

A Study on Maximizing the Matching Ratio of Scintillation Pixels and Photosensors of PET Detector using a Small Number of Photosensors

Seung-Jae Lee^{1,2}, Cheol-Ha Baek^{3,*}

¹Department of Radiological Science, Dongseo University

²Center for Radiological Environment & Health Science, Dongseo University

³Department of Radiological Science, Kangwon National University

Received: September 01, 2021. Revised: October 20, 2021. Accepted: October 31, 2021.

ABSTRACT

In order to maximize the matching ratio between the scintillation pixel and the photosensor of the PET detector using a small number of photosensor, various arrays of scintillation pixels and four photosensors were used. The array of scintillation pixels consisted of six cases from 6×6 to 11×11 . The distance between the photosensors was applied equally to all scintillation pixels, and the arrangement was expanded by reducing the size of scintillation pixel. DETECT2000 capable of light simulation was used to acquire flood images of the designed PET detectors. At the center of each scintillation pixel array, light generated through the interaction between extinction radiation and scintillation pixels was generated, and the light was detected through for four photosensors, and then a flood image was reconstructed. Through the reconstructed flood image, we found the largest arrangement in which all the scintillation pixels can be distinguished. As a result, it was possible to distinguish all the scintillation pixels in the flood image of 8×8 scintillation pixel array, and from the 9×9 scintillation pixel flood image, the two edge scintillation pixels overlapped and appeared in the image. At this time, the matching ratio between the scintillation pixel and the photosensor was 16:1. When a PET system is constructed using this detector, the number of photosensors used is reduced and the cost of the overall system is expected to be reduced through the simplification of the signal processing circuit.

Keywords: PET, Detector, Photosensor, DETECT2000

I. INTRODUCTION

소동물용 양전자방출단층촬영기기(positron emission tomography, PET)는 작은 동물을 통해 신약 개발 및 질병의 발현 증명, 검출기 설계 등 인체를 대상으로 실험하기에 어려운 과정에 사용된다^[1]. 인체에 비해 매우 작은 동물을 촬영하기 위해서는 촬영하고자 하는 장기의 크기가 매우 작으므로 우수한 공간분해능을 지녀야 한다. 이에 소동물용 PET은 우수한 공간분해능과 고에너지의 감마선을 검출하기 위해 작은 입사면적을 지니고 길이가 긴 섬광 픽셀을 사용하였다^[2,3]. 이전에 개발된 소동물용

PET 검출기에서 섬광 픽셀의 입사 면적은 대부분 $2 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$ 크기 이하를 지녔다^[4-10]. 이러한 검출기들은 작은 섬광 픽셀을 사용하여 다수의 섬광 픽셀과 다수의 광센서로 이루어져 우수한 공간분해능을 지니고 있다. 그러나 광센서의 수가 증가할수록 비용은 상승하고 처리해야 하는 신호의 양도 많아져 복잡한 회로구성이 필요하게 된다. 이를 해결하기 위해 지난 연구에서 적은 수의 광센서를 사용한 PET 검출기를 설계하였다^[11]. 해당 연구는 $2 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$ 크기의 섬광 픽셀을 6×6 배열로 구성하고 4개의 광센서를 사용한 검출기 설계에 관한 것이었다.

* Corresponding Author: Cheol-Ha Baek

E-mail: baekch@kangwon.ac.kr

Tel: +82-33-540-3384

본 연구에서는 지난 연구^[11]에서 설계한 검출기의 섬광 픽셀의 배열을 변경하여 섬광 픽셀과 광센서의 매칭 비율이 최대화 되는 검출기를 설계하였다. 각 광센서의 위치는 지난 연구와 동일하고 섬광 픽셀의 크기를 변경하여 사용하는 섬광 픽셀의 수 및 배열을 변경하여 평면 영상을 획득하였다. 획득한 평면 영상을 분석하여 각 섬광 픽셀들이 모두 분리되는 최대의 매칭 비율을 찾았다. 구성된 검출기의 섬광 픽셀의 평면 영상을 획득하고 분석하기 위해 DETECT2000^[12,13] 시뮬레이션을 수행하였다.

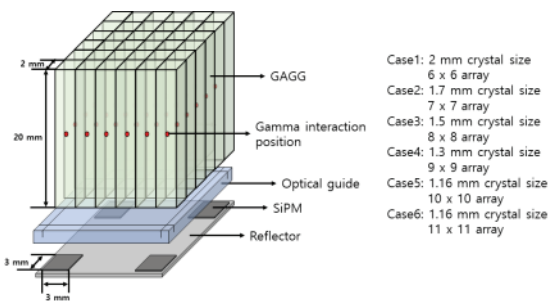


Fig. 1. A representative example for Maximizing the Matching Ratio between GAGG Pixels and SiPMs of Detectors using a Small Number of Photosensors.

