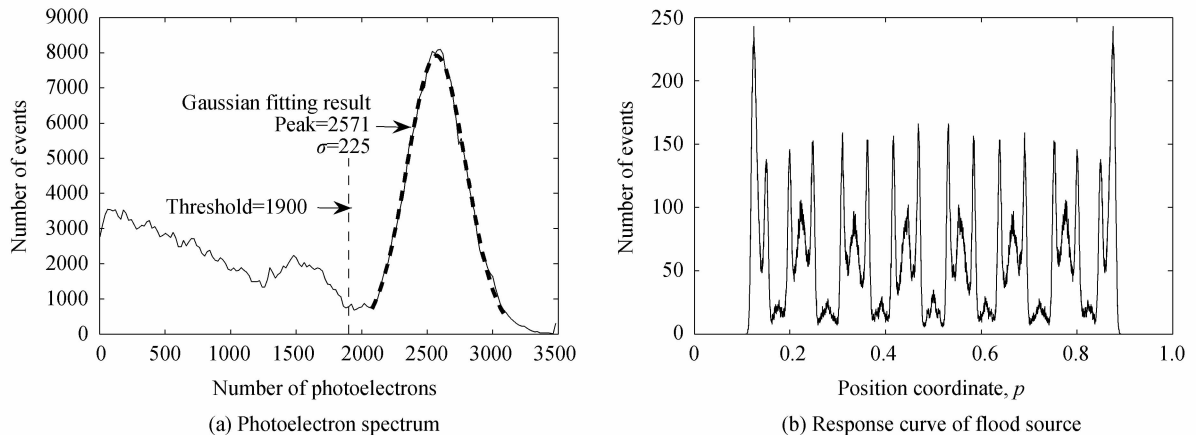


图 4 泛场照射模拟结果

Fig. 4 Simulation result of the flood source irradiation

为全贴膜,另一边为部分贴膜,晶体被分成了两段;第二根晶体响应为三个峰,因为左右两侧贴膜将晶体分成了三段.图 4(b)还可观察到各晶体响应区域之间还有一些事件,这些事件对应的是在多根晶体之间发生多次康普顿散射,被吸收能量落入全能峰的事件.泛场图像上这些响应峰有高有低,计数越高表明不同深度响应叠加严重,DOI 分辨率差,反之响应曲线展宽越大表明对应位置的 DOI 分辨率越好.

根据单根晶体泛场响应曲线积分建立响应坐标 p 和真实深度 d 的对应关系 $p(d)$,考虑到对称性(对称轴 $p=0.5$),将第 i 根的数据和第 $9-i$ 根合并($i=1,2,3,4$),图 5 显示了第一到第四根晶体的 $p(d)$ 曲线.

