

## SPECT의 개요

원광보건전문대학 방사선과  
이 만 구

### An Introduction to SPECT

Man Koo Lee

Dept. of Radiotechnology, Wonkwang Public Health College

#### I. 서 론

방사성동위원소의 체내 분포를 체층단층상으로서 묘출하는 시도는 1963년 Kuhl과 Edwards에 의하여 시행되었다<sup>1)</sup>. 체층주위로부터 얻은 투영을 analog방식으로 역투영하여 얻는 방법으로 이것은 오늘날의 X선 CT의 원리와 같다. 그후 컴퓨터가 도입되면서 X선 CT의 출현을 전후로하여 positron emission CT(PET)와 single photon emission CT(SPECT)가 개발되었다<sup>2~4)</sup>. 그후 1975년에 감마카메라와 회전판을 이용하여 최초의 SPECT 영상을 얻었으며, 1980년대에 회전형 감마 카메라가 개발되었고, 현재 SPECT는 뇌혈류, 심근혈류를 중심으로 임상검사에서 널리 이용되고 있으며<sup>5)</sup>, 고감도의 2~3 종류의 SPECT 전용장치도 사용되기 시작하였다. 그러나 SPECT는 간편한 반면에 몇 가지 어려운 점이 있으며, 기기 및 화상재구성법에 관하여는 현재도 연구되고 있는 중이다.

이와같은 관점에서 SPECT의 개요와 함께 여러 문제점에 대하여 검토하고자 한다.

#### II. SPECT 장치 및 성능

##### 1. 감마카메라 회전형

카메라형의 특징은 종래의 평면상(planar image)과 동시에 연속적으로 여러 층의 단층상을 얻을 수 있으며, 이에 의해 여러 층의 임의의 단층화상을 구성할 수도 있다. 검출기는 체층 주위를 계단식(step)으로 회전하여 32~128° 방향에서 투영상을 얻는다. 감도를 향상시키기 위한 2~4대의 검출기를 동시에 회전시키는 장치, 분해능을 향상시키기 위하여 집속형 콜리메타를 이용하거나 검출기의 회전에 맞추어 bed를 상하 또는 좌우로 이동하여 회전반경을 작게하는 장치 및 검출기를 타원형의 궤도로 회전시키는 장치도 있다<sup>6)</sup>.

##### 2. SPECT 전용기

SPECT 전용기는 감도가 높고 동태관찰도

가능하다. Kuhl의 Mark IV는 두부용으로 정사각형의 각 변에 각각 8개의 NaI(Tl) 검출기가 배열되어 전체가 연속 회전한다. 각 검출기들은 회전중심에 대하여 1/4씩의 간격으로 배치되어 있기 때문에 1회전하면 4배의 sampling 밀도를 얻을 수 있다. 동일 형으로 장치의 각 변에 16개의 검출기가 배열되어 있는 것도 있다(Tomomatic 64). 회전 drum형 콜리메타를 갖춘 것(HEADTOME, SET)<sup>7)</sup>은 3~6개의 ring으로 되었으며, 하나의 ring에 64~128개의

NaI(Tl) 검출기가 있다. 이러한 특수한 콜리메타(고감도형, 고분해능형)가 180° 회전함으로써 각 검출기가 부채꼴로 주사한 것 같이 되며, 한편 검출기 전체가 step식으로 회전하여 sampling 밀도를 증가시킨다. 데이터는 평행 beam으로 바꾸어 화상이 재구성된다. 이외에 pin-hole ring형(SPRINT)<sup>8)</sup> 등 여러 종류의 전용기도 개발되어 있으며, 각종 SPECT 장치의 성능은 Table 1과 같다.

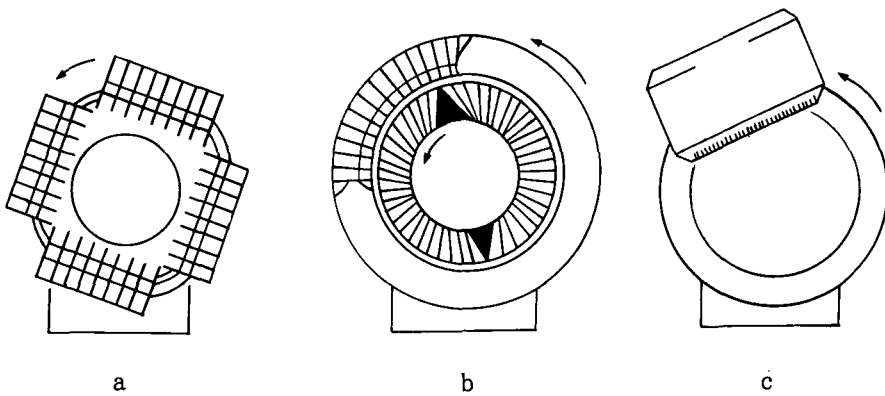


Fig. 1. Various SPECT devices  
(a : Mark IV, b : Headtome II, c : Rotating gamma camera)

Table 1. Properties of various SPECT devices

devices	detector	sensitivity (kcps/ $\mu$ Ci/ml)	resolution(mm) transverse coronal		scan time (sec)
Mark IV (head)	8 × 4 NaI 1 slice	15	17	17	50
Tomomatic (head)	16 × 4 NaI 3 slice	17	17	23	10~
Headtome (head)	64 NaI ring 3 slice	21	10~20	20	10~
SET (whole body)	128 NaI ring 3~6 slice	5.7(HR) 17(HS)	9~14 16~23	24 34	30~ 10~
Anger camera rotating	32~64 slice	0.4~0.6 (single detector)	15~20	10~20	300~

