

PET/CT 장치의 감마선 검출과정

— Gamma Ray Detection Processing in PET/CT scanner —

동남보건대학 방사선과 · 가천의과대학교 방사선학과¹⁾

박성욱 · 안성민¹⁾

— 국문초록 —

SPECT camera와 PET scanner 그리고 PET/CT 장치는 감마선을 검출하여 얻어진 자료(data)를 정보화 한다. 특히 PET/CT 장치는 PET영상에서 나타나는 해부학적 불선예함을 CT로 보완하여 선예한 해부학적 구조의 영상 묘출능력이 뛰어나 양질의 진단정보를 제공하고 있게 되었다. 신속 정확한 자료의 획득과 정보화를 위하여 우선적으로 검출기(detector)에서의 효율적인 감마선검출은 매우 예민하고 중요한 역할 중의 하나이다. 섬광체(scintillator)의 개발과 함께 data 처리를 위한 software의 발전은 영상재구성처리시간의 단축은 물론 영상의 질적인 향상을 초래하였다. PET scanner에서는 SPECT camera의 100~200 keV와는 달리 511 keV의 고에너지 감마선을 검출한다. 섬광체 GSO, LSO는 PET scanner의 섬광체로 비교적 많이 이용되고 있다. 고에너지 감마선에너지를 빛으로 전환하여 여러 단계를 거쳐 정보화하는 과정은 결과적으로 고화질의 영상을 비롯한 정확하고 신속한 진단정보획득에 목적을 두고 있다. 화질의 질적향상은 획득한 정보량에 대한 영상의 재구성 방법과 기술에 따라 영향을 받는다.

본 연구는 PET/CT 장치에서 특히 PET부분에서 섬광체(scintillator)의 특성과 감마선의 검출과정에서부터 영상 재구성단계까지 문헌적 고찰을 통하여 요약 설명하였다.

중심 단어: 섬광체(scintillator), 영상재구성처리, 섬광체

I. 서 론

핵의학 진단장치의 발전은 SPECT camera에 이어 PET scanner의 사용으로 조직세포의 대사상태까지도 영상화 할 수 있게 되었으며, PET/CT 장치의 출현은 PET영상에서 나타나는 해부학적 불선예함을 CT로 보완하여 해부학적 묘출능력이 뛰어나고 해상력이 높은 영상으로 양질의 진단정보를 제공할 수 있게 되었다. PET의 이용과 함께

방사성의약품 ¹⁸F-FDG가 가장 많이 이용되고 있다. ¹⁸F-FDG는 근육, 뇌, 심근, 간, 그리고 대장 등에 집적되며 신장을 통하여 방광으로 배설된다. Cyclotron에 의해 생성되는 방사성의약품인 ¹⁸F에서 방출되는 양전자는 장기 내에서 소멸복사 하여 511 keV의 감마선을 방출하고 이것을 검출하여 정보화 한다. 기존의 PET scanner는 질병발견에 대한 높은 감수성에 비하여 해부학적 구조에 대한 명확성에 있어서는 제한점을 갖는다. PET/CT scanner에서는 PET와 CT의 병합(fusion)영상을 묘출함으로써 PET scanner의 해부학적 불선예성을 보완하게 되었다. 병리학적 정보가 충분한 영상을 얻기 위하여 고에너지의 감마선을 효율적으로 검출할 수 있다는 것은 매우 중요한 것이다. 그러므로 조직 내의 대사상태를 정확하게 정량적으

* 이 논문은 2006년 6월 28일 접수되어 2006년 8월 24일 채택 됨.
책임저자: 박성욱, (440-714) 수원시 장안구 정자동 937번지
동남보건대학 방사선과
TEL: 031-249-6402, FAX: 031-249-6400
E-mail: sopark@dongnam.ac.kr

로 분석하기 위한 장치의 연구개발은 물론 software의 개발은 부단히 연구발전하고 있다.

본 연구를 통하여 PET detector의 고에너지 감마선 검출에 있어, 검출기의 특성과 data 처리과정을 문헌조사하고 요약하였으며, 특히 Siemens사의 일부자료사용허가를 득하여 함께 소개하였다.

II. 본 론

1. 섬광체(scintillator)

PET초기에는 부분적인 원형(partial-ring)의 BGO detector에서 전체적인 원형검출기(full ring detector)가 이용되었고 요즘에는 전체적인 원형의 LSO 또는 GSO 섬광체가 이용되고 있다(Fig. 1). BGO(bismuth germanate) 섬광체를 이용한 PET/CT 장치가 처음으로 임상에 이용된 것은 1998년이었으며(Siemens), 상업적으로 이용되기 시작한 것은 2001년부터이다.

