

## 다중에너지 영상 획득을 위한 Depth-Encoding 고분해능 단일광자단층촬영 검출기 개발: 몬테칼로 시뮬레이션 연구

\*연세대학교 보건과학대학 방사선학과, †연세대학교 보건과학연구소

백철하\*<sup>†</sup> · 황지연\*<sup>†</sup> · 이승재\*<sup>†</sup> · 정용현\*<sup>†</sup>

본 연구에서는 I-125 (35 keV) 와 Tc-99m (140 keV)에 대해 고해상도를 지닌 SPECT 영상을 동일한 검출기로 획득하는 방법을 제시하였고, 이를 몬테칼로 시뮬레이션 코드인 DETECT2000과 GATE를 이용하여 검증하였다. 제안된 검출기는 두께 3.0 mm의 CsI (TI) 블록형 섬광체와 하마마츠사의 H8500C PSPMT로 이루어져 있다. 35 keV 감마선을 방출하는 I-125 핵종을 영상화할 때는 두꺼운 섬광체를 사용 할 경우, 일반적인 앵거방법으로는 빛 퍼짐이 많아지기 때문에 내인성 공간분해능이 저하되지만, 최대우도 함수와 색인테이블을 사용하여 감마선 반응 위치를 추적하면 내인성 공간분해능을 향상시킬 수 있다. DETECT2000 시뮬레이션 결과 1.0 mm 이내의 내인성 공간분해능을 획득하였다. 140 keV를 방출하는 Tc-99m를 영상화할 경우에는 I-125 전용인 1.0 mm 두께의 섬광체를 사용하였을 경우보다 3.0 mm 두께의 섬광체를 사용하였을 때 2.3배 이상 향상된 민감도를 보였다. 본 연구에서 제안한 검출기의 장점은 저에너지의 I-125 선원에 대해 상대적으로 두꺼운 섬광체를 사용하더라도 최대우도함수를 사용하기 때문에 분해능의 감소가 없다는 점과 Tc-99m 선원에 대해 민감도의 저하가 적다는 점이다. 본 연구에서 제안한 검출기를 사용하면 고에너지와 저에너지를 가진 핵종을 모두 영상화할 수 있다.

**중심단어:** DETECT2000 코드, GATE, 분해능, 민감도, 최대우도 위치판별

### 서 론

생명과학 발달과 더불어 생물현상 규명 및 질병 치료법 연구, 신약개발을 위한 소동물 연구가 활발하게 진행되고 있다. 임상실험에 유용한 정보를 제공하는 소동물 영상을 비침습적으로 반복하여 획득하기 위해서는 체내의 세포나 분자수준현상까지 측정 가능한 고민감도, 고분해능의 핵의학 영상 기기가 필요하다.<sup>1)</sup>

핵의학 영상을 얻는데 필요한 많은 동위원소 중 하나인 옥소(I)는 질량수 119~139 사이에서 여러 종류의 동위원소가 발견되어 있으며, 현재 I-123, I-125, I-131 세 종류의 동위원소가 임상의학에 응용되고 있다. 이 중 I-125는 항원, 항체 등 여러 리간드의 표지에 사용하며, 분자생물학 연구

를 포함한 핵의학 분야에서 널리 이용하고 있는 방사성동위원소이다.<sup>2)</sup>

I-125는 Xe-124에 열중성자를 조사해서 생산된 Xe-125의 붕괴에 의해 생성된다. I-125는 35 keV 감마선과 27~32 keV의 X-선을 방출하고, 반감기는 60.14일이며, 납에서의 반가층은 0.02 mm인 물리적 특성을 가지고 있다. I-125는 화학적으로 반응도가 매우 높기 때문에 표지가 쉬우며, 물리적 반감기가 적당하고, 손쉽게 구할 수 있어서 널리 이용된다. I-125에서 방출되는 방사선은 검출기로 잘 검출되면 서도 그 에너지가 낮아 방사선에 대한 피폭이 적다. 일반적으로 반감기가 65일 이하인 방사능 폐기물은 저장 중 자연 붕괴 방법을 이용하여 처리한다. I-125 핵종의 경우 반감기가 60.14일이므로 폐기물 처리가 용이하고, 환경오염 문제가 적은 장점이 있다. I-125는 핵의학에서 사용하는 다른 방사성동위원소에 비해 긴 반감기를 가지기 때문에 분자영상법을 이용하여 유전자 변화, 단백질 변화, 대사 변화, 세포 내 생물학적 변화 등을 다양하게 영상화할 수 있다. 예를 들어, I-125 표지 리간드를 사용하여 세포막의 여러 단백질의 발현, 세포 분화, 기능, 세포사멸(apoptosis) 등을 영상화할 수 있다.<sup>3,4)</sup>

