

## 《技術報告》

富口 静二\* 大山 洋一\* 吉良 朋広\* 吉良 光子\*  
中島 留美\* 辻 明徳\* 古嶋 昭博\* 松本 政典\*\*  
高橋 瞳正\* 井野辺義人\*\*\* 泰江 弘文\*\*\*

ファントム実験では心基部の減弱が改善されるため、心筋全体の均一性が向上し減弱補正に有用であった。臨床例においては負荷時および安静時とも下壁および中隔の減弱は補正されているが、ファントム実験の結果に比べ、下壁でのカウントが前壁より高くなる傾向を認めた。このような傾向が強い場合には正常例でも、視覚的には前壁のカウントが低下しているように見える場合があり、部分容積効果に加え肝臓からの散乱線による下壁のカウントの増加もその一因と考えられた。トランスマッision・エミッションデータ同時収集法は不均一吸収体における減弱補正に有用と考えられるが、さらに完全な定量性を求めるためには散乱線補正も同時に必要と思われた。

(核医学 33: 1027-1035, 1996)

## I. はじめに

$^{201}\text{TI}$  心筋 single photon emission computed tomography (SPECT)においては、 $^{201}\text{TI}$  から出る光子のエネルギーが低いため人体での減弱が深部ほど強く、心筋深部のカウントは浅い部分に比べ低くなり、心基部等の心筋深部の読影には注意を要する。人体とくに胸部は骨、軟部組織、空気など様々な吸収体により構成されており、完全な減弱補正のためには、それぞれの減弱による減弱補正

係数を求め補正する必要がある<sup>1-6)</sup>.

最近、トランスマッティング線源に  $^{99m}\text{Tc}$  を使用し、 $^{201}\text{TI}$  の減弱補正係数マップを作成し  $^{201}\text{TI}$  心筋 SPECT の減弱補正をする方法が開発され臨床での使用も可能となつた<sup>3)</sup>。

今回、Picker 社製 3 検出器型ガンマカメラ PRISM 3000 で、 $^{99m}\text{Tc}$  をトランスマッショントリニティン線源として、トランスマッショントリニティンと  $^{201}\text{TI}$  のエミッションのデータを同時に収集する simultaneous transmission emission protocol (STEP™) により  $^{201}\text{TI}$  心筋 SPECT の減弱補正を行い、その有用性および問題点につき検討した。

## II. 対象および方法

ファントム実験として cardiac insert model 7070 (CM 7070) 心臓ファントム (Data Spectrum 社) および RH-2 型心臓ファントム (京都科学) を使用し

\* 熊本大学医学部放射線科

\*\* 熊本大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科  
\*\*\* 熊本大学医学部循環器内科

