

## 左心室像の情報処理

Information processing  
of left ventricular images桑原 道義  
英保 茂Michiyoshi KUWAHARA  
Shigeru EIHO**Summary**

An angiocardiology of the left ventricle is highly rewarded in examining the cardiac function. Quantitative information, such as the volume change and wall motion in the cardiac cycle, is unobtainable without detecting boundaries of the left ventricle.

This paper dealt with methods of automatic processing of the left ventricular images obtainable by 3 different techniques of imaging; X-ray cineangiocardiology, RI angiocardiology and ultrasonic echocardiography.

The boundaries of the left ventricle in consecutive X-ray cineangiocardiology were detected by a heuristic method which uses an gradient image of the left ventricle and the left ventricular boundary in the preceding frame. By using the detected boundaries of the left ventricle, various kinds of quantitative information of cardiac function were obtained. The volume change, wall motion, %-shortening and so on, were calculated and displayed on the graphic display.

This paper also dealt with a method of reconstructing the 3-dimensional cavity of the left ventricle from biplane X-ray cineangiocardiology. A reconstructed image was shown as a projected 3-dimensional shape in lines and / or in half-tone planes. The %-shortening in a 3-dimensional sense which shows the contractility of the regional myocardium was displayed on a silhouette of the left ventricle. We could easily recognize the abnormal region of contraction and its level and spread from this displayed image.

The second part of this paper was the processing of RI angiocardiology. RI images are noisy and vague by the statistical property of  $\gamma$ -ray emission of radioisotope and limited resolution of image device. A non-linear filtering technique (V-filter) which smoothens the object regions and sharpens the boundaries was proposed. After the nonlinear enhancement, the left ventricular boundary was determined by thresholding and differentiation.

The last part of this paper dealt with ultrasonic echocardiograms: M-mode and two-dimensional sector scan echocardiograms.

Echo data obtained by conventional ultrasound instruments were recorded on video tape through special interface circuits without a video camera. The echo data on video tape, which can be displayed on an oscilloscope of the instrument repeatedly with the same quality as the original data, were transferred to a minicomputer through the interface circuits.

The M-mode echocardiogram was digitized and processed automatically by the minicomputer. After detecting the positions of cardiac structures, i.e., the interventricular septum and posterior wall endocardium and epicardium of the left ventricle, a lot of cardiac information, such as changes of wall thickness, diameter, volume and velocity of circumferential fiber shortening of left ventricle, was obtained.

Computer-aided analysis of two-dimensional sector scan echocardiograms was also discussed.

In this case, echo data on a video tape were transferred to a minicomputer by using the still-mode of the video tape recorder. A method of tracing the boundaries of the left ventricle on the data transferred was developed and some results were shown.

**Key words**

Cineangiogram      RI angiogram      Ultrasonic echocardiogram      Image processing  
V-filter      Boundary detection      Quantitative analysis of cardiac function

**はじめに**

周知のように、医学におけるパターン計測は比較的古くから行われてきているものであって、これには心電図、指示薬希釈曲線、Mモード心エコー図などのように時間的に変化する形、すなわち時間パターンとしてとらえられるものと、X線像、RI像、超音波断層像などのように、2次元画像すなわち空間的パターンとしてとらえられるものがある。

これらのパターンは従来は医師の経験に基づくパターン認識能力によって処理され、診断に役立てられてきたのであるが、最近はその一部が計算機処理にゆだねられるようになってきており、その方面の研究が急速に進んできている。特にX線計算機断層法の開発がその傾向に拍車をかけてきている。

計算機処理の対象となっている医用画像が計算機に入力される時、これらはしばしば中間調を含む濃淡画像として取り扱われる。これらの画像はその対象とする臓器の形状が複雑であるばかりでなく、その背景と複雑にからんでおり、その画像を得る相手が人間、特に患者であるので、障害その他の点から原画像の画質の向上に限度があるのが普通である。その上従来の方法では得られない情報をできるだけ客観化した形でとり出して診断に役立てたいという要求や、大量の画像を自動処理できることが望ましいというような要求があるので、医用画像処理には一般のパターン認識とは異なった特有の困難さがある。

本稿では臨床医学において、診断に用いられている画像の中から、対象臓器を心臓、特に左心室

に限定し、各種の方法によって得られた原画像を計算機処理するためにわれわれが開発した手法と、その結果について述べてご参考に供したい。

**医用画像処理技術<sup>1,2)</sup>**

医用画像処理においては、一般の画像処理におけると同様の技法が要求される。すなわちまず取り扱う濃淡画像を通常  $64 \times 64 \sim 1024 \times 1024$  の画素に分割し、かつ画像の濃度値を8ビット(256レベル)にデジタル化して計算機に入力する。

このデジタル画像をもとにして、対象臓器の輪郭を検出したり、その動態解析をしたりする訳であるが、このために必要に応じて画像の圧縮、強調、復元などの手法が適用される。輪郭検出のためには、その前処理として空間フィルター処理、しきい値処理、辺線強調、ボケ補正などの手法がよく用いられ、対象画像によってそれに相応しいいろいろな方法が開発されている。このようにして得られた画像に対して、画像の分割、特徴点の抽出、輪郭線の検出などの処理をとおして、パターン認識や画像解析が行われることになる。

**X線左心室造影像**

心疾患の強力な検査法の1つとして、X線左心室造影法がよく用いられている。この画像は左心室内に挿入したカテーテルを通じて造影剤を注入し、そのときの左心室のX線像を映画撮影して、1秒当たり30~150コマの画像として、映画フィルムやビデオテープの形で得られている。この連続像から拍動中の左心室容積変化や左心室壁の動きの異常な部分などの情報を得るためには、各コマごとの左心室の輪郭を検出する必要があり、こ

れが計算機を用いて自動的あるいは半自動的に行われるようになってきている。現在の CT 技術は、心臓のように動きの速い臓器に対しては、まだその能力を発揮できるまでには至っていない。

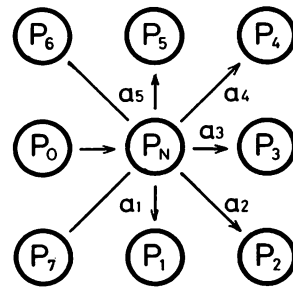
濃淡画像からある領域を検出する方法としては、すでに述べたようにしきい値法、特に局所的に変化するしきい値を用いる動的しきい値法と、画像の濃度値の空間微分値を用いる方法がよく用いられる。これらの方法によって、左心室輪郭を追跡するのであるが、その場合脊椎や肋骨などの背景部分も検出されることがあるので、先験的な生理学情報を利用したり、造影剤注入前の画像をあらかじめ差し引いておく必要があったりする。呼吸の影響による左心室位置の変動を補正することも、重要な問題となることがある。なお各フレームの画像は時間的に連続したものであるので、互いに強い関連性があり、これを大域情報として用いることもできる。

1. 輪郭検出のアルゴリズム

左心室画像の輪郭線について次の仮定しておく。

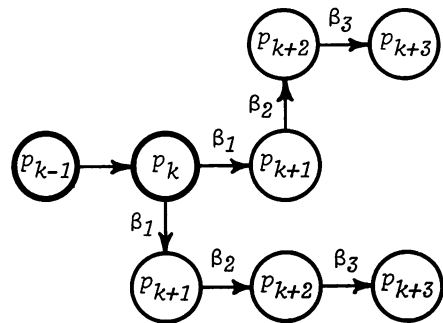
- (1) 輪郭線は得られている画像の濃度値の空間微分に関連する評価関数が最大となる点列から構成される。
- (2) 追跡される輪郭はなめらかであり、急激な方向変化はないものとする。
- (3) 輪郭線は交わることはない。

これらの仮定に基づいて、輪郭検出アルゴリズムを次のように決めることができる。まず画像の濃度値の空間微分を求め、適当な水平走査線上の最大値を求めて探索開始点とする。次にこの点のすぐ上の行の画素の中から、空間微分値の最大となる点を求め、この2点をもとにして Fig. 1 および Fig. 2 に示すようなアルゴリズムによって逐次輪郭点を追跡していく。すなわち Fig. 1 において  $P_N$  を現在の輪郭点、 $P_0$  を1つ前の輪郭点としたとき、 $P_N$  の8近傍点のうち次の輪郭点は  $P_1$  から  $P_5$  までの候補点の中から選ばれ、しかも輪郭の進行方向  $P_0P_N$  に対し、直進方向であ



$$\alpha_3 \geq \alpha_2 = \alpha_4 \geq \alpha_1 = \alpha_5$$

Fig. 1. Directional weighting coefficients.

