

List-event Data Resampling for Quantitative Improvement of PET Image

Sang-Keun Woo, Jung Woo Ju, Ji Min Kim, Joo Hyun Kang, Sang Moo Lim, Kyeong Min Kim

Molecular Imaging Research Center, Korea Institute of Radiological and Medical Sciences, Seoul, Korea

Multimodal-imaging technique has been rapidly developed for improvement of diagnosis and evaluation of therapeutic effects. In despite of integrated hardware, registration accuracy was decreased due to a discrepancy between multimodal image and insufficiency of count in accordance with different acquisition method of each modality. The purpose of this study was to improve the PET image by event data resampling through analysis of data format, noise and statistical properties of small animal PET list data. Inveon PET listmode data was acquired as static data for 10 min after 60 min of 37 MBq/0.1 ml ^{18}F -FDG injection via tail vein. Listmode data format was consist of packet containing 48 bit in which divided 8 bit header and 40 bit payload space. Realigned sinogram was generated from resampled event data of original listmode by using adjustment of LOR location, simple event magnification and nonparametric bootstrap. Sinogram was reconstructed for imaging using OSEM 2D algorithm with 16 subset and 4 iterations. Prompt coincidence was 13,940,707 count measured from PET data header and 13,936,687 count measured from analysis of list-event data. In simple event magnification of PET data, maximum was improved from 1.336 to 1.743, but noise was also increased. Resampling efficiency of PET data was assessed from de-noised and improved image by shift operation of payload value of sequential packet. Bootstrap resampling technique provides the PET image which noise and statistical properties was improved. List-event data resampling method would be aid to improve registration accuracy and early diagnosis efficiency.

Key Words: Multimodal imaging, ^{18}F -FDG, Inveon PET data, Event resampling, Nonparametric bootstrap

서 론

핵의학영상과 자기공명영상(MRI: magnetic resonance imaging)은 병소 검출 및 질병 진단 등에 상호 보완적인 관계를 가지며 이용되고 있으며, 최근 양전자방출단층촬영기(PET: positron emission tomography)와 확산강조(DW: diffusion weighted)-MRI를 이용한 진단 및 치료 분야의 접목 등과 같은 환경의 변화로 새로운 데이터 및 융합영상 처리와 다중영상을 이용한 분석 방법의 개발이 진행되고 있다.^{1,2)} 다중영상화기술은 하드웨어의 통합에도 불구하고 기기간의 획득방법의 차이에 따라 영상간의 불일치와 계수부족으로 인하여 정합도를 떨어뜨린다. 다중영상간의 정합을 위한 알고리즘은 도함수를 이

용한 기울기 방향정보(GD: gradient difference), 이산 확률 분포의 엔트로피를 측정하는 Kullback Leibler 거리(KLD: kullback leiber distance), 그리고 영상의 엔트로피와 정보를 이용하는 정규상호정보(NMI: normalized mutual information)를 이용하여 정합도를 향상시켜 영상간의 불일치를 개선시키고자 한다.³⁻⁶⁾ 또한 계수율 향상을 위하여 핵의학영상과 DW-MRI 영상에 대하여 데이터 재추출 기법을 이용하여 계수율을 향상시켜 정합도를 향상시키고자 한다.⁷⁾

진단 MRI 분야에서 Cohen-Adad 등은 Q-Ball imaging (QBI) 재구성을 이용한 고각해상도확산영상(HARDI: high angular resolution diffusion imaging)의 질을 평가하기 위하여 HARDI 데이터를 잭나이프 샘플링과 레귤러 부트스트랩 방식으로 재배열하고 각 부트스트랩 데이터에서 확산 방위 분포 함수(ODF: orientation distribution function)를 측정하고, echo time과 조직의 확산 정도를 결정하는 b-value의 변화를 통해 평가하는 방법을 소개하였다.⁸⁾ 게이트 MRI 영상에서는 영상의 개선을 위하여 심장 게이팅의 유무에 따른 EPI 영상을 획득하고, 파라미터가 유도된 확장텐서영

이 논문은 2012년 12월 7일 접수하여 2012년 12월 10일 채택되었음.
 책임저자 : 김경민, (139-706) 서울시 노원구 공릉동 215-4
 한국원자력의학원 방사선의학연구소 분자영상연구부
 Tel: 02)970-1387, Fax: 02)970-1341
 E-mail: kmkim@krcch.re.kr

