

시준기의 특성으로 인한 SPECT 왜곡 화상의 보정

Correction of Single Photon Emission CT Image Distorted by Collimator Characteristic

백 승 권*

Seung Kwon Paek

요 약

Single Photon Emission CT(SPECT)기술은 산업의 비접촉 계측 시스템 분야에 있어서 단층 영상을 얻는데 이용되고 있다. 재구성된 영상의 화질이 왜곡되는 문제점의 하나는 시준기 특성에 있다. 영상 왜곡은 시준기의 기하학적 구조에 원인이 있다. 본 논문은 시준기의 구조로 인한 영상 왜곡을 제거하는 보정법을 제시하고 기존의 보정법과 비교하였다. 보정법은 투영 데이터를 공간 주파수상에서 위치 의존적 왜곡 함수로 디콘볼루션 하여 영상 왜곡을 제거하였다. 본 논문에서 시준기의 각도, 검출기와 물체 중심의 거리에 대하여 시뮬레이션을 하고, 실험을 통하여 검증하였다. 실제 산업에서의 응용을 고려하여 보정법의 유효성 및 한계를 검토하였다.

Abstract

SPECT technology is used for the reconstructed image in the field of industry noncontact measurement system. One of the distortion problems in reconstructed image quality is a collimator characteristic. The image distortion is caused by a geometrical structure of the collimator. This paper indicated a correction method to remove the image distortion by the structure of the collimator, and compared with the existing correction method. The correction method removed the image distortion to use deconvolution of projection data with the shift-variant blurring function in the frequency domain. In this paper, I simulated with the collimator angle and distance between the detector and the center of object. and verified with experimental data. The validity and limitation of correction method is studied for actual industrial applications.

Key words : Single Photon Emission Computed Tomography, Collimator, Image distortion, Shift-variant blurring function.

I. 서 론

Single Photon Emission CT (SPECT)는 생체 내에서 방사되는 방사선 동위원소의 분포를 생체 밖에서 검출하여 영상화하는 것으로, 방사되는 방사선은 감쇠, 산란, 시준기의 영향등에 의해 재구성된 화상은 화질의 왜곡이 나타나 보정법이 개발되어 왔다[1-5]. 최근에는 이러한 의학분야에서 쓰이는 기술이 산업 분야의 비접촉, 비파괴 계측 검사에 많이 응용되어 물체내의 2차원적 또는 3차원적인 내부구조를 단층 물리량 분포로 재구성하여 활용하고 있다[6-8]. 본 논문에서는 산업 분야에 SPECT기술을 이용한 비접촉 영상 계측시 화질의 왜곡 원인 가운데,

시준기의 특성에 대한 보정법을 제시하고 기존의 보정법과 비교하여 보정법의 유효성을 실제의 실험을 통하여 검증한다. 시준기의 문제는 검출기를 통하여 물체내에서 방사되는 방사선을 검출할 때, 방사선이 시준기의 표면에 대하여 여러 각도의 방향에서 들어오기 때문에, 이렇게 검출된 투영 데이터를 가지고는 일반적으로 사용되는 투영 단층 이론에 의하여 영상을 재구성할 경우 재구성된 영상은 화질의 저하를 가져온다. 이러한 영상의 화질을 개선하기 위하여 방사선이 시준기를 통하여 수직으로 들어오는 방사선 이외에는 제거할 필요가 있다. 그러나 산업에 응용하는 일반 시준기는 기하학적으로 일정한 길이와 각도를 가진 형태를 하고 있어 수직으로 한방향의 방사선만 들어오도록 하는 것은 검출기의 특성상 불가능하다. 즉, 방사선이 한 방향으로 들어오는 것이 아니고, 한

*인제대학교 전자정보통신공학부
접수 일자 : 2003. 11. 03 수정 완료 : 2004. 01. 08
논문 번호 : 2003-4-23
※본 논문은 1999년도 인제대학교 학술연구구조성비 보조에 의한 것임

