

Performance Evaluation through Simulation of a High-Sensitivity PET Detector using Block Scintillator with SiPM Photosensors Attached to Four Sides

Su Jung An¹, Seung-Jae Lee^{2,3,*}

¹Department of Environmental Radioactivity Assessment, Korea Institute of Nuclear Safety

²Department of Radiological Science, Dongseo University

³Center for Radiological Environment & Health Science, Dongseo University

Received: September 12, 2024. Revised: November 22, 2024. Accepted: November 30, 2024.

ABSTRACT

To improve the sensitivity of preclinical positron emission tomography (PET), a detector was designed using a block scintillator and photosensors placed on four sides. To evaluate the performance of the designed detector, DETECT2000, which can simulate the movement, scattering, and absorption of light in the scintillator, was used. Light generated by the interaction of gamma rays and the scintillator was generated at 3 mm intervals in all directions, and light signals were obtained through the photosensors. The light signals collected from the photosensors were reconstructed into images for the XY plane and depth direction (Z axis) using the Anger equation. It was confirmed that all gamma-ray event locations were separated and imaged in the XY plane images, and it was confirmed that images were separate at all positions in the depth direction (Z axis). This result confirms that the detector designed using a block scintillator for high sensitivity can measure up to the interaction depth layer. It is expected that both sensitivity and spatial resolution can be improved if preclinical PET is configured using this detector.

Keywords: Block Scintillator, Preclinical PET detector, High Sensitivity, DETECT2000

I. INTRODUCTION

전임상용 양전자방출단층촬영기기(positron emission tomography; PET)는 작은 동물이 촬영 대상이므로 고분해능의 검출기를 개발하는 연구가 주로 이루어졌다^[1-6]. 이러한 검출기의 발전 방향은 섬광 픽셀의 크기를 줄이는 방법과 반응 깊이를 측정하는 방법으로 나눌 수 있다. 전임상용 PET 검출기가 개발된 초기에는 2 mm의 단면을 지닌 섬광 픽셀을 주로 사용하였으며^[1], 이후 섬광 픽셀의 크기를 더욱 작게 제작하여 적용하는 방향으로 연구 개발이 이루어졌다^[2-6]. 반응 깊이를 측정하는 방법을 통해 공간분해능을 향상시키는 방법의 연구는 여러 층으

로 섬광 픽셀을 배열하여 각 층별 섬광 픽셀과 감마선이 상호작용한 위치를 측정하는 방법^[7-10]과 섬광 픽셀 양 끝에 광센서를 배치하여 측정된 신호의 비율을 통해 반응 깊이를 측정하는 방법^[11,12], 섬광 픽셀과 광센서의 조합으로 구성된 검출기를 여러 층으로 쌓아 반응 깊이를 측정하는 방법이 있다^[13,14]. 이러한 방법들은 주로 공간분해능을 향상시키기 위해 작은 크기의 섬광 픽셀을 사용하게 되므로, 섬광 픽셀 사이에 반사체의 면적으로 인한 민감도의 손실이 발생한다. 민감도를 향상시키면 촬영 시간을 감소시킬 수 있고, 촬영 시간이 감소됨에 따라 촬영 시간 동안 촬영 대상의 움직임 등을 최소화하여 우수한 영상을 획득할 수 있다. 이에

* Corresponding Author: Seung-Jae Lee E-mail: sjlee@gdsu.dongseo.ac.kr Address: Jurye-ro 47, Sasang-gu, Busan, 47011, Republic of Korea

Tel: +82-51-320-2719

민감도를 향상시키는 검출기 개발에 대한 다양한 연구가 이루어졌다. 민감도를 향상시키기 위한 연구는 주로 블록형 섬광체를 사용하여 검출기를 구성하는 방법을 사용하였다. 준블록형 섬광체를 사용하여 민감도를 향상시키고, 또한 반응 깊이를 측정하여 공간분해능까지 향상시키는 검출기 개발에 대한 연구가 이루어졌으며^[15-17], 블록형 섬광체를 사용하고 여러 방향에서 입사하는 감마선에 따른 신호 획득 특성을 통해 민감도와 상호작용한 위치를 측정하는 검출기의 연구가 이루어졌다^[18]. 준블록형 섬광체를 사용할 경우에는 한쪽 방향으로만 블록형이고 다른 방향으로 픽셀형으로 이루어져 있으므로, 민감도의 향상이 제한적으로 이루어질 수 있다. 반면에 블록형 섬광체를 사용할 경우에는 모든 방향에 대해 반사체 사용을 하지 않으므로 더욱 우수한 민감도를 달성할 수 있다. 그러나 가장자리 영역에서의 신호 왜곡에 따른 위치 특성의 오류가 나타날 가능성이 높다.