受付: 7年12月27日

最終稿受付：8年6月

別刷請求先：熊本市木屋 1-

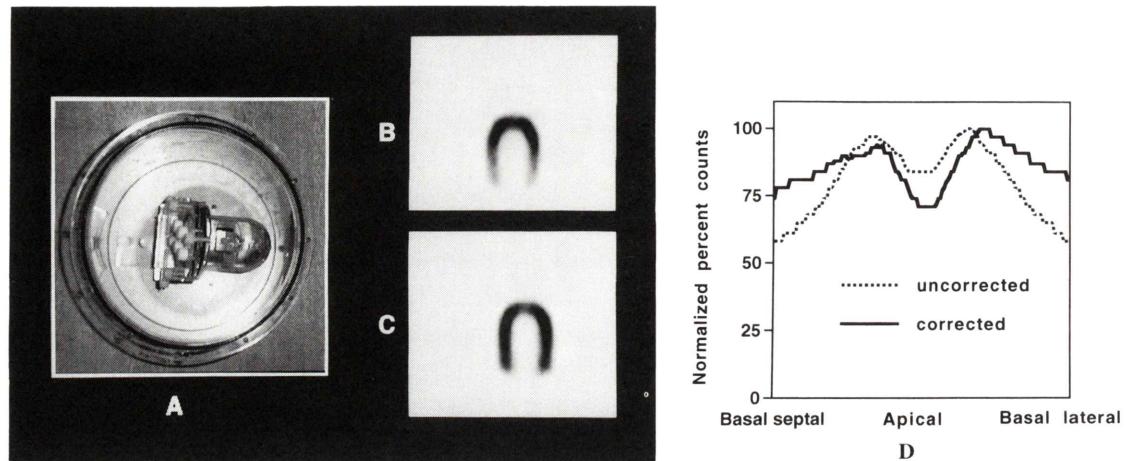
別刷請求先：熊本県本荘 1-1-1 (860)  
熊本大学医学部放射線科

熊本八子口子部放射線科

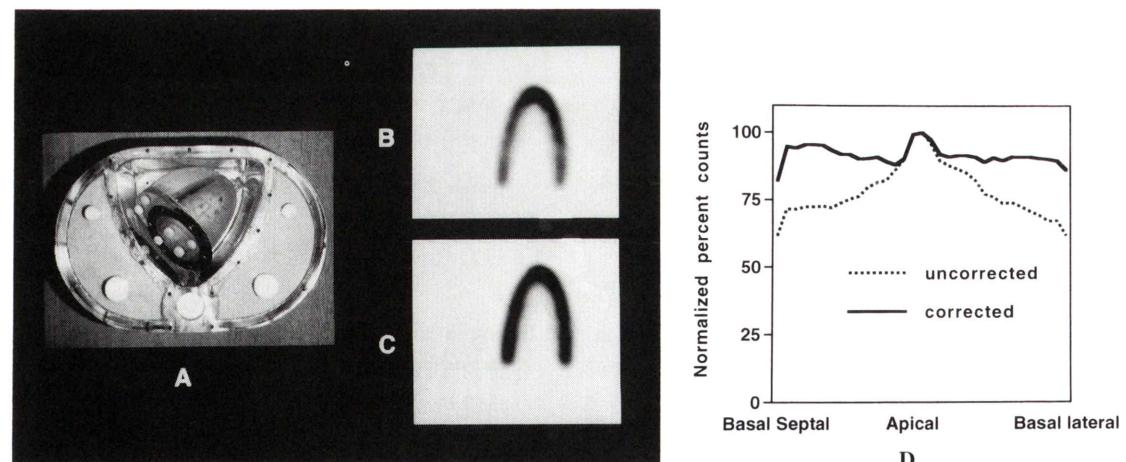
雷 口 附 一

た。CM 7070型心臓ファントムおよびRH-2型心臓ファントムとともに10 MBqの<sup>201</sup>Tlを入れ、CM 7070型心臓ファントムは均一吸収体のモデルとして、水を満たした内径20 cmの円筒容器中に

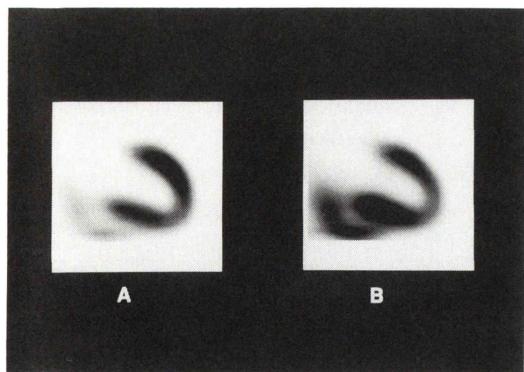
ファントムを入れて撮像した。RH-2型心臓ファントムは不均一吸収体のモデルとして、縦隔部に水を入れ、肺および骨に相当する部位には骨としてはテフロン樹脂、肺としては発泡スチロールを



**Fig. 1** Cardiac insert model 7070 (CM 7070) (A) and long axial reconstruction images of CM 7070 without (B) or with (C) attenuation correction. Attenuation in the base of the cardiac phantom was corrected well on the attenuation-corrected image (C). Circumferential profile curves (D) for the uncorrected (B) and corrected image (C) also showed improvement in attenuation in the base of the cardiac phantom. Decrease in activity in the apical region was more prominent on attenuation-corrected image (C) than on uncorrected image (B).



**Fig. 2** Cardiophantom RH-2 (A) and long axial reconstruction images of cardiac phantom without (B) or with (C) attenuation correction. Attenuation in the base of the cardiac phantom was corrected well on the attenuation-corrected image (C). Circumferential profile curves (D) for the uncorrected (B) and corrected image (C) also showed improvement in attenuation in the base of the cardiac phantom.

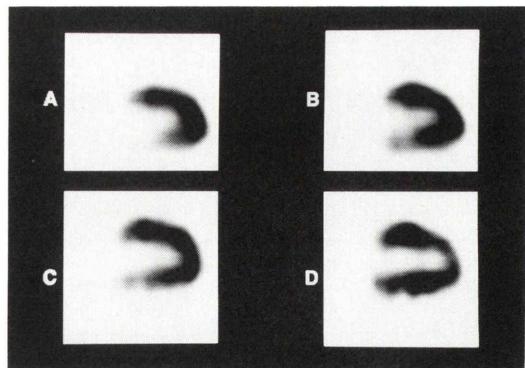


**Fig. 3** Moderate decrease in uptake of thallium-201 was found in inferoposterior wall on attenuation-uncorrected images (A). Uniform distribution of thallium-201 throughout the left ventricular wall. Decrease in activity in the apex, however, was observed on attenuation-corrected images (B).

