

Digital Position Acquisition Method of PET Detector Module using Maximum Likelihood Position Estimation

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: December 29, 2020. Revised: February 25, 2021. Accepted: February 28, 2021.

ABSTRACT

In order to acquire an image in a positron emission tomography, it is necessary to draw the position coordinates of the scintillation pixels of the detector module measured at the same time. To this end, in a detector module using a plurality of scintillation pixels and a small number of photosensors, it is necessary to obtain a flood image and divide a region of each scintillation pixel to obtain a position of a scintillation pixel interacting with a gamma ray. Alternatively, when the number of scintillation pixels and the number of photosensors to be used are the same, the position coordinates for the position of the scintillation pixels can be directly acquired as digital signal coordinates. A method of using a plurality of scintillation pixels and a small number of photosensors requires a process of obtaining digital signal coordinates requires a plurality of photosensors and a signal processing system. This complicates the signal processing process and raises the cost. To solve this problem, in this study, we developed a method of obtaining digital signal coordinates without performing the process of separating the planar image and region using a plurality of flash pixels and a small number of optical sensors. This is a method of obtaining the position coordinate values of the flash pixels interacting with the gamma ray as a digital signal through a look-up table created through the signals acquired from each flash pixel using the maximum likelihood function. Simulation was performed using DETECT2000, and verification was performed on the proposed method. As a result, accurate digital signal coordinates could be obtained from all the flash pixels, and if this is applied to the existing system, it is considered that faster image acquisition is possible by simplifying the signal processing process.

Keywords: maximum likelihood position estimation, PET, digital position acquisition, DETECT2000

I. INTRODUCTION

양전자방출단층촬영기기(Positron Emission Tomography, PET)는 양전자를 방출하는 방사성의 약품을 체내에 주입후, 방사성의약품내의 방사성동위원소의 붕괴로 방출된 양전자와 전자의 상호작용에 의해 발생하는 소멸방사선을 외부의 검출기에서 동시에 검출하여 영상화를 수행하는 장비이다^[1]. PET에 사용되는 검출기 모듈은 기본적으로

방사선과 상호작용하여 빛을 발생시키는 섬광 픽셀들과 이를 획득하는 광센서로 구성된다. 검출기 모듈에서 획득한 빛의 신호는 여러 회로와 다양한 알고리즘을 통해 섬광 픽셀들의 위치 신호로 변환되어 소멸방사선이 검출된 섬광 픽셀들을 서로 잇게 되며, 이러한 과정이 무수히 많이 반복되어 PET 영상이 만들어진다. 섬광 픽셀들을 서로 잇기 위해서는 픽셀들의 각각의 위치 좌표값이 필요하며, 위치 좌표값을 획득하는 방법은 사용하는 광센서의

* Corresponding Author: Cheol-Ha Baek E-mail: baekch@kangwon.ac.kr Tel: +82-33-540-3384 Address: Hwangjo-hil 346, Dogye-eup, Samcheok-si, Kangwon-do, 25949, Republic of Korea

수와 이를 처리하는 회로의 수를 통해 두 가지로 분류할 수 있다. 첫 번째 방법은 다수의 섬광 픽셀과 소수의 광센서를 사용하는 것이다^[2-8]. 검출기 모듈의 구성은 여러 섬광 픽셀들과 이보다 적은 광센서 픽셀들로 구성되며, 광센서 픽셀들에서 수집된 빛의 신호를 바탕으로 앵거 계산을 통해 위치 신호로 변환하고, 이를 바탕으로 평면 영상(flood image)를 획득한다. 획득한 평면 영상에서 각 섬광 픽셀별 방사선과 상호작용한 위치에 대한 영역을 나누어 픽셀 좌표를 획득한다. 이러한 방법을 사용하여 픽셀 좌표를 획득하기 위해서는 섬광 픽셀들의 평면 영상을 획득해야 하는 과정과, 이를 섬광 픽셀들의 영역으로 나누는 작업, 영역 내에 생성된 영상에 대한 방사선과 섬광 픽셀이 상호작용한 신호들을 정리하는 과정이 필요하게 된다. 즉, 데이터 처리를 위해 여러 과정이 필요하며, 이러한 과정이 모든 검출기 모듈에 적용되어야 한다. 두 번째 방법은 다수의 섬광 픽셀과 동일한 수의 광센서를 사용하는 것이다^[9]. 섬광 픽셀과 광센서를 1:1로 매칭하여, 섬광 픽셀에서 발생된 빛의 신호를 직접 획득하며, 빛이 획득된 광센서가 섬광 픽셀의 픽셀 좌표로 사용된다. 즉, 디지털 위치 좌표로 바로 획득이 가능하다. 그러나 디지털 위치 좌표를 직접 획득 가능하나, 사용하는 섬광 픽셀의 수가 증가할수록 광센서의 수도 증가하여 매우 높은 비용이 발생한다. 또한 각 광센서에서 획득한 신호를 처리하기 위해서 신호 처리 회로가 매우 복잡해지고, 이를 구성하기 위한 비용도 상승하게 된다.

