

『HRRTの評価と最適化』  
Chapter 5  
Design Feature of Modern PET  
Scanners

2005/05/20

千葉大工学部 菅研究室4年  
高橋 悠

1

**初期のPET装置の開発～近年の  
PETスキャナ開発までの流れ**

- 1970年代前半 Michael E. PhelpsらによるPETT (Positron Emission Transaxial Tomographs) の開発
  - PETT、PETT : PET理論のベース
  - PETT : 初の商用PET装置(EG & G Ortec社より)
- PETスキャナのデザイン: 直径数cmの円柱状NaI(Tl)シンチレータを六角形に配置
- 1977年 初めてシンチレータにBGOを利用  
より小さな結晶を用いた装置の実現  
解像度の向上が可能となった

2

- 1985年 Erikssonが2つの異なる結晶を1つの  
PMT (Photomultiplier Tube) に接続する  
検出器ブロックを発表

それまでの

結晶ブロック:PMT = 1:1

という制限を解消

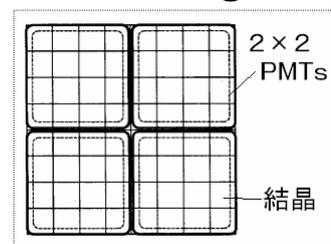
さらなる高解像度化のための新たなPETス  
キャナの検出器デザインが提案されてきた

3

## 5.1 New Detector Design

### 5.1.1 Block Detector Design

- 1986年  
CaseyとNuttによる設計  
1つの結晶を  
2 × 2 のPMTと接続



結晶マトリクスイベント位置の推定が可能  
(Anger-Logic)

従来のPMTで多数の結晶と接続

4

# Anger-Logic

$$x = \frac{(B+D)-(A+C)}{A+B+C+D}$$

$$y = \frac{(A+B)-(C+D)}{A+B+C+D}$$

計算例

$$A=0$$

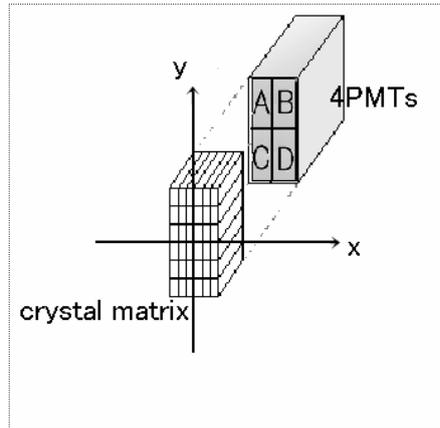
$$B=3$$

$$C=0$$

$$D=1$$

$$x = \frac{(3+1)-(0+0)}{0+3+0+1} = 1$$

$$y = \frac{(0+3)-(0+1)}{0+3+0+1} = 0.5$$

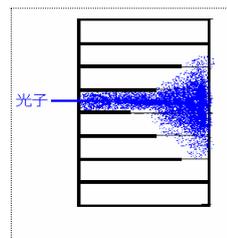
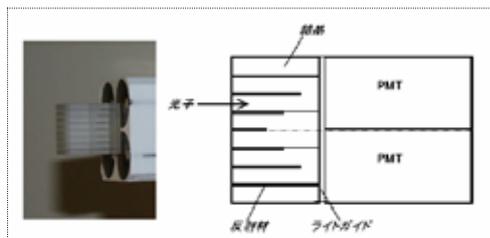


5

## Anger Logicと結晶構造

- Anger Logicによると結晶マトリクスの中に入ってきた光子はA~DのPMTにほぼ同等に入射しなければならぬ

マトリクスを形成するための反射材を結晶の中心では短くすることで、4つのPMTに光が広がるようにする



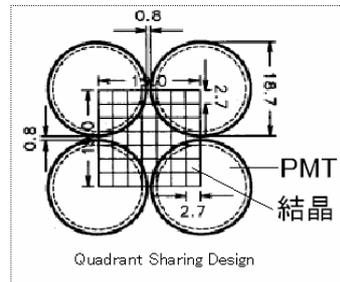
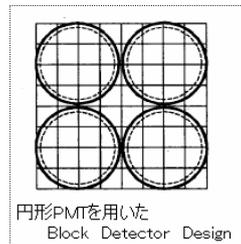
6