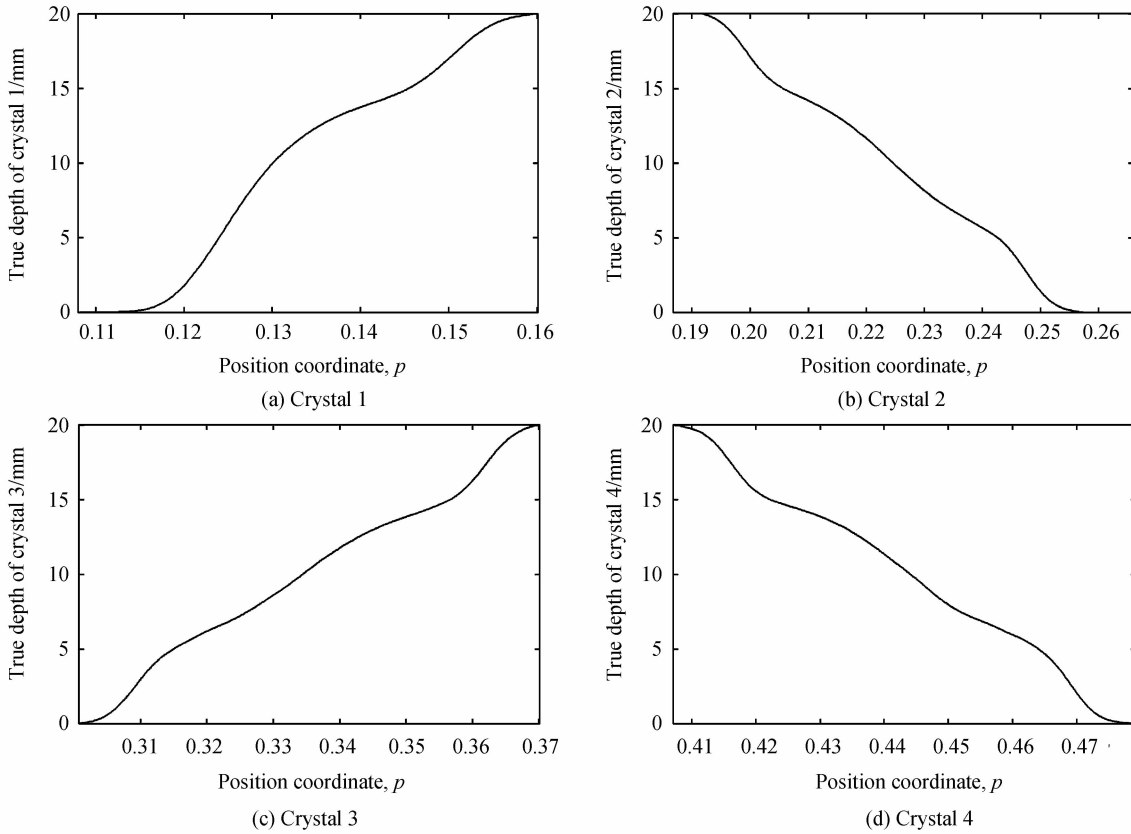


图 5 查找表 $p(d)$
Fig. 5 The look-up table $p(d)$

五个深度实验的响应坐标 p 的分布如图 6 所示(考虑对称性,将对称数据相加,仅显示第 1 到 4 号晶体).通过图 5 的查找表进行位置校正后得到的真实深度分布如图 7 所示;各晶体不同深度空间分辨率使用高斯拟合方法进行估计,结果如表 2 所示.结果显示所模拟的探测器阵列,不同晶体在不同深度 DOI 分辨率不同,数值分布在 1.0~6.7 mm 之间,平均值为 3.2 mm,标准差 1.8 mm.晶体在反射膜边界处,即深度 6 mm 和 14 mm 位置,有较好的 DOI 分辨率,主要原因是晶体在反射膜边界处闪烁光的分布差异较大,对于位置较为敏感.

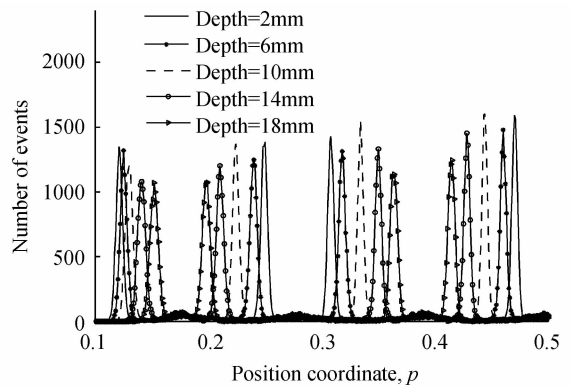


图 6 1 至 4 号晶体五个深度的响应坐标 p 的分布图
Fig. 6 Responses of crystal 1 to 4 at the five depths

