

갑상선 영상 획득을 위한 부호화 구경 감마카메라: 몬테칼로 시뮬레이션 연구

연세대학교 보건과학대학 방사선학과, 연세대학교 보건과학연구소

백철하 · 이승재 · 정용현

부호화 구경 카메라는 바늘구멍 카메라의 고분해능 특성을 유지하면서 신호대잡음비를 향상시키기 위해 개발되었다. 이 연구의 목적은 몬테칼로 모사방법을 이용하여 부호화 구경 카메라의 최적화 및 성능 분석을 통해 갑상선 영상의 가능성을 평가하는 것이다. GATE 코드를 이용하여 부호화 구경의 두께에 따른 부호화 구경 카메라의 Tc-99 m 선원에 대한 공간분해능, 신호대잡음비, 균일도를 평가하였다. 그리고 부호화 구경 카메라와 바늘구멍 카메라의 영상 획득 성능을 비교하였다. 연구 결과 부호화 구경 마스크 두께에 따른 분해능 차이는 거의 없었으나, 신호대잡음비는 구경 두께가 두꺼워질수록 향상되어 최고값을 보인 뒤 다시 감소하는 추세를 보였다. 이는 두께에 따른 마스크의 투과율과 관계가 있었다. 균일도는 구경 두께가 두꺼워질수록 성능이 향상하였다. 부호화 구경 카메라의 공간분해능은 바늘구멍 카메라와 거의 비슷하였으나, 신호대잡음비는 약 30배 정도 향상되는 것을 확인하였고, 이는 부호화 구경 카메라로 고분해능, 고 신호대잡음비의 갑상선 영상 획득이 가능함을 보여준다.

중심단어: 부호화 구경, 바늘구멍, 감마 카메라, GATE 시뮬레이션

서 론

방사성 동위원소를 이용한 갑상선 스캔은 갑상선 질환 진단을 위해 가장 흔히 이용되는 방법이다. 갑상선 스캔에는 I-123, I-131 등 방사성 요오드와 Tc-99 m이 주로 이용되며, Ga-67, Tl-201 등도 일부 사용된다. 2006년 통계에 의하면, 국내에서의 연간 갑상선 Tc-99 m 스캔은 약 6만 건에 이른다.¹⁾ 갑상선 스캔에는 바늘구멍 조준기를 장착한 감마 카메라가 주로 사용된다. 일반적인 바늘구멍조준기를 이용한 감마카메라 영상은 대상과 조준기의 거리에 따라 확대된 영상을 얻을 수 있어 매우 우수한 공간분해능이 장점이나, 민감도는 매우 낮은 것이 단점이다. 이를 극복하기 위해서는 영상 획득 시간을 늘리거나 더 큰 크기의 바늘구멍을 이용해야 하지만, 이는 영상의 배후잡음을 높일 뿐 아니

라, 공간분해능을 저하시키는 요인이 된다.

부호화 구경 영상(Coded Aperture Imaging)은 하나의 바늘구멍 대신 특별한 방법으로 부호화된 여러 개의 바늘구멍을 이용하여 바늘구멍조준기의 우수한 공간분해능을 유지하면서 신호대잡음비(Signal to Noise Ratio, SNR)를 향상시키기 위한 방법으로, 우주 방사선 측정에 보편적으로 이용되고 있다.²⁻⁴⁾ 현재 이러한 장점을 갖는 부호화 구경 카메라 개발 연구는 위치민감형 광증배관(PSPMT)의 이용에 따라 핵의학 분야나 방사선 환경 모니터링 분야 및 여러 분야로 응용범위를 넓혀가고 있다. 핵의학 분야에서 바늘구멍 조준기 부분을 부호화 구경 조준기로 교체한다면 성능을 향상시킬 수 있고, 특히, 고민감도의 특징을 가지고 있는 부호화 구경을 이용하면 환자의 피폭선량을 줄일 수 있는 큰 이점이 있다.⁵⁻⁷⁾ 부호화 구경은 선원의 거리에 따라 영상재구성을 통해 영상을 획득해야 하므로, 우주 방사선과 같이 거리의 영향이 없는 먼거리 선원(far field) 영상에는 적합하지만, 핵의학 영상과 같은 근거리 선원(near field) 영상에서는 거리에 따른 영향을 고려해 주어야 한다. 따라서 본 연구에서는 대상의 두께가 얇아 거리의 영향이 적고, 크기가 작아 바늘구멍조준기로 확대된 영상을 얻어야 하는 갑상선에 대해 고분해능을 유지하면서 고민감도 영상을 얻을 수 있는 부호화 구경을 적용해 보고자 한다.

이 논문은 교육과학기술부의 재원으로 시행하는 한국과학재단의 원자력기반확충사업으로 지원받았음(연구과제 관리코드: M2AB06-2008-03790).

이 논문은 2008년 9월 19일 접수하여 2008년 12월 3일 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

부호화 구경 카메라의 갑상선 영상에의 임상적 응용 가능성을 평가하기 위해 바늘구멍 카메라와 공간분해능, 신호 대잡음비 등의 성능을 비교, 분석할 필요가 있다.

본 연구의 목적은 몬테칼로 모사방법을 이용하여 일반적인 부호화 구경 마스크의 두께 최적화 연구를 수행하고, 바늘구멍 카메라의 성능과 비교하여 부호화 구경 카메라의 갑상선 스캔 가능성을 평가하는 것이다. 연구 목적을 달성하기 위해 핵의학기기 전용 코드인 GATE^{8,9)} (Geant4 Application for Tomographic Emission)를 사용하여 상용화된 감마카메라에 사용가능한 MURA (Modified Uniformly Redundant Array) 마스크의 성능을 분석하고, 결정한 파라미터를 기반으로 한 부호화 구경 카메라 시스템의 성능평가를 수행하였다.

