

Original Article

## PET/CT 2D와 3D 영상 획득에서 방사능 집적에 따른 방사능 농도의 평가

삼성서울병원 핵의학과

박선명 · 홍건철 · 이 혁 · 김 기 · 최춘기 · 석재동

### Evaluation of Radioactivity Concentration According to Radioactivity Uptake on Image Acquisition of PET/CT 2D and 3D

Sun Myung Park, Gun Chul Hong, Hyuk Lee, Ki Kim, Choon Ki Choi and Jae Dong Seok

Department of Nuclear Medicine, Samsung Medical Center

**Purpose:** There has been recent interest in the radioactivity uptake and image acquisition of radioactivity concentration. The degree of uptake is strongly affected by many factors containing  $^{18}\text{F}$ -FDG injection volume, tumor size and the density of blood glucose. Therefore, we investigated how radioactivity uptake in target influences 2D or 3D image analysis and elucidate radioactivity concentration that mediate this effect. This study will show the relationship between the radioactivity uptake and 2D,3D image acquisition on radioactivity concentration. **Materials and Methods:** We got image with 2D and 3D using 1994 NEMA PET phantom and GE Discovery(GE, U.S.A) STe 16 PET/CT setting the ratio of background and hot sphere's radioactivity concentration as being a standard of 1:2, 1:4, 1:8, 1:10, 1:20, and 1:30 respectively. And we set 10 minutes for CT attenuation correction and acquisition time. For the reconstruction method, we applied iteration method with twice of the iterative and twenty times subset to both 2D and 3D respectively. For analyzing the images, We set the same ROI at the center of hot sphere and the background radioactivity. We measured the radioactivity count of each part of hot sphere and background, and it was comparative analyzed. **Results:** The ratio of hot sphere's radioactivity density and the background radioactivity with setting ROI was 1:1.93, 1:3.86, 1:7.79, 1:8.04, 1:18.72, and 1:26.90 in 2D, and 1:1.95, 1:3.71, 1:7.10, 1:7.49, 1:15.10, and 1:23.24 in 3D. The differences of percentage were 3.50%, 3.47%, 8.12%, 8.02%, 10.58%, and 11.06% in 2D, the minimum differentiation was 3.47%, and the maximum one was 11.06%. In 3D, the difference of percentage was 3.66%, 4.80%, 8.38%, 23.92%, 23.86%, and 22.69%. **Conclusion:** The difference of accumulated concentrations is significantly increased following enhancement of radioactivity concentration. The change of radioactivity density in 2D image is affected by less than 3D. For those reasons, when patient is examined as follow up scan with changing the acquisition mode, scan should be conducted considering those things may affect to the quantitative analysis result and take into account these differences at reading. (Korean J Nucl Med Technol 2010;14(1):111-114)

**Key Words :** Image acquisition, Radioactivity concentration (kBq/mL), % Difference

## 서 론

양전자 방출 단층촬영은 세포의 생화학적 변화에 따른 방

사성의약품의 집적 정도를 영상화함으로써 암을 조기에 진단할 수 있는 검사방법으로 알려져 있다. 이러한 집적 정도는 여러 가지 원인에 따라 발생될 수 있는 것으로  $^{18}\text{F}$ -FDG 주사량, 종양의 크기, 혈중 포도당 농도, 촬영시간, 운동 등이 있다. 이것은 정량분석에 영향을 미치는 요인으로 PET 장비의 영상획득모드로의 큰 변화로 발생된다. 따라서 질병의 진단, 예후판정, 치료반응평가, 치료방침 설정 등 유용하게 이용되기 위해서는 정확한 정량분석이 이뤄져야 하며 이를 위

- Received: January 6, 2010. Accepted: January 29, 2010.
- Corresponding author: **Sun Myung Park**  
Department of Nuclear Medicine, Samsung Seoul Hospital,  
Ilwon-dong, Kangnam-gu, Seoul, 135-710, Korea  
Tel: +82-2-3410-6288, Fax: +82-2-3410-6284  
E-mail: simam.park@samsung.com

해서는 정량분석에 영향을 미칠 수 있는 요인들의 원인이 평가가 되어 있어야 한다. 특히 획득 방법에서 2D와 3D에 따라 정량분석의 차이가 발생하는 원리적인 임상적 평가에 관한 구체적인 정보를 제공해야 한다. 연자는 집적방사능과 2D와 3D 영상 획득이 방사능 농도(kBq/mL)에 미치는 영향에 대하여 평가하고자 한다.

