

SPECT용 고민감도 콜리메이터를 위한 반복적 영상재구성방법의 시스템 모델 개발

— A System Model of Iterative Image Reconstruction for High Sensitivity Collimator in SPECT —

고려대학교 방사선학과¹⁾ · 뉴케어메디컬시스템²⁾

배승빈¹⁾ · 이학재¹⁾ · 김용권^{1,2)} · 김유현¹⁾ · 이기성¹⁾ · 정진훈^{1,2)}

— 국문초록 —

현재 SPECT 영상에서 가장 많이 활용되는 콜리메이터는 저에너지 고해상도(low energy high resolution : LEHR) 콜리메이터이다. LEHR은 해상도에서 이점을 가지고 있으나 작은 구멍크기와 높은 차단막으로 인하여 높은 민감도 획득에 어려움이 있다. SPECT의 생산성 향상을 위해서는 LEHR보다 높은 민감도를 획득할 수 있는 콜리메이터를 사용하여 단위시간당 획득 카운트의 양을 늘림으로써 민감도를 향상시킬 필요가 있다. 본 연구에서는 LEHR보다 넓은 구멍을 가진 콜리메이터를 사용할 경우 고민감도 획득과 함께 발생하는 해상도 저하 문제를 해결하기 위한 시스템 모델을 개발하여 이를 반복적 영상재구성에 적용함으로써 저하된 해상도를 개선하는 데 그 목적이 있다.

방법으로는 시스템 모델에서 흔히 사용되는 평행빔 기반의 검출 확률계산 방식 대신 고민감도 콜리메이터 사용 시에 발생하는 퍼짐현상을 팬빔으로 모델링 하였다. 또한 검출확률에 대한 가중치를 거리에 대한 함수로 정의하여 팬빔모델에 적용함으로써 정확성을 향상시켰다.

시뮬레이션으로 생성된 사이노그램에 적용한 결과 본 연구에서 제안된 모델이 평행빔 모델에 비해 동일 카운트에서 유사한 해상도를 달성하면서 촬영시간을 단축시킬 수 있었으며, 동일 촬영시간에서는 해상도를 향상 시킬 수 있었다. 본 연구의 결과는 현재 부각되고 있는 반도체 기반 픽셀방식 검출기를 위한 픽셀형 콜리메이터의 해상도 향상에도 효과적으로 적용될 수 있다.

중심 단어: 영상재구성, 시스템 모델, 콜리메이터, 고민감도, 단일광자방출단층촬영

I. 서 론

일반적으로 PET, SPECT 등의 단층촬영장치는 엑스선 영상장치에 비해 매우 긴 촬영시간을 필요로 하기 때문에 하루에 매우 제한적인 숫자(10명 내외)의 환자들만을 촬영할 수 있다. 최근 업계에서는 단일광자방출단층촬영장치(single photon emission computed tomography : SPECT)의 촬영시간을 단축하여 기기당 생산성(through-

*접수일(2010년 1월 31일), 심사일(2010년 2월 5일), 확정일(2010년 3월 3일)
- 이 논문은 2008년 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(331-2008-1-D00752).

교신저자 : 이기성, (136-703) 서울시 성북구 정릉3동
고려대학교 보건과학대학 방사선학과
TEL : 02-940-2825, FAX : 02-917-9074
E-mail : kisung@korea.ac.kr

put)을 향상시키고자 하는 상품들이 출시되었다¹⁻³⁾. 이스라엘의 UltraSPECT사는 Wide-Beam Reconstruction (WBR)이라는 제품을 개발하여 촬영시간을 반으로 단축시키면서 해상도 향상을 이룩하였다. 이 제품은 기술적 사항이 비공개로 되어있어 내부 원리에 대한 파악이 불가능한 상태이다. 독일 시멘스사의 IQSPECT는 확산형콜리메이터와 집중형 콜리메이터를 결합한 혼합형 콜리메이터를 개발하여 고 민감도를 확보함과 동시에 중점 관심영역의 부위를 보다 높은 해상도로 부각시켜 나타낼 수 있는 방법을 개발하였다. 일반체형의 환자의 경우 16분의 촬영시간을 4분으로 단축시키면서 동등한 화질을 나타내고 있다. 그러나 이를 위하여 특별 제작한 콜리메이터와 소프트웨어를 별도로 구매해야 하므로 매우 높은 구매비용이 소요되며 호환성 문제로 인하여 거의 시멘스 Simbia 제품에 특화되어 있는 실정이다.

