

Original Article

상 · 하지 뼈 SEPCT/CT 검사에서 평판형 CT의 피폭저감 영향에 관한 고찰

서울특별시 서울의료원 핵의학과¹, 신구대학교 방사선과², 필립스 헬스케어³, 건국대학교병원 핵의학과⁴
김지현¹ · 박훈희² · 이주영³ · 남궁식⁴ · 손현수¹ · 박상륜¹

The Study of Influence on Reducing Exposure Dose According to the Applied Flat-panel CT in Extremity Bone SPECT/CT

Ji-Hyeon Kim¹, Hoon-Hee Park², Juyoung Lee³, Sik Nam-Kung⁴, Hyeon-Soo Son¹ and
Sang-Ryoon Park¹

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

²Department of Radiological Technology, Shingu College, Seongnam, Korea

³Advanced Molecular Imaging Systems, Philips Healthcare, Seoul, Korea

⁴Department of Nuclear Medicine, Konkuk University Medical Center, Seoul, Korea

Purpose: With the demand of SPECT/CT increasing, the interest in complex diagnostic information of CT is rising along with the expansion of various studies on potential performance value. But the study on reduction of exposure dose generated by CT is not being conducted enough. Therefore, in this study, the goal is to identify how much dose reduction exists when performing the extremity bone SPECT/CT using the flat-panel CT.

Materials and Methods: The extremity bone SPECT/CT was performed with two equipments -BrightView XCT (Philips Healthcare, Cleveland, USA) and Brilliance 16 CT (Philips Healthcare, Cleveland, USA)-to identify the exposed dose and image quality resulted by changing scan parameter (mAs) applying for both equipment respectively. The noise value of image and spatial resolution were measured with AAPM CT phantom. Tube voltage (kVp) was fixed to 120 kVp, tube current (mAs) calculated at different mA (20, 30, 40, 50, 60, 70, 80) was applied to both equipments respectively. DLP (dose length product) were calculated at the same distance at respective mAs. Also, we acquired images and % contrast with NEMA IEC body phantom to confirm the effect on image. The output of statistics was analyzed by SPSS ver.18. **Results:** Regarding AAPM phantom, the noise decreased as the tube current (mAs) increased and flat-panel had less noise than Helical CT. This difference increased at lower dose exposure. As to the evaluation of spatial resolution, we can differentiate the space up to 0.75 mm with both equipments. With scan parameter (mA) growing, the value of DLP increased up to 54-216 mGy·cm at flat-panel CT and up to 177-709 mGy·cm at Helical CT. Regarding NEMA IEC body phantom, same sphere with varied parameter (mA) shows that similar results. **Conclusion:** There is no significant differences of image quality in both flat-panel and Helical CT when the scan parameter (mA) is changed respectively. Moreover, we can identify the reduction of exposure dose and confirm %contrast analysis value with maintaining image quality. Therefore, at the extremity bone SPECT/CT requiring high spatial resolution without the wide ROI, the flat-panel CT is considered to be more useful and it expected to result in the similar image quality with lower exposure dose compared to Helical CT. Additionally, through this study, we expect to help the reduction of the unnecessary exposure dose. (Korean J Nucl Med Technol 2013;17(2):15-24)

Key Words : SPECT/CT, Flat-panel CT, Dose reduction

• Received: August 31, 2013. Accepted: November 2, 2013.
• Corresponding author : **Hoon Hee Park**
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

서론

최근 SPECT/CT의 발달과 보급으로 SPECT의 기능적 영상과 CT의 해부학적 영상이 결합된 복합적 진단정보에 대한

관심이 대두되고 있으며, 그 잠재적 성능가치에 관한 다양한 연구가 활발히 진행 중이다. SPECT/CT에 있어 CT장비의 적용은 CT영상으로부터 얻은 정보를 바탕으로 한 SPECT영상의 감쇠보정과 정확한 해부학적 위치정보 제공에 그 목적이 있다. CT영상 정보는 감쇠로 인한 인공물을 제거하고 정확한 산란보정을 통한 정량분석의 신뢰성을 향상시켜주며, SPECT영상이 가지는 단층영상에서 해부학적 위치정보의 정확성을 향상시키는 중요한 역할을 담당하고 있다.^{1,2)}

그로 인해 기존 SPECT 비하여 SPECT/CT 영상의 우수성 비교³⁾와 최적화된 재구성 방법에 관한 연구 및 임상적용에 있어서의 유용성과 진단정보 가치 향상에 관한 연구가 활발히 진행 중이다.^{4,6)} 특히 최근 유럽핵의학회지에 실린 참고 문헌 Florian 등⁷⁾의 연구에서 상·하지 뼈의 검사 방법 중 영상의학 및 핵의학의 기존 진단 검사방법 등과 비교하여 SPECT/CT의 유용성이 우수한 것으로 연구 발표하였다. 유용성에 관한 연구가 활발한 것에 비해 CT로부터 증가된 피폭 감소에 관한 연구는 아직 미비하며, 각 검사 목적에 맞는 적절한 CT 선량조건 및 재구성 적용방법에 관한 연구 또한 부족하다.

이미 수검자의 피폭저감에 관한 연구가 활발히 진행되어 온 CT 분야에서는 차세대 평판형(flat-panel) 검출기를 이용한 cone-beam CT검사가 기존 나선형 MDCT (multiple-detector CT)보다 피폭선량 감소에 효과적인 대안이 될 수 있다는 사실은 검증되었으며, 그와 동시에 뼈 구조물에 대한 우수한 영상까지 기대할 수 있는 것으로 보고되었다.^{8,9)} 평판형 CT는 영상의학과의 중재적시술(intervention), 수술실(operating room), 치과(dental) 그리고 방사선종양학(oncology) 분야까지 이미 임상적의 여러 분야에 적용되었고 복합적 진단 및 치료정보를 얻는데 많은 역할을 담당하고 있으며,¹⁰⁾ 나아가 핵의학분야로의 임상적용도 적극적으로 활용되고 있다. 따라서 본 연구에서는 상, 하지 뼈(upper, lower extremity bone) SPECT/CT 검사에서 평판형 CT의 사용 시 피폭저감 효과를 평가하고 그로인해 CT와 SPECT 영상에 미치는 영향을 고찰하는데 목적을 두었다.

