

Original Article

# $^{18}\text{F}$ -FDG PET 영상의 정량적 비교: PET/MR VS PET/CT

부산대학교병원 핵의학과  
이무석 · 임영현 · 김재환 · 최규오

## Quantitative Comparisons in $^{18}\text{F}$ -FDG PET Images: PET/MR VS PET/CT

Moo Seok Lee, Young Hyun Im, Jae hwan Kim, Gyu O Choe  
*Department of Nuclear Medicine, Pusan National University Hospital, Korea*

**Purpose :** More recently, combined PET/MR scanners have been developed in which the MR data can be used for both anatomometabolic image formation and attenuation correction of the PET data. For quantitative PET information, correction of tissue photon attenuation is mandatory. The attenuation map is obtained from the CT scan in the PET/CT. In the case of PET/MR, the attenuation map can be calculated from the MR image. The purpose of this study was to assess the quantitative differences between MR-based and CT-based attenuation corrected PET images. **Materials and Methods :** Using the uniform cylinder phantom of distilled water which has 199.8 MBq of  $^{18}\text{F}$ -FDG put into the phantom, we studied the effect of MR-based and CT-based attenuation corrected PET images, of the PET-CT using time of flight (TOF) and non-TOF iterative reconstruction. The images were acquired from 60 minutes at 15-minute intervals. Region of interests were drawn over 70% from the center of the image, and the Scanners' analysis software tools calculated both maximum and mean SUV. These data were analyzed by one way-anova test and Bland-Altman analysis. MR images are segmented into three classes(not including bone), and each class is assigned to each region based on the expected average attenuation of each region. For clinical diagnostic purpose, PET/MR and PET/CT images were acquired in 23 patients (Ingenuity TF PET/MR, Gemini TF64). PET/CT scans were performed approximately 33.8 minutes after the beginning of the PET/MR scans. Region of interests were drawn over 9 regions of interest(lung, liver, spleen, bone), and the Scanners' analysis software tools calculated both maximum and mean SUV. The SUVs from 9 regions of interest in MR-based PET images and in CT-based PET images were compared. These data were analyzed by paired t test and Bland-Altman analysis. **Results :** In phantom study, MR-based attenuation corrected PET images generally showed slightly lower -0.36~-0.15 SUVs than CT-based attenuation corrected PET images ( $p < 0.05$ ). In clinical study, MR-based attenuation corrected PET images generally showed slightly lower SUVs than CT-based attenuation corrected PET images (excepting left middle lung and transverse Lumbar) ( $p < 0.05$ ). And percent differences were -8.0~1.79% lower for the PET/MR images than for the PET/CT images. (excepting lung) Based on the Bland-Altman method, the agreement between the two methods was considered good. **Conclusion :** PET/MR confirms generally lower SUVs than PET/CT. But, there were no difference in the clinical interpretations made by the quantitative comparisons with both type of attenuation map. (Korean J Nucl Med Technol 2012;16(2):68-80)

**Key Words :** PET/MR, PET/CT, SUVs

## 서론

- Received: July 2, 2012. Accepted: September 27, 2012.
- Corresponding author : **Moo Seok Lee**  
Department of Nuclear Medicine, Pusan National University Hospital 305  
Gudeok-Ro, Seo-gu, Pusan, 602-739, Korea  
Tel: +82-51-240-7740, Fax: +82-51-247-3214  
E-mail: antjrsla@hanmail.net

MRI는 PET이나 SPECT가 제공하는 기능 및 생리적 정보와 CT가 지닌 우수한 공간 해상도의 장점을 고루 갖춘 영상 진단 기기이다. 최근 MRI가 갖는 여러 장점들과 전신 MRI

의 빠른 발전 등으로 인하여 임상적 활용도가 증가하였으며, PET/CT의 제한점 보완에 대한 인식으로 PET/MR에 관심이 고조되고 있다.<sup>1)</sup>

PET/CT와 비교 시 PET/MR의 장점은 첫째, CT보다 우수한 연부조직에 대한 대조도이며, 다음으로는 전리 방사선을 사용하지 않아 방사선 피폭을 50~60% 줄일 수 있어 소아 검사나, 반복검사에 유용한 점이다. 마지막으로, PET과 동시에 MR에서 가능한 spectroscopy나 molecular imaging을 이용하여 더 많은 분자생물학적 정보도 알 수 있다는 점이다.<sup>3)</sup>

한편, 기능 및 분자영상의 특성상 체내 방사능 분포의 정확한 정량화는 PET시스템이 갖추어야 하는 중요한 기능이며 정량적으로 정확한 PET영상을 얻기 위해서는 여러 단계에 걸친 영상보정 알고리즘을 PET 데이터에 적용하여야 한다.<sup>2)</sup> 그 중에서 감쇠보정과 산란보정은 정량적인 PET영상 결과를 얻기 위한 필수적인 방법이다. PET에서 이용하는 소멸방사선에 대한 감쇠지도를 얻기 위해, PET/CT는 CT에서 얻을 수 있는 전리 방사선인 X선을 이용한다. 획득한 CT영상을 감쇠지도로 이용하여, CT에서 얻을 수 있는 데이터인 Hounsfield Unit을 소멸방사선에 대한 감쇠계수로 전환하여 감쇠보정과 산란보정이 가능하다.<sup>4)</sup> 그러나 MR영상은 강한 자기장을 걸어 수소밀도와 조직 이완률 차이로 되돌아오는 변화로 신호를 획득하여 영상을 획득한다. 이러한 수소밀도와 조직 이완률 차이는 방사선 감쇠와 직접적인 관련이 없기 때문에 CT처럼 소멸방사선에 대한 감쇠계수를 구하기 위해 직접적으로 전환하는 방법을 사용할 수는 없다. 그렇지만, MR영상은 air, compact bone, bed, coils을 제외하고는 CT영



**Fig. 1.** The Philips Ingenuity PET/MR TF system is a hybrid imaging system with Philips time of flight GEMINI TF PET and Achieva 3T X-series MR system. A turntable patient handling system facilitates patient motion between the MR system on the left and the PET system on the right.

상 못지않게 고해상력의 해부학적인 영상을 만들 수 있다.<sup>5)</sup> 특히, air, lung, soft tissue 3구역에 대해서는 더욱 명확하게 구분할 수 있다. 이러한 MR영상의 특성을 이용하여 감쇠 보정, 산란 보정을 하기 위한 감쇠지도를 만들 수 있다. MR영상을 감쇠지도로 만들기 위해 크게 segment, truncation compensation, assignment를 해야 되는데, Segment는 MR영상을 air, lungs, soft tissue로 분할하는 것이다. Truncation compensation은 MR장비의 좁은 bore 크기로 인해 발생한 가장자리 부분의 손실된 MR영상 때문에 감쇠 보정된 PET영상도 가장자리 부분에 정확한 감쇠보정을 하지 못한다. 그러나 PET에서 감쇠 보정되지 않은 영상은 만들 수 있는데, 이 때 감쇠 보정되지 않은 영상을 이용하여 손실된 MR영상을 예상해 소프트웨어적인 방법으로 손실된 MR영상을 복구하는 것이다. Assignment은 분할된 위치에 511keV에 대한 평균 감쇠 계수를 지정해 주는 것이다.<sup>6)</sup>

이에 PET/MR에서 감쇠계수 변환방법이 정확하게 반영되었는지 확인하는 것이 PET/MR영상에서 감쇠 보정된 PET영상을 이해하는데 선행되어야 할 중요한 연구라 할 수 있다. 따라서 본 연구에서는 측정감쇠보정을 사용한 PET/CT와 분할감쇠보정을 사용한 PET/MR에 대해 phantom과 정상 환자

**Table 1.** Specifications of the Philips Ingenuity TF PET/MR system

| Description                                          | Type or Dimension        |
|------------------------------------------------------|--------------------------|
| PET parameter                                        |                          |
| Detector ring diameter                               | 903 mm                   |
| Bore diameter                                        | 70.7 cm                  |
| Axial FOV                                            | 18 cm                    |
| Crystal type                                         | LYSO                     |
| Crystal size                                         | 4×4×22 mm <sup>3</sup>   |
| Crystal array per module                             | 23×44                    |
| No of detector modules                               | 28                       |
| No of individual crystals                            | 28336                    |
| Coincidence window width                             | 3.8 ns                   |
| Energy acquisition window                            | 460-665 keV              |
| Time of Flight                                       | Yes                      |
| MR parameter                                         |                          |
| Magnet type                                          | Superconducting 3T       |
| Bore diameter (cm)                                   | 60                       |
| Maximum FOV (cm)                                     | 50×50×45                 |
| Field homogeneity (VRMSa)                            | 0.5 ppm                  |
| 40×40×40 Volume (cm)                                 |                          |
| Max gradient amplitude (mT m <sup>-1</sup> )         | Standard mode = 40/100   |
| and slew rate (mT m <sup>-1</sup> ms <sup>-1</sup> ) | Enhanced mode = 80/200   |
| on each axis                                         |                          |
| Number of receive channels                           | 16 standard, 32 optional |
| Channel band width                                   | 3 MHz per channel        |
| Table weight capacity                                | 200 kg                   |

를 대상으로 비교하여 정량적 평가를 하고자 한다.

