

### SPECTの開口補正のための逐次近似型画像再構成法の比較(核医学)

春多, 伸洋 / OGAWA, Koichi / Haruta, Nobuhiro / 尾川, 浩一

(出版者 / Publisher)

電子情報通信学会情報・システムソサイエティ

(雑誌名 / Journal or Publication Title)

電子情報通信学会論文誌. D-II, 情報・システム, II-パターン処理 / 電子情報通信学会論文誌. D-II, 情報・システム, II-パターン処理

(号 / Number)

1

(開始ページ / Start Page)

52

(終了ページ / End Page)

61

(発行年 / Year)

2004-01-01

## SPECT の開口補正のための逐次近似型画像再構成法の比較

春多 伸洋<sup>†</sup> 尾川 浩一<sup>†</sup>

## Evaluation of Iterative Methods for Aperture Correction in SPECT

Nobuhiro HARUTA<sup>†</sup> and Koichi OGAWA<sup>†</sup>

あらまし 本論文では SPECT (Single Photon Emission CT) のデータを収集する際に用いるコリメータに起因する、再構成画像上のぼけを除去する逐次近似型の開口補正法について、その性能を数値ファントムを用いたシミュレーションから比較した。この比較では開口角の大きさ、検出器の回転半径、ポアソンノイズの量をパラメータにして、七つの逐次近似型補正法で得られる画像を数値的基準並びに視覚的観点から評価した。その結果、雑音特性などを考慮した統計的再構成法に組み込んだ開口補正が総合的に優れているということが明らかになった。

キーワード SPECT, コリメータ, 開口補正, 逐次近似型画像再構成, 画像処理

## 1. ま え が き

SPECT (Single Photon Emission CT) では単光子放出核種を用いて体内の臓器の機能状態を映像化するため、データ収集においては  $\gamma$  線の飛来してきた方向を特定するコリメータ [1], [2] が必要となる。一般に臨床で用いられている平行多孔型コリメータの具体的なスペックについて簡単に述べると以下のようなものである。<sup>99m</sup>Tc などの核種を対象とする鉛製の低エネルギーコリメータでは、孔の直径が 2~3 mm 程度、隔壁の厚さは 0.3 mm 程度、孔数が数万個、コリメータ厚 3~4 cm となっており、用途に応じて高分解能型、汎用型、高感度型として設計されている。このようなコリメータの基本構造は、厚さ数 cm の鉛板に開けられた有限の大きさをもつ多数の孔なので、次のような問題が発生する。すなわち、コリメータの一つひとつの孔はその孔の前方の、孔と同一の直径をもつ細長い円柱の空間から検出器に向かって入射する光子のみを通過させているのではなく、図 1 に示すように、その孔の中心を頂点とするような  $\pm$  数度の頂角  $\phi$  を有する円錐形の領域からの光子が検出器に入射することになる。この入射角は穴の直径  $d$  とその長さ  $L$  によって決定することになり、一般に高感度型のコリメータは孔径が

大きいので入射角が大きくなる。そして、このような開口角が存在するために、コリメータの表面近くでは高い空間分解能の  $\gamma$  線源の分布が映像化できるが、コリメータと線源間の距離が離れば離れるほど空間分解能が大きく低下する。

一方、SPECT では、人体の周りで様々な方向からの投影データ ( $\gamma$  線のカウント) を収集し、これを用いて画像の再構成が行われる。このため、SPECT 画像の中心部と辺縁部ではぼけの形状が異なる shift-variant なぼけが発生する。このようなコリメータの空間分解能の低下を補正する方法として、位置に依存しないぼけ除去フィルタを利用するもの [3], 位置に依存した補正を達成できるフーリエ領域での補正法 [4]~[6], 逐次近似的な補正法 [7]~[10] などが提案されてきた。このうち、周波数空間での補正法は雑音の耐性が低いためにあまり用いられてはならず、臨床の現場では逐次的手法が選択されることが多い。本研究では逐次的な

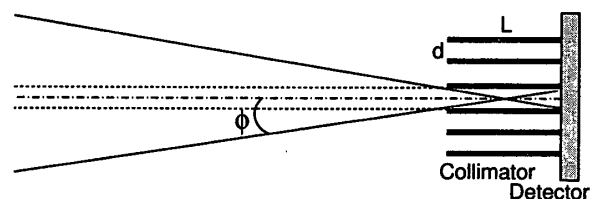


図 1 コリメータの開口と  $\gamma$  線が入射可能な領域  
Fig. 1 Collimator aperture.

<sup>†</sup> 法政大学大学院工学研究科, 小金井市  
Graduate School of Engineering, Hosei University, 3-7-2  
Kajinocho, Koganei-shi, 184-8584 Japan

論文/SPECTの開口補正のための逐次近似型画像再構成法の比較

開口補正法を対象に、補正効果を同一のファントムを用いて比較した。なお、開口補正の効果を明確にするために、 $\gamma$ 線の吸収はなく、また散乱線も発生しないものとした。また、ここでは2次元の再構成に関して検討を行った。

2. コリメータのモデル

本研究では開口の影響を以下のようにモデル化した。まず、図2(a)のように無限小の壁厚を有するコリメータを想定し、bin、すなわち、検出器における投影データのサンプル幅を1とした。そして、開口角 $\pm\phi$ の領域が画像を構成する画素と交わる場合に、それらの画素が投影データに寄与するものとした。このように考えると、開口角が $0^\circ$ の場合、すなわち、理想的なコリメータを用いて投影データを収集する場合は、幅1の帯状領域と画像が交差する領域のみのデータが考慮されることになる。次に、各画素が投影データにどのような割合で寄与するかについては、図2(b)に示したように、正規分布(標準偏差 $\sigma$ )の $\pm 2\sigma$ の領域を開口の張る角度領域と一致させ、各々の画素の位置での正規分布の面積を重みとするものとした。すなわち、図2(a)で、注目する中央の画素の中心点からコリメータ表面(正確にはコリメータ厚の1/2)までの距離を $r$ とすると、当該画素の位置での経路の幅 $l$ と $4\sigma$ を一致させるものとした。

図2(b)は三つの画素が投影データの一つのサンプルに寄与する場合の例である。ここでは、それぞれの画素の画素値を $\lambda_{j-1}$ ,  $\lambda_j$ ,  $\lambda_{j+1}$ とし、それぞれの画素の位置での正規分布の面積をそれぞれ、 $S_1$ ,  $S_0$ ,  $S_1$ として

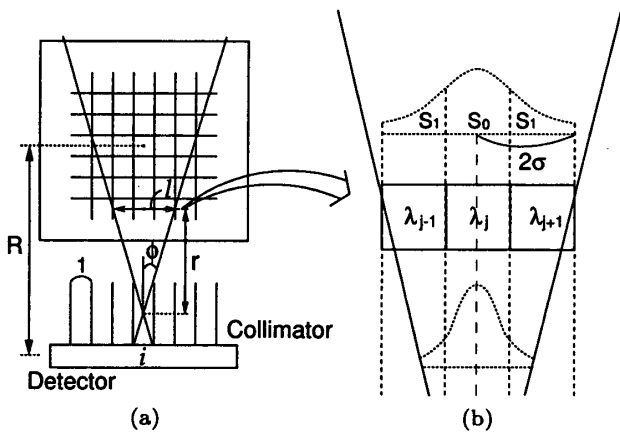


図2 開口関数のモデル  
Fig. 2 Model of an aperture function.

$$\frac{1}{S_1 + S_0 + S_1} (S_1 \lambda_{j-1} + S_0 \lambda_j + S_1 \lambda_{j+1}) \quad (1)$$

を  $i$  番目の bin の投影データに足し合わせ、開口の影響を受けた投影データとした。

3. 開口補正法

本研究で用いた画像再構成法は以下の8種類である。ここで、ART, SIRT, ML-EM, MAP-EM, OS-EM, FBP は、それぞれ algebraic reconstruction technique, simultaneous iterative reconstruction technique, maximum likelihood-expectation maximization, maximum a posteriori-expectation maximization, ordered subsets-expectation maximization, filtered-backprojection の略であり、【・】は5.の結果で表示した略称である。

- (1) 加法的 ART [11], [12] 【AART】
- (2) 乗法的 ART [11], [12] 【MART】
- (3) 加法的 SIRT [13] 【ASIRT】
- (4) 乗法的 SIRT [13] 【MSIRT】
- (5) ML-EM 法 [14], [15] 【ML-EM】
- (6) MAP-EM 法 [16] 【MAP-EM】
- (7) OS-EM 法 [17] 【OS-EM】
- (8) FBP 法 [18] 【FBP】

以下に本研究で扱った(1)~(7)の逐次近似的手法の再推定式をまとめて示す。(8)のFBP法は補正を行わない場合の再構成画像の画質を比較して示すために用いた。

- (1) AART (Additive ART)

$$\lambda_j^{new} = \max \left\{ \lambda_j^{old} + \frac{\sum_{k=1}^K (P_{\theta k} - R_{\theta k}^{old}) \times c_{\theta k j}}{\sum_{j=1}^J c_{\theta k j}}, 0 \right\} \quad (2)$$

- (2) MART (Multiplicative ART)

$$\lambda_j^{new} = \lambda_j^{old} \times \sum_{k=1}^K \left\{ \frac{P_{\theta k}}{R_{\theta k}^{old}} \times c_{\theta k j} \right\} \quad (3)$$

- (3) ASIRT (Additive SIRT)

$$\lambda_j^{new} = \max \left\{ \lambda_j^{old} + \frac{\sum_{i=1}^I (P_i - R_i^{old}) \times c_{ij}}{\sum_{j=1}^J c_{ij}}, 0 \right\} \quad (4)$$

(4) MSIRT (Multiplicative SIRT)

$$\lambda_j^{new} = \lambda_j^{old} \times \frac{\sum_{i=1}^I \frac{P_i c_{ij}}{J}}{\sum_{i=1}^I \frac{R_i^{old} c_{ij}}{J}} \quad (5)$$

(5) ML-EM

$$\lambda_j^{new} = \frac{\lambda_j^{old}}{\sum_{i \in J_j} c_{ij}} \sum_{i \in J_j} \frac{c_{ij} P_i}{R_i^{old}} \quad (6)$$

(6) MAP-EM

$$\lambda_j^{new} = \frac{\lambda_j^{old}}{\sum_{i \in J_j} c_{ij} + \frac{1}{\beta} \frac{\partial U(\lambda^{old})}{\partial \lambda_j}} \sum_{i \in J_j} \frac{c_{ij} P_i}{R_i^{old}} \quad (7)$$

(7) OS-EM

$$\lambda_j^{new} = \frac{\lambda_j^{old}}{\sum_{i \in S_m} c_{ij}} \sum_{i \in S_m} \frac{c_{ij} P_i}{R_i^{old}} \quad (8)$$

表 1 に記号の定義を示す。

ここで、 $R_i^{old}$  は前回の計算より求めた計算投影データとし、以下の式より求める。

$$R_i^{old} = \sum_{j=1}^J c_{ij} \lambda_j^{old} = \sum_{j \in I_i} c_{ij} \lambda_j^{old} \quad (9)$$

また、 $\theta$  は投影角とし、 $P_{\theta k}$ ,  $R_{\theta k}$ ,  $c_{\theta k j}$  などは、 $P_{\theta k}$ :  $\theta^\circ$  における  $k$  番目の投影データ

表 1 記号の定義  
Table 1 Notations.

$M$	投影方向数
$k$	一つの投影方向での検出器の index ( $k = 1 \sim K$ )
$K$	一つの投影方向での検出器の数
$i$	検出器の index ( $i = 1 \sim I$ )
$I$	全検出器の数 ( $I = M \times M$ )
$j$	画素の index ( $j = 1 \sim J$ )
$J$	全画素数
$\lambda_j$	$j$ 番目の画素の画素値
$N$	画像の 1 辺の画素数 (画像サイズ $N \times N = J$ )
$P_i$	$i$ 番目の検出器の測定投影データ
$R_i$	$i$ 番目の検出器の計算投影データ
$c_{ij}$	$j$ 番目の画素から放出された $\gamma$ 線が $i$ 番目の検出器で検出される確率
$I_i$	$i$ 番目の投影経路にかかわる画素の集合
$J_j$	$j$ 番目の画素にかかわる投影経路の集合
$S_m$	$m$ 番目のサブセット
$U()$	エネルギー関数 (Gibbs 分布使用)
$\beta$	正規化における重み ( $\beta = 10$ 使用)

のように適宜対応させるものとする。また、(8) の FBP 法では Shepp & Logan フィルタを用いている。ここで示した逐次近似的手法は、すべて測定投影データと計算投影データを比較しながら画素の修正を行う構造になっている。それゆえ、開口の影響がある測定投影データを補正する場合には、計算投影データにおいて開口の影響を考慮することで開口の影響を補正できることになる。シミュレーションにおいては先に記述した正規分布の開口モデルを用いて測定投影データを作成しているので、再構成の際にも同じ開口モデルを使用して計算投影データを求めている。

