

# 유방촬영전용 양전자단층촬영시스템

윤현석<sup>1,2</sup>, 이찬미<sup>1,2</sup>, 이도우 마끼꼬<sup>1,4</sup>, 권순일<sup>1,3</sup>, 김수미<sup>1,4</sup>, 고근배<sup>1,2</sup>, 이동수<sup>1,3,4</sup>, 홍성종<sup>5</sup>, 이재성<sup>1,4</sup>  
서울대학교 의과대학 <sup>1</sup>핵의학교실, <sup>2</sup>의과학과, <sup>3</sup>방사선응용생명과학 협동과정,  
<sup>4</sup>방사선의학 연구소, <sup>5</sup>울지대학교 방사선학과

## Breast-dedicated Positron Emission Tomography Systems

Hyun Suk Yoon<sup>1,2</sup>, Chan Mi Lee<sup>1,2</sup>, Mikiko Ito<sup>1,4</sup>, Sun Il Kwon<sup>1,3</sup>, Soo Mee Kim<sup>1,4</sup>, Guen Bae Ko<sup>1,2</sup>, Dong Soo Lee<sup>1,3,4</sup>, Seong Jong Hong<sup>5</sup>, Jae Sung Lee<sup>1,4</sup>

<sup>1</sup>Department of Nuclear Medicine,

<sup>2</sup>Department of Biomedical Sciences,

<sup>3</sup>Interdisciplinary Program in Radiation Applied Life Science Major and

<sup>4</sup>Institute of Radiation Medicine, Seoul National University College of Medicine,

<sup>5</sup>Department of Radiological Science, Eulji University

(Received August 23, 2010. Accepted August 26, 2010)

### Abstract

Breast cancer is the most prevalent woman cancer, and its prevalence rate is increasing rapidly. It is necessary to develop the breast-dedicated positron emission tomography (PET) or positron emission mammography (PEM) systems with high resolution and sensitivity to improve the accuracy of diagnosis of breast cancer. Therefore, it is necessary to develop the high-end PET system technologies, such as the measurement of depth-of-interaction (DOI) and fully digitalized data acquisition, to establish high performance breast imaging systems. In this paper, recent technical advances in breast-dedicated PET imaging systems will be reviewed.

**Key words :** breast imaging, positron emission tomography (PET), positron emission mammography (PEM)

### 1. 유방전용 PET의 필요성

국립암센터의 연구에 의하면 암으로 인한 사회 경제적 손실은 연간 15조원을 넘는다. 특히 암 발생 후 5년 이내에 암 환자가 사망해 생기는 생산성 손실 비용은 12조에 달한다. 이러한 경제적인 수치를 떠나 암 환자와 그 가족들이 겪는 정신적 고통은 이루 말할 수 없다. 이러한 암을 예방할 수 없다면 조기에 발견하고 치료하는 것이 최선이다.

유방암(breast cancer)은 미국 및 구미 선진국에서는 가장 흔한 여성암으로, 미국 여성에 대한 통계를 보면 40세에서 55세 사이 여성의 제 1 사망원인이 되고 있으며, 평생 동안 8명 중 한명이 유방암에 걸리며, 그 수가 매년 약 15%씩 증가하는 추세에 있다. 또한 우리 국민의 급격히 서구화된 생활 습관 변화에 따라 유방암 발생

률은 급격히 증가하고 있어 2001년 이후 한국 여성에서도 여성 암 1위를 차지하고 있으며, 매년 10,000 여명이 새로이 유방암으로 진단되고 있고, 1,200 명이 이로 인해 사망하고 있다(그림 1, 2). 그러나, 종양의 크기가 2 cm 이하이고 겨드랑이 임파선에 퍼지지 않은 경우(1기)에는 5년 생존율이 80% 정도에 이를 정도로 치료 성적이 좋아 유방암에 있어 조기 진단과 치료는 매우 중요하다 할 수 있다.

또한, 여성이 유방의 상당 부분을 절제한 후 겪는 정신적인 상실감은 매우 크며, 이로 인한 사회적 문제를 생각할 때 유방암 조기 진단의 중요성은 아무리 강조해도 지나침이 없을 것이다. 진행 정도가 경미한 조기암에는 유방을 남기면서 암과 그 주변을 제거하는 유방보존적 절제술을 시행할 수 있으므로 조기 진단을 통한 환자의 정신적 고통 완화에 기여 할 수 있다.

유방 영상기술은 유방암의 감별진단과 원격전이 진단, 재발된 종양의 조기 진단 등을 위하여 사용되고 있으며, 유방 x선 촬영, 초음파, 자기공명영상(MRI), 양전자단층촬영(PET: positron emission tomography) 등이 활용되고 있다. 악성 종양의 활발한 대사 특성

**Corresponding Author :** 이재성  
서울특별시 중로구 연건동 28번지 서울의대 핵의학교실  
Tel : +82-2-2072-2938, Fax : +82-2-745-2938  
E-mail : joes@snu.ac.kr  
본 연구는 교육과학기술부 및 과학재단의 지원을 받아 원자력기술개발사업 고  
유량점기술육성사업(2008-2003852) 및 방사선기술개발사업(2010-002  
6012)을 통해 수행되었음.

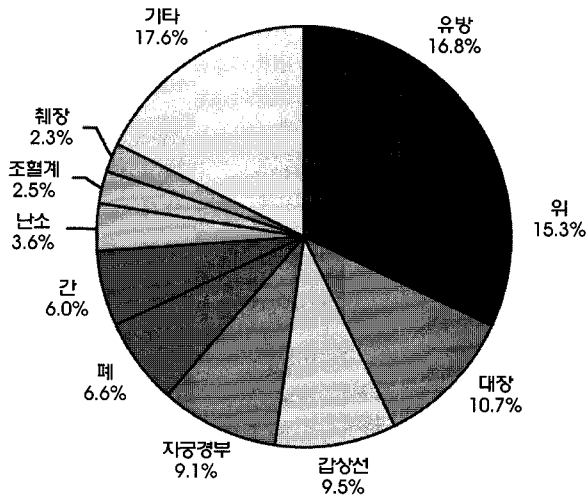


그림 1. 한국의 여성암 발생률 (한국중앙암등록사업연례보고서)  
Fig. 1. Incidence rate of cancer in Korean women

을 이용하는 포도당대사(FDG: flurodeoxyglucose) PET은 현재 많은 종류의 암에서 유용하게 사용되고 있는데 유방암에 있어서도, 임상적으로 의심은 되지만 초음파 등에서 발견되지 않는 경우나, 유방암의 병기결정, 전이 및 재발 여부, 항암제 치료 효과 확인 등에 사용되고 있다. 특히 FDG PET은 원격 전이나 재발 진단에 있어 다른 영상 방법들보다 정확하며, 국소적으로 진행된 환자들에서 시행하는 일차 항암화학 요법에 대한 치료 반응을 조기에 평가하는데 유용한 것으로 알려져 있다[1].

