

## 《原 著》

マルチゲート法心プールデータについてのフーリエ  
解析応用による心 functional imaging

—— 基礎的検討およびその応用について ——

前田 寿登\*      竹田 寛\*      中川 毅\*      山口 信夫\*  
田口 光雄\*      小西 得司\*\*

**要旨**  $^{99m}\text{Tc}$  標識赤血球を用いた心マルチゲート・データの画素ごとの時間-放射能 (T-A) データについてフーリエ解析を応用し、高次周波項までを用いて近似された曲線から心収縮、拡張期動態の評価に有用な指標を求め、これらを指標とする functional image (FI) を作成し、その基礎的検討を行った。400心拍で収集されたデータに対して filter factor 10.2 のマップ・スムージングを行うことにより、正常例での基本周波による phase image は左心域ではほぼ均等で、標準偏差 (5 例の平均値) 11.8 度ときわめて狭い良好な分布を示し得た。心室の局所的収縮、拡張動態の特性を描出するためには、画素ごとの T-A データに対して第 3 次周波項までを利用する近似法が必要かつ十分であるという結果を得た。さらにこれから得られる 9 個の指標を用いての解析は、最近多く試みられている基本周波の位相角、振幅の両指標のみによる FI では描出困難であったより詳細な心機能評価が可能であることを示した。

## I. 緒 言

心臓核医学検査は非侵襲的に心臓機能の定性および定量的評価ができることに特長がある。マルチゲート法による心プール検査はこれまで左心室駆出分画 (以下 EF) 等の算出に応用されてきたが、最近ではその画素ごとの時間-放射能 (以下 T-A) データにフーリエ解析を応用し、得られるフーリエ展開の基本周波項の位相角 (phase angle) および振幅 (amplitude) を指標とする心臓 functional imaging が報告され、その臨床的有用性が検討されている<sup>1~4)</sup>。

本論文では、このマルチゲート法による心プールデータへのフーリエ解析応用に関して、(1) 心

プールの収集、処理方法と画素ごとの T-A データのフーリエ解析結果の精度との関係、(2) フーリエ展開の高次周波項までを利用した画素ごとの T-A データの近似法、および (3) その近似曲線解析から得られる指標による新しい心臓 functional imaging の方法についての基礎的検討とその臨床応用の一部について報告する。

## II. 対象および方法

## 1. 対 象

今回、本研究で対象とした症例は合計13例で、その内訳は心筋梗塞症 4 例、狭心症 2 例、肥大型閉塞性心筋症 2 例および正常例 5 例である。正常例はいずれもボランティア、その他の症例の診断は心エコー、心カテーテル検査および心血管造影によって確診されたものである。

## 2. 方 法

$^{99m}\text{Tc}$ -in vivo 標識赤血球 (RBC) を用い、静注後約 10 分よりマルチゲート法により、心電図の R-R 間隔を 28 分割し、頭尾方向 30 度傾斜、左前斜

\* 三重大学医学部放射線医学教室

\*\* 三重大学医学部第一内科学教室

受付: 56 年 11 月 24 日

最終稿受付: 57 年 4 月 7 日

別刷請求先: 津市江戸橋 2-174 (☎ 514)

三重大学医学部放射線医学教室

前 田 寿 登

方向撮像法でデータを収録した。収録は  $64 \times 64$  マトリックスで行い、平均心拍数の  $\pm 5\%$  範囲内にある心拍データを収録した。収集心拍数は、5例については後述の局所的解析に適した収集心拍数を検討する目的で、100, 200, 400, 600 心拍の4種の心拍数でデータを収集し、その他では400心拍収集を通例とした。用いた装置は東芝製 GCA-401-5 型ガンマカメラ(低エネルギー汎用コリメータ装着)および GMS-90 型オンラインデータ処理装置である。その構成を Fig. 1 に示す。

マルチゲート法で得られたフレーム数  $N$  からなる T-A データ  $f(t)$  は R-R 間隔を 1 周期 ( $T_0$ ) とする周期関数と見なすことができ、そのフーリエ数は

$$f(t) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} [a_n \cos(2\pi n f_0 t) + b_n \sin(2\pi n f_0 t)] \quad \cdots \cdots (1)$$

で表わされる。ここに  $f_0$  は基本周波数で  $1/T_0$  に等しく、 $n$  は第  $n$  次周波を示している。いま  $t = kT$  ( $k$ : フレーム番号,  $T$ : サンプル間隔時間),  $f_0 = 1/T_0 = 1/(T \cdot N)$  とすれば (1) 式は次のように表わ

される。

$$f(kT) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} [a_n \cos(2\pi nk/N) + b_n \sin(2\pi nk/N)] \quad \cdots \cdots (2)$$

