

ML-EM アルゴリズムの核医学への応用

昭和大学藤が丘病院 放射線科

昭和大学藤が丘病院 中央放射線部
島津製作所 医用技術部

篠原 広行、國安 芳夫、林 高樹
大淵 真男、滝沢 謙治、本田 実
杉本 英治
山本 智朗、新尾 泰男
高橋 宗尊、横井 孝司

1. はじめに

最尤推定－期待値最大化 (maximum likelihood-expectation maximization: ML-EM) アルゴリズムによる SPECT の画像再構成では、投影データがポアソン分布にしたがうことが考慮されかつ再構成像が負の値をもたないことが自動的に満足される^{1,2)}。このように、ML-EM アルゴリズムは SPECT の投影データと画像の特徴を物理的に表現することが可能であり、多くの研究がなされてきたが¹⁻⁶⁾、演算に時間がかかることから汎用的に臨床に使用されることはなかった。しかし、近年のコンピュータの高速化と大容量化に加え、ordered subsets expectation maximization (OSEM)⁷⁾ のような高速アルゴリズムの開発により ML-EM アルゴリズムは臨床に使用される状況に至っている。

SPECT の定量性を向上させるには散乱、吸収そして分解能補正が必要であり、ML-EM アルゴリズムはそれらに柔軟に対応することが可能である。本稿では、OSEM アルゴリズムによる ²⁰¹Tl 心筋血流 SPECT の散乱、吸収補正を述べる^{8,9)}。

2. ML-EM アルゴリズム^{10,11)}

原画像の j 番目の画素のアイソトープ (RI) 濃度を λ_j 、この画素から i 番目の投影に光子が

入射する確率を c_{ij} 、実測の i 番目の投影データを p_i とすれば、ML-EM アルゴリズムは以下のように表される。なお、本稿ではとくに混乱がない限り投影をそれぞれ 1 個 1 個の検出器からなると考え、 i 番目の投影を i 番目の検出器と同じ意味に用いている。

$$\lambda_j^{k+1} = \frac{\lambda_j^k}{\sum_{i=1}^n c_{ij}} \cdot \sum_{i=1}^n \frac{c_{ij} p_i}{\sum_{m=1}^n c_{im} \lambda_m^k} \quad (1)$$

ここで、 λ_j^k 、 λ_j^{k+1} はそれぞれ k および $k+1$ 回目の繰り返しによる画素 j の濃度である。 c_{ij} は画素 j が i 番目の投影に寄与する確率を表す。散乱、吸収およびコリメータの開口による深さ方向に変化する分解能の影響を c_{ij} に含めればこれらを補正することができる。散乱および分解能の影響を c_{ij} に含めず吸収のみを考慮した場合、 c_{ij} は透過型 CT (TCT) などにより測定された線源分布の線減弱係数である。この場合の c_{ij} は、画素 j から発生した光子が画素 j に垂直な直線上にある検出器 i (i 番目の投影データを収集する画素を検出器 i とした) に入射する確率である。

3. OSEM アルゴリズムによる画像再構成

(1) 式は OSEM アルゴリズムにより演算時間が短縮される。投影データを 64×64 マ

トリクスにより角度方向について 120 収集する場合、ML-EM アルゴリズムの指標 i は 1 スライスについて $i=1 \sim 7680$ ($=64 \times 120$) まで変化し、この変化の後、はじめて画素 j の値が I_j^i から I_j^{i+1} に更新される。これを画素の数だけ繰り返すので計算量が膨大になり、脳血流 SPECT 検査などのように 128×128 マトリクスのデータ収集の場合にはなおさらである。そこで、指数 i の全体をサブセットに分け画像の更新をこの一つのサブセットの中で行うようにしたのが OSEM アルゴリズムである。すべてのサブセットについて 1 回計算が行われたときに、1 回の繰り返し計算と定義される。著者らの施設の OSEM アルゴリズムは、1 つのサブセットを 90 度離れた 4 つの投影データから構成し全体の 120 の投影データを 30 のサブセットに分けている。図 1 (a) は RI を含まないコールド領域をもつ様な RI 濃度の円柱ファントムを OSEM アルゴリズムにより再構成した例を示す。ここでは、 c_{ij} としては吸収の影響のみを考慮し、散乱および分解能の影響はなくかつ雑音がない状態を仮定している。Itr 1 は 1 回の繰り返しを示す。繰り返し回数が 2、4、5 と増加するにつれて、コールド部分の値が零に近づきホットとコールドの境界部分も明瞭になる。(b) は (a) のプロフィール曲線を示す。

