

PET/CT 장치의 uniformity 측정에 관한 연구

— A Study of Uniformity Test in PET/CT —

가톨릭대학교 성빈센트병원 핵의학과* · 동남보건대학 방사선과**

김수근* · 정희일* · 박성옥**

— 국문초록 —

PET scanner는 양전자의 소멸복사에 의한 511 Kev의 감마선을 검출한다. multi ring detector에서 선원과 검출기사이의 기하학적 위치에 따른 감마선 검출에 대한 균등성(uniformity)을 검토 분석하였다. 감마선원과 검출기의 배열위치에 따른 이론적 검토와 일정한 크기의 phantom 내에서 방출되는 감마선을 2차원적으로 preset count하고, 검출기의 위치에 따라 평균계수치에 대한 편차율의 분포를 통하여 그 균등성을 비교 분석하였다. 1 bed data를 얻을 수 있는 47개의 검출기군으로 분류하고, 각 검출기군의 위치에 따른 편차율을 비교분석한 결과, 산란선과 산란되지 않은 모든 방사선량의 분포가 많은 중심군인 3번째부터 45번째까지에서는 평균편차의 비율이 0.1~0.7%로 비교적 균등도가 높게 나타났으나, 주변부에서는 편차율의 분포가 1.1~5.2%의 차이를 나타내고 있어, 주변부에서의 균등성이 중심부보다 감소되었다. 이것은 검출기 위치에 따른 계수율의 차이에 대한 이론적 근거와 일치하고 있으며, 감도를 알기위한 계수측정 부분에서도 중심부와 주변부의 차이가 크게 다르게 나타났다. 이와같은 불균등성을 감소시키기 위하여 선원으로부터 모든 검출기 유효시야(UFOV) 내에서 충분한 방사능이 검출될 수 있도록 하는 우선적 조치가 필요하다고 판단된다.

중심 단어: 검출효율, 평균계수율, 평균편차, 균등도

I. 서 론

PET 장치를 이용한 진단에 있어 특이성이나 감수성등에 있어 SPECT보다 많은 장점을 나타내고 있으나, 기능해부학적 위치의 정확도에 대한 문제점이 제시되어 왔다. CT장치를 결합한 PET장치를 사용함으로써 이와같은 문제점을 향상시킬 수 있게 되었다¹⁾. 물론 PET/CT장치에서도, CT를 이용하여 획득된 영상과 PET영상을 정확하게 병합(fusion)시켜야 하며, 환자의 불수의적(involuntary)

운동에 의한 장기위치의 차이를 충분히 교정할 수 있어야 한다²⁾. 교정을 위한 software가 이용되고 있지만, 매우 민감한 사항으로 연구 발전되어야 할 부분이다.

PET장치를 이용하여 획득한 영상의 질에 영향을 미치는 여러 가지 요인 중 SPECT 장치와 동일하게 매일매일 점검해야 할 사항 중 검출기의 감도에 대한 균등성(uniformity)은 정확한 진단을 요구하는 영상의 제공차원에서 매우 중요한 부분이다. 검출기의 감도에 대한 균등성은 검출기의 감도뿐만 아니라 광전자 증배관의 감도에 대한 균등도 등 장비고유의 성능을 확인할 수 있다. 균등도의 저하는 장기의 모양이나 공간점유물의 유무등을 정확하게 나타낼 수 없도록 하는 원인이 된다. 그러므로 환자의 영상을 기록하기전 장치의 성능을 확인해야 하며 이때 검출기의 균등도 등은 반드시 매일매일 환자검사전 점검해야 한다³⁾.

본 연구는 PET/CT 장치에서 PET검출기의 균등도를

본 연구는 2005년도 동남보건대학 연구비지원에 의하여 수행된 것 임.

* 이 논문은 2005년 10월 27일 접수되어 2005년 12월 21일 채택 됨.

