

《原 著》

^{201}Tl イメージングにおける off-peak triple energy window 収集による散乱線補正

古嶋 昭博* 松本 政典** 大山 洋一*** 富口 静二***
吉良 光子*** 高橋 睦正***

要旨 ^{201}Tl イメージングでの triple energy window (TEW) 収集による散乱線補正に関して, off-peak TEW (OFPT EW) 法を考案した. この OFPT EW 法では, 73 keV に中心を持つ 34 keV 幅のメインウィンドウと 5.1 keV の両サブウィンドウ収集法を使用し, 散乱線除去係数 0.55 を用いて散乱線補正を行う. ファントムを用いたブラナーと SPECT イメージングで OFPT EW 法による散乱線補正を行い, 散乱線カウントを台形近似して散乱線補正する従来の TEW 法 (70 keV 中心で 14 keV 幅のメインウィンドウと 4.9 keV 幅のサブウィンドウ) と比較した. 線線源と完全欠損を持つ板状線源のブラナーイメージングでは, 両方法による散乱線補正イメージは, 視覚的によく似ていた. しかし, OFPT EW 法は直接線カウントの推定および欠損部でのコントラスト算出を精度良くできたのに対し, 従来の TEW 法は直接線のカウントを 30% 過小評価し, コントラスト算出能も悪かった. 心筋ファントムの SPECT イメージングでは, 欠損や内腔の描出については従来法と変わらなかったが, 散乱線補正後の心筋イメージカウント数は約 1.46 倍になった. ^{201}Tl イメージングにおいて, この OFPT EW 法は, 従来の TEW 法よりも直接線の計数率を増加させるような散乱線補正ができることがわかった.

(核医学 34: 789-796, 1997)

I. はじめに

体内に分布した放射性同位元素 (RI) から放出された光子の一部は組織との相互作用によりその進行方向を変えられたり, エネルギーを失い体外に放射される. これらのいわゆる散乱線の一部は, ガンマカメラのエネルギー分解能が良くないためにイメージングウィンドウ内に混入する. このように検出された散乱線は RI イメージの辺縁を不

明瞭にしたり, 放射能の定量の際に大きな誤差となる. この散乱線を補正するために多くの方法が提案され¹⁾, そのいくつかは実際の臨床検査に使用されている. その中でも, TEW 法は光電ピークにメインウィンドウとその両端にサブウィンドウを設け, 両サブウィンドウカウントよりメインウィンドウカウントに含まれている散乱線成分を台形近似で推定し引き算するという簡単な方法である²⁾.

この TEW 法は, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ イメージングでの散乱線補正に関する文献^{1,3)} で他の方法と比較され, その能力が評価されている. この $^{99\text{m}}\text{Tc}$ のように単一エネルギーの γ 線からなる光電ピークがイメージングに用いられるような場合には, TEW 法は有効であるが, ^{201}Tl のようにイメージングに使われる光電ピークが複数のエネルギーを持つ特性 X

* 熊本大学アイソトープ総合センター

** 熊本大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科

*** 熊本大学医学部放射線科

受付: 8 年 12 月 2 日

最終稿受付: 9 年 8 月 11 日

別刷請求先: 熊本市本庄 2-2-1 (☎ 860)

