

부분 체적 효과에서 회복 계수를 이용한 보정 전과 후 SUV의 비교 분석

서울아산병원 핵의학과

고현수 · 박순기 · 최재민 · 김정선 · 정우영

A Comparative Analysis of Standard Uptake Value Using the Recovery Coefficient Before and After Correcting Partial Volume Effect

Hyun Soo Ko, Soon Ki Park, Jae Min Choi, Jung Sun Kim and Woo Young Jung

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

Purpose: The partial volume effect occurs because of limit of the spatial resolution. It makes partial loss of intensity and causes SUV to be lower than it should actually be. So the purpose of this study is to calculate recovery coefficient for correcting PVE from phantom study and to compare before and after SUV correction applying to PET/CT examination. **Materials and Methods:** The flangeless Esser PET phantom consisting of four hot cylinders was used for this study. All of the hot cylinders were filled with FDG solution of 20.72 MBq per 1000 ml, and the phantom background was filled with FDG solution of different concentrations (33.30, 22.20, 16.65 MBq per 6440 ml) to yield H/B ratios of around 4:1, 6:1 and 8:1. Using the Biograph Truepoint 40(SIEMENS, Germany), we applied recovery coefficient method to 30 patients who were diagnosed with lung cancer after PET/CT exam. And then we analyzed and compared SUV before and after correcting partial volume effect. **Results:** The smaller the diameter of hot cylinder becomes, the more recovery coefficient decreased. When we applied recovery coefficient to clinical patients and compared SUV before and after correcting PVE, before the correction all lesions gave an average max SUV of 7.83. And after the correction, the average max SUV increases to 10.31. The differences in the max SUV between before and after correction were analyzed by paired t test. As a result, there were statistically significant differences ($t=7.21, p=0.000$). **Conclusion:** The SUV for quantification should be measured precisely to give consistent information of tumor uptake. But PVE is one of factors that causes SUV to be lower and to be underestimated. We can correct this PVE and calculate corrected SUV using the recovery coefficient from phantom study. And if we apply this correction method to clinical patients, we can finally assess and provide quantitative analysis more accurately. (*Korean J Nucl Med Technol* 2011;15(1):10-16)

Key Words : Partial volume effect, Recovery coefficient, SUV

서 론

PET/CT 검사는 종양학 분야에서 단지 형태학적인 변화만을

보여주는 기존 CT, MRI 검사와는 달리, 기능적이고 생화학적인 정보를 제공하여 종양의 정량적인 지표를 통해 화학적 치료나 방사선 치료를 받고 있는 환자의 치료반응을 평가하고 예후를 판단하는 아주 중요한 역할로 자리매김 하였다.^{1,2)} 종양의 섭취를 평가하고 정량화 하기 위해 표준화 섭취 계수 (Standardized Uptake Value: SUV)를 가장 많이 사용하고 있는데,^{3,4)} 정량적인 지표로 사용되는 SUV가 정확하게 측정되어야 추적 검사에서의 정량분석 값을 정확하게 제공할 수 있

• Received: December 220, 2010. Accepted: February 7, 2011.
• Corresponding author: **Woo Young Jung**
Department of Nuclear Medicine, Asan Medical Center, 86 Asan
byeongwon-gil, SongPa-gu, Seoul, 138-736, Korea
Tel: +82-2-3010-5421, Fax: +82-2-3010-5425
E-mail: wyjung@amc.seoul.kr



Fig. 1. The flangeless Esser PET phantom consisting of four hot cylinders was used for this study.

