

Original Article

PET/CT 검사에서 SharpIR 재구성 방법의 평가

연세의료원 세브란스병원 핵의학과¹, 신구대학교 방사선학과²

김정열¹ · 강천구¹ · 박훈희² · 임한상¹ · 이창호¹

Evaluation of SharpIR Reconstruction Method in PET/CT

Jung Yul Kim¹, Chun Koo Kang¹, Hoon Hee Park², Han Sang Lim¹ and Chang Ho Lee¹

¹Department of Nuclear Medicine, Yonsei University Health System, Seoul, Korea

²Department of Radiology, Shingu University, Seongnam, Korea

Purpose : In conventional PET image reconstruction, iterative reconstruction methods such as OSEM (Ordered Subsets Expectation Maximization) have now generally replaced traditional analytic methods such as filtered back-projection. This includes improvements in components of the system model geometry, fully 3D scatter and low noise randoms estimates. SharpIR algorithm is to improve PET image contrast to noise by incorporating information about the PET detector response into the 3D iterative reconstruction algorithm. The aim of this study is evaluation of SharpIR reconstruction method in PET/CT. **Materials and Methods:** For the measurement of detector response for the spatial resolution, a capillary tube was filled with FDG and scanned at varying distances from the iso-center (5, 10, 15, 20 cm). To measure image quality for contrast recovery, the NEMA IEC body phantom (Data Spectrum Corporation, Hillsborough, NC) with diameters of 1, 13, 17 and 22 for simulating hot and 28 and 37 mm for simulating cold lesions. A solution of 5.4 kBq/mL of ¹⁸F-FDG in water was used as a radioactive background obtaining a lesion of background ratio of 4.0. Images were reconstructed with VUE point HD and VUE point HD using SharpIR reconstruction algorithm. For the clinical evaluation, a whole body FDG scan acquired and to demonstrate contrast recovery, ROIs were drawn on a metabolic hot spot and also on a uniform region of the liver. Images were reconstructed with function of varying iteration number (1~10).

Results: The result of increases axial distance from iso-center, full width at half maximum (FWHM) is also increasing in VUE point HD reconstruction image. Even showed an increasing distances constant FWHM. VUE point HD with SharpIR than VUE point HD showed improves contrast recovery in phantom and clinical study.

Conclusion: By incorporating more information about the detector system response, the SharpIR algorithm improves the accuracy of underlying model used in VUE point HD. SharpIR algorithm improve spatial resolution for a line source in air, and improves contrast recovery at equivalent noise levels in phantoms and clinical studies. Therefore, SharpIR algorithm can be applied as through a longitudinal study will be useful in clinical. (Korean J Nucl Med Technol 2012;16(1):12-16)

Key Words : SharpIR, VUE point HD, reconstruction algorithm

서 론

영상의 품질에 있어 의미있는 향상으로 인해 배열된 부분 집합 기대값 최대화(Ordered subsets expectation maximization, OSEM)과 같은 반복 재구성 방법으로 인해 현재 일반적으로

양전자 방출 단층촬영(Positron emission tomography, PET) 영상에 대한 여과후역투사(Filtered backprojection, FBP)와 같은 전통적인 분석 방법을 대체하고 있다. 반복 재구성 방법이 상업용 시스템에서 처음으로 소개된 이래로, 처리 능력 및 알고리즘 디자인은 영상의 재구성 알고리즘으로 더 진보 되고 정확한 모델로 발전되고 있다. 이것은 검출기의 기하학과 완전한 3차원 산란 평가 및 저 잡음 랜덤 평가에 근거를 둔 시스템 모델이 구성요소의 향상을 포함한다. 또한 반복 재구성 알고리즘에서 이용되는 모델은 보다 정확하게 반복 업데이트 방정식의 모든 수정사항을 포함하여 측정된 데이

• Received: February 29, 2012. Accepted: April 6, 2012.

• Corresponding author: Chun Koo Kang

Department of Nuclear Medicine, Yonsei University Health System,

134 Shinchon-Dong, Seodaemun-Gu, Seoul 120-749, Korea

Tel: +82-2-2228-6061, Fax: +82-2-2227-7062

E-mail: 1009kang@yuhs.ac

터의 통계를 통합하여 개선되었다.¹⁾

최근에 GE Healthcare에서 개발한 SharpIR 알고리즘은 3차원 반복 재구성 알고리즘으로 PET 검출기 응답 정보를 통합하여 PET 영상의 잡음을 효과적으로 감소시켜 대조도를 향상 시키기 위한 것으로 알려져 있다. 본 연구에서는 새로운 반복 시스템 모델인 SharpIR에 대한 성능 평가와 임상에서의 적용 가능성에 대해 알아보려고 한다.

