

Original Article

Collimator Detector Response(CDR) 회복이 적용된 SPECT/CT에서 검출거리에 따른 정량적 정확성 평가

서울특별시 서울의료원 핵의학과¹, 송호대학교 방사선과², 신구대학교 방사선과³

김지현¹ · 손현수¹ · 이주영² · 박훈희³

The Evaluation of Quantitative Accuracy According to Detection Distance in SPECT/CT Applied to Collimator Detector Response(CDR) Recovery

Ji-Hyeon Kim¹, Hyeon-Soo Son¹, Juyoung Lee² and Hoon-Hee Park³

¹Department of Nuclear Medicine, Seoul Medical Center

²Department of Radiological Technology, Songho College

³Department of Radiological Technology, Shingu College

Purpose Recently, with the spread of SPECT/CT, various image correction methods can be applied quickly and accurately, which enabled us to expect quantitative accuracy as well as image quality improvement. Among them, the Collimator Detector Response(CDR) recovery is a correction method aiming at resolution recovery by compensating the blurring effect generated from the distance between the detector and the object. The purpose of this study is to find out quantitative change depending on the change in detection distance in SPECT/CT images with CDR recovery applied.

Materials and Methods In order to find out the error of acquisition count depending on the change of detection distance, we set the detection distance according to the orbit type as X, Y axis radius 30cm for circular, X, Y axis radius 21cm, 10cm for non-circular and non-circular auto(=auto body contouring, ABC_spacing limit 1cm) and applied reconstruction methods by dividing them into Astonish(3D-OSEM with CDR recovery) and OSEM(w/o CDR recovery) to find out the difference in activity recovery depending on the use of CDR recovery. At this time, attenuation correction, scatter correction, and decay correction were applied to all images. For the quantitative evaluation, calibration scan(cylindrical phantom, ^{99m}TcO₄ 123.3 MBq, water 9293 ml) was obtained for the purpose of calculating the calibration factor(CF). For the phantom scan, a 50 cc syringe was filled with 31 ml of water and a phantom image was obtained by setting ^{99m}TcO₄ 123.3 MBq. We set the VOI(volume of interest) in the entire volume of the syringe in the phantom image to measure total counts for each condition and obtained the error of the measured value against true value set by setting CF to check the quantitative accuracy according to the correction.

Results The calculated CF was 154.28 (Bq/ml/cps/ml) and the measured values against true values in each conditional image were analyzed to be circular 87.5%, non-circular 90.1%, ABC 91.3% and circular 93.6%, non-circular 93.6%, ABC 93.9% in OSEM and Astonish, respectively. The closer the detection distance, the higher the accuracy of OSEM, and Astonish showed almost similar values regardless of distance. The error was the largest in the OSEM circular(-13.5%) and the smallest in the Astonish ABC(-6.1%).

Conclusion SPECT/CT images showed that when the distance compensation is made through the application of CDR recovery, the detection distance shows almost the same quantitative accuracy as the proximity detection even under the distant condition, and accurate correction is possible without being affected by the change in detection distance.

Key Words Quantitative Accuracy, Collimator Detector Response, SPECT/CT

서 론

SPECT장비에서 CDR(collimator detector response)은 점선원(point source)으로부터 발생된 광자가 콜리메이터(collimator)를 거쳐 검출기(detector)에 검출되는 과정 또는 상호작용들로서 intrinsic response, geometric response, penetration response, scatter response 총 4가지 요소로 구성된다(Fig. 1). CDR은 SPECT영상의 분해능(resolution)을 결정하는 기본 요소이며, 선원의 깊이 또는 선원-검출기 간 거리에 영향을 받아 변화하게 되는데, 검출거리가 멀어질수록 blurring effect의 발생과 함께 공간 분해능, 대조도 분해능을 감소시켜 영상품질 저하의 원인이 된다(Fig. 2).¹⁻⁴⁾ 따라서 검출거리에 따른 CDR 변화로부터 기인된 SPECT영상의 분해능 감소를 회복시키고, 영상품질 향상을 목적으로 하는 다양한 방법들이 연구되어져 왔으며, 자동으로 근접검출이 가능한 body contouring system이나, CDR 회복(CDR recovery, CDRr) 알고리즘(algorithm)이 포함된 3D-OSEM 재구성 기법의 사용이 가장 효과적인 방법으로 평가되고 있다.³⁻⁶⁾

Collimator Detector Response = CDR

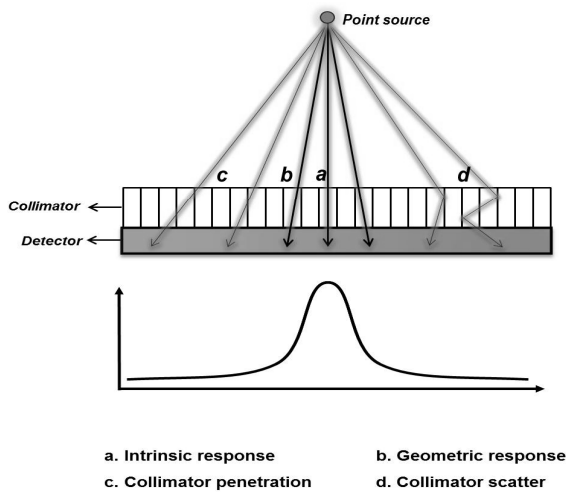


Fig. 1. The CDR has 4 components : the intrinsic response and the geometric response, septal penetration and septal scatter components that depend on the collimator characteristics.