In cases 1 to 6, the Maximizing Matching Ratio was Selected by Configuring the Size and Arrangement of Different GAGG Pixels.

II. MATERIAL AND METHODS

1. DETECT2000을 통한 검출기 설계

PET 검출기의 섬광 픽셀과 광센서의 매칭 비율이 최대화되는 비율을 설계하기 위해 DETECT2000을 사용하여 검출기를 설계하였다. DETECT2000은 물질 내에서 발생된 빛의 이동과 산란, 흡수 등을 모사할 수 있다. 물질의 구성은 물질이 지닌 굴절률을 통해 설계할 수 있다. 설계한 PET 검출기의 기본 구성 요소는 섬광 픽셀과 광센서 및 광학유효체, 광가이드이다. 광학유효체는 각 구성 요소간의 굴절률 변화에 따른 빛의 이동 제한을 감소시키기 위해 사용하였으며, 광가이드는 섬광 픽셀에서 발생된 빛을 섬광 픽셀 배열의 일부 영역에 위치한 광센서에 전달하기 위해 사용하였다. 섬광 픽셀은

빛의 발생량이 우수하고 밀도가 높으며, 자연 방사선이 발생하지 않는 GAGG를 사용하였으며, 광센서는 SiPM을 모사하여 설계하였다. 3 mm × 3 mm 크기의 SiPM을 섬광 픽셀 배열의 모서리 부분에 위치시켜 검출기를 구성하였고, 중심 간의 거리는 9.6 mm이다. GAGG 섬광 픽셀의 크기는 높이는 20 mm로 고정하였으며, 정사각형의 입사면적을 지니도록 설계하였으며, 6 × 6 배열에서 11 × 11 배열이 이루어지도록 여섯 가지의 서로 다른 케이스의 입사면적의 크기로 설계하였다. 각 입사면적은 크기는 2 mm, 1.7 mm, 1.5 mm, 1.3 mm, 1.16 mm, 1 mm이다. 광가이드는 3 mm 두께로 설정하였고 가장자리 GAGG 섬광 픽셀까지 모두 분리가 가능하도록 가장자리 섬광 픽셀 크기의 위치에 광가이드 두께의 절반에 해당하는 길이로 반사체를 삽입하였다. Fig. 1에 여러 배열의 섬광 픽셀로 이루어진 DETECT2000으로 설계한 검출기의 모습을 나타내었다. 섬광 픽셀 내에서 발생된 빛이 모두 광센서에서 검출될 수 있도록 섬광 픽셀과 광가이드는 반사체를 사용하였다. 섬광 픽셀은 광센서로 이동하는 면을 제외하고 모든 면을 거울반사체로 처리하였으며, 광가이드는 광센서와 맞닿은 면을 제외하고 모두 거울반사체로 처리하였다.

2. 섬광 픽셀의 평면 영상 획득 및 영상 평가

서로 다른 섬광 픽셀 배열의 검출기의 평면 영상을 획득하기 위해 감마선 이벤트를 각 섬광 픽셀의 중심에서 일으켰다. 발생시킨 빛의 양은 511 keV의 소멸감마선이 GAGG 섬광 픽셀과 상호작용하여 생성된 빛의 양에 SiPM의 양자효율을 적용하였다. 발생된 빛은 섬광 픽셀내을 이동하여 최종적으로 각 SiPM으로 입사하여 검출된다. 검출된 빛의 수를 검출기의 신호로 사용하여 평면 영상을 획득하였다. 획득한 각 섬광 픽셀 배열의 평면 영상은 섬광 픽셀 영상의 위치 간의 거리와 각 섬광 픽셀 영상의 반치폭을 통해 평가하였다.

III. RESULT

섬광 픽셀의 배열과 4개의 광센서를 사용한 검출기의 평면 영상을 획득하였다. Fig. 2에 6 × 6 배열

에서부터 11×11 배열의 섬광 픽셀을 사용한 평면 영상의 결과를 나타내었다. 6×6 배열에서부터 8×8 배열까지는 모든 섬광 픽셀들이 영상에서 완벽하게 분리된 것을 확인할 수 있으나, 9×9 배열에서부터는 가장자리 섬광 픽셀들이 서로 겹쳐서 나타난 것을 확인할 수 있다. 특히 10×10 배열과 11×11 배열에서는 완벽히 겹쳐진 것을 확인할 수 있다. 그러나 9×9 배열에서는 가장자리 두 섬광 픽셀이 매우 인접하게 나타나 픽셀 구획화를 진행할 때 구분이 어려울 것으로 판단된다. 섬광 픽셀들이 영상에서 구분되거나 겹쳐진 것보다 명확하게 확인하기 위해 영상의 프로파일을 Fig. 3에 나타내었다.

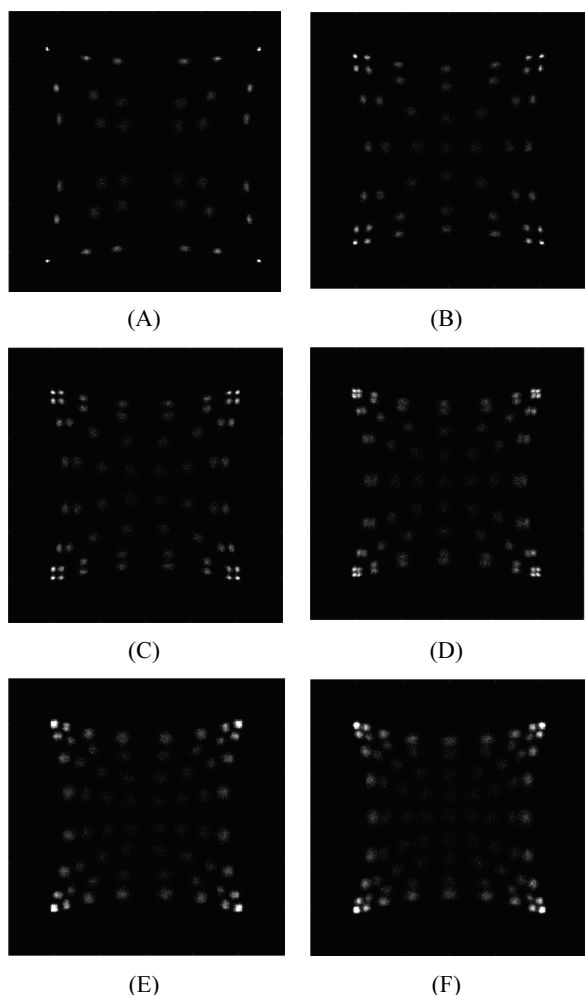


Fig. 2. Flood Images for each Scintillation Pixel Array of the Detector using a GAGG Pixel Array and Four Photosensors. Flood Images of (A) 6×6 , (B) 7×7 , (C) 8×8 , (D) 9×9 , (E) 10×10 , and (F) 11×11 Scintillation Pixel Array are Shown.

각 섬광 픽셀 배열의 평면 영상의 가운데 지점에 대한 프로파일을 나타내었으며, Fig. 3의 프로파일의 위치는 Fig. 2의 각 평면 영상의 위치와 대응된다. Fig. 3의 (a), (b), (c)에서는 모든 섬광 픽셀들이 완벽하게 분리된 모습을 확인할 수 있다. 그러나 (d)에서는 가장자리 두 섬광 픽셀의 영상이 겹쳐져서 완벽히 분리되지 않은 것으로 나타났으며, (e)에서는 가장자리 두 섬광 픽셀이 완전히 겹쳐져서 하나의 프로파일로 나타났다. 또한 (f)에서는 가장자리 세 섬광 픽셀이 겹쳐져 나타나는 것을 확인할 수 있다. 섬광 픽셀의 배열이 증가할수록 가장자리의 섬광 픽셀들의 영상이 서로 겹쳐지는 것으로 확인되었다.

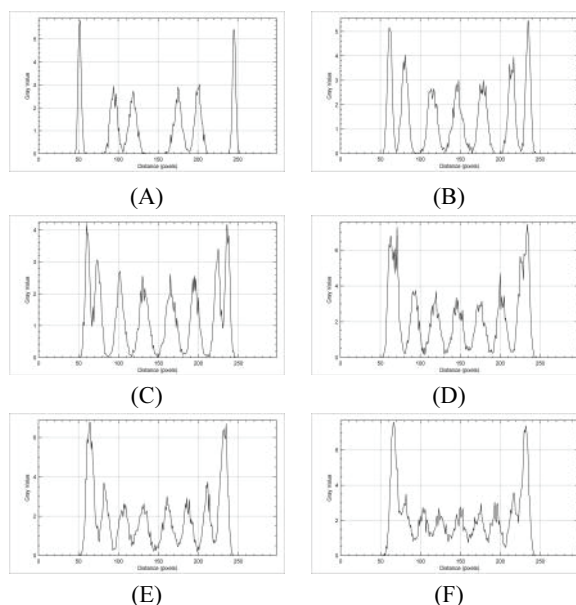


Fig. 3. Profile for a Flood Image of Each Scintillation Pixel. Profile from (A) to (F) Correspond to each Flood Image in Fig. 2, and are Profiles for Scintillation Pixel Images in the Middle.

