

## 《ノート》

# 心電図同期心プールシンチグラフィ用 心動態ファントムの試作と評価

## Manufacture and Evaluation of a Dynamic Cardiac Phantom for ECG Gated Blood-pool Scintigraphy

井上登美夫\* 井上 寛一\*\* 岡部 昭文\*\*\* 村山 正博\*\*  
池田 一\* 安藤 俊雄\* 藤田 和男\*\*\*\* 山崎 隆一\*\*\*\*\*  
佐々木康人\*\*\*\*\*

Tomio INOUE\*, Kanichi INOUE\*\*, Akifumi OKABE\*\*\*, Masahiro MURAYAMA\*\*,  
Hajime IKEDA\*, Toshio ANDO\*, Kazuo FUJITA\*\*\*\*,  
Ryuichi YAMAZAKI\*\*\*\*\* and Yasuhito SASAKI\*\*\*\*\*

\*Department of Radiology, \*\*Department of Cardiology, Kanto Teishin Hospital  
\*\*\*Cardiovascular Institute, \*\*\*\*Anzai Co. Ltd.  
\*\*\*\*\*The First Department of Internal Medicine, \*\*\*\*\*Department of Radiology,  
School of Medicine, Toho University

### I. はじめに

心電図ゲート法による平衡時心プールシンチグラフィは、非侵襲的心機能検査法として臨床的価値が高く、心臓核医学の中でも重要な位置を占める。とくにシネモード表示による左室壁運動能の評価、心室容積曲線からの駆出分画 (EF) などの各種定量的パラメータの算出およびフーリエ解析を用いた機能画像による評価は、虚血性心疾患を中心とした各種心疾患の診断に有用であることが認められている。現在多くの施設で本法が施行さ

れているが、使用機器、検査方法およびデータ解析法などが異なると、得られたデータの互換性が乏しい欠点がある。そこで施設間のデータに互換性をもたせる尺度を提供する心動態ファントム<sup>1,2)</sup>が必要となる。各施設内でマルチゲート法 (以下 MUGA 法とする) の精度管理 (Quality Control, Q.C.) や検査方法・データ解析の規準化を行うためにも適切な心動態ファントムが有用と思われる。

このような要請に対応するため心容積曲線をシミュレート可能な心動態ファントムを試作し、その性能評価を行った。

### II. 方 法

#### (1) 心動態ファントムの概容

試作した心動態ファントムは、①胸部および心臓ファントム、②バッファタンク、③ドライブユニット、④コントロールユニットで構成されている (Fig. 1, および Fig. 2)。

**Key words:** Dynamic cardiac phantom, Cardiac phantom, MUGA method,

\* 関東通信病院放射線科  
\*\* 同 循環器内科  
\*\*\* 心臓血管研究所  
\*\*\*\* 安西総業株式会社  
\*\*\*\*\* 東邦大学医学部第一内科  
\*\*\*\*\* 同 放射線科  
受付: 59 年 5 月 14 日  
最終稿受付: 59 年 9 月 19 日  
別刷請求先: 東京都品川区東五反田 5-9-22 (☎141)  
関東通信病院放射線科  
井 上 登美夫

胸部ファントムは内径 150 mm, 壁厚 10 mm の円筒状の亚克力製であり, 内部に水およびバックグラウンド用アイソトープを注入する。その中央に天然ゴム製の容量可変心臓ファントムが位置する。心臓ファントムの心基部側は 2 本の耐圧ホースを介してバッファタンクに連結し, 心尖部側は胸部ファントム内の亚克力製固定具に固定した (Fig. 2c)。胸部ファントムの心尖部側の断端はシリンダを介してドライブユニット (駆動部) と連結した。ドライブユニットはステッピングモータを用い, ピストン運動により胸部ファントムの内圧を変化し, 受動的に心臓ファントムの心拍運動を発生させた。心容積はステッピングモータの回転速度を経時的に変化させることにより変動でき, あらかじめ設定した容積波形にしたがって変化させた。コントロールユニットのボタン操作であらかじめプログラムした波形を選択するか, 任意の波形をプログラミングできるようにした。心電図の R 波に相当するトリガ信号は, ドライブユニットのホイール (回転円板) に設置した赤外線フォトスイッチを用いて, 心臓ファントムの最大容量時に発生させた (Fig. 2d)。すなわちピストン運動 (心拍運動) に伴って回転するホイールに遮光片をとりつけ, さらにその遮光片が心拍運動開始時にフォトセンサを通過しトリガ信号を発生する構造とした。またピストン運動を電圧変化に変換し, 心容積曲線として核医学データ処理装置に入力することも可能である。