상(DTI: diffusion tensor image)의 불확정성을 잔차(residual) 부트스트랩 방법으로 측정하여 정량화하였다.⁹⁾

게이트 PET 데이터에서는 낮은 계수로 인하여 영상의 질이 떨어지고 잡음이 증가하여 병변 감지 능력이 저하되고, 정량적 개선을 방해하는 요소가 된다.¹⁰⁾ 또한 게이트 단일광자방출단층촬영(SPECT: single photon emission computed tomography) 데이터의 낮은 민감도는 잡음이 증폭되고, 잡음을 제거하기 위하여 필터링 기법을 사용하면 해상도를 떨어뜨리는 문제점을 가진다. 이를 극복하기 위하여 부트스트랩 데이터 재추출 기법을 이용하여 영상을 개선할 수 있다. Huang 등은 전신 PET 영상화시 사이노그램 데이터를 기반으로 부트스트랩 하여 움직임의 영향을 받는 부분을 식별하고 잡음을 평가함으로써 진단 성능을 향상시키고자 하였다.¹¹⁾ Buvat은 투영 데이터와 재구성 알고리즘의 통계적 특성을 측정하기 위해 비모수 부트스트랩 방식을 이용하여 PET/SPECT 영상을 개선할 수 있는 프로토콜을 제시하였다.¹²⁾ Kukreja와 Gunn은 동적 PET 데이터에서 매개 변수 오류의 추정을 위한 부트스트랩 방식이 관심영역이나 파라메트릭 영상 기반의 매개변수 오류를 계산할 수 있음을 소개하였다.¹³⁾ Groiselle와 Glick은 3D OSEM 리스트모드 반복 재구성에서의 잡음을 평가하기 위하여 부트스트랩 기법을 이용하여 20개 데이터 세트를 구성하여 시뮬레이션하고 리스트모드 데이터 세트의 이벤트를 같은 크기로 추출하여 잡음을 평가하는 방법을 소개하였다.¹⁴⁾ 이와 같이 핵의학영상과 MRI 영상획득시 발생하는 계수율의 저하를 개선하기 위한 부트스트랩 방법은 많은 데이터 처리로 인하여 임상단계에서 사용하기에는 어렵지만, 최근 컴퓨터 성능의 향상과 알고리즘의 개선으로 실제 임상에 사용하고자 하는 노력이 진행되고 있다. 이에 본 연구에서는 전임상단계에서 이루어지고 있는 소동물 PET 리스트모드 데이터의 저장형식을 분석하고 잡음 및 통계적 특성을 향상시키기 위하여 이벤트 데이터를 재추출하여 정량적으로 개선된 PET 영상을 획득하고자 하였다.

재료 및 방법

1. 소동물 PET 영상 획득

리스트모드 데이터의 분석을 위한 소동물 PET (영상화는 생후 4주의 암컷 balb/c 생쥐(mouse)를 이용하여 반감기가 6,586.20 초이고, 방사성동위원소 분기율이 0.9670인 ¹⁸F-FDG를 이용하였다. ¹⁸F-FDG는 체내 포도당에 섭취되어 높은 해상도를 보이는 핵종으로서 체내 당량과 인슐린양, 온도에 영향을 받기

때문에 전처리로 충분한 물과 먹이를 공급하고 주사 전 30분부터 가온하여 소동물의 체온을 37도로 유지하였다.^{15,16)} 전 실험 과정 동안의 마취는 2% 아이소플루란(isoflurane, Forane Solution, Choongwae Pharma co.) 호흡 마취를 시행하였다.¹⁷⁾ PET 영상획득은 소동물의 꼬리정맥에 37 MBq/0.1 ml의 ¹⁸F-FDG를 주사 후 60분 후에 스캔을 시작하였다. 소동물 전용 PET 스캐너인 Inveon (Siemens Preclinical Solutions, Knoxville, TN, USA)을 이용하여 10분간 리스트모드 데이터를 획득하였다. Inveon PET스캐너는 25,600개의 LSO (Lutetium Oxyorthosilicate) 섬광체로 이뤄진 검출기를 통해 높은 공간 분해능의 장점을 가지고 있으며, 10 cm의 횡축 시야와 12.7 cm의 확장된 종축 시야를 가진다.¹⁸⁾ 영상획득시 에너지 창은 350~650 keV로 3.43 nsec 동시계수 창으로 이벤트를 획득하였다. 이벤트 저장 형식의 분석을 위한 리스트모드 데이터를 획득한 이후에, 부트스트랩 재추출을 위한 사이노그램과 개선 여부를 확인하기 위한 3차원 영상을 생성하였다. 붕괴 보정과 불감시간 보정 및 실린더 소스 기반의 정규화를 거쳐 사이노그램과 영상을 획득하였다. 리스트모드 데이터의 각 응답라인(Line of response, LOR)을 푸리에 리비닝(Fourier Rebinning) 방법을 통해 3 span과 31 ring difference로 설정하여 사이노그램으로 변환하였다. 마우스는 액티비티 프로파일의 변화가 미미하게 나타나므로 산란 및 감쇠 보정을 고려하지 않고 배열된 부분 집합 기댓값 최대화(Ordered subset expectation maximization, OSEM) 알고리즘을 이용하여 16부분 집합으로 4회 반복하여 재구성하였다.¹⁹⁾

