

## 3D OSEM 재구성 법에서 반복연산(Iteration) 횟수와 부분집합(Subset) 개수 변경에 따른 영상의 질 평가

서울아산병원 핵의학과

김동석 · 김성환 · 심동오 · 유희재

### The Evaluation of Reconstructed Images in 3D OSEM According to Iteration and Subset Number

Dong Seok Kim, Hee Jae Yoo, Dong Oh Shim and Seong hwan Kim

Department of Nuclear Medicine, Seoul ASAN Medical Center, Seoul, Korea

**Purpose:** Presently in the nuclear medicine field, the high-speed image reconstruction algorithm like the OSEM algorithm is widely used as the alternative of the filtered back projection method due to the rapid development and application of the digital computer. There is no to relate and if it applies the optimal parameter be clearly determined. In this research, the quality change of the Jaszczak phantom experiment and brain SPECT patient data according to the iteration times and subset number change try to be been put through and analyzed in 3D OSEM reconstruction method of applying 3D beam modeling. **Materials and Methods:** Patient data from august, 2010 studied and analyzed against 5 patients implementing the brain SPECT until september, 2010 in the nuclear medicine department of ASAN medical center. The phantom image used the mixed Jaszczak phantom equally and obtained the water and  $^{99m}\text{Tc}$  (500 MBq) in the dual head gamma camera Symbia T2 of Siemens. When reconstructing each image altogether with patient data and phantom data, we changed iteration number as 1, 4, 8, 12, 24 and 30 times and subset number as 2, 4, 8, 16 and 32 times. We reconstructed in reconstructed each image, the variation coefficient for guessing about noise of images and image contrast, FWHM were produced and compared. **Results:** In patients and phantom experiment data, a contrast and spatial resolution of an image showed the tendency to increase linearly altogether according to the increment of the iteration times and subset number but the variation coefficient did not show the tendency to be improved according to the increase of two parameters. In the comparison according to the scan time, the image contrast and FWHM showed altogether the result of being linearly improved according to the iteration times and subset number increase in projection per 10, 20 and 30 second image but the variation coefficient did not show the tendency to be improved. **Conclusion:** The linear relationship of the image contrast improved in 3D OSEM reconstruction method image of applying 3D beam modeling through this experiment like the existing 1D and 2D OSEM reconfiguration method according to the iteration times and subset number increase could be confirmed. However, this is simple phantom experiment and the result of obtaining by the some patients limited range and the various variables can be existed. So for generalizing this based on this results of this experiment, there is the excessiveness and the evaluation about 3D OSEM reconfiguration method should be additionally made through experiments after this. (Korean J Nucl Med Technol 2011;15(1):17-24)

**Key Words :** 3D OSEM, Iterative reconstruction, SPECT

## 서 론

- Received: December 29, 2010. Accepted: March 7, 2011
- Corresponding author: Dong Seok Kim  
Department of Nuclear Medicine, Asan Medical Center, 388-1 Pungnap 2-dong, Song pa gu, Seoul, 138-736, Korea  
Tel: +82-2-3010-4601, Fax: +82-2-3010-5429  
E-mail: nosurprise1@amc.seoul.kr

반복재구성법(Iterative reconstruction)은 1980년대에 최대 우도기대값 최대화(Maximum likelihood-expectation maximization, ML-EM) 알고리즘과 함께 양전자 단층 촬영(Positron Emission Tomography, PET)영상에 처음으로 소개되었다.<sup>1,2)</sup>

