

Study on Maximizing Scintillation Pixel Array Image by Changing Scintillator Bottom Surface Treatment in a 4×4 Array SiPM Photosensor with $3 \text{ mm} \times 3 \text{ mm}$ Pixels for Improved Spatial Resolution

Woojin Jo¹, Seung-Jae Lee^{2,3,*}

¹Advanced Fuel Cycle Technology Division, Korea Atomic Energy Research Institute

²Department of Radiological Science, Dongseo University

³Center for Radiological Environment & Health Science, Dongseo University

Received: October 02, 2024. Revised: October 30, 2024. Accepted: October 31, 2024.

ABSTRACT

Preclinical positron emission tomography (PET) requires excellent spatial resolution because the subject of imaging is a very small animal. To achieve this, a detector is configured using fine scintillation pixels. In this study, we aim to increase the scintillation pixel array by processing the bottom surface of the scintillation pixels differently from the array of scintillation pixels that can be imaged in the same photosensor performed in the previous study. To this end, we designed a detector using DETECT2000, which can simulate light in the scintillator, and performed a simulation. The detector was configured from an 11×11 array to a 16×16 array, and the bottom surface was configured as a polished surface (POLISH) and a rough surface (GROUND) to obtain a flood image. As a result, it was confirmed that the scintillation pixel images were better separated on the GROUND surface than on the POLISH surface as the scintillation pixel array expanded. Furthermore, on the GROUND surface, it was confirmed that the peaks of the scintillation pixel images in the corner area were separated and imaged even in the 16×16 array.

Keywords: preclinical PET detector, scintillator array, surface treatment, DETECT2000

I. INTRODUCTION

다양한 의약품 및 치료법 개발을 위해 소동물을 활용한 연구가 수행된다. 새로운 의약품 및 치료법의 성능 및 평가를 위해 의약품 투여 및 치료 후 소동물의 연속적인 상태 변화 등의 촬영을 수행한다. 이러한 소동물의 촬영을 위해 다양한 소동물 전용의 방사선 영상 및 치료기기가 개발되었다^[1-5]. 양전자방출촬영기기(positron emission tomography; PET) 또한 소동물 전용의 시스템이 개발되었으며, 더욱 우수한 성능을 달성하기 위해 연구 개발이 지속적으로 이루어지고 있다. 소동물 PET은 매우 작

은 동물을 대상으로 촬영이 이루어지므로 우수한 공간분해능이 필요하다. 이를 위해 사용하는 섬광 픽셀의 크기를 매우 미세하게 가공하여 섬광체 블록을 제작하고, 광센서로 신호를 획득한다. 초기에 개발된 소동물 PET에 사용된 섬광 픽셀의 크기는 2 mm 의 단면을 지녔다^[6]. 이후 더욱 미세한 섬광 픽셀을 사용한 연구가 진행되었으며, 더욱 우수한 공간분해능을 달성하고자 하였다^[7-11]. 그러나 섬광 픽셀의 미세화를 이루더라도 광센서의 크기의 제한으로 섬광 픽셀이 모두 영상화가 되지 않고 겹침이 나타날 수 있다. 이에 지난 연구에서는 $3 \text{ mm} \times 3 \text{ mm}$ 크기의 실리콘광증배기(silicon photomultiplier; SiPM) 픽셀에서 영상화가 가능한 최소한의 섬광

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

Tel: +82-51-320-2719

픽셀의 크기를 도출하는 연구를 진행하였다^[12]. 1.05 mm의 단면을 지닌 섬광 픽셀을 사용할 경우 $3 \text{ mm} \times 3 \text{ mm}$ SiPM 픽셀에서 영상화가 가능하였으나, 이보다 더 작은 단면을 지닌 섬광 픽셀에서는 섬광체 블록의 가장자리 영역에서 겹침이 발생하여, 섬광 픽셀의 구분이 어려운 것을 확인할 수 있었다.

본 연구에서는 섬광 픽셀의 면 처리를 통해 동일한 SiPM 광센서를 사용하여, 더욱 미세화된 섬광 픽셀을 영상화하는 연구를 수행하였다. $3 \text{ mm} \times 3 \text{ mm}$ 크기의 SiPM 픽셀이 4×4 배열로 이루어진 광센서를 사용하고, 섬광 픽셀에서 광센서와 맞닿는 면의 면 처리를 통해 이전 연구에 비해 더욱 작은 섬광 픽셀까지 영상화가 가능하도록 섬광체 블록을 설계하였다. 설계한 섬광체 블록을 사용하여 검출 가능한 섬광체 배열을 도출하기 위해 DETECT2000^[13,14] 시뮬레이션을 수행하였다.

II. MATERIAL AND METHODS

DETECT2000은 섬광체를 사용하는 검출기에서 감마선과 섬광체의 상호작용으로 인해 발생하는 빛의 시뮬레이션을 수행할 수 있다. 발생한 빛의 이동, 산란, 반사, 흡수 등을 모사할 수 있으며, 굴절률을 통해 물질을 구성하고, 반사체 및 흡수체 등을 설정할 수 있다. 또한 빛이 측정되는 검출기 면을 설정하여, 발생한 빛이 여러 물리적 과정을 거친 후 최종적으로 검출기 면을 통해 신호를 획득하도록 설계할 수 있다. 이러한 DETECT2000을 사용하여 섬광체 블록으로 구성된 검출기를 구성하고, 여러 단면의 크기를 지닌 섬광 픽셀의 영상화 및 최대화 배열의 크기를 평가하였다.

Fig. 1과 같이 검출기를 설계하고, 모든 섬광 픽셀의 중심에서 감마선과 섬광 픽셀의 상호작용을 일으켜, 빛을 발생시켰다. 발생시킨 빛의 수는 감마선의 에너지와 섬광체의 빛 발생량 및 검출기의 양자효율을 고려하였다. 섬광 픽셀은 Gadolinium Aluminium Gallium Garnet (GAGG)^[15]을 사용하였다. GAGG는 밀도 6.3 g/cm^3 로 양전자 소멸 현상에 의해 발생하는 511 keV의 고에너지 감마선의 검출 효율이 높고, 54,000 photon/MeV의 빛 발생량으로 우수한

효율을 나타낸다. 모든 섬광 픽셀은 광센서로 발생한 빛을 이동시키기 위해 광센서와 맞닿는 면을 제외하고 모두 난반사체를 사용하였다. 광센서와 맞닿는 면은 거친(GROUND) 면 처리를 통해 매끈한 면(POLISH)에 비해 보다 넓은 범위로 광센서에 입사하도록 설계하였다.

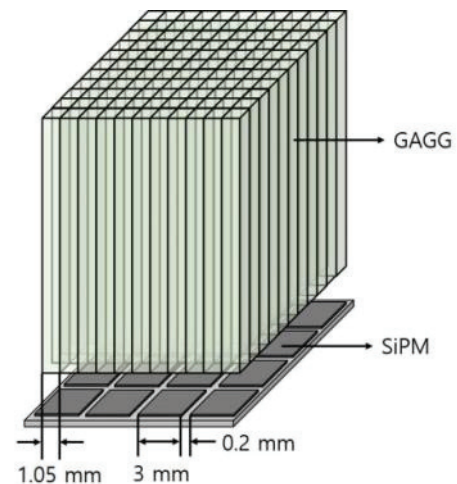


Fig. 1. Schematic of the detector block, consisting of a scintillator block with 11×11 GAGG scintillation pixels with a cross-section of 1.05 mm and a photosensor with 4×4 arrays of $3 \text{ mm} \times 3 \text{ mm}$ SiPM pixels.

광센서는 Hamamatsu사의 SiPM인 S14161-3050HS-04^[16]를 모사하였다. 본 SiPM은 16채널로 이루어져 있으며, 4×4 배열로 SiPM 픽셀이 배치되어 있다. 각 픽셀을 $3 \text{ mm} \times 3 \text{ mm}$ 크기의 검출 영역을 지닌다. GAGG 섬광체에서 발생하는 최대 발광 파장에서 약 40%의 양자효율을 보여 매우 우수한 검출 능력을 지니고 있다. SiPM의 검출 창은 1.57의 굴절률을 지닌 실리콘으로 구성되어 있으며, 0.15 mm의 두께를 지닌다.

측정 가능한 섬광 픽셀 배열을 도출하기 위해 Table 1과 같은 섬광체 블록을 모사하였다. 11×11 배열부터 16×16 배열까지 각 섬광체 블록에 대한 검출기를 구성하여 평면 영상을 획득하였다. 모든 섬광 픽셀에서 1,000번의 감마선 이벤트를 시뮬레이션하여 영상을 재구성하였다.

