

<원저>

SPECT/CT의 획득시간 증감에 따른 방사능농도 추정치의 변화

김지현¹⁾·박훈희²⁾·이주영³⁾¹⁾서울특별시 서울의료원 핵의학과·²⁾신구대학교 방사선과·³⁾송호대학교 방사선과

Variation on Estimated Values of Radioactivity Concentration according to the Change of the Acquisition Time of SPECT/CT

Ji-Hyeon Kim¹⁾·Hoon-Hee Park²⁾·Joo-Young Lee³⁾¹⁾Department of Nuclear Medicine, Seoul Medical Center²⁾Department of Radiological Technology, Shingu College³⁾Department of Radiological Technology, Songho University

Abstract With the recent development of precision medicine(Theranostics), interest and utilization of the quantitative function of SPECT/CT are increasing. This study aims to investigate the effect on the radioactivity concentration estimate by the increase or decrease in the total time of SPECT/CT imaging conditions. A standard image was obtained by the conditions of a total acquisition time of 600 sec(10 sec/f × 120 frames) by diluting ^{99m}Tc 91.76 MBq in a cylindrical phantom filled with sterile water, and a comparative image was obtained by increasing the total acquisition time by -90%, -75%, -50%, -25%, +50%, +100%. The CNR, radioactive concentration estimate(cps/ml), and the variation rate(%) of the recovery coefficient(RC) were analyzed by measuring the overall coefficient of interest in each image. The results[CNR, Radiation Concentration, RC] by the change in the number of projections for each increase or decrease rate(-90%, -75%, -50%, -25%, +50%, +100%) of total acquisition time are as follows. [-89.5%, +3.90%, 1.04] at -90%, [-77.9%, +2.71%, 1.03] at -75%, [-55.6%, +1.85%, 1.02] at -50%, [-33.6%, +1.37%, 1.01] at -25%, [-33.7%, +0.71%, 1.01] at +50%, [+93.2%, +0.32%, 1.00] at +100%, and also The results[CNR, Radiation Concentration, RC] by the acquisition time change for each increase or decrease rate(-90%, -75%, -50%, -25%, +50%, +100%) of total acquisition time are as follows. [-89.3%, -3.55%, 0.96] at -90%, [-73.4%, -0.17%, 1.00] at -75%, [-49.6%, -0.34%, 1.00] at -50%, [-24.9%, 0.03%, 1.00] at -25%, [+49.3%, -0.04%, 1.00] at +50%, [+99.0%, +0.11%, 1.00] at +100%. Image quality(CNR) showed a pattern of change in proportion to the increase or decrease in the total acquisition time of SPECT/CT, but the result at quantitative evaluation showed a change of less than 5% in all experimental conditions, maintaining quantitative accuracy(RC less than 0.05) without much influence.

Key Words: Theranostics, SPECT, Quantitative Functions, Acquisition Time, Radioactivity Concentration

중심 단어: 동반진단치료, 단광자방출전산화단층영상, 정량적 기능, 획득시간, 방사능농도

I. 서론

최근 의학계는 정밀의학(precision medicine)이라는 새로운 패러다임의 전환기를 맞이하고 있다. 그 중진단과 치료가 통합된 동반진단치료(theranostics)가 가장 주목받는

개념 중 하나이다. 핵의학분야 역시 분자영상진단기술과 방사성동위원소 표적치료(targeted radionuclide therapy; TRT)를 결합시키려는 노력으로 동반진단치료에 관한 연구가 활발히 진행 중에 있으며, 임상으로의 폭넓은 도입이 기대되고 있다. '핵의학 동반진단치료'의 목적은 정량화된 진

This work was supported by the research fund of Songho University(SH-2020-A)

Corresponding author: Joo-Young Lee, Department of Radiological Technology, Songho University, 210, Namsan-ro, Hoengseong-eup, Hoengseong-gun, Gangwon-do, 25242, Republic of Korea / Tel: +82-33-340-1129 / E-mail: jylee@songho.ac.kr

Received 26 October 2021; Revised 3 December 2021; Accepted 10 December 2021

Copyright ©2021 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

단영상과 선량관리(dosimetry)를 바탕으로 최적화된 치료계획을 세우고, 정당화된 치료를 제공함에 있으며, 이를 실현하기 위한 가장 중요한 과제로 절대 정량화(absolute quantification)를 뽑을 수 있다. 특히, 핵의학기술 분야에 있어서 SPECT/CT나 PET/CT의 영상분석을 통한 정확한 방사능도의 추정기술은 ‘핵의학 동반진단치료’의 발전과 임상적용을 위한 다양한 지표들을 획득하는데 중요한 역할을 하게 될 것이다[1-3].

