

핵의학 영상기기의 감마선 검출기

한국과학기술원 원자력 및 양자공학과
조 규 성

Gamma-ray Detectors for Nuclear Medical Imaging Instruments

Gyuseong Cho, Ph.D

Department of Nuclear and Quantum Engineering, KAIST, Daejeon, Korea

In this review paper, basic configurations of gamma detectors in SPECT and PET systems were reviewed together with key performance parameters of the imaging system, such as the detection efficiency, the spatial resolution, the contrast resolution, and the data acquisition time for quick understanding of the system-component relationship and future design of advanced systems. Also key elements of SPECT and PET detectors, such as collimators, gamma detectors were discussed in conjunction with their current and future trend. Especially development trend of new scintillation crystals, innovative silicon-based photo-sensors and futuristic room-temperature semiconductor detectors were reviewed for researchers who are interested in the development of future nuclear medical imaging instruments. (Nucl Med Mol Imaging 2008;42(2):88-97)

Key Words: SPECT, PET, collimator, scintillator, PM tube, APD, Si PM, CZT

서 론

핵의학은 방사성 동위원소에서 방출되는 베타선이나 감마선을 이용하여 암과 같은 질병을 진단하고 치료하는 기술로서 1920년대 미국의 블루밍거가 처음으로 방사능 물질을 이용하여 임상에서 혈액순환시간을 측정하여 '임상 핵의학의 아버지'로 불리우기 시작 한 것을 효시로 볼 수 있다. 1936년 Cyclotron 이 발명된 이후 이를 이용하여 다양한 종류의 방사성 동위원소를 만들 수 있게 됨으로써 핵의학은 본격적으로 발전하기 시작하였다. 핵의학, 특히 핵의학 진단에 사용되는 검출기는 갑상선과 같은 인체의 특정 장기에 누적된 방사성 동위원소 I-131의 양을 측정하거나 인체 밖에서 혈액이나 배설물 등 인체시료내의 방사능을 분석하여 질병의 원인을 찾는 체외(in-vitro) 분석시 사용되는 계수형 검출기(감마카운터와 베타 카운터)와 방사성 동위원소가 표지된 약물을 인체에 주입하고 여기서 방출되는 방사선을 인체 외부에서 측정하여 약물의 체내(in-vivo) 분포를 측정하는 영상계측 검출기로 나눌 수 있다.

핵의학 영상측정은 1951년 베네딕트 카슨이 최초로 핵의학 스캐너를 개발한 것이 효시이지만 1958년 할 앵거가 감마카메라를 개발한 이후¹⁾ 임상적으로 본격적으로 활용되기 시작하였으며, 1970년대 이후 컴퓨터의 발달에 힘입어 단일광자방출단층촬영장치(Single Photon Emission Computed Tomography: SPECT)나 양전자방출단층촬영장치(Positron Emission Tomography: PET)가 개발되어 널리 활용되어 왔다. 현재 임상용 핵의학 영상기기는 SPECT 기능을 갖는 감마카메라와 PET/CT가 가장 보편적으로 사용되고 있다. 종래의 감마카메라는 하나의 검출기를 고정식으로 사용하여 planar 영상만을 제공하였지만, 현재의 감마카메라는 1~3개의 planar 검출기가 환자 주변을 회전하여 얻은 정보로 단층영상을 제공한다. PET/CT는 PET 검출기와 CT 장치를 동축에서 회전하도록 융합한 영상장치로서 이미 시장에서 PET 기능 하나만을 갖는 단순 PET장치를 대체하고 있다. 이러한 핵의학 영상기기들의 가장 주요한 부분은 방사선과 일차적으로 반응하는 검출기이며 검출기의 발전은 곧 영상기기의 특성 즉 민감도(sensitivity)와 특이도(specificity)를 개선하는 데 결정적인 역할을 한다. 본 논문에서는 핵의학 영상기기, 즉 감마카메라와 PET용 검출기들의 일반적인 요구조건과 제 특성, 그리고 현황 및 향후 발전방향에 대해 논하고자 한다.

- **Received:** 2008. 4. 16. • **Accepted:** 2008. 4. 21.
- Address for reprints: Gyuseong Cho, Professor, Ph.D. Department of Nuclear and Quantum Engineering, KAIST, 335 Gwahangno, Yuseong-gu, Daejeon 305-701, Korea
Tel: 82-42-869-3821, Fax: 82-42-869-3810
E-mail: gscho@kaist.ac.kr

Table 1. SPECT와 PET 시스템의 검출기 관련 특성

영상기기	SPECT	PET
측정방사선	감마선	감마선
대표 동위원소	Tc99m, Tl201, I123, 131	F18, O15, N13, C11
감마선 에너지 (keV)	140, 170, 159, 364	511
검출기 형태	평판형	링형
unit 검출기 형태	평판형	사각 기둥
섬광체	NaI(Tl), CsI(Tl)	BGO, LSO
광센서	PM tube	PM tube
영상형성원리	조준기	동시계측

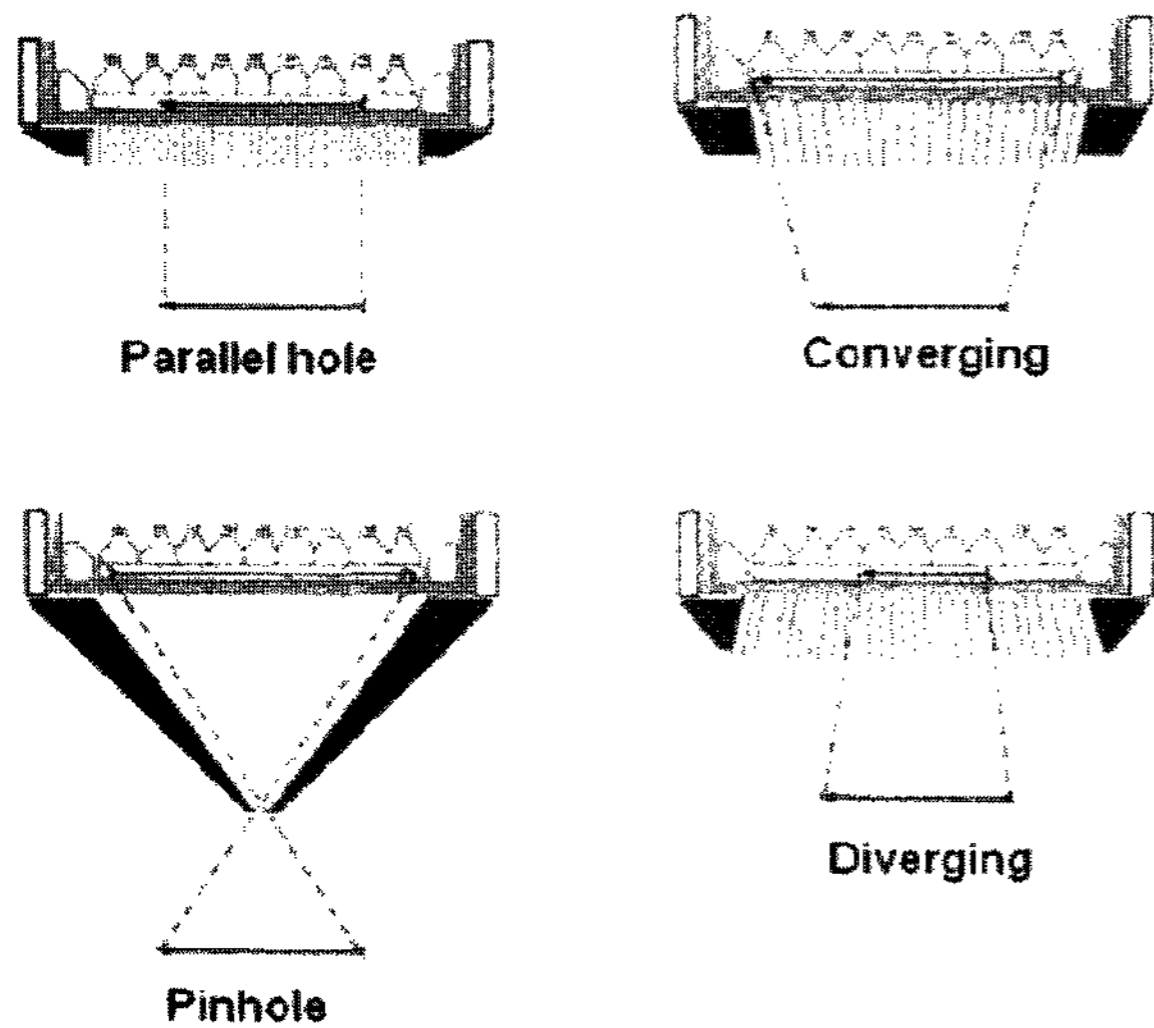


Figure 1. 감마카메라의 4가지 조준기는 A. 평행홀 조준기, B. 축소형 조준기, C. 핀홀 조준기, D. 확대형 조준기로서 각 용도에 따라 교환하여 사용하도록 되어 있다.

SPECT와 PET 용 감마선 검출기의 형태 및 성능

1. 검출기 형태 (Detector configuration)

SPECT와 PET은 방사선을 이용한 의료영상기기의 하나로서 일반적으로 영상기기에서 요구하는 높은 공간 분해능 (spatial resolution)과 높은 대조도(contrast resolution) 그리고 빠른 영상획득(fast data acquisition)이라는 기본적인 세 가지 기기 성능을 만족하여야 하며 추가적으로 환자의 방사선량 피폭이 적어야 한다(low dose).

SPECT 즉 감마카메라와 PET의 검출기는 두 가지 모두 기본적으로 인체내의 특정 장기에서 방출하는 감마선을 측정하며 현재는 섬광형 검출기 형태가 보편적으로 활용되고 있다. 섬광형 검출기는 섬광체와 광센서가 결합한 구조를 가지고 있으며 섬광체는 하나의 입사 감마선과 반응하여 섬광 즉 가시광선영역의 다수의 광자를 방출하고 이들 광자들이 광센서에서 광자수에 비례한 수의 전자를 생성한 다음 신호

처리회로에서 전류나 전압과 같은 전기신호로 변환되는 구조를 가지고 있다. 이처럼 SPECT와 PET 검출기의 기본 원리는 같지만 측정하려는 감마선의 에너지와 단층영상을 재구성하기 위한 데이터 획득 방식이 달라서 검출기의 구조와 섬광체 및 광센서 등이 다르다.

