

PET/CT SUV Ratios in an Anthropomorphic Torso Phantom

Joon-Ho Yeon,¹ Gun-Chul Hong,¹ Byung-Hyun Kang,² Ye-Ji Sin,² Uk-Jin Oh,²
Hye-Ran Yoon,² Seong-Jong Hong^{2,*}

¹Department of Nuclear Medicine, Samsung Medical Center

²Department of Radiological Science, Eulji University

Received: January 14, 2020. Revised: February 25, 2020. Accepted: February 28, 2020

ABSTRACT

The standard uptake values (SUVs) strongly depend on positron emission tomographs (PETs) and image reconstruction methods. Various image reconstruction algorithms in GE Discovery MIDR (DMIDR) and Discovery Ste (DSte) installed at Department of Nuclear Medicine, Seoul Samsung Medical Center were applied to measure the SUVs in an anthropomorphic torso phantom. The measured SUVs in the heart, liver, and background were compared to the actual SUVs. Applied image reconstruction algorithms were VPFX-S (TOF+PSF), QCFX-S-350 (Q.Clear+TOF+PSF), QCFX-S-50, VPHD-S (OSEM+PSF) for DMIDR, and VUE Point (OSEM) and FORE-FBP for DSte. To reduce the radiation exposure to radiation technologists, only the small amount of radiation source ¹⁸F-FDG was mixed with the distilled water: 2.28 MBq in the 52.5 ml heart, 20.3 MBq in the 1,290 ml liver and 45.7 MBq for the 9,590 ml in the background region. SUV values in the heart with the algorithms of VPFX-S, QCFX-S-350, QCFX-S-50, VPHD-S, VUE Point, and FOR-FBP were 27.1, 28.0, 27.1, 26.5, 8.0, and 7.4 with the expected SUV of 5.9, and in the background 4.2, 4.1, 4.2, 4.1, 1.1, and 1.2 with the expected SUV of 0.8, respectively. Although the SUVs in each region were different for the six reconstruction algorithms in two PET/CTs, the SUV ratios between heart and background were found to be relatively consistent; 6.5, 6.8, 6.5, 6.5, 7.3, and 6.2 for the six reconstruction algorithms with the expected ratio of 7.8, respectively. Mean SNRs (Signal to Noise Ratios) in the heart were 8.3, 12.8, 8.3, 8.4, 17.2, and 16.6, respectively. In conclusion, the performance of PETs may be checked by using with the SUV ratios between two regions and a relatively small amount of radioactivity.

Keywords: SUV, SUVr, Q.Clear, β -Strength, SNR

I. INTRODUCTION

PET/CT는 양전자단층촬영장치(PET)에 컴퓨터단층촬영장치(Computer Tomograph, CT)를 접목시킨 장치로, 암의 진단 및 평가, 방사선 치료 계획의 수립에 이용할 수 있는 영상 기기이다.^[1] CT 영상을 먼저 얻은 후 PET 영상을 그 위에 겹쳐 놓는 방식으로 기존 PET 장치에 비해 영상의 질이 우수하여 영상의 진단적 가치를 크게 상승시켰다. 임상에서 종양 진단에 사용되는 표준섭취계수(SUV)는 PET 과 영상재구성방법에 따라 크게 달라진다.^[2,3] 삼성

서울병원 핵의학과에 설치된 GE사의 DMIDR와 DSte의 영상 재구성 알고리즘을 이용하여 의인화 몸통팬텀 내의 심장, 간과 배경영역에서 표준섭취계수를 측정하여 실제 SUV와 비교하였다.

본 실험에서 사용된 GE사의 DMIDR과 DSte는 비행시간(Time of Flight, TOF)영상획득, 점확산함수 영상재구성(Point Spread Function reconstruction, PSF) 및 새로 개발된 Q.Clear 등 다양한 보정기법을 제공한다.

