

# X線左心室造影映画像の計算機処理

英保 茂 粕原道義  
(京都大学工学部)

## 1. はじめに

近年成人病としての心疾患が非常に多くなってきており、その検査法の一つとして、X線左心室造影映画像法（シネアンギオグラフィ）が重要視されてきている。このシネフィルムから、心周期中の容積変化や心室壁の動きの異常な部分等の情報を得るには、シネフィルムの各コマ（フレーム）における左心室の輪郭を抽出する必要がある。通常はこの抽出は医師の手作業で行われているが、多くの画像フレームについて行う必要があり、かなりの時間と労力を必要とする。筆者らは、これらの処理をミニコンピュータを用いて自動的に行うシステムを開発した。本文ではその自動処理アルゴリズムと定量的な心機能評価を可能にするための処理法、表示法等について述べる。

1970年代の初期より、シネアンギオグラムから左心室容積を自動的または半自動的に計算するシステムが開発され、一部で使用されている。それらはライトペンやソナーペン等のデジタルタイマーを用いて左心室辺縁をマニュアルで入力し、その入力された辺縁をもとに容積を求めるものである〔1-5〕。これをさらに進歩させたものとして、辺縁を自動的に計算機に検出させようという試みも既になされている〔6-8〕。左心室の境界を検出するには、大きくわけて、しきい値を用いるものと、画像濃度値の空間微分を用いる2通りの方法がある。単純なしきい値だけで境界を求ることは不可能であり、Chowら〔6〕はダイナミックしきい値を用いて左心室部分を抽出する手法を提案した。この方法をそのまま適用すると、脊柱や肋骨等の部分も検出されるので、造影剤注入前の画像をsubtractすることが行われるが、呼吸の影響が表われてきて、検出誤りとなる場合がある。また、各フレームの画像を独立に処理するため、処理時間が長くかかるといわれている〔7〕。本来、シネ画像の連続したフレームには強い関連性があり、この関連性を積極的に利用することにより、精度の向上と処理時間の短縮を計れる場合が多いと思われる。例えばKaneko等〔7〕は最初の1枚の画像だけダイナミックしきい値法で求め、以後の画像は、前に求めた辺縁を参考にして線分近似で求めている。（この線分をあてはめる時に使用する辺縁情報としては微分値を用いている。）処理時間はダイナミックしきい値法に比べて $1/20$ に減少したと述べている。得られた辺縁図は少しガタガタしているようである。Claytonら〔8〕は、ビデオ画像から左心室像を抽出しているが、連続したフレームの辺縁情報を利用している。辺縁抽出に当っては、微分値を主として用いて画像の水平ラインごとに辺縁を求めてゆくラスター方式を探っている。そのため処理時間は短かいようであるが、得られた辺縁图形は連続性に欠ける場合がある。（ラスター方向に辺縁が存在する場合は特に問題となる。）また、いわゆる画像処理の一般手法——微分、しきい値処理、ラベリング、細線化、不要枝の除去等——を用いて境界を抽出することも可能であるが、収縮終期近くの画像に対しては失敗することが多いようである。

本文では辺縁追跡法による輪郭線抽出の新しいアルゴリズムについて述べる。次章では、医師等のマニュアルトレースによる輪郭線と同程度の品質のものを自

動的に抽出する追跡アルゴリズムについて述べ、引続いて処理システム（3章）、シネ画像の時間的連続性を考慮した左心室辺縁抽出アルゴリズム（4章）およびその処理結果とそれらの輪郭曲線から得られる心機能評価のための2、3の処理例（5章）について述べる。

## 2. 辺縁追跡アルゴリズム

辺縁の追跡は通常出発点を定め、その点の近傍の点のうち例えば微分値の最大となる点を辺縁とし、次にその点の近傍の点から次の辺縁点を選ぶといった手順をくり返していく。しかし、この手順をそのままアルゴリズム化すると、ぐるぐる同じ所を回ったり、ちょっとした雜音により、とんでもない所へ迷いこんだりすることがある。ところが、人間が辺縁を追跡する場合を考えると、次の辺縁点を定める場合に、すぐ隣の近傍点だけではなく、少し先の点についても考慮をはらっている。また（もうろん画像の性質にもよるが）追跡曲線を急激に曲げることはない。さうに人間は対象物に関する知識を大域情報として用いているが、ここでは特に考慮を払わないものとする。（辺縁情報として微分値だけではなく、何らかの操作を加えることにより、大域情報を導入することは可能である。実際4章で述べる連続したフレームの辺縁情報の利用は大域情報の一種と考えられる。）これらの特性をアルゴリズムにとり込むにあたって、以下の仮定をしておく。