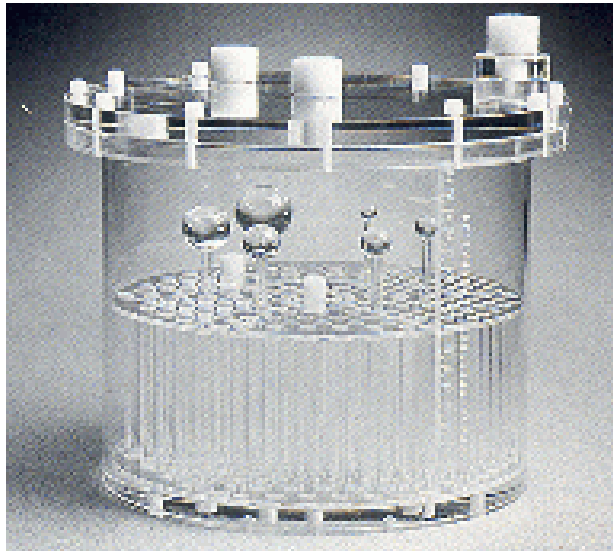


Fig. 1. Jaszczak phantom

당시에는 느린 전환과 부적절한 컴퓨터 수행 능력으로 널리 사용되지 못하였지만 디지털 컴퓨터의 급속한 발전 및 응용 덕분에 현재는 여과 후 역투사(Filtered back projection, FBP)법의 대용으로 OSEM (Ordered-subsets expectation maximization) 알고리즘과 같은 고속 영상 재구성 알고리즘이 널리 이용되고 있다.<sup>3-5)</sup> OSEM 알고리즘은 사이노그램(sinogram)의 화소 값을 각도에 따라 분할하여 투사하고, 투사한 데이터를 역투사하여 영상을 재구성하며 각도를 분할한 수와 정해진 횟수만큼 반복 계산한다. 영상 재구성 속도를 향상시키기 위해 투사 데이터로부터 역투사하여 영상을 재구성하고, 재구성한 영상을 다음에 분할된 다른 투사 데이터에서 초기 영상으로 사용하여 영상을 재구성하는 방식이다.<sup>6,7)</sup> 또한, 재구성하는 동안 거리에 따른 흐림(blurring)을 모델링(modeling)하여 해상력 보정이 이루어진다.<sup>8)</sup>

OSEM 알고리즘은 기존의 FBP와 ML-EM 알고리즘과 비교하여 우수한 성능을 보여주었고,<sup>8-11)</sup> OSEM 재구성 법에 대한 성능 평가는 부분집합(subset) 개수와 반복연산(iteration) 횟수, 재구성 후 노이즈 감소 정도 변화 등 여러 파라미터 변경을 통해 지금까지 수 많은 연구들에서 이루어져 왔다.<sup>12-16)</sup> 하지만 영상 재구성 시, 어떠한 파라미터가 OSEM 알고리즘에 적용될 지에 관해서 명확하게 정해진 것은 없다. OSEM 알고리즘에서 영상의 대조도는 Iteration 횟수에 따라 향상되지만, 영상 잡음(Image noise) 또한 재구성 횟수에 따라 증가하고 이러한 정반대의 파라미터의 균형은 일반적으로 언제까지 반복적 프로세스를 지속할 지 검사자의 선택으로 남았다. 또한 적절한 iteration 횟수의 선택

은 각기 다른 임상적 상황과, 관심 영역(Regions of Interest, ROI), 병소의 크기와 국소 방사능 정도, 잡음 수준(Noise level) 등에 의하여 결정된다.<sup>17)</sup> 최근에 소개된 3D OSEM 알고리즘은 기존의 2D OSEM 알고리즘에 비해 더욱 안정화된 알고리즘으로 iteration 횟수를 2D OSEM 알고리즘에 비해 두 배까지 적용가능 하다고 알려져 있다.<sup>18)</sup>

본 논문에서는 3D OSEM 알고리즘(Flash3D, Siemens Medical Solutions, Erlangen, Germany)을 적용한 영상에서 iteration 횟수와 subset 개수 증가가 영상에 미치는 영향을 Jaszczak 팬텀(Deluxe ECT data spectrum Corporation, Chapel Hill, USA) 실험을 통해 알아보고 또한 실제 환자 데이터 분석을 통해 팬텀 실험의 결과가 실제 환자 데이터 분석과 일치한 지 확인해 보았다.

## 실험재료 및 방법

### 1. 대상

환자 데이터는 2010년 8월부터 2010년 9월까지 서울아산 병원 핵의학과를 내원한 Brain SPECT 환자 5명을 대상으로 영상을 획득하였다. 팬텀 영상은 SPECT 영상에서 대조도와 공간해상력을 평가하기 위해 <sup>99m</sup>Tc (500 MBq)과 물을 혼합한 Jaszczak 팬텀을 이용하여 획득하였다. 팬텀 삽입물은 6개의 고체 Sphere(직경: 9.5, 12.7, 15.9, 19.1, 25.4, 31.8 mm)와 cold rod 삽입물(직경: 4.8, 6.4, 7.9, 9.5, 11.1, 12.7 mm), capillary line sources(내경: < 1 mm)로 구성되어 있다(Fig. 1).

