Respiratory-Gated PET/CT Imaging

성균관대학교 의과대학, 삼성서울병원 핵의학과

우상근 · 최 용 · 김병태

서 론

PET/CT (Positron Emission Tomography/Computer Tomography) 영상은 PET 영상 획득시 해부학적인 정보를 가지는 CT 영상을 동시에 획득함으로써 더욱 정확한 진단을 할 수 있다. 2001년 단일 슬라이스 나선식 CT와 BGO (Bismuth Germanate Oxide) 검출기를 부착한 CTI PET/CT 시스템을 시작으로 최근에는 성능이 향상된 멀티 슬라이스 CT와 LSO (Lutetium Oxyorthosilicate)를 사용한 PET/CT 시스템을 사용하고 있다. PET/CT 영상은 조직검사나 수술, 방사선치료를 위한 정확한 해부학적 위치를 찾을 수 있으며, 정상장기와 구별하기가 쉬워 잘못된 판정을 줄일 수 있어 기존의 PET과 비교하여 임상적 유용성이 높다 할 수 있다. 그러나 병소의 크기가 작거나 움직임을 가지는 장기에서는 두 영상의 동일한 위치를 찾아내기가 쉽지 않아 정확한 영상 해석이 어렵다.[1] PET 영상내의 움직임에 의한 계측오차를 줄이고, PET/CT 영상 위치를 정확히 일치시키기 위하여 움직임 검출 시스템을 이용하여 시간에 따른 4D-PET/CT 영상을 획득한다.[2]

4D-PET/CT 획득 및 움직임 보정

4D-PET/CT 영상에서 PET 영상은 시간정보를 기록하는 리스트모드나 게이트모드로 영상을 획득하고, CT 영상은 cine모드나 게이트모드로 영상을 획득한다. 영상획득시 발생할 수 있는 대상체의 움직임에 대하여 검출 시스템을 이용하여 움직임 데이터를 획득하고, 트리거 신호와 cine 모드의 데이터를 phase 별로 구분하는데 사용한다.

1. 움직임 검출 시스템

환자의 움직임 정보를 획득하기 위해서는 광학식 검출 장치나 변위 측정 센서를 주로 사용한다. Picard와 Thompson은 복수의 CCD 카메라를 이용하여 모니터하는 방법을 제안하였으며, Goldstein 등은 독자적으로 개발한 광학식 움직임 검출 장치를 이용하여 움직임을 모니터 하였다.

광학식 검출 장치에는 POLARIS (Northern Digital, Inc., Waterloo, Canada)와 RPM (Real-Time Position Management) 시스템(Varian Medical Systems, Palo Alto, CA), VICON 움직임 검출 카메라 등이 있다. 이러한 광학식 검출 장치는 적외선을 쪼이면 발광하는 특수한 물질이 칠해진 적외선 마커를 사용하여 움직임 데이터를 측정한다.

POLARIS 시스템은 두 개의 CCD 카메라를 가지고 있으며, 다중 목표물에 대한 위치 및 방향(six degrees of freedom, 6DOF)에 대한 정보를 제공해준다. 1999년 방사선 치료 목적으로 처음 개발된 RPM 시스템은 하나의 CCD 카메라를 이용하여 시간에 따른 변위 값만을 측정한다. 최근에는 GE PET/CT 스캐너와 연결하여 움직임 정보 획득에 사용되고 있다. 변위 측정을 위한 센서에는 strain gauge를 부착한 chest belt (Anzai system), Nasal thermocouple, 레이져 변위 센서 등이 이용된다.

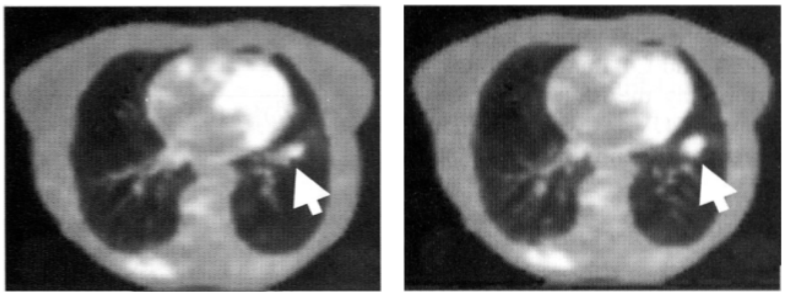
2. 4D-PET/CT 영상 획득

4D-PET 영상 획득을 위한 게이트모드는 움직임 검출 시스템으로 획득한 호흡주기와 bin에 대한 정보를 데이터획득 전

미리 설정해주어야 한다. 움직임 데이터를 분석하여 트리거 신호를 생성하고, PET 스캐너에 게이트주기를 초기화하기 위한 신호를 입력하면 설정된 bin 수에 따라 같은 위치의 데이터들이 가산되는 방법이다.

