

# 진단 의료영상 분야에서의 핵의학 영상

## 1. 서론

핵의학(nuclear medicine)은 방사성의약품을 사용하여 체내에 특이적으로 집적하는 분자에 결합한 방사성동위원소에서 방출되는 방사선을 검출하여 인체장기와 조직의 기능 및 생물학적 변화를 탐구하여 체내 동태 정량화에 따라 질병을 예방, 진단 및 치료하는 의학의 한 분야이다.

핵의학은 1923년 처음으로 헝가리의 George Hevesy가 라듐을 납에 표지한 Radiolead를 추적자로 이용해 식물갈슘 대사를 연구하여 원리를 개발한 이후 1927년 미국의 Blumgart가 인체에 방사성추적자를 이용하여 환자의 혈류시간을 체외에서 검출함으로써 혈액순환시간을 측정하고 심장질환 환자에서 증가하는 것을 증명함으로써 임상연구에 이용되었고, 이 후 물리학, 생물학, 화학 등 여러 연구분야에 의해 발전되었다.

1970년대 초 개발된 자장을 이용한 자기공명장치나 방사선 발생장치를 이용한 컴퓨터단층촬영장비는 방사선학 분야의 대표적인 첨단영상 장비이며 이들은 인체의 해부학적인 정보를 획득하는데 널리 쓰이고 있다. 하지만 이와 같은 장비들은 질병의 진행정도, 치료 후의 경과를 포함하는 인체의 기능정보를 제공하는 데는 한계가 있다. 이런 단점을 보완하여 생물학적 변화의 기능정보를 제공하는 핵의학 영상 분야가 발전하고 있다.

임상적으로 핵의학은 동적 심장의 영상을 형성하고, 뇌의 세부 기능을 나타내는 영상을 보여주며, 특히 종양이나 호르몬을 생성하는 장기의 생화학 또는 병리현상의 규명을 통해 암이나 병변 질환의 조기 진단 및 치료 후 예후 판정, 치료계획 등에 활용되고 있다.<sup>[1-2]</sup>

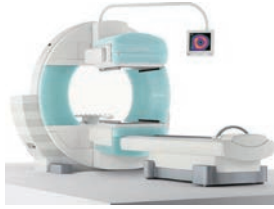
핵의학 영상진단 기기에는 <그림 1>과 같이 감마카메라(Gamma



백철하  
동서대학교 방사선학과



감마카메라 – MIE(medical imaging electronics)  
(출처: <http://www.miegermany.de/>)



단일광자방출단층촬영장치(SPECT) – Siemens  
(출처: <https://www.healthcare.siemens.com>)



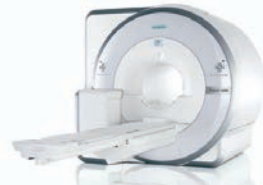
양전자방출단층촬영장치(PET) – Medical CHILLERS  
(출처: <http://www.medicalchillermfg.com>)



SPECT/CT – GE (출처: <http://www3.gehealthcare.com>)



PET/CT – Philips (출처: <http://www.usa.philips.com>)



PET/MRI – Siemens (출처: <https://www.healthcare.siemens.com>)

〈그림 1〉 핵의학 진단에 사용되는 각각의 장비

Camera), 단일광자방출전산화단층촬영장치(Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT)와 양전자방출단층촬영장치(Positron Emission Tomography, PET)가 널리 쓰이고 있다. 최근에는 해부학적인 정보를 결합하여 진단의 정확성을 높이기 위해 CT와 MRI 영상을 활용한 단일광자방출전산화단층엑스선조합촬영장치(SPECT-CT)<sup>[3-5]</sup> 및 양전자방출전산화단층엑스선조합촬영장치(PET-CT)<sup>[6]</sup>가 상용화 되고 있다. 또한 PET/SPECT/CT<sup>[7-10]</sup> 삼중영상기기도 개발되어 판매되고 있으며 반도체 검출기 기반의 PET/MRI 이중영상기기도 상용화되어 임상에 이용되고 있다.

본 학회지에서는 임상 및 전임상 핵의학영상 기기의 기본적인 원리, 다양한 검사 적용 분야, 그리고 최신동향에 대하여 논하고자 한다.