4. OSEM アルゴリズムとフィルタ補正逆投影 (FBP) 法の比較

FBP 法による画像再構成では、図 2 の ramp フィルタあるいは Shepp-Logan フィルタなどの再構成フィルタが逆投影におけるぼけを補正するために用いられる。これらは画像の高い周波数成分を強調する広域通過フィルタのため、同時に統計雑音も強調される。図 3 は計算機シミュレーションデータについての FBP 法と OSEM アルゴリズムの再構成像¹²⁾を示し、OSEM アルゴリズムの方が雑音の強調の程度

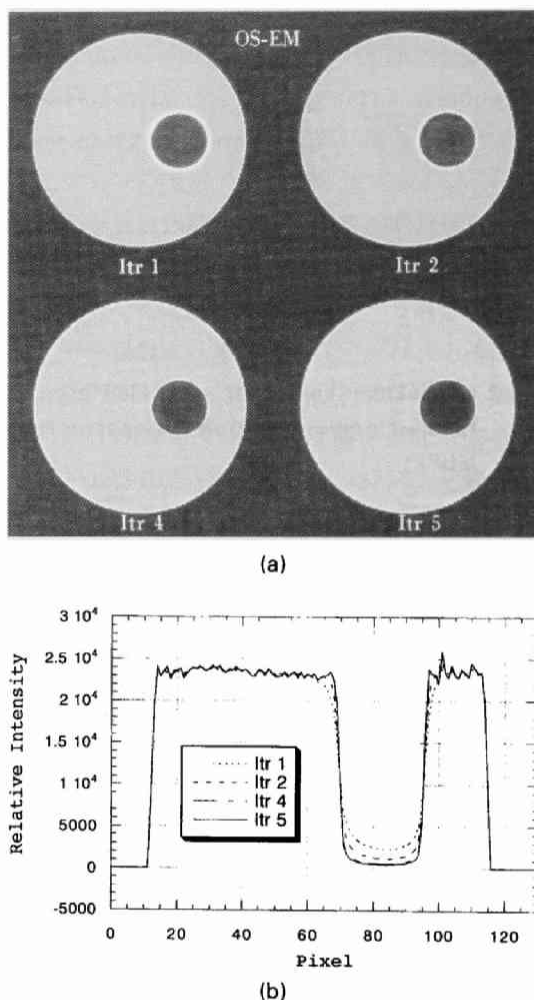


Fig.1 Numerical phantom images reconstructed with OSEM algorithm. (a) Images reconstructed with different iteration number. (b) Profile curves. Itr 1 and others denote iteration numbers.

が少ないことがわかる。図 2 のフィルタの形から明らかのように、FBP 法のある画素の再構成値は重畳積分により近傍だけでなく遠方にある画素の影響も受ける。この結果、FBP 法による再構成像では投影データに比較し画素と画素との相関が強くなり、その程度は再構成フィルタ、吸収補正アルゴリズムなどに依存する。図 4 は ^{99m}Tc 心筋製剤の Myoview の SPECT 像を FBP 法と OSEM アルゴリズムについて

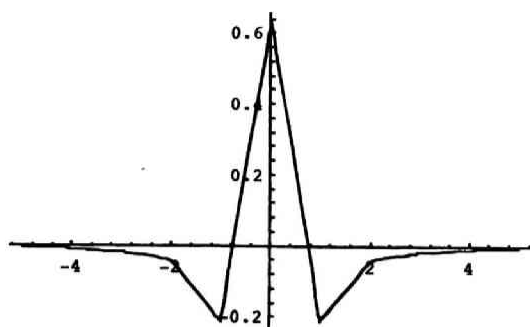


Fig.2 Convolution kernels of ramp filter used in filtered backprojection reconstruction (FBP).

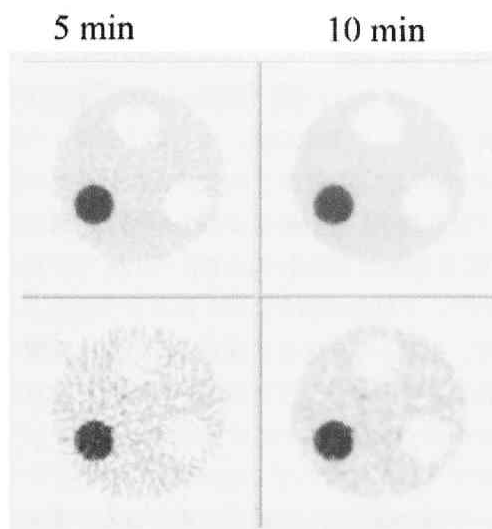


Fig.3 Numerical simulation phantom images reconstructed with OSEM algorithm (upper) and FBP (lower)¹²⁾.

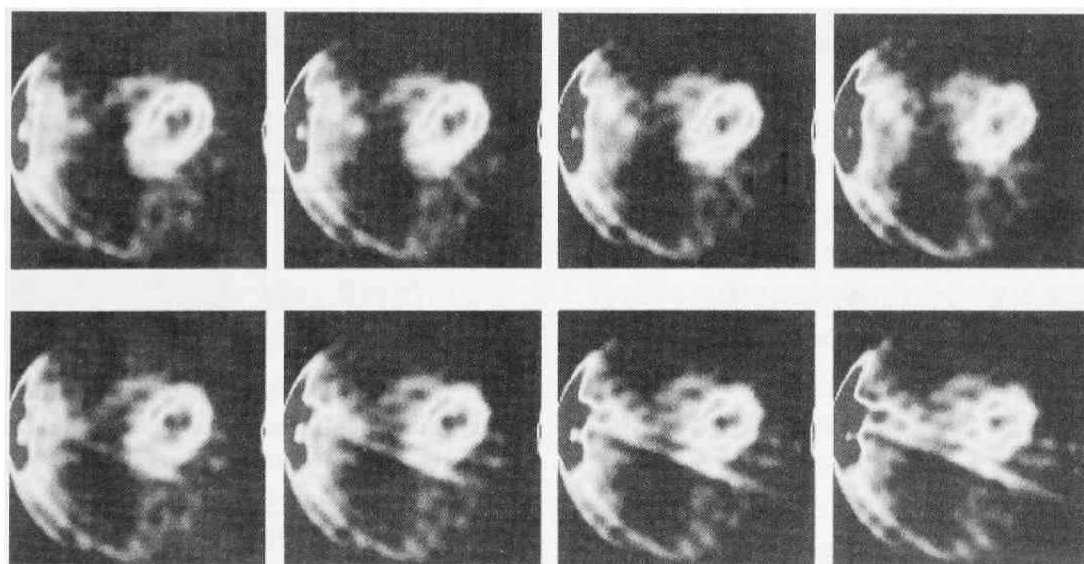


Fig.4 ^{99m}Tc myocardial perfusion images reconstructed with OSEM algorithm (upper) and FBP (lower). Artifact appeared in the FBP images significantly decreased in the OSEM images.

比較したものである。薬剤が検査対象部位の心筋だけでなく胆嚢に多く集積した場合、その投影データを FBP 法により再構成すると画素どうしの相関により高集積部位の影響を強く受けアーチファクトを発生する。一方、アーチファクトの程度は OSEM アルゴリズムによりかな

り軽減されている。 ^{99m}Tc 製剤はシンチレーションカメラの撮像に適した単一エネルギー放出核種であり、核医学において広く使用される。そこで、この製剤が検査対象部位以外の他臓器や組織に集積傾向がある場合、臨床に使用できる SPECT 像を得るには画像再構成の工夫が必

要であり、OSEM アルゴリズムはその一つである。

5. ML-EM アルゴリズムにおける c_{ij} の役割

2で述べたように c_{ij} は画素 j が i 番目の投影に寄与する確率を表す。散乱の影響を c_{ij} に含めるには、1) 線源分布と線減弱係数分布が既知であること、2) 線源の各位置から発生した光子が検出器に入射するまでの履歴が既知であること、の2つの条件が必要である。1) を仮定すれば2) はモンテカルロシミュレーションを利用すれば可能であるが、SPECT は線源分布を画像化するのが目的のため1) の仮定には無理がある。ただ、FBP 法などにより、散乱および吸収補正をしないで再構成した画像をもとに近似的に線源分布を知ることは可能である。これと TCT により測定した線減弱係数分布を組合せたものに、モンテカルロシミュレーションを適用すれば比較的实际に近い形で光子の履歴が追跡される。しかし、この方法は煩雑であり臨床に適した方法とはいえない。分解能の影響を c_{ij} に含めるには、コリメータから線源までのある距離に線源を配置しその線広がり関数を測定する操作を距離を変えて行う。実際は3点から5点の距離で線広がり関数を測定し、他のコリメータと線源間の距離における線広がり関数は線形補間により求める。吸収の影響を c_{ij} に含めるには TCT あるいは X 線 CT を利用して線源分布の線減弱係数を測定すれば可能である。このように、ML-EM アルゴリズムによる画像補正の中心は c_{ij} であり、 c_{ij} に散乱、吸収および分解能がどう寄与するかを測定すればこれらを補正した再構成像が得られる。

