



Title	OS-EMアルゴリズムによる201Tl心筋血流SPECTの散乱・吸収補正
Author(s)	松岡, 伸; 篠原, 広行; 山本, 智朗 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1998, 58(13), p. 751-757
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/18056">https://hdl.handle.net/11094/18056</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

# OS-EMアルゴリズムによる<sup>201</sup>Tl心筋血流SPECTの散乱・吸収補正

松岡 伸<sup>1)</sup> 篠原 広行<sup>1)</sup> 山本 智朗<sup>1)</sup> 新尾 泰男<sup>1)</sup> 島 英樹<sup>1)</sup> 山田 盛久<sup>1)</sup>  
長谷部 伸<sup>1)</sup> 内山 勝弘<sup>1)</sup> 國安 芳夫<sup>1)</sup> 高橋 宗尊<sup>2)</sup> 横井 孝司<sup>2)</sup>

1)昭和大学藤が丘病院放射線科 2)島津製作所医用技術部

## Combined Scatter and Attenuation Correction for <sup>201</sup>Tl Myocardial Perfusion SPECT Using OS-EM Algorithm

Shin Matsuoka<sup>1)</sup>, Hiroyuki Shinohara<sup>1)</sup>, Tomoaki Yamamoto<sup>1)</sup>, Yasuo Niio<sup>1)</sup>, Hideki Shima<sup>1)</sup>, Morihisa Yamada<sup>1)</sup>, Shin Hasebe<sup>1)</sup>, Katsuhiro Uchiyama<sup>1)</sup>, Yoshio Kuniyasu<sup>1)</sup>, Munehiro Takahashi<sup>2)</sup> and Takashi Yokoi<sup>2)</sup>

There are two possible ways to obtain scatter-corrected images with the ML-EM (maximum likelihood expectation maximization) algorithm: one is the subtraction of scatter estimate  $s_i$  from projection data  $p_i$ , and then  $(p_i - s_i)$  is used for scatter-corrected projection data (denoted as SC(T)); the other method is the addition of scatter estimate  $s_i$  to the projections calculated from the reconstructed image without performing data subtraction (SC(E)). This paper investigated these two ML-EM algorithms of combined scatter and attenuation correction on <sup>201</sup>Tl myocardial perfusion SPECT imaging. Scatter windows were placed one full width at half maximum (FWHM) below and above the photopeak centerline. The scatter fraction in the primary peak was estimated using trapezoidal approximation by the triple energy window method. Phantom and clinical images were reconstructed using 6 iterations of ordered subsets EM algorithm (OS-EM). A cylindrical phantom with a cold-rod insert and a heart/thorax phantom with liver insert were used to evaluate scatter and the attenuation compensation technique. A cylindrical phantom filled with uniform <sup>201</sup>Tl solution was used to evaluate statistical noise. The percent root-mean-square uncertainty (%RMSU) was used as a quantitative measure of noise amplification. %RMSU showed that the SC(E) method amplified noise less in comparison with the SC(T) method, however, no significant difference in image quality was observed between the two methods. In conclusion, both the SC(T) and SC(E) methods provided significant and similar improvement in the removal of scatter in <sup>201</sup>Tl myocardial perfusion SPECT imaging.

Research Code No. : 208.2

Key words : OS-EM algorithm, Scatter and attenuation correction, SPECT

Received Jul. 16, 1998; revision accepted Sep. 10, 1998

1) Department of Radiology, Showa University Fujigaoka Hospital  
2) Department of Medical Systems, Shimadzu Corporation

## はじめに

最尤推定－期待値最大化(maximum likelihood-expectation maximization: ML-EM)法によるSPECTの画像再構成では、投影データがボアソン分布にしたがうことが考慮されかつ再構成像が負の値をもたないことが自動的に満足される<sup>[1,2]</sup>。このように、ML-EM法はSPECTの投影データと画像の特徴を物理的に表現することが可能であり、多くの研究がなされてきたが<sup>[3-6]</sup>、演算に時間がかかることから汎用的に臨床に使用されることはなかった。しかし、近年のコンピュータの高速化と大容量化に加え、ordered subsets EM(OS-EM)<sup>[7]</sup>のような高速アルゴリズムの開発によりML-EM法は臨床に使用される状況に至っている。本研究では、OS-EM法による<sup>201</sup>Tl心筋血流SPECTの散乱、吸収補正法を検討した。SPECTの散乱補正については、dual energy window<sup>[8]</sup>、triple energy window<sup>[9]</sup>、dual photopeak window<sup>[10]</sup>、transmission dependent convolution subtraction<sup>[11]</sup>法などが報告されている。Dual energy windowやtriple energy window法のようにメインウインドウの投影データからサブウインドウの投影データに係数を掛け、減算処理により散乱補正を行う場合、ML-EM法による画像再構成は2種類の方法が可能である<sup>[12]</sup>。一つは、前もって減算処理した散乱補正後の投影データを、条件付き期待値を計算する際の観測データとして与えるものである。他の方法は減算処理を行わないで、散乱成分を計算された画像からの再投影データの部分に加えるものである。これらの画像再構成法による線広がり関数の1/10幅(FWTM)の比較は報告されているが<sup>[12]</sup>、定量的な雑音評価や線源分布に広がりをもつファントムおよび臨床例を用いた検討は未だ報告されていない。

本研究では、ファントムと臨床例に<sup>99m</sup>Tc線源による透過型CTと<sup>201</sup>Tlエミッションの同時収集SPECTを施行した。続いて、OS-EM法により散乱補正に関して2種類の画像再構成を行い、それらの統計雑音と画質を定量的および視覚的に評価した。

## 方 法

### 1. ML-EM法による散乱、吸収補正

原画像の  $j$  番目の画素のアイソトープ(RI)濃度を  $\lambda_j$ 、この画素から  $i$  番目の投影に光子が入射する確率を  $c_{ij}$ 、実測の i

番目の投影データを $p_i$ とすれば、ML-EMアルゴリズムは以下のように表される。

$$\lambda_j^{k+1} = \frac{\lambda_j^k}{\sum_{i=1}^n c_{ij}} \cdot \sum_{i=1}^n \frac{p_i c_{ij}}{\sum_{m=1}^n c_{im} \lambda_m^k} \quad (1)$$

