《技術報告》

3検出器型装置による心筋ゲートSPECTの基礎的検討

杉岡　靖*　足立　至*　田渕耕次郎*　雑賀　良典*
辰　吉光*　中田　和伸*　難波隆一郎*　西垣　洋*
末吉　公三*　楢林　勇*　田本　重美**　大竹　義章***

要旨　心筋ゲートSPECTの基礎的検討のために健常者ならびに心筋シンチグラフィ上異常のなかった9例に3検出器型SPECT装置で ^{201}Tl心筋ゲートSPECTを施行した．撮像は64×64, 128×128マトリックス，8, 16, 32フレームと変化させて施行し64×64, 8フレームについては心筋の収縮期，拡張期に関心領域を設定し，心筋壁運動の指標としてpercent wall thickening (%WT)を算出した．他のマトリックス，フレーム数に比べ64×64, 8フレームで収集された画像は，投影データのカウント数も高く良好な画質で，心時相の変化もとらえられ，処理時間も30分程度であった．%WTは心尖部が65±29%ないし68±27%と高く，他の部位は37±17%から55±13%程度であった．有意差検定でも1%ないし5%以下の危険率で有意差を認めたことから，心筋ゲートSPECTでは心筋の各部位別に検討ないし定量化が必要と考えられた．これらの知見は ^{99m}Tc心筋製剤による心筋ゲートSPECT施行時の参考にもなると考えられる．

(核医学 30: 1111–1119, 1993)

I. 目　的

近年，^{99m}Tc標識された心筋血流イメージング製剤が開発[1~5,7]，使用されるようになり，心筋ゲートSPECTの試みも報告されるようになった[6]．しかし本邦では臨床応用に適した撮像方法，処理方法といった基礎的検討は十分には行われていない．そこで今回われわれは ^{201}Tlを使用し，臨床応用に適した30分程度の撮像時間，処理時間で可能な方法について，マトリックス，1心拍の分割数（フレーム数）の組み合わせを変えて検討したので報告する．

* 大阪医科大学放射線科
** 同　第一内科
*** 同　第三内科
受付：5年3月25日
最終稿受付：5年6月21日
別刷請求先：大阪府高槻市大学町2–7　(〒569)
大阪医科大学放射線医学教室
杉　岡　　靖

II. 対象および方法

1. 対　象 (Table 1)

健常ボランティア4名，および ^{201}Tl心筋シンチグラフィで異常を認めなかった5例の合計9例で，平均年齢40歳，男性7例，女性2例であった．

2. 方　法

使用装置は低エネルギー高分解能コリメータを装着した東芝社製3検出器型ガンマカメラGCA-9300，データ処理装置として従来から使用されているTosbac 16 bit中央演算処理装置(CPU)を有するGMS-550型と新しい高速かつ大容量処理が可能なSun microsystem Inc.のSpark 32 bit CPUを使用しているGMS-5500型である．安静時に ^{201}Tl 74 MBqを静注10分後，撮像時間が30分程度に収まるように1方向60秒，4°ステップ360°回転で90方向からデータ収集を施行した．この場合被検者の位置決めとステップ回転間の時

Presented by Medical*Online

Table 1　Case data and method in this study

Case No.	Age	Sex	Method (matrix, frame)			
1	35	M	128×128, 16	128×128, 8	64×64, 16	64×64, 8
2	31	M	128×128, 16	128×128, 8	64×64, 16	64×64, 8
3	20	M	64×64, 32	64×64, 16	64×64, 8	
4	20	M	64×64, 32	64×64, 16	64×64, 8	
5	40	F	64×64, 8			
6	47	M	64×64, 8			
7	55	F	64×64, 8			
8	57	M	64×64, 8			
9	52	M	64×64, 8			

Table 2　The counts per matrix of the projection data and processing

Matrix	Frame	Counts/Matrix of the projection data	Prefilter		Processing time
			cut off	frequency	
128×128	NG	35.3±10.0	BW	0.12	<30 minutes
128×128	16	1.7±1.4	BW	0.07	> 1 hour
128×128	8	3.0±1.8	BW	0.08	> 1 hour
64×64	32	2.8±1.8	BW	0.09	>30 minutes
64×64	16	6.9±3.0	BW	0.10	<30 minutes
64×64	8	14.9±5.4	BW	0.15	<30 minutes