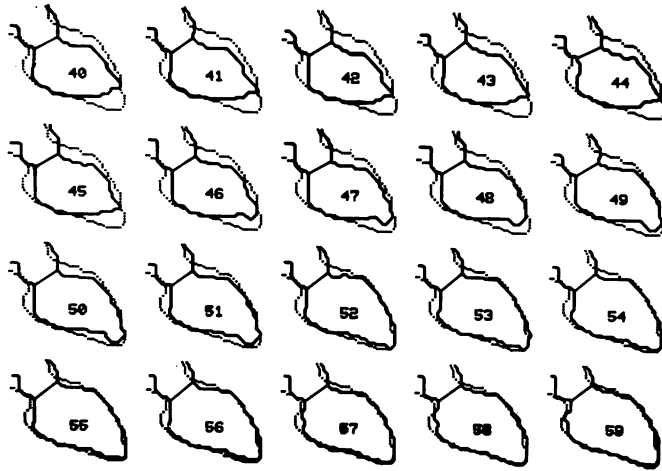


$$\beta_1 \geq \beta_2 \geq \beta_3$$

Fig. 2. Weighting coefficients related to the extent of looking forward.

る点  $P_3$  を第1候補点、 $P_2, P_4$  を第2候補点、 $P_1, P_5$  を第3候補点とする。これは重み係数  $\alpha_i$  を考え  $P_3$  に最大の重みを与え、 $P_2, P_4$  は次の重み、 $P_1, P_5$  の重みを一番小さくし、 $P_6, P_7$  および  $P_0$  は重みを0とすることである。いま1つの重み係数として、探索における先読みの深さを考える。すなわち Fig. 2 において、 $\beta_1 > \beta_2 > \beta_3 > \dots$  と選ぶ。このようにすると、次の輪郭点を選ぶとき濃度微分値だけでなく、もっと大域的な情報も考慮に入れることになる。

次のフレームの画像からの輪郭は直前に得られた輪郭情報を利用することにより、その検出精度を高めることができる。すなわちすでに得られた



**Fig. 3. Detected consecutive left ventricular boundaries.**

Real curve gives the boundary at each cardiac phase and dotted curve shows the boundary at the end-diastolic phase.

輪郭線の幅を拡大し、かつその値を適当に設定して輪郭を求めようとする微分画像に加え、この画像についてすでに述べたのと同じアルゴリズムによって、輪郭線を求める。このようにして順次各フレームから左心室の輪郭線を求めていく。

## 2. 輪郭検出結果と心機能の評価

**Fig. 3** は上述の方法によって得られた、連続した 100 枚の左心室輪郭線の一部を示したものである。比較のために、各フレームの輪郭に拡張終期の輪郭を点線で重ねて示してある。

これらの輪郭線から各種の心機能の定量的な評価が可能である。左心室容積は例えば Kennedy の公式

$$V=(0.687 \times c \times A^2) / L + 1.9 \text{ [ml]}$$

を用いて求めることができる。ここで  $A$  は左心室の断面積、 $L$  は大動脈弁の中点から心尖までの距離であり、 $c$  は補正係数であって標準格子図を用いて求められる。

左心室壁の運動異常を見るために、拡張終期 (ED) と収縮終期 (ES) の図を重ね合わせて評価することがよく行われる。**Fig. 4** はその 1 例で、左心室壁の各部分が ED の重心に向かって収縮すると仮定して、心筋の収縮状況を直線で示したも

のであり、これらの直線の内側の端点をつないだものが ES の輪郭となっている。左は安静状態 (control)、右は心臓に負荷をかけた後の状態 (pacing) を示している。この収縮の程度を数量化して示すと、**Fig. 5** のようになる。これは ED と ES における左心室壁の各点の重心からの距離の差を、ED における距離で割ったもので、% shortening と呼ばれるものである。

## 3. 左心室像の立体表示

右前斜位と左前斜位の 2 方向から撮影された 2 平面 X 線左心室造影像を用いると、適当な仮定のもとで左心室像の立体構成が可能であり、その立体像面上に心筋の収縮機能を評価するパターンを表示することもできる。**Fig. 6** は  $16 \times 32$  点の格子点を用いて、立体線画表示した ED と ES の左心室像であり、**Fig. 7** はその立体面画表示である。さらに **Fig. 8** は ED の立体像の重心から、ED、ES における互に対応する格子点までの距離を用いて計算した % shortening を、90° ずつ回転させた左心室の立体面上に疑似カラーパターンとして表示したもので、心筋収縮機能を直視できる。

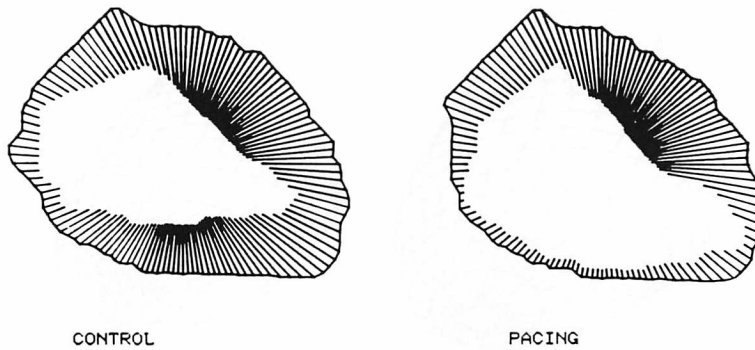


Fig. 4. Wall movements of the left ventricle between the end-diastolic phase and end-systolic phase.

The left figure shows the movement in a rested condition (control). The right one shows the movement of the heart wall after an anginal attack induced by rapid pacing of the right atrium, i.e., after some load has been imposed on the heart.

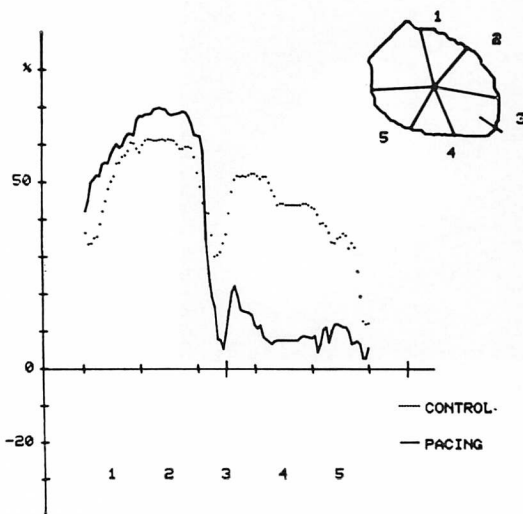


Fig. 5. Per cent-shortening.

Reduced %-shortening in the inferior wall and augmented %-shortening in the anterior wall after pacing are observed.

### RI 左心室造影<sup>26~32)</sup>

RI 画像は生体組織内に取り込まれた RI またはその標識化合物から放射されるガンマ線の線量分布を、シンチレーションカメラを用いて画像化したものである。したがって、本質的にガンマ線の統計的変動による雑音を含み、これにカメラの

コリメータ系によるボケが重畳されている。このような画像の処理には、当然空間領域および空間周波数領域におけるフィルター処理が重要な役割を演ずることになる。静止している臓器に対しては、このような手法によって相当な成果が得られる。しかし、心臓のように動いている臓器に対しては、その画像処理は必ずしも簡単ではない。

心臓に関する RI 画像としては、RI 左心室造影と RI 心筋造影像が関心をもたれている。RI 左心室造影像を得るには2つの方法がとられている。1つは静脈系をとおして注入された RI が、初めて左心室に出現してからの初期の3~5心拍の間のガンマ線放射を、心電図の R 波をゲートパルスとして用いて、各心時相に対して集積して左心室像を得る方法であり、他は RI が全身に分布したと考えられる RI の平衡時について、上と同様に左心室像を構成するものである。

前者の場合にはごく短時間の間の放射線量を集積するので、得られる画像は極めて不鮮明かつ低品質で、雑音に埋もれたようなものにならざるをえない。これに対して後者の場合には、相当長時間にわたって放射線量を集積するので、左心室は比較的是っきりと描記される可能性はあるが、背景雑音が大きくなり、かつ患者の動きや呼吸など

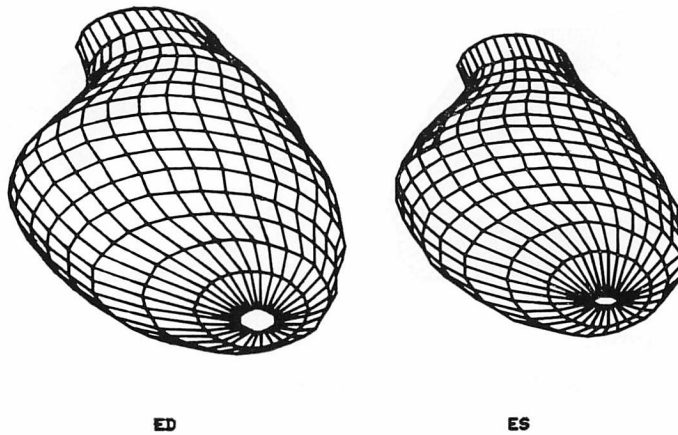


Fig. 6. Three-dimensional shape of the left ventricle (line-drawing) from near RAO 30°. The left figure is an ED phase and the right one for an ES phase.

