

Original Article

# PET/CT 검사에서 냉소 인공물 발생 시 산란 제한 보정 알고리즘 적용에 따른 영상 평가

서울아산병원 핵의학과  
고현수 · 류재광

## A study on evaluation of the image with washed-out artifact after applying scatter limitation correction algorithm in PET/CT exam

Hyun-Soo Ko and Jae-kwang Ryu

*Department of Nuclear Medicine, Asan medical Center, Seoul, Korea*

**Purpose** In PET/CT exam, washed-out artifact could occur due to severe motion of the patient and high specific activity, it results in lowering not only qualitative reading but also quantitative analysis. Scatter limitation correction by GE is an algorithm to correct washed-out artifact and recover the images in PET scan. The purpose of this study is to measure the threshold of specific activity which can recover to original uptake values on the image shown with washed-out artifact from phantom experiment and to compare the quantitative analysis of the clinical patient's data before and after correction.

**Materials and Methods** PET and CT images were acquired in having no misalignment(D0) and in 1, 2, 3, 4 cm distance of misalignment(D1, D2, D3, D4) respectively, with 20 steps of each specific activity from 20 to 20,000 kBq/ml on  $^{68}\text{Ge}$  cylinder phantom. Also, we measured the distance of misalignment of Foley catheter line between CT and PET images, the specific activity which makes washed-out artifact,  $\text{SUV}_{\text{mean}}$  of muscle in artifact slice and  $\text{SUV}_{\text{max}}$  of lesion in artifact slice and  $\text{SUV}_{\text{max}}$  of the other lesion out of artifact slice before and after correction respectively from 34 patients who underwent  $^{18}\text{F}$ -FDG Fusion Whole Body PET/CT exam. SPSS 21 was used to analyze the difference in the SUV between before and after scatter limitation correction by paired t-test.

**Results** In phantom experiment,  $\text{SUV}_{\text{mean}}$  of  $^{68}\text{Ge}$  cylinder decreased as specific activity of  $^{18}\text{F}$  increased.  $\text{SUV}_{\text{mean}}$  more and more decreased as the distance of misalignment between CT and PET more increased. On the other hand, the effect of correction increased as the distance more increased. From phantom experiments, there was no washed-out artifact below 50 kBq/ml and  $\text{SUV}_{\text{mean}}$  was same from origin. On D0 and D1,  $\text{SUV}_{\text{mean}}$  recovered to origin(0.95) below 120 kBq/ml when applying scatter limitation correction. On D2 and D3,  $\text{SUV}_{\text{mean}}$  recovered to origin below 100 kBq/ml. On D4,  $\text{SUV}_{\text{mean}}$  recovered to origin below 80 kBq/ml. From 34 clinical patient's data, the average distance of misalignment was 2.02 cm and the average specific activity which makes washed-out artifact was 490.15 kBq/ml. The average  $\text{SUV}_{\text{mean}}$  of muscles and the average  $\text{SUV}_{\text{max}}$  of lesions in artifact slice before and after the correction show a significant difference according to a paired t-test respectively( $t=-13.805, p=0.000$ )( $t=-2.851, p=0.012$ ), but the average  $\text{SUV}_{\text{max}}$  of lesions out of artifact slice show a no significant difference ( $t=-1.173, p=0.250$ ).

**Conclusion** Scatter limitation correction algorithm by GE PET/CT scanner helps to correct washed-out artifact from motion of a patient or high specific activity and to recover the PET images. When we read the image occurred with washed-out artifact by measuring the distance of misalignment between CT and PET image, specific activity after applying scatter limitation algorithm, we can analyze the images more accurately without repeating scan.

**Key Words** PET/CT, High specific activity, Washed-out artifact, Scatter limitation algorithm

· Received: April 14, 2018 Accepted: April 30, 2018  
· Corresponding author : **Hyun-Soo Ko**  
Address for correspondence : Department of Nuclear Medicine,  
Asan medical Center, Olympic-ro 43-gil, Songpa-gu, Seoul,

Republic of Korea  
Tel.: +82-2-3010-2101, Fax.: +82-2-3010-2308  
E-mail: hyunsoo87@amc.seoul.kr

## 서론

핵의학 분야에서 사용되는 PET/CT(Positron emission tomography/computed tomography) 검사는 PET의 생리 생화학적 대사정보와 CT의 뛰어난 해부학적 영상을 하나의 장비로 동시에 진단적 정보를 제공하는 검사이다.<sup>1-2)</sup> PET 검사에서 사용되는 표준 섭취 계수(Standard Uptake Value: SUV)는 인체 조직에 섭취된 방사성의약품을 정량적으로 분석하여 조직 섭취의 객관적인 정보를 제공한다.<sup>3-4)</sup> 하지만 영상 재구성 등 데이터 분석의 오류, 시스템 자체의 문제, 스캔 영역 내의 금속 물질, 부분 체적 효과(partial volume effect) 등에 의해 영상이 왜곡되어 나타나거나 인

공물이 발생하여 영상 평가의 정확성을 저하 시킬 수 있다.<sup>5-9)</sup> 특히 임상 검사에서 환자 움직임으로 인해 CT 영상과 PET 영상 간에 불일치(misalignment)가 심하게 발생하거나 어느 한 곳의 높은 비방사능(high specific activity)에 의해 냉소 인공물(washed-out artifact)이 발생하기도 한다. 환자의 움직임에 의해 발생한 인공물과 그에 대한 보정에 관한 연구는 해외<sup>10-13)</sup>는 물론 국내<sup>14)</sup>에서도 이미 선행되었지만, 높은 비방사능에 의해 발생한 냉소 인공물과 보정에 대한 연구는 아직까지 많이 이루어지지 않았다. 유치 도뇨관(foley catheter line)에 남은 방사성의약품, 소변에 의한 오염(urine contamination), 방사성의약품의 오염(radioactive contamination), 병변 조직에 강한 섭취

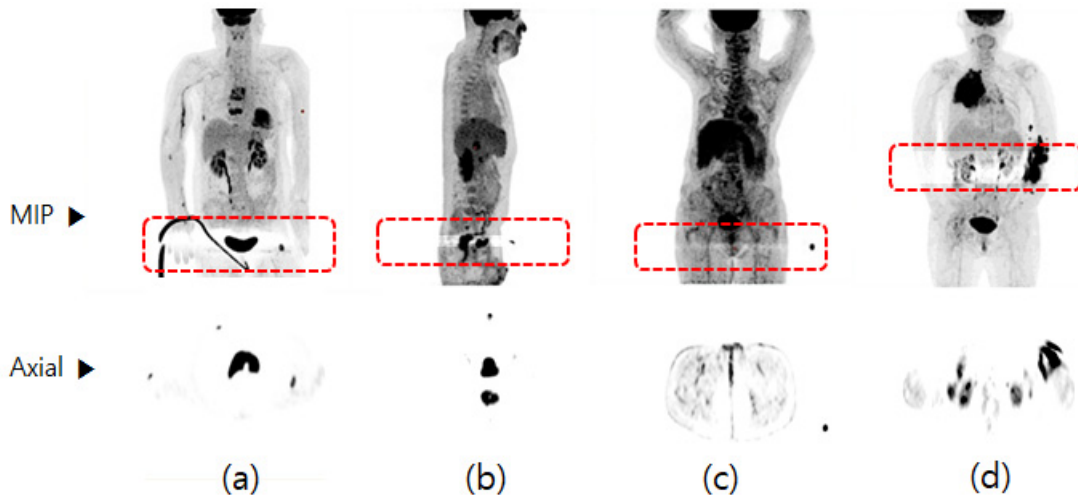


Fig. 1. The washed-out artifacts occurred in the PET images because of many reasons : (a) foley catheter line, (b) urine contamination, (c) source contamination, (d) extra-vasation of injection.

