

컴프턴 카메라를 위한 재배열 기반 확정론적 영상재구성법

이미노¹ · 이수진¹ · 서희² · Van-Giang Nguyen¹

¹배재대학교 전자공학과

²한양대학교 원자력공학과

Rebinning-Based Deterministic Image Reconstruction Methods for Compton Camera

Mi No Lee¹, Soo-Jin Lee¹, Hee Seo² and Van-Giang Nguyen¹

¹Department of Electronic Engineering, Paichai University, Daejeon, Korea

²Department of Nuclear Engineering, Hanyang University, Seoul, Korea

(Received October 4, 2010. Accepted January 14, 2011)

Abstract: While Compton imaging is recognized as a valuable 3-D technique in nuclear medicine, reconstructing an image from Compton scattered data has been of a difficult problem due to its computational complexity. The most complex and time-consuming computation in Compton camera reconstruction is to perform the conical projection and backprojection operations. To alleviate the computational burden imposed by these operations, we investigate a rebinning method which can convert conical projections into parallel projections. The use of parallel projections allows to directly apply the existing deterministic reconstruction methods, which have been useful for conventional emission tomography, to Compton camera reconstruction. To convert conical projections into parallel projections, a cone surface is sampled with a number of lines. Each line is projected onto an imaginary plane that is mostly perpendicular to the line. The projection data rebinned in each imaginary plane can then be treated as the standard parallel projection data. To validate the rebinning method, we tested with the representative deterministic algorithms, such as the filtered backprojection method and the algebraic reconstruction technique. Our experimental results indicate that the rebinning method can be useful when the direct application of existing deterministic methods is needed for Compton camera reconstruction.

Key words: Compton camera, emission tomography, image reconstruction, rebinning methods, deterministic reconstruction methods, filtered backprojection, algebraic reconstruction technique

1. 서 론

인체 내에서 발생하는 생화학적, 생리학적인 기능영상을 제공하는 ECT(emission computed tomography) 영상장비는 방사선동위원소를 표지한 방사선의약품을 인체에 투입 후 체내의 방사성동위원소가 붕괴하면서 방출되는 γ -선을

외부의 검출기로 검출하여 인체 내부의 단면을 영상화한다. 방사선의 일종인 γ -선은 물질을 통과하면서 광전효과, 전자쌍생성, 컴프턴 산란과 같은 반응을 일으키는데 이 중 컴프턴 산란은 입사한 γ -선의 에너지가 물질의 전자 결속 에너지보다 훨씬 클 경우 그 에너지의 일부만을 전자에게 주고 γ -선은 그만큼 낮은 에너지의 광자로 변환되어 초기 γ -선의 진행방향을 바꾸는 현상이다.

컴프턴 카메라(Compton camera)는 이러한 컴프턴 산란 현상을 이용하여 인체에서 방출되는 γ -선의 분포를 영상화하는 ECT 영상장비의 하나로서 그림 1에 나타난 바와 같이 산란부(scatterer)와 흡수부(absorber)의 두 검출기로 이루어져 있다. 인체 내의 방출원에서 방출된 γ -선은 산란부 검출

Corresponding Author : 이수진
대전광역시 서구 연자 1길 14 배재대학교 전자공학과 (우) 302-735
TEL: +82-42-520-5711 / FAX: +82-42-520-5687
E-mail: sjlee@pcu.ac.kr
본 연구는 2010년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 원자력연구개발사업(원자력기초공동연구 소 20100017431)을 통해 수행되었음.

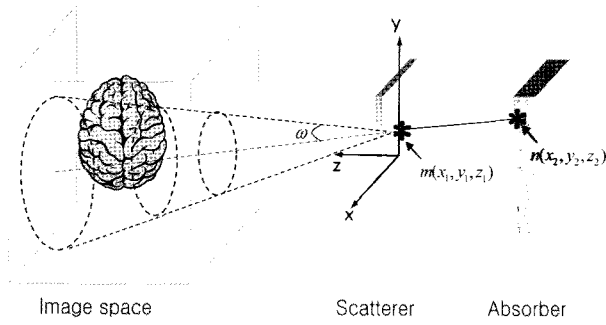


그림 1. 두 개의 평면 검출기(scatterer, absorber)를 사용한 컴프턴 카메라에서의 원추형 투사

Fig. 1. Conical projection in a Compton camera with two planar detectors (scatterer and absorber)

기의 전자와 반응하여 컴프턴 산란을 일으키며 산란된 γ -선은 산란각 ω 만큼 진행방향이 변경되어 최종 흡수부 검출기에서 검출된다. 각 검출기는 산란부에서 γ -선의 산란위치 $m(x_1, y_1, z_1)$ 과 전자에게 양도된 운동에너지 E_1 을 기록하고, 흡수부에서 산란된 γ -선의 흡수위치 $n(x_2, y_2, z_2)$ 과 산란된 γ -선의 에너지 E_2 를 기록한다. 산란각 ω 는 두 검출기에서 기록된 γ -선의 에너지로부터 식 (1)과 같이 계산되어진다. 이때 E_0 는 방출원에서 방출된 γ -선의 초기 에너지이다($E_0 = E_1 + E_2$).

16

$$\cos\omega = 1 - \frac{m_0c^2(E_0 - E_2)}{E_0E_2} \quad (1)$$

방출원에서 방출된 γ -선이 산란부 검출기의 m 의 위치에 ω 의 각도로 산란되어 흡수부 검출기의 n 의 위치에 흡수되는 검출 쌍을 (m, n, ω) 라고 할 경우 방출원에서 방출된 모든 γ -선들 중 (m, n, ω) 가 동일한 γ -선들의 초기 방출지점들을 모두 표시하면 그림 1에 나타난 바와 같이 점선으로 표시된 타원추가 형성된다. 즉 타원추 표면상의 지점에서 방출되는 γ -선들은 모두 동일한 (m, n, ω) 로 검출된다. 그러므로 영상공간상에 m 과 n 을 잇는 직선 \overline{mn} 을 중심축으로 하고 산란각 ω 를 반각으로 갖는 타원추들을 정의하여 이 타원추들이 가장 많이 겹쳐진 지점을 γ -선의 방출지점으로 추정할 수 있다[1,2]. 그러나 이 경우 방출원의 위치만을 추정할 수 있을 뿐 방출원의 세기(intensity)의 추정은 불가능하다. 또한 타원추적으로 인해 실제 방출지점이 아닌 주변 영역에도 다수의 타원추적이 나타나므로 재구성된 영상 전역에 걸쳐 심한 잡음이 존재하는 단점이 있다.

컴프턴 카메라의 영상재구성을 위한 다양한 방법 중 전이 행렬(transition matrix)을 이용한 반복연산(iterative) 영상재구성법은 γ -선의 방출에서 검출에 이르기까지의 물리적 현상 및 과정을 통계학적 차원에서 모델링하는 방법으로 컴프턴 카메라의 주요 물리적 특성 때문에 야기되는 영상의 잡음을 효과적으로 감소시키므로 재구성된 영상의 질이 매우

우수한 것으로 알려져 있다[3-8]. 그러나 컴프턴 카메라의 고정된 산란부 검출기와 흡수부 검출기의 해상도가 $M \times N$ 이고 산란각의 개수가 K 인 경우 투사연산을 위해서는 총 M^2N^2K 개의 구분된 연산이 필요하다. 반면 기존의 ECT 영상장비인 SPECT(single-photon emission computed tomography)는 컴프턴 카메라와 동일하게 검출기의 해상도가 $M \times N$ 일 경우 고정된 카메라에서 투사연산을 위해 MN 개의 검출기 칸(bin)만 계산하여 주면 된다. 그러므로 컴프턴 카메라가 SPECT에 비해 약 MNK 배수만큼 더 많은 데이터를 처리해야 하며 이때 걸리는 연산시간은 실제 임상측면에서 비현실적으로 증가하게 된다. 또한 선적분을 통해 투사데이터를 계산하는 SPECT에 비해 컴프턴 카메라는 타원추 표면적분에 의해 투사데이터를 계산하므로 연산시간은 더욱 늘어나게 된다. 따라서 기존 ECT 영상재구성에서 우수한 성능이 입증된 반복연산법을 사용한 통계학적 영상재구성법을 컴프턴 카메라에 적용하는 데는 기술적으로 많은 어려움이 있다. 최근에는 이러한 연산시간의 문제를 극복하기 위해 통계학적 재구성법 보다는 확정론적(deterministic) 영상재구성 알고리즘에 대한 연구도 병행되고 있다[9-14]. 기존의 ECT 영상재구성에서 확정론적 방법의 경우 통계학적 방법과는 달리 감마선의 물리적 특성을 무시하므로 영상의 질이 통계학적 영상 재구성법만큼 우수하지는 않지만 연산 과정이 상대적으로 단순하여 재구성 속도가 빠르므로 실제 임상측 측면에서는 매우 실용적인 방법으로 인식되어 왔다. 그러나 컴프턴 카메라의 경우 투사과정에서 타원추의 표면적분 연산을 필요로 하므로 확정론적 방법을 사용한 알고리즘의 유도과정이 선적분으로 투사연산이 가능한 기존의 ECT에 비해 상대적으로 매우 복잡하며 기존의 ECT 재구성을 위한 알고리즘을 컴프턴 카메라의 기하학적 구조에 적합하도록 변형하는 것도 용이하지 않다.

