原 著

逐次近似再構成法における分解能・統計雑音
および最適逐次回数の基礎的検討大西英雄・飯田忠行・松尾 悟¹⁾・木田哲生¹⁾
吉村雅寛¹⁾・野間和夫¹⁾・増田一孝¹⁾広島県立保健福祉大学保健福祉学部放射線学科
1) 滋賀医科大学附属病院放射線部論文受付
2001年2月19日論文受理
2001年7月13日

Code No. 523

はじめに

近年, single photon emission computed tomography (SPECT)装置の進歩は目覚ましく, コンピュータ技術の進歩も急速に進み, ダウンサイジングに始まり高性能で低価格なデータ処理装置が臨床現場にリリースされてきた. SPECTで使われるほとんどの画像再構成法

は, XCTと同様に重畳積分法もしくはフーリエ変換法¹⁾などの解析的手法であった. 特に, SPECTでは γ 線の吸収, 散乱等の物理特性とデータ自体の確率的要素(統計的)があり, それらの因子が複雑に絡み合って画質に大きく影響し, 画質自体に統計的(確率的)要素が多く含まれる. このようなSPECT画像固有の特性を画

Fundamental Evaluation of the ML-EM Reconstruction Algorithm for SPECT Images: Resolution, Noise, and Optimal Iterations

HIDEO OHNISHI, TADAYUKI IIDA, SATORU MATSUO,¹⁾TETSUO KIDA,¹⁾
MASAHIRO YOSHIMURA,¹⁾KAZUO NOMA,¹⁾ and KAZUTAKA MASUDA¹⁾

Department of Radiological Sciences, Hiroshima Prefectural College of Health Sciences Faculty of Health Sciences

1) Department of Radiology, Shiga University of Medical Sciences

Received Feb. 19, 2001; Revision accepted July 13, 2001; Code No. 523

Summary

We evaluated the optimal number of iterations on maximum likelihood-expectation maximization (ML-EM) reconstruction algorithm in SPECT images using four methods: full width at half maximum (FWHM), statistical noise, edge recovery of image (recovery coefficient; RC), and normalized mean squared error (NMSE). We acquired SPECT images using 99m-Tc as a signal source for three phantoms: a line source phantom, uniform cylinder, and hot rod phantom. The line source phantom was used to measure reconstructed image resolution; the uniform cylinder phantom was used to evaluate statistical noise and image recovery; and the hot rod phantom was used to evaluate the NMSE method. We varied acquisition time as follows: 300 sec/step, 30 sec/step, and 5 sec/step, and numbers of iterations of ten times and more. Statistical noise converged early at 50 iterations for acquisition time for 300 sec/step. The RC value neared 1.0 for 300 sec/step, but remained at 0.7 for 30 sec/step and 5 sec/step. The optimal number of iterations was 50 for images obtained with the high frequency ingredient with 30 sec/step and 30 for images obtained with low frequency. The number of iterations should be changed according to acquisition time and the frequency ingredient contained in images.

Key words: Maximum likelihood-expectation maximization (ML-EM), Single photon emission computed tomography (SPECT), Normalized mean squared error (NMSE), Iteration

別刷資料請求先: 〒723-0053 広島県三原市学園町1-1
広島県立保健福祉大学 保健福祉学部 大西英雄 宛

像再構成の逐次近似法に組み込んで、画質を向上させようとする研究^{2, 3)}が急速に進められている。その代表的な逐次近似画像再構成法に最尤推定による期待値最大化(maximum likelihood-expectation maximization: ML-EM)法⁴⁻⁶⁾がある。これは光子の発生確率がポアソン分布を呈し、それをモデル化することで検出器のジオメトリ、光子の吸収、散乱などの要素^{7, 8)}を再構成のなかに組み入れ補正することができる再構成法である。この方法は膨大な計算処理時間が必要であったが、近年の計算機能力の向上により一躍脚光を浴びるようになった。またML-EM法の変法であるordered subsets expectation maximization(OSEM)^{9, 10)}のような高速アルゴリズムの開発により、臨床現場で十分使用できる状況になっている。以前からML-EM法での基本的なパラメータである逐次回数に関しては、シミュレーション的解析^{11, 3)}が盛んに行われているが、臨床データに沿った解析はあまり行われていない。そこで、われわれはML-EM画像再構成法を用いた基礎的な検討として収集時間と逐次回数(iteration)の関係を分解能、統計雑音、画像エッジ部の回復(recovery coefficient: RC)およびnormalized mean squared error (NMSE)法¹²⁾等を用いて最適な逐次回数を定量的に解析したので報告する。

1. 方法

1-1 実験方法

使用するSPECT装置は、3 検出器型GCA-9300-A(株式会社東芝製)、データ処理装置はGMS-5500UI、使用核種は^{99m}Tcを使用した。コリメータは低エネルギー用高分解能(LEHR)を使用し、LEHRコリメータの総合分解能(FWHM)は^{99m}Tcに対して空気中で回転中心(13.2cm)において9mmである。

分解能評価用ファントムとしては、直径20cmφ、長さ20cmの円柱ファントム：外容器(SPECT性能評価ファントム：東芝社製)を用い、5本からなる1mmφの線線源(分解能測定用内容器)を前述した外容器に装着する。線線源には37MBq/ccの^{99m}Tcを封入し、収集条件は128×128マトリクス(1pixel=0.32cm)、30sec/step、30step、120度で収集を行った。ML-EM画像再構成法の逐次回数を1, 5, 10, 15, 20, 30, 40および50と変化させて画像再構成を行った。

統計雑音の評価、画像エッジ部の回復評価およびNMSE法の評価で使用したファントムは、均一性および陽性画像用として付属の陽性用ファントム内容器を前述した外容器に装着し、^{99m}Tcを740MBq封入した。収集条件は、128×128マトリクス、30step、120度収集で行った。収集時間を5, 30および300sec/stepと変化させ逐次回数を1, 2, 3, 5, 8, 10, 30, 50および

80と変化させて画像再構成を行った。また、再構成処理においては前処理フィルタは用いなかった。両収集とも、吸収補正および散乱線補正は行っていない。なお、300sec/step収集時には投影データに対し全収集中心時間で半減期補正処理を行った。

1-2 評価方法

1-2-1 分解能評価

分解能評価用ファントムを用いて、ファントム中心の断面像で中心部(on-axis)と周辺部(off-axis)のそれぞれのtangential方向、radial方向のプロファイル曲線を作成し半値幅(FWHM)および1/10値幅(FWTM)を算出する。近傍の2断面(ファントム中心から上下3.2cmの位置)も同様に処理しFWHM, FWTMをそれぞれ算出し平均化を行い評価する。散乱体(水)の有無も同時に評価する。

1-2-2 統計雑音の評価

均一断面画像を用いて、円柱体軸断面に内接する30×30 pixelの矩形ROI(関心領域：以下、ROI)を設定しROI内の平均カウント(average)、標準偏差(SD)およびその比から以下のroot mean square uncertainty (RMSU)を算出して統計雑音の評価を行う。

$$RMSU = \frac{SD}{average} \dots\dots\dots (1)$$

近傍の2断面(上下3.2cmの位置)も同様に処理しRMSU値の平均化を行いRMSU値が一定値になる逐次回数を評価する。また、RMSU値の分布曲線を微分することによりその変化(以下、ΔRMSU)を求め数値の収束性を評価する。なお、吸収の影響で中心部のSPECT値の低下を補うためにROIの範囲を大きく設定する。

1-2-3 画像エッジ部の回復評価

フィルタ逆投影法(FBP)で処理した均一断面画像のプロファイル曲線の立ち上がり部分(エッジ)の傾き(gradient)と逐次近似画像再構成で処理した均一断面画像のプロファイル曲線のエッジの傾きとの比をrecovery coefficient(RC)と定義して式(2)より算出し評価する。

$$RC = \frac{\text{Gradient of ML-EM process image}}{\text{Gradient of FBP process image}} \dots (2)$$

gradient of ML-EM process image :

ML-EM画像再構成処理画像での傾き

gradient of FBP process image :

FBP画像再構成処理画像での傾き

なお、FBP法では前処理フィルタを使用せず再構成フィルタにramp関数を用い、近傍の3断面(上下3.2cmの位置)も同様に処理し平均化を行う。

1-2-4 NMSE法での評価

評価方法 1-2-3 の統計雑音で300sec/step収集時での Δ RMSU値がほぼ一定になった逐次回数を基準画像の逐次回数($I_t=50$)として、5sec/step、30sec/stepおよび300sec/stepで収集したデータの逐次回数を変化させたときの画像を処理画像とする。それぞれの処理画像におけるNMSE値を式(3)から算出し、その値が最小となる逐次回数を最適な逐次回数とする。なお、陽性断面画像を高周波成分で多く含む画像、均一断面画像を低周波成分を多く含む画像であると定義する。

$$NMSE = \frac{\sum_{i=0}^x \sum_{j=0}^y (g(i,j) - f(i,j))^2}{\sum_{i=0}^x \sum_{j=0}^y f(i,j)^2} \dots\dots\dots (3)$$

$f(i,j)$: 基準画像

$g(i,j)$: 処理画像

2. 結果

収集時間(5sec/step, 30sec/step, 300sec/step)での逐次回数(1, 3, 5, 8, 10, 30, 50)および陽性断面画像および均一断面画像をFig. 1に示す。収集時間が短くなるにつれて低周波成分を多く含む均一断面画像のざらつきが目立ち、逐次回数を増加させることによりその傾向が増加した。高周波成分を多く含む陽性断面画像でも同様な現象が生じているが、均一断面画像に比較して長時間収集の場合においてはざらつきが目立たなかった。吸収補正を行っていないため均一断面画像で中心部のカウント低下が生じた。

2-1 分解能評価

横軸に逐次回数と縦軸にFWHMをとり、散乱体の有無および位置による分解能の変化をFig. 2に示す。FWHMおよびFWTMの値は、逐次回数が10以上では散乱体の有無および位置の変化にかかわらず同じ値を示した。散乱体の有無におけるFWTMでは顕著な差がみられた。

2-2 統計雑音の評価

ROI内の平均値、SD値、RMSU値および Δ RMSU値をFig. 3に示す。横軸に逐次回数を縦軸にそれぞれ評価する値をとっている。平均値(Fig. 3a)では逐次回数10以上で値の変動はみられないが、SD値のグラフ

Fig. 1 Comparison of acquisition time and iteration in the uniform cylinder and hot rod phantom SPECT images.

(Fig. 3b)では逐次回数が増加するにしたがって値は増加している。これを総合的に統計雑音の指標であるRMSU値および Δ RMSU値(Fig. 3c, d)で評価すると、短時間収集時(5sec/step)では逐次回数を増加することによりRMSU値も増加しているが、逐次回数50以上であれば長時間収集(300sec/step)で一定値に収束し、Fig. 3dにおいてほぼ平坦な分布となった。この結果を踏まえて逐次回数50をNMSE法での基準画像(300step/sec)の逐次回数とした。特にFig. 3dより30sec/step, 5sec/stepにおいて Δ RMSU値は下降線をたどり収束しなかった。

2-3 画像エッジ部の回復評価

縦軸にRC値を横軸に逐次回数をプロットしたエッジ部の回復評価の結果をFig. 4に示す。RC値は、300sec/step収集で逐次回数を増加させると、逐次回数が80の場合は $RC = 0.975$ となりRCの値が1.0に近づいた。しかし、その他の収集(5sec/setp, 30sec/step)においては $RC = 0.7$ で一定となり逐次回数を増加させても1.0には近づかなかった。

2-4 NMSE法

縦軸にNMSE値を横軸に逐次回数をとり収集時間の差5sec/step, 30sec/stepおよび300sec/stepによる均一断面画像と陽性断面画像のNMSE値をFig. 5に示す。両分布ともに下に凸な分布を呈し、分布の最小値が存在した。NMSE値が最小となる逐次回数は、均一断面画像では5sec/step, 30sec/stepとも同じ逐次回数10が最適な値となった。陽性断面画像ではNMSE値が最小となる逐次回数は5sec/stepで10, 30sec/stepで30となり、収集時間が大きくなるにつれてその値は増加した。

Fig. 2 (a)FWHM measurements for the line source in air and FWHM measurements for the line source on the axis in air and water.
(b)FWHM measurements for the line source in water.

