

総 説

OS-EM法による画像再構成の概要と臨床的有用性

寺岡 悟見 相馬 努 河野 芳幸

株式会社第一ラジオアイソトープ研究所 臨床応用技術グループ

The outline and clinical usefulness of image reconstruction
by Ordered Subsets-EM algorithm

Satomi Teraoka, Tsutomu Soma, Yoshiyuki Kono

Clinical Application Technology Group, Daiichi Radioisotope Laboratories, LTD

Keywords ML-EM, OS-EM, FBP, PET, SPECT

1. はじめに

最尤推定-期待値最大化法 (Maximum Likelihood-Expectation Maximization: ML-EM法) の Positron emission tomography (PET) や Single photon emission computed tomography (SPECT) を対象とした画像再構成への応用は1980年代前半から試みられていたが¹⁻²⁾、当初は計算に膨大な時間がかかっていたために臨床に普及するまでには至らなかった。しかし、最近になってコンピュータ性能の向上、及び、ML-EM法を高速化した変法であるOrdered Subsets-EM法 (OS-EM法) の開発³⁾により、臨床への応用が進んでいる⁴⁾。本稿では、ML-EM法やOS-EM法の概要と従来から臨床に用いられているFiltered Back Projection法 (FBP法) と比べての利点、さまざまな補正

への応用、及び、現時点での課題を紹介する。

2. 概 要

2. 1. ML-EM法とは

ML-EM法による画像再構成は、最尤 (ML) 推定法と期待値最大化 (EM) 法という2つの理論を組み合わせることによってPETやSPECTにおいて求めたい未知数である体内のRI分布を収集した投影データから統計的手法によってもっとも可能性の高いケースとして推定する方法である。ML-EM法は推定した再構成画像から計算した投影データを実際に収集した投影データにできるだけ一致させるように再構成画像を繰り返し補正していく逐次近似法の一つである。図1では数値ファントムを使用してML-EM法の逐次近似にお

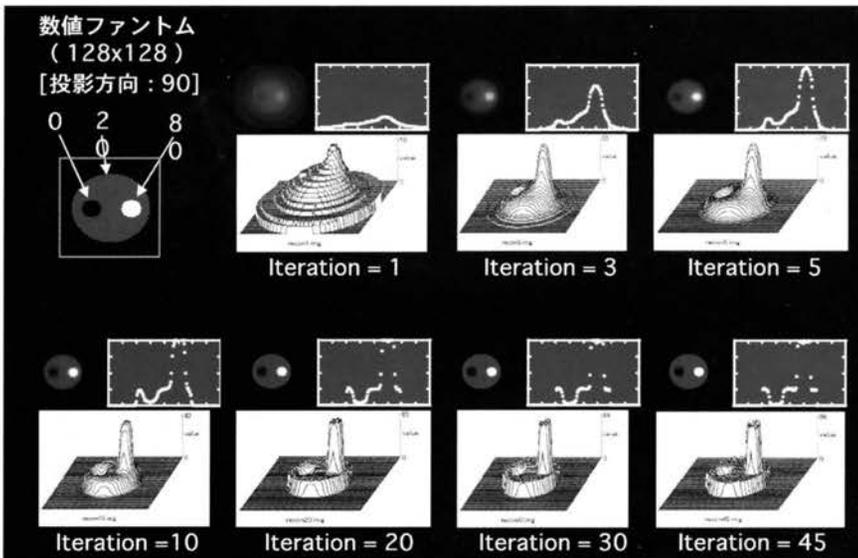


図1

収束性シミュレーション:
ML-EM法 (数値ファントム)
数値ファントム: Cold領域=0、
Hot領域=80、Background領域
=20、マトリクス=128、投影方
向数=90
Iterationによる再構成画像の違
いを鳥瞰図、及び中心のプロフ
ィールカーブで表示。
データのご提供: 島津製作所様

