

# 양전자 방출 단층기

나 종 범\* · 조 장 희\*\* · 노 용 만\*\*\*

(\*한국과학기술원 전기 및 전자공학과 조교수,

\*\*교수, \*\*\*박사과정)

## 1. 서 론

양전자 방출 단층기(Positron Emission Tomography, PET)는 인체 내에 반감기가 짧은 동위원소를 주입하여 이 방사선 동위 원소가 붕괴되면서 나오는 511keV 에너지를 갖는 감마선(gamma-ray)을 외부 전자회로에서 감지함으로써 동위원소의 분포에 대한 영상을 재구성하는 시스템이다. 이러한 양전자를 이용한 영상(positron imaging)의 가능성은 1950년대에 발견 되었고 그 동안 여러가지 영상 시스템이 출현하였으나 실제적인 단층영상(tomographic imaging)은 1970년대에 X선 CT의 개발과 더불어 발전되어 왔다. 또한 의료 영상기기로 잘 알려진 X선 CT나 NMR-CT와 비교하면 PET는 여러가지 물리적 한계로 인하여 영상분해 해상도(spatial resolution)와 신호대 잡음비(SNR)가 기존의 X선 CT나 NMR-CT의 영상에 비해 떨어진다. 그러나 PET 영상법에서는 인체내에 방사선 동위 원소의 주입후 방사선 동위 원소 분포의 시간에 따른 변화나 어떤 특정시간에서의 동위원소 분포를 관찰함으로써 인체내에 생화학적 또는 생리학적 정보를 얻을 수가 있다(그림 1). 따라서 PET는 임상학적으로 매우 중요한 영상시스템이고 기존의 NMR-CT나 X선 CT의 영상과 다른 독특한 의학정보(예를들어, 뇌의 지각작용)등을 제공함으로 의료 연구분야에 많은 공헌을 하리라 본다. 최근에는 인체 내 유기 분자의

동위원소를 쉽게 만들 수 있고 또한 영상분해 능력도 2-3mm를 수 있을 정도로 제반 기술도 향상되어 PET에 대한 연구가 더욱 활발히 진행중에 있다.

본고에서는 기본적인 PET의 원리와 시스템 성능(performance)에 관계되는 요인 및 시스템 발달 상황등을 간단히 살펴보고자 한다.

## 2. 기본원리(그림2)

PET의 기본 원리는 그림 2에서 보듯이 영상을 얻고자하는 물체내에 주입하는 소스(source)부분, 감마선을 검지하는 검지부분, 양전자의 위치를 찾는



그림 1 정상적인 사람의 뇌를 PET로 얻은 영상

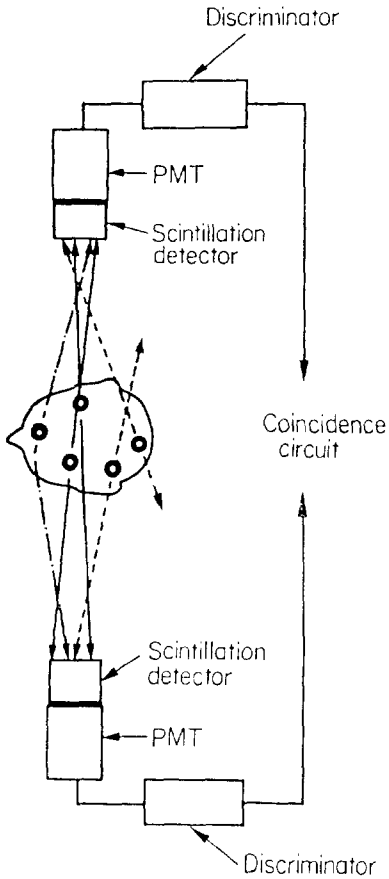


그림 2 Coincidence 검지의 기본 원리(그림에서 실선은 true coincidence, 점선은 random coincidence, 일점쇄선은 scattered coincidence를 나타낸다)

동시발생회로 부분으로 나누어 생각할 수 있다.