2. PET 리스트모드 데이터 분석

Inveon PET 리스트-이벤트 데이터 분석은 C 언어를 이용하여 파일을 열고 이벤트정보를 획득하였다. C 언어에서 파일 입출력의 최소 단위가 바이트(byte)이기 때문에 이벤트 정보의 분석은 리스트모드 데이터를 바이트 단위로 읽어 들이고 마스크연산을 이용하여 각 비트(bit)를 추출하여 분석하였다. 리스트모드 데이터는 각 이벤트 타입에 적합한 분류를 위하여 바이트단위의 데이터를 읽어 Table 1에 서와 같이 비트단위로 읽고, 이벤트 타입비트를 16진수로 계산하여 패킷의 시작지점인 '0'으로 시작하는 패킷의 처음을 확인하여 데이터를 획득하였다. 리스트모드 데이터는 8비트의 헤더와 40비트의 데이터로 48비트 하나의 패킷에 두 개의 이벤트 정보가 저장되어 있었으며 0을 기준으로 역순으로 저장되어 8비트 단위로 데이터를 체크하고 타임마크를 찾아 1 msec씩 증가하는 것을 기준으로 전체 패킷

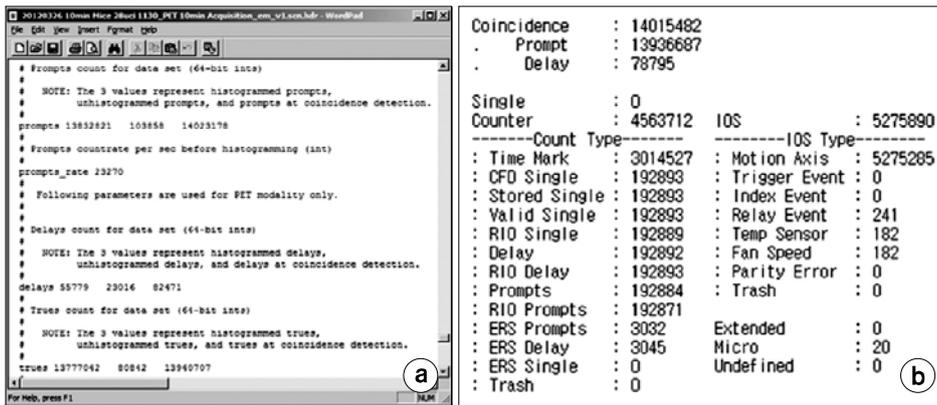


Fig. 2. (a) Inveon PET data header after histogramming. Measured prompt coincidence and delay coincidence was 13940707 and 82471, respectively. (b) Event analysis of Inveon PET listmode data. Measured prompt coincidence and delay coincidence was 13936687 and 78795, respectively. Coincidence event data was different with header after histogramming.

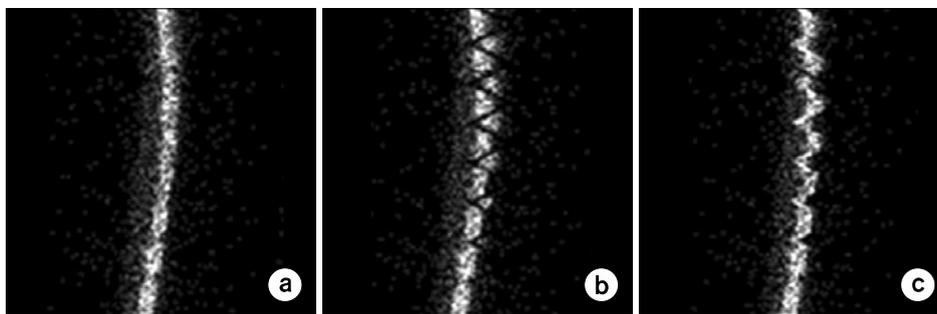


Fig. 3. Sinogram generated from adjustment LOR of list-event data (a) Original sinogram from event response location. (b) Sinogram from adjusted LOR location. Location of first and second detector was adjusted by -1 and $+1$, respectively. (c) Sinogram from adjusted LOR location. Location of first and second detector was adjusted by $+1$ and -1 , respectively.

