

《原 著》

心電図同期心プールシンチ断層法による
左心機能の評価

成田 充啓* 栗原 正* 村野 謙一* 宇佐美暢久*
本田 稔**

要旨 ^{99m}Tc による心電図同期心プールシンチ断層法 (SPECT) の左室容積, 左室駆出率 (EF) の計測や左室壁運動評価における有用性を冠動脈疾患 18 例で検討した. 左室容積は左室を構成する総 voxel 数を求めこれをもとに計測した. 心プールファントム実験より左室辺縁を抽出するカットオフレベルはバックグラウンドの程度, 左室の容積そのものによって影響されることが示されたため, 各バックグラウンド別に容積-カットレベル曲線を作成, これをもとに症例ごとに, また拡張終期, 収縮終期で異なる左室辺縁抽出の至適カットオフレベルを求めこれより左室拡張終期および収縮終期容積 (EDV, ESV) を計測した. SPECT で求めた EDV, ESV, EF と左室造影 (LVG) で求めたこれら指標の間にはおのおの $r=0.89, 0.94, 0.94$ ($p<0.01$) の高度の相関が存在した. 左室壁運動の状態を SPECT と LVG で対比したが, 両者の wall motion score は $r=0.84$ ($p<0.01$) と高度の相関を示し, プラナー法に比し有意に優れていた.

I. はじめに

^{99m}Tc を用いた心電図同期心プールシンチプラナー法は左室の global function や壁運動の状態を知る非観血的な方法として広く用いられてきた^{1,2)}. しかし左室容積や左室駆出率 (LVEF) といった global function の計測にはバックグラウンドの補正が必要である. しかし一般に行われているバックグラウンドの補正は経験的なものであり^{3,4)}, 真のバックグラウンドの補正には 3 次元表示が必要である. また左室壁運動の判定においてもプラナー法では左室と右室や大血管との重なるため詳細な判定は不可能といわざるを得ない⁵⁾. 他方心電図同期心プールシンチ断層法は左室を右室や大血管と重なることなく描出可能であ

るとともに様々な断層面において左室の収縮状態の観察が可能であり, 左室壁運動の評価に適した方法であるといえる. また断層像の場合には画像を構成する最小単位である voxel が一定の容積を有するため, 左室を構成する voxel 数を求めることにより左室容積を正確に計測し得, これをもとに LVEF の計測も可能となる. しかしこのためには左室の辺縁を正確に認識することが必要である. 今回われわれは, 心プールファントムを用い, 断層法において心容積計測のための適切な辺縁抽出のカットオフレベルを検討し, その妥当性を臨床例で心プールシンチ断層像で求めた左室容積と X 線左室造影 (LVG) で求めた左室容積を対比し検討した. また左室壁運動判定における断層法の有用性を LVG, 心プールシンチプラナー法と比較検討した.

II. ファントムを用いた検討

1. 方 法

先の細くなった円柱状のプラスチック容器を左室とみなし (心プールファントム) この中を ^{99m}Tc

* 住友病院内科

** 住友病院アイソトープ検査部

受付: 2 年 7 月 16 日

最終稿受付: 2 年 9 月 28 日

別刷請求先: 大阪市北区中之島 5-2-2 (☎ 530)

住友病院内科

成 田 充 啓

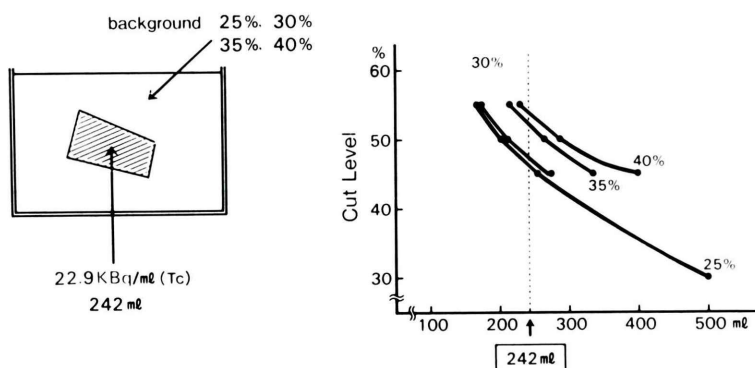


Fig. 1 Phantom study. The effect of background activity upon cut-off level. Tc-99m activity within the cardiac phantom (242 ml) was fixed at 22.9 KBq/ml and background activity was changed from 25% to 40%. As the background activity increased, cut-off level to obtain true volume increased.

を混じた水で満たしこれを容積 5,500 ml の水槽内のほぼ中央部に固定した。この水槽内にもバックグラウンドとして種々の濃度の ^{99m}Tc を含む水で満たした。断層像の撮影は低エネルギー汎用コリメーターを装着した回転型ガンマカメラ (Starcum 400 AC/T) を用い、水槽の周囲を回転させ、360 度、32 方向より撮影した。1 方向の撮影時間は 10 秒とした。この 32 方向のイメージをもとに Rump-Hanning filter を用い、filtered back projection 法により断層像を作成した。断層像の作成に当たっては Sorenson 法⁵⁾に基づき吸収補正を行った。この断層像のうち心プールファントムを含むすべての断層面において心プールを取り囲むやや大きめの ROI を作成した。この ROI 内での最高カウントに対する種々のカットオフレベル以上のカウントを有する voxel の総数を求め、これに 1 voxel の容積である 0.1143 ml を乗じることで容積を求めた。各条件下の各カットオフレベルで求めた容積と真の心ファントム容積の関係を検討した。