이 논문은 교육과학기술부의 재원으로 시행하는 한국과학재단의 원자력기반확충사업으로 지원받았음(연구과제 관리코드: 2009-00-83262).

이 논문은 2010년 2월 17일 접수하여 2010년 3월 16일 채택되었음.  
 책임저자 : 정용현, (220-710) 강원도 원주시 흥업면 매지리 234번지 연세대학교 보건과학대학 방사선학과  
 Tel: 033)760-2477, Fax: 033)760-2815  
 E-mail: ychung@yonsei.ac.kr

본 연구에서는 I-125 (35 keV 감마선)와 Tc-99m (140 keV)에 대해 고해상도의 SPECT 영상을 동일한 검출기로 획득하는 방법을 연구하였다. I-125는 저에너지 감마선을 방출하므로 일반 SPECT에 사용하는 섬광결정보다 얇은 섬광결정을 사용해도 검출할 수 있으며, 얇은 섬광결정 내서는 빛 퍼짐이 적기 때문에 고분해능의 영상을 획득할 수 있다. 또한 평행구멍조준기의 격벽 두께를 일반 SPECT 조준기 보다 얇게 만들 수 있어 상대적으로 높은 공간분해능과 민감도를 지닌 조준기를 제작하여 사용할 수 있다. 고해상도의 I-125 영상획득을 위해서는 1.0 mm의 얇은 섬광체와 10.0 mm 두께의 콜리메이터가 최적이라는 연구결과가 보고되어 있다.<sup>5)</sup> 하지만 1.0 mm 정도의 얇은 섬광체는 Tc-99m와 같은 상대적으로 높은 에너지를 가진 핵종을 영상화하는데 있어 짧은 저지능으로 인한 검출의 제한이 있다. Tc-99m을 효과적으로 영상화하기 위해서는 두꺼운 섬광체를 사용해야 하지만, I-125를 두꺼운 섬광체로 영상화하면, 빛 퍼짐에 의해 공간분해능이 저하된다. 즉, 에너지가 서로 다른 핵종에 대해 고분해능, 고민감도의 영상을 동시에 획득하기 위해서는 에너지에 따라 섬광결정의 두께를 변경해야 하는데, 현실적으로 섬광결정을 수시로 교체하는 것은 매우 비효율적이라 할 수 있다.

이러한 문제점을 해결하고자 본 연구에서는 3.0 mm 두께의 CsI(Tl) 섬광체와 최대우도화 위치판별방법(maximum-likelihood position-estimation, MLPE)<sup>6,7)</sup>을 사용하여 I-125와 Tc-99m 모두에 대해 고해상도의 SPECT 영상을 획득하는 방법을 제시하고자 한다. 제안하는 방법을 빛의 분포를 모사하는 DETECT2000<sup>8,9)</sup> 코드와 핵의학 전용 시뮬레이션 툴인 GATE<sup>10-12)</sup>를 사용하여 검증하였다.

## 대상 및 방법

### 1. 검출기 설계

본 연구에서 설계한 검출기는 50.0×50.0×3.0 mm<sup>3</sup>의 평판형 CsI(Tl) 섬광체와 하마마츠사의 위치민감형 광증배관(position sensitive photo-multiplier tube, PSPMT) H8500C가 결합된 구조이다. CsI(Tl) 섬광결정의 밀도는 4.51 g/cm<sup>3</sup>, 섬광빛 출력은 52,000 Photons/MeV이며, 굴절률은 1.80이다. I-125 선원이 방출하는 감마선의 에너지는 35 keV이며, GATE 시뮬레이션 결과, 1.0 mm 두께의 CsI(Tl)에 입사할 때 검출율은 99%이다.<sup>13)</sup>

3.0 mm의 단일 섬광결정을 이용하여 I-125와 Tc-99m을 동시에 영상화하기 위해, 저에너지를 방출하는 I-125에 대

해서는 MLPE 방법을 적용하고, Tc-99m에 대해서는 일반적인 감마카메라와 같이 앵거로직을 적용하는 방법을 고안하였다.