## 5.1.2 Quadrant Sharing Design

- 1993年 Wongらによる設計

Block Detector Designでは1つのPMTが1つの結晶に関与

1つのPMTが4つの結晶ブロックに関与する構造

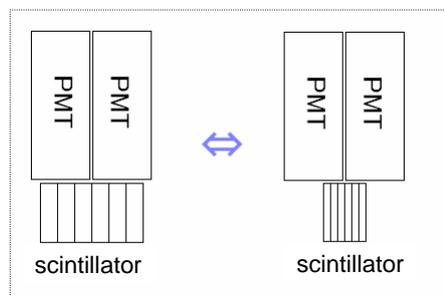


7

- Quadrant Sharing Designを用いる利点

Block Detector Designと同等のサイズのPMTを用いながら結晶サイズを小さくできる。

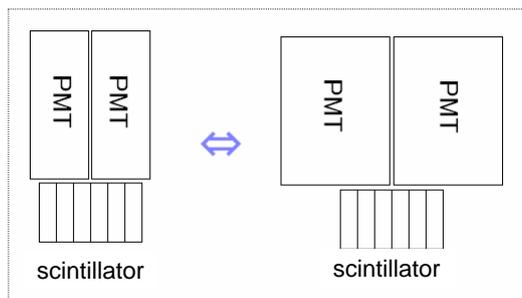
コストはそのままで空間解像度を向上



8

検出器を構成するPMTの総数を減少させることができる。(PMTサイズは大きくなる)

### PETスキャナーのコスト削減

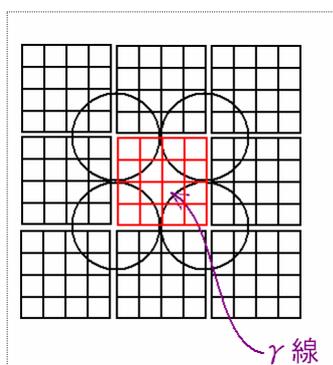


9

- 欠点

### Detector Dead Timeの増加

検出器ブロックの 線検出処理時間  
周囲の8つのPMTがDead Timeになる



10

### 5.1.3 DOIとホスウィッチ検出器

- LOR (Line of response) とDOI (Depth of Interaction)

PET装置の中心から離れた位置でのイベント

結晶に対しLORが角度をもって入射

結晶の深い位置での検出 (interaction) ほどLORの計算値と  
実測値の誤差が大きくなる

空間解像度の低下

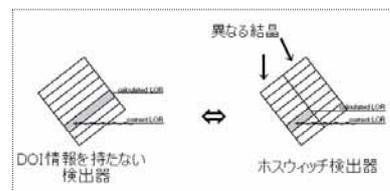


11

### DOI情報の検出・ホスウィッチ検出器

- SPD (Silicon Photodiodes)
- PMTs and/or photodiodes
- ホスウィッチ検出器  
2種類以上の結晶を層に分けて積み重ね、結  
晶ブロックを構成する

各層ごとに弁別が可能



12

## 異なる結晶層の弁別方法

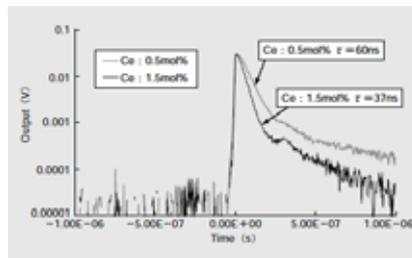
- Pulse shape discrimination (PSD)