대상 및 방법

1. 부호화 구경 영상화 원리

부호화 구경 영상의 기본 원리는 작은 바늘구멍 여러 개를 이용하여 공간 분해능은 유지하면서 민감도를 향상시키는 데에 있다. 이 때, 각각의 바늘구멍에 의한 대상의 투사 영상이 카메라에 겹치게 생성되기 때문에 영상을 직접 획득하지 못하지만, 특정 배열의 바늘구멍 분포를 이용하면 이에 의해 겹쳐진 영상으로부터 대상의 깨끗한 영상을 재구성할 수 있다. Fig. 1은 부호화 구경 영상의 기본 원리를 개념적으로 보여준다.¹⁰⁾ 부호화 구경 영상 획득은 두 단계로 이루어지는데 첫 번째는 부호화 영상이 생성되는 단계(encoding process)이고, 두 번째 단계는 컴퓨터를 이용하여 부호화 영상을 해독하는 단계(decoding process)이다. 만약 대상을 O, 부호화 구경 마스크를 A라고 하면, 획득되는 부호화 영상 P는 상관함수(correlation, \otimes)에 의해,

$$P = O \otimes A \quad (\text{Eq. 1})$$

으로 표현할 수 있다. 영상 재구성을 위하여 $A \otimes G = \delta$ 가 되는 해독 배열 G를 이용하면, 다음 식에 의해 재구성

영상 O'을 구할 수 있다. 여기서, δ 는 디락델타함수를 의미한다.

$$O' = P \otimes G = (O \otimes A) \otimes G = O \otimes (A \otimes G) = O \otimes \delta \quad (\text{Eq. 2})$$

현재, 부호화 구경으로는 Random Arrays, Uniformly Redundant Array (URA), Hexagonal URA (HURA), Modified URA (MURA), Pseudo-Noise Product (PNP), No-Two-Hole-Touch (NTHT) 등이 개발되어 있으며, 이 중 URA가 가장 널리 사용되고 있다.

본 연구에서는 39×39 URA 배열을 기본으로 하는 79×79 배열의 MURA 마스크를 암호화 구경으로 사용하였다.¹¹⁾

2. GATE 코드

GATE는 PET과 SPECT를 포함한 다양한 핵의학 영상기 설계 및 성능예측을 목적으로 개발한 Geant4 기반의 모사 코드이다. GATE를 이용하여 원형 PET 또는 다중헤드 SPECT와 같은 복잡한 구조의 검출기나 조준기, 선원, 팬텀 등을 간단하고 정확하게 모사할 수 있다. 검출기 시스템의 기하학적 형태를 설계한 후, 선원의 방사능 붕괴나 검출기에 방사선이 입사하는 과정에서 발생하는 광전효과, 콤프턴 산란과 같은 물리적 현상을 모사하며, 검출기 회전 때 따른 각도별 영상정보, 반응이 일어난 시간, 위치 및 흡수된 에너지 정보를 예측할 수 있다. 또한, 획득한 데이터를 사용하여 영상 재구성을 위한 여현곡선(sinogram)을 만들 수 있고, 산란분획(scatter fraction)을 얻을 수 있다.

3. 부호화 구경 최적화

바늘구멍 조준기의 설계 변수는 구멍의 모양, 지름, 길이이고, 부호화 구경 마스크의 경우 구멍의 모양, 개수, 배열 형태, 지름 및 마스크의 두께가 영상의 질을 결정하는 중요한 설계변수이다.¹²⁾ 이러한 변수들 중 특히 마스크의 두께는 방사선의 입사방향, 방사선의 투과 및 산란율을 결정하는데 큰 역할을 하여 시스템의 공간분해능과 민감도 및 신호대잡

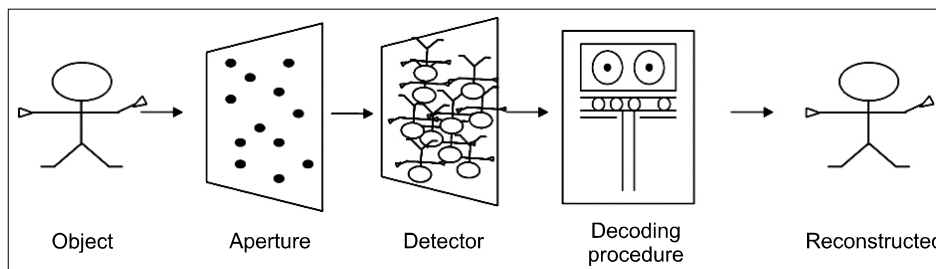


Fig. 1. Coded aperture gamma camera concept: encoding and decoding processes.

음비 모두에 영향을 준다. 부호화 구경 마스크의 두께 최적화를 위해 GATE를 이용한 모사연구를 수행하였다.