초기의 PET/CT 장치 ECAT ART scanner의 경우 2×2 array의 BGO block, 24 partial ring detector 구조로



Fig. 1. Detector의 변천

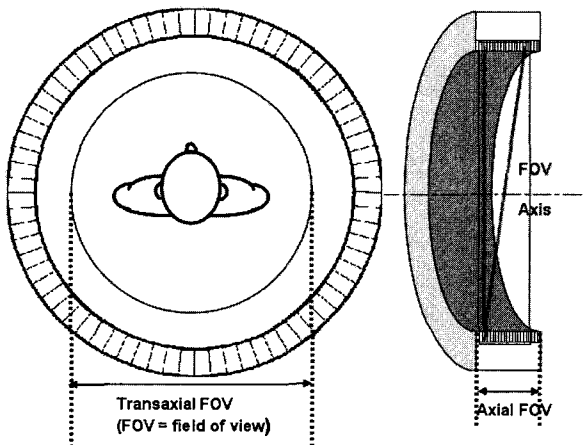


Fig. 2. Transaxial FOV와 axial FOV

16 cm의 axial field를 가진 septa가 없는 3D검출장비이다. 요즘에는 4×4 또는 8×8 array의 BGO 또는 LSO 섬광체가 이용되고 있으며, multi ring detector(24, 32 또는 39 ring detector)장비가 주로 이용되고 있다. 보통 70 cm 직경의 transaxial diameter의 FOV가 많은 편이며, axial FOV는 15~30 cm이지만 섬광체의 수에 따라 30 cm 이상의 FOV를 가진 장비도 사용되고 있다¹⁾(Fig. 2).

Fig. 1에서와 같이 Partial ring detector를 이용한 회전방식은 고정된 완전 ring detector로 변화되었고 511 keV의 비교적 고에너지 감마선 검출효율이 높은 GSO (Gadolinium Oxyorthosilicate)와 LSO(Lutetium Oxyorthosilicate)섬광체로 24 ring, 32 ring 그리고 39개의 ring detector의 PET/CT 장치가 이용되고 있다. LSO는 BGO보다 섬광소멸시간이 짧고 빛 발생효율이 높아 해상력이 높은 영상을 빠른 시간 내에 얻을 수 있다²⁾.

검출기 섬광체별 특성은 Table 1과 같다.

검출기의 물리적 특성 외에 선원(source)과 검출기와의 기하학적 관계는 감마선 검출효율, 검출감도와 분해능 등에 상당한 영향을 미친다.

Table 1. Physical characteristics

	LSO	BGO	GSO	NaI
Density (g/cc)	7.4	7.1	6.7	3.7
Effective atomic number	66	75	59	5
Hygroscopic	No	No	No	Yes
Rugged	Yes	Yes	No	No
Decay Time (nsec)	40	300	60	230
Relative Light Output	75	15	25	100

2. 검출기의 감도와 균등도(sensitivity and uniformity)

PET scanner에서는 SPECT와 다르게 collimator를 사용하지 않으며 섬광체 내에서 Light guide를 이용하여 감마선 검출이 제한되며, 2D와 3D검출방식에 따라 감도와 균등도에 대한 영향이 다르다. 섬광체 내의 Light guide의 배열관계는 Fig. 3과 같다.

2D방식의 경우 septa에 의하여 감마선을 검출할 수 있는 각도가 제한된다. 그러므로 3D의 경우 septa를 사용하지 않기 때문에 검출각도가 커지게 되며 따라서 감도가 증가된다²⁾.

