

<원저>

핵의학 융합영상의 표준섭취계수 차이에 관한 연구

김정수¹⁾·박찬록²⁾

¹⁾동남보건대학교 방사선과·²⁾서울대학교병원 핵의학과

Study on the Difference of Standardized Uptake Value in Fusion Image of Nuclear Medicine

Kim Jung-Soo¹⁾·Park Chan-Rok²⁾

¹⁾Department of Radiological Technology, Dongnam Health University

²⁾Department of Nuclear Medicine, Seoul National University Hospital

Abstract PET-CT and PET-MRI which integrates CT using ionized radiation and MRI using phenomena of magnetic resonance are determined to have the limitation to apply the semi-quantitative index, standardized uptake value (SUV), with the same level due to the fundamental differences of image capturing principle and reorganization, hence, their correlations were analyzed to provide their clinical information. To 30 study subjects maintaining pre-treatment, ¹⁸F-FDG (5,18 MBq/kg) was injected and they were scanned continuously without delaying time using BiographTM mMR 3T (Siemens, Munich) and Biograph mCT 64 (Siemens, Germany), which is an integral type, under the optimized condition except the structural differences of both scanners. Upon the measurement results of SUV_{max} setting volume region of interest with evenly distributed radioactive pharmaceuticals by captured images, SUV_{max} mean values of PET-CT and PET-MRI were 2.94 ± 0.55 and 2.45 ± 0.52 , respectively, and the value of PET-MRI was measured lower by $-20.85 \pm 7.26\%$ than that of PET-CT. Also, there was a statistically significant difference in SUVs between two scanners ($P < 0.001$), hence, SUV of PET-CT and PET-MRI cannot express the clinical meanings in the same level. Therefore, in case of the patients who undergo cross follow-up tests with PET-CT and PET-MRI, diagnostic information should be analyzed considering the conditions of SUV differences in both scanners.

Key Words: PET-CT, PET-MRI, Standardized Uptake Value, Attenuation Correction

중심 단어: PET-CT, PET-MRI, 표준섭취계수, 감쇠보정

1. 서 론

인체에 대한 투과력이 상대적으로 강한 전리방사선을 이용하는 PET(positron emission tomography)과 CT(computed tomography)는 인체의 해부학적 구조와 기능 그리고 생화학적인 대사 특성을 평가하는 가장 대표적인 단층영상촬영 기술로 그 동안 널리 사용되었다[1]. 핵의학 영상 획득과정에서 필연적으로 발생하는 감마선의 감쇠를 정확하게 보정하

고, 인체의 해부학적 정보를 보완함으로써 진단 가치를 향상시키기 위한 노력은 오랫동안 시도되었다[2,3]. 그 결과 핵의학 PET에 영상의학의 CT를 융합함으로써 감마선의 인체 내 감쇠를 정확하게 보정하고, 생리적-생화학적 정보와 함께 해부학적 정보를 부가함으로써 보다 정확한 영상정보를 제공하는 방향으로 진보하고 있으며[4], 따라서 임상핵의학에서 활용도가 증가하고 있다[5]. 이와 같이 PET은 핵의학에서 지속적으로 발전하고 있는 진단영상기술로서 인

This paper is supported by the research fund of Dongnam Health University.

Corresponding author: Chan-Rock Park, Dept. of Nuclear Medicine, Seoul National University Hospital, 101, Daehangno, Jongno-gu, Seoul, 03080, Korea / Tel: +82-2-2072-3937 / E-mail: nadecos@naver.com

Received 26 November 2018; Revised 13 December 2018; Accepted 23 December 2018

Copyright ©2018 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

체의 질환에 대한 중요한 의료정보를 제공할 수 있으므로, 조기진단 및 미세한 변화를 생화학적 대사 이상의 변화를 비침습적으로 비교적 간단하고 정확하게 정량화할 수 있으며, 각종 장기의 정상 대사 분석 등을 연구할 수 있다[6,7].

최근 양전자 방출 핵종 생산을 위한 의료용 소형 사이클로트론과 PET 스캐너의 섬광체 및 반도체 검출소자 등이 개발되어 임상에 적용되고 있으며[8], 영상재구성 알고리즘의 개발 및 의료영상 필터의 성능향상과 새로운 PET 전용 방사성의약품의 개발 등이 복합적으로 이루어지면서 핵의학에서 PET의 활용은 점진적으로 증가할 것으로 판단된다[9].

