

Original Article

인체 각 부위의 PET/MRI와 PET/CT의 SUV 변화

서울대학교병원 핵의학과¹, 서울대학교병원 영상의학과²

김재일¹ · 전재환¹ · 김인수² · 이흥재¹ · 김진의¹

Comparison of SUV for PET/MRI and PET/CT

Jae Il Kim¹, Jae Hwan Jeon¹, In Soo Kim², Hong Jae Lee¹ and Jin Eui Kim¹

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

²Department of Diagnostic Radiology, Seoul National University Hospital, Seoul, Korea

Purpose: Due to developed simultaneous PET/MRI, it has become possible to obtain more anatomical image information better than conventional PET/CT. By the way, in the PET/CT, the linear absorption coefficient is measured by X-ray directly. However in case of PET/MRI, the value is not measured from MRI images directly, but is calculated by dividing as 4 segmentation μ -map. Therefore, in this paper, we will evaluate the SUV's difference of attenuation correction PET images from PET/MRI and PET/CT. **Materials and Methods:** Biograph mCT40 (Siemens, Germany), Biograph mMR were used as a PET/CT, PET/MRI scanner. For a phantom study, we used a solid type ⁶⁸Ge source, and a liquid type ¹⁸F uniformity phantom. By using VIBE-DIXON sequence of PET/MRI, human anatomical structure was divided into air-lung-fat-soft tissue for attenuation correction coefficient. In case of PET/CT, the hounsfield unit of CT was used. By setting the ROI at five places of each PET phantom images that is corrected attenuation, the maximum SUV was measured, evaluated %diff about PET/CT vs. PET/MRI. In clinical study, the 18 patients who underwent simultaneous PET/CT and PET/MRI was selected and set the ROI at background, lung, liver, brain, muscle, fat, bone from the each attenuation correction PET images, and then evaluated, compared by measuring the maximum SUV. **Results:** For solid ⁶⁸Ge source, SUV from PET/MRI is measured lower 88.55% compared to PET/CT. In case of liquid ¹⁸F uniform phantom, SUV of PET/MRI as compared to PET/CT is measured low 70.17%. If the clinical study, the background SUV of PET/MRI is same with PET/CT's and the one of lung was higher 2.51%. However, it is measured lower about 32.50, 40.35, 23.92, 13.92, 5.00% at liver, brain, muscle, fat, femoral head. **Conclusion:** In the case of a CT image, because there is a linear relationship between 511 keV γ -ray and linear absorption coefficient of X-ray, it is possible to correct directly the attenuation of 511 keV γ -ray by creating a μ map from the CT image. However, in the case of the MRI, because the MRI signal has no relationship at all with linear absorption coefficient of γ -ray, the anatomical structure of the human body is divided into four segmentations to correct the attenuation of γ -rays. Even a number of protons in a bone is too low to make MRI signal and to localize segmentation of μ -map. Therefore, to develop a proper sequence for measuring more accurate attenuation coefficient is indeed necessary in the future PET/MRI. (Korean J Nucl Med Technol 2013;17(2):10-14)

Key Words : PET/MRI, PET/CT, SUV, Attenuation correction

서 론

핵의학에 있어 PET/CT는 기존에 PET 영상에서 보지 못

했던 다양한 해부학적인 구조에 대해 정보를 보여 줄 수 있었다. 특히 암 조직이 주변 조직으로 침범을 했을 경우, 그 침윤의 정도나 복잡한 장기 사이에서 정확한 위치와 형태적인 부분을 CT에서 보여줌으로써 PET/CT는 기능적 뿐만 아니라 해부학적으로 우수한 진단용 핵의학 장비로 자리매김을 하고 있다. 이렇게 점점 진화하는 핵의학 장비에 있어 PET/MRI라는 새로운 multi-modality 장비가 개발되어 임상에 적용되고 있다. 기존의 PET/CT에 비해 PET/MRI가 가지는 장점으로는 우선 전신 CT에 의한 환자 피폭이 없어졌고,

• Received: August 30, 2013. Accepted: October 2, 2013.
• Corresponding author : **Jae Il Kim**
Department of Nuclear Medicine, Seoul National University Hospital,
28 Yongon-dong, Chongno-gu, Seoul 110-744, Korea
Tel: +82-2-2072-2535
E-mail: koogimania@snuh.org