ここで、 $\lambda_j^k$ 、 $\lambda_j^{k+1}$ はそれぞれkおよびk+1回目の繰り返しによる画素jの濃度である。 $c_{ij}$ は被写体の線減弱係数に関係し、これは透過型CT(TCT)により測定される。散乱補正の一つは、サブウインドウの投影データから推定したメインウインドウの投影データ $p_i$ に含まれる散乱成分 $s_i$ を、 $p_i$ から減算処理し( $p_i - s_i$ )を投影データとして(1)式の分子に代入するものである。

$$\lambda_j^{k+1} = \frac{\lambda_j^k}{\sum_{i=1}^n c_{ij}} \cdot \sum_{i=1}^n \frac{(p_i - s_i) c_{ij}}{\sum_{m=1}^n c_{im} \lambda_m^k} \quad (2)$$

他の散乱補正は、メインウインドウの投影データとサブウインドウの投影データの間で減算処理を行わず、散乱成分 $s_i$ を(1)式の分母に加える方法である。

$$\lambda_j^{k+1} = \frac{\lambda_j^k}{\sum_{i=1}^n c_{ij}} \cdot \sum_{i=1}^n \frac{p_i c_{ij}}{\sum_{m=1}^n c_{im} \lambda_m^k + s_i} \quad (3)$$

(3)式の分母 $\sum_{m=1}^n c_{im} \lambda_m^k$ はk回目の逐次近似による画像から計算したi番目の投影データを表し、これに $s_i$ が加えられるので $\lambda_j^{k+1}$ は散乱補正後の画像が得られる。

## 2. ファントム実験

基礎的なファントムとして、Fig.1の各ファントムを使用した。コールドロッドファントム1は内容器の直径5.5cmのアクリル製円筒の部分に水を満たし、直径18cm、高さ12cmのアクリル製円筒に27kBq/mlの<sup>201</sup>Tl水溶液を満たしたものである。別に施行したファントム実験より、回転半径20cmのときの回転中心における半値幅(FWHM)は14mmであった。それ故、散乱補正が正しく行われれば、直径5.5cmのコールド部分の計数値は零に近くなると予想されコールドロッドファントム1はこの検証に使用した。コールドロッドファントム2は内部にそれぞれ直径1.0, 1.3, 1.6, 2.0, 2.5, 3.2cmのアクリル製円柱(コールド)を含む、直径20cm、高さ12cmのアクリル製円筒に27kBq/mlの<sup>201</sup>Tl水溶液を満たしたものである。散乱補正をしない場合とした場合において、径の異なるコールド円柱のコントラストがどの程度向上するかを調べるために使用した。円柱プールファントムは直径18cm、高さ21cmのポリエチレン製試薬瓶に82kBq/mlの<sup>201</sup>Tl水溶液を満たしたもので、散乱、吸収補正に伴う統計雑音を定量評価するのに使用した。

臨床評価用ファントムとしては直径20cm、高さ18cmのアクリル製円筒の内部に心筋ファントムを納めたData Spectrum製心筋ファントム(Fig.2)を使用した。肺などのバックグラウンドに相当する円筒部分に20kBq/mlの<sup>201</sup>Tl水溶液を満たし、心筋部分には

177kBq/mlの<sup>201</sup>Tl水溶液を内腔部分には水を満たした。心筋の長軸をガンマカメラの回転軸に対しFig.3Aのような向きにし、ガンマ線の吸収が短軸に対しほぼ対称的に、心尖部から基底部にかけて増加するように配置した。また、肝臓に集積する<sup>201</sup>Tlと不均一吸収体を模擬するため、Fig.4の京都科学製肝付き胸部心筋ファントムを使用した。このファントムは心筋および縦隔、肺、椎体の3つの線減弱係数の異なる部分からなっている。心筋および肝臓にそれぞれ177kBq/ml、74kBq/mlの<sup>201</sup>Tl水溶液を満たし(心筋と肝臓の<sup>201</sup>Tl濃度比2.39:1)、縦隔部分には水を満たし心筋と肝臓の距離を2cmとした。心筋の向きはFig.3B、Fig.4のように、左前方斜め下を向くように配置した。

## 3. データ収集

Picker製3検出器SPECT(Prism3000XP)によりTCT線源に740MBqの<sup>99m</sup>Tc線源を用いた、<sup>99m</sup>Tc-transmission/<sup>201</sup>Tl-emissionの同時SPECTをファントムおよび被験者に施行した。収集条件は心臓検査用ファニーピームコリメータを使用し、<sup>201</sup>Tlのメインウインドウを73keVを中心にウインドウ幅30%(62keV~84keV)、サブウインドウをメインウインドウの上下1FWHM(140keV光子に対するエネルギー分解能のFWHMは11%)の位置にそれぞれ、54.5keVを中心にウインドウ幅7.3%(52.5keV~56.5keV)、91.0keVを中心にウインドウ幅4%(89.2keV~92.8keV)と設定した<sup>[12,13]</sup>。投影データのサンプリング数は64、検出器面上の1画素の幅は7.12mm、角度方向のサンプリングは各検出器が120度回転し3検出器全体で360度をカバーする、近接構造円軌道の20分間連続回転である。TCTは140keVを中心にウインドウ幅20%(126keV~154keV)の条件により収集した。サブウインドウからメインウインドウ内の散乱成分を、triple energy window(TEW)法の台形近似により求めた<sup>[14,15]</sup>。ファンビームのtransmissionおよびemissionの投影データをパラレルビームのデータに変換後、サブセット数30のOS-EMにより再構

