

PET/CT 영상 움직임 보정

한국원자력의학원 방사선의학연구소 분자영상연구부
우상근 · 천기정

Motion Correction in PET/CT Images

Sang-Keun Woo, Ph.D. and Gi Jeong Cheon, M.D.

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

PET/CT fused image with anatomical and functional information have improved medical diagnosis and interpretation. This fusion has resulted in more precise localization and characterization of sites of radio-tracer uptake. However, a motion during whole-body imaging has been recognized as a source of image quality degradation and reduced the quantitative accuracy of PET/CT study. The respiratory motion problem is more challenging in combined PET/CT imaging. In combined PET/CT, CT is used to localize tumors and to correct for attenuation in the PET images. An accurate spatial registration of PET and CT image sets is a prerequisite for accurate diagnosis and SUV measurement. Correcting for the spatial mismatch caused by motion represents a particular challenge for the requisite registration accuracy as a result of differences in PET/CT image. This paper provides a brief summary of the materials and methods involved in multiple investigations of the correction for respiratory motion in PET/CT imaging, with the goal of improving image quality and quantitative accuracy. (Nucl Med Mol Imaging 2008;42(2):172-180)

Key Words: PET/CT, motion, registration, motion correction, respiratory motion, attenuation correction

서 론

양전자방출단층촬영기(positron emission tomography, PET) 영상은 병소의 정확한 위치를 파악하기 어려워 CT나 MRI 등 해부학적 정보를 가지는 영상과 병행하여 분석하면 더욱더 정확한 진단을 가능하게 한다. 2001년 단일 슬라이스 나선식 CT와 BGO (bismuth germanate oxide) 검출기를 부착한 CTI PET/CT를 시작으로, 최근 멀티 슬라이스 CT와 BGO보다 효율이 더 좋은 LSO (lutetium oxyorthosilicate)와 같은 검출기를 사용하여 PET/CT의 성능이 더욱 더 향상되었다. 이러한 PET/CT 스캐너는 기능영상과 해부학적영상을 동시에 제공하여 방사선추적자의 섭취 특성을 더욱 명확하게 나타내고,

조직검사나 수술, 방사선치료를 위한 정확한 해부학적 위치를 제공할 수 있으며, 영상의 민감도와 특이성을 향상시켜 암의 진단 및 종양에 대한 모니터링의 정확성을 향상시킨다.^{1,2)}

PET 영상을 이용하여 측정된 표준섭취계수(SUV)는 질환의 상태를 평가하는데 유용하게 사용된다.³⁾ 그러나, PET 영상 획득시 움직임에 의한 병변의 번짐으로 SUV가 낮게 평가되거나, 병변의 부피를 과대하게 평가하여 진단의 결과를 바꿀 수 있다. 다른 한편으로 방사선치료 계획시 PET영상의 사용에 있어서 움직임에 의한 종양조직의 과대평가는 정상조직에서의 피해를 야기시킨다. 그러므로 정상조직의 불필요한 피해를 최소화하기 위하여 치료계획(treatment planning, TP)시 움직임이 없는 영상을 이용하는 것이 반드시 필요하다. 이러한 영상획득시 움직임에 대한 문제는 PET/CT 영상화에서 더욱더 중요하다. 결합된 PET/CT 스캐너에서 CT 영상은 종양들의 위치를 국소화하고 PET 영상 획득시 발생하는 감쇠를 보정하기 위하여 사용된다. 따라서 PET과 CT 영상의 정확한 공간의 정합(registration)은 정확한 진단과 SUV 측정을 위한 전제 조건이다. CT와 PET 영상획득시 움직임에 의한 계측 오차는 영상의 질을 떨어뜨리고 병변의 위치를 왜곡시키므로 두 영상에서 같은 위치를 찾아내기가 쉽지 않아 정확한 영상분석을 저해한다.^{4,5)} 특히 흉부영상 획득시 두 영상의 획

• Received: 2008. 4. 19. • Accepted: 2008. 4. 22.

• Address for reprints: Gi Jeong Cheon, M.D, Ph.D., Molecular Imaging Research Center, Radiological and Medical Sciences Research Institute, Korea Institute of Radiological and Medical Sciences, Seoul, Korea, 215-4 Gongleung-Dong, Nowon-Gu, Seoul 139-706, Korea