하지만 SPECT/CT는 보급 초기에 융합 영상을 이용한 정성적 기능에만 주목받았을 뿐 정량적 기능의 활용이 다소 부진하였다[4]. 이는 PET/CT와 달리 조준기(collimator)의 사용과 검출기(detector) 회전과 같은 물리적인 차이가 방사능도 추정에 있어서 상당히 까다로운 제약이 되어왔기 때문이다. 그럼에도 지속적인 연구와 기술개발을 통하여 SPECT/CT 역시 비교적 수월하게 절대 정량화가 가능해졌으며, 핵의학 동반진단치료 개념의 확대와 함께 임상에서의 활용비중이 점차 늘고 있는 추세이다. 따라서 본 연구에서는 SPECT/CT의 다양한 영상획득 조건들 중 검출기 회전에 따른 투영상수(회전각) 설정과 투영상당 획득시간에 따른 총 획득시간(검사시간)의 증·감이 방사능도 추정에 미치는 영향을 알아보려고 한다.

II. 대상 및 방법

실험을 통한 SPECT/CT 영상의 정량적 변화를 알아보고자 기준영상을 획득한 후 투영상수와 투영상당 획득시간을 변수로 비교영상을 획득하였다. 기준영상은 ‘NEMA NU-1 2012’ 지침서의 ‘체적감도평가’ 방법을 참고하여 설정하였고[5], 비교영상은 기준영상의 총 획득시간을 중심으로 투영상수와 투영상당 획득시간의 조합으로 도출된 총 획득시간을 증가 또는 감소시켜 설정하였다.

1. 기준영상 획득

1) 장비 설정

SPECT/CT장비는 BrightView XCT (Philips Health care, Cleveland, USA)를 사용하였으며, SPECT 기준영상의 영상획득 세부 조건은 실험에 사용될 방사성동위원소 $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 선원을 기준으로 LEHR 조준기(dual head detector)를 사용하였고, 에너지 창 $140.511 \text{ keV} \pm 10\%$ 에서 투영상당 획득시간(sec per frame, sec/frame)을 10 sec/frame, 총 투영상수는 3.0° 간격으로 총 120 frames(60 frames \times 2 head)

를 획득(matrix size 128×128)하였다. 이때 기준영상의 총 획득시간은 600 sec(10 sec/frame \times 120 frames)이다. 또한, CT 영상획득 조건은 관전압 120 kV, 관전류는 20 mA이며, CT 촬영 방식은 3 segments localization fast mode (matrix size 512×512)를 사용하였고, 이때 CT의 재구성 알고리즘은 standard를 사용하였다(Fig. 1).

절대 정량화의 정확한 구현을 위하여 획득된 SPECT영상의 재구성 알고리즘은 3D-OSEM (with resolution recovery or collimator detector response recovery, CDRr)을 사용하였으며, CT기반의 감쇠보정(attenuation correction, AC)과 산란보정(scatter correction, SC)을 시행하였고, 최소 선원 주입시간으로부터 영상획득 시작까지의 경과시간과 영상획득 중의 수집 시간에 따른 붕괴보정(decay correction, DC)도 함께 시행하였다[6-8].

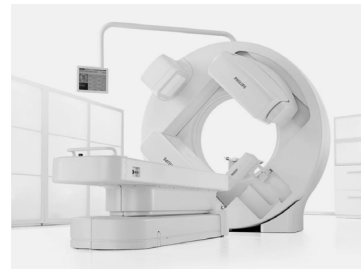


Fig. 1. BrightView XCT (SPECT/CT with flat-panel detector) was used for experiments.

2) 팬텀 설정

9.3 L(9293 ml) 크기의 원통형 팬텀에 증류수를 가득 채우고(Fig. 2), $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 선원을 91.73 MBq (2.48 mCi)를 주입시킨 후 장비 설정에 따라 SPECT/CT 영상을 획득하였다. 방사능 농도의 정확한 평가를 위해 해당 장비의 시스템 체적감도(system volume sensitivity, SVS)와 교정인자(calibration factor, CF)를 기준영상을 통해 산출하였고, 기준영상과 동일한 상태에서 투영상수와 투영상당 획득시간의 조건만 변화시켜 비교영상을 획득하였다.

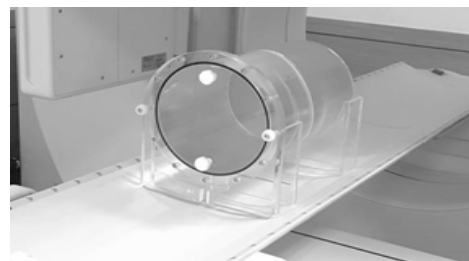


Fig. 2. For the calibration scan, the cylindrical phantom was filled with water, and $^{99m}\text{TcO}_4^-$ source was injected.

3) 방사능 측정기

방사능 측정기(dose calibrator)장비는 Atomlab™ 500 (Biodex Medical Systems, New York, USA)를 이용하였으며(Fig. 3), 측정 적합성 검정결과, 전리함(chamber)의 반응 오차는 교정용 선원(⁵⁷Co, ¹³³Ba, ¹³⁷Cs) 대비 1% 미만 (0.76%, 0.27%, 0.27%)이었으며, 실험 당일의 일간 재현성(constancy) 검사의 deviation은 0%로 규제기관 허용오차(5% 이상)를 넘지 않았다. Dose calibrator에서 검출효율(geometry efficiency)을 높이고, SPECT/CT를 통해 획득된 영상에서 측정된 방사능과 정량적 오류를 최소화하기 위하여 제조사에서 제공된 시료거치대(sample holder)를 사용하였고, 사용 선원의 체적은 1 cc형 주사기를 사용하여 0.1 ml로 설정하였다[9].