정된 각도 범위 내에서 들어오기 때문에 투영데이터는 검출기에서 가까운 곳은 공간적으로 좁고, 먼 곳은 넓게 존재하는 시준기 특성에 의한 방사선의 정보를 반영하게 된다. 그림 1은 시준기를 통하여 투영 데이터에 반영되는 정보는 검출기의 각도와 거리에 의존하는 것을 보여준다. 따라서 이러한 투영데이터를 가지고 영상화했을 경우 재구성된 영상 영역내의 위치에 따라 화질의 왜곡 상태가 달라진다(Shift Variant Image). 이것은 시준기의 기하학적 구조에 따른 각도와 대상물체와 검출기 사이의 거리에 의존하므로 재구성된 영상은 재구성된 영상 영역의 위치에 따라 화질이 다른 영상으로 나타나게 된다. 이러한 시준기 특성에 의한 화질 왜곡을 보정하는 방법으로 종래에는 시준기의 영향이 재구성된 영상 영역에서 위치에 따라 변화하지 않는다고 가정한 필터를 이용하여 화질을 개선시키는 기법이 있었다[9,10,11].(Shift Invariant Image). 그러나 시준기의 영향을 고려하지 않고 영상의 위치에 따라 다른 영상의 왜곡을 위치에 따라 같다고 가정하여 보정하기 때문에 완전히 영상의 왜곡 현상을 제거할 수 없다. 이 문제를 해결하기 위해, 본 논문에서는 영상 영역의 위치에 따른 화질 왜곡을 보정하는 방법으로 투영 데이터를 주파수 공간상에 전개하여 보정하는 수법을 제시하고 보정법의 유효성을 검토하기 위해 시뮬레이션과 실험을 통하여 실제의 시준기의 각도, 검출기와 물체 중심과의 거리를 파라메타로 하여 종래의 방법과 비교 한다.

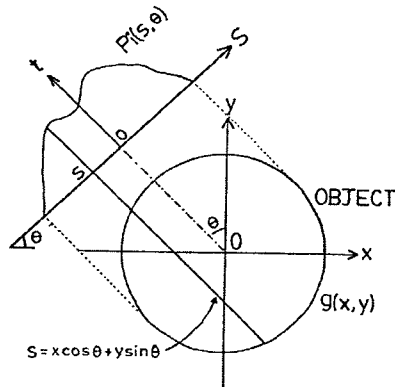
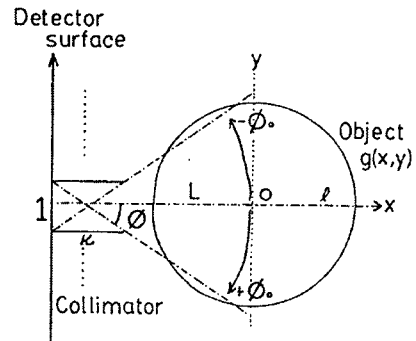


그림 1. 이상적 투영데이터와 시준기 특성의 영향을 받은 투영데이터
 Fig. 1 An ideal projection data and an projection data observed under the effects of collimator characteristic

II. 위치 의존성을 고려한 시준기 특성 보정법

그림 1은 시준기의 특성이 투영 데이터에 어떤 영향을



$$W(l, \phi) = w(\phi) / |l|$$

$$w(\phi) = \frac{1 - \kappa |\tan \phi|}{1 + \tan^2 \phi}$$

그림 2. 시준기 특성의 영향
 Fig. 2 The effects of collimator characteristic

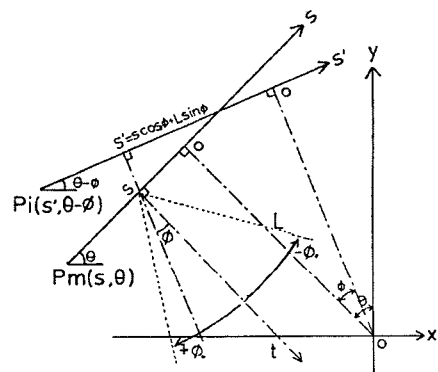


그림 3. 이상적 투영데이터와 시준기 특성의 영향을 받은 투영데이터와의 관계
 Fig. 3 The relation between an ideal projection data and an projection data observed under the effects of collimator characteristic

미치는가를 나타낸다. 여기서 $g(x,y)$ 는 검출대상 물체의 물리적인 분포, θ 는 투영각도, s 는 샘플점, L 은 물체의 중심에서 검출기 사이의 거리, $w(l, \phi)$ 는 시준기의 특성 함수이며 l 은 시준기와 물체의 점 $g(x,y)$ 의 거리이다. ϕ 는 시준기의 수직방향에서의 각도가 된다.