현재 사용되고 있는 감마카메라에 적용할 수 있는 부호화 구경을 설계하기 위하여, 모사 대상으로 Siemens사의 E-Cam 감마카메라를 선택하였다. 검출기는 크기 387.0×533.0 mm, 두께 9.5 mm의 NaI (TI) 섬광체와 광전자증배관 다발로 구성되어 있으며, 내인성 공간분해능은 3.7 mm이다. 부호화 구경 마스크는 텅스텐 재질로, 39×39 기본 URA 배열을 X, Y 축으로 한줄씩 간격을 두고 2×2로 배열한 79×79 배열의 MURA이며, 고분해능을 위하여 각 구멍크기는 1.0×1.0 mm의 사각형으로 고정시키고, 섬광체 표면으로부터 220.0 mm 거리에 위치하도록 설계하였다. 마스크의 두께를 0.3, 0.6, 0.9, 1.2, 1.5, 1.8, 2.1 mm로 변화시키면서 0.01 mm 지름의 Tc-99 m 점선원과 30.0 mm 지름의 Tc-99 m 원판선원의 영상획득 모사를 수행

하고, 공간분해능과 신호대잡음비, 적분균일도를 계산하였다. 감마카메라의 공간분해능은 점선원 영상의 반치폭(Full Width at Half Maximum, FWHM)으로 정의하였고, 신호대잡음비는 다음의 식으로 정의하였다.¹³⁾

$$SNR(i, j) = \frac{S_{ij}}{\sqrt{S_{ij} + B}} = \frac{Height}{\sqrt{Height + Offset}} \quad (Eq. 3)$$

여기서, S_{ij} 는 (i, j) 위치에서의 신호의 크기, B는 배후잡음 신호의 크기이다. Fig. 2는 점선원의 영상 획득 모사를 통한 신호대잡음비 계산방법을 보여준다. 또한, 마스크 두께에 따른 감마선 투과율을 평가하기 위해 조준기의 재질을 완전흡수체로 처리하였을 때의 결과와 비교 분석하였다. 균일도를 측정하기 위해 원판선원의 획득영상에서 중심부분을 관심영역(Region of interest, ROI)으로 설정하였다. NEMA 프로토콜의 적분 균일도 측정 방법을 적용하여 [(1 2 1), (2 4 2), (1 2 1)]의 3×3 필터함수를 이용한 convolution 계산 방법으로 영상의 평탄화(smoothing)를 수행하였고, ROI 내의 최대 화소값과 최소 화소값을 선택한 뒤 적분 균일도를 아래의 식 4을 통하여 계산하였다. 다음의 적분 균일도는 영상의 불균일 정도를 평가하는 지표로 값이 0에 가까울수록 균일한 영상임을 나타낸다.

$$Integral\ Uniformity = 100 \times \frac{Max - Min}{Max + Min} \quad (Eq. 4)$$

Fig. 3은 GATE 코드로 설계한 부호화 구경 패턴 및 부호화 구경 카메라의 구조를 보여준다.

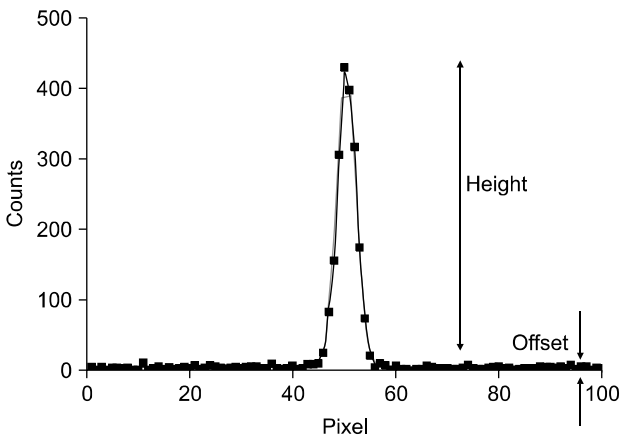


Fig. 2. Diagram of signal-to-noise ratio (SNR) measurements using point source.

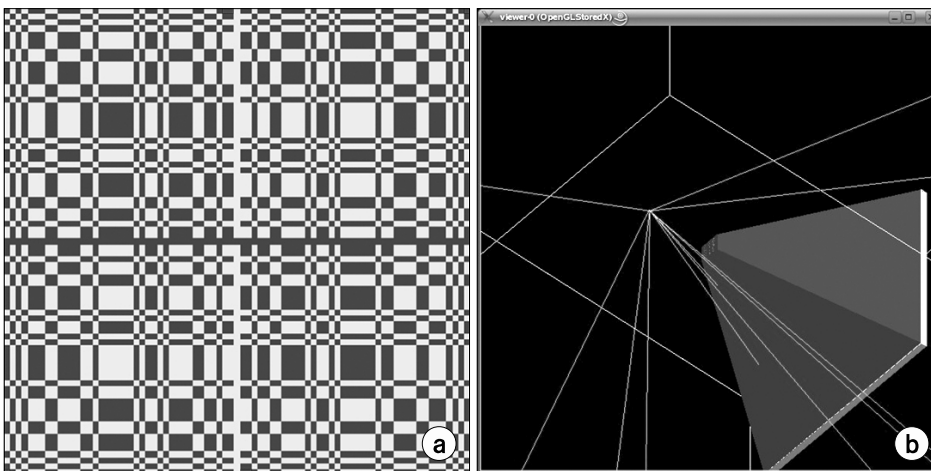


Fig. 3. (a) MURA pattern and (b) geometry of coded aperture camera simulated by GATE.

