

《原 著》

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

中嶋 憲一* 松平 正道** 山田 正人** 滝 淳一*
利波 紀久* 久田 欣一*

要旨 Triple energy window (TEW) 法は簡便であり、単光子核種において実際の散乱補正法の一つである。点線源と注射器をシンチカメラ下においたときに TEW 法によって除去される散乱割合は、 ^{201}Tl では 55%， $^{99\text{m}}\text{Tc}$ では 29%， ^{123}I では 57% であった。2 核種同時収集を仮定して合成したエネルギースペクトルを TEW 法で分離すると、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ と ^{201}Tl ではよく分離し、 ^{201}Tl と ^{123}I では 10% 程度の誤差であった。 ^{123}I と $^{99\text{m}}\text{Tc}$ では非対称ウィンドウを用いることで改善が得られた。心筋 SPECT 検査で検討すると散乱の影響は中隔と下壁に高く、前壁に対する相対的な影響の割合は、 ^{123}I 製剤で 9%， $^{99\text{m}}\text{Tc}$ で 7-8%， ^{201}Tl で 6% であり、肝の集積の影響が大きな因子となった。また散乱補正を行うことにより失われる SPECT カウントは ^{123}I で 30%， $^{99\text{m}}\text{Tc}$ で 13%， ^{201}Tl で 38% であった。さらに心筋と左室内腔のカウント比をみると、いずれの核種でも散乱補正によりコントラストは明らかに改善した。心筋検査において、散乱線の影響は無視できず、実際の定量に与える程度をよく理解する必要がある。

(核医学 32: 959-967, 1995)

I. はじめに

物質内に入射したガンマ線の相互作用として、光電効果と共に Compton 散乱が生じるが¹⁾、これらが核医学の画像を大きく規定している。このため散乱補正は RI データの定量に不可欠の要素となっている。このような観点から種々の散乱補正法が考案されてきたが²⁻⁷⁾、臨床的にルーチン検査に用いられているものはない。それは、方法が簡便でないために忙しい臨床に応用できなかったり、実際に臨床に応用した場合にどのような効果

があるのかが十分理解されていないことによる。

Ogawa らによって提案された triple energy window (TEW) 法は、3つのウィンドウすなわち核種の主ウィンドウとその両側に狭い副ウィンドウを取り散乱成分を除去する方法で、画素単位の散乱補正が可能となる^{3,4)}。原理的に比較的単純で、臨床応用も複雑な手順なしに施行できる。そこでこの検討では、基礎的な散乱成分の評価に加えて、心筋シンチグラフィの 360 度収集データをもとに、散乱補正を行ったときに補正される散乱成分、壁毎の散乱補正の効果、失われるカウント情報、経時的な散乱パターンの変化への適用などを考慮した。さらに 2 核種収集法についてもその有用性や問題点が指摘されているため⁸⁻¹⁴⁾、TEW 法の応用の可能性について、実験データからエネルギースペクトル上検討した。

* 金沢大学医学部附属病院核医学科

** 同 放射線部アイソトープ部門

受付：7 年 5 月 9 日

最終稿受付：7 年 6 月 27 日

別刷請求先：金沢市宝町 13-1 (〒920)