책임저자: 박성옥, (440-714) 수원시 장안구 정자동 937번지

동남보건대학 방사선과

TEL: 031-249-6402, FAX: 031-249-6400

E-mail: sopark@dongnam.ac.kr

측정하고 그 분포를 비교분석하기 위하여 ^{68}Ge -phantom 으로부터 감마선을 계수측정하였다. 계수차이가 불균등에 미치는 영향을 이론적 근거와 비교하였으며 PET scanner 장치에서 감마선 검출효율에 미치는 요인들에 관하여 연구하였다.

II. 실험재료 및 방법

1. 장치 및 재료

- 1) PET/CT장치: CTI, REVAL RT(USA)
P-M tube 수: 576개,
LSO Crystal 수: 9,216개/3 ring detectors
- 2) Detector ring diameter: 82.4 cm
- 3) Crystal size: 6.45(w) × 6.45(L) × 2.5(H)mm/1 crystal
- 4) 선원(source): Sanders Model PET-180/1
 ^{68}Ge 1.0 mCi의 원통형 phantom
(직경 21 × 높이 24.5 cm, volume: 61088.0 cc.)

2. 측정방법

방사성핵종 ^{68}Ge 1.0 mCi의 원통형 ^{68}Ge -phantom을 PET system의 gantry중앙에 위치시킨 다음 1260 M. count로 계수하여 ring detector에 대한 감도균등성(uniformity)을 측정하였고, 검출기의 감수성(sensitivity)을 측정하기 위하여 preset time 방법으로 900 sec 동안 phantom으로부터 감마선을 계수측정하였다(Fig. 1).

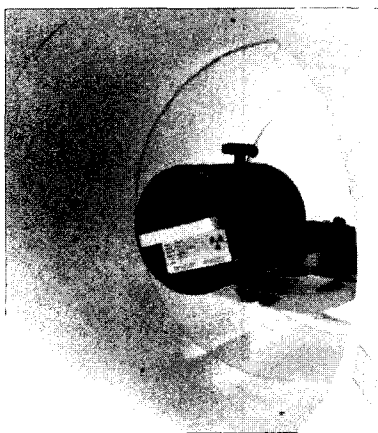


Fig. 1. 방사능 측정을 위한 phantom의 setting

3. 분석방법

본 PET 장치의 경우 ring detector의 axial축으로 3개의 ring에서 1 raw의 LSO crystal 수는 24(8 crystal × 3 ring)개이므로 1 bed(16.8 cm) 동안 실질적으로 data를 획득하는 검출기수는 $2n-1$ ($n=24$)에 의거하여 모두 47개 군으로 구분하였다, 각 검출기군에서 검출된 감마선 평균 계수에 대하여 교정처리 전단계에서 검출기군별 상대적 평균편차율을 산출하고, 그 편차율의 분포로 균등성을 평가하였다.

검출기군에서의 감도분포는 phantom의 총 방사능에 대한 900초간 계수측정된 계수분포를 이용하였으며 이것을 cps/Bq/ml의 단위로 세부분석을 통하여 비교하였다.

III. 결과 및 고찰

PET scanner에서 각 검출기에 감마선 검출율에 영향을 미치는 요인중 장기내에서 소멸복사에 의하여 동시에 방출되는 감마선의 방향성에 의하여 영향을 받는다. 즉, 장기내의 양전자는 전자와 소멸복사에 의해 약 180° 양방향으로 각각 511 keV의 감마선을 방출하며 아주 짧은 시간(10^{-8} 초 이하)에 양쪽의 검출기는 거의 동시에 감마선을 검출한다. 그러나 양전자의 소멸전 이동거리(positron range)에 의해 실질적으로 검출기에서 검출되는 511 keV의 감마선은 일직선상에 존재하지 않고 $0.3\sim 0.5^\circ$ 정도의 편차를 갖게 된다⁵⁾(Fig. 2).

