

# 研 究

## 心筋SPECT画像における逐次近似再構成法の基礎的検討

浜松赤十字病院 医療技術部 放射線技術課  
坪井孝達, 佐藤幸夫, 寺澤真毅, 有我久浩, 北野光浩

### 要 旨

【目的】心筋SPECT画像の再構成に用いられるOS-EM法において逐次回数とサブセット数というパラメータを変化させた場合の画質の違いを検討した。さらに本法と従来用いられているFBP法において再構成を行った画像の比較検討を行った。【方法】OS-EM法において逐次回数とサブセット数を変化させて、物理性能評価用デジタルファントムの濃度比を測定した。また心臓デジタルファントムを、OS-EM法とFBP法にて再構成を行い、それぞれの再構成画像より短軸像を作成し、欠損部のプロファイルカーブからFWHMを算出した。【結果】どの逐次回数においても濃度0が実際のカウント0となるためには、他の濃度と比べ多くのサブセット数を必要とした。またサブセット数を多くするとより少ない逐次回数でも実際の濃度比と同じになった。OS-EM法、FBP法の再構成画像はともにFWHMはほぼ同じであった。【結語】逐次近似再構成法であるOS-EM法において、良質の画像を得るためにはそのパラメータである逐次回数とサブセット数の最適化が重要であり、最適化された画像はFBP法に勝るとも劣らないことが判明した。

### key word

SPECT画像, 逐次近似法, サブセット

## I. 緒 言

心筋SPECT画像の再構成方法はフィルタ逆投影 (filtered back projection:以下FBP) 法が現在最も一般的に用いられている<sup>1)</sup>。

近年、SPECT装置の進歩とコンピュータの性能向上により、最尤推定-期待値最大化 (maximum likelihood-expectation maximization : 以下ML-EM) 法やML-EM法を高速化させた ordered subsets-expectation maximization (以下 OS-EM) 法といった逐次近似法の臨床への応用が進んでいる。OS-EM法の利点として、低カウント領域での信号対雑音比 (S/N) が良い、再構成値に負の値が存在しない、ストリークアーチファクトが軽減される、あらかじめ確率計算の中に物理現象を組み込むことにより散乱、減弱、分解能補正が可能であることなどがいわれている<sup>2)</sup>。

しかしOS-EM法による再構成時に必要となる逐次回数とサブセット数の二つのパラメータの設

定に関して明確な指針が存在しない<sup>3, 4)</sup>。そこで今回我々は、OS-EM法における逐次回数とサブセット数を変化させた場合の画質の違いを検討し、さらに本法と従来のFBP法とで再構成を行った画像の比較検討を行った。

## II. 方 法

### 1. 逐次回数とサブセット数の変化

デジタルファントムは、日本放射線技術学会学術調査研究班「核医学分野におけるデジタルファントム作成研究」に準拠し作成された物理性能評価用デジタルファントムを使用し、画像再構成ソフトはProminence Processor ver.3.0 (日本メジフィジックス社) を使用した。ファントムデータはピクセルサイズ4 mm, Step角度3度で360度収集をシミュレートした、コリメータ開口による分解能劣化や散乱・減弱、統計雑音のない理想的な投影データを使用した。図1に物理性能評価用デジタルファントムの概要を示す<sup>5)</sup>。

