

《ノート》

SPECT による心筋局所 RI 濃度変化の定量性の検討

—試作ファントムによる Tl-201 と Tc-99m との比較—

Phantom Study to Evaluate Quantitative Changes in Myocardial Radioisotope
Concentration for Single Photon Emission Computed Tomography
—Comparison between Tl-201 and Tc-99m—上野 孝志* 岡部 昭文** 北畑 佳紀* 田中 健***
長谷川光男* 加藤 和三***Takashi UENO*, Akifumi OKABE**, Yoshiki KITABATA*,
Takeshi TANAKA***, Mitsuo HASEGAWA* and Kazuzo KATO***

*Department of Radiology, Cardiovascular Institute

**Department of Cardiology, Hitachi General Hospital

***Department of Cardiology, Cardiovascular Institute

I. はじめに

近年、回転型ガンマカメラによる single photon emission computed tomography (SPECT) が Tl-201 心筋シンチグラフィに応用され、虚血性心疾患等の診断に重要な役割を果たしている。その有用性は従来の Planar image や 7 ピンホールコリメータによる断層法に比べ、欠損描出能が優れていることが報告されている^{1~4)}。しかし、positron emission tomography (PET) に比し SPECT の場合、定量的評価には問題があるとされている⁵⁾。心筋 SPECT の定量性を評価する場合、人体に近似した構造のファントムが必要であるが、市販されているファントムの中にはこの目的に適した構造のものはない。そこで、心筋局所 RI 濃度変化に対する相対的な定量性(以下定量性という)を検

討する目的で、人体に近似したファントムを試作した。このファントムを用いて人体に近い吸収体や散乱体およびバックグラウンドがある状態で心筋 SPECT の定量性を検討した。

また近年 Tc-99m-t-butyl-isonitrile (TBI) や Tc-99m-methoxy-isobutyl-isonitrile (MIBI) 等の心筋製剤も開発され^{6~9)}、画質の向上と同時に定量性の向上も期待されている。そこで今回の研究では、Tc-99m と従来より心筋製剤として広く利用されている Tl-201 の 2 核種について比較検討した。

II. 試作した SPECT 用ファントム

このファントムは Fig. 1 に示すごとく、胸郭ファントムと左心室心筋ファントム(以下心筋ファントム)に大別され、胸郭ファントムは右心室を含む縦隔部分、左右の肺野部分・胸部周囲、骨挿入部分、心筋ファントム挿入部分の 6 つに区切られた部位からなっている。胸郭の大きさは長径 31 cm, 短径 23 cm の隋円体で、外側は 5 mm 厚の亚克力で仕切っている。また各部位の仕切り

* 心臓血管研究所付属病院放射線部

** 日立総合病院循環器内科

*** 心臓血管研究所付属病院循環器内科

受付: 元年 5 月 10 日

最終稿受付: 元年 8 月 22 日

別刷請求先: 東京都港区六本木 7-3-10 (☎ 106)

心臓血管研究所付属病院放射線部

上野 孝志

Key words: Phantom study, Tl-201 and Tc-99m myocardial scan, SPECT, Quantitation, Scatter correction.

は 3 mm 厚の亚克力を使用している。心筋ファントムは直径 9.5 cm, 心筋部厚は 1.8 cm 心筋部分の 1/8 を区切り欠損を作ることができる。欠損の大きさは外周 3.0 cm, 内周 1.8 cm で、その位置を移動できるようになっている。骨挿入部分には MIX-DP に炭酸カルシウムを付加した物質を直径 4 cm, 高さ 3 cm の円柱状にし、積み重ねて挿入した (Fig. 2)。左右の肺野部分には、肺組織に近い線吸収係数をもつ木粉を挿入した。このファントムを X 線 CT (横河メディカル社製 CT-9000) にて撮像し、各部の CT 値を求めると肺野で -780, 心・縦隔部は +5, 骨部は +1,400 であ