본 연구에서는 블록형 섬광체를 사용하여 민감도를 향상시키고, 섬광체의 네 면에 광센서를 배치하여 감마선과 상호작용한 위치를 신호의 위치를 산출하는 기본적인 방법을 통해 감마선의 상호작용 위치를 측정하는 검출기를 설계하였다. 설계한 검출기의 위치 측정 특성을 평가하기 위해 DETECT2000^[19,20]을 사용하여 시뮬레이션을 수행하였다. 시뮬레이션을 통해 획득한 신호를 바탕으로 감마선과 상호작용한 위치를 산출하였으며, 반응 깊이 측정에 대한 가능성을 확인하였다.

II. MATERIAL AND METHODS

1. 블록형 검출기 설계

DETECT2000은 섬광체 내에서 발생한 빛의 이동, 반사, 산란, 흡수 등을 모사할 수 있는 시뮬레이션 툴로써, 물질의 굴절율을 통해 물질을 구성하고 시뮬레이션을 수행할 수 있다. 매끈한면, 거친면, 난반사체, 거울반사체 및 검출기 면 등을 설정할 수 있어, 감마선과 섬광체가 상호작용하여 발생한 빛이 반사 및 산란, 흡수 등의 과정을 거쳐 최종적으로 검출기 면으로 입사한 빛의 수를 측정할 수

있다. 다양한 연구에서 DETECT2000을 활용하여 검출기를 설계하였다^[21-23].

고민감도 달성을 위한 검출기 설계를 위해 블록형 섬광체를 사용하고, 섬광체 네 면에 광센서를 배치하였다. Fig. 1은 설계한 검출기를 나타낸다. 블록형 섬광체의 윗면과 아랫면을 제외한 옆 네 면에 광센서를 배치하여, 감마선과 상호작용하여 발생된 빛을 수집하도록 설계하였다. 섬광체는 빛의 발생량이 우수하고, 밀도가 높아 고에너지 방사선의 검출이 우수한 Gadolinium Aluminium Gallium Garnet (GAGG) 섬광체를 사용하였다^[24]. 섬광체의 크기는 24.6 mm × 24.6 mm × 24.6 mm로 광센서의 크기와 일치하도록 구성하였다. GAGG 섬광체의 빛 발생량은 54,000 photon/MeV이며, 밀도는 6.6 g/cm³이다. 광센서로는 실리콘광증배기(Silicon photomultiplier; SiPM)를 사용하였다. SiPM은 기존 광센서로 많이 사용하는 광전자증배관에 비해 매우 작은 크기로 검출기를 설계할 수 있다. SiPM은 Hamamatsu 사의 S14161-6050HS-04 모델을 적용하였다^[25]. S14161-6050HS-04 모델은 6 mm × 6 mm 크기의 SiPM 픽셀이 4 × 4로 구성된 광센서로 각 픽셀간 0.2 mm의 간격을 지녀, 전체 크기는 24.6 mm × 24.6 mm로 사용한 블록형 섬광체의 크기와 일치한다. 빛 검출 파장의 범위는 270 nm ~ 900 nm이며, GAGG 섬광체에서 발생하는 최대 파장인 530 nm에서 약 40%의 양자효율을 나타낸다.

블록형 섬광체에서 SiPM과 연결되는 면을 제외한 윗면과 아랫면은 빛의 반사에 따른 위치 왜곡을 최소화하고자 흡수체를 적용하였다. 그리고 SiPM으로의 빛 전달이 굴절률의 급격한 차이에 의한 전 반사 등을 방지하기 위해 SiPM과 섬광체 사이에는 광학윤활제를 사용하였다.

