

PET 장치와 화상 재구성법

원광보건대학 방사선과

이 만 구

- Abstract -

Positron Emission Computed Tomographs and Image Reconstruction Methods

Man Koo Lee

Dept. of Radiologic Technology, Wonkwang Health Science College

This paper reviews recent major activities on instrumentation and methodology of PET. The performance of the PET instrumentation can be expressed by four physical characteristics, 1) spatial resolution, 2) coincidence resolving time, 3) energy resolution, and 4) detection efficiency. The physical and technical aspects of PET systems are briefly discussed along with these characteristics

Toward high resolution PET the recent trend has been to design multiple rings of densely packed detector arrays with scintillators. In order to satisfy the sampling requirement in reconstruction, continuous detector units has been developed. Iterative image reconstruction algorithms have received considerable attention for improvement of both the sampling requirement and image quality toward the stationary PET. Better resolving time improves the maximum true coincidence rate, which is also increased with more detectors placed in coincidence with each other. It suggests that volume PET is promising for enhancement of detection efficiency. The scattered coincidence event rate may be reduced by using detectors with better energy resolution. The use of interplane septa, however, takes over improvement of energy resolution in 2D PET. Energy resolution becomes an important factor for image quality under the condition of septa removal such as volume PET. Toward full utilization of emitting photons, 3D reconstruction incorporating oblique rays has been studied, and volume reconstruction algorithms have been developed. Practical volume PET systems impose heavy burden not only to detector sets and coincidence circuits, but also to computers in the memory requirements and the data processing.

In conclusion, there have been many ingenious methods in development of PET instrumentation, which are based on unique capability of PET. They will be expected to overcome technical limitations, and to approach the fundamental limits.

I. 서 론

PET장치는 이미 제품화되어 실용단계에 있다. 그러나 현재의 장치의 성능은 아직 개선의 여지가 많이 남아 있어 본래 PET가 가지고 있는 잠재능력을 충분히 발휘한다고는 할 수 없다.

최근, PET장치의 성능을 비약적으로 향상시키는 방법이 제안되고 있으며 검토할 만한 것이 많다. 이것은 하

드웨어 뿐만 아니라 소프트웨어에서도 볼 수 있으며, PET 화상의 화질을 결정하는데 기본이 되는 화상재구성법이 새로운 방법론에 의해 발전하고 있다.

PET 장치에 요구되는 모든 성능 중 기본이 되는 것은 해상력, 시간분해능, 에너지분해능, 및 검출효율이다. 본 연구는 이들 기본성능을 중점으로 PET 장치 및 화상재구성법에 관한 연구개발 현황과 장래의 전망에 대하여 논하고자 한다.

* 이 논문은 1998학년도 원광보건대학 교내 연구비 지원에 의해 연구되었음

II. 해상력

1. 물리적 한계

PET의 임상응용이 진전됨에 따라 장치의 고해상력화가 요구되고 있다. 그러나 PET 장치는 양전자 소멸현상에 따른 2가지 인자에 의해 공간분해능의 한계가 있다(Fig. 1).

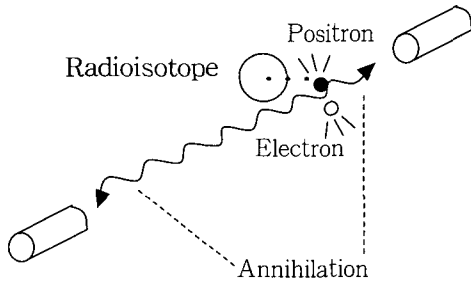


Fig. 1. Schematic diagram of the principle of annihilation coincidence detection.

