

## 心筋SPECTにおける投影データの選択

小林, 紀彦 / OGAWA, Koichi / Kobayashi, Norihiko / 尾川,  
浩一

---

(出版者 / Publisher)

電子情報通信学会

(雑誌名 / Journal or Publication Title)

電子情報通信学会技術研究報告. MI, 医用画像 / 電子情報通信学会技術研究報告. MI, 医用画像

(号 / Number)

577

(開始ページ / Start Page)

71

(終了ページ / End Page)

75

(発行年 / Year)

2003-01-17

## 心筋 SPECT における投影データの選択

小林 紀彦<sup>†</sup> 尾川 浩一<sup>†</sup><sup>†</sup>法政大学大学院工学研究科 〒184-8584 東京都小金井市梶野町 3-7-2E-mail: <sup>†</sup> norihiko@ogw.ei.hosei.ac.jp

あらまし 心筋 SPECT ではデータ収集時間の短縮を目的として、単純に収集角度範囲を制限すると心尖部などで画質が大きく劣化してしまう。しかし、空間的に最適な方向からの投影データを用いた再構成を行うことにより画質の劣化を抑えることが可能である。この場合、どの方向の投影データを用いるかにより、再構成画像の画質は大きく変化する。本論文ではこの投影データの選択方法として任意の 25 方向から収集した投影データの中から、最適な 9 方向を決定する方法を検討した。

キーワード 心筋 SPECT、半導体検出器、データ収集法、OS-EM 法

## Selection of Projection Data in Myocardial SPECT

Norihiko KOBAYASHI<sup>†</sup> Koichi OGAWA<sup>†</sup><sup>†</sup> Graduate School of Eng, Hosei Univ. 3-7-2 Kajino-cho, Koganei-shi, Tokyo, 184-8584 Japan

E-mail: norihiko@ogw.ei.hosei.ac.jp

**Abstract** In myocardial SPECT, if we restrict a region of data acquisition angle, a reconstructed image is very degraded. But if we use projection data which is acquired with optimum angles, we can prevent degradation of an images. Thus, it is very important to select optimum projection angles. In this paper we propose a new method which selects optimum nine projection data needed for quantitative myocardial SPECT.

**Keyword** myocardial SPECT imaging, semiconductor detector, data acquisition scheme, ordered subsets - EM

## 1. はじめに

心筋 SPECT(Single photon emission CT)ではシンチレーション検出器を人体に対して  $180^\circ$  もしくは  $360^\circ$  回転させてデータを収集し、画像の再構成を行っている。データ収集時間の短縮を目的として、1 平面に直交する方向から選ばれた特定角度範囲の投影データから画像を再構成すると大きな画質の劣化が生じてしまう[1][2]。一方、現在開発の進んでいる半導体検出器の使用を考えると、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で軽量なため、空間的に任意な方向からのデータ収集が可能であり、3 次元的なデータ収集を行うことで少数方向の投影データからでも画質の劣化を抑えた画像再構成が可能となる。この様な少数方向の投影データから画像を再構成するためには、用いる投影データの方向を適切に選択することが必要となる。そのための手法として我々は S/N の良好な投影データとそれに直交するデータをサブセットとして

用い、4 つのサブセット(計 8 方向)からの投影データで再構成する方法を提案した[3]~[5]。本研究では  $\phi, \theta$  方向それぞれ直交する 3 つの投影データをサブセットとして用い、計 9 方向からの投影データで再構成する手法を提案する。また、再構成画像の画質をさらに向上するために、新たに、投影方向の偏りを無くした投影データ選択法、心臓の重みを計算し利用する投影データ選択法の 2 つの選択方法についても検討し、その有効性をシミュレーションと実験から評価した。

## 2. 投影データの選択

少数方向の投影データから高精度な画像を再構成するためには、SN 比が高い投影データの測定位置を決定する必要がある。本研究において測定可能な投影データの収集方向は、図 1 に示す様に x-y 平面においては  $\phi = 30, 0, 30, 60, 90 \text{ deg.}$  の 5 方向、y-z 平面においては  $\theta = 30, 60, 90, 120, 150 \text{ deg.}$  の 5 方向から組み合