$p_m(s, \theta)$ 은 시준기의 영향을 받은 측정된 투영 데이터, $p_i(s, \theta)$ 은 시준기의 영향이 없는 이상적인 투영 데이터이다. 그림 2는 시준기의 투영데이터에 영향을 주는 함수 $w(l, \phi)$ 를 나타낸 것이다. 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$w(l, \phi) = w(\phi) / |l| \tag{1}$$

$$w(\phi) = (1 - \kappa \tan \phi) / (1 + \tan \phi \cdot \tan \phi) \tag{2}$$

여기서 k 는 시준기의 길이가 된다. 그림 3은 시준기의 영향을 받은 투영 데이터 $pm(s, \theta)$ 와 이상적인 투영 데이터 $pi(s, \theta)$ 와의 관계를 나타낸 것이다. $pm(s, \theta)$ 는 s 에 들어오는 방향에 대해 각도마다 $w(\phi)$ 가 다르기 때문에 각도 ϕ 에 대해 $(\theta - \phi)$ 의 이상적인 투영데이터로 표시하면

$$pm(s, \theta) = \int_{-\phi_0}^{\phi_0} pi(s \cos \phi + L \sin \phi, \theta - \phi) \cdot w(\phi) d\phi \quad (3)$$

여기서 $-\phi_0 < \phi < \phi_0$ 은 시준기의 각도이다.

식(3)에서는 시준기의 특성 함수 $w(\phi)$ 를 일반적으로 제거할 수 없다. 그러므로 $pm(s, \theta)$ 의 s 축에 대하여 Fourier변환을 한다.

$$\int_{s \rightarrow \xi}^F \{pm(s, \phi)\} = Pm(\xi, \theta) \quad (4)$$

$$= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\phi_0}^{\phi_0} \exp(-j2\pi\xi s) pi(s \cos \phi + L \sin \phi, \theta - \phi) \cdot w(\phi) d\phi ds \quad (5)$$

여기서, $u = s \cos \phi + L \sin \phi$ 로 변수를 변환하면

$$= \int_{-\phi_0}^{\phi_0} w(\phi) d\phi \int_{-\infty}^{\infty} pi(u, \theta - \phi) / \cos \phi \cdot \exp\{-j2\pi\xi(u + L \sin \phi) / \cos \phi\} du \quad (6)$$

$$= \int_{-\phi_0}^{\phi_0} w(\phi) \cdot \exp(-j2\pi\xi L \tan \phi) / \cos \phi \cdot Pi(\xi / \cos \phi, \theta - \phi) d\phi \quad (7)$$

$$= \int_{-\phi_0}^{\phi_0} W(\xi, \phi) \cdot Pi(\xi / \cos \phi, \theta - \phi) d\phi \quad (8)$$

주파수영역에서 $W(\xi, \phi)$ 를 다음과 같이 정의하면

$$W(\xi, \phi) = w(\phi) \cdot \exp(-j2\pi\xi L \tan \phi) / \cos \phi \quad (9)$$

여기서, 대응하는 두 측정데이터의 평균 $Q(\xi, \theta)$ 에 대하여 생각하면

$$Q(\xi, \theta) = \{Pm(\xi, \theta) + Pm(-\xi, \theta + \pi)\} / 2 \quad (10)$$

$$= 1/2 \int_{-\phi_0}^{\phi_0} [W(\xi, \phi) \cdot Pi(\xi / \cos \phi, \theta - \phi) + W(-\xi, \phi) \cdot Pi(-\xi / \cos \phi, \theta - \phi + \pi)] d\phi \quad (11)$$

주파수공간에서의 $pi(s, \theta) = pi(-s, \theta + \pi)$ 은

$Pi(\xi, \theta) = Pi(-\xi, \theta + \pi)$ 로 성립되므로

$$Q(\xi, \theta) = 1/2 \int_{-\phi_0}^{\phi_0} [W(\xi, \phi) + W(-\xi, \theta)] \cdot Pi(\xi / \cos \phi, \theta - \phi) d\phi \quad (12)$$

$$W(\xi, \theta) + W(-\xi, \theta) = 2w(\phi) / \cos \phi \cdot \cos(2\pi\xi L \tan \phi) \quad (13)$$

$$Q(\xi, \theta) = \int_{-\phi_0}^{\phi_0} w(\phi) / \cos \phi \cdot \cos(2\pi\xi L \tan \phi) \cdot Pi(\xi / \cos \phi, \theta - \phi) d\phi \quad (14)$$

여기서 $\phi = 0$ 즉 $\cos \phi = 1$ 으로 가정하면 식(14)는

$$Q(\xi, \theta) = \int_{-\phi_0}^{\phi_0} w(\phi) \cdot \cos(2\pi\xi L \tan \phi) \cdot Pi(\xi, \theta - \phi) d\phi \quad (15)$$