った。心・縦隔部は水のため血液に比べ低い数値を示すが、肺と骨は人体で得られた値に近い数値を示している (Fig. 3)。

III. 方 法

1) 使用装置

使用装置はシーメンス社製回転型 γ -カメラ

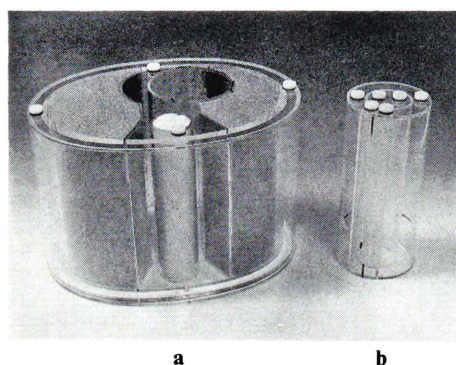
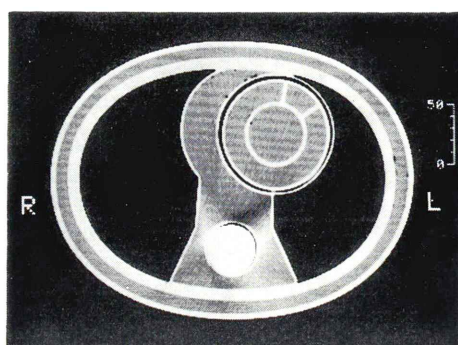


Fig. 1 Picture of the SPECT phantom.

- a: chest phantom consists of three parts; lung, vertebral bone and left ventricle.
b: myocardial phantom to be placed in the part of left ventricle of chest phantom.



CT number

	Heart	Lung	Vertebra
Clinical data	29.8 ± 5.7	-813 ± 20.8	1165 ± 111.5
Phantom data	5	-780	1400

*Clinical data (n=10)

Fig. 3 A computed tomography (X-CT) of the chest and myocardial phantom. The CT numbers of each part is compared with CT numbers obtained from 10 patients.

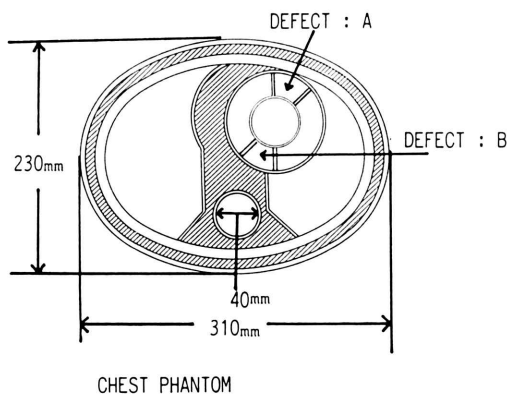
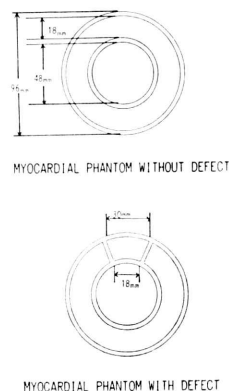


Fig. 2 Schematic illustration of a transaxial section of the chest and myocardial phantoms.



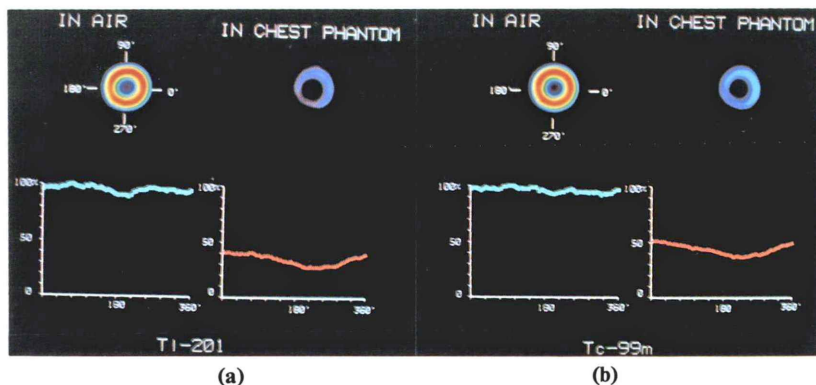


Fig. 4 SPECT images of the myocardial phantom without defects placed in the air and in the chest phantom.

