

Effect of Detector-Misalignment on TOF-PET Detector Performance

Jingyu Yang,¹ Jihoon Kang^{1,2,*}

¹Department of Biomedical Engineering, Chonnam National University

²Research Center for Healthcare and Biomedical Engineering, Chonnam National University

Received: August 21, 2019. Revised: November 10, 2019. Accepted: November 30, 2019

ABSTRACT

Effect of misalignment on the performance was evaluated for the development of time-of-flight(TOF)-PET detector. A pair of TOF-PET detector consists of Lutetium-yttrium oxyorthosilicate(LYSO) scintillation crystal with a volume of 3 mm × 3 mm × 20 mm and Geiger-mode avalanche photodiodes(GAPD) photo-sensor with a active area of 3.07 mm × 3.07 mm. Analog output signals from TOF-PET detector were sent to the pre-amplifier and then fed into the gain adjust circuit for achievement of gain homogeneity for each detector. The amplified signals were recorded and digitized by data acquisition system based on oscilloscope. The effect of the detector misalignment between LYSO and GAPD was examined for four different alignment offsets of 0.0 mm, 0.5 mm, 1.0 mm and 1.5 mm for a pair of TOF-PET detector. The photopeak position decreased from ~400 mV to ~250 mV with increasing detector misalignment. the energy resolution and time resolution were degraded from 11.6% to 16.2%, and from 477 ps to 632 ps, respectively. This study demonstrated that PET detector performance was degraded considerably depending on the detector misalignment, which would be a critical issue for the development of TOF-PET detector.

Keywords: Detector misalignment, Energy resolution, Photopeak position, Time resolution, Time-of-flight PET

I . INTRODUCTION

양전자방출단층촬영기(PET: Positron Emission Tomography)은 환자에게 주입된 방사선의약품의 체내분포를 영상화하여, 생체현상 규명 혹은 질환의 진단에 사용되는 대표적인 비침습적 핵의학 영상화 기술이다.^[1,2] 양전자를 방출하는 방사성의약품을 생체 내 주입하고 베타붕괴과정을 통해 방사성동위원소에서 양전자가 방출된다. 이때 순간적으로 주변의 전자와 결합하는 쌍소멸현상이 발생하고, 양전자와 음전자의 질량은 에너지 형태로 변환 및 서로 반대방향으로 511 keV 에너지를 갖는 한 쌍의 감마선을 환자로부터 방출한다. 동시에 발생한 두 개의 감마선이 마주보고 있는 한 쌍의 PET 검출기에 도달하고, 미리 설정된 시간 윈도우와 에너지 윈도우에 부합하는 경우 동시계수현상으로

계수하고, 두 검출기를 잇는 동시 측정선 혹은 응답선으로 표현하게 된다.^[3]

검출기가 한 쌍의 감마선을 검출한 시간 차이인 비행시간정보(TOF: Time-of-flight)를 이용하여 PET 영상의 품질을 향상시키는 것에 관심이 커지고 있다. 높은 시간분해능은 영상의 신호 대 잡음 비율을 향상시킬 수 있다. 100 ps의 시간분해능을 가질 때 양전자방출 위치를 약 1.5 cm 이내로 추적 가능해지며, 80 cm 의 시야각을 가지는 PET에서 영상의 신호 대 잡음비는 약 7.3배 향상된다.^[3,4]

PET 검출기에서 입사된 에너지 및 시간 정보가 중요한 성능요인으로 작용한다. 이들은 검출기를 구성하는 섬광결정, 광센서, 신호처리회로, 구성방법 등 다양한 요소들에 의해 영향을 받는다. 특히, TOF-PET 검출기를 위해서는 높은 광량과 빠른 감

* Corresponding Author: Jihoon Kang

E-mail: ray.jihoon.kang@gmail.com

Tel: +82-61-659-7363

쇠시간을 가진 섬광결정을 사용하고, 광센서의 배열형태 및 크기를 조절하여 광검출효율을 향상시키고, 반사체와 접합면 구조를 개선하여 광전달효율을 개선하는 등 다양한 연구가 진행되었다.^[5-7]

특히, 섬광결정과 광센서 사이의 정렬 오차는 검출기 제작 및 조립 과정에서 발생할 수 있는 성능저하요인으로 광전달효율 및 광검출효율이 저하되어 전체적인 PET 검출기 성능이 저하될 수 있다. 본 연구에서는 TOF-PET 검출기의 정렬 오차에 따른 광전달위치, 에너지분해능, 시간분해능 등의 변화정도를 정량적으로 평가하였다.