양측의 검출기는 감마선을 동시검출하며 이것은 검출의 위치를 정확한 electronic collimation에 의해 기록한다. 이때 목적부위에서 함께 발생하는 산란선도 함께 검출하게 된다. 이와같은 검출원리에 의하여 PET gantry의 모든 ring의 detector에서 감마선을 검출하며 다중검출기(multi detector)의 경우 일정장기에서 방출되는 감마선 검출에 있어 검출기의 위치에 따라 검출되는 방사능

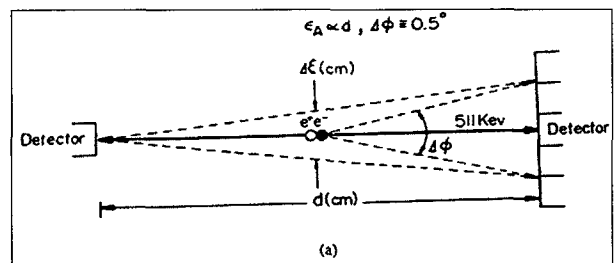


Fig. 2. Angular uncertainty in PET detectors.

계수는 검출기와 선원과의 거리, 격벽사이의 검출기(섬광체)와 선원으로부터 감마선의 방출방향등 기하학적 요인에 의한 계수차이가 발생할 수 있다. 소멸복사전 양전자의 이동거리는 정확한 감마선 발생위치를 불확실하게 하지만 감도균등성 측정에는 고려하지 않는다⁴⁾.

PET scanner의 감도는 선원(source)에서 발생하는 감마선중 검출기의 검출능력을 나타낸다. 최근의 PET장치는 다중의 검출기장치로서 감마선 검출효율의 증가는 물론 공간 분해능이 더욱 향상되었다. 그러나 검출기의 위치에 따른 기하학적 요인에 의해 선원으로부터 검출되는 방사능계수율에는 차이가 발생되며 이것은 감도및 균등도에 영향을 미친다. PET scanner에서 검출감도(C_T)에 영향을 미치는 요소들간의 관계는 다음과 같다. 1-ring 검출기의 경우, k는 상수, ρ는 선원의 방사능량(μCi/cm³/sec), α는 phantom 내에서 소멸산란선이 발생할 확률, η는 검출기배열(packaging ratio) 상태에 따른 검출효율, h는 영상으로 기록할 slice의 두께, d는 phantom직경, 그리고 D는 ring의 직경이라고 할 때 PET system의 감도는

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

로 표시될 수 있다. 이와같은 감도는 모든 ring의 검출기에서 균등해야 하며 2개 이상의 ring 검출기의 경우 검출기와 선원의 위치에 따라 검출되는 감마선은 검출각도가 다르게 되며 검출감도의 차이도 발생된다⁴⁾.

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,

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

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

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

로 표시된다.

위의 식 (1), (2), (3)에서와 같이 검출기에서 감마선 검출율은 선원의 방사능량, 양전자의 소멸복사율, 검출기의 배열형태와 그 크기, ring의 직경과 ring의 수 등의 요인에 의하여 영향을 받으며 특히 산란선 계수율은 선원의 크기와 검출기의 위치에 따라 변화됨을 알 수 있다. 특히 검출기의 중심부위에서 산란각도가 작은 경우 산란되지 않은 감마선과 구별이 없이 검출되기 때문에 검출되는 방사능량이 많아지게 된다. 계수치에 대한 불균등성을 나타내는 계수치의 표준편차(standard deviation : SD)⁵⁾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.

