

超高解像度 陽電子 放出 CT의 쐐기形 檢出器에 關한 研究

(A Study on the Wedge Shape Detector of Very High Resolution Positron Emission Computer Tomography)

李 幸 世*, 李 太 遠**

(Haing Sei Lee and Tae Won Rhee)

要 約

陽電子 放出 CT에서는 高解像도를 얻기 위해서 좁은 幅의 檢出器와 充分히 큰 檢出效率이 同時에 要求된다. 檢出器의 幅을 數 mm까지 줄이면 檢出效率이 急減少하고 漏泄率이 急上昇하여 이를 使用함이 困難하여진다. 特히 斜角으로 入射하는 光子의 境遇 深刻하다. 이를 解決하는 方法으로 쐐기形 檢出器를 提案하였고 이에 關聯된 問題들을 探究하였다. 4~8mm BGO 檢出器의 쐐기形을 使用한 시스템이 從來 直六面體形을 使用한 시스템보다 解像도가 增加하였다. 예를들면 幅 8mm의 BGO 檢出器 200個를 稠密하게 配置한 시스템이 二點 샘플링할 境遇 쐐기形의 解像도가 5.4mm FWHM으로 같은 條件의 直六面體形의 6.6mm FWHM보다 向上됨을 시뮬레이션으로 確認하였다. 3~7mm FWHM의 超高解像度 시스템의 檢出器에 대하여 形態와 크기에 따른 特性도 시뮬레이션으로 求하여 提示하였다.

Abstract

The high resolution of positron emission tomography, in particular, requires the use of detector crystals of narrow width but still with sufficiently high detection efficiency. If the crystal width is reduced to several millimeters, degradation of detection efficiency and leakage coefficient becomes significant, particularly in case of obliquely incident photons. Alleviation of such a problem can be made possible by modification of the detector shape from the conventional rectangular type to a wedge type. The proposed wedge shape makes the absorption length longer for obliquely incident photons, thus increasing the detection efficiency and suppressing leakage coefficient.

For the BGO detectors of 4-8mm width, the computer simulation result of the system using wedge detectors reveals resolution improvement to the system using conventional detectors. For the system composed of 200 BGO detectors of 8mm width with 2 point sampling motion, the simulation resolution system using conventional detectors. For the very high resolution system of 3-7mm FWHM, the characteristics of the detector shape and size is studied by computer simulation.

*正會員, 亞洲大學校 電子工學科
(Dept. of Electronics Eng. Ajou Univ.)

**正會員, 高麗大學校 電子工學科
(Dept. of Electronics Eng. Korea Univ.)

接受日字: 1984年 10月 12日

(※ 本 論文은 '83年度 文教部 研究報告의 一環으로 이루어졌음.)

I. 序 論

陽電子 放出 컴퓨터 토모그래피(Positron Emission Tomography, PET)는 人體의 機能을 이미지화 할 수 있는 能力을 가지고 있어서, 오늘날 生物學이나 醫學分野에서 PET의 活用價値는 높이 評價되고 있다.^{1)~3)} 특히 頭腦活動인 경우 X선 컴퓨터 토모그래피(X-ray

computer tomography, XCT) 경우는 解剖學的 이미지 (anatomical image)를 提供하는데 반해서, PET는 生理學的 이미지 (physiological image)나 機能的 이미지 (functional image)를 提供한다. 더우기 正常細胞 보다 活性이 높은 異常細胞나 活性도가 제로(zero) 인 죽은 細胞들을 區別해 주는 이미지 콘트라스트가 있어 腦腫瘍이나 癌研究에 寄與하는 바가 크다.

또한 藥物이 運搬되고 反應되어 가는 이미지도 얻을 수 있어, 人體의 新陳代謝에 관한 것도 이미지를 觀察하면서 追跡할 수 있다. 이와 같은 特徵은 다른 방식의 토모그라피와 確固하게 區別되는 點이다.

PET는 이와같은 이미지를 얻기 위해서 陽電子를 放出하는 同位之素를 使用하게 된다. 예를들면 ^{18}F 이나 ^{15}O 와 같은 것들이다. 이들을 구루코스나 藥物에 附著시켜서 體內에 注入하게 된다. 適當히 分布된 瞬間에 이미지를 얻고자 하는 平面에 檢出器를 配置하여, 必要한 各種 位置 情報를 얻고, 이를 再構成하면 願하는 이미지를 얻게 된다.

우리가 PET를 歷史的 觀點에서 보면 1953년경에 이미 Brownell팀에 의해서 陽電子를 癌發見에 利用하는 研究가 進行되었으며 1968년경에 Kuhl과 Edwards는 斷層寫眞 再構成 方案을 提示하였다.^{10,11} 그러나 本格的인 시스템은 1973년경 Hounsfield에 의해서 開發된 XCT開發의 影響을 받아 1975년경에 처음으로 檢出器를 六角形으로 配列한 스캐너(scanner)가 Ter-Pogossian팀에 의해서 製作되었다.¹²

이어서 1976년경에 Cho팀에 의해서 檢出器를 円形으로 配列한 시스템이 始作되었다. 草創期 製作된 大部分의 PET는 $\text{NaI}(\text{TI})$ 을 使用한 円筒形 檢出器를 使用하였다. 또한 1977년경에 Cho와 Farukhi에 의해서 BGO 檢出器가 提案되고, 1980년경에는 Mullani와 Ter-Pogossian 등에 의해서 C_sF 檢出器가 提案되었다.^{13,14}

最近에는 높은 解像度(resolution)를 願하는 사람들은 BGO 檢出器를 使用하게 되고 時間的 處理能力을 願하는 사람들은 C_sF 를 使用하게 되었다. 또한 檢出器 形態도 円筒形에서 直六面體形으로 바꾸어 使用하게 되었다. 스캐너에 檢出器를 配置할 때 直六面體形이 円筒形보다 感度を 키울 수 있기 때문이다. PET 시스템 設計에서 가장 큰 爭點은 어떻게 더 높은 解像도를 얻느냐와 어떻게 더 높은 感度を 얻느냐이었다. 이 중에서 解像度 問題는 더욱 深刻한 問題들을 안고 있다. 왜냐하면 더 높은 解像도를 얻으려면 더 높은 感도가 要請되기 때문이다.

解像도를 높이는 방법으로 어퍼처 콜리메이터(aperture collimator)를 使用하여 檢出器의 表面을 줄여

서 解像도를 높이는 境遇가 있다. 筆者는 다이코툼-II 設計製作時 이 어퍼처 콜리메이터를 設計하고 시뮬레이션과 實驗을 통해 좋은 結果를 얻은 바 있다.¹⁵ 그러나 어퍼처 콜리메이터를 使用하면 感度の 減少를 通해서 解像도를 높이므로 포톤의 統計가 줄어들어서 問題가 되기도 한다. 勿論 다이코툼이 $\text{NaI}(\text{TI})$ 을 使用한 것은 實用化 및 大衆化를 위한 것으로 必然的으로 어퍼처 콜리메이터를 쓰게 되었다.