또한 유방암은 일찍이 맞춤치료가 발달되어 있다. 여성호르몬인 에스트로겐 수용체가 있는 경우 항 에스트로겐 제재인 타목시펜,

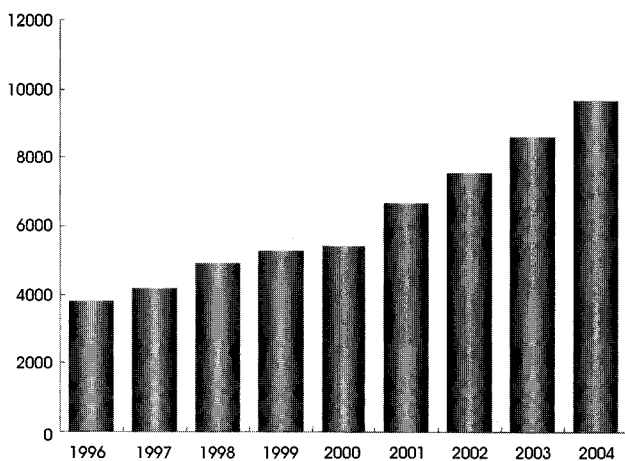


그림 2. 연도별 유방암 환자 발생수 (자료: 한국유방암학회)  
Fig. 2. Annual incidence rates of breast cancer

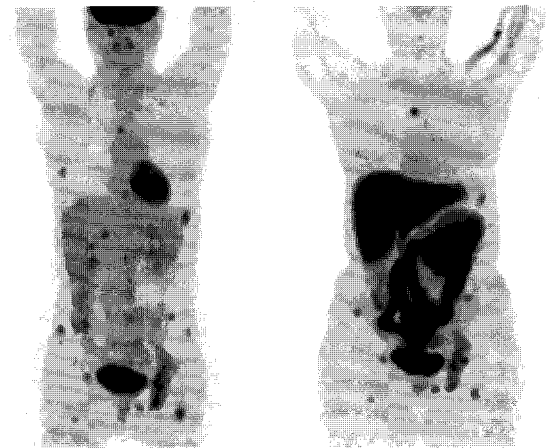


그림 3. 유방암 환자에서 FDG PET(좌)과 에스트로겐 수용체용 FES PET 영상(우)  
Fig. 3. FDG PET (left) and FES PET for estrogen receptor imaging (right) in breast cancer patient (reproduced from [2] with permission)

암세포 표면에 발현하는 HER2 수용체를 표적으로 하는 허셉틴이 대표적인 예이다. 이러한 원리를 PET 영상용 방사성추적자 (radiotracer)에 적용하기 위한 노력이 현재 활발하다. 예를 들어  $^{18}\text{F}$ -FES를 이용한 PET는 인체에서 에스트로겐 수용체를 보여주며  $^{124}\text{I}$ -herceptin 등은 HER2 수용체를 보여주는 PET용 방사성추적자다(그림 3, 4) [2,3]. 이처럼 암 표적치료에 방사성표지를 한 추적자, 수용체 영상, 종양 특이적인 항체 영상, 유전자 영상 등 다양한 분자영상 기법들이 활발하게 개발되고 있어 유방암 환자에 있어서의 고가의 맞춤치료를 예측하는데 양전자단층촬영 기술의 적용은 더욱 활발해 질 전망이다.

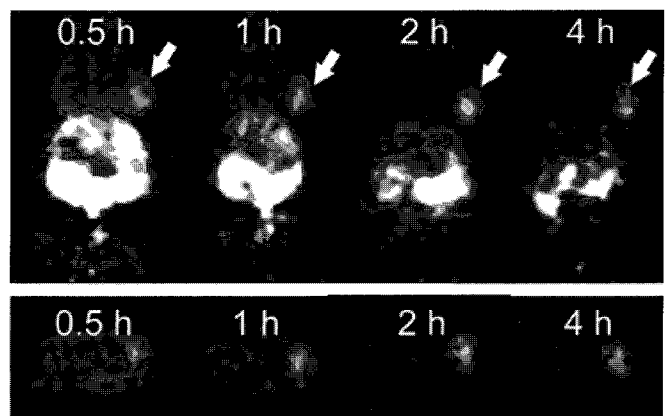


그림 4. 마우스 유방암 모델에서 HER2(Human epidermal growth factor receptor type 2) 수용체에 대한  $^{18}\text{F}$ -FBO-Z<sub>HER2.477</sub> PET 영상  
Fig. 4.  $^{18}\text{F}$ -FBO-Z<sub>HER2.477</sub> PET for HER2 receptor imaging in mouse model of breast cancer (reproduced from [3] with permission)

표 1. 일반 전신용 PET과 유방 전용 PET의 비교

Table 1. Comparison of whole-body and breast-dedicated PET scanners

종류	해상도	최대 민감도	직경	중축길이	섬광결정 단면적	섬광결정길이	DOI 기록	소형화 필요성
일반 전신용 PET	5~7 mm	0.8%	80~90 cm	15~20 cm	4×4 mm <sup>2</sup>	2~3 cm	필요없음	없음
유방 전용 PEM	< 2 mm	20%	15~20 cm	10~15 cm	2×2 mm <sup>2</sup>	2~3 cm	필수	필수

그러나, 일반 전신용 PET은 6 mm 정도의 낮은 공간해상도를 갖으며, 양쪽 유방이 해상도가 나쁜 시야 주변부(periphery of FOV)에 위치하지 못하므로 1 cm 이하의 종양을 찾는 민감도에 한계가 있다(1 cm 이상 종양에서 민감도 91%, 1 cm 이하에서 57%) [4]. 또한 포도당 대사를 보는 FDG PET 만으로는 분화가 좋거나 엽성 타입(lobar carcinomas)의 암종을 찾는 성능이 떨어지는 것으로 알려져 있다.

따라서, 현재의 PET 검사 방법만으로는 유방의 원발(primary) 종양 감지나 진단에 있어 유방 x선 촬영 후 초음파나 조직검사를 하는 일반적 진단 방법에 견주기가 어렵고, MRI 등이 빠르게 발전하고 점차 그 이용이 늘고 있기 때문에 기존의 PET 검사 방법만으로는 앞으로 유방암 분야에서 다른 영상진단법들과의 경쟁이 점점 어려워질 전망이다[1].

이를 극복하기 위해서는 우선 PET의 진단 정확성을 높일 수 있는 새로운 추적자의 개발 및 확산이 필요하고, 뛰어난 해상도와 민감도를 갖는 유방촬영 전용의 양전자단층촬영시스템의 도입이 필요하다. 이는 유방암의 조기진단, 치료 효과 예측 및 판정, 재발 진단 등에 활용될 수 있으며, 특히 전신용 PET으로 관찰하기 어려운 5 mm 이하의 유방암에 대한 보다 정확한 생화학적, 분자생물학적 정보를 제공할 수 있기 때문이다. 따라서, 본 논문에서는 유방전용 PET의 기술적 이슈와 최신 연구결과, 국내외 기술개발 현황과 본 연구진의 유방전용 PET 개발 현황을 소개하고자 한다.

## II. 유방전용 PET의 기술적 이슈

이상적인 유방전용 PET 시스템이 갖추어야 할 특성을 들면, 1) 공간해상도가 전신용 PET 시스템에 비해 월등히 우수해야 하며 (1.5 mm 수준), 2) 민감도가 우수하여 방사선량 및 검사 시간을 최소화할 수 있어야 하고, 3) 좁은 공간에서 사용될 수 있도록 시스템의 크기가 최소화되어야 한다(표 1). 이는 유방전용 PET이 전신 PET에 대한 보조적 진단 도구로 사용되는 경우나, 유방암 검진을 위한 1차적 진단 도구로 사용될 경우 모두에 공통적으로 필요한 조건들로 기존의 전신용 PET에 사용되는 일반적인 양전자단층촬영 기술만으로 도달하기 어려운 조건들이다.

PET 직경이 작아지면 민감도를 향상시킬 수 있다. 그림 5는 GEANT4 기반 몬테카를로 시뮬레이션을 통해 링 형태의 유방전용 PET 시스템을 설계하고 그 성능을 예측한 결과로, 10개 광전자 증배관(photomultiplier tube: PMT)로 구성된 PMT 링 2개 또는 3개를 쌓아 올린 형태를 보여 주고 있으며 중심에서 20%의 민감도를 보이는 것을 알 수 있다.

