

Design a Four Layer Depth-Encoding Detector Using Quasi-Block Scintillator for High Resolution and Sensitivity

Seung-Jae Lee^{1,2,*}, Byungdu Jo^{1,2}

¹Department of Radiological Science, Dongseo University

²Center for Radiological Environment & Health Science, Dongseo University

Received: February 27, 2024. Revised: April 26, 2024. Accepted: April 30, 2024.

ABSTRACT

To achieve high resolution and sensitivity of positron emission tomography (PET) for small animals, the detector is constructed using very thin and long scintillation pixels. Due to the structure of these scintillation pixels, spatial resolution deterioration occurs outside the system's field of view. To solve this problem, we designed a detector that could improve spatial resolution by measuring the interaction depth and improve sensitivity by using a quasi-block scintillator. A quasi-block scintillator size of 12.6 mm x 12.6 mm x 3 mm was arranged in four layers, and optical sensors were placed on all sides to collect light generated by the interaction between gamma rays and the scintillator. DETECT2000 simulation was performed to evaluate the performance of the designed detector. Flood images were acquired by generating gamma-ray events at 1 mm intervals from 1.3 mm to 11.3 mm within the scintillator of each layer. The spatial resolution and peak-to-peak distance for each location were measured in an 11 x 11 array of flood images. The average measured spatial resolution was 0.25 mm, and the average distance between peaks was 1.0 mm. Through this, it was confirmed that all locations were separated from each other. In addition, because the light signals of all layers were measured separately from each other, the layer of the scintillator that interacted with the gamma rays could be completely separated. When the designed detector is used as a detector in a PET system for small animals, it is considered that excellent spatial resolution and sensitivity can be achieved and image quality can be improved.

Keywords: Quasi-Block Scintillator, PET Detector For Small Animals, High Resolution, High Sensitivity

I. INTRODUCTION

소동물용 양전자방출단층촬영기기(positron emission tomography; PET)는 전임상용 핵의학 영상기기로써 다양한 연구 분야에 사용된다^[1]. 인체에 적용하기 전 동물 실험을 통해 발생할 수 있는 여러 상황에 대해 조사하고, 연구할 수 있으며, 대체 방법 등을 개발할 수 있다. 사용되는 동물 중 가장 많은 비중을 차지하는 것은 쥐로써 인체에 비해 매우 작은 크기를 지닌다. 그러므로 소동물용 PET은 매우 우수한 공간분해능을 지녀야 한다. 이를 위해 소동물용 PET에 사용되는 검출기에는 매우 작은 크기의 섬광 픽셀을 사용한다. 섬광 픽셀의 크기가 작아질

수록 우수한 공간분해능을 달성할 수 있기 때문이다. 또한 민감도가 우수할 경우 적은 양의 방사성 동위원소를 사용하여 영상을 획득할 수 있으며, 획득 시간을 감소시킬 수 있다. 이렇게 우수한 공간분해능과 민감도를 달성하기 위해 소동물용 PET 검출기에 사용되는 섬광 픽셀은 감마선이 입사하는 면적을 매우 작은 크기로 만들고, 감마선이 검출되는 길이는 길게 하여, 매우 가늘고 긴 섬광 픽셀을 사용하였다^[2-5]. 이러한 섬광 픽셀 구조는 시스템 관심 시야의 중심부에서는 우수한 공간분해능과 민감도를 달성할 수 있지만, 관심 시야의 외곽에서는 감마선이 섬광 픽셀에 사선으로 입사하여, 여러 섬광 픽셀에서 상호작용할 수 있게 된다. 발생한 위치가 같은 감마선들이 검출기에 사선으로