2D에서 보다 3D의 경우 감마선 검출감도를 높일 수 있으나 2D와 3D 모두 검출기 가장자리에서 감도와 균등

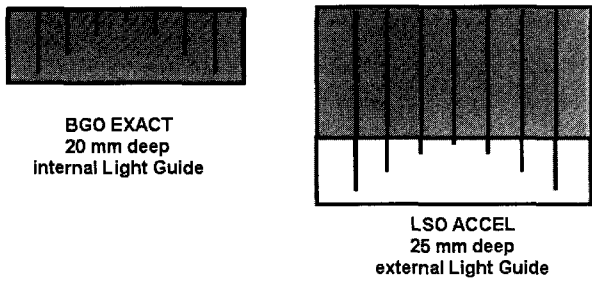


Fig. 3. Light guide within the crystal

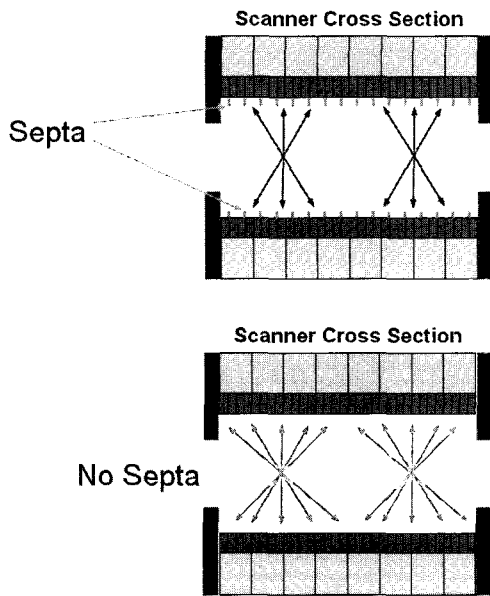


Fig. 4. Comparison of detectable angle between 2D(Lt) and 3D(Rt)

도가 저하된다. 그 이유는 PET scanner에서 검출감도(S)에 영향을 미치는 요소들간의 관계에서 알 수 있다.

즉, 1-ring 검출기의 경우에서, k를 상수로 하고, ρ는 선원의 방사능량(μCi/cm³/sec), α는 phantom 내에서 소멸방사선이 발생할 확률, η는 검출기배열(packaging ratio) 상태에 따른 검출효율, h는 영상으로 기록할 slice의 두께, d는 phantom직경, 그리고 D는 detector ring의 직경이라고 할 때 PET system의 감도는

$$S = k \frac{\rho \alpha \eta^2 h^2 d^2}{D} (\text{counts/sec} \cdot \mu\text{Ci/cm}^3) \dots\dots\dots (1)$$

로 표시될 수 있다⁴⁾. 이와같은 감도는 모든 ring의 검출기에서 균등해야 한다. 그러나 2개 이상의 ring 검출기의

경우 검출기와 선원의 위치에 따라 검출되는 감마선은 검출각도가 다르게 되며 검출감도의 차이도 발생된다.

산란선을 포함한 방사능의 무작위계수율(random count rate)(C_R)은, 1개의 ring검출기에서 계수율(single count rate)을 C_s, 동시계수 분해시간을 τ 그리고 총 검출기 수에 대한 감마선을 직접 검출하는 검출기수와의 비를 f라고 할 때,

$$C_R = \tau f C_s^2 (\text{counts/sec} \cdot \mu\text{Ci/cm}^3) \dots\dots\dots (2)$$

로 표시된다. C_s는 slice 내외의 방사능에 의해 증가된다. 그러므로 slice 외의 방사능을 차단하기 위한 검출기간의 격막(septa)을 설치하여 비목적부위의 방사능검출을 감소시키는 대책으로 이용되기도 한다. 여기서 f는 피사체의 직경을 d, 그리고 detector ring의 직경을 D로 한다면,

$$f = (2/\pi) \sin^{-1}(d/D) \text{로 표시된다.} \dots\dots\dots (3)$$

위의 식 (1), (2), (3)에서와 같이 검출기에서 감마선 검출율은 선원의 방사능량, 양전자의 소멸복사율, 검출기의 배열형태와 그 크기, ring의 직경과 ring의 수 그리고 피사체의 직경 등의 요인에 의하여 영향을 받으며 특히 산란선 계수율은 선원의 크기와 검출기의 위치에 따라 변화됨을 알 수 있다⁴⁾.

계수치에 대한 불균등성을 나타내는 계수치의 표준편차(standard deviation : SD)는

$$SD = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2 \dots\dots\dots (4)$$

이므로 방사능 계수값 n이 많을 수록 편차가 감소되어 균등도를 향상시킬 수 있다.

검출기에서 측정되는 계수효율은 검출기 배열형태, phantom 선원에서 감마선 방출을 phantom을 구성하고 있는 물질에서의 감마선 흡수율, 검출기 섬광체소자(element)와 텅스텐 septal의 두께에 의한 감마선 검출효율과 ring 배열된 gantry 내에서 선원의 위치에 따른 기하학적 조건 등에 의해 영향을 받고 있다.

사용되고 있는 PET 또는 PET/CT 장치에 따른 검출기의 종류와 그 제원을 소개하면 Table 2와 같다.

