

心筋SPECTにおける最適投影データを用いた 画像再構成

尾川, 浩一 / OGAWA, Koichi / 大野, 覚 / OHNO, Satoru

(出版者 / Publisher)

法政大学計算科学研究センター

(雑誌名 / Journal or Publication Title)

Bulletin of Computational Science Research Center, Hosei University / 法
政大学計算科学研究センター研究報告

(巻 / Volume)

15

(開始ページ / Start Page)

35

(終了ページ / End Page)

39

(発行年 / Year)

2002-03-23

(URL)

<https://doi.org/10.15002/00024950>

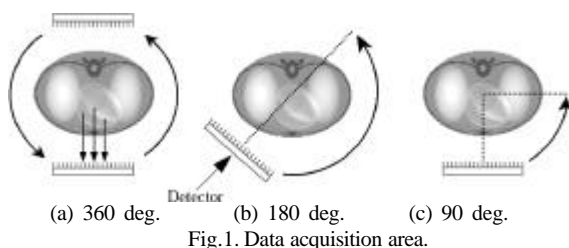
心筋 SPECT における最適投影データを用いた画像再構成

大野 覚 尾川 浩一
法政大学大学院工学研究科

本研究の目的は、半導体検出器を用いた心筋 SPECT における新しい投影データ測定法と 3 次元画像再構成法を開発することである。提案する手法では、心臓より近く検出器を設置すること（平面内 90° 、体軸方向 120° 内）で、高い SN 比を有する投影データを収集する。本報告では再構成画像の画質を保持し、使用する投影データ数を最小とする最適な投影データ測定位置を、投影データのパワースペクトルとデータ間の相関性により決定した。この結果、提案する手法では僅か 8 投影のデータを用いても、通常の 60 投影を用いた結果と同画質の画像を得ることができた。

1. はじめに

心筋 SPECT (Single Photon Emission CT) は心臓の疾患を発見するための重要な技術であるが、定量的な画像再構成が困難である。その原因は解剖学的な心臓の位置や心筋の動作にある。すなわち心臓は 線の吸収係数の異なる肺、肝臓、骨などに囲まれており、測定される投影データは 線の吸収と散乱により大きな影響を受ける。また 線を検出するガンマカメラは大型であるので、体表面に近接してデータを測定することができない。このような検出器から心臓までの距離、並びに測定中の心筋の動きが再構成画像に影響を与える。これらの問題は、我々の提案する心筋 SPECT の最適な投影データ測定法により解決することが可能となる。



心筋 SPECT における投影データ測定角度の研究は多くの研究者が行っている[1]-[7]。通常、投影データはガンマカメラを人体に対して 180° もしくは 360° 回転させて測定する (Fig.1-(a),(b))。この測定角度は再構成画像の画質に影響を与える。 180° 収集の投影データでは、体表に近い左室前壁部においてハイコントラストな画像を得ることができるが[2],[6]、同時に心基部においてアーチファクトと空間的な歪みが生じる[1],[3],[4]。ただし、線の吸収を正確に補正すれば、 180° 収集でも 360° 収集と同画質の画像を得ることができる[7]。これらの検出器のデータ収集軌道は、主にシンチレーション検出器のサイズに依存する。この検出器 (ガンマカメラ) はコリメータ、シンチレータ、光電子増倍管により構成され、そのサイズを小さくすることは困難である。一方で CdTe や CdZnTe で作られた半導体検出器を用いた新しいガンマカメラが研究されている[8],[9]。この半導体検出器は 線の軌跡に沿って発生する電子を直接検知するので、シンチレータ、光電子増倍管を必要とせず、従来のシンチレーション検出器を用いたカメラに比べ小型軽量となる。これにより、任意の空間的位置での投影データの測定が可能である。

測定範囲を更に狭め、 90° 収集 (Fig.1-(c)) の様な狭い測定角度範囲では典型的なアーチファクト (Fig.2-right) が発生する。これは投影データの収集欠落によるものである。本稿では、このような限られたデータ収集範囲で高画質な画像を再構成することができる新しい投影データ測定法を提案する。



Fig. 2. Reconstructed images vs. data acquisition area.
(left: Fig.1(a) 360 deg. , right: Fig.1(c) 90 deg.)

