

## 《原 著》

## RI を用いた左心機能解析法の再現性と functional image の検討

中嶋 憲一\* 分校 久志\* 多田 明\* 小泉 潔\*  
 前田 敏男\* 利波 紀久\* 久田 欣一\* 山田 正人\*\*  
 松本 進\*\* 松平 政道\*\*

**要旨** 東芝 DAP 5000N を用いて左心機能解析法を検討した。In vivo 標識  $^{99m}\text{Tc}$ -赤血球を用い、データは、平衡時心プール像を心電図同期法により、リストモードで収集した。

左室駆出率と最大収縮速度、最大拡張速度に影響を与える因子として、左室関心領域の大きさおよびバックグラウンド値について検討した。これらの値は通常の変動の範囲内では、左室関心領域の大きさにより  $\pm 4\%$  以内、バックグラウンド値により  $\pm 7\%$  以内であり、再現性は良好であった。

種々の心疾患を含む患者27名について、左室壁運動の functional image として stroke volume 像、ejection fraction 像、paradox 像を作製し検討した。これらの functional image は、従来の左室壁運動の実時間表示法、左室輪郭表示法に比して三次元的な情報を含むものであり、左室壁異常運動の評価に有効な方法と考えられた。

## I. はじめに

心疾患ことに虚血性心疾患が成人病の中で重要な位置を占めるに至っている現在、非侵襲的で臨床価値の高い検査法が望まれている。従来、心電図、超音波検査法が広く用いられているが、核医学的な検査法も近年急速な進展を見せている。急性心筋梗塞の検出には  $^{99m}\text{Tc}$  磷酸化合物が、狭心症や心筋梗塞における心筋血流評価には  $^{201}\text{Tl}$  が広く使用されている。一方、左心機能解析法としては最近のコンピューターの導入により、心電図同期プール像から、左室駆出率 (EF)、心室壁運動などの検査を非侵襲的に行なえるようになっている<sup>1,2,3)</sup>。また、核医学的左心機能評価法は、心臓カテーテル法による左室機能評価の結果との対比検討で良い相関が報告されている<sup>1,4)</sup>。

\* 金沢大学医学部核医学教室

\*\* 金沢大学医学部附属病院アイソトープ部

受付：55年5月7日

最終稿受付：55年6月5日

別刷請求先：金沢市宝町 13-1 (☎ 920)

金沢大学医学部核医学科

中嶋 憲 一

本邦においても、これまでいくつかのコンピューターシステムを用いた報告があるが<sup>5,6)</sup>、今回我々は東芝 DAP 5000N の個々のコマンドの組み合わせにより左心機能を解析し、functional image として、stroke volume (SV) 像、ejection fraction (EF) 像、paradox 像を作製したので報告する。併せて、本法で EF の再現性に影響を与える左室関心領域 (ROI) の大きさおよびバックグラウンド (BKG) 値についても検討したので報告する。

## II. 材料と方法

放射性医薬品としてはピロリン酸による in vivo 標識  $^{99m}\text{Tc}$ -赤血球 (RBC) を用いた<sup>7,8)</sup>。非放射性ピロリン酸 (第一ラジオアイソトープ研究所、1 vial 中に  $\text{SnCl}_2$  4 mg を含有) 約 20-30  $\mu\text{g}/\text{kg}$  を静注、約 30 分後に  $^{99m}\text{TcO}_4^-$  20 mCi を右肘静脈より注入して RI アンジオグラフィーを施行し、15-30 分後に心電図同期プール像を記録する。

東芝 GCA 401 ガンマカメラに高分解能コリメーターを装着し、患者に対して MLA0 (左前斜位変法) に設定する。この角度は左心プール像を CRT 上で見ながら、左室の分離が最も良い位置

とし、通常 LAO 30–40°, 頭側に 0–10° 傾けた位置となる。心臓部周辺は鉛板で覆って視野を約 20×20 cm に絞った<sup>9)</sup>。データは、on-line で接続された DAP 5000N に 40 msec 毎のリストモードで MT に収集する。心電図同期装置はフジテック製 TFM 0010(特)である (Fig. 1)。

データ処理操作の過程を Fig. 2 に示す。64×64 マトリックスで収集したデータは 40 msec/frame

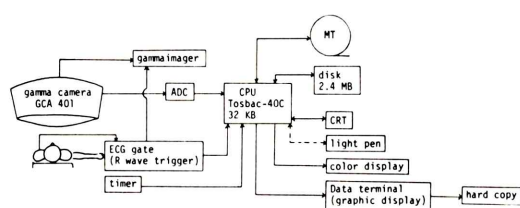


Fig. 1 Block diagram of the DAP 5000N system.