실험재료 및 방법

1. 검출기 응답에 대한 분해능 측정

검출기 응답은 검출기 표본추출 폭, 검출기 기하학, 시차 효과를 포함하는 여러 스캐너 매개변수의 함수들이 있는데 이 모든 것들은 공간 변이 블러링 포인트 응답에 기여한다. 스캐너의 검출기 응답은 스캐너 안에 포인트 소스를 놓고 Fig. 1에 보이는 것처럼 방사형과 축방향 양쪽에서 다양한 위치에서 획득 스캔 데이터를 획득하여 측정하였다.²⁾ 분해능을 측정하기 위하여 내경이 1.1 mm이고 두께가 0.2 mm인 테플론 모세관을 이용하였다. 이 모세관에 ^{18}F -FDG를 250 MBq/mL 농도로 주입하여 스캐너의 축 방향 시야 중심과 축 방향으로 5, 10, 15, 20 cm의 다양한 거리에서 5분 간 영상을 획득하였다(Fig. 1). 이때 획득에 사용된 장비는 GE Healthcare의 Discovery PET/CT 600 스캐너가 사용되었다. 획득된 영상의 재구성은 VUE point HD와 VUE point HD-SharpIR (subsets 32, 2 mm FWHM Gaussian post filter, 0.98 mm pixel size, FOV 50 cm)로 iterations는 1에서 10까지 1씩 증가하여 재구성하였고 각각의 영상에서 반치폭(Full width at Half Maximum, FWHM)을 측정하였다(Fig. 2). 재구성 영상의 분석은 GE Healthcare의 Xeleris를 이용하여 radial과 tangential FWHM를 측정하여 비교 평가하였다.

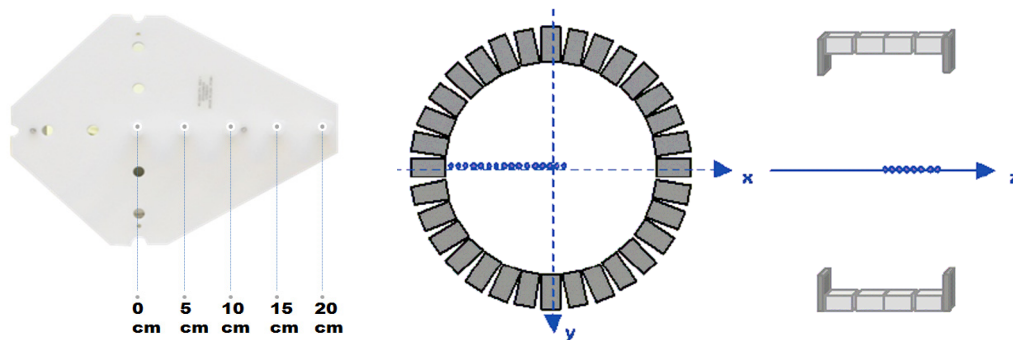


Fig. 1. The detector response of the scanner can be measured by placing a point source within the scanner and acquiring scan data varying location in both the radial and axial dimension.

2. 영상품질평가

National Electrical Manufacturers Association (NEMA) IEC body phantom을 이용하여, 구의 지름이 10, 13, 17, 22 mm는 hot lesion으로 설정하였고 28, 37 mm는 cold lesion으로 구분하였다. ^{18}F -FDG 방사성의약품을 이용하여 백그라운드는 5.1 kBq/mL 농도로 lesion 대 백그라운드 비율이 4배로 팬텀을 채웠다(Fig. 3). CT 스캔은 140 kV, 60 mA로 투과스캔을 진행하여 감약 보정을 한 후 7분 49초 동안 방출스캔 영상을 획득하였다.³⁾ 획득된 영상의 재구성 방법은 VUE point HD와 SharpIR 알고리즘이 추가된 재구성 방법으로 재구성하였고, subsets 32, 4 mm FWHM Gaussian post filter, 1.95 mm pixel size, FOV 70 cm, iterations는 1에서 10까지 1씩 증가하여 재구성하였다(Fig. 4).