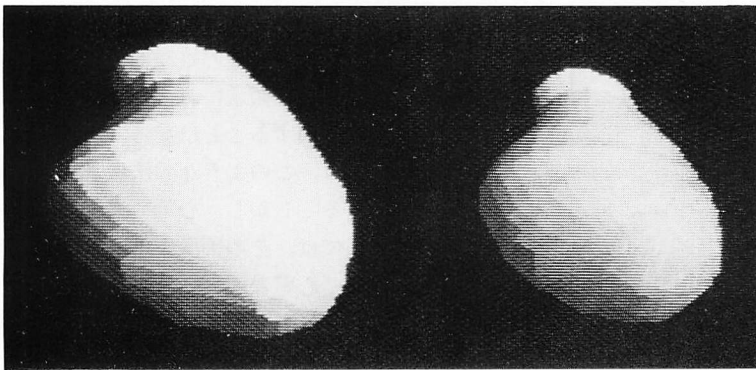


Fig. 7. Three-dimensional shape of the left ventricle (half-tone display).

による位置変動も避けられない。そこで以下では、前者の方法によって得られた RI 左心室造影像を対象画像として取扱う。なお後者の方法によって、1心拍期間にわたっての何枚かの画像を用いて、RI が右心および左心を通過する様子を動画として表示する技術も開発されている。

1. 非線形フィルタ<sup>26,31)</sup>

Fig. 9 は RI 通過初期の短時間計測による、左心室拡張終期のデジタル化された RI 画像の 1 例で、右前斜位から得られたものである。この原画像から左心室輪郭を検出するためには、まず画質の改善をはからなければならない。単純移動平

均法は最も一般的に用いられる、画質改善のための線形フィルタ処理であるが、これでは RI の統計的変動による雑音はある程度平滑化できても、空間的なボケの増加を招き、輪郭線を一層ぼかせることになる。そこでこのような RI 画像の画質を改善するには、画像に含まれる雑音を抑制して平滑化しながら、一方でボケを修正して輪郭線を強調するという、両方の効果をもつ非線形フィルタ処理が望ましい。

いま画像中に、相異なる濃度分布に従う隣り合った 2 領域、領域 1 と領域 2 を考える。領域 1 の濃度分布は平均  $\mu_1$ 、分散  $\sigma_1^2$  の確率密度関数  $f_1(x)$

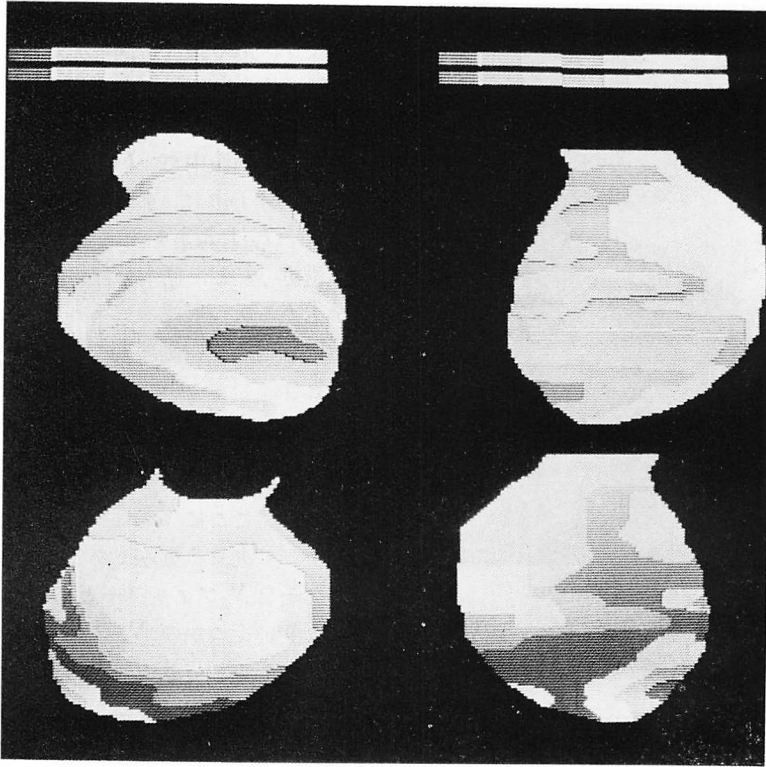


Fig. 8. Per cent-shortening (pseudo-color display).

The left-upper image is the view from RAO 30°; right-upper, LAO 60°; left-lower, LPO 30°; right-lower, RPO 60°.

に従い、領域2の濃度分布は平均 $\mu_2$ 、分散 $\sigma_2^2$ の確率密度関数 $f_2(x)$ に従うものとする。この画像中に局所小領域をとって、Fig. 10 Aのように、小領域が領域1, 2を含む割合をそれぞれ $p_1, p_2$  (ただし $0 \leq p_1, p_2 \leq 1, p_1 + p_2 = 1$ ) とすると、小領域内の濃度分布は、

$$f(x) = p_1 f_1(x) + p_2 f_2(x)$$

に従う。 $f(x)$ の平均 $\mu$ と分散 $\sigma^2$ は、

$$\mu = \int x f(x) dx = p_1 \mu_1 + p_2 \mu_2$$

$$\sigma^2 = \int x^2 f(x) dx$$

$$= p_1 \sigma_1^2 + p_2 \sigma_2^2 + p_1 p_2 (\mu_1 - \mu_2)^2$$

$$= -(\mu_1 - \mu_2)^2 \left[ p_1 - \frac{1}{2} \left\{ 1 + \frac{\sigma_1^2 - \sigma_2^2}{(\mu_1 - \mu_2)^2} \right\} \right]$$

$$+ \frac{1}{4} (\mu_1 - \mu_2)^2 \left\{ 1 + \frac{\sigma_1^2 - \sigma_2^2}{(\mu_1 - \mu_2)^2} \right\}^2 + \sigma_2^2$$

となる。したがって、 $p_1$ が0から1まで変化すると、分散 $\sigma^2$ はFig. 10 Bのように変化する。もし

$$(\mu_1 - \mu_2)^2 > |\sigma_1^2 - \sigma_2^2|$$

であれば、 $\sigma^2$ の極大点は $0 < p_1 < 1$ の区間内に存在する。このことから、小領域が辺縁の上に乗っているときに分散が最大となり、これによって辺縁の存在が検知できる。

いま辺縁の両側における平均濃度の差を辺縁の信号成分、両側の濃度分布の標準偏差の和を辺縁の雑音成分と考え、

$$S/N = |\mu_1 - \mu_2| / (\sigma_1 + \sigma_2)$$

を辺縁のSN比として定義でき、 $\sigma_1, \sigma_2 > 0$ の

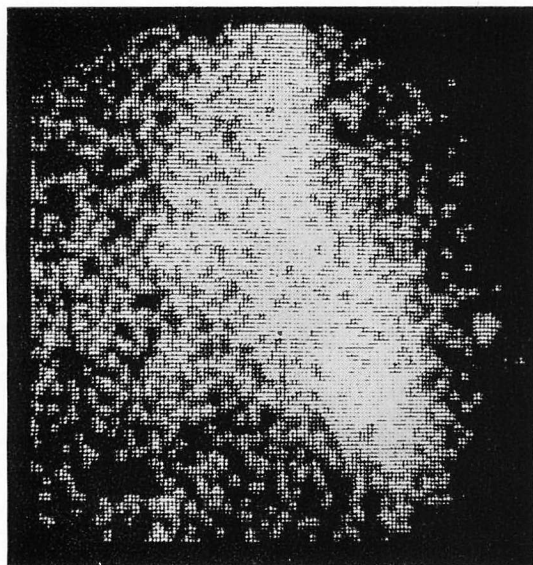


Fig. 9. Digitized RI-angiogram.

き一般に

$$(\sigma_1 + \sigma_2)^2 > |\sigma_1^2 - \sigma_2^2|$$

であるから,

$$|\mu_1 - \mu_2| > \sigma_1 + \sigma_2$$

ならば,

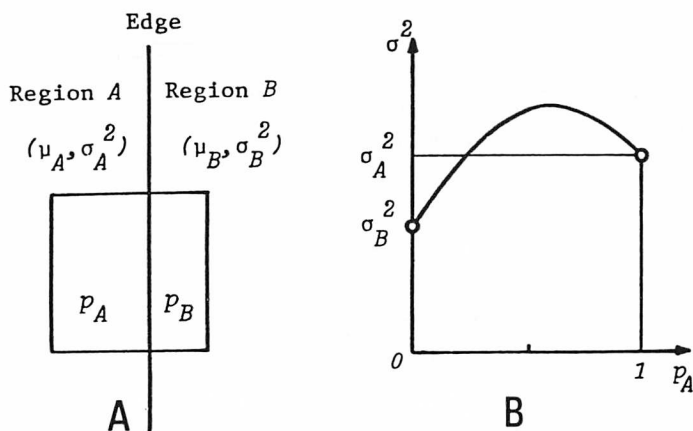


Fig. 10. Detection of edge existence using local sample variance.