NG: non gated　　BW: Butterworth filter

間もあり，全検査時間は40分程度であった．健常ボランティアでは，収集マトリックスおよびフレーム数を変化させて施行した．健常ボランティアのうち2例では128×128マトリックスで16フレーム，128×128マトリックスで8フレーム，64×64マトリックスで16フレーム，64×64マトリックスで8フレームの4種類で施行し，残り2例では，64×64マトリックスで32フレーム，64×64マトリックスで16フレーム，64×64マトリックスで8フレームの3種類で施行した．健常ボランティア以外の症例は64×64マトリックスで8フレームのみで施行した，なお40分間の検査時間はマトリックス数，フレーム数に関係なく同一とした．128×128マトリックスで8フレームと16フレームおよび64×64マトリックスで32フレームの投影データの心筋のカウント数は1マトリックスあたりそれぞれ1.7±1.4, 3.0±1.8, 2.8±1.8程度と少ないためButterworthフィルター15点加重，次数8，遮断周波数0.07〜0.09 cpp (cycles per pixel) とノイズ成分の少ない前処理を行った．他方64×64マトリックスで16フレーム，64×64マトリックスで8フレームは心筋のカウント数はそれぞれ6.9±3.0, 14.9±5.4あり Butterworthフィルター15点加重，次数8，遮断周波数0.10〜0.15 cpp (cycles per pixel) で前処理が可能であった (Table 2). Rampフィルターをかけ重畳積分法を使用し，短軸断層像，水平長軸断層像，垂直長軸断層像を再構成した．心電図同期で施行するので，収集時のフレーム数に応じて8〜32回繰り返して施行し，各心時相をすべて再構成した．なおスライス厚は128×128マトリックスで3.4 mm, 64×64マトリックスで6.8 mmであった．画像の評価は水平長軸断層像，垂直長軸断層像のカウント数の少ない拡張末期の画質，収縮期拡張期といった心時相変化の明瞭さについて複数の医師で肉眼的に検討した．再構成に要する時間が検査時間と同等の40分程度で可能か否か Spark 32 bit CPU 搭載の GMS-5500 で測定し

Presented by Medical*Online

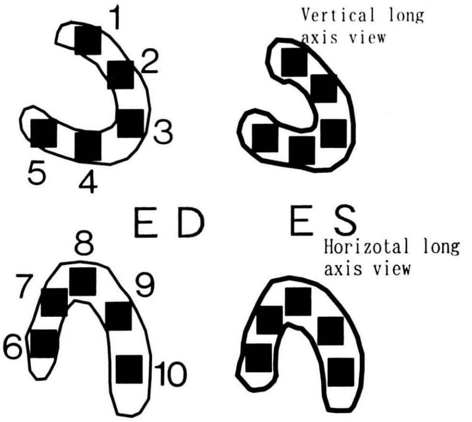

Fig. 1 Scheme of 5 rectangular ROIs set over the vertical and horizontal long axis view at end-diastolic (ED) and end-systolic (ES) phase. 1: basal anterior, 2: apical anterior, 3: apex, 4: apical inferior, 5: basal inferior, 6: basal septum, 7: apical septum, 8: apex, 9: apical lateral, 10: basal lateral

た．また 64×64 マトリックス，8 フレームで収集された水平長軸断層像，垂直長軸断層像の中央部最大断面の収縮末期 (ES)，拡張末期 (ED) 対して水平長軸断層像の中隔心基部，中隔中央部，心尖部，側壁中央部，側壁心基部の 5 箇所，垂直長軸断層像の前壁心基部，前壁中央部，心尖部，下壁中央部，下壁心基部の 5 箇所の合計 10 箇所に同じ大きさの ROI を設定した．この際に ROI サイズは心筋が薄くみられる拡張末期に決定し，全体に小さくかつ，厚くみられる収縮末期に位置が変わらないように配慮した (Fig. 1). %WT (percent wall thickening) を以下の式を用いて算出した．

$$\%WT = \frac{\text{ES counts} - \text{ED counts}}{\text{ED counts}} \times 100$$

得られた %WT に対して各部位別に paired student t test で有意差検定を行った．

III. 結　果

今回の検討ではいずれのマトリックス数，フレーム数を使用しても心筋の収縮期，拡張期を観察することができ，拡張末期では心尖部から前壁寄りにかけて集積が低く，収縮末期ではこれらの