* Corresponding Author: Seung-Jae Lee

E-mail: sjlee@gdsu.dongseo.ac.kr

Tel: +82-51-320-2719

입사하여 여러 섬광 픽셀에 획득될 경우 Fig. 1과 같이 공간분해능의 저하가 발생할 수 있다. 관심 시야 외곽에서 나타날 수 있는 공간분해능 저하 현상을 해결하기 위해 감마선과 섬광 픽셀의 상호작용 깊이를 측정하는 다양한 검출기들이 개발되었다^[6-10]. 개발된 검출기들은 섬광 픽셀을 여러 층으로 구성하거나, 단일 층의 섬광 픽셀을 사용하고, 반응 깊이에 따른 광센서에서 획득되는 신호의 비율을 바탕으로 층을 판별하는 방법을 사용하였다. 이러한 검출기들에서는 고분해능을 달성할 수 있으나, 매우 작은 섬광 픽셀을 사용함으로써, 각 섬광 픽셀을 감싸고 있는 반사체로 인해, 전체 검출기 면적에서 차지하는 반사체의 면적이 매우 커져, 상대적인 민감도의 저하를 가져온다. 이에 본 연구에서는 준 블록형의 섬광체를 여러 층으로 배열한 반응 깊이 측정 검출기를 설계하였다. 감마선과 섬광체가 상호작용한 반응 깊이를 측정함으로써 우수한 공간분해능을 달성할 수 있으며, 블록형의 섬광체를 사용함으로써 상대적인 고민감도를 달성할 수 있다. 설계한 검출기의 성능 평가를 위해, 빛의 이동 및 산란, 반사, 흡수 등의 시뮬레이션의 수행이 가능한 DETECT2000^[11,12]을 사용하였다.

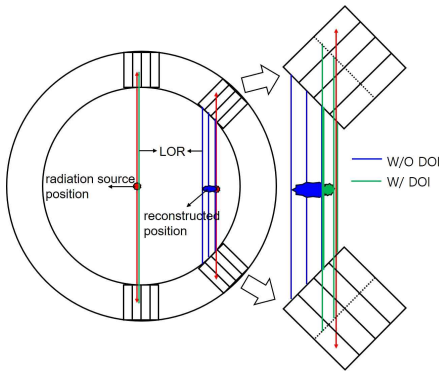


Fig. 1. Schematic diagram showing improved spatial resolution when using an interaction depth measurement detector.

II. MATERIAL AND METHODS

1. 고분해능 및 고민감도 검출기 설계

고분해능 및 고민감도를 달성하는 검출기를 설계하기 위해 준블록형 섬광체를 사용하고, 이를 네

층으로 구성된 섬광체 블록을 설계하였다. 감마선과 상호작용하여 발생된 빛을 측정하는 광센서를 섬광체 블록 네 면에 위치시켜, 3차원 상호작용 위치를 측정하였다. Fig. 2는 설계한 검출기의 모식도를 나타낸다. 12.6 mm x 12.6 mm x 3 mm 크기의 준블록 섬광체를 네 층으로 구성하였으며, 광센서와 연결되지 않은 모든 면은 반사체 처리를 통해 반응 깊이 층을 분리하였으며, 발생된 모든 빛을 광센서로 전달시켰다. 층별 사이의 간격은 반사체 두께를 고려하여 0.2 mm로 구성하였으며, 이는 각 광센서 픽셀 사이 간격과 일치한다. 섬광체는 감마선과의 상호작용이 우수하고, 감마선 에너지 당 다수의 빛을 발생시키는 GAGG 섬광체를 사용하였다^[13]. 광센서로는 실리콘광증배기(Silicon Photomultiplier, SiPM)를 사용하였으며, 3 mm x 3 mm 크기의 픽셀이 4 x 4 배열로 이루어져 있으며, 전체 크기는 12.6 mm x 12.6 mm 이다^[14]. 측정 가능한 빛의 파장 범위는 270 nm ~ 900 nm로, 최대 광측정 효율은 450 nm에서 50%이다. 매우 넓은 측정 범위를 지니며, GAGG 섬광체에서 발생된 빛은 최대 파장 기준으로 530 nm에서 약 40%의 효율을 나타낸다. GAGG 섬광체 네 층과 SiPM을 사용할 경우 각 층별에 SiPM 픽셀들이 결합하는 형태로 이루어져 있어, 완벽한 층의 분리, 즉 반응 깊이 층의 측정이 가능하며, 각 측면에 위치한 광센서를 바탕으로 X 및 Y축의 위치 측정이 가능하다.