연부조직으로 contrast비가 우수해졌다. 그리고 PET 검출기와 MRI 코일을 일체형으로 제작함으로써 약간의 지연도 없이 완전한 동시적인 데이터를 얻을 수 있게 되었다. 이 같은 장점을 지닌 PET/MRI의 경우, 기존의 PET/CT와 가장 큰 변화는 감쇄 보정 방식의 변화일 것이다. 감쇄 보정이란 체내에 들어간 방사성의약품에서 체외로 방출되어 나오는 방사선이 인체 조직과 상호 작용으로 흡수가 된 정도를 보정해주는 기술을 일컫는데, 대부분의 PET/CT의 경우 measure 감쇄 보정 방식을 이용하고 있다. 즉 CT와 같이 외부의 선원으로부터 나온 방사선을 이용하여 인체를 투과한 영상을 얻게 되고 그 영상을 토대로 각각의 위치에서 선흡수계수를 계산하여 감쇄된 PET 신호를 보정해 주고 있는 것이다. 이러한 감쇄 보정 방법은 PET/MRI로 넘어 오면서 선흡수계수를 나타내는 μ -map 데이터에 가장 큰 변화가 있다(Fig. 1).

PET/CT의 경우 감쇄된 511 keV의 감마선을 CT의 X-ray로 μ -map을 만들고 감쇄 보정을 하지만, PET/MRI의 경우 μ -map을 직접적으로 만들진 못한다. 왜냐하면 MRI의 신호 자체가 인체 내의 수소원자에서 방출되어서 나오는 RF 신호이기 때문이다. 즉 근본적으로 다른 성질의 신호를 이용하여 감쇄 보정을 하기 때문에 보다 정확한 감쇄 보정을 위해 많은 연구, 개발이 필요하다.

현재 PET/MRI에서 이용되고 있는 감쇄 보정의 경우 크게 두 가지가 있다. 첫 번째 방법은 ‘Atlas/Template 감쇄 보정법’인데 이는 피사체에 대한 MRI 영상을 얻으면 이를 토대로 표준화된 μ -map을 적용시켜 감쇄 보정하는 방법이다. 이 보정법의 경우 각 부위별로 정확한 감쇄 보정이 가능하지만 피사체 간의 다양한 변화를 반영하지 못하는 단점이 있다. 두 번째 방법은 ‘segmentation MRI 감쇄 보정법’인데 이는

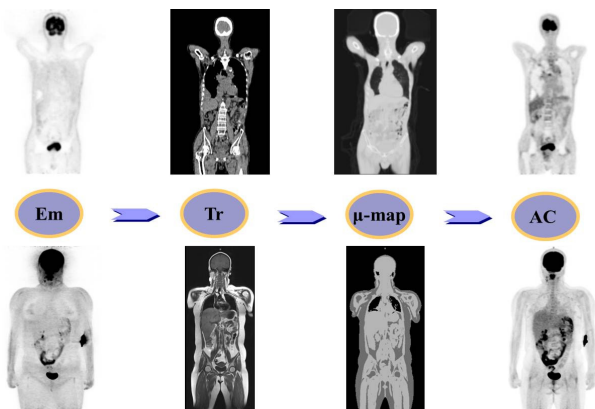
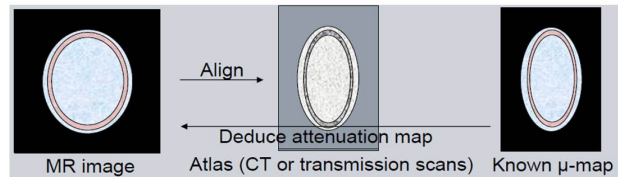


Fig. 1. A procedure of attenuation correction by PET/CT and PET/MRI. Comparing PET/CT and PET/MRI, the one of a change is an μ -map making method for applying attenuation correction about PET raw data.

MRI 영상을 얻으면 다양한 수학적 변환을 통해 직접 μ -map을 만들어 감쇄 보정하는 법이다. 이 방법은 피사체마다 다양한 변화는 반영할 수 있지만 인체를 3개 혹은 4개로 구획 구분을 하다 보니 다양한 체내 물질에 대한 μ -map이 설정되지 못하는 단점이 있다(Fig. 2).

현재 일체형 PET/MRI에서 감쇄 보정을 위해 μ -map은 ‘segmentation MRI AC’ 방법을 사용하고 있다. 이 방법을 위해 Siemens사에서는 ‘VIBE-DIXON’이라는 시퀀스를 사용하고 있고, Philips사에서는 ‘THRIVE-MDIXON’이 사용되고 있다. 이 시퀀스를 사용하면 in-phase 영상, opposite-phase 영상, fat-saturation 영상, water-saturation 영상이 만들어지게 되는데 이 네 가지 영상을 가지고 수학적 계산을 통해 인체를 네 가지 구역으로 구획화하게 된다(Fig. 3).

a. Atlas/Template AC



b. Segmentation MRI AC

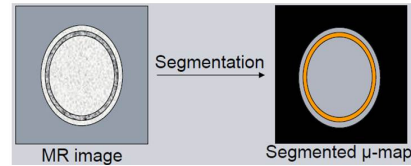


Fig. 2. The methods of making μ -map for attenuation correction.

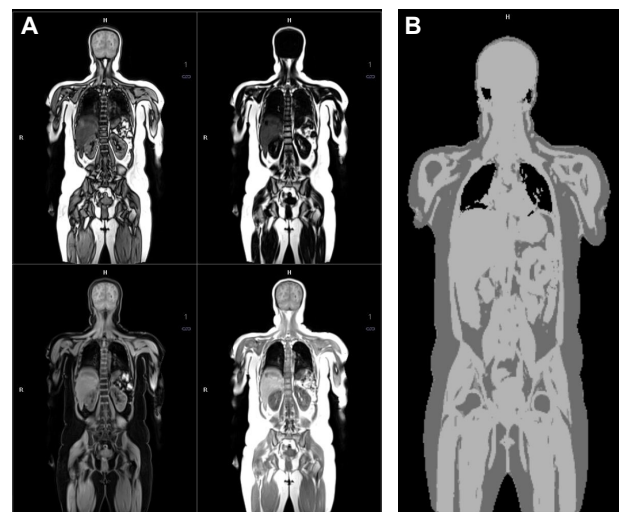


Fig. 3. To make a μ -map (B) need a VIBE-DIXON sequence which include in-phase, opposite-phase, water image, fat image (A).

실험재료 및 방법

1. 팬텀, 선원 및 환자

팬텀 테스트는 액체형의 uniformity phantom과 고체형의 ^{68}Ge calibration source를 사용하였다. Uniformity phantom은 ^{18}F -FDG를 36 ± 0.54 MBq 20 mL를 채워 10분간 교반 후 사용하였으며, ^{68}Ge calibration source는 89.65 MBq이고 2012년 8월 3일에 교정이 되었다. 환자는 총 18명을 대상으로 하였으며 평균 연령은 53 ± 17 세이고, 몸무게는 64 ± 22 kg, 주입된 ^{18}F -FDG량은 305 ± 11 MBq이었다.

2. PET/CT, PET/MRI scanner

사용된 PET/CT 장비는 Siemens사의 BIOGRAPH mCT로 64채널 CT와 LSO crystal을 이용한 PET이 결합된 장비이다. CT의 경우 Stratton X-ray tube를 사용하고, Care dose 4D, Care kV, SAFIRE 기술이 들어가 있어 환자에 대한 피폭을 최소화하면서 우수한 해상력의 CT 영상을 만들어 내고 있다. PET 장비의 경우 $4 \times 4 \times 20$ mm의 LSO crystal이 8×8 로 정렬되고 그 뒤쪽으로 2×2 로 정렬된 PMT를 하나의 세트인 block detector가 192개 내장되어 있다. 그리고 시간 분해능을 최소화 시켜 TOF (time of flight)를 구현하여 적은 시간, 적은 주사량으로 충분히 SNR (signal to noise ratio)을 유지할 수 있다.

