

Original Article

PET/CT 검사에서 확대된 표시시야가 표준섭취계수에 미치는 영향 평가

삼성서울병원 핵의학과

곽인석 · 이 혁 · 최성욱 · 석재동

The Evaluation of the Difference of the SUV Caused by DFOV Change in PET/CT

In Suk Kwak, Hyuk Lee, Sung Wook Choi and Jae Dong Seok

Department of Nuclear Medicine Samsung Medical Center, Seoul, Korea

Purpose: The limited FOV(Field of View) of CT (Computed Tomography) can cause truncation artifact at external DFOV (Display Field of View) in PET/CT image. In our study, we measured the difference of SUV and compared the influence affecting to the image reconstructed with the extended DFOV. **Materials and Methods:** NEMA 1994 PET Phantom was filled with ^{18}F (FDG) of 5.3 kBq/mL and placed at the center of FOV. Phantom images were acquired through emission scan. Shift the phantom's location to the external edge of DFOV and images were acquired with same method. All of acquired data through each experiment were reconstructed with same method, DFOV was applied 50 cm and 70 cm respectively. Then ROI was set up on the emission image, performed the comparative analysis SUV. In the clinical test, patient group shown truncation artifact was selected. ROI was set up at the liver of patient's image and performed the comparative analysis SUV according to the change of DFOV. **Results:** The pixel size was increase from 3.91 mm to 5.47 mm according to the DFOV increment in the centered location phantom study. When extended DFOV was applied, maxSUV of ROI was decreased from 1.49 to 1.35. In case of shifted the center of phantom location study, maxSUV was decreased from 1.30 to 1.20. The maxSUV was 1.51 at the truncated region in the extended DFOV. The difference of the maxSUV was 25.9% higher at the outside of the truncated region than inside. When the extended DFOV was applied, maxSUV was decreased from 3.38 to 3.13. **Conclusion:** When the extended DFOV was applied, maxSUV decreasing phenomenon can cause pixel to pixel noise by increasing of pixel size. In this reason, maxSUV was underestimated. Therefore, We should consider the underestimation of quantitative result in the whole image plane in case of patient study applied extended DFOV protocol. Consequently, the result of the quantitative analysis may show more higher than inside at the truncated region. (Korean J Nucl Med Technol 2011;15(2):13-20)

Key Words : SUV (Standardized Uptake Value), DFOV (Display Field of View)

서 론

PET 검사는 암 환자의 병기 결정, 치료효과 판정 그리고

예후 결정과 재발의 평가에서 그 중요도가 꾸준히 증가하고 있다. 특히 PET과 CT를 결합한 PET/CT는 기존의 밀봉선원을 이용한 감쇠 보정법 대신 CT를 이용함으로써 검사시간의 단축뿐만 아니라 정량평가의 정확도 측면에서도 암환자의 치료평가와 암의 조기발견에 있어 기존 장비로서의 비중이 증가되었다. PET/CT의 경우 PET과 CT의 독립적으로 서로 다른 장비의 결합을 통하여 두 영상의 융합된 영상에서 환자의 위치 변경에 따른 결과의 오차 없이 PET의 기능적 영상과 CT의 해부학적인 영상을 함께 판독할 수 있게 되어 보다

- Received: June 21, 2011. Accepted: July 5, 2011.
- Corresponding author: Kwak In Suk
Department of Nuclear Medicine, Samsung Medical Center,
#50, Ilwon-dong, Kangnam-ku, Seoul, 135-230, Korea
Tel: +82-2-3410-2637 Fax: +82-2-3410-2639
E-mail: is.kwak@samsung.com

효율적일 뿐 아니라 정확성면에서도 진보할 수 있게 되었다. 그러나 이러한 CT에 의한 감쇠보정은 PET 영상에 적용되었던 기존의 감쇠 보정법으로 영상을 획득할 경우와는 다르게 CT에 의한 인공물을 발생시킬 수 있으며 이 결과 PET 영상의 정량적 결과에 영향을 미치게 된다. 또한 서로 다른 두 장비의 결합에 의한 단점으로 PET의 시야(Field of View, FOV)와 CT 영상의 FOV가 서로 다를 경우의 영상 잘림 현상(truncation artifact)을 들 수 있다(Fig. 1-A).¹⁾ 이와 같은 truncation artifact는 CT 영상의 FOV 경계부에서 영상 신호가 받아들여지는 경계면을 벗어나는 큰 피사체의 잘린 부분에서 CT 화소 강도의 과평가로 인하여 높은 방사능 집적 현상의 증가함을 보이게 되는 것으로, CT FOV의 경계부를 넘어서 감쇠 손실에 의한 주변부의 낮은 방사능 집적 현상으로 PET영상에서 나타난다.¹⁾ 이러한 문제점은 실제 환자 검사 시 체적이 비교적 큰 환자에게서 빈번하게 발생하는데, 현재 PET 검사에 사용되는 PET/CT의 경우 CT의 FOV는 통상 45~50 cm에 불과한데 비해 PET의 FOV는 60~70 cm 정도로