2D방법에서는 septa에 의한 감도저하로 더 많은 량의 방사능을 사용해야 하며 scan 시간이 길어지고 scattering ray가 감소되는 점이 있으며, 3D의 경우 감도가 2D에 비해 5~6배가 높아(Fig. 5) 적은 량의 방사능량의 주입이

Table 2. ECAT Scanner geometry

Model	Crystal Material	Crystal Size (mm)	Number of Detector Blocks	FOV (cm)	Slices
EXACT HR ⁺	BGO	4.05×4.39×30	288	15.5	63
ECAT ACCEL	LSO	6.45×6.45×25	144	16.2	47
EXACT	BGO	6.45×6.45×20	144	16.2	47
ART	BGO	6.45×6.45×20	66	16.2	47
ECAT ACCEL with Hi-REZ	LSO	4.0×4.0×20	144	16.2	81

Siemens 제공

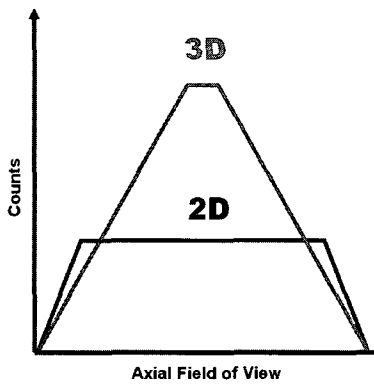


Fig. 5. Comparison of sensitivity between 2D and 3D

가능하고 scan 시간을 단축할 수 있으나 산란선 검출이 증가되는 문제점도 있다. 감도분포의 차이에 의해 whole-body scan시 overlapping을 3D에서 더 증가해야 한다. 요즘 임상에 이용되는 PET/CT 장치는 3D 검출방법을 주로 이용하고 있다.

3. 분해능(Resolution)

검출기의 섬광체소자(crystal element)의 크기는 분해능에 영향을 미치고 있다. 일반적으로 이용하고 있는 crystal의 크기는 6.43×6.43 mm로 모두 11,000개 정도이며, 고분해능용은 4.0×4.0 mm로 24,336개 정도로 분해능이 높은 양질의 영상을 모출할 수 있다. 최근에 이용되고 있는 고분해능용 장치는 4.2 mm의 분해능을 가지고 있다²⁾.

Phantom을 이용한 섬광체 소자의 크기에 따른 영상에서 분해능의 차이를 Fig. 6에서 나타내주고 있다.

섬광체의 크기에 의한 뇌 영상의 해상도의 차이를 비교하면 Fig. 7과 같다.

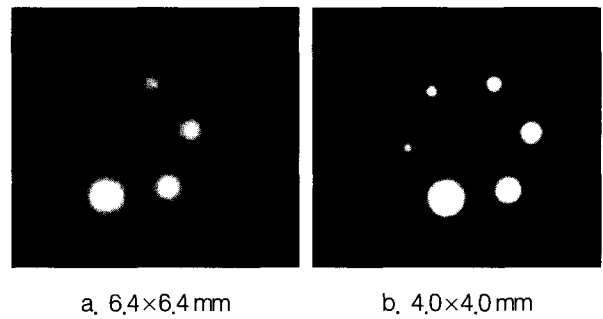


Fig. 6. Comparison of image resolution according to crystal size

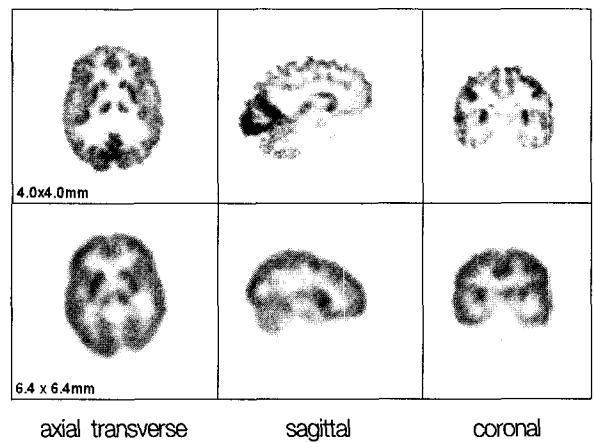


Fig. 7. Difference of brain image resolution according to crystal size

Fig. 8은 섬광체소자 8×8개에 4개 광전자증배관(photo-multiplier tube)를 한 block으로 만든 Block Detector의 모양이며, PM Tube는 섬광체에서 발생된 빛을 전류신호로 변환해주는 역할을 한다. 고분해능(high resolution)용의 경우 crystal의 크기가 작기 때문에 13×13개의 섬광체와 4개의 PM Tube가 한 block으로 결합되어 있다³⁾.