解像도와 感度を 높이는 方法으로 高價이지만 檢出特性이 優秀한 BGO를 使用하여 幅이 적은 檢出器를 稠密하게 配置하는 方法이 擡頭되었다. 그러나 수mm대의 BGO 檢出器는 檢出效率이 낮아지고 漏泄率이 높아져서 使用할 수 없게 된다. 특히 斜角으로 入射한 감마(γ)선에 대해서 檢出效率은 심하게 낮아지고 漏泄率은 심하게 增大된다. 이를 解決하는 方法으로 筆者는 처음으로 끝부분이 무딘 썰기형 檢出器를 提案하였고, 계속해서 끝부분이 뾰족한 썰기형 檢出器로 最適化하였다.^{16,17}

本 研究에서 PET에 使用하는 檢出器 形態는 BGO나 $\text{NaI}(\text{TI})$ 이나를 莫論하고 썰기 形態가 優秀함을 立證하고, 더 나아가 實際的 크기에 대해서 調査하고, 또한 이미지 解像도에 미치는 影響까지 追求하려 한다. 이를 究明하기 위한 方法으로서 Monte carlo 시뮬레이션을 使用하고자 한다. 각종 形態와 相互關係를 把握하는데 適切한 方法이기 때문이다.

II. 썰기형 檢出器의 提案

1. 썰기형 檢出器

PET 스캐너 構造가 初期期는 單層으로 六角形이나 円形이었으나, 最近에는 多層構造의 円筒形이 大部分이고, 多層 球形도 關心의 對象이 되고 있다. 多層構造의 感도에 대한 解析이 發表되고 있는데 Tanaka에 의해서 円筒形이 Cho에 의해서 球形이 解析되었다.^{18,19} 이 方法을 利用하면, 애뉴러 콜리메이터(annular collimator)의 構造 및 스캐너 直徑이 決定됨에 따라서 랜덤 코인시던스, 散亂 코인시던스 및 眞 코인시던스에 관한 感度を 體系的으로 計算하여, 多層 構造의 全般의인 感度を 解析할 수 있다. 요즘은 利用되는 円筒形의 構造에서는 單層의 境遇와 같이 解析할 수 있는 平面(in plane)과 層과 層사이의 交叉平面(cross plane)이 있다.

一般的으로 스캐너의 直徑 R_0 와 애뉴러 콜리메이터의 構造가 決定되면 스캐너에 配置하는 檢出器의 形態가 이미지와 結付되는 重要한 파라미터로 된다. 이미지 解像도를 높이기 위해서는 檢出器의 幅이 이미지

空間解像도와 直結되는 關係가 되므로 幅을 줄이면 解像도는 높아진다. 그러나 幅이 줄어들면 檢出器 쌍에서 얻어지는 眞 코인시던스의 量이 急激히 줄어들면서 感度の 低下를 가져온다. 더우기 수mm의 幅이 되면 檢出器의 檢出能力이 低下되며, 目標物의 周邊에서 斜角으로 들어오는 信號에 대한 檢出能力은 크게 低下된다. 더우기 隣接 檢出器에서 檢出되는 漏泄(leakage)이 크게 일어난다. 이를 解決하는 方法으로 썰기형(wedge type) 檢出器를 考案하고, 이를 導入하여 計量的 解析과 이미지에 考察하고자 한다.

그림 1은 從來 使用 하던 直六面體形 檢出器를 나란히 配置한 그림이다. 平面圖에 點線으로 表示된 直線

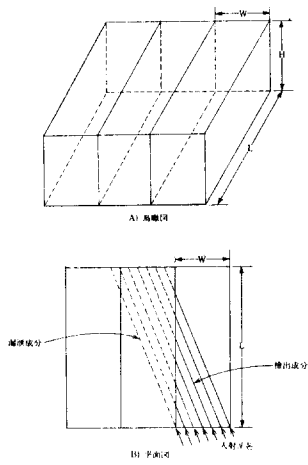


그림 1. 直六面體形 檢出器 配置圖
Fig. 1. Conventional Detector Arrangement.

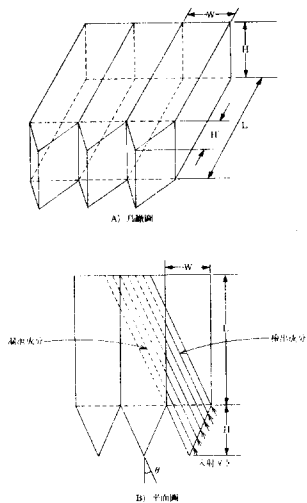


그림 2. 썰기형 檢出器 配置圖
Fig. 2. Wedge Shape Detector Arrangement

과 實線은 포톤과 原子사이의 相互作用이 없을 境遇의 進路의 例이다. 포톤이 入射하는 入射 檢出器에서 보면 檢出 長이가 짧다. 따라서 檢出能力이 작을 것이 豫想된다.

그림 2는 提案하는 썰기형 檢出器이다. 直六面體形에 비해서 썰기형의 檢出 長이는 크게 늘어난 것을 알 수 있다. 檢出器를 向해서 斜角으로 들어오는 포톤에 대해서는 檢出能力이 向上될 것이 豫想되고 더우기 充分히 檢出되고 나면 이웃하는 檢出器에 漏泄되는 값의 減少가 豫想된다. 또한 檢出效率이 向上되며 漏泄率이 減少되면, 시스템의 空間 解像도가 增加될 것이 豫想된다.

2. Monte Carlo方法에 의한 檢出效率 計算

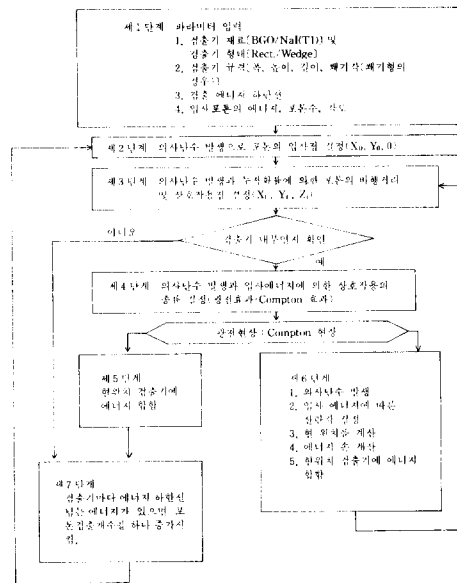


그림 3. Monte carlo 시뮬레이션 흐름도
Fig. 3. Flow chart of monte-carlo simulation.

그림 3은 Monte carlo시뮬레이션 프로그램의 흐름도이다. 이 흐름도에서 使用하는 擬似亂數는 0과 1사이의 均等 確率分布를 가지는 것이며 앞으로 擬似亂數로 表記하고자 한다.

프로그램은 제 1 단계에서 基本的인 入力變數의 값들을 받아들인다. 檢出器의 形態는 썰기형이나 直六面體形이냐이고, 檢出器의 規格은 폭, 높이 및 長이의 값과 썰기형의 境遇 썰기각이다. 또한 入射 포톤의 方向, 에너지 및 使用하는 포톤 數와 에너지 下限線 등이다.