II. MATERIAL AND METHODS

1. 한 쌍 TOF-PET 검출기

Fig. 1은 한 쌍 TOF-PET 검출기를 구성하는 3 mm × 3 mm × 20 mm 체적을 갖는 Lutetium-yttrium oxyorthosilicate(LYSO) 섬광체(Epic-Crystal, China)와 3.07 mm × 3.07 mm 크기의 Geiger-mode avalanche photodiodes(GAPD) 광센서(MicroFJ-SMPTA-30035; On Semiconductor, Phoenix, Arizona, USA)를 나타낸다.

LYSO는 66의 높은 유효원자번호(Effective Atomic Number, Zeff)와 7.4 g/cm³ 높은 밀도로 511 keV 감마선에 대하여 효율적인 저지능을 제공하여 PET 검출기에 많이 활용되고 있다. 특히, 약 30 Photon/keV의 높은 발광효율(Light Yield)과 약 40 ns의 빠른 감쇠시간(Decay time)은 에너지분해능과 시간분해능을 개선하여 TOF-PET 검출기에 적합하다. 또한, 약 420 nm의 최대 방출파장(Max. Emission Peak)은 GAPD 광센서의 최대 양자효율(Quantum Efficiency)과 일치하여 광전자변환효율을 최대화 할 수 있는 장점을 갖는다.

GAPD는 종래 Photo multiplier tube(PMT)를 대체할 수 있는 반도체형 광센서로 PET 검출기 개발에 많이 활용되고 있다. 약 9 mm² 유효면적을 갖는 광센서는 5,676 개의 마이크로셀들로 구성되어 있고, 외부로부터 입사면을 보호하기 위해 < 500 μm 에 폭시로 표면 처리되었다. 특히, TOF-PET 검출기에 적합성을 높이기 위해 약 1.4 ns의 반치폭을 갖는

fast 출력 신호를 아날로그 출력신호로 활용하였다.^[8]

LYSO 섬광체와 GAPD 광센서의 접합면에는 광전달효율을 높이기 위해 광학윤활제(optical grease)를 도포하였다. LYSO 4측면 및 1상면은 반사체(ESR, Vikuity, 3M)로 덮여있고, 검출기는 외부 빛 잡음을 제거하기 위해 검정테이프로 처리하였다.

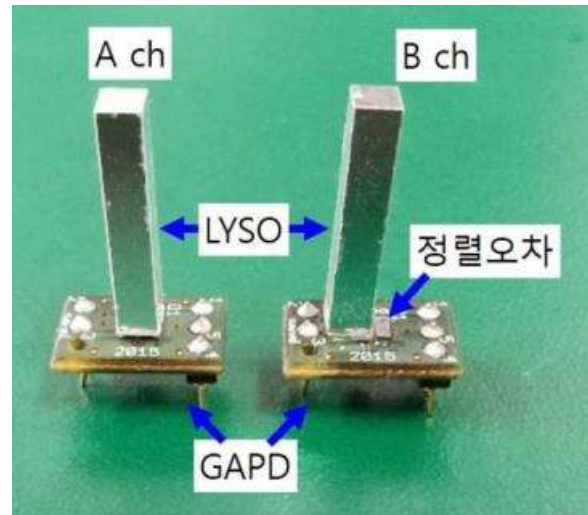


Fig. 1. Picture of LYSO scintillation crystal and GAPD photo-sensor used in this study.

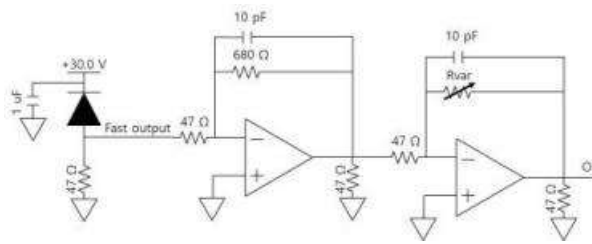
2. 아날로그 회로 및 데이터 획득 시스템

TOF-PET 검출기의 아날로그 출력 신호는 Fig. 2(a)에서 나타낸 연산증폭기(AD8012; Analog Devices Inc., Massachusetts, USA)를 사용한 저잡음 고속 전치 증폭기에서 신호처리 되었다. 특히, 한 쌍 검출기의 출력진폭을 조절하기 위해 가변저항기 기반 증폭률 조절회로를 포함한다. Fig. 2(b)에서 아날로그 파형을 확인할 수 있다. 한 쌍 검출기 출력 신호는 거의 동일하게 보정하였고, 아날로그 파형에서 추출한 주요 파라미터는 Table 1에 요약되었다.

