

## 《原 著》

## 心プール・ゲート・イメージからの左心室自動輪郭抽出法

## —I. 方法論—

細羽 実\* 和辻 秀信\* 広江 道昭\*\* 日下部きよ子\*\*

**要旨** 心電図同期心プール像から、完全自動的に左心室の輪郭を抽出し、駆出率(EF)、心室容積曲線を求める実用的方法を開発した。本論文ではアルゴリズムの詳細を報告する。本法の特徴は以下に要約される。(1) 最適化の可能な前処理フィルタを適用し、異なった雑音状態の画像に対しても安定した輪郭抽出を可能とした。(2) 余弦・正弦画像を算出し心房部と心室部を分離し、左心室中心を自動的に求めた。(3) 最適化した二乗フィルタを作成しコントラストの強調を行った。(4) 左室中心から放射状プロフィールを求めフーリエ級数近似後、プロフィールごとに局所閾値を超える点を辺縁とした。(5) 各辺縁点はフーリエ級数により滑らかに接続して輪郭とした。(6) 複数個のデータに対して連続処理を可能とした。

## I. はじめに

Tc-99mによる心電図同期心プールイメージングは、駆出分画(EF)、心室容積曲線等の有用な心機能指標を得ることができ、多くの施設においてルーチン検査となっている。心室領域内の全計数値は心室内の容積に比例することから、拡張終期の左心室に関心領域(ROI)をとり、計数値の変化より、EF、心室容積曲線を求めることができる<sup>1)</sup>。しかし、拡張終期像に対して設定されたROIを固定して全ゲート・イメージに適用した場合、収縮期に左房がはいりこみEFは十分な精度を維持し得ない。また設定を手操作で行えば、オペレータ間のばらつきが生じ再現性は悪くなる。したがって完全自動的輪郭抽出は、EFおよび心室容積曲線の計算精度と再現性の向上に不可欠である。著者らは新たに実用的輪郭抽出法を開発したので報告する。

## II. 原理と処理方法

## 1. 対象データ

スラントホール・コリメータを装着したガンマ・カメラ(シーメンス, LEM-ZLC)に接続した核医学データ処理システム(島津シンチパック2400)にてデータ収集処理を行った。画像収集マトリックスは64×64、視野25cm直径を1.5倍に拡大して収集した。1画素の一辺は、2.6mmとなる。左心室領域の1画素あたりの計数値の最大は200~300カウントであった(25mCi投与、400~500心拍収集、R-R間隔は16分割した)。

## 2. 前処理フィルタI(雑音の除去)

心電図同期心プール像は一般に信号対雑音比の悪い画像となる。ここでは雑音を除去し信号対雑音比を改善するため、バターワース型フィルタ処理を行った<sup>2,3)</sup>。原画像に2次元高速フーリエ変換(2次元FFT)を行い、(1)式のフィルタW(u, v)で雑音を多く含んだ高周波領域を庶断した。

$$W(u, v) = \frac{1}{1 + (\sqrt{u^2 + v^2}/D_0)^{2n}} \quad (1)$$

ここでu, vは空間周波数, 1/D<sub>0</sub>は庶断周波数, nは次数である。Fig. 1は加算心拍数を10心拍から500心拍まで変えて(横軸方向)収集した画像に

\* 島津製作所 医用技術部

\*\* 東京女子医大 核医学

受付: 59年3月1日

最終稿受付: 59年5月28日

別刷請求先: 京都市中京区西ノ京桑原町1 (☎604)

島津製作所 医用技術部

細羽 実

対して、(1) 式の底断周波数を 0.06~0.21 サイクル/ピクセルまで変えて(縦軸方向) パターワース型フィルタを適用し、16 レベルカラー表示を行ったものである。最下段は原画像が並んでいる。Fig. 1 より加算心拍数が少ないほど雑音レベルが多く輪郭の形状の乱れが大きいことがわかる。また過度のフィルタ処理(低い底断周波数を用いる)はかえって輪郭の形状を歪ませる結果となることがわかる。視覚的に、500 心拍加算では(通常安静時に対応) 0.15~0.18 サイクル/ピクセル、200 心拍加算(負荷時に対応)では 0.09~0.012 サイクル/ピクセルが適当と判断した。フィルタの次数は、8 次に固定した。パターワース型フィルタの特性上、8 次以上は大きな差異がなく、以下になるとシャープなカットオフにはならなくなるからである<sup>3)</sup>。