1) バックグラウンドのカットオフレベルに及ぼす影響：容積 242 ml の心プールファントムを 1 ml あたり 22.9 KBq (0.62 μCi) の ^{99m}Tc を含む水で満たし、水槽内の水 1 ml の ^{99m}Tc 濃度を心プールファントムの 25%, 30%, 35%, 40% に変化させおのおので断層像を濃影し (Fig. 1), バックグラウンドの程度の至適カットオフレベルに及

ぼす影響を検討した。

2) 容積変化のカットオフレベルに及ぼす影響：心プールファントムおよびバックグラウンドの ^{99m}Tc 濃度を一定とし、心プールファントムの容積を 255 ml, 170 ml, 130 ml, 80 ml, 56 ml, 35 ml と変化させおのおので断層像を撮影した (Fig. 2)。Fig. 2 にはバックグラウンドが 20% の場合を示したが、バックグラウンドが 15%, 25%, 30%, 35% の場合も断層像を撮影した。

3) 心プールファントム内の ^{99m}Tc 濃度の影響：心プールファントム内の ^{99m}Tc 濃度が変わったとき同一のカットオフレベルで計測される左室容積が変わるかどうかを見るため、一回目ではファントム内の ^{99m}Tc を 29.6 KBq/ml, 二回目にはファントム内の ^{99m}Tc を 37 KBq/ml とし、一回目、二回目とも心プールファントムの容積 (130 ml, 170 ml), バックグラウンドの濃度 (20%, 25%) は一定とし、同一のカットオフレベル (40, 50, 45, 55%) で算出される容積に影響を与えるか否かを検討した (Fig. 3)。

2. 結果

1) バックグラウンドのカットオフレベルに及ぼす影響：Fig. 1 はバックグラウンドのレベルを心腔内の ^{99m}Tc 濃度の 25, 30, 40% と変化させたとき 30%, 45%, 50%, 55% の各カットオフレベルで計算される心容積がどのように変化するかを

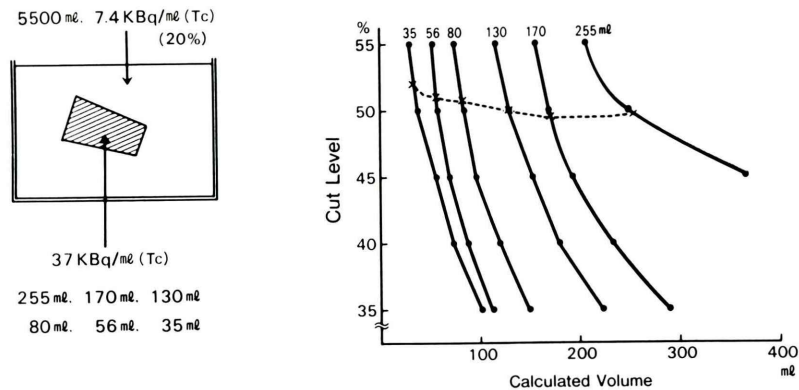


Fig. 2 Phantom study. The effect of phantom volume upon cut-off level. The volume of the phantom was changed from 35 ml/ to 255 ml/. Tc-99m activity within the phantom was 37 KBq/ml/ and background activity of the surrounding water was 20%. As the volume of the phantom increased, the cut-off levels to obtain true volume increased.

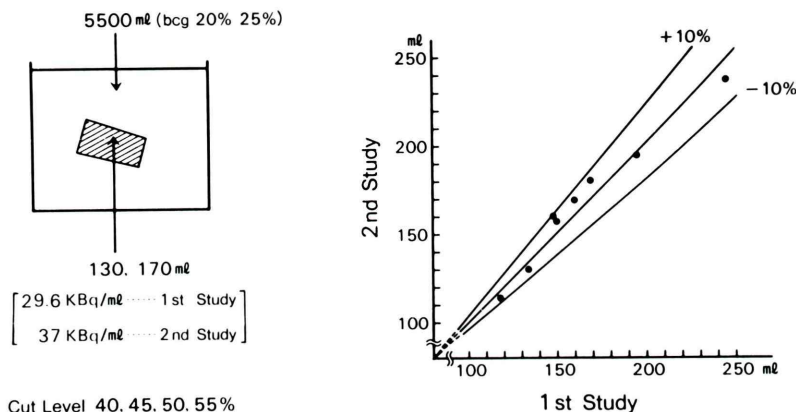


Fig. 3 Phantom study. The effect of Tc activity within the phantom. Calculated phantom volume at the same cut-off level was identical between first study and second study ($r=0.98$, $p<0.01$), if the background activity was maintained constant between two studies despite changes of Tc-99m activity within the phantom (29.6, 37 KBq/ml/ each).