### 2. 방법

Brain SPECT 영상은 <sup>99m</sup>Tc-ECD 740 MBq를 투여한 환자 5명을 대상으로 저 에너지 고해상력(low-energy high-resolution, LEHR) 콜리메이터를 장착한 이중 헤드 감마카메라(Symbia T2, Siemens Medical Systems, Inc, USA)를 사용하여 획득하였다. 영상 획득 파라미터는 128 X 128 matrix, Zoom factor 1.0, Step and shoot 방식으로 Projection 당 20초로 총 64 Projection의 영상을 얻었다. 에너지 창 설정은 140 KeV를 중심으로  $\pm 15\%$ 로 하였다

팬텀 영상은 LEHR 콜리메이터를 장착한 이중 헤드 감마카메라(Symbia T2, Siemens Medical Systems, Inc, USA)를 사용하여 획득하였다. 영상획득 파라미터는 128 X 128 matrix, Zoom factor 1.0, Step and shoot 방식으로 투사영상



Fig. 2. Symbia T2 with low energy high-resolution parallel collimator (Siemens Medical Solution USA, Inc.).

당 10초, 20초, 30초로 총 128 Projection의 영상을 얻었다. Projection 당 스캔 시간은 서로 다른 영상 잡음 정도를 나타내기 위해 다르게 설정하였다. 에너지 창 설정은 140 KeV를 중심으로  $\pm 15\%$ 로 하였다.

획득된 영상은 Brain SPECT 영상과 팬텀 영상 모두 Syngo MI applications 2008A (Siemens medical systems, Inc, USA)를 이용하여 분석하였다. 재구성 알고리즘은 3D beam modeling과 선택적 감쇠 보정을 이용한 Flash 3D법을 사용하였다. 영상의 재구성은 Subset 2, 4, 8, 16, 32개의 범위와 Iteration 1, 4, 8, 12, 24, 48회의 범위 내에서 재구성하였다. Linear attenuation coefficient는  $0.15 \text{ cm}^{-1}$ 에 고정하였고, Gaussian 3D post reconstruction filter가 사용되었다.

### 3. 영상 분석

본 실험에서 얻어진 Jaszczak 팬텀 데이터는 National Electrical Manufacturers Association (NEMA) 가이드 라인의 SPECT 영상의 정도 관리 방법을 참고로 분석하였다. 영상의 분석은 다음의 공식에 따라 이루어졌다.<sup>19)</sup>

#### 영상 대조도 (Contrast)

영상 대조도 C는 다음과 같은 공식으로 정의된다.

$$C = \left| \frac{S - B}{B} \right|$$

팬텀 실험 영상에서 S는 재구성된 Cold Sphere 슬라이스에서 Cold Sphere에 ROI를 설정하고 이의 평균 픽셀 값을 나타낸다. B는 배후방사능으로 팬텀 영상의 균등한 카운트 값을 보이는 영역에 ROI를 설정하여 구하였다.

Brain SPECT 영상에서 S는 팬텀 영상과 마찬가지로 재구성된 슬라이스에서 설정된 ROI의 평균 픽셀값을 나타낸다. B는 S와 같은 크기로 원형 ROI 안의 평균 픽셀값을 나타낸다.

#### 영상 잡음(Image noise)

영상 잡음 정도를 가늠하기 위한 변이계수(Variation coefficient, VC)는 다음과 같은 공식으로 구해졌다.

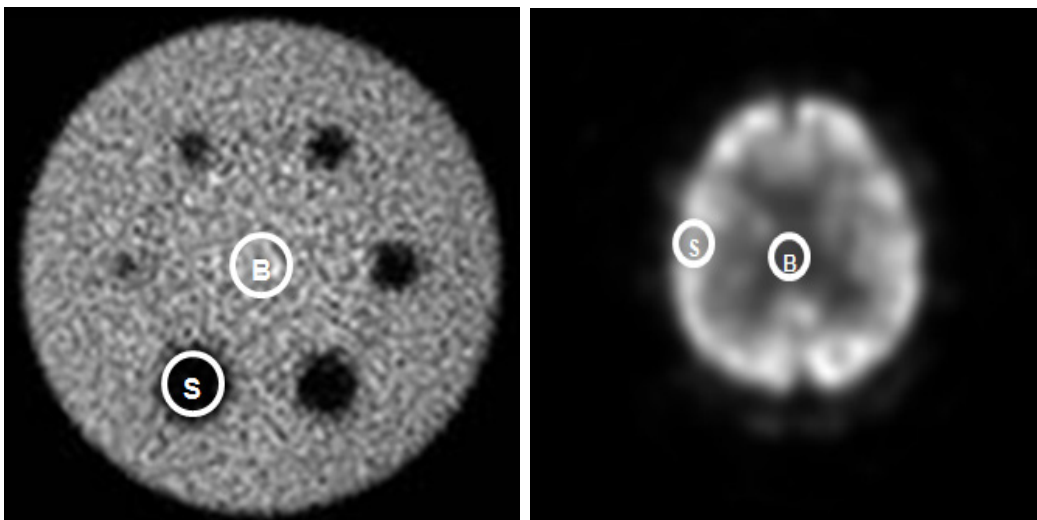


Fig. 3. The reconstructed phantom image and the brain SPECT Image in which the ROI B and ROI S are set. (S) Average pixel value in the ROI. (B) The background B was defined as the average pixel value in a circular ROI.