획득한 영상에서 주요 겹침 현상이 발생하는 모서리 지점의 섬광 픽셀 영상에 대한 분석을 수행하

였다. 각 섬광 픽셀 영상의 프로파일을 통해 정점 간 거리와 반치폭을 산출하여 겹침 정도를 평가하였다.

Table 1. Scintillation block array and scintillation pixel size for image comparison evaluation according to scintillation pixel bottom surface treatment

Array	Scintillation pixel size (mm)	Pitch (mm)
11 × 11	1.05	1.15
12 × 12	0.95	1.05
13 × 13	0.87	0.97
14 × 14	0.80	0.90
15 × 15	0.74	0.84
16 × 16	0.69	0.79

III. RESULT

Fig. 2는 섬광 픽셀의 바닥 면의 면 처리를 POLISH와 GROUND로 했을 때, 획득한 데이터로 재구성한 평면 영상을 나타낸다. Fig. 2 - (a)부터 (f)까지 11 × 11에서부터 16 × 16 섬광 픽셀 배열의 영상이며, POLISH보다 GROUND에서 섬광 픽셀의 위치 영상이 더 넓게 분포하는 것을 확인할 수 있다. POLISH로 처리한 바닥 면에서 획득한 섬광 픽셀 영상은 GROUND로 처리한 바닥 면에 비해 더 좁은 섬광 픽셀 영상 간격을 보이며, 섬광 픽셀 영상 또한 더 작은 분포로 이루어진 것을 확인할 수 있다. GROUND로 면 처리를 했을 경우, 더 넓은 분포로 빛이 퍼져 섬광 픽셀 영상 및 간격이 더 넓게 분포하는 것으로 나타났다. 평면 영상에서 모서리 영역의 섬광 픽셀들의 영상화 간격 및 각 영상의 분포를 확인하기 위해 Fig. 3과 같이 모서리 영역에서 첫 번째와 두 번째 섬광 픽셀 영상에 대한 프로파일을 확인하였다. Fig. 4는 POLISH 면 처리와 GROUND 면 처리에서의 모서리 영역에 대한 프로파일을 나타낸다. 11 × 11 배열에서부터 15 × 15 배열까지는 POLISH 면 처리와 GROUND 면 처리에서 모두 두 섬광 픽셀 영상이 모두 정점 형태로 나타나면서 구분되는 것을 확인할 수 있다. 그러나 16 × 16 배열에서는 POLISH 면 처리는 두 섬광 픽셀 영상이 중첩되어 나타났지만, GROUND 면 처리에서는 두 섬광 픽셀 영상이 완벽히 분리되는 않았으나, 정점 형태가 두 개로 나타난 것을 확인할 수 있다.