各バックグラウンドレベルごとにプロットしたものである。真の容積である 242 ml/を得るためのカットオフレベルはバックグラウンドが増すにつれ高くなることが示された。尚、ファントムにおける ^{99m}Tc 濃度でのバックグラウンドレベルは、断層画像作成後画像上のバックグラウンドレベルと1:1の対応(ファントムで25%のバックグラウンドは断層画像上も25%のバックグラウンド)を示した。

2) 容積変化のカットオフレベルに及ぼす影響: Fig. 2 にバックグラウンドが心腔内の20%の例を示している。ファントム容積を 35 ml/ から 225 ml/ に変化させたときのおのおのにおいてカットオフレベルを 35% から 5% ごとに 55% まで変化させたときに計測される心容積の変化をプロットしたものであるが、心容積が小さいほど真の心容積を求めるためのカットオフレベルは高くなる傾

向にある。バックグラウンドレベルを変えても同様の結果が得られた。各心容積毎に真の心容積を求めるためのカットオフレベルを結んだ曲線 (Fig. 2 の破線) を容積—カットレベル曲線と名付けたが、この容積—カットレベル曲線はバックグラウンドが高くなると上方へ移動した。

3) 心プールファントム内の ^{99m}Tc 濃度の影響：心プールファントム内の ^{99m}Tc 濃度の変化に関わらず、ファントムの容積、バックグラウンドの程度が同等であれば、同一カットオフレベルで計測された左室容積はよく一致し、両者の相関係数は $r=0.98$ ($p<0.001$) で、両者の変動は10%以内にとどまった。

4) ファントムスタディーの臨床への応用：心プールファントムを用いた検討より心容積を求めるためのカットオフレベルは、バックグラウンドの程度、心容積そのものによって変わることが示された。他方心腔内の ^{99m}Tc 濃度の変化には影響されなかった。したがって種々のバックグラウンドにおける (15~35% まで5%ごと) 容積—カットレベル曲線を作成、これをもとに症例ごとに、また同一症例においても拡張終期、収縮終期別々にカットオフレベルを求める必要があると考えられた。

II. 臨床例での検討

1. 対象と方法

1) 対象：対象は冠動脈の一枝以上に75%以上の狭窄を有する冠動脈疾患 (CAD) 18例 (男15, 女3) で年齢は平均 57 ± 8 歳 ($\text{mean} \pm \text{SD}$) (42~73歳) である。臨床診断からの分類は陳旧性心筋梗塞11例、労作性狭心症を伴った陳旧性心筋梗塞5例、労作性狭心症1例、異型狭心症1例で、冠動脈病変数からの区分は一枝病変10例、二枝病変3例、三枝病変5例であった。全例、冠動脈造影後、右前斜位30度 (RAO) および左前斜位40~60度 (LAO) で左室造影を行っており、拡張終期容積 (LVEDV)、収縮終期容積 (LVESV) を area-length 法で求め、これより左室駆出率を計測した。左室造影と心プールシンチの間隔は1か月以内で、い

ずれの症例も CAD としては安定した時期の症例であった。

2) 方法：心電図同期心プールシンチは安静時に $^{99m}\text{Tc-HSA}$ (D)⁶⁾ 740 MBq (20 mCi) 静注、 ^{99m}Tc が平衡状態となった後 (静注後約10分) より背臥位で低エネルギー汎用コリメーターを装着した回転型ガンマカメラ (Starcom 400 AC/T) を用い360度、32方向より心プールシンチ断層像 (SPECT) のための撮影を行った。この際、1方向の撮影時間は約50秒で1心拍を16に分割する multigate 法を用いた。次いでプラナー心プールシンチ (Planar) 用の撮影を行ったが、これには低エネルギー汎用コリメーターを装着した Pho/Gamma V 型カメラを用い正面および左室、右室を最も明瞭に区別しうる左前斜位 (LAO, 35~45度) より撮影した。この際1フレーム30ないし40 msec の multigate 法を用い、8分間データを採用した^{4,7)}。

(1) 心プールシンチ断層像 (SPECT)

32方向からのデータをもとに、Rump-Hanning filter を用い filtered back projection 法により体軸横断断層像を作成、次いで心長軸を基準に、心長軸矢状断層像、心長軸水平断層像、短軸断層像の3つの oblique image を作成した。

左室容積の計測：心長軸矢状断層像の内、心尖部を通る断層面を選び抜き、この断層面における左室壁運動を動画として観察し、かつ amplitude image を作成することより拡張終期における左房との境界を明瞭とし、左室を構成する短軸断層像を選び抜いた。次いで左室の周囲に右室と重ならないようにやや大きめの左室 ROI を設定した (Fig. 4)。Fig. 4 に示す如く左室の周囲の5か所に ROI を設定。左室内のカウントに対するバックグラウンドのカウントの比率の平均値を%で求めた。左室を構成する voxel 数を45%, 50%, 55% のカットオフレベルで求めこれに1 voxel の容積 (0.1143 ml) を掛け合わせることで各カットオフレベルでの左室容積を計測、ここで計測した左室容積を最も適切と思われるバックグラウンドでの容積—カットレベル曲線グラフ上にプロットし、