6. ML-EM アルゴリズムによる散乱・吸収補正

SPECT の散乱補正については、dual energy window¹³⁾、triple energy window¹⁴⁾、dual pho-

topeak window¹⁵⁾、transmission dependent convolution subtraction^{16,17)} (TDCS) 法などが報告されている。Dual energy window や triple energy window (TEW) 法などはメインウィンドウの投影データからサブウィンドウの投影データに係数を掛け、両者の減算処理により散乱補正を行うものである。TDCS 法は線減弱係数をもとに、各画素における散乱のビルドアップ係数を計算し散乱補正を行う方法である。TCT を装備した SPECT 装置では、吸収補正と TDCS 法による散乱補正を同時に行える。TDCS 法と OSEM アルゴリズムを組み合わせた画像再構成により、定量性が高くなかつ統計雑音の強調が少ない脳血流 SPECT や心筋血流 SPECT 像が得られている^{17,18)}。複数エネルギーウィンドウを用いるサブトラクション法や TDCS 法などの散乱補正法は、いずれも(1)式の c_{ij} を通じて散乱補正を行うものでない。ここでは、複数エネルギーウィンドウを用いたサブトラクション法により散乱成分を求め、画像再構成に ML-EM アルゴリズムを利用し散乱・吸収補正後の再構成像を得る方法を紹介する。

Dual energy window や triple energy window 法により推定した散乱成分を、ML-EM アルゴリズムに組み込んで画像再構成を行うには2種類の方法が可能である。その一つは、サブウィンドウの投影データから推定したメインウィンドウの投影データ p_i に含まれる散乱成分 s_i を、 p_i から減算処理し $(p_i - s_i)$ を条件付き期待値を計算する際の投影データとして(1)式の分子に代入するものである (SC(T) と略)。

$$\lambda_j^{k+1} = \frac{\lambda_j^k}{\sum_{i=1}^n c_{ij}} \cdot \sum_{i=1}^n \frac{c_{ij}(p_i - s_i)}{\sum_{m=1}^n c_{im} \lambda_m^k} \quad (2)$$

他の散乱補正は、メインウィンドウの投影データとサブウィンドウの投影データの間で減算処理を行わず、散乱成分 s_i を(1)式の分母に加

える方法である¹⁹⁾ (SC(E) と略)。

$$\lambda_j^{k+1} = \frac{\lambda_j^k}{\sum_{i=1}^n c_{ij}} \cdot \sum_{i=1}^n \frac{c_{ij} \hat{p}_i}{\sum_{m=1}^n c_{im} \lambda_m^k + s_i} \quad (3)$$

(3) 式の分母 $\sum_{m=1}^n c_{im} \lambda_m^k$ は k 回目の逐次近似による画像から計算した i 番目の投影を表し、これに s_i が加えられるので λ_j^{k+1} は散乱補正後の画像が得られる。(3) 式は、もともと、PET において偶発同時計数を補正するのに使われた式で、測定された投影データに何らかのオフセットをもっている場合これを取り除くのに利用できる²⁾。SPECT の投影データは散乱を受けないものと散乱を受けたものから構成されるので、後者をオフセットとする。

7. データ収集

Picker 製 3 検出器 SPECT (Prism 3000 XP) により TCT 線源に 740 MBq の ^{99m}Tc 線源を用いた、 ^{99m}Tc -transmission/ ^{201}Tl -emission の同時 SPECT をファントムおよび被験者に施行した。収集条件は心臓検査用ファンビームコリメータを使用し、 ^{201}Tl のメインウィンドウを 73keV を中心にウィンドウ幅 30 % (62keV ~ 84keV)、サブウィンドウをメインウィンドウの上下 1 FWHM (140keV 光子に対するエネルギー分解能の半値幅 (FWHM) は 11 %) の位置にそれぞれ、54.5keV を中心にウィンドウ幅 7.3 % (52.5keV ~ 56.5keV)、91.0keV を中心にウィンドウ幅 4 % (89.2keV ~ 92.8 keV) と設定した¹⁹⁾。投影データのサンプリング数は 64、検出器面上の 1 画素の幅は 7.12 mm、角度方向のサンプリングは各検出器が 120 度回転し 3 検出器全体で 360 度をカバーする、近接楕円軌道の 20 分間連続回転である。TCT は 140keV を中心にウィンドウ幅 15 % (126keV ~ 154keV) の条件により収集した。サブウィンドウの投影データから、メインウィンドウの投影データに含まれる散乱成分を台形

近似により求めた。

8. ファントム実験

基礎的なファントムとして、図 5 の各ファントムを使用した。ファントム (a) は内容器の直径 5.5cm のアクリル製円筒の部分に水を満たし、直径 18cm、高さ 8 cm のアクリル製円筒に 27kBq/ml の ^{201}Tl 水溶液を満たしたものである。別に施行したファントム実験より、回転半径 20cm のときの回転中心における FWHM は 14mm であった。それ故、散乱補正が正しく行われれば、直径 5.5cm のコールド部分の計数値は零に近くなると予想されファントム (a) はこの検証に使用した。図 6 は再構成像のプロフィール曲線を示す。ここで、AC+SC- は散乱補正なしの吸収補正あり、AC+SC(T) は (2) 式による散乱および吸収補正あり、AC+SC(E) は (3) 式による散乱および吸収補正ありを示す。以下の式によるコントラストは散乱補正なし 80 %、いずれの散乱補正をした場合も 98 % であった。T と B はそれぞれコールド部分とホット部分の平均計数密度