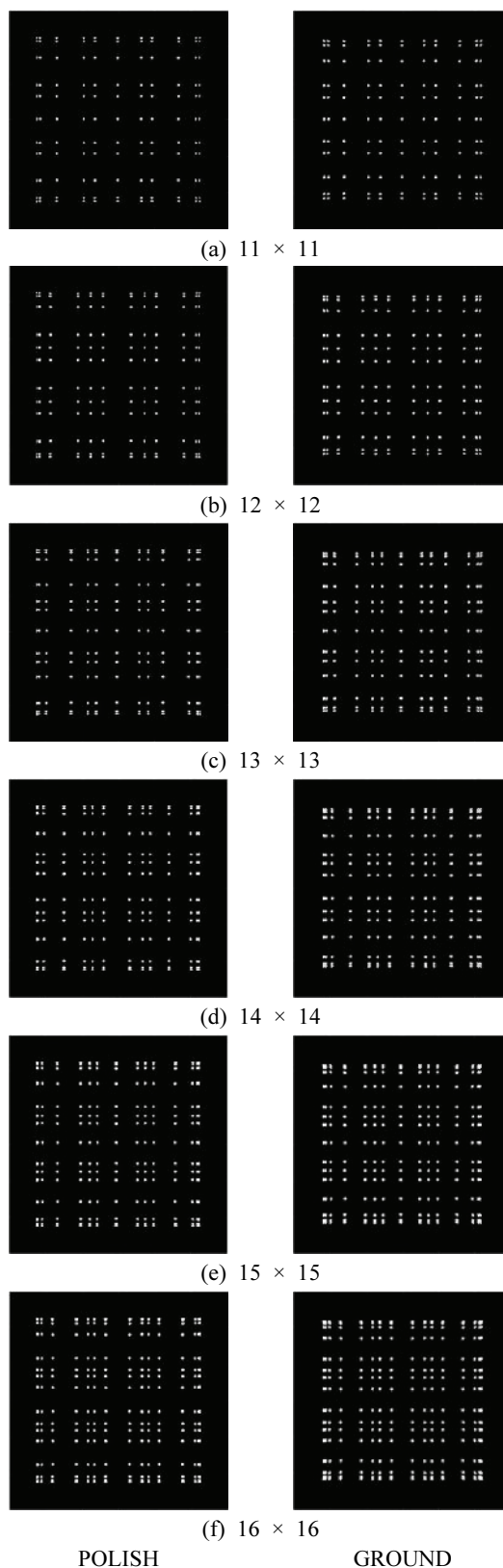


Fig. 2. A flood image of each scintillator block when the scintillator bottom surface is processed with POLISH and GROUND. (a) to (f) represent an 11 × 11 array to 16 × 16 array.

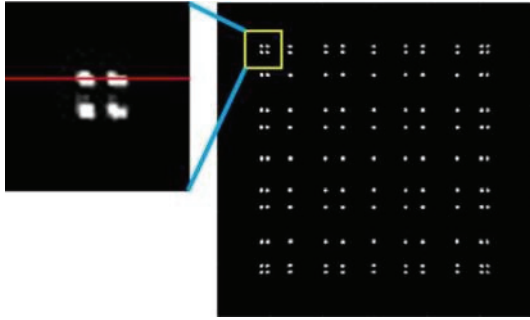


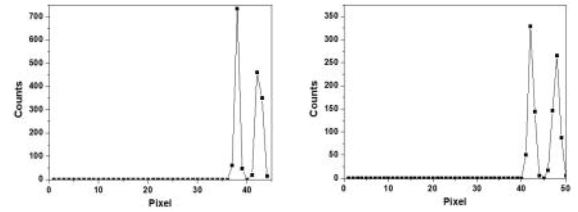
Fig. 3. Profile evaluation of the first and second scintillation pixel images of each flood image along the scintillator bottom surface.

Table 2. The spacing between the first and second peaks of the profiles and the average spatial resolution of each scintillation pixel in a flood image of each scintillation pixel array. [unit: image pixel]

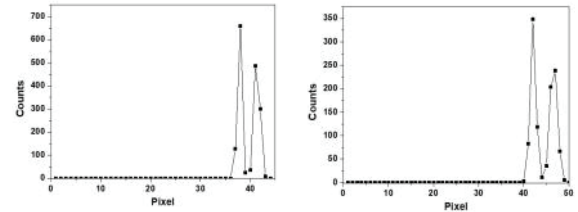
Surface	Array	peak-to-peak	FWHM	peak-to-peak / FWHM
POLISH	11×11	4.443	1.164	3.816
	12×12	3.511	1.196	2.934
	13×13	2.881	1.303	2.211
	14×14	2.465	1.482	1.663
	15×15	1.994	1.694	1.177
GROUND	11×11	5.657	1.622	3.489
	12×12	4.546	1.711	2.658
	13×13	3.743	1.843	2.031
	14×14	3.247	1.875	1.731
	15×15	2.815	1.863	1.511
	16×16	2.451	2.109	1.162

각 배열에 대한 평면 영상의 모서리 영역의 프로파일에서 정점 간 거리 및 반치폭, 피크간 거리 / 반치폭에 대한 결과값을 Table 2에 나타내었다. 첫 번째 섬광 픽셀 영상의 중심값에서 두 번째 섬광 픽셀 영상의 중심값까지의 거리를 peak-to-peak으로 나타내었으며, 반치폭(full width at half maximum; FWHM)은 각 섬광 픽셀 영상의 FWHM의 평균값으로 나타내었으며, peak-to-peak / FWHM은 정점 간 거리를 반치폭으로 나눈 값으로 나타내었다.