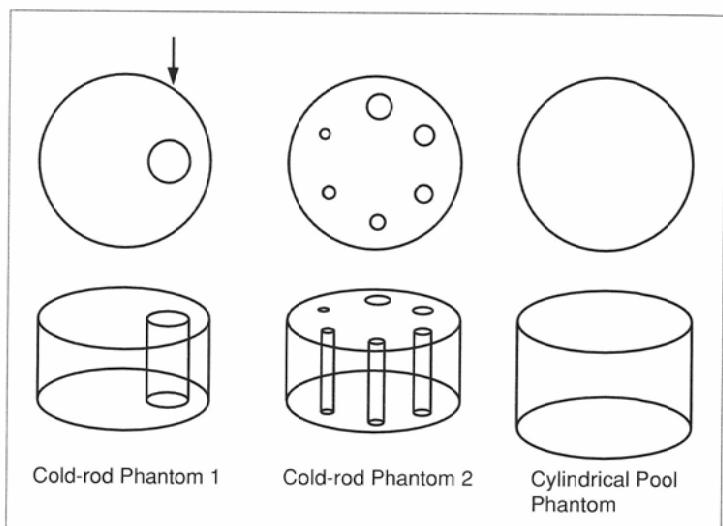


Fig.1 Phantoms for the evaluation of reconstructed images with the OS-EM algorithm. Cold-rod phantom 1 18cm in diameter and 10cm in height with water cylinder insert(diameter, 5.5cm, and height, 10cm) was filled with uniform <sup>201</sup>Tl solution. Cold-rod phantom 2 20cm in diameter and 12 cm in height with 6 cold inserts (1.0, 1.3, 1.6, 2.0, 2.5, and 3.2cm in diameter) was filled with uniform <sup>201</sup>Tl solution. Cylindrical pool phantom 18cm in diameter and 21cm in height was filled with uniform <sup>201</sup>Tl solution.

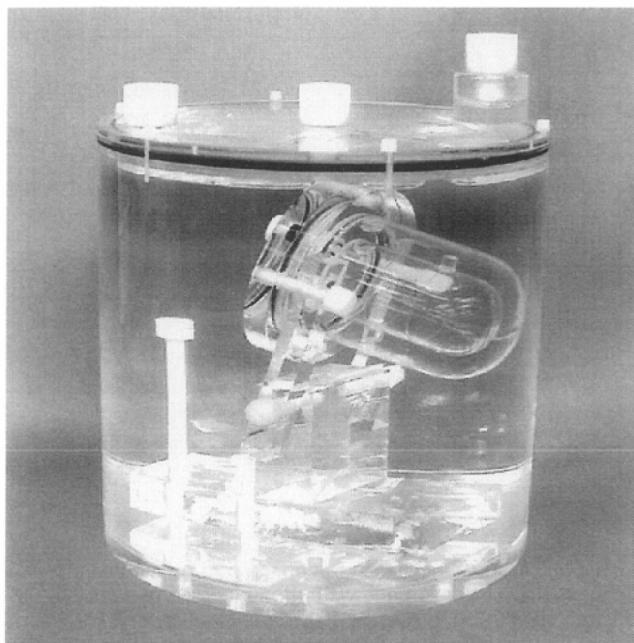


Fig.2 Data Spectrum myocardial phantom surrounded with uniform attenuator.

成した。これらのプログラムは独自に開発した。繰り返し回数は、数値ファントムとファントム実験による再構成像のプロフィール曲線と視覚評価から 6 回とした<sup>16)</sup>。<sup>99m</sup>Tc の線減弱係数マップから<sup>201</sup>Tl の線減弱係数への変換係数は文献値 1.203<sup>3)</sup>を用いた。再構成後、1, 2, 1 重みの 9 点平滑化フィルタにより平滑化処理をした。

#### 4. データ解析

##### 4-1. 統計雑音

円柱プールファントムの再構成像に、半径  $R = 8\text{cm}$  の円形 ROI を設定した。その内部を 3 つの同心円(半径  $r$ )に分け、円柱の内側( $0 \leq r < 0.33R$ )、中間( $0.33R \leq r < 0.66R$ )、外側( $0.66R \leq r \leq R$ )についてそれぞれの平均カウントと標準偏差の比で表した、root mean square uncertainty (%RMSU)<sup>17)</sup>により統計雑音を評価した。また、統計雑音の評価を視覚的に行なった。

$$\bar{\rho} = \sum_{i,j \in \Lambda} \frac{\rho_{ij}}{N}$$

$$\sigma^2(\rho) = \sum_{i,j \in \Lambda} \frac{(\rho_{ij} - \bar{\rho})^2}{N-1} \quad (4)$$

$$\%RMSU = \frac{100\sigma(\rho)}{\bar{\rho}}$$

ここで、 $\Lambda$ は関心領域、 $\rho_{ij}$ は $\Lambda$ に含まれるある画素(i, j)の再構成値、Nはその画素数を表す。

円柱プールファントム以外のファントムおよび臨床例については、統計雑音の評価を視覚的に行なった。

##### 4-2. コントラスト

コールドロッドファントム 1 の再構成像のコールド部分に直径 1cm の円形 ROI を設定し、平均カウント T を求めた。画像の中央寄りにバックグランドとして直径 3cm の円形 ROI を設定し、その平均カウント B を求め以下のコントラストを計算した。

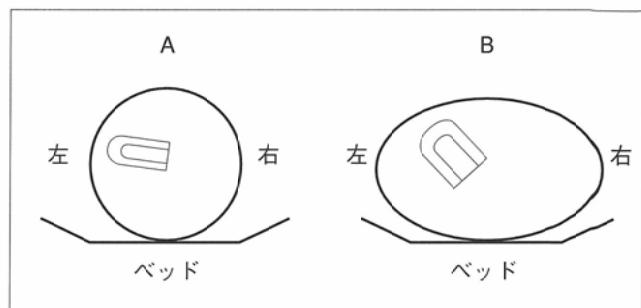


Fig.3 Orientation of phantoms to the rotational axis in SPECT imaging. A: Data Spectrum myocardial phantom, B: KyotoKagaku heart/thorax phantom with liver insert.