わせて選択できる計 25 方向とした。

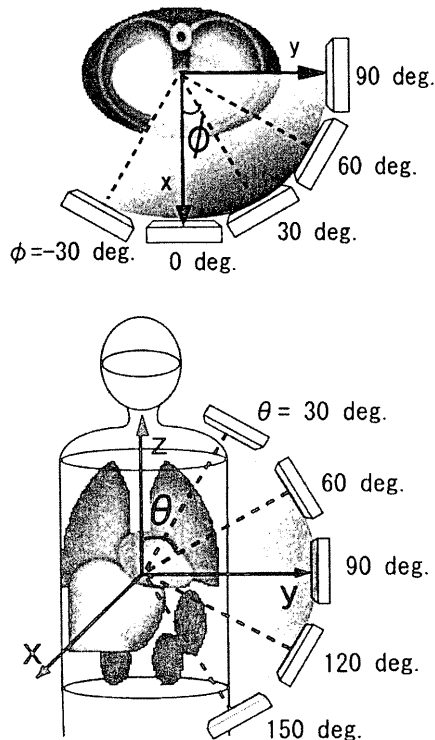


図 1: データ収集角度  
(上図:x-y 平面、下図:y-z 平面)

### 2.1. 選択方法 1

投影データのパワースペクトルを用いて最適位置を決定する手法を選択方法 1 とする。具体的にはその積分値の大きい順に投影データを並び替え、パワーの大きい投影データの方向と、 $\phi$  方向、 $\theta$  方向でそれぞれ直交する投影データの 3 個を 1 つのサブセットとして用いることとした。但し、 $\phi=30^\circ$  と  $\theta=90^\circ$  には直交する投影データが存在しないため  $\phi=30^\circ$  の投影データは  $\phi=-30^\circ$ 、 $90^\circ$  のうちパワーの大きい方を直交する投影データのかわりに用いることとした。また  $\theta=90^\circ$  の投影データについても同様に  $\theta=30^\circ$ 、 $150^\circ$  のうちパワーの大きいほうを用いることとした。

### 2.2. 選択方法 2

選択方法 1 ではパワーの大きいものが一定の方向に偏る傾向があるために、選択した測定位置にも偏りが生じてしまう。選択方法 1 ではまずパワーの大きいものを 3 つ決定しそれに対して直交するデータをサブセットとしていたのに対し、選択方法 2 では 1 つ目のサブセットは選択方法 1 と同様だが、2 つ目以降のサブセットに用いるパワーの大きい方向を決定する際には、それ以前のサブセットにおいて用いた方向の投影

データは選ばないものとする。この方法により、空間的に偏りのない投影方向の選択が可能となる。

### 2.3. 選択方法 3

心筋 SPECT では心筋の近くにある肝臓の放射能が問題となる。選択方法 1、2 で使用していたパワーの和には心臓だけでなく肝臓のパワーが多く含まれているため再構成の対象となる心筋のパワーのみを利用することが不可能である。そこで、あらかじめそれぞれの位置における心臓と肝臓のパワー比を計算し、それを選択方法 1 と同様の方法で求めたパワーにかけることにより心臓のパワーのみを考慮した方向の選択を行った。

## 3. シミュレーション

シミュレーションでは肝臓の形が実際の臨床に近い DMCAT ファントム [6][7] を用いた。

### 3.1. シミュレーション条件

シミュレーションの条件を表 1 に示し、使用した投影データの測定位置を S1~S3 の 3 つのサブセット毎に  $(\phi, \theta)$  で表す。

表 1: 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サイズ(mm)	0.28×0.28×0.28
画像再構成法	OS-EM法 [8]
反復計算回数	10回
投影数	30, 9 投影
核種	Tc-99m
カウント	2M, 8M

選択方法 1 : 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 2 : 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 3 : S1 {(60,60),(60,150),(-30,60)},  
S2 {(90,30),(90,120),(0,30)},  
S3 {(30,120),(30,30),(-30,120)}