充填した。

臨床例は虚血性心疾患が疑われ  $^{201}\text{Tl}$  心筋 SPECT が施行された 19 例で、男性 10 例、女性 9 例で年齢は 27 歳から 76 歳である。STEP™ は 10 例は負荷時および 4 時間後に、4 時間後のみが 5 例、安静時のみが 4 例に施行した。内訳は正常 11 例、前下行枝領域の虚血 3 例、右冠動脈領域の虚血 3 例、前壁梗塞 1 例、下壁梗塞 1 例であつた。

使用装置は心臓用ファンビームコリメータ(焦点距離 65 cm)を全検出器に装着した 3 検出器型ガンマカメラ PRISM3000 (Picker 社製) である。トランスマッショント線源には  $^{99m}\text{Tc}$  740 MBq の線線源を使用し、線線源に対向する検出器ではトランスマッショントおよびエミッションデータを収集し、残りの 2 検出器ではエミッションデータのみを収集した。 $^{99m}\text{Tc}$  はエネルギー 140 keV を中心としたエネルギー ウィンドウ幅 15%， $^{201}\text{Tl}$  はエネルギー 73 keV を中心としたエネルギー ウィンドウ幅 30% による 2 核種同時収集でトランスマッショントおよびエミッションデータを得た。マトリックスサイズ 64×64, 360 度回転の 120 方向で 1 方向 5 秒(ファントム実験)および 10 秒(臨床例)で連続回転モードで体近接軌道回転収集を



**Fig. 4** A: post-stress long axial image without attenuation correction. B: post-stress long axial image with attenuation correction. C: 4 hour delayed long axial image without attenuation correction. D: 4 hour delayed long axial image with attenuation correction. Redistribution in posterior wall of the left ventricle was clearly observed on attenuation-corrected delayed image (D) as compared with attenuation-uncorrected delayed image (C).

## 検討方法

ファントム実験では、それぞれのファントムの中心軸を含むスライス厚 6.5 mm の長軸断像を作成し、中隔側から側壁側までを心尖部を中心に 30 分割し各最大カウントを最も高い部分の最大カウントを 100% とし正規化した circumferential profile curve を作成し補正前後で評価した。

臨床例では短軸断像を作成し、左室ほぼ中央部の短軸像を用い、前壁(A), 中隔(S), 下壁(I), 側壁(L)に直径4ピクセルの円形の関心領域を設定し、均一性の指標として、側壁に対する中隔のカウント比(S-L ratio)および前壁に対する下壁のカウント比(I-A ratio)を算出し、補正前後で評価した。

最後に、トランスマッショングラムの画質について臨床例につき視覚的に検討した。

### III. 結 果

ファントム実験では、CM 7070型心臓ファントム、RH-2型心筋ファントム共に視覚的にも circumferential profile curveでも、心基部を中心に減弱補正によりイメージカウントが増加し、心筋全体の均一性が向上した(Fig. 1, 2)。しかし、視覚的にも circumferential profile curveでもCM 7070型心臓ファントムでは補正後に心尖部に集積低下部が観察された(Fig. 1, 2)。これに対し、心尖部がやや厚いRH-2型では心尖部での集積低下部は認めなかった。

臨床例においても、正常例にて下壁の減弱補正が良好な例(Fig. 3), 後壁の虚血の評価に有用であった例(Fig. 4)を認め、心筋深部の評価に有用と思われた。

定量評価の結果をまとめたものがFigs. 5-6である。負荷時の心筋SPECTでは正常群の補正前後でS-L ratioは $0.87 \pm 0.08$ から $1.04 \pm 0.07$ , I-A ratioは $0.98 \pm 0.051$ から $1.12 \pm 0.09$ となり、下壁虚血群ではS-L ratioは $0.83 \pm 0.07$ から $1.04 \pm 0.14$ , I-A ratioは $0.78 \pm 0.10$ から $0.97 \pm 0.11$ となった。前壁おもに中隔に虚血を認めた群ではS-L ratioは $0.73 \pm 0.09$ から $0.87 \pm 0.13$ , I-A ratioは $0.84 \pm 0.00$ から $1.09 \pm 0.06$ となった。前壁梗塞例ではS-L ratioは0.70から0.84, I-A ratioは0.97から1.28となった。前壁の虚血および梗塞の評価は補正後は下後壁の集積低下が補正され病変部の評価には有用であった。下後壁においては正常例の場合の集積低下は補正され下後壁でのfalse positiveの減少が期待された。