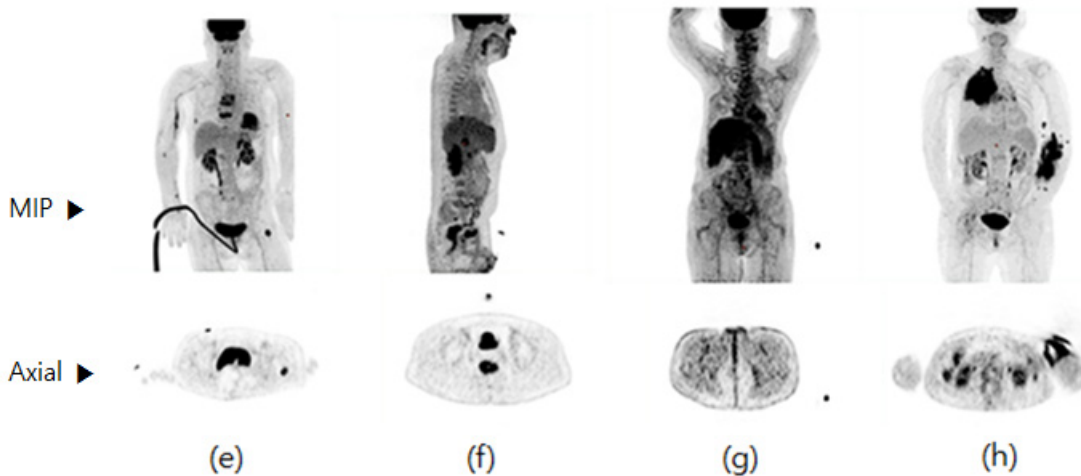


Fig. 2. The washed-out artifacts were removed and the images were recovered after applying scatter limitation correction algorithm respectively from Fig. 1(a→e, b→f, c→g, d→h).

(lesion hot uptake) 등 높은 비방사능에 의해 PET 영상 내에 냉소 인공물(washed-out artifact)이 발생하여 육안적 판독 및 정량평가의 정확성이 감소되었다(Fig. 1). 이처럼 냉소 인공물(washed-out artifact)이 발생하면 영상의 평가 및 정량분석이 어려워 인공물 발생 부위를 재촬영하여야 하고, 이는 곧 환자의 CT 피폭선량 증가와 추가 촬영에 따른 환자의 불만 및 불편함을 초래할 수 있다.

GE사에서 개발한 산란 제한 보정 알고리즘(scatter limitation correction algorithm)은 환자의 움직임에 의한 감쇠 보정 지도(attenuation correction map)를 생성하는 CT 영상과 방출된 소멸방사선을 획득한 PET 영상 간 불일치(misalignment)로 인해 산란선으로 과대평가된 부위에 장비의 평균 산란(scatter fraction)값을 적용하여 냉소 인공물을 제거하는 방법이다(Fig. 2).<sup>13)</sup>

본 연구의 목적은 팬텀 실험으로 냉소 인공물이 발생한 영상에 산란 제한 보정 알고리즘을 적용하여 기존 정량값으로 회복 가능한 비방사능의 역치를 측정하고, 냉소 인공물이 발생한 임상 영상에도 산란 제한 보정 알고리즘을 적용해 보정 전과 후의 정량값을 비교 분석하고자 한다.

## 실험 대상 및 방법

### 1. <sup>68</sup>Ge 실린더 팬텀 실험

서울아산병원 정도 관리(Quality control) 표준 작업 절차서(Standard Operation Procedure)에 따라 PET 영상의 균일도(uniformity)를 측정하기 위해 주마다(weekly) 사용하는 <sup>68</sup>Ge 실린더 팬텀을 이용하여 냉소 인공물(washed-out artifact) 발생시 균일도를 비교 평가하였다. 사용된 <sup>68</sup>Ge 실린더 팬텀 선원의 정보는 다음과 같다(Fig. 3)(Table 1).

**Table 1.** Information of <sup>68</sup>Ge cylinder phantom for daily PET QC

Model	PET-20C19/2
Nuclide	<sup>68</sup> Ge
Serial No.	K678
Volume	6000 ml
μ value	0.103
Activity	74 MBq
Calibration date	2016 / Jun / 15



**Fig. 3.** <sup>68</sup>Ge cylinder phantom was used for measuring uniformity of PET imaging according to the Standard Operation Procedure of Quality Control.

PET 영상에서 냉소 인공물(washed-out artifact)을 발생시키기 위해 임의의 <sup>18</sup>F 선원의 비방사능(specific activity)이 각각 20,000, 10,000, 5,000, 3,000, 2,000, 1,500, 1,000, 800, 600, 500, 400, 300, 250, 200, 150, 120, 100, 80, 50, 20 kBq/ml 가 되도록 20 단계로 분주하고, <sup>18</sup>F 선원의 CT 영상과 PET 영상에 불일치가 없을 때(D0), 불일치가 각각 1, 2, 3, 4 cm일 때(D1, D2, D3, D4)의 영상을 획득하였다(Fig. 4).



**Fig. 4.** PET and CT images were acquired in having no misalignment(D0) and in 1 ~ 4 cm distance of misalignment (D1~D4) respectively with 20 steps of each specific activity.

획득된 영상에서 중심으로부터 80% 크기의 관심 영역(Region of Interest: ROI)를 설정하여 산란 제한 보정 알고리즘 적용 전과 후의 평균 표준 섭취 계수(SUV<sub>mean</sub>)를 측정하였다(Fig. 5).



**Fig. 5.**  $SUV_{mean}$  was measured by drawing 80% ROI(Region of Interest) on the center of  $^{68}Ge$  cylinder phantom before and after applying scatter limitation correction algorithm.

$^{68}Ge$  실린더 팬텀 실험에 사용 된 장비는 GE 사의 Discovery 710으로, 성능은 다음과 같다(Fig. 6)(Table 2).