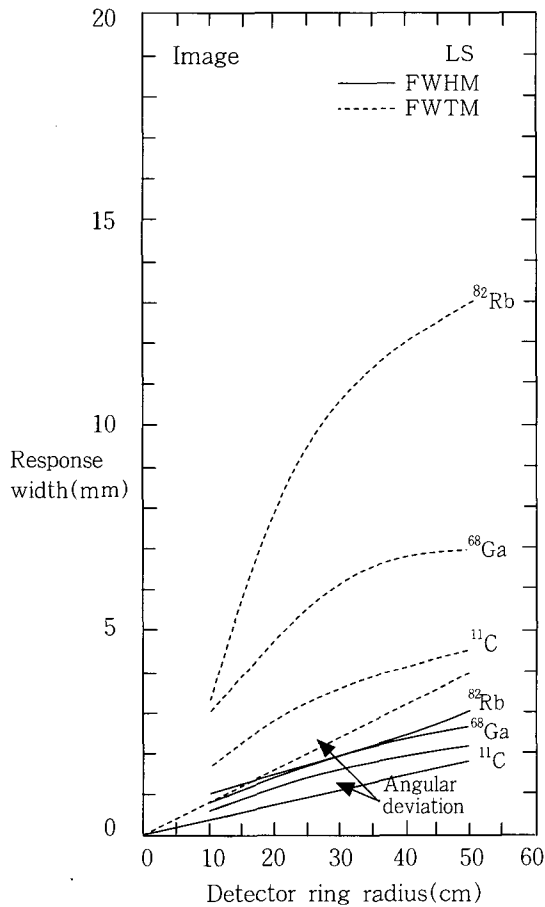


Fig. 2. Full widths at half maximum and at tenth maximum of the line source response in image as a function of detector ring radius.

첫 번째 원인은 핵에서 방출된 양전자가 체내에서 에너지 손실을 일으켜 전자와 결합하기까지 이동하는 거리(비정)이다. 핵종에 따라 비정의 평균치는 다르기 때문에 해상력 열화에 대한 이 인자의 기여는 핵종에 의존한다. 두 번째 원인은 한 쌍의 소멸방사선이 서로 반대방향으로 방출할 때 각도의 요동이다. 이것은 비정의 경우와는 달리 핵종에 의존하지 않으나 검출기 간 거리에 의존하며, 검출기 ring의 직경이 클수록 분해능은 저하된다.

Fig. 2는 해상력의 한계를 검출기 ring 반경의 함수로 표시한 것이다¹⁾. 양전자의 비정이 없으면 그림의 맨 아래와 같이 직선이 되며, 해상력은 검출기 ring의 반경에 비례한다. 실제로는 비정의 영향에 의해 해상력은 더욱더 떨어진다. 예를 들면 양전자의 최대 에너지가 약 1 MeV인 ¹¹C는 반경 20cm의 검출기 ring에 대하여 반치폭 (FWHM) 1.2mm가 해상력의 한계이며, 약 3MeV의 ⁸²Rb은 1.8 mm 정도이다.

2. Sampling

PET 화상의 해상력을 향상시키기 위하여 높은 공간분해능을 가진 검출기 소자를 이용하는 것이 필요하나 이것만으로는 불충분하다. 화상재구성의 기본이 되는 투영 (projection)에 관하여 충분히 미세한 sampling을 취할 필요가 있다. 종래에는 몇 가지 방법으로 검출기 ring을 주사함으로써 이 문제를 해결하였다²⁾.

Fig. 3은 주사법의 대표적인 예로서 평행회전주사방식 (A), 반각도회전방식(B), Off ring방식(C), 연속회전방식 (D)이다. 검출기 ring을 2개의 반원으로 분리하여 이것을 2개의 조개비와 같이 움직이는 clam-shell 방식 또는 2분할 방식도 고안되어 있으며, 주사의 간소화를 도모하고 있다.

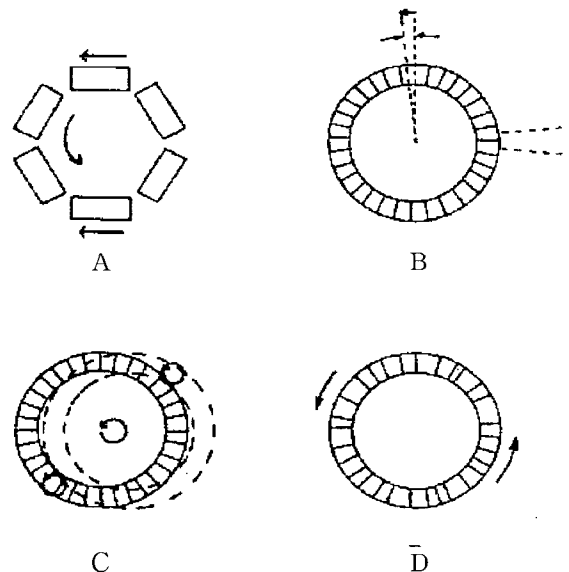


Fig. 3. Diagram of various configurations of scanning motion used in PET systems for sampling requirement.

검출기 ring의 주사는 동태측정과 같은 시간적 변화가 심한 측정을 어렵게 한다. 따라서 정지한 상태에서 sampling의 조건을 충족시키는 방법이 검토되고 있다. 하나는 hard적으로 해결하는 것으로 검출기에 감마카메라와 같이 연속 검출기를 이용하는 방법^{3,4)}이다. 이 방법은 높은 계수율특성을 손상할 염려가 있다. 또 하나는 soft적인 방법으로 미리 검출기소자를 ring에 비대칭으로 배열하여 놓고 화상재구성시 축차근사형 algorithm을 이용한다⁵⁾.