수소 원자핵의 자기적 특성을 이용한 MRI(magnetic resonance imaging)는 PET이 제공하는 생화학적 정보와 CT가 지닌 우수한 공간해능의 장점을 고루 갖춘 영상 진단 기기로서 근본적으로 방사선에 노출되지 않으며, 특히 연부조직에 대한 대조도가 우수하므로 두경부암 등의 진단에 보편적으로 활용되고 있다[10,11]. 최근 고자장 내에서도 동작하는 기기들이 개발되면서 그 동안 한계로 받아들여졌던 PET과 MRI가 일체형 시스템으로 개발되면서, 기존의 영상 장비들과 비교하여 임상적용에 관한 많은 연구가 진행되고 있다[12-14].

PET에서 주로 사용하는 정량분석 지표인 SUV(standardized uptake value)는 종양에서 방사성의약품의 섭취 정도에 대하여 가장 흔히 사용되는 반정량 평가 지표이다[15-17]. SUV는 PET에서의 방사성의약품의 섭취를 정량화하기 위해 최대 병소 섭취값을 이용하는데, 핵의학에서 이용되는 반정량적인 방법으로 정상조직과 종양조직들 간의 방사성동위원소 섭취 비율을 측정할 수 있고, 인체 내에 주입한 방사성의약품이 균등하게 섭취되는 가정 하에 종양 내의 분포가 평균보다 높게 섭취되는 정도를 평가하기 위한 하나의 지표이다[18-20]. 최근 일체형 PET-MRI가 임상에서 여러 암 진단에 활용되면서 기존의 PET-CT의 SUV와 상관관계에 따른 연구가 보고되고 있다[21-22]. 두 스캐너는 핵의학 분야에서 활용도가 높은 의료장비이지만 감쇠보정의 원리가 근본적으로 다르고, 영상획득 원리에 따라 구조적인 차이가 필연적으로 존재할 수밖에 없다[23]. 또한 PET-CT에서 적용하는 영상 재구성방법이 그대로 PET-MRI에 적용할 수 없는 부분도 있으며, 반면 MRI 시퀀스에 따른 영상구현방법을 CT로 재현하기에는 분명한 한계가 있다[24].

진단의 정확도와 재현성 그리고 암 환자의 치료 경과에 따른 추적조사를 위해 같은 환자가 두 스캐너로 검사하는 경우 이러한 차이점의 제한점을 판단하여 진단해야 한다. 따라서 임상적 정보 제공을 위해 대표적인 핵의학 융합영상 장비인 PET-CT와 PET-MRI의 영상획득원리의 차이에 따

른 SUV의 상관관계를 분석하였다.

II. 대상 및 방법

1. 실험대상

서울 소재 대학병원에서 PET-CT와 PET-MRI 검사를 모두 시행한 환자 30명(남성 16명, 여성 14명)을 대상으로 시행하였다. 평균 연령은 53.72±6.23세, 평균 신장은 165.32±7.24 cm, 평균 체중은 64.73±5.87 kg이었으며, 음식과 혈당수치 등 PET검사를 시행하는 모든 전처치를 동일하게 적용하였다. 환자는 당분 섭취를 방지하기 위해 6시간 이상 금식하였고, 특정 근육에 비정상적인 방사성의약품의 섭취를 차단하기 위해 실험 2일 전부터 격렬한 운동을 금지하였으며, 정상 체온을 유지시켰다[25].

당뇨 질환이 있는 환자는 실험에서 배제하였으며, 공복 시 BST(blood sugar test) 80-120 mg/dl, BMI(body mass index) 18.5-23.5 범위에 해당하는 환자만을 선별하였다[26]. 임신 중이거나 임신 가능성이 있는 환자의 경우도 실험에서 배제하였다.

2. 방사성의약품

사이클로트론에서 합성 및 품질 검증을 마친 ¹⁸F-FDG (fluorine-fluoro deoxy glucose)를 체중 1kg당 5.18 MBq을 환자에게 정맥주사 후 시각 및 청각 자극이 없는 곳에서 1시간 안정을 취하게 하였다. 1시간 안정을 취하면서 수분 섭취를 위해 생수 500ml를 경구 투여하였다[27].