### 2.1 Source부분

소스(source)로는 인체 내의 유기분자(organic molecules)에 많이 분포 되어있는 원소들의 방사선 동위 원소로 특히 짧은 반감기를 갖는 것이 요구된다. 이런 것들로 Oxygen-15(2분), Nitrogen-13(10분) 그리고 Carbon-11(20분) 등이 있다. 이 동위원소는 붕괴(decay)시 양전자(positron)를 방출하고 이 양전자는 일반적으로 운동에너지(kinetic energy)를 잃기 전까지 수mm를 움직이고 에너지가 매우 작게 되었을 때 음극인 전자(electron)와 결합하면서 소멸(annihilation)한다. 이때 양전자와 전자는 'annihilation radiation'이라 불리는 511keV의 에너지를 갖는 감마선을 서로 반대 방향으로 방출된다. 이 감마선 쌍이 동시 발생 라인(coincidence line)을 형성하여 최종적인 영상을 구현한다.

### 2.2 검지 부분(detector part)

검지부분(detector part)은 crystal과 PMT(photomultiplier tube)로 나눌 수 있다. 소멸 과정(annihilation process)에서 발생된 감마선은 crystal에서 scintillation event를 일으켜 광신호로 바뀌고 PMT(photomultiplier tube)를 거쳐 전기적인 신호로 바뀌게 한다.

Crystal의 종류로는 NaI(Tl), BGO, CsF, BaF<sub>2</sub> 등이 있다. 그런데 PET의 영상은 본질적으로 해상도(resolution)가 crystal의 크기와 관계가 있으므로 보

표 1 여러가지 Crystal의 특성

Detector material	NaI(Tl)	BGO	CsF	BaF <sub>2</sub>
Density (gm/cm <sup>3</sup> )	3.67	7.13	4.64	4.89
Linear attenuation coefficient at 511 KeV (cm <sup>-1</sup> )	0.34	0.92	0.44	0.47
Scintillation decay time (nsec)	250	300	5	0.8
Emission wavelength (angstrom)	4100	4800	3900	2250
Energy resolution in FWHM at 511 KeV (percent)	>7	>10	23	13

다 작은 crystal을 쓸려는 경향이 있다. 그러나 작은 crystal은 그만큼 감마선에 대한 감도(sensitivity)가 떨어지므로 적당한 크기를 가져야 한다. 1950년대에는 NaI(Tl)이 PET에서 scintillation detector로서 보통 사용되어 왔으나 BGO scintillation crystal의 출현으로 보다 더 좋은 검지효율(detection efficiency)을 얻을 수 있게 되었다. 또한 BGO crystal의 비흡습성(non-hygroscopicity)으로 detector들을 더욱더 밀도있게 조합 할수 있게 되어 packing ratio를 증가 시킬 수 있게 되었다. 따라서 크기가 작은 BGO crystal을 사용함으로써 고해상도 PET시스템의 설계가 가능하게 되었다. 그리고 최근에 CsF와 BaF<sub>2</sub>같은 시간 해상도(time resolution)가 좋은 crystal이 등장하여 time-of-flight(TOF)PET시스템이 출현하였다. 몇가지 crystal의 물리적 특성을 표 1에 나타내었다.

### 2.3 동시발생회로(coincedence circuit)

소멸 과정(annihilation process)에서 발생된 두 감마선을 검지(detection)함으로써 양전자의 존재나 소멸의 발생 여부(annihilation event)를 알 수 있으며 이것은 보통 동시발생 회로(coincedence circuit)에서 두 감마선이 동시에 감지될 때만 event로 인정한다. 동시발생 회로에서의 detection event는 두 detector에 의해 이루는 solid angle내에서만 감지되기 때문에 SPECT(single photon emission CT)에서 사용되어지고 있는 기계적 collimator가 필요 없으며 실제로 이런 이유로 인하여 PET에서 동시 발생검지(coincedence detection)를 전자적 collimator라고 한다.