Tel: 82-2-970-1273, Fax: 82-2-970-1341

E-mail: larry@kcch.re.kr

※본 연구는 한국과학재단의 원자력 연구개발사업 (과제번호: M20702010002-08N0201-00200)의 일부 연구비 보조로 이루어졌음

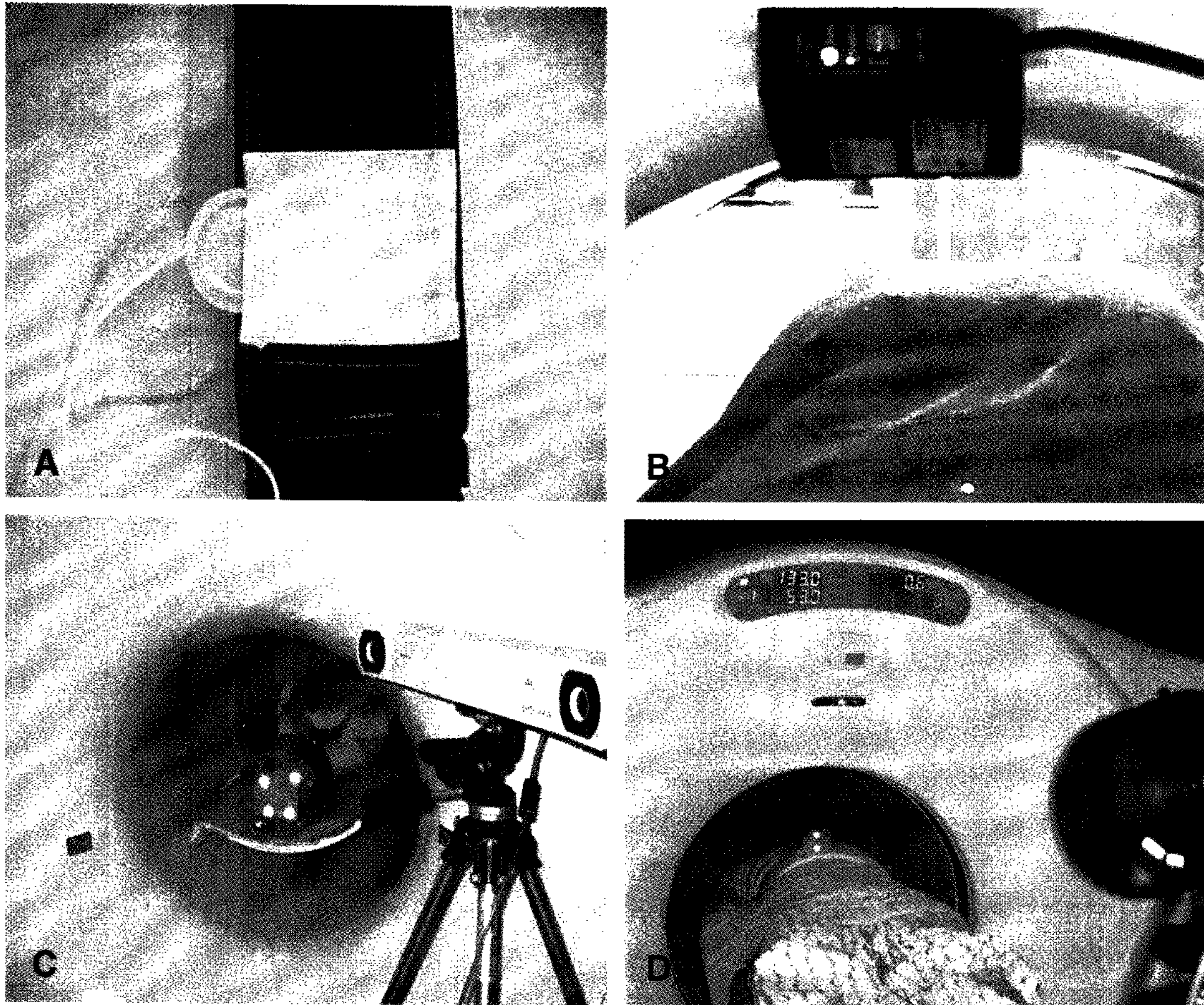


Figure 1. Motion tracking systems. (A) The Anzai respiration motion sensor with elastic belt and pressure sensor. (B) The laser sensor detecting system consists of an optical sensor, trigger generating device, and ADC. (C) Reference target on gantry and POLARIS for monitoring motion of tracking target. (D) The RPM motion detecting system with the infrared reflector block set on the patient's abdomen.

특시간의 차(PET (6-9 min), CT (15 sec))에 따른 호흡에 의한 움직임은 공간적으로 두 영상의 불일치를 발생시킨다.⁶⁻⁸⁾ 이러한 불일치는 병변의 위치가 잘못되고, SUV 값의 변화로 인하여 PET 영상을 해석하는데 어려움을 준다.

PET과 CT 영상내의 움직임에 의한 계측오차를 줄이고, PET/CT 영상의 위치를 정확히 일치시키기 위하여 최근 CT⁹⁾와 PET^{4,10)} 그리고 PET/CT^{6,12)} 영상에서 호흡에 대한 보정방법이 소개되고 있다. 움직임을 보정하기 위한 방법으로는 소프트웨어만을 이용하여 영상을 보정하거나, 방사선 동위원소를 기준마크로 이용하는 방법 그리고 움직임 검출 시스템과 같은 하드웨어를 이용하여 보정하는 방법이 사용되고 있다. PET/CT 영상화에서 PET과 CT 영상의 획득시간에 대한 불일치를 개선하기 위하여 CT 영상획득시 호흡을 조절하여 영상을 획득하거나^{8,13)}, PET 영상획득시간 동안 자연스러운 호흡을 유지하는 것을 요구한다. 그럼에도 불구하고, 이 방법은 정확히 호흡에 의한 인공산물을 감소시키지 못한다. 그래

서 더욱더 좋은 영상을 획득하기 위하여 움직임 검출 시스템을 이용하여 4D-PET/CT 데이터 획득 방법과 같이 각 영상 획득시 정의된 시간의 데이터만을 수집하여 영상화하는 방법을 사용한다. 이에 본 논문에서는 PET/CT 영상에서 움직임에 의한 인공산물을 살펴보고, 영상의 질과 정량성을 개선하기 위한 움직임 보정 방법들에 대하여 소개하고자 한다.

본 론

1. 움직임 검출 시스템

움직임에 대한 게이트된 PET 영상화는 많이 사용되고 있으나 아직 표준화되고 있지는 않다. 현재까지 실행되어지고 있는 연구는 gated-radiotherapy¹⁴⁾, 4-dimensional CT (4D-CT)¹⁵⁾, gated PET¹⁶⁾과 같은 방법이 소개되었다. 이러한 연구를 위한 움직임 검출장치에는 압력센서, 온도센서 등과 같이 직접 접촉하여 움직임을 측정하거나, 레이저 변위센서, 광학

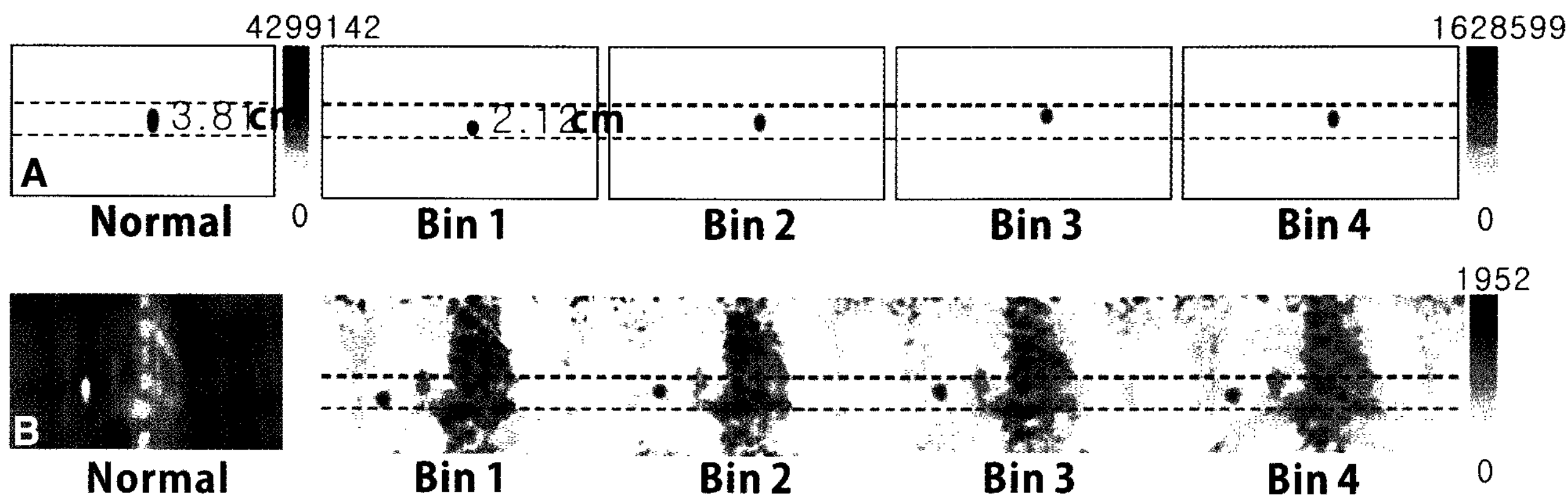


Figure 2. Free motion correction for point source phantom. (A) First column is normal breathing phantom PET image (motion rate: 10 times/min). Point phantom size was 3.81 cm in free motion. Motion corrected image (bin 1 - 4) by 4D-PET method. Point phantom size was 2.12 cm (B) First column is normal breathing lung cancer patient. Bin 1-4 images were corrected respiratory motion by 4D-PET images.

식추적장치와 같이 비접촉식으로 움직임을 측정하는 장치가 있다.

