

### Ordered Subsetsを用いた期待値最大化法における投影データの選択と計算順番が再構成画像に与える影響

尾川, 浩一 / Takahashi, Masahiro / OGAWA, Koichi / 高橋, 昌寛

---

(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)

6

(開始ページ / Start Page)

1093

(終了ページ / End Page)

1099

(発行年 / Year)

1999-06-25

# 論文

## Ordered Subsets を用いた期待値最大化法における投影データの選択と計算順番が再構成画像に与える影響

尾川 浩一<sup>†</sup>      高橋 昌寛<sup>†</sup>

### Selection of Projection Sets and the Order of Calculation in Ordered Subsets Expectation Maximization Method

Koichi OGAWA<sup>†</sup> and Masahiro TAKAHASHI<sup>†</sup>

あらまし 投影データからの画像再構成法として最ゆう推定-期待値最大化 (ML-EM) 法があるが, この画像再構成に要する反復計算を効率良く行う方法として ordered subsets (OS) 法が提案された. このアルゴリズムを組み込んだ期待値最大化法 (OS-EM) では, 投影データをいくつかのサブセットに分け, サブセットごとの投影データによって画素値の変更が行われるため, 高周波成分を反復回数の少ない時点で回復できるという特徴がある. 本論文では, この OS-EM 法に関して, サブセットの構成と, そのサブセット間の計算順番が再構成画像に与える影響について検討した.

キーワード 画像処理, 画像再構成, ML 推定, EM アルゴリズム, 高速化

### 1. ま え が き

SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) や PET (Positron Emission Tomography) などの画像再構成では, 投影断層定理を利用した Filtered Backprojection 法が一般的に用いられてきたが, 最近では最ゆう推定による期待値最大化法 (Maximum Likelihood-Expectation Maximization: ML-EM) や最大事後確率推定による期待値最大化法 (Maximum A Posteriori-EM: MAP-EM) などの確率的な画像再構成法 [1]~[4] や代数的画像再構成法 [5]~[7] が見直されてきている. この理由は, ML-EM や MAP-EM などの方法が光子の発生過程であるポアソン過程をモデル化することができ, 検出器のジオメトリや光子の散乱のモデルなども画像再構成の中に組み込むことができるからである. これらの方法の大きな問題は再構成画像を得るまでに長い時間を要する, すなわち収束速度が遅いことであった. ところが, Hudson らによって Ordered-Subsets (OS) アルゴリズム [8] が提案されたことにより, この収束の

遅さの問題は一挙に解決した. その結果, 実際の臨床の現場でも利用できるような方法となり OS の概念は様々な画像再構成法に応用されてきている [9]~[10]. この OS とは, 投影データをいくつかのサブセットに分割し, ML-EM などで行っている画素値変更の過程において, その画素にかかわるすべての投影データを参照するのではなく, サブセット内の投影データのみを参照し, 画素値の変更を行っていくというものである. このような画素値の変更によって, 高周波成分の回復が早まり, ML-EM などの方法と比較して 10~数十倍の高速な画像再構成が可能となった. この OS-EM のアルゴリズムではサブセットの数やサブセットにおける投影データの選択, 及びサブセットの計算順番には任意性がある [8]. これらのパラメータに関する従来の研究では以下のような取扱いがなされてきた. Hudson ら [8] は検出器のジオメトリに合わせて, 例えば 3 検出器の場合はサブセット内の投影データを 3 に, 2 検出器の場合は 2 にするということが述べている. また, 投影データのアクセス順番も, 最初の投影データの角度に対して, 直角となる方向に二つ目のアクセス角度を選び, 次はその中央の角度を選ぶことによって, 再構成画像が向上するとしている. また, Li ら [9] は, 対向する投影データを一つのサブセット

<sup>†</sup> 法政大学大学院工学研究科電気工学専攻, 小金井市  
Division of Electrical Engineering, Graduate School of Engineering, Hosei University, Koganei-shi, 184-8584 Japan