### III. 단층상의 구성

단층상에는 여러 종류가 있는데 어느 경우에도 그 구성에 필요한 데이터는 여러 방향에서의 투영상과 그 각도에 대한 정보이다<sup>9,10)</sup>. Slant hole collimator나 7 pin-hole collimator<sup>11)</sup>, 또는 coded aperture를 이용한 중단단층법도 있으나, 최근 가장 많이 보급되고 있는 것은 검출기 회전형의 감마카메라 및 전용기에 의한 체측단층법이다. 체측 주위의 여러 방향에서의 투영상에 의한 단층상을 구성하는 방법은 크게 Fourier 변환법, 필터역투영법 및 축차근사법으로 분류할 수 있다. 앞의 두 방법은 수학적으로 같은 값이며, 처리가 간편하여 가장 많이 이용되고 있다. 축차근사법은 잡음이 많거나 불완전한 데이터의 경우에 유리하다.

#### 1. Fourier 변환법(Fourier Transform, FT)<sup>12)</sup>

가장 기본적인 화상재구성법으로 1950년대부터 전파천문학이나 전자마이크로그래피 등의 분야에서 연구되어 후에 CT에 이용되었다. 어느 2차원 화상  $f(X, Y)$ 를 Y축 방향에서 적분하면 X축에 평행한 투영상  $P_Y(X)$ 를 구할 수 있다.

$$P_Y(X) = \int_{-\infty}^{\infty} f(X, Y) dY \quad (1)$$

$P_Y(X)$ 의 Fourier 변환  $P_V(u)$ 는 다음과 같다.

$$\begin{aligned} P_V(u) &= F\{P_Y(X)\} \\ &= \iint_{-\infty}^{\infty} f(X, Y) \exp(-2\pi i Xu) dXdY \end{aligned} \quad (2)$$

이것은 원래 화상  $f(X, Y)$ 의 2차원 Fourier 변환  $F(u, v)$ 의  $v$ 의 경우와 일치한다. 이 관계는 모든 방향에 대하여 성립한다. 즉 Fig. 2a에 나타낸 바와 같이 “원래 화상의 어느 방향에서의 투영의 Fourier 변환은 원래 화상의 2차원

Fourier 변환 평면에 있어서 투영방향과 직각인 중앙단면과 같다”라고 하는 중앙단면정리에 기초를 둔 것이다. 따라서  $180^\circ$ 에 걸친 여러 방향에서의 투영데이터의 Fourier 변환에 의해 구한 극좌표로 표현한 Fourier 평면을 직교좌표로 변환한 후 2차원 Fourier 역변환하면 원래의 화상을 재구성할 수 있다. 좌표 변환시 보간(직선형보간 등)을 필요로 하는데 그 방법이 재구성화질에 영향을 미친다. 데이터 수가 적을 때 등은 ring artifact가 생긴다.

#### 2. 중첩적분역투영법(filtered back projection, FBP)<sup>13)</sup>

Kuhl이 맨처음 시도한 단순역투영법은 간단하나 정확한 재구성화상은 얻을 수 없다. 즉, 본 방법은 여러 방향에서의 투영상을 이용하여 합성하였다 해도 화상의 각 점은 그 점으로부터 거리에 반비례한 특성으로 blurring되어 재구성된다. 이와같은 blurring을 보정하기 위하여 Fourier 변환을 적용해도 좋으나, 가장 간단한 방법은 Ramachandran<sup>14)</sup> 등이 제안한 것으로 다음 식과 같이 공간 영역에 있어서 각 투영상  $P(x, \theta)$ 에 어느 보정함수(filter)  $g(x)$ 를 중첩시킨 후  $180^\circ$ 에 걸쳐 역투영하는 방법이다.

$$\begin{aligned} f(X, Y) &= \int_0^\pi P(x, \theta) * g(x) d\theta \\ \text{단, } x &= X \cos \theta + Y \sin \theta \end{aligned} \quad (3)$$

여기서 \*는 중첩적분을 의미한다. 보정함수  $g(x)$ 에는 여러 특성을 고려할 수 있는데, 주파수 영역으로 나타내면 가장 기본적인 것은 Ramp 함수이며, 기타 Shepp-Logan이나 Chesler에 의해 그 개량형으로 잡음이 큰 데이터에도 견딜 수 있도록 고주파 성분을 작게한 함수가 제안되어 있으며<sup>15,16)</sup> 그 함수는 각각 (4), (5) 및 (6)과 같다.

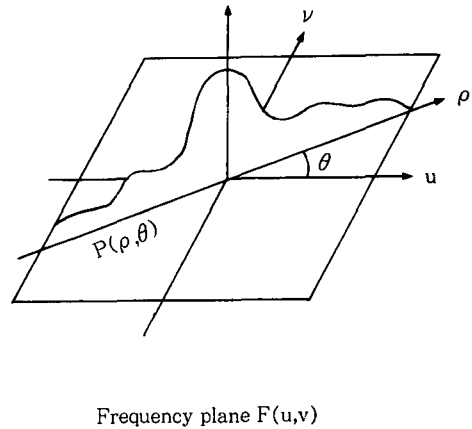
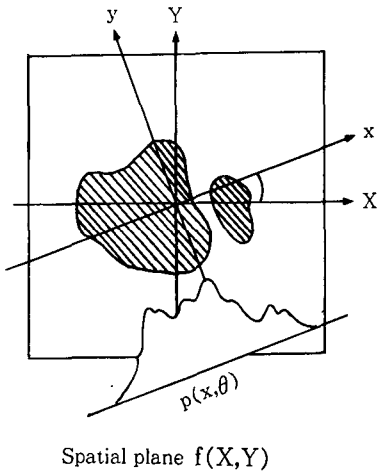
$$G_1(\nu) = |\nu| \quad (4)$$