더 크기 때문이다(Fig. 1-B). 이와 같이 체적이 큰 환자에게 있어서 작은 CT의 FOV는 영상 잘림 현상을 발생시킬 수 있으며, 그 결과 CT 영상에서 DFOV의 경계 부위에서 특징적인 선상 인공 음영(streaking artifact)과 함께 높은 방사능 집적 현상이 나타나게 된다.¹⁾

이와 같은 융합 영상에서의 truncation artifact는 PET와 CT 중 보다 작은 크기의 FOV 직경을 다른 장비와 같아질 수 있도록 확장하여 영상재구성 함으로서 어느 정도의 보완이 가능하다. 그러나 확장된 FOV를 적용한 영상재구성 시 확장된 FOV 부위에서의 감쇠보정 및 산란보정이 부정확할 가능성이 있다. CT 영상의 DFOV 확장을 이용한 감쇠보정 지도의 획득 방법은 FOV의 가장자리에 영상 잘림 현상을 감지하여 해당부위 근처로부터 감쇠되지 않은 부위에 상응하는 재 정렬된 감쇠 투영상을 추정하는 방식을 적용하고 있다.²⁾ 이 방식에서 물리적인 스캔시야, 즉 촬영시야(Scan FOV, SFOV)는 기존의 방식을 동일하게 적용하고 이후 재구성 시에 표시시야(Display FOV, DFOV)를 확장하는 것으로서 일

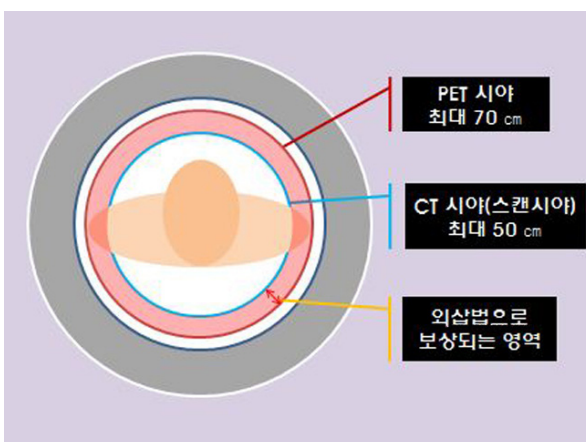
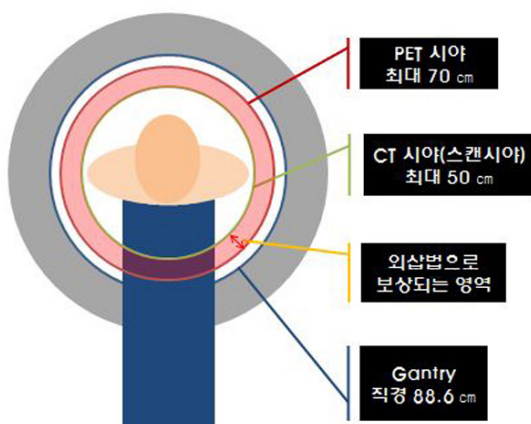


Fig. 1. A, B. The limited FOV of CT can cause truncation artifact at external DFOV in PET/CT image.

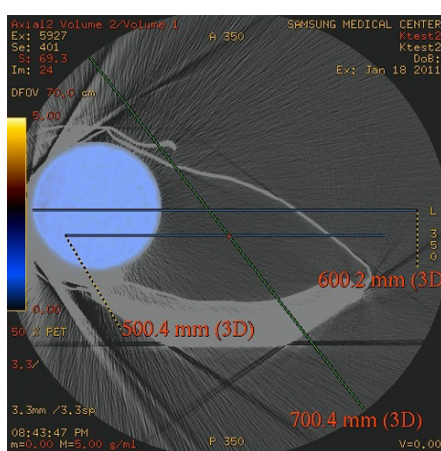
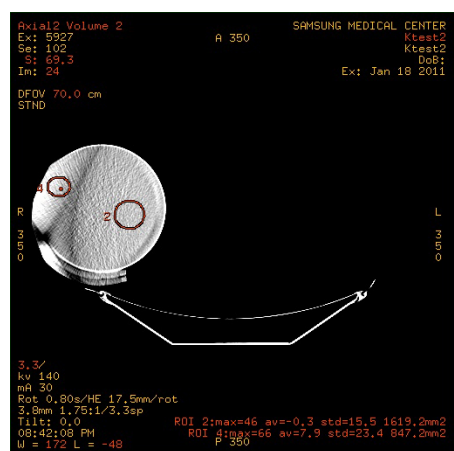


Fig. 2. The PET scanner uses a 70 cm reconstruction field of view, and to support attenuation correction over the 70 cm diameter, the CT data are extended using a previously published method.

종의 외삽법(extrapolate)방식을 적용한 것이다(Fig. 2). 하지만 이러한 외삽법을 적용할 경우 이것은 실제로 측정된 값을 이용하는 것이 아니기에 PET 영상에서 정량적인 결과에 미치는 영향에 대하여는 정확하게 알 수는 없다. 또한 DFOV를 확장하여 영상을 재구성할 경우 어느 정도 육안 상으로 truncation artifact를 제거할 수는 있지만 전체적인 화소의 크기가 달라짐에 따라 영상에 어떻게 영향을 미치는가에 대한 평가와 이로 인해 표준섭취계수(Standardization Uptake Value, SUV)에 어떠한 영향을 미치는 지에 대한 정확한 평가가 필요하다. 따라서 본 저자는 이번 연구를 통해 영상 재구성 시 확장된 FOV를 이용할 경우 PET 영상에서 SUV의 차이를 측정하여 영상에 미치는 정도를 비교 평가하고 그 유용성을 알아보려고 한다.

