

Original article

SPECT/CT에서 관심체적을 활용한 정량분석의 유용성에 대한 고찰

이원호, 방사선사, 김한준, 방사선사, 김지현, 방사선사, 유지수, 방사선사, 박수영, 방사선사*

¹순천향대학교 부속 서울병원 핵의학과, ²서울특별시 서울의료원 핵의학과, ³가톨릭대학교 은평성모병원 핵의학과

Evaluation of the Usefulness of Quantitative Analysis Using Volume of Interest in SPECT/CT

Won-Ho Lee, Radiological Technologist¹, Han-Jun Kim, Radiological Technologist¹, Ji-Hyeon Kim, Radiological Technologist², Ji-Soo Yu, Radiological Technologist¹, Su-Young Park, Radiological Technologist^{3*}

¹Department of Nuclear Medicine, Soonchunhyang University Hospital, Seoul, Korea

²Department of Nuclear Medicine, Seoul Medical Center, Seoul, Korea

³Department of Nuclear Medicine, The Catholic University of Korea, Eunpyeong St. Mary's Hospital, Seoul, Korea

*Corresponding Author: Su-Young Park. Department of Nuclear Medicine, The Catholic University of Korea, Eunpyeong St. Mary's Hospital, 1021 Tongil-ro, Eunpyeong-gu, Seoul, 03312, Republic of Korea. Tel: +82-2-2030-3123, E-mail: psyswim@naver.com

Abstract

Purpose: This study aims to evaluate the clinical utility and applicability of volume of interest based quantitative analysis by comparing region of interest based ejection fraction analysis in two dimensional planar imaging with volume of interest based quantitative analysis in three dimensional SPECT/CT. **Materials and Methods:** A $^{99m}\text{TcO}_4^-$ solution with a uniform radioactivity concentration of 1.48 MBq/ml was injected into each of the six spheres of the NEMA IEC Body phantom according to their respective volumes. After acquiring planar images and SPECT/CT scans with different acquisition times, count-based quantitative analysis was performed using Syngo.via and the results were compared with the preset volume change values of the phantom. **Results:** In planar imaging, region of interest based EF (EF_R) showed percentage errors ranging from -3.89% to 0.19% across all sphere sizes. In 3D SPECT/CT, volume of interest based EF (EF_V) consistently demonstrated higher values than ejection fraction phantom (EF_P). The percentage error ranged from 1.36% to 7.56%, and the magnitude of error decreased as sphere volume increased. When the time per view was varied from 1 to 15 seconds, EF_V values remained relatively stable. The difference between the maximum and minimum error across acquisition times (ΔE) ranged from 0.07% to 2.96%. Larger sphere volumes showed smaller variability in error across acquisition durations. **Conclusion:** As the volumetric difference between the spheres of the phantom increased, changes in counts on both planar and volumetric images could be evaluated more accurately. Furthermore, the error in the ejection fraction associated with variations in acquisition time for SPECT/CT imaging was observed to be at a comparable level. These results suggest that quantitative analysis of volumes of interest can be performed in SPECT/CT with reduced acquisition times without significant loss of accuracy, as in planar imaging.

Keywords: Ejection Fraction (EF), Region-of-interest (ROI), Volume-of-interest (VOI)

서론

핵의학 영상은 방사성의약품을 이용하여 인체 내 생리적·대사적 변화를 기능적 영상으로 시각화하는 진단 기술로, 형태학적 변화가 나타나기 전 질병의 초기 상태를 평가할 수 있는 장점을 가진다. 그 중 단일광자방출전산화단층촬영(Single-Photon Emission Computed Tomography, SPECT)은 방사성 동위원소의 체내 분포를 3차원 영상으로 구현하여 장기의 기능적 이상을 조기에 진단하는 데 핵심적인 역할을 해왔다. 그러나 기존의 단독 SPECT 영상은 낮은 공간 해상도로 인한 부분 체적 효과(Partial volume effect)[1]와 감마선의 체내 감쇠 및 산란 등의 물리적 한계로 인해 정확한 정량 분석에 어려움이 있다[2]. 또한 해부학적 정보의 부재는 병변의 정확한 위치 파악을 어렵게 하여 진단의 특이도를 저하시키는 주요 원인으로 작용하였다. 이러한 한계를 극복하기 위해 전산화 단층촬영(Computed Tomography, CT)와 결합하여 도입된 SPECT/CT는 해부학적 구조와 기능적 영상을 동시에 제공함으로써 진단의 정확성을 획기적으로 향상시켰다. 특히 CT 기반의 감쇠 보정과 산란 보정 알고리즘의 발전은 방사능 농도를 절대치로 산출하는 것을 가능하게 하여[3,4], 최근에는 표준섭취계수(Standardized Uptake Value, SUV)와 같은 정량 지표를 활용한 개인 맞춤형 치료 반응 평가와 선량 분석 연구가 활발히 진행되고 있다[5]. 임상 현장에서 전통적으로 사용되어 온 2차원 평면 영상 기반의 관심영역(Region of Interest, ROI) 분석은 영상의 중첩과 배경 보정의 한계로 인해 실제 생체 내 방사능 농도를 반영하는 데 제약이 있다. 반면, 3차원 SPECT/CT에서의 관심체적(Volume of Interest, VOI) 분석은 보다 객관적이고 재현성 있는 정량 데이터를 제공한다[6]. SPECT/CT의 기술발전에도 불구하고, 기존의 평면 영상 기반 정량 분석법을 체적(Volume) 기반으로 전환하여 적용하려는 시도는 여전히 부족한 실정이다.

