

◆특집◆ 의료영상 기술동향

# 차세대 융합의료영상시스템 PET-MRI의 기술동향

이재성\*, 송인찬\*\*, 홍성종\*\*\*

## Trends in PET-MRI Technology, Next-Generation Hybrid Medical Imaging System

Jae Sung Lee\*, In Chan Song\*\* and Seong Jong Hong\*\*\*

**Key Words** : Positron emission tomography (양전자단층촬영), Magnetic resonance imaging (자기공명영상), PET-MRI (양전자단층촬영- 자기공명영상), Medical Imaging (의료영상), Hybrid technology (융합기술)

### 1. 서론

물리, 전기전자, 기계 공학 등 관련분야의 꾸준한 발전에 힘입어 현대 의료에 있어 가장 중요한 진단도구 중 하나로 인식되고 있는 단층영상촬영(tomography) 기술은 지속적인 성장을 계속하고 있다. 이러한 단층영상촬영에 있어 21 세기 들어 이루어진 가장 괄목할만한 변화 및 발전된 기술중의 하나는 서로 다른 원리와 특성을 갖는 영상 시스템들이 결합된 형태의 융합의료영상 시스템(hybrid medical imaging system)의 등장이다.

이러한 융합의료영상 시스템이 속속 개발되고 임상환경에서 널리 이용됨에 따라, 여러 영상 도구들이 제공하는 정보들이 서로 시너지 효과를 일으켜 더욱 정확하고 신뢰도가 높은 영상 진단 결과를 제공하고 있으며 이를 바탕으로 한 양질의 의료 서비스가 보편화되어 지고 있다. 또한 여러 영상 검사에 필요한 시간, 인력, 공간을 효율적으로 줄이는 데 기여할 것이라 기대되며, 산업적 측면에서도 이러한 융합의료영상 시스템의 등장은 의료기기 시장의 새롭고 중요한 성장동력으로 인

식되고 있다.

인체에 대한 투과력이 상대적으로 강하여 단층촬영을 가능하게 하는 대표적인 전리방사선(ionizing radiation)인 X 선과 감마선을 이용하는 CT(computed tomography)와 PET(positron emission tomography)은 각각 인체의 구조와 기능 혹은 생화학적 특성을 평가하는 가장 대표적인 단층영상촬영 기술로 그 동안 널리 사용되어 왔다. 특히 금세기 초에 이들 두 영상시스템을 결합한 PET-CT 가 개발되었으며 이는 현재 가장 널리 활용되고 있는 융합의료영상 시스템이라 할 수 있다.

이러한 PET-CT 는 독립적인 PET 과 CT 시스템이 병렬적 또는 순차적으로 연결되어 있으며 촬영 시간이 수분 이내인 CT를 먼저 시행하고 바로 이어서 PET 영상을 얻어 두 영상을 융합(CT 배경영상 위에 PET 을 겹침)하는 방식으로 사용되고 있다. 이러한 PET-CT 는 특히 공간 해상력이 낮고 해부학적 정보가 상대적으로 적은 PET 영상에서 발견된 병변의 정확한 위치와 크기를 CT 를 통해서 알 수 있는 진단적 장점이 있다.<sup>1</sup> 또한, 정량적으로 정확한 PET 영상을 얻기 위하여 필수적인 인체에 의한 감마선의 감쇠보정(attenuation correction)을 별도의 감마선 투과스캔(transmission scan) 없이 CT 영상을 이용하여 시행함으로써 PET 촬영 시간을 획기적으로 줄일 수 있게 되었

\* 서울의대 핵의학교실, 의과학과 및 방사선의학연구소

\*\* 서울대병원 영상의학과 및 방사선의학연구소

\*\*\* 서울의대방사선의학연구소

Tel. 02-2972-3342, Email : hongseongj@gmail.com



Fig. 1 X-ray CT(left), PET and MRI (right)

다.

또 다른 융합영상시스템들로 SPECT(single photo emission computed tomography)-CT 가 이미 임상에서 활용되고 있으며, 광학영상과 CT 또는 PET 을 결합한 optical-CT, optical-PET 등에 대한 연구 또한 활발한데 <sup>2,3</sup> 이러한 차세대 융합의료영상 시스템들 중 현재 가장 관심을 받고 있는 것이 PET 과 MRI(magnetic resonance imaging)를 결합한 PET-MRI 이다. CT, PET 과 함께 대표적인 현대 의료영상장치인 MRI 는 PET 이나 SPECT 가 제공하는 기능 및 생리적 정보와 CT 가 지닌 우수한 공간 해상도의 장점을 고루 갖춘 영상 진단 기기로서 CT 에 비해 MRI 가 갖는 여러 장점들(다양한 생화학적 특성의 영상을 얻을 수 있고, 방사선피폭이 없으며 연조직 대조도가 높은 점 등)과 전신 MRI 의 빠른 발전으로 인하여 PET-MRI 에 대한 의료계의 요구가 높은 실정이다. 또한, 융합된 PET-MRI 는 생체의 해부학적, 생리학적, 대사적, 분자적 측면을 모두 관찰할 수 있다는 장점이 있어 인체를 포함한 생체 연구의 새로운 장을 열 수 있을 것이라 판단된다.

