

—原 著—

心筋 ^{123}I -MIBG シンチグラフィの H/M 比に 散乱線補正がおよぼす影響

大屋 信義

九州大学病院医療技術部 放射線部門

佐々木雅之

九州大学医学部保健学科

吉浦 一紀

九州大学大学院歯学研究院 口腔画像情報科学教室

Influence of Scatter Correction on ^{123}I -MIBG Scintigraphy Heart/Mediastinum Ratios

Nobuyoshi OHYA

Division of Radiology, Department of Medical Technology, Kyushu University Hospital

Masayuki SASAKI

Department of Health Sciences, School of Medicine, Kyushu University

Kazunori YOSHIURA

Department of Oral & Maxillofacial radiology, Faculty of Dental Science, Kyushu University

(article received : Dec 2, 2005 ; revision accepted : Apr 7, 2006)

The aim of this study is to examine the influence of scatter correction on the H/M ratio of ^{123}I -MIBG scintigraphy using a heart-liver phantom. Scatter corrections were performed by the ^{123}I dual energy (IDW) method, triple energy window (TEW) method and TEW method using only the upper subwindow (TEW-u). The H/M ratio without scatter correction was 2.037 at 5 minute acquisition and 2.026 at 10 minute acquisition, respectively. The H/M ratio was increased by 11.9% at 5 minute acquisition and 11.8% at 10 minute acquisition by the IDW method, 29.6% and 24.9% by the TEW method and 14.2% and 13.7% by the TEW-u method, respectively. The coefficient variance was minimal (0.01-0.61%) when the cutoff frequency of the Butterworth filter was changed from 0.625 to 2.5 cycles/cm. In conclusion, the H/M ratio varies widely by different scatter correction methods. Thus, the effect of scatter correction can not be ignored to standardize the H/M ratio of ^{123}I -MIBG scintigraphy.

Key words : ^{123}I -MIBG, Scatter correction, TEW, IDW, H/M ratio

1. はじめに

ノルエピネフリン類似物質である ^{123}I -MIBG (metaiodobenzylguanidine) は交感神経終末部のカテコラミン貯留小胞に取り込まれることから心筋の交感神経シンチグラフィに用いられる。臨床的には心不全の重症度や治療効果判定および予後

推定などに有用と言われており、結果の評価には前面プラナー像における心臓と縦隔の集積の比である心臓/縦隔比 (heart/mediastinal activity ratio, H/M 比) が指標として用いられる^{1, 2)}。

^{123}I の主な放出ガンマ線エネルギーは 159 keV であり、さらに 529 keV の高エネルギーガンマ線も 1.4% 放出するためデータ収集には中エネルギー

ギー用コリメータの使用が推奨されている。しかし心筋 ^{123}I -MIBG シンチグラフィでは同時に SPECT を実施することや高分解能が望まれることなどから低エネルギー用コリメータを使用している施設が少なくない。この場合、中エネルギー用コリメータを使用した場合よりも散乱線の割合が大きく H/M 比が小さくなることが指摘されている³⁾。散乱線の影響を除くための散乱線補正にはいくつかの方法があるが、装置によって使用できる方法が限定されるとともに各方法によって除去できる割合が異なる。これらデータ収集やデータ処理方法の違いは H/M 比の差異を生じ、H/M 比の正常範囲や判定基準が施設や装置によって異なるという問題が生じている。

本研究では核医学技術の標準化の基礎となる施設間および装置間のばらつきの原因を解明するために、低エネルギー汎用型コリメータで収集したデータに散乱線補正法として尾川らが開発した TEW (Triple Energy Window) 法⁴⁾および本村らが報告した IDW (^{123}I Dual Window) 法⁵⁾を用いて H/M 比に対する散乱線補正効果を検討した。

2. 方 法

1) ファントム

ファントムは心-肝ファントム (HL 型, 京都科学製) を使用した。大きさは $320 \times 220 \times 255$ mm で、心臓部 (左室心筋部)、左肺部、右肺部、縦隔部、肝臓部、胃部で構成され、内容積はそれぞれ 122, 2093, 2865, 2900, 1029, 284 ml である。 ^{123}I 溶液は ^{123}I -MIBG 注射液 (第一ラジオアイソトープ研究所) 111 MBq を精製水 500 ml ボトルに注入希釈し、臨床データを参考にしてファントムの心臓部、左肺部、右肺部、縦隔部、肝臓部にそれぞれ 40, 75, 100, 70, 200 ml を封入し、それぞれ 72.7, 8.0, 7.7, 5.4, 43.1 kBq/ml の放射能濃度とした。