**Fig. 6.** GE Discovery 710 PET/CT scanner was used for  $^{68}Ge$  cylinder phantom experiment.

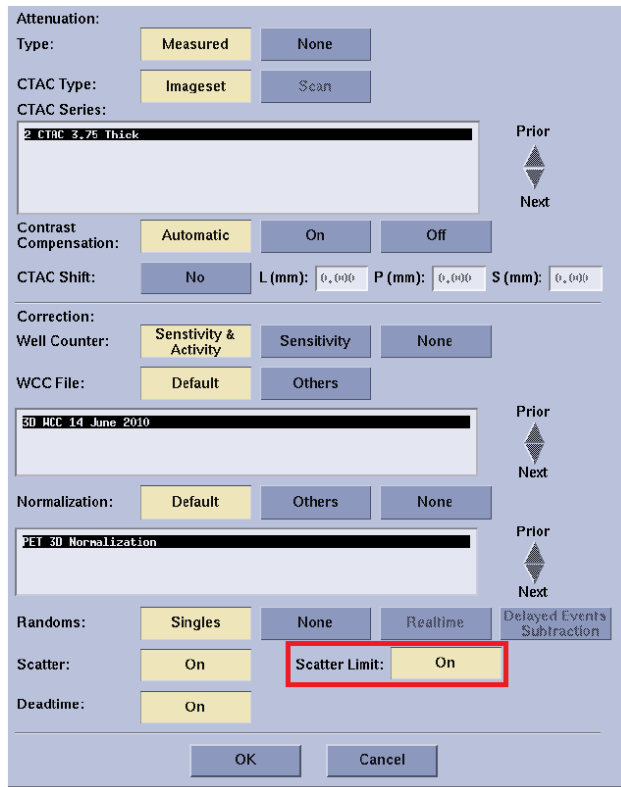
또한 영상 획득 및 재구성 조건은 다음과 같으며(Table 3), 냉소 인공물 제거 효과 및 정량 분석 비교를 위해 재구성 옵션에서 scatter limitation 효과를 ‘On’ 으로 한 후(Fig. 7) 영상을 재구성(Image reconstruction) 하였다.

**Table 2.** The components of PET and CT equipment of GE Discovery 710

CT physical assembly	Gantry aperture:	70 cm
	Detector elements	85,368
	Type of detector	V-Res™
	X-ray generator	72 kW
	kVp range	80 - 140 kVp
	mA range	10 - 600 mA
	Anode heat storage capacity	6.3 MHU
	Tube Focal spot	small 0.9 x 0.7 mm Large 1.2 x 1.1 mm
CT scan parameters	Principle	Slip-ring technique
	Aperture	70 cm
	Scan FOV	70 cm
	Maximum number of slices	128 slices
	Minimum slice thickness	0.625 mm
	Minimum Scan speed	0.35 sec
PET system components	Crystal type : LYSO crystal	
	Crystal dimensions: 4.2 x 6.3 x 25 mm	
	Number of crystals: 13,824 ea	
	Detector ring diameter: 810 mm	
	Plane spacing: 3.27 mm	
	Transaxial FOV: 70 cm	
	Axial FOV: 15.7 cm	

**Table 3.** Scan and reconstruction parameters for PET image

Scan parameter	Reconstruction parameter				
Duration	Recon. Method	Iteration	Subset	FWHM	Matrix
2 min/1 bed	VPFX-S	4	18	4.0 mm	192 x 192

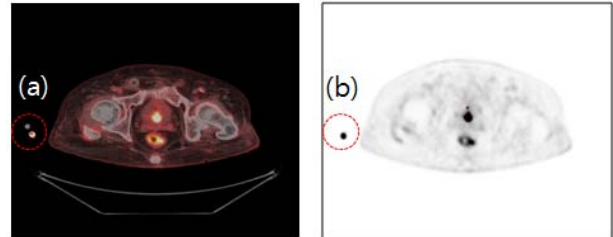


**Fig. 7.** The image was reconstructed by applying scatter limitation correction to correct washed-out artifact and to compare the result of analysis.

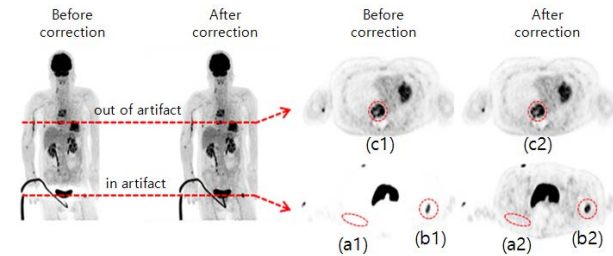
## 2. 냉소 인공물이 발생한 임상 환자 정량분석 비교

2016년 1월부터 2017년 6월까지 본원에서 GE 사의 Discovery 710, Discovery 690, Discovery 690 Elite 3 대의 장비를 이용하여  $^{18}\text{F}$ -FDG Fusion Whole Body PET/CT 검사를 시행한 환자 중에서, 유치 도뇨관(foley catheter line) 내 높은 비방사능에 의해 냉소 인공물이 발생한 34명(남: 17명, 여: 17명, 평균 나이  $63.4 \pm 17.2$  yrs)의 환자를 대상으로 영상을 분석하였다. 냉소 인공물을 발생시키는 영상의 단면에서 CT 영상과 PET 영상의 영상 불일치 거리(Distance: D), 냉소 인공물을 발생시키는 원인이 되는 비방사능(Specific Activity: S,A)의 수치(kBq/ml)(Fig. 8), 인공물이 발생한 단면 내 근육(muscle)에서의 산란제한

보정 전과 후 평균 표준 섭취 계수( $\text{SUV}_{\text{mean}}$ ), 인공물이 발생한 단면 내 병변(lesion)에서의 산란제한 보정 전과 후 최대 표준 섭취 계수( $\text{SUV}_{\text{max}}$ ), 인공물이 발생하지 않은 단면 내 병변(lesion)에서의 산란제한 보정 전과 후 최대 표준 섭취 계수( $\text{SUV}_{\text{max}}$ )를 측정하였다(Fig. 9).



**Fig. 8.** Distance of misalignment between CT and PET image(a) and specific activity in foley catheter line(b) were measured.



**Fig. 9.**  $\text{SUV}_{\text{mean}}$  of muscles before correction(a1) and after correction(a2),  $\text{SUV}_{\text{max}}$  of lesions before correction(b1) and after correction(b2) in artifact slice and  $\text{SUV}_{\text{max}}$  of the other lesions before correction(c1) and after correction(c2) out of artifact slice were measured respectively.

## 3. 영상 분석 및 통계

영상 분석은 GE Advanced Workstation 4.6을 이용하였다. 이때  $^{68}\text{Ge}$  실린더 팬텀 실험에서는 평균 표준 섭취 계수( $\text{SUV}_{\text{mean}}$ )를 소수 둘째 자리까지 측정 하였고, 임상 환자 영상에서는 인공물 내 근육의 평균 표준 섭취 계수( $\text{SUV}_{\text{mean}}$ )와 병변의 최대 표준 섭취 계수( $\text{SUV}_{\text{max}}$ )를 소수 첫째 자리까지 측정하였다. 또한 냉소 인공물을 발생시키는 선원의 비방사능은 장비 workstation의 Dynamic VUE 분석 tool을 이용하여 단위 부피당 방사능(kBq/ml)을 측정하였다(Fig. 10).