본 연구에서 사용된 phantom은 직경 21 cm, 높이 24.5 cm의 세라믹원통의 phantom을 사용하여 preset count 범으로 1260 Mega count를 실시하고 ring 전체평균 계수율에 대한 47개의 구역별 편차율을 비교한 결과, Table 1과 같이 측정된 검출기군의 상대적 균일성을 나타내는 전체의 평균오차의 분포는 2.0~7.0%으로 평균 2.79%이었다. 산란선등을 포함한 방사능검출이 많은 중앙부위를 포함하여 6번째부터 41번째까지는 2.0~3.0%의 고른 분포를 나타내어 평균 2.34%이었으나, 주변부위인 첫번째부터 5번째의 검출기군에서는 3.5~7.2%, 42번째부터 47번째 까지는 3.2~6.3%로 양측면에서 비교적 편차가 높게 나타나고 있다(Fig. 1). 이것은 식 (1)과 식(4)에서와 같이 phantom 선원으로부터 방출되는 산란방사선을 포함한 감마선이 검출기 중심에서보다 주변에서 n값이 감소되기 때문에 평균계수값에 대한 편차율의 증가원인이라고 분석된다.

즉, 검출기의 중심부에서는 산란되지 않은 감마선과 산란된 감마선의 동시계수값이 많게 되지만 주변의 검출기에서는 phantom 내의 감마선과 phantom으로부터 산란각이 비교적 큰 일부의 감마선의 검출은 중심부보다 적은 계수로 표준편차(SD)의 증가원인이 된 것으로 판단된다.

각각의 검출기군에서 평균편차의 변화는 균등성의 변화로 판단할 수 있으며, 본 연구에 나타난 변화율은 Fig. 3과 같다. 즉 총계수치 1260 M.count에 대하여 각 검출기군별 상대적 평균편차율의 분포율에서 그 차이를 보면 전체적인 변화는 0.1~5.2%로 나타났으며, 양측 주변부(첫 번째군과 47번째군)에서는 4.3~5.2%. 그리고 중심부를 포함하여 8번째부터 40번째까지에서는 0.1~0.7%의 편차를 나타내어 그 차이가 미약하였으나, 양측면으로 갈

Table 1. Distribution of relative deviations(%) in each detector groups

Detector Group	Min. Rela. Deviation	Max. Rela. Deviation	Rela. Standard Deviation	remark	Detector Group	Min. Rela. Deviation	Max. Rela. Deviation	Rela. Standard Deviation	remark
1	-21.2	19.1	7.2		25	-6.9	7.8	2.3	
2	-12.4	12.7	4.8		26	-5.4	5.9	2.1	
3	-12.9	8.7	3.9		27	-4.7	7.2	2.2	
4	-10.2	9.3	3.7		28	-4.4	7.5	2.1	
5	-11.0	10.1	3.5		29	-5.9	8.7	2.3	
6	-8.9	9.2	3.0		30	-5.4	6.5	2.1	
7	-10.1	9.0	3.1		31	-6.1	6.7	2.2	
8	-6.7	8.2	2.7		32	-4.7	8.0	2.2	
9	-6.7	7.3	2.5		33	-5.4	8.0	2.3	
10	-6.4	7.2	2.4		34	-6.1	7.3	2.3	
11	-9.3	7.2	2.6		35	-5.9	9.3	2.4	
12	-9.3	9.8	2.4		36	-6.4	10.9	2.1	
13	-7.6	6.9	2.3		37	-6.3	6.8	2.3	
14	-7.9	7.8	2.3		38	-5.8	8.6	2.4	
15	-6.5	7.7	2.4		39	-7.7	6.5	2.4	
16	-6.0	5.9	2.2		40	-6.2	6.8	2.4	
17	-5.2	6.5	2.2		41	-9.1	11.4	3.0	
18	-5.4	6.9	2.1		42	-8.1	8.6	3.2	
19	-6.0	7.7	2.2		43	-8.8	11.0	3.4	
20	-5.1	6.3	2.0		44	-10.1	11.5	3.6	
21	-5.8	6.0	2.1		45	-10.2	11.6	3.7	
22	-5.0	6.7	2.0		46	-10.1	15.1	4.3	
23	-5.1	6.4	2.1		47	-16.8	116.8	6.3	
24	-4.6	6.7	2.1						
					Aver.	-7.698	8.677	2.79	

