

Triple Energy Window (TEW) 収集機能のない SPECT 装置による TEW 法を用いた散乱線の補正に関する検討

藤岡 弘良* 井上 武** 石丸 良広** 赤宗 明久**
村瀬 研也*** 棚田 修二*** 池添 潤平***

要旨 ^{123}I を用いた脳 SPECT に関し, Triple Energy Window (TEW) 法における三つのエネルギーウィンドウのうち, メインウィンドウの両側に設定したサブウィンドウのデータを合算収集することにより, TEW 収集機能のない SPECT 装置においても TEW 法が使用できるように工夫した. 工夫した方法の有効性についてファントム実験により検討した. ^{123}I を用いて, 合算収集したサブウィンドウのデータの固有均一性を NEMA 規格により測定した結果, エネルギーウィンドウ幅が 5 keV で積分および微分均一性は最小となり, それぞれ 5.8%, 4.2% であった. また, 白質と灰白質に ^{123}I 水溶液を 1:4.3 の濃度比で満たした脳ファントムについて, 本法を用いて散乱線補正を行った場合, 白質と灰白質の SPECT 値の比は 1:4.26 となり, 散乱線補正を行わない場合 (1:2.08) に比べ真の値に近づいた. 本法により従来の SPECT 装置においても TEW 法が応用可能であり, また簡便であるため, ルーチン検査に有用な方法であると考えられる.

(核医学 34: 251-258, 1997)

I. はじめに

現在, Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) 検査において, その定量性が重要視されているが, SPECT の定量性を阻害する要因の一つに γ 線の体内での吸収と散乱がある¹⁾. 散乱線の補正については従来より種々の補正法が試みられている²⁻⁶⁾. 最近, 尾川ら⁶⁾によって簡便な散乱線補正法として, Triple Energy Window 法 (略して TEW 法) が開発され, 高い評価を得ている. しかし, この方法は一部の SPECT 装置において使用されているにすぎず, 一般の SPECT 装

置では TEW 法が使用できる機能がないため, 広く普及するには至っていないのが現状である. そこで, われわれは TEW 収集機能のない一般の SPECT 装置においても TEW 法が使用できるように工夫し, その有効性について検討したので報告する.

II. 原 理

従来の SPECT 装置で使用可能な TEW 法の原理

本研究で検討した TEW 法は, Ogawa らの方法⁶⁾と同様, メインウィンドウのデータとサブウィンドウのデータを同時に収集する. しかし, 従来の SPECT 装置においては三つのエネルギーウィンドウのデータをそれぞれ別々に収集することができないため, 三つのエネルギーウィンドウのうちメインウィンドウの両側に設定したサブウィンドウのデータを合算収集して一つのデータとして取り扱って散乱成分を推定する. すなわ

* 松山市民病院放射線室
** 同 放射線科
*** 愛媛大学医学部附属病院放射線科
受付: 9 年 1 月 17 日
最終稿受付: 9 年 3 月 17 日
別刷請求先: 愛媛県松山市大手町 2-6-5 (☎ 790)
松山市民病院放射線室

藤 岡 弘 良

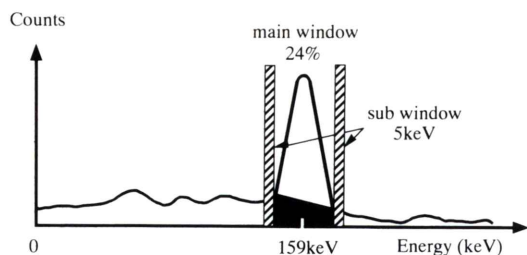


Fig. 1 Illustration of the triple energy window method for Compton-scatter correction. With the method devised in the present study, the data within both subwindows are acquired together instead of acquiring them separately.