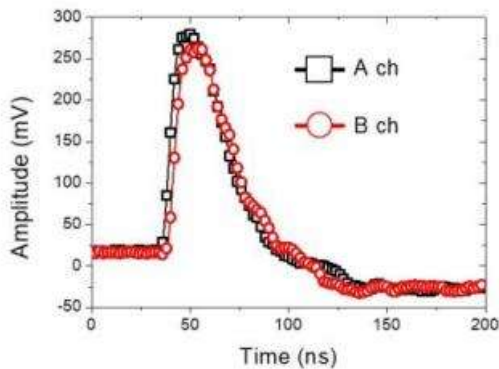
Table 1. Specifications of the pulse shapes

Parameter	A detector	B detector
Rise time (10%-90%)	7.76 ns	6.95 ns
Fall time (90%-10%)	36.55 ns	36.30 ns
Pulse width (50%-50%)	28.51 ns	27.63 ns
Offset	20.16 mV	19.21 mV

Fig. 3는 본 연구에서 사용된 실험환경이다. 아날로그 출력 신호는 오실로스코프 (Wavesurfer10; LeCroy, New York, USA) 기반 데이터 획득 장치가 활용되었다. 오실로스코프는 1 GHz 대역폭과 10 GS/s 샘플속도의 성능을 내포하고, LAN 통신으로 연결된 호스트 PC에서 개발된 랩뷰 기반 오실로스코프 제어 및 데이터 후처리 프로그램을 통해 에너지 및 시간분해능을 측정하였다.^[9]



(a) Schematic diagram of low-noise charge sensitive preamplifier and gain adjustment circuits



(b) Example pulse shape of A and B detectors

Fig. 2. Analog circuits and pulse shape of detectors.



Fig. 3. Experimental setup used in this study.

3. 정렬 오차와 검출기 성능 평가

Fig. 3은 섬광결정과 광센서 사이의 정렬 오차가

TOF-PET 검출기 성능에 미치는 영향성을 평가하기 위한 실험환경을 나타낸다. 각 검출기 정렬 오차는 0.0 mm, 0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm를 각각 적용하여 총 16단계의 정렬 오차를 발생시켰다.

Fig. 4는 예시출력파형으로부터 비행시간정보를 획득하는 과정을 나타낸다. 감마선의 비행시간 차이를 측정하기 위해 LED(Leading Edge Discrimination) 방법을 사용했다. 비행시간정보를 획득하기 위한 전압 임계점은 오프셋과 잡음정도를 고려하여 33 mV로 설정하였다. 각 채널 신호의 시간차를 통해 히스토그램화하여 시간정보 스펙트럼을 획득하였고, 가우시안 피팅을 통해 반치폭을 계산하였다.

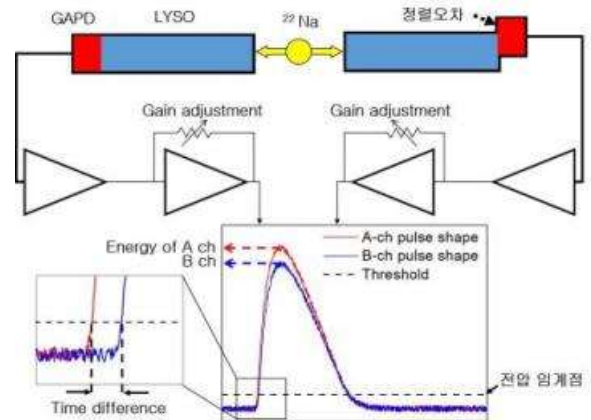


Fig. 4. Process of obtaining energy and time information.

III. RESULT

1. 정렬 오차에 따른 에너지 성능 변화

Fig. 5는 A 검출기의 정렬 오차에 따른 에너지 스펙트럼의 변화를 나타낸다. Fig. 6(a)에서 정렬 오차가 증가할수록 511 keV 광절정위치는 약 400 mV에서 약 250 mV로 감소하였고, Fig. 6(b)에서 에너지분해능은 A 채널의 경우 11.6%에서 16.2%로, B 채널의 경우 12.1%에서 15.5%로 저하되었다.

2. 정렬 오차에 따른 시간분해능 변화

Fig. 7은 A 와 B 검출기 모두 0.0 mm, 0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm 정렬 오차를 적용했을 때 획득된 시간 스펙트럼을 나타낸다. Fig. 8에서 정렬 오차가

증가할수록 시간분해능은 477 ps 에서 632 ps로 저하되었고, 정렬 오차에 따른 시간분해능의 성능저하율은 5.7%/0.5mm 수준이었다.