## II. 핵의학 발전 과정 및 기기의 원리

### 1. 핵의학의 발전과정

핵의학의 역사는 1895년 독일의 Roentgen이 엑스선을 발견하여 부인 손을 엑스선으로 사진 촬영하면서 시작하였다. 이후 1896년 프랑스의 Becquerel이 우라늄에서 나오는 방사능(radioactivity)을 발견하였고 Curie는 이듬해에 새로운 방사성 동위원소를 발견하여 이를 폴로늄이라고 명하였고 같은 해에 또 다른 동위원소인 라듐을 발견하였다. 1913년 Hevesy는 방사성 납을 화학적, 생물학적 성질의 추적자로 사용할 수 있음을 연구하였고 10년 후인 1923년 처음으로 생물에 적용하는 연구를 하여 라듐 D를 납에 표지하여 식물의 칼슘대사 연구를 하였다. 오늘날 핵의학 분야는 방사성 원소는 그 원소의 생화학적 성질에 전혀 영향을 미치지 않는다는 이론을 바탕으로 시행되고 있다.

1920년대 말에 blumgart는 방사성 추적자를 이용하여 사람에서 처음으로 임상연구를 시행하였다. 이후 1931년 물리학자인 Lawrence가 중성자를 생성할 수 있는 사이클로트론(cyclotron)을 개발하면서 인공방사성 핵종의 대량 생산으로 핵의학 분야의 가장 중요한 발전의 계기가 되었다. 1934년 Curie에 의해 사이클로트론으로 <sup>24</sup>Na,

$^{32}\text{P}$  등의 인공방사성핵종이 최초로 생산되어 치료에 이용되기 시작했다. 1937년 Perrier와 Serge에 의해 테크네슘(technetium)이 처음발견 되었고 Hertz등이  $^{131}\text{I}$ 으로 갑상선 기능연구를 하였다.

핵의학적 영상진단법이 발달하기 시작한 것은 1942년 Hamilton이 가이거물리 검출기를 이용하여 갑상선에 요오드가 섭취되는 것을 측정하여 갑상샘질환 환자의 진단 및 치료에 사용하면서 부터이다. 이후 1951년 Bnedict Cassen은 칼슘텅스텐(calcium tungsten) 결정체를 이용하여 처음으로 직선이동형 스캐너(rectilinear scanner)를 고안 발명하였고 많은 연구자들의 개발연구에 의해 성능이 향상되었다. 1960년대까지는 핵의학 검사에 대부분  $^{131}\text{I}$ 를 이용하였으나 강한 베타선 및 높은 감마선 에너지를 가지고 있어 불필요한 피폭 유발단점으로 인해  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  핵종이 개발되어 핵의학 진단 부분에 큰 발전을 이루었다.

이후 현재 가장 많이 쓰이고 있는 감마카메라에 시초는 Anger가 개발한 7인치의 요오드화나트륨( $\text{NaI}(\text{Tl})$ ) 섬광체에 7개의 광전자증배관을 연결하여 파고분석기를 거쳐 음극선관으로 정보가 출력되는 감마카메라이다. 이후 1976년 Keys에 의해 SPECT가 처음 개발 되었고 Jaszczak에 의해 뇌전용 SPECT가 개발되었으며 1980년대에 다중헤드 SPECT가 개발되었다.

최근에는 Multi-detector SPECT 이용으로 장기에 더욱 정확한 단면영상의 정보를 획득 할 수 있게 되었고 PET 장치는 더욱 발전하여 CT, MRI장치를 융합한 PET-CT, Fusion PET, PET-MRI, CT-corrected PET 등의 다양한 장치로 해부학적인 CT, MRI 영상을 보완함으로써 병소 정보의 정확성을 높였다. [1-2]

우리나라에서는 1959년 3월 원자력법이 처음 제정된 후 같은 해 5월에 대구 동산병원과 서울대병원에서 갑상샘환자 치료로  $^{131}\text{I}$ 를 투여 한 치료가 처음 시작이다. 현재 우리나라는 대한핵의학회에서 발표한 통계에 따르면 국내에서 약 160개 병원에서 핵의학 검사 및 진료를 수행하고 있으며, 전국에 약 300대 가량의 감마카메라가 설치되어 있고 이 중 80%가 넘는 250여대의 감마카메라는 단일광자방출촬영산화단층촬영장치의 기능을 가지고 있다.