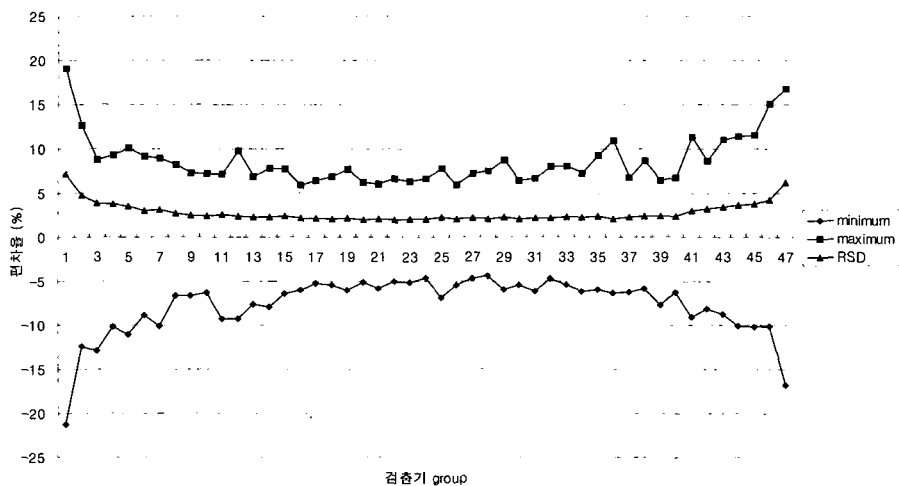


Fig. 3. Distribution of standard deviation in each detector group

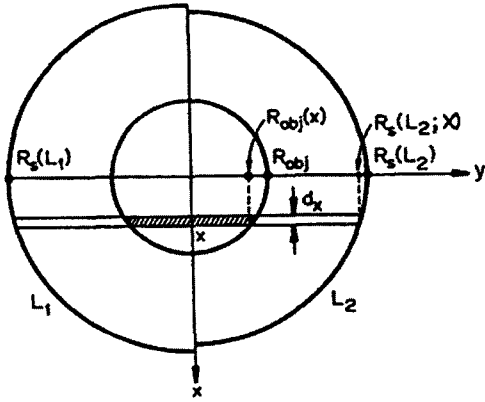


Fig. 4. illustration of true coincidence between layer L₁, L₂

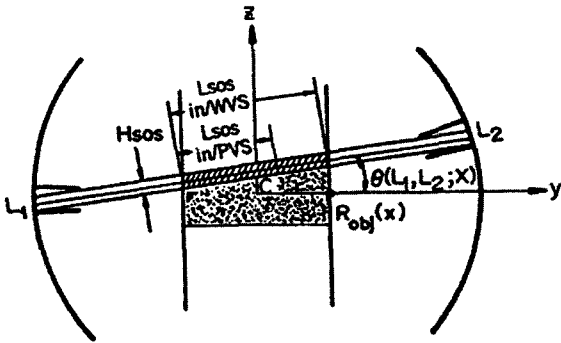


Fig. 5. illustration of true coincidence between layer L₁, L₂, in y-axis.

수록 편차의 크기가 증가되었다. 양측면에서 편차의 최고치와 최저치와의 편차비율은 유사한 것으로 나타났다.

multi detector PET scanner에서 실질적인 동시계수율에 영향을 미치는 요인은 다음과 같이 정의될 수 있다. Fig. 4에서와 같이, 만약 L₁, L₂의 2개의 다중(multi) detector의 위치 x축에서 총 순수감마선 동시계수율을 C_T(L₁, L₂)로 표시하면

$$CT(L_1, L_2) = m_f \int_{-R_{obj}}^{R_{obj}} dc_T(L_1, L_2; x) \dots\dots\dots (5)$$