熊本大学アイソトープ総合センター

古嶋 昭博

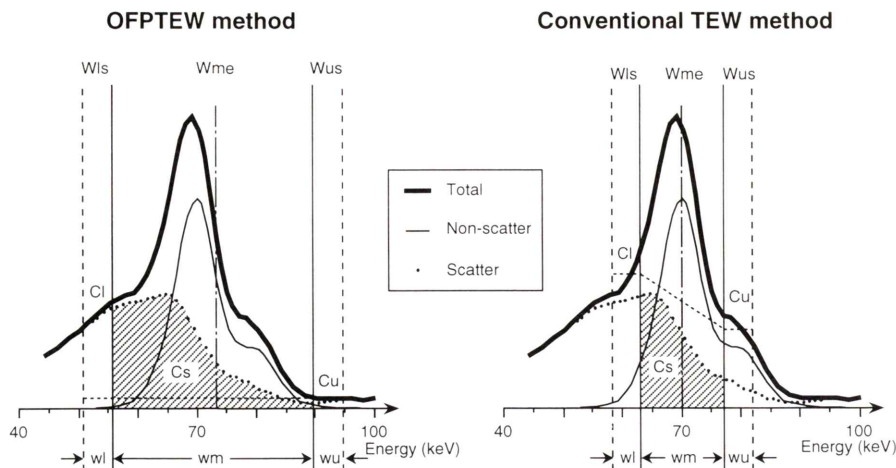


Fig. 1 Off-peak TEW method and conventional TEW method. Wme: main energy window (width: wm), Wls: lower sub-energy window (width: wl), Wus: upper sub-energy window (width: wu), Cs: total scatter counts within Wme, Cl: total counts within Wls, Cu: total counts within Wus

線 (69 keV, 71 keV, 80 keV, 83 keV) から構成されているときにも⁴⁾, 同様な補正効果が得られるかどうかを調べる必要がある. われわれは, ^{201}Tl イメージングにおいて, 現在一般に使用されている TEW 法のエネルギーウィンドウ設定に関してファントム実験より調べ, TEW 法の効果的な使い方を研究する必要があることを報告した⁵⁾. そこで, 今回, ^{201}Tl イメージングに使用される ^{201}Hg 特性 X 線の光電ピーク領域で TEW 法を用いるとき, そのエネルギーウィンドウ設定と散乱線近似係数を改良した off-peak TEW (OFPTEW) 法を考案した. この OFPTEW 法をファントムのプラナーと SPECT イメージングに応用し, 従来法よりも散乱線成分を正確に推定し, 直接線の計数率を増加させることがわかったので報告する.

II. Off-peak TEW (OFPTEW) 法

OFPTEW 法と従来の TEW 法による散乱線補正の原理図を Fig. 1 に示す. 以下, イメージ中の 1 ピクセルについて考える. ^{201}Hg の特性 X 線のピーク位置よりも中心を高エネルギー側にずらした (off-peak) メインウィンドウ Wme (幅 wm) に含まれる散乱線カウントを Cs, Wme の高エネ

ギー側サブウィンドウ Wus (幅 wu) と低エネルギー側サブウィンドウ Wls (幅 wl) に含まれるカウントをそれぞれ Cu, Cl とする. まず, 高エネルギーの γ 線からの散乱線 (単位エネルギー当たりのカウントは Cu/wu) が Wme と Wls に一様に含まれていると仮定する. これを各ウィンドウ幅を考慮し減算すると, Wls 内のカウント ($\text{Cl}' = \text{Cl} - \text{wl} * \text{Cu}/\text{wu}$) と Wme 内の散乱線カウント ($\text{Cs}' = \text{Cs} - \text{wm} * \text{Cu}/\text{wu}$) となる. 次に, 減算した後の Wls 内の単位エネルギー当たりのカウント (Cl'/wl) に wm を掛けたものの定数 k 倍が Cs' とすると,

$$\text{Cs}' = k * (\text{Cl}'/\text{wl}) * \text{wm} \text{ となる.}$$

したがって

$$\text{Cs} - \text{wm} * \text{Cu}/\text{wu} = k * (\text{Cl}/\text{wl} - \text{Cu}/\text{wu}) * \text{wm} \quad (1)$$

であるから, Cs は

$$\text{Cs} = k * \text{wm}/\text{wl} * \text{Cl} + (1 - k) * \text{wm}/\text{wu} * \text{Cu} \quad (2)$$

と求めることができる. メインウィンドウ Wme 内の総カウントを Ct とすると散乱線補正後の推定直接線カウント Cp は, $\text{Cp} = \text{Ct} - \text{Cs}$ から得られる.

(2) 式で $\text{wl} = \text{wu}$, $k = 0.5$ のとき従来の TEW 法と同じ式になる⁶⁾.

