

陽電子 放射型 斷層攝影裝置의 基礎와 應用

大邱保健專門大學 放射線科
李 準 逸

Basic Principles and Applications of Positron Emission Tomography

Joon Il Lee

Dept. of Radiotechnology, Daegu Health Junjor College, Daegu, Korea

I. 양전자 방사형 단층촬영의 개요

양전자 방사형 단층촬영(positron emission tomography : PET)이란, 양전자를 방출하는 방사성 핵종으로 표지된 의약품을 피검자에게 투여한 후 방사능의 체내분포를 양전자 CT장치에 의해 횡단단층상으로 묘출하여 체내국소의 방사능을 측정하는 방법이다.

PET의 원리는 과거부터 알려져 있었으나 근년에 검출기와 computer의 발달로 고성능의 PET장치가 개발되는 한편 병원용 소형 cyclotron과 각종 표지화합물의 자동합성법도 개발되어 임상에의 이용이 가능하게 되므로써 각 방면에서 크게 주목 받게 되었다.

PET는 종래의 핵의학 단광자 방사형 전산화 단층촬영(single photon emission computed tomography ; SPECT)에 비하여 다음과 같은 우수한 특징을 가지고 있다.

① 분해능이 우수하다.

② 정량성이 우수하다. 즉 장기내부의 어느 부위에 얼마만큼의 방사능이 존재하는가를 $\mu\text{ci/ml}$ 단위로 측정할 수 있으며, 이분해능과 정량성은 PET장치에 있어서 가장 중요한 성능이다.

③ 양전자 방출핵종으로서 표 1과 같이 ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O 등 생체 구성원소의 동위체가 얻어지므로 물,

산소, 포도당, 지방산 등 생리학적 생화학적 물질이나 그 유사화합물을 표지하여 피검자에게 투여하므로써 생체의 생리학적 생화학적 상태가 화상으로 묘출된다. 이를 위해서는 알고자 하는 병태가 직접 반영될 수 있는 표지의약품의 개발과 함께, 그 의약품의 장기내에서의 거동에 대한 동태 model을 만들어 여기서 얻어진 data에서 장기국소의 혈류나 대사율을 추정하여야 한다. 이를 tracer 동태의 modelling이라 하며, 양전자 핵의학의 중요한 분야이다.

④ 임상에서 이용하고 있는 양전자 방출핵종은 일반적으로 반감기가 대단히 짧으므로 병원내에 소형 cyclotron을 설치하여 자가 생산하지 않으면 안되며, 표지의약품의 합성이나 안정성의 확인, 관리도 스스로 실시 하여야 한다. 그러므로 피검자의 피폭은 적으며, 또한 감쇠를 기다려서 재검사 할 수 있으므로 부하시험이 용이하다.

⑤ 설치와 운영에 많은 비용, 인력, 전문적인 기술이 필요하다. PET를 이용하여 연구를 행하기 위해서는 장기의 전문가인 내과 또는 외과의사, 표지의약품을 합성하는 화학자나 약학자, 장치의 조정과 data 처리를 행하는 물리학자나 수학자가 필요하며, 실제로 검사를 시행하기 위해서는 핵의학과의 의사, 방사선사, 간호사 등 각 부분의 밀접한 상호협력이 필요하다.

표 1. 임상에 이용되는 양전자방출핵종과 표지화합물

원 소 명	기 호	반 감 기	표지화합물의 예	주 요 용 도
Carbon	¹¹ C	20분	¹¹ C-carbon monoxide	국소혈액량측정 PET imaging
			¹¹ C-carfentanyl	뇌 imaging
			¹¹ C-N-methylspiperone	뇌 imaging
			¹¹ C-palmitate	심근 imaging
			¹¹ C-tryptophan	뇌장 imaging
Nitrogen	¹³ N	10분	¹³ N ₂	폐환기 imaging
			¹³ N-ammonia	국소혈류 imaging
Dxygen	¹⁵ O	2분	¹⁵ O ₂	국소산소대사측정 PET imaging
			¹⁵ O-carbon dioxide	국소혈류량측정 PET imaging
			¹⁵ O-carbon monoxide	국소혈액량측정 혈액 pool imaging
			¹⁵ O-water	국소혈류측정 혈류 imaging
Fluorine	¹⁸ F	110분	¹⁸ F-fluorodeoxyglucose (FDG)	국소당대사측정 담소비 imaging

II. 양전자 방사형 단층촬영장치의 설계와 성능

1. PET 장치의 원리

원자가 양전자 붕괴할 때 방출된 양전자는 극히 짧은 거리를 진행하여 운동에너지를 잃은 후 물질을 구성하고 있는 전자와 결합하여 소멸한다. 이때 511keV의 두개의 γ 선(소멸 γ 선)이 서로 정반대 방향으로 동시에 방사된다.

여기서 그림 1과 같이 다수의 검출기를 원환상으로 배열하여 어느 것이든 두개의 검출기(가령 A와 B)가 동시에 γ 선을 검출했을 경우에는 양검출기를 연결하는 직선(A, B)상에 양전자 방출핵종이 존재 한다는 것을 알 수 있다. 즉 짧은 시간내(time window)에 어느 것이든 두 개의 검출기가 각각 511keV γ 선을 검출했을때 그 검출기 쌍이 소멸 γ 선을 검출했다고 간주하여 그 쌍을 1count로 하며, 이를 동시계수(coincidence)라 한다. 이와 같이 동시계수에 의해 γ 선의 입사 방향을 정리하는 것은 PET의 본질이며, 남으로 된 collimator를 사용하는 gamma camera나 SPECT와 근본적

으로 다른점으로서 PET가 분해능과 정량성이 우수한 것도 이 때문이다.