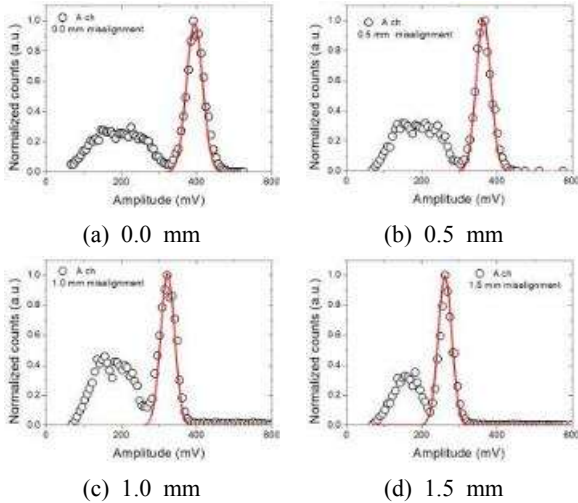


Fig. 5. Energy spectra obtained from A detector with 0.0 mm, 0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm misalignment.

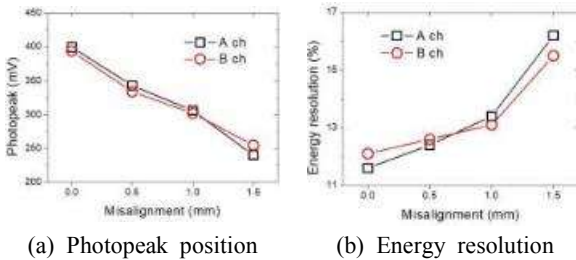


Fig. 6. Photopeak position and energy resolution as a function of the misalignment of each detectors.

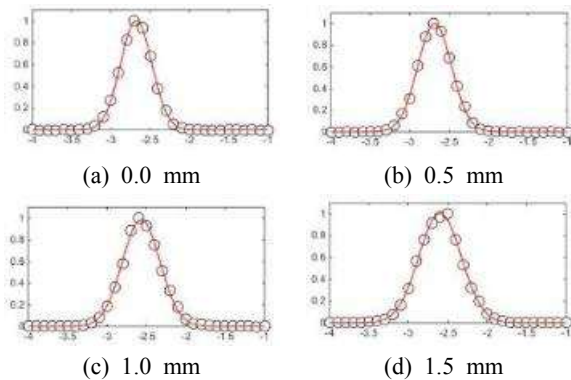


Fig. 7. Representative time spectra obtained from A and B detectors with 0.0 mm, 0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm misalignment.

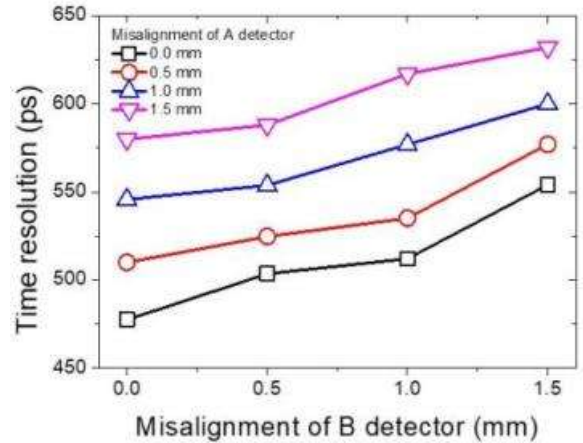


Fig. 8. Time resolution as a function of the misalignment of each detectors.

IV. DISCUSSION

본 연구에서는 검출기 구성요소인 섬광결정과 광센서 사이에 정렬 오차가 TOF-PET 검출기 성능에 미치는 영향을 평가하였다. 이를 위해 픽셀형 LYSO 섬광결정과 GAPD 광센서로 한 쌍 검출기를 구성하였고, 0.0 mm, 0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm 정렬 오차를 각 검출기에 적용하여 에너지분해능, 광절정위치, 시간분해능을 획득하였다.

실험을 통해 획득한 에너지 및 시간분해능은 정렬 오차의 크기에 따라 성능이 저하되었다. 511 keV 광절정위치는 정렬 오차에 따라 선형적으로 감소하여 (400 mV ~ 250 mV), 정렬 오차에 따라 검출되는 광량이 감소됨을 검증하였다. 에너지분해능 또한 정렬 오차 크기에 따라 성능이 저하되는 모습을 보였고 (11.6% ~ 16.2%), 광량과 비례하는 것을 확인하였다.^[5,7] 시간분해능은 정렬 오차가 0.5 mm 증가함에 따라 반치폭이 약 5.7% 씩 증가하였고, 최대 32% 변화하였다. 이는 비행시간측정법은 정렬 오차 혹은 광량에 따라 큰 성능차이를 보여준다.