결 과

1. 소동물 PET 데이터 획득 및 리스트-이벤트 데이터 분석

Fig. 2a는 ^{18}F -FDG를 소동물에 주사하고 60분 후 10분 동안 데이터를 획득하여 히스토그램한 데이터의 헤더정보를 보여준다. 히스토그램 후 동시계수로 획득된 계수는 13,940,707이었으며, 지연된 동시계수는 82,471이었다. PET 스캐너에서 생성된 리스트모드 데이터를 재추출하기 위하여 리스트모드로 획득된 데이터를 분석하였다. 리스트모드 데이터의 형식은 48비트 패킷 크기로 구성되어 있으며, 8비트의 헤더와 40비트의 payload 영역으로 분리되어 있다. 헤더 영역의 첫 비트는 항상 0으로 시작 패킷을 확인할 수 있으며 다음 3비트는 2진수의 문제점을 보완하기 위한 그레이코드로 이루어져 있으며 마지막 4비트는 형식을 나타낸다. 2진수와 다르게 그레이코드는 한 비트씩만 변화하는 가중치가 없는 코드이기 때문에 연산에는 부적합하지만 연속적으로 변화하는 양을 표현할 때 변화의 폭이 작아 오류가 감소하게 된다. 이 그레이코드로 각 패킷의 순서와 흐름을 이해하고 조작함으로써 데이터를 재추출할 수 있다.

Fig. 2b은 리스트-이벤트 데이터를 직접 분석하여 추출한 데이터로 Fig. 2a의 히스토그램의 결과와 다르게 원본 동시계수로 획득된 계수가 12,936,687이었으며, 지연된 동시계수는 78,795로 개선된 결과를 나타내었다.

2. 이벤트 데이터 위치변화에 따른 PET 영상

리스트-이벤트 데이터의 검출 위치를 인위적으로 증가 또는 감소시켜 생성한 사이노그램의 결과는 Fig. 3에 나타내었다. 획득된 이벤트의 응답위치를 기반으로 생성한 사이노그램은 Fig. 3a와 같이 나타났다. 각 응답라인의 위치를 첫 번째 검출기의 위치를 -1 하고 두 번째 검출기의 위치를 $+1$ 하여 생성한 사이노그램은 Fig. 3b와 같았다. 각 응답라인의 위치 변화를 확인하기 위하여 첫 번째 검출기의 위치를 $+1$ 하고 두 번째 검출기의 위치를 -1 하여 생성한 사이노그램은 Fig. 3c와 같았다. Fig. 3b와 c는 a와 달리 이벤트 데이터의 위치가 변형되는 것을 확인할 수 있었으며 이를 통해 이벤트 데이터의 추출이 가능함을 확인하였다. Fig. 3a의 원본 사이노그램을 이용하여 재구성한 영상은 Fig. 4a와 같았다. Fig. 4b는 PET 영상의 계수 증가의 변화를 확인하기 위하여 Fig. 3b와 c와 같이 검출기 위치를 크로스

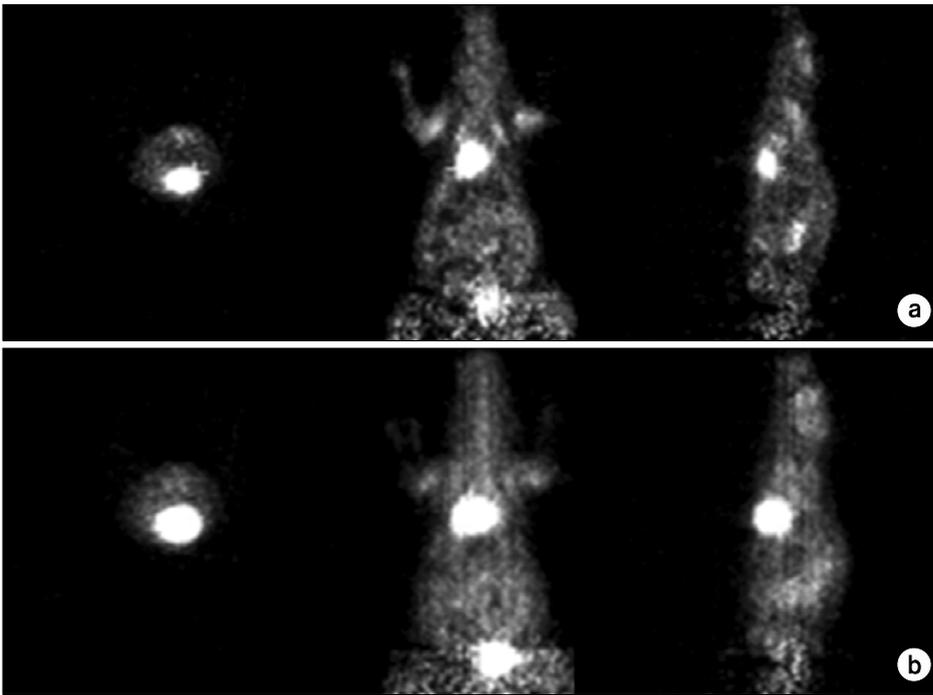


Fig. 4. Reconstructed 3D PET images. (a) PET image reconstructed from original sinogram. (b) PET image reconstructed from sinogram adjusted LOR location. Count was improved and noise was declined than original image.