· Received: September 29, 2017 Accepted: October 20, 2017
 · Corresponding Author: **Hoon-Hee Park**
 · Address for correspondence : Department of Radiological Technology, Shingu College, 377 Gwangmyeong-ro, Seongnam, 462-743, Korea
 Tel: +82-31-740-1638, Fax: +82-31-740-1589
 E-mail: hzpark@shingu.ac.kr

Depth & distance dependent resolution : Geometric component

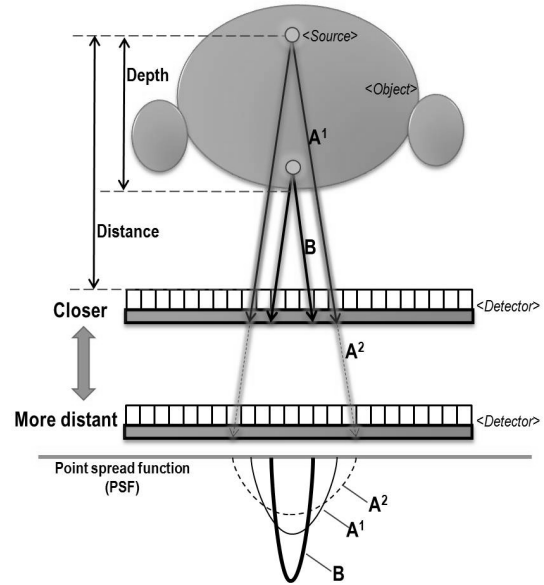


Fig. 2. The collimator detector response is affected by the distance (A1, A2) to the detector or the depth of the object (A1, B), causing resolution degradation as the distance or depth increases.

또한 CDR의 회복은 정성적(qualitative) 보상뿐만 아니라 정량적(quantitative) 평가의 정확성 향상까지도 기대할 수 있는데 본 연구에서는 2가지 보상방법을 통한 CDR 회복이 정량적 정확성에 미치는 영향을 알아보려고 하였으며, SPECT/CT의 효과적인 정량화(quantification)방법에 관하여 고찰해 보고자 한다.⁶⁻¹¹⁾

실험재료 및 방법

1. 실험재료 및 대상

1) SPECT/CT 및 영상획득

SPECT/CT장비는 BrightView XCT(Philips Health care, Cleveland, USA)를 이용하였으며(Fig. 3), SPECT 영상획득 조건은 실험에 사용될 방사성동위원소 ^{99m}TcO₄ 선원을 기준으로 LEHR콜리메이터를 사용하였고, 에너지 창 140.511 keV ± 10% 설정으로 투사영상당 15 초씩 5.6 간격으로 총 64 frames(matrix size 128 x 128)를 획득하였다. 이때 정량적 평가의 정확성을 위하여 반복실험에 대한 각각의 영상획득시간 경과에 대한 붕괴(decay)보정을 시행하였다. CT 영상획득 조건은 관전압 120 kV, 관전류는 20 mA이며, CT 촬영 방식은 3 segments localization fast mode(matrix size

512 x 512)를 사용하고, 재구성 알고리즘은 standard를 사용하였다.

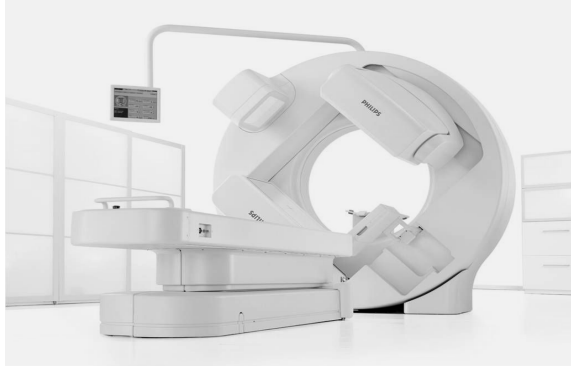


Fig. 3. BrightView XCT (SPECT/CT with flat-panel detector) was used for experiments.

2) Dose calibrator

Dose calibrator 장비는 Atomlab™ 500 (Biodex Medical Systems, New York, USA)를 이용하였으며(Fig. 4), 측정 적합성 검정결과 chamber의 반응 오차는 기준선원(⁵⁷Co, ¹³³Ba, ¹³⁷Cs) 대비 1% 미만(0.76%, 0.27%, 0.27%)이다. Dose calibrator에서 검출효율(geometry efficiency)을 높이고, SPECT/CT장비에서 획득된 영상에서 측정할 방사능과의 정량적 비교 오류를 최소화하기 위하여 제조사에서 제공된 시료거치대(sample holder)를 사용하였고, 사용선원의 체적은 1 cc 주사기를 사용하여 0.1 ml 이하로 설정하였다.



Fig. 4. When using the Dose calibrator, the radioactivity source was set to a volume of 0.1 ml in a 1 cc syringe, placed in a dedicated sample holder, and then radioactivity was measured.