4. 임상 적용

2011년 4월부터 10월까지 본원을 내원하여 PET/CT 검사

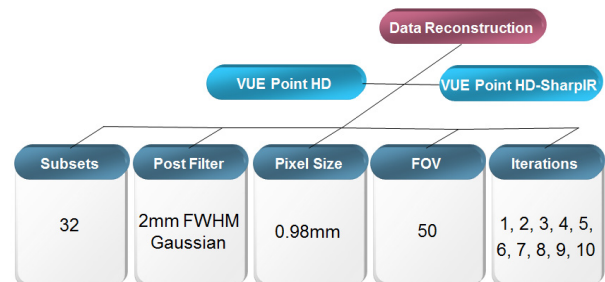


Fig. 2. Resolution images were reconstructed with both VUE point HD and VUE point HD-SharpIR with 32 subsets, 2 mm FWHM Gaussian in-plane post filter, 1.56 mm pixels, 50 cm FOV and 1 to 10 iterations.

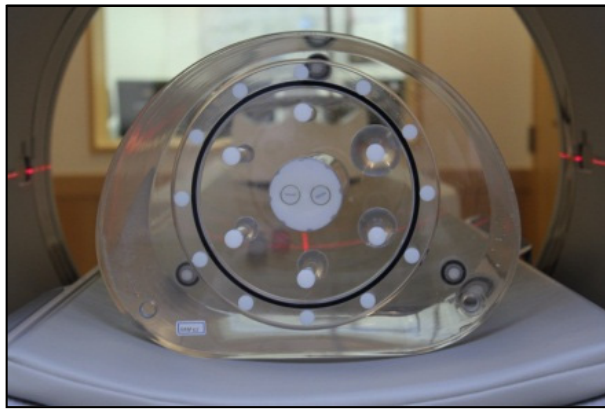


Fig. 3. NEMA IEC body phantom set contains six coaxial iso-center spheres with diameters of 10, 13, 17 and 22 for simulation hot and 28 and 37 mm for simulating cold lesions.

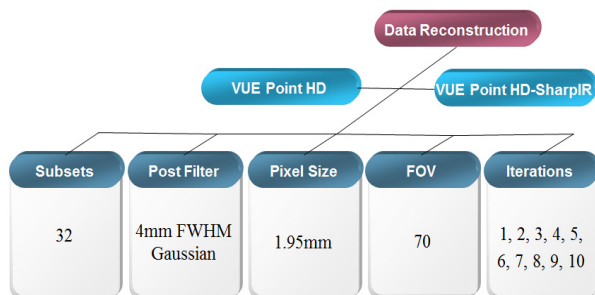


Fig. 4. Contrast recovery images were reconstructed with both VUE point HD and VUE point HD-SharpIR with 32 subsets, 4 mm FWHM Gaussian in-plane post filter, 1.95 mm pixels, 70 cm FOV and 1 to 10 iterations.

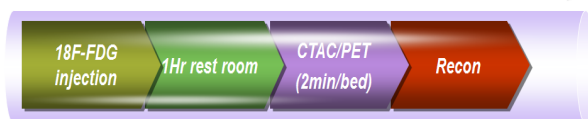


Fig. 5. PET/CT scan procedure.

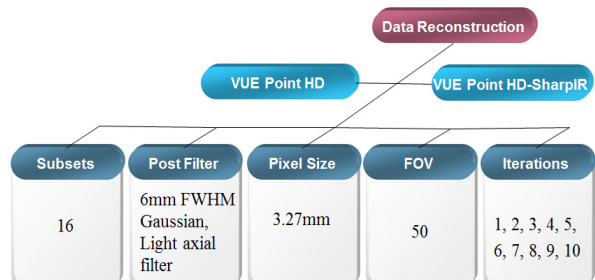


Fig. 6. Contrast of clinical study image was reconstructed with both VUE point HD and VUE point HD-SharpIR with 16 subsets, 6 mm FWHM Gaussian in-plane post filter, Light axial filter, 3.27 mm pixels, 50 cm FOV and 1 to 10 iterations.