3. 실험장비

30명의 실험대상을 일체형 장비인 Biograph™ mMR 3T(siemens, munich)를 사용하여 PET-MRI 스캔을 하였다. PET-MRI 스캔이 끝난 후 환자는 화장실에서 소변을 비우고, Biograph mCT 64(siemens, germany)를 사용하여 바로 PET-CT 스캔을 하였다. 즉, PET-MRI 스캔을 먼저 시행하고, 지연시간 없이 연속하여 PET-CT 스캔을 시행하였다. 두 스캐너 모두 머리에서 무릎(torso)까지 설정하여 스캔을 하였으며, 정확한 비교 실험을 위해 조영제를 투여하지 않았다[28], (Fig. 1).

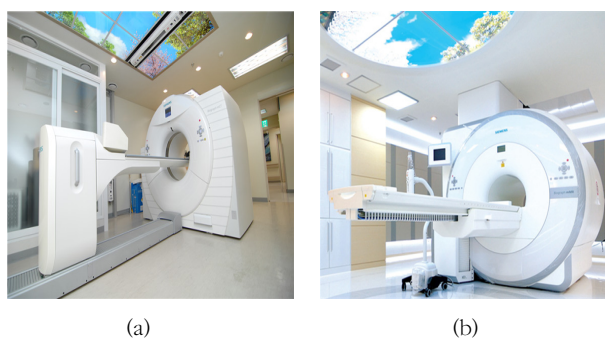


Fig. 1. ^{18}F -FDG (5.18 MBq/kg) was injected and they were scanned continuously without delaying time using Biograph mCT 64(a) and Biograph™ mMR 3T(b).

4. 영상획득 및 재구성 조건

두 스캐너의 구조적인 차이를 제외하고 최대한 같은 조건으로 최적화하여 실험하였으며, 영상을 재구성하는 과정에서도 최적화된 매개변수를 설정하여 실험하였다[29], (Table 1).

Table 1. Parameter of acquisition and reconstruction for PET-CT and PET-MRI scan

Parameter	PET-CT	PET-MRI
Crystal	LSO	LSO
Detection	PM-tube	APD
Duration/bed (min)	1	3
Coil	×	Body TIM AC coil
Reconstruction	Iterative (True X) [†]	3D Iterative
TOF	UltraHD-PET	×
Matrix	200	172
Filter	Gaussian	Gaussian
FWHM (mm)	5.0	6.0
Scatter correction	○	○
Attenuation correction	CT (AC CT torso)	MRI (VIBE-Dixon)

[†]; point spread function, Gauss and All pass filter (Siemens)

5. 통계분석

각 실험 데이터의 상관관계를 객관화하기 위해 평균과 표준편차를 이용한 기술통계분석을 시행하고, 추리통계분석인 paired *t*-test 모수검정법을 적용하여 유의수준($\alpha=0.05$) 95% 신뢰구간에서, *P* value가 0.05 미만일 때 유의미한 차이가 있는 것으로 판단하여 실험의 통계적 의미가 있는 것으로 확인하였다. 모든 자료의 통계처리는 SPSS ver. 20(SPSS Inc. USA) 프로그램을 사용하였다.

III. 결 과

1. 자료측정

환자의 PET 영상을 각각 CT와 MRI의 감쇠보정기법을 적용하여 재구성한 후, 관상면 영상에서 방사성의약품이 균등하게 분포한 간 부분에 동일하게 입체 관심영역(volume of interest)을 설정하였다[30]. SUV는 환자의 혈당수치가 높은 경우에는 종양으로의 방사성의약품의 섭취가 감소되며, 인슐린 수치가 높은 경우에는 근육이나 지방의 방사성의약품 섭취가 증가되어 상대적인 종양의 섭취가 감소하게 된다. 임상 핵의학에서는 종양의 종류와 조직에 따라 다르지만 일반적으로 SUV가 2-2.5 이상인 경우를 악성 종양으로 평가할 수 있다[31]. 따라서 SUV는 방사성의약품의 섭취가 어디까지나 종양의 섭취정도를 반영하는 것이므로 종양에 언제나 특이적인 것은 아니고, SUV는 섭취 정도를 반정량적으로 수치화한 것으로 정량적인 자료와는 차이가 있을 수 있다. 그리고 SUV는 다양한 요인에 의해 영향을 받고 달라질 수 있으므로 평가 시에 주의해야 한다[32]. 전리방사선을 이용하여 감쇠보정을 하는 PET-CT와 자기공명현상을 이용하여 수소의 신호를 통해 감쇠보정을 하는 PET-MRI는 감쇠보정의 차이가 있다. 또한 두 스캐너는 PM(photo multiplier)-tube와 APD(avalanche photodiode)와 같은 검출기의 차이와 함께 영상재구성방법에 차이가 있으므로, 동일 환자의 SUV에 차이가 있을 수 있다. 따라서 이러한 오차를 최소한으로 유지하기 위해 분석프로그램(workstation syngo-via, siemens, germany)을 이용하여 입체 관심영역의 SUV 최소 기준 역치를 40%로 설정하고, Auto Masking 기능을 통해 주관적 요소를 배제한 후 SUV_{max}의 평균과 표준편차를 이용하여 계측하였다(Fig. 2).

