

Multi-tracer Imaging of a Compton Camera

Soo Mee Kim

Department of Radiology, University of Washington, Seattle, USA

Since a Compton camera has high detection sensitivity due to electronic collimation and a good energy resolution, it is a potential imaging system for nuclear medicine. In this study, we investigated the feasibility of a Compton camera for multi-tracer imaging and proposed a rotating Compton camera to satisfy Orlov's condition for 3D imaging. Two software phantoms of 140 and 511 keV radiation sources were used for Monte-Carlo simulation and then the simulation data were reconstructed by listmode ordered subset expectation maximization to evaluate the capability of multi-tracer imaging in a Compton camera. And the Compton camera rotating around the object was proposed and tested with different rotation angle steps for improving the limited coverage of the fixed conventional Compton camera over the field-of-view in terms of histogram of angles in spherical coordinates. The simulation data showed the separate 140 and 511 keV images from simultaneous multi-tracer detection in both 2D and 3D imaging and the number of valid projection lines on the conical surfaces was inversely proportional to the decrease of rotation angle. Considering computation load and proper number of projection lines on the conical surface, the rotation angle of 30 degree was sufficient for 3D imaging of the Compton camera in terms of 26 min of computation time and 5 million of detected event number and the increased detection time can be solved with multiple Compton camera system. The Compton camera proposed in this study can be effective system for multi-tracer imaging and is a potential system for development of various disease diagnosis and therapy approaches.

Key Words: Compton camera, Multi-tracer imaging, Rotating Compton camera, Multiple Compton camera, Electronic collimation

서 론

핵의학에서 방사성추적자(radio-tracer)를 이용한 분자영상법은 인체 내 생리학적 변화를 반영하는 현상을 촬영하는 비침습적 영상법(non-invasive imaging)으로 질병의 진단 및 치료에 있어 널리 사용되며 그 중요성이 날로 가중되고 있다.¹⁻⁶⁾ 인체 내 관심영역에 축적된 방사성추적자를 검출하기 위하여 단일광자방출단층촬영법(single photon emission

computed tomography: SPECT)이나 양전자방출단층촬영법(positron emission tomography: PET)이 활발히 사용되고 있다.⁷⁻⁹⁾

본 논문에서 연구하는 컴프턴카메라(Compton camera)는 방사성추적자로부터 방출된 일정한 에너지를 가진 광자들을 컴프턴 산란 현상을 이용하여 검출할 수 있는 시스템이다.¹⁰⁻¹²⁾ 핵의학 영상을 제공하는 SPECT 및 PET과 비교해 볼 때 컴프턴카메라는 고민감도(high sensitivity) 및 고에너지 해상도(high energy resolution)의 잠재력을 가진 영상 시스템이다. SPECT는 광자의 검출 방향을 결정하기 위하여 물리적 조준법(physical collimation)을 사용하므로 검출 민감도의 손실을 가져오는 반면, 컴프턴카메라는 전자적 조준법(electronic collimation)을 사용하므로 검출 손실을 피하고 민감도를 향상시켜 결과적으로 영상의 신호대잡음비를 높일 수 있다. 511 keV의 단일 에너지 광자들의 동시 검출을 기반으로 영상화하는 PET과 달리, 컴프턴카메라는 검출 원리상 뛰어난 에너지 분해능을 가진 검출기를 요구하므로 서로 다른 에너지의 방사선을 구분하여 동시 영상화할 수

This work was supported by the Nuclear Research & Development Program of the National Research Foundation of Korea (NRF) (grant code: 2005-2004723, 2008-2003852, 2010-0026012) and NRF Korea grant (NRF-2010-355-E00045) funded by the Ministry of Education, Science & Technology (MEST) of Korea.

Received 2 January 2015, Revised 2 March 2015, Accepted 10 March 2015

Correspondence: Soo Mee Kim (smeekim@uw.edu)

Tel: 1-206-543-4940, Fax: 1-206-543-8356

© This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

있는 다중 추적자 영상화(multi-tracer imaging)가 가능한 시스템이다.¹³⁻¹⁸⁾

민감도는 핵의학 영상의 질을 결정하는 중요한 시스템적 요인 중의 하나이다. 민감도를 향상시킴으로써 저선량의 방사선으로 기존의 영상의 질을 유지하거나 혹은 동일한 방사선량으로 검사 시간을 단축시켜 환자의 움직임 줄이고 저비용의 핵의학 영상 촬영이 가능하게 한다. 암 및 뇌 질환의 진단 및 치료 계획에 있어 널리 사용되는 핵의학 영상은 질병의 경과 및 예후 평가를 위하여 반복적 촬영이 종종 요구되며 반복 촬영으로 인하여 증가된 방사선 조사량 및 검사 비용은 환자에게 부담이 되고 있다. 고민감도를 제공하는 컴프턴카메라는 SPECT 혹은 PET이 이용되는 핵의학 분야에서 저선량 및 저비용의 핵의학 영상 촬영이 가능하게 한다. 또한 각종 PET/SPECT용 리포터 유전자 및 새로운 의약품 및 방사성추적자 개발, 각종 질병 모델에 대한 이해, 새로운 치료 방법의 효과 판정을 위하여 최적의 방사성추적자에 대한 선이해가 필요한 경우, 다양한 방사성동위원소를 표지하여 동시에 검출할 수 있는 다중 추적자 영상법은 큰 도움이 될 것이다. 고에너지 해상도를 제공하는 컴프턴카메라를 이용하면 SPECT 및 PET의 주요 에너지인 140 및 511 keV뿐만 아니라 다양한 에너지를 가진 다중 추적자들을 동시에 검출함으로써 유용한 최적의 방사성추적자를 찾을 수 있다.

이러한 다중 추적자 영상기법에 대한 가능성을 확인하기 위하여 본 논문에서는 다중 추적자 영상을 위한 소프트웨어 모델을 개발하고 몬테카를로 전산모사 데이터를 이용하여 핵의학 영상의 주요 검출 에너지인 140 및 511 keV의 다중 추적자 영상을 위한 컴프턴카메라의 효용성을 검증할 것이다. 또한 산란부와 흡수부를 평행하게 위치시킨 고정된 컴프턴카메라는 두 검출기의 물리적 크기의 제한으로

인하여 모든 방향으로 방출되는 광자를 제한적으로 검출하는 단점이 있다. 이러한 현상은 영상재구성 시 그대로 전이되어 두 검출기가 놓인 축을 따라 3차원 영상의 질이 저하되는 것으로 알려져 있다. 이를 해결하는 한 방법은 산란부 및 흡수부의 크기를 물리적으로 무한하게 증가시키는 것이다. 두 검출기는 주로 에너지 분해능이 우수한 반도체 검출기를 사용하므로 두 검출기의 크기 증가는 비용 측면뿐 아니라 현실적인 측면에서 비효율적인 방법이다. 본 논문에서는 충분한 데이터를 얻으며 보다 정확한 영상을 재구성하기 위하여 촬영대상 주위 360°를 회전하는 컴프턴카메라를 구성하며 컴프턴카메라의 회전각도 샘플링에 대한 전략을 연구할 것이다. 최적의 회전각도 샘플링을 결정하기 위하여 구좌표계의 각도 (θ, ϕ)의 2차원 히스토그램을 평가할 것이다.

