

# 少数投影からの3次元画像再構成

大浦 直子 尾川浩一  
法政大学大学院工学研究科電気工学専攻

国枝悦夫  
慶応義塾大学医学部放射線科学教室

脳動静脈奇形に対し放射線治療を行う際、病巣部に正確な照射を行うため血管の3次元的位置や形状を知る必要がある。脳血管の3次元映像化は臨床における重要性からさまざまな方法が提案されているが、複雑な血管の3次元形状を2次元の血管造影画像から正確に再構成することは非常に困難とされている。そこで我々はCTの逐次近似アルゴリズムであるMAP-EMを用い少数方向から得た血管造影画像をもとに3次元脳血管再構成を試みた。さらにMAP-EMは計算に時間がかかり実際に臨床で使用する際の障害となるため、計算時間を短縮する新たな方法を提案した。この結果、従来の方法に比べ早期の段階で良質な画像を得ることができた。

## 1. はじめに

脳動静脈奇形は出血をきたし致死性となる疾患であるが、最近では診断技法の発達により無症候性に発見されることも多い。この治療法として効果を発揮している定位手術的照射(Radiosurgery)は、限局した血管奇形領域に線量を集中照射することで病巣部を破壊するもので、外科的手術に置き換わりえる治療法として注目されている[1]。しかし、脳動静脈奇形は非常に複雑な形状をしており、また流入、導出血管の血流動態を明らかにし時間的な変化も把握する必要があるため、空間分解能、時間分解能共に優れた3次元映像化が必要となる。我々の研究目的は、このような3次元画像を用いた脳動静脈奇形の治療における病巣部の正確な位置決定システムの開発である。

脳血管の3次元映像は血管病変の治療において有効な情報を与えてくれる。この臨床における重要性から様々な方法が提案されている[2]-[6]が、いまだに優れた再構成法がない。3次元映像化法として代表的なパイプライン法[2]-[4]では血管造影により2方向から撮影を行い、それぞれの画像上での血管の位置座標から3次元での位置座標を推定する。しかし、この方法では画像と直交する平面上に血管が存在するような場合、血管の3次元的位置を特定できないという問題が生じる。また、造影剤を投与できる間隔には制限があるため、多方向から撮影を行うことはできず、血管の重複部分や直径の非常に小さな血管の誤配置や、誤連結の可能性があり、正確な血管の3次元形状の抽出は非常に困難となる。CT(computed tomography)を用いて十分な方向からのデータをもとに再構成を行えば非常に空間分解能の高い画像を得ることは可能だが[5]、時間的な幅を持たせて撮影を行うことが難しくなり時間的な分解能の高い画像を得ることができず、やはり血管奇形の再構成法としては不向きである。加えて被曝線量の増加という問題も新たに生じてしまうことになる。

そこで、本論文ではCTの逐次近似的なアルゴリズムを利用し少数方向から撮影された血管造影画像から3次元再構成を行うことを考えた。この逐次近似法は、投影

データや投影ジオメトリの制限に対し融通性に富み、投影方向が限定されるような場合でも比較的良好な画像を再構成することが可能である。逐次近似法の代表的なものとしてML-EM(Maximum Likelihood-Expectation Maximization)[7]-[10],MAP-EM(Maximum A Posteriori-Expectation Maximization)[11]-[17]などが提案されており、MAP-EMでは画像を平坦化するような画像の先験的知識としての事前確率を組み込むことにより統計的なノイズを抑え、ML-EMより高品質な再構成画像を得ることができる。これらの方法の利点としては、初期画像を正値にとる限り全ての画素値が原理的には負値をとらないこと、画素値の総和が測定投影データの総和と等しいことなどがあげられる。