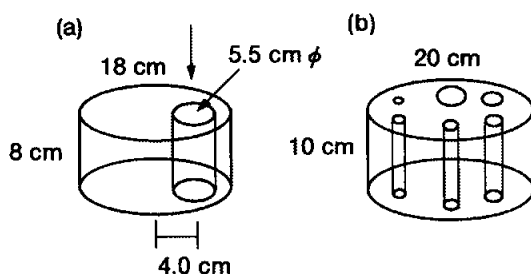


Fig.5 Phantom (a) contains a "water cylinder" insert (diameter, 5.5 cm and height, 8 cm) positioned 4.0 cm from the center of the 18 x 10 cm cylinder that is filled with homogeneous solution of ^{201}Tl (27 kBq ml⁻¹). This phantom is used to evaluate the image contrast of cold region. Phantom (b) contains 6 cold inserts (1.0, 1.3, 1.6, 2.0, 2.5 and 3.2 cm in diameter) within the 20 x 10 cm cylinder that is filled with homogeneous solution of ^{201}Tl (27 kBq ml⁻¹).

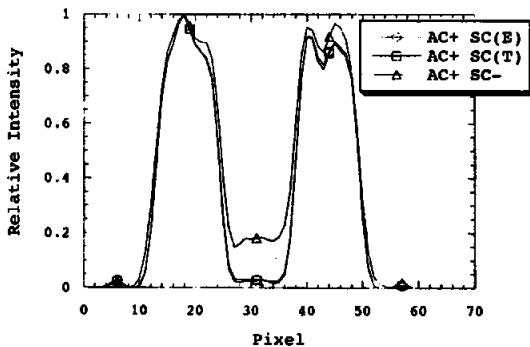


Fig. 6 Count profiles along the line in phantom (a) in Fig. 5 reconstructed with OSEM algorithm⁸⁾. AC+ SC(E): reconstructed with Eq.3; AC+ SC(T): reconstructed with Eq.2; AC+ SC-: reconstructed with attenuation correction but no scatter correction.

である。

$$Co = (1 - \frac{T}{B}) \times 100 \quad (5)$$

ファントム (b) は内部にそれぞれ直径 1、1.3、1.6、2.0、2.5、3.2cm のアクリル製円柱 (コールド) を含む、直径 20cm、高さ 10cm のアクリル製円筒に 27kBq/ml の ^{201}Tl 水溶液を満たしたものである。この再構成像の各コールド部分に直径 1 cm の円形 ROI を設定し、平均計数密度 T を求めた。画像の中央にバックグラウンドとして直径 3 cm の円形 ROI を設定し、その平均計数密度 B から (5) 式のコントラストを計算した。また、6 個のアクリル円柱のコントラストの平均を求め、散乱補正をしない場合とした場合の値を比較した。6 個のコールド円柱のコントラストの平均は散乱補正なし $51.6\% \pm 22.0\%$ 、(2) 式による散乱補正あり $66.4\% \pm 25.2\%$ 、(3) 式による散乱補正あり $65.7\% \pm 24.7\%$ であった。

直径 18cm、高さ 21cm のポリエチレン製試験ビンに 82kBq/ml の ^{201}Tl 水溶液を満たした円柱プールファントムにより、散乱、吸収補正

に伴う統計雑音を定量的に評価した。円柱プールファントムの再構成像に半径 $R = 8$ cm の円形 ROI を設定し、その内部を 3 つの同心円 (半径 r) に分けた。円柱の内側 ($0 \leq r < 0.33R$)、中間 ($0.33R \leq r < 0.66R$)、外側 ($0.66R \leq r \leq R$) について、それぞれの平均計数密度と標準偏差の比で表した、root mean square uncertainty (%RMSU)²⁰⁾ を計算し統計雑音の指標とした。

$$\%RMSU = \frac{100\sigma(\bar{\rho})}{\bar{\rho}} \quad (4)$$

ここで、 $\bar{\rho}$ は ROI 内の平均計数密度、 $\sigma(\bar{\rho})$ は計数密度の標準偏差である。図 7 は円柱プールファントムの内側 (Inner)、中間 (Medium)、外側 (Outer) における %RMSU を示す。吸収補正をしない場合とした場合において、%RMSU の差は認められなかった。一方、散乱補正をしない場合に比較し、散乱補正をした場合には %RMSU が増加し、SC(T) と SC(E) の比較では後者の %RMSU の方が前者の %RMSU よりも小さかった。今後、分解能補