とし、対称かつ隣り合うサブセットを大きく分割する角度でアクセスする方法を検討し、高速な計算が可能になったことを報告している。現在、一部の SPECT や PET 装置では、このような OS-EM アルゴリズムを用いた画像再構成がインプリメントされ、臨床に供されるようになってきているが、前述したパラメータと再構成画像の画質の関係や収束性などを詳しく検討したものはない。本論文ではこれらのパラメータと再構成画像の画質並びに計算投影データのゆがみの回復に関して調査を行った。なお、逐次計算を必要とするという点で OS-EM と類似する ART (Algebraic Reconstruction Technique) における計算順番の最適化については、Guan ら [11]~[12] が検討しているが、ART の場合、投影データはサブセット化されず、本論文で取り扱うように複数の投影データをサブセット化して、特定の 1 画素の変更に同時に用いる場合とは雑音などの影響が異なるのでここでは検討の対象としていない。

## 2. OS-EM

### 2.1 アルゴリズム

OS-EM では投影データがサブセットに分けられ、そのサブセット内のすべての投影データを用いて再構成画像の画素値の更新が行われる。そして、すべてのサブセットについてこのような操作が行われた時点で 1 回の補正が完了したことになる。次式は OS-EM における再推定式を示したものである。

$$\lambda_j^{m+1} = \frac{\lambda_j^m}{\sum_{i \in S_l} c_{ij}} \sum_{i \in S_l} \frac{c_{ij} \hat{z}_i}{z_i^m} \quad (1)$$

$$z_i^m = \sum_{k \in I_i} c_{ik} \lambda_k^m \quad (2)$$

ここで  $\lambda_j^m$  は、 $m$  回の反復計算時点における画素  $j$  の光子数の期待値、 $c_{ij}$  は画素  $j$  から放出された光子が検出器の bin  $i$  で検出される確率、 $\hat{z}_i$  は投影データの bin  $i$  において測定される光子数、 $z_i^m$  は反復回数  $m$  回目における bin  $i$  の計算投影データの値である。また、 $I_i$  は投影データの bin  $i$  に寄与するすべての画素の集合、 $S_l$  は  $l$  番目のサブセットを示している。このアルゴリズムの詳細は文献 [8] にあるので、ここでは簡単に記すのみとする。

まず  $m = 0$  とし、すべての画素値  $\lambda_j^0$  に初期値を

与える。初期値としては例えば、ある方向の投影データの積分値を全画素数で除した値を用いる。次に、以下の処理を収束するまで繰り返す。

サブセット番号  $l = 1 \sim L$  について

(a) 式 (2) の投影計算を行い  $z_i^m$  を求める。

(b) (a) の結果を式 (1) に代入し、画素番号  $j = 1 \sim J$  について新しい画素値  $\lambda_j^{m+1}$  を得る。

### 2.2 サブセットの選択と計算順番

OS-EM ではサブセットに関する以下のパラメータが再構成画像の画質に影響を与える。これらは、(1) サブセットの数、(2) 一つのサブセットを構成する投影データの選択、(3) サブセット間の計算の順番、である。これらについて簡単に述べる。

#### 2.2.1 サブセットの数

サブセットの数を OS レベルと呼ぶ。例えば OS レベルが 1 ならば ML-EM 画像再構成と OS-EM 画像再構成は一致する。OS-EM の場合、サブセットバランス (ある画素から放出された光子が検出される確率が、異なったサブセット間で均等であること) が保たれることが収束を保証することになるが、OS レベルが大きくなるとサブセットバランスは崩れることになる。本論文ではこのサブセットバランスを考慮して、OS レベルが全投影データ数と等しくなる場合、すなわち、一つのサブセット内に一つの角度の投影データのみしか存在しない場合を除外した。

#### 2.2.2 投影データの選択

一つのサブセット内の投影データの数が決まったとき、具体的な投影データとしてどのようなものを用いるかが、ここでの投影データの選択ということになる。吸収のない系ではなるべく独立した投影データを選ぶのが合理的である。すなわち、一つのサブセット内の投影データが 2 方向の場合では、0 度と 90 度を選ぶことになる。これに対し、吸収がある系ではサブセット間でその影響が均等化されるように投影データを選ぶことは、収束を早める上で合理的であると考えられる。すなわち、投影データの独立性よりも吸収の影響が大きくなる場合には、360 度の角度を均等に分割した角度の投影データを用いた方が収束が早くなる。具体的には、サブセット内の投影データの数が 2 の場合、180 度離れた投影データの組が使われ、その数が 3 の場合には 120 度離れた投影データの組が使われる。本研究においてもこのように 360 度を等角度で分離する投影データの組を利用した。

### 2.2.3 サブセット間の計算順番

サブセット間の計算順番としては以下のようなものが考えられる。今、 $N$  を全投影データの数、 $M$  を一つのサブセット内の投影データの数と定義する。以下に示すのは本論文で検討したサブセットの計算順番である。

$$\text{(タイプ A)} \quad 0, 1, 2, 3, \dots, \frac{N}{M} - 1$$

$$\text{(タイプ B)} \quad 0, \frac{N}{2M}, \frac{N}{4M}, \frac{3N}{4M}, \frac{N}{8M}, \frac{5N}{8M}, \dots$$

$$\text{(タイプ C)} \quad 0, \frac{N}{3M}, \frac{2N}{3M}, \frac{N}{6M}, \frac{3N}{6M}, \frac{5N}{6M}, \dots$$

$$\text{(タイプ D)} \quad 0, \frac{N}{4M}, \frac{2N}{4M}, \frac{3N}{4M}, \frac{N}{8M}, \frac{3N}{8M}, \frac{5N}{8M}, \dots$$

$$\text{(タイプ E)} \quad 0, \frac{N}{5M}, \frac{2N}{5M}, \frac{3N}{5M}, \frac{4N}{5M}, \frac{N}{10M}, \frac{3N}{10M}, \dots$$

これらについて簡単に説明すると、タイプ A は順次、一定の角度（360度を  $N$  分割した角度）だけ離れた投影データのセットを順次用いる方法である。タイプ B は今回使用している投影データと次回使用する投影データのセットを最大角度離すようにサブセットをアクセスするというものである。すなわち、サブセット数を 2 分割した数を基準にしてアクセスを続けるというものであり、 $\frac{N}{2M}$  だけ離れた組のサブセットを用いて計算が続けられる。同様にしてタイプ C ではサブセット数を 3 分割した、すなわち  $\frac{N}{3M}$  離れたサブセットを順次アクセスしている。また、タイプ D とタイプ E では、それぞれサブセット数を 4 あるいは 5 で除した、 $\frac{N}{4M}$  や  $\frac{N}{5M}$  離れたデータを順次アクセスしている。

### 3. 誤差評価

再構成画像の画質並びに計算投影データのゆが度を評価するため再構成画像の平均 2 乗誤差 (mean square error: MSE) と計算投影データの  $\chi^2$  誤差 (chi square error: CSE) を使用した。MSE は以下のように定義される。

$$\text{MSE} = \sum_{j=1}^J (\lambda_j^m - \lambda_j^o)^2 / J \quad (3)$$

ここで  $\lambda_j^m$  は反復回数  $m$  回目の再構成画像における画素  $j$  の値を、 $\lambda_j^o$  は原画像における画素  $j$  の値を示す。 $J$  は全画素数である。また、CSE は以下のように定義される [8], [13], [14]。

$$\text{CSE} = 2 \sum_{i=1}^I [\hat{z}_i \log(\hat{z}_i / z_i^m) - (\hat{z}_i - z_i^m)] \quad (4)$$

ここで  $z_i^m$  は  $m$  回目の計算投影データの bin  $i$  の値を、 $\hat{z}_i$  は bin  $i$  の測定投影データの値を示す。 $I$  は全体の bin 数である。また、空間周波数の観点から、再構成画像及び計算投影データの周波数成分の回復を調べるために四つの周波数帯域 LF ( $0 \sim \frac{3}{64}$ ), MF1 ( $\frac{4}{64} \sim \frac{7}{64}$ ), MF2 ( $\frac{8}{64} \sim \frac{15}{64}$ ), HF ( $\frac{16}{64} \sim \frac{31}{64}$ ) ごとに誤差を定義した (単位は cycles/pixel)。なお、ここで原画像の大きさは  $64 \times 64$  画素、1 方向の投影データは 64 個の bin から構成されているとしている。再構成画像に関しては以下の式を用いた誤差を算出した。

$$E1(f_1, f_2) = \sum_{f_1 \leq \sqrt{I^2 + J^2} < f_2 + 1} |G(I, J) - G_0(I, J)| \quad (5)$$