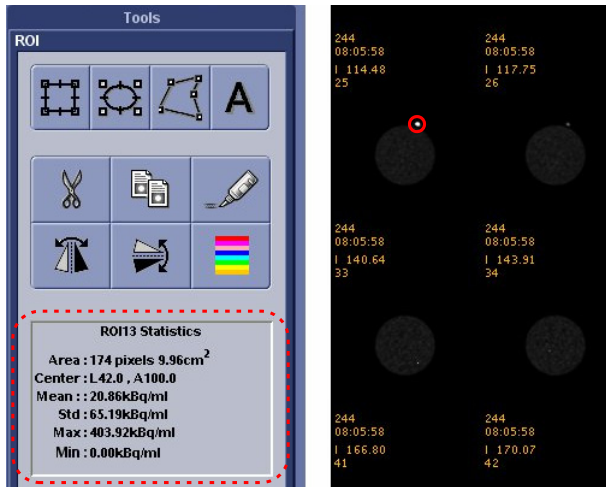


Fig. 10. Specific activity was measured by using Dynamic VUE tool on the workstation.

통계는 인공물 내 근육에서의 평균 표준 섭취 계수 (SUV<sub>mean</sub>), 인공물 내 병변 및 인공물 외에 존재하는 병변에서의 최대 표준 섭취 계수(SUV<sub>max</sub>)의 산란 제한 보정 전과 후의 차이를 비교하기 위해 SPSS ver. 21(IBM

company, USA)을 이용하여 대응 표본 t 검정을 시행하였다.

## 결 과

### 1. <sup>68</sup>Ge 실린더 팬텀 실험

냉소 인공물 발생 전 <sup>68</sup>Ge 실린더 팬텀의 기존 SUV<sub>mean</sub> (Original)는 0.95이었다. <sup>18</sup>F 선원의 비방사능(specific activity) 20,000, 10,000, 5,000, 3,000, 2,000, 1,500, 1,000, 800, 600, 500, 400, 300, 250, 200, 150, 120, 100, 80, 50, 20 kBq/ml 20 단계에서, CT 영상과 PET 영상에 불일치가 없을 때(D0)와 불일치가 각각 1, 2, 3, 4 cm 일 때(D1, D2, D3, D4) <sup>68</sup>Ge 실린더 팬텀의 보정 전과 후 SUV<sub>mean</sub>는 다음 표와 같다(Table 4).

CT 영상과 PET 영상의 모든 불일치 거리(D0 ~ D4)에서 <sup>18</sup>F 선원의 비방사능이 커질수록 SUV<sub>mean</sub>가 감소하였다. 또한 CT 영상과 PET 영상의 불일치 거리가 커질수록(D0 → D4) SUV<sub>mean</sub>가 급격히 감소하였다. 반대로 불일치 거리가 커질수록 산란 제한 보정 효과는 더 증가하였다(Fig. 10).

Table 4. The results of measured SUV<sub>mean</sub> according to each specific activity and distance of misalignment between CT and PET image before(SL<sub>off</sub>) and after(SL<sub>on</sub>) scatter limitation correction

	specific activity kBq/ml	Misalignment distance between CT and PET									
		0 cm (D0)		1 cm (D1)		2 cm (D2)		3 cm (D3)		4 cm (D4)	
		SL <sub>off</sub>	SL <sub>on</sub>	SL <sub>off</sub>	SL <sub>on</sub>	SL <sub>off</sub>	SL <sub>on</sub>	SL <sub>off</sub>	SL <sub>on</sub>	SL <sub>off</sub>	SL <sub>on</sub>
		SUV	SUV	SUV	SUV	SUV	SUV	SUV	SUV	SUV	SUV
1	20000	0.60	0.69	0.59	0.79	0.56	0.81	0.54	0.83	0.52	0.84
2	10000	0.70	0.74	0.67	0.81	0.64	0.82	0.62	0.84	0.60	0.85
3	5000	0.74	0.77	0.70	0.82	0.67	0.83	0.64	0.84	0.61	0.85
4	3000	0.78	0.81	0.73	0.83	0.70	0.84	0.67	0.85	0.63	0.86
5	2000	0.82	0.85	0.78	0.85	0.73	0.85	0.69	0.86	0.64	0.87
6	1500	0.86	0.87	0.81	0.86	0.76	0.85	0.72	0.87	0.68	0.88
7	1000	0.87	0.88	0.83	0.88	0.79	0.86	0.75	0.88	0.73	0.89
8	800	0.88	0.89	0.84	0.89	0.80	0.88	0.78	0.89	0.75	0.89
9	600	0.89	0.90	0.85	0.90	0.82	0.89	0.79	0.90	0.77	0.90
10	500	0.89	0.90	0.86	0.90	0.85	0.90	0.81	0.90	0.79	0.91
11	400	0.90	0.93	0.88	0.92	0.86	0.91	0.83	0.91	0.81	0.91
12	300	0.91	0.93	0.88	0.93	0.86	0.92	0.85	0.92	0.83	0.92
13	250	0.92	0.93	0.89	0.93	0.88	0.93	0.86	0.93	0.84	0.93
14	200	0.92	0.93	0.90	0.93	0.89	0.93	0.88	0.93	0.85	0.93
15	150	0.93	0.94	0.90	0.94	0.90	0.94	0.90	0.94	0.87	0.94
16	120	0.93	0.95	0.92	0.95	0.91	0.94	0.91	0.94	0.90	0.94
17	100	0.94	0.95	0.93	0.95	0.92	0.95	0.92	0.95	0.91	0.94
18	80	0.94	0.95	0.94	0.95	0.93	0.95	0.93	0.95	0.93	0.95
19	50	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95
20	20	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95

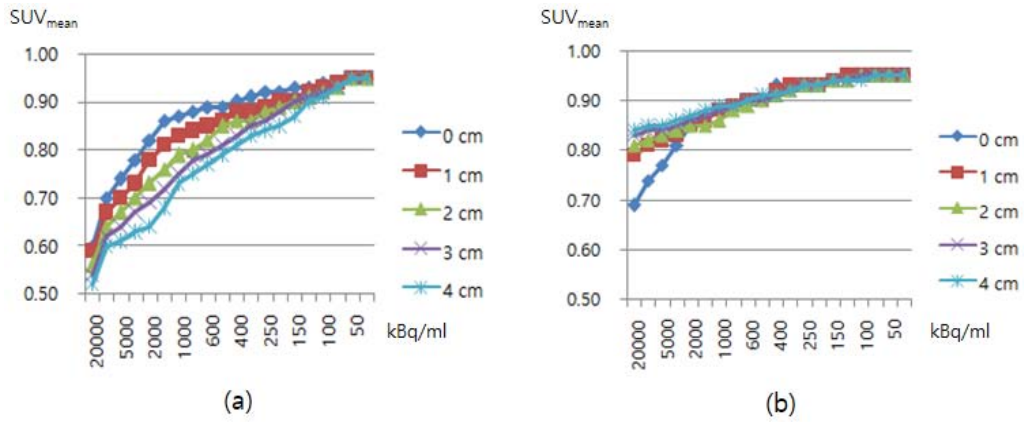


Fig. 10. The graphs show the results of measured  $SUV_{mean}$  according to each 20 steps of specific activity and distance of misalignment between CT and PET image before applying scatter limitation correction(a) and after applying scatter limitation correction(b).