本研究では雑音に対する影響を調べるために投影データにポアソン雑音を付加した。その際の収集カウントは 2M カウント、と 8M カウントの 2 種類とした。シミュレーションに用いた DMCAT ファントムの放射能分布、吸収係数分布を図 2,3 に示す。

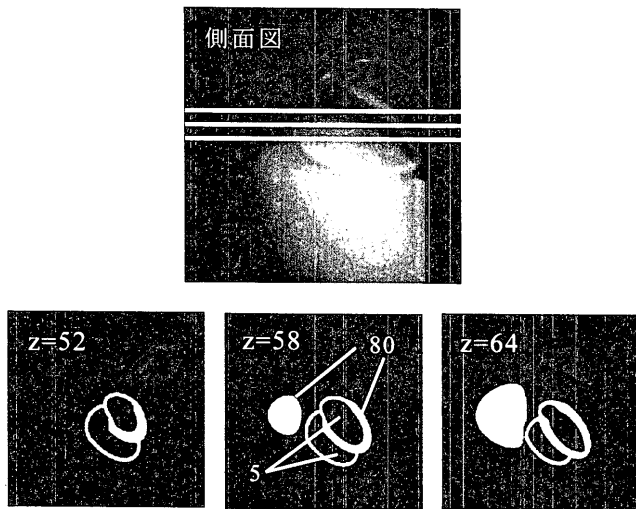


図 2: DMCAT ファントムの放射能分布

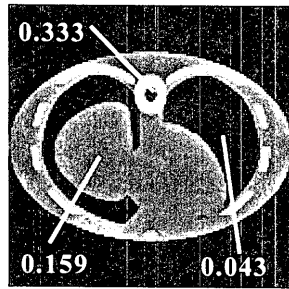


図 3: 吸収係数分布 (1/cm)

### 3.2. シミュレーション結果と考察

Noise free, 8M counts, 2M counts の 3 通りの投影データを作成し、シミュレーションを行った。それぞれのシミュレーションでは、選択法 1 (通常のパワースペクトルを使用したもの)、選択法 2 (選択法 1 において投影データの方向の偏りをなくしたもの)、選択法 3 (心臓の重みをかけたパワースペクトルを使用したもの) の 3 つの選択法により決定した投影データを用いて画像再構成を行った。結果を図 4~図 7 に示す。

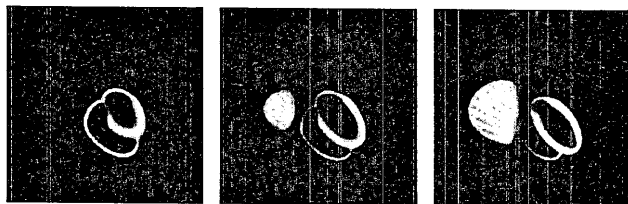


図 4: 再構成画像 (通常軌道 30 投影)

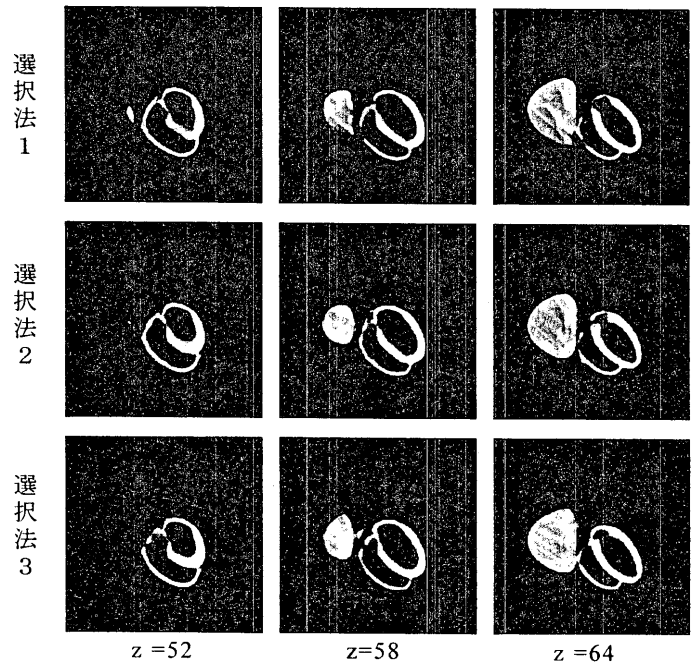


図 5: Noise free の場合の再構成画像 (9 投影)