재료 및 방법

일반적으로 컴프턴카메라는 Fig. 1에서 보는 바와 같이 산란부(scatterer)와 흡수부(absorber) 검출기의 배열로 구성되며 두 검출기의 동시검출을 통하여 유효 이벤트를 검출하게 된다. 산란부 검출기는 인체내에서 방출된 광자의 컴프턴 산란(Compton scattering) 현상을 일으키며 검출기 내 산란된 위치와 산란될 때 발생한 에너지 손실을 검출하게 된다. 산란 후 손실된 에너지만큼 초기 입사 방향이 바뀐 광자는 흡수부 검출기에서 완전하게 검출되게 된다. 두 검출기에서 동시 검출된 위치와 측정된 에너지들로부터 계산된 산란각을 이용하여 광자의 초기 방출 위치를 추정하게 된다. 즉 산란부의 검출위치를 정점으로 갖는 타원추를 재구성된 영상공간으로 반대로 투사하여 타원추 표면상에서 광자가 방출되어 검출되었음을 모델링하는 것이다.

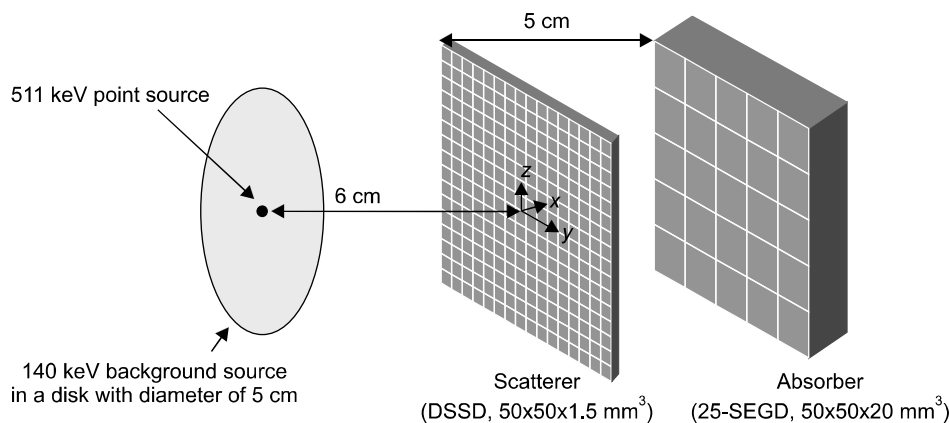


Fig. 1. Two-dimensional circular disk software phantom containing two radiation sources of 140 and 511 keV energies for multi-tracer imaging simulation.

1. 다중 추적자 영상 기법의 몬테카를로 전산모사

Fig. 1은 다중 추적자 영상을 위한 몬테카를로 전산모사용 소프트웨어 모형의 구성도를 나타내고 있다. 5 cm의 지름을 가진 원형 디스크 팬텀 안에는 140 keV의 에너지를 가지는 배경선원이 균일하게 분포하여 있으며 디스크 팬텀의 중심에 다른 에너지인 511 keV의 점선원(point source)이 위치하였다.

몬테카를로 전산모사 시, 원형 디스크 팬텀은 컴프턴카메라로부터 6 cm의 거리에 위치하였다. 컴프턴카메라는 DSSD (double-sided silicon strip detector) 산란부와 25-SEGD (25-segmented germanium detector) 흡수부 검출기로 구성되었다. DSSD 산란부는 16×16의 격자로 이루어진 검출기 배열이며 각 격자의 크기는 3.125 mm의 너비와 1.5 mm의 두께이다. 5×5 격자로 이루어진 25-SEGD 흡수부의 각 검출기 격자의 크기는 10 mm의 너비와 20 mm의 두께이며 산란부 검출기로부터 5 cm의 간격을 두고 위치하였다. 해상도 저하를 일으키는 모든 조건, 즉 검출위치의 샘플링, 에너지 해상도 및 도플러 퍼짐 현상이 모두 포함된 몬테카를로 전산모사 데이터를 얻었다.¹⁹⁾ 몬테카를로 전산모사를 수행한 컴퓨터의 사양은 2.2 GHz의 AMD 애슬론 X2 4400+ 이중코어 CPU와 4 GB의 메모리이다. 총 98×10^3 과 10배로 증가한 980×10^3 개수의 몬테카를로 전산모사 데이터를 얻었으며 각 몬테카를로 전산모사에서 140과 511 keV의 에너지 별 검출된 이벤트수의 비율은 1:13이다.

몬테카를로 전산모사 후 얻어진 데이터를 두 에너지로 구분한 뒤 각 에너지의 데이터를 10개의 부분집합으로 구성된 리스트모드 배열된 부분집합 기댓값 최대화(listmode ordered subset expectation maximization: LMOSEM) 알고리즘의 10번 반복연산을 수행하여 재구성하였다.²⁰⁻²¹⁾ LMOSEM은 리스트모드로 저장된 데이터에 적용하는 OSEM 재구성 방법이며 검출된 컴프턴 리스트모드 데이터를 주어진 개수

의 부분집합으로 등분한 뒤 각 부분집합에 해당하는 데이터를 이용하여 반복적으로 기댓값 최대화 재구성 방법을 수행하는 방법이다. 각 에너지별로 재구성한 후 최종 다중 추적자 영상을 얻기 위하여 각 재구성한 두 에너지의 재구성 결과를 더하였다.

Fig. 2는 다중 추적자 영상 기법을 위한 3차원 원통형 소프트웨어 모형을 나타내고 있다. 8 cm의 지름과 5 cm의 길이를 가지고 있는 원통형 모형은 140 keV의 배경선원을 균일하게 분포할 수 있도록 고안되었다. 그리고 원통형 모형 안에는 4개의 다른 지름을 가진 구 선원이 포함되어 있다. 4개의 구는 511 keV의 다른 에너지를 가진 선원으로 채워져 있다. 각 구의 지름은 각각 3.2, 4.2, 5.4, 7 mm이며 직경 4 cm의 원 둘레에 각 구의 중심이 위치하고 있다. 3차원 원통형 모형을 산란부로부터 6 cm만큼 위치시키고 몬테카를로 전산모사를 통하여 얻어진 총 이벤트 수는 919,270이다. 총 검출 이벤트 내 140과 511 keV 에너지의 데이터 비율은 98:1이다.

