

## 《原 著》

## 3次元ダイナミック・パターンによる局所心機能解析法

外山比南子\* 村田 啓\*\* 間島 寧興\*\* 山田 英夫\*

**要旨** 心電図同期心プール断層像の新しい解析法として、3次元ダイナミック・パターン法を開発した。等計数法による心室辺縁抽出後、各辺縁上の点の座標を面積中心を原点とする $(r, \theta)$ 座標に変換した。フーリエ近似を行って、辺縁の平滑化とともに、解析的処理を可能とした。各時相のイメージに、上記処理後、辺縁、面積中心、長軸、心基部を求め、6種類のパターンを作成・表示した。第一は、辺縁、面積中心および長軸の時間変化(軌跡)を表わすもので、空間に固定した座標系からみているため、固定法とよぶ。2-6は拡張終期の面積中心、長軸、心基部のいずれか1つ、あるいは2つに、各時相のそれぞれが重なるように移動した場合の辺縁および長軸の軌跡である。この場合には、空間からみた座標系が動いているため、浮動法とよぶ。これらのパターンを、各断面で求め3次元ダイナミック・パターン(3DDP)と名づけた。本法を正常者の心プール・マルチゲートSPECTイメージの解析に応用し心機能の3次元的解析の可能性を検討した。

## I. 緒 言

回転型ガンマ・カメラの普及にともない、 $^{99m}\text{Tc}$ や $^{201}\text{Tl}$ によるシングルフォトン・エミッション・コンピュータ断層法(SPECT)の臨床応用が多くなってきた。心機能検査においてもSPECTによる心筋・心プールの3次元イメージ診断が増加しつつある。なかでも、従来の2次元イメージにおいて正診率が低かった後壁や心基部に近い部位の診断向上に寄与している<sup>1,2)</sup>。また、マルチゲート心プールSPECTイメージより、心室の収縮拡張に伴う動きを3次元的に把握できるようになった。そこで、SPECTによる3次元イメージを従来の2次元イメージと単に比較するだけでなく、3次元情報をより定量的に解析し心機能を抽出して表示するための新しい解析法を開発

した。3次元情報をダイナミックに把握しパターン化することから、本法を3次元ダイナミック・パターン法(Three Dimensional Dynamic Pattern-3DDP-method)と呼ぶことにする。

## II. 方 法

## 1. データ収集

回転型ガンマ・カメラ(ZLC-7500)を用いて $^{99m}\text{Tc}$ -RBCによる心プール・マルチゲートSPECTイメージを採取した<sup>3)</sup>。角度サンプル数32, 180度回転, リニア・サンプル数64, 1角度当たり採取時間120秒, 20ゲート/R-R時間, ゲート幅40ミリ秒とした。再構成法には、フィルタード・バックプロジェクション法を用い、吸収補正は行っていない。横断層像作成後、長軸および短軸断層像を作成し処理対象とした。

## 2. 3次元ダイナミック・パターンの作成

処理手順を流れ図(Fig. 1)に示した。拡張終期イメージ上左心室のまわりにグローバルROIを設定し(Fig. 2-A), 各時相における左心室辺縁抽出はこのROI内のみを考慮した。それぞれのイメージを9点平滑化後、等計数法により左心室辺縁抽出を行った。辺縁上の、座標 $(X_i, Y_i)$ の平均

\* 都養育院附属病院核医学放射線部

\*\* 虎の門病院放射線科

受付: 59年5月7日

最終稿受付: 59年7月6日

別刷請求先: 板橋区栄町35-2 (☎173)