PET/MRI 장비로는 Siemens사의 mMR을 사용하였다. 3 Tesla의 고자장 MRI 장비는 기존의 MRI 장비에 비해 전신을 검사할 수 있는 전용 코일이 이용하고 있으며 고성능

경사자장과 보다 발전된 BOLD, Diffusion, Spectroscopy가 가능하였다. LSO crystal 28,672개를 사용한 PET 장비는 고자장에서 전기적 신호를 인식하기 위해 기존의 PMT는 사용하지 못하고, 반도체 검출기인 APD (Avalanche Photo Detector)를 사용하였다. 그래서 TOF나 PSF (point spread function) 기술은 사용되지 못하고 있어 기존의 PET/CT의 PET 영상에 비해 해상도가 다소 떨어지고 있다. 하지만 이 mMR 장비의 경우 기존의 PET/CT와 달리 gantry 속에 main magnet-shimming coil-gradient coil-PET detector-RF coil이 동축상에 내장이 되어 있어 MRI 신호를 받는 동시에 PET 신호를 받을 수 있게 설계가 되어 있어 완전한 동시적인 PET과 MRI의 퓨전이 가능케 되었다(Fig. 4).

3. 방법

1) 팬텀

Uniformity phantom에 ^{18}F -FDG 36 MBq을 넣고 교반한 후 PET/MRI 테이블에 올려놓고 spine coil과 surface coil을 덮어 1 bed 스캔을 하였다. PET 데이터는 10분간 획득하고 iterative로 reconstruction하였다. 감쇄 보정을 위해 VIBE-DIXON sequence 영상을 얻었고, 정확한 위치 잡이를 위해 axial T1 영상을 얻어 fusion을 하였다. PET/MRI 스캔이 끝나면 바로 PET/CT로 이동을 하여 PET 영상을 10분간 획득하고 CT로 감쇄 보정을 하였다. Reconstruction이 완료된 MRAC 영상과 CTAC 영상에서 ROI를 5군데 설정을 하여 SUV를 비교, 평가하였다. 동일한 방법으로 ^{68}Ge 선원으로 PET/MRI에서 PET 영상을 얻고 VIBE-DIXON으로 감쇄 보정을 하였으며, PET/CT에서 PET 영상을 얻고 CT로 감쇄

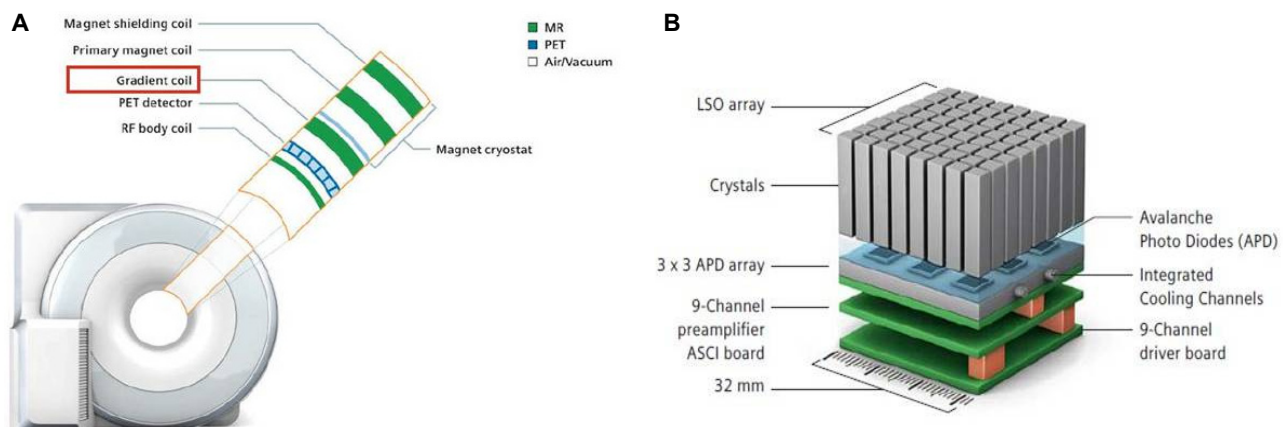


Fig. 4. Compartment in PET/MRI. Real coincidence acquisition come true by locate both MRI coils and PET detector at co-axial (A). In case of PMT, an electron is bended by magnet field. So APD, semiconductor detector, that doesn't effected on magnet field is installed on LSO crystal at PET/MRI instead of PMT (B).