### 3. 前処理フィルタ II (コントラストの強調)

(2) 式に示す二乗フィルタ処理によりコントラストの強調と心臓外領域 (Background) の除去を行った。

$$C_r(i, j) = C(i, j)^2 - A \cdot C(i, j) \quad (2)$$

ただし、 $A = \frac{\sum_{BG} C^2(i, j)}{\sum_{BG} C(i, j)}$

$$C_r(i, j) = \begin{cases} 0 & (C_r(i, j) < 0) \\ C_r(i, j) & (C_r(i, j) \geq 0) \end{cases}$$

ここで  $C(i, j)$  は画素  $(i, j)$  における計数値。BG は全加算画像 (R-R 間隔 16 枚の画像の加算) の最大値の 40% 以下の領域である。本フィルタは、Bourguignon らの方法<sup>4)</sup>を BG の領域すなわち心臓外の領域の総計数が 0 となるように最適化したものである。これにより、II-2 項のパターワース型フィルタにより平滑化された画像のコントラストを強調し、弁口部、中隔などの検出を容易にした。最適化したことにより収縮終期像が過小になる点がとり除かれた。Fig. 3 B, に、A に対して本フィルタを適用した結果を示す。

### 4. 正弦、余弦変換を用いた心室の抽出

心電図同期心プール像の時間的にもつ情報を利用するため、(3) 式による正弦、余弦変換を行った。

$$\left. \begin{aligned} \text{SINE}(i, j) &= \sum_{K=1}^N \text{Sin}((K-1) \cdot 2\pi/N) \cdot C_k(i, j) \\ \text{COSINE}(i, j) &= \sum_{K=1}^N \text{Cos}((K-1) \cdot 2\pi/N) \cdot C_k(i, j) \end{aligned} \right\} (3)$$

ここで  $\text{SINE}(i, j)$ ,  $\text{COSINE}(i, j)$  は、画素  $(i, j)$  におけるおのおの正弦、余弦画像を示し、 $C_k(i, j)$  は、N 枚ある心プール像の K 番目の画像の画素  $(i, j)$  の計数値である。ただし負の値は 0 に置くものとする。Fig. 2 下段は左心室 (LV) および左房 (LA) 上に設定された関心領域と時間放射能曲線 (折れ線) である。同時に 1 次のフーリエ級数が重ねて表示してある。左房部と左心部では時間方向の変化の特徴が異なり (3) 式の変換により、Fig. 2 上段に示す正弦画像 (SINE IMAGE) と余弦画像 (COSINE IMAGE) を得ることができる。正弦画像は心房部を、余弦画像は心室部をおのおの代表しているとみなすことが可能である。心室領域は余弦画像の正の領域とする。動きの悪い部位でも余弦の位相に近ければ十分検出可能である。Dyskinesis の心室の場合はその部位は、正弦画像にあらわれ余弦画像にはあらわれなくなるが、その領域が心房部から離れた独立した領域として存在する場合、アルゴリズムは正弦画像上でその領域を検出し、余弦画像から得た心室領域に加えるという操作を自動的に行う。Fig. 3 C に得られた心室領域のみの拡張終期像を示す。

### 5. 中隔の決定と右心の分離

Figure 3 C の心室部の重心より左右に領域を 2 つに分けそれぞれの重心を求める。左右領域のそれぞれの重心から極大値を検出し、左室、右室中心とする (C の + 印)。左心室中心を通るプロフィールを求め D に示す 6 次のフーリエ級数により近似し、2 双性の山の谷の部分の中隔とする。6 次のフーリエ級数近似で、データ点 (△印) と近似曲線 (実線) の差が無視できるものとなり、7 次以上の近似はかえって平滑化効果をなくし雑音に近似させる結果となった。中隔点の計算は余弦画像の縦方向の最大幅の 50% を中心からとった範囲とした。これを超える部分は Y 軸に平行な直線とする。E に太線で計算された中隔点を示す。50% を超えて設定することにより、より広い範囲で中隔

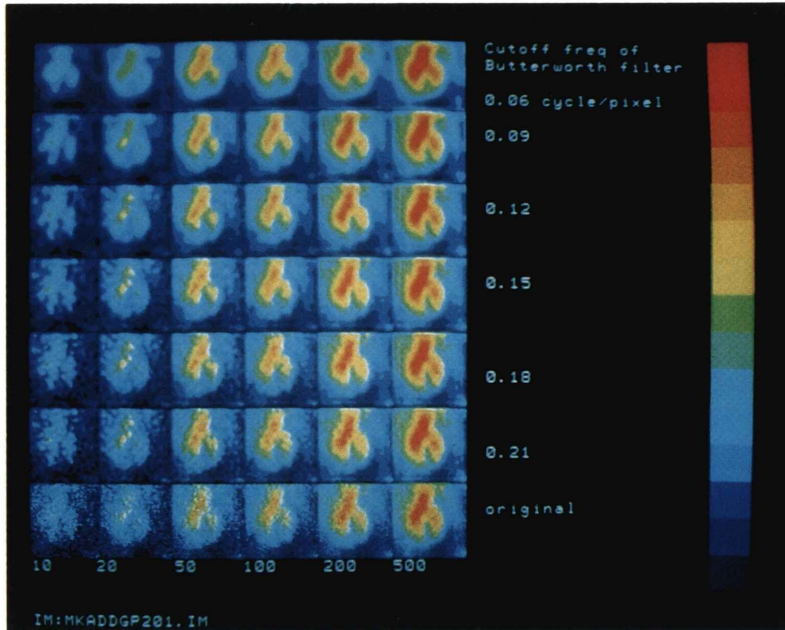


Fig. 1 Effect of Butterworth filtering on the gated images with various noise level.

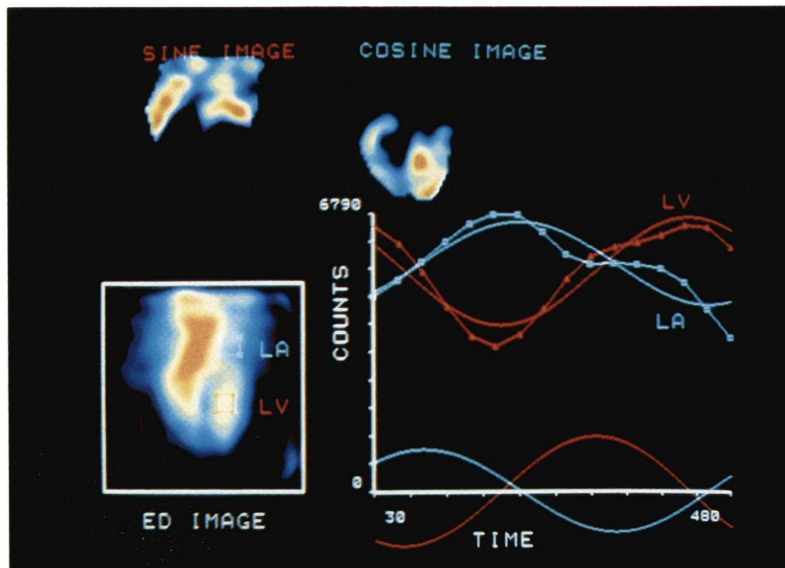


Fig. 2 Time activity curves over the left ventricular and atrial region (lower right and left) and SINE and COSINE transformed images (upper left and right).

