Image Acquisition Study of Maximal Scintillation Pixel Array using Light Guide

Seung-Jae Lee[1,2,*]

[1]Department of Radiological Science, Dongseo University
[2]Center for Radiological Environment & Health Science, Dongseo University

Received: May 02, 2022. Revised: May 25, 2022. Accepted: June 30, 2022.

ABSTRACT

Positron emission tomography for small animals has very high spatial resolution for imaging very small organs. To achieve good spatial resolution, the system must be constructed using very small scintillation pixels. When a detector is constructed using very small scintillation pixels, the size of the applicable array varies depending on the photosensor pixel. In a previous study, a study was conducted to find the maximum scintillation pixel arrangement according to the size of the photosensor. In this study, a detector with a light guide was designed to configure the detector using a more extended array of scintillation pixels, and try to find the maximum arrangement in which all scintillation pixels are imaged. The detector was designed using DETECT2000, which can simulate a detector made of a scintillator. Simulations were performed by configuring the detectors from an 11 × 11 scintillation pixel array to a 16 × 16 array. After obtaining a flood image by collecting the light generated from the scintillation pixel with a photosensor, the largest arrangement without overlap was found through image analysis. As a result, the largest arrangement in which all scintillation pixels could be distinguished without overlapping was a 15 × 15 arrangement.

Keywords: Small Animal, Positron Emission Tomography, Scintillation Pixel Array, Light Guide, DETECT2000

I. INTRODUCTION

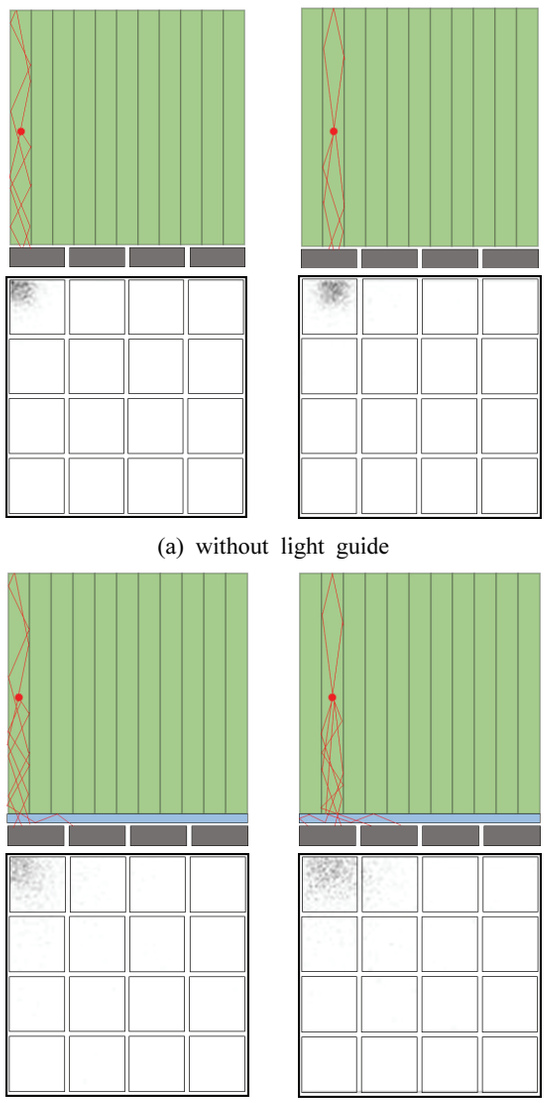
소동물용 양전자방출단층촬영기기(Positron Emission Tomography, PET)의 검출기는 매우 우수한 공간분해능을 위해 매우 얇은 섬광 픽셀을 사용한다[1]. 소멸방사선의 입사 면적의 크기가 작은 섬광 픽셀일수록 이론적인 PET 시스템의 공간분해능은 우수해지므로[2], 많은 연구기관 및 기업에서 얇고 긴 섬광 픽셀을 사용한 소동물용 전용의 PET 시스템을 개발하였다[3-10]. 이러한 시스템들에서 사용한 섬광 픽셀의 크기는 대부분 1 mm - 2 mm 사이이며, 2 mm - 3 mm의 광센서 픽셀을 사용하여 섬광 픽셀에서 발생된 빛을 획득하였다. 지난 연구에서 3 mm × 3 mm 크기의 광센서 픽셀을 지닌 4 × 4 배열의 광센서를 사용하여 모든 섬광 픽셀이 영상화되는 최대의 배열을 찾는 연구를 수행하였다[11]. 섬광 픽셀의 크기가 작아질수록 광센서와 맞닿는 면적이 작아져, 많은 섬광 픽셀들이 하나의 광센서 픽셀에서 빛이 획득되었다. 그 결과 배열의 크기가 커질수록 획득한 평면 영상에서 서로 구분이 되지 않는 섬광 픽셀들이 나타났으며, 모든 섬광 픽셀들이 구분이 되는 최대의 배열은 11 × 11이었다. 본 연구에서는 이와 같이 섬광 픽셀에서 발생된 빛의 퍼짐이 제한되어 하나의 광센서 픽셀에서 획득되는 것을 광가이드를 사용하여 여러 광센서 픽셀로 분산시켜 평면 영상에서 모든 섬광 픽셀들이 분리 가능한 최대의 배열을 찾고자 한다. 광가이드를 사용함으로써 섬광 픽셀과 광센서 픽셀이 서로 맞닿아 제한된 빛의 퍼짐을 더 넓은 분포로 변경시켜줄 수 있으므로, 평면 영상에서 서로 겹치는 것을 최소화할 수 있다. Fig. 1은 11 × 11 섬광 픽셀 배열에서 광가이드를 사용하지 않았을 때와 사용했을 때의 가장자