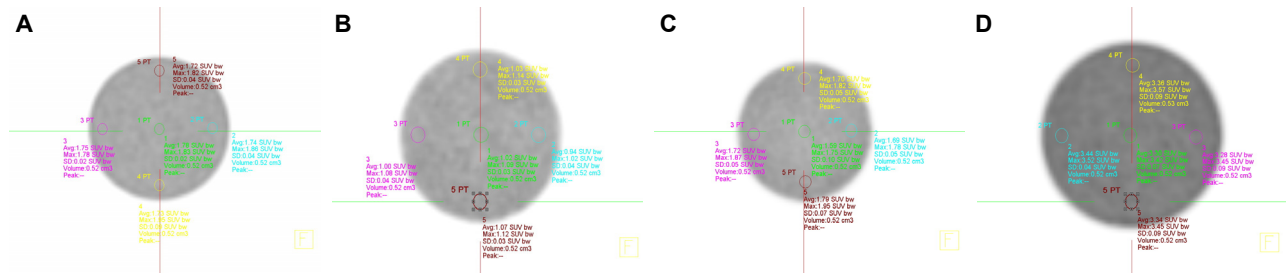


Fig. 5. Attenuation corrected images. CTAC (A) and MRAC (B) of ^{18}F , CTAC (C) and MRAC (D) of ^{68}Ge .

Table 1. SUV comparison of between CTAC and MRAC on ^{18}F -FDG phantom and ^{68}Ge source

	ROI	1	2	3	4	5	Avg
^{18}F -FDG	CTAC (a)	1.83	1.86	1.78	1.95	1.82	1.848
	MRAC (b)	1.09	1.02	1.08	1.12	1.12	1.086
	% Diff						-70.17%
^{68}Ge source	CTAC (c)	3.3	3.52	3.45	3.57	3.45	3.458
	MRAC (d)	1.75	1.78	1.87	1.95	1.82	1.834
	% Diff						-88.55%

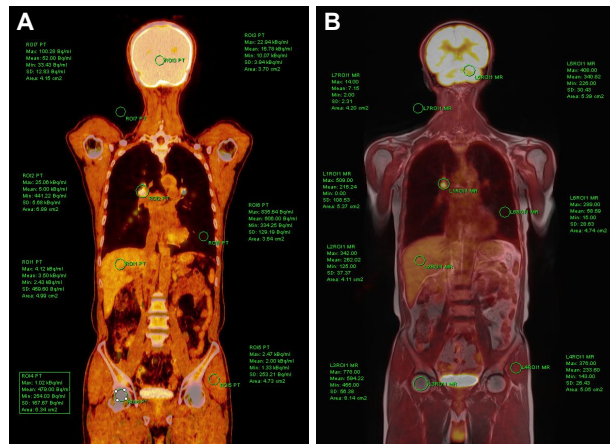


Fig. 6. Left image is fusion image CTAC with CT (A), right image is MRAC fusion image (B).

보정을 한 후, 서로 간의 SUV의 차이를 비교, 평가하였다 (Fig. 5).

2) 환자

PET/MRI와 PET/CT 검사를 함께 시행하는 환자 18명을 선택하였다. 금식된 상태에서 환자가 도착하면 MRI 조영제를 위한 동의서를 작성하고 팔에 IV라인을 잡는다. 그리고 ^{18}F -FDG를 몸무게(kg)×0.14 (mCi) 주입을 하고, 1시간 동안 안정실에서 기다린다. 우선 PET/MRI 검사실에 들어와서

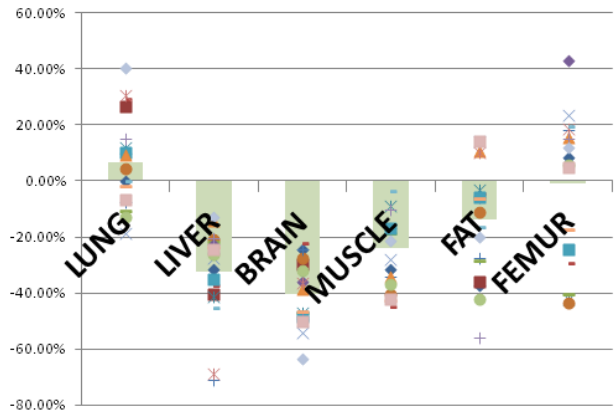


Fig. 7. At all most of organs, SUV of MRAC is lower than CTAC except lung and femur where proton density is not enough to make MRI image in.

mMR 전용 코일인 ‘head and neck coil’, ‘spine coil’, ‘surface coil’을 환자에게 덮고, bed 당 3분씩 얻은 PET 데이터를 VIBE-DIXON 영상으로 감쇄 보정을 한다. 이외에 추가적으로 필요한 전신 MRI 영상을 얻고, 병소에 따른 regional PET/MRI 영상을 검사한다. 이 부분 검사가 끝이 나면 환자에게 소변을 한 번 더 보게 하고, 바로 PET/CT 전신 검사를 한다. 각각의 μ -map으로 감쇄 보정하고, MRAC 영상과 CTAC 영상에서 폐, 간, 뇌, 근육, 지방, 대퇴골의 SUV 차이를 비교, 평가하였다(Fig. 6).