TOF 기법은 스캐너에 도달하는 감마선의 시간차

* Corresponding Author: Seong Jong Hong

E-mail: hongseongj@eulji.ac.kr

Tel: +82-31-740-7185

이를 이용해 영상화하는 방법으로 영상 데이터 잡음이 줄어들고 높은 대조도 회복 계수를 보이는 장점이 있다.^[4] 또 다른 기법인 PSF는 원형모양의 검출기 특성상 발생하는 잘못된 LOR의 위치를 PSF를 이용하여 영상의 왜곡을 보정한다.^[5] 여과 후 후방투사(Filtered Back Projection, FBP) 알고리즘은 재구성 시간이 빠른 장점이 있는^[6] 반면 PET 영상을 단순하게 수학적으로 역 변환한 것에 불과하여 영상이 계수 부족으로 인해 노이즈가 높게 나타난다는 단점이 있다.^[7] PET 재구성 알고리즘 중 OSEM (Ordered Subset Expectation Maximum)은 FBP 범 대용으로 현재 많이 사용되고 있는 알고리즘으로써, 영상 재구성 속도를 향상시키기 위해 투사 데이터를 다시 역 투사하여 영상을 재구성하고, 재구성한 영상을 다음에 초기 영상으로 사용하여 영상을 재구성하는 방식이다. 또한 재구성하는 동안 해상력 보정이 이루어진다.^[8] 그러나 OSEM은 반복횟수 증가에 따라 대조도는 향상되지만, 영상잡음 또한 증가한다는 문제점이 있다.^[9] Q.Clear는 BSREM(Block Sequential Regularized Expectation Maximization) 알고리즘을 사용하여 부피소(voxel) 단위로 노이즈를 제거하여 기존 OSEM 방식의 문제점을 극복하였다.^[10]

본 논문에서는 위와 같은 다양한 재구성 알고리즘을 결합한 VPFX-S(TOF+PSF), QCFX-S-350(Q.Clear+ TOF+PSF), QCFX-S-50, VPHD-S(OSEM+PSF), VUE Point(OSEM), FORE-FBP 알고리즘을 의인화몸통팬텀(Anthropomorphic Torso Phantom, Data Spectrum Corporation, U.S.A)을 이용한 PET/CT 검사에 적용하여 PET의 성능은 각 영역에서의 절댓값보다는 두 영역 사이의 SUV 비율이 적절한지의 가능성을 연구하고자한다. 또한 심장, 간, 배경영역의 영상에서의 SNR 값을 구하여 실제 주입한 방사능이 어떤 재구성 알고리즘 영상에서 정확하게 표현되는지 비교 평가하였다.

II. MATERIAL AND METHODS

1. 실험 장비 및 재료

본 연구에서 사용 장비는 Fig. 1과 같이 PET/CT DMIDR와 DSte, 팬텀은 의인화몸통팬텀으로 실험

을 진행하였다.

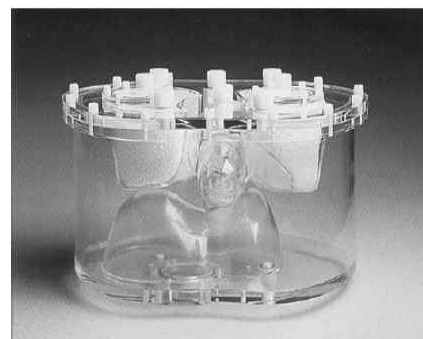
DMIDR 장비에서는 VPFX-S, QCFX-S-350, QCFX-S-50, VPHD-S 알고리즘을 적용하였고, DSte 장비에서는 VUE Point, FORE-FBP 알고리즘을 적용하였다. OSEM을 사용하는 알고리즘의 경우, DMIDR 장비에서는 부분집합수(subset) 18과 반복횟수(iteration) 4를, DSte 장비에서는 부분집합수 20과 반복횟수 2를 사용하였다.



(a) Discovery MI DR



(b) Discovery Ste



(c) Anthropomorphic Torso Phantom

Fig. 1. PET/CT and phantom.