그림 1의 원점에서 AB에 연결한 수직선의 길이를 t , 방향을 θ 로 하면 검출기 쌍 AB가 검출한 count수는 slice면내의 θ 방향으로 원점에서 t 의 거리에 있는 직선상에 분포하는 방사능에 비례하므로 이것을 여러 검출기 쌍의 조합에 대해 실시하

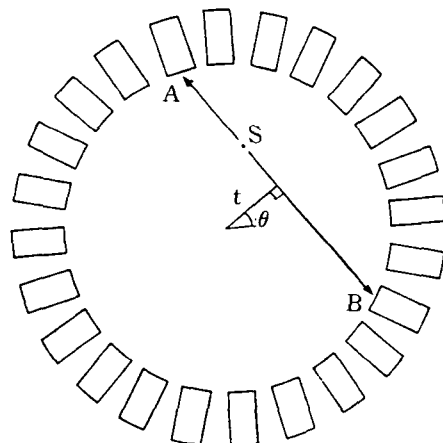


그림 1. PET의 원리

면 방사능 분포의 투영(projection)이 얻어지며, 여기에서 소위 CT의 원리(filtered back projection)로 단층상을 재구성 하는 것이다.

PET에 사용되는 핵종에서 서로 다른 것은 방출되는 양전자의 에너지와 비정이며, 소멸 γ 선의 에너지는 핵종이 다르더라도 일정하다. 따라서 검출기의 에너지 식별은 한번 설정해 두면 핵종에 따라 변환할 필요는 없다. 그리고 방사능과 계수율의 특성도 핵종이 다르더라도 일정하므로 다른 핵종으로 계측된 data를 직접 비교하여 연산할 수 있다. 뒤에 설명하는 감도 보정용 scan이나 흡수 보정용 scan도 임의의 핵종을 이용하여 시행할 수 있다. 그러나 단광자로 시행되는 것과 같은 두 핵종 동시 투여 후 각각의 분포를 에너지의 차이를 이용하여 따로따로 묘출할 수는 없다.

2. Positron Range Effect

양전자가 소멸하기전에 진행하는 거리를 positron range라 하며, 양전자의 energy가 클수록 길다. 이에 의한 분해능의 열화를 positron range effect라 하며, PET분해능의 이론적인 한계가 된다. 수중에서 양전자가 75% 소멸하는 범위(75% range)는 ^{18}F 에서 1.2mm, ^{68}Ga 에서 5.4mm, ^{82}Rb 에서 12.4mm로 추정된다.

3. Angular Deviation

양전자가 소멸하기 직전에 가지고 있던 운동량

때문에 두 개의 소멸 γ 선의 각도는 정확히 180° 가 되지는 않는다. 이는 반치폭으로 약 0.5° 로 추정되며, 이에 의한 분해능의 열화는 검출기 직경이 클수록 현저하여 60cm 직경에서 1.3mm, 100cm 직경에서 2.2mm로 추정된다.

4. 검출기와 분해능

PET의 검출기는 scintillator와 광전자증배관(PMT)으로 구성된다. scintillator에 γ 선이 입사하면 흡수된 에너지에 대응하여 발광하며, 이를 PMT에서 전기적 pulse로 변환하여 동시계수회로로 보낸다. scintillator는 gamma camera나 well형 scintillation counter 등에 널리 이용되는 sodium iodide(NaI(Tl))보다 germanium산 bismuth($\text{BGO, Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$)가 많이 이용되고 있다(표 2).

BGO는 원자번호가 크므로 고에너지 γ 선에 대한 검출감도가 높고, 공간분해능의 향상을 위한 결정의 소형화가 가능하다.

PET의 고간분해능(spatial resolution)은 각 검출기쌍의 고유분해능과 화상재구성시의 filter에 의해 결정되며, 검출기의 고유분해능은 가장 이상적으로 설계되었을 경우 시야 중심에서는 결정의 개구부 직경의 1/2과 같다. 그러므로 분해능을 향상시키기 위하여 결정을 작게 하기 위한 노력이 계속되고 있다. 그러나 결정의 소형화 자체는 용이하지만 PMT로 연결하는 것이 아니라 몇개의 결정을 보다 적은 수의 PMT와 연결하는 방식이 이용되고 있다(그림 2).

표 2. PET장치에 이용되고 있는 scintillator

	NaI(Tl)	Bi ₄ Ge ₃ O ₁₂ (BGO)	BaF ₂
밀도(g/cm ³)	3.67	7.13	4.89
실효원자번호	50	74	54
511keV에 대한 선감약계수(cm ⁻¹)	0.34	0.92	0.47
발광감쇠시정수(ns)	230	300	빠른 성분 0.8 느린 성분 620
특 용	가벼워짐	고감도 초소형 결정에 의한 고분해능 기기	시간분해능 양호 TOF-PET