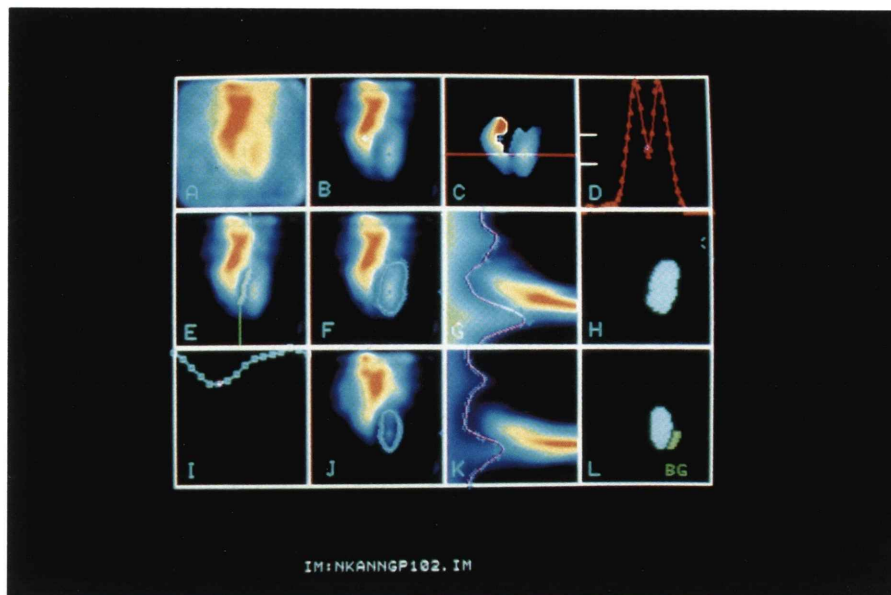


Fig. 3 Whole procedure of fully automated contour detection.

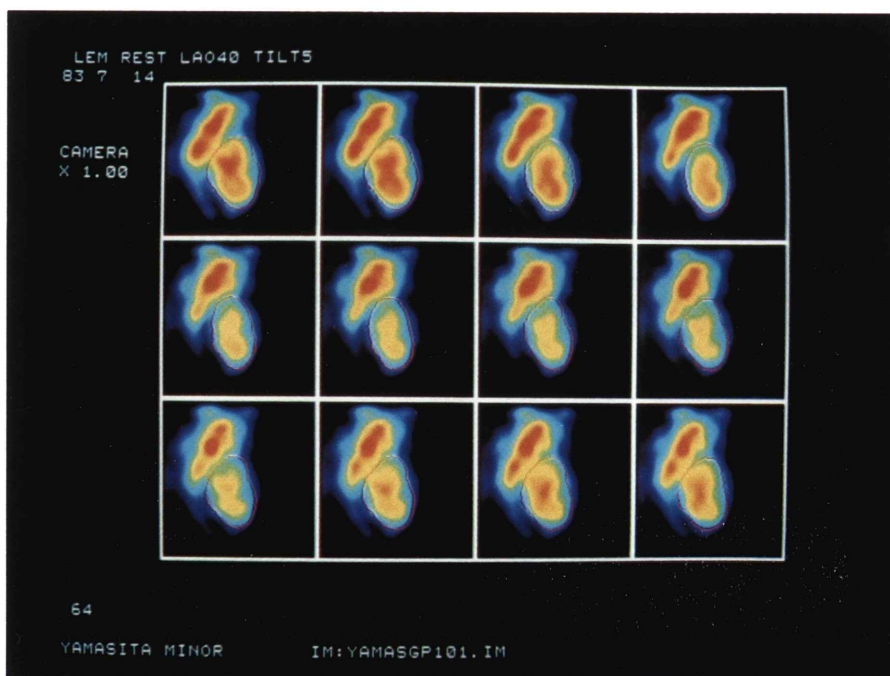


Fig. 4 Sequentially detected left ventricular contours superimposed on the original gated images.