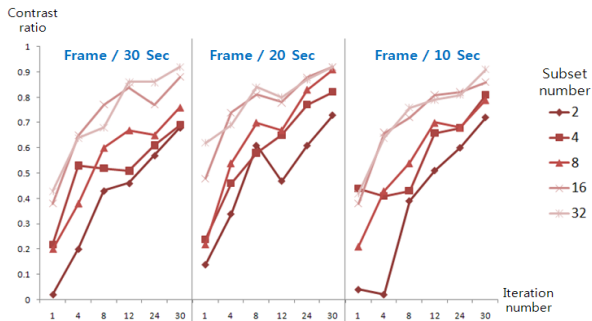


Fig. 4. This graph shows linear relationship between iteration number and contrast ratio at different number of subsets in Jaszczak phantom experiment data.

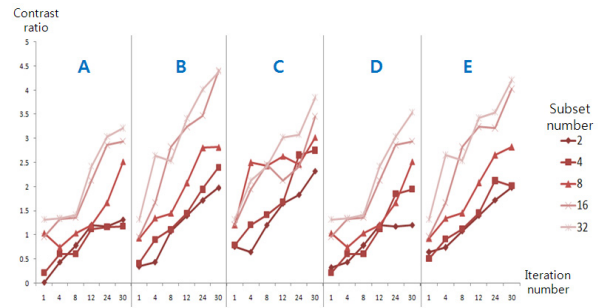


Fig. 5. This graph shows linear relationship between iteration number and contrast ratio at different number of subsets in brain SPECT Data.

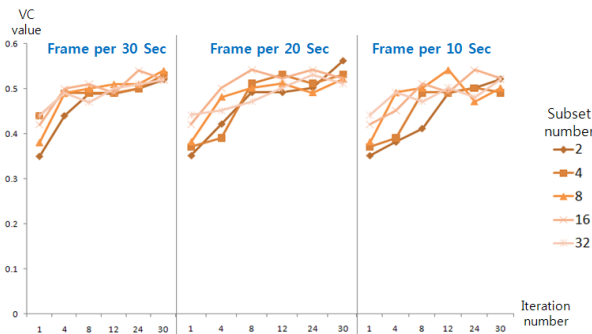


Fig. 6. This graph shows the variation coefficient value according to iteration number and subset number change in Jaszczak phantom experiment data.

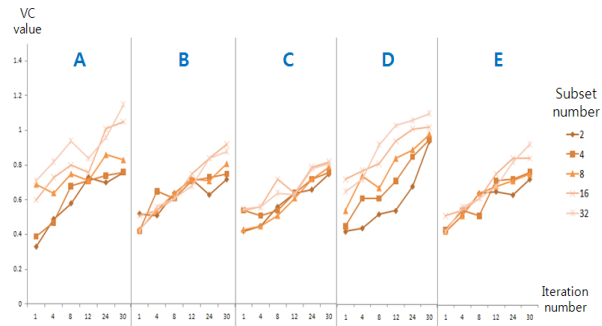


Fig. 7. This graph shows the variation coefficient value according to iteration number and subset number change in brain SPECT data.

$$VC = \frac{\sigma}{M}$$

변이계수는 Jaszczak 팬텀과 Brain SPECT 영상에서 육안으로 판단 시 구조물의 윤곽이 명확한 횡측 단층 슬라이스로부터 얻어졌고 이 후 영상 분석은 모두 같은 슬라이스에서 이루어졌다. 변이계수 공식에서  $\sigma$  는 평균 픽셀 값의 표준편차를 나타내고  $M$ 은 평균 픽셀 값을 나타낸다.

### 공간 해상력

팬텀 실험 영상에서 공간 해상력 평가를 위해 재구성된 Cold Sphere 슬라이스에서 25.4 mm와 31.8 mm Cold sphere 사이에 Line ROI를 설정하여 FWHM을 산출하였다. Brain SPECT 데이터는 White matter 부근에 Line ROI를 설정하여 FWHM을 산출하였다. 팬텀 실험 결과와 Brain SPECT 데이터 모두 Syngo MI application software의 Series FWHM Proc workflow를 이용하여 산출하였다.