우선 검출기의 형태를 살펴보면, 감마카메라는 특정방향을 갖는 감마선만을 통과시키는 조준기와 하나의 사각 혹은 둥근 평판형 단결정 섬광체와 섬광체 후면에 2차원으로 배열된 다수개의 광센서(광증배관) 세트가 모여서 하나의 unit 검출기를 구성한다. 조준기는 일반 카메라의 렌즈와 같은 역할을 하며 조준기의 구멍을 통과할 수 있도록 입사한 감마선을 제외하고는 모든 감마선을 제거함으로써 선원과 영상이 1:1 대응이 되도록 한다. 조준기는 Fig. 1과 같이 평행홀(parallel hole), 축소형(converging), 핀홀(pinhole), 확대형(diverging) 조준기 등이 있다.²⁾ 단층영상을 만들기 위해서 SPECT검출기는 환자 주위를 일정한 단위 각도씩 회전하면서 평면 영상 데이터 세트를 획득하는 데, 영상획득 시간을 줄이기 위해서는 두 개 또는 세 개의 unit 검출기가 동시에 회전을 하는 방식을 취하게 되어있다. Fig. 2는 3개의 검출기를 갖는 SPECT의 개략도 이다. 이 경우 검출기의 검출효율이 검출기의 개수에 비례하여 향상되므로 환자에게 주입하는 방사성 약물의 양을 같은 비의 값으로 줄일 수 있어 환자의 방사선 피폭을 줄일 수 있다.

한편 PET 검출기는 검출기가 환자 주변을 링처럼 싸고 있어서 회전할 필요가 없으며, 하나의 양전자가 두 개의 감마선으로 변환되어 180도 방향으로 방출되므로 이 두 개의 감마선을 동시에 측정함으로써 동위원소의 위치정보를 얻기 때문에 감마카메라에서 필요로 하는 조준기도 필요가 없다. 하지만 링내에서의 방사선 반응 위치 파악을 위해 검출기 링 자체가 다수개의 작은 사각형 검출기의 1차원 배열로 이루어져 있으며 각 검출기는 기본적으로 사각기둥형 섬광체 하나와 같은 크기를 갖는 하나의 광센서로 구성하여야 한다. PET에서도 환자의 피폭을 줄이고 빠른 시간에 양질의 영상을 얻기 위해서는 검출기의 폭을 넓혀야 하므로 Fig. 3과 같

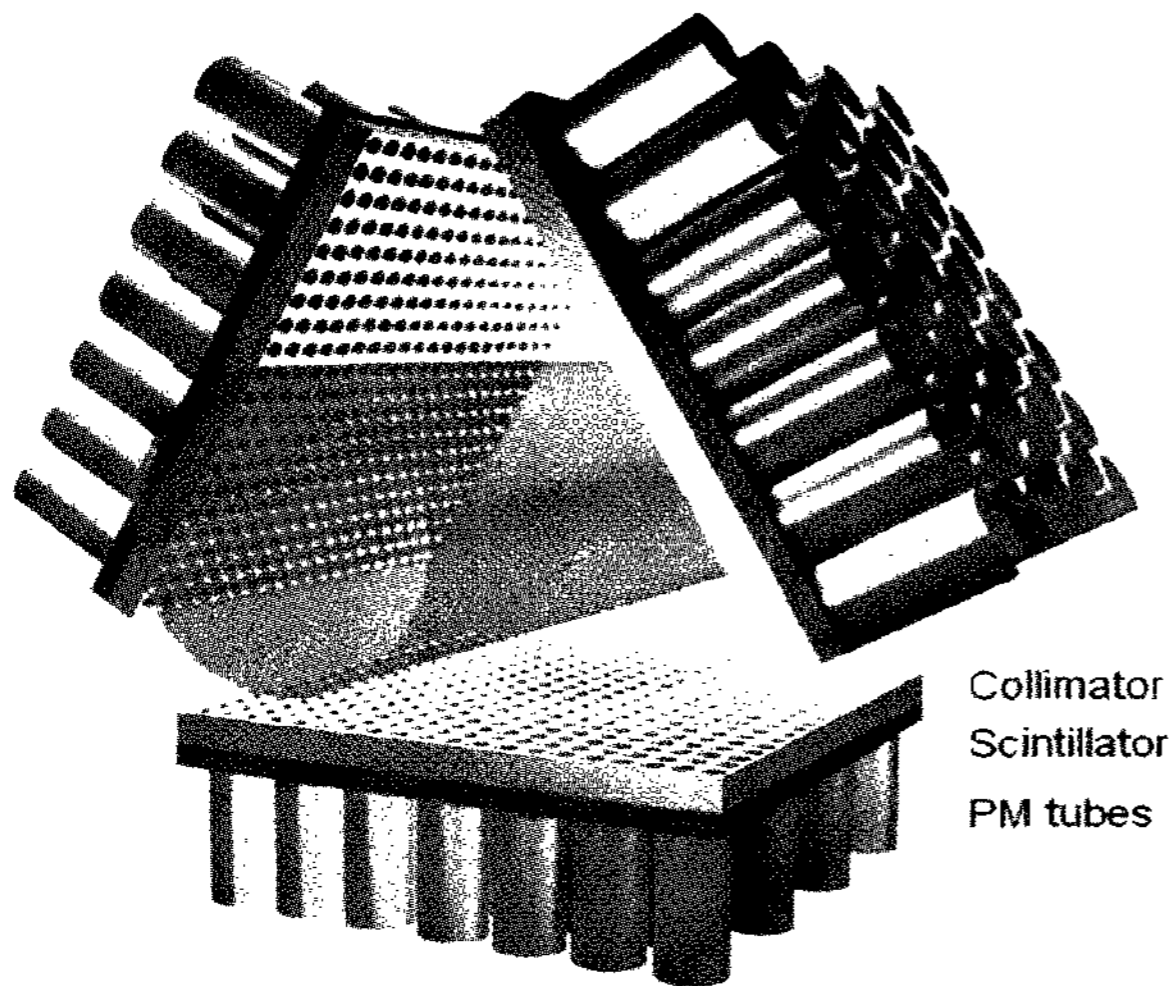


Figure 2. 검출기가 3개인 SPECT의 개략도로서 120도 간격으로 위치하고 있으며, 각 검출기는 평행홀 조준기와 평판형 단결정 섬광체 그리고 2차원 배열된 광증배관으로 구성되어 있다.

이 다수개의 링을 축 방향으로 연이은 원통형이 된다. Table 1은 SPECT와 PET시스템의 검출기 관련 특성을 요약한 것이다.

2. 검출효율 (Detection efficiency)

다음으로 SPECT와 PET검출기가 가져야 할 일반적인 성질중의 중요한 것의 하나는 환자의 피폭을 최소화하면서 빠른 영상획득을 위해 높은 검출효율(detection efficiency)이 필요하다. 일반적으로 감마선 센서의 검출효율 즉 총 방사능(activity) 대비 계수율(count rate) 비는 아래 식에서 알 수 있다시피 여러 변수의 조합으로 이루어져 있다.

$$\epsilon = \frac{\text{Count rate}}{\text{Total activity}} = \epsilon_{geo} \times \epsilon_{int} \times \epsilon_{elec} \times \epsilon_{dead} \times \dots$$

이중에서 첫 번째 항은 기하학적 효율(geometric efficiency)로서 선원 즉 환자의 체내에서 방출되는 감마선이 검출기로 입사할 확률을 의미하며, 검출기가 방사선원으로부터의 거리가 작을수록, 검출기의 면적이 클수록, 크기 때문에 SPECT와 PET의 검출기는 환자에게 거부감을 주지 않는 범위에서 가능한 가까이 그리고 넓은 면적을 갖도록 설계되어야 한다. 또한 SPECT의 경우는 섬광체의 크기 보다 조준기의 효율이 시스템의 기하학적 효율을 결정하는 요소이다. 조준기의 기하학적 효율은 선원에서 방출된 감마선이 조준기의 구멍을 통과할 확률로서 구멍 크기와 Septa 두께 및 감마선의 에너지와 조준기 물질의 감쇠계수에 의해 결정된

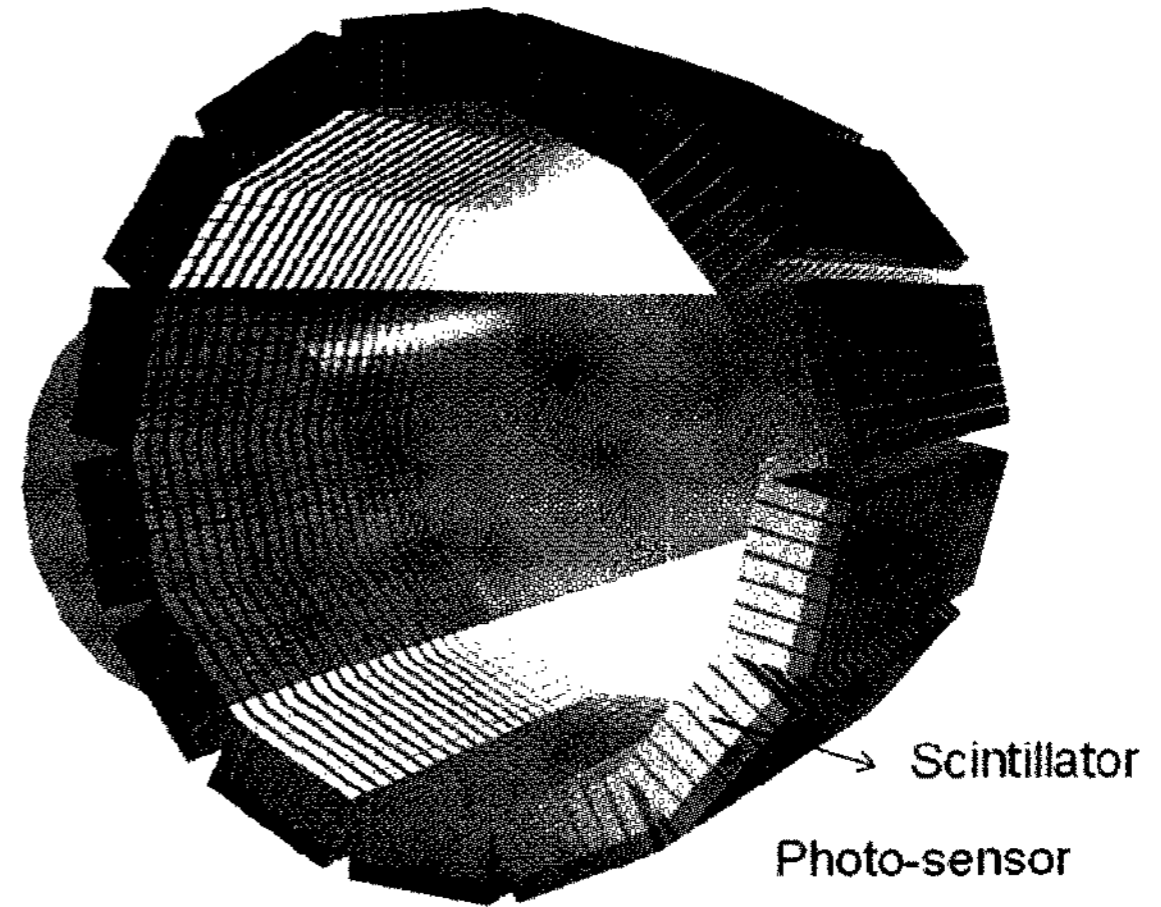


Figure 3. 다수개의 링 검출기를 갖는 PET의 개략도서 하나의 검출기는 섬광체 기둥과 광센서로 되어 있다. 여기서 광센서는 반도체형을 가정하였다.