* Corresponding Author: Seung-Jae Lee E-mail: sjlee@gdsu.dongseo.ac.kr Tel: +82-51-320-2719
Address: Jurye-ro 47, Sasang-gu, Busan, Republic of Korea

리 섬광 픽셀에서 발생된 빛이 광센서에 입사하는 분포를 나타낸 것이다. 이러한 빛의 분포는 시뮬레이션을 통해 빛을 발생시켜, 발생된 빛이 광센서로 입사한 위치에 대한 정보를 획득하여 영상으로 재구성한 것이다. 광가이드를 사용하지 않았을 경우 외곽의 두 섬광 픽셀에서 발생된 빛은 대부분 하나의 광센서에 입사하지만, 광가이드를 사용하였을 경우에는 더 넓은 분포로 빛이 입사하는 것을 확인할 수 있다. 이를 통해 외곽의 두 지점의 섬광 픽셀 영상은 광가이드를 사용했을 경우 겹침의 발생이 줄어든다. 광가이드를 사용하여 겹침이 최소화된 최대의 섬광 픽셀 배열을 찾기 위해, 섬광 픽셀 배열과 광센서로 이루어진 검출기의 시뮬레이션을 DETECT2000[12,13]을 사용하여 수행하였다.

II. MATERIAL AND METHODS

DETECT2000은 섬광체 내에서 발생된 빛의 이동을 모사할 수 있다. 빛이 섬광체 내에서 이동하면서 발생되는 산란, 반사, 파장 변화 등의 시뮬레이션이 가능하다. 이를 사용하여 Fig. 2와 같이 섬광 픽셀 배열과 광센서 및 광가이드로 구성된 검출기를 설계하였다. 시뮬레이션을 수행한 섬광 픽셀 배열은 11 × 11에서부터 16 × 16까지이며, 광센서는 모두 동일한 크기를 사용하였다. 섬광 픽셀 배열별 각 섬광 픽셀의 크기는 Table 1에 나타내었다. 섬광 픽셀은 Gadolinium Aluminium Gallium Garnet(GAGG)를 사용하였으며, 특징으로 방사선에너지 1 MeV 당 50,000개의 빛이 발생하여 에너지 분해능이 우수하고, 최대 발광 파장은 530 nm를 지녀, 광센서에서 우수한 양자효율을 나타낸다. 또한 6.6 g/cm^{3}의 높은 밀도로 소멸방사선과 상호작용이 우수하다[14]. 사용한 광센서는 Hamamatsu사의 S14161-3050HS-04을 모사하였으며, 크기는 3 mm × 3 mm 픽셀이 4 × 4 배열로 구성되어 전체 12.6 mm × 12.6 mm이다[15]. GAGG 섬광체에서 발생되는 빛의 파장에 대한 양자효율은 약 40%로 우수한 특징을 보인다. 광가이드는 12.6 mm × 12.6 mm × 1 mm 크기의 K-9 glass로 구성하였으며, 굴절률은 1.51630으로 설정하였다[16]. 섬광 픽셀과 광가이드 사이 및 광가이드와 광센서 사이에는 서로 다른 물질의 굴절률로 인한 빛의 손실을 최소화하기 위해 광학윤활제를 사용하였다.



