

Original Article

DMIDR 장치의 재구성 알고리즘 별 성능 평가

삼성서울병원 핵의학과¹, GE Healthcare Korea²

곽인석¹ · 이 혁¹ · 문승철²

Performance Evaluation of Reconstruction Algorithms for DMIDR

In-Suk Kwak¹, Hyuk Lee¹ and Seung-Cheol Moon²

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

²GE Healthcare Korea, Seoul, Republic of Korea

Purpose

DMIDR(Discovery Molecular Imaging Digital Ready, General Electric Healthcare, USA) is a PET/CT scanner designed to allow application of PSF(Point Spread Function), TOF(Time of Flight) and Q.Clear algorithm. Especially, Q.Clear is a reconstruction algorithm which can overcome the limitation of OSEM(Ordered Subset Expectation Maximization) and reduce the image noise based on voxel unit. The aim of this paper is to evaluate the performance of reconstruction algorithms and optimize the algorithm combination to improve the accurate SUV(Standardized Uptake Value) measurement and lesion detectability.

Materials and Methods

PET phantom was filled with ¹⁸F-FDG radioactivity concentration ratio of hot to background was in a ratio of 2:1, 4:1 and 8:1. Scan was performed using the NEMA protocols. Scan data was reconstructed using combination of ①VPFX(VUE point FX(TOF)), ②VPHD-S(VUE Point HD+PSF), ③VPFX-S(TOF+PSF), ④QCHD-S-400((VUE Point HD+Q.Clear(β -strength 400)+PSF), ⑤QCFX-S-400(TOF+Q.Clear(β -strength 400)+PSF), ⑥QCHD-S-50(VUE Point HD+Q.Clear(β -strength 50)+PSF) and ⑦QCFX-S-50(TOF+Q.Clear(β -strength 50)+PSF). CR(Contrast Recovery) and BV(Background Variability) were compared. Also, SNR(Signal to Noise Ratio) and RC(Recovery Coefficient) of counts and SUV were compared respectively.

Results

VPFX-S showed the highest CR value in sphere size of 10 and 13 mm, and QCFX-S-50 showed the highest value in spheres greater than 17 mm. In comparison of BV and SNR, QCFX-S-400 and QCHD-S-400 showed good results. The results of SUV measurement were proportional to the H/B ratio. RC for SUV is in inverse proportion to the H/B ratio and QCFX-S-50 showed highest value. In addition, reconstruction algorithm of Q.Clear using 400 of β -strength showed lower value.

Conclusion

When higher β -strength was applied Q.Clear showed better image quality by reducing the noise. On the contrary, lower β -strength was applied Q.Clear showed that sharpness increase and PVE(Partial Volume Effect) decrease, so it is possible to measure SUV based on high RC comparing to conventional reconstruction conditions. An appropriate choice of these reconstruction algorithm can improve the accuracy and lesion detectability. In this reason, it is necessary to optimize the algorithm parameter according to the purpose.

Key Words

DMIDR, Q.Clear, Contrast Recovery(CR), Background Variability(BV)

서론

- Received: September 16, 2019 Accepted: October 27, 2019
- Corresponding author: In-suk Kwak
- Department of Nuclear Medicine, Samsung Medical Center 81, Irwon-ro, Gangnam-gu, Seoul 06351, Republic of Korea
Tel: +82-2-3410-2638, FAX: +82-2-3410-2639
E-mail: is.kwak@samsung.com

PET/CT는 암의 진단, 병기 설정 및 암의 평가, 방사선 치료 계획 수립 그리고 일부의 치매 진단에 필요한 기능적 영상을 제공할 수 있는 영상 기기이다.¹⁾ 이러한 PET/CT 장비는 하드웨어 및 재구성 방법의 개선을 통해 진보해 왔다.²⁾ Discovery



Fig. 1. Discovery MIDR scanner was used for data acquisition.

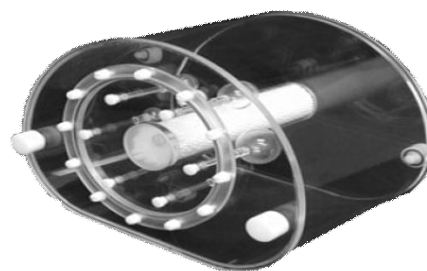


Fig. 2. NEMA 2007/IEC 2008 PET Phantom.

MIDR(General Electric Healthcare, USA)은 LBS(Lutetium Based Scintillators)를 기반으로 한 GE 社의 최신 장비로써 동사의 기존의 검출기 방식의 스캐너보다 짧은 549 ps의 시간분해능으로 영상획득이 가능하게 되었다. 이로써 비행시간(Time of Flight, TOF) 영상획득, 점확산함수 영상 재구성(Point Spread Function reconstruction, PSF) 및 GE 社의 자체 개발 영상 재구성법인 Q.clear 보정기법의 적용이 가능하게 되었다. PET 영상 재구성 알고리즘의 기본 배경은 PET 포아송 노이즈 통계 모델링이다. 반복 영상 재구성 기술은 기존의 고유한 영상 재구성법에 비하여 신호 대 잡음비(Signal to Noise Ratio, SNR)과 같은 PET물리학의 정확도를 향상시켜 현재에는 여과 후 역투영(Filtered Back Projection, FBP)을 포함한 표준 분석 방법보다 선호된다. 반복 영상 재구성법 중에서 가장 보편적으로 사용되는 임상 PET 재구성 알고리즘은 기댓값 부분집합 최대화(Ordered Subset Expectation Maximization, OSEM) 알고리즘이다. OSEM은 하위 PET 물리학을 정확하게 모델링하고 하위 집합을 사용하여 가속화된 수렴을 통해 적합한 시간 안에 보다 정확한 PET 영상을 생성하여 제공하는 이점이 있지만 반복횟수의 증가 시 신호잡음의 증가에 따른 문제점으로 그 사용이 제한적일 수밖에 없었다.³⁾ 이번에 사용된 장비에 적용된 보정 알고리즘인 Q.Clear의 경우에는 복셀(voxel) 단위 신호잡음 제거(noise reduction)를 통해 기존 OSEM 방식의 한계를 넘어서는 결과를 얻을 수 있다. Discovery MIDR은 차후 반도체 검출기로의 업그레이드를 통해 디지털 영상을 구현할 수 있다는 확장성까지 확보하였다. 하지만 최신 장비로써 진보된 기술들의 적용에 따른 결과가 많이 알려지지 않았고, 실제 임상 환자의 영상에 검증 없이 적용하기에는 다소 우려가 따른다. 따라서 이러한 재구성 및 보정 알고리즘의 성능 평가를 통해 정확한 표준 섭취 계수(Standardized Uptake Value, SUV)를 구현하고, 병변 검출 능력에 도움이 되는 알고리즘의 조합을 확인하고자하였다.