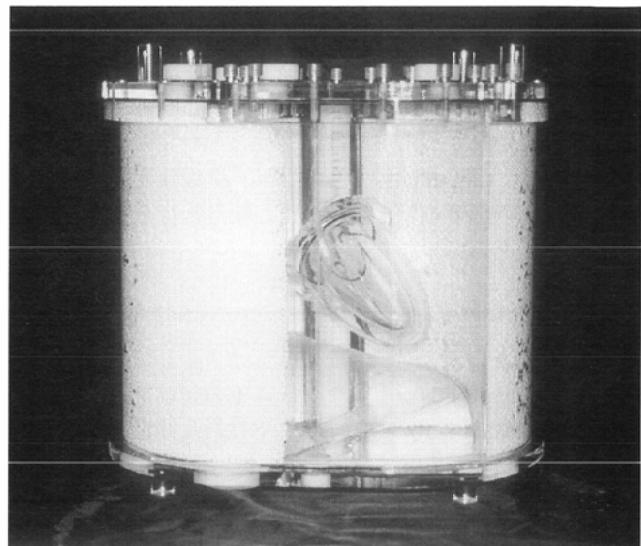


Fig.4 KyotoKagaku heart/thorax phantom with liver insert. It simulates nonuniform attenuator including myocardium, lung, and bone, respectively. The distance between the heart and liver was adjusted to 2 cm.

$$Co = \left( 1 - \frac{T}{B} \right) \times 100 \quad (5)$$

また、Fig.1 の矢印で示す方向のプロフィール曲線を作成した。

コールドロッドファントム 2 の再構成像の各コールド部分に直径 1cm の円形 ROI を設定し、平均カウント T を求めた。画像の中央にバックグランドとして直径 3cm の円形 ROI を設定し、その平均カウント B から(5)式のコントラストを計算した。また、6 個のアクリル円柱のコントラストの平均を求め、散乱補正をしない場合とした場合の値を比較した。

Data Spectrum と京都科学製ファントムについては、それらの transaxial 像のプロフィール曲線を求めた。心筋オブリーク像を用いなかった理由は、transaxial 像からオブリーク像に変換する際の補間の影響を除き散乱補正と統計雑音を評価するためである。

##### 4-3. 臨床例

心疾患を疑われた被験者 3 名に TCT を用いた<sup>201</sup>Tl 心筋血流 SPECT 検査を施行した。安静時に<sup>201</sup>Tlcl 111 MBq を静注し、前述のデータ収集を行なった。Shepp-Logan フィルタを用いた重畳積分法により、心筋オブリーク像を

得た。症例1(93歳女性)は鬱血性心不全を疑われたが、短軸像において明らかな心筋血流の異常を認めなかった。症例2(66歳男性)は慢性腎不全、高血圧症で心電図において陰性T波およびST低下が認められ、短軸像において後中隔に僅かな低灌流域が認められた。症例3(65歳男性)は前駆症状に発熱(38度以上)があり急激に心不全となって救命救急センターに入院した患者で、短軸像において下壁に低灌流域が認められた。

これらの症例について、(2)式および(3)式のOS-EM法による再構成を行い、transaxial像の心筋が最も良く描出されているスライスを選び、1, 2, 1重みの9点平滑化フィルタにより平滑化処理をした。これらの画像の視覚評価とプロフィール曲線から両者の画質を比較した。再構成像の評価に心筋オブリーク像を用いなかった理由は、ファントム実験の場合と同じく、transaxial像からオブリーク像に変換する際の補間の影響を除き散乱補正と統計雑音を評価するためである。

## 結果

Fig.5はコールドロッドファントム1のプロフィール曲線を示す。(5)式のコントラストは散乱補正なし80%，散乱補正あり98%であった。Fig.6はコールドロッドファントム2の各コールド円柱の直径とコントラストの関係を示す。6個のコールド円柱のコントラストの平均は散乱補正なし $51.6 \pm 22.0$ ，(2)式による散乱補正あり $66.4 \pm 25.2$ ，(3)式による散乱補正あり $65.7 \pm 24.7$ であった。以上のファントムにおいて、減算処理による散乱補正後の投影データを(2)式の分子に与える方法(SC(T)と略)と、散乱成分を(3)式の分母に加える方法(SC(E)と略)のコントラストの差を認めなかった。Fig.7は円柱プールファントムの内側、中間、外側における%RMSUを示す。吸収補正をしない場合とした場合において、%RMSUの差は認められなかった。一方、散乱補正をしない場合に比較し、散乱補正をした場合には%RMSUが増加し、SC(T)とSC(E)の比較では後者の%RMSUの方が前者の%RMSUよりも小さかった。しかし、視覚的には両者の間に顕著な差を認めなかっただ。

Fig.8AはData Spectrum製心筋ファントムの再構成像を示す。ここで、AC- SC-は散乱および吸収補正なし、AC+ SC-は散乱補正なしの吸収補正あり、AC+ SC(T)は(2)式による散乱および吸収補正あり、AC+ SC(E)は(3)式による散乱および吸収補正ありの各画像を表す。Fig.8BはFig.8Aの線で示した位置におけるプロフィール曲線を示す。水を満たした内腔の計数値の最大値に対する比は、散乱補正なし0.2、散乱補正あり0.05であった。Fig.9Aは京都科学製胸部心筋ファントムの再構成像、Fig.9BはFig.9Aの線で示した位置におけるプロフィール曲線を示す。水を満たした内腔の計数値の最大値に対する比は、

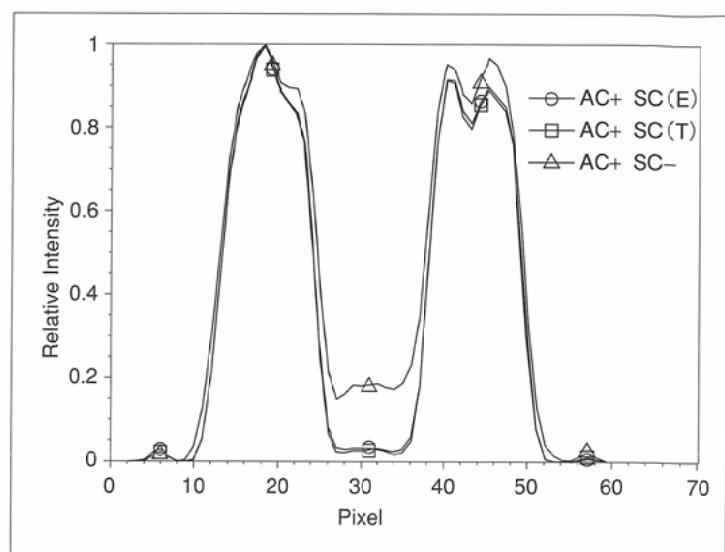


Fig.5 Count profiles along the line shown on the cold-rod phantom 1. AC+ SC- : without scatter correction and with attenuation correction, AC+ SC(T) : reconstructed with Eq.2, AC+ SC(E) : reconstructed with Eq.3.