$^{18}F$  선원의 비방사능 50 kBq/ml 이하에서는  $^{68}Ge$  실린더 팬텀 영상에서 육안적으로도 냉소 인공물이 발생하지 않았으며 정량분석 표준 섭취 계수에도 차이가 없었다. 그리고 산

란 제한 보정 알고리즘을 적용한 결과 CT 영상과 PET 영상의 불일치가 없을 때(D0\_SL<sub>on</sub>)와 1 cm 차이가 있을 때(D1\_SL<sub>on</sub>)는  $^{18}F$  선원의 비방사능이 120 kBq/ml 이하 일

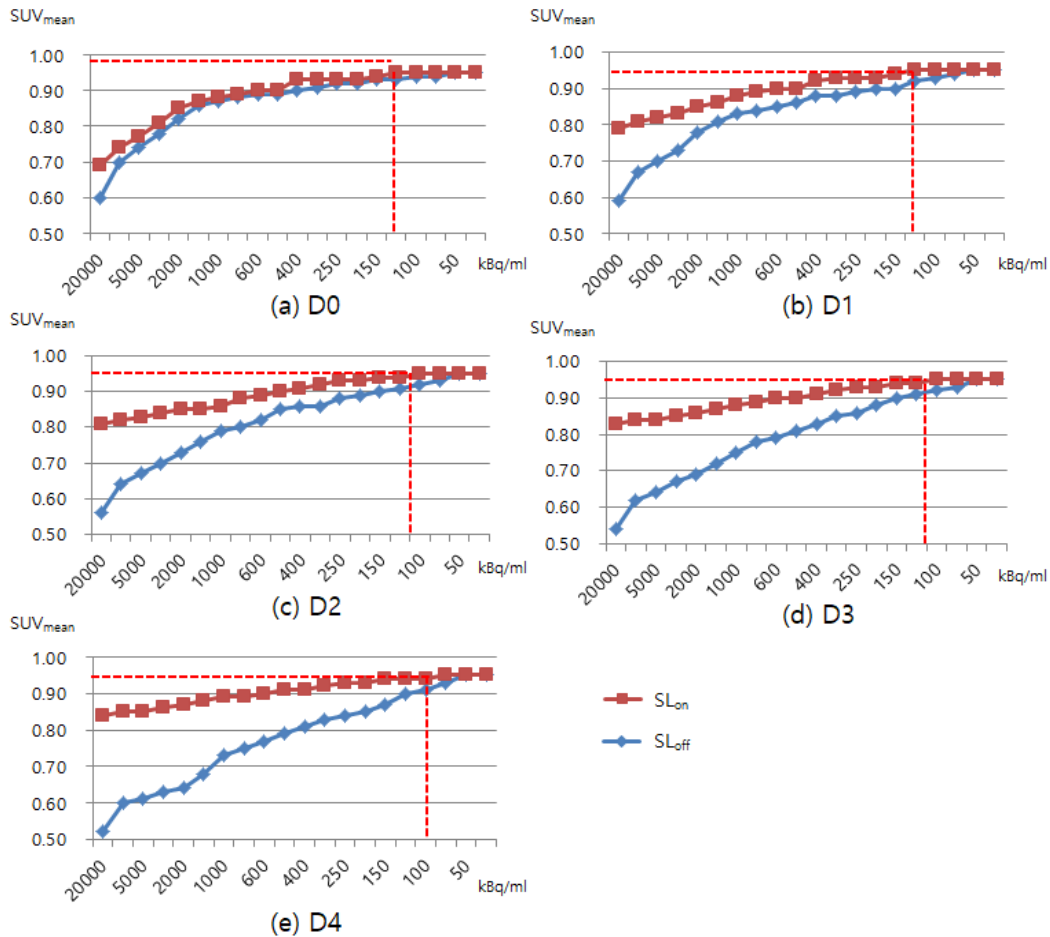


Fig. 11. (a) (b) On D0 and D1,  $SUV_{mean}$  recovered to origin(0.95) below 120 kBq/ml when applying scatter limitation correction. (c) (d) On D2 and D3,  $SUV_{mean}$  recovered to origin below 100 kBq/ml. (e) On D4,  $SUV_{mean}$  recovered to origin below 80 kBq/ml.

때부터 기존  $^{68}\text{Ge}$  실린더 팬텀의  $\text{SUV}_{\text{mean}}(0,95)$ 와 동일하게 회복 되었고, 2 cm( $\text{D2\_SL}_{\text{on}}$ ) 와 3 cm( $\text{D3\_SL}_{\text{on}}$ ) 차이에 서는 100 kBq/ml 이하 일 때, 4 cm( $\text{D4\_SL}_{\text{on}}$ ) 차이에서는 80 kBq/ml 이하 일 때 기존  $\text{SUV}_{\text{mean}}$ 와 동일하게 회복 되었다(Fig. 11).

## 2. 냉소 인공물이 발생한 임상 환자 정량분석 비교

유치 도뇨관(foley catheter line) 내 높은 지방사능에 의 해 냉소 인공물이 발생한 34명(남: 17명, 여: 17명, 평균 나 이  $63.4 \pm 17.2$  yrs)의 환자를 대상으로 영상을 분석한 결 과, CT 영상과 PET 영상의 불일치 평균 거리( $\text{D}_{\text{ave}}$ )는 2.02 cm이었고, 냉소 인공물을 발생시키는 평균 지방사능( $\text{S}_{\text{Ave}}$ )

**Table 5.** The results of clinical patient's data

	Distance btw CT and PET (cm)	S.A in artifact (kBq/ml)	Muscle in artifact (SUVmean)		Lesion in artifact (SUVmax)		Lesion out of artifact (SUVmax)	
			SL <sub>off</sub>	SL <sub>on</sub>	SL <sub>off</sub>	SL <sub>on</sub>	SL <sub>off</sub>	SL <sub>on</sub>
1	2.14	384.08	0.02	0.84	27.62	28.83	7.69	7.69
2	2.16	546.00	0.05	0.46	*	*	4.31	4.29
3	5.26	212.80	0.02	0.56	3.23	4.86	12.27	12.27
4	1.25	622.80	0.06	0.84	11.07	14.97	7.96	7.99
5	1.22	588.00	0.09	0.32	8.90	9.87	4.35	4.35
6	1.80	170.00	0.04	0.40	7.23	7.43	8.37	8.36
7	1.05	180.00	0.10	0.56	*	*	4.23	4.22
8	4.05	746.00	0.01	0.63	*	*	7.44	7.44
9	2.36	354.40	0.08	0.55	4.42	5.39	10.27	10.27
10	0.79	906.40	0.32	0.50	*	*	†	†
11	1.42	342.60	0.02	0.34	*	*	†	†
12	1.27	495.60	0.06	0.40	4.09	5.07	6.02	6.02
13	4.35	475.80	0.01	0.42	10.25	19.68	7.77	7.76
14	1.35	366.60	0.10	0.48	*	*	12.88	12.87
15	1.24	199.80	0.24	0.76	*	*	4.71	4.72
16	1.33	377.00	0.28	0.57	3.45	4.27	†	†
17	1.42	1901.20	0.44	0.87	*	*	8.71	8.73
18	3.27	144.80	0.11	0.78	3.94	4.73	9.13	9.14
19	1.63	705.60	0.29	0.83	*	*	4.93	4.96
20	4.25	1292.20	0.25	0.41	*	*	3.20	3.21
21	1.86	187.76	0.33	0.53	9.12	9.83	8.42	8.43
22	2.35	1130.00	0.03	0.86	*	*	8.69	8.68
23	2.50	195.04	0.28	0.80	2.81	3.59	2.76	2.76
24	0.96	313.20	0.21	0.52	2.95	3.23	7.30	7.29
25	0.74	555.92	0.04	0.49	2.77	3.25	4.96	4.96
26	0.63	500.00	0.23	0.51	*	*	3.01	3.01
27	1.86	495.20	0.01	0.47	*	*	6.85	6.86
28	0.71	578.60	0.15	0.38	3.12	4.25	4.45	4.45
29	1.01	215.80	0.07	0.69	*	*	6.61	6.61
30	4.26	385.78	0.06	0.54	2.87	3.50	6.72	6.72
31	1.25	242.00	0.05	0.33	*	*	7.17	7.17
32	1.11	181.60	0.23	0.55	*	*	4.59	4.59
33	2.42	251.70	0.25	0.51	4.23	5.13	19.56	19.81
34	3.52	420.80	0.32	0.57	*	*	5.10	5.10
Ave.	2.02	490.15	0.14	0.57	6.59	8.11	7.11	7.12