V. CONCLUSION

본 연구에서 검증한 정렬 오차에 따른 시간분해능 평가는 정렬 오차를 통해 광량을 의도적으로 감소시키고 이에 따른 에너지, 시간 측정 성능이 감

소함을 보여주었다. 따라서 PET 검출기에선 정렬 오차 또는 높은 광량이 중요함을 시사한다. 이 결과를 통해 높은 광량과 광센서와 정렬 오차를 최소화하는 크기의 섬광결정을 결정하는 것이 PET 검출기를 구성하는 데 중요함을 증명하였다. 평균 에너지분해능, 광절정위치가 20% 이상의 오차를 가질 경우 정렬 오차를 의심하고, 재검증이 필요할 것으로 사료된다. 또한 PET에 국한되지 않고 감마 카메라, Single-photon emission computed tomography(SPECT), Dual-energy X-ray absorptiometry(DEXA) 등 섬광결정과 광센서로 검출기를 구성하는 의료기기 및 방사선 측정 기기에 도 활용할 수 있을 것으로 기대된다.

Acknowledgement

본 연구는 2018년도 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업(NRF-2018R1A4A1025704)의 성과물임

Reference

- Biology, Vol. 63, No. 11, pp. 115011, 2018.
- [7] S. Vandenberghe, E. Mikhaylova, E. D'Hoel, P. Mollet, J. S. Karp, "Recent developments in time-of-flight PET," *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging Physics*, Vol. 3, No. 1, pp. 3, 2016.
- [8] <https://www.onsemi.com/support/evaluation-board/microf-j-smtpa-30035-gevb>.
- [9] J. Yang, J. Kang, "Feasibility study of Data Acquisition System based on Oscilloscope for Radiation Detector," *The Transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers*, Vol. 66, No. 12, pp. 1804-1809, 2017.
- [1] A. Zhu, D. M. Marcus, H. K. G. Shu, H. Shim, "Application of metabolic PET imaging in radiation oncology," *Radiation Research*, Vol. 177, No. 4, pp. 436-448, 2015.
- [2] D. L. Bailey, M. N. Maisey, D. W. Townsend, P. E. Valk, *Positron Emission Tomography*, Springer, London, 2005.
- [3] S. R. Cherry, J. A. Sorenson, M. E. Phelps, *Physics in Nuclear Medicine*, Elsevier Health Science, 2012.
- [4] M. Conti, "Improving time resolution in time-of-flight PET," *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, Vol. 648, pp. S194-S198, 2011.
- [5] D. R. Scharrt, S. Seifert, R. Vinke, H. T. Dam, P. Dendooven, H. Löhner, F. J. Beekman, "LaBr₃:Ce and SiPMs for time-of-flight PET: achieving 100 ps coincidence resolving time," *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 55, No. 7, pp. N179-N189, 2010.
- [6] J. W. Cates, C. S. Levin, "Evaluation of a clinical TOF-PET detector design that achieves ≤ 100 ps coincidence time resolution," *Physics in Medicine &*

검출기 정렬 오차가 TOF-PET 검출기의 성능에 미치는 영향성 평가

양진규,¹ 강지훈^{1,2,*}

¹전남대학교 의공학과

²전남대학교 헬스케어의공학연구소

요 약

본 연구에서는 섬광결정과 광센서의 정렬 오차가 TOF-PET 검출기 성능에 미치는 영향성을 정량적으로 평가하였다. 한 쌍 TOF-PET 검출기는 3 mm × 3 mm × 20 mm 체적을 갖는 LYSO 섬광체와 3.07 mm × 3.07 mm 크기의 GAPD 광센서로 구성된다. 아날로그 출력신호는 증폭 및 균일도 보정이 수행되었고, 오실로스코프 기반 데이터 획득 장치에서 신호처리되었다. 각 검출기 정렬 오차는 0.0 mm, 0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm 를 각각 적용하여 총 16단계의 정렬 오차를 발생시켰다. 검출기 정렬 오차가 증가함에 따라 광결정 위치는 약 400 mV에서 약 250 mV로 감소하였다. 또한, 에너지분해능은 11.6%에서 16.2%로, 시간분해능은 47 ps에서 632 ps로 저하되었다. 이 결과는 검출기 정렬 오차가 TOF-PET 검출기 성능저하에 큰 영향성을 내포함을 시사한다.

중심단어: 검출기 정렬오차, 에너지분해능, 광결정위치, 시간분해능, 양전자방출단층촬영기

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	양진규	전남대 의공학과	대학원생(박사과정)
(교신저자)	강지훈	전남대 의공학과 전남대학교 헬스케어의공학연구소	교수