

## 散乱, 吸収補正による心筋 SPECT の定量化

橋本 順\*      三宮 敏和\*      小笠原克彦\*      久保 敦司\*  
尾川 浩一\*\*      市原 隆\*\*\*      本村 信篤\*\*\*      長谷川兵治\*\*\*

**要旨** TEW 散乱線補正法とトランスミッションスキャン (TCT) を併用して心筋 SPECT の散乱, 吸収補正を行った. トレーサとして  $^{201}\text{TlCl}$  を, TCT 用の外部線源として  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  を使用した. 平行多孔コリメータを装着した 2 検出器型 SPECT 装置を使用し,  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  面線源をトランスミッション線源として 1 検出器の前面に設置した. データ収集方法は TCT 終了後にトレーサを投与してエミッションスキャン (ECT) を行う別収集法と, トレーサを先に投与して TCT と ECT を同時に行う同時収集法の 2 通りの方法を検討した. ファントム実験では別収集法と同時収集法の双方で散乱, 吸収補正後の心筋全体の SPECT カウント値は真値に近く, 誤差は 5% 未満であった. 補正により部位ごとのカウントのばらつきも減少した. 本法は平行多孔コリメータで施行可能で, トランケーションアーチファクトの問題がなく, 実用的な補正法であると考えられる.

(核医学 33: 1015-1019, 1996)

### I. はじめに

われわれはこれまでに triple-energy-window 法 (TEW 法) による散乱線補正と透過型 CT (transmission CT, 以下 TCT) により得られた吸収係数マップを用いて行う吸収補正法を組み合わせることにより, 3 検出器型装置を用いて脳 SPECT の定量性の向上を試み, 良好な結果を得た<sup>1)</sup>. しかし, ファンビームコリメータを用いるこの方法では有効視野が狭く, 胸腹部の SPECT 撮像に応用できないため, 有効視野の大きい 2 検出器型装置を用いて TEW 法と TCT によって  $^{201}\text{Tl}$  心筋 SPECT における散乱線補正, 吸収補正の方法を検討した.

### II. 方法および対象

#### (1) TCT の原理

SPECT 装置は 2 検出器型装置である GCA7200A/DI (東芝社製), データ処理装置としては GMS-5500A/DI (東芝社製) を用いた. 内腔 1 mm, 全長 50 mm のテフロンチューブを厚さ 7 mm のアクリル板上に約 60×40 cm の範囲でたんで配置したものに, 自動注入器で約 1,000 MBq の  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  を注入したものを外部線源として調製した (シートライン線源, Fig. 1). これを 1 検出器の前面に装着してデータ収集を行うと, 対向する検出器により TCT データが収集される.

#### (2) ファントムによる基礎的検討

基礎的検討として肺, 椎体, 胸壁の構造と径 15 mm の中隔の欠損部位を有する心筋ファントム (京都科学社製) を用いて定量性の確認を行った. ファントムの心筋部分には全体で 22.8 MBq の  $^{201}\text{Tl}$  を満たしてデータ収集を行い, 別に施行したクロスキャリブレーションスキャンの結果をもとに SPECT カウント値を MBq に変換した. クロ

\* 慶應義塾大学医学部放射線科

\*\* 法政大学工学部電気工学科

\*\*\* 東芝医用機器技術研究所

受付: 8 年 4 月 1 日

最終稿受付: 8 年 7 月 3 日

別刷請求先: 新宿区信濃町 35 (〒160)

慶應義塾大学医学部放射線科

橋 本      順

スキヤリブレーションスキャンは散乱, 吸収の影響を最小限に抑えるために, 径 5 mm の注射筒に約 0.3 ml の  $^{201}\text{Tl}$  を満たしたものを空中に浮かせた状態で行った<sup>1)</sup>. クロススキヤリブレーションスキャンはファントム実験開始直前に 1 回行った.