ち、メインウィンドウの両側に設定したサブウィンドウで得られるカウントを C_1 , C_2 とし、散乱成分を TEW 法と同様 Fig. 1 に示すように台形で近似すると、散乱線によるカウント C_s は次式で表される。

$$C_s = \frac{1}{2} \left(\frac{C_1}{W_1} + \frac{C_2}{W_2} \right) \times W_m \quad (1)$$

ここで、 W_m , W_1 , W_2 はそれぞれメインウィンドウおよびサブウィンドウのエネルギーウィンドウ幅を表す。(1) 式において、二つのサブウィンドウのエネルギーウィンドウ幅が等しい(エネルギーウィンドウ幅を W とする)場合、(1) 式は

$$C_s = \frac{1}{2} \frac{C}{W} \times W_m \quad (2)$$

となる。ここで、 C は $C_1 + C_2$ であり、二つのサブウィンドウで合算収集して得られる。

III. 方 法

SPECT データの収集は、低エネルギー汎用型コリメータ (LEGP) を装着した GE 社製 STARCAM 4000XR/T を用いて、 64×64 マトリックスで、一方向 24 秒で 360 度 32 方向より行った。ただし、データは 2.67 倍に拡大して収集した。ファントム実験では、京都科学社製 IB-10 型脳ファントム、プールファントムおよびセクションファントムを使用して、以下の 5 項目について

検討した。

1. サブウィンドウで収集したデータの固有均一性の検討

TEW 法はサブウィンドウで収集したデータを用いて散乱成分を推定し、メインウィンドウで収集したデータから減算するため、サブウィンドウで収集したデータの均一性が問題となる。そこで、メインウィンドウのエネルギーウィンドウ幅を 38 keV (^{123}I のエネルギー 159 keV に対して 24%) とし、合算収集する両サブウィンドウのエネルギーウィンドウ幅 4 keV, 5 keV, 6 keV について National Electrical Manufacturers Association (NEMA) 規格による Central Field of View (CFOV) 内の積分均一性 (Integral Uniformity) および微分均一性 (Differential Uniformity)⁷⁾ を測定し、最適なエネルギーウィンドウ幅を検討した。比較のため、メインウィンドウの高エネルギーあるいは低エネルギー側に、エネルギーウィンドウ幅 5 keV で設定したサブウィンドウ単独でデータ収集した場合についても検討した。

2. 最適なカットオフ周波数の検討

TEW 法では狭いエネルギーウィンドウ幅を使用するため、収集したデータの均一性だけでなく、統計ノイズを軽減する必要がある。今回の検討では前処理として、メインウィンドウおよびサブウィンドウで収集したデータを Butterworth フィルターを用いて平滑処理した。Butterworth フィルターの最適なカットオフ周波数は脳ファントムの横断像における平均二乗誤差 (Normalized mean square error) を測定して求めた。今回の検討では、平均二乗誤差を求める場合、収集時間を 6 倍にとって得た画像を基準とした。また、メインウィンドウで収集したデータに対しては、カットオフ周波数 0.3 から 0.55 cycles/cm、サブウィンドウで収集したデータに対しては 0.1 から 0.3 cycles/cm の範囲内でカットオフ周波数を組み合わせて処理し、横断像における平均二乗誤差を求め、平均二乗誤差を最小にする時のカットオフ周波数を検討した。この時、Butterworth フィルターのフィルター次数は 8 に固定した。

3. 濃度直線性の検討

六分割されたセクションファントムに六種類の濃度 (53, 91, 193, 194, 220, 337 kBq/ml) の ^{123}I 水溶液を入れ、横軸に ^{123}I 水溶液の Well Counter で測定した放射能濃度、縦軸に SPECT 値をとって、その直線性より散乱線除去の効果を検討した。SPECT 値は 7×7 pixel (21×21 mm) の関心領域をファントムの区画された領域の中央部に設定して求めた。なお、この場合も含め以下の検討では、前処理として、メインウィンドウで収集したデータに対してはカットオフ周波数 0.35 cycles/cm、サブウィンドウで収集したデータに対してはカットオフ周波数 0.15 cycles/cm の Butterworth フィルターを用いて平滑処理を行った。

4. 吸収補正と散乱線除去効果の検討

放射能濃度が様なプールファントムにおいて、減弱係数として ^{123}I の水中での値 0.14 cm^{-1} および 0.07 cm^{-1} , 0.0 cm^{-1} を用いた Sorenson の方法⁸⁾ で吸収補正した場合について、TEW 法を用いて散乱線を補正した場合と補正しない場合のプロファイルカーブを検討した。

5. 脳 SPECT における定量性の検討

脳ファントムにおいて、白質と灰白質の濃度比が 1:4.3 になるように ^{123}I 水溶液をそれぞれの領域に満たし (白質および灰白質における濃度はそれぞれ 53, 230 kBq/ml), 散乱線補正前後のそれぞれの領域における SPECT 値の比を算出して比較検討した。

