

Original article

핵의학 영상에서 계수기반 체적변화 추적에 관한 고찰

김지현¹ · 이주영² · 박훈희²

¹서울특별시 서울의료원 핵의학과, ²신구대학교 방사선학과

A Study on the Tracking of Count-Based Volumetric Changes in Nuclear Medicine Imaging

Ji-Hyeon Kim¹, Jooyoung Lee², Hoon-Hee Park²

¹Department of Nuclear Medicine, Seoul Medical Center, Seoul, Korea

²Department of Radiological Technology, Shingu College, Gyeonggi-do, Korea

*Corresponding Author : Hoon-Hee Park, Department of Radiological Technology, Shingu College, 377 Gwangmyeong-ro, Seongnam, Gyeonggi-do, 13174, Republic of Korea, Tel : +82-31-740-1638, E-mail : hzpark@shingu.ac.kr

ABSTRACT

Purpose: Quantitative analysis through count measurement in nuclear medicine planar images is limited by analysis techniques that are useful for obtaining various clinical information or by organ overlap or artifacts in actual clinical practice. On the other hand, the use of SPECT tomography images is quantitative analysis using volume rather than planar, which is not only free from problems such as projection overlap, but also has excellent quantitative accuracy. In the use of developing SPECT quantitative analysis technology, this study aims to compare the accuracy of quantitative analysis between ROI of the conventional planar images and VOI of the SPECT tomographic images in evaluating the count change happened by the volume change of the source. **Materials and Methods:** A $^{99m}\text{TcO}_4^-$ source(200.17 MBq) was filled with sterilized water in the syringe to create a phantom with an inner diameter volume of 60 cc, and a planar image and a SPECT image were obtained by reducing the volume by 15 cc (25%) respectively. ROI and VOI(threshold: 1~45%, 5% interval) were set for each image obtained to estimate true count and measure the total count, and compared with the presetted volumetric change rate(%). **Results:** When volume changes of 25%, 50%, and 75% occurred in the initial volume of 60 cc(100%) of the phantom, the average count changes of the measured planar image were 26.8%, 53.2%, 77.5%, and the average count changes of the SPECT image were 24.4%, 50.9%, and 76.8%. In this case, the VOI size(cm^3) set showed an average change rate of 25.4%, 51.1%, and 76.6%. The highest threshold value for the accuracy of radioactive concentration by VOI size (average error -1.03%) was 35%, and the VOI size of the same threshold had an error of -17.1% on average compared to the actual volume. **Conclusion:** On average, the count-based volumetric change rate in nuclear medicine images was able to track changes more accurately using VOI than ROI, but there was no significant difference with relatively similar value. However, the accuracy of radioactive concentration according to individual VOI sizes did not match, but it is considered that a relatively accurate quantitative analysis can be expected when the size of VOI is set smaller than the actual volume.

Key words Radioactivity, Count, VOI, ROI

서론

핵의학 영상에서 계수기반의 정량분석은 상대적으로 간편하고 비침습적으로 목표장기의 대사적 기능이나 변화를 평가할 수 있는 유용한 분석기술로 활용되어 왔다. 하지만 평면영상의 한계로 실제 임상에서 장기의 겹침이나 인공물 등에 의한 평가에 제한이 따르며, 감쇠 및 두께나 깊이에 관한 보정이 어렵기 때문에 이를 극복하기 위한 다양한 검사방법과 분석방법들이 지속적으로 고안되어 왔다[1, 2].

최근에는 SPECT/CT의 개발과 보급이 늘어나면서 단층영상으로 형성되는 체적영상의 분석이 가능하게 되었고, 이는 곧 평면영상의 한계를 보완하여 투영 겹침 등의 문제에서 자유로울 뿐 아니라 영상품질 향상은 물론 정량적 정확성도 대폭 향상시킬 수 있었다. 발전하는 SPECT/CT 정량화 기술은 방사능농도 추정을 통한 절대 정량화까지 가능하게 되었고, 기존의 평면영상 정량분석을 체적기반의 정량분석으로 대체하거나, 또는 새로운 체적기반의 정량분석 방법들이 시도되면서 표적장기 및 종양 등의 진단능력 향상에 도움이 되고 있다[3, 4].

이에 본 연구에서는 핵의학 영상에서 계수기반의 정량분석을 통하여 기존의 평면영상과 체적영상 간의 정량적 차이를 알아보고, 나아가 선원의 체적변화가 있을 때 관심영역(Region of Interest, ROI) 또는 관심체적(Volume of Interest, VOI) 분석방식 간의 차이와 정확성을 알아보고자 한다.

대상 및 방법

1. 팬텀(phantom) 설정

주사기 내에 $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 선원 200.17 MBq을 멸균수와 함께 채워 내경 체적 60 cc의 팬텀을 만든 후 15 cc(25%)씩 체적이 변동되는 조건으로 최초 체적 60 cc에서 각각 45 cc(25%), 30 cc(50%), 15 cc(75%)로 체적을 감소시켰고, 팬텀의 체적변화에 맞춰 평면영상과 SPECT영상을 각각 획득하였다(Fig. 1).

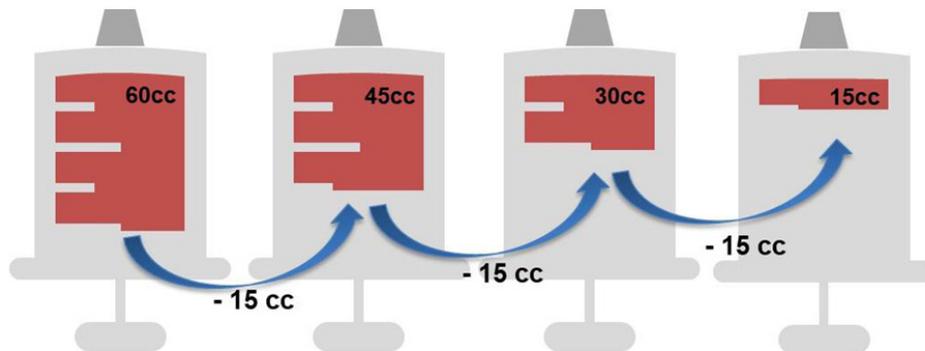


Fig. 1. After setting the initial volume of the syringe phantom to 60cc, the volume is changed to 60 cc, 45 cc, 30 cc, and 15 cc, respectively, under the condition of volume reduction of 15cc (25%)

2. 장비 설정

실험에 사용한 SPECT/CT는 BrightView XCT(Philips Healthcare, USA)를 사용하였으며(Fig. 2), 팬텀 설정에 따른 체적의 변화를 각각 평면영상과 SPECT/CT영상으로 연달아 반복 획득하였고, 영상획득의 세부조건은 다음과 같다.