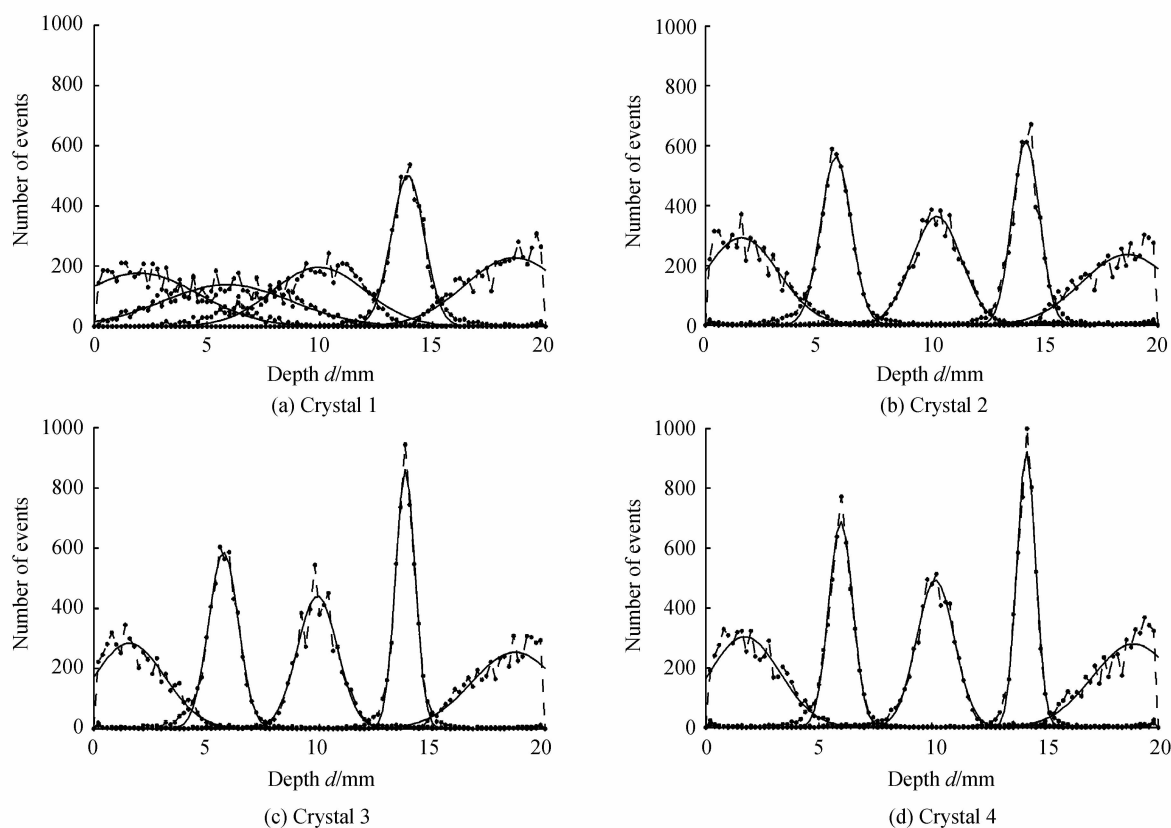


图7 五组深度实验得到的校正后深度响应分布及高斯拟合结果

Fig. 7 The calibrated depth position responses of the five depth experiments and their Gaussian fitting results

表2 各晶体不同深度空间分辨率

Table 2 DOI resolutions of the crystals at different depths

Crystal ID	$d=2$ mm	$d=6$ mm	$d=10$ mm	$d=14$ mm	$d=18$ mm
1	6.2	6.7	4.8	1.7	5.1
2	3.9	1.6	2.6	1.4	4.8
3	3.7	1.5	2.1	1.0	4.5
4	3.7	1.2	2.0	1.0	4.3

3 结论

本文提出了一种 PET 探测器 DOI 解码技术, 在传统 LSO-SiPM 一对一耦合的 PET 探测器上进行简单改进, 采用上下交错排列的反射膜设计, 形成蛇形光路, 实现作用深度与解码位置的对应关系, 即实现 DOI 解码. 蒙特卡罗模拟验证了本文提出方法的可行性, 在本文设置的模拟参数条件下实现了平均 3.2 mm 的 DOI 分辨率. 未来工作将进一步研究反射膜类型、反射膜长度、晶体表面粗糙度、晶体尺寸等参数对探测器 DOI 分辨率的影响, 从而改进探测器设计. 由于可见光模拟涉及的相关光学参数较难测量, 所以还将结合实际探测器实验, 得到更加准确和量化的结果.

参考文献

- [1] MUEHLLEHNER G, KARP J S. Positron emission tomography[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2006, **51**(13): R117.
- [2] LEWELLEN T K. Recent developments in PET detector technology[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2008, **53**(17): R287.
- [3] SCHMALL J P, KARP J S, WERNER M, *et al.* Parallax error in long-axial field-of-view PET scanners—a simulation study[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2016, **61**(14): 5443.
- [4] MARCINKOWSKI R, MOLLET P, Van HOLEN R, *et al.* Sub-millimetre DOI detector based on monolithic LYSO and digital SiPM for a dedicated small-animal PET system[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2016, **61**(5): 2196.
- [5] ZHANG H, ZHOU R, YANG C. A PET detector module with monolithic crystal, single end readout, SiPM array and