ここで  $G_0(I, J)$  及び  $G(I, J)$  はそれぞれ原画像  $g_0(i, j)$  及び再構成画像  $g(i, j)$  のパワースペクトルである。 $I, J$  は位置  $i, j$  に対応する空間周波数である。 $E1(f_1, f_2)$  はこれらの画像間のパワースペクトルを周波数帯域  $f_1 \sim f_2$  ごとに評価するものである。また、投影データに関しては、以下の式によって誤差を算出した。

$$E2(f_1, f_2) = \sum_{f_1 \leq \xi < f_2 + 1} |P(\xi, \theta) - P_0(\xi, \theta)| \quad (6)$$

ここで  $P_0(\xi, \theta)$ ,  $P(\xi, \theta)$  はそれぞれもとの投影データ  $p_0(t, \theta)$  及び計算投影データ  $p(t, \theta)$  のパワースペクトルである。 $\xi$  は位置  $t$  に対応した空間周波数、 $\theta$  は投影角度である。

### 4. シミュレーション

シミュレーションに使用したファントムを図 1 に示す。(a) が放射能の分布、(b) が吸収係数の分布である。ここでは吸収係数は均一 ( $0.2[1/\text{cm}]$ ) とした。画像のサイズは  $64 \times 64$  画素であり、画素サイズは  $0.5 \times 0.5(\text{cm})$  とした。このような放射能分布と吸収係数分布に対して投影データの計算を行い、投影データの最大値に対して 10% の平均値を有するガウス型雑音を加えた投影データを使用した。考慮する雑音としては、本来、ポアソン雑音を用いるべきであるが、比較的カウントレベルが高い放射能分布を取り扱ったため、ここではガウス分布で近似した。投影データの数

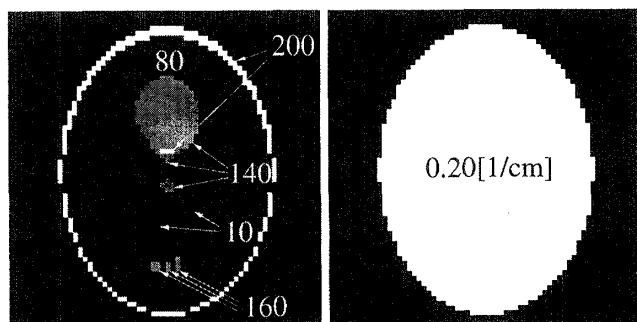


図1 シミュレーションファントム：(a) 放射能分布，(b) 吸収係数分布（均一）

Fig.1 Simulation phantoms: (a) distribution of activity, (b) distribution of attenuation coefficient (uniform).

は360度に対して60とした。本論文ではOSレベル（サブセット数）として30, 20, 12, 5, 1を検討した。すなわち，それぞれのサブセットは2, 3, 5, 12及び60方向の投影データを含んでいる。また，サブセットの計算順番として，2.2.3のタイプAからタイプEまでを評価した。

## 5. シミュレーション結果と検討

### 5.1 平均2乗誤差

図2は縦軸に再構成画像の平均2乗誤差を，横軸に反復計算の回数を示したものである。ここでサブセットの計算順番はタイプBである。この図からOSレベルが小さな値のときには反復回数を大きくすると極小値に達しその後，誤差が拡大していくことがわかる。OSレベルが大きな場合には，誤差は最初から単調に増加することもわかる。これは投影データに混在する雑音によるもので，OSレベルが小さい場合には，一つの画素の更新に寄与する投影データの数が増え，雑音の影響が平均化されたためと考えられる。これらの結果が意味するところは，雑音が存在する場合には，OS-EM法の適用に関して，最大限の注意を払わねばならないということである。特に雑音が大ききとき，すなわち収集カウントが低い場合，反復計算は2～3回又は初回で停止させなければ，雑音によって画質が極度に劣化する。このような雑音の大きな投影データを取り扱う場合には，まず，低域通過フィルタによって投影データ中の雑音を抑え，OS-EM法を適用するのが賢明であると思われる。

また，ここでタイプBの結果を示した理由は，5.5で述べるようにタイプAの結果とタイプB～Eの結

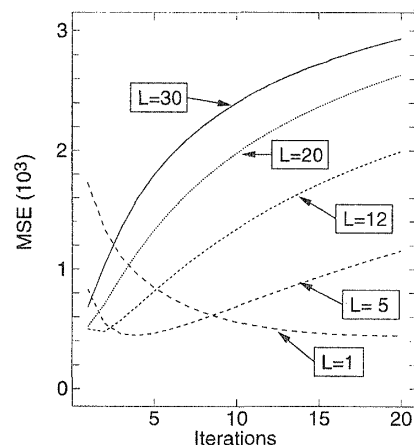


図2 様々なOSレベルの再構成画像の平均2乗誤差（ガウス型雑音あり，サブセットの計算順番：タイプB）

Fig.2 Mean square error of reconstructed images for various OS levels. [w/ Gaussian noise] L: OS levels, Subset access order: Type-B.

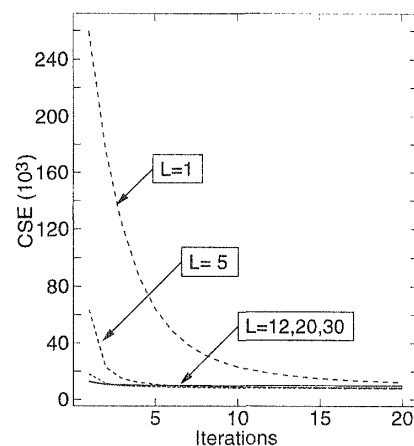


図3 様々なOSレベルの計算投影データの $\chi^2$ 誤差（ガウス型雑音あり，サブセットの計算順番：タイプB）

Fig.3 Chi-square error of calculated projection data for various OS levels. [w/ Gaussian noise]. L: OS level, Subset access order: Type-B.

果が大きく異なり，タイプAの場合はOSレベルのいかににかかわらず，収束性が悪く誤差の値が大きすぎるためである。

### 5.2 $\chi^2$ 誤差

図3は様々なOSレベルに対して $\chi^2$ 誤差がどのように変動するかを見たものである。サブセットの計算順番はタイプBである。この図から， $\chi^2$ 誤差は反復回数を重ねることによってOSレベルにかかわらずすべて単調に減少し小さな値に収束すること，またその収束はOSレベルが大きいときに少ない回数で実現していることがわかる。更に，図中でOSレベルが1の場

合は、計算順番のタイプに依存しない、すなわち通常の ML-EM の結果となっている。OS-EM と ML-EM の収束速度の違いは、OS レベルが 1 の場合と、それ以外を比較しても明らかである。

### 5.3 空間周波数から見た再構成画像の評価

図 4 は式 (5) によって定義した誤差 E1 を様々な OS レベルごとに評価したものである。サブセットの計算順番はタイプ B である。この結果から、低周波領域に関しては、OS レベルが大きいほど少ない反復回数で誤差が最低の状態になるが、その後、再び誤差が増大することがわかる。また OS レベルが小さくなるほど、この誤差が最低になる回数は大きくなっていくことがわかる。また、高い周波数領域では OS レベルが大きい場合には、誤差は単調に増加するが、OS レベルが小さいときにはいったん、誤差が減少し、その後、再び誤差が増大していることが図 4 (c), (d) からわかる。また、誤差の最低値は OS レベルによらないこともわかる。

### 5.4 空間周波数から見た計算投影データの評価

図 5 は式 (6) で定義された誤差 E2 を用いて、様々

な OS レベルを帯域ごとに評価したものである。サブセットの計算順番はタイプ B である。この結果から、OS レベルが 20 及び 30 のように大きいときには少ない反復回数で、すべての周波数領域で誤差が小さくなり良好な結果が示されている。図 6 は図 5 と同様に周波数帯域ごとの投影データの回復をみたものであるが、ここでは雑音のない理想的な投影データを用いている。雑音が存在しない場合には、E2 誤差の値がかなり 0 に近い値になっているが、誤差の減り方はほとんど図 5 の場合と同様であることがわかる。

### 5.5 サブセットの計算順番

図 7 は誤差 E2 に関して、サブセットの計算順番を変えて評価したものである。OS レベルは 30 である。図 7 (d) より高周波成分の回復はサブセットの計算順番には依存しないことがわかる。更に、タイプ A を除いたものに関しては誤差 E2 の反復回数に対する変化はほぼ同様の挙動を示していることがわかる。この収束値はファントム内の放射能分布や吸収係数分布に大きく影響する。雑音のない場合を図 8 に示すが、この場合も、雑音が存在するときと同様にタイプ A 以外