Fig. 2. BrightView XCT (SPECT/CT with flat-panel detector) was used for experiments.

2. 1. 평면영상 획득조건

평면영상의 영상획득 세부조건은 실험에 사용될 방사성동위원소 $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 선원을 기준으로 이중 검출기(dual detector)에 저에너지-고해상도(Low-Energy High-Resolution, LEHR) 조준기(collimator)를 사용하였고, 에너지 창 $140.511 \text{ keV} \pm 10\%$ 에서 영상 획득시간 60 sec, matrix size 128×128 로 설정하였다. 양쪽 검출기에서 각각 획득된 전면상과 후면상간의 깊이(또는 거리)에 따른 계수오차를 기하평균(geometric mean)값으로 감쇠보정(attenuation correction, AC)하였고(Eq. 1), 선원의 최초 주입시간으로부터 영상획득까지의 시간적 오차를 붕괴보정(decay correction, DC)하였다.

$$\sqrt{A \times P}$$

Eq. 1

A = Counts as measured from ROI of the anterior image

P = Counts as measured from ROI of the posterior image

2. 2. SPECT/CT영상 획득조건

SPECT의 영상획득 세부조건은 실험에 사용될 방사성동위원소 $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 선원을 기준으로 이중 검출기에 LEHR 조준기를 사용하였고, 에너지 창 $140.511 \text{ keV} \pm 10\%$ 에서 총 획득시간 60 sec ($10 \text{ sec/frame} \times 120 \text{ frames/2 head}$)로 투영상당 획득시간(sec per frame, sec/frame)을 1 sec/frame, 총 투영상수는 3.0 간격으로 총 120 frames ($60 \text{ frames} \times 2 \text{ head}$)로 획득하였고, matrix size 128×128 로 설정하였다. 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.

절대 정량화의 정확한 구현을 위하여 획득된 SPECT영상의 재구성 알고리즘은 3D-OSEM (with resolution recovery: collimator detector response recovery, RR)을 사용하였으며, CT기반의 감쇠보정(AC)과 산란보정(scatter correction, SC)을 시행하였고, 최초 선원 주입시간으로부터 영상획득 시작까지의 경과시간과 영상획득 중의 수집시간에 따른 시간적 오차를 붕괴보정(DC)하였다.

3. 측정방법

3. 1. 평면영상 ROI 설정 및 총 계수 측정

3. 1. 1. Composite type ROI

체적변화에 따라 획득된 각각의 영상을 하나로 합쳐 단일크기의 ROI를 설정해 분석하는 composite type ROI를 설정하고, 체적변화에 따른 총 계수를 5회 반복 측정하였다(Fig. 3. A).

3. 1. 2. Individual type ROI

체적변화에 따라 획득된 각각의 영상에 개별 크기의 ROI를 각각 설정해 분석하는 individual type ROI를 설정하고, 체적변화에 따른 총 계수를 5회 반복 측정하였다(Fig. 3. B).



Fig. 3. A composite type ROI (A) using a single size ROI and an individual type ROI (B) using an individual size ROI were set for each image acquired according to a change in volume.

3. 2. SPECT영상 VOI 설정 및 총 계수 측정, VOI 크기 측정

SPECT/CT영상에서 CT영상으로 형성되는 체적(cm^3), 계수로 형성되는 SPECT영상의 체적(cnts/ml), 그리고 이들의 체적을 측정하기 위해 설정하는 관심체적(VOI)으로 형성되는 공간의 크기, 즉 VOI의 체적(cm^3) 정보를 획득할 수 있다(Fig. 4). 이에 계수기반의 체적변화를 평가하기 위해 계수로 형성되는 SPECT영상의 체적과 측정에 사용된 VOI의 크기도 함께 측정하여 실제 표적장기 또는 팬텀의 실질적인 체적(cc)을 기준으로 비교 평가하였다[5].

VOI의 설정은 SPECT영상의 경계를 일관되고, 정확히 구분하기 위하여 육안에 의한 수동방식 보다는 문턱값 방법(threshold method)을 이용한 자동설정 방식으로 구현하였다[6]. 자동설정 방식은 VOI 안의 voxel 들 중 계수의 최대값을 기준으로 백분율(%)로 나뉘었을 때 입력된 문턱값에 따라 선택되는 voxel 들로 VOI의 크기를 결정하는 방법이며, 실험에 있어서 SPECT영상의 체적 내 계수 측정을 위한 VOI의 설정은 문턱값을 1~45% 범위 안에서 5% 간격씩 적용하여 1%, 5%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40%, 45%의 다양한 크기로 VOI를 형성시켰다(Fig. 5). 각각의 VOI에서 해당 VOI가 차지하는 공간의 체적(mm³)과 총 계수를 5회 반복 측정하였고, VOI의 크기는 다시 실제 팬텀의 내경 체적(물)과의 비교를 위해 cm³ 단위로 환산하였다.

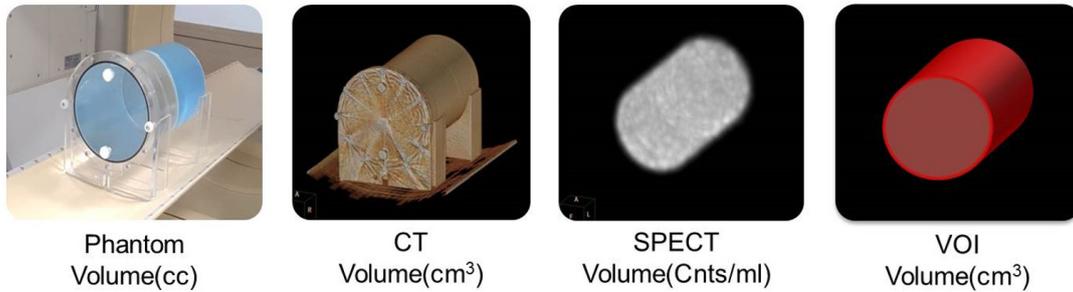


Fig. 4. When the actual volume of the phantom was implemented as a SPECT/CT image, the volume was considered from three perspectives. First, there is the volume obtained from the CT image, second, the volume implemented by the count obtained from the SPECT image, and finally, the volume of the space formed by the VOI that was set up to analyze them.