이러한, PET-MRI 의 중요성에도 불구하고 현재 까지 일체형 PET-MRI 가 등장하지 못한 주요 원인은 PET 에서 양전자-전자 소멸로 발생한 511 keV 감마선이 섬광결정과 반응하여 생성된 광자를 검출하는 광전증배관(Photomultiplier : PMT)이 자장에 약해서 일체형 PET-MRI 에는 사용하기 어렵기 때문이었다. 따라서 기존의 PET 을 MRI 에서 발생하는 고자장으로부터 영향을 받지 않는 독립

된 공간에 설치한 후 환자를 누운 상태로 이동하여 PET-MRI 영상을 얻고자 하는 시도도 있으나, 전신 CT 영상이 수 분내에 얻어지는 PET-CT 와는 달리 PET 과 MRI 영상 획득에 필요한 시간이 긴 PET-MRI 에서는 이러한 방식이 전체 스캔시간을 배가하게 되므로 적절하지 않다. 또한 PET-MRI 의 가장 중요한 응용분야로 예상되는 뇌신경계 연구 분야에서 두 영상을 동시에 얻어야 유용한 정보를 얻어야 경우가 대부분이어서 동시 영상획득이 가능한 일체형 PET-MRI 에 대한 요구가 높다.

최근에는 반도체 광전소자를 이용한 PET 시스템을 MRI 와 결합하기 위한 연구가 활발히 이루어지고 있어 이러한 일체형 PET-MRI 의 실용화 가능성이 높아지고 있다. 이에 본 논문에서는 PET 과 MRI 의 기본원리 및 현재 기술동향에 대하여 소개하고, 일체형 PET-MRI 의 연구 개발 현황 및 전망에 대하여 개괄하고자 한다.

## 2. PET

### 2.1 기본원리

양전자방출 핵종의 원자핵에서 방출된 양전자가 물질내의 전자와 결합하면 2 개의 511 keV 감마선을 거의 180°로 방출하는데 이를 검출하여 양전자가 방출된 핵의 위치를 알아내는 것이 PET 의 기본 원리이다. 감마선을 검출하기 위해서는 BGO, LSO, LGSO, LYSO 와 같은 섬광결정을 사용하며, 섬광결정에서 발생된 섬광 빛은 광전증배관 또는 광다이오드에 의해 전기신호로 바뀌며, 신호처리

장치는 2 개의 감마선을 동시에 검출한 신호를 판별해 낸다. PET 에서 사용되는 양전자를 방출시키는 대표적인 핵종으로는  $^{18}\text{F}$ ,  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$  와  $^{15}\text{O}$  등이 있으며, 이들 핵종으로 인체의 대표적 구성물질인  $^1\text{H}$ ,  $^{12}\text{C}$ ,  $^{14}\text{N}$  와  $^{16}\text{O}$  등을 대체시킨 방사성추적자를 생산하여 사용한다. 이러한 PET 은 각종 생화학적 물질의 대사과정, 특정 유전자의 발현 및 생체 내의 표적 DNA, 단백질 생성, 단백질 간 상호작용, 단백질과 효소의 상호 작용 등의 생물학적 과정에 대한 정보를 비침습적으로(non-invasive) 제공해주는 분자영상의 핵심기법으로 인식되고 있다.

현재 PET 에 관련된 주된 연구는 인체용 PET 의 경우 촬영시간을 줄이기 위한 하드웨어 개발과 분자 및 세포 영상 연구, 질병 치료를 새로운 화합물질 개발 등에 대하여 활발히 이루어지고 있으며, 고해상도 및 민감도를 요구하는 소동물용 PET 에 관한 연구 또한 활발하다.

## 2.2 기술동향

PET 소자 개선을 위한 연구가 꾸준히 이루어지고 있다. 511 keV 의 감마선을 검출하기 위해서는 원자번호 및 밀도가 높은 섬광결정이 필요로 하며 이러한 섬광결정은 검출효율이 높고, 에너지 분해능 및 시간 분해능이 우수해야 한다. 우수한 에너지 분해능은 산란 감마선 판별에 중요하며, 시간 분해능은 우연계수 검출과 시스템의 불응시간을 줄이는데 중요한 요소가 된다. PET 에 전통적으로 사용되던 BGO 의 사용은 계속 줄어들고 있으며, 보다 빠른 섬광 감쇠시간(~40 ns)을 보이는 LSO 및 이와 물질 조성이 유사한 LYSO, LGSO 의 사용이 증가되고 있다.

LSO 보다 짧은 감쇠시간과 우수한 에너지 분해능을 보이는  $\text{LaBr}_3$ ,  $\text{CeBr}_3$  (감쇠시간~25ns, 에너지 분해능~3%)와  $\text{LuI}_3$ (~30ns, ~4%)가 PET 용 섬광결정으로 고려되고 있는데 이는 이들의 우수한 시간 분해능으로 인하여 두 감마선 쌍의 비행시간(TOF: time of flight) 차이를 측정하는 정확성을 향상시킬 수 있기 때문이다. 이러한 TOF 정보는 영상재구성에 필요한 투사데이터의 역투사에 의한 잡음을 줄이는데 사용되어 영상의 대조도 및 주변 잡음정도를 줄이는데 활용되고 있다.<sup>4</sup>

이러한 TOF 정보를 영상재구성에 활용하기 위해서는 각각의 감마선 쌍이 갖는 검출정보(검출위치 및 TOF)를 기록해야 하므로 저장 공간이 많이

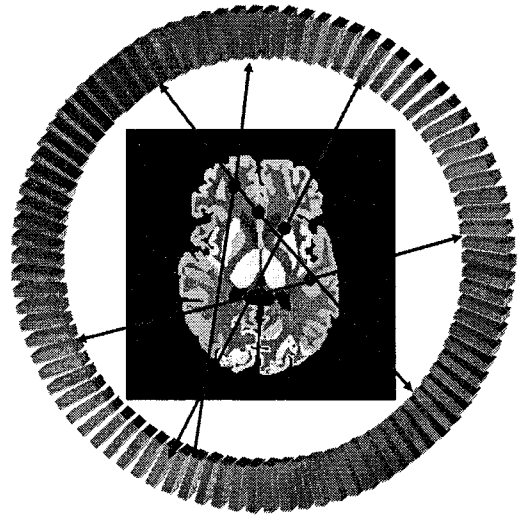


Fig. 2 PET data acquisition

필요하고 재구성을 위한 계산량이 매우 많이 필요하다. 이러한 저장 공간의 문제와 긴 영상재구성 시간은 TOF PET 의 임상활용에 있어서 여전히 극복해야 할 문제로 인식되고 있으며 이에 대한 개선이 계속하여 이루어질 것으로 보인다.