가 되며, m_f는 2개의 서로 교차하는 plane에서 layer의 조건에 의존하는 증배인자(multiplication factor), R_{obj}는 phantom의 직경 그리고 d_{c_T}는 layer L₁, L₂ 사이의 phantom source volum으로부터 실질적인 순수 동시계수율로서 이것은

$$dc_T(L_1, L_2; x) = \Psi_a A_{tt} G \eta^2 p^2 dV_{sos} \dots\dots\dots (6)$$

로 표시한다. Ψ_a는 phantom의 단위 volum당 감마선 방

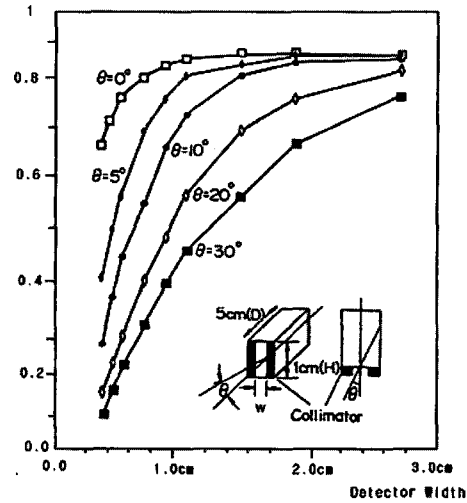


Fig. 6. Detection efficiency of detector as a detector width and incidence angle.

출율, A_{tt}는 흡수인자, G는 기하학적 효율, η_p는 검출기 효율 η와 검출기 배열(packaging)비율 p, 그리고 미소하게 작은 선원의부피 dV_{sos}에 의해 결정되는 검출효율이다. 그러므로 산란되지 않은 감마선의 검출율은 phantom의 부피에 의한 흡수는 물론 검출기 크기에 따른 배열상태 등에 의해 영향을 받고 있다⁴⁾. 그러므로 식 (6)에서 dV_{sos}는 Fig. 5에서와 같이 phantom의 중심에서 수평방향인 y축 방향으로 θ각도 방향의 collimator로 검출되는 감마선속의 기하학적 두께를 H_{sos}라 하고, 선속방향으로의 선원에서의 길이를 L_{sos}라고 하면

$$dV_{sos} = H_{sos} L_{sos} dx \dots\dots\dots (7)$$

이다.

실질적으로 L_{sos}는 검출기의 감도와 부분용적 효과에 영향을 미치는 요인이 된다.

L₁, L₂, layer의 검출기에 최대검출효율은 θ가 0° 일 때이다. Fig. 4에서 기하학적 검출효율을 G라고 하면

$$G = \frac{1}{2} E_T \left[\frac{1}{2} \cos \theta(L_1, L_2; x) \right] \dots\dots\dots (8)$$

가 되어 θ가 0° 일 때 G값이 최대가 된다. 검출기의 폭(width)과 선원으로부터 검출각도에 따른 검출효율은 Fig. 6과 같다.

즉, 검출기의 폭이 일정할 경우 감마선의 입사각도가 0° 일 때 가장 크고 각도가 증가할 수록 검출효율이 감소된다. 본 연구의 결과 주변의 검출기군에서 phantom 내