식(15)를 투영 데이터의 각도 θ 에 대하여 Fourier변환하면

$$\int_{\theta \rightarrow \eta}^F \{Q(\xi, \theta)\} = Q(\xi, \eta) \quad (16)$$

$$= \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} \int_{-\phi_0}^{\phi_0} w(\phi) \cdot \cos(2\pi\xi L \tan \phi) \cdot Pi(\xi, \theta - \phi) \cdot \exp(-j2\pi\eta\theta) d\phi d\theta \quad (17)$$

$$= \frac{1}{2\pi} \int_{-\phi_0}^{\phi_0} Pi(\xi, \eta) w(\phi) \cdot \cos(2\pi\xi L \tan \phi) \cdot \exp(-j2\pi\eta\phi) d\phi \quad (18)$$

여기서,

$$H(\xi, \eta) = (1/2\pi) \int_{-\phi_0}^{\phi_0} w(\phi) \cdot \cos(2\pi\xi L \tan \phi) \cdot \exp(-j2\pi\eta\phi) d\phi \quad (19)$$

식(16)은

$$Q(\xi, \eta) = Pi(\xi, \eta) \cdot H(\xi, \eta) \quad (20)$$

결국 $Pi(\xi, \eta) = Q(\xi, \eta) / H(\xi, \eta)$ 가 되어 투영데이터 $Q(\xi, \eta)$ 를 주파수 공간의 극좌표상에 존재하는 위치의 존적 시준기의 특성 함수 $H(\xi, \eta)$ 로 Deconvolution하여 왜곡을 제거한다. 시준기의 영향을 받지 않은 투영데이터 $pi(s, \theta)$ 은 $Pi(\xi, \eta)$ 를 s 와 θ 에 대하여 Fourier하면 다음과 같이 얻어진다.

$$pi(s, \theta) = \int_{\xi \rightarrow t}^F \left\{ \int_{\eta \rightarrow \theta}^F \{Pi(\xi, \eta)\} \right\} \quad (21)$$

시준기의 특성함수가 제거된 투영데이터 $pi(s, \theta)$ 가 얻어지게 되고, 이것을 가지고 영상 단층이론에 의하여 영상이 재구성하게 된다.

III. 시뮬레이션

1. 시뮬레이션 설정과 결과

컴퓨터 시뮬레이션에 의해 시준기 특성에 대한 보정법의 유효성을 시준기의 각도와 물체와 검출기 사이의 거리에 대해 조사했다. 시준기 특성의 영향 함수를 식(1)으로 한다. 시준기 특성의 영향 함수는 시준기에 의해 투영데이터에 미치는 영향 함수로 $w(l, \phi)$ 의 l 은 시준기에서의 거리, ϕ 는 시준기에 들어오는 방사선의 각도, k 는 시준기의 길이이다. 그림 4(a)은 시뮬레이션에 설정한 수치적인 Phantom으로 영상 재구성법으로 그림 4(b)에 나타났다. 이때의 영상 재구성법은 Filtered-Backprojection법을 사용하였다. 이것은 시준기의 영향을 받지 않은 이상적인 투영 데이터로 재구성한 화상이다. 투영데이터의 수는 360도에 대해 128, Sampling수는 64, 재구성 영역은 46*46의

Matrix를 이용하였다. Matrix크기는 0.5*0.5cm, Phantom의 직경은 18.5cm이다. 그림5, 6에서는 물체의 중심에서 검출기까지의 거리가 60cm일 때, 시준기의 각도를 4, 8, 12, 14, 16도의 파라메타로 정하여 보정을 한 영상이다. 그림 5, 6에서 상단의 Distorted Image는 시준기의 특성에 의해 영향 받은 투영 데이터로 재구성한 화상이다. 중단의 Shift Invariant Correction은 종래의 방법으로 위치 의존성 시준기의 특성을 고려하지 않은 방법으로 보정한 영상이다. 하단의 Shift Variant Correction은 본 논문에서 제시한 보정법으로 보정한 영상이다.