실험재료 및 방법

1. 영상획득 및 재구성 방법

실험 장비는 GE 社의 Discovery MIDR을 사용하였다(Fig. 1). Lutetium based scintillator를 사용하며 549 ps의 시간 분해능을 갖고 있다. IEC 2008 NEMA PET Phantom을 사용하였으며 10 ~ 37 mm 크기의 6개의 구를 사용하였다(Fig. 2). 10, 13, 17, 22 mm의 구에는 열소를 28, 37 mm의 구에는 증류수를 주입하였으며 배후 방사능과 열소의 방사능 비율은 각각 2:1, 4:1, 8:1로 제작하였다. Discovery MIDR 장비의 NEMA test protocol을 이용하여 영상획득 하였다. 영상획득 시 CT 촬영 조건은 140 kV에 auto mA를 사용하였으며 CT영상 재구성 시 절편 두께는 3.75 mm 로 하였다. PET 영상획득 조건은 bed 당 3분으로 영상을 획득하였고, 영상 재구성 시 매트릭스의 크기는 384 x 384, 그리고 DFOV 40 cm을 적용하였다. 영상 획득 후 재구성 방법과 보정 알고리즘의 조합 별로 평가를 진행하였다.

2. 분석 방법

재구성 조합은 ① VPFX(VUE Point FX(TOF)), ② VPHD-S(VUE Point HD+PSF), ③ VPFX-S(TOF+PSF), ④ QCHD-S-400(VUE Point HD+Q.Clear(β -strength 400)+PSF), ⑤ QCFX-S-400 (TOF+Q.Clear(β -strength 400)+PSF), ⑥ QCHD-S-50(VUE Point HD+Q.Clear(β -strength 50)+PSF), ⑦ QCFX-S-50(TOF+Q.Clear(β -strength 50) + PSF)의 7 가지로 구성하였고 Q.Clear를 적용한 재구성 조합은 신호잡음 제거 세기인 β -strength를 각각 50과 400으로 나누어 평가하였다. 재구성 조합에 따른 결과는 두 가지 측면으로 평가하였다. 먼저 영상의 질을 평가하였다(Fig. 3, 4). 이를 위해 H/B Ratio 및 재구성 알고리즘 별로 측정된 결과를 Discovery MIDR 장비에 내장된 NEMA analysis tool을 이용하여 CR

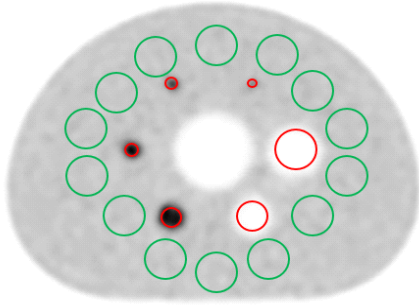


Fig. 3. Region of interest(ROI) placed over the sphere and ba.

(Contrast Recovery)(Eqs. 1)와 BV (Background Variability)⁴⁾ (Eqs. 2)을 측정하였다. 두 번째로 SUV의 신뢰도를 평가하기 위해 GE AW workstation 4.7의 volume viewer version 4.2를 이용하여 재구성 조합 별로 count를 측정하고, SNR (Signal to Noise Ratio)⁴⁾(Eqs. 3)과 RC (Recovery Coefficient)⁴⁻⁶⁾(Eqs. 4)를 계산하여 측정된 SUV의 정확성을 평가하고자 하였다. 또한, GE AW workstation 4.7의 PETVCAR application을 이용하여 재구성 조합별로 SUV를 측정하였다.

$$SD \text{ of the BKG ROI counts} \\ \text{for sphere} \\ = \frac{\text{Ave.of all BKG ROI counts}}{\text{for sphere}} * 100[\%]$$

Eqs. 1. Contrast Recovery

$$\text{Measured activity concentration} \\ \text{of the ROI for sphere} \\ = \frac{\text{Actual activity concentration}}{\text{for sphere}}$$

Eqs. 2. Background Variability

$$\text{Ave.counts} \\ \text{in the ROI for sphere} \\ = \frac{SD}{\text{in the ROI for sphere}}$$

Eqs. 3. Signal to Noise Ratio

$$\text{Ave.counts} \\ \text{in the ROI for sphere} - 1 \\ = \frac{\text{Ave.counts} \\ \text{in the BKG ROI for sphere}}{\text{Activity concentration} \\ \text{in the hot sphere} - 1} * 100[\%]$$

Eqs. 4. Recovery Coefficient

- ① VPFX : VUE Point HD + TOF
- ② VPHD_S : VUE Point HD + PSF
- ③ VPFX_S : VUE Point HD + TOF + PSF
- ④ QCHD_S_400 : Q.CLEAR(β -strength 400) + VUE Point HD + PSF
- ⑤ QCFX_S_400 : Q.CLEAR(β -strength 400) + TOF + PSF
- ⑥ QCHD_S_50 : Q.CLEAR(β -strength 50) + VUE Point HD + PSF
- ⑦ QCFX_S_50 : Q.CLEAR(β -strength 50) + TOF + PSF

Fig. 4. Experiments were carried out with seven combinations of reconstruction and correction algorithms.