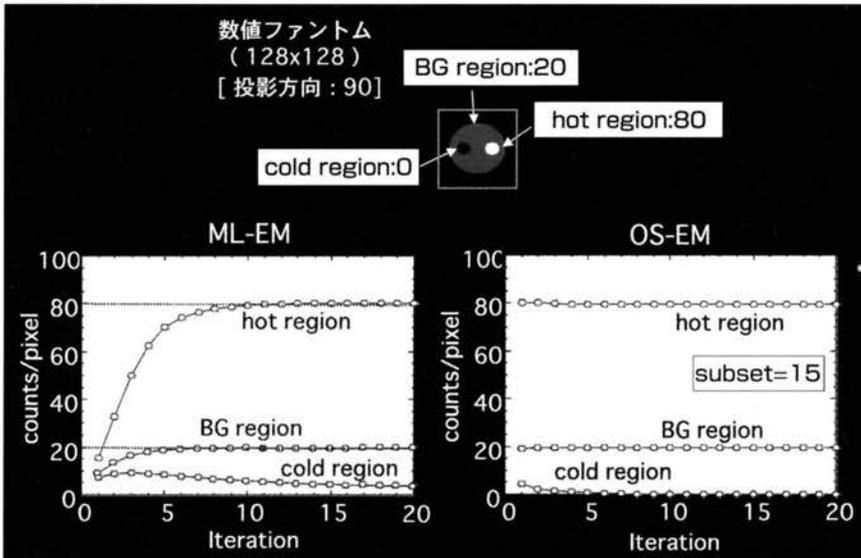


図2

収束性の比較(数値ファントム)
数値ファントム: Cold領域=0、
Hot領域=80、Background領域
=20、マトリクス=128、投影方
向数=90

ML-EM法(左)とOS-EM法(右)
の収束性を比較。

データのご提供: 島津製作所様

ける収束性を見ている。数値ファントムはCold領域(0)、Hot領域(80)、Background領域(20)の3領域で構成されている。このデータから90方向の投影データを作成し、ML-EM法で再構成している。鳥瞰図や中心のプロフィールカーブを見ると、収束は低周波成分が主体のフラッドな領域から始まり、徐々に高周波成分であるエッジをもつ領域に広がっていることが分かる。また、Hot領域がIteration(繰り返し)が10回程度で真の値に収束するのに比べ、Cold領域は30回程度のIterationが必要になっている。Iterationの回数は処理時間に比例するので、その多さ、つまり、処理時間の長さがML-EM法の普及を妨げる一因となっていた。

2. 2. OS-EM法とは

OS-EM法は投影データをいくつかのSubset(グループ)に分割して、1回のIterationでこのSubsetの数だけ画像の更新を行う。つまり、計算の収束を早めるためにラフな推定(更新)を頻繁に行うように工夫している。図2は図1と同じ数値ファントムを使用してML-EM法とOS-EM法の収束性を比較している。尚、OS-EM法はSubsetを15、つまり全投影方向が90なので1subsetあたり6方向にしている。各々の領域でのカウントのグラフを見ると、左側のML-EM法では、まずBackground領域が6回程度のIterationで真の値に収束し、次にHot領域が10回程度で収束している。しかし、Cold領域に関しては20回のIterationでも真の値である0にはなっていない。一方、右側のOS-EM法ではBackground領域、Hot領域とも1回のIterationで真の値に収束し、Cold領域に関しても5回程度のIterationで収束している。このように、OS-EM法ではML-EM

法の10分の1程度のIterationで真の値に収束する。OS-EM法はソフトウェア的にML-EM法を含んだ形になっていることもあり、現在ほとんどの機器メーカーが提供しているソフトウェアはOS-EM法のソフトウェアである。

3. FBP法と比べての利点

FBP法は逆投影の際に発生するボケを除くためにRampフィルタ等の再構成フィルタを使用している。FBP法における再構成フィルタに起因する問題として、

- ① 低カウント領域でのS/Nが悪い
- ② ストリークアーチファクトが発生する
- ③ SPECT値が対象物のサイズに依存する

等がある。ML-EM法やOS-EM法にはFBP法における再構成フィルタのような概念が存在しないため、これらの問題が改善することが知られている。

3. 1. 低カウント領域でのS/Nの改善

3. 1. 1. 数値ファントム

図3は統計ノイズを加えた数値ファントムの再構成画像で、左側が低いカウントの場合、右側が高いカウントの場合である。これらの画像を見ても明らかなように上段のFBP法では再構成フィルタによって統計ノイズも強調されてしまうために、特にカウントの低い画像において画質が劣化してしまう。これに比べてOS-EM法では低いカウントの場合でも比較的安定した画像が得られる。

3. 1. 2. 腫瘍イメージング

図4は18FDGを使用したPETのCoronal像である。この画像からもOS-EM法ではFBP法に比べて低カウント領域でのS/Nが改善することが分かる。低カウ

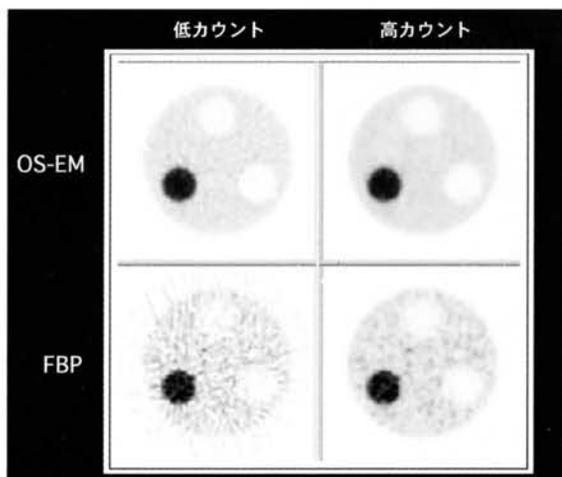


図3 低カウント領域でのS/Nの改善(数値ファントム)
低カウント(左)と高カウント(右)での再構成画像のFBP
法(下)とOS-EM法(上)の比較。
データのご提供:島津製作所様

ト領域でのS/N(画質)が良いという利点は、SPECTでも ^{67}Ga や ^{201}Tl を使用した腫瘍イメージングにおいて威力を発揮する。図5に ^{201}Tl を使用した肺と脳の腫瘍SPECTのCoronal像を示す。画像の表示は負が見えるようにロアレベルをマイナスにしている。正常領域のROI内のCV値(変動係数)はOS-EM法の方が低く、正常領域のカウントが安定して得られている。従って、OS-EM法を使用することで画質が改善するとともにTumor to Normal Ratio (TNR)等のROI解析の精度も向上することが期待できる。但し、TNRの値自体はFBP法に比べて低い値になる傾向があり、FBP法で求めた正常異常の判断基準はOS-EM法では使えない。従って、OS-EM法での再構成画像でTNR等のROI解析を行う場合には新たな診断基準が必要になっている。