2. 실험방법

2.1 팬텀 사용 및 영상 획득방법

의인화목통팬텀의 내부를 ¹⁸F-Fluorodeoxy-glucose (FDG)와 증류수로 혼합하여 심장은 62.5 ml, 간은 1300 ml, 배경역역은 9600 ml가 되도록 채우고, 팬텀에 방사선 용액을 넣기 전 방사능 양과 팬텀에 ¹⁸F-FDG를 넣고 난 후 잔여 방사능을 계산하여 실제로 팬텀에 주입된 방사능을 계산하였다. 심장은 2.28 MBq, 간은 20.3 MBq, 배경역역은 45.7 MBq의 방사능을 주입하여 실험을 진행하였다. 팬텀을 제작하고 DMIDR와 DStc 장비를 이용하여 영상을 획득하였다. 데이터 획득 시간은 6분, 2회 반복하여 총 12분으로 하였고, 길이는 38 cm, 무게는 17 kg으로 설정하였고 영상 획득 후 재구성 알고리즘 별로 평가를 진행하였다.

2.2 영상 분석 및 통계 분석

Fig. 2와 같이 획득한 영상으로 관심영역(Region Of Interest, ROI)를 346.40 mm² 크기로 심장 2개, 간 3개, 배경영역 4개를 설정하여 알고리즘마다 표준 섭취계수 평균치와 최댓값을 획득하였다. 관심영역 내의 SUV 값은 컴퓨터 모니터에 제공되는 값을 사용하였다. 또한 단위부피당 기댓값과 각각의 알고리즘마다 심장/간, 심장/배경영역, 간/배경영역에서의 비율을 구한 뒤, 기댓값과 각각의 알고리즘에서 얻은 백분율 오차를 계산하여 알고리즘 간의 유의한 차이가 있는지 분석하였다. 그리고 심장, 간, 배경영역의 SNR값과 심장과 간의 TNR을 비교하여 장기에 얼마나 방사능이 집적되었는지를 평가하여 알고리즘 간의 유의미한 차이를 비교 분석하였다.

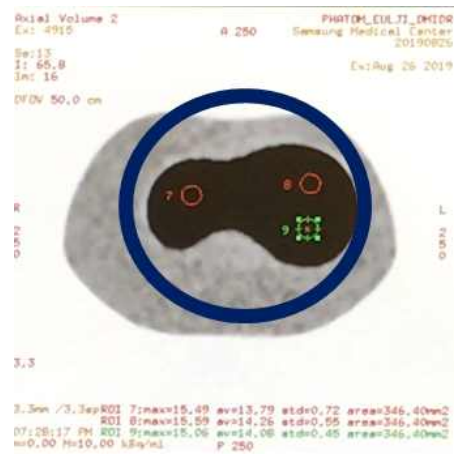
3. 평가인자

3.1 팬텀에 주입한 방사능과 알고리즘을 적용한 영상의 방사능 값 비교

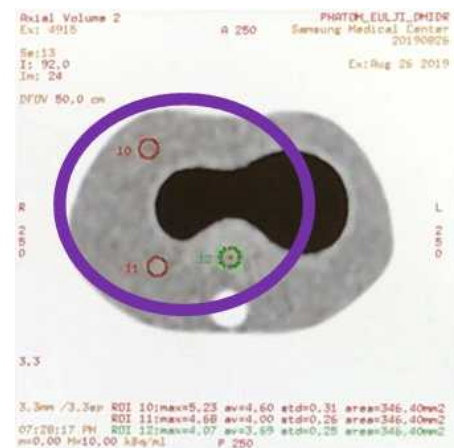
팬텀에 주입된 방사능이 알고리즘을 적용한 영상에서 방사능 값이 어떻게 나오는지 비교하기 위해 심장/간, 심장/배경영역, 간/배경영역을 알고리즘 별로 각각 데이터를 얻고, 데이터를 이용하여 백분율 편차를 구해, 각각의 영상을 비교 분석하였다.



(a) Heart



(b) Liver



(c) Background

Fig. 2. Regions of interest. The small circles represent the ROIs in the heart, liver and background.