東京都養育院附属病院核医学放射線部

外 山 比南子

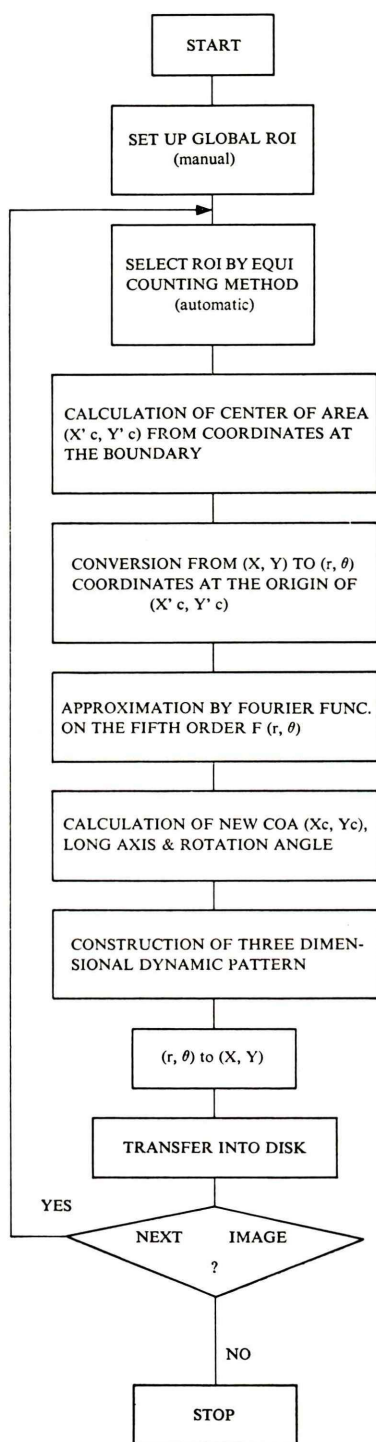


Fig. 1 A flow chart for generation of three dimensional dynamic pattern.

値から面積中心 ( $X'c, Y'c$ ) を算出した。辺縁上各点の座標を、この面積中心 ( $X'c, Y'c$ ) を原点とする ( $r, \theta$ ) 座標に変換した (Fig. 2-B, C)。その後、( $r, \theta$ ) 座標上の辺縁各点を 5 次フーリエ関数で近似し平滑化した。このフーリエ関数から、長軸、長軸の回転角度および心基部を算出後、再び ( $X, Y$ ) 座標に変換し、面積中心 ( $Xc, Yc$ ) を算出した。ここで、長軸とは断面の面積中心を通る最大径をいい、心基部は長軸の一端である。このようにして求めた面積中心、長軸の座標・角度、辺縁座標をディスク・ファイルに転送し記録した。同様の処理を、各断面の全時相のイメージに対して行った。辺縁抽出に用いた計数はグローバル ROI 内の最高計数値の 45% とし、各断面で決定した。

このようにして算出した辺縁、面積中心、長軸をもとにして、1 断面のゲートイメージに対し、次の 6 つの場合のパターンを作成した。(1) 各時相における辺縁、面積中心、長軸の軌跡、(2) 面積中心を拡張終期の面積中心に重ね合わせた場合