대상 및 방법

1. 팬텀(Phantom) 제원

1) CT phantom

CT phantom 실험은 AAPM (american association of physicists in medicine) CT Performance Phantom (Fluke Biomedical Corporation, USA)을 사용하였다(Fig. 1).

Alignment pin part (water tank), resolution insert part, low contrast extension part, CT number calibration insert part, slice thickness insert part, bone ring part 총 6개의 측정 구역으로 구성되어 있으며, 공간분해능(spatial resolution) 평가를 위한 공기구멍 지름의 크기는 1.75, 1.50, 1.25, 1.00, 0.75, 0.61, 0.50, 0.40 mm이다(Fig. 2).

2) SPECT phantom

SPECT phantom 실험은 NEMA (national electrical manufacturers association) IEC (international electrotechnical commission) Body Phantom (Data Spectrum Corporation, USA)을 사용하였으며, NEMA Standards NU2-2001을 참고하였다(Fig. 3).¹¹⁾ 지름이 10, 13, 17, 22 mm인 구(sphere)는 열소(hot lesion), 28, 37 mm인 구는 냉소(cold lesion)로 설정하였



Fig. 1. AAPM CT Performance Phantom was used to evaluate the noise and spatial resolution of CT study.

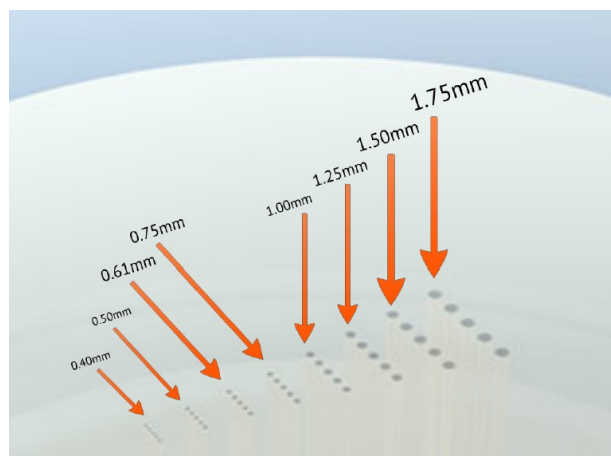


Fig. 2. This picture shows air holes size of resolution insert part.

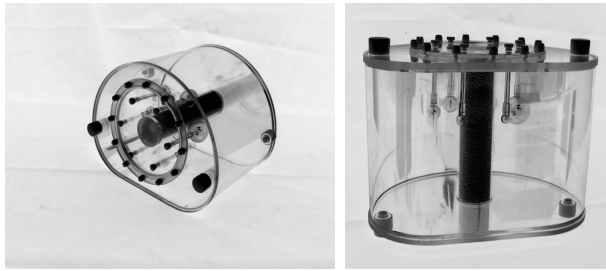


Fig. 3. NEMA IEC Body Phantom was used to evaluate the %contrast of SPECT/CT study. The activity ratio between a hot sphere and background is 8 to 1.

다. ^{99m}Tc 방사성의약품을 이용하여, 배후방사능(background)는 11.44 kBq/mL 농도로 구와 주변 농도비율을 8배 형성하였다(Fig. 3).

2. SPECT/CT와 CT 장비 및 영상획득

CT 장비는 BrightView XCT (Philips Healthcare, Cleveland, USA)의 flat panel CT와 Brilliance 16 CT (Philips, Healthcare, Cleveland, USA)의 helical CT를 이용하였다(Figs. 4, 5). 두 장비 모두 상·하지 뼈 CT 프로토콜(protocol)을 동일하게 적용하여 영상을 획득하였으며 관전류를 제외한 기타 조건은 동일하게 설정하였다. SPECT장비는 BrightView XCT를 이용하였고, bone SPECT 프로토콜을 적용하여 영상을 획득하였다.

3. 실험방법

1) CT phantom 실험

AAPM CT phantom을 대상으로 관전압은 120 kVp로 고정하였고, 관전류는 평판형 CT의 상·하지 뼈 촬영 조건인 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80 mA를 기준으로 산출된 관전류량인 146, 219, 292, 365, 438, 511, 584 mAs를 두 장비에 동일하게 적용하였다. 재구성 알고리즘은 'High' (shape & high resolution)로 동일하게 적용하였으며, bone filter, 512×512 matrix size, trans axial FOV (field of view) 140 mm (고정), 절편 두께 0.5 mm의 세부 조건을 동일하게 적용하였다. 각 관전류를 적용하여 AAPM CT phantom의 측정 구역 중 'High' 알고리즘의 평가를 위하여 주요 인자인 노이즈(noise)와 명료도(image definition)의 평가가 가능한 alignment pin part (water tank)와 resolution insert part 두 영역에서 영상을 획득하였으며, 각 조건에 따른 CT촬영 시 dose profile의 Z축 방향의 적분 값을 절편 두께로 나눈 값인 CTDI (computed



Fig. 4. BrightView XCT (SPECT/CT) was used for experiments of flat-panel type CT.



Fig. 5. Brilliance 16 CT was used for experiments of helical type CT.

tomography dose index)와 CTDI에 Z축 방향 촬영범위의 총 길이를 곱한 값으로 DLP (dose-length product)값을 산출하였다.

2) SPECT phantom 실험

NEMA IEC Body Phantom을 이용하여 bone SPECT 프로토콜을 적용하였고, 투사영상당 30초씩 5.6° 간격으로 총 64 frames을 획득하였다. 재구성 프로그램은 Astonish (Philips Healthcare, Netherlands)를 이용하였으며, 재구성 방법은 iterative 4, subsets 16을 사용하였고, CT 정보를 이용하여 감쇠 보정, 산란보정 하였다. CT조건은 CT phantom 실험과 동일하게 적용하였으며, 각 CT조건에 따른 SPECT영상을 총 7회 획득 후, 재구성하였다.

4. 영상분석

1) CT 영상평가

AAPM phantom 내의 alignment pin part (water tank) 영상을 위크스테이션 EBW (extended brilliance workstation, ver. 4.5)를 통해 분석하였다. Phantom 설명서에 따라 영상 색조폭(window width)을 100-300으로 설정 한 후 water-tank의 6시 방향 하단 1/4 지점에 $4 \times 4 \text{ cm}^2$ (16 cm^2)의 사각형 ROI (Region of interest)를 그려 노이즈를 3회씩 측정하였다 (Fig. 6). 관전류 변화에 따라 획득한 각각의 영상을 동일한 방법으로 측정하였으며, 그 값을 SPSS ver.18을 이용하여 통계 분석하였다.