2. 提案する手法

提案する手法では、より少ない方向からの SN 比の良好な投影データを用いて高精度な画像を再構成する。このためには、まず 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。本研究において検出器は、 x - y 平面上で A から B 0° から LAO 90° λ y - z 平面上で C から D -60° から 60° の範囲内で稼働できると仮定する (Fig.3)。投影データの測定は各々 30° おきに行うものとする。すなわち x - y 平面では (a) 0° 、(b) 30° 、(c) 60° 、(d) 90° の 4 方向、 y - z 平面では (1) 60° 、(2) 30° 、(3) 0° 、(4) -30° 、(5) -60° の 5 方向、計 20 方向から測定する。

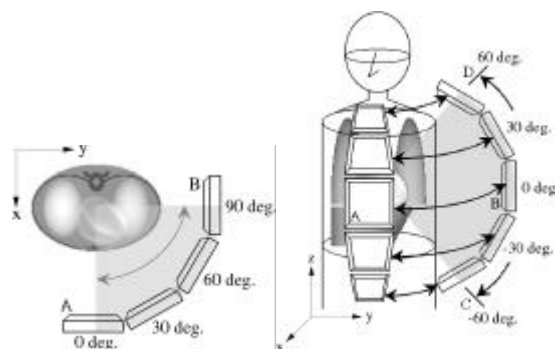


Fig. 3. The proposed data acquisition scheme.

この 20 方向の投影データより使用する最適投影データを決定する。ここで用いた投影データは MCAT ファントム^[10]を使用し、吸収のない系で得られたものである。手順は 20 方向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、直流成分を除いたパワースペクトルの積分値の大きい順で投影データをソートする (Table 1)。測定位置は Fig.4 に示す英数字の組合せで表記する。次にサブセットを 4 つ作成する。サブセットはパワーの大きい投影データと、その測定方向と直交方向の投影データで構成する。

Table 1 Relationship between the detector position and the sum of its power.

測定位置	パワー値	subset #
c5	2371.4	
c4	2246.3	
b5	2206.4	
d5	2154.2	
b4	2134.4	
d4	2057.3	
a4	1853.0	
a3	1824.6	
a5	1789.4	
b3	1734.2	
c3	1673.5	
d3	1664.5	
c1	1649.4	
b1	1599.9	
c2	1579.0	
d1	1573.3	
d2	1572.2	
b2	1565.7	
a2	1561.5	
a1	1547.2	

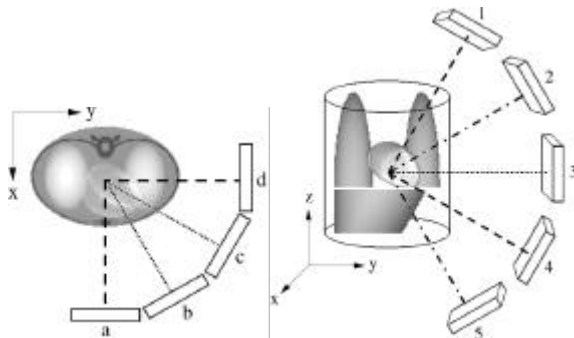


Fig.4. Detector positions.(left: x-y plane, right: y-z plane)

画像再構成には以下の OS-EM(ordered subset expectation maximization)法^[11]を用いる。

$$\hat{e}_j^{n+1} = \frac{\hat{e}_j^n}{\sum_{i \in S_m} c_{ij}} \sum_{i \in S_m} \frac{c_{ij} P_i}{R_i^n} \quad (1)$$