본 연구에서는 위의 두 방법의 문제점을 해결하기 위한 새로운 섬광 픽셀의 디지털 위치 획득 방법을 개발하였다. 새로운 검출기 모듈은 여러 개의 섬광 픽셀과 소수의 광센서가 조합된 형태로, 앵거 계산식을 통해 신호를 획득한다. 각 섬광 픽셀에서 방사선과 상호작용하여 발생된 빛의 분포를 광센서에서 획득하고, 획득된 신호의 분포를 최대우도함수를 사용하여 방사선과 상호작용한 섬광 픽셀의 위치 좌표를 선정하는 방법이다. 위에서 언급된 첫 번째 방법을 사용하여 광센서의 수와 신호 처리 회로를 단순하게 만들면서, 방사선과 상호작용한 섬광 픽셀의 위치를 디지털 신호로 획득하는 방법이다. 이러한 최대우도함수를 사용하여 새로운 위

치 측정 방법을 증명하기 위해 섬광체 내에서 발생된 빛의 거동을 모사할 수 있는 DETECT2000^[10]을 사용하여 시뮬레이션을 수행하였다.

II. MATERIAL AND METHODS

DETECT2000 시뮬레이션 툴은 섬광체 내에서 방사선과 상호작용하여 발생된 빛이 물질 내에서의 산란과 반사, 흡수 등을 모사할 수 있다. 이러한 DETECT2000을 사용하여 섬광 픽셀의 위치를 디지털 신호로 측정할 수 있는 검출기 모듈을 설계하였다. 검출기 모듈에서 섬광 픽셀의 위치를 디지털 신호로 측정하는 과정은 다음과 같다. 첫 번째, 검출기 모듈은 일반적인 PET 검출기에서 사용되는 형태로, 다수의 섬광 픽셀과 소수의 광센서 픽셀로 이루어져 있다. 각 섬광 픽셀에서의 순람표(Look-up Table, LUT)를 획득하기 위해 각 섬광 픽셀 내에서 감마선과 상호작용하여 발생된 빛을 발생시켰다. 모든 섬광 픽셀에서 1,000번의 감마선 반응을 통해 신호를 획득하였다. 두 번째로 획득한 각 광센서에 해당하는 신호를 앵거 계산식을 통해 4채널, 즉, X+, X-, Y+, Y-의 신호로 감소시켰다. 각 채널별 신호들은 각 축끼리의 신호의 비율로 다시 계산하였다. 감마선 반응에 의해 발생된 빛의 신호를 각 축의 신호의 비율로 감소시킨 데이터들을 사용하여 각 신호의 비율에 대한 평균값과 표준편차값을 도출하여 LUT를 작성하였다. 모든 섬광 픽셀에서 위와 같은 과정을 시행하였다. 세 번째, 임의의 지점에서 감마선 반응을 일으켜 획득한 4채널의 신호를 이미 작성된 LUT와 최대우도함수^[11,12]를 통해 감마선과 상호작용한 섬광 픽셀의 위치값을 선정함으로써 평면 영상을 획득하고, 영역을 나누어 각 섬광 픽셀의 위치값을 선정하는 과정이 필요없이 디지털 신호로 바로 획득하게 된다.