4時間後または安静時の評価において、正常群では補正前後でS-L ratioは $0.90 \pm 0.08$ から1.06

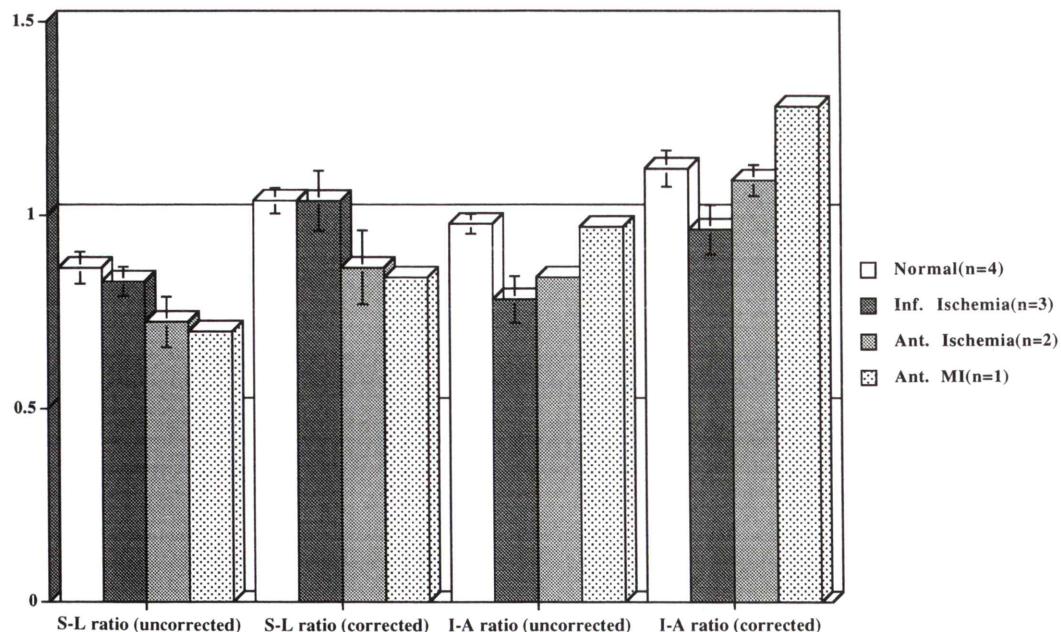
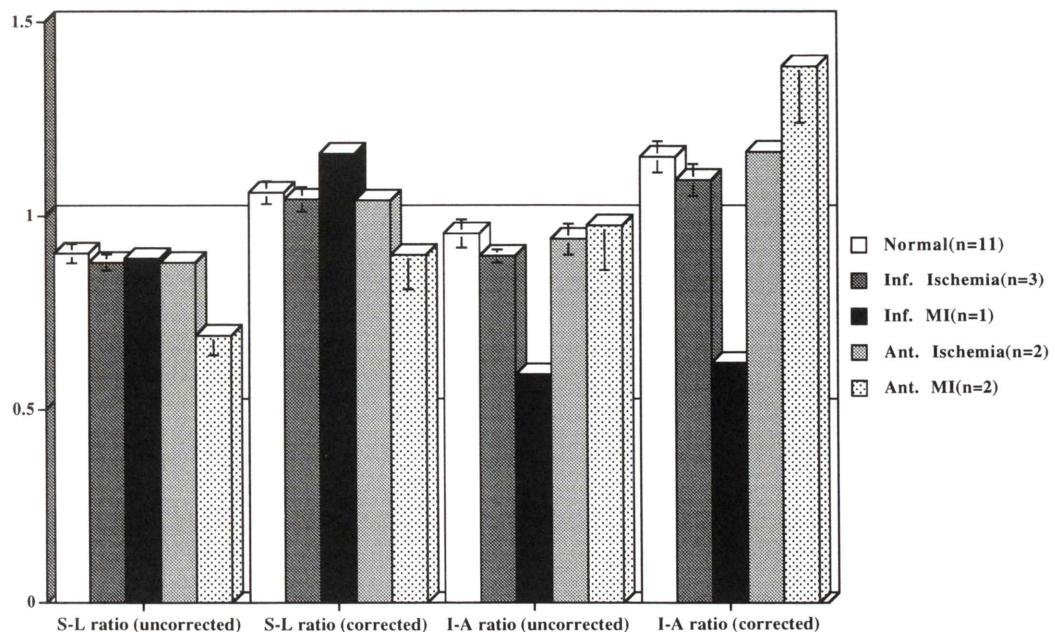
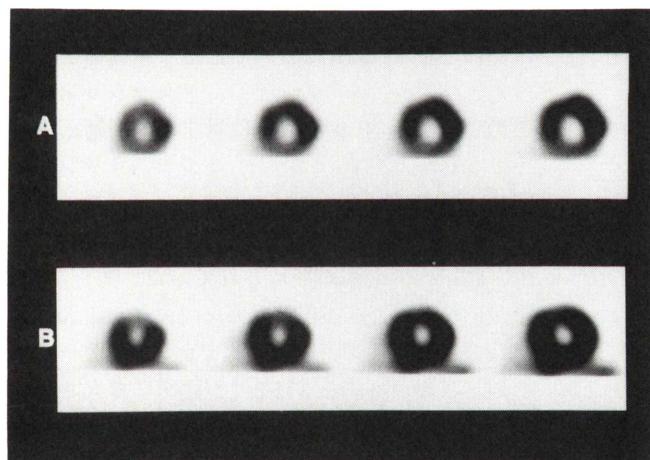


