

A Study on the Maximization of Scintillation Pixel Array According to the Size of the Photosensor

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

¹Department of Radiological Science, Dongseo University

²Center for Radiological Environment & Health Science, Dongseo University

Received: April 06, 2022. Revised: April 25, 2022. Accepted: April 30, 2022.

ABSTRACT

Since preclinical positron emission tomography imaging is performed on small animals that are very small compared to the human body, a detector with excellent spatial resolution is required. For this purpose, a system was constructed using a detector using small scintillation pixels. Since the size of the currently developed and used photosensors is limited, excellent spatial resolution can be obtained when the minimum scintillation pixel and maximum array are used. In this study, the size of the photosensor is fixed and various scintillation pixel arrays are configured to match the size of the scintillation pixels, so that no overlap occurs in the flood image and the maximum scintillation pixel array in which all scintillation pixels are distinguished. For this purpose, DETECT2000, which can simulate a detector module composed of a scintillator and an photosensor, was used. A photosensor consisting of a 4 × 4 array of 3 mm × 3 mm pixels was used, and the scintillation pixel array was configured from 8 × 8 to 13 × 13, and simulations were performed. A flood image was constructed using the data obtained from the photosensor pixel, and the maximum scintillation pixel array that does not overlap the image was found through the flood image and the profile. As a result, the size of the scintillation pixel array in which all scintillation pixels are imaged without overlapping each other in the flood image was 11 × 11.

Keywords: Preclinical, Positron Emission Tomography, Scintillation Pixel Array, DETECT2000

I. INTRODUCTION

전임상용 양전자방출단층촬영기기(Positron Emission Tomography, PET)의 검출기는 인체에 비해 크기가 작은 소형의 동물을 촬영하여 영상을 획득하기 위해, 크기가 매우 작은 섬광 픽셀을 사용한다. 크기가 작은 섬광 픽셀을 사용함으로써 공간분해능을 향상시켜 작은 장기 및 질병의 위치에 대한 정확한 영상을 제공할 수 있다. 이를 위해 작은 섬광 픽셀을 사용한 소동물 전용의 PET 시스템이 개발되어 왔다¹⁻⁸⁾. 대부분 시스템들의 검출기 모듈에서 사용한 섬광 픽셀의 크기는 약 1 mm ~ 2 mm 사이를 사용하였다. 가장 큰 크기의 섬광 픽셀을 사용한

시스템은 Concorde P4와 R4이며, 2.2 mm × 2.2 mm의 섬광체를 사용하여 8 × 8 배열로 구성하였으며, Hamamatsu사의 R5900-C12 광센서를 사용하여 영상화하였다^{2,3)}. 가장 작은 크기의 섬광 픽셀을 사용한 시스템은 microPET II이며, 섬광 픽셀의 크기는 0.975 mm × 0.975 mm를 사용하였고 14 × 14 배열로 검출기 모듈을 구성하였고, Hamamatsu사의 H7546-M64 광센서를 사용하였다⁴⁾.

우수한 영상을 획득하기 위해서는 공간분해능이 우수한 검출기 모듈로 시스템을 구성해야한다. 다음 Eq. (1)은 사용하는 섬광 픽셀의 크기에 따른 이론적인 공간분해능을 계산하는 방법이다⁹⁾.

* 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

$$FWHM = 1.25 \sqrt{\left(\frac{D_{crystal}}{2}\right)^2 + (0.0022D_{system})^2 + p^2 + b^2} \quad (1)$$

여기서, $D_{crystal}$ 은 섬광 픽셀의 크기이며, D_{system} 은 검출기 링의 반지름, p 는 양전자의 비정, b 는 검출기 모듈의 영향을 고려한 요소이다. 즉, 섬광 픽셀의 크기가 작을수록 우수한 공간분해능을 획득할 수 있다.

본 연구에서는 광센서의 크기가 일정할 경우, 섬광 픽셀 배열에 따른 평면 영상을 획득할 때, 모든 섬광 픽셀들이 분리되어 획득될 수 있는 최대의 배열을 찾고자 한다. 이를 위해 3 mm × 3 mm의 광센서 픽셀을 사용하여 4 × 4 배열로 구성된 광센서와 다양한 섬광 픽셀 배열의 조합으로 검출기 모듈을 구성하여 평면 영상을 획득하는 시뮬레이션을 수행하였다. 구성된 검출기 모듈의 시뮬레이션을 위해 섬광체와 광센서로 이루어진 검출기 모듈의 시뮬레이션 수행이 가능한 DETECT2000^[10,11]을 사용하여, 각 섬광 픽셀 배열에 대한 평면 영상을 획득하고, 성능을 평가하였다.