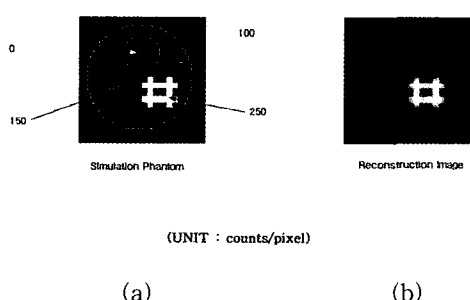


그림 4. (a) 시물레이션 모형
(b) 이상적 투영데이터의 재구성된 화상
Fig. 4 (a) The simulation phantom
(b) The reconstructed image from ideal projection data

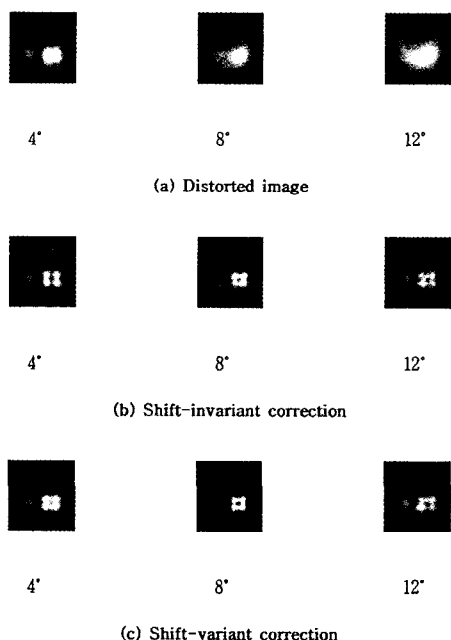


그림 5. 재구성된 화상
(시준기의 각도: 4, 8, 12도, 거리: 60 cm)
Fig. 5 The reconstructed images
(Collimator angle: 4, 8, 12 degree, Distance: 60 cm)

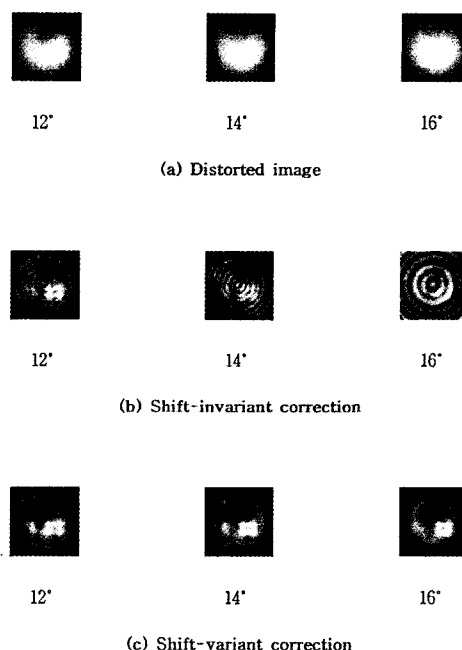


그림 6. 재구성된 화상
(시준기의 각도: 12, 14, 16도, 거리: 60 cm)
Fig. 6 The reconstructed images
(Collimator angle: 12, 14, 16 degree, Distance: 60 cm)

2. 보정법의 유효성

보정법의 유효성과 비교, 검토하기 위해 영상의 평균이승 오차(Root Mean Square Error)를 사용하였다. 재구성된 영상의 RMSE는 다음과 같다.

$$e = \sqrt{\sum_i \sum_j \{ A_0(i, j) - A(i, j) \}^2 / N^2} \quad (22)$$

여기서, $A_0(i, j)$ 는 원래의 영상, $A(i, j)$ 는 보정한 영상을 표시한다. 그림 7은 시준기의 각도를 12도 고정해서 물체의 중심에서 검출기까지의 거리에 대하여 RMSE를 표시한 것이다. 그림 8은 물체의 중심에서 검출기까지의 거리를 60cm 고정해서 시준기의 각도에 대하여 Correction Free(CF), Shift Invariant Correction(SIC), Shift Variant Correction(SVC)를 RMSE로 표시한 것이다.

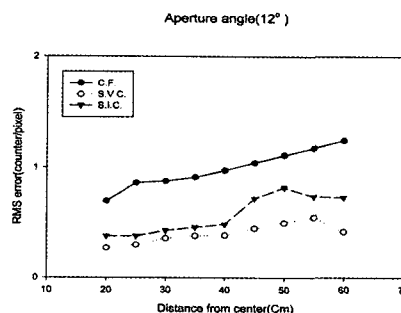


그림 7. 재구성된 영상의 평균 이송 오차
(시준기의 각도: 12도)

Fig. 7 The root mean square error of reconstructed images (Collimator angle: 12 degree)