シンチレーション光の蛍光減衰時間 (Light decay time) はシンチレータにより異なる

Table 3.1: Characteristics of different scintillators

	Nal(Tl)	BGO	GSO	LSO	LYSO*
Decay Time [ns]	230	300 (90%)	56 (90%) 400 (10%)	40	53

この性質を利用し、PMTからの出力波形を利用して弁別を行う



Ce濃度0.5mol%と1.5mol%のGSOの蛍光減衰曲線

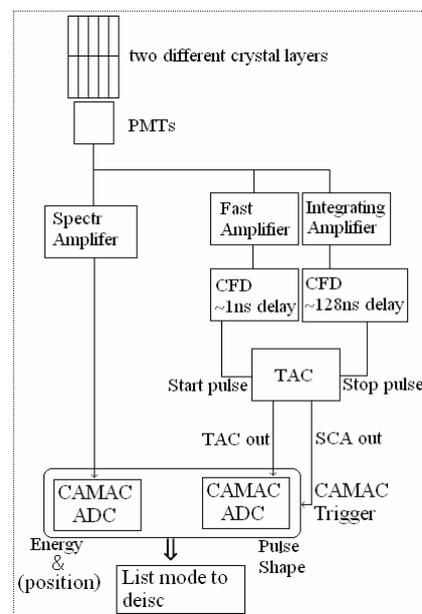
13

## PSD演算回路の例

PMTからの出力を2つに分ける

- ・一方はSpectr Ampで増幅され検出エネルギーとして保存
- ・もう一方はPSD演算回路へ

PSD演算回路へ送られた信号はさらに2つに分けられる

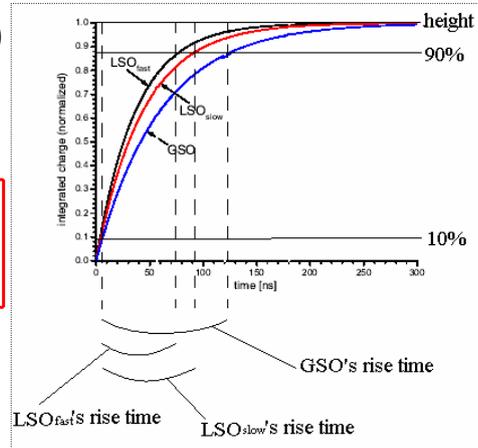


14

- ・Fast Ampへの信号は線形的に増幅(波形は変えない)
- ・Integrating Ampへの信号は比較的長い時間幅(200ns)で積分される

このとき出力パルスの立ち上がり時間は入力パルスの減衰時間に比例する

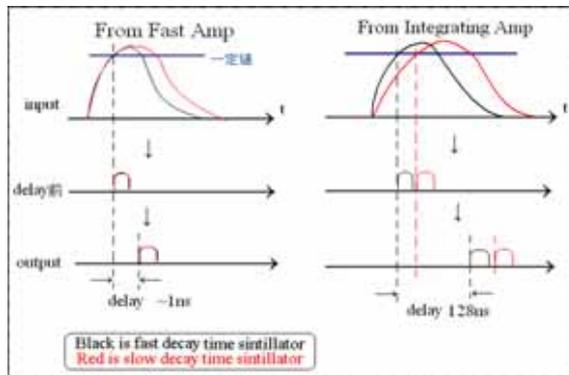
Fast Amp、Integration Ampからの出力はそれぞれ2つのCFDへと伝送



15

CFD(Constant fraction discriminator : 波高分析器)  
 入力されたパルスのピーク値の一定の値までパルスが立ち上がった時刻で真(1)の値を出力する  
 また、CFDはdelay機能も備えており、出力時間を任意に遅らせることができる  
 したがってCFDからの出力のタイミングは、入力パルスの立ち上がり時間と設定したdelay時間によって決定する

- ・Fast Ampからの入力は~1nsの遅延を加え出力
- ・Integrating Ampからの入力は128nsの遅延を加え出力



1ns delayのCFDからの信号をStart pulse、128ns delayのCFDからの信号をStop pulseとしてTACに入力

TAC(Time to amplitude converter : 時間波高変換器)

入力されたStart pulseとStop pulse間の時間差をそれに対応した振幅をもつ信号に変換する

TACからの出力信号の大きさは、Fast Amp、1ns delay CFDを通った信号とIntegrating Amp、128ns CFDを通った信号との時間差に依存する