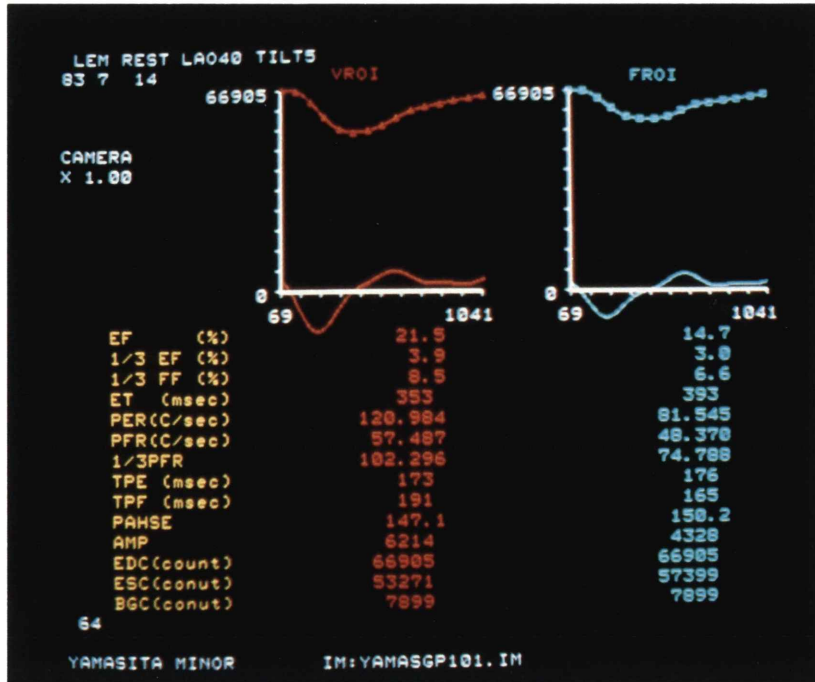


Fig. 5 Calculated left ventricular volume curves from both variable ROI (on the left) and fixed ROI generated from end-diastolic ROI (on the right).

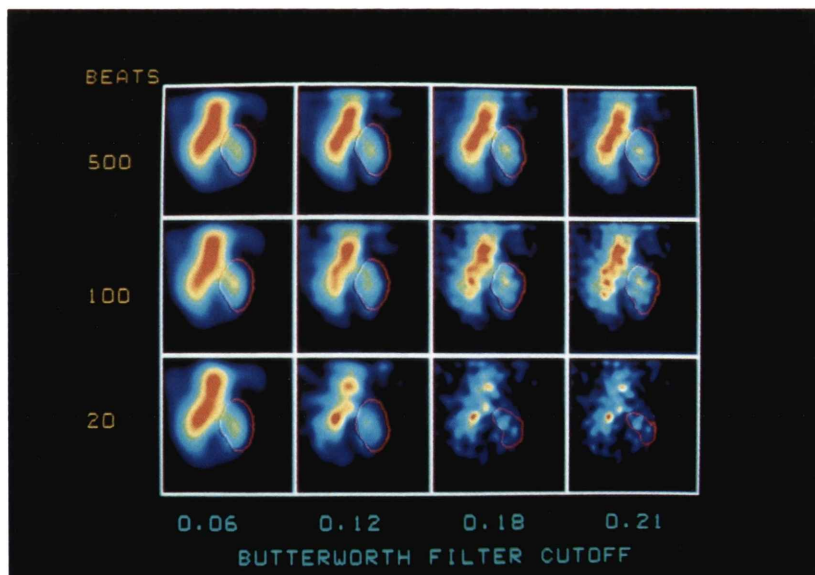


Fig. 6 Effect of Butterworth filtering of the images with various noise level on the automatically detected left ventricular contour.

点を検出できるが端になるにつれ谷となる点がプロフィール上不明確となる。左右心の大きさが極端にアンバランスになる場合もあり50%を適当な値とした。得られた中隔より左側を右心部として除去する。

#### 6. 放射状プロフィールの作成と輪郭の抽出

Figure 3 G は B のイメージの左室中心より計算された64本の放射状プロフィールをX軸を半径方向、Y軸を角度方向として並べたもの、すなわち極座標変換したものである。対向するプロフィールをつないで4次のフーリエ級数に近似し、最大値を有する点より対向方向に辺縁点をさがす。このとき心房と心室部、弁口部、中隔等はすでに決定されているので、これらの点が辺縁点として採用される。自由壁の部分については、近似したフーリエ級数より微分曲線を発生させて極大点を中心よりさがし、この点より接線をひき0と交わる点を辺縁点とした。辺縁点が心室全体の閾値、すなわち II-3 で述べた全加算像の最大値の40%を超える時はその点を辺縁点とした。拡張終期は収縮終期に比べて一般に計数が多く微分極大点による方法で安定に辺縁点が検出できた。1次微分極大点は2次微分の場合よりも安定しているが輪郭は小さい。後者は逆に左心室の山のすそ野の広がりのため輪郭は大きくなりがちである。1次微分の極大点から接線をひくことによりすそ野の広がりをカットし適度な輪郭を与え得た。フーリエ級数の近似の次数は、微分することにより強調される雑音を押さえる必要があること、一方次数を下げることにより、輪郭の歪みが起こることを考慮し、4次を適当とした。