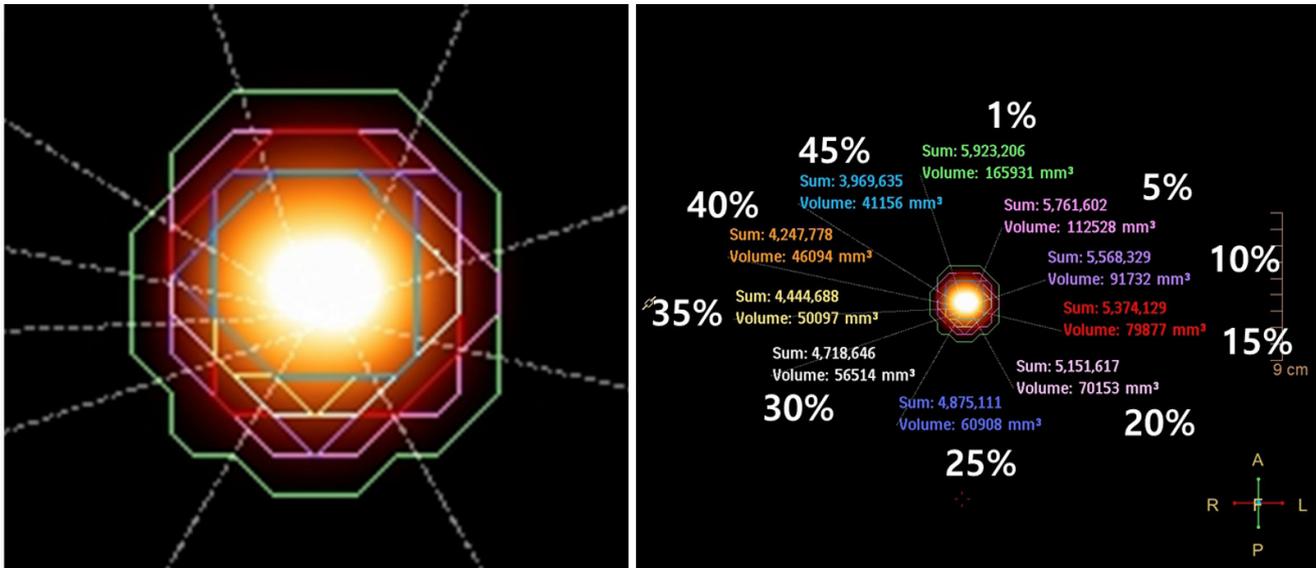


Fig. 5. In the setting of VOI, threshold values were applied within the range of 1 to 45% at intervals of 5%, and VOIs of various sizes were formed.

4. 분석방법

4. 1. 보유율(%Retention) 산출

조건설정에 따라 고정된 팬텀의 체적 변화량(25%)을 개별적으로 산출하기 보다는 최초의 체적을 기준(100%)으로 선원의 체적변화가 일어났을 때 잔존해있는 체적 내 계수의 보유율(%retention)을 비교지표로 산출하였다(Eq. 2). 미리 설정한 팬텀 내 체적 %retention 100%, 75%, 50%, 25%와 비교하였을 때 영상을 통해 측정된 ROI와 VOI안의 총 계수의 %retention이 이와 일치하는지 정확성을 확인하였다.

$$\%Retention = \frac{T}{T_0} \times 100(\%) \tag{Eq. 2}$$

T = Total count of the changed VOIs

T₀ = Total counts of initial VOI

4. 2. SPECT/CT영상 분석, 회복계수(recovery coefficient, RC) 산출

VOI를 통해 측정된 총 계수로 SPECT영상의 단위체적당 방사능농도(cps/mm³)를 추정하고, 실제 팬텀의 방사능농도(Bq/ml)와의 비를 RC 값으로 산출하여(Eq. 3), 체적의 변화에 따른 계수변화 추이에서 정량적 정확성을 평가하였다[7].

$$RC = \frac{C_E}{C_T} \tag{Eq. 3}$$

C_E = Estimated activity concentration(cps/ mm³)

C_T = True activity concentration(Bq/ml)

결과

팬텀의 체적을 25%씩 감소시키는 조건으로 각각의 영상획득 조건에 따라 평면영상과 SPECT영상을 획득하였다(Fig. 6). 평면영상은 전면상, 후면상을 동시에 얻어 ROI를 설정하고, 총 계수를 측정한 뒤 기하학적 평균으로 체적변화에 따른 계수의 변화를 확인하였다. SPECT영상은 재구성 과정을 거쳐 획득된 영상에 VOI를 설정하고, 총 계수를 측정하여 체적변화에 따른 계수 변화를 확인하였다.

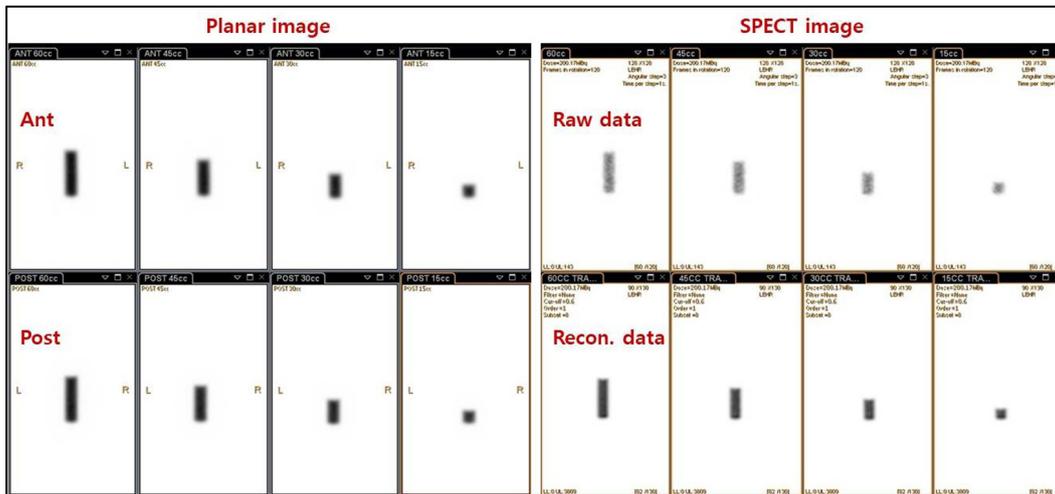


Fig. 6. Planar images(left) and SPECT images(right) were acquired by reducing the volume of the phantom by 25% each.