ここで c_j は画素 j の濃度値、 p_i は投影データ i の測定値、 R_i は投影データ i の推定値、 c_{ij} は画素 j から放出された光子がデータ i に検出される確率、 n は反復回数である。 S_m は m 番目のサブセット内の投影データの集合であり、互いに直交する方向の投影データで構成することで再構成画像の 3 次元フーリエ空間を均一に埋める様にする。

3. シミュレーションと結果

提案する手法の有効性を検証するために、MCAT ファントムを用いてシミュレーションを行った。シミュレーション条件を以下に示す。

Table 2 Simulation conditions.

原画像	MCATファントム (男性、女性)
原画像サイズ	128×128×128 (voxel)
voxelサイズ	0.28×0.28×0.28 (cm ³)
反復計算回数	10回
投影データ数	60投影 / 8投影
吸収係数	Tc-99m
吸収補正	正確補正 / 補正なし
ノイズ	なし / 付加 (ポアソンノイズ)

Tc-99m の吸収係数 (1/cm) を Fig.5 に示す。

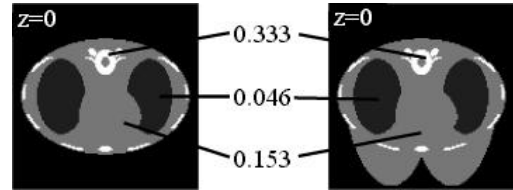


Fig.5. Attenuation coefficients.(left: male, right: female)

MCAT ファントムの濃度値は、心筋を 80、心臓内部を 5 とした (Fig.6)。また、再構成画像の画質評価はスライス iii を対象として行った。



Fig. 6. Original images at three slice positions.

投影データ数は、収集角度 360°、180°を 60 投影、収集角度 90°並びに本手法の最適投影データを 8 投影とした。また、投影データのカウンタ数は以下の通りである。

Table 3 The number of counts for projections.

	60投影	8投影
Noise_1	60M	8M
Noise_2	30M	4M
Noise_3	15M	2M

次に再構成画像を示す。Fig.7(A)-(D)はノイズなし、

Fig.7(E)-(H)は Noise₁ Fig.7(I)-(L)は Noise₂ Fig.7(M)-(P)は Noise₃の結果である。カウント数が小さくなるに伴い、ノイズの影響が大きくなる。Fig.7(A)(B)(E)(F)(I)(J)(M)(N)が正確な吸収係数を用い吸収補正した結果であり、残りが吸収補正を行わない結果である。正確な吸収補正を行うと濃度値は原画像の濃度値の付近まで再現されるが、吸収補正を行わないと大きく影響を受け濃度値は $\frac{1}{3}$ 以下に落ちる。また、正確な補正を行った場合、性別の違いにより画質はあまり変化しないが、吸収補正を行わない場合は女性ファントムの結果が大きく劣化する。画像は左からそれぞれ収集角度 360°、180°、90°、最適投影データを用いた結果である。

