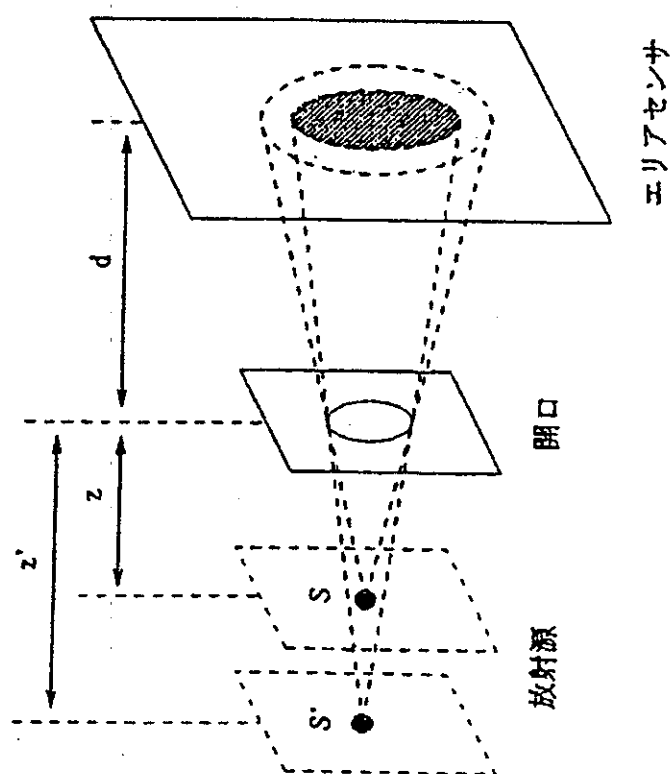


# 開口と投影像

- 同じ点線源であっても、開口からの距離が異なると、得られる信号が異なる。



(b) 深さが異なる点放射源の場合

# 符号化開口コリメータ

- 符号化した開口コリメータを用いて収集を行なうと、深さ情報を有したデータが得られる。
- これを逐次近似法で再構成する(OS-EM法により高速演算が可能となった)