Fig. 5 Comparison of S-L ratio and I-A ratio on stress images.

**Fig. 6** Comparison of S-L ratio and I-A ratio on 4 hour delayed or rest images.

**Fig. 7** A: Decrease in uptake of thallium-201 was demonstrated in septal and infero-posterior wall on short axis image without attenuation correction. B: Decrease in uptake of thallium was improved on short axis image with attenuation correction. Decrease in uptake of thallium, however, was observed in anterior wall on short axis image with attenuation correction.

$\pm 0.10$ , I-A ratio は  $0.96 \pm 0.12$  から  $1.15 \pm 0.13$  となった。下壁虚血群では S-L ratio は  $0.88 \pm 0.04$  から  $1.04 \pm 0.06$ , I-A ratio は  $0.90 \pm 0.03$  から  $1.09 \pm 0.07$  となり, 下壁梗塞例では S-L ratio は  $0.89$  から  $1.16$ , I-A ratio は  $0.59$  から  $0.62$  となった。前壁虚血群では S-L ratio は  $0.90 \pm 0.07$  から  $1.04 \pm 0.01$ , I-A ratio は  $0.94 \pm 0.06$  から  $1.17 \pm 0.01$  とな

り, 前壁梗塞群では S-L ratio は  $0.69 \pm 0.07$  から  $0.90 \pm 0.13$ , I-A ratio は  $0.98 \pm 0.16$  から  $1.39 \pm 0.20$  となった。I-A ratio は正常と思われる部位でも 1 を超える例を認め, このような場合には視覚的には前壁のカウントが低下しているように見える例もあった (Fig. 7)。しかし, 減弱補正前後の両方の画像を使用すれば, 前壁の集積低下部が病的な

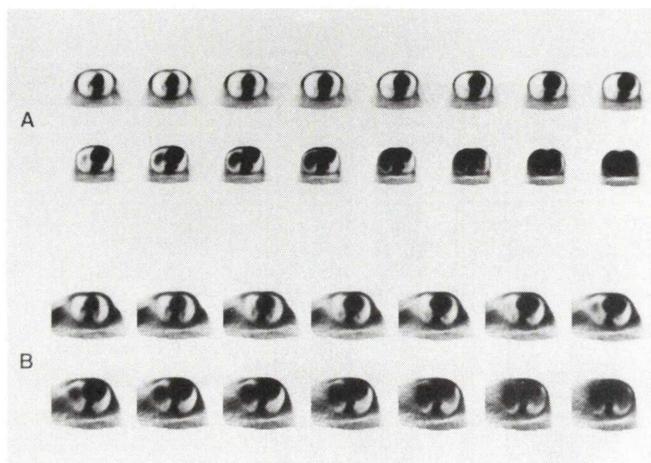


Fig. 8 No truncation artifact was observed on transmission image (A). Truncation artifact was observed at the right chest wall on the transmission image (B). However, there was no truncation artifact present surrounding the heart.