\* The case of no lesion in artifact slice

† The case of no lesion out of artifact slice



은 490.15 kBq/ml 이었다. 34명의 각 측정 값은 다음과 같다(Table 5).

전반적인 영상의 회복 정도를 나타내는 근육(muscle)의  $SUV_{mean}$ 는 산란 제한 보정 전 평균 0.14에서 보정 후 0.57로 297.3% 크게 증가 하였다. 보정 전과 후의 차이를 비교 하기 위해 대응 표본 t 검정(paired t test)을 시행한 결과 통계적으로 유의한 차이가 있었다( $t=-13.805$ ,  $p=0.000$ ).

34명의 환자 중 인공물이 발생한 단면 내에 병변이 존재한 환자는 17명 이었고, 그 병변(lesion)의  $SUV_{max}$ 는 산란 제한 보정 전 평균 6.59 에서 보정 후 8.11 로 23.0% 증가하였다. 보정 전과 후의 차이를 비교 하기 위해 대응 표본 t 검정(paired t test)을 시행한 결과 통계적으로 유의한 차이가 있었다( $t=-2.851$ ,  $p=0.012$ ).

34명의 환자 중 인공물이 발생하지 않은 단면 내에 병변이 존재한 환자는 31명 이었고, 그 병변(lesion)의  $SUV_{max}$ 는 산란 제한 보정 전 평균 7.11 에서 보정 후 7.12 로 0.1% 증가하였다. 보정 전과 후의 차이를 비교 하기 위해 대응 표본 t 검정(paired t test)을 시행한 결과 통계적으로 유의한 차이가 없었다( $t=-1.173$ ,  $p=0.250$ ).

## 고 찰

PET/CT 검사에서 다양한 이유로 영상이 왜곡되어 나타나거나 인공물이 발생할 가능성이 있다. 특히 임상 검사에서 환자의 심한 움직임으로 인해 CT 영상과 PET 영상의 불일치가 생기고, 결과적으로 영상에 냉소 인공물이 발생한다. 이때 PET/CT 장비의 산란 제한 보정 알고리즘을 적용하면 환자의 심한 움직임에 의한 냉소 인공물을 제거하여 재촬영 없이 영상을 회복 할 수 있다. 특히 CT 영상과 높은 비방사능을 갖는 PET 영상의 미세한 불일치에 의해서도 냉소 인공물이 쉽게 발생할 수 있다. 본 연구를 통해 높은 비방사능에 의해 주변으로 냉소 인공물이 발생 할 경우, 어느 정도의 비방사능이 냉소 인공물을 발생 시키는지, 산란 제한 보정 알고리즘 적용 후 기존 값으로 회복 가능한 비방사능의 역치에 대해 측정 해보고자 하였다.

$^{68}\text{Ge}$  실린더 팬텀 실험에서는 CT 영상과 PET 영상간의 불일치 정도(D0, D1, D2, D3, D4)에 관계없이  $^{18}\text{F}$  선원의 비방사능이 커질수록  $SUV_{mean}$ 가 모두 감소하였다. 또한 CT 영상과 PET 영상간의 불일치 정도가 커질수록  $SUV_{mean}$ 는 급격히 감소 하였다. 이는 불일치 거리가 커질수록 PET 영상의 방출 카운트를 더 많은 산란선으로 간주한다는 의미이다. 반대로, 불일치 거리가 커질수록 과대 평가(overestimation)

된 산란선이 산란 제한 보정에 의해 더 큰 효과로 회복 되는 것으로 평가된다(Fig. 10).

$^{18}\text{F}$  선원의 비방사능 50 kBq/ml 이하에서는 D0 ~ D4 모든 실험에서  $^{68}\text{Ge}$  실린더 팬텀 영상에서 육안적으로도 냉소 인공물이 발생하지 않았으며 표준 섭취 계수에도 차이가 없었다. 이는 비방사능이 최소 50 kBq/ml 를 초과 하여야만 냉소 인공물을 발생시키는 비방사능의 역치로 평가 할 수 있다. CT 영상과 PET 영상의 불일치가 없을 때(D0\_SLon)와 1 cm 차이가 있을 때(D1\_SLon)는  $^{18}\text{F}$  선원의 비방사능이 120 kBq/ml 이하 일 때부터 산란 제한 보정 알고리즘을 적용 할 때 기존  $^{68}\text{Ge}$  실린더 팬텀의  $SUV_{mean}$ (0.95)와 동일하게 회복 되었고, 2 cm(D2\_SLon) 와 3 cm(D3\_SLon) 차이에서는 100 kBq/ml 이하 일 때, 4 cm(D4\_SLon) 차이에서는 80 kBq/ml 이하 일 때 0.95 와 동일하게 회복 되었다. 따라서 산란 제한 보정 알고리즘을 적용 하면 불일치 거리가 0 cm와 1 cm 일 때는 비방사능이 120 kBq/ml, 2 cm와 3 cm 일 때는 비방사능이 100 kBq/ml, 4 cm 일 때는 비방사능이 80 kBq/ml 의 역치 비방사능을 갖는다고 평가 할 수 있다(Fig. 11).

임상 영상에서는 냉소 인공물이 발생 후 전반적인 회복 정도를 평가하기 위해, 참조 영역(reference region)으로 사용되는<sup>15-16)</sup> 근육(muscle)에 관심영역(Region of Interest: ROI)를 설정하여  $SUV_{mean}$ 를 측정하였다. 전반적인 임상 영상의 회복은  $^{68}\text{Ge}$  실린더 팬텀 실험보다 크게 나타났다. 이는 단순한 구조를 가지고 있는 팬텀 실험보다 복잡한 구조와 다양한 불일치 가능성이 내제되어 있는 임상 영상에서 회복 정도가 더 크게 작용한 것으로 판단된다.