金沢大学医学部附属病院核医学科

中嶋 憲 一

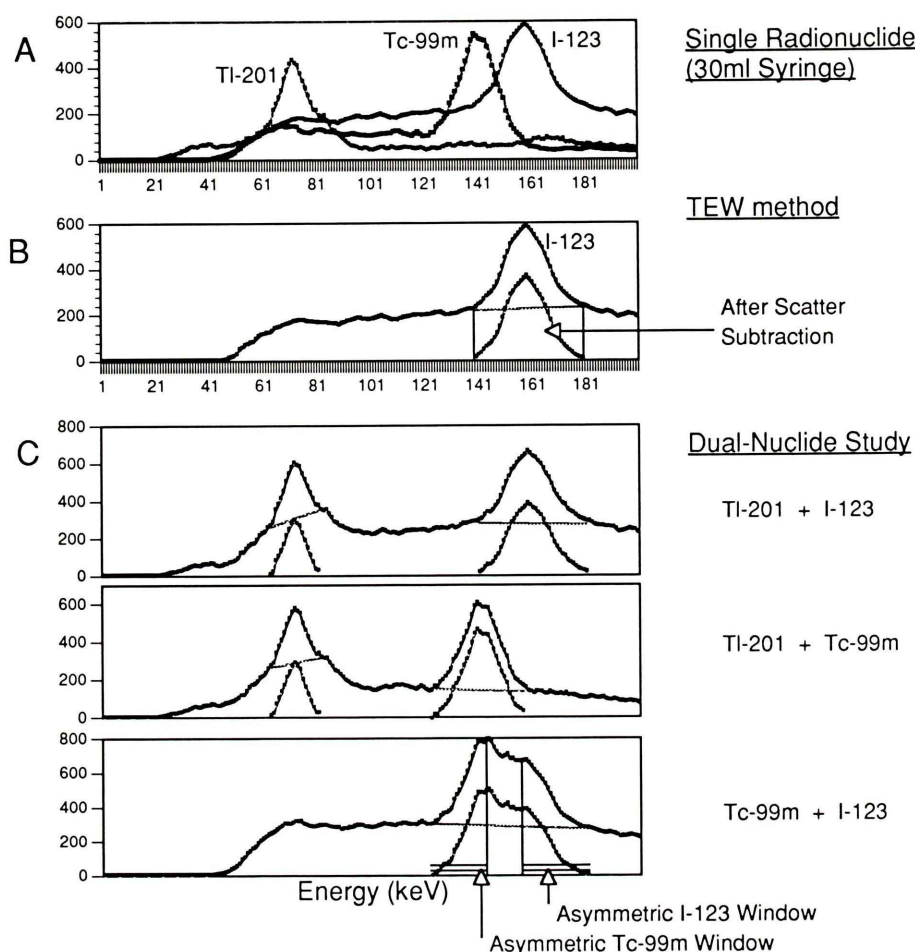


Fig. 1 Energy spectra in single and dual-energy studies. (A) spectrum of single radionuclide in 30 ml/ syringe. (B) the TEW method. (C) combination of three dual-nuclide studies and elimination of scatter fraction. In the lower panel with $^{99m}\text{Tc} + ^{123}\text{I}$, asymmetric window method was used.

II. 対象と方法

点線源とシリンジでの散乱の評価

点線源および水を満たした 30 ml のシリンジに ^{123}I , ^{99m}Tc , ^{201}Tl をそれぞれ約 3.7 MBq 入れ、各々についてエネルギースペクトルの測定を行った。点線源は散乱の影響をできる限り少なくした条件、シリンジは臨床例ほど複雑でない均等な散乱体の中にある条件を仮定している。この測定装置では、常にエネルギーピークが 160 チャンネルに

なるため、ピークの値を固有のエネルギーピークすなわち ^{99m}Tc では 140 keV (89%), ^{123}I では 159 keV (83%), ^{201}Tl では 71 keV (Hg-X 線) として補正を行い、1 keV 毎の大きさを求めた (Fig. 1A)。

TEW 法では主ウィンドウとその上下に副ウィンドウを設定するが、 ^{99m}Tc および ^{123}I では主ピークを中心に 24% の幅で、両側に 3 keV の副ウィンドウをとった^{3,4)}。また ^{201}Tl では、26% のウィンドウに 3 keV の副ウィンドウを設定した (Fig. 1B)。上下の副ウィンドウの各々の平均値を直線

補間して、台形に近似し、この線分の下側を散乱成分と見なした。このようにして、SPECT の各投影像から、散乱成分を除き、フィルター逆投影を施行した。また、散乱成分の割合 (scatter fraction) とはこの TEW 法で求めた散乱成分の減算前の値 (すなわち散乱を含む全体のカウント) に対する比と定義した。

臨床例での散乱の評価

心筋 SPECT 検査が施行された症例、20 症例 (51±17 歳、男性 18 例、女性 2 例) を対象に、散乱成分の割合を評価した。いずれも、虚血性心疾患がなく、心筋の不均一分布がみられず、SPECT 画像上心筋に欠損がないと判定された症例を用いた。²⁰¹Tl は 111 MBq を静注後 10 分後に撮像を開始し、^{99m}Tc-MIBI は静注後 50 分以後に、¹²³I-MIBG は初期像および後期像をそれぞれ 20 分および 3 時間後に、¹²³I-BMIPP は 20 分以後に SPECT 収集した。SPECT 装置は東芝 3 検出器型カメラ GCA 9300A/HG を用い、高分解能平行コリメータを装着した。SPECT の収集条件は、64×64 マトリクスで連続回転し、4 度毎のサンプリングで 90 方向、360 度のデータを収集した。

散乱補正に用いたフィルターは、主ウィンドウについては Butterworth filter, order 8, カットオフ

0.28 cycle/pixel を、副ウィンドウについては order 8, カットオフ 0.08 cycle/pixel を用いた。逆投影には ramp filter を用いた。