III. ファントム実験

1. 使用装置

対向 2 検出器型ガンマカメラ GCA-7200A/DI (東芝製) とオンラインコンピュータ GMS-5500DI (東芝製) を用いてイメージの収集・処理を行った。コリメータは、低エネルギー用平行多孔汎用 (GP) コリメータを使用した。

2. ファントムと散乱・吸収体

放射能約 1.2 MBq の ²⁰¹Tl を含んだ直径 1 mm, 長さ 5 cm のポリエチレンチューブを線源として用いた。また、中心に直径 3 cm の完全欠損を持つ板状ファントム (10 cm×10 cm×0.3 cm) に約 18.5 MBq の ²⁰¹Tl 水溶液を入れて面線源とした。散乱・吸収体としては、水と等価なタフウォータプレートファントム (30 cm×30 cm, 京都科学社製) を用いた。

3. Triple energy window によるプラナーイメージング

線源あるいは面線源とコリメータ表面との距離を 11 cm に固定した状態で、散乱体が全くないときと後方散乱体 (BS) の厚さを 10 cm にして前方散乱体 (FS) の厚さを 0, 2, 4, 6, 8, 10 cm と変えて、プラナーイメージを収集した。収集条件は、線源がマトリックスサイズ 64×64, 拡大率 2 倍, 収集時間 10 分, 面線源に対してマトリックスサイズ 128×128, 拡大率 1.75 倍, 収集時間 5 分, 1 ピクセルサイズ 2.46 mm であった。次のように 2 種類の triple energy window 収集を行った: 70 keV 中心で 14 keV (20%) 幅のメインウィンドウと 4.9 keV (7%) 幅の両サブウィンドウ (TEW), 73 keV 中心で 34 keV (47%) 幅のメインウィンドウと 5.1 keV (7%) 幅の両サブウィンドウ (OFPTW)。

4. 心筋ファントム SPECT イメージング

側壁部に直径 3 cm の欠損を有する心筋ファントムを胸部ファントム (RH2 型, 京都科学社製) に入れ, マトリックスサイズ 128×128, 拡大率 1 倍, 1 方向当たり 30 秒の収集時間で 6° 毎の 360° ステップ収集を行った。長軸半径 23 cm, 短

Table 1 The k-values for off-peak TEW method

Forward scatter thickness (cm)	k-value
0	0.284
2	0.490
4	0.533
6	0.565
8	0.576
10	0.586
mean	0.550*

Backward scatter thickness: 10 cm

*The mean value for the forward scatter thickness from 2 to 10 cm

軸半径 16 cm の楕円軌道でスキャンを行った。心筋ファントムのみへ約 15 MBq の ²⁰¹Tl を入れ, TEW と OFPTW でデータ収集した。

5. イメージ処理

TEW 法と OFPTW 法による散乱線補正のあるときとないときの線源のプラナーイメージから, full width at half maximum (FWHM) と full width at tenth maximum (FWTM) および線源イメージのカウントを計算した。イメージカウントを求めるための ROI は, 散乱体がない空中で収集されたイメージの最高カウントの 5% 閾値領域 (82 ピクセル) とした。また, 厚さ d cm の FS でのメインウィンドウ内の真の直接線カウントとして, 空中でのイメージカウントに減弱率 $\exp(-0.187d)$ をかけたものと定義した^{4,5,7)}。面線源のプラナーイメージに対して, 欠損部のコントラストを計算した。直径 3 cm の完全欠損部でのコントラスト値は, $(Ca - Cb)/Ca$ から求めた。ここで Ca と Cb はそれぞれ放射能があるバックグラウンド領域と欠損内部に設定した関心領域 ROI (5×5 ピクセル) 内の 1 ピクセル当たりの平均カウントを表す。

心筋ファントム SPECT の投影データを Butterworth フィルター (order 8, cutoff 周波数 0.24 cycle/pixel) で前処理し, ramp フィルターによるフィルター逆投影法により体軸横断像を作成し, 短軸断層像を得た。減弱補正は行わなかった。心筋短軸断層イメージの外側周囲に円形 ROI を設定し, そ

