

◆ 원 저 ◆

## 방사성의약품 검사 시 진단(CT)영상에 미치는 영향

이은혜 · 이예슬 · 김가중 · 최준구

극동대학교 방사선학과

## The Effects of Diagnostic Radiology Image on Radiopharmaceutical Testing

Eun Hye Lee · Ye Seul Lee · Gha Jung Kim · Jun Gu Choi

Department of Radiological Science, Far East University

## Abstract

This research attempts to qualitatively evaluate the intensity change by radiopharmaceuticals and obtain computed tomography using phantom injected with various nuclide. Cylindrical phantom is used for comparing and analysing the effect on diagnosis image during radiopharmaceuticals inspection. Inside of the phantom, water is injected and computed tomography image is scanned. During nuclear medicine invitro, frequently used radiopharmaceuticals,  $^{99m}\text{TcO}_4$  20 mCi and  $^{18}\text{F}$  14 mCi, is diluted in the water phantom and scanned in the same method. Traverse image obtained by CT scan is divided into six traverse image in the same slice of each scanned image. CT-number(HU) value of 10 measuring point is measured in 2 cm interval based on the center of the phantom. Measured HU value, based on the water phantom, is compared with the image after injecting  $^{99m}\text{TcO}_4$  and  $^{18}\text{F}$ . Average scale of water is 2.8~1.6 HU,  $^{99m}\text{TcO}_4$  is 3.0~1.6 HU and  $^{18}\text{F}$  is 1.2~0 HU. Average of water is  $2.3 \pm 0.17$  HU,  $^{99m}\text{TcO}_4$  is  $2.2 \pm 0.85$  HU and F-18 is  $0.7 \pm 0.95$  HU. Based on water, reduced value of about 0.1HU and about 0.5 HU is acquired from  $^{99m}\text{TcO}_4$  and F-18. Radionuclide used in nuclear medicine inspection utilizes 100~200 KeV energy and obtains image through scintillation camera and PET-CT utilizes 511 KeV positron annihilation energy to obtain image. What we learned from this research is that gamma rays from these energies used in CT scan for diagnosis purpose or radioactive therapy plan can change the intensity of the image. The nuclear medicine inspection for reducing the effect of emitted gamma ray diagnosis image should be obtained after a period of time considering half-life which would be reduced distortion or changed in image.