이러한 문제점을 극복하기 위해 Li[15] 등은 구(sphere) 형태의 검출기 쌍으로부터 획득된 컴프턴 산란 데이터를 평행투사에 의한 표준 데이터로 재배열(rebinning) 함으로써 기존의 ECT에 적용된 평행투사용 영상재구성 알고리즘을 컴프턴 카메라에 그대로 적용할 수 있도록 하는 방법을 시도하였다. 그러나 구 형태의 검출기를 컴프턴 카메라에 적용하는 데는 기술적인 어려움이 있을 뿐 아니라 임상적용에 있어서도 구검출기 내부에 환자를 위치하여야 하므로 실용적이지 못하다. 본 연구에서는 한 쌍의 평면검출기를 반구의 범위에 걸쳐 회전시켜 컴프턴 산란 데이터를 획득한 뒤 평행투사로 변환하기 위한 재배열 방법과 이로 인한 기하학적 왜곡을 최소화하기 위한 기하학적 보정방법에 대하여 고찰한다. 보정과정을 거친 재배열 된 투사데이터는 기존의 평행투사를 사용하는 ECT에 적용된 유용한 확정론적 영상재구성법에 적용될 수 있으므로 본 연구에서는 대표적인 분석

적(analytic) 방법과 대수적(algebraic) 방법을 사용하여 영상재구성을 수행함으로써 재배열 방법의 성능을 확인한다.

II. 가상평면을 사용한 투사 데이터의 재배열

타원추의 표면적 연산을 통한 투사과정을 선적분에 의한 평행투사로 변환하기 위해서는 주어진 타원추 기반 투사데이터를 재배열하는 작업이 필요하다[15]. 그러나 고정된 한 쌍의 평면검출기로 이루어진 콤프턴 카메라의 투사데이터를 평행투사로 재배열 하여 기존 ECT의 사이노그램(sinogram)으로 변환할 경우 180° 회전에 의한 사이노그램에 비해 정보량이 절대적으로 부족하며 재배열 된 투사데이터는 검출기가 위치해 있는 한 방향에만 모여 있게 된다. 이러한 투사데이터를 기존의 평행투사 영상재구성 알고리즘을 적용하여 재구성 할 경우 결과영상에 극심한 기하학적 왜곡현상이 나타나게 된다. 한편, 재배열 된 투사데이터가 모든 방향으로 균일하게 존재하는 가장 이상적인 경우는 산란부 검출기와 흡수부 검출기가 그림 2의 (a)와 같이 구모양의 구조일 때이다. 그림 2(a)는 구 검출기를 반으로 자른 단면을 나타낸 것으로 구 모양의 산란부 검출기를 이 보다 지름이 큰 구 모양의 흡수부 검출기가 감싸고 있는 형태이다. 그러나 검출기 쌍을 구 형태로 구현하는 것이 용이하지 않으므로 일정한 크기를 갖는 한 쌍의 평면 검출기를 회전시켜 구 검출기의 효과를 갖도록 하는 근사화 방법을 생각할 수 있다. 이 경우 일정 크기를 갖는 여러 개의 평면을 조합하여 구 형태로 근사화 하는데 발생하는 오류를 최소화하기 위한 기하학적 보정작업이 필요하다.

본 연구에서는 γ -선의 두 검출위치 및 산란각을 통해 만들어진 모든 타원추 표면을 샘플링하여 그림 2(a)와 같이 균일하게 분포된 다수의 직선형태의 방사선들로 근사화한다. 이를 위해 산란부 검출기에서 임의의 거리에 있는 수직 단면에 그려지는 원의 궤적을 일정한 간격으로 샘플링하여

각 샘플된 점과 타원추의 정점을 연결한 선들로 나타낸다. 이와 같이 타원추를 직선형태의 방사선으로 샘플링할 경우 샘플간격이 좁을수록 실제 타원추 표면에 근접하게 되어 샘플링에 의한 오류를 감소시킬 수 있으며 이 경우 샘플된 선들 중 원래 γ -선의 방출지점을 포함 할 확률도 높아지게 된다. 그런데 샘플된 선들 중 γ -선의 방출지점이 포함되었다고 가정하였을 경우 타원추 표면 위의 여러 개의 선들 중 하나의 선만이 γ -선의 원위치에 대한 정보를 가지고 있으며 나머지 다른 선들은 타원추에 포함된 것일 뿐 재구성 된 영상에서는 오히려 잡음의 역할을 하게 된다. 그러므로 샘플된 선의 개수가 적음으로 인해 γ -선의 방출지점을 포함하지 않거나 샘플된 선의 개수가 많음으로 인해 불필요한 잡음이 증가하지 않도록 적절한 샘플간격을 유지해야 한다.

이와 같이 일정한 간격의 직선으로 방출원에서 방출되는 모든 γ -선들의 검출 쌍에 대한 타원추들을 샘플링 하게 되면 영상공간에는 타원추들 대신 방사선들만 존재하게 되며 타원추 표면을 따른 투사과정은 타원추 상의 방사선을 따른 투사과정으로 변환된다. 이 방사선들 중 평행한 것들끼리 재배열하면 ECT와 동일한 형태의 평행투사로 변형된다. 샘플링 된 방사선들을 평행한 것들끼리 재배열하기 위해 본 연구에서는 Li[15] 등에 의해 제안된 바와 같이 영상 공간의 원점에서 출발하는 방사선과 수직인 일정 개수의 가상평면들을 미리 설정하고 각 가상평면에 주어진 오차 범위 내에서 수직으로 투사되는 방사선들을 수집함으로써 평행투사선들이 형성되도록 하였다(그림 2(b) 참조). 가상평면의 개수는 많으면 많을수록 오차 범위가 감소하므로 평행선으로의 좀 더 정확한 재배열이 이루어진다. 가상평면들의 크기는 모두 동일하고, 하나의 가상평면은 재구성 하고자 하는 물체를 수직으로 투사 시켰을 때 투사 값이 모두 가상평면 내부에 포함될 수 있을 정도의 충분한 크기로 정의한다. 즉 물체가 지름 R 인 임의의 구 안에 포함될 경우 이를 위한 가상평면은 $R \times R$ 크기의 정사각형이 된다. 또한 각 가상평면의 중심

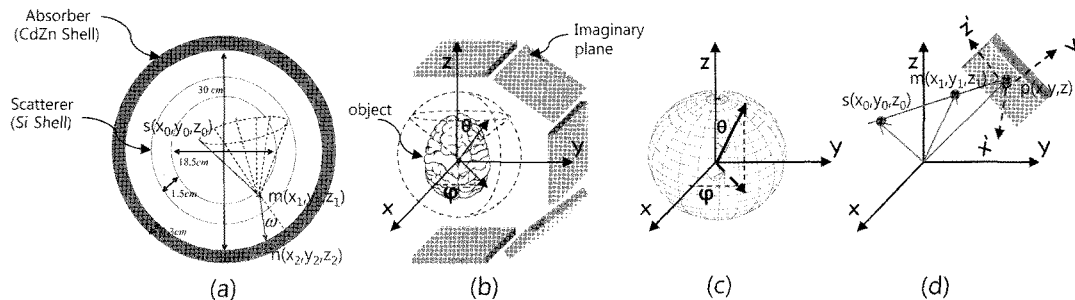


그림 2. (a) 두 개의 구 검출기를 사용한 콤프턴 카메라의 구조 및 타원추상의 샘플된 방사선; (b) 수직으로 향하는 방사선들을 수집하기 위한 가상평면의 일부; (c) 고도각 θ 와 방위각 ϕ 에 의해 샘플된 구; (d) 샘플된 방사선(\vec{sm})과 가상평면의 교점좌표 p 계산 ($p(x,y,z) = c(x',y',z')$)
 Fig. 2. (a) Configuration of a Compton camera with two spherical detectors and illustration of sampled rays on the cone surface; (b) Part of imaginary planes for collecting the perpendicular rays; (c) Sampled sphere by altitude θ and azimuth ϕ ; (d) Calculation of the crossing point of a sampled ray (\vec{sm}) on the imaginary plane ($p(x,y,z) = c(x',y',z')$)

은 물체의 중심과 동일 선상에 위치하도록 설정한다.