다. 두 번째 항은 반응효율(interaction efficiency)로서 입사한 감마선이 검출기를 투과하기 전에 반응할 확률을 의미하며, 검출기 재료의 감마선에 대한 반응단면적(interaction cross-section)이 클수록 유리한 데, 반응단면적은 사용하는 감마선의 에너지에 따라 달라지며 같은 에너지에서는 재료의 밀도가 클수록 크기 때문에 밀도가 높은 섬광체가 유리하다. 또한 반응효율은 검출기의 두께가 클수록 유리하지만 너무 두꺼울 경우 검출기 자체에 의한 섬광의 흡수로 인해 신호크기가 저하되므로 최적의 두께로 설계되어야 하며 섬광체는 자신의 빛에 대해 투명도(transparency)가 높아야 한다. 세 번째 항은 전자적인 효율(electronic efficiency)로서 감마선에 대한 검출기의 출력 펄스 신호 중 그 크기가 유효 범위 내에 드는 확률을 의미하며, 이 값을 높이기 위해서는 감마선의 에너지의 대부분이 섬광체에서 빛으로 바뀌는 광전효과(photoelectric effect)나 다중 콤프턴 산란(multiple Compton scattering)이 일어나야 하므로 섬광체의 광전효과 반응단면적이 크거나 섬광체의 두께가 충분히 커야 한다. 또한 이 확률을 극대화하기 위해서는 검출기의 에너지 분해능(energy resolution)이 극대화 되어야 하는 데 이를 위해서는 검출기의 신호가 충분히 크도록 섬광체의 섬광효율(scintillation efficiency)과 광센서의 양자효율(quantum efficiency)이나 신호 증배율(multiplication factor)이 커야 하며 검출기 자체 및 신호처리회로의 전자적 잡음이 최소화 되어야 한다. 네 번째 항은 불감시간회피효율(dead-time escape efficiency)로서 하나의 감마선에 의한 검출기 신호가 뒷 단 신호처리회로에서 처리되기 전에 또 하나의 감마선이 검출기에 입사함으로써

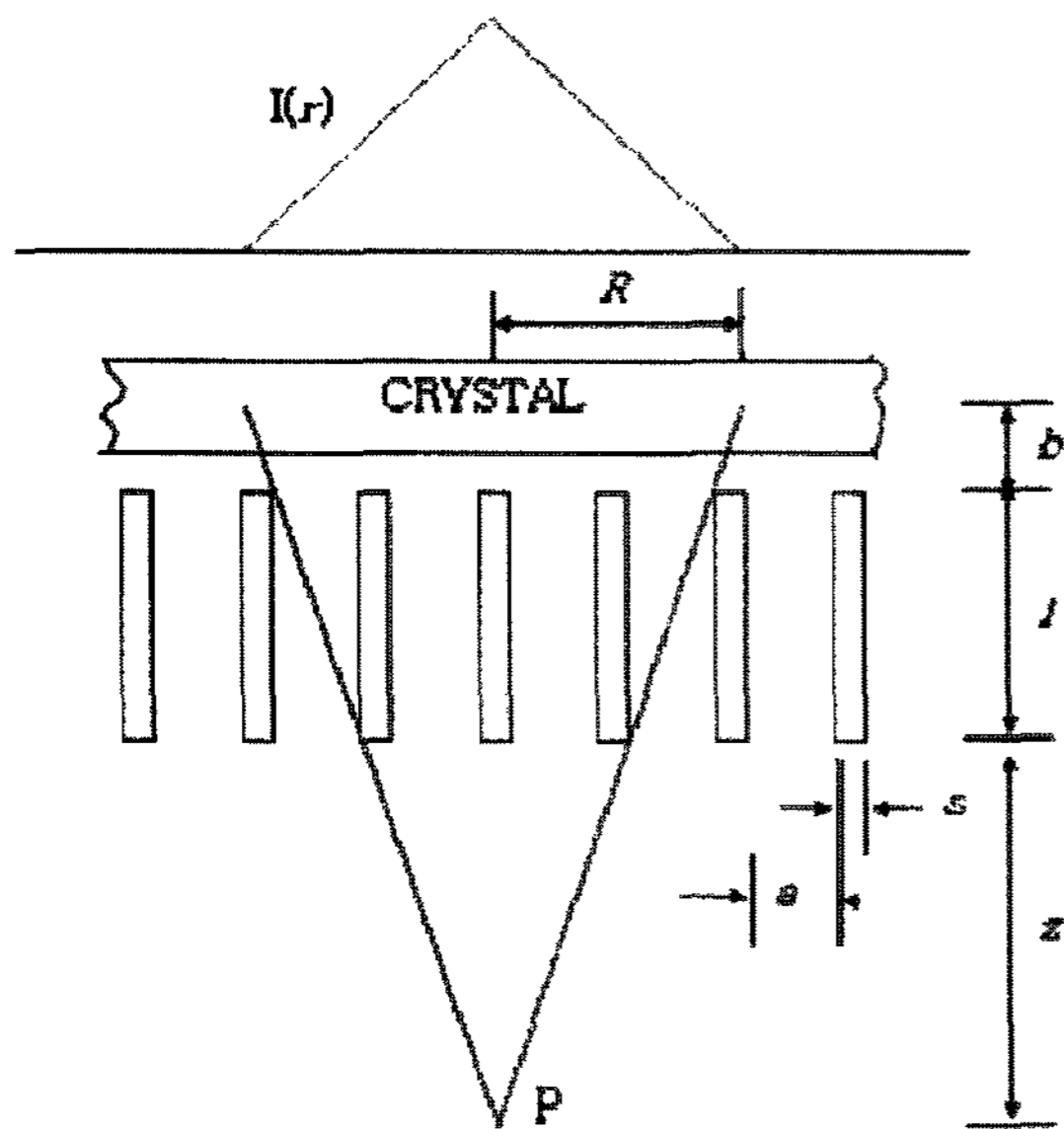


Figure 4. 감마카메라 평행홀 조준기의 공간 분해능 계산을 위한 모식도로서 $I(r)$ 은 점 선원의 위치 분포 함수이며 여기서 R 은 공간 분해능을 의미한다. a 는 조준기의 홀 크기이며 s 는 Septa의 두께이다.

써 두 개 모두 혹은 나중 감마선의 신호가 손실이 생기는 소위 불감시간 효과를 피할 확률을 의미하며, 검출기의 섬광소멸시간(scintillation decay time)이 작아야 하며 신호처리 회로의 속도가 빨라야 한다. 기타 인체자체에 의한 흡수 등의 효과들은 수식에서 생략되어 표시하였다.

3. 공간 분해능(Spatial resolution)

SPECT와 PET의 최종 영상의 품질은 총 감마선 계수치(counts)의 크기와 검출기의 공간 분해능 그리고 환자의 움직임에 의해 영향을 받는다. 계수치가 매우 낮으면 당연히 영상으로부터 대상체를 구별하기가 어려워지므로 충분한 계수치가 확보되어야 하나 계수치를 높이는 일은 환자의 방사선 피폭을 높이기 때문에 제약을 받는다. 기본적으로 SPECT 및 PET은 감마선이 검출기와 반응한 위치정보를 가지고 컴퓨터에 의한 영상 재구성 알고리즘을 통해 감마선 동위원소의 3차원 체내 분포를 영상화 하는 장비이기 때문에 검출기에서 감마선이 반응한 위치에 대한 공간 분해능이 높을수록 최종 영상의 공간 분해능도 좋아진다.

SPECT 혹은 감마카메라 검출기는 앞서 설명한 바와 같이 조준기, 단결정 섬광체 및 다수개의 광증배관으로 구성되어 있으며 공간 분해능 값을 결정하는 실질적인 요소는 조준기이다.

Fig. 4는 평행홀 조준기를 보여주며 조준기의 공간 분해능은 아래 식으로 표현된다.

$$R_{coll} = \frac{a \times (l_e + z + b)}{l_e} \quad \text{여기서 } l_e = l - \frac{2}{\mu}$$

위 식에서 μ 는 조준기의 감쇠계수(attenuation coefficient)이며 다른 변수는 Fig에서 정의되어 있다. 일단 조준기를 통과한 감마선은 섬광체에서 빛으로 변환되는 데 이 빛은 섬광체내에서 확산되어 최종적으로 다수개의 광센서에 포착된다. 이들 다수의 광센서 신호를 광센서의 위치와 각 광센서의 개별신호의 크기를 이용하여 소위 다음 식과 같은 앵거로직(Anger Logic)으로 감마선과 섬광체와 반응한 위치 (x,y) 가 계산된다.

$$x = \frac{X_+ - X_-}{X_+ + X_-}, \quad y = \frac{Y_+ - Y_-}{Y_+ + Y_-}$$

여기서 X_+ , X_- , Y_+ 와 Y_- 는 Fig. 5에 정의된 바와 같으며 Fig. 속의 Σ 는 각 라인에 연결된 광증배관의 신호들의 합을 의미한다. 조준기의 구멍을 통과한 감마선만이 영상을 만드는 데 기여를 하며, 조준기의 공간 분해능과 기하학적 효율을 높이기 위해서는 조준기의 구멍을 작게 하여야 하나 물리적으로 만드는 데 제약이 있으며 구멍간의 벽 즉 Septa의 두께가 얇아지면 일부 감마선이 벽을 투과할 수 있어 영상의 질을 저해할 수 있으므로 감마선의 에너지에 따라 Septa의 두께와 조준기 평판의 두께를 최적으로 결정하여야 한다. 따라서 결국SPECT 조준기의 기하학적 효율과 공간 분해능은 상보적인 관계를 갖는다. 한편SPECT 검출기에 있어서 반응 균일도(uniformity of response)란 획득한 영상의 외곽부분이 중앙부분에 비해 왜곡되거나 신호크기가 저하되는 것을 의미하며 이는 영상의 질을 전체면에서 일정하게 유지하는데 있어서 매우 중요하다. 하지만 사전에 행렬형태의 점선원에 의한 보정 실험을 통해 위치 보정이 가능하다.