이들 방법이 보다 유용하게 적용되기 위해서는, 모든 시스템에서 사용될 수 있도록 범용성이 확보되어야 하며 특화된 콜리메이터가 아닌 기존에 병원에서 구매한 일반 콜리메이터들을 활용하되 해상도의 향상이 가능한 영상재구성방법의 개발이 필요하다. 본 연구는 여러 시스템에서 각 해당 시스템에 맞는 고민감도 콜리메이터를 이용하여 높은 생산성을 확보함과 동시에 기존의 촬영시간동안 획득된 영상과 동급의 품질의 영상을 얻을 수 있는 영상재구성 방법에 대한 것이다.

고민감도를 확보하기 위하여서는, 일반적으로 사용되는 low energy high resolution(LEHR) 콜리메이터 대신 높은 민감도를 얻을 수 있는 low energy all purpose (LEAP) 또는 low energy high sensitivity(LEHS) 콜리메이터로 데이터를 획득한다. LEAP나 LEHS는 LEHR보다 구멍의 규격이 넓어 입사각이 검출기 표면과 직각이 아닌 광자도 받아들일 수 있기 때문에 상대적으로 LEHR보다 많은 광자를 단위시간에 획득할 수 있다. 그러나 비스듬한 입사각을 가진 광자에 대한 정확한 물리적 모델을 영상재구성 알고리즘에 적용하지 않는다면 영상의 품질은 LEHR로 획득된 영상보다 저하되는 단점이 있다.

Zeng 등은 이를 해결하기 위하여 반복적영상재구성 (iterative image reconstruction)방법의 시스템 모델에 입사각에 따른 가중치를 부여하여 검출확률을 계산하여 모델을 구축하였다⁴⁾. 이 방법은 모델을 보다 정교하게 구축할 수 있으나 각 입사각별로 레이(ray)를 생성시켜 이를 토대로 각 픽셀당 검출확률을 계산하여 영상재구성을 수행하기 때문에 레이의 표본화주파수(sampling frequency)를 높일 경우 계산할 데이터의 양이 많아지므로 실행속도가

매우 느려지는 현상이 발생한다. DeMan 등은 CT 영상재구성을 위한 팬빔과 콘빔의 모델 구축속도를 향상시키기 위한 효과적인 근사화방법을 발표하였다⁵⁾. 그러나 이 방법을 SPECT에 적용하면 영상의 픽셀크기가 CT영상에 비해 매우 크기 때문에 근사화로 인한 아티팩트(artifact)를 생성할 수 있으므로 핵의학용으로는 적합하지 않다.

본 연구에서는 실행시간과 화질 사이의 균형(trade-off)을 위하여 비교적 간단한 시스템 모델링을 통한 속도의 향상과 평행빔기반의 시스템 모델에서 발생하는 해상도 저하문제를 해결하기 위하여 반복적 영상재구성의 시스템 모델을 개발하였다.

II. 대상 및 방법

1. 팬빔기반 시스템 모델 구축

반복적 영상재구성방법에서 시스템의 특성은 시스템 모델에 집적되어 있다. Fig. 1은 시스템 모델을 계산하는 방법을 보여주고 있다. 시스템 모델은 재구성영상의 픽셀수와 검출되는 사이노그램의 픽셀수의 곱 만큼의 크기를 가지고 있으며 시스템 모델의 각 원소의 값은 어느 한 픽셀(f_i)이 어느 한 검출기의 픽셀위치(p_j)에서 검출될 확률(H_{ji})을 나타내 준다. Fig. 1(a)에 묘사되어 있듯이 LEHR과 같이 구멍이 매우 좁은 콜리메이터는 입사되는 모든 광자의 입사각이 검출기 표면과 수직으로 들어오는 경우만을 가정하여 시스템 모델의 각 원소의 값을 계산하게 되며 이를 일반적으로 평행빔기반 모델이라고 부른다. 이보다 넓은 구멍을 가진 콜리메이터의 경우는 입사각이 90도보다 작은 광자들도 검출될 수 있으므로 LEHR보다 많은 광자들을 검출할 수 있게 된다. 또한 평행빔기반의 시스템 모델은 정확하지 못하게 되므로 Fig. 1(b)와 같이