そして、係数  $a_n, b_n$  は次式で与えられる。

$$a_n = \frac{2}{N} \sum_{k=0}^{N-1} f(kT) \cos(2\pi nk/N) \quad \cdots \cdots (3)$$

$$b_n = \frac{2}{N} \sum_{k=0}^{N-1} f(kT) \sin(2\pi nk/N) \quad \cdots \cdots (4)$$

$$\text{いま, } A_n = \sqrt{a_n^2 + b_n^2} \quad \cdots \cdots (5)$$

$$P_n = \tan^{-1}(b_n/a_n) \quad \cdots \cdots (6)$$

とすると、(2) 式は

$$f(kT) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} A_n \cos(2\pi nk/N - P_n) \quad \cdots \cdots (7)$$

と書ける。ここに  $A_n$  および  $P_n$  はそれぞれ第  $n$  次周波の振幅および位相角である。

われわれはマルチゲート法で得られた心プールデータの各画素ごとの T-A データを (7) 式を用いてフーリエ展開し、その第 3 次高周波項までの和で合成した曲線  $f_3(t)$  で原 T-A データの近似を行

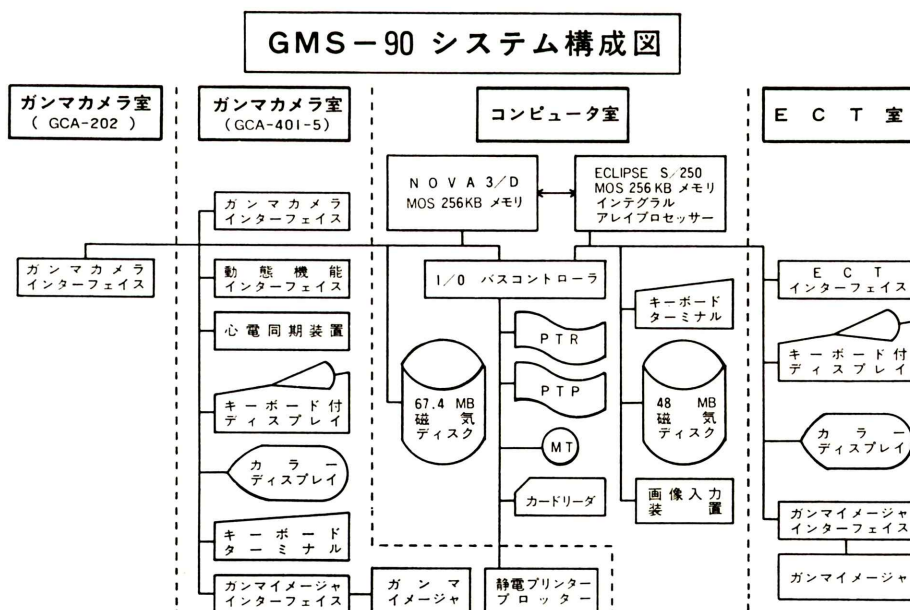


Fig. 1 Block diagram of the gamma camera-computer system.

った。次いで、この合成近似曲線から以下に述べる7個の新指標を算出し、基本周波項の振幅、位相角の2つの指標を加えた合計9個の指標による心臓 functional imaging を行った。また全左心室、全右心室の T-A データについても同様の指標を用いて検討した。

9個の指標は次の通りである (Fig. 2 参照)

$A_1$  : 基本周波項の振幅。

$P_1$  : 基本周波項の位相角 (R-R 間隔を  $360^\circ$  とする)。

$A(f_3)$  : 合成曲線  $f_3(t)$  の  $(EDC-ESC)/2$ 。ただし EDC, ESC はそれぞれ  $f_3(t)$  の最大および最小値を示す。