1. 총 계수 측정

1. 1. 평면영상

팬텀의 체적이 60 cc, 45 cc, 30 cc, 15 cc으로 변화할 때, 획득된 평면영상에 단일크기의 ROI를 설정하는 composit type ROI로 총 계수를 측정된 결과 각 각 평균 461367, 357405, 245353, 123719로 산출되었다. 또 체적에 따라 개별크기의 ROI를 설정하는 Individual

type ROI로 측정된 총 계수의 평균은 각각 461367, 356427, 244221, 122780으로 산출되었고, 팬텀의 체적이 감소함에 따라 평면영상에서 ROI로 측정되는 총 계수도 감소하였다(Table 1(A), Fig. 7).

Table 1. Measurement of the total count by two analytical methods: ROI(A) and VOI(B)

(A) ROI type		Total counts	
		composit ROI	Individual ROI
phantom volume	60	461367	461367
(cc)	45	357405	356427
	30	245353	244221
	15	123719	122780

(B) VOI type	Threshold(%)	1%	5%	10%	15%	20%	25%	30%	35%	40%	45%
phantom volume	60	1325324	1294933	1252211	1217015	1173629	1137524	1114174	1065560	982481	924935
(cc)	45	1022792	999074	957190	919565	907277	893379	842350	798437	766105	719720
	30	689218	669968	651617	628161	600584	570527	553705	517378	492755	477110
	15	343709	330454	319979	309475	294266	275583	258460	243535	226176	213559

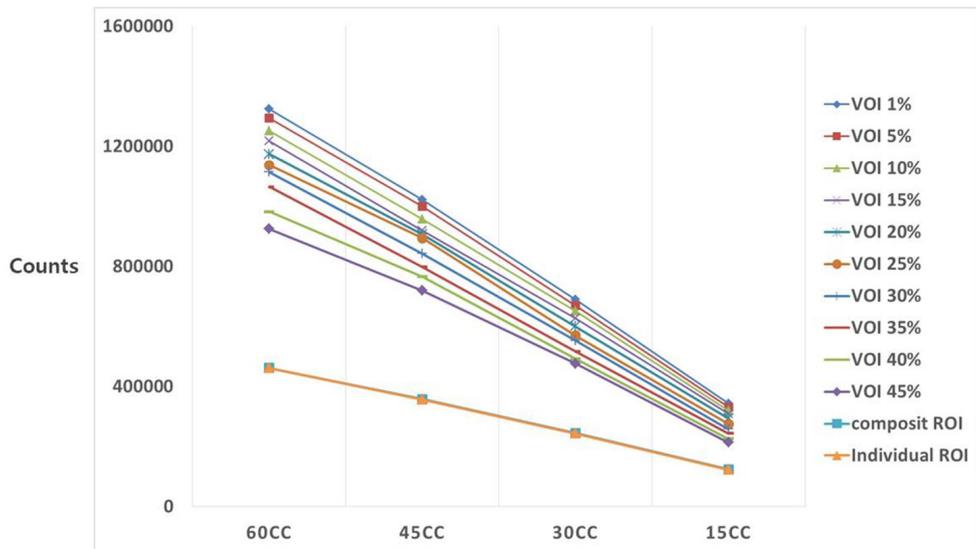


Fig. 7. The measured total counts were proportional to the actual volume of the phantom and inversely proportional to the threshold(%). As the actual volume of the phantom decreased, the measured total counts also decreased, and as the threshold(%) increased, the measured total counts decreased.

1. 2. SPECT영상

팬텀의 체적이 60 cc, 45 cc, 30 cc, 15 cc으로 변화할 때, 획득된 SPECT 영상에 문턱값을 1~45% 까지 5% 단위로 나누어 VOI를 설정하고, 측정된 총 계수의 평균은 각각 문턱값 1%에서 1325324, 1022792, 689218, 343709, 문턱값 5%에서 1294933, 999074, 669968, 330454, 문턱값 10%에서 1252211, 957190, 651617, 319979, 문턱값 15%에서 1217015, 919565, 628161, 309475, 문턱값 20%에서 1173629, 907277, 600584, 294266, 문턱값 25%에서 1137524, 893379, 570527, 275583, 문턱값 30%에서 1114174, 842350, 553705, 258460, 문턱값 35%에서 1065560, 798437, 517378, 243335, 문턱값 40%에서 982481, 766105, 492755, 226176, 문턱값 45%에서 924935, 719720, 477110, 213559로 산출되었다. 팬텀의 체적이 감소함에 따라 SPECT영상에서 VOI로 측정되는 총 계수도 감소하였고, 동일한 체적에서 문턱값이 증가할수록 측정되는 총 계수는 감소하였다(Table 1(B), Fig. 7).

2. VOI의 체적 크기(cm³) 측정

팬텀의 체적이 60 cc, 45 cc, 30 cc, 15 cc로 변화할 때, 획득된 SPECT 영상에서 계수 측정을 위해 설정하는 VOI는 문턱값을 1~45% 까지 5% 단위로 나누어 설정하였고, 문턱값에 따라 형성되는 각각의 VOI의 체적 크기(cm³)는 문턱값 1%에서 147.11, 114.75, 79.85, 44.34, 문턱값 5%에서 102.88, 81.06, 53.67, 27.8, 문턱값 10%에서 84.11, 63.31, 45.66, 23.03, 문턱값 15%에서 74.57, 53.06, 39.37, 20.29, 문턱값 20%에서 65.74, 50.63, 34.29, 15.02, 문턱값 25%에서 60.37, 48.70, 29.93, 15.02, 문턱값 30%에서 57.53, 42.71, 27.90, 13.09, 문턱값 35%에서 52.55, 38.35, 24.35, 11.67, 문턱값 40%에서 45.15, 35.51, 22.22, 10.25, 문턱값 45%에서 40.58, 31.96, 21.00, 9.33 cm³로 산출되었다. 동일한 문턱값일 때 팬텀의 체적이 감소함에 따라 형성되는 VOI의 크기는 감소하였고, 동일한 체적에서 문턱값이 증가할수록 형성되는 VOI의 크기는 감소하였다(Table 2, Fig. 8).