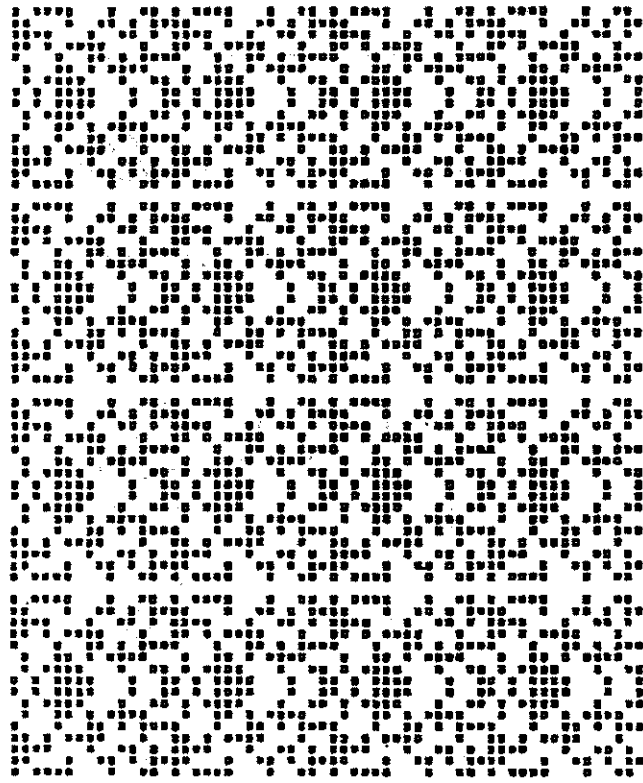
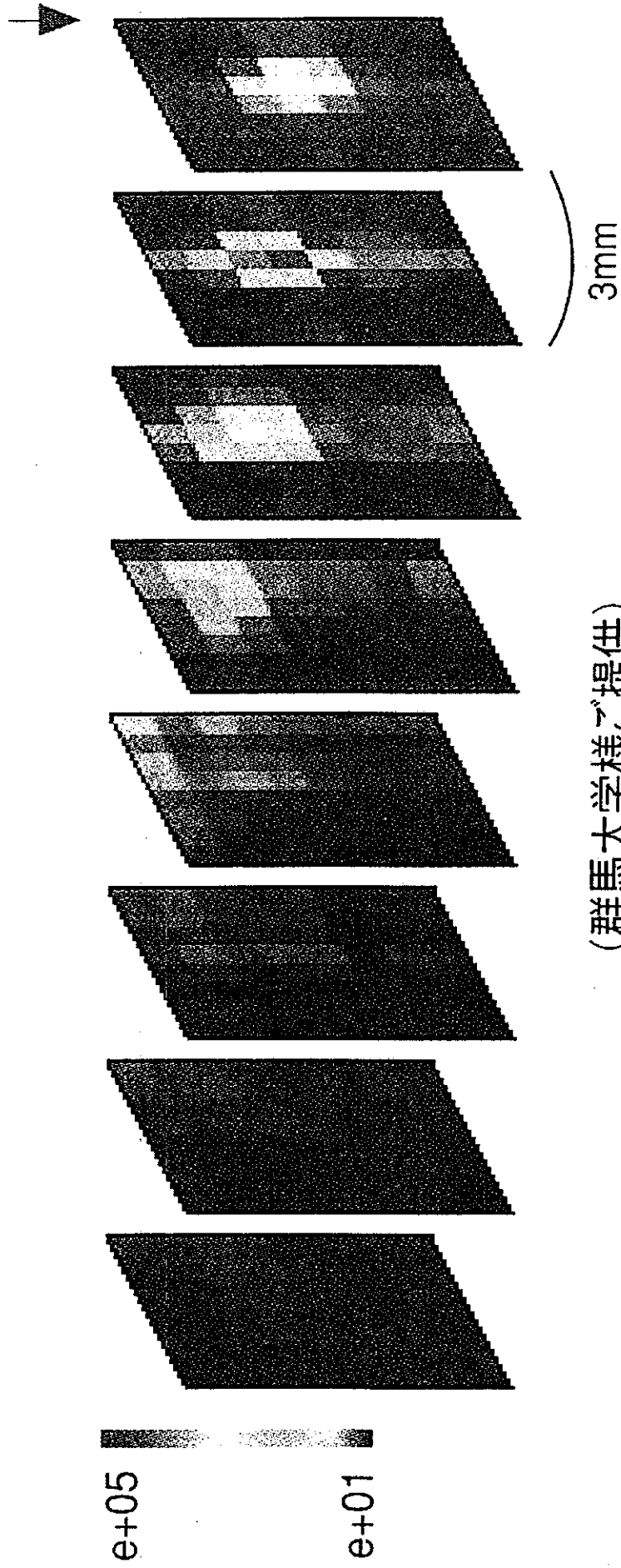
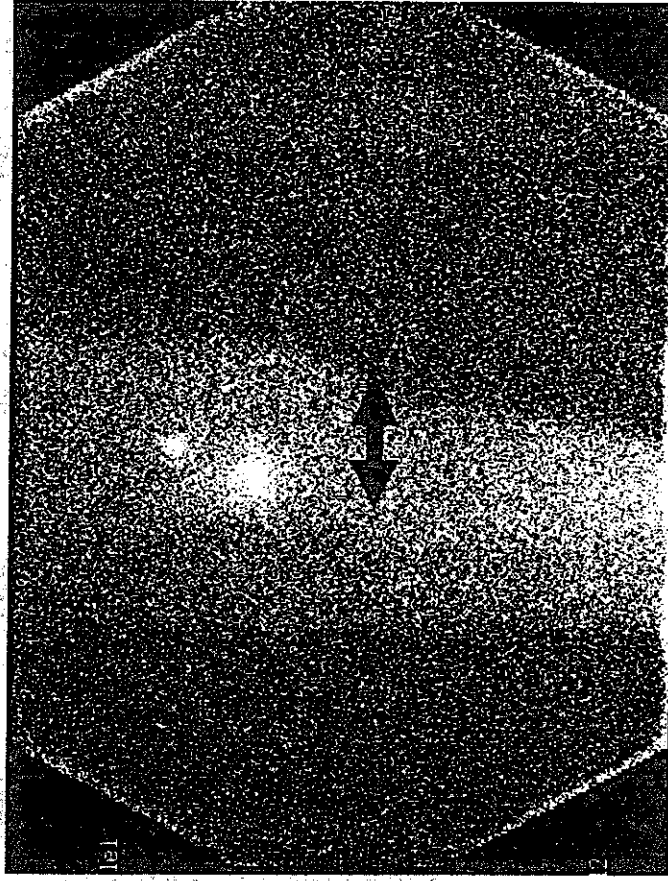
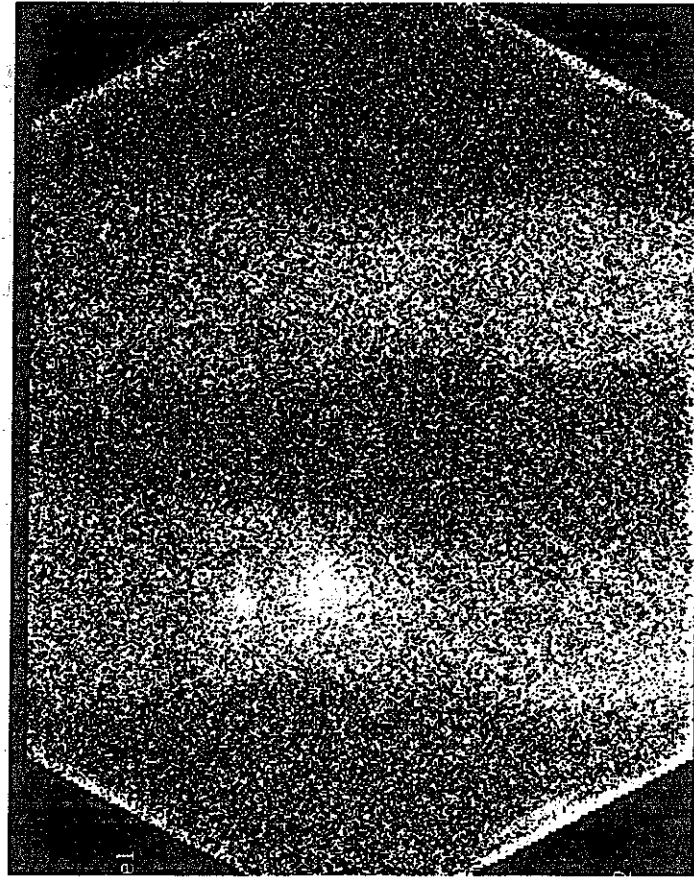