一方、逐次近似法は計算に時間がかかるという問題点がある。そこで3次元画像再構成に要する計算時間を短縮するためにMAP-EMを改良した新たな方法を提案した。この方法は、画像再構成手順を2段階にわけ、はじめの再構成過程において通常のMAP-EMを用い大まかな推定画像を得る。そして、新たに導入するペナルティ関数を組み込んだMAP-EM高速化手法により更に良好な画像を再構成する。この高速化手法の効果を確かめるために行ったシミュレーション結果から、計算回数ごとの平均絶対誤差が通常のMAP-EMを用いた場合に比べ高速化法を適用した第二段階の再構成過程において早期の段階で収束しており、提案手法が通常の手法に比べ少ない計算回数で良質な再構成画像を得ることができていることが明らかになった。さらに実験で得られたX線画像からの再構成を行ったところ、得られた再構成画像は非常に空間分解能が高く、手順の有効性を証明することができた。

## 2. 画像再構成理論

3次元画像再構成法としてCTの逐次近似アルゴリズムを用いた。これは反復計算を繰り返すことにより、求める画像を推定していく方法で投影データや投影ジオメトリの制限に対し融通性に富み、今まで難しいとされてきた少数方向の血管造影画像からでも良好な画像を得

ることが可能な方法である。

## 2.1 MAP-EM

MAP-EM は、現在の推定画像から実測投影データが得られる確率を最大化することにより、確率的に最も確からしい画像を得ようとする ML-EM を、更に良好な画像を得るため画像の先験的知識を事前確率として組み込んだ方法である。この再推定式は式(1)のように表される。

$$\lambda_j^{n+1} = \frac{\lambda_j^n}{\sum_{i \in J_j} c_{ij} \left( 1 + \frac{1}{\beta} \frac{\partial U(\lambda_j^n)}{\partial \lambda_j^n} \right)} \sum_{i \in J_j} \frac{P_i c_{ij}}{R_i^n} \quad (1)$$

$$R_i^n = \sum_{j \in I_i} c_{ij} \lambda_j^n \quad (2)$$

ここで、求める画像の領域は J 個の画素で構成されているものとし、計算回数 n における画素 j の推定値を  $\lambda_j^n$  とする。I は検出器の総数を表している (I = D [投影方向数] × B [ピン数])。投影 i で検出される投影の実測値を  $P_i$ 、画素 j が投影 i に検出される確率を  $c_{ij}$  とする。また、投影 i に関わる画素の集合を  $I_i$ 、画素 j に関わる投影の集合を  $J_j$  とし、 $R_i^n$  は n 回目の計算における再構成画像の投影 i で検出される投影である (式(2))。

$U(\lambda_j^n)$  は注目する画素がその近傍画素から受ける影響を表すエネルギー関数、 $W(\eta_j)$  はエネルギー関数の利き具合を調節するためのパラメータである。エネルギー関数  $U(\lambda_j^n)$  は、注目画素 j と近傍画素 l の画素値の差を  $r (= |\lambda_j^n - \lambda_l^n|)$ 、画素 j の近傍画素の集合を  $N_j$ 、ポテンシャル関数を  $V(r; \delta)$  とすると式(3)で表される。

$$U(\lambda_j^n) = \sum_{l \in N_j} w_{jl} V(r; \delta) \quad (3)$$

ここで  $w_{jl}$  は画素 j, l 間の重み係数であり画素 j, l 間の距離の逆数とし、クリークは 3 次近傍 (注目する画素に隣接する 26 画素) まで考慮に入れている。

また、ポテンシャル関数は 1 次微分関数が  $r=0$  において最大値 1 を持つ関数

$$\frac{\partial V(r; \delta)}{\partial r} = \frac{16(r/\delta)}{(3+(r/\delta)^2)^2} \quad (4)$$

を用いた。 $\delta$  は、ポテンシャル関数の正規化定数で、注目する画素が近傍領域内にある一画素から受ける影響の度を決定するパラメータである。

## 2.2 MAP-EM 高速化アルゴリズム

MAP-EM の計算時間は臨床で使用する際の障害となるため、収束に要する時間を短縮することはきわめて重要である。そこで、我々は MAP-EM を改良した新たな方法を提案する。MAP-EM は、画像の持つ先天的な情報を事前確率として組み込むことにより画質の向上をはかった方法