실험 재료 및 방법

1. 실험 재료 및 장비

Discovery STE PET/CT scanner (GE Healthcare, Milwaukee, USA)를 사용하였다. 1 Frame 당 47개의 영상을 얻을 수 있으며, 영상의 절편 당 두께는 3.25 mm이었다.

축방향시야는 Frame 당 15.7 cm이었으며, 16 Slice의 나선형 CT를 사용하였다. 실험에 사용된 모형은 NEMA 1994 PET 모형이었으며, 총 체적은 5,640 mL이고 5.3 kBq/mL로 ^{18}F (FDG)를 주입하였다. 영상 분석을 위한 프로그램은 GE Healthcare Medical System의 Dynamic VUE를 사용하였다.

2. 모형 실험 방법

1) DFOV 변화 시 화소 크기에 따른 SUV의 변화에 대한 실험
DFOV를 변화 시킬 경우 영상면 전체에서 화소 크기 변화에 따른 SUV 차이를 알아보기 위하여 먼저 50 cm의 CT SFOV 내에 NEMA 1994 모형을 FOV의 중앙에 두고 CT 투과촬영 한 Frame 당 2분 30초의 방출 촬영 상을 획득하였다(Fig. 3-A). 획득 된 영상 데이터들은 CT DFOV 50 cm과 PET DFOV 50 cm으로 재구성하였고 이어서 70 cm으로 확장된 DFOV의 CT 영상과 70 cm의 PET DFOV를 적용하여 영상을 각각 재구성 하였다. 재구성 방법은 반복재구성법을 적용하였으며 반복횟수는 2회 그리고 부분 집합 수는 20 으로 하였다(Fig. 4). 재구성된 각각의 영상데이터는 Dynamic VUE를 이용하여 분석하였으며, 모형 중심에 모형 단면크기의 70%로 관심영역(Region of Interest, ROI)을 설정하고 maxSUV 를 측정하였다(Fig. 5-A). DFOV 50 cm으로 재구성한 영상과 70 cm로 재구성한 영상의 1 프레임 당 47개의 영상절편 중 22부터 26번째의 중앙부 5개 절편에 각각 ROI를 설정하고 5개의 값을 평균하였다.

2) CT DFOV 확장을 위해 외삽법이 적용된 부위에서의 SUV 변화에 대한 실험

CT DFOV 확장을 위해 외삽법이 적용된 부위에서의 SUV 차이를 측정하기 위하여 CT FOV의 중심부에 위치하던 모형을 이동시켜 모형의 외측부가 CT의 50 cm SFOV 범위를 벗어나도록 위치시켰다. 이 때, 모형이 벗어난 정도는 최대 시야 범위인 70 cm이 초과되지 않도록 하였다(Fig. 3-B). CT 투과촬영 후 방출 촬영 상을 획득하였다. 획득 된

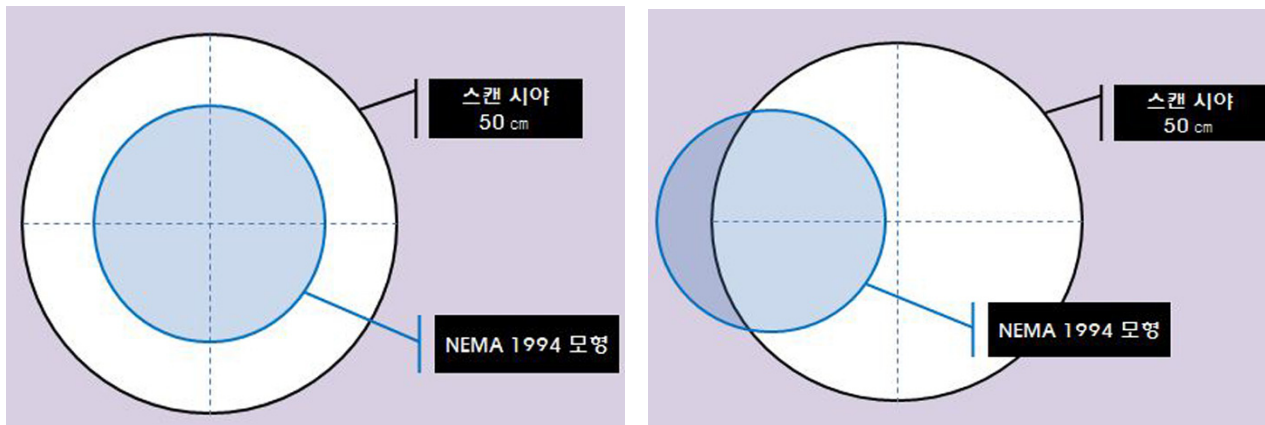


Fig. 3. A, B. NEMA 1994 PET phantom was filled with ^{18}F (FDG) of 5.3 kBq/mL and placed at the center of FOV. Phantom images were acquired through emission scan. Shift the phantom's location to the external edge of DFOV and images were acquired with same method.