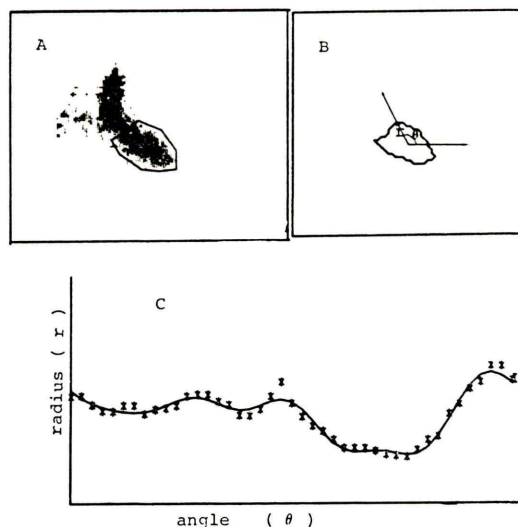


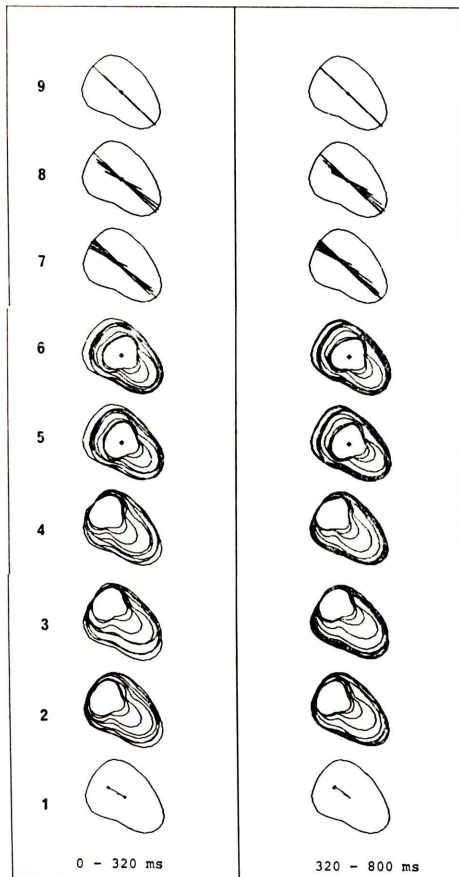
Fig. 2 A procedure for edge detection of the heart. A: Setting a global ROI for the end diastolic left ventricle. B: Detection of contour line of the ventricle and conversion from ( $x, y$ ) system to ( $r, \theta$ ) system. C: Contour curve fitting by Fourier series with the fifth order on ( $r, \theta$ ) system.

の辺縁, 長軸の軌跡, (3) 長軸を拡張終期の長軸に重ね合わせたときの辺縁の軌跡, (4) 心基部を拡張終期心基部に重ね合わせたときの辺縁, 長軸の軌跡, (5) 心基部および長軸を拡張終期に重ね合わせた場合の辺縁の軌跡, (6) 長軸および面積中心を拡張終期に重ねた場合の辺縁の軌跡, である。(1) は, 空間に固定した座標系から得られることから, 固定座標系法 (固定法) と呼ぶ。(2)-(6) で

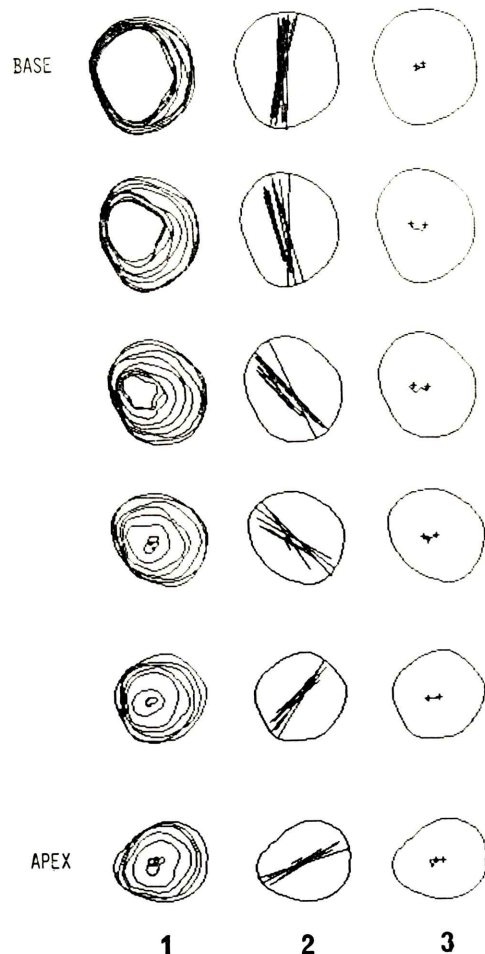
は, 心室断面の面積中心に座標系の原点を置き, 空間的には座標系が時間とともに変化していることから浮動座標系法 (浮動法) と呼ぶ。

### 3. 3次元ダイナミック・パターンの表示法

これらのパターンは, CRT 上に, 拡張終期から収縮終期まで (収縮相) と, 収縮終期から拡張終期まで (拡張相) にわけて表示した。表示法には, 2次元法と3次元法を用いた。2次元法では, 従来の収縮拡張様式のように, 面積中心, 長軸および辺縁の時間変化を平面的に表示した (Figs. 3,



**Fig. 3** Three dimensional dynamic patterns (3DDP) for the middle section of a long-axis tomogram of the LV in a normal subject. The loci of center of area (1), the outlines with a fixed system (2) and a floating system (3, 4, 5 and 6). The origins of floating systems are the base points at end diastole (3), the base point with superimposing the long axes (4), end diastolic center of area (5) and the center of area with superimposing the long axes (6), respectively.



**Fig. 4** Three dimensional dynamic pattern (3DDP) for the same case as shown in Fig. 3. Six cross sections from the apex to the base are shown as loci of outlines (1), long axes (2) and center of area (3) with a fixed system.

4). また、左心室あるいは右心室単独の表示のみならず、両者の同時表示も可能とした (Fig. 5). 3次元法では、2次元法に時間軸あるいは断面方向を加えて立体表示とした (Fig. 6).

### III. 結 果

正常者の3次元ダイナミック・パターンを示す

(Figs. 3, 4). Fig. 3 は心尖部を通る左心室長軸断面における 3DDP の2次元表示である. 左側が収縮相, 右側が拡張相を表わす. 1, 2, 7 は, それぞれ固定法による面積中心, 辺縁, 長軸の軌跡である. 3 は, 心基部を重ね合わせた辺縁の軌跡, 4 は, 心基部と長軸を重ね合わせた辺縁の軌跡である. 5, 8 は, 面積中心を合わせた辺縁, 長軸の

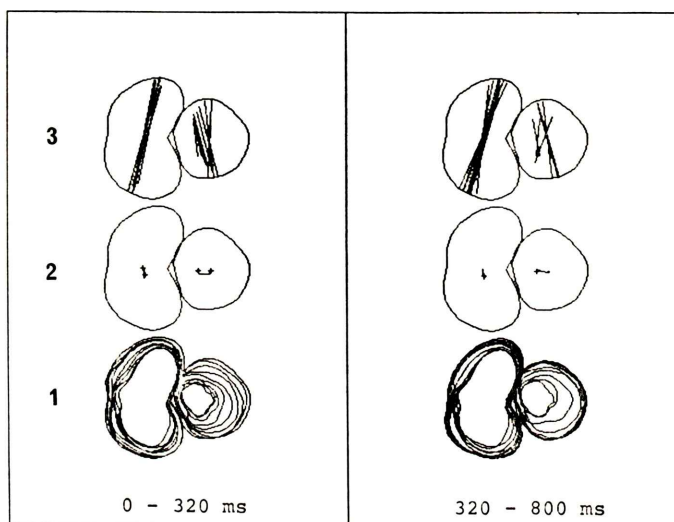


Fig. 5 Three dimensional dynamic pattern (3DDP) for the short axis cross section of both the left and right ventricles in a normal subject (same as Fig. 3). The loci of outlines (1), center of area (2) and long axes (3) are shown.

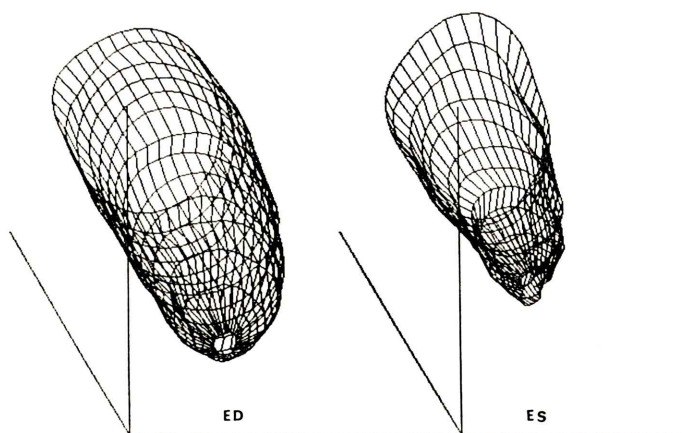


Fig. 6 Three dimensional display of the outlines at the end diastole (left) and the end systole (right).



軌跡, さらに 6, 9 は, それぞれ長軸も重ね合わせた場合の軌跡である. 通常みているように, 空間に基準を置くと, 面積中心は収縮に伴って長軸上を心基部方向へ移動している (Fig. 3-1). 局所壁運動は, 心尖部が一番大きく (Fig. 3-2), 長軸は収縮に伴って上へはねる傾向にある (Fig. 3-7). 一方, 浮動法により, 面積中心を重ねてみると壁運動は全周にわたって一様で, しかも, 長軸方向の収縮が短軸方向より大きいことがわかる (Fig. 3-5, 6).