압력센서(pressure sensor)를 이용하여 압력의 변화를 감지하는 장치는 방사선 치료와 의학영상 분야에서 아주 오래된 장치이다. 현재 대표적인 장치는 Anzai medical에 의해 상품화된 AZ-733V이다(Tokyo, Japan). 이 움직임 검출 장치는 그림 1A에서와 같이 탄력 있는 벨트의 내부에 압력에 의해 변화되는 정보를 수집할 수 있는 압력 감지 장치를 이용하여 환자의 복부나 흉부주위에 위치시켜 호흡의 움직임을 측정하는 장치이다. 압력센서에서 획득된 신호는 컴퓨터에 전달되어 호흡의 진폭을 시간에 대하여 표시되고, 미리 설정된 호흡패턴과 트리거 생성위치에 의하여 스캐너에 신호를 전달하게 된다.^{16,17)} 또 다른 호흡 감지 장치는 spirometer (Siemens Medical Systems, Erlangen, Germany)이다. 이 장치는 코 또는 입에 위치하여 폐에서의 공기 흐름을 측정후 컴퓨터로 연결되어 환자의 폐에서의 공기 흐름을 시간에 따라 표현해 준다.^{18,19)} 또한, 소동물 연구를 위하여 처음 디자인된 BioVet CT1 시스템(Spin Systems, Brisbane, Australia)은 온도센서를 이용하여 호흡에 따른 온도변화를 측정하여 신호를 전달하는 장치이다.²⁰⁾

환자에 직접 접촉하지 않고 움직임 정보를 획득할 수 있는 장치에는 레이저센서나 광학식 검출장치를 주로 사용한다. 레이저 변위 센서는 작은 크기와 높은 해상도를 가지는 장점을 가지고 있다. 그림 1B와 같이 환자의 움직임을 측정하기 위하여 사용된 NCDT 1400 (Micro-Epsilon Inc., Germany)은 260 mm 범위 내에서 40 μ m 해상도와 $\pm 0.4\%$ 이내의 선형성을 가진다.²¹⁾ 광학식 검출 장치에는 POLARIS (Northern Digital, Inc., Waterloo, Canada), RPM (Real-Time Position Management) 시스템(Varian Medical Systems, Palo Alto, CA),

VICON 움직임 검출 카메라 등이 있다. Picard와 Thompson은 복수의 CCD 카메라를 이용하여 환자 움직임을 측정하는 방법을 제안하였으며²²⁾, Goldstein 등²³⁾은 독자적으로 개발한 광학식 움직임 검출 장치를 이용하여 움직임을 모니터 하였다. 이러한 광학식 검출 장치는 적외선을 쬐이면 발광하는 특수한 물질이 칠해진 적외선 마커를 사용하여 움직임 데이터를 측정한다. POLARIS 시스템에 대한 유용성은 Lopresti 등²⁴⁾과 Fulton 등²⁵⁾에 의하여 이미 발표된바 있으며, Lopresti등은 POLARIS를 이용한 움직임 보정 시스템을 최초로 제안하였다. 이들은 목표물의 X축 방향으로 0.14 mm, Y축 방향으로 0.02 mm, Z축 방향으로 0.05 mm의 정밀도를 가진다고 보고 하였다. POLARIS 시스템은 그림 1C와 같이 두 개의 디지털 카메라를 가지고 있으며, 다중 목표물에 대한 POLARIS좌표계의 방향으로 위치 및 방향(six degrees of freedom, 6DOF)에 대한 정보를 제공해준다. 이 시스템은 RS-232C 인터페이스를 이용하여 데이터를 전송하고 0.5 mm 이하의 전이 정확성과 0.3 이하의 회전정확성을 가지고, 목표물의 종류에 따라 active, passive, hybrid POLARIS로 나눈어진다.²⁶⁾ 1999년 방사선 치료 목적으로 Varian medical systems에 의해 처음 개발된 RPM 시스템은 하나의 CCD 카메라를 이용하여 시간에 따른 변위 값을 측정한다. 이 장치는 폐의 gated radiotherapy²⁷⁻²⁹⁾, respiratory-gated CT³⁰⁾, 4D-CT^{31,32)}, respiratory gated PET^{4,6)}에 사용되었다. RPM은 그림 1D와 같이 두개의 반사체를 가지는 플라스틱 블록을 환자의 흉부에 올려놓고 환자의 움직임을 측정하여 재현성 있게 표현해준다.³³⁾

2. 움직임에 의한 인공산물

PET 영상은 FOV내에서 2-6분 동안 영상을 획득하므로 일반적인 호흡주기(1 cycle/5 sec)에서 평균화된 영상을 획득

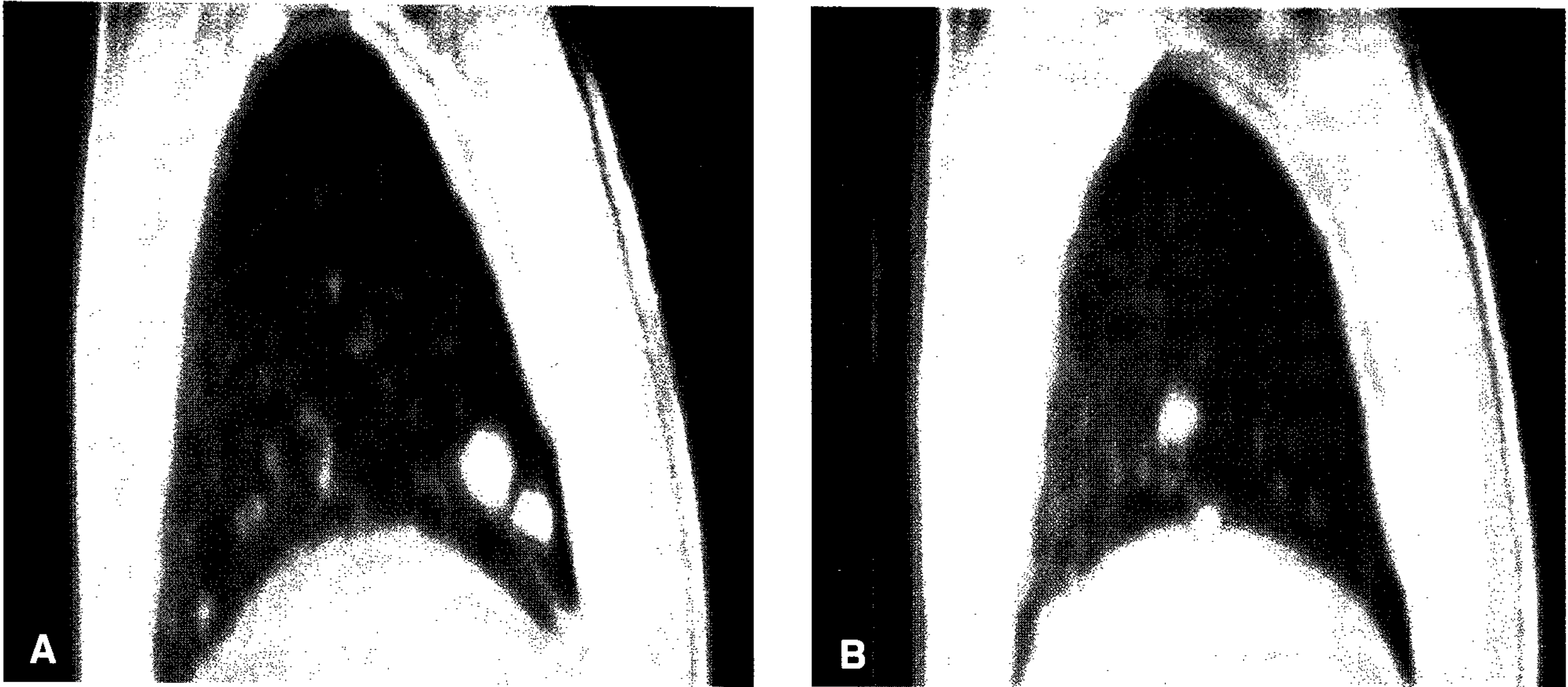


Figure 3. The difference of the two CT images. CT scans acquired at different phases. (A) Fused CT image obtained from shallow breathing (B) Fused CT image obtained from normal breathing.