2) 装置とデータ収集

装置は GCA-9300A/HG (東芝製) に低エネルギー汎用型コリメータ (LEGP) を装着し、画像処理装置は GMS-5500A/PI を用いた。データ収集は収集マトリクス 256×256 、拡大率 1.0、収集時間は 5, 10 分間の 2 種類で行った。ピクセルサ

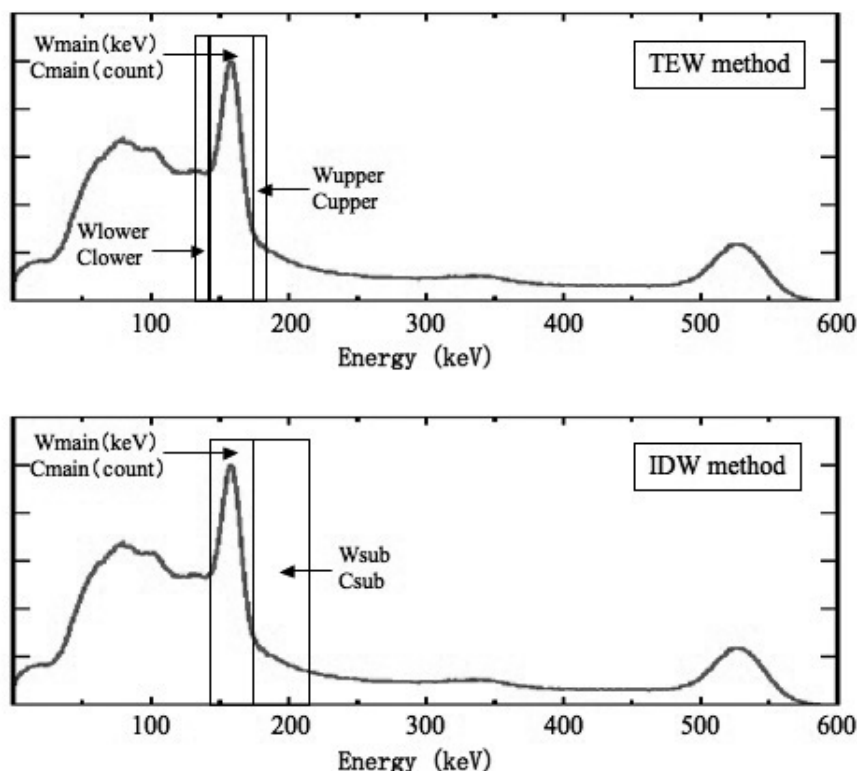


Fig. 1 Scheme of TEW and IDW method.

イズは 1.6×1.6 mm である。エネルギーウィンドウ設定は TEW 法ではメインウィンドウは $160 \text{ keV} \pm 10\%$ 、サブウィンドウはメインウィンドウの高エネルギー側および低エネルギー側にそれぞれ 7% とした。IDW 法では本村らの検討⁵⁾の中で最も変動が少なかった方法を参考にメインウィンドウは $160 \text{ keV} \pm 10\%$ 、サブウィンドウはメインウィンドウの高エネルギー側に $200 \text{ keV} \pm 10\%$ とした (Fig. 1)。

3) 散乱線補正

IDW 法はサブウィンドウ画像 (C_{sub}) にメインウィンドウとサブウィンドウのウィンドウ幅 (それぞれ $W_{\text{main}} \text{ keV}$, $W_{\text{sub}} \text{ keV}$) の比を乗じ、さらに定数 (k) を乗じたものに低域通過型フィルタを施し、これをメインウィンドウ画像 (C_{main}) から減じて行った。ただし定数 (k) の値は 1.0 とした。

$$C_{\text{main}} - \left(k - C_{\text{sub}} \times \frac{W_{\text{main}}}{W_{\text{sub}}} \right) * \text{Butterworth}$$