2. 감마 이벤트 및 위치 측정

검출기의 위치 측정 특성을 확인하기 위해 감마선과 섬광체가 상호작용 위치에 대한 DETECT2000 시뮬레이션을 수행하였다. DETECT2000은 섬광체 내에서 감마선과 상호작용하여 발생한 빛의 이동 및 반사, 산란, 흡수 등에 대한 모사가 가능하다. 설계한 검출기의 위치 측정 평가를 위해 Fig. 2와 같

은 위치에서 빛을 발생시켰다. 발생시킨 빛은 GAGG 섬광체의 빛 발생량과 소멸감마선의 에너지, SiPM의 양자효율을 고려하였다. X, Y, Z축에 대해 모두 동일한 간격으로 발생시켰으며, 그 위치는 가장 외곽에서 1.8 mm 떨어진 지점부터 3 mm 간격으로 발생시켰다. 총 512 위치를 측정하였으며, 각 위치에서 1,000번의 감마 이벤트를 통해 위치 영상을 획득하였다.

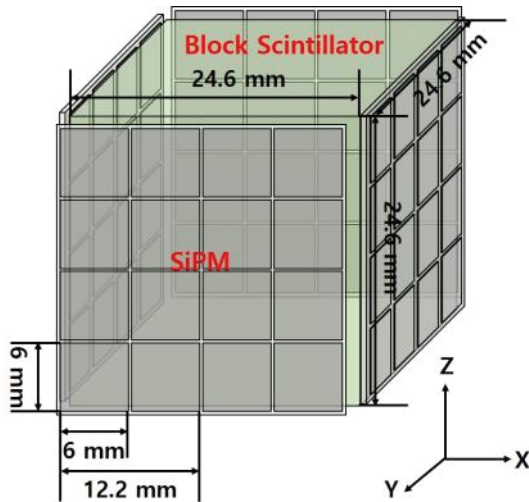


Fig. 1. Schematic diagram of a detector with a block scintillator and SiPM photosensor placed on the four sides to achieve high sensitivity.

각 위치에서 발생된 빛은 섬광체 내를 이동 및 산란, 반사 등을 거친 후 광학유효체를 통과하여 SiPM 픽셀에서 획득된다. 획득된 빛은 SiPM 신호에 해당되며, 이를 통해 위치를 특정화한다. X 및 Y축에 배치된 광센서에서 획득한 빛의 신호를 통해 앵거 식을 바탕으로 X, Y, Z(반응 깊이)축에 대한 위치를 산출하였다. 앵거 식은 여러 광센서에서 획득한 신호를 바탕으로 감마선과 섬광체가 상호 작용한 위치를 산출하는 방법으로 Eq. (1)과 같이 계산된다.

$$X = \frac{X^+ - X^-}{X^+ + X^-}, Y = \frac{Y^+ - Y^-}{Y^+ + Y^-} \quad (1)$$

여기서, X+ 및 Y+는 광센서에서 획득된 신호의 값들을 우측 방향으로 거리의 가중치를 부여하여 합산한 값이며, X- 및 Y-는 좌측 방향으로 거리의

가중치를 부여하여 합산한 값이다. 이를 사용하여 X 및 Y축에 대한 위치를 산출할 수 있다.

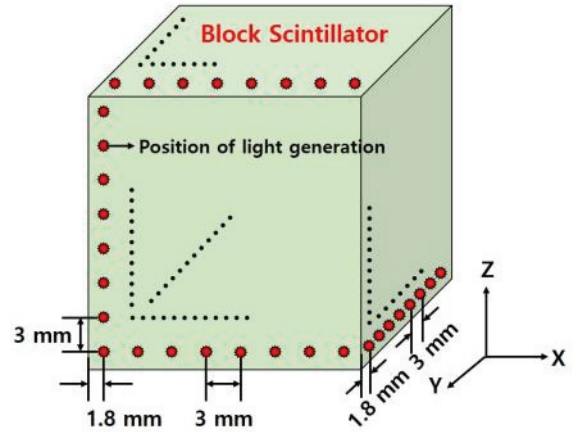


Fig. 2. Schematic diagram of light generation position for evaluation of position measurement within a block scintillator using DETECT2000 simulation.

III. RESULT

블록형 섬광체와 SiPM 광센서를 사용하여 구성된 전임상용 PET 검출기의 위치 측정 특성을 평가하기 위해 X, Y, Z축에 대해 8 × 8 × 8 위치에서 감마 이벤트를 발생시켜 각 위치에 대한 영상을 획득하였다. Fig. 3은 각 평면에서의 위치 영상을 나타낸다. Fig. 3 - (a)는 XY 평면에서의 위치이며, 8 × 8 위치에 대해 모든 영상이 구분되어 나타난 것을 확인할 수 있다. 각 모서리 부분에서 영상화가 인접하여 나타났으나, 그 외 부분에서는 모두 명확히 구분되어 영상화되었다. Fig. 3 - (b)와 (c)는 각 XZ 및 YZ 평면에서의 위치 영상을 나타낸다. 깊이 방향인 Z축에 대해 8개의 반응 깊이 층(depth of interaction; DOI)으로 구분되어 나타난 것을 확인할 수 있다. 각 층이 모두 명확히 구분되었다.