TCT および ECT のデータ収集は経時的に別々に行う別収集法 (sequential mode) と同時に行う同時収集法 (simultaneous mode) の 2 通りで施行し, 定量性の精度について比較検討した. 別収集法については, まずファントム内には  $^{201}\text{Tl}$  を含まない水のみ満たした状態とし,  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  外部線源を設置して 360 度回転, 20 分間の TCT 収集を連続モードで行った. 既報のごとく TEW 法に基づいて 140 keV, 20% のメインウィンドウと 7% のサブウィンドウで収集した<sup>2)</sup>. 前処理フィルタには Butterworth フィルタ (次数 8, カットオフ周波数 0.28 cycles/pixel) を使用し, ramp フィルタにより  $64 \times 64$  マトリックスの再構成像を得た. TCT 終了後に外部線源を除去し, 心筋ファントム内に前述した量の  $^{201}\text{Tl}$  を入れてから 360 度回転, 20 分間の ECT を行った. ECT は同様に TEW 法により 71 keV, 20% のメインウィンドウと 7% のサブウィンドウで収集した. 前処理フィルタのカットオフ周波数を 0.24 cycles/pixel とした. TEW 散乱線補正後に 2 検出器の ECT データをサンプリング角度ごとに加算して, ramp フィルタで  $64 \times 64$  マトリックスの画像に再構成した.

同時収集法では, はじめから心筋ファントム内に  $^{201}\text{Tl}$  を含んだ状態とし, TCT 線源を設置して 360 度回転, 20 分間のスキャンを 1 回だけ行った. ここで投影データに TEW 散乱線補正を行うと線源に対向する検出器には TCT データ ( $^{99\text{m}}\text{Tc}$  ウィンドウ) と ECT データ ( $^{201}\text{Tl}$  ウィンドウ) の混在したデータが, 一方線源を設置した検出器にはアクリル板の吸収の影響を受けた ECT データ ( $^{201}\text{Tl}$  ウィンドウ) が収集される. 後者に厚さ 7 mm のアクリル板の吸収補正を行い, 2 検出器の ECT データをサンプリング角度ごとに加算した. 吸収補正は Chang の方法を改良した Modified Correction Matrix (MCM) 法により, TCT データから

得られた吸収係数マップを用いて行った<sup>3)</sup>. 繰り返し 3 回までの逐次近似補正を行った.

TCT 施行時の被曝線量を測定する目的で心筋ファントムの 6 か所に TLD 素子を置き, 1,000 MBq の  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  線線源を設置して 360 度回転 20 分間の TCT を行った. 2 度の測定により計 12 か所での吸収線量を求めた.

### (3) 臨床的検討

臨床例での収集は 1 名の心筋梗塞症例を対象とし, 別収集法で行った. トレーサとして 111 MBq の  $^{201}\text{Tl}$  を安静時に投与した.

## III. 結 果

ファントムによる検討において, クロススキヤリブレーション後の心筋全体の SPECT カウント値は, 繰り返し 1 回の逐次近似では別収集法で 21.8 MBq, 同時収集法で 22.1 MBq であり, 繰り返し 3 回でそれぞれ 22.8 MBq, 23.1 MBq であった. 真の値 (22.8 MBq) に近く, 定量性は良好であった. ファントムの心筋 SPECT 像を Bull's eye 表示にして Fig. 2 に示した. 欠損部を除く領域の最小カウント部位の最大カウント部位に対するカウント比は, 未補正で 49%, 補正後で 75% であった.

吸収線量の測定では,  $0.12 \pm 0.03$  mSv と臨床検査を行ううえでは問題のない低値であった.

臨床例での ECT 画像と吸収係数マップを Fig. 3 に, カウントプロファイルカーブを Fig. 4 に示す.