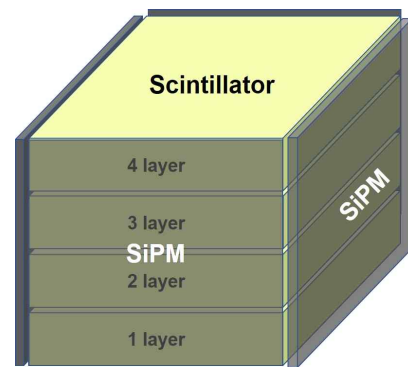


Fig. 2. Schematic diagram of a detector measuring interaction depth with three layers of scintillator and SiPM placed on the side.

2. 반응 깊이 층 판별 및 평면 영상 획득

설계한 검출기의 반응 깊이 층 판별 및 평면 영

상을 획득하기 위해, DETECT2000 시뮬레이션을 수행하였다. 각 층별 깊이 방향의 중심에서 X축 및 Y축 방향으로 1.3 mm 부터 1 mm 간격으로 11.3 mm까지 빛을 발생시켜, SiPM에서 획득된 신호를 수집하였다. 발생된 빛의 수는 양전자 소멸 현상에 의해 발생된 감마선의 에너지와 GAGG 섬광체의 빛 발생량 및 SiPM의 빛 수집 효율을 고려하여 산출하였다. 이를 모든 위치에서 발생시켜 각 위치마다 SiPM의 픽셀들이 수집한 빛의 신호크기를 바탕으로, SiPM 픽셀들의 위치에 대한 가중치 적용으로 감마선과 GAGG 섬광체가 상호작용한 X 및 Y축의 위치를 계산하였다. X축 및 Y축 위치 산출식은 Eq. (1)과 같다.

$$\begin{aligned}
 X^+ &= w_1x_1 + w_2x_2 + w_3x_3 + w_4x_4 \\
 X^- &= w_4x_1 + w_3x_2 + w_2x_3 + w_1x_4 \\
 Y^+ &= w_1y_1 + w_2y_2 + w_3y_3 + w_4y_4 \\
 Y^- &= w_4y_1 + w_3y_2 + w_2y_3 + w_1y_4 \\
 X &= \frac{X^+ - X^-}{X^+ + X^-}, \quad Y = \frac{Y^+ - Y^-}{Y^+ + Y^-}
 \end{aligned} \tag{1}$$

여기서, X+, X-, Y+, Y-는 각 SiPM 픽셀에 위치에 따른 가중치 부여에 의해 합산된 신호의 크기를 나타낸다. 즉, X+는 + 방향으로 합산된 신호의 크기, X-는 - 방향으로 합산된 신호의 크기이며, Y축도 동일하다. wi는 각 SiPM 픽셀 위치에 따라 부여된 가중치의 값을 나타낸다. X 및 Y는 각 축의 위치 산출 결과 값이며, 각 방향으로 합산된 신호의 크기로 계산된다. 빛을 발생시킨 모든 위치에서 각 1,000번의 감마선 이벤트를 시뮬레이션 하였으며, 각 시뮬레이션마다 Eq. (1)을 통해 위치를 산출하여 평면 영상을 획득하였다. 각 층별 GAGG 섬광체는 Fig. 3과 같이 SiPM의 1 x 4 픽셀인 한 라인과 연결된다. 다른 라인의 SiPM 픽셀에는 해당 층의 섬광체에서 발생된 빛이 검출되지 않도록 설계하여, 해당 층에서 발생된 빛은 모두 그 층과 연결된 SiPM 픽셀에서만 검출된다. 이렇게 설계함으로써 감마선과 반응한 층을 완벽하게 측정할 수 있다.