II. MATERIAL AND METHODS

DETECT2000 시뮬레이션 툴을 사용하여 Fig. 1과 같이 검출기 모듈을 설계하였다. Fig. 1의 상단은 시뮬레이션한 여러 배열 중 8 × 8의 예를, 하단은 광센서의 배열을 나타낸 것이다. 시뮬레이션은 섬광 픽셀 배열 8 × 8에서부터 13 × 13까지 수행하였으며, 각 섬광 픽셀은 크기는 Table 1에 나타내었다. 8 × 8 배열 이하의 섬광 픽셀은 광센서 크기에 비해 섬광 픽셀의 크기가 다른 배열에 비해 상대적으로 크므로 시뮬레이션은 수행하지 않았다.

Table 1. The array of scintillation pixel and the size for the DETECT2000 simulation

Array	Scintillation pixel size(mm)	Pitch(mm)
8 × 8	1.48	1.58
9 × 9	1.31	1.41
10 × 10	1.17	1.27
11 × 11	1.05	1.15
12 × 12	0.95	1.05
13 × 13	0.87	0.97

설계한 광센서의 전체 크기는 일정하므로, 섬광 픽셀의 크기를 줄여 여러 배열로 구성하였고, 높이는 모두 10 mm로 설계하였다. 섬광 픽셀 사이의 간격은 반사체 두께를 고려하여 모든 배열에서 동일하게 0.1 mm로 설계하였다.

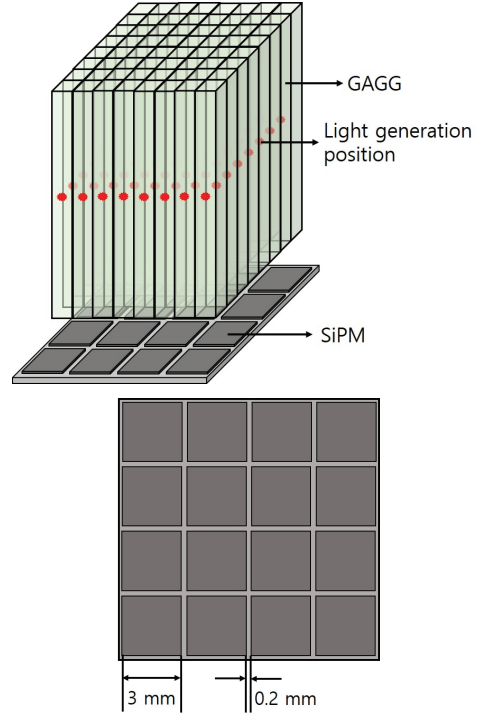


Fig. 1. Schematic diagrams of an 8 × 8 scintillation pixel array and a 4 × 4 array of SiPM photosensors designed for DETECT2000 simulation.

섬광 픽셀은 6.6 g/cm³의 밀도를 지니 높은 에너지의 방사선을 잘 검출하며, 1 MeV 당 50,000개의 광자를 발생시켜 에너지분해능이 우수하며, 또한 Lutetium Oxyorthosilicate(LSO) 섬광체와는 달리 자연 방사선을 발생시키지 않는 Gadolinium Aluminium Gallium Garnet(GAGG) 섬광체를 사용하였다^[12]. 광센서는 Hamamatsu사의 S14161-3050HS -04을 모사하였다^[13]. 이 광센서는 3 mm × 3 mm의 Silicon Photomultiplier(SiPM)이 4 × 4 배열로 구성된 형태이며, SiPM의 간격은 0.2 mm로 전체 크기는 12.6 mm × 12.6 mm이다. GAGG 섬광체에서 발생하는 최대 빛 파장은 530 nm이며, 이때 광센서의 양자효율은 약 40%이다. 섬광 픽셀과 광센서 사이에는 물질의 굴절률 차이에 의해 발생하는 빛의 전반사 및 굴절을 최소화하여 광센서로 빛을 전달시키기 위

해 광학윤활제를 사용하였다.

섬광 픽셀은 광센서와 맞닿은 부분을 제외하고 모두 98%의 반사율을 갖는 난반사체를 사용하여, 감마선과 상호작용하여 발생된 빛이 최대한 광센서에서 수집되도록 설계하였다. 각 섬광 픽셀 배열의 평면 영상을 획득하기 위해 DETECT2000 시뮬레이션 툴로 검출기 모듈을 설계하였으며, 모든 섬광 픽셀의 중심에서 1,000번의 감마선 이벤트를 발생시켜 생성된 빛을 광센서를 통해 획득하였다. 수집된 빛 신호를 통해 평면 영상으로 재구성하여 각 섬광 픽셀 배열에 대한 영상 분석을 수행하였다.