두 detector사이에 검지되는 총 동시발생 사건 수는 두 detector사이의 solid angle 내에서 축적된 방사능 즉, 투영된 값의 적분(line integral)으로 측정된다. 따라서 얻고자 하는 물체를 감싸고 있는 여러 detector들에서 얻은 모든 적분 값들로 부터 종래의 back projection filter방법이나 filtered back projection방법을 가지고 한 slice내의 양전자의 분포를 구할 수 있다.

## 3. 시스템 성능에 끼치는 요인

PET에서 동시발생 검지회로에서 검출하는 양전자의 위치에 대한 정확성은 다음과 같은 두가지 요인에 의해 관계된다.

#### (1) 각도의 불확정성(angular uncertainty)

방출되는 2개의 감마선은 정확히 반대방향으로 진행하지 않고 소멸되기 직전의 양전자(positron)의 운동에너지에 의한 각도의 불확정성(uncertainty)이 존재한다.

#### (2) 양전자 이동 범위(positron range)

양전자 방출된 위치와 그의 소멸(annihilation)위치의 차이 때문에 양전자의 위치에 대한 불확정성(uncertainty)이 존재한다. 이것 역시 이것은 방출된 감마선의 운동에너지(kinetic energy)와 관계가 있다. 위의 두가지 요인에 의해 양전자의 위치에 대한 불확정성이 존재하며 이것은 무슨 종류의 동위원소를 썼느냐에 따라 관계가 있으며 보통 2-3mm FWHM(full width half maximum)의 해상도 편차(resolution deviation)를 갖는다. 따라서 이 값은 PET에서 얻을 수 있는 영상 해상도의 한계인 것이다.

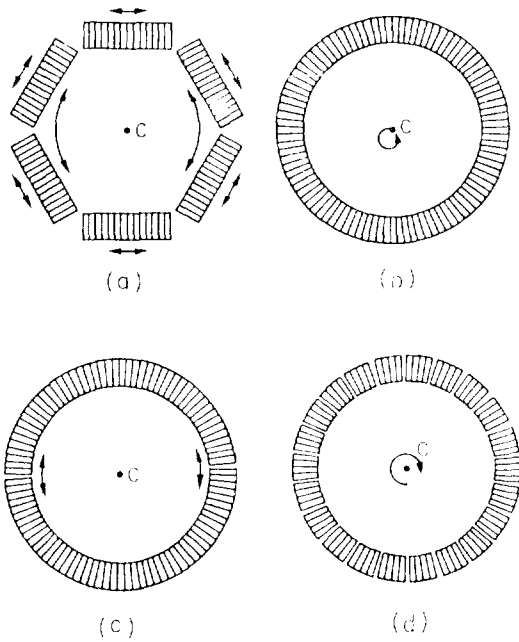
다음은 시스템 성능(system performance)에 영향을 주는 요인들을 나열한 것이다.

### 3.1 Detector

PET의 영상 해상도는 검지 채널이나 샘플링 간격과 관계 된다. 검지 채널은 detector aperture와 관계가 있으며 두 detector간의 중심에서는 FWHM이 detector폭의 반과 같은 삼각형의 형태를 가진 채널 함수가 형성된다. 따라서 detector의 폭은 위에서 언급한 각도의 불확정성(angular uncertainty), 양전자 이동 범위(positron range)과 함께 영상해상도를 결정하는 요인이 된다.

### 3.2 샘플링

Detector의 폭이 검지 감도(detection sensitivity)에 영향을 주기 때문에 detector폭은 해상도가 허락하는 한 크게 하는 것이 좋다. detector크기가 주어지면 최대한의 영상해상도는 Nyquist 샘플링 이론에 맞도록 얻어진다. 즉, 샘플링 간격은 최대의 영상해상도의 반 보다 작게 해야 한다. 폭이 W인 detector에서 얻어지는 투영된 데이터는 얻을 수 있는 최대



**그림 3** 여러가지 샘플링 운동  
 (a) 수평운동과 원운동을 하는 6각형 구조  
 (b) Wobbling 운동을 하는 원형구조(이 구조에서는 전체 detector ring은 ring중심으로 그림 조그만 원에 따라 움직인다.)  
 (c) Dichotomic운동을 하는 원형구조(이 구조에서는 원형 링모양을 형성하는 두개의 arc모양의 detector group이 그림에서 보이듯이 시계방향 그리고 반시계 방향으로 움직인다)  
 (d) Positology(이구조에서는 링은 연속적으로 원운동을 하고 detector들 사이의 균일하지 못한 간격으로 샘플링을 작게 할 수 있다.)