결 과

CR의 결과값에서는 가장 작은 크기의 10 mm와 13 mm에서 VPFX-S가 좋은 결과값을 보였으며 17 mm 이상 크기의 구에서는 QCFX-S-50이 가장 높은 결과를 보였다(Fig. 5)(Table 1). QCHD-S-400나 QCFX-S-400은 낮은 값을 보이는데 특히 H/B ratio 4:1에서 QCHD-S-400의 경우 제조사 권고 하한선에 해당하는 결과값을 보였다. BV는 β -strength 400의 Q.Clear가 적용된 QCHD-S-400, QCFX-S-400 두 가지가 모두 좋은 결과를 보였다(Fig. 6)(Table 2). 식품의약품안전평가원의 기준에 따르면 CR은 제조업체 제시 기준의 80% 이상이어야 하고 BV는 제조업체 제시 기준의 120% 미만이어야 한다.⁷⁾ SNR 결과에서도 QCHD-S-400, QCFX-S-400이 가장 좋은 값을 보였다(Fig. 7)(Table 3). 특히, H/B ratio 2:1에서는 다른 재구성 조합의 결과에 비해 매우 좋은 값을 보였다. SUV는 H/B ratio의 증가에 비례하여 증가하는 모습을 나타냈고 모든 비율에서 공통적으로 VPFX-S와 QCFX-S-50이 가장 높은 결과값을 나타냈다(Fig. 8)(Table 4). 반대로 전 비율에서 QCHD-S-400과 QCFX-S-400이 가장 낮은 SUV의 분포를 보였다.

SUV의 신뢰도를 평가하기 위해 측정된 RC도 마찬가지로 모든 비율에서 VPFX-S와 QCFX-S-50이 가장 높은 결과값을 나타냈다(Fig. 9)(Table 5). 그 중에서도 QCFX-S-50이 근소하게 우수한 결과를 보였으며 BV와 SNR에서 좋은 결과를 나타낸 QCHD-S-400과 QCFX-S-400이 가장 낮은 RC를 나타냈다.

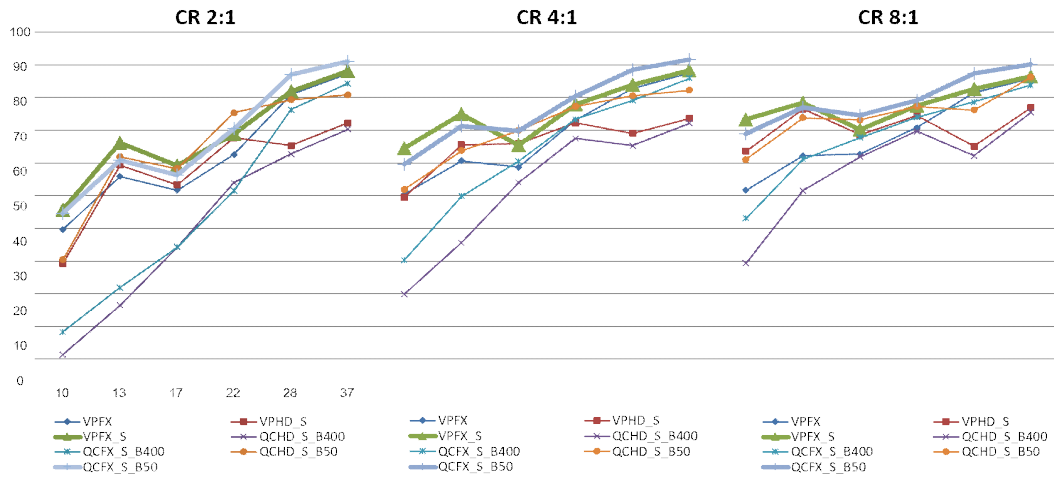


Fig. 5. Contrast recovery graphs of each reconstruction combination on NEMA 2007/IEC 2008 phantom.

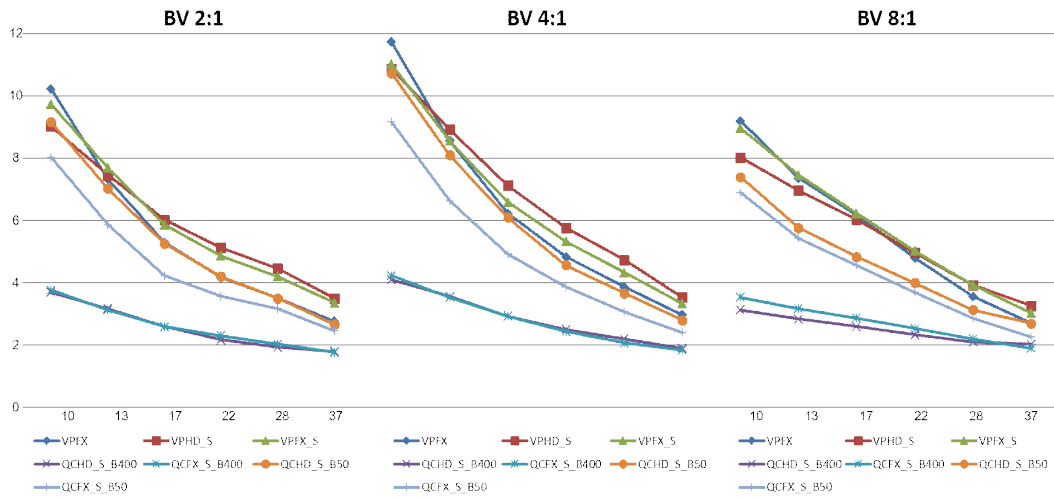


Fig. 6. Background variability graphs of each reconstruction combination on NEMA 2007/IEC 2008 phantom.