3) Body contouring system

SPECT 영상 획득 과정에서 검출기 회전의 궤도방식(orbit type)을 circular, non-circular, non-circular auto (body

contouring system) 3가지 방식으로 나눠 반복 실험하였으며, 각 방식 별 세부 설정은 circular는 X, Y축 반경(radius) 30 cm, 30 cm, non-circular는 X, Y축 반경 21 cm, 10 cm, non-circular auto는 별도의 거리(반경)설정 없이 검출기와 피사체와의 간격제한(spacing limit)을 자동 1 cm로 설정하였다. 기술적으로 자동 근접검출이 가능한 non-circular auto 방식이 가장 검출거리가 가깝고, circular방식이 가장 멀다는 전제로 실험을 진행하였으며(Fig. 5), 영상획득 후 DICOM 정보를 통하여 실제 검출거리(회전반경)를 frame 별로 확인하여 각 각의 방식에 따른 평균 검출거리를 산출하였다. 최종적으로 body contouring system이 적용된 non-circular auto방식을 사용하여 획득한 SPECT/CT영상에서 실제 검출거리의 감소 정도와 그에 따른 CDR변화가 정량적 정확성에 미치는 영향을 확인하였다.

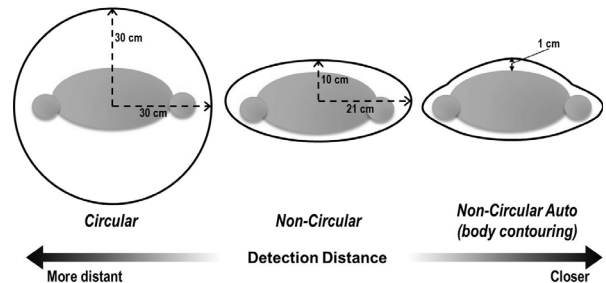


Fig. 5. Body contouring system is proximity detection system which guides detectors be a specified distance from a patient during imaging.

4) Astonish(3D-OSEM) reconstruction method

기존의 OSEM 재구성 기법에 감쇠보정, 산란보정, CDRr을 통한 거리보상이 모두 포함된 3D-OSEM 재구성 알고리즘은 제조사마다 고유의 프로그램 명칭(S사 Flash 3D™, G사 Evolution™, P사 Astonish™)을 따로 사용하고 있는데 본 연구에서는 실험에 사용된 장비 제조사(Philips)의 Astonish 3D-OSEM 재구성 패키지를 이용하였다. CDRr이 적용된 Astonish 재구성 기법과 CDRr이 적용되지 않은 기존 OSEM 재구성 기법 간의 차이를 비교하기 위해 기타 보정 방법들(감쇠보정, 산란보정, 영상획득시간 경과에 대한 붕괴보정)과 iterations(3), subsets(8)을 제조사 권장에 따라 모두 동일하게 적용시켜 실험을 진행하였고, 2가지 재구성 기법의 사용을 통한 CDRr의 적용 여부가 검출거리 변화(CDR 변화)에 따른 SPECT/CT영상의 정량적 정확성에 미치는 영향을 평가하였다.^{7,8,10}

2. 실험방법

1) Calibration scan

SPECT/CT장비에서 측정된 방사능 농도의 정확성을 평가하기 위해 해당 장비의 system sensitivity를 확인하고, 교정인자를 산출하기 위하여 9.3 L(9293 ml) 크기의 원통형 팬텀에 증류수를 가득 채우고(Fig. 6), ^{99m}TcO₄ 선원을 123.21 MBq(3.33 mCi)를 주입시킨 후 검출거리 설정 별로 3회 반복하여 영상획득 하였다.¹⁰⁾

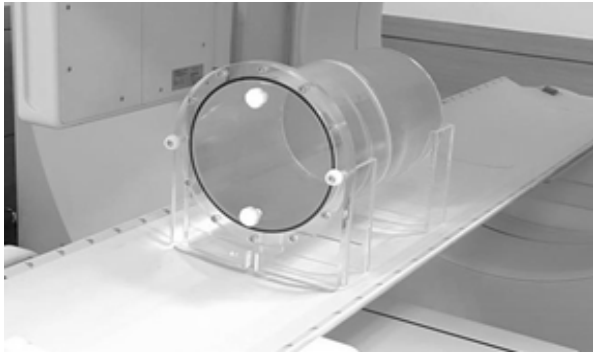


Fig. 6. For the calibration scan, the cylindrical phantom was filled with water, and ^{99m}TcO₄ source was injected, and was scanned repeatedly 3 times by setting three detection distances of circular, non-circular and non-circular auto type.

2) Phantom scan

검출거리 변화에 따른 정량적 정확성의 비교평가를 위해 시행한 팬텀실험은 50 cc 주사기에 증류수 0.031 L(31 ml)를 채우고(Fig. 7), ^{99m}TcO₄ 선원을 123.21 MBq(3.33 mCi)를 주입시킨 후 검출거리 설정 별로 3회 반복하여 영상획득 하였다.¹¹⁾

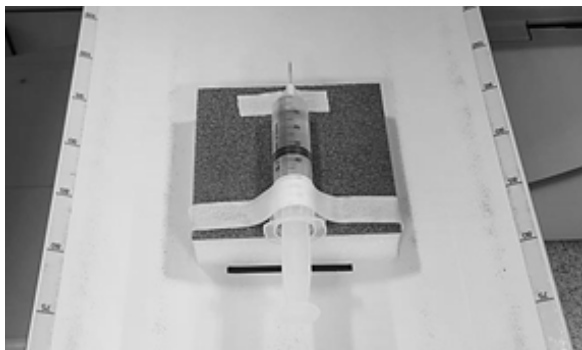


Fig. 7. For the phantom scan, the syringe phantom was filled with water, and ^{99m}TcO₄ source was injected, and was scanned repeatedly 3 times by setting three detection distances of circular, non-circular and non-circular auto type.