(A) Edge and local mask, (B) relationship between fraction of regions contained in the mask and sample variance in the mask.

$$(\mu_1 - \mu_2)^2 > (\sigma_1 + \sigma_2)^2 > |\sigma_1^2 - \sigma_2^2|$$

となり, 上の条件が満たされる. したがって標本分散の値を, 辺縁存在の指標として用いることができる.

そこで画像中で, Fig. 11 のように, 各注目点  $(i, j)$  のまわりに, 4つの大きさ  $k \times k$  の近傍小領域  $R_l: l=1, 2, 3, 4$  をとり, 各  $R_l$  内での濃度の平均値  $\mu_l$  と, 標本分散値  $\sigma_l^2$  に応じて出力の値を決める次の形式のフィルターを考える. すなわち, フィルター処理後の出力画像を  $\{b_{ij}\}$  と表わすとき,

$$b_{ij} = \frac{\sum_{l=1}^4 \mu_l w_l}{\sum_{l=1}^4 w_l}$$

とする. ここに  $w_l$  は  $R_l$  における分散  $\sigma_l^2$  の値によって決まる重みである. この形の非線形フィルターを V フィルターと名づける.  $w_l$  の関数形によりいくつかの V フィルターが考えられる.

V フィルターは辺縁の近傍でスパイク状の雑音が発生する傾向があるが, このような雑音も線形フィルターでは除去しにくい. スパイク状の雑音の除去には, 非線形フィルターの一つであるメディアンフィルターが効果がある. これは画像の局

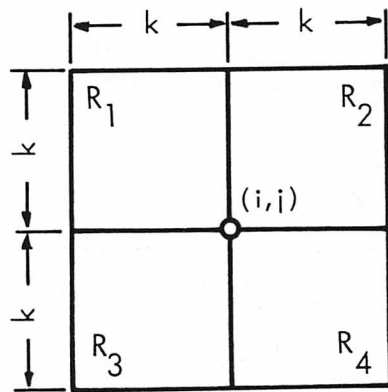
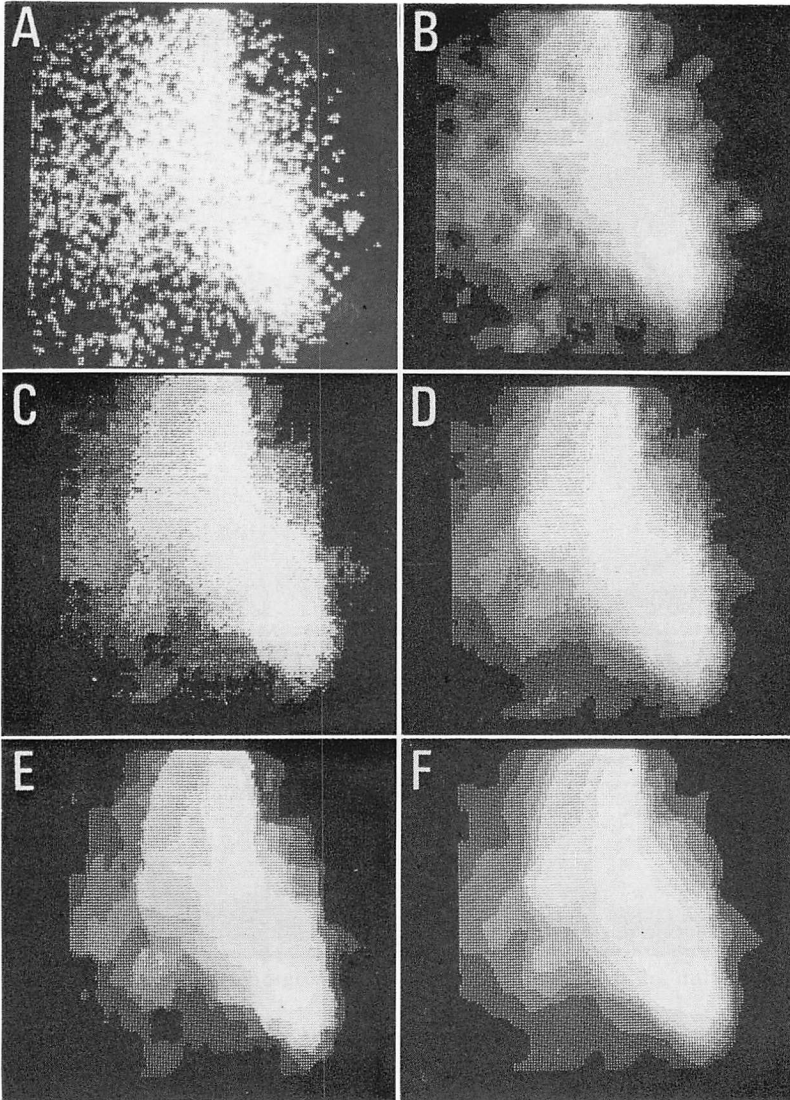


Fig. 11. Mask of the V-filter.





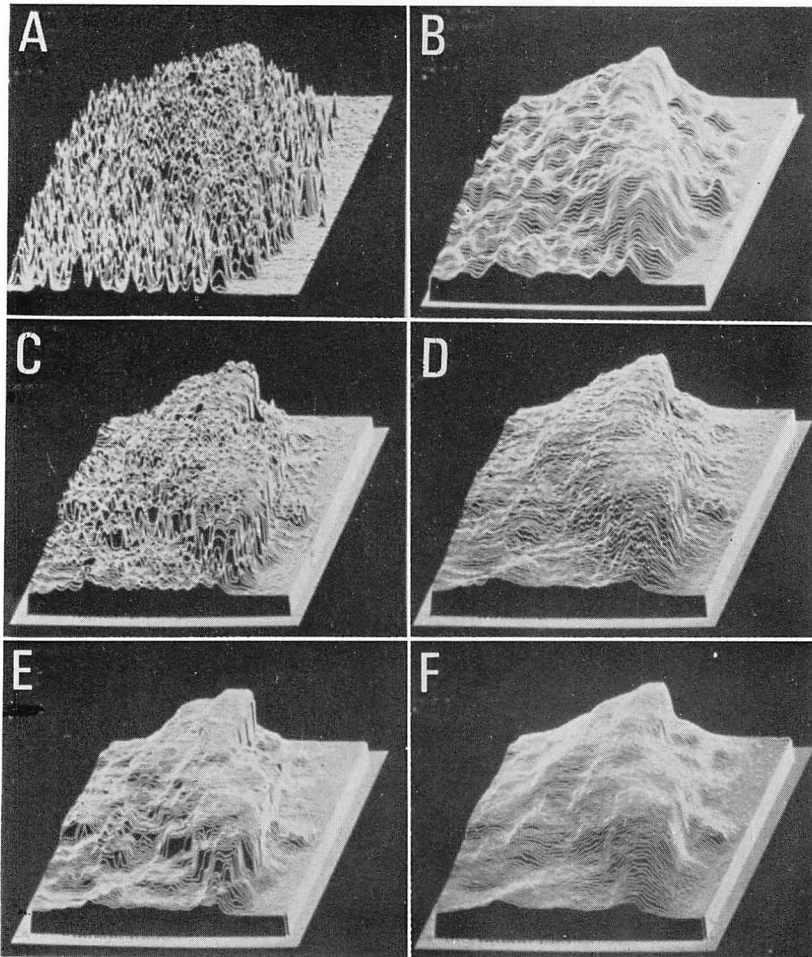
**Fig. 12. Application of the nonlinear filters to RI-angiogram.**

(A) Original, (B) linear smoothing by simple averaging, (C) V-filter type I, (D) V-filter type II, (E) median filtering of (C), (F) median filtering of (D).