Table 2. VOI size according to the measurement method

VOI Threshold(%)	phantom volume(cc)	VOI size(cm ³)									
		1%	5%	10%	15%	20%	25%	30%	35%	40%	45%
60	60	147.11	102.88	84.11	74.57	65.74	60.37	57.53	52.55	45.15	40.58
45	45	114.75	81.06	63.31	53.06	50.63	48.70	42.71	38.35	35.51	31.96
30	30	79.85	53.67	45.66	39.37	34.29	29.93	27.90	24.35	22.22	21.00
15	15	44.34	27.80	23.03	20.29	17.45	15.02	13.09	11.67	10.25	9.33

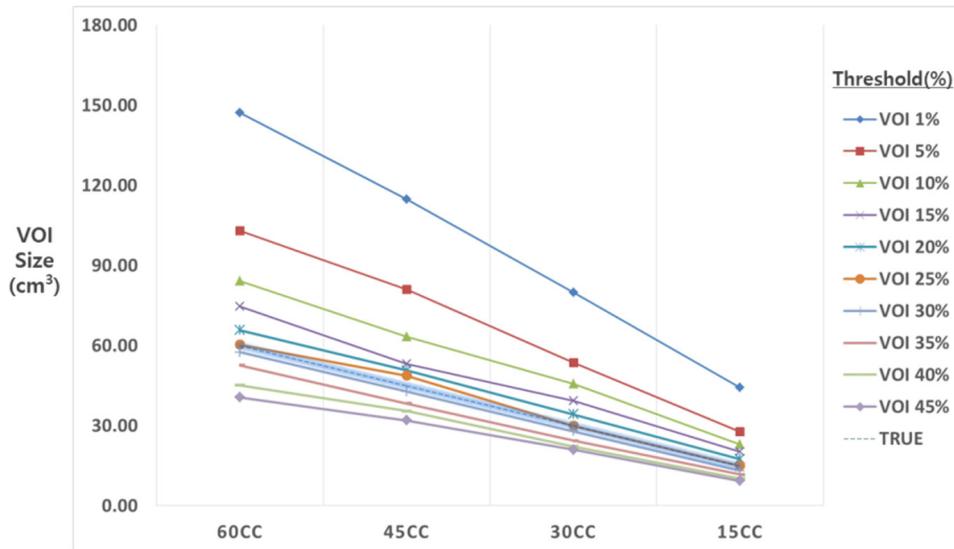


Fig. 8. The VOI volume was proportional to the actual volume of the phantom and inversely proportional to the Threshold(%). As the actual volume decreased, the volume of the VOI decreased, and as the threshold(%) increased, the size of the VOI volume decreased.

3. %Retention : 계수기반 체적 변화율

팬텀(주사기)의 최초 체적 60 cc(100%)를 기준으로 25% 간격씩 각각 45 cc(75%), 30 cc(50%), 15 cc(25%)로 체적이 변화할 때, 측정된 평면영상의 계수 백분율은 composit type ROI 방식에서 77.5%, 53.2%, 26.8%로 분석되었고, Individual type ROI 방식에서 77.3%, 52.9%, 26.6%로 분석되었다. 또 VOI를 이용하여 측정된 SPECT영상의 계수 백분율은 76.8%, 50.9%, 24.4%로 분석되었고, 이 때 사용된 VOI 크기의 백분율은 76.6%, 51.1%, 25.4%로 분석되었다. 이 때 팬텀에 설정한 실제 변화율을 기준으로 조건에 따라 분석된 변화율 간의 오차는 각각 composit type ROI 방식에서 -2.5%, -3.2%, -1.8%, Individual type ROI 방식에서 -2.3%, -2.9%, -1.6%, VOI 방식에

서 -1.8%, -0.9%, +0.6%였으며, ROI의 크기를 이용한 체적변화율 오차는 -1.6%, -1.1%, -0.4%로 분석되었다. 각 변동률에 관한 오차범위를 고려했을 때 동일한 팬텀의 체적에서 ROI를 이용한 평면영상의 계수변화와 ROI를 이용한 SPECT영상의 계수변화 그리고 이 때 사용된 ROI의 크기로 분석된 체적의 변화율에는 큰 오차 없이 근사한 수치를 보였다(Table 3, Fig. 9).

Table 3. %Retention of each analysis method according to volume change(25% each)

Volume Variation	Phantom Actual volume	Avg. %Retention (%error)			
		2D(planar image)		3D (SPECT image)	
		Composite ROI	Individual ROI	Measured VOI	VOI size
0%	60 cc(100%)	100.0	100.0	100.0	100.0
-25%	45 cc(75%)	77.5(-2.5)	77.3(-2.3)	76.8(-1.8)	76.6(-1.6)
-50%	30 cc(50%)	53.2(-3.2)	52.9(-2.9)	50.9(-0.9)	51.1(-1.1)
-75%	15 cc(25%)	26.8(-1.8)	26.6(-1.6)	24.4(+0.6)	25.4(-0.4)