Fig. 3 Measurements for uniform cylinder SPECT images in the ROI counts.
(a) average counts, (b) SD, (c) RMSU values, (d) variation of RMSU values.

Fig. 4 (a) Profile curves for the uniform SPECT images (FBP reconstruction and ML-EM reconstruction). (b) Evaluation of edge recovery of images for iterations.

Fig. 5 Comparison of the optimal iteration for different acquisition times in the uniform cylinder (b) and hot rod (a) phantom SPECT images.

3. 考 察

ML-EM逐次近似画像再構成法での基礎的検討として最適な逐次回数を収集時間を変化させて検討を行った。評価は画像の基本特性である分解能(FWHM, FWTM), 統計雑音(RMSU)および画像エッジ部の回復(RC)として単一的に評価し, 画像全体の総合評価としてNMSE法より臨床データに類似した条件下で総合的に検討評価した。

Fig. 1から, 長時間収集の場合で低周波成分を多く含む画像と高周波成分を多く含む画像との差を視覚的に見ても逐次回数を変えることによって雑音の発散が異なる。これは画像に含まれる周波数成分が異なると

逐次回数も変化すると考えられる。この結果はFig. 5に示すNMSE法による定量評価で明確に差が現れている。

分解能に関しては, 逐次回数を10以上増加させてもFWHMおよびFWTMはあまり変化しなかった。この理由としては, 本来逐次近似的に画像を再構成しているだけであり, 分解能はそれ以外の因子(コリメータや距離依存性)が大きく影響すると考えられる。しかし, Gillandら¹⁰⁾の報告によると, 散乱線補正(DEWS法)および吸収補正(TCT法)を行うと逐次回数50で30%改善したとの報告もある。Fig. 3dの Δ RMSU値の変化においては, 短時間収集(5sec/step)の場合にその値

の変動は大きく、長時間収集(300sec/step)では30～50の逐次回数でほぼ平坦な分布を示している。この逐次回数は、浦部ら³⁾の報告のシミュレーションデータ解析での雑音を5～10%付加させ、吸収補正なしの場合のデータと同じ傾向を示しており両者の妥当性が評価できる。実際臨床時での収集時間には制限があり、30sec/step収集時でも統計雑音の変動は逐次回数50でもまだ収束していない。エッジ部分の回復性においては、解析的画像再構成法であるFBP法を基準としたRC値で画像のエッジ部の評価を行ったが、5sec/step, 30sec/step収集時では0.7となり回復が遅くれ、完全な回復は認められなかった。これは、統計雑音の量が少ないとき(長時間収集)では雑音の発散が抑えられる傾向にあるが雑音の量が多い場合(5sec/step, 30sec/step)では雑音の量の増加により緩やかに発散が生じている³⁾ためだと考えられる。画像全体の評価としてのNMSE法評価では、最適逐次回数は30sec/stepにおいては高周波成分を含む画像では逐次回数30、低周波成分を含む画像では逐次回数10と逐次回数が異なった。また、収集時間が短い場合(5sec/step)においても同じ傾向を示した。この結果からML-EM画像再構成法における逐次回数は、低周波成分では早く収束し、高周波成分では収束が遅くなる。そもそもML-EM再構成法は全投影データを用いて画素値の変更を行うもので、雑音にはadditive algebraic reconstruction technique (AART)やmultiplicative ART(MART)¹¹⁾などに