**Key Words** : Radiopharmaceutical,  $^{99m}\text{TcO}_4$ ,  $^{18}\text{F}$ , CT-number

Received August 24, 2010/ 1st Revised September 21, 2010/

Accepted for Publication October 20, 2010

Corresponding Author: 김가중

(369-700) 충북 음성군 갑곡면 왕장리

극동대학교 방사선학과

Tel: 043) 879-3690 Fax: 043) 879-3730

E-mail: linac@kdu.ac.kr

## I. 서론

핵의학적 검사는 방사성 의약품을 환자의 정맥 또는 경구로 투여하거나 직접 투여하여 일정시간이 지난 후 목적장기에 방사성의약품의 동태를 파악하여 영상으로 만든다. 이렇게 만들어진 영상은 진단 정보로 제공할 수 있게 한다.<sup>1</sup> 핵의학 검사 초기에는 I-131을 사용하여 갑상샘 조직에 빠르게 흡수되어 갑상샘 항진증 치료에 사용할 수 있다는 사실을 알아내었고, 그 이후로 I-125를 발견하여 전이된 갑상샘 암환자를 치료하는데 이용하였다. 또한 증배관에 유기형광물질을 부착하는 형광 검출기를 비롯하여 <sup>99m</sup>TcO<sub>4</sub>와 같은 감마선 에너지가 낮은 의약품 등이 나오기 시작하였다. 1990년대 SPECT장치를 이용한 세밀한 정보를 얻을 수 있게 되었으며 1990년대 후반에 PET장치의 사용과 함께 양전자 방출 핵종을 이용하여 세포의 기능학적 접근이 가능하게 되어 보다 더 정확하고 다양한 진단정보를 얻게 되었다. 그 이후 2000년대 PET CT장치의 사용은 PET에서의 단점을 CT로 보완함으로써 진단의 정확성을 더욱 향상 시킬 수 있게 되었다. 이 때 사용하는 PET-CT는 동위원소에서 방출한 양전자가 아주 짧은 시간 동안 에너지를 소모하게 된다. 이때 소모하는 양전자와 이웃하는 전자와 결합 후 0.511 MeV 2개의 소멸방사선이 180°의 각도로 발생하게 된다. 이때 발생된 소멸 방사선은 양전자 단층촬영 스캐너에서 검출하게 되고 영상화 한다. 이러한 핵의학 검사에 사용되는 방사성 동위원소는 <sup>111</sup>In, <sup>131</sup>I, <sup>18</sup>F, <sup>99m</sup>Tc, <sup>67</sup>Ga, <sup>201</sup>Tl, <sup>133</sup>Xe 등이 있다. 방사성 동위원소는 친화성 장기에 잘 집적하는 특징이 있어 보고자 하는 부위를 보다 더 명확하고 정밀하게 검사해 낼 수 있다. 이와 같이 방사성 의약품을 체내에 투입한 후 장기에 대한 형태학적 기능학적 동태를 알 수 있는 체내검사(in vivo)와 환자의 혈액이나 소변등과 같은 시료를 채취한 후 시료 내 미량 존재하고 있는 성분을 정량적으로 분석하여 진단 정보를 제공하는 체외검사(in vitro)가 있다. 검사 목적 따라 다양한 집적기전의 의약품들을 방사성동위원소에 표지하여 이용되고 있다. 방사성동위원소는 붕괴를 통해 알파, 베타, 감마선을 방출하는데 일반적인 측정은 병소 부위에 집적된 감마선을 검출하여 영상을 얻거나 기능적 평가를 한다. 핵의학 체외검사 시 방출된 감마선이 인체를 투과하여 검출기에 도달하게 된다. 감마선은 에너지가 크고 파장이 작아 투과가 잘되는 특징이 있어 핵의

학 검사와 진단 영상 촬영 병행 시 감마선에 의해 진단 영상이나 컴퓨터 단층 영상에 영향을 줄 수 있다.<sup>2</sup>

본 연구에서는 팬텀에 여러 핵종을 주입하여 컴퓨터 단층 영상을 획득하고, 각 핵종에 의한 영상의 강도변화를 정량적으로 측정하고자 한다.

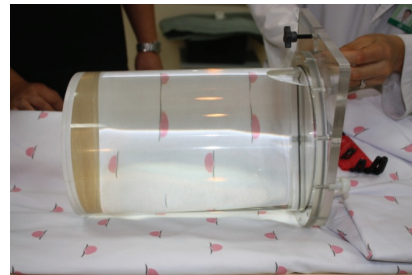
## II. 연구대상 및 방법

### 1. 사용재료

핵의학용 높이 30 cm, 지름 20 cm Phantom(PET Performance Phantom, Philips, USA)을 이용하여 물과 희석된 방사성 동위원소를 CT 촬영하였다. CT 촬영은 Philips사의 PET-CT(GEMINITF, Philips, USA)를 이용하였으며 방사성 동위원소는 핵의학 검사에서 사용빈도가 높은 방사성 의약품 <sup>99m</sup>TcO<sub>4</sub> 20 mCi(140 keV), <sup>18</sup>F 14 mCi(0.511 MeV)을 이용하였다.<sup>3~4,7</sup>

### 2. 실험 방법

핵의학용 팬텀에 인체 등가물질인 물을 주입하고 CT로 촬영하여 기준영상을 얻었다. 기준영상 획득 후 일반적 핵의학 검사 시 사용빈도가 높은 <sup>99m</sup>TcO<sub>4</sub> 20 mCi를 팬텀의 물과 희석하였다. 용량의 결정은 <sup>99m</sup>TcO<sub>4</sub>을