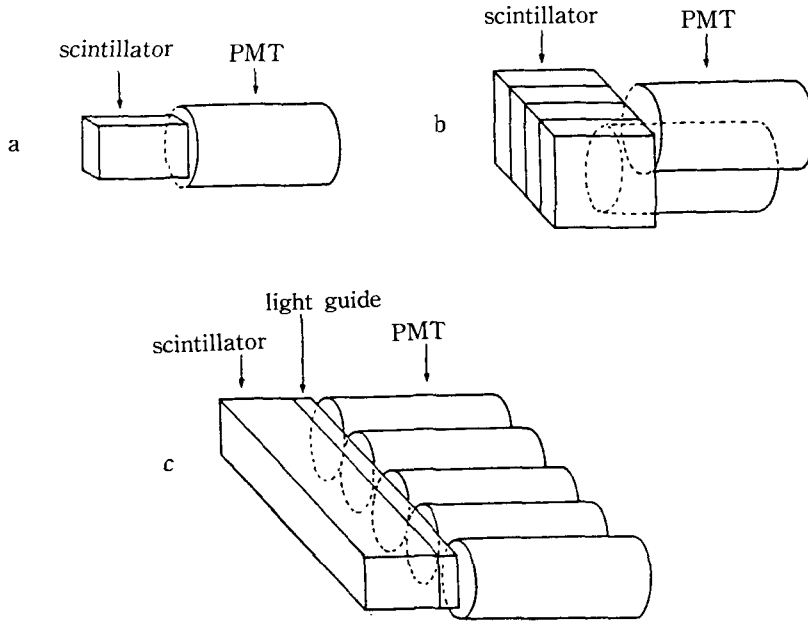


그림 2. PET의 검출기

- 한개의 scintillator가 한 개의 PMT와 결합한 검출기 결정 개구부 직경의 1/2과 같은 검출기 고유 분해능이 얻어진다.
- 복수의 결정이 보다 소수의 PMT와 결합한 검출기
각 PMT의 출력분포에서 결정에의 입사를 파악하며, 검출기 고유 분해능은 개구부 직경의 1/2보다 나쁘나, sampling은 개구부 직경까지 미세하게 얻어진다.
- 연속결정을 이용한 검출기
gamma camera와 같은 것으로 무한의 sampling이 얻어진다.

5. 검출기의 scan 및 정지형 PET장치

Scintillator와 PMT가 1대1로 결합되어 각 결정이 data 수집의 단위로 되어 있는 PET에서는 투영 data의 직선 수집간격(linear sampling)이 결정의 배열간격과 같게 되어, 비록 간격없이 결정을 배치하더라도 결정의 개구폭보다 미세한 sampling은 불가능하며, 여기에서 filtered back projection에 의해 화상을 재구성 하면 계산과정에서 고주파 영역의 정보를 잃게 되어 본래의 검출기 고유의 분해능을 살리지 못한다. 그러므로 실제의 장치에서는 검출기를 움직이며 sampling하로서 미세하게 수집하는 방식이 채택되고 있다.

검출기 ring 전체가 작은 원호를 그리며 회전하는 것을 wobbling이라 하며, 많은 기종에서 채용되고 있다. 또 검출기를 불균등하게 배열한 ring이 중심축의 주위를 연속 회전하는 것을

positology라 하며, 우수하게 균일한 sampling이 얻어지므로 소수 검출기의 출력이 저하하여도 영향이 없는 장점이 있다.

검출기를 scan하면, 그 한주기가 완료하지 않으면 완전한 data수집이 되지 않으므로 방사능 분포가 급속히 변화하는 현상을 계측하는데는 적합하지 못하다. 또 심박 동기수집을 행할 경우 data가 주사주기의 극히 일부에서 수집되기 때문에 고르지 않게 되므로 높은 정도로 내구성이 있는 주사기구를 설계하여야 하며, 검출기의 현재 위치도 동시에 계측하지 않으면 안된다.

이 때문에 검출기 정지형의 PET장치에 흥미를 가지게 되었으며, 정지형 장치를 가능하게 하기 위하여

① Sampling을 분해능보다 충분히 미세하게 하여야 하며 이를 위하여 다수의 결정 또는 연속 결정을 소수의 PMT에 결합시키는 방법(그림 2),

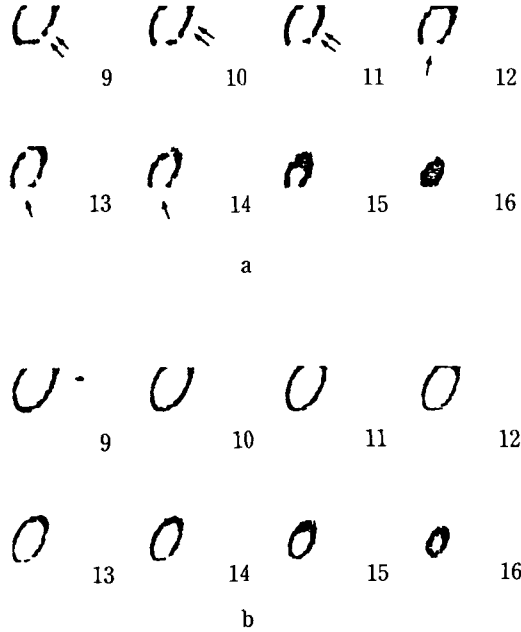


그림 6. Slice 간격이 삼차원적 화상구성에 미치는 영향

- a: 결손이 없는 정상 심근 phantom을 POSITOLÓGICA III(16mm간격 7 slice)로 촬영하여 얻어진 7 slice의 체축횡단상을 3차원적으로 재구성하여 심근의 장축단층상을 작성하였다. 아래벽이 slice 간격에 들어가므로서 손실(→)하였으며, 뒷벽도 slice간격에 들어간 부분이 충분히 보간되지 않으므로서 불균일하게 나타나 있다(↑↑).
- b: 피검체를 slice간격의 1/2만큼 축방향으로 움직여서 본간 scan을 실시하여 2조의 7 slice 화상을 서로 서로 중첩시켜 14 slice의 체축횡단상을 얻은 후, a와 같은 방법으로 장축 단층상을 재구성한 결과 artifact는 나타나지 않았으며, 3차원적 재구성을 행하기 위해서는 보간 scan이 필요하다는 것을 알 수 있다.