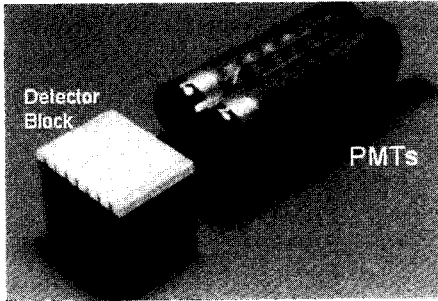
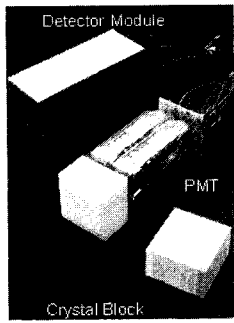


Fig. 8. Combination of crystal and PM Tube(Block Detector).

PM tube는 외부의 전자기장에 의하여 영향을 받지 않도록 차단시켜야 하며 PM tube의 성능에 의해 영상의 질이 많은 영향을 받게 되므로 감도불균등도 등의 원인이 발생되지 않도록 유지 관리되어야 한다.

4. Sinogram 및 표준화(normalization)

PET Gantry유효시야(UFOV)내 phantom source에 대하여 검출기를 180° 회전시켜 기록한 Data를 Fig. 9와 같은 Sinogram 영상으로 표시할 수 있다.

불균일한 Sinogram영상은 표준화(normalization)과정을 통하여 교정(correction)해줌으로써 균일한 영상의 품질을 유지시켜줄 수 있다. Fig. 10에서와 같이 획득된 Sinogram에서 중앙의 불규칙하게 나타난(irregular) 부위를 Fig. 11에서와 같이 교정인자에 의해 균등하게 표준화(normalization) 한다.

이때 교정인자(correction factor)는 “전체scanner에 대한 평균계수율/각 검출기의 측정계수율”이 적용된다. 모든 crystal에 대하여 균일한 원통형선원(homogeneous cylinder phantom source)을 이용하여 보통 2억계수(count) 후 표준화 한다.

Fig. 12는 표준화 결과 파일을 그림으로 나타낸 것이며 plane geometric correction과 crystal interference correction은 제조과정에서 수행되며 crystal efficiency는

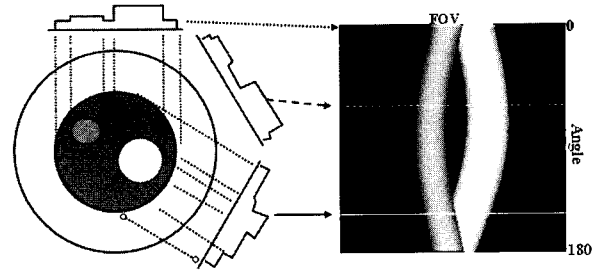


Fig. 9. Aquisition and Sinogram image

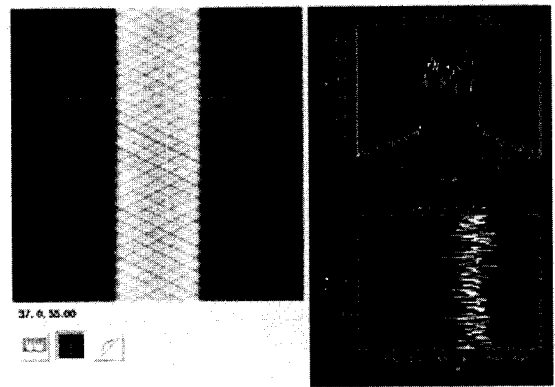


Fig. 10. Sinogram and irregularity

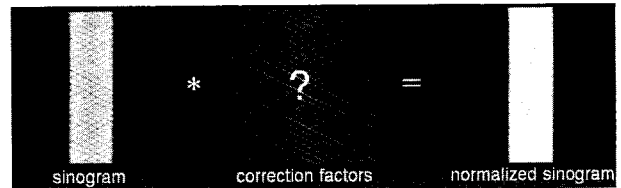


Fig. 11. Normalization process

술자(operator)에 의해 사용 중에 표준화 QC가 수행된다.