제 2 단계에서는 擬似亂數를 發生시키고 檢出器의 規格에 맞는 位置를 決定한다. 제 3 단계에서는 擬似亂數

를 發生시키고 이를 累積確率에 對應시켜 距離를 計算한다. 線形減衰係數는 Harshaw社의 檢出器 特性表에서 求하여 使用하였다.¹²⁴⁾

BGO의 境遇 光電子效果 線形吸收係數 μ_p 는

$$\mu_p = 4.624 E^6 * (h\nu) ** (-2.621) \quad (1)$$

여기서 포톤 에너지 $h\nu$ 는 KeV 單位이고, **는 指數表示이다. 또한 E6은 10의 6승 表示이다

Compton效果 線形吸收係數 μ_c 는 區間別로 $100 < h\nu \leq 250$ 에서

$$\mu_c = 3.182 * (h\nu) ** (-0.2742) \quad (2)$$

$250 < h\nu \leq 511$ 에서

$$\mu_c = 4.7797 * (h\nu) ** (-0.3479) \quad (3)$$

또한 $N_aI(Tl)$ 에서는 다음 式을 使用하였다.

$$\mu_c = 3.404 * (h\nu) ** (-0.407) \quad (4)$$

$$\mu_p = 2.904 E^6 * (h\nu) ** (-2.861) \quad (5)$$

이때 總線形減衰係數 μ 는 다음과 같이 計算한다.

$$\mu = \mu_p + \mu_c \quad (6)$$

따라서 에너지가 E인 포톤이 距離 x까지 갈때 原子와 相互作用을 이르킬 累積確率 P_1 는 다음과 같이 주어진다.

$$P_1 = 1 - e^{-\mu E \cdot x} \quad (7)$$

따라서 距離 x를 求하면

$$x = -\frac{1}{\mu(E)} \ln(1 - P_1) \quad (8)$$

이때 $0 \leq 1 - P_1 \leq 1$ 이므로 擬似亂數를 $(1 - P_2)$ 로 使用하면, 進行距離를 計算할 수 있다. 따라서 相互作用 位置가 決定된다. 이어서 이 位置가 檢出器 밖인지를 確認하여 밖이 되면 더 이상 追跡이 無意味하므로 제 7 단계로 가고, 내부이면 제 4 단계로 간다. 相互作用이 光電子現象인지 Compton 散亂現象인지를 擬似亂數 R을 發生하여 決定한다. 다음 式을 檢査한다.

$$R \leq \frac{\mu_p}{\mu_p + \mu_c} \quad (9)$$

좌변이 작으면 光電子現象으로, 크거나 같으면 Compton散亂現象으로 決定된다. 光電子現象일 境遇 제 5 단계에서 現在 가지고 있는 포톤의 에너지가 全部 現位置의 檢出器에 吸收되므로 이를 合해 준다. 그리고 제 7 단계로 간다. Compton散亂現象일 境遇 제 6 단계에서 遂行한다. Compton散亂現象을 다시 포톤이 튀어나가므로 그 角度를 決定하여야 한다. 포톤이 進行하는 方向에서 θ 方向으로 進行할 散亂微斷面積 $d\sigma/d\Omega$ 는 Klein-Nishina에 의해서 誘導되었고 다음 式과 같다.¹²⁵⁾

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = r_0^2 \cdot \left[\frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \right]^2 \cdot \left[\frac{1 + \cos^2\theta}{2} \right] \cdot \left[1 + \frac{\alpha^2(1 - \cos\theta)^2}{(1 + \cos^2\theta) \cdot [1 + \alpha(1 - \cos\theta)]} \right] \quad (10)$$

여기서 r_0 는 古典의 電子半徑이고, α 는 $\alpha = h\nu/m_0c^2$ 이며, m_0 는 電子의 停止質量이다. 現位置를 中心으로 한 單位 球表面에서의 全數亂斷面積 σ_T 는 다음과 같이 주어진다.

$$\sigma_T = \int_0^\pi \frac{d\sigma}{d\Omega} \cdot 2\pi \cdot \sin\theta \cdot d\theta \quad (11)$$

또 $0 \sim \theta$ 사이로 進行할 立體角인 境遇의 散亂斷面積 $\sigma(E, \theta)$ 는

$$\sigma(E, \theta) = \int_0^\theta \frac{d\sigma}{d\Omega} \cdot 2\pi \cdot \sin\theta \cdot d\theta \quad (12)$$

로 表現된다. 따라서 入射 포톤의 에너지 E와 꺾이는 角 θ 에 대한 累積確率 P_K 는 다음과 같이 주어진다.

$$P_K = \frac{\sigma(E, \theta)}{\sigma_T} \quad (13)$$

따라서 擬似亂數를 發生시켜 累積確率 P_K 에 對應시키고 上記式을 테이블로 만들어 角 θ 를 決定하게 된다. 角 θ 가 決定되면 散亂 포톤의 에너지 $h\nu'$ 는 電動量 保存法則에 의해서 다음과 같다.

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \quad (14)$$

入射에너지에서 散亂에너지의 差가 檢出되는 에너지가 된다. 現位置를 計算하고 檢出器에 吸收한 에너지를 合하여 준다. 이어서 제 3 단계로 繼續한다.

제 7 단계에서는 각 檢出器마다 吸收한 에너지가 에너지 下限線 이상인지를 檢査하여 條件에 맞는 檢出器에 捕捉된 포톤수를 計數한다. 이어서 제 2 단계로 간다. 이렇게 하여 포톤이 밖으로 나가거나 充分히 에너지를 잃고 光電子現象을 일으키거나 하면 計算이 完了된다.

3. 쐐기형 檢出器의 特性

円形 스캐너에 쐐기형 檢出器를 配列한 것을 圖示하면 그림 4와 같다. 目標物의 半徑을 R_0 , 시스템 檢出面의 半徑을 R_0 라 하면 最大斜角 θ 는 式(15)로 주어진다.

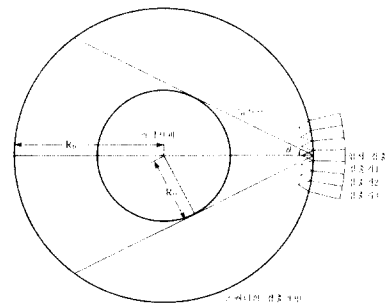


그림 4. 쐐기형 檢出器의 圓形 配置圖
Fig. 4. Wedge Shape detector arrangement of the circular ring position tomograph.

$$\theta = \sin^{-1}(R_0/R_D) \quad (15)$$

一般的으로 이 角보다 큰 角에서의 信號은 없다. 따라서 쐐기각 θ 는 最大斜角과 一致시켜 使用한다. 그리고 R_0 는 感度和 價格에 큰 影響을 미치는 값인데 derenzo는 人體의 頭腦用으로 最適值을 스캐너의 直徑이 55cm일 때로 報告하였다.