で、約 20–25 フレームの多分割像に再編集する。各フレームは 9 点加重スムージングを行ない以後の処理の基本とする。この実時間連続繰り返し表示 (movie mode display) を行ない、壁運動を観察する。また各フレームの最高カウン트의 50% 前後での辺縁表示を行ない、この輪郭像による壁運動の評価も可能である。次に拡張末期 (ED) の心プール像の最高カウン트의 50% の輪郭を表示し、元の ED の心プール像に重ね合わせる。左室自由壁と中隔の辺縁はこの 50% cut の操作で半自動的に辺縁が決定され、左室弁口部は元のプール像からライトペンで決定する。このようにして得られた左室 ROI の time activity curve より収縮末期 (ES) のフレームを選び、同様に左室の輪郭像を求める。BKG は、ES の辺縁より 1 画素以上離して 2 時~7 時 (頭側を 12 時とする) の範囲に 1~2 画素

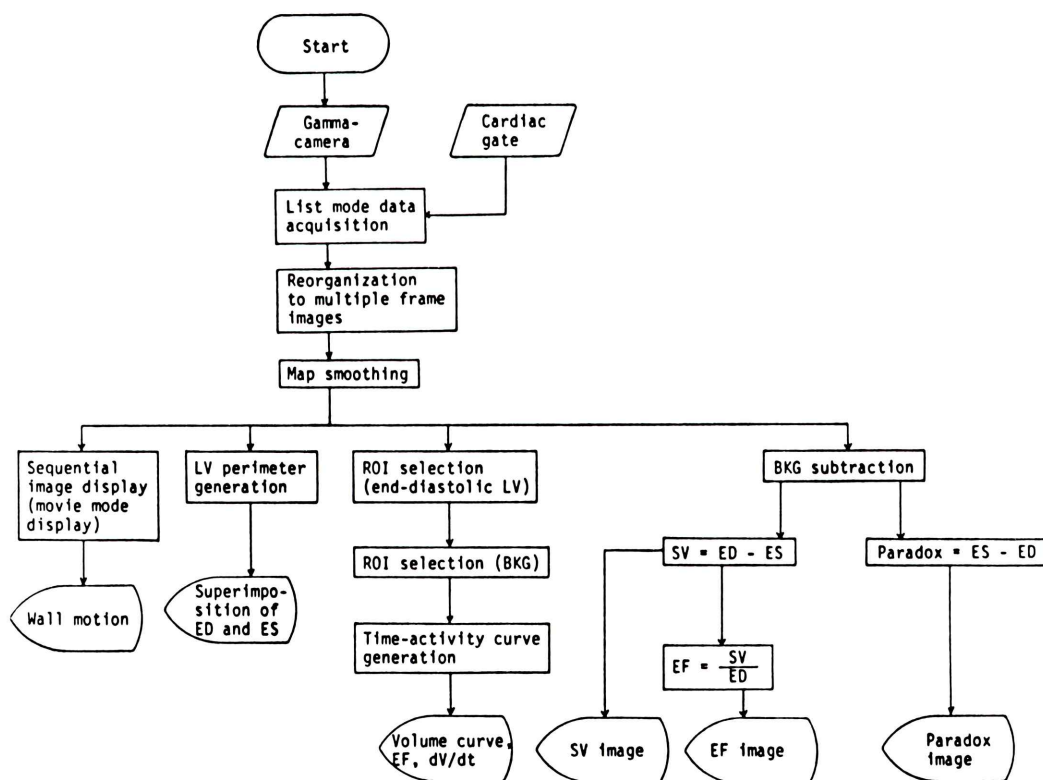
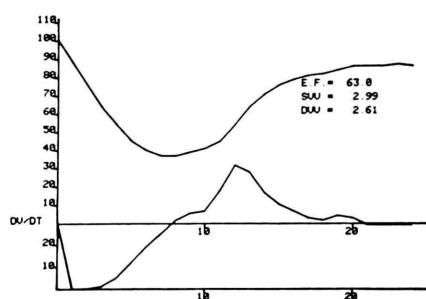


Fig. 2 Flow chart of the process of left ventricular analysis. Abbreviations are: LV-left ventricle, ED-end-diastole, ES-end-systole, ROI-region of interest, BKG-background, EF-ejection fraction, SV-stroke volume.



**Fig. 3** Left ventricular volume curve and dV/dt (velocity) curve. Ejection fraction, maximum systolic dV/dt (max. SVV) and maximum diastolic dV/dt (max. DVV) are calculated from these curves.