## 4. シミュレーション

### 4.1 シミュレーション条件

原画像には  $128 \times 128$  画素の Shepp ファントム (図 3 左) を使用した。ここで 1 画素の大きさは  $2.5 \times 2.5$  mm とし、原画像の実際の大きさを  $32 \times 32$  cm と仮定した。また、投影数は  $0^\circ \sim 360^\circ$  において  $3^\circ$  間隔で 120 投影とした。画像再構成に関しては、逐次法の反復計算回数を最大 100 回とし、OS-EM 法に関しては最大 20 回とした。また、OS-EM 法のサブセット数は 15 とした。投影データの基本条件としては、検出器の回転半径  $R$  を 20 cm に固定して、開口角  $\phi$  は  $0^\circ$  と  $2^\circ$ 、ポアソンノイズについては存在しない場合と 3.2M カウントとし、これらの投影データを作成し、すべての手法で補正を行った。また、開口角の影響を見るために、基本条件における開口角のみを  $1^\circ$ ,  $3^\circ$  と変化させた投影データを作成し、これに対しても補正を

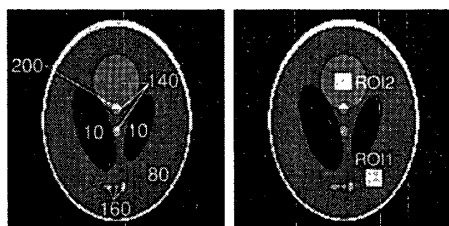


図 3 原画像と関心領域

Fig. 3 An original image and regions of interest.

行った。更に、検出器の回転半径の影響を見るために、上記の基本条件のうち、回転半径  $R$  だけを 16, 24, 28 cm に変化させた投影データを作成し、これも補正を行った。最後に、ポアソンノイズの影響を見るために、基本条件のまま収集カウントを 25.6 M, 800 k カウントに変化させた投影データを作成して補正を行った。なお、検出器の固有分解能に関しては、FWHM が 3.2 mm の正規分布を重畳積分することで影響を考慮している。補正の際にも計算投影データに対して同じように正規分布を重畳積分している。

#### 4.2 補正画像の評価

補正画像の評価は次の 4 種類の方法によった。第 1 は原画像との平均 2 乗誤差 (mean square error: MSE) による評価で、これは画像復元などにおいて一般に用いられている評価基準である。第 2 は再構成画像のプロファイルによる画素値の再現性の評価である。ここでは、再構成画像の中央部を縦方向に切断したプロファイルを用いる。第 3 は平坦部の関心領域 (図 3 右) (region of interest: ROI) における平均値と標準偏差によるものである。ここで、ROI 内の画素数は 100 とした。第 4 は視覚的な画質評価である。この場合、主観が入るが、前述した評価基準では表すことができないような部分を補うことができる。例えば、画像のシャープなエッジ部分がごくわずかなまっただけでも、MSE の値は大きく変化するが、人間が画質を評価する (あるいは医師が画像から診断を行う) 上では気にならない場合がしばしばある。また、ポアソンノイズが混入する場合、同一の MSE 値でも、画像としてみたときに大きく画質が異なる場合があるため視覚的评价は重要である。

## 5. 結 果

紙面のスペースの関係上、結果を網羅して示すことができない。そこで、基本条件における数値評価並びに画質評価、プロファイル評価のほかは、特徴をよ

く表す方法、または最も性能が高い手法のいくつかに限定して数値評価の結果のみを示す。すなわち、開口角と回転半径の影響に関しては、MART, OS-EM, ML-EM の 3 手法のみの結果を示し、雑音の影響に関しては OS-EM, ML-EM の 2 手法のみの結果を示す。なお、逐次近似的な補正法ではポアソンノイズなどがある場合には、反復修正を行う過程で MSE の値が発散することがあるため、以下に示した結果では、MSE の値が最小になる反復回数の画像を最終の補正画像と見なしている。

図 4~図 6 は基本条件におけるすべての再構成画像を示したものであり、表示は 0~200 の値の範囲となっている。図 4 は  $\phi = 0^\circ$  の開口の影響のない場合で、図 5 は  $\phi = 2^\circ$  の雑音がない場合である。また、図 6 は  $\phi = 2^\circ$  の 3.2 M カウントの場合である。図 7, 図 8 はそれぞれの再構成画像のプロファイルを示したものである。なお、3 本の線は理想状態、つまり  $\phi = 0^\circ$  のもの、 $\phi = 2^\circ$  で補正を行っていないものと、補正後のものである。図 9(a) はすべての補正法に対して MSE の値を比較したグラフであり、開口角  $\phi$  については  $0^\circ$  と  $2^\circ$ 、ポアソンノイズについては、存在しない場合と 3.2 M カウントの場合となっている。また、図 9(b) は、図 3 に示した ROI1 内の平均値と標準偏差を示している。同様に図 9(c) は ROI2 内の平均値と標準偏差を示している。図 10 は開口角の影響を  $\phi = 0^\circ, 1^\circ, 2^\circ, 3^\circ$  についてみたものであり、(a) が MSE, (b) が ROI1, (c) が ROI2 の平均と標準偏差を示している。ここで、比較を行っているのは MART, OS-EM, ML-EM の 3 手法である。図 11 は回転半径を  $R = 16, 20, 24, 28$  cm と変化させた場合であり、(a) が MSE, (b) と (c) がそれぞれ ROI1 と ROI2 の平均と標準偏差を示している。これについても、比較を行っているのは MART, OS-EM, ML-EM の 3 手法である。図 12 はポアソンノイズの影響を収集カウントを 25.6 M, 3.2 M, 800 k カウント及び雑音なしとしてみたものであり、(a) が MSE, (b) と (c) がそれぞれ ROI1 と ROI2 の平均と標準偏差を示している。ここでは OS-EM, ML-EM の 2 手法について比較を行っている。

## 6. 考 察

### 6.1 基本性能評価

補正画像の画質を図 4~図 6 から視覚的に評価する。図 4 は開口角が  $0^\circ$  の場合なので、逐次型画像再構

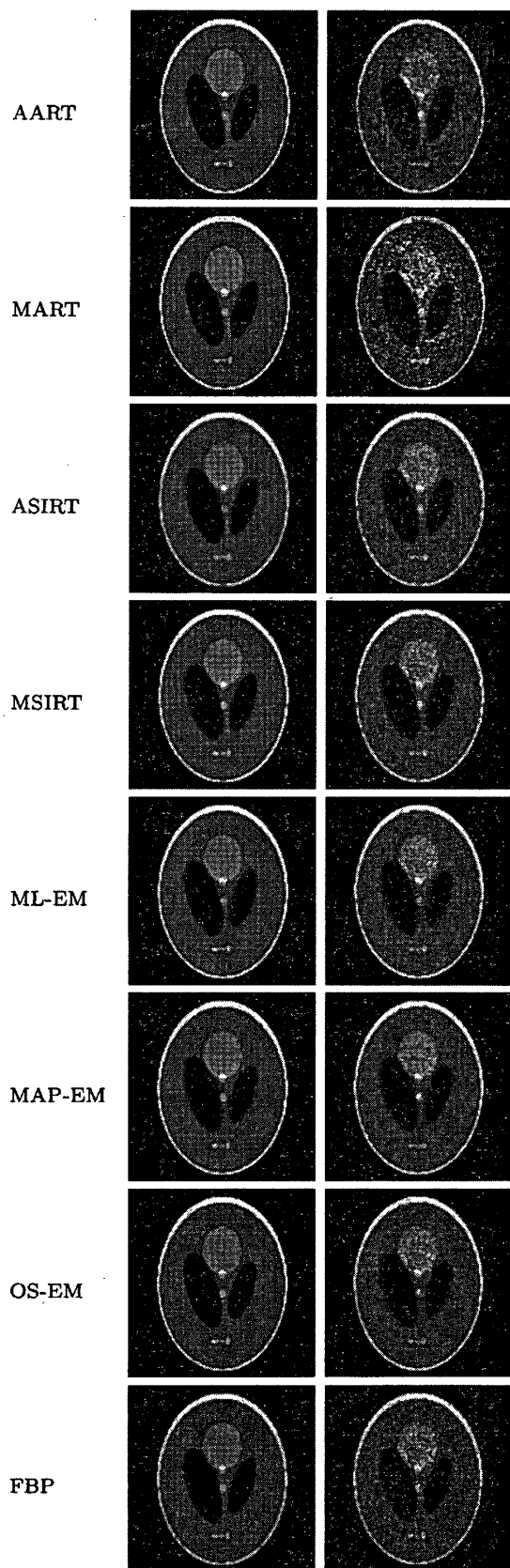


図4 再構成画像： $\phi = 0^\circ$ ,  $R = 20$  cm, (左) 雑音なし, (右) 3.2M カウント  
 Fig.4 Reconstructed images:  $\phi = 0^\circ$ ,  $R = 20$  cm, (left) noise free, (right) 3.2M counts.

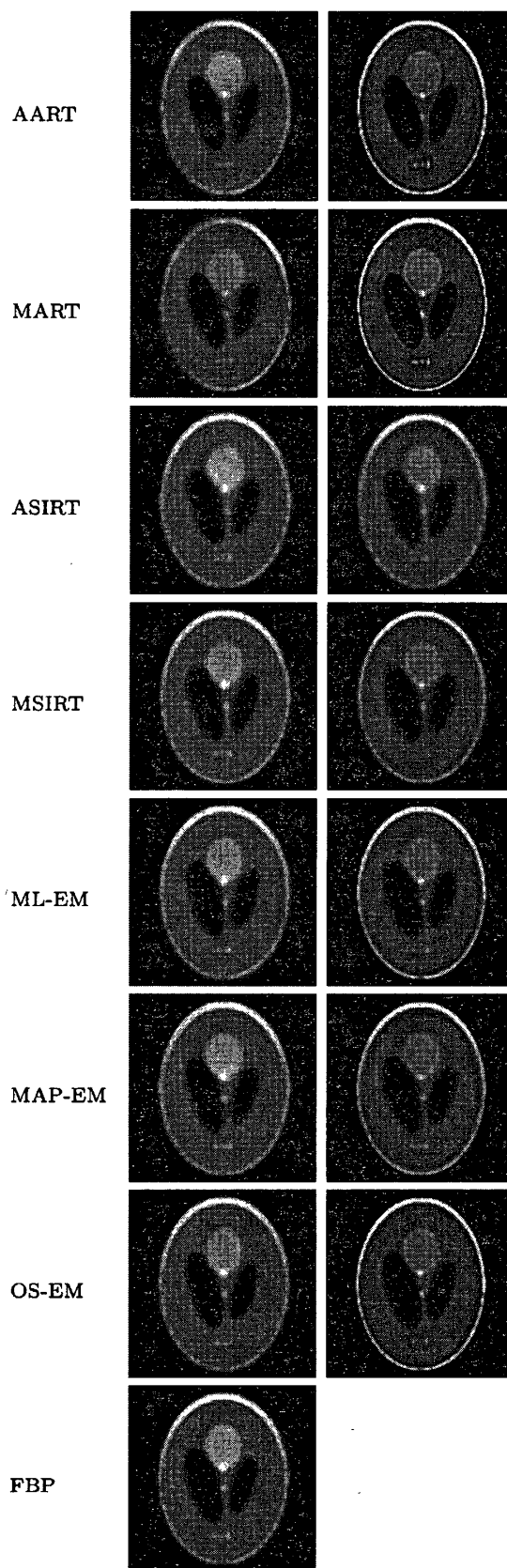


図5 再構成画像： $\phi = 2^\circ$ ,  $R = 20$  cm, 雑音なし, (左) 補正なし, (右) 補正あり  
 Fig.5 Reconstructed images:  $\phi = 2^\circ$ ,  $R = 20$  cm, noise free, (left) distorted, (right) corrected.