$P(f_3)$  : 心電図 R 波から合成曲線  $f_3(t)$  の最大値の時相までの位相角。

MDVS : 心室収縮期相 ( $f_3(t)$  の下降脚) にお

ける  $|df_3(t)/dt|$  の最大値。

MDVD : 心室拡張期相 ( $f_3(t)$  の上昇脚) における  $df_3(t)/dt$  の最大値。

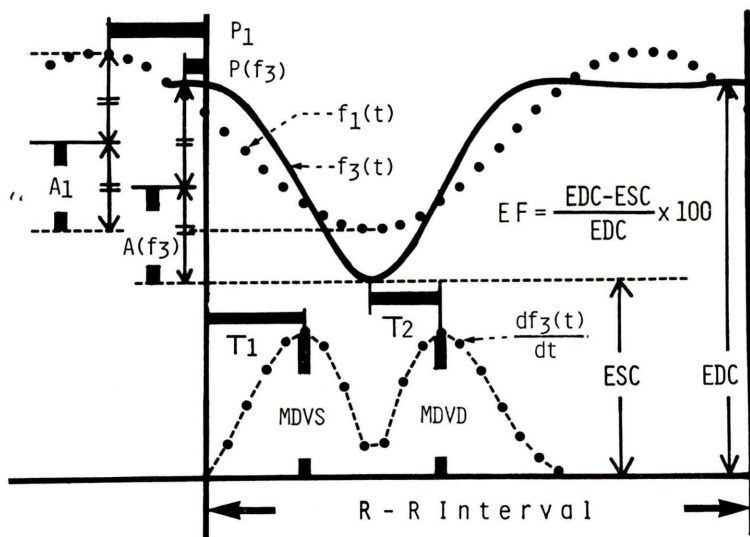
$T_1$  : 心電図 R 波から MDVS を示す時相までの位相角。

$T_2$  :  $f_3(t)$  の最小値時相 (収縮終期) から MDVD 時相までの位相角。

EF : 局所的駆出分画。

$$EF = \frac{(EDC-ESC)}{EDC} \times 100 (\%)$$

EF 算出時における心臓領域のバックグラウンドは次のようにして求めた。最大拡張時相の画像で左心室領域における最大カウント数の70%以上の値を示す領域を左心室領域とし、その領域から2画素 (約 10.8 mm) 離れた2画素の幅を有する馬蹄形の領域を自動的に設定し、これをバックグラ



**Fig. 2** Schematic representation of various parameters, obtained from the curve approximated by the use of Fourier series of gated blood-pool data, being suitable for evaluating ventricular systolic and diastolic performances. [ $f_1(t)$  is the time-activity curve fitted with the first Fourier component,  $f_3(t)$  the time-activity curve fitted with the harmonic components up to the 3rd frequency,  $df_3(t)/dt$  the differential curve of  $f_3(t)$ ,  $P_1, A_1$  the phase angle and amplitude of the first Fourier component respectively,  $P_3, A_3$  the phase angle and amplitude obtained from the curve fitted with the harmonic components up to the 3rd frequency respectively, MDVS = max.  $|df_3(t)/dt|$ , MDVD = max.  $df_3(t)/dt$ ,  $T_1$  the time from end-diastole to MDVS,  $T_2$  the time from end-systole to MDVD, EF the ejection fraction, EDC = counts at end-diastole, ESC = counts at end-systole.]



ウンド領域とした。マルチゲート法で得られた28フレームの各画像について、バックグラウンド領域の画素あたりのカウントを求め、この値をその時相における画素あたりのバックグラウンドとした。

マルチゲート法で得られる心プールデータの収集、処理法に関して、次の2項目の検討を行った。すなわち、

1. 収集心拍数およびマップスムージングが得られた functional image に与える影響とそれらの最適条件の検討。

2. 上記の最適条件で得たデータについて、フーリエ展開の種々の高次周波項までを用いて合成、近似した T-A 曲線の妥当性の検討。

第1項におけるスムージングは種々のフィルター・ファクター(以下 FF)を有するマップ・スムージングを行っている。フィルター・ファクターは荷重平均を求める際に各画素に乗ずる荷重  $W_i$  によって定まる量で、 $FF = (\sum W_i)^2 / \sum W_i^2$  で与えられる (Fig. 3)。そして各種条件下で得られた functional image の画質に関する検討は、左心室収縮動態についての従来の研究成績から、正常心室腔内のどの領域をとってもその位相角がほぼ同じであると考えられることを利用して、正常左心室腔内の位相角の分布の変動範囲を調べることに先行した。

前記の9個の技標による各 functional image は次の3つの方法で16色のカラーまたは16レベルのグレースケールを用いて表示した。

1. functional image 中の最大値をカラースケールの上限(白色)とする相対的表示法。

2. 各パラメータの算出値とカラースケールを対応させる絶対表示法。

3.  $P_1$ ,  $P(f_3)$  functional image については、さらに心臓各部位での機械的収縮開始時相の伝達様相を動きでとらえるいわゆるシネ表示。

また、心室あるいは心房内に設定した関心領域 (ROI) 内での各パラメータの算出値の分布を知るため、画素値のヒストグラムを作成し、各 functional image の定量解析に応用した。

### III. 結 果

#### 1. データ収集および前処理

Fig. 4 は、収集心拍数および収集されたデータに対するマップ・スムージングが  $P_1$  functional image の左心室領域内での位相角分布の標準偏差に与える影響を示したもので、値は正常例5例の平均値である。標準偏差の平均は収集拍数が多い程、またマップ・スムージングの FF が大きい程小さくなっている。しかし、収集心拍数が大となるに従ってマップ・スムージングの標準偏差に与える影響は減少する。

Fig. 5 に1正常例における  $P_1$  functional image を例示する。100心拍収集、マップ・スムージング処理なしのデータを用いた Fig. 5 A 像では、心臓各内腔はいずれも不均等に表示され、心房、心室の境界区別も不明瞭であるが、400心拍収集、 $FF=10.2$  のマップ・スムージング処理データから求めた Fig. 5 D 像では、心房と心室から明確に区別され、さらに同一色レベルで均等に表示された左右両心室が心室中隔によって明確に境界されているのを認めることができる。Fig. 5 D 像は 5C はもちろん 5B よりも各心腔内のばらつきは少ない。

以上の検討成績および後述の臨床上の理由から、次に述べる各画素ごとの T-A データのフーリエ解析、その高次周波項までを利用する心臓 functional imaging の検討は、400心拍収集、 $FF=10.2$  でのマップ・スムージング処理による心プールデータを用いて行った。