을 것이다. 그러나 시스템 자체의 문제, 영상 재구성 등 데이터 분석의 오류, 환자의 움직임, 스캔 영역 내의 금속 물질 등에 의해 영상이 왜곡되어 나타나거나 인공물이 발생하여^{5,6)} 정량분석 값의 정확성을 저하시키게 된다. 인공물 중 PET 장비의 제한된 공간 분해능 때문에 발생하는 부분 체적 효과 (Partial Volume Effect: PVE)는 냉소의 배후방사능 주위에 스캐너 분해능의 두 배보다 작은 영역의 열소(hot spot)가 존재하면 발생하는 현상으로,⁷⁾ 관심영역의 방사능 농도가 실제의 값보다 낮게 측정 될 가능성이 있고, 따라서 관심영역의 SUV가 실제 값보다 낮게 측정 될 가능성이 있다.⁸⁾ 결과적으로 PVE에 의해 과소평가된 SUV로 인해 추적 검사에서의 정량분석 값을 정확하게 제공하지 못할 뿐만 아니라 위음성 (false negative)의 결과를 초래 할 수도 있다.⁹⁾

PVE를 보정하기 위해 여러 논문에서 Geometric transfer matrix (GTM) method,^{10,11)} The fitting method,¹²⁾ Reconstruction-based method, Image-base method, Mask-base method 등의 다양한 방법들이 소개되었다. 그러나 위와 같은 방법들은 과정이 너무 복잡하기 때문에 임상적으로 적용하기 어려운 문제점이 있다. 따라서 본 연구에서는 phantom 실험을 통해 간단한 공식을 이용하여 PVE를 보정 할 수 있는 회복계수(Recovery Coefficient: RC)를 산출하고, 실제 PET/CT 검사 자료에 적용하여 보정 전과 후의 SUV를 비교 분석 하고자 한다.

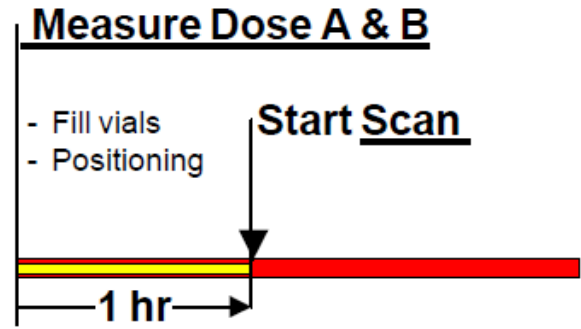


Fig. 2. Scan must begin 1 hour after the initial Dose A was measured.

Table 1. Based on the phantom dose chart recommended by ACR, we conducted phantom experiment selecting 592 MBq as a patient dose

Patient Dose MBq (mCi)	Dose A MBq (mCi)	Dose B MBq (mCi)
148 (4)	5.18 (0.14)	12.21 (0.33)
222 (6)	7.77 (0.21)	18.50 (0.50)
296 (8)	10.36 (0.28)	24.42 (0.66)
370 (10)	12.95 (0.35)	30.71 (0.83)
444 (12)	15.54 (0.42)	36.63 (0.99)
518 (14)	18.13 (0.49)	42.55 (1.15)
592 (16)	20.72 (0.56)	48.84 (1.32)
666 (18)	23.31 (0.63)	54.76 (1.48)
740 (20)	25.90 (0.70)	61.05 (1.65)

실험재료 및 방법

1. Phantom 제작

2.5, 1.6, 1.2, 0.8 cm 네 개의 열소 원통(hot cylinder)을 가진 flangeless Esser PET phantom을 사용하였으며(Fig. 1), ACR (American College of Radiology)에서 권고한 phantom dose chart (Table 1)¹³⁾에서 환자 투여선량 기준을 592 MBq (16 mCi)로 하여 phantom을 제작하였다.

1000 ml의 증류수에 20.72 MBq (0.56 mCi)의 ¹⁸F-FDG를 균일하게 희석하여 열소 원통에 주입하였다. 또한 6440 ml의 증류수에 33.30 MBq (0.90 mCi), 22.20 MBq (0.60 mCi), 16.65 MBq (0.45mCi)의 ¹⁸F-FDG를 균일하게 희석하고 phantom의 배후방사능 (background)을 채워서 열소 원통과 배후방사능의 비율 (Hot/Background ratio: H/B ratio)이 각각 4:1, 6:1, 8:1이 되도록 다르게 만들어 3회 실험하였다. H/B ratio의 정확성 검증을 위해 약 40분 후에 각각 60 ml의 샘플을 추출하여 그 비율을 확인하였다. Dose A를 측정 한 후, 1

시간이 되는 시간에 phantom 영상을 획득 하였다(Fig. 2).