今回検討したファントムでは, 1 回拍出量 60 ml, 80 ml, 100 ml 最大拡張末期容量 100 ml~200 ml の範囲で選択可能である。また心拍数も 25~140/分 (余弦波の場合) の範囲で可能である。

## (2) MUGA 法による心動態ファントムの性能評価

今回試作した心動態ファントムを被検者とみたと MUGA 法を行い, トリガ信号の入力状況, 容積曲線の形状, 同期画像および高次フーリエ解析による機能画像<sup>3)</sup>, さらに駆出分画の測定を検討した。

$^{99m}\text{TcO}_4^-$  10 mCi を, 水を充滿したバッファタ

ンク内に滴下し, 数分間ステッピングモータを運転し, 心臓ファントム内とバッファタンク内の RI を十分に攪拌した後にデータ収集を開始した。低エネルギー用汎用平行多孔コリメータを装着した島津 LFOV ガンマカメラを用い, エネルギーピーク 140 KeV, ウィンドウ幅 20% の条件でデータ収集した。核医学データ処理装置はシンチパック 1200 (島津社製) を用い, マルチゲートイメージモードにより 300 心拍分を加算し, 1 心拍を 21 フレームで構成した。イメージサイズは 2 倍拡大収集モードで 64×64 マトリックスサイズとした。ガンマカメラのコリメータ面と心臓ファントム中心までの距離は 12 cm とした。今回の実験では, ファントムの性能評価を目的とするため, 心臓周囲の胸部ファントム内には水を注入し, バックグラウンドの設定は行わなかった。

### ① トリガ信号の入力状況

心電図の R 波の入力状況をモニタする既存のプログラムを用い, R-R 間隔 850 msec とした時のトリガ信号のヒストグラムを作成し, 核医学データ処理装置にトリガ信号が正しく入力されているか否かを検討した。

### ② 容積曲線の波形

正常人の容積曲線を想定し<sup>4,5)</sup>, 駆出前期 30 msec, 駆出期 330 msec, 急速流入期 220 msec, 緩速流入期 180 msec, 心房収縮期 90 msec, 拡張末期容量 150 ml, 1 回拍出量 100 ml, 駆出分画 67%, 心拍数 71/分 (R-R 間隔 850 msec) となるようにファントムを設定し, MUGA 法を施行した。9 点面スミージング後に拡張末期像の心臓ファントム部に対する関心領域を的手法で設定し, 時間放射能曲線およびそのフーリエ 4 次項までの近似曲線を作成した。ファントムの容積変化から計算される容積曲線と, MUGA 法から得られる時間放射能曲線およびその近似曲線を対比した。