本 論文에서는 角 θ 를 20°, 25°, 30°로 擇하여 使用하므로 目標物이나 시스템 半徑의 相對值로 썼다. 이를 定量的으로 解析하기 위하여 Monte carlo 시뮬레이션을 行하였고, 光電子 効果과 compton 散亂效果를 公히 考慮하였다. 포톤은 陽電子 소멸에 의한 511KeV가 均等하게 檢出表面에 닿는 것으로 假定하였고, 에너지 檢出下限值를 350 KeV로 擇하여 遂行하였다. 檢出器의 長이는 4cm, 높이는 2cm로 固定하였고, 폭 W = 8, 6, 4mm의 3가지의 檢出器 幅이 考慮되었고, 쐐기각 $\theta = 20^\circ, 25^\circ, 30^\circ$ 의 3가지 쐐기각이 考慮되었으며 포톤의 入射方向은 5° 간격으로 0°에서 35°까지 遂行되었다.

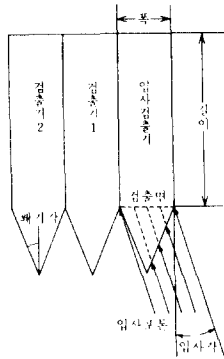


그림 5. 쐐기형 檢出器의 檢出面
Fig. 5. The detection surface of wedge shape detector.

그림 5는 쐐기형 檢出器의 檢出面을 그린 것이다. 直六面體形은 表面이 바로 檢出面이 되므로 簡單하다. 그러나 쐐기형은 表面이 不規則하므로 檢出面을 定義하여야 한다. 檢出面은 쐐기형의 돌출부분을 除去하였을 때 생기는 面을 檢出面으로 定義한다. 檢出面에 均等하게 닿는 포톤을 그림 5 처럼 表示할 수 있다. 入射 檢出器는 포톤이 檢出面에 入射되는 檢出器이고, 檢出器 1은 入射檢出器의 이웃 檢出器이며, 檢出器 2는 入射檢出器의 두번째 이웃 檢出器이다. 여기서 몇가지 用語를 定義한다.

檢出效率 η 은

$$\eta(\theta) = \frac{\text{入射檢出器에서 檢出した 포톤數}}{\text{檢出面에 入射한 포톤數}} \times 100(\%) \quad (16)$$

로 定義한다.

漏池率 χ_n 은

$$\chi_n(\theta) = \frac{\text{檢出器 n에서 檢出した 포톤數}}{\text{檢出面에 入射한 포톤數}} \times 100(\%) \quad (17)$$

로 定義한다.

相對漏池率 ξ_n 은

$$\xi_n(\theta) = \frac{\chi_n(\theta)}{\eta(\theta)} \quad (18)$$

로 된다.

시뮬레이션 프로그램은 그림 3의 흐름도에 따라 作成하였으며 포톤數는 2만~5만이다. 쐐기각보다 큰 入射角에서는 入射檢出器에 포톤이 到達하기 전에 이웃 檢出器를 通過하나 本 시뮬레이션에서는 無視하였다. 따라서 쐐기角보다 큰 角度에 使用될 境遇에는 修正된 結果가 利用되어야 한다.

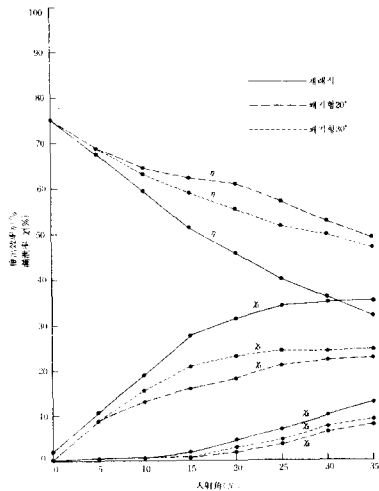


그림 6. 8mm-BGO 檢出器의 檢出率과 漏池率
Fig. 6. Detection efficiency and leakage coefficient of 8mm-BGO detector.

檢出效率 η 은 클수록 좋고, 角度에 따라 一定하면 좋다. 그러나 漏池率 χ_n 은 작을수록 좋고, 특히 χ_2 는 無視할 수 있으면 바람직하다. 그림 6은 폭 8mm, 높이 2cm, 길이 4cm의 BGO 檢出器의 檢出效率 및 漏池率이다. 여기서 直六面體形, 쐐기형 20°, 25°, 30°가 考慮되었다. 入射角 20°에서 直六面體形의 檢出效率이 44.7%에서 20° 쐐기형에서 59.5%로 向上되었고, 같은 條件에서 漏池率 χ_1 은 直六面體形의 31.0%에서 20° 쐐기형의 17.4%로 向上되었다.

그림 7은 폭 6mm의 BGO 檢出器의 特性이다. 入射角 20°에서 檢出效率이 直六面體의 36.7%에서 20° 쐐기형의 49.2%로 向上되었으며, 漏池率 χ_1 은 같은 條

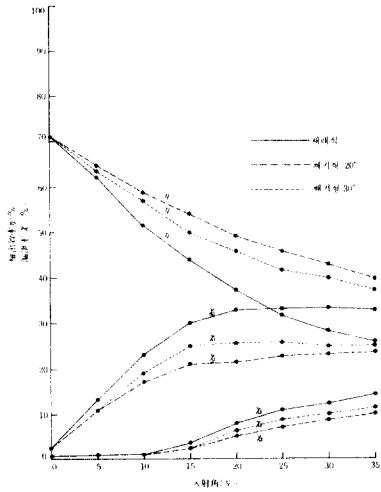


그림 7. 6mm-BGO 檢出器의 檢出効率과 漏泄率
Fig. 7. Detection efficiency and leakage coefficient of 6mm-BGO detector

件에서 直六面體形의 32.6%에서 20° 썰기형의 21.6%로 向上되었다. 더 나아가서 8mm 直六面體形과 6mm 20° 썰기형을 入射角 20°에서 比較하여 보자. 檢出效率가 直六面體形의 44.7%에서 썰기형의 49.2%로, 漏泄率 χ_1 은 直六面體形의 31.0%에서 썰기형의 21.6%로 向上되었다. 즉 8mm 直六面體形보다 6mm 20° 썰기형이 20° 부근에서 더 좋은 特性을 보여 주므로 檢出器 幅을 줄일 수 있는 確實한 根據가 생긴 것이다.

그림 8은 폭 4mm의 BGO 檢出器의 特性이다. 直六面體形의 檢出效率가 入射角 20°에서 入射角 0°의 半

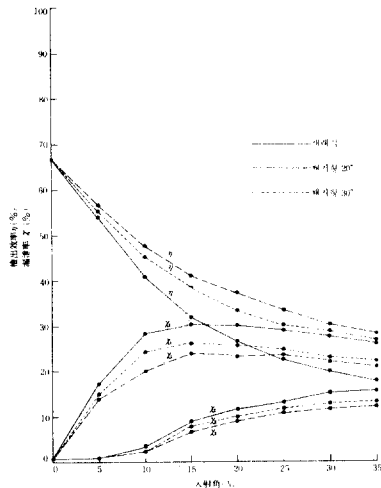


그림 8. 4mm-BGO 檢出器의 檢出効率과 漏泄率
Fig. 8. Detection efficiency and leakage coefficient of 4mm-BGO detector

以下로 떨어진다. 또한 漏泄率 χ_1 은 急激히 增大되어 6° 부근에서 20%에 이른다. 또한 入射角 20°에서 檢出效率는 漏泄率 χ_1 보다 작고, 漏泄率 χ_2 도 檢出效率의 半에 육박한다. 따라서 直六面體形은 폭 4mm로 使用하기에는 많은 問題가 있다. 그러나 썰기형에서는 顯著하게 改善된 特性을 確認할 수 있다. 入射角 20°에서 檢出效率가 37.2%에 이르고 漏泄率 χ_1 은 23.4%에 머무른다. 그러나 漏泄率 χ_2 가 入射角 20°에서 9.4%까지 되므로 이미지에 나쁜 影響을 줄 것이 우려된다. 따라서 이 境遇에는 漏泄를 막을 수 있도록 하는 조치가 必要하다고 본다.