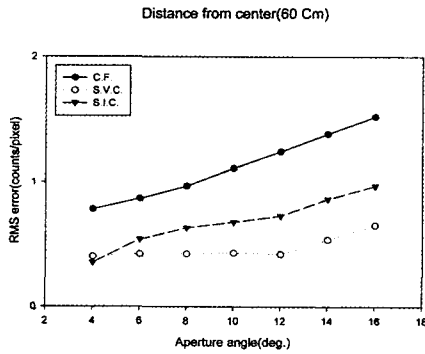


그림 8. 재구성된 영상의 평균 이송 오차
(검출기와 물체의 회전 중심과의 거리: 60cm)

Fig. 8 The root mean square error of reconstructed images (Distance between the detector and the rotational center of the object: 60cm)

(1) 물체의 중심과 검출기사이의 거리에 대한 영향
그림 7에서 시준기의 각도를 12도 고정된 경우, SVC는 40cm의 거리에서 SIC와 비교하여 RMSE가 차이가 보인다. 따라서 검출기와 물체의 중심과의 거리가 물체의 크기(영상 재구성 영역)의 2배 정도인 40cm 보다도 큰 경우에는 본 보정법(SVC)이 유효성이 높다.

(2) 시준기의 각도에 의한 보정법의 한계
그림 8에서 물체의 중심과 시준기 사이의 거리를 물체의 크기(영상 재구성 영역)의 3배되는 거리 60cm로 고정했을 경우 시준기 각도 4도에서는 SVC와 SIC는 보정 효과의 차이가 보이지 않는다. 이것은 시준기 각도가 4도에서는 시준기의 영향이 거의 수평에 가깝다. 그러나 6도 이상인 경우에는 보정 효과가 현저한 차이를 보인다. Phantom에서 250과 0에 해당하는 부분이 명확하게 드러난다. 한편 시준기의 각도가 커지면 영상의 중심에서 원형의 화질 왜곡이 약간 생기는 것을 알 수 있다. 이것은 본 논문에서 제시한 보정법에서 시준기의 각도를 4, 8, 12, 14, 16도의 범위에서 보정할 경우 시준기의 각도에 대한 $\cos \phi$ 값이 1에 거의 근접하므로 식(15)을 $\cos \phi = 1$ 로 근사시켜서 보정하기 때문이다. 시준기의 각도가 커지면 근사시키는 것이 한계가 있기 때문에 재구성된 영상에 원형의 왜곡이 나타난다. 그러나 시준기의 각도가 14도 이상 이면 SIC는 보정이 되지 않는 반면에 SVC는 보정이 되고 있어 본 보정법이 유효성이 높다는 것을 알 수 있다.

IV. 실험에 의한 유효성 검증

1. 실험의 설정

그림 9, 10은 본 보정법의 유효성을 검토하기위해 사용한 시스템이다. 중앙부에 Phantom을 고정하고 광센서 앞에 시준기를 부착한 검출기가 회전하면서 데이터를 얻게 되어 있다. 검출기는 0.75도 각도로 좌측에서 우측으로 움직이며 64샘플을 얻는다. 이와 같이 얻어진 64샘플의 투영데이터는 360도 회전하여 128개의 투영데이터가 생긴다. 회전중심에서 검출기의 센서까지의 거리는 90mm이다. Phantom은 방전관속에 0.8mm의 텅스텐선 4개를 5mm 간격으로 넣어 선과 선사이에 방전을 시킨다. 방전 조건은 250Torr, 방전전압은 DC2500V이다. 검출기는 그림 11은 시준기의 구조를 나타내고 있다. 39.1mm의 원형 파이프를 한쪽 중앙에 200 μ m의 광화이버를 설치하고 다른 한쪽은 slit을 붙여 한 단층면만 데이터가 들어오도록 하였다. 이때의 시준기는 13도가 된다. 측정된 투영데이터는 A/D변환하여 컴퓨터에 들어가 보정이 되고 재구성되어 단층영상이 만들어진다. 영상 재구성법은 Filtered-Backprojection법을 사용하였다.