PET에 있어서 공간 분해능은 검출기의 크기와 양전자의 비정거리, 그리고 소멸 감마선의 방출각도의 180도로부터의 차이(non-colinearity)에 의해 결정된다. PET 검출기는 SPECT와는 달리 조준기가 사용되지 않으므로 검출기 즉 섬광체의 크기가 공간 분해능을 결정한다. 이상적으로는 픽셀형 섬광체 하나에 하나의 광센서가 부착되는 구조이다. 또한 PET은 SPECT에서 사용하는 동위원소들과는 달리 소멸감마선을 사용하기 때문에 감마선의 에너지가 511 keV로서 비교적 높기 때문에 검출기의 두께가 커지게 된다. 즉 PET 검출기에 사용되는 섬광체의 모양은 입사면은 한 모서리 길이가 3~4 mm 인 정사각형이며 높이 즉 검출기의 두께는 3~10 cm로서 사각기둥형이다. 이러한 PET 검출기들

은 모두 중심축에 정렬되어 있기 때문에 환자의 중심부분이 아닌 외곽 위치에서 방출되는 감마선은 검출기에 평행하게 입사하는 것이 아니고 비스듬하게 입사하는 소위 Parallax 효과가 생기게 되어 영상이 흐려지는 효과를 가져온다. 이러한 현상을 최소화하여 공간 분해능을 높이기 위해 최근에는 반응 깊이(DOI : depth of interaction), 즉 감마선이 검출기와 반응한 위치의 두께 방향 정보를 측정할 수 있는 검출기가 사용되고 있다. 즉 발광 파장이나 발광소멸시간이 다른 두 개의 섬광체를 이어서 사용하거나 섬광체 양 끝단에 각각 광센서를 부착하여 광량의 차이를 측정하는 방식이 제안되고 있다.³⁾

마지막으로 SPECT와 PET는 컴퓨터를 이용한 단층영상을 획득하기 때문에 불가분 방사선원 위치분포를 3차원 격자공간으로 나누어진다. 따라서 격자의 크기가 최종적으로 디스플레이 되는 영상의 공간 분해능을 좌우하게 된다. 통상적으로 512×512 데이터 크기를 사용하고 있다.

4. 대조도(Contrast resolution)

영상에 있어서 대조도란 감지하고자 하는 물체의 신호크기와 주변(background) 신호크기의 상대적 비로서 정의되며 진단의 정량적 정확도 혹은 특이성(specificity) 과 직접 관련이 있다. X-ray CT에서는 대조도의 차이가 대상 물체와 주변물질의 크기와 엑스선에 대한 감쇠계수의 차이에 의한 엑스선량 흡수 비율에 의해 결정되지만, SPECT와 PET가 같은 감마선 영상에서는 계수치의 비율에 의해 결정된다. 대조도를 높이기 위해서는 해당 장기에서의 감마선 계수치가 높아야 하지만 앞서 언급한 바와 같이 환자의 방사선 피폭도 높아지므로 계수치를 높이는 데는 한계가 있다. 따라서 핵의학 영상 획득시 총 계수치를 일정하게 제한할 경우 핵의학 영상에서의 대조도는 주변 신호 즉 백그라운드 방사선의 계수치가 높을수록 저하된다. 백그라운드 방사선은 순수하게 주변환경에서 기인하기도 하지만 방사선 검출기중 섬광체 재료 내부에 포함되어 있는 자체 방사능과 증배효과가 있는 광증배관이나 APD와 같은 광센서의 열잡음에 기인하기도 한다. 또한 SPECT와 PET영상의 격자 공간의 크기도 영향을 받는 데 다른 조건은 일정하게 하고 격자의 크기를 크게 하면 즉 화소수를 줄이면 대조도는 좋아지지만 공간 분해능은 저하된다.

5. 데이터 획득시간

데이터 획득시간이란 일반적으로 환자가 준비되어 측정을 하기 시작한 이후부터 최종적으로 영상이 얻어지는 데까지 걸리는 시간을 의미하며 이는 검출기의 데이터 획득시간과

획득된 데이터로부터 3차원 영상을 계산하는 데까지 걸리는 시간의 합으로 평가된다. 여러 대의 컴퓨터를 이용한 병렬연산이나 각 검출기 시스템내부에 연산프로세서를 내장하는 일은 전체 시간을 줄이는 데 크게 도움이 된다. 본 논문에서는 순수하게 검출기의 데이터 획득시간만을 논하기로 한다. 방사성 약물이 체내에서 계속 이동을 하기 때문에 데이터 획득시간은 약물의 성질과 질환 장기의 성질에 따라 한계값을 갖는다. 이러한 이동성을 고려하여 볼 때 가능한 빠른 시간내에 데이터를 획득하는 것이 중요하며 이는 방사성 약물의 투여량을 높이거나 검출기 시스템을 최적화 함으로써 가능하다.

SPECT의 경우 데이터 획득 시간은 검출기의 개수와 영상 수 그리고 검출기의 한 영상당 데이터 획득 시간에 의해 결정된다. 총 영상획득시간을 제한할 경우 영상당 시간을 늘리고 영상 수를 줄이거나 그 반대로 하는 것은 최종 영상의 질에 큰 차이를 가져오지 않는다. 결국 검출기의 효율을 높여 계수치를 늘리는 것이 중요하며 이를 위해 검출기의 개수를 늘리거나 검출기 면적을 크게 하여야 한다. 검출기를 3개 사용하면 1개를 사용할 때에 비해 데이터 획득시간을 1/3로 줄일 수 있으며 환자의 피폭도 비례하여 줄어든다. 같은 선량 조건에서 계수율을 높이기 위해서는 섬광소멸시간이 빠른 섬광체를 사용하고 이에 맞는 광센서와 신호처리회로를 사용하는 방법이 있으나 보다 효율적인 방법은 모듈형의 검출기를 사용하는 것이다. 일반적인 SPECT 검출기는 다수의 광센서가 부착된 하나의 섬광체 평판으로 구성되어 있어서 전체가 하나의 검출기로서 dead time이내에 두 개의 감마선이 입사할 경우 신호의 손실이 생긴다. 따라서 필요한 전체 면적을 다수개의 섬광체를 이용한 모듈형식으로 나누고 위치 민감형 광센서를 사용할 경우 섬광체의 개수만큼 개별 검출기가 존재하므로 dead time에 의한 손실은 최소화 되며 최대 계수율은 모듈의 개수만큼 증가하게 된다. 이 경우 반응 균일도를 유지하기 위해 각 모듈 별 위치 보정이 필요하다.

PET 경우는 그 구조적 특성 때문에 이미 보통 4개의 광증배관이나 하나의 위치 민감형 광증배관이 장착된 모듈형의 검출기가 사용되어 왔다. 데이터 획득시간이나 최대 계수율을 극대화 하는 이상적인 방법은 필요한 크기를 갖는 픽셀형 섬광체와 각 섬광체에 하나의 광센서를 부착하는 구조이다. 기존의 광증배관으로는 광증배관의 물리적 크기 때문에 이를 구현하기가 어렵고 실리콘 광센서를 어레이 형식으로 제작하여 픽셀형 섬광체 어레이와 1:1로 부착하여 사용하는 연구가 진행되고 있다. 한편 PET은 양전자 방출 동위원소의 공간 분포를 측정하기 위해 방출된 양전자와 주변 전자와의 쌍소멸로 생성되는 두 개의 소멸 감마선을 동시에 측정하여야 하기 때문에 검출기의 시간 분해능(timing resolution)

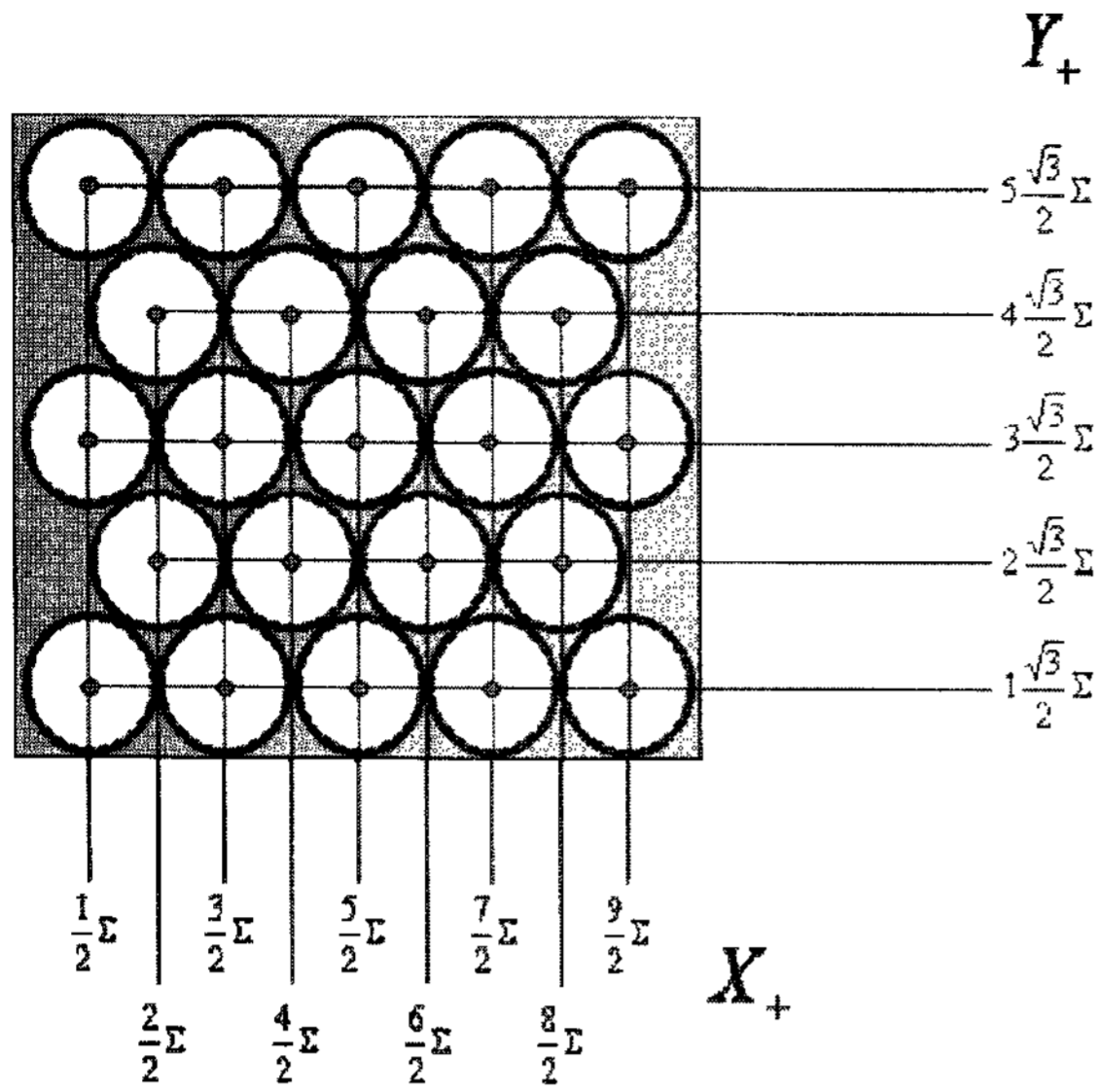


Figure 5. 광증배관의 2차원 배열 및 앵거 로직을 위한 X+ 및 Y+ 신호를 만드는 라인별 신호들과 가중치를 보여준다. Σ는 각 라인에 묶인 광증배관의 출력신호의 합을 의미한다.

이 매우 중요하다. 시간 분해능은 검출기의 전압신호펄스가 상승하는 시점의 안정성에 의해 결정되므로 일차적으로는 섬광체의 섬광소멸시간이 짧아야 하며 또한 광센서의 반응 시간 그리고 광센서와 결합된 신호처리회로의 첫 단인 전하민감형 전치증폭기(charge-sensitive preamplifier)의 성능 및 시간 측정회로의 잡음 및 동작 안정성 등이 중요하다.

감마선 검출기 구조 및 종류

1. 조준기(Collimator)

조준기는 일반 카메라의 렌즈 역할 즉 초점을 맞추어 영상을 선명하게 만드는 일을 하는 감마카메라의 구성요소로서 통상 1/2~2 인치 두께의 납으로 제작된다. 각 구멍 사이의 벽은 Septum이라 부르며 환자로 부터 출발한 감마선이 적정한 방향을 가진 경우에만 통과를 시키는 역할을 하며 Fig. 1과 같이 4가지 유형을 갖도록 제작되어 필요에 따라 교체하여 사용된다. 평행홀 조준기는 말 그대로 평행한 감마선만이 투과하게 되지만 환자로 부터 떨어질수록 각구멍이 보는 시각은 증가하게 되며 결국 같은 위치를 여러 개의 구멍이 바라보게 되어 공간 분해능이 저하된다. 축소형 조준기는 조준기의 모든 구멍이 특정한 점 즉 초점을 바라보도록 설계되어 있어 방사선원의 모양이 섬광체에 확대되어 영상을 맺게 된다. 조준기의 효율은 환자로 부터 떨어질수록 조금씩 증가하다가 초점거리 이상 멀어지면 다시 감소하게 된다. 확대형 조준기는 축소형 조준기를 뒤집어 놓은 모양이며 환자의 장기가

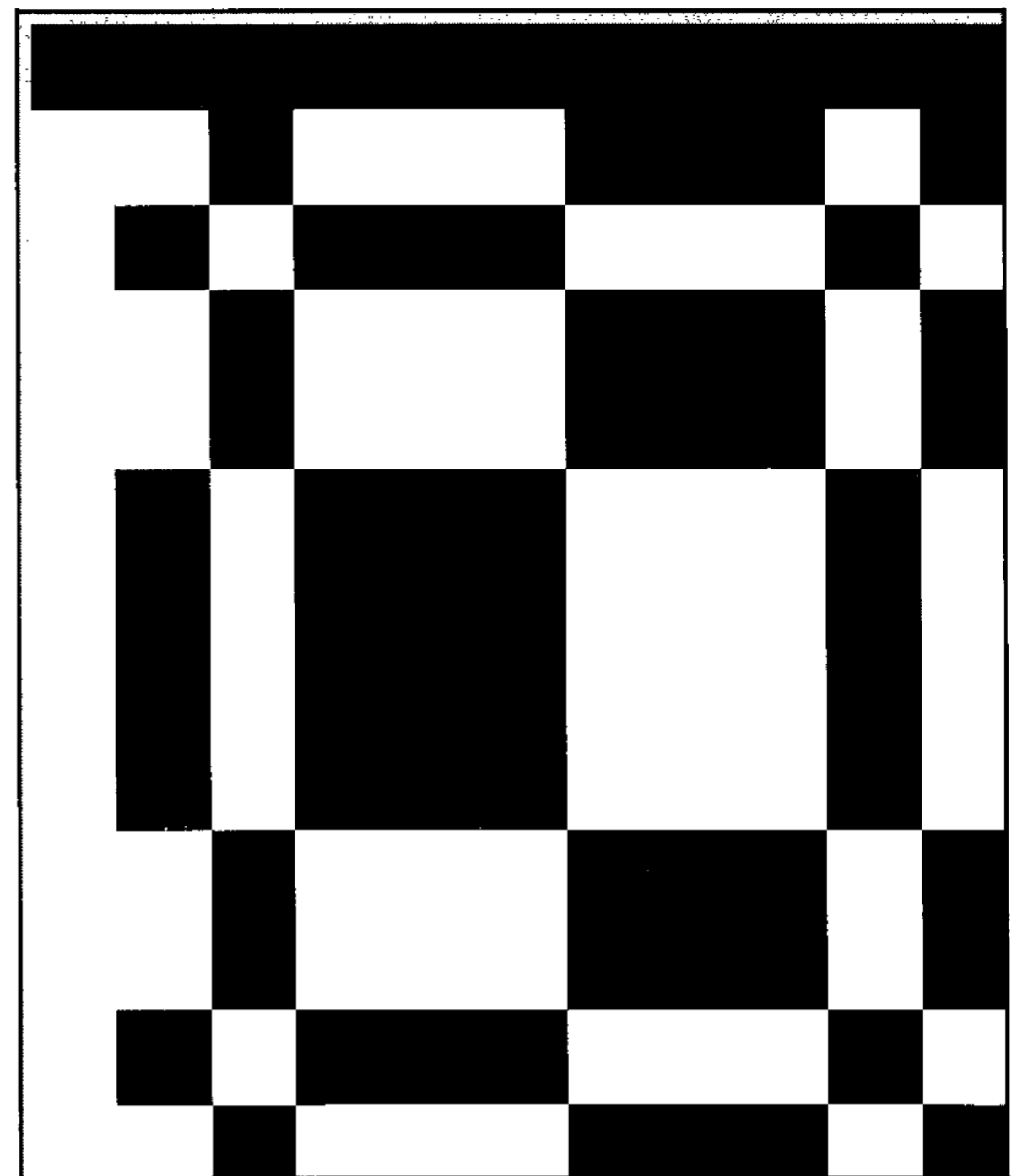


Figure 6. 코드형 조준기의 일례인 13×11 배열의 URA (Uniformly redundant array) 패턴이다. 검은 부분은 막힌 곳이고 흰 부분은 구멍에 해당한다.

검출기 보다 클 경우 유용하다. 핀홀 또는 바늘 구멍 조준기는 두꺼운 원뿔모양의 구조체 끝에 구멍이 난 형태로 구멍이 클수록 검출효율은 증가하지만 공간 분해능은 저하된다. 검출기의 끝 부분은 날카로운 즉 얇은 모서리를 가지고 있어 감마선의 에너지가 높을 경우 실제 구멍크기보다 더 큰 구멍을 갖는 효과를 가져온다. 이상의 4가지 기본 조준기 외에도 환자의 폭에 비해 감마카메라의 축방향 시야(field of view)가 작을 경우 전신 스캔(whole body scan)에 사용되는 단일축확대조준기(single-axis diverging collimator)나 뇌스캔을 통해 단층영상을 얻는 데 사용되는 평행홀과 축소형을 결합한 부채형(fan-beam) 조준기가 있다. 또한 우주관측에 사용되는 코드형 조준기(coded aperture collimator)는 수학적으로 패턴화된 다수의 홀을 갖는 조준기로서 공간 분해능은 유지하면서도 조준기의 기하학적 효율을 극대화 한 것이다. Fig. 6은 13×11 격자 배열의 코드형 조준기의 일례이다.⁴⁾ 이러한 조준기의 단점은 대상체가 특정한 거리 이상 떨어져 있어야 한다는 점이다.

2. 섬광형 검출기(Scintillation Detector)

방사선 검출기는 직접전리 방식과 간접전리 방식으로 나뉘는데, 섬광형 검출기는 간접전리 방식의 가장 대표적인

Table 2. 대표적인 섬광체와 섬광 특성

섬광체	NaI(Tl)	CsI(Tl)	BGO	LSO	GSO
밀도(g/cm ³)	3.67	4.51	7.13	7.4	6.7
유효 원자 번호	51	54	74	66	61
감쇠 길이 (cm)	2.88	2.4	1.05	1.16	1.43
굴절율	1.85	1.8	2.15	1.82	1.85
섬광소멸시간 (nsec)	230	680	300	47	56
최대 발광 파장 (nm)	415	540	480	420	440
광생성율 (Photons/MeV)	38,000	65,000	8,200	25,000	9,000
NaI(Tl) 대비 광신호 (%)	100	49	15	75	25
흡수성	있음	약간	없음	없음	없음

형태로서 감마선과 같은 방사선과 반응하여 UV나 가시광선 영역의 빛을 방출하는 섬광체와 이 빛을 받아 전기적 신호로 변환하는 광센서로 구성된다. 섬광형 검출기의 기본적인 세 가지 특성은 방사선과의 반응 효율, 광자 발생 즉 섬광효율, 그리고 섬광소멸시간으로 요약할 수 있다. 이중 반응 효율은 감마선 흡수율을 높이기 위해 높은 유효 원자번호(effective Z number)와 밀도(density) 및 단결정의 두께에 의해 결정되며, 섬광효율은 각 섬광체 물질과 미량 첨가한 물질의 고유한 성질로서 보통 단위 MeV당 발생 광자 수로 표현된다. 섬광효율은 광센서의 양자효율과 결합하여 검출기의 신호와 에너지 분해능을 결정한다. 이외에 이상적인 섬광체는 자신이 방출한 빛을 자신이 흡수하지 않아야 하며 공기중에 노출시 수분에 의해 녹지 않고 기계적 가공성이 좋아야 한다. Table 2⁵⁾는 대표적인 섬광체와 이들의 중요 특성을 보여준다.