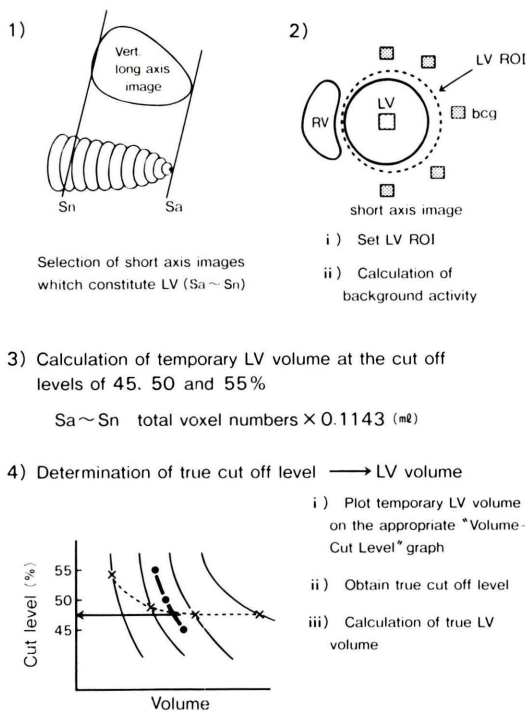


Fig. 4 Calculation of left ventricular (LV) volume. Short axis images which constituted LV were selected. To clarify LV and left atrial border, cine display and amplitude image of the vertical long axis image were used. Then LV-ROI was set around the short axis LV image. And background activity was calculated. Temporary LV volumes were calculated at the cut-off levels of 45, 50 and 55%. These volumes were plotted on the appropriate Volume-Cut-Level graph. The intersection of these two lines showed true cut-off level to obtain true LV volume.

このプロットした曲線と容積-カットレベル曲線との交点より真のカットオフレベルを求め、このカットオフレベルを用いて左室拡張終期容積 (LVEDV) を計測した。左室収縮終期容積 (LVESV) も収縮終期フレームより同様に求めた。この際カットオフレベルは LVEDV 計測のカットオフレベルと別個に求めた。収縮終期フレームの決定は各方向の断層像の動画観察より総合的に行った。左室駆出率 (LVEF) は LVEDV と LVESV より計測した。SPECT で求めたこれらの指標と

LVG で求めた指標を対比検討した。また LVEF に関しては Planar で求めた LVEF とも対比した。

左室壁運動：左室壁運動は oblique image のおのおのを動画として観察するとともに拡張終期の左室辺縁を等カウント法で抽出、これに収縮終期像を重ねて表示することにより壁運動の評価を行った。この辺縁抽出のカットオフレベルは左室容積を求める際に用いたカットオフレベルを用いた。

(2) 心プールシンチプランナー法 (Planar)

正面像, LAO 像とも動画観察をするとともに、拡張終期像, 収縮終期像の左室辺縁を等カウント法で抽出し左室壁運動の評価を行った⁷⁾。LVEF は LAO 像を用い、左室外側にバックグラウンドを設置し、カウント法により計測した^{6,7)}。

(3) 左室壁運動の対比

LVG RAO での壁運動と SPECT 心長軸矢状断層像の内心尖部を通る断層面, Planar 正面像の壁運動を, LVG LAO 壁運動と SPECT 心長軸水平断層像の内心尖部を通る断層面, Planar LAO の壁運動を対比した。Fig. 5 に示す如く RAO は 3 区域, LAO は 2 区域に区分し、おのおのの相対応する部分の壁運動を比較検討した。壁運動は normal, mild hypokinesis, severe hypokinesis, akinesis に区分した⁸⁾。また normal 3 点, mild hypokinesis 2 点, severe hypokinesis 1 点, akinesis 0 点の点数をつけることにより各区域における壁運動の比較を定量的 (wall motion score) にも行った。壁運動の判定は著者の内 3 人が別個に行い、異なった結果を得たときは意見の一致を見るまで協議を行った。

統計解析：各群での平均値は mean ± SD で示した。2 群間の相関性の検討には直線回帰分析を行い、相関計数の有意性の検定には分散比の検定を適応した。2 群間での出現率の差の検討には χ^2 検定を用いた。いずれも危険率が 5% 未満の時有意であるとみなした。

IV. 結 果

全例検査時には regular sinus rhythm を示し、満足する心プールシンチ, LVG が得られた。

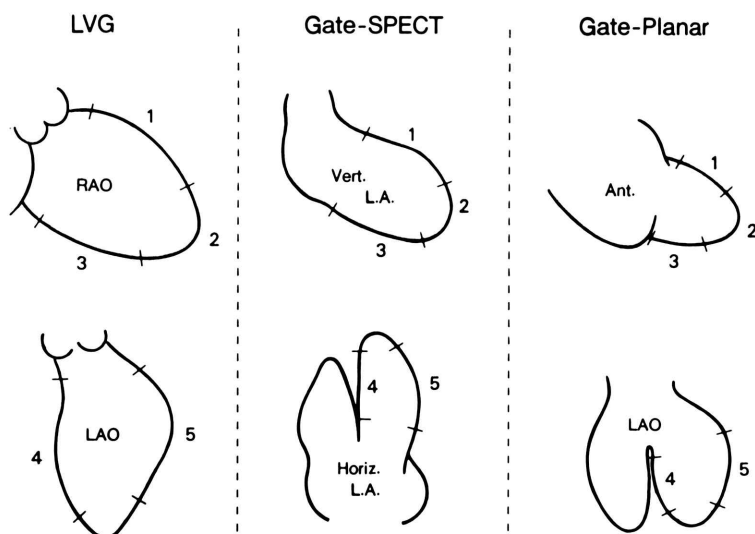


Fig. 5 Comparison of LV wall motion. The right anterior oblique view of the contrast left ventriculogram (LVG) was compared with the vertical long axis image of the gated SPECT or anterior view of gated planar image in 3 segments. The left anterior oblique (LAO) view of the LVG was compared with the horizontal long axis image of gated SPECT or LAO image of gated planar image in 2 segments.