그림 2의 (b), (c)와 같이 +z축으로부터 -z축 방향으로 측정된 고도각을 θ , +x축으로부터 반시계방향으로 측정된 방위각을 ϕ 라고 할 경우 모든 가상평면들은 θ 와 ϕ 로 정의되는 하나의 법선벡터가 존재한다. θ 와 ϕ 의 범위가 모두 $[0, \pi]$ 라 하면 이는 구의 오른쪽 반구를 나타내며 식 (2), (3)과 같이 θ 와 ϕ 를 N_θ 와 N_ϕ 만큼 균일하게 샘플링 하면 반구의 표면은 그림 2의 (c)에 나타난 바와 같이 (θ_i, ϕ_j) 쌍의 작은 면적으로 표현된다[15]. I 와 J 는 샘플된 θ 와 ϕ 의 인덱스를 나타낸다.

$$\frac{(I-1)}{N_\theta} \leq \theta_i < \frac{I\pi}{N_\theta}, I=1,2,3,\dots,N_\theta \quad (2)$$

$$\frac{(J-1)}{N_\phi} \leq \phi_j < \frac{J\pi}{N_\phi}, J=1,2,3,\dots,N_\phi \quad (3)$$

이 때 총 가상평면의 개수는 $N_\theta \times N_\phi$ 가 된다. 결과적으로 이 (θ_i, ϕ_j) 로 표현되는 가상평면과 수직인 방사선들을 모아 재배열함으로써 원추형 투사에서 평행투사로 변환할 수 있다. 가상평면에 수직인 방사선들은 가상평면의 법선벡터와 동일한 θ 와 ϕ 를 가지므로 샘플된 방사선의 θ 와 ϕ 를 계산함으로써 이에 수직인 가상평면을 찾을 수 있다.

샘플된 방사선의 θ 는 그림 2(b)에 점선으로 표시된 원뿔의 반각이 된다. 이 원뿔은 θ 와 $90^\circ - \theta$ 를 양끝 각으로 갖는 직각삼각형을 그 직각의 한 변을 축으로 하여 1회전 시켰을 때 생긴 입체이다. 그러므로 샘플된 방사선의 방향벡터를 $\vec{D}=(D_x, D_y, D_z)$ 라 하고 길이를 $l=\sqrt{D_x^2+D_y^2+D_z^2}$ 이라 할 경우 고도각 θ 는 식 (4)와 같이 계산된다.

$$\theta = \cos^{-1} \frac{D_z}{l} \quad (4)$$

반면에 방위각 ϕ 는 +x축과 샘플된 선을 x-y평면에 투사시킨 투사선의 사잇각이므로 식 (5)와 같이 계산될 수 있다. 이때 p 는 투사선의 길이로 $p=\sqrt{D_x^2+D_y^2}$ 이다.

$$\phi = \cos^{-1} \frac{D_x}{p} \quad (5)$$

그러나 가상평면은 $0 \sim \pi$ 의 범위에서 이산각도로 $N_\theta \times N_\phi$ 의 유한 개수만 존재하므로 샘플된 모든 방사선들을 주어진 개수의 가상평면으로 모두 투사시키기 위해서는 방사선과 가상평면이 정확히 수직이 아닌 경우에도 일정 오차범위 내에서 이들을 수용하여야 한다. 이 경우 재구성된 영상에 오차가 발생하게 되므로 이를 최소화하기 위해 가상평면의 개수를 늘릴 경우 그에 따른 연산시간과 메모리의 양이 증가된다.

샘플된 방사선은 그와 수직인 $M \times M$ 해상도를 갖는 가상평면 내의 한 화소에 도달하는 투사선이 된다. 이 투사선은 영상공간 내의 한 점 $s(x_0, y_0, z_0)$ 와 산란부 검출기 내의

한 점 $m(x_1, y_1, z_1)$ 에 의해 형성되며 이와 수직인 가상평면 상의 교점 $p(x, y, z)$ 를 구하면 다음과 같다. s 와 p 를 잇는 벡터를 \vec{sp} , s 와 m 을 잇는 벡터를 \vec{sm} 라 할 경우 두 벡터는 임의의 상수 t 에 의해 식 (6)과 같이 주어진다.

$$\vec{sp} = t \vec{sm} \quad (6)$$

식 (6)에서 $\vec{sp} = \vec{op} - \vec{os}$, $\vec{sm} = \vec{om} - \vec{os}$ 이므로 식 (6)은 식 (7)과 같이 정리된다.

$$(x, y, z) = (x_0, y_0, z_0) + t(x_1 - x_0, y_1 - y_0, z_1 - z_0) \quad (7)$$

가상평면에 수직인 법선벡터를 $\vec{B}=(b_1, b_2, b_3)$ 라 하고 원점에서 평면까지의 거리를 ρ 라 하면 가상평면의 방정식은 다음과 같다.

$$b_1x + b_2y + b_3z = \rho \quad (8)$$

식 (7)과 (8)을 동시에 만족하는 t 를 구하면 식 (9)와 같이 주어진다.

$$t = \frac{\rho - (b_1x_0 + b_2y_0 + b_3z_0)}{b_1(x_1 - x_0) + b_2(y_1 - y_0) + b_3(z_1 - z_0)} \quad (9)$$

교점의 좌표 $p(x, y, z)$ 는 식 (9)를 식 (7)에 대입하여 계산할 수 있으며 이를 가상평면에 투사시키기 위해 식 (10)과 같이 이미지 공간 좌표계를 y축을 중심으로 θ 만큼, z축을 중심으로 ϕ 만큼 회전시켜 가상평면 좌표계로 변환시킨다.

$$c = R_z^T(\phi)R_y(\theta)p \quad (10)$$

교점의 좌표 $p(x, y, z)$ 을 가상평면 상의 좌표 $c(x', y', z')$ 로 변환하기 위한 변환행렬은 식 (11)과 같다.

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta\cos\phi & \cos\theta\sin\phi & -\sin\theta \\ -\sin\phi & \cos\phi & 0 \\ \sin\theta\cos\phi & \sin\theta\sin\phi & \cos\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \quad (11)$$

샘플된 방사선을 그와 수직인 $M \times M$ 해상도를 갖는 가상평면에 투사시킬 경우 투사선과 가상평면이 만나는 교점의 좌표를 가상평면의 한 화소로 표현하기 위해서는 보간법의 적용이 필요하며 본 논문에서 선형보간법을 사용하였다.