#### 2. 高次周波項利用による T-A データの近似

##### a) 全左心室腔の T-A データの近似

Fig. 6 は正常例の左心室全領域の T-A データについてフーリエ展開し、その基本周波項および高次周波項までを用いて近似した曲線と原データとを重ね合わせて、その近似の精度を示したものである。基本周波項のみでは明らかに原 T-A データからのずれは大きく、高次周波項を使うにしたがって近似曲線は原 T-A データと良く一致している。この症例における両者の相関係数はそれぞれ

	C	C	C	C	C
	C	B	B	B	C
	C	B	A	B	C
	C	B	B	B	C
	C	C	C	C	C

Weight			Filter Factor
A	B	C	
1	0.125	—	3.6
1	0.250	—	6.0
1	0.250	0.0625	10.2
1	0.500	0.1250	15.1
1	0.500	0.2500	20.3

Fig. 3 Various configurations for the combining elements of the matrix for the map smoothing and corresponding filter factors.

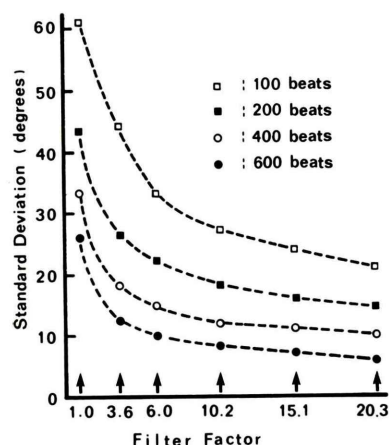


Fig. 4 Relationship between filter factors in map smoothing and distributions of phase angle ( $P_1$ ) in the region of the LV in various numbers of beats for data-aquisition. The values of standard deviation are the mean of 5 normal subjects.

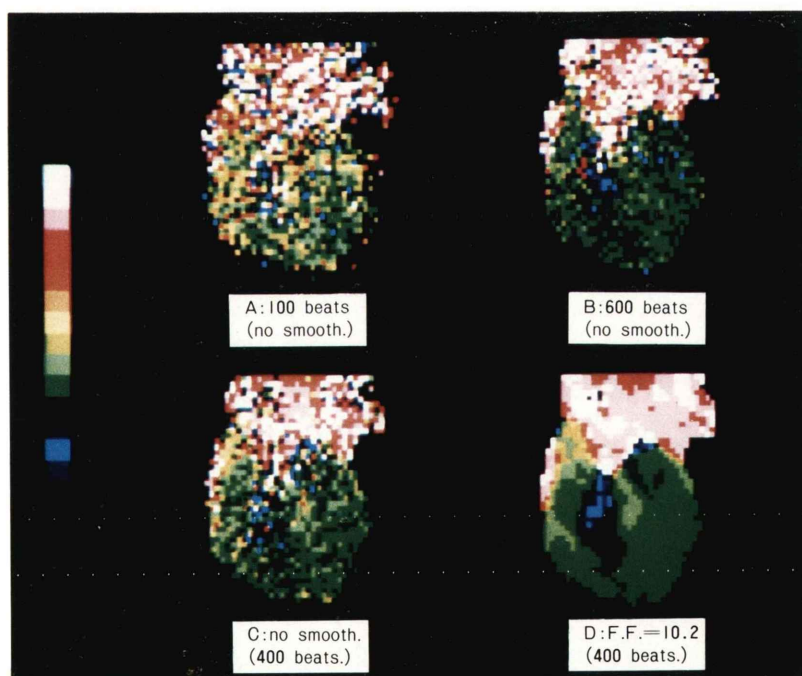
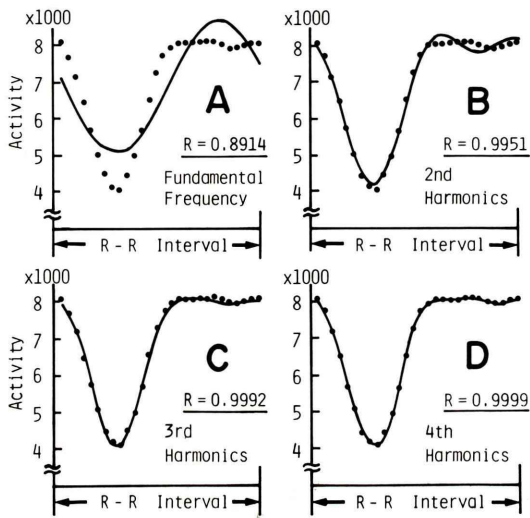
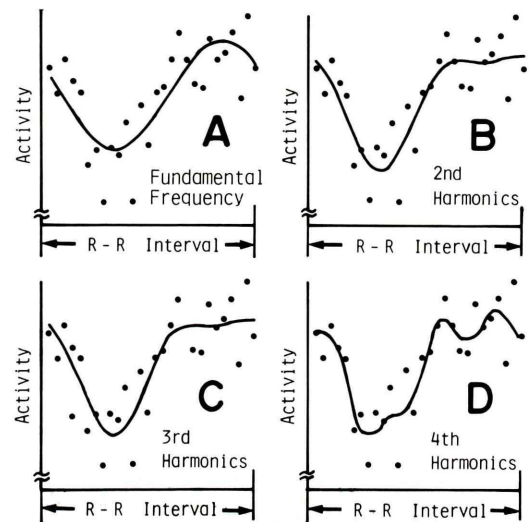