IV. 結 果

1. サブウィンドウのエネルギーウィンドウ幅の検討

二つのサブウィンドウを合算収集したデータの固有均一性について検討するため、NEMA 規格⁷⁾ によって測定した CFOV 内の積分均一性および微分均一性の値を Table 1 に示す。比較のため、エネルギーウィンドウ幅が 5 keV で、二つのサブウィンドウについて個々に測定した結果も Table 1 に示す。二つのサブウィンドウで合算収集した場合、エネルギーウィンドウ幅が 5 keV の時、積

Table 1 Measurement of integral and differential uniformity in central field of view (CFOV)

Energy width of subwindows	Uniformity in central field of view (CFOV)	
	Integral Uniformity (%)	Differential Uniformity (%)
4 keV*	6.6	5.1
5 keV*	5.8	4.2
6 keV*	6.4	4.7
5 keV (lower window)**	11.7	4.9
5 keV (upper window)**	24.4	16.2

*Data were acquired using both subwindows together.

**Data were acquired using a single subwindow.

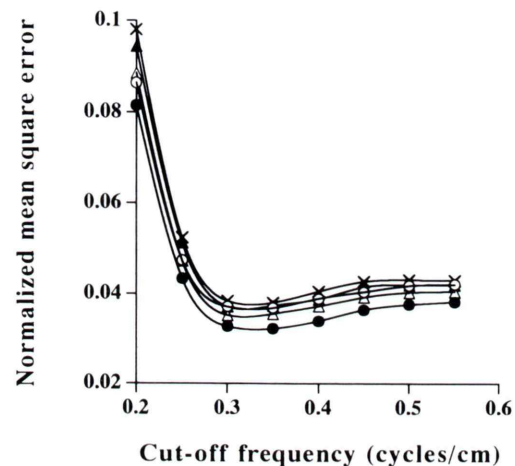


Fig. 2 Normalized mean square error as a function of the cut-off frequency (cycles/cm) in the Butterworth filter used for processing the data acquired with the main window. The plots are shown for various cut-off frequencies in the Butterworth filter used for processing the data acquired with subwindows (○: 0.1 cycles/cm, ●: 0.15 cycles/cm, △: 0.2 cycles/cm, ▲: 0.25 cycles/cm, ×: 0.3 cycles/cm).

分均一性および微分均一性は最小となり、それぞれ 5.8%, 4.2% であった。これに対して、二つのサブウィンドウについて個々に測定した場合、メインウィンドウよりエネルギーの低いサブウィンドウでは、エネルギーウィンドウ幅が 5 keV の場合、積分均一性および微分均一性はそれぞれ 11.7%, 4.9% であった。一方、メインウィンドウよりエネルギーの高いサブウィンドウでは、それ