であるが、ここでは更に MAP-EM 再構成過程の途中で得られる推定画像を投影のもつ情報として新たに MAP-EM の再推定式に組み込むことで高速化を図る。ここで得られる推定画像は血管を映像化する際重要な血管の連続性などの情報を持っているため、この情報を利用し再構成することで正確な形状を保持しつつ、収束を速めることが可能となる。

この高速化法の手順は、まず画像再構成過程を 2 段階にわけ、はじめの再構成過程において血管と思われる部分とそれ以外とを分離できる m 回目まで MAP-EM 画像再構成を行ない最終推定画像を  $\lambda_j^m$  と定義する。

$$\eta_j = \lambda_j^m \quad (5)$$

そして、 $\eta_j$  の画素値により変化する関数  $W(\eta_j)$  を組み込んだ新たな再推定式 (式 6) を用いて m+1 回目より再構成を行う。この  $W(\eta_j)$  をペナルティー関数と定義する。

$$\lambda_j^{n+1} = \frac{\lambda_j^n}{\sum_{i \in J_j} c_{ij} \left( 1 + \frac{1}{\beta} \frac{\partial U(\lambda_j^n)}{\partial \lambda_j^n} + \frac{1}{\gamma} W(\eta_j) \right)} \sum_{i \in J_j} \frac{P_i c_{ij}}{R_i^n} \quad (6)$$

$$W(\eta_j) = \exp(-a \cdot \eta_j^2) \quad (7)$$

ここで  $a$  はペナルティー関数の利き具合を調節するパラメータである。

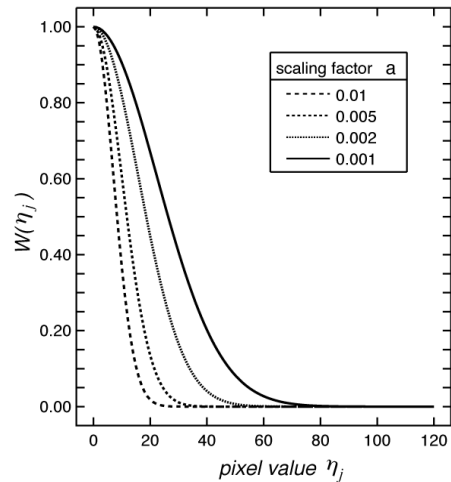


図 1 ペナルティー関数

## 3. シミュレーション

### 3.1 シミュレーション条件

提案した MAP-EM 高速化手法の効果を確かめるため、従来の ML-EM、MAP-EM と高速化手法を用いて画像再構成を行い再構成画像の画質を比較した。

作成したファントムは図 2 左図に示すように 2 つのらせんを組み合わせたファントムでらせん部分は値 100、それ以外は値 0 である。画像サイズは 128 × 128 ×

128[voxel]、らせん部分の直径は 2.0[mm<sup>2</sup>])である。

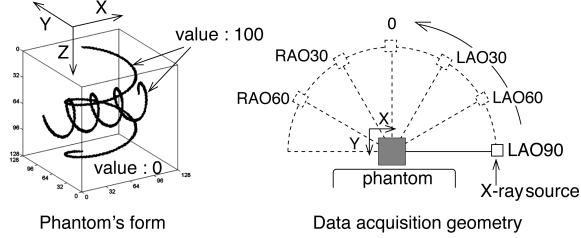


図 2 シミュレーションファントムと投影データ

投影データは、図 2 右図のように、左 90° から右 90° までを等間隔に投影を取り作成した。投影数は 3, 5 の 2 種類で、投影方向は 3 投影の場合 左 90°, 30°, 右 30° (60° おき)、5 投影の場合 左 90°, 60°, 30°, 右 60°, 30°, 0° (36° おき) である。また投影ピン数は 128 × 128 とした。パラメータは 60, 80, 100、は 1, 5, 10 と変化した。また高速化アルゴリズムにおけるパラメータは 0.5, 1.0, 1.5、スケールリングファクタは 0.001, 0.005, 0.01 と変化させ、計算回数  $m$  は 10 に設定した。

### 3.2 結果

再構成画像の評価法として原画像と再構成画像の平均絶対誤差 (Mean Absolute Error : MAE) をそれぞれの計算回数ごとに求め比較した。MAE は画素数を  $J$ 、原画像の画素  $j$  の値を  $\lambda_j^{org}$ 、再構成画像の画素値を  $\lambda_j^{rec}$  とすると、式(8)のようになる。

$$MAE = \frac{1}{J} \sum_{j=1}^J |\lambda_j^{org} - \lambda_j^{rec}| \quad (8)$$

反復計算回数と MAE との関係を図 3 に示す。このグラフから ML-EM に比べ MAP-EM を使用した方が良好な画像が得られていることがわかり、また高速化手法を適用した計算回数 10 回以降で MAE が急激に減少している。図 4 は投影数 5 の場合の再構成画像を閾値 80 で二値化した画像の 3 次元表示である。

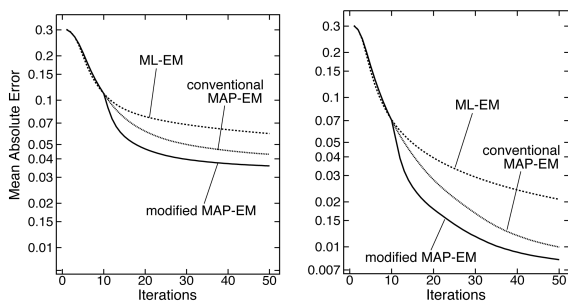


図 3 平均絶対誤差(左:投影数 3, 右:投影数 5)

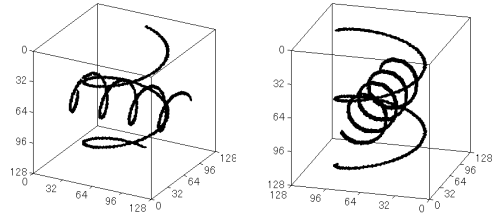


図 4 再構成画像の 3 次元表示

## 4. 実験

### 4.1 実験ファントム

次に、実験データから 3 次元画像再構成を行った。ファントムは直径の異なるアルミワイヤーを変形させて 2 種類用意した。ファントム A は脳血管の簡単な形状を表すファントムで直径 2.5[mm] のものを用いた。ファントム B は複雑な脳動静脈奇形を表すファントムで直径 0.7[mm] のものを用いて作成した。

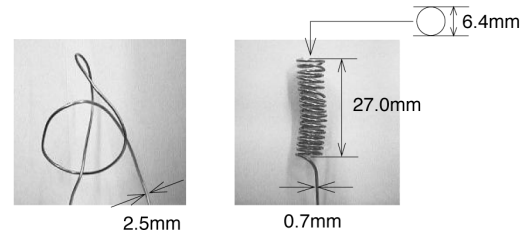


図 5 実験画像(右:ファントム A, 左:ファントム B)

### 4.2 撮影条件

実験装置は GE ADVANTX ACT を使用し、LAO90° ~ RAO90° まで、30° おきに撮影したデータを投影データとして用いた。今回はこの中で特に歪みが少なかった 5 方向 (LAO90°, 60°, 30°, RAO30°, 0°) から撮影した画像を用いた。ここでファントムを置く前に撮影したデータによりサブトラクション処理を行い、アルミワイヤーの投影部分のみを抽出している。撮影条件は管電圧 70.0[kVp]、管電流 50.0[mA]、照射時間 約 9.6[ms]、Field of view 9.0[inch]、線源と I.I. の距離 110.0[cm] である。

### 4.3 結果

#### 4.3.1 ファントム A

画像サイズ 318 × 318、ピクセルサイズ 0.49 × 0.49[mm<sup>2</sup>/pixel] のものを再構成時間を短縮するため再構成の前に 159 × 159 に縮小して使用した。再構成画像を評価するため、得られた 3 次元画像の投影をとったもの (図 6(a)) と投影データとして使用した X 線画像 (図 6(b)) を比較し、また、投影データを使用していない方向からも再構成画像の投影をとった (図 6(c))。これらの結果から正確に再構成されていることが確認できた。また再

成画像を閾値 30 で二値化処理して 3 次元表示したものを図 7 に示す。実物の写真(上図)と比較すると正確に形状を再現していることが確認できた。

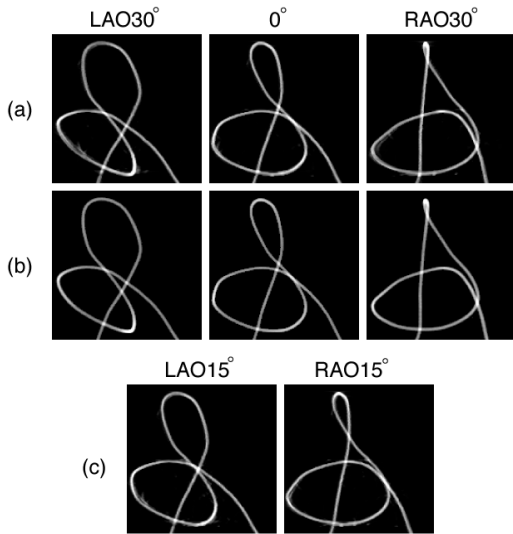


図 6 再構成画像の投影(a)と血管造影画像(b)および非計測角度における再構成画像の投影(c)

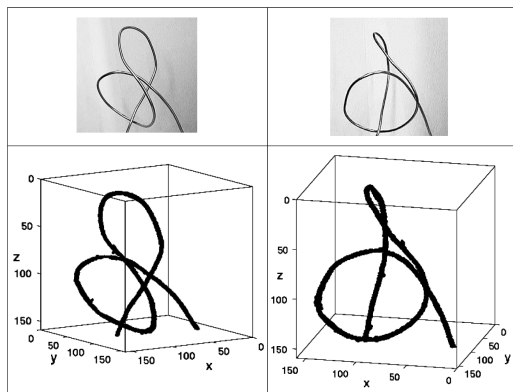


図 7 再構成画像の 3 次元表示 ( 2 方向 )

#### 4.3.2 ファントム B

血管奇形領域と思われる部分のみ(画像サイズ 135 × 135)の再構成を行った。ピクセルサイズは 0.49 × 0.49 [mm<sup>2</sup>/pixel]である。再構成画像を評価するため、ファントム A と同様に得られた 3 次元画像の投影をとったもの(図 8(a))と投影データとして使用した X 線画像(図 8(b))を比較し、また投影データを使用していない方向からも再構成画像の投影をとった(図 8(c))。更に、空間的精度の確認を行なうため投影データを使用していない方向から得られた再構成画像の投影をプロファイルで比較した(図 9)。この結果、非常に細い直径のアルミワイヤーの複雑な形状を高い空間分解能で正確に再構成されていることが確認できた。

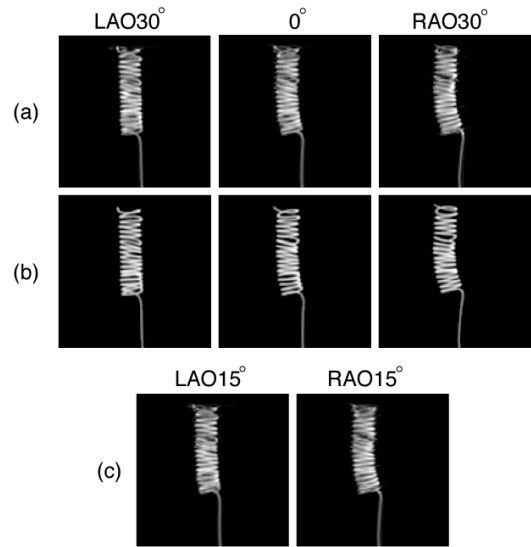


図 8 再構成画像の投影(a)と血管造影画像(b)および非計測角度における再構成画像の投影(c)

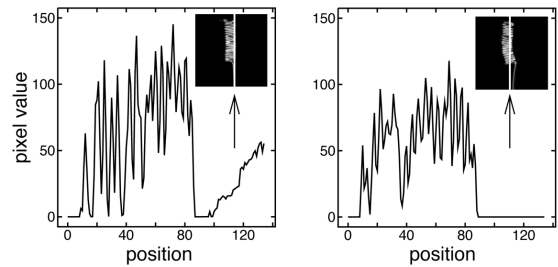


図 9 再構成画像のプロファイル(左 : LAO30°、右 : RAO30°)

#### 5. 検討

脳動静脈奇形に放射線治療を行う際、脳血管の正確な 3 次元形状を抽出し照射位置を決定することが治療効果の向上へつながる。この臨床における重要性から脳血管の 3 次元映像化は様々な方法が提案されている。

R. Ning と R.A. Kruger は、CT を用いて空間分解能の高い 3 次元画像の再構成に成功している [5]。しかし CT は本来診断用の装置であり血管造影画像に比べ治療に利用するのは制約がありすぎる。また繰り返し撮影を行い同一位相での画像を得るのも難しく、高い時間分解能は期待できない。さらに、被曝線量も増加してしまう。Bullitt は、パイプレーン法による 3 次元再構成を提案しているが、2 方向のデータからでは正確に血管を描くのは難しく MRA データも組み合わせただけの方法をとっている [2]。これに対し、我々の提案したシステムの利点は、少数方向から撮影されたアンギオ画像のみから再構成を行っている点である。パイプレーン法のように 2 方向ではデータが少なすぎるが我々の実験によれば 5 方向程度の投影データがあれば再構成は可能となり、更に高速化を行えば臨床に対しても効果が期待できる。

放射線治療の位置決定のために必要な 3 次元情報は、

実時間で表示することが重要となる。今回提案した方法は逐次近似法を用いた画像再構成の計算回数を低減することで、より高速な 3 次元画像の獲得を試みたものである。ML-EM、MAP-EM、そして MAP-EM に新たな情報を組み込んだ MAP-EM 高速化法の 3 つの方法で平均絶対誤差の収束速度を比較した結果、計算回数ごとの MAE の変化のグラフから本手法を適用した場合が最も収束までの時間が短く早期の段階で原画像に近付いていることがわかる。

また、逐次近似アルゴリズムはほかにも様々なものが提案されているが、投影数が非常に少ない今回のような場合、全ての投影を同時に用いて修正していく方法である MAP-EM は、特定方向の投影データの影響を抑えられるので有効であると思われる。

今回は、ある一時刻で得られた少数方向の画像からの再構成で空間的な精度の高さを実現したが、これと同様の処理を、時間ごとに撮影を行いそれぞれの位相でされた血管造影画像をもとに再構成を行えば、CT と比較してもより時間分解能の高い画像を得ることは可能だと思われる。脳動静脈奇形の実際の大きさは様々だが、10-30[mm]位が治療の対象になっている。そして周辺部の血管の太さも様々であるが、1-3[mm]程度の血管が描出できれば位置決定のための 3 次元映像として有効である。実験で撮影したファントムはアルミの直径が 0.7[mm]と 2.5[mm]のもので、これらを高い精度で再構成することができたことは、非常に期待できる結果であると言える。特に血管奇形を想定したファントム B は、そのプロフィールかららせん状に密集した部分の一つ一つを再現することができたため、複雑な血管奇形の再構成にも応用できるとと思われる。

## 6. まとめ

少数方向の血管造影画像から CT の MAP-EM アルゴリズムを用いた再構成を行うことで血管の正確な 3 次元映像化に成功した。また、収束に時間を要するこのアルゴリズムを高速化するための方法も提案し効果が確認できたため、臨床での利用に期待が持てる。