영상 데이터들은 PET과 CT의 DFOV를 모두 동일하게 50 cm으로 적용하여 영상을 각각 재구성하였고, 이어 외삽법이 적용되어 70 cm으로 확장된 DFOV를 적용하여 PET과 CT의 영상을 각각 재구성 하였다. 반복재구성법을 사용하였으며 2-1의 실험에서와 동일한 조건을 적용하였다(Fig. 4). 재구성된 데이터는 DFOV 70 cm에서는 모형 외측에 ROI 설정이 가능 하였으나 DFOV 50 cm의 경우 truncation artifact가 발생되며 모형 영상의 외측이 표시되지 않기 때문에 ROI를 설정할 수 없었다. DFOV 50 cm와 70 cm의 내측에는 각각 세 개씩의 ROI를 설정하고 평균 maxSUV 를 측정하였다(Fig. 5-B). 각각의 maxSUV 를 측정하고 DFOV 50 cm일 경우에 모형의 내측, DFOV 70 cm일 경우 모형의 내측, 외삽법으로 보상되어 표시되는 외측, 이렇게 세 부분의 SUV를 비교 평가 하였다.

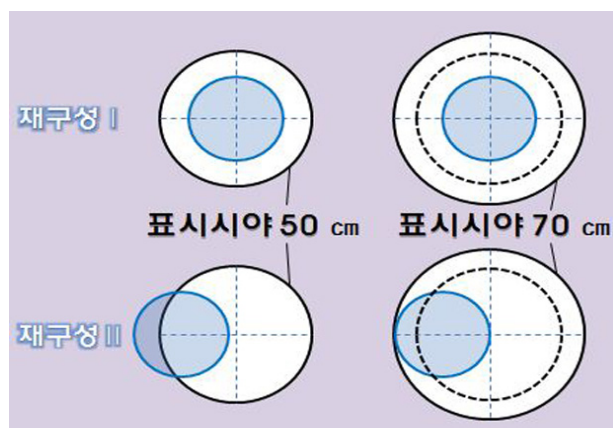


Fig. 4. All of acquired data through each experiment were reconstructed with same method, DFOV was applied 50 cm and 70 cm respectively.

3. 임상 영상 실험

앞서 2-1의 실험에서와 마찬가지로 DFOV 변화 시 화소 크기에 따른 SUV 차이의 임상 영상 실험을 위해 CT FOV 50 cm를 벗어난 환자의 임상 영상을 선택하여 실제 환자 검사 시 DFOV 확장이 영상에 미치는 영향에 대한 평가를 실시하였다. 실험에 관련된 요소를 제외한 모든 요소를 배제하였고 단지 환자의 신체가 FOV를 벗어나서 획득 되었는지만을 기준으로 영상군을 선정하였다. 획득 된 영상 데이터들은 먼저 CT와 PET의 DFOV를 50 cm으로 영상을 재구성하였고, 이어서 외삽법을 적용하여 70 cm으로 확장된 DFOV를 CT와 PET에 동일하게 적용하여 영상을 각각 재구성 하였다. 반복재구성법을 사용하였으며 반복횟수 2회, 부분 집합 수 20 으로 재구성하였다. 재구성된 각각의 영상데이터는 Dynamic VUE를 사용하여 환자의 간(Liver)에 3000 mm^2 의 ROI를 설정하고 maxSUV 를 측정하였다. DFOV 50 cm으로 재구성한 영상과 70 cm로 재구성한 영상 중 간 부위를 포함한 부위의 3개 절편씩 각각 ROI를 설정하고 3개의 영상절편의 값을 평균하여 분석하였다.

4. 통계 분석

모든 실험 결과를 SPSS(Statistical Package for the Social Sciences) 18 version을 이용하여 통계분석 하였다. 각각의 ROI를 Wilcoxon signed rank test를 사용하여 분석하였으며 모든 결과의 유의수준은 5% ($p < 0.05$)로 설정하여 통계분석 하였다.