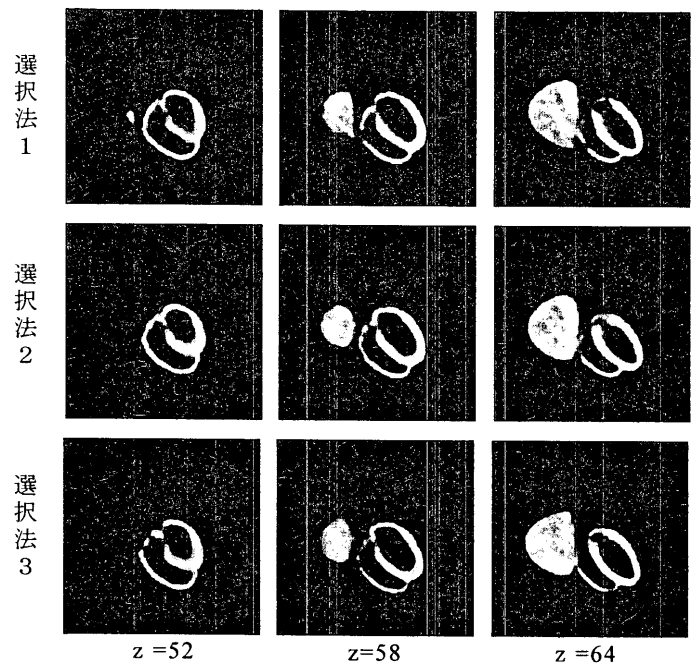


図 6: 8 M counts の場合の再構成画像 (9 投影)

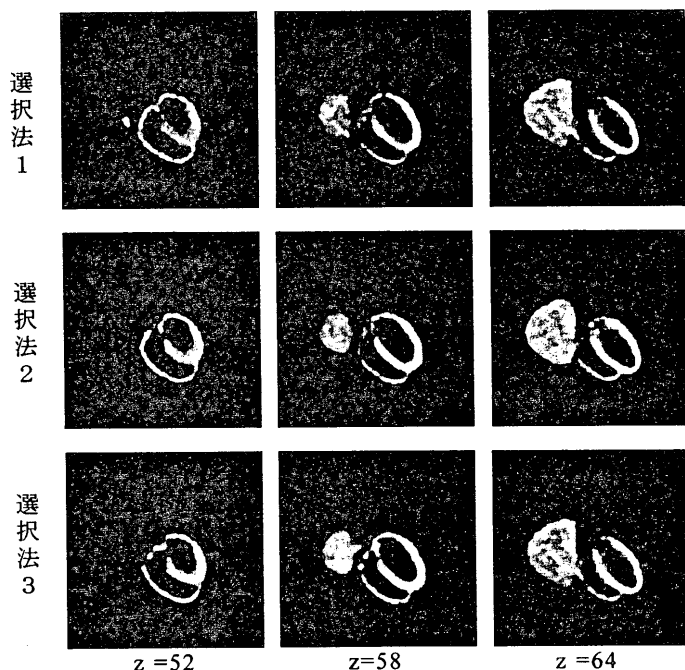


図 7: 2 M counts の場合の再構成画像(9 投影)