TEW 法は画像処理装置に搭載されている散乱線補正ソフトを使用した。補正式を次に示すが高エネルギー側のサブウィンドウには upper, 低エネルギー側のサブウィンドウには lower を付記した。

$$C_{\text{main}} - \left(\frac{C_{\text{lower}}}{W_{\text{lower}}} + \frac{C_{\text{upper}}}{W_{\text{upper}}} \right) \times \frac{1}{2} \times W_{\text{main}} * \text{Butterworth}$$

また TEW 法において高エネルギー側のサブ

ウィンドウのみを用いる散乱線補正 (TEW-u) 法も検討した。TEW-u 法の散乱線成分の推定は矩形近似にて行った。

いずれの方法においても低域通過型フィルタはバターワースフィルタを用い、オーダーは 8 に固定しカットオフ周波数は本装置にて設定可能な下限値からナイキスト周波数までの範囲で 0.625 , 0.75 , 0.875 , 1.0 , 1.125 , 1.25 , 1.375 , 1.5625 , 1.875 , 2.1875 , 2.5 cycles/cm を用いた。

4) H/M 比の算出

画像の心臓部 (H) および縦隔部 (M) に関心領域を設定し、それぞれの領域内の平均カウントより H/M 比を算出した。関心領域は心臓部では高集積部をマニュアルにてトレースし、縦隔部では上縦隔に相当する部位に肺放射能を避けて臨床と同じ矩形 ($25 \times 25 \text{ pixel}$) にて設定した。すべての画像に対して同一の関心領域を用いた。10分間収集での散乱線補正なしおよび3種類の散乱線補正画像を Fig. 2 に示す。

3. 結 果

1) 散乱線補正を行わない場合の H/M 比

散乱線補正を行わない場合の計数は5分間収集では心臓部 $65.92 \text{ counts/pixel}$ 、縦隔部 $32.36 \text{ counts/pixel}$ であり、10分間収集では心臓部 $131.43 \text{ counts/pixel}$ 、縦隔部 $64.87 \text{ counts/pixel}$ であった (Table 1)。これより算出した H/M 比は5分間

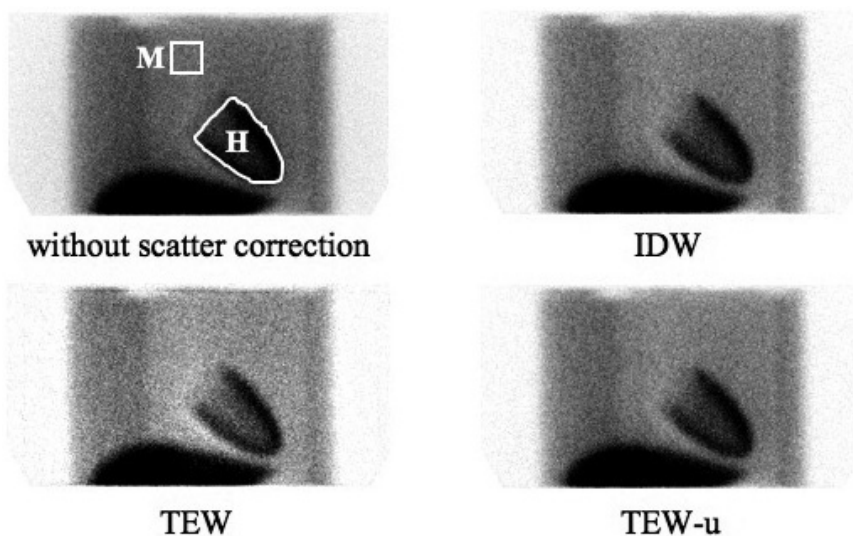


Fig. 2 Image with and without scatter correction.