所小領域内の濃度分布の標本中央値(メディアン)を出力するフィルターである。

**Fig. 12** および **Fig. 13** は、RI 心血管造影像をデジタル化したものに、各種のフィルター処理を行った結果を示している。**Fig. 12** は 10 レベル濃淡表示、**Fig. 13** は同じ結果を疑似三次元

表示したものである。両図において (A) はすでに示したデジタル原画像で、35 mm フィルム上の RI 心血管造影像を  $128 \times 128$  に標本化、8 ビットに量子化して得たものである。(B) は  $7 \times 7$  単純移動平均法の結果、(C)、(D) は重み  $w_i$  の異なる 2 種の V フィルター I および II を適用した



**Fig. 13.** Application of the nonlinear filters to RI-angiogram (3-dimensional representation).

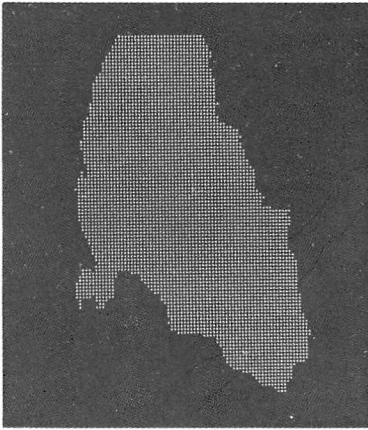
(A) Original, (B) linear smoothing by simple averaging, (C) V-filter type I, (D) V-filter type II, (E) median filtering of (C), (F) median filtering of (D).

結果で、領域のサイズは  $k=7$  である。(E), (F) は (C), (D) に  $5 \times 5$  のメディアンフィルターを適用した結果である。これらの (C)~(F) の結果は、いずれも (B) の単純移動平均法に比べて良好な結果を与えていることがわかる。すなわち、(B) は境界部のぼけが大きいわりに雑音の除去は十分でなく、画像全体に原画像におけるドット状の画像構造が残っている。これに対し、(E) ではもはやドット状の構造は消えて左心室、左心房などの個々

の領域が一定の濃度を持つようになっているうえ、領域の境界は鋭いステップ状となっているので、各領域が明確に区別でき、左心室形状などの認識のためにきわめて望ましい画像となっている。(F) の V フィルター II とメディアンフィルターの縦続適用の結果は V フィルター II の結果が、それだけで十分な効果を示しているので、やや過度の平滑化となっている。

## 2. 左心室輪郭検出<sup>27)</sup>

前節に述べたように V フィルター I とメディアンフィルターによって画質を改善した画像について、濃度ヒストグラムを得、適当なしきい値をきめて2値画像を作ると、**Fig. 14** のようになり、これによって左心室前部および下部の境界を決定できる。この図から濃度差の小さい左心室と左心房、および大動脈を分離して左心室後部を検出するには、空間微分が有効である。**Fig. 15** はこのようにして得た拡張終期および収縮終期の輪郭を

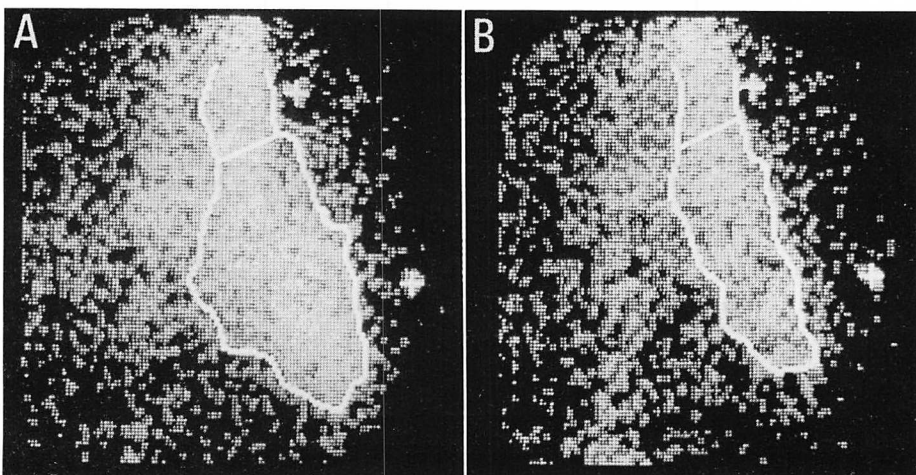


**Fig. 14.** Two-valued figure of ventricle-atrium region resulted by thresholding.

原画像に重ねて示したものである。また **Fig. 16** は1心周期にわたって、0.1秒ごとに撮った9枚の画像から得た左心室容積である。容積の計算にはシンプソン法を用いた。

## 超音波心エコー像<sup>32~44)</sup>

超音波診断法は測定が簡単で無侵襲であり、しかも軟部組織の観察に適していることから、X線やRIを用いる方法とともに、重要な臨床診断法の1つとして広く用いられている。この方法は体表に密着した探触子からパルス的に超音波を放射し、体内の音響インピーダンスの異なる組織の界面から反射されたエコーを同じ探触子でとらえ、電気信号に変換して表示、解析して臨床診断に供するものである。その表示法にはエコー強度を振幅で表示するAモード、固定した探触子から一定周期ごとに超音波パルスを放射し、それらの反射エコー強度を輝度変調してCRT上に並べて表示し、組織界面の経時変化を調べるMモード、あるいは探触子の位置または方向を少しずつ変化させて、組織の断層像を得るBモードなどがある。なおこの断層法には、多数の探触子を直線上に配列し、超音波ビームを電子的に走査して断層像を得る電子走査形超音波診断装置が次第に多く



**Fig. 15.** Left ventricular boundaries superposed on the original images.

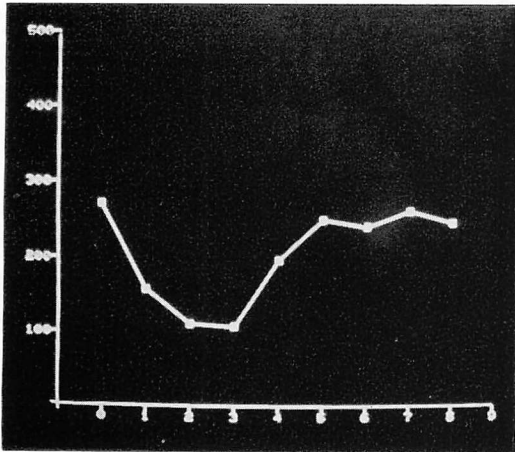


Fig. 16. Change of LV-volume.

用いられるようになってきている。

超音波画像は画質があまり良くなく、しかも通常長尺記録紙やポラロイド写真印画紙に記録されているので、必ずしも計算機処理に適した画像であるとはいえない。しかしデータ量がぼう大で、その解析には医師の多大の時間と労力を要するので、その計算機処理が近時次第に試みられるようになってきた。

1. M モード心エコー図

長尺記録紙や写真印画紙上の M モード心エコー図のデータは、通常ライトペンやソナーペンを用いて、人手によって計算機に入力されているが、これでは個人差や再現性などの点で客観性に欠ける面がある。したがって、診断装置からのエコー

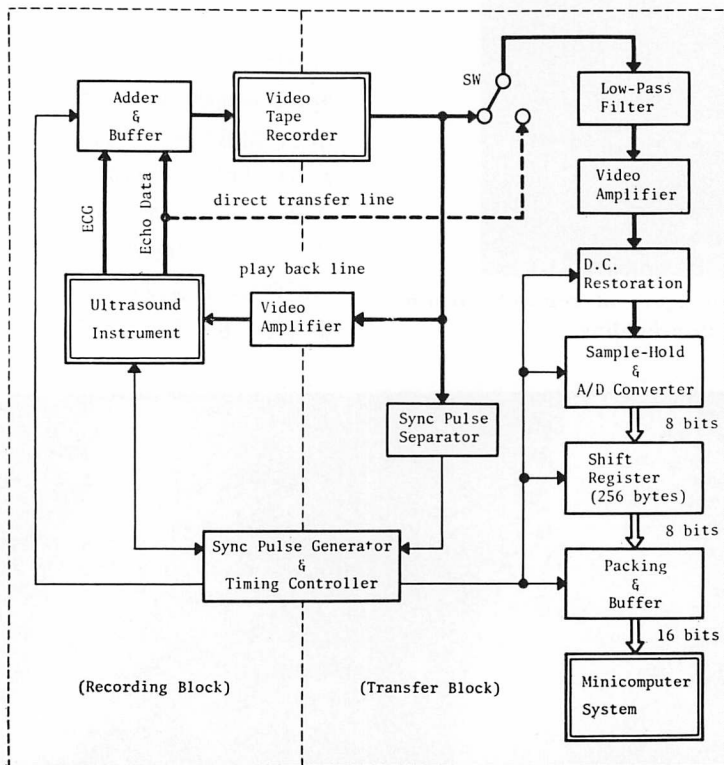


Fig. 17. Block diagram of recording and transfer system of echocardiograms.

The circuits in the left dotted square are for the recording of the echo signals on video tape and the other circuits in the right dotted square are for the transfer of the echo signals from video tape to the minicomputer.