2. 다중 컴프턴카메라 시스템의 몬테카를로 전산모사

Fig. 3에 나타난 바와 같이 DSSD 산란부 및 25-SEGD 흡수부 검출기가 평행하게 위치한 컴프턴카메라를 z-축에 대하여 촬영대상 주위로 $\angle R_0$ 만큼 회전하여 광자를 검출한다. 컴프턴카메라에 대한 최적의 회전각도 $\angle R_0$ 를 구하기 위하여 Fig. 4와 같이 각 검출 위치 및 산란각에 대하여 정의된 타원추 표면을 정점을 지나는 여러 투사선으로 샘플링 하였다. 타원추 표면에 놓인 각 샘플된 투사선의 방향벡터 $D(D_x, D_y, D_z)$ 는 식 (1)과 같이 구좌표계 좌표 (r, θ, ϕ) 로 표현할 수 있다.

$$\begin{pmatrix} D_x \\ D_y \\ D_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sin\theta\cos\phi & -\sin\theta\sin\phi & \cos\phi \\ \sin\phi & \cos\phi & 0 \\ \cos\theta\cos\phi & -\cos\theta\sin\phi & \sin\theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r \\ \theta \\ 0 \end{pmatrix} \quad (1)$$

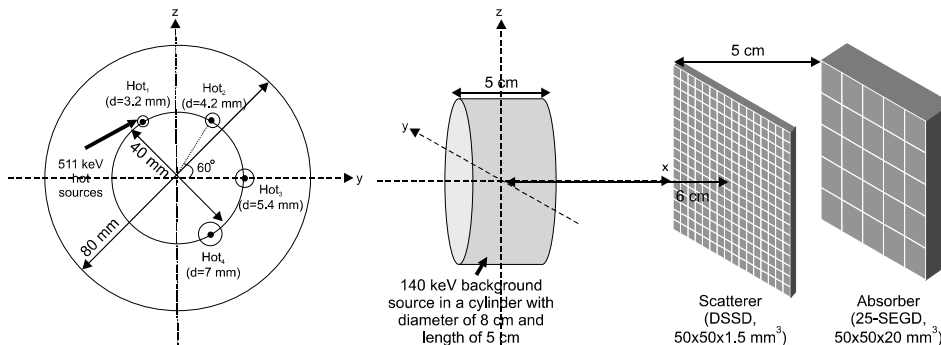


Fig. 2. Three-dimensional cylindrical software phantom and 4 spheres (dia.=3.2, 4.2, 5.4, 7.0 mm) containing two radiation sources of 140 and 511 keV energies for multi-tracer imaging simulation.

식 (1)에서 r 은 방향벡터 D 의 크기를 나타내며, 구좌표계의 각도 (θ, ϕ) 는 x -축에 놓인 기준벡터 $R(r, 0, 0)$ 을 회전하여 계산하였다. 즉, 식 (1)에서 각 샘플된 투사선의 방향벡터 D 는 기준벡터 R 을 (θ, ϕ) 만큼 회전한 벡터이다. 샘플된 투사선의 방향벡터 D 는 Fig. 4에서 나타난 바와 같이 두 검출 위치 $P_1(x_1, y_1, z_1)$ 과 $P_2(x_2, y_2, z_2)$ 로부터 주어진다. 샘플된 투사선의 방향벡터 D 와 기준벡터 R 이 주어지면 구좌표계의 파라미터인 크기 r 과 각도 θ 와 ϕ 를 각각 식 (2)와 같이 계산하였다. θ 는 z -축으로부터 이루는 각도이며 범위는 $0^\circ \leq \theta \leq 180^\circ$ 이며 ϕ 는 x - y 평면내에서 x -축과 이루는 각도로 범위는 $0^\circ \leq \phi \leq 360^\circ$ 이다.

$$r = \sqrt{D_x^2 + D_y^2 + D_z^2}, \quad \theta = \tan^{-1} \left(\frac{D_x}{D_z} \right), \quad \phi = \sin^{-1} \left(\frac{D_y}{r} \right) \quad (2)$$

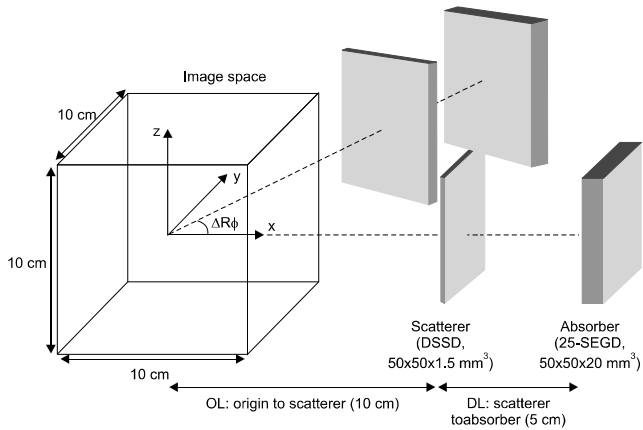


Fig. 3. Rotating Compton camera around z -axis with a rotation angle of ΔR_ϕ .

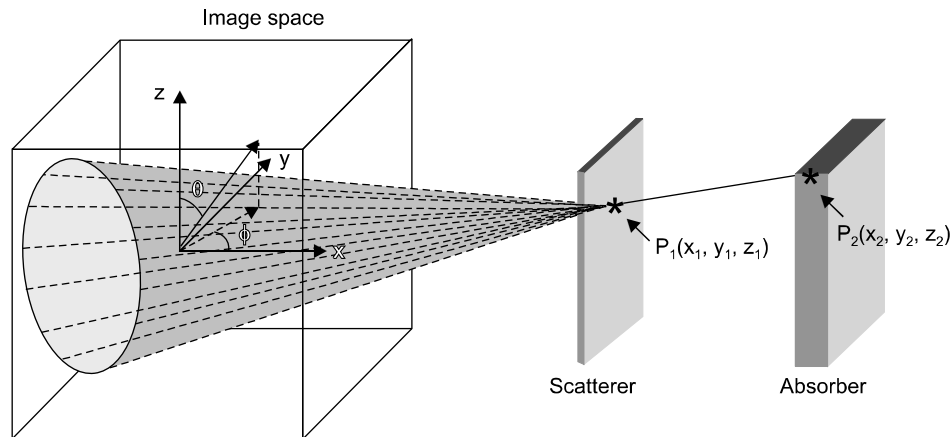


Fig. 4. Sampling technique of lines on conical surface defined with two detection positions and a scattering angle and the corresponding angle θ and ϕ of the sampled lines in spherical coordinate.