Table 1 Estimated primary and scatter counts according to the different acquisition time and methods of scatter correction

	5 minute acquisition				10 minute acquisition			
	Heart		Mediastinum		Heart		Mediastinum	
	Estimated primary	Estimated scatter	Estimated primary	Estimated scatter	Estimated primary	Estimated scatter	Estimated primary	Estimated scatter
SC (-)	65.92		32.36		131.43		64.87	
IDW*	57.33 $\pm$ 0.01 (87.0 $\pm$ 0.01%)	8.59 $\pm$ 0.01 (13.0 $\pm$ 0.01%)	25.16 $\pm$ 0.01 (77.8 $\pm$ 0.03%)	7.20 $\pm$ 0.01 (22.3 $\pm$ 0.03%)	115.68 $\pm$ 0.01 (88.0 $\pm$ 0.01%)	15.75 $\pm$ 0.01 (12.0 $\pm$ 0.01%)	51.08 $\pm$ 0.01 (78.8 $\pm$ 0.01%)	13.79 $\pm$ 0.01 (21.3 $\pm$ 0.01%)
TEW*	37.66 $\pm$ 0.04 (57.1 $\pm$ 0.06%)	28.26 $\pm$ 0.04 (42.9 $\pm$ 0.06%)	14.27 $\pm$ 0.04 (44.1 $\pm$ 0.13%)	18.09 $\pm$ 0.04 (55.9 $\pm$ 0.13%)	76.03 $\pm$ 0.08 (57.9 $\pm$ 0.06%)	55.40 $\pm$ 0.08 (42.2 $\pm$ 0.06%)	30.05 $\pm$ 0.02 (46.3 $\pm$ 0.03%)	34.82 $\pm$ 0.02 (53.7 $\pm$ 0.03%)
TEW-u*	52.88 $\pm$ 0.02 (80.2 $\pm$ 0.03%)	13.04 $\pm$ 0.02 (19.8 $\pm$ 0.03%)	22.74 $\pm$ 0.01 (70.3 $\pm$ 0.04%)	9.62 $\pm$ 0.01 (29.7 $\pm$ 0.04%)	106.98 $\pm$ 0.10 (81.4 $\pm$ 0.07%)	24.45 $\pm$ 0.10 (18.6 $\pm$ 0.07%)	46.45 $\pm$ 0.01 (71.6 $\pm$ 0.01%)	18.42 $\pm$ 0.01 (28.4 $\pm$ 0.01%)

Counts/pixel (% relative to primary counts without scatter correction). *: mean $\pm$ SD, (cut-off frequency ranged from 0.625 to 2.5 cycles/cm). SC(-): without scatter correction, IDW: ^{123}I dual window, TEW: triple energy window, TEW-u: triple energy window using only upper energy subwindow.

Table 2 H/M ratio according to the different acquisition time and methods of scatter correction

	Acquisition time	
	5 min	10 min
SC (-)	2.037	2.026
IDW*	2.279 $\pm$ 0.0007, 0.02 %	2.265 $\pm$ 0.0002, 0.01 %
TEW*	2.640 $\pm$ 0.0081, 0.16 %	2.530 $\pm$ 0.0040, 0.31 %
TEW-u*	2.326 $\pm$ 0.0012, 0.09 %	2.303 $\pm$ 0.0021, 0.05 %

SC (-): without scatter correction, IDW: ^{123}I dual window, TEW: triple energy window, TEW-u: triple energy window using only upper energy subwindow. *: mean $\pm$ SD, CV (cut-off frequency ranged from 0.625 to 2.5 cycles/cm).

収集, 10分間収集にてそれぞれ2.037, 2.026であった (Table 2).

2) IDW 法による散乱線補正の影響

IDW 法にて散乱線補正を行った場合の計数は補正なしの場合と比較して, 心臓部は5分間収集で87.0%, 10分間収集で88%に低下した (Table 1). 一方, 縦隔部は5分間収集で77.8%, 10分間収集で78.8%に低下し, 心臓部よりも低下の程度が大きかった.

IDW法にて散乱線補正を行った場合の H/M 比は5分間収集では 2.279 ± 0.0007 , 10分間収集では 2.265 ± 0.0002 であった (Table 2). 散乱線補正を行わない場合と比較して5分間収集では11.9%高値, 10分間収集では11.8%高値であった. また, バターワースフィルタのカットオフ周波数を0.625~2.5 cycle/cm まで変化させた場合の変動係数は, 5分間収集では0.02%, 10分間収集では0.01%とほとんど変動は見られなかった (Fig.