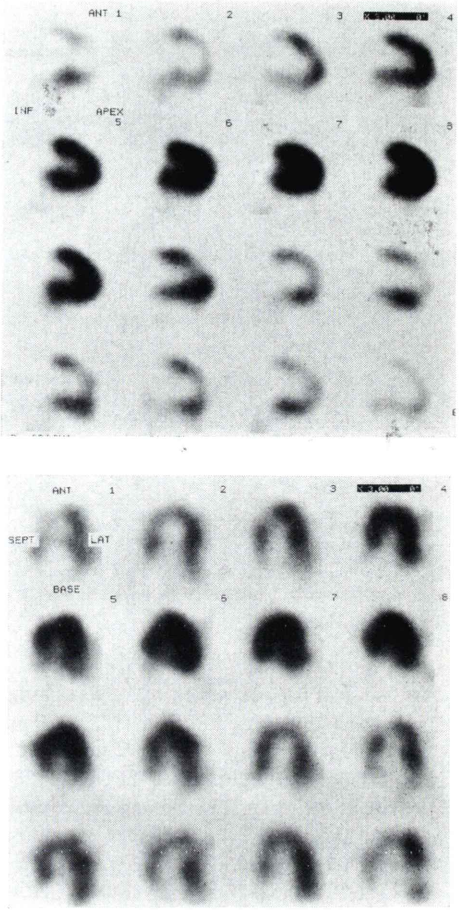

Fig. 2 Case 1: (Top) A series of vertical long axis slices of multi-gated SPECT (128×128 matrix, 16 frame). (Bottom) A series of horizontal long axis slices of multi-gated SPECT (128×128 matrix, 16 frame). The quality of these images is not good. And a decreased uptake of ^{201}Tl is observed in the anterior and apical region at diastolic phase.

部位を中心に集積増加が見られ内腔は消失しているように見られた．しかし異なるマトリックス数，フレーム数で撮像された症例を個々に画質の肉眼的検討と処理時間を検討したところ以下のような差異があった．

1. 心筋ゲート SPECT の画質の評価

128×128 マトリックス，16 フレーム心筋ゲート SPECT は投影データでの 1 マトリックス当た

Presented by Medical*Online

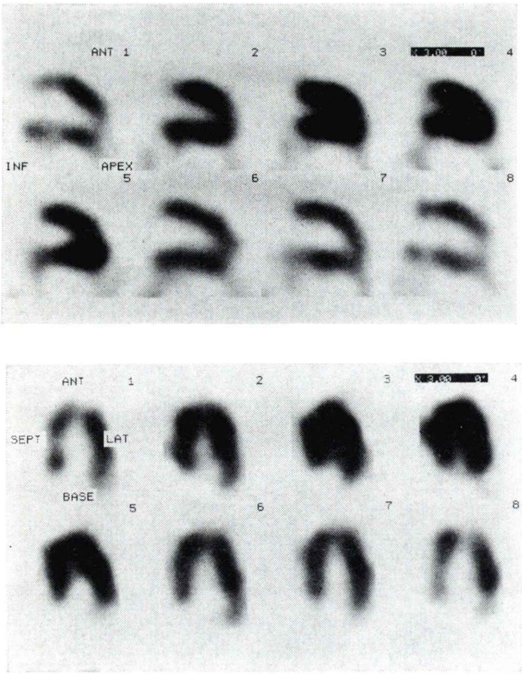

Fig. 3 Case 1: (Top) A series of vertical long axis slices of multi-gated SPECT (128×128 matrix, 8 frame). (Bottom) A series of horizontal long axis slices of multi-gated SPECT (128×128 matrix, 8 frame). These images quality is not good as same as those images of multi-gated SPECT (128×128 matrix, 16 frame).

りのカウント数が 1.7±1.4 と少ないので画質が悪く，特に前壁から心尖部に拡張末期で集積低下が見られ，処理時間も 1 時間以上を要した (case 1, Fig. 2). 128×128 マトリックス，8 フレーム心筋ゲート SPECT も 128×128 マトリックス，16 フレームと類似した画質であり，処理時間も 1 時間近く要した (case 1, Fig. 3). 64×64 マトリックス，32 フレーム心筋ゲート SPECT は心時相を今回最も細かく分割したものであるが，その拡張期の画質は良好とは言えず心尖部に欠損様の所見を呈し，処理時間も 30 分以上要した (case 3, Fig. 4). 64×64 マトリックス，16 フレーム心筋ゲート SPECT は画質は比較的良好であり，処理時間も 30 分程度であった (case 1, Fig. 5). 64×64 マトリックス，8 フレーム心筋ゲート SPECT は投影データでの 1 マトリックス当たりのカウント数が 14.9±5.4 と画質は良好であり，収縮期，拡張期といった心時相の変化も良好にとらえられ，処理時間も 30 分以内であった (case 1, Fig. 6). 通常の 128×128 マトリックス収集の SPECT (非ゲート SPECT) 像の水平長軸断層像，垂直長軸断層像では前壁や心尖部に欠損像はみられず，128×128 マトリックス収集の心筋ゲート SPECT 像の拡張末期の画像では読影の際に注意が必要と思われた (case 1, Fig. 7).

2. %WT について

以上から 64×64, 8 フレームで収集された 9 例を対象に %WT を求めたところ，水平長軸断層像の心尖部が平均 65% と他の部位が平均 40% から 49% 程度であるのに比べて高値であり，垂直長軸断層像でも心尖部が平均 68% と他の部位が平均 37% から 55% 程度であるのに比べて高値であった．各部位別の有意差検定を行ったところ，心尖部は他の部位に比べ 1% ないし 5% 以下の危険率で有意に高い値であった (Table 3, Fig. 8).

IV. 考案

心筋ゲート像の検討は planar 像でも行われていたが[8]，最近では SPECT 像のみならず PET 像 (positron emission tomography) での評価も行われている[12,13]. ^{99m}Tc-Methoxyisobutyl isonitrile (MIBI) 等が使用されるようになり，心筋ゲート SPECT の報告が多く見られ，その評価の指標として %WT のみならず位相解析による amplitude, phase の解析や，短軸断層像から再構成された polar map による評価も試みられている[9~11].

しかし心筋ゲート SPECT を日常の診療で使用していくための現実的な撮像時間，再構成の方法と時間および得られた画像の特徴などについては十分な検討はされていない．3 検出器型 SPECT 装置を使用した経験も少なく[15]，今後 ^{99m}Tc 心筋イメージング製剤，機器の普及とともに心筋ゲート SPECT が日常の診療で活用できるか否かを，今回は ^{201}Tl ではあるが検討した．心筋シンチグラフィでは 1 検出器型 SPECT 装置を使用すると

Presented by Medical*Online

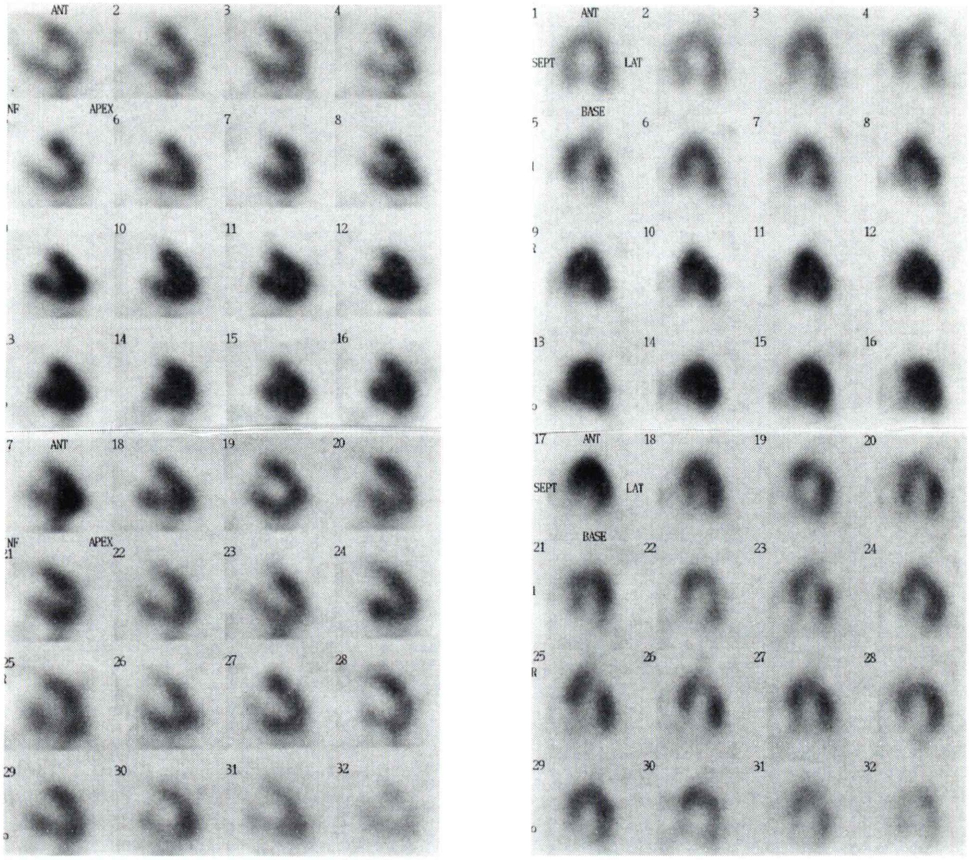

Fig. 4 Case 3: (Right column) A series of vertical long axis slices of multi-gated SPECT (64×64 matrix, 32 frame). (Left column) A series of horizontal long axis slices of multi-gated SPECT (64×64 matrix, 32 frame). A decreased uptake of ^{201}Tl is observed in the apical region at diastolic phase.