4. 바늘구멍 감마카메라 vs. 부호화 구경 감마카메라

부호화 구경 마스크의 최적화 연구결과를 바탕으로 최적의 부호화 구경 카메라를 설계하고, 바늘구멍 카메라의 성능과 비교 분석하기 위해 공간분해능과 신호대잡음비를 Tc-99m 점선원의 여러 가지 위치에 대하여 GATE 모사를 통해 계산하였다. 영상의 확대율을 2배로 설정하기 위해 선원을 조준기로부터 110.0 mm 거리에 위치시켰다. 부호화 구경은 두께 1.5 mm의 텅스텐 마스크에 1.0×1.0 mm의 사각형인 바늘구멍이 79×79로 배열된 MURA로 설계하였고, 바늘구멍조준기는 두께 1.5 mm의 텅스텐 마스크에 1.0 mm 지름의 구멍으로 설계하였다. 각 조준기에 대하여, 측정시야의 중심에서 0.0, 25, 50 mm 떨어진 지점에 위치한 18.5 MBq의 Tc-99m 점선원 영상을 GATE 모사방법으로 획득하고, 공간분해능과

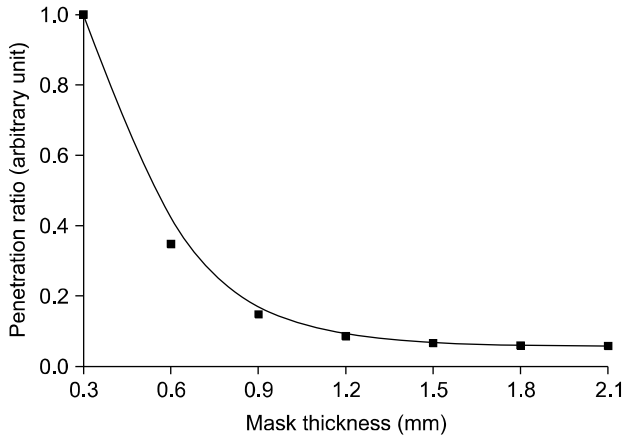


Fig. 4. Simulated penetration ratio of coded aperture camera as a function of tungsten mask thickness.

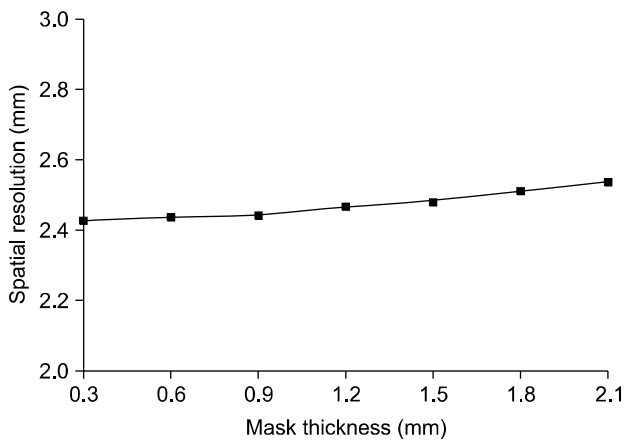


Fig. 5. Simulated spatial resolution of coded aperture camera as a function of tungsten mask thickness.

신호대잡음비를 계산하였다.

결 과

1. 부호화 구경 최적화

부호화 구경 마스크의 두께를 최적화하기 위해 GATE를 이용하여 측정시야의 중심에 Tc-99m 원판선원과 점선원을 위치시킨 뒤, 두께를 변화시키면서 영상을 획득하였다. Fig. 4는 부호화 구경 마스크 두께에 따른 감마선의 마스크 투과율을 보여준다. 투과율은 마스크 재질을 텅스텐과 완전흡수체로 각각 처리했을 때 검출된 감마선의 비로 정의하였고, GATE 출력 데이터 중 1차 감마선의 산란정보를 이용하여 산란선의 영향을 영상 분석시 제거하였다. 부호화 구경 두께가 0.3, 0.6, 0.9, 1.2, 1.5, 1.8, 2.1 mm일 때, 감마선의 투과율은 두께 0.3 mm를 기준으로 정규화했을 때, 각각 1, 0.35, 0.15, 0.08, 0.06, 0.05, 0.04로 측정되었다. 부호화 구경 두께가 두꺼워질수록 투과율이 감소되는 경향을 보였으며, 1.5 mm 두께 이후에서는 투과율이 거의 일정하게 유지됨을 알 수 있다.

Fig. 5와 6은 점선원의 영상 획득 모사를 통해 계산한 부호화 구경 마스크 두께에 따른 공간분해능과 신호대잡음비를 각각 보여준다. 공간분해능은 마스크 두께의 변화와 상관없이 약 2.45 mm로 일정하게 유지되었다. 신호대잡음비는 두께가 두꺼워질수록 향상되다가 1.2 mm에서 최대값을 보이고, 다시 감소되는 경향을 보였다. 이는 마스크의 두께 변화에 따른 투과율의 변화에 기인한 것으로 보인다. 마스크의 두께가 너무 얇으면 높은 투과율에 의한 잡음이 많이

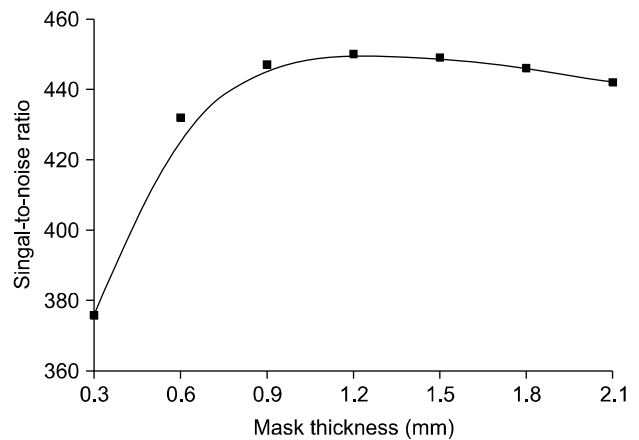


Fig. 6. Simulated signal-to-noise ratio (SNR) of coded aperture camera as a function of tungsten mask thickness.