## 결과 및 고찰

Fig. 4와 Fig. 5는 Jaszczak 팬텀 실험과 Brain SPECT 환자 데이터를 분석한 그래프로 iteration 횟수와 subset 개수 증가에 따른 영상 대조도의 변화를 나타내고 있다. 그래프에서 나타나듯이 같은 개수의 subset에서 iteration과 영상 대조도 사이에 선형적 관계가 나타남을 확인할 수 있었다. Jaszczak 팬텀 실험 결과에서 Projection 당 스캔 시간 차이로 인한 영상 대조도의 선형적 관계에는 큰 변화가 없었다.

Fig. 6과 Fig. 7은 iteration 횟수와 subset 개수 증가에 따른 변이계수의 변화를 나타낸 그래프이다. 영상 대조도를 비교한 그래프와 마찬가지로 같은 개수의 subset에서 iteration과 변이계수 사이에 선형적 관계가 나타남을 확인할 수 있었다. 이러한 선형적 관계는 Jaszczak 팬텀 실험과 Brain SPECT 데이터 분석 결과 모두에서 확인할 수 있었다. iteration 횟수와 subset 개수 증가에 따른 영상 잡음의 증가는 이미 시행된 여러 실험들을 통해 예상할 수 있는 결과였고, Fig. 6과 Fig.

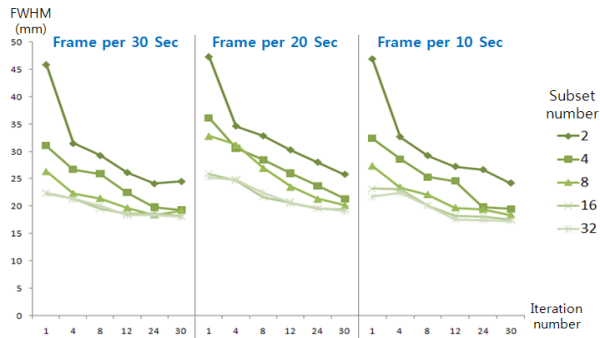


Fig. 8. This graph shows FWHM change according to iteration number and subset number change in Jaszczak phantom experiment data.

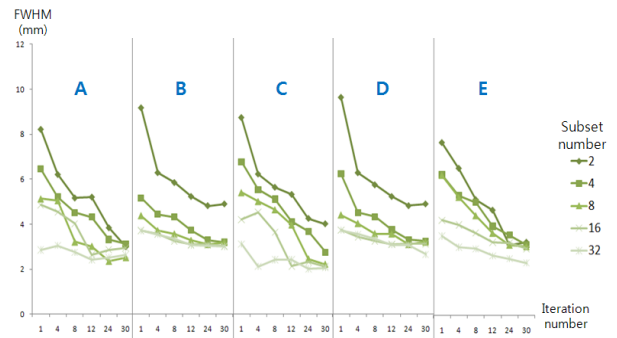


Fig. 9. This graph shows FWHM change according to iteration number and subset number change in brain SPECT data.