の幅で弧状に設定する。この BKG で補正した time activity curve から左室容積曲線、左室容積変化率曲線 (dV/dt) を作製する。これらの曲線から、EF, 最大収縮速度 (max. SVV), 最大拡張速度 (max. DVV) を計算する (Fig. 3)。

左室の functional image は次のように処理を行った (Fig. 2)。まず ED, ES のプール像より前記のようにして求めた BKG を差し引く (あらかじめ BKG を差し引いておくことにより, functional image の ROI 以外の noise を減らすことができた)。SV 像は ED 像から ES 像を各画素ごとに減じて得られる。逆に ES 像より ED 像を減じて paradox 像を作製する。この paradox 像に ED の左室輪郭を重ねて paradox の部位を判定し易くする。更に SV 像を ED 像で除して EF 像を得る。

即ち  $SV \text{ 像} = ED \text{ 像} - ES \text{ 像}$

$EF \text{ 像} = SV \text{ 像} / ED \text{ 像}$

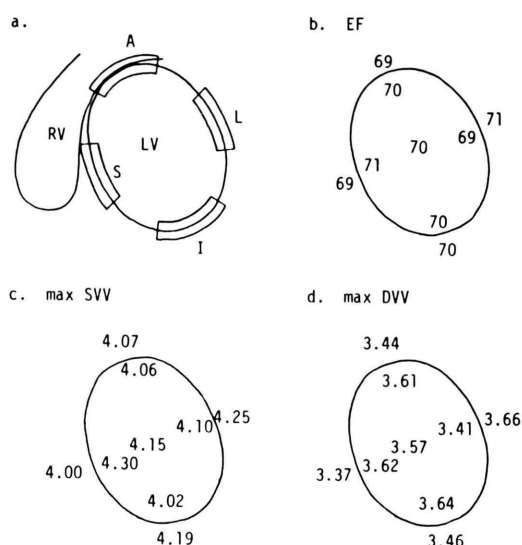
$Paradox \text{ 像} = ES \text{ 像} - ED \text{ 像}$

(ただし, ED および ES 像は BKG を減じたもの)

これらの functional image は, 数値, gray scale, カラーで表示が可能である。

### 1) 左室 ROI の検討

左室壁各部について ROI の設定が EF および dV/dt に与える影響を検討した。Fig. 4-a に示すように左室弁口部 (A), 中隔部 (S), 左室下壁あるいは心尖部 (I), 左室側壁部 (L) の各々の部位につき, 左室 ROI を辺縁に沿って 5 画素ずつ増減した。



**Fig. 4** The size of the region of interest is increased or decreased by five pixels, inside or outside, along the left ventricular perimeter as shown in a. A: aortic and/or mitral valve, S: septum, I: inferior wall or apex, L: lateral wall. b. c. d. Each figure, outside and inside of the contour, is calculated using increased and decreased region of interest, respectively.

また, 左室 ROI 全体を周辺に 1 および 2 画素ずつ増減した場合の EF, max. SVV, max. DVV の変動も検討した。

### 2) BKG 値の検討

BKG の設定は原則として前記のように行なうが, この BKG 値の変動を見るために著者の一人が各症例につき 10 回の BKG 設定を行なった。この際, 可能な設定の仕方を全く含む意味で画素数は 10~30 にわたり, 敢えて設定部位をずらせたものも含まれている。この平均値と標準偏差 (S.D.) を算出し, 平均値および  $\pm 1 \text{ S.D.}$ ,  $\pm 2 \text{ S.D.}$  の 5 とおりの BKG 値を用いて EF, max. SVV, max. DVV を求めた。この変動の範囲は実際に可能性のある上限下限を示すと考えられる。

### 3) functional image の臨床検討

Functional image (SV 像, EF 像, paradox 像) を正常者を含む 27 例について作製した。EF 像の判定は画素の EF 値が 50% 以上となる領域, 即

ち Maddox らの言う “ejection shell”<sup>11)</sup> で断裂を認めるものを異常とした。SV 像は同心円状になるものを正常とし、断裂ないし欠損を有するものを異常とした。Paradox 像は paradox の画素を左室内に含まないものを正常とし、paradox の画素を含むものを異常とした。

### III. 結 果

#### 1) 左室 ROI の検討結果

左室 ROI を部分的に増減した一例を Fig. 4 に示した。EF, max. SVV, max. DVV の変動はそれぞれ、 $\pm 1\%$ ,  $\pm 0.15 \text{ sec}^{-1}$ ,  $\pm 0.20 \text{ sec}^{-1}$  であった (Fig. 4-b, c, d)。左室の ROI を全体に 1 画素分ず

つ大きくあるいは小さく設定した際の EF 値の変動は 4% 以内であった。同様に 2 画素分 ROI を小さく設定した際の EF 値の変動も 4% 以内であったが、2 画素分大きく設定すると EF 値の減少は症例によっては 15% の減少を示した。max. SVV, max. DVV も同様な傾向を示した (Fig. 5)。