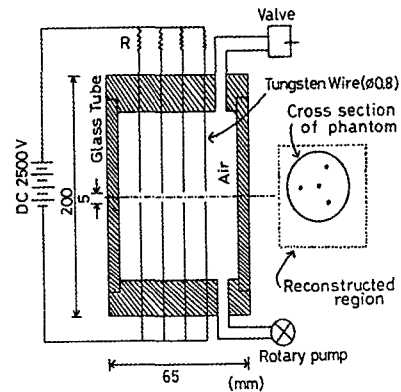


그림 9. 실험 Phantom
Fig. 9 The experimental Phantom

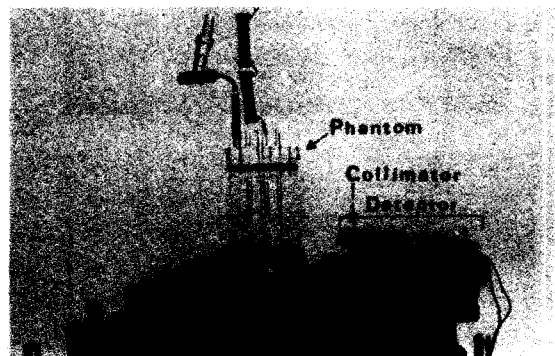


그림 10. 실험 시스템
Fig. 10 The experimental System

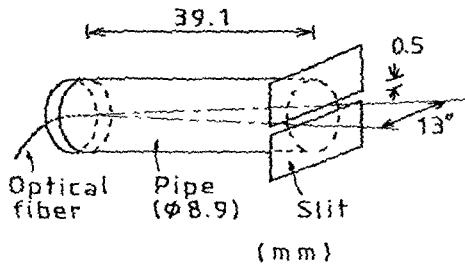


그림 11. 시준기 구조
Fig. 11 The structure of collimator

2. 실험의 결과

그림 12(a)는 시준기 각도가 0.5도 경우의 보정이 않된 단층 영상이다. 이것은 시준기 각도가 매우 작아서 측정된 투영데이터는 시준기의 영향을 받지 않은 이상적인 투영데이터로 생각할 수 있다. 재구성된 영상은 왜곡현상을 볼 수 없다. 그림 12(b)는 본 보정법의 유효성을 검토하기 위해 시준기 13도를 사용하여 얻어진 투영데이터를 보정하지 않고 재구성된 영상이다. 그림 12(c)는 시준기 13도의 투영데이터를 논문에서 제시한 보정법으로 보정하여 재구성된 영상이다. 그림 12(d)는 종래의 보정법으로 보정하여 재구성된 영상이다.

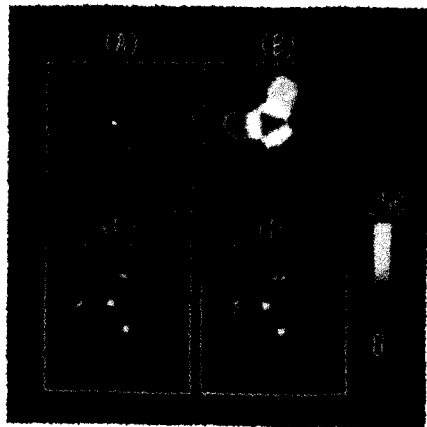


그림 12. 실험 결과의 재구성된 영상
Fig. 12 The reconstruction images of experimental result

3. 유효성 검증

그림 12(d)에서 물체의 한점이 두개의 방전된 것으로 보인다. 이것은 종래의 보정법이 방전관 가운데에 한 개의 텅스텐을 놓고 만들어진 광원에서 얻어진 시준기의 특성 데이터로 보정한 것으로 이러한 시준기 특성의 영향은 영상의 위치에 관계없이 보정되므로 영상의 위치에

따라 왜곡현상이 나타난다. 그러나 본 보정법은 시준기의 특성을 영상의 위치를 고려하여 보정하므로 종래의 보정법과 같은 2개로 보이는 화질 왜곡 현상은 보이지 않는다. 그러나 그림 12(c)에서 한점이 그림 12(a)와 비교하여 한점에 대하여 약간의 왜곡현상이 보인다. 그것은 식(15)와 같이 $\cos \phi = 1$ 로 근사시켜서 시준기의 특성에 따른 영향을 이차원 공간주파수 영역에서 Deconvolution하기 때문이다. 이러한 $\cos \phi = 1$ 에는 한계가 있다. 시준기의 각도가 매우 커지는 경우는 근사가 적용이 안되므로 보정효과를 볼 수 없다. 본 실험에 사용한 시준기의 각도 13도는 근사가 성립이 되며 화질에는 크게 문제가 생기지 않는다. 실험에 의하여 얻어진 영상을 시뮬레이션과 같이 RMSE를 사용하여 검토 하였다. 그림 13에서 보정되지 않은 시준기 0.5도의 영상에 대하여 본 보정법은 42%, 종래의 보정법은 32% 감소하였다. 이러한 수치에서 본 보정법이 종래의 보정법보다 0.5도에 가깝게 보정되고 영상의 전체에 대하여 왜곡현상이 적게 나타나고 유효성이 있는 것으로 확인할 수 있다.