III. 재배열된 투사 데이터의 정규화

컴프턴 카메라에서 산란데이터 재배열 시 완전한 투사데이터의 기록을 위해서는 그림 2의 (a)와 같이 산란부 검출기와 흡수부 검출기가 구 형태로 되어야 한다. 그러나 구 형태의 검출기 제작에는 어려움이 있으므로 본 연구에서는 그림 1과 같은 한 쌍의 평면 검출기로 이루어진 컴프턴 카메라를 θ 와 ϕ 방향으로 $0 \sim \pi$ 만큼 회전시키면서 반구에 걸쳐

방출원에서 방출되는 γ -선을 검출하는 방법을 고려한다. 이 때 θ 와 ϕ 방향으로 회전하는 이산각도의 간격을 작게 할수록 완전한 구 검출기에 근접할 뿐 아니라 더 많은 투사데이터를 기록할 수 있다. 그러나 이 경우 서로 다른 각도의 유사한 크기를 갖는 평면 검출기의 겹침으로 인해 중복 투사데이터가 기록되는 경우가 발생할 수 있으며 투사데이터의 연산시간이 증가하게 된다. 반면에 회전 이산각도의 간격이 지나치게 클 경우 인접한 이산각도의 검출기 사이에 빈 공간이 형성되어 데이터를 기록하지 못하는 경우가 발생하게 된다. 그러므로 적절한 회전각도의 설정이 필수적이며 구면을 다수의 평면조각으로 근사화 함으로써 발생하는 오차를 최소화하기 위한 정규화 과정도 필요하다.

본 연구에서는 컴퓨터 시뮬레이션을 통해 구 검출기를 사용하는 경우와 평면 검출기를 회전시키는 경우의 두 가지를 모두 적용하여 투사데이터를 얻었으며 앞에서 설명한 재배열 방법을 이용하여 컴프턴 산란데이터를 평행 투사데이터로 재배열하였다.

ECT에서 구 형태의 검출기를 사용할 경우 방출원에서 방출되는 γ -선은 구 검출기의 모든 부분에서 동일한 확률로 검출되므로 재배열된 투사데이터는 구 검출기의 모든 부분에 균일한 확률로 존재한다. 이 때 구 검출기를 식 (2)와 (3)과 같이 θ 와 ϕ 를 $N_\theta=180$ 와 $N_\phi=90$ 만큼 균일하게 샘플링하면 구 검출기의 표면은 (θ_i, ϕ_j) 쌍으로 표현되며 (θ_i, ϕ_j) 의 면적은 $\theta_i = \pi/2$ 일 때 가장 크다. 또한 θ_i 가 0과 π 에 가까워질수록 (θ_i, ϕ_j) 의 면적은 점점 작아진다. 그러므로 γ -선은 구 검출기의 모든 위치에서 동일한 확률로 검출되지만 (θ_i, ϕ_j) 에 기록되는 γ -선의 수는 (θ_i, ϕ_j) 의 면적이 클수록 많아진다. 따라서 그림 3과 같이 재배열 된 투사데이터의 θ_i 와 ϕ_j 의 변화에 따른 방사선의 개수에 대한 히스토그램을 그리면 $\theta_i = \pi/2$ 일 때 방사선의 개수가 많아 가장 밝게 나타난 것을 알 수 있으며 θ_i 가 0과 π 일 때 방사선의 개수가 상대적으로 적으므로 어둡게 나타남을 확인할 수 있다(그림 3(a) 참조). 이는 구를 평면으로 펼쳤을 때 나타나는 현상과 동

일한 것으로 본 연구에서는 구형태의 검출기에서 얻어진 투사데이터를 (가상)평면으로 재배열하였으므로 이에 대한 정규화가 필요하다.

본 연구에서 사용된 정규화 방법은 그림 4(a)~(c)와 같은 7개의 점으로 구성된 3차원 소프트웨어 모형으로부터 획득한 산란데이터를 재배열하는 과정을 통해 쉽게 설명될 수 있다. 그림 5는 구 검출기를 사용하여 획득한 산란데이터를 재배열하여 사이노그램으로 나타낸 투사데이터 중 한 단면에 해당되는 부분을 평행투사를 사용하는 전형적인 ECT 사이노그램(그림5(a))과 비교한 것이다. 그림 5(a)는 가상평면과 동일한 크기의 ECT 검출기를 $0 \leq \theta \leq \pi$ 만큼 회전하여 투사시킨 3차원 투사데이터에서 중앙에 위치한 값을 추출하여 $0 \leq \theta \leq \pi$ 범위에 걸쳐 사이노그램으로 나타낸 것이다. 이는 컴프턴 카메라에서 원추형 투사를 평행투사로 재배열할 경우 기존의 ECT 평행투사와 얼마나 유사한지 비교하기 위

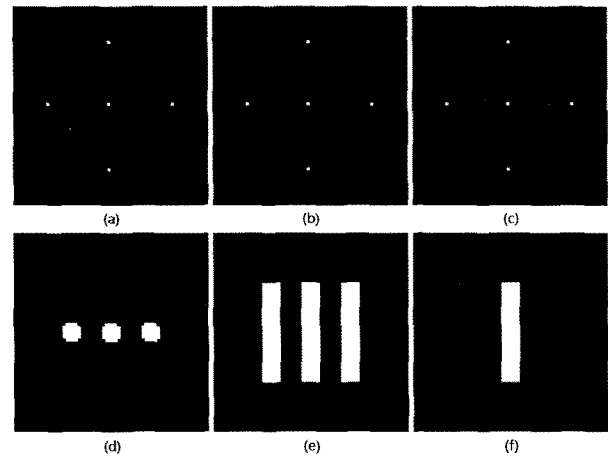


그림 4. 실험에 사용된 3차원 소프트웨어 모형: (a)~(c) 7-포인트 모형; (d)~(f) 3-실린더 모형; (a)(d) x-y단면; (b)(e) y-z단면; (c)(f) x-z단면

Fig. 4. 3-D software phantom used in experiments: (a)~(c) 7-point phantom; (d)~(f) 3-cylinder phantom; (a)(d) x-y cross section; (b)(e) y-z cross section; (c)(f) x-z cross section

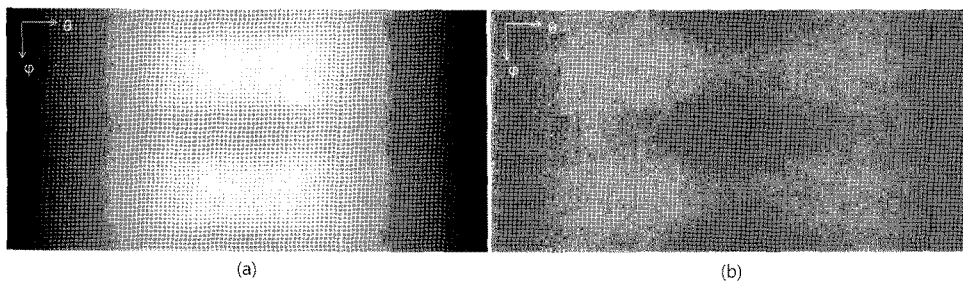


그림 3. θ_i 와 ϕ_j 의 변화에 따른 재배열된 방사선의 개수에 대한 히스토그램: (a) 재배열된 투사데이터의 정규화 이전의 히스토그램; (b) 재배열된 투사데이터의 정규화 이후의 히스토그램
Fig. 3. Histogram of rebinned rays as a function of θ_i and ϕ_j : (a) Histogram before normalizing the rebinned projection data; (b) Histogram after normalizing the rebinned projection data

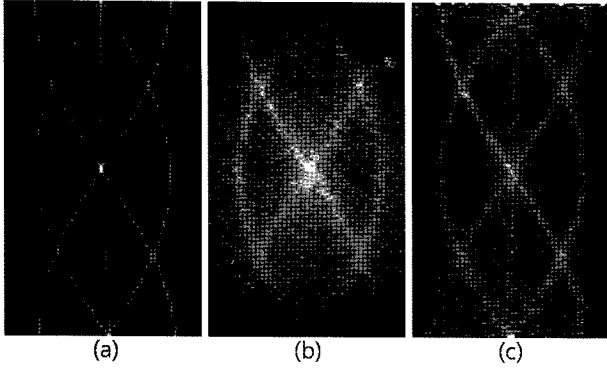


그림 5. 7-포인트 소프트웨어 모형을 사용하여 구 검출기로 획득한 투사데이터 사이노그램 ($\phi = 90^\circ, \theta = 0 \sim 180^\circ$): (a) 이상적인 SPECT 투사데이터 사이노그램; (b) 정규화 이전의 재배열된 투사데이터 사이노그램; (c) 정규화 이후의 재배열된 투사데이터 사이노그램

Fig. 5. Sinograms of the projection data acquired from spherical detectors ($\phi = 90^\circ, \theta = 0 \sim 180^\circ$) using the 7-point software phantom: (a) Sinogram of ideal SPECT projection data; (b) Sinogram of rebinned projection data before normalization; (c) Sinogram of rebinned projection data after normalization