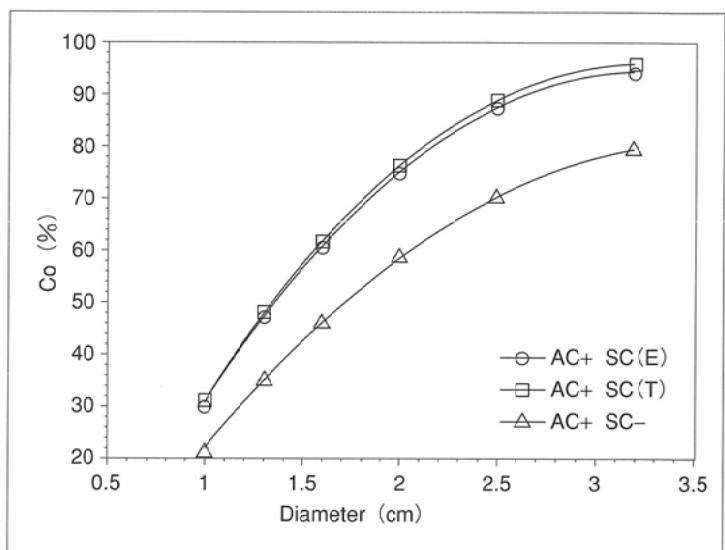


Fig.6 Relation between the contrast and diameter of cold rod inserts within the cold-rod phantom 2. AC+ SC- and others, see the notes in Fig.5.

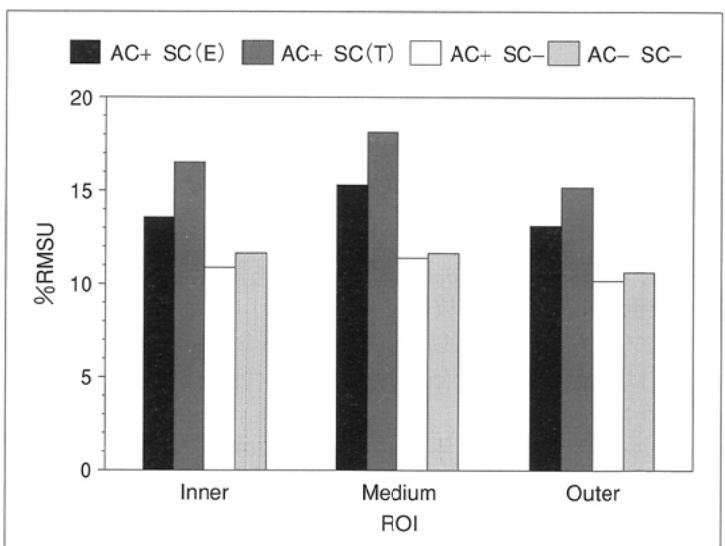
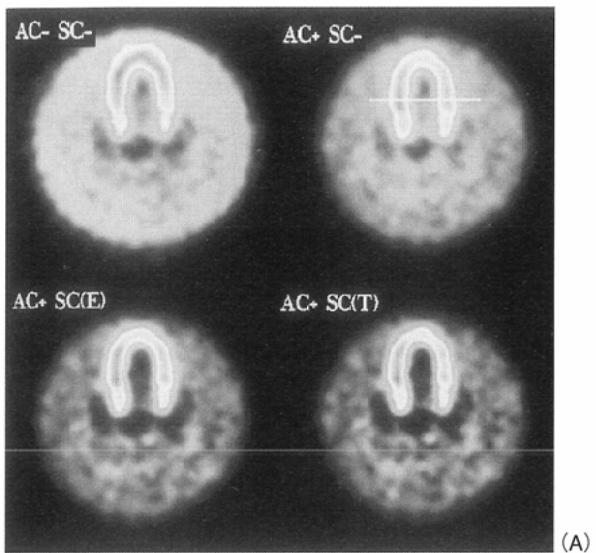
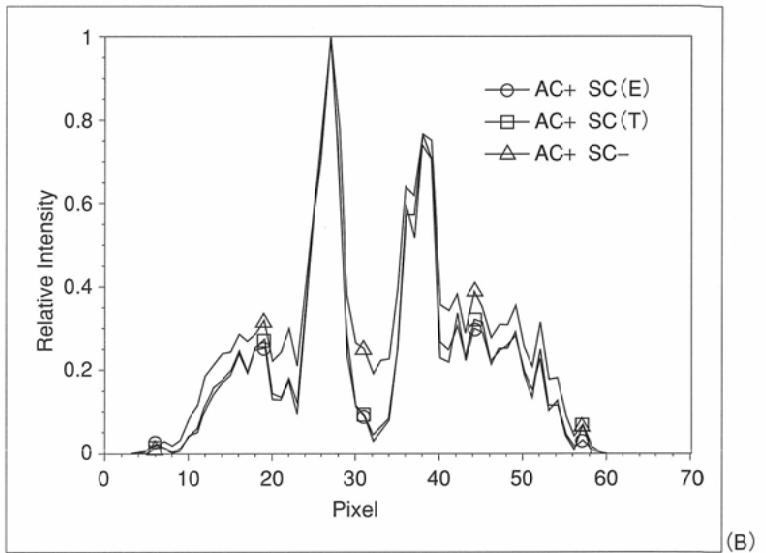


Fig.7 Root mean square uncertainty (%RMSU) for the cylindrical pool phantom.