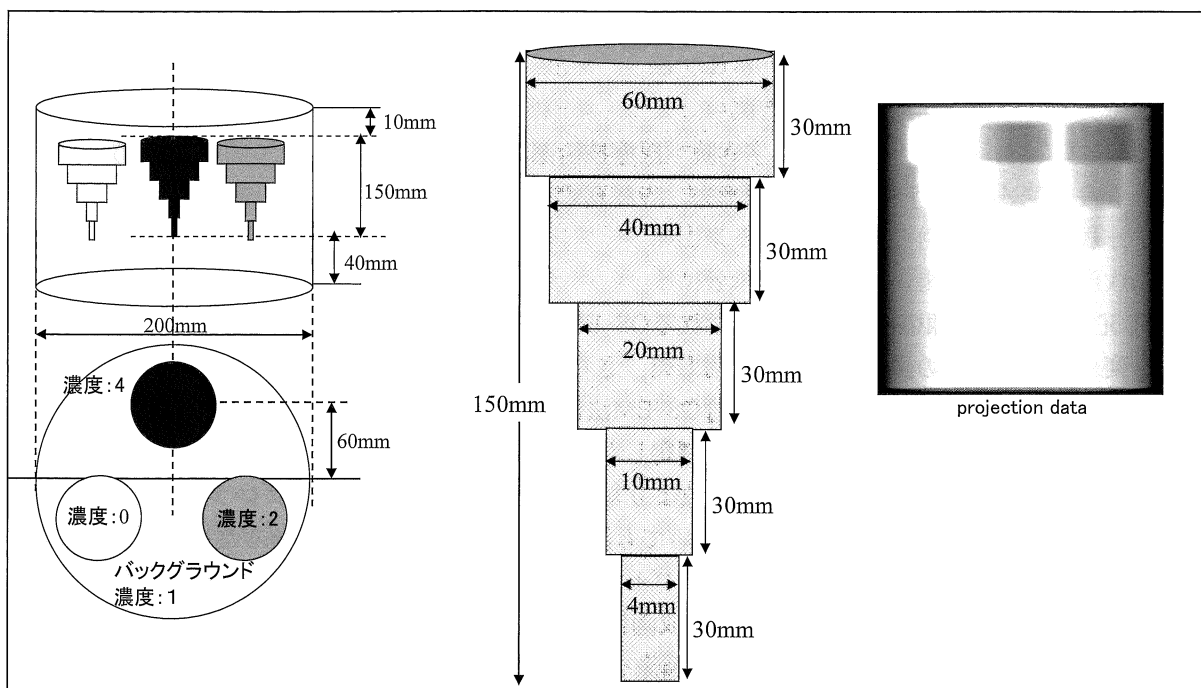


図1 物理性能評価用デジタルファントムの概要

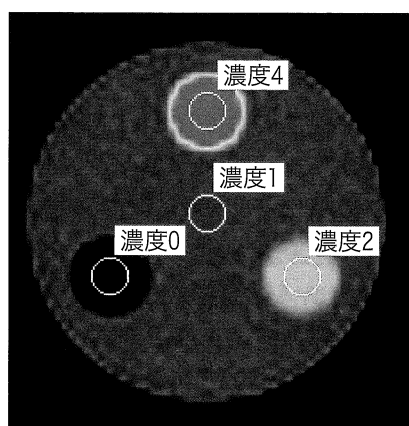


図2 ROIの配置

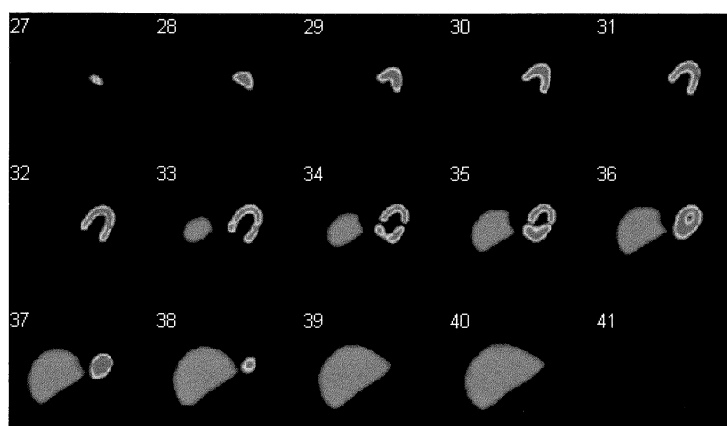


図3 心臓デジタルファントム

画像再構成はさまざまな逐次回数 (1, 2, 3, 5, 10, 20) とサブセット数 (1, 2, 3, 5, 10, 20, 30, 60, 120) の組合せにて行った. ロッド径40mmの領域にて濃度の異なる4部位にRegion of Interest (以下ROI) を置きカウントの測定を行った (図2). デジタルファントムの濃度比は4:2:1:0となっており, 濃度0はコールド領域となっている.

## 2. FBP法との比較

心臓デジタルファントムは日本核医学会ワーキンググループにより作成されたものを使用した. 画像再構成は前述のソフトと同じソフトを使用し

た. ファントムデータは, 図3に示す心筋欠損を伴った心臓デジタルファントムを, 低エネルギー高分解能コリメータを用い, ピクセルサイズ6.4mm, 回転半径200mm, Step角度6度で360度収集された場合として, EGS4 (Electron Gamma Shower version 4) によるモンテカルロシミュレーションで作成したものを使用した.

OS-EM法では逐次回数7とサブセット数6にて再構成を行い, 前処理フィルタにButterworthフィルタを用いてorder8, 遮断周波数を0.42cycle/cmにて行った. FBP法での再構成は, 再構成フィルタにRampフィルタを使用し, 前処

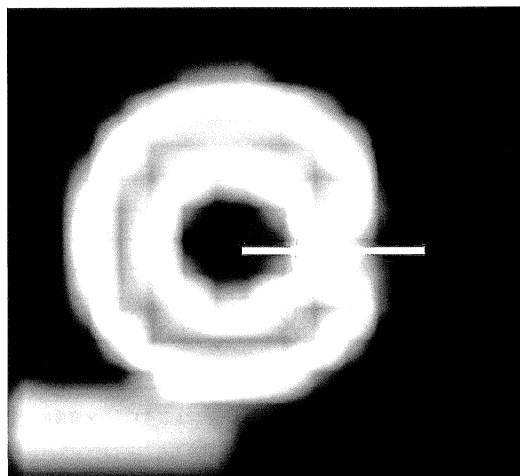


図4 欠損部のプロファイルカーブ

理フィルタはOS-EM法と同じ条件とした。それぞれの再構成画像から短軸像を作成し、欠損部のプロファイルカーブ（図4）からFull width at half maximum（以下FWHM）を算出した。

### III. 結 果

図5に逐次回数を変化させた場合のROI内カウントを示す。逐次回数10では逐次回数1に比べすべての濃度において少ないサブセット数にてカウントが安定し、実際の濃度比と等しくなった。またどの逐次回数においても濃度0が実際のカウント0となるためには、他の濃度と比べ、多くのサブセット数を必要とした。

図6にサブセット数を変化させた場合のROI内カウントを示す。サブセット数1の濃度0は、逐次回数40で実際のカウント0にほぼ一致したが、他の濃度では逐次回数10で実際のカウントと一致した。サブセット数5では1と比較して、より少ない逐次回数ですべての濃度が実際の濃度比と等しくなった。サブセット数30では、より少ない逐次回数で安定し実際の濃度比と等しくなったが、サブセット数30と60ではほとんど変わらなかった。

図7にFBP法、OS-EM法で再構成した短軸像を示す。それぞれの再構成画像は視覚的に同じであり、心筋欠損部のFWHMもFBP法では23.1mm、OS-EM法では23.0mmとほとんど同じであった。

### IV. 考 察

ML-EM法はサブセット数が1の場合をいい、一度にすべての角度の投影データに対して計算を行う方法である。一方OS-EM法は投影データをサブセット数に分割しておき、このサブセットに属するデータだけで投影、逆投影などを繰り返す方法である<sup>6)</sup>。今回、II-1で使用した投影データは120であるが、サブセット数10であれば1つのサブセットに属するデータ数は12となり、サブセット数1（計算を行う投影データ数は120）に比べ、画像を更新する回数が多くなり早く収束する。画像の更新回数はサブセット数と逐次回数の積となる。図5より逐次回数1、サブセット数10にて濃度4、2、1はほぼ収束した。図6よりサブセット数1、逐次回数10にて濃度4、2、1は収束した。しかし濃度0では収束してはいない。したがってホット領域では更新回数10にて収束したが、コールド領域である濃度0では更新回数10ではまだ足りないと考えられる。OS-EM法では、コールド領域はホット領域に比べ真値に収束するためには、より多くの更新回数が必要であるといわれている<sup>6)</sup>。われわれの結果からも約100回程度の更新回数が必要と思われた。今回は投影データに統計雑音のない理想データを使用した。臨床では当然統計雑音は含まれている。データに含まれる統計雑音の程度によって最適な逐次回数やサブセット数は異なり、適切でない場合には再構成画像の雑音が増加する<sup>7)</sup>。

心臓デジタルファントムを使用したOS-EM法とFBP法との再構成画像の比較では、それぞれの再構成画像には視覚的に大差なく、心筋欠損部のFWHMも同じであった。ただし今回はOS-EM法の前処理フィルタ条件をFBP法と同じとしたことや逐次回数とサブセット数は一般的に収束するだろうといわれている数<sup>4), 8)</sup>を使用したことがあるため、さらに最適な再構成条件を使用すれば空間分解能のより良い画像がOS-EM法で得られる可能性がある。

以上のことより、近年SPECT再構成方法はFBP法からOS-EM法に移行しつつあり、その特性を活

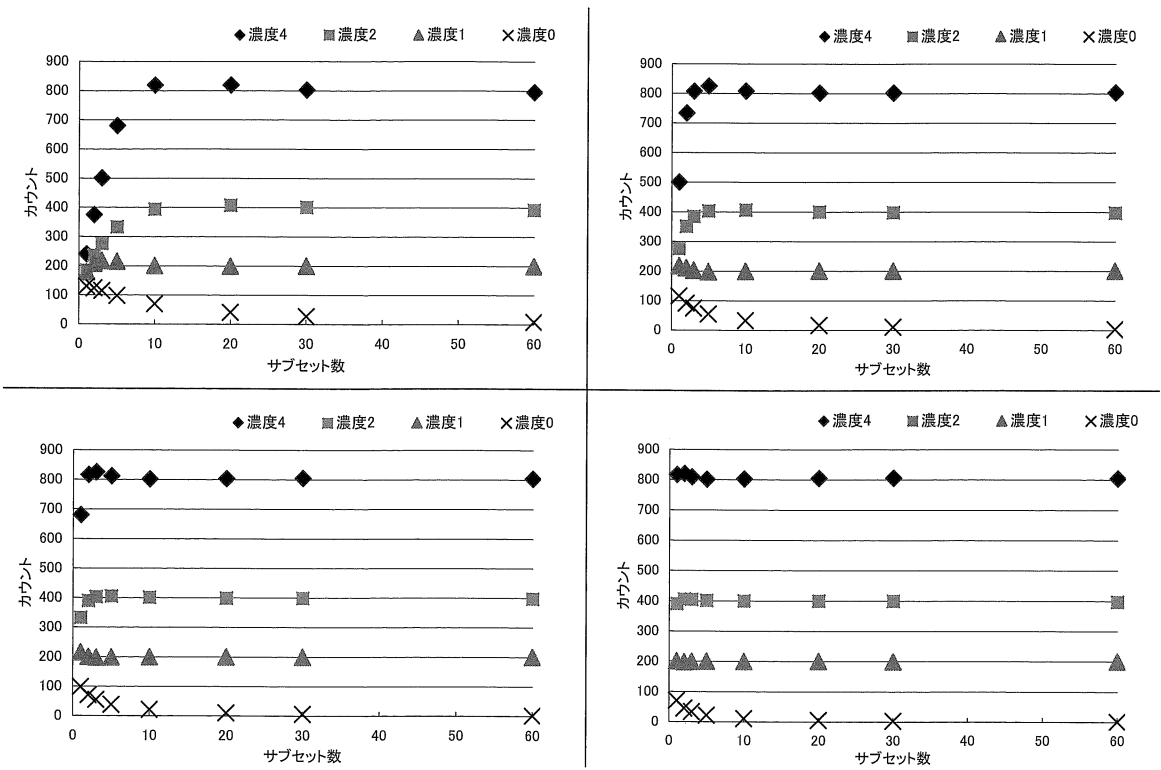


図5 逐次回数の違い a:1, b:3, c:5, d:10

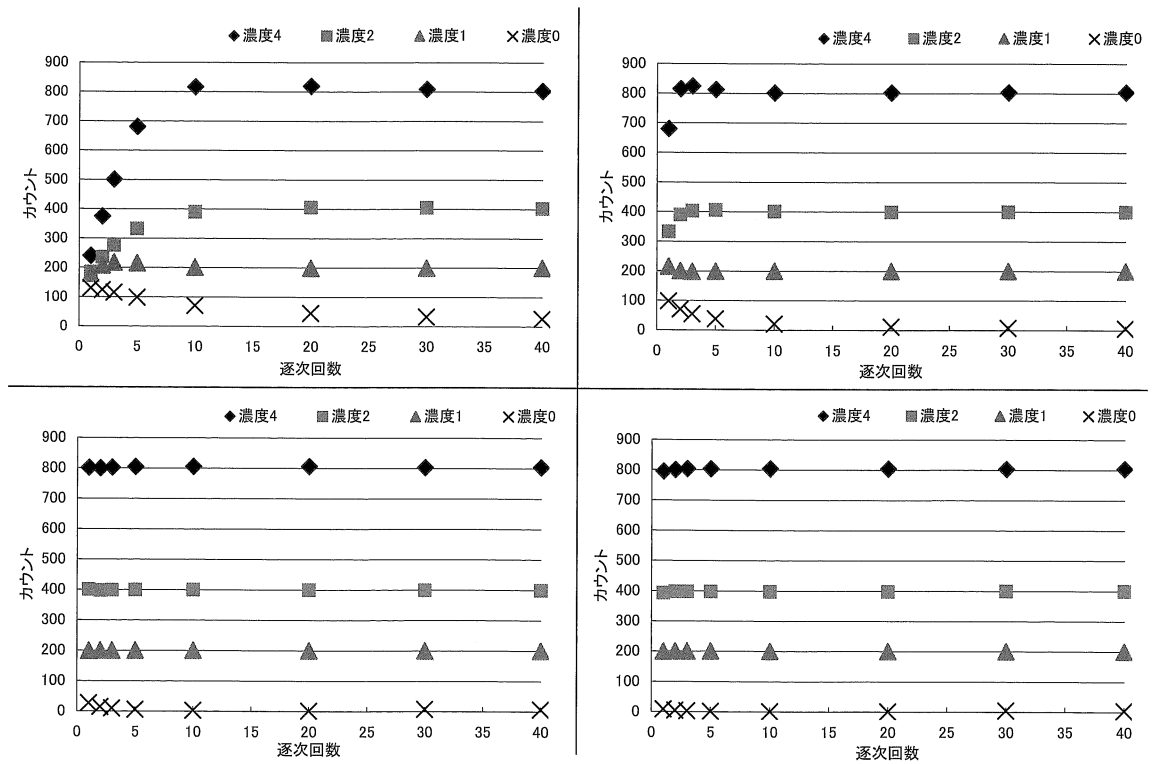


図6 サブセット数の違い a:1回, b:5回, c:30回, d:60回



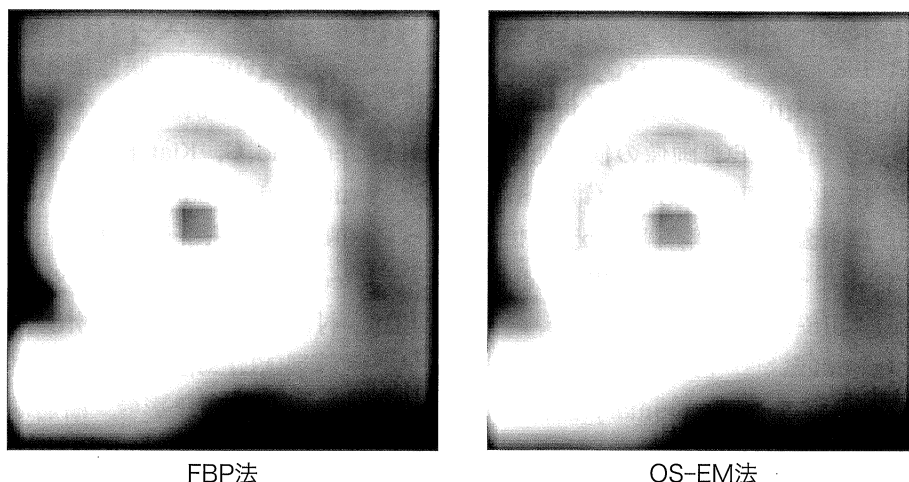


図7 異なる再構成方法による短軸像

かした各種補正法の組み込みも可能となりつつある。たとえばSPECTデータの分解能を劣化させるものとして、コリメータ開口の影響があるが、この分解能補正を組み込んだOS-EM法を各メーカーが盛んに導入しており、実用化が進んでいる<sup>9, 10)</sup>。心筋SPECTに応用されれば正常部位と欠損部位のコントラスト向上が期待できる。また実際SPECT/CTではOS-EM法により減弱・散乱補正が容易に利用でき、下壁領域における診断能の向上に役立っている<sup>11)</sup>。一方心筋血流SPECT検査ではQuantitative Gated myocardial SPECT (以下QGS) 解析を行うことにより左室内腔の拡張末期容積や収縮末期容積、心駆出率といった定量値の算出がされているが、QGS解析ソフトはFBP法を元に作成されているためその結果には十分な検討が必要である<sup>12, 13)</sup>。

今回の結果より心筋SPECT画像にOS-EM法などの逐次近似法を用いる場合には逐次回数やサブセット数の最適化が重要であり、これらの課題が克服されれば心筋SPECT検査の価値がさらに向上すると思われた。

## V. 結 語

今後、心筋SPECT画像はFBP法に代わりOS-EM法などの逐次近似再構成法が主流になると思われるが、それには逐次回数とサブセット数の最適化が重要である。

## 文 献

- 1) 笠松正夫, 小野口昌久, 川淵安寿ほか. 北陸3県における逐次近似画像再構成法の使用状況: アンケート調査から. 核医学技術 2005; 25 (3): 221-225.
- 2) 寺岡悟見, 相馬努, 河野芳幸. OS-EM法による画像再構成の概要と臨床的有用性. 断層映像研究会雑誌 2001; 28 (1): 17-25.
- 3) 丸繁勘, 柳沢正道. ホットスポットファントムを用いたOSEM再構成画像の基礎的検討: iteration回数およびsubset数の評価. 日本放射線技術学会雑誌 2001; 57(10): 1233-1239.
- 4) 柳沢正道, 丸繁勘. 心筋gated SPECTにおけるOSEM法の検討: 再構成条件の最適化. 日本放射線技術学会雑誌 2001; 57 (10): 1240-1247.
- 5) 本村信篤, 大西英雄, 白川誠士ほか. 核医学分野におけるデジタルファントム作成研究班報告. 日本放射線技術学会雑誌 2007; 63 (11): 1313-1319.
- 6) 横井孝司. OSEM (ordered subsets expectation maximization) 法による画像再構成. 日本放射線技術学会雑誌 2001; 57 (5): 523-529.
- 7) 松本圭一, 和田康弘. Positron Emission Tomographyにおける低カウント領域での

- FBPとOS-EM法の比較. 核医学技術 2003; 23 (3) : 191-198.
- 8) 市川肇, 花田悠一, 山田さやかほか. 角度サンプリング数が陽性SPECT画像の検出能に及ぼす影響. 核医学技術 2008;28 (1) :1-5.
- 9) 渡辺晋一郎, 尾上公一, 河田修治ほか. 開口補正の臨床応用について. 映像情報Medical 2007 ; 39 (6) : 618-619.
- 10) 栗原英之. Evolution : コリメータ・検出器の応答関数補正. GE today January 2006 : 25-27.
- 11) 野須原厚志. SPECT/CT機器の臨床応用 : 減弱補正とFusion. 映像情報Medical 2008 ; 40 (6) : 614-615.
- 12) Germano G, Kiat H, Kavanaph PB, et al. Automatic quantification of ejection from gated myocardial perfusion SPECT. J Nucl Med 1995 ; 36 (11) : 2138-2147.
- 13) 中村裕也, 富口静二, 勝田昇ほか. 補正組み込み型OS-EM法の再構成条件が左室内腔容積算出に及ぼす影響. 断層映像研究会雑誌 2009 ; 65 (7) : 931-937.