이에 본 연구에서는 NEMA IEC Body Phantom을 활용하여, 2차원 관심영역 기반의 박출률과 3차원 관심체적 기반의 박출률 정량 분석 결과를 비교함으로써 관심체적 분석의 임상적 유용성과 영상 획득 시간 변화에 따른 영향을 알아보고자 한다.

대상 및 방법

체적의 변화를 박출률로 가정하여 관심 영역 및 관심 체적의 박출률이 정량적으로 잘 추적되고 재현되는지 알아보고자 한다. 따라서 다양한 체적의 구가 존재하는 팬텀을 이용하였다. 37 mm 직경의 가장 큰 구의 체적을 100% 기준으로 각각의 구 28 mm, 22 mm, 17 mm, 13 mm, 10 mm 구의 체적 차이를 박출률로 설정하고 발생하는 정량적 변화를 알아보고자 한다.

1. 팬텀(phantom) 설정

방사능농도(1.48 MBq/ml) $^{99m}\text{TcO}_4$ 를 팬텀(Fig. 1)의 6개 구에 가득 채워 준비하였다. 팬텀의 6개 구 체적은 0.5 ml (10 mm), 1.1 ml (13 mm), 2.6 ml (17 mm), 5.6 ml (22 mm), 11.5 ml (28 mm), 26.5 ml (37 mm) 이다(Table 1)[6].

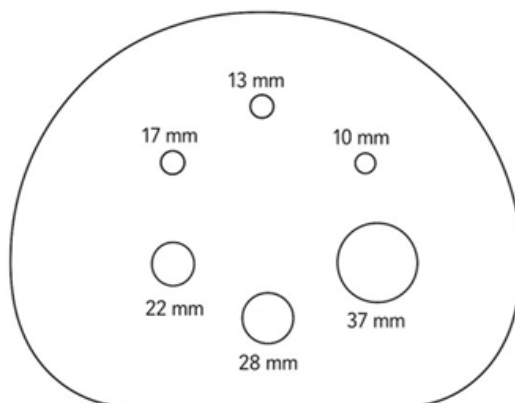


Fig. 1. NEMA IEC body phantom was sectioned to include only the six spherical inserts.

Table 1. Spherical insert specifications of the NEMA IEC body phantom

Sphere number	Inner diameter (mm)	Inner volume (mℓ)
1	37	26.5
2	28	11.5
3	22	5.6
4	17	2.6
5	13	1.1
6	10	0.5

2. 장비 설정

연구에 사용한 SPECT/CT는 Symbia Intevo 16 (Siemens Healthineers, Erlangen, Germany), 조준기는 저에너지 고해상도(Low Energy High Resolution, LEHR)를 사용하였다. 팬텀을 평면 영상 및 SPECT/CT 영상으로 촬영하였으며, 영상 획득 조건은 다음과 같다.

2. 1. 평면 영상 획득 조건

평면 영상은 연구에 사용된 방사성동위원소 $^{99m}\text{TcO}_4$ 의 에너지 피크 140 keV 및 에너지 창 $\pm 15\%$ 조건에서 획득하였다. 매트릭스 크기는 128×128 로 설정하였으며, 영상 획득 시간 120초로 설정하였다(Table 2).

Table 2. Acquisition Parameter of Planar scan

Planar scan	
Energy peak & window	15% window centered at 140 keV
Zoom factor	1
Matrix	128×128
Acquisition time	120 seconds

2. 2. SPECT/CT 영상 획득 조건

SPECT/CT 영상은 연구에 사용된 방사성동위원소 $^{99m}\text{TcO}_4$ 의 에너지 피크 140 keV 및 에너지 창 $\pm 15\%$ 조건에서 획득하였다. 매트릭스 크기는 128×128 로 설정하였으며, 영상 획득 모드는 continuous로 설정하였다. 영상 획득 횟수는 60 (총 120 frame)으로 하였고, 영상 획득 시간은 영상 획득 횟수당 1 초, 2 초, 5 초, 10 초, 15 초로 설정하였다(Table 3).

Table 3. Acquisition Parameter of SPECT

SPECT	
Energy peak & window	15% window centered at 140 keV Lower & Upper Scatter: 15 %
Mode	Continuous
Zoom factor	1
Time per view	1, 2, 5, 10, 15sec
Number of views	60
Degrees of rotation	180
Matrix	128×128

3. 측정 방법

3. 1. 팬텀 박출률 산출 방법

팬텀 박출률(Ejection Fraction of Phantom, EF_P)은 각 구의 체적 변화를 기반으로 산출하였다. 직경 37 mm 구(체적 26.5ml)를 기준 값으로 설정하고, 직경 28 mm, 22 mm, 17 mm, 13 mm, 10 mm 구(각각 11.5 ml, 5.6 ml, 2.6 ml, 1.1 ml, 0.5ml)의 체적 감소를 박출률로 가정하였다. 이를 바탕으로 다음 식(Eq. 1)을 이용하여 EF_P 를 계산하였다.

$$EF_P = \frac{(V_{37\text{ mm}} - V_{\text{sphere}})}{V_{37\text{ mm}}} \times 100 (\%) \quad \text{Eq. 1}$$

여기서 $V_{37\text{ mm}}$ 은 직경 37 mm 구의 체적, V_{sphere} 는 각 구의 체적을 의미한다. 산출된 EF_P 는 관심영역 박출률(Ejection Fraction of ROI, EF_R) 및 관심체적 박출률(Ejection Fraction of VOI, EF_V)과의 비교를 위한 기준 값으로 사용하였다.