34명의 환자 중 인공물이 발생한 단면 내에 병변이 존재한 환자는 17명 이었고, 그 병변(lesion)의  $SUV_{max}$ 는 산란 제한 보정 전 평균 6.59 에서 보정 후 8.11 로 23.0% 증가하였다. 보정 전과 후의 차이를 비교 하기 위해 대응 표본 t 검정(paired t test)을 시행한 결과 통계적으로 유의한 차이가 있었는데( $t=-2.851$ ,  $p=0.012$ ) 이는 냉소 인공물에 의해 병변의 SUV가 실제보다 낮게 평가 될 수 있다는 것을 의미한다. 하지만 보정된 값도 냉소 인공물이 발생하지 않았을 때와 비교할 때 얼마만큼 정확하게 회복 되었는지에 대한 결과는 임상 영상을 통해 얻을 수 없었다는 것이 이 실험의 제한점이었다.

34명의 환자 중 인공물이 발생하지 않은 단면 내에 병변이 존재한 환자는 31명 이었고, 그 병변(lesion)의  $SUV_{max}$ 는 산란 제한 보정 전 평균 7.11 에서 보정 후 7.12 로 0.1% 증가하였다. 보정 전과 후의 차이를 비교 하기 위해 대응 표본 t 검정(paired t test)을 시행한 결과, 통계적으로 유의한 차

이가 없었다( $t=-1.173, p=0.250$ ). 이는 산란 제한 보정 알고리즘을 적용 하였을 때, 냉소 인공물이 발생하지 않은 부위에도 보정 후 영상의 정량 분석에 어떠한 영향도 주지 않는지를 평가 하기 위함 이었다. 보정 전과 후 0.1% 의 차이만 보였고, 통계적으로 유의한 차이가 없었다.

본원에서는 산란 제한 보정 알고리즘과 같은 기능이 없는 장비에서 검사 시 심한 움직임이나 높은 비방사능에 의해 냉소 인공물이 발생하면, 정확한 진단을 위해 인공물이 발생한 부위를 추가적으로 검사하고 있다. 이는 불필요한 CT의 피폭뿐만 아니라 검사 지연과 추가 촬영에 따른 환자의 불만 및 불편함을 초래 할 수 있다. ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator 프로그램 Version 1.0.4(NRPB, UK)을 이용하여 CT 추가 검사 시 받는 피폭 선량을 시뮬레이션으로 산출 해 보았다. 통상적으로 재검사 시 평균 신체 조건 162 cm, 62 kg(본원 2016년 1월 1일 ~ 2016년 12월 31일 총 20723 건의 평균)인 환자가 2 bed 골반 영역을 추가 촬영 한다고 가정 하였을 때(GE Discovery 710 기준: 140 kV, 38 mA, 0.5 rotation time, 0.984 Spiral pitch, 40 Collimation) 약 1.3 mSv 의 불필요한 CT 선량을 더 받게 되는 셈이다(Fig. 11).

모든 결과를 종합 하였을 때, 산란 제한 보정 알고리즘을 적절하게 사용한다면 영상의 질과 업무의 효율성을 향상 시킬 수 있을 것이다. 보다 더 정확한 정량적인 정보를 제공하기 위해 더 세밀한 비방사능의 단계와 더 많은 CT, PET 영상

간의 불일치 거리 등 다양한 팬텀 조건을 통해 산란 제한 보정 회복 계수를 산출하는 추가적인 연구가 필요 할 것으로 생각 된다.

## 결 론

GE PET/CT 장비의 산란 제한 보정 알고리즘은 임상 검사에서 환자의 심한 움직임뿐만 아니라 높은 비방사능의 미세한 움직임에 의해 발생한 냉소 인공물을 제거하여 영상을 회복해 주는 알고리즘이다. 냉소 인공물이 발생 하였을 때 산란제한 보정 알고리즘 적용 후 그 원인이 되는 비방사능의 수치, CT 영상과 PET 영상의 불일치 거리 등을 감안하여 영상을 분석한다면 냉소 인공물 부위의 재촬영 없이, 육안적 판독 및 정량 값을 더 정확하게 평가 하는데 도움이 될 것으로 사료 된다.

## 요 약

PET/CT 검사에서 환자의 움직임이나 높은 비방사능에 의해 냉소 인공물(washed-out artifact)이 발생하여 육안적 판독 및 정량평가의 정확성을 감소시킬 가능성이 있다. GE PET/CT 장비의 산란 제한 보정 알고리즘은 영상에 발생한 냉소 인공물을 제거하여 영상을 회복시켜주는 알고리즘이다. 본 연구의 목적은 팬텀 실험을 통해 높은 비방사능에

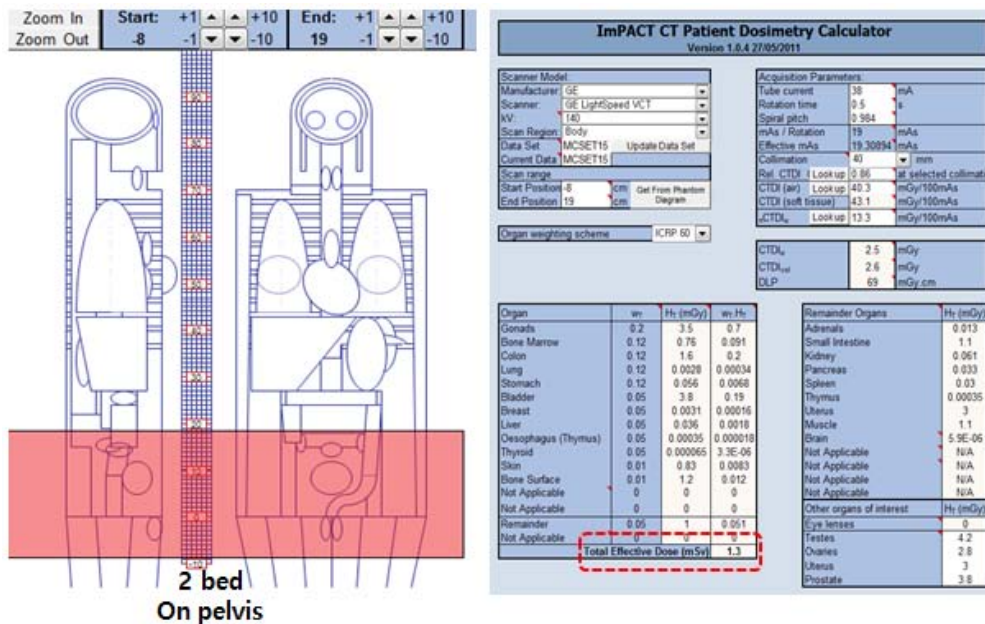


Fig.11. ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator was used to calculate the radiation exposure when acquiring additional CT scan.