Fig. 4는 8 × 8 × 8 위치를 3차원으로 나타낸 것이다. 모든 위치 영상들이 3차원 위치에서 서로 다른 지점에 분포되어 형성된 것을 확인할 수 있다. XZ 및 YZ 평면 영상에서는 서로 중첩되어 나타난 위치도 3차원으로 표시하였을 경우에는 모두 분리되어 나타난 것을 확인할 수 있다.

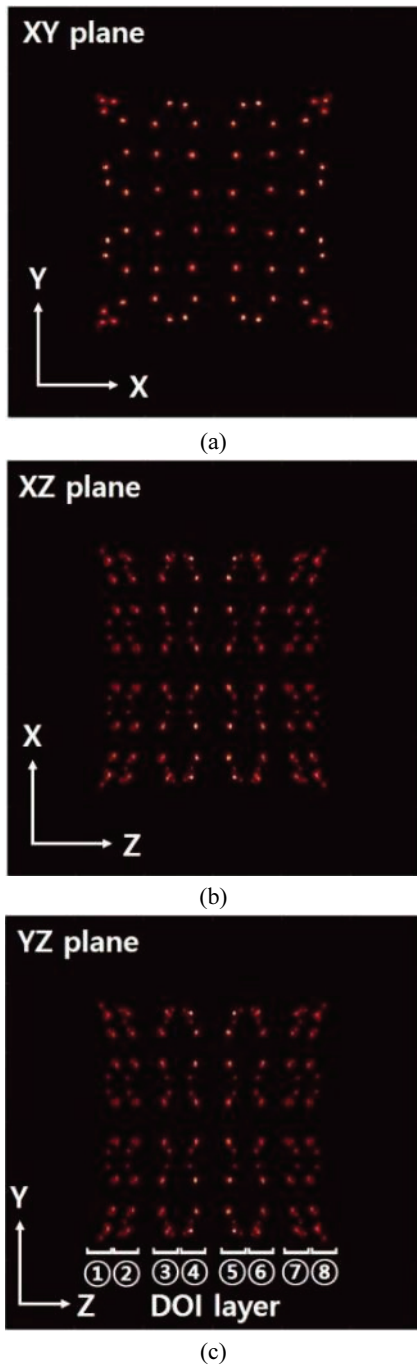


Fig. 3. Flood image of each plane. (a) Flood image of XY plane, all 8×8 position are clearly shown. (b) Flood image of XZ plane, where DOIs of 8 layers can be distinguished. (c) Flood image of YZ plane, where DOIs of 8 layers can be distinguished.

Fig. 5에 XY 평면 영상에서 첫 번째 및 다섯 번째 줄의 영상의 프로파일을 나타내었다. 첫 번째 줄은 모서리 영역이 포함되므로 이 부분에서의 영상이 형성된 간격이 다른 지점에 비해 인접한 것을

확인할 수 있으며, 나머지 지점에서는 모두 명확히 분리되어 영상이 형성된 것을 확인할 수 있다.

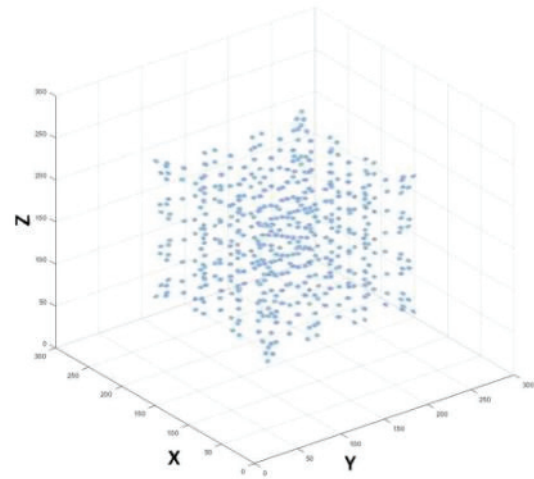


Fig. 4. Image for XYZ position. It is confirmed that the imaged positions are distinguished not only for the XY axes but also for the Z axis.