3. 2. 관심영역 박출률 및 오차율 산출 방법

3. 2. 1. 관심영역 총 계수 측정

Syngo.via VB60S_HF03 (Siemens Healthineers, Erlangen, Germany)을 이용하여 팬텀 내 직경 37 mm, 28 mm, 22 mm, 17 mm, 13 mm, 10 mm 구에 관심영역을 설정하였다(Fig. 2). 각 관심영역은 해당 구의 단면적과 동일하게 설정하였으며, 총 5회 반복 측정 후 평균값을 산출하였다. 이때 반복 측정 시 동일한 면적의 관심영역을 설정하였다.

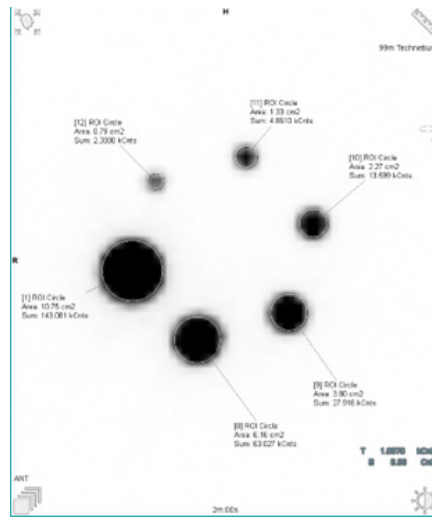


Fig. 2. Regions of interest (ROIs) placed on spheres with diameters of 37 mm, 28 mm, 22mm, 17 mm, 13 mm and 10 mm in the phantom. ROIs were matched to each sphere area, and measurements were repeated five times to calculate the mean value, with consistent ROI areas maintained across repetitions.

3. 2. 2. 관심영역 박출률 산출방법

EF_R 은 3.2.1에서 획득한 관심영역 별 평균 총 계수를 이용하여 계산하였다. 직경 37 mm 구의 평균 총 계수를 기준 값으로 설정하고, 나머지 구(28 mm, 22 mm, 17 mm, 13 mm, 10 mm)의 평균 총 계수와 비교하여 다음 식(Eq. 2)을 적용하였다.

$$EF_R(\%) = \frac{(C_{37\text{ mm}} - C_{\text{sphere}})}{C_{37\text{ mm}}} \times 100 (\%) \quad \text{Eq. 2}$$

여기서 $C_{37\text{mm}}$ 은 직경 37 mm 구의 평균 총 계수, C_{sphere} 는 각 구의 평균 총 계수를 의미한다.

모든 EF_R 값은 5회 반복 측정으로부터 얻은 평균값을 기반으로 계산하였다.

3. 2. 3. 관심영역 박출물 오차율 산출방법

EF_R 의 정확도를 평가하기 위해 EF_P 와 EF_R 간의 오차율(%)을 산출하였다. EF_P 를 기준 값으로 설정하고, 각 구에서 산출된 EF_R 과의 차이를 백분율로 표현하였다. 오차율은 다음 식(Eq. 3)을 이용하여 계산하였다.

$$ERROR_R(\%) = \frac{(EF_P - EF_R)}{EF_P} \times 100 (\%) \quad \text{Eq. 3}$$

3. 3. 관심체적 박출물 및 오차율 산출 방법

3. 3. 1. 관심체적 총 계수 측정

Syngo.via를 이용하여 팬텀 내 직경 37 mm, 28 mm, 22 mm, 17 mm, 13 mm, 10 mm 구에 관심체적을 설정하였다. 각 관심체적은 구의 CT 영상 기준으로 임계값 기반 분할 방식을 설정하였으며, 총 5회 반복 측정 후 평균값을 산출하였다. 이때 반복 측정은 동일한 체적의 관심체적을 설정하였다.

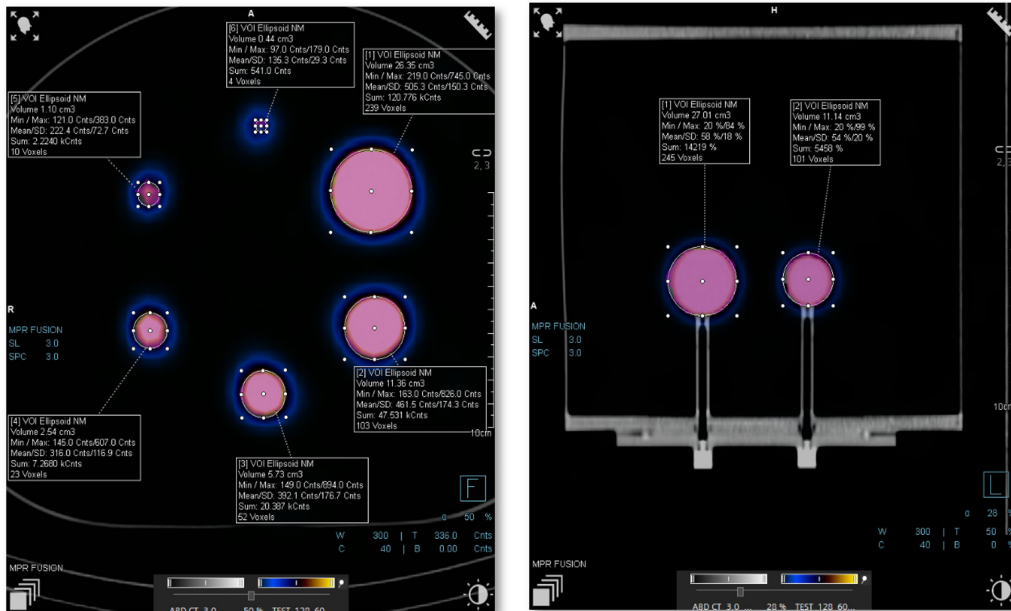


Fig. 3. Volumes of interest (VOIs) were delineated on the SPECT/CT fusion images, and the total counts for each sphere were independently measured five times to assess measurement reproducibility.