## IV. 考 察

TCT で得られた吸収係数マップにより  $^{201}\text{Tl}$  心筋 SPECT の吸収補正を行う方法が近年報告されている<sup>4~6)</sup>. トランスミッション線源として最も使い易い  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  は, 光子のエネルギーが  $^{201}\text{Tl}$  のそれと離れているため,  $^{201}\text{Tl}$  心筋 SPECT の吸収補正に適している. 本補正法では問題となる双方間で存在するクロストークは TEW 法により除去されている<sup>7)</sup>. 外部線源の放射エネルギーは検出器の計数率特性と TCT データの統計ノイズとを考慮し

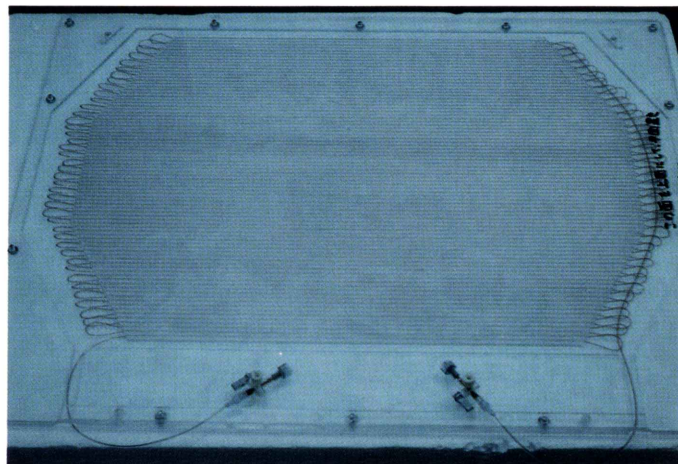
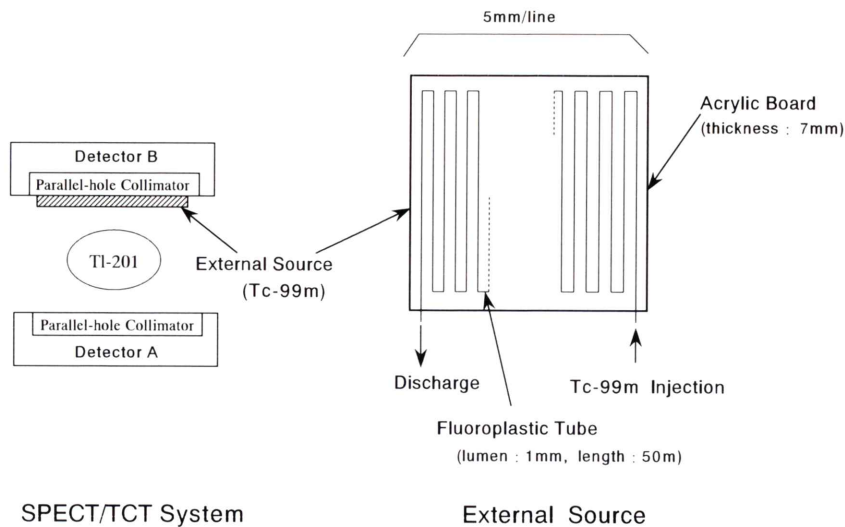


Fig. 1 Geometric configuration of the transmission source.

て, 基礎実験のデータをもとに定めた。

本法の特色は, 外部線源として面線源を用いることにある。これにより通常の平行多孔コリメータでの収集が可能となり, 低コストでトランケーションアーチファクトの問題がない。面線源の欠点として散乱線成分が多いことと調製に手間がかかり, 調整者の被曝が無視できないことがある。前者に対しては TEW 散乱線補正法で対処し, 後者に関しては新形状のシートライン線源を採用することで, 面線源でありながら線線源を調製する要領で準備できるようにした。自動注入器の使用