유방전용 PET의 공간해상도를 높이기 위해서는 검출기 링의 직경을 최소화하고 감마선 검출을 위한 섬광결정의 단면 크기를 줄여야 하는데, 이 경우 검출기 링 직경에 비해 섬광결정의 길이가 상대적으로 길어지므로 시야 주변부에서 섬광결정의 표면이 아닌 측면으로 들어와 검출되는 감마선의 양이 많아져 시야 주변부의 공간해상도가 급격히 나빠지는 parallax error가 문제가 된다(그림

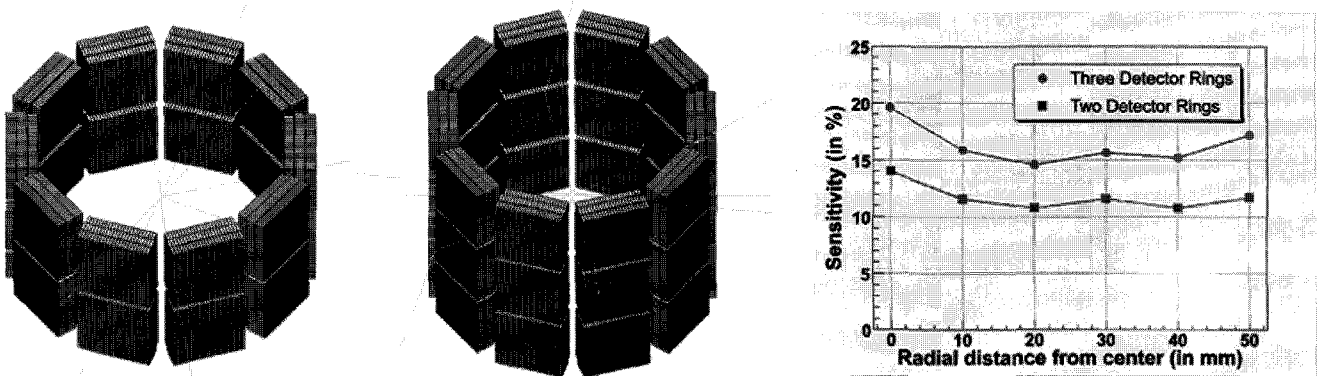
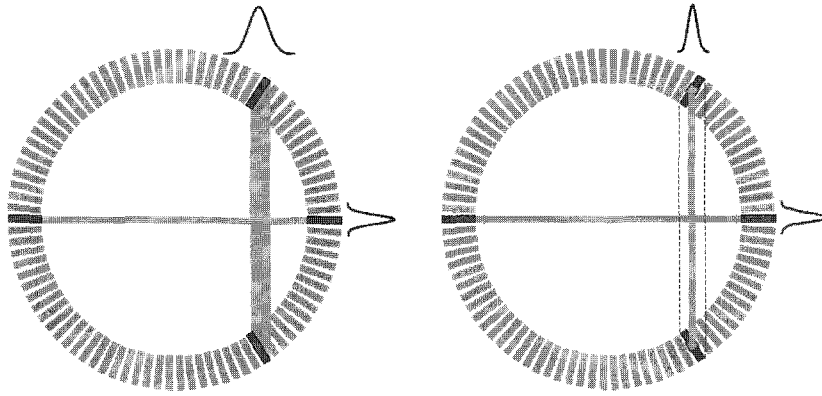


그림 5. 3층 DOI 측정 기능을 갖는 링 형태의 유방전용 PET 시스템에 대한 몬테카를로 시뮬레이션  
Fig. 5. Monte Carlo simulation of ring type breast-dedicated PET system with 3-layer DOI encoding capability



**그림 6.** 링형 PEM 검출기 주변부에서의 parallax error에 의한 해상도 저하(좌) 및 섬광내 반응깊이(DOI: depth of interaction) 측정을 통한 보정(우)  
**Fig. 6.** Resolution degradation due to the parallax error in periphery of ring type PET field-of-view (left) and correction of the error using DOI information

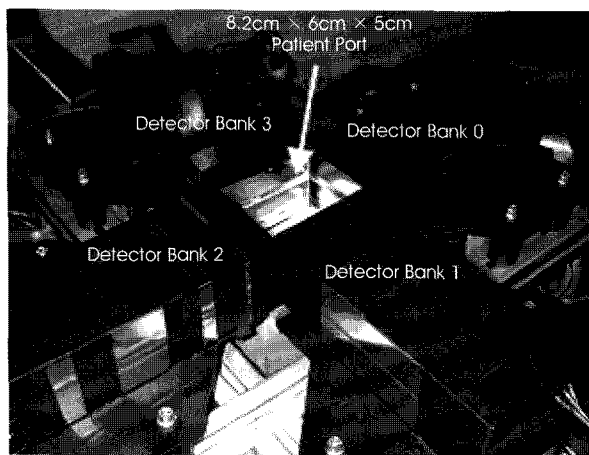
6) [5-8,33,44]. 단순히 섬광결정의 길이를 줄여 이러한 오차를 줄이는 방법도 있으나 이는 민감도의 저하를 가져 오히려 좋은 방법이 아니며, 섬광결정 내에서 감마선이 검출된 깊이 정보(depth of interaction: DOI)를 측정하고 이를 영상재구성 과정 중에 처리하여 공간해상도를 향상시키는 방법이 최선의 방법이라 할 수 있다 [9]. 유방전용 PET 시스템에서 디지털 방식의 데이터 획득 및 처리 기능은 이러한 DOI 정보를 알아내고 기록, 처리하는데 있어 필수적이며, 시스템의 고장 진단 및 지속적인 성능 개선, 소형화에도 기여하는 바가 크다 할 수 있다[10].

시스템의 소형화도 유방전용 PET 개발에 있어 중요한 고려 사항이다. 이는 기존의 전신용 PET 시스템을 갖춘 중·대형 병원에서 국소 촬영기기로 유방전용 PET을 도입하여 전신용 PET과 같이 사용하는 경우나, 유방전용 PET을 단독으로 사용하게 될 경우 모두에 있어서 꼭 필요한 조건이다. 소형화를 위해서는 전자회로

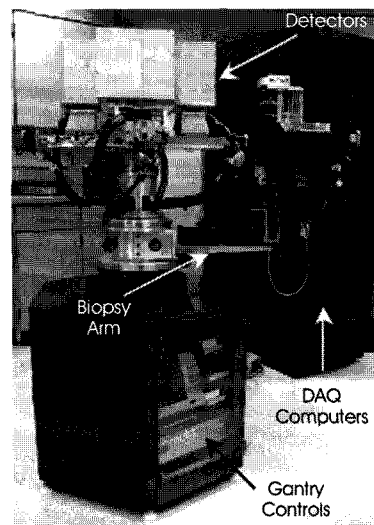
의 ASIC화가 최선의 방법이나, 초기 개발비용이 많이 들어 대량 생산이 안 될 경우 경제성을 고려해야 한다. 다행히 유방전용 PET의 디지털 데이터 획득 및 처리는 현재 급속히 발달하고 있는 FPGA와 DSP 기술을 통해서 구현이 가능하리라 보며, 향후 ASIC화를 통한 초소형화도 필요한 과제이다.