A



B

Fig. 1. RI Quality Assurancephantom A and PET-CT B

이용한 핵의학 검사평균용량으로 획득된 팬텀을 CT를 촬영하여 기준 영상과 비교하였다. 팬텀에 잔존하는  $^{99m}\text{TcO}_4$ 를 제거한 후 양전자 방출핵종인  $^{18}\text{F}$  14 mCi을 주입 후 CT를 촬영하여 기준 영상과 비교하였다. 획득된 영상은 팬텀의 횡단면상을 지름을 1cm간격으로 나누어 각각의 강도를 분석하였다. 강도는 횡단면의 CT-number(Hounsfield Unit : HU) 값을 이용하여 측정하였다. CT Number는 물에 대한 감약 계수와 조직의 감약 계수를 확대한 값으로 Equation 1에 의해 구할 수 있다.

$$CTNumber = K \frac{(\mu_T - \mu_W)}{\mu_W} \quad (1)$$

여기서  $\mu_T$ 는 조직의 감약계수,  $\mu_W$ 는 물의 선감약계수, K는 확대정수이며, CT number는 물의 감약 계수를 기준으로 하여 상대적으로 설정된 값이므로 Hounsfield scale에서 물의 CT number는 항상 0이며 뼈와 공기는 각각 + 1,000과 - 1,000이다(Fig. 2, 3).



Fig. 2. Injection Radiopharmaceutical within phantom A and CT scanning B

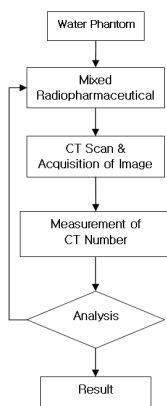


Fig. 3. Block diagram of the Measurement of CT Number

### III. 결 과

기준 물과  $^{99m}\text{TcO}_4$ ,  $^{18}\text{F}$ 를 넣어 촬영된 CT 영상의 횡단면 상에서 측정점을 10개로 하여 각각의 다른 슬라이스에서 6회 측정하였다. 그 결과 기준물질(물)의 평균범위는 2.0~3.4 HU,  $^{99m}\text{TcO}_4$ 는 1.8~3.5 HU,  $^{18}\text{F}$ 는 0.5~1.7 HU로 나왔으며 각각의 평균은 물  $2.7 \pm 1.4$ ,  $^{99m}\text{TcO}_4$ 의 평균은  $2.6 \pm 1.18$ ,  $^{18}\text{F}$ 의 평균은  $1.1 \pm 1.32$ 로 측정되었다. 물을 기준으로  $^{99m}\text{TcO}_4$ 는 0.1 HU,  $^{18}\text{F}$ 은 1.6 HU 감소한 값을 얻을 수 있었다(Table 1, 2, Fig. 4).

### IV. 고찰 및 결론

핵의학 검사에 사용되는 방사성 핵종은 100~200 KeV의 에너지를 이용하여 신틸레이션 카메라로 영상을 얻으며 PET-CT의 경우 511 KeV의 양전자 소멸 에너지로 영상을 얻게 된다. 특히 양전자방출단층 촬영(PET-CT)에 이용되는 방사선동위원소의 에너지(511 KeV)는 진단목적의 X선에 수배에 이르기 때문에 진단 영상에 더욱 영향을 준다.<sup>5</sup> 이러한 에너지의 감마선을 진단목적이나 방사선치료계획을 위한 CT 촬영 시 영상의 강도를 변화시킬 수 있음을 본 연구를 통해 확인할 수 있었다. 이러한 핵의학 검사 시 방출되는 감마선의 영향을 줄이기 위해서 반감기를 고려하여야 하는데 이때 반감기는 유효반감기(Eq. 2)로서 물리학적 반감기와 생물학적 반감기를 모두 고려하여 일정한 시간 후 진단 영상을 획득하여야 영상의 왜곡이나 변화를 줄일 수 있을 것으로 사료된다.