散乱線補正をしないデータ、施行したデータについてそれぞれ、体軸断層像、長軸垂直断層像、短軸断層像を作成した。定量化のため、心筋中央部の短軸断層像を用いて横断プロフィール曲線を作成し、壁の最高カウント (側壁か中隔) に対する左室内腔中央部のカウントを計った。ここで心内腔/壁カウント比をコントラストと定義した。また、散乱補正前後で左室のプロフィールから求めた左室の最高カウントを比較し、散乱補正により失われるカウントの指標として用いた。心筋全体の定量評価に与える影響を見るため、短軸断層像から、polar マップを作成し、前壁、中隔、下壁、側壁に円形関心領域 (ROI) を設定して平均カウントを求め、前壁に対するカウント比を計算した。

経時的に散乱のパターンが変化する ^{99m}Tc-tetrofosmin または MIBI 検査において、心筋への散乱の影響を散乱補正が改善できるかどうかを検討した (n=2)。早期の 5 分後、40 分後、120 分後の 3 回 SPECT 収集を行い、散乱線補正を施行して、散乱補正を行わない場合と比較した。

エネルギースペクトルの解析による 2 核種の分離の精度

2 核種同時データ収集を施行した場合を想定して、点線源およびシリジン内に水を満たして求めた先の実験データをもとに、2 つのエネルギースペクトルを加算し合成した。その後 TEW 法を応用して、主ウィンドウと副ウィンドウを設定し 2 核種を分離できるかどうかを検討した (Fig. 1C)。

²⁰¹Tl と ^{99m}Tc、および ²⁰¹Tl と ¹²³I については上記

Table 1 Scatter fraction estimated by energy spectra based on the TEW method

Radionuclide	Scatter fraction	
	Point source	Syringe filled with 30 ml water
²⁰¹ Tl	0.45	0.55
^{99m} Tc	0.14	0.29
¹²³ I	0.51	0.57

Table 2 Effect of scatter correction on image contrast and myocardial count assessed by profile curve analysis of short-axis image (average±s.d.)

Radionuclide	n	LV-to-LV cavity ratio		Ratio of myocardial count after correction
		Original	Scatter correction	
²⁰¹ Tl	5	0.33±0.17	0.20±0.18	0.62±0.05
^{99m} Tc	5	0.43±0.11	0.15±0.08	0.87±0.03
¹²³ I	10	0.36±0.10	0.10±0.13	0.70±0.10

の従来通りのウィンドウ設定にしたが、 ^{99m}Tc と ^{123}I については 2 つのエネルギースペクトルの重なりが大きい (Fig. 1C 最下段)、従来の対称的ウィンドウ設定のほか、非対称的ウィンドウ設

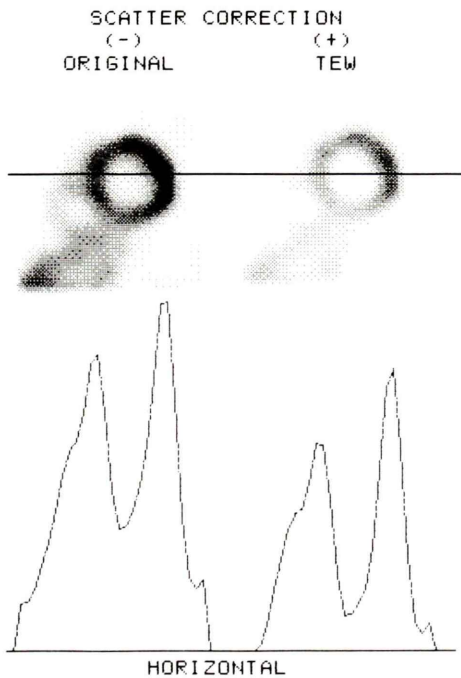


Fig. 2 Profile curve analysis on ^{123}I -BMIPP short-axis images. (Left) original uncorrected image. (Right) scatter correction by the TEW method. Note the difference of myocardial count and intracavitary count.