섬광 픽셀과 감마선의 상호작용을 통한 광센서의 신호 획득 과정은 다음과 같다. DETECT2000 시뮬레이션을 통해 Fig. 1과 같이 4 × 4 배열의 검출기 모듈을 설계하였다. 섬광 픽셀은 GAGG(Ce:Gd₃Al₂Ga₃O₁₂, Gadolinium aluminium Gallium Garnet)을 사용하였으며, 크기는 3 mm × 3 mm × 20 mm로 픽셀간 간격은 3.1 mm로 구성하였

다. GAGG의 각 면은 광센서와 광학적으로 연결된 면을 제외하고 모두 난반사체 처리를 하였다. 광센서는 SensL사의 실리콘광전증배(Silicon photomultiplier, SiPM)센서를 사용하여 감마선과 섬광 픽셀이 상호작용하여 발생된 빛을 검출하였다. SiPM의 크기는 3 mm × 3 mm 크기의 3.2 mm 간격을 지니도록 구성하였다. GAGG와 SiPM의 사이는 광학적으로 연결되도록 광학윤활제를 사용하여 굴절률 변화로 인한 빛 손실을 최소화하였다. LUT 생성을 위해 GAGG 각 픽셀의 중심에서 감마선 반응을 1,000회 발생시켰다.

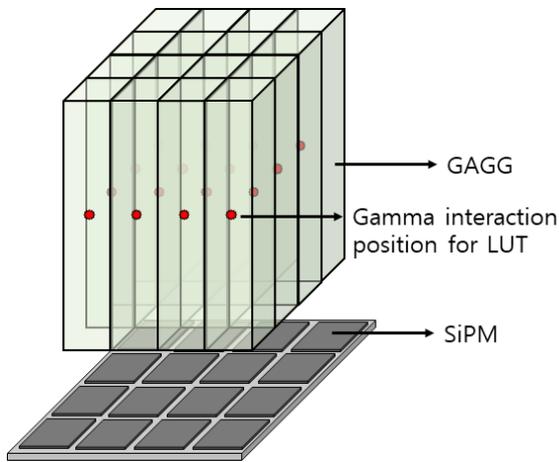


Fig. 1. Schematic of PET detector module for generation LUT.

감마선 반응을 통해 획득한 16개의 각 SiPM 픽셀의 신호는 Fig. 2와 같이 X축 및 Y축에 대한 각 SiPM 픽셀별 가중치를 주어 4채널의 신호로 감소시켰다. 각 SiPM 픽셀의 행과 열로 X1, X2, X3, X4 및 Y1, Y2, Y3, Y4로 신호를 합산한 후 SiPM의 거리에 따른 가중치를 주어 Eq 1.과 같이 X+, X-, Y+, Y-의 신호를 획득하였다.

$$\begin{aligned} X+ &= (w_1 \times X1) + (w_2 \times X2) + (w_3 \times X3) + (w_4 \times X4) \\ X- &= (w_4 \times X1) + (w_3 \times X2) + (w_2 \times X3) + (w_1 \times X4) \\ Y+ &= (w_1 \times Y1) + (w_2 \times Y2) + (w_3 \times Y3) + (w_4 \times Y4) \\ Y- &= (w_4 \times Y1) + (w_3 \times Y2) + (w_2 \times Y3) + (w_1 \times Y4) \end{aligned}$$

여기서, w는 각 SiPM의 거리에 따른 가중치를 나타낸다. 모든 SiPM의 거리가 서로 상이하므로 서로 다른 가중치를 부여하였다.

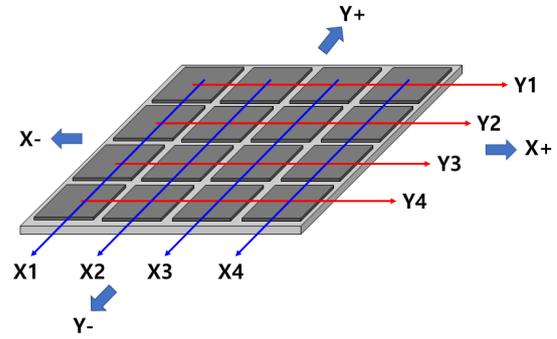


Fig. 2. The process of obtaining a signal by giving a weight according to the distance of the SiPM pixel.