발생하고, 너무 두꺼우면 신호도 함께 감소되므로 신호대 잡음비가 감소한다.

Fig. 7과 8은 부호화 구경 마스크 두께에 따른 원판선원의 영상과 프로파일 및 측정된 적분균일도를 보여준다. 원판선원 영상의 적분균일도는 마스크의 두께 0.3, 0.6, 0.9, 1.2, 1.5, 1.8, 2.1 mm에 대해, 각각 32%, 21%, 14%, 12%, 10%, 9.5%, 9.0%로 측정되었다. 본 모사에서는 동일 계수치에 대한 영상을 획득하였기 때문에 얇은 마스크에서는

투과에 의한 배후잡음이 상대적으로 많아 영상이 뚜렷하지 않고 균일도가 낮았지만, 마스크의 두께가 두꺼워짐에 따라 영상의 균일도 및 대조도가 향상되는 것을 확인할 수 있다.

2. 바늘구멍 감마카메라 vs. 부호화 구경 감마카메라

바늘구멍 카메라와 부호화 구경 카메라의 성능을 비교 분석하기 위해 측정시야의 중심에서 외곽 방향으로 0.0, 25, 50 mm 떨어진 지점에 위치한 18.5 MBq의 Tc-99 m 점

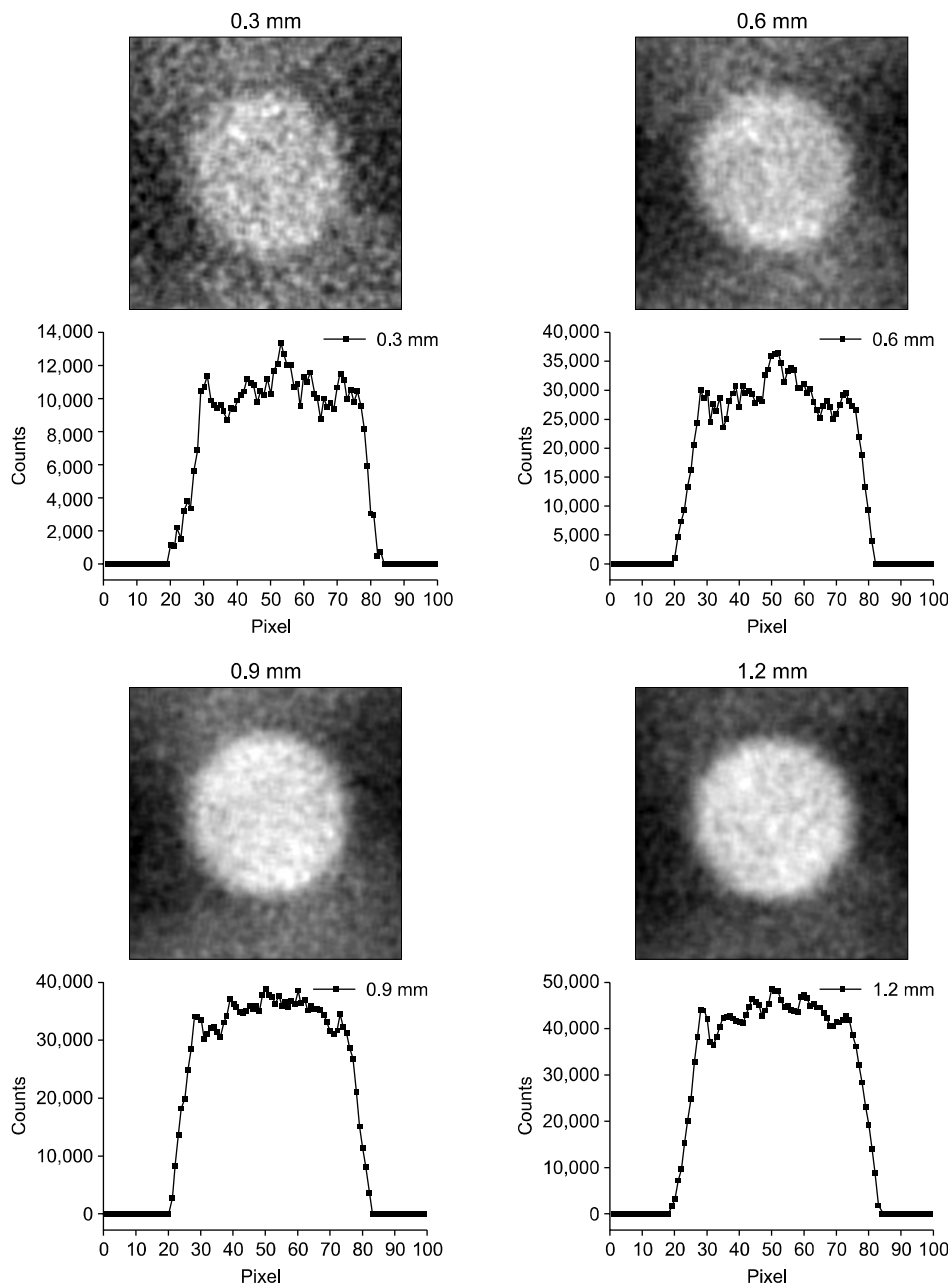


Fig. 7. Reconstructed images and profiles of the disk source with 3 cm-diameter for the coded aperture camera with different mask thickness by GATE simulation.