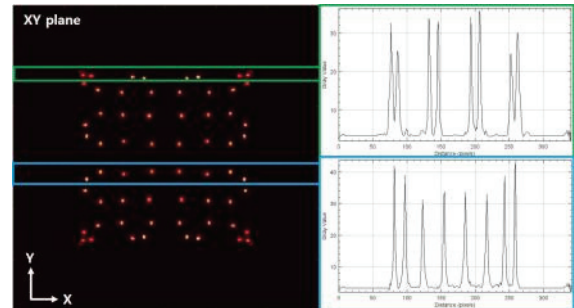


Fig. 5. Profile of the position image of the first and fifth lines in the XY plane.

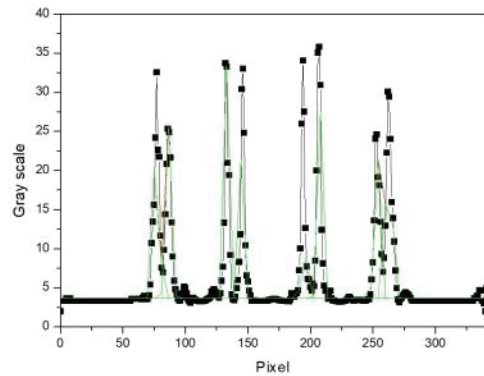


Fig. 6. Image profile and Gaussian fitting to derive spatial resolution.

Fig. 6는 획득된 평면 영상에서 영상화된 각 섬광 픽셀의 공간분해능을 측정하기 위해 사용한 프로파일이다. 첫 번째 라인에 대한 프로파일이며, 첫 번째와 다섯 번째 라인의 모든 섬광 픽셀에 대해 반치폭을 측정 후 평균 공간분해능을 산출하였다. 측정된 평균 반치폭은 4.33 픽셀로 이를 mm 단위로 환산할 경우 약 0.50 mm이다. mm 환산은 재구성한 평면 영상에서 첫 번째 및 다섯 번째 라인의 첫 번째 섬광 픽셀 영상의 중심과 마지막 섬광 픽셀 영상의 중심 사이의 픽셀 수로 영상을 위해 감마선 이벤트를 발생시킨 지점의 중심 간 거리를 나누어 환산하여, 픽셀당 mm로 계산 후 이를 평균 반치폭과 곱하여 나타내었다. 검출기에서 민감도는 전체 섬광체 블록에서 섬광체가 차지하는 비율로 산출할 수 있다. 전임상용 PET이 개발된 초기에 사용한 2 mm 섬광 픽셀을 사용하여 설계한 검출기의 크기와 동일하게 구성할 경우, 섬광 픽셀 사이에 삽입된 반사체의 두께만큼이 민감도의 차이로 나타나므로, 이를 반영하여 민감도를 산출할 시 설계한 검출기의 민감도가 약 5% 이상 향상됨을 확인할 수 있었다.

IV. DISCUSSION

전임상용 고민감도 PET 검출기 설계를 위해 블록형 섬광체를 사용하고, 네 면에 광센서를 배치하여 민감도를 향상시키고자 하였다. 섬광 픽셀을 사용하여 검출기를 설계할 경우, 감마선과 상호작용하여 발생된 빛을 광센서로 이동시키기 위해 반사체를 사용한다. 고분해능을 위해 섬광 픽셀의 크기가 작아질수록 검출기에서 차지하는 반사체의 면적은 크게 되고, 이는 민감도의 감소로 이어진다. 그러나 블록형 섬광체를 사용하여 검출기를 구성할 경우, 반사체의 사용은 제한되어 반사체를 사용하지 않는 면적만큼의 민감도 향상을 이룰 수 있다. 이에 블록형 섬광체와 네 면에 광센서를 배치하여 설계한 검출기에서 섬광체 내에서 감마선과 상호작용한 감마선 이벤트를 발생시켜 평면 영상을 획득하였다. 3 mm 간격으로 발생된 감마선 이벤트에서 획득한 빛의 신호로 영상을 재구성하였으며, 모든 위치에서 영상의 구분이 명확히 되는 것을 확인할 수 있었다. 깊이 방향(Z축)에서도 XY

평면과 동일하게 3 mm 간격으로 감마선 이벤트를 발생시켜 깊이 방향에 대한 위치 측정을 평가하였으며, 모든 위치에서 구별이 잘 되는 것을 확인할 수 있었다.