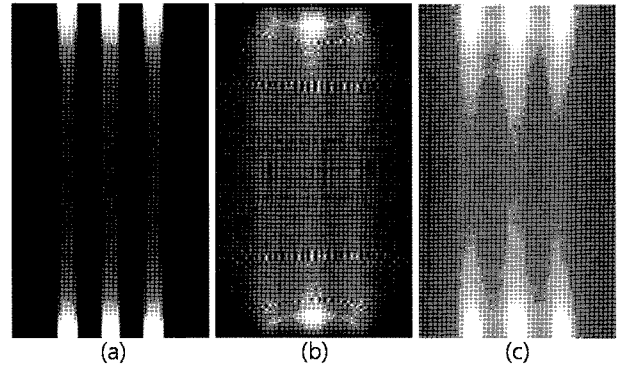


그림 6. 3-실린더 소프트웨어 모형을 사용하여 회전하는 평면 검출기로 획득한 투사데이터 사이노그램 ($\phi = 90^\circ, \theta = 0 \sim 180^\circ$): (a) 이상적인 SPECT 투사데이터 사이노그램; (b) 정규화 이전의 재배열된 투사데이터 사이노그램; (c) 정규화 이후의 재배열된 투사데이터 사이노그램

Fig. 6. Sinograms of the projection data acquired from rotating planar detectors ($\phi = 90^\circ, \theta = 0 \sim 180^\circ$) using the 7-point software phantom: (a) sinogram of ideal SPECT projection data; (b) sinogram of rebinned projection data before normalization; (c) sinogram of rebinned projection data after normalization

20

한 기준으로 사용된다. 그림 5(b)는 동일한 소프트웨어 모형에 대한 몬테카를로 시뮬레이션으로 얻어진 컴프턴 카메라의 리스트모드 데이터(list-mode data)를 사용하여 타원추 투사에서 평행투사로 재배열한 투사데이터들 중 $\phi = \pi/2$ 이고 $0 \leq \theta \leq \pi$ 인 3차원 투사데이터에서 중앙에 위치한 값을 추출하여 $0 \leq \theta \leq \pi$ 범위에 걸쳐 2차원 사이노그램으로 나타낸 것이다. 이 경우 (a)에 비하여 재배열된 투사데이터의 분포도가 전체 θ 에 걸쳐 균일하지 않고 $\theta = 0$ 또는 $\theta = \pi$ 주변에서 밀도가 매우 저하되는 것으로 나타나 있다. 이를 보정하기 위해 구 검출기의 각 샘플 면적이 θ 에 의해 구 표면상에 형성되는 원의 원주 (또는 반지름)의 길이에 비례하는 성질을 이용하여 샘플 면적 내의 투사값의 합을 원주 (또는 반지름)의 길이로 나누어 정규화를 수행한다. 그 결과 그림 3(b)의 히스토그램 및 그림 5(c)의 사이노그램과 같이 모든 θ 에 대해 재배열된 데이터가 고르게 분포됨을 알 수 있다.

한편, 평면 검출기를 회전하여 산란데이터를 획득한 뒤 이를 재배열할 경우에 필요한 정규화 과정은 다음과 같다. 그림 4(d)~(f)와 같은 3차원 소프트웨어 모형으로 부터 획득한 산란데이터의 재배열하면 그림 6과 같이 된다. 그림 6(a)는 그림 5(a)의 경우와 동일하게 평행투사의 기준을 나타내는 ECT 투사 데이터의 사이노그램이며 (b)와 (c)는 평면 검출기를 5° 간격으로 회전하여 얻은 컴프턴 투사데이터의 재배열된 투사데이터로 (b)는 정규화 이전, (c)는 정규화 이후를 나타낸다.

그림 7은 영상공간 내의 모든 화소에 균일한 값을 할당된 뒤 이를 투사하여 재배열한 것으로 평면 검출기 회전 각도를 (a) 90° , (b) 45° , (c) 20° , (d) 5° 간격으로 각각 설정하

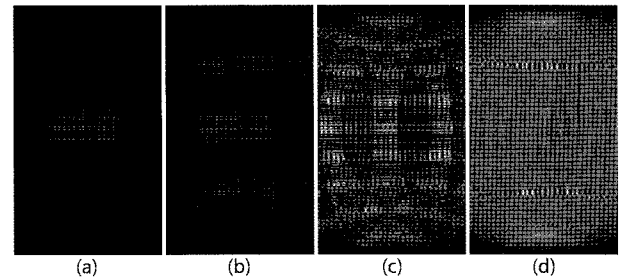


그림 7. 영상공간 내의 균일 분포로부터 획득된 재배열된 사이노그램: (a) 90° 간격의 사이노그램; (b) 45° 간격의 사이노그램; (c) 20° 간격의 사이노그램; (d) 5° 간격의 사이노그램

Fig. 7. Sinograms of the rebinned projection data obtained from a uniform distribution in the image space: (a) sinogram with angular interval of 90° ; (b) sinogram with angular interval of 45° ; (c) sinogram with angular interval of 20° ; (d) sinogram with angular interval of 5° .

여 계산된 투사데이터들 중 $\phi = \pi/2$ 이고 $0 \leq \theta \leq \pi$ 인 3차원 투사데이터에서 중앙에 위치한 투사데이터를 사이노그램으로 나타낸 것이다. 회전 각도가 90° 일 경우 평면 검출기는 x 축, y 축, z 축과 수직인 곳에 위치하며 θ 와 ϕ 방향으로 $0 \sim \pi$ 만큼 회전하므로 총 5개의 방향에서 컴프턴 투사데이터를 기록한다. 이 중 $\phi = \pi/2$ 일 때 검출기는 θ 가 $0, \pi/2, \pi$ 인 곳에 위치하므로 검출기 사이에 빈 공간이 형성되어 (a)와 같이 데이터를 기록하지 못하여 빈 공간이 존재함을 확인할 수 있다. 이러한 빈 공간은 (b)~(d)에 보이는 바와 같이 검출기 회전 각도를 증가시킴으로 해결할 수 있으나 이 경우 (c), (d)에 나타난 바와 같이 검출기의 겹침에 의한 인공부산물 (artifact)이 발생한다. 또한 평면 검출기를 회전하여 얻은

컴프턴 투사데이터는 구검출기에서의 연속적인 값인 리스트 모드 데이터와 달리 이산적인 간격으로 나뉘어진 데이터로 이를 재배열 할 경우 (a)에 나타난 바와 같이 바둑판무늬의 인공부산물 발생한다.

본 연구에서는 평면검출기 회전 시 발생하는 인공부산물의 영향을 최소화하기 위해 그림 7과 같이 영상공간 내의 모든 화소에 균일한 값을 할당하고 이를 투사하여 재배열한 뒤 그 결과를 평면 검출기를 회전하여 재배열하는 방법에 대한 “민감지도” (sensitivity map)로 사용하여 이의 역수를 실제 재구성 시 투사데이터에 곱하여 상쇄시키는 방법을 사용하였다. 그림 6(c)는 7(d)를 사용하여 보정한 것으로 그림 6(b)에 비해 개선됨을 알 수 있다.

IV. 재배열된 투사데이터를 사용한 영상재구성

가상평면을 사용하여 타원추 기반 투사데이터를 평행투사로 재배열하면 가상평면의 개수만큼 $N_\theta \times N_\theta$ 개의 방향으로 평행 투사된 2차원 투사데이터가 형성된다. 따라서 주어진 θ 에 대하여 θ 를 변화시킬 경우 전형적인 ECT 평행투사와 동일한 구조가 형성된다. 재배열된 투사 데이터와 ECT 평행투사 데이터와의 차이점은 ECT 평행투사 데이터의 경우 2차원 평면 검출기와 수직으로 만나는 방사선들의 간격이 일정한 반면 재배열된 투사데이터의 경우 가상평면과 수직으로 만나는 방사선들의 간격이 매우 불규칙하다는 것이다. 이와 같은 차이점에도 불구하고 일단 평행 투사데이터가 형성되면 기존의 ECT를 위해 개발된 분석적 2차원 영상재구성법을 그대로 적용할 수 있게 된다. 이 후 3차원 영상으로의 합성을 위해서는 이산각 θ 에 따라 회전하며 단면영상들을 합하면 된다.