섬광결정 내에서 감마선이 흡수된 정확한 깊이를 측정하기 위한 DOI(depth of interaction) 측정 기술에 대한 연구도 여전히 활발히 이루어지고 있다. 서로 다른 감쇠시간을 갖는 섬광결정층을 다 층으로 결합하여 감쇠시간 정보로부터 DOI 정보를 얻는 방법, 섬광결정 양쪽에 광전소자를 결합하여 그 신호차이를 비교하는 방법을 비롯한 다양한 기법들이 연구되고 있으며, 국소용 PET 이나 소동물 PET 과 같이 검출기 링의 반경이 작아 DOI 정보가 영상해상도에 중요한 요인이 되는 시스템들에 활용되고 있다.<sup>5</sup>

현재 임상적으로 이용되고 있는 PET 시스템은 수 mm 의 유한한 공간해상도를 가지며, 기하학적인 요인에 의하여 이러한 해상도는 공간적으로 균일하지 않다. 이러한 낮은 공간해상도를 향상시키기 위해서는 개개의 크기가 작은 섬광결정을 사용하여 하지만 섬광결정의 크기가 지나치게 작아지면 하나의 섬광결정 내에서 감마선의 모든 에너지가 흡수되지 않고 여러 섬광결정에 걸쳐 다중 산란에 의해서 흡수되는 감마선의 수가 증가되게 된다. 이러한 다중 산란은 PET 의 공간해상도 및 대조도를 오히려 떨어뜨리는 요인이 된다. 따라서

섬광결정의 크기를 줄이지 않고 위치에 따른 점선원에 대한 퍼짐 정도를 측정 또는 추정하여 이를 영상재구성에 활용함으로써 해상도를 향상시키기 위한 연구가 이루어지고 있으며, 개개의 섬광결정 신호를 반도체 광전소자로 읽어내는 등의 방법으로 산란된 모든 위치와 흡수된 에너지를 알아내어 최초로 감마선이 산란된 위치를 추정하는 방법들이 활발히 연구되고 있다.

### 3. MRI

#### 3.1 기본원리

MRI 는 1970 년대에 개발된 의료영상장치로서 기존의 단면 영상 진단 장치인 동위원소 스캔이 지닌 기능 및 생리적 정보와 초음파 영상 진단의 비침습성, 그리고 CT 가 지닌 조직 대조도 및 공간적 해상력 등의 장점을 고루 갖춘 영상 진단 기기이다. 1970 년대 후반부터 영국의 에버딘대학과 노팅엄대학에서 개발하여 응용하기 시작하였으며, 초기에는 이를 'NMR-CT'라고 하였으나 지금은 MRI 가 국제적인 공식용어로 사용되고 있다.

물질을 강한 자기장 속에 넣었을 때 물질 속 원자핵의 자기모멘트와 자기장과의 상호작용에 의해 등간격의 에너지 준위가 생기는데 이 에너지준위 간격에 해당하는 고주파를 가하면 공명흡수가 생기며 이를 핵자기공명(NMR: nuclear magnetic resonance)이라 한다. 이러한 원리를 이용하여 물질의 NMR 흡수신호를 컴퓨터로 영상화한 것이 MRI 이다. 인체를 구성하는 물분자가 처한 주변 물리적 환경에 따라 달라지는 자기적 성질로 인하

여 인체의 조직이 영상화 된다.

MRI 의 주요 핵심기술로는, 고자장화 기술, 경사자계 (Gradient) 시스템 기술, 고감도와 다채널 RF 수집 코일기술, 신호스캔방법 기술, 영상처리 기술 및 디지털 신호처리기술 등을 들 수 있다.

#### 3.2 기술동향

1970 년대 말에는 0.05 T (Tesla) 또는 0.1 T 자석이 표준이었으나, 1980 년대 들어 1.0 T 및 1.5 T MRI 가 상용화되어 널리 보급되었다. 최근에는 3.0 T MRI 기기가 점차 주력기종으로 자리 잡고 있는 실정이다. 또한 7.0 T 이상의 자장세기의 MRI 가 제한적으로 첨단 분야에서 연구용으로 사용되고 있다.

20 년 만에 MRI 자장 세기가 140 배 커진 배경에는, 고자자장이 필요하다는 공감대가 널리 확산되고 이를 가능케 한 기술이 뒷받침되었기 때문이다. 이러한 고자장의 MRI 가 개발되면서 보다 깨끗한 영상과 정밀한 영상을 획득할 수 있게 되고 영상 단면의 공간적해상력을 향상시킬 수가 있었으며, 또한 높아진 신호감도로 인하여 촬영시간을 대폭 줄일 수 있는 효과를 얻을 수 있게 되었다. 또한 자장의 세기증가를 위해 고가의 액체 헬륨을 사용해야 하는 극저온초전도체를 대신하여 액체질소만으로 운전이 가능한 저온 초전도체의 개발이 활발히 이루어지고 있다.