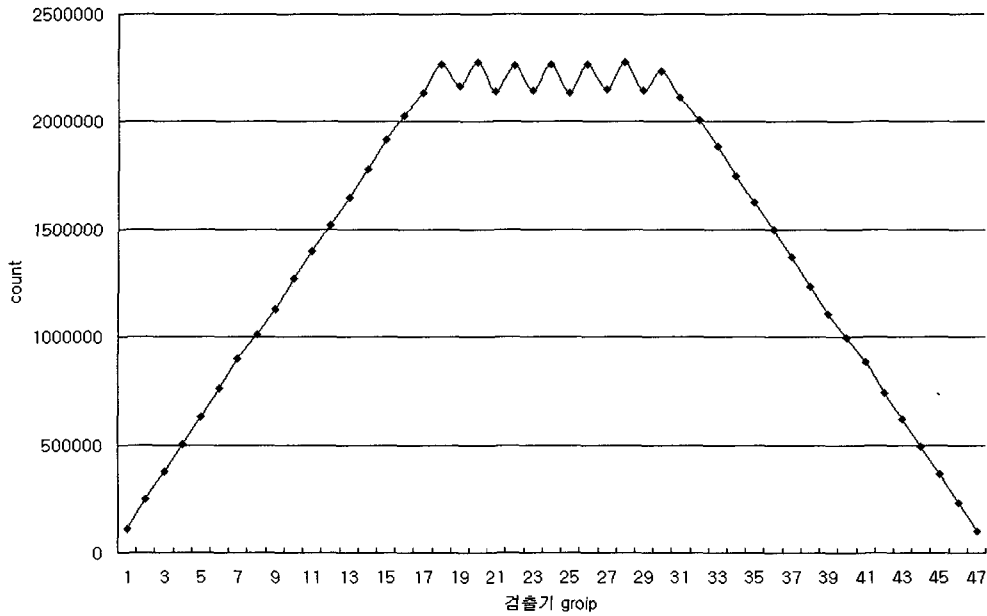


Fig. 7. Distribution of net counts in each detector groups

의 source로부터 각 검출기 사이의 격벽(septal) 간격(검출기폭)에 의한 검출각도의 증가로 인한 기하학적 검출효율의 저하요인으로 위의 식 (8)과 일치함을 나타낸다.

감마선 흡수인자 $A_{tt} = \exp(-\mathcal{M}A_{tt})$ 로 표시됨으로 전체 계수에 영향을 미치는 인자간의 관계를 나타내는 식 (5)는 식 (6), (7), (8)에 의하여 다음과 같이 정리된다.

$$CT(L_1, L_2) = \frac{m_l}{2} \int_0^{R_{av}} \Psi_a A_{tt} G \eta^2 p^2 \exp(-\mathcal{M}A_{tt}) H_{\text{cos}} \epsilon_{\text{rcos}}(L_1, L_2; x) L_{\text{cos}} dx \quad \dots\dots\dots (9)$$

검출기에서 재측되는 계수효율은 검출기배열형태, phantom 선원에서 감마선 방출율과 phantom을 구성하고 있는 물질에서의 감마선 흡수율, 검출기 element와 텅스텐 septal의 두께에 의한 검출기에서 감마선 검출효율과 ring 배열된 gantry 내에서 선원의 위치에 따른 기하학적 조건 등에 의해 영향을 받고 있다⁶⁾.

감도를 측정하기위한 계수의 변화⁷⁾를 cps/Bq로 나타난 계수에서 Fig. 7에서와 같이 17번째부터 30번째의 검출기군에서는 2132767-2280170 net true count(8.015-8.606 cps/Bq)로 비교적 균등한 변화를 나타내지만 그 외의 주변에서는 113071-211337 net true count(1.026-6.881 cps/Bq)로 변화가 크게 나타나 계수치의 감소를 알 수 있었다.

이와 같이 검출기의 중앙부분에서는 높은 계수와 함께

높은 감도를 나타내고 있으나 식 (8)에서와 같이 양측 주변부에서는 계수의 감소를 나타내고 있다. 이와같은 현상은 순수한 감마선외의 소멸방사선의 방출각도가 작은 감마선과 산란각이 작은 감마선의 동시계수치가 많은 이유로 들 수 있다.

본 연구에서 전체적인 계수치의 평균편차의 변화는 중앙부분에서 0.1~1.7%의 편차율, 그리고 주변에서는 2.0~5.0%의 편차율을 나타냈으며, 검출부 전체의 편차율은 2.79%로 나타났다. 이와같은 범위는 PET uniformity 범위 10% 이내⁷⁾에 있어 보정처리에 의해 교정후의 영상에서는 영향을 미치지 않는 범위에 있지만, 검출기의 위치에 따라 감도의 균등성의 분포가 영향을 받고 있는 것을 알 수 있었다. 이와같은 현상은 3-D로 검출할 경우 더욱 심한 것으로 보고된바 있다⁸⁾.

