

PET-CT 결합 영상

원자력의학원 핵의학과

천 기 정

PET-CT Fusion Imaging

Gi Jeong Cheon, M.D.

Department of Nuclear Medicine, Korea Institute of Radiological and Medical Science, Seoul, Korea

서 론

컴퓨터단층촬영(CT), 핵자기공명촬영(MRI)과 같은 형태적 영상을 1세대 영상진단법, 양전자방출단층촬영(PET)과 같은 기능적 영상을 2세대 영상 진단법이라 한다면 CT와 PET을 동시에 촬영하여 PET의 생화학적, 기능적 영상정보와 CT의 해부학적 구조 정보를 결합시킨 PET/CT는 제 3세대 형태-기능적 영상 진단법이라 할 수 있다.

기능적 영상인 PET의 종양핵의학 분야에서 역할은 악성 종양의 진단, 병기결정, 재발판정, 치료에 대한 반응 평가 등이다.¹⁾ 현재까지 가장 많이 이용하는 PET 추적자는 포도당유도체인 F-18 FDG로 악성 종양세포에서 포도당 이용률이 증가하는 점을 이용한다.²⁾ F-18 FDG PET는 포도당 대사능의 전신 영상을 얻음으로써 형태학적 변화 이전단계의 생화학적 대사능을 영상화하여 악성 종양을 진단하는 것이다. 따라서 PET는 기능적 영상 또는 대사영상이라고 한다. PET의 대사영상은 악성종양을 감별진단 하는데 유용하지만, 병소의 정확한 위치를 파악하기 어려워 CT나 MRI 등 해부학적 영상을 병행하여야 하는 경우가 많다. 따라서 두 영상검사는 서로 경쟁관계라기 보다는 상호 보완적인 관계라 하겠다.³⁾ 뇌영상에서는 PET와 MRI의 영상결합 방법이 개발되어 널리 이용되고 있으나,^{4,5)} 뇌

를 제외한 다른 신체 부위의 경우 뚜렷한 표식(landmark)이 없어 소프트웨어(software)적 영상정합을 적용하기는 어렵다.^{6,7)} 이러한 문제를 해결하기 위하여 CT와 PET를 동시에 촬영하여 영상 결합을 하는 하드웨어(hardware)적 방법이 고안되어 PET-CT 결합영상이 개발되게 되었다.

PET-CT는 두 가지 다른 영상을 같은 시간, 같은 장소에서 얻음으로써 병변의 진단과 병변 주변에 대한 위치 감별 등 기존의 방법으로는 어려움이 많은 진단을 가능하게 한다.⁸⁾ PET를 제작하는 장비회사들은 최근 더 좋은 PET과 더 좋은 CT를 붙여 PET-CT를 상업적으로 생산하고 있는데,^{9,10)} 최근 PET-CT에 장착된 CT는 검출기의 수가 늘어나 전신을 촬영하는데 1분도 채 걸리지 않게 되었다. 또한 PET 부분에 LSO (lutetium orthosilicate), GSO (gadolinium oxyorthosilicate)등의 새로운 크리스탈을 사용하면 전신PET 촬영시간을 12분대로 줄일 수 있게 되었다.¹¹⁾

최근 국내에도 PET-CT가 도입되어 임상에 이용하고 있다. 이에 PET-CT의 특성을 중심으로 고찰해 보고자 한다.

Typical Design of a PET-CT scanner

PET-CT의 원형(prototype)은 피츠버그 대학의료원(University of pittsburgh medical center) 방사선과 교수 Townsend가 CTI, Siemens와 함께 제작한 것이다(Fig 1).⁸⁾

Corresponding author : Gi Jeong Cheon, M.D.
Korea Institute of Radiological and Medical Science,
215-4 Gongleung-Dong, Nowon-Gu, Seoul, 139-706, Korea
Tel : 02-970-1341, Fax : 02-970-1341
E-mail : larry@kcch.re.kr