定も試みた。すなわち、合成したエネルギースペクトルにおいて ^{99m}Tc の下側の副ウィンドウと、 ^{123}I の上側の副ウィンドウの値を用いて直線補間により減算した後、 ^{99m}Tc については光電ピーク (140 keV) から下半分、 ^{123}I については光電ピーク (159 keV) から上半分のカウントを計算し、各々を 2 倍してその個別の核種のカウントと見なした。このようにして、真の値すなわち単核種で TEW 法により散乱を除去して求めた値に比較して、その分離の精度を計算した。

統計処理

統計処理の結果は平均±標準偏差で表示した。分散と平均値の差の有意差検定は F 検定および T 検定により、また散乱補正前後の比較は paired T 検定により施行し、 $p < 0.05$ を有意と見なした。

III. 結 果

点線源とシリンジでの散乱の評価

点線源およびシリンジでの散乱の成分の割合を Table 1, 2 に示した。 ^{123}I では点線源で 51%，シリンジで 57% が散乱成分であった。 ^{99m}Tc ではそれぞれ 14% および 29% が散乱成分であった。また ^{201}Tl では 45% および 55% がそれぞれ散乱成分であった。

臨床例での散乱の評価

散乱補正前後の短軸断層像の 1 例を横断プロ

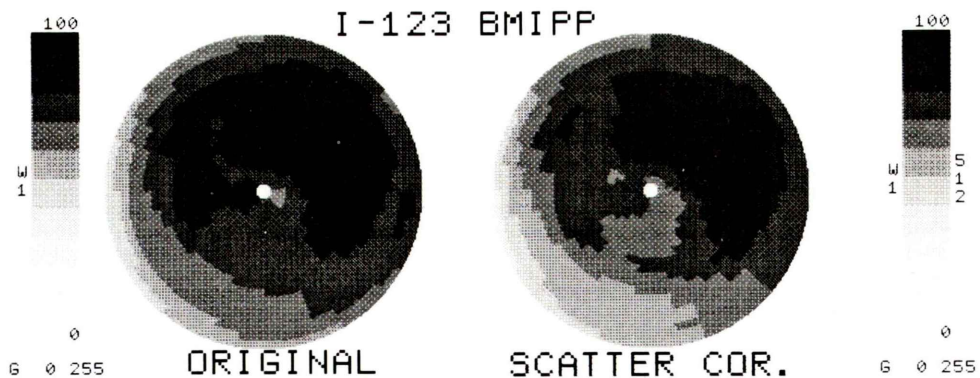
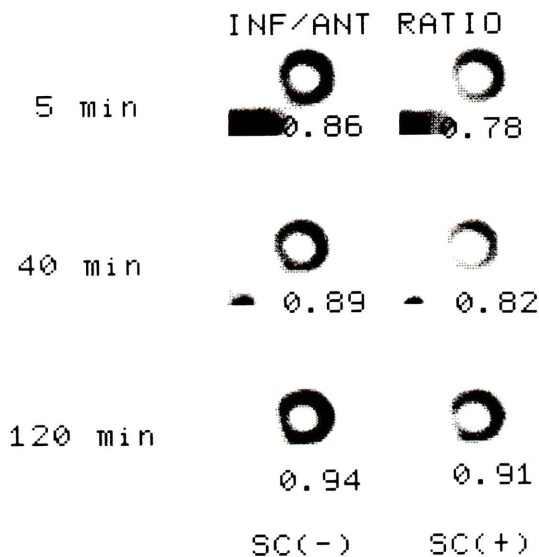


Fig. 3 An example of polar map display with ^{123}I -BMIPP before (left) and after (right) scatter correction. Septal and inferoposterior counts are relatively lower after scatter correction.

Table 3 Average count relative to the anterior wall calculated by polar map

Radio-pharmaceutical	n		Ratio-to-anterior								
			Original			Scatter correction			Original/Scatter correction		
			S/A	I/A	L/A	S/A	I/A	L/A	S/A	I/A	L/A
²⁰¹ Tl	5	ave.	0.94	0.92	1.01	0.89	0.87	0.95	0.95	0.94	0.94
		s.d.	0.12	0.15	0.12	0.13	0.19	0.12	0.02	0.07	0.02
^{99m} Tc MIBI	5	ave.	0.92	0.78	0.94	0.86	0.72	0.92	0.93	0.92	0.98
		s.d.	0.08	0.08	0.07	0.09	0.10	0.07	0.33	0.03	0.02
¹²³ I MIBG, BMIPP	10	ave.	0.93	0.87	0.99	0.85	0.80	1.00	0.91	0.91	1.01
		s.d.	0.09	0.12	0.09	0.09	0.15	0.12	0.04	0.05	0.03

ave., average; s.d., standard deviation; A, anterior; S, septum; I, inferior; L, lateral

**Fig. 4** Serial change of short-axis images after intravenous injection of ^{99m}Tc-tetrofosmin. Left and right panels are before and after scatter correction (SC). Inferior-to-anterior count density ratios on each image are shown.