촬영시간 단축을 위하여 고강도 경사자계 시스템의 개발이 활발히 이루어지고 있다. 이러한 시스템의 발전으로 호흡정지 영상기법이 사용되어야 하는 복부 MRI 영상이 짧아진 촬영시간의 도움으로 이미 활발히 임상적으로 적용되고 있고 나아가서 좀더 높은 시간적, 공간적 해상력이 필요한 심혈관계(cardiovascular) MRI 라는 새로운 분야가 확대되고 있으며 향후 심혈관 촬영이 실용화 될 것으로 전망되고 있다. 민감도와 가시영역(field of view)을 향상시키기 위한 다채널 RF 코일은 최근 다채널신호수집시스템 도입에 따라 가능해진 parallel 영상기법과 결합하여 촬영시간의 단축 및 초고속영상기법의 영상질 향상을 보여줄 수 있다는 필요성이 인정을 받고 있는 가운데, 향후에는 16~32 채널 수준의 다중 코일 사용이 보편화될 전망이다이며 이러한 기술 발달은 분자영상 기술과 접목되어 더욱 가속화되고 있다.

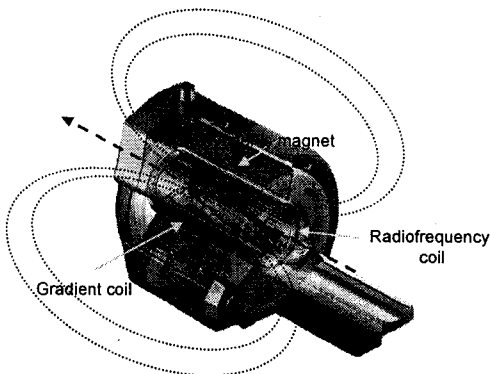


Fig. 3 Cross section of a MR scanner

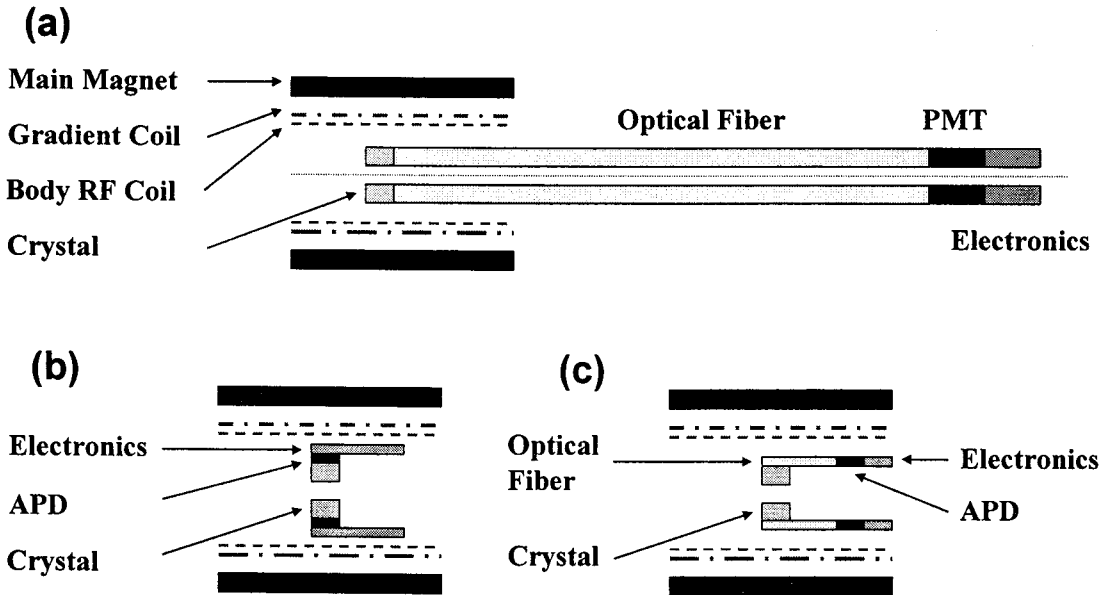


Fig. 4 Detector design for simultaneous PET-MRI. (a) Transmission of optical signals from the scintillation crystals through long optical fiber to the PMT located outside magnetic field. (b) Direct coupling of APD with crystals and electronics without the use of optical fiber. (c) Short optical fiber between crystals and APD

MRI의 응용분야도 계속해서 확대되고 있다. 최근에는 손목, 무릎 등 특정 부위의 관절을 집중하여 촬영할 수 있는 소형 MRI의 수요 증대로 부분 촬영이 가능한 저가 및 소형 MRI와 관절 촬영용 전문장비의 개발이 큰 이슈를 이루고 있다. 또한, MRI 영상 유도 초음파 수술 시스템과 같이 주로 진단만을 사용하여 온 MR 영상이 앞으로는 수술 및 치료 절차에 함께 사용되는 중재 의학적 MRI 형태로 응용이 확대되어 실시간 영상 가이드와 치료 효과를 검사하는 목적으로 사용될 전망이다. 그리고 인체질환의 감별 표식자가 결합된 조영제를 사용한 MRI 분자영상기법들은 영상 측정 단위가 나노 레벨까지 진화하여 해부학적 영상정보 뿐만 아니라, 분자영상의 영역까지 확대되고 있는 것이 큰 특징으로 보인다.

#### 4. PET-MRI

##### 4.1 일체형 시스템 연구

완전 일체형 PET-MRI를 위한 PET 시스템의 연구는 Fig. 4처럼 섬광결정에 광섬유를 접합하여 자기장이 약한 곳까지 신호를 끌어내서 PMT에

연결하는 방법(a)과 자기장에 강한 반도체 광전소자를 사용하는 방법(b, c)이 주로 사용되고 있다.