Figure 4. Respiratory motion artifacts in PET/CT image. (A) Transaxial PET/CT image through a patient lesion fused in inspiration CT and averaged PET image. (B) Transaxial PET/CT image through a patient lesion fused in expiration CT and averaged PET image.

하게 된다. 그러므로 PET 영상을 흐리게 하고 대조도를 저하시켜 병변의 부피를 과대평가하게 된다.¹⁾ 그림 2A와 같이 점선원을 FOV내에서 획득하였을 때 게이트된 영상에서는 2.12 cm 이었던 것이 움직임을 수행하게 되면 3.81 cm으로 실제보다 크게 보이는 결과를 나타낸다. 또한, 그림 2B에서와 같이 폐암 환자에서 게이트된 영상보다 일반적인 호흡에서의 영상이 훨씬 더 크게 보이는 것을 확인할 수 있다. 이러한 현상은 종양의 전체 계수는 동일하나 움직임에 의하여 영역만큼 분산되어 나타나기 때문이다. 대조도와 병변의 분산에 의하여 낮게 평가된 SUV 값은 병변을 잘못 판단하게 될 가능성을 가진

다.³³⁾ 또한, PET 영상을 방사선 치료계획에 사용할 때 영상의 번짐은 실제보다 더욱 큰 영역에 대하여 조사하게 되므로 정상조직의 피해를 가져오게 된다.

PET 영상획득 시간에 비하여 짧은 시간에 영상을 획득하는 CT 영상에서도 내부의 움직임에 의하여 다양한 인공산물을 발생시킨다.^{31,34)} 그림 3에서와 같이 동일한 환자에서 폐 영역에 대해서 연속하여 두 번 CT 영상을 획득하였을 때, 그림 3A와 같이 아주 얇게 호흡하였을 때와 그림 3B와 같이 일반적인 호흡을 하고 있을 때 모두 전혀 다른 위치에 종양이 위치함을 확인 할 수 있다. 일반적으로 이러한 왜곡된 영상은 움

직입이 많은 간의 윗부분과 폐의 아랫부분에서 많이 발생하게 되며, 병변의 모양과 크기 및 위치를 왜곡시키는 결과를 나타낸다.³⁵⁾

PET/CT 영상에서 종양의 움직임에 의해 왜곡된 영상은 병변의 SUV값을 낮추게 되므로 진단 성적에 영향을 미치고, 종양의 위치를 부정확하게 판단하게 된다.³⁶⁾ 그림 4에서는 움직임에 대하여 평균화된 PET 영상과 서로 다른 위치에서 획득한 CT 영상을 융합하여 나타내었다. 흡기상태의 CT 영상과 PET 영상의 융합(그림 4A)과 호기상태의 CT 영상과 PET 영상의 융합(그림 4B) 모두 평균화된 PET 영상과 서로 다른 위치에 병변이 위치함을 확인할 수 있다. 이러한 PET/CT 영상에서의 불일치는 두 영상이 획득되는 시간이 다르므로 일어날 수 있으며, 공간상의 불일치는 PET 영상의 감쇠보정에 영향을 주어 낮은 SUV값으로 나타나게 된다.

3. 움직임 보정 방법

호흡에 의한 움직임을 보정하기 위하여 각각의 PET 영상과 CT 영상에서의 보정방법과 PET/CT 영상에서의 보정방법 그리고, 움직임 검출장치를 사용하지 않고 소프트웨어만으로 보정하는 방법이 있다.

1) PET영상의 호흡 움직임 보정

PET 영상에서 움직임을 보정하기 위해서는 일반적으로 gated PET (4D-PET), 호흡과 관련된 동적 PET (RCD-PET, respiratory-corrected dynamic PET), 그리고 리스트모드(list-mode)로 데이터를 획득하여 보정하는 방법이 있다. 4D-PET 영상 획득방법은 호흡주기에 대하여 미리 정의된 bin의 수와 호흡주기를 영상획득전 제어 콘솔에 미리 설정하고, 그림 5에서와 같이 위상에 대하여 영상을 분리하여 획득하는 방법이다.^{1,4,6)} PET 영상 획득시 동시에 획득되는 호흡정보에서 트리거 신호를 발생시켜 PET 스캐너에 전달하면 사전에 정의된 bin 수에 따라 영상을 분리하여 같은 위치의 데이터들이 가산되어 저장된다. 따라서 가능한 많은 수로 분리하여 프레임별로 구분하여 획득한다면, 병변의 실제 크기에 가까운 움직임이 전혀 없는 데이터를 획득할 수 있다. 그러나 영상획득 시간의 분산으로 인하여 민감도의 감소에 기인한 영상 질의 저하를 피하기 힘들다. 방사선치료계획시 정상조직의 피해를 최소화하기 위하여 한 프레임의 영상획득 시간을 늘려 움직임 보정된 PET 영상을 사용한다면 정상조직의 피해를 최소화하며 병변에 최대한의 방사선을 조사할 수 있는 결과를 얻을 수 있다.^{1,4)} 그림 6A와 같이 일반적인 정적영상에서는 병변을 확인하기 힘들지만, 그림 6B에서와 같이 4D-PET 영상에서는 병변의 SUV값의 향상과 대조도의 증가로 인하여

확연하게 나타남을 확인할 수 있다. Nehmeh¹⁾와 Guivarc'h³³⁾ 등은 이러한 4D-PET 영상은 게이트 되지 않은 정적 영상에 비하여 병변의 SUV 값을 159% 향상시키고, 병변의 부피를 34% 감소시킬 수 있다고 보고하였다.

RCD-PET 방법은 영상획득시 FOV내에서 횡경막의 위치에 방사선마크(⁶⁸Ge 점선원)를 환자에게 부착시키고 일반적인 동적영상획득 절차를 거친다.³⁶⁾ 획득된 동적영상에서 점선원의 위치를 분석하여 호흡주기를 결정하고, 분석된 결과를 이용하여 대응하는 사이노그램(sinogram)을 합하여 영상을 재구성한다. RCD-PET 영상획득 방법은 4D-PET 영상획득 방법과 달리 추가의 움직임 검출장치를 필요로 하지 않는 장점을 가지고 있으나, 많은 시간의 영상재구성 시간을 필요로 하고, 장착된 방사선마크로부터 생기는 방사선이 영상에 그대로 나타나는 문제가 있다.