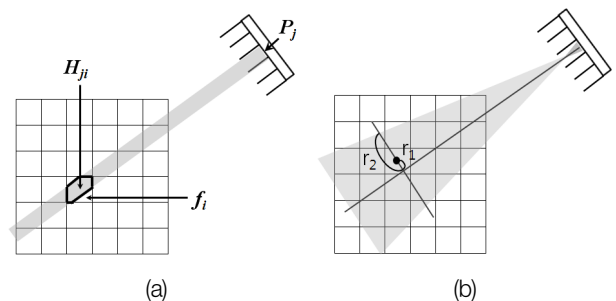


Fig. 1. Calculation of an element in system model
(a) parallel-beam based model (b) fan-beam based model

90도 보다 작은 입사각을 갖는 광자를 고려한 팬빔 모델이 더 적합하다⁴⁾. 본 연구에서는 이러한 팬빔모델을 기반으로 기본 적인 시스템 모델을 구축하였다.

2. 입사각에 따른 가중치 설정

이전 절에서 설명한 팬빔 모델은 검출기와 콜리메이터의 기하구조만을 고려하여 확률을 계산한 것으로서 모든 입사각에서 들어오는 광자의 개수가 균일하게 분포되어 있다는 가정하에 계산된 값들이다. 그러나 실제로는 한 검출기 픽셀 내에 입사되는 양은 입사각에 의존적으로 결정되게 된다. 그러므로 균등분할을 전제로 도출된 팬빔모델에 입사각에 따라 다른 가중치를 부여해 주는 일이 필요하다. 또한 SPECT의 시스템 모델은 PET의 모델과는 달리 입사각뿐만 아니라 콜리메이터로부터 방사선원까지의 거리에 따라서도 다른 가중치를 가지게 된다. 본 연구에서는 입사각과 선원-콜리메이터 사이의 거리를 고려한 가중치를 모델링하기 위하여 Pan 등⁶⁾이 발표한 검출기 응답특성 모델링 방법을 도입하였다. 그들은 검출기의 물리적 특성을 종합하여 하나의 점응답함수(point spread function : PSF)를 도출 한 후 이를 영상재구성에 반영하였다. 본 연구에서는 각 입사각과 거리에 따른 요소를 종합적으로 반영시키기 위하여 보다 간편한 방법을 고안하였다. 제안된 모델의 최종 확률 A_{ij} 는 식(1)과 같이 기하구조를 반영한 검출확률 H_{ij} 에 가우시안 함수를 가중치로 곱하여 구하였다.

$$A_{ij} = H_{ij} \frac{C}{\sqrt{2\pi} r_2} e^{-\frac{r_1^2}{2r_2^2}} \dots\dots\dots (식 1)$$

여기서 r_1 , r_2 는 Fig. 1(b)의 r_1 과 r_2 이다. 즉, r_1 은 팬빔각을 양분하는 직선의 한 수직선과 팬빔이 지나가는 픽셀의 중심점까지의 거리이고 r_2 는 이 수직선과 팬빔 경계선까지의 거리로서 가우시안 함수의 표준편차로서 사용된다. C는 정규화를 위한 상수로서 다음과 같이 식(2)로 정의된다.

$$C \sum_j A_{ij} = 1 \dots\dots\dots (식 2)$$

여기에서 i 와 j 는 각각 영상과 사이노그램의 각 원소를 가리키는 첨자이다.

3. 모델 검증

본 연구에서 개발된 ‘입사각별 가중치 부여 팬빔 모델링’의 정확성을 검증하기 위하여 시뮬레이션 데이터를 생성하였다. 팬빔은 128×128×128 픽셀로 구성되어 있으며 픽셀의 크기는 1.35 mm이다. 여기에 반지름 2.5 mm인 세 점선원이 시야(field of view : FOV) 중앙으로부터 0, 10, 20 cm 떨어진 위치에 놓여졌다. 고민감도 콜리메이터로서 Table 1과 같은 규격의 시멘스사의 LEAP를 택하여 팬빔과 함께 핵의학 영상기기의 시뮬레이션 도구 중 하나인 Gate⁷⁾를 사용하여 모사하였다. 그 후 시뮬레이션으로 얻어진 사이노그램과 본 연구에서 개발한 팬빔기반 모델로 생성한 사이노그램을 비교하여 일치여부를 확인하였다.