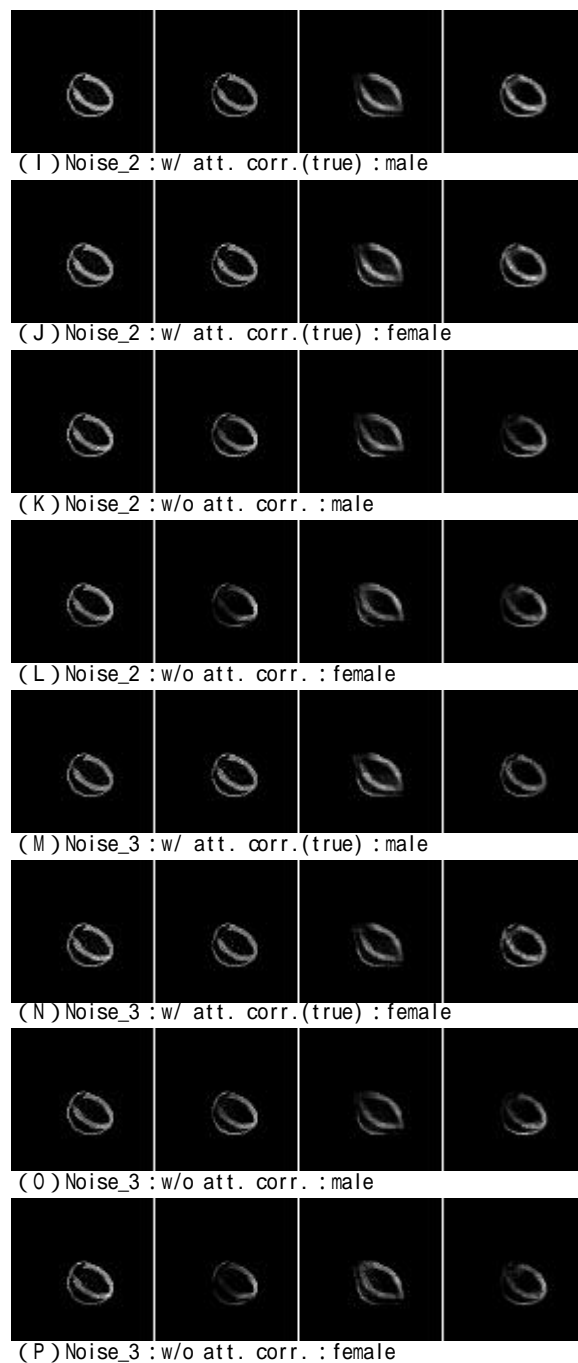
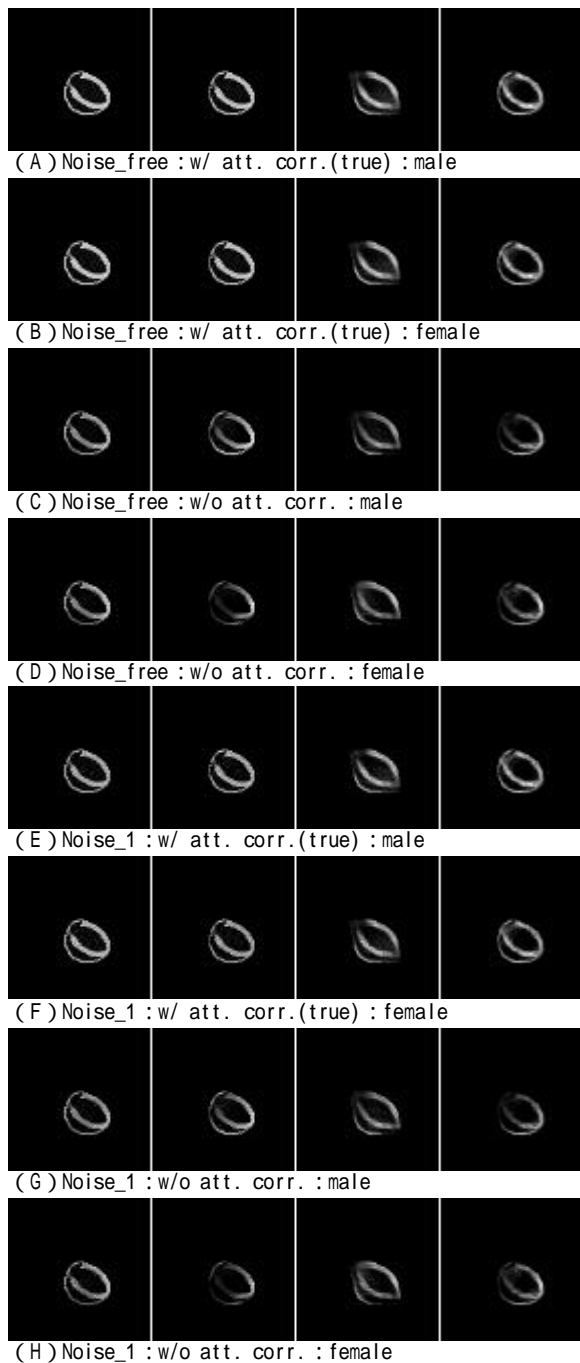


Fig. 7. Reconstructed images at slice iii
(from left to right:360 deg., 180 deg., 90 deg., optimum).