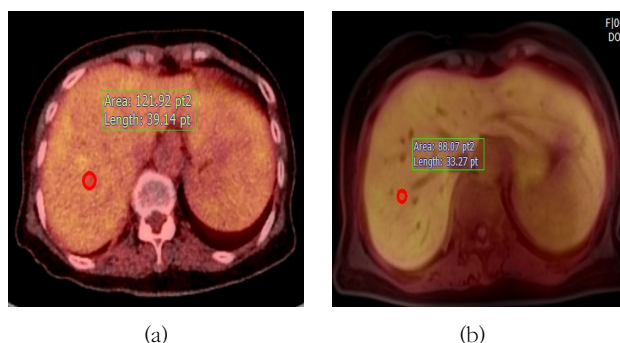


Fig. 2. SUV_{max} of PET-CT(a) and PET-MRI(b) were measured by setting ROI in liver image evenly distributed with radioactive pharmaceuticals.

2. 표준섭취계수

표준섭취계수는 인체의 종양에서 FDG와 같은 방사성의약품의 섭취 정도에 대하여 가장 흔하게 사용되는 핵의학적인 반정량지표이다. 인체에 투여한 방사성의약품이 균일하게 분포하고, 동시에 배설되지 않은 경우의 조직 방사능을 '1'로 기준하여 관심영역(region of interest; ROI)의 방사능이 몇 배인가를 나타낸 것이다. 따라서 환자의 체중, 방사성의약품의 투여량과 투여 시간, PET 스캐너와 방사성의약품의 용량 보정치의 교정 등이 필요하다(Eq. 1).

$$SUV = \frac{\text{Concentration VOI (Bq/g)}}{\text{Injected Dose (Bq) / Body Weight (kg)}} \dots\dots\dots \text{Eq. (1)}$$

[Eq. 1] Under the assumption that administered radiopharmaceuticals are equally distributed in body and they are not excreted, tissue radioactivity is set to '1', and tumor radioactivity is expressed as relative ratio of issue radioactivity.

이러한 SUV의 정확한 측정을 위해 핵의학 영상은 감마선의 체내 방출 과정에서의 감쇠에 대한 보정이 필요하다. 특히 SUV와 같은 정량지표를 측정하기 위해서는 더욱 중요하다. PET-CT는 전리방사선을 이용하여 원자번호가 높은 물질에서의 감쇠지도(μ -map)를 비교적 충실하게 구현할 수 있는 반면, PET-MRI는 자기공명에 의한 체내 수소원자의 스핀운동에 따른 신호를 통해 원자번호가 낮은 물질에서의 감쇠지도를 Body TIM(total imaging matrix) 코일과 VIBE (volumetric interpolated breath-hold examination)-Dixon 시퀀스를 적용하면 체간부의 감쇠지도를 구할 수 있다[33]. 따라서 이러한 영상획득 및 감쇠보정의 차이로 인해 SUV의 측정에 영향을 미칠 수 있다(Fig. 3).

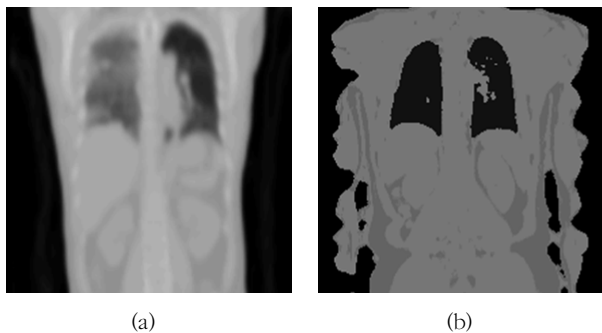


Fig. 3. External measured CT transmission based μ -map(a), VIBE 3D DIXON for MR attenuation correction was calculated MR based μ -map(b).