(a) without light guide

(b) with light guide

Fig. 1. Light distribution diagram in the photosensor with 11 × 11 scintillation pixel array without and with the light guide.

Table 1. The scintillation pixel size of each array and the overall size of the detector

Array	Scintillation pixel size (mm)	total size (mm)
11 × 11	1.05 × 1.05 × 10	12.55
12 × 12	0.95 × 0.95 × 10	12.5
13 × 13	0.87 × 0.87 × 10	12.51
14 × 14	0.80 × 0.80 × 10	12.5
15 × 15	0.74 × 0.74 × 10	12.5
16 × 16	0.69 × 0.69 × 10	12.54

설계한 모든 섬광 픽셀에서 발생된 빛을 최대한 광센서로 전달하기 위해 광센서와 맞닿은 부분을 제외하고 모든 면을 98%의 반사율을 지닌 난반사체로 처리하였다. 섬광 픽셀 배열에서 각 섬광 픽셀간의 간격은 반사체 두께를 고려하여 0.1 mm로 설계하였으며, 모든 배열들이 광센서 크기보다 작도록 설계하였다. 전체 크기는 12.5 mm에서 12.55 mm까지 구성되었다.

섬광 픽셀 배열들의 평면 영상을 획득하기 위해 소멸방사선의 에너지에 해당하는 빛을 발생시켜, 광센서 픽셀들에서 획득되는 빛의 수를 통해 영상을 재구성하였다. 모든 섬광 픽셀들의 중심에서 빛을 발생시켰으며, 각 섬광 픽셀마다 총 1,000번의 감마선 이벤트를 발생시켜 평면 영상을 구성하였다.

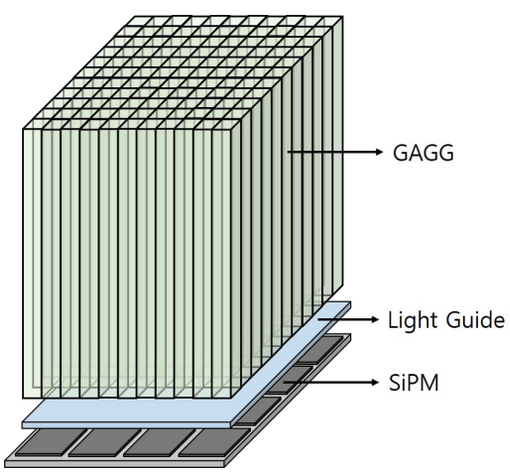


Fig. 2. Schematic diagram of an 11 × 11 scintillation pixel array, a 4 × 4 SiPM array, and a light guide between the two arrays designed for DETECT2000 simulation.

III. RESULT

Fig. 3은 각 섬광 픽셀 배열에서 광가이드를 사용하지 않았을 경우와 사용했을 경우의 평면 영상과 광가이드를 사용했을 경우의 프로파일을 나타낸다. 광가이드를 사용했을 경우에 그렇지 않았을 경우보다 섬광 픽셀 배열의 가장자리 두 지점의 영상이 겹침이 발생하지 않고 잘 구분되는 것을 확인할 수 있다. 이는 영상의 프로파일에서 보다 명확하게 확인이 가능하다. 섬광 픽셀 배열 15 × 15까지는 가장자리를 포함하여 모든 픽셀 영상에서 겹침 발생이 매우 낮은 수준으로 나타난 것을 확인할 수 있으나, 16 × 16에서는 가장자리에서 겹침이 두드러지게 나타나는 것을 확인할 수 있다.

Table 2는 각 섬광 픽셀 배열의 가장자리 두 지점 영상 위치간의 거리와 평균 반치폭 및 십치폭을 나타낸다. 15 × 15 배열까지는 영상의 위치간 거리가 십치폭에 해당하는 간격보다 더 큰 것을 확인할 수 있다. 그러나 16 × 16 배열에서는 십치폭에 해당하는 간격이 두 지점 영상의 거리보다 커져 겹침이 확연히 나타난 것을 확인할 수 있다. 15 × 15 배열에서 외곽의 두 지점 사이의 피크와 피크 간격은 4.07이나, 평균 십치폭은 4.00이므로 약간의 겹침이 발생하였으나, 16 × 16 배열에서는 피크간의 간격이 더욱 작아져, 평균 십치폭보다 더 작은 값을 지니므로, 15 × 15 배열에 비해 더욱 겹침이 발생하였다.