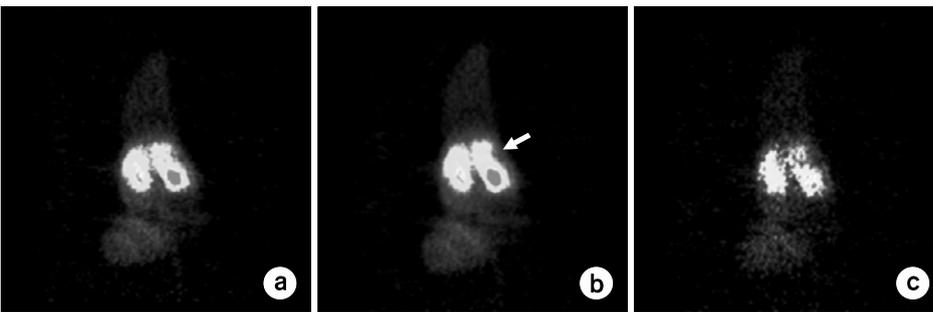


Fig. 5. PET images depending on magnified event data. (a) PET images reconstructed from original event data. (b) PET images reconstructed from event data magnified two-fold. (c) PET images reconstructed from event data magnified ten-fold. Count was improved in accordance with event magnification (arrow).

로 증가시켜 사이노그램을 생성하고 Fig. 4b와 같이 재구성하였을 때 잡음이 개선됨을 확인할 수 있었다.

3. 이벤트 데이터 증가에 따른 PET 영상

PET 이벤트 데이터의 계수율 부족을 개선하기 위하여 인위적인 데이터 증가에 따른 영상의 변화를 Fig. 5와 같이 평가하였다. Fig. 5a는 원본 이벤트 데이터를 이용하여 재구성한 영상이며, Fig. 5b는 타임 마크를 기준으로 이벤트를 두 배 증가시켜 생성한 리스트모드 데이터를 이용하여 재구성한 영상이다. Fig. 5b는 원본의 최대값 1.336과 비교하여 1.344로 계수율이 증가하였다. 두 배 증가한 이벤트를 이용하여 재구성한 영상은 잡음이 개선되고 대조도가 향상되었다. Fig. 5c는 원본과 비교하여 10배 증가시킨 데이터를 이용하여 재구성한 영상이다. 이벤트의 단순 10배 증가

된 영상의 최대값은 1.743으로 향상되었으나 그에 따라 잡음 또한 증가됨을 확인할 수 있었다.

4. 리스트-이벤트 데이터 재추출

동시계수의 이벤트 패킷에서 이벤트 영역만 무작위로 재추출한 비모수 리스트모드 기반 부트스트랩의 결과는 Fig. 6와 같았다. 비모수 재추출방법은 리스트 패킷의 무작위 추출로 진행되었으며 하나의 이벤트 패킷이 여러번 반복 추출되는 것을 허용하여 리스트-이벤트를 재구성하였다. 비모수 재추출 방법을 이용하여 재추출된 이벤트 데이터를 기반으로 영상을 재구성한 Fig. 6b는 원본 영상인 Fig. 6a와 비교하여 유사한 영상으로 나타났으며, 이에 따라 이벤트 데이터의 재추출이 정상적으로 이루어졌음을 확인할 수 있었다. 10분 획득한 PET 데이터의 크기는 439 Mbyte였