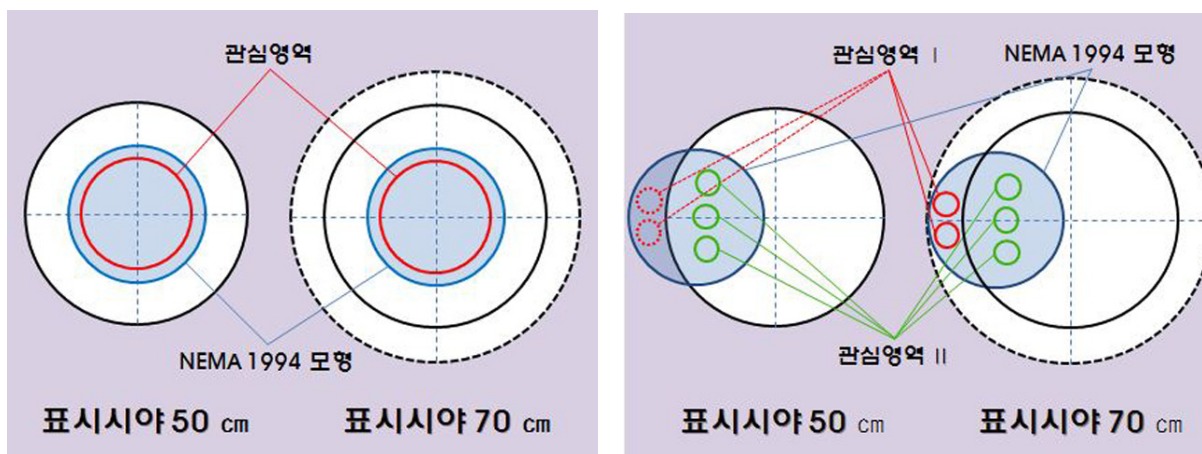


Fig. 5. A, B. ROI was set up at the phantom image and performed the comparative analysis SUV according to the change of DFOV.

결 과

1. DFOV 변화 시 화소 크기에 따른 SUV의 변화에 대한 모형 실험 결과

모형을 FOV 내 중심에 위치시키고 시행한 실험에서 DFOV를 50 cm에서 70 cm로 확장할 경우 화소의 크기는 3.91 mm에서 5.47 mm로 증가하였고, ROI의 maxSUV 가 1.49에서 1.35로 9.4%의 감소를 보였다. 그에 따라 표준편차도 0.12에서 0.09로 25% 감소하였다(Fig. 6. A).

2. CT DFOV 확장을 위해 외삽법이 적용된 부위에서의 SUV 변화에 대한 모형 실험 결과

50 cm의 DFOV가 적용되었을 경우 CT SFOV를 벗어나지 않은 부분에서 1.30의 maxSUV 를 보였다. 그러나 DFOV가 70 cm로 확장되어 적용될 경우에는 1.20으로 8% 감소하여 앞선 실험의 결과와 비슷한 양상을 보였다. DFOV를 70 cm로 확장하여 외삽 보정된 모형 실험에서 외삽 보정되어 나타난 모형의 외측의 maxSUV 는 1.51이었으며 보정하지 않은 내측에서의 maxSUV 는 1.20으로 26%의 차이를 보였다. 이때 표준 편차는 이전의 실험 결과에서와 마찬가지로 maxSUV 의 증감에 비례하여 발생함을 보였다(Fig. 6. B).

3. 임상 영상 실험 결과

DFOV를 50 cm에서 70 cm로 확장시켰을 때 maxSUV 는 3.38에서 3.13으로 7.4%감소하였으며 표준편차도 0.28에서 0.20으로 28.6%감소하였다. 전체적으로 maxSUV 가 증감함에

따라 비례하여 표준 편차도 증감함을 보여 임상 영상을 통한 실험 결과에서도 마찬가지로의 양상을 보임을 알 수 있었다(Fig. 6. A).

4. 통계 분석 결과

실험 결과를 SPSS(Statistical Package for the Social Sciences) 18 version을 이용하여 통계 분석한 결과 DFOV 50 cm과 70 cm의 maxSUV 는 유의확률 5%이내로 서로 유의한 차이를 보였다. 또한 DFOV 70 cm의 외삽 보정된 모형 외측과 보정되지 않은 모형 내측도 유의확률 5%이내로 서로 유의한 maxSUV 차이를 보였다.

고 찰

DFOV의 경계를 기준으로 외삽 보정된 모형의 바깥쪽 영역과 DFOV의 안쪽 부분 영역의 SUV가 확장된 DFOV의 적용으로 인하여 어떠한 영향을 받게 되는지에 대한 비교는 DFOV 50 cm을 적용한 경우 DFOV 70 cm의 경우와는 다르게 외삽된 부위에 대한 영상이 존재하지 않으므로 평가가 불가능하다. 이는 임상 영상 실험의 경우에서도 이와 마찬가지로 상대적인 비교가 불가능 하였다. 따라서 이 부분에 대한 실험은 먼저 실험 2에서와 같이 전체적으로 DFOV의 확장으로 인하여 발생하는 차이를 측정하고 그 다음으로 DFOV 70 cm이 적용된 영상에서 DFOV 50 cm의 경계를 기준으로 안쪽과 바깥쪽에서 SUV의 차이를 확인하였다. 그 결과에서 DFOV 70 cm이 적용된 영상에서 DFOV 50 cm의 경계를 기준으로 안쪽과 바깥쪽에서 26%의 차이를 보이지만 실험 2-1

