

双层错位 DOI 脑 PET 探测器 晶体厚度组合优化设计

魏清阳¹, 许书钰¹, 戴甜甜², 吕振雷³, 许天鹏⁴, 江年铭⁴, 马天宇³, 刘亚强³

(1. 北京科技大学 自动化学院 北京市工业波谱成像工程技术研究中心, 北京 100083;

2. 中日友好医院 放射肿瘤科, 北京 100029; 3. 清华大学 工程物理系, 北京 100084;

4. 北京永新医疗设备有限公司, 北京 102206)

摘要: 双层错位晶体阵列是正电子发射断层成像(PET)仪获取作用深度(DOI)信息的一种低成本且简便的方案。为获得晶体厚度最优组合方案, 本文使用 GATE 软件进行蒙特卡罗仿真研究。模拟兼容核磁共振成像(MRI)的嵌入式脑 PET, 环内径 345 mm, 使用硅酸钆镨(LYSO)晶体, 2 层晶体总厚度 20 mm, 内层晶体从 0 mm 到 10 mm 共 11 种厚度(间隔 1 mm); 进行点源模拟实验, 点源位于中心断层 x 轴上, 偏移从 $x=0$ cm 到 $x=10$ cm 共 6 种情况(间隔 2 cm)。计算中心点灵敏度; 采用滤波反投影算法重建图像, 评估径向空间分辨率。结果显示, 双层晶体的设计相比于单层晶体灵敏度略有下降, 但系统径向空间分辨率显著提高且其均匀性得到改善。随着内层晶体厚度的增大, 视野平均径向空间分辨率先减小后增大, 在内层晶体厚度为 8 mm 时达到最小。综上所述, 所设计的双层错位 DOI 脑 PET 探测器晶体厚度最优组合方案为内层晶体厚度 8 mm、外层晶体厚度 12 mm。

关键词: 正电子发射断层成像; 作用深度; 双层错位; 晶体厚度组合优化

中图分类号: O572. 21

文献标志码: A

文章编号: 1000-6931(2020)09-1704-05

doi: 10. 7538/yzk. 2019. youxian. 0745

Optimization Design of Crystal Thickness Combination for Dual-layer-offset DOI Detector for Brain PET

WEI Qingyang¹, XU Shuyun¹, DAI Tiantian², LYU Zhenlei³, XU Tianpeng⁴,
JIANG Nianming⁴, MA Tianyu³, LIU Yaqiang³

(1. Beijing Engineering Research Center of Industrial Spectrum Imaging, School of Automation 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. Department of Engineering Physics, Tsinghua University, Beijing 100084, China;

4. Beijing Novel Medical Equipment Ltd., Beijing 102206, China)

Abstract: Dual-layer-offset crystal array is a low cost and simple scheme for positron emission tomography (PET) system to achieve depth of interaction (DOI) information.

收稿日期: 2019-10-10; 修回日期: 2019-12-08

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(11975044, 11605008); 中央高校基本科研业务费资助项目(FRF-TP-19-019A3)

作者简介: 魏清阳(1985—), 男, 福建厦门人, 副教授, 博士, 从事核科学与技术研究

网络出版时间: 2020-03-23; 网络出版地址: <http://kns.cnki.net/kcms/detail/11.2044.TL.20200320.1425.028.html>

Different thickness combinations of two layer crystals influence system performances. Monte Carlo simulations using GATE toolkit were implemented to optimize the design by evaluating the performances of the system with different thickness combinations in this study. Eleven magnetic resonance imaging (MRI) compatible brain PET inserted systems with an inner diameter of 345 mm, dual layer LYSO of 20 mm total thickness and inner layer thickness varied from 0 mm to 10 mm with a step size of 1 mm were built. Six point sources in the x -axis of the center slice from $x=0$ cm to $x=10$ cm with an interval of 2 cm were simulated. The sensitivity at the center was calculated and the radial resolutions were evaluated using the reconstructed points by the filtered back projection algorithm. The results show that dual-layer crystal design has a slight sensitivity decrease, but can significantly improve the radial spatial resolution and the resolution uniformity compared with the single-layer design. With the thickness increase of the inner crystal, the average radial spatial resolution decreases and then increases, and achieves minimal at inner layer with a thickness of 8 mm. In conclusion, 8 mm in the inner layer and 12 mm in the outer layer is the optimal design for the brain PET system with 20 mm dual-layer-offset crystal proposed in this study.