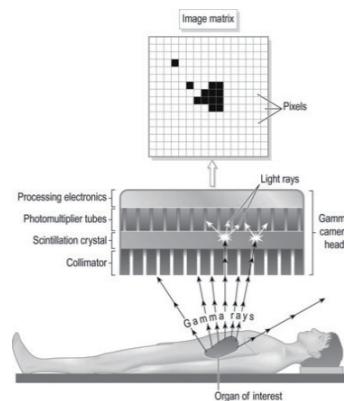
우리나라 핵의학은 전국적으로 SPECT와 PET/CT 등 첨단 장비를 갖추고 있으며 인적 자원들의 활발한 활동과 장비 및 방사성의약품 개발에 힘입어 앞으로 계속해서 발전할 것으로 예상된다.

## 2. 감마카메라의 작동원리

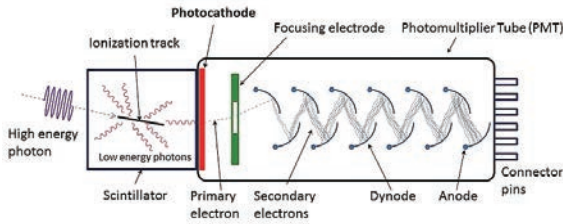
감마카메라는 방사성의약품이 집적된 인체의 장기에서 발생하는 감마선을 조준기를 사용하여 특정방향으로 감마선만을 선택하여 검출하며, 섬광체, 광전자증배관(Photo-multiplier tubes), 저항분배회로(Resistive Charge divider), 전치증폭기(Pre-Amplifier), 성형증폭기(Shaping-Amplifier), 일정분획판별기(Constant fraction Discriminator), 게이트 및 지연신호 발생기(Gate & Delay generator), 데이터 획득 시스템(Data acquisition system)으로 구성된다.

감마카메라에 사용되는 섬광체는 주로  $\text{NaI}(\text{Tl})$ 을 사용하며, <그림 2>와 같이 원형 및 사각형의 판 형태나 작은 픽셀형태를 여러 개 사용하여 원형이나 사각 형태로 배열하여 구성한다.

감마선이 섬광체에 입사하면, 감마선과 섬광체의 상호작용으로 빛이 발생되며, 발생하는 빛의 양은 감마선의 에너지와 섬광체의 특성에 따라 달라진다.  $\text{NaI}(\text{Tl})$  섬광체는 감마선의 에너지에 따른 빛 발생량이 다른 섬광체에 비해 상대적으로 많다. 이렇게 발생된 빛은 섬광체 내에서 이동하여 섬광체와 광학적으로 연결되어 있는 광전자증배관을 통해서 검출된다. <그림 3>과 같이 광전자증배



<그림 2> 감마카메라 영상획득 모식도

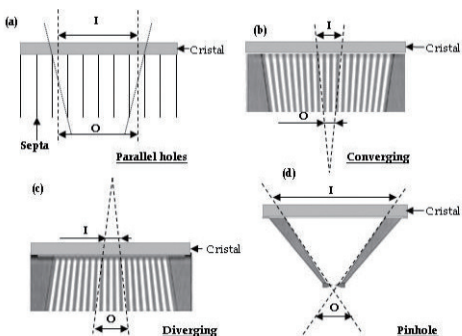


〈그림 3〉 광전자증배관 증폭도 (출처: <http://www.diyphysics.com>)

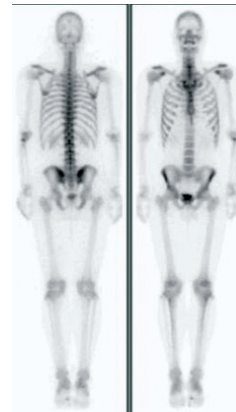
관으로 입사한 빛은 광전음극에서 전자로 바뀌어 여러 다이노드를 거쳐 전자가 증폭이 된다. 증폭된 신호는 저항 분배회로 또는 앵거회로라고 하며 아래의 식을 통해 위치를 찾아 최종 영상으로 나타난다.