현재는 다층 ring형 PET 장치가 보급되어 3차원 PET 화상을 쉽게 얻을 수 있도록 되었다. 이 경우 문제되는 것은 체축방향의 공간분해능 및 감도의 균일성이다. 소위 말하는 partial volume effect를 피하기 위해서는 체축방향의 주사를 시행할 필요가 있다. 따라서 슬라이스면으로 Off ring 등의 주사를 시행하는 방식에서는 주사가 2중으로 되기 때문에 동태측정용으로는 더욱더 불리하다. 될 수 있는 한 슬라이스면으로 주사를 시행하지 않는 방식이 바람직하며 축차근사형 algorithm의 실용화가 기대된다.

3. 축차근사형 화상재구성법

축차근사형 algorithm은 먼저 추정된 화상으로부터 추정투영데이터를 계산으로 작성하고 이것을 측정투영데이터와 비교한다. 다음에 그 차를 평가하여 추정화상을 수정한다. 이상과 같은 조작을 반복함으로써 추정화상을 실제 화상에 가깝도록 한다. 축차근사형 화상재구성법은 앞에서 언급한 sampling 문제에 그치지 않고 화질향상을 도모하는 방법으로서 최근에 주목되고 있다. 즉, 해석적인 중첩적분방법이나 Fourier 변환법과는 달리 여러 정보를 추가함은 물론 불완전한 측정투영데이터도 재구성이 가능한 이점이 있다.

특히 기대치 최대화 algorithm(EM)법⁶⁾은 결과가 수학적으로 증명되고 있으며, 축차근사화상의 총합이 자동적으로 측정투영데이터의 총합과 같아지며 어느 화소 값도 부(-) 값으로 되지 않음이 증명된다. 또한 투영데이터가 Poisson 분포에 따르는 방사선계측 조건에도 적합하기 때문에 PET의 실용화가 크게 기대된다. 그러나 EM법은 시간이 걸리며, 15회 이상의 축차근사 회수를 필요로 하기 때문에 시간을 단축하기 위한 몇 가지 개선방법이 고안되고 있다. 필터형 축차근사재구성 algorithm(FIRA)법⁷⁾은 그 중 하나이며, 축차근사회수 2~4회로 양호한 재구성 화상을 얻을 수 있다.

한편, 계산기의 기억용량의 효율적인 이용을 도모하기 위하여 상 공간축차근사 algorithm (ISRA)법⁸⁾이 제안되었다. 이 방법은 측정투영데이터의 역투영화상을 기준으로 하고 측정투영데이터의 역투영에 의해 작성된 추정역투영 화상과 비교한다는 점에 특징이 있다. 승산식 동시축차근사(MSIRT)법⁹⁾도 그 일종이다. 3차원투영데이터의 경우는 그 저장번지가 상 공간의 크기보다 훨씬 커지므로 3차원 PET에서는 ISRA법이 유리하게 될 것으로 기대된다¹⁰⁾.

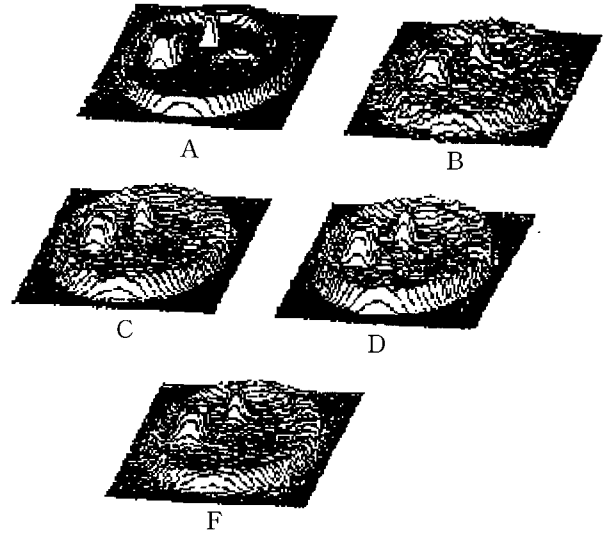


Fig. 4. Original image of the 2D phantom in (A) and the reconstructed image by using the Shepp-Logan convolution method for noisy data set with the total count of 1×10^6 in (B) ; reconstructed images by using the EM of $n=20$ in (C), the FIRA of $n=4$ in (D), and the MSIRT of $n=20$ in (E) for noisy data set with the total count of 1×10^6 .