3. 3. 2. 관심체적 박출물 산출방법

EF_V 는 3.3.1에서 획득한 관심체적의 평균 총 계수를 이용하여 계산하였다. 직경 37 mm 구의 평균 총 계수를 기준 값으로 설정하고, 나머지 구(28 mm, 22 mm, 17 mm, 13 mm, 10 mm)의 평균 총 계수와 비교하여 다음 식(Eq. 4)을 적용하였다.

$$EF_V(\%) = \frac{(C_{37\text{mm}} - C_{\text{sphere}})}{C_{37\text{mm}}} \times 100 (\%) \quad \text{Eq. 4}$$

여기서 $C_{37\text{mm}}$ 은 직경 37 mm 구의 평균 총 계수, C_{sphere} 는 각 구의 평균 총 계수를 의미한다. 모든 EF_V 값은 5회 반복 측정으로부터 얻은 평균값을 기반으로 계산하였다.

3. 3. 3. 관심체적 박출률의 오차율 산출방법

EF_V의 정확도를 평가하기 위해 EF_P와 EF_V 간의 오차율을 산출하였다. EF_P를 기준 값으로 설정하고, 각 구에서 산출된 EF_V의 차이를 백분율로 표현하였다. 오차율은 다음 식(Eq. 5)을 이용하여 계산하였다.

$$ERROR_V(\%) = \frac{(EF_P - EF_V)}{EF_P} \times 100 (\%) \quad \text{Eq. 5}$$

3. 3. 4. 영상 획득 시간 증감에 따른 오차율(%)

동일한 박출률 조건에서 서로 다른 영상 획득 시간(1 초, 2 초, 5 초, 10 초, 15 초)에 따라 산출된 오차율의 최대값과 최소값의 차이(ΔE)를 산출하였다. ΔE는 영상 획득 시간 변화가 오차율에 미치는 영향을 평가하기 위한 지표이며, 다음 식(Eq. 6)을 이용하여 산출하였다.

$$\Delta E = \text{Max}(ERROR_{t,EF}) - \text{Min}(ERROR_{t,EF}) \quad \text{Eq. 6}$$

ΔE는 획득 시간 변화에 따른 오차율의 변동 폭을 나타내며, 이를 통해 영상 획득 시간이 박출률 측정에 미치는 영향을 평가하는데 사용된다.

결과

1. 팬텀 박출률 산출

본 연구에서 기준 지표인 EF_P는 팬텀 내부에 삽입된 각 구의 물리적 체적 변화를 기반으로 산출되었다. 가장 큰 체적을 가진 26.5 ml를 기준 값으로 설정하였으며, 나머지 5개 구의 체적(11.5 ml, 5.6 ml, 2.6 ml, 1.1 ml, 0.5ml)이 기준 체적으로부터 감소하는 비율을 박출률로 정의하여 산출하였다. 구체적으로 살펴보면 11.5ml로의 체적 변화에 따른 박출률은 56.60%(EF_{P-1})로 산출되었으며, 이어 5.6ml는 78.87%(EF_{P-2}), 2.6ml는 90.19%(EF_{P-3}), 1.1ml는 95.85%(EF_{P-4}), 그리고 가장 작은 체적인 0.5ml는 98.11%(EF_{P-5})의 값을 나타냈다(Table 4). 이렇게 산출된 이론적 EF_P 값은 향후 2차원 평면 영상의 관심영역 분석 및 3차원 SPECT/CT의 관심체적 분석을 통해 얻은 데이터의 정확성을 평가하는 지표로 활용되었다.

Table 4. EF values of the NEMA IEC body Phantom

EF _P number	Volume change (ml)	EF _P (%)
EF _{P-1}	26.5 → 11.5	56.60
EF _{P-2}	26.5 → 5.6	78.87
EF _{P-3}	26.5 → 2.6	90.19
EF _{P-4}	26.5 → 1.1	95.85
EF _{P-5}	26.5 → 0.5	98.11

2. 관심영역 박출률 산출

2. 1. 관심영역 총 계수

2차원 평면영상에서 Syngo.via를 활용하여 팬텀 내 삽입된 6개의 구(체적 26.5 ml, 11.5 ml, 5.6 ml, 2.6 ml, 1.1 ml, 0.5ml)에 해당 구의 단면적과 동일하게 관심영역을 설정하였다. 각 구마다 동일한 설정값으로 5회 반복 측정을 수행하였으며, 이를 통해 도출된 총 계수값의 평균값을 분석에 사용하였다. 이때, 소수점 이하는 버림 하였다(Table 5).