Key words: positron emission tomography; depth of interaction; dual-layer-offset; optimization of crystal thickness combination

正电子发射断层成像(PET)是一种功能性分子影像技术。它具有高灵敏度和高特异性的优点,其缺点是图像空间分辨率和信噪比较差。因此 PET 通常与计算机断层成像(CT)设备集成一体,构成 PET/CT^[1],通过 CT 获取清晰的解剖结构信息。近年来一个新的发展方向是利用磁共振成像(MRI)替代 CT,构成 PET/MRI 双模式成像^[2]。相比于 CT, MRI 具有无放射性、对软组织分辨率好、可进行多种序列采集等优点^[3-4]。本文拟基于现有临床 MRI 设备设计可兼容强磁场的嵌入式脑 PET,实现脑 PET/MRI 同时成像^[5-6]。

为获得较高的探测效率,脑 PET 探测器需使用厚度较大的晶体和较紧凑的设计;同时由于需要嵌入到 MRI 孔径中,受空间限制,也进一步要求脑 PET 系统结构紧凑。在该情况下,作用深度(DOI)信息至关重要。DOI 信息可有效提高系统空间分辨率,降低视差效应,特别是对于远离视野中心的位置。DOI 的获取方法主要可分为 3 类:信号波形甄别法^[7-8]、分光法^[9-11]和双端信号读出法^[12-13]。其中双层晶体错位排列的方法是一种基于分光的技术,实现较为方便、性价比高^[14]。

双层晶体的不同厚度组合对系统性能有一

定的影响。目前有研究采用等长晶体,优点是探测器模块简单;也有研究采用不等长晶体,其主要出发点是让 2 层晶体探测效率一致,但通常仅能保证垂直入射晶体的射线在 2 层晶体上的探测效率一致,并未考虑不同角度入射射线的探测效率。然而更为关键的是不同厚度组合影响系统空间分辨率。晶体厚度组合对系统空间分辨率的影响是个复杂的问题,最优化的厚度组合与 PET 探测器环直径和成像视野相关。Chung 等^[15]对小动物 PET 进行了研究,采用蒙特卡罗模拟的方法得到小动物 PET 系统的双层晶体最优厚度组合,同时得到不同直径 PET 环具有不同最优厚度组合的结论。本文拟基于此方法对本课题组所设计的脑 PET 的双层晶体厚度组合进行最优化设计。

1 方法

1.1 蒙特卡罗模拟

本文采用蒙特卡罗方法进行仿真研究,模拟软件为 GATE^[16]。它是基于 Geant4 开发的专门用于核医学成像的模拟软件脚本,使用简便灵活,其准确性已通过多个实际 PET 系统的测试结果完成对比验证。使用 GATE 对嵌入式脑 PET 结构进行建模,结果如图 1 所示。

系统成像视野直径 20 cm,探测器环内径345 mm,环向 16 个扇区,每个扇区由 2(环向)×6(轴向)个硅酸钆镓(LYSO)晶体阵列模块组成。模块尺寸为 33.6 mm×33.6 mm×20 mm,内层为 15×15 的晶体阵列,外层为 16×16 的晶体阵列,两层的晶体单元交错排列^[9],总厚度为 20 mm,晶体单元横截面尺寸为 2 mm×2 mm。

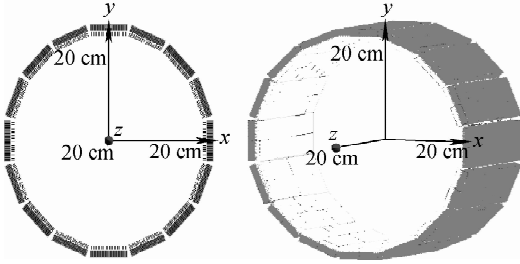


图1 GATE构建的嵌入式脑PET结构
Fig.1 Embedded brain PET structure constructed by GATE

将探测器的能量分辨率设置为 15% @ 511 keV,能窗设置为 400~650 keV。2层晶体总厚度固定为 20 mm,模拟内层晶体厚度为 0~10 mm,间隔 1 mm,共 11 种厚度。