$$G_2(\nu) = |\sin \pi \nu a / \pi a| \quad (5)$$

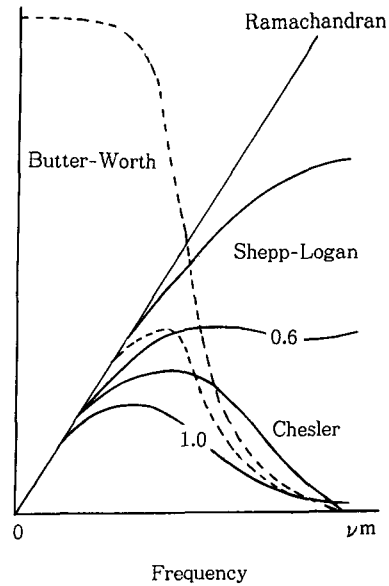
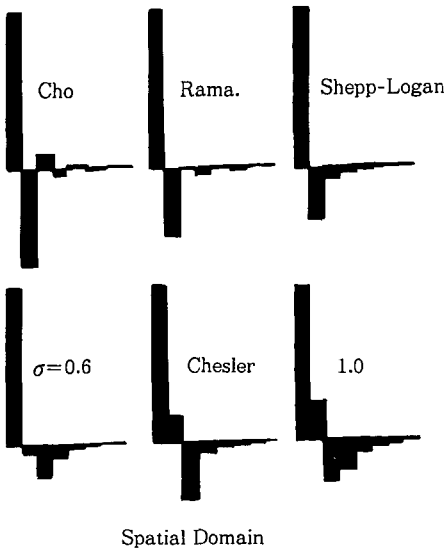
$$G_3(\nu) = |0.5 \nu| (1 + \cos 2\pi \nu a) \quad (6)$$

여기서,  $\nu$ 는 공간주파수,  $a$ 는 투영상의 sampling 간격이다. 기타 Ramp 함수에 적당한 차

수와 차단주파수를 가진 Butterworth filter를 곱한 것과 Shepp-Logan형에 각종 평활 filter를 곱한 함수 등도 사용되고 있다. 이러한 것에 대응하여 실제 계산에 사용되고 있는 공간 영역에서의 filter는 Fig. 2b와 같다.



a. Fourier transform



b. Filtered back projection

Fig. 2. Principles of reconstruction

역투영시 각 화소간에 있어서 데이터의 내삽 보간에는 가장 근접한 값을 취하는 방법과 선형보간하는 방법이 있는데 투영수가 많은 경우나 sampling 간격이 작은 경우 대부분의 결과는 변하지 않는다.

### 3. 축차근사법(iteration method)<sup>17)</sup>

이상적인 데이터라면 단층상은 앞서 기술한 두 가지 방법에 의하여 완전히 재구성할 수 있다. 그러나 통상 각도 sampling이 불충분하거나 통계잡음이 크며, 또한 선속의 넓이나 흡수의 영향 등에 의하여 불합리한 데이터 밖에 얻지 못한다. 각종 축차근사법은 이와같은 불완전한 데이터의 화상재구성에 유효하며 많은 연구도 있으나, 계산시간을 요한다는 점에서 실용화에는 미치지 못하고 있다.

본 방법은 어느 임의의 화상을 초기 값으로서 산출(추정) 투영상과 실측 투영상과의 차 또는 비를 구하여 이것을 각 화소에 더하거나 또는 곱하여 화소 값을 수정하는 방법이다<sup>18)</sup>. 이 과정을 모든 방향에 대하여 시행하여 1회의 근사로 끝내고, 어느 레벨로 수집될 때까지 수회 내지 수백 회 반복한다. 각 투영마다 모든 beam에 대하여 보정 값을 구하는 ray by ray 방식에는 대수적 재구성법(algebraic reconstruction technique, ART)<sup>19)</sup> 등이 있으며, 전 투영상을 사용하여 각 화소마다 수정하는 point by point 방식에는 동시축차재구성법(simultaneous iterative reconstruction technique, SIRT)<sup>16)</sup> 및 최소자승축차근사법(least square iterative technique, LSIT)<sup>15)</sup> 등이 있다. 각각의 흠어짐을 억제하거나 또는 수집을 빠르게 하기 위하여 적당한 damping 계수 등이 설치되어 있다. 이 중에서 Shepp 등<sup>13)</sup>이 제안하고 Tanaka 등<sup>20)</sup>이 개량한 EM법은 통계잡음이 큰 PET, SPECT의 재구성에 적합하다. 앞으로 고성능 컴퓨터가 임상에서 이용할 수 있게되면 실용화 될 것으로 생각된다.

## IV. 정량성의 개선

SPECT는 정성적으로는 충분히 임상적 가치는 인정되고 있으나 정량적인 평가에는 큰 문제가 있다. 정량성 개선처리 중에서 중요한 문제로 되는 것은 피검체 내에서 일어나는  $\gamma$ 선의 흡수 및 산란선의 영향을 제거하기 위한 보정계산이다. 보통 투영상은 흡수에 의하여 1/5 정도로 감소하며, 산란선에 의해 수 십 % 증가한다. SPECT에서는 이들을 완전하게 보정한다는 것은 불가능하지만 근사적으로 보정하는 연구는 많이 시행되고 있다.