## 실험재료 및 방법

부산대학교병원에 도입된 PET/MR 장비인 Ingenuity TF PET/MR (Philips Medical systems, cleveland Inc) (Fig. 1, Table 1)과 PET/CT 장비인 Gemini TF 64 (Philips Medical Systems (Cleveland), Inc.), Biograph Truepoint 40 (Siemens Medical Solutions USA, Inc)를 이용하였다(Table 2). Ingenuity TF PET/MR과 Gemini TF 64는 감쇠 지도로 MR과 CT를 사용하는 차이점이 있고, time of flight (TOF)기능을 사용하는 PET 장비의 기본 사양은 같은 장비이다. Biograph Truepoint 40 PET/CT는 time of flight기능이 없는 장비이다. 이러한 차이점에 따른 세 장비간의 Standardized Uptake Values (SUVs)를 비교하기 위하여 phantom study를 실시하였고, 임상적용을 하기 위해 PET/MR과 PET/CT의 임상적 차이점을 비교 평가하였다.

## 1. Phantom Study

### 1) 재료

Uniform cylinder phantom(supplied with Philips scanner, diameter: 20 cm, length: 30 cm, volume: 9,293 mL)을 이용하여 증류수와  $^{18}\text{F}$ -FDG (fluoro-2-deoxyglucose) 199.8 MBq를 넣어 magnetic stirrer를 이용하여 30분간 교반하였다. 교반 후 phantom의 균일한 상태를 유지하기 위해 공기층을 제거하였다(Fig. 2).

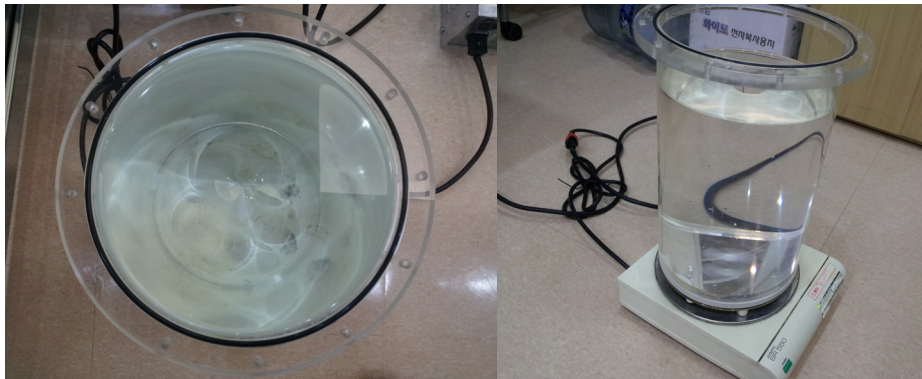
### 2) 영상획득

세 종류의 PET 장비들을 single-bed로 2분씩 설정하고 교반 시작 후 각각의 장비에서 60분부터 15분 간격으로 180분까지 총 9번의 영상을 획득하였다(Fig. 3).

감쇠보정을 위해 MR은 SUV validation protocol에서 Q-Body coil을 이용하여 TE 1.25ms, TR 2.7ms로 하였으며, PET영상의 재구성은 TOF OSEM 알고리즘을 사용하였다. CT는 두 장비가 동일하게 120kVp, 100mAs의 조건으로 설정하였고, PET영상의 재구성은 Gemini TF 64는 TOF OSEM

**Table 2.** Specifications of the Philips Gemini TF 64 and the Siemens Biograph Truepoint 40

| Description               | Gemini TF 64           | Biograph Truepoint 40       |
|---------------------------|------------------------|-----------------------------|
| PET parameter             |                        |                             |
| Detector ring diameter    | 903 mm                 | 842 mm                      |
| Axial FOV                 | 18 cm                  | 21.6 cm (with TrueV option) |
| Crystal type              | LYSO                   | LSO                         |
| Crystal size              | 4×4×22 mm <sup>3</sup> | 4.0×4.0×20 mm <sup>3</sup>  |
| No of individual crystals | 28336                  | 32448 (with TrueV option)   |
| Coincidence window width  | 3.8 nsec               | 4.5 nsec                    |
| Time of Flight            | Yes                    | No                          |
| CT parameter              |                        |                             |
| No. of CT slices          | 64                     | 40                          |
| CT Transverse Scan Field  | 60 cm                  | 70 cm Extended FOV          |
| Tube current              | 33-500 mA              | 28-580 mA                   |
| Tube voltages             | 80, 120, 140 kV        | 80, 100, 120, 140 kV        |



**Fig. 2.** Uniform cylinder phantom was used. 199.8MBq of  $^{18}\text{F}$ -FDG diluted with distilled water over 30minutes on the magnetic stirrer. After mixture, the air layer was removed for the uniformity.

알고리즘, Biograph Truepoint 40은 True X 알고리즘을 사용하였다.

### 3) 영상분석

SUVs를 비교 평가하기 위해 phantom의 중간지점에 있는 10개의 Slice(slice thickness: 4 mm)를 선택하여, phantom 중심에서 70%되는 영역에 원형으로 관심영역(Region of Interests, ROIs)을 설정하였다. Philips사의 Extended Brilliance Workspace software (EBW)와 Siemens사의 syngo Multimodality Workplace (MMWP)를 이용하여 관심영역에서의 SUVs 최대값과 평균값을 구하였다(Fig. 4).

### 4) 통계분석

3가지방법으로 감쇠 보정된 PET 영상에서 얻은 SUVs의 차이를 알아보기 위해, SPSS version 18.0 (SPSS inc., Chicago, USA)을 이용하여 one way-anova test를 시행하였으며,  $p$ 값은 0.05 미만을 통계적으로 유의한 차이로 보았다, 측정치는 평균 $\pm$ 표준편차로 제시하였다. 또한, 각각의 PET 장비에 대한 일치도를 평가하기 위해 MedCalc<sup>®</sup> (MedCalc software, version 12.2.1.0 Mariakerke, Belgium)을 이용하여 Bland-Altman plot 분석을 하였다.

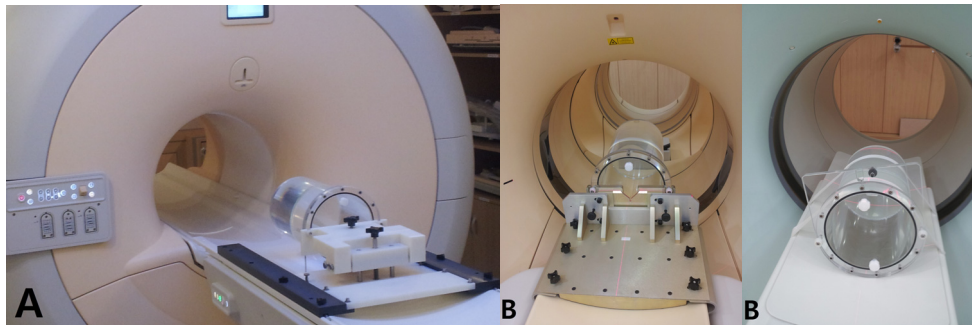
## 2. Patients Study

### 1) 연구 대상

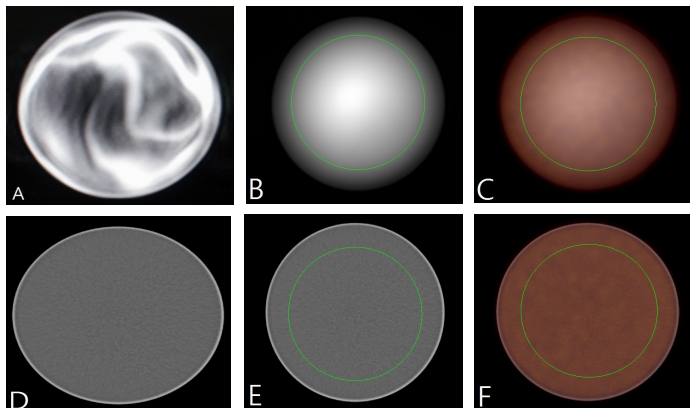
2011년 11월부터 2012년 3월까지 23명의 암병력이 없는 정상 자원자(남:여=16:7, 평균나이,  $50.4 \pm 15.2$ 세)를 대상으로 하였다. 모든 환자는 평균 6~8시간 금식을 시킨 다음 혈당수치가 80~120 mg/dL에 있는 되었을 때  $^{18}\text{F}$ -FDG를 정맥투여하였다. 투여량은 [체중  $\times$  5.55 MBq]으로 정하였으며, 방사성의약품이 흡수될 때까지 안정실에서 생수를 마시면서 40~50분 정도 대기하였다.