#### 2) BKG 値の検討結果

心疾患を含む 10 例について BKG 値の設定による変動を示した (Table 1)。個々の症例について 10 回ずつ設定した BKG 値の %S.D. は 1.4~6.4% であった。BKG が大きくなると EF, max. SVV, max. DVV は大きくなるが、BKG 値の  $\pm$ S.D. の範囲ではこれらの値の変動は  $\pm 7\%$  以内であった

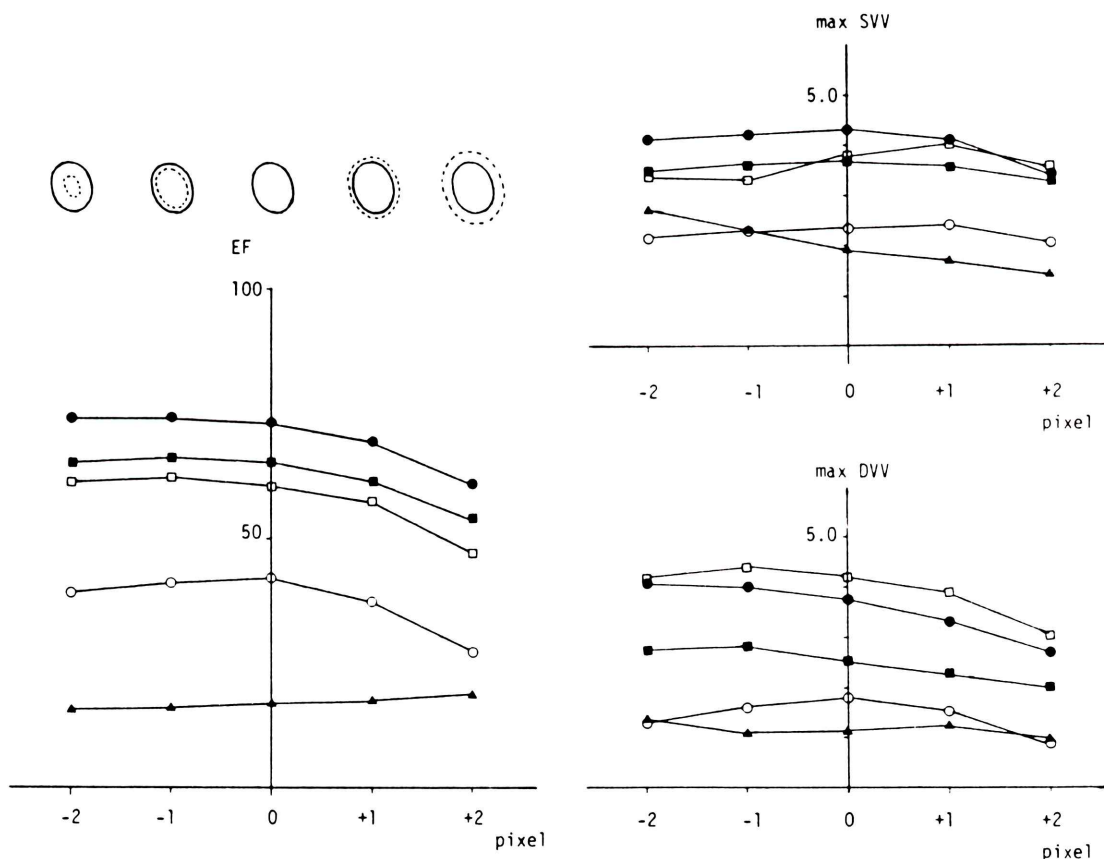
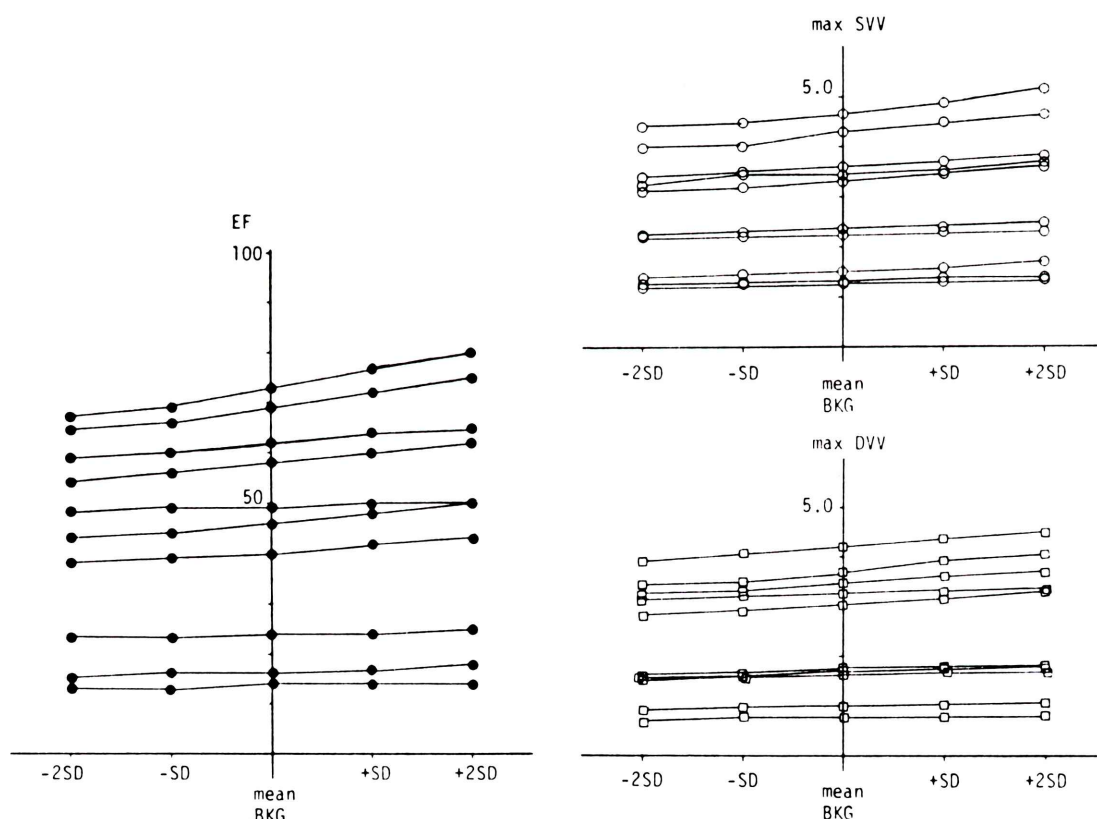