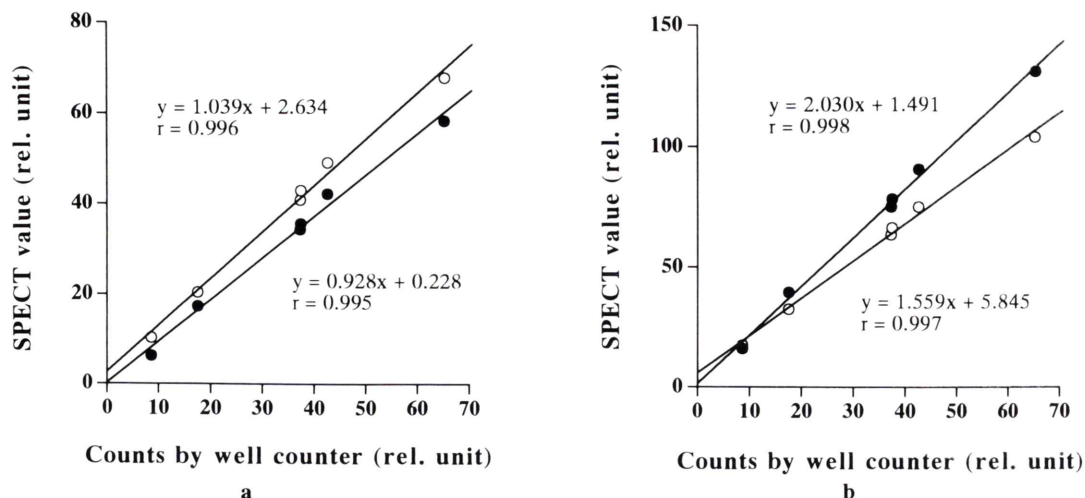


Fig. 3 (a) Relationship between the counts measured by SPECT and those measured by a well-counter. The closed circles represent the cases when Compton-scatter correction was performed using the TEW method, while the open circles represent the cases when Compton-scatter correction was not performed. In these cases, attenuation correction was not performed.
(b) Relationship between the counts measured by SPECT and those measured by a well-counter. The closed circles represent the cases when Compton-scatter correction was performed using the TEW method. In these cases, attenuation correction was performed using Sorenson's method with an attenuation coefficient (μ) of 0.14 cm^{-1} . On the other hand, the open circles represent the cases when Compton-scatter correction was not performed. In these cases, attenuation correction was performed using Sorenson's method with μ of 0.07 cm^{-1} .

ぞれ 24.4%, 16.2% であった。したがって、二つのサブウィンドウで別々にデータを収集するよりも合算収集した方が均一性が大きく向上することがわかる。

2. 最適なカットオフ周波数の検討

メインウィンドウおよびサブウィンドウで得られたデータを前処理するために用いる Butterworth フィルターのカットオフ周波数を変化させた場合の脳ファントムの横断像における平均二乗誤差を Fig. 2 に示す。Fig. 2 に示すように、平均二乗誤差の最小値はメインウィンドウで得られるデータではカットオフ周波数 0.35 cycles/cm 、サブウィンドウのデータでは 0.15 cycles/cm の時に得られた。したがって、今回の検討ではこれらのカットオフ周波数を最適カットオフ周波数として使用した。

3. 濃度直線性の検討

六分割されたセクションファントムを用いて行った濃度直線性の測定結果を Fig. 3 に示す。Fig. 3 は、TEW 法を用いて散乱線補正を行った場合と散乱線補正を行わなかった場合とを比較したものである。また、Fig. 3 (a) は共に吸収補正を行わない場合で、Fig. 3 (b) は Sorenson 法を用いて吸収補正を行った場合を示す。Fig. 3 に示すように、いずれの場合にも TEW 法を用いて散乱線を補正した場合、グラフの y 切片が散乱線補正を行わない場合に比べ原点に近づいた。

4. 吸収補正と散乱線除去効果の検討

放射能濃度が様なプールファントムの SPECT 像を Fig. 4 に示す。Fig. 4 において、左の画像は散乱線の補正を行わず、Sorenson の方法⁸⁾で吸収補正した場合を示す。Sorenson の方法にお