의 영상해상도가 detector 폭의 반으로 최대 spatial frequency는  $2/W$ 이다. 따라서 요구되는 샘플링 간격은  $W/4$ 보다 작아야 한다.

그림 3은 여러가지 샘플링 방법을 나타낸 것이다.

### 3.3 감도(sensitivity)

PET에 있어 감도는 true coincidence를 감지하는 능력으로 정의된다. 감도는 보통 지름이 20cm인 phantom에  $p \mu\text{Ci/cc}$ 의 방사능을 가진 물질로 채워서 측정하는데 field of view내의 방사능량과 phantom내의 감마선의 감쇄도와 detector array에 의해 이루

어지는 solid angle과 검지효율(detection efficiency) 등이 관계된다. 즉, 다음과 같은 식으로 표현할 수 있다.

$$C_t = 14,500 P a \epsilon^2 h^2 d^2 / D [\text{counts/sec}/\mu\text{Ci/cc}]$$

여기서  $a$ 는 감마선 쌍이 산란(scatter)하지 않은 확률

$\epsilon$ 은 detector packing ratio을 포함한 detection efficiency

$h$ 는 slice 두께

$d$ 는 phantom의 지름

$D$ 는 detector ring의 지름이다.

그리고 detector ring을 많이 쌓으면 coincidence는 증가하여 sensitivity가 증가된다.

### 3.4 Random coincidence

PET영상의 배경 noise(background noise)인 random coincidence는 서로 관계없는 양전자에서 발생한 감마선들이 동시발생 시간(coincidence resolving time)  $\tau$  동안에 검출된 것을 말한다. 방사능의 균일한 분포에 대해 random count rate의 수식은 다음과 같이 나타낸다.

$$C_r = \tau f_a C_s^2 [\text{counts/sec}/\mu\text{Ci/cc}]$$

여기서  $C_s$ 는 single count rate이고  $f_a$ 는 전체 detector들에 대해서 어떤 한 detector와 coincidence를 형성하고 물체를 감싸는 detector들의 비로써 다음과 같이 나타낸다.

$$f_a = 2/\pi \sin^{-1}(d/D)$$

Random coincidence를 없애기 위해서는 single count를 작게 해야 되고 slice collimator를 사용하여 detection 채널을 제한하거나 energy threshold를 증가함으로써 single count를 작게 할 수 있다. 궁극적으로 random coincidence는 동시 발생시간(coincidence resolving time)과 각 채널의 single count를 기록함으로써 software에서 제거할 수 있다.

## 4. PET의 발달 상황

1950년대 초 이래로 부터 오늘까지 PET 시스템의 발전은 계속되어 왔다. 1950년대에 Brownell과 Sweet에 의해 2개의 NaI detector시스템이 개발된 후 1962년 Rankowitz에 의해 32개의 NaI detector시스템이 개발되고 1972년에 2개의 detector group (127 detectors/group)으로 이루어진 PC-1이란 시스템이 개발되었다. 그러나 이 모든 시스템은 1972년 Hounsfield의 X-ray CT scanner가 나오기 전까지 단층촬영기라고 볼 수 없으며 처음 Hounsfield의 모델링 이후로 개발된 단층 촬영기는 St. Louis의 Ter-Pogossian과 Phelps에 의해 설계된 PETTI-III와 UCLA에서 Cho등이 설계한 CRTAPC시스템이라고 볼 수 있으며 PETTI-III는 detector array로써 수평, 수직운동과 원 운동을 한 반면 CRTAPC는 정지 시스템이다. 이러한 개발이후로 PET는 많은 새로운 아이디어를 가지고 빠른 발전을 해왔다. 즉 시스템 구조가 평면에서 육각면 형태로 또 육각면 형태에서 원형타입으로 single ring에서 multi-ring시스템으로 발전해 왔다. 또 detector 재료로 NaI에서 BGO, CsF, BaF<sub>2</sub>등으로 발전해 왔고 최근에는 time-of-flight기술도 소개되고 있다. 이런 발전으로 현재에는 구미쪽에서 몇개의 상업용 PET시스템이 나오고 또 임상에도 이용되고 있다. 현재 활발히 진행되고 있는 PET시스템에 관한 연구는 그 감도와 분해능을 높이는데 집중되고 있다. 이러한 노력의 일환으로 국내에서는 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 영상시스템 연구실에서는 현재 미국 Columbia대학에서 개발중인 페티링의 일종인 S-PET (spherical PET)project에 참여하고 있다. 이 시스템의 특징은