모서리 영역에서 픽셀 영상들이 인접하여 나타났다. 이는 다른 위치에 비해 상대적으로 빛의 퍼짐이 제한되어 인접한 광센서에 주로 수집되어 나타난 결과로 판단된다. 이는 감마카메라의 섬광체에서 사용할 수 있는 섬광체 면적이 제한되는 사항과 동일한 현상이다.

고민감도를 달성하기 위해 사용한 블록형 섬광체에서 고분해능을 위한 반응 깊이 층(depth of interaction; DOI)까지 측정 가능함을 확인할 수 있었으며, 이를 통해 블록형 섬광체를 사용할 경우 민감도와 공간분해능을 모두 향상시킬 수 있는 검출기 설계가 가능함을 확인할 수 있었다. 재구성한 영상에서 각 섬광 픽셀 영상의 평균 공간분해능은 약 0.50 mm로 산출할 수 있다. 이는 2 mm 섬광 픽셀을 사용하는 검출기에 비해 이론적으로 약 4배 정도 공간분해능을 향상시킬 수 있음을 나타낸다. 즉, 2 mm 섬광 픽셀을 사용할 경우 공간분해능을 2 mm 이하로 달성할 수 있고 이를 산술적으로 계산하였을 경우 약 4배 정도의 공간분해능 차이가 발생한다. 민감도는 2 mm 섬광 픽셀을 사용하고, 0.1 mm의 반사체를 사용하는 시스템에 비해 섬광 픽셀의 면적이 약 1.05배 더 크므로 약 5% 이상의 민감도 향상이 있을 것으로 사료된다.

시뮬레이션을 통한 연구는 이상적인 상황에 대한 결과가 도출될 수 있으므로, 실제 실험과는 차이가 있을 수 있다는 제한점이 존재한다.

V. CONCLUSION

본 연구에서는 블록형 섬광체를 사용하여 민감도를 향상시킬 수 있는 전임상용 PET 검출기를 설계하였다. 섬광체 네 면에 광센서를 배치하여 모든 방향에 대해 위치를 측정하였으며, 이를 확인하기 위해 DETECT2000 시뮬레이션을 수행하였다. 모든 방향에 대해 3 mm 간격으로 감마선 이벤트를 발생시켜 획득한 빛의 신호로 영상을 재구성하였다. 평면 영상을 통해 XY 평면에서 모든 위치 영상이 명

확히 구분되어 재구성된 것을 확인할 수 있었으며, XZ 및 YZ 평면 영상을 통해 반응 깊이 층이 구별되어 영상화된 것을 확인할 수 있었다. 이를 통해 블록형 섬광체를 사용함으로써 전임상용 PET 검출기를 구성할 경우 공간분해능과 민감도를 모두 향상시킬 수 있는 검출기 설계가 가능함을 확인할 수 있었다.