### 1. 흡수(감약) 보정

SPECT에서는 엄밀한 흡수보정은 원리적으로는 할 수 없는데, 이것은 소멸광자의 동시계수를 이용하는 PET와 큰 차이점 중의 하나이다. 근사적인 흡수보정법에는 투영상을 보정하는 방법, 재구성화상을 보정하는 방법 및 축차, 각 화소값을 보정하는 방법이 있다. 흡수가 없는 이상적인 데이터의 경우는 재구성 원리에서 밝혔듯이 180°에 걸친 투영상의 수집으로 충분하지만, 보통 360° scan하여 대향하는 투영의 기하평균을 취하여 흡수의 영향을 감소시킨다. 가장 간단한 방법은 각 투영에 보정 값을 곱하여 FBP법으로 화상재구성하는 방법이며 다음 식을 이용한다(Fig.3).

$$\begin{aligned} P'(x, \theta) &= P_g(x, \theta) \cdot \mu f T/2 \cdot \exp(\mu T/2) / \sinh(\mu f T/2) \quad (7) \\ &= P_g(x, \theta) \cdot \mu T / \{1 - \exp(-\mu T)\} \quad (f=1 \text{ 일 때}) \quad (8) \end{aligned}$$

여기서  $P_g(x, \theta)$ 는 대향하는 투영의 기하평균이다. 단면의 흡수계수  $\mu$ 는 균일한 것으로 가정하여 보통 단면의 윤곽은 원 또는 타원으로 계산한다.  $f$ 는 투영의 beam이 단층면을 통과하는 길이  $T$  중 RI가 분포되어 있는 비율이며 통상 0.5~0.8을 사용한다. RI가 균일하게

분포하고 있다고 가정했을 때( $f=1$ ) (7) 식은 (8) 식에 일치한다.  $f$  값을 작게 하거나 또는  $\mu$  를 크게하면 할수록 중앙부의 농도가 높고 contrast가 저하한 재구성상이 얻어진다. 이것은 Sorenson<sup>22)</sup>이 전신 계수장치에 의해 Ca 분포 측정에 이용한 방법을 Budinger<sup>16, 23)</sup>가 ECT를 위해 소개한 것이다. 본 방법은 실제적이 아닌 가정하에서 시행되기 때문에 균일한 RI 분포와  $\mu$  분포를 지닌 피사체 이외는 보정은 보증할 수 없다.

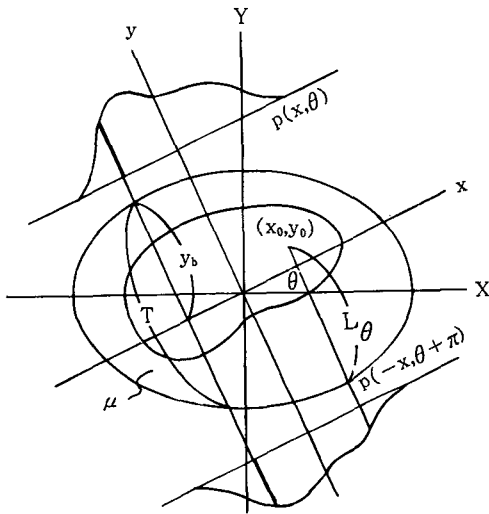


Fig. 3. Projection data

Walters 등의 축차근사중첩적분법(ICAT)은 투영 데이터를 축차근사하는 방법이다. 먼저 관측 투영상  $P_1(x, \theta)$ 으로부터 단층상  $R_1(X, Y)$ 를 구성하여 초기화상으로 한다. 한편, 각 방향에서 본 각 점의 흡수의 적산치  $A(X, Y, \theta)$ 를 계산한다.  $A$ 와  $R$ 을 합친 화상으로부터 재투영상의 set  $r_1$ 을 구하여 이것과 원래의 투영  $P_1$ 과의 차를 앞에서의 투영에 가하여 새로운 투영상  $P_2$ 를 만든다. 이것을 재구성하여  $R_2$ 로 한다. 이 과정을 반복하여 축차근사로 실제의 SPECT상에 가깝도록 한다.

$n$ 을 근사 회수라 하면

$$P_n = P_{n-1} + s(P_1 - r_{n-1}) \quad (9)$$

$s$ 는 damping 계수(0.4~0.7)이다. 이 방법은 먼저 초기값  $R_1$ 으로부터 출발하기 때문에 있을 수 없는 값은 취하지 못하는 이치에 맞는 방법이다.  $\mu$ 가 균일하지 않아 불균일 분포를 이용하는 것도 가능하나 이 경우는 더욱더  $A(X, Y, \theta)$ 의 계산에 시간을 요한다.

Larsson<sup>24)</sup>은 같은 방법으로 재투영을 이용하여 흡수가 없는 경우와 흡수를 고려한 경우의 투영의 비를 보정계수로서 관측 데이터에 곱하였다. 즉,

$$P_{new} = P_{old} \cdot r(x, \theta) / r_a(x, \theta) \quad (10)$$

이것은 반복이 가능하며, 1~2회 반복하면 양호한 결과를 얻을 수 있다.

Chang<sup>25)</sup>의 보정 matrix법은 화상재구성 후에 보정하는 방법이며, 화상의 점  $(x_0, y_0)$ 의 보정계수  $C(x_0, y_0)$ 를 다음 식으로부터 구할 수 있다.

$$C(x_0, y_0) = 1 / [1/M \{ \sum_{i=1}^M \exp(-\mu L_{i\theta}) \}] \quad (11)$$

Fig.3에 나타낸 바와 같이  $L_{i\theta}$ 는 각도  $\theta$ 에 있어서 점  $(x_0, y_0)$ 으로부터 단층면의 주변까지의 거리,  $M$ 는 투영의 수이다. 결국, 보정 matrix는 단층면의 각 점으로부터 각 투영방향에서의 평균적인  $\gamma$ 선 투과율의 역수로 된다. 투과형 CT에서 얻은  $\mu$ 분포를 이용하여 정밀도가 좋은 matrix를 만드는 것도 가능하다. 그러나 RI분포상태에 따라 보정이 과잉 또는 부족한 부위가 나타나는 경우가 있으며 또한 큰 피사체에서는 중앙부의 농도가 높아진다. 이것을 시정하기 위하여 제2단계의 축차근사에 의한 보정도 제안되고 있으나 별로 사용되지 않는다.