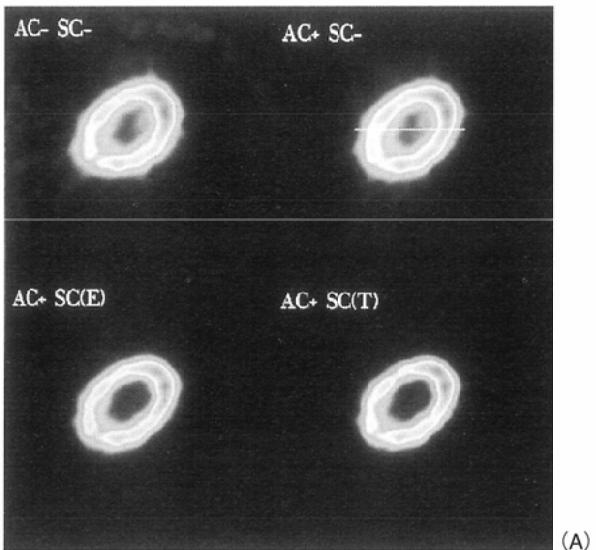


(A)

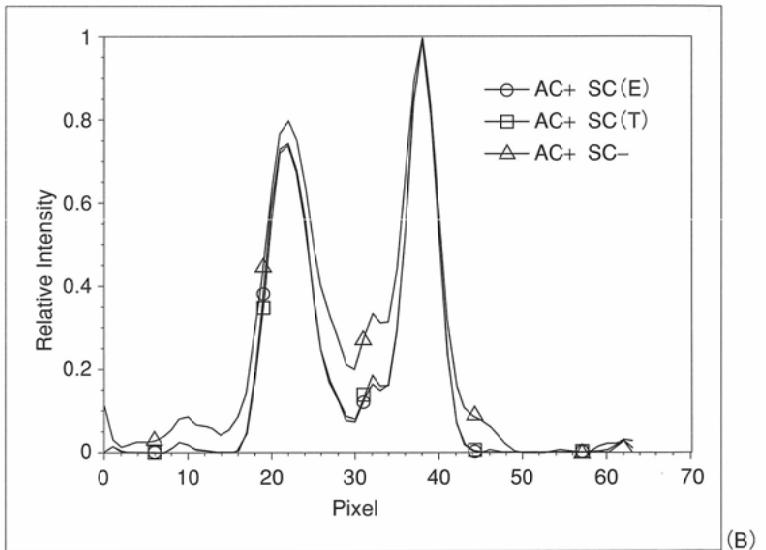


(B)

Fig.8 A: DataSpectrum myocardial phantom images reconstructed with the OS-EM algorithm. AC- SC- denotes the image without scatter and attenuation correction. Other notations, see the notes in Fig.5.  
B: Count profiles along the line in Fig.8A.



(A)



(B)

Fig.9 A: KyotoKagaku heart/thorax phantom images reconstructed with the OS-EM algorithm.  
B: Count profiles along the line in Fig.9A.

る比は、散乱補正なし0.2、散乱補正あり0.1であった。以上のファントムにおいて、SC(T)法とSC(E)法のコントラストの差を認めなかった。

Fig.10~12に臨床例1~3の再構成像とプロフィール曲線を示す。いずれも散乱補正をした場合にコントラストの向上が認められた。SC(T)法とSC(E)法による画像は類似しており、それらのプロフィール曲線にも顕著な差を認めなかつた。

### 考 察

本稿では、散乱補正に関して2種類の画像再構成を行い、その性能をファントム実験ではコールド部分のコントラストから、臨床例では内腔のコントラストから評価した。コールドロッドファントム1および2では、いずれの画像再構成においても散乱補正の有効性が顕著に認められた。同

様に、Data Spectrum製心筋ファントムでは内腔の計数値が零近くになったが、京都科学製胸部心筋ファントムでは内腔の計数値が散乱補正前の1/2に減少するにとどまった。この理由として、京都科学製胸部心筋ファントムは不均一吸収体であり散乱の影響が一様吸収体のData Spectrum製心筋ファントムよりも複雑であること、また肝臓に放射能をもつてそこからの散乱の影響が大きいことなどが考えられる。今回、心筋と肝臓の距離を2cmにしたので、心筋の放射能には肝臓からの散乱線だけでなく分解能による放射能の寄与も生じている可能性がある。事実、ある角度方向の投影データでは、心筋の中間部と肝臓が近接しているのが観察される。臨床例においてもこのような状況は多く観察されるので、<sup>201</sup>Tl心筋血流SPECTの画質と定量性を高めていくには、散乱、分解能、吸収補正の3つを考慮した画像再構成法<sup>18),19)</sup>の開発が必要と思われる。

ML-EM法に分解能補正を組み込むには、検出器からの距

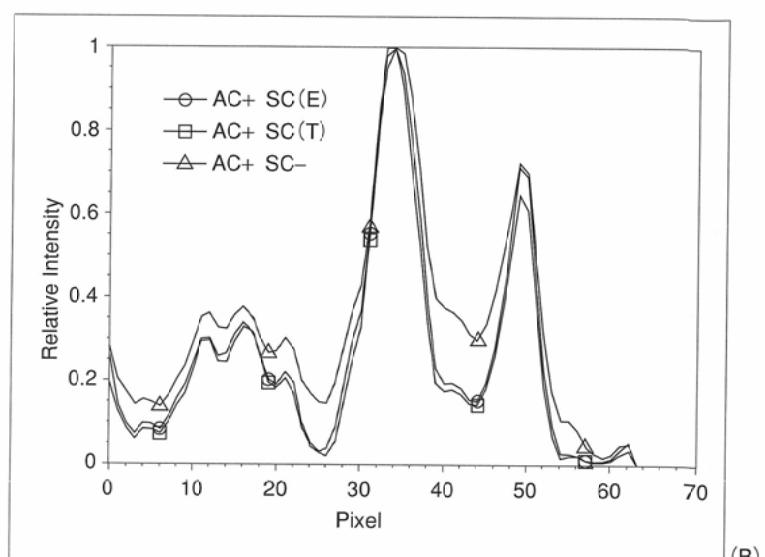
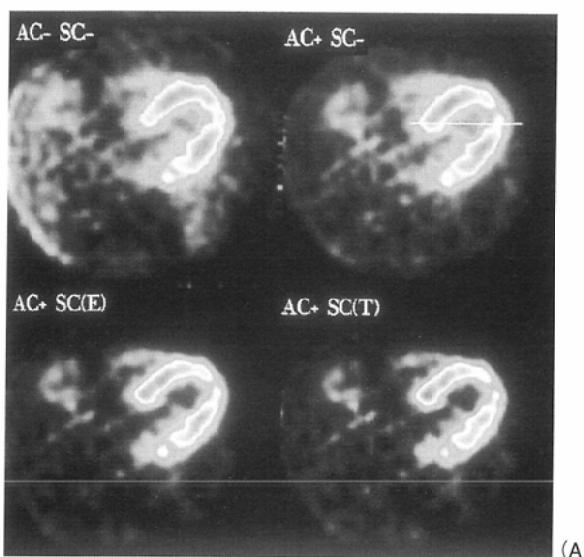