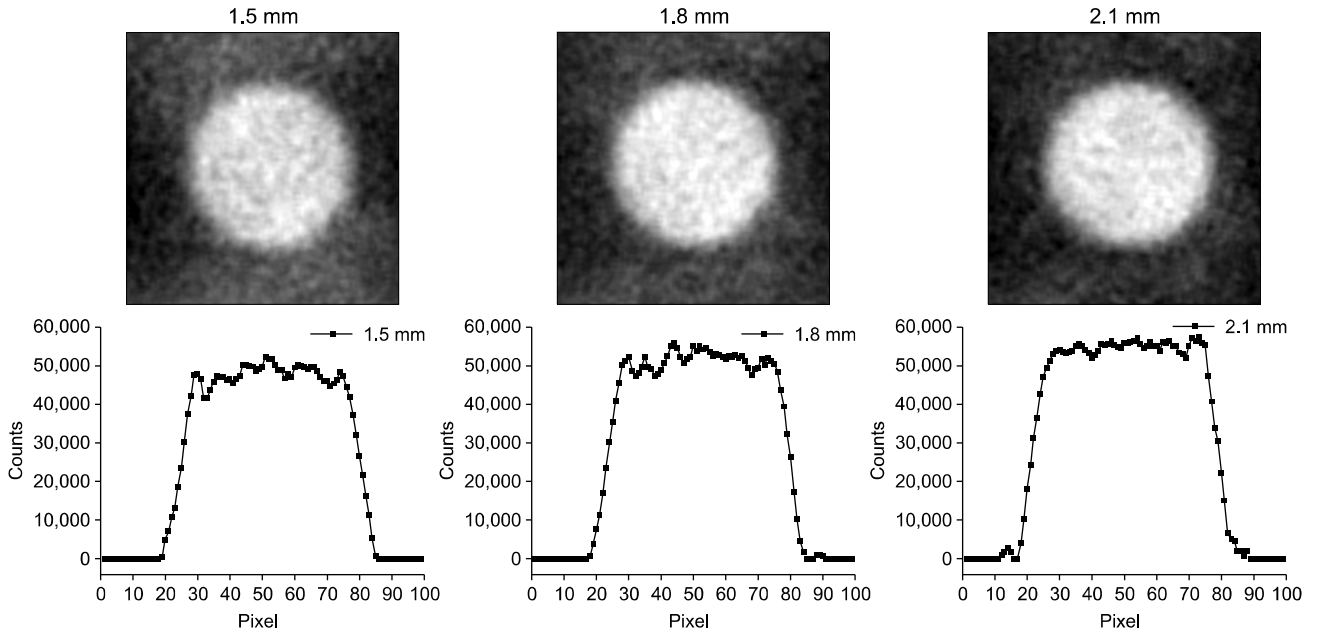


Fig. 7. Continued.

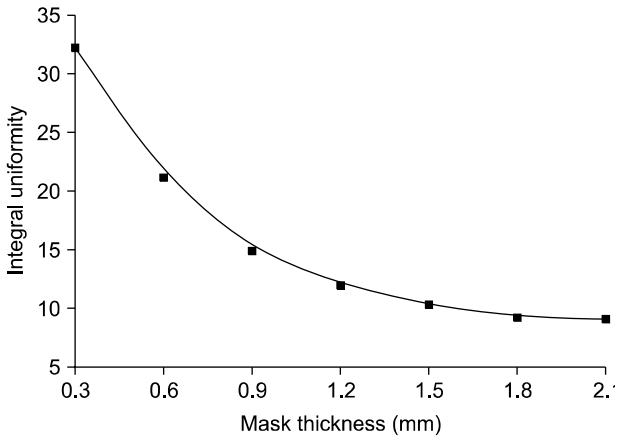


Fig. 8. Integral uniformity of the disk source with 3 cm-diameter for the coded aperture camera as a function of tungsten mask thickness by GATE simulation.

선원 영상을 GATE 모사방법으로 획득하고, 공간분해능과 신호대잡음비를 계산하였다. Fig. 9는 바늘구멍 카메라와 부호화 구경 카메라로 얻은 점선원의 위치별 영상 및 프로파일을 보여준다. Table 1은 각 점선원 위치에 대한 공간분해능과 신호대잡음비 결과이다. 바늘구멍 카메라의 공간분해능은 선원 위치에 따라 2.10, 2.21, 2.15 mm FWHM, 신호대잡음비는 20.5, 17.7, 8.9로 계산되었고, 부호화 구경 카메라의 공간분해능은 2.50, 2.60, 2.80 mm FWHM, 신호대잡음

Table 1. Spatial resolution and SNR of the point source for pinhole gamma camera and coded aperture camera by GATE simulation.

Source position	Pinhole camera		Coded aperture camera	
	Spatial resolution (mm FWHM)	SNR	Spatial resolution (mm FWHM)	SNR
0.0 mm	2.10	20.5	2.50	637.0
25 mm	2.21	17.7	2.60	612.0
50 mm	2.15	8.7	2.80	545.1

비는 637.0, 612.0, 545.1로 계산되었다. 공간분해능은 부호화 구경 카메라가 0.5 mm 정도 낮은 성능을 보였으나, 신호대잡음비는 약 30배 이상 향상된 결과를 보였다.