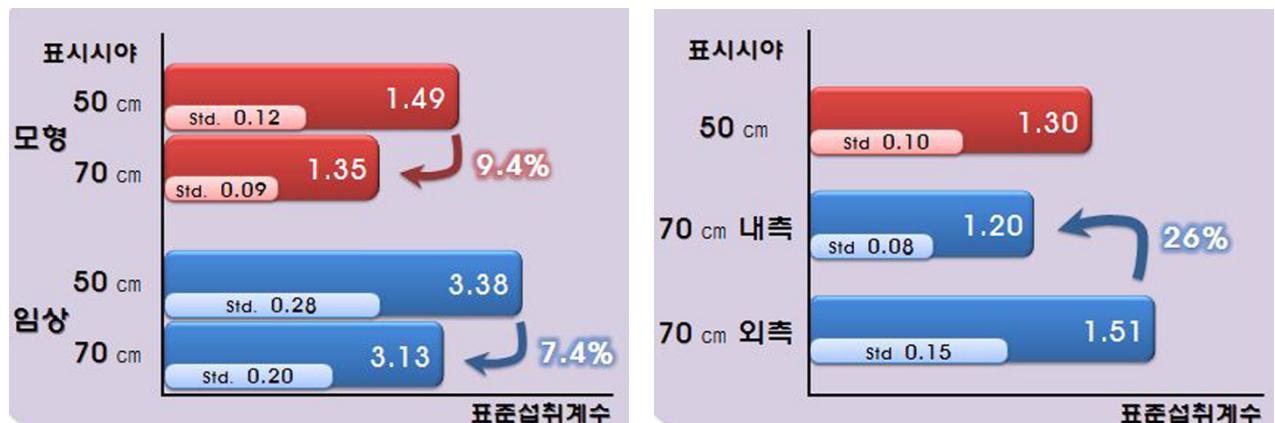


Fig. 6. A, B When extended DFOV was applied, maxSUV of ROI was decreased from 1.49 to 1.35. In case of shifted the center of phantom location study, maxSUV was decreased from 1.30 to 1.20. The maxSUV was 1.51 at the truncated region in the extended DFOV.

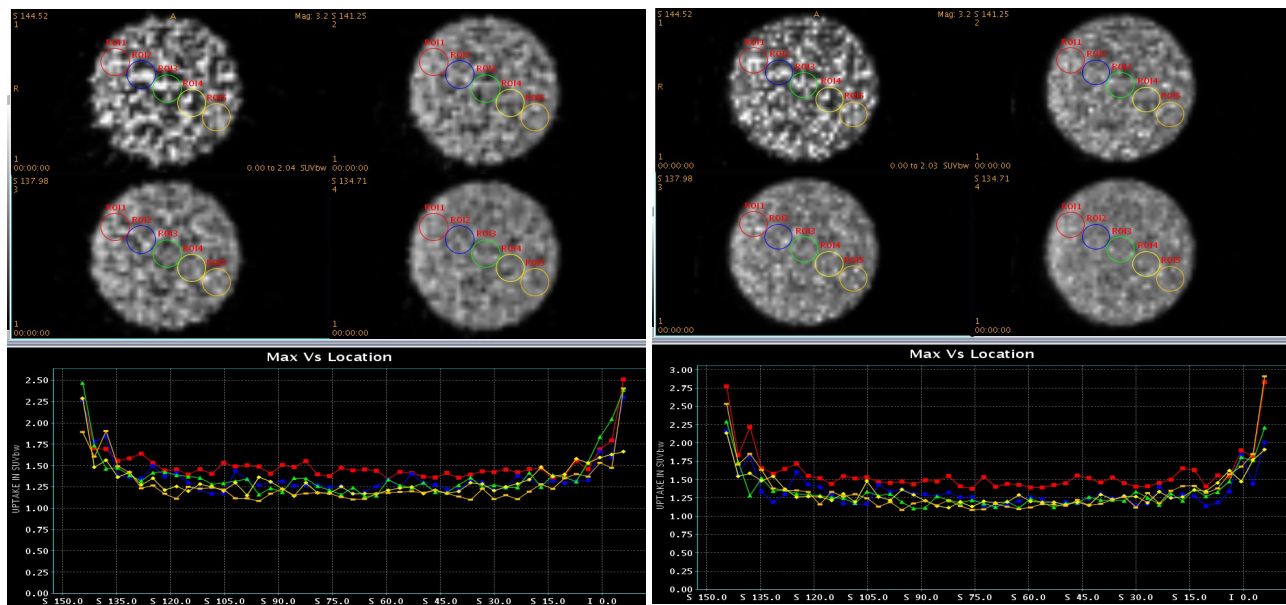


Fig. 7. ROI was set up on the each reconstructed image, performed the comparative analysis SUV. A was reconstructed by FORE-Iterative and B was reconstructed by Iterative. Both A and B was shows same result.

에서와 같이 단순한 DFOV 확장으로 인해 9.4%의 차이를 보이므로 실제로 확장된 DFOV의 적용 시 적용 전과의 모형 내부에서의 SUV 차이는 26%에서 9.4%를 제한 값으로서 26% 보다 적다고 할 수 있다. 이와 같은 모형의 외측부위와 내측부위에서의 SUV 차이는 영상재구성법 중 반복재구성법 (Iterative reconstruction method) 을 적용할 경우 영상의 중심부에 비해 가장자리로 갈수록 SUV가 증가하는 현상이 발견되어 보고되고 있어 본 연구에서 다른 현상의 원인이 재구성방법에 의한 현상일 가능성도 제기되었다. 그에 대한 확인을 위해 먼저 재구성방법을 바꿔 FORE반복재구성법 (Fourier Rebinning Iterative)으로 변환하여 결과 값을 측정 하였다(Fig. 7). 그 결과 FORE반복재구성법을 적용한 경우에도 반복재구성법을 사용하였을 경우와 마찬가지로의 결과 값을 보여 재구성 방법상의 문제는 아님이 증명되었다. 또한 외삽법을 이용하여 재구성된 모형의 바깥쪽 부분과 반대 측 가장자리에도 관심영역을 설정하고 외삽법이 적용되지 않은 부위와 함께 세 영역의 결과 값을 비교하였다(Fig. 8). 세 영역의 결과 값도 외삽법이 적용된 부분을 제외한 나머지 두 부분의 값은 오차범위 이내로 동일하여 본 연구에서 다른 현상과는 무관한 것으로 밝혀졌다.