Fig. 5 Variations of ejection fraction, max. SVV and max. DVV in relation to the size of the left ventricular ROI, which are increased or decreased by one or two pixels along the left ventricular perimeter in five cases. Left ventricle (solid line) and selected ROI (broken line) and schematically drawn above.



**Table 1** Variations of ejection fraction, max. SVV and max. DVV in relation to the values of backgrounds

case	BKG(n=10) counts/pixel			EF	± S.D.(%)	maxSVV ± S.D.(1/sec)	maxDVV ± S.D.(1/sec)
	range	mean	S.D.				
A	43 - 51	47	2.8	46	± 2	3.33 ± 0.14	3.02 ± 0.13
B	76 - 83	48	1.8	62	± 2	3.60 ± 0.10	2.25 ± 0.11
C	79 - 84	81	1.4	40	± 2	2.35 ± 0.07	1.68 ± 0.05
D	62 - 67	65	1.4	69	± 3	4.73 ± 0.19	3.47 ± 0.15
E	34 - 37	36	1.2	73	± 4	4.23 ± 0.26	3.72 ± 0.20
F	64 - 71	67	1.7	58	± 2	3.40 ± 0.12	4.21 ± 0.15
G	42 - 49	46	2.0	14	± 1	1.32 ± 0.04	1.02 ± 0.03
H	49 - 51	51	0.9	24	± 1	1.27 ± 0.02	0.78 ± 0.02
I	57 - 60	59	0.8	49	± 1	2.25 ± 0.02	1.69 ± 0.02
J	38 - 45	42	2.7	16	± 1	1.52 ± 0.08	1.69 ± 0.09


**Fig. 6** Variations of ejection fraction, max. SVV and max. DVV in relation to the values of backgrounds in ten cases. Backgrounds are selected ten times in each case and mean background (BKG), mean BKG ± S.D. and mean BKG ± 2 S.D. are used to calculate these parameters.

**Table 2** Normal values of ejection fraction, max. SVV and max. DVV.

	Ejection fraction(%)	max SVV (sec <sup>-1</sup> )	max DVV (sec <sup>-1</sup> )
mean	61.6	4.02	3.47
S.D.	6.8	0.97	0.58
range	51 - 71	2.64 - 5.98	2.42 - 4.48

(Fig. 6).

**3) 正常値**

Table 1 に示した例以外で心機能障害がない患者は16例について本法によって算出した値は、EF が  $61.6 \pm 6.8\%$  (S.D.), max. SVV, max. DVV がそれぞれ  $4.02 \pm 0.97 \text{ sec}^{-1}$  (S.D.),  $3.47 \pm 0.58 \text{ sec}^{-1}$  (S.D.) であった。この値を正常値とした (Table 2).