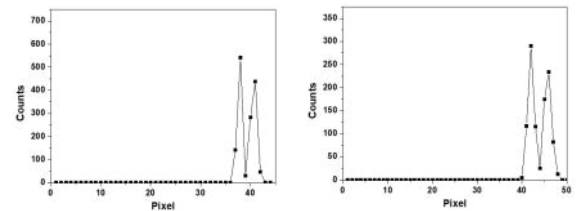
peak-to-peak / FWHM을 통해 정점 간 거리에 대한 상대적인 반치폭을 통해 중첩 정도를 평가할 수 있다. POLISH 면 처리에서 13×13 배열까지는 GROUND 면 처리에 비해 분리가 더 큰 것을 확인할 수 있으나, 14×14 배열부터는 GROUND 면 처리에서 분리가 더욱 잘 되는 것을 확인할 수 있다.



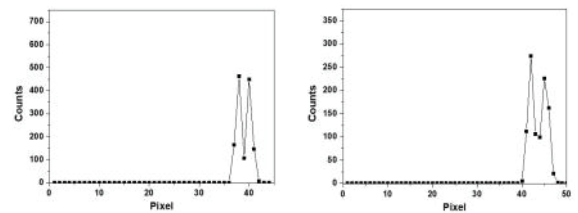
(a) 11×11



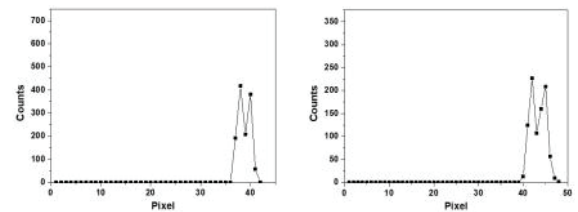
(b) 12×12



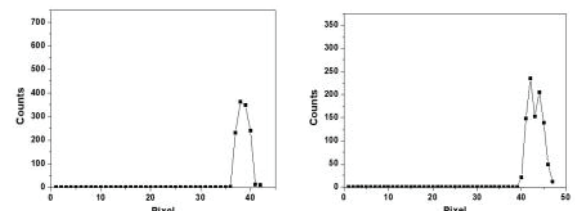
(c) 13×13



(d) 14×14



(e) 15×15



(f) 16×16

POLISH GROUND
Fig. 4. Profiles for the first and second pixels according to the bottom surface treatment of the scintillation pixel. (a) to (f) represent an 11×11 array to 16×16 array.

16 × 16 배열에서는 POLISH 면 처리에서는 두 섬광 픽셀 영상이 중첩되어 나타났지만, GROUND 면 처리에서는 서로 분리되어 나타난 것을 확인할 수 있다. 이는 16 × 16 배열의 프로파일에서 더욱 확실히 확인할 수 있다.

IV. DISCUSSION

동일한 광센서를 사용하여 더 큰 배열의 섬광체 블록을 영상화할 때 더욱 우수한 공간분해능을 얻을 수 있다. 그러나 광센서의 크기는 정해져 있는데 섬광체 블록의 배열은 무한정 크게 만들 수는 없다. 이는 섬광 픽셀에서 발생한 빛이 모두 하나의 광센서 픽셀에서만 획득되면 위치 구분이 되지 않기 때문이다. 즉, 동일한 광센서에서 최대 영상화가 가능한 섬광체 블록 배열의 크기는 한정된다. 이전 연구에서 동일한 광센서에서 섬광체 배열의 최대화를 도출하였다. 섬광 픽셀과 광센서가 맞닿는 면의 면 처리를 POLISH로 설정하였을 때 도출된 배열크기였으며, 본 연구에서는 다른 면 처리 (GROUND)를 했을 때 최대화 가능한 배열의 크기를 도출하였으며, POLISH 면과 비교 평가하였다. GROUND 면은 거친 면을 나타낸 것으로 POLISH 면과는 빛의 투과 특성이 다르다. POLISH 면은 각 물질의 굴절률에 따라 입사각과 투과 각이 일정하지만, GROUND 면은 무작위로 투과 각이 설정된다. 이에 더 넓게 빛이 투과될 수 있다. POLISH 면과 GROUND 면으로 설정한 동일한 섬광체 배열에서 13 × 13 배열까지는 POLISH 면의 영상이 더 우수한 특성을 나타내었지만, 14 × 14 배열부터는 GROUND 면의 특성이 더 우수한 결과를 보였다. 이는 GROUND 면에서 광센서로의 빛의 입사 분포가 POLISH 면보다 더 넓은 분포로 입사하여 나타난 결과로 판단된다. 광센서에서 더 넓은 분포로 입사하여 상대적으로 반치폭의 크기가 커져 중첩 정도를 평가한 peak-to-peak / FWHM이 14 × 14부터 GROUND 면에서 더욱 큰 값으로 나타났다. 더욱이 16 × 16 배열에서는 POLISH 면은 섬광 픽셀 영상이 중첩되어 구분되지 않았으나, GROUND 면에서는 정점이 구분되는 영상으로 나타났다. 즉, GROUND 면 처리를 했을 때, 배열의 크기가 커질