Correction	Correction	
	Shift-variant	Shift-invariant
free		
-4	-4	-4
5.82×10	3.39×10	3.93×10

그림 13. 영상의 평균이승 오차
Fig. 13 The Root Mean Square Error of Images

4. 화질의 개선

SPECT기술을 이용하는 문제에 있어서 시준기 특성의 영향이외에 물체에서의 통계 잡음에 의한 화질 왜곡이 문제가 된다. 이들의 화질 왜곡의 원인은 투영 데이터 상에 서로 다르게 영향을 미쳐 독립적으로 재구성된 영상에 영향을 주고 있다. 통계 잡음은 시준기의 각도 크기와 밀접한 관계가 있다. 시준기의 각도가 작으면 작을수록 데이터의 수집 효율이 감소되고 반대로 시준기의 각도가 커지면 커질수록 데이터의 수집 효율은 증대된다. 따라서 실제의 산업 시스템에 있어서 시준기의 각도를 크게 하여 본 보정법과 통계잡음 보정을 함께 적용함에 따라 물체의 검사시간의 단축, 더욱 양호한 재구성된 화질이 나타날 것으로 예상된다.

V. 결 론

SPECT기술을 산업 분야에 적용하는 영상 재측 시스템

에 있어서 시준기의 특성에 따라 영상의 위치에 따른 화질의 왜곡 현상이 생긴다. 보정법으로 위치 의존적인 시준기의 특성 함수를 사용하여 영상의 화질 왜곡 현상을 제거 하여 개선하였다, 보정법의 유효성과 한계를 기존의 보정법과 비교하여 시뮬레이션과 실험을 통하여 검증하였다. 그 결과 본 논문의 보정법이 기존의 보정법보다 시준기의 각도가 클수록, 물체의 중심에서 검출기까지의 거리가 멀수록 개선된 양호한 영상이 얻어졌다. 따라서 본 논문에 제시한 보정법이 유효성이 높아 실제의 산업의 응용에 활용할 수 있을 것이다.



백 승 권 (Seung Kwon Paek)

正會員

1955년 8월 26일생.

1979년 2월 인하대학교 전자공학과 졸업.

1989년 2월(日)계이오대학교 대학원

전자공학과 졸업(공학박사).

1991년-현재 인제대학교 전자정보통신공학부 부교수.

주관심분야 : 영상정보처리, 디지털신호처리.

참 고 문 헌

- [1] Chang LT, "A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography" IEEE Trans Nucl Sci, NS-25,pp.638-643,1978
- [2] Chang LT, "Attenuation correction and incomplete projection in Single Photon Emission Computed Tomography." [EEE Trans Nucl Sci, NS-26,pp2780-2789,1979
- [3] 諸角建, 尾川浩一, 中島眞人, "Single Photon Emission CTのための減衰補正法," 日本電子通信學會論文誌,(D) J67-D,pp.1122-1129,1983
- [4] 諸角建, 尾川浩一, 中島眞人, "減衰の有無による計算される2つの投影の比を用いるECTのための減衰補正法." 日本電子通信學會論文誌,(D)J67-D,pp.800-806,1984
- [5] Tanaka E, "Quantitative Image Reconstruction with Weighted Backprojection for Single Photon Emission Computed Tomography." J comput Assist Tomog7,pp 692-700,1983
- [6] 白承權, 中島眞人, "Proposal on Infrared Rays Emission CT", 日本電子情報通信學會論文誌(D),J67-D.9,pp.1021-1027,1985
- [7] 白承權, 中島眞人, "Measurement of temperature distribution in flame by Infrared Ray Emission CT", 日本電子情報通信學會 第14回 Image Conference, pp. 287-290,1984
- [8] 白承權, 中島眞人, "熱線CTによる火炎内溫度分布の計測", 日本應用物理學會論文集, 26,av-6,pp.56,1984
- [9] Hsieh RC, Wee WG, "On methods of three-dimensional reconstruction from a set of radioisotope scintigrams," IEEE Trans, Sys Man Cyb SMC- 6, pp. 854-862,1976
- [10] T Kawade, K.Ogawa, "Ultrahigh resolution SPECT using a pinhole collimator," the 6th asia and oceania congress of nuclear medicine and biology, Sep. 30-Oct. 4,1996
- [11] K Ogawa, T Kawade. "Ultrahigh resolution pinhole SPECT." Conference of IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging vol.2, pp.1600-1604, 1997