この長軸断層像に垂直な短軸断層像を Fig. 4 に示した. 心基部から心尖部までの 6 断面の, 固定法による 3 次元パターンを 2 次元表示した. 心尖部では一様な壁運動をしているのに対し, 心基部に近づくにつれて側壁がより収縮し中隔側の動きが少ない (Fig. 4-1). 一方, 面積中心は収縮とともに中隔側に移動する (Fig. 4-3). Fig. 3 と合わせて考慮すれば, 左心室長軸は収縮とともに中隔側に引っ張られながら上にはねている. Fig. 4-2 は, 各断面の最大径の軌跡を示したものである.

短軸断層像における左右心室 3DDP の同時表示を Fig. 5 に示した. 左心室同様右心室においても, 自由壁より中隔側の収縮が少ない. また, 右心室中隔の動きは左心室中隔よりも少ない. 左心室面積中心が中隔側に寄るように動くのに対し, 右心室面積中心はそれと垂直方向に動いている. 右心室最大径の変化は長さ, 角度ともに少ない.

3 次元ダイナミック・パターンの 3 次元表示を Fig. 6 に示した. 左側は拡張終期右側は収縮終期の左心室辺縁を立体表示したものである.

#### IV. 考 察

今回は, 自動辺縁抽出に等計数法を採用した. 敷居値となる計数は, 最高計数の 40-50% が適当であったが, その値によって 3DDP が変化することがあり, 本法の問題点として残った. 敷居値を高くすると心尖部に近い断面で収縮時辺縁が得られなくなり, 逆に低くすると収縮しない. ここでは 45% を採用したが, 今後例を重ねて検討したい. 断層像の前処理として, 9 点平滑化を採用し

たが, 種々のフィルターをかけることによっても辺縁のパターンが異なるので注意を要する. 辺縁の平滑化は, 従来楕円近似が多く用いられたが  $(r, \theta)$  変換後フーリエ近似を行う本法は, 次の意味で数学的处理を容易にした. 第一は, 一価関数であること. 楕円関数では根を 2 つもち, その判定を要す. 第二は, 原点の移動や長軸の算出等が解析的に行えること. 第三は, フーリエ係数 (たかだか 5 次) と原点の座標だけ記録しておけば, 辺縁が再現できること. 第四は, 中心から辺縁までの距離が任意の部位 (角度) で算出でき, 位相解析等が容易に行えることである. フーリエ近似の次数は高くなるにつれ一致がよくなるが, 5 以上にしても改善は少なかった.

固定法による 3DDP は, 従来見慣れている壁運動, 長軸の動き等の 3 次元的把握に有用である. とくに, 短軸断層像における最大径の軌跡 (Fig. 4-2) では, 収縮に伴って心室形状が部位により複雑に変化することを示唆している.

浮動法による 3DDP では, 従来とは異なる観点から局所壁運動を捉えなくてはならない. 基準点として面積中心, 長軸, 心基部のいずれが適当であるか, 現時点では決定できない. たとえば, 面積中心を基準とした場合, 正常例では同心円状の一様な収縮運動をするのに対し, 壁運動異常例では歪みが生じることが予想される. この意味では, 固定法は, 正常心機能の生理学的考察に適し, 浮動法は, 心機能異常のパターン解析および定量解析に用いると考える. Force<sup>4)</sup> らは, 2 次元超音波イメージ解析において, 固定法と浮動法による長軸中心から辺縁までの長さの変化率 (Percent Radial Shortning) を比較した. その結果, 固定法では中隔および側壁の動きを過大評価していると指摘している. ここでは, 正常者のパターンのみを対象としたが, 心筋梗塞等, 心疾患症例に応用した例では, 部位によって異なる 3 次元ダイナミック・パターンを示した<sup>5)</sup>.