3. 분석

1) VOI(volume of interest) 설정 및 총 계수 측정

Calibration scan에서 획득된 팬텀영상에 CT영상을 참고하여 전체 체적에 대한 VOI를 설정한 후 총 계수를 측정하였고, 워크스테이션 EBW(extended brilliance workstation) NM ver. 4.5(Philips Healthcare, Cleveland, USA)를 사용하였다. VOI 설정 시 팬텀 경계면에서의 부분체적효과(partial volume effect, PVE)로 인한 측정 오류를 최소화하기 위하여 CT영상상의 팬텀 내경보다는 외경을 기준으로 조금 넓게 VOI를 설정하였다(Fig. 8). 또한 검출거리에 따라 영상을 3회 반복 획득하는 시간동안의 시간차로 인해 발생된 총 계수 오차를 선원 주입시간을 기준으로 붕괴보정 하여 동일한 시점의 총 계수로 모두 보정하였고, 보정된 각각의 총 계수를 통해 방사능 농도(cps/ml)를 산출하였다. Phantom scan 역시 동일한 방법으로 CT 영상을 참고하여 전체 체적에 대한 VOI를 설정한 후 총 계수를 측정하였다. 또한 선원주입시간을 기준으로 경과시간에 대한 총 계수를 붕괴보정 하였고, 보정된 각각의 총 계수를 통해 방사능 농도(cps/ml)를 산출하였다.¹⁰⁾

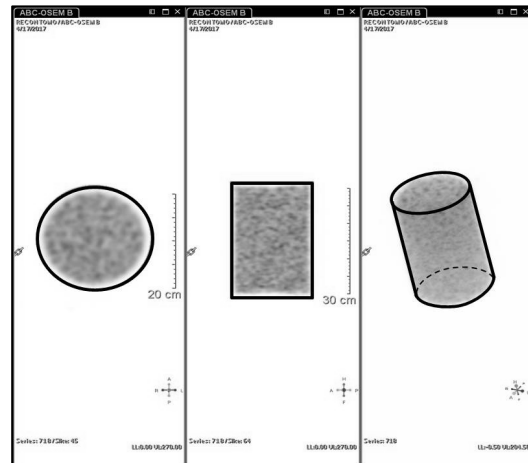


Fig. 8. After reconstruction image(SPECT) of phantom fused with CT image, VOI were drawn manually using CT boundary as reference.

2) 교정인자(Calibration factor, CF) 산출

Calibration scan 영상에서 측정된 방사능 농도(A_M)와 dose calibrator를 통해 측정된 실제 방사능 농도(A_T)를 비교하여 system sensitivity를 확인 한 후 다음과 같은 공식을 사용하여 교정인자(Bq/ml/cps/ml)를 산출하였다.^{8,10)}

$$CF = \frac{A_T(Bq/ml)}{A_M(cps/ml)} \times BR \dots\dots\dots [1]$$

A_T : True(known) activity concentration

A_M : Measured activity concentration

BR : Branching Ratio(=1)

3) 방사능 농도 추정

PET SUV 산출(①)과정을 참고하여 팬텀의 실제 방사능 농도를 추정(②)하였다.¹⁰⁾

$$\textcircled{1} SUV = \frac{A_E(\text{Bq/ml})}{(\text{Injection Dose} / \text{Body Weight})} \dots\dots\dots [2]$$

$$\textcircled{2} A_E = A_M \times CF \dots\dots\dots [3]$$

A_E : Estimated activity concentration

4. 평가 : 정확성 비교

1) 회복율(%recovery) 평가

SPECT/CT장비에서 검출거리 설정에 따라 획득한 영상의 방사능 농도가 거리보상이 적용된 후 실제 팬텀에 주입된 방사능 농도의 수준으로 얼마나 회복되었는지 확인하고자 다음의 공식을 이용하여 회복율을 산출하였다:

$$A_E / A_T \times 100\% \dots\dots\dots [4]$$

이 때 실제 팬텀의 방사능 농도(A_T)를 100%로 기준하여 추정된 영상의 방사능 농도(A_E)가 얼마나 효과적으로 회복되어 100%에 근접하였는지 비교평가 하였다.¹¹⁾

2) 정량적 오차(error) 비교

거리보상 방법이 적용된 후 회복된 SPECT영상 각각의 방사능 농도를 실제 팬텀의 방사능 농도와 비교하여 정량적 정확성을 확인하기 위해 농도오차(error)를 산출하고, 다음과 같은 공식을 이용하여 백분율(%)로 환산하였다:

$$\text{Error}(A_E - A_T) / A_T \times 100\% \dots\dots\dots [5]$$

이 때 실제 방사능 농도(A_T)를 0%로 기준하여 추정된 방사능 농도(A_E)의 오차가 얼마나 0%에 근접하였는지 비교평가 하였다.¹⁰⁾

결 과

실험결과 검출기회전 궤도방식 설정 별로 영상획득 과정의 실제 검출거리(회전반경)는 거리가 가까운 순서로 non-circular auto에서 평균 18.2 cm, non-circular에서 평균 20.1 cm, circular에서 평균 33.4 cm으로 분석되었다. 검출거리가 가장 멀게 측정된 circular 대비 검출거리가 가장 가깝게 측정된 non-circular auto 사용 시 검출거리는 약 15.2 cm(45.5%) 감소되어 효과적인 근접검출이 가능하였다(Table 1).