MLPE 방법은 미리 지정된 위치에서 감마선 반응을 발생시켜 생성되는 출력신호를 측정해 색인테이블을 작성하는 machine training 기법을 적용한 방법이다. 실제 영상 획득 시에는 검출기의 출력신호와 미리 구해놓은 색인테이블의 값들을 비교하여 그 차이가 최소가 되는 위치를 최종 감마선의 반응위치로 결정하게 된다.

I-125 감마선은 3.0 mm 두께의 CsI(Tl) 섬광체 입사면으로부터 1.0 mm 내에서 거의 대부분 흡수가 되므로, MLPE 방법을 이용하면 마치 1.0 mm 두께의 섬광체를 사용한 효과를 낼 수 있다. 반면 고에너지를 방출하는 Tc-99m은 3.0 mm 두께 전체를 통해 반응을 일으키고, 빛출력이 크기 때문에 앵거로직을 이용하여 고해상도의 영상을 획득할 수 있다.

### 2. 조준기 설계

조준기는 SPECT 시스템의 분해능, 민감도 등의 성능을 결정하는 중요한 요소이다. 평행구멍조준기는 납으로 된 평판에 많은 수의 평행구멍이 뚫린 것이며, 가장 흔히 사용되는 조준기이다. 이 조준기의 성능은 구멍모양, 구멍지름, 구멍길이, 격벽두께, 조준기 입사면으로부터 물체까지의 거리와 조준기 재질에 의존하므로, 이들은 영상의 질을 결정하는 중요한 파라미터이다.<sup>14,15)</sup>

Tc-99m 영상 획득을 위한 조준기는 구멍모양은 육각형, 격벽두께는 0.08 mm, 구멍크기는 0.7 mm, 구멍길이는 40.0 mm로 설계하였고, I-125에 대해서는 구멍모양은 육각형, 격벽두께는 0.05 mm, 구멍크기는 0.5 mm, 구멍길이는 10 mm로 설계하였다.<sup>16)</sup> 조준기의 재질은 텅스텐으로 하였으며, 선원의 종류에 따라 조준기는 교체 사용하는 방법을 적용한다.

### 3. 검출기 성능평가 GATE 시뮬레이션

에너지 종류에 따른 섬광체 두께별 영상특성을 분석하기 위해 GATE 코드를 이용하여 검출기와 각 에너지에 따른 평행구멍조준기를 설계하였다. 시뮬레이션에 사용한 I-125와 Tc-99m 선원의 방사능은 1.0 MBq이며, 지름은 0.1 mm로 동일하게 하였다. 각각의 선원을 검출기의 중심축 상에서 조준기로부터 15.0 mm 떨어진 곳에 위치시키고, 시스템 공간분해능과 민감도의 결과값을 획득하여 서로 비교하기 위해 50×50×3 mm<sup>3</sup> 크기와 50×50×1 mm<sup>3</sup> 크기의 평판형

CsI(Tl)을 조준기에 결합시켜 점선원 영상 획득 시뮬레이션을 수행하였다.

현재 임상에서 Tc-99m (140 keV) 영상화에 일반적으로 많이 사용되는 CsI(Tl)의 두께는 6 mm이다. Tc-99m에 대해, 제안한 검출기와 6 mm 두께의 섬광결정을 사용한 검출기와의 성능을 비교 분석하기 위해 콜리메이터 크기, 선원의 위치, 선원의 크기를 동일하게 하고 시뮬레이션을 실시하여 공간분해능과 민감도를 획득하였다.

민감도는 선원의 방사능 대 측정된 광자수의 비로 정의하였고, 공간분해능은 점선원 영상의 점확산분포를 가우시안 함수를 이용하여 측정한 반치폭(full width at half maximum, FWHM)으로 정의하였다.