Tanaka<sup>20)</sup>는 하중역투영법(weighted back projection, WBP)을 제안하였다. 먼저 각도  $\theta$ 에서의 투영  $p(x, \theta)$ 를 화상의 원점에 대하여 규격화하여  $P_n(x, \theta) = P(x, \theta) \cdot \exp(uy_b)$ 를 만든다(Fig.2).  $y_b$ 는 단층면의 윤곽의  $y$ 좌표이며,  $P_n$ 는 윤곽에 관계없다. 이어서 다음 식으로 변형한 역투영을 한다.

$$I(X, Y) = \sum_{\theta=0}^{2\pi} \left[ \frac{P_n(x, \theta) \cdot F(x) \cdot g(x)}{F(x)} \right] \cdot W(y) \quad (12)$$

$g(x)$ 는 종래의 보정 filter,  $F(x)$ 는 역투영에 하중  $W$ 를 곱함으로써 화상의 왜곡을 수정하기 위한 함수  $\exp\{c_1(ux)^2\}$ 로 나타낸다( $c_1=0.3 \sim 0.4$ ). 하중  $W(y)$ 는  $\exp(kuy)/\cosh(uy+kuy)$ 로 표시하며,  $k$ 는 정수( $0 \sim 1$ )이다. 이로부터 하중  $W$ 는 원점으로부터 멀어짐으로서 그 위치에 가까운 축의 투영에서 보다 크게 관계하게 된다. 또한 하중역투영에 요하는 시간이 길기 때문에 방사후보정법(radial post correction, RPC)을 제안 하였다. 이것은  $k=0$ 의 경우  $F$ 와  $W$ 의 합이 각도  $\theta$ 에 의존하지 않고 원점으로부터의 거리만에 의존하는 것을 이용하여 규격화 투영을 역투영한 후 보정함수를 곱하는 방법이다. 이 방법에서는  $\mu$ 가 일정한 피사체의 크기나 형태에 의존하지 않고 계산시간도 요하지 않는다. 본 방법에 의해 contrast가 높고 잡음이 낮은 SPECT를 얻을 수 있다.

## 2. 산란선의 보정

산란선이 SPECT에 미치는 영향은 의외로 크며 그 보정방법은 최근에 많이 연구되고 있다. 피사체 내에서 발생한 산란선이 투영상에 가산되는데 그 양은 체측방향을 포함한 RI분포,  $\mu$ 분포에 의존하며, 산란각, energy window도 관계하여 대단히 복잡하다.

편의적으로 산란선 같은 것을 제거하기 위하여 (7), (8) 식의  $\mu$ 를 작은 것을 선택하는 소위

“effective  $\mu$ ”를 이용하는 방법이 있다(Fig. 4a). 이것은 분명히 불합리하며 RI 분포가 균일한 피사체에서는 좋은 결과를 얻을 수 있으나, cold spot 등의 경우 그 부위의 산란선 분포는 제거할 수 없으며 정량성을 개선한 것으로는 되지 않는다.

가장 간단한 산란선 제거는 energy window를 광전 peak가 높은 쪽으로 변경함으로써 어느 정도 실시할 수 있다. 이 경우 감도는 저하하며 통계잡음은 증가한다.

Jaszczak 등<sup>26~28)</sup>은 광전 peak에서의 투영에 의한 단층상 ( $P$ )으로부터 보다 낮은 제 2의 window에 의한 산란 단층상( $S$ )을 감산하여 보정상을 얻고 있다(Fig. 4b). 이때 팬텀실험에서 얻은 계수 0.5를  $S$ 에 곱한다( $P_{corr} = P - 0.5 \cdot S$ ).  $P, S$ 는 (11) 식에 의해 흡수보정하고, 단면의 윤곽은  $S$ 로부터 얻는다. 또한  $S$ 는  $P$ 보다 평활한 filter를 사용한 FBP법으로 재구성한다. 본 방법에 의해 30~40%의 산란성분이 제거되며, S/N비는 거의 변하지 않고 contrast는 두 배로 향상된다.

Axelsson<sup>29)</sup>은 투영으로부터 산란성분을 모출하고 있다. 투영  $P$  속의 위치  $x$ 에 있어서 산란선  $S(x)$ 는 다음과 같이 중첩적분으로 나타낸다.

$$S(x) = \int_{-D}^D P(r) \times F(x-r) dr \quad (13)$$

2D는 화상의 폭이며,  $F$ 는 산란의 특성을 나타내는 함수로 실험에 의해 구한다. 실험은 감마 카메라로 수중의 선선원으로부터의 투영(LSF)을 거리(깊이)를 변경하여 측정하며, 대향하는 투영의 기하평균을 취한다. 이것을 반대수 그래프에 표시하면 Fig. 4c와 같이 양측으로 직선으로 길게 뻗게 된다. 깊이에 따른 투영의 크기는 다르나 양측의 직선의 맞난 점의 계수(counts/ch)와 전체 peak count의 비(scatter/total)는 주변부를 제외하고 거의 일정하다. 직선의 기울기도 거의 일정하기 때문에 산란특성

$F(x)$ 는  $A \exp(-Bx)$ 로 되는 하나의 지수함수로 나타낼 수 있다.  $A, B$ 는 기종 및 측정조건에 따라 다르나  $A=0.03$ ,  $B=0.2/\text{pixel}$ 을 얻는다. 이에 따라 약 30%의 산란성분이 0이 되며, contrast는 증가하나 S/N비는 감산처리 때문에 약간 감소한다.