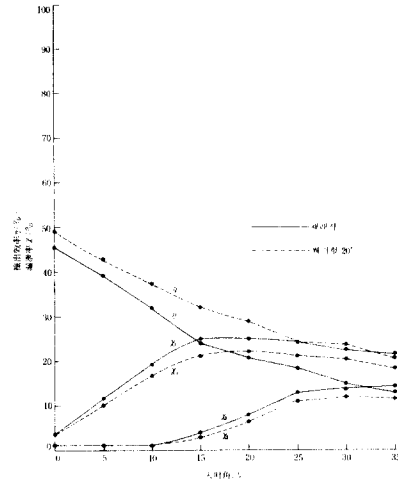


그림 9. 8mm-NaI(Tl) 檢出器의 檢出効率과 漏泄率
Fig. 9. Detection efficiency and leakage coefficient of 8mm-NaI(Tl) detector.

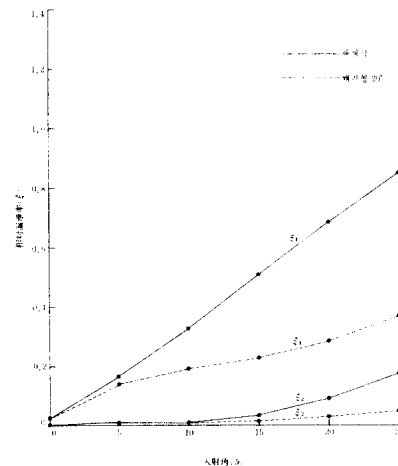


그림 10. 8mm-BGO 檢出器의 相對漏泄率
Fig. 10. Leakage to detection ratio of 8mm-BGO detector.

그림 9는 NaI(Tl) 檢出器의 特性이다. 크기는 폭 8 mm, 높이 2 cm, 길이 4 cm이다. 에너지 下限은 200 KeV 이다. 이 特性은 폭 4 mm BGO와 비슷하다. 썰기형은 BGO에서 뿐만 아니고 NaI(Tl) 이나 CsF 에서도 有效함을 確認할 수 있다. 또 NaI(Tl) 이나 CsF 는 8 mm이하의 幅은 稠密하게 使用하기 곤란하다고 생각된다.

그림 10은 폭 8 mm BGO의 相對漏泄率을 그린 것이다. 入射角 20° 에서 直六面體形의 效率이 썰기형의 2 배 이상임을 確認할 수 있다. 그림 11과 그림 12는 폭 6 mm 및 4 mm BGO의 相對漏泄率을 그린 것이다. 이 그림과 解像度 그림사이의 關係를 誘導하는 것은 앞으로의 課題가 될 것이다.

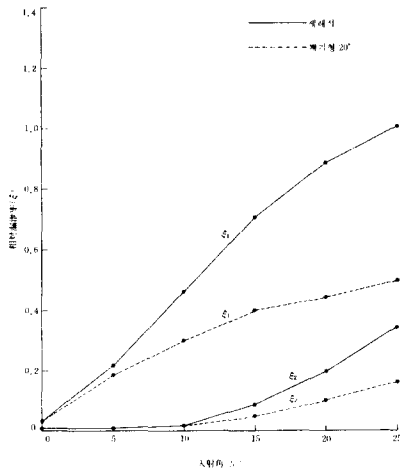


그림 11. 6mm-BGO 檢出器의 相對漏泄率
Fig 11. Leakage to detection ratio of 6mm-BGO detector.

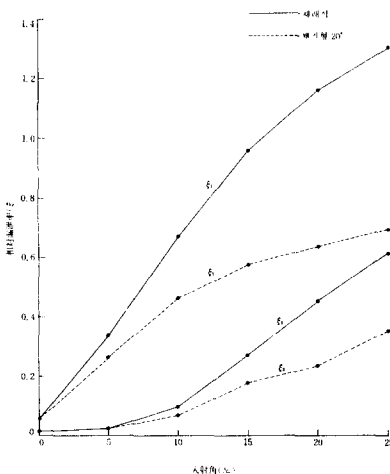


그림 12. 4mm-BGO 檢出器의 相對漏泄率
Fig 12. Leakage to detection ratio of 4mm-BGO detector.

또한 檢出器의 入射點에 대한 特性을 考察하기 위해 서 最大斜角에서 檢出器의 位置에 따른 檢出距離를 近似的으로 計算하면 8 mm 直六面體形은 位置에 따라서 檢出距離가 0~22mm로 變動하나 썰기각 20° 썰기형에서는 檢出距離가 11~22mm의 變化에 그치는 것을 볼 수 있다. 이 距離를 吸收量으로 換算하면 直六面體形의 境遇 0~87%이고, 20° 썰기형의 境遇 65~87%가 된다.

다음으로 썰기각 $\theta=20^\circ$ 인 썰기형 檢出器의 길이 L을 2, 3, 4 cm 등으로 變化 시키면서 그 特性을 Monte carlo 시뮬레이션을 遂行하여 BGO 檢出器의 幅 8 mm

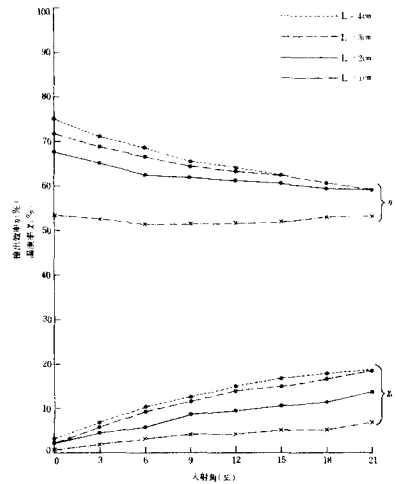


그림 13. 檢出效率과 漏泄率 대 8mm-BGO 檢出器의 길이
Fig 13. Detection efficiency and leakage coefficient v. s. 8mm-BGO detector length.