Fig. 3. When using the dose calibrator, the radioactivity source was set to a volume of 0.1 ml in a 1 cc type syringe, placed in a dedicated sample holder, and then radioactivity was measured.

4) 교정인자 산출

워크스테이션 EBW (extended brilliance workstation) NM ver. 4.5 (Philips Healthcare, Cleveland, USA)를 사용하여 기준 영상의 전체 체적에 대한 관심체적(volume of interest, VOI)을 설정한 후 총 계수를 5회 반복 측정하였고, 측정된 총계수의 평균값으로 방사능농도를 구하였다(Fig. 4). 측정된 기준 영상의 방사능농도(A_M)와 dose calibrator를 통해 설정된 실제 방사능농도(A_T)를 비교하여 다음과 같

은 식(Eq. 1)으로 교정인자(Calibration factor; CF)를 산출하였다[6-8].

$$CF = \frac{A_T(Bq/ml)}{A_M(cps/ml)} \times BR \quad \text{Eq. 1.}$$

- A_T : True(known) activity concentration
- A_M : Measured activity concentration
- BR : Branching Ratio(=1)

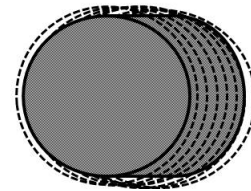
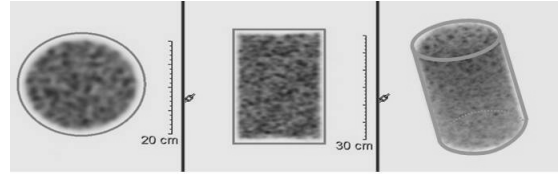


Fig. 4. After reconstruction image(SPECT) of phantom fused with CT image, VOI were drawn manually using CT boundary as reference.

2. 비교영상 획득 : 세부설정

기준영상의 총 획득시간 600 sec(0%)를 중심으로 비교영상의 총 획득시간은 각각 60 sec(-90%), 150 sec(-75%), 300 sec(-50%), 450 sec(-25%)로 감소시키거나 900 sec(+50%), 1,200 sec(+100%)로 증가시켜 영상획득을 진행하였다(Table 1). 총 획득시간의 증·감은 세부적으로 투영상당 획득시간(sec/frame)과 투영상수(frames)의 변화와 조합에 의해 결정하였는데, 이 역시 기준영상의 세부조건(10 sec/frame × 120 frames)을 중심으로 각각 설정하였다.

Table 1. Setting the total acquisition time of comparative images from maximum +100% to at least -90% centering on the total acquisition time 600 sec of the standard image.

Time Variation(%)	Total Acquisition Time (= t × frames)	Change of Time per frame (t)	Change of Frames
-90	60 sec	1.0 sec/frame	12 frames
-75	150 sec	2.5 sec/frame	30 frames
-50	300 sec	5.0 sec/frame	60 frames
-25	450 sec	7.5 sec/frame	90 frames
0	600 sec	10.0 sec/frame	120 frames
+50	900 sec	15.0 sec/frame	180 frames
+100	1,200 sec	20.0 sec/frame	240 frames

× 120(60) frames (fixed) × 10 sec/frame (fixed)

1) 투영상당 획득시간 변화조건

비교 영상의 총 획득시간을 증·감시키기 위해 우선 투영상수를 기준영상의 투영상수(120 frames)로 고정하고, 투영상당 획득시간만 1.0, 2.5, 5.0, 7.5, 15.0, 20.0 sec/frame으로 변화시켜 총 획득시간의 증·감을 설정하였다.

2) 투영상수 변화조건

첫 번째 변화조건과 반대로 기준 영상의 투영상당 획득시간(10 sec/frame)과 동일하게 고정하고, 투영상수만 12, 30, 60, 90, 180, 240 frames로 변화시켜 총 획득시간의 증·감을 설정하였다.

3. 분석

1) 대조도 잡음비 산출

조건변화에 따른 정성적 변화를 알아보기 위하여 대조도 잡음비(Contrast to Noise Ratio; CNR)를 구하여 영상품질을 평가하였다. CNR의 산출을 위하여 획득된 각 영상의 단층면에 관심영역(region of interest; ROI)을 설정한 후 평균계수와 표준편차를 측정하였다. ROI의 위치는 CT영상을 참고하여 서로 다른 영역 2곳을 선정하여 팬텀의 내부(①)에 1개, 팬텀의 외부(②)에 4개를 동일한 크기로 위치시켰으며, 총 5개 슬라이스에 걸쳐서 5회씩 반복 측정하였다(Fig. 5). ROI를 통해 측정된 평균계수(μ)와 표준편차(σ) 값을 다음과 같은 식(Eq. 2)을 이용하여 CNR을 구하였다[10-13].

$$CNR = \frac{Contrast}{Noise} = \frac{|\mu_1 - \mu_2|}{\sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}} \quad \text{Eq. 2.}$$

- μ_1, μ_2 = mean values in two different ROIs
- σ_1, σ_2 = SD in two different ROIs

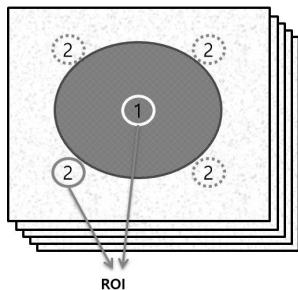


Fig. 5. CNR was confirmed with both the average coefficient measured through the ROI(①) set at the center of the center slice of the acquired image and The average coefficient measured by setting ROI(②) of the same size outside the image.