리스트모드 획득방법은 스캐너로부터 전달되는 동시 계수 주소를 자기 디스크에 좌표와 시간의 데이터를 같이 저장하는 방식으로서 주소 데이터는 데이터 획득 종료 후 컴퓨터에 의해 투영 데이터로 변환된다. 이 방식은 데이터 획득중 데이터 전송 이외의 처리를 실시하지 않기 때문에 고속의 데이터 획득이 가능하며, 데이터의 좌표 변환은 데이터 획득 후 일괄적으로 처리하게 된다. 그러나 주소 데이터와 시간 데이터를 모두 디스크 내에 저장하기 때문에 대량의 저장 공간을 필요로 하는 단점을 가지며, 발생 빈도에 비례하게 연산시간을 필요로 한다. 이러한 리스트모드 PET 데이터에서 움직임을 보정하기 위해서는 각각의 이벤트 데이터와 동일한 시간에 획득한 움직임데이터를 획득하면 가능하다. Woo 등은 고성능의 광학 추적장치인 POLARIS를 이용하여 각각의 이벤트에 대하여 보정하는 방법을 소개하였다.³⁷⁾

2) CT 영상의 호흡 움직임 보정

CT 영상 획득시 숨을 참고 영상을 획득하여 호흡에 의한 인공산물을 제거하는 방법은 방사선영상 획득방법에서 표준화된 기술이다. 이 기술은 최근 방사선치료시 숨을 참고 치료하거나^{38,39)} 유방암 환자에서 방사선 조사량을 감소시키기 위하여 연구되었다.⁴⁰⁾ Pan 등은 호흡주기에 대하여 단계별 영상을 획득하기 위하여 4차원 CT 영상(4D-CT) 획득 방법을 소개하였다.²⁾ 이 4D-CT 영상 획득 방법은 cine 모드로 각각의 bed 위치에서 호흡 주기에 따라 step-and-shoot 방법으로 영상을 획득한다. 또한, 움직임정보를 저장하기 위하여 움직임 검출 장치를 이용하여 4D-CT 영상과 동시에 측정한다. Nehmeh 등은 앞에서 소개한 RPM 시스템을 이용하여 4D-CT 영상획득동안 CT 스캐너에서 TTL 신호를 전송받아 움직임정보를 기록하고, 획득된 CT 영상을 움직임신호의 위상에 대하여 각

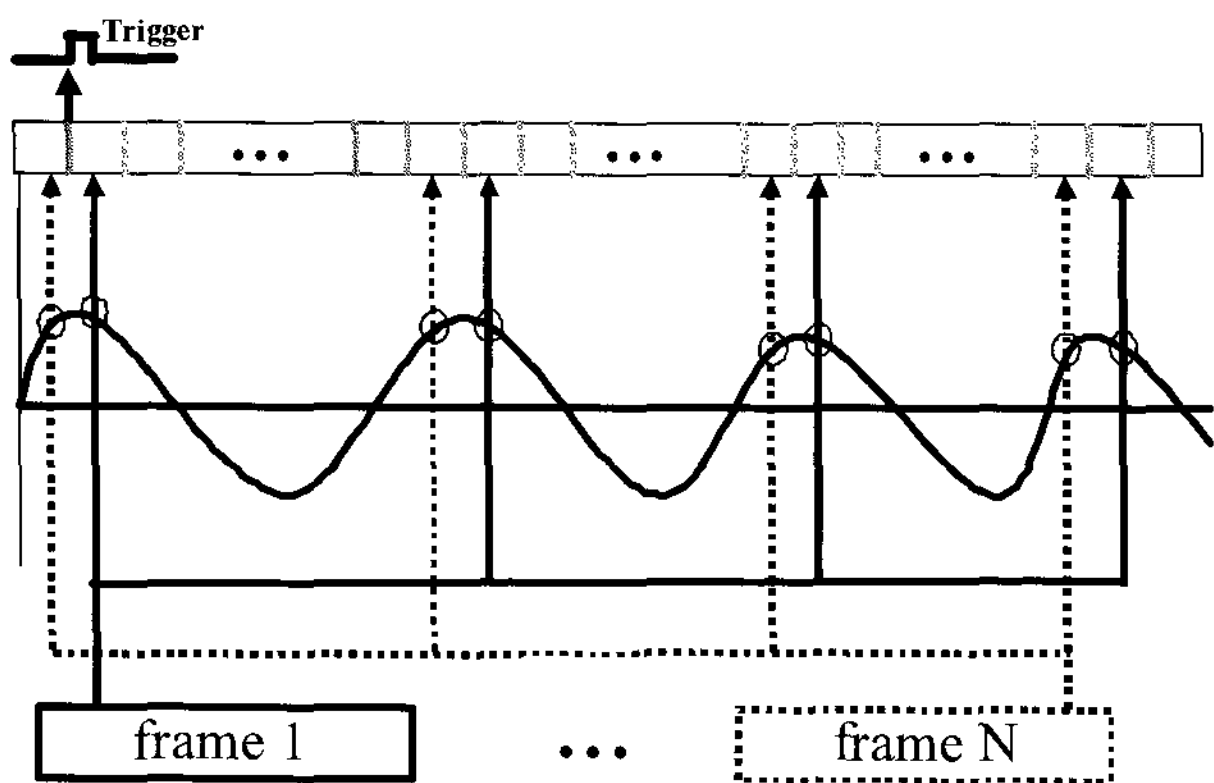


Figure 5. A schematic diagram of the 4D-PET technique. The each circle shows data acquisition phase. The trigger signal sends to PET scanner for data acquisition initialization.

각 구분하여 영상화한다.⁴¹⁾ 이러한 4D-CT 영상은 일반적으로 진단을 목적으로 획득되는 흉부 CT 영상방법과 비교하여 4배에 가까운 방사능에 노출되는 결과를 가져와 일반 환자에 직접 사용하기에는 제약을 받는다.⁶⁾

3) PET/CT 영상에서의 호흡 움직임 보정

PET/CT 영상의 움직임 보정을 위해서는 앞에서 소개한 각각의 영상에서의 보정방법을 동시에 수행하면서 영상을 획득한다. PET/CT 영상에서 CT 영상은 병변의 위치를 확인하고 PET 영상재구성시 감쇠보정을 위하여 사용되므로 CT 영상과 PET 영상이 공간적으로 대등한 위치를 가져야 한다. 4D-CT 영상은 움직임 검출 장치에서 획득된 신호를 기반으로 각각의 위치에 대하여 정렬되어야 하며 동일한 위치의 4D-PET영상에 대하여 사용되어야 한다. CT 영상을 PET 영상의 감쇠보정요소로 사용하기 위해서는 CT 영상을 PET 영상과 동일한 절편 두께를 가지게 하여 재배열(rebinning)하여야 하며, 재배열된 CT 영상은 PET 콘솔로 보내어 동일한 위치의 영상으로 감쇠보정에 사용되어야 한다. 이렇게 각 영상의 위치를 동일하게 맞추어 감쇠보정을 수행하였을 때 Nehmeh 등은 PET과 CT영상의 정합이 개선되어 종양의 부피가 42% 감소되며, SUV가 16% 증가된다고 보고하였다.⁶⁾

호흡을 유지하며 영상을 획득하는 방법은 움직임을 보정하기 위한 이상적인 방법이지만, FOV내에서 PET영상을 획득하는 2분 이상의 시간동안 숨을 참아야하는 고통을 동반한다. 이를 개선하기위한 흡기말 PET (deep-inspiration breath-hold PET, DIBH-PET) 영상획득 방법은 호흡 검출 장치를 이용하여 약 20초 동안 호흡을 참으며 CT 영상을 획득하고, PET 영상 획득시 20초 간격으로 호흡을 참으로 영상을 획득하는 방법이다. 이렇게 함으로써 PET 영상은 실제적으로 호

기말의 움직임이 최소화된 영상만을 획득할 수 있다. Nehmeh 등⁴²⁾은 호흡에 의한 움직임을 보정하지 않았을 때와 비교하여 DIBH-PET 영상에서 병변의 SUV 값을 83% 증가시키고, 공간적 정합이 50%이상 개선되었다고 보고하였다. Meirelles 등은 0.5 cm 보다 작은 소결절을 검출할 수 있었으며, PET/CT 영상의 불일치를 개선할 수 있었다고 보고하였다.⁴³⁾ Duggan 등³⁹⁾은 움직임 보정하지 않은 PET/CT 영상에서 폐 내부에 위치한 병변을 DIBH-PET 방법으로 갈비뼈에 전이된 FDG 섭취를 보고하였다. 이 방법은 게이트된 PET 영상에 비하여 많은 계수의 획득으로 인하여 더 좋은 질의 영상을 제공하며, 앞에서 소개한 4D-PET/CT 영상획득에서와 같이 CT 영상을 PET 영상과 동기화시키는 과정을 필요로 하지 않는 장점을 가지고 있다.