### 2) PET/MR 영상획득

감쇠 보정된 영상을 얻기 위해 atMR protocol을 이용하였다. atMR protocol은 PET/MR에서 부분영상을 보기 전에 전체적인 scan을 실시하여 진단, 감쇠 보정, 산란 보정을 하기 위한 MR protocol인데 Q-Body coil을 이용하여 Flip angle 10°, TE 2.3 ms, TR 4.1 ms (smallest water-fat shift), FOV 50 cm, slice thickness 6 mm의 조건으로 하는 검사이다. 10분 정도 skull base에서 thigh까지 atMR영상을 얻었으며, MR 스캔이 끝난 이후에 turn table에서 180도로 회전하여 PET 영상을 얻었다. PET영상은 90 sec/bed, FOV 60 cm, TOF OSEM 알고리즘을 사용하였다.



**Fig. 3.** For the comparison of MR and CT-based attenuation corrections, transmission scans of uniformity cylinder phantom was performed using MR and two type of CT (A: PET/MR, B: PET/CT).



**Fig. 4.** (A) MR attenuation map of uniformity cylinder phantom. (D) CT attenuation map of uniformity cylinder phantom. (C)(F) Region of Interests was drawn over 70% from the center of the image.

### 3) PET/CT 영상획득

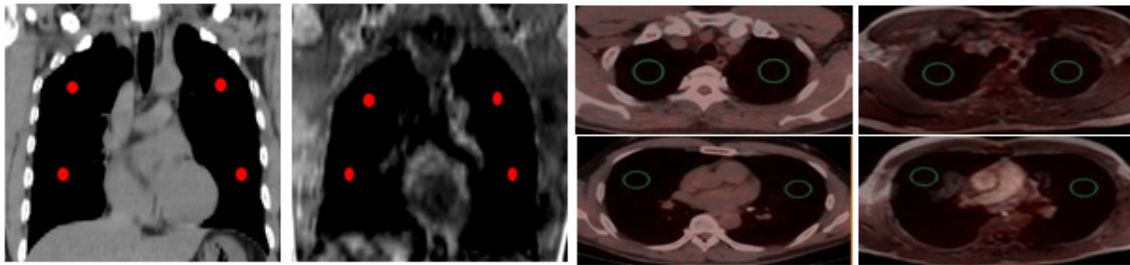
PET/CT 영상은 Gemini TF 64를 이용하였으며, 이 장비에서 PET장비의 사양은 Ingenuity TF PET/MR장비의 PET과 동일한 것이었다. 검사는 PET/MR 검사를 시작한 후 평균 33.7분 후에 PET/CT 검사를 실시하였다(PET/MR에서 MR이 검사 후 PET검사의 시작 시간과 PET/CT에서 CT이후 PET검사의 시작 시간의 간격은 평균 18.6분이었다). CT는 120kVp, 100mAs, FOV 60 cm으로 하였으며, PET의 영상획득 조건과 재구성 조건은 PET/MR에서의 PET 조건과 동일하게 설정하였다.

### 4) 영상분석

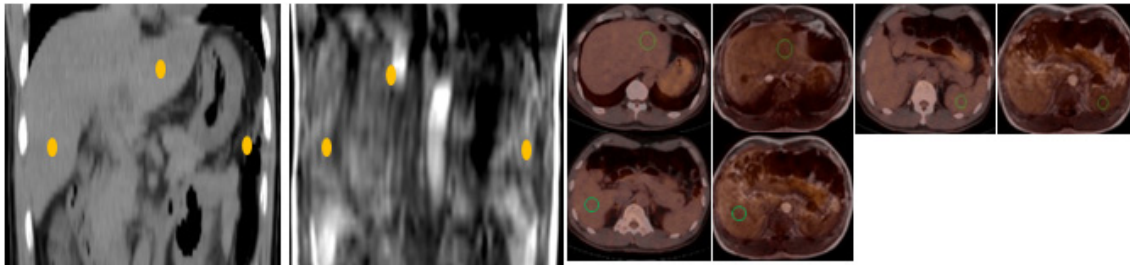
동일한 관심영역을 각각의 PET영상에 설정하였다. 그리고 phantom에서와 마찬가지로 SUVs 최대값과 평균값을 구하였다. 이때 관심영역은 EBW software를 이용하였다.

관심영역은 segment의 3구역인 lung, soft tissue, 그리고 segment에서 제외되는 bone에 대해 설정하였다. Transverse 영상에서 both lungs (upper, middle region), soft tissue에 대해서는 대표적으로 liver (postero-inferior segment[S6], postero-inferior segment [S2]), spleen, bone에 대해서는 lumbar (L1~L5)에 관심영역을 설정하였다. 호흡에 의한 오차 때문에 lung의 lower lobe은 측정하지 않았으며, left middle lobe

A. Lungs



B. Soft Tissue



C. Bone

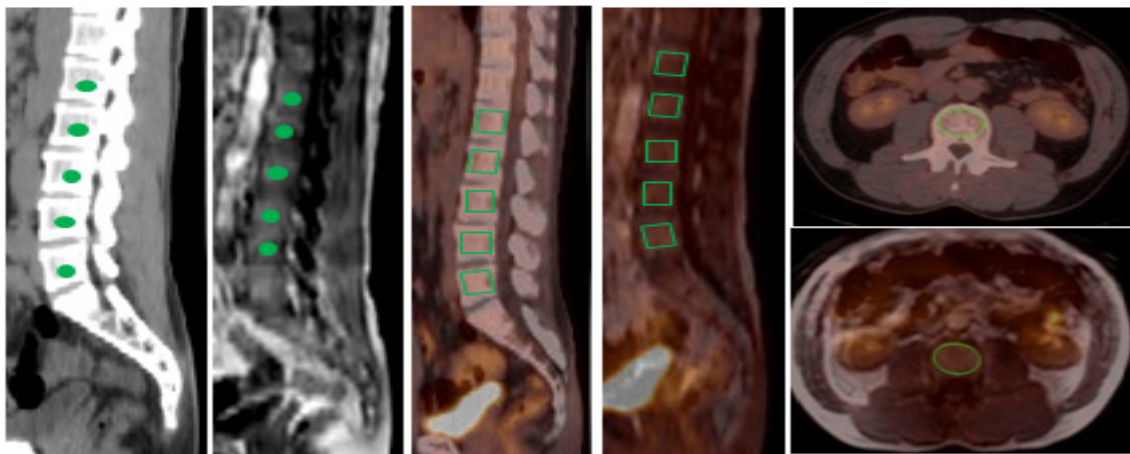


Fig. 5. After we displayed PET emission images reconstructed using 2 different attenuation maps of CT and MR, we evaluated SUVs (standard uptake values) for same location. (A) Lungs, (B) Soft tissue, (C) Bone.

에 대해서는 심장과 대동맥이 영향을 미치지 않게 최대한 떨어진 위치에 관심영역을 설정하였다. Bone에서는 측정된 SUVs에 대한 신뢰도를 높이기 위해 lateral영상에 대해 추가로 관심영역을 설정하였다. 크기는 SUVs가 최고치가 되도록 5X5 픽셀의 타원형 모양, Bone에 대해서는 5X5 픽셀의 정사각형 모양을 정하였다. 이때 ROIs는 EBW의 copy-paste 기능을 이용하였다(Fig. 5).<sup>6-8)</sup>

### 5) 통계분석

두 종류의 PET영상에서 얻은 SUVs의 차이점을 비교하기 위해 paired t test를 사용하였다. 또한, CT로 감쇠 보정된 PET영상의 SUVs와 MR로 감쇠 보정된 PET영상의 SUVs의 상대적인 차이점을 평가하기 위해 percentage difference (%Diff.)를 다음과 같은 식으로 평가하였다.

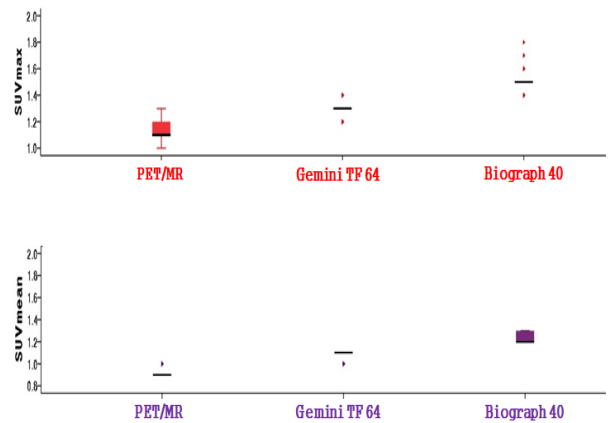
$$\%Diff. = \frac{SUV_{MR} - SUV_{CT}}{SUV_{CT}} \times 100$$

$SUV_{MR}$ 은 MR로 감쇠 보정된 PET영상에서 얻은 SUVs이고,  $SUV_{CT}$ 는 CT로 감쇠 보정된 PET영상에서 얻은 SUVs이다. 측정치는 평균±표준편차로 제시하였다. 뿐만 아니라, 두 검사방법의 일치도를 평가하기 위해 MedCalc<sup>®</sup> (MedCalc software, version 12.2.1.0 Mariakerke, Belgium)을 이용하여 Bland-Altman plot 분석을 하였다.