$$X = \frac{X^+ - X^-}{X^+ + X^-}, \quad Y = \frac{Y^+ - Y^-}{Y^+ + Y^-} \quad (1)$$

특정 방향의 감마선만을 선택하여 검출하기 위해서는 섬광체 앞면에 조준기(collimator)<sup>[11-14]</sup>가 장착되어야 한다. 조준기는 감마카메라의 시스템의 분해능, 민감도 등의 성능을 결정하는 중요한 요소이다. 조준기는 주로 납 재질로 제작되고 있다. 특정 방향의 감마선이 아닌 다른 방향의 감마선이 섬광체에 입사하여 신호로 발생이 되면 이는 영상의 질을 저하시키게 된다. 〈그림 4〉와 같이 조준기의 종류에는 평행다공형 조준기, 초점형 조준기, 바늘구멍조준기 등이 있으며, 관심영역의 종류 및 특성에 맞게 선택하여 사용하게 된다. 또한 동일한 종류의 조준기에서도 원하는 데이터의 종류에 맞게 다른 구성형태의 조준기를 사용하게 된다. 현재 임상에서 평행구멍 조준기



〈그림 4〉 조준기 모식도. (a) 평행다공형 조준기, (b) 집속다공형 조준기, (c) 확산다공형조준기, (d) 바늘구멍형 조준기 (출처: Chapter1, Principles and Applications of Nuclear Medical Imaging:)



〈그림 5〉 감마카메라로 획득한 전신 뼈스캔

를 가장 많이 사용하고 있으며 갑상선 검사 등 국소부위를 진단하기 위해서는 바늘구멍조준기가 사용되고 있고 일부 뇌영상 획득을 위해 fan-beam 조준기가 사용되기도 한다. 〈그림 5〉는 감마카메라로 획득한 전신 뼈 영상이다.

최근 감마카메라의 성능을 향상시키기 위해 감마선 검출효율 및 광생성률이 높으면서도 섬광소멸이 빠른 새로운 섬광체가 계속해서 개발되고 있다. 또한 기존의 감마카메라에 비해 고분해능, 고민감도 장비가 계속해서 개발되고 있으며 특히 CZT 및 CdTe 센서 개발로 이를 활용한 감마선과 X-선 검출이 모두 가능한 기술 개발이 주목받고 있다. 여러 센서 개발로 감마선에 대한 검출효율이 우수한 최적의 검출물질에 대한 개발이 이루어지고 있으며 감마카메라의 성능이 향상되고 있다.

### 3. 단일광자방출전산화단층촬영(SPECT)의 작동원리

단일광자방출전산화단층촬영 기기는 감마선을 방출하는 방사성의약품을 주입하여 발생한 감마선이 생체를 투과한 것을 생체의 주위에 설치한 검출기로 여러 각도에서 측정하여 단일광자방출핵종의 체내 분포를 영상화한다. 단일광자방출단층촬영 기기의 각 헤드는 감마카메라와 동일하다. 특정방향의 감마선만을 선택하는 조준기와 감마선을 빛으로 변환시키는 섬광체, 발생된 빛을 전기신호로 변환하는 광전자증배관, 전기적 신호를 수집하고 처리하는 위치논리회로로 구성된다.

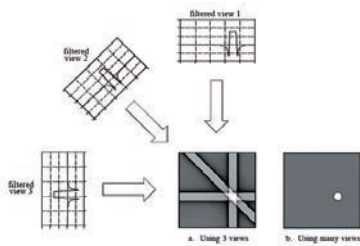
하나의 헤드 또는 여러 개의 헤드를 지닌 단일광자방출

전산화단층촬영 기기는 헤드가 회전하면서 감마선을 검출함으로 영상재구성을 통해 단층영상을 획득 할 수 있다. <그림 6>과 같이 각 각도에 따라 헤드에서 측정되는 영상은 모두 다르며, 이를 재구성 알고리즘을 사용하여 영상화함으로써 단층영상을 획득 할 수 있다.