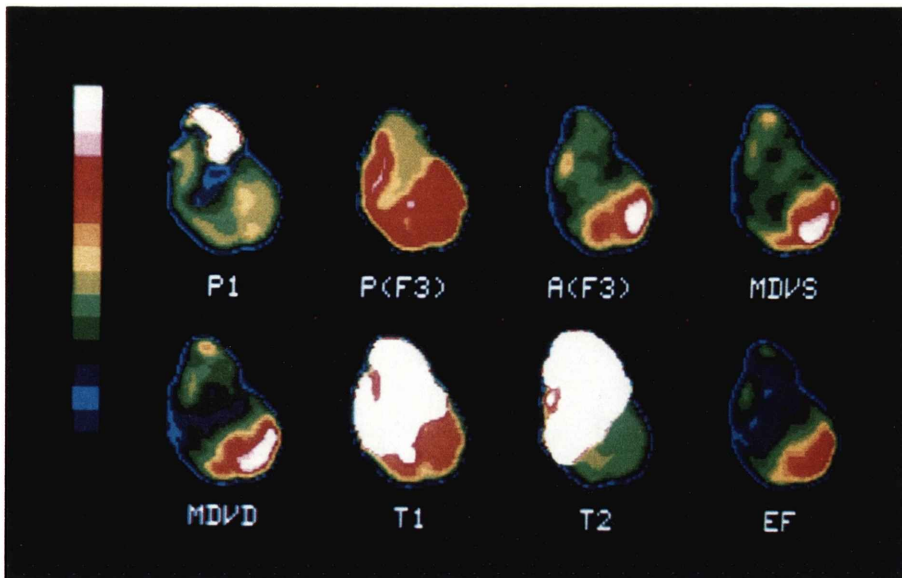
Fig. 5 Comparison on the qualities of  $P_1$  functional images, obtained from 100(A) and 600 beat-aquisition data (B) without map smoothing, and those from 400 beat-aquisition data with map smoothing (D) (filter factor=10.2) and without map smoothing (C).



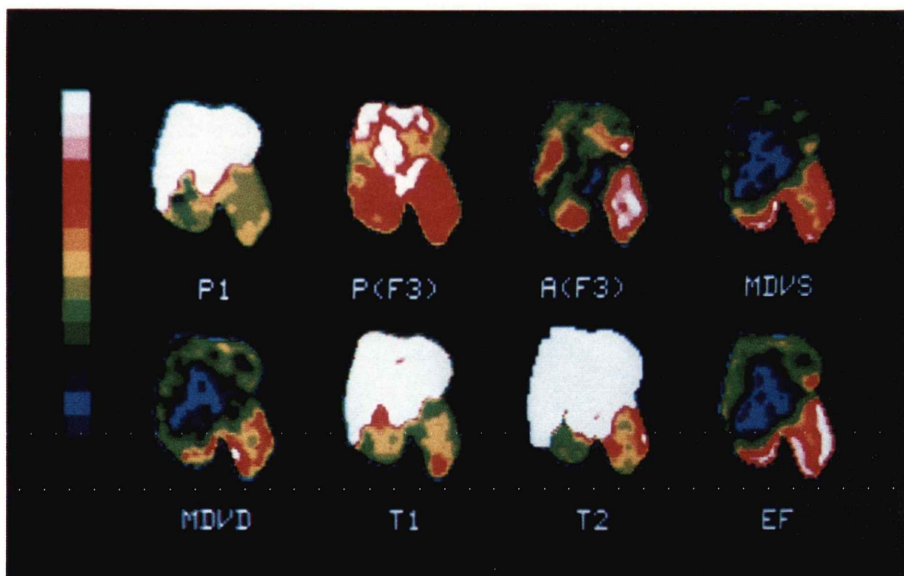
**Fig. 6** Curve fitting for a global LV time-activity data  $f(t)$  in normal case using terms up to various frequencies in the Fourier series of  $f(t)$ . It appears that the curves C and D approximated by the using the terms up to the 3rd and the 4th frequency are sufficiently well fitted to the original data. The intraclass correlation coefficients ( $R$ ) represent closeness of fit between the original and calculated points from each of the curves.



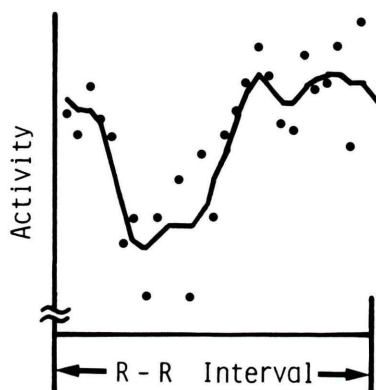
**Fig. 7** Curve fitting for a regional time-activity data  $f(t)$  at one pixel in the LV region, using terms up to various frequencies in the Fourier series of  $f(t)$ , in same case as Fig. 6. The curve C approximated by using the terms up to the 3rd frequency-shows sufficiently the characteristics of the global LV time-activity data  $f(t)$  in Fig. 6, however, the curve D approximated by using the terms up to the 4th frequency in its Fourier series deviates from these intrinsic characteristics of the global LV time-activity data, and shows excessive undulation due to statistical fluctuation.