Table 1은 Fig. 3의 프로파일에 대한 각 섬광 픽셀 영상의 중심 위치의 거리와 반치폭을 나타낸다. 표 1에서도 마찬가지로 섬광 픽셀의 배열 크기가 커질수록 가장자리의 픽셀들의 겹침이 점점 커지는 것을 확인할 수 있다. 6×6 배열의 가장자리 섬광 픽셀의 중심간 거리는 약 43 영상 픽셀이고 반치폭은 4.6과 10.5 정도이나 9×9 배열에서는 중심간 거리는 약 8, 반치폭은 7.2와 7.1 정도로 반치폭에 비해 중심간 거리가 작아 겹침이 발생된 것

을 확인할 수 있다. 10×10 배열 이상에서는 완벽히 겹쳐져 픽셀간 거리와 가장자리 픽셀 영상의 반치폭을 측정할 수 없었다.

Table 1. The Peak-to-Peak Distance and Full Width at Half Maximum of the Two Edges of Profile for Each Array

Array	Distance	FWHM
6×6	42.91	4.60
		10.55
7×7	18.97	6.70
		9.33
8×8	12.92	6.51
		9.54
9×9	7.99	7.21
		7.11

IV. DISCUSSION

다양한 배열의 섬광 픽셀과 고정된 거리의 4개의 광센서를 사용하여 평면 영상을 획득하였다. 사용된 광센서의 수와 거리를 고정함으로써 사용한 섬광 픽셀과 광센서의 수의 매칭 비율을 다르게 적용하였다. 한정된 영역에 많은 수의 섬광 픽셀을 사용하게 될 경우 정확한 평면 영상을 획득하지 못하였다. 이에 모든 섬광 픽셀이 구분이 잘되는 최대의 섬광 픽셀 배열을 찾을 수 있었으며, 또한 최소의 섬광 픽셀의 크기를 찾을 수 있었다. 10×10 배열 이상에서는 가장자리 부분의 섬광 픽셀들이 서로 겹쳐져서 영상에 나타났다. 이는 광센서의 크기 및 광센서의 간격과 작은 섬광체의 크기로 인해 두 섬광 픽셀에서 발생한 빛의 신호에 대한 비율이 구분이 안되어 반치폭이 겹쳐서 나타났다. 그러므로 광센서의 크기가 달라지고 광센서 사이의 간격이 달라질 경우 섬광 픽셀 배열의 영상화가 가능한 최대의 배열이 달라질 수 있을 것이다. 향후 연구에서 우선적으로 광센서간의 간격을 더욱 크게할 경우 평면 영상을 획득 가능한 섬광 픽셀의 배열을 찾고자 한다.

V. CONCLUSION

여러 섬광 픽셀의 배열과 적은 수의 광센서를 사용하여 평면 영상을 획득하였다. 사용한 광센서의

수는 4개이며, 섬광 픽셀의 수는 배열의 크기에 따라 달랐다. 6×6 섬광 픽셀 배열의 36개의 섬광 픽셀에서부터 11×11 배열의 121개의 섬광 픽셀까지 사용하였다. 각각의 매칭 비율은 9:1부터 30.25:1까지 었다. 획득한 섬광 픽셀의 평면 영상에서 모든 섬광 픽셀들이 분리 가능한 최대의 배열을 찾았으며, 이때 배열의 크기는 8×8 이었다. 9×9 배열부터는 가장자리 두 섬광 픽셀의 영상의 겹침이 발생하여 완벽히 분리되지는 않았다. 최대의 매칭 비율은 8×8 섬광 픽셀 배열이며, 이때의 매칭 비율은 16:1이었다. 매칭 비율이 큰 검출기를 사용하여 시스템을 구성할 경우 다수의 섬광 픽셀과 소수의 광센서를 사용하므로써, 기존의 사용된 광센서의 수에 비해 상당한 광센서 사용을 줄일 수 있다. 즉, 이러한 검출기를 사용할 경우 광센서 비용의 감소와 신호처리 회로의 간단한 설계를 통해 시스템 전체의 비용을 감소시키는 역할을 할 것으로 기대된다.