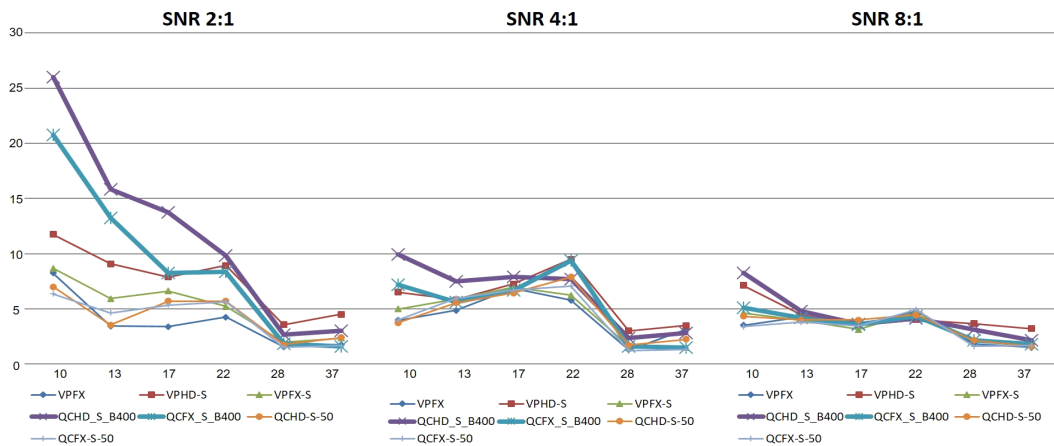


Fig. 7. Signal to noise ratio graphs of each reconstruction combination on NEMA 2007/IEC 2008 phantom.

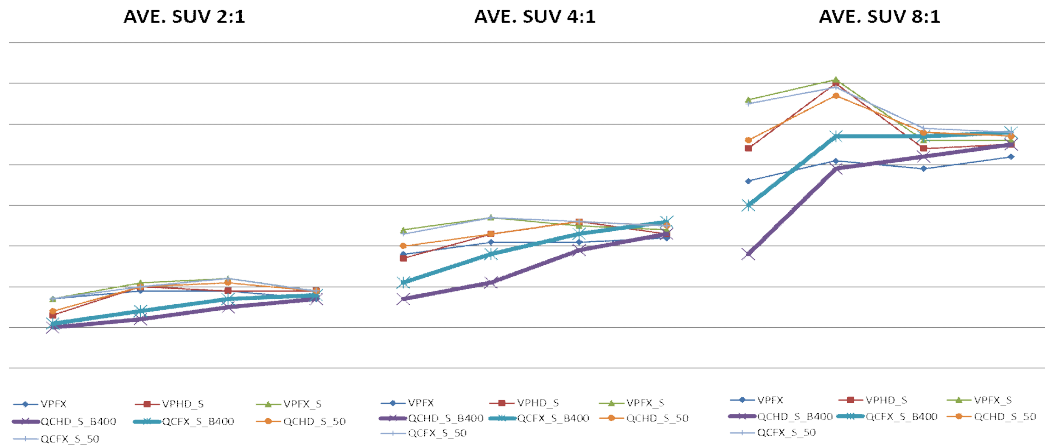


Fig. 8. SUV graphs of each reconstruction combination on NEMA 2007/IEC 2008 phantom.

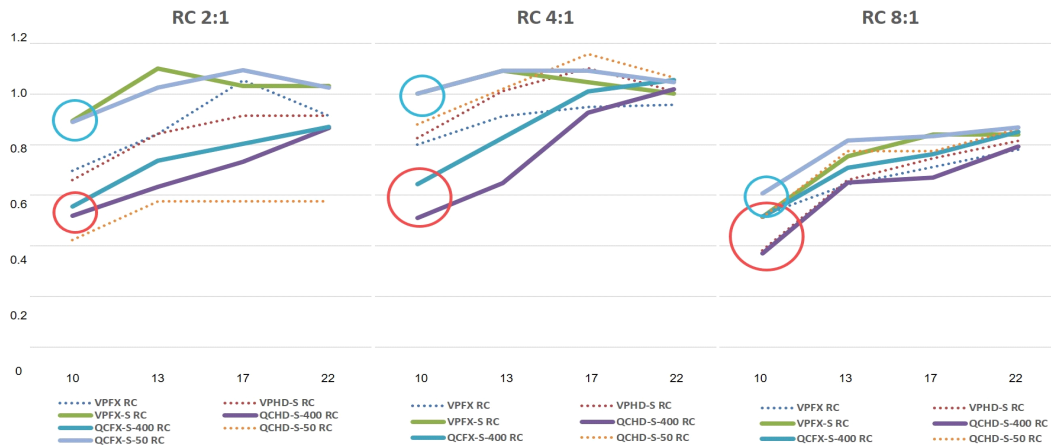


Fig. 9. Recovery coefficient graphs of each reconstruction combination on NEMA 2007/IEC 2008 phantom.

Table 1. Contrast recovery for different reconstruction combinations

H/B RATIO 2:1	10mm	13mm	17mm	22mm	28mm	37mm
VPFX	39.7	55.9	51.7	62.6	81.0	87.4
VPHD_S	29.2	59.4	53.3	67.7	65.3	72.3
VPFX_S	45.6	66.1	59.2	68.9	82.0	88.1
QCHD_S_B400	1.4	16.5	34.3	54.0	62.8	70.4
QCFX_S_B400	8.4	21.9	34.3	51.5	76.3	84.3
QCHD_S_B50	30.4	61.9	58.3	75.4	79.3	80.9
QCFX_S_B50	44.5	60.8	56.3	70.5	87	91.1
H/B RATIO 4:1	10mm	13mm	17mm	22mm	28mm	37mm
VPFX	50.5	60.6	58.7	73.1	82.8	87.5
VPHD_S	49.5	65.6	66.0	72.2	69.1	73.6
VPFX_S	64.6	74.9	65.5	77.9	84.0	88.3
QCHD_S_B400	19.9	35.6	54.0	67.5	65.3	72.2
QCFX_S_B400	30.3	49.8	60.5	73.4	79.1	85.9
QCHD_S_B50	52.0	63.7	69.9	77.3	80.6	82.2
QCFX_S_B50	59.7	71.4	69.9	80.5	88.5	91.6
H/B RATIO 8:1	10mm	13mm	17mm	22mm	28mm	37mm
VPFX	51.7	62.2	62.7	70.8	81.4	85.9
VPHD_S	63.6	76.5	68.6	74.4	65.1	76.9
VPFX_S	73.2	78.4	70.2	77.5	82.6	86.6
QCHD_S_B400	29.4	51.6	61.9	69.7	62.2	75.5
QCFX_S_B400	43.1	61.2	67.7	74.0	78.7	83.8
QCHD_S_B50	61.1	73.8	73.1	77.3	76.2	86.2
QCFX_S_B50	69.0	77.0	74.7	79.2	87.4	90.1