이들 섬광체중 NaI(Tl)과 CsI(Tl)은 감마카메라에 활용되지만 SPECT용으로는 NaI(Tl)이 주로 사용된다. NaI(Tl)은 1940년대 Hofstadter에 의해 개발이 되었으며 현재까지 원자력등 많은 분야에서 가장 많이 활용되는 감마선 검출용 섬광체이다. NaI(Tl)은 1958년 할 앵거에 의해 감마카메라에 활용되었고, 1977년에는 ECAT II라는 PET에 활용되었다. 섬광효율이 크고 주 파장이 415 nm로서 광증배관의 양자효율과 잘 일치하여 높은 신호를 내는 장점은 있지만 원자번호나 밀도가 낮아 비교적 큰 부피가 요구되며 섬광소멸시간도 230 nsec로서 비교적 느리다. 가장 큰 단점은 공기와 접촉시 수분에 의해 녹는 성질이 있다는 점이지만 대형으로 단결정을 제작하기가 용이하여 현재에도 SPECT나 감마카메라용 검출기의 대부분이 NaI(Tl)을 사용하고 있다. CsI(Tl)은 NaI(Tl)에 비해 밀도도 높고 원자번호도 커서 콤팩트한 감마카메라에 활용되고 있지만 섬광소멸시간이 길어 SPECT 용으로는 적합하지가 못하다.

PET에 사용하기 위한 섬광체의 가장 큰 요구 조건은 빠른 시간 분해능으로 1970년대 초에 Weber에 의해 개발된 BGO를 조장희 박사가 PET에 활용할 것을 제안한 이후 1982년 이후 ECAT 911 PET 에 상업적으로 활용되기 시작

한 이후 대부분의 PET은 BGO를 사용해 왔다. 하지만 1990년대 Melcher에 의해 개발된 LSO는 BGO 보다도 빠른 시간 분해능을 가지고 있으면서도 3배 이상의 광신호를 방출하기 때문에 현재 가장 많이 활용되고 있다.

Table 2의 섬광체 외에도 현재 많은 새로운 섬광체가 개발되고 있으며 대표적으로 YAP, LGSO, LuYAP, LaCl₃(Ce), LaBr₃(Ce), LuI(Ce) 등을 들 수 있다. 이들 새로운 섬광체에는 첨가물로 3가의 Ce 이온이 많이 사용되는데 그 이유는 Ce 이온은 섬광소멸시간이 짧으며 낮은 에너지의 광학적 천이 과정을 통해 여기되므로 섬광효율도 높아지며 원자의 크기가 중금속 이온들과 비슷하여 Ce의 균일한 첨가가 쉽기 때문이다.

3. 광센서(Photo sensor)

섬광체에서 발생한 광은 뒷 단의 광센서에 의해 전기적 신호로 바뀌게 된다. SPECT와 PET에 사용되는 광센서의 특성은 광자 하나당 전자쌍 하나를 방출하는 양자효율과 전자쌍들의 증배계수 그리고 전자쌍들의 수집시간으로 평가된다. 양자 효율은 광센서의 물질의 고유성질에 의해 결정되며 광자의 스펙트럼에 따라 다른 값을 갖는다.

현재 가장 보편적으로 사용되는 광센서는 1947년에 개발되어 현재까지 널리 사용되고 있는 광증배관(photomultiplier tube)으로서 그 기본적인 구조는 Fig. 7과 같은 진공관이 다. 광증배관은 광자 하나가 입사할 때 양자효율이 25~30% 정도로 반응을 하며 최종 출력단에서 수십만~수백만 배 정도로 전자수가 증배된다. 입사한 광자는 처음으로 광음극(photo-cathode)을 만나게 되는 데 광음극은 일함수(work function)가 낮은 Alkali 물질인 K₂CsSb 나 Na₂KSb로 구성되어 있으며 360~380 nm 영역에서 양자효율이 30% 정도로 최대가 되며 빛의 파장이 길면 줄어들게 된다. Cs₃SbO와 같은 물질을 사용할 경우 양자효율이 최대가 되는 빛의 파장이 390 nm로 다소 길어 지기도 한다. 유리로 만들어진 진공관은 300 nm 이하 파장의 빛을 흡수하기 때문에 이 영역의 양자효율이 매우 낮아지기 때문에 200~300 nm의 빛에 대해서는 quartz 를 사용하기도

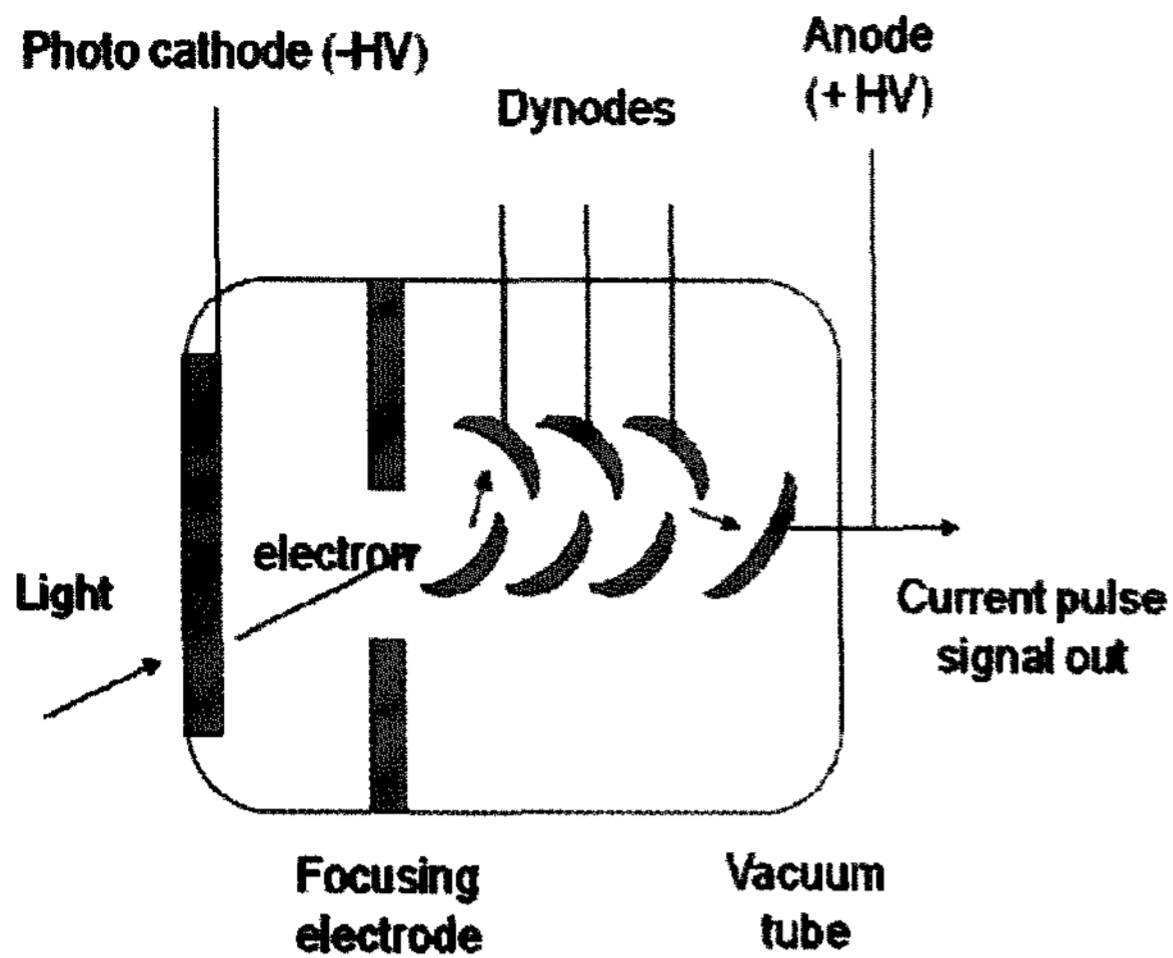


Figure 7. 광증배관의 구조도로서 photocathode, dynode, anode 등을 보여준다.

한다. 광음극에서 발생한 광자는 전장에 의해 Dynode 전극을 거치면서 증폭이 일어나게 되는 데 각 dynode 간의 증폭도는 인가전압이 증가하면 커지는 데 대개 5~6 값을 가지게 된다. Dynode 재료로는 BeO, MgO 나 Cs3Sb와 같은 전자친화계수(electron affinity)가 낮은 물질을 사용하며 증폭도를 높이기 위해서는 GaP와 같은 전자친화계수가 음수인 물질을 사용하기도 한다. 최종 증배계수는 dynode 전극의 재료 및 개수(10~12개) 그리고 전극간 평균 인가전압에 따라 달라진다.