최근 고자기장 조건에서 작동할 수 있는 APD 검출기가 장착된 일체형 PET-MRI가 임상에서 본격적으로 사용되고 있지만,

고자기장의 영향으로 기존의 PET-CT에서 SNR(signal to noise ratio)의 개선을 위한 TOF(time of flight)와 공간분해능 향상을 위한 PSF(point spread function)의 기술은 적용할 수 없다[34]. 이러한 이유로 PET-CT와 PET-MRI 두 장비로 실험한 30명 환자의 liver SUV_{max}는 각각 평균 2.94±0.55, 2.45±0.52이었다. 즉 CT를 기반으로 감쇠 보정을 한 PET-CT의 영상보다 MRI를 기반으로 감쇠 보정을 한 PET-MRI의 SUV_{max}가 -20.85±7.26% 낮게 측정되었다(Fig. 4), (Table 2).

통계분석결과 두 스캐너의 SUV_{max}는 유의한 차이가 있었다($P < 0.001$). 따라서 PET-CT와 PET-MRI의 SUV는 동일한 수준에서 임상적 의미를 표현할 수 없으며, 이로 인해 환자를 진단함에 있어 차이를 고려해야 한다.

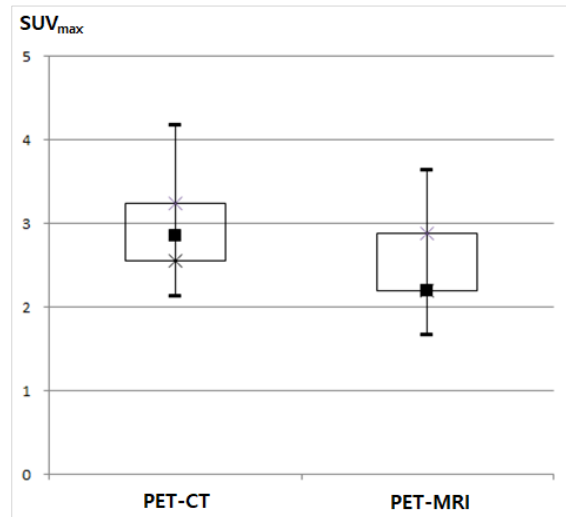


Fig. 4. Distribution of liver SUV_{max} results in 30 patients who tested by PET-CT and PET-MRI

IV. 고찰

이번 연구는 핵의학에서 물리적, 생물학적으로 다른 원리로 단층 영상을 획득하는 PET-CT와 PET-MRI를 대상으로 실험하였다. PET은 핵의학 단층영상기술의 하나로 ¹¹C, ¹³N, ¹⁵O, ¹⁸F와 같은 양성자 과잉 상태의 불안정한 원자핵을 포함한 방사성의약품을 인체에 투여하여 영상을 획득한다. 인체 내 분포된 방사성 핵종은 베타붕괴를 통해 안정화 되는 과정에서 감마선이 아닌 양전자를 방출한다. 방출된 양전자는 매우 짧은 거리를 인체 내에서 이동하면서 운동에너지를 상실하여 정지하고, 전자와 충돌하여 소멸반응(annihilation)이 일어난다. 이 과정에서 두 전자를 띤 입자가 해당되는 질량을 손실하면서 511 keV의 에너지를 갖는 두 개의 감마선을 약

Table 2. %Difference results of liver by PET-CT and PET-MRI

Patients No.	PET-CT	PET-MRI	% Difference
1	2,21	1,88	-17,55
2	3,19	2,52	-26,59
3	2,98	2,31	-29,00
4	2,78	2,15	-29,30
5	4,15	3,45	-20,29
6	2,55	2,19	-16,44
7	2,87	2,18	-31,65
8	2,85	2,24	-27,23
9	2,89	2,31	-25,11
10	2,13	1,67	-27,54
11	2,58	1,98	-30,30
12	3,14	2,62	-19,85
13	2,26	1,85	-22,16
14	3,32	2,45	-35,51
15	3,09	2,61	-18,39
16	3,71	3,31	-12,08
17	2,51	2,07	-21,26
18	3,11	2,65	-17,36
19	2,38	1,98	-20,20
20	2,65	2,22	-19,37
21	2,88	2,27	-26,87
22	3,24	2,88	-12,50
23	4,17	3,84	-8,59
24	2,83	2,47	-14,57
25	2,69	2,27	-18,50
26	2,56	2,17	-17,97
27	3,58	3,02	-18,54
28	4,19	3,64	-15,11
29	2,39	2,13	-12,21
30	2,39	2,13	-13,72