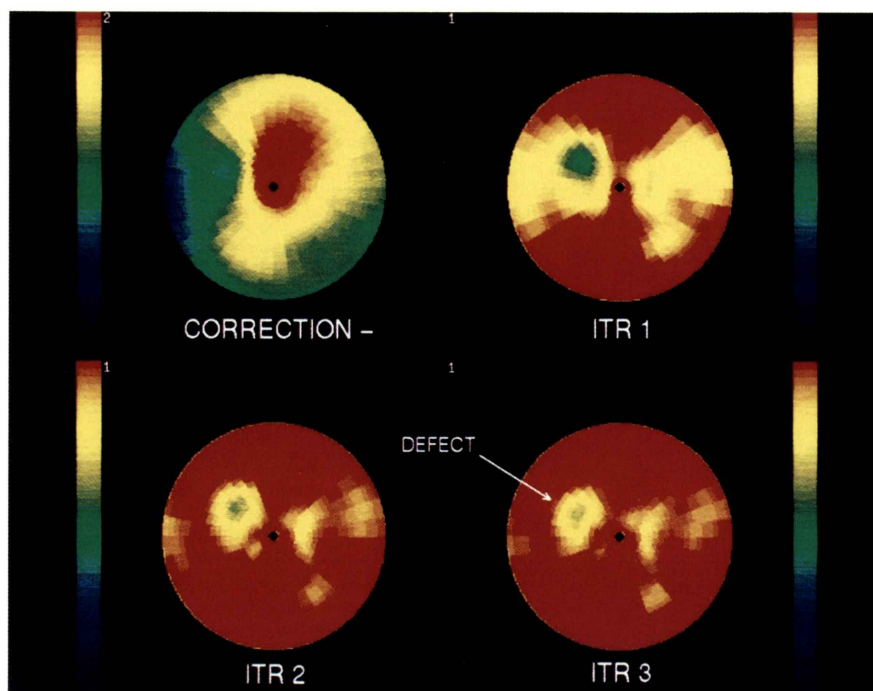
により調整時の被曝もさらに軽減される。

## V. ま と め

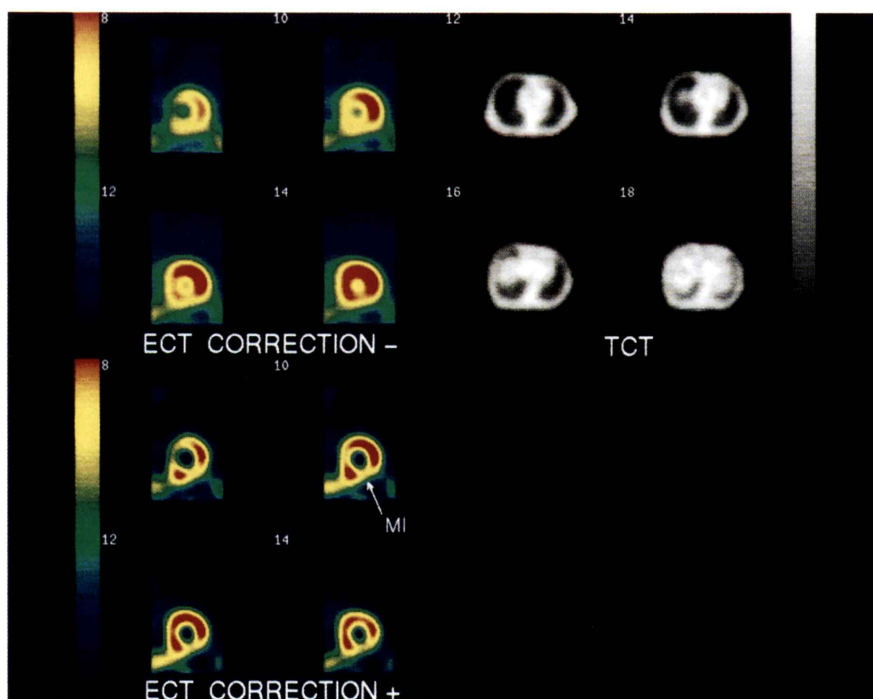
TEW 法と TCT を併用した  $^{201}\text{TI}$  心筋 SPECT の散乱, 吸収補正について検討した。シートライン線源と平行多孔コリメータの組み合わせを採用した本法は, コストと実用性に優れた補正法であると考えられる。

謝辞: 本研究の一部は平成 7, 8 年度 (課題番号 07457202) 文部省科学研究費補助金一般研究 (B) によ





**Fig. 2** Bull's eye maps of reconstructed SPECT images in the phantom study. CORRECTION -: without scatter and attenuation correction, ITR1: with 1 iteration, ITR2: with 2 iterations, ITR3: with 3 iterations.



**Fig. 3** ECT and TCT images of a patient with posterolateral myocardial infarction. The perfusion defect is visualized clearly after scatter and attenuation correction. ECT CORRECTION -: SPECT images without correction, CORRECTION +: with scatter and attenuation correction, TCT: attenuation coefficient map.