결 과

1. 팬텀

^{18}F -FDG를 이용한 uniformity 팬텀 데이터의 경우, 감쇄 보정을 적용하고 재구성된 CTAC 영상의 임의의 슬라이스에서 ROI 5개를 설정하고 SUV를 측정하였다. 그 평균값을 구하고, 동일한 슬라이스의 MRAC 영상에서 평균 SUV를 측정하여 그 차이를 평가하였는데, MRI로 감쇄 보정한 MRAC 영상이 70% 정도 낮게 측정되었다. ^{68}Ge source의 경우 CTAC 영상에 비해 MRAC의 영상의 SUV가 88.55% 낮게 측정이 되어 ^{18}F -FDG를 사용하였을 때에 비해 더 큰 차이가 나타났다(Table 1).

2. 환자

감쇄 보정이 이루어진, CTAC 영상과 MRAC 영상에서 폐, 간, 뇌, 근육, 지방, 뼈에서의 SUV 차이를 구하였다. CTAC의 비해 MRAC의 SUV에서 폐는 32.5%, 간은 40.35%, 근육은 23.92%, 지방은 13.92%, 뼈는 5.0% 낮게 측정되었다(Fig. 7).

결 론

PET/MRI는 기존의 PET/CT에 비해 연부 조직의 contrast ratio가 월등히 우수하고, PET과 MRI 영상의 실제적인 동시 계측이 가능하고, 전신 CT로 인한 피폭을 줄일 수 있는 장점이 있다. 하지만 동일한 PET raw 데이터를 CT와 MRI로 각각 감쇄 보정을 하였을 경우 차이가 많이 나는 것을 알 수 있다. 인체 장기 중 폐나 뼈와 같이 MRI신호의 기본이 되는

양성자의 수가 현저히 적은 장기의 경우 CTAC 영상과 MRAC 영상 간의 차이는 미미하였지만, 이 외의 간, 뇌, 근육, 지방에서의 SUV의 경우, MRAC의 영상에서의 SUV가 CTAC 영상에 비해 낮게 측정됨을 알 수 있었다. 감쇄 보정을 하지 않은 영상에서의 count는 PET/CT, PET/MRI에서 거의 같게 측정이 되었지만, 감쇄 보정을 하고 난 다음의 counts나 SUV의 경우 많은 차이가 났다. 그러므로 지금까지의 감쇄 보정 기술은 완전하지 않다고 할 수 있다. 특히 VIBE-DIXON으로 만들어진 μ -map의 경우 bone 영역을 인식하지 못하고, UTE의 경우 시간이 오래 걸리면서 fat과 CSF를 구분하지 못 하는 단점이 있다.

MRI에서 나오는 RF 신호와 PET에서의 감마선은 그 기원 자체가 틀리다. 그렇기 때문에 인체 내에서 감쇄된 감마선량을 직접적으로 MRI 영상에서는 알 수가 없어 인체를 구획 구분하는 감쇄 보정법을 이용하고 있다. 그래서 앞으로의 PET/MRI에서는 보다 정확한 감마선의 감쇄에 대한 보정 값을 알 수 있도록 다양한 접근이 적용되어야 하겠다.

REFERENCES

1. 이명철, 정준기, 고창순. 핵의학 제 3편. 2008.
2. Siemens mMR system user's guide.
3. Siemens MCT system user's guide.
4. Alexander Drzezga, et al. Comparison to PET/CT in Patients with Oncologic Diagnoses. J Nucl Med 2012;53:845-855.
5. Gaspar Delso, et al. Performance Measurements of the Siemens mMR Integrated Whole-Body PET/MR Scanner. J Nucl Med 2011;52:1914-1922.
6. Matthias Hofmann, et al. Quantitative Evaluation of Segmentation and Atlas-Based Methods. J Nucl Med 2011;52:1392-1399.
7. 주광태 외. 방사선 물리학. 1995.