2. RC 산출 및 Partial volume effect를 보정한 SUV 계산

RC는 실제 방사능의 농도에 대한 측정된 방사능의 농도로,¹⁴⁾ 배후방사능을 고려하여 다음과 같이 산출 할 수 있다.

$$RC = \frac{\text{Measured Hot region Activity} - \text{Measured B. G Activity}}{\text{True Hot region Activity} - \text{True B. G Activity}}$$

위와 같이 얻어진 RC를 이용하여 환자 병변에서 PVE를 보정한 SUV를 계산하였다.¹⁵⁾

$$\text{Parvial volume corrected SUV} = \frac{\text{Measured SUV} - \text{B. G SUV}}{RC} + \text{B. G SUV}$$

3. 검사 장비 및 영상 획득

사용된 장비는 서울아산병원의 Biograph Truepoint 40 (SIEMENS, Germany)로 CT parameter는 120 kV, reference 100 mAs (CARE Dose 4D), slice 5.0 mm, beam width 24×1.2, pitch 0.8, rotation time 0.5 sec 이고, PET parameter 는 image size 168×168, zoom 1.0, filter Gaussian, FWHM 2.0mm, reconstruction method True X, iterations 3, subsets 21 로 Whole body protocol을 사용하여 phantom 실험 및 환자 검사를 시행하였다.

4. 연구 대상

2010년 7월부터 8월까지 서울아산병원에서 PET/CT 검사 후 폐암으로 판정 받은 환자 중에서 30명을 무작위 표본 추출하였다. 평균 나이는 60±12세, 평균 체중은 59.8±10.6 kg, ¹⁸F-FDG 평균 주입량은 443.9±69.3 MBq (12.0±1.9 mCi)이었다.

5. 영상 분석 및 통계

영상 분석은 SIEMENS Syngo MI application Ver. 7.0을 이용하여 phantom의 열소 원통과 배후방사능의 단위 부피당 방사능 (Bq/ml)을 측정하고(Fig. 3), 또한 환자 병변의 SUV 최대값(Lesion max SUV)과 배후방사능 SUV의 평균값(Background average SUV)을 측정하였다(Fig. 4). 통계는

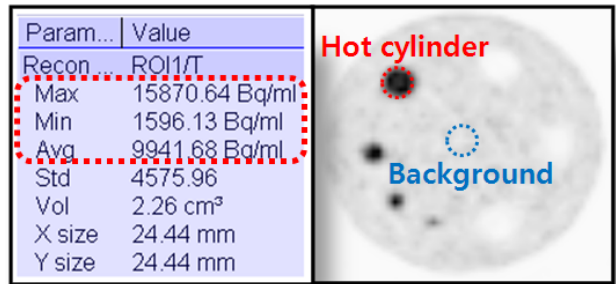


Fig. 3. Analysis of phantom activity using SIEMENS syngo MI application Ver. 7.0

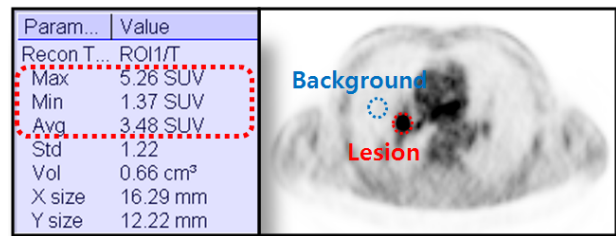


Fig. 4. Measurement of lesion max SUV and background average SUV on patient using SEIMENS syngo MI application Ver. 7.0

MINITAB Release 13.1을 이용하여 PVE의 보정 전과 후의 병변 SUV 최대값을 대응 표본 t 검정으로 차이를 분석하였다.