DFOV를 70 cm으로 확장하였을 경우 DFOV 50 cm에서는 truncated된 부분을 외삽법으로 영상화한다. 이렇게 truncation artifact를 보정하는 방법은 장비회사별로 또는 방식별로 몇 가지가 제시되고 있다. 본 연구에서 사용 된 GE

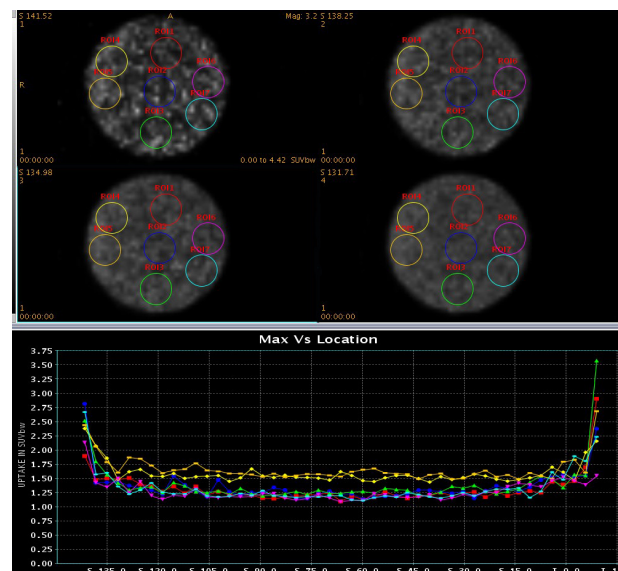


Fig. 8. We should consider the overestimation of quantitative result in the image plane of external in case of phantom study applied extended DFOV protocol.

Healthcare Discovery STE PET/CT Scanner 의 경우 Hsieh 가 개발하여 GE사에서 Discovery ST PET/CT에 적용한 CT truncation 보정 알고리즘을 기반으로 연구했다. 이 보정 알고리즘은 피사체의 Non truncated projection에 포함된 정보를 기반으로 하는 CT FOV를 확장하고 이 때 피사체의 총 검약 정보는 projection angle의 독립과 같아야 한다. 또한 그것은 보정 알고리즘은 truncation의 확장에 의존하지 않는다

는 점이 중요하다.¹⁾ 이러한 참고 문헌에서는 truncate의 거리 별로 계수 값을 측정하여 보정 기술 자체로 높은 신뢰도를 보이고 있다고 하고 있다. 하지만 본 연구의 실험을 통해 SUV는 외삽 보정된 영역의 결과 값이 확연한 차이를 나타내고 있으므로 단지 계수 값을 통한 결과만을 신뢰할 수는 없다고 생각된다. 또한 해당 참고 문헌에서도 밝히고 있듯이 확장된 영역의 CT 영상은 약간의 왜곡이 생기고 있으며 이러한 영상의 왜곡을 통해 CT 감쇠보정 지도를 PET 영상에 적용할 경우 실제의 값과 같은 값을 나타낸다고 생각할 수는 없다. 따라서 확장된 영역의 SUV차이는 이러한 외삽법 상의 오류로 인해 발생한다고 가정할 수 있다.

결 론

확장된 DFOV를 적용할 경우에서의 maxSUV 감소 현상은 화소 크기의 증가로 인해 화소 간 잡음 (pixel to pixel noise) 이 낮아져 저평가되는 것으로 파악된다. 실제로 소아 환자에 대한 DFOV 변화에 대한 연구에서 소아 환자의 영상 재구성 시 성인 기준인 DFOV 50 cm로 적용을 할 경우 해상력 저하와 SUV가 다소 낮아지는 영향을 받을 수 있으며³⁾ 작은 체구로 인한 부분 체적 효과(Partial Volume Effect, PVE)로 인해 수 mm의 작은 병변을 과소 평가하여 SUV에 영향을 줄 수 있다고 밝혔다.⁴⁾ 또한 확장된 DFOV에서 외삽법에 의해 확장되어 나타난 부위의 영상에서는 육안적 확인 시 선형 인공산물, 높은 방사능 집중 등의 현상이 발견되지 않아 truncation artifact가 없는 영상을 얻을 수 있다는 점에서는 임상적 적용이 유용하다고 할 수 있다. 하지만 확장된 DFOV에서 외삽법에 의해 확장되어 나타난 부위는 26%의 maxSUV 증가가 일어나 병변이 해당부위에 포함될 경우 정확한 반정량평가가 이루어질 수 없다. 이것은 Albert Lonn과 Jiang Hsieh가 0 cm~10 cm 까지 모형을 FOV 바깥으로 이동시켜 truncation artifact를 유발한 뒤 영상의 가장자리 부분과 중심 부분의 계수 값을 비교한 연구 결과에서도 알 수 있었다. 이 연구에서도 모형을 10 cm 이동시켰을 경우 확장된 DFOV에서 가장자리 부분의 계수 값이 중심 부분의 계수 값 보다 높게 측정되었다.²⁾ 이는 외삽법의 사용에 의한 감쇠보정지도의 오류에서 기인한다고 판단되며 실제 환자에게 확장된 DFOV를 적용할 경우에는 영상면 전체에서 정량적 결과가 저평가 되는 것을 감안하여야 하고,⁵⁾ 특히 확장되어 추가로 나타난 부위에서의 정량적 결과가 높게 나타날 수 있다는 점에 유의하여 적용해야 할 것이다.