detector를 구(sphere)형태로 조합하여 양전자 소멸시 4 $\pi$ 방향으로 방출되는 감마선을 검지하여 감도(sensitivity)와 신호대 잡음비를 좋게 한 점과 또 4.4mm의 작은 폭을 가진 BGO를 16개씩 조합하여 detector group을 형성하고 이 group에서 light encoding방법으로 영상해상도가 2.2mm인 고해상도의 영상을 얻을 수 있다는 점이다. 그림 4은 S-PET 시스템의 전체 형태를 나타낸 것이다. 이 시스템이 완성되면 Columbia 의대에 설치 임상연구에 응용할 계획이다.

### 5. 결 론

PET는 다른 nuclear imaging system(SPECT등)과는 달리 기계적 collimator가 필요없이 전자적 collimation을 할수 있고 이런 collimation역할로 인하여 SPECT보다 감도(sensitivity)가 좋고 또한 전체 영상영역에 걸쳐 해상도와 감도가 균일하며 감쇄상수의 보정이 쉽다. 기존 X선 CT나 NMR-CT에 비해 해상도(resolution)와 신호대 잡음비가 떨어짐에도 불구하고 PET 시스템 독특한 장점은 영상 자체가 단순한 영상을 재현하는 것이 아니라 인체내의 생화학적 또는 생리학적인 변화에 대한 정량적 분석이 가능하다는데 있다. 즉, <sup>11</sup>C, <sup>13</sup>N, <sup>15</sup>O, <sup>18</sup>F와 같은 물질은 인체내에 생리적현상과 매우 밀접한 관계를 가지고 있어 이들 물질의 분포나 변화를 제공하는 것은 다른 의료 영상기기와 뚜렷이 구별되는 점이라 할 수 있다.

따라서 앞으로 분해 능력이 2-3mm의 PET시스템의 개발은 임상용 물론 의료연구용으로 매우 유용할 것이며 종래의 NMR과 X선 CT와는 다른보완적인 정보를 제공하는 영상시스템으로써 의료산업계의 발전에 크게 기여를 할 것이라 본다.

### 참 고 문 헌

- [1] G.L.Brownell et al, Med. Radioiso. Scintigraphy 1, 313, 1973.
- [2] M.E.Phelps et al, J.Nucl. Med. 16, 210, 1975.
- [3] Z.H.Cho, J.K. Chan, and L.Eriksson, IEEE Trans. Nucl. Sci. 23, 613, 1976.
- [4] M.M. Ter. Pogossian, J.Nucl. Med. 19, 635, 1978.
- [5] Z.H.Cho, L.Eriksson, and J.Chan, Workshop on