를 시행 받은 환자 10명을 대상으로 하였다. 전체 환자 연령 범위는 33세에서 63세였고, 평균 44.8 ± 8.6 세였다. 남성이 4명이었고 여성이 6명이었다. 검사 방법은 일반적인 검사 절차를 따라 진행하였다(Fig. 5). 획득된 영상의 재구성 방법은 VUE point HD와 SharpIR을 추가하여 subsets 16, 6 mm FWHM Gaussian poster filter, Light axial filter, 3.27 mm pixel size, 50 cm FOV, iteration은 1에서 10까지 1씩 증가하여 재구성하였다(Fig. 6). 분석 방법은 균일한 liver S8구역에서 백그라운드를 측정해서 백그라운드 대비 hot lesion을 측정하여 대조도를 평가하였다.

결 과

검출기 응답에 대한 성능을 평가하기 위한 실험에서는 iteration 수와는 상관없이 VUE point HD로 재구성한 영상에서 회전 중심에서 거리가 증가함에 따라 FWHM이 증가하였지만 SharpIR 재구성 영상에서는 거리가 증가하여도 일정한 FWHM을 나타냈다(Fig. 7).

영상품질평가를 위한 contrast recovery 실험에서는 SharpIR 재구성 영상이 VUE point HD 재구성 영상보다 백그라운드 변이성 대비 높은 contrast recovery를 나타냈다(Fig. 8). 구의 지름이 10 mm일 경우에는 백그라운드 변이성 8%일 때 VUE point HD 재구성 방법에서는 4 iterations였고 contrast recovery는 50.6%였다. SharpIR 재구성 방법은 5 iterations였고 contrast recovery는 66.2%였다. 13 mm일 경우에는 백그라운드 변이성 7%일 때 VUE point HD 재구성 방법에서는 6 iterations였고 contrast recovery는 60%였다. SharpIR 재구성 방법은 6 iterations였고 contrast recovery는 77.3%였다. 17 mm일 경우에는 백그라운드 변이성 8%일 때 VUE point HD 재구성 방법에서는 4 iterations였고 contrast recovery는 50.6%였다. SharpIR 재구성 방법은 5 iterations였고 contrast recovery는 66.2%였다. 22 mm일 경우에는 백그라운드 변이성 3%일 때 VUE point HD 재구성 방법에서는 2 iterations였고 contrast recovery는 67.1%였다. SharpIR 재구성 방법은 2 iterations였고 contrast recovery는 72.4%였다. 28 mm일 경우에는 백그라운드 변이성 3%일 때 VUE point HD 재구성 방법에서는 10 iterations였고 contrast recovery는 79.9%였다. SharpIR 재구성 방법은 4 iterations였고 contrast recovery는 72.6%였다. 37 mm일 경우에는 백그라운드 변이성 2.4%일 때 VUE point HD 재구성 방법에서는 7 iterations였고 contrast recovery는 80.1%였다. SharpIR 재구성 방법은 3 iterations였고 contrast recovery는 74.3%였다.

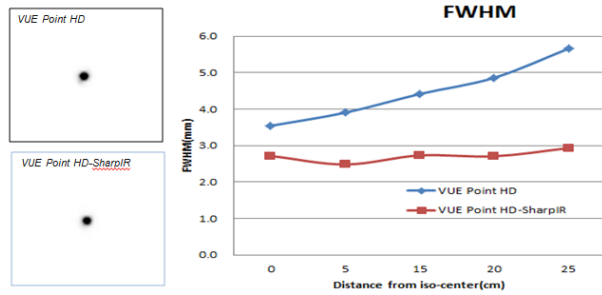


Fig. 7. FWHM resolution measurements of a line source acquired on the Discovery PET/CT 600.

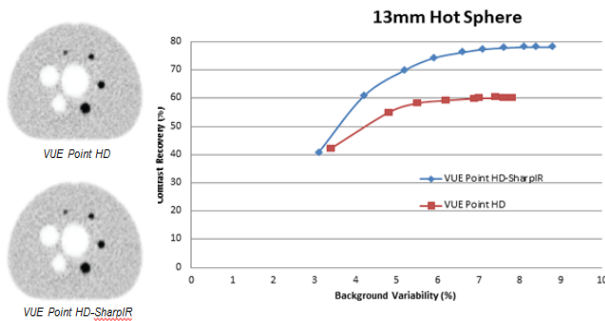


Fig. 8. Percent contrast recovery of 13 mm NEMA IEC body phantom sphere acquired. Images were reconstructed with VUE point HD (red) and VUE point HD-SharpIR (blue).