## 결 과

### 1. Phantom Study

감쇠 보정 방법의 차이가 미치는 영향과 PET/CT 장비에서의 time of flight 방법 적용 유무가 미치는 영향을 평가하기 위해서 필립스사의 uniform cylinder phantom을 이용하여 SUVs의 최대값과 평균값을 측정하였다. Ingenuity TF PET/MR의 SUVs 최대값과 평균값이 PET/CT 2대보다 유의하게 낮았으며, SUVs 최대값과 평균값 평균차이가 Gemini TF 64와는 -0.15, -0.17, Biograph Truepoint 40과는 -0.34, -0.33이었다. PET/CT장비간의 SUVs 최대값과 평균값의 차이는 -0.19, -0.15로 time of flight를 적용시킨 Gemini TF 64의 SUVs가 낮게 측정되었다( $p < 0.05$ ). 3가지 장비에서 측정된 SUVs 최대값과 평균값은 Biograph Truepoint 40, Gemini TF 64, Ingenuity TF PET/MR 순으로 높은 것을 확인할 수 있었



**Fig. 6.** The uniformity cylinder phantom SUVs of the Ingenuity TF PET/MR, Gemini TF 64 and Biograph Truepoint 40. The smallest SUVs were found in the Ingenuity TF PET/MR.

**Table 3.**  $SUV_{max}$  and  $SUV_{mean}$  in uniform cylinder phantom. ; at 15-minute intervals for 2-minute each

|         | $SUV_{max}$ |           |           | $SUV_{mean}$ |           |           |
|---------|-------------|-----------|-----------|--------------|-----------|-----------|
|         | MR*         | CT1†      | CT2‡      | MR           | CT1       | CT2       |
| 60 min  | 1.12±0.04   | 1.30±0.00 | 1.53±0.04 | 0.90±0.00    | 1.01±0.03 | 1.30±0.00 |
| 75 min  | 1.10±0.00   | 1.27±0.04 | 1.51±0.03 | 0.90±0.00    | 1.01±0.03 | 1.30±0.00 |
| 90 min  | 1.06±0.05   | 1.21±0.03 | 1.62±0.09 | 0.90±0.00    | 1.10±0.00 | 1.30±0.00 |
| 105 min | 1.10±0.00   | 1.25±0.05 | 1.53±0.06 | 0.90±0.00    | 1.10±0.00 | 1.30±0.00 |
| 120 min | 1.10±0.00   | 1.28±0.42 | 1.56±0.05 | 0.90±0.00    | 1.10±0.00 | 1.22±0.04 |
| 135 min | 1.11±0.03   | 1.29±0.05 | 1.46±0.06 | 0.90±0.00    | 1.10±0.00 | 1.21±0.03 |
| 150 min | 1.14±0.05   | 1.30±0.00 | 1.46±0.05 | 0.90±0.00    | 1.10±0.00 | 1.21±0.03 |
| 165 min | 1.15±0.05   | 1.31±0.03 | 1.44±0.05 | 0.90±0.00    | 1.10±0.00 | 1.21±0.03 |
| 180 min | 1.17±0.04   | 1.32±0.04 | 1.47±0.06 | 0.90±0.00    | 1.10±0.00 | 1.21±0.03 |

\*Ingenuity TF PET/MR, †Gemini TF 64, ‡Biograph Truepoint 40.

**Table 4.** Comparisons of  $SUV_{max}$  and  $SUV_{mean}$  of PET systems. ; the mean quantity of total values.

|              | Ingenuity TF PET/MR | Gemini TF 64 | Biograph Truepoint 40 |
|--------------|---------------------|--------------|-----------------------|
| $SUV_{max}$  | 1.14±0.05           | 1.29±0.05    | 1.48±0.05             |
| $SUV_{mean}$ | 0.91±0.00           | 1.09±0.03    | 1.24±0.05             |

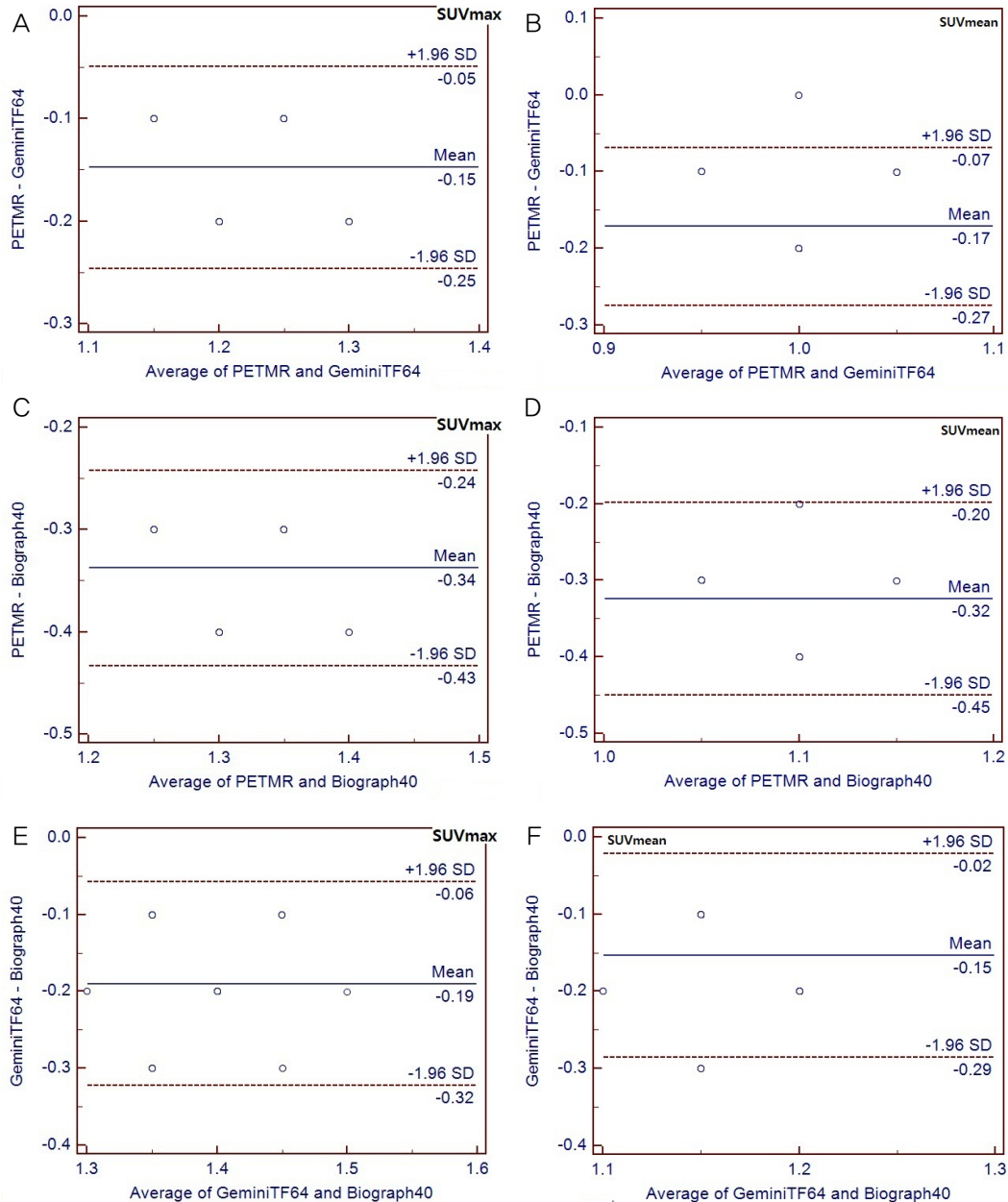
다(Table 3, 4, Fig. 6).

또한, 각각의 PET 장비들에 대한 SUVs의 일치도를 비교한 결과는 대부분 95% 신뢰구간인 일치한계선 사이에 들어 있었다(Fig. 7).

## 2. Patients Study

정상인 23명의 감쇠 보정방법에 따른 9개 부위의 SUVs 최

대값과 평균값을 측정하였다(Table 5). MR과 CT로 감쇠 보정한 PET장비의 SUVs 최대값과 평균값은 서로 유의미한 차이가 없었다( $p < 0.05$ ). Percentage difference에서 lungs은 left middle lobe 부위를 제외하면 MR로 감쇠 보정한 SUVs가 대체적으로 CT보다 높았다. Soft tissue에 대해서는 MR로 감쇠 보정한 SUVs의 측정된 부위 전체가 대체적으로 CT보다 낮았다. Bone에 대해서는 transverse lumbar의 SUVs 최대값을 제외하고는 MR로 감쇠 보정한 SUVs가 대체로 CT



**Fig. 7.** Bland Altman analysis of estimated SUVs of the Ingenuity TF PET/MR, Gemini TF 64 and Biograph Truepoint 40. Solid line indicates the average mean difference, while dotted lines delineates the 95% confidence limits of agreement.