フィール曲線とともに Fig. 2 に示した。この画像は ¹²³I-BMIPP によるものであるが、散乱補正後の画像では、心筋集積のバックグラウンドに対するコントラストが全体に改善している。中隔と下壁の集積は相対的に低く、肝の集積も散乱補正により小さくなっている。またプロフィールからわかるように、心内腔の放射能は明らかに低値である。Fig. 3 は作成した polar map の 1 例である。

中隔と下壁は、散乱補正後に相対的に低下しているのがわかる。補正の効果は、^{99m}Tc と ¹²³I では、²⁰¹Tl より高値であり、肝からの散乱の影響が考えられる。

これらの定量結果をまとめて、プロフィール解析の結果を Table 2 に、polar map の結果を Table 3 に示した。プロフィール解析では、左室心筋カウントは実質的に低下し、¹²³I で 70% に、^{99m}Tc で 87% に、²⁰¹Tl で 62% になった。左室内腔と左室の心筋カウント比(コントラスト)は散乱の補正により、前壁に対する I/A, S/A の比率の変化を補正前後で比較すると、散乱補正後にそのカウント比は小さくなるが、その率(表中の original/scatter)は、¹²³I で 9% ($p < 0.005$) であり、また ^{99m}Tc では 7-8% ($p < 0.02$)、²⁰¹Tl では 4-5% ($p < 0.02$) であった。側壁では散乱補正による効果が ¹²³I、^{99m}Tc では有意ではなかったが、²⁰¹Tl では側壁がやや低値 ($p < 0.02$) になった。

^{99m}Tc-tetrofosmin を注射後、前壁を 100% とし、これに対する下壁中隔のカウントの比を測定した結果の 1 例を、Fig. 4 に示した。この症例では、散乱補正をしないときでも、経時的に下壁の集積が高くなる傾向にあった。TEW 法で散乱を除去することにより、5, 40, 120 分でそれぞれ 8%, 7%, 3% 減少し、肝の放射能が高いときの方が、散乱除去の効果が大きかった。別の 1 例で同様に下壁/前壁比をみると、5, 40, 120 分の SPECT 画像でそれぞれ散乱補正前で 0.91, 0.88,

Table 4 Separation of two radionuclides by the TEW method

Combination	Radio-nuclide	Single (count)	Dual (count)	Recovery Dual/Single	Comment
Point Source	$^{99m}\text{Tc} + ^{201}\text{Tl}$	^{201}Tl	5,232	5,282	1.01
		^{99m}Tc	9,318	9,268	0.99
	$^{201}\text{Tl} + ^{123}\text{I}$	^{201}Tl	5,232	5,254	1.00
		^{123}I	12,624	13,759	1.09
	$^{123}\text{I} + ^{99m}\text{Tc}$	^{123}I	12,624	10,144	0.80
		^{99m}Tc	9,318	2,502	0.27
		^{123}I	12,624	16,287	1.29
		^{99m}Tc	10,832	8,710	0.80
Syringe (30 ml) filled with water	$^{99m}\text{Tc} + ^{201}\text{Tl}$	^{201}Tl	2,564	2,683	1.05
		^{99m}Tc	7,459	7,392	0.99
	$^{201}\text{Tl} + ^{123}\text{I}$	^{201}Tl	2,564	2,886	1.13
		^{123}I	6,689	7,341	1.10
	$^{123}\text{I} + ^{99m}\text{Tc}$	^{123}I	6,689	4,357	0.65
		^{99m}Tc	7,459	4,333	0.58
		^{123}I	6,689	7,450	1.11
		^{99m}Tc	7,459	6,676	0.90

0.79 であり、散乱補正後では 0.79, 0.78, 0.75 となった。この散乱補正前後の効果は上記の 1 例目と同様の傾向であったが、経時的には下壁の集積が低くなる傾向にあった。なお、TEW 法で散乱補正を行ったときでも、下壁と前壁の比は一定ならず、心筋内の生理的な分布の変化が示唆された。

エネルギースペクトルの解析による 2 核種の分離の精度

Table 4 に示すように、 ^{201}Tl と ^{99m}Tc の組み合わせについては 5% 以内の誤差で真の値が推定できた。 ^{201}Tl と ^{123}I の組み合わせでは、点線源では ^{201}Tl が正確に評価されたが、 ^{123}I は 9% 高くなった。シリンジではいずれも約 10% の過大評価となった。 ^{99m}Tc と ^{123}I の組み合わせでは対称的ウィンドウでは明らかに大きな過小評価となり不適切であった。しかしながら、TEW 法での減算後に光電ピークの片側を用いる非対称ウィンドウでは、シリンジのデータについてみると、約 10% の誤差におさまった。

