

《原 著》

^{201}TI 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 瞳正***

要旨 ^{201}TI 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 (OFPTEW) 法を考案した。この OFPTEW 法では, 73 keV に中心を持つ 34 keV 幅のメインウインドウと 5.1 keV の両サブウイ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プラナーと SPECT イメージングで OFPTEW 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 幅のメインウインドウと 4.9 keV 幅のサブウインドウ) と比較した。線線源と完全欠損を持つ板状線源のプ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, OFPTEW 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}TI イメージングにおいて, この OFPTEW 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イ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インドウとその両端にサブウインドウを設け, 両サブウインドウカウントよりメインウイ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 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ のように单一エネルギーの 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}TI 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：熊本市本荘2-2-1 (番号860)

熊本大学アイソトープ総合センター

古嶋 昭博

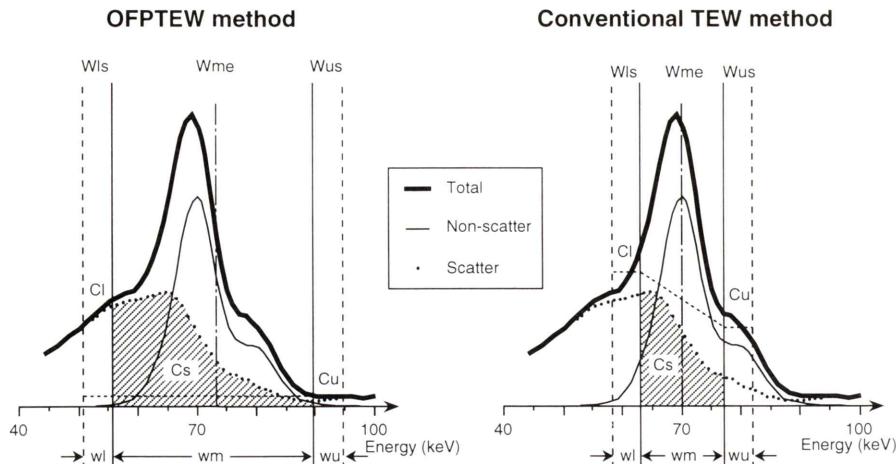


Fig. 1 Off-peak TEW method and conventional TEW method. Wme: main energy window (width: w_m), Wls: lower sub-energy window (width: w_l), Wus: upper sub-energy window (width: w_u), Cs: total scatter counts within Wme, Cl: total counts within Wls, Cu: total counts within Wus

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、²⁰¹Tlイメージングにおいて、現在一般に使用されているTEW法のエネルギー領域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、²⁰¹Tlイメージングに使用される²⁰¹Hg特性X線の光電ピーク領域でTEW法を用いるとき、そのエネルギー領域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ンナーと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できたので報告する。

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。²⁰¹Hg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)メインウインドウWme(幅 w_m)に含まれる散乱線カウントをCs、Wmeの高エネル-

ギー側サブウインドウWus(幅 w_u)と低エネルギー側サブウインドウWls(幅 w_l)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。これを各ウインドウ幅を考慮し減算すると、Wls内のカウント(Cl'=Cl-wl*Cu/wu)とWme内の散乱線カウント(Cs'=Cs-wm*Cu/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'となる。

$$Cs' = k * (Cl'/wl) * wm$$

したがって

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

であるから、Csは

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

と求めることができる。メインウインドウ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、 $Cp = Ct - Cs$ から得られる。

(2)式で $wl=wu$, $k=0.5$ 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1.2MBqの²⁰¹Tlを含んだ直径1mm、長さ5cmのポリエチレンチューブを線線源として用いた。また、中心に直径3cmの完全欠損を持つ板状ファントム(10cm×10cm×0.3cm)に約18.5MBq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ープレートファントム(30cm×30cm、京都科学社製)を用いた。

3. Triple energy windowによるプラナーメージング

線線源あるいは面線源とコリメータ表面との距離を11cm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10cmにして前方散乱体(FS)の厚さを0, 2, 4, 6, 8, 10cmと変えて、プラナーメージを収集した。収集条件は、線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2.46mmであった。次のように2種類のtriple energy window収集を行った:70keV中心で14keV(20%)幅のメインウインドウと4.9keV(7%)幅の両サブウインドウ(TEW), 73keV中心で34keV(47%)幅のメインウインドウと5.1keV(7%)幅の両サブウインドウ(OFPTEW)。