ものか、減弱補正によるアーチファクトかは容易に鑑別できた。

なお、補正に使用したトランスマッショントラシション像は20回の逐次近似にて作成しトランケーションのない部位では良好の画質で、心臓の部位のトランケーションアーチファクトにより補正マップとして使用できない例はなかった(Fig. 8)。

#### IV. 考 察

核医学検査において、正確なSPECTによる定量を行うためには、優れた空間分解能、正確な散乱線補正および減弱補正が必要である<sup>3)</sup>。減弱補正是その中でも重要な要因である。

<sup>201</sup>Tl心筋SPECTでは、<sup>201</sup>Tlの撮像に使われる光子のエネルギーが73keVと低いため、人体による減弱の影響を受けやすく、心筋深部でのカウントが浅部に比べ低下する。したがって、左心室下壁の虚血性変化の評価が難しい症例も経験された。Ficaroら<sup>6)</sup>は、減弱補正により<sup>201</sup>Tl心筋SPECTで性別による正常分布マップは不要となり、また、人体の大きさの個人差による減弱の違いや減弱によるアーチファクトも除去できるので、心筋血流低下を評価する上でsensitivityおよびspecificity共に向上すると述べている。今回の結果でも、減弱補正により<sup>201</sup>Tl心筋SPECTにおいて減弱によるカウントの低下が補正され、心筋

全体の<sup>201</sup>Tl分布の均一性は向上し、下後壁の虚血の有無や再分布の評価など臨床的にも有用と考えられた。

従来、減弱補正是人体を均一吸収体と仮定して行われていたが<sup>8)</sup>、胸部は空気や骨など不均一な吸収体により構成されており、均一な減弱補正では<sup>201</sup>Tl心筋SPECTにおいて正確な減弱補正を行うことは困難であった。トランスマッショントラシション法はこのような不均一吸収体に対する減弱補正法として有効な方法である<sup>9~12)</sup>。トランスマッショントラシション法により減弱補正マップを作成し、減弱補正をする方法は様々な臓器の撮像に有用と報告されており、臨床への応用が期待されていた<sup>9~12)</sup>。

最近になって3検出器型ガンマカメラによりトランスマッショントラシションデータとエミッションデータとの同時収集が可能なSTEP<sup>TM</sup>が臨床に導入され、症例ごとの<sup>201</sup>Tl心筋SPECT像の減弱補正係数マップの作成が可能となった。これにより、臨床的には通常の検査時間で<sup>201</sup>Tlの正確な減弱補正が可能となり左心室心筋深部、とくに下後壁、心室中隔の虚血性変化の評価に有用となった。

トランスマッショントラシションスキャンの方法としては、トランスマッショントラシション法開発初期に行われていた面線源を利用する方法、線線源を用いfan-beam collimatorを用いるわれわれの方法以外に、線線源にてスキャンする方法も提案されている<sup>13)</sup>。この方

法の利点としては従来使用されていた面線源を使用する場合に比べ、本法と同様に、narrow beam でスキャンするため散乱の影響が少ない状態での減弱補正が可能、トランスマッisionの線源の  $\gamma$  線エネルギーはエミッision線源より高くてよく、被曝線量も低いと報告されている<sup>13)</sup>。

また、STEP™ではガンマカメラの有効視野が制限され投影データの一部が欠けるトランケーションが起こる可能性があるが、この方法では有効視野は広く確保できるのでトランケーションは起こらない。fan-beam collimatorを使用するわれわれの方法ではEM-ML algorithmを用いた逐次近似法により再構成することで、トランケーションのない部分の減弱補正用のトランスマッision像は良好に保たれ、filtered backprojection法で問題となるトランケーションアーチファクトの問題は解決している。

今回の検討では、臨床例で減弱補正により左室心筋全体が均一とならず、補正しない場合にはカウントが前壁等に比べ低下していた心室中隔から下壁のカウントが補正により前壁より高くなり、前壁心尖部が欠損様となる症例を認めた。Ficaroら<sup>6</sup>はこの現象は解剖学的に薄い正常心尖部に相当し partial volume effect によるものと報告している。

われわれの結果ではファントム実験にて RH-2 型ファントムでは認めていない補正後の心尖部の集積低下部が CM 7070 型心臓ファントムで観察された。両ファントムの違いは RH-2 型は他部位に比べ心尖部の内腔が広いのに対し、CM 7070 型心臓ファントムでは同部位は最も内腔が狭い部分で、partial volume effect が減弱補正をすることにより強調されたために起こった現象であると考えられ Ficaro らの見解と一致している。しかし、われわれの症例では欠損の程度も強く病的な欠損と鑑別できない例も認められた。臨床例で認められた下壁から中隔にかけての相対的カウントの増加は減弱補正に伴い肝臓や消化管等の心臓周囲臓器よりの散乱の影響が一因と考えられ、これにより前壁から側壁のカウントは相対的に低下して観察