**4) Functional image の検討**

心室壁運動に異常のない例 (心疾患のない患者及び左室造影で壁運動に異常のない患者) での SV 像は、同心円状あるいは心基部方向に多少の陥凹を有する連続した等高線様のパターンを示した (Fig. 7 左図). また EF 像は心尖部より平行に帯状あるいは U 字型に帯状のパターンを示した (Fig. 8 左上図). 正常パターンでも、左室自由壁に比して心室中隔部は帯の幅が小さい傾向があり、これは心室中隔部の動きが左室自由壁より少ないことを示唆するものであろう。

種々の心疾患を含む27例で検討したところ、EF 像が正常な例はいずれも SV 像は正常であった。ところが EF 像が異常を示した16例 (虚血性心疾患13例、鬱血性心不全1例、完全房室ブロック1例、重症弁膜疾患1例) のうち、SV 像が異常を示したのは9例のみであった (Fig. 7, 8). つまり SV 像より EF 像の方が検出率が高かった。Paradox 像は6例が異常を示し (Fig. 9), これらの症例は、SV 像、EF 像でも異常を示した。心カテーテル検査を行なった10例ではその異常部位と functional image の異常とは良く一致した。

**IV. 考 案**

心プール像の撮像には現在、ヒト血清アルブミ

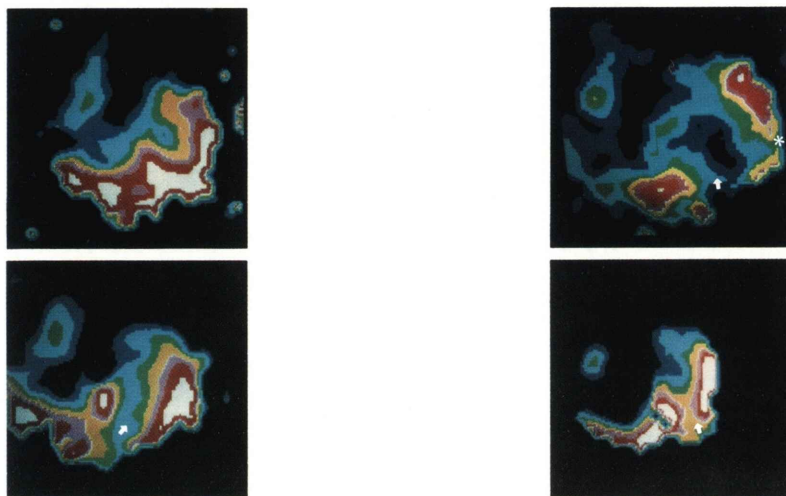
ン ( $^{99m}\text{Tc-HSA}$ ) と  $^{99m}\text{Tc-RBC}$  が用いられている。 $^{99m}\text{Tc-RBC}$  は  $^{99m}\text{Tc-HSA}$  より血中クリアランスが遅いこと、target/BKG 比が高いこと、肝への分布が少ないことなどで優れている<sup>13,14</sup>). In vitro の赤血球標識法は手技が煩雑であるが、ピロリン酸による in vivo 標識法は容易にしかも 95% という高い標識率を得ることができると言われている<sup>7,8</sup>). 多数の患者を対象とする日常検査には in vivo 標識法が適していることから、現在我々は、心電図同期プール像の評価には in vivo 標識法を主に用いている。

RI 検査で求めた EF 値は、左室造影結果と良く一致すると報告されている<sup>4</sup>). ライトペンで ROI を設定する際にも熟練者では良い再現性を示すと言われるが、左室辺縁の視覚的決定は、表示の intensity, 左室プール像の分離, BKG の設定部位、設定者の経験などによって変動が生ずる可能性があるため、自動的に ROI を設定できる方法の開発が望まれる。辺縁決定には isocount 法と微分法があるが我々は前者のプログラムを用いた。isocount 法では症例によって適切な % cut 値が変わり、従って ROI の大きさも共に変動する欠点がある。しかし今回の我々の検討結果では、左室周囲全体の  $-2 \sim +1$  画素の増減でも EF 値の変化は 4% 以内であった。通常の左室 ROI 設定での変動は左室周囲の  $\pm 1$  画素内と考えられるため、実用上は問題ないと思われる。BKG 値の ROI 設定による変動が EF 値に及ぼす影響は  $\pm 7\%$  であった。これらの結果は、本法で EF 値の再現性が良いことを示している。

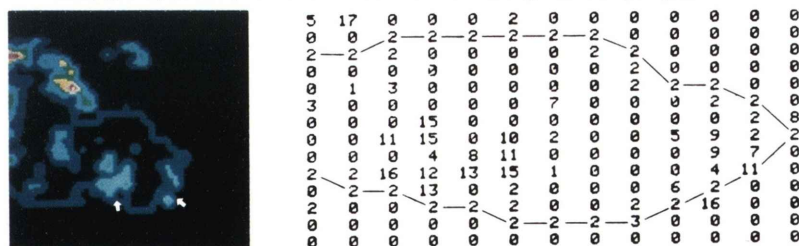
局所壁運動の評価には種々の方法があるが現在一般に行なわれている方法は、実時間での壁運動の観察及び ED と ES の左室輪郭の重ね合わせによる評価法である<sup>3,15</sup>). これはコントラスト法と同一の視点からの評価法となる。左室を 3 つの領域即ち anteroseptal, apical, inferoposterior に、あるいはそれ以上の部位に分けて各々の EF 値を regional EF として評価する方法<sup>10</sup>) は左室造影と良い相関があると報告されている。更に画素ごとの regional EF を求めれば EF の functional image



**Fig. 7** **Left**, normal stroke volume image. **Right**, stroke volume image in a patient with coronary artery disease. Anteroseptal and apical asynergy was shown by the contrast ventriculography. Note the fracture from apical to anteroseptal region (arrow).