3. 2. ストリークアーチファクトの改善

3. 2. 1. ファントム

図6はストリークアーチファクトに関してのFBP法とOS-EM法の違いをファントムで見ている。左側は線線源、右側は直径8cmのボトルと1.5cmのバイアルで、両方とも $^{99\text{m}}\text{Tc}$ を使用し、ボトルとバイアルの放射能濃度の比は1対10にしている。各々上が収集データ、左下がFBP法、右下がOS-EM法での再構成画像で、線線源ではTransaxial像、ボトルとバイアルではCoronal像を表示している。再構成画像の表示はストリークアーチファクトを認識しやすくするために負の値の領域が見えるようにロアレベルをマイナスにしている。画像を見ると明らかなようにFBP法で発生しているストリークアーチファクトがOS-EM法では消えている。尚、線線源によるストリークアーチファクトは両端の2つの線源から発生しているが、これは各角度の収集データにおいて線源と検出器の距離や吸収体の影響の違いにより線源のカウントやボケの程度が変化する場合にストリークアーチファクトが目立ってくるということを意味している。

3. 2. 2. 腫瘍イメージング

図7左側の骨SPECTのTransaxial像では、肋骨への転移病巣に極めて強い集積があり、FBP法では強いストリークアーチファクトが発生しているが、OS-EM法では消えている。また、右側の ^{67}Ga 全身SPECTのMIP画像には多数のHot Spotが存在しているが、FBP法では矢印で示す小さなHot Spotが隣の強いHot Spotから発生するストリークアーチファクトによって消されてしまっているが、OS-EM法では分離して見えている。このように、FBP法ではより強いHot Spotから発生するストリークアーチファクトによってその周辺の小さな、または、弱いHot Spot が覆い隠されて

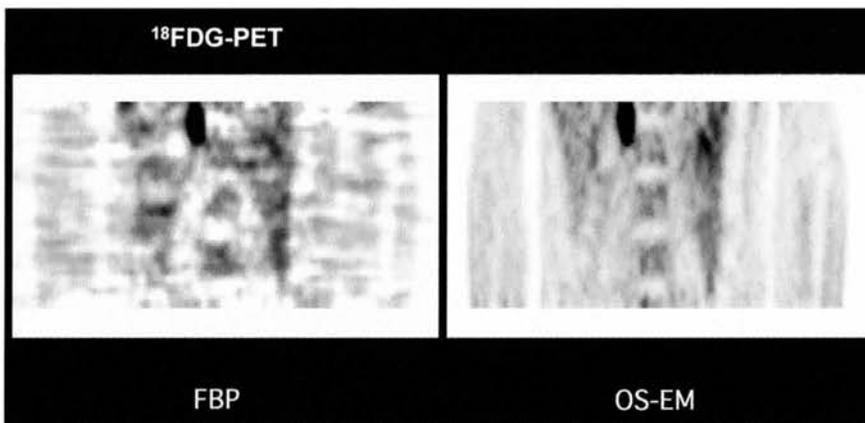


図4
低カウント領域でのS/Nの改善
(^{18}F -FDG-PET)
 ^{18}F -FDG-PETにおけるCoronal像
のFBP法(左)とOS-EM法(右)
の比較。
データのご提供:
GE横河メディカルシステム様

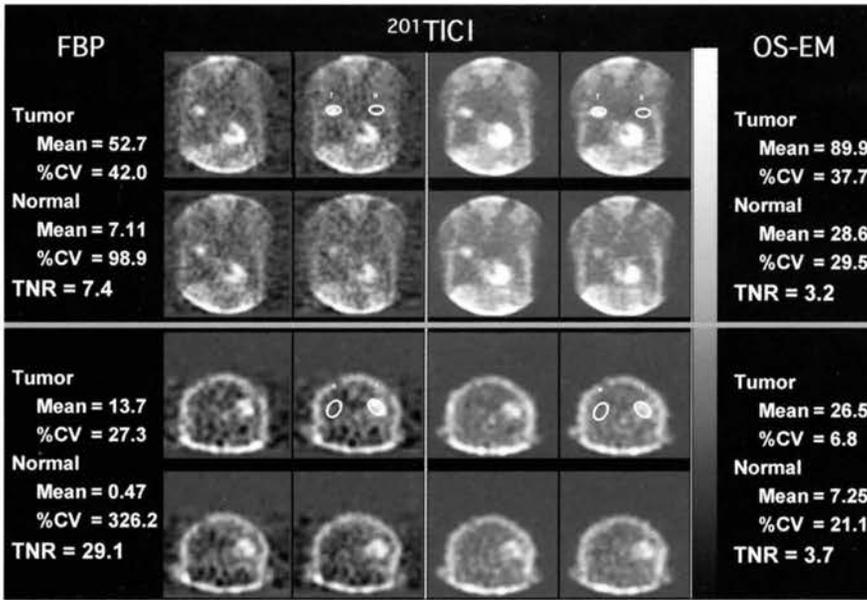


図5 低カウント領域でのS/Nの改善(201Tl腫瘍)
201Tl腫瘍SPECTにおけるCoronal像の画質とROI解析(Tumor to Normal Ratio: TNR)のFBP法(左)とOS-EM法(右)の比較。表示は負が見えるようにロアレベルをマイナスにセット。
データのご提供: 横浜南共済病院様

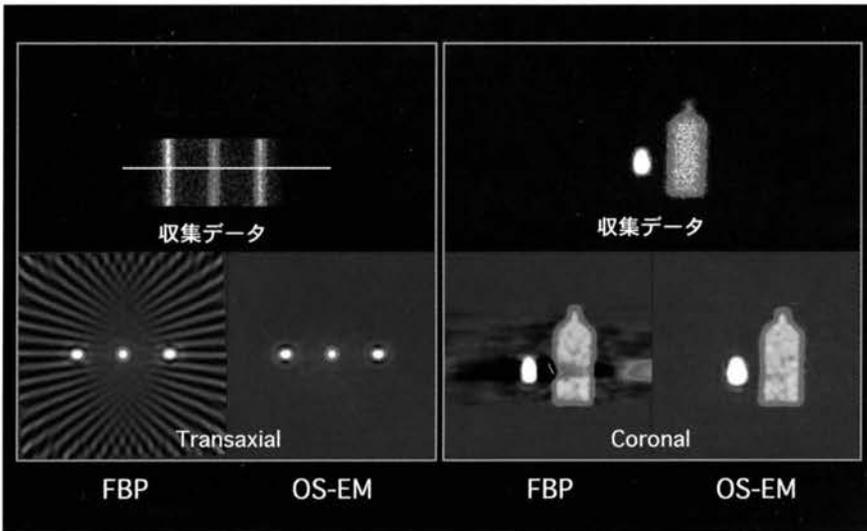


図6 ストリークアーチファクトの改善(ファントム)
線線源(左)、直径8cmのボトルと1.5cmのバイアル(右)におけるFBP法とOS-EM法の比較。ボトルとバイアルの放射能濃度の比は1対10。再構成画像は線線源ではTransaxial像、ボトルとバイアルではCoronal像を表示。再構成画像の表示は負が見えるようにロアレベルをマイナスにセット。

しまう可能性がある。

3. 2. 3. 心筋イメージング

心筋SPECTにおいて肝臓や胆嚢に高集積がある場合、FBP法ではそれらからのストリークアーチファクトによって中隔や下壁に欠損が生じる可能性がある。図8はFBP法におけるこの問題を心肝ファントムで見ている。このファントムは肝臓の右葉を極端に起上させているが、臨床データにおいても時々肝臓が心臓と同じ高さに起上してくることがあり、そういうデータを模擬している。また、^{99m}Tc製剤や¹²³I製剤を使用した場合には肝臓や胆嚢に心筋と同程度かそれ以上の集積が見られることがあることから、それを模擬する目的で放射

能濃度の比は心筋の1に対して肝臓を2にしている。尚、上段のTransaxial像の表示は心筋の最大カウントに対してアッパーレベルを100%に、ロアレベルを-30%にセットしている。FBP法で発生しているストリークアーチファクトによる中隔や下壁の欠損がOS-EM法では改善しているが、完全ではない。この原因としては吸収・散乱・分解能補正をしていないために、それらの影響が残っていることが考えられる。図9は^{99m}Tc-sestamibiを使用した180度収集の心筋SPECTの臨床データである。上段のCoronal像の表示だけは心筋の最大カウントに対してアッパーレベルを100%に、ロアレベルを-30%にセットして、ストリークアーチファクトを

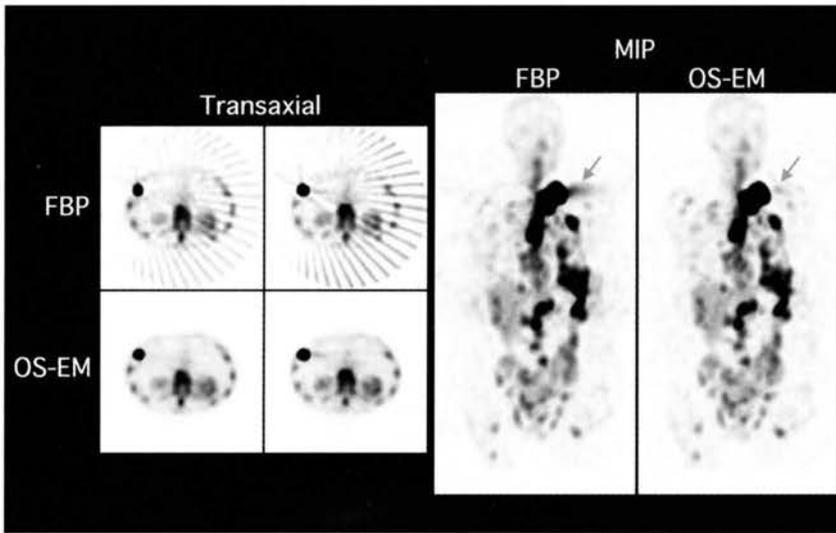


図7
ストリークアーチファクトの改善
(骨、⁶⁷Ga)
肋骨転移の骨SPECTの
Transaxial像(左)と多数の
Hot spotが近接して存在する
⁶⁷Ga全身SPECTのMIP画像
(右)におけるFBP法とOS-EM
法の比較。
データのご提供:
千葉がんセンター 油井信春先生