## 실험재료 및 방법

### 1. 실험 재료

#### 1) PET/CT 장비

장비는 GE Discovery STe (General Electric Healthcare, Milwaukee, MI, USA) 16을 사용하였다. 장비제원으로는 BGO 크리스탈이며, DFOV (Display Field Of View)는 50 cm이고 민감도는 8.5 cps/kBq, 공간분해능은 5.1 mm이다(Fig. 1).



Fig. 1. PET/CT scanner GE Discovery STe 16



Fig. 3. Phantom sphere

#### 2) Phantom

94 NEMA PET phantom을 사용하였으며 배후체적(background volume)으로는 4,558 mL이며 각 구체체적은 304 mL이다. 또한, 바깥직경은 20.3 cm이고 바깥 높이가 22.8 cm이다 (Fig. 2).

### 2. 실험 방법

#### 1) 영상 획득

94 NEMA PET phantom에 mL당 0.009 MBq/mL을 주입하고 같은 체적의 각 구체에 배후방사능과 열소의 비가 1:2, 4, 8, 10, 20, 30이 되도록 각각의 구체에 mL당 0.018 MBq, 0.036 MBq, 0.072 MBq, 0.090 MBq, 0.18 MBq, 0.36 MBq를 각각 구체에 주입하여 잘 섞었다(Fig. 3).<sup>5)</sup> 50분이 지난 후 PET/CT 장비에 장착한 뒤 CT로 감쇠보정하고 2D는 10분, 3D는 10분 emission scan하였다.

PET 재구성방법은 2D와 3D 모두 반복연산재구성법을 이

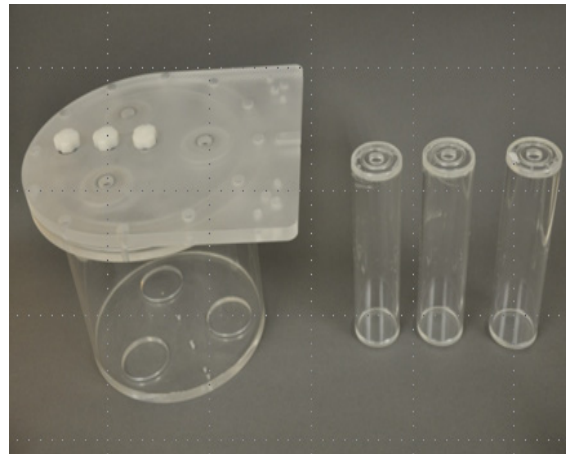


Fig. 2. 94 NEMA PET phantom

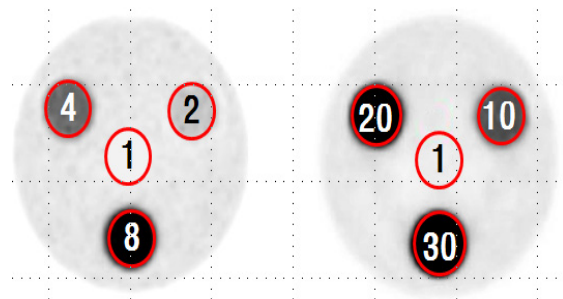


Fig. 4. Image analysis

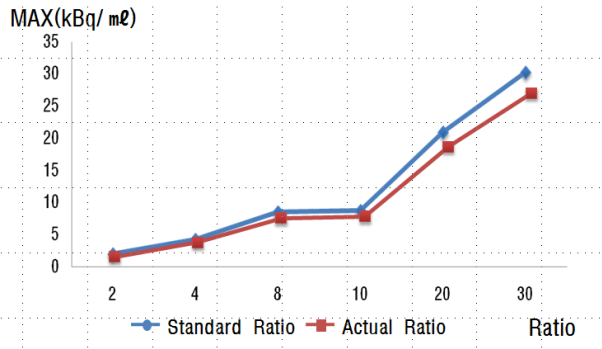


Fig. 5. 2D-max exam data from 2D PET scanner

용하였으며, 나머지 재구성 요소들로는 반복횟수 2회, 부분 집합 20, Z axis filter는 standard, post filter는 4.9 FWHM (mm)로 하였다.

2) 영상 분석

GE software Volume Viewer (GE, U.S.A) 프로그램을 이용하여 얻어진 배후방사능과 각각의 열소 중심에 42.19 cm<sup>3</sup>의 관심영역(ROI)을 일정하게 설정한 후 최대방사능농도비 (kBq/mL)와 백분율차이 값을 구하였다(Fig. 4).