#### 4. DETECT2000 시뮬레이션

I-125 선원에 대한 최대우도방법의 적용 가능성을 조사

하기 위해, DETECT2000코드를 사용하여 제안한 검출기를 설계하고 색인테이블을 작성하였다. 섬광체에서 감마선 입사면은 반사체로 설정하였으며, 모든 옆면은 흡수체 그리고 아래면은 detect면으로 설정하였다. Fig. 1에서 보듯이,

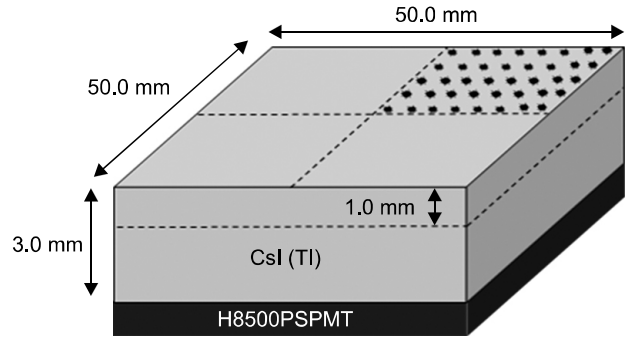


Fig. 1. Schematic diagram of a proposed crystal module.

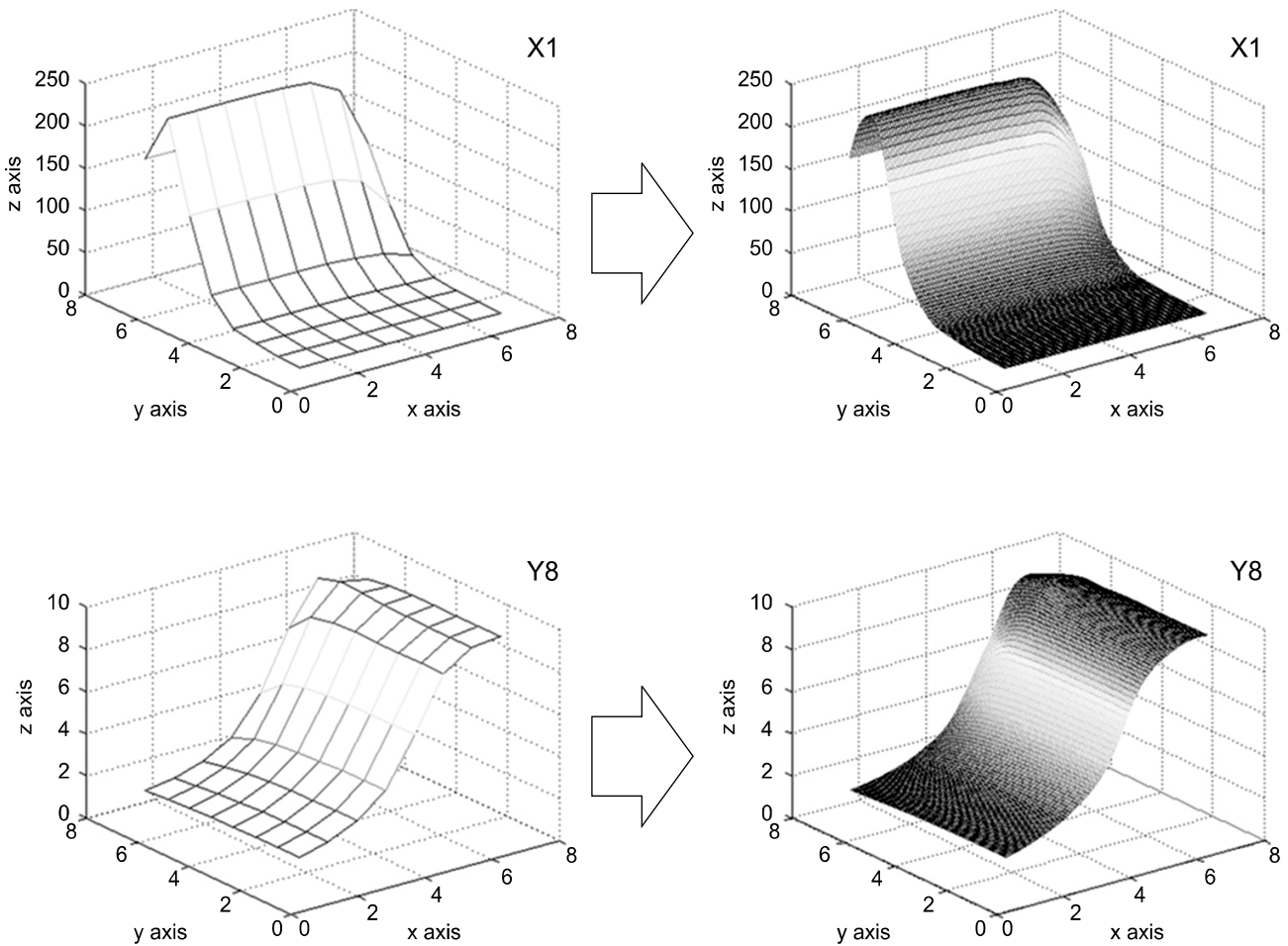


Fig. 2. Simulated detector response function (DRF) and fine DRF generated by bicubic interpolation with 0.3 mm resolution.

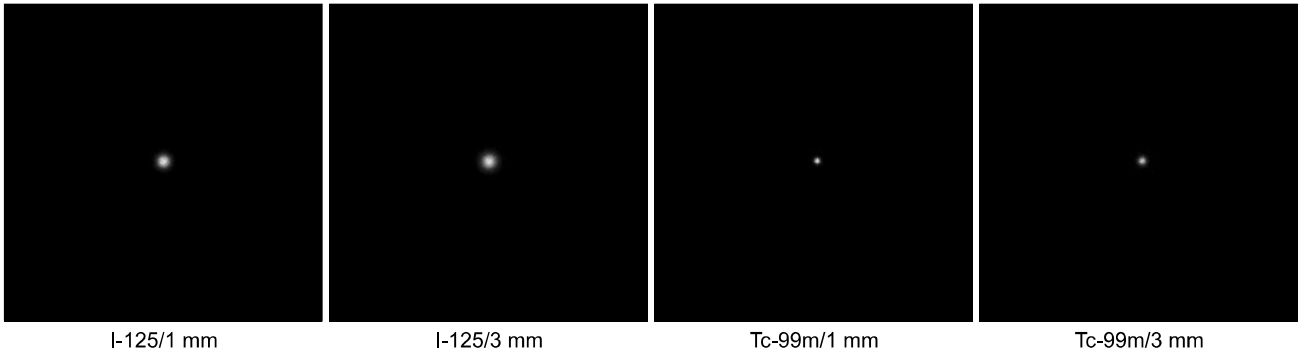


Fig. 3. The images of point source obtained using 1 mm and 3 mm crystal for I-125 and Tc-99m by GATE simulation.

35 keV의 에너지를 가진 감마선 반응을 입사면에서 섬광체의 1/4 영역에 대해 X, Y축 방향으로 4.0 mm 간격으로 총 49 위치에서 발생시켰다. CsI(Tl) 섬광체의 빛변환 계수와 PMT의 빛검출 계수를 고려하여 각 감마선 반응당 364개의 빛을 발생시켰다. 각 위치별로 50,000번의 감마선 이벤트를 발생시키고, 각 위치에서 PMT의 64채널 output을 x, y축 각각 8개의 output으로 합하여 총 X (8)+Y (8)의 output이 발생하도록 프로그램하였다. 각 지점에서 발생된 신호들에 대해 가우시안 피팅 후 그 평균값과 표준편차 값으로 색인 테이블을 구성하게 된다. 49지점에서 색인테이블을 획득한 후, 정밀한 위치검출을 위해 bicubic interpolation을 실시하여 0.3 mm 간격으로 총 81×81 위치에 대한 색인테이블로 확장하였다. Fig. 2는 시뮬레이션으로 작성한 색인테이블과 확장된 색인테이블의 한 예를 보여준다.

최대우도 함수는 Pr[M|x]로 나타내는 확률 분포로 섬광체내 어느 x위치에서 발생된 감마선 반응의 출력 데이터를 PMT에서 16개의 신호를 획득하여 측정하게 된다. 이때 PMT의 output은  $M = M_{x1}, \dots, M_{x8}, M_{y1}, \dots, M_{y8}$ 로 64개의 output를 각 x축과 y축 8개의 output으로 합한 정보이다. 이렇게 생성된 output은 가우시안 분포를 형성하게 되며 다음과 같은 식을 만족한다.

$$\Pr[M|x] = \prod_{i=1}^N \frac{1}{\sigma_i(x) \sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{(M_i - \mu_i(x))^2}{2\sigma_i^2(x)}\right) \quad (1)$$

여기서  $\mu_i(x)$ 는 PMT의 i번째 output의 평균값이고,  $\sigma_i(x)$ 는 표준편차이다. 각 변에 log를 취해주면 다음과 같은 식을 얻을 수 있다.

$$\ln \Pr[M_i|x] = -\left(\sum_{i=1}^n \frac{(M_i - \mu_i(x))^2}{2\sigma_i^2(x)} + \sum_{i=1}^n \ln \sigma_i(x)\right) \quad (2)$$

Table 1. Spatial resolution and sensitivity with 1 mm and 3 mm crystals for I-125 and Tc-99m.

Radiation Sources & crystal thickness		Resolution (mm)	Sensitivity (cps/MBq)
I-125	1 mm	1.49	77
	3 mm	1.76	81
Tc-99m	1 mm	0.65	3.3
	3 mm	0.91	7.6

여기서 최대우도는 식 (2)에서의 괄호 안의 값의 최소값이 되는 값이다. 최소값이 되는 색인테이블의 값의 위치가 섬광체와 감마선이 반응한 위치가 된다.

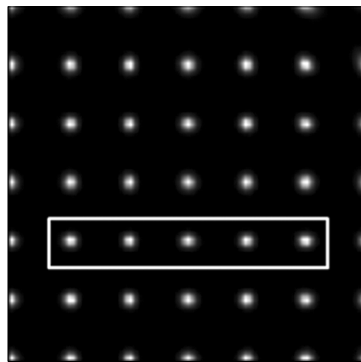
최대우도 방법을 적용한 영상의 공간분해능을 측정하기 위해 4.0 mm 간격 49지점에서 감마선 이벤트를 발생시켜 영상을 획득하고 그 반치폭을 측정하여 내인성 분해능을 측정하였다.

## 결 과

### 1. GATE 시뮬레이션

방사선동위원소 I-125와 Tc-99m에 대해 각각의 평행구멍 조준기와 50×50×3 mm<sup>3</sup> 크기의 블록형 CsI(Tl) 섬광체를 사용하여, Tc-99m을 영상화할 때는 3 mm 두께의 섬광체를 사용하고, I-125를 영상화하기 위해서는 섬광체 입사면으로부터 1 mm 두께의 섬광체만을 사용하여 영상을 획득하였다.

Fig. 3은 섬광체의 두께가 각각 1 mm, 3 mm일 때 두 에너지에 대한 GATE 시뮬레이션 영상을 보여준다. Table 1은 공간분해능과 민감도의 GATE 시뮬레이션 결과를 보여준다.



0.69, 0.71, 0.80, 0.74, 0.84 mm FWHM

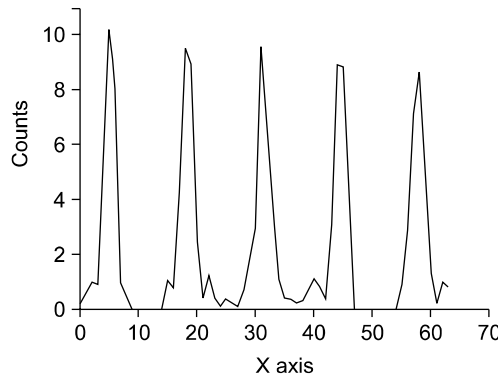


Fig. 4. The simulated images of point sources generated at 49 different positions over 1/4 detector area with 4.0 mm spacing in the X and Y dimensions and their profiles.

일반적인 검출기와의 비교를 위해 시뮬레이션한 6 mm 두께의 CsI(Tl)에 대한 140 keV 감마선의 민감도와 공간분해능은 각각 10.1 cps/MBq와 1.23 mm로 측정되었다.