Table 5. Mean total counts of five repeated measurements for region of interest in six spheres

Volume (mL)	Total counts					Mean $\pm$ SD	CV (%)
	1	2	3	4	5		
26.5	149,057	149,396	149,161	149,142	148,928	149,136 $\pm$ 171.6	0.12
11.5	68,271	68,032	68,115	68,289	67,563	68,054 $\pm$ 294.8	0.43
5.6	32,025	31,862	31,457	31,678	31,979	31,800 $\pm$ 234.0	0.74
2.6	14,604	14,318	14,559	14,334	14,739	14,511 $\pm$ 181.3	1.25
1.1	6,078	5,947	6,021	5,984	5,984	6,003 $\pm$ 49.5	0.82
0.5	2,642	2,642	2,738	2,779	2,779	2,716 $\pm$ 69.6	2.56

결과, 각 관심영역에서 산출된 총 계수는 구의 물리적 체적에 비례하여 감소 경향을 나타냈다. 기준이 되는 가장 큰 체적의 구에서 149,136로 가장 높은 평균 계수가 산출되었다. 이어 체적이 순차적으로 작아짐에 따라 측정된 평균 계수 역시 각각 68,054, 31,800, 14,511, 6,003, 2,716으로 산출되었다. 이렇게 획득된 2차원 기반의 평균 계수 데이터는 향후 각 구의 체적 변화에 따른 EF_R 을 산출한다.

2. 2. 관심영역 박출률 산출

앞서 2차원 평면 영상에서 획득한 각 관심영역의 평균 총 계수 데이터를 바탕으로, 가장 큰 구(26.5mL)의 계수를 기준 값으로 한 나머지 구들의 상대적 계수 변화율인 EF_R 을 산출하였다.

구체적으로 살펴보면 11.5mL로의 체적 변화에 따른 박출률은 54.40%(EF_{R-1})로 산출되었으며, 이어 5.6mL는 78.72%(EF_{R-2}), 2.6mL는 90.32%(EF_{R-3}), 1.1mL는 96.03%(EF_{R-4}), 그리고 가장 작은 체적인 0.5mL는 98.24%(EF_{R-5})의 값을 나타냈다. 산출된 EF_R 값을 물리적 체적 변화를 반영한 기준 값인 EF_P 와 비교한 결과는 다음과 같다(Table 6).

분석 결과, 2차원 평면 영상 기반의 EF_R 수치는 기준 값인 EF_P 의 증감 패턴과 일치하는 경향을 나타냈다.

Table 6. EF_R calculated based on total counts within the region of interest

* EF_R number	EF_P (%)	EF_R (%)
EF_{P-1}	56.60	54.40
EF_{P-2}	78.87	78.72
EF_{P-3}	90.19	90.32
EF_{P-4}	95.85	96.03
EF_{P-5}	98.11	98.24

*Ejection fractions region of interest (EF_{R-1} – EF_{R-5}) corresponding to volume reductions from the 26.5mL reference sphere to 11.5mL, 5.6mL, 2.6mL, 1.1mL, 0.5mL, respectively.

3. 관심체적 박출률 산출

3. 1. 관심체적 총 계수

3차원 SPECT/CT 영상에서 Syngo.via를 활용하여 팬텀 내 삽입된 6개의 구(체적 26.5 mL, 11.5 mL, 5.6 mL, 2.6 mL, 1.1 mL, 0.5mL)에 대한 관심체적을 설정하였다. 특히 영상 획득 조건인 프레임당 획득 시간을 1초, 2초, 5초, 10초, 15초로 변화시키며, 각 조건에서 산출된 총 계수의 변화를 분석하였다. 이때, 소수점 이하는 버림 하였다(Table 7).

결과, 모든 획득 시간 조건에서 각 관심체적 총 계수는 구의 물리적 체적에 비례하여 산출되었다. 프레임당 획득 시간이 1초에서 2초, 5초, 10초, 15초로 증가함에 따라 검출기에서 측정된 총 계수값은 증가하였다.

Table 7. Mean total counts for each sphere according to SPECT/CT acquisition time