Reference

- [1] S. R. Cherry, Y. Shao, R. W. Silverman, K. Meadors, S. Siegel, A. Chatziioannou, J. W. Young, W. Jones, J. C. Moyers, D. Newport, A. Boutefnouchet, T. H. Farquhar, M. Andreaco, M. J. Paulus, D. M. Binkley, R. Nutt, M. E. Phelps, "MicroPET: a high resolution PET scanner for imaging small animals", *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Vol. 44, No. 3, pp. 1161-1166, 1997. <https://doi.org/10.1109/23.596981>
- [2] R. S. Miyaoka, S. G. Kohlmyer, T. K. Lewellen, "Performance Characteristics of Micro Crystal Element (MiCE) Detectors", *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Vol. 48, No. 4, pp. 1403-1407, 2001. <https://doi.org/10.1109/23.958366>
- [3] Y-C. Tai, A. F. Chatziioannou, Y. Yang, R. W. Silverman, K. Meadors, S. Siegel, D. F. Newport, J. R. Stickel, S. R. Cherry, "MicroPET II: design, development and initial performance of an improved microPET scanner for small-animal imaging", *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 48, No. 11, pp. 1519-1537, 2003. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/48/11/303>
- [4] S. Yamamoto, H. Watabe, T. Watabe, H. Ikeda, Y. Kanai, Y. Ogata, K. Kato, J. Hatazawa, "Development of ultrahigh resolution Si-PM-based PET system using 0.32 mm pixel scintillators", *Nuclear Instruments and Methods in Physics A*, Vol. 836, pp. 7-12, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.nima.2016.08.045>
- [5] Y. Yang, J. Bec, J. Zhou, M. Zhang, M. S. Judenhofer, X. Bai, K. Di, Y. Wu, M. Rodriguez, P. Dokhale, K. S. Shah, R. Farrell, J. Qi, S. R. Cherry, "A Prototype High-Resolution Small-Animal PET Scanner Dedicated to Mouse Brain Imaging", *Journal of Nuclear Medicine*, Vol. 57, No. 7, pp. 1130-1135, 2016. <https://doi.org/10.2967/jnumed.115.165886>
- [6] F. Godinez, K. Gong, J. Zhou, M. S. Judenhofer, A. J. Chaudhari, R. D. Badawi, "Development of an Ultra High Resolution PET Scanner for Imaging Rodent Paws: PawPET", *IEEE Transactions on Radiation and Plasma Medical Sciences*, Vol. 2, No. 1, pp. 7-16, 2018. <https://doi.org/10.1109/TRPMS.2017.2765486>
- [7] J. Seidel, J. J. Vaquero, S. Siegel, W. R. Gandler, M. V. Green, "Depth identification accuracy of a three layer phoswich PET detector module", *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Vol. 46, No. 3, pp. 485-490, 1999. <https://doi.org/10.1109/23.775567>
- [8] H. Liu, T. Omura, M. Watanabe, T. Yamashita, "Development of a depth of interaction detector for γ -rays", *Nuclear Instruments and Methods in Physics A*, Vol. 459, No. 1-2, pp. 182-190, 2001. [https://doi.org/10.1016/S0168-9002\(00\)00939-6](https://doi.org/10.1016/S0168-9002(00)00939-6)
- [9] T. Tsuda, H. Murayama, K. Kitamura, T. Yamaya, E. Yoshida, T. Omura, H. Kawai, N. Inadama, N. Orita, "A four-Layer depth of interaction detector block for small animal PET", *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Vol. 51, No. 5, pp. 2537-2542, 2004. <https://doi.org/10.1109/TNS.2004.835739>
- [10] S-J. Lee, C. Lee, J. Kang, Y. H. Chung, "A new DOI detector design using discrete crystal array with depth-dependent reflector patterns and single-ended readout", *Nuclear Instruments and Methods in Physics A*, Vol. 843, pp. 1-4, 2017. <https://doi.org/10.1016/j.nima.2016.10.052>
- [11] Y. Shao, R. W. Silverman, R. Farrell, L. Cirignano, R. Grazioso, K. S. Shah, G. Vissel, M. Clajus, T. O. Tumer, S. R. Cherry, "Design studies of a high resolution PET detector using APD arrays", *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Vol. 47, No. 3, pp. 1051-1057, 2000. <https://doi.org/10.1109/23.856546>
- [12] Y. Shao, H. Li, K. Gao, "Initial experimental studies of using solid-state photomultiplier for PET applications", *Nuclear Instruments and Methods in Physics A*, Vol. 580, No. 2, pp. 944-950, 2007. <https://doi.org/10.1016/j.nima.2007.06.053>
- [13] C. S. Levin, "Design of a high-resolution and high-sensitivity scintillation crystal array for PET with nearly complete light collection", *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Vol. 49, No. 5, pp. 2236-2243, 2002.