Acknowledgement

이 성과는 2021년도 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(NRF - 2020R1C1C1004584)

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. <https://doi.org/10.7742/jksr.2021.15.4.525>
- [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] S. Surti, J. S. Karp, A. E. Perkins, C. A. Cardi, M. E. Daube-Witherspoon, A. Kuhn, G. Muehllehner, "Imaging performance of a-PET: a small animal PET camera", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 24, No. 7, pp. 844-852, 2005. <https://doi.org/10.1109/TMI.2005.844078>
- [7] H. Song, I. S. Kang, K. B. Kim, C. Park, M. K. Baek, S. Lee, Y. H. Chung, "Performance evaluation of an adjustable gantry PET (AGPET) for small animal PET imaging", *Nuclear Engineering and Technology*, Vol. 53, No. 8, pp. 2646-2651, 2021. <https://doi.org/10.1016/j.net.2021.01.037>
- [8] G. Stortz, J. D. Thiessen, D. Bishop, M. S. Khan, P. Kozlowski, F. Retiere, G. Schellenberg, E. Shams, X. Zhang, "Performance of a PET Insert for High-Resolution Small-Animal PET/MRI at 7 Tesla", *The Journal of Nuclear Medicine*, Vol. 59, No. 3, pp. 536-542, 2018. <https://doi.org/10.2967/jnumed.116.187666>
- [9] K. Nagy, M. Toth, P. Major, G. Patay, G. Egri, J. Haggkvist, A. Varrone, L. Farde, C. Halldin, B. Gulyas, "Performance Evaluation of the Small-Animal nanoScan PET/MRI System", *The Journal of Nuclear Medicine*, Vol. 54, No. 10, pp. 1825-1832, 2013. <https://doi.org/10.2967/jnumed.112.119065>
- [10] M-A. Tetrault, N. Viscogliosi, et. al., "System Architecture of the LabPET Small Animal PET Scanner", *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Vol. 55, No. 5, pp. 2546-2550, 2008. <https://doi.org/10.1109/TNS.2008.2002326>
- [11] S-J. Lee, C-H. Baek, "PET Detector Design with a Small Number of Photo Sensors", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 15, No. 4, pp. 525-531, 2021.
- [12] 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>
- [13] 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>

적은 수의 광센서를 사용한 PET 검출기의 섬광 픽셀과 광센서 매칭 비율의 최대화 연구

이승재^{1,2}, 백철하^{3,*}

¹동서대학교 방사선학과

²동서대학교 방사선보건환경연구소

³강원대학교 방사선학과

요 약

적은 수의 광센서를 사용한 PET 검출기의 섬광 픽셀과 광센서의 매칭 비율을 최대화하기 위해 다양한 섬광 픽셀의 배열과 4개의 광센서를 사용하였다. 섬광 픽셀의 배열은 6×6 에서부터 11×11 까지 여섯 케이스로 구성하였다. 광센서간의 간격은 모든 섬광 픽셀에서 동일하게 적용하였으며, 섬광 픽셀의 크기를 줄여 배열을 확장하였다. 설계한 PET 검출기들의 평면 영상 획득을 위해 빛 시뮬레이션이 가능한 DETECT 2000을 사용하였다. 각 섬광 픽셀 배열의 중심에서 소멸방사선과 섬광 픽셀의 상호작용을 통해 생성된 빛을 발생시켜, 4개의 광센서를 통해 빛을 검출한 후 평면 영상을 재구성하였다. 재구성한 평면 영상을 통해 모든 섬광 픽셀들이 구분이 가능한 최대의 배열을 찾았다. 그 결과 8×8 섬광 픽셀 배열의 평면 영상에서 모든 섬광 픽셀들이 구분이 가능하였으며, 9×9 섬광 픽셀 평면 영상에서부터는 가장자리 두 섬광 픽셀들이 서로 겹쳐 영상에 나타났다. 이때의 섬광 픽셀과 광센서의 매칭 비율은 16:1이었다. 본 검출기를 사용하여 PET 시스템을 구성할 경우, 사용하는 광센서의 수가 감소되고 이에 따른 신호처리 회로의 간소화를 통해 전체 시스템의 비용을 감소시킬 것으로 기대된다.

중심단어: PET, 검출기, 광센서, DETECT2000

구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	이승재	동서대학교	교수
(교신저자)	백철하	강원대학교	교수