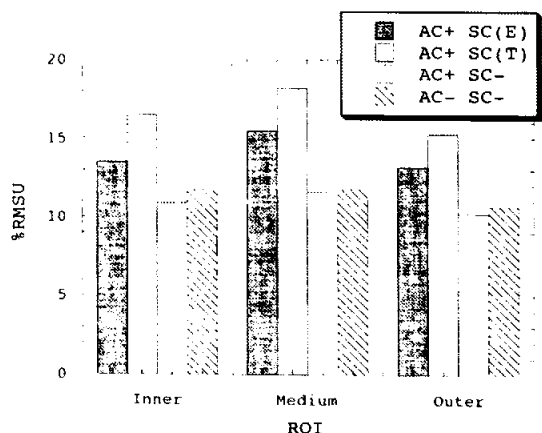


Fig. 7 Statistical noise measured by root mean square uncertainty (%RMSU) for the cylindrical pool phantom (18 x 21 cm)⁸⁾. AC- SC-: reconstructed without scatter and attenuation correction; AC+ SC(E) and others, see the notes in Fig. 6.

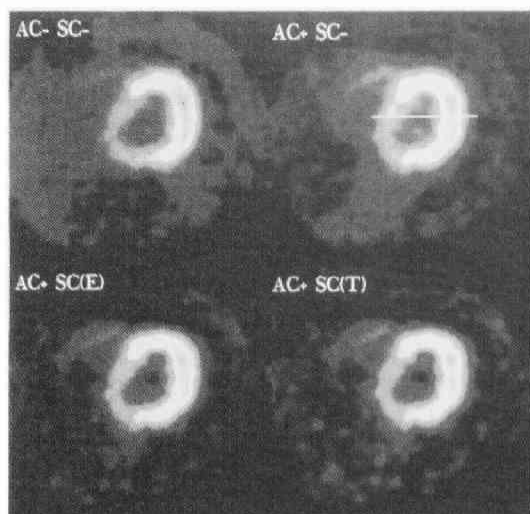
正を ML-EM アルゴリズムに組み込んでいくには、雑音を抑制する SC(E) 法が有利である。

9. OSEM アルゴリズムの定量性

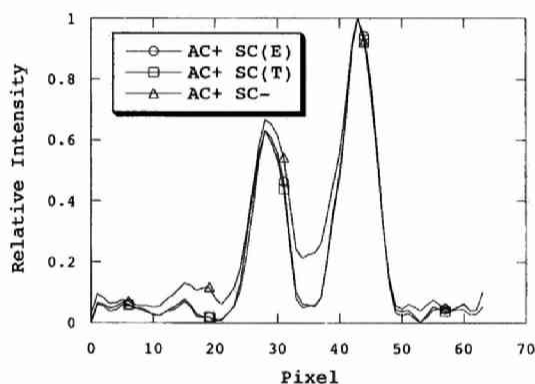
SC(E) 法による放射能濃度測定の定量性を直径 5.5cm、高さ 10cm の小円柱に 179kBq/ml の ^{201}Tl 水溶液を満たし外容器の直径 20cm、高さ 10cm の円柱には 44.7kBq/ml の ^{201}Tl 水溶液を満たしたファントム（濃度比 4 : 1；小円柱と外容器の円柱の中心間距離は 2.5cm）を用い検討した。これを $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 線源による TCT($^{99\text{m}}\text{Tc}$)/ECT(^{201}Tl) の同時データ収集を行った。吸収補正と散乱補正の両方を行った場合、濃度測定の相対誤差は 6.0 %、濃度比は 3.86 : 1 であった。吸収補正のみで散乱補正を行わない場合、濃度測定の相対誤差は 11.8 %、濃度比は 2.86 : 1 であった。別に直径 5.5cm、高さ 8 cm の小円柱に 179kBq/ml の ^{201}Tl 水溶液を満たし外容器の直径 18cm、高さ 8 cm の円柱には 44.7kBq/ml の ^{201}Tl 水溶液を満たしたファントム（濃度比 4 : 1）についても放射能濃度を測定した（小円柱と外容器の円柱の中心間距離は 4.0cm で図 5 (a) と同じもの）。吸収補正と散乱補正の両方を行った場合、濃度測定の相対誤差は 4.0 %、濃度比は 4.15 : 1 であった。吸収補正のみで散乱補正を行わない場合、濃度測定の相対誤差は 13.6 %、濃度比は 3.62 : 1 であった⁹⁾。

10. 臨床例

心疾患を疑われた被験者に TCT を用いた ^{201}Tl 心筋血流 SPECT 検査を施行した。安静時に ^{201}Tl 111 MBq を静注し、前述のデータ収集を行った。症例（66 歳男性）は慢性腎不全、高血圧症で心電図において陰性 T 波および ST 低下が認められ、FBP 法の短軸像において後中隔に僅かな低灌流域が認められた。図 8 (a) は OSEM アルゴリズムによる再構成



(a)



(b)

Fig.8 ^{201}Tl myocardial perfusion images reconstructed with OSEM algorithm⁸⁾. AC+ SC(E) and others, see the notes in Fig.6.