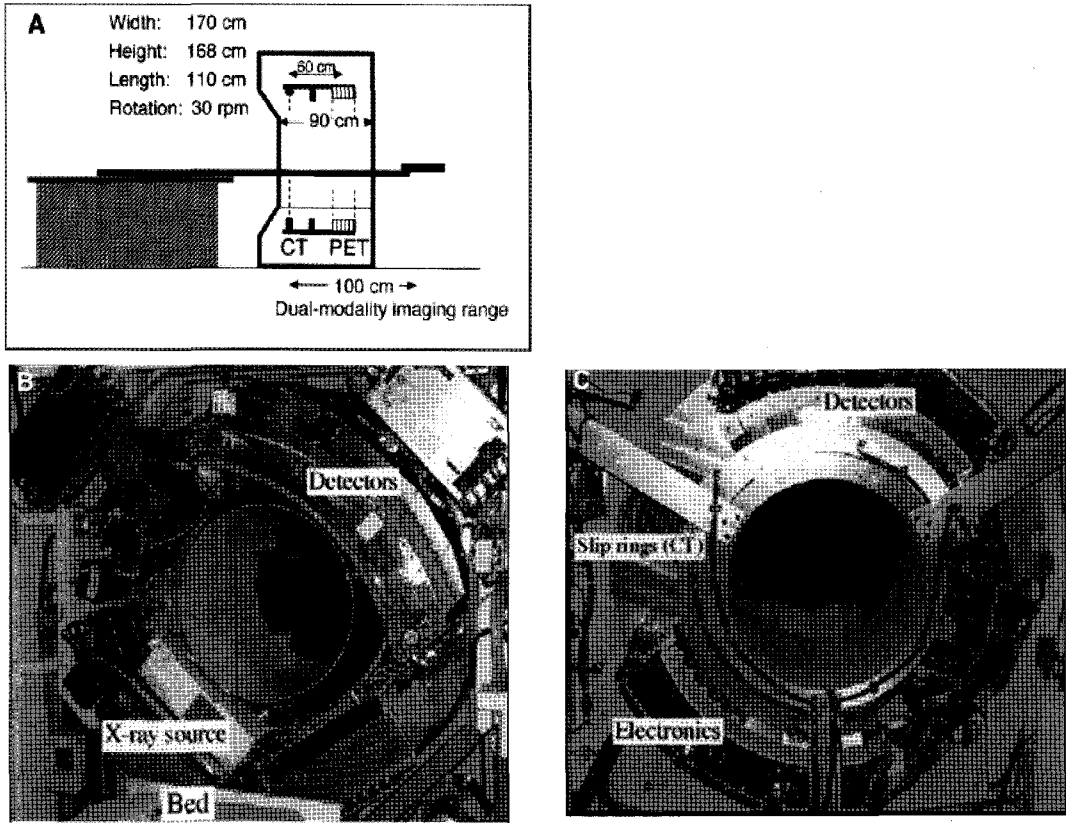


Fig 1. Prototype PET-CT scanner. (A) Design concept of prototype PET-CT scanner. PET component PET components are mounted on aluminum disk attached to back of rotating CT scanner assembly. Centers of fields-of-view of PET and CT (vertical lines) are 60 cm apart. Combined PET/CT gantry is 110 cm deep, 170 cm high, and 168 cm wide. PET and CT data can be acquired over 100 cm axial range of patient. (B) Front view of Somatom AR.SP CT scanner (and front of combined PET/CT scanner) showing x-ray tube housing and x-ray detector assembly. Part of patient bed pallet also is seen. (C) View from rear of PET/CT gantry showing PET detector arrays and electronics; ART detector electronics were rotated sideways 90° to fit within CT gantry dimensions (modified from Beyer11, copyright from The Journal of Nuclear Medicine).

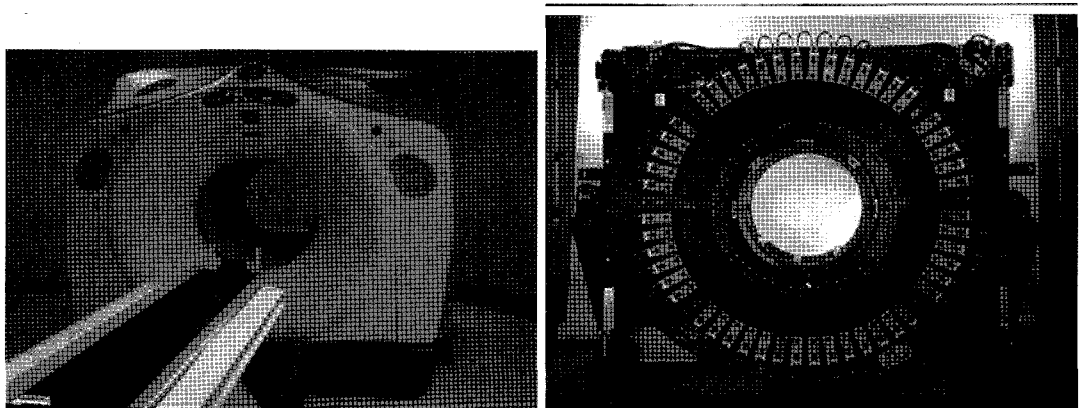


Fig 2. GE Discovery LS PET-CT scanner. (A) Outer appearance of PET-CT scanner (B) Full-ring-detector of PET component.