きは180°収集，多検出器型SPECT装置を使用するときは360°収集が一般的である．今回の検討でも1方向60秒，4°ステップ360°回転で90方向で収集したが，3検出器型SPECT装置であるため1検出器当たりでは120°(30方向)しか回転しないので40分程度で検査を終了することができ，被検者の時間的負担を軽減することができた．しかし今回の検討では得られた画像，処理時間にいくつかの問題点を見いだすことができた．投影データのカウント数が少ない例が多いため，GMS-5500では再構成時に最初フィルターテストで最適な画像が得られるように工夫が必要であった．128×128マトリックス収集の画像は精細な画像となるはずであるが，拡張末期に心尖部などに欠損がみられ，64×64マトリックスの心筋ゲートSPECTの方が良好なイメージであった．R-R分割数(フレーム数)は32フレームが心臓の拡張，収縮を良好にとらえることができるが，8フレーム(1フレーム，100ないし150 msec)であっても，心時相の変化を良好に観察できることが分かった．128×128マトリックス収集のデータは64×64マトリックス収集のデータに比べ4倍の処理時間が必要であり，またフレーム数が増えるに従い再構成の回数が増えるため処理時間がかかることになり，GMS-550型に比較し高速かつ大容量な処理が可能なGMS-5500型を使用しても

Presented by Medical*Online

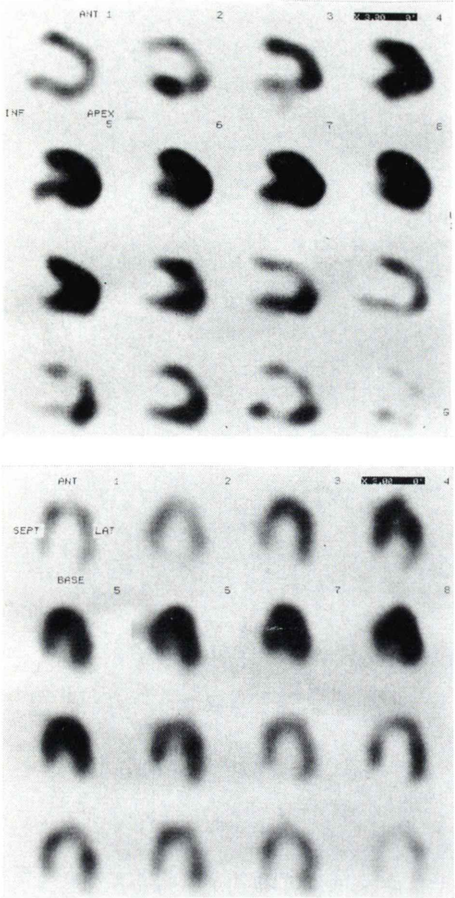

Fig. 5 Case 1: (Top) A series of vertical long axis slices of multi-gated SPECT (64×64 matrix, 16 frame). (Bottom) A series of horizontal long axis slices of multi-gated SPECT (64×64 matrix, 16 frame). A mild decreased uptake of ^{201}Tl is observed in the anterior region at diastolic phase.

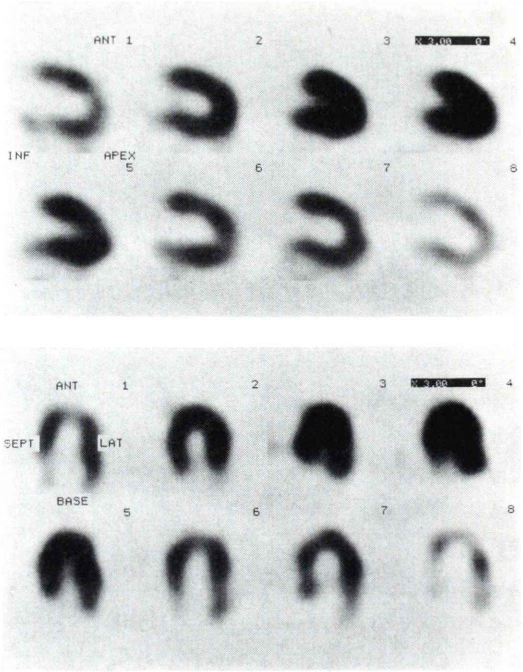

Fig. 6 Case 1: (Top) A series of vertical long axis slices of multi-gated SPECT (64×64 matrix, 8 frame). (Bottom) A series of horizontal long axis slices of multi-gated SPECT (64×64 matrix, 8 frame). The best quality of the images is acquired with this method. We can observe both systolic and diastolic images, although the images have only 8 frames.

1時間程度かかることがあった．このことから現在は64×64マトリックス，8フレームが実用的であった．

最近の報告では動物実験や心移植例での2方向シネ撮影のコンピュータ解析の検討で収縮期に心基部は反時間方向，心中央部から心尖部は時計方向に回転することが確認され[18,19]，またCine MRIのtaggingによる検討でも同様のことが知られている[14,16]．このことから同一断層面の心筋の心時相による変化をみても，必ずしも同じ心筋断層面を観察しえない可能性もある．今回は128×128マトリックスでスライス厚3.4mm，64×64マトリックスで6.8mmであったが，薄いスライスであれば部分容積効果を軽減できるが，心筋ゲートSPECTでは収縮期の回転を考慮してのスライス厚の設定が必要と思われた．さらに同一断面でも心筋の収縮末期は拡張末期に比べて明らかに内腔が小さく，心筋は厚く見られるため，%WTのような収縮末期と拡張末期の変化率を求める際には，拡張期に設定したROI内の心筋の移動を考慮し大きいROIが必要と考えられた．肉眼的に短軸断層像を評価したところ，水平長軸断層像や垂直長軸断層像に比べて，収縮期と拡張期でのROI設定の際に同一部位を判別することが困難であった．このため%WTは短軸断層像から算出