AAPM phantom의 resolution insert part의 영상을 위크스테이션 EBW로 분석하였다. Phantom 설명서에 따라 영상의 window width 300, 색조치(window level) -150으로 설정 후 공기구멍의 지름크기 1.75, 1.50, 1.25, 1.00, 0.75, 0.61, 0.50,

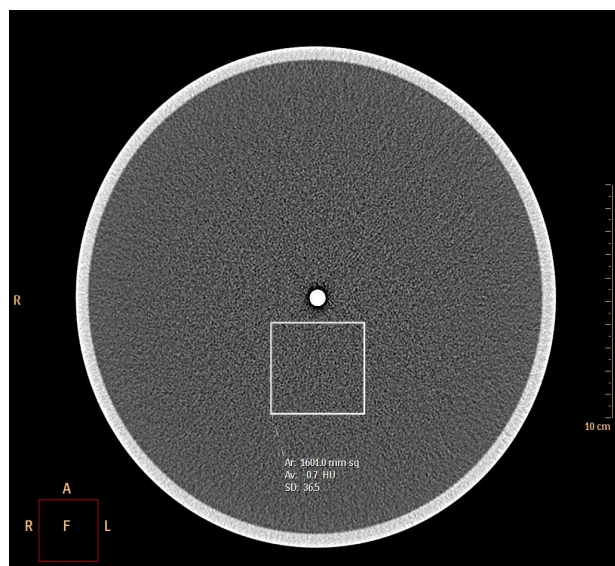


Fig. 6. The ROI is drawn in alignment pin part image for CT noise test.

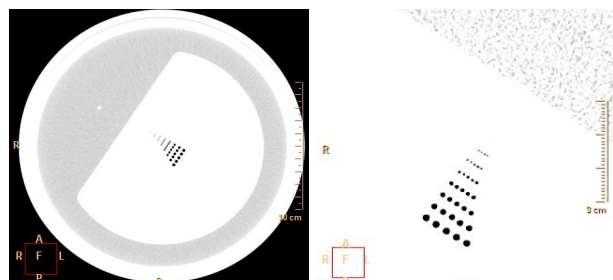


Fig. 7. This pictures show a visible estimation for spatial resolution test.

0.40 mm 중 육안으로 구분이 가능한 최소 크기를 확인하여 해상력을 평가하였으며, 관전류 변화에 따라 획득한 각각의 영상을 동일한 방법으로 확인하였다(Fig. 7).

2) SPECT 영상평가

CT조건의 변화에 따라 NEMA IEC Body phantom을 이용하여 SPECT 영상을 획득하였고 위크스테이션 EBW NM (Extended Brilliance Workstation NM, ver. 2.01)을 통해 분석하였다. NEMA 표준을 참고하여 각 구의 크기가 가장 크게 보이는 중심 슬라이스 [열소(hot sphere)의 경우 최대 계수를 나타내는 슬라이스]를 찾아 각 구마다 ROI를 $37 \text{ mm} = 10.7 \text{ cm}^2$, $28 \text{ mm} = 7.1 \text{ cm}^2$, $22 \text{ mm} = 4.3 \text{ cm}^2$, $17 \text{ mm} = 2.4 \text{ cm}^2$, $13 \text{ mm} = 1.4 \text{ cm}^2$, $10 \text{ mm} = 0.9 \text{ cm}^2$ 로 설정하였고, 계수를 측정하였다(Fig. 8). 각 구마다 그려진 ROI와 동일한 크기의 ROI를 총 12개씩(총 72개) 설정하여 phantom 주변부의 백그라운드 영역에 일정한 간격으로 위치시킨 후 계수 값을 측정하였고, 12개 백그라운드 계수의 평균을 구하였다(Fig. 9). 측정된 각 구의 값(hot sphere는 max값, cold sphere는 mean

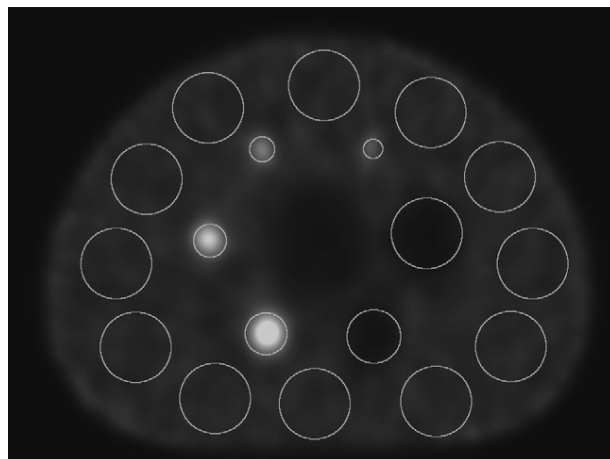


Fig. 8. This picture is a representative slice of NEMA IEC body phantom with position of lesions ROIs and background ROIs indicated.

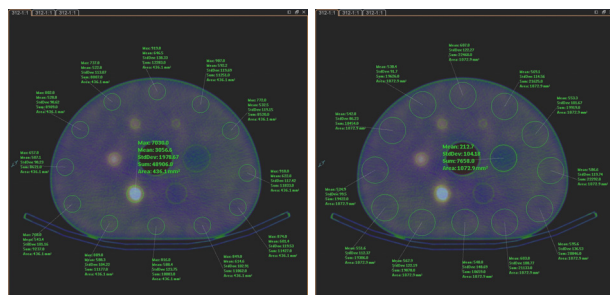


Fig. 9. This pictures show background ROIs against lesion ROI.