평행투사로 재배열된 투사데이터를 재구성하기 위해 본 연구에서는 확정론적 영상재구성 방법 중 기존의 ECT에서 가장 흔히 사용되고 있는 역과후역투사(filtered back-projection, FBP) 방법을 적용하였다. FBP 방법은 투사과정을 일직선을 따라 방출된 광자의 합으로 표현한 라돈변환(Radon transform)의 역변환(inverse transform)에 해당되며 이는 단 한번의 역투사 연산에 의해 빠르게 영상을 재구성할 수 있는 장점이 있는 반면 투사데이터의 잡음이 역투사선을 따라 영상에 그대로 전달되므로 재구성된 영상에 방사선 형태의 심한 잡음이 나타나는 단점이 있다. 이를 보완하기 위한 방법으로 영상 재구성 문제를 대수적 연립방정식 문제로 표현하여 영상재구성 알고리즘을 유도한 대수적 영상재구성기법(algebraic reconstruction technique, ART)과 같은 개선된 영상재구성법을 시도할 수 있다[16]. ART는 식 (12)와 같이 주어진 A 개의 미지수로 표현된 B 개의 비제차(nonhomogeneous) 선형 연립방정식에서 해 f_j 를 구하는 것

으로 식 (12)에서 g_i 는 투사데이터를 의미하고, f_j 는 영상공간 내의 j 위치의 화소값, H_{ij} 는 시스템 행렬을 나타낸다.

$$g_i = \sum_j^N H_{ij} f_j, \quad i=0,1,\dots,B \quad (12)$$

그러나 실제 응용에 있어 미지수의 개수에 비해 방정식의 개수가 절대적으로 부족하므로 단순 역행렬 방법을 사용하는 대신 식 (13)과 같이 반복연산을 통해 간접적으로 해를 구한다.

$$\hat{f}_j^{k+1} = \hat{f}_j^k + \lambda_k \frac{g_i - \sum_j H_{ij} \hat{f}_j^k}{\sum_j H_{ij}^2} H_{ij} \quad (13)$$

식 (13)에서 \hat{f}_j 는 복원하고자 하는 영상 내의 j 에 위치한 화소이고 \hat{f}_j^k 는 \hat{f}_j 의 k 번째 추정치이며 H_{ij} 는 시스템 행렬이다. λ_k 는 알고리즘의 수렴속도를 조절하는 완화(relaxation) 파라미터로 보통 1로 설정한다.

V. 실험 및 결과

실험에 사용된 두 가지 유형의 검출기는 다음과 같다. 구 검출기의 경우 산란부 검출기의 모델은 지름이 18.5 cm, 두께가 1.5 cm이며 흡수부 검출기는 지름이 30 cm, 두께는 0.3 cm 이다. 평면 검출기의 경우 산란부와 흡수부 검출기의 크기는 5 cm × 5 cm 이고 해상도는 16 × 16 이며 이산회전각도는 θ 와 ϕ 모두 5° 간격으로 설정하여 총 36 × 36 개의 검출기 쌍에서 투사데이터를 계산하였다.

본 실험에서 가상평면은 10 cm × 10 cm 크기에 64 × 64의 해상도를 사용 하였으며 N_θ 와 N_ϕ 는 각각 90, 180개로 하였다. 이 경우 가상평면의 한 화소의 크기는 1.5625 mm, 가상평면의 총 개수는 16,200이 된다. 또한 산란부와 흡수부 검출기에서 검출되는 위치 쌍과 산란각에 의해 정의되는 각각의 타원추 표면은 60개의 방사선으로 균일하게 샘플링 되도록 하였다. 이 경우 본문에 서술된 바와 같이 60개의 샘플된 방사선들 중 한 개를 제외한 59개의 선들은 γ -선의 방출위치 정보를 포함하지 않으며 그림 5의 재배열 된 투사데이터에 나타난 바와 같이 잡음의 형태로 남게 된다.

구 검출기의 구현을 위해 몬테카를로 모사기(Monte Carlo simulator)를 사용할 경우 리스트-모드 데이터로 쉽게 투사데이터를 형성할 수 있으므로 본 실험에서는 이를 사용하여 총 이벤트 수가 약 6백만 개로 하되 재배열 기법을 사용한 재구성의 정확도를 파악하기 위해 컴프턴 카메라의 검출기 특성에 따른 각종 물리적 효과를 배제하도록 하였다. 이 때 사용된 소프트웨어 모형은 좌표 (0,0,0), (-5 cm,0,0), (5 cm,0,0),

(0,5 cm,0), (0,5 cm,0), (0,0,-5 cm), (0,0,5 cm)에 위치한 에너지가 140keV인 7개의 점들이다. 한편 평면 검출기의 경우 몬테카를로 모사기를 사용하지 않고 컴퓨터 프로그램으로 투사기를 직접 구현하여 투사데이터를 계산하였다[17]. 이때 사용된 소프트웨어 모형은 길이 5 cm, 지름 1 cm인 3개의 원기둥이다.

이와 같은 실험환경에서 계산된 컴프턴 투사데이터를 본문에서 설명된 재배열 방법 및 정규화 방법을 통해 평행 투사데이터로 변환한 뒤 FBP 및 ART를 사용하여 영상을 재구성하였다. 또한 FBP 및 ART와 같은 재배열을 통한 확정론적 영상재구성법들을 기존의 단순역투사(simple back-projection, SBP) 방법과 비교하기 위해 SBP 영상재구성의 결과를 추가하였다. SBP 방법은 방사선원의 위치에 대한 정보만 제공할 뿐 방사선원의 강도에 대한 정보를 제공하지 못하므로 완전한 영상재구성 알고리즘으로 평가될 수 없으나 컴프턴 카메라에서 재배열을 통하지 않는 대표적인 확정론적 방법중의 하나로 사용되고 있으므로 본 연구결과와 비교하기 위한 기준으로 사용될 수 있다.

그림 8은 구 검출기로부터 획득된 산란데이터를 그림 5(c)와 같이 재배열 및 정규화하고 이를 재구성한 영상이고 그림 9는 회전하는 평면 검출기로부터 획득된 산란데이터를 그

22

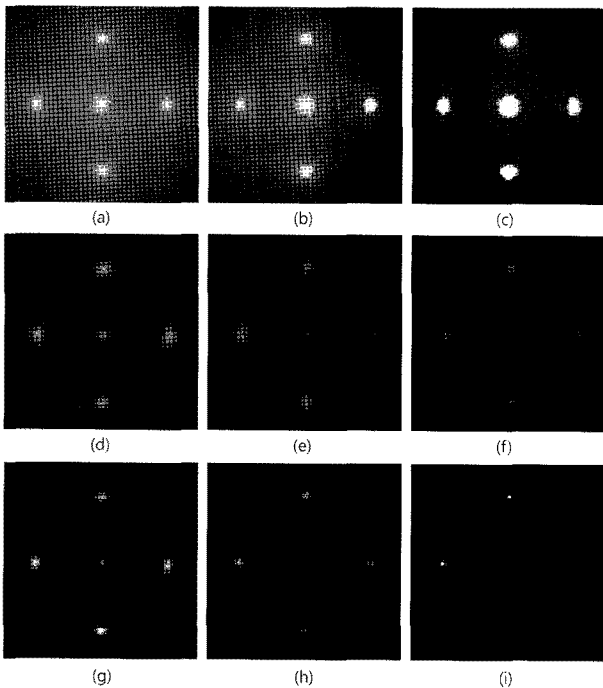


그림 8. 재배열된 평행투사데이터를 사용한 영상 재구성 결과 (7-포인트 모형): (a)~(c) SBP; (d)~(f) FBP; (g)~(i) ART (5회 반복연산); (a)(d)(g) x-y단면; (b)(e)(h) y-z단면; (c)(f)(i) x-z단면
 Fig. 8. Image reconstruction from rebinned parallel projection data (the 7-point phantom) (a)~(c) SBP; (d)~(f) FBP; (g)~(i) ART (5 iterations); (a)(d)(g) x-y cross section; (b)(e)(h) y-z cross section; (c)(f)(i) x-z cross section