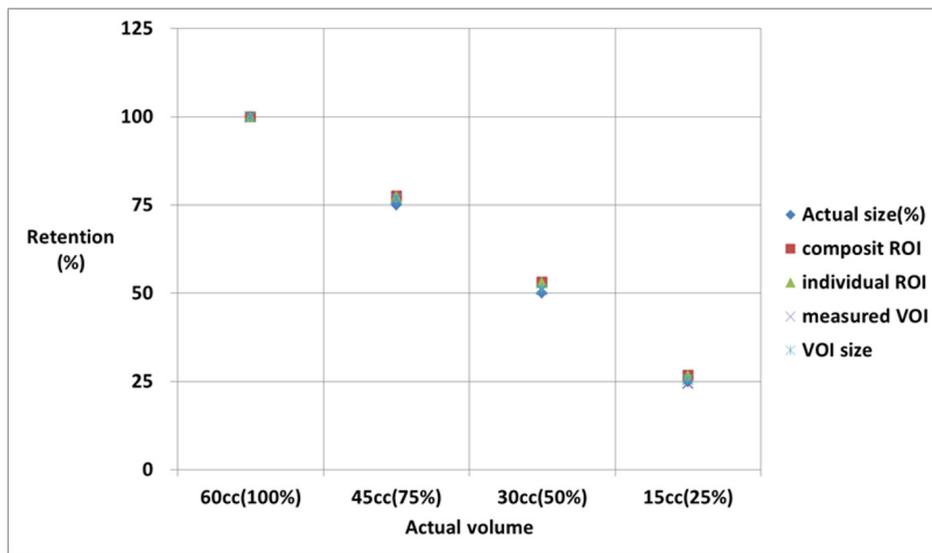


Fig. 9. When the rate of change in total counts according to the actual volume change of the phantom is expressed as %retention, the %retention was generally similar to the actual volume change rate setting. In addition, it was not significantly affected by the volume reduction trend and measurement method.

4. 체적변화에 따른 각 조건 별 RC값

체적의 변화에 따른 계수변화 추이의 정량적 정확성을 평가하기 위해 팬텀의 체적이 60 cc, 45 cc, 30 cc, 15 cc으로 변화할 때, SPECT 영상에서 ROI로 측정된 총 계수를 기반으로 절대 정량화한 방사능농도(cps/mm³)를 추정하여, 팬텀에 주입된 실제 방사능농도(Bq/ml)와의 비로 RC 값을 산출하였고, 문턱값에 따라 형성된 ROI 별 RC값은 각각 문턱값 1%에서 0.43, 0.42, 0.41, 0.37, 문턱값 5%에서 0.60, 0.59, 0.59, 0.57, 문턱값 10%에서 0.71, 0.72, 0.68, 0.66, 문턱값 15%에서 0.78, 0.82, 0.76, 0.73, 문턱값 20%에서 0.85, 0.85, 0.83, 0.80, 문턱값 25%에서 0.90, 0.87, 0.91, 0.87, 문턱값 30%에서 0.92, 0.94, 0.94, 0.94, 문턱값 35%에서 0.96, 0.99, 1.01, 0.99, 문턱값 40%에서 1.04, 1.03, 1.06, 1.05, 문턱값 45%에서 1.08, 1.07, 1.08, 1.09로 산출되었다. 동일한 문턱값 일 때 팬텀의 체적이 감소함에 따라 RC값은 큰 변동 없이 일정한 값을 유지하였고, 동일한 체적 일 때 문턱값이 증가함에 따라 RC 값은 증가하였다(Table 4, Fig. 10).

Table 4. RC according to the measurement method

VOI Threshold(%)		RC									
		1%	5%	10%	15%	20%	25%	30%	35%	40%	45%
phantom	60	0.43	0.60	0.71	0.78	0.85	0.90	0.92	0.96	1.04	1.08
volume(cc)	45	0.42	0.59	0.72	0.82	0.85	0.87	0.94	0.99	1.03	1.07
	30	0.41	0.59	0.68	0.76	0.83	0.91	0.94	1.01	1.06	1.08
	15	0.37	0.57	0.66	0.73	0.80	0.87	0.94	0.99	1.05	1.09

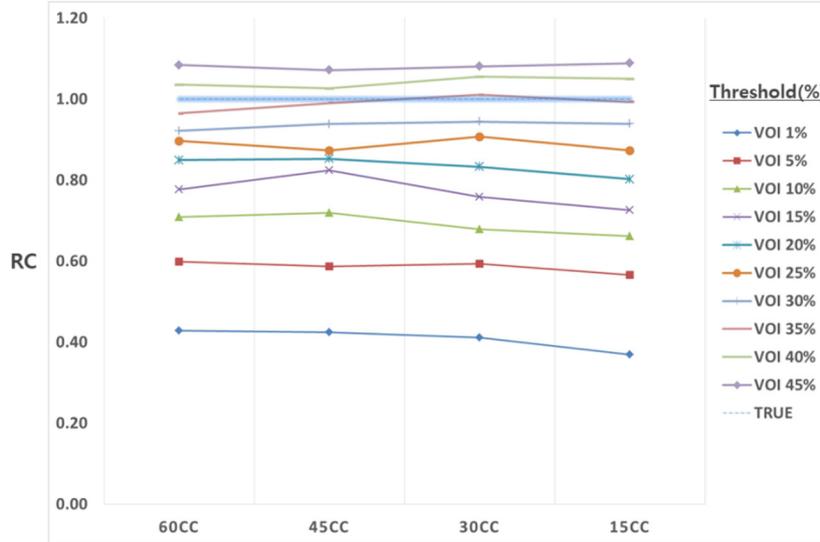


Fig. 10. The quantitative accuracy according to the actual volume change of the phantom was confirmed by RC. RC maintained a relatively constant value without significant difference even if the volume changed, and was proportional to the threshold.

5. 문턱값 변화에 따른 VOI크기와 RC의 정확성(%)

실제 체적과 측정에 사용된 각 VOI 크기 간의 체적 오차율(%) 평균과 체적 별 실제 방사능농도의 비를 표현한 RC 백분율(%) 평균을 구하여 문턱값의 변화에 따른 VOI크기와 정량적 정확성을 비교 평가하였다. VOI 문턱값이 5% 간격으로 1%, 5%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40%, 45%로 증가할 때, 각 각의 VOI 크기 정확성(%)은 평균 +265.47, +178.96, +146.64, +127.17, +113.18, +102.17, +92.76, +82.94, +74.13, +67.72%로 문턱값이 증가함에 따라 감소하는 추세를 보였고, 각 각의 RC 백분율(%)은 +40.80, +58.61, +69.19, +77.14, +83.43, +88.73, +93.58, +98.97, +104.17, +108.12%로 문턱값이 증가함에 따라 증가하는 추세를 보였다.