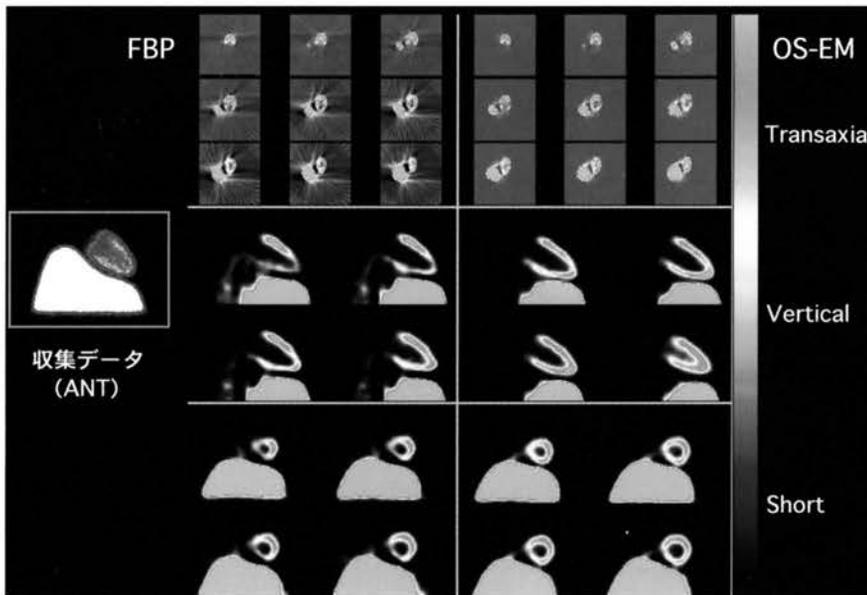


図8
ストリークアーチファクトの改善
(心肝ファントム)
肝臓右葉起上型心肝ファントム
(放射能濃度は心筋の1に対し
て肝臓が2)のFBP法(左)と
OS-EM法(右)の比較。上から
Transaxial像、Vertical Long
Axis像、Short Axis像。
Transaxial像の表示は心筋の最
大カウントに対してアッパーレ
ベルを100%に、ロアレベルを-
30%にセット。
データのご提供:
松下記念病院 高木研二先生

見やすくしている。FBP法におけるCoronal像を見ると下壁の欠損は肝臓の高集積によって生じた水平に走るストリークアーチファクトの影響であることが分かる。右上の各断層像を見ると、FBP法で発生した下壁の欠損がOS-EM法では改善していることが明らかである。下段のShort Axis像中央スライスにおけるCircumferential profile 解析では、カーブ中央の下壁の%UptakeがFBP法の約50%からOS-EM法では約70%と改善している。図10も^{99m}Tc-sestamibiを使用した180度収集の心筋SPECTの臨床データである。この症例はLAD7番に狭窄を有する症例で、心尖部に局限しての低カウントは臨床と合致しているが、FBP法

ではその他にストリークアーチファクトによって下壁にも欠損を作ってしまった。図11は健常者9名から作製した¹²³I-MIBGの平均Bull's eye画像であるが、OS-EM法ではEarly、3時間後のDelayedとも全領域で%Uptakeが上がり、より均一な分布になっている。特に、下壁と心基部において分布が明らかに改善していることが分かる。

3.3. SPECT値のサイズ依存の改善

図12はFBP法におけるRampフィルタのAliasingが原因で発生するSPECT値のサイズ依存の問題⁵⁾を円柱ファントムで見ている。各ファントムに入れた^{99m}Tcの放射能濃度は一定にしているの、本来は同じSP

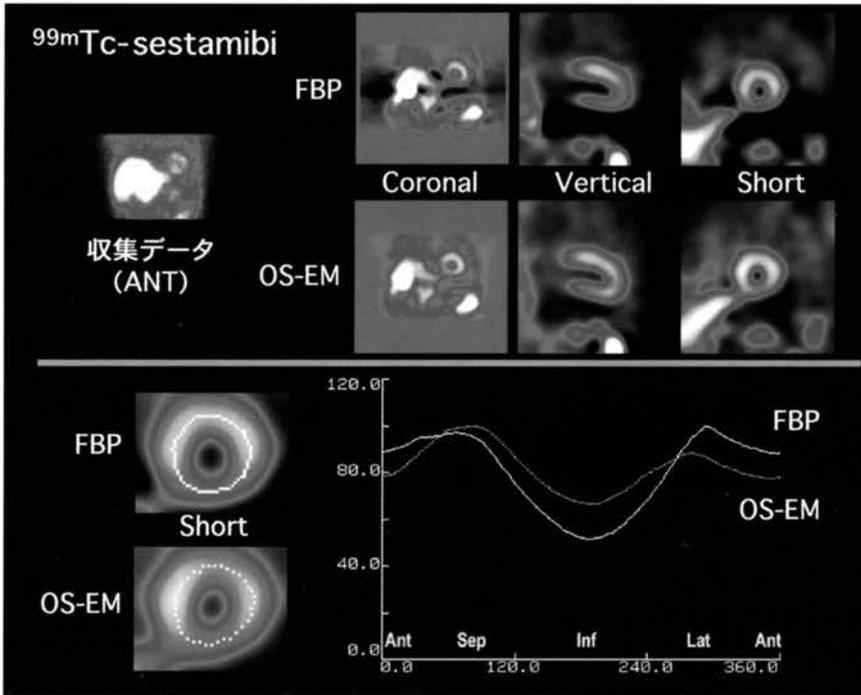


図9
ストリークアーチファクトの改善
(^{99m}Tc -sestamibi心筋SPECT)
再構成画像(上)とShort Axis
像中央スライスにおける
Circumferential Profile解析
(下)でのFBP法とOS-EM法の
比較。上段のCoronal像の表示
は心筋の最大カウントに対して
アップレベルを100%に、ロ
アレベルを-30%にセット。
データのご提供:
札幌医科大学 中田智明先生