- high depth-of-interaction resolution[J]. *Journal of Instrumentation*, 2016, **11**(08): P08020.
- [6] BRUYNDONCKX P, LEONARD S, TAVERNIER S, *et al.* Neural network-based position estimators for PET detectors using monolithic LSO blocks[J]. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 2004, **51**(5): 2520-2525.
- [7] WANG Y, ZHU W, CHENG X, *et al.* 3D position estimation using an artificial neural network for a continuous scintillator PET detector[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2013, **58**(5): 1375.
- [8] TSUDA T, MURAYAMA H, KITAMURA K, *et al.* A four-layer depth of interaction detector block for small animal PET[J]. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 2004, **51**(5): 2537-2542.
- [9] WEI Qing-yang, DAI Tian-tian, MA Tian-yu, *et al.* Crystal identification in dual-layer-offset DOI-PET detectors using stratified peak tracking based on SVD and mean-shift algorithm[J]. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 2016, **63**(5): 2502-2508.
- [10] PEPIN C M, BERARD P, PERROT A L, *et al.* Properties of LYSO and recent LSO scintillators for phoswich PET detectors[J]. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 2004, **51**(3): 789-795.
- [11] SEIDEL J, VAQUERO J J, SIEGEL S, *et al.* Depth identification accuracy of a three layer phoswich PET detector module[J]. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 1999, **46**(3): 485-490.
- [12] YANG Yong-feng, WU Yi-bao, QI Jin-yi, *et al.* A prototype PET scanner with DOI-encoding detectors[J]. *Journal of Nuclear Medicine*, 2008, **49**(7): 1132-1140.
- [13] FAN Peng, MA Tian-yu, WEI Qing-yang, *et al.* Choice of crystal surface finishing for a dual-ended readout depth-of-interaction (DOI) detector[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2016, **61**(3): 1041.
- [14] SHAO Yi-ping, SUN Xi-shan, LAN K A, *et al.* Development of a prototype PET scanner with depth-of-interaction measurement using solid-state photomultiplier arrays and parallel readout electronics [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2014, **59**(5): 1223.
- [15] YOON H S, KO G B, KWON S I, *et al.* Initial results of simultaneous PET/MRI experiments with an MRI-compatible silicon photomultiplier PET scanner[J]. *Journal of Nuclear Medicine*, 2012, **53**(4): 608-614.
- [16] LI Bai-cheng, WANG Yue, XI Dao-ming, *et al.* Feasibility study on silicon photomultiplier with epitaxial quenching resistors as the readout for PET detectors[J]. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 2016, **63**(1): 17-21.
- [17] RONCALI E, CHERRY S R. Application of silicon photomultipliers to positron emission tomography[J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2011, **39**(4): 1358-1377.
- [18] WEI Qing-yang, LIU Ya-qiang, MA Tian-yu, *et al.* PMT-cross-display scintillator block detector design and Monte Carlo study[C]. IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference. IEEE, 2010: 2400-2402.
- [19] WEI Qing-yang, WANG Shi, MA Tian-yu, *et al.* Influence factors of two dimensional decoding map on photomultiplier detector block designed by quadrant sharing technique[J]. *Nuclear Science and Technique*, 2011, **22**(4): 224-229.
- [20] WEI Qing-yang, WANG Shi, DAI Tian-tian, *et al.* SiPM based PET detector modules with air-gapped pixelated LYSO [C]. 2014 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC). IEEE, 2014: 1-3.
- [21] MIYAOKA R S, LEWELLEN T K, YU H, *et al.* Design of a depth of interaction (DOI) PET detector module[J]. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 1998, **45**(3): 1069-1073.
- [22] GOERTZEN A L, ZHANG X, MCCLARTY M M, *et al.* Design and performance of a resistor multiplexing readout circuit for a SiPM detector[J]. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 2013, **60**(3): 1541-1549.
- [23] JAN S, SANTIN G, STRUL D, *et al.* GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2004, **49**(19): 4543.
- [24] Sensl.com, J Series (High Performance/TSV)-Datasheet. [EB/OL]. (2016-05-10)[2016-12-25]. <http://sensl.com/documentation>.
- [25] JACKSON C, WALL L, ONEILL K, *et al.* Ultra-low noise and exceptional uniformity of SensL C-series SiPM sensors [C]. SPIE OPTO. International Society for Optics and Photonics, 2015: 93591C-93591C-12.
- [26] WEI Qing-yang, MA Tian-yu, XU Tian-peng, *et al.* Evaluation of signal energy calculation methods for a light-sharing SiPM-based PET detector[J]. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A*, 2017, **848**: 81-86.