수록 섬광 픽셀 영상들의 중첩이 POLISH보다 상대적으로 적게 나타났다.

이는 GROUND 면에서 달성할 수 있는 섬광 픽셀의 배열이 POLISH 면에서 보다 더 작은 크기의 섬광 픽셀을 사용할 수 있다는 사항으로, 전체 PET 시스템에서의 공간분해능을 더욱 우수하게 달성할 수 있는 점을 나타낸다.

Table 2에서 배열의 크기가 커질수록 정점 간 간격은 작아지고, 반치폭은 저하되는 것을 확인할 수 있다. 이는 같은 영상 안에 영상화되는 섬광 픽셀의 수가 많아지므로, 영상 간의 거리가 점점 작아진 결과이다. 또한 반치폭이 커지게 되는 것은 영상들이 서로 중첩되므로, 그 중첩 정도가 섬광 픽셀의 반치폭에 영향을 주어 나타난 결과이다.

시뮬레이션을 통한 섬광체의 면 처리에 따른 빛의 분포 변화에 대한 연구를 수행하였다. 매끈한 면과 거친 면의 두 종류 면 처리를 사용하여 비교 평가하였다. 거친 면에서의 거칠기 등의 세부 사항에 대한 연구를 시뮬레이션의 특성으로 인해 고려하지 못하였고, 일반적으로 시뮬레이션에서 주어지는 변수를 사용하였다. 이러한 면 처리의 정량적인 평가에 대한 부분이 제한점이라 판단된다. 그러나 거친 면의 거칠기 정도에 따라서 빛의 분포가 달라지나, 매끈한 면에 비해서는 빛의 확산이 더 많이 일어나는 것을 확인할 수 있는 연구로 사료된다.

V. CONCLUSION

다양한 섬광 픽셀 배열로 구성된 섬광체 블록과 동일한 크기의 광센서를 사용하여 영상화할 수 있는 최대 배열을 도출하기 위해 11 × 11의 섬광 픽셀 배열부터 16 × 16 배열까지 검출기를 구성하고 DETECT2000 시뮬레이션을 수행하였다. 섬광 픽셀과 광센서가 맞닿는 면을 기존 POLISH 면에서 GROUND 면으로 처리하여 데이터를 획득하였으며, 이를 통해 평면 영상을 재구성하여, 모서리 영역의 섬광 픽셀 영상에 대한 프로파일을 획득하였다. 획득한 프로파일의 정점 간 거리 및 반치폭, 정점 간 거리에 대한 상대적인 반치폭 계산을 통해 POLISH 면과 GROUND 면 처리에 대한 영상을 비교 평가하였다. 그 결과 섬광 픽셀의 배열이 확장

될수록 POLISH 면에 비해 GROUND 면에서 더 우수한 영상의 분리 정도를 나타내었다. 시뮬레이션으로 구성된 최대 배열인 16×16 에서 POLISH로 면 처리를 한 검출기에서는 모서리 영역의 두 섬광 픽셀 영상이 중첩되어 나타났으나, GROUND 면에서는 각 섬광 픽셀 영상의 정점이 확인되었다. 이는 영상화할 때 두 섬광 픽셀의 구분이 가능함을 나타낸다. 본 연구를 통해 동일한 섬광체 및 배열의 크기, 광센서를 사용하더라도, 섬광체의 면 처리가 달라짐에 따라 재구성되는 영상의 질이 달라질 수 있음을 알 수 있었다. 향후에는 섬광체에서 각 면에 대한 다양한 면 처리를 통해 더욱 우수한 영상을 획득하는 연구 및 최적의 면 처리 조건에 관한 연구를 수행하고자 한다.