**Fig. 8** **Upper left**, normal ejection fraction image. Left ventriculography showed normal cardiac wall motion. **Upper right**, severe diffuse asynergy, most prominent in anteroseptal and apical region (arrow). Posterolateral segment is also involved (asterisk). **Lower left**, note the fracture of anteroseptal region (arrow) which indicates the anteroseptal asynergy. **Lower right**, ejection fraction image, viewed in LAO (left anterior oblique), reveals relatively low values of ejection fraction in apical region (arrow) which suggests apical asynergy. Contrast ventriculography in LAO, however did not show any abnormal segments, while in RAO (right anterior oblique), apical hypokinesis was noted. Color scale ranges from black, blue, green, yellow, red and white with increasing number per pixel.



**Fig. 9** Paradox images, color display and numeric display of left ventricle. The paradox is shown in anteroseptal and apical regions (arrow) in which ventriculography showed dyskinesia. The left ventricular outline is superimposed as number "2".





が作製できる。このようにして得られた functional image は、心室の辺縁を二次元的に観察する方法に比して RI 量の変化つまり心室容積の変化をとらえることができる点で有利である。Maddox らは functional image の EF 値が 50% 以上の部位を ejection shell として描出し、その菲薄化、断裂を心室壁異常運動の判定基準に用いている<sup>11,16)</sup>。また、paradox 像に関しては、paradox を示す領域が左室全体の画素数の 10% 以上を陽性とすれば、左室造影で確認した心室壁異常運動の部位と良く相関すると報告している<sup>12)</sup>。

我々の症例でも心電図や <sup>201</sup>Tl 心筋イメージで評価された梗塞部位および左室造影結果と、functional image の EF 異常部位とは良く一致した。今回の検討で、functional image は、cut 値の変動によって生ずる左室辺縁の違いがないこと、像は ED, ES のフレームと BKG によって決定され左室 ROI を厳密に設定する必要がないこと、輪郭の重ね合わせで評価の難しい dyskinesis の評価が比較的容易であること、左室壁運動を一定のパターンとして一枚の写真に集約できることなどの利点があった。一方、右室と重なる場合 anteroseptal の領域の厚さの評価が難しい例があり、また従来の二方向 (LAO 及び RAO) での左室の各 segment との対応に困難を感じる例もあった。左室壁異常運動の程度の評価については、症例が少なく、今後症例を重ねて検討する必要がある。

これらの functional image は原理的に三次元の情報を含むものであり、平衡時法による撮像方向の限界や輪郭像の限界を補うものになり得る。データ処理も簡単であるため、更に広く利用されるべき方法であろう。

## V. 結 論

1. 東芝 DAP 5000N を用いて左心機能解析法を検討した。データは <sup>99m</sup>Tc-RBC による平衡時プール像を心電図同期法により、リストモードで収集した。

2. EF, max. SVV, max. DVV の再現性に影響を与える因子として、左室 ROI の大きさおよび

BKG 値について検討した。通常の設定による変動の範囲では、EF 値は、左室 ROI の大きさにより  $\pm 4\%$ 、BKG 値により  $\pm 7\%$  の変動であった。

3. 心疾患のない患者 16 名の EF, max. SVV, max. DVV はそれぞれ  $61.6 \pm 6.8\%$  (S.D.),  $4.02 \pm 0.97 \text{ sec}^{-1}$  (S.D.),  $3.47 \pm 0.58 \text{ sec}^{-1}$  (S.D.) であった。

4. 種々の心疾患を含む患者 27 名について、局所左室壁運動の functional image として SV 像, EF 像, paradox 像を作製した。SV 像, EF 像, paradox 像はそれぞれ 9 例, 16 例, 6 例が異常を示し、心筋梗塞の部位、左室造影での異常部位と良く一致した。これらの functional image は三次元の情報を含むため、左室壁異常運動の評価に有用であった。