2) 방사능농도 추정

조건변화에 의한 정량적 변화를 알아보기 위하여 각 영상의 전체 체적에 걸쳐 총 계수를 5회씩 반복측정한 후 방사능농도의 평균 측정치(A_M)를 구하였고, 교정인자(CF)와 다음의 식(Eq. 3)을 이용하여 방사능농도 추정치(A_E)를 최종 산출하였다[6-8].

$$A_E = A_M \times CF \quad \text{Eq. 3.}$$

- A_E : Estimated activity concentration
- A_M : Measured activity concentration

3) 회복계수 산출

조건변화에 의한 방사능농도의 추정치가 실제 설정된 방사능농도 대비 얼마나 정확한지 알아보기 위하여 회복계수(Recovery Coefficients; RC)를 지표로 정량적 오차를 확인하였다. 팬텀 설정을 위해 dose calibrator에서 실제 측정된 방사능농도 9.87 kBq/ml 대비 각 영상의 방사능농도 추정치를 다음과 같은 식(Eq. 4)을 이용하여 회복계수를 산출하였다[14].

$$RC = A_E / A_T \quad \text{Eq. 4.}$$

- A_E : Estimated activity concentration
- A_T : True(known) activity concentration

4. 평가

1) 정성적 평가

ROI를 통한 계수 측정으로 산출된 CNR에서 시간변동률(%) 대비 각 영상의 정성적 평가를 CNR 변동률(%)로 확인하였고, 다음의 식(Eq. 5)을 이용하였다.

$$Variation(\%) = \frac{\Delta C}{C_0} \times 100 \quad \text{Eq. 5.}$$

- $\Delta C = C - C_0$
- C = CNR of comparative image
- C_0 = CNR of standard image

2) 정량적 평가

VOI를 통한 계수 측정으로 산출된 방사능농도 추정치에서 시간변동률(%) 대비 각 영상의 정량적 평가를 방사능농도 추정치의 변동률(%)로 확인하였고, 다음의 식(Eq. 6)을 이용하였다.

$$\text{Variation}(\%) = \frac{\Delta A}{A_0} \times 100 \quad \text{Eq. 6.}$$

- $\Delta A = A - A_0$
- $A = \text{Estimated concentration}(\text{comparative image})$
- $A_0 = \text{Estimated concentration}(\text{standard image})$

III. 결과

1. 총 획득시간 변화에 따른 정성적 평가

투영상당 획득시간 또는 투영상수의 증·감에 따른 총 획득시간의 변화에 따라 육안적 평가에서도 영상의 차이를 확인할 수 있었으며(Fig. 6), 총 획득시간의 변화를 세부적으로 투영상당 획득시간의 변화와 투영상수의 변화, 두 가지 방법으로 나누어 평가하였다.

1) 투영상당 획득시간 변화에 따른 CNR

총 획득시간의 변화조건에서 투영상수는 기준영상의 120 frames로 고정하고, 투영상당 획득시간을 1.0, 2.5, 5.0, 7.5, 10.0, 15.0, 20.0 sec/frame으로 변화시켰을 때의 CNR은 1.0 sec/frame에서 12.7, 2.5 sec/frame에서 31.5, 5.0 sec/frame에서 57.9, 7.5 sec/frame에서 88.9, 10.0 sec/frame에서 118.4, 15.0 sec/frame에서 176.8, 20.0 sec/frame에서 235.6이었으며, 투영상당 획득시간의 증가에 따라 비례되어 증가하였다. 투영상당 획득시간 변화를 통한 총 획득시간의 변동률(%)에 따른 CNR의 변동률(%) 분석에서 총 획득시간 -90%에서 -89.3%, -75%에서 -73.4%, -50%에서 -49.6%, -25%에서 -24.9%, +50%에서 +49.3%, +100%에서 +99.0%로 투영상당 획득시간의 변화조건에서 시간의 증·감에 따라 CNR 역시 비례하여 증·감되었다(Table 2-A).