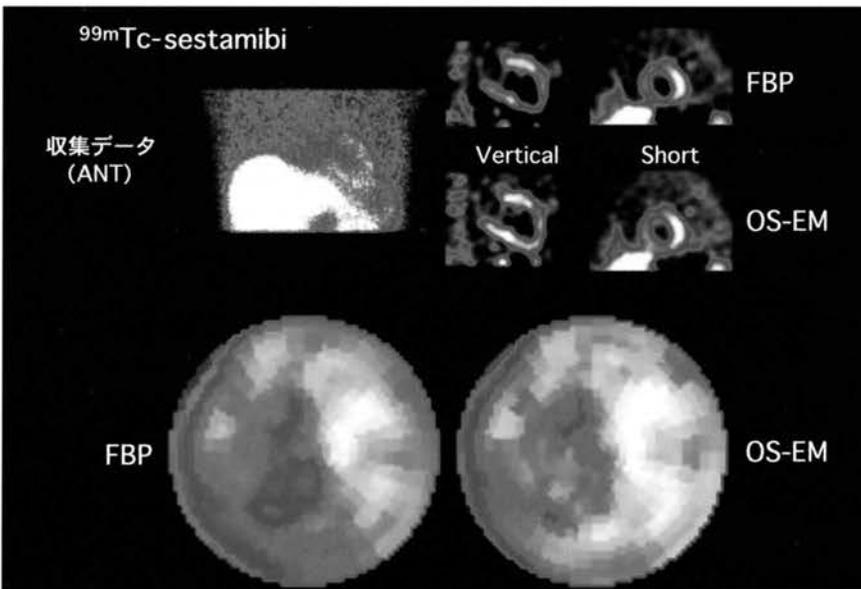


図10
ストリークアーチファクトの改善
(^{99m}Tc -sestamibi心筋SPECT)
LAD7番に狭窄を有する症例で
の再構成画像(右上)とBull's
eye画像(下)におけるFBP法と
OS-EM法の比較。

ECT値になるはずであるが、上段の再構成画像を見るとファントムのサイズによってSPECT値が変化してしまっている。特に、直径225mmのファントムの再構成画像は全体的なSPECT値の低下とともに中央部の盛り上がりを示している、この問題が周波数領域における直流を含めた低周波成分に影響を及ぼすことが分かる。これがDirect current shift、及び、Low frequency shadingと呼ばれる現象である。尚、これ

らのデータはTriple Energy Window法(TEW法)で散乱補正を、Sorenson法で吸収補正を行っている。吸収係数 μ は0.153/cmである。下段はこの問題を改善させる一つの方法であるZero Padding法(左下の画像のように、収集データの周辺にゼロ値を置くことで視野を仮想的に広げる方法)で補正した再構成画像である。FBP法における再構成フィルタに起因するこの問題はFBP法でもZero Padding法等の処理の工夫

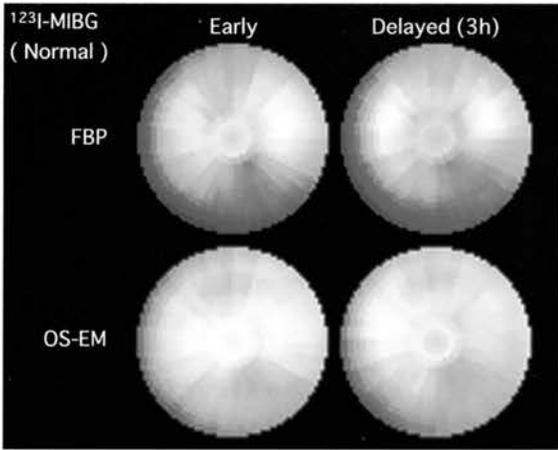


図11 ストリークアーチファクトの改善
(¹²³I-MIBG心筋SPECT)

健常者9例から作成したEarly (左)、3時間後のDelayed (右)での平均Bull's eye画像のFBP法(上)とOS-EM法(下)の比較。

データのご提供：札幌医科大学 中田智明先生

により改善させることができるが、OS-EM法では原理的にこの問題は発生しない。

4. さまざまな補正への応用

OS-EM法ではその式に測定系で起る物理現象を織り込むことによって再構成の段階でさまざまな補正ができるため、注目を集めている。この物理現象とは具体的には吸収・散乱・分解能：ボケである。但し、OS-EM法のこれらの補正への応用は基礎的・技術的な検

討が進められている段階であり、一般臨床で使用できる段階にはない。従って、将来展望として紹介することになる。

4. 1. 吸収補正・散乱補正への応用

TransmissionデータやX線CT画像を使用した吸収補正、及び散乱補正はSPECTの定量精度を向上させるための必須条件になっている。現在、いろいろな手法が技術的に検討されているが、現時点で言えることは、どの手法を採用するにしても定量のためには吸収補正と散乱補正は両方行う必要があるということである。図13の^{99m}Tc-ststamibiを使用した心筋SPECTの再構成画像を見ると、吸収補正だけで散乱補正を行わないと下壁が過補正されていることが分かる。また、図にはないが、散乱補正だけで吸収補正を行わないと下壁が低カウントになって評価しづらくなってしまう。