Effect of gamma ray absorption by the organs surrounding the myocardium is shown by the difference of circumferential profile curves. The myocardial phantom is filled with $^{201}\text{TlCl}$ (a) or $^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$ (b).

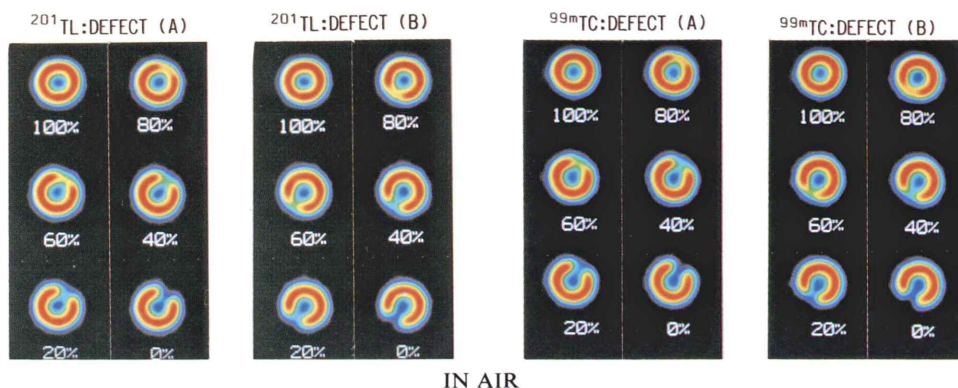


Fig. 5 SPECT images of the myocardial phantom filled with $^{201}\text{TlCl}$ and $^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$ taken in the air (IA). A focal defect in the anterior wall near the surface of the thorax (defect A) and set in the posterior wall deep in the thorax (defect B) is filled with 80, 60, 40, 20 and 0% in concentration of $^{201}\text{TlCl}$ and $^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$ in the rest of the phantom.

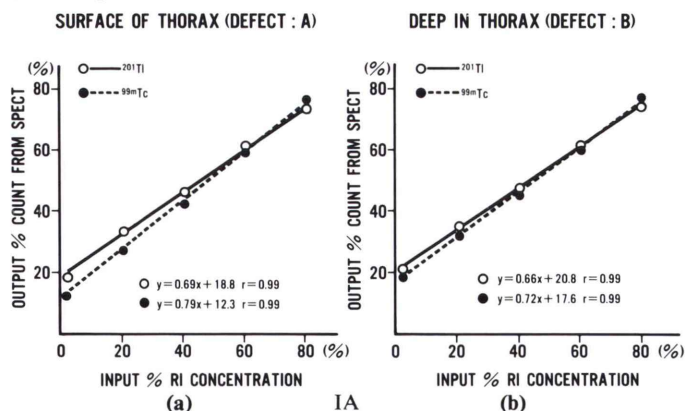
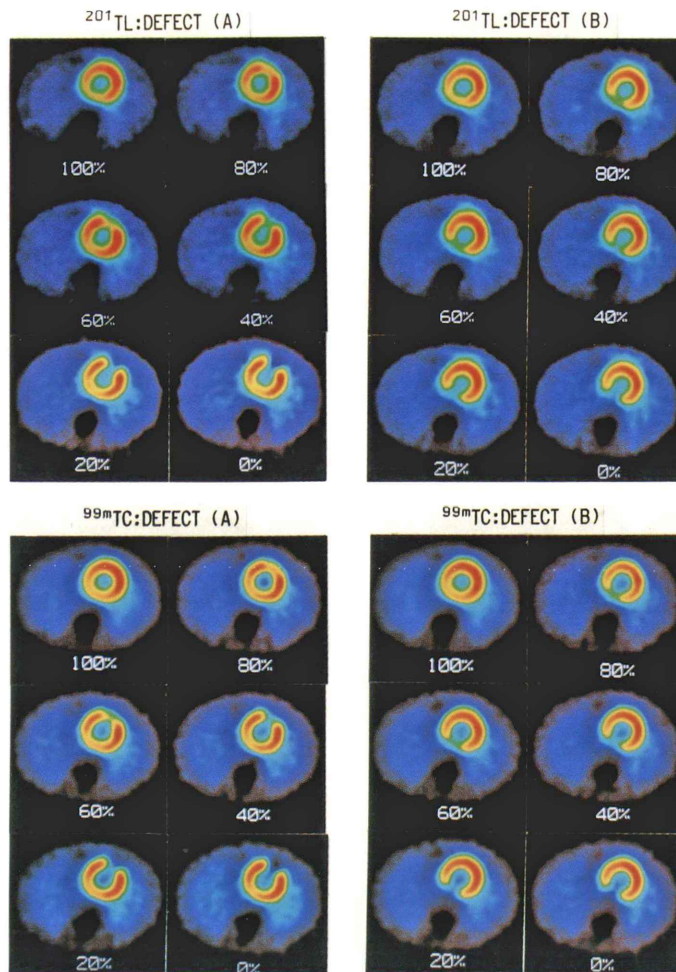