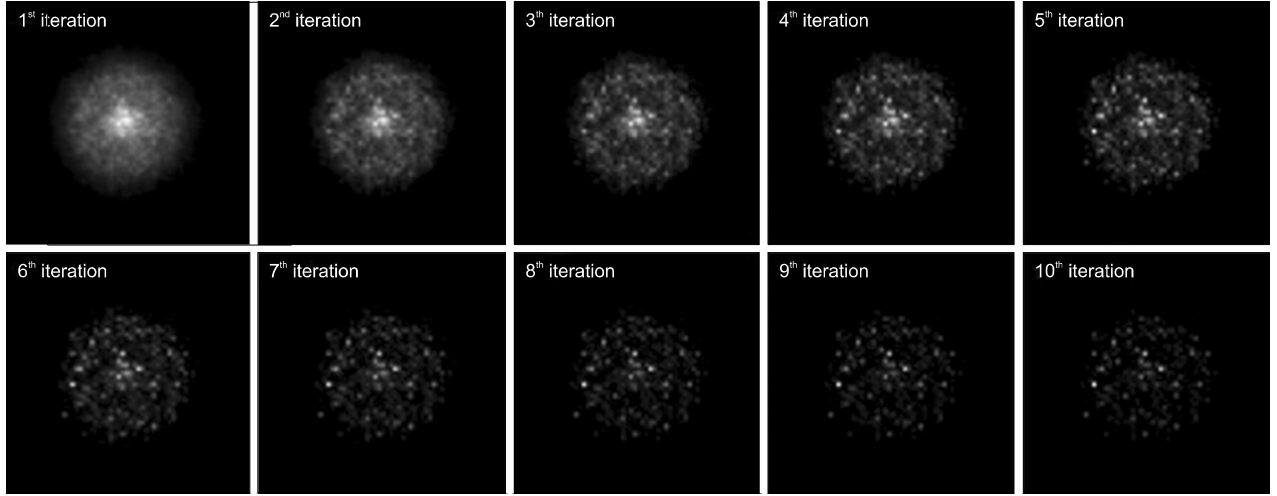
몬테카를로 전산모사에서 사용된 컴프턴카메라의 두 검출기는 5 cm 거리를 가지고 평행하게 위치 하였으며 두 검출기의 면적은 $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 이다. 산란부와 흡수부의 검출위치는 16×16 의 격자배열로 구성되었으며 측정된 산란각은 $10^\circ \sim 90^\circ$ 사이를 32개의 이산각으로 샘플링하였다. 모든 검출 위치 및 산란각으로 정의된 타원추 표면은 120개의 투사선으로 균일하게 샘플링하였다. 주어진 시스템에서 재구성될 영상공간의 부피는 $10 \times 10 \times 10 \text{ cm}^3$ 이며 영상공간에 포함되는 반지름이 5 cm인 구를 지나는 타원추 표면의 샘플된 투사선을 유효 투사선으로 간주하였다. 모든 타원추상의 샘플된 투사선에 대하여 방향 벡터의 구좌표계 각도 (θ, ϕ) 를 계산하고 각도에 대한 2차원 히스토그램을 구성하여 보다 정확한 영상을 재구성하기 위한 컴프턴카메라의 최적의 회전각도 ΔR_ϕ 를 결정하였다. 히스토그램은 180×180 의 배열 크기를 가지며 계산된 각도 θ 와 ϕ 는 각각 1° 와 2° 로 샘플링하였다.

결 과

1. 다중 추적자 영상 기법의 효용성 평가

Fig. 5는 140과 511 keV의 두 에너지에 대한 재구성된 영상을 더한 최종 재구성된 다중 추적자 영상을 나타내고 있다. Fig. 5a와 b는 10배의 신호대잡음비의 차이를 두고 몬테카를로 전산모사한 데이터의 재구성 결과이다. 컴프턴카메라 자체의 해상도 저하가 재구성된 영상에 그대로 영향을 미치고 있지만 511 keV의 점선원과 140 keV의 균일한 배경선원의 구분이 잘 되는 것을 확인할 수가 있다. Fig. 5a와 b를 비교해보면 10배의 총 이벤트수를 가진 b의 결과 영상이 LMOSEM 재구성 방법의 모든 반복횟수에서 보다 좋은

a 98K events



b 980K events

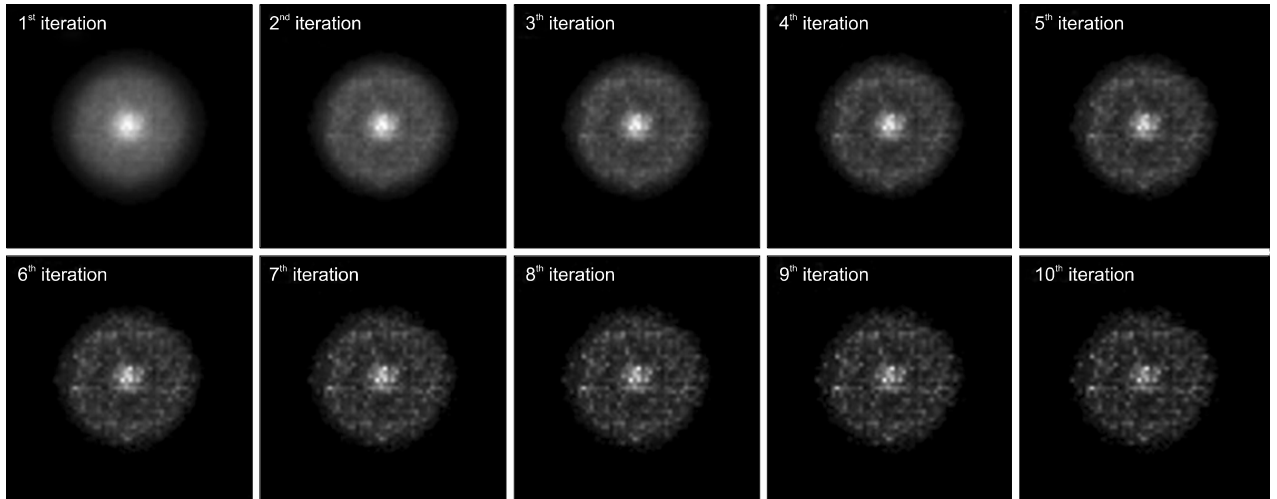


Fig. 5. Multi-tracer images reconstructed from the Monte-Carlo simulation data of 2D circular disk of 140 keV and a point source of 511 keV: total event number of (a) 98×10^3 (98K) and (b) 980×10^3 (980K).