Fig. 6 Pinhole pattern of the coded aperture composed of 17×15 M-array

# 符号化開口コリメータ

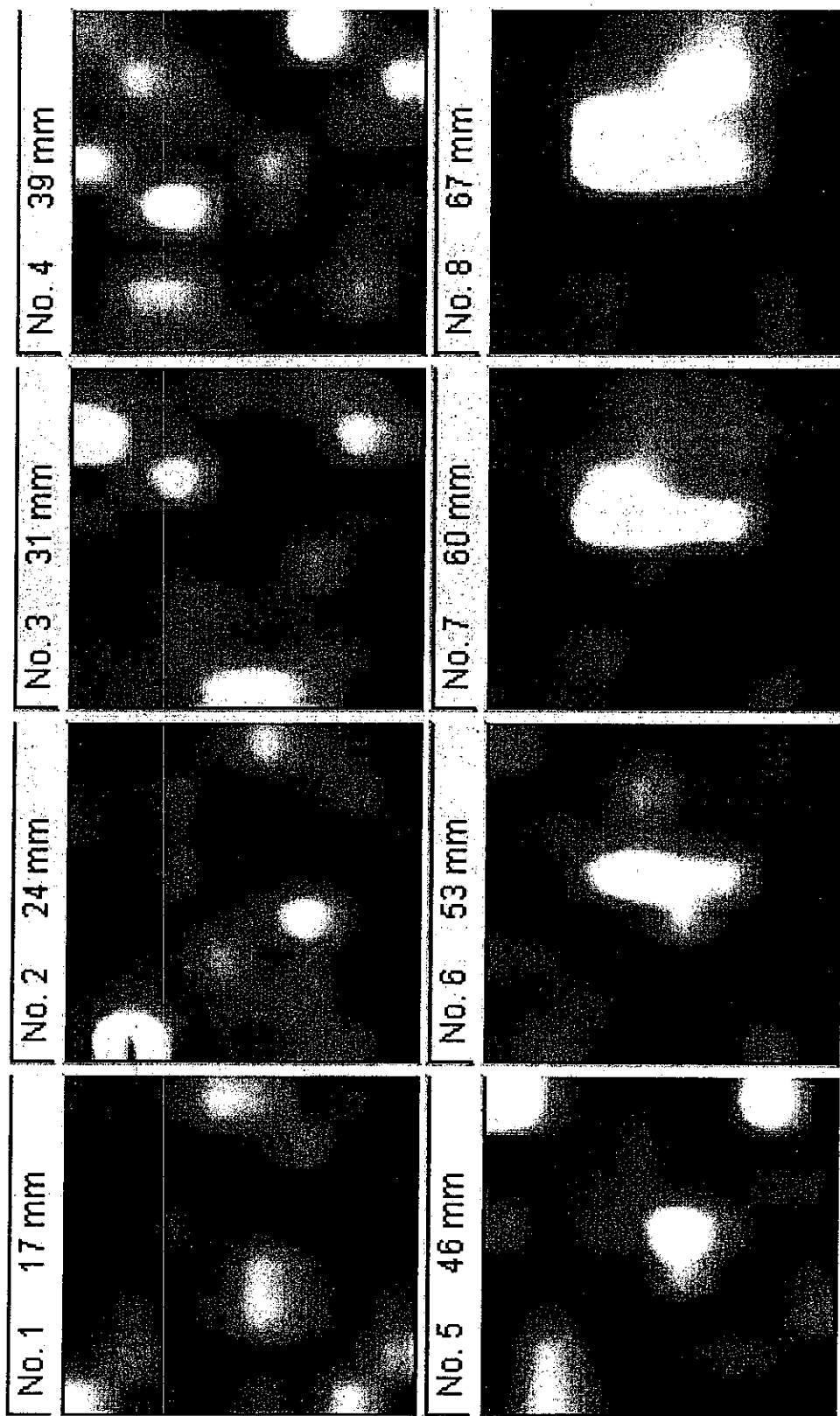


# センチネルリンパ節の深さの測定



体輪郭は散乱線成分を用いて描出

# センチネルリンパ節の深さの測定





厚生労働科学研究費補助金（萌芽的先端医療技術推進研究事業）

分担研究報告書

半導体型カメラの画像化技術の開発

－半導体型ガンマカメラの利点を生かした SPECT 撮像技術の開発－

分担研究者 尾川 浩一（法政大学工学部電子情報学科教授）

## 研究要旨

半導体検出器の特徴である小型軽量である利点を活かして、ガンマカメラを回転させることなく、SPECT撮像(断層撮像)を行なう技術の開発を試みた。Tc-99m pertechnetateを満たした心筋ファントムを任意の25方向から撮像して得られた画像データから少数方向のデータを選択し、臨床応用に耐えうる断層画像の再構成を検討した。検討の結果、パワースペクトルの強さを基準にし、さらに撮像方向の偏りを少なくなるようにデータを選択することにより、9方向からの画像データで臨床応用に耐えうると考えられる断層画像を得た。

## A. 研究目的

従来のガンマカメラによるSPECT撮像では、カメラを体軸を中心に回転させて、データ収集を行っていたが、半導体検出器は小型軽量であり、任意の方向からの撮像が可能となる。このため、この半導体型ガンマカメラの利点を生かしたSPECT撮像技術の開発について検討した。

## B. 研究方法

心筋部分にTc-99m pertechnetateを満たした心筋ファントムを少数方向から撮像し、そのデータから断層画像を再構成した。得られた画像を従来法のガンマカメラを体軸を中心に回転させる方法により再構成した画像と比較して、新しい撮像法の有用性を検討した。