Fig. 4(a)와 같이 광섬유를 이용한 방법은 UC Davis의 S. Cherry 그룹에 의해 연구가 이루어졌으며,<sup>6</sup> 일본의 Kobe 시립대학 Yamamoto 그룹 또한 여러 연구 결과를 발표하였다.<sup>7</sup> UC Davis와 영국의 King's College 그룹은 최근 연구 결과에서 3.5 m의 광섬유를 사용하여 Philips Photonics XP1722 광전증배관에 연결하였는데 광섬유 1.0 m 지점에서 45%의 에너지 분해능을 얻었으며 3.5 m 지점에서는 70% 빛이 손실되었으며 시간 분해능 또한 10 ns 정도였다.<sup>8</sup> 또한, 일본 Kobe 시립대학 Yamamoto 그룹은 MLS 섬광결정에서 발생한 빛을 2.6 m 광섬유로 전달하여 Hamamatsu H6568 광전증배관에 연결하였는데 100%의 에너지 분해능과 5.6 ns의 시간 분해능을 얻은 바 있다.<sup>7</sup> 이처럼 광섬유를 이용한 방법은 광신호의 손실에 의한 에너지 분해능 저하가 문제가 되며 이러한 에너지 분해능 저하는 컴프턴 산란에 의하여 비행 방향이 바뀐 감마선에 대한 구별능을 떨어뜨려 PET 영상의 질을 저하시키는 요인이 되므로 일체형 PET-MRI를 위한 최적의 방법은 아닌 것으로 판단되고 있다.

따라서 최근에는 자기장에 강한 반도체 광전 소자를 사용하는 방법(Fig. 4(b, c))에 대한 연구가 매우 활발하게 이루어지고 있는데 특히 사태광다이오드(APD: avalanche photodiode)를 PMT 대신 사용한 APD-PET 에 대한 연구가 주를 이루고 있다. APD 는 고자장에 의하여 출력 신호의 특성이 영향을 받지 않는다는 특징을 가질 뿐 아니라 PMT 에 비하여 크기가 매우 작으므로 고해상도의 PET 검출기를 제작할 수 있고, 높은 양자효율과 일반 PIN 다이오드 보다 높은 신호증폭율을 갖는 장점을 가지고 있다. 또한 동작전압과 파괴전압(break-down voltage) 사이의 차이가 커서 비교적 안정된 동작 특성을 보인다.

Tuebingen 대학 그룹은 소동물용 7-T MRI 와 PET 시스템을 결합하여 동시에 MRI 와 PET 시스템으로부터 영상을 획득하는 연구를 진행하고 있다. 이 그룹은 소동물용 RF 코일 밖에 APD-LSO 와 전자장치를 설치하는 방법(Fig. 4(b))을 택했으며, PET 과 MRI 를 동시에 가동하는 경우에 PET 의 에너지 분해능이 MRI 밖에서는 14.0 %, Spin-Echo 로 동작하는 MRI 내에서는 18.7%로 나빠지지만 여전히 충분한 에너지 분해능을 가짐을 보였다.<sup>9</sup>

UC Davis 그룹은 Fig. 4(c)와 같이 짧은 길이의 광섬유를 APD 와 같이 사용하는 연구를 수행하여 MRI 밖에서는 약 23.2%, MRI 내에서 Spin-echo 동안에는 24.3% 에너지 분해능을 얻었지만, 심방결정의 위치에 따라 동시계수 시간이 크게 바뀌는 등 시간분해능은 우수하지 못했다. 그러나 PET 과 MRI 를 동시에 가동할 경우에도 MRI 의 신호 대 잡음비가 감소하지 않음을 보였다.<sup>10</sup>

현재 연구되고 있는 또 다른 APD-PET 으로는 브룩헤이븐 국립연구소에서 제작한 RatCAP 이 있으며, 마취하지 않은 상태에서 생쥐의 두뇌 활동을 연구하기 위해 제작되었다.<sup>11</sup> 또한 동일 연구진에서 PET-MRI 를 위한 APD-PET 을 개발하고 있으며, PET 링을 RF 코일 안쪽과 바깥쪽에 두는 두 가지 방법을 고려하고 있는데 MRI 자장과 RF 가 없는 상태에서는 15% 에너지 분해능을, 4 T 의 MRI 자장과 RF 가 가해진 상태에서는 16% 에너지 분해능을 얻었다.<sup>12</sup>

## 4.2 새로운 광전소자 연구

기존의 APD 는 비례계수영역에서 동작하여

APD 에 입사하는 광자 수에 비례하는 신호를 만들어내지만 신호증폭률이 50~100 정도에 지나지 않는 것이 단점이다. 이러한 APD 가 갖는 낮은 신호증폭률을 극복하기 위하여 개발된 것이 가이거틀러 영역에서 동작하는 다중 픽셀 GAPD(Geiger-mode avalanche photodiode)로서 현재 입자물리와 핵물리 분야의 열량계(calorimeter)와 PET-MRI 용 PET 에 이를 적용하려는 연구들이 진행되고 있다.

GAPD 는 약 1 mm<sup>2</sup> 당 500~4000 개의 픽셀로 이루어져 있으며, 각각의 픽셀에서 독립적으로 광자를 검출하고 증폭한다. 각각의 픽셀에 광자가 들어와 전자와 홀 쌍을 발생시키면 픽셀에 걸린 전기장에 의해서 증폭이 일어나는데, 픽셀에 들어오는 광자 수에 관계없이 각각의 픽셀에서는 일정한 크기의 신호를 생성한다. 기존의 APD 에 비해 GAPD 가 갖는 장점은 다음과 같다.<sup>13</sup>

- 전자기적 간섭 (EMI)에 민감하지 않다.
- 신호증폭률이 10<sup>5</sup>~10<sup>6</sup> 정도이기 때문에 가격이 비싸고 정교한 전단전자장치가 필요 없다.
- 신호 상승 시간이 빨라 시간 분해능이 우수하다.
- 100 V 이하의 전원 공급 장치로 충분하다.
- 온도나 장기간 동작 특성이 우수하다.
- 제조 공정이 간단해 대량생산이 이루어질 경우 가격이 저렴할 것으로 예상된다.