2) 투영상수 변화에 따른 CNR

총 획득시간의 변화조건에서 투영상당 획득시간은 기준영상의 10.0 sec/frame로 고정하고, 투영상수를 12, 30, 60, 90, 120, 180, 240 frames로 변화시켰을 때의 CNR은 12 frames에서 12.5, 30 frames에서 26.1, 60 frames에서 52.5, 90 frames에서 78.6, 120 frames에서 118.4, 180 frames에서 158.3, 240 frames에서 228.8이었으며, 투영상수의 증가에 따라 비례되어 증가하였다. 투영상수 변화를 통한 총 획득시간의 변동률(%)에 따른 CNR의 변동률(%) 분석에서 총 획득시간 -90%에서 -89.5%, -75%에서 -77.9%, -50%에서 -55.6%, -25%에서 -33.6%, +50%에서 +33.7%, +100%에서 +93.2%로 투영상수의 변화조건에서 시간의 증·감에 따라 CNR 역시 비례하여 증·감되었다(Table 2-B).

2. 총 획득시간 변화에 따른 정량적 평가

1) 투영상당 획득시간 변화에 따른 방사능농도

총 획득시간의 변화조건에서 투영상수는 기준영상의 120 frames로 고정하고, 투영상당 획득시간을 1.0, 2.5, 5.0, 7.5, 10.0, 15.0, 20.0 sec/frame으로 변화시켰을 때의 방사능농도 추정치(kBq/ml)는 1.0 sec/frame에서 9.52, 2.5 sec/frame에서 9.86, 5.0 sec/frame에서 9.84, 7.5 sec/frame에서 9.88, 10.0 sec/frame에서 9.87, 15.0 sec/frame에서 9.87, 20.0 sec/frame에서 9.88이었으며, 투영상당 획득시간의 증가에 따른 큰 영향 없이 일정한 수준을 유지하였다. 투영상당 획득시간 변화를 통한 총 획득시간의 변동률(%)에 따른 방사능농도 추정치의 변동률(%)은 총 획득시간 -90%에서 -3.55%, -75%에서 -0.17%, -50%에서 -0.34%, -25%에서 +0.03%, +50%에서 -0.04%, +100%에서 +0.11%로 투영상당 획득시간의 변화조건에서 시간의 증·감에 따른 방사능농도의 추정치는 큰 변화 없이 $\pm 5\%$ 미만의 변화를 보였다(Table 3-A, Fig. 7).

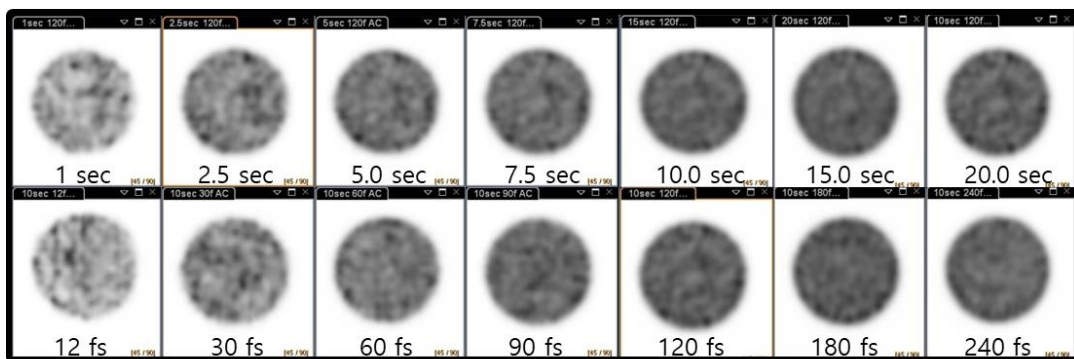


Fig. 6. The image was acquired according to the acquisition time per projection and the increase or decrease of the number of projections, and In the visual evaluation, the difference of images per each condition could be confirmed.

Table 2. Variation (%) of CNR according to the increase or decrease in the acquisition time per projection (Table 2-A) and the number of projections (Table 2-B) in the total acquisition time setting.

(Table 2-A)

Change of Time per frame (t)	Total Acquisition Time (= t × frames)	Time variation(%)	CNR	
			Value	Variation(%)
× 1,0 sec/frame	60 sec	-90	12,7	-89,3
× 2,5 sec/frame	150 sec	-75	31,5	-73,4
× 5,0 sec/frame	300 sec	-50	59,7	-49,6
× 7,5 sec/frame	450 sec	-25	88,9	-24,9
× 10,0 sec/frame	600 sec	0	118,4	0
× 15,0 sec/frame	900 sec	+50	176,8	+49,3
× 20,0 sec/frame	1,200 sec	+100	235,6	+99,0

(Table 2-B)

Change of frames	Total Acquisition Time (= t × frames)	Time variation(%)	CNR	
			Value	Variation(%)
× 12 frames	60 sec	-90	12,5	-89,5
× 30 frames	150 sec	-75	26,1	-77,9
× 60 frames	300 sec	-50	52,5	-55,6
× 90 frames	450 sec	-25	78,6	-33,6
× 120 frames	600 sec	0	118,4	0
× 180 frames	900 sec	+50	158,3	+33,7
× 240 frames	1,200 sec	+100	228,8	+93,2

Table 3. Variation (%) of radioactivity and recovery coefficients(RC) according to the increase or decrease in the acquisition time per projection (Table 3-A) and the number of projections (Table 3-B) in the total acquisition time setting.