### III. 해외 기술개발 현황

미국, 독일 등 구미 선진국에서는 유방전용 PET에 대한 연구를 계속해오고 있는데, 대표적인 그룹으로는 Lawrence Berkeley Laboratory (LBL) 그룹을 들 수 있다. 또한 유럽의 다국적 Crystal Clear Collaboration 그룹의 Clear PEM (positron emission mammography: 링형태의 PET과 달리 2개의 평판형 검출기 모듈만을 이용하여 영상을 얻는 시스템을 특별히 PEM이



**그림 7.** LBL에서 개발 중인 PEM  
**Fig. 7.** LBL PEM (reproduced from [11] with permission)



**그림 8.** West Virginia 대학에서 개발한 PEM/PET  
**Fig. 8.** PEM/PET developed in West Virginia University (reproduced from [16] with permission)

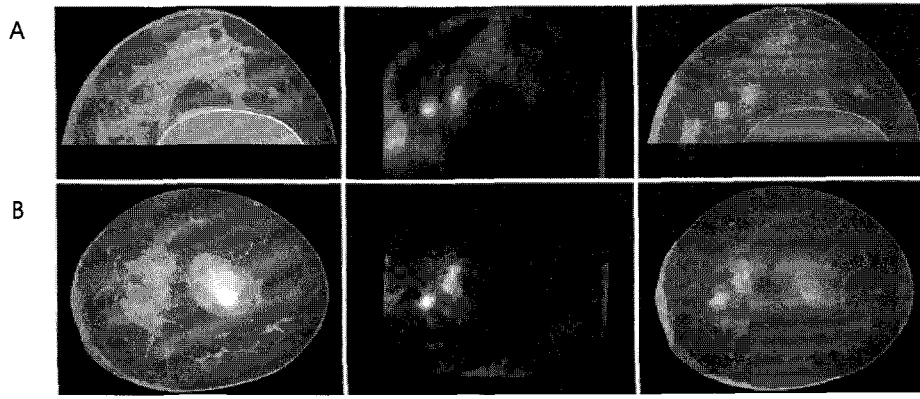


그림 9. UC Davis 그룹에서 개발한 유방전용 PET/CT 영상  
 Fig. 9. Breast-dedicated PET/CT image of UC Davis group (reproduced from [21] with permission)

라 한다.) 연구가 활발하다. PEM은 2개의 평판형 검출기에서 동시계수회로를 통해 얻은 감마선 쌍 정보를 검출기에 평행한 평면들에 역투사하여 영상을 재구성하는 기법을 사용한다.

LBL과 UC Davies 그룹은 다양한 형태의 유방전용 PET 모듈을 simulation하여 평가하였으며, 64개의  $3\text{ mm} \times 3\text{ mm} \times 30\text{ mm}$  LSO 섬광결정을 PMT와 APD에 결합시켜 DOI를 얻는 유방전용 PET을 구성하였는데, 24개의 모듈이 사각형(축방향 길이는 5 cm, 사각형의 크기는  $8.2 \times 6\text{ cm}$ )을 이루고 있다(그림 7) [11]. Clear PEM 그룹은  $16.2 \times 14.1\text{ cm}$ 의 두 개의 평행판 형태로  $2\text{ mm} \times 2\text{ mm} \times 20\text{ mm}$  LYSO 섬광결정에서 발생하는 섬광 빛을 APD 광전소자를 통하여 전기신호로 바꾸어 DOI를 측정하는 PEM을 개발 중이다[12,13].

LBL 그룹은 사각형 형태, Clear PEM 그룹은 평행판 형태의 PEM 제작하였는데, 이들 형태는 이미지 재구성이 많이 연구되어 왔고 널리 사용되고 있는 원통형 형태의 PET과는 다른 구조이며,

특히 평행판 형태는 유방의 자연적인 형태와도 차이가 있어 영상과 실제 종양의 위치와 대응시키는 것이 간단하지 않은 제한점을 가지고 있다. 또한 영상 획득 및 재구성 원리상 검출기에 직각인 방향의 공간해상도가 나쁜 단점을 가지고 있다[14,15]. 하지만, 개방형 구조를 가져서 PEM 스캔 기반의 생검(biopsy)이 용이하고, 감시림프절(sentinel lymph node) 영상에도 사용이 가능하다는 장점을 가지고 있다. West Virginia 대학 연구진은 마주보는 두 개의 LYSO PET 검출기를 회전할 수 있게 하여 PEM과 PET 영상을 모두 얻을 수 있는 생검 장치와 결합한 PEM/PET 시스템을 개발하였다(그림 8) [16].

PEM 검출기를 회전시키거나, 전신용 PET과 같이 링형태의 유방전용 PET을 이용하여 모든 방향의 해상도를 일정하게 할 수 있으며, 이러한 형태의 유방전용 PET이 신호대 잡음비 측면에서 영상질이 더 우수함이 알려져 있다[17,18]. PEM과 링 PET의 중간 형태인 부분링(partial ring) PET을 이용하는 방법도 제안되었다.

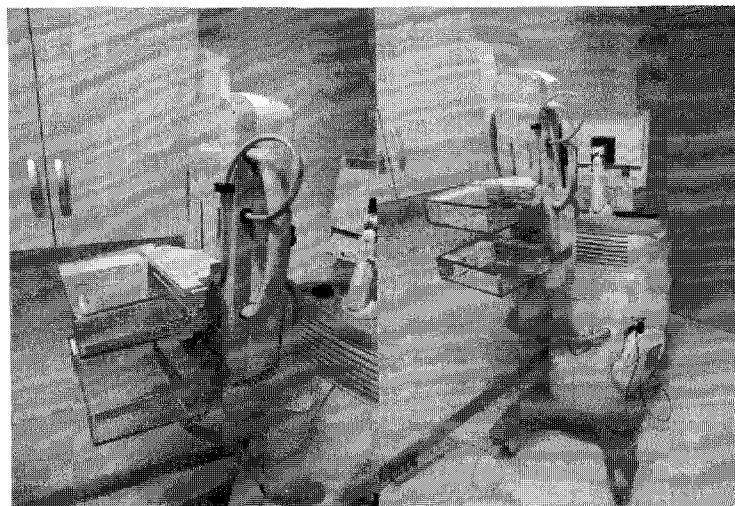


그림 10. 서울대병원 핵의학과에 설치된 Naviscan PEM 스캐너  
 Fig. 10. Naviscan PEM scanner installed in Seoul National University Hospital

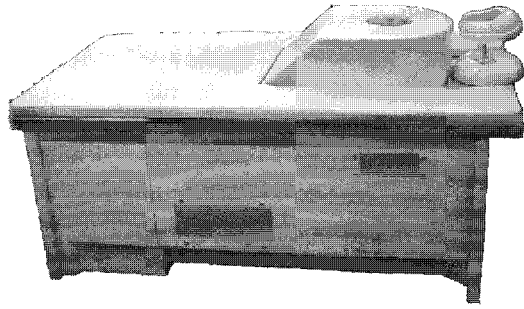
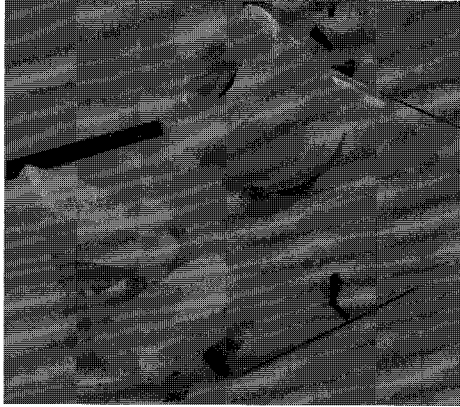


그림 11. Shimazu사에서 개발한 C-type PET과 링 PET 시작품  
 Fig. 11. Shimazu C-type and ring-type PET prototypes (reproduced from [24] with permission)

이는 두 가지 기법의 장점을 모두 가지고 있으나, 각(angular) 데이터가 일부 없으므로, 재구성된 영상에 왜곡이 나타나는 제한점이 있다. 최대사후(maximum a posteriori, MAP) 영상 재구성 기법이나, time-of-flight (TOF) 정보를 이용하여 이러한 영상 왜곡을 제거하고자 하는 시도도 있다[19,20]

유방전용 PET을 다른 해부학적 영상기법과 결합한 융합영상 시스템에 대한 연구도 활발하다. UC Davis 그룹은 유방전용 PET을 유방전용 CT와 결합한 PET/CT 시스템을 개발하였으며(그림 9) [21], Brookhaven National Laboratory (BNL) 그룹은 MRI에 유방전용 PET을 결합한 시스템을 개발하고 있다[22].