교정영상을 통해 측정된 방사능 농도(cps/ml)는 재구성 과정에서 CDRr을 적용하지 않았을 때(OSEM without CDRr)와 CDRr을 적용했을 때(3D-OSEM with CDRr=Astonish)로 나누어 각 조건별로 circular에서 85.88, 85.89, non-circular에서 85.89, 85.89, non-circular auto에서 86.04, 86.06으로 측정되었고, 팬텀에 주입된 실제(true) 방사능 농도 13258.37 Bq/ml 대비 산출된 교정인자 CF(Bq/ml/cps/ml)는 circular에서 154.4, 154.4, non-circular에서 154.4, 154.4, non-circular auto에서 154.1, 154.1로 모든 조건에서 평균 154.27로 산출되었다 (Table 2).

팬텀영상을 통해 측정된 방사능 농도(cps/ml)는 재구성 과정에서 CDRr을 적용하지 않았을 때(OSEM without CDRr)와 CDRr을 적용했을 때(3D-OSEM with CDRr=Astonish)로 나누어 각 조건별로 circular에서 22292, 24104, non-circular에서 23223, 241074, non-circular auto에서 23526, 24199으로 측정되었다.

Table 1. Detection distance setting according to SPECT orbit type and actual detection distance(radius) measurement result for each condition

		Unit : Cm															
Circular	Frame	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
	Detector1	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33
	Detector2	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33
	Frame	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32
	Detector1	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33
	Detector2	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33	33
	Average radius : 33.4cm																
Non-circular	Frame	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
	Detector1	7	8	8	10	11	12	14	15	17	18	19	21	22	23	24	24
	Detector2	19	20	20	21	22	23	24	24	25	26	26	26	26	26	26	25
	Frame	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32
	Detector1	25	25	26	26	27	27	26	26	25	25	24	23	22	21	20	20
	Detector2	24	24	23	23	22	21	19	18	16	15	14	12	11	10	8	8
	Average radius : 20.1cm																
Non-circular auto	Frame	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
	Detector1	4	2	4	6	7	9	11	12	13	15	16	17	18	20	21	22
	Detector2	20	20	20	21	21	22	23	24	25	25	25	26	26	25	25	24
	Frame	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32
	Detector1	23	24	25	25	26	26	25	25	25	24	23	22	22	21	21	20
	Detector2	23	23	22	20	19	18	16	15	14	12	11	9	7	6	4	3
	Average radius : 18.2cm																

Table 2. Calculation of calibration factor value after checking system sensitivity through activity concentration measured in Calibration scan image

		Total counts		Activity concentration (cps/ml)	Calibration factor (CF) (Bq/ml/cps/ml)
		VOI	Decay correction		
Circular	OSEM	11375011	11971786	85.88	154.4
	Astonish	11375225	11972012	85.89	154.4
Non-circular	OSEM	11014860	11972046	85.89	154.4
	Astonish	11014981	11972178	85.89	154.4
Auto	OSEM	10445291	11993945	86.04	154.1
	Astonish	10447523	11996508	86.06	154.1
					154.27

*Auto : non-circular auto type, body contouring system

Table 3. Checking estimated activity concentration by applying CF value to activity concentration measured in the phantom scan image

		Total counts		Activity concentration (cps/ml)	Estimated activity concentration (cps/ml) x CF
		VOI	Decay correction		
Circular	OSEM	10171311	10365775	22292	3438985
	Astonish	10997936	11208205	24104	3718473
Non-circular	OSEM	10241005	10798718	23223	3582620
	Astonish	10630724	11209661	24107	3718956
Auto	OSEM	10026960	10939656	23526	3629378
	Astonish	10313681	11252475	24199	3733160

*Auto : non-circular auto type, body contouring system

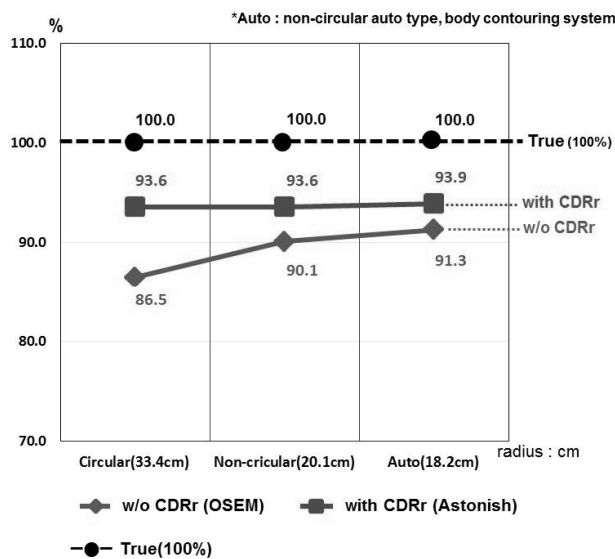


Fig. 9. In the phantom image, the recovery rate of activity concentration (%recovery) for each condition improved as the detection distance became closer, and CDRr applied image showed better %recovery than image without CDRr applied. At this time, % recovery of the image with CDRr applied showed almost constant values without being affected by the change in detection distance.