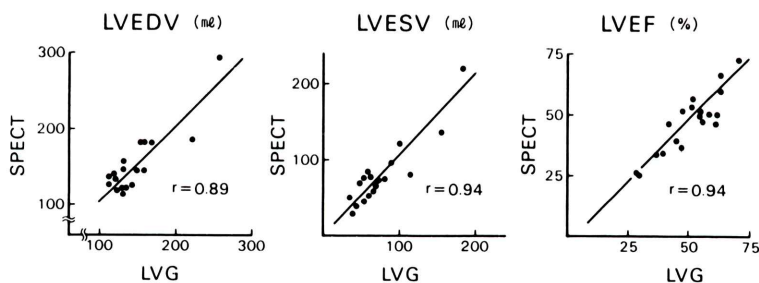


Fig. 6 Correlation of LV volume and LV ejection fraction (LVEF) between LVG and gated SPECT. LV end-diastolic volume (LVEDV), LV end-systolic volume (LVESV) and LVEF obtained by two methods showed excellent correlations ($r=0.89$, 0.94 and 0.94 , $p<0.01$ each).

1) SPECTで測定したLVEDV, LVESV, LVEFとLVGとの関連

バックグラウンドの左室カウントにたいする割合は平均 $27 \pm 4\%$ (18~33%) であり, また実際の左室容積を求めたカットオフレベルは平均 $49 \pm 5\%$ (44~56%) であった.

SPECT で求めた LVEDV, LVESV, LVEF と

LVG で求めたこれら指標の間には Fig. 6 に示すごとくおのおの $r=0.89$, $r=0.94$, $r=0.94$ (ともに $p<0.01$) の高度の相関が認められた. また SPECT で求めた LVEF と Planar で求めた LVEF の間にも $r=0.89$ ($p<0.01$) の相関を見た. ちなみに LVG での LVEF と Planar での LVEF は $r=0.86$ ($p<0.01$) であった.

| | | LVG | | | |
|-------|-------------|--------|-----------|-------------|-----------|
| | | Normal | Mild Hypo | Severe Hypo | Akine-sis |
| SPECT | Normal | 37 | 6 | 0 | 0 |
| | Mild Hypo | 2 | 13 | 3 | 0 |
| | Severe Hypo | 1 | 7 | 11 | 1 |
| | Akine-sis | 0 | 0 | 6 | 3 |

| | | LVG | | | |
|--------|-------------|--------|-----------|-------------|-----------|
| | | Normal | Mild Hypo | Severe Hypo | Akine-sis |
| Planar | Normal | 32 | 6 | 2 | 1 |
| | Mild Hypo | 5 | 10 | 3 | 0 |
| | Severe Hypo | 2 | 7 | 9 | 0 |
| | Akine-sis | 0 | 3 | 4 | 3 |

Complete Agreement: 64/90(71%)

Complete Agreement: 54/87(62%)

Fig. 7 Comparison of wall motion between LVG and gated SPECT or gated planar image (segmental analysis). In cases of SPECT all 90 segments were studied but in cases of gated planar image 87 segments could be compared. These 3 segments were septal segments. The overlap between LV and right ventricle (RV) at end-diastole obscured septal wall motion. Complete agreement of the wall motion was 71% in SPECT, but it was 62% in planar imaging (NS). The differences of wall motion than 2 grades were observed more in planar imaging than in SPECT (9% vs 1%, $p < 0.05$).

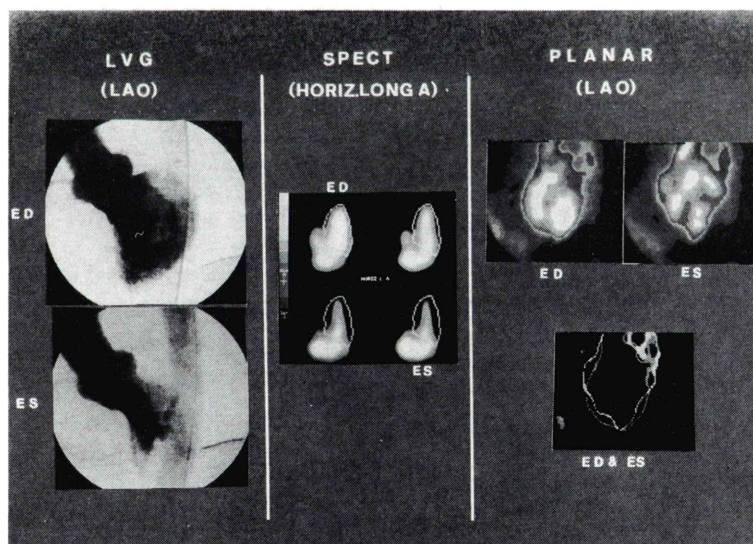


Fig. 8 A case of anterior infarction. LVG (LAO) and gated SPECT (horizontal long axis view) showed apical severe hypokinesis, but the wall motion of the septal wall was preserved. In gated planar image (LAO) septal wall motion was difficult to interpret because of overlap between LV and RV at end-diastole. ED: end-diastole, ES: end-systole.