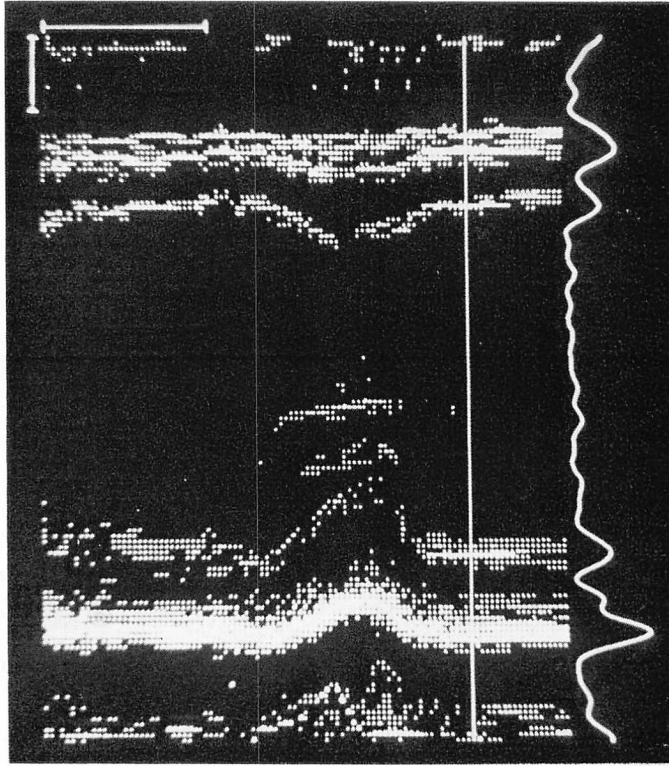


Fig. 18. An example of M-mode echocardiogram displayed on CRT.

There are two line segments for calibration of the depth and the elapsed time at the upper left corner of this figure. The vertical line segment corresponds to 10 mm depth and the horizontal one to 0.5 seconds duration. We can see, in this figure, the right ventricle, interventricular septum, left ventricle, endocardium and epicardium of the posterior wall and lung tissue from the upper side to lower side. A curve on the right side of this figure gives an A-mode display of the echo signals summed up near the vertical cursor line.

信号を A/D 変換して直接計算機に入力するか、一度適当な記録媒体に電気信号のまま集録した後、上と同様に計算機に入力できるようにするのが望ましい。Fig. 17 はこの目的のために試作した、心エコーデータの蓄積・転送システムのブロック線図であって、データを直接計算機へ送ることもできるし、一度ビデオテープレコーダ (VTR) に記録・蓄積した後、改めて計算機へ転送することも可能である。なおこの方式は、電子走査による超音波断層像の場合にも適用できる。Fig. 18 はこのシステムを用いて、計算機に取り込まれたデジタル化された M モード心エコー図の 1 例で、

上が胸壁側、下が肺側である。

この図から左心室後壁および心室中隔の辺縁を検出できれば、左心室短軸径、左心室後壁の厚さ、左心室容積、左心室円周方向の収縮速度など、心機能を現わす重要なパラメーターの時間的变化を知ることができる。

辺縁検出のためにまずその探索開始点を求める。Fig. 18 の右方のカーソル線の近傍 (拡張終期付近) の、超音波 A モードエコー信号の何本分かを各サンプル位置で加算したものが、同図の右方に示してある。この信号の極大値の点を、下方から順に心外膜、心内膜、心室中隔左心室側および同

右心室側の探索開始点とする.

上の探索開始点から, まず最もエコー信号の大きい心外膜の辺縁を追跡する. そのアルゴリズムは Fig. 19 に示されている. すなわちある  $i$  番目のエコー信号に当たる縦線上での辺縁の位置が, 深さ  $j$  であったとすると, 次の  $(i+1)$  番目の縦線上での辺縁候補点は

$$j-w \leq R \leq j+w$$

なる探索領域  $R$  内の最大値を与える点であるとする. ここで  $w$  は左心室後壁の運動速度と超音波発射時間間隔, および超音波の生体組織内での速度を考慮して決定される.

次に心内膜の辺縁は Fig. 20 に示されるアルゴリズムによって追跡される. すなわち心内膜は心外膜と左心室後壁の表裏の関係にあるので, その動きは心外膜の動きと強い相関があり, しかも左心室の収縮期および拡張期には心内膜は心外膜より速く動くので, その分の探索領域  $w'$  を追加した上, 心外膜の動き  $n$  を考慮して,

$$j-w+n \leq R \leq j+w+w'+n, \quad n > 0$$

$$j-w \leq R \leq j+w, \quad n = 0$$

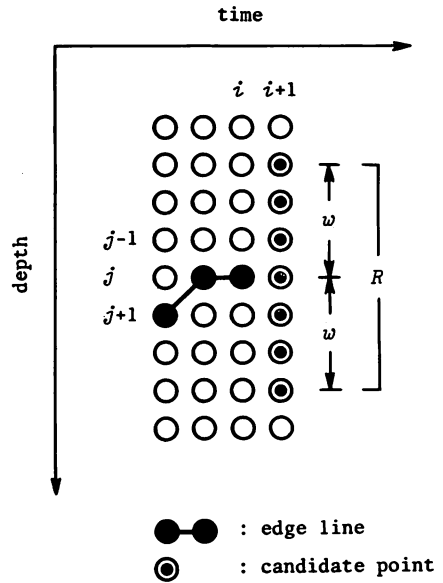


Fig. 19. Searching algorithm of the edge line of the epicardium.

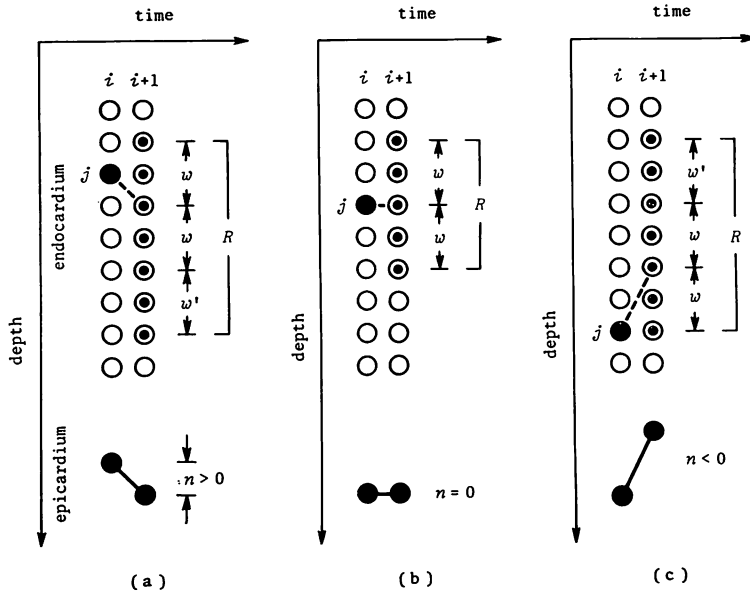


Fig. 20. Searching algorithm of the edge line of the endocardium.

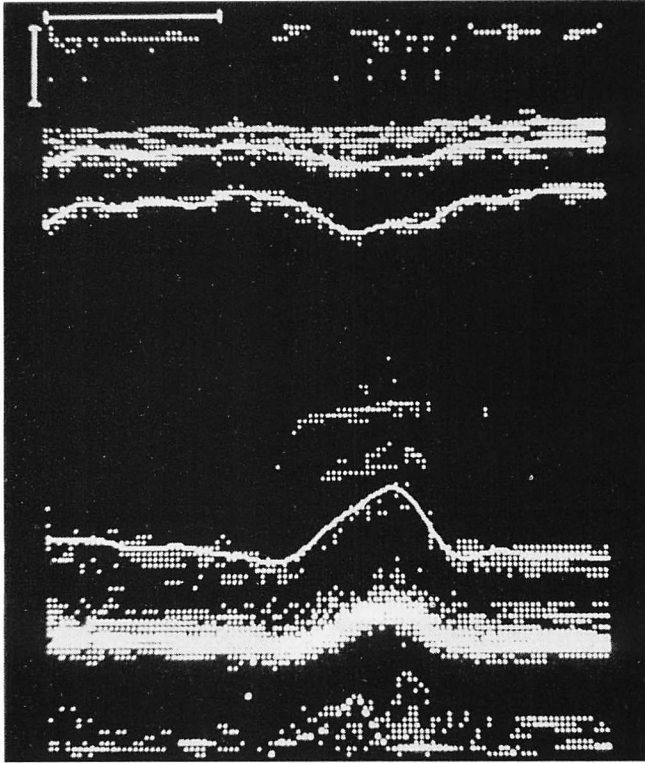


Fig. 21. Detected cardiac structures superposed on the original echocardiogram.