Floyd<sup>30)</sup>는 앞의 방법과 동일하게 생각하여 Fourier 변환을 이용한 deconvolution에 의해 산란을 제거하고 있다.

$$T(x) = D(x) * \{\delta(x) + G(x)\} \quad (14)$$

T.D.G 및  $\delta$ 는 각각 관측투영, 산란성분이 없는 투영, 산란특성함수,  $\delta$ 함수이다. 이에 의해 Fourier 변환 및 역변환을 이용하여 실제의 투영  $D(x)$ 를 구한다.  $G(x)$ 는 하나의 지수함수  $\alpha \exp(-\beta |x|)$ 이며,  $\alpha, \beta$ 는 팬텀실험에 의해 얻는다.

Todd-Pokropek<sup>25)</sup>는 여러 에너지 window에 의한 점응답(PSF)의 측정으로부터 투영을 보정하고 있다. 즉, 광전 peak, Compton 영역, 낮은 Compton 영역, 낮은 광전 peak 등 여러 window에서의 투영  $P_j(x)$ 와 점응답함수(PSF<sub>j</sub>)를 측정하여 다음 식에 의해 보정 후의 투영상  $P'(x)$ 를 구한다.

$$P'(x) = P_i(x) - \sum P_j(x) * \text{FILTI}_j \quad (15)$$

여기서  $\text{FILTI}_j = \text{Ft}^{-1}[\text{Ft}\{\text{PSF}_j(x)/\text{Ft}\{P_i(x)\}}]$ 이며,  $P_i, \text{PSF}_j$ 는 광전 peak의 함수이다. 보통은  $j=1, 2$ 만으로 계산한다.

본 방법은 피사체의 형태나 RI분포상태에 의존하지 않고 산란선의 50~80%가 제거된 것으로 하고 있다.

Fig. 5는 산란특성을 나타내는 함수  $S(x, y)$ 를 단층면의  $\mu$ 분포를 고려하여 중첩적분을 이용한 축차근사에 의하여 얻은 산란보정상이다.

Fig. 5a는 팬텀의 원래 화상, 흡수 및 산란보정의 결과이다.

Fig. 5b는 비방사능과 SPECT 농도와의 비례성을 나타낸 것이다. 흡수, 산란 둘 다 보정하여 절편이 0으로 되는 직선관계를 얻을 수 있다.

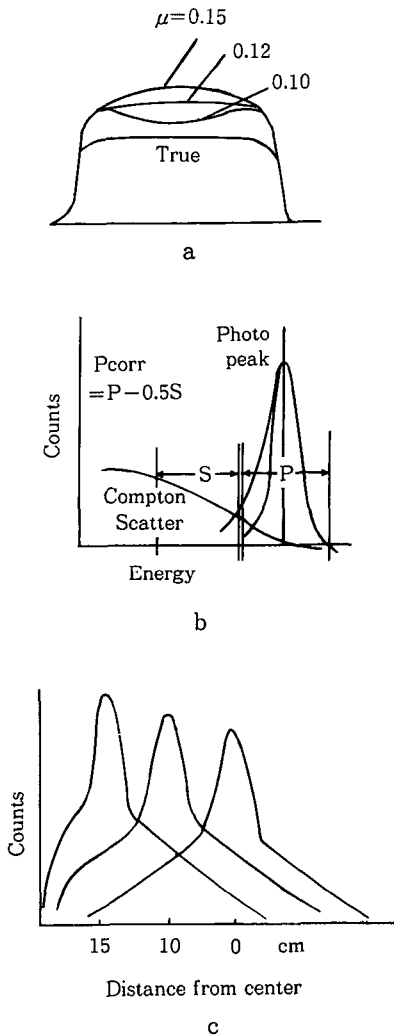
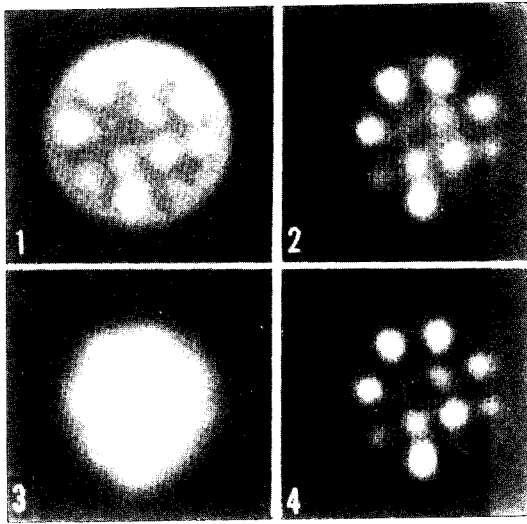