### ③ 同期画像および高次フーリエ解析による機能画像の作成

前項の条件で撮像した同期画像を 9 点面スミージングおよび 3 点時間スミージング後, 拡張末期像, 収縮末期像を作成した。さらにフーリエ 3 次

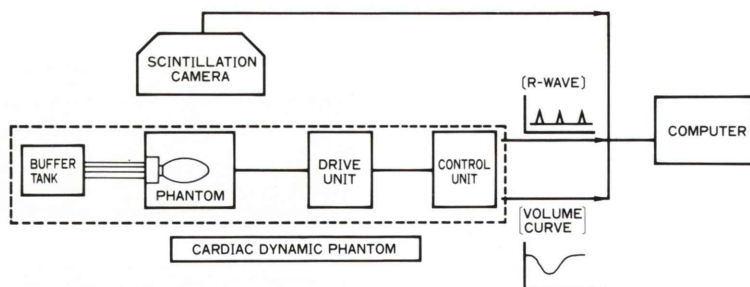
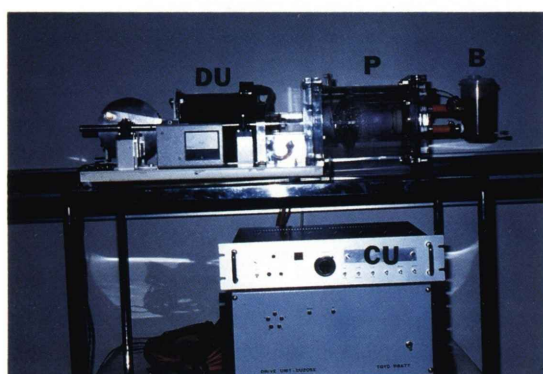
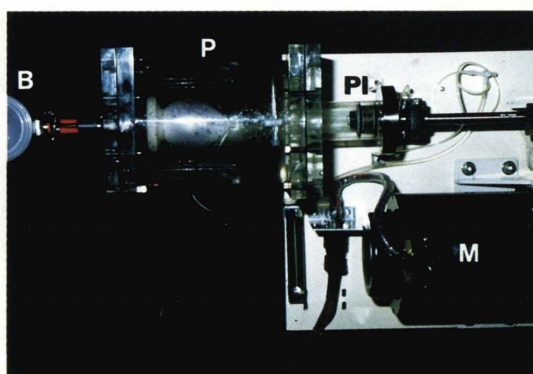


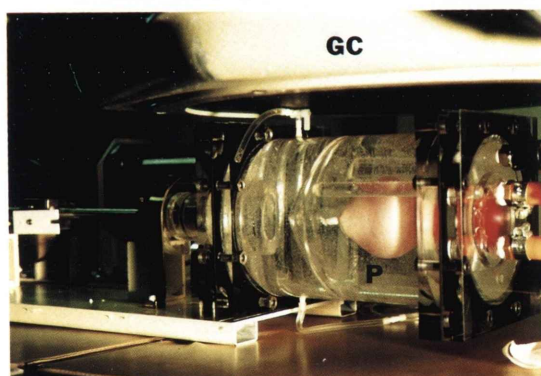
Fig. 1 Block diagram of the dynamic cardiac phantom.