보다 낮았다(Table. 5)(Fig. 8, 9).

또한, Ingenuity TF PET/MR장비와 Gemini TF 64장비에 서 측정된 3구역을 대한 SUVs의 일치도를 비교한 결과는 대부분 95% 신뢰구간인 일치한계선 사이에 들어 있었다 (Fig.10, 11, 12).

## 고 찰

최근 개발된 PET장비는 수년간의 연구 결과 time of flight 기능까지 적용이 가능하게 되었다. 뿐만 아니라 CT 분야도 자동노출장치의 개발로 방사선노출을 최소화 시키고, Dual energy 기법의 적용으로 보다 특이적인 조직 특성화를 제공 해 주며, 특히 혈관 질환의 평가를 향상 시킬 수 있게 되었다.<sup>9)</sup> MRI 또한 3.0Tesla급의 도입으로 심장, 뇌 분야 등의 진단이 향상되었고, 검사시간의 단축과 조영제 투여량이 줄어들어 환자 부담 대폭 줄어들었다. 이런 경향에 발맞추어 2011년 11월경에 본원에 time of flight 기능을 가진 PET장 비와 3.0 Tesla급 MRI가 결합된 PET/MR 장비가 첫 가동되었 다. 2000년대 중반이후 고자장 MR의 임상적 활용이 증가함 에 따라 PET/MR에 대한 연구가 진행되어 왔는데, 그 중 특

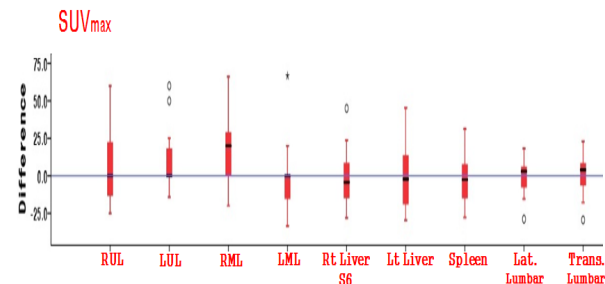
히 이슈가 된 분야가 PM tube를 사용하는 PET과 고자장 MR이 서로 간섭을 받지 않게 하는 것에 있었다. 2가지 장비 간의 간섭을 극복하는 방법으로 현재 PM tube를 사용하지 않고 전자사태광다이오드(avalanche photodiode, APD)을 이 용하는 방법이 있고,<sup>10)</sup> PET과 MR을 일정한 거리 두고, PET gantry는 silicon steel로 1차적인 차폐를 하고 PM tube 각각 을 Mu-metal로 2차적으로 차폐하여 자장의 간섭을 최소한으 로 낮추는 방법이 있다. 본원의 PET/MR은 후자의 해당한다. 한편, MR과 CT의 영상 획득원리 차이로 인해 PET/MR은 PET/CT와는 다른 감쇠보정 방법을 차이를 이용하게 되었 다. PET/CT가 CT를 이용하여 조직에 대한 Hounsfield Unit 를 감쇠계수로 전환해 측정된 감쇠지도를 이용한다면, PET/MR은 소멸방사선과 MR신호간의 직접적인 연관성이 없기 때문에 MR영상에서 확실히 차이가 나는 부분들을 분 할하는 방법으로 감쇠지도를 만들었다. 분할하는 방법에 대 해서는 lung, soft tissue, air로 3구역으로 나누는 법과 여기에 fat을 더해 4구역으로 분할하는 법이 있다.<sup>11)</sup> 본원의 PET/MR은 분할을 lung, soft tissue, air로 나누었다. 이는 MRI가 3구역에 대해 명확하게 영상을 만들 수 있다는 점과 3구역의 감쇠계수가 lung:  $0.030\text{ cm}^{-1}$ , soft tissue= $0.098\text{ cm}^{-1}$ ,

**Table 5.** Comparison of  $\text{SUV}_{\text{max}}$  and  $\text{SUV}_{\text{mean}}$  in PET systems

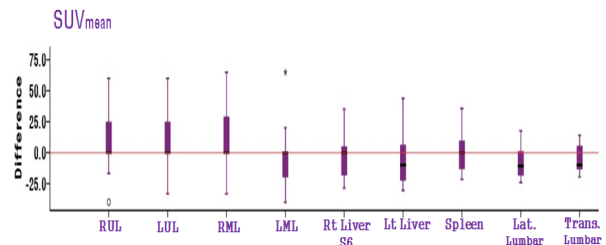
|                              | $\text{SUV}_{\text{max}}$ |                   |         |                   | $\text{SUV}_{\text{mean}}$ |                 |         |                    |
|------------------------------|---------------------------|-------------------|---------|-------------------|----------------------------|-----------------|---------|--------------------|
|                              | MRAC <sup>*</sup>         | CTAC <sup>†</sup> | p value | %Difference       | MRAC                       | CTAC            | p value | %Difference        |
| RUL <sup>‡</sup>             | $0.61 \pm 0.09$           | $0.60 \pm 0.10$   | NS      | $3.07 \pm 19.16$  | $0.45 \pm 0.07$            | $0.43 \pm 0.07$ | NS      | $5.49 \pm 19.94$   |
| LUL <sup>§</sup>             | $0.61 \pm 0.08$           | $0.60 \pm 0.11$   | NS      | $3.85 \pm 16.38$  | $0.46 \pm 0.07$            | $0.45 \pm 0.09$ | NS      | $3.43 \pm 18.99$   |
| RML <sup>  </sup>            | $0.49 \pm 0.08$           | $0.45 \pm 0.10$   | NS      | $13.4 \pm 23.99$  | $0.36 \pm 0.08$            | $0.34 \pm 0.07$ | NS      | $7.84 \pm 24.73$   |
| LML <sup>¶</sup>             | $0.52 \pm 0.10$           | $0.57 \pm 0.10$   | NS      | $-7.78 \pm 16.17$ | $0.40 \pm 0.08$            | $0.45 \pm 0.07$ | NS      | $-10.78 \pm 15.77$ |
| Rt. Liver S6 <sup>**</sup>   | $2.01 \pm 0.35$           | $2.11 \pm 0.24$   | NS      | $-4.28 \pm 15.30$ | $1.63 \pm 0.29$            | $1.74 \pm 0.24$ | NS      | $-5.88 \pm 15.01$  |
| Lt. Liver S2 <sup>††</sup>   | $2.04 \pm 0.39$           | $2.11 \pm 0.29$   | NS      | $-2.17 \pm 18.15$ | $1.63 \pm 0.32$            | $1.77 \pm 0.24$ | NS      | $-6.88 \pm 18.70$  |
| Spleen                       | $1.67 \pm 0.27$           | $1.73 \pm 0.18$   | NS      | $-3.27 \pm 13.4$  | $1.43 \pm 0.21$            | $1.46 \pm 0.12$ | NS      | $-2.04 \pm 12.02$  |
| Lat. Lumbar <sup>§§</sup>    | $1.60 \pm 0.31$           | $1.63 \pm 0.22$   | NS      | $-1.36 \pm 16.96$ | $1.19 \pm 0.26$            | $1.30 \pm 0.22$ | NS      | $-7.85 \pm 14.63$  |
| Trans. Lumbar <sup>   </sup> | $1.75 \pm 0.37$           | $1.74 \pm 0.23$   | NS      | $0.68 \pm 19.14$  | $1.24 \pm 0.23$            | $1.31 \pm 0.19$ | NS      | $-5.20 \pm 13.47$  |

<sup>\*</sup>MR attenuation correction, <sup>†</sup>CT attenuation correction, <sup>‡</sup>Right upper lobe, <sup>§</sup>Left upper lobe, <sup>||</sup>Right middle lobe, <sup>¶</sup>Left middle lobe,

<sup>\*\*</sup>Right Liver Segment 6, <sup>††</sup>Left Liver Segment 2, <sup>§§</sup>Lateral Lumbar, <sup>|||</sup>Transverse Lumbar, NS: not statistically significant.



**Fig. 8.** The maximum SUVs difference of the both upper lungs, both middle lungs, right liver segment 6, left liver segment 2, spleen, lateral lumbar, transverse lumbar.



**Fig. 9.** The average SUVs difference of the both upper lungs, both middle lungs, right liver segment 6, left liver segment 2, spleen, lateral lumbar, transverse lumbar.