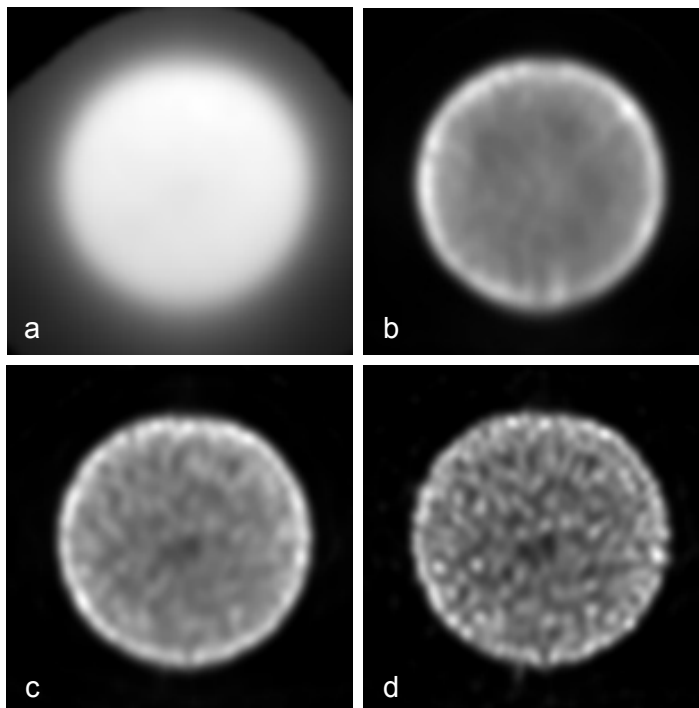


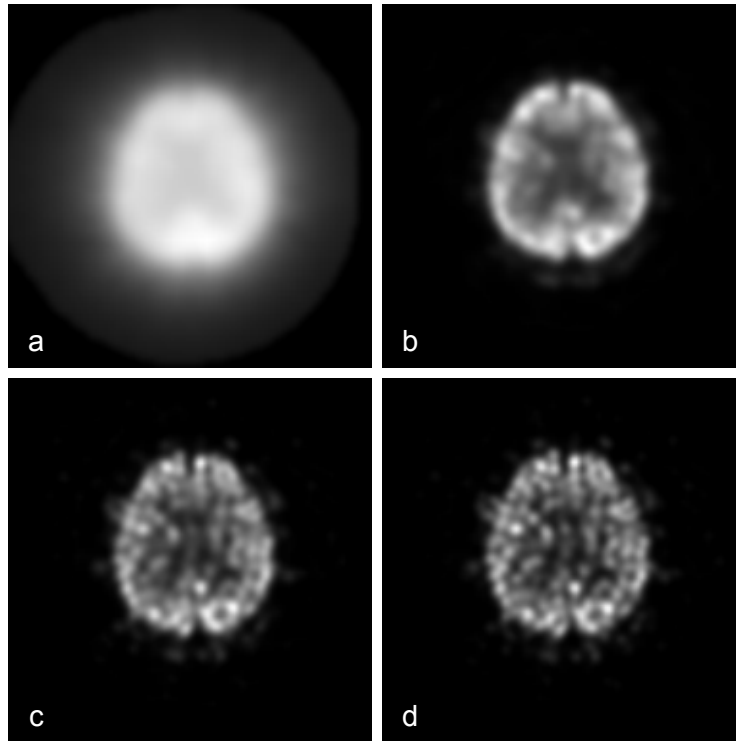
Fig. 10. Reconstructed axial images of Jaszczak phantom; (a): subset =2, iteration = 1, (b): subset = 8, iteration = 8, (c): subset = 16, iteration = 24, (d): subset = 32, iteration = 30.

7은 OSEM 이론에 따라서 iteration 횟수와 subset 개수가 증가가 노이즈에 미치는 영향이 부가적임을 명확히 보여준다.<sup>17)</sup>

다음은 iteration 횟수 증가와 subset 개수 증가에 따른 공간 해상력의 변화를 나타낸 그래프이다(Fig 8, 9). 공간 해상력은 FWHM으로 비교하였으며 두 파라미터의 증가에 따라 팬텀 실험과 Brain SPECT 데이터 모두에서 향상됨을 나타내고 있다. Jaszczak 팬텀 실험 결과에서 Projection 당 스캔 시간 차이로 인한 공간 해상력의 선형적 관계에는 큰 변화가 없었다. 이러한 결과는 이미 예상된 것으로, SPECT 영상의

공간 해상력은 영상 잡음 수준 보다는 사용한 콜리메이터의 특성에 주로 좌우 되기 때문이다.<sup>17)</sup>

본 실험에서 OSEM 재구성 법에 대한 평가는 오로지 iteration 횟수와 subset 개수 변화에 따른 영상 평가에만 초점을 두었다. 픽셀의 크기와 Post reconstruction filter 등 그 밖의 다른 파라미터는 Brain SPECT 영상 파라미터에 맞춰 조정하지 않았다. 영상 대조도와 변이계수, FWHM을 이용하여 실험결과를 비교해 본 결과 Subset 2, 4, 8, 16, 32 개의 범위와 Iteration 1, 4, 8, 12, 24, 48 회의 범위 내의 재구성된



**Fig. 11.** Reconstructed axial images of brain SPECT; (a): subset =2, iteration = 1, (b): subset = 8, iteration = 8, (c): subset = 16, iteration = 24, (d): subset = 32, iteration = 30.

영상에서 Iteration 횟수와 Subset 개수 증가에 따른 포화 (Saturation) 효과는 일어나지 않았다. 실험에 적용한 Iteration 횟수와 Subset 개수는 현재 본원에서 영상 재구성 시 적용 가능한 범위로 그 수가 증가함에 따라 영상 잡음의 증가 뿐만 아니라 영상 재구성 시간 또한 증가하여 일정 범위 이상에서는 영상 재구성 시간이 지나치게 오래 소요되어 실제 임상에서는 제한된 경우에만 적용이 가능할 것으로 사료된다. 실험을 진행하면서 한계점으로는 영상의 평가가 지나치게 컴퓨터를 이용한 정량평가에만 국한되어 관찰자를 통한 육안 평가가 없었다는 점이다. 또한 실험에 사용한 Jaszczak 팬텀이 인체의 미묘한 변화를 모두 표현하는 데 어려움이 있었고, 제한된 수의 실험과 조건으로만 결과가 도출되었다는 점 또한 부족한 부분이었다.