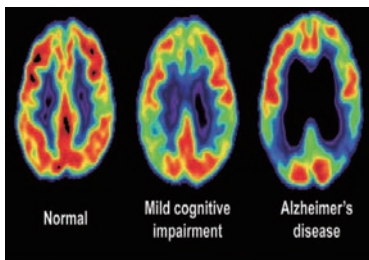
<그림 7>과 같이 여과후역투사 (filtered backprojection)<sup>[15-18]</sup> 알고리즘을 사용한 예이며, 각 각도별 영상에 필터를 취한 후 이를 관심영역(Field of view, FOV)내에 동일한 선상에 획득한 값들을 뿌려주게 되며, 이러한 일련의 과정을 많은 각도에서 실행하면 최종 영상을 획득 할 수 있다. 최근에는 반복적 재구성법



<그림 6> SPECT의 원리 - 각도에 따른 헤드의 영상 획득  
(출처: <http://evelyne.lutton.free.fr/Tomo3D-EA.html>)



<그림 7> 여과후역투사(filtered backprojection)법을 사용한 재구성 예  
(출처: <http://www.dspguide.com/>)



<그림 8> SPECT로 획득한 뇌스캔  
(출처: <http://archive.constantcontact.com>)

(Iterative Reconstruction)이 사용되고 있으며 이는 여과후역투사방법의 단점을 극복하기 위해 개발되었다. 기본적인 원리는 투사데이터의 추정치가 측정치보다 낮은 경우 투사데이터가 만들어지는 데 기여한 화소들의 계수를 높여주고, 측정치보다 높은 경우 이들 계수 값을 줄여 주는 것이다. 이러한 반복재구성 방법의 대표적인 알고리즘으로 algebraic reconstruction technique(ART)<sup>[19]</sup>, Maximum likelihood expectation maximization (ML-EM)<sup>[20-21]</sup> 기법이 있다. <그림 8>은 단일광자방출 전산화단층촬영장치로 획득한 뇌 영상이다.

#### 4. 양전자방출단층촬영장치(PET)의 작동원리

양전자방출단층촬영장치<sup>[22]</sup>는 신체 내 미세한 화학적 또는 생리학적 물질의 분포를 영상화하여 정량적으로 측정 할 수 있다. 이에 생화학 또는 병리현상의 규명과 질병 진단, 치료 후 예후 판정, 치료계획 등에 유용하게 이용되며 최근 임상에서 암 진단 등 여러 질병을 규명하는데 사용되고 있다.

양전자방출단층촬영장치는 1963년 Anger가 동시계측을 사용한 양전자방출카메라를 제작하면서 부터 개발되어 1977년 Sokoloff가 뇌의 당대사량 측정법을 개발하고 그 이듬해 Ido가 <sup>18</sup>F-FDG 대량합성에 성공하면서 1980년 Som이 <sup>18</sup>F-FDG를 이용한 암진단 유용성에 대해 발표하며 핵의학 분야의 발전에 기여하였다. 국내에는 처음으로 2002년 방사선보건연구원에 PET/CT를 설치하였다.

양전자방출단층촬영장치는 원자핵 내의 양성자 수에 비해 중성자 수가 상대적으로 적어 불안정한 방사성동위원소로 양전자를 방출하는 핵종인 <sup>11</sup>C, <sup>13</sup>N, <sup>15</sup>O, <sup>18</sup>F 등에 표지한 방사성의약품을 생체 내에 투여하면 추적자의 흡수, 대사, 배설 등과 같은 생물학적 특성에 인체 내 특정 부위에 집적되고 이때 방출되는 감마선을 검출하여 영상화 한다. <그림 9>와 같이 위 방사성동위원소에서 양전자가 방출되면 원자핵 주변의 전자와 만나 소멸되고 511 keV의 에너지를 갖는 두 개의 감마선을 방출하게 된다. 이때 두 개의 감마선은 에너지와 운동량 보존법칙에 의하여 180°의 반대방향으로 방출된다. 이렇게 방출된

한 쌍의 감마선은 생체를 둘러싸고 있는 검출기의 섬광결정과 반응하여 가시광선으로 변환된 후 광전자증배관을 통해 전기적 신호로 증폭된다. 발생한 전기적 신호는 아날로그-디지털 변환기(analog-to-digital converter, ADC)을 통해 디지털 신호로 변화되어 컴퓨터로 저장되고, 데이터 처리를 통해 체내 분포에 대한 감마선이 방출된 방향과 위치를 기록하여 재구성을 통해 영상화 한다.