論文/SPECT の開口補正のための逐次近似型画像再構成法の比較

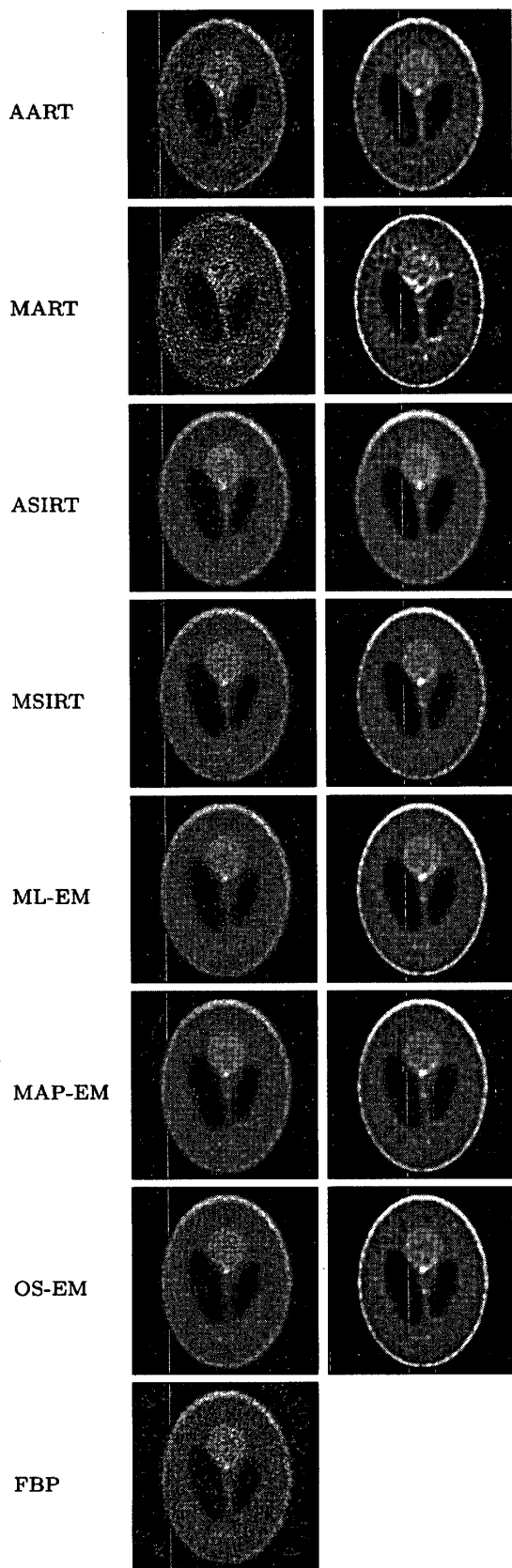


図 6 再構成画像： $\phi = 2^\circ$ ,  $R = 20$  cm, 3.2 M カウント, (左) 補正なし, (右) 補正あり  
 Fig. 6 Reconstructed images:  $\phi = 2^\circ$ ,  $R = 20$  cm, 3.2 M counts, (left) distorted, (right) corrected.

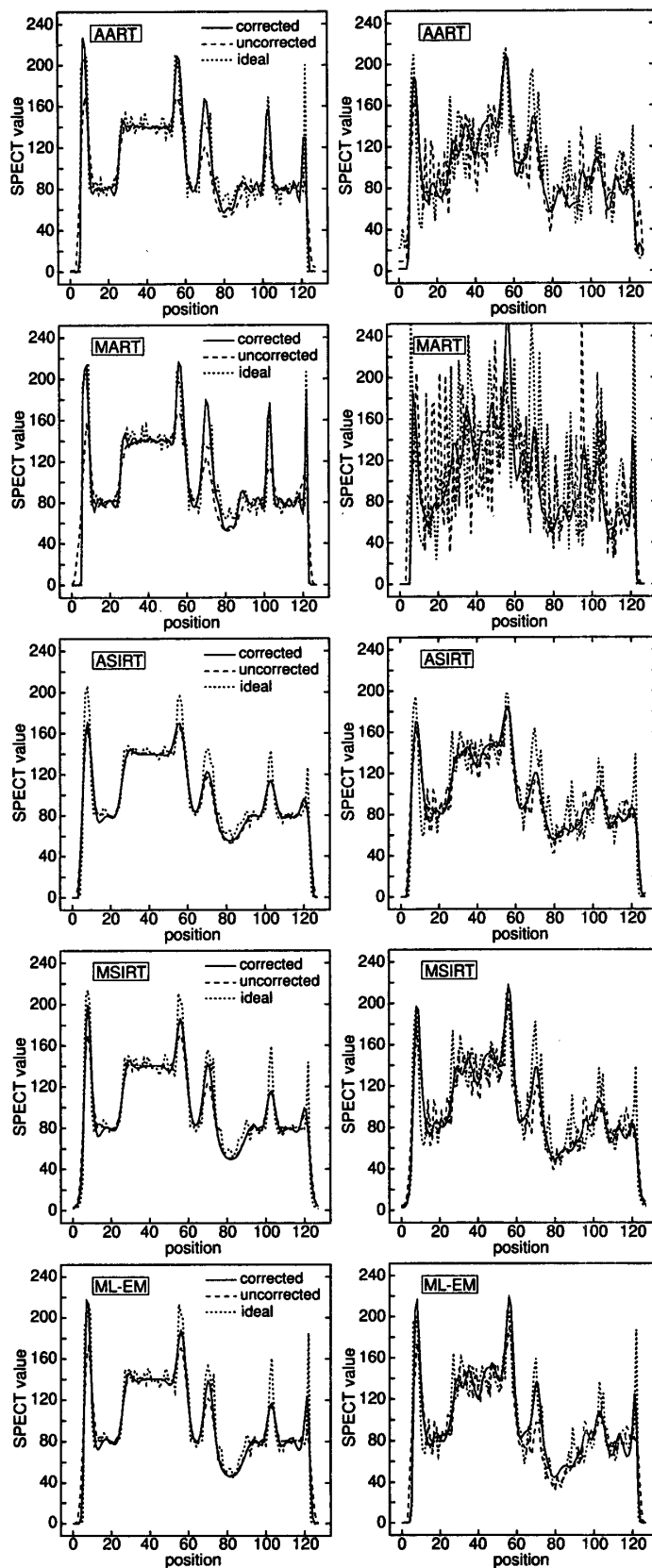


図 7 プロファイル： $\phi = 2^\circ$ ,  $R = 20$  cm, (左) 雑音なし, (右) 3.2 M カウント  
 Fig. 7 Profile:  $\phi = 2^\circ$ ,  $R = 20$  cm, (left) noise free, (right) 3.2 M counts.

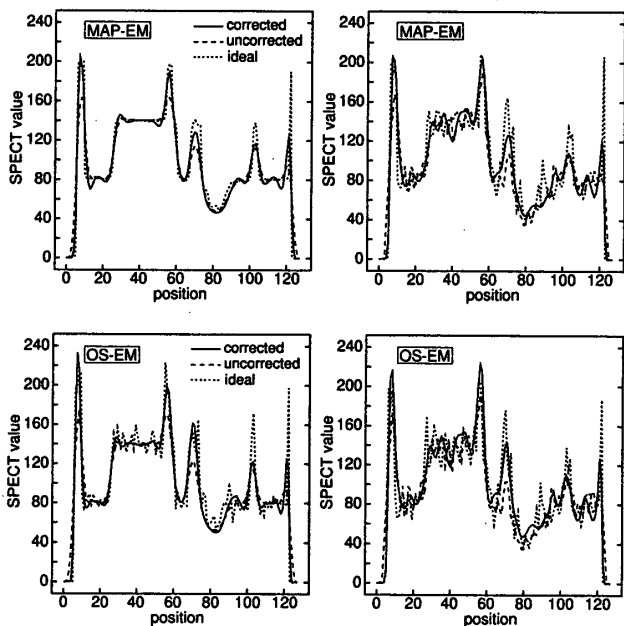
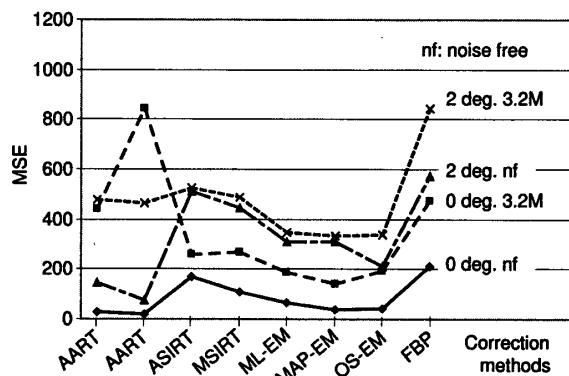
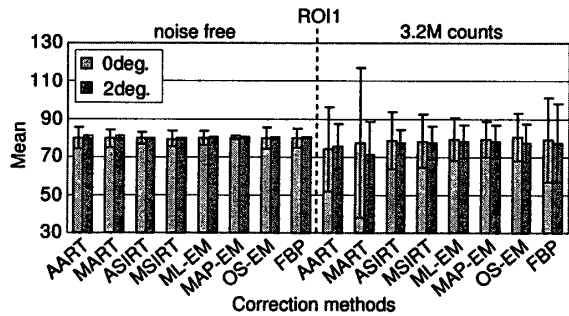


図 8 プロファイル:  $\phi = 2^\circ$ ,  $R = 20$  cm, (左) 雑音なし, (右) 3.2 M カウント  
 Fig. 8 Profile:  $\phi = 2^\circ$ ,  $R = 20$  cm, (left) noise free, (right) 3.2 M counts.

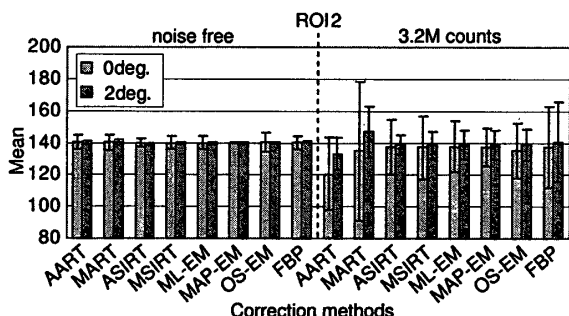
成法の基本性能を雑音がある場合と雑音がない場合で比較したものといえる。雑音がない理想的な場合（左側の列）には、すべての手法でほぼ完全に画像が復元されていることがわかる。一方、ポアソンノイズのある系で、その影響が最も顕著に現れるのが ART（特に乗算型）である。これは、画素値の更新において、毎回 1 方向の投影データが用いられるためであり、投影データに存在する統計雑音の影響が直接、再構成画像上の更新値に反映されるためである。このことは関心領域の平均と標準偏差を示した図 9 (b), (c) から裏づけられている。すなわち、ART 以外の手法では、雑音のある系においても平均値が保たれているのに対し、ART では平均値が保存されていない。ART 以外の手法は複数の投影データを用いた画素の更新となっているために、雑音の影響は平均化され、このようなことは生じていない。そして、SIRT や MAP-EM では平坦部において雑音の影響の少ない画像となっている。一方、図 5 の開口角が  $2^\circ$  の場合では、雑音さえなければ ART が優れた補正結果となっている。他の手法は補正の行われていない FBP の結果よりは良いものの、すべてぼけが残存している。その中でも、比較的、空間分解能が高いのが OS-EM であるといえる。この結果は図 7, 図 8 から示されていて、ART や OS-EM ではその他の手法と比べて高周波成分がよ



(a)



(b)



(c)

図 9 基本条件における MSE (a) と ROI 内の平均と標準偏差 (b), (c)  
 Fig. 9 MSE (a) and mean with the standard deviation (b), (c) in the standard condition for data acquisition.

り復元されていることが確認できる。図 6 の開口角が  $2^\circ$  で、かつ、雑音が入る場合では、OS-EM と MAP-EM が、比較的雑音の影響が小さく、かつ、空間分解能の高い画像となっている。これらの結果は、画像のプロファイルを示した図 7, 図 8 や、MSE と平均値（標準偏差）を比較した図 9 の結果からも裏づけられている。