Fig. 6 Count ratios of defect/normal myocardium measured on the SPECT images (output % count) are corrected to the ratios of radioisotope concentration in defect/normal myocardium (input % RI concentration). Linear regression equations were analyzed for the evaluation of adequacy of quantification.



IN CHEST PHANTOM

Fig. 7 SPECT images of the myocardial phantom set in the chest phantom (IP) with a focal defect in the anterior wall (defect A) and posterior wall (defect B).

ZLC-75 と島津製作所製データ処理システム、シンチパック2400を使用した。基礎データとして、水を満たした直径 20 cm の円筒ファントムの中に、その中心と中心より 4 cm および 8 cm 離れた位置に線源をはり、回転半径を 25 cm として、SPECT での空間分解能 (FWHM) を測定した。その結果、空間分解能は中心より 0 cm, 4 cm, 8 cm のところで Tc-99m の場合 15.2 mm, 14.3 mm, 13.0 mm, また Tl-201 の場合それぞれ 17.6

mm, 14.7 mm, 13.2 mmであった。また, sinogram 法により求めた回転中心軸のズレは shifted pixel 0 であった。

2) 測定方法および画像処理法

ファントム中心を γ -カメラ中心に一致させ、回転半径を 32 cm とし、1 ステップ 5° で 360° 回転し、72方向よりデータ収集を行った。心筋部の RI 濃度は Tl-201 の場合 185 kBq/ml ($5 \mu\text{Ci/ml}$) とし、バックグラウンドを設定する場合は、肺野・

縦隔部・胸部周囲・心内腔に 18.5~25.9 kBq/ml (0.5~0.7 μ Ci/ml) の RI を注入し、心筋対バックグラウンド比を 10.0:1.0~1.4 に設定した。なお肺野のバックグラウンドは、左右合計 6,000 ml の木粉に 500 ml の RI 水溶液を噴霧器により攪拌しながら均等にまぜて作成した。Tc-99m の場合はそれぞれ Tl-201 の 2 倍の RI 濃度とし、各撮影時間の差による減衰はデータ収集時間で補正した。画像再構成前処理は 9 点スムージングを 1 回を行い、画像再構成は Shepp & Logan のフィルターを用いた重畳積分法にて行った。今回は、局所 RI 濃度変化の相対的な評価を行ったので、吸収補正は行っていない。また、projection data に対して Tc-99m の平板線源による均一性補正を行った。

IV. 結 果

1) 吸収の影響

肺野に水溶液を含んだ木粉を、また縦隔部・胸部周囲に水を入れた胸郭ファントムに、心筋部に RI 水溶液、心内腔に水を入れた欠損のない心筋ファントムを入れて (in phantom: IP) 撮影した。一方、心筋ファントムを胸郭ファントムより取り出して (in air: IA) 同一収集条件でデータ収集し再構成した画像を得て、心筋を囲む組織による γ 線吸収の SPECT 像に与える影響を検討した。それぞれの得られた画像より、Circumferential Profile Curve を作成しカウントを比較した。心筋ファントムを胸郭ファントムより取り出した場合 (IA) のカウントを 100% とすると、胸郭ファントムにセットした場合 (IP) のカウントは、Tl-201 で平均 46.4%、最小 29.2% であり、平均 63.6%、最大 70.8% の吸収があった (Fig. 4-a)。Tc-99m では平均 54.0%、最大 61.2% の吸収があった (Fig. 4-b)。

