

## 核医学検査に用いる装置の基礎

### Basic Lecture of an Imaging Device in Nuclear Medicine

株式会社東芝メディカルシステムズ 本村信篤

核医学検査に使用する画像撮影装置、すなわちガンマカメラ (SPECT) と PET の基礎技術について概説した。CT、MRI、US などと異なり、自身で測定用エネルギーを発しないため、画像作成には不利な条件を持つのが核医学装置である。

ガンマカメラ (SPECT) は、現在において撮影手法の主流は Anger 方式である。Anger 方式は大サイズのシンチレータと複数本の光電子増倍管の組合せで、入射ガンマ線の位置、エネルギーを測定する。近年、半導体を用いたピクセル型の検出器が登場している。ピクセル型はピクセルサイズが検出器 (固有) 位置分解能とほぼ一致し、Anger 方式より位置分解能の向上が期待できる。特にコリメータが被検体に近接するプラナー収集では、画質向上が期待できる。しかし SPECT 撮影においては注意が必要である。コリメータが被検体から離れると位置分解能はコリメータでほぼ決定され、検出器 (固有) 位置分解能の寄与は少ない。また感度についても、半導体自体が直接に感度向上を実現する訳ではない。半導体による画質向上は、高い自由度の検出器配置により特定臓器 (心臓など) のみに対象視野を絞る (視野を小さくする) 撮影を行うためである。Anger 方式でもファンビームコリメータにより類似した効果を出している。

SPECT の定量測定に関し、20 年程前は

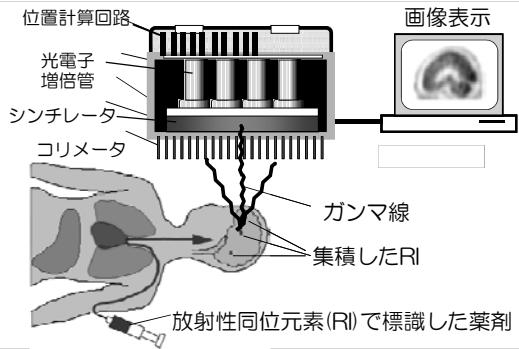
「SPECT による定量測定は不可能」と言われていた。現在は散乱、減弱、位置分解能の補正法が確立し、また SPECT-CT 装置の普及により、定量 SPECT が日常臨床で使われるまでに至っている。しかし、SPECT 定量測定に関わる補正に関し、そのアルゴリズムを正しく理解し、補正精度、過補正のリスクなどを認識した上で使用する必要がある。注意すべきは「逐次近似処理に組み込まれている」とブラックボックス的に補正機能が搭載され、使用者が中身を理解・検証することなく受入れている場合である。SPECT 技術を正しく用いるため、機器メーカーが必要な情報を提供するとともにユーザは理解を深める取組みが必要であると思われる。

PET に関し、その性能はシンチレータによるところが大きい。ガンマ線の阻止能、発光量、発光時間などのシンチレータ性能である。近年は Time-of-Flight (TOF) 機能をもつ装置が登場している。TOF は「投影の線積分データからの画像再構成」との従来からの断層画像作成アルゴリズムと一線を画す手法である。TOF により「投影線上の特定の位置に信号源が存在する」との情報が付加され、その結果、感度向上と同等の効果 (S/N 向上など) があり、また補正データの不完全性 (トランケーション、位置ずれなど) の影響を受け難いことも検証されている。

最後に、JIRA が推奨する装置の性能測定法について紹介した。米国の規格でありながら実質的な世界標準規格である NEMA は 5 年ごと

に改定を行っている。2007 年と 2012 年の違いの中で特筆すべきは「ピクセル型検出器に対する均一性の評価方法」である。JIRA が制定する JESRA は NEMA に準じた内容としている。IEC 規格は NEMA、JESRA と異なる項目が多い。PET と同様の定量性評価を SPECT に求めている。性能評価法については、最新技術を適切に反映できるよう、今後も取組む必要がある。