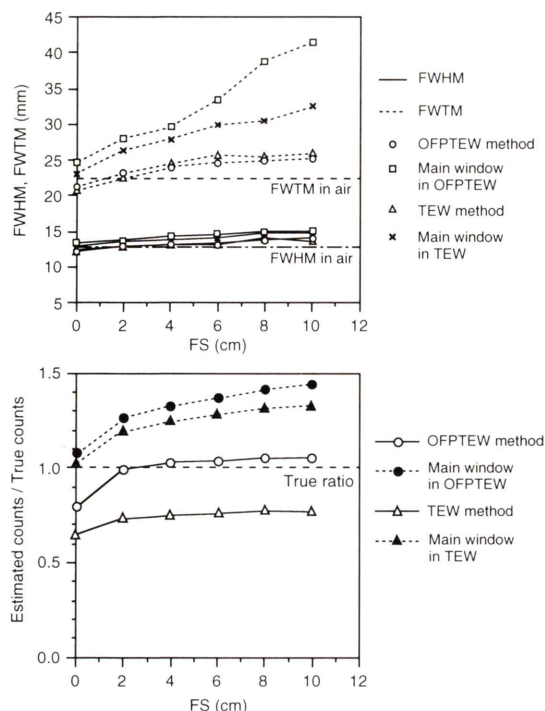


Fig. 2 Comparison between the TEW method and the OFPTEW method for estimation of FWHM and FWTM (top), and primary counts (bottom) in ^{201}Tl line source images. Estimations from the main windows in both methods are plotted together. The term FS means the thickness of forward scattering materials.

の中のカウントを求めた。

IV. 結 果

1. 定数 k の決定

線線源の OFPTEW により収集された 3 つのイメージ上に、線線源のイメージを中心とした矩形 ROI (45×35 ピクセル) を設定し、それぞれの ROI カウントを求めた。両サブウィンドウカウントから (1) 式を用いて各 FS 厚に対する k 値を算出した。ここで、厚さ d cm の FS に対する真の散乱線カウント C_s は、メインウィンドウ内の総カウント (直接線 + 散乱線) から空中で測定されたイメージのカウントに減弱率 $\exp(-0.187d)$ をかけたものを引き算することにより求めた^{4,5,7)}。各 FS

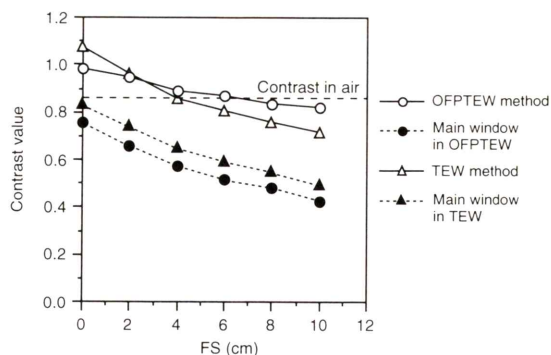


Fig. 3 Comparison between the TEW method and the OFPTEW method for estimation of contrast value in ^{201}Tl plate source images. Estimations from the main windows in both methods are plotted together. The term FS means the thickness of forward scattering materials.

厚に対して計算された k 値を Table 1 に示す。最終的な k 値は、FS=0 cm を除く FS 厚が 2 cm から 10 cm に対する k 値の平均から 0.55 と決定した。

2. 線線源と面線源のプラナーイメージデータによる TEW 法と OFPTEW 法の比較

Fig. 2 に線線源の FWHM と FWTM 値および推定直接線カウントに対する TEW 法と $k=0.55$ を用いた OFPTEW 法の比較を示す。さらに、比較のため両方法のメインウィンドウによるデータも一緒にプロットしている。FWHM と FWTM 値に関しては、両方法ともにあまり差はないが、直接線カウントの推定については OFPTEW 法が FS 厚 2 cm 以上ではほぼ真の値を示すのに対し TEW 法では約 30% の過小評価になった。

完全欠損を持つ面線源のコントラストに対する TEW 法と $k=0.55$ を用いた OFPTEW 法の比較を Fig. 3 に示す。FS が 2 cm 以下では、両方法とも空間分解能の影響を受けた空中でのコントラスト値よりも良くなっているが、FS 厚が 4 cm 以上では、OFPTEW 法の方が空中でのコントラスト値に近かった。FS=4 cm のときの TEW 法と OFPTEW 法による散乱線補正があるときとないときのイメージと空中でのイメージの比較を Fig. 4 に示す。TEW 法と OFPTEW 法による散乱線補

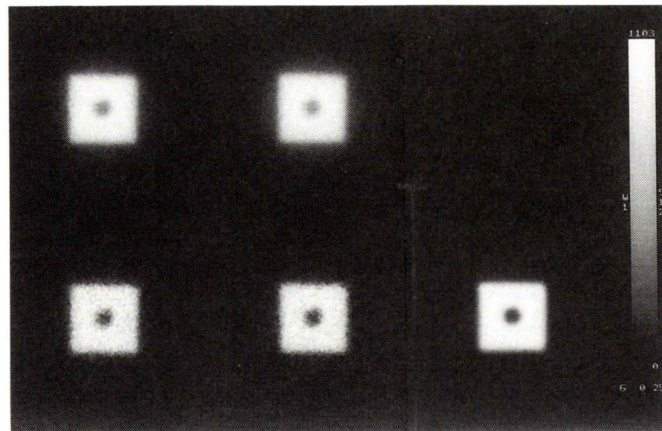


Fig. 4 Planar images of the plate phantom with forward scattering thickness of 4 cm and backward scattering thickness of 10 cm. Left top: main-energy window image in the TEW method, middle top: main-energy window image in the OFPTEW method, left bottom: scatter correction image obtained with the TEW method, middle bottom: scatter correction image obtained with the OFPTEW method. The right bottom shows a main-energy window image in the OFPTEW method in air.

正イメージは、視覚的によく似ていたが、イメージカウントは、OFPTEW 法の方が約 1.8 倍多かった。

3. 心筋ファントム SPECT イメージの比較

TEW 法と OFPTEW 法による心筋ファントム短軸断層イメージの比較を Fig. 5 に示す。さらに、両方法の、メインウィンドウによるイメージも比較のために示している。OFPTEW 法のメインウィンドウイメージは、TEW 法のメインウィンドウイメージより散乱線を多く含んでいるので欠損部や内腔でのコントラストが悪い。TEW 法と OFPTEW 法による散乱線補正後のイメージには視覚的に差はなかった。しかし、OFPTEW 法によるカウント数は、TEW 法のカウント数の約 1.46 倍であった。

V. 考 察

現在、TEW 法は $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{67}Ga , ^{123}I , ^{201}Tl などによる核医学臨床イメージング検査での散乱線補正法の一つとして用いられている⁸⁻¹⁰⁾。その際、光電ピークにメインウィンドウの中心を置き、その両側に幅の狭い 2 つのサブウィンドウを設け、

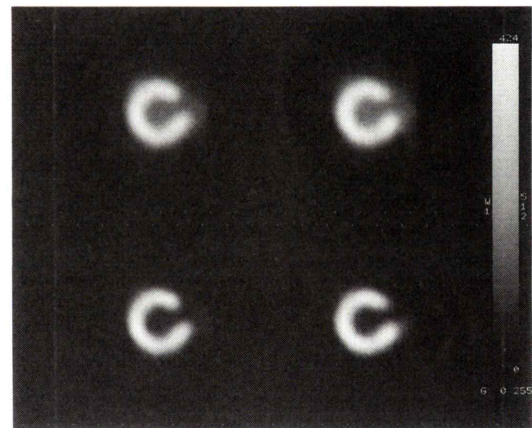


Fig. 5 Short-axis images of the ^{201}Tl myocardial phantom with a defect at lateral position. Left top: main energy window in the TEW method, right top: main energy window in the OFPTEW method, left bottom: scatter correction image obtained with the TEW method, right bottom: scatter correction image obtained with the OFPTEW method.