유방전용 PET의 상용화는 아직 초기 단계로 미국의 Naviscan사가 2006년에 평판형 PEM 스캐너 상용화에 성공하였다(그림 10) [23]. 현재 서울대병원 핵의학과에서는 국내에서 유일하게 Naviscan사가 개발한 평판형 PEM 스캐너를 도입하여 임상용으로 시범 운영 중이다. Naviscan은 검출기 평면 방향에서는 좋은 공간해상도를 지니는 반면(~ 2 mm), 그에 수직인 축방향으로는 영상이 심각하게 흐려지는 현상을 보인다. 배경 잡음이 심각하게 나타나 영상 대조도가 악화되는 현상도 파악되었다. 게다가 검출기 크기가 작아 검사 시간이 오래 걸리는 단점이 있다.

일본의 Shimazu 사에서는 림프절 영상이 가능한 C-모양 검출기를 개발 중이다. 1링은 12개의 블록검출기로 구성되어있고 2개의 링으로 제작된 시작품이 교토대학병원 등에 설치되어 있다. 그와 동시에 성능 비교를 위하여 완전 링형태의 유방전용 PET도 개발 중이다(그림 11) [24].

#### IV. 국내 기술개발 현황

##### A. 국내 PET 기술개발 현황

근래 들어 국내 연구진에 의해서 PET 연구가 지속적으로 수행되어 오고 있다. 서강대 최용 교수 연구팀은 국제 컨소시엄인 GATE Collaboration과 Clear Crystal Collaboration에 참여하

고 있으며, LSO/LuYAP 섬광결정을 이용한 소동물 PET을 개발하였다[25]. 연세대 정용현 교수 연구팀은 연속 섬광결정을 이용한 DOI PET 검출기 개발 분야에서 앞서가는 성과를 내고 있다 [26,27]. 또한 본 연구진과 서강대 연구팀은 Geiger-mode APD를 이용한 PET/MRI 용 PET 검출기 분야에서 많은 성과를 내고 있다[28-32].

##### B. 본 연구진의 유방전용 PET 개발 현황

본 연구진은 최근에 유방전용 PET 시작품 개발에 성공하였으며 G-APD를 이용한 PET 시작품을 세계 최초로 개발, PET/MRI 동시 영상 획득이 가능한 시스템으로 확대 발전시키는 연구를 수행하고 있다[28-31].

고해상도 고민감도를 갖춘 유방전용 PET 제작시에 필수적인 상호작용 깊이 측정 기법을 새로 개발하였다. 기존 상호작용 측정기법이 가진, 불연속적 상호작용 깊이 측정, 제작비 증가 등의 단점을 보완할 수 있는 기법이며, 반사체 틀의 기하학적 구조에 의해서 생긴 상호작용 깊이에 의존한 2차원 섬광확산을 측정하여 상호작용 깊이 정보를 얻을 수 있다[33].

가장 이상적인 DOI 검출기는 연속적인 DOI를 획득할 수 있어야 한다. 그러한 연속적인 DOI를 측정하기 위해 개발된 검출기 중의 대표적인 하나가 dual-ended readout 검출기이며, DOI 정보를 구하기 위하여 섬광결정체의 양끝에 광센서를 연결하여 두 곳에서 빛 신호크기를 측정한다[34-36]. 이 때 양끝에서 검출되는 빛 신호의 크기는 DOI 위치와 양끝까지의 거리에 비례하기 때문에 양끝에서 측정된 신호 값의 비율로 DOI 위치를 계산할 수 있으며, 현재 이 접근방법으로 UC Davis 그룹은 2 mm DOI 분해능을 획득하였다[36]. 그러나 이 DOI 측정방법에서는 섬광결정체의 앞단에 연결되는 광센서는 감마산란과 흡수효과를 최대한 줄여야 하기 때문에 가격이 비싼 반도체 센서와 ASIC 전단회로 사용이 필수이며, 이러한 부분에 의한 사공간(dead space)을 줄이는 것도 필요하다. 게다가 앞단의 회로는 직접적인 감마선의 조사에 의한 손상

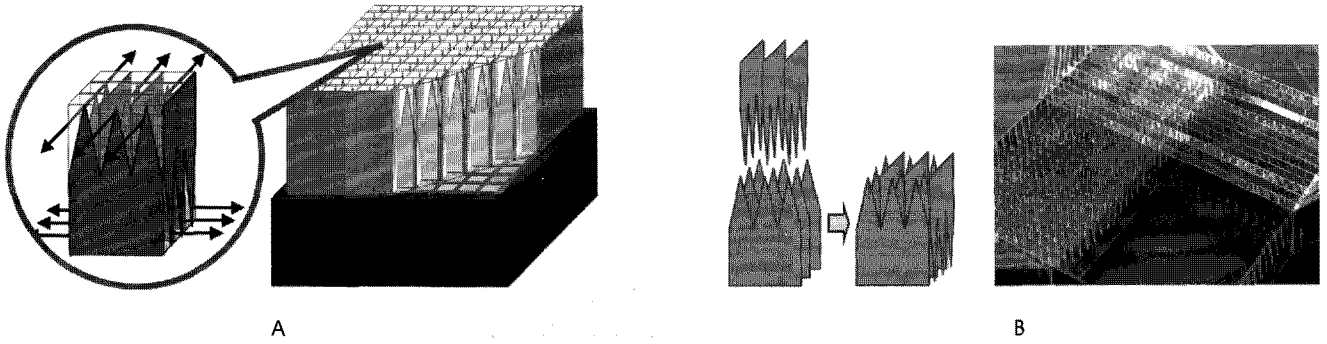


그림 12. 본 연구진이 개발 중인 DOI PET 검출기의 원리  
 Fig. 12. Principle of DOI PET detector (reproduced from [33] with permission)

도 우려되는 문제들이 있다[35].

본 연구진이 개발한 DOI 검출기는 그림 12에 나타내었듯이, 단일 다중양극 PMT와 한 층으로 배열된 섬광결정체 블록으로 이루어져 있는 구조로 되어 있고, 그 섬광결정체는 부분적으로만 반사체로 감싸여 있어서 블록 내에서 빛이 퍼질 수 있는 구조를 가지고 있어, 2차원적인 섬광의 퍼지는 정도를 측정하여 DOI를 추정할 수 있다[33].

다중양극 PMT의 경우 광자검출에 의한 반응이 일어날 때 하나 이상의 양극에서 출력신호를 내기 때문에 양극 출력 개수만큼의 데이터 처리가 필요하다. 그러나 각각의 양극 출력을 개별적으로 처리하려면 회로의 규모가 매우 커지는 문제점이 있다. 따라서 본 연구진에서는 다중양극 PMT의 64 또는 256 채널을 4개로 줄이고 이를 증폭하는 회로를 설계하고 제작하였다. 또한 이러한 다중양극 PMT의 경우 균일하게 입사되는 광원에 대해 양극별로 상이한 이득을 보이는데, 이러한 이득 불균일로 인해 감마선 검출 위치

결정에 왜곡이 생길 수 있다. 따라서 다중양극 광전자증배관의 양극별 이득 불균일을 보정하는 기법을 개발하였다(그림 13).

또한, 데이터 획득 시스템을 FPGA 기반으로 설계하여 시스템을 소형화 시키고, 고성능을 구현하였다. 신호의 베이스라인을 각 사건별로 보정하여 에너지 분해능과 내인성 해상도를 높였다. 또한 실시간으로 사건의 에너지와 위치 정보를 계산하여 전송되는 데이터양을 줄였다. FPGA 기반 데이터 획득 시스템은 빠른 처리 속도로 각 검출기 블록에서 초당 백만 사건을 처리할 수 있다.