3. 평면 영상 평가

산출된 X, Y축 위치를 통해 평면 영상을 재구성

하였으며, 각 감마선과 상호작용한 위치에 대한 평가를 수행하였다. 11 x 11 배열의 감마선 이벤트 위치 영상에서 첫 번째 라인의 프로파일과 중심부의 프로파일에 대한 데이터를 획득하고, 각 감마선 이벤트 위치 영상의 공간분해능과 피크 간 거리를 분석하였다.

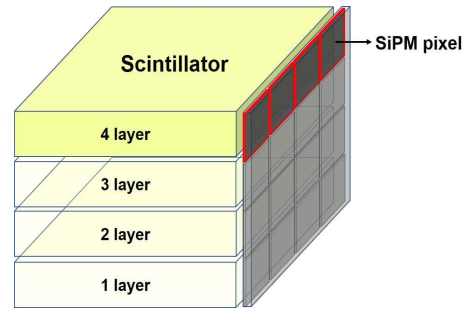


Fig. 3. Schematic diagram of SiPM pixel lines that collect light generated from each layer of the scintillator. One layer of scintillator is optically coupled to one line of SiPM pixels.

III. RESULT

Fig. 4는 획득한 평면 영상을 나타낸다. 1.3 mm부터 1 mm 간격으로 11 x 11 배열로 평면 영상을 획득하였으며, 가장자리에서 X, Y축의 두 번째 감마선 이벤트 위치를 제외하고 모든 위치가 분리되어 평면 영상으로 재구성된 것을 확인할 수 있다. 이는 1 mm x 1 mm의 입사 면적을 지닌 섬광 픽셀을 사용한 검출기의 공간분해능과 비슷한 결과이다. 또한 준블록 섬광체를 사용하였으므로, 더 적은 간격으로 시뮬레이션을 수행할 경우 더 우수한 공간분해능을 달성할 수 있을 것으로 판단된다. Fig. 5는 네 번째 층의 평면 영상의 첫 번째 라인과 중심 라인(6번째 라인)의 프로파일을 나타낸다. 평면 영상에서 뿐만 아니라, 프로파일에서도 모든 위치의 분리가 잘 이루어진 것을 확인할 수 있다. 각 위치에서 영상화된 지점의 공간분해능과 피크 간 거리를 Table 1에 나타내었다. 산출된 공간분해능에 비해 피크 간 거리가 더욱 큰 것을 확인할 수 있다. 이는 평면 영상으로 정성적으로 확인된 사항을 정량적으로 확인한 사항으로, 각 위치가 분리된 것을 확인할 수 있다.

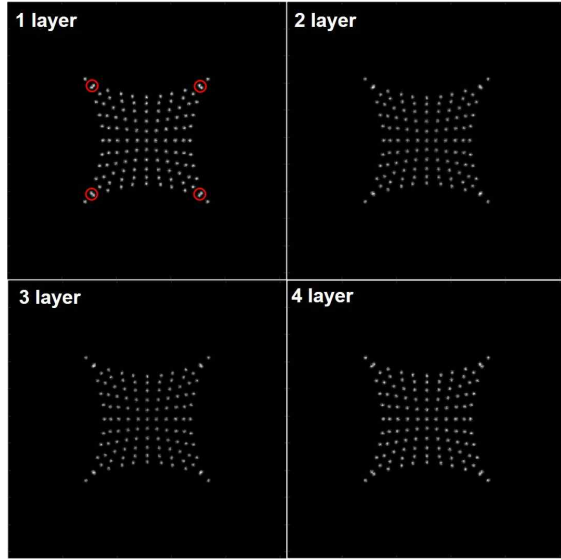


Fig. 4. Flood image acquired from a gamma-ray event occurring at the location of the 11 x 11 array. It can be seen that the separation is clear at all locations except for the second gamma-ray event location on the X and Y axes.