가시광선과 반응하여 전자쌍을 생성하는 실리콘은 PN 및 PIN 다이오드와 같은 단일 광소자 뿐만 아니라 CCD (charge coupled device) 및 CMOS image sensor와 같은 2차원 영상 센서로도 많이 사용되고 있다. 하지만 이들 소자를 감마선을 하나 하나 개별적으로 측정할 수 있어야 하는 SPECT와 PET에 사용하기는 어렵다. 그 이유는 감마선 하나가 반응하여 만들어 내는 섬광체에서의 광자수는 최대 수 만개 정도 소량이기 때문에 통상적인 실리콘 광센서의 열적 잡음에 가려 보이지 않는다. PIN 다이오드를 저온에서 동작시켜 활용할 수 있으나 다이오드의 정전용량을 줄이지 않으면 이 또한 성공하기가 어렵다. 즉 실리콘 광센서를 감마선과 같은 미세 신호용으로 사용하기 위해서는 신호대잡음비(signal-to-noise ratio)를 최대화 하는 전략이 필요하다. 두 가지 방법이 현재 사용되는데 하나는 잡음을 최소로 줄이기 위해 Si PIN 다이오드내의 전자이동을 수평방향으로 전환한 실리콘 드리프트 검출기(silicon drift detector)나 신호를 최대로 키우기 위해 전자증배(electron multiplication) 현상을 활용하는 APD(avalanche photo diode)나 Geiger-mode APD인 Si PM (silicon photomultiplier)이 그것이다. 또한 실리콘 기반

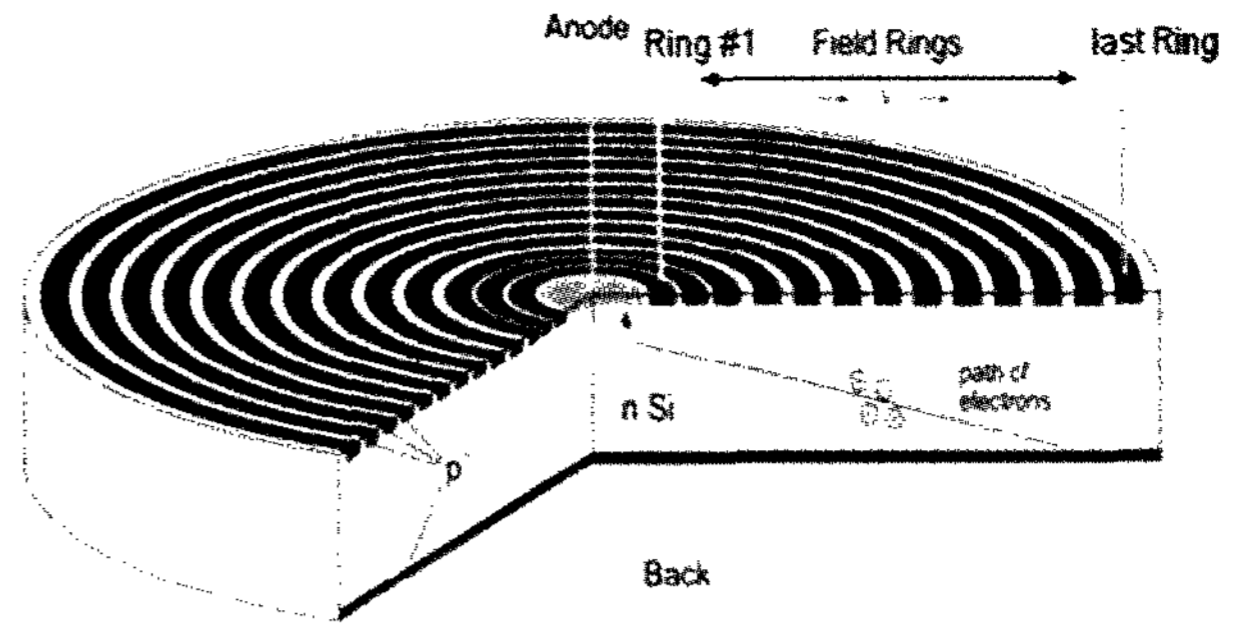


Figure 8. 실리콘 드리프트 검출기의 구조를 보여주는 단면도로서 중앙에 푸른색으로 표시된 n+ 양극(원형)이 있으며 상부 붉은 색의 전극은 링 형태의 p+ 층으로 최외곽 링을 제외하고는 전압이 인가되어 있지 않다. 최외곽링은 접지이다. 하부 붉은 색의 전극역시 p+이며 보통 전압을 인가하지 않고 사용한다. 광자에 의해 생성된 전자는 발생위치(1, 2, 3)에 따라 이동시간이 다르다.

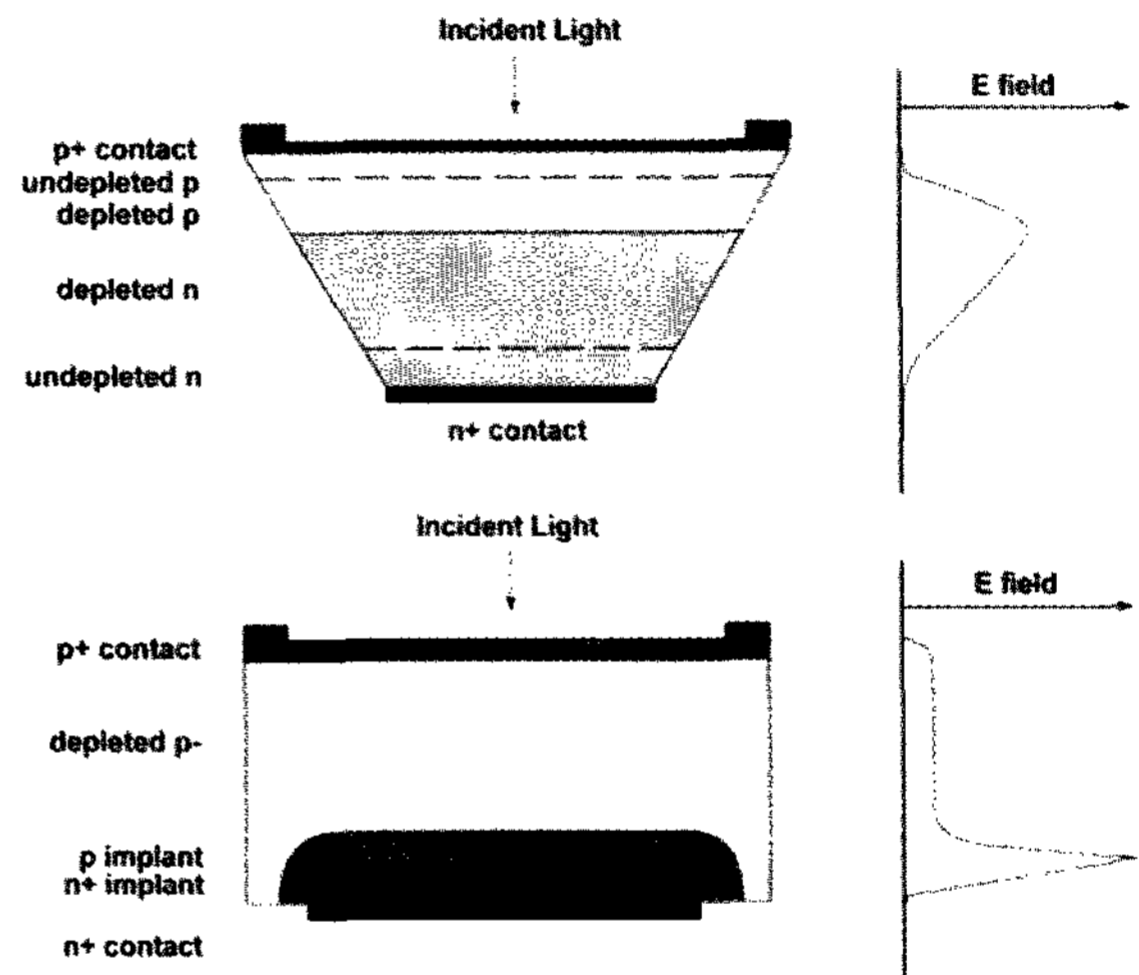


Figure 9. (A) Beveled-edge APD의 구조를 보여주는 단면도로서 상부로 광자가 입사하며, depleted p와 depleted n 전극사이의 점선 부분에서 전기장의 피크가 존재한다. (B) Reach-through APD의 구조를 보여주는 단면도로서 p implant와 n+ implant의 경계에서 전기장의 피크가 존재한다. 상부로 광자가 입사하여 전자쌍을 만들면 전자는 아래쪽으로 drift 한 후 고전기장 영역에서 전자증배현상을 일으킨다. 각 Figure의 오른쪽 그래프는 각각 beveled-edge APD와 reach-through APD의 전기장 분포를 보여주고 있다.

광소자의 설계시 유의해야 할 사항 중의 하나는 Dead layer로서 실리콘의 공핍층(depletion layer)만이 센서로서 유효하기 때문에 공핍층 위에 존재하는 모든 실리콘층은 양자효율의 저하를 가져오므로 충분히 얇게 제작되어야 한다.

실리콘 드리프트 검출기는 원래 입자의 위치를 검출하기 위해 개발된 센서였으나 개별센서가 대면적이면서도 상대적으로 정전용량이 작기 때문에 신호대잡음비가 좋아 섬광체와 부착하여 감마선 센서로 활용하게 되었다.⁶⁾ 동작원리는 Fig. 8의 단면도에서 보듯이 입사한 광자에 의해 발생한 전자들은 중앙의 n+ 전극으로, 정공들은 동심원으로 제작된

Table 3. 실리콘 기반 광센서와 광증배관의 특성

종류	PIN	SDD	APD	SiPM	PM tube
재료	실리콘	실리콘	실리콘	실리콘	진공관
청색 양자효율 (%)	50	50	50	20	25~30
증배율	1	1	100~200	106	106
인가전압(V)	~10	~30	100~500	30	1,000~3,000
시간분해능	~ nsec	-	~ nsec	~10 psec	~100 psec
단점	정전용량	반응시간	온도 민감성	개구율	고전압

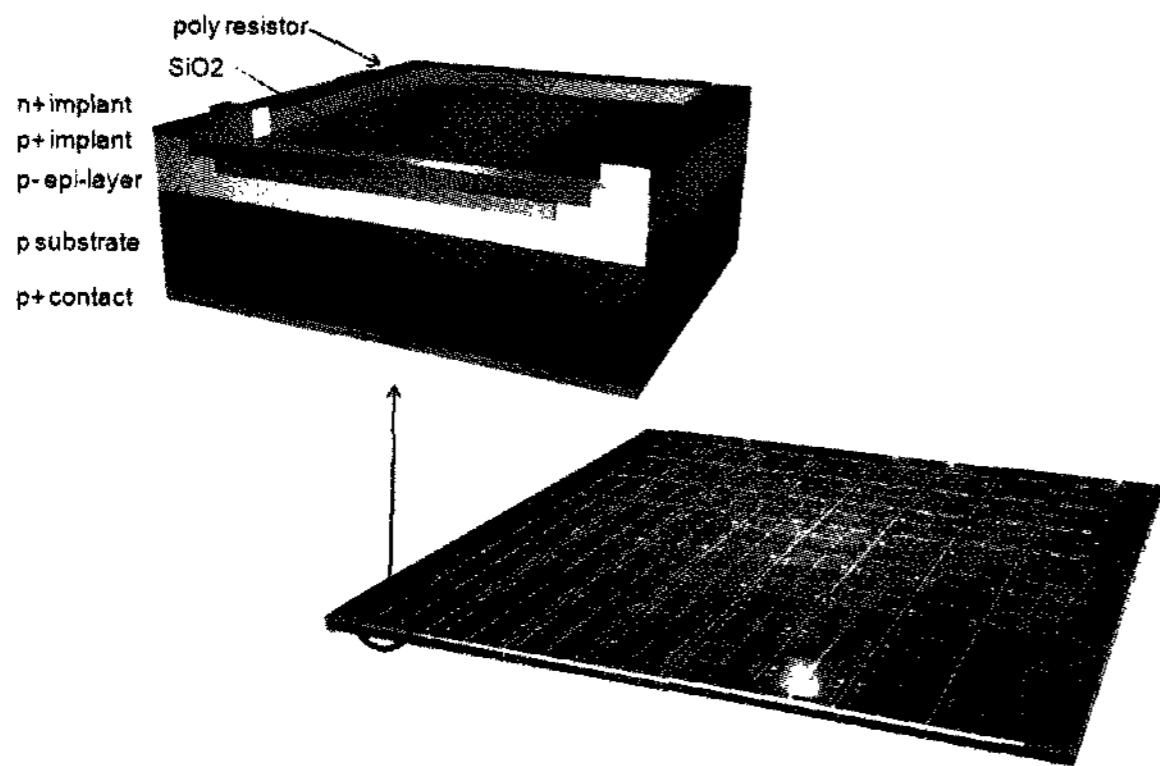


Figure 10. SiPM의 다수의 마이크로 픽셀과 각 마이크로 픽셀의 단면 구조를 보여주는 모식도로써 n+와 p+ 층 사이에 전기장의 피크가 존재한다.

p+ 링들 중 음전압이 걸려있는 맨 바깥 쪽 링으로 이동하면서 신호전류를 유도하는 것이다. 이 경우 PIN 광다이오드와 비교하여 볼 때, n+ 전극과 마지막 링 전극간의 거리가 멀어 정전용량이 작다는 장점이 있으나 광자들의 입사위치에 따른 전하 수집 시간이 달라진다는 단점이 있다.