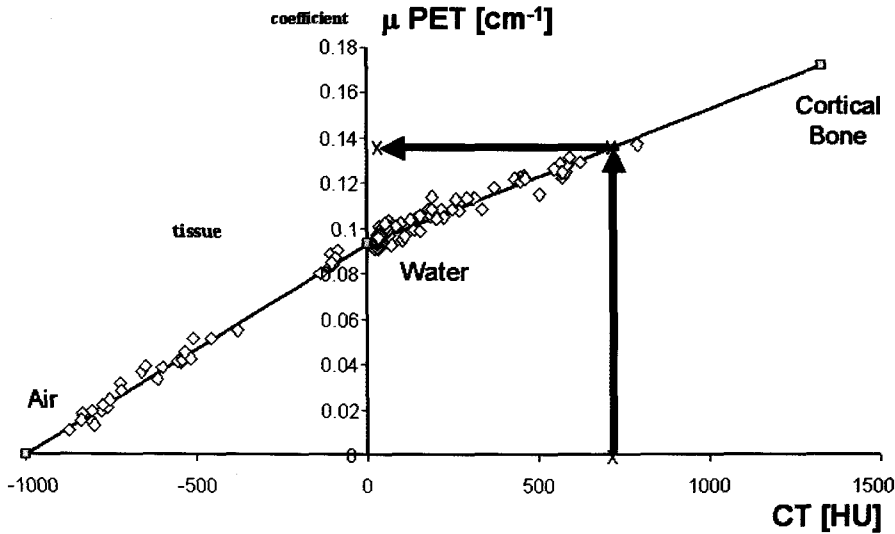


Fig 3. Scatter plot of CT data and PET attenuation coefficients in human tissues. Simple bi-linear function to transform CT values into linear attenuation coefficients at 511 KeV for PET attenuation correction seems adequate for human tissues (modified from Burger et al. Eur J Nucl Med 2002).

이 장비는 크리스탈을 절약하기 위하여 회전하는 BGO (Bismuth Germanium Oxide) 결정으로 구성된 PET (partial ring rotating PET)와 단일검출기 나선형 (single-detector row helical) CT로 구성되어 있고 PET 회전부 앞에 CT의 회전부를 붙여 하나의 카메라 본체(겐트리)로 만든 형태이다. 최근의 상품화된 PET-CT는 대부분 원형으로 구성된 PET (full ring-detector clinical PET)와 다중검출기 나선형(multi-detector row helical) CT로 구성되어 있다(Fig 2).

FDG의 방사능이 CT 영상에 영향을 주지 않아 투과영상을 교정할 필요는 없었으나 CT촬영시 발생하는 X-선 펄스는 PET데이터에 영향을 줄 수가 있어 두 회전부 사이에 60 cm의 간격을 두고 CT와 PET를 동시에 촬영하지 않고 순차적으로 촬영하였다. CT 영상으로 투과 촬영을 대신하기 위해서는 40-70 KeV의 X-선 에너지를 511 KeV의 감마선 에너지로 환산해야 하는 단점이 있지만, CT가 투과촬영에 쓰이는 선원보다 광량(photon flux)이 10,000배 이상 많아 비만한 사람에서도 잡음이 거의 없어 더 좋은 데이터를 제공한다.

프로토타입에서의 일반적인 촬영방법은 다음과

같다. 260 MBq의 FDG를 환자에 주사한 후 60분 뒤 먼저 CT 영상을 획득한다. CT 영상은 정찰(scout scan)을 하여 촬영 길이를 정하고 각 분절당 40 초 간 촬영한다. 환자는 숨을 깊게 들이 쉰 후 숨을 참은 상태에서 촬영하여 CT 촬영에는 5-10 분 정도 소요된다. CT 촬영이 끝나면 바로 침대를 PET 촬영 위치로 옮기고 분절당 6-10분 동안 방출영상을 획득하여 전체 방출영상을 얻는데 45-60 분 정도 소요된다. FDG 방사능이 CT 영상에 영향을 주지 않아 투과영상을 교정할 필요는 없었다. CT 촬영시 X-선 펄스는 PET 데이터에 영향을 줄 수 있으므로 CT와 PET은 순차적으로 촬영하였다. CT 영상을 획득하는데 걸리는 시간이 PET 영상 획득 시간의 6-8% 정도로 CT와 PET 영상을 동시에 획득하는 것에 비하여 큰 차이는 없었다.

인체를 구성하는 대부분의 조직들은 일정한 범위의 밀도를 가지고 있어서 CT 데이터를 511 KeV의 PET 감쇠보정 상수로 변형하는 것은 큰 오차 없이 쉽게 변환할 수 있다(by bi-linear transformation, Fig 3).^{12,13)} CT를 이용한 감쇠보정에서 가장 큰 문제는 에너지 차이가 아니라 촬영시 환자의 상태이

다. 호흡운동과 심장운동 등이 CT와 PET 영상의 위치차이(misalignment)를 일으킬 수 있다. 이러한 위치차이는 감쇠보정 상수의 부정확함을 일으킬 수 있으며, 횡격막 부근에서 가장 큰 차이를 일으킬 수 있다. 이 문제를 극복하기 위하여 CT 촬영시에도 환자가 편안히 숨을 쉬도록 해야 하나 이 경우 폐부위의 진단적 해상도의 CT를 얻기가 어렵다. 이 때문에 최근 PET-CT촬영 프로토콜에서는 우선 감쇠보정을 위한 저선량 CT를 촬영하고 PET 방출영상을 획득한 뒤 진단용 CT를 촬영하기도 한다.¹⁰⁾ 진단용 CT를 따로 촬영하더라도 시간이 크게 걸리지 않으며 이때 조영제를 사용할 수도 있다.¹⁴⁾

Clinical Situation Where PET-CT Enhances Diagnostic Accuracy

PET과 CT를 육안적으로 비교하여도 충분하다는 의견도 있으나 PET-CT는 두 가지 검사를 동일 시간, 동일 장소에서 촬영하여 영상 결합함으로써 위장관과 같은 움직이는 복강내 장기 및 그 주변의 병