PET/MRI 용 PET 는 MRI 의 고자기장과 고주파 환경에서 동작해야 할 뿐만 아니라 MRI 동작에 영향을 주어서는 안 된다. MRI 의 고자기장은 1.5~20 T 정도의 주자장과 수십 mT/m 정도의 경사자장의 정적 자장과 수십~수백 MHz 라디오파의 동적 자장이 있다. 라디오파의 동적 자장은 강한 전기장을 발생시켜 전기적으로 도체인 물질과 작용하기 때문에 MRI 와 적합성을 고려하기 위해서는 물질의 자화율과 전기 전도도를 함께 고려해야 한다. 특히 폐회로를 이루는 도체 내에는 열린 회로를 이루는 도체보다 훨씬 큰 전류가 유도된다. PET 에 통상 사용되는 대부분의 물질이 MRI 에 큰 영향을 줄 정도는 아니지만 최근 APD 를 이용한 PET 시스템을 7T MRI 에서 시험한 결과 PET 전자장치로 인하여 MRI 의 신호 대 잡음비가 크게 감소할 수 있음을 보여주는 연구 결과가 발표되었다.<sup>9</sup> 이는 가능한 한 최소한의 PET 전자장치를 MRI 내에 위치시킬 필요성으로 인해 신호증폭

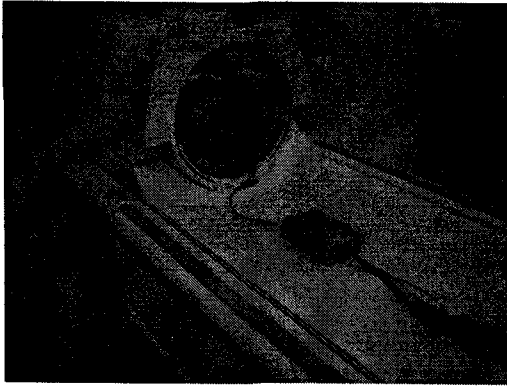


Fig. 5 Experimental setup for PET data acquisition with SSPM-LYSO detector module in 3T MRI

울이 큰 GAPD 가 APD 보다 유리할 수 있음을 보여 주는 것이다.

현재 다중셀 GAPD 는 실리콘 광증배기(SiPM: silicon photomultiplier), 금속 저항 반도체(MRS: metal resistor semiconductor) 다이오드, 실리콘상태 광증배기(SSPM: solid state photomultiplier), 가이거 사태 광증배기(GAPM: Geiger avalanche photomultiplier) 등의 다양한 이름으로 개발되고 있으며 이들의 동작 전압, 양자 효율, 신호붕괴 시간 등이 다양하며, 장기간 동작 특성 또한 다양하리라 예상되어 PET-MRI 시스템의 사용을 위한 많은 연구가 필요하리라 본다.

저자들은 GAPD 의 일종인 SSPM 을 PET/MRI 에 사용하기 위하여 SSPM-LYSO 을 시험하여 왔으며,<sup>14</sup> 최초로 3-T MRI 환경에서 MRI 와 동시에 데이터를 획득하여 SSPM-LYSO 의 에너지 분해능은 ~15%, 시간 분해능은 ~1.2 ns 을 얻었다.<sup>15</sup> 또한 MRI 와 SSPM-LYSO 를 동시에 작동하여 얻은 MRI 팬텀 영상이 MRI 단독으로 팬텀 영상과 차이가 없는 결과를 얻을 수 있었다 (Fig. 5).

### 4.3 MR 영상을 이용한 PET 보정 연구

기능 및 분자영상의 특성상 체내 방사능 분포의 정확한 정량화는 PET 시스템이 갖추어야 하는 중요한 기능이며 정량적으로 정확한 PET 영상을 얻기 위해서는 여러 단계에 걸친 영상보정 알고리즘을 PET 데이터에 적용하여야 한다.

이러한 물리적 보정들 가운데 일부는 수식적으로 또는 방출(emission) PET 영상만으로 수행할 수

있으며, 방사능의 붕괴(decay)보정, 랜덤(random)보정 등이 이에 포함된다. 이외 대부분의 물리적 왜곡현상을 보정하기 위해서는 체외 선원을 이용한 투과(transmission) 영상이 필요한데 기존의 PET 에서는 점선원이나 막대선원을 PET 검출기 표면을 따라 회전시키며 영상을 얻는 방법이 주로 사용된다. 그러나 PET-MRI 에서는 기계적인 회전장치가 MR 영상의 왜곡을 가져 올 수 있으므로 가능한 회전 선원을 이용하지 않는 보정 기법이 요구되는데 이러한 고정 선원을 이용한 보정기법의 개발이 비교적 수월할 것으로 예상되는 것에는 불응시간 보정, 정규화(normalization)보정 등이 있다.

정규화 보정이란 PET 데이터를 검출할 때 검출기의 효율 차이, 기하학적 요인 등에 인한 국소적인 민감도 차이 등을 보정해 주는 기법을 의미한다. 고정 선원을 이용하여 PET 의 정규화 보정을 함에 있어서는 어떠한 선원을 사용할 것인가가 중요한 문제가 될 것으로 보인다. 즉, 실린더 형태의 방사선원을 사용하면 한번에 PET 검출효율을 계산할 수 있겠지만, 3D 영상획득 시 산란계수의 영향이 커질 것이다.