(1) とり扱う画像はデジタル濃淡画像( $128 \times 128 \times 8$ ビット)であるが、その辺縁情報は濃淡値の空間微分値に集約されているものとする。

(2) 追跡される辺縁はなめらかであり、急激な変化はない。もう少し厳密に述べれば、 $P_N$  を現在の辺縁点、 $P_0$  を1つ前の辺縁点とする。そうすると、次に辺縁となり得る点は図に示す  $P_1 \sim P_5$  の5点のみであり、 $P_6, P_7$  ( $P_0, P_N$  も) は次の辺縁点とはなり得ないものとする。すなわち、 $\overrightarrow{P_0 P_N}$  方向を基準として  $-90^\circ$  から  $90^\circ$  の範囲にある近傍点のみを次の辺縁点の候補とする。 $P_0, P_N$  が定まると、 $P_i$  ( $i = 1 \sim 5$ ) は自動的に定まるが、この写像関数を  $f_i(P_0, P_N)$  で表わす。

$$P_i : (x_i, y_i) = f_i(P_0, P_N)$$

(3) 辺縁点は交わることはない。また  $\overrightarrow{P_0 P_N}$  を基準として、 $P_0$  の近傍点で  $90^\circ$  と  $-90^\circ$  の位置にある点（図1では  $P_6$  と  $P_7$ ）は、以後の探索において辺縁点となることを禁止する。こうすると、図2に示すように辺縁のまわりに帯状の辺縁禁止領域ができる、同じ辺縁線の近くを後戻りして探索する可能性を大きく減らすことができる。（微分値は帯状に大きな値を有していることが多い。）

(2)の仮定で制限された辺縁点の候補5点の中から、微分値の最大の値を持つものを次の辺縁点として採用してもよいわけであるが、辺縁の進行方向に対して図1のように重み係数を掛けることにより、急激な変化を避けるという仮定を更に強めるものとする。 $g(P_i)$  を  $P_i$  の辺縁量（微分値の大きさ）とし、 $\alpha_i$  をその値に掛けられる係数とすると、 $g(P_i) \cdot \alpha_i$  で辺縁性を評価するわけである。重み係数は通常

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

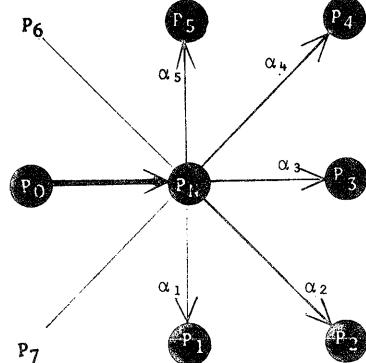


図1 辺縁候補点と方向重み係数

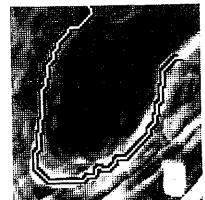


図2 辺縁と辺縁禁止帯

と定められる。( $\alpha_3$ は $P_0P_N$ に対し $0^\circ$ ,  $\alpha_2, \alpha_4$ は $\pm 45^\circ$ ,  $\alpha_1, \alpha_5$ は $\pm 90^\circ$ の方向にある点の重みである。)

次に $P^1, P^2, \dots, P^{k-2}, P^{k-1}$ を $k-1$ 点の辺縁点の候補とするとき,  $k$ 番目の辺縁点 $P^k$ を選定する場合, すでに述べたように,  $\alpha_i g(f_i(P^{k-2}, P^{k-1}))$  ( $i=1 \sim 5$ ) だけではなく,  $k$ 以後に選定される辺縁点も考慮することが望ましい。そのためには,  $P^{k+1}$ の点の評価関数 $g(P_i^{k+1})\alpha_i$ も $P^k$ の評価時に考慮する必要がある。更に, その先の点 $P^{k+1}, P^{k+2}, \dots$ 等も評価に組み込むことにより先の方の情報を取込むことができる。ただし, 隣接点も遠く離れた点も同じ重みで評価することは適当ではないので先を読む場合に重み係数 $\beta_j$ を掛けて評価するものとする(図3参照)。ここに $j$ は先読みの深さを表す。当然

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

と述べる。最終的な評価関数は(1段の深さまで見るととして

$$g(g_1, \dots, g_l) = \sum_{j=1}^l \beta_j \alpha_{g_j} g(f_{g_j}(P_{i_j-2}, P_{i_j-1}))$$