従って、

Integrating Ampからの出力パルスの立ち上がり時間が長いほど、TACからの出力信号の振幅は大きくなる

同時にTACはSCA (single channel analyzer)を通し、信号が出力されたことをCAMAC (計算機と接続しデータを得られる電子回路)にトリガー信号として通知する。このトリガー信号と同期してPMTからのエネルギー、結晶特有の波形をリストモードとして保存する

17

## 5.2 再構成画像の分解能

- 3mmより大きな検出器のPETスキャナ  
空間分解能は主に結晶サイズによって決まる
- 3mmより小さな検出器の場合  
以下に起因する
  - ・非同一直線性(non-collinearity)
  - ・飛程(positron range)
  - ・検出器内の散乱(inter-detector scatter)

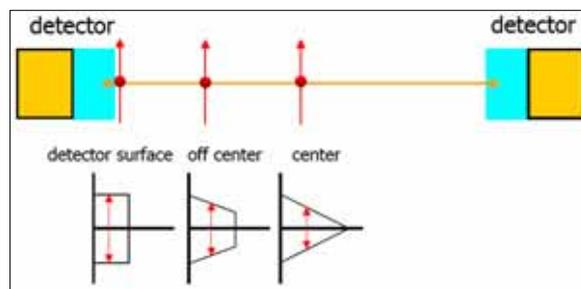
18

- 検出器サイズdによる分解能

検出器での分解能は検出器の開口の関数で決定する

図のように関数はLOR上の陽子の消滅位置で異なり、PET装置の中心付近では三角形、検出器付近では長方形、中間では台形となる

中心付近で考えた場合、関数のFWHMは検出器サイズdの半分となる  $FWHM = d/2$



19

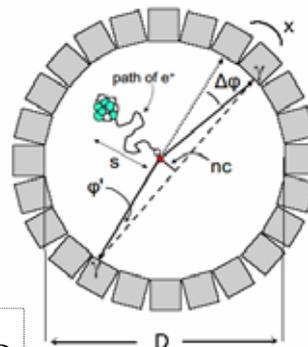
- 検出された線の非同一直線性

図のように電子対消滅で生じた線は

$180^\circ \pm$  ( $\approx 0.5^\circ$ )

の角度をもって検出される

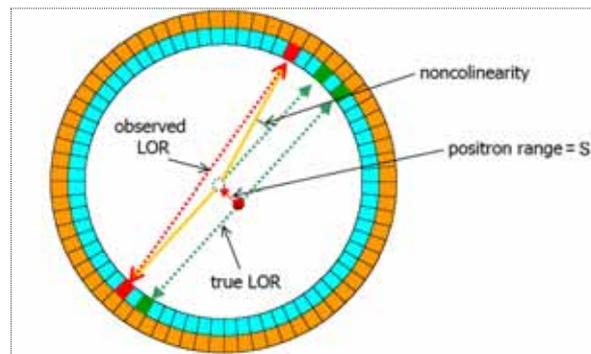
従って、ガントリーの大きさに比例した誤差が発生する



$$nc = \frac{x}{2} = \frac{\tan(\Delta\phi)}{2} \times \frac{D}{2} = 0.0022D$$

20

- 陽電子の飛程 (positron range)
  - 同位元素によって異なる
  - $^{18}\text{F}$  : 0.1mm、 $^{15}\text{O}$  : 0.5mm
  - 飛程sが大きいほど分解能は悪くなる



21

- b:検出器ブロックにおける
  - 検出器内の散乱
  - PMT信号の統計的ゆらぎ
  - Block decoding機構の欠陥
 によって決定する

以上のd (検出器の大きさ)、 $nc=0.0022D$ 、s (飛程)、  
bを用いてPETシステムの分解能は

$$\Gamma = 1.25\sqrt{(d/2)^2 + (0.0022D)^2 + (2s)^2 + b^2}$$

と表わされる

22