それら 3 つのウィンドウで 3 つのイメージの同時収集を行う。メインウィンドウ内に含まれる散乱線は 2 つのサブウィンドウ内のカウントによる台

形近似により推定され、ピクセル毎に補正が行われる。 ^{99m}Tc のようにイメージング用の光電ピークより高エネルギー側に分布するエネルギーがないときには、低エネルギー側のサブウィンドウのみが使われ、そのときには散乱線の推定は三角形近似になる。

TEW 法使用時には、そのメインエネルギーウィンドウの中心位置を光電ピーク上に置くようにガンマカメラメカより一般的に推奨されている¹¹⁾。これはイメージング用の光電ピークが ^{99m}Tc や ^{123}I のように単一エネルギーの γ 線からなることを前提とされている。また、サブウィンドウでは、直接線を含まず散乱線のみが計数されるようにメインウィンドウ幅が決められ、その幅は ^{99m}Tc で約24%が使用されている⁶⁾。われわれもエネルギー分解能の散乱線検出における影響に関して ^{99m}Tc では10%のエネルギー分解能に対して、24%ではほとんどすべての直接線を計数できることを報告した¹²⁾。しかし、 ^{201}Tl のように、イメージングのために複数の ^{201}Hg 特性X線が複合したエネルギー的広がりを持つ光電ピークが使われるときに、そのピークに幅の狭いメインウィンドウを設定した場合、サブウィンドウには散乱線だけでなく直接線が多く含まれることになる。このサブウィンドウカウントがTEW法の散乱線補正に用いられるとメインウィンドウから重要な情報を持っている直接線も減らすことになる。 ^{201}Tl に関した他のTEW法による散乱線補正についての研究でも空中で測定された ^{201}Tl 線源から45%のカウントが散乱線として除去されたと報告されている¹⁰⁾。これは散乱体のない空中では、コリメータや線源自身などからのわずかな散乱線しか存在しないはずであるが光電ピークを中心(71 keV)とした26%(18.5 keV)幅のメインウィンドウを設定したためにサブウィンドウ内の直接線を散乱線として減算したことによる。われわれも ^{201}Tl イメージングにおけるTEW法のエネルギーウィンドウ設定についてファントムを用いたブラナーイメージから調べたが、光電ピークに中心を置いたメインウィンドウの幅が20%, 25%, 30%のとき、

高エネルギー側のサブウィンドウイメージにはほとんど直接線が含まれていることを明らかにした⁹⁾。このときTEW法による散乱線補正はこのイメージと低エネルギー側のサブウィンドウイメージを平均したものに、小さいカットオフ周波数による低域通過型のフィルター処理を行い、メインウィンドウからサブトラクションすることになる。しかし、従来のTEW法でも ^{201}Tl SPECTイメージングで定量性があると報告されている⁶⁾。これは、従来のTEW法がメインウィンドウ内の全直接線の約30%を引き過ぎてはいるが、散乱線成分をすべて取り除き、補正後の画像には直接線成分のみが含まれているためと考えられる。

今回、われわれはこのような ^{201}Tl イメージングでの従来のTEW法の使い方を改良した手法を考案した。この方法の特徴は、(1) ^{201}Hg 特性X線のピークをほとんど含むような幅の広いまたその中心がピークから高エネルギー側へずれたメインウィンドウを設定すること、(2) 高エネルギー側からのカウント補正をした低エネルギー側サブウィンドウカウントの定数 k 倍で、同様に高エネルギー側カウントの補正されたメインウィンドウ内に含まれる散乱線カウントを近似することである。(1)については、 ^{201}Hg の特性X線のエネルギー分布が70 keVに最高値を持ち80 keV付近にも肩を持つ形状で、その直接線のエネルギー的広がりが77 keVを中心とした56 keVから98 keVであること⁴⁾とメインウィンドウの中心をピークからずらすことによるイメージの均一性劣化を防ぐために、実際のメインウィンドウの中心位置を73 keVとし、その幅を34 keVとした。(2)については、メインウィンドウ内には、 ^{201}Hg の特性X線の直接線やそれ自身の散乱線のほかに、 ^{201}Tl 自身が放出する135 keVと167 keVの γ 線による散乱線とそれらによるコリメータ鉛からの特性X線(75 keV)および ^{201}Tl 放射性医薬品に混入している ^{202}Tl からの高エネルギー γ 線(440 keV)からのコリメータ透過線と散乱線¹³⁾が含まれる。したがって、後者の影響によるカウントがメインウィンドウに一樣に含まれていると仮定し、それを高