**Fig. 8** An example of cardiac functional images for a normal subject, using 8 parameters [P1, P( $f_3$ ), A( $f_3$ ), MDVS, MDVD, T1, T2 and Regional EF]. For detail, see the text.



**Fig. 9** Cardiac functional images in a patient with hypertrophic obstructive cardiomyopathy using 8 parameters. Compared with Fig. 8, several remarkable distinctions can be seen. For detail, see the text.



**Fig. 10** An example of temporal curve smoothing for the regional time-activity data at one pixel in the LV region. Poor statistics in the regional time-activity data produces a distorted curve with no meaningful information on the regional ventricular systolic and diastolic performances.



0.8914 (基本周波項のみ), 0.9951 (第2次項まで), 0.9992 (第3次項まで), 0.9999 (第4次項まで) を示した。また種々の10症例について同様の解析を行い, Table 1 に示す結果を得た。

#### b) 各画素ごとの T-A データの近似

Fig. 7. は Fig. 6 と同一の正常例の左心室腔領域内のある1画素の T-A データについてフーリエ展開し, 基本周波項および高周波項までを用いて近似した曲線と原データとを重ね合わせて示したものである。第2次 (Fig. 7B) および第3次周波項 (Fig. 7C) までを利用して近似した曲線は, Fig. 6 で示した左心室腔全体の T-A データの特性と一致し, 左心室腔局ごとの駆出動態を良く描出しているが, 第4周波項までを利用して得られる曲線 (Fig. 7D) では, 左心室収縮活動によるものでなく統計的変動によると思われる第4次成分が認められる。左心室腔以外の心内腔領域, すなわち右心室領域についても同様に検討を行い, 左心室腔領域における上記の成績と一致する結果を得た。この問題については, 考案の項においても論ずるが, 以上の結果に基づき, 以後の心臓領域の T-A データの近似には, 第3次高周波項までを用いて行った。

### 3. 心臓 functional image 例

最後に, 以上の処理法の検討結果より得た最適条件下で作成した心臓 functional image を Fig. 8 および Fig. 9 に例示する。

Fig. 8 は 26 歳の女性の正常例である。P<sub>1</sub> および P(f<sub>3</sub>) functional image はいずれも絶体表示されており, 1 色が 10° に相当し, カラースケールの

**Table 1** Accuracy on the curve fitting for global LV time-activity data using terms up to various frequencies in its Fourier series.

Frequency	Correlation Coefficients	
	Mean	Range
Fundamental	0.9517	0.8914—0.9830
2nd	0.9952	0.9885—0.9987
3rd	0.9981	0.9964—0.9992
4th	0.9990	0.9980—0.9999
5th	0.9994	0.9989—0.9999

\*\*\* 10 cases \*\*\*

最上段の白色は 30°~40° までの範囲の位相角を示し, カラースケールの下方に進むにつれて 10° ずつ減少する。P<sub>1</sub>, P(f<sub>3</sub>) 像ともに心室領域内ではほぼ均等分布の正常パターンを示すが, P<sub>1</sub> 像では -60°~-40°, P(f<sub>3</sub>) 像では -30°~0° 程度の位相角を示し, その絶対表示値の明らかな相異を指摘できる。A(f<sub>3</sub>), MDVS, MDVD, EF 像ではいずれも左心室腔中央部が高値を示す。T<sub>1</sub> T<sub>2</sub> 像では左右心室腔がほぼ同一レベルで, 両心室腔内の分布は均等である。

Fig. 9 は 30 歳の男性で, 肥大型閉塞性心筋症 (Hypertrophic obstructive cardiomyopathy. HOC M) の例で, 表示法は Fig. 8 と同一である。心室収縮期動態に関して, P<sub>1</sub> P(f<sub>3</sub>) 像では特に異常所見を指摘できないが, A(f<sub>3</sub>) MDVS, EF, T<sub>1</sub> の各像で異常所見を認める。さらに心室拡張期動態に関する MDVD, T<sub>2</sub> 像で明確な異常所見を指摘することができる。本例における左右両心室の全体的な T<sub>2</sub> 値は, 左心室 45.0 度, 右心室 34.0 度となり, 正常 5 例の平均値 (左心室 42.4±3.5 度, 右心室 41.2±3.5 度) と比較すると, 右心室に対する左心室 T<sub>2</sub> 値の遅延は心室全体においても明瞭である。