4) 소프트웨어를 이용한 움직임 보정

소프트웨어 움직임 보정 방법은 기준이 되는 영상을 이용하여 두 영상의 위치를 최적화하는 방법으로 특별한 하드웨어를 이용할 필요가 없는 장점을 가지고 있으나, 참된 해를 알 수 없기 때문에 두 영상이 정확히 일치하고 있는가를 확인할 수 없으며, 화질에 의존하므로 투여 방사능량이 적고 잡음 성분이 많은 영상의 경우에는 움직임을 보정하지 못한다는 단점을 가지고 있다. Pan 등⁴⁴⁾은 PET/CT영상 획득과정에서 PET 영상의 감쇠보정 정확성을 개선하기 위하여 10개의 위상으로 구분하여 획득한 평균화된 CT (ACT, respiration-averaged CT) 영상을 이용하여 보정하는 방법을 사용하였다. 이 방법은 PET 영상의 정량적 정확성을 개선시키고, CT 영상에서 호흡에 의한 인공산물을 감소시키므로 PET/CT 영상에서의 공간적 정합을 향상시켰다. 그러나 이 방법에서는 공간적으로 두 영상의 위치를 일치시키는 효과는 있으나, PET영상에서 움직임에 대한 보정은 수행하지 못한다. Klein 등⁴⁵⁾은 6DOF 정보를 이용하여 신호대 잡음비(SNR)와 영상의 질을 개선하기 위한 영상 정합 방법을 소개하였으며, Woo 등⁴⁶⁾은 CT 영상 획득시 호기말과 흡기말로 구분하여 획득한 영상의 차 영상을 이용하여 변화량을 획득하고, 획득된 움직임 데이터에서 회전과 이동 정보를 가지는 4x4 어파인 변환행렬을 생성하였다. 게이트된 PET 영상에 폐 영역의 제어점을 설정하고 생성된 변환행렬을 이용하여 비균일 B-스플라인 워핑(B-spline warping)을 수행하였다. 이 방법은 낮은 계수를 가지는 게이트 PET 영상의 단점을 개선하고, SNR을 증가시키므로 더욱 더 향상된 정량성을 재공해주는 장점을 가지고 있다. Meikle 등⁴⁷⁾은 움직임에 의하여 희미해진 PET 영상에 대하여 후처리 과정으로 역중첩적분방법을 제시하였다. 그러나 이 방법은 다른 움직임 보정 방법에 비하여 영상처리후 움직임에 대한

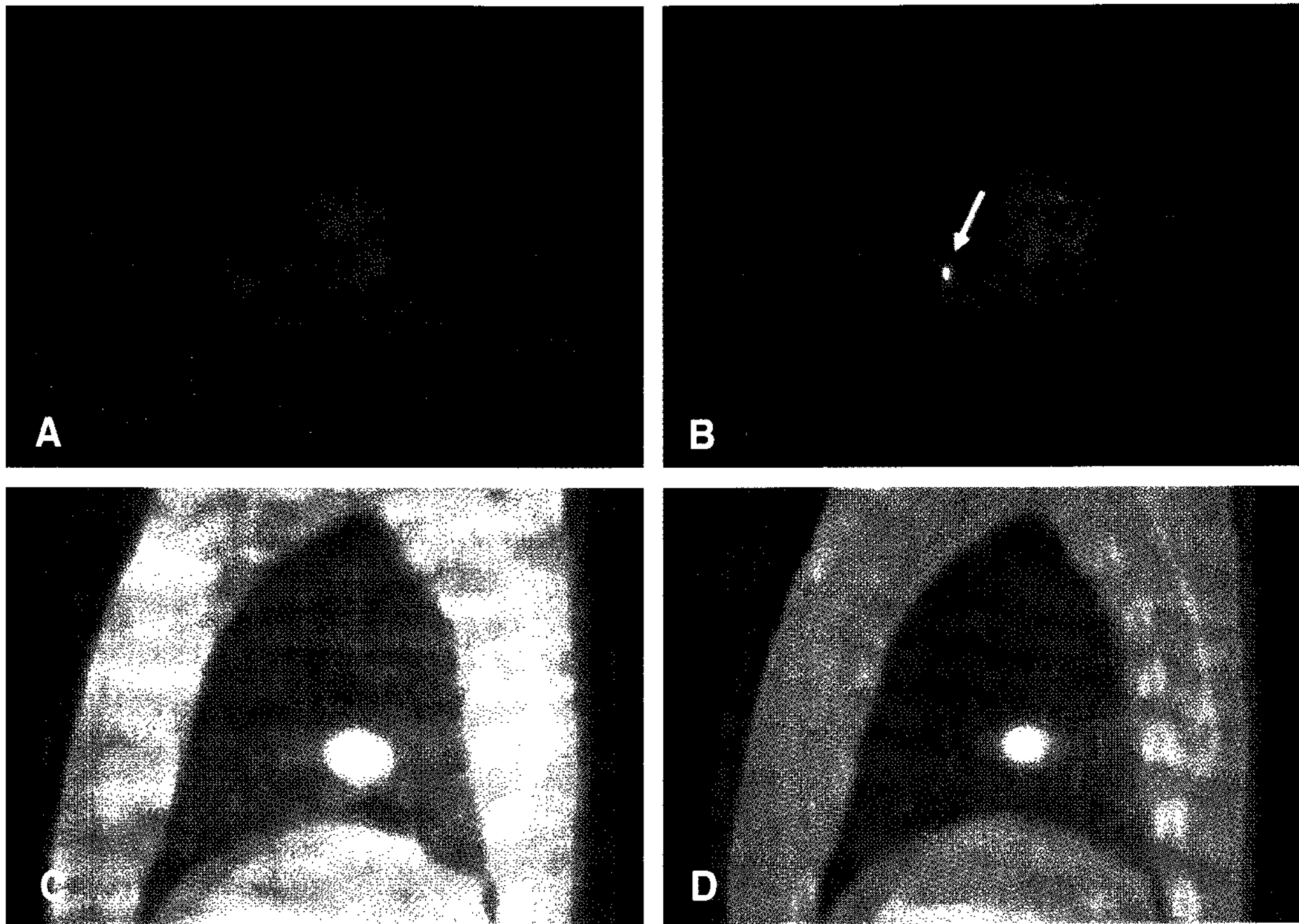


Figure 6. Motion corrected PET and PET/CT image. (A) A transaxial PET image through a patient lesion in the nongated PET. (B) A transaxial PET image through a patient lesion (arrow) in the 4D-PET. (C) A sagittal fused PET/CT slice through a patient lesion in the breathing hold CT and nongated PET acquisition. (D) A sagittal fused PET/CT slice through a patient lesion in the breathing hold CT and 4D-PET acquisition

잡음이 확대되는 결과를 보였으며, 회전 에 대한 보정 시 더욱 더 많은 계산 시간을 필요로 한다.