유방전용 PET과 같이 링 직경이 작은 PET은 링 직경에 비해서 검출기 모듈의 크기가 상대적으로 커서 검출기 모듈의 배열이 이상적인 원으로 볼 수 없으며, 다수의 면을 갖는 다각형으로 볼 수 있다. 이러한 다각형 PET의 영상재구성에서는 각 검출기 모듈 사이에 틈새(gap)가 재구성된 영상에 원치 않는 왜곡을 만들므로 이를 제거하기 위한 기법에 대한 연구가 필요하다. MAP 기법과 Compressive sampling (CS) 이론을 기반으로 하는 total

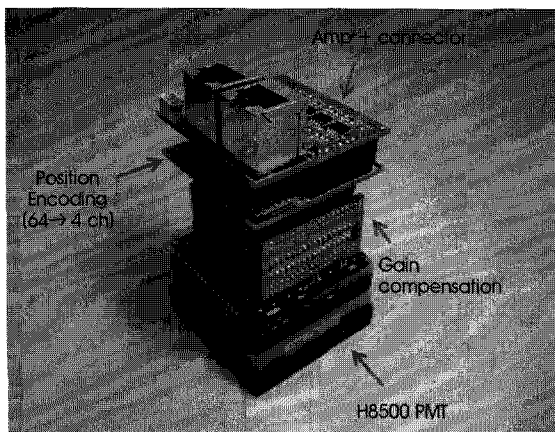


그림 13. 본 연구진이 개발한 증폭회로, 위치결정회로, 이득 불균일 보정 회로와 다중양극 PMT

Fig. 13. Amplification, position encoding, and gain compensation circuits for multi-channel PMT

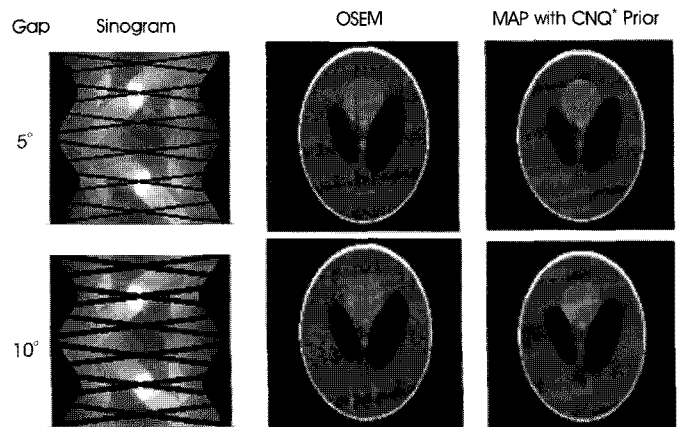


그림 14. MAP 재구성기법을 이용한 틈새보정 전(가운데)과 후(오른쪽) 재구성 영상

Fig. 14. Gap compensation using MAP image reconstruction technique (\*CNQ: Convex Non-Quadratic Prior)

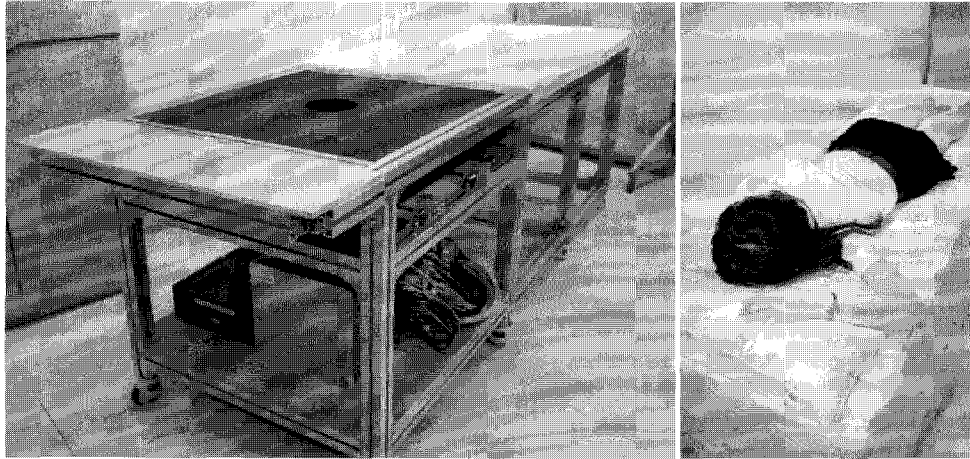


그림 15. 본연구진이 개발한 LGSO 섬광결정과 다중양극 PMT를 이용한 유방전용 PET의 시작품  
 Fig. 15. Prototype of breast-dedicated PET developed using LGSO scintillation crystal and multi-channel PMT

variation minimization 기법을 이용한 틱새보정 기법을 개발하였다(그림 14). 즉, MAP 문제를 풀기 위하여 ordered subsets (OS) 방법을 적용하며 부분집합(subset) 개수만큼 개선된 수렴속도를 보이는 것으로 알려진 rOS-SPS(separable paraboloidal surrogates)와 BSREM (block sequential regularized expectation maximization) 알고리즘을 적용하였으며[37,38], aART-TV (additive algebraic reconstruction technique - total variation minimization)[39]을 이용하여 PET 시스템의 틱새 문제를 해결하였다.

그림 15는 LGSO 섬광결정과 다중양극 PMT를 이용한 유방전용 PET의 시작품을 보여주고 있다(DOI 검출 기능은 아직 시스템 수준에서 구현 전단계이며, 7 mm 길이의 LGSO 섬광결정을 갖는 non-DOI PET 검출기로 시작품을 개발하였다). 시작품 시스템 성능을 평가하기 위해 유방팬텀을 제작하고 PET 영상을 얻었다(그림 16). 팬텀에는 총 5개의 가느다란 관이 있는데, 이 관을 통해 방사선원이 담긴 모세혈관 튜브를 1개씩 삽입할 수 있도록 하였다. 5개 관은 중심에 1개, 반지름의 1/2이 되는 지점에 90° 간격으로 4개를 배치하였다. 방사선원은 따로 준비된 모세혈관 튜브에 소량 주입하고 끝을 막은 후에 팬텀에 있는 통로에 잘 끼워 넣을 수 있도

록 하였다. 모세혈관 튜브의 내경은 1.1 ~ 1.2 mm 이다.

팬텀 내부는 물로 채우고 방사선원(<sup>18</sup>F)을 주입하여 배경 방사능을 가지도록 하였다. 위와 같이 제작된 유방팬텀으로 실제 시스템의 성능을 평가하였다. 유방팬텀 외에도 annulus 팬텀과 cold insert를 측정하였다(그림 17).

### V. 향후 전망

현재 전세계적으로 연간 1조원의 PET관련 시장이 형성되어 있다. 우리나라에도 1994년 처음 도입된 이후 PET은 유래 없이 빠른 성장을 보여 이제 암 환자에서 있어 양전자단층촬영 기술의 적용은 매우 자연스러운 일이 되었으며, 현재 20 여대의 의료용 사이클로트론이 설치 및 가동되고 있어 PET용 방사성 추적자의 공급이 원활하게 이루어지고 있다.

지금까지 국내에서도 PET 기술개발을 위하여 꾸준한 연구 투자가 이루어졌으나 아직 상업적인 결실을 보지 못하고 있는 실정이다. 이는 그동안의 연구가 주로 기본적인 요소기술에 대한 투자나, 실험적 시스템에 국한되었기 때문이며 이제 실제 산업화가 가능한 인체용 PET으로 그 투자를 확대해야 할 때가 되었다. 전신용 PET

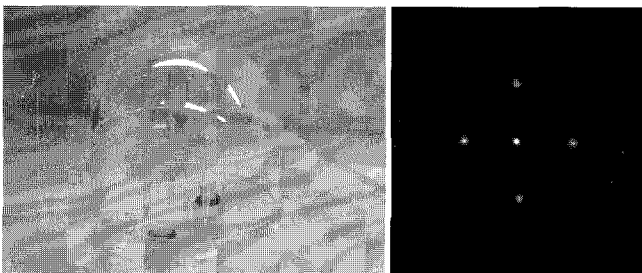


그림 16. 유방팬텀 및 유방전용 PET 영상  
 Fig. 16. Breast phantom and PET image

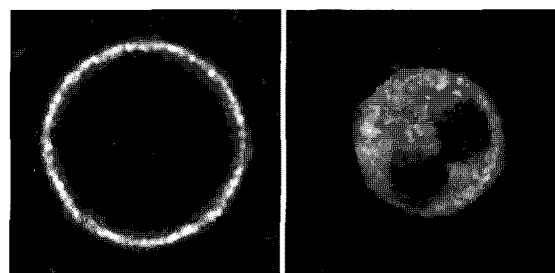


그림 17. Annulus 팬텀과 cold insert 팬텀 영상  
 Fig. 17. Images of annulus and cold-insert phantoms



은 세계 시장에서 이미 PET/CT의 형태로만 판매가 되고 있어, 세계최고 수준의 CT 기술이 동반되지 않고서는 산업화에 성공하기 어렵고, 국내에 150 대 가량이 설치되어 있는 등 세계적으로 그 시장 확대가 둔화되고 있는 형편이다. 따라서, 막대한 투자비용이 들고 진입장벽이 매우 높은 전신용 PET/CT의 개발에 앞서, 아직 시장형성이 안되어 다국적 의료기기 업체가 참여 않고 있으며, 비교적 연구 개발 및 상용화에 적은 비용과 시간이 요구되는 유방전용 PET 개발 및 상업화가 옳은 전략일 수 있다.