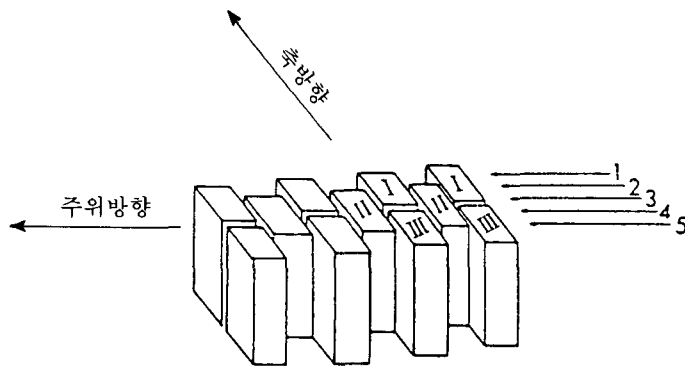


그림 7. 축방향 sampling을 조밀하게 한 PET장치

인접하는 ring을 중복시켜 배열한 검출기로서 I, II, III은 ring번호, 1~5는 slice번호이며, I ring(제1 slice)과 II ring(제3 slice)의 사이에 cross-plane(제2 slice)이 존재한다.

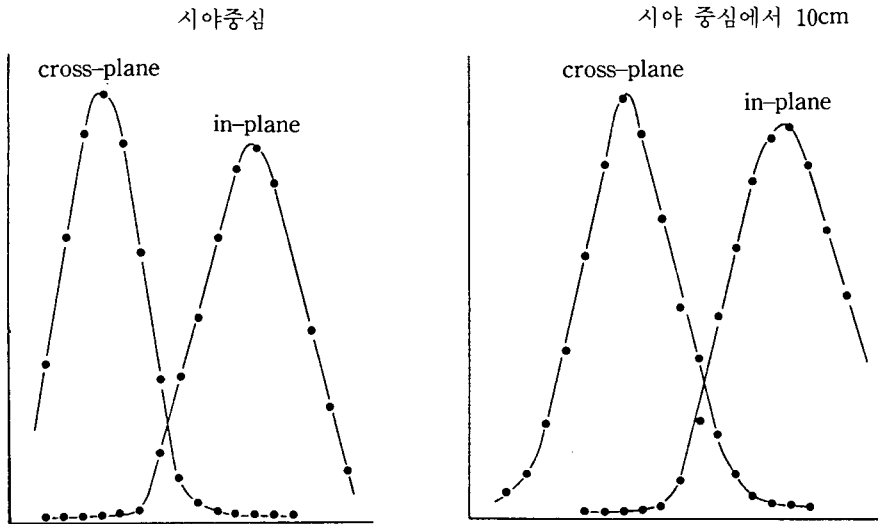


그림 4. 축방향 분해능의 실제측정 data

전신용 양전자CT장치인 POSITOLOGICA-III의 축방향 분해능 실제측정 data로써 slice두께는 시야중심에서 12mm, slice 간격은 16mm이다. 인접하는 slice(인접하는 ring이 아님)의 중간에는 어느 쪽의 slice에 대해서도 감도가 낮은 부분이 있다. 이 간격의 넓이는 검출기 ring의 두께와 ring 간격으로 결정되며, ring과 ring이 밀착하고 있지 않는 한 반드시 발생한다.

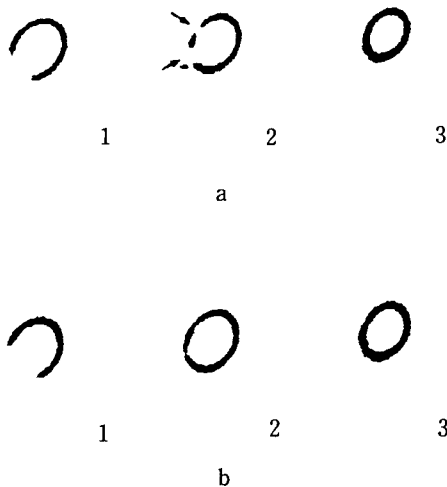


그림 5. Slice 간격이 작은 구조물에 미치는 영향

십근형의 원추형 phantom의 벽(두께 1cm)에 ^{68}Ga 요액을 봉입하였으며, 여기에 작은 경색부를 나타내는 1cm와 1.5cm 2개의 결손부를 벽내에 설치하여 촬영한 3 slice를 나타내었다.

a : 결손부를 slice면에 일치하도록 위치시키면 두 결손부 모두 명료하게 묘출되었다.

b : phantom을 slice 간격의 1/2만큼 축방향으로 움직여서 결손부를 slice와 slice의 중간에 위치시키면 두 결손부 모두 묘출되지 않았다.

공간분해능상으로 충분히 묘출되는 작은 구조물도 slice간격의 감도가 낮은 부분에 위치하면 묘출되지 않는 경우가 있음을 알 수 있다.

또는

② 화상 재구성을 filtered back projection이 아닌 최대 기대치법(expectation maximization; EM)으로 시행하는 등의 방법이 시행되고 있다.

6. 축방향 sampling

다단층 PET 장치에서는 동일 ring내에서 동시 계수(직접면 slice, in-plane)를 취하므로서 인접하는 ring 중간의 가상적 slice의 방사능분포도 모출할 수 있다. 따라서 in plane과 cross plane을 조합하므로서 gantry내의 공간에 분포하는 방사능 모두가 삼차원적으로 모출된다고 생각할 수 있으나 실제로 그렇지 않다.