## ガンマカメラ (SPECT) の測定原理

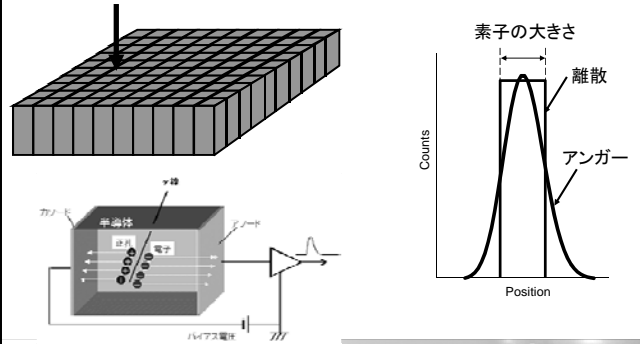


TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

## ピクセル型検出器の特長 1 : 固有位置分解能

検出器素子の大きさ = 固有位置分解能

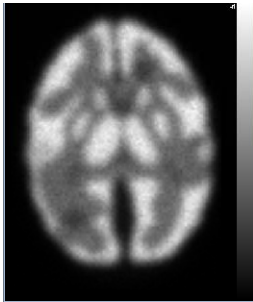


TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

## 画像比較 (プレーン画像)

アンガー型



ピクセル型 (1.6mm角)



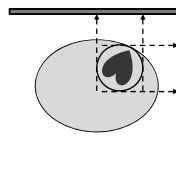
\* 検出器(コリメータ)をファントムに接した位置で撮影したプレーン画像

TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

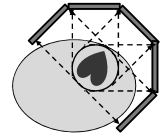
TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

## ピクセル型検出器の特長 2 : 小型化

アンガー型



ピクセル型



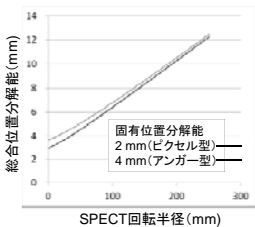
測定対象(視野)を限定した検出器の配置、動きが可能  
⇒ 感度の向上

TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

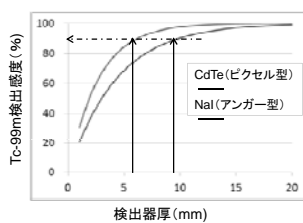
TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

## SPECTシステムとしての性能

位置分解能



感度



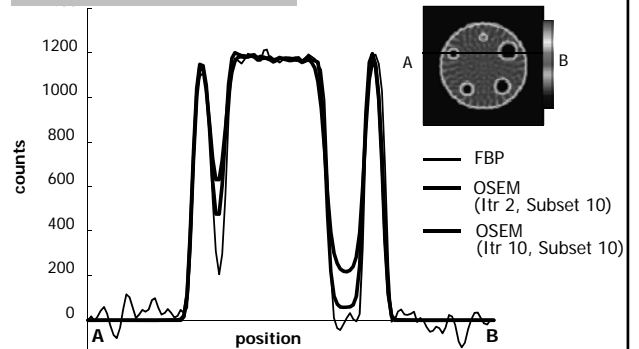
- ・SPECT回転半径では、総合位置分解能の差は小さくなる
- ・検出器の厚さはTc-99mで感度90%に設定され、感度は同じになる
- \* 感度の向上は、小型化(自由な配置)による限定FOVの実現による

TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

## 逐次近似法 (EM法) の特徴 1

Cold Spotはコントラストが低下する



TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

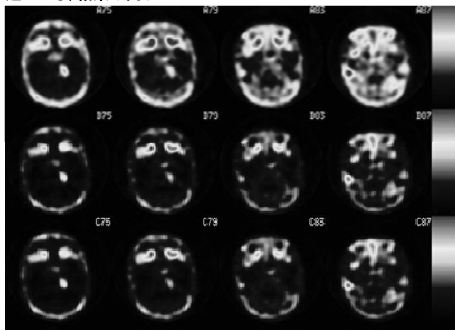
### 散乱線補正

逐次近似の過程で、散乱線の推定成分は固定の場合  
⇒逐次近似に組み込んでも、結果は同じ

散乱線補正なし

散乱線補正後に  
OSEM再構成

OSEM再構成に  
散乱線補正を  
組み込む

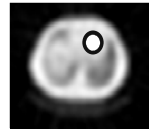


データ提供：国立循環器病研究センター

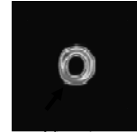
TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

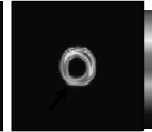
### 減弱補正



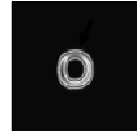
数値ファントム  
(心筋)



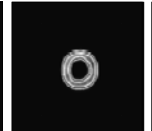
補正なし



Sorenson



Chang



Iterative  
Chang



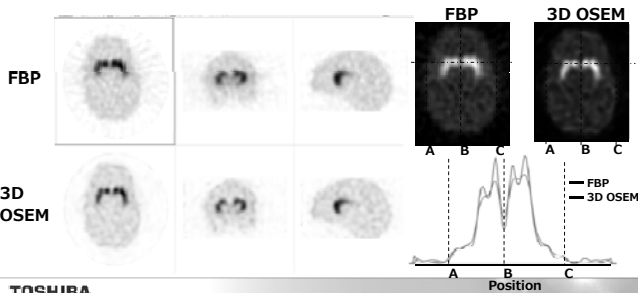
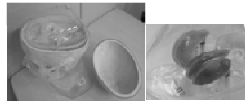
OS-EM

TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### 位置分解能補正

線条体ファントムによる評価

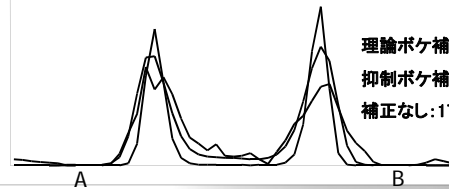
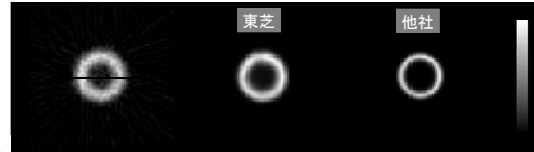


TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### 逐次近似法での注意点：過補正

心筋ファントム(心筋部の厚さ=10mm)

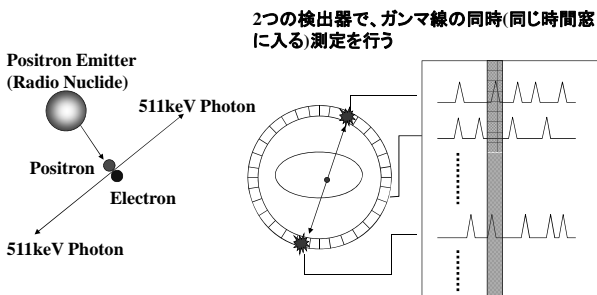


理論ボケ補正: 7mm@FWHM  
抑制ボケ補正: 12mm@FWHM  
補正なし: 17mm@FWHM

TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### PETの測定原理



TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

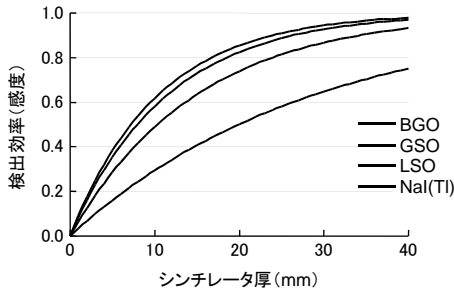
### PET用シンチレータの性能

特性	BGO	GSO	LSO	NaI(Tl)	
感度	密度 (g/cm <sup>3</sup> )	7.13	6.71	7.40	3.67
	実効原子番号	75	59	65	51
	平均飛程 (mm)	10.4	14.9	11.5	28.8
位置分解能	発光量 (光子/MeV)				
エネルギー分解能	8200	10000	30000	38000	
時間分解能	発光減衰時間 (ns)				
計数率	300	60	40	230	
時間分解能	発光減衰時間 (ns)				
潮解性	No	No	No	Yes	
頑丈さ	Yes	No	Yes	No	
発光波長 (nm)	480	430	420	410	
発光反射係数	2.15	1.85	1.82	1.85	

TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### 感度：平均飛程から算出した検出効率

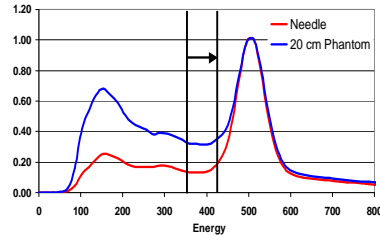


理想的(低計数率で数え落としがない)状況では、感度は平均飛程(阻止能)とシンチレータ厚で決まる

TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### エネルギー分解能：発光量による影響



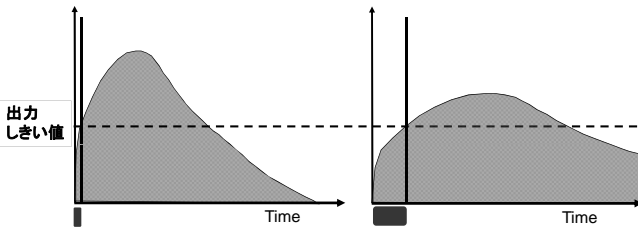
シンチレータ	発光量(光子/MeV)	エネルギー分解能
BGO	8200	9.4%
GSO	10000	8.5%
LSO	30000	4.9%

LSOはガンマ線エネルギーと発光量の直線性が弱いため、エネルギー分解能は(発光量の多さ程)良くない。

TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### 時間分解能:発光量、減衰時間による影響



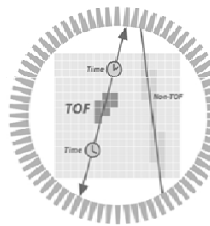
入射時間分解能は、発光量、時間減衰に依存する

TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### TOF(Time-of-Flight)

2つの消滅放射線が検出器に到達する時間差から対消滅が発生した位置を推定する技術



LORごとに時間差を記録したリストモード収集データを使ったML-EM再構成

$$f_i^{k+1} = \frac{f_i^k}{\sum_{j=1}^N H_{ji}} \cdot \sum_{n=1}^N H_{ji(n)} \frac{1}{\sum_{l=1}^N H_{jl(n)} \cdot f_l^k}$$

$n$ : 個々の同時計数に付与した番号

$i$ : 画素 $i$ の値(逐次 $k$ 回目時)

$j(n)$ :  $n$ 番目の同時計数のLOR

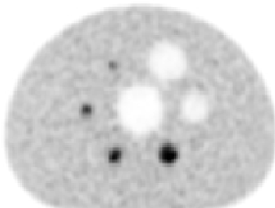
$H_{ij}$ : 画素 $i$ からの対消滅ガンマ線がLOR $j$ で検出される確率

TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

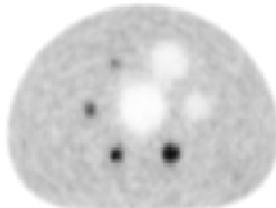
### TOF vs. Non-TOF

収集時間を2.5倍にしてもTOFのほうが高画質  
⇒ 感度だけではなくTOF性能も考慮することが必要



TOF, 120sec/bed

BG;5.30kBq/ml, Hot:BG=4:1  
Iter;3, Sub;10, Gaussian 5mm



Non-TOF, 300sec/bed

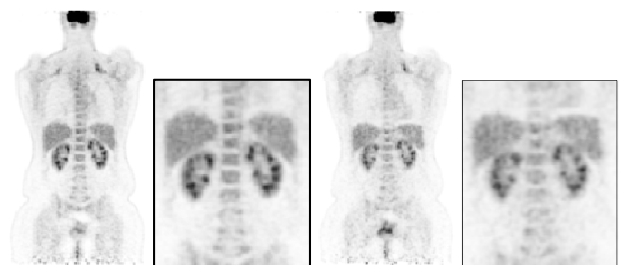
BG;5.30kBq/ml, Hot:BG=4:1  
Iter;2, Sub;20, Gaussian 5mm

TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### TOFによるPET画像の高画質化(protocol)

TOFを用いることでコントラストが向上



TOF

Iter:2, Sub:10, G:6mm

89.5kg, 3.7MBq/kg相当, 120sec/bed相当, SUV 0-5

Non-TOF

Iter:2, Sub:20, G:6mm

データ提供: Steinberg Diagnostic Medical Imaging Centers

TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### CTとPETの撮影位置のズレ

CT部 PET部

CT部 PET部

CT部 PET部

CT部 PET部

天板移動方式:天板ダレにより、CTとPETで撮影位置がずれる

寝台移動方式:天板ダレでも、CTとPETの撮影位置は同じ

**TOSHIBA**  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### PETの自由呼吸と呼気息止め

自由呼吸

呼気息止め

データ提供:横浜市立大学附属病院

**TOSHIBA**  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### NEMA : 2007と2012の違い

- 計数率特性
  - 銅板を使った方法
    - ・ ピクセル (離散) 型検出器など高計数率 (1Mcps以上) 用
- 固有均一性
  - ピクセル (離散) 型検出器用に「不感ピクセル」「不感領域」の概念を導入
- エネルギー分解能
  - エネルギー/チャンネル校正用にCo-57以外の核種が使用可能。但しTI-201はダメ
- ファントムサイズ
  - 小視野、Focusコリメータ対応
    - ・ 専用機 (特に心臓) への対応

**TOSHIBA**  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### IECのみの規格 (NEMA、JESRAとの違い)

- SPECT画質評価
  - PETと同じファントム (現在、審議中の版にて)
- 計数率測定
  - コリメータ付き (散乱体あり) での測定のみ
    - ・ 実施困難で、「散乱体なし」測定法の追加を要請するが、受入れられず。

**TOSHIBA**  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### NEMA NU1 2007と2012の違い

- 固有均一性
  - ピクセル型検出器用に「不感ピクセル」「不感かたまり率」の概念を導入

○ 不感ピクセル数 (Defective pixels)  
動作していないピクセルの数

$$N_{\text{Defect}}$$

○ 不感のかたまり率 (Fraction of defective clusters)  
不感ピクセルを中心に5x5ピクセル範囲を設定  
この範囲内に  
他の不感ピクセルがあれば、Wj=1  
他の不感ピクセルなければ、Wj=0

$$F_{\text{cluster}} = \frac{1}{N_{\text{Defect}}} \times \sum_{j=1}^{N_{\text{Defect}}} W_j$$

**TOSHIBA**  
Leading Innovation >>>

NEMA NU 1-2012 Performance TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### IECのみの規格 (NEMA、JESRAとの違い)

- SPECT画質評価
  - PETと同じ評価方法

4.3.6.9.2 Image Quality  
Report the noise coefficient of variation CN for all spheres.  
Report the contrast recovery coefficients CR<sub>i</sub> for all spheres.  
Report the contrast-noise-ratio CNR<sub>i</sub> for all spheres.

4.3.6.9.3 Accuracy of ATTENUATION correction and scatter correction  
Plot the residual error ΔLR<sub>i</sub> for every slice k.

4.3.6.9.4 Accuracy of SPECT and CT Image Registration  
Report the deviation distance in mm between the SPECT and CT centroids for each sphere.

IEC 61675 Ed2.0 (改定中)より引用 (一部改変)

**TOSHIBA**  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION