

少数方向の投影データを用いた心筋 SPECT — 開口と吸収の補正 —
Myocardial SPECT with a small number of projection data
- Correction of collimator aperture and attenuation -

小宮山 英明
Hideaki Komiyama

尾川 浩一
Koichi Ogawa

1 はじめに

心筋 SPECT(Single Photon Emission CT)は検査に長い時間を必要とする。検査時間の短縮のためにデータ収集範囲の制限を行うと、検出器より離れている部分では計数値が低下したり、コリメータ開口の影響によるボケが生じ、再構成画像の画質が劣化してしまう。一方、半導体検出器は従来のシンチレーション検出器に比べて小型軽量なため、検出器を患者に近づけてデータを収集できるので、任意の位置からのデータ収集が可能である。この半導体検出器を用い、検出器をより人体に近づけ開口の影響を抑えることができ、データ収集範囲が制限された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。一般に、少数方向の投影データの画像再構成の場合、再構成画像の画質は用いる投影データの方向に依存するため、画像再構成に最適なデータを選択する必要がある。そこで、我々が提案した半導体検出器を用いたパワー荷重型のデータ選択法[1]を利用することで、データ制限範囲を制限された少数方向からの投影データからでも良質な再構成画像を得ることができる。ここでは、パワーの最も大きなデータと、 ϕ, θ 方向それぞれ直交する3つの投影データを1つのサブセットとし、4つのサブセットを構成し、計12方向からの投影データが再構成に用いられている。今回、再構成画像の定量性に大きな影響を及ぼすコリメータの開口と γ 線の吸収を、逐次近似的手法で補正することにより再構成画像の画質を改善した。

2 最適データを選択

投影データを測定する方向の候補は Fig.1 に示すように $x-y$ 平面では $\phi=30, 0, 30, 60, 90^\circ$ の5方向、 $x-z$ 平面では $\theta=30, 60, 90, 120, 150^\circ$ の5方向を組み合わせた計25方向である。25方向の投影データのパワースペクトルをそれぞれ求めて、直流成分を除いたパワースペクトルの和の大きい順番に並べる、値の大きい方向と $x-y$ 平面上、 $x-z$ 平面上で直交するデータの合計3つのデータを1つのサブセットとして選択する。この時、直交するデータがない $\phi=30^\circ$ の場合は、なるべく直交方向に近い $\phi=30^\circ$ と $\phi=90^\circ$ のうちパワースペクトルの和が大きいほうを用いる。同様に、直交するデータがない $\theta=90^\circ$ の場合も $\theta=30^\circ$ と $\theta=150^\circ$ のうちパワースペクトルの大きいデータを用いることにする。また、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で用いた方向の投影データを選ばないようにする。このような選択法を用いることでパワーが大きいだけでなく、空間的な偏りをなくすことが出来る。

例えば、パワーの大きい方向(ϕ, θ)が($60^\circ, 120^\circ$)の場合は、これと、 $x-y$ 平面で直交する($-30^\circ, 120^\circ$)、 $x-z$ 平面で直交する($60^\circ, 30^\circ$)を1つのデータセットにする。

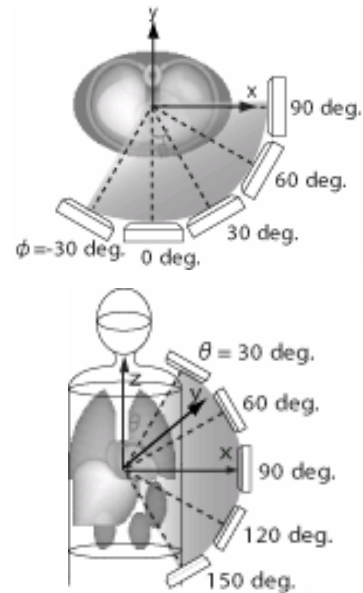


Fig. 1 Position of Detector (Top: $x-y$ plane Bottom: $x-z$ plane)

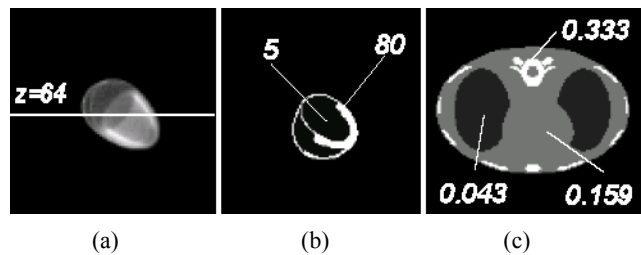


Fig. 2 MCAT phantom. (a)Myocardium (b)Activity distribution (c)Attenuation distribution

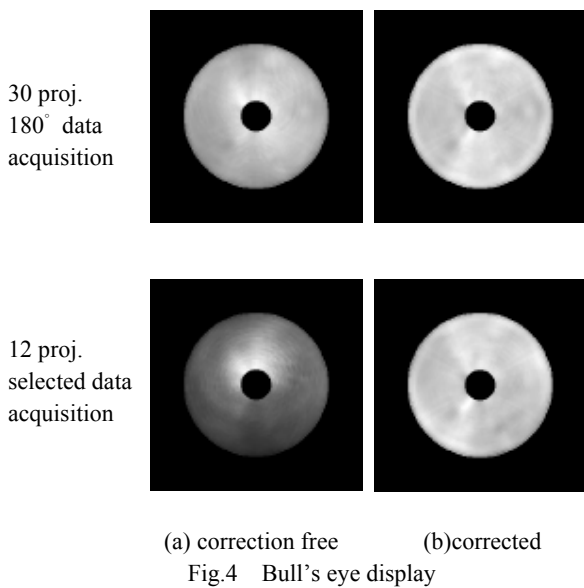
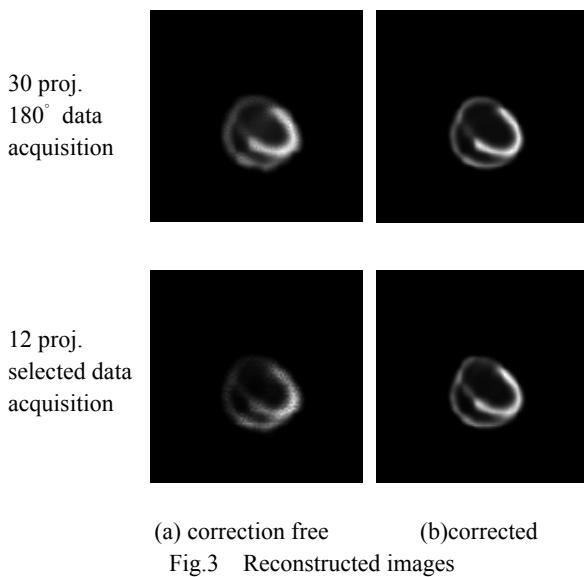
3 シミュレーション

原画像には $128 \times 128 \times 128$ の MCAT ファントムを用いた。シミュレーションで用いたファントムの放射能分布と吸収係数分布を Fig.2 に示す。(a)が放射能分布、(b)が $z=64$ の断面、(c)が $z=64$ の吸収係数分布である。ここでは1画素の大きさを $2.8 \times 2.8 \times 2.8 \text{mm}$ とし、ファントムの実際の大きさは 35.84cm とした。また、画像再構成法には OS-EM 法を用いた。画像再構成で用いた投影データの測定位置(ϕ, θ)はサブセット毎に①{(30°, 90°), (-30°, 90°), (30°, 150°)}, ②{(0°, 120°), (90°, 120°), (0°, 30°)}, ③{(60°, 60°), (-30°, 60°), (60°, 120°)}, ④{(60°, 30°), (-30°, 30°), (60°, 120°)}となっている。投影データの基本条件は、検出器の

回転半径を 35.84cm, 開口角は 2° として, γ 線の吸収の影響を考慮して投影データを作成した.

開口と吸収の影響を調べるため, 補正を行わなかったもの, 補正を行ったものの両方の再構成画像を比較した. また, 従来の SPECT と比較するために $\theta=90^\circ$ に固定し, $\phi=-45^\circ \sim 135^\circ$ の範囲で 6° 間隔で 30 方向からの投影データによる画像再構成も行った.

再構成画像の評価は視覚的評価と定量的評価を行った. Fig.3 の上段に通常再構成画像, 下段に提案する手法での再構成画像を示す. Fig.4 に心筋を輪切りにして, 心基部から心尖部までを同心円状に展開した Bull's eye 表示を示す. また, Fig.5 の様に Bull's eye 表示を 12 個の領域に分割しそれぞれの SPECT 値の比較結果を Fig.6 示した.



4 考察

補正を行わない場合には, 通常軌道, 選択された方向の両方で画素値が低下している. しかし, 選択された方向からの再構成画像ではデータ収集範囲が制限されているため, 検出器から離れている部分では画素値が大きく低下している. また, 検出器が離れている部分では開口の影響も大きく受けてしまうのでボケも大きく発生した. しかし, 逐次近似的手法で吸収と開口の補正を行うことで, 少ない投影数の提案手法でも, 従来と同等の再構成画像を得ることができた.

5 まとめ

本研究では少数方向からの投影データを用いた心筋 SPECT の画像再構成において, 吸収, 開口補正を行うことにより, 通常軌道の場合の半分以下のデータ数でもほぼ同等の再構成画像を得ることができることを示した.

参考文献

[1]N. Kobayashi, K. Ogawa, N. Motomura, H. Fujii, A. Kubo : "The Performance of Data Acquisition Scheme in a New Myocardial SPECT System" Medical Imaging Technology, Vol.22, No.2, pp.86~91, March 2004

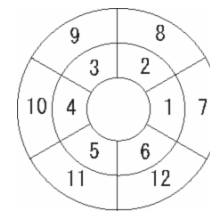
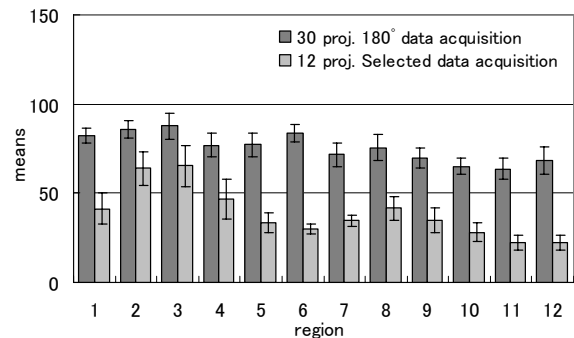
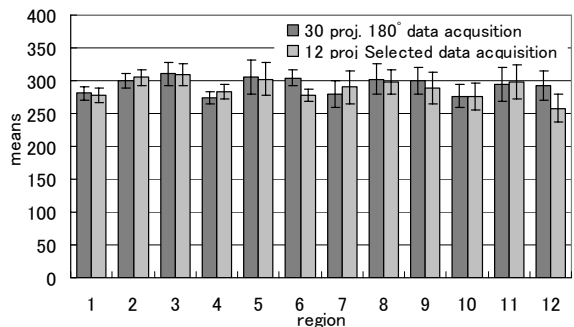


Fig.5 twelve regions in bull's eye display



(a) correction free



(b) corrected

Fig.6 Average and standard deviation