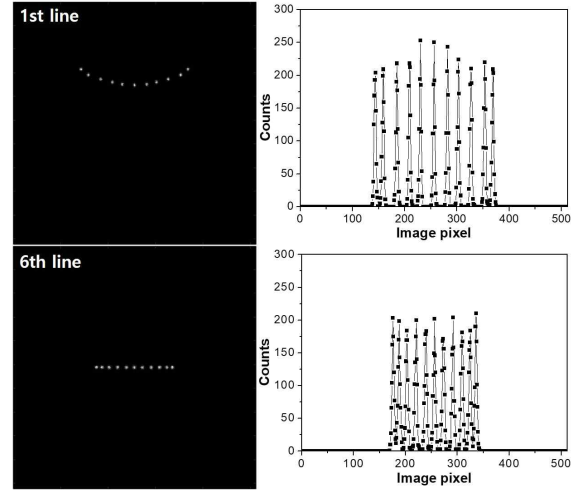


Fig. 5. Profile of the first line and center line (6th line) of the flood image of the fourth layer. All peaks appeared separately in the profile.

Table 1. Spatial resolution and peak-to-peak distance for each location of the profile

[unit: image pixel]

		Location										
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
1st line	res.	4.49	4.50	4.38	4.09	3.88	3.92	4.02	4.23	4.39	4.41	4.41
	res. mm	0.20	0.20	0.19	0.18	0.17	0.17	0.18	0.19	0.19	0.20	0.20
	p-to-p	15.50	26.28	24.19	20.79	26.06	25.87	20.81	24.28	26.41	15.51	
	p-to-p mm	0.69	1.16	1.07	0.92	1.15	1.15	0.92	1.08	1.17	0.69	
6th line	res.	4.81	5.08	4.97	4.96	5.09	5.25	5.32	5.00	5.17	5.16	4.55
	res. mm	0.30	0.32	0.31	0.31	0.32	0.33	0.33	0.31	0.32	0.32	0.28
	p-to-p	11.67	15.06	17.63	18.68	16.82	17.06	18.49	17.59	15.13	11.68	
	p-to-p mm	0.73	0.94	1.10	1.17	1.05	1.07	1.16	1.10	0.95	0.73	

res.: resolution, res. mm: resolution mm unit,
p-to-p: peak to peak distance, p-to-p mm: peak to peak distance mm unit

IV. DISCUSSION

준블록 섬광체를 사용하여 1.3 mm부터 11.3 mm 까지 1 mm 간격으로 감마선 이벤트를 발생시켜 평면 영상을 획득하였다. 획득한 평면 영상에서 섬광체의 모서리 영역에서 가장자리로부터 X축 및 Y축 방향으로 두 번째 위치가 서로 중첩되어 나타났다. 전체 121개의 위치에서 8개의 위치가 중첩되어 나

타난 것으로 6.6%의 중첩이 발생되었다. 즉, 8개의 위치에서는 2 mm 정도의 섬광 픽셀을 사용하여 측정된 것과 비슷한 결과를 나타내고, 나머지 위치에서는 1 mm 정도의 섬광 픽셀을 사용하여 측정된 것과 비슷한 결과를 나타낸 것이다. Fig. 6와 같이 기존의 섬광 픽셀을 사용한 검출기와 비교할 경우, 1 mm 내외의 섬광 픽셀 공간분해능의 결과를 획득할 수 있으므로 매우 우수한 공간분해능을 달성할

수 있을 것으로 판단된다. Fig. 6는 이전 연구에서 획득한 평면 영상으로 11 x 11 섬광 픽셀로 구성된 검출기에서 획득한 영상이다. 가장자리 및 모서리 지점에서 섬광 픽셀 영상들의 위치가 매우 근접한 것을 확인할 수 있다^[15].