Reference

- [1] D. P. Clark, C. T. Badea, "Advances in micro-CT imaging of small animals", *Physica Medica: European Journal of Medical Physics*, Vol. 88, pp. 175-192, 2021. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2021.07.005>
- [2] B. L. Franc, P. D. Acton, C. Mari, B. H. Hasegawa, "Small-Animal SPECT and SPECT/CT: Important Tools for Preclinical Investigation", *Journal of Nuclear Medicine*, Vol. 49, No. 10, pp. 1651-1663, 2008. <https://doi.org/10.2967/jnumed.108.055442>
- [3] F. V. D. Have, B. Vastenhouw, R. M. Ramakers, W. Branderhorst, J. O. Krahl, C. Ji, S. G. Staelens, F. J. Beekman, "U-SPECT-II: An Ultra-High-Resolution Device for Molecular Small-Animal Imaging", *Journal of Nuclear Medicine*, Vol. 50, No. 4, pp. 599-605, 2009. <https://doi.org/10.2967/jnumed.108.056606>
- [4] B. W. Miller, R. V. Holen, H. H. Barrett, L. R. Furenlid, "A System Calibration and Fast Iterative Reconstruction Method for Next-Generation SPECT Imagers", *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Vol. 59, No. 5, pp. 1990-1996, 2012. <https://doi.org/10.1109/TNS.2012.2198243>
- [5] F. Verhaegen, P. Granton, E. Tryggestad, "Small animal radiotherapy research platforms", *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 56, pp. R55-R83, 2011. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/56/12/R01>
- [6] 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>
- [7] 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>
- [8] 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>
- [9] 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>
- [10] 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>
- [11] 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>
- [12] 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>

- [13] 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>
- [14] 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>
- [15] GAGG(Ce) Crystal, Efficient, Professional Intelligent, Customer-oriented, From URL; <https://www.epic-crystal.com/oxide-scintillators/gagg-ce-scintillator.html>
- [16] MPPC(Multi-Pixel Photon Counter) S14160/S14161 series, HAMAMATSU, 2020. From URL; https://www.hamamatsu.com/content/dam/hamamatsu-photonics/sites/documents/99_SALES_LIBRARY/ssd/s14160_s14161_series_kapd1064e.pdf

공간분해능 향상을 위한 $3 \text{ mm} \times 3 \text{ mm}$ 픽셀을 지닌 4×4 배열의 SiPM 광센서에서의 섬광체 바닥 면 처리의 변경을 통한 섬광 픽셀 배열 영상의 최대화 연구

조우진¹, 이승재^{2,3,*}

¹한국원자력연구원 선진핵주기기술개발부

²동서대학교 방사선학과

³동서대학교 방사선보건환경연구센터

요 약

전임상용 양전자방출촬영기기(positron emission tomography; PET)는 촬영 대상이 매우 작은 동물이므로 우수한 공간분해능이 요구된다. 이를 달성하기 위해 미세한 섬광 픽셀을 사용하여 검출기를 구성한다. 본 연구에서는 이전 연구에서 수행한 동일한 광센서에서 영상화가 가능한 섬광 픽셀의 배열에서 섬광 픽셀의 바닥 면에 대한 다른 면 처리를 통해 섬광 픽셀 배열을 늘리고자 한다. 이를 위해 섬광체 내에서 빛의 모사가 가능한 DETECT2000을 사용하여 검출기를 설계하고, 시뮬레이션을 수행하였다. 11×11 배열에서부터 16×16 배열까지 검출기를 구성하였으며, 바닥 면을 매끈한 면(POLISH)과 거친 면(GROUND)으로 구성하여 평면 영상을 획득하였다. 그 결과 섬광 픽셀 배열이 확장될수록 POLISH 면보다 GROUND 면에서 섬광 픽셀 영상이 더 분리가 잘되는 것을 확인할 수 있었다. 더욱이 GROUND 면에서는 16×16 배열에서도 모서리 영역의 섬광 픽셀 영상들의 정점이 분리되어 나타나 영상화된 것을 확인할 수 있었다.

중심단어: 전임상용 PET 검출기, 섬광체 배열, 면처리, DETECT2000

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	조우진	한국원자력연구원	선임연구원
(교신저자)	이승재	동서대학교 방사선학과	교수