Fig.10 A: Patient study 1. No apparent myocardial perfusion abnormality was observed in the oblique image with the FBP method. Image quality of the OS-EM algorithms Eq.2 and Eq.3 was compared using the transaxial images in order to avoid the effect of interpolation from the transaxial image to the oblique image.

B: Count profiles along the line in A.

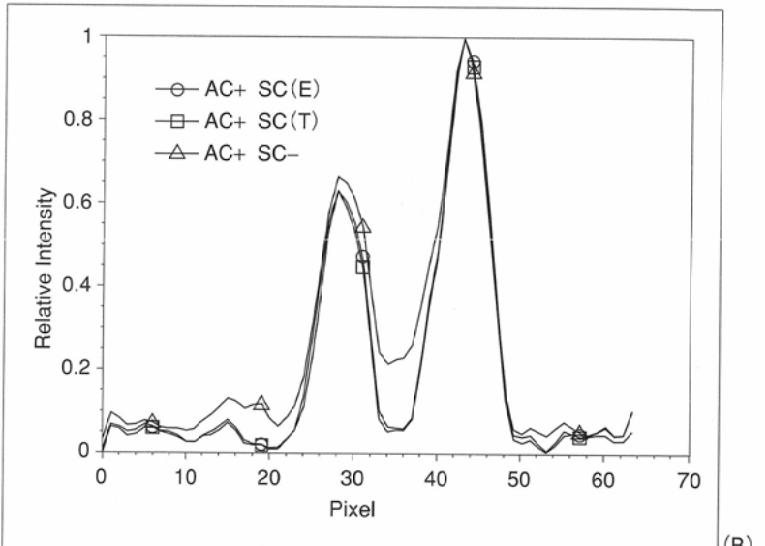
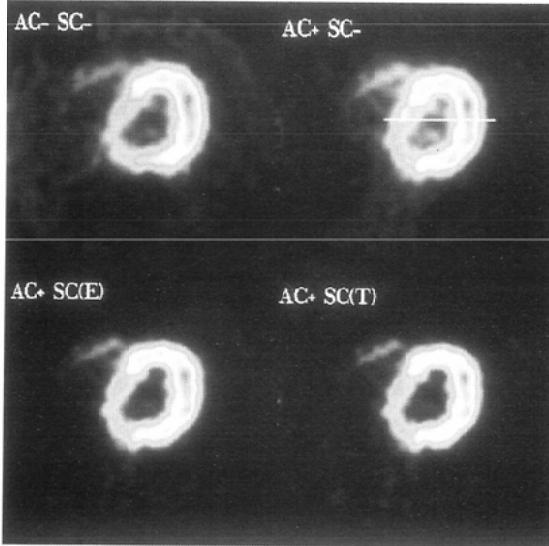


Fig.11 A: Patient study 2. Slight myocardial hypoperfusion at the posteroseptal portion was observed in the short axial image with the FBP method. Transaxial images reconstructed with the OS-EM algorithm were shown.

B: Count profiles along the line in A.

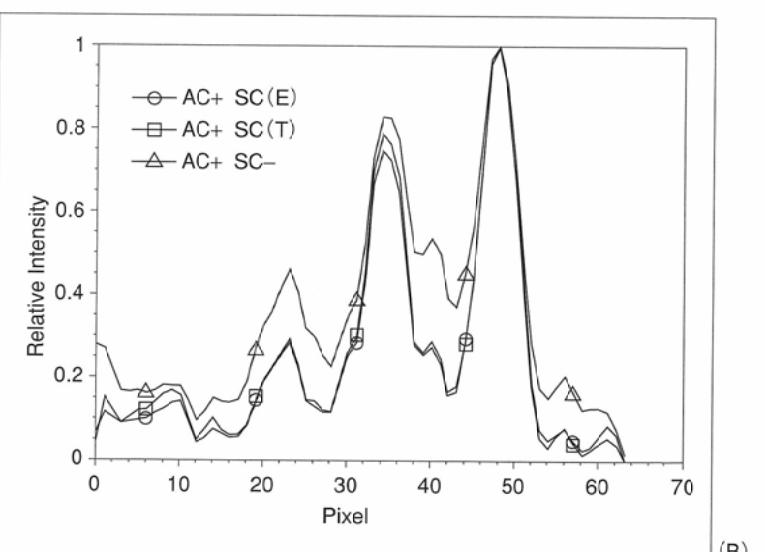
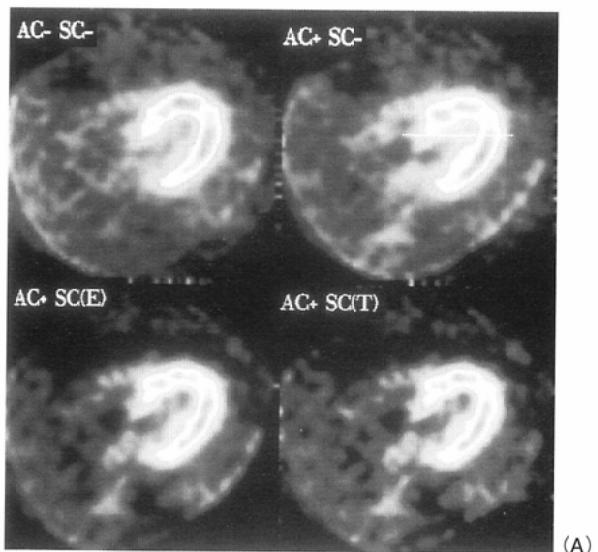


Fig.12 A: Patient study 3. Myocardial hypoperfusion at the inferior portion was observed in the short axial image with the FBP method. Transaxial images reconstructed with the OS-EM algorithm were shown.