5. 감쇄보정 (Attenuation correction)

환자의 장기로부터 소멸복사 후 방출되는 감마선은 체 내에서 흡수와 산란되어 섬광체로 검출되므로 섬광체에 도달되는 감마선의 실제분포는 왜곡되고, 획득된 정보에서 장기내의 방사능정량분석을 어렵게 함으로 감쇄보정의 단계가 반드시 필요하다. 그러나 흡수보정법은 최근의 PET/CT 장치에서 CT를 이용한 흡수보정방법을 이용함으로써 시간을 단축시킬 수 있지만, 그 외의 경우 시간이

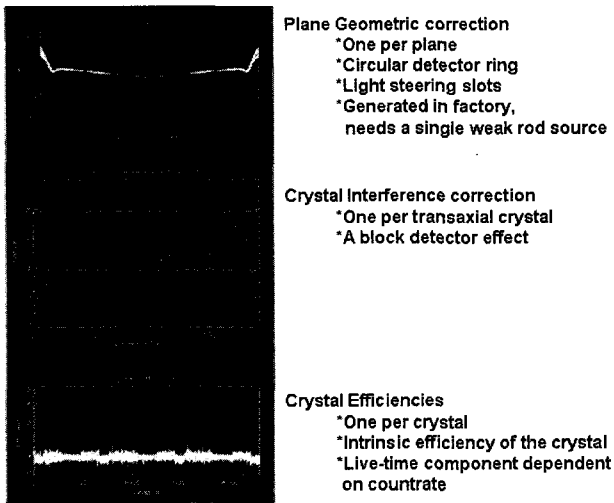


Fig. 12. Graphical view for Normalization file

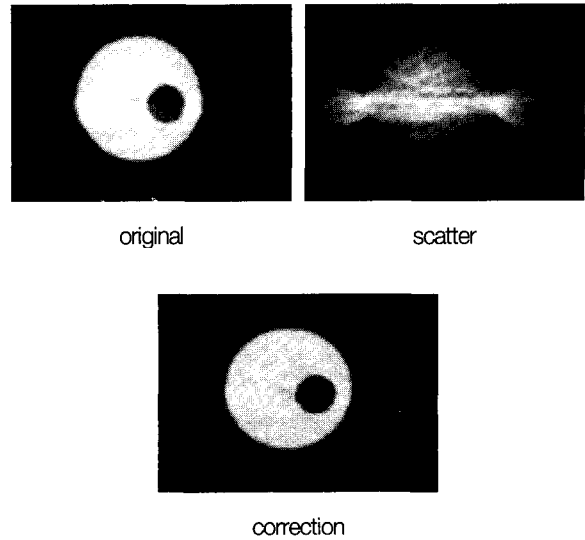


Fig. 14. Scattering correction image

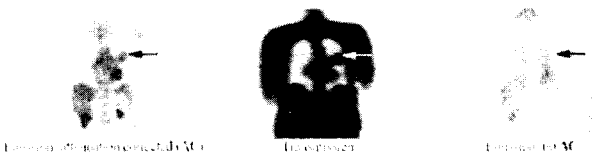


Fig. 13. Comparison of AC image and no AC image

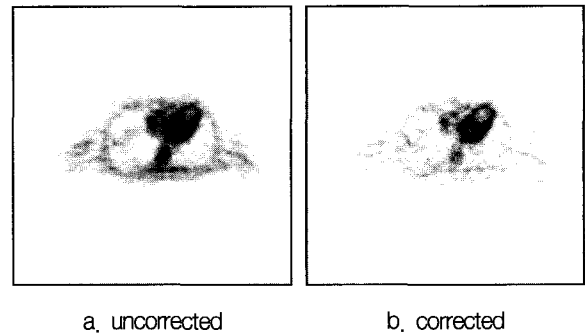


Fig. 15. Thoracic lateral PET images

비교적 오래걸리며, 보정후의 영상에서 잡음(noise)으로 보이는 경향이 있어 흡수보정전의 영상에 익숙한 경우 보정을 생략하기도 한다. 그러나 폐(lung)의 어떤 특이한 경우 흡수보정전의 영상에서 병변이 나타나지 않는 경우도 있어 반드시 흡수보정처리단계를 거쳐야 한다(Fig. 13).

감쇄보정은 영상의 질적향상과 정량분석을 위해 중요한 요소로 이용된다. 감쇄보정방법은 컴퓨터영상장치(CT)에 의한 계산된 감쇄계수를 적용하는 방법과 ^{68}Ge rod source나 ^{137}Cs point source를 이용하는 Transmission scan 방법, 그리고 Emission data를 이용하는 방법 등이 있으며, PET 장치에서는 ^{68}Ge rod source를 많이 이용하기도 하지만 ^{68}Ge 은 반감기가 270일이므로 약 12~18개월마다 선원을 교체해야 하는 번거로움이 있다. PET/CT 장치에서는 CT를 이용한 감쇄보정 방법을 이용함으로써 scan time을 단축시킴과 동시에 보다 정밀한 감쇄보정이 이루어지므로 영상의 질도 향상되는 장점이 있어 유용하게 이용되고 있다.