Table 3. Statistical analysis of liver SUVmax by PET-CT and PET-MRI

Scanner	Mean	SD	P
PET-CT	2,94	0,55	<0,001
PET-MRI	2,45	0,52	

180°(±0.25) 방향으로 방출하게 되고, 이것을 섬광체와 광전 자증배관 등으로 검출하여 재구성 과정을 통해 영상을 획득한다[35]. 실험에 사용한 PET-MRI는 3T의 고자장 MRI가 장착되었으며 LSO(Lu₂SiO₅, lutetium Oxyorthosilicate) 신틸레이터 28,672개로 구성되어 있다. 또한 실험에 사용한 PET-CT는 straton X-ray tube를 사용한 64채널 CT가 장착

되었으며, 4×4×20 mm의 LSO 신틸레이터가 8×8로 정렬되고 뒤쪽으로 2×2 정렬된 PM-tube를 하나의 세트에 구성된 block detector가 192개 내장되어 있다. 따라서 자기공명 현상을 이용한 MRI와 전리방사선을 이용한 CT를 통해 획득한 감쇠지도는 근본적으로 같은 효과를 나타낼 수 없다. 또한 연부조직의 공간분해능이 우수한 MRI와 원자번호가 높은 물

질에서 공간분해능이 우수한 CT의 융합영상은 진단의 목적에 따라 적용 영역이 다르다. 이와 관련된 연구에 따르면 PET-MRI의 SUV는 PET-CT와는 독립적으로 판단되어야 한다는 보고가 있다[36,37]. 따라서 SUV와 같은 정량분석지표는 물리적, 기계적으로 다른 영상장비로 동일하게 측정할 수 없으며, 유의한 수준에서 고려하여 진단에 활용하기에 다소 무리가 있다. 본 연구는 환자를 대상으로 실험한 것으로 환자의 움직임과 두 가지 검사를 위한 환자의 이동 및 시간에 따른 방사능의 변화 등에 의한 영향이 있을 수 있으므로, 팬텀을 이용한 추가 실험으로 보완이 필요할 것으로 사료된다.

V. 결 론

전리방사선을 이용하는 CT와 자기공명현상을 이용하는 MRI의 감쇠보정 방법과 PET의 SNR 기법인 TOF의 적용여부, PET detector의 차이 등에 따라 핵의학에서 사용하는 반정량분석 지표인 SUV의 결과가 다르게 측정되는 것을 확인할 수 있었다. 또한 현재까지 개발된 MRI의 감쇠지도 생성에 관여하는 VIBE-Dixon과 UTE와 같은 감쇠 보정용 시퀀스가 인체의 모든 조직이 선흡수계수를 절대적으로 구현하지 못하는 한계가 있다는 사실도 확인할 수 있었다. 따라서 PET-CT와 PET-MRI로 교차 추적 검사하는 경우의 환자라면 SUV의 차이에 관한 조건을 고려하여 진단정보를 분석해야 할 것으로 사료된다.