### IV. 考 案

本法も含め, 一般に functional imaging は画素ごとの T-A データ (本法で約 0.54×0.54 cm<sup>2</sup>) の動態情報を処理するため, 統計的変動が大きく, 算出されるパラメータの精度が常に問題となる。本 functional imaging において, マトリックスサイズ, <sup>99m</sup>Tc の投与量, データ収集の幾何学的条件等が同一とすれば, 統計的変動による影響を減少させる方法として, (1) 収集心拍数の増大, (2) マルチゲート法により得られたデータに対するマップ・スムージングの2つの方法が考えられる。

今回, われわれは 4 種類の収集心拍数について検討したが, 前処理であるマップ・スムージングを行わない場合, 600 心拍で得た基本周波項の P<sub>1</sub> functional image においてその左心室内の位相角の分布は, Fig. 4 に示すごとく約 26 度の標準偏差

を示した。それは 100 心拍で得たデータに対して FF が 10.2~15.1 のマップ・スムージングを行った後得られる  $P_1$  像の分布に相当する。したがって、本法においてはマップ・スムージングは欠かすことができない前処理である。

Fig. 5A, B に示したごとく収集心拍数が多い程、また Fig. 5 C, D に示したごとくマップスムージングの FF が大きい程、ばらつきの少ない優れた画質の functional image を得ることができる。いずれの条件で得た像が最適であるかを判定するのは困難であるが、複数の医師による画質判定の結果、Fig. 4 において標準偏差が 15 度以下 (heart rate を 60/min. とすれば約 42 msec に相当) の image であれば臨床的に十分であるとの結論を得た。これに適する条件は、200 心拍収集では  $FF=20.3$ 、400 心拍では 6.0 以上および 600 心拍収集では 3.6 以上の FF である。収集心拍数は当然のことながら多い方が良いが、多方向からのデータ収集、各種運動負荷によるデータ収集、検査時間の過長化による患者の負担等を考慮すると、全ての症例について 600 心拍収集を行うのは困難である。以上の検討により原則として、安静状態における収集は 400 心拍 ( $FF=10.2$ )、また運動負荷状態における収集は 200 心拍 ( $FF=20.3$ ) が適当であるとした。

FF を大きくすることは解像力の低下をまねくが画素の大きさ (約  $0.54 \times 0.54 \text{ cm}^2$ )、ガンマカメラの解像力からみて、FF が 20.3 (荷重: 中心より 4, 2, 1) 程度では解像力に大きな低下はなく、临床上全く問題がないと思われる。

正常例における全左心領域での T-A データと左心室腔各画素ごとの T-A データの両者について、そのフーリエ解析から求めた高次周波項までの和による合成曲線と原データとの近似性を比較検討した結果、各画素ごとの T-A データについては第 3 次高周波項までを用いた合成曲線が必要かつ十分な近似曲線であり、第 4 次高周波項までを加えると心室動態とは無関係の統計的変動成分を拾うという逆効果を生ずることを示した。Bove ら<sup>7)</sup>による左心室造影 X 線映画像計測での左心室腔容積

変動曲線の解析結果でも、全左心室容積変動のフーリエ解析は第 4 次以上の高周波項成分を考慮する必要はほとんどないとしている。一方、十分に大きな心拍数で拍数で収集し、適切なマップ・スムージング処理を行った心プールデータにおいてもなお統計的変動が残存し、画素ごとの T-A データの定量的解析を行う場合、Fig. 10 に示したごとく単純な曲線スムージングでは、統計的変動を除外できないのみでなく、データの歪曲を生じ、全く不適当な処理法であることがわかる。第 3 次高周波項までの和による曲線の近似にはこのような弱点がなく、左心室の局所的収縮拡張動態の特性を良く表現できる一定の客観性、妥当性を有する方法と考える。それゆえ、この合成曲線の計測から求めた 7 指標による心臓 functional image は客観的で信頼性があり、心室収縮期動態についてより精細な情報を与えるのみでなく、基本周波項のみの利用では不可能であった心室拡張期動態の評価にもきわめて有用な情報を与える。Fig. 9 に示した肥大型閉塞性心筋症では、MDVS, EF,  $T_1$  像は左心室駆出運動の異常な局所的不均等性を示し、MDVD,  $T_2$  像は拡張運動の異常を明示し、特に  $T_2$  像が示す右心室に比較しての左心室の拡張の全体的遅延所見は、本疾患における左心室心筋拡張期コンプライアンス低下を示すものと考えられる。

フーリエ解析による基本周波項の位相角  $P_1$ 、振幅  $A_1$  の 2 指標を用いた心臓 function imaging は Adam<sup>1)</sup>、Links<sup>2)</sup>、玉木<sup>4)</sup> その他、また、われわれの従来報告でも明らかな如く、確かに心室の局所的駆出行動の特徴を抽出し、表現できるすぐれた方法と言える。しかし、Links も指摘しているように、心室域での指標  $P_1$  は心室駆出開始時相以外の他因子、例えば拡張期動態の影響も受けるので、本研究での指標  $P(f_0)$  とは異なり、 $P_1$  を直ちに心室駆出開始時相を示す指標と見做すことには無理がある。したがって、同一例での心室駆出開始の局所的異常を表示することはできるが、他症例との比較、また同一例においても運動負荷前後での  $P_1$  値の絶対的な比較は 1 分間心拍数による補正を行っても困難な問題がある。さらに、