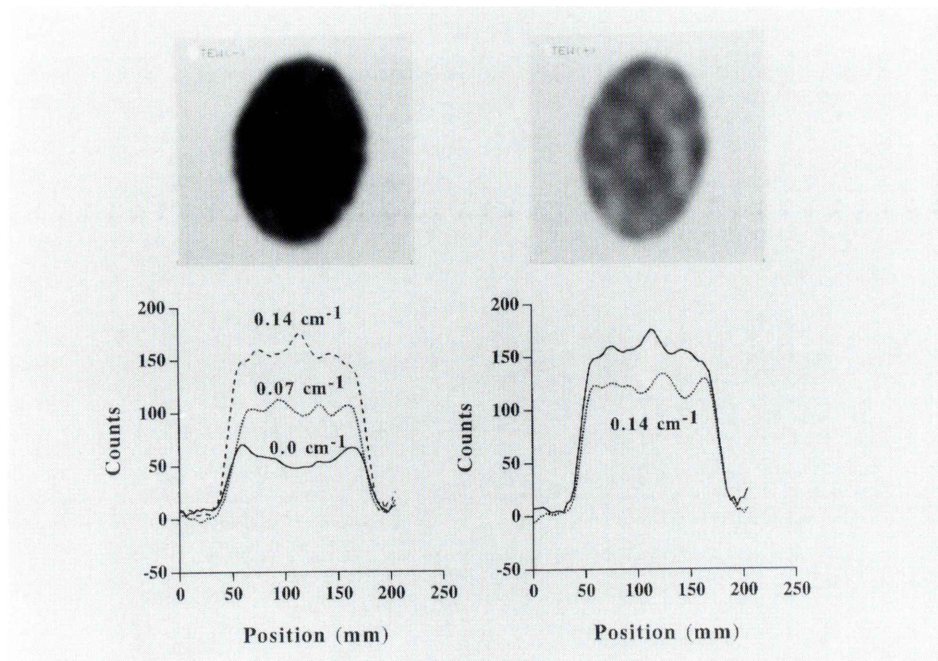


Fig. 4 SPECT images of a pool phantom. The upper left panel is the image reconstructed without Compton-scatter correction, while the upper right panel is the image reconstructed after Compton-scatter correction using the TEW method. In these cases, attenuation correction was performed using Sorenson's method with an attenuation coefficient (μ) of 0.14 cm^{-1} . The lower left panel shows the profiles in the center of the images reconstructed without Compton-scatter correction. In these cases, attenuation correction was performed using Sorenson's method with a μ of 0.14 cm^{-1} (dashed line), 0.07 cm^{-1} (dotted line), and 0.0 cm^{-1} (solid line). In the lower right panel, the solid line shows the profile in the center of the image reconstructed without Compton-scatter correction. In this case, attenuation correction was performed using Sorenson's method with a μ of 0.14 cm^{-1} . On the other hand, the dotted line shows the profile in the image reconstructed after Compton-scatter correction using the TEW method. In this case, attenuation correction was performed using Sorenson's method with a μ of 0.14 cm^{-1} .

いて、減弱係数として ^{123}I の水中での値 0.14 cm^{-1} を用いた場合、左下の図に示すように中央部が高くなった。一方、 0.07 cm^{-1} を減弱係数として用いた場合には、プロファイルカーブは平坦となった。右の画像は、TEW 法を用いて散乱線の補正を行った場合を示し、右下の図に示すように 0.14 cm^{-1} を減弱係数として用いた場合プロファイルカーブは平坦となった。

5. 脳 SPECT における定量性の検討

白質と灰白質に ^{123}I 水溶液を 1:4.3 の濃度比で

入れた脳ファントムにおいて、TEW 法で散乱線を補正した場合と補正しない場合の SPECT 像(左上:補正なし, 右上:補正あり)およびプロファイルカーブを Fig. 5 に示す。Fig. 5 に示すように、TEW 法で散乱線を補正した場合には、白質と灰白質のコントラストが上昇し、また SPECT 値の比は 1:4.26 となり、散乱線の補正をしない場合の 1:2.08 に比べ、真の値(1:4.3)に近づいた。