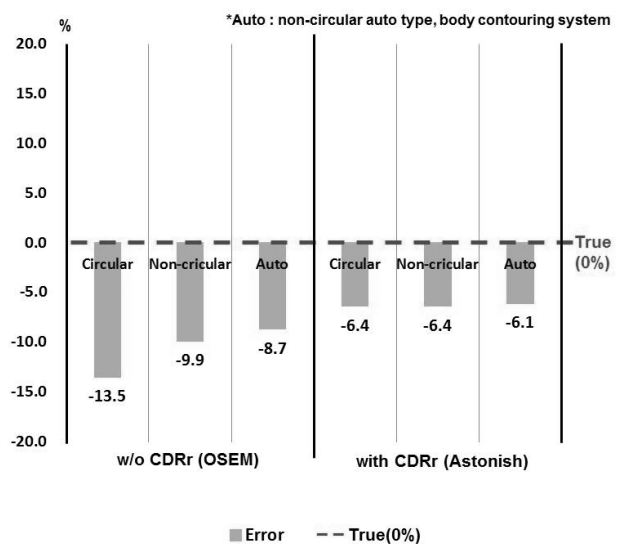


Fig. 10. Under the all experimental conditions, the least quantitative error was analyzed when the body contouring system (non-circular auto type) was applied simultaneously with CDRr applied, but even if the detection distance was far apart, it showed almost similar quantitative accuracy without being significantly affected by the distance variation.

또한 측정된 방사능 농도에 교정인자를 적용시켜 추정된 방사능 농도는 circular에서 3438985, 3718473, non-circular에서 3582620, 3718956, non-circular auto에서 3629378, 3733160로 산출되어, 검출거리가 가까울수록 방사능 농도가 높아졌으며, 같은 검출거리에서는 CDRr이 적용되었을 때의 농도가 더 높았다(Table 3).

팬텀영상에서 주사기팬텀 내부(31 ml)에 주입된 실제 방사능 농도(3974516 Bq/ml)를 100%로 기준하여 각 보상조건 별 방사능 회복율(%)은 CDRr을 적용하지 않았을 때 circular에서 86.5, non-circular에서 90.1, non-circular auto에서 91.3이었고, CDRr을 적용했을 때의 방사능 회복율은 circular에서 93.6, non-circular에서 93.6, non-circular auto에서 93.9으로 검출거리가 가까워질수록 회복율이 높아졌으며, CDRr을 적용하였을 때는 CDRr을 적용하지 않았을 때에 비해 거리에 따른 영향 없이 거의 유사한 회복율을 보였다. 모든 조건에 따른 실험결과 비교 시 non-circular auto와 CDRr이 동시에 사용되었을 때 실제 방사능 농도와 가장 근접한 방사능 농도를 나타내 회복율이 가장 높게 분석되었다(Fig. 9).

팬텀에 주입된 실제 방사능 농도를 기준으로 각각의 조건에서 추정된 방사능 농도와의 오차를 백분율로 환산한 오차율(%error)은 가장 정확한 수치를 0%로 기준하고, CDRr이 적용되지 않았을 때 circular에서 -13.5, non-circular에서 -9.9, non-circular auto에서 -8.7이었고, CDRr이 적용되었을 때 circular에서 -6.4, non-circular에서 -6.4, non-circular auto에서 -6.1로 분석되었다. 검출거리가 가까울수록 방사능 농도의 정량적 오차는 감소되었다. CDRr을 적용하였을 때는 검출거리에 따른 영향 없이 거의 유사한 오차율을 보였으며, 모든 거리조건에서 CDRr을 적용하지 않았을 때보다 오차율이 작았다. 특히 CDRr 적용 시 가장 검출거리가 멀었던 circular(with CDRr)의 오차율(-6.4)이 CDRr을 적용하지 않고 검출거리가 가장 가까웠던 non-circular auto의 오차율(-8.7)보다도 작게 분석되었다(Fig. 10).

고 찰

단일광자를 이용한 핵의학영상 시스템의 정량적 정확성 평가에 관한 연구는 오래전부터 많이 진행되어져 왔지만 SUV와 같은 SPECT 정량화의 임상적용은 다소 제한적이었고, 더딘 상황이었다. 이는 SPECT장비의 특성에서 오는 정량화의 한계에 따른 것으로 PET에 비해 절대 방사능 수치의 정량화가 매우 어렵고 복잡했기 때문이기도 하다. 하지만 SPECT장비의 지속적인 성능향상과 더불어 최근에는

CT가 적용된 SPECT/CT 장비의 보급이 증가되면서 기술적으로 CT감쇠보정, 산란보정의 방법들을 쉽고 빠르고 적용할 수 있게 되었고, 새로운 영상 재구성 방법들의 개발이 함께 이루어지면서 영상품질 향상뿐만 아니라 정량적 정확성까지 기대할 수 있게 되었다. 이러한 기술의 발전과 함께 SPECT/CT의 보급은 기존 SPECT장비의 한계를 극복하고 보다 수월한 SPECT의 정량화가 가능하도록 하였으며, 실제로 몇몇 최신 장비에서는 PET과 같은 SUV의 측정 기능이 추가로 제공되어 보다 적극적인 임상적용이 기대되고 있는 단계이다. 따라서 현재 임상 핵의학 분야에서 SPECT/CT의 정량화(SPECT/CT의 SUV측정)가 갖는 유용성과 그 적용방법에 관한 연구도 활발히 진행될 수 있을 것으로 예상되며, 핵의학기술 분야에서도 영상품질 향상에 관한 정성적 연구뿐만 아니라 정량적 평가를 바탕으로 하는 SPECT/CT 정량화 연구의 접근 및 중요도가 높아질 것으로 사료된다.