III. RESULT

Fig. 2는 각 섬광 픽셀 배열에 따른 평면 영상을 나타낸다. (a)에서부터 (f)까지 각 8×8 배열부터 13×13 배열의 순서로 나타냈으며, 왼쪽은 각 배열별 섬광 픽셀이 광센서에 위치된 모습을 나타내고, 오른쪽은 이에 대한 각 평면 영상을 나타낸다. 배열의 크기가 커질수록 하나의 SiPM 픽셀과 연결된 섬광 픽셀의 수가 증가하는 것을 확인할 수 있다. 평면 영상에서 11×11 배열까지는 모든 섬광 픽셀들이 서로 완벽히 구분되어 영상으로 나타났으나, 12×12 배열부터는 가장자리의 섬광 픽셀에서 서로 잘 구분되지 않는 것을 확인할 수 있다. 이는 Fig. 3의 각 배열 평면 영상의 프로파일에서 확인할 수 있다. Fig. 3을 보면 11×11 까지는 각 섬광 픽셀의 프로파일 피크가 완벽히 분리되었으나, 12×12 에서부터는 서로 겹쳐지는 부분이 발생하는 것을 확인할 수 있다.

Table 2는 각 섬광 픽셀 배열의 평면 영상에서 프로파일들의 외곽 두 지점 피크 사이의 간격과 각 섬광 픽셀들의 외곽 두 지점의 평균 공간분해능 및 십치폭을 나타낸 것이다. 더욱 큰 배열일수록 외곽 두 지점의 피크와 피크 간격은 작아지고, 공간분해능의 값은 커지는 것을 확인할 수 있다. Table 2의 피크와 피크 사이의 간격과 십치폭의 관계를 보면 모든 배열에서 비슷한 값을 나타낸 것을 확인할 수 있다. 배열이 커질수록 외곽 두 지점의 피크 간격은 작아지나 십치폭의 간격은 모두 비슷한 값을 보이므로, 12×12 배열에서부터 겹침이 나타난 것을

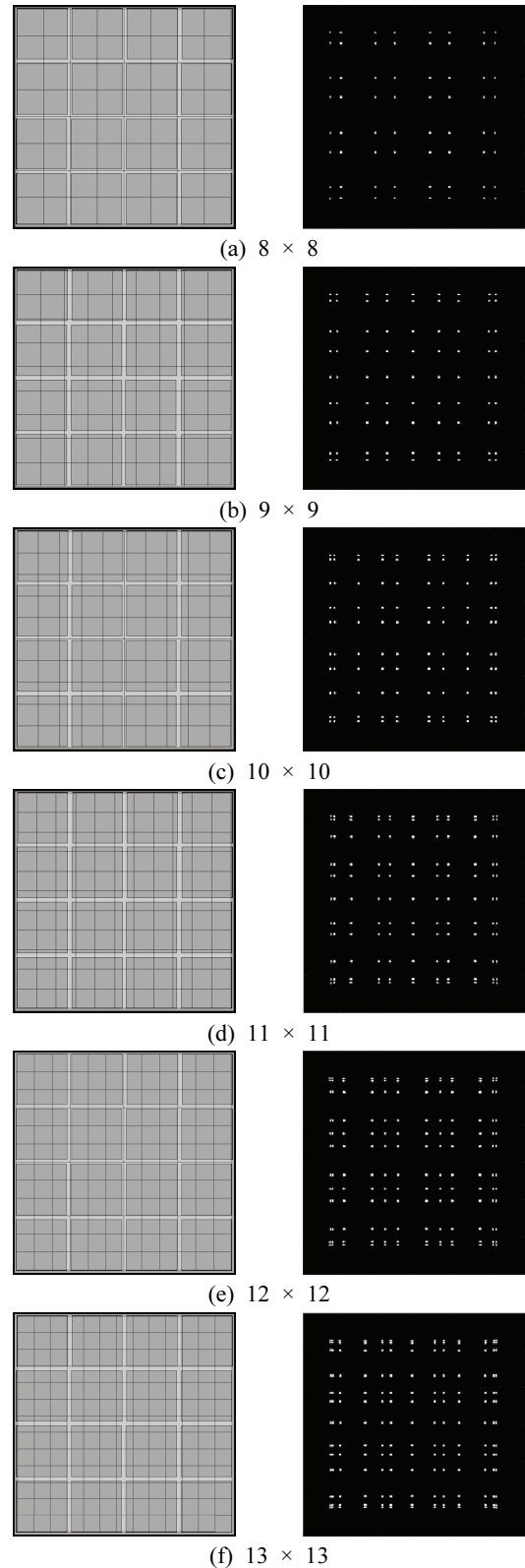


Fig. 2. A flood image according to each scintillation pixel array. (a) to (f) show flood images in an 8×8 to 13×13 array.