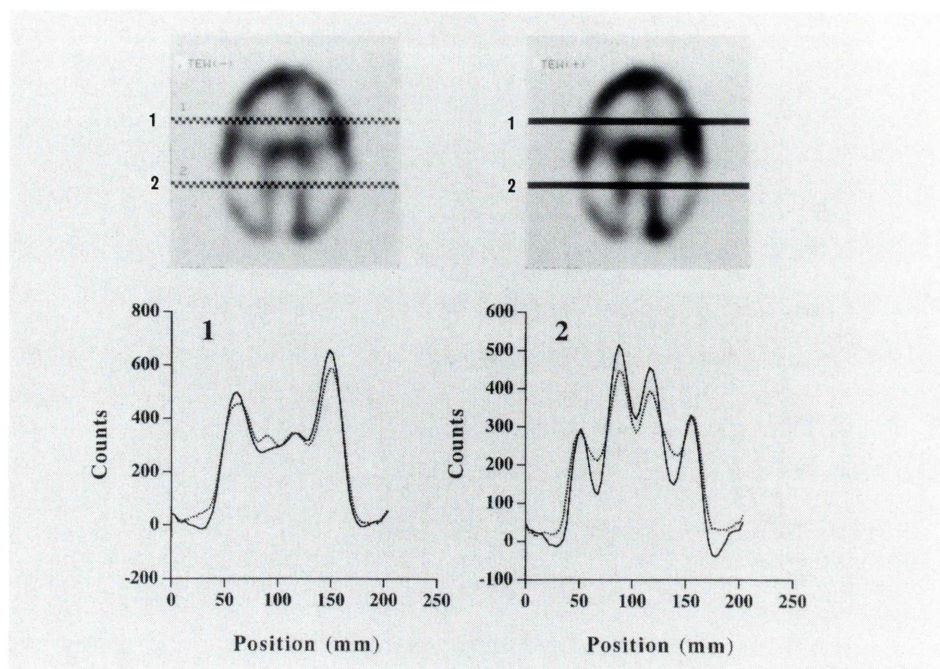


Fig. 5 SPECT images of a brain phantom. The upper left panel is the image reconstructed without Compton-scatter correction, while the upper right panel is the image reconstructed after Compton-scatter correction using the TEW method. Note that the image contrast between gray and white matter was improved by Compton-scatter correction using the TEW method. The lower left and right panels show the profiles at position 1 and 2, respectively. In these panels, the dotted line represents the profile obtained from the image shown in the upper left panel, while the solid line represents the profile obtained from the image shown in the upper right panel.

V. 考 察

SPECT における散乱線の補正法として、従来より種々の補正法が試みられてきた²⁻⁶⁾。その中で、市原ら⁹⁾は 3 から 4% の狭いエネルギーウィンドウ幅で収集した画像の均一性を安定化させるためのハードウェアを開発して TEW 法による散乱線補正を実用化したと報告している。しかし、TEW 法を用いるためには上記のような特殊なハードウェアを必要とし、従来の SPECT 装置では使用できないため、一般に普及するまでには至っていない。そこで、本研究では、TEW 法が使用できる機能のない従来の SPECT 装置においても TEW 法が使用できるように工夫し、その有効性についてファントム実験により検討した。

TEW 法のように狭いエネルギーウィンドウを用いる場合には、収集したデータの均一性が問題となる。そこで、NEMA 規格に基づいて均一性を測定した結果 (Table 1)、本研究で行ったように二つのサブウィンドウのデータを合算収集することにより均一性が保たれ、また統計的な変動の少ないデータが得られる。また三つのウィンドウで別々にデータを収集するには、均一性を向上させるための専用のハードウェアが必要であるのに対し、二つのサブウィンドウのデータを合算収集することは、従来より ⁶⁷Ga シンチグラムなどの撮像の際に行われており、特別なハードウェアを必要としない。そのため、本研究で行った TEW 法は通常の SPECT 装置を用いて行うことができるため、有用性が高いものと考えられる。

Fig. 4 の左図に示すように、散乱線の補正を行わずに、減弱係数として ^{123}I の水中での値を用いて吸収補正を行った場合には、散乱線の影響のために中央部が盛り上がる。これに対し、減弱係数を 0.07 cm^{-1} として吸収補正を行った場合には見かけ上、中央部は平坦となるが、これは単に吸収と散乱の影響が相殺されたものと考えられる。TEW 法を用いた場合には、減弱係数が ^{123}I の水中での値 (0.14 cm^{-1}) の時に、Fig. 4 の右下に示すように、中央部は平坦となり、散乱線が有効に補正されたものと考えられる。しかし、今回の検討では、均一吸収体を仮定したもので、非均一吸収体の場合については今後の課題であろう。SPECT の定量性で重要なことは放射能濃度と SPECT 値の関係が原点を通る直線で表されることである。Fig. 2 に示すように TEW 法を用いて散乱線補正を行った場合、y 切片が原点に近づく散乱線除去が有効に行われたものと考えられる。また、Fig. 5 に示すように TEW 法による散乱線除去効果により脳ファントムの白質と灰白質のコントラスト分解能は上昇する。

しかし、TEW 法を用いて散乱線を補正した場合、他の方法を用いた場合と同様に収集カウントが減少し、再構成した SPECT 画像の統計的変動が大きくなる可能性がある。今回の検討では、比較的データ収集条件の厳しい局所脳血流量定量法の ME 法¹⁰⁾を想定して、1 方向 24 秒、360 度 32 方向で SPECT データを収集した場合について検討したが、散乱線補正後の SPECT 画像の歪みやアーチファクトの出現は見られず、統計的変動が大きく問題となることはなかった。したがって、本研究で行った TEW 法は ME 法¹⁰⁾に適用することが可能と考えられた。また、現時点においては、本法を多核種同時収集における散乱線補正¹¹⁾に適用することはできないが、現在多検出器型 SPECT 装置で多ウィンドウ収集が可能な SPECT 装置が普及しつつあり、それらの SPECT 装置においては本法による多核種同時収集における散乱線補正が可能であろう。