Table 1. Specifications of Siemens Collimator

	LEAP	LEHR
hole diameter	1.45 mm	1.11 mm
septa width	0.20 mm	0.16 mm
septa length	24.1 mm	24.1 mm

4. 실험을 위한 사이노그램 생성 및 영상재구성

본 연구의 주요 응용분야의 하나인 심장검사에서의 성능을 알아보기 위하여 심장 팬빔을 생성하였다. 널리 쓰이는 디지털 팬빔인 MCAT 도구⁸⁾를 사용하여 Fig. 2와 같이 심장 팬빔을 생성하였으며 64×64×64 픽셀이 16.3×16.3×16.3 cm의 시야를 가지도록 구현되었다. 이 실험에서도 역시 고민감도 콜리메이터로는 LEAP를 채택하였다. LEHR와 LEAP 각각 Fig. 1(a)모델과 (b)의 모델에 물리적 특성을 반영한 함수⁶⁾를 적용하여 사이노그램을

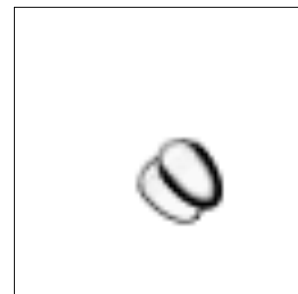


Fig. 2. MCAT Heart Phantom

생성한 후 Poission 잡음을 추가하였다. 영상재구성에서는 반복적 영상재구성 방법 중 가장 널리 사용되고 있는 Maximum-likelihood Expectation Maximization(ML-EM)⁹⁻¹⁰⁾ 방법을 사용하여 재구성하였다. LEHR 영상은 Fig. 1(a)의 평행빔 모델을 적용하였으며 LEAP 영상은 본 논문에서 제안한 방법을 적용하여 재구성 하였다.

III. 결 과

1. 시스템 모델 검증

Fig. 3은 세 점선원에 대한 Gate 시뮬레이션과 제안된 시스템 모델을 사용하여 각각 생성한 사이노그램과 그 단면이다. 신뢰성있는 비교를 위하여 Gate 수행시 총 15.6 메가의 카운트를 수집하여 잡음을 완화시켰으며 전체 부피에 대한 정규화를 수행하여 공정한 비교가 되도록 하였다. Fig. 4는 Fig. 3의 두 사이노그램에 대한 프로파일을 보여준다. 나타난 바와 같이 꼬리부분에서 약간의 차이가 날 뿐 두 데이터가 매우 유사하게 나타남을 알 수 있었다. 이는 본 연구에서 제안된 방법이 입사각이 90도 미만인 광자에 대한 넓은 구경의 콜리메이터를 매우 근사한 값으로 모델링 하고 있음을 보여주는 증거이다.

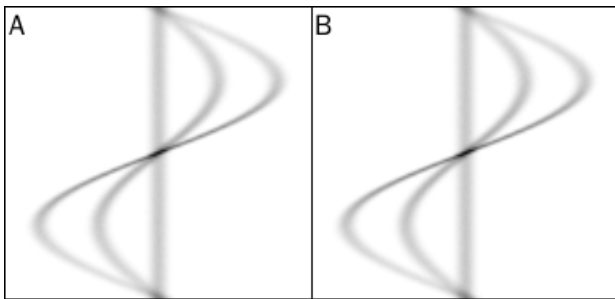


Fig. 3. (A) Sinogram generated by Gate simulation, (B) Sinogram generated by the proposed system model