신호대잡음비를 유지하였다.

Fig. 6은 3차원 원통형 모형에 대한 다중 추적자 영상을 나타내고 있다. 두 에너지 511과 140 keV에 대한 각 재구성 영상을 a와 b에 나타내고 있으며 c는 a와 b를 더한 최종 다중 추적자 영상을 나타내고 있다. Fig. 6a에서 4개의 구선원 데이터는 10개의 부분집합으로 구분한 뒤 5번의 LMOSEM을 수행하였다. Fig. 6b는 50개의 부분집합과 1번의 반복연산 후 LMOSEM으로 재구성된 원통형 배경선원의 영상이다. 두 에너지에 대해 데이터 구분이 잘 이루어진 것을 재구성된 영상에서 확인할 수 있다.

2. 다중 컴프턴카메라 시스템의 최적화 평가

Fig. 7a와 b는 각각 x-축에 고정된 컴프턴카메라와 z-축을 중심으로 회전각도 $\angle R_0 = 10^\circ$ 만큼 회전하는 컴프턴카메라의 검출된 타원추 표면상의 샘플된 투사선들에 일치하는 각도 θ 와 ϕ 의 히스토그램을 나타낸다. Fig. 7에 나타난 바와 같이 x-축에 고정된 컴프턴카메라와 비교하여 z-축을 중심으로 회전하는 컴프턴카메라는 $10 \times 10 \times 10 \text{ cm}^3$ 의 영상공간을 표현하기에 보다 충분한 유효 투사선을 포함하는 것을 확인할 수 있다. 또한 검출된 유효 이벤트 수는 고정된

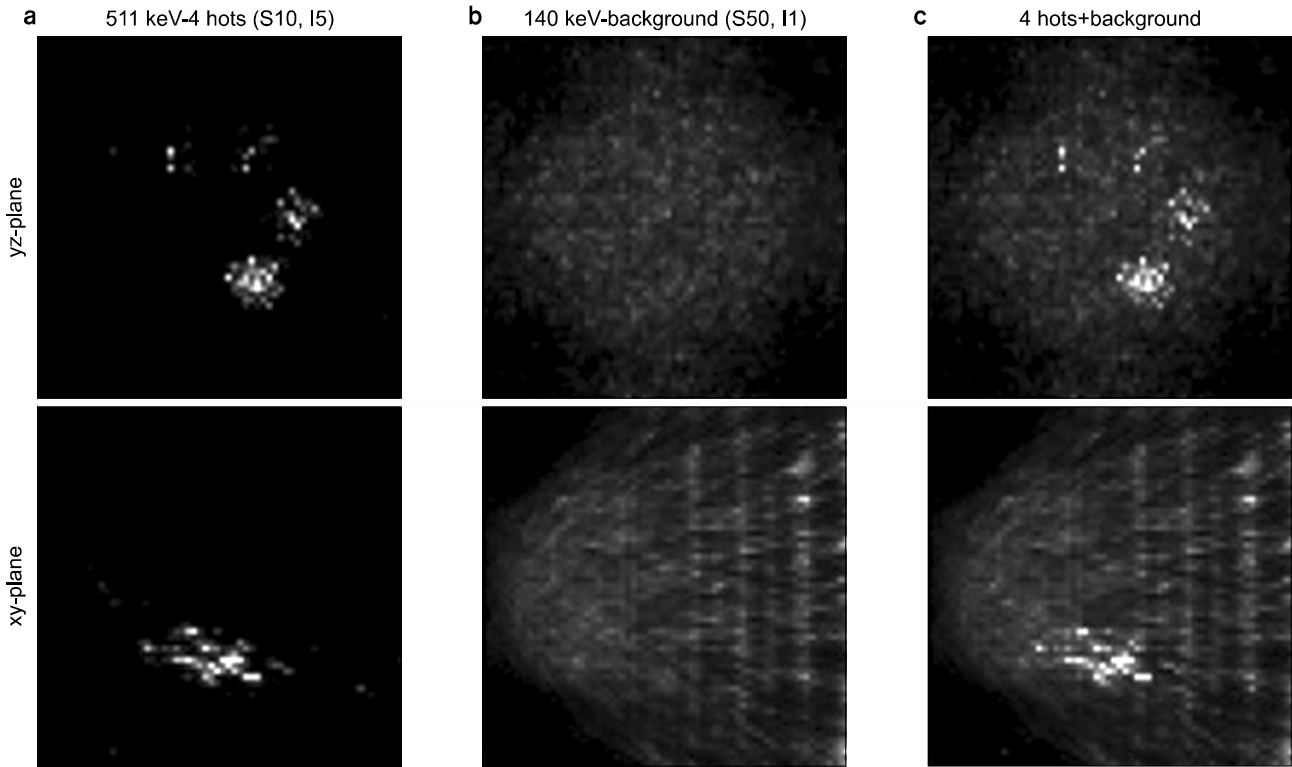


Fig. 6. Multi-tracer images reconstructed from the Monte-Carlo simulation data of 3D cylindrical phantom: (a) four spheres of 511 keV, (b) uniform cylinder of 140 keV, (c) summed multi-tracer image of 3D cylindrical phantom (top: y-z planes, bottom: x-y planes of the reconstructed images).

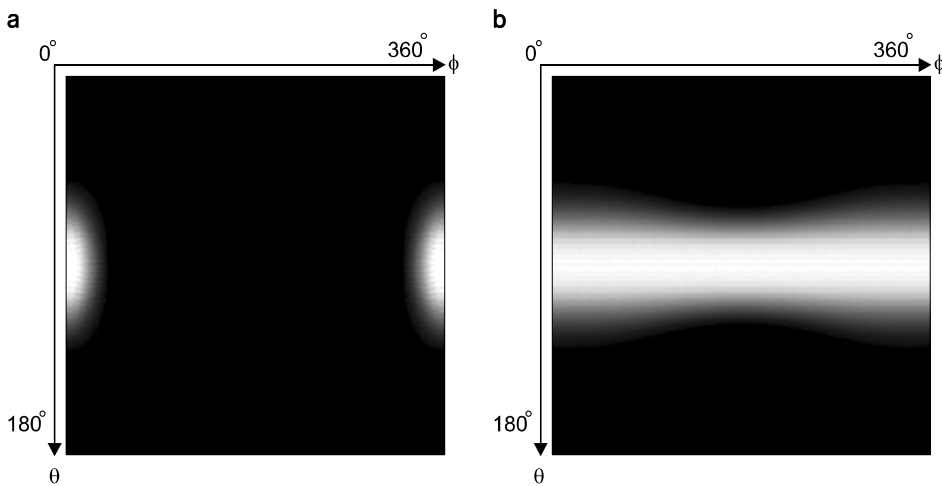


Fig. 7. Histogram of spherical angles θ and ϕ for the sampled lines on the detected conical surfaces: (a) fixed Compton camera at x-axis and (b) rotating Compton camera around z-axis with an angle $\Delta R_\phi = 10^\circ$.