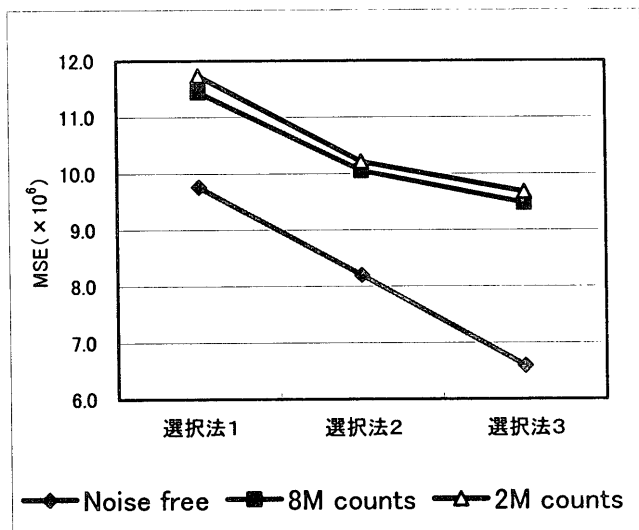


図 8: 再構成画像の MSE

シミュレーションで得られた 9 個の再構成画像の中から左心室の心筋を取り出し平均二乗誤差 (MSE) の比較を行った結果を図 8 に示す。

画像を見ても確認できるように選択方法 2,3 は選択方法 1 に比べ画質が向上していることが確認できる。特に z=52 のスライスでは左心室の心筋で大きな差が見られる。Z=64 付近の再構成画像では中心部分の値が吸収の影響により多少落ちてしまっているが通常の軌道の再構成画像よりも任意の方向からの再構成のほうが原画像に近い値となっている。MSE を用いて選択方法 1 ~ 3 の比較を行うと選択方法 3, 2, 1 の順で画

質がよいものとなっていた。選択方法 3 においてはあらかじめ心臓の重みを計算しそれをかけたのだが DMCAT ファントムと人体の形状がとても近い時にはこの手法も有効である。それに対して手法 2 はそのような計算を必要としないので利用できる可能性が高いと思われる。

#### 4. ファントム実験

##### 4.1. 実験条件

実験の条件を表 2 に示し、任意の方向からの 8 投影および 9 投影の場合に使用した投影データの測定位置を S1~S3 もしくは S4 のサブセット毎に  $(\phi, \theta)$  で表す。

8 投影: S1 {(0,90),(0,150)}, S2 {(90,90),(90,150)}, S3 {(30,90),(30,150)}, S4 {(60,90),(60,30)}

9 投影: S1 {(0,90),(0,150),(90,90)}, S2 {(30,90),(30,150),(-30,90)}, S3 {(0,120),(0,30),(90,120)}

また実験で用いた心筋ファントムと装置の写真を図 9 に示す。

表 2: 実験条件

使用装置	TOSHIBA GCA7200A/DI
マトリクスサイズ	128×128
ピクセルサイズ	4.3mm/pixel
コリメータ	LEHRコリメータ
核種	Tc-99m
放射能	2.3mCi
散乱補正法	TEW法
エネルギーウインドウ	メインウインドウ:20% サブウインドウ:7%
投影数	30,25,8,9 投影
収集時間	30(秒/投影)

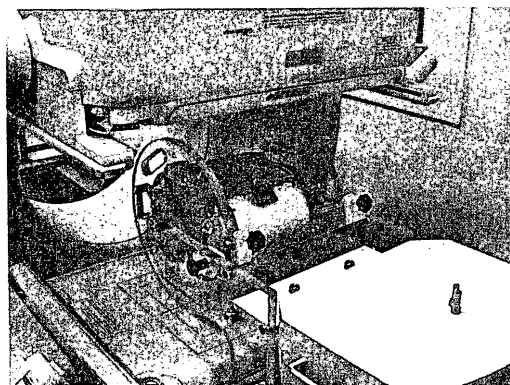


図 9: 実験に用いたファントムと装置

## 4.2. 実験結果と考察

通常軌道 30 投影、任意の方向から 25 投影、8 投影、9 投影の 4 つの場合についての 3 スライスの再構成画像を図 10～図 13 に示す。

スライス 1 では 8 投影のものは 9 投影のものに比べ画質が大きく劣化している。また、スライス 2 についても 9 投影のものの方が通常軌道の 30 投影の画像に近いものとなっていることが確認できる。8 投影のものは、ある方向の角度に偏りができてしまったために 9 投影のものよりも画質が低下したと考えられる。