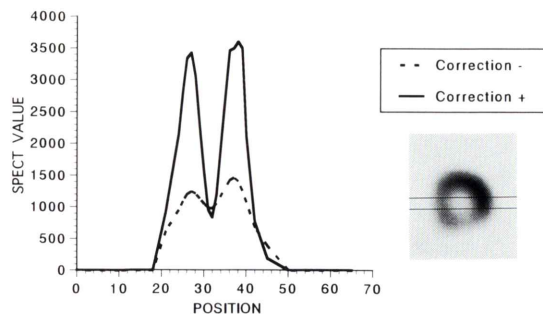


Fig. 4 Count profile curves obtained from ECT images with and without correction.

り助成されています。

#### 文 献

- 1) 橋本 順, 三宮敏和, 久保敦司, 尾川浩一, 市原隆, 本村信篤: 散乱, 吸収補正による脳 SPECT の定量化——トランスミッション, エミッションデータの別収集法と同時収集法の比較——. 核医学 32: 1369–1374, 1995

- 2) Ogawa T, Ichihara T, Kubo A: Accurate scatter correction in single photon emission CT. Ann Nucl Med Sci 7: 145–150, 1994
- 3) 尾川浩一, 高木八重子, 久保敦司, 橋本省三, 三宮敏和, 岡野義幸, 他:  $\gamma$ 線による透過型 CT データを用いたシングルフォトン ECT における吸収補正. 核医学 22: 477–490, 1985
- 4) Bailey DL, Hutton BF, Walker PJ: Improved SPECT Using Simultaneous Emission and Transmission Tomography. J Nucl Med 28: 844–851, 1987
- 5) Frey EC, Tsui BMW, Perry JR: Simultaneous Acquisition of Emission and Transmission data for Improved Thallium-201 Cardiac SPECT Imaging Using a Technetium-99m Transmission Source. J Nucl Med 33: 2238–2245, 1992
- 6) Ficaro EP, Fessler JA, Ackermann RJ, Rogers WL, Corbett JR, Schwaiger M: Simultaneous Transmission-Emission Thallium-201 Cardiac SPECT: Effect of Attenuation Correction on Myocardial Tracer Distribution. J Nucl Med 36: 921–931, 1995
- 7) Ogawa K: Simulation study of triple-energy-window scatter correction in combined Tl-201, Tc-99m SPECT. Ann Nucl Med 8: 277–281, 1995

#### Summary

#### Scatter and Attenuation Correction for Quantitative Myocardial SPECT Imaging

Jun HASHIMOTO\*, Toshikazu SAMMIYA\*, Katsuhiko OGASAWARA\*, Atsushi KUBO\*, Koichi OGAWA\*\*, Takashi ICHIHARA\*\*\*, Nobutoku MOTOMURA\*\*\* and Hyoji HASEGAWA\*\*\*

\*Department of Radiology, School of Medicine, Keio University

\*\*College of Engineering, Hosei University

\*\*\*Toshiba Medical Engineering Laboratory

We performed scatter and attenuation compensation in  $^{201}\text{Tl}$  myocardial SPECT using the triple-energy-window (TEW) scatter correction method and  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  transmission scan (TCT). A dual-headed SPECT gammacamera system equipped with parallel-hole collimators was employed for imaging and a sheet source for TCT was attached to the surface of one of the two detectors. Two imaging protocols, a sequential mode and a simultaneous mode, were examined. In the sequential mode, TCT was performed prior to the administration of the tracer and then ECT was carried out. On the other hand, the injection was followed by a simultaneous transmission-emission scan, in the

simultaneous mode. Results of phantom studies showed that reconstructed SPECT values of the whole myocardium were almost equal to the true value with errors of less than 5 per cent, and that more homogeneous images were obtained by performing scatter and attenuation correction. We conclude that this correction method was clinically practical and cost-effective because it uses parallel-hole collimators and does not require fan-beam collimators which may produce truncation artifacts.

**Key words:** Quantitative myocardial SPECT,  $^{201}\text{Tl}$  CT, Scatter correction, Attenuation correction, Transmission CT.