컴프턴카메라의 경우 44×10^6 이며 회전하는 컴프턴 카메라는 1.45×10^9 로 33배 증가한 이벤트수를 검출하였다.

Fig. 8은 z-축을 중심으로 회전하는 컴프턴카메라의 회전각도 ΔR_ϕ 가 90° , 45° , 30° , 그리고 10° 일 때 (θ, ϕ) 의 2차원 히스토그램을 나타낸 것이다. 각 히스토그램을 비교해볼

때 ΔR_ϕ 가 작을수록 x-y 평면 상에 놓인 각도 ϕ 의 균일한 검출 분포를 보였다. $\Delta R_\phi = 90^\circ$ (Fig. 8a)를 기준으로 할 때 ΔR_ϕ 에 반비례하여 유효 투사선과 검출 시간이 증가하였다. 즉, 회전각도 90° 와 10° 의 Fig. 8a와 d를 비교해 볼 때, 회전각도가 9배만큼 감소하면 유효 투사선은 0.16×10^9 에서

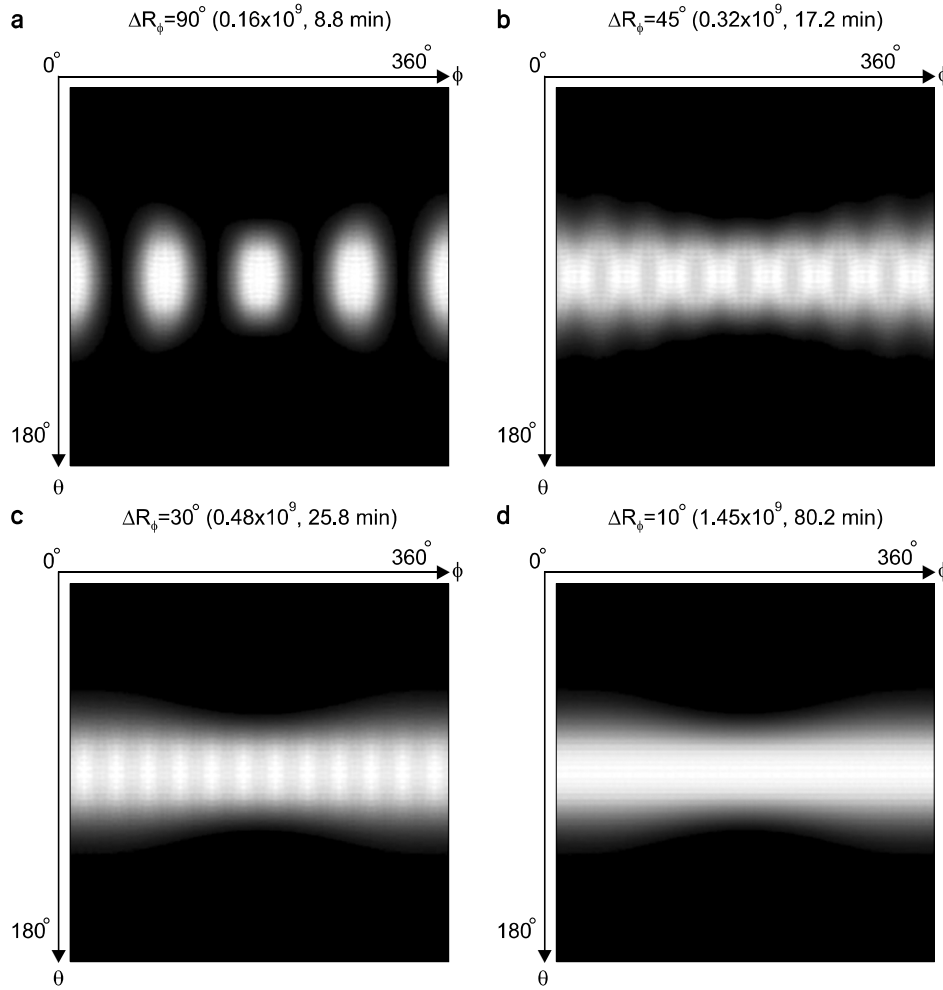


Fig. 8. Histogram of spherical angles θ and ϕ for the sampled lines on the detected conical surfaces in rotating Compton camera with (a) $\angle R_0=90^\circ$, (b) $\angle R_0=45^\circ$, (c) $\angle R_0=30^\circ$, (d) $\angle R_0=10^\circ$.

1.45×10^9 로, 검출 시간은 8.8분에서 80.2분으로 9배 증가하였다. $\angle R_0=10^\circ$ (Fig. 8d)일 때 가장 균일한 히스토그램을 보였다.

고찰 및 결론

본 연구에서는 컴프턴카메라를 이용한 다중 추적자 영상화의 효율성을 검증하고자 원형 디스크와 원통형 소프트웨어 모형에 대한 몬테카를로 전산모사를 수행하였으며 핵의학 영상법의 주요 에너지인 140과 511 keV의 에너지를 동시 검출하는 다중 추적자 영상을 얻었다. 3차원 소프트웨어 모형의 몬테카를로 전산모사 결과를 보이는 Fig. 6에서 컴프턴카메라의 두 검출기 표면에 평행하는 yz-단면에 비교하여 수직하는 xy-단면에서 y-축을 따라 영상이 잘 복원되지 않는 것을 확인할 수 있다. 이는 x-축에 놓인 고정된 컴프턴카메라가 y-축에 평행하는 투사선을 검출할 수 없는

제한점이 있기 때문에 3차원 재구성 시 투사선 검출 손실의 축을 따라 복원력이 저하되는 것으로 보인다. 이는 3차원 영상공간에 대한 정확한 단면 촬영을 위한 Orlov의 조건을 현 컴프턴카메라의 검출 구조가 충족시키지 못하기 때문이다.²²⁾