결 과

1. Phantom에 주입 된 H/B ratio 정확성 검증

열소 원통과 배후방사능 비율의 정확성 검증을 위해¹⁵⁾ ¹⁸F-FDG 주입 후 잘 섞이도록 혼합하고 약 40분 후에 60 ml의 샘플을 추출(A', B')하여 비교한 결과, H/B ratio 4:1을 만들기 위한 phantom 실험에서는 테스트 비율이 4.4:1이었고, 6:1 phantom 실험에서는 테스트 비율이 6:1이었으며, 8:1 phantom 실험에서는 테스트 비율이 8.3:1로 측정되었다 (Table 2).

2. Phantom 분석을 통한 RC 계산

Phantom 분석을 통한 RC는 H/B ratio가 4:1 일 때 2.5, 1.6, 1.2, 0.8 cm에서 각각 0.75, 0.72, 0.40, 0.27이었고, 6:1 일 때 0.74, 0.59, 0.55, 0.43이었으며, 8:1 일 때 0.77, 0.76, 0.58, 0.42로 열소 원통의 크기가 작아질수록 RC가 감소하였다 (Table 3, Fig. 5).

Table 2. To check accuracy of H/B ratio, we withdrew 60 ml sample from hot cylinders and background respectively

Purposed ratio	Hot cylinder(A)	Sampling Dose	Test ratio
	Background Dose(B)	after about 40 min.	
	A : MBq (mCi) /1000 ml	A' : kBq (μCi)/60 ml	
	B : MBq (mCi) /6440 ml	B' : kBq (μCi)/60 ml	
4:1	A : 20.72 (0.56) B : 33.30 (0.90)	A' : 814 (22) B' : 185 (5)	4.4 : 1
6:1	A : 20.72 (0.56) B : 22.20 (0.60)	A' : 888 (24) B' : 148 (4)	6.0 : 1
8:1	A : 20.72 (0.56) B : 16.65 (0.45)	A' : 925 (25) B' : 111 (3)	8.3 : 1

Table 3. Measured recovery coefficient versus diameter of hot cylinder for different H/B ratios

Diam (cm)	Hot cylinder/Background ratio		
	4 : 1	6 : 1	8 : 1
2.5	0.75	0.74	0.77
1.6	0.72	0.59	0.76
1.2	0.40	0.55	0.58
0.8	0.27	0.43	0.42

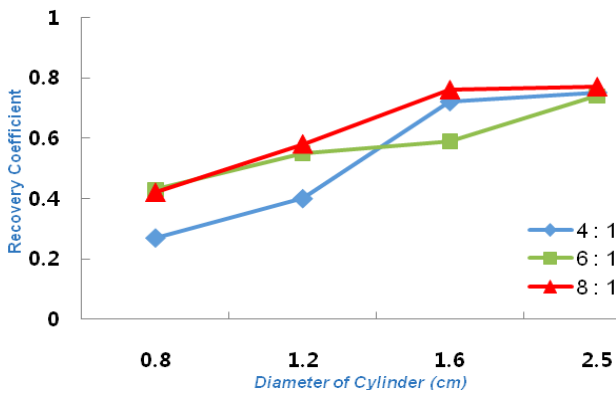


Fig. 5. Graphical representation of recovery coefficient versus diameter of hot cylinder for different H/B ratios.

$$RC = \frac{\text{Measured Hot region Activity} - \text{Measured B.G Activity}}{\text{True Hot region Activity} - \text{True B.G Activity}}$$

3. 병변의 크기와 H/B ratio에 따른 함수식 유도

병변의 크기와 H/B ratio가 환자마다 제각기 다른 값을 갖기 때문에, phantom 실험을 통해 얻어진 값을 실제 병변에 적용하기 위해 병변의 크기와 H/B ratio의 범위를 정하여 그 래프의 영역별 1차 함수식을 유도하였다(Fig. 5, Table 4).