본 연구에서는 SPECT/CT영상의 정량화 과정에서 SUV 측정의 전 단계로서 절대 방사능 농도 측정을 위한 교정과 정과 정확성 평가에 관한 실험을 진행하였다. 구체적으로 실제 임상에서 검출거리에 의한 정량적 변화(또는 영상품질의 변화)를 보상하기 위한 방법으로 적용할 수 있는 CDRr의 적용과 body contouring system의 적용이 정량적 정확성에 미치는 영향을 평가하고, 좀 더 효율적인 정량화 방법에 관하여 고찰해 보고자 하였다. PET/CT를 기준으로 정량적 정확성을 바탕으로 한 핵의학영상의 정량화를 위해서는 세부 parameter가 고정되었을 때 반복적 재구성 기법(OSEM)에 감쇠보정, 산란보정, 붕괴보정, 그리고 거리보상에 의한 CDR회복(CDRr)이 더해진 알고리즘이 필수이다. SPECT/CT에서는 CT와 3D-OSEM(with CDRr) 재구성 기법을 통하여 해당 조건을 충족할 수 있게 되었고, 실험에 있어 검출거리변화를 변수로 하여 거리보상 방법의 적용 유무에 따른 차이를 확인하는데 목적을 두었다. 검출거리의 변화는 SPECT영상획득 과정에서 궤도방식(orbit type)의 선택을 통하여 설정하였는데 검출거리가 먼 순서대로 circular, non-circular, non-circular auto 세 가지 방식을 차례대로 적용시켜 실험하였고, body contouring system이 적용된 auto 방식은 거리설정을 위한 요소이기도 하지만 거리보상을 위한 방법으로도 사용되었기에 CDRr과 같이 적용 유무에 관한 비교평가를 시행하였다. 이때 감쇠보정, 산란보정, 선원주입시간 경과와 영상획득시간 경과에 대한 붕괴보정은 모든 조건에 대하여 공통 적용하였다.

Dose calibrator에서 측정되어 팬텀에 주입된 선원의 방

가능이 SPECT장비에서 모두 검출(획득)되어 그대로 구현되는 것은 사실상 불가능하다. 하지만 SUV의 측정과 같은 SPECT 정량화를 위하여 절대 방사능 농도의 추정에는 반드시 필요한 과정이다. 따라서 SPECT 장비를 통해 측정된 방사능 농도와 dose calibrator를 통해 측정되어 주입된 팬텀 내부의 실제 방사능 농도를 직접 비교하기 위하여 calibration scan에서 획득된 영상으로 SPECT장비의 system sensitivity를 확인하고, 교정인자(CF)를 산출하여 두 장비간의 교차교정이 필요하게 된다. Calibration scan을 통하여 산출된 CF를 각 조건별 팬텀영상에 적용하여 추정된 방사능 농도와 실제 주입된 선원의 방사능 농도 간 비교가 가능하도록 실험을 진행하였다.

실험의 결과에서 SPECT/CT의 검출거리 변화에 따른 거리보상을 목적으로 사용된 body contouring system과 CDRr의 적용은 손실된 방사능 농도를 회복시키고 정량적 정확성을 향상시키는 것으로 확인되었다. 특히 CDRr의 적용은 상대적으로 정량적 오차가 더 작은 것으로 분석되었으며, 송종판⁸⁾의 연구결과에 따르면 공간분해능과 대조도분해능 같은 영상품질 향상까지 기대할 수 있어 정량적 정확성뿐만 아니라 정성적 평가에 있어서도 모두 우수한 보정이 가능한 것으로 평가된다. 하지만 body contouring system사용의 경우 본 실험에서는 실제 검출거리 감소를 통한 정량적 정확성 향상을 확인 할 수는 있었지만 김성환¹²⁾의 연구에 따르면 심근 SPECT영상 획득 시 body contouring system의 사용이 오히려 circular 방식보다도 검출거리가 멀게 설정되었고 공간분해능이 저하되는 것으로 보고되어, body contouring system의 사용이 모든 조건에서 근접검출이 가능하다고는 보기 어려운 것으로 사료된다.

따라서 모든 SPECT/CT영상획득의 조건에서 정량적 정확성이 우수하다 하여 반드시 영상품질까지 함께 향상된다고 예측할 수 없으며, 추후 좀 더 다양한 조건에서 CDRr과 body contouring system의 사용이 정량적 정확성에 미치는 영향뿐만 아니라 정성적 평가까지 동시에 시행되어 그 상관관계를 확인할 필요가 있을 것으로 사료된다.

결 론

SPECT/CT영상획득 과정에서의 검출거리에 따른 CDR의 변화를 보상하기 위한 근접검출 기능(body contouring system)과 재구성 기법(3D-OSEM with CDR=Astonish)의 적용은 손실된 방사능 농도를 회복시키고, 실제 방사능 농도와의 오차를 감소시킬 수 있었으며, 결과적으로 정량적

정확성의 향상이 가능하였다. 특히 body contouring system과 CDRr의 동시적용이 정량적 정확성에 있어 가장 우수한 결과를 보였지만 body contouring system을 적용시키지 않고 검출거리가 멀게 설정된 조건에서도 근접 검출 시와 거의 유사한 정량적 오차를 보여, CDRr의 적용이 body contouring system의 적용보다도 더 정확한 거리보상이 가능한 것을 확인할 수 있었다. 따라서 SPECT/CT영상의 재구성 과정에서 CDRr이 적용된 재구성 기법의 선택을 통하여 검출거리 변화에 큰 영향 없이 정확하고 효율적인 정량화가 가능할 것으로 사료된다.