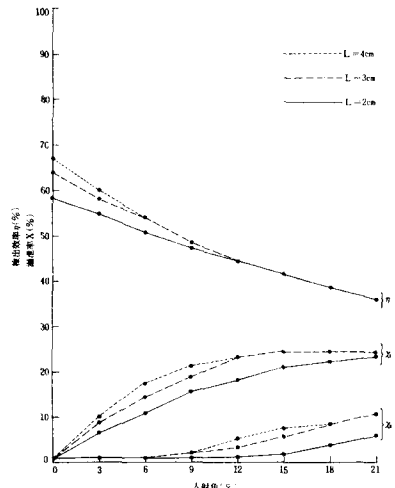


그림 14. 檢出效率과 漏泄率 대 4mm-BGO 檢出器의 길이
Fig 14. Detection efficiency and leakage coefficient v. s. 4mm-BGO detector length.

와 幅 4mm에 대해서 計算하여 그림13과 그림14에 提示하였다. 그림13에서 보면 檢出效率를 크게 손상함이 없이 2cm까지 減少시킬 수 있으나, 價格을 重要視하지 않을 境遇 3~4cm까지 키울 수 있겠다. 勿論 이때 檢出器의 길이를 줄이면 漏泄率도 같이 줄어드는 것을 볼 수 있다. 특히 그림13에서 L=1cm를 包含시켰는데, 이 境遇는 檢出效率이 크게 떨어지나, 檢出效率이 全區間에서 均等하며 漏池效率이 크게 減少하여 特殊한 條件하에서는 考慮될 수도 있을 것이나, 一般적으로 길이 2~4cm에서 判斷基準에 따른 最適值를 얻는 것이 期待된다.

Ⅲ. 檢出器 形態와 이미지 解像度

1. 이미지 再構成 알고리즘

이미지 空間解像도는 여러가지의 原因에 의해서 決定된다. 統計的 雜音, 散亂 코인시던스 雜音, 랜덤 코인시던스 雜音, 샘플링 메카니즘 雜音 등이 介入되면 空間解像도는 나빠진다. 이런것 이외에도 再構成 알고리즘과 이때 使用되는 필터 函數도 影響을 준다. 그러므로 再構成 알고리즘을 言及하고자 한다. 眞 코인시던스에 의해서 얻어진 데이터는 檢出器 雙을 잇는 채널에 따른 積分으로 考慮할 수 있다. 또한 充分한 데이터양을 얻으면 統計的 雜音이 줄어들게 되며, 시스템적으로 眞 코인시던스에 비해서 랜덤 코인시던스나 散亂 코인시던스가 작게 設計된 境遇, 이를 無視한다. 이 境遇 채널에 따른 데이터를 眞 코인시던스만으로 近似하여 이를 處理함으로써 이미지 再構成을 할 수 있게 된다.

이와같은 假定에서 Ramachandran에 의해서 提案되고 Shepp에 의해서 修正된 方法으로 콘볼루션(convolution) 方法이 있다.¹²⁰⁾ 그리고 最近 Shepp에 의해서 提案된 方法은 統計學的 雜音이 이미지 雜音의 主要한 要素로 보고 最尤度(maximum likelihood) 方法을 活用하는 方法이 提案되었다.¹²¹⁾ 이외에도 飛翔時間을 考慮한 것 등의 여러가지가 있다.

한편, 最尤度 方法은 反復 計算法이고 計算量이 방대하여 計算時間이 길다. 또 飛翔時間 問題는 적어도 500ps 이내의 時間解像度(time resolution)을 가져야 効력이 나타나는 것으로 아직은 適用의 意義가 별로 없다. 本 論文의 시뮬레이션에서는 콘볼루션 方法을 使用하였다. 필터 函數는 Ramachandran과 lakshminarayanan의 필터를 使用하였다.¹²²⁾ 이 境遇 약간의 雜音이 介入되며 解像도는 比較的 좋게 나온다.

2. 췌기형 檢出器가 이미지에 미치는 影響

그림15의 PET 스캐너에서 目標物의 中心으로부터

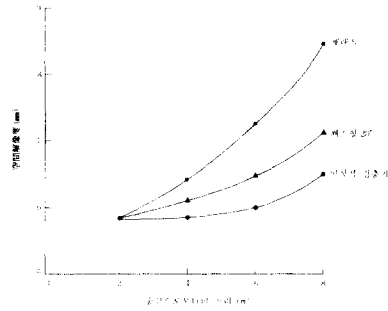


그림15. 8mm-BGO 檢出器 시스템의 空間解像度(FWHM)
Fig. 15. Spatial resolution FWHM of 8mm BGO detector system.

2, 4, 6, 8cm 떨어진 點에 점 쏘스를 假定하고, 췌기각 20°인 췌기형 BGO 檢出器와 直六面體形 BGO 檢出器 그리고 檢出效率이 無限大인 理想的 檢出器에 대하여, 幅 8mm인 檢出器 200개가 稠密하게 配置된 스캐너를 假定하여, 이미지를 시뮬레이션하고, 各 이미지의 FWHM을 求하여 圖示한 것이 그림15이다. 이때 시스템은 停止한 것으로 計算하였다.

點 쏘스 位置가 中心으로부터 8cm인 境遇, 直六面體形의 경우 空間解像도가 8.5mm FWHM인데 대해서 췌기형의 境遇 解像도가 7.1mm FWHM으로 向上됨을 보여준다. 그리고 檢出器의 位置와 그의 中間點에 대해서 모든 샘플과 모든 觀測點을 使用할 境遇, 즉 2점 샘플링 境遇 目標物의 쏘스점을 3, 5, 7, 8cm에 두었을 때는 같은 條件하에서 이미지 FWHM을 그림16에 表示하였다.

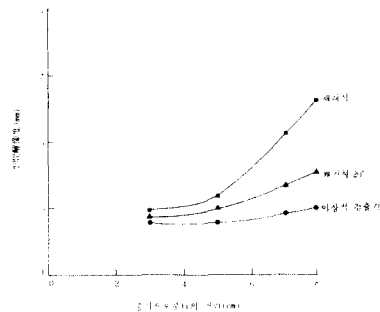


그림16. 8mm-BGO 檢出器 시스템 2점 샘플링할 경우 空間解像度(FWHM)

Fig. 16. Spatial resolution FWHM of 8mm-BGO detector system with 2 point motion.

이때 中心에서 8cm의 境遇 直六面體形 檢出器의 境遇 6.6mm FWHM이고, 췌기형의 境遇 5.4mm FWHM으로 큰 向上을 보였다. 이는 주로 相對 漏泄率을 줄인

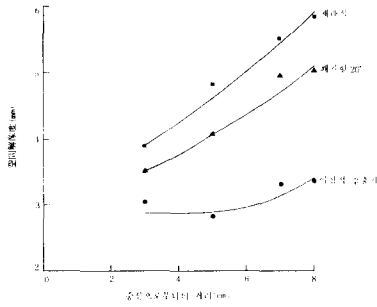


그림17. 4mm-BGO 檢出器 시스템의 空間解像度 (FWHM)
Fig. 17. Spatial resolution FWHM of 4mm-BGO detector system.

效果라고 判斷된다.