模拟实验 1:模拟计算视野中心点的探测效率。放射源为直径 0.1 mm 的点源(511 keV 的伽马源),活度 10 kBq,采集时间 100 s,位于 PET 中心位置。

模拟实验 2:模拟位于中心断层平面的放射源,用于评估系统径向空间分辨率。分别布置 6 个直径为 0.1 mm 的点源(511 keV 的伽马源),活度 10 kBq,采集时间 100 s,位置分别

在 x 轴的 0、2、4、6、8、10 cm 处。模拟的事件以列表模式(list-mode)存储。

1.2 图像重建与分析

对模拟的列表模式数据进行处理,生成正弦图。本文仅比较径向空间分辨率,因此将三维数据压缩为二维,即不考虑符合事件的轴向位置。对于探测器环,1 个探测器模块在环向共含有 31 根晶体(内层 15 根+外层 16 根),晶体环向间距 1.05 mm,作用事件在每根晶体上的作用深度进行均匀随机抽样。正弦图的角度分成 500 份,径向 350 mm,分成 700 份。采用 Matlab 的滤波反投影重建算法 irandon.m 函数进行重建,插值、滤波使用默认参数,即线性插值、Ram-Lak 滤波函数,重建图像尺寸 494×494,像素尺寸 0.5 mm。通过对过中心剖面进行高斯拟合获得半高宽(FWHM)空间分辨率。全视野内的平均径向空间分辨率如式(1)所示。

$$\overline{\text{FWHM}} = \frac{\sum_{i=0}^6 \text{FWHM}(i) \cdot r(i)}{\sum_{i=0}^6 r(i)} \quad (1)$$

其中: i 为点源序号; $r(i)$ 和 $\text{FWHM}(i)$ 分别为点源 i 与中心点的距离和该点源的径向空间分辨率。

2 结果与讨论

2.1 灵敏度

不同厚度组合的 2 层晶体中心点灵敏度模拟结果及晶体总体积如图 2 所示。由图 2a 可见,随着内层晶体厚度的增加(外层晶体变薄),视野中心点灵敏度由 15.16% 下降到 13.95%。