Fig. 4는 계산기 씨물레이션에 의해 각 방법의 재구성 화상을 나타낸 것이다⁹⁾. 그림의 A는 씨물레이션에 사용한 수학적 팬텀이다. 투영데이터는 통계잡음을 포함하며, 전 계수치는 약 1×10^6 으로 하였다. 이 투영데이터에 대하여 중첩적분법, EM법($n=20$), FIRA법($n=4$), MSIRT법($n=20$)을 각각 적용하여 구한 화상이 B, C, D, E이다. n 은 축차근사 회수를 의미한다. 축차근사형 화상재구성은 중첩적분법에 비하여 재구성화상의 통계잡음이 억제되어 있어 화질의 향상을 볼 수 있다. 특히, EM법은 cold영역 내에서의 잡음을 억제하는 효과가 크다는 것을 알 수 있다.

축차근사형 algorithm의 단점은 계산시간이 길다는 것이다. 그러나 최근에 계산기 기술이 발전됨에 따라 실용적인 축차근사화상재구성 전용장치가 개발되고 있다¹¹⁾.

4. 검출기 Unit

PET 장치용 검출기 unit의 예는 Fig. 5와 같다¹²⁻²⁰⁾. 양호한 해상력과 높은 감도를 달성하기 위하여 소형의 신틸레이터를 조밀하게 배열하는 것이 필요하다. 신틸레이터와 광학결합되는 광전자증배관의 소형화에는 한계가 있으므로 2개의 광전자증배관 보다 많은 수의 소형 신틸레이터를 조합시켜 검출기 unit로 하는 것이 일반적으로 되어왔다. 신틸레이터의 판별은 광전자증배관의 출력펄스를 파고 선별하는 등의 많은 연구가 이루어지고 있다. 이러한 검출기 unit의 진보에 의해 지금까지 보고된 최고의 해상력은 반치폭으로 2.6 mm이다²¹⁾.

PET 장치용으로서 특수한 광전자증배관이 개발되었다. 예를 들면 한 개로 4개분의 역할을 하는 광전자증배관이 개발되었다²²⁾. 이 광전자증배관은 6 mm 폭의 소형신틸레이터를 4개씩 조밀하게 배열하는 것이 가능하며, 높은 검출효율을 갖는 검출기 unit를 구성할 수 있다. 그 검출기 unit를 이용한 두부용 PET 장치는 현재 성능평가 결과 공간분해능은 슬라이스면에서 반치폭 3.5 mm, 체축방향에서 5.7 mm를 얻고 있다²³⁾.

PET 장치의 고해상력화를 방해하는 또 하나의 문제점은 콤프톤산란에 의한 인접 신틸레이터로 새어 들어가면 소멸방사선의 경사 입사에 의한 해상력의 저하 및 검출효율의 저하이다. 이 문제를 피하기 위하여 신틸레이터 표면에 mask를 부착하는 방식이 제안되고 있다²⁴⁾.

III. 시간분해능

PET장치에서는 동시계수측정에 의해 한 쌍의 소멸방사선이 각각 검출된다. 그 검출시각의 차(TOF정보)를 충분한 정밀도로 측정할 수 있으면 화상재구성의 연산을 하지 않고 RI분포상을 얻을 수 있다. 그러나 현실적으로는 BaF₂ 신틸레이션 검출기로도 0.3ns 보다 양호한 시간분해능은 얻기 어렵고, 5cm 정도의 공간분해능 밖에 기대할 수 없다.

일반적으로 TOF형 PET란 통상적인 CT화상재구성법에 TOF정보를 가함으로서 화상의 S/N비의 향상을 목표로 하는 장치이다²⁵⁾. 통상 PET장치에서는 역투영시 중복이 일정한데 반해, TOF형 PET는 TOF정보를 이용한 중복이 없어진다. 이 때문에 시간분해능에 반비례하여 외관상 감도가 증가하고 화질이 향상한다. 다만 이 증감도는 선원분포의 영역이 작으면 효력을 발휘하지 않고 균일한 선원이 널리 분포할 경우에 효과가 있다²⁶⁾.

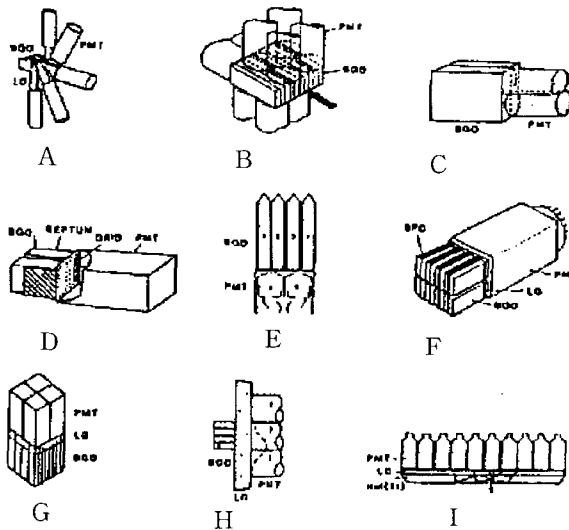


Fig. 5. Representative types of coding schemes of detector units for PET systems.