확인할 수 있다. 첫 번째 섬광 픽셀 영상과 두 번째 섬광픽셀 영상의 피크와 피크 간격은 3.61 픽셀이나, 섬치 폭의 값은 2.28 픽셀로 피크 간격에 비해 섬치폭의 값이 크므로 서로 겹침이 발생하는 것을 확인할 수 있다.

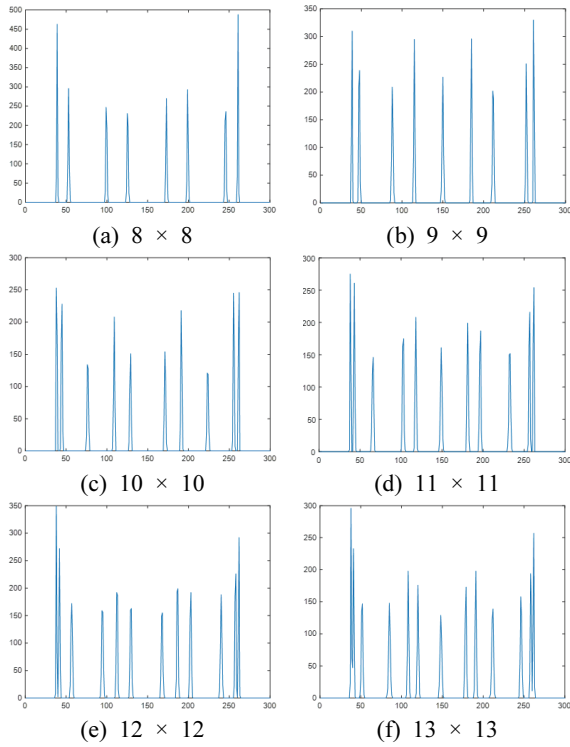


Fig. 3. Profile of the flood image of each scintillation pixel array.

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

Array	1st to 2nd peak (image pixel)	FWHM (image pixel)	FWTM (image pixel)
8 × 8	14.56	1.31	2.40
9 × 9	8.94	1.30	2.38
10 × 10	6.20	1.24	2.26
11 × 11	4.63	1.25	2.28
12 × 12	3.61	1.25	2.28
13 × 13	3.01	1.31	2.40

IV. DISCUSSION

섬광 픽셀 배열의 크기가 커질수록 섬광 픽셀의 크기는 작아진다. 이는 광센서와 접하는 섬광 픽셀의 면적이 작아지는 것을 의미하며, 섬광 픽셀에서 발생된 빛이 광센서로 입사하는 영역이 작아지는

것을 의미한다. 이렇게 섬광 픽셀이 작아질 경우, Fig. 4를 보면 가장자리에 위치한 섬광 픽셀과 그 옆의 섬광 픽셀에서 발생된 빛은 주로 접하는 광센서 픽셀로만 입사하게 되며, 이는 영상의 구분을 어렵게 한다. 11 × 11 배열까지는 두 번째 섬광 픽셀에서 발생된 빛이 접하는 광센서 픽셀 이외에 인접하는 광센서 픽셀로도 입사하여 두 섬광 픽셀 영상의 구분이 가능하였으나, 더 큰 섬광 픽셀 배열에서는 주로 하나의 광센서 픽셀로만 입사하여 영상의 겹침이 발생하였다. 이러한 현상은 섬광 픽셀이 작아질수록 더욱 뚜렷이 나타난다.

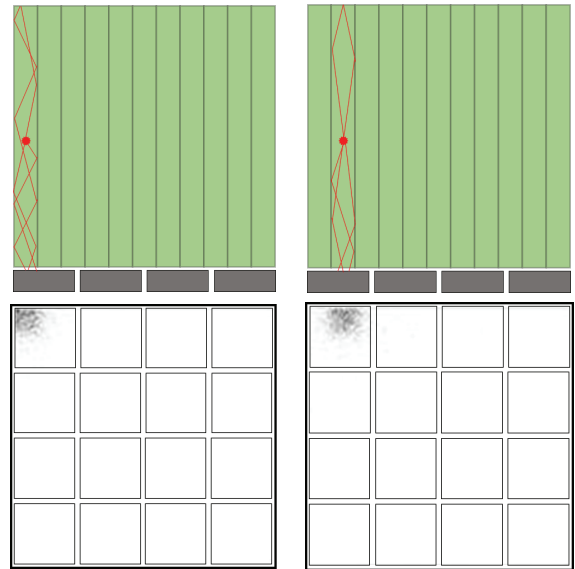


Fig. 4. Distribution diagram of the incident light from the first and second scintillation pixels to the photosensor in an 11 × 11 scintillation pixel array.