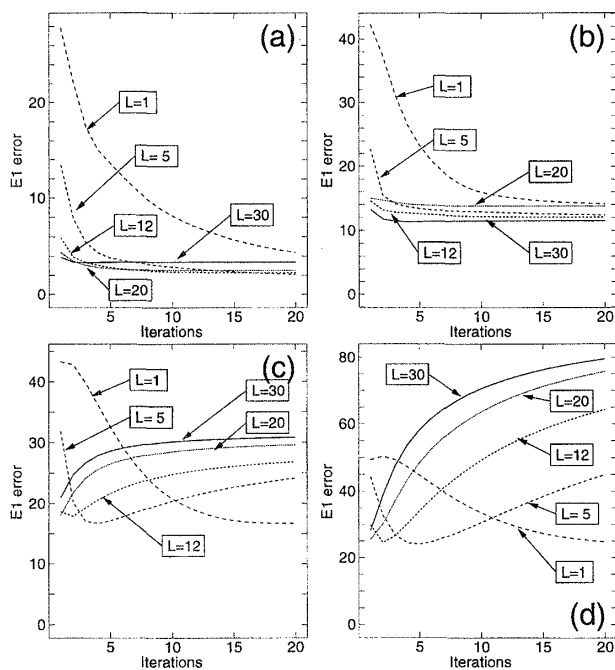


図 4 OS レベルと空間周波数帯域ごとの E1 誤差 [(a) LF, (b) MF1, (c) MF2, (d) HF] (ガウス型雑音あり, サブセットの計算順番: タイプ B)

Fig. 4 E1 error in four spatial frequency regions [(a) LF, (b) MF1, (c) MF2, (d) HF]. [w/ Gaussian noise] L: OS level, Subset access order: Type-B.

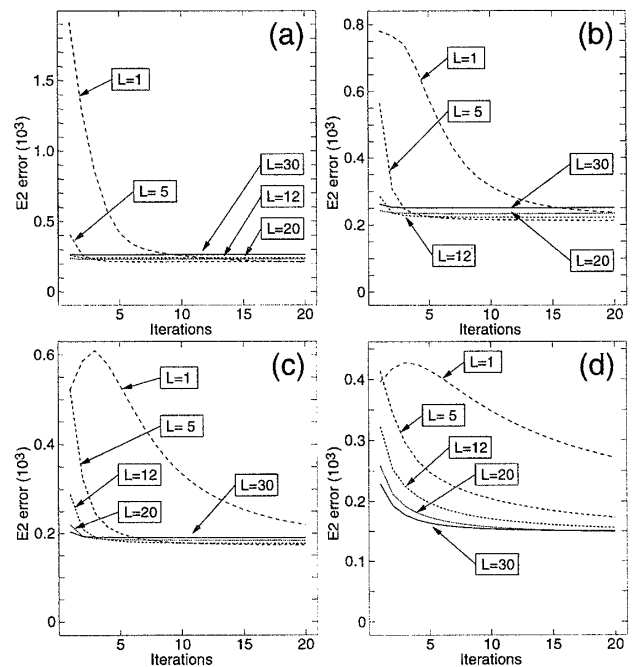


図 5 OS レベルと空間周波数帯域ごとの E2 誤差 [(a) LF, (b) MF1, (c) MF2, (d) HF] (ガウス型雑音あり, サブセットの計算順番: タイプ B)

Fig. 5 E2 error in four spatial frequency regions [(a) LF, (b) MF1, (c) MF2, (d) HF]. [w/ Gaussian noise] L: OS level, Subset access order: Type-B.