16개의 SiPM의 신호를 4개의 신호로 감소시켜 획득한 결과를 사용하여 각 방향의 신호의 비율로 계산하였다. 즉, 각 4개의 신호의 비율은 다음과 같이 나타내었다.

$$X+: X+/X-, X-: X-/X-, Y+: Y+/Y-, Y-: Y-/Y-$$

1,000번의 감마선 반응을 시뮬레이션하였으므로, 위의 신호의 비율은 1,000번이 계산되었으며, 이에 대한 평균값과 표준편차를 구하여 섬광 픽셀의 LUT로 작성하였으며, 이러한 과정을 16개의 모든 섬광 픽셀에서 수행하여 전체적인 LUT를 작성하였다.

작성한 LUT를 사용하여 섬광 픽셀 임의의 지점에서 발생된 빛의 신호를 바탕으로 섬광 픽셀의 위치를 측정하기 위해 GAGG 픽셀 내에서 0.2 mm 간격으로 감마선 반응을 발생시켰다. 하나의 GAGG에서 22,500번의 감마선 반응을 일으켜 최대우도함수와 LUT를 사용하여 GAGG 픽셀의 위치를 디지털 신호로 측정하였다. 최대우도함수를 사용한 위치 추적은 Eq. 2를 통해 계산하였다.

$$(1) \quad \ln Pr[M_i/x] = - \left(\sum_{i=1}^n \frac{(M_i - \mu(x))^2}{2\sigma_i^2(x)} + \sum_{i=1}^n \ln \sigma_i(x) \right) \quad (2)$$

여기서 M은 감마선 반응에 의해 획득된 4채널의 신호를 나타내며, μ 는 LUT의 평균값, σ 는 LUT의 표준편차값을 나타낸다.

Table 1. LUT generated through DETECT2000 simulation

position	ch.	X+ μ	X+ σ	X- μ	X- σ	Y+ μ	Y+ σ	Y- μ	Y- σ
		x1	0.1357	0.0002	1	0	0.1357	0.0002	1
y1	x2	0.5901	0.0011	1	0	0.1358	0.0002	1	0
	x3	1.6504	0.0042	1	0	0.1358	0.0003	1	0
	x4	6.6207	0.0564	1	0	0.1358	0.0003	1	0
y2	x1	0.1358	0.0003	1	0	0.5900	0.0010	1	0
	x2	0.5899	0.0011	1	0	0.5899	0.0011	1	0
	x3	1.6498	0.0041	1	0	0.5898	0.0011	1	0
	x4	6.6153	0.0565	1	0	0.5898	0.0011	1	0
y3	x1	0.1358	0.0003	1	0	1.6502	0.0041	1	0
	x2	0.5898	0.0012	1	0	1.6495	0.0042	1	0
	x3	1.6494	0.0043	1	0	1.6492	0.0043	1	0
	x4	6.6123	0.0582	1	0	1.6493	0.0042	1	0
y4	x1	0.1358	0.0003	1	0	6.6197	0.0542	1	0
	x2	0.5899	0.0012	1	0	6.6133	0.0557	1	0
	x3	1.6494	0.0043	1	0	6.6103	0.0554	1	0
	x4	6.6118	0.0576	1	0	6.6106	0.0558	1	0

III. RESULT

DETECT2000 시뮬레이션을 통해 획득한 LUT를 사용하여 최대우도함수를 통해 섬광 픽셀의 위치를 결정하였다. 임의의 지점에서 발생한 감마선 반응에 해당하는 각 SiPM 픽셀의 16채널의 신호는 4채널의 신호로 가공되었고, 이를 최대우도함수를 통해 LUT와 비교하여 최적의 섬광 픽셀의 위치 값을 도출하였다. Table 1에 시뮬레이션을 통해 작성된 LUT를 나타내었다. 각 신호의 비율에 해당하는 평균값과 표준편차값으로 나타내었다.