반면 얇은 막 형태의 방사선원을 사용할 수도 있을 것인데, 이러한 경우 PET 산란계수의 영향은 줄어들지만 PET 의 기하학적 요인에 따른 검출 효율을 계산하기 위하여 서로 다른 위치에서 PET 데이터를 얻거나 혹은 몬테카를로 전산모사 혹은 기하학적 차이 해석적 분석을 통하여 검출 효율을 계산하여야 할 것이다. 또한 PET 정규화 보정에 있어 마그네틱 코일 등의 MRI 구조물이 정규화 영상에 어떤 영향을 미칠지에 대한 연구도 필요할 것으로 보인다.

일체형 PET-MRI 에서 PET 영상보정에 있어 반드시 극복해야 하지만 기술적으로 어려운 부분이 감쇠 및 산란보정이다. 즉, 개개의 대상에 대한 투과영상을 얻어야만 정확한 보정이 가능한 감쇠보정, 산란보정 등을 투과영상 없이 또는 MR 영상을 이용하여 수행할 수 있는 알고리즘의 개발이 PET-MRI 시스템을 위해서는 반드시 필요하다.

PET 광자의 감쇠 현상이란 것은 PET 광자가 매질을 통과할 때 광전효과, 콤프턴 산란 등으로 검출되지 못하는 확률을 보정하는 것을 의미한다. 기존의 PET-CT 시스템에서는 PET 에 사용되는 511keV 감마선과 에너지 대역이 많이 다르지 않은 X 선을 CT 에서 사용하기 때문에 CT 영상을

단순히 선형 변환하여 PET의 감쇠 및 산란보정에 사용하였다. 그러나 신호 획득 원리가 완전히 상이한 MR 영상 신호 자체를 선형적인 방법을 이용하여 PET 감쇠지도로 변환하는 것은 불가능하다. 뿐만 아니라 PET-MRI 시스템에서는 기존의 PET에서처럼 감마선원을 움직이면서 감쇠보정을 하는 것이 불가능하기 때문에 감마선원을 이용한 추가 방출 PET 스캔도 어려우며 전체 스캔시간을 늘리는 요인이 되므로 현실적으로도 적절한 대안이 될 수 없다.

따라서 현재 MR 영상을 감쇠보정에 이용하기 위한 알고리즘에 대한 연구가 활발히 이루어지고 있다. Zaidi 등은 MR 영상분할을 통하여 PET 감쇠보정 하는 방법을 개발하였는데 PET 영상과 공간적으로 정합(registration)된 MR 영상을 공기, 연조직, 뼈 등의 여러 영역으로 분할한 후 분할된 영역에 따라 미리 정의된 감쇠 계수를 할당하여 MR 영상에 기반한 감쇠 지도를 얻었다.<sup>16</sup> 같은 연구진은 MR 표준지도(standard template)를 이용한 감쇠보정방법을 제안하였는데 이 또한 PET-MRI에서 적용할 수 있는 보정 방법으로 생각된다.<sup>17</sup> 즉, PET/MR 영상에서 개개의 MR 영상을 얻을 수 있을 것인데, 이 MR 영상을 MR 표준지도로 공간정규화(spatial normalization) 시킨 다음, 이 때 얻은 공간정규화 변수들을 역변환하여 표준 감쇠지도에 적용하면 개개의 PET 영상을 감쇠보정 할 수 있는 감쇠지도도를 얻을 수 있을 것이다.

그러나 이러한 MR 영역분할이나 표준지도를 이용한 감쇠보정 기법들은 비교적 분할 및 공간정규화가 용이한 뇌영상에 대해서만 적용되어 왔으며 향후 이러한 기술들을 전신 PET-MR 영상에 적용하기 위한 연구들이 계속되어야 할 것으로 보인다.

#### 4.4 주요 예상 활용분야

PET-MRI 기술은 우선 뇌의 임상적 진단 및 기초 뇌 과학 분야에 획기적인 변화를 가지고 올 것으로 예상된다. 즉, 간질, 치매, 뇌졸중 등 각종 난치성 뇌질환에 따른 뇌조직의 생화학적 변화와 형태적인 변화를 동시에 평가할 수 있어 진단율을 향상시키고 불필요한 추가 검사비용을 줄이는 효과를 가지고 올 것으로 보인다.

또한 전신용 PET/MRI 기술은 중앙, 감염 등 PET 과 MRI 가 활용되는 전 분야에 걸쳐 진단기술의 새로운 패러다임을 제시할 것으로 예측되며

현재 PET 또는 MRI 단독으로는 진단적 정확성이 떨어지는 각종 임상 분야에서 새로운 검사 기법으로 사용될 가능성도 높다.

## 5. 결론

이 종설에서는 PET 과 MRI 의 기본 원리 및 기술동향에 알아 보았으며, 현재 활발하게 그 연구가 진행되고 있는 일체형 PET-MRI 에 대한 연구개발 동향에 대하여 알아 보았다. 반도체 광전소자를 이용하여 동시 영상획득이 가능한 PET-MRI 에 대한 연구가 활발하나 선진국에서조차 초기 개발단계에 있는 실정이다. 이러한 PET-MRI 의 성공적 개발을 위해서는 여러 분야의 지속적인 연구가 필요할 것으로 보이며 특히 MRI 상용화에 성공하여 국제적인 임상용 MRI 제작기술을 보유하고 있으며, 소형 PET 시스템 및 각종 PET, 방사선 계측 관련 소자 개발 등에 대한 경험이 축적되어 있는 국내 연구진에 의한 PET-MRI 개발이 기대된다.