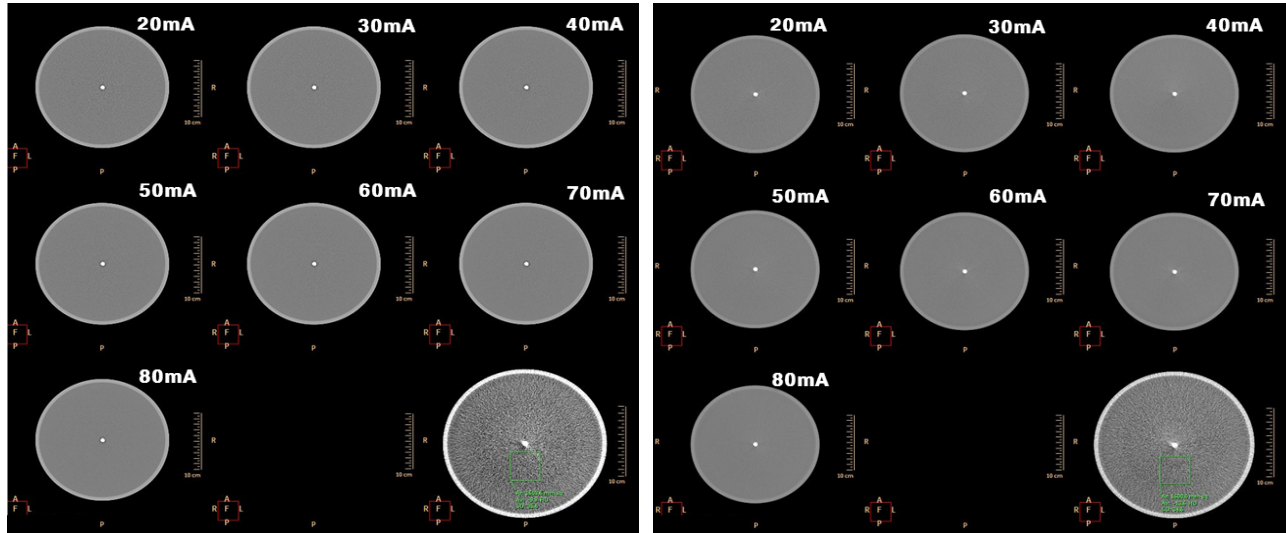


Fig. 10. These pictures are noise test images of helical (left) and flat-panel (right) CT.

Table 1. Analysis of ROIs (AAMP CT phantom)

	mA	20	30	40	50	60	70	80
	mAs	146	219	292	365	438	511	584
Noise	flat-panel	63.0	55.8	49.0	43.3	41.6	38.9	34.8
	helical	75.6	61.7	53.9	47.8	43.3	39.5	36.9
CTDI	flat-panel	3.8	5.6	7.5	9.4	11.3	13.1	15.0
	helical	11.3	17.0	22.6	28.3	34.0	39.6	45.3
DLP	flat-panel	54.0	81.0	108.0	135.0	162.0	189.0	216.0
	helical	177.4	266.1	354.8	443.5	532.2	620.9	709.6
Resolution	flat-panel	0.75 mm						
	helical	0.75 mm						

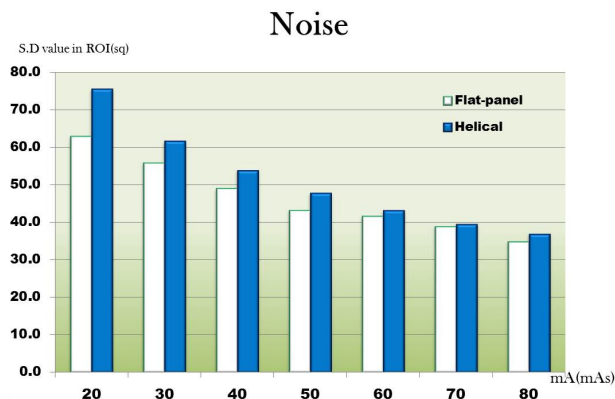


Fig. 11. This graph shows results of noise test.

값)들과 해당 구의 백그라운드 평균값(12개의 평균)을 아래의 공식을 이용하여 %contrast를 계산하였고, SPSS ver.18을 이용 통계 분석하였다. %contrast는 다음과 같은 공식을 이

용하였다.

%contrast $Q_{H,j}$ for each hot sphere

$$Q_{H,j} = \frac{C_{H,j} - C_{B,j}}{C_{H,j} + C_{B,j}} \times 100\%$$

%contrast $Q_{C,j}$ for each cold sphere

$$Q_{C,j} = \left(1 - \frac{C_{C,j}}{C_{B,j}} \right) \times 100\%$$

결 과

1. CT 영상 및 피폭 선량 평가

AAPM CT phantom을 이용한 CT 노이즈 평가에서 선량 조건을 20 (146), 30 (219), 40 (29), 50 (365), 60 (438), 70

(511), 80 (584) mA (mAs)로 변화시켰을 때, 평판형 CT의 노이즈 값은 63.0, 55.8, 49.0, 43.3, 41.6, 38.9, 34.8로 점차 감소하였고, 나선형 CT의 노이즈 값은 75.6, 61.7, 53.9, 47.8, 43.3, 39.5, 36.9로 점차 감소하였다(Fig. 10, Table 1). 동일한 조건일 때 평판형 CT가 나선형 CT보다 노이즈 값이 작았으며, 그 값의 차이는 저 선량의 조건일수록 증가하였다(Fig. 11).

선량조건(mA)의 변화에 따른 피폭선량 평가에서 평판형 CT의 CTDI 값은 3.8-15.0 mGy, DLP 값은 54.0-216.0 mGy·cm으로 조건의 증가에 따라 증가하였고, 나선형 CT의 CTDI 값은 11.3-45.3 mGy, DLP 값은 177.4-709.6 mGy·cm으로 조건 증가에 따라 증가하였다(Table 1). 동일한 조건일 때 평판형 CT가 나선형 CT보다 피폭선량이 적었으며, 그 값

의 편차는 높은 선량조건일수록 증가하였다(Fig. 12). 각각의 선량조건 변화에 따라 획득한 영상의 공간 분해능 평가에서, 두 CT 유형 모두 조건에 따른 유의한 차이없이 모든 조건에서 0.75 mm까지 육안으로 평가되었다(Fig. 13).

통계 분석 결과, 조건에 따른 평균 노이즈 값은 평판형 CT 46.6 ± 9.9 , 나선형 CT 51.2 ± 13.7 이며, 4.6의 차이(최소 0.6-최대 12.6)가 있었다. 또한 CTDI 값의 경우 평판형 CT 9.4 ± 4.1 mGy, 나선형 CT 28.3 ± 12.2 mGy 으로 산출되었으며, 18.9 mGy의 차이(최소 7.55-최대 30.3 mGy)가 있었다. 같은 조건에서 DLP 값의 경우 평판형 CT 135.0 ± 58.3 mGy·cm, 나선형 CT 443.5 ± 191.6 mGy·cm였고, 308.5 mGy·cm의 차이(최소 123.4-최대 493.6 mGy·cm)가 있었다(Table 2).