像、(b) はそのプロフィール曲線を示す。ここで、AC- SC- は散乱および吸収補正なしの画像を表し、他の略記号は図 6 と同様である。いずれも散乱補正をした場合にコントラストの向上が認められた。

11. 分解能補正

これまで画素 j から発生した光子は、画素 j に垂直な検出器にのみ入射するとした。実際には、コリメータの開口の影響により、図 9 のように光子は検出器 i だけでなく他の検出

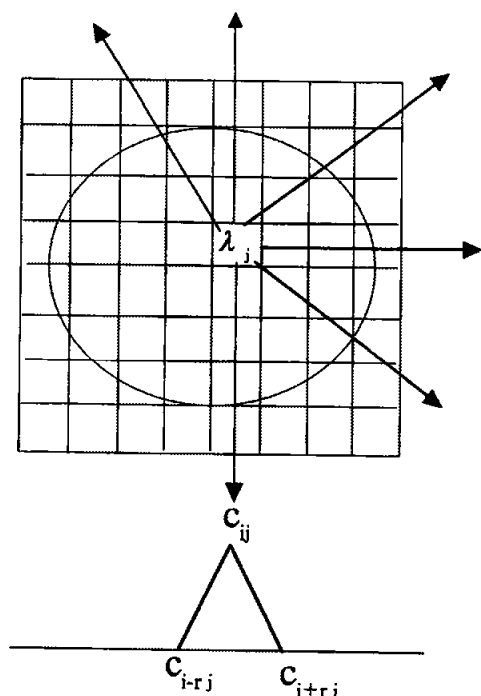


Fig.9 Schematic representation of projections affected by geometric point response of collimator.

器 $i-r, \dots, i-1, i, i+1, \dots, i+r$ にもある比率で入射していく。線広がり関数を測定しその FWHM を求めれば、光子が入射する検出器の範囲 $i-r \sim i+r$ がわかる。検出器に近い線源の位置ほど分解能が高いので r の範囲は狭く、検出器から離れる線源の位置ほど r の範囲が広くなる。分解能補正を行うには、深さ方向に例えば 5 点の線広がり関数を測定し、再構成像が 64×64 マトリクスの画像の場合ではそれを 64 点に補間し検出器に平行な各画素毎の線広がり関数を作成する。これより c_{ij} の確率計算において、画素 j から発生する光子を検出器 i だけでなく $i-r \sim i+r$ の検出器にも割り振り (1) 式を実行する。その結果、観測データがぼけていることが計算においても考慮されるので再構成像の分解能が補正される⁵⁾。

11. おわりに

ML-EM アルゴリズムは再構成像の画素数と投影データ数の間にある数学的関係が満たされれば、逐次近似を繰り返す毎に再構成像から計算した投影の尤度を増加することが保証されている。しかし、実際の投影データは統計雑音を含む不適切なデータであるため、必ずしもそのようにはいかず逐次近似の回数を何回にするかの一般的な規則はない。本稿では述べなかったが、ML-EM アルゴリズムの融通性の一つとして、再構成する画像についての事前知識を先験的確率として式中に組み込むことができる。これにより、画像に滑らかさを与えたり、画像の境界部分のエッジ（例えば、脳の白質と灰白質の境界）を保持したりすることが可能である。ただ、これら事前知識の与え方については試行錯誤的であり、一般的な理論としては確立していない。これら 2 つに関しては未解決であるが、ML-EM アルゴリズムはファントム実験や臨床検査に容易に応用できる状況になっており、この方面の散乱、分解能、吸収補正に関する基礎的なデータの蓄積が望まれる。そうすれば、ML-EM アルゴリズムの有用性と適用範囲について、より明確になってくると思われる。

文献

- 1) Shepp LA and Vardi Y: Maximum likelihood reconstruction for emission tomography. IEEE Trans Med Imag MI-1:113-122,1982
- 2) Lange K and Carson R: EM reconstruction algorithms for emission and transmission tomography. J Comput Assit Tomogr 8: 306-316,1984
- 3) Tung CH, Gullberg GT, Zeng GL, et al.: Non-uniform attenuation correction using simultaneous transmission and emission converging tomography. IEEE Trans Nucl