공간분해능 결과값에서 섬광체 두께가 두꺼워질수록 공간분해능이 저하되었다. I-125의 경우 1 mm 두께의 섬광체를 사용하면 1.5 mm 이내, Tc-99m에 대해서는 3 mm 두께의 섬광체로 1 mm 이내의 공간분해능을 얻을 수 있음을 보여준다. 민감도는 I-125 선원에 대해 섬광체 두께가 1 mm일 때나 3 mm일 때 별 차이를 보이지 않았다. 즉, 섬광체 두께 1 mm에서 거의 모두 흡수되기 때문에 두꺼운 섬광체가 필요 없다는 것을 알 수 있다. Tc-99m 선원에 대해서는 140 keV 감마선이 방출되기 때문에 에너지가 높아 섬광체 두께가 1 mm일 때보다 3 mm 두께에서 약 2.3배 높은 민감도를 보였다.

## 2. DETECT 2000 시뮬레이션

I-125의 영상에 대한 분해능을 측정하기 위해 DETECT-2000 코드를 사용하여 검출기를 설계한 후 영상을 획득하였다. 블록형 섬광체 입사면으로부터 1 mm에서 위치별로 시뮬레이션 데이터를 획득한 후에 16개의 output으로 색인 테이블을 작성하였다. 전체 섬광체의 X-Y 평면 1/4에서 4 mm 간격으로 감마선 이벤트를 발생시켜 최대우도 방법을 사용한 위치 판별 실험을 실시하였다. Fig. 4는 0.3 mm 간격의 색인테이블을 이용하여 획득한 영상과 그에 따른 프로파일을 나타낸다. 그래프를 가우시안 피팅을 실시하여 반치폭을 측정하였으며, 그 반치폭을 분해능으로 사용하였다. 이때 내인성 분해능 평균값은 약 0.8 mm 정도로 측정되었다.

## 고찰 및 결론

본 연구에서는 하나의 검출기를 사용하여 다른 에너지를 가진 두 핵종을 영상화할 수 있는 방법을 제시하였다. Tc-99m을 영상화하기 위해 일반적으로 사용되는 6 mm 두께의 CsI(Tl)에 대한 140 keV 감마선의 민감도는 10.1 cps/MBq, 공간분해능은 1.23 mm였다. 섬광체 두께가 두꺼워지면 민감도는 향상되지만 방사선 산란이나, 빛 퍼짐 정도가 커져 내인성 분해능이 저하된다. 소동물 영상에서는 고 분해능 영상의 획득이 중요하기 때문에 섬광체 두께를 3 mm로 설계하였고, 6 mm 두께의 섬광체에 비해 민감도는 약 25% 감소하였지만, 1 mm 이내의 고 분해능 영상을 획득할 수 있었다.

저에너지를 가진 핵종을 영상화하기 위해서는 얇은 섬광체를 사용해야 하고, 반면 고에너지를 가진 핵종은 두꺼운 섬광체를 사용해야 하지만, 본 연구에서는 동일한 섬광체를 사용하고 최대우도 함수와 색인테이블을 사용하여 위치를 측정하는 방법을 개발하였다. 감마선 반응으로 생성된 빛의 퍼짐의 분포를 통해 감마선 반응 위치를 추적하며, 시뮬레이션 결과 I-125에 대해 1.0 mm 이내의 내인성 분해능을 보였다. 조준기를 결합한 시스템 성능은 두 종류의 선원에 대해 모두 1.5 mm 이내의 공간분해능을 보였다. 이러한 검출기 모듈의 장점은 두꺼운 섬광체를 사용하였지만 I-125 선원 측정시에도 분해능의 감소가 없다는 것과 Tc-99m 선원에 대해서 민감도의 손실이 적다는 점이다.

본 연구 결과는 현재 병원에서 사용되고 있는 감마카메라 또는 SPECT 시스템에서 I-125 선원을 이용한 색인테이블 작성만을 통해 적용이 가능하다. 즉 에너지에 따른 섬광체의 교체 없이 조준기만을 교체함으로써 고에너지와 저에

너지 핵종을 모두 영상화할 수 있다. 향후 제안한 검출기를 실험적으로 평가하는 연구를 계속 수행할 계획이다.