요 약

PET/CT 검사에서 제한적인 CT (Computed Tomography) 의 FOV (Field of View)는 PET 영상의 DFOV (Display FOV) 바깥부위에서 영상 잘림 현상 (truncation artifact)에 의한 오류를 유발할 수 있다. 본 논문에서는 영상 재구성 시 확대된 DFOV를 적용함에 따라 PET영상에서 표준섭취계수 (Standardization Uptake Value, SUV)의 차이를 측정하여 영상에 미치는 정도를 비교 평가하고 그 유용성을 알아보고자 하였다. 5.3 kBq/mL의 ^{18}F (FDG)를 주입한 NEMA 1994 PET 모형을 FOV의 중앙에 위치하고 영상을 획득하고, 동일 모형을 FOV의 바깥부분으로 위치를 변경하여 truncation 현상이 발생하도록 한 뒤 같은 방법을 적용하여 영상을 획득하였다. 각 실험을 통해 얻어진 데이터는 동일한 방법을 적용하여 영상을 재구성 하였으며, DFOV는 50 cm와 70 cm로 변경하여 각각 적용하였다. 그리고 방출영상에 관심영역을 설정하고 최대섭취계수(maxSUV)를 비교 하였으며 육안적인 이상유무도 함께 확인하였다. 임상영상은 모형실험에서와 같이 truncation 현상이 발생한 환자군을 선정한 후 해당 환자의 방출영상에서 간(Liver) 부위에 관심영역을 설정하고 모형실험에서와 같이 영상 재구성 시 DFOV 변화에 따른 표준섭취계수의 차이를 비교 하였다. 모형을 FOV 내 중심에 위치시키고 시행한 실험에서 DFOV 증가에 따라 화소의 크기는 3.91 mm에서 5.47 mm로 증가하였고, 관심영역의 maxSUV 는 각각 1.49에서 1.35로 나타나 확대된 DFOV 적용 시 9.39%의 감소를 보였다. 모형을 FOV의 바깥부분으로 이동시킨 후 얻은 영상의 경우 maxSUV 가 1.30에서 1.20로 7.69% 감소하였다. DFOV 확대에 인하여 추가적으로 나타난 부위에서의 maxSUV 는 1.51이었고, truncation 현상이 발생한 부위를 기준으로 안쪽과 바깥쪽 부위의 maxSUV 차이는 25.9%로 바깥쪽에서 높은 결과를 보였다. 임상영상의 확대된 DFOV를 적용한 경우 maxSUV 가 3.38에서 3.13으로 7.39% 감소하였다. 확대된 DFOV를 적용할 경우에서의 maxSUV 감소 현상은 화소 크기의 증가로 인해 화소 간 잡음 (Pixel to Pixel Noise)이 낮아져 발생하는 저평가 정도의 범위를 벗어나지 않았으며 확대된 부위의 영상에서 육안적 확인 시 선형 인공산물 등의 이상이 발견되지 않아 truncation 현상 없는 영상을 얻을 수 있다는 점에서는 임상적 적용이 유용하다고 할 수 있다. 그러나 실제 환자에게 확대된 DFOV를 적용할 경우에는 영상면 전체에서 정량적 결과가 저평가 되는 것을 감안하여야 하며, 특히 확대되어 추가로 나타난 부위에서의

정량적 결과가 높게 나타날 수 있다는 점에 유의하여 적용해야 할 것이다.

REFERENCES

1. Osama Mawlawi. Truncation Artifact on PET/CT: Impact on Measurements of Activity Concentration and Assessment of a Correction Algorithm. *AJR* 2006;186:1458-1467
2. Albert Lonn. Evaluation of CT Field of View Restoration for PET/CT Attenuation Correction. *IEEE* 2006:2759-2760
3. 최성욱. PET/CT에서 소아환자 영상 재구성 시 DFOV 변화의 유용성. *대한핵의학기술학회* 2008:171-175
4. Marine Soret. Partial Volume Effect in PET Tumor Imaging. *J Nucl Med* 48:932-945
5. John W. Keyes, jr. UV : Standard Uptake or Silly Useless Value? *J Nucl Med* 1995;36:1836-1839