두 개의 지표 정확성이 실제 조건(100%)에 가장 근접한 VOI의 크기는 문턱값이 25~30%(A) 구간일 때, 또 RC 백분율은 35~40%(B) 구간일 때 위치하는 것으로 분석되며 구체적으로 실험에 사용된 문턱값 조건으로는 25%에서 VOI 크기의 오차는 +2.17%로 가장 실제에 근접하였지만 해당 문턱값에서의 RC 백분율 오차는 -11.27%로 정량적 정확성은 높지 않았다. 또 문턱값 35%에서 RC 백분율의 오차는 -1.03%로 가장 실제에 근접한 수치였지만 해당 문턱값에서 VOI 크기의 오차는 -17.06%로 실제 체적과는 차이가 있었다(Fig. 11).

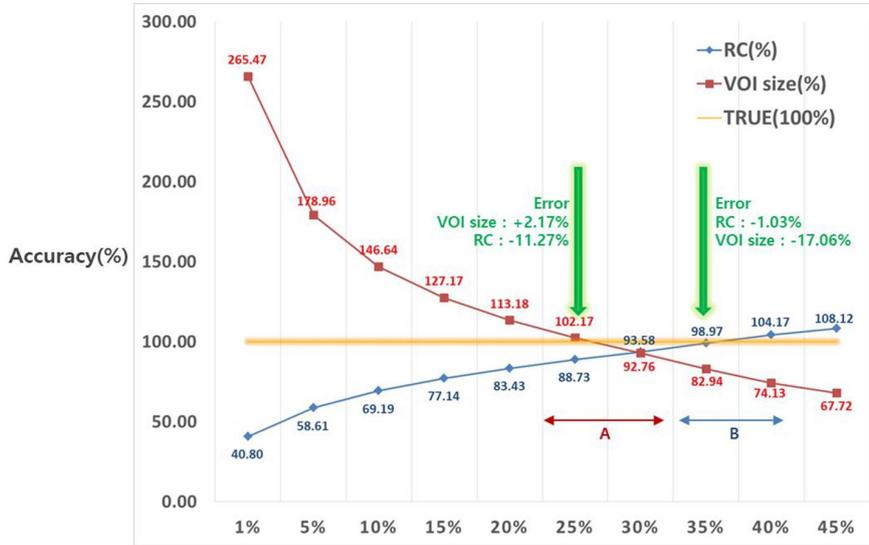


Fig. 11. As the threshold increases, the accuracy of the volume size of the VOI decreases and the quantitative accuracy (RC) increases. The accuracy of the two analytical values has separate threshold confidence intervals, with VOI sizes ranging from 25 to 30%(A), and RC ranging from 35 to 40%(B).

고찰

핵의학 영상에서 계수기반 정량화 방법으로 가장 대표적인 SUV(g/ml)는 서로 다른 영역에 분포된 상대적인 계수비를 반정량적으로 분석하는 방법이며, 동적 연구에서의 관류율(perfusion rate), 대사율(metabolic rate)과 같은 생리학적 매개변수들도 유용한 정량화 방법들로 활용되고 있다. 또한 단위체적당 절대 방사능농도(kBq/ml, %ID/g)를 추정하는 방법이 최근 동방진단치료(theranostics)와 같은 정교한 정량분석이 요구되는 진단 및 치료계획 영역에서 많은 관심을 받고 있다[8]. 이는 PET/CT와 같은 영상획득 방식과 장비성능의 발전이 함께 진행되었기 때문에 가능했으나 SPECT는 PET과 달리 장비특성에 따른 기술적 제한으로 절대 정량화에 한계가 있어 왔다. 하지만 CT기술의 적용과 결합으로 SPECT/CT의 보급이 늘어나며 고품질의 영상을 제공하는 것뿐 아니라 정확한 정량분석을 위한 시도가 지속적으로 이루어져 왔고, 최근 PET못지 않은 민감도와 해상도 향상으로 절대 정량화를 이용한 임상진단 및 치료계획에 적극적으로 활용되고 있다[9].

핵의학 영상에서 계수분포 측정의 정확성은 단위면적 또는 단위체적의 크기에 영향을 받기 때문에 계수의 변화는 곧 면적 또는 체적의 변화를 반영한다고 볼 수 있다. 따라서 본 실험에서는 핵의학 영상의 정량적 정확성을 반영하는 지표로 체적의 변화에 주목하고, 체적의 변화에 따른 정량적 변화 또는 계수를 기반으로 표현되는 체적의 크기를 추정하는 기술에 관한 평가를 목적으로 하였다.

실험의 계획에서 팬텀의 체적변화 조건은 최초 팬텀의 체적에서 고정된 변화량(25%)을 동일하게 적용 했기 때문에 이미 설정상 차이가 없는 변화된 부분의 체적을 반복 산출하기 보다 최초의 체적을 기준(100%)으로 선원의 체적변화가 일어났을 때 잔존(75%, 50%, 25%)해 있는 전체 체적 내 계수의 보유율(%retention)을 산출해 비교 평가하였다. %retention에 따른 실험의 결과는 평면영상 또는 SPECT영상 간의 차이 또, ROI와 VOI를 이용한 분석방법간의 계수 또는 체적의 변화율에는 큰 차이가 없는 것으로 분석되었고, 평면영상을 통한 직접적인 정량적 평가는 비교적 많은 제한이 따르나 간접적인 정량적 변화나 추이를 평가하는 것에는 SPECT 못지 않은 정확성을 기대할 수 있는 것으로 확인되었다. 하지만 방사능 농도를 이용한 절대 정량화를 기반으로 한 정량적 정확성은 반드시 관심체적(VOI)을 이용한 분석이 요구되는데 이 때 다양한 VOI를 설정하기 위한 문턱값에 따라서는 체적크기와 정량적 정확성에 차이를 보였다.

문턱값이 높을수록 정량적 정확성이 높아지고, VOI로 추정되는 체적의 크기는 작아지는 것으로 나타났으며, VOI 크기는 문턱값

25~30% 구간에서 실제 체적과의 크기와 가장 일치하였고, 정량적 정확성은 문턱값 30~35% 구간에서 실제 방사능농도와의 정량적 정확성이 가장 일치하여 일정 범위의 문턱값에서만 신뢰할 수 있는 것으로 분석되었다.