그림 3, 4와 같이 축방향 분해능은 시야 중심 부근에서는 거의 삼각형을 이루나 slice 중심면에서 떨어지면 감도가 낮은 부분이 존재하며, 축방향에

얇은 구조물이 이 간격에 들어가면 어느쪽의 slice에도 모출되지 않는다(그림 5). 또한 다층 PET상을 삼차원적으로 재구성하여 시상단면상이나 관상단면상을 만들면 slice 간격이 충분히 보간되지 않고 artifact로 나타난다(그림 6).

이와같이 검출기 ring을 여러층 겹치는 방식의 다층PET로는 축방향 sampling이 거칠게 되는것이 불가피하며, 작은 구조물을 모출하는 경우나 시상, 관상단면상을 재구성하는 경우에는 피검체 또는 gantry를 slice간격의 1/2만큼 축방향으로 움직인 보간scan을 시행하지 않으면 안된다(그림 5, 6). 이 경우, 2회의 scan으로 방사능 분포의 변화가 무시될 정도로 작아야 하며, 소위 dynamic scan은 곤란하다.

1회 scan으로 충분한 축방향 sampling을 얻기 위해서는 인접하는 ring의 scintillator를 중복하여 배열하든가 혹은 gamma camera와 같이 축방향

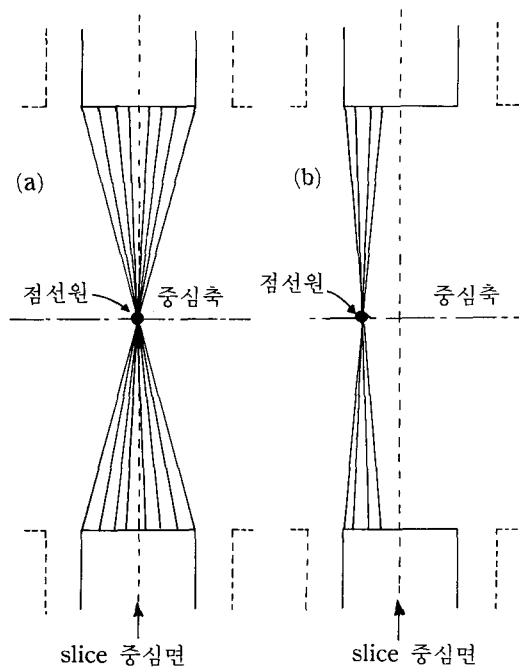


그림 3. 축방향 분해능의 원리

PET장치로 중심축에 따라 끊은 단면도로서 점선원이 중심축상에 있을 경우, in-plane의 slice에 대한 감도는 소멸 γ 선 중 사선부에 방사되는 것이 검출되므로 감도는 사선부의 입체각에 비례한다. 점선원이 slice두께의 중심면에 있을때(a)에 비해 중심면에서 떨어지면 감도가 저하한다(b). 일반적으로 중심축에서 일정한 거리에 있는 점선원을 축방향으로 움직였을때의 감도 변화를 축방향 분해능 또는 축방향 point spread function이라하고, 그 반치폭으로 slice 두께를 나타낸다.

에서 연속적인 sampling이 얻어지는 검출기를 사용하지 않으면 안된다(그림 7).

7. 축방향 분해능(slice 두께)

PET의 축방향 분해능은 scintillator의 두께에 따라 결정되며, 시야 중심에서의 반치폭은 결정 두께의 1/2이 된다. cross-plane의 slice두께는 시야 주변부에서 현저하게 증대한다.

공간분해능(slice면 내의 분해능)을 높힘에 따라 축방향 분해능도 향상된다. 즉 slice를 얇게하지 않으면 의미가 없게 된다. 그러나 결정을 얇게하면 감도가 저하하므로 통계적인 잡음이 증가하며, 어느 일정한 축의 길이를 촬영하는 데 필요한 slice(ring수)가 증가하므로 경비가 올라게 된다. 현재로서 어느 정도의 축방향 분해능이 적당한가에 대한 정설은 없으며, PET 설계자들 간에 아직 상의되고 있는 형편이다.

일반적으로 방사능의 분포를 화상으로만 모출하는 경우에는 slice가 두꺼워도 좋으나 정량적인 측정을 목적으로 하는 경우에는 얇게하지 않으면 안된다고 생각된다.

8. Time-of-Flight(TOF)

그림 1에서 보는 바와 같이 S에서 동시에 발생한 소멸 γ 선이 A와 B에 도착하는 시간은 SA와 SB의 차에 의해 다소 차이가 있다. 이 비행시간차를 측정하여 S가 AB상의 어디쯤에 위치하는가를 측정하여 그 정보도 화상재구성에 이용하는 방식을 time-of-flight(TOF)라 한다. 광자의 속도는 30cm/ns이므로, 가령 γ 선 검출의 시간정도가 1ns 라면 그 발생원을 15cm 범위로 좁힐 수 있다. 그러기 위해서는 검출기의 시간분해능이 대단히 우수하지 않으면 안되며, scintillator로는 BaF₂(표 2)가 이용되고 있다.

TOF로 화상재구성시에는 잡음전파가 줄어들므로 S/N비가 높은 화상이 얻어진다. 그러므로 TOF는 잡음이 크게되기 쉬운 큰피사체(즉, 구간부)의 scan에 주로 쓰여지며, 피사체가 클수록 S/N비의 향상(잡음의 감소)도 커진다.