IV. 考 案

散乱補正の意義

SPECT における集積カウンターの信頼性は重要な課題でありながら臨床的にルーチン検査としてはほとんど応用されていない。多くの患者を短時間でこなし throughput を上げるためには散乱補正処理が煩雑であり、また病変のコントラストを改善させるために 180 度収集が広く用いられてきたことも原因となっている。さらにどの程度の実質的效果があるのかがよく理解されていないことも一因となっている。しかしながら、最近の 3 検出器カメラの登場により収集時間は短縮され、360 度収集も実際的な方法として、利用可能になっている。そこで、技術的にもし望むなら散乱補正ができるようになってきた。

心筋検査の種類としては、長い間心筋検査としては ^{201}Tl による血流が中心であった。しかし、次第に ^{123}I 核種や ^{111}In を用いた代謝の検査が SPECT の領域でも普及するようになり、 ^{99m}Tc の血流製剤も開発されている。このような状況を考えると、血流、代謝や神経機能などを、より定量

的に評価することは、PET だけでなく SPECT の領域でも有用と考える。

散乱補正法の種類と TEW 法の利点

散乱補正法の重要性は以前より強調されており、様々の方法が試みられてきた¹⁻⁷⁾。このうち TEW 法は画素単位で散乱が補正され、すべてのエネルギースペクトルを記録する必要がないため簡単であり、実用に適応できる方法である。Monte Carlo シミュレーションでの 4 つの散乱補正法を比較した報告(すなわちコンプトンウィンドウ法、二光電ピークウィンドウ法、三ウィンドウ法、scatter-line-spread function 法)でも 4 者ともに完全ではないが、よい結果を得たことが報告されており、TEW 法は最も容易に適応できる方法であると結論している⁷⁾。今回の検討では、Ogawa, Ichikawa らの報告^{3,4)}に基づき、主ウィンドウ 24%、副ウィンドウ 3 keV を用いた、TEW 法は 3 つのウィンドウを同時に記録する機構を必要とするが今日のカメラはこの機能を有しており、収集時間も従来の収集法と全く差がない。処理時間はその設定のために少しの時間を要するが、核種や臓器、放射性医薬品により最適の方法が決定されるなら、さらに短縮が可能である。

核種と放射性医薬品による散乱の違い

散乱の影響は核種とその放射性核種の種類による体内分布の違いにより影響される⁸⁻¹⁰⁾。核種の違いにより主ウィンドウの中にはいる散乱の割合は ^{99m}Tc 、 ^{201}Tl 、 ^{123}I についてみると 30 ml の水を含むシリンジでは、 ^{123}I と ^{201}Tl でその影響が約 50% と大きく、 ^{99m}Tc では 14% 程度であった。ただし、 ^{123}I については低エネルギー用高分解能コリメータを用いているため、隔壁通過の影響も一部加わっている可能性がある。一方臨床例では、散乱補正による心筋カウントの実際的な減少は ^{123}I で 30%、 ^{99m}Tc で 13%、 ^{201}Tl で 38% であり ^{99m}Tc では差が少なく、 ^{123}I と ^{201}Tl で比較的高値になった。

また各壁での補正による低下があるため、下壁、中隔対前壁比は約 5-10% ほど小さく評価されることがわかった。この点も読影や定量の際注

意を要する点である。

放射性医薬品の違いで影響するもう一つの因子は体内分布である¹⁵⁻¹⁷⁾。特に心筋に影響しやすいのは肝の集積である。今回用いた放射性医薬品のなかでも、 ^{123}I BMIPP、MIBG とともに肝の集積が無視できず、 ^{99m}Tc MIBI、tetrofosmin では早期の肝の集積が問題となる。今回の経時的撮像の検討で示したように、早期の画像であっても、散乱補正により、その定量的誤差が軽減することがわかった。しかしながら、当初は下壁/前壁比が散乱補正により経時的に一定になることを期待したが実際には一定でなかった。この原因として 5-120 分まで心筋内の分布が完全に同一でないこと、また、散乱補正法が臨床例ではその解剖的複雑さのため完全に散乱を除去できない可能性もある。さらに、近傍にある高いカウントによるアーチファクトにはフィルターや吸収補正の影響も関与している可能性も考えられる¹⁵⁻¹⁷⁾。

核種の違う薬剤の相互比較を行う場合、正常心筋であっても下壁中隔の違いの 5-10% 程度は散乱のためであることを理解しておく必要がある。肝以外の臓器については今回の症例では問題にならなかったが、MIBG の肺からの散乱の影響、MIBI で腹腔内からの消化管集積の影響なども問題になる症例がある。散乱補正はこれらの周囲の臓器からの 2 次的影響を減少させる効果をもつであろう。