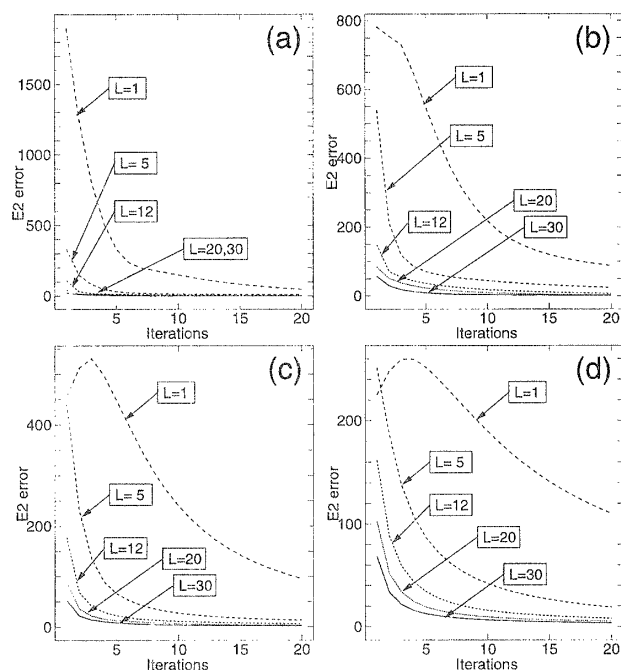


図6 OSレベルと空間周波数帯域ごとのE2誤差 [(a) LF, (b) MF1, (c) MF2, (d) HF] (ガウス型雑音なし, サブセットの計算順番: タイプB)

Fig. 6 E2 error in four spatial frequency regions [(a) LF, (b) MF1, (c) MF2, (d) HF]. [Noise free]. L: OS level, Subset access order: Type-B.

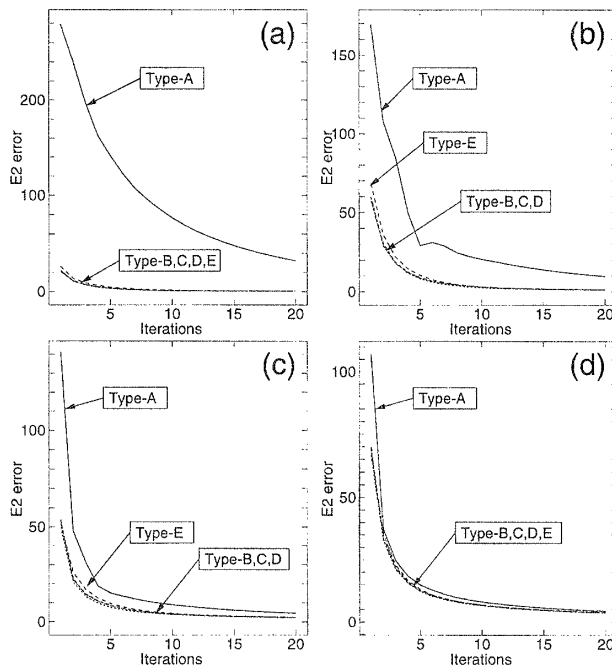


図8 サブセットの計算順番と空間周波数帯域ごとのE2誤差 [(a) LF, (b) MF1, (c) MF2, (d) HF] (ガウス型雑音なし, OSレベル: 30)

Fig. 8 E2 error in four spatial frequency regions [(a) LF, (b) MF1, (c) MF2, (d) HF]. [Noise free]. OS level: 30, Subset access orders: Type A-E.

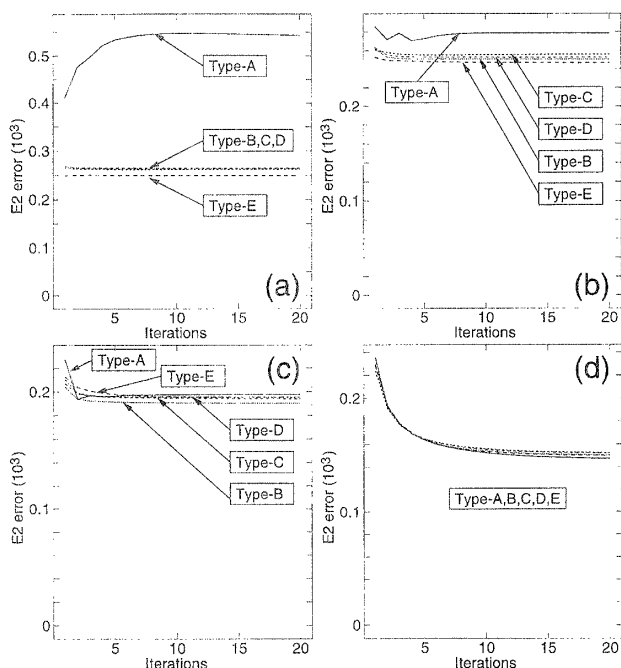


図7 サブセットの計算順番と空間周波数帯域ごとのE2誤差 [(a) LF, (b) MF1, (c) MF2, (d) HF] (ガウス型雑音あり, OSレベル: 30)

Fig. 7 E2 error in four spatial frequency regions [(a) LF, (b) MF1, (c) MF2, (d) HF]. [w/ Gaussian noise]. OS level: 30, Subset access orders: Type A-E.