(Table 3-A)

Change of Time per frame (t)	Total Acquisition Time (= t × frames)	Time variation(%)	Activity Concentration		RC
			kBq/ml	Variation(%)	
× 1,0 sec/frame	60 sec	-90	9,52	-3,55	0,965
× 2,5 sec/frame	150 sec	-75	9,86	-0,17	0,998
× 5,0 sec/frame	300 sec	-50	9,84	-0,34	0,997
× 7,5 sec/frame	450 sec	-25	9,88	+0,03	1,000
× 10,0 sec/frame	600 sec	0	9,87	0	1,000
× 15,0 sec/frame	900 sec	+50	9,87	-0,04	1,000
× 20,0 sec/frame	1,200 sec	+100	9,88	+0,11	1,001

(Table 3-B)

Change of frames	Total Acquisition Time (= t × frames)	Time variation(%)	Activity Concentration		RC
			kBq/ml	Variation(%)	
× 12 frames	60 sec	-90	10,26	3,90	1,039
× 30 frames	150 sec	-75	10,14	2,71	1,027
× 60 frames	300 sec	-50	10,06	1,85	1,019
× 90 frames	450 sec	-25	10,01	1,37	1,014
× 120 frames	600 sec	0	9,87	0	1,000
× 180 frames	900 sec	+50	9,94	0,71	1,007
× 240 frames	1,200 sec	+100	9,91	0,32	1,003

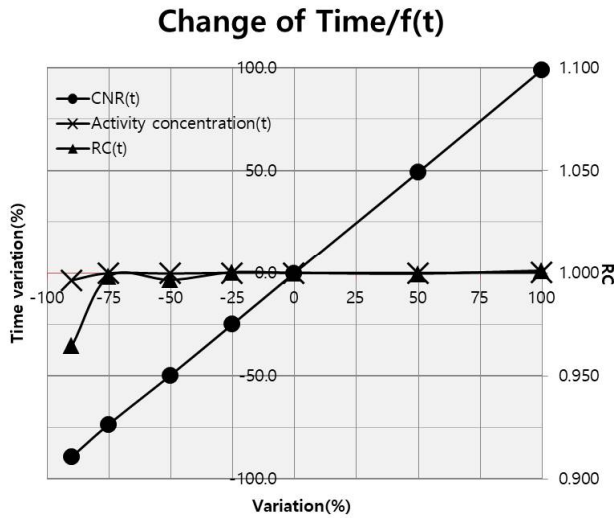


Fig. 7. In the change in the total acquisition time according to the increase or decrease in the acquisition time per projection, the CNR was proportional, but the radioactive concentration and recovery coefficient remained constant without significant effect.

2) 투영상수 변화에 따른 방사능농도

총 획득시간의 변화조건에서 투영상당 획득시간은 기준 영상의 10.0 sec/frame으로 고정하고, 투영상수를 12, 30, 60, 90, 120, 180, 240 frames로 변화시켰을 때의 방사능농도 추정치(kBq/ml)는 12 frames에서 10.26, 30 frames에서 10.14, 60 frames에서 10.06, 90 frames에서 10.01, 120 frames에서 9.87, 180 frames에서 9.94, 240 frames에서 9.91이었으며, 투영상수의 증가에 따른 큰 영향 없이 일정한 수준을 유지하였다. 투영상수 변화를 통한 총 획득시간의 변동률(%)에 따른 CNR의 변동률(%)은 총 획득시간 -90%에서 +3.90%, -75%에서 +2.71%, -50%에서 +1.85%, -25%에서 +1.37%, +50%에서 +0.71%, +100%에서 +0.32%로 투영상수의 변화조건에서 시간의 증·감에 따른 방사능농도 추정치는 큰 변화 없이 ±5% 미만의 변화를 보였다 (Table 3-B, Fig. 8).

3) 투영상당 획득시간 변화에 따른 회복계수(RC)

총 획득시간의 변화조건에서 투영상수는 기준영상의 120 frames로 고정하고, 투영상당 획득시간을 1.0, 2.5, 5.0, 7.5, 10.0, 15.0, 20.0 sec/frame로 변화시켰을 때의 방사능농도 회복계수는 1.0 sec/frame에서 0.965, 2.5 sec/frame에서 0.998, 5.0 sec/frame에서 0.997, 7.5 sec/frame에서 1.000, 10.0 sec/frame에서 1.000, 15.0 sec/frame에

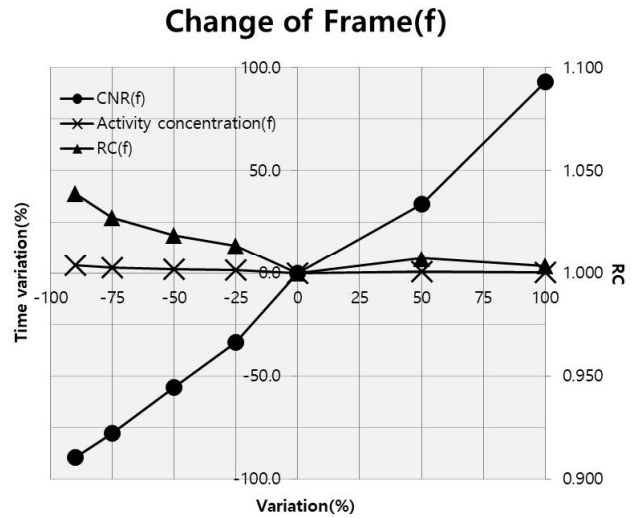


Fig. 8. In the change in the total acquisition time according to the increase or decrease in the number of projections, the CNR was proportional, but the radioactive concentration and recovery coefficient remained constant without significant effect.