앞서 기술한 바와 같이 우리나라 여성에서 유방암 발병율은 매년 증가하고 있으며 암 검진 및 예방에 대한 국민적 관심도도 유래 없이 높아지고 있다. 이는 비단 우리나라에서 만의 일이 아니라 중국 등과 같은 고속 경제성장이 이루어지고 있는 나라들에서 일반적인 추세이다. 또한 미국 여성의 유방암 발병율은 이미 우리나라의 5배이다. 유방전용 PET이 일반적으로 사용되고 보급된다면 그 경제적인 효용성은 매우 높을 것이다. 일반인이나 유방암에 대한 고위험군의 유방암 검진에 PET이 포함되게 된다면 그 경제적 파급 효과는 매우 높을 것이다. 이는 더욱 높은 진단 성능을 갖는 방사성추적자의 개발, 보급과 병행된다면 전혀 불가능한 일은 아니며, 방사선량의 최소화와 시스템의 소형화가 가능한 유방전용 PET의 특성 상 아주 불가능한 일은 아니다. 또한 전신 PET 촬영 이후 국소 PET 촬영에 대한 촬영비를 보험에 추가로 청구할 수 있어 기기를 새로이 도입해야 하는 병원에도 경제적으로 도움이 되므로 유방전용 PET의 보급이 어렵지 않을 것으로 예상된다.

높은 해상도 및 민감도를 갖는 유방전용 PET는 유방촬영 뿐 아니라, 중/소동물 등에 대한 전임상 연구에도 활용할 수 있어 연구와 진료를 병행하는 핵의학 전문의 및 과학자들에게도 도움을 줄 수 있다. 또한 시스템의 구조에 따라 유방 뿐 아니라 두경부 종양이나 갑상선 암환자에 대한 국소 PET에도 활용할 수 있고, PET의 정량화를 위하여 필수적인 사지에서의 비침습적 동맥혈 측정에도 사용될 수 있을 것이다.

현재 PET/MRI 융합영상이 차세대 영상기기로 주목받고 있으며, 유방암 진단을 위한 고해상도 PET/MRI 영상이 유용할 것으로 판단된다. 전세계적으로 MRI 내에서 동작 가능한 반도체 기반 PET에 대한 연구가 꾸준히 이루어지고 있으며, 이를 실제 임상 적용 가능한 수준의 시스템으로 발전시키기 위한 지속적인 연구가 필요할 것이다[30,40-43]. 유방암 진단을 위한 광학영상 기술 또한 빠르게 발전하고 있는데, 고감도의 광전소자를 사용하는 면에서 PET과 광학영상 기술 사이에는 기술적으로 또는 시스템적으로 공유할 수 있는 부분이 많다. 따라서 PET과 광학영상을 동시에 얻을 수 있는 유방전용 광학-PET 또는 광학-PET-MRI 시스템으로의 확대, 발전이 가능할 것이다.

## 참고문헌

[1] W. H. Lee, and I. R. Yoo, "The role of fluorodeoxyglucose PET in the management of breast cancer," *Hanyang Medical Review*.

- vol. 28, no. 4, pp. 43-51, 2007.
- [2] F. Benard, and E. Turcotte, "Imaging in breast cancer: Single-photon computed tomography and positron-emission tomography," *Breast Cancer Res.*, vol. 7, no. 4, pp. 153-162, 2005.
- [3] Z. Cheng, O. P. De Jesus, M. Namavari, A. De, J. Levi, J. M. Webster, et al., "Small-animal PET imaging of human epidermal growth factor receptor type 2 expression with site-specific 18F-labeled protein scaffold molecules," *J. Nucl. Med.*, vol. 49, no. 5, pp. 804-813, 2008.
- [4] N. Avril, C. A. Rose, M. Schelling, J. Dose, W. Kuhn, S. Bense, et al., "Breast imaging with positron emission tomography and fluorine-18 fluorodeoxyglucose: use and limitations," *J. Clin. Oncol.*, vol. 18, no. 20, pp. 3495-3502, 2000.
- [5] S. E. Derenzo, W. W. Moses, H. G. Jackson, B. T. Turko, J. L. Cahoon, A. B. Geyer, and T. Vuletich, "Initial Characterization of a position-sensitive photodiode BGO detector for PET," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 36, no. 1, pp. 1084-1089, 1989.
- [6] W. W. Moses, "Trends in PET imaging," *Nucl. Instrum. Meth. A*, vol. 471, no. 1-2, pp. 209-214, 2001.
- [7] J. S. Kim, J. S. Lee, K. C. Im, S. J. Kim, S. Y. Kim, D. S. Lee, and D. H. Moon, "Performance measurement of the microPET focus 120 scanner," *J. Nucl. Med.*, vol. 48, no. 9, pp. 1527-1535, 2007.
- [8] S. J. Hong, S. Il Kwon, M. Ito, G. S. Lee, K. S. Sim, K. S. Park, J. T. Rhee, and J. S. Lee, "Concept verification of three-layer DOI detectors for small animal PET," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 55, no. 3, pp. 912-917, 2008.
- [9] J. S. Lee, "Technical advances in current PET and hybrid imaging systems," *Open Nucl. Med. J.*, 2010. [In press]
- [10] R. Fontaine, F. Belanger, N. Viscogliosi, H. Semmaoui, M. A. Tetrault, J. B. Michaud, C. Pepin, J. Cadorette, and R. Lecomte, "The hardware and signal processing architecture of LabPET (TM), a small animal APD-based digital PET scanner," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 56, no. 1, pp. 3-9, 2009.
- [11] G. C. Wang, J. S. Huber, W. W. Moses, J. Qi, and W. S. Choong, "Characterization of the LBNL PEM camera," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 53, no. 3, pp. 1129-1135, 2006.
- [12] M. C. Abreu, D. Aguiar, E. Albuquerque, F. G. Almeida, P. Almeida, P. Amaral, et al., "Clear-PEM: A PET imaging system dedicated to breast cancer diagnostics," *Nucl. Instrum. Meth. A*, vol. 571, no. 1-2, pp. 81-84, 2007.
- [13] M. C. Abreu, J. D. Aguiar, F. G. Almeida, P. Almeida, P. Bento, B. Carrico, et al., "Design and evaluation of the Clear-PEM scanner for positron emission mammography," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 53, no. 1, pp. 71-77, 2006.
- [14] G. Muehlethner, "Letter: Resolution limit of positron cameras," *J. Nucl. Med.*, vol. 17, no. 3, pp. 757-758, 1976.
- [15] W. W. Moses, and J. Qi, "Fundamental limits of positron emission mammography," *Nucl. Instrum. Meth. A*, vol. 497, no. 1, pp. 82-89, 2003.
- [16] R. R. Raylman, S. Majewski, M. F. Smith, J. Proffitt, W. Hammond, A. Srinivasan, et al., "The positron emission mammography/tomography breast imaging and biopsy system (PEM/PET): design, construction and phantom-based measurements," *Phys. Med. Biol.*, vol. 53, no. 3, pp. 637-653, 2008.