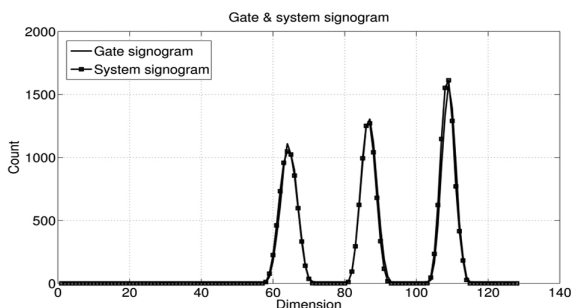


Fig. 4. Profiles of Sinograms in Fig. 3

2. 해상도 평가

Fig. 5는 MCAT 심장 팬텀과 LEHR, LEAP로부터 생성한 사이노그램을 보여주고 있으며 이를 ML-EM으로 재구성한 영상은 Fig. 6과 같다. 보다 구체적인 비교를 위해서 Fig. 6(c)에서 나타난 곳의 프로파일을 얻어 이에 대한 반치폭(full width at half maximum : FWHM)을 계산하였으며 이를 반복횟수(iteration number)별로 구하여 Fig. 7에 나타내었다. 반치폭은 핵의학의 화질평가에서 해상도를 나타낼 때 사용되는 대표적인 정량적 수치표현이며 전체 신호의 크기의 반에 해당되는 지점에서의 신호의 폭으로 계산된다¹¹⁾. 무잡음의 경우와 잡음을 인가한 경우 모드 LEHR이 빠른 수렴(convergence) 속도를 나타냄을 알 수 있었다. 해상도의 경우 낮은 반복횟수에서는 LEHR이 다소 좋은 해상도를 보이지만 실행이 반복될수록 제안된 모델이 해상도를 향상시켰음을 알 수 있었다.

Fig. 8은 팬텀영상과 재구성 영상간의 mean square error(MSE)를 ML-EM의 반복횟수를 증가시켜가며 측정 한 결과이다. 결과에서 보여주듯이 무잡음, 잡음 모두 유사한 수렴속도를 가지며, 정량적인 면에서는 제안된 방법이 원본 영상에 더 가깝게 수렴해 감을 알 수 있었다.

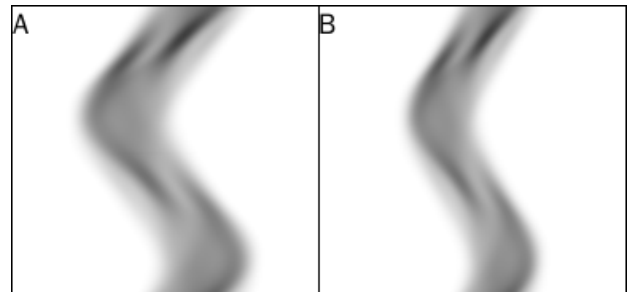


Fig. 5. (A) Sinogram of LEHR with parallel-beam model, (B) Sinogram of LEAP with weighted fan-beam model

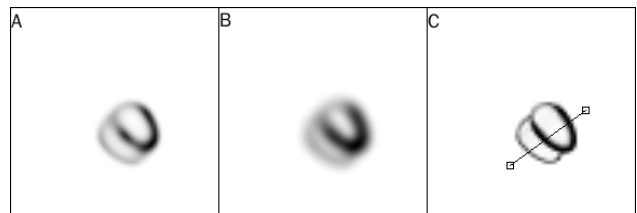


Fig. 6. ML-EM reconstruction images (A) LEAP, (B) LEHR, (C) True phantom image

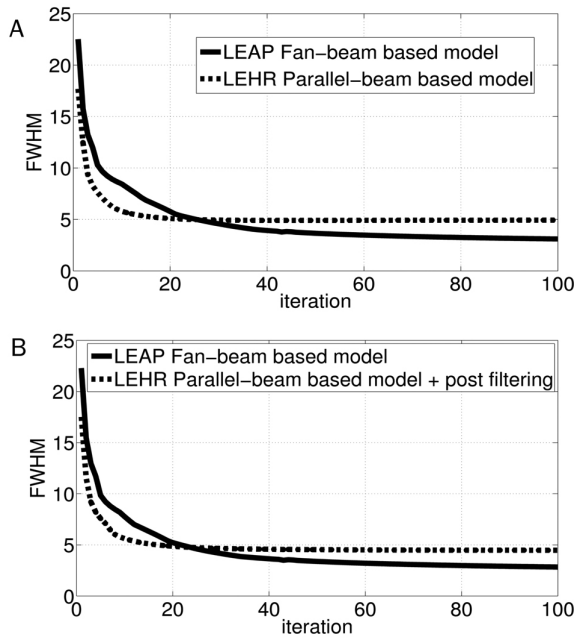


Fig. 7. Resolution improvement with iterations. (A) noiseless image (B) noise added image