림 6(c)와 같이 재배열 및 정규화하고 이를 재구성한 영상이다. 그림 8과 9에서 (a)~(c)는 영상공간에 정의된 타원추들을 SBP 방법으로 재구성한 결과이고, (d)~(f)는 Hamming 저역 통과 필터를 (차단주파수 = 0.8) 적용한 3차원 FBP 방법으로 재구성한 결과이며, (g)~(i)는 ART를 사용하여 반복연산 5회로 재구성한 결과이다. 또한 그림 9의 (j)~(l)은 그림 9(g)~(i)에 가우시안 저역통과필터를 취한 결과영상이다. 그림 8과 9의 (a)(d)(g)(j)는 재구성된 영상의 3차원 공간의 x-y단면, (b)(e)(h)(k)는 y-z단면, (c)(f)(i)(l)은 x-z단면을 나타낸다. 그림 10은 재구성된 영상의 x-y 방향의 1차원 분포를 그린 것으로 (a)는 그림 8의 (a)(d)(g), (b)는 그림 9의 (a)(d)(g)의 1차원 분포를 나타낸다. 또한 표 1은 각 영상재구성 알고리즘의 연산시간과 재구성된 영상의 퍼센티지 오차(percentage error, PE)를 나타낸 것으로 PE

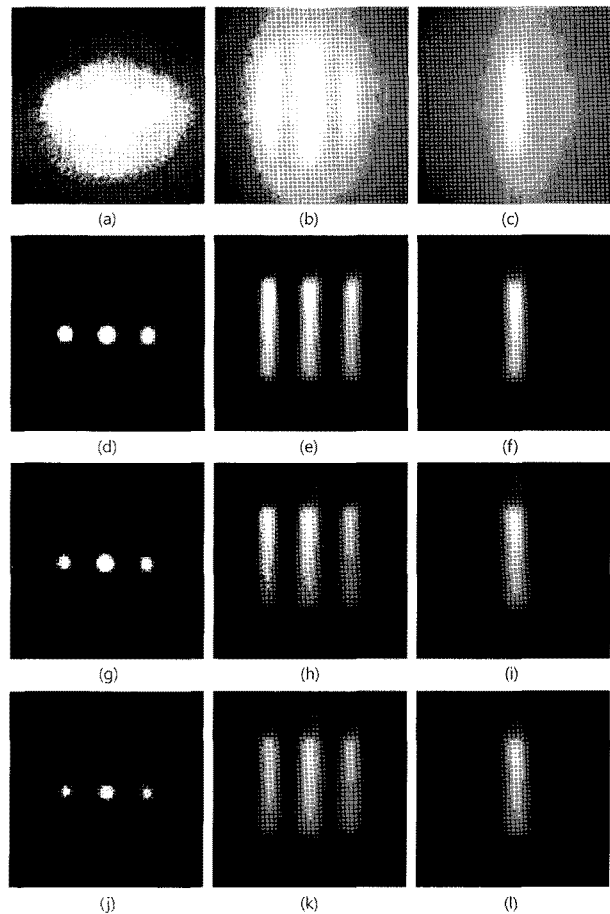


그림 9. 재배열된 평행투사데이터를 사용한 영상 재구성 결과 (3-실린더 모형): (a)~(c) SBP; (d)~(f) FBP; (g)~(i) ART (5회 반복연산); (j)~(l) 가우시안 저역통과필터를 적용한 ART; (a)(d)(g)(j) x-y단면; (b)(e)(h)(k) y-z단면; (c)(f)(i)(l) x-z단면
 Fig. 9. Image reconstruction from rebinned parallel projection data (the 3-cylinder phantom) (a)~(c) SBP; (d)~(f) FBP; (g)~(i) ART (5 iterations); (j)~(l) Gaussian lowpass filtered ART; (a)(d)(g)(j) x-y cross section; (b)(e)(h)(k) y-z cross section; (c)(f)(i)(l) x-z cross section

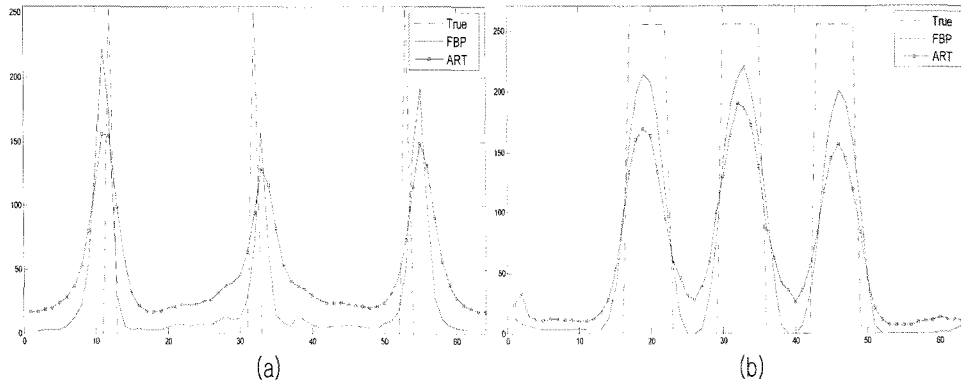


그림 10. 재구성된 x-y단면 영상의 1차원 측면도: (a) 7-포인트 모형; (b) 3-실린더 모형
 Fig. 10. 1-D profile plots of reconstructed x-y cross sectional images: (a) 7-point phantom; (3) 3-cylinder phantom

표 1. 연산시간 및 퍼센트 오차
 Table 1. Computation time and percentage error

	CPU 시간 (min)			퍼센티지 오차 (%)		
	SBP	FBP	ART	SBP	FBP	ART
7- 포인트	546	1.32	11.37	1.91×10^8	0.98×10^2	0.97×10^2
3- 실린더	4514			1.57×10^9	1.00×10^2	1.28×10^3

ϵ 은 식 (14)와 같이 계산되며 이 때 f 는 원영상, \hat{f} 은 재구성된 영상을 의미한다.

$$\epsilon = \sqrt{\frac{\sum_i (f_i - \hat{f}_i)^2}{\sum_i f_i^2}} \times 100 (\%) \quad (14)$$

그림 5(c)와 6(c)에 나타난 바와 같이 재배열 및 정규화 된 투사데이터의 경우 그림 5(a)와 6(a)에 비해 배경잡음이 두드러지거나 전체적인 사이노그램의 원형은 동일함을 알 수 있다. 이는 가상평면을 사용하여 타원추에 의한 투사데이터를 평행 투사로 성공적으로 재배열하였음을 보여준다. 또한 컴프턴 카메라의 검출기의 구조에 따른 정규화 연산도 제대로 작동하는 것을 알 수 있다. 이때 배경잡음은 위에서 설명한 것과 같이 타원추 샘플링 시 위치정보를 포함하는 하나의 방사선외에 나머지 샘플된 방사선들에 의한 잡음이다. 또한 구 검출기의 경우 PE 측면에서 크게 차이는 없지만 그림 8에 나타난 바와 같이 육안상으로 ART를 적용한 결과가 FBP 결과에 비해 재구성 된 영상의 질이 우수함 확인 할 수 있다. 그러나 평면 검출기를 회전시킨 경우 그림 9의 (g)~(i)에 나타난 바와 같이 ART 영상이 FBP 영상에 비해 선명한 반면 바둑판무늬 형태의 인공부산물도 좀 더 뚜렷하게 보이는 것으로 나타났는데, 이는 FBP 알고리즘에 사용되는 Hamming 저역 통과 필터가 인공부산물을 어느 정도 감소시키는 역할을 하는 반면 ART에는 이러한 필터가 존재하지 않기 때문인 것으로 간주되며, 이로 인해 표 1과 같이 PE 또한 FBP 보다 ART가 큰 것으로 나타났다. 이러한 현상은

그림 9(j)~(l)에 나타난 바와 같이 ART의 결과영상에 사후 필터를 적용하면 어느 정도 감소함을 알 수 있다. 사후필터의 종류는 매우 다양한 바, 최적의 사후필터를 적용할 경우 더욱 개선된 영상을 얻을 수 있을 것으로 예측된다.