今後、核医学検査においてさらに定量性が重要

視されてくるものと考えられるが、本研究で行った TEW 法は従来の SPECT 装置で散乱線補正を簡便に行うことができるため、SPECT 検査の定量性の向上に貢献できるものと期待できる。

VI. ま と め

1. TEW 法を TEW 収集機能のない一般の SPECT 装置に応用するため、TEW 法で用いられる三つのエネルギーウィンドウのうち、メインウィンドウの両側に設定した二つのサブウィンドウのデータを合算収集して散乱線の補正を行う方法について検討した。

2. ファントム実験により、二つのサブウィンドウのデータを合算収集して行う TEW 法の有効性が確認できた。

3. 本法は、TEW 収集機能のない SPECT 装置においても TEW 法による散乱線の補正を行うことができ、また簡便であるため、ルーチン検査に有用な方法と考えられる。

文 献

- 1) Jaszcak RJ, Coleman RE, Whitehead FR: Physical factors affecting quantitative measurements using camera-based single photon emission computed tomography (SPECT). *IEEE Trans Nucl Sci* **NS-28**: 69-80, 1981
- 2) Axelsson B, Msaki P, Israelsson A: Subtraction of Compton scattered photons in single photon computerized tomography. *J Nucl Med* **25**: 490-494, 1984
- 3) Jaszcak RJ, Greer KL, Floyd CE, Harris C, Coleman RE: Improved SPECT quantitation using compensation for scattered photons. *J Nucl Med* **25**: 893-900, 1984
- 4) Floyd CE, Jaszcak RJ, Greer KL, Coleman RE: Deconvolution of Compton scatter in SPECT. *J Nucl Med* **26**: 403-408, 1985
- 5) Koral KF, Wang X, Rogers WL, Clonthorene NH: SPECT Compton-scatter compensation by analysis off energy spectra. *J Nucl Med* **29**: 195-202, 1988
- 6) 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
- 7) Performance Measurements of Scintillation Cameras. Standards Publication/No. NU1-1980. Washington,

- D.C., NEMA, 1980
- 8) Sorenson JA: *In* Heine GJ, Sorenson JA (eds.). Quantitative measurement of radioactivity in vivo by whole body counting. Academic Press, New York, 1974, p. 311
- 9) 市原 隆, 本村信篤: Triple Energy Window (TEW) 法による散乱線補正法の開発. 日放技学誌 **49**: 1809-1811, 1993
- 10) 井上 武, 藤岡弘良, 赤宗明久, 棚田修二, 浜本 研: 単検出器回転型ガンマカメラと ^{123}I -IMP を用いた局所脳血流量定量法の時間短縮と分割投与 Diamox 負荷への応用. 核医学 **32**: 1217-1226, 1995
- 11) 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

Summary

Compton-Scatter Correction Using the Triple Energy Window (TEW) Method in Conventional Single Photon Emission Computed Tomography without TEW Acquisition Hardware

Hiro Yoshi FUJIOKA*, Takeshi INOUE*, Yoshihiro ISHIMARU*, Akihisa AKAMUNE*, Kenya MURASE**, Shuji TANADA** and Junpei IKEZOE**

*Department of Radiology, Matsuyama Shimin Hospital

**Department of Radiology, Ehime University Hospital

We devised a method which allowed the triple energy window (TEW) method to be applied for Compton-scatter correction in conventional single photon emission computed tomography (SPECT) systems without any hardware for TEW acquisition. In this method, the data within two subwindows located at both sides of the main window were acquired together. The effectiveness of this method was investigated by phantom experiments. The integral and differential uniformities measured using a flood phantom filled with ^{123}I were minimized when the energy width of subwindows was 5 keV (5.8% and 4.2%, respectively). When this method was applied to a

brain phantom filled with ^{123}I in which the relative activities in white and gray matter were assigned as 1: 4.3, the ratio of SPECT values between them was more accurate (1 : 4.26) than that obtained without this method (1 : 2.08). This method appears to be useful for Compton-scatter correction in SPECT, because it can be applied to conventional SPECT systems without any hardware for TEW acquisition and is available for routine clinical use for its simplicity.

Key words: Single photon emission computed tomography (SPECT), Compton-scatter correction, Triple energy window method, Phantom experiments.