次に再構成画像のプロファイルを示し、画像を数値的に評価する。プロファイル面の位置を Fig.8 (左)に、原画像のプロファイルを Fig.8 (右)に示す。ここで横軸は x (範囲 50 ~ 100) の位置、縦軸は濃度値を表している。

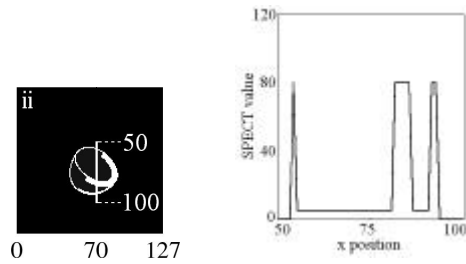


Fig. 8. The position of the profile (left) and the profile of the original image (right).

Fig.9 はノイズなし、吸収補正ありの結果、Fig.10 は Noise_3、吸収補正ありの結果である。また、グラフは 90° 収集 8 投影 (破線) と最適 8 投影 (実線) を用いた結果を比較した。

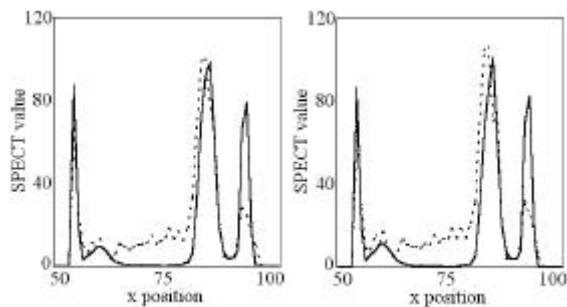


Fig. 9. The profiles. (left: male, right: female)

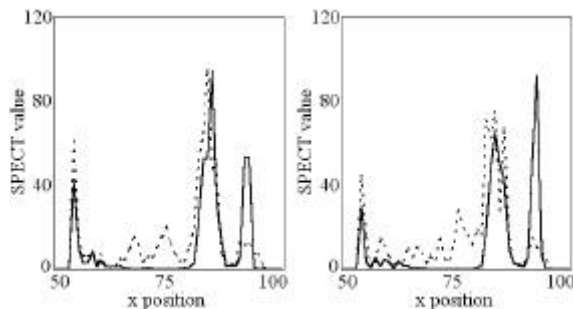


Fig. 10. The profiles. (left: male, right: female)

4. 考察

心筋 SPECT における投影データの測定角度の研究は、多くの研究者により行われている。SN 比の観点からでは、測定角度 180° の方が 360° より優れているが、本研究で用いる半導体検出器は従来の検出器に比べて小型軽量であるので、空間的に任意の角度方向での線の収集が可能であり、より高い SN 比の投影データを得ることができる。本手法により決定された僅か 8 投影データを用いることで、通常軌道の 60 投影データを用いた場合と同画質の再構成画像を得ることに成功した。これは Fig.7 より明らかであり、通常軌道の 8 投影を用いた結果 (Fig.7: 3

列目) と比較すると精度が大きく向上している。またプロファイル (Fig.9,10) より、本手法の結果は高い分解能で再現されていることが分かる。吸収補正を行わない結果は吸収の影響を受けているが、心筋は連続しているのでフィルタ処理などを施せば良いと思われる。