2) 局所 RI 濃度変化に対する定量性

欠損のない心筋ファントムに 185 kBq/ml (5 μ Ci/ml) の RI 水溶液を満たして基準値とし、欠損を有する心筋ファントムの欠損部にその 80%、60%、40%、20%、0% 濃度の RI を注入し、欠損

を前壁部 (胸部表面: 欠損 A) または後壁部 (胸部深部: 欠損 B) に設定 (Fig. 2) して、それぞれ SPECT 像を撮影した (Figs. 5, 7)。欠損部に注入した放射能の基準値に対する相対濃度 (input % 濃度) と SPECT イメージ上の欠損部のカウントの同じ位置における正常部のカウントに対する百分率 (output % カウント) とを対応させてグラフ表示した (Figs. 6, 8)。Tl-201、Tc-99m 2 種類の RI について IA と胸郭ファントムにバックグラウンドを設定した場合の IP で撮影した結果より、input % 濃度と output % カウントの回帰直線の勾配と Y 切片を求めて定量性の良否の指標とした。すなわち Y 切片が 0 に近く、勾配が 1 に近いほど良い定量性が得られると判定した。

まず、胸壁表面に欠損を設定 (欠損 A) し、欠損のない場合の心筋ファントムと同様に IA で撮影した場合 (Fig. 5) のグラフを Fig. 6-a に示す。心筋ファントムに Tl-201 を満たした場合の回帰直線は $y=0.69x+18.8$ であるのに対し、Tc-99m では $y=0.79x+12.3$ となり、Tc-99m の方が勾配が大きく Y 切片が小さいので、定量性が Tl-201 より優れていることがわかる。欠損を左室後壁、すなわち胸部深部 (欠損 B) に設定した場合のグラフ (Fig. 6-b) より求めた回帰直線から判断すると、欠損部放射能濃度変化の定量性は欠損 A に比しやや悪くなる。

次に、心筋ファントムを胸郭ファントム内に置いた場合、すなわち IP での撮影 (Fig. 7) では欠損 B の定量性が著しく悪くなる (Fig. 8-b)。また Tl-201 と Tc-99m との差も大きい。一方、欠損 A の定量性は IA での撮影とそれほど大きな差がない (Fig. 8-a)。欠損 A と B、Tl-201 と Tc-99m、IA と IP の各組み合わせでの回帰直線の勾配と Y 切片を Table 1 にまとめた。IA より IP、欠損 A より欠損 B、Tc-99m より Tl-201 の方が定量性が悪いことがわかる。

3) 散乱線の影響

前述のファントムを使用し、Jaszczak らの方法¹⁰⁾を参考にして散乱線補正を行い、定量性が改善されるかどうか検討した。Tc-99m の場合は

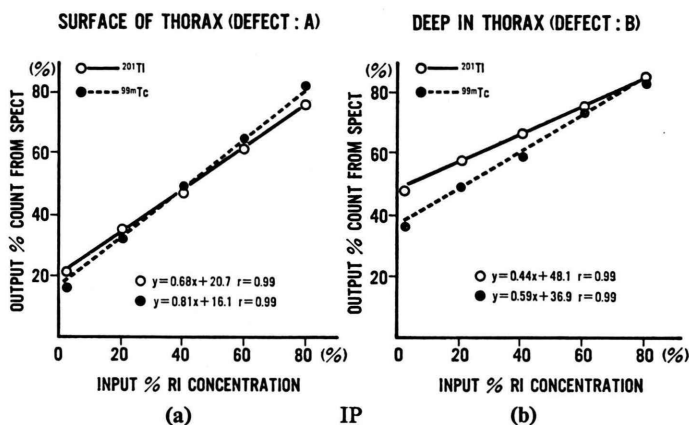


Fig. 8 Linear regression equations obtained by SPECT taken with the myocardial phantom set in the chest phantom (IP).