양호한 시간분해능이 가져오는 또 하나의 이점은 우발 동시계수의 경감이다. τ 를 시간분해능, R_s 를 장치의 단일 계수율로 하면 우발동시계수율 R_A 는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$R_s = 2\tau R_s^2 \quad (1)$$

한편, 실제 동시계수율 R_T 는 다음과 같다.

$$R_T = kR_s \quad (2)$$

여기서, 비례상수 k 는 동시계수 때문에 예상되는 입체각에 의존한다. R_A 와 R_T 가 같아질 때를 실제의 동시계수율의 최대치 R_{max} 라고 정의하면 다음과 같다.

$$R_{max} = k^2/2\tau \quad (3)$$

위 식에서 시간분해능 τ 가 작아질수록 실제 동시계수의 비율이 증가하고 화질의 개선을 도모할 수 있다. 일반적으로 BGO 신틸레이터에서는 시간분해능이 5ns 정도로 더욱더 양호한 시간분해능을 바랄 정도이다. 다만, 1ns 이하로 되면 통상적인 화상재구성법에서는 선원의 위치에 의한 비형시간차 때문에 검출율을 잃을 염려가 있다. (3) 식에서 τ 를 작게 하는 방법 이외에 k 를 크게 하는 방식도 생각할 수 있다. 이것은 k 의 자승인자 때문에 효과가 크고 3차원(volume) PET의 유용성을 뒷받침 해 준다.

IV. 에너지분해능

검출기 출력의 파고분포의 성분은 Fig. 6과 같이 2가지로 구분할 수 있다. 그림의 실선은 511keV의 소멸방사선이 신틸레이터에 입사하여 검출된 경우에 해당되고, 511keV의 photopeak와 콤프톤효과에 의한 저에너지의 스펙트럼 분포를 볼 수 있다. 점선은 511keV 이하의 산란선이 검출된 경우에 해당된다. 따라서 산란선을 제거하는데 파고선별이 필요하며, 그 에너지 역치를 높게 하는 것이 바람직하다.

Photopeak만을 계수하기 위해서는 양호한 에너지분해능이 필요하다. 현재 PET장치에서는 검출기 ring 사이에 slice shield를 삽입함으로써 산란선을 제거하는 경우가 일반적이다. 이것은 외관상 에너지분해능을 향상한 것과 동일한 효과를 갖는다²⁷⁾.

실제 동시계수율 R_T 에 대한 산란선동시계수율 R_s 의 비 S 는 근사적으로 다음 식과 같이 표시할 수 있다.

$$S = R_s/R_T = f/X \quad (4)$$

여기서, X 는 slice shield의 길이이고, f 는 에너지 역치에 의존하는 비례상수이다.

2차원 PET장치에서는 slice shield의 이용으로 에너지분해능의 우열을 그다지 문제삼을 필요가 없는 상황이다. 그러나 3차원(volume) PET와 같이 slice shield를 제거할 경우에는 에너지분해능의 특성이 화질의 우열에 큰 영향을 주게 된다.

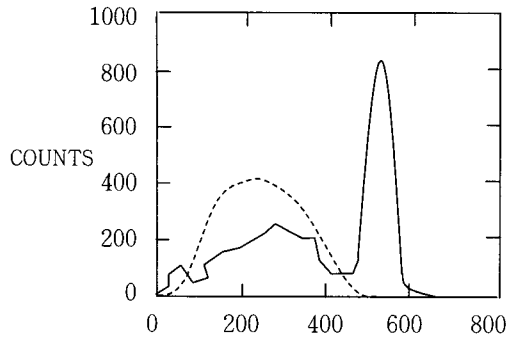


Fig. 6. Energy spectrum of 511keV primary radiation (solid line) and typical scattered secondary radiation spectrum from the patient(dashed line).

Table 1. Properties of scintillator used in PET

	NaI(Tl)	BGO	Ba
Atomic number	53, 11	83, 32, 8	56,
Density(g/cm ³)	3.7	7.1	4.9
Decay time(ns)	230	300	0.8 620
Resolving time(ns)	1.0	2.5	0.3
Light output(relative)	100	15	6
Energy resolution(%)	7	15	13
Attenuation coefficient (511keV, cm ⁻¹)	0.34	0.92	0.47
Detection efficiency (3cm thick crystal, %)	64	94	76

V. 검출효율

1. Scintillator

검출효율을 향상시키기 위하여 우선 검출소자의 선정이 중요하다. 511keV의 광자를 효율적으로 흡수하기 위하여 원자번호가 큰 선틸레이터가 바람직하다. Table 1은 NaI(Tl), BGO, BaF₂의 3가지 선틸레이터를 기본 특성별로 비교한 것이다. 동일한 3cm 두께에서도 BGO는 94%의 검출율을 가지며 가장 감도가 높다.