B: Count profiles along the line in A.

離を変えて測定した線広がり関数の情報を $c_{ij}$ に含める方法がある<sup>20),21)</sup>。また、frequency-distance relation (FDR)<sup>22),23)</sup>により、投影データを線源-検出器間の距離に応じてデコンボリューションし、分解能補正後の投影データを(2)式あるいは(3)式に与える方法がある。いずれの方法の分解能補正を行うにも、前処理の散乱補正において雑音の増加ができるだけ抑制する必要がある。本研究は、今後、分解能補正を含めたML-EM法による<sup>20</sup>Tl心筋血流SPECTの画像再構成を研究していくうえで、基礎データになるものと考えられる。

## 結 語

1. <sup>20</sup>Tl心筋血流SPECTの散乱補正に関し、OS-EM法による2種類の画像再構成法を検討した。一つは前もって減算処理

した散乱補正後の投影データを、観測データとして与えるものである(SC(T))。他は減算処理を行わず、散乱成分を計算された画像からの再投影データの部分に加えるものである(SC(E))。

2. いずれの画像再構成法においても、ファントム実験および臨床例の両方に散乱補正の有効性が確認された。
3. 円柱プールファントムにおいてSC(E)法はSC(T)法よりも小さい統計雑音を示したが、視覚的には両者の間に顕著な差を認めなかった。他のファントムおよび臨床例においても、両者の統計雑音に顕著な差が認められなかった。

## 謝 辞

プログラム開発にご協力頂きました、島津エスディー 西山玲氏に厚くお礼申し上げます。

## 文 献

- 1) Shepp LA and Vardi Y: Maximum likelihood reconstruction for emission tomography. IEEE Trans Med Imag MI-1:113-122, 1982
- 2) Lange K and Carson R: EM reconstruction algorithms for emission and transmission tomography. J Comput Assist Tomogr 8: 306-316, 1984
- 3) Tung CH, Gullberg GT, Zeng GL, et al: Non-uniform attenuation correction using simultaneous transmission and emission converging tomography. IEEE Trans Nucl Sci 39: 1134-1143, 1992
- 4) Zeng GL, Hsieh YL, and Gullberg GT: A rotating and warping projector/backprojector for fan-beam and cone-beam iterative algorithm. IEEE Trans Nucl Sci 41: 2807-2811, 1994
- 5) Zeng GL, Gullberg GT, Bai C, et al: Iterative reconstruction of fluorine-18 SPECT using geometric point response correction. J Nucl Med 39: 124-130, 1998
- 6) Pretorius PH, King MA, Pan TS, et al: Reducing the influence of the partial volume effect on SPECT activity quantitation with 3D modelling of spatial resolution in iterative reconstruction. Phys Med Biol 43: 407-420, 1998
- 7) Hudson HM and Larkin RS: Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. IEEE Trans Med Imag MI-13: 601-609, 1994
- 8) Jaszcak RJ, Greer KL, Floyd CE, et al: Improved SPECT quantitation using compensation for scattered photons. J Nucl Med 25: 893-900, 1984
- 9) Ogawa K, Harata Y, Ichihara T, et al: A practical method for position-dependent Compton-scatter correction in single photon emission CT. IEEE Trans Med Imag MI-10: 408-412, 1991
- 10) King MA, Hademons GJ, and Glick SJ: A dual-photopeak window method for scatter correction. J Nucl Med 33: 605-612, 1992
- 11) Meikle SR, Hutton BF, and Bailey DL: A transmission-dependent method for scatter correction in SPECT. J Nucl Med 35: 360-367, 1994
- 12) Maniawski PJ and Miller S: Evaluation of split energy window scatter correction methods with a transmission-emission SPECT system (STEP). Ann Nucl Med Suppl 10: 62, 1996
- 13) Maniawski PJ and Miller S: Combined attenuation and scatter correction significantly reduces the effect of extra-cardiac activity on TI-201 myocardial perfusion SPECT. J Nucl Med 37: 214, 1996
- 14) Ogawa K, Ichihara T, and Kubo A: Accurate scatter correction in single photon emission CT. Ann Nucl Med 7: 145-150, 1994
- 15) 高山卓三, 市原 隆, 本村信篤, 他: Triple energy window 散乱補正法における収集エネルギーインドウ設定法の一般化. 核医学 35: 51-59, 1998
- 16) 篠原広行: 吸収補正. 西村恒彦編: SPECT機能画像 定量化の基礎と臨床, 37-44, 1998, メジカルビュー社, 東京
- 17) Gullberg GT and Budinger TF: The use of filtering methods to compensate for constant attenuation in single-photon emission computed tomography. IEEE Trans Biol Eng BME-28: 142-157, 1981
- 18) Liang Z, Turkington TG, Gilland DR, et al: Simultaneous compensation for attenuation, scatter and detector response for SPECT reconstruction in three dimensions. Phys Med Biol 37: 587-603, 1992
- 19) Zeng GT, Hsieh YL, Gullberg GT: A rotating and warping projector-backprojector pair for fan-beam and cone-beam iterative algorithms. IEEE Trans Nucl Sci 41: 2807-2811, 1994
- 20) Di Bella EVR, Barclay AB, Eisner RL, et al: A comparison of rotation-based methods for iterative reconstruction algorithm. IEEE Trans Nucl Sci 43: 3370-3376, 1996
- 21) Zeng GT, Gullberg GT, Bai C, et al: Iterative reconstruction of fluorine-18 SPECT using geometric point response correction. J Nucl Med 39: 124-130, 1998
- 22) Edholm PR, Lewitt RM, and Lindholm B: Novel properties of the Fourier decomposition of the sinogram. Proc SPIE 671: 8-18, 1986
- 23) Glick SJ, Penney BC, King MA, et al: Noniterative compensation for the distance-dependent detector response and photon attenuation in SPECT imaging. IEEE Trans Med Imag MI-13: 363-374, 1994