<https://doi.org/0.1109/TNS.2002.803870>

- [14] A. Vandenbroucke, A. M. K. Foudray, P. D. Olcott, C. S. Levin, "Performance characterization of a new high resolution PET scintillation detector", *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 55, No. 19, pp. 5895-5911, 2010.
<https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/19/018>
- [15] Y. H. Chung, C. H. Baek, S. J. Lee, K. J. Hong, J. H. Kang, Y. Choi, "Preliminary experimental results of a quasi-monolithic detector with DOI capability for a small animal PET", *Nuclear Instruments and Methods in Physics A*, Vol. 621, No. 1-3, pp. 590-594, 2010.
<https://doi.org/10.1016/j.nima.2010.04.039>
- [16] S. J. Lee, C. H. Baek, "Development of Sensitivity-Enhanced Detector using Pixelization of Block Scintillator with 3D Laser Engraving", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 13, No. 2, pp. 313-318, 2019.
<https://doi.org/10.7742/jksr.2019.13.2.313>
- [17] B. Jo, S. J. Lee, "Design for a depth of interaction detector for small animal PET using multiple quasi-block scintillators", *Journal of the Korean Physical Society*, Vol. 85, pp. 448-455, 2024.
<https://doi.org/10.1007/s40042-024-01119-2>
- [18] T. Ling, T. K. Lewellen, R. S. Miyaoka, "Depth of interaction decoding of a continuous crystal detector module", *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 52, No. 8, pp. 2213-2228, 2007.
<https://doi.org/0.1088/0031-9155/52/8/012>
- [19] F. Cayouette, D. Laurendeau, C. Moisan, "DETECT2000: an improved Monte-Carlo simulator for the computer aided design of photon sensing devices", *Proceedings of SPIE, Quebec*, Vol. 4833, pp. 69-76, 2003. <https://doi.org/10.1117/12.474315>
- [20] F. Cayouette, C. Moisan, N. Zhang, C. J. Thompson, "Monte Carlo Modeling of Scintillator Crystal Performance for Stratified PET Detectors With DETECT2000", *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Vol. 49, No. 3, pp. 624-628, 2002.
<https://doi.org/10.1109/TNS.2002.1039539>
- [21] S-J. Lee, "Design of a Depth Encoding Detector using Light Guides with Different Reflector Patterns for Each Layer", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 17, No. 1, pp. 31-36, 2023.
- [22] S. J. Lee, "DOI Detector Design using Different Sized Scintillators in Each Layer", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 17, No. 1, pp. 11-16, 2023. <https://doi.org/10.7742/jksr.2023.17.1.11>
- [23] S-J. Lee, B. Jo, "Design of Small-sized Scintillation Pixel Detector with a Light Guide made of the Same Material as the Scintillation Pixel", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 17, No. 4, pp. 523-529, 2024.
<https://doi.org/10.7742/jksr.2023.17.4.523>
- [24] GAGG(Ce) Crystal, Efficient, Professional Intelligent, Customer-oriented, From URL;
<https://www.epic-crystal.com/oxide-scintillators/gagg-ce-scintillator.html>
- [25] MPPC(Multi-Pixel Photon Counter) S14160/S14161 series, HAMAMATSU, 2020. From URL;
https://www.hamamatsu.com/content/dam/hamamatsu-p-hotonics/sites/documents/99_SALES_LIBRARY/ssd/s14160_s14161_series_kapd1064e.pdf

네 면에 SiPM 광센서가 결합된 블록 섬광체를 사용한 고민감도 PET 검출기의 시뮬레이션을 통한 성능 평가

안수정¹, 이승재^{2,3,*}

¹한국원자력안전기술원 비상대책단 환경방사능평가실

²동서대학교 방사선학과

³동서대학교 방사선보건환경연구센터

요 약

전임상용 양전자방출단층촬영기기(positron emission tomography; PET)의 민감도를 향상시키기 위해 블록형 섬광체를 사용하고, 네 면에 광센서를 배치하여 검출기를 설계하였다. 설계한 검출기의 성능을 평가하기 위해 섬광체 내에서 빛의 이동과 산란, 흡수 등의 모사가 가능한 DETECT2000을 사용하였다. 모든 방향으로 3 mm 간격으로 감마선과 섬광체의 상호작용으로 생성되는 빛을 발생시켜, 광센서를 통해 빛의 신호를 획득하였다. 광센서에서 수집된 빛의 신호는 앵거 식을 통해 XY 평면 및 깊이 방향(Z축)에 대한 영상으로 재구성하였다. XY 평면 영상에서 감마선 이벤트 위치가 모두 분리되어 영상화된 것을 확인할 수 있었으며, 깊이 방향(Z축)에 대해서도 모든 위치에서 영상이 구분되어 나타나는 것을 확인할 수 있었다. 이는 고민감도를 위해 블록형 섬광체를 사용하여 검출기를 설계한 것이 반응 깊이 층까지 측정 가능성을 확인할 수 있는 결과이다. 본 검출기를 사용하여 전임상용 PET을 구성할 경우 민감도와 공간분해능을 모두 향상시킬 수 있을 것으로 판단된다.

중심단어: 블록형 섬광체, 전임상용 PET 검출기, 고민감도, DETECT2000

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	안수정	한국원자력안전기술원	선임연구원
(교신저자)	이승재	동서대학교 방사선학과	교수