Table 1 Slopes and Y-intercepts of linear regression equations obtained in various combinations of radionuclides, position of defects, phantom positions and scatter subtraction are summarized

Defect		IA method		IP method		with scattered subtraction	
		Slope	Y-intercept	Slope	Y-intercept	Slope	Y-intercept
201Tl	A	0.69	18.8	0.68	20.7	0.74	12.3
	B	0.66	20.8	0.44	48.0	0.45	45.0
99mTc	A	0.79	12.3	0.81	16.1	0.86	5.9
	B	0.72	17.6	0.59	36.9	0.67	24.0

アナライザー 1 (126~154 keV) でフォトピーク画像を, アナライザー 2 (97~119 keV) でコンプトン散乱線画像を同時に撮影し, Tl-201 の場合は同様に, アナライザー 1 (73~77 keV) でフォトピーク画像を, アナライザー 2 (51~61 keV) でコンプトン散乱線画像を同時に撮影した. フォトピーク画像からコンプトン散乱線画像の 1/2 を減算したサブトラクション画像を作成し, 散乱線補正画像とした. 得られた結果の評価は IV. 2) と同様な方法で行った. Tc-99m の場合の結果を Fig. 9 に示す. 散乱線補正をしない場合に比べ欠損 A, 欠損 B とともに傾きは 0.81 から 0.86, 0.59 から 0.67 へ, ま

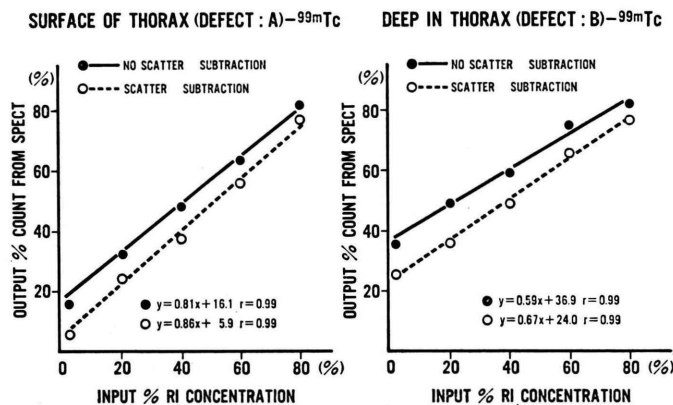


Fig. 9 Effect of scatter subtraction on the quantification of defects filled with $^{99m}\text{TcO}_4^-$.

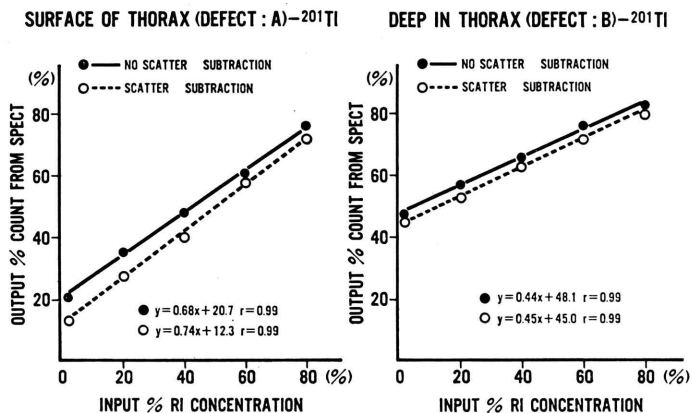


Fig. 10 Effect of scatter subtraction on the quantification of defects filled with $^{201}\text{TlCl}$.

た Y 切片は 16.1 から 5.9, 36.9 から 24.0 へ改善された. TI-201 の場合 (Fig. 10) も同様に傾きは 0.68 から 0.74, 0.44 から 0.45 へ, また Y 切片も 20.7 から 12.3 へ, 48.1 から 45.0 へ改善された. 散乱線補正の効果を Table 1 にまとめて示す.