謝辞 臨床評価に際し症例を御教示下さいました金沢大学第一内科の諸先生に深謝致します。本研究に御支援下さいました第一ラジオアイソトープ研究所に感謝致します。

## 文 献

- 1) Strauss HW, Zaret BL, Hurley PJ, et al: A scintigraphic method for measuring left ventricular ejection fraction in man without cardiac catheterization. *Am J Cardiol* **28**: 575, 1971
- 2) Strauss HW, McKusick KA, Boucher CA, et al: Of lines and laces—the eighth anniversary of the gated blood pool scan. *Semin Nucl Med* **9**: 295–309, 1979
- 3) Bacharach SL, Green MV, Borer JS, et al: A real time system for multi-image gated cardiac studies. *J Nucl Med* **18**: 79–84, 1979
- 4) Ashburn WL, Schelbert HR, Verba JW: Left ventricular ejection fraction—a review of several radionuclide angiographic approaches using the scintillation camera. *Prog Cardiovasc Dis* **20**: 267, 1978.
- 5) 外山比南子, 飯尾正宏, 村田 啓, 他: 高時間分解能法による経時的プールおよび心筋イメージング. *核医学* **14**: 41–49, 1977.
- 6) 町田喜久雄, 西川潤一, 町田 徹: オートフロスコープ・システム 77 による左心 functional image. *Radioisotopes* **27**: 464–465, 1978
- 7) Pavel DG, Zimmer AM, Patterson VN: In vivo labeling of red blood cells with Tc-99m: a new approach to blood pool visualization. *J Nucl Med* **18**: 305–308, 1977

- 8) 朝倉浩一, 小野 慈, 大竹英二, 他: In vivo 標識  $^{99m}\text{Tc}$ -赤血球による心血管プールスキャン. 核医学 **15**: 943-951, 1978
- 9) Bacharach SL, Green MV, Borer JS: Instrumentation and data processing in cardiovascular nuclear medicine: evaluation of ventricular function. Semin Nucl Med **9**: 241-256, 1979.
- 10) Maddox DE, Wynne J, Uren R, et al: Regional ejection fraction: a quantitative radionuclide index of regional left ventricular performance. Circulation **59**: 1001-1009, 1979
- 11) Maddox DE, Holman BL, Wynne J, et al: Ejection fraction image: a noninvasive index of regional left ventricular wall motion. Am J Cardiol **41**: 1230-1237, 1978
- 12) Holman BL, Wynne J, Idoine J, et al: The paradox image: a noninvasive index of regional left-ventricular dyskinesis. J Nucl Med **20**: 1237-1242, 1979.
- 13) Thrall JH, Freitas JE, Swanson D, et al: Clinical comparison of cardiac blood pool visualization with Technetium-99m red blood cells labeled in vivo and with Technetium-99m human serum albumin. J Nucl Med **19**: 796-803, 1978
- 14) 内田立身, 待井一男, 大和田憲司, 他:  $^{99m}\text{Tc}$  による血球標識に関する研究(第5報)—— $^{99m}\text{Tc}$  標識赤血球による RI 血管造影とくに In vitro および In vivo 標識法の比較について——. 核医学 **16**: 563-567, 1979
- 15) Zaret BL, Strauss HW, Hurley PJ, et al: A noninvasive scintiphotographic method for detecting regional ventricular dysfunction in man. N Engl J Med **284**: 1165-1170, 1971
- 16) Holman BL: Cardiac imaging in nuclear medicine. Radiology **133**: 709-716, 1979

### Summary

#### Reproducibilities of Radionuclide Left Ventricular Analysis and Studies on Functional Images of Left Ventricular Performance

Kenichi NAKAJIMA\*, Hisashi BUNKO\*, Akira TADA\*, Kiyoshi KOIZUMI\*, Toshio MAEDA\*, Norihisa TONAMI\*, Kinichi HISADA\*, Masato YAMADA\*\*, Susumu MATSUMOTO\*\* and Masamichi MATSUDAIRA\*\*

\*Department of Nuclear Medicine, Kanazawa University, Kanazawa

\*\*Central Isotope Service Division, Kanazawa University

The method of left ventricular analysis with Toshiba DAP 5000N is developed. Following in vivo labeling of red blood cells with Tc-99m, data were obtained by equilibrium method, utilizing Anger scintillation camera with high resolution collimator. The camera detector was positioned in the modified left anterior oblique projection.

The size of the region of interest of left ventricle and the setting of background were studied as to whether these factors practically influence the reproducibilities of the ejection fraction, systolic dV/dt and diastolic dV/dt. The results showed that reproducibilities of these parameters were

reasonably good.

Functional images of the regional left ventricular wall motion, i.e. stroke volume image, ejection fraction image and paradox image were produced in 27 patients with or without ischemic heart disease. These functional images were considered to be more useful in the evaluation of the left ventricular asynergy than the conventional movie mode display and superimposition of the left ventricular perimeters.

**Key words:** Left ventricular analysis, Ejection fraction, Functional image