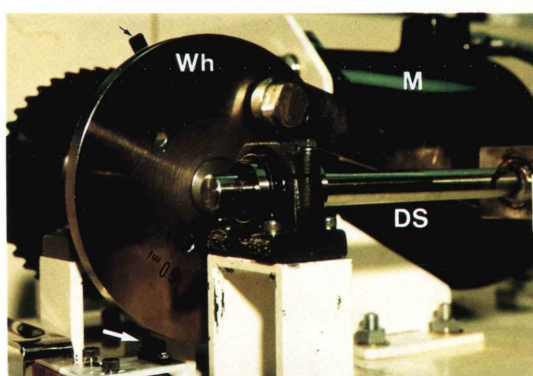
a



b



c

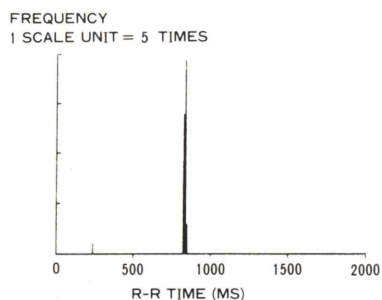


d

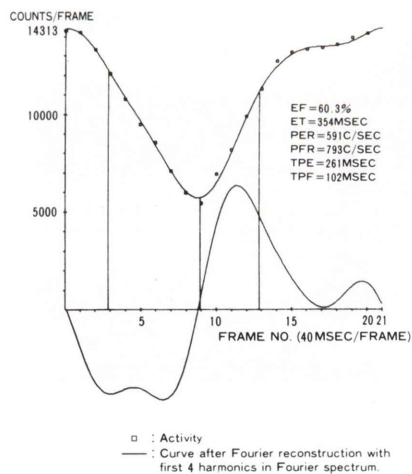
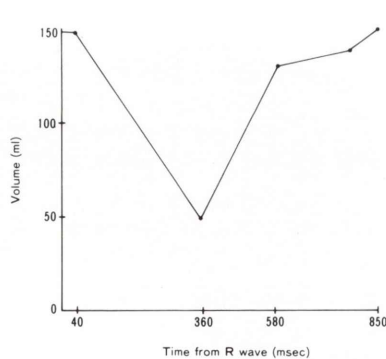
Fig. 2 Pictures of the dynamic cardiac phantom (Anzai Co.).

- a: side view. DU: drive unit P: phantom B: buffer tank CU: control unit  
 b: close up top view of the drive unit and phantom. B: buffer tank PI: piston  
 M: motor P: phantom  
 c: the phantom under the gamma camera. GC: gamma camera P: phantom  
 d: a close up of the drive unit. Wh: wheel DS: drive shaft M: motor  
 When the black piece (narrow arrow) passes through the photosensor (broad arrow), it triggers a signal.





**Fig. 3** A histogram of received trigger signals. The trigger signals were fed into the computer with a constant interval.

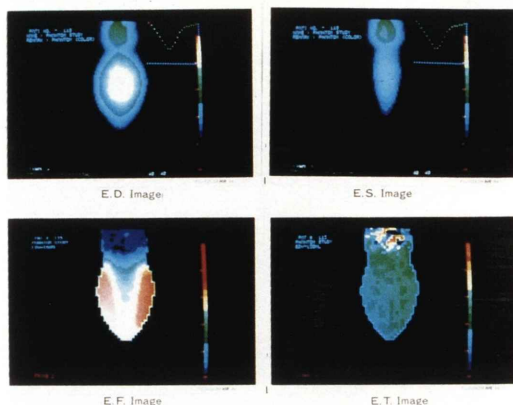


**Fig. 4** Comparison of calculated volume curve and the measured curve by MUGA method.

The left curve shows the calculated volume change and the right shows measured activity (■), approximation curve after Fourier reconstruction and its first differentiated curve. Note that the measured curve was very similar to the physiological left ventricular volume curve.

MUGA Images of Dynamic Cardiac Phantom

EDV = 150 ml  
SV = 100 ml



**Fig. 5** MUGA images of dynamic cardiac phantom.

E.D. Image: End-diastolic image

E.S. Image: End-systolic image

E.F. Image: Ejection fraction image using temporal Fourier analysis

E.T. Image: Ejection time image using temporal Fourier analysis

Strong symmetrical contractions of the phantom were shown by the comparison of E.D. and E.S. images or on the E.F. image. Temporal homogenous contraction of the phantom was represented on the E.T. image.

項までの近似による駆出分画 (EF) イメージおよび駆出時間 (ET) イメージを作成した。

#### ④ 駆出分画を指標とした検討

心臓ファントムの拡張末期容量と1回拍出量の組み合わせを 150 ml-60 ml, 150 ml-80 ml, 150 ml-100 ml, 100 ml-80 ml と変化させ, MUGA 法による駆出分画とファントムの容積変化から求めた駆出分画との相関を検討した。容積曲線の波形は駆出前期 30 msec, 駆出期 330 msec, 急速流入期 220 msec, 緩速流入期 180 msec, 心房収縮期 90 msec とした。駆出分画は, バックグラウンド補正なしの固定 ROI 法から得られた時間放射能曲線をフーリエ 4 次項までで近似した曲線から求めた。