TOF의 결점은 BaF₂ scintillator의 감도가 BGO보다 낮으므로 얻어지는 계수율이 낮고,

scintillator의 소형화는 물론 초고분해능은 아직 제작이 어려울뿐만 아니라 hardware나 software가 복잡하므로 계산시간이 지연되고 비용이 증가하게 된다.

III. PET장치의 정량성

PET의 물리학적 정량성에 영향을 미치는 인자는

- ① 흡수
- ② 산란선
- ③ 계수손실
- ④ 우발동시계수
- ⑤ partial volume effect
- ⑥ 통계잡음
- ⑦ 감도변동 등이다.

1. 검출기의 감도보정(Blank scan)

PET 장치에 이용되는 다수의 검출기는 감도가 각각 다르기 때문에 투영 data의 각점도 감도(계수율/투영선상의 방사능)가 다르며, 그대로는 화상이 복원 되지 않는다. 그러므로 균일한 외부선원을 사용하여 gantry에 아무것도 넣지 않은 상태에서 소위 blank scan을 시행한다(gamma camera나 SPECT의 flood data에 상당한다). 표준 외부선원은 positron 방출 핵종으로 만들어진 원통상 선원으로 POSITOLÓGICA-III에서는 ⁶⁸Ge-⁶⁸Ge로 만들어진 판상선원을 연속회전 시키므로서 등가적인 원통선원을 얻을 수 있으며, 이 선원은 흡수보정용 transmission scan에도 이용된다.

검출기의 감도는 날에 따라, 엄밀히는 같은 날이라도 시간에 따라 변동하므로 PET의 정량성을 유지하기 위해서는 임상계측과 같은 날(가능한한 가까운 시간)에 blank scan을 시행하지 않으면 안된다.

2. 흡수보정

PET가 SPECT에 비해서 월등히 정량성이 우수한 것은 흡수보정이 정확하게 행해지기 때문이다. 지금 그림 8과 같이 피검체내의 점S에서 발생한 소멸 γ 선이 검출기쌍 AB의 방향으로 방사되는 경우, 이때 도중에서 흡수되지 않고 각 검출기에 도

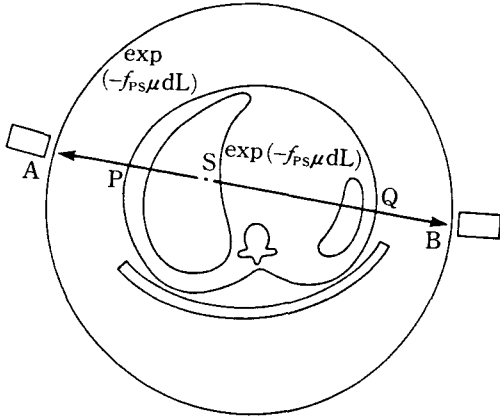


그림 8. 흡수 보정의 원리

달하는 확률은 각각 $\exp(-f_{ps}\mu dl)$ 과 $\exp(-f_{sq}\mu dl)$ 이다. 단 μ 는 피검체의 511keV γ 선에 대한 선감약계수로 적분은 직선AB에 따라 행한다. 동시계수되기 위해서는 두개의 γ 선 모두가 검출기에 도달되지 않으면 안되므로 그 확률(투과율)은

$$\exp(-f_{ps}\mu dl) \cdot \exp(-f_{sq}\mu dl) = \exp(-f_{pq}\mu dl)$$

로 되며, S의 위치와 무관하게 된다. 즉 투과율은 검출기와 피검체의 위치관계만으로 결정되며, 방사능의 분포와는 무관하다. 따라서 피검자에게 방사성 의약품을 투여하기전에 외부선원을 이용한 transmission scan을 실시하여 흡수보정에 필요한 투과율(의 투영)을 구할 수 있다.

이 과정을 식으로 표현하면 다음과 같다. 투영 data상의 1점(t, θ)의 blank scan, transmission scan, emission scan의 계수율을 각각 B(t, θ), T(t, θ), E(t, θ)로 하면

$$B(t, \theta) = f \cdot R(t) \cdot D(t, \theta)$$

$$T(t, \theta) = f \cdot R(t) \cdot A(t, \theta) \cdot D(t, \theta)$$

$$E(t, \theta) = P(t, \theta) \cdot A(t, \theta) \cdot D(t, \theta)$$

여기서 $f \cdot R(t)$ 는 표준외부선원의 방사능으로, R(t)는 기하학적 계산으로 유도되는 반경방향의 상대강도이며, f는 방사능의 절대치이다. 그리고 P(t, θ)는 피검체의 방사능분포, A(t, θ)는 검출기의 감도이다. 따라서

$$A(t, \theta) = T(t, \theta) / B(t, \theta)$$

$$P(t, \theta) = \frac{E(t, \theta) \cdot f \cdot R(t)}{A(t, \theta) \cdot B(t, \theta)}$$

에 의해 방사능 분포의 투영이 구해지며, 이를 화상 재구성하면 단층상이 얻어진다.

단 외부 표준선원은 각 시설에서 제작, 관리하는 경우가 많으므로 많은 기종에서는 f치를 입력시키지 않고

$$P(t, \theta) = \frac{P(t, \theta)}{f} = \frac{E(t, \theta) \cdot R(t, \theta)}{A(t, \theta) \cdot B(t, \theta)}$$

를 재구성하여 화상을 작성하고 있다. 이 경우 화상의 단위(PET)는 표준선원의 방사능 f의 배수로 표시된다.