V. 考 察

人体における γ 線の吸収は, γ 線の種類や組織の厚さにより異なるが, まず肺野の場合は厚さが 30 cm の時, Tc-99m で約 60%, TI-201 で約 70% である. 水(血液・軟部組織)の場合は, 5 cm の厚さで Tc-99m が約 52%, TI-201 が約 59% であり, さらに骨の場合は, 4 cm の厚さで Tc-99m が約 70%, TI-201 が約 78% と言われている¹¹⁾. 人体胸部ではこれらが複雑に関係し, また個人差もあるので一概には言えないが, 今回試作したファントムによる SPECT での実験では, TI-201 の場合最大で 70.8%, Tc-99m の場合最大で 61.2% となり, 特に TI-201 より Tc-99m の方が吸収の影響が少ないことが示された. しかし今回の実験でも明らかなように, RI 濃度の絶対値を求めるという SPECT での定量性を追及するためには, 吸収補正は不可欠であろう. また, 定量性については Chang らが Alderson の腹部ファントムを利用し, TI-201 を用いて 180° スキャンによる類似の実験を行い, 出力%濃度は Y 軸上約 30% のところを横切ると報告した¹²⁾. また, 大嶽らは TI-201 で

濃度を変えた場合, 100%, 75%, 50%, 25%, 0% の 5 段階を十分識別可能であると報告した¹³⁾. 今回の実験では, ファントムの形状や方法は異なるが吸収体や散乱体がない場合, 入力%濃度に対する出力%カウン트의回帰直線の勾配も 45° に近く Y 切片も比較的 0 に近いが, この場合でも入力%濃度 0 に対し, 出力%カウン트가 10 数%存在する. これは, ファントム自身からの散乱と画像再構成アルゴリズムに起因するものが大きいのではないかと考える. 次に吸収体・散乱体・バックグラウンドが存在した場合, 欠損 A の位置での定量性は, これらが存在しない場合に比べ同程度であるが, 欠損 B の位置では定量性は悪くなる. すなわち, 実際の心筋 SPECT 検査では, 前壁および側壁に関しては信頼できるデータが得られていると考えられるが, 下・後壁から中隔については定量性は悪く, 読影においては十分な注意が必要であることを示している. SPECT における散乱線補正に関しては種々の報告がある^{10,14-16)}. Jaszcak らはフォトピーク画像とコンプトン散乱線画像を Dual Energy Data 収集モードを用いてそれらを同時に求め, フォトピーク画像に対する散乱成分は, コンプトン散乱線画像の 1/2 であるとして, フォトピーク画像よりサブトラクションする方法を提唱している¹⁰⁾. Jaszcak らの方法で散乱線補正をした場合, いずれも定量性は改善されるが, 入力%濃度 0 に対し出力%カウン트는 0 にならない

い。これは定量性を悪くしている原因が、散乱線の影響のみではなく、前述したように画像再構成アルゴリズムによるものと、欠損 A より γ -カメラから離れた欠損 B の方が定量性が悪く、改善する割合も少ないことから、空間分解能の影響が大きいのではないかと考える。また、Jaszczak らの場合は単純な円型モデルを用い Tc-99m で行っている。今回使用したファントムは、形状もより人体に近く複雑で、大きさも異なり、なおかつ Tc-99m と Tl-201 両方で行っているの、単純に Dual Energy Data 収集モードによって得られたコンプトン散乱線画像の 1/2 を散乱成分とするのは適当でないのかもしれない。一方、Tl-201 と Tc-99m との比較では、いずれの場合も Tc-99m の方が定量性は優れている。しかし以上の実験結果からは、Tl-201 心筋 SPECT における欠点をすべて解決できるとは考えられず、物理的な特性からのみ判断すれば、Tc-99m の心筋製剤は Tl-201 に比べ大量投与が可能となり、SPECT の短時間撮影、あるいは Gated 心筋 SPECT の可能性などの利点があるのではないかと考えられる。