次に心臓ファントムの安定性と疲労を検討する目的で, ②と同一の容積曲線で MUGA 法を反復し, 駆出分画の日内および日間変動を検討した。すなわち, 同一日に10回の連続反復測定を行い, また連続5日間の反復測定を行い, おおのの駆出分画の変動係数を求めた。

さらに心拍数を 25/分, 50/分, 75/分, 100/分, 140/分と増加した場合の心動態ファントムの安定性を MUGA 法による駆出分画を指標として検討した。この検討に際しては容積曲線を余弦波でシミュレートし, 駆出分画は時間放射能曲線のフーリエ基本周波数項までの近似曲線から求めた。

### III. 結 果

#### (1) トリガ信号の入力状況

R-R 間隔 850 msec とした時のトリガ信号のヒストグラムを Fig. 3 に示した。雑音信号の入力はほとんどなく, また R-R 間隔の分散もきわめて小さかった。一定の間隔でトリガ信号が発生し, 受信されている状態が示された。

#### (2) 容積曲線の波形

ステッピングモータの回転速度から計算される心容積曲線と, MUGA 法で得られた時間放射能曲線と, そのフーリエ 4 次項までの近似曲線およびその微分曲線を Fig. 4 に示した。計算上の容積曲線と時間放射能曲線はよく一致し, 近似曲線は

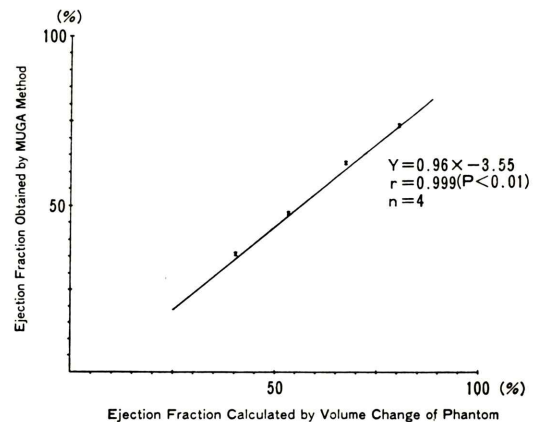


Fig. 6 Correlation of MUGA ejection fraction to that calculated by volume change of the phantom.

No. of Experiment	E.F.(%)
1	61.9
2	62.0
3	62.1
4	61.7
5	61.4
6	61.9
7	61.2
8	60.7
9	61.7
10	60.6
Max.	62.1
Min.	60.6
Mean	61.5
C.V.	0.81

Date of Experiment	E.F.(%)
March 12 '84	61.9
13	61.8
14	60.7
15	59.8
16	60.3
Max.	61.9
Min.	59.8
Mean	60.9
C.V.	1.48

Rate	71/min
EDV	150ml
SV	100ml
Calculated E.F.	67%

Fig. 7 Reproducibility of the cardiac phantom's contraction.

Max.: Maximum value Min: Minimum value

C.V.: Coefficient variation

EDV: End-diastolic volume

SV: Stroke volume

E.F.: Ejection fraction

Coefficient variation of MUGA ejection fraction (E.F.) measurements taken within the same day (the table on the left side) and measurements taken daily (the table on the upper right side) was 0.81% and 1.48% respectively. The high reproducibility was shown from these results.