$$T_e = \frac{T_p \times T_b}{T_p + T_b} \quad (2)$$

( $T_e$  = Effective half-life,  $T_p$  = Physical half-life,  $T_b$  = Biological half-life)

이러한 영상의 강도의 변화는 영상의 왜곡을 가져올 가능성이 있다. 특히나 방사선 치료계획 시 불균질한 조직에 대한 보정을 CT Number로 보정을 한다.<sup>6~9</sup> 그런데 핵의학 검사에서 생성되는  $\gamma$ 이 치료계획에 이용되는 영상의 CT Number에 영향을 미쳐 방사선 선량분포를 보정하는데 어려움이 있을 것으로 보여진다.<sup>10~11</sup> 본 연구결과를 통해 핵의학 검사 후 진단 방사선 검사의 병용은 최소한으로 해야 할 것으로 생각되며 핵의학 검

Table 1. The average CT number which is measured and Standard deviation

M.P <sup>a</sup>	1 Slice			2 Slice			3 Slice			4 Slice			5 Slice			6 Slice		
	W <sup>b</sup>	Tc <sup>c</sup>	F <sup>d</sup>	W <sup>b</sup>	Tc <sup>c</sup>	F <sup>d</sup>	W <sup>b</sup>	Tc <sup>c</sup>	F <sup>d</sup>	W <sup>b</sup>	Tc <sup>c</sup>	F <sup>d</sup>	W <sup>b</sup>	Tc <sup>c</sup>	F <sup>d</sup>	W <sup>b</sup>	Tc <sup>c</sup>	F <sup>d</sup>
1	3.8	3.1	0.9	5.9	5.3	2.8	6.2	4.8	1.3	3.4	2.8	3.8	6.2	5.7	1.2	5.6	3.8	1.8
2	3.0	3.1	-0.3	4.7	3.6	0.7	3.7	4.0	0.3	3.2	3.1	0.8	4.8	4.4	-0.2	3.7	2.7	-0.2
3	3.2	0.2	-0.8	3.1	2.0	-0.4	3.2	2.4	-1.1	2.4	1.4	0.5	2.8	3.0	0	3.2	3.0	-0.1
4	3.5	2.1	0.4	3.3	2.3	0.7	2.8	2.6	-0.2	2.0	1.6	-0.3	2.5	3.0	0.4	2.1	2.3	0.4
5	2.2	1.2	-0.3	1.8	2.5	1.6	2.3	1.9	0.5	1.8	2.7	1.1	1.7	3.2	0.2	1.6	1.7	0.5
6	1.7	1.2	0.4	2.8	2.1	1.4	2.2	1.3	0.6	1.3	0.9	-0.2	3.1	2.4	0.6	2.4	1.9	0.6
7	0.1	2.4	-0.7	1.8	1.7	1.9	1.5	1.8	0.2	1.4	1.3	1.2	2.7	2.4	2.0	1.6	2.0	0.3
8	0.9	1.9	0.4	1.0	2.8	1.5	0.6	2.2	0.9	0	0.7	2.3	2.5	3.3	1.9	1.8	1.3	1.0
9	1.8	1.4	1.1	1.2	3.3	2.4	2.0	1.9	1.6	1.3	1.5	3.7	2.6	2.9	2.4	3.1	2.6	1.4
10	3.5	2.3	3.6	3.9	5.5	4.2	2.0	4.0	2.5	3.3	2.0	3.9	5.1	5.1	4.4	4.7	3.2	3.1
Mean	2.4	1.9	0.5	3.0	3.1	1.7	2.7	2.7	0.7	2.0	1.8	1.7	3.4	3.5	1.3	3.0	2.5	0.9
S.D.	1.2	0.9	1.2	1.6	1.3	1.3	1.5	1.2	1.0	1.1	0.8	1.6	1.4	1.1	1.4	1.4	1.8	1.0

Note) a : Measuring Point, b : Water, c : <sup>99m</sup>TcO<sub>4</sub>, d : <sup>18</sup>F