VI. 結 語

- 1) 心筋 SPECT における定量性を正確に評価できるファントムを試作した。
- 2) 心筋 SPECT における吸収の影響は、試作ファントムによる今回の実験では、Tl-201 で最大 70.8%、Tc-99m で最大 61.2% であり、Tl-201 よりも Tc-99m の方が吸収の影響は少なかった。
- 3) 局所 RI 濃度変化に対する定量性については Tc-99m の方が Tl-201 よりも優れていた。特に欠損 A では、欠損 B に比べ定量性は良かった。また吸収体・散乱体やバックグラウンドがある場合、定量性は悪くなり、欠損 B でその傾向は大であった。
- 4) 散乱線補正を行うと、定量性はある程度改善されるが、十分とは言えない。これは画像再構成上のアルゴリズムによるところもあるが、特に装置の空間分解能によるところが大きいと考えられた。

謝辞：最後にファントム作成にあたってご指導いただきました立命館大学教授の安斎育郎先生、群馬大学医学部核医学教室教授の佐々木康人先生に深謝するとともに、ファントムを作製していただきました三和化成工業株式会社に感謝いたします。

文 献

- 1) Tamaki N, Mukai T, Ishii Y, et al: Clinical evaluation of thallium-201 emission myocardial tomography using a rotating gamma camera: comparison with seven-pinhole tomography. *J Nucl Med* 22: 849-855, 1981
- 2) 玉木長良, 向井孝夫, 石井 靖, 他: 回転型ガンマカメラによる Tl-201 心筋断層像: 特に 7 ピンホールコリメータによる断層法との比較検討 (第 1 報) 基礎的検討. *核医学* 18: 793-799, 1981
- 3) 玉木長良, 向井孝夫, 石井 靖, 他: 回転型ガンマカメラによる Tl-201 心筋断層像 (第 2 報) 臨床的検討. *核医学* 18: 801-808, 1981
- 4) 植原敏男, 西村恒彦, 林田孝平, 他: Tl-201 心筋断層シンチグラフィ (SPECT) の有用性と問題点. *映像情報 (M)* 18: 1025-1033, 1986
- 5) 向井孝夫: SPECT の定量性向上に関する研究の現状. *映像情報 (M)* 18: 1034-1039, 1986
- 6) Holman BL, Campbell CA, James JL, et al: Effect of Reperfusion and Hyperemia on the Myocardial Distribution of Technetium-99m t-Butylisnitrile. *J Nucl Med* 27: 1172-1177, 1986
- 7) Maublant JC, Gachon P, Moins N: Hexakis (2-Methoxy Isobutylisnitrile) Technetium-99m and Thallium-201 Chloride: Uptake and Release in Cultured Myocardial Cells. *J Nucl Med* 29: 48-54, 1988
- 8) Okada RD, Glover D, Gaffney T: Myocardial Kinetics of technetium-99m-hexakis-2-methoxy-2-methylpropyl-isnitrile. *Circulation* 77: 491-498, 1988
- 9) Taillefer R, Laflamme L, Dupras G, et al: Myocardial perfusion imaging with Tc-99m-methoxyisobutyl-isnitrile (MIBI): Comparison of short and long time intervals between rest and stress injections. *Eur J Nucl Med* 13: 515-522, 1988
- 10) Jaszczak RJ, Greer KL, Floyd CE, et al: Improved SPECT Quantification Using Compensation for Scattered Photons. *J Nucl Med* 25: 893-900, 1984
- 11) 外山比南子: SPECT の臨床, 第 1 版, 久田欣一, 金原出版, 東京, 1986, p. 9
- 12) Chang W, Henkin RE: Photon attenuation in Tl-201 myocardial SPECT and quantitation through an empirical correction. In *Emission Computed Tomography-Current Trends*. Esser PD, ed, New York Society of Nucl Med, 1983, pp. 123-133

- 13) 大嶽 達, 渡辺俊明, 小坂 昇, 他: Thallium-201 心筋 single photon emission computed tomography の定量性の検討. 核医学 **25**: 255-264, 1988
- 14) Beck JW, Jaszcak RJ, Coreman RE, et al: Analysis of SPECT including scatter and attenuation using sophisticated Monte Carlo modeling methods. IEEE Trans Nucl Sci **NS-29**: 506-511, 1982
- 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) Msaki P, Axelson B, Dahl CM, et al: Generalized Scatter Correction Method in SPECT Using Point Scatter Distribution Functions. J Nucl Med **28**: 1861-1869, 1987