連載

Q

SPECTにおける 画質劣化とその補正

V 画像再構成

法政大学工学部 尾川浩一

はじめに

SPECT画像を再構成する画像再構成法の誤った使用によって、コントラスト分解能が低下することについて、『総論』において述べた。ここで述べる画像再構成法は、統計的推定理論を用いて画像再構成を行う最尤推定・期待値最大化(ML-EM)法や最大事後確率推定・期待値最大化(MAP-EM)法であるが、これらの方法は収束が遅いために、画像の高周波成分の回復が遅れ、反復計算回数が少ない場合には大きな濃度ひずみが発生し、コントラスト分解能も低下する。ここでは、これらの画像再構成法について簡単に述べ、画質の劣化との関係をみる。

統計的画像再構成法

統計的な枠組みで画像再構成を行う場合、任意 の画像 に対して計測値である投影データ Y が得 られる条件付き確率 P(Y)を最大にするように 画像が推定されれば、そのような画像 は最も確 からしい推定であると考える。これが最大 (Maximum Likelihood: ML)推定に基づく画像 再構成法1)である。この考え方を説明するために 図 1 で話を進める。いま、0、90、180 度の3 方向 の投影データが観測されていたとする。このとき、 どのような画像ならば、測定投影データに近い計 算投影データが得られるかという観点で考える。 まず、図 1a のような大きな円の内部が一様であ る分布(画素値として平均値を設定した画像)を 仮定し、これからスタートする。この投影データ を計算してみると90度の角度の投影データは一致 するが、0、180度では一致しない。そこで、一様 な円の左側に低画素値部を、右側に高画素値部を 投影データの不一致度に応じて設定する。このよ うな画像を新たに作り、計算投影データを得たの が図 1 b である。この計算投影データを再び測定 投影データと比較すると図 1a の時よりも測定投 影データに対する一致度が高いが、完全には一 致していないということがわかる。 そこでさらに 一部の画素値を変更しながら計算投影データと 測定投影データの一致をみていく。そして、もし 図 1 c のように計算投影データが測定投影データ に限りなく近ければ(これを尤度が高いという) その計算投影データを作る元になった画像が本当 の画像に違いないと判断するのである。このこと を数式によって表現すると次のようになる(図2) 放射性同位元素が崩壊する時間間隔は互いに独立 で指数分布に従うため、単位時間あたりに計測さ れる光子の個数はポアソン分布となる。投影デー タは複数の画素から発生した光子の和として観測 されるが、個々の画素からの投影データはポアソ ン分布に従っているので、その和としての観測値 Y(測定投影データ)もポアソン分布に従うことに なる。Yiについて考えれば、この期待値はおのお のの画素についての期待値 /と画素/から発生し た光子が検出器 / で検出される確率 Cii を用いて

Medical 2002年8月

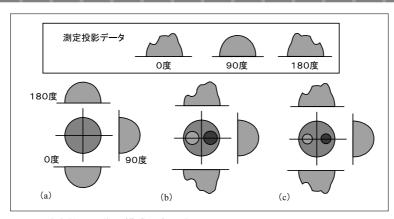


図1 確率的な画像再構成の考え方

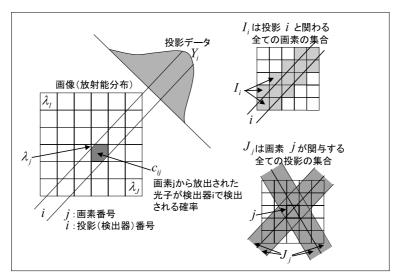


図2 記号の定義

 $\sum_{j \in I_i} c_{ij} \lambda_j$ と表すことができる。ポアソン分布では観測値をk、期待値をaとしたとき、その確率分布は $e^{-a} \frac{a^k}{k!}$ と表されるので、aの代わりに $\sum_{j \in I_i} c_{ij} \lambda_j$ を、kの代わりに Y_i を代入するとi番目の検出器についての $P(Y_i)$ は

$$P(Y_i \mid \lambda) = \frac{\exp\left(-\sum_{j \in I_i} c_{ij} \lambda_j\right) \cdot \left(\sum_{j \in I_i} c_{ij} \lambda_j\right)^{\gamma_i !}}{Y!}$$

となる。ある に関係するすべての i の投影データから の値が決まること、および 線の発生は独

立事象ということを考慮すると、P(Y) は Y_i をi について乗算すればよいことがわかる。すなわち、

$$P(Y \mid \lambda) = \prod_{i} P(Y_{i} \mid \lambda)$$

$$= \prod_{j \in I_{i}} \frac{\exp\left(-\sum_{j \in I_{i}} c_{ij} \lambda_{j}\right) \cdot \left(\sum_{j \in I_{i}} c_{ij} \lambda_{j}\right)^{\gamma_{i}!}}{Y_{i}!}$$

となる。ここで両辺の対数をとると乗算記号 \prod_i は加算記号 \sum_i にかわる。そして、P(Y-)のについての最大化において、 と無関係なY!の項を無視すると、

Vol.34 No.10 1015

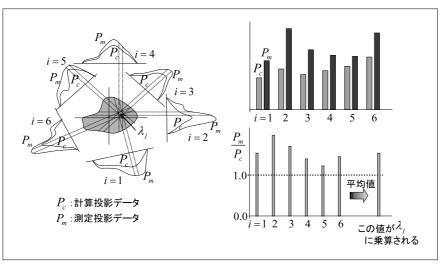


図3 画素値の変更

$$\max_{\lambda} \left[\ln P(Y \mid \lambda) \right]$$

$$= \max_{\lambda} \left[\sum_{i} \left\{ -\sum_{j \in I_{i}} c_{ij} \lambda_{j} + Y_{i}! \ln \left(\sum_{j \in I_{i}} c_{ij} \lambda_{j} \right) \right\} \right]$$

が得られる。ML推定では 式を満たす画像 を 求めることになる。ところが、Yは投影データに ついての観測値であり、画像を構成する個々の 画素の期待値 とは直接結びつかないため、最 大化操作は困難である。そこで、観測可能であるがその構成要素である画素ごとの期待値について未知である Yを、個々の画素ごとに定義された確率変数 X(こちらは観測できない)の和

$$Y_i = \sum_{j \in I_i} X_{ij}$$
 として記述する。そして $P(Y)$)を

P(X))に置き換え、 $\ln P(X)$)を について最大化する。これが期待値最大化(Expectation Maximization: EM)アルゴリズム 2 である。このEM アルゴリズムは期待値を求めるステップとそれを最大化するステップに分かれ、(n+1)回目の新しい推定値 λ_j^{n+1} とn回目の推定値 λ_j^n の関係は次のように与えられる。

$$\lambda_j^{n+1} = \lambda_j^n \frac{1}{\sum_{i \in J_j} c_{ij}} \sum_{i \in J_j} c_{ij} \frac{Y_i}{\sum_{k \in I_i} c_{ik} \lambda_k^n}$$

この ML-EM 画像再構成は、(a)ML推定に収束する、(b)正値から始めると非負値制限が満足される、(c)画像濃度(全計数値)は一定値に保たれる、(d)計算量が多く、ML推定解に近づくと特に収束速度が遅くなる、(e)雑音によってチェッカーボード状の斑紋が現われる、などの特徴をもっている。

ML推定ではP(Y) を について最大化したが、画像に対しての先験的な知識P()が既知である(あるいは仮定できる)場合にはこれを考慮して、ベイズの定理

$$P(\lambda \mid Y) = \frac{P(Y \mid \lambda)P(\lambda)}{P(Y)}$$

から与えられる条件付き確率 P(Y)を について最大化することも考えられる。これを MAP (Maximum a posteriori)推定 $^{(3)}$ という。実際には に無関係な P(Y) の項を除去した 式を最大化する。

$$\max_{\lambda} \left[\ln P(\lambda \mid Y) \right]$$

$$= \max_{\lambda} \left[\ln P(Y \mid \lambda) + \ln P(\lambda) \right]$$

これを前述のEMアルゴリズムで解いたものが MAP-EMによる画像再構成法である。ここで先 験的な知識というのは何かということが問題にな

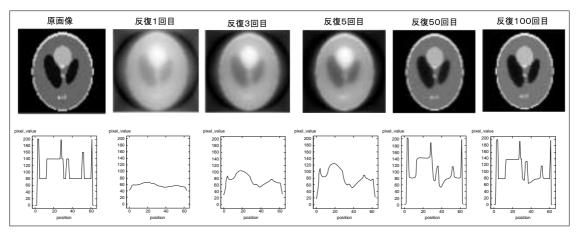


図4 逐次近似的画像再構成手法における画質の変化と中央縦(X=32)での濃度プロファイル

るが、例えば濃度(放射能)の分布がなめらかに変化することを表す式を用いたり、解剖学的な構造を組み込む場合もある。

再構成のプロセスの特徴

これらの逐次近似的画像再構成法は基本的に計 算量が多く、時間がかかるという問題がある。こ れは、式の構造をみれば納得がいく。すなわち、 式の右辺の最後の項の分母はi番目の計算投影 データを意味しており Y,との比を取っている。そ して、この外側の では、画素」に対してこの比 をすべての方向の投影データで平均化しているこ とがわかる。したがって、現在の画素値が次の回 の補正画像の画素値に変化する際、この平均値が 用いられる。よって画素値の更新の程度は小さ く、画像の高周波成分に対応する部分の回復が遅 れることが予想できる(図3)。また、尤度が高く なってきた段階では計算投影データの値が測定投 影データの値に近づくのでこの比はほぼ1になり、 その平均値を用いて次の画素値が決定されるので 収束が次第に遅くなることも理解できる。雑音に 関しては、上記のように投影データの比の平均値 が用いられるため、比較的安定でありART (Algebraic Reconstruction Technique)⁴⁾のよう に特定の投影データの雑音に強い影響を受けない ため再構成画像の画素値が振動したり、発散する ことは少ない。

図 4 はShepp ファントム(64 × 64)を用いて統計的な画像再構成法の一般的特徴を観察したものである。ここで用いた方法はMAP-EM 法であり、投影データは60方向(0~180度)とした。また、吸収、散乱、雑音は考慮していない。画像の先験的情報としては濃度変化の滑らかさを利用している。この図およびプロファイルからも理解できるように、このような逐次近似的な方法はその濃度値が変化する様子がゆっくりで、画像再構成の反復回数が少ない場合には画素値が戻っていないことがわかる。

収束速度の向上

ML-EM やMAP-EM などの方法を加速するために開発されたのがOS(ordered subset)法である。この方法の登場により、従来のML-EM やMAP-EM などの方法と比較して収束の速度が数十倍スピードアップし、これらの逐次的方法が臨床でも使われるようになった。OSとは投影データをいくつかのグループ(サブセットという)に分け、そのグループ内の投影データの値のみを用いて画像データの値を変更して行くというものである。これらの加速法は、HudsonらがやByrneがによって提案され、Ordered-Subsets(OS)アルゴリズムあるいはBlock-Iterative(BI)アルゴリズムと呼ばれている。原理的にはOSとは、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

Vol.34 No.10 1017

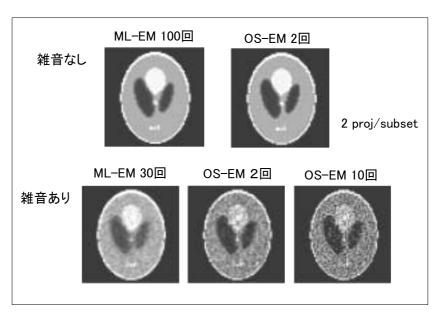


図5 ML-EM法とOS-EM法の比較

に関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。一方、ARTのような方法は参照する投影データが1つの場合にあたり、OS法はMLあるいはMAP法とARTの中間に位置する方法であるといえる。このOSアルゴリズムによって、高周波成分の回復が早まり、数回の計算で高画質の画像再構成が可能となった(図5)。またARTほど雑音に対しては敏感でないので手頃な繰り返し回数(時間)で高画質の画像を得ることができるようになった。サブセット内の投影データの数が少ない場合、雑音がない時には少ない反復回数で高画質の再構成画

像を得ることができるが、雑音がある場合には発散の傾向が高いので注意が必要である。雑音による発散を押さえる場合には、サブセット内の投影数を4~8程度にすればよいが、画素値の変更の際に同時に用いる投影データの数が増加することになるので画質の改善の速度は遅れることになる。

おわりに

反復的手法による画像再構成法を用いる際の注 意事項をその式の構成から言及し、近年開発され た高速化アルゴリズムについて紹介した。

< 猫文 >

- Shepp LA & Vardi Y: Maximum likelihood reconstruction for emission tomography. IEEE Trans Med Imag 1: 112-121, 1982
- Lange K & Carson R: EM reconstruction algorithm for emission and transmission tomography.
 J Comput Assist Tomogr 8: 306-316, 1984
- Levitan E & Herman GT: A maximum a posteriori probability expectation maximization algorithm for image reconstruction. Amer Statist Assoc 80: 8-37, 1985
- 4) Gordon R: A tutorial on ART(Algebraic Reconstruction Technique). IEEE Trans Nucl Sci 21: 78-93, 1974
- 5) Hudson HM & Larkin RS : Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. IEEE Trans Med Imag 13: 601-609, 1994
- 6) Byrne CL: Block-iterative methods for image reconstruction from projections. IEEE Trans Imag Proc 5: 792-794, 1996

Medical 2002年8月