다음은 팬텀 실험과 Brain SPECT 데이터를 각기 서로 다른 조건의 iteration 횟수와 subset 개수를 적용하여 재구성한 영상이다(Fig. 10, 11).

## 결 론

본 실험을 통해 3D beam modeling을 적용한 OSEM 재구

성 법으로 영상 재구성 시 Iteration 횟수와 Subset 개수의 변화가 영상에 미치는 영향을 평가해 보았다. 실험의 중요한 발견점으로 3D OSEM 재구성 법 영상에서도 기존의 1D와 2D OSEM 재구성 법과 같이 Iteration 횟수와 Subset 개수 증가에 따라 향상하는 영상 대조도와 공간 해상력의 선형적 관계를 확인할 수 있었다. 하지만 주의해야 할 점으로 본 실험의 결과는 제한된 조건에서 한정된 실험 수를 바탕으로 얻어진 것으로, 실제 임상에서는 실험에 사용되었던 Jaszczak 팬텀보다 구조적으로 복잡한 대상과 다양한 변수들이 존재하기 때문에 본 실험의 결과를 성급히 일반화하기에는 무리가 있다. 그럼에도 불구하고 차후 실험들을 통해 본 실험에서의 한계점 등을 좀 더 보완하여 3D OSEM과 같은 새로운 영상 재구성 법에 대해 좀 더 연구할 필요성이 있다고 사료된다.

## 요 약

현재 핵의학 분야에서는 디지털 컴퓨터의 급속한 발전 및 응용으로 인해 FBP 법의 대용으로 OSEM 알고리즘과 같은 고속 영상 재구성 알고리즘이 널리 이용되고 있다. 그 동안



여러 연구에서 파라미터 변경에 따른 OSEM 재구성 영상 질 변화에 대한 평가가 이루어져 왔으나, 어떠한 파라미터를 적용할 지에 관해서는 명확하게 정해진 것은 없다. 본 연구에서는 3D beam modeling을 적용한 3D OSEM 재구성 법에서 iteration 횟수와 subset 개수 변경에 따른 영상의 질 변화를 팬텀 실험과 환자 데이터를 통해 확인하고자 한다. 환자 데이터는 2010년 8월부터 9월까지 본원 핵의학과에서 Brain SPECT를 시행한 환자 5명을 대상으로 연구 분석하였다. 영상은 물과  $^{99m}\text{Tc}$  (500 MBq)을 균등하게 혼합한 Jaszczak 팬텀을 이용하여 Siemens사의 이중 헤드 감마 카메라 Symbia T2에서 획득하였다. 환자 데이터는 영상 재구성 시 환자 데이터와 팬텀 데이터 모두 iteration 횟수는 1, 4, 8, 12, 24, 48 회, subset 개수는 2, 4, 8, 16, 32개로 변화를 주며 각각의 영상을 재구성하였다. 재구성된 각각의 영상에서 대조도와 영상의 잡음 정도를 가늠하기 위한 변이계수, FWHM을 산출하여 비교하였다. 팬텀 데이터와 환자 데이터에서 영상의 대조도와 공간해상력은 iteration 횟수와 subset 개수의 증가에 따라 모두 선형적으로 증가하는 경향을 나타냈으나 변이계수는 두 파라미터의 증가에 따라 향상되는 경향을 보이지 않았다. Projection 시간에 따른 비교에서도 Projection 당 10초, 20초, 30초 영상에서 모두 영상 대조도와 FWHM은 iteration 횟수와 subset 개수 증가에 따라 선형적으로 향상되는 결과를 나타냈으나 변이계수는 향상되는 경향을 보이지 않았다. 본 실험을 통해 3D beam modeling을 적용한 3D OSEM 재구성 법 영상에서도 기존의 1D와 2D OSEM 재구성 법과 같이 iteration 횟수와 부분집합 개수 증가에 따라 향상하는 영상 대조도의 선형적 관계를 확인할 수 있었다. 하지만 이는 단순한 팬텀 실험과 일부 환자 데이터 만으로 얻은 결과이고, 실제 임상에서는 보다 구조적으로 복잡한 대상과 다양한 변수들이 존재 가능하기 때문에 본 실험의 데이터만을 바탕으로 이를 일반화하기에는 무리가 있으며 차후 실험들을 통해 3D OSEM 재구성 법에 대한 평가가 추가로 이루어져야 할 것이다.