결 과

1. 2D

2D 팬텀 실험 결과 배후방사능과 구체의 비가 1:1.93, 1:3.86, 1:7.79, 1:8.04, 1:18.72, 1:26.90이며, 기준비와 실측비의 차이 값은 0.07, 0.15, 0.69, 0.70, 2.22, 3.35이고, 백분율 차이는 3.50, 3.47, 8.12, 8.02, 10.58, 11.06%로 최소 3.47%, 최대 11.06%이다. 배후방사능과 열소의 비는 1:2에서 1:10 이하까지는 기준비와 실측 비율 차이가 10% 미만이지만 1:20 이상에서는 10% 이상 차이가 있었다(Fig. 5).

2. 3D

3D 팬텀 실험 결과 배후방사능과 구체의 비가 1:1.95, 1:3.71, 1:7.10, 1:7.49, 1:15.10, 1:23.24이며 기준비와 실측비의 차이 값은 0.07, 0.19, 0.65, 2.35, 4.73, 6.82이고 백분율 차이는 3.66, 4.80, 8.38, 23.92, 23.86, 22.69%로 최소 3.66%, 최대 11.06%이다. 배후방사능과 열소의 비는 1:2에서 1:8 이하까지는 기준비와 실측 비율 차이가 10% 미만이지만 1:10 이상에서는 20% 이상 차이가 있었다(Fig. 6).

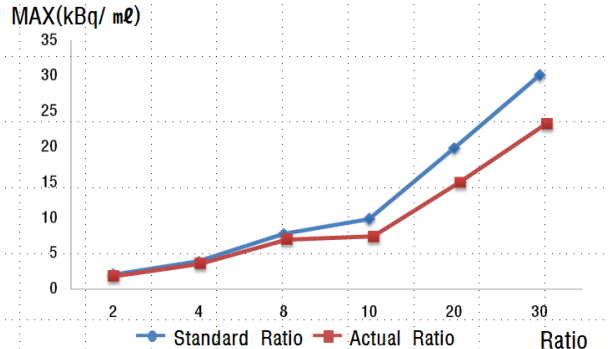


Fig. 6. 3D-max exam data from 3D PET scanner

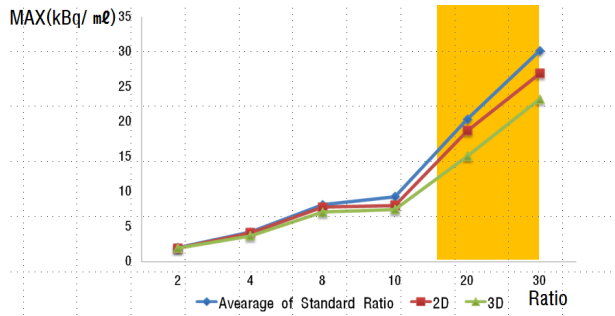


Fig. 7. Compared 2D-max exam data with 3D-max Exam data from respectively PET scanner.

3. 2D와 3D의 비교

2D 배후방사능과 구체 비 결과 1:1.93, 1:3.86, 1:7.79, 1:8.04, 1:18.72, 1:26.90이고 3D는 1:1.95, 1:3.71, 1:7.10, 1:7.49, 1:15.10, 1:23.24이다.

2D 기준비와 실측 비율의 차이 값은 0.07, 0.15, 0.69, 0.70, 2.22, 3.35이며 3D는 0.07, 0.19, 0.65, 2.35, 4.73, 6.82이다.

2D 백분율 차이는 3.50, 3.47, 8.12, 8.02, 10.58, 11.06%이며 3D는 3.66, 4.80, 8.38, 23.92, 23.86, 22.69%이다.

2D는 배후방사능과 열소의 비는 1:2에서 1:10 이하까지는 기준비와 실측 비율 차이가 10% 미만이지만 1:20 이상에서는 10% 이상 차이가 있었고, 3D는 1:2에서 1:8 이하까지는 기준비와 실측 비율 차이가 10% 미만이지만 1:10 이상에서는 20% 이상 차이가 있었다(Fig. 7). 2D는 3D와 비교해 전체적으로 평균 약 10.6% 높게 집적되었다.

결 론

2D와 3D의 영상 획득이 방사능 농도(kBq/mL)에 미치는 영향은 정량분석에 중요한 지표가 되며, 또한 영상획득방법에 따라 농도 값 변화로 결과 값은 차이를 나타낸다. 또한

2D와 3D의 비 차이가 점점 증가할수록 결과 값이 증가함을 알 수 있었다. 이는 2D가 3D보다 농도변화에 영향을 적게 받는 것으로 2D의 물리적 특징인 동일 링 내와 이웃한 링 사이에서 동시계측하며 슬라이드 셉터에 따라 산란 동시계측, 우발 동시계측에 의한 배후 방사능의 잡음이 차폐되기 때문에 높은 정량성을 가진 고화질의 영상을 얻을 수 있는 것이다. 그러나 PET 환자 증가로 인하여 검사시간 단축이 요구되는 사항에 3D가 2D에 비해 영상의 질은 다소 떨어질 수 있으나 2D수집에 비해 6~8배의 정도의 고감도 수집이 가능하여 검사시간은 단축시킬 수 있는 것으로 3D를 선호하는 경향이 있다.<sup>6)</sup>