Table 2. Peak-to-peak spacing and average FWHM and FWTM of the two edges in each scintillation pixel array

Array	1st to 2nd peak (image pixel)	FWHM (image pixel)	FWTM (image pixel)
11 × 11	7.74	1.86	3.38
12 × 12	6.45	1.75	3.18
13 × 13	5.47	2.03	3.70
14 × 14	4.69	2.08	3.79
15 × 15	4.07	2.20	4.00
16 × 16	3.40	2.74	5.00

IV. DISCUSSION

섬광 픽셀의 크기가 작아질 경우 광센서 픽셀과 맞닿는 면적의 크기는 작아지며, 발생된 빛은 주로 맞닿아 있는 광센서 픽셀에서 수집된다. 주로 이렇게 하나의 광센서 픽셀에서 빛이 수집되는 섬광 픽셀의 위치는 가장자리나 모서리에 위치한 섬광 픽셀이다. 획득된 빛의 수집 데이터를 바탕으로 평면 영상을 구성할 경우 다른 섬광 픽셀에서 빛이 발생하였더라도 하나의 광센서 픽셀에서만 빛이 수집되므로 평면 영상에서는 하나의 지점으로 영상에 나타난다. 주로 영상에서 겹쳐서 나타나는 가장자리 및 모서리에 위치한 섬광 픽셀에서 발생된 빛을 여러 광센서 픽셀로 분포시키기 위해 광가이드를 사용하였다.