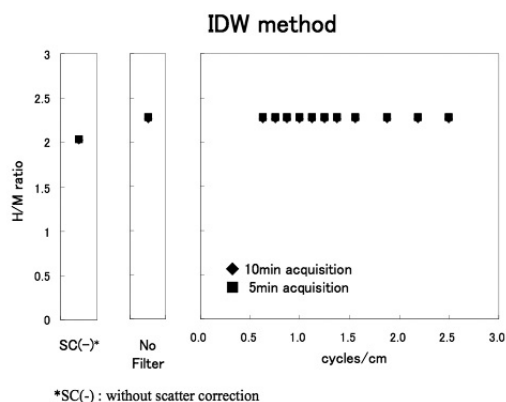


Fig. 3 Influence of scatter correction using IDW method on H/M ratio. ◆: 10 minutes acquisition, ■: 5 minutes acquisition, SC(-): without scatter correction.

3).

3) TEW 法による散乱線補正の影響

TEW 法にて散乱線補正を行った場合の計数は

補正なしの場合と比較して、心臓部は5分間収集で57.1%，10分間収集で57.9%に低下した（Table 1）。一方、縦隔部は5分間収集で44.1%，10分間収集で46.3%に低下し、心臓部よりも低下の程度が大きかった。また、心臓部・縦隔部ともに補正による計数値の低下はIDW法よりも大きかった。

TEW法にて散乱線補正を行った場合のH/M比は5分間収集では 2.640 ± 0.0081 ，10分間収集では 2.530 ± 0.0040 であった（Table 2）。散乱線補正を行わない場合と比較して5分間収集では29.6%高値，10分間収集では24.9%高値であった。また、バターワースフィルタのカットオフ周波数を0.625～2.5 cycles/cmまで変化させた場合の変動係数は5分間収集では0.16%，10分間収集では0.31%とほとんど変動はなかった（Fig. 4）。

4) TEW-u法による散乱線補正の影響

TEW-u法にて散乱線補正を行った場合の計数値は補正なしの場合と比較して、心臓部は5分間収集で80.2%，10分間収集で81.4%に低下した（Table 1）。一方、縦隔部は5分間収集で70.3%，10分間収集で71.6%に低下し、心臓部よりも低下の程度が大きかった。また、心臓部・縦隔部ともに補正による計数値の低下はIDW法よりも大きかったがTEW法よりも小さかった。

TEW-u法のH/M比は5分間収集では 2.326 ± 0.0012 ，10分間収集で 2.303 ± 0.0021 であった（Table 2）。散乱線補正を行わない場合よりも5

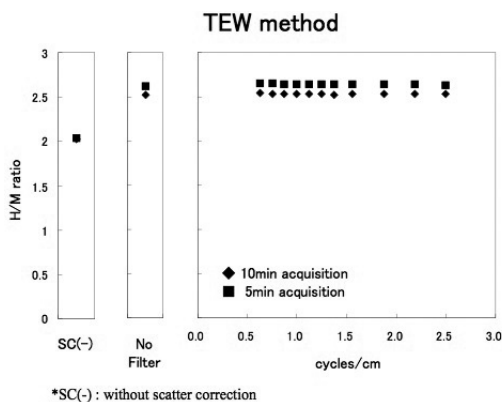


Fig. 4 Influence of scatter correction using TEW method on H/M ratio. ■: 10 minutes acquisition, ◆: 5 minutes acquisition, SC(-): without scatter correction.

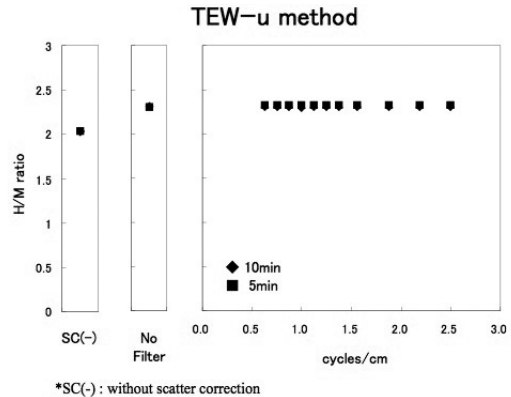


Fig. 5 Influence of scatter correction using TEW-u method on H/M ratio. ◆: 10 minutes acquisition, ■: 5 minutes acquisition, SC(-): without scatter correction.

分間収集では14.2%高値，10分間収集では13.7%高値であった。いずれも前記のTEW法よりも低値を示したがIDW法よりも高値であった。また、バターワースフィルタのカットオフ周波数を0.625～2.5 cycles/cmまで変化させた場合の変動係数は5分間収集では0.09%，10分間収集では0.05%とほとんど変動はなかった（Fig. 5）。

4. 考 察

全国調査によれば¹²³I-MIBGイメージングはSPECT検査が中心であるということにより低エネルギー汎用型コリメータを用いている施設が61.5%，低エネルギー用高分解能コリメータを用いている施設が32.7%を占めていた⁶⁾。当施設にでも使用装置に中エネルギー用コリメータを装備していないため低エネルギー汎用型コリメータを使用している。しかし散乱線の影響の大きな低エネルギー用コリメータを用いる場合は、散乱線補正の使用の有無や使用する補正法によってH/M比は異なる。本検討では核医学技術の標準化の基礎となる施設間や装置間の算出値のばらつきの原因を解明するために、低エネルギー汎用型コリメータで収集したデータに3種類の散乱線補正を施しH/M比に与える影響を検討した。

散乱線補正を行った場合のH/M比は、散乱線補正なしの場合に比してTEW法、IDW法ともに高値を示した。これは、高計数の心臓部および低計数の縦隔部ともにメインウィンドウ内に含ま

れる散乱線成分等が補正によって除去されるため、計数自体は心臓部と縦隔部ともに低くなるものの、縦隔部では散乱線成分等の割合がより大きいことから計数の比である H/M 比は大きくなると考えられる。これは **Table 1** に示す結果にても明らかであるとともにこれまでの報告とも同様の結果である⁷⁾。しかし H/M 比は散乱線補正なしの場合に比して TEW 法では24.9%~29.6%高値に対して IDW 法では11.8%~11.9%高値と差が認められた。これは両方法のサブウィンドウの設定の違いによると考えられる。**Fig. 1** のエネルギースペクトルに示すようにメインウィンドウの高エネルギー側の計数は 159 keV ガンマ線の散乱線を含む低エネルギー側のエネルギーでの計数よりも低い。TEW 法のサブウィンドウはメインウィンドウの高エネルギー側および低エネルギー側に設定するため、散乱線成分は台形の範囲として算出される。これに対し IDW 法ではサブウィンドウをメインウィンドウの高エネルギー側のみに設定するため、散乱線成分の計数は低くなる。よって TEW 法では除去される散乱線成分等の割合が多く H/M 比が大きくなったと考えられる。また TEW-u 法の H/M 比が IDW 法よりも高値であったことは、TEW-u 法のサブウィンドウが IDW 法のサブウィンドウよりもメインウィンドウに近かつ幅も狭いため、サブウィンドウの計数が IDW 法よりも高値であるためと考えられる。

データ収集時間を変えた場合の H/M 比は、5 分間収集と10分間収集の違いは 4 % 以下と大きな差はなかった。TEW 法では心臓部メインウィンドウの計数は 5 分間収集57.1%と10分間収集57.9%にほとんど差はないのに対して、縦隔部のメインウィンドウの計数は 5 分間収集44.1%よりも10分間収集46.3%がわずかに大きいために 4 % の差が生じている。この原因は明らかではなく今後の検討が必要である。また今回のファントム内の各部位の放射能濃度は通常の臨床の4倍程度と推測される。即ち今回得られたデータと同様の信頼性を臨床において得るためには20~40分間程度のデータ収集が必要になる。一方、通常の臨床検査ではあまり長時間の収集は現実的ではないこと、3~5分間程度の収集時間が推奨されていること

から⁸⁾、今後はさらに短時間の1~2分間程度での収集についての検討が必要と思われる。

TEW 法は核種やコリメータの違いに関係なく使用でき、高エネルギーのガンマ線による散乱線や偽計数成分も補正できる方法である。しかしサブウィンドウの幅が狭いため統計変動の影響を受けるので適当なフィルタ処理が必要とされている⁹⁾。このことは散乱線画像を低域通過型フィルタであるバターワースフィルタで処理をする場合に、設定するカットオフ周波数に影響されることを示唆している。しかし今回の検討では TEW 法と TEW-u 法のいずれの方法でもカットオフ周波数の H/M 比への影響は見られなかった。今回用いたサブウィンドウ幅は 7 % と従来の 3 % よりも広いこと、今回の収集条件は日常臨床よりも十分な計数が得られたことから、フィルタ処理の影響は生じなかったと考えられる。フィルタ処理の影響についてはさらに臨床に対応した条件での検討も必要と思われる。

松本らは ^{123}I の 159 keV 光電ピーク付近の計数値は、真の計数値以外に、1) 線源周囲からの散乱線、2) 高エネルギーガンマ線とコリメータの相互作用による散乱線の混入、3) 高エネルギーガンマ線とシンチレータとの相互作用による反跳電子成分が含まれており、特に 3) の関与が大きいと述べている¹⁰⁾。このため通常の散乱線補正で除去されている成分は厳密には散乱線のみではなく、いわば偽計数とも呼ばれる成分が多く含まれる。既存の方法では厳密な真の計数値は測定できないが、これらの補正により適切な効果が得られているものと思われる。ただし今回の検討が示すように、用いる方法によって結果が異なることは臨床応用でその基準を明確にする必要があると思われる。

5. 結 論

心筋 ^{123}I -MIBG シンチグラフィの H/M 比に散乱線補正が及ぼす影響を検討するために、低エネルギー汎用型コリメータを用い心-肝ファントムにより TEW 法、IDW 法および TEW-u 法を比較検討した。この結果 H/M 比は散乱線補正なしに比較して IDW 法では11.8~11.9%高値、TEW 法では24.9~29.6%高値、TEW-u 法では

13.7～14.2%高値であった。以上の結果より、心筋 ^{123}I -MIBG シンチグラフィの H/M 比の標準化には散乱線補正の条件が無視できないと考えられた。

6. 謝 辞

本実験の ^{123}I エネルギースペクトル測定にご協力いただいた福岡大学病院放射線部 田中 稔先生、九州大学医学部保健学科 上原周三先生、論文作成に当たりご助言をいただいた熊本大学医学部保健学科 松本政典先生に感謝いたします。また、 ^{123}I -MIBG を提供頂いた(株)第一ラジオアイソトープ研究所に深謝致します。

参考文献

- 1) Imamura Y, Ando H, Mitsuoka W, et al: Iodine-123 metaiodobenzylguanidine images reflect intense myocardial adrenergic nervous activity in congestive heart failure independent of underlying cause. *J Am Coll Cardiol*, **26**(7): 1594-1999, 1995
- 2) Nakata T, Miyamoto K, Doi A, et al: Cardiac death prediction and impaired cardiac sympathetic innervation assessed by MIBG in patients with failing and nonfailing hearts. *J Nucl Cardiol*, **5**(6): 579-590, 1998
- 3) Inoue Y, Suzuki A, Shirouzu I, et al: Effect of collimator choice on quantitative assessment of cardiac iodine 123 MIBG uptake. *J Nucl Cardiol*, **10**(6): 623-32, 2003
- 4) 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 Image*, **10**: 408-412, 1991
- 5) 本村信篤, 市原 隆, 高山卓三, 他: ^{123}I イメージングにおける高エネルギーガンマ線による散乱成分の除去方法. *核医学*, **36**(9): 997-1005, 1999
- 6) 西村恒彦, 杉下靖郎, 佐々木康人: 心不全における MIBG 検査の定量評価に関するアンケート調査. *核医学*, **34**(12): 1139-1148, 1997
- 7) Verberne HJ, Feenstra C, de Jong WM, et al: Influence of collimator choice and simulated clinical conditions on ^{123}I -MIBG heart/mediastinum ratios: a phantom study. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, **32**(9): 1100-1107, 2005
- 8) (社)日本放射線技術学会: 核医学における臨床技術, 64-67, 2005
- 9) Ichihara T, Ogawa K, Motomura N, et al: Compton scatter compensation using the triple-energy window method for single- and dual-isotope SPECT. *J Nucl Med*, **34**(12): 2216-2221, 1993
- 10) 松本政典, 古嶋昭博, 勝田 昇, 他: ^{123}I 用に設計された低エネルギー用コリメータは all purpose では?. *メディカルレビュー*, **26**(4): 8-16, 2002