Table 2. Background variability for different reconstruction combinations

H/B RATIO 2:1	10mm	13mm	17mm	22mm	28mm	37mm
VPFX	10.2	7.3	5.3	4.2	3.5	2.8
VPHD_S	9.0	7.5	6.0	5.1	4.5	3.5
VPFX_S	9.7	7.7	5.9	4.9	4.2	3.4
QCHD_S_B400	3.7	3.2	2.6	2.2	1.9	1.8
QCFX_S_B400	3.8	3.1	2.6	2.3	2.0	1.8
QCHD_S_B50	9.2	7.0	5.3	4.2	3.5	2.7
QCFX_S_B50	8.0	5.9	4.2	3.6	3.2	2.5
H/B RATIO 4:1	10mm	13mm	17mm	22mm	28mm	37mm
VPFX	11.7	8.6	6.2	4.8	3.9	3.0
VPHD_S	10.9	8.9	7.1	5.8	4.7	3.5
VPFX_S	11.0	8.6	6.6	5.3	4.3	3.3
QCHD_S_B400	4.1	3.6	2.9	2.5	2.2	1.9
QCFX_S_B400	4.2	3.5	2.9	2.4	2.1	1.8
QCHD_S_B50	10.7	8.1	6.1	4.6	3.7	2.8
QCFX_S_B50	9.2	6.6	4.9	3.9	3.1	2.4
H/B RATIO 8:1	10mm	13mm	17mm	22mm	28mm	37mm
VPFX	9.2	7.4	6.2	4.8	3.6	2.7
VPHD_S	8.0	7.0	6.0	5.0	3.9	3.3
VPFX_S	9.0	7.5	6.2	5.0	3.9	3.0
QCHD_S_B400	3.1	2.8	2.6	2.3	2.1	2.0
QCFX_S_B400	3.5	3.2	2.9	2.5	2.2	1.9
QCHD_S_B50	7.4	5.8	4.8	4.0	3.1	2.7
QCFX_S_B50	6.9	5.4	4.6	3.7	2.9	2.3

Table 3. Signal to noise ratio for different reconstruction combinations

H/B RATIO 2:1	10mm	13mm	17mm	22mm	28mm	37mm
VPFX	8.25	3.44	3.40	4.26	1.56	1.75
VPHD_S	11.75	9.08	7.88	8.93	3.57	4.50
VPFX_S	8.67	5.93	6.61	5.21	2.00	2.33
QCHD_S_B400	26.00	15.83	13.75	9.85	2.67	3.00
QCFX_S_B400	20.75	13.25	8.27	8.38	1.88	1.60
QCHD_S_B50	7.00	3.53	5.69	5.69	1.75	2.40
QCFX_S_B50	6.35	4.64	5.34	5.65	1.50	1.67
H/B RATIO 4:1	10mm	13mm	17mm	22mm	28mm	37mm
VPFX	3.98	4.86	6.84	5.78	1.29	3.17
VPHD_S	6.52	5.84	7.24	9.48	3.00	3.50
VPFX_S	5.00	5.90	6.94	6.22	1.60	1.50
QCHD_S_B400	9.91	7.50	7.88	7.71	2.38	2.80
QCFX_S_B400	7.21	5.59	6.67	9.36	1.57	1.50
QCHD_S_B50	3.73	5.54	6.45	7.90	1.71	2.25
QCFX_S_B50	4.00	5.95	6.69	7.06	1.20	1.33
H/B RATIO 8:1	10mm	13mm	17mm	22mm	28mm	37mm
VPFX	3.51	4.29	3.56	4.78	1.83	1.50
VPHD_S	7.13	4.49	3.49	4.03	3.67	3.20
VPFX_S	4.63	3.97	3.12	4.71	2.20	2.00
QCHD_S_B400	8.24	4.79	3.64	4.16	3.13	2.14
QCFX_S_B400	5.09	4.21	3.58	4.36	2.14	1.80
QCHD_S_B50	4.33	4.00	4.00	4.45	2.14	1.60
QCFX_S_B50	3.39	3.80	3.46	4.93	1.60	1.67

Table 4. SUV for different reconstruction combinations

H/B RATIO 2:1	10mm	13mm	17mm	22mm	28mm	37mm
VPFX	1.7	1.9	1.9	1.7	1	0.9
VPHD_S	1.3	2	1.9	1.9	1	0.9
VPFX_S	1.7	2.1	2.2	1.9	1	0.9
QCHD_S_B400	1	1.2	1.5	1.7	1	1
QCFX_S_B400	1.1	1.4	1.7	1.8	1	1
QCHD_S_50	1.4	2	2.1	1.9	1	0.9
QCFX_S_50	1.7	2	2.2	1.9	1	0.9
H/B RATIO 4:1	10mm	13mm	17mm	22mm	28mm	37mm
VPFX	2.8	3.1	3.1	3.2	0.9	0.9
VPHD_S	2.7	3.3	3.6	3.3	0.8	0.9
VPFX_S	3.4	3.7	3.5	3.4	0.9	0.9
QCHD_S_B400	1.7	2.1	2.9	3.3	0.9	0.9
QCFX_S_B400	2.1	2.8	3.3	3.6	0.9	0.9
QCHD_S_50	3.0	3.3	3.6	3.5	0.8	0.9
QCFX_S_50	3.3	3.7	3.6	3.5	0.9	0.9
H/B RATIO 8:1	10mm	13mm	17mm	22mm	28mm	37mm
VPFX	4.6	5.1	4.9	5.2	0.8	0.7
VPHD_S	5.4	7	5.4	5.5	0.8	0.8
VPFX_S	6.6	7.1	5.6	5.6	0.8	0.7
QCHD_S_B400	2.8	4.9	5.2	5.5	0.8	0.7
QCFX_S_B400	4	5.7	5.7	5.8	0.8	0.7
QCHD_S_50	5.6	6.7	5.8	5.7	0.8	0.8
QCFX_S_50	6.5	6.9	5.9	5.8	0.8	0.7