변에 대한 위치 감별 등 기존의 방법으로는 구분하기 어려운 진단을 가능하게 할 수 있다.⁸⁾ Hany 등¹⁵⁾은 53명의 폐 병소가 있는 환자에 대해서 기존의 PET과 PET-CT fusion 영상의 진단능을 비교하였더니 정확한 위치정보로 예민도 96-98%, 특이도 99%로 기존의 PET 검사(예민도 90%, 특이도 93%)보다 진단 정확도가 증가하였다고 보고하였다. 이는 생리적 FDG 섭취에 의한 위양성율의 감소뿐 아니라 정확한 위치 정보에 의한 위음성율의 감소로 진단율이 증가하였다. 특히, PET-80-mA CT가 가장 적합한 CT 감쇠보정 방법으로 제시하였다. Nakamoto 등¹⁶⁾은 호흡정지 없이 촬영한 PET-CT 영상으로 복강내 장기의 위치를 germanium-68 투과영상을 이용한 감쇠보정 영상과 비교하였을 때, 10% 정도의 환자에서 20 mm 이상의 위치차이를 나타내기는 하였지만, 대부분의 경우 10 mm 이하로 큰 차이를 보이지 않았다. 호흡운동과, 복강내 장관의 생리적 운동으로 위치정보에 다소 차이는 있을 수 있지만, PET-CT 영상을 평가하는데 큰 장애가 되지는 않을 수 있음을 시사하였다. 이는 기존의 PET 검사가 복

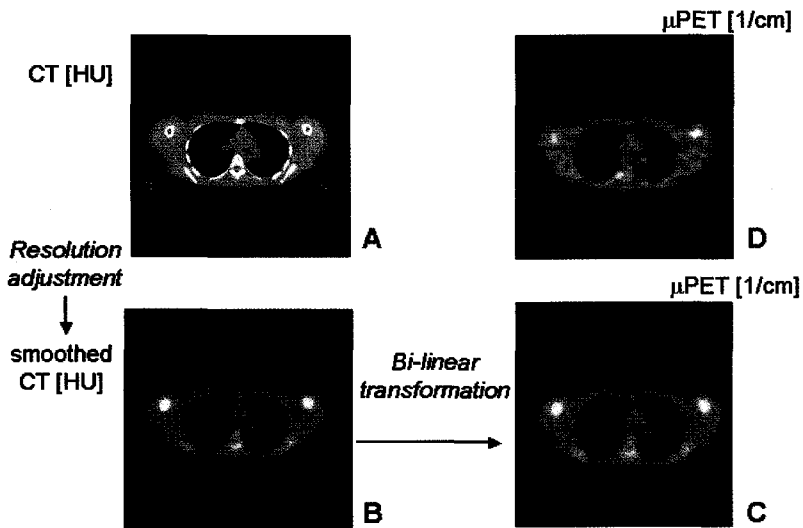


Fig 4. Calculation of attenuation map from CT data. (A) CT image with a matrix of 512 X 512. (B) Smoothing and reduced matrix size of 128 X 128 to the resolution of PET scan. (C) Bi-linear transformation of CT data to the attenuation map. (D) attenuation map of the transmission scan by Ge-68. signal-to-noise of CT-attenuation map is less than the Ge-68 attenuation map for PET images.