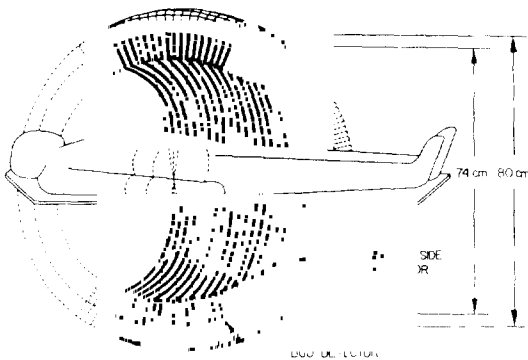


그림 4 Spherical PET(S-PET)의 구성

- Reconstruction Tomography, San Juan Pr. eds. M. M. Ter-Pogossian et al. 393, 1977, Park Nucl. Inst. and Meth. in Physics Research, 225, 422, 1984, Press. Baltimore University.
- [6] T.F.Budinger, S.E.Derenzo, G.T. Gullberg, and R. H.Huesman, IEEE Trans. Nucl. Sci. 26, 2742, 1979,
- [7] C.Nahmias, D.B.Kenyon, and E.S.Garnett, IEEE Trans. Nucl. Sci. 27, 529, 1980,
- [8] S.E.Derenzo, J.Nucl. Med. 21, 971, 1980,
- [9] J.A.McIntyre, J.Comput. Assist. Tomogr. 4, 351, 1980,
- [10] Z.H.Cho and M.R.Farukhi, J.Nucl. Med. 18, 840, 1977,
- [11] H.Murayama, N.Nohara, E.Tanaka, and T.Hayashi, Nucl Inst.Meth. 192, 501, 1982,
- [12] J.M.Roney and C.J.Thompson, IEEE Trans. Nucl. Sci. 31, 1022, 1984,
- [13] M.Kesselberg, C.Bohm, J.E.Litton, and L.Eriksson, IEEE trans. Nucl. Sci. 32, 907, 1985,
- [14] H.B.Min, J.B.Ra, K.J.Jung, S.K.Hilal, and Z.H.Cho, IEEE Trans. Nucl. Sci. 34, 332, 1987,
- [15] Z.H.Cho, K.S.Hong, J.B.Ra, and S.Y.Lee, IEEE Trans. Nucl. Sci. 28, 94, 1981,
- [16] J.B.Ra, C.B.Lim and Z.H.Cho, Phys. Med. Biol., vol. 27, No. 1, 37, 1982,
- [17] Z.H.Cho, S.K.Hilal, J.B.Ra, K.S.Hong, R.E.Biegler, T.Yoshizumi, A.P.Wolf, and J.S.Fowler, Phys. Med. Biol. 278, 1219, 1983,
- [18] R.A.Brooks, V.J.Sank, W.S. Friauf, S.B.Leighton, H.E.Cascio, and G.Di Chiro, IEEE Trans., Biomed. Eng. 158, 1981,
- [19] E.J.Hoffman, S.C.Huang, M.E.Phelps, and D.E. Kuhl, J.Comput. Assist. Tomogr. 5, 391, 1981,
- [20] M.M.Ter-Pogossian, D.C.Ficke, M.Yamamoto et al, IEEE Trans. Med. Imag. 1, 179, 1982,
- [21] E.I.Tanska, N.Nohara, T.Tomitani, and M.Endo, J.Comput. Assist. Tomogr. 6, 350, 1982,
- [22] G.Muehlehner, J.G.Colsher, and R.M.Lewitt, IEEE Trans. Nucl. Sci. 30, 652, 1983,
- [23] T.F.Budinger, S.E.Derenzo, R.H.Huesman, and J. L.Cahoon 1982 in Proc. Int. Workshop on Physics and Engineering in Med. Imag., 15-18 March, Pacific Grove, CA, USA, pp.3-13, IEEE Computer Society Press.
- [24] N.A.Mullani, J.Gaeta, K.Yerian et al, IEEE Trans. Nucl. Sci. 31, 609, 1984,
- [25] J.A.McIntyre, R.L.Spross, K.H.Wang, IEEE Trans. Nucl. Sci. 33, 425, 1986,
- [26] K.S.Hong, Z.H.Cho, and S.K. Hilal, Nucl. Inst. Meth. in Phys. Res. 221, 627, 1984,
- [27] C.Bohm, M.Kesselberg, and L.Erikson, IEEE Trans. Nucl. Sci. 33, 1078, 1986,
- [28] J.I.Cahoon, R.H.Huesman, S.E.Derenzo, A.B. Geyer, D.C.Uher, B.T.Turko, and T.F.Budinger, IEEE Trans. Nucl. Sci. 33, 570, 1986,