리스트 모드 획득방법은 겐트리로부터 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 획득 중 전송 이외의 처리를 시행하지 않기 때문에 고속의 획득이 가능하며, 데이터의 좌표변환은 데이터 획득 후 일괄적으로 처리한다. 그러나 주소 데이터와 시간 데이터를 모두 디스크 내에 저장하기 때문에 대량의 저장 공간을 필요로 하며, 발생 빈도에 비례하게 연산시간을 필요로 한다.[3)]

4D-CT 영상 획득을 위해서는 cine모드로 데이터를 획득한 후 동시에 획득한 움직임 데이터를 이용하여 시간에 따라 PET 영상의 위치와 동일한 phase를 갖도록 CT 영상을 구분하거나, 데이터 획득시 미리 측정된 주기에 따라 게이트 모드로 영상을 구분하여 획득할 수 있다. cine모드로 획득한 4D-CT영상을 4D-PET 영상에 융합하여 Fig. 1(b)에 나타내었다.[4)]



(a) (b)

Fig. 1. (a) 게이트모드로 수행하지 않은 PET/CT 영상 (b) 4D-PET/CT 영상.

3. 움직임 보정

PET 영상내의 움직임을 보정하기 위한 방법에는 재구성된 화소들을 이용하여 움직임을 보정하는 방법과 영상이 재구성되기 전 데이터인 사이노그램을 보정함으로써 재구성시 발생할 수 있는 요소를 미리 제거하는 방법, 그리고 움직임이 일어난 시간의 움직임 데이터와 PET데이터를 비교하여 해당 이벤트에 대해서만 보정 알고리즘을 적용하여 움직임에 의한 계측오차를 보정하는 방법이 있다.

리스트모드 데이터의 보정 방법은 움직임 검출 장치에서 획득된 목표물의 시간, 위치, 방향정보를 이용하여 변환행렬을 구하고, 정규화 과정을 거쳐 불응시간이 보정된 같은 시간의 LOR (Line-of-Response)에 변환행렬을 적용하여 보정한다. 보정된 LOR을 이용하여 사이노그램을 만들고, 재구성 알고리즘을 이용하여 영상을 획득한다.[5)]

게이트모드로 획득된 PET 영상은 게이트 주기에 따라 구분되어 획득되며, 각 영역의 위치정보를 이용하여 각각의 영상에 대하여 움직임 보정을 수행한다. 게이트된 영상내의 움직임을 보정하기 위하여 영상에 n+1개의 제어점을 정의하고, 이 제어점을 보간하여 n개의 비균일 B-스플라인 곡선을 생성한다. 움직임 데이터를 이용하여 생성한 변환행렬을 정의된 제어점에 적용하여 움직임 보정된 영상을 획득한다.

결 론

PET 영상은 게이트모드나 리스트모드로 데이터를 획득하고, CT 영상은 cine모드로 획득된 영상에 움직임 데이터를 이용하여 분할하는 방법과 gate로 획득하는 방법이 있다. 움직임 보정은 PET 영상과 CT 영상의 독립적인 움직임 요소에 대하여 보정한다.

게이트된 PET 영상은 원하는 phase에 따라 각각의 bin으로 나누어 획득함으로써 움직임이 최소화 된 영상을 얻을 수 있고, cine모드로 획득한 CT 영상을 이용하여 PET 영상과 동일한 위치를 가지는 움직임 보정된 CT 영상을 획득할 수 있다.

이와 같이, 4D-PET/CT 영상은 움직임이 최소화된 영상을 제공할 수 있고, PET 영상 재구성시 움직임 보정된 CT 영상을 감쇠보정영상으로 이용함으로써 더욱더 정확한 PET 영상을 제공하여 영상 진단 정확도를 향상시킨다.[6)]

참 고 문 헌

1. 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 30:588-96 (2003)
2. Nehmeh SA, Erdi YE, Pan T, et al: Quantitation of respiratory motion during 4D-PET/CT acquisition. Med Phys 31:13333-8 (2004)
3. Woo SK, Watabe H, Choi Y, et al: Sinogram-based Motion Correction of PET Images Using Optical Motion Tracking System and List-mode Data Acquisition. IEEE Transactions on Nuclear Science 51:782-8 (2004)
4. Nehmeh SA, Erdi YE, Pan T, et al: Four-dimensional (4D) PET/CT imaging of the thorax. Med Phys 31:3179-86 (2004)
5. Woo SK, Watabe H, Kim KM, et al: Development of Event-based Motion Correction Techniquie for PET Study Using List-mode Acquisition and Optical Motion Tracking System. SPIE Medical Imaging Conference 5032:1300-7 (2003)
6. Osman MM, Cohade C, Nakamoto Y, Wahl RL: Respiratory motion artifacts on PET emission images obtained using CT attenuation correction on PET-CT. Eur J Nucl Med Mol Imaging 30:603-6 (2003)