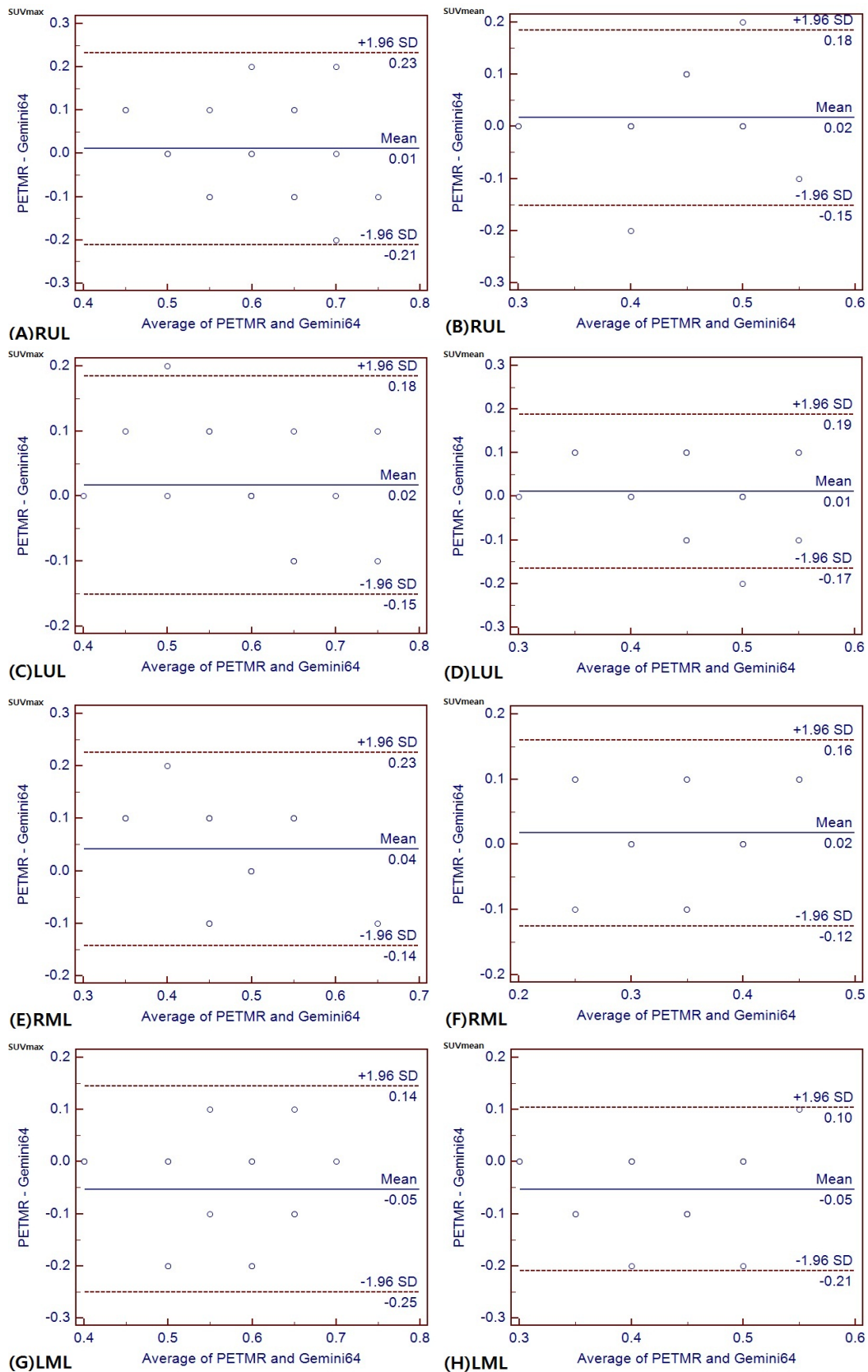


Fig. 10. Differences against mean for lungs by Bland Altman plot.

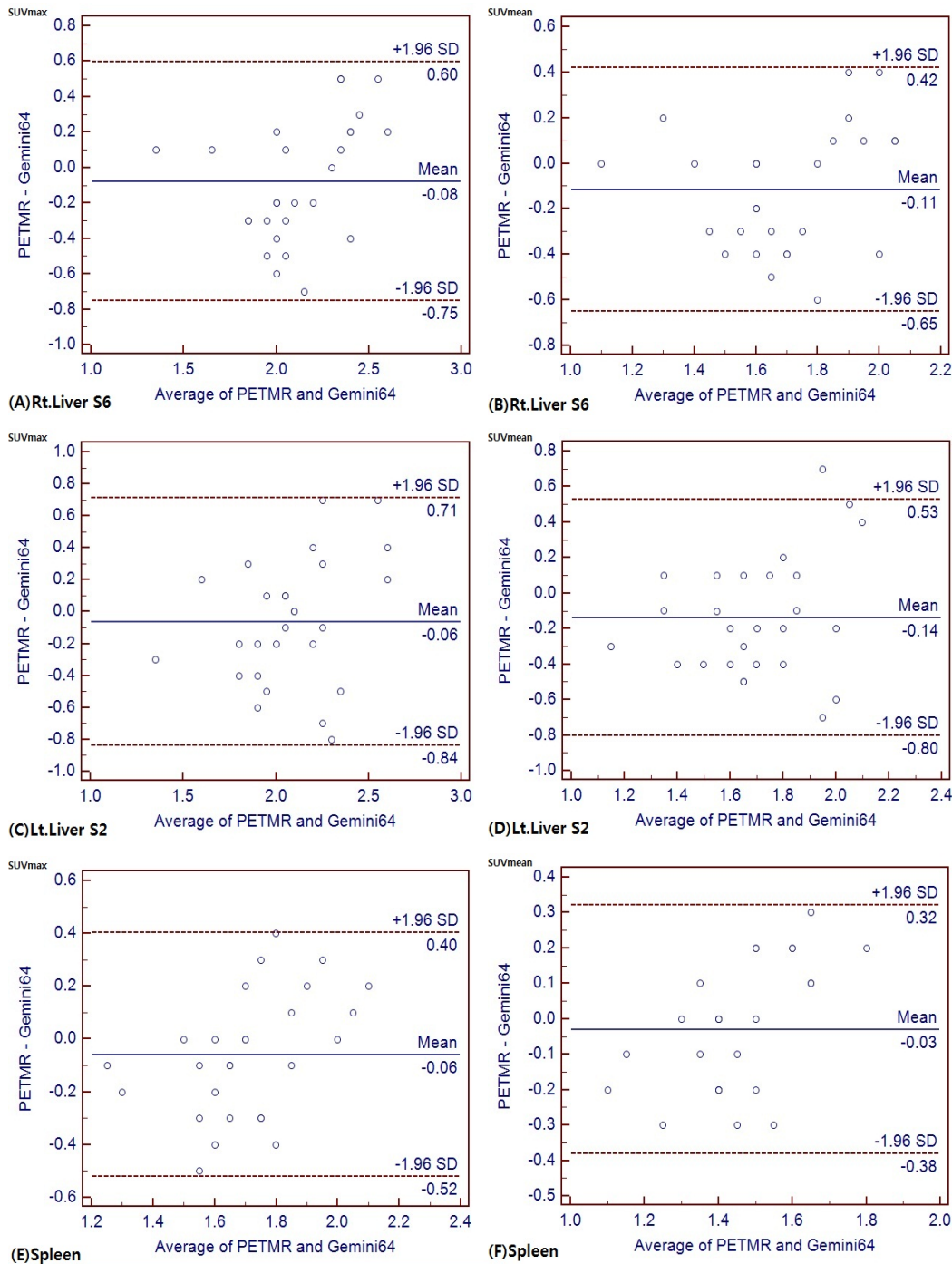


Fig. 11. Differences against mean for soft tissues by Bland Altman plot.

air=0.002  $\text{cm}^{-1}$ 로 차이가 나기 때문이다. 이렇게 분할된 3구역에 예측된 평균 감쇠 계수를 입력해서 감쇠보정을 하게 된다.<sup>12)</sup>

Soft tissue 부위는 muscles, fat, heart, brain, liver 등이 매우 유사한 감쇠 계수를 가져 이 부위에는 동일한 감쇠계수를 적용시킬 수 있지만, lung은 주위에 있는 장기보다 매우 작은

감쇠계수를 가지고 SUVs 또한 매우 작다. 그러므로 lung에 대한 segment는 필수적이다. 반면에 bone은 다른 부위에 비해 높은 감쇠계수를 가지기 때문에 bone을 segment하지 않는 방법이 유효한지 확인할 필요가 있다. Bone의 경우에는 로컬 coil을 이용하여 bone에 최적화된 부분 MR sequence의 이용하면 영상을 명확하게 얻을 수 있다. 그러나 bone은 칼