반면 그림 8과 9의 (a)~(c)에 나타난 바와 같이 SBP는 여러 타원추의 누적으로 인해 재구성된 영상이 매우 번져 보일뿐 아니라 다수의 중첩되는 타원들로 인해 재구성된 영상의 밝기가 매우 높음을 알 수 있다. 또한 표 1에서 SBP의 PE가 다른 알고리즘의 PE에 비하여 현저히 큰 것으로 나타났는데 이는 SBP 영상이 단순 누적을 통한 상대적인 밝기 분포만을 제공하므로 이미 누적을 통해 현저히 증가된 각 화소의 절대적 수치가 무의미한 상태에서 오차를 측정할 경우 다른 알고리즘에 비해 그 값이 매우 크기 때문이다. 뿐만 아니라 연산시간의 경우 SBP는 각 이벤트 마다 타원추를 계산하여야 하는데 몬테카를로 모사기를 사용하여 얻어진 약 6×10^6 개의 리스트-모드 데이터는 6×10^6 개의 타원추가 정의되며, 해상도 16×16 인 산란부, 흡수부 검출기를 θ 와 ϕ 모두 5° 간격으로 회전하여 얻어진 컴프턴 투사데이터의 경우 약 11×10^6 의 타원추를 계산하여야 한다. 그러므로 표 1에 나타난 바와 같이 평행투사로 재배열한 뒤 영상재구성을 하는 다른 알고리즘들에 비해 연산시간이 매우 느리다.

VI. 고찰 및 결론

본 연구에서는 컴프턴 카메라의 효율적인 영상재구성을

위해 가상평면을 이용하여 컴프턴 산란데이터를 기존의 SPECT와 같이 평행투사로 재배열하는 방법에 대해 고찰하였다. 컴프턴 카메라의 검출기 쌍이 구 형태일 경우 재배열이 용이하나 이는 실제 시스템으로 구현하는데 어려움이 있으므로 한 쌍의 평면 검출기를 회전하여 구 검출기와 유사하게 모든 방향에서 컴프턴 투사데이터를 기록하고 이를 재배열할 수 있도록 하였다. 이 경우 검출기 구조의 특성에 따른 정규화가 필수적이므로 본 연구에서는 영상공간의 모든 화소 값을 균일한 상수로 채운 뒤 컴프턴 투사데이터를 계산하여 이를 재배열한 것을 민감도로 사용하여 이의 역수를 실제 투사데이터에 곱하는 정규화 과정을 거치도록 하였다. 이와 같이 재배열 및 정규화 된 투사데이터를 기존의 영상재구성 알고리즘인 FBP 및 ART 영상재구성 알고리즘에 적용하여 영상을 재구성을 하였으며 그 성능을 확인하였다.

또한 FBP 및 ART와 같은 재배열을 통한 확장론적 영상재구성법들을 기존의 단순역투사방법과 비교하기 위해 재배열하지 않은 컴프턴 투사데이터를 SBP에 적용하여 영상재구성을 수행하였다. 그 결과 타원추에 의한 투사를 평행 투사로 성공적으로 재배열하였음을 확인하였고 구 검출기 및 평면 검출기 회전에 따른 컴프턴 카메라의 검출기의 구조에 대한 정규화로 인하여 재구성 된 영상의 질이 향상되었다.

또한 재배열 연산을 적용하여 영상재구성을 수행할 경우 기존의 타원추 기반 연산을 그대로 사용하는 경우에 비해 연산시간이 급격히 단축되었고 이로 인해 ART와 같은 반복연산법을 사용하는 영상재구성 알고리즘을 컴프턴 카메라에 적용하는 것이 한층 용이하게 될 수 있음을 확인하였다. 한편, 영상의 질은 타원추의 샘플 간격 및 가상평면의 개수와 최적 해상도의 선택으로 다소 개선될 수는 있으나 원래 주어진 투사선의 위치, 방향 및 개수에 변화를 주지 않고 있는 그대로 재배열하는 경우 투사선의 분포가 매우 불균일하므로 이로 인해 영상 품질의 급격한 향상은 기대하기 어려울 것으로 예측된다. 그러나 재배열 기법을 사용한 영상재구성은 기존의 ECT에 사용된 분석적 알고리즘을 그대로 적용할 수 있는 매우 큰 장점이 있으며 연산속도가 재배열을 통하지 않는 기존의 방법에 비해 월등히 빠르므로 컴프턴 카메라 전용의 복잡한 알고리즘 개발에 대한 어려움을 피하고 단시간 내에 개괄적인 영상을 확인하는 데 매우 유용하게 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

참고문헌

- [1] M. Singh, "An electronically collimated gamma camera for single photon emission computed tomography: Part I and 2," *Med. Phys.*, vol. 10, no. 4, pp. 421-427, 1983.
- [2] A. Andreyev, A. Sitek, and A. Celler, "Reconstructed image spatial resolution of multiple coincidences Compton imager," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 57, pp. 151-159, 2010.
- [3] T. Hebert, R. Leahy, and M. Singh, "Three-dimensional maximum-likelihood reconstruction for an electronically collimated single-photon-emission imaging system," *J. Opt. Soc. Am.*, A7, pp. 1305-1313, 1990.
- [4] A. C. Sauve, A. O. Hero III, W. L. Rogers, S. J. Wilderman, and N. H. Clinthorne, "3D image reconstruction for Compton SPECT camera model," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 46, pp. 2075-2084, 1999.
- [5] S. M. Kim, J. S. Lee, and S. -J. Lee, "Fully three-dimensional image reconstruction for Compton imaging using ordered subsets of conical projection data," *IEEE NSS&MIC Conference Record*, vol. 4, pp. 3070 - 3073, 2007.
- [6] S. -J. Lee, M. N. Lee, V. -G. Nguyen, S. M. Kim, J. S. Lee, "Three-dimensional edge-preserving regularization for Compton camera reconstruction," *IEEE NSS&MIC Conference Record*, pp. 4223- 4228, 2008.
- [7] M. N. Lee, S. -J. Lee, and V. -G. Nguyen, "Three-dimensional image reconstruction from Compton scattered data using the row-action maximum likelihood algorithm," *J. Biomed. Eng. Res.* vol. 30, no. 1, pp. 56-65, 2009.
- [8] A. Andreyev, A. Sitek, and A. Celler, "Stochastic image reconstruction method for Compton camera," *IEEE NSS&MIC Conference Record*, pp. 2985 - 2988, 2009.
- [9] R. Basko, G. L. Zeng, and G. T. Gullberg, "Application of spherical harmonics to image reconstruction for the Compton camera," *Phys. Med. Biol.* vol. 43, pp. 887-894, 1998.
- [10] L. C. Parra, "Reconstruction of cone-beam projections from Compton scattered data," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 47, pp. 1543-1550, 2000.
- [11] T. Tomitani and M. Hirasawa, "Image reconstruction from limited angle Compton camera data," *Phys. Med. Biol.*, vol. 47, pp. 1009-1026, 2002.
- [12] M. Hirasawa and T. Tomitani, "An analytical image reconstruction algorithm to compensate for scattering angle broadening in Compton cameras," *Phys. Med. Biol.*, vol. 48, pp. 1009-1026, 2003.
- [13] B. Smith, "Reconstruction methods and completeness conditions for two Compton data models," *J. Opt. Soc. Am. A*, vol. 22, no. 3, pp. 445-459, 2005.
- [14] D. Xu, and Z. He, "Filtered back-projection in 4π Compton imaging with a single 3D position sensitive CdZnTe detector," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol 53, no. 5, pp. 2787-2793, 2006.
- [15] J. Li, J. D. Valentine, J. N. Aarsvold, and M. Khamzin, "A rebinning technique for 3D reconstruction of Compton camera data" *IEEE NSS&MIC Conference Record*, vol. 4, pp. 1877-1881, 2001.
- [16] G. T. Herman and L. B. Meyer, "Algebraic reconstruction techniques can be made computationally efficient" *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 12, pp. 600-609, 1993.
- [17] S. M. Kim, J. S. Lee, M. N. Lee, J. H. Lee, C. S. Lee, C. H. Kim, D. S. Lee, and S. J. Lee, "Two approaches to implementing projector - backprojector pairs for 3D reconstruction from Compton scattered data," *Nuclear Instruments & Methods in Physics Research A*, 571, pp. 255-258, 2007.