Table 1 Correlation of wall motion score between LVG and SPECT or planar image (segmental analysis)

| | SPECT | | | Planar | | |
|-------|-------------------------|-------|----|-------------------------|-------|----|
| | Correlation coefficient | p | n | Correlation coefficient | p | n |
| Seg 1 | 0.69 | <0.01 | 18 | 0.75 | <0.01 | 18 |
| Seg 2 | 0.89 | <0.01 | 18 | 0.67 | <0.01 | 18 |
| Seg 3 | 0.81 | <0.01 | 18 | 0.35 | NS | 18 |
| Seg 4 | 0.83 | <0.01 | 18 | 0.65 | <0.01 | 15 |
| Seg 5 | 0.88 | <0.01 | 18 | 0.80 | <0.01 | 18 |
| Total | 0.84* | <0.01 | 72 | 0.62 | <0.01 | 69 |

*p<0.01 vs Planar

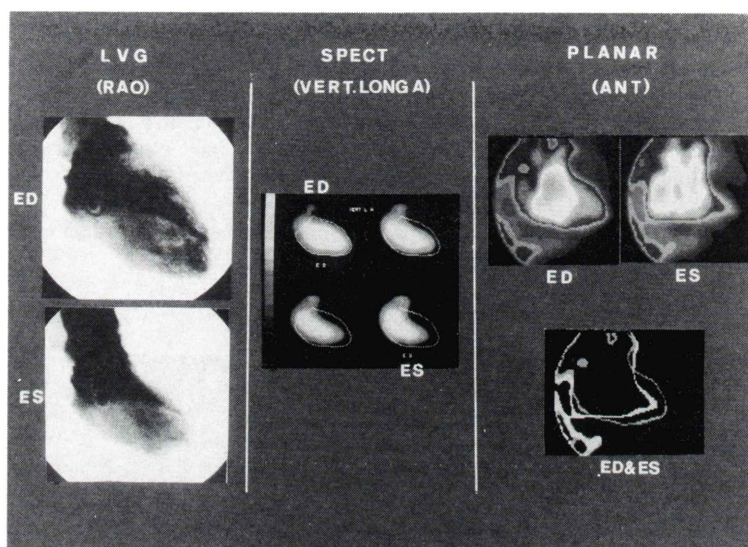


Fig. 9 A case of inferior myocardial infarction. LVG (right anterior oblique view) and gated SPECT (vertical long axis image) showed severe hypokinesis at infero-posterior segment. But gated planar image (anterior view) showed normal wall motion at the same segment. It was supposed that the overlap of RV upon LV obscured infero-posterior wall motion.

2) 心プールシンチで求めた壁運動と LVG の対比

5つの区域 (Fig. 5) における壁運動を LVG と SPECT, LVG と Planar で対比した (Fig. 7). SPECT の場合には全 90 区域において対比可能であったが, Planar の場合には LAO での中隔の動きが拡張終期における左室と右室の重なりのため判定困難な症例 (Fig. 8) が 3 例存在し, 87 の区域においてのみ比較検討した. SPECT では壁運動

での LVG との完全一致率が 71%, Planar では完全一致率が 62% と SPECT の方がやや優れていたが統計的には有意ではなかった. また LVG と比べて壁運動が 2 段階以上異なったのは SPECT で 1 区域 (1%) にすぎなかったが Planar では 8 区域 (9%) であり, 有意 ($p<0.05$) に SPECT が優れていた. 各区域ごとに壁運動の状態を wall motion score を用いて LVG と SPECT, LVG と Planar で比較したところ (Table 1), SPECT ではい

ずれの区域でも LVG と高度の相関を示したが、Planar では segment 3 (下壁) において LVG と相関を示さなかった。これは Planar において左室下壁部と右室が重なったため、右室の壁運動を下壁部の壁運動と解釈したためと考えられた。すなわち、下壁から後壁にかけ壁運動異常があるにも関わらず正常と判定した症例 (Fig. 9) が 5 例存在した。その他の区域では中隔部で壁運動の判定が不可能な症例が 3 例存在したものの Planar での wall motion score は LVG の wall motion score と良好な相関を示し、SPECT での相関係数と有意差をみなかった。しかし全領域における wall motion score の相関は SPECT と LVG で $r=0.84$ 、Planar と LVG で $r=0.62$ と SPECT の方が有意 ($p<0.01$) に優れていた。

V. 考 察

左室容積およびそれから求められる LVEF は左心機能の重要な指標の一つであり、従来より Planar によって求められてきた^{1,3)}。しかし左室容積測定の場合には末梢血液の放射能測定を要したり、大血管、心房等と十分に分離し得ないと言った問題点が Planar においては存在し、いくつかの仮設の上に成り立った方法であると言わざるを得ない^{9,10)}。他方 SPECT の場合には 3 次元の情報を有しており、画像を構成する最小単位である voxel が一定の容積を有しているため左室を構成する voxel 数を計測すればその容積を求めることが可能である。しかしそのためには左室の辺縁を正確にとらえることが必要である。SPECT を用いた容積の計測は心臓以外、種々の臓器でも検討されており、臓器の辺縁抽出のための臓器内最高カウントに対する至適カットオフレベルは臓器そのものの大きさ、バックグラウンドの程度、呼吸による移動の程度などにより影響されることが示されてきた^{11,12)}。今回のわれわれのファントムを用いての検討も、左室容積を測定するための至適カットオフレベルは、左室内の ^{99m}Tc 濃度によっては影響を受けないもののバックグラウンドの程度や左室の容積そのものによって影響されることが