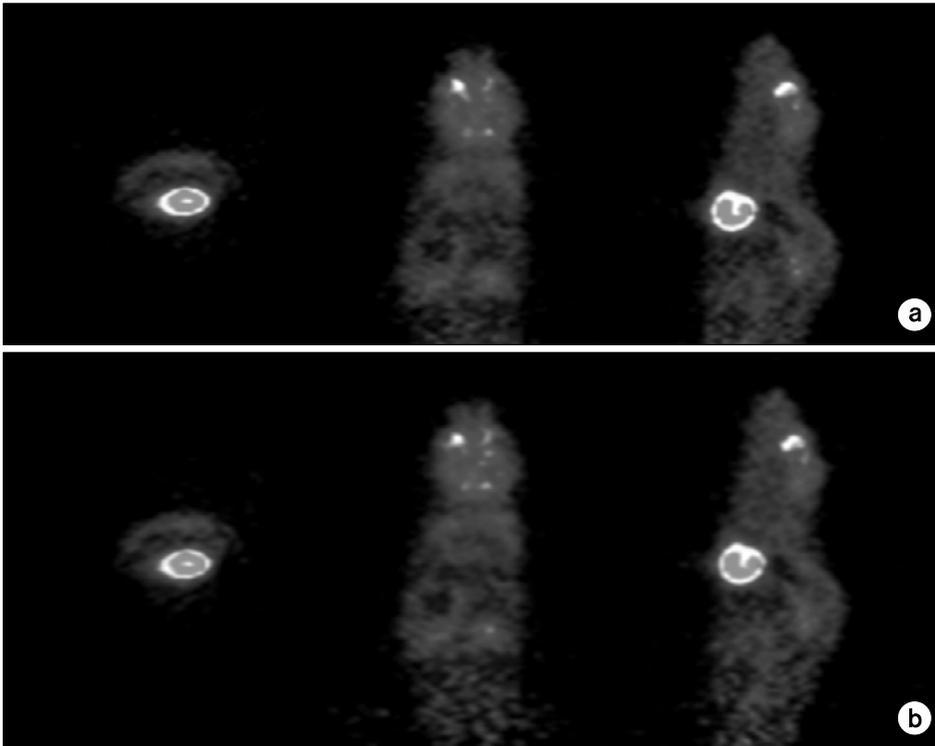


Fig. 6. Comparison of list-mode based non-parametric (LMNP) bootstrap method. (a) PET images reconstructed from original event data. (b) PET images reconstructed from resampled event data using LMNP bootstrap method.

으며, 한번 재추출 시간은 17.48분 소요되었다. 원본 영상을 개선하기 위한 비모수 재추출 방법의 개선을 위하여 여러 번의 반복 재추출을 시행하였으나 수행시간이 많이 필요함을 확인할 수 있었다.

고 찰

본 연구에서는 MRI 영상과 정합도를 향상시키고 정량적으로 개선된 PET 영상을 획득하기 위하여 리스트모드 데이터 재추출 기법을 이용하여 PET 데이터 내 잡음과 통계적 특성을 평가하고 개선된 PET 영상을 획득하고자 하였다. 사용된 마우스는 몸통의 직경이 2 cm 정도 이므로 감마선의 산란과 감쇠의 영향 또한 다른 조건에 비해 무시할 정도이다. 37 MBq 주사후 60분에 10분 동안 획득한 439 Mbyte 데이터의 각 이벤트 제어는 클래스와 함수를 정의하고 전체 데이터를 읽을 때 제공된 형식에 포함되지 않거나 시스템에서 설정한 특정 패킷 영역이 있을 수 있으므로 리스트모드 데이터의 헤더 파일을 분석하여 전체 데이터를 읽었다. 또한 수정된 이벤트 데이터 생성 시 많은 시간이 소요될 수 있으므로 시간 복잡도를 고려하여 최적의 자료 구조와 알고리즘을 선택하여 수행하였다. 획득된 PET 데이

터에서의 동시계수와 히스토그램 후의 실제 동시계수의 차는 Fig. 2에서와 같이 0.93%이었다. 따라서 획득된 리스트-이벤트의 동시계수에서 실제 사이노그램의 이벤트로 계산되지 않고 버려지는 이벤트의 비율이 0.93%임을 확인할 수 있었다.

이벤트 데이터의 분석 성능을 평가하기 위하여 수행한 이벤트 데이터의 검출기 위치 정보를 인위적으로 조작한 Fig. 3의 사이노그램에서는 위치정보의 변화에 따라 사이노그램의 생성이 정확히 이루어짐을 확인할 수 있었으며 OSEM으로 재구성된 Fig. 4의 b에서는 원본 영상인 a와 비교하여 크로스 LOR의 증가로 영상이 x축으로 확장되고 그에 따른 라인 인공산물이 발생됨을 확인할 수 있었다. 획득된 리스트-이벤트 각 패킷에 대하여 일정 시간 영역의 데이터를 확장하거나 획득된 영역의 인위적인 증가는 Fig. 5c에서와 같이 오히려 잡음의 비율을 증가시킬 수 있다. 따라서 데이터 샘플링과 데이터 확장 범위를 고려하여 신호대 잡음비의 감소 없이 비모수 재추출 방법을 이용한 이벤트 증가를 통한 카운트 개선을 수행하여야 할 것이다. 소동물 영상획득 시 일반적으로 수행되는 획득시간은 10분이다. F18 10분 데이터 획득 시 생성된 440 Mbyte 데이터를 CPU에서 단순 비모수 샘플링을 수행하였을 때 17분이 소요되

었다. 따라서 잡음을 줄이고 신호대잡음비를 개선시키기 위하여 샘플링수를 100회 늘리면 1,700분의 수행시간이 필요로 한다. Buvat이 수행한 500회를 수행한다면 8,500분(즉 6일) 동안 수행하여야만 샘플링이 가능하다.¹²⁾ 따라서 수행시간의 단축을 위하여 CPU (central processing unit)에서의 수행보다는 GPU (graphics processing unit)를 이용한 데이터 처리를 통하여 수행시간을 단축하여야 할 것이다. 또한 팬텀실험을 통하여 공간분해능의 변화를 정량적으로 평가하여야 할 것이다.

PET과 MRI의 다중영상화기술은 진단 및 치료반응 평가의 성능향상을 위하여 일체형 스캐너의 개발과 더불어 분석방법의 연구가 활발히 진행되고 있다. 그러나 움직임의 영향을 받는 영역에서는 생체신호를 이용한 게이트된 융합영상이 필요하다. 게이트된 PET 영상은 계수율의 감소에 따른 잡음의 증가 현상이 나타나며, b value의 불확실성을 개선하기 위한 게이트된 DW-MRI 영상은 획득시간의 증가로 반복수행이 어렵다. 따라서 획득된 데이터의 향상을 통한 영상의 개선은 다중영상획득시간을 감소시키고 다중영상간의 정합도를 향상시킴으로써 기존의 방법과 비교하여 동일한 관심영역의 평가 데이터를 제공하여 종양의 평가 성능을 향상시킬 것이다. 따라서 이 연구는 정량적으로 개선된 다중영상 획득 기술의 확립으로 전임상 단계에서 활발히 진행되고 있는 심장 및 종양 치료반응 평가에 활용하여 임상 적용가능성을 높여 신약 개발에 큰 도움을 줄 것으로 기대되며, 새로운 핵의학영상기반 융합영상 처리 및 분석기술을 임상분야에 적용 활용할 수 있는 기반 기술이 될 것으로 기대된다.

결 론

이 연구에서는 전임상단계에서 이루어지고 있는 소동물 PET 리스트모드 데이터의 저장형식을 분석하고 잡음 및 통계적 특성을 향상시키기 위하여 이벤트 데이터를 재추출하여 정량적으로 개선된 PET 영상을 획득하고자 하였다. 리스트-이벤트 데이터의 분석결과를 msec 단위로 증가하면서 동시계수의 이벤트정보를 48비트 단위로 순차적으로 저장하고 있으며 데이터 재추출 후에는 히스토그램을 위하여 반드시 그레이코드의 순서를 맞추어주어야 한다. 이벤트 변형후의 영상은 각 패킷에서 검출기 위치의 조작과 패킷의 증가에 따라 사이노그램이 정상적으로 생성되어 재구성후 변화가 뚜렷하게 나타났다. 비모수 부트스트랩 재추출 방법은 잡음을 개선시킬 수 있는 방법이나 계산 속도를

향상시킬 수 있는 방법이 반드시 고려되어야 할 것이다. 다중영상 정량적 향상을 위한 부트스트랩 방법은 PET 영상의 잡음 및 통계적 특성을 평가하여 계수를 개선할 수 있으므로 마이크로선량을 이용해야하는 새로운 방사성의약품의 평가나 치료반응 평가, 세포추적과 같이 계수율의 부족으로 인한 평가의 어려움을 극복할 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

1. Pichler BJ, Wehrl HF, Kolb A, Judenhofer MS: Positron emission tomography/magnetic resonance imaging: the next generation of multimodality imaging?. *Semin Nucl Med* 38(3): 199-208 (2008)
2. Shan ZY, Mateja SJ, Reddick WE, Glass JO, Shulkin BL: Retrospective evaluation of PET-MRI registration algorithms. *J Digit Imaging* 24(3):485-493 (2011)
3. Maes F, Collignon A, Vandermeulen D, Marchal G, Suetens P: Multimodality image registration by maximization of mutual information. *IEEE Trans Med Imaging* 16(2):187-198 (1997)
4. Wells WM 3rd, Viola P, Atsumi H, Nakajima S, Kikinis R: Multi-modal volume registration by maximization of mutual information. *Med Image Anal* 1(1):35-51 (1996)
5. Pluim JP, Maintz JB, Viergever MA: Mutual-information-based registration of medical images: a survey. *IEEE Trans Med Imaging* 22(8):986-1004 (2003)
6. Gan R, Wu J, Chung AC, Yu SC, Wells WM 3rd: Multiresolution image registration based on Kullback-Leibler distance. Barillot C, Haynor DR, Hellier P: In *The 7th International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention*. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg (2004), pp. 599-606
7. Awate SP, Whitaker RT: Feature-preserving MRI denoising: a nonparametric empirical Bayes approach. *IEEE Trans Med Imaging* 26(9):1242-1255 (2007)
8. Cohen-Adad J, Descoteaux M, Wald LL: Quality assessment of high angular resolution diffusion imaging data using bootstrap on Q-ball reconstruction. *J Magn Reson Imaging* 33(5):1194-1208 (2011)
9. Habib J, Auer DP, Morgan PS: A quantitative analysis of the benefits of cardiac gating In practical diffusion tensor imaging of the brain. *Magn Reson Med* 63(4):1098-1103 (2010)
10. Büther F, Dawood M, Stegger L, et al: List mode-driven cardiac and respiratory gating in PET. *J Nucl Med* 50(5):674-681 (2009)
11. Huang SC, Hu Y, Wardak M, et al: A bootstrap method for identifying image regions affected by intra-scan body movement during a PET/CT scan. *IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC)*. Valencia, (2011), pp. 2905-2908
12. Buvat I: A non-parametric bootstrap approach for analysing

the statistical properties of SPECT and PET images, Phys Med Biol 47(10):1761-1775 (2002)

13. **Kukreja SL, Gunn RN**: Bootstrapped DEPICT for error estimation in PET functional imaging. NeuroImage 21(3):1096-1104 (2004)
14. **Groiselle CJ, Glick SJ**: Using the bootstrap method to evaluate image noise for investigation of axial collimation in hybrid PET. IEEE Trans Nucl Sci 52(1):95-101 (2005)
15. **Som P, Atkins HL, Bandyopadhyay D, et al**: A fluorinated glucose analog, 2-fluoro-2-deoxy-D-glucose(F-18): nontoxic tracer for rapid tumor detection. J Nucl Med 21(7):670-675 (1980)
16. **Woo SK, Kim KM, Chun KJ**: Small animal [18F]FDG PET imaging for tumor model study. Nucl Med Mol Imaging 42(1):1-7 (2008)
17. **Woo SK, Lee TS, Kim KM, et al**: Anesthesia condition for (18)F-FDG imaging of lung metastasis tumors using small animal PET. Nucl Med Biol 35(1):143-150 (2008)
18. **Bao Q, Newport D, Chen M, David BS, Arion FC**: Performance evaluation of the Inveon dedicated PET preclinical tomograph based on the NEMA NU-4 standards. J Nucl Med 50:401-408 (2009)
19. **Hudson HM, Larkin RS**: Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. IEEE Trans Med Imaging 13(4):601-609 (1994)
20. **Haynor DR, Woods SD**: Resampling estimates of precision in emission tomography. IEEE Trans Med Imaging 8(4):337-343 (1989)
21. **Dalbohm M**: Estimation of Image Noise in PET Using the Bootstrap Method. IEEE Trans Nucl Sci 49(5):2062-2066 (2002)
22. **Lartizien C, Aubin JB, Buvač I**: Comparison of Bootstrap Resampling Methods for 3-D PET Imaging. IEEE Trans Med Imaging 29(7):1442-1454 (2010)

PET 영상의 정량적 개선을 위한 리스트-이벤트 데이터 재추출

한국원자력의학원 방사선의학연구소 분자영상연구부

우상근 · 유정우 · 김지민 · 강주현 · 임상무 · 김경민

다중영상화기술은 진단 및 치료 반응평가의 성능향상을 위하여 활발히 연구되고 있으며 하드웨어의 통합에도 불구하고 기기간의 획득방법의 차이에 따라 영상간의 불일치와 계수부족으로 인하여 정합도를 떨어뜨린다. 이에 본 연구에서는 소동물 PET 리스트모드 데이터의 저장형식을 분석하고 잡음 및 통계적 특성을 향상시키기 위하여 이벤트 데이터를 재추출하여 정량적으로 개선된 PET 영상을 획득하고자 하였다. 소동물 리스트모드 Inveon PET 데이터는 소동물에 37 MBq/0.1 ml를 꼬리정맥에 주사하고 60분 후 10분 동안 정적데이터를 획득하였다. 생체신호와 같이 획득된 리스트모드 데이터형식은 48 비트의 패키지기로 이루어져 있으며 패키지 내에서는 8 비트의 헤더와 40 비트의 payload 영역으로 나누어져 있다. 사이노그램 생성은 그레이코드로 각 패키지의 순서와 흐름을 평가하고 각 패키지의 순서를 CPU에서 검출기위치 변환과 단순 증가 그리고 비모수 부트스트랩 기법을 이용하여 재추출하여 새로운 사이노그램을 생성하였다. 영상은 3 span과 31 ring difference로 설정하여 생성된 사이노그램은 산란 및 감쇠보정을 고려하지 않고 16부분 집합으로 4회 반복하는 OSEM 2D 알고리즘을 이용하여 재구성하였다. 획득된 PET 데이터의 헤더정보에서의 동시계수의 총수는 1,394만 계수였으며, 리스트-이벤트 데이터의 패키지를 분석한 동시계수의 총수는 1,293만 계수였다. PET 데이터의 단순 증가는 최대값이 1.336에서 1.743으로 향상되었으나 잡음이 같이 증가됨을 확인하였다. PET 데이터 재추출 성능은 순차적인 패키지의 payload 값을 시프트연산을 통해 데이터의 위치를 이동시킴으로써 특정 잡음이 제거되거나 대조도가 향상되는 영상을 획득할 수 있었다. 부트스트랩 재추출 기법은 영상의 잡음과 통계적 특성이 개선된 PET 영상을 제공하여 다중영상화시 정합도를 향상시켜 질환의 조기 진단 성능을 향상시킬 수 있을 것으로 기대된다.

중심단어: 다중영상화, ¹⁸F-FDG, Inveon PET 데이터, 이벤트 재추출, 비모수 부트스트랩