Presented by Medical*Online

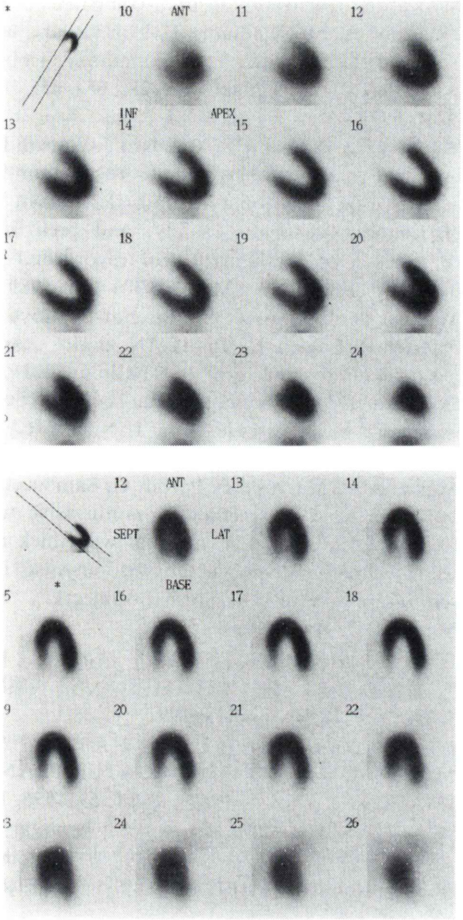

Fig. 7 Case 1: A series of vertical long axis slices of conventional SPECT (128×128 matrix, non gated). (Bottom) A series of horizontal long axis slices of conventional SPECT (128×128 matrix, non gated). There was no perfusion defect in these images.

されている検討もあるが，今回は水平長軸断層像や垂直長軸断層像から %WT を求めた．心筋ゲートSPECTの正常例での %WT は心尖部では平均65% ないし 68% と他の部位に比べて有意に高値であった．このことは臨床例での検討においても部位別に調べるなどの工夫が必要と考えられた．このような検討は ^{99m}Tc-MIBI でも見られ，心尖部が平均 61% と高値で他の部位が 38〜46% と報告されており，その結果と類似していた[20]．臨床例では %WT よりも収縮期，拡張期のそれぞれの

Table 3 Percent wall thickening (%WT) in 9 cases

	Segment	%WT M	%WT SD
Horizontal Long Axis View	Basal Septum	48	15
	Apical Septum	48	19
	Apex	65	29
	Apical Lateral	49	22
	Basal Lateral	40	15
Vertical Long Axis View	Basal Anterior	37	17
	Apical Anterior	49	21
	Apex	68	27
	Apical Inferior	55	13
	Basal Inferior	41	14

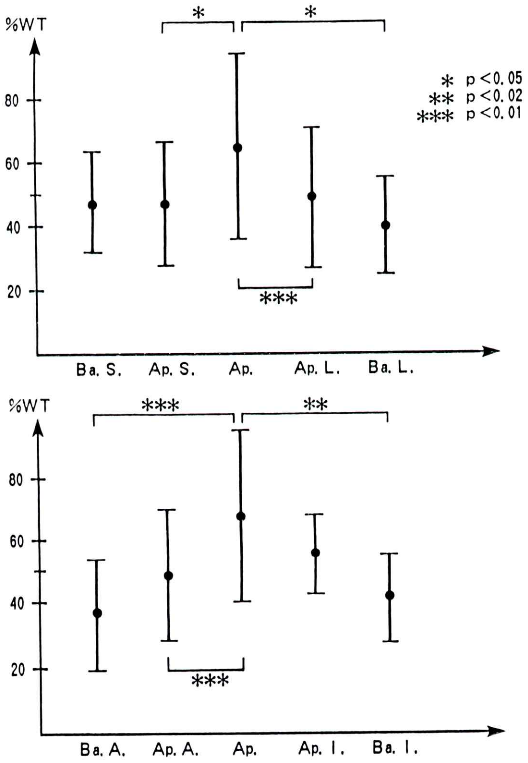

Fig. 8 The mean and standard deviation of segmental %WT in the horizontal long axis (upper) and vertical long axis slices (lower). Ba.S.: basal septum, Ap.S.: apical septum, Ap.: apex, Ap.L.: apical lateral, Ba.L.: basal lateral, Ba.A.: basal anterior, Ap.A.: apical anterior, Ap.: apex, Ap.I.: apical inferior, Ba.I.: basal inferior