基本周波項のみの利用では本研究に示したような心室収縮期相と拡張期相を分けて、それぞれの動態評価に有用な指標を得ることができず、上記心筋症例で示したような拡張期動態についての有用な情報を示し得ない。最近 Bonow ら<sup>8)</sup>は心プールデータを用いて全左心室 T-A データの最小自乗法による多項式近似、解析、計測により諸指標を求め、これらを用いての左心室拡張期動態の評価について報告しているが、フーリエ解析応用による心室の局所的動態の検討は行っていない。本研究での方法は各指標による心臓 functional imaging を用いての各心室の局所的動態の評価と同時に全心室の収縮拡張動態評価も高い精度をもって容易に行うことができる。

なお、本研究に用いた EF 算出法は、左心室造影 X 線映画法およびマルチゲート心プール法から求めた左心室駆出分画値についての 50 症例における比較検討により、両者間の相関係数  $R=0.94$  ( $y=0.91x+57$ ,  $p<0.0001$ ) とすぐれた精度を示しており、局所的 EF 算出法としても適当と考える。

## 文 献

- 1) Adam WE, Tarkowska A, Bitter F, et al: Equilibrium (gated) radionuclide ventriculography. *Cardiovasc Radiol* 2: 161-173, 1979
- 2) Links MJ, Douglass HK, Wagner, Jr NH: Patterns of ventricular emptying by Fourier analysis of gated blood-pool studies. *J Nucl Med* 21: 978-982, 1980
- 3) 向井孝夫, 玉木長良, 石井 靖, 他: 心拍同期心プール像の位相解析による局所心筋壁運動の評価. *核医学* 18: 609-612, 1981
- 4) 玉木長良, 向井孝夫, 石井 靖, 他: Phase analysis による左室局所壁運動の定量的評価——位相分布ヒストグラムによる検討——.
- 5) Jordan K, Geisler S: Data display in scintigraphy by means of a high-speed electrostatic digital plotter and special computer averaging techniques. *Medical Radioisotope Scintigraphy Vol. 1 IAEA-SM-164/95: 635-652, 1972*
- 6) 前田寿登, 中川 毅, 山口信夫, 他:  $^{133}\text{Xe}$  による脳の Functional Imaging に関する基礎的検討 (Hight/Area 法による Functional imaging). *RADIOISOTOPES* 26: 221-227, 1977
- 7) Bove AA, Ziskin MC, Freeman E, et al: Selection of optimum cineradiographic frame rate. Relation to accuracy of cardiac measurements. *Invest Radiol* 5: 329-335, 1970
- 8) Bonow RO, Bacharach SL, Green MV, et al: Impaired left ventricular diastolic filling in patients with coronary artery disease: Assessment with radionuclide angiography. *Circulation* 64: 315-323, 1981

1) Adam WE, Tarkowska A, Bitter F, et al: Equi-

## Summary

### A New Cardiac Functional Imaging by Application of Fourier Analysis to Gated Blood-pool Study. A Basic Investigation

Hisato MAEDA\*, Kan TAKEDA\*, Tsuyoshi NAKAGAWA\*, Nobuo YAMAGUCHI\*,  
Mitsuo TAGUCHI\* and Tokuji KONISHI\*\*

*\*Department of Radiology*

*\*\*First Department of Internal Medicine, Mie University School of Medicine*

A new cardiac functional imaging was developed, using not only the fundamental but also the higher harmonic components of regional time-activity curves. After blood-pool equilibration of 15–20 mCi Tc-99m red blood cells, labeled in vivo, 28-frame gated images in  $64 \times 64$  matrix form were acquired with the GCA-401-5 gamma camera in the modified left anterior oblique projection and stored in the GMS-90 computer system. A time-activity curve of each pixel was approximated by the sum for terms up to the 3rd frequency of its Fourier series. To evaluate the ventricular systolic and diastolic performances, nine parameters were analyzed from thus fitted curve and displayed on a colour CRT in a  $64 \times 64$  matrix form.

Considering difficulties of patients due to prolonged examination time and accidental errors due to statistical fluctuation, 400 beat-acquisition of data and map smoothing for the data with a filter factor of 10.2 were thought to be most

preferable. On the basis of these data preparations, temporal Fourier analysis was applied to the processing. The synthesis of the regional time-activity curve with the harmonic components up to the 3rd frequency was considered to be most reasonable because of the least aberration due to statistical fluctuation and close agreement between the global original LV time-activity data and the regional fitted curves for the normal subjects. In patients with cardiomyopathy, the detailed informations on the regional ventricular systolic and diastolic performances could be detected by this new functional imaging of the heart, which were unable to obtain from the images using the fundamental harmonic only.

We conclude that the new imaging method is superior for assessing the regional cardiac performances.

**Key words:** Functional imaging, Gated blood pool study, Fourier analysis, Data processing.