Volume (mL)	Time per view (sec)	Total counts					Mean $\pm$ SD	CV (%)
		1	2	3	4	5		
26.5	1	120,825	120,644	121,010	120,655	120,769	120,780 $\pm$ 138	0.11
	2	246,814	246,224	247,022	246,204	246,818	246,616 $\pm$ 349	0.14
	5	521,710	522,447	521,440	522,031	519,885	521,502 $\pm$ 945	0.18
	10	1,107,419	1,105,197	1,110,308	1,112,673	1,107,030	1,108,525 $\pm$ 2,776	0.25
	15	1,714,090	1,710,552	1,709,654	1,711,041	1,709,962	1,711,059 $\pm$ 1,744	0.10
11.5	1	47,999	47,920	47,957	47,859	47,913	47,929 $\pm$ 52	0.11
	2	96,542	96,381	95,956	97,177	96,253	96,461 $\pm$ 469	0.49
	5	210,491	209,581	209,600	210,413	209,383	209,893 $\pm$ 475	0.23
	10	426,343	430,142	426,957	427,156	427,250	427,569 $\pm$ 1,486	0.35
	15	670,419	665,635	666,829	671,329	670,419	668,926 $\pm$ 2,520	0.38
5.6	1	20,238	20,199	20,235	20,239	20,213	20,224 $\pm$ 17	0.09
	2	40,561	40,588	40,987	40,989	40,896	40,804 $\pm$ 197	0.48
	5	90,045	89,168	90,193	89,288	89,026	89,544 $\pm$ 491	0.55
	10	181,868	181,949	180,347	180,356	184,115	181,727 $\pm$ 1,627	0.90
	15	282,600	285,837	290,077	286,815	288,727	286,811 $\pm$ 2,796	0.98
2.6	1	7,423	7,384	7,319	7,362	7,365	7,370 $\pm$ 38	0.52
	2	16,554	16,449	15,663	15,686	16,121	16,094 $\pm$ 401	2.49
	5	33,727	35,058	34,437	35,391	34,681	34,658 $\pm$ 623	1.80
	10	70,966	72,056	72,093	70,684	70,904	71,340 $\pm$ 683	0.96
	15	109,620	112,436	108,735	111,606	111,215	110,722 $\pm$ 1,486	1.34
1.1	1	2,224	2,056	2,191	2,238	2,151	2,172 $\pm$ 75	3.46
	2	4,794	4,739	4,723	4,338	4,431	4,605 $\pm$ 210	4.57
	5	10,818	11,439	11,459	10,599	10,619	10,986 $\pm$ 382	3.48
	10	21,692	22,880	22,737	23,014	21,682	22,401 $\pm$ 565	2.52
	15	33,183	31,314	35,359	33,183	33,490	33,305 $\pm$ 1,417	4.26
0.5	1	541	691	554	541	681	601 $\pm$ 74	12.39
	2	1,431	1,690	1,132	1,241	1,279	1,354 $\pm$ 213	15.76
	5	3,115	2,532	2,634	2,634	3,115	2,806 $\pm$ 272	9.71
	10	6,313	5,480	5,213	6,057	6,313	5,875 $\pm$ 471	8.02
	15	10,099	8,838	10,065	9,318	10,099	9,683 $\pm$ 641	6.62

3. 2. 관심체적 박출물 산출

3차원 SPECT/CT 영상에서 측정된 각 관심체적의 총 계수를 활용하여, 기준이 되는 최대 체적 구(26.5mL) 대비 나머지 구들의 계수 변화율인 EF_v를 산출하였다. 이를 실제 물리적 기준 값인 EF_p와 비교하여 분석의 정확도를 평가하는 지표로 활용되었다 또한 영상 획득 시간의 변화가 EF_v 산출값에 미치는 영향을 추가로 평가하였다(Table 8).

Table 8. EF_V calculated based on the total counts within the volume of interest

*EF _V number	EF _P (%)	Time per view (sec)	EF _V (%)
EF _{V-1}	56.60	1	60.32
		2	60.89
		5	59.75
		10	61.43
		15	60.91
EF _{V-2}	78.87	1	83.26
		2	83.45
		5	82.84
		10	83.61
		15	83.25
EF _{V-3}	90.19	1	93.90
		2	93.47
		5	93.36
		10	93.56
		15	93.53
EF _{V-4}	95.85	1	98.20
		2	98.13
		5	97.89
		10	97.98
		15	98.05
EF _{V-5}	98.11	1	99.50
		2	99.45
		5	99.46
		10	99.47
		15	99.43

*Ejection fractions volume of interest (EF_{V-1}–EF_{V-5}) corresponding to volume reductions from the 26.5ml reference sphere to 11.5ml, 5.6 ml, 2.6ml, 1.1ml, 0.5ml, respectively.

4. 팬텀 박출률과 관심영역 박출률 및 관심체적 박출률 오차율 (%)

4. 1. 동일 영상 획득 시간에 따른 오차율

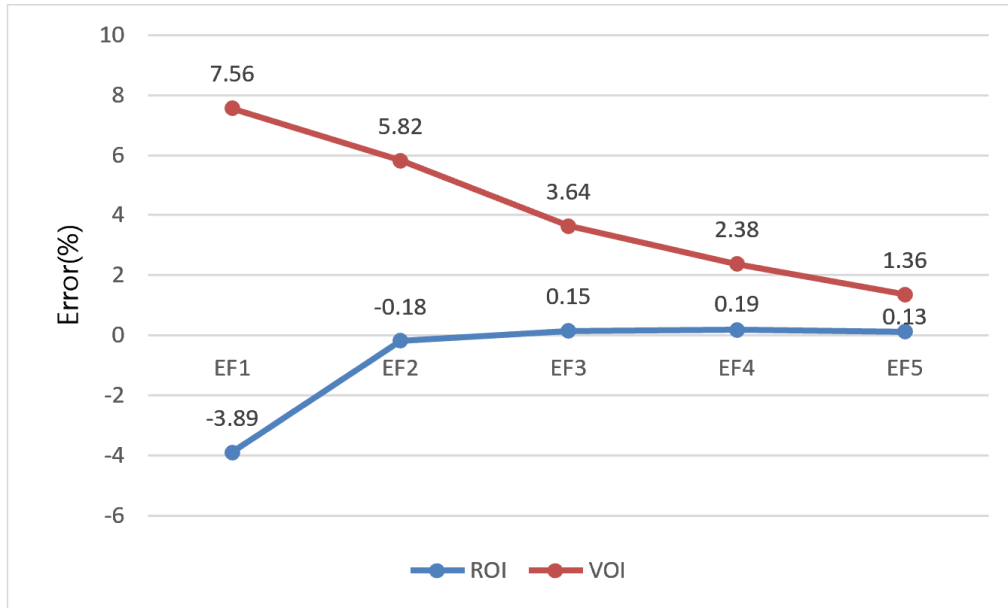
동일한 총 영상 획득 시간 (2분) 조건에서 EF_R과 EF_V를 기준 값인 EF_P와 비교하여 각각의 오차율을 분석하였다(Table 9).