피사체 내에서의 산란선은 감약요인 외에 영상의 artifact 원인이 되기도 한다. 특히 최근 PET나 PET/CT 장치에서

3-D 검출방법에 의해 많은 산란선이 동시에 검출된다. 인체 흉부의 경우 3-D검출방법에 의해 검출되는 data의 50% 이상이 산란선일 정도이다. Fig. 14에서 원통형 phantom의 scattering 영상에 대한 산란보정후의 영상을 비교할 수 있다.

Fig. 15는 양측의 arm을 아래로 한 자세에서 환자의 흉부를 측면(lateral view)으로 기록한 PET영상이며, Fig. 16에서 검출된 영상자료(total detection data) 중에 산란선이 함유된 상태를 알 수 있다. 인체의 부위에 따라 산란의 함유율이 80%에 달하는 부분도 있어 이에 대한 보정은 영상의 질적향상은 물론 방사능 분포 상태에 대한 정량적분석을 위하여 필수적으로 거쳐야만 한다.

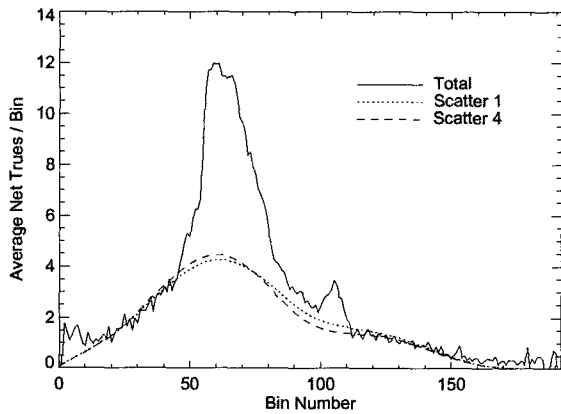


Fig. 16. Distribution of measured data in thoracic lateral view

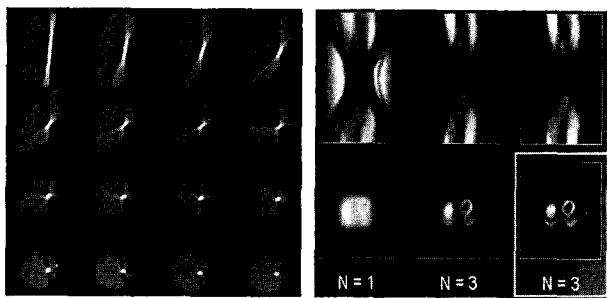
6. 영상의 재구성(image reconstruction)

피사체로부터 감마선을 검출하여 획득한 data는 원하는 영상을 얻기 위하여 여러 가지의 parameter들로 구성된 수학적 algorithm을 적용한 방법들이 이용되고 있다. 여과역투영법(filterback projection), 축차근사법(Iterative Reconstruction), Fourier변환법 등을 주로 이용하여 재구성 처리한다⁵⁾(Fig. 17).

Iterative reconstruction 방법 중 OS(ordered subset)-EM(expectation maximization)방법이 많이 이용되고 있다⁶⁾. 그 이유로 낮은 계수(count)영역에서 S/N 비가 높고, 높은 계수영역에서는 artifact를 감소시킬 수 있으며 물리적 요인에 대한 안전성 등을 들 수 있다. Fig 18에서 여과역투영방법을 이용한 영상(a)과 OS-EM방법을 이용한 재구성영상(b)을 비교하였다.

FBP에서 나타난 streak artifact가 OS-EM방법의 영상에서 나타나지 않았다.

PET/CT 장치에서는 두 영상을 병합(fusion)시키기 위하여 CT영상(투과스캔)은 PET영상(방출스캔)의 크기에 맞도록 matrix가 컴퓨터에 의하여 자동으로 조절된다. 그리고 CT영상(투과스캔)은 각 pixel에서 감약계수 값으로 치환되어 PET영상을 재구성하면서 시행되는 감쇄보정에 이용된다. 두 개의 영상(CT와 PET)을 병합시키는데 있어 질적인 향상을 위하여 미치는 여러 가지의 요인이 있으나⁷⁾, 자동화되는 영상자료의 획득과 처리과정에서 더욱 발전된 이론적 지식이 그 장비의 효율적 가치를 창조에 필요한 요인이 된다고 판단된다.