서 1,000, 20.0 sec/frame에서 1,001로 투영상당 획득시간의 변화조건에서 시간의 증·감에 따른 회복계수는 큰 변화 없이 ±0.05 미만의 변화를 보였다(Table 3-A, Fig. 7).

4) 투영상수 변화에 따른 회복계수(RC)

총 획득시간의 변화조건에서 투영상당 획득시간은 기준영상의 10.0 sec로 고정하고, 투영상수(frames)를 12, 30, 60, 90, 120, 180, 240 frames로 변화시켰을 때의 방사능농도 회복계수는 12 frames에서 1.039, 30 frames에서 1.027, 60 frames에서 1.019, 90 frames에서 1.014, 120 frames에서 1.000, 180 frames에서 1.007, 240 frames에서 1.003으로 투영상수 변화조건에서 시간의 증·감에 따른 회복계수는 큰 변화 없이 ±0.05 미만의 변화를 보였다 (Table 3-B, Fig. 8).

IV. 고찰

다가올 미래의 의료기술과 서비스는 정밀의학의 시대를 향해 발전해 나가고 있다. 이는 의학계를 넘어서 국가 차원의 전략정책으로까지 계획되면서, 많은 관심과 연구, 지원 등으로 이어지고 있다. 미국립보건원(National Institutes of Health; NIH)에서는 정밀의학을 사람 개개인의 유전자,

환경 및 생활양식의 개인적 다양성을 고려한 질병 치료 및 예방을 위한 새로운 접근법으로 정의하고 있는데 과거 맞춤형의학(Personalized medicine)에서 최근엔 정밀의학이란 명칭으로 개념전환이 이루어지고 있다[15].

정밀의학은 단지 의학 분야뿐만 아니라 4차 산업혁명과 더불어 생명정보와 바이오 및 의료기술 등 관련 산업 전반에 걸친 복합적인 개념으로 발전하고 있다. 이러한 개념들 중에서도 진단과 치료를 동시에 목적으로 하는 동반진단치료는 정밀의학을 대표하고, 가장 주목받는 분야로 볼 수 있으며, 핵의학 역시 상당히 근접해 있는 상황이다. 하지만 동반진단치료 역시 핵의학분야에만 국한된 개념이 아니기 때문에 다양한 의료기술 분야와의 경쟁을 피할 수는 없을 것으로 보인다.

따라서 이러한 경쟁 속에서 분야를 선점하고, 앞선 기술을 확보하기 위하여 추후 핵의학기술 분야는 영상품질향상은 물론 절대정량화를 통한 정확한 정량성도 동시에 확보할 수 있는 보다 복잡하고 정교한 프로토콜의 개발이 요구될 것으로 생각된다. 이는 핵의학 동반진단치료의 목적에 있어서 정량화 기술이 임상진단의 정확성은 물론 정밀하고 안전한 치료계획과 피폭관리 전반에 걸쳐 매우 중요한 역할을 하고 있기 때문이다.

이에 본 연구에서는 SPECT/CT의 다양한 영상획득 조건들 중 검사시간에 직접적인 영향을 줄 수 있는 총 획득시간 설정이 증가 또는 감소되었을 때, 정성적, 정량적 변화에 미치는 영향을 알아보고자 하였다. SPECT/CT는 PET/CT와 달리 검출기가 회전하기 때문에 그에 따른 검출기의 회전각도(투영상 수)와 회전각(또는 투영상)당 획득시간의 조합을 이용하여 총 획득시간(검사시간)의 변화를 구현하였고, 기준영상의 총 획득시간 대비 각 비교영상의 총 획득시간을 증가 또는 감소시켜 SPETCT/CT 정량화의 최적화된 시간조건과 영상품질 간의 관계를 분석하였다.

실험의 결과를 통하여 SPECT/CT의 영상획득시간의 변화는 정성적으로 비례하나, 정량성은 큰 변화 없이 일정한 수준을 유지하는 것을 알 수 있었다. 따라서 영상품질을 크게 저하시키지 않는 수준에서 적절한 영상획득시간의 단축은 정량적 손실을 최소화하면서도 실제 임상에서 장비 및 검사일정을 효율적으로 운영하는데 도움이 될 수 있을 것으로 사료된다. 하지만 여전히 진단영역에서의 영상품질의 저하는 배제할 수 없는 부분이기엔 선택적인 최적화가 필요해 보이며, 지속적인 영상품질 향상기법과 동시에 정량적 정확성까지도 확보할 수 있는 기술적 고민과 개발이 필요할 것이다.