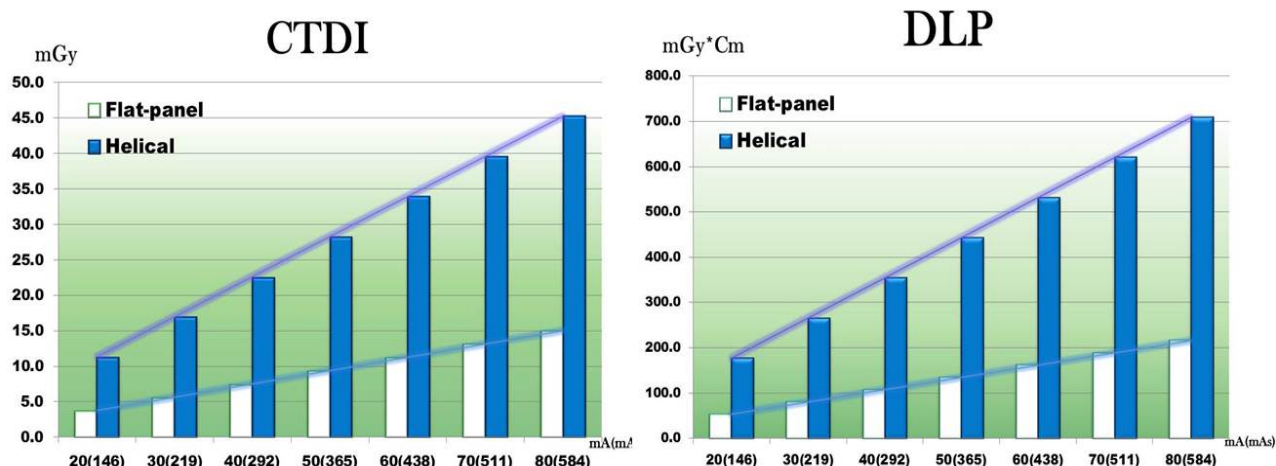


Fig. 12. This graph shows dose analysis through CTDI (left) and DLP (right) of CT test.

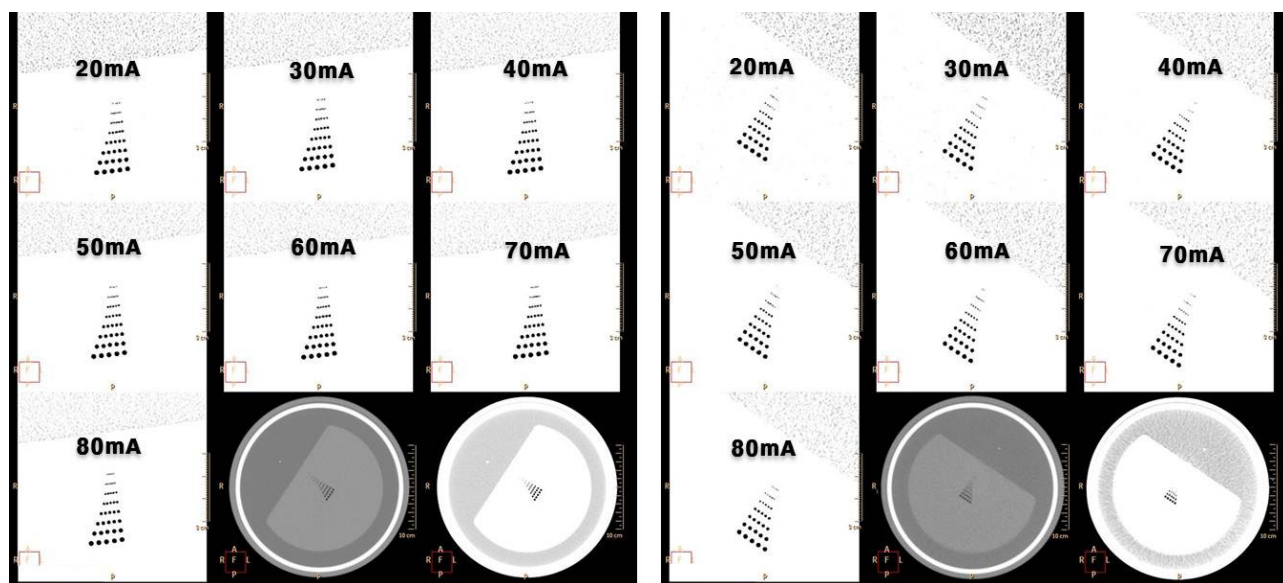


Fig. 13. These pictures are Spatial resolution test images of helical (left) and flat-panel (right) CT.

Table 2. Statistic of whole ranges at CT test

		No.	Mean	Max	Min	SD
Flat-panel	noise	7	46.6	63.0	34.8	9.9
	CTDI	7	9.4	15.0	3.8	4.1
	DLP	7	135.0	216.0	54.0	58.3
Helical	noise	7	51.2	75.6	36.9	13.7
	CTDI	7	28.3	45.3	11.3	12.2
	DLP	7	443.5	709.6	177.4	191.6
Resolution			0.75 mm			

Table 3. Similar noise values (image quality) were compared through CT study

	Group (noise)	1 (40)	2 (43)	3 (48)	4 (54)	5 (62)	Average comparison
mAs	flat-panel	438	365	292	219	146	21% decrease
	helical	511	438	365	292	219	
CTDI	flat-panel	13.1	9.4	7.5	5.6	3.8	74% decrease
	helical	39.6	34.0	28.3	22.6	17.0	
DLP	flat-panel	162	135	108	81	54	75% decrease
	helical	620	532	443	354	266	
Resolution	flat-panel				0.75 mm		
	helical				0.75 mm		

Table 4. Same dose values (CTDI) were compared through CT study

	Group1 (CTDI 11.3 mGy)	DLP 162-177 mGy·cm
Noise	flat-panel	41.6
	helical	75.6
Resolution	flat-panel	0.75 mm
	helical	0.75 mm