## 参考文献

- [1] 国枝悦夫, “放射線治療の新潮流 - ガンマナイフとライナックラジオサージャリの動向,” 映像情報(M), Vol.26, No.14, 824-828, 1994
- [2] E. Bullitt, M. Soltys, J. Chen, J. Rosenman and S.M. Pizer, “Three-dimensional reconstruction of intracranial vessels from biplane projection views,” *Journal of Neuroscience Methods.*, vol. 66, pp.13-22, 1996.
- [3] C. J. Henri and T. M. Peters, “ Three-dimensional reconstruction of vascular trees. Theory and Methodology,” *Med. Phys.*, vol. 23, pp. 197-204, 1996.
- [4] C. J. Henri and T. M. Peters, “ Three-dimensional reconstruction of vascular trees: Experimental evaluation,” *Med. Phys.*, vol. 23, 617-627, 1996.
- [5] R. Ning and R.A. Kruger, “ Image Intensifier-Based Computed Tomography Volume Scanner for Angiography,” *Acad Radiol.*, vol. 3, pp. 344-350, 1996.
- [6] B. A. Schueler, A. Sen, H. Hsiung, R. E. Latchaw and X. Hu, “Three-dimensional Vascular Reconstruction with a Clinical X-ray Angiography System,” *Acad Radiol.*, vol. 4, pp. 693-699, 1997.
- [7] A. J. Rockmore and A. Macovski, “A maximum likelihood approach to emission image reconstruction from projections,” *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. NS-23, pp.1428-1432, 1976.
- [8] L. A. Shepp and Y. Vardi, “Maximum likelihood reconstruction for emission tomography,” *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 1, pp. 112-121, 1982.
- [9] K. Lange and R. Carson, “EM reconstruction algorithms for emission and transmission tomography,” *J. Comput. Assist. Tomog.*, vol.8, pp. 306-316, 1984.
- [10] 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. MI-6, pp. 106-114, 1987.
- [11] S. Geman and D. Geman, “Stochastic relaxation, Gibbs distributions and the Bayesian reconstruction of images,” *IEEE Trans. Pattern and Machine Intel.*, vol. 6, pp. 721-741, 1984.
- [12] S. Geman and D. E. McClure, “Bayesian image analysis: An application to single photon emission tomography,” *Proceedings of the Statistical Computing Section, Amer. Statist. Assoc., Washington, D. C.*, pp. 12-18, 1985.
- [13] E. Levitan and G. T. Herman, “A maximum a posteriori probability expectation maximization algorithm for image reconstruction in emission tomography,” *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. MI-6, pp. 185-192, 1987.
- [14] P. J. Green, “Bayesian reconstructions from emission tomography data using a modified EM algorithm,” *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. MI-9, pp. 84-93, 1990.
- [15] K. Lange, “Convergence of EM image reconstruction algorithms with Gibbs smoothing,” *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. MI-9, pp. 439-446, 1990.
- [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. Imag.*, vol. MI-11, pp. 267-275, 1992.
- [17] D. S. Lalush and B. M. W. Tsui, “A generalized Gibbs prior for maximum a posteriori reconstruction in SPECT,” *Phy. Med. Boil.*, vol. 38, pp. 729-741, 1992.

キーワード.

放射線治療、定位手術の照射、統計的画像再構成、最尤推定、最大事後確率推定

-----

Summary.

## **Three-dimensional image reconstruction with MAP-EM method from few projections**

Naoko Ohura Koichi Ogawa

Division of Electrical Engineering, Graduate School of Engineering, Hosei University

Etsuo Kunieda

Department of Radiology, School of Medicine, Keio University

It is necessary to know exactly the position and shape of blood vessels when radiation therapy is done for intracranial arteriovenous malformation. Various three-dimensional reconstruction methods for brain blood vessels have been proposed on the basis of clinical importance. But it is very difficult to accurately reconstruct blood vessels of complex shape from a few two-dimensional angiograms. In this paper, we used a MAP-EM method to reconstruct three-dimensional brain blood vessels from a few angiograms. Moreover, we decreased the calculation time by introducing a new penalty function in this MAP-EM method. As a result, a high quality image was obtained with a few iterations than with conventional iterative methods.

Keywords.

Radiotherapy, Radiosurgery , Statistical image reconstruction, Maximum likelihood estimation, Maximum *a posteriori* estimation