撮像は、xy平面上は $-30^{\circ}$ ～ $90^{\circ}$ の $30^{\circ}$ おきの5方向から1方向を選択し、yz平面上は $30^{\circ}$ ～ $150^{\circ}$ の $30^{\circ}$ おきの5方向から1方向から選択して、計25方向からのデータを収集した。このうち、少数の画像を選択し、OSEM法で断層画像を再構成した。

この画像を従来のガンマカメラを体軸を中心に回転させる方法で収集したデータから得られた断層画像と比較検討した。

画像選択法 25方向の投影データから、9方向を選択し、再構成画像を作成し、有用性を検討した。9方向の選択は、1) 投影データのパワースペクトルに基づいて選択する方法、2) 1)と同様にパワースペクトルの順に選択するが、一度用いた方向の投影データを選択しないようにし、選択画像の偏りを少なくする方法について検討した。

### C. 研究結果

9方向の投影データを用いて再構成画像を作成することにより、8投影画像から再構成した断層画像に比べて明らかに良好な画質の画像が得られた。

9方向の画像を選択する際に、パワースペクトルの強弱に加えて、選択画像の偏りを減らす工夫を行なうことにより、画質の向上が認められた。

### D. 考察

小型軽量の半導体検出器の導入は任意の方向からの撮像を可能とするため、従来のガンマカメラの回転撮像による断層画像の作製という概念を変える可能性がある。

任意の方向からの撮像が可能となれば、大きなあるいは有用性の高い信号を収集することが可能な撮像方向を選択し、これらの少数方向からのデータで効率よく断層画像を再構成できるものと考えられる。

これまで、我々は、S/N比の良好なデータとこれと直交するデータをサブセットとして、4つのサブセット（計8方向）からのデータで断層画像を再構成する方法を提案している。今年度の研究では、直交する3つのデータを用いて、3つのサブセット（計9方向）からのデータで断層画像を再構成する方法を検討した。

その結果、9方向のデータを利用することにより、8方向のデータを利用した場合よりも画質が改善することが示された。これは、9画像の選択の方が、データ収集の方向の偏りが少ないためと考えられた。

このことを実証するために、さらに収集方向の偏りを少なくする方法を導入し検討を加えた。画像を選択する際に、一度選択した方向をできるだけ選択しないような方法を用いたところ、さらに画質の改善が認められた。

少数の収集データを用いて、従来の30方向程度の画像データから再構成される断層画像と同程度の画質の断層画像が得られる可能性が示されたが、この技術が実用化すれば、SPECT検査の検査時間の短縮をはかることが可能で、検査の効率化が進むものと考えられる。

### E. 結論

半導体検出器の特徴である小型軽量であることを活かした任意の少数の方向からの撮像で、臨床応用可能な程度の画質の断層画像が得られる可能性が示された。

直交する3つのデータからなるサブセット3つ（計9方向）を選択し、得られた再構成画像は、従来のガンマカメラを体軸を中心に回転させて得られる断層画像の画質に近い。サブセットの選択の際に、収集方向の偏りを少なくする方法を導入すると、画質はさらに改善する。

### F. 健康危険情報

特記すべき事項なし



#### G. 研究発表

1. 尾川：“可搬型ガンマカメラによる心筋SPECT”、理研シンポジウム（シンポジスト）、2002/7/19（和光市）
2. 小林，尾川：“少数方向からの心筋SPECT”，第21回日本医用画像工学会大会（Med. Imag. Tech., vol.20, No.4）pp.331-333, 2002/7/25-26（東京）
3. K. Ogawa, N. Motomura: “Proposing a new myocardial SPECT system,” IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (Norfolk, USA) Nov. 10-16, 2002 (CD-ROM出版)
4. 小林，尾川：“心筋SPECTにおける投影データの選択”，電子情報通信学会 医用画像技術研究会、MI2002-124, pp.71-75, 2003年1月

#### H. 知的財産権の出願・登録状況

特記すべき事項なし



# 心筋SPECTにおける投影データの の選択

法政大学大学院工学研究科

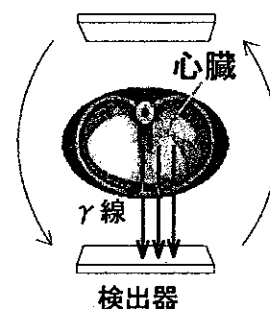
小林紀彦 尾川浩一

HOSEI  
Ogawa Lab.

## 研究の背景 1

従来の心筋SPECTでは

シンチレーション検出器を人体に対し  
360° もしくは180° 回転させて  
投影データを測定



患者の負担の軽減

病院でのスループット向上

} 収集時間の短縮が必要

収集時間を短縮する方法

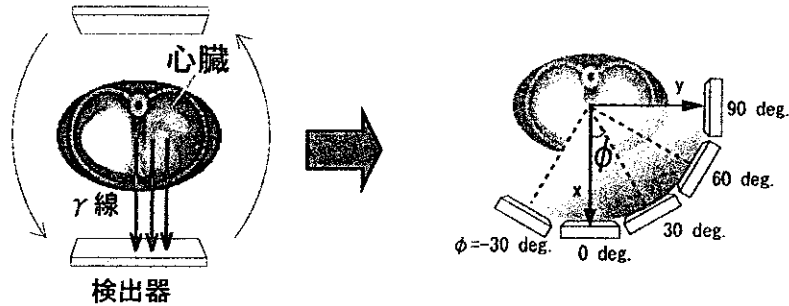
1 投影にかかる収集時間を短縮する

収集角度を制限し投影数を減らす

HOSEI  
Ogawa Lab.