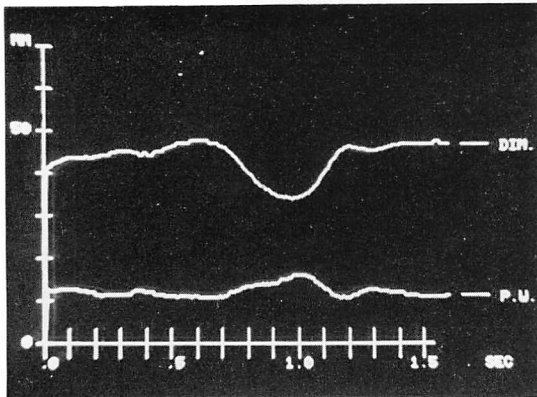


Fig. 22. Diameter (DIM.) and posterior wall thickness (P.W.) of the left ventricle.

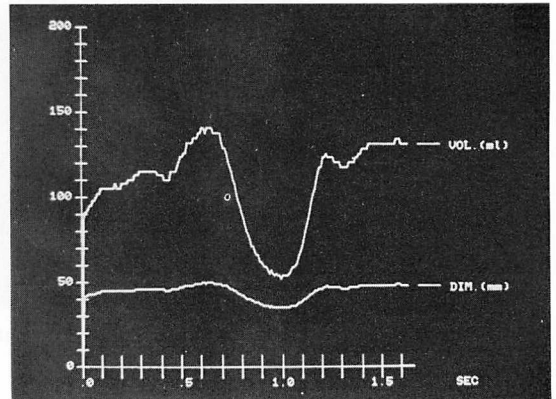


Fig. 23. Changes of volume (VOL.) and diameter of the left ventricle (DIM.).

$$j-w-w'+n \leq R \leq j+w+n, \quad n < 0$$

なる3つの場合の探索領域内で、エコーの最大となる点を次の辺縁点とする。心室中隔の辺縁につ

いても、左心室後壁の心外膜と心内膜と同様にして求めることができる。Fig. 21はMモード原画像に検出された、辺縁曲線を平滑化したものを

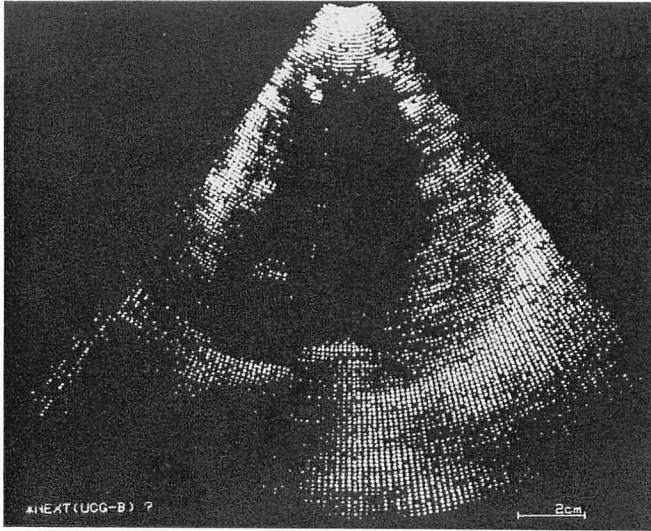


Fig. 24. Digitized two-dimensional sector scan echocardiogram.

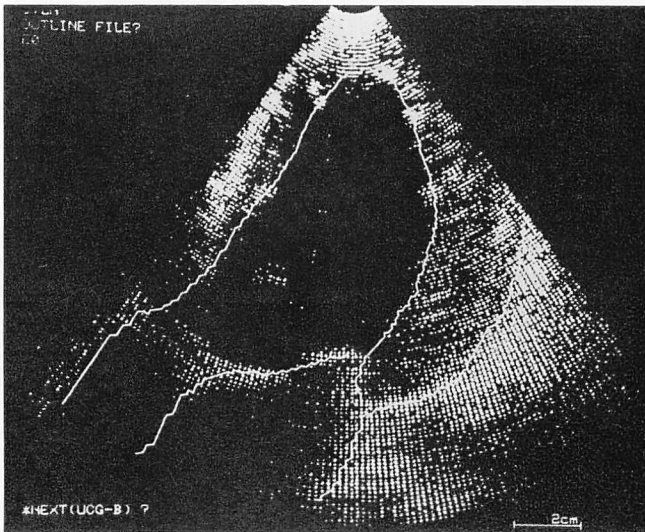


Fig. 25. Detected boundary of the left ventricle superposed on the original image.

重ねたものである。Fig. 22 には左心室短軸径 (DIM) と後壁の厚さ (PW) の時間的変化が, Fig. 23 には左心室容積の変化が示されている。

## 2. 超音波左心室断層法

電子走査型超音波診断装置には, リニア走査とセクター走査がある。前者は腹部臓器の診断には

好都合であるが, 肋骨にさまたげられている心臓に対しては好ましくない。心臓に対しては肋骨の間から照射できるセクター走査が有効である。Fig. 24 はこのような装置によって得られた, 心尖部から大動脈起始部を見た断層像の 1 例で, Fig. 17 のシステムを用いて, 一度ビデオテープ



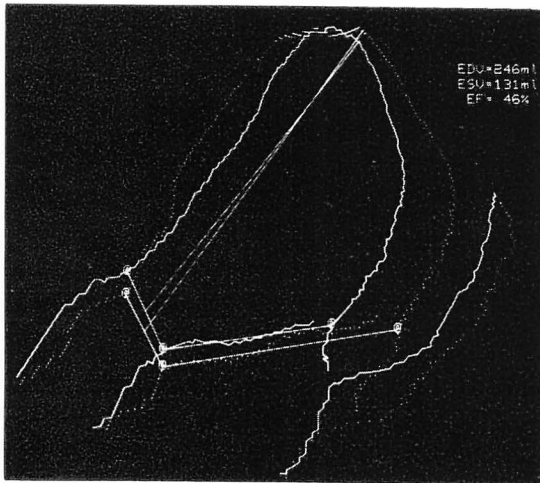


Fig. 26. Detected boundaries of ED (dotted curve) and ES (real curve).

に録画した1フレーム分のデータを、VTRのステイールモードで計算機に転送して、グラフィックディスプレイに表示したものである。現在の電子走査型超音波診断装置では、一度モニターテレビに映った映像をビデオカメラで録画して、VTRに蓄積する方式が多く用いられているが、特にセクター走査の場合にはビデオ系との走査方式の相異から、録画されたものが真の画像となっていないので注意が肝要である。

さて、このデジタル原画像に対して、オペレーターが探索開始点と終点を指示した後、Mモード心エコー図の場合と類似のアルゴリズムによって、ある適当な探索領域内の最大値を順次追跡していくと、左心室心内膜の輪郭線を検出することができる。Fig. 25はこのようにして検出された左心室輪郭線を、デジタル原画像に重ねて示したものである。このようにして得られた輪郭線を用いて左心室容積を計算するためには、さらに大動脈弁と僧帽弁の位置を指示する必要がある。前者はX線左心室造影の場合と同様に自動的に決定できるが、後者についてはオペレーターの指示によるのが便利である。Fig. 26はこのようにして決定したES(実線)とED(点線)の左心室

輪郭線であって、それぞれの左心室容積と駆出率が計算されている。

## むすび

臨床医学における画像処理を、対象臓器を左心室に限定して、われわれが開発してきた結果を中心に概説した。ここに述べたことから明らかなように、同じ計測手段を用いたとしても、対象とする個々の臓器によってそれぞれ異なった問題があり、同じ臓器を対象としたとしても、計測手段が異なると画像作成上の問題ばかりでなく、画像処理技術の上でも固有の困難さがある。画像処理技術が臨床診断に有効な手段となるためには、これらの個々の問題を1つ1つ解決していかなければならない。ここでは述べなかったけれども、X線画像としては今後冠動脈造影像の処理が重要になってくるであろうし、また超音波診断装置ではdynamic focussingによる画質改善技術が進歩してくるであろう。

本稿が何らかの形で諸賢のご参考になり、この分野の今後の研究開発に少しでも裨益するところがあれば幸甚である。記述の不足の部分については文献を参照して頂きたい。なお、本稿を執筆するに当たって資料を提供して頂いた筆者の研究室の各位、協同研究を進めている京都大学医学部第三内科河合忠一教授および同研究室の各位にお礼申し上げる。

## 文献

- 1) Rosenfeld A, Kak AC: Digital Picture Processing. Academic Press, New York, 1976; 長尾真監訳: デジタル画像処理. 近代科学社, 東京, 1978
- 2) Pratt WK: Digital Image Processing. John Wiley & Sons, New York, 1978
- 3) Heintzen PH, Malerczyk V, Pilarczyk J, Scheel KW: Online processing of the video-image for left ventricular volume determination. Comput Bio-Med Res 4: 474-485, 1971
- 4) Wiscomb WK: A Hardware System for Man-Machine Interaction in the Study of Left Ventricular Dynamics, Roentgen-, Cine- and Videodensitometry. (ed. by Heintzen PH) Georg Thieme, Stuttgart, 1971, p 156-169
- 5) Robb RA: Computer-Aided Contour Determina-