본 연구에서는 보다 정확한 3차원 단면영상의 재구성에 필요한 Orlov 조건을 충족시키기 위하여, 즉 Fig. 6의 y-축을 따라 저하되는 복원력을 보완하기 위하여 기존의 컴프턴카메라를 z-축을 중심으로 회전하는 시스템을 조사하였다. 고정된 컴프턴카메라에서 손실된 투사선을 검출하여 Orlov 조건을 만족시키고 회전에 의하여 증가된 검출 시간 및 불필요한 중복 검출을 최소화하기 위하여 컴프턴카메라에 대한 최적의 회전각도 $\angle R_0$ 를 결정할 필요가 있다. 이를 위하여 검출된 타원추 표면을 정점을 통과하는 투사선으로 샘플링하고 샘플된 투사선의 방향벡터에 대한 구좌표계 각도 (θ, ϕ) 의 2차원 히스토그램을 비교하였다. Fig. 8에 나타난

바와 같이 $\angle R_0=10^\circ$ 의 히스토그램에서 가장 균일한 양상을 보이는 반면, 회전각도의 감소 비율에 따라 검출된 이벤트의 개수와 검출 시간이 반비례하여 증가하였다. 26분의 계산 시간 및 5백만개의 유효 투사선의 개수를 고려할 때 $\angle R_0=30^\circ$ 로 회전하는 컴프턴카메라 시스템이 핵의학 영상을 위하여 현실적으로 적절할 것으로 보인다.

그러나 회전하는 컴프턴카메라를 핵의학 영상법으로 이용하기 위하여 회전으로 인한 검사시간 및 재구성 시간의 증가를 고려해야 한다. 컴프턴카메라를 실제로 구축할 때, 한 대의 컴프턴카메라로 30° 로 회전하면 12번의 반복 촬영을 해야 하는 반면 다중 컴프턴카메라로 시스템을 구축하면 사용된 컴프턴카메라의 개수만큼 촬영 시간을 단축시킬 수 있다. 예로 3대의 컴프턴카메라로 시스템을 구축하고 30° 만큼 동시에 회전하면(2.5 min/rotation) 10분 내에 전체 촬영을 완료할 수 있게 된다. 또한 회전으로 인하여 증가한 검출 이벤트 개수는 리스트모드 데이터의 크기가 커짐을 의미하며 재구성법인 LMOSEM에서 가장 많은 계산시간을 소요하는 시스템 모델의 계산량을 크게 증가시킴을 의미한다. 재구성 시간의 상당한 증가를 해결하기 위하여 다중 CPU 및 GPU (graphics processing unit)를 이용한 병렬 연산이 요구되며 GPU를 이용한 컴프턴카메라의 병렬 연산에 대한 연구가 보고된 바 있다.²³⁾

본 논문에서 제안한 고민감도와 고에너지 해상도를 제공할 수 있는 컴프턴카메라를 이용할 때 보다 정확한 단면영상을 제공하는 3차원 다중 추적자 영상법이 가능하며 컴프턴카메라의 다양한 응용연구 분야를 개척하는 중요한 근거 자료가 될 것으로 기대된다. Fig. 5와 6의 다중 추적자 영상에서 SPECT 및 PET의 주요 검출 에너지인 140과 511 keV의 광자들이 잘 검출되는 결과를 통하여 기존 핵의학 분야에 대한 컴프턴카메라의 응용이 상당히 가능성이 있음을 확인하였다. 컴프턴카메라가 실제 임상응용이 가능한 예는 Tl-201 (72 keV)과 Tc-99m (140 keV) 화합물을 이용한 기저 및 부하 심근관류 SPECT 영상법이다.²⁴⁻³¹⁾ 기존 감마카메라의 에너지 해상도로는 산란된 Tc-99m 광자가 Tl-201 에너지 윈도우에 들어가는 혼선 효과를 완벽하게 제거할 수 없기 때문에, 연속된 두 번의 기저 및 부하 심근관류 영상 촬영을 하고 있다. 컴프턴카메라의 고민감도 및 고에너지 해상도의 장점은 짧은 시간에 두 영상을 동시에 얻게 하므로 검사시간을 단축시키고 부수적으로 환자의 움직임 등을 최소화 할 수 있다. 본 논문의 결과를 기반으로 Tc-99m과 Tl-201의 심근관류 영상검사를 위한 컴프턴카메라의 가능성을 평가할 것이며 특히 에너지 차이가 크지 않은 두 검

출 선원의 동시 검출 시 SPECT에 비교하여 얼마나 에너지 윈도우의 혼선 효과를 해소할 수 있는지 평가할 수 있는 추가 연구가 요구된다.

References

1. Gambhir SS, Barrio JR, Herschman HR, Phelps ME: Assays for noninvasive imaging of reporter gene expression. Nucl Med Biol 26:481-490 (1999).
2. Phelps ME: Nuclear medicine, molecular imaging, and molecular medicine. J Nucl Med 43:13N-14N (2002).
3. Rudin M, Weissleder R: Molecular imaging in drug discovery and development. Nat Rev Drug Discov 2:123-131 (2003).
4. Cherry S: In vivo molecular and genomic imaging: new challenges for imaging physics. Phys Med Biol 49:R13-R48 (2004).
5. Fullerton GD, Hazle JD: The development of technologies for molecular imaging should be driven principally by biological questions to be addressed rather than by simply modifying existing imaging technologies. For the proposition. Med Phys 32:1231-1233 (2005).
6. Schelbert HR: Nuclear Medicine at a Crossroads. J Nucl Med 52:10S-15S (2011).
7. Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME: Physics in Nuclear Medicine. 3rd ed, Saunders (2003).
8. Phelps ME: PET - molecular imaging and its biological applications. Springer New York (2004).
9. Bailey DL, Townsend DW, Valk PE, Maisey MN: Positron emission tomography - basic sciences. Springer Longdon (2005).
10. Todd RW, Nightingale JM, Everett DB: A proposed Gamma camera. Nature 251:132-134 (1974).
11. Singh M: An electronically collimated gamma camera for single photon emission computed tomography: Part1 and 2. Med Phys 10:421-427 (1983).
12. Phillips GW: Gamma-ray imaging with Compton cameras. Nucl Instr and Meth B 99:674-677 (1995).
13. Yang YF, Gono Y, Motomura S, Enomoto S, Yano Y: A Compton camera for multitracers imaging. IEEE Trans Nucl Sci 48:656-661 (2001).
14. Motomura S, Kanayama Y, Haba H, Watanabe Y, Enomoto S: Multiple molecular simultaneous imaging in a live mouse using semiconductor Compton camera. J Anal AT Spectrom 23: 1089-1092 (2008).
15. Motomura S, Fukuchi T, Kanayama Y, Haba H, Watanabe Y, Enomoto S: Three-dimensional tomographic imaging by semiconductor Compton camera GREI for multiple molecular simultaneous imaging. Nucl Sci Symp Conf Rec. 2009, Orlando, FL, USA, pp. 3330 - 3332.
16. Seo H, Kim CH, Park JH, et al: Multitracing capability of double-scattering Compton imager with NaI(Tl) scintillator absorber. IEEE Trans Nucl Sci 57:1420-1425 (2010).
17. Uche CZ, Round WH, Cree MJ: Evaluation of detector material and radiation source position on Compton camera's ability for multitracers imaging. Australas Phys Eng Sci Med 35:357-364