REFERENCES

- [1] Ziai P, Hayeri MR, Salei A, Salavati A, Houshmand S, Alavi A. Role of optimal quantification of FDG PET imaging in the clinical practice of radiology. *RadioGraphics*. 2016;36:481-96.
- [2] Buchbender C, Hartung-Knemeyer V, Forsting M, Antoch G, Heusner TA. Positron emission tomography (PET) attenuation correction artefacts in PET/CT and PET/MRI. *Br J Radiol*. 2013;86(1025):20120570.
- [3] Awan MJ, Siddiqui F, Schwartz D, Yuan J, Machtay M, Yao M. Application of positron emission tomography/computed tomography in radiation treatment planning for head and neck cancers. *World J Radiol*. 2015;7(11):382-93.
- [4] Tsubakimoto M, Yamashiro T, Tamashiro Y, Murayama S. Quantitative CT density histogram values and standardized uptake values of FDG-PET/CT with respiratory gating can distinguish solid adenocarcinomas from squamous cell carcinomas of the lung. *Radiology*. 2018;100:108-15.
- [5] Salem U, Amini B, Chuang HH, Daw NC, Wei W, et al. ^{18}F -FDG PET/CT as an indicator of survival in ewing sarcoma of bone. *J Cancer*. 2017;8(15):2892-8.
- [6] Tsuyoshi H, Yoshida Y. Diagnostic imaging using positron emission tomography for gynecological malignancy. *J Obstet Gynaecol Res*. 2017;43(11):1687-99.
- [7] Giraudo C, Raderer M, Karanikas G, Weber M, Kiesewetter B, Dolak W, et al. ^{18}F -fluorodeoxyglucose positron emission tomography/magnetic resonance in lymphoma: comparison with ^{18}F -fluorodeoxyglucose positron emission tomography/computed tomography and with the addition of magnetic resonance diffusion-weighted imaging. *Invest Radiol*. 2016;51(3):163-9.
- [8] Rouzet F, Aerts J, Hyafil F, Guludec DL. New-generation CZT cameras: the future of infection imaging? *Eur Hear J*. 2017;38:444-6.
- [9] Rubini G. Nuclear medicine: the future in the modern healthcare. *Clin Oncol*. 2017;2:1271.
- [10] Lee MS, Cho JY, Kim SY, Cheon GJ, Moon MH, Oh S, et al. Diagnostic value of integrated PET/MRI for detection and localization of prostate cancer: comparative study of multiparametric MRI and PET/CT. *J Magn Reson Imaging*. 2017;45(2):597-609.
- [11] Piert M, Montgomery J, Kunju LP, Siddiqui J, Rogers V, Rajendiran T, et al. ^{18}F -choline PET/MRI: the additional value of PET for MRI-guided transrectal prostate biopsies. *J Nucl Med*. 2016;57(7):1065-70.
- [12] Radtke JP, Schwab C, Wolf MB, Freitag MT, Alt CD, Kesch C, et al. Multiparametric magnetic resonance imaging (MRI) and MRI-transrectal ultrasound fusion biopsy for index tumor detection: correlation with radical prostatectomy specimen. *Eur Urol*. 2016;70(5):846-53.

- [13] Cho N, Im SA, Cheon GJ, Park IA, Lee KH, Kim TY, et al. Integrated ^{18}F -FDG PET/MRI in breast cancer: early prediction of response to neoadjuvant chemotherapy. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2018; 45(3):328-39.
- [14] Cho N, Im SA, Kang KW, Park IA, Song IC, Lee KH, et al. Early prediction of response to neoadjuvant chemotherapy in breast cancer patients: comparison of single-voxel (1)H-magnetic resonance spectroscopy and (18)F-fluorodeoxyglucose positron emission tomography. *Eur Radiol*. 2016; 26(7):2279-90.
- [15] Frank Schelper L, Oeri M, Buchmann I. Accuracy of a topical PET/CT scanner on SUV measurements of small volumes SUV. *Curr Med Img Rev*. 2015; 11(4):262-71.
- [16] Hong CM, Ahn BC. Can calcified pulmonary metastases detected by (18)F-FDG PET/CT suggest the primary tumor? *Hell J Nucl Med*. 2016;19(1):10-2.
- [17] Jang DG, Yang SO, Lee SH, Bae JL, Kim JK. Characteristic of ^{18}F -FDG excretion according to use diuretics in ^{18}F -FDG of PET-CT. *J Radiol Sci Technol*. 2012;35(2):151-6.
- [18] Kim TH, Ji YB, Song CM, Kim JY, Choi YY, Park JS, et al. SUVmax of ^{18}F -FDG PET/CT in the differential diagnosis of benign and malignant thyroid nodules according to tumor volume. *World J Surg Oncol*. 2015;16(13):217.
- [19] Araz M, ayır D. ^{18}F -fluorodeoxyglucose-positron emission tomography/computed tomography for other thyroid cancers: medullary, anaplastic, lymphoma and so forth. *Mol Imaging Radionucl Ther*. 2017;26(1):1-8.
- [20] Shin GS, Dong KR. The Difference of standardized uptake value on PET-CT according to change of CT parameters. *J Radiol Sci Technol*. 2007;30(4): 373-9.
- [21] Lyons K, Seghers V, Sorensen JI, Zhang W, Paldino MJ, Krishnamurthy R, et al. Comparison of standardized uptake values in normal structures between PET/CT and PET/MRI in a tertiary pediatric hospital: a prospective study. *AJR Am J Roentgenol*. 2015;205(5):1094-101.
- [22] Pace L, Nicolai E, Luongo A, Aiello M, Catalano OA, Soricelli A, et al. Comparison of whole-body PET/CT and PET/MRI in breast cancer patients: lesion detection and quantitation of ^{18}F -deoxyglucose uptake in lesions and in normal organ tissues. *Eur J Radiol*. 2014;83(2):289-96.
- [23] Robertson MS, Liu X, Plishker W, Zaki GF, Vyas PK, Safdar NM, et al. Software-based PET-MR image coregistration: combined PET-MRI for the rest of us! *Pediatr Radiol*. 2016;46(11):1552-61.
- [24] Quick HH, von Gall C, Zeilinger M, Wiesmüller M, Braun H, Ziegler S, et al. Integrated whole-body PET/MR hybrid imaging: clinical experience. *Invest Radiol*. 2013;48(5):280-9.
- [25] Pujara AC, Raad RA, Ponzo F, Wassong C, Babb JS, Moy L, et al. Standardized uptake values from PET/MRI in metastatic breast cancer: an organ-based comparison with PET/CT. 2016;22(3): 264-73.
- [26] Kershah S, Partovi S, Traugher BJ, Muzic RF Jr, Schluchter MD, O'Donnell JK, et al. Comparison of standardized uptake values in normal structures between PET/CT and PET/MRI in an oncology patient population. *Mol Imaging Biol*. 2013;15(6): 776-85.
- [27] Ruhlmann V, Ruhlmann M, Bellendorf A, Grueneisen J, Sawicki LM, Grafe H, et al. Hybrid imaging for detection of carcinoma of unknown primary: a preliminary comparison trial of whole-body PET/MRI versus PET/CT. *Eur J Radiol*. 2016;85(11):1941-7.
- [28] Grueneisen J, Sawicki LM, Wetter A, Kirchner J, Kinner S, Aktas B, et al. Evaluation of PET and MR datasets in integrated ^{18}F -FDG PET/MRI: a comparison of different MR sequences for whole-body restaging of breast cancer patients. *Eur J Radiol*. 2017;89:14-9.
- [29] Delso G, Furst S, Jakoby B, Ladebeck R, Ganter C, et al. Performance measurements of the siemens mMR integrated whole-body PET/MR scanner. *J Nucl Med*. 2011;52:1-9.
- [30] Sachpekidis C, Hillengass J, Goldschmidt H, Mosebach J, Pan L, et al. Comparison of ^{18}F -FDG