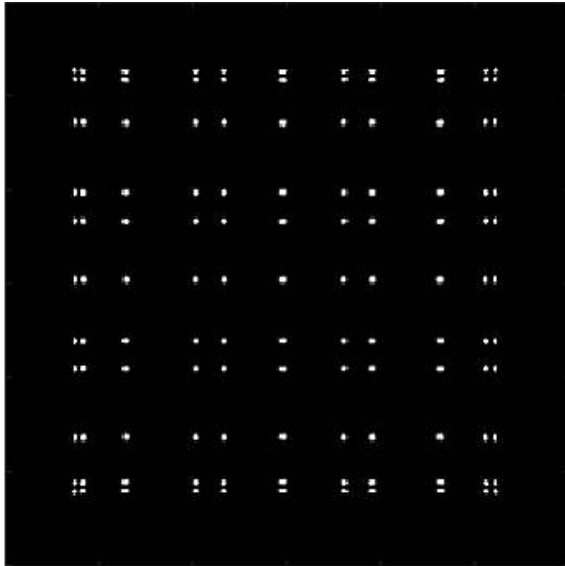


Fig. 6. Comparison with flood image from a detector designed with a structure of scintillation pixel arrays.

It can be seen that the imaging positions of the corner and edge scintillation pixels are close to each other in the flood image obtained using an 11 x 11 scintillation pixel array and 4 x 4 SiPM.

V. CONCLUSION

본 연구에서는 준블록 섬광체를 사용하여 네 층으로 구성된 반응 깊이 측정 검출기를 설계하였다. 기존의 섬광 픽셀을 사용한 검출기와 달리 준블록 섬광체를 사용함으로써 우수한 민감도를 달성할 수 있으며, 1 mm 간격으로 감마선 이벤트를 발생시켜 획득한 평면 영상에서 공간분해능을 측정할 결과, 모든 위치에서 1 mm 미만의 공간분해능으로 측정된 결과를 바탕으로 우수한 공간분해능을 달성함을 확인할 수 있었다. 또한 각 층별 SiPM의 픽셀들이 모두 완벽히 분리되어 감마선 이벤트로 발생한 빛을 수집하므로 모든 층이 분리되어 측정되어 네 층의 반응 깊이 층으로 측정할 수 있었다. 설계한 검출기를 소동물용 PET 시스템의 검출기로 사용할 경우, 준블록형 섬광체를 사용함으로써 우수한 민감도를 달성할 수 있고, 네 층으로 반응 깊

이를 측정할 수 있으므로 매우 우수한 공간분해능을 달성하여, 소동물 영상의 질을 향상시킬 수 있을 것으로 판단된다.

Acknowledgement

이 논문은 2023년도 동서대학교 “Dongseo Cluster Project” 지원에 의하여 이루어진 것임 (DSU-20230003).

Reference

- [1] J. J. Vaquero, P. Kinahan, "Positron Emission Tomography: Current Challenges and Opportunities for Technological Advances in Clinical and Preclinical Imaging Systems", *Annual Review of Biomedical Engineering*, Vol. 17, pp. 385-414, 2015. <https://doi.org/10.1146/annurev-bioeng-071114-040723>
- [2] H. Peng, C. S. Levin, "Recent Developments in PET Instrumentation", *Current Pharmaceutical Biotechnology*, Vol. 11, No. 6, pp. 555-571, 2010. <https://doi.org/10.2174/138920110792246555>
- [3] 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/10.1109/TNS.2002.803870>
- [4] Y. Wang, J. Seidel, B. M. W. Tsui, J. J. Vaquero, M. G. Pomper, "Performance Evaluation of the GE Healthcare eXplore VISTA Dual-Ring Small-Animal PET Scanner", *The Journal of Nuclear Medicine*, Vol. 47, No. 11, pp. 1891-1900, 2006.
- [5] Eric. P. Visser, J. A. Disselhorst, M. Brom, P. Laverman, M. Gotthardt, W. J. G. Oyen, O. C. Boerman, "Spatial Resolution and Sensitivity of the Inveon Small-Animal PET Scanner", *The Journal of Nuclear Medicine*, Vol. 50, No. 1, pp. 139-147, 2009. <https://doi.org/10.2967/jnumed.108.055152>
- [6] H. Liu, T. Omura, M. Watanabe, T. Yamashita, "Development of a depth of interaction detector for gamma-rays", *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, Vol. 459, pp. 182-190, 2001. [https://doi.org/10.1016/S0168-9002\(00\)00939-6](https://doi.org/10.1016/S0168-9002(00)00939-6)
- [7] M. Ito, J. S. Lee, S. I. Kwon, G. S. Lee, B. Hong, K. S. Lee, K-S. Sim, S. J. Lee, J. T. Rhee, S. J.