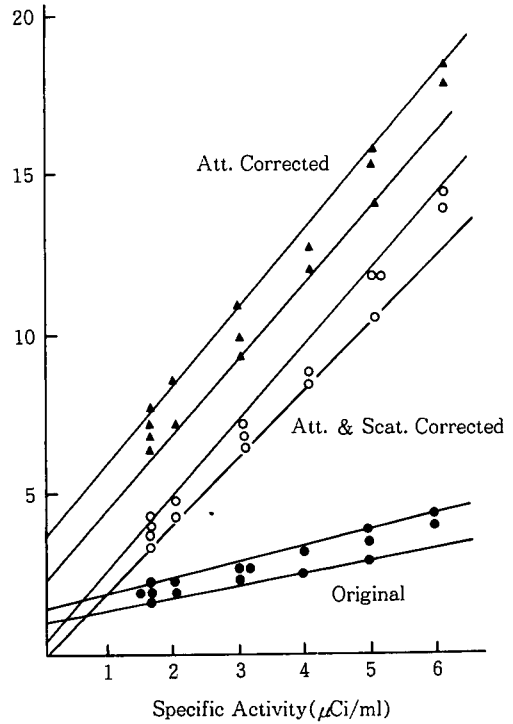
Fig. 4. Scatter corrections

- a : Effect of "effective  $\mu$ "
- b : Photopeak image subtraction of the Compton window image(Jaszczak)
- c : LSF in the cylindrical water phantom (Axelsson)





a.



b.

Fig. 5. Attenuation and scatter correction of SPECT

- a : 1. original image      2. attenuation corrected image by ICAT method  
 3. scattered image      4. scatter corrected image
- b : Proportionality of specific activity and SPECT concentration

## V. 화질과 관리

화질은 분해능, 통계잡음, artifact에 의하여 평가한다.

분해능은 기종, 데이터 수집방법, 재구성 방법 등에 따라 다른데, 분해능이 높을수록 partial volume effect도 작아지며, 정량성도 향상된다. 이 때문에 카메라형 SPECT에서는 집속형 콜리메타를 사용하거나 bed의 이동 또는 검출기의 타원궤도에 의한 근접촬영법으로 분해능을 향상시키는 기종도 있다. 또한 적절한 데이터를 수집함으로써 화질을 향상시킬 수 있다. Sampling의 이론에서 투영상의 sampling 간격을  $a$ , 검출계의 해상력 또는 재구성화상의 해

상력을  $R$ 이라 하면  $a \leq R/2$ 을 만족할 필요가 있다. 디지털 신호의 최고 주파수  $\nu_{\max}$ 는  $1/2a$ 이기 때문에 투영의 sampling 수  $N$  및  $180^\circ$ 에 걸친 투영수  $M$ 은 화상의 직경을  $D$ 라 하면 다음 식을 충족시키는 것이 바람직하다.

$$N \geq D/a = 2D\nu_{\max} \quad (16)$$

$$M \geq \pi D/2a = \pi D\nu_{\max} \quad (17)$$

$M$ 이 극히 적은 수의 투영이라도 화상재구성은 가능하다. 이상적인  $M$ 와  $N$ 의 관계는  $M = \pi N/2$ 로 된다. 예를 들면 시야 40 cm의 감마카메라에서 분해능 10 mm의 SPECT를 모든 곳까지 얻을 수 있는 투영의 sampling 수는 80, 투영

의 수는 125/180°로 된다.

감도는 검출계의 구조에 의하여 결정되며 SPECT 전용기는 감마카메라 보다 수 십 배 높다. 동일형의 장치라도 고분해능의 콜리메타를 이용할수록 감도는 저하하며 통계잡음이 증가한다. SPECT의 통계잡음은 ① 투영 데이터의 전 계수치 ② sampling 간격 ③ FBP법에서는 보정 filter의 함수에 의존한다. 잡음을 작게 하기 위하여 보다 평활한 filter를 사용하거나 큰 폭의 sampling 또는 재구성화상을 평활하는 등의 방법이 있는데 어느 것이나 해상력을 잃게 된다. 따라서 해상력을 유지한 잡음이 낮은 화상을 얻기 위하여는 많은 RI 투여량, 긴 관측시간에 의한 계수치가 높은 투영을 하여야 한다.

SPECT 화질을 양호하게 유지하기 위하여는 artifact의 발생은 될 수 있는 한 피하지 않으면 안된다. 따라서 검출기계의 성능관리를 충실히 실행할 필요가 있다. 성능관리 중 가장 중요한 유의점은 ① 감도의 불균일성 ② 회전축의 불일치 ③ 위치신호레벨의 차(화상의 크기와 중심)이다. 이들을 정기적으로 검사, 조정함으로서 ring artifact 및 화상왜곡은 거의 제거할 수 있다. 오늘날 SPECT 장치에는 이들을 hard 또는 soft로 자동 조절하는 것도 있다. 어느 것으로 하여도 ①에 대하여는 1~2% 이하, ②,③에 대하여는 1 pixel 이하로 유지하여야 한다. 기타 계수치나 투영수가 적을 경우, FT법에서는 ring artifact, FBP법에서는 방사상의 artifact가 발생하며 환자의 움직임이나 시야 외의 계수도 불합리한 데이터로 되기 때문에 주의하여야 한다.

## VI. 결 론

SPECT의 출현으로부터 약 10년, 지금까지는 주로 정성적인 화상만을 주목하여 임상에서 이용되어 왔으나, 최근 국소혈류 등의 기능량 측정에 많이 이용되기 시작하면서 보다 정량성

을 중요시하게 되었다. 정량성의 개선처리, 특히 흡수, 산란의 문제는 9 밀히 하는데 시간을 요하며, 간편한 방법으로는 일반성이 결여되는 등의 어려운 점이 있다. 현재 SPECT의 정량성과는 상대적인 것이지만, 앞으로 SPECT가 생화학물질의 대사 등의 imaging에 이용되면 약간의 번거로움이 있어도 PET와 같이 transmission CT의 이용이나 동맥채혈 등으로 물질의 양이나 기능량을 절대치로 얻은 절대적인 정량방법의 가능성도 있다. 또한 감도, 해상력을 높일 수 있는 장치의 개발과 컴퓨터의 고속화에 의한 새로운 재구성법의 도입 등, 보다 고도의 정밀한 SPECT를 얻기 위한 노력이 계속되어야 할 것으로 생각된다.