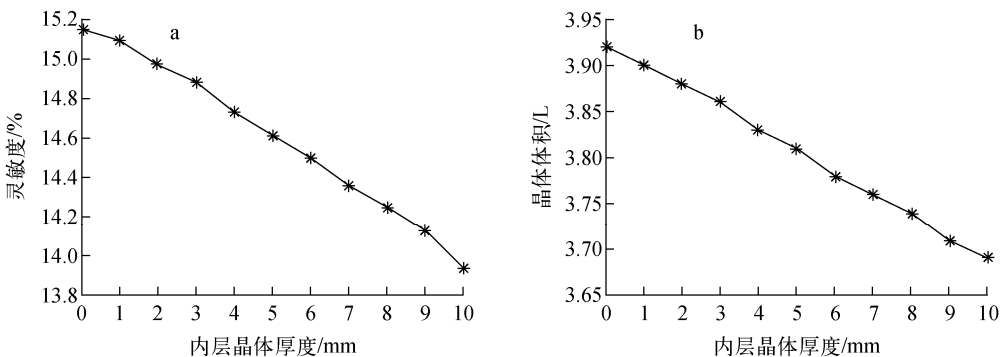


图2 视野中心灵敏度与晶体总体积

Fig.2 Sensitivity of center field of view and total crystal volume

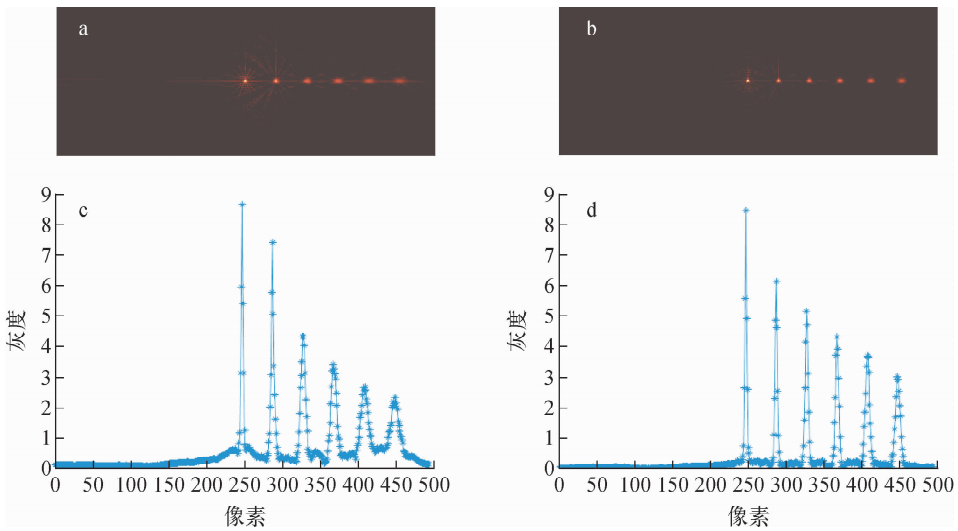
其原因是内层晶体为 15×15 阵列,外层晶体为 16×16 阵列,随着内层晶体厚度的增加,系统晶体总体积变小(图 2b),由 3.93 L 减少为 3.69 L。虽然灵敏度有一定的变化,但该变化较小。

2.2 空间分辨率

单层晶体(即内层晶体厚度为 0 mm)和双层晶体(内层晶体厚度为 8 mm)的重建图像及其剖面结果示于图 3。从图 3 可看出,双层晶体显著提高了系统视野边缘的空间分辨率,并提高了系统空间分辨率的均匀性。

内层晶体不同厚度下不同位置重建点源半高宽径向空间分辨率如图 4 所示。图 4 显

示,随着内层晶体厚度的增大,全视野平均径向空间分辨率先减小后增大,在 8 mm 时达到最小,为 3.052 mm。其主要原因是内层晶体厚度较小时,符合事件较大概率发生在厚度较大的外层晶体与外层晶体上,所以此时分辨率较差;随着内层晶体厚度的增加,外层晶体厚度减小,分辨率提高,在内层晶体达到一定厚度时,虽然内层晶体较外层晶体薄,但由于射线先入射到内层,此时内层与内层的符合事件起主导作用,达到分辨率最优状态;随着内层晶体厚度的进一步增加,内层与内层的符合事件占比进一步增大,但由于内层晶体厚度增大所以分辨率变差。



a、c——单层晶体; b、d——双层晶体(内层 8 mm)

图 3 重建图像与中心剖面

Fig. 3 Reconstructed images and their center profiles

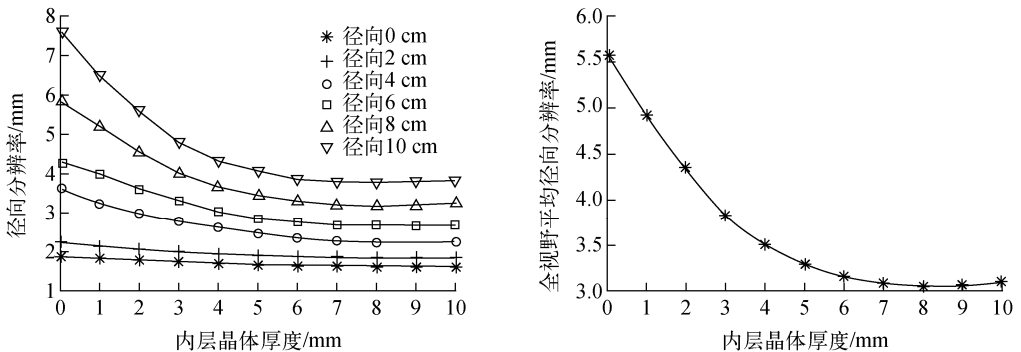


图 4 内层晶体不同厚度下的空间分辨率

Fig. 4 Spatial resolution of crystal with different thicknesses

3 结论

对用于兼容 MRI 的双层错位 DOI 脑 PET 探测器的 2 层晶体不同厚度组合方案进行了 GATE 蒙特卡罗模拟。模拟结果显示, 双层晶体的设计相比于单层晶体灵敏度略有下降, 但显著提高了系统空间分辨率, 并改善了系统空间分辨率均匀性。对于该脑 PET 系统, 双层晶体总厚度 20 mm 的情况下, 不同厚度组合可获得不同的效果, 内层晶体厚度为 8 mm 时可获得最优的全视野平均径向空间分辨率。