- Hong, "A four-layer DOI detector with a relative offset for use in an animal PET system", IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol. 57, No. 3, pp. 976-981, 2010.
<https://doi.org/10.1109/TNS.2010.2044892>
- [8] 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>
- [9] Y. Shao, H. Li, K. Gao, "Initial experimental studies of using solid-state photomultiplier for PET applications", Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, Vol. 580, No. 2, pp. 944-950, 2007. <https://doi.org/10.1016/j.nima.2007.06.053>
- [10] 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/10.1109/TNS.2002.803870>
- [11] 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>
- [12] 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>
- [13] <https://www.epic-crystal.com/oxide-scintillators/gagg-c-e-scintillator.html>
- [14] https://www.hamamatsu.com/resources/pdf/ssd/s14160_s14161_series_kapd1064e.pdf
- [15] S. J. Lee, "A Study on the Maximization of Scintillation Pixel Array According to the Size of the Photosensor", Journal of the Korean Society of Radiology, Vol. 16, No. 2, pp. 157-162, 2022.
<https://doi.org/10.7742/jksr.2022.16.2.157>

고분해능 및 고민감도를 위한 준 블록 섬광체를 사용한 네 층의 반응 깊이 측정 검출기 설계

이승재^{1,2,*}, 조병두^{1,2}

¹동서대학교 방사선학과

²동서대학교 방사선보건환경연구센터

요 약

소동물용 양전자방출단층촬영기기(positron emission tomography, PET)의 고분해능과 고민감도를 달성하기 위해 매우 가늘고 긴 섬광 픽셀을 사용하여 검출기를 구성한다. 이러한 섬광 픽셀의 구조로 인해 시스템의 관심 시야 외곽에서 공간분해능 저하 현상이 발생한다. 이를 해결하기 위해 반응 깊이를 측정하여 공간분해능을 향상시키고, 준블록 섬광체를 사용하여 민감도를 향상시킬 수 있는 검출기를 설계하였다. 12.6 mm x 12.6 mm x 3 mm 크기의 준블록 섬광체를 네 층으로 배열하고, 모든 옆면에 광센서를 배치하여 감마선과 섬광체가 상호작용하여 발생된 빛을 수집하도록 설계하였다. 설계한 검출기의 성능 평가를 위해 DETECT2000 시뮬레이션을 수행하였다. 각 층별 섬광체 내에서 1.3 mm부터 11.3 mm까지 1 mm 간격으로 감마선 이벤트를 발생시켜 평면 영상을 획득하였다. 11 x 11 배열의 평면 영상에서 각 위치별 공간분해능과 피크 간 거리를 측정하였다. 측정된 공간분해능의 평균은 0.25 mm였으며, 피크 간 거리의 평균은 1.0 mm였다. 이를 통해 모든 위치가 서로 분리됨을 확인할 수 있었다. 또한 모든 층은 빛의 신호가 서로 분리되어 측정되므로 감마선과 상호작용한 섬광체의 층을 완벽히 분리해낼 수 있었다. 설계한 검출기를 소동물용 PET 시스템의 검출기로 사용할 경우, 우수한 공간분해능과 민감도를 달성하여 영상의 질을 향상시킬 수 있을 것으로 판단된다.

중심단어: 준블록형 섬광체, 소동물용 PET 검출기, 고분해능, 고민감도

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	이승재	동서대학교 방사선학과	교수
(공동저자)	조병두	동서대학교 방사선학과	교수