양전자방출단층촬영의 경우 양전자 소멸현상에 의해 발생된 두 감마선을 동시에 검출하게 되면 두 검출위치를 잇는 직선(line of response, LOR) 상 위에 두 개의 감마선이 생성되었다는 것을 알 수 있다. 이러한 원리로 인하여 PET 장치는 조준기를 사용하지 않아도 되므로 핵의학 영상 장비 중 민감도와 해상도가 뛰어나며 정량성이 우수한 장점을 가지고 있다.

임상에서 가장 많이 이용되고 있는 분야는 암질환의 조기진단, 치료효과 판정, 재발의 발견 등이다. 특히 폐암, 식도암, 두경부암, 림프종, 뇌종양 등에서 많이 이용하고 있으며 최근 방사성의약품의 개발로 알츠하이머, 파킨슨

씨병, 간질과 같은 뇌 질환과 일부 심혈관질환 진단에 이용하고 있다. <그림 10>은 양전자방출단층장비로 획득한 영상이다.

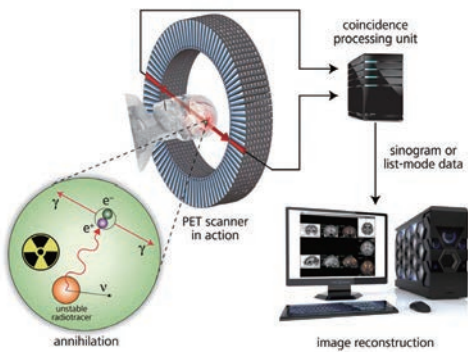
### Ⅲ. 융합영상기기

양전자방출단층촬영시스템(Positron Emission Tomography)과 전산화단층촬영시스템(Computed Tomography, PET/CT)을 융합한 PET/CT 시스템은 독립적인 PET과 CT 시스템으로 구성되어 있으며 검사시간이 수분 이내인 CT를 먼저 시행하고 다음으로 PET 영상을 획득한다. 이후 CT 영상 위에 PET 영상을 겹쳐서 융합영상을 획득하며 CT의 해부학적 정보와 PET의 기능적 구조에 대한 정보를 함께 제공한다. 특히 CT 시스템은 기존의 감마선 감쇠보정이 필요한 문제점을 해결하여 빠른 CT 스캔으로 감쇠보정에 필요한 정보를 얻음으로써 촬영 시간을 줄일 수 있게 되었다.

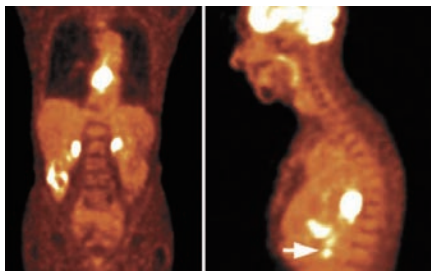
PET/CT 시스템은 1990년대 초 미국 Townsend 그룹에서 융합 PET/CT를 처음으로 제안하여 개발하였다.<sup>[23]</sup> 이 때 CT 영상을 PET 영상의 감쇠보정에 이용할 수 있다는 제안이 있었다. 그 후 1998년에 Pittsburgh 대학에 처음으로 PET/CT를 설치하여 임상적용 연구를 진행하였다.<sup>[24]</sup> 최초의 상업용 PET/CT는 2001년 GE healthcare에 개발한 Discovery LS 장비이다. 이후 Siemens와 Philips에서 개발하여 상업화 시켰다.