전자나 정공이 실리콘 내에서 이동할 때 전기장의 세기가 $4 \sim 5 \times 10^5$ V/cm 이상인 경우, 원자와 충돌하여 새로운 전자 정공쌍을 생산하는 전자 증배 현상을 일으킨다. 이러한 현상을 이용하여 미세한 광자 신호를 큰 전류 신호로 바꾸는 소자가 APD(avalanche photodiode)이다. Fig. 9는 두 가지 형태의 APD 를 보여주고 있다.⁷⁾ Beveled-edge APD는 p+ 영역으로 입사한 빛이 p+ 바로 아래층의 고전장 영역에서 전자 증배 현상을 일으키는 구조로서 고전장 영역이 비교적 넓다. 또한 보통 표면전류에 의한 잡음을 줄이기 위해 단면을 사다리꼴 모양으로 가공을 하기 때문에 잡음이 작아 신호대 잡음비가 좋다. 반면 reach-through APD는 p+ 지역에 입사한 빛에 의해 π 지역에서 발생한 전자쌍 중 전자들이 두꺼운 π 층(Drift region)을 지나 n+ implant 층으로 이동한 후 협소한 고전기장 영역에서 전자 증배가 일어나므로 낮은 전압에 의해 가동이 가능하며 반응속도가 빠르다는 장점을 가지고 있다. 하지만 이러한 APD들은 증배계수가 온도에 매우 민감하므로 에너지 분해능을 유지하기 위해서는 온도 조절이 필수적이다.

마지막으로 가장 최근에 제안되어 현재 많은 그룹이 개발 중에 있는 실리콘 광소자가 Geiger-mode APD 혹은 Si PM 으로 불리는 소자이다.⁸⁾ 본 소자는 Fig. 10에서 보듯이 2~3 mm 크기의 하나의 소자가 수십 μ m 크기를 갖는 다수의 2차원 마이크로 픽셀(micro-pixel)의 집합으로 이루어져 있으며 각 마이크로 픽셀은 100 k Ω ~1 M Ω 의 크기를 갖는 하나의 억제저항(quenching resistance)과 하나의 마이크로 APD로 구성되어 있으며, 모든 마이크로 픽셀들은 모두 병렬로 연결되어 있다. 각 마이크로APD에 절연파괴전압(breakdown voltage) 이상의 전압이 인가되고 있는 상태에서, 특정 마이크로 APD에 하나의 광자가 입사하여 하나의 전자쌍을 생성하면 곧 이어 10^6 배 이상의 증배가 일어나고 이는 다시 억제저항에 의해 소멸된다. 즉 각각의 마이크로 픽셀들은 입사한 광자 하나 하나에 대해 on/off 동작을 한다. 한 SiPM 소자에 입사한 광자들이 여러 개의 마이크로 픽셀에 퍼져서 흡수된다면 입사한 광자의 총량은 on/off 신호를 내는 마이크로 픽셀의 총 개수를 측정함으로써 알 수 있게 된다. Fig. 10은 마이크로 픽셀 하나의 단면도이다. Table 3은 실리콘 기반 광센서와 광증배관의 종류 및 특성을 보여준다.

4. 반도체형 검출기(Semiconductor Detector)

반도체를 이용한 방사선 검출기는 기체형 검출기와 함께 방사선에 의해 전자-정공(기체형에서는 이온)쌍이 생성되는 직접 전리 방식 검출기이다. 기체형 검출기는 저가이지만 기체의 낮은 밀도로 인해 검출효율이 낮고 반응시간이 길기 때문에 SPECT나 PET에서는 사용하지 않는다. 반도체형 검출기는 기본적으로 누설전류가 작도록 역방향 전압이 걸려있는 다이오드이다. 실리콘이나 게르마늄과 같은 반도체는 핵물리 연구용으로 감마선 계측에 오랜 역사를 통해 사용되어 왔으며 현재에도 많이 사용되고 있다. 특히 Li이 첨가된 실리콘 다이오드(Si(Li))는 저에너지 감마선 분광(spectroscopy)용으로 그리고 고순도 게르마늄(HPGe) 다이오드는 고에너지 감마선 분광용으로 단일 검출기 형태로 사용되고 있다. 하지만 이 두 가지 반도체는 밀도가 작고 또 상온에서는 누설전류가 커서 저온에서 사용하여야 한다는 단

Table 4. 감마선 검출기용 반도체와 기본 물성

반도체 종류	Si	Ge	InP	GaAs	CdTe	CdZnTe	Hgl2	Pbl2
원자번호	14	32	49/15	31/33	48/52	48/30/52	80/53	82/53
밀도 (g/cm ³)	2.33	5.33	4.79	5.32	6.06	6	6.4	6.2
밴드갭 (eV)	1.12	0.72	1.35	1.43	1.52	1.64	2.13	2.55
전리에너지 (eV)	3.61	2.98	4.2	4.2	4.43	5.0	4.3	5~6.6

점 때문에 핵의학용으로는 적합하지가 않다. 따라서 상온에서 사용 가능한 화합물 반도체에 대한 연구가 진행되어 왔으나 유방암 진단용이나 소동물용등 일부 소규모 핵의학 영상기기에 CZT 검출기가 사용되는 정도이다.⁹⁾ Table 4는 범용 반도체와 현재 연구가 진행중인 상온 반도체 검출기의 제 특성이다.¹⁰⁾ 밴드갭(band gap)이 클수록 상온에서의 자유전자의 개수가 적어 누설전류가 작다. Table 4에서의 전리에너지는 전자-정공 쌍 하나를 생성하는 데 필요한 에너지로서 이 값이 작을수록 많은 수의 전자-정공 쌍이 생성되며 에너지 분해능이 좋아진다.

맺음말

본 논문에서는 감마카메라와SPECT 및 PET과 같은 핵의학 영상기기용 감마선 검출기의 구조 및 제 특성에 대해 고찰하여 보았다. 특히 검출효율, 공간 분해능, 대조도, 데이터 획득시간 및 시간 분해능은 영상기기 시스템을 설계하는데 있어서 우선 고려되어야 할 영상기기용 검출기의 가장 중요한 물리적 변수이다. 이들 물리적 변수를 개선하기 위해서는 핵의학 영상기기가 사용되는 목적에 맞는 시스템 차원에서의 최적 설계도 필요하지만 조준기 및 검출기 자체의 성능 개선도 매우 중요하다. 현재까지 핵의학 영상기기는 단결정 섬광체와 광증배관을 사용하는 간접 전리 방식의 감마선 검출기를 주로 사용하고 있으나, 실리콘 기반 광다이오드와 상온 반도체에 대한 많은 개선 연구가 진행 중이어서 미래의 핵의학 영상기기는 보다 높은 효율과 높은 정밀도 그리고 빠른 영상획득이 가능할 것으로 전망된다. 마지막으로 본 논문에서는 다루지 않았지만 신호 처리 회로 역시 고속화 및 집

적화가 계속되고 있어 핵의학 영상기기의 발전에 크게 기여하리라 예상된다.

감사의 글

본 연구는 2007년 지식경제부 차세대신기술개발사업 지원으로 이루어졌음을 공지하며, 자료를 제공해 준 이채훈, 김형택군과 멋진 그림을 그려주신 전선이씨에게 감사드립니다.

References

1. Anger HO. Scintillation Camera. *Rev Sci Inst* 1958;29:27-33.
2. Christian PE, Bernier DR, Langan JK. Nuclear Medicine and PET. 5th ed. Missouri: Mosby; 2004. p. 66.
3. Moses WW. Trends in PET imaging. *Nucl Instr Methds Phys A* 2001;471:209-14.
4. Feinmore EE. Coded aperture imaging: predicted performance of uniformly redundant arrays. *Applied Optics* 1987;17:3562-70.
5. Knoll GF. Radiation Detection and Measurement. 3rd ed. John Wiley and Sons Inc; 2000. p. 234.
6. Fiorini C, Bellini M, Gola A, Longoni A, Perotti F, Lechner P, et al. A Monolithic Array of 77 Silicon Drift Detectors for X-Ray Spectroscopy and Gamma-Ray Imaging Applications. *IEEE Trans Nucl Sci* 2005;52:1165-70.
7. Paulus MJ, Rochelle JM, Binkley DM. Comparison of the Beveled-Edge and Reach-Through APD Structures for PET Applications. *Proc IEEE Nucl Sci Symp* 1995;1864-8.
8. Otte AN, Barral J, Dolgoshein B, Hose J, Klemin S, Lorenz E, et al. New Results from a Test of Silicon Photomultiplier as Readout for PET. *Proc IEEE Nucl Sci Symp* 2004;3738-42.
9. Eisen Y, Shor A, Mardor I. CdTe and CdZnTe X-Ray and Gamma-Ray Detectors for Imaging Systems. *IEEE Trans Nucl Sci* 2004; 51:1191-8
10. Knoll GF. Radiation Detection and Measurement. 3rd ed. John Wiley and Sons Inc; 2000. p. 357, p. 483, p. 489.