그림17에는 썰기각 20°이고 幅이 4mm인 썰기형BGO 檢出器 400개를 가진 시스템이 停止해 있는 것을 假定하여 이미지 시뮬레이션을 행하고 이때의 FWHM을 그린 것이다. 幅 8mm때 보다는 적은 幅이지만 改善되는 것을 볼 수 있다. 中心으로부터 3, 5, 7, 8cm에 대해서 구한 것이다. 中心에서 8cm있을 경우, 直六面體形의 境遇 5.8mm FWHM에서 썰기형의 境遇 5.0mm FWHM으로 改善되었다. 샘플수를 늘리면 3mmFWHM 정도의 解像도가 期待된다.

3. 檢討

이미지 解像도에 影響을 주는 要因은 多樣하다. 여기서는 單純히 다른 要因들을 除去하고 檢出器의 幅만을 생각하면, 檢出器 幅과 이미지 解像度 사이의 關係는 다음과 같다.

円形 스캐너에 直六面體形 檢出器를 均等 間隙으로 配置하였다 하자. 스캐너의 半徑을 R_s , 檢出器의 幅을 W_a , 檢出器 個數를 N 이라 하면, 檢出器 中心과 檢出器 中心사이의 距離 W 는

$$W = \frac{2\pi R_s}{N} \quad (15)$$

또한 다음 식을 滿足한다.

$$W \geq W_a \quad (16)$$

시뮬레이션 結果에 따르면 부체형 빔 알고리즘의 경우 最高解像도는 스캐너의 中心附近에서 대략 0.7W (FWHM)을 얻는다. 또한 부체형 빔 알고리즘 경우 대략 0.5 W_a 까지 檢出間隙을 줄이면 檢出間隙에 關聯하여 最高解像도는 0.5 W_a (FWHM)까지 얻을 수 있다. 漏池率 χ_1 이 커지면 解像도는 점점 나빠진다. 漏池率 χ_2 는 더욱 더 深刻하게 影響을 준다고 생각된다. 왜냐하면 8mm 檢出器는 썰기형의 解像도가 直六面體形보다 理想的 檢出器에 가까웠는데, 4mm 檢出器에서는

理想的 檢出器에서 아주 멀어지기 때문이다.

또 주변으로 갈수록 약간씩 解像도가 떨어진다. 그 理由는 목표물에서 檢出器를 보는 立體角이 커지는 影響으로 본다.

空間解像도를 計算한 前節의 그림15와 그림16은 Derenzo의 實驗結果와 傾向이 서로 비슷하다.^[23] 그러나 그림17은 計算값이 分散된 形態를 나타낸다. 이는 이미지 再構成시 컴퓨터 計算時間 制約으로 이미지 픽셀(pixel) 數를 더 늘리지 못한 것에 基因된다고 생각된다. 또한 漏池率 χ_2 가 이미지에 雜音으로 介入될 可能性도 排除할 수 없다고 본다.

모튼이 直進한다고 假定하고 總線形減衰率과 檢出距離로 單純計算한 檢出效率와 漏泄率의 近似값이 入射角 θ° 를 除外한 모든 點에서 Monte carlo方法으로 計算한 檢出效率 및 漏泄率 값과 相關도가 극히 크다. 適當한 常數 K를 곱할 경우 5%이내의 相對誤차를 나타내는 關係를 別道로 구하였다. 이미지를 얻기위한 데이터 發生時 이를 活用하였다. 이미지의 解像도는 이미지 꼭지점 값을 구하고 그 값을 利用하여 FWHM을 구하게 되는데, 이 꼭지점은 이미지 再構成時 計算된 最大値를 썼다. 따라서 실제 FWHM은 약간씩 下向될 것이 豫想된다.

IV. 結 論

本 研究에서는 PET시스템에 썰기형 檢出器를 導入하고, Monte carlo 시뮬레이션을 活用하여 썰기形態의 檢出器를 使用한 PET 시스템이 直六面體形의 檢出器를 使用한 PET 시스템보다 有利하다는 點을 보였다. 研究 結果에 의하면 다음과 같은 點에서 有利하였다.

1) 썰기형은 直六面體形보다 檢出效率를 높인다. 8mm-BGO의 境遇 入射角 20°에 대해서 檢出效率 η 는 直六面體形이 44.7%이고, 20°썰기형이 59.5%이다. 6mm-BGO의 境遇 같은 條件에서 檢出效率 η 는 直六面體形이 36.7%이고, 썰기형이 49.2%이다. 4mm-BGO의 境遇 같은 條件에서 檢出效率 η 는 直六面體形이 26.4%이고, 썰기형이 37.2%이다. 8mm- $NaI(Tl)$ 의 境遇 같은 條件에서 檢出效率 η 는 直六面體形이 20.4%이고, 썰기형이 28.3%이다.

2) 썰기형은 直六面體形보다 漏泄率을 낮춘다. 8mm-BGO의 境遇 入射角 20°에서 漏泄率 χ_1 은 直六面體形이 31.0%이고, 썰기형이 17.4%이다. 6mm-BGO의 境遇 같은 條件에서 漏泄率 χ_1 은 直六面體形이 32.6%이고, 썰기형이 21.6%이다. 4mm-BGO의 境遇 같은 條件에서 漏泄率 χ_1 은 直六面體形이 30.2%이고, 썰기

형이 23.4%이다. 8mm-NaI(Tl)의境遇 같은條件에서漏泄率 x_1 은直六面體形이 25.7%이고, 峯기형이 22.4%이다.

3) 峯기형은直六面體形보다入射포톤에 대해서入射角의變化에 따른檢出効率差를 줄여준다. 入射角이 0°일 때의檢出効率 η 에서 20°일 때의檢出効率 η 을 뺀 값을計算하면, 8mm-BGO의境遇 直六面體形の檢出効率差는 29.0%이고, 峯기형의檢出効率差는 14.0%이다. 6mm-BGO의境遇 直六面體形の檢出効率差는 34.4%이고, 峯기형의檢出効率差는 20.8%이다. 4mm-BGO의境遇 直六面體形の檢出 効率差는 40.3%이고, 峯기형의檢出効率差는 29.1%이다. 8mm-NaI(Tl)의境遇 直六面體形の檢出 効率差는 25.2%이고, 峯기형의檢出効率差는 21.0%이다.

4) 峯기형은直六面體形보다空間解像度を 높여준다. 8mm-BGO 200개를稠密하게円形配置한 시스템에서中心에서 8cm位置에 있는點의空間解像度を 구할때 直六面體形の空間解像도는 8.5mm FWHM인데, 20°峯기形の空間解像도는 7.1mm FWHM이다. 같은條件에서 2點 샘플링 하였을 때 直六面體形 시스템의空間解像도는 6.6mm FWHM이고, 峯기形 시스템의空間解像도는 5.4mm FWHM이다. 4mm-BGO 400개를稠密하게円形配置한 시스템에서中心에서 8cm位置에 있는點의空間解像度を 구할때 直六面體形 시스템의空間解像도는 5.8mm FWHM인데 峯기形 시스템의空間解像도는 5.0mm FWHM이다.

5) 峯기形檢出器는直六面體形보다이미지解像度の中心 부근과 가장 자리에서의差異를 줄여준다.

6) 峯기形檢出器는直六面體形보다最大斜角에서檢出 길이의變化가 적다. 따라서檢出表面의位置에 따른檢出效率이比較的均等하다.