의해 냉소 인공물이 발생한 영상에 산란 제한 보정 알고리즘을 적용하였을 때 기존의 정량 값으로 회복 가능한 비방사능의 역치 값을 측정하고, 냉소 인공물이 발생한 임상 환자 영상에 산란 제한 보정 알고리즘을 적용하여 보정 전과 후의 영상을 비교 분석하고자 한다.  $^{68}\text{Ge}$  실린더 팬텀 영상에 냉소 인공물을 발생시키기 위해 임의의  $^{18}\text{F}$  선원의 비방사능이 20 ~ 20,000 kBq/ml 가 되도록 20 단계로 분주하고  $^{18}\text{F}$  선원의 CT 영상과 PET 영상간에 불일치(mis-registration) 정도가 없을 때, 불일치가 각각 1, 2, 3, 4 cm 일 때의 영상을 획득하였다. 또한 본원에서  $^{18}\text{F}$ -FDG Fusion Whole Body PET/CT 검사를 시행한 환자 중 유치 도뇨관 내에 높은 비방사능에 의해 냉소 인공물이 발생한 34명의 환자를 대상으로, CT 영상과 PET 영상간의 불일치 정도(cm), 인공물을 발생시키는 원인이 되는 비방사능의 수치(kBq/ml), 인공물이 발생한 단면 내 근육에서의  $\text{SUV}_{\text{mean}}$ , 인공물이 발생한 단면 내 병변에서의  $\text{SUV}_{\text{max}}$ , 인공물이 발생하지 않은 단면 내 병변에서의  $\text{SUV}_{\text{max}}$ 를 측정하였다. 통계는 보정 전과 후의 차이를 비교하기 위해 대응 표본 t 검정을 시행하였다. 팬텀 실험에서는  $^{18}\text{F}$  선원의 비방사능이 커질수록  $^{68}\text{Ge}$  실린더 팬텀의  $\text{SUV}_{\text{mean}}$ 가 감소하였다. 불일치 거리가 커질수록  $\text{SUV}_{\text{mean}}$ 가 급격히 저하 되었지만 반대로 보정 효과는 더 크게 나타났다. 비방사능 50 kBq/ml 이하에서는 모든 조건에서 육안적으로도 냉소 인공물이 발생하지 않았으며  $\text{SUV}_{\text{mean}}$ 에도 차이가 없었다. 불일치가 없을 때와 1 cm 차이가 있을 때는 120 kBq/ml 이하부터 산란 제한 보정 알고리즘을 적용 할 때 기존  $\text{SUV}_{\text{mean}}$ (0.95)와 동일하게 회복 되었고, 2 cm와 3 cm 차이에서는 100 kBq/ml 이하부터, 4 cm 차이에서는 80 kBq/ml 이하부터 기존  $\text{SUV}_{\text{mean}}$ 와 동일하게 회복 되었다. 임상 환자 34명의 영상을 분석한 결과, 불일치 평균 거리는 2.02 cm 이었고, 냉소 인공물을 발생시키는 평균 비방사능은 490.15 kBq/ml 이었다. 인공물이 발생한 단면 내 근육의  $\text{SUV}_{\text{mean}}$ 와 병변의  $\text{SUV}_{\text{max}}$ 는 보정 전 후 각각 통계적으로 유의한 차이가 있었지만( $t=-13.805$ ,  $p=0.000$ ) ( $t=-2.851$ ,  $p=0.012$ ), 인공물이 발생하지 않은 단면 내 병변의  $\text{SUV}_{\text{max}}$ 는 통계적으로 유의한 차이가 없었다( $t=-1.173$ ,  $p=0.250$ ). GE PET/CT 장비의 산란 제한 보정 알고리즘은 임상 검사에서 환자의 심한 움직임뿐만 아니라 높은 비방사능의 미세한 움직임에 의해 발생한 냉소 인공물을 제거하여 영상을 회복해 주는 알고리즘이다. 냉소 인공물이 발생 하였을 때 산란제한 보정 알고리즘 적용 후 그 원인이 되는 비방사능의 수치, CT 영상과 PET 영상의 불일치 거리 등을 감안하여 영상을 분석한다면 냉소 인공물 부위의 재촬영 없이, 육안

적 판독 및 정량 값을 더 정확하게 평가 하는데 도움이 될 것으로 사료 된다.

## REFERENCE

1. Matthew R. Acker, BHSc; and Steven C. Burrell, MD. Utility of  $^{18}\text{F}$ -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  $^{18}\text{F}$ -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, 김덕운. PET의 달인 되기. 군자 출판사. 2007. p39-41.
7. Corrigan JA, Schleyer PJ, Cook GJ. Pitfalls and Artifacts in the Use of PET/CT in Oncology Imaging. *Semin Nucl Med*. 2015.02; volume 45, Issue 6 481-499.
8. Harnish R, Prevrhal S, Alavi A, Zaidi H, Lang TF. The effect of metal artifact reduction on CT-based attenuation correction for PET imaging in the vicinity of metallic hip implants: a phantom study. *Ann Nucl Med*. 2014 Jul; 28(6):540-50.
9. Bockisch A, Beyer T, Antoch G, Freudenberg LS, Kühl H, Debatin JF, Müller SP. Positron emission tomography/computed tomography-imaging protocols, artifacts, and pitfalls. *Mol Imaging Biol*. 2004 Jul-Aug; 6(4):188-99.
10. Lodge MA, Mhlanga JC, Cho SY, Wahl RL. Effect of patient arm motion in whole-body PET/CT. *J Nucl Med*.

- 2011 Dec; 52(12):1891-7.
11. Furuta A, Onishi H, Kangai Y, Shigehiro Y, Kawasaki. Effect of Scatter Limitation Correction with Misregistration between Computed Tomography and Positron Emission Tomography on Scatter Correction: A Physical Phantom Study. JSRT. 2017\_73.3.185.
  12. Callahan J, Binns D, Deller T, Hicks RJ. Scatter limitation to correct for arm movement in PET/CT. ClinNucl Med. 2012 Aug; 37(8):786-7.
  13. Miwa K, Umeda T, Murata T, Wagatsuma K, Miyaji N, Terauchi T, Koizumi M, Sasaki M. Evaluation of scatter limitation correction: a new method of correcting photopenic artifacts caused by patient motion during whole-body PET/CT imaging. Nucl Med Commun. 2016 Feb; 37(2):147-54.
  14. 반영각 외 8명. PETCT 검사에서 움직임에 의한 인공물의 산란 제한 보정법 적용 영상 평가. KJNMT 2012. 16권, 2호; 44-48.
  15. Dominique Delbeke, R. Edward Coleman, Milton J. Guiberteau, Manuel L. Brown, Henry D. Royal, Barry A. Siegel, David W. Townsend, Lincoln L. Berland, J. Anthony Parker, Karl Hubner, Michael G. Stabin, George Zubal, Marc Kachelriess, Valerie Cronin, and Scott Holbrook. Procedure Guideline for Tumor Imaging with <sup>18</sup>F-FDG PET/CT 1.0\*. <http://www.snm.org/guidelines>.
  16. Nancy Paquet, MD; Adelin Albert, PhD; Jacqueline Foidart, MD, PhD; and Roland Hustinx, MD, PhD. Within-Patient Variability of <sup>18</sup>F-FDG : Standardized Uptake Values in Normal Tissues. J Nucl Med 2004; 45:784-788.