고찰 및 결론

본 연구에서는 몬테칼로 모사방법으로 갑상선 스캔에 사용 가능한 MURA 타입의 부호화 구경 마스크의 두께 변수를 최적화하여 우수한 공간분해능을 유지하면서 높은 신호대잡음비 성능을 가진 부호화 구경 감마 카메라를 설계 하였고, 기존의 방식인 바늘구멍 카메라와 성능을 비교 분석하였다. 부호화 구경 마스크의 두께에 따라 공간분해능의 변화는 없었지만, 영상의 균일도는 향상되는 것을 알 수

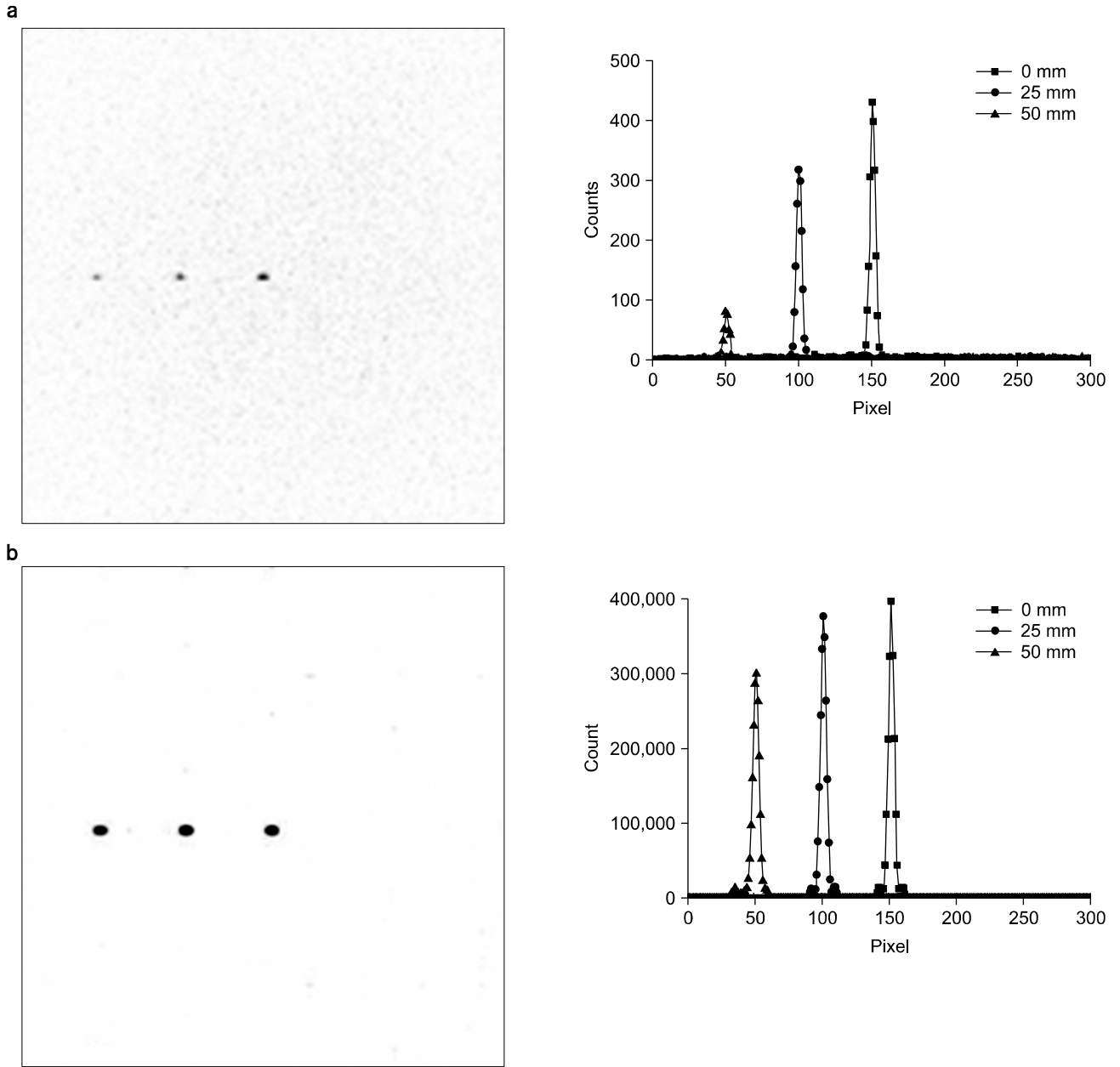


Fig. 9. Reconstructed images and profiles of the point source located at 0.0, 2.5, and 5.0 cm from the center of FOV in the radial direction obtained by GATE simulation (a) pinhole gamma camera (b) coded aperture camera.

있었다. 신호대잡음비에 대해서는 최고값을 내는 마스크의 최적 두께인 1.2 mm를 도출할 수 있었고, 이 때, 바늘구멍 카메라와 비교하여 거의 같은 공간분해능을 유지하면서 약 30배 향상된 신호대잡음비를 얻을 수 있었다. 이는 기존의 바늘구멍 스캔방식과 비교하여 30배 적은 방사능으로 동일한 성능의 영상을 획득할 수 있음을 의미한다.