PET용의 새로운 선틸레이터를 찾는 시도가 미국에서 시작되었다²⁸⁾. 방사광 시설을 이용한 체계적인 탐사법에 의해 많은 시료가 검정되고 있다. 그 중에서 탄산납(PbCO₃)의 결정이 유망한 선틸레이터로 보고되었다. 이 결정은 BGO와 같은 정도의 에너지분해능을 가지며 시간분해능도 우수하다. 그러나 이 결정은 천연 이외에는 존재하지 않으며, 현재 기술로는 인공 결정화가 어려운 것이 문제점이다.

2. Volume PET

검출효율을 올리는 또 한 가지 방법은 방출되는 소멸방사선을 3차원적으로 검출하는 것이다(Fig. 7). 이 방식을 3차원(volume) PET라고 한다. 종래의 PET는 2차원이

그 기초이기 때문에 체내에서 방출되는 소멸방사선의 95% 이상을 쓸데없이 잃게 되었다. Volume PET에서는 2차원 PET에 비하여 검출효율을 10배 이상으로 하는 것이 원리적으로 가능하다.

Volume PET에 있어서는 장황한 측정 데이터를 얻을 수 있으므로 해석적인 방법에만 한정하여도 화상재구성 algorithm은 유일하지 않고 여러 가지 가능한 algorithm이 있을 수 있다²⁹⁾. 이러한 algorithm은 계산순서의 차이에 따라 2가지로 분류할 수 있다³⁰⁾. 하나는 2차원 투영데이터에 2차원 보정필터를 곱하여 3차원상 공간에 역투영하는 방법(FILBK)이며, 또 하나는 투영데이터를 역투영하여 여기에 3차원 보정필터를 곱하는 방법(BKFIL)이다. BKFIL법은 필터보정이 간단하기 때문에 계산시간 면에서 유리하다. FILBK법은 보다 광범위한 algorithm을 포함한다는 점에 특징이 있다.

현재의 volume PET장치에서는 피검체의 진입로를 확보하기 때문에 4π의 전 입체각을 측정범위로 하는 것은 불가능하다. 이와 같은 경우의 volume PET용 화상재구성 algorithm도 제안되고 있다^{31~33)}. 이러한 방법에는 전 시야

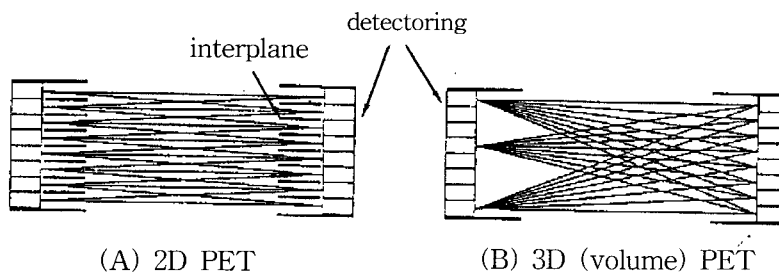


Fig. 7. Diagram of coincidence lines : (A) 2D PET with septa in, and (B) 3D PET with septa removed.

참 고 문 헌

를 측정 입체각에 따라 몇 개의 작은 영역으로 나눈다. 소 영역마다 3차원 화상재구성을 함과 동시에 이들 화상을 몇 개의 형으로 합성하고 시야중심부에 가까울수록 높은 감도를 갖는 3차원 화상을 작성한다. 종래의 다층형 PET 장치의 slice shield를 제거하고 앞에서 기술한 algorithm을 적용하는 시도도 이루어지고 있으며³⁴⁾, 이른바 2차원과 3차원의 중간적인 PET장치로 간주할 수 있다.

Volume PET에서는 투영데이터가 팽대 하는 경향이 있으며 화상재구성을 위한 계산시간이 종래의 minicomputer로는 상당히 길다³⁰⁾. 이 때문에 동시계수회로의 개발뿐만 아니라 초고속의 super computer에 버금가는 workstation이 필요하다. 특히 ISRA법과 같은 volume PET에 유리한 축차근사형 화상재구성법을 이용하기 위해서는 전용 고속 연산기를 개발할 필요가 있다¹⁰⁾.