## 감사의 글

본 연구는 과학기술부 원자력기술개발사업(PET/MRI 용 GMPD PET 검출기 기반기술 개발)과 산업자원부 차세대신기술개발사업(일체형 PET/MR 영상처리 알고리즘 및 소프트웨어 개발)의 지원으로 수행되었음.

## 참고문헌

1. Townsend, D. W., "From 3-D Positron Emission Tomography to 3-D Positron Emission Tomography/Computed Tomography: What Did We Learn?," *Mol Imaging Biol*, Vol. 6, No. 5, pp. 275 - 290, 2004.
2. Hasegawa, B. H., Wong, K. H., Iwata, K., Barber, W. C., Hwang, A. B., Sakdinawat, A. E., Ramaswamy, M., Price, D. C. and Hawkins, R. A., "Dual-modality Imaging of Cancer with SPECT/CT," *Technol Cancer Res Treat*, Vol. 1, No. 6, pp. 449 - 458, 2002.
3. Prout, D. L., Silverman, R. W. and Chatziioannou, A., "Detector Concept for OPET-A Combined PET and Optical Imaging System," *IEEE Trans Nucl Sci*, Vol.



- 51, No. 3, pp. 752 - 756, 2004.
4. Surti, S., Kuhn, A., Werner, M. E., Perkins, A. E., Kolthammer, J. and Karp, J. S., "Performance of Philips Gemini TF PET/CT Scanner with Special Consideration for Its Time-of-flight Imaging Capabilities," *J Nucl Med*, Vol. 48, No. 3, pp. 471 - 480, 2007.
  5. Green, M. V., Seidel, J., Vaquero, J. J., Jagoda, E., Lee, I. and Eckelman, W. C., "High Resolution PET, SPECT and Projection Imaging in Small Animals," *Comput Med Imaging Graph*, Vol. 25, No. 2, pp. 79 - 86, 2001.
  6. Shao, Y., Cherry, S. R., Farahani, K., Slaters, R., Silverman, R. W., Meadors, K., Bowery, A. and Siegel, S., "Development of a PET Detector System Compatible with MRI/NMR System," *IEEE Nucl Sci*, Vol. 44, No. 3, pp. 1167 - 1171, 1997.
  7. Yamamoto, S., Kuroda, K. and Senda, M., "Development of an MR-compatible Gamma Probe for Combined MRI Guided Surgery," *Phys Med Biol*, Vol. 49, No. 15, pp. 3379 - 3388, 2004.
  8. Mackewn, J. E., Strul, D., Hallett, W. A., Halsted, P., Page, R. A., Keevil, S. F., Williams, S. C. R., Cherry, S. R. and Marsden, P. K., "Design and Development of an MR-compatible PET Scanner for Imaging Small Animals," *IEEE Trans Nucl Sci*, Vol. 52, No. 5, pp. 1376 - 1380, 2005.
  9. Pichler, B. J., Judenhofer, M. S., Catana, C., Walton, J. H., Kneilling, M., Nutt, R. E., Siegel, S. B., Claussen, C. D. and Cherry, S. R., "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.
  10. Catana, C., Wu, Y., Judenhofer, M. S., Qi, J., Pichler, B. J. and Cherry, S. R., "Simultaneous Acquisition of Multislice PET and MR Images: Initial Results with a MR-compatible PET scanner," *J Nucl Med*, Vol. 47, No. 12, pp. 1968 - 1976, 2006.
  11. Woody, C., Kriplanib, A., O'Connora, P., Prattea, J. F., Radekaa, V., Resciaa, S., Schlyera, D., Shokouhib, S., Stolla, S., Vaska, P., Villaneuvab, A., Volkowa, N. and Yua, B., "RatCAP: A Small, Head-mounted PET Tomograph for Imaging the Brain of an Awake RAT," *Nucl Instr Meth A*, Vol. 527, No. 1-2, pp. 166 - 170, 2004.
  12. Schlyer, D., Rooney, W., Woody, C., Vaska, P., Kriplani, A. and Stoll, S., "Development of a Simultaneous PET/MRI scanner," *IEEE Nucl Sci Sym Conf Rec*, Vol. 6, pp. 3419 - 3421, 2004.
  13. Otte, A. N., Barralb, J., Dolgosheinc, B., Hosea, J., Klemind, S., Lorenza, E., Mirzoyana, R., Popovac, E. and Teshimaa, M., "A Test of Silicon Photomultipliers as Readout for PET," *Nucl Instr Meth A*, Vol. 545, No. 3, pp. 705 - 715, 2005.
  14. Lee, J. S., Ito, M., Sim, K. S., Hong, B. S., Lee, K. S., Muhammad, J., Rhee, J. T., Lee, G. S., Park, K. S., Song, I. C. and Hong, S. J., "Investigation of Solid State Photomultipliers for Positron Emission Tomography Scanners," *J Korean Phys Soc*, Vol. 50, No. 5, pp. 1332 - 1339, 2007.
  15. Hong, S. J., Ito, M., Lee, G. S., Muhamad, J., Song, I. C., Park, K. S., Rhee, J. T., Sim, K. S. and Lee, J. S., "Investigation of Solid State Photomultipliers for MR-compatible PET Scanners," *J Nucl Med*, Vol. 48, Supp. 2, p. 47P, 2007.
  16. Montandon, M. L. and Zaidi, H., "Atlas-guided Non-uniform Attenuation Correction in Cerebral 3D PET Imaging," *Neuroimage*, Vol. 25, No. 1, pp. 278 - 286, 2005.
  17. Zaidi, H., Montandon, M. L. and Slosman, D. O., "Magnetic Resonance Imaging-guided Attenuation and Scatter Corrections in Three-dimensional Brain Positron Emission Tomography," *Med Phys*, Vol. 30, No. 5, pp. 937 - 948, 2003.