### 참 고 문 헌

1. 정용현, 송태용, 최 용: 분자영상 획득을 위한 핵의학 영상기. 핵의학과 분자영상 38:131-139 (2004)
2. Koh CS: Nuclear Medicine. 3rd ed. Korea Medical Book Publisher, Seoul, (1997), pp. 47-50
3. Cinti MN, Majewski S, Williams MB, et al: Iodine 125 imaging in mice using NaI(Tl)/Flat panel PMT integral assembly 2004 IEEE 3916-3919 (2004)
4. Hartley CJ, Lacey JL, Dai D, et al: Functional cardiac image in mice using Ta-178. Nature Med 5:237-239 (1999)
5. 정진호, 최 용, 송태용, et al: 소동물 Iodine-125 SPECT 개발을 위한 컴퓨터 시뮬레이션. 대한핵의학회지 38:1174-1184 (2004)
6. Chung YH, Choi Y, Song TY, et al: Evaluation of maximum-likelihood position estimation with Poisson and Gaussian noise models in a small gamma camera. IEEE Trans Nucl Sci 51:101-104 (2004)
7. Jung J, Miyaoka RS, Kohlmyer S, et al: Implementation of ML based positioning algorithms for scintillation cameras. IEEE Trans Nucl Sci 47:1104-1111 (2000)
8. Knoll GF, Knoll TF, Henderson TM: Light collectin in scintillation detector composited for neutron detection. IEEE Trans Nucl Sci 35:872-875 (1998)
9. Moisan C, Cayouet F, McDonald G: DETECT2000 version 5.0 (2000)
10. 정용현, 백철하, 이승재: 핵의학 영상연구를 위한 몬테칼로 모사코드. 핵의학과 분자영상 42:127-136 (2008)
11. Jan S, Santin G, Strul D, et al: GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT. Phys Med Biol 49:4543-4561 (2004)
12. Staelens S, Strul D, Santin G, et al: Monte Carlo simulations of a scintillation camera using GATE: validation and application modelling. Phys Med Biol 48:3021-3042 (2003)
13. Knoll GF: Radiation Detection and Measurement. 3rd ed. John Wiley & Sons, New York, (1999), pp. 53-55
14. Sorenson JA, Phelps ME: Physics in Nuclear Medicine. 2nd ed. W.B. Saunders, Philadelphia, (1987), pp. 331-345
15. Bong JK, Kim HJ, Lee JD, Kwon SI: Computer simulation for effects of scintillator and parallel hole collimator on gamma probe imaging. Journal of Korea Society of Medical Biological Engineering 19:563-570 (1998)
16. Yujin Qi: Optimized Collimator Designs for small Animal SPECT Imaging With a Compact Gamma Camera. Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference Shanghai, China, September 1-4 (2005)

## Development of a High Resolution SPECT Detector with Depth-encoding Capability for Multi-energy Imaging: Monte Carlo Simulation

Cheol-Ha Beak<sup>\*†</sup>, Ji Yeon Hwang<sup>\*†</sup>, Seung-Jae Lee<sup>\*†</sup>, Yong Hyun Chung<sup>\*†</sup>

<sup>\*</sup>Department of Radiological Science, Yonsei University College of Health Science,  
<sup>†</sup>Institute of Health Science, Yonsei University, Wonju, Korea

The aim of this work was to establish the methodology for event positioning by measuring depth of interaction (DOI) information and to evaluate the system sensitivity and spatial resolution of the new detector for I-125 and Tc-99m imaging. For this purpose, a Monte Carlo simulation tool, DETECT2000 and GATE were used to model the energy deposition and light distribution in the detector and to validate this approach. Our proposed detector module consists of a monolithic CsI(Tl) crystal with dimensions of 50.0×50.0×3.0 mm<sup>3</sup>. The results of simulation demonstrated that the resolution is less than 1.5 mm for both I-125 and Tc-99m. The main advantage of the proposed detector module is that by using 3 mm thick CsI(Tl) with maximum-likelihood position-estimation (MLPE) method, high resolution I-125 imaging and high sensitivity Tc-99m imaging are possible. In this paper, we proved that our new detector to be a reliable design as a detector for a multi-energy SPECT.

**Key Words:** DETECT2000 code, GATE, Resolution, Sensitivity, Maximum-likelihood position-estimation