## 収集角度を制限した場合

収集角度を  $-30^\circ \leq \phi \leq 90^\circ$  に制限



再構成画像は心尖部などで大きく劣化



HOSEI  
Ogawa Lab.

## 研究の背景 2

### 半導体検出器を用いると

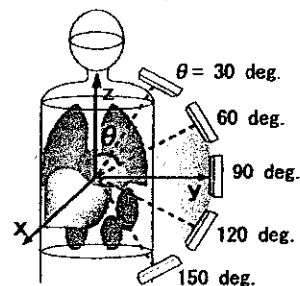
半導体検出器は従来用いられていたシンチレーション検出器よりも小型軽量



空間的に任意な方向からデータの収集が可能となる

### 空間的に任意な方向とは

図に示されるように検出器が体軸に対して平行ではなく傾きを持つ方向



HOSEI  
Ogawa Lab.

### 研究の背景 3

空間的に任意な方向からの投影データを用いた  
画像再構成



画質は用いる投影データにより大きく左右される

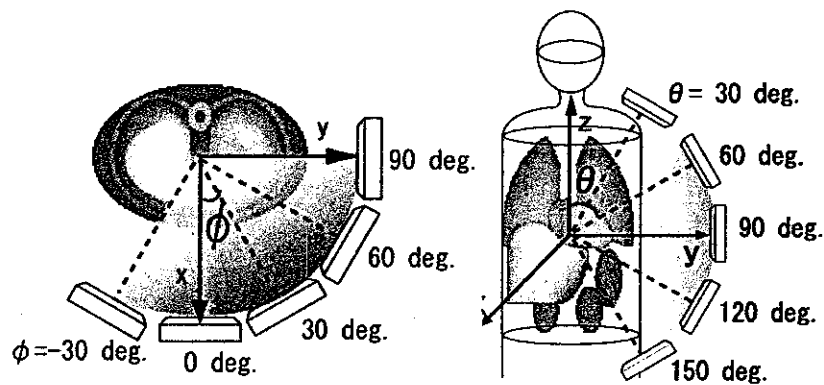


高画質の画像を得るためには投影データの最適測定位置  
を決定することが必要

HOSEI  
Ogawa Lab.

### 検出器の位置

x-y面:  $-30^\circ \leq \phi \leq 90^\circ$  (5方向)  
y-z面:  $30^\circ \leq \theta \leq 150^\circ$  (5方向)  
計25投影データを測定



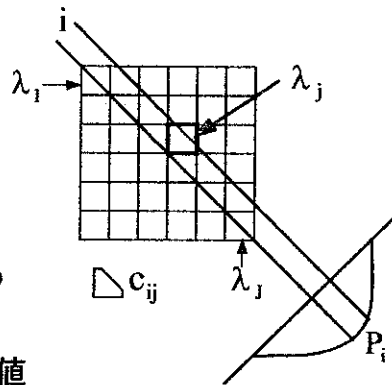
HOSEI  
Ogawa Lab.

## 画像再構成法

画像再構成はOS-EM (Ordered Subset Expectation Maximization) 法を用いる。

$$\lambda_j^{n+1} = \frac{\lambda_j^n \sum_{i \in S_m} c_{ij} P_i}{\sum_{i \in S_m} c_{ij} R_i^n}$$

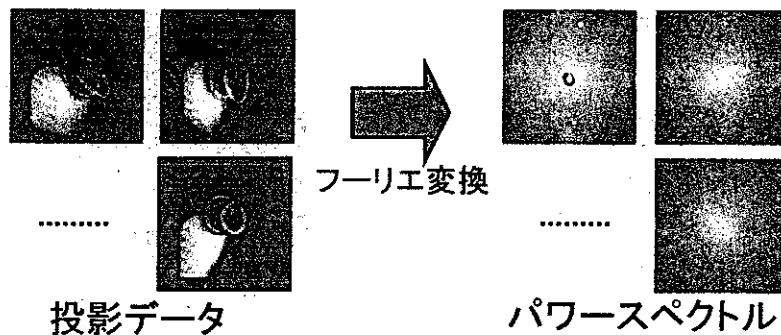
- $\lambda_j^n$  n回目における画素jの推定値
- $c_{ij}$  画素jから放出された光子がi番目の検出器で検出される確率
- $P_i$  検出器iに検出される投影データの実測値
- $R_i^n$  n回目における投影データiの推定値
- $S_m$  サブセットm内の投影データ



HOSEI  
Ogawa Lab.

## 最適位置の決定

(1) 25方向からの投影データをフーリエ変換してパワースペクトルを求める

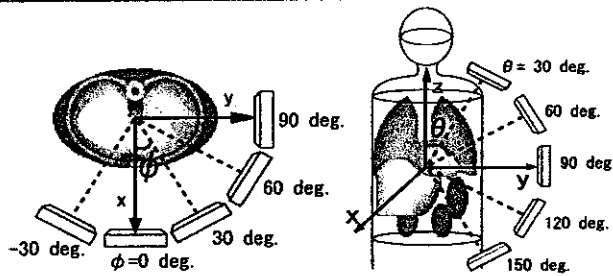


(2) 直流成分を除きパワーの和を求め、大きい順に投影データを並び替える

HOSEI  
Ogawa Lab.