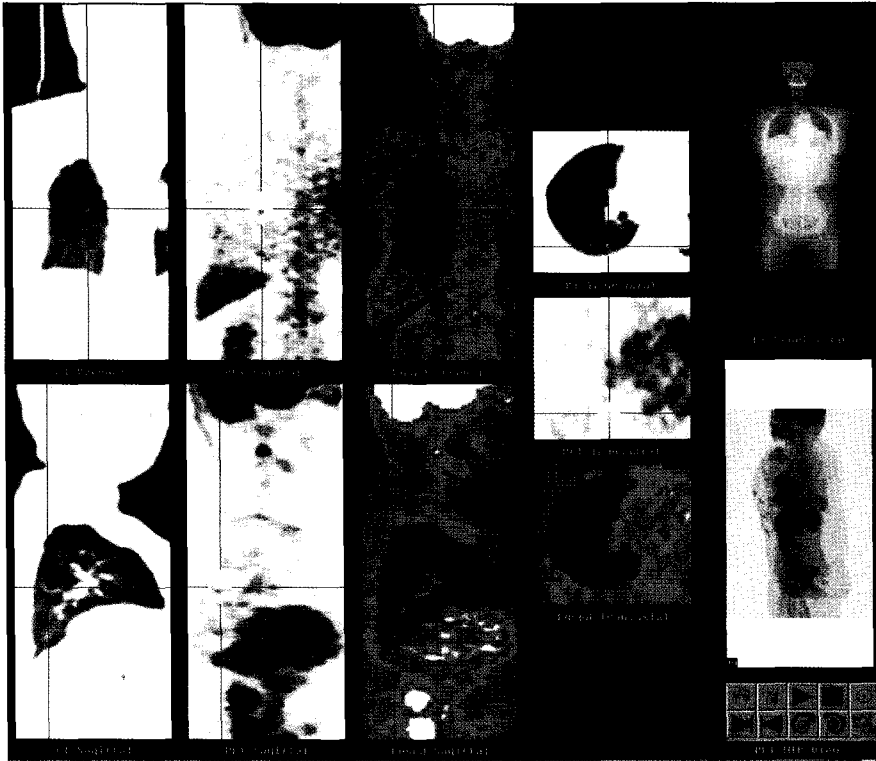


Fig 5. A 55-year-old woman with single pulmonary nodule of the lung in the routine check-up. PET-CT fusion images localize abnormal FDG uptake in right lung.

강내 장기의 위치정보 부족으로 진단에 많은 어려움이 있었다는 점을 고려할 때, PET-CT 결합 영상이 복강내 장기의 진단적 어려움을 극복할 수 있음을 시사하는 소견이다. 또한, CT보정 PET영상이 신호-잡음비(signal-to noise)가 낮아(Fig 4) 더 작은 병소도 영상화 할 수 있다는 점에서 진단능의 향상이 예측된다.^{8,15,17,18} 혈관 조영제나 경구 조영제를 이용하여 진단적 CT의 영상을 향상시켜 복강내의 혈관이나 장관을 더 잘 구분하는 프로토콜도 제시되고 있다.¹⁹ 조영제를 사용하여야 할 것인지에 대해서는 아직 논란의 여지가 있지만, 앞으로 적절한 PET-CT 프로토콜의 개발을 통하여 진단능은 계속 향상될 수 있을 것이다.

PET-CT 결합영상은 CT의 병변 주변조직의 위치정보로 기존의 PET에 비하여 종양환자의 수술 및 방사선 치료부위 결정이 용이하게 할 수 있다.²⁰ PET 해상도 이하의 작은 병소에서 부분용적효과에

의해 FDG 섭취가 저평가되고 신호-잡음비가 큰 기존의 Ge-68 감쇠지도에 의한 감쇠보정 영상에서 위음성으로 평가할 수 있는 병소에 대해서도 PET-CT 영상으로는 평가가 가능할 수 있다(Fig 5). PET-CT 결합 영상은 주변 조직에 대한 위치정보로 치료 후 재발 평가가 용이하고(Fig 6), 부피와 대사능을 함께 평가할 수 있어 치료반응 평가에 있어서도 유리하다. 그 외에도 생리적인 FDG 섭취와 비정상적 섭취를 구분이 가능해져 진단율이 향상될 수 있어(Fig 7) 종양환자의 진단 및 치료에 많은 도움을 줄 수 있다.^{8,15,17,18,20}

Potential Pitfall in PET-CT lesion localization

PET-CT 결합영상은 병변의 생화학적 대사능을 영상화하는 PET과 정확한 해부학적 영상을 기계적인 방법(hardware coregistration)으로 영상 결합하는

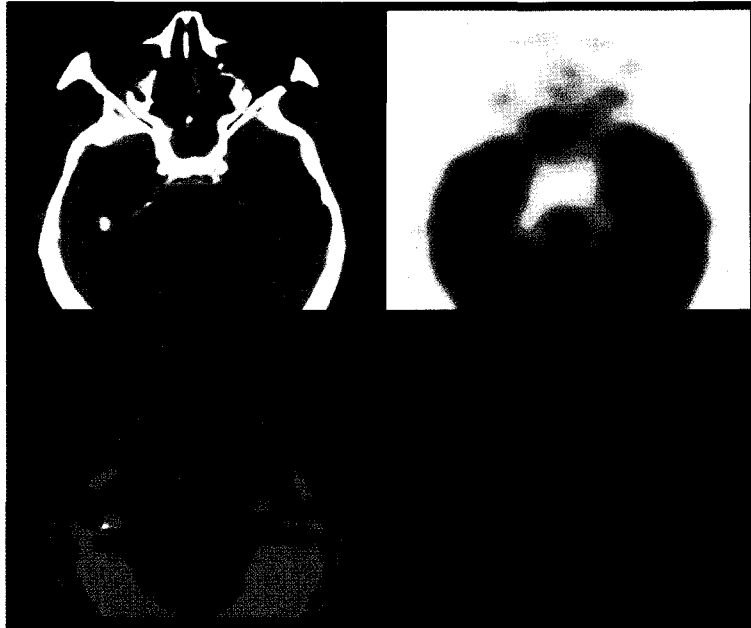


Fig 6. A 78-year-old man with squamous cell carcinoma in nasopharynx. Suspicious mass is seen in post wall of nasopharynx on CT during the follow-up after surgical removal of tumor. This site has hypermetabolism on PET. PET-CT fused image shows good alignment of recurred tumor in this patient.