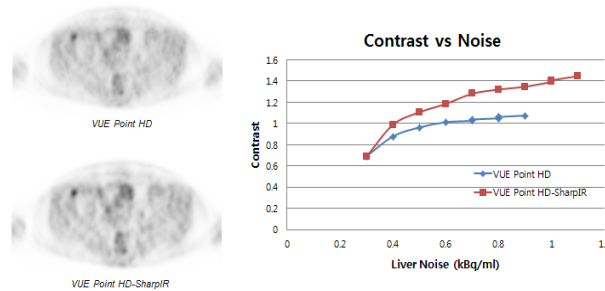


Fig. 9. Contrast (metabolic hot spot activity/liver activity) plotted vs liver noise for iteration 1-10. The vertical axis shows contrast computed as the metabolic hot spot ROI values divided by the average value of the liver ROI. The horizontal axis is liver computed as the standard deviation in the liver.

임상 실험에서는 10명의 환자들에게서 SharpIR 재구성 영상이 VUE point HD 재구성 영상보다 잡음 대비 높은 대조도를 나타냈다(Fig. 9). 육안적 영상 분석 결과에서는 SharpIR 재구성 영상이 10명 중 6명에서 향상되었다고 판단되었고, 비슷한 결과는 2명이였다. 하지만 나머지 2명은 SharpIR 재구성 영상보다 VUE point HD영상이 대조도가 우수한 영상이라고 판단하였다.

고찰 및 결론

검출기 시스템 응답에 대한 자세한 정보를 통합함으로써 SharpIR 알고리즘은 VUE point HD에서 사용되는 기본 모델의 정확성을 향상시킨다. SharpIR은 VUE point HD보다 더 많은 측정 위치를 갖는 voxel에 관련된 시스템 모델을 가지고 있기 때문에 정교한 재구성 모델의 결과를 도출하기 위해서 더 많은 iteration 수가 필요한 것으로 여겨진다.

검출기 시스템 응답의 변동의 원인은 섬광결정의 검출 효율 및 블록 내에서의 위치, 광전소자의 이득율(gain), 신호처리 회로의 불응시간 등 여러 요인에 의해서 결정되는데 이들은 일정하지 않으며, 온도 등 주변 환경에 따라서 변할 수도 있고, 시간이 지남에 따라 변한다.⁴⁾ 특히 중요한 원인은 PET 검출기 배열의 기하학적 특징이다. 일반적으로 PET에서는 검출기가 링 형태로 배열되어 있기 때문에 복잡한 기하학적 영향이 나타나게 된다. 링 중심에서 외각으로 갈수록 검출되는 면적이 좁아져서 민감도를 감소시키는 방향으로 영향을 준다. 반면 외각에서는 검출기 간의 거리가 가까워지므로 감마선을 받아들이는 수용각은 넓어지므로 민감도를 증가시키는 방향으로 영향을 준다. 또한 외각에서는 감마선이 비스듬히 입사되는 경우 섬광결정을 지나는 거리가 짧아져서 검출 효율이 감소하기도 하지만, 옆의 섬광결정을 통과한 감마선들도 검출되기 때문에 이러한 효율감소가 보상되기도 한다.⁵⁾ 또한 종축방향 축약은 종축 상에서 유사한 위치와 기울어진 정도를 갖는 평면들을 합쳐서 이루어지게 되는데, 더해지는 면의 개수는 위치와 각도에 따라 다르다.⁶⁾ 이러한 검출기 시스템 응답의 불균일성에 대한 많은 정보들을 보정하여 SharpIR 알고리즘은 공간 해상도와 대조도를 VUE point HD에서 보다 향상된 결과를 나타냈다. 하지만 임상 적용에 관한 의견은 분분하다. SharpIR 알고리즘을 적용 시 임상 환경(키, 몸무게, BMI, 지연시간, 방사성의약품 투여량 등)에 따라서 각각의 요인들을 변화시켜 적정한 매개변수들을 설정하였을 때 기존 재구성 영상보다 향상된 최적의 영상을 구현할 수 있을 것으로 사료된다.