## 従来の投影データ選択法

	$\phi$	$\theta$	パワー
S2	60	60	1846
	90	30	1802
S3	90	60	1692
	60	90	1622
	60	30	1614
	-30	150	1526
	30	120	1492
	0	150	1460
	60	120	1447
	30	150	1435
	30	90	1372
	60	150	1357
	30	30	1302
	90	90	1246
	30	60	1238
	0	120	1237
	90	150	1164
	-30	120	1109
	90	120	1094
	0	30	1084
	0	90	1019
	-30	30	980
	0	60	938
	-30	90	881
	-30	60	847



		$\phi$				
		-30°	0°	30°	60°	90°
$\theta$	30°	22	20	13	5	2
	60°	25	23	15	1	3
	90°	24	21	11	4	14
	120°	18	16	7	9	9
	150°	6	8	10	12	17

HOSEI  
Ogawa Lab.

## 研究の経過

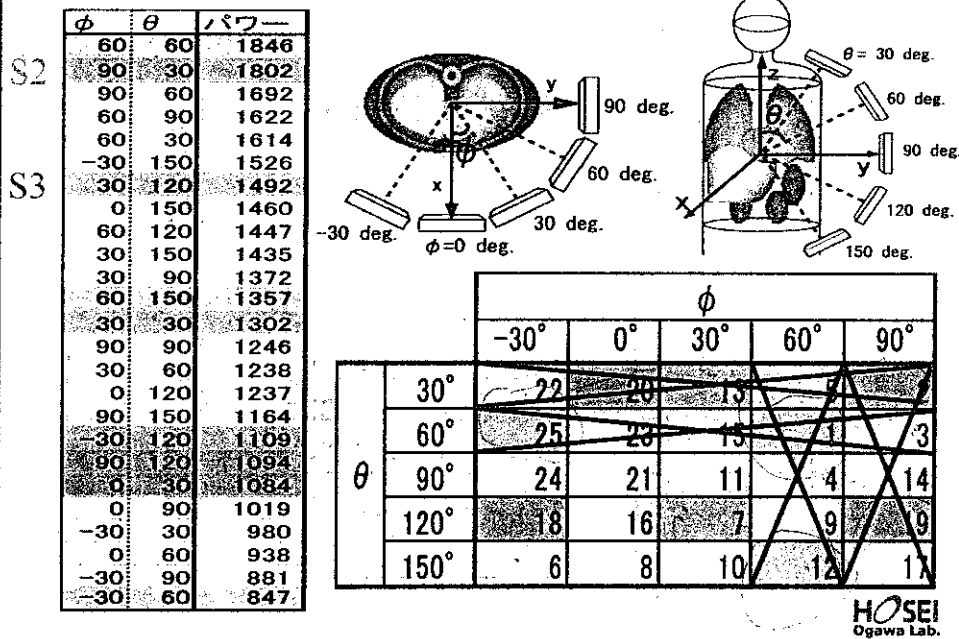
- ◆ 半導体検出器を用いて収集した任意の方向  
( $-30^\circ \leq \phi \leq 90^\circ, 30^\circ \leq \theta \leq 150^\circ$ ) からの投影データ
- ◆ S/Nの高い投影データ
- ◆ 少数方向(9方向)からの投影データ



このような投影データからの再構成法を提案

HOSEI  
Ogawa Lab.

## 選択方法1 新しい投影データ選択法



## 選択方法2 心臓の割合を利用した選択法

### 1. 通常のパワー順

$\phi$	$\theta$	パワー
60	60	1846
90	30	1802
90	60	1692
60	90	1622
60	30	1614
-30	150	1526
30	120	1492
0	150	1460
60	120	1447
30	150	1435
30	90	1372
60	150	1357
30	30	1302
90	90	1246
30	60	1238
0	120	1237
90	150	1164
-30	120	1109
0	30	1084
0	90	1019
-30	30	980
0	60	938
-30	90	881
-30	60	847

### 2. 心臓の重みをかけたパワー順

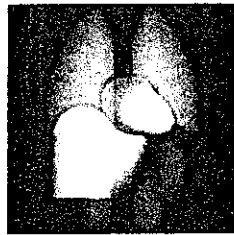
$\phi$	$\theta$	通常パワー	心臓(%)	肝臓(%)	心臓のパワー
30	120	1492	6.1%	93.9%	90.49
60	120	1447	5.8%	94.2%	84.28
60	90	1622	5.2%	94.8%	83.68
30	90	1372	5.9%	94.1%	80.71
60	60	1846	4.1%	95.9%	74.97
90	60	1692	4.4%	95.6%	74.40
90	90	1246	5.9%	94.1%	74.01
30	150	1435	5.1%	94.9%	73.52
0	120	1237	5.9%	94.1%	73.06
60	150	1357	5.3%	94.7%	72.48
90	120	1094	6.5%	93.5%	70.68
0	150	1460	4.7%	95.3%	69.25
90	150	1164	5.9%	94.1%	68.47
90	30	1802	3.8%	96.2%	68.46
0	90	1019	6.7%	93.3%	68.11
-30	150	1526	4.3%	95.7%	66.26
30	60	1238	5.3%	94.7%	65.60
60	30	1614	4.0%	96.0%	64.77
-30	120	1109	5.7%	94.3%	62.68
-30	60	847	7.4%	92.6%	62.36
-30	90	881	7.1%	92.9%	62.29
0	60	938	6.4%	93.6%	59.60
30	30	1302	4.5%	95.5%	59.10
-30	30	980	6.0%	94.0%	58.38
0	30	1084	6.2%	94.8%	56.86

Ogawa Lab.