Table 1에서 x, y는 각 섬광 픽셀의 x, y 좌표를 나타낸다. X-와 Y- 채널의 평균과 표준편차값은 각각 1과 0으로 작성되었으며, 이는 각 채널을 X-와 Y- 채널 값으로 나누어서 작성하였기 때문이다. 섬광 픽셀의 x, y 위치 좌표값의 결과는 모두 정확하게 측정되었으며, 이를 Fig. 3과 같이 4 × 4 형태의 영상으로 표현하였다. 각 섬광 픽셀에서 감마선 반응은 22,500번을 발생시켰으며, 모든 섬광 픽셀에서 감마선 반응이 발생한 지점의 섬광 픽셀로 위치 신호가 획득되었다. 이에 따라 영상에서 각각의 섬광 픽셀에서만 흰색으로 표현되고 나머지는 검은

색으로 표현되었다. 본 영상은 위치 신호를 정확하게 획득된 결과를 가시적으로 보기 위해 작성되었으며, 실제 결과는 섬광 픽셀의 각 좌표 번호로 도출되었다. Fig 4는 기존의 앵거 계산식을 통해 각 섬광 픽셀의 위치를 영상화한 것이다. 동일한 섬광 픽셀에서 발생한 감마선 반응이더라도 평면 영상에서 나타나는 지점은 모두 동일하지 않으므로 여러 부분에서 영상이 나타난 것을 확인할 수 있다.

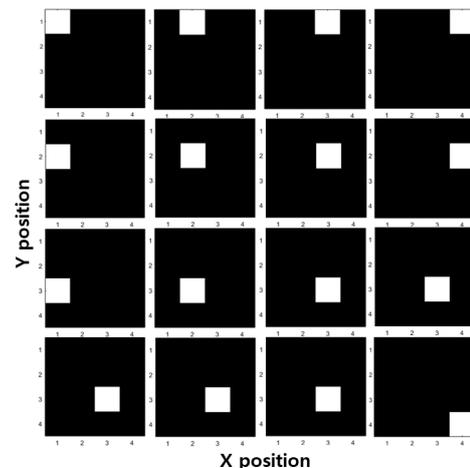


Fig. 3. Image of obtaining signal coordinates of GAGG pixels using the maximum likelihood position estimation and LUT.

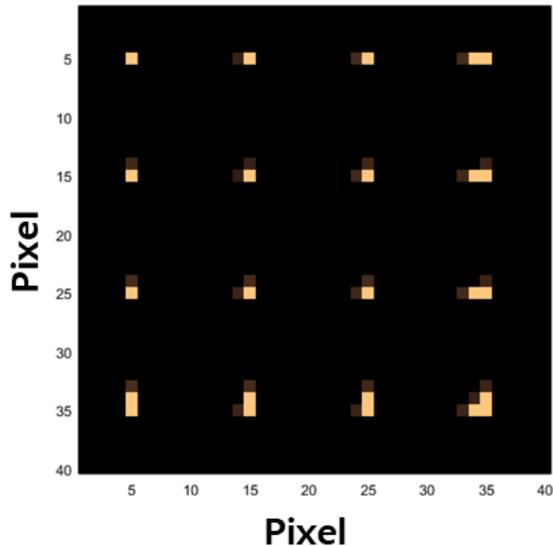


Fig. 4. Flood image of each GAGG pixel using the conventional anger equation.

IV. DISCUSSION

현재 사용되고 있는 PET 검출기는 다수의 섬광 픽셀과 4개의 광전증배관을 조합한 검출기를 사용한다. 각 섬광 픽셀에서 감마선과 상호작용하여 발생된 빛은 4개의 광전증배관에서 나뉘어 획득되며, 획득된 신호의 비율을 토대로 앵거 계산식을 통해 평면 영상을 획득한다. 획득한 평면 영상에서 각 섬광 픽셀의 영역을 분리하여 각 섬광 픽셀에 검출된 감마선을 분리하고 이를 통해 PET 영상을 구성한다. 이러한 과정을 시뮬레이션을 통해 생성한 LUT를 사용하면 섬광 픽셀의 위치 좌표 획득을 평면 영상을 구현하고, 이를 영역 분리를 하는 과정을 생략하고 바로 디지털 신호 좌표로 획득 가능하게 된다. 기존 최대우도함수와 LUT를 사용한 연구에서는 실험에 적용하기 위해서는 실험적으로 LUT를 작성해야 적용이 가능하였으나, 본 연구 방법으로는 시뮬레이션으로 생성한 LUT를 실험에 바로 사용가능하다는 장점이 있다. 이는 LUT를 각 광센서에서 획득한 신호를 사용하여 생성하는 것이 아닌 신호의 비율로 LUT를 작성하는 방법을 사용하였기 때문이다. 즉, 새로운 시스템을 설계하여 적용할 수 있을 뿐만 아니라, 기존 시스템에도 적용하면 섬광 픽셀의 위치 좌표를 획득하기 위한 여러 과정을 생략하고 간단하게 획득할 수 있다.

V. CONCLUSION

본 연구에서는 최대우도함수와 LUT를 사용한 PET 검출기의 위치 신호 획득과 관련된 방법을 개발하였다. 다수의 섬광 픽셀과 소수의 광센서를 이용하여 앵거 계산식을 통한 영상 획득 방법과 섬광 픽셀과 광센서가 서로 1:1 매칭되어 섬광 픽셀의 디지털 신호 좌표를 직접 획득가능한 방법의 장점을 조합한 방법이다. 즉, 다수의 섬광 픽셀과 소수의 광센서를 사용하지만 섬광 픽셀의 디지털 신호 좌표를 획득가능하도록 검출기를 설계하였다. 이러한 검출기를 구현하기 위해 각 섬광 픽셀에서의 신호에 대한 LUT를 생성하였고, 최대우도함수를 통해 임의의 섬광 픽셀 지점에서 발생한 감마선 반응의 위치를 도출하였다. 도출된 결과는 각 섬광 픽셀의 위치 좌표로 획득하므로 디지털 좌표 값으로 직접 획득이 가능하였다. 각 섬광 픽셀에서 모든 방향으로 0.2 mm 간격으로 감마선 반응을 일으켜 신호를 획득하였고, 이에 대한 섬광 픽셀 좌표를 디지털 신호로 획득하였다. 섬광 픽셀마다 총 22,500번의 감마선 반응을 일으켰으며, 디지털 신호 획득 결과 모두 정확하게 섬광 픽셀의 위치를 도출하였다. 본 검출기를 PET 시스템에 적용할 경우 앵거 계산식을 사용하여 평면 영상을 획득 후 각 섬광 픽셀의 위치 좌표를 획득하는 시스템에 비해 신호처리 과정을 간소화할 수 있으며, 섬광 픽셀과 광센서의 사용을 1:1로 매칭시켜 신호를 획득하는 시스템에 비해서는 비용의 절감과 신호처리 회로의 간소화를 이룰 수 있을 것으로 판단된다.

Acknowledgement

이 논문은 2020년도 동서대학교 “Dongseo Frontier Project” 지원에 의하여 이루어진 것임.

Reference

- [1] Bailey D. L., Townsend D. W., Valk P. E., Maisey M. N., *Positron Emission Tomography: Basic Science*, 1st Ed., Springer-Verlag London Ltd., London, pp. 41-62, 2005.
- [2] C. J. Thompson, A. L. Goertzen, J. D. Thiessen, D.

- Bishop, G. Stortz, P. Kozlowski, F. Retiere, X. Zhang, and V. Sossi, "Development of a PET scanner for simultaneously imaging small animals with MRI and PET," *Sensors*, Vol. 14, No. 8, pp. 14654-14671, 2014.
<http://dx.doi.org/10.3390/s140814654>
- [3] T. Niknejad, M. Pizzichemi, G. Stringhini, E. Auffray, R. Bugalho, J. C. D. Silva, A. D. Francesco, L. Ferramacho, P. Lecoq, C. Leong, M. Paganoni, M. Rolo, R. Silva, M. Siverira, S. Tavernier, J. Varela, C. Zorraquino, "Development of high-resolution detector module with depth of interaction identification for positron emission tomography," *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, Vol. 845, pp. 684-688, 2016.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.nima.2016.04.080>
- [4] Z. Kuang, X. Wang, X. Fu, N. Ren, Q. Yang, B. Zhao, C. Zhang, S. Wu, Z. Sang, Z. Hu, J. Du, Do. Liang, X. Liu, H. Zheng, Y. Yang, "Dual-ended readout small animal PET detector by using 0.5 mm pixelated LYSO crystal arrays and SiPMs," *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, Vol. 914, pp. 1-8, 2018.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.nima.2018.11.011>
- [5] E. Lamprou, F. Sanchez, J. M. Benlloch, A. J. Gonzalez, "In-depth evaluation of TOF-PET detectors based on crystal arrays and the TOFPET2 ASIC," *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, Vol. 977, No. 11, pp. 1-8, 2020.
<https://doi.org/10.1016/j.nima.2020.164295>
- [6] M. Pizzichemi, G. Stringhini, T. Niknejad, Z. Liu, P. Lecoq, S. Tavernier, J. Varela, M. Paganoni, and E. Auffray, "A new method for depth of interaction determination in PET detectors," *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 61, No. 12, pp. 4679-4698, 2016.
<http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/61/12/4679>
- [7] L. Tong, Y. Fan, M. Dong, L. Zhao, Z. Li, Y. Li, T. Wang, Y. Yin, X. Chen, "Positron emission tomography detector performance with different crystal pitches," *Radiation Detection Technology and Methods*, Vol. 1, No. 2, pp. 1-7, 2017.
<http://dx.doi.org/10.1007/s41605-017-0026-y>
- [8] A. Vandenbroucke, A. M. K. Foudray, P. D. Olcott, and C. S. Levin, "Performance characterization of a new high resolution PET scintillation detector," *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 55, No. 19, pp. 5895-5911, 2010.
<http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/55/19/018>
- [9] C. Casella, M. Heller, C. Joram, T. Schneider, "A high resolution TOF-PET concept with axial geometry and digital SiPM readout," *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, Vol. 736, pp. 161-168, 2014.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.nima.2013.10.049>
- [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] J. H. Park, S. J. Lee, "Monte Carlo Simulation-Based maximum-Likelihood Position Estimate Monolithic Scintillation Detectors," *Journal of the Korean Physical Society*, Vol. 74, No. 8, pp. 812-815, 2019. <http://dx.doi.org/10.3938/jkps.74.812>
- [12] Y. H. Chung, S. J. Lee, C. H. Baek, Y. Choi, "New design of a quasi-monolithic detector module with DOI capability for small animal pet," *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, Vol. 593, No. 3, pp. 588-591, 2008.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.nima.2008.05.059>

최대우도함수를 이용한 양전자방출단층촬영기기의 검출기 모듈의 디지털 위치 획득 방법

이승재^{1,2}, 백철하^{3,*}

¹동서대학교 방사선학과

²동서대학교 방사선보건환경연구센터

³강원대학교 방사선학과

요 약

양전자방출단층촬영기기에서 영상을 획득하기 위해서는 동시 측정된 검출기 모듈의 섬광 픽셀의 위치 좌표를 서로 연결하는 과정이 필요하다. 이를 위해서 다수의 섬광 픽셀과 소수의 광센서를 사용하는 검출기 모듈에서는 평면 영상을 획득하여 각 섬광 픽셀의 영역을 나누어 감마선과 상호작용한 섬광 픽셀의 위치를 획득해야 한다. 또는 사용하는 섬광 픽셀의 수와 광센서의 수를 동일하게 구성할 경우는 섬광 픽셀 위치에 대한 위치 좌표를 직접 디지털 신호 좌표로 획득할 수 있다. 다수의 섬광 픽셀과 소수의 광센서를 사용하는 방법은 평면 영상 획득과 영역을 나누는 과정이 필요하며, 디지털 신호 좌표를 직접 획득하는 방법은 다수의 광센서와 신호처리 시스템이 필요하다. 이는 신호처리 과정이 복잡해지며, 비용이 상승하는 문제가 발생한다. 이를 해결하기 위해 본 연구에서는 다수의 섬광 픽셀과 소수의 광센서를 사용하여 평면 영상 및 영역의 분리과정을 수행하지 않고 디지털 신호 좌표를 획득하는 방법을 개발하였다. 최대우도함수를 사용하여 각 섬광 픽셀에서 획득한 신호를 통해 작성된 순람표를 통해 감마선과 상호작용한 섬광 픽셀의 위치 좌표값을 디지털 신호로 획득하는 방법이다. DETECT2000을 사용하여 시뮬레이션을 실시하였으며, 제시한 방법에 대해 검증을 실시하였다. 그 결과 모든 섬광 픽셀에서 정확한 디지털 신호 좌표를 획득할 수 있었으며, 이를 기존 시스템에 적용할 경우 신호처리 과정의 단순화로 보다 빠른 영상획득이 가능할 것으로 판단된다.

중심단어: 최대우도함수, 양전자방출단층촬영기기, 디지털 신호 좌표 획득, DETECT2000

연구자 정보 이력

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