4. 실제 환자 병변의 적용 및 보정 전과 후 SUV 비교

Phantom 실험을 통해 얻어진 함수식을 적용하여 환자 병

Table 4. Ranges of H/B ratio and lesion diameter in order to apply the recovery coefficient to lesion of patients

H/B ratio	Lesion diam (cm)	function (y =RC, x =size)
ratio < 5	size < 1.2	y = 0.32x + 0.01
	1.2 ≤ size < 1.6	y = 0.80x - 0.56
	1.6 ≤ size	y = 0.03x + 0.67
5 ≤ ratio < 7	size < 1.2	y = 0.30x + 0.19
	1.2 ≤ size < 1.6	y = 0.10x + 0.43
	1.6 ≤ size	y = 0.17x + 0.32
7 ≤ ratio	size < 1.2	y = 0.40x + 0.30
	1.2 ≤ size < 1.6	y = 0.45x + 0.04
	1.6 ≤ size	y = 0.01x + 0.74

변의 RC를 산출하고, 산출된 RC와 측정된 환자 data를 이용하여 PVE를 보정한 SUV를 계산하였다. 그 중에서 0.8 cm의 직경을 가진 병변의 SUV가 가장 큰 증가를 보였으며, 3.7 cm의 직경을 가진 병변의 SUV가 가장 적은 증가를 보였다. 병변의 직경(Lesion diameter)이 이보다 더 클 경우, 유도된 함수식을 적용하면 RC가 1이 넘는 경우도 발생하였다. 이와 같은 경우에는 RC의 최대값을 0.8로 정하여 적용하였다.

보정 전과 후의 SUV 최대값의 평균을 비교하여 분석한 결과, 보정 전 SUV 최대값의 평균은 7.83, 보정 후 평균은 10.31이었다. 보정 전과 후의 SUV 최대값을 대응 표본 t 검정으로 그 차이를 분석한 결과, 통계적으로 유의한 차이가 있었다(t=7.21, p=0.000) (Table 5).

고찰

열소 원통의 직경은 변형될 가능성이 없으나 H/B ratio의 경우 phantom 제작 환경에 따라 부정확한 비율이 만들어질 가능성이 있다. 따라서 phantom의 H/B ratio 정확성 검증을 위해 ACR의 권고에 따라 60 ml의 샘플을 추출하여 확인하였다. H/B ratio 4:1을 만들기 위한 phantom 실험에서는 테스트 비율이 4.4:1이었고, 6:1 에서의 테스트 비율은 6:1, 8:1

Table 5. Calculation of a partial volume corrected max SUV from patients data and measured recovery coefficient

Pt	Regions	Lesion max SUV	BG mean SUV	Lesion diam(cm)	Lesion:BG ratio	RC	PV corrected max SUV
1	RLL	5.90	0.45	1.5	13.11	0.72	8.02
2	RML lobulated mass	5.60	0.60	3.7	9.33	0.78	7.01
3	RLL major fissure	3.50	0.53	2.7	6.60	0.77	4.39
4	Left hilar & interlobar	11.50	1.33	4.6	8.65	0.79	14.20
5	RML medial segment	7.40	0.70	1.8	10.57	0.76	9.52
6	well defined GGO mass	1.80	0.70	3.7	2.57	0.79	2.09
7	LLL basal segment	20.90	1.20	5.7	17.42	0.80	25.83
8	RUL apicoposterior segment	15.60	1.12	5.7	13.93	0.80	19.22
9	RLL superior segment	7.10	0.69	3.0	10.29	0.77	9.01
10	LUL	4.00	0.60	0.8	6.67	0.43	8.51
11	RLL	12.60	2.24	4.5	5.63	0.80	15.19
12	LUL cardia border	11.00	1.63	4.5	6.75	0.80	13.34
13	RML lateral segment	11.30	1.25	3.2	9.04	0.77	14.30
14	RLL	2.70	0.85	2.0	3.18	0.73	3.38
15	RUL	2.20	0.41	0.9	5.37	0.46	4.30
16	RLL posterobasal segment	18.70	1.14	4.5	16.40	0.80	23.09
17	RLL subpleural area	4.60	1.09	1.5	4.22	0.64	6.57
18	lingural division cardiac border	1.60	0.45	2.3	3.56	0.74	2.00
19	RUL apex	11.30	1.34	3.8	8.43	0.80	13.79
20	RUL spiculated margin	13.90	0.57	1.2	24.39	0.58	23.55
21	RUL posterior segment	5.60	0.97	1.7	5.77	0.60	8.69
22	Left linural division	2.60	1.08	2.8	2.41	0.76	3.08
23	RLL posterolateral segment	2.32	1.38	1.7	1.68	0.72	2.69
24	LUL anterior segment	8.70	0.53	1.5	16.42	0.71	12.04
25	RUL	3.70	0.60	2.0	6.17	0.65	5.37
26	LLL	7.00	0.89	2.7	7.87	0.77	8.83
27	RLL superior segment	13.40	1.27	2.0	10.55	0.76	17.23
28	RLL posterior basal segment	2.10	0.40	1.7	5.25	0.60	3.23
29	LUL	3.60	0.95	3.5	3.79	0.78	4.35
30	apical segment bronchus	12.70	0.79	2.0	16.08	0.76	16.46
Average		7.83	0.93	2.8	8.74	0.72	10.31
Standard Deviation		5.35	0.42	1.37	5.38	0.10	6.80