Table 5. Recovery coefficient for different reconstruction combinations

H/B RATIO 2:1	10mm	13mm	17mm	22mm	28mm	37mm
VPFX	0.68	0.82	1.02	0.89	0.10	0.05
VPHD-S	0.64	0.82	0.89	0.89	0.17	0.12
VPFX-S	0.89	1.09	1.02	1.02	0.08	0.05
QCHD-S-400	0.53	0.65	0.75	0.89	0.16	0.12
QCFX-S-400	0.57	0.75	0.82	0.89	0.10	0.05
QCHD-S-50	0.75	1.02	1.02	1.02	0.10	0.08
QCFX-S-50	0.89	1.02	1.09	1.02	0.06	0.03
H/B RATIO 4:1	10mm	13mm	17mm	22mm	28mm	37mm
VPFX	0.81	0.92	0.96	0.97	0.04	0.09
VPHD-S	0.81	0.99	1.08	0.99	0.08	0.06
VPFX-S	0.99	1.08	1.04	0.99	0.04	0.03
QCHD-S-400	0.50	0.63	0.90	0.99	0.09	0.06
QCFX-S-400	0.63	0.81	0.99	1.04	0.05	0.03
QCHD-S-50	0.86	0.99	1.13	1.04	0.05	0.04
QCFX-S-50	0.99	1.08	1.08	1.04	0.03	0.02
H/B RATIO 8:1	10mm	13mm	17mm	22mm	28mm	37mm
VPFX	0.53	0.65	0.72	0.79	0.02	0.02
VPHD-S	0.39	0.67	0.76	0.83	0.04	0.03
VPFX-S	0.53	0.78	0.87	0.87	0.02	0.01
QCHD-S-400	0.37	0.65	0.67	0.79	0.04	0.03
QCFX-S-400	0.51	0.71	0.76	0.85	0.03	0.02
QCHD-S-50	0.51	0.78	0.78	0.87	0.03	0.01
QCFX-S-50	0.62	0.83	0.85	0.88	0.01	0.01

고 찰

기존의 대표적인 영상 재구성법인 OSEM 방식을 이용하여 반복 횟수를 증가시킬 경우에는 반복횟수의 증가에 따라 신호 잡음도 함께 증가하는 문제점을 동반하게 되고 결과적으로 거친 영상을 제공하게 되어 반복횟수를 증가시킬 경우에는 그 적용이 매우 제한적일 수밖에 없었다.⁸⁾ Q.Clear는 이와 같은 반복 재구성법에서 반복 횟수를 25회로 증가시켜 적용한 경우에서보다 영상의 정량적 정확도 및 대조도를 높여줄 뿐만 아니라 결과의 왜곡을 감소시키는 것이 가능하게 해준다. 이는 Q.Clear를 구성하는 기본 알고리즘인 BPL (Bayesian Penalised Likelihood) 재구성 방법이 기존의 OSEM 재구성 방식에 비해 신호 대 잡음 및 신호 대 배경 비(ratio)를 크게 증가시켜주기 때문이다.⁹⁾ 또한 Q.Clear를 적용할 경우 기존 재구성 방법에 비하여 영상의 CR은 높아지고 BV는 낮아지게 되어 그 결과로 양질의 영상을 얻을 수 있게 된다.³⁾ Q.Clear는 이러한 신호잡음의 감소를 위하여 BSREM (Block Sequential Regularized Expectation Maximization) 알고리즘을 사용하는데⁸⁾, 이 방식은 신호잡음이 제거되는 정도를 조절할 수 있는 신호잡음 제거 세기(β -strength)를 0~1000까지 나누어 적용이 가능하며 이와 같은 단계별 조절을 통해 신호잡음이 제거되는 정도를 조절할 수 있게 한다. 본 연구에서는 비교 대상인

재구성 알고리즘 조합을 β -strength 400과 50만을 적용하여 진행하였다. 앞서 설명한 바와 같이 보다 나은 영상 품질의 결과를 위하여 추가의 연구를 통하여 Q.Clear의 β -strength를 최적화할 필요가 있다. 이와 관련하여 Eugene J 등은 Q.Clear는 표준 OS-EM 재구성과 비교하여 팬텀 연구에서 주관적으로 영상 품질을 개선하고 CR을 높이고 BV를 줄일 수 있으며, Q.Clear 재구성 알고리즘을 사용할 경우 ^{18}F -FDG 종양 PET/CT에서 400의 β -strength가 최적의 값으로 평가한바 있다(Fig. 10).¹⁰⁾ 본 연구에서의 실험 결과 또한 팬텀 영상으로 평가해보면 QCFX-S-400에서 모든 크기의 구가 가장 명징하게 확인되며 동시에 노이즈에 의한 영향이 가장 작은 것을 확인할 수 있다(Fig. 11). 그러나 보다 다양한 조건의 β -strength가 적용된 실험을 통하여 본원에서 사용하는 장비에서의 최적의 조건을 찾을 필요가 있다고 생각되며 이러한 이 부분이 본 연구의 제한점이라 할 수 있다.