- PET/CT and PET/MRI in patients with multiple myeloma. *Am J Nucl Med Mol Imaging*. 2015; 5(5):469-78.
- [31] Khalaf M, Abdel-Nabi H, Baker J, Shao Y, Lamonica D, Gona J. Relation between nodule size and ^{18}F -FDG-PET SUV for malignant and benign pulmonary nodules. *J Hematol Oncol*. 2008;1:13.
- [32] Partovi S, Kohan A, Vercher-Conejero JL, Rubbert C, Margevicius S, Schluchter MD, et al. Qualitative and quantitative performance of ^{18}F -FDG-PET/MRI versus ^{18}F -FDG-PET/CT in patients with head and neck cancer. *Am J Neuroradiol*. 2014;35(10):1970-5.
- [33] Freitag MT, Fenchel M, B umer P, Heußer T, Rank CM, Kachelrieß M, et al. Improved clinical work-flow for simultaneous whole-body PET/MRI using high-resolution CAIPIRINHA-accelerated MR-based attenuation correction. *Eur J Radiol*. 2017;96:12-20.
- [34] Muzic RF, DiFilippo Jr FP. PET/MRI-technical review. *Semin Roentgenol*. 2014;49(3):242-54.
- [35] Boellaard R. Standards for PET image acquisition and quantitative data analysis. *J Nucl Med*. 2009;50(1):11-20.
- [36] Rakheja R, Chandarana H, DeMello L, Jackson K, Geppert C, Faul D, et al. Correlation between standardized uptake value and apparent diffusion coefficient of neoplastic lesions evaluated with whole-body simultaneous hybrid PET/MRI. *Am J Roentgenol*. 2013;201(5):1115-9.
- [37] Schwenzer NF, Schmidt H, Gatidis S, Brendle C, Müller M, Knigsrainer I, et al. Measurement of apparent diffusion coefficient with simultaneous MR/positron emission tomography in patients with peritoneal carcinomatosis: comparison with ^{18}F -FDG-PET. *J Magn Reson Imaging*. 2014;40(5):1121-8.