에서는 8.3:1로 측정되었다. 처음 의도했던 비율과는 다소 차이가 있었으나, 열소 원통과 배후방사능에 주입 된 방사능이 각각 37 MBq (1 mCi)도 되지 않고, 추출한 60 ml 샘플의 방사능이 'kBq (μ Ci)' 단위이기 때문에 약간의 변동에도 큰 오차가 발생하게 된다. 결과적으로 오차의 범위가 10% 이내이기 때문에 그 차이는 정상 변이(normal variation)라고 생각하였다.

phantom 분석을 통하여 열소 원통의 크기와 H/B ratio에 따른 RC를 산출한 결과, 열소의 크기가 작을수록 RC가 작아지는 것을 확인할 수 있었다. RC가 작아진다는 것은 다시 말해서 SUV의 과소 평가가 더 심해진다는 것을 의미한다. 어느 논문에서는 폐에서 종양을 판단하는 SUV의 기준을 2.5로 정하고 있다.¹⁾ 그런데 만약에 실제로 2.5를 넘는 병변의 크기가, 너무 작아서 PVE에 의해 SUV의 과소평가 심하게

발생하고, 그 결과 SUV가 2.5보다 낮게 측정 된다면 그 병변을 악성종양으로 판단하지 않는 위음성의 결과도 발생하게 될 것이다. 그렇기 때문에 같은 양의 ¹⁸F-FDG가 섭취됐다 하더라도 크기에 따라 정량분석 값이 다르게 측정된다. 따라서 PVE에서의 SUV 보정은 큰 영역보다 작은 영역에서의 효과가 더 크다고 볼 수 있다.

RC 산출 및 PVE를 보정한 SUV 계산을 위해 배후방사능의 SUV를 측정해야 하는데, 이 배후방사능의 관심영역을 어떻게 설정할지에 대한 기준이 없기 때문에 그 결과 값에 오차가 발생 할 수 있다. 따라서 이에 대한 좀 더 명확한 기준이 마련된다면 좀 더 객관적인 정량분석 결과를 산출할 수 있을 것이라 생각된다.

다양한 환자 병변의 크기와 H/B ratio 조건을, 실험을 통해 모두 얻는다는 것이 현실적으로 불가능하기 때문에,

phantom 실험을 통해 얻어진 함수 식을 이용하여 환자 병변에 RC의 근사치를 적용하였다. 또한 열소 원통의 최대 크기가 2.5 cm 이기 때문에 병변의 크기가 이보다 더 많이 클 경우, RC가 1이 넘는 경우도 발생하였다. 이런 경우 최대값을 0.8로 정하여 적용하였는데 이러한 점이 이 실험에서의 제한적인 부분이라고 생각한다.