5. まとめ

本報告では、半導体検出器を用いた心筋 SPECT における投影データ測定位置決定法、並びに 3 次元画像再構成法を提案した。提案する手法により得られた 8 投影データで通常の 60 投影データを用いた場合と同精度の画像を得ることに成功した。今後は心筋の再構成において影響を及ぼす肝臓を考慮することが課題である。

参考文献

- [1] R.E. Coleman, R.J. Jaszcak, F.R. Cobb, "Comparison of 180 deg. and 360 deg. data collection in thallium-201 imaging using SPECT," *J. Nucl. Med.*, vol. 23, pp.655-660, 1982.
- [2] R.L. Eisner, D.J. Nowak, R. Pettigrew, W. Fajman, "Fundamentals of 180 deg. acquisition and reconstruction in SPECT imaging," *J. Nucl. Med.*, vol. 27, pp.1717-1728, 1986.
- [3] R.T. Go, W.J. MacIntyre, T.S. Houser, et al, "Clinical evaluation of 360 deg. and 180 deg. data sampling techniques for transaxial SPECT thallium-201 myocardial perfusion imaging," *J. Nucl. Med.*, vol. 26, pp.695-706, 1985.
- [4] E.J. Hoffman, "180 deg. compared with 360 deg. sampling in SPECT [Editorial]," *J. Nucl. Med.*, vol. 23, pp.745-746, 1982.
- [5] K. Knesaurek, M.A. King, S.J. Glick, B.C. Penney, "Investigation of causes of geometric distortion in 180 deg. and 360 deg. angular sampling in SPECT," *J. Nucl. Med.*, vol. 30, pp.1666-1675, 1989.
- [6] N. Tamaki, T. Mukai, Y. Ishii, et al, "Comparative study of thallium emission myocardial tomography with 180 deg. and 360 deg. data collection," *J. Nucl. Med.*, vol. 23, pp.661-666, 1982.
- [7] K.J. LaCroix, B.M.W. Tsui, B.H. Hasegawa, "A Comparison of 180 deg. and 360 deg. acquisition for attenuation-compensated thallium-201 SPECT images," *J. Nucl. Med.*, vol. 39, No.3, pp.562-574, 1998.
- [8] T. Takayama, N. Nakamura, N. Motomura, I. Mori, T. Ozaki, R. Ohno, "Feasibility study of CdTe semiconductor detector for gamma camera," *Kaku Igaku(Jpn. J. Nucl. Med.)*, vol. 37, No.3, pp.181-187, 2000.
- [9] T. Takayama, K. Hiwatari, N. Nakamura, N. Motomura, I. Mori, R. Ohno, "Feasibility study of SPECT quantification using CdTe semiconductor detector," *Kaku Igaku(Jpn. J. Nucl. Med.)*, vol. 37, No.4, pp.333-338, 2000.
- [10] B.M.W. Tsui, J.A. Terry, G.T. Gullberg, "Evaluation of cardiac cone-beam single photon emission computed tomography using performance experiments and receiver operating characteristic analysis," *Invest. Radiol.*, vol. 28, pp.1101-1112, 1993.
- [11] 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.

キーワード.

心筋 SPECT、半導体検出器、投影データ測定法、OS - EM

Summary.

Image reconstruction for myocardial SPECT with an optimum projection data

Satoru Ohno Koichi Ogawa
Graduate school of Eng., Hosei Univ.

This paper describes a new data acquisition scheme for myocardial single photon emission CT with a semiconductor detector. The proposed data acquisition scheme is to measure projection data with angles where the signal to noise ratio in projection data is relatively high. We carefully decided the minimum number of projections and selected optimum projection angles according to their power spectra. These selected eight projections were divided into four subsets and we reconstructed images with an ordered subset expectation maximization method. As a result, even with only eight projection data we could obtain images of almost the same quality as those with 60 projections.

Keywords.

myocardial single photon emission CT, semiconductor detector, projection data acquisition scheme, ordered subset expectation maximization method