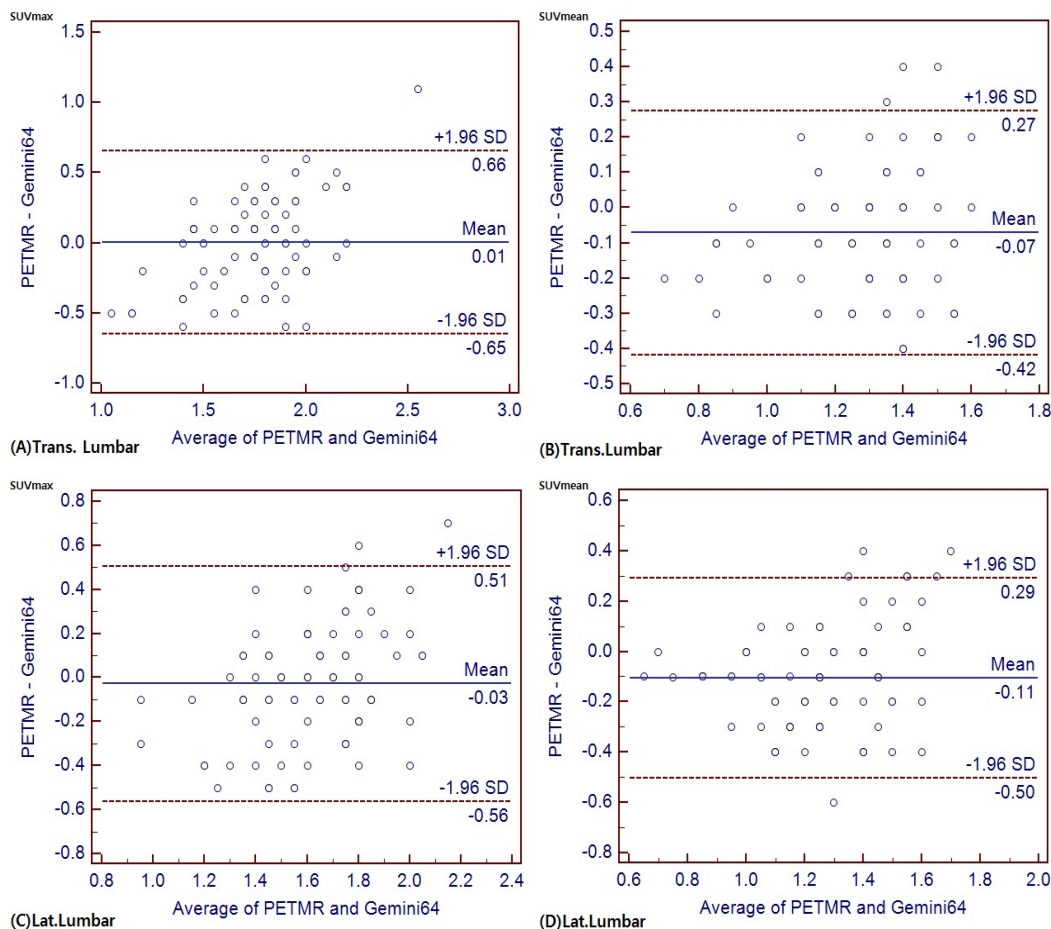


Fig. 12. Differences against mean for lumbar by Bland Altman plot.

숨과 인 성분이 풍부하기 때문에 수소밀도와 조직 이완률 차이에서 오는 신호가 다른 조직에 비해 상대적으로 약하다. 그로 인해 전신 MR에는 아직까지 bone에 대한 segment 방법을 적용하지 못하고 있는 실정이다.<sup>13)</sup> 이렇게 전신 MR에서 bone segment가 되지 않는 것은 bone marrow에  $^{18}\text{F}$ -FDG가 섭취되었을 때, spinal tumor, 정확하지 않은 registration으로 인해 bone 근처에 있는 조직이 실제  $^{18}\text{F}$ -FDG 섭취가 과소평가되었을 때 문제가 될 수도 있다.<sup>6)</sup>

본 연구에서는 uniform cylinder phantom을 이용해 감쇠 보정방법을 MR과 CT를 이용한 PET영상과 time of flight기능의 적용유무에 따른 PET영상을 비교하였다. 또한 임상적용을 위해 정상인을 각각 PET/MR과 PET/CT로 연속적으로 검사해 lungs, soft tissue, bone에서 측정된 SUVs를 비교 평가하였다.

Phantom study에서는 SUVs 최대값과 평균값은 TOF기능이 적용된 Gemini TF 64가 non-TOF PET/CT인 Biograph Truepoint 40보다 -0.19, -0.15 낮게 측정되었다. 이는 Gemini

TF 64가 coincidence window width가 3.8nsec로 coincidence window width가 4.5nsec인 Biograph Truepoint 40보다 짧은 background부분에 대한 카운터가 상대적으로 적게 되어 나온 결과라 생각된다.<sup>14)</sup> 이에 대해서는 NEMA phantom을 이용한 산란 분획의 비교 평가가 필요할 거라 사료된다. Ingenuity TF PET/MR의 SUVs 최대값과 평균값이 PET/CT 2대보다 유의하게 낮았는데 SUVs 최대값과 평균값의 차이가 TOF기능을 사용한 Gemini TF 64와 -0.15, -0.17이고 non-TOF PET/CT인 Biograph Truepoint 40과는 -0.34, -0.33였다. 이는 phantom study에서 time of flight 적용 유무로 평가한 PET/CT간의 비교에서와 마찬가지로 time of flight 기능이 SUVs가 낮게 측정된 것에 영향을 끼친 것이라 사료된다. 뿐만 아니라 같은 TOF PET 장비인 Gemini TF 64보다도 낮게 SUVs가 측정되었는데, 이는 감쇠 보정방법에서 측정 감쇠 보정법을 사용하는 PET/CT와는 달리 분할 감쇠 보정법을 사용해서 생긴 결과이라 생각된다. 기존 연구에서도 분할보정방법을 사용한 PET영상이 측정보정방법을 사용한

PET영상보다 SUVs가 유의하게 낮은 것으로 보고되고 있다.<sup>8)</sup>

정상인에 대한 스캔은 감쇠 보정을 위한 영상획득 방식만 달랐었고, PET/MR에서 MR 검사 후 PET검사의 시작 시간과 PET/CT에서 CT이후 PET검사의 시작 시간의 간격은 평균 18.6분이었다. 총 9부위에 ROIs를 설정하여 SUVs에 대한 차이를 비교하였다. PET/MR과 PET/CT에 대한 9부위의 SUVs 최대값과 평균값은 유의미한 차이는 없었다. Lungs에서 4구역의 실제 측정된 SUVs 최대값과 평균값이 0.1 이상 차이가 나지는 않았지만, %Difference에서는 SUVs 최대값이 -7.78~13.4%, SUVs 평균값은 -10.78~7.84%의 차이가 있었다. 이는 lungs에서 측정된 SUVs의 절대값 자체가 낮아서 생긴 결과이고, 예외적으로 left middle lobe의 SUVs 최대값과 평균값을 제외하고는 PET/MR의 SUVs가 높게 측정되었다. 이것은 heart에서 먼 곳에 ROIs를 설정하였음에도 불구하고 heart가 SUVs에 영향을 준 것이라 생각된다. Soft tissue에 대해서는 PET/MR이 낮게 측정되었고 %Difference는 SUVs 최대값에서 -4.28~2.17%, SUVs 평균값에서 -6.88~2.04% 차이가 있었다. 정상인의 대상으로 한 두 장비의 비교에서도 phantom study에서 보고된 것과 같이 분할보정방법을 사용한 PET영상이 측정보정방법을 사용한 PET영상보다 SUVs가 낮게 측정된 것을 알 수 있었다. 특히, bone에 대한 segment가 이루어지지 않아 transverse와 lateral에서 SUVs 측정하였는데, 실제 측정된 SUVs 최대값과 평균값은 미미한 차이가 있었다. %Difference는 SUVs 최대값에서 -1.36~0.68%, SUVs 평균값에서 -7.85~5.20%의 차이가 있었다. 분할보정방법을 사용한 PET영상이 측정보정방법을 사용한 PET영상보다 낮게 측정될 것이라 예상했지만, 예외적으로 transverse lumbar에서 PET/MR이 PET/CT보다 높게 측정되었다. 이는 측정방법의 오차나 부정확한 registration 때문이라 생각된다.