Table 2. Each Slice average of CT number

slice	Water	<sup>99m</sup> Tc	<sup>18</sup> F
1	2.37	1.89	0.47
2	2.95	3.11	1.68
3	2.65	2.69	0.66
4	2.01	1.08	1.68
5	3.4	3.54	1.29
6	2.98	2.45	0.88
Mean	2.73	2.58	1.11
S.D.	0.49	0.68	0.52

사 시 방출되는 감마선의 영향을 줄이기 위해서 유효 반감기를 고려하여 일정한 시간 후 진단영상을 획득하여야 영상의 왜곡이나 변화를 줄일 수 있을 것으로 사료 된다.

본 연구에서는 CT영상으로 방사성의약품 주입 시 진단 영상에 미치는 영향을 CT 영상으로 평가하였으나 차후 DR장비를 이용하여 연구를 지속할 예정이다. 다양한 방사성의약품과 방사성동위원소의 양을 조절하여 시간에 따른 방사능이 미치는 연구를 확인하고자 한다. 분석방법과 CT Number 뿐 아니라 Image J, C<sup>++</sup> 등 다양한 프로그램 적용한 강도변화를 여러 분석 방법으로 평가할 것이다.

### 참고문헌

1. Kim BS, Pyo SJ, Cho YG, Shin CH, Cho JW, KimCH. Research on the Reduction of Exposure Dose of a Patient Having a PET/CT Exam. The Korean Journal of Nuclear Medicine Technology 2010; 14: 10-6.

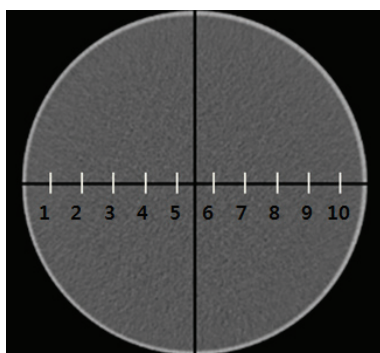


Fig. 4. Measurement coordinate of traverse CT image

2. Scheiber C, Malet Y, Sirat G, Grucker D. Nuclear medicine image registration by spatially noncoherent interferometry. *The Journal of Nuclear Medicine* 2000; 41: 375-82.
3. Donnelly L, Emery KH, Brody AS. Minimizing radiation dose for pediatric body applications of single-detector helical CT: strategies at a large children's hospital. *AJR* 2001; 176: 303-6.
4. Silverman PM, Kalender WA, Hazle JD. Common terminology for single and multislice helical CT. *AJR* 2001; 176: 1135-6.
5. Clarke J, Cranley K, Robinson J, Smith PH, Workman A. Application of draft European Commission reference levels to a regional CT dose survey. *Br J Radiol* 2000; 73: 43-50.
6. Kim GJ. Evaluation of Corrected Dose with Inhomogeneous Tissue by using CT Image, *Korean Society for Radiotherapeutic Technology* 2006; 18: 75-80.
7. Hu H. Multi-slice helical CT: scan and reconstruction. *Med Phys* 1999; 26: 5-18.
8. Karin K, Josef M, Shankar V, Monte S. A new iterative reconstruction technique for attenuation correction in high-resolution positron emission tomography. *Eur J Nucl Med* 1996; 23: 656-61.
9. Wang CX, Snyder WE, Pete-Santago GB. Performance evaluation of filtered backprojection reconstruction and iterative reconstruction methods for PET images. *Compu In Bio and Med* 1998; 28: 13-25.
10. Choi JM, Nam-Kung CK, Park SY, Nam KP, Lim KC. Performance Test of the Iterative Method and Newly Developed True X Method. *The Korean Journal of Nuclear Medicine Technology* 2009; 13: 20-4.
11. Kalender WA, Wolf H, Suess C, Gies M, Greess H, Bautz WA. Dose reduction in CT by on-line tube current control: principles and validation on phantoms and cadavers. *Eur Radiol* 1999; 9: 323-8.