### 6.2 パラメータの変化による評価

開口角の大きさと補正効果の関係については、雑音がない場合、最も MSE が小さいのは ART である



論文/SPECTの開口補正のための逐次近似型画像再構成法の比較

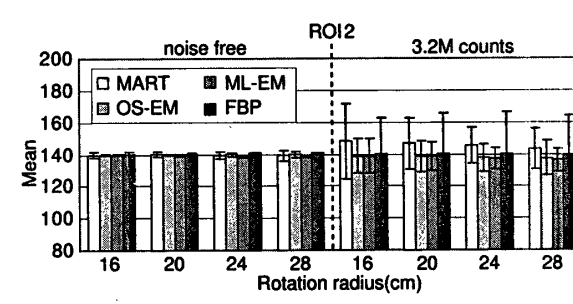
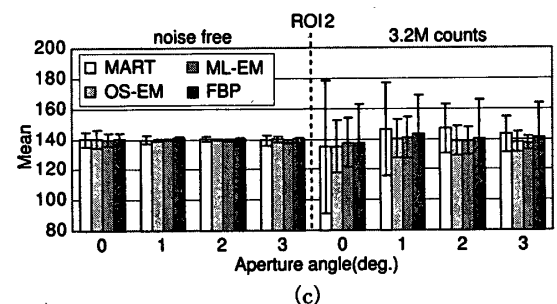
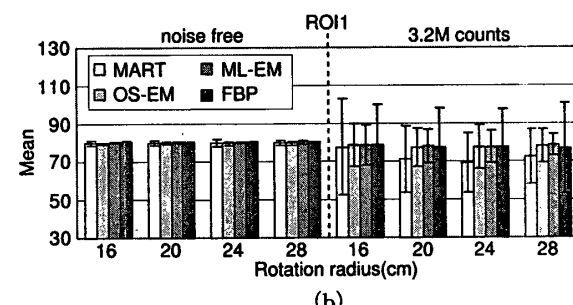
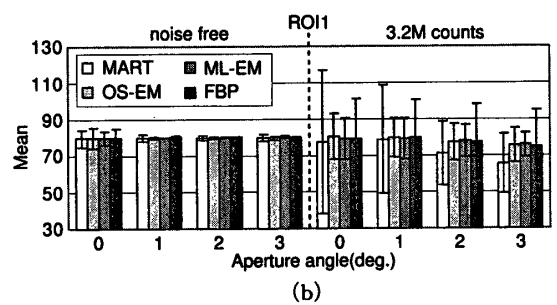
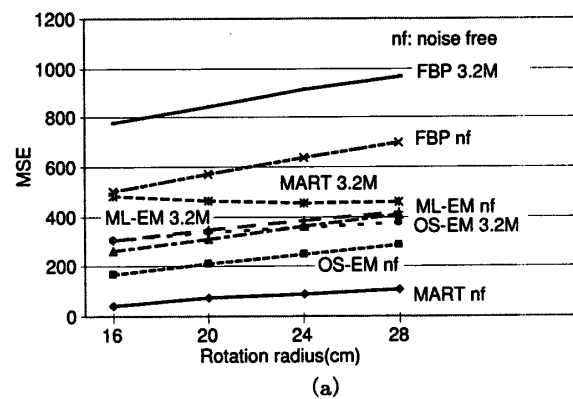
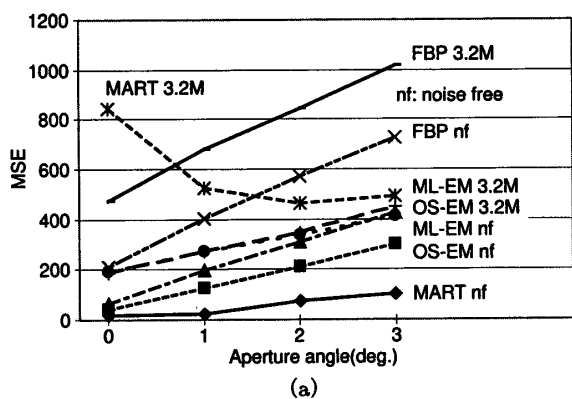


図 10 開口角を変化させたときの MSE (a) と ROI 内の平均と標準偏差 (b), (c)

Fig. 10 Aperture angle vs. MSE (a) and mean with the standard deviation (b), (c).

図 11 回転半径を変化させたときの MSE (a) と ROI 内の平均と標準偏差 (b), (c)

Fig. 11 Rotation radius of the detector vs. MSE (a) and mean with the standard deviation (b), (c).

ことが図 10 から分かる。逆に ART は雑音が混入すると最も MSE が大きい。これに対し、OS-EM はサブセット化された投影データを用いているために、補正の際に参照される実測投影データの数は ART と ML-EM の中間になり、そのことによって雑音のないときは性能面でも ART と ML-EM の中間に位置している。OS-EM と ML-EM の反復計算回数はそれぞれ 20 回、100 回となっており、前述のように、雑音のないときは性能面でも ART と ML-EM の中間に位置しているというのは、OS-EM では高周波成分の復元が、ML-EM よりも速いからである。一方、雑音が混入すると ML-EM と OS-EM の MSE がほとんど同じ値になっている。これは、ML-EM は雑音に対しては強いが OS-EM よりも開口の影響を補正しきれない傾向

があるためと考えられる。ART の MSE が他の手法と異なり右肩下がりになっているのは、開口の影響を考慮する場合は、再構成の際に開口角の範囲内の投影データが考慮され、一方向で用いる投影データの数が多くなるので、雑音の影響が平均化された結果であると考えられる。また、ROI での平均、及び標準偏差の図を見ても、ROI1, ROI2 とともに ML-EM, OS-EM はほぼ平均値が保たれているが、ART では雑音の影響により平均値が保たれていない。標準偏差についても ART は著しく大きくなっている。

次に回転半径を変えた場合の図 11 の結果では、開口角を変えた場合と同様の傾向を示している。これは開口角の大きなコリメータで投影データを収集するの

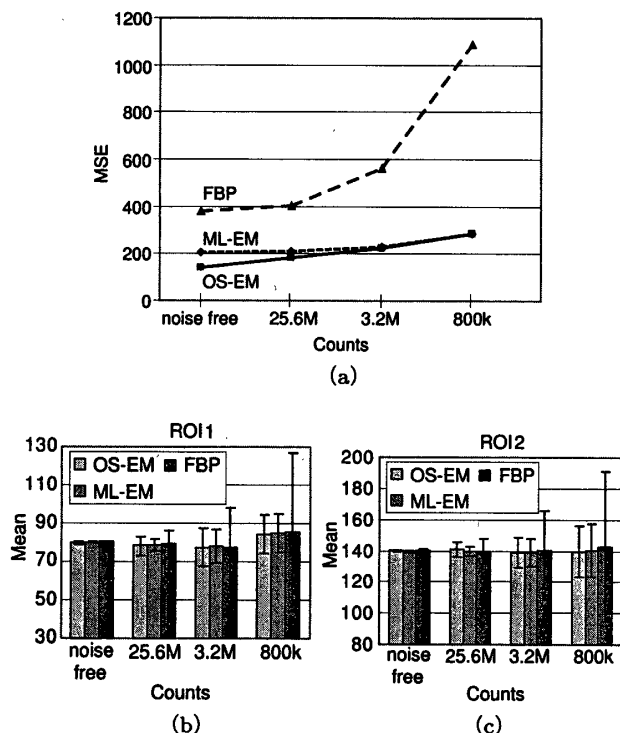


図 12 雑音レベルを変化させたときの MSE (a) と ROI 内の平均と標準偏差 (b), (c)

Fig. 12 Poisson noise vs. MSE (a) and mean with the standard deviation (b), (c).