3 次元表示 (Fig. 6) は, ディスク内に記録した短軸断層辺縁を, 一定の角度と間隔で連続表示することにより簡単に行える. カラー表示の場合に

は、異なる色を使用して拡張終期と収縮終期を重ねて表示できる。適当な表示角度を選択して心筋梗塞部位を立体的に診断できる。拡張および収縮終期心室イメージを 3 次元表示することにより弁口部の決定が容易となり、辺縁内面積の加算による心室容積計算ができる。また、辺縁内計数から左右心室の総計数も求めることができる。これらを使って心拍出量やシャント率の算出も可能である。

本法では、面積中心を原点とした辺縁座標をフーリエ関数としてディスク内に記憶しているため、任意の角度における中心から辺縁までの長さを算出できる。Percent Radial Shortning (PRS) の算出、径時間変化曲線の作成、そのフーリエ解析等<sup>6)</sup>、従来 2 次元イメージに施行した処理を行って比較検討できる。

## V. 結 語

SPECT による 3 次元心プール・ゲートイメージの新しい解析法を開発し、正常者に適用した。本法は次の観点から、従来視覚のみで診断していた SPECT イメージの定量解析法の 1 つになると考える。第一は、本法により求めた各断面の辺縁内面積および計数から心容量絶対値の算出が可能

となる。第二は、面積中心および辺縁座標から心室径の時間変化および扇形領域内の計数変化を簡単に求めることができ、3 次元位相解析が可能となる。

今後、心疾患症例に応用しその有用性を検討したい。固定法と浮動法からみた心動態および心機能の差、長所・短所等の検討もあわせて行いたい。

## 文 献

- 1) Tamaki N, Mukai T, Ishii Y, et al: Clinical evaluation of Thallium-201 emission myocardial tomography using a rotating camera.: Comparison with seven-pinhole tomography. *J Nucl Med* **22**: 849-855, 1981
- 2) Ritchie JL, Williams DL, Harp G, et al: Transaxial tomography with Thallium-201 for detecting remote myocardial infarction. *Amer J Cardiol* **50**: 1236-1241, 1982
- 3) 外山比南子: 心電図同期心臓核医学の画像構築. 日医放会誌 **16**: 1355-1363, 1979
- 4) Force T, Bloomfield P, O'Boyle JE, et al: Quantitative two dimensional echocardiographic analysis of motion and septum after cardiac surgery. *Circulation* **68**: 1013-1020, 1983
- 5) 外山比南子, 村田 啓, 間島寧興: 左室固定座標系による左室壁運動の解析. 心臓 **15**: 1117-1123, 1983
- 6) 外山比南子, 村田 啓, 飯尾正宏, 他: 位相分析法による第一回循環時および平衡時マルチゲート・イメージの解析. 画像診断 **1**: 81-88, 1981

## Summary

### New Method for the Analysis of Regional Cardiac Function by Three Dimensional Dynamic Pattern (3DDP)

Hinako TOYAMA\*, Hajime MURATA\*\*, Yasuoki MASHIMA\*\* and Hideo YAMADA\*

*\*Department Nuclear Medicine and Radiological Sciences, Tokyo Metropolitan Geriatric Hospital, Tokyo*

*\*\*Division Nuclear Medicine, Toranomon Hospital, Tokyo*

A new method for an analysis of regional cardiac function was developed using the multigated cardiac pool images (single photon emission computed tomogram-SPECT). The (x-y) coordinates of cardiac contour for each frame, detected automatically by equi-count method expressed in (r- $\theta$ ) coordinate with respect to center of area. After they were smoothed by fifth order to Fourier function, the coordinate of contour, center of area, long axis and base with both a fixed external frame-of-reference system (fixed method) and internal frame-of-reference system (floating method), were estimated analytically for each frame. The loci of contour, center of area, long axis and base were depicted on the CRT as three dimen-

sional dynamic pattern (3DDP).

In a case of normal controle, SPECT images in two views of sagital (long axis) and coronal (short axis) were analysed by our new method. From 3DDP with fixed method, septal wall motion was little and more decrease in the base than in the apex. The center of area moved from the lateral to the septum and from apex to base with systole.

Application of this new method to multigated SPECT images could be useful for analysis of cardiac performance as three dimensional dynamic pattern.

**Key words:** SPECT, Multigate image, Regional wall motion, Three dimensional analysis.