요 약

서론: 종래의 PET 영상 재구성에 있어서 FBP 등에 비해 3차원 반복 재구성 방법이 일반적으로 대체하고 있으며, 이것은 검출기 기하학적 특성과 완벽한 3차원 산란 평가 및 저 잡음 randoms 평가 등의 더 진보된 재구성 알고리즘을 제공하고 활용되고 있다. 최근에 SharpIR알고리즘은 3차원 반복

재구성 알고리즘으로 PET 검출기 응답 정보를 통합하여 PET 영상의 잡음을 효과적으로 감소시켜 대조도를 향상 시키기 위한 것으로 알려지고 있다. 본 연구에서는 새로운 반복 시스템 모델인 SharpIR에 대한 성능 평가와 임상에서의 적용 가능성에 대해 알아보하고자 한다. **실험재료 및 방법:** 검출기 응답에 대한 분해능을 측정하기 위해 유리관(내경 1.1 mm, 두께 0.2 mm)에 ^{18}F -FDG (250 MBq/mL)을 주입하여 축 방향 시야의 중심과 축 방향으로 5, 10, 15, 20 cm만큼 떨어진 지점에서 획득하였고 VUE point HD와 VUE point HD-SharpIR로 재구성하여 각각의 영상에서 반치폭을 구하였다. 또한 영상품질평가로 image quality phantom (NU2-2001)을 이용하여, 여러 개의 각각 다른 반치폭을 가지는 원형구에 cold (직경 28, 37 mm)와 hot (직경 10, 13, 17, 22 mm)부분을 나누어 배경잡음을 주고 영상의 대조도를 평가하였다. 획득된 영상은 VUE point HD와 VUE point HD-SharpIR로 재구성을 하였다. 임상실험에서는 전신검사를 시행받은 환자 중 병소가 있는 환자 10명을 대상으로 VUE point HD와 VUE point HD-SharpIR로 재구성하였다. 이때 iterations을 1~10까지 변경하여 병소 부위와 간 부위에 관심영역을 설정하여 대조도를 평가하였다. **결과:** VUE point HD로 재구성한 영상에서는 시야 중심으로부터 축방향 거리 증가와 함께 반치폭이 함께 증가하였지만 VUE point HD-SharpIR로 재구성한 영상에서는 거리가 증가하여도 일정한 반치폭을 나타냈다. 대조도는 팬텀 실험과 임상 실험에서 VUE point HD-SharpIR이 VUE point HD보다 대조도의 향상을 나타냈다. **결론:** 검출기 시스템 응답에 대한 더 많은 정보를 포함 시킴으로써 SharpIR 알고리즘은 VUE point HD에서 사용되

는 기본 모델의 정확성을 향상시켰다. 또한 SharpIR은 VUE point HD보다 각각의 복셀에 관련된 더 많은 측정 위치를 가지는 시스템 모델이기 때문에 더욱 정교한 재구성 모델의 결과를 나타내기 위해 더 많은 반복이 걸린다. 결론적으로 SharpIR은 PET 영상에서 대조도를 향상시켰고 임상에서 적용할 수 있는 최적화된 재구성 조건을 알아보기 위해 종단적 연구를 통해 적용한다면 임상에서 유용하게 사용될 것이다.

REFERENCES

1. 정준기, 이명철 편저. 고창순 핵의학. 제3판. 고려의학 2008
2. M. Iatrou, R. Manjeshwar, S. Ross, K. Thielemans, C. Stearns. 3D implementation of scatter estimation in 3D PET. IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record 2006: 2142-2145
3. C. Stearns, D. McDaniel, S. Kohlmyer, P. Arul, B. Geiser, V. Shanmugam. Random coincidence estimation from single event rates on the Discovery ST PET/CT scanner. IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record 2003
4. A. Alessio, C. Stearns, S. Tong, S. Ross, S. Kohlmyer, A. Ganin, P. Kinahan. Application and evaluation of a measured spatially variant system model for PET image reconstruction. IEEE Transactions on Medical Imaging 2010;29:938-949
5. E. Rapisarda, V. Bettinardi, K. Thielemans, M.C. Gilardi. Image-based point spread function implementation in a fully 3-D OSEM reconstruction algorithm for PET. Physics in Medicine and Biology 2010;55: 4131
6. R. Manjeshwar, S. Ross, M. Iatrou, T. Deller, C. Stearns. Fully 3D PET iterative reconstruction using distance-driven projectors and native scanner geometry. IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record 2006:2804-2807