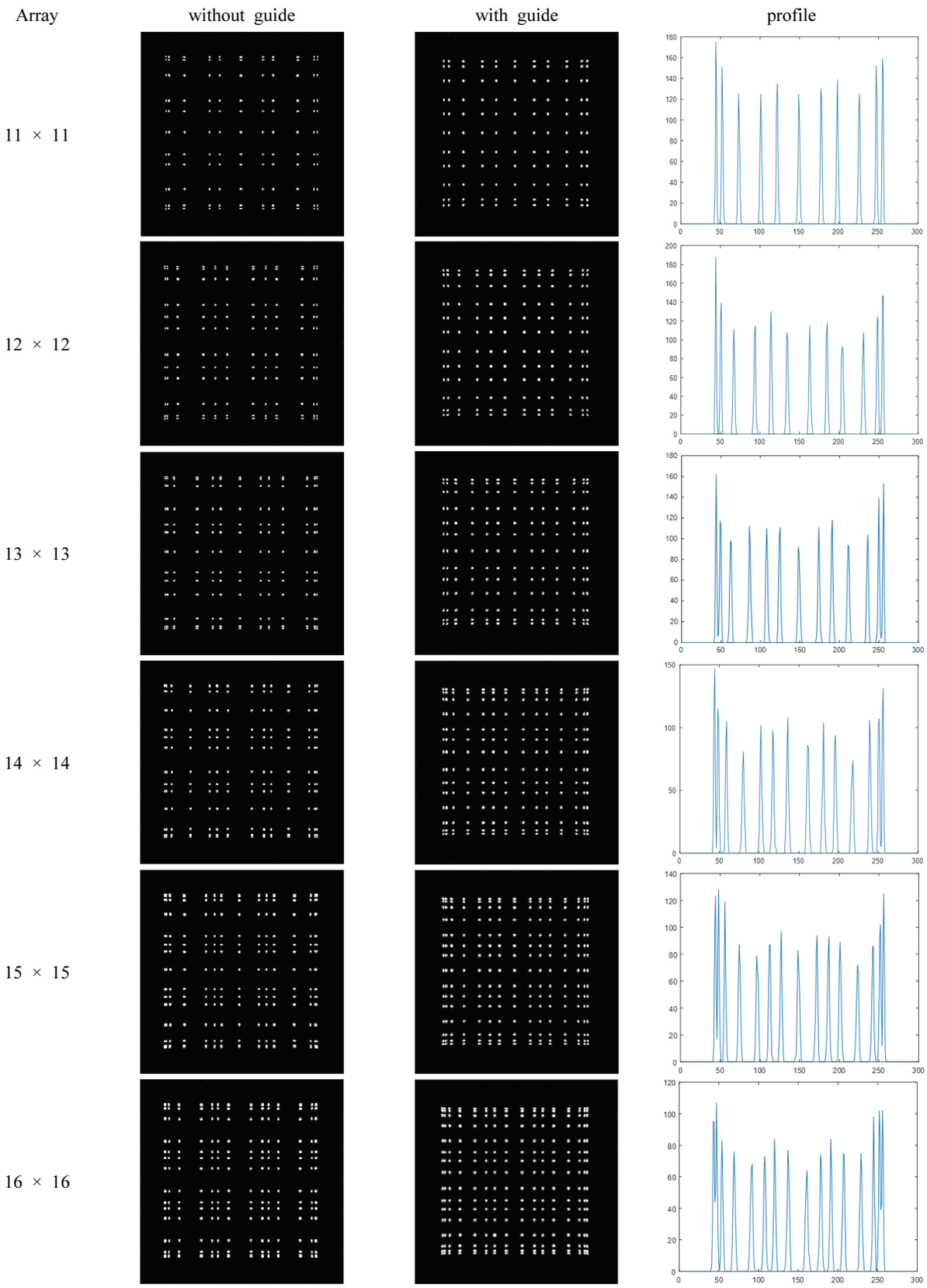


Fig. 3. Flood images with and without light guides and profiles with light guides in each scintillation pixel array.

광가이드를 사용하지 않을 경우에는 광센서 픽셀이 섬광 픽셀과 직접 맞닿아 빛이 널리 퍼지기에는 제한적이지만, 광가이드를 사용함으로써 광가이드를 통해 여러 광센서 픽셀로 빛이 퍼져나갈 수 있다. 1 mm 두께의 아주 얇은 광가이드를 적용하였지만, 빛은 확산되어 여러 광센서 픽셀에서 획득되는 것을 Fig. 1에서 확인할 수 있었다. 16 × 16 배열에서부터는 광가이드를 적용하였어도, 가장자리나 모서리에 위치한 섬광 픽셀의 영상은 겹침의 발생이 뚜렷하였다. 이는 광센서 픽셀에 비해 섬광 픽셀의 크기가 매우 작아 나타난 결과로 판단된다. Fig. 3의 평면 영상을 확인해 보면 매우 우수한 영상으로 나타난 것을 확인할 수 있다. 이는 이상적인 조건에서 시뮬레이션은 수행되어 나타난 결과이며, 이를 통해 실현 가능성을 확인할 수 있었다.

V. CONCLUSION

다수의 섬광 픽셀 배열을 지닌 검출기에서 영상의 겹침이 발생하지 않고 모든 섬광 픽셀들의 위치가 구분되도록 하기 위해, 섬광 픽셀에서 발생한 빛의 분포를 널리 확산시키기 위해 광가이드를 사용하는 검출기를 설계하였다. 11 × 11 섬광 픽셀 배열에서부터 16 × 16 배열까지 구성하여 1 mm의 광가이드를 적용하였을 경우 겹침이 발생하지 않는 최대의 배열을 획득하기 위해 DETECT2000을 사용하여 시뮬레이션을 수행하였다. 15 × 15 배열까지는 가장자리 및 모서리에 위치한 섬광 픽셀들의 영상의 겹침이 제한적으로 나타나 섬광 픽셀 간의 구분이 가능하였으나, 16 × 16 배열에서는 겹침이 뚜렷이 나타났다. 15 × 15 배열의 가장자리 두 섬광 픽셀 영상간의 간격은 4.07 였으며, 십치폭은 4.00로 십치폭의 거리보다 영상간의 간격이 더 크므로 겹침의 발생이 최소로 나타난 것을 확인할 수 있었다. 그러나 16 × 16 배열에서는 두 지점의 영상간의 거리에 비해 십치폭에 해당하는 거리보다 간격이 작아 겹침이 확연히 발생된 것을 확인할 수 있었다. 따라서 3 mm × 3 mm의 광센서 픽셀을 사용하는 광센서를 사용할 경우 1 mm의 광가이드를 적용하여 검출기를 구성할 경우 사용가능한 최대의 섬광 픽셀 배열은 15 × 15 배열임을 확인할 수 있다.

Acknowledgement

이 논문은 2022년도 동서대학교 "Dongseo Cluster Project" 지원에 의하여 이루어진 것임(DSU-20220004).

Reference

[1] R. S. Miyaoka, T. K. Lewellen, H. Yu, D. L. McDaniel, "Design of a Depth of Interaction (DOI) PET Detector Module", IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol. 45, No. 3, pp. 1069-1073, 1998. http://dx.doi.org/10.1109/23.681980

[2] A. R. Yu, J. S. Kim, K. M. Kim, Y. S. Lee, J. G. Kim, S. K. Woo, J. A. Park, H. J. Kim, G. J. Cheon, "Performance Measurement of Siemens Inveon PET Scanner for Small Animal Imaging", Korean Society of Medical Physics, Vol. 21, No. 2, 2010.