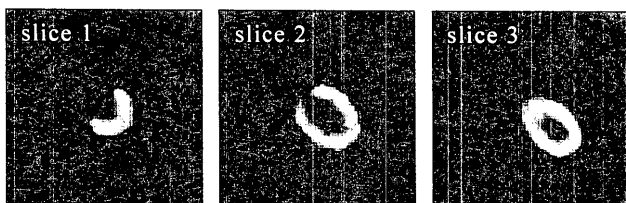


図 10: 通常軌道 30 投影 ( $0^\circ \leq \phi < 180^\circ$ )

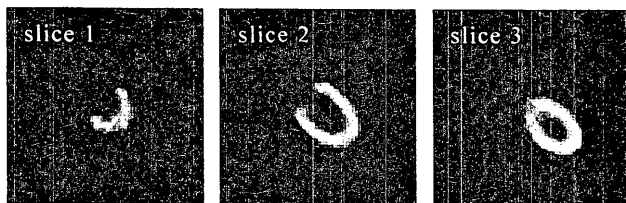


図 11: 任意の方向から 25 投影(測定した全データ)

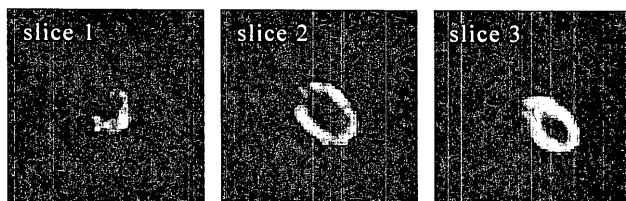


図 12: 任意の方向から 8 投影

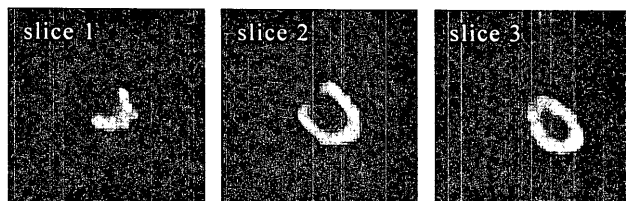


図 13: 任意の方向から 9 投影

## 5. まとめ

シミュレーションにおいてパワースペクトルに心臓の重みをかけた選択方法が最も良い結果が得られた。また投影方向の偏りを無くすための新しい選択方法を用いることにより方向の偏りが解消され画質が向上することが確認できた。

実験においては任意の方向からデータを用いた画像再構成による 9 方向を用いた場合の有効性が確認できた。

## 文 献

- [1] T. Takayama, N. Nakamura, N. Motomura et al, "Feasibility study of CdTe semiconductor detector for gamma camera," Jpn. J. Nucl. Med., vol. 37, No.3, pp. 181-187, 2000
- [2] T. Takayama, N. Nakamura, N. Motomura et al, "Feasibility study of SPECT quantification using CdTe semiconductor detector," Jpn. J. Nucl. Med., vol. 37, No. 3, pp. 181-187, 2000
- [3] S. Ohno, K. Ogawa, "Selection of optimum projection angles in three dimensional myocardial SPECT," IEEE NSS/MIC, CD-ROM, 2001
- [4] K. Ogawa, S. Ohno, "Three dimensional data acquisition with a semiconductor detector in SPECT," IEEE Trans. Nucl. Sci., 2002 (in press)
- [5] K. Ogawa, N. Motomura, "Proposing a New Myocardial SPECT System," Conf. Rec. of IEEE Med. Imag. Conf., (CD-ROM), 2002
- [6] B.M.W. Tsui, J.A. Terry, G.T. Gullberg, "Evaluation of cardiac conebeam single photon emission computed tomography using performance experiments and receiver operating characteristic analysis," Invest. Radiol., vol.28, pp.1101-1112, 1993
- [7] P.H. Pretorius, M. A. King, B.M. W. Tsui, K.J. LaCroxix and W. Xia, "A mathematical model of motion of the heart for use in generating source and attenuation maps for simulating emission imaging," Medical Physics, vol. 26, pp. 2323-2332, 1999.
- [8] H.M. Hudson, R.S. Larkin, "Accelerated image reconstruction using ordered subset of projection data," IEEE Trans. Med. Imag., vol. 13, pp.601-609,1994