PET/CT scan은 전신 PET 기기와 CT 기기를 융합시킨 기기로 환자가 검사대에서 이동할 필요가 없이 두 가지 검사를 동시에 시행할 수 있으며 PET의 생체 기능정보와 CT영상의 인체 해부학적 정보를 정확하게 합성하여 진단 효과를 높이고 있다. <그림 11>은 PET/CT 융합 영상을 보여준다.

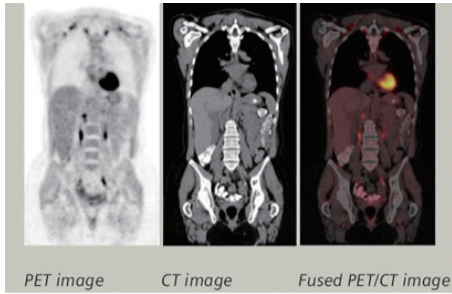
최근 반도체 검출기의 개발로 양전자방출단층촬영시스템(Positron Emission Tomography)과 자기공명영상촬영시스템(Magnetic Resonance Imaging, PET/MRI)을 융합한 PET/MRI 장비로 독립적인 PET과 MRI 시스템으로 구성되어 영상을 획득하고 있다. MRI 장비는 분자영상용 MR 조영제를 이용하여 핵의학 장비와 같이 기



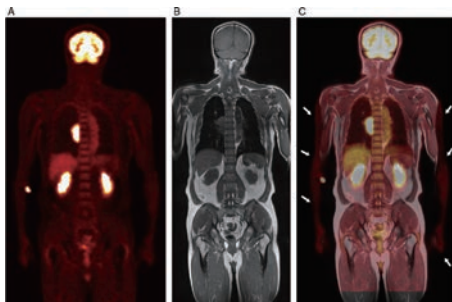
<그림 9> PET 영상 획득 기본 원리 모식도  
(출처: <http://www.slideshare.net/>)



<그림 10> 양전자방출단층촬영 영상  
(출처: <http://www.medscape.com>)



〈그림 11〉 각 장비별 영상 및 융합영상  
(출처: <https://www.imagingcenteratcarlstadt.com>)



〈그림 12〉 PET/MRI 융합영상 (A-PET영상, B-MRI영상, C-PET/MRI영상)  
(출처: <https://www.researchgate.net>)

능영상을 얻을 수 있으며 CT처럼 고해상도 해부학적 영상을 획득 할 수 있는 기기이다. 또한 CT와 비교하여 방사선 피폭이 없으며 저대조도 분해능이 우수하여 생화학적 특성을 나타내는 영상을 획득 할 수 있는 장점을 가지고 있다. PET/MRI는 2006년 Wagenaar 등에 의해 처음 임상용 연구관련 결과가 보고되었다.<sup>[25]</sup> PET/MRI는 MR의 강한 자기장 때문에 두 영상기기를 융합하는 기술적 문제점이 발생하였다. 하지만 반도체 검출기 개발 등으로 PET/MRI 개발이 이루어져 상용화 되었다.<sup>[26-28]</sup> 2010년도 Philips사에서 Ingenuity TF PET/MRI 이름으로 개발하였다. 우리나라에는 2011년 국내최초로 부산대학교병원에 PET/MRI가 도입되었다. 〈그림 12〉는 PET/MRI 융합영상이다.

최근 아직 연구단계에 있지만 유방용 3D-CT와 SPECT또는 PET을 결합한 장비가 개발 중에 있으며 다른 영상진단장비와 융합 영상이 획득 가능한 핵의학 영상 장비 개발이 필요하다.