이번 실험에서는 제한된 phantom 조건을 가지고 실험하였으나 더 다양한 열소 (hot spot)의 크기와 H/B ratio를 갖는 phantom을 제작하여 실험한다면 실제 값에 더 가까운 RC를 산출 할 수 있을 것이며, 그에 따라 더 정확하게 보정된 SUV를 구할 수 있을 것으로 판단된다.

결 론

추적 검사에서의 PET/CT 재구성 영상은 추적자의 분포를 균일하고 정확하게 표현하여야 하며 정량적인 지표로 사용되는 SUV가 정확하게 측정 되어야 일관된 정량분석 값을 제공 할 수 있을 것이다. 그러나 PVE는 SUV를 실제 값보다 낮게 측정되게 하며 과소 평가되게 만드는 요인으로 작용한다. 따라서 PVE를 보정하기 위한 하나의 요인인 회복계수를 phantom 실험을 통해 산출하고, 실제 환자 병변에 적용하여 SUV를 보정한다면 추적검사에서의 더 정확한 정량분석 값을 제공 할 수 있을 것이다.

요 약

추적 검사에서의 PET/CT 재구성 영상은 추적자의 분포를 균일하고 정확하게 표현하여야 일관된 정량분석 값을 제공 할 수 있을 것이다. 그러나 PET/CT 장비의 제한된 공간 분해능 때문에 발생하는 부분 체적 효과(Partial Volume Effect: PVE)로 인해 관심영역의 방사능 농도가 실제의 값보다 낮게 측정될 가능성이 있고, 따라서 관심부위의 SUV가 실제 값보다 낮게 측정 될 가능성이 있다. 본 연구에서는 PET/CT 스캐너의 PVE를 보정하는 회복계수(Recovery Coefficient: RC)를 팬텀 실험을 통해 산출하고, 실제 PET/CT 검사 자료에 적용하여 보정 전과 후 SUV를 비교 분석 하고자 한다. ACR phantom을 이용하여 1000 mL의 증류수에 20.72 MBq (0.56 mCi)을 균일하게 희석하고 열소 원통 (hot cylinder-2.5, 1.6, 1.2, 0.8 cm in diameter)에 주입하였다. 또한 6440 ml의 증류수에 33.30 MBq (0.90 mCi), 22.20 MBq (0.60 mCi), 16.65 MBq (0.45mCi)을 균일하게 희석하고 배후

방사능을 채워 열소 원통과 배후방사능이 각각 4:1, 6:1, 8:1 (Hot/Background ratio: H/B ratio)이 되도록 만들어 3회 반복 실험하였다. 서울아산병원의 Biograph Truepoint 40 (SIEMENS, Germany) 장비로 whole body protocol을 사용하여 phantom 실험 및 환자 검사를 시행하였다. 2010년 7월부터 8월까지 서울아산병원에서 PET/CT 검사 후 폐암으로 판정 받은 환자 30명을 대상으로, 본 연구의 결과에서 산출된 RC를 적용하여 PVE 보정 전과 후 SUV를 비교 분석하였다. 열소 원통과 배후방사능이 4:1일 때 2.5, 1.6, 1.2, 0.8 cm에서의 RC는 각각 0.75, 0.72, 0.40, 0.27이었고, 6:1일 때 0.74, 0.59, 0.55, 0.43이었으며, 8:1일 때 0.77, 0.76, 0.58, 0.42로 열소 영역의 크기가 작아질수록 RC가 감소하였다. 폐암으로 판정 받은 환자 중에서 30명의 환자를 무작위 표본 추출하여 보정 전과 후의 SUV 최대값을 비교 분석 한 결과, 보정 전 평균은 7.83이었고 보정 후 평균은 10.31이었다. 또한 보정 전과 후의 SUV 최대값을 대응 표본 t 검정으로 차이를 분석한 결과, 통계적으로 유의한 차이가 있었다($t=7.21, p=0.000$). PVE에 의해서 과소 평가 되었던 보정 전의 SUV가 보정 후에는 증가되는 것을 확인할 수 있었다. 병변의 크기와 H/B ratio가 환자마다 제각기 다른 값을 갖기 때문에, RC를 사용하여 PVE를 보정한 SUV가 정확한 값이라고 판단하기는 어려우나 PVE에 의해 감소된 SUV를 실제 값과 유사하게 보정할 수 있는 방법일 것으로 생각된다.