[3] 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, 1997. http://dx.doi.org/10.1109/23.596981

[4] Y. C. Tai, A. Chatziioannou, S. Siegel, J. Young, D. Newport, R. N. Goble, R. E. Nutt, and S. R. Cherry, "Performance evaluation of the microPET P4: a PET system dedicated to animal imaging", Physics in Medicine & Biology, Vol. 46, No. 7, pp. 1845-1862, 2001. http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/46/7/308

[5] C. Knoess, S. Siegel, A. Smith, D. Newport, N. Richerzhagen, A. Winkeler, A. Jacobs, R. N. Goble, K. Wienhard, W-D. Heiss, "Performance evaluation of the microPET R4 PET scanner for rodents", European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging, Vol. 30, pp. 737-747, 2003. http://dx.doi.org/10.1007/s00259-002-1052-6

[6] Y-C. Tai, A. F. Chatziioannou, Y. Yang, R. W. Silverman, K. Meadors, S. Siegel, D. F. Newport, J. R. Stickel, S. R. Cherry, "MicroPETⅡ: design, development and initial performance of an improved microPET scanner for small-animal imaging", Physics in Medicine & Biology, Vol. 48, No. 11, pp.

1519-1537, 2003.
http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/48/11/303

[7] Y. C. Tai, A. Ruangma, D. Rowland, S. Siegel, D. F. Newport, P. L. Chow, R. Laforest, "Performance evaluation of the microPET focus: a third-generation microPET scanner dedicated to animal imaging", Journal of Nuclear Medicine, Vol. 46, No. 3, pp. 455-463, 2005.

[8] R. Laforest, D. Longford, S. Siegel, D. F. Newport, J. Yap, "Performance Evaluation of the microPET®-FOCUS-F120", IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol. 54, No. 1, pp. 42-49, 2007. https://doi.org/10.1109/TNS.2006.889312

[9] C. C. Constantinescu, J. Mukherjee, "Performance evaluation of an Inveon PET preclinical scanner", Physics in Medicine & Biology, Vol. 54, No. 9, pp. 2885-2899, 2009.
http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/54/9/020

[10] 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", Journal of Nuclear Medicine, Vol. 54, No. 10, pp. 1825-1832, 2013.
http://dx.doi.org/10.2967/jnumed.112.119065

[11] 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

[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

[14] https://www.epic-crystal.com/oxide-scintillators/gagg-ce-scintillator.html

[15] https://www.hamamatsu.com/resources/pdf/ssd/s14160_s14161_series_kapd1064e.pdf

[16] https://www.epic-crystal.com/others/light-guide.html

광가이드를 사용한 최대 섬광 픽셀 배열의 영상 획득 연구

이승재[1,2,*]

[1]동서대학교 방사선학과
[2]동서대학교 방사선보건환경연구센터

요 약

소동물용 양전자방출단층촬영기기는 매우 작은 장기를 영상화하기 위해 매우 높은 공간분해능을 지닌다. 우수한 공간분해능을 획득하기 위해서는 매우 작은 섬광 픽셀을 사용하여 시스템을 구성해야 한다. 매우 작은 섬광 픽셀을 사용하여 검출기를 구성할 경우 광센서 픽셀에 따라 적용가능한 배열의 크기가 달라진다. 이전 연구에서 광센서 크기에 따른 최대의 섬광 픽셀 배열을 찾는 연구를 수행하였다. 본 연구에서는 더 확장된 섬광 픽셀 배열을 사용하여 검출기를 구성하기 위해 광가이드를 적용한 검출기를 설계하여 모든 섬광 픽셀들이 영상화되는 최대의 배열을 찾고자 한다. 섬광체로 이루어진 검출기의 시뮬레이션이 가능한 DETECT2000을 사용하여 검출기를 설계하였다. 11 × 11 섬광 픽셀 배열에서부터 16 × 16 배열까지 검출기를 구성하여 시뮬레이션을 수행하였다. 섬광 픽셀에서 발생된 빛을 광센서로 수집하여 평면 영상을 획득한 후 영상의 분석을 통해 겹침이 발생하지 않는 최대의 배열을 찾았다. 그 결과 겹침이 발생하지 않고 모든 섬광 픽셀들이 구분 가능한 최대의 배열은 15 × 15 배열이었다.

중심단어: 소동물용, 양전자방출단층촬영기기, 섬광 픽셀 배열, 광가이드, DETECT2000

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(단독저자)	이승재	동서대학교 방사선학과	교수