V. 결론

SPECT/CT의 영상획득시간의 증·감(-90~+100%)에 따른 영상품질(CNR)은 정성적으로 비례하는 양상을 보인 반면, 절대 정량화를 통한 방사능농도 추정치는 정량적으로 큰 변화 없이 $\pm 5\%$ 미만(-3.55에서 +3.90%)의 일정한 수준을 유지하였다. 또한, 설정된 실제 방사능농도와 영상을 통해 추정된 방사능농도와의 관계에서 회복계수(RC)는 ± 0.05 미만의 오차를 보여 영상획득 시간의 변화에도 높은 수준의 정량적 정확성을 유지하였다. 세부적으로 영상획득 시간 증·감을 투영상당 획득시간과 투영상수 조합으로 설정할 때, 투영상수 변화에 의한 정성적, 정량적 영향이 좀 더 큰 것으로 나타났다. 따라서 임상에서 정확한 정량성과 동시에 효율적인 검사시간이 요구된다면, 검사시간의 단축을 우선적으로 고려해 볼 수 있을 것이며, 동일한 검사시간의 단축조건에서 투영상수의 변화보다는 투영상당 획득시간을 조정하는 것이 영상품질의 변화와 정량적 손실을 최소화하는 SPECT/CT의 최적화된 시간설정을 가능하게 할 것으로 사료된다.

REFERENCES

- [1] ICRP. Radiological Protection in Therapy with Radiopharmaceuticals. ICRP Publication 140; 2018,11.
- [2] Arda K, Joseph AO, Richard LW, Michael MG, Van Abbeele AD. Theranostics: The Role of Quantitative Nuclear. Semin Radiat Oncol. 2021;31(1):28-36.
- [3] Bin H, Eric CF. Effects of shortened acquisition time on accuracy and precision of quantitative estimates of organ activity. Am Assoc Phys Med. 2010;37(4):1807-15.
- [4] Park HH, Kim TH, Shin JY, Lee TS, Lyu KY. Usefulness of CT based SPECT Fusion Image in the lung Disease: Preliminary Study. Journal of Radiological Science and Technology. 2012;35(1):59-64.
- [5] NEMA. Performance Measurements of Gamma Cameras. NEMA Standards Publication NU 1-2012. 2013:44-47.
- [6] IAEA. Quantitative Nuclear Medicine Imaging: Concepts, Requirements and Methods. IAEA Human Health Reports No.9. 2014;9:36.
- [7] Nakamura Y, Tomiguchi S, Katsuda N. Usefulness

- of the collimator detector response(CDR) recovery and the scatter correction by the effective scatter source estimation(ESSE) method in myocardial SPECT study. Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi. 2010;66(6):609-17.
- [8] Johannes Z, Alexander HV, Amos Y, Joachim H, Torsten K. Quantitative accuracy of clinical ^{99m}Tc SPECT/CT using ordered-subset expectation maximization with 3-dimensional resolution recovery, attenuation, and scatter correction. J Nucl Med. 2010;51:921-8.
- [9] Kim JG, Ham JC, Oh SH, Kang CK, Kim JS. A Study on the Tendency of Dose value According to Dose calibrator Measurement Depth and Volume. J Nucl Med Technol. 2020;24(1):20-6.
- [10] Alfonso RM, Ole Marius HR, Jan DH, Svein-Erik M, Andreas A, Lediju Bell MA. The Generalized Contrast-to-Noise Ratio: A Formal Definition for Lesion Detectability. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control. 2020;67(4):745-59.
- [11] Anil A, Jonathan R, Anthony SP, Michael LO. Improving Spatial Resolution Using Incoherent Subtraction of Receive Beams Having Different Apodizations. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control. 2019;66(1):5-17.
- [12] Lee JY, Lee EK, Kim KW, Jeong HW, Lyu KY, Park HH, Son JH, et al. Evaluation and Comparison of Contrast to Noise Ratio and Signal to Noise Ratio According to Change of Reconstruction on Breast PET/CT. Journal of Radiological Science and Technology. 2017;40(1):79-85.
- [13] Kim KW, Min JW, Lyu KY, Kim JM, Jeong HW, Lee JA, Jung JH, et al. Comparison Study on CNR and SNR of Thoracic Spine Lateral Radiography. Journal of Radiological Science and Technology. 2013;36(4):273-80.
- [14] Marin I, Rydén T, Van Essen M, Svensson J, Gracheva N, Köster U, et al. Establishment of a clinical SPECT/CT protocol for imaging of ^{161}Tb . EJNMMI Physics. 2020;7(45):6-7.
- [15] NIH Health & Human Services. Help Me Understand Genetics 'Precision Medicine'. U.S.National Library of Medicine 'MedlinePlus' Web site. Available from: <https://medlineplus.gov/download/genetics/understanding/precisionmedicine.pdf>.

구분	성명	소속	직위
제1저자	김지현	서울의료원 핵의학과	방사선사
공동저자	박훈희	신구대학교 방사선과	부교수
교신저자	이주영	송호대학교 방사선과	조교수