V. CONCLUSION

일정한 크기의 광센서를 사용하고, 섬광 픽셀 배열의 크기가 달라질 경우, 전체 섬광 픽셀들의 영상이 분리되는 최대의 섬광 픽셀 배열을 찾는 연구를 수행하였다. 이를 위해 섬광체와 광센서 등의 시뮬레이션이 가능한 DETECT2000을 사용하여 각 섬광 픽셀 모듈을 구성하고 빛을 발생시켜 평면 영상을 획득하였다. 획득된 평면 영상을 분석한 결과 12 × 12 배열에서부터 가장자리 섬광 픽셀에서 서로 겹침이 발생한 것을 확인할 수 있었다. 이는 11 × 11 배열로 구성할 경우 서로 겹침이 발생하지 않는 평면 영상을 획득하는 최대의 배열이 되는 것을

의미한다. 이때 첫 번째 피크와 두 번째 피크간의 간격은 4.63 픽셀이며, 평균 십치폭은 2.28 픽셀이므로, 피크간의 간격이 십치폭의 두 배 이상이므로 완벽히 분리된 영상을 획득할 수 있다. 본 연구를 통해 3 mm × 3 mm의 광센서 픽셀을 사용한 광센서에서는 1.05 mm의 십광 픽셀을 1.15 mm 간격으로 배열할 경우, 영상화할 수 있는 최대의 배열이 되는 것을 확인할 수 있었다.

Acknowledgement

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

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, 1997. <http://dx.doi.org/0.1109/23.596981>
- [2] 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>
- [3] 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/0.1007/s00259-002-1052-6>
- [4] 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 & Biology*, Vol. 48, No. 11, pp. 1519-1537, 2003. <http://dx.doi.org/0.1088/0031-9155/48/11/303>
- [5] 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.
- [6] 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. <http://dx.doi.org/10.1109/TNS.2006.889312>
- [7] C. C. Constantinescu, and 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>
- [8] 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>
- [9] 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", *Progress in Medical Physics*, Vol. 21, No. 2, 2010.
- [10] 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>
- [11] 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>
- [12] <https://www.epic-crystal.com/oxide-scintillators/gagg-ce-scintillator.html>
- [13] https://www.hamamatsu.com/resources/pdf/ssd/s14160_s14161_series_kapd1064e.pdf

광센서 크기에 따른 섬광 픽셀 배열의 최대화 연구

이승재^{1,2,*}

¹동서대학교 방사선학과

²동서대학교 방사선보건환경연구센터

요 약

전임상용 양전자방출단층촬영기기는 인체에 비해 매우 작은 소동물을 대상으로 촬영이 이루어지므로, 우수한 공간분해능을 지닌 검출기가 필요하다. 이를 위해 작은 섬광 픽셀을 사용한 검출기를 사용하여 시스템을 구성하였다. 현재 개발되어 사용되는 광센서의 크기는 한정되어 있으므로, 이에 맞는 최소한의 섬광 픽셀과 최대의 배열로 구성할 경우 우수한 공간분해능을 얻을 수 있다. 본 연구에서는 광센서의 크기를 고정하고, 이에 맞는 다양한 섬광 픽셀의 배열을 구성하여 평면 영상에서 겹침이 발생하지 않고, 모든 섬광 픽셀들이 구분이 되는 최대의 섬광 픽셀 배열을 찾고자 한다. 이를 위해 섬광체와 광센서로 이루어진 검출기 모듈의 시뮬레이션이 가능한 DETECT2000을 사용하였다. 3 mm × 3 mm 픽셀이 4 × 4 배열로 이루어진 광센서를 사용하였으며, 섬광 픽셀 배열은 8 × 8에서부터 13 × 13까지 구성하여 시뮬레이션을 수행하였다. 광센서 픽셀에서 획득된 데이터를 통해 평면 영상을 구성하였으며, 평면 영상과 프로파일을 통해 영상의 겹침이 발생하지 않는 최대의 섬광 픽셀 배열을 찾았다. 그 결과 평면 영상에서 서로 겹침이 발생하지 않고 모든 섬광 픽셀들이 영상화되는 섬광 픽셀 배열의 크기는 11 × 11이었다.

중심단어: 전임상용, 양전자방출단층촬영기기, 섬광 픽셀 배열, DETECT2000

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(단독저자)	이승재	동서대학교 방사선학과	교수