散乱補正の利点と限界

心筋 SPECT に TEW 法を応用した結果からみると補正の効果が認められ、定量の点で改善されることがわかった。また、心筋と心内腔のコントラストを改善させ、シャープな心筋輪郭の画像を得ることができる。経時的な散乱パターンの変化にも適応できる。このことは、虚血の診断に貢献するかもしれない。

しかしながら、この補正法もあらゆる散乱パターンに信頼できる情報を提供できるか、さらに複雑な散乱体の中でアーチファクトがでないかどうかについては、さらに検討を要する。

収集の総カウントが減少することは SPECT 画

像の統計変動を考えるとときに問題となる。しかし、総収集カウントは多検出器カメラで改善し、 ^{99m}Tc 製剤ではその物理的性質と投与量からみて比較的多くの光子がえられることを考えるなら、定量性を重視する考え方も成立する。

一方、下壁中隔の集積が低くなることは従来の正常パターンに基づく読影を変化させなければならぬことを示している。もともと、心筋シンチグラフィでは下壁側が低値にでるが、これがさらに散乱補正により低くなる。逆の見方をすれば、散乱が補正されずに中隔と下壁のカウントが高くなるために、深部での吸収による低下が補償されていたことになる。したがって、正確な定量のためには、もう一つの定量のための重要な因子である身体の深部での吸収補正が不可欠であり、今後の実際的な吸収補正が期待される。

2 核種同時収集への応用

TEW 法による 2 核種の分離の精度は ^{201}Tl と ^{99m}Tc の組み合わせに関しては精度が高いことがわかった。また、 ^{201}Tl と ^{123}I の組み合わせでは ^{123}I で 10% ほど過大評価するが、これは ^{201}Tl の 167 keV のピークが ^{123}I の 159 keV 中心のウィンドウと完全に分離できないためと考えられる。一方 ^{99m}Tc と ^{123}I の組み合わせでは、今回は処理の容易さから、便宜的に光電ピークの片側を設定して 2 倍する方法をとったが、定量的な精度は改善できた。ただし、臨床応用にあたり、より複雑な散乱体を有する体内での最適条件決定にはウィンドウの位置や幅を含めさらに検討が必要である。同様の非対称ウィンドウは脳の SPECT でも試みられており¹¹⁾、画質や定量性の点からも実施可能と報告されている。一方、エネルギースペクトル上のピークが真の光電ピークからシフトした場合の影響や、均一性に対する影響などについても、臨床応用にあたって検討を要する。今回は、臨床例で 2 核種分離の精度を検討できなかったが、それは真の値を計算することが容易でないためであり、今後の検討課題としたい。

In vitro と同様に一定の補正係数を用いる 2 核種分離法は、ファントム上も臨床的にも誤差が大

き場合があることが報告されており⁸⁻¹⁰⁾、TEW 法はそれを改善する方法となるであろう。

V. 結 論

TEW 法により、 ^{201}Tl 、 ^{99m}Tc 、 ^{123}I 核種での散乱の割合を検討し、その除去の効果を調べた。TEW 法により、定量的精度を改善でき、コントラストも改善することが示された。2 核種収集に応用することにより、 ^{99m}Tc と ^{201}Tl 、 ^{123}I と ^{201}Tl では本法でよく分離でき、 ^{99m}Tc と ^{123}I では非対称ウィンドウが必要であった。

文 献

- 1) Sorenson JA, Phelps ME: Passage of high-energy photon through matter. In: Physics in Nuclear Medicine, Grune & Stratton, Orland, 1987, pp. 178-196
- 2) King MA, Hadenenos GJ, Glick SJ: Dual-photopeak window method for scatter correction. J Nucl Med **33**: 605-612, 1992
- 3) Ogawa K, Harata Y, Ichikawa T, Kubo A, Hashimoto S: A practical method for position dependent Compton scatter correction in SPECT. IEEE Trans Med Imag **10**: 408-412, 1991
- 4) 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
- 5) Floyd CE, Jaszczak RJ, Harris CC, Coleman RE: Energy and spatial distribution of multiple order Compton scatter in SPECT: a Monte-Carlo investigation. Phys Med Biol **29**: 1217-1230, 1984
- 6) Bonnin F, Buvat I, Benali H, Di Paola R: A comparative study of scatter correction for scintigraphic images. Eur J Nucl Med **21**: 388-393, 1994
- 7) Ljungberg M, King MA, Hadenenos GJ, Strand SE: Comparison of four scatter correction methods using Monte-Carlo simulated source distributions. J Nucl Med **35**: 143-151, 1994
- 8) Crawley JCW, Smith T, Jain D, Ravel U, Zanelli GD, Lahiri A: Problems and pitfalls in dual isotope imaging. In: Hoefer R, Begmann H (eds.) Radioactive isotopes in clinical medicine and research. 18th international symposium, Badgastein, 11-14 Jan. 1988. Schattauer, Stuttgart, pp. 567-571
- 9) Smith T, Zanelli GD, Crawley JCW: Multiple gamma energy imaging. J Photogr Sci **37**: 73-76, 1989
- 10) Nakajima K, Taki J, Bunko H, Shimizu M, Muramori