이에 동일한 크기의 체적을 가진 대상에게 정량적 분석을 위한 정확성만 고려할 때 VOI를 실제 체적보다 조금 작게 그리는 설정으로 정량적 정확성을 확보할 수 있을 것으로 판단되며, VOI를 너무 크게 그리거나 육안상의 실제 체적에 맞추려고만 한다면 정량적 정확성의 오류를 낮추기 어려울 것으로 사료된다. 다만 체적의 변화만을 변수로 두고 진행된 본 연구의 조건에 국한된 결론이므로 이와 같은 체적변화와 정량적 정확성의 관계에서 각 임상환경 및 각기 다른 임상프로토콜 조건에서 적절한 문턱값 내지 VOI 설정방법을 찾아보는 연구 역시 필요할 것으로 사료된다.

발전하는 임상진단 및 치료영역에서 추후 체적의 변화에 따른 정량적 변화 또는 반대로 정량적 변화에 따른 체적의 변화를 신속하고 정밀하게 평가해야 하는 복잡한 검사 프로토콜들이 요구될 수 있다. 이 때 최초 또는 마지막 1회만 SPECT/CT로 촬영하고, 체적이 변하는 과정은 평면영상으로 추적하여 변화율(%)을 적용한다면 SPECT/CT의 반복촬영 횟수를 줄여, 불필요한 CT피폭과 소요 시간 절감효과를 얻을 수 있을 것으로 제안된다.

본 실험에서 체적조건 설정에 따른 정량적 정확성은 비교적 큰 체적의 팬텀에서 이뤄진 결과로 실제 임상에서 사용되는 신체장기 및 종양의 크기를 반영하는 작은 크기의 체적은 포함하지 않았다. 이는 너무 작은 체적설정은 분해능과 같은 장비 고유의 성능이나 영상획득 조건 차이 또는 재구성 방식과 같은 다양하고 복잡한 변수들의 영향이 개입되어[9], 온전한 체적변화의 영향만 평가하는데 제한이 따를 것으로 판단하였기 때문이다. 또한 팬텀의 선원설정에서 배경선원 설정이 없는 것도 제한점으로 남는다. 이는 계수측정을 위한 VOI 설정방식으로 문턱값을 이용한 자동설정 방식이 사용된 것에 따른 결정으로 문턱값의 조건에 부합되는 목적범위 외에 근접하는 배경영역 데이터(계수)가 존재할 때 이로 인한 간섭(계수 유입과 유출)을 배제시키고 어렵고[10], 결국 VOI의 크기와 그로 인한 계수측정의 오차가 발생하기 때문에 목적범위 내의 체적크기와 계수측정만의 변화만 고려하기 위함이다.

결론

핵의학 영상에서 계수기반 체적변화는 관심영역(ROI)보다는 관심체적(VOI)을 이용하였을 때 더 정확한 평가가 가능하였지만, 두 가지 방법의 정확도 오차가 근소하여 평면영상에서의 정량분석도 SPECT를 이용한 정량분석 못지 않게 비교적 우수한 체적변화와 그에 따른 계수변화 추이분석이 가능한 것으로 확인되었다.

실제 체적 대비 문턱값(threshold)에 의해 결정되는 VOI의 크기와 방사능농도의 정확성(RC)은 일치하지 않았고, 각각의 정확성을 신뢰할 수 있는 각기 다른 문턱값의 구간이 있는 것으로 확인되었다. 따라서 계수기반의 체적변화 추적이 있어서 VOI의 크기가 실제체적과 가장 일치하는 문턱값보다는 좀 더 높은 수준의 문턱값을 적용해 실제체적보다는 작은 VOI가 설정되었을 때 좀 더 우수한 정량적 정확성을 확보할 수 있는 것으로 사료된다.

REFERENCES

1. Klingensmith III WC, Lawrence SP. The Gastric Emptying Study: Protocol Design Considerations. *J Nucl Med Technol* 2008;36:195-9
2. Kwak DW, Kim JH, Kim KH, Lee KJ, Park YJ, Lee IW. The Gastric-Bile Juice Reflux in Patients from Hepatobiliary Scan with Subtotal Gastrectomy. *Korean J Nucl Med Technol.* 2010;14(2):17-20.
3. Ham JC, Oh SH, Choi YH, Kang CK, Kim JS. Evaluation of Usefulness of SPECT-CT at the Examination of Digestive System Leakage Patients. *Korean J Nucl Med Technol.* 2018;22(1):98-102.
4. Zeintl J, Vija AH, Yahil A, Hornegger J, Kuwert T. Quantitative Accuracy of Clinical 99mTc SPECT/CT Using Ordered-Subset Expectation Maximization with 3-Dimensional Resolution Recovery, Attenuation, and Scatter Correction. *J Nucl Med.* 2010;51:921-8.
5. Shcherbinin S, Celler A, Belhocine T, Van der werf R, Driedger A. Accuracy of quantitative reconstructions in SPECT/CT imaging. *Phys Med Biol.* 2008;53:4595-4604.

6. Said MA, Masud MA, Abdul Razak HR. Quantitative imaging with commercial SPECT. *J. Phys.:Conf. Ser.* 2020;1497:012025.
7. Peters SMB, Van der werf NR, Segbers M, Van velden FHP, Wierts R, Blokland K(J.)AK, et al. Towards standardization of absolute SPECT/CT quantification: a multi-center and multivendor phantom study. *EJNMMI Physics.* 2019;6:29.
8. Finucane CM, Murray I, Sosabowski JK, Foster JM, Mather SJ. Quantitative Accuracy of Low-Count SPECT Imaging in Phantom and In Vivo Mouse Studies. *International Journal of Molecular Imaging.* 2011;197381:8.
9. Kupitz D, Wissel H, Wuestemann J, Bluemel S, Pech M, Amthauer H, et al. Optimization of SPECT/CT imaging protocols for quantitative and qualitative ^{99m}Tc SPECT. *EJNMMI Physics.* 2021;8:57.
10. Hwang AB, Franc BL, Gullberg GT, Hasegawa BH. Assessment of the sources of error affecting the quantitative accuracy of SPECT imaging in small animals. *Phys Med Biol.* 2008;53(9):2233–52.