평판형 CT에서 50 mA (365 mAs) 조건으로 촬영 시 노이즈 값은 43.3으로 나선형 CT에서 438 mAs의 조건으로 촬영 할 때의 값과 같다(Table 1). 이와 같은 방법의 분류로서 유사 노이즈 값 40, 43, 48, 54, 62으로 측정되는 조건들로 그룹을 나눴을 때, 평판형 438 mAs와 나선형 511 mAs, 평판형 292 mAs와 나선형 365 mAs, 평판형 219 mAs와 나선형 292 mAs, 평판형 146 mAs와 나선형 219 mAs 총 5그룹이 유사한 노이즈 값으로 측정되었으며, 각 그룹 간 비교에서 선량 조건(mAs)은 평판형 CT가 나선형 CT보다 73 mAs씩 낮아 21% 감소되었으며, 그에 따른 CTDI는 74%, DLP는 75%정도 감소되었다(Table 3). 평판형 CT에서 60 mA (438 mAs) 조건으로 촬영 시 CTDI값은 11.3 mGy로서 나선형 CT에서 146 mAs의 조건으로 촬영 할 때의 값과 같다(Table 1). 또한 DLP값은 162-177 mGy·cm으로 비슷한 수준의 피폭선량을 보였다. 이와 같이 동일한 피폭선량 수준에서의 두 장비 사이의 노이즈 비교는 평판형 CT에서 41.6 나선형 CT에서

75.6의 수치로 측정되었으며 평판형 CT가 나선형 CT보다 약 45% 정도 노이즈 감소를 보였다(Table 4).

2. SPECT 영상평가

NEMA IEC body phantom을 이용한 SPECT영상 질 평가에서 선량 조건 mA (mAs)를 CT 실험과 동일하게 20 (146), 30 (219), 40 (29), 50 (365), 60 (438), 70 (511), 80 (584)로 변화시켜 영상획득 후 감쇠 및 산란 보정하였다(Fig. 14). 각 sphere의 %contrast 값은 cold sphere 37 mm에서 59.9, 59.8, 58.7, 59.0, 58.9, 60.0, 60.5로 28 mm에서 43.1, 44.5, 44.6, 45.2, 44.1, 43.8, 42.6 으로 산출되었다. hot sphere에서 22 mm는 82.8, 82.0, 81.4, 81.2, 83.0, 80.5, 83.2, 17 mm에서 69.4, 70.1, 71.5, 69.2, 68.3, 68.9, 71.2, 13 mm에서 50.8, 49.0, 48.8, 50.6, 52.0, 51.1, 49.3, 10 mm에서 36.1, 35.0, 35.4, 35.1, 35.3, 35.5, 36.4으로 산출되었다. 각 조건에 따른 모든 cold sphere와 hot

sphere의 %contrast함으로 구해진 TQCI (total quality contrast index) 값은 20 mA에서 42.1, 30 mA에서 340.4, 40 mA

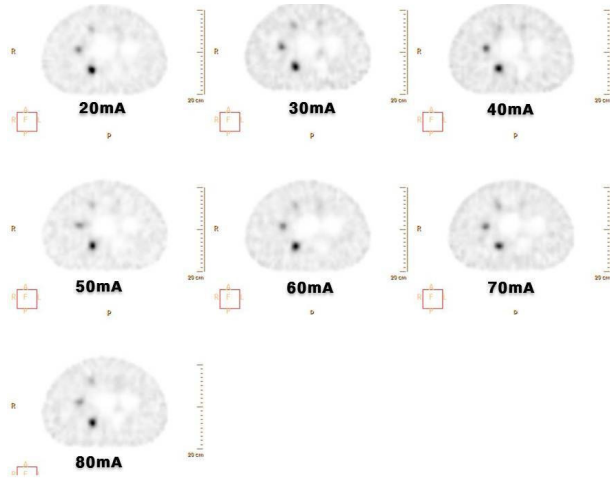


Fig. 14. This picture shows Images of SPECT test for each mA.

에서 340.5, 50 mA에서 340.3, 60 mA에서 341.7, 70 mA에서 339.8, 80 mA에서 343.2으로 산출되었다(Table 5).

통계 분석 결과, 각 구의 크기별 선량조건(mA)의 변화에 따른 %contrast는 37 mm에서 평균 $59.5 \pm 0.6\%$, 28 mm에서 평균 $44.0 \pm 0.9\%$, 22 mm에서 평균 $82.0 \pm 1.0\%$, 17 mm에서 평균 $69.8 \pm 1.1\%$, 13 mm에서 $50.2 \pm 1.2\%$, 10 mm에서 평균 $35.5 \pm 0.5\%$ 로 나타났으며, $\pm 0.9\%$ 의 차이가 있었다(Table 6). Hot sphere와 cold sphere의 구분 없이 영상의 전반적인 대조도 분해능 평가에 있어 TQCI값은 $341 \pm 1\%$ 의 값을 보였다(Fig. 15).

고 찰

SPECT/CT의 개발과 함께 인체의 기능적, 해부학적 영상을 동시획득 하는 것이 가능하게 되었다. 이는 복합적 진단 정보를 하나의 검사결과 안에 담는데 목적을 둔 융합이미징의 한 분야로서 자리잡고 있으며, 최근 그 잠재적 가치의 연

Table 5. Analysis of ROIs (NEMA IEC Body phantom)

		mA	20	30	40	50	60	70	80
		mAs	146	219	292	365	438	511	584
%contrast	Cold	37	59.9	59.8	58.7	59.0	58.9	60.0	60.5
		28	43.1	44.5	44.6	45.2	44.1	43.8	42.6
		22	82.8	82.0	81.4	81.2	83.0	80.5	83.2
	Hot	17	69.4	70.1	71.5	69.2	68.3	68.9	71.2
		13	50.8	49.0	48.8	50.6	52.0	51.1	49.3
		10	36.1	35.0	35.4	35.1	35.3	35.5	36.4
TCQI		SUM	342.1	340.4	340.5	340.3	341.7	339.8	343.2

TQCI = total quality contrast index.