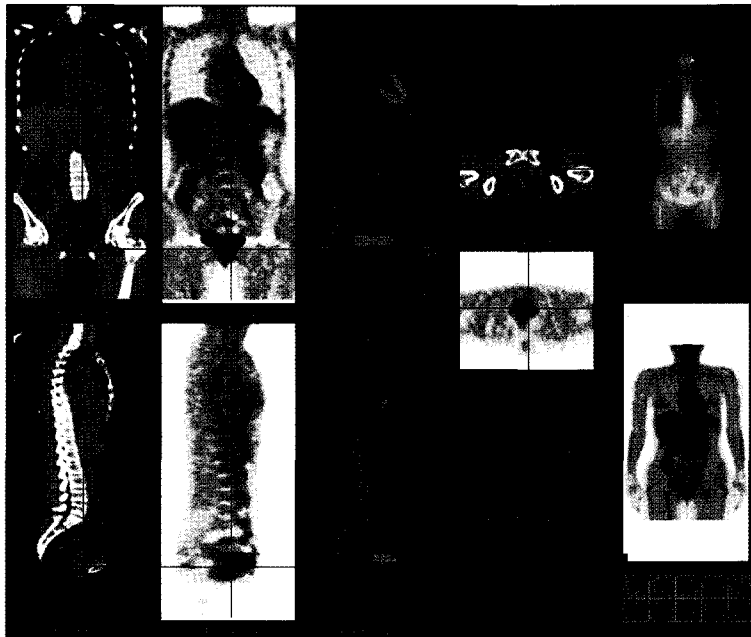


Fig 7. A 36-year-old woman with recurred synovial sarcoma after removal of mass and radiation therapy. PET-CT fusion images localize the recurred site with hypermetabolism of pelvic floor in the below of bladder.

새로운 영상진단술이다.²¹⁾ 하지만, 대부분의 환자에 있어서 각각의 영상을 육안적으로 비교 평가하는 것만으로도 충분하기 때문에 이러한 영상 결합의 필요성에 대한 회의적인 견해도 있다.²²⁾

PET-CT 결합영상은 CT를 이용한 감쇠보정으로 투과영상획득 시간이 감소하여 검사과정이 간편해지고, 해부학적 정보로 정확한 병소 구분과 치료 영역을 결정하는데 도움을 주는 등 많은 장점을 가지고 있다.²³⁾ 그러나, 두 검사간의 영상획득이 동일한 시점이기는 하지만 약간의 시간 차이를 두고 순차적으로 얻어졌고 두 검사간의 기계적 특성 차이로, PET-CT 영상은 완벽한 영상결합이라고 할 수 없다. PET-CT가 이미 임상에서 유용하게 이용되고는 있지만, 영상결합에 따른 해결해야할 문제들도 남아 있다.

가장 문제가 되는 것은 움직임에 따른 인공산물(artefact)이나 부정확한 국소화이다. CT의 영상획득은 수십 초 만에 이루어지지만 PET는 수십 분 동안 영상획득을 하여야 한다. 따라서 기침, 재채기, 인위적 이동 등의 움직임을 제외하더라도 호흡운동, 생리적 위장관 운동 등에 의한 영향을 피할 수 없다. 주로 횡격막 부근의 폐나 복강내 장기의 불일치(misalignment)가 가장 많이 보고 되고 있다.²⁴⁻²⁸⁾ 심각한 국소화 실패로 진단에 영향을 받을 수 있는 경우는 2% 정도로 낮은 빈도이다.²⁴⁾ 얇은 호흡을 하거나 정상 호기말 정지호흡 등으로 호흡운동에 의한 misalignment 빈도를 40%까지 줄일 수 있다는 보고도 있다.^{25,27)} 하지만, 현재까지의 기기적 특성으로는 이러한 misalignment를 피할 수는 없다. CT 영상을 PET에 대한 감쇠보정지도(attenuation map)로 이용할 경우 PET 영상에 인공산물이 발생할 수도 있다.^{27,28)}

두 번째로는 CT 영상을 감쇠보정지도로 사용하는데 따른 문제들이다. PET 영상의 장점 중의 하나는 병변의 대사능을 정량화할 수 있다는 점이다. 이를 위해서는 조직투과에 따른 감쇠보정을 하게 된다. PET-CT의 장점인 검사시간을 단축하기 위해서는 CT 데이터를 이용하여 감쇠보정지도를 만드는 데 대부분의 경우 큰 문제는 없이 PET에 대한 감쇠지도를 만들 수 있다.¹²⁾ 이는 인체를 구성하는 조직의 밀도가 일정 범위 내에 있기 때문이다. 10 mA

정도의 낮은 CT 전류로도 감쇠지도를 만드는 데는 충분하다.²⁹⁾ 하지만, 금속 보정물을 사용하거나 X-선 조영제 등을 사용하는 경우에는 CT에 의한 감쇠보정에 의한 인공산물이 형성될 수 있다.^{30,31)} 반복재계산 방법으로 영상을 재구성 하거나 경구나 혈관 조영제의 경우 낮은 농도로 사용하여 인공산물의 생성을 줄일 수 있다.^{19,31)} 또한, 이러한 인공산물들은 어느 정도 예상이 가능하므로 임상적으로 문제가 되는 경우는 드물다. 그러나 이 경우에도 움직임에 의한 감쇠지도의 misalignment로 인공산물의 생성이 더 큰 문제가 될 수 있다.¹⁶⁾

또 하나의 문제점은 감쇠보정을 위한 CT 영상만으로는 해부학적 세부구조를 구분하기 어렵다는 점이다. 이를 해결하기 위해서는 PET-CT 영상획득 후에 진단적 CT 영상을 얻는 방법으로 해결할 수 있다.¹⁰⁾ 이 경우 CT 영상 획득에 조영제를 사용해야 할지에 대해서는 조영제 사용에 대한 위험성과 진단 성능 향상에 의한 이득을 비교하는 연구가 필요하겠다.

How PET data enhance the diagnostic accuracy of CT scanning

PET-CT 결합영상은 기존의 PET과 CT의 이용에 많은 변화를 일으킬 것이다. CT의 해부학적 구조물의 생화학적 특성을 함께 영상화함으로써 CT의 해부학적 상세 정보를 보완할 수 있다.²¹⁾ 구분되지 않는 CT 상의 병소에 대한 PET의 생화학적 정보로 종양의 특성을 구분할 수 있어 악성종양을 구분할 수 있고, CT상 결절이 보이는 부분에 PET 영상에서 양성으로 나타난다면 정확한 위치 확인이 가능하므로 조직검사나 수술 부위를 결정할 수 있게 한다(Fig 5). PET상 음성으로 나타난다면 확실히 음성으로 판정할 수 있어 CT 판독의 특이도가 증가한다. 종양뿐만 아니라 다낭신에서 감염된 낭종의 위치를 확인하여 PET-CT를 이용 유도생검이 가능하였다는 보고도 있다.³²⁾ 수술적으로 해부학적 상세 정보에 변화가 생겨 평가가 곤란한 경우나 방사선 치료 후의 변화로 재발과 구분되지 않는 종양환자에 대해서 PET의 생화학적 정보는 재발을 감별하는데 도움

을 준다(Fig 6-7). PET-CT의 합성영상은 DICOM 표준으로 출력되어 방사선치료를 계획하는 데에도 쉽게 이용할 수 있다. 이러한 경우 방사선 치료의 영역을 결정하는데 CT와 PET 영상의 결합은 중요한 역할을 할 수 있다.

결 론

PET-CT는 PET의 대사영상에 CT의 해부학적 영상을 결합하여 기능과 구조를 함께 평가할 수 있는 새로운 영상 진단 장비이다. 국내에도 이미 2개 의료기관에 PET-CT가 설치되어 운영 중이며, 2003년 내에 2-3개 기관에 PET-CT가 추가 도입될 전망이다.

PET-CT는 조직검사나 수술, 방사선치료를 위한 정확한 해부학적 위치를 찾을 수 있으며, 작은 병변과 움직이는 복강내 장기의 병변을 찾을 수 있어 조기진단 및 정확한 진단이 가능하며 정상 장기와 구분이 쉬워 위양성과 위음성을 줄일 것으로 예상된다. 검사시간의 단축으로 환자의 편의 증진과 검사 수익의 증대도 예상되어, 앞으로 종양학의학 분야에서 주요한 영상진단 장비의 역할을 할 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

1. Kubota K. From tumor biology to clinical PET: a review of positron emission tomography (PET) in oncology. *Ann Nucl Med* 2001; 15:471-486.
2. Strauss LG, Conti PS. The application of PET in clinical oncology. *J Nucl Med* 1991; 32:623-648.
3. Vansteenkiste JF, Stroobants SG, De Leyn PR, Dupont PJ, Verschakelen JA, Nachaerts KL, et al. Mediastinal lymph node staging with FDG-PET scan in patients with potentially operable non-small cell lung cancer: a prospective analysis of 50 cases. *Chest* 1997; 112:1480-1486.
4. Kiebel SJ, Ashburner J, Poline JB, Friston KJ. MRI and PET coregistration—a cross validation of statistical parametric mapping and automated image registration. *Neuroimage* 1997; 5:271-279.
5. Kang KW, Lee DS, Cho JH, Lee JS, Yeo JS, Lee SK, et

- al. Quantification of F-18 FDG PET images in temporal lobe epilepsy patients using probabilistic brain atlas. *Neuroimage* 2001; 14:1-6.
6. Uematsu H, Sadato N, Yonekura Y, Tsuchida T, Nakamura S, Sugimoto K, et al. Coregistration of FDG PET and MRI of head and neck using normal distribution of FDG. *J Nucl Med* 1998; 39:2121-2127.
7. Inagaki H, Kato T, Tadokoro M, Ito K, Fukatsu H, Ota T, et al. Interactive fusion of three-dimensional images of upper abdominal CT and FDG PET with no body surface markers. *Radiat Med* 1999; 17:155-163.
8. Beyer T, Townsend DW, Brun T, Kinahan PE, Charron M, Roddy R, et al. A combined PET/CT scanner for clinical oncology. *J Nucl Med* 2000; 41:1369-1379.
9. Newslines. Hybrid imaging in nuclear medicine: continuing innovation in form and function. *J Nucl Med* 2001; 42:10N-12N, 14N, 22N.
10. Kang KW. Combined PET/CT in oncology. *Korean J Nucl Med* 2002; 36:80-86.
11. Beyer T, Watson CC, Meltzer CC, Townsend DW, Nutt R. A premium dual-modality PET/CT tomography for clinical oncology. *Electromedica* 2001; 69:120-126.
12. Burger C, Goerres G, Schoenes S, Buck A, Lonn AHR, von Schulthess GK. PET attenuation coefficients from CT images: experimental evaluation of the transformation of CT into PET 511-keV attenuation coefficients. *Eur J Nucl Med* 2002; 29:922-927.
13. Nakamoto Y, Osman M, Cohade C, Marshall LT, Links JM, Kohlmyer S, et al. PET/CT: comparison of quantitative tracer uptake between germanium and CT transmission attenuation-corrected images. *J Nucl Med* 2002; 43:1137-1143.
14. Shreve PD. Adding structure to function. *J Nucl Med* 2000; 41:1380-1382.
15. Hany TF, Steinert HC, Goerres GW, Buck A, von Schulthess GK. PET diagnostic accuracy: improvement with in-line PET-CT system: initial results. *Radiology* 2002; 225:575-581.
16. Nakamoto Y, Tasumi M, Cohade C, Osman M, Marshall LT, Wahl RL. Accuracy of image fusion of normal upper abdominal organs visualized with PET/CT. *Eur J Nucl Med*. 2003 ;30:597-602.
17. Charron M, Beyer T, Bohnen NN, Kinahan PE, Dachille M,

- Jerin J, et al. Image analysis in patients with cancer studied with a combined PET and CT scanner. *Clin Nucl Med* 2000; 25:905-910.
18. Kluetz PG, Meltzer CC, Villemagne VL, Kinahan PE, Chander S, Martinelli MA, et al. Combined PET/CT imaging in oncology: impact on patient management. *Clin Pos Imaging* 2000; 3:223-230.
 19. Antoch G, Freudenberg LS, Stattaus J, Jentzen W, Mueller SP, Debatin JF, et al. Whole-body positron emission tomography-CT: optimized CT using oral and IV contrast materials. *AJR* 2002; 179:1555-1560.
 20. Goerres GW, Kamel E, Seifert B, Burger C, Buck A, Hany T, et al. Accuracy of image coregistration of pulmonary lesions in patients with non-small cell lung cancer using an integrated PET/CT system. *J Nucl Med* 2002; 43:1469-1475.
 21. Ell PJ, von Schulthess GK. PET/CT: a new road map. *Eur J Nucl Med* 2002; 29: 719-720.
 22. Jager PJ, Slart RHJA, Corstens FHM, Hoekstra OS, Teule JJM, Oyen WJG. PET-CT: a matter of opinion? *Eur J Nucl Med* 2003; 30: 470-471.
 23. Costa DC, Visvikis D, Crosdale I, Pigden I, Townsend C, Bomanji J, et al. Positron emission and computed X-ray tomography: a coming together. *Nucl Med Commun* 2003; 24:351-358.
 24. Osman MM, Cohade C, Nakamoto Y, Marshall LT, Leal JP, Wahl RL. Clinically significant inaccurate localization of lesions with PET/CT: frequency in 300 patients. *J Nucl Med* 2003; 44:240-243.
 25. Goerres GW, Burger C, Schwitter MR, Heidelberg TH, Seifert B, von Schulthess GK. PET/CT of the abdomen: optimizing the patient breathing pattern. *Eur Radiol* 2003; 13:734-739.
 26. Cohade C, Osman M, Marshall LT, Wahl RL. PET-CT: accuracy of PET and CT spatial registration of lung lesions. *Eur J Nucl Med* 2003 (in press).
 27. 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* 2003; 30:588-596.
 28. Goerres GW, Burger C, Kamel E, Seifert B, Kaim AH, Buck A, Buehler TC, et al. Respiration-induced attenuation artifact at PET/CT: technical considerations. *Radiology* 2003; 226:906-910.
 29. Kamel E, Hany TF, Burger C, Treyer V, Lonn AHR, von Schulthess GK, et al. CT vs ⁶⁸Ge attenuation correction in a combined PET/CT system: evaluation of the effect of lowering the CT tube current. *Eur J Nucl Med* 2002; 29:346-350.
 30. Kamel E, Burger C, Buck A, von Schulthess GK, Goerres GW. Impact of metallic dental implants on CT-based attenuation correction in a combined PET/CT scanner. *Eur Radiol* 2003; 13:724-728.
 31. Goerres GW, Ziegler SI, Burger C, Berthold T, von Schulthess GK, Buck A. Artifact at PET and PET/CT caused by metallic hip prosthetic material. *Radiology* 2003; 226:577-584.
 32. Kaim AH, Burger C, Ganter CC, Goerres GW, Kamel E, Weishaupt D, et al. PET-CT guided percutaneous puncture of an infected cyst in autosomal dominant polycystic kidney disease: case report. *Radiology* 2001; 221:818-821.