IV. 결 론

Multi ring LSO detector PET 장치에서 검출기감도의 균등성을 평가하기 위해 phantom을 이용하여 감마선을 계수하고 각 검출기군별 계수에 대한 평균편차율의 분포로 균등성을 분석한 결과 본 연구에 이용된 PET/CT장치의 PET검출기의 균등성은 NEMA의 허용규정범위에 충분하였지만, 평균 계수에 대한 편차율의 분포는 검출기의 위치와 선원간의 기하학적 요인에 의하여 감마선량의 분

포가 많은 중앙부분이 주변에 위치한 검출기보다 평균편차의 차이가 적게 나타나 중앙부위보다 주변부위에서 균등성이 현저하게 저하되었다. 이와같은 대책으로 선원(검사장기) 내의 충분한 방사능의 방출과 검출시야(UFOV)의 확대보다는 작은 검출시야를 이용함으로써 전체적인 계수율의 균등성을 향상시킬 수 있다고 판단된다.

참고 문헌

1. David W. Townsend, Jonathan P.J. Carney, Jeffry T. Yap, et al.: PET/CT Today and Tomorrow, Journal of Nuclear Medicine, 45(1), 4s-14s, 2004.
2. James A. Patton, Dominique Delbeke, Martin P. Sandler: Image fusion using an integrated, Dual-head coincidence camera with X-ray tube-based attenuation maps, Journal of Nuclear Medicine, 41(8), 1364-1379, 2000.
3. Wolf Dietrich Kunze, Manfred Bachre, Eckhart Richter: PET with a Dual-Head camera spatial resolution, scatter fraction and sensitivity, Journal of Nuclear Medicine, 41(6), 1067-1074, 2000.
4. Z.H. Cho, Joie P. Jones, Manbir Singh: Foundation of Medical imaging John Willy & sons, Inc. 201-221, 1993.
5. 박성옥, 안성민, 양한준, 유광열, 이경성, 이만구, 장상섭: 핵의과학, 보문서원, 122-123, 2005.
6. Gustav K. von Shulthess: Clinical positron emission Tomography, Lippincott Williams & Wilkin, 9-24, 1999.
7. NEMA standards publication NU 2-2001: Verification and acceptance Measurement LSO PET/CT HI-REZ, National Electric Manufacturers association, 18, 2001.
8. David Brass, Paul E. Kinahan, Carole Lartizien, et al.: Correction methods for random coincidences in fully 3D whole-body PET: Impact on Data and image quality, Journal of Nuclear Medicine, 46(5), 859-867, 2005.

• Abstract

A Study of Uniformity Test in PET/CT

Su-Keun Kim^{*} · Hee-Il Jung^{*} · Soung-Ock Park^{**}

Dept. of Nuclear Medicine, St. Vincent's Hospital, Catholic Univ.^{}*

*Dept. of Radiologic technology, Dongnam health college^{**}*

The PET scanner can detect the photon pair arriving from the source in phantom. The number of light photons released by the crystal (scintillator - BGO or LSO). In recent scintillation crystals in block structures were incorporated into full ring systems, and their resulted marked improvement in spatial resolution and increase in a sensitivity to annihilations. The uniformity of the crystal sensitivity is very important to make correct information of abnormal states in organs. These factors influenced by the detection efficiency of the scintillators.

We have study about the uniformity of crystals to the annihilation, And study about the standard deviation to average counts.

The relative standard deviation in central detector groups more uniformed than circumferenced detector groups. It is caused detected quanta of gamma ray by the geometrical factors of PET detector. PET cameras are available with different geometric arrangement and several parallel rings oriented in the axial direction. The center groups from 7th to 40th groups are comparatively uniform and sensitive. But at the circumferenced detectors decreased the sensitivity and uniformity.

Key Words : detection efficiency, standard deviation, average count