3.2 SNR

사용된 알고리즘마다 SNR을 각각 구하여 실제 팬텀 주입량이 영상에서 정확하게 표현되는지를 영상을 평가하였다. SNR은 장기 내 SUV를 표준편차로 나누어 정의하였다.^[11]

$$SNR = \frac{C_{organ}}{\sigma_{organ}} \quad (2)$$

C_{organ} : 장기 ROI 내 SUV

σ_{bkg} : 장기 ROI 내 SUV 표준편차

III. RESULT

본 연구에서는 영상 재구성 알고리즘 별로 측정된 SUV 값을 예상 SUV 값과 비교하고, SUV 비율을 심장/간, 심장/배경영역, 간/배경영역에서 구하여 백분율 오차 결과 값과 SNR 값을 획득하였다.

1. 알고리즘 별 SUV 값

팬텀 내 장기별 단위 부피당 방사능과 예상 SUV는 Table 1과 같다. Fig. 3은 알고리즘별 간에서의 영상을 나타낸다.

Table 2와 같이 영상 재구성 알고리즘 별로 측정된 SUV 값은 예상 SUV 값과는 큰 차이를 보였으며, VPFX-S, QCFS-S-350, QCFS-S-50, VPHD-S 알고리즘을 적용한 DMIDR 장비와 VUE Point, FORE-FBP 알고리즘을 적용 DSte 장비 사이에 큰 차이를 보였다.

그러나 Table 3에 보인 것처럼 PET과 알고리즘별 간/배경영역과 심장/배경영역의 SUV 비는 큰 차이를 보이지 않았다.

2. Algorithm별 백분율 오차

Table 4에 보인 것처럼 SUV 비율은 심장/간의 백분율 편차 평균과 심장/배경영역의 백분율 편차 평균에서 QCFS-S-50가 각각 -5.0, -5.7%로 가장 좋은 결과를 보였으며 간/배경영역의 백분율 편차 평균에서는 VUE Point이 -0.3%로 가장 좋은 결과를 보였다.

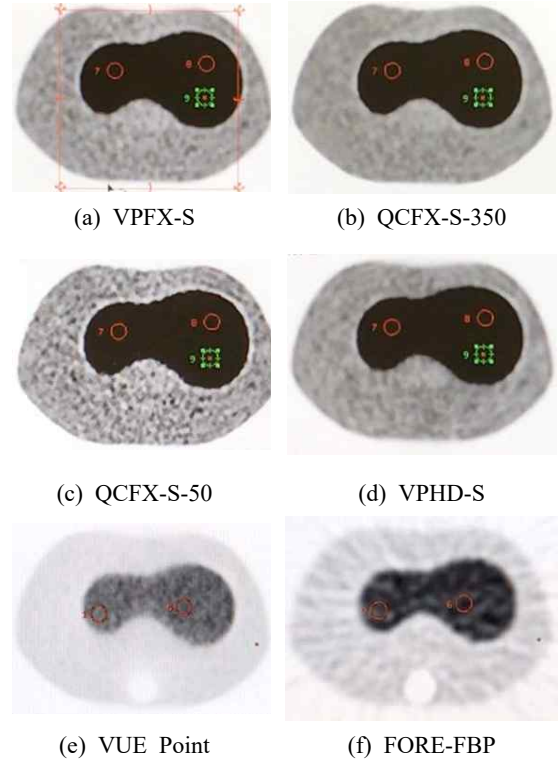


Fig. 3. Reconstructed liver images with various algorithms.

Table 1. Activities and expected SUVs at organs in the phantom

	Heart	Liver	Back-ground
Activity (MBq/ml)	3.6×10^{-2}	1.6×10^{-2}	4.8×10^{-3}
Expected SUV	5.9	2.5	0.8

Table 2. SUVs depending on PETs and algorithms

PET	Algorithm	Region		
		Liver	Heart	Back-ground
DMIDR	VPFX-S	14.3	27.1	4.2
	QCFS-S-350	14.3	28.0	4.1
	QCFS-S-50	14.3	27.1	4.2
	VPHD-S	14.1	26.5	4.1
DSte	VUE Point	3.8	8	1.1
	FORE-FBP	3.7	7.4	1.2
Expected		2.5	5.9	0.8