4. 2. 分解能：ボケ補正への応用

図14左側の図のように、分解能：ボケとはコリメータの半影によって目的方向以外の場所からのガンマ線も入射してくることによるコリメータと対象物の距離に依存した分解能の劣化：スキを意味している。中央上段の図のように対象物が回転中心付近に存在する場合、下段の再構成画像はこの問題により単純にボケることになるが、対象物が回転中心にない場合は各角度のデータにおける対象物のボケの程度が変化するため、この問題はボケとともに画像歪みを発生させることになる。右側の画像は²⁰¹TlCl₂を使用した負荷時の180度心筋SPECTデータでこの問題が原因で発生する画像歪みを見ている。この症例はLCx13番に狭窄を有する症例であり、後側壁のカウント低下は臨床に

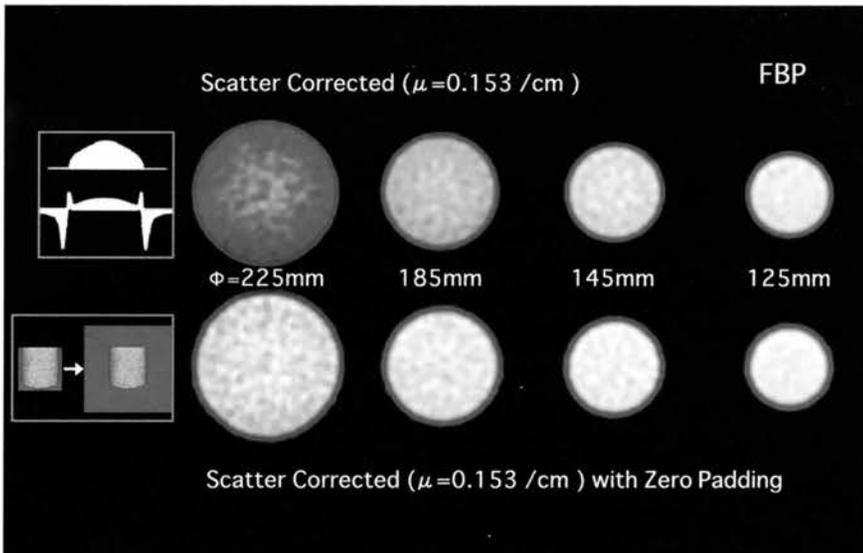


図12 SPECT値のサイズ依存の改善 (ファントム)

ファントムの直径は左から225mm、185mm、145mm、125mm。各ファントム内の放射能濃度は一定。下段はZero Padding法で補正した再構成画像。両方ともTEW法で散乱補正、Sorenson法で吸収補正(μ=0.153/cm)を実施。全てFBP法で再構成。

データのご提供：
横浜南共済病院 斎藤節先生

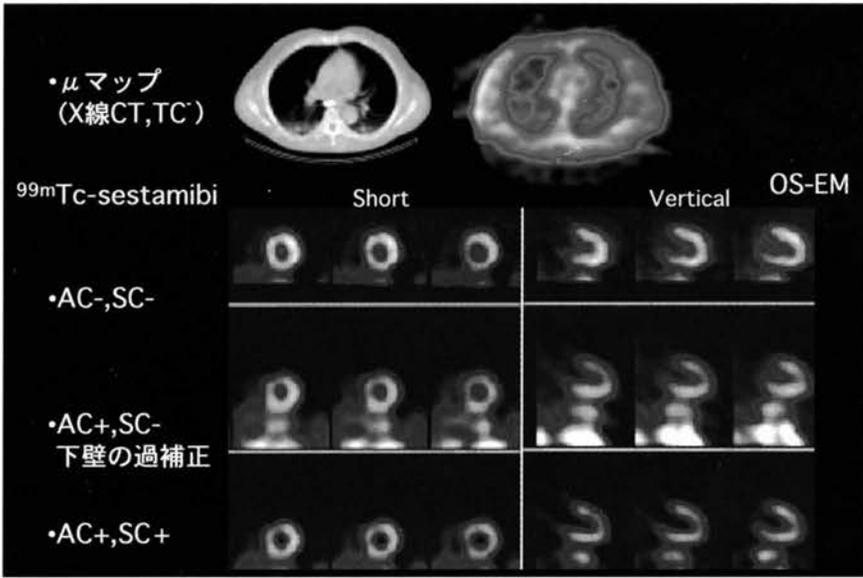


図13

吸収補正・散乱補正への応用 (99mTc-sestamibi心筋SPECT) 上から吸収補正(μ)マップ、補正なしの再構成画像、吸収補正のみを行った再構成画像、吸収補正・散乱補正の両方を行った再構成画像。全てOS-EM法で再構成。
データのご提供：
GE横河メディカルシステム様