Presented by Medical*Online

心時相で個々に評価した方が虚血巣，心筋梗塞巣の部位の検討では望ましいとの報告も見られる[17]．しかし今回の検討で正常例でも%WTは部位別に値が違うので，より多数例で部位別に基礎的検討を行っていけば，心筋ゲートSPECTで求めることができる%WTの有用性も明らかになるものと期待される．これらのことは今後^{99m}Tc心筋製剤による心筋ゲートSPECTを施行する際の参考になるものと考えられる．

V. 結　語

1) ^{201}Tl心筋シンチグラフィに3検出器型SPECT装置を使用し日常の診療に即した心筋ゲートSPECTの可能性を検討した．

2) 64×64マトリックス，8フレームで収集された画像は，良好な画質で，心時相の変化もとらえられた．

3) %WTは心尖部が他の部位に比較し有意に高値であったことから，心筋ゲートSPECTでは心筋の各部位別に検討ないし定量化が必要と考えられた．

今回は^{201}Tlにおいて心筋ゲートSPECTを施行したが，^{99m}Tc心筋製剤などの臨床応用での心筋ゲートSPECT施行時の参考になるものと考えられる．

本論文の要旨は，第32回日本核医学会総会(横浜，平成4年)，第52回日本医学放射線学会学術発表会(横浜，平成5年)において発表した．

文　献

1) Holman BL, Jones AG, Lister James JL, Davison A, Abrams MJ, Kirshenbaum JM, et al: A new Tc-99m-labeled myocardial imaging agent hexakis (t-butyl isonitrile)-technetium (I) (^{99m}Tc-TBI): Initial experience in the human. J Nucl Med **25**: 1350–1355, 1984
2) Gerundini P, Savi A, Gilardi MC, Margonato A, Vicedomini G, Zecca L, et al: Evaluation in dog and humans of three potential Technetium-99m myocardial perfusion agents. J Nucl Med **27**: 409–416, 1986
3) Dupras G, Taillefer R, Aresenault A, Boucher P: Myocardial perfusion agents: compared biodistribution of 201-Thallium, Tc-99m-tertiary butyl isonitrile (TBI) and Tc-99m-methoxy isobutyl isonitrile (MIBI). J Nucl Med **28**: 654–655, 1987 (abstract)
4) Wackers FJ, Berman DS, Maddahi J, Watson DD, Beller GA, Strauss HW, et al: Technetium-99m hexakis 2-methoxyisobutyl isonitirile: human biodistribution, dosimetry, safety, and preliminary comparison to thallium-201 for myocardial perfusion imaging. J Nucl Med **30**: 301–311, 1989
5) Maisey MN, Lowry A, Bischof-Delaloye A, Fridrich R, Lngiese E, Khalil MN, et al: European multi-center comparison of thallium 201 and technetium 99m methoxyisobutyl isonitrile in ischaemic heart disease. Eur J Nucl Med **16**: 869–872, 1990
6) Marcassa C, Marzullo P, Parodi O, Sambuceti G, L'Abbate A: A new method for noninvasive quantitation of segmental myocardial wall thickening using technetium-99m 2-methoxy-isobutyl-isonitrile scintigraphy results in normal subjects. J Nucl Med **31**: 173–177, 1990
7) 久保敦司，中村佳代子，三宮敏和，清水正三，橋本省三，岩永史郎，他：^{99m}Tc-MIBIの第1相臨床試験．核医学 **28**: 1133–1142, 1991
8) 汲田伸一郎，西村恒彦，植原敏勇，下永田剛：^{99m}Tc-MIBIを用いた心機能評価——GATED PLANAR IMAGEによる検討——．核医学 **28**: 591–596, 1991
9) 今井嘉門，西尾裕香里，荒木康史，小沢友紀雄，八杉忠男，鎌田力三郎，他：心拍同期^{99m}Tc-methoxy isobutyl isonitrile (MIBI) 画像の特性．核医学 **29**: 695–698, 1992
10) Larock MP, Cantineau R, Legrand V, Kulbertus H, Rigo P: ^{99m}Tc-MIBI (RP-30) to define the extent of myocardial ischemia and evaluate ventricular function. Eur J Nucl Med **16**: 223–230, 1990
11) Takeda T, Toyama H, Ishikawa N, Satoh M, Masuoka T, Ajisaka R, et al: Quantitative phase analysis of myocardial wall thickening by technetium-99m 2-methoxy-isobutyl-isonitrile SPECT. Ann Nucl Med **6**: 69–78, 1992
12) Yamashita K, Tamaki N, Yonekura Y, Ohtani H, Magata Y, Nohara R, et al: Regional wall thickening of left ventricle evaluated by gated positron emission tomography in relation to myocardial perfusion and glucose metabolism. J Nucl Med **32**: 679–685, 1991
13) Yamashita K, Tamaki N, Yonekura Y, Ohtani H, Saji H, Mukai T, et al: Quantitative analysis of regional wall motion by gated positron tomography: validation and comparison with left ventriculography. J Nucl Med **30**: 1775–1786, 1989