エネルギー側のサブウィンドウカウントとした。この方法は、高エネルギー側に設定したサブウィンドウから得られたカウントを ^{201}Hg 特性 X 線の光電ピークカウントから一様に減算し、残った光電ピーク領域に幅の狭い 2 つの等幅 (8.7 keV) エネルギーウィンドウを off-peak に設け、dual photopeak window (DPW) 法により散乱線補正する方法と似ている¹⁴⁾。しかし、この方法に比べてわれわれの方法ではメインウィンドウ幅が広いので直接線の計数効率が良くなる。

本研究でプラナーイメージングにより得られた結果からわかるように、OFPTW 法は従来の TEW 法に比べ、線源が表面近くにある場合を除いて欠損部でのコントラスト算出や直接線カウントの推定においてより正確な値を示した。心筋ファントム SPECT イメージでも散乱線補正後の両イメージに視覚的な差はなかったが、推定直接線カウントに対しては大きな差が見られた。このようにファントム実験では、 $k=0.55$ を用いた OFPTW 法の有効性が示されたが、実際の臨床イメージングにこの方法を適用するとき、さらに最適な k 値の選択が重要になるものと思われる。また、最近臨床検査で広く行われるようになった ^{201}Tl と $^{99\text{m}}\text{Tc}$ や ^{123}I との二核種同時収集イメージング^{8,10)} や $^{99\text{m}}\text{Tc}$ による transmission と ^{201}Tl の emission データ同時収集における SPECT 減弱補正^{15,16)} でのクロストークや散乱線補正にも応用可能であるか検討する必要がある。

この OFPTW 法は (2) 式で高エネルギー側サブウィンドウのカウントを 0 にし、メインウィンドウの中心をピークに設定して k を決めれば $^{99\text{m}}\text{Tc}$ イメージングにも応用できる。従来の TEW 法では $k=0.5$ が用いられているが、より最適な k 値を選択できれば散乱線の補正能力をさらに上げることが可能と思われる。現在、われわれはこの k 値の選択に関する研究を行っている。

VI. ま と め

^{201}Tl イメージングでの散乱線補正において、従来の TEW 法の使い方を改良した OFPTW 法を

提案した。この方法をプラナーと SPECT イメージングに応用した結果、従来法に比べて直接線を減らさずにより正確に散乱線のみを除去することができ、直接線に対して計数効率を向上できることがわかった。今後、この散乱線補正法を臨床検査の ^{201}Tl イメージングに応用し、その有用性について評価する必要がある。

謝辞：本研究に当たり、協力していただきました東芝医用機器技術研究所 本村信篤氏、市原隆氏に感謝いたします。

文 献

- 1) Buvat I, Rodriguez-Villafuerte M, Todd-Pokropek A, Benali, Di Paola R: Comparative assessment of nine scatter correction methods based on spectral analysis using Monte Carlo simulation. *J Nucl Med* **36**: 1476–1488, 1995
- 2) Ogawa K, Harata Y, Ichihara T, Kubo A, Hashimoto S: A practical method for position-dependent Compton-scatter correction in single photon emission CT. *IEEE Trans Med Imag* **10**: 408–412, 1991
- 3) Ljungberg M, King M, Hademenos GJ, Strand SE: Comparison of four scatter correction methods using Monte Carlo simulated source distributions. *J Nucl Med* **35**: 143–151, 1994
- 4) 古嶋昭博, 松本政典, 大山洋一, 富口静二, 吉良光子, 高橋睦正: ^{201}Tl イメージングのための ^{201}Hg 特性 X 線ピーク領域におけるエネルギースペクトル解析. *核医学* **34**: 95–103, 1997
- 5) 古嶋昭博, 松本政典, 大山洋一, 富口静二, 吉良光子, 高橋睦正: ^{201}Tl イメージングでの TEW 法による散乱線補正のためのエネルギーウィンドウ設定に関する基礎的検討. *核医学* **34**: 831–836, 1997
- 6) Ichihara T, Ogawa K, Motomura N, Kubo A, Hashimoto S: Compton scatter compensation using the triple-energy window method for single- and dual-isotope SPECT. *J Nucl Med* **34**: 2216–2221, 1993
- 7) Hubbell JH: Photon cross sections, attenuation coefficients and energy absorption coefficients from 10 keV to 100 GeV. Report NSRDS-NBS **29**: 64, 1969
- 8) 橋本 順, 松田美智恵, 三宮敏和, 中村佳代子, 塚谷泰司, 久保敦司, 他: $^{201}\text{TlCl}$, $^{99\text{m}}\text{Tc-MIBI}$ を用いた運動負荷, 安静同時収集心筋シンチグラフィの試み——Triple Energy Window 散乱線補正法を用いての検討——. *核医学* **31**: 1365–1372, 1994
- 9) 木下富士美, 柳沢正道: TEW 処理による ^{67}Ga イ