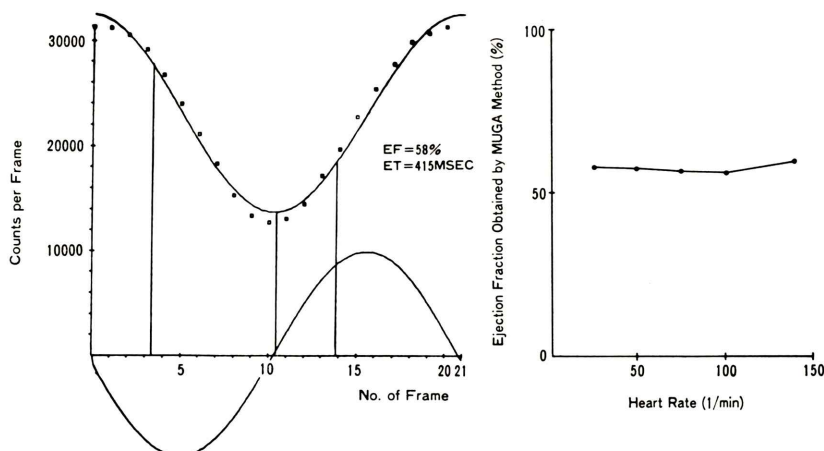


Fig. 8 Possible range of heart rates of cosine curve volume changes.

A cosine curve volume change which was shown on the left side was used with gradually increased heart rates (25, 50, 75, 100, 140/min). The ejection fractions obtained by MUGA method represented almost constant values among these heart rates. The graph on the left side shows activity ( $\square$ ), approximation curve after Fourier reconstruction by first harmonic and its first differentiated curve.

臨床的に得られる結果と類似し、駆出前期から心房収縮期までをシミュレート可能であった。

### (3) 同期画像および高次フーリエ解析による機能画像

解析結果を Fig. 5 に示した。拡張末期像と収縮末期像から心臓ファントムが対称的によく収縮していることがわかる。また駆出分画像では、ファントム辺縁の局所駆出分画が高く中心部が低くなっており、その分布はほぼ左右対称的であった。駆出時間イメージでは、心臓ファントムの領域は緑色で表示され、ほぼ均一な分布を示した。以上の結果から、心臓ファントムがほぼ均等に収縮することが確認された。

### (4) 駆出分画を指標とした性能評価

心臓ファントムの容積変化から計算した駆出分画(X)に比し、MUGA法で測定した駆出分画(Y)は、 $Y=0.96X-3.55$ とやや低値であった。しかし両者は相関係数  $r=0.999$  ( $p<0.01$ ) ときわめて高い相関を示した (Fig. 6)。連続10回の測定で平均61.5%、1 SD 0.5% で日内変動の変動係数 0.81%、連続5日間の測定での日間変動の変動係数は

1.48% ( $60.9 \pm 0.9\%$ ) であり、きわめてすぐれた再現性を認めた (Fig. 7)。心容積曲線を余弦波でシミュレートし、心拍数を25/分、50/分、75/分、100/分、140/分と増加した際のMUGA法の駆出分画は、58.3%、58.2%、57.2%、57.0%、60.7%であった。余弦波でシミュレートした場合は、心拍数140/分まではほぼ安定した測定が可能であった (Fig. 8)。

## IV. 考 察

MUGA法の開発<sup>6,7)</sup>により心電図ゲート心プールシンチグラフィは広く普及している。しかし、実際にデータ解析を行っているとき、心室輪部の辺縁を描く時に誤差の生じることを経験する。できる限り一定の条件で、同一検者の手によってデータ解析を行えば、得られる心機能パラメータの相対値には信頼性があると考えられる。さらに心室辺縁決定を自動的に行うプログラムが開発され、検者の個人差による誤差を避けることが可能となっている。しかし、Fixed ROI法、Dual ROI法、Variable ROI法など、使用するソフトウェアや設