される。

散乱線の存在下では実際の減弱係数は理論値より小さくなると報告されている<sup>14)</sup>。本法では crosscontamination の補正は行われているので narrow beam での減弱補正ではあるがクロストークの補正以外に  $^{201}\text{TI}$  のエミッションウインドウに入る  $^{201}\text{TI}$  自身の散乱線や、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$  トランスマッショウウインドウに入る  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  自身の散乱線は補正されていない。本法の減弱補正係数は  $^{201}\text{TI}$  の減弱係数を  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  の減弱係数に定数をかけて求めており、この補正定数には  $^{201}\text{TI}$  および  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  の水中での減弱係数の実測値の比を用いている。しかし、体型の違いなど個体差による散乱線の減弱係数に対する影響は考慮されていない。各個人の各臓器の散乱線量は個々で異なり、これにより減弱補正係数の各臓器での個人差も生じている可能性がある。これが過補正傾向に働き前壁の相対的カウント低下の一因となり得ると考えられる。前壁のカウントが低下して見える現象には partial volume effect のみではなく、先に述べた周囲よりの散乱線や、減弱補正係数等のいくつかが影響しているものと思われる。Ficaro ら<sup>6)</sup>は、トランスマッショウ線源に  $^{241}\text{Am}$  を使用し、またエミッションデータは平行型コリメータを使用したデータなので、われわれの結果とは直接比較はできないが、減弱補正像のみでの診断には注意を要すると考えられた。

この現象への散乱線の影響や散乱線の減弱係数への影響を考慮すると、定量的に正確な SPECT 像を得るためにには、減弱補正と同時に散乱線の補正もする必要がある。散乱線補正法は実用性を考慮すると、大きく convolution subtraction 法<sup>15)</sup>、dual-energy window 法<sup>16,17)</sup> および triple-energy window 法<sup>18)</sup> の 3 つの方法がある。散乱線も臓器の密度や大きさに影響されることより人体を均一な散乱体と仮定して補正するのでは、特に胸部の場合、場所により過不足が生じると報告されている<sup>19)</sup>。トランスマッショングラフターを用い散乱線補正および減弱補正を行う方法も報告<sup>19)</sup>されており、今後は減弱補正および散乱線補正を同時に

行うことにより正確な SPECT の定量が可能となると思われる。

今後の課題として partial volume effect の改善する手段も必要と考えられる。

なお、正常例の減弱補正前の I-A ratio は平均  $0.96 \pm 0.12$  と補正なしでもかなり良好な値を示していた。これは、fan-beam collimator を使用するために、深部の感度が高くなることが一因と考えられた。

STEP™ により、臨床的には冠動脈狭窄性病変の評価において特異性の向上が期待されるが、明らかな臨床的意義については症例を増やして今後検討する必要があると思われた。

#### V. 結語

STEP™ は不均一吸収体における減弱補正に有用と考えられるが、完全な補正のためには散乱線補正も同時に必要と思われた。また、partial volume effect の影響を改善することも今後の課題と思われる。