- (2012).
18. **Motomura S, Kanayama Y, Hiromura M, et al:** Improved imaging performance of a semiconductor Compton camera GREI makes for a new methodology to integrate bio-metal analysis and molecular imaging technology in living organisms. *J Anal At Spectrom* 28:934-939 (2013).
 19. **Lee SH, Park JH, Park SH, et al:** CIS - a GUI-based software system for Monte Carlo simulation of Compton camera. *Nucl Technol* 168:55-60 (2009).
 20. **Wilderman SJ, Rogers WL, Knoll GF, Engdahl JC:** Fast algorithm for list mode back-projection of Compton scatter camera data. *IEEE Trans Nucl Sci* 45:957-962 (1998).
 21. **Kim SM, Lee JS, Lee CS, et al:** Fully three-dimensional OSEM-based image reconstruction for Compton imaging using optimized ordering schemes. *Phys Med Biol* 55:5007-5027 (2010).
 22. **Orlov SS:** Theory of three-dimensional reconstruction. 1. Conditions for a complete set of projections. *Sov Phys-Crystallogr* 20: 312-314 (1975).
 23. **Nguyen V-G, Lee S-J, Lee MN:** GPU-accelerated 3D Bayesian image reconstruction from Compton scattered data. *Phys Med Biol* 56: 2817-2836 (2011).
 24. **Lowe VJ, Greer KL, Hanson MW, Jaszczak RJ, Coleman RE:** Cardiac phantom evaluation of simultaneously acquired dual-isotope rest thallium-201/stress technetium-99m SPECT images. *J Nucl Med* 34:1998-2006 (1993)
 25. **Berman DS, Kiat H, Friedman JD, et al:** Separate acquisition rest thallium-201/stress technetium-99m sestamibi dual-isotope myocardial perfusion single-photon emission computed tomography: a clinical validation study. *J American College of Cardio* 22:1455-1464 (1993).
 26. **Cao ZJ, Chen CC, Maunoury C, Holder LE, Abraham TC, Tehan A:** Phantom evaluation of simultaneous thallium-201/technetium-99m acquisition in single-photon emission tomography. *European J Nucl Med* 23:1514-1520 (1996).
 27. **Siebelink HM, Natale D, Sinusas AJ, Wackers F:** Quantitative comparison of single-isotope and dual-isotope stress-rest single-photon emission computed tomographic imaging for reversibility of defects. *J Nucl Cardio* 3:483-493 (1996)
 28. **Hannequin P, Weinmann P, Mas J, Vinot S:** Preliminary clinical results of photon energy recovery in simultaneous rest TI-201/stress Tc-99m sestamibi myocardial SPECT. *J Nucl Cardio* 8:144-151 (2001).
 29. **Segall G:** Assessment of myocardial viability by positron emission tomography. *Nucl Med Commun* 23:323-330 (2002)
 30. **Groutars RG, Verzijlbergen FJ, Zwinderman AH, et al:** Incremental prognostic value of myocardial SPET with dual-isotope rest 201TI/stress 99mTc-tetrofosmin. *European J Nucl Med* 29:46-52 (2002).
 31. **Weinmann P, Faraggi M, Moretti J-L, Hannequin P:** Clinical validation of simultaneous dual-isotope myocardial scintigraphy. *European J Nucl Med and Molecular Imag* 30:25-31 (2003).

다중 추적자 영상을 위한 컴프턴 카메라

워싱턴주립대학교 방사선학과

김수미

컴프턴 산란 현상을 이용하여 전자적 집속 방법으로 영상화하는 컴프턴카메라는 고민감도 및 고에너지 해상도의 장점을 이용하여 핵의학 응용분야에 대한 잠재력이 큰 영상 시스템이다. 본 논문에서는 컴프턴카메라를 이용한 다중 추적자 영상의 효용성 평가와 정확한 3차원 단면영상 촬영을 위한 Orlov 조건을 만족하는 회전하는 컴프턴카메라의 구조를 조사하였다. 140/511 keV의 방사선원의 소프트웨어 모형을 구성하고 이에 대한 몬테카를로 전산모사 시뮬레이션을 수행하여 리스트모드 배열된 부분집합 기댓값 최대화 방법으로 재구성된 다중 추적자 영상으로 컴프턴카메라의 효용성을 검증하였다. 산란부와 흡수부를 평행하게 위치시킨 고정된 컴프턴카메라와 촬영대상 주위 360° 를 회전하는 컴프턴카메라를 구성하여 검출된 투사선의 구좌표계 각도에 대한 히스토그램을 비교 평가하였다. 140/511 keV의 동시 계측된 몬테카를로 전산모사 데이터의 다중 추적자 영상이 2차원 및 3차원 재구성 시 잘 구분되는 것을 확인하였으며, 회전된 컴프턴카메라의 경우, 회전각도에 반비례하여 3차원 영상재구성에 필요한 유효 투사선이 증가하였다. 26분의 계산 시간 및 5백만개의 적절한 유효 투사선의 개수를 고려할 때 컴프턴카메라의 회전각은 30° 가 현실적으로 적절할 것이며 증가한 검출 시간은 다중 컴프턴카메라를 구성하여 해결할 수 있다. 본 논문에서 고찰한 고민감도 및 고에너지 해상도를 가진 컴프턴 카메라는 다중추적자 영상화를 위해 적합한 시스템이며 생화학 및 생리학적 상태 변화에 대한 임상 정보를 제공하며 각종 질병 진단 및 치료 방법 개발 등에 기여할 수 있는 잠재력이 있는 영상 시스템이다.

중심단어: 컴프턴카메라, 다중 추적자 영상법, 회전용 컴프턴카메라, 다중 컴프턴카메라, 전자적 집속방법