또한 slice shield를 제거함으로써 실제 동시계수 뿐만 아니라 산란동시계수 및 우발동시계수가 증대하기 때문에 계수율 특성의 향상뿐만 아니라 이들의 보정을 고려하지 않으면 안되며, 극복해야 할 어려운 점이 많다.

VI. 결 론

PET장치 및 화상재구성법에 관한 새로운 몇 가지 방법을 소개하였다. 축차근사형 algorithm, PET용 검출기 unit, PET용 쉐일드, volume PET와 3차원 화상재구성 algorithm 등의 제안에 대하여는 성능을 향상시키기 위한 새로운 연구 방향을 제시하였다. 특히 volume PET는 종래의 2차원 PET에서는 두드러지지 않았던 여러 어려운 문제가 포함되어 있어 비약적인 성능향상이 기대된다.

이상과 같이 기술한 새로운 방법론에 있어 공통적인 것은 다른 분야의 간단한 방법의 전용이 아니라 PET 특유의 문제에서 출발하고 있어 PET 독자의 방법론으로서 제안되고 있다는 점이다. 종래의 2차원 PET에서는 원리적으로는 X선CT의 방법론의 전용 또는 가공을 시행하는 면이 대부분이었다. 이 때문에 본래 PET가 갖는 잠재능력을 희생하면서 시스템이 구성되는 경우가 많으며, 그 시스템 상에서는 장치의 비약적인 향상을 기대하기 어려운 면이 있었다.

새로운 방법론의 실현을 위해서는 중전의 시스템 및 기술로는 불충분한 경우가 많다. PET화상의 질의 향상을 바라다면 PET의 기본에 관점을 설치한 시스템의 재평가를 시행하고, super computer 등의 최신 기술을 적극적으로 도입할 필요가 있다. 그와 동시에 종래 보다 폭 넓은 전문분야의 전문인의 협력이 불가피하다.

Volume PET의 개발에 있어서는 일부에 신중론도 있으나 구미에서는 이미 volume PET의 개발에 몇 개의 연구진이 활발한 기초연구를 계속하고 있다. 그 성과에 의해 현재 2차원 PET를 개량하여 2차원과 3차원의 중간적인 PET장치를 시도하는 움직임도 있다.

1. 野原功全, 富谷武浩, 山本幹男, 村山秀雄, 田中榮一 : ポジトロンCTの空間分解能の限界. Med. Imag. Tech., 3, 81-86, 1985.
2. Muehllehner, G., and Karp, J.S : Positron emission tomography imaging-Technical consideration. Seminars in Nucl. Med., 16, 35-50, 1986.
3. Yamamoto, S., Miura, S., Iida, H., and Kanno, I. : A BGO detector unit for a stationary high resolution positron tomography. J. Comput. Assist. Tomogr., 10, 851-855, 1986.
4. Muehllehner, G., and Karp, J.S., Mankoff, D.A., Beerbohn, D., and Ordenez, C.E. : Design and performance of a new positron tomography. IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-35, 670-674, 1988.
5. Tanaka, E., Nohara, N., Tomitani, T., Yamamoto, M., and Murayama, H. : Stationary positron emission tomography and its image reconstruction. IEEE Trans Med. Imaging, MI-5, 199-206, 1986.
6. Shepp, L.A., and Vardi, Y. : Maximum likelihood reconstruction for emission tomography. IEEE Trans Med. Imaging, MI-1, 113-122, 1982.
7. Tanaka, E. : A fast reconstruction algorithm for stationary positron emission tomography based on a modified EM algorithm. IEEE Trans. Med. Imaging MI-6, 98-105, 1987.
8. Danbe-Witherspoon M.E., and Muehllehner G. : An iterative image space reconstruction algorithm suitable for volume ECT. IEEE Trans, Med. Imaging, MI-5, 61-66, 1986.
9. Murayama, H., Tanaka, E., and Nohara, N. : Comparative studies on various iterative image reconstruction algorithm for emission tomography. Med. Imag. Tech., 7, 315-333, 1989.
10. Danbe-Witherspoon M.E., and Muehllehner G. : Treatment of axial data in three dimensional PET. J. Nucl. Med., 28, 1717-1724, 1987.
11. Jones, W.F., Byars L.G., and Casey M.E. : Positron emission tomographic images and expectation maximization : A VLSI architecture for multiple iteration per second. IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-35 620-624, 1988.
12. Dorenzo, S.E., Burdinger, T.F., and Heusman, R.H. : Imaging properties of a positron tomography with 280 BGO crystals. IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-28, 81-89, 1981.
13. Dorenzo, S.E., Huesman, R.H., Cahson, J.L., Geyer, A., Uber, D., Vuletich, T., and Burdinger, T.F. : Initial results from the Donner 600 crystal positron