#### 7. Background 領域の決定

Figure 3 I は、拡張終期輪郭を関心領域とした時間放射能曲線である。最小値をとる画像番号を収縮終期とした。J, K は F, G と同様の処理を行ったもの。ただし辺縁点は局所閾値を使用して求める。また左室中心は F において求められた輪郭の重心とする。L は塗りつぶされた収縮期輪郭。この領域を4ピクセル右にシフトしてもとの領域との差をとり、(0か1かのパターンとして差を

とる。)残った三日月状の領域の下半分を Background 領域とする。Background 領域内の収縮終期像上での平均計数値を Background 値として原画像より減算処理した。Bourguignon ら<sup>4)</sup>は拡張終期輪郭を右にシフトして三日月状の領域を Background としているが、大動脈の領域が重なる可能性があり、収縮終期の領域をシフトして作成の方が安全である。三日月状の領域の上半分は、左房、肺動脈の影響をうけやすく除外した。

#### 8. 連続輪郭抽出と容積曲線の算出

Figure 3 J, K と同様の操作をくりかえして全画像に適用するが、このとき64本の放射状プロフィール上の辺縁点は、左室中心よりさがし始めて最初の局所閾値を切る点として決定される。64個の局所閾値は、全心プール像を加算して平均した画像上で Fig. 3 F にて検出した64個の輪郭点の値を適用する。左心室中心はフレーム前に抽出された輪郭の重心を採用する。

Background を減算された画像に、抽出された輪郭を適用し、心室容積曲線、EF等を算出する。Fig. 4 に連続抽出された輪郭と原画像とを重ね合わせて表示した。これらはカラー CRT 上でシネ表示され、原画像と同時に輪郭をも動かすことにより評価される。

Figure 5 左はおのおのの原画像に対して抽出した輪郭による心室容積曲線(可変 ROI 法, Variable ROI 法), Fig. 5 右は拡張終期像からの輪郭のみを用いて得られた心室容積曲線(固定 ROI 法, Fixed ROI 法)である。

### III. 結 果

一切のオペレータの介在しない全自動輪郭抽出法を開発し、汎用核医学データ処理装置に組みこんだ。処理時間は16フレーム/R-Rの心電図同期心プールイメージで約7分を要した。本法は1次の位相解析、高次フーリエ級数近似による心機能図作成等の代表的な心臓のデータ処理ソフトウェアと連動し、数10人分の一括バッチ処理も可能であり、データ処理の自動化によるルーチン処理の省力化に寄与し得るものと思われる。一患者の一

連処理には約20分を要した。

バターワース型フィルタを前処理に用いたことにより種々の雑音状態の画像を同一のアルゴリズムで処理することができた。Fig. 6はバターワース型フィルタが最終的に抽出された左室輪郭に与える効果をみたものである。右から左にむかってフィルタの底断周波数が低い方へ移項している。下段は20心拍、中段は100心拍、上段は500心拍のおおの加算像である。加算心拍数が少ない場合も底断周波数を変えることにより安定した輪郭が得られていることがわかる。

Figures 4, 5は本法による結果の表示例である。この例ではEF値は可変ROI法で22%、固定ROI法で15%であった。

#### IV. 考 察

自動輪郭抽出法は、半自動的方法、全自動的方法を含めていくつか発表されている<sup>4-7)</sup>。しかし抽出し得る輪郭の形状に限られていたり拡張終期の輪郭のみを抽出するものであったり、またどの程度の雑音状態の画像に適用し得るかは明らかにされていない。本法では、Fig. 1, Fig. 6に示されるように、得られたデータの質(信号対雑音比)によりバターワース型フィルタの底断周波数を変え平滑化の度合を変えて輪郭抽出のアルゴリズムにかけるデータを均一なものとすることに重点を置いた。すなわち本法による輪郭抽出アルゴリズム適用にあたって、各施設においてFig. 1のフィルタ処理表を作成し、前処理フィルタを最適化する必要がある(投与量、コリメータ、収集時間、拡大率、R-Rの分割数などにより異なる)。しかしながら各データごとに最適なフィルタ条件を決定しうるアルゴリズムは今後の課題として検討されなければならない。