Table 3. SUV ratios depending on PETs and algorithms

PET	Algorithm	Region	
		Liver/ Background	Heart/ Background
DMIDR	VPFX-S	3.4	6.5
	QCFS-S-350	3.5	6.8
	QCFS-S-50	3.4	6.5
	VPHD-S	3.4	6.5
DSte	VUE Point	3.5	7.3
	FORE-FBP	3.1	6.2
Expected		3.3	7.8

3. SNR

Table 5에 보인 것처럼 간, 심장과 배경영역의 SNR 결과에서는 DMIDR 경우 QCFS-S-350이 근소하지만 가장 좋은 결과를 보였지만, DSte 경우의 알고리즘에 비해서는 차이가 크지 않았다.

Table 4. Percentile differences depending on PETs and algorithms

PET	Algorithm	Heart/ liver(%)	Heart/back- ground(%)	Liver/back- ground(%)
DMIDR	VPFX-S	-8.9	-10.2	-1.4
	QCFS-S-350	-9.3	-9.7	-0.3
	QCFS-S-50	-14.5	-12.6	2.2
	VPHD-S	-9.4	-10.7	-1.1
DSte	VUE Point	-5.0	-5.7	-0.5
	FORE-FBP	-12.1	-9.9	2.7
Average		-9.9	-9.8	0.3

Table 5. SNRs depending on PETs and algorithms

PET	Algorithm	Region		
		Liver	Heart	Back- ground
DMIDR	VPFX-S	15.4	8.3	10.9
	QCFS-S-350	18.2	12.8	16.3
	QCFS-S-50	7.0	8.3	4.4
	VPHD-S	18.2	8.4	9.6
DSte	VUE Point	19.0	17.2	11.3
	FORE-FBP	18.5	16.6	9.7

IV. DISCUSSION

표준섭취계수(SUV)는 PET과 영상 재구성 방법에 따라 크게 달라진다. 이 연구에서는 두 종류의 PET 과 여섯 종류의 영상 재구성 알고리즘을 통하여 간, 심장과 배경영역에서 SUV와 SUV 비율을 기대치와 비교하였다.

과거에 임상에서 많이 사용했던 재구성 방법인 FBP 방식은 속도가 빠르다는 장점^[6]에 비하여 물체로부터 데이터가 완벽하지 못한다면 인공물이 생기고, 영상 장치와 데이터 획득 장치의 물리적 특성을 고려하지 못한다는 단점이 있다.^[7] 또 FBP 방식의 대안법으로 사용되는 OSEM 재구성 방식^[8]은 반복 횟수가 증가할수록 잡음도 같이 증가하는 단점이 있다.^[9] OSEM 재구성으로 인한 Noise가 증가함에 따라 결과적으로 영상은 더 거칠게 나오기 때문에 재구성 반복 횟수가 일반적으로 2~4번으로 그칠 수밖에 없다.^[12] 이 때문에 PET/CT에서는 OSEM 재구성 방식 대신 Q.Clear의 사용이 권장되어진다.^[10] Q.Clear에서는 BSREM 알고리즘을 사용한다.^[13] BRESM 알고리즘에서 β -강도 값은 자료에 대해 잡음을 제어하기 위한 벌칙 정규화 항의 상대적 강도를 조절해 주는 값이다. β -강도 값을 어떻게 설정하느냐에 따라 영상이 달라지기 때문에 어떤 작업을 하는지에 따라 정규화 강도 매개 변수인 β -강도 값을 선택하면 된다. β -강도 값을 높게 설정하게 되면 잡음과 인공물 줄일 수 있으며, β -강도 값을 낮게 설정하면 영상이 선예하게 나타난다.^[12] 다양한 β -강도 값이 사용되지만 본 연구에서는 비교적 작은 50 과 큰 350으로 조절하여 얻어진 영상을 비교하였다. 더 다양한 β -강도 값을 적용한 영상을 얻어서 비교한다면 보다 더 정확한 결과를 얻을 수 있을 것이라고 사료된다.