분석 결과, EF_R의 오차율은 -3.89%에서 0.19%의 범위를 나타내어 실제 팬텀의 물리적 체적 변화와 비교적 근접한 수치를 도출하였다. 반면 EF_V의 오차율은 1.36%에서 7.56% 범위를 기록하며 EF_R 대비 전 구간에서 상대적으로 수치가 과대평가되는 경향을 보였다.

두 분석법 모두 기준 구(26.5ml) 대비 측정 구의 체적 차이가 커질수록 오차율이 점진적으로 감소하는 경향을 보였다(Fig. 4). 측정된 체적 변화가 가장 큰 구간 (EF_P 98.11%)에서 ERROR_R과 ERROR_V는 각각 0.13%와 1.36%로 최소 오차율을 기록하였으며, 이는 체적 변화량이 증가할수록 2차원 및 3차원 정량 분석 기법에서 모두 측정의 정확도가 향상됨을 의미한다.

Table 9. Error rates of ROI and VOI according to identical image acquisition time

	EF _P (%)	EF _R (%)	EF _V (%)	ERROR _R (%)	ERROR _V (%)
EF ₁	56.60	54.40	60.89	-3.89	7.56
EF ₂	78.87	78.72	83.45	-0.18	5.82
EF ₃	90.19	90.32	93.47	0.15	3.64
EF ₄	95.85	96.03	98.13	0.19	2.38
EF ₅	98.11	98.24	99.45	0.13	1.36

**Fig. 4.** As the volume change increased, the error rates of ROI and VOI decreased.

5. SPECT/CT 영상 획득 시간 증감에 따른 오차율 및 차이(%)

SPECT/CT의 영상 획득 시 프레임당 시간 변화가 EF_V에 미치는 영향을 평가한 결과, 획득 시간 증감에도 불구하고 오차율의 변화는 미미한 것으로 확인되었다. 영상 획득 시간을 1초, 2초, 5초, 10초, 15초까지 변화시켰을 때, 동일 박출률 조건 내에서 산출된 오차율의 최대값과 최소값의 차이는 최대 2.96%로 나타났다(Table 10).

Table 10. Error rate differences (%) according to SPECT/CT acquisition time (Unit: %)

EF _P	ERROR _{V-1sec}	ERROR _{V-2sec}	ERROR _{V-5sec}	ERROR _{V-10sec}	ERROR _{V-15sec}	Error rate (ΔE)
56.60	6.56	7.56	5.56	8.52	7.60	2.96
78.87	5.56	5.82	5.04	6.01	5.55	0.46
90.19	4.11	3.64	3.51	3.74	3.71	0.6
95.85	2.45	2.38	2.13	2.22	2.30	0.32
98.11	1.42	1.36	1.38	1.38	1.35	0.07

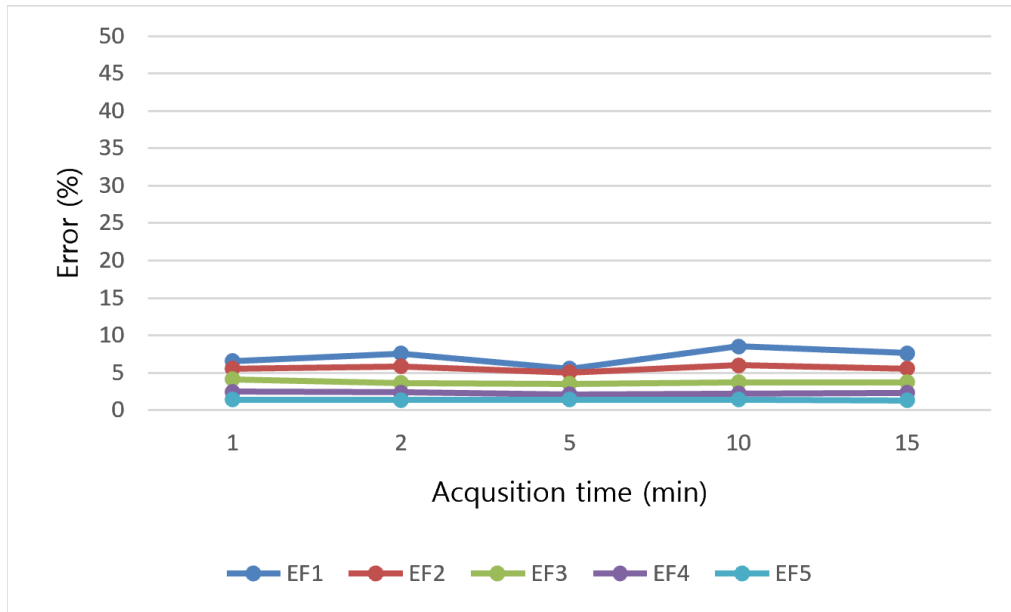


Fig. 5. The error rates for SPECT/CT showed minimal differences despite variations in acquisition time.