## REFERENCES

1. L.A. Shepp and Y. Vardi, "Maximum likelihood reconstruction for emission tomography", IEEE Trans. Med. *Imaging* vol.1, No.2, 113-122. 1982.
2. H.M. Hudson, R.S. Larkin, "Accelerated image reconstruction from emission tomography data using subsets of projection data", IEEE Trans. Med. *Imaging* vol.13, No.4, 601-609, 1994.
3. Enghs RJ. SPECT: Single-Photon Emission computed Tomography- A Primer. Reston, VA: *Society of Nuclear Medicine* 1995:23-33.
4. Saha GB. Physics and Radiobiology in Nuclear Medicine. New York, NY: Springer-Verlag; 2001:141-165.
5. Tsui BMW, Frey EC. Analytic reconstruction methods in emission computed tomography. In: Zaidi H, ed. Quantitative Analysis in Nuclear Medicine Imaging. New York, NY: Springer Science+Business Media; 2006:82-106.
6. 고창순, 핵의학. 제 3판. 고려의학; 2008. p.62-63.
7. 임기천, 최용, 김준영, 김종호, 김상은, 최연성, 박장춘, 김병태. 기대값 최대화 단층영상 재구성방법 개발. *대한핵의학회지* 1998;1998;556-1.
8. Vija AH, Hawman EG, Engdahl JC. Analysis of SPECT OSEM reconstruction method with 3D beam modeling and optional attenuation correction: Phantom studies. IEEE Nuclear Science Symposium, Medical Imaging Conference, Portland, USA, 19.-25.10.2003, Conference Record, 2662-2666, ISBN: 0-7803-8257-0.
9. Lappi S, Lazzari S, Sarti G, et al. Assessment of geometrical distortion and activity distribution after attenuation correction: a SPECT phantom study. *J Nucl Cardiol* 2002;9:508-514.
10. Tsui BMW, Zhao XD, Frey EC, et al. Characteristics of Reconstructed Point Response in Three-Dimensional Spatially Variant Detector Response Compensation in SPECT. Computational Imaging and Vision. In: Grangeat P, Amans JL, eds. Three Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine, Vol. 4. BostonL Kluwer Academic Publishers, 1996: 149-161.
11. Yokoi T, Shinohara H, Onishi H. Performance evaluation of OSEM reconstruction algorithm incorporating three dimensional distance-dependent resolution compensation for brain SPECT: a simulation study. *Ann Nucl Med* 2002;16:11-18.
12. Blocklet D, Seret A, Popa N, Schoutens A. Maximum-likelihood reconstruction with ordered subsets in bone SPECT. *J Nucl Med* 1999; 40: 1978-1984.
13. Case JA, Licho R, King MA, Weaver JP. Bone SPECT of the spine: a comparison of attenuation correction techniques. *J Nucl Med* 199;40:604-613.
14. Kauppinen T, Koskinen Mo, Alenius S, Vanninen E, Kuikka JT. Improvement of brain perfusion SPECT using iterative reconstruction with scaater and non-uniform attenuation correction. *Eur J Nucl Med* 2000;27:1380-1386.
15. Vanhove C, Defrise M, Franken PR, Everaert H, Deconinck F, Bossuyt A. Interest of the ordered subsets expectation maximization (OS-EM) algorithm in pinhole single-photon emission tomography reconstruction: a phantom study. *Eur J Nucl Med* 2000;27:140-146.
16. Wells GR, King MA, Simkin PH, Judy PF, Brill AB, Gifford HC, et al. Comparing filtered backprojection and ordered subsets expectation maximization for small-lesions detection and localization in  $^{67}\text{Ga}$  SPECT. *J Nucl Med* 2000; 41: 1391-1399.
17. M. Brambilla, B. Cannillo, M. Dominietto, L. Leva, C. Secco and E. Inglese, "Characterization of ordered-subsets expectation maximization with 3D post-reconstruction Gauss filtering and comparison with filtered backprojection in  $^{99m}\text{Tc}$  SPECT", *Annals of Nuclear Medicine*, 19(2), pp:75-82, 2005.
18. E. Hawman, A. Hans Vija, R. Daffach, M. Ray. Flash 3D<sup>TM</sup>

Technology optimizing SPECT quality and accuracy, 2008, Siemens Medical Solutions: USA. <http://www.SiemensMedical.com/nuclear>.  
19. NEMA NU-1 2001: Performance measurements of scintillation

cameras. National Eletrical Manufacturers Association, 1300 North 17th Street, Suite 1752, Rosslyn, Virginia, USA. <http://www.nema.org/stds/nu1.cfm>