고찰

이 논문에서는 PET/CT 영상에서 움직임을 보정하기 위한 여러 가지 방법들에 대하여 기술하였다. PET/CT 영상에서 움직임에 의한 인공산물은 영상의 질을 떨어뜨리는 결과를 보였으며, CT 영상과의 불일치는 PET 영상에서 병변의 상태를 파악하기 위한 SUV 값에 영향을 주었다. 이러한 움직임 정보를 파악하기 위한 검출 장비는 다양하게 적용될 수 있으며, 환자에게 가능한 편안함을 제공하면서 정확한 움직임을 측정할 수 있어야 할 것이다. 움직임 검출 시스템을 이용한 4D-PET/CT 영상 획득 방법은 PET 영상 획득 시 게이트 모드 획득 방법과 시간 정보를 기록하는 리스트 모드 데이터 획득 방법, CT 영상 획득 시 4D-CT 영상 획득 방법으로 각각 보정된 영상을 획득하여 보정된 PET/CT 영상을 획득할 수 있다.

4D-PET 영상은 원하는 위상에서 각각의 bin으로 나누어 획득함으로써 움직임을 최소화할 수 있으나, 일반적인 PET 영상에 비하여 더 많은 영상 획득 시간을 필요로 하며 각각의

프레임에 대하여 낮은 계수는 영상의 질을 떨어뜨리는 결과를 가져온다.²¹⁾ 이러한 단점을 개선하기 위하여 Woo 등과 Klein 등⁴⁵⁾은 영상 공간에서 nonrigid 정합과 같이 획득된 4D-PET 영상을 정합하고자 하는 노력이 이루어지고 있다. 이러한 접근을 위해서는 각각의 4D-PET 영상에서 보정하기 위한 정보를 추출하는 과정을 필요로 한다. 리스트 모드 데이터 획득 방법은 PET 영상의 모든 계수에 대하여 획득 시간을 알 수 있으므로 획득된 PET 영상이 재구성 되기 전 각각의 이벤트에 대하여 보정 후 영상을 재구성하여 움직임을 보정할 수 있는 이상적인 방법이다. 그러나 이 방법은 정적 영상 획득 방법에 비해 많은 획득 시간과 저장 공간을 필요로 하며, 영상 획득 후 추가적인 처리 과정을 필요로 한다. 4D-CT를 위해서는 cine로 데이터를 획득하고 동시에 획득한 움직임 정보를 이용하여 시간에 따라 PET 영상과 동일한 위상을 갖도록 구분하여야 한다. 그러나 4D-CT 영상의 가장 큰 문제점은 방사능 양의 증가이며, 치료 목적이 아닌 진단에서는 움직임이 없는 하나의 CT 영상만을 필요로 한다. Meirelles와 Nehmeh 등^{42,43)}은 호흡을 유지하면서 획득한 CT 영상을 이용하여 폐의 소결절들을 검출하여 진단 성적을 향상시킬 수 있음을 보여주었다. 호흡을 유지하고 획득한 CT 영상 획득과 4D-PET 영상(그림

6(D))은 움직임 보정하지 않은 PET/CT 영상(그림 6(C))보다 움직임이 최소화된 영상을 제공할 수 있으며, PET 영상 재구성시 움직임 보정된 CT 영상을 감쇠보정영상으로 이용함으로써 더욱더 정확한 PET 영상을 제공하여 영상 진단 정확도를 향상시킬 수 있다.⁴⁶⁾

소프트웨어 기반 보정 방법은 4D-CT 영상과 같이 기준이 되는 영상에서 보정하기 위한 변환행렬을 추출하여야 한다. 그러나 4D-CT 방법은 환자에 많은 방사능을 노출시키는 단점을 가지고 있다. DIBH PET/CT와 같이 방사능의 조사량을 감소시키는 방법이 가장 적절한 방법이라 할 수 있겠다. 그러나 DIBH PET/CT 방법에서는 각각의 이벤트 정보에 대하여 보정할 수 없다는 것이 단점이다. 따라서 리스트모드 데이터에 적용된 방법²⁶⁾과 같이 PET 영상의 움직임을 위하여 사이노그램을 이용하여 움직임을 보정하고 재구성방법⁴⁸⁾과 여러 시간에서 획득된 구분된 투영 데이터를 이용하여 보정된 하나의 영상을 만들기 위한 새로운 재구성 알고리즘을 필요로 한다. 또한 임상에 적용하기 위해서는 최적의 절차를 결정하여야 할 것으로 생각된다.

References

- Nehmeh SA, Erdi YE, Ling CC, Ling CC, Rosenzweig KE, Schoder H, et al. Effect of respiratory gating on quantifying PET images of lung cancer. *J Nucl Med* 2002;43:876-81.
- Pan T, Lee TY, Rietzel E, Chen GT. 4D-CT imaging of a volume influenced by respiratory motion on multi-slice CT. *Med Phys* 2004;31:333-40.
- Lowe VJ, Fletcher JW, Gobar L, Lawson M, Kirchner P, Valk P, et al. Prospective investigation of positron emission tomography in lung nodules. *J Clin Oncol* 1998;16:1075-84.
- Nehmeh SA, Erdi YE, Ling CC, Rosenzweig KE, Squire OD, Braban LE, et al. Effect of respiratory gating on reducing lung motion artifacts in PET imaging of lung cancer. *Med Phys* 2002;29:366-71.
- Erdi YE, Nehmeh SA, Pan T, Pevsner A, Rosenzweig KE, Mageras G, et al. The CT motion quantitation of lung lesions and its impact on PET-measured SUVs. *J Nucl Med* 2004;45:1287-92.
- Nehmeh SA, Erdi YE, Pan T, Pevsner A, Rosenzweig KE, Yorke E, et al. Four-dimensional (4D) PET/CT imaging of the thorax. *Med Phys* 2004;31:3179-86.
- Sarikaya I, Yeung HW, Erdi Y, Larson SM. Respiratory artefact causing malpositioning of liver dome lesion in right lower lung. *Clin Nucl Med* 2003;28:943-4.
- Beyer T, Antoch G, Muller S, Egelhof T, Freudenberg LS, Debatin J, et al. Acquisition protocol considerations for combined PET/CT imaging. *J Nucl Med* 2004;45:25S-35S.
- Rietzel E, Pan T, Chen GT. Four-dimensional computed tomography: Image formation and clinical protocol. *Med Phys* 2005;32:874-89.
- Dawood M, Lang N, Jiang X, Schäfers KP. Lung motion correction on respiratory gated 3-D PET/CT images. *IEEE Trans Med Imaging* 2006;25:476-85.
- Li T, Thorndyke B, Schreiber E, Yang Y, Xing L. Model-based image reconstruction for four-dimensional PET. *Med Phys* 2006;33:1288-98.
- Wolthaus JW, van Herk M, Muller SH, Belderbos JS, Lebesque JV, de Bois JA. Fusion of respiration-correlated PET and CT scans: Correlated lung tumour motion in ana functional scans. *Phys Med Biol* 2005;50:1569-83.
- Blodgett TM, McCook BM, Federle MP. Positron emission tomography/computed tomography: protocol issues and options. *Semin Nucl Med* 2006;36:157-68.
- XA L, Stepaniak C, Gore E. Technical and dosimetric aspects of respiratory gating using a pressure-sensor motion monitoring system. *Med Phys* 2006;33:145-54.
- Kalender WA, Rienmüller R, Seissler W, Behr J, Welke M, Fichte H. Measurement of pulmonary parenchymal attenuation: use of spirometric gating with quantitative CT. *Radiology* 1990;175:265-8.
- Martínez-Möller A, Bundschuh R, Riedel M, Navab N, Ziegler S, Schwaiger M, et al. Comparison of respiratory sensors and its compliance for respiratory gating in emission tomography. *Proceedings of Ann Meet of Soc of Nuc Med* 2007;48:426.
- Dietrich L, Jetter S, Tücking T, Nill S, Oelfke U. Linac-integrated 4D cone beam CT: First experimental results. *Phys Med Biol* 2006;51:2939-52.
- Zhang T, Keller H, O'Brien MJ, Mackie TR, Paliwal B. Application of the spirometer in respiratory gated radiotherapy. *Med Phys* 2003;30:3165-71.
- Ozhasoglu C, Murphy MJ. Issues in respiratory motion compensation during external-beam radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;52:1389-99.
- Boucher L, Rodrigue S, Lecomte R, Bénard F. Respiratory gating for 3-dimensional PET of the thorax: feasibility and initial results. *J Nucl Med* 2004;45:214-9.
- Woo SK, Choi JY, Song TY, Choi Y, Lee KH, Kim BT. Development of a Motion Correction System for Respiratory-Gated PET Study. *Proc IEEE Nucl Sci Sympo and Med Imaging* 2004;4: 2366-9.
- Picard Y, Thompson C. Motion correction of PET images using multiple acquisition frames. *IEEE Trans Med Imaging* 1997;16:137-44.
- Goldstein S, Daube-Witherspoon M, Green M, Eidsath A. A head motion measurement system suitable for emission computed tomography. *IEEE Trans Med Imaging* 1997;16:17-27.
- Lopresti B, Russo A, Jones W, Fisher T, Crouch D, Altenburger D, et al. Implementation and performance of an optical motion tracking system for high resolution brain PET imaging. *IEEE Trans Nucl Sci* 1999;46:2059-67.
- Fulton R, Meikle S, Eberl S, Pfeiffer J, Constable C, Fulham M. Correction for head movements in positron emission tomography using an optical motion-tracking system. *IEEE Trans Nucl Sci* 2002;49:116-23.
- Woo SK, Watabe H, Choi Y, Kim KM, Park CC, Bloomfield PM, et al. Sinogram-based Motion Correction of PET Images Using Optical Motion Tracking System and List-mode Data Acquisition. *IEEE Tran on Nuc Sci* 2004;51:782-8.
- Korreman SS, Juhler-Nøttrup T, Boyer AL. Respiratory gated beam delivery cannot facilitate margin reduction, unless combined with recorreled image guidance. *Radiother Oncol* 2008;86:61-8.
- Ahmed RS, Shen S, Ove R, Duan J, Fiveash JB, Russo SM. Intensity modulation with respiratory gating for radiotherapy of the pleural space. *Med Dosim* 2007;32:16-22.
- Korreman SS, Pedersen AN, Nøttrup TJ, Specht L, Nyström H. Breathing adapted radiotherapy for breast cancer: comparison of free breathing gating with the breath-hold technique. *Radiother Oncol* 2005;76:311-8.