#### 文献

- 1) Tsui BMW, Gullberg GT, Edgerton ER, Ballard JG, Peny JR, McCartoney H, et al: Correction of nonuniform attenuation in cardiac SPECT imaging. *J Nucl Med* **30**: 497-507, 1989
- 2) 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
- 3) Tung CH, Gullberg GT, Zeng GL, Christian PE, Datz FL, Morgan HT, et al: Non-uniform attenuation correction using simultaneous transmission and emission converging tomography. *IEEE Trans Nucl Sci* **39**: 1134-1143, 1992
- 4) Jaszczak RJ, Gilland DR, Hanson MW, Jang S, Greer KL, Coleman RE: Fast transmission CT for determining attenuation maps using a collimated line source, rotatable air-copper-lead attenuators and fan-beam collimation. *J Nucl Med* **34**: 1577-1586, 1993
- 5) Ficaro EP, Fessler JA, Rogers WL, Schwaiger M: Comparison of Americium-241 and Technetium-99m as transmission sources for Thallium-201 SPECT imaging of the heart. *J Nucl Med* **35**: 652-663, 1994
- 6) Ficaro EP, Fessler JA, Ackermann RJ, Rogers WL, Corbett JR, Schwaiger M: Simultaneous transmission Thallium-201 cardiac SPECT: effect of attenuation correction on myocardial tracer distribution. *J Nucl Med* **36**: 921-931, 1995
- 7) Gullberg GT, Huesman RH, Malko JA, Pelc NJ, Budinger TF: An attenuated projector-backprojector for iterative SPECT reconstruction. *Phys Med Biol* **30**: 799-816, 1986
- 8) Chang LT: A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. *IEEE Trans Nucl Sci* **25**: 638-643, 1978
- 9) 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**: 477-489, 1985
- 10) Malko JA, Van Heertum RL, Gullberg GT, Kowelsky WP: SPECT liver imaging using an iterative attenuation correction algorithm and an external flood source. *J Nucl Med* **27**: 701-705, 1986
- 11) Greer KL, Harris CC, Jaszczak RJ, Coleman RE, Hedlund LW, Floyd CE, et al: Transmission computed tomography data acquisition with SPECT system. *J Nucl Med Tech* **15**: 53-56, 1987
- 12) Bailey DL, Hutton BF, Walker PJ: Improved SPECT using simultaneous emission and transmission tomography. *J Nucl Med* **128**: 844-851, 1987
- 13) Tan P, Bailey DL, Meikle SR, Eberl S, Fulton RR, Hutton BF: A scanning line source for simultaneous emission and transmission measurements in SPECT. *J Nucl Med* **34**: 1752-1760, 1994
- 14) Rosenthal MS, Cullom J, Hawkins W, Moore SC, Tsui BMW, Yester M: Quantitative SPECT imaging: a review and recommendations by the Focus Committee of the Society of Nuclear Medicine Computer and Instrumentation Council. *J Nucl Med* **36**: 1489-1513, 1995
- 15) Axelsson B, Msaki P, Israelsson A: Subtraction of compton-scattered photons in single-photon emission computerized tomography. *J Nucl Med* **25**: 490-494, 1984
- 16) Jaszczak RJ, Greer KL, Floyd Jr CE, Harris CC, Coleman RE: Improved SPECT quantification using compensation for scattered photons. *J Nucl Med* **25**: 893-900, 1984
- 17) King MA, Hademenos GJ, Glick SJ: A dual-photopeak window method for scatter correction. *J Nucl Med* **33**: 605-612, 1992
- 18) Ogawa K, Harata Y, Ichihara Y, Kubo A, Hashimoto S: A practical method for position-dependent compton-scattered correction in single photon emission CT. *IEEE Trans Med Imag* **10**: 408-412, 1991
- 19) Meikle SR, Hutton BF, Bailey DL: A transmission-dependent method for scatter correction in SPECT. *J Nucl Med* **35**: 360-367, 1994

## Summary

### Evaluation of Simultaneous Acquisition of Transmission and Emission Data on Thallium-201 Myocardial SPECT

Seiji TOMIGUCHI\*, Yoichi OYAMA\*, Tomohiro KIRA\*, Mitsuko KIRA\*, Rumi NAKASHIMA\*, Akinori TSUJI\*, Akihiro KOJIMA\*, Masanori MATSUMOTO\*\*, Mutsumasa TAKAHASHI\*, Yoshito INOBE\*\*\* and Hirofumi YASUE\*\*\*

\*Department of Radiology, \*\*\*Division of Cardiology, Kumamoto University Medical School

\*\*Department of Radiological Technology, Kumamoto University College of Medical Science

This study evaluates the usefulness of attenuation correction on regional myocardial tracer distributions defined by Thallium-201 myocardial SPECT images obtained from cardiac phantoms and patients with or without coronary heart disease. A three-detector SPECT system equipped with a Technetium-99m line source and a fan-beam collimator was used for simultaneous transmission and emission data acquisition. All three detectors were equipped with fan-beam collimators. Thallium-201 myocardial scintigraphy was performed on phantom study and 19 patients. Transmission images, uncorrected and corrected emission images were iteratively reconstructed with a EM-ML algorithm. Attenuation map computed from the transmission data was utilized for the attenuation correction. For the phantom study, circumferential profile analysis was applied to both datasets of horizontal long-axis slices through the center of the phantom. The maximum profile value in the circumferential profile set to 100% in the normalized uncorrected and corrected profiles. The uncorrected circumferential profiles from cardiac insert model 7070 and RH-2

cardiophantom showed decrease in activity in basal regions which appeared improvement in the attenuation corrected profiles. In clinical study, the inferior-to-anterior activity ratio, changed from  $0.78 \pm 0.10$  to  $0.97 \pm 0.11$  on stress images in patients with inferior ischemia and from  $0.96 \pm 0.12$  to  $1.15 \pm 0.13$  on 4 hour delayed or rest images in normal cases. The antero-apical wall of the attenuation corrected images, however, showed a decrease in activity relative to the inferior wall in normal cases. The increase in activity in inferior wall on attenuation corrected images was observed frequently in clinical study but not in phantom study. A presence of scatter from the liver or bowels may cause the increase in activity in the inferior wall in clinical study. In conclusion, transmission scan is one of the useful methods for the attenuation correction. Scatter correction, however, is also necessary to make an accurate attenuation corrected images.

**Key words:** Thallium-201 myocardial SPECT, Transmission tomography, Coronary artery disease, Attenuation correction.