REFERENCES

1. Matthew R. Acker, BHSc; and Steven C. Burrell, MD. Utility of 18F-FDG PET in Evaluating Cancers of Lung. *J Nucl Med Technol* 2005;33:69-74.
2. Corneline J. Hoekstra, MD; Otto S. Hoekstra, MD, PhD; Sigrid G. Stroobants, MD; Johan Vansteenkiste, MD, PhD; Johan Nuyts, PhD; Egbert F. Smit, MD, PhD; Maarten Boers, MD, PhD; Jos W.R. Twisk, PhD; and Adriaan A. Lammertsma, PhD. Methods to Monitor Response to Chemotherapy in Non-Small Cell Lung Cancer with 18F-FDG PET. *J Nucl Med* 2002; 43:1304-1309.
3. Nikie J. Hoetjes & Floris H. P. van Velden & Otto S. Hoekstra & Corneline J. Hoekstra & Nanda C. Krak & Adriaan A. Lammertsma & Ronald Boellaard. Partial volume correction strategies for quantitative FDG PET in oncology. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2010;37:1679-1687.
4. Graham MM, Peterson LM, Hayward RM. Comparison of simplified quantitative analyses of FDG uptake. *Nucl Med Biol* 2000;27(7):647-55.
5. Waheeda Sureshbabu, CNMT, PET; and Osama Mawlawi, PhD. PET/CT Imaging Artifacts. *J Nucl Med Technol* 2005;33:156-161.

6. 김영설, 김덕윤. PET의 달인되기. 군자 출판사. 2007. p39-41.
7. Dale L Bailey, David W Townsend, Peter E Valk, Michael N Maisey(Eds). Positron Emission Tomography Basic sciences. **Spinger-Verlag London Limited**; 2005.p121-122.
8. Mark van Heijl, Jikke M. Omloo, Mark I. van Berge Henegouwen, Jan J. van Lanschot, Gerrit W. Sloof and Ronald Boellaard. Influence of ROI definition, partial volume correction and SUV normalization on SUV-survival correlation in oesophageal cancer. *Nuclear Medicine Communications* 2010; 31:652-658.
9. Yuichi Sakaguchi, Noriko Mizoguchi, Tatsuya Mitsumoto, Katsuhiko Mitsumoto, Kazuhiko Himuro, Nobuyoshi Ohya, Koichiro Kaneko, Shingo Baba, Koichiro Abe, Yoshihiko Onizuka, Masayuki Sasaki. A simple table lookup method for PET/CT partial volume correction using a point-spread function in diagnosing lymph node metastasis. *The Japanese Society of Nuclear Medicine* 2010.
10. Rousset OG, Ma Y, Evans AC. Correction for partial volume effects in PET: principle and validation. *J Nucl Med* 1998;39: 904C11.
11. Rousset OG, Collins DL, Rahmim A, Wong DF. Design and implementation of an automated partial volume correction in PET: application to dopamine receptor quantification in the normal human striatum. *J Nucl Med* 2008;49:1097-106.
12. Chen CH, Muzic RF Jr, Nelson AD, Adler LP. Simultaneous recovery of size and radioactivity concentration of small spheroids with PET data. *J Nucl Med* 1999;40:118-30.
13. Preston White Dr. Reston. PET Phantom Instructions for Evaluation of PET Image Quality. **American College of Radiology Nuclear Medicine Accreditation Program**. p5-11.
14. Gopal B. Saha, PhD. Basics of PET Imaging: Physics, Chemistry, and Regulations. **2005 Springer Science+Business Media, Inc.** p.70-71.
15. Shyam M. Srinivas, Thiruvenkatasamy Dhurairaj, Sandip Basu, Gonca Bural, Suleman Surti, Abass Alavi. A recovery coefficient method for partial volume correction of PET images. *Ann Nucl Med* 2009;23:341-348.