を示し、従って各症例ごとに、また拡張終期と収縮終期において別々のカットオフレベルを用いることが必要と考えられた。したがってバックグラウンド 5% ごとに容積—カットレベル曲線を作成し、これをもとに至適カットオフレベルを求めこれを用いて最終的に左室容積を求めると言う比較的複雑な方法をとった。このことにより SPECT および LVG で求めた LVEDV, LVESV, LVEF の間には極めて高度の相関を示した。Fig. 2 の破線はバックグラウンドが 20% の時、われわれが実際に用いている容積—カットレベル曲線を示しており、バックグラウンドが増すとその程度に応じてこの曲線は上方に移動した。この容積—カットレベル曲線はカメラの計数率の差や断層像再構成のファルターの差により多少影響は受けるものの、さほど大きな差はないと思われた。実際に SPECT で左室容積を求めた以前の研究ではカットオフレベルが 45%^{13,14)}、56%¹⁵⁾ と報告されており、今回のわれわれの研究でのカットオフレベルである $49\pm 4\%$ (44–56%) とほぼ一致した値であった。しかしこれらの報告ではカットオフレベルが一定に固定されているが、今回のわれわれの研究では、カットオフレベルが 10% 変化すると容積にして 20–35 ml の差があり、症例ごとにまた LVEDV と LVESV で別個にカットオフレベルを設定する方が容積をより正確に算定する上で優れていると考えられた。またこのカットオフレベルは左室壁運動評価のための左室辺縁の抽出にそのまま利用できる。SPECT の左室壁運動の評価に関しては、LVG と対比するとともに Planar とも対比して検討した。SPECT の場合には右室、大血管等と重なること無く左室を描出し得、かつ任意の面での断層像が得られるため壁運動の評価には有用であることが容易に想像される。Planar では心基部での壁運動が判定し得ないのみでなく、症例によっては LAO での左室、右室の分離が困難で中隔の壁運動の評価を困難とする症例が存在したり、下壁部に右室が重なってくるため、右室の動きを下壁の動きと誤って解釈する症例が存在する。特にこうした症例において SPECT による

左室壁運動の評価は優れていた。従って wall motion score を LVG と対比したとき、SPECT の方が Planar より有意に優れていた。これには SPECT は矢状長軸断層像、LVG は RAO 30度と言うほぼ同様の体位で比較したに対し、Planar では正面像を用いたという体位の差も影響している可能性は否定し得ない。Planar においても下壁から後壁での壁運動の評価を可能とするため左側面での撮影が追加されている¹⁶⁾が、この方向を追加しても下壁・後壁の壁運動評価は実際上困難である。また SPECT では Planar で判定が不可能な心基部の壁運動の評価も可能であった。さらに SPECT の場合には左室とバックグラウンドの Tc 比が大であるため、短縮率の計測と言った左室壁運動の定量評価¹⁷⁾も容易に可能であると考えられた。しかしながら SPECT の場合には撮影(30分弱)およびデータ解析(約1.5時間)に長時間を要するという欠点を有している。ことに撮影に長時間を要するため R-R 間隔の分割は今回行った16分割程度が精一杯であり、したがって LVEF は計測が可能でも、さらに詳細な収縮期指標や拡張期指標の評価は困難である。また運動負荷を始めた短時間で終了する負荷状態下での心機能の計測は不可能である。しかしこれらはリング型 ECT の出現により可能となるものと思われる。

いずれにしても、心プールシンチ SPECT は安静時の左室容積、LVEF、左室壁運動の評価に有用であり、殊に左室壁運動に関しては今回は試みなかったが種々の断層面をおのおの別個に判定するのみでなく左室全体より総合的に判定することで他の方法では得られない壁運動の評価を可能とする特異な検査方法であると考えられた。

VI. 結 論

冠動脈疾患18例を対象に安静時に ^{99m}Tc -HSA (D) 静注後に心プールシンチ SPECT を施行し左室容積の計測、左室壁運動評価における有用性を検討した。左室を構成する voxel 数をもとに求めた LVEDV、LVESV は LVG で求めた LVEDV、LVESV と良く相関し ($r=0.89$, $r=0.94$ とともに

$p<0.01$)、LVEF は両者で $r=0.94$ の高度の相関を示した。また SPECT で検討した左室壁運動の状態は LVG でみた左室壁運動と良く一致し、Planar での壁運動評価に比し有意に優れていた。本法は撮影、解析に時間を要する欠点はあるものの安静時左心機能の評価において有用な方法と考えられた。