4. 心筋ファントムSPECTイメージング

側壁部に直径3cm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23cm、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16cmの梢円軌道でスキャンを行った。心筋ファントムのみへ約15MBqの²⁰¹Tlを入れ、TEWとOFPTEWでデータ収集した。

5. イメージ処理

TEW法とOFPTEW法による散乱線補正のあるときとないときの線線源のプラナーメージから、full width at half maximum (FWHM)とfull width at tenth maximum (FWTM)および線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dcmのFSでのメインウイ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)}。面線源のプラナーメージに対して、欠損部のコントラストを計算した。直径3cm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0.24cycle/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。減弱補正是行わなかった。心筋短軸断層イメージの外側周囲に円形ROIを設定し、そ

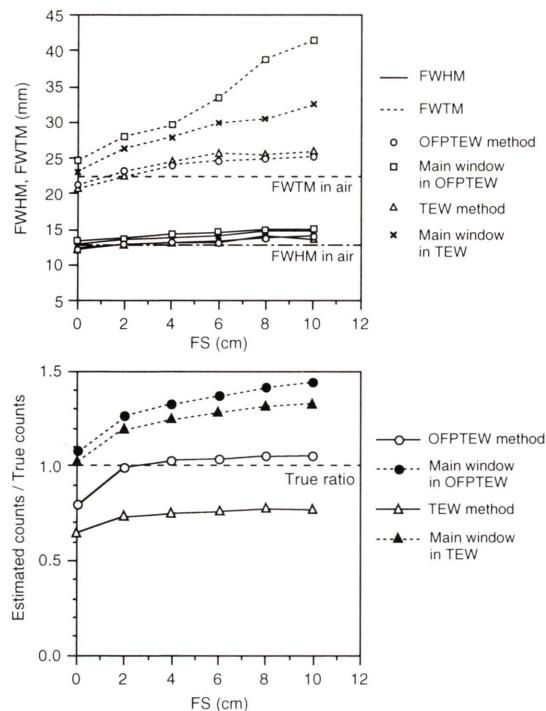


Fig. 2 Comparison between the TEW method and the OFPTEW method for estimation of FWHM and FWTM (top), and primary counts (bottom) in ^{201}TL line source images. Estimations from the main windows in both methods are plotted together. The term FS means the thickness of forward scattering materials.

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 カウントを求める。両サブウイ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、メインウイ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

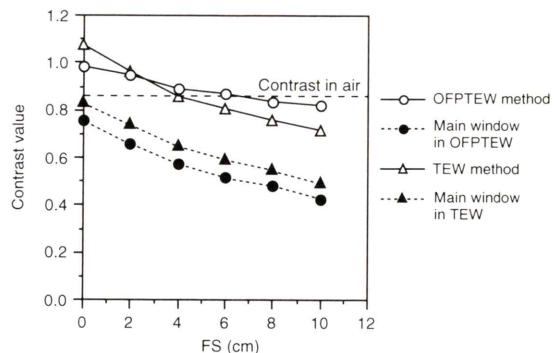


Fig. 3 Comparison between the TEW method and the OFPTEW method for estimation of contrast value in ^{201}TL plate source images. Estimations from the main windows in both methods are plotted together. The term FS means the thickness of forward scattering materials.

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ン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イ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

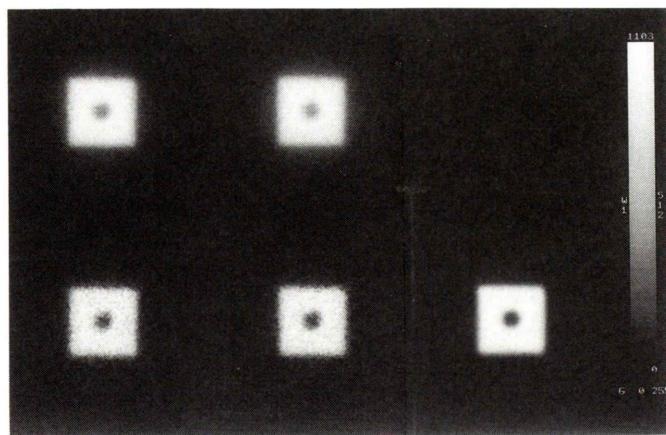


Fig. 4 Planar images of the plate phantom with forward scattering thickness of 4 cm and backward scattering thickness of 10 cm. Left top: main-energy window image in the TEW method, middle top: main-energy window image in the OFPTEW method, left bottom: scatter correction image obtained with the TEW 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、メインウインドウによるイメージも比較のために示している。OFPTEW法のメインウインドウイメージは、TEW法のメインウイ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^{99m}Tc、⁶⁷Ga、¹²³I、²⁰¹Tl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インドウの中心を置き、その両側に幅の狭い2つのサブウインドウを設け、

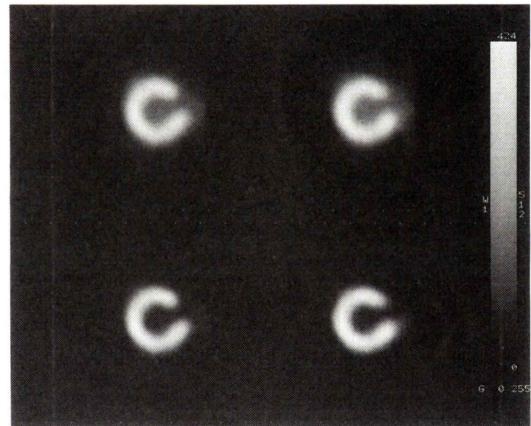


Fig. 5 Short-axis images of the ²⁰¹Tl myocardial phantom with a defect at lateral position. Left top: main energy window in the TEW method, right top: main energy window in the OFPTEW method, left bottom: scatter correction image obtained with the TEW method, right bottom: scatter correction image obtained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

それら3つのウインドウで3つのイメージの同時収集を行う。メインウインドウ内に含まれる散乱線は2つのサブウイ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イ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ーカー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、サブウインドウでは、直接線を含まず散乱線のみが計数されるよう にメインウイ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インドウを設定した場合、サブウイ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。このサブウインドウカウントが TEW 法の散乱線補正に用いられるとメインウイ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 に関する他の 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) 幅のメインウインドウを設定したためにサブウイ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プラン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インドウの幅が 20%, 25%, 30% のとき、

高エネルギー側のサブウイ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⁵⁾。このとき TEW 法による散乱線補正是このイメージと低エネルギー側のサブウイ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、メインウイ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 法がメインウイ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イ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イ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イ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⁾ とメインウイ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、実際のメインウイ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、メインウインドウ内には、 ^{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インドウに一様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イ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インドウから得られたカウントを²⁰¹Hg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)エネルギーウインドウを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イ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、OFPTEW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OFPTEW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²⁰¹Tlと^{99m}Tcや¹²³Iとの二核種同時収集イメージング^{8,10)}や^{99m}Tcによるtransmissionと²⁰¹Tl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OFPTEW法は(2)式で高エネルギー側サブウインドウのカウントを0にし、メインウインドウの中心をピークに設定してkを決めれば^{99m}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

²⁰¹Tl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OFPTEW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²⁰¹Tl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

- 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
- 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
- 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
- 古嶋昭博, 松本政典, 大山洋一, 富口静二, 吉良光子, 高橋睦正: ²⁰¹Tlイメージングのための²⁰¹Hg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
- 古嶋昭博, 松本政典, 大山洋一, 富口静二, 吉良光子, 高橋睦正: ²⁰¹Tl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インドウ設定に関する基礎的検討. 核医学 **34**: 831–836, 1997
- 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
- Hubbell JH: Photon cross sections, attenuation coefficients and energy absorption coefficients from 10 keV to 100 GeV. Report NSRDS-NBS **29**: 64, 1969
- 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: ²⁰¹TlCl, ^{99m}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
- 木下富士美, 柳沢正道: TEW処理による⁶⁷Ga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 明徳, 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 明徳, 他: ²⁰¹Tl 心筋 SPECT におけるトランスマッショントミッショントータル同時収集法の評価. 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 ²⁰¹Tl imaging, we propose an off-peak TEW (OFPTEW) method. This OFPTEW 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 OFPTEW method in ²⁰¹Tl imaging, phantom studies for planar and SPECT imaging were performed and the data with the OFPTEW 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 OFPTEW 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 OFPTEW method had 1.46 times more counts than those corrected by the conventional TEW method. In conclusion, the OFPTEW method can correct scatter in ²⁰¹Tl imaging accurately and increase the primary counts effectively compared with the conventional TEW method.

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