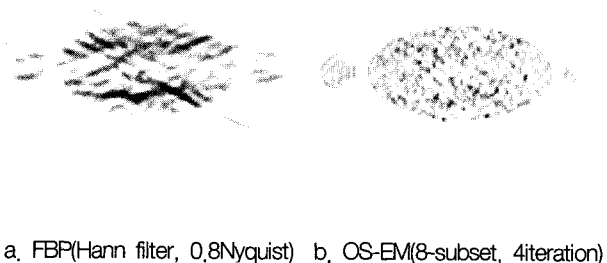
a. Filter back projection b. Iterative reconstruction

Fig. 17. Kinds of image reconstruction methode

III. 결 론

최근에 보급되어진 PET/CT 장치에서는 110/130 Kv의 CT로 투과스캔을 하여 감쇄보정을 함으로써 투과스캔 시간을 10분의 1 이하로 줄였다. 또한 3D방식으로 감마선을 검출함으로써 검출효율을 월등히 높였다. 그리고 형광체로 사용되는 LSO(40 nsec)는 BGO(300 nsec)보다 섬광 소멸시간이 짧고 빛 발생효율이 높다⁸⁾. 이와 같은 장비의 개선발전에 관한 연구는 계속되어지고 있다

장치의 성능을 유지하기 위하여 술자(방사선사)는 정해진 QC를 시행하여야 하며 CT 및 PET 장치에 대한 매일 또는 정기적인 QC program에 의해 항상 일정한 고화질을 유지하여야만 한다. PET/CT 장치에서는 CT에 의한 감쇄보정방법과 감마선 검출효율의 증가 및 고감도와 분



a. FBP(Hann filter, 0,8Nyquist) b. OS-EM(8-subset, 4iteration)

Fig. 18. FBP and Attenuation weighted OS-EM image

해능력을 가진 섬광체의 사용으로 검사시간의 단축과 해상력이 향상된 해부학적 영상과, 대사기능영상을 동시에 제공할 수 있는 시기에 있으며, 장비의 사용에 있어 단순화, 편리화, 신속화와 함께 영상의 질적향상은 물론 기법 또한 다양화되고 있다. 영상자료의 획득과정에서 처리되는 과정에서 질적평가와 이해가 요구된다.

본 연구에 있어 많은 자료를 제공하고 인용을 허락하여 주신 Simens 고객지원사업부 이정환 부장께 감사드립니다.

참 고 문 헌

1. David W.Townsend, Jonatha P.J.Carney, Jeffrey T.Yap, Nathan C Hall: PET/CT Today and Tomorrow, The Journal of Nuclear Medicine, 45(1), 4s-14s, 2004
2. Lee, Jung Hwan: PET & PET/CT introduction, Siemens Medical
3. Ramesh Chandra: Nuclear Medicine Physics, 6th ed. Lippincott William & Wilkins, 146-159, 2004
4. Z.H.Cho, Joie P Jones, Mandir Singh: Foundations of Medical imaging. Hohn wiley & sons, Inc, 206-215, 1993
5. 박성욱, 이만구, 장상섭, 유광열: 핵의학영상기술학, 보문서원, 134-141, 1998
6. 박성욱, 안성민, 양한준 외: 핵의과학, 보문서원, 103-108, 2005
7. 송재범: SPECT, 대한핵의학기술학회, 24-52, 2001
8. Markus Schwaiger, Silylle Ziegler, Stephan G. Nekolla: PET/CT: Challenge for Nuclear Cardiology, The Journal of Nuclear Medicine, 46(10), 1664-1678, 2005

• Abstract

Gamma Ray Detection Processing in PET/CT scanner

Soung-Ock Park · ¹⁾Sung-Min Ahn

Dept. of Radiological Technology, Dongnam health college

¹⁾*Dept. of Radiological Science, Gachon Univ. of medicine and Science*

The PET/CT scanner is an evolution in image technology. The two modalities are complementary with CT and PET images. The PET scan images are well known as low resolution anatomic landmark, but such problems may help with interpretation detailed anatomic framework such as that provided by CT scan. PET/CT offers some advantages-improved lesion localization and identification, more accurate tumor staging, etc. Conventional PET employs transmission scan require around 4 min./bed position and 30 min. for whole body scan. But PET/CT scanner can reduced by 50% in whole body scan. Especially nowadays PET scanner LSO scintillator-based from BGO without septa and operate in 3-D acquisition mode with multidetectors CT.

PET/CT scanner fusion problems solved through hardware rather than software. Such device provides with the capability to acquire accurately aligned anatomic and functional images from single scan.

It is very important to effective detection from gamma ray source in PETdetector. And can be offer high quality diagnostic images. So we have study about detection processing of PET detector and high quality imaging process.

Key Words: anatomical landmark, image reconstruction