3. Cross-calibration factor

장기의 국소 생리학적 생화학적 성질을 절대치로 평가하기 위해서는 투여량 또는 동맥혈에 의해 공급된 방사능 중 몇%가 섭취되었는가를 측정하여야 한다. 투여량은 Curie meter(단위 Ci), 동맥혈의 방사능은 Well형 scintillation counter(단위 CPS)로 측정되므로 PET화상의 단위를 PET치에서 방사능의 절대치(Ci 또는 CPS)로 변환할 필요가 있다. PET치는 국소의 방사능(또는 붕괴수)에 비례하므로 장치의 정량성이 확립되어 있을 경우, 미리 방사능 농도를 알고 있는 적당한 phantom을 이용하여 PET치와 방사능(또는 붕괴수)의 비례정수를 구한 후, 이를 사용하여 임상화상을 방사능의 절대치 단위로 변환한다.

이 비례정수를 cross-calibration factor, 이때 이용되는 phantom을 cross-calibration phantom이라 하며, 일반적으로 20cm직경의 원주 phantom을 이용하고 있다. cross-calibration factor는 동일표준 외부선원을 사용하는 한 일정해야 하겠지만 실측치는 검출기의 감도, 안정성을 포함한 정량성의 정도나 실험방법, 통계적인 잡음 등에 의해 변동된다.

4. 우발 동시계수

두 곳에서 동시에 발생한 두 쌍의 소멸 γ 선의 각각의 한쪽이 동시계수로서 검출되는 것을 우발

동시계수(accidental coincidence, random coincidence)과 한다. 검출기쌍 i와 j의 우발동시계수율은 각각의 단일광자 계수율을 S_i , S_j , time window를 2로 하면 $2S_iS_j$ 로 나타낼 수 있다. 이 우발 동시계수(율 R_r)는, 외견상의 동시계수(율 R_c)에 포함되어 있으므로 참 동시계수(율 R_t)를 얻기 위해서는 보정하지 않으면 안된다.

$$R_t = R_c - R_r$$

R_r 은 방사능의 2승에 비례하므로 방사능이 강하게 되면 R_t 보다 급속히 증가한다.

R_r 의 보정에는 검출기 마다의 단일광자 계수율을 측정하여 $2S_iS_j$ 에서 구하는 방법과 지연 동시계수(동시계수할 두 개의 검출기 중 한쪽으로부터의 신호를 적당한 시간지연시켜 같은 time window로 동시계수하는 방법)에 의해 측정하는 방법이 있다.

5. 계수손실

하나의 신호를 처리하고 있는 사이(dead time)에 다음 신호가 들어오면 계수손실(dead time count loss; 계수누락)이 일어나며, 계수율이 높을수록 손실도 크게 된다. PET의 정량성 확보를 위해서 이의 보정은 불가결하지만 PET에서는 단일광자검출과 동시계수라는 두개의 처리단계가 있는 외에 대부분의 기종에서 다수의 검출기쌍에 대해서 한 개의 동시 계수회로가 설치되어 있으므로, 계수손실의 발생은 극히 복잡하며, 이의 정확한 보정은 용이하지 않다.

계수손실은 종래부터 알려져 있는 것보다 낮은 계수율에서도 발생하며, 방사능의 분포에 의존하지 않은 보정법의 확립은 기종마다에 부과된 과제이다.

6. 부분 용적효과

구조물의 크기가 분해능에 비해서 충분히 크지 않은 경우에는 화상상 그 구조물의 count는 실제의 방사능에 비해서 낮게 측정된다. 이 현상을 부분 용적효과(partial volume effect)라 하며, 분해능이 대단히 좋지 않은 한 반드시 발생한다.

제 K slice의 pixel(i, j) 중심에 해당하는 점의 공간좌표를 (X, Y, Z)으로 하여, 여기서 ($\Delta X, \Delta Y, \Delta Z$) 떨어진 점에 강한 하나의 점선원을 두고 단위시간 동안 측정했을 때 그 pixel의 count를 점확산함수(point spread function; PSF)라 하며, $\phi_{i,j,k}(\Delta X, \Delta Y, \Delta Z)$ 로 나타낸다. 분해능에 비해서 pixel이 충분히 작을때의 PSF는 점선원의 화상상에서의 흐림정도와 일치한다. 피검체의 방사능 분포를 $f(X, Y, Z)$ 로 하면, 제K slice의 pixel(i, j)의 count는

$$\int f(X, Y, Z) \phi_{i,j,k}(X_i - X, Y_j - Y, Z_k - Z) dx dy dz$$

로 나타낸다.

즉 어느 pixel의 count는 그 pixel의 부근에 분포하는 방사능을 가까운 곳은 크게, 먼 곳은 작게 중첩시켜 평균한 값으로 생각된다. 그 pixel에 영향을 미치는 공간의 넓이와 중첩되는 정도를 PSF라 하며, 일반적으로 분해능은 PSF graph에서 높이가 반이 되는 부분의 폭(반치폭; FWHM)으로 나타낼 수 있다.

그림 9와 같이 구조물이 분해능에 비해서 작을 때는 count의 감소가 발생하며, 큰구조물의 주변부에서는 화상에 흐림이 발생한다. 또한 방사능 분포가 분해능에 비하여 급격히 변화하는 부위에서는 국소 방사능 농도의 정량적인 측정이 곤란하며, 일반적으로 그 부근((FWHM)의 2~3배 직경의 원주 또는 입방체의 범위)의 평균적인 방사능 농도가 측정되는데 불과하다. 그러므로 PET장치의 정량성 향상을 위해서 가장 중요한 것은 분해능을 향상 시키는 것이다.