Q.Clear가 적용된 재구성 조합에서 β -strength를 높이면 신호잡음이 상당 부분 억제되어 영상 품질 면에서 우수한 결과를 보였으며, β -strength를 낮추면 선예도가 증가하며, 부분 체적 효과(Partial Volume Effect, PVE)가 감소하여 기존의 재구성 조건에 비하여 높은 RC에 근거한 보다 높은 SUV가 측정됨을 보이고 있다. PVE는 냉소의 배후 방사능 주위에 스캐너 분해능의 두 배 보다 작은 영역의 열소가 존재하면 발생하는 현상으로¹¹⁾ 관심 영역의 방사능 농도가 실제의 값보다 낮게 측정될 가능성이 있고, 따라서 관심 영역의 SUV가 실제 보다 과소평가 될 가능성이 있다.¹²⁾ 이러한 PVE를 감소시키는 직접적인 방법은 영상 재구성 과정 내에서 PET시스템의 공간해상력을 복구하는 것이다. 반복 재구성 알고리즘은 PET시스템의 설계 특성뿐만 아니라 방사선의 방출 및 검출을 설명하는 물리적 모델이 재구성 방식에 포함될 수 있기 때문에 이러한 목적에 적합하다. 또한 방사선 방출/검출 모델링 및 통계적 잡음의 처리는 재구성의 질적 및 양적 향상을 가능하게 한다. 이러한 환경에서, 재구성 알고리즘에 PSF (Point Spread Function, PSF)를 포함 시키면 공간해상력의 복구가 가능해지므로 PVE에 대한 보상이 가능하다.¹³⁾ 하지만 이러한 Q.Clear의 적용 시 임상에서 우려되는 부분은 SUV의 과대 평가로 인한 위양성(false positive)이다. 병소에의 방사능 농도의 섭취정도를 정량화할 때 Q.Clear의 적용은 정량평가의 결과에서 SUVmean 및 SUVmax를 증가시킨다.³⁾ ^{18}F -FDG를 이용한 종양학적 PET/CT 검사에서는 종양의 섭취를 평가하고 정량화하기 위해 SUV를 가장 많이 사용하고 있는데^{14,15)} 정량적인 지표로 사용되는 SUV가 정확하게 측정되어야 추적 검사에서의 정량분석 값을 정확하게 제공할 수 있다.¹⁶⁾ 하지만 BPL 재구성 방법

을 사용하여 폐 결절 평가에 반 정량 분석이 적용되는 경우, 기존 OSEM과 비교하여 SUVmax의 일반적인 증가로 인해 더 높은 SUVmax가 측정될 수 있다.⁹⁾ 본 연구의 결과에서도 열소의 방사능비가 낮은 경우에서 보다는 높은 경우에서 Q.Clear가 적용된 경우에 작은 크기의 구의 SUV가 보다 큰 구의 SUV보다 높은 값을 보였다. 따라서 Q.Clear의 적용 시 위양성의 오류를 예방하기 위하여 여러 가지 방법을 동원한 검증이 필요하다. 이런 오류를 줄이기 위한 방법으로 Q.Clear가 적용된 영상뿐만 아니라 기존의 영상 재구성법이 적용된 영상을 함께 판독함으로써 이러한 오류를 줄일 수 있을 것이라 제안한다. 이러한 방법 외에도 BPL 재구성 방법을 적용할 경우의 일반적인 양상으로 β -strength를 높이면 count 감소로 인한 SUV의 감소가 일어날 수 있으므로 적절한 β -strength를 적용하는 것도 방법이라 할 수 있다. 본 연구에서는 RC의 측정을 통해 SUV의 신뢰도를 평가하였고, QCFX-S-50이 가장 높은 RC를 나타냈다. 다만, 영상 품질 평가에서 우수한 결과를 보인 QCFX-S-400은 RC의 평가 결과에서는 낮은 수치를 보였으며 이는 β -strength를 통한 노이즈 조절로 인해 나타나는 현상으로 보인다. RC가 작아진다는 것은 SUV의 과소평가가 더 심해진다는 것을 의미하므로 이 경우 위음성(false negative)의 결과도 발생할 수 있다.¹⁶⁾

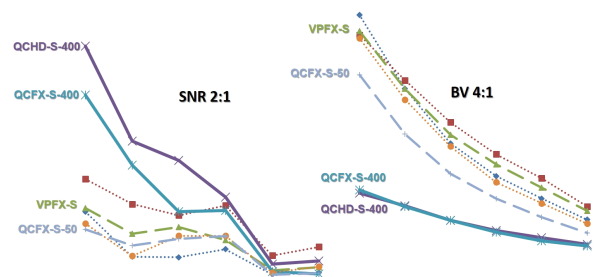


Fig. 10. The Q.Clear of β -Strength 400 has shown best results in BV and SNR.

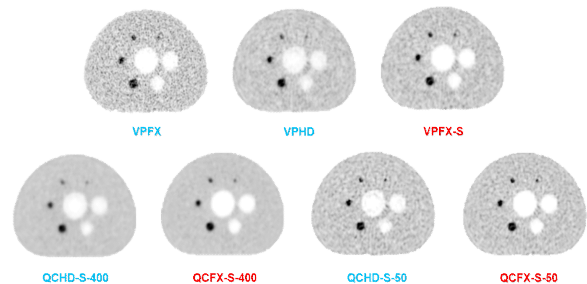


Fig. 11. Phantom images were reconstructed with seven reconstruction combinations.

결론

영상의 품질과 SUV의 신뢰도 평가 두 측면 모두 Q.Clear를 적용한 재구성 알고리즘을 사용하였을 때 가장 만족스러운 결과를 얻을 수 있었다. 또한, 사용자의 목적에 따라서 β -strength의 조절을 통해 탁월한 영상 품질의 결과물, 또는 높은 신뢰도의 SUV를 제공하는 결과물을 얻을 수 있도록 조절이 가능하며, 이를 통해 보다 정확한 판독에 도움을 줄 수 있다고 판단된다.