- メージ画質向上の検討. 核医学技術 **16**: 187, 1996
- 10) 中嶋憲一, 松平正道, 山田正人, 滝 淳一, 利波紀久, 久田欣一: Triple Energy Window 法による散乱線補正が心筋 SPECT の定量に及ぼす影響および 2 核種収集への応用. 核医学 **32**: 959-967, 1995
 - 11) 東芝 GCA7000 シリーズソフトウェア NSSC070A 取扱説明書「散乱線補正編」, 東芝メディカル 2B040-294*B, 11, 1994
 - 12) Kojima A, Matsumoto M, Takahashi M, Uehara S: Effect of energy resolution on scatter fraction in scintigraphic imaging: Monte Carlo study. Med Phys **20**: 1107-1113, 1993
 - 13) 古嶋昭博, 辻 明德, 鍋島光子, 富口静二, 中島留美, 松本政典, 他: 定量的な放射性タリウムイメージングのためのコリメータ選択. Radioisotopes **43**: 411-418, 1994
 - 14) Hademenos GJ, King MA, Ljungberg M, Zubal G: Scatter correction method for Tl-201 images: a Monte Carlo investigation. IEEE Trans Nucl Sci **40**: 1179-1186, 1993
 - 15) 橋本 順, 三宮敏和, 小笠原克彦, 久保敦司, 尾川浩一, 市原 隆, 他: 散乱, 吸収補正による心筋 SPECT の定量化. 核医学 **33**: 1015-1019, 1996
 - 16) 富口静二, 大山洋一, 吉良朋広, 吉良光子, 中島留美, 辻 明德, 他: ^{201}Tl 心筋 SPECT におけるトランスミッション・エミッションデータ同時収集法の評価. 核医学 **33**: 1027-1035, 1996

Summary

Scatter Correction with an Off-Peak Triple Energy Window Method in Thallium-201 Imaging

Akihiro KOJIMA*, Masanori MATSUMOTO**, Yoichi OHYAMA***, Seiji TOMIGUCHI***, Mitsuko KIRA*** and Mutsumasa TAKAHASHI***

*Radioisotope Research Center, Kumamoto University

**Department of Radiological Technology, Kumamoto University College of Medical Science

***Department of Radiology, Kumamoto University School of Medicine

For scatter correction using the triple energy window (TEW) acquisition in ^{201}Tl imaging, we propose an off-peak TEW (OFPTW) method. This OFPTW method employs a wide main energy window of 34 keV centered at 73 keV and two 5.1 keV sub-energy windows and uses the scatter correction factor of 0.55. To assess scatter correction using the OFPTW method in ^{201}Tl imaging, phantom studies for planar and SPECT imaging were performed and the data with the OFPTW method were compared with those by the conventional TEW method using the trapezoidal formula with the 20% main energy window centered at 70 keV and two 4.9 keV sub-energy windows. The planar images corrected by both methods were visually similar. The OFPTW method, however, esti-

mated the true primary counts and the contrast value in the cold lesion accurately, while the conventional TEW method underestimated the primary counts by 30% and gave wrong contrast values. For the myocardial SPECT imaging, the short-axis images by both methods were very similar, but the images by the OFPTW method had 1.46 times more counts than those corrected by the conventional TEW method. In conclusion, the OFPTW method can correct scatter in ^{201}Tl imaging accurately and increase the primary counts effectively compared with the conventional TEW method.

Key words: ^{201}Tl imaging, Scatter correction, Triple energy window method, Off-peak energy window, Scatter correction factor.