参考文献:

- [1] BEYER T, TOWNSEND D W, BRUN T, et al. A combined PET/CT scanner for clinical oncology [J]. *Journal of Nuclear Medicine*, 2000, 41(8): 1 369-1 379.
- [2] 付鑫, 任宁, 邝忠华, 等. PET/MRI 仪器研发的历史和现状[J]. *中国医学物理学杂志*, 2018, 35(10): 1 181-1 186.
FU Xin, REN Ning, KUANG Zhonghua, et al. History and current status of PET/MRI instrument development[J]. *Chinese Journal of Medical Physics*, 2018, 35(10): 1 181-1 186(in Chinese).
- [3] DRZEZGA A, SOUVATZOGLOU M, EIBER M, et al. First clinical experience with integrated whole-body PET/MR: Comparison to PET/CT in patients with oncologic diagnoses[J]. *Journal of Nuclear Medicine*, 2012, 53(6): 845-855.
- [4] KO G B, YOON H S, KIM K Y, et al. Simultaneous multiparametric PET/MRI with silicon photomultiplier PET and ultra-high-field MRI for small-animal imaging[J]. *Journal of Nuclear Medicine*, 2016, 57(8): 1 309-1 315.
- [5] 魏清阳, 王粉花, 许天鹏, 等. 具有间隙反射膜的稀疏 SiPM 阵列 PET 探测器性能评估[J]. *清华大学学报: 自然科学版*, 2018, 58(10): 929-933.
WEI Qingyang, WANG Fenhua, XU Tianpeng, et al. Performance evaluation of a PET detector with a sparse SiPM array and gap reflectors[J]. *Journal of Tsinghua University: Science and Technology*, 2018, 58(10): 929-933(in Chinese).
- [6] WEI Q Y, WANG S, XU T P, et al. Development of an MR-compatible DOI-PET detector module[J]. *EJNMMI Physics*, 2015, 2(1): A4.
- [7] GU Z, TASCHEREAU R, VU N T, et al. Performance evaluation of G8, a high-sensitivity benchtop preclinical PET/CT tomograph[J]. *Journal of Nuclear Medicine*, 2019, 60(1): 142-149.
- [8] CHANG C M, CATES J W, LEVIN C S. Time-over-threshold for pulse shape discrimination in a time-of-flight phoswich PET detector[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2017, 62(1): 258-271.
- [9] WEI Q Y, XU T P, DAI T T, et al. Development of a compact DOI-TOF detector module for high-performance PET systems[J]. *Nuclear Science and Techniques*, 2017, 28(4): 43.
- [10] 魏清阳, 戴甜甜, 谷宇, 等. 基于蛇形光路的 PET 探测器作用深度提取方法[J]. *光子学报*, 2017, 46(3): 304002.
WEI Qingyang, DAI Tiantian, GU Yu, et al. Method for extracting depth of PET detector based on serpentine optical path[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2017, 46(3): 304002(in Chinese).
- [11] KUANG Z, YANG Q, WANG X, et al. Performance of a depth encoding PET detector module using light sharing and single-ended readout with SiPMs[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2019, 64(8): 085012.
- [12] FAN P, MA T Y, WEI Q Y, 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): 1 041-1 056.
- [13] KUANG Z, SANG Z, WANG X, et al. Development of depth encoding small animal PET detectors using dual-ended readout of pixelated scintillator arrays with SiPMs[J]. *Medical Physics*, 2018, 45(2): 613-621.
- [14] WEI Q Y, DAI T T, MA T Y, 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): 2 502-2 508.
- [15] CHUNG Y H, CHOI Y, CHO G, et al. Optimization of dual layer phoswich detector consisting of LSO and LuYAP for small animal PET [J]. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 2005, 52: 217-221.
- [16] JAN S, SANTIN G, STRULT D, et al. GATE: A simulation toolkit for PET and SPECT [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2004, 49(19): 4 543-4 561.