と、検出器の回転半径を大きくすることが、逐次近似型の補正では似たような影響を与えることによる。これらの結果では、回転半径の拡大とともに MSE の値はほぼ線形的に増大していくことが分かる。雑音を考慮した系で ART の MSE がやや右肩下がりになっているのは、開口角の大きさと補正効果の関係で考察したことと同じ理由である。

また、雑音の割合を変化させた図 12 の場合では、25.6M カウントより大きいとき、OS-EM の方が ML-EM より MSE が小さい。しかし、カウントが小さくなるにつれ、両者の MSE はほぼ同じくらいの値になっている。これは、雑音が多い場合には、OS-EM の方がより強くその影響を受けることを意味している。この理由は、前述のごとく、OS-EM ではサブセット化された投影データを用いての画素値の更新であり、ML-EM ではその画素に関与するすべての投影データを用いているために、特定の投影データ上の雑音成分が更新値に与える影響が大きいからである。また、雑音がない場合には OS-EM の方が MSE が小さいが、これは OS-EM の方が早い段階で画像の高周波成分まで復元しているからと考えられる。更に、ROI1 の平

均値を見ると、ML-EM、OS-EM ともに、3.2M カウントまでは平均値が保たれているが 800k カウントまでカウント数が減ると、2 手法とも平均値が保たれていない。これに対して、ROI2 では 800k カウントでも平均値が保たれている。これは、もともとのカウント数が ROI2 の方が多いので、雑音の影響を比較的受けていないためと考えられる。

以上より、開口の影響があるデータに対して非常に効果的といえる手法はないが、雑音耐性などを考慮すると、ここで用いた手法の中では MAP-EM や OS-EM が良いと考えられ、OS-EM の方がより短時間に計算できるので OS-EM の使用が臨床には適しているといえる。また、本論文では投影数を 120 投影としているが、投影数を極端に減らすと、当然、全手法において画質は低下するものの、本研究における開口補正は投影数に直接依存したものではないために、補正効果そのものは、投影数を減らしても変化しないと考えられる。

## 7. む す び

本研究ではコリメータの開口補正問題に対して、逐次近似的手法に着目し、いくつかの補正法を比較した。この結果、雑音のある系において MAP-EM と OS-EM が補正法の選択肢となるものの、計算時間を考慮すると OS-EM の方が優れていることが示された。OS-EM 法の場合には、サブセット数によっても雑音の影響を制御することができるのでカウント数が低い場合にはサブセット数を減らすなどの手段により、開口補正とその補正に伴う雑音の影響を抑制できるといえる。

## 文 献

- [1] G.H. Simmons, ed., The Scintillation Camera, pp.1-78, The Society of Nuclear Medicine, New York, 1988.
- [2] S.C. Moore, K. Kouris, and I. Cullum, "Collimator design for single photon emission tomography," Eur. J. Nucl. Med., vol.19, no.2, pp.138-150, Feb. 1992.
- [3] M.A. King, S.J. Glick, B.C. Penney, and R.B. Schwinger, "Interactive visual optimization of SPECT prereconstruction filtering," J. Nucl. Med., vol.28, no.7, pp.1192-1198, July 1987.
- [4] K. Ogawa, S. Paek, M. Nakajima, S. Yuta, A. Kubo, and S. Hashimoto, "Correction of collimator aperture using shift-variant deconvolution filter in gamma camera CT," SPIE Proc. Medical Imaging II: Image Processing, vol.914, pp.699-706, Feb. 1988.
- [5] R.M. Lewitt, P.R. Edholm, and W. Xia, "Fourier

## 論文/SPECTの開口補正のための逐次近似型画像再構成法の比較

method for correction of depth-dependent collimator blurring," SPIE Proc. Medical Imaging III: Image Processing, vol.1092, pp.232-243, Feb. 1989.

- [6] W. Xia, R.M. Lewitt, and P.R. Edholm, "Fourier correction for spatially variant collimator blurring in SPECT," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.14, no.1, pp.100-115, March 1995.
- [7] 勝 治人, 尾川浩一, "SPECTにおけるコリメータ開口の反復補正法," 信学論 (D-II), vol.J76-D-II, no.2, pp.199-205, Feb. 1993.
- [8] K. Ogawa and H. Katsu, "Iterative correction method for shift-variant blurring caused by collimator aperture in SPECT," Annal. Nucl. Med., vol.10, no.1, pp.33-40, Feb. 1996.
- [9] B.M.W. Tsui, H.B. Hu, D.R. Gilland, and G.T. Gullberg, "Implementation of simultaneous attenuation and detector response correction in SPECT," IEEE Trans. Nucl. Sci., vol.35, no.1, pp.778-783, Feb. 1988.
- [10] H.C. Gifford, M.A. King, R.G. Well, W.G. Hawkins, M.V. Narayanan, and P.H. Pretorius, "LROC analysis of detector-response compensation in SPECT," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.19, no.5, pp.463-473, May 2000.
- [11] R. Gordon, R. Bender, and G.T. Herman, "Algebraic reconstruction technique (ART) for three dimensional electron microscopy and x-ray tomography," J. Theor. Biol., vol.29, pp.471-481, 1970.
- [12] G.T. Herman, A. Lent, and S.W. Rowland, "ART: Mathematics and applications. A report on a mathematical foundations and on the applicability to real data of the Algebraic Reconstruction Techniques," J. Theor. Biol., vol.42, pp.1-32, 1973.
- [13] P. Gilbert, "Iterative method for the three-dimensional reconstruction of an object from projections," J. Theor. Biol., vol.36, pp.105-117, 1972.
- [14] K. Lange and R. Carson, "EM reconstruction algorithms for emission and transmission tomography," J. Comput. Assist. Tomogr., vol.8, no.2, pp.306-316, April 1984.
- [15] Y. Vardi, L.A. Shepp, and L. Kaufman, "A statistical model for positron emission tomography," J. Americ. Statist. Assoc., vol.80, no.389, pp.8-20, March 1985.
- [16] D.S. Lalush and B.M.W. Tsui, "Simulation evaluation of Gibbs prior distributions for use in maximum *a posteriori* SPECT reconstructions," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.11, no.2, pp.267-273, June 1992.
- [17] H.M. Hudson and R. Larkin, "Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.13, no.4, pp.601-609, 1994.
- [18] A.C. Kak and M. Slaney, Principles of computerized tomographic imaging, IEEE Press, New York, 1988.

(平成 15 年 4 月 2 日受付, 7 月 22 日再受付)

## 春多 伸洋

平 15 法政大・工・電子情報卒。現在、同大学院修士課程在学中。医用画像処理の研究に従事。



## 尾川 浩一 (正員)

昭 55 慶大・工・電気卒。昭 57 同大学院修士課程了。同年同大医学部助手。平 2 同大・医・講師。平 3 法政大・工・助教授。平 10 同大・工・教授。画像処理, 放射線計測の研究に従事。工博。平元日本医用画像工学会論文賞, 平 3 日本核医学会賞各受賞。IEEE, SNM, 日本医学放射線学会, 日本核医学会等各会員。