比較して強いが、雑音が少ない場合には誤差の発散が抑えられるものの雑音の量が多くなると発散が始まるといわれている。また、エッジの多い画像(高周波成分を多く含む)は収束も遅いといわれている。この結果はその部分を如実に示したものである。逐次回数が少なれば本来のコントラスト(例えば、灰白質と白質比)が得られないし、多すぎれば雑音が発散することになる。心臓、脳などにより標的臓器の持つ周波数成分が異なる^{12), 13)}といわれており、周波数成分に見合った最適な逐次回数を導き出す必要がある。今回の検討は、吸収補正および散乱線補正などを行っていないが、今後の課題としてそれぞれの補正による影響、画像フィルタ、ML-EM法の変法であるOSEM法でのサブセット数などを検討する必要性がある。

4. 結 語

FWHM, FWTM値は逐次回数が10以上で同じ値になり、収集カウントと逐次回数とは大きな関係がありRMSU値で評価すると逐次回数50(300sec/step)ではほぼ同じ値に収束した。ほかの収集条件では、逐次回数50以上でもその値は収束しなかった。エッジの回復性ではRC値は300sec/stepでは1.0に近づいたが、30sec/step, 5sec/stepでは0.7にとどまった。画像全体の最適逐次回数は、高周波成分を多く含む画像では逐次回数30、低周波成分を多く含む画像では逐次回数10となり、画像に含まれる周波数成分により変化した。

参考文献

- 1) Sheep LA and Logan BF: Fourier reconstruction of a head section. IEEE Trans Nucl Sci, NS-21, 21-43, (1980).
- 2) 松岡 伸, 篠原広行, 山本智朗, 他: OSEMアルゴリズムによるTI-201心筋血流SPECTの散乱・吸収補正. 日本医放会誌, 58, 751-757, (1998).
- 3) 浦部洋史, 森川琴子, 尾川浩一: SPECTにおける逐次近似的画像再構成法の比較. Med Imag Tech, 18(1), 84-92, (2000).
- 4) Shepp LA and Vardi Y: Maximum likelihood reconstruction for emission tomography. IEEE Trans Med Imaging, MI-1, 113-122, (1982).
- 5) Lange K and Carson R: EM reconstruction tomography. J Comput Assist Tomogr, 8, 306-316, (1984).
- 6) Hurwitz Jr H: Entropy reduction in Bayesian analysis of measurements. Phy Rev A, 12, 698-706, (1975).
- 7) Lange K, Bahn M, and Little R: A theoretical study of some maximum likelihood algorithms for emission and transmission tomography. IEEE Trans Med Imaging, 6, 106-114, (1987).
- 8) 尾川浩一: OS-EMによる画像再構成. 放射線医学物理, (3), 184-191, (1999).
- 9) Hudson HM and Larkin RS: Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. IEEE Trans Med Imaging, MI-13, 601-609, (1994).
- 10) Gilland DR, Jaszczak RJ, Wang H., et al.: A 3D model of non-uniform attenuation and detector response for efficient iterative reconstruction in SPECT. Phys Med Biol, 39, 547-561, (1994).
- 11) Murayama H, Tanaka E, and Nohara N: Comparative studies on various iterative image reconstruction algorithm for emission tomography. Med Imag Tech, 7, 315-333, (1989).
- 12) Ohnishi H, Ota T, Takada M, et al.: Two optimal prefilter cut-off frequencies needed for SPECT images of myocardial perfusion in a one-day protocol. J Nucl Med Technol, 25(4), 256-260, (1997).
- 13) 大西英雄: SPECT画像の周波数解析. 日放技学誌, 54(10), 1247-1252, (1998).

図表の説明

- Fig. 1 収集時間および逐次回数での陽性断面像および均一断面像の比較.
- Fig. 2 散乱体の有無による半値幅と逐次回数との関係.
- Fig. 3 均一断面像におけるROI内カウントの測定.
(a)ROI内の平均カウント
(b)ROI内の標準偏差
(c)RMSU値
(d)RMSU値の変化率
- Fig. 4 画像の辺縁部分の回復評価.
- Fig. 5 収集時間の差による均一断面画像および陽性断面画像における最適逐次回数.