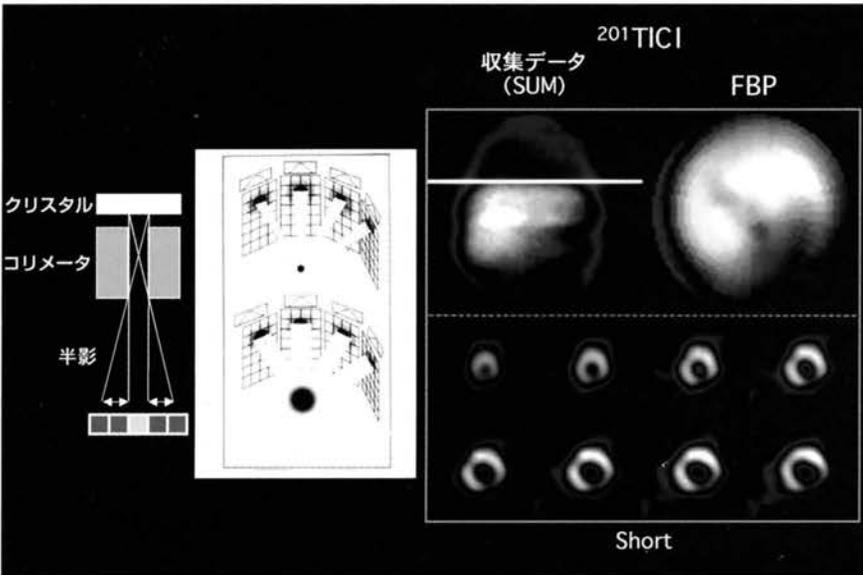


図14

分解能：ボケ補正への応用 (201TlCl心筋SPECT) 右はLCx13番に狭窄を有する症例での負荷時のBull's eye画像(上)とShort Axis像(下)。FBP法で再構成。左上はアップワードクリープとトランケーションを評価するための収集データを重ねあわせた画像。全てFBP法で再構成。

合致しているが、その他に画像歪みによりShort Axis像の歪みとBull's eye画像、及び、Short Axis像の11時方向にスジ状の抜けができています。尚、左上の収集データを重ね合わせた画像は、このデータにはアップワードクリープ(呼吸数の減少によって心臓の傾きが変化すること。データ収集中にこの現象が起こると下壁を中心に欠損が発生する場合があります。)やトランケーション(心筋や肺が視野から外れること。これによって画像歪みが発生する場合があります。)がないことを示している。SPECTではこの問題を回避するために目的臓器を回転中心におくことを基本にしているが、多検出

器システムでは心筋SPECTにおいて心筋を回転中心におくことが困難であり、この問題を回避することができない。通常のFBP法では分解能：ボケの補正は不可能であるが、OS-EM法では式に分解能：ボケの項目を織り込むことでその補正が可能であり、分解能の向上とともに画像歪みの改善が期待できる。

5. 現時点での課題

OS-EM法の現時点での課題として、

- ① OS-EM法を臨床のSPECTデータに応用する際の IterationとSubsetの組み合わせに対する一般的な規

則がない。

② OS-EM法を使用する場合の各種(定量)解析結果への影響についての十分な検討が行われていない等が指摘されている。

6. まとめ

ML-EM法やOS-EM法の概要とFBP法と比べての利点、さまざまな補正への応用、及び現時点での課題を紹介した。OS-EM法に対するこれらの課題がいろいろな施設で検討され、また、吸収・散乱・分解能補正への応用が進むことで、OS-EM法が核医学検査の価値を向上させることを期待している。

参考文献

1. Shepp LA, Vardi Y: Maximum likelihood reconstruction for emission tomography. IEEE Trans med Tomogr MI-1: 113-122, 1982
2. Lange K, Carson R: EM reconstruction algorithms for emission and transmission tomography. J Compt Assist Tomogr 8: 306-316, 1984
3. Hudson HM, Larkin RS: Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. IEEE Trans Med Imaging MI-13: 601-609, 1994
4. 西村恒彦, 他: 統計的な画像再構成法の臨床応用への可能性. 日本医学放射線学会雑誌付録: Vol. 60 No.7, 2000
5. 寺岡悟見: SPECTの技術的問題点—RampフィルタのAliasing—. 群馬県核医学研究会会誌: Vol.13 No.1, 1998

ダウンロードされた論文は私的利用のみが許諾されています。公衆への再配布については下記をご覧ください。

複写をご希望の方へ

断層映像研究会は、本誌掲載著作物の複写に関する権利を一般社団法人学術著作権協会に委託しております。

本誌に掲載された著作物の複写をご希望の方は、(社)学術著作権協会より許諾を受けて下さい。但し、企業等法人による社内利用目的の複写については、当該企業等法人が社団法人日本複写権センター（(社)学術著作権協会が社内利用目的複写に関する権利を再委託している団体）と包括複写許諾契約を締結している場合にあっては、その必要はございません（社外頒布目的の複写については、許諾が必要です）。

権利委託先 一般社団法人学術著作権協会

〒107-0052 東京都港区赤坂 9-6-41 乃木坂ビル 3F FAX：03-3475-5619 E-mail：info@jaacc.jp

複写以外の許諾（著作物の引用、転載、翻訳等）に関しては、(社)学術著作権協会に委託致しておりません。

直接、断層映像研究会へお問い合わせください

Reprographic Reproduction outside Japan

One of the following procedures is required to copy this work.

1. If you apply for license for copying in a country or region in which JAACC has concluded a bilateral agreement with an RRO (Reproduction Rights Organisation), please apply for the license to the RRO.

Please visit the following URL for the countries and regions in which JAACC has concluded bilateral agreements.

<http://www.jaacc.org/>

2. If you apply for license for copying in a country or region in which JAACC has no bilateral agreement, please apply for the license to JAACC.

For the license for citation, reprint, and/or translation, etc., please contact the right holder directly.

JAACC (Japan Academic Association for Copyright Clearance) is an official member RRO of the IFRRO (International Federation of Reproduction Rights Organisations).

Japan Academic Association for Copyright Clearance (JAACC)

Address 9-6-41 Akasaka, Minato-ku, Tokyo 107-0052 Japan

E-mail info@jaacc.jp Fax: +81-33475-5619