7. 통계오차

방사성 동위원소의 붕괴는 확률적 현상이며, 붕괴수는 poisson분포에 따른다(분산이 평균과 같다). 즉 어떤 시료를 Well형 Scintillation counter로 측정하여 100count를 얻었다고 하면, 표준편차는 $100 = 10\text{count}$ 이다(평균 \pm SD = 100 ± 10). 이것을 통계오차라 하고, 이것에 의한 잡음을 통계잡음이라 한다. 신호/잡음비(S/N)를 (평균/SD)로 나타내면 $S/N = \sqrt{\text{총 count}} = 10$ 이 된다.

Gamma camera에 의한 planar image의 경우

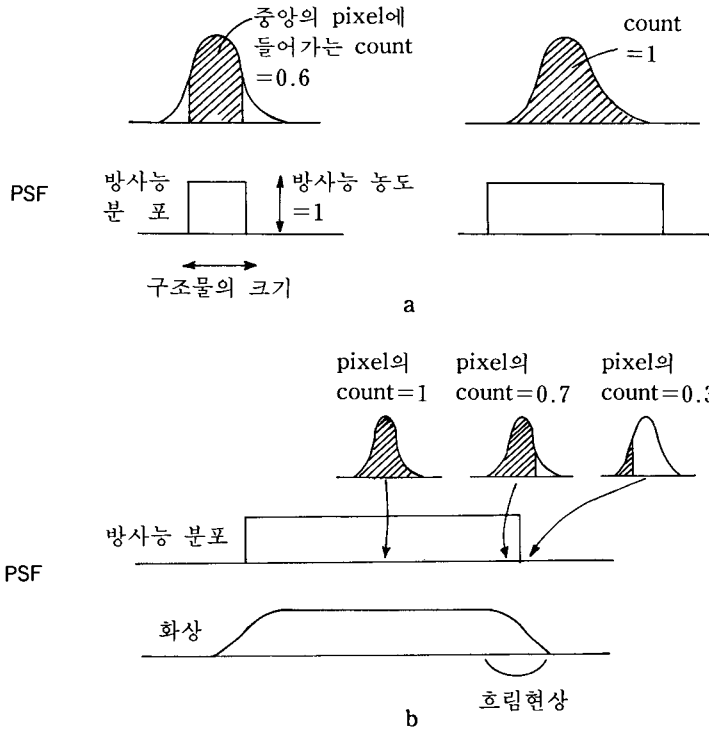


그림 9. PSF와 partial volume effect

- a : 단위농도의 방사능이 균일하게 분포하고 있는 구조물을 촬영했을때 중양의 pixel에 들어가는 count를 사선부의 면적으로 나타내었다. 구조물이 반치폭에 비해서 충분히 클때는 PSF의 주변부에도 방사능이 들어가므로 농도1에 상당하는 count가 얻어지지만, 구조물이 작으면 PSF의 주변부에는 방사능이 들어가지 않으므로 count는 줄어든다.
- b : 구조물의 가장자리에서는 같은 기서로 밖에는 방사능이 유입되지 않기 때문에 count가 줄어든다. 한편 구조물의 바로 밖에서는 PSF의 범위에 방사능이 존재하므로 count가 얻어지므로 구조물 가장자리에는 흐림현상이 발생한다. 그리고 설명을 간단히 하기 위해서 실제로는 3차원이지만 1차원으로 설명 하였다.

에도 각 pixel은 서로 독립이므로 어느 pixel에 100count가 있으면 마찬가지로 SD=10, S/N= pixel당의 count=10이 된다. 이 경우 분해능을 2 배로하여 같은 pixel당의 S/N비를 얻기 위해서는 pixel size를 분해능과 대등하게 취할 경우 4배의 총 count를 필요로 한다.

그러나 ECT(PET 또는 SPECT)에서의 각 pixel은 서로 독립이 아니므로 어떤 pixel의 count는 그 pixel을 통과하는 모든 투영선상에 분포하는 방사능(그 slice에 분포하는 모든 방사능)의 영향을 받는다.

ECT에 있어서의 통계오차의 전파는 극히 난해

하며, 극히 단순하고 이상적인 경우만이 근사적으로 추정되는데 불과하지만 균일한 원주선원으로 pixel size를 분해능과 대등하게 취한 경우, pixel 당의 S/N비는

$$S/N \approx \frac{(\text{총 count}) 1/2}{1.2 \times (\text{pixel의 수})^{3/4}}$$

로 추정되어 있다. 따라서 이 경우 분해능을 2배로하여 pixel당의 S/N비를 대등하게 유지하기 위해서는 8배의 총 count를 수집하지 않으면 안된다.

평활화(smoothing)의 시행 및 관심영역(ROI)을

크게 하는 것은 어느 것이든 분해능을 희생시켜 잡음을 줄이는 효과를 갖는다. 그러나 분해능을 낮추면 partial volume effect에 의한 오차가 크게 된다. 따라서 정량적 계측을 목적으로 하는 경우에는 smoothing에 신중을 기할 필요가 있다.

화상에서의 S/N비, 즉 화질은 위에 말한 S/N비와는 의미가 다르다. 화질을 규정하는 것은 목적으로 하는 구조가 어느 정도 명료하게 묘출 되

는가이며, 이것은 분해능이 그 구조의 세밀도에 필적하는가의 여부에 달려있다. 분해능이 불충분하면 아무리 많은 count를 수집하더라도 화질은 향상되지 않으며, 역으로 분해능을 높이면 신호S가 증대하여 잡음N의 증대를 보완할 수 있으므로 일반적으로 화질(S/N)은 향상한다. 너무 과도한 잡음의 경우에는 화질향상을 위한 smoothing이 필요하게 된다.