- tion and Dnamic Display of Individual Cardiac Chambers from Digitized Serial Angiocardiographic Film, *ibid*, 1971, p 170-178
- 6) Marcus ML, Schuette WH, Whitehouse WC, Bailey JJ, Grancy DL: An automated method for the measurement of ventricular volume. *Circulation* **54**: 65-76, 1972
  - 7) Cole JS, Brown DD, Glaeser DH: A semi-automated technique for the rapid determination of left ventricular volume from left ventricular cineangiograms. *Comput Bio-Med Res* **7**: 575-589, 1974
  - 8) Chow CK, Kaneko T: Automatic boundary detection of the left ventricle from cineangiograms. *Comput Bio-Med Res* **5**: 388-410, 1972
  - 9) Kaneko T, Mancini P: Straight-line approximation for the boundary of the left ventricular chamber from a cardiac cineangiogram. *IEEE Trans on BME*, **BME-20**: 413-416, 1973
  - 10) Kennedy JW, Trenholme SE, Kasser IS: Left ventricular volume and mass from single-plane cineangiograms: A comparison of anteroposterior and right anterior oblique methods. *Amer Heart J* **80**: 243-352, 1970
  - 11) Herman MV, Heinle RA, Klein MD, Gorlin R: Localized disorders in myocardial contraction. *New Engl J Med* **277**: 222-232, 1967
  - 12) Hamilton GW, Murray JA, Kennedy JW: Quantitative angiocardiography in ischemic heart disease. *Circulation* **45**: 1065-1080, 1972.
  - 13) Chaitman BR, Bristow JD, Rahimtoola SH: Left ventricular wall motion assessed by using fixed external reference systems. *Circulation* **48**: 1043-1054, 1973
  - 14) Clayton PD, Harris LD, Rumel SR, Warner HR: Left ventricular videometry. *Compt Bio-Med Res* **7**: 369-379, 1974
  - 15) Heintzen PH, Brennecke R, Bursch JH, Lange P, Malerczyk V, Moldenhaner K, Onnasch D: Automated video-angiocardiographic image analysis. *Computer* **8**: 55-64, 1975
  - 16) Onnasch DGW, Heintzen PH: A new approach for the reconstruction of the right or left ventricular form from biplane angiocardiographic recordings. *Computers in Cardiology-1976*, p 67-73, 1976
  - 17) Slager CJ, Reiber JHC, Schuurbijs JCH, Meester GT: Contouromat—A hard-wired left ventricular angio processing system. *Compt Bio-Med Res* **11**: 491-502, 1978
  - 18) Eiho S, Kuwahara M, Fujita M, Sasayama S, Kawai C: Automatic processing of cineangiographic images of left ventricle. *Proc 4th IJCPR*, p 740-742, 1978
  - 19) Eiho S, Kuwahara M, Fujita M, Sasayama S, Kawai C: Boundary detection of left ventricle from cineangiograms and analysis of regional left ventricular wall motion. *Proc 6th Conf on Computer Applications in Radiology and Computer-Aided Analysis of Radiological Images*, p 221-227, 1979
  - 20) Greenleaf JF, Ritman EL, Wood EH, Robb RA, Johnson SA: Dynamic computer-generated displays of data from biplane roentgen angiography for study of the left ventricle. *Ann Biomed Eng* **2**: 90-105, 1974
  - 21) 英保 茂, 桑原道義, 藤田正俊, 篠山重威, 河合忠一: X線左心室造影映画の自動処理と左心室機能の表示. *医用電子と生体工学* **17**: 427-433, 1979
  - 22) 英保 茂, 山田 茂, 桑原道義: Biplane X線造影像からの左心室像の立体表示. *電子通信学会技術研究報告 (MBE)* p 79-42, 1979
  - 23) Tasto M: Guided boundary detection for left ventricular volume measurement. *Proc IJCPR-73*, p 119-124, 1973
  - 24) Tasto M: Motion extraction for left ventricular volume measurements. *IEEE Trans on BME*, **BME-21**: 207-213, 1974
  - 25) Tasto M, Felgendreher M, Spiesberger W, Spiller P: Comparison of manual versus computer determination of left ventricular boundaries from X-ray cineangiograms, roentgen- video-techniques for dynamic studies of structure and function of the heart and circulation. (ed. by Heintzen PH, Buersch JH). *Georg Thieme, Stuttgart*, 1978, p 168-183
  - 26) 八村広三郎, 英保 茂, 桑原道義, 木之下正彦: RI心血管造影像からの左心室輪郭抽出. *医用電子と生体工学* **14**: 452-458, 1976
  - 27) 八村広三郎, 英保 茂, 桑原道義, 木之下正彦: 非線形デジタルフィルタによるRI画像の画質改善. *医用電子と生体工学* **15**: 327-333, 1977
  - 28) 八村広三郎, 英保 茂, 桑原道義, 木之下正彦: RI心血管造影像からの左心室輪郭抽出と容積計算の自動化. *医用電子と生体工学* **17**: 9-15, 1979
  - 29) Kuwahara M, Hachimura K, Eiho S, Kinoshita M: Processing of RI- angiocardiographic images. *Digital processing of biomedical images* (ed by Preston K Jr, Onoe M). *Plenum Publishing Co, New York*, 1976, p 187-202
  - 30) Hachimura K, Kuwahara M, Kinoshita M: Left ventriculat contour extraction from radioisotope angiocardiograms and classification of left ventricular motion. *Proc 4th IJCPR*, p 911-913, 1978
  - 31) Kuwahara M, Hachimura K, Kinoshita M: Image

- enhancement and left ventricular contour extraction techniques applied to radioisotope angiocardiograms. *Automedica* 3: 107-119, 1980
- 32) Pratt WK: Median filtering, semi-annual technical report. Image Processing Institute of USC, USCIPR Report 620, p 116-127, 1975
- 33) Brun P, Oddou C, Kulas A, Laurent F: Small computer development of echocardiographic information related to left ventricle and mitral valve in diastole. *Computers in Cardiology-1977*, p 267-273, 1977
- 34) Feldman CL, Brauner RA, Daugherty C, Pataskos JA, Hafajee C: On-line computer analysis of echocardiogram. *Computers in Cardiology-1977*, p 279-280, 1977
- 35) Gibson DG: Estimation of left ventricular size by echocardiography. *Brit Heart J* 35: 128-134, 1973
- 36) Hirsh M, Sanders WJ, Popp RL, Harrison DC: Computer processing of ultrasonic data from the cardiovascular system. *Comput Bio-Med Res* 6: 336-346, 1973
- 37) Ide M, Masuzawa N: Electrical recording and reproduction of ultrasono-tomograms using a VTR. *IEEE Trans on BME*, **BME-22**: p 340-346, 1975
- 38) Romic CA, Hagan AD: Automated echocardiogram analysis. *Proc San Diego Biomedical Symposium*, p 145-152, 1964
- 39) Teichholz LE, Caputo GR, Meller J, Kashdan N, LeBlanc D, Herman MV: Computer-assisted interactive interpretation of clinical echocardiograms. *Computers in Cardiology-1977*, p 37-44, 1977
- 40) van Zwieten G, Vogel JA, Bom AHA, Rijsterborgh H: Computer assisted analysis of M-mode echocardiograms. *Computers in Cardiology-1977*, p 285-287, 1977
- 41) 桑原道義, 英保 茂, 北川尚男, 湊小太郎, 三木徳久, 小坂田元太, 琴浦 肇, 篠山重威, 平川頭名, 河合忠一: M モード心エコー図の計算機処理. *医用電子と生体工学* 17: 421-426, 1979
- 42) Kuwahara M, Eiho S, Kitagawa H, Minato K, Osakada G, Kotoura H, Sasayama S, Hirakawa A, Kawai C: Automatic analysis and VTR recording of echocardiogram. *Proc 6th Conf on Computer Applications in Radiology and Computer-Aided Analysis of Radiological Images*, p 355-361, 1979
- 43) Carrison JB, Weiss JL, Maughan WL, Tuck OM, Gauier WH, Fortuin JJ: Quantifying regional wall motion and thickening in two-dimensional echocardiography with a computer-aided contouring system. *Computers in Cardiology-1977*, p 25-35, 1977
- 44) Vogel JA, Theunissen JMH, Ligtvoet DM, Dorp W, Lancee CT: Data processing in two-dimensional echocardiography. *in Ultrasound in Medicine*, Vol. 3B (ed by White D, Brown RE), Plenum Publishing Co, 1977, p 1537-1545
- 45) Verbeek PW, Lobregt S: The application of 3-D logical neighbour operations to sequences of 2-D ultrasonic images. *Proc 6th Conf on Computer Applications in Radiology and Computer-Aided Analysis of Radiological Images*, p 362-365, 1979