文 献

- 1) Rocco TP, Dilsizian V, Fishman AJ, et al: Evaluation of ventricular function in patients with coronary artery disease. *J Nucl Med* **30**: 1149-1165, 1989
- 2) Dilsizian V, Rocco TP, Bonow RO, et al: Cardiac blood-pool imaging II: Applications in noncoronary heart disease. *J Nucl Med* **31**: 10-22, 1990
- 3) Burow RD, Strauss HW, Singleton R, et al: Analysis of left ventricular function from multiple gated acquisition cardiac blood pool imaging. *Circulation* **56**: 1024-1028, 1977
- 4) 成田充啓, 栗原 正, 村野謙一, 他: 心プールイメージングによる虚血性心疾患における各種 systolic phase index の評価. *核医学* **19**: 409-417, 1982
- 5) Sorenson JA: Instrumentation in nuclear medicine, New York, Academic Press, 1974, p 311
- 6) 鳥塚莞爾, 玉木長良, 米倉義晴, 他: 心・血管系イメージング用心放射性医薬品テクネチウムヒト血清アルブミン D (^{99m}Tc) 注射液の臨床的有用性. *核医学* **25**: 1201-1213, 1988
- 7) 成田充啓, 栗原 正, 村野謙一, 他: 虚血性心疾患における拡張早期左室壁運動の検討. *核医学* **20**: 1273-1287, 1983
- 8) Austen WE, Edward JE, Frey RL, et al: AHA Committee Report: a reporting system on patients evaluated coronary artery disease. *Circulation* **51**: 5, 1975
- 9) Slutsky R, Karliner J, Ricci D, et al: Left ventricular volumes by gated equilibrium angiography. *Circulation* **60**: 556-564, 1979
- 10) Links JM, Becker LC, Shindledacker JG, et al: Measurement of absolute left ventricular volume from gated blood pool studies. *Circulation* **65**: 82-91, 1982
- 11) 村瀬研也, 石根正博, 飯尾 篤, 他: SPECT による各臓器の容積測定. *映像情報 (M)* **15**: 849-853, 1983
- 12) Tauxe WN, Soussaline F, Todd-Pokropek A, et al: Determination of organ volume by single-photon emission tomography. *J Nucl Med* **23**: 984-987
- 13) Statius ML, Williams DL, Happ G, et al: Left ventricular volume determination using single-

- photon emission computed tomography. *Am J Cardiol* **55**: 1185-1191, 1985
- 14) 上遠野栄一, 小野和男, 大和田憲治, 他: 心拍同期心プール法による心室容積算出の試み. *J Cardiol* **17**: 329-339, 1987
 - 15) Corbett JR, Jansen DE, Lewis SE, et al: Tomographic gated blood pool radionuclide ventriculography: analysis of wall motion and left ventricular volume in patients with coronary artery disease. *J Am Coll Cardiol* **6**: 349-358, 1985
 - 16) Sinusas AJ, Hardin NJ, Clements JP, et al: Patho-anatomic correlates of regional left ventricular wall motion assessed by equilibrium radionuclide angiography. *Am J Cardiol* **54**: 975-981, 1984
 - 17) Barat J, Bendel J, Colle J, et al: Quantitative analysis of left-ventricular function using gated single photon emission tomography. *J Nucl Med* **25**: 1167-1174, 1984

Summary

Assessment of Left Ventricular Function by Gated Cardiac Blood-Pool Emission Computed Tomography Using a Rotating Gamma Camera

Michihiro NARITA*, Tadashi KURIHARA*, Kenichi MURANO*,
Masahisa USAMI* and Minoru HONDA**

**Department of Internal Medicine, Sumitomo Hospital*

***Department of Nuclear Medicine, Sumitomo Hospital*

To elucidate the usefulness of gated cardiac blood-pool single photon emission CT (SPECT) with Tc-99m for the evaluation of left ventricular (LV) global and regional functions, 18 patients with coronary artery disease were studied. Thirty-two gated projection images were obtained over 360-degree at 16 frames per cardiac cycle. As LV volume was calculated by integrating the numbers of voxels which constituted LV and multiplying by the volume of a single voxel (0.1143 ml), we performed phantom studies to determine the appropriate cut-off level to detect LV outline. These cut-off levels were affected by the background activity and organ volume itself. So we constructed Volume-Cut-Level-Curve at each background activity. In clinical studies, short axis images which constituted LV were selected and provisional LV volumes were calculated at the cut-off levels of 45, 50 and 55%. These volumes were plotted on the Volume-Cut-Level-Curve and the true cut-off levels were obtained to calculate LV end-diastolic or end-systolic volume (EDV, ESV). The cut-off levels were different at every patient and ED or ES,

EDV, ESV and LV ejection fraction obtained by SPECT were correlated well with those obtained by contrast ventriculography (LVG) ($r=0.89$, 0.94 , 0.94 each, $p<0.01$). For the LV wall motion analysis, LVGs obtained at two projections were compared with SPECT or gated cardiac blood-pool planar imaging (Planar) in 5 segments. In addition to visual comparison, wall motion scores (WMS) based on the degree of wall motion abnormality were calculated in each segment. Correlation of WMS between LVG and SPECT ($r=0.84$) was significantly ($p<0.01$) superior to that between LVG and Planar ($r=0.62$). Especially in SPECT, wall motion analyses at septal and infero-posterior segments were superior to those in Planar.

Although gated SPECT requires relatively long time to perform, it is a useful method to detect LV global and regional functions.

Key words: Gated cardiac blood pool SPECT, Left ventricular volume, Left ventricular wall motion, Wall motion score.