## シミュレーション条件

原画像	DMCATファントム
画像サイズ	128 × 128 × 128 (voxel)
voxelサイズ	0.28 × 0.28 × 0.28 (cm <sup>3</sup> )
反復計算回数	10回
投影数	30, 9投影
放射線源	Tc-99m
カウント	8M, 2M

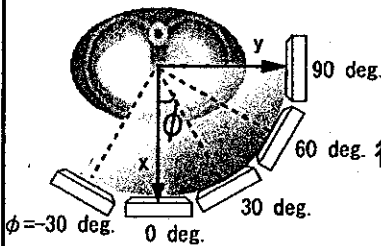


Dynamic MCATファントム

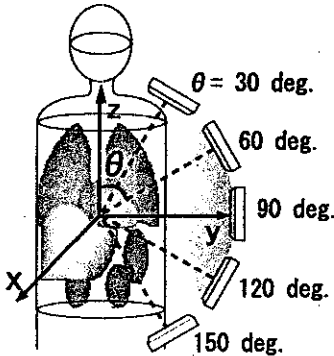
HOSEI  
Ogawa Lab.

## 最適投影データ

使用した投影データ測定位置を  
S1~S3の3つのサブセット毎に  
( $\phi$ ,  $\theta$ )で表す。



従来の方法: S1[(60,60),(60,150),(-30,60)],  
S2[(90,30),(90,120),(0,30)],  
S3[(90,60),(90,150),(0,60)]



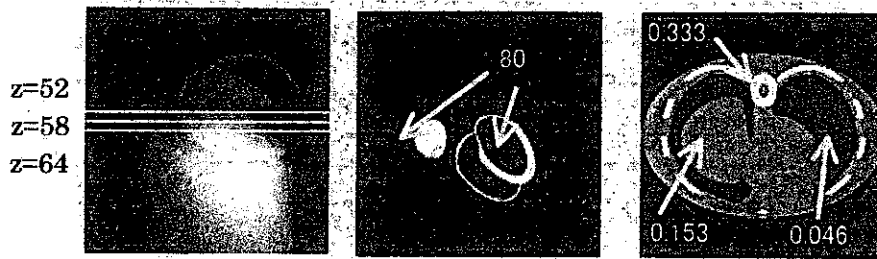
選択方法1: S1[(30,120),(30,30),(90,30)],  
S2[(60,120),(60,30),(-30,120)],  
S3[(60,90),(60,150),(-30,90)]

選択方法2: S1[(60,60),(60,150),(-30,60)],  
S2[(90,30),(90,120),(0,30)],  
S3[(30,120),(30,30),(-30,120)]

HOSEI  
Ogawa Lab.