요약

DMIDR (General Electric Healthcare, USA)은 GE社의 최신 장비로써 PSF (Point Spread Function reconstruction), TOF (Time of Flight)와 Q.Clear의 적용이 가능하다. 특히, Q.Clear는 보정 알고리즘으로써 복셀(voxel)단위 신호 잡음 제거로 기존 OSEM (Ordered Subset Expectation Maximization)의 한계를 넘어설 수 있다. 따라서 이러한 재구성 및 보정 알고리즘의 성능 평가를 통해 정확한 SUV를 구현하며, 병변 검출 능력에 도움이 되는 알고리즘의 조합을 확인하고자 하였다. H/B(Hot & Background) Ratio 2:1, 4:1, 8:1의 비율로 NEMA/IEC 2008 PET phantom을 제작하였다. DMIDR의 NEMA test protocol을 이용하여 영상 획득을 하였다. 재구성 조합은 ① VPFX(VUE point FX(TOF)), ② VPHD-S(VUE point HD+PSF), ③ VPFX-S(TOF+PSF), ④ QCHD-S-400(VUE point HD+Q.Clear(β -strength 400)+PSF), ⑤ QCFS-S-400(TOF+Q.Clear(β -strength 400)+PSF), ⑥ QCHD-S-50(VUE point HD+Q.Clear(β -strength 50)+PSF), ⑦ QCFS-S-50(TOF+Q.Clear(β -strength 50)+PSF)의 7가지로 구성하였다. H/B Ratio 및 재구성 알고리즘 별로 측정된 결과를 이용하여 CR (Contrast Recovery)와 BV (Background Variability)을 구하였다. 또한, 각 조합의 count를 측정하여 SNR (Signal to Noise Ratio)과 RC (Recovery Coefficient)를 구하고 SUV (Standardized Uptake Value)를 측정하였다. 구의 크기가 가장 작은 10 mm와 13 mm에서는 VPFX-S, 17 mm 이상에서는 QCFS-S-50에서 가장 높은 CR 결과를 보였다. BV와 SNR의 비교에서는 QCFS-S-400과 QCHD-S-400에서 좋은 값을 보였다. SUV 측정 결과는 H/B ratio와 비례하여 증감하는 양상을 보였다. SUV에 대한 RC의 경우 H/B ratio와 반비례하는 양상을 보였으며, 재구성 알고리즘 중에서는 QCFS-S-50이 가장 높은 값을 보였다. 또한, Q.Clear에 β -strength 400이 적용된 재구성 알고리즘들이 낮은 값 분포를 보였다. Q.Clear가 적용된 재구성 조합은 β -

strength를 높이면 신호잡음이 억제되어 영상 품질면에서 우수한 결과를 보였고 β -strength를 낮추면 선예도가 증가하며, partial volume effect가 감소하여 기존의 재구성 조건에 비하여 높은 RC에 근거한 SUV 측정이 가능하였다. 이러한 진보된 알고리즘의 사용으로 보다 정확한 정량화와 미세병변 검출능력을 향상시킬 수 있으나 상관 관계를 고려하여 목적에 맞는 최적화 과정이 필요할 것으로 사료된다.

REFERENCES

1. Ell PJ, The contribution of PET/CT to improved patient management. *Br J Radiol* 2006;79:32-36.
2. Slomka PJ, Pan T, Germano G. Recent advances and future progress in PET instrumentation. *Semin Nucl Med* 2016; 46:5-19.
3. Gabriel Reynés-Llompard¹, Cristina Gámez-Cenzano¹, Inmaculada Romero-Zayas¹, Laura Rodríguez-Bell¹, José L. Vercher-Conejero¹, and Josep M. Martí-Climent². Performance Characteristics of the Whole-Body Discovery IQ PET/CT System. *J Nucl Med* 2017; 58:1155-1161.
4. 윤석환. PET/CT에서 Phantom을 이용한 Fluorine-18, Gallium-68 방사성 핵종의 PET 영상 평가. *Journal of Radiological Science and Technology*, 41(4), 321-327
5. Margaret E. Daube-Witherspoon, PhD¹; Joel S. Karp, PhD¹; Michael E. Casey, PhD²; Frank P. DiFilippo, PhD³; Horace Hines, PhD⁴; Gerd Muehllehner, PhD⁵; Vilim Simcic, PhD⁶; Charles W. Stearns, PhD⁷; Lars-Eric Adam, PhD¹; Steve Kohlmyer, MS^{7,8}; and Vesna Sossi, PhD⁹. PET Performance Measurements Using the NEMA NU 2-2001 Standard. NEMA NU 2-2001 Standard. *J Nucl Med* 2002; 43:1398-1409.
6. Gopal B. Saha, PhD. Basics of PET Imaging: Physics, Chemistry, and Regulations. 2005 Springer Science+Business Media, Inc. p.70-71.
7. 식품의약품안전평가원. PET/CT 안전성 및 성능평가 시험 방법 가이드라인. 2015.02. p. 25-28.
8. Steve Ross, PhD. Q.Clear. 2013. General Electric Company.
9. Eugene J. Teoh^{1,2} & Daniel R. McGowan^{2,3} & Kevin M. Bradley¹ & Elizabeth Belcher⁴ & Edward Black⁴ & Fergus V. Gleeson^{1,2}. Novel penalised likelihood reconstruction of PET in the assessment of histologically verified small pulmonary nodules. *Eur Radiol* (2016) 26:576-584.

10. Eugene J. Teoh*1,2, Daniel R. McGowan*2,3, Ruth E. Macpherson1, Kevin M. Bradley1, and Fergus V. Gleeson1,2. Phantom and Clinical Evaluation of the Bayesian Penalized Likelihood Reconstruction Algorithm Q.Clear on an LYSO PET/CT System. *J Nucl Med*. 2015; 56:1447-1452
11. Dale L Bailey, David W Townsed, Peter E Valk, Michael N Maisey(Eds). Positron Emission Tomography Basic sciences. Springer-Verlag London Limited; 2005.p121-122.
12. Mark van Heijl, Jikke M. Omloo, Mark I. van Berge Henegouwen, Jan J. van Lanschot, Gerrit W. Sloof and Ronald Boellaard. Influence of ROI definition, partial volume correction and SUV normalization on SUV-survival correlation in oesophageal cancer. *Nuclear Medicine Communications* 2010;31:652-658.
13. V. Bettinardi, I. Castiglioni, E. De Bernardi, M. C. Gilardi, PET quantification: strategies for partial volume correction. *Clin Transl Imaging* (2014) 2:199-218 DOI 10.1007/s40336-014-0066-y.
14. Nikie J. Hoetjes & Floris H. P. van Velden & Otto S. Hoekstra & Corneline J. Hoekstra & Nanda C. Krak & Adriaan A.Lammertsma & Ronald Boellaard. Partial volume correction strategies for quantitative FDG PET in oncology. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2010;37: 1679-1687.
15. Graham MM, Peterson LM, Hayward RM. Comparison of simplified quantitative analyses of FDG uptake. *Nucl Med Biol* 2000;27(7):647-55.
16. 고현수·박순기·최재민·김정선·정우영. 부분 체적 효과에서 회복 계수를 이용한 보정 전과 후 SUV의 비교 분석. *Nucl Med Technol*. Vol. 15, No. 1, April 2011.