定する条件により得られる結果に差が生ずることは否めない<sup>8)</sup>。その他、ガンマカメラの均一性<sup>9)</sup>、エネルギーウィンドウの設定<sup>10)</sup>、トリガ信号の遅延<sup>11)</sup>などのハードウェアによってもデータが影響をうけることも報告されている。また同一患者から同時に異なるデータ処理装置に収録し、解析した結果はよく相関するが、必ずしも一対一の対応は示さないことを経験している。すなわち、使用する機器が異なる場合に得られたデータを比較するに当たり、その互換性に不安を禁じえない。そこで、生体の機能にある程度類似し、再現性の高い動態ファントムが得られれば、同一検査室内での MUGA 法の精度管理、異なる装置間での比較のための標準化に利用することができる。このようなファントムは心拍数、容積の変化などが生体の心室と類似していることが望ましい。しかし、複雑な生体機能を忠実に再現できるものである必要はない。今回用いた心動態ファントムは、EDV、ESV を比較的正確に設定し、あらかじめプログラムした容量曲線に従って生理的心拍数で可動しうるのが特徴である。実際の容積変化が、プログラムされたとおりであるか否かの確認には、特殊な容積センサーの設置、パッファタンクの水平面の赤外線モニタなどを考慮したが、まだ実現していない。しかし、MUGA 法の容積曲線が、プログラムされた容積曲線によく一致し、再現性が高い結果を得た。これは実際の容積変化がプログラムされた容積曲線を比較的忠実に再現していることを推察させる。

MUGA 法の精度管理や教育材料を目的とした心動態ファントムの報告<sup>1,2,12,13)</sup>、あるいは動態ファントムを用いた基礎的検討の報告<sup>14,15,17)</sup>がある。しかし、今回試作したファントムのように生理的な心拍数で生体の複雑な容積曲線をシミュレート可能なファントムの報告は少ない<sup>1)</sup>。Nickles ら<sup>2)</sup>は、肺および体循環をシミュレートした複雑なファントムを考案した。しかし、RI の流れをシミュレートする機能モデルであり、本ファントムのように心室の壁運動をシミュレートするものではなかった。また Kan ら<sup>12)</sup>は MUGA 法用の

容量可変心臓ファントムを作成しているが、手動式であり、心拍数は 3/分～10/分の範囲で、生理的な心拍数は得られていない。Schulz ら<sup>1)</sup>はリニアモータを用いて任意の心拍数および容積変化が得られる心動態ファントムを報告している。しかし、ピストンを心室ファントムに直結しているため、モータの回転に伴う振動が心室ファントムに伝達しやすいことが推測される。一方、今回報告したファントムは胸部ファントム内圧を変化させて受動的に心拍運動を起こさせる方式である。したがってモータの振動が心拍運動に及ぼす影響は少ない。本ファントム作製後、学会発表<sup>16)</sup>の段階で瀬戸ら<sup>17)</sup>が同様のものを開発報告していることを指摘された。ステッピングモータを用いて心室ファントムをとりかこむ水の容積を変化させて間接的に心室容積を変動させる方式である。われわれの作製したものは、基本的な構造は瀬戸らのファントムと同じである。瀬戸らはマイクロコンピュータを用いてステッピングモータを制御し、左室容積変化をシミュレートした。一方、われわれはステッピングモータを直接電氣的に制御して任意の容積変化を可能とした。ただし、プログラムした容積変化に対応した容量変化を実現できるのは、心拍数 80/分 程度までである。しかし余弦波に対応する容積変化は心拍数 140/分 まで可能であった。本ファントム作製にあたって、最も苦労したのは生理的心拍数で駆動可能なステッピングモータの選択と、心臓部を構成する均一な材質のゴムを入手することであった。後者については引き続き改良中である。

以上の点から、本ファントムは従来報告されている同類のファントムと比較してすぐれた特徴をもち、MUGA 法の精度管理、規格化に利用しうると考えている。本ファントムの問題点の 1 つは、心臓部が天然ゴム製であるため、心拍運動の際にステッピングモータの急激な回転速度の変化に追従できず、心臓ファントムに多少の波動を認めることである。しかし、今回の検討結果 (Fig. 3～Fig. 8) より、核医学検査データに影響することはないと判断した。また造影剤を心臓ファントム内

に入れて左室造影を実施する際に、周囲との重力差により底部がたわむことが問題となった。さらに心臓ファントム周囲が水であるため、心室容積を RI カウントにより測定する場合には、 $\gamma$  線の吸収が人体と異なることが問題となる。今回の検討に基づいてさらに細部の改良を加えつつある。