- A, Tonami H, et al: Error of uptake in dual energy acquisition with ^{201}Tl and ^{123}I radiopharmaceuticals. *Eur J Nucl Med* **16**: 595–599, 1990
- 11) Devous MD, Lowe JL, Payne JK: Dual-isotope brain imaging with technetium and iodine-123: validation by phantom studies. *J Nucl Med* **33**: 2030–2035, 1992
 - 12) Kiat H, Germano G, Friedman J, Van Train K, Silagan G, Wang FP, et al: Comparative feasibility of separate or simultaneous rest thallium-201/stress technetium-99m-sestamibi dual-isotope myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Med* **35**: 542–548, 1994
 - 13) Heo J, Wolmer I, Kegel J, Iskandrian AS: Sequential dual-isotope SPECT imaging with thallium-201 and technetium-99m sestamibi. *J Nucl Med* **35**: 549–553, 1994
 - 14) 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}Tl , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI を用いた運動負荷, 安静同時心筋シンチグラフィの試み——triple energy window 散乱補正法を用いての検討——. *核医学* **31**: 1365–1371, 1994
 - 15) 橋本 順, 久保敦司: テクネチウム心筋血流製剤の腹部臓器への集積が診断に及ぼす影響についての基礎的ならびに臨床的検討 (地方会抄録). *核医学* **30**: 463, 1993
 - 16) Nyuts J, Dupont P, Van der Maegdenbergh V, Vleugels S, Suetens P, Mortelmans L: A study of liver-heart artifact in emission tomography. *J Nucl Med* **36**: 133–139, 1995
 - 17) 小林秀樹, 寺田慎一郎, 金谷信一, 柏倉健一, 百瀬 満, 細田瑤一, 他: 肝高集積が原因となつて出現する ^{123}I -MIBG 心筋 SPECT の下壁欠損像の特徴とその対策——ファントムを用いた検討——. *核医学* **31**: 359–366, 1994

Summary

Effect of Scatter Correction on Quantification of Myocardial SPECT and Application to Dual-Energy Acquisition Using Triple-Energy Window Method

Kenichi NAKAJIMA*, Masamichi MATSUDAIRA**, Masato YAMADA**, Junichi TAKI*, Norihisa TONAMI* and Kinichi HISADA*

*Department of Nuclear Medicine, **Division of Radioisotope, Radiation Service, Kanazawa University Hospital, Kanazawa

Triple-energy window (TEW) method is a simple and practical approach for correcting Compton scatter in single-photon emission tracer studies. The fraction of scatter correction, with a point source or 30 ml-syringe placed under the camera, was measured by the TEW method. The scatter fraction was 55% for ^{201}Tl , 29% for $^{99\text{m}}\text{Tc}$, 57% for ^{123}I . Composite energy spectra were generated and separated by the TEW method. Combination of $^{99\text{m}}\text{Tc}$ and ^{201}Tl was separated well, and ^{201}Tl and ^{123}I were separated within an error of 10%; whereas asymmetric photopeak energy window was necessary for separating ^{123}I and $^{99\text{m}}\text{Tc}$. By applying this method to myocardial SPECT study, the effect of scatter elimination was investigated in each myocardial wall by polar map and profile curve analysis.

The effect of scatter was higher in the septum and the inferior wall. The count ratio relative to the anterior wall including scatter was 9% higher in ^{123}I , 7–8% higher in $^{99\text{m}}\text{Tc}$ and 6% higher in ^{201}Tl . Apparent count loss after scatter correction was 30% for ^{123}I , 13% for $^{99\text{m}}\text{Tc}$ and 38% for ^{201}Tl . Image contrast, as defined myocardium-to-left ventricular cavity count ratio, improved by scatter correction. Since the influence of Compton scatter was significant in cardiac planar and SPECT studies; the degree of scatter fraction should be kept in mind both in quantification and visual interpretation.

Key words: Triple-energy window method, Compton scatter, Scatter correction, Myocardial SPECT, Dual-energy acquisition.