Table 6. Statistic of %contrast for each sphere

		Cold		Hot				Sum
%contrast	Sphere	37 mm	28 mm	22 mm	17 mm	13 mm	10 mm	TQCI
	Mean	59.5 ± 0.6	44.0 ± 0.9	82.0 ± 1.0	69.8 ± 1.1	50.2 ± 1.2	35.5 ± 0.5	341 ± 1.0

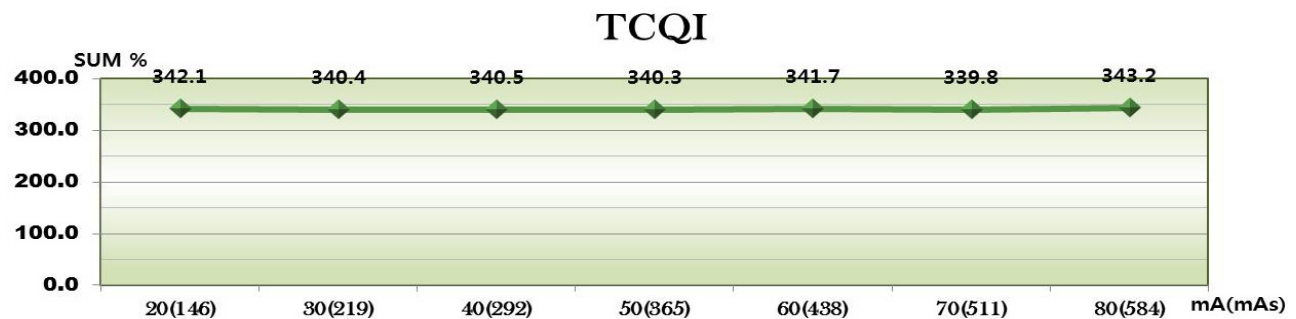


Fig. 15. This graph shows results of TQCI for each mA (mAs).

구개발이 활발히 일어나고 있다.¹⁻⁷⁾ 그러나 CT 영상획득과 함께 증가된 피폭선량에 관한 연구는 아직 미비한 실정이다.

CT분야에서는 MDCT의 개발과 발전으로 증가된 피폭선량 저감화의 연구가 다방면으로 진행되어 왔으며, 그 중 기존의 나선형 방식의 MDCT보다 평판형 검출기(detector)가 적용된 CT를 사용하였을 때 선량감소 효과가 있다는 보고가 있다.⁸⁾ 이는 최적화된 검출기 크기에 따른 선량효율 증가에 관한 연구에서 비롯되었는데, 요구되는 공간분해능보다 더 작은 크기의 검출기 소자의 배열을 곡선이 아닌 평판형으로 배열함으로써 낮은 선량조건으로도 높은 검출효율을 기대할 수 있으며, 동일한 영상의 질을 유지하는 한도 내에서 50%부터 최대 70%까지 잠재적 선량저감효과를 얻는다는 보고이다.¹²⁾ 그와 함께 작은 검출기 소자의 사용은 공간분해능의 향상까지 기대할 수 있게 되었고, 차세대 평판형 CT의 경우 한정적이지만 뼈 조직과 같은 치밀한 조직의 변화를 영상화하는데 있어서 기존 MDCT보다 효율적인 고분해능 영상획득에 유리하다는 결과가 보고되었다.⁹⁾ 이를 참고하여 평판형 CT를 이용한 SPECT/CT의 bone SPECT 검사 시 피폭감소 효과를 어느 정도 기대할 수 있는지 동일한 bone 프로토콜을 적용한 나선형 CT를 통해 비교하였고, spine과 같은 body부분의 뼈와 비교하여 높은 분해능을 요구하는 촬영 부위인 상·하지 뼈에 있어서 SPECT/CT를 이용한 검사가 기존의 타 검사방법에 비해 임상진단에 있어 효율적이라는 가설을 세우고, 상·하지용 촬영조건을 선택적으로 일치시켜 실험에 적용하였다.

AAPM CT phantom을 이용한 CT실험에서 동일한 촬영 조건일 때 평균 노이즈 값은 평판형 CT 46.6 ± 9.9 , 나선형 CT 51.2 ± 13.7 이며, 평판형 CT영상의 노이즈가 나선형 CT와의 비교에서 4.6의 차이(최소 0.6-최대 12.6)를 보이며 평판형 CT의 노이즈가 더 적은 것으로 분석되었다. 저선량 일수록 그 편차는 커져 선량조건을 낮추면 낮출수록 노이즈로 인한 나선형 CT의 영상의 질이 더 많이 저하됨을 알 수 있다.

동일한 촬영 조건에서의 공간분해능평가는 두 장비 유형 간 유의한 차이가 없었다. 위와 같은 실험의 과정에서 산출된 피폭선량의 비교는 같은 조건일 때 평판형 CT가 나선형 CT에 비해 평균 70% 정도의 피폭선량 감소효과를 보였으며, 선량을 증가시킬수록 그 편차는 커졌다. 또한 유사한 노이즈를 보이는 영상간의 분석에서는 75%의 선량감소 효과를 보였으며, 반대로 피폭선량 수준이 비슷한 영상끼리의 비교에서는 평판형 CT 영상에 노이즈가 45% 감소하는 결과를 보였다. 이와 같이 영상의 질 향상을 목적으로 선량을 높이면 높일수록 평판형 CT의 선량감소효과가 더욱 증가되는 경

향을 보였다. NEMA IEC Body phantom을 이용한 SPECT 실험에서는 CT 실험과 동일한 선량조건을 적용하였을 때, hot sphere와 cold sphere의 %contrast가 일정하게 유지되는 양상을 보였다. 따라서 SPECT/CT의 촬영 조건에서 평판형 CT의 선량조건(mA)의 변화는 SPECT와 CT 영상의 질에 큰 영향을 주지 않으며, 피폭선량 감소효과를 기대할 수 있다.

하지만 실제 SPECT/CT에 결합된 나선형 CT와의 직접적인 비교가 이루어지지 못했고, CT와 SPECT의 다양한 영상의 질을 평가하는 방법에 있어서 모든 적용이 이루어지지 않았으므로, 영상의 질 유지에 있어서 추가적인 실험을 통해 변수가 존재할 수 있음을 감안해야 할 것이다. 또한 bone SPECT와 관련하여 대조도 분해능의 평가에 있어서 water 매질만을 사용하였고, bone 매질의 cold lesion평가에 대해서 한계점이 있었다.

결론

본 연구에 이용된 평판형 CT는 나선형 CT와의 노이즈와 공간분해능을 비교한 영상 품질 평가에서 큰 차이를 보이지 않았으며, 같은 조건일 때 피폭선량의 감소 효과를 보였다. 피폭선량 차이는 mAs가 높을수록 그 편차가 증가하여 조사 선량이 높은 촬영일수록 피폭감소 효과가 증대됨을 알 수 있었으며, 노이즈에 의한 영상 품질은 mAs가 낮을수록 편차가 증가하였다. CT 선량조건(mA)의 변화에 따른 SPECT 영상의 대조도 해상력 또한 특별한 차이를 나타내지 않고 일정한 값을 유지하였다. 평판형 CT가 결합된 SPECT/CT장비로 상·하지 뼈 SPECT/CT 프로토콜을 이용한 phantom 실험결과 CT와 SPECT 영상의 품질 저하 없이 피폭감소효과가 있음을 알 수 있었다. 이는 평판형 CT 검출기의 구조적 특성과 촬영, 재구성 방식에 의한 복합적 결과로서, 비교적 작은 촬영범위 내에서 고분해능의 영상획득을 요하는 상·하지 뼈 SPECT/CT 검사에 있어 우수한 영상의 질을 유지하면서, 저선량의 영상획득이 가능하리라 사료된다.