30. Chang J, Sillanpaa J, Ling CC, Seppi E, Yorke E, Mageras G, et al. Integrating respiratory gating into a megavoltage cone-beam CT system. *Med Phys* 2006;33:2354-61.
31. Chang J, Sillanpaa J, Ling CC, Seppi E, Yorke E, Mageras G, et al. Integrating respiratory gating into a megavoltage cone-beam CT system. *Med Phys* 2006;33:2354-61.
32. Chi PC, Balter P, Luo D, Mohan R, Pan T. Relation of external surface to internal tumor motion studied with cine CT. *Med Phys* 2006;33:3116-23.
33. Guivarc'h O, Turzo A, Visvikis D, Bizais Y. Synchronization of pulmonary scintigraphy by respiratory flow and by impedance plethysmography. *Proc SPIE Med Imaging* 2004;5370:1166-75.
34. Lu HM, Brett R, Sharp G, Safai S, Jiang S, Flanz J, et al. A respiratory-gated treatment system for proton therapy. *Med Phys* 2007;34:3273-8.
35. Beyer T, Antoch G, Blodgett T, Freudenberg LF, Akhurst T, Mueller S. Dual-modality PET/CT imaging: the effect of respiratory motion on combined image quality in clinical oncology. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2003;30:588-96.
36. Pevsner A, Nehmeh SA, Humm JL, Mageras GS, Erdi YE. Effect of motion on tracer activity determination in CT attenuation corrected PET images: a lung phantom study. *Med Phys* 2005;32:2358-62.
37. Woo SK, Watabe H, Kim KM, Choi Y, Park CC, Fulton RR, et al. Development of Event-based Motion Correction Technique for PET Study Using List-mode Acquisition and Optical Motion Tracking System. *Proc SPIE Med Imaging* 2003;5032:1300-7.
38. Remouchamps VM, Huyskens DP, Mertens I, Destine M, Van Esch A, Salamon E, et al. The use of magnetic sensors to monitor moderate deep inspiration breath hold during breast irradiation with dynamic MLC compensators. *Radiother Oncol* 2007;82:341-8.
39. Duggan DM, Ding GX, Coffey CW 2nd, Kirby W, Hallahan DE, Malcolm A, et al. Deep-inspiration breath-hold kilovoltage cone-beam CT for setup of stereotactic body radiation therapy for lung tumors: initial experience. *Lung Cancer* 2007;56:77-88.
40. Sixel KE, Aznar MC, Ung YC. Deep inspiration breath hold to reduce irradiated heart volume in breast cancer patients. *Engineering in Medicine and Biology Society, 2000. Proc 22nd Ann Int Conf IEEE* 2000;4:2728-31.
41. Nehmeh SA, Erdi YE, Pan T, Yorke E, Mageras GS, Rosenzweig KE, et al. Quantitation of respiratory motion during 4D-PET/CT acquisition. *Med Phys* 2004;31:1333-8.
42. Nehmeh SA, Erdi YE, Meirelles GS, Squire O, Larson SM, Humm JL, et al. Deep-inspiration breath-hold PET/CT of the thorax. *J Nucl Med* 2006;48:22-6.
43. Meirelles GS, Erdi YE, Nehmeh SA, Squire OD, Larson SM, Humm JL, et al. Deep-inspiration breath-hold PET/CT: clinical findings with a new technique for detection and characterization of thoracic lesions. *J Nucl Med* 2007;48:712-9.
44. Pan T, Mawlawi O, Nehmeh SA, Erdi YE, Luo D, Liu HH, et al. Attenuation correction of PET images with respiration-averaged CT images in PET/CT. *J Nucl Med* 2005;46:1481-7.
45. Klein GJ, Reutter RW, Huesman RH. Four-dimensional affine registration models for respiratory-gated PET. *IEEE Trans Nucl Sci* 2001;48:756-60.
46. Woo SK, Song TY, Choi JY, Choi Y, Lee KH, Kim BT. Motion Correction of Respiratory-Gated PET/CT Images Using Polynomial Warping. *Proc IEEE Nucl Sci Sympo and Med Imaging* 2005;5: 2592-4.
47. Nehmeh SA, Erdi YE. Respiratory motion in positron emission tomography/computed tomography: a review. *Semin Nucl Med* 2008;38: 167-76.
48. Lamare F, Carbayo MJL, Cresson T, Kontaxakis G, Santos A, Le Rest CC, et al. List-mode-based reconstruction for respiratory motion correction in PET using non-rigid body transformations. *Phys Med Biol* 2007;52:5187-204.