요 약

최근 SPECT/CT의 보급과 함께 다양한 영상보정 방법들을 빠르고 정확하게 적용할 수 있게 되면서, 영상품질 향상과 더불어 정량적 정확성까지 기대할 수 있게 되었다. 그 중 Collimator Detector Response (CDR) 회복(recovery)은 검출기면의 거리로부터 발생된 blurring 효과를 보상하여 분해능 회복을 목적으로 하는 보정방법이다. 본 연구에서는 SPECT/CT 영상에서 CDR recovery가 적용되었을 때 검출거리 변화에 따른 정량적 변화를 알아보려고 하였다.

검출거리의 변화에 따른 획득 계수의 차이를 알아보려고 하 검출거리를 궤도방식(orbit type)에 따라 Circular는 X, Y축 반경 30 cm, Non-Circular는 X, Y축 반경 21 cm, 10 cm, Non-Circular Auto(=Auto Body Contouring_ ABC, spacing limit 1 cm)로 설정하였고, 재구성 방법은 CDR recovery (CDRr)의 사용 유/무에 따른 계수 회복 차이를 알아보려고 하 OSEM (w/o CDRr)와 Astonish(3D-OSEM with CDRr)로 구분하여 적용하였다. 이 때 감쇠, 산란, 붕괴 보정은 모든 영상에 공통 적용하였다. 정량적 평가를 위해 교정인자(calibration factor_CF) 산출을 목적으로 교정영상(cylindrical phantom, ^{99m}TcO₄ 123.3 MBq, 물 9293 ml)을 획득하였고, 팬텀 실험을 위하여 50 cc 주사기에 물 31 ml를 채우고 ^{99m}TcO₄ 123.3 MBq를 설정하여 팬텀영상을 획득하였다. 팬텀 영상에서 주사기 전체 체적에 VOI(volume of interest)를 설정하여 각 조건별로 총 계수 값을 측정하였고, CF를 적용시켜 설정된 참값 대비 추정값의 오차를 구하여 보정에 따른 정량적 정확성을 확인하였다.

산출된 CF는 154.27 (Bq/ml/cps/ml)이며, 각 조건별 영상에서 참값 대비 추정값은 OSEM에서 Circular 86.5%, Non-Circular 90.1%, ABC 91.3% Astonish에서 Circular 93.6%, Non-Circular 93.6%, ABC 93.9%으로 분석되었다.

OSEM은 검출거리가 가까울수록 정확성이 높아졌으며, Astonish의 경우에는 거리와 상관없이 거의 유사한 값을 나타내었다. 오차는 OSEM Circular(-13.5%)에서 가장 크고, Astonish ABC(-6.1%)에서 가장 적었다.

SPECT/CT영상에서 CDR recovery 적용을 통한 거리보상이 이루어 졌을 때 검출거리가 먼 조건에서도 근접검출과 거의 동일한 정량적 정확성을 보였고, 검출거리의 변화에 영향을 받지 않고 정확한 보정이 가능한 것을 확인 할 수 있었다.

Reference

1. Simon RC, James AS, Michael EP. Physics in nuclear medicine. 4th ed. ELSEVIER. 2012. p. 147-154, 204-206.
2. MS. Rosenthal, J. Cullom, W. Hawkins, SC. Moore, B.M.W. Tsui, M. Yester. Quantitative SPECT imaging: A review and recommendations by the focus committee of the society of nuclear medicine computer and instrumentation council, *J Nucl Med.* 1995; 36:1489-1513.
3. Se YC, Jeffrey AF, YK. Dewaraja. Correction for Collimator-Detector Response in SPECT using point spread function template. *IEEE Trans Med Imaging.* 2013; 32(2):295-305.
4. Habib Z. Quantitative analysis in nuclear medicine imaging. Springer US 2006. p. 141-166. (Collimator-Detector Response Compensation in SPECT)
5. 송종민, 이형진, 김진의, 김현주, 김중현, 이재성, et al. Resolution recovery 기반의 Astonish 영상 재구성 기법의 평가. 대한핵의학기술학회지. 2011;15(1):58-64.
6. YH Seo, Kenneth HW, Mingshan S, Benjamin LF, Randall AH, Bruce HH, Correction of photon attenuation and collimator response for a body-contouring SPECT/CT imaging system. *J Nucl Med.* 2005; 46:868-877.
7. 冨口 静二. SPECT/CT時代の新しい3次元画像再構成法(Astonish). *MEDIX.* 2008(48). p. 25-30.
8. 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.
9. 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- 1815.
10. 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; 51:921-928.
11. S Shcherbinin, A Celler, T Belhocine, R Vanderwerf, A Driedger. Accuracy of quantitative reconstructions in SPECT/CT imaging. *Phys Med Biol.* 2008; 53:4595-4604
12. 김성환, 남기표, 류재광, 윤순상. TI-201을 이용한 심근관류 SPECT에서 body contour와 circular mode의 영상 획득 차이에 따른 영상의 질 비교. 대한핵의학기술학회지. 2012;16(1):3-7.