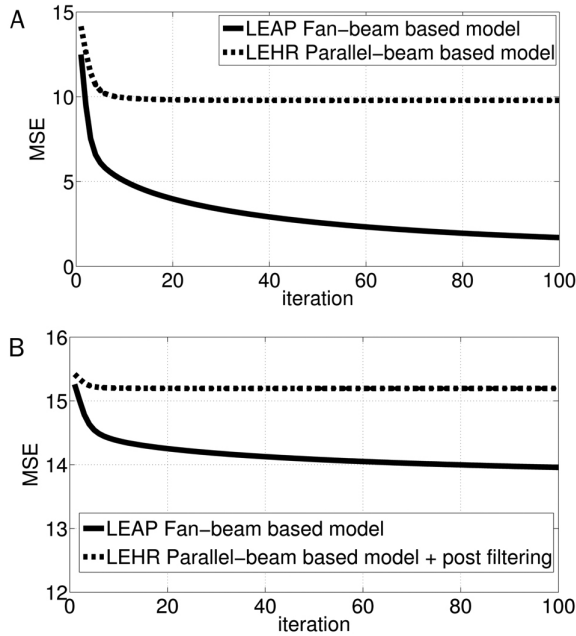


Fig. 8. MSE improvement with iterations. (A) noiseless image (B) noise added image

Fig. 7과 Fig. 8을 통하여, 충분히 수렴된 영상을 얻기 위한 반복횟수는 LEHR의 경우 8회, LEAP의 경우 16회 정도임을 알 수 있었다. LEAP의 수렴시간이 다소 긴 이유는 제안된 가우시안 가중모델이 프로젝션 데이터에

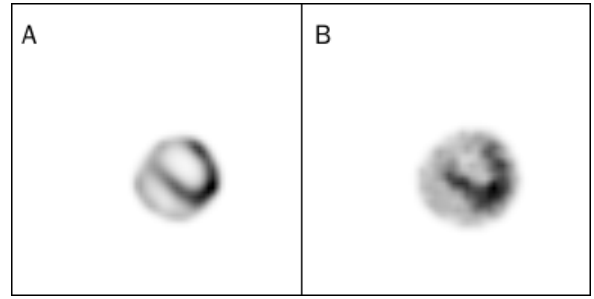


Fig. 9. Anecdotal comparison of transaxial sections through reconstructed image volumes with the same counts. (A) LEAP with Gaussian weighted fan beam model (B) LEHR with parallel beam model

regularization¹²⁾ 효과를 유발함으로써 수렴속도를 더디게 하기 때문이다. 그러나 이로 인하여 ML-EM의 고질적 문제인 ill-posed 문제⁹⁾를 해결해 줄 수 있고, 컴퓨터 기술의 눈부신 발전으로 반복적 영상재구성의 속도 지연문제가 많이 해결되었으므로 큰 문제로 간주 되지는 않을 것으로 사료된다.

Fig. 9는 두 방법으로 같은 카운트 만큼 획득된 사이노그램에 대하여 재구성된 영상을 보여준다. 획득된 카운트는 200,000였으며 LEHR과 LEAP의 사이노그램에 대하여 각각 20과 40의 반복횟수로 재구성을 수행하였다. LEAP 경우(Fig. 9(a))가 LEHR(Fig. 9(b))보다 화질이 우수함을 알 수 있었다.

IV. 결 론

SPECT 영상기기에서 구경이 넓은 고민감도 콜리메이터는 단위시간에 많은 정보를 획득할 수 있는 반면 해상도의 저하를 일으키는 단점을 가지고 있다. 본 연구에서는 반복적 영상재구성에서 이를 극복할 수 있는 방법으로 팬빔 기반의 가우시안 가중 모델을 개발하였다. 먼저 넓은 구경으로 인한 비스듬한 입사각의 광자들을 팬빔으로 모델링 하였고 입사각과 거리에 따른 가중치를 하나의 가우시안 함수로 정의하였다. 본 연구의 결과는 제안된 방법이 효과적으로 손상된 해상도를 복원할 수 있음을 보여주며 반복 횟수가 거듭될수록 팬빔 기반 모델보다 더 높은 해상도 향상을 가져올 수 있음을 보여주었다. 본 연구의 결과를 발전시켜 활용한다면 향후 고가의 생산성 향상 제품을 대체할 수 있는 저가의 고성능 영상재구성 방법의 개발을 가능하게 할 것으로 기대되며 향후 반도체 검출기를 위한 픽셀형 콜리메이터에 활용될 것으로 기대된다.