본 연구에서는 방사선사의 피폭을 최소화하기 위하여 팬텀에 주입해야 하는 방사성동위원소의 양을 정량보다 10분의 1로 줄여 연구하였다. 각 장치에서 표준섭취계수는 PET과 영상 재구성 알고리즘에 따라 큰 차이를 보였지만 간/배경영역과 심장/배경영역에서의 SUV 비는 12개 중에서 11개가 5% 내에서 일치된 값을 보여주었다. 방사성동위원소의

양을 정량대로 주입하여 실험한다면 좀 더 정확한 결과를 얻을 수 있을 것이라고 예상되지만 소량의 방사능으로도 각 장기와 배경영역에서의 SUV 비율은 비교적 일치되는 값을 얻었다. 또한 동일 제조사의 두 종류 PET/CT에서 SUV 비율을 비교하였지만, 다양한 회사에서 제조된 PET/CT를 사용하여 연구 결과를 확인할 필요가 있다.

V. CONCLUSION

PET 성능 평가는 각 영역에서의 절댓값 보다는 두 영역 사이의 SUV 비율이 적절하며, 비교적 소량의 방사능으로도 확인할 수 있는 가능성이 있다. 영상 평가 인자인 SNR에서는 Q.Clear를 사용한 알고리즘 중에는 β -강도를 50보다는 350으로 설정한 알고리즘에서 값이 크게 나왔다.

Reference

- [1] P. J. Ell, "The contribution of PET/CT to improved patient management," *The British Journal of Radiology*, Vol. 79, No. 937, pp. 32-36, 2006.
- [2] P. E. Kinahan, Fletcher James, "PET/CT Standardized Uptake Values (SUVs) in Clinical Practice and Assessing Response to Therapy," *Seminars in Ultrasound, CT and MR*, Vol. 31, No. 6, pp. 496-505, 2010.
- [3] M. C. Adams, T. G. Turkington, J. M. Wilson, T. Z. Wong, "A Systematic Review of the Factors Affecting Accuracy of SUV measurements," *American Journal of Roentgenology*, Vol. 195, No. 2, pp. 310-320, 2010.
- [4] S. M. Oh, K. H. Kim, S. J. Kim, "The Evaluation of True X Reconstruction Method In Low Dose," *The Korean Journal of Nuclear Medicine Technology*, Vol. 15, No. 2, pp. 83-87, 2011.
- [5] J. Y. Lee, E. K. Lee, K. W. Kim, H. W. Jeong, K. Y. Lyu, H. H. Park, J. H. Son, J. W. Min, "Evaluation and Comparison of Contrast to Noise Ratio and Signal to Noise Ratio According to Change of Reconstruction on Breast PET/CT," *Journal of Radiological Science and Technology*, Vol. 40, No. 1, pp. 79-85, 2017.
- [6] H. L. Shi, S. Q. Luo, Z. Yang, G. Wu, "A Novel Iterative CT Reconstruction Approach Based on FBP Algorithm," *PLOS ONE*, Vol. 10, No. 9, pp. e0138498, 2015.
- [7] J. Tsukada, M. Yamada, Y. Yamada, S. Yamazaki, N. Imanishi, K. Tamura, M. Hashimoto, S. Nakatsuka, M. Jinzaki, "Comparison of the diagnostic accuracy of FBP, ASiR, and MBIR reconstruction during CT angiography in the evaluation of a vessel phantom with calcified stenosis in a distal superficial femoral artery in a cadaver extremity," *Medicine (Baltimore)*, Vol. 95, No. 27, pp. e4127, 2016.
- [8] R. J. English, S. E. Brown, "Spect Single-Photon Emission computed Tomography: A Primer," *Society of Nuclear Medicine*, Vol. 18, No. 23, pp. 23-33, 1995.
- [9] J. Lantos, E. S. Mitra, C. S. Levin, A. Iagaru, "Standard OSEM vs. regularized PET image reconstruction: qualitative and quantitative comparison using phantom data and various clinical radiopharmaceuticals," *American Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, Vol. 8, No. 2, pp. 110-118, 2018.
- [10] E. J. Teoh, D. R. McGowan, R. E. Macpherson, K. M. Bradley, F. V. Gleeson, "Phantom and Clinical Evaluation of the Bayesian Penalized Likelihood Reconstruction Algorithm Q.Clear on an LYSO PET/CT System," *Journal of Nuclear Medicine*, Vol. 56, No. 9, pp. 1447-452, 2015.
- [11] J. W. Lee, S. K. Kim, S. M. Lee, S. H. Moon, T. S. Kim, "Detection of Hepatic Metastases Using Dual-Time-Point FDG PET/CT Scans in Patients with Colorectal Cancer," *Molecular Imaging and Biology*, Vol. 13, No. 3, pp. 565-572, 2010.
- [12] M. Iatrou, R. Manjeshwar, S. Ross, K. Thielemans, C. Stearns, "3D implementation of scatter estimation in 3D PET," In: *Proceedings of the 2006 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record*, Vol. 4, pp. 2142-2145, 2006.
- [13] S. Ross, "Q.Clear," General Electric Company, 2013.