## V. 結 論

ステッピングモータを用いた心動態ファントムを試作し、その性能評価を行った。

(1) 本ファントムは比較的生体に近い容積曲線をシミュレート可能であった。

(2) 任意の拡張末期容量, 1 回拍出量, 心拍数 25~80/分 (余弦波では 25~140/分) を実現できた。

(3) 本ファントムを用い MUGA 法で測定した駆出分画は容積実測による駆出分画とよく関連した ( $r=0.999$ ,  $p<0.01$ ). また良好な日内および日間再現性 (変動係数 0.81%, 1.48%) を示した。

(4) 以上の結果から本ファントムは, MUGA 法の規準化と精度管理に有用と思われた。その他, 種々の研究材料および教育材料としても利用できる。

## 文 献

- Schulz E, Adams R, Aamodt L, et al: A precision pump for simulated cardiographic studies. *J Nucl Med* **22**: 643-644, 1981
- Nickles RJ: A dynamic phantom for radionuclide cardiology. *J Nucl Med* **20**: 547-549, 1979
- 前田寿登, 竹田 寛, 中川 毅, 他: マルチゲート法による心 functional imaging—基礎的検討およびその応用について—. *核医学* **19**: 765-776, 1982
- Hammermeister KE, Warbasse JR: The rate of change of left ventricular volume in man. II. Diastolic events in health and disease. *Circulation* **49**: 739-747, 1974
- Vos PH, Vossepoel AM, Pauwels EKJ: Quantitative assessment of wall motion in multiple-gated studies using temporal Fourier analysis. *J Nucl Med* **24**: 388-396, 1983
- Green MV, Ostrow HG, Douglas MA, et al: High temporal resolution ECG-gated scintigraphic angiography. *J Nucl Med* **16**: 95-98, 1975
- 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心プールおよび心筋イメージング. *核医学* **14**: 41-49, 1977
- Reiber JHC, Lie SP, Simoons ML, et al: Clinical validation of fully automated computation of ejection fraction from gated equilibrium blood-pool scintigrams. *J Nucl Med* **24**: 1099-1107, 1983
- Busemann-Sokole E, Craddock TD: Effects of improper camera operation on ejection fraction measurements. *J Nucl Med* **24**: 103, 1983 (abst.)
- Cerqueria M, Hoffer P, Chonecky N: The influence of scatter on quantitative determination of LVEF in gated cardiac scan. *J Nucl Med* **24**: 103, 1983 (abst.)
- Powers TA, Bowen RD, Price RR, et al: The effects of gating delays on ejection estimates: Concise communication. *J Nucl Med* **23**: 15-16, 1982
- Kan MK, Hopkins GB: Inexpensive ventricular phantom for gated equilibrium studies. *J Nucl Med* **21**: 880-882, 1980
- Busemann-Skole E, Craddock TD: Use of a cardiac phantom for QC checks of camera/computer systems. *J Nucl Med* **24**: 59, 1983 (abst.)
- Makler PT, Mc Carthy Jr DM, Bergey P: Multi-hospital survey of reliability of ejection fraction determination using a cardiac phantom. *J Nucl Med* **24**: 92, 1983 (abst.)
- 中島憲一, 山田正人, 分校久志, 他: 容量可変心室ファントムおよび臨床症例における左心室輪郭抽出法の検討. *核医学* **18**: 1405-1411, 1981
- 井上登美夫, 岡部昭文, 佐々木康人, 他: 心電図同期心プールシンチグラフィ用心動態ファントムの試作と評価. *日本医放会誌* **44**: 311, 1984 (abst.)
- 山西潤一, 坂口嘉之, 瀬戸 光, 他: 左室動態ファントムの開発と核医学画像診断における診断精度の検討. *電子通信学会技報 MBE* 82-108, 175-178, 1982