요약

SPECT/CT의 수요가 늘면서 CT에 따른 복합적 진단정보에 대한 관심이 대두되고 있으며, 그 잠재적 성능가치에 대한 연구가 다양하게 진행 중이다. 하지만 그에 따른 CT 피폭저감에 대한 연구는 미비한 실정이다. 그러므로 본 연구에서는 상·하지(extremity) 뼈 SPECT/CT 검사 시 평판형(flat-panel) CT에서의 피폭저감 영향에 대해 고찰하는데 목적을 두었다.

상·하지 뼈 SPECT/CT 검사 시 평판형과 나선형(helical) CT 간의 선량 조건에 따른 영상의 질, 피폭선량 비교를 위해 BrightView XCT (Philips Healthcare, Cleveland, USA)와 Brilliance 16 CT (Philips, Healthcare, Cleveland, USA)를 적용하였다. AAPM CT phantom을 대상으로 노이즈(noise), 공간 분해능(spatial resolution)을 평가하였으며, 촬영 조건은 관전압 120 kVp로 고정하고, 관전류량(mAs)는 평판형 CT의 상·하지용 촬영 조건인 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80 mAs를 기준으로 산출된 mAs를 두 장비에 동일 적용하였다. 각 조건별 동일 촬영거리 내에서 DLP (dose-length product)값을 산출하였다. 또한 CT의 조건변화에 따라 SPECT 영상에 미치는 영향을 확인하기 위해 NEMA IEC body phantom으로 영상을 획득하고 %contrast를 확인하였다. 산출된 정보는 SPSS ver.18로 기술통계 분석 하였다.

AAPM phantom에서는 mAs의 증가에 따라 노이즈는 감소하였고, 평판형 CT가 나선형 CT보다 노이즈가 낮았으며, 그 차이는 저선량의 조건일수록 증가하였다. 분해능 평가에서 두 장비 모두 0.75 mm까지 육안으로 식별 가능하였고, 평판형 CT의 경우 선량조건(mA)의 증가에 따라 DLP값이 54-216 mGy·cm까지 증가하였으며, 나선형 CT의 경우 177-709 mGy·cm로 증가하였다. NEMA IEC body phantom에서는 CT 촬영 조건 변화에 따른 동일한 크기의 구(sphere)에서 측정된 결과 %contrast는 일정한 값을 유지하였다.

동일한 조건을 적용한 평판형과 나선형 CT 간의 선량 조건 변화에 따른 영상의 질은 큰 차이를 보이지 않았으며, 충분한 피폭저감의 효과를 얻을 수 있었다. 또한 SPECT 영상의 %contrast 분석을 통해 영상의 질이 유지되는 것을 확인하였다. 그러므로 촬영범위가 넓지 않고 고분해능을 요구하는 상·하지 뼈 SPECT/CT 검사에서 평판형 CT를 적용하는 것이, 나선형 CT에 비해 낮은 선량조건을 적용함에도 불구하고 유사한 영상의 질을 기대할 수 있다. 또한 이를 통해 실제 임상에서 불필요한 피폭선량 저감에 도움이 되리라 사료된다.

REFERENCES

1. International Atomic Energy Agency. Clinical Applications of SPECT/CT: New Hybrid Nuclear Medicine Imaging System. IAEA Web site. Available at: http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/te_1597_web.pdf. Published August, 2008. Accessed April, 2012.
2. Osman MM. Low-dose, high-quality SPECT/CT imaging transforms patient care. *J Prac Med Imag Mana* 2012;41:39-45.
3. Benjamin LF, Richard M, Thomas RP, George B, Frederic C, Margo BSB, et al. Clinical Utility of SPECT-(Low-Dose)CT Versus SPECT Alone in Patients Presenting for Bone Scintigraphy. *Clin Nuc Med* 2012;37:26-34.
4. Peter K, Daniela K, Gunnar K, Ivan K, Greg M, Siroos M, et al. Comparison of advanced iterative reconstruction methods for SPECT/CT. *J Med Phys* 2012;22:58-9.
5. Alain S, Daniel N, Claire B. Quantitative capabilities of four state-of-the-art SPECT-CT cameras. *Eur J Nucl Med Mol Imaging Research* 2012;2:45.
6. Peeyush B, Guocheng H, Amin S, Ebrahim SD. Pictorial review of SPECT/CT imaging applications in clinical nuclear medicine. *Am J Nuck Med Mol Imaging* 2012;2:221-231.
7. Florian SS, Maja S, Martin WH, Urs H, Urs VW, Klaus S, Patrick VH. Diagnostic and therapeutic impact of SPECT/CT in patients with unspecific pain of the hand and wrist. *Eur J Nucl Med Mol Imaging Research* 2012;2:53.
8. Sebastian S, Fabian D, Elefterios S, Jörg H, Christian S, Karl-Thomas W, et al. Evaluation of bone substitute materials: Comparison of flat-panel based volume CT to conventional multidetector CT. *J Cranio-maxillo-fac Surg* 2013;16:1-9.
9. Richard A, Zoumalan, Richard A, Lebowitz, Edwin W, Kathryn Y, et al. Flat panel cone beam computed tomography of the sinuses. *Otolaryngology-head Neck Surg* 2009;140: 841-844.
10. David A Jaffray, Jeffrey H Siewerdsen, John W Wong, Alvaro A Martinez. Flat-panel Cone-beam Computed Tomography for Imageguided Radiation Therapy. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 2002;53:1337-1349.
11. National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standards Publication NU 2-2001: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs. 12th ed. Rosslyn, VA: NEMA Standards Publication. 2001. p. 25-28.
12. Marc K, Willi AK. Optimizing Detector Size in X-Ray Imaging. 2005 IEEE Nucl Sci Symp Conf Rec 2005;5:2736-2740.