## 참 고 문 헌

1. Kuhl D.E., Edwards R.Q., Ricci A.R., et al : The Mark IV system for radionuclide computed tomography of the brain. Radiology 121 : 405~413, 1976.
2. Ell P.J. and Hoiman B.L.(ed.) : Computed emission tomography, Oxford University Press, New York, 1982.
3. Kuhl D.E.(ed.) : Principles of radionuclide emission imaging, Pergamon Press, Paris, 1982.
4. Eiichi Tanaka : Diagnostic Imaging by Radioisotopes Basic(IV), Radioisotopes 34 : 57~66, 1985.
5. Stokely E.M., Sveinsdottir E., Lassen N.A., et al : A single photon dynamic computer assisted tomograph(DCAT) for imaging brain function in multiple cross sections. J. Comput. Assist. Tomogr. 4 : 230~240, 1980.
6. Lim C.B., Gottschalk S., Walker R., et al : Triangular SPECT system for 3-D total organ volume imaging : Design concept

- and preliminary imaging results. IEEE Trans, Nucl, Sci. NS-32 : 741~747, 1985.
7. Hirose Y., Ikeda Y., Higashi Y., et al : A hybrid emission CT-HEADTOME II. IEEE Trans. NUCL. Sci. NS-29 : 520~523, 1982.
  8. Rogers W.L., et al : SPRINT ; a single photon ring tomography(abs.) J.Nucl.Med. 23 : 59, 1982.
  9. Piez C.W. and Holman B.L. : Single photon emission computed tomography. Computerized Radiol. 9 : 201~211, 1985.
  10. Pergrale J., Berche C., Iachetti D., et al : Influence of the depth effect on quantitative results in single photon emission tomography with attenuation correction. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-31 : 516~520, 1984.
  11. Vogel R.A., et al : A new method of multiplanar emission tomography using a seven pinhole collimator and an Anger scintillation camera. J. Nucl. Med. 19 : 648~654, 1978.
  12. Bracewell R.N. : Image Reconstruction in Radioastronomy in Topics in Applied Physics, Vol. 32, Image Reconstruction from Projections, ed. Herman G.T., Springer-Verlag, pp.81~104, 1979.
  13. Shepp L.A. and Logan B.F. : The Fourier reconstruction of a head section, IEEE Trans, Nucl. Sci. NS-21 : 12~43, 1974.
  14. Ramachandran G.N. and Lakshminarayanan A.V. : Three-dimensional reconstruction from radiographs and electron micrographs : application of convolutions instead of Fourier transforms. Proc. Nat. Acad. Sci. 68 : 2236~2240, 1971.
  15. Budinger T.F. and Gullberg G.T. : Three-dimensional reconstruction in nuclear medicine emission imaging. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-21 : 2~20, 1974.
  16. Budinger T.F., Gullberg G.T. and Huesman R.H. : Emission Computed Tomography in Topics in Applied Physics. Vol.32, image Reconstruction from Projections, ed. Herman G.T., Springer-Verlag, pp.147~246, 1979.
  17. Gilbert P. : Iterative methods for the three-dimensional reconstruction of an object from projections. J. Theor. Biol. 36 : 105~117, 1972.
  18. Huesman R.H., Gullberg G.T., Greenberg W.L., et al : Users manual, Donner algorithms for reconstruction tomography. Lawrence Berkely Laboratory PUB214, Berkely, California, 1977.
  19. Herman G.T. : Image reconstruction from projections, New York. Academic Press, 1980.
  20. Tanaka E. : Quantitative image reconstruction with weighted back projection for single photon emission computed tomography. J. Comput. Assist. Tomogr. 7 : 692~700, 1983.
  21. Tanaka E., Toyama H. and Murayama H. : Convolutional image reconstruction for quantitative single photon emission computed tomography. Phys. Med. Biol. 29 : 1489~1500, 1984.
  22. Sorenson J.A. : Methods for quantitative measurement of radioactivity in whole body counting. Instrumentation in Nuclear Medicine, Ed. Hine G.J. and Sorenson J.A., Vol. 2, pp.311~348, Academic Press, New York, 1974.
  23. Dorenzo S.E., Budinger T.F., Huesman R. H., et al : Imaging properties of a positron tomograph with 280 BGO crystals. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-28 : 18~89, 1981.
  24. Larsson S.A., et al : A special cut-off

- gamma camera for high resolution SPECT of the head. *J. Nucl. Med.* 25 : 1023~1230, 1984.
25. Chang L.T. : A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* NS-25 : 638~643, 1978.
  26. Jaszczak R.J., Greer K.L., Floy C.E., et al : Improved SPECT quantification using compensation for scattered photons. *J. Nucl. Med.* 25 : 893~900, 1984.
  27. Jaszczak R.J., Chang L.T. and Stein N.A., et al : Whole body single-photon emission computed tomography using dual, large-field-of-view scintillation cameras. *Phys. Med. Biol.* 24 : 1123~1143, 1979.
  28. Jaszczak R.J., Coleman R.E. and Lim C.B. : SPECT ; single photon emission computed tomography. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* NS-27 : 1137~1153, 1980.
  29. Axelsson B., Msaki P. and Israelsson A. : Subtraction of Compton-scattered photons in single photon emission computerized tomography. *J. Nucl. Med.* 25 : 490~494, 1984.
  30. Todd-Pokropek A.E. : Quality control, detection and display. *Radionuclide Imaging*, pp.27~76, Pergamon Press, France, 1982.