# 放射能分布と吸収係数分布

## Dynamic MCATファントム

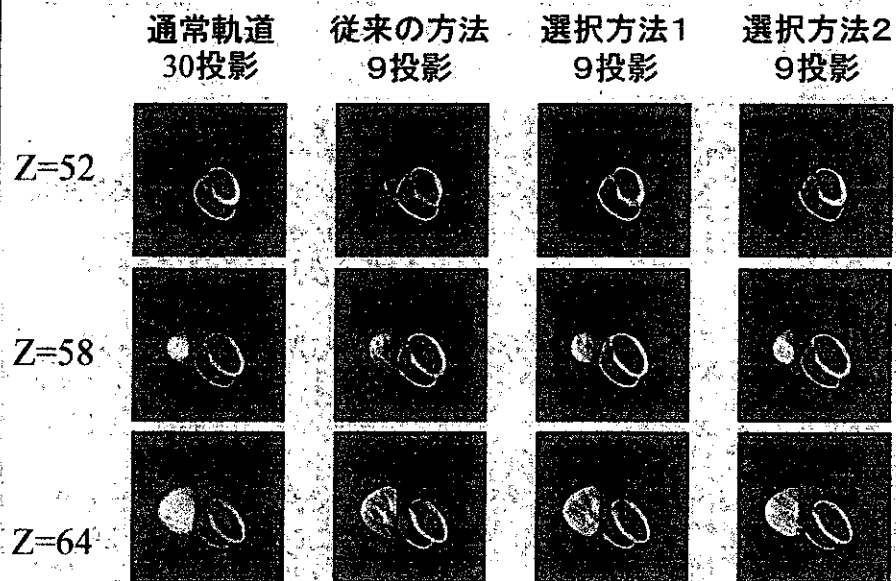


放射能分布

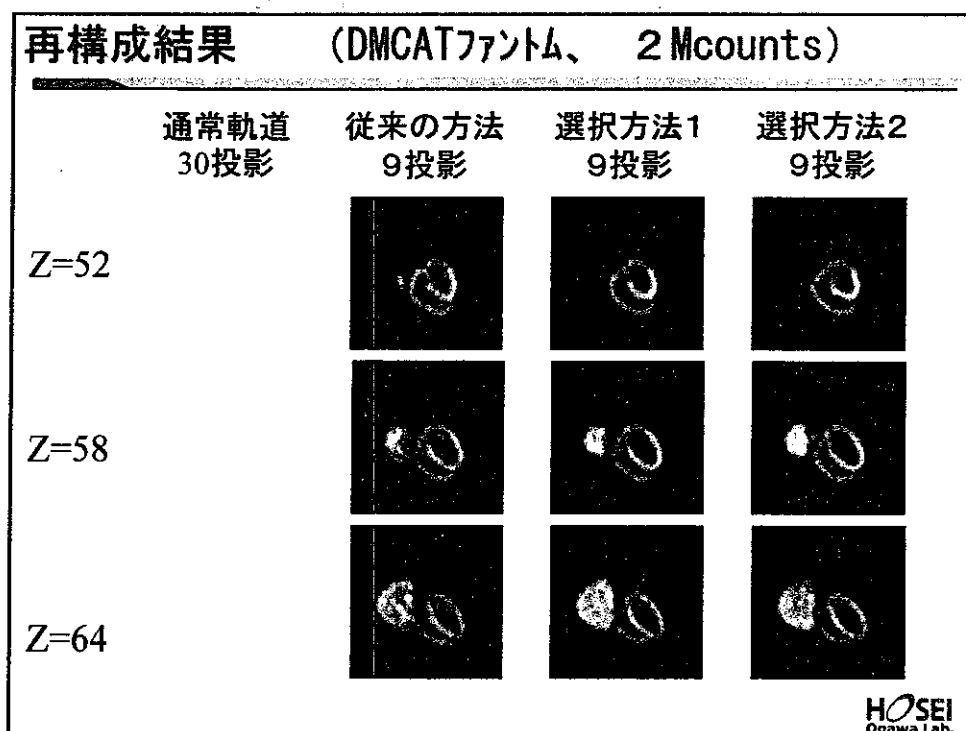
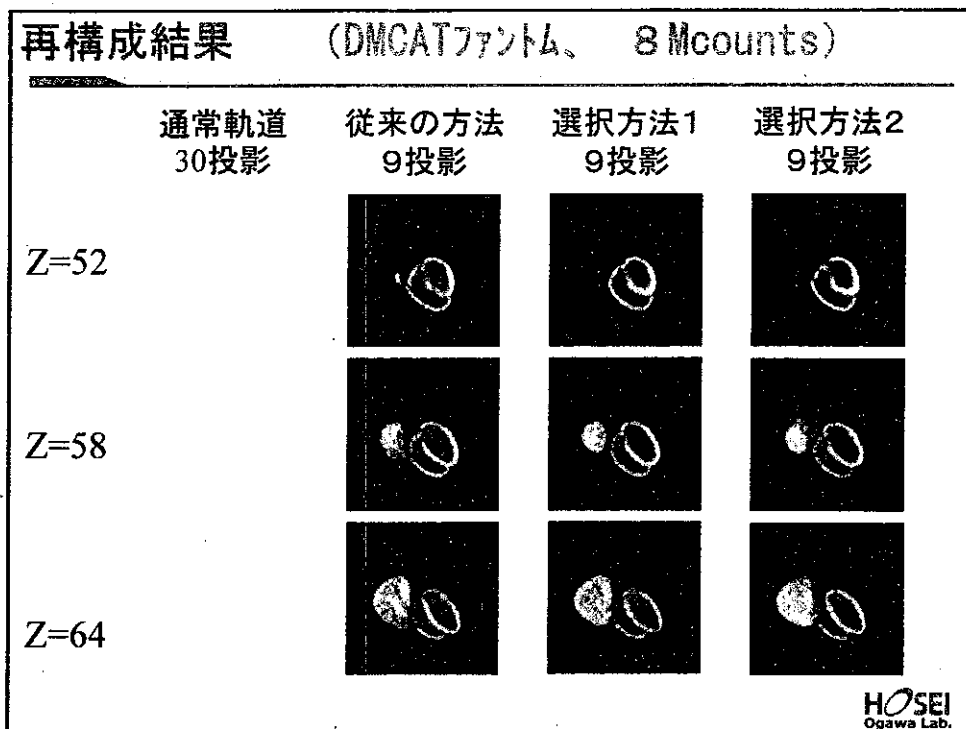
吸収係数分布  
(1/cm)

HOSEI  
Ogawa Lab.

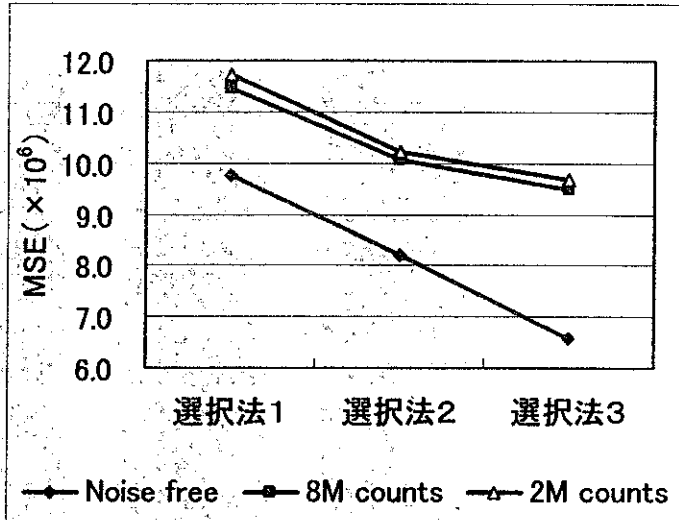
## 再構成結果 (DMCATファントム、雑音なし)



HOSEI  
Ogawa Lab.



## MSEによる画質の比較



HOSEI  
Ogawa Lab.

## 実験

実験用ファントムとガンマカメラを用いた実験



Myocardium  
ファントム

θ方向回転  
(ガンマカメラ)

φ方向回転  
(ファントム)

Toshiba  
GCA7200 A/DI

HOSEI  
Ogawa Lab.