따라서 PET 검사는 질병과정에 대한 독특하고도 중요한 정보를 제공할 수 있으며, 환자의 임상평가과정에서 질병의 병인 연구, 진단, 예후판정, 치료반응평가, 치료방침 설정 등이 유용하게 이용된다. 이에 정량분석에 영향을 미칠 수 있는 요인 중 방사능 농도는 정량분석을 필요로 하는 영상 결과에 유용할 것이다.

## 요 약

양전자 방출 단층촬영은 세포의 생화학적 변화에 따른 방사성의약품의 집적 정도를 영상화함으로써 암을 조기에 진단할 수 있는 검사방법으로 알려져 있다.

이러한 집적 정도는 여러 가지 원인에 따라 발생될 수 있는 것으로 <sup>18</sup>F-FDG 주사량, 종양의 크기, 혈중 포도당 농도 등이 있다.

본 연구에서는 집적방사능과 2D와 3D 영상 획득이 방사능 농도(kBq/mL)에 미치는 영향에 대하여 평가하고자 한다.

GE Discovery STe 16 PET/CT에서 1994 NEMA PET phantom을 이용하였으며, 배후방사능과 열소의 방사능 농도 비가 1:2, 1:4, 1:8, 1:10, 1:20, 1:30 표준이 되도록 하여 2D와 3D로 영상을 획득하였다. 재구성 방법으로 2D와 3D 모두에서 반복연산법으로 반복횟수 2회, 부분집합 20을 적용하였다. 그리고 CT 감쇠보정법과 획득 시간은 10분으로 설정하였다. 또한 영상분석은 열소의 중심과 배후방사능에 동일한 관심영역을 설정 한 후 각 부분의 방사능 농도를 측정하여

비교 분석하였다.

설정된 관심영역의 배후방사능과 열소의 방사능 농도 비는 2D에서 1:1.93, 1:3.86, 1:7.79, 1:8.04, 1:18.72, 1:26.90, 3D는 1:1.95, 1:3.71, 1:7.10, 1:7.49, 1:15.10, 1:23.24 값을 얻었다. 또한 표준 방사능 농도비를 기준으로 한 백분율 차이(% Difference)는 2D에서 3.50%, 3.47%, 8.12%, 8.02%, 10.58%, 11.06%로 최소 3.47%에서 최대 11.06% 차이가 있고 3D는 3.66%, 4.80%, 8.38%, 23.92%, 23.86%, 22.69%로 최소 3.66%에서 최대 23.92%까지의 차이를 나타냈다.

방사능 농도가 증가할수록 실제 집적된 방사능 농도의 차이가 커짐을 알 수 있으며, 2D가 3D보다 평균 약 10.6% 높게 집적되어 방사능 농도 변화에 영향을 적게 받는 것으로 나타났다.

따라서 임상환자의 추적 검사에서 영상 획득 방법을 변화할 시 정확한 정량 평가를 위해서 이점을 고려하여 적용하여야 한다.

## REFERENCES

1. Ko Chang Soon. *Nuclear Medicine* 1997;2:167.
2. Carole Lartizien, PhD, Claud Comtat, PhD, Paul E, Kinahan, PhD: Optimization of Injected Dose Based on Noise Equivalent Count Rates for 2- and 3-Dimensional Whole-Body PET. *The Journal of Nuclear Medicine* 2002;43.
3. T. Tran, PYost, D. Olivr, N. Nguyen <sup>18</sup>F-FDG PET/CT of obese patients; Prevalence, challenges, and solutions. *The Journal of Nuclear Medicine* 2008;49:461123.
4. T. Tran, PYost, D. Olivr, N. Nguyen Should FDG dose be based on BMI instead of body weight. *The Journal of Nuclear Medicine* 2008;49:460964.
5. Zasadny KR, Wahl RI Standardized uptake values of normal tissues at PET with 2-(fluorine-18)-fluoro-2-deoxy-D-glucose: variations with body weight and a method for correction, *Radiology* 1993;189:847-50.
6. Badawi RD, Marsden PK, Cronin BF, Optimization of PET noise-equivalent count rates in 3D PET. *Phys Med Biol* 1996; 42:1755-76.
7. Brix G, Zaers J Adam LE, Performance evaluation of a Whole body PET scanner using the NEMA protocol. *The Journal of Nuclear Medicine* 1997;38:1614-23.