は、ほぼ同様の誤差の減り方となっていることが明らかになった。

## 6. むすび

本論文ではOS-EM法による画像再構成で重要となるサブセットの構成法とサブセットの計算順番に関して、再構成画像と計算投影データの両面から評価を行った。その評価には実空間の値及び周波数空間の値を使用し、平均2乗誤差、 $\chi^2$ 誤差、新たに定義した周波数帯域ごとの誤差に関して、反復計算回数との関係を明らかにした。この結果、サブセットの計算順番に関しては、サブセットを一定の角度ずつ順にアクセスしないで、なるべく角度の離れたサブセット群をアクセスすることによって高速に良好な画質の画像を得ることができることが明らかになった。また計算投影データのゆがみ、特に高周波成分を改善するためにはOSレベルを大きな値とすればよいことが示された。ただし、OSレベルを大きな値とした場合では、誤差が最低となる回数が少なくなるが、同時にML-EM法と比較して雑音特性が急激に悪化するので、収束性と雑音特性の両者を考慮して目的に応じた適切なサブセッ

ト数を選択する必要がある。

### 文 献

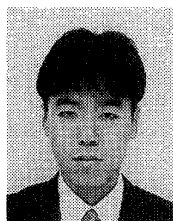
- [1] L.A. Shepp and Y. Vardi, "Maximum likelihood reconstruction for emission tomography," *IEEE Trans. Med. Imag.* vol.1, pp.112-121, 1982.
- [2] K. Lange and R. Carson, "EM reconstruction algorithm for emission and transmission tomography," *J. Comput. Assist. Tomogr.*, vol.8, pp.306-316, 1984.
- [3] Y. Vardi, L.A. Shepp, and L. Kaufman, "A statistical model for positron emission tomography," *J. Amer. Statist. Assoc.*, vol.80, pp.8-37, 1985.
- [4] K. Lange, M. Bahn, and R. Little, "A theoretical study of some maximum likelihood algorithms for emission and transmission tomography," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol.6, pp.106-114, 1987.
- [5] R. Gordon, R. Bender, and G.T. Herman, "Algebraic reconstruction technique (ART) for three dimensional electron microscopy and X-ray tomography," *J. Theoret. Biol.*, vol.29, pp.470-481, 1971.
- [6] R. Gordon, "A tutorial on ART (Algebraic Reconstruction Technique)," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol.21, pp.78-93, 1974.
- [7] T.F. Budinger and G.T. Gullverg, "Three dimensional reconstruction in nuclear medicine," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol.21, pp.2-21, 1974.
- [8] H.M. Hudson and R.S. Larkin, "Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol.13, pp.601-609, 1994.
- [9] J. Li, R.J. Jaszczak, J. Li, K.L. Greer, and R.E. Coleman, "Implementation of an accelerated iterative algorithm for cone-beam SPECT," *Phys. Med. Biol.*, vol.39, pp.643-653, 1994.
- [10] C.L. Byrne, "Block-iterative methods for image reconstruction from projections," *IEEE Trans. Imag. Proc.*, vol.5, pp.792-794, 1996.
- [11] H. Guan and R. Gordon, "A projection access order for speedy convergence of ART (algebraic reconstruction technique): A multilevel scheme for computed tomography," *Phys. Med. Biol.*, vol.39, pp.2005-2022, 1994.
- [12] H. Guan and R. Gordon, "Computed tomography using algebraic reconstruction technique (ARTs) with different projection access schemes: A comparison study under practical situations," *Phys. Med. Biol.*, vol.39, pp.2005-2022, 1994.
- [13] S. Kullback, "Information theory and statistics," New York, Dover, 1969.
- [14] B.A. Ardekani, M. Braun, B.F. Hutton, I. Kanno, and H. Iida, "Maximum cross-entropy reconstruction of PET images using prior anatomical information," *Phys. Med. Biol.*, vol.41, pp.2497-2517, 1996.

(平成 10 年 3 月 5 日受付, 8 月 17 日再受付)



尾川 浩一 (正員)

昭 55 慶大・工・電気卒。昭 57 同大大学院修士課程了。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 1 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。



高橋 昌寛

平 8 法大・工・電気卒。平 10 同大大学院修士課程了。同年ユニデン(株)入社。