아울러 PET 設計에關聯性 깊은 파라미터 값에 따른特性을提示하여 PET 設計에 도움을 줄 수 있도록 하였다. 幅 4~6mm의檢出器를使用할境遇에는最高解像度 3mm FWHM까지 얻을 것이期待된다. 이것은 PET의理想的解像度 2~3mm FWHM에 육박하는 것이다. 實現可能한 PET의空間解像度로서는 2mm 이하를 얻을 수 없다는 것이 지금까지의共通된見解이다. 本論文에서는 3mm FWHM대의 값이提示되었고, 여러가지雜音 등을考慮하여도 幅 4mm程度の檢出器를使用하면最高解像度 3mm FWHM이期待된다.

한편, 幅 8mm의 NaI(Tl)檢出器를예를들어시뮬레이션함으로써峯기形檢出方式은BGO檢出器를使用하는PET設計에서와 마찬가지로 NaI(Tl)이나 CsF의檢出器를使用하는境遇에도使用될 수 있음을 보

였다. 따라서 앞으로의 PET 設計에 峯기形態檢出器의活用이期待된다.

參 考 文 獻

- [1] Brownell G.L., Burnham C.A., Hoop B. Jr, et al: *Positron Scintigraphy with Short-Lived Cyclotron Produced Radiopharmaceuticals*. Med. Radioisotope Scintigraphy 1, IAEA, pp. 313-330, 1973.
- [2] Phelps M.E., Hoffman E.J., Mullani N.A., et al: *Application of Annihilation Coincidence Detection to Transaxial Reconstruction Tomography*. J. Nucl. Med. 16, pp. 210-224, 1975.
- [3] Ter-Pogossian M.M., Phelps M.E., Hoffman E.J., et al: *A Positron Emission Transaxial Tomograph for Nuclear Imaging (PETT)*. Radiology 114, pp. 89-98, 1975.
- [4] Phelps M.E., Hoffman E.J., Kuhl D.E.: *Physiological Tomography (PT): A New Approach to In-Vivo Measure of Metabolism and Physiological Function*. Med. Radionuclide Imaging 1, IAEA, pp. 233-253, 1977.
- [5] Cho. Z.H., Eriksson L., Chan J.: A Circular Ring Transverse Axial Positron Camera (CRTAPC). In Reconstruction Tomography in Diagnostic Radiology and Nuclear Medicine (Workshop on Reconstruction Tomography, San Juan PR, April 1975). Edited by M.M. Ter-Pogossian, et al., Baltimore University, Park Press, 1977, pp. 393-421 and also Cho Z.H., Chan J., Eriksson L.: *Circular Ring Transverse Positron Camera for Transverse Section Tomography*. IEEE Trans Nucl. Sci. NS-23, pp. 613, 1976.
- [6] Budinger T.F., Derenzo S.E., Gullberg G. T., et al: *Emission Computer Assisted Tomography with Single Photon and Positron Annihilation Photon Emitters*. J. Comput. Assist. Tomogr. 1, pp. 131-145, 1977.
- [7] Phelps M.E., Hoffman E.J., Huang S.C., et al: *Positron Tomography: In Vivo Autoradiographic Approach to Measurement of Cerebral Hemodynamics and Metabolism*. In Cerebral Function, Metabolism and Circulation. Edited by D.H. Ingvar and N. A, Lassen. Copengagen, Munksgarrd, pp. 446-447, 1977.

- [8] Kuhl D.E., Phelps M.E., Hoffman E.J., et al: *Initial Clinical Experience with ^{18}F -2-Deoxy-D-Glucose for Determination of Local Cerebral Glucose Utilization by Emission Computer Tomography*. In *Cerebral Function Metabolism and Circulation*. Edited by D.H. Ingvar and N.A. Lassen. Copenhagen, Munksgaard, pp. 192-193, 1977.
- [9] Ter-Pogossian M.M.: *Basic Principles of Computed Axial Tomography*. Sem. Nucl. Med. VII(2): 109-127, 1977.
- [10] G.L. Brownell and W.H. Sweet, *Localization of Brain Tumors*. Nucleonics 11, pp. 40-45, 1953.
- [11] G.L. Brownell, C.A. Burnham S. Silensky, et al., *New Developments in Positron Scintigraphy and the Application of Cyclotron Produced Positron Emitters*. Proc. Symp. Med. Radioisotope Scintigraphy, Salzburg, 6-15 Aug 1968, pp. 163-176 IAEA, Vienna, 1968.
- [12] Hounsfield G.N.: *A Method of and Apparatus for Examination of a Body by Radiation Such as X-Ray or Gamma Radiation*. U.K. Patent 1283915, 1972.
- [13] Cho Z.H., Farukhi M.R.: *Bismuth Germanate as a Potential Scintillation Detector in Positron Cameras*. J. Nucl. Med. 18, pp. 840-844, 1977.
- [14] Mullani N.A., Ficke D.C., Ter-Pogossian M.M.: *Cesium Fluoride: A New detector for Positron Emission Tomography*. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-27, pp. 572-575, 1980.
- [15] Cho Z.H., Hilal S.K., Ra J.B. Hong K.S., Lee H.S., and Bigler R.E.: "Experimental results of the dichotomic sampling in circular ring positron emission tomography," *IEEE Trans. Nucl. Sci.* vol. NS-30, no.3, June, 1983.
- [16] 이형세: 간단한 고해상 PET. 대한전자공학회 합동 학술발표회 논문집 6권 1호 1983년 5월
- [17] Cho. Z.H., Lee H.S., and Hong K.S.: "Wedge - Shaped BGO Scintillation Crystal for Positron Emission Tomography: Concise Communication," *the Journal of Nuclear Medicine* vol. 25, no. 8, pp. 901-904, Aug. 1984.
- [18] Tanaka E., Nohara N., Tomitani T., and Endo M.: *Analytical Study of the Performance of a Multilayer Positron Computed Tomography Scanner*. J. Comput. Assist. tomogr. 6, pp. 350-364, 1982.
- [19] Cho Z.H., Hilal S.K., Hong K.S.: *Spherical Positron Emission Tomography-Performance Analysis*. In press.
- [20] Shepp L.A. Logan B.F.: *The Fourier Reconstruction of a Head Section*. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-21, pp. 21-43, 1974.
- [21] Shepp L.A., Vardi Y.: "Maximum likelihood reconstruction for emission tomography," *IEEE Trans. Medical Imaging* vol. MI-1, no. 2, Oct. 1982.
- [22] 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. USA* vol.68, no.9, pp. 2236-2240, Sept. 1971.
- [23] Derenzo S.E., Budinger T.F., et al: "Imaging properties of a positron tomograph with 280 BGO crystals." *IEEE Trans. Nucl. Sci.* vol. NS-28, no.1, Feb. 1981.
- [24] Harshaw Chemical Co : *Harshaw Scintillation Phosphors*. Harshaw Chemical Co. 1978.
- [25] G.F. Knoll.: *Radiation Detection and Measurement*. John Wiley. pp. 63-67, 1979.