의인화물통팬텀에서 PET/CT SUV 비율

연준호,¹ 홍건철,¹ 강병현,² 신예지,² 오욱진,² 윤혜란,² 홍성종^{2,*}

¹삼성서울병원 핵의학과

²을지대학교 방사선학과

요 약

표준섭취계수(SUV) PET과 영상 재구성 방법에 따라 크게 달라진다. 삼성 서울병원 핵의학과에 설치된 GE사의 Discovery MIDR와 Discovery Ste의 영상 재구성 알고리즘을 이용하여 의인화물통팬텀 내의 심장, 간과 배경영역에서 표준섭취계수를 측정하여 실제 SUV와 비교하였다. 영상 재구성 알고리즘은 MIDR에서는 VPFX-S (TOF+PSF), QCFX-S-350 (Q.Clear+TOF+PSF), QCFX-S-50와 VPHD-S (OSEM+PSF), Ste에서는 VUE Point (OSEM)와 FORE-FBP를 사용하였다. 방사선사의 방사선 피폭을 감소시키기 위하여 소량의 ¹⁸F-FDG 선원을 물과 혼합하였다: 52.5 ml 심장에는 2.28 MBq, 1,290 ml 간에는 20.3 MBq와 9,590 ml 배경영역에는 45.7 MBq를 주입하였다. 심장에서의 표준섭취계수는 MIDR의 VPFX-S, QCFX-S-350, QCFX-S-50, VPHD-S와 Ste의 VUE Point (OSEM)와 FOR-FBP 알고리즘에서 각각 27.1, 28.0, 27.1, 26.5, 8.0와 7.4 이었으며, 기대치는 5.9이었다. 배경영역에서는 4.2, 4.1, 4.2, 4.1, 1.1와 1.2 이었으며, 기대치는 0.8이었다. 각 영역에서 표준섭취계수는 PET과 알고리즘에 따라 크게 차이가 있었지만, 심장과 배경영역의 SUV 비율은 비교적 일정하여 6개 영상 재구성 알고리즘에 대하여 6.5, 6.8, 6.5, 6.5, 7.3와 6.2 이었으며 기대치는 7.8이었다. 심장에서의 평균 신호 대 잡음비(SNR)는 각각 6개 알고리즘에 대하여 8.3, 12.8, 8.3, 8.4, 17.2와 16.6이었다. 결론적으로 PET 성능 평가는 각 영역에서의 절댓값 보다는 두 영역 사이의 SUV 비율이 적절하며, 비교적 소량의 방사능으로도 확인할 수 있는 가능성이 있다.

중심단어: SUV, SUV비, Q.Clear, β -Strength, 신호 대 잡음비

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	연준호	삼성서울병원	방사선사
(공동저자)	홍건철	삼성서울병원	방사선사
	강병현	을지대학교	학부생
	신예지	을지대학교	
	오욱진	을지대학교	
	윤혜란	을지대학교	
(교신저자)	홍성종	을지대학교	교수