## 참고 문헌

- [1] 이명철 외, 고창순 핵의학, 제1장 핵의학 개론, 제3판, 1-7
- [2] 강용길 외, TextBook of Nuclear Medicine, 제1장 핵의학 개론, 13-16
- [3] Townsend DW. Multimodality imaging of structure and function. *Phys Med Biol* 2008;53:R1-39.
- [4] O'Connor MK, Kemp BJ. Single-photon emission computed tomography/computed tomography: basic instrumentation and innovations. *Semin Nucl Med* 2006;36:258-66.
- [5] Schillaci O. Hybrid SPECT/CT: a new era for SPECT imaging? *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2005;32:521-4.
- [6] Townsend DW. Multimodality imaging of structure and function. *Phy Med Bio* 2008;53:R1-R39.
- [7] Gleason SS, Austin DW et al. A new highly versatile multimodality small animal imaging platform. *IEEE MIC Rec* 2006; M11-67.
- [8] Austin DW, Paulus MJ, et al. Design and performance of a new SPECT detector for multimodality small animal imaging platforms. *IEEE MIC Rec* 2006;M14-63.
- [9] Mintzer RA, Siegel SB. Design and performance of a new pixelated LSO/PSPMT gamma-ray detector for high resolution PET imaging. *IEEE MIC Rec* 2007; M18-142.
- [10] Xie S, Ramirez R, et al. A pentagon photomultiplier-quadrant-sharing BGO detector for a rodent research PET (RRPET). *IEEE Trans Nucl Sci* 2005;52:210-6.
- [11] Madsen MT. Recent advances in SPECT imaging. *J Nucl Med* 2007;48:661-73.
- [12] Kim JG, Choi Y, et al. Feasibility test performed with silicon photomultiplier as gamma ray imaging sensor. *IEEE MIC* 2006;M14-90.
- [13] Fiorini C. A small prototype of LSO-SDD anger camera. *IEEE TransNucl Sci* 2004;51:1625-30.
- [14] Furenlid LR, Wilson DW, et al. FastSPECT II: A second-generation high-resolution dynamic SPECT imager *IEEE Trans Nucl Sci* 2004;51:631-5.
- [15] Cherry S, Sorenson J, Phelps M. *Physics in Nuclear Medicine* (3rd ed.). Saunders 2003.



- [16] Bushberg J, Leidholdt E Jr, Boone J. The Essential Physics of Medical Imaging (2nd ed.). Lippincott Williams & Wilkins 2002.
- [17] Ollinger J, Fessler J. Positron-emission tomography. 1997;43-55.
- [18] Kak A, Slaney M. Principles of Computerized Tomographic Imaging. Philadelphia, PA SIAM 2001.
- [19] Gordon R. A tutorial on ART (algebraic reconstruction techniques). IEEE Trans Nucl Sci 1974;21:78-93.
- [20] Shepp L, Vardi Y. Maximum likelihood reconstruction for emission tomography. IEEE Trans Med Imag 1982;1:113-22.
- [21] Lange K, Carson R. EM reconstruction algorithms for emission and transmission tomography. J Comput Assist Tomog 1984;8:306-16.
- [22] Tornai MP, Tai Y-C, McKinley RL, et al. Initial design considerations of a dedicated hybrid mammothomograph for fully 3D x-ray CT and high resolution PET using object magnification. J Nucl Med 2005; 46(Suppl. 2):208-09
- [23] Beyers T, Kinahan PE, et al. The use of x-ray CT for attenuation correction of PET data. Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conf., 1994 IEEE Conference Record. 1994;4:1573-7
- [24] Beyers T, Townsend DW, et al. A combined PET/CT scanner for clinical oncology. J Nucl Med 2000;41:1369-79.
- [25] Wagenaar DJ, Kapusta M, et al. Rationale for the combination of nuclear medicine with magnetic resonance for pre-clinical imaging. Technol Cancer Res Treat 2006;5:343-50.
- [26] Hammer BE, Christensen NL, et al. Use of a magnetic field to increase the spatial resolution of positron emission tomography. Med Phys 1994;21:1917-20.
- [27] Buchanan M, Marsden PK, et al. A system to obtain radiotracer uptake data simultaneously with NMR spectra in a high field magnet. IEEE Trans Nucl Sci 1996;43:2044-8.
- [28] Shao Y, Cherry SR, et al. Development of a PET detector system compatible with MRI/NMR system. IEEE Trans Nucl Sci 1997;44:1167-71.



백철하

- 2008년 2월 연세대학교 방사선 학부 졸업
- 2013년 2월 연세대학교 방사선 석·박사 졸업
- 2012년 6월~2013년 2월 삼성전자 의료기기사업부 개발팀 연구원
- 2013년 3월~현재 동서대학교 방사선학과

〈관심분야〉

교육 및 방사선기기(방사선/능 기기 개발)