Presented by Medical*Online

14) Gelbelg HJ, Brundage BH, Glanz S, Parmley WW: Quantitative left ventricular wall motion analysis: A comparison of area, chord and radial methods. Circulation **59**: 991–1000, 1979
15) 中嶋憲一, 滝 淳一, 久田欣一, 松平正道, 分校久志, 市原 隆, 他：3 検出器型装置による高分解能・高感度 SPECT：心筋イメージングへの応用. 核医学 **27**: 493–497, 1990
16) Buchalter MB, Wess JL, Rogers WJ, Zerhouni EA, Weisfeldt ML: Noninvasive quantification of left ventricular rotational deformation in normal humans using magnetic resonance imaging myocardial tagging. Circulation **81**: 1236–1244, 1990
17) 岡山憲一, 倉田千弘, 俵原 敬, 田口貴久, 青島重幸, 小林 明, 他：陳旧性心筋梗塞における ^{99m}Tc-methoxy-isobutyl-isonitrile (MIBI) による心電図同期心筋 SPECT の有用性とその限界. 核医学 **29**: 1331–1339, 1992
18) Beyar R, Yin FC, Hausknecht M, Weisfeldt ML, Kass DA: Dependence of left ventricular twist radial shortening relationship on cardiac cycle phase. Am J Physiol **257**: H1119–1126, 1989
19) Yun KL, Niczyporuk MA, Daughters GT, Ingels Jr NB, Stinson EB, Alderman EL: Alteration in left ventricular diastoric twist mechanics during acute human cardiac allograft rejection. Circulation **83**: 962–973, 1991
20) Cooke CD, Garia EV, Folks RD, Ziffer JA: Myocardial thickening and phase analysis from Tc-99m sestaMIBI multiple gated SPECT. J Nucl Med **33**: 926–927, 1992

Summary

A Basic Study of Multi-Gated Single Photon Emission Computed Tomography with Thallium-201

Yasushi SUGIOKA*, Itaru ADACHI*, Kojiro TABUCHI*, Yoshinori SAIKA*, Yoshimitsu TATSU*, Yasunobu NAKATA*, Ryuichiro NAMBA*, Hiroshi NISHIGAKI*, Kozo SUEYOSHI*, Isamu NARABAYASHI*, Shigemi TAMOTO** and Yoshiaki OHTAKE***

**First Department of Radiology*, ***First Department of Internal Medicine*, ****Third Department of Internal Medicine*, *Osaka Medical College*

A Multi-gated SPECT was acquired commonly in 64×64 matrix and 8 frames per cardiac cycle (64×64/8F). But it was not established that 64×64 matrix and 8 frames per cardiac cycle were the most suitable in multi-gated SPECT. Five normal volunteers were examined multi-geted ^{201}Tl SPECT with 5 acquisition modes of 128×128 matrix/16 frames, 128×128/8F, 64×64/32F, 64×64/8F using multi-detector SPECT system (GCA-9300). And we calculated percent wall thickening (%WT) [%WT=(ES counts−ED counts)/ED counts] in 9 cases with 64×64/8F. The images quality of both 128×128/16F and 128×128/8F was not clear in compared with images of both 64×64/16F and 64×64/8F, because the end-diastolic phase of 128×128/16F images showed a decreased uptake of ^{201}Tl in the antero-apical region. Although 64×64 (8) images had only 8 frames per cardiac cycle, we could observe systolic and diastolic phase and we could calculate %WT. The %WT (M±SD) of horizontal long axis images were 48±15 (sept. basal), 48±19 (sept. apical), 65±29 (apex), 49±22 (lat. apical) and 40±15 (lat. basal). The %WT of vertical long axis images were 37±17 (ant. basal), 49±21 (ant. apical), 68±27 (apex), 55±13 (inf. apical) and 41±14 (inf. basal). The %WT of the apex was significantly higher than that of the other segment ($p<0.05$–0.01). Thus it is necessary that we compare %WT of each segments to normal vale of these segments, when we evaluate %WT of multi-gated SPECT. Multi-gated SPECT with can be acquired and processed in a short time. The excellent quality of 64×64 (8) images could be acquired. We conclude that multi-gated SPECT of 64×64/8F is the most suitable examination even if the newly developed three detector gamma-camera and computer system have been used.

Key words: Myocardial scintigraphy, Multi-gated SPECT, ^{201}Tl Triple detector SPECT system.

Presented by Medical*Online