정상인에 대한 PET/MR과 PET/CT의 비교에서 SUVs 절대값 자체가 낮게 측정된 lungs와 transverse lumbar의 SUVs 최대값을 제외하고 PET/MR에서 약간 낮게 측정되었다. 그러나 차이가 0.1정도로 미미하고 %Difference에서 soft tissue는 7% 미만, bone은 8% 미만으로 측정되었다. 일반적으로  $^{18}\text{F}$ -FDG PET영상에서 %Difference가 10% 이하이면 임상적 판독에 영향을 미치지 않는다고 한다.<sup>5)</sup>

본 연구에서 philips의 uniform cylinder phantom을 이용하여 3종류의 PET 장비에서 SUVs 차이를 비교 분석하였는데, 타사 장비인 Biograph Truepoint 40은 TOF기능의 적용유무뿐만 아니라, phantom에 대한 전용 거치대가 없는 관계로 불가피하게 기하학적 오차가 다른 PET 장비들보다 컸을 것이라 생각된다. 또한, 재구성 알고리즘의 차이와 다른 crystal

type에서 오는 차이도 있을 것이라 생각된다. 그럼에도 불구하고, phantom study에서 3종류의 PET장비의 차이가 SUVs 최대값이 -0.34~-0.15, SUVs 평균값은 -0.33~-0.15로 작았고, 정상인의 대표적인 정상 조직에 대한 PET/MR과 PET/CT와의 SUVs의 %Difference 차이도 임상적으로 용인할 수준에 있는 것은 확인하였다. 뿐만 아니라, Bland Altman 분석에서의 일치도가 높았다는 점에서 각각의 SUVs는 서로 큰 차이가 없다고 볼 수 있다.

그러나 TOF 적용에 따른 PET/CT영상간의 비교, PET/MR영상과 PET/CT영상을 비교 분석할 때는 각 영상에서의 이러한 특성은 고려할 필요가 있다. 또한, 이 연구에 추가적으로 SUVs 섭취가 높은 종양부위에의 PET/MR과 PET/CT의 비교평가와 PET/MR의 장점을 높일 수 있는 최적화된 부분 MR sequence의 개발이 필요할 것이다.

## 요 약

감쇠 보정법과 산란 보정법은 정량적인 PET검사를 하기 위한 필수적인 방법이다. PET/CT에서는 PET에서 사용하는 소멸방사선과 CT의 X선이 같은 전리 방사선이기 때문에 측정에 의한 CT의 Hounsfield Units를 감쇠 계수로 전환해서 감쇠보정, 산란보정이 가능하다. 그러나 PET/MR에서 MR은 강한 자기장을 걸어 수소밀도와 조직의 이완률차이로 되돌아오는 변화로 신호를 획득하기 때문에 CT처럼 전환하는 것은 불가능하다. Ingenuity TF PET/MR장비는 soft tissue, lung, air로 3구역을 segment하여 MR 감쇠지도를 얻는다. 이에 신호획득원리가 완전히 상이한 PET/MR과 PET/CT에 대한 정량적 평가를 하고자 한다. Phantom study로 uniform cylinder phantom에 증류수 9293 ml와  $^{18}\text{F}$ -FDG 199.8 MBq를 넣고 magnetic stirrer를 이용하여 균일하게 교반한 후 60 min부터 15분 간격으로 Ingenuity TF PET/MR, Gemini TF 64, Biograph Truepoint 40를 이용하여 각각 single-bed로 2 min씩으로 영상을 얻었다. phantom의 중심부분 10개의 slice에 대한 동일한 관심영역을 그려 SUVs를 측정하고 평균, 표준편차를 구하였다. 그리고 임상적용을 위한 평가로  $^{18}\text{F}$ -FDG섭취가 정상인 환자를 대상으로 90 sec/bed씩 Ingenuity TF PET/MR을 시행한 후 Gemini TF 64 PET/CT 검사를 실시하였다. 각각의 data에서 lung, liver, spleen, bone 위치에 동일한 관심영역을 그려 SUVs 최대값과 평균값을 측정하고, %Difference를 구하였다. 또한, PET 장비들 사이에서의 일치도를 평가하기 위해 Bland-Altman plot 분석을 하였다. Phantom study에서 3가지 장비에서 측정된

SUVs 최대값과 평균값은 Biograph Truepoint 40, Gemini TF 64, Ingenuity TF PET/MR 순으로 높은 것을 확인할 수 있었다. patients study에서는 MR과 CT로 감쇠 보정한 PET장비의 SUVs 최대값과 평균값이 서로 유의미한 차이가 없었다( $p < 0.05$ ) Lung에서 left middle lobe과 transverse bone을 제외하고는 MR로 감쇠 보정한 PET의 SUVs가 대체로 낮았다. Bland Altman Plot으로 분석한 결과 대부분의 항목에서 95% 신뢰구간의 일치한계선내에서 측정되었다. PET/CT에서는 time of flight 기능을 가진 PET이 SUVs가 낮게 측정되었다. PET/MR과 PET/CT에서 알아본 SUVs차이는 MR을 이용한 분할 감쇠 보정방법이 CT를 사용한 측정 감쇠보정방법보다 SUVs가 낮게 측정되었다. 이러한 다른 감쇠 보정법에 의한 SUVs의 차이는 임상적으로는 용인할 수준에 있었지만, 향후 PET/MR과 PET/CT의 정량적인 값을 비교 분석할 때 PET 장비들간의 특성은 고려할 필요가 있다.

## REFERENCES

1. 동위원소회보 2011년 봄호
2. 이재성, 송인찬, 홍성종, 차세대 융합의료영상시스템 PET-MRI의 기술동향. Journal of the Korean Society for Precision Engineering, Vol. 25, No.1, January 2008.
3. Vincent Keereman, Yves Fierens, Tom Broux, Yves De Deene, Max Lonnew, and Stefaan Vandenberghe. MRI-Based Attenuation Correction for PET/MRI Using Ultrashort Echo Time Sequences. J Nucl Med 2010;51:812-818.
4. Kinahan P, Hasegawa BH, Beyer T. X-ray-based attenuation correction for positron emission tomography/computed tomography scanners. Seminars in Nuclear Medicine. Vol XXXIII, No 3 (July), 2003: p 166-179.
5. Matthias Hofmann, Florian Steinke, Verena Scheel, Guillaume Charpiat, Jason Farquhar, Philip Aschoff, Michael Brady, Bernhard Scholkopf, and Bernd J. Pichler, MRI-Based Attenuation Correction for PET/MRI: A Novel Approach Combining Pattern Recognition and Atlas Registration. J Nucl Med 2008;49:1875-1883.
6. Matthias Hofmann, Ilja Bezrukov, Frederic Mantlik, Philip Aschoff, Florian Steinke, Thomas Beyer, Bernd J. Pichler, and Bernhard Scholkopf, MRI-Based Attenuation Correction for Whole-Body PET/MRI: Quantitative Evaluation of Segmentation- and Atlas-Based Methods. J Nucl Med 2011; 52:1392-1399.
7. Yuji Nakamoto, MD, PhD; Medhat Osman, MD, PhD; Christian Cohade, MD; Laura T. Marshall, BS; Jonathan M. Links, PhD; Steve Kohlmyer, MS; and Richard L. Wahl, MD. PET/CT: Comparison of Quantitative Tracer Uptake Between Germanium and CT Transmission Attenuation-Corrected Images. J Nucl Med 2002;43:1137-1143.
8. Joon Young Choi, M.D., Sang-Keun Woo, Ph.D., Yong Choi, Ph.D., Yearn Seong Choe, Ph.D., Kyung-Han Lee, M.D., and Byung-Tae Kim, M.D. Quantitative Comparisons between CT and 68Ge Transmission Attenuation Corrected 18F-FDG PET Images: Measured Attenuation Correction vs. Segmented Attenuation Correction. Nucl Med Mol Imaging 2007;41(1): 49-53.
9. Karcaaltuncaba M, Aktaş A. Dual-energy CT revisited with multidetector CT: review of principles and clinical applications, 2011 Sep;17(3):181-94. Epub 2010 Nov 14.
10. Bernd J. Pichler, PhD, Martin S. Judenhofer, MS, Ciprian Catana, MD, Jeffrey H. Walton, PhD, Manfred Kneilling, MD, Robert E. Nutt, BS, Stefan B. Siegel, PhD, Claus D. Claussen, MD and Simon R. Cherry, PhD. Performance Test of an LSO-APD Detector in a 7-T MRI Scanner for Simultaneous PET/MRI. J Nucl Med April 2006;47:9a-10a.
11. Habib Zaidi, Alberto Del Guerra. An outlook on future design of hybrid PET/MRI systems. 2011 American Association of Physicists in Medicine. [DOI:10.1118/1.3633909].
12. Jeffrey Steinberg, B.S. MRI-BASED ATTENUATION CORRECTION FOR PET RECONSTRUCTION. Presented in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree Doctor of Philosophy in the Graduate School of The Ohio State University.
13. Jeffrey Steinberga, Guang Jiab, Steffen Sammeth, Jun Zhangb, Nathan Hallb, Michael V. Knoppb. Three-region MRI-based whole-body attenuation correction for automated PET reconstruction. Nuclear Medicine and Biology 2010;37:227-235.
14. Campbell, J.; Hung, B.; Wong, C.; Johnson, M.; Wong, R.; Roumayah, Y.; Wong, C. Variation of SUV in Time of Flight and Non-Time of Flight Dual Time Oncologic PET-CT. Medical Physics, vol. 38, issue 6, p. 3438.