放射状プロフィールをフーリエ級数に近似することにより、安定した輪郭を得ることができた。プロフィール上の辺縁点の求め方として2次微分の極大点も検討したが、微小な計数値の変動に敏感で、特に左心室全体が細長く映像化されるスラントホール・コリメータによる画像<sup>8)</sup>では、心軸

方向の輪郭の抽出が困難であった。これに対し本法で用いた局所閾値による方法では、Backgroundの値の分布が異なる弁口部、中隔、自由壁などにおいても閾値を変えて輪郭を囲むことができ、安定した輪郭を抽出し得た。

機能図を利用して心房部、心室部を分離する方法は、機能していない領域を無視してしまう危険性を有する。この点について本法はII-4に述べたアルゴリズムにより対応しているが、広範なdyskinesisが心房部に近接している場合に限って完全に分離できない可能性がある。小さい領域であれば、周囲の画素の影響により大きな位相の遅れ(心室と心房の差)にはならず余弦画像としてとらえ得るものと思われる。

中隔の検出が完全に動作するためには、原画像において中隔が十分分離されてみえる状態にあることが重要となる。できるだけ各心室を分離できる良い条件でのデータ収集が望まれる。

#### V. 結 語

心電図同期心プール像より左心室輪郭を自動的に抽出し、EF、心室容積曲線を自動的に算出する方法を報告した。心機能解析の自動化は、省力化の効果だけでなく、精度、再現性の向上の点でルーチン検査への寄与が期待できる。

現在、結果の輪郭の評価は臨床家により行われているが、今後自動的な評価方法も確立していく必要がある。

#### 文 献

- 1) Green MV, Ostrow HG, Douglas MA, et al: High temporal resolution ECG-gated scintigraphic angiocardiology. *J Nucl Med* 16: 95-98, 1975
- 2) Todd-Pokropek A, Paola RD: The use of computers for image processing in nuclear medicine. *IEEE Trans Nucl Sci NS-29*: 1299-1309, 1982
- 3) 和迹, 高橋, 細羽: 2次元フィルタを用いたSPECTの画質改善. *核医学* 20: 1215-1217, 1983
- 4) Bourguignon MH, Douglass KH, Links JM, et al: Fully automated data acquisition, processing and display in equilibrium radioventriculography. *Eur J Nucl Med* 6: 343-347, 1981
- 5) Lie SP, Reiber JHC, Hoek C, et al: Automated

- boundary extraction from cardiac scintigrams. Proc 7th International Meeting on Information Processing in Medical Imaging: 310-328, 1981
- 6) Todd-Pokropek A, Kwok CY, Cavai loles F: Edge detection: an intercomparison of different algorithms. Proc 7th International Meeting on Information Processing in Medical Imaging: 329-341, 1981
- 7) Standke R, Hor G, Maul F: Fully automated sectorial equilibrium radionuclide ventriculography. Eur J Nucl Med **8**: 77-83, 1983
- 8) Parker JA, Uren RF, Jones AG, et al: Radionuclide left ventriculography with the slant hole collimator. J Nucl Med **18**: 848-851, 1977

### Summary

#### Fully Automated Left Ventricular Contour Detection for Gated Radionuclide Angiography: (I) Methods

Minoru HOSOBAMA\*, Hidenobu WANI\*, Michiaki HIROE\*\* and Kiyoko KUSAKABE\*\*

\*Medical Systems Division, Shimadzu Corporation

\*\*Department of Radiology, Tokyo Womens's Medical College

A fully automated practical method has been developed to detect the left ventricular (LV) contour from gated pool images. Ejection fraction and volume curve can be computed accurately without operator variance.

The characteristics of the method are summarized as follows:

1. Optimal design of the filter that works on Fourier domain, can be achieved to improve the signal to noise ratio.
2. New algorithm which use the cosine and sine transform images has been developed for the separating ventricle from atrium and defining center of LV.

3. Contrast enhancement by optimized square filter.

4. Radial profiles are generated from the center of LV and smoothed by fourth order Fourier series approximation. The crossing point with local threshold value searched from the center of the LV is defined as edge.

5. LV contour is obtained by connecting all the edge points defined on radial profiles by fitting them to Fourier function.

**Key words:** Automated contour detection, Gated blood pool study, Butterworth filter, SINE, COSINE transform, Fourier filtering.