본 연구를 통해 부호화 구경 영상을 성공적으로 near

field 영상에 적용할 수 있음을 보였다. 현재 갑상선 스캔과 소동물 스캔에서 고분해능 핵의학 영상을 필요로 하고 있으며, 갑상선 스캔은 임상 감마카메라에 바늘구멍 조준기를 부착하여 사용하고 있고, 소동물 영상은 소동물 전용의 소형 감마카메라를 제작하여 사용하고 있는 실정이다. 바늘구멍 조준기를 사용하면 영상확대를 통해 고분해능의 영상을 획득할 수 있지만, 바늘구멍을 통해 입사하는 감마선

만을 측정하므로 매우 낮은 민감도가 문제가 되며, 결국 환자에 주입하는 방사능의 양을 늘리거나 측정 시간을 늘려야 하는 단점이 있다. 부호화 구경을 갑상선 스캔에 적용하면, 바늘구멍 카메라와 같은 확대율을 통해 고분해능을 얻을 수 있고, 부호화 구경의 바늘구멍 개수와 비례하게 높은 민감도를 얻을 수 있는 장점이 있어, 이는 환자에 주입하는 방사능을 줄여 피폭감소 및 스캔 시간을 단축이라는 결과로 이어질 수 있다. 또한, 소동물 영상에 적용하여 임상용 카메라의 활용 범위를 넓힐 수 있을 것으로 예상된다.

부호화 구경 영상은 선원의 거리에 대해 영상재구성을 하는 방법을 사용하므로, 갑상선과 같이 피부에 가까이 위치하고 얇은 두께를 가진 대상은 쉽게 영상을 획득할 수 있지만, 심장과 같이 어느 정도의 크기를 가지고 있고, 그 단면의 구조가 진단에 중요한 영향을 끼치는 대상에 대해서는 유용한 정보를 얻을 수 없는 단점이 있다. 반면, 획득한 영상을 거리에 따라 따로 재구성하면, 한 각도에서 얻은 영상에서도 FOV의 크기에 따라 어느 정도 거리의 정보를 추출해 낼 수 있는 장점이 있다. 한 각도에서 얻은 부호화 영상으로부터 SPECT와 같은 세밀한 단층의 정보를 획득하는 것은 불가능하지만, SPECT보다 훨씬 적은 각도별 영상을 통해 단층 영상을 재구성할 수 있을 것으로 예상하며 현재 이에 대한 연구를 진행 중에 있다.

참 고 문 헌

1. 핵의학 45년 검사통계. 대한핵의학회 2007.

2. Caroli E, Stephen JB, Di Cocco G, Natalucci L, Spizzichino A: Coded aperture imaging in X- and gamma-ray astronomy. *Space Sci Rev* 45:349-403 (1987)

3. Hammersley A, Ponman T, Skinner G: Reconstruction of image from a coded aperture box camera. *Nucl Instr Meth Phys Res* 311:585-594 (1992)

4. Skinner G: Imaging with coded aperture masks. *Nucl Instr Meth Phys Res* 221:33-40 (1984)

5. Barrett HH. Fresnel zone plate imaging in nuclear medicine. *J Nucl Med* 13:382-385 (1972)

6. Rogers WL, Koral KF, Mayans R, et al: Coded aperture imaging of the heart. *J Nucl Med* 21:371-378 (1980)

7. Accorsi R, Gasparini F, Lanza RC: A coded aperture for high resolution nuclear medicine planar imaging with a conventional anger camera: experimental results. *IEEE Trans Nucl Sci* 48:2411-2417 (2001)

8. <http://phe.epfl.ch/~PET/research/gate/OpenGATE/>

9. 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)

10. Fenimore EE, Cannon TM: Coded aperture imaging: predicted performance of uniformly redundant arrays. *Appl Opt* 17:3337-347 (1978)

11. Accorsi R, Gasparini F, Lanza RC: Optimal coded aperture patterns for improved SNR in nuclear medicine imaging. *Nucl Instr Meth Phys Res* A474:273-284 (2001)

12. Sorenson JA, Phelps ME: *Physics in Nuclear Medicine*. 2nd ed. W.B Saunders, Philadelphia, (1987) pp. 331-345

13. Cho G, Shin HJ, Chi YK, Yoon JH: Development of a coded aperture gamma camera for monitoring of radioactive materials. *J Korean Asso Radiat Prot* 29:257-261 (2004)

Coded Aperture Gamma Camera for Thyroid Imaging: Monte Carlo Simulation

Cheol-Ha Beak, Seung-Jae Lee, Yong Hyun Chung

Department of Radiological Science, Yonsei University College of Health Science, Institute of Health Science, Yonsei University, Wonju, Korea

A coded aperture camera has been developed to improve the signal-to-noise ratio (SNR) while keeping the spatial resolution of a pinhole gamma camera. The purpose of this study was to optimize a coded aperture camera and to evaluate its possibility for thyroid imaging by Monte Carlo simulation. A clinical gamma camera, a pinhole collimator with 1.0 mm hole diameter, and a 79×79 modified uniformly redundant array (MURA) mask were designed using GATE (Geant4 Application for Tomographic Emission). The penetration ratio, spatial resolution, integral uniformity and signal-to-noise ratio (SNR) were simulated and evaluated as a function of the mask thickness. The spatial resolution of the coded aperture camera was consistent with the various mask thickness, SNR showed a maximum value at 1.2 mm mask thickness and integral uniformity was improved by increasing mask thickness. Compare to the pinhole gamma camera, the coded aperture camera showed improved SNR by a factor of 30 while keeping almost the same spatial resolution. In this simulation study, the results indicated that high spatial resolution and ultra-high SNR of the thyroid imaging are feasible using a coded aperture camera.

Key Words: Coded-aperture, Pinhole, Gamma camera, GATE simulation