- Sci 39:1134–1143,1992
- 4) Zeng GL, Hsieh YL and Gullberg GT: A rotating and warping projector/backprojector for fan-beam and cone-beam iterative algorithm. IEEE Trans Nucl Sci 41: 2807–2811,1994
 - 5) Zeng GL, Gullberg GT, Bai C, et al.: Iterative reconstruction of fluorine-18 SPECT using geometric point response correction. J Nucl Med 39:124–130,1998
 - 6) Pretorius PH, King MA, Pan TS, et al.: Reducing the influence of the partial volume effect on SPECT activity quantitation with 3D modelling of spatial resolution in iterative reconstruction. Phys Med Biol 43:407–420,1998
 - 7) Hudson HM and Larkin RS: Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. IEEE Trans Med Imag MI–13:601–609,1994
 - 8) 松岡 伸、篠原広行、山本智朗、他：OS-EM アルゴリズムによる ^{201}Tl 心筋血流 SPECT の散乱・吸収補正. 日本医学放射線学会雑誌 58:751–757,1998
 - 9) Matsuoka S, Shinohara H, Yamamoto T, et al.: Combined scatter and attenuation correction for Tl-201 myocardial perfusion SPECT using OSEM algorithm. J Nucl Med 40:299,1999 (Abstract)
 - 10) 篠原広行：吸収補正. 西村恒彦編：SPECT 機能画像 定量化の基礎と臨床、37–44、1998、メジカルビュー社、東京
 - 11) 篠原広行、國安芳夫、橋本雄幸、他：画像再構成法 ML-EM アルゴリズムの概要と意義. 映像情報 MEDICAL 30:1118–1124, 1998
 - 12) 北村圭司、田中和己、左藤友彦、他：PET における新しい画像再構成法. 島津評論 55:199–204,1998
 - 13) Jaszczak RJ, Greer KL, Floyd CE, et al.: Improved SPECT quantitation using compensation for scattered photons. J Nucl Med 25:893–900,1984
 - 14) Ogawa K, Harata Y, Ichihara T, et al.: A practical method for position-dependent Compton-scatter correction in single photon emission CT. IEEE Trans Med Imag MI–10:408–412,1991
 - 15) King MA, Hademons GJ and Glick SJ: A dual-photopeak window method for scatter correction. J Nucl Med 33:605–612,1992
 - 16) Meikle SR, Hutton BF and Bailey DL: A transmission-dependent method for scatter correction in SPECT. J Nucl Med 35: 360–367,1994
 - 17) Narita Y, Eberl S, Iida H, et al.: Monte Carlo and experimental evaluation of accuracy and noise properties of two scatter correction methods for SPECT. Phys Med Biol 41:2481–2496,1996
 - 18) Iida H, Narita Y, Kado H, et al.: Effects of scatter and attenuation correction on quantitative assessment of regional cerebral blood flow with SPECT. J Nucl Med 39: 181–189,1998
 - 19) Maniawski PJ and Miller S: Evaluation of split energy window scatter correction methods with a transmission-emission SPECT system (STEP). Ann Nucl Med Suppl 10:62,1996 (Abstract)
 - 20) Gullberg GT and Budinger TF: The use of filtering methods to compensate for constant attenuation in single-photon emission computed tomography. IEEE Trans Biomed Eng BME–28:142–157,1981

APplication of ML-EM Algorithm in Nuclear Medicine

Hiroyuki Shinohara¹⁾, Tomoaki Yamamoto²⁾, Yasuo Niio²⁾, Yoshio Kuniyasu¹⁾,
Takaki Hayashi¹⁾, Masao Obuchi¹⁾, Kenji Takizawa¹⁾, Minoru Honda¹⁾,
Hideharu Sugimoto¹⁾, Munehiro Takahashi³⁾ and Takashi Yokoi³⁾

¹⁾*Department of Radiology, Showa University Fujigaoka Hospital*

²⁾*Department of Central Radiation, Showa University Fujigaoka Hospital*

³⁾*Department of Medical System, Shimadzu Corporation*

Research Code No.: 208.2

Key words : ML-EM algorithm, OSEN algorithm, ²⁰¹Tl myocardial perfusion SPECT

We investigated combined scatter and attenuation correction with maximum likelihood expectation maximization (ML-EM) algorithm for projections obtained with simultaneous transmission (^{99m}Tc) and emission (²⁰¹Tl) data acquisition in ²⁰¹Tl SPECT. An energy window 15% in width centered at 140 keV was used for ^{99m}Tc transmission photons. Measured linear attenuation coefficient was included in probability factor, c_{ij} , of ML-EM algorithm. Emission data acquisition was performed with three energy windows: a 30% photopeak energy window set symmetrically over 73-keV peak of ²⁰¹Tl and a 7.3% energy window set over 54.5-keV peak and a 4.4% energy window set over 91.0-keV peak. Latter two scatter windows were placed one full width half maximum (FWHM) below and above the photopeak centerline. The scatter fraction in the primary peak was estimated using trapezoid approximation and scatter was compensated intrinsically within ML-EM algorithm. Ordered subsets expectation maximization (OSEM) algorithm was used to accelerate ML-EM algorithm. ²⁰¹Tl myocardial perfusion images and quantitative accuracy for activity concentration in uniform attenuating medium was reported.

Received and accepted Jun. 30, 1999