- tomograph. IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-34, 321-325, 1987.
14. Hoffman, E.J., Phelps, M.E., Huang, S.C., Collard, P.E., Bidaut, L.M., Schwab, R.L., and Ricci, A.R. : Dynamic, gated and high resolution imaging with the ECAT 3. IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-33, 452-455, 1986.
 15. Murayama, H., Tanaka, E., Nohara, N., Tomitani, T., Yamamoto, M., and Hayashi, T. : Twin BGO detectors for high resolution positron emission tomography. Nucl. Instr. Meth., 221, 633-640, 1984.
 16. Roney, J.M., and Thompson, C.J. : Detector identification with four BGO crystals on a dual PMT. IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-31, 1022-1027, 1984.
 17. Dorenzo, S.E., Burdinger, T.F., and Heusman, R.H. : Detectors for high resolution dynamic positron tomography, in Greitz, T., Ingvar, D.H., and Widen, L.(eds) : "The Metabolism of the Human Brain Studies with Positron Emission Tomography.", New York, Raven Press, 21-31, 1985.
 18. Nutt, R., Casey, M., and Carroll, L.R. : multicrystal two dimensional BGO detector system for positron emission tomography. IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-33, 460-463, 1986.
 19. Burnham, C.A., Kaufman, D., Chesler, D., Stearns, C.W., Wolfson, D.R., and Brownell, G.L. : Cylindrical PET detector design. IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-35, 675-679, 1988.
 20. Muehllehner, G., and Karp, J.S. : A positron camera using positron sensitive detectors : PEN-PET. J. Nucl. Med., 27, 90-98, 1986.
 21. Dorenzo, S.E., Huesman, R.H., Cahson, J.L., Geyer, A., Moses, W.W., Vber, D.C., Vuletich, T., and Burdinger, T.F. : A positron tomograph with 600 BGO crystals and 2.6mm resolution. IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-35, 659-664, 1988.
 22. Hayashi, T. : New photomultiplier tubes for medical imaging. IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-36, 1078-1083, 1989.
 23. Yamashita, T., Uchida, H., et al : Development of a high resolution PET. IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-37, 594-599, 1990.
 24. Cho, Z.H., Juh, S.C., Friedenber, R.M., Bunney, W., Buchsbaum, M., and Wong, E. : A new approach to very high resolution mini-brain PET using a small number of large detectors. IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-37, 842-851, 1990.
 25. Ter-Pogossian M.M., Mullani N.A., Fricke D.C., Markham J., and Snyder D.L. : Photon time-of-flight-assisted positron emission tomography. J. Comput. Assist. Tomogr., 5, 227-239, 1981.
 26. Tomitani, T. : Image reconstruction and noise evaluation in photon time-of-flight assisted positron emission tomography. IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-28, 4582-4589, 1981.
 27. Mankoff, D., and Muehllehner, G. : Performance of positron imaging systems as a function of energy threshold and shielding depth. IEEE Trans. Med. Imaging, MI-3, 18-24, 1984.
 28. Moses, W.W., and Dorenzo, S.E. : Lead carbonate, a new fast heavy scintillator. IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-37, 96-100, 1990.
 29. Defrise, M., Townsend, D.W., and Clack, R. : Three-dimensional imaging reconstruction from complete projection. Phys. Med. Biol., 34, 573-587, 1989.
 30. Murayama, H., and Nohara, N. : A computational feasibility study of three-dimensional positron emission tomography in nuclear medicine, in JAERI (ed) : "Proceedings of the first international conference on supercomputing in nuclear applications(SNA '90), March 12-16, 1990, Mito, Japan", Nucl. Energy Data Center, 404-409, 1990.
 31. Cho, Z.H., Ra, J.B., and Hilal, S.K. : True three-dimensional reconstruction (TTR)- Application of algorithm toward full utilization of oblique rays. IEEE Trans. Med. Imaging, MI-2, 6-18, 1983.
 32. Rogers, J.G., Harrop, R., and Kinahan, P.E. : The theory of three-dimensional image reconstruction for PET. IEEE Trans. Med. Imaging, MI-6, 239-243, 1987.
 33. Defrise, M., Kuijk, S., and Deconinck, F. : A new three-dimensional reconstruction method for positron cameras using plane detectors. Phys. Med. Biol., 33, 43-51, 1988.
 34. Townsend, D.W., Spinks, T., Jones, T., Geissbuhler, A., Defrise, M., Gilardi, M.C., and Heather, J. : Three dimensional reconstruction of PET data from a multi-ring camera. IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-36, 1056-1065, 1989.