- [17] S. L. Bowen, S. R. Cherry, J. M. Boone, and R. D. Badawi, "Monte Carlo simulation study of several camera designs for the PET component of a dedicated breast PET/CT scanner," *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*, vol. 33, no. 11, pp. S117-S117, 2006.
- [18] J. Y. Qi, R. M. Leahy, S. R. Cherry, A. Chatziioannou, and T. H. Farquhar, "High-resolution 3D Bayesian image reconstruction using the microPET small-animal scanner," *Phys. Med. Biol.*, vol. 43, no. 4, pp. 1001-1013, 1998.
- [19] S. Surti, and J. S. Karp, "Design considerations for a limited angle, dedicated breast, TOF PET scanner," *Phys. Med. Biol.*, vol. 53, no. 11, pp. 2911-2921, 2008.
- [20] K. Kitamura, and H. Kudo. "MAP-EM reconstruction using uniform background template for limited-angle PEM," *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*, 2008.
- [21] S. L. Bowen, Y. Wu, A. J. Chaudhari, L. Fu, N. J. Packard, G. W. Burkett, et al., "Initial characterization of a dedicated breast PET/CT scanner during human imaging," *J. Nucl. Med.*, vol. 50, no. 9, pp. 1401-1408, 2009.
- [22] B. Ravindranath, S. H. Maramraju, S. S. Junnarkar, S. S. Southekal, S. P. Stoll, J. F. Pratte, et al., "A Simultaneous PET/MRI breast scanner based on the RatCAP," *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*, 2008.
- [23] C. G. Berman, "Recent advances in breast-specific imaging," *Cancer Control*, vol. 14, no. 4, pp. 338-349, 2007.
- [24] M. Furuta, et al. "Basic evaluation of a C-shaped breast PET scanner," *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*, 2009.
- [25] Y. H. Chung, Y. Choi, G. Cho, Y. S. Choe, K. H. Lee, and B. T. Kim, "Characterization of dual layer phoswich detector performance for small animal PET using Monte Carlo simulation," *Phys. Med. Biol.*, vol. 49, no. 13, pp. 2881-2890, 2004.
- [26] Y. H. Chung, S. J. Lee, C. H. Baek, and Y. Choi, "New design of a quasi-monolithic detector module with DOI capability for small animal PET," *Nucl. Instrum. Meth. A*, vol. 593, no. 3, pp. 588-591, 2008.
- [27] S. J. Lee, C. H. Baek, Y. H. Chung, Y. Choi, and W. Lee, "A cross-stack quasi-monolithic detector with DOI capability for a small animal PET," *J. Korean Phys. Soc.*, vol. 54, no. 6, pp. 2429-2434, 2009.
- [28] J. S. Lee, M. Ito, K. S. Sim, B. Hong, K. S. Lee, J. Muhammad, et al., "Investigation of solid-state photomultipliers for positron emission tomography scanners," *J. Korean Phys. Soc.*, vol. 50, no. 5, pp. 1332-1339, 2007.
- [29] S. J. Hong, I. C. Song, M. Ito, S. I. Kwon, G. S. Lee, K. S. Sim, K. S. Park, J. T. Rhee, and J. S. Lee, "An investigation into the use of Geiger-mode solid-state photomultipliers for simultaneous PET and MRI acquisition," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 55, no. 3, pp. 882-888, 2008.
- [30] J. S. Lee, and S. J. Hong Geiger-mode avalanche photodiodes for PET/MRI. In: Iniewski K, eds. *Electronic Circuits for Radiation Detection*. CRC Press LLC, 2010, pp. 179-200.
- [31] S. I. Kwon, J. S. Lee, H. S. Yoon, M. Ito, G. B. Ko, J. Y. Choi, S-H. Lee, I. C. Song, J. M. Jeong, D. S. Lee, and S. J. Hong, "Development of small animal PET prototype using a Geiger-mode APD: Initial results of phantom and animal imaging studies", *J. Nucl. Med.*, [Submitted]
- [32] J. H. Jung, Y. Choi, K. J. Hong, W. Hu, J. Kang, B. J. Min, S. H. Shin, H. K. Lim, Y. S. Huh, and E. J. Kim, "Development of a position decoder circuit for PET consisting of GAPD arrays," *Nucl. Instrum. Meth. A*, vol. 621, no. 1-3, pp. 310-315, 2010.
- [33] M. Ito, J. S. Lee, M. J. Park, K. S. Sim, and S. J. Hong, "Design and simulation of a novel method for determining depth-of-interaction in a PET scintillation crystal array using a single-ended readout by a multi-anode PMT," *Phys. Med. Biol.*, vol. 55, no. 13, pp. 3827-3841, 2010.
- [34] W. W. Moses, S. E. Derenzo, C. L. Melcher, and R. A. Manente, "Room-temperature LSO PIN photodiode PET detector module that measures depth of interaction," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 42, no. 4, pp. 1085-1089, 1995.
- [35] Y. Shao, R. W. Silverman, R. Farrell, L. Cirignano, R. Grazioso, K. S. Shah, et al., "Design studies of a high resolution PET detector using APD arrays," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 47, no. 3, pp. 1051-1057, 2000.
- [36] Y. F. Yang, Y. B. Wu, J. Y. Qi, S. S. James, H. N. Du, P. A. Dokhale, K. S. Shah, R. Farrell, and S. R. Cherry, "A prototype PET scanner with DOI-encoding detectors," *J. Nucl. Med.*, vol. 49, no. 7, pp. 1132-1140, 2008.
- [37] H. R. Cho, S. M. Kim, and J. S. Lee, "Parameter analysis for relaxed OS-SPS algorithm for image reconstruction," *Spring Symposium of Korean Society of Medical and Biological Engineering*, 2009.
- [38] H. S. Kim, S. M. Kim, H. R. Cho, and J. S. Lee, "Comparison of MAP reconstruction algorithms and prior functions for gap compensation in animal PET," *Fall Symposium of Korean Society of Medical and Biological Engineering*, 2009.
- [39] S. M. Ahn, S. M. Kim, and J. S. Lee, "ART reconstruction of limited-angle data using constrained, total-variation minimization," *Spring Symposium of Korean Society of Medical and Biological Engineering*, 2010.
- [40] B. J. Pichler, M. S. Judenhofer, C. Catana, J. H. Walton, M. Kneilling, R. E. Nutt, S. B. Siegel, C. D. Claussen, and S. R. Cherry, "Performance test of an LSO-APD detector in a 7-T MRI scanner for simultaneous PET/MRI," *J. Nucl. Med.*, vol. 47, no. 4, pp. 639-647, 2006.
- [41] H. P. Schlemmer, B. J. Pichler, M. Schmand, Z. Burbar, C. Michel, R. Ladebeck, et al., "Simultaneous MR/PET imaging of the human brain: feasibility study," *Radiology*, vol. 248, no. 3, pp. 1028-1035, 2008.
- [42] G. Delso, and S. Ziegler, "PET/MRI system design," *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*, vol. 36 Suppl 1, no. 1, pp. S86-92, 2009.
- [43] H. F. Wehrl, M. S. Judenhofer, S. Wiehr, and B. J. Pichler, "Pre-clinical PET/MR: technological advances and new perspectives in biomedical research," *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*, vol. 36 Suppl 1, no. 1, pp. S56-68, 2009.
- [44] M. Ito, J. S. Lee, S. I. Kwon, G. S. Lee, B. Hong, K. S. Lee, et al., "A four-layer DOI detector with a relative offset for use in an animal PET system," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 57, no. 3, pp. 976-981, 2010.