고찰

본 연구에서는 팬텀을 이용하여 2차원 분석법인 EF_R 과 3차원 분석법인 EF_V 를 EF_P 비교 분석하고, SPECT 영상 획득 시간 변화에 따른 오차율을 평가하였다. 분석 결과, EF_V 는 전 구간에서 상대적으로 높은 수치를 나타내며, 오차율은 1.36%에서 최대 8.52%의 오차율을 보였다. 반면 EF_R 은 -3.89%에서 0.19%의 오차 범위를 기록하며 실제 팬텀 값과 비교적 근접한 결과를 도출하였다. EF_V 분석에서는 상대적으로 높은 값이 산출된 원인은 3차원 체적 분할 과정에서 발생하는 부분 체적 효과와 경계부 흐림(blurring) 현상, 그리고 방사능 유입(spill-in) 및 유출(spill-out) 효과에 기인한 것으로 판단된다[7-9]. 특히 임계값 기반 분할(threshold-based segmentation) 방법은 설정된 임계치에 따라 영상 내 확장된 경계 신호를 포함 또는 비포함 가능성이 있어 실제보다 높은 계수가 또는 낮은 계수가 산출될 수 있다[10]. 한편, 영상 획득 시간을 프레임당 1초, 2초, 5초, 10초, 15초까지 변화시켰을 때 EF_V 오차율 변화(ΔE)는 최대 2.96%에 불과하였다. 이는 박출물 산출이 절대 계수값이 아닌 상대적 비율에 기반하기 때문에 일정 수준 이상의 통계적계수가 확보되면 획득 시간 증가에 따른 정량적 변화가 크지 않음을 의미한다. 이러한 결과는 임상적으로 영상의 질을 유지하는 범위 내에서 영상 획득 시간 단축 가능성을 제시할 수 있다. 그럼에도 불구하고 본 연구는 다음과 같은 한계를 지닌다. 첫째, 균일 방사능 분포를 갖는 팬텀을 대상으로 수행되었으며, 실제 임상 환경에서의 불균일 분포, 겹침, 환자 움직임, 감쇠 및 산란 보정의 변동성 등을 충분히 반영하지 못하였다. 둘째, 단일 장비와 고정된 재구성 조건에서 수행되었기 때문에 다른 시스템이나 재구성 알고리즘에 동일하게 적용될 수 있을지 추가적인 검증이 필요하다. 셋째, 임계값 기반 분할 방법의 특성상 경계 설정 기준에 따른 결과 변동 가능성이 존재하므로, 다양한 임계값의 설정의 비교 및 다른 관심 체적 설정 기법 등의 연구가 필요할 것으로 사료된다.

결론

핵의학 영상에서 계수 기반의 박출물은 체적 변화량이 커질수록 EF_R 및 EF_V 의 계수 변화량의 차이가 줄어드는 것을 확인할 수 있었다. 또한 체적 변화량이 커질수록 오차 또한 5% 이내로 관심 체적으로 정량분석 시 관심 체적의 활용이 가능할 것으로 사료되며, 영상 획득 시간 증감에 따른 오차율도 최대 2.96%로 영상 획득 시간에 영향 없이 검사 시간 단축으로 정량분석이 가능할 것으로 사료된다.

References

1. Marquis H, Willowson KP, Bailey DL. Partial volume effect in SPECT & PET imaging and impact on radionuclide dosimetry estimates. *Asia Ocean J Nucl Med Biol.* 2023;11(1):44–54. doi: 10.22038/AOJNMB.2022.63827.1448
2. Bailey DL, Willowson KP. An evidence-based review of quantitative SPECT imaging and potential clinical applications. *J Nucl Med.* 2013;54(1):83–9 doi:10.2967/jnumed.112.111476
3. Dickson JC, Armstrong IS, Gabina PM, Denis-Bacelar AM, Krizsan AK, Gear JM, et al. EANM practice guideline for quantitative SPECT-CT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 2023;50(4):980–95. doi: 10.1007/s00259-022-06041-y
4. Bouchareb Y, AlSaadi A, Zabab J, Jain A, Al-Jabri A, Phiri P, et al. Technological Advances in SPECT and SPECT/CT Imaging. *Diagnostics (Basel).* 2024;14(13). doi: 10.3390/diagnostics14131431
5. Geisel D, Lüdemann L, Gebauer B, Fröling V, Prasad V, Heimann U, et al. Optimized separation of left and right liver lobe in dynamic ^{99m}Tc -mebrofenin hepatobiliary scintigraphy using a hybrid SPECT-CT scanner. *Ann Nucl Med.* 2014;28(9):897–902. doi: 10.1007/s12149-014-0888-2.
6. Tsujimoto M, Shirakawa S, Watanabe M, Teramoto A, Uno M, Ota S, et al. Two-versus three-dimensional regions of interest for quantifying SPECT-CT images. *Phys Eng Sci Med.* 2021;44(2):365–75. doi: 10.1007/s13246-021-00986-x.
7. Bian J, James JR, Wagner R, Halama J. Quantify total activity by volume-of-interest expansion with clinical SPECT/CT systems, a phantom study. *J Appl Clin Med Phys.* 2023;24(1):e13828. doi: 10.1002/acm2.13828
8. Pretorius PH, King MA, Pan TS, de Vries DJ, Glick SJ, Byrne CL. Reducing the influence of the partial volume effect on SPECT activity quantitation with 3D modelling of spatial resolution in iterative reconstruction. *Phys Med Biol.* 1998;43(2):407–20. doi: 10.1088/0031-9155/43/2/015
9. Willowson KP, Bailey DL. Evolving SPECT-CT technology. *Br J Radiol.* 2024. doi:10.1093/bjr/tqae200
10. Gawel J, Rogulski Z. The Challenge of Single-Photon Emission Computed Tomography Image Segmentation in the Internal Dosimetry of ^{177}Lu Molecular Therapies. *J Imaging.* 2024;10(1):5-6, 13. doi:10.3390/jimaging10010027