참고 문헌

1. E. Gordon DePuey : New software methods to cope with reduced counting statistics : shorter SPECT acquisitions and many more possibilities, *Journal of Nuclear Cardiology*, Vol. 16, No. 3, p.336, May 2009
2. <http://www.medical.siemens.com>, Siemens IQ SPECT brochure, Siemens Medical Solutions website.
3. Hans Vija, Ph.D., James Chapman, Ph.D., and Manjit Ray, Ph.D. : IQ·SPECT Technology, Siemens Medical Solutions USA, Inc., 2008
4. G. L. Zeng, G. T. Gullberg, B. M. W. Tsui and J. A. Terry : Three-dimensional Iterative Reconstruction Algorithms with Attenuation and Geometric Point Response Correction, *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Vol. 38, No. 2, April 1991
5. Bruno De Man and Samit Basu : Distance-driven Projection and Backprojection in Three dimensions, *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 49, pp.2463-2475, 2004
6. Vladimir Y. Panin, Frank Kehren, Christian Michel, and Michael Casey: Fully 3-D PET Reconstruction With System Matrix Derived From Point Source Measurements, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 25, No. 7, pp.907-921, July 2006.
7. Santin, G, Strul, D, Lazaro, D, Simon, L, Krieguer, M, Martins, M.V, Breton, V, Morel, C. : GATE : a Geant4-based simulation platform for PET and SPECT integrating movement and time management, *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Volume 50, Issue 5, pp.1516-1521, Oct. 2003
8. Segars, W.P., D. S. Lalush, and B. M. W. Tsui : A realistic spline-based dynamic heart phantom, *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Vol. 46, No. 3, pp.503-506, 1999
9. Robert M. Lewitt and Samuel Matej : Overview of Methods for Image Reconstruction From Projections in Emission Computed Tomography, *IEEE*, Vol. 91, No. 10, October 2003
10. L. A. Shepp and Y. Vardi : Maximum Likelihood Reconstruction for Emission Tomography, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. MI-1, No. 2, October 1982
11. Simon Cherry, James Sorenson, Michael Phelps : *Physics in Nuclear Medicine*, 3rd Ed., W. B. Saunders Company, 2003
12. Jinyi Qi, Richard M. Leahy : Resolution and noise properties of MAP reconstruction for fully 3D PET, *IEEE Trans. Med. Imaging* vol. 19 No. 5, pp.493-506, 2000

• Abstract

A System Model of Iterative Image Reconstruction for High Sensitivity Collimator in SPECT

Seungbin Bae¹⁾ · Hakjae Lee¹⁾ · Youngkwon Kim^{1,2)} · You-Hyun Kim¹⁾ · Kisung Lee¹⁾ · Jinhun Joung^{1,2)}

¹⁾*Dept. of Radiologic Science Korea University*

²⁾*NuCare Medical Systems Inc.*

Low energy high resolution (LEHR) collimator is the most widely used collimator in SPECT imaging. LEHR has an advantage in terms of image resolution but has a difficulty in acquiring high sensitivity due to the narrow hole size and long septa height. Throughput in SPECT can be improved by increasing counts per second with the use of high sensitivity collimators. The purpose of this study is to develop a system model in iterative image reconstruction to recover the resolution degradation caused by high sensitivity collimators with bigger hole size.

We used fan-beam model instead of parallel-beam model for calculation of detection probabilities to accurately model the high sensitivity collimator with wider holes. In addition the weight factors were calculated and applied onto the probabilities as a function of incident angle of incoming photons and distance from source to the collimator surface.

The proposed system model resulted in the equivalent performance with the same counts (i.e. in shortened acquisition time) and improved image quality in the same acquisition time. The proposed method can be effectively applied for resolution improvement of pixel collimator of next generation solid state detectors.

Key Words : image reconstruction, system model, collimator, high sensitivity, SPECT