ただし

$$P_{i-1} = P_0 (= P^{k-2}), \quad P_{i_0} = P_N (= P^{k-1})$$

$$P_{i_j} = f_{g_j}(P_{i_j-2}, P_{i_j-1})$$

$$g_j \in \{1, 2, 3, 4, 5\}$$

$(g_1^0, \dots, g_l^0)$ が上式の $g$ を最大とするとき, 次の辺縁点は

$$P^k = f_{g_l^0}(P_0, P_N)$$

となる。

### 3. システム構成

#### 3.1 ハードウェア構成

処理システムの構成図を図4に示す。映画フィルム上のX線左心室像はフライング・スポット・スキャナ(FSS)から計算機へ入力される。FSSは $24\text{mm} \times 24\text{mm}$ のフィルム面上を $4096 \times 4096$ 画素に分解して8ビットの濃淡レベル情報をとり出すことができる。ミニコン YHP 2100A

(32kW)はDOS(ディスク・オペレーティング・システム)の管理下で動作し、各種の処理プログラムを実行すると共に、FSSのコントローラとしても働いている。ミニコン YHP 2108A(24kW)はビデオ・ディスク・レコーダ(VDR)ビ

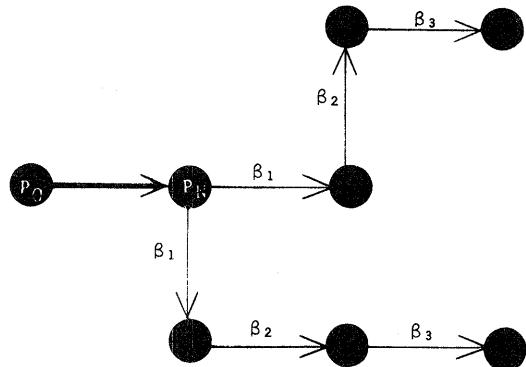


図3 深さ方向の重みづけ図

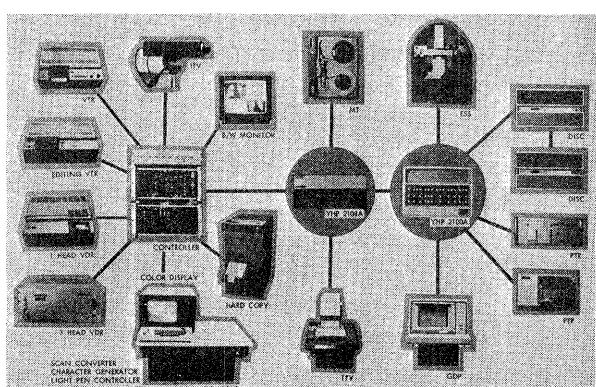


図4 画像処理システム

デオ・テープ・レコーダ" (VTR), ITV カメラ, カラーディスプレイ等, 各種のビデオ機器のコントロールを行う。更にMTとのデータ転送, TTYへのリスト出力等の機能および基本的な画像処理機能(スムージング, しきい値処理, 画像の加減算, 線形フィルタ, その他)を実行する。スキャンコンバータはICXモリで構成され, 256 × 256画素(各8ビット)を有しており, 左心室画像の処理中は, 画像の表示および一時記憶として用いられるが, ITVやVTR, VDR等のビデオ機器との実時間入出力(1TV フィールドのみ)が可能である。2つのミニコンはI/Oチャネルを通じて結合されており, 互に他のCPUに結合されたI/O機器を使用することができ, またプログラムやデータの転送を相互に行って分散システムを構成している。

### 3.2 ソフトウェア構成

2台の計算機と各種のビデオ機器を有効に使用するためのソフトウェアシステムとしてVIP (Video Information Processing system)が構成されている。VIPは2100A内で動作するプログラム群VIPAと2108A内で動作するプログラムVIPXとかうなる。VIPはDOSの管理下で動作するが, 2108Aは2100Aの1つのI/O機器として取り扱われる。VIPXは各種のビデオ機器のコントロール信号転送と基本的な画像処理機能を有するアブソリュートログラムであり, VIPの起動時に2100Aより転送される。

VIPAはCHAIN方式による"ログラムロード"を採用している。図5にその実行手順図を示す。VIPはユーザにはほぼ完全に開放された形式で作成されており, ユーザの作成したログラムを組込むことは非常に簡単である。(ログラムの初めにNEXT(128)のコモン領域を設定すること, ログラムの実行終了部分にCALL EXEC(10 NEXT)というプログラム・コール・サブルーチンを実行させればよい。) VIPAは図5にも示すように, タスクと呼ばれる各種プログラム群(ユーザ作成のログラムもここに分類される)とログラムをつなぐLINKプログラムから成りたっている。LINKには標準のNEXTとログラムをあらかじめ作成されたスケジュールに従って実行するAUTOの2種がある。標準の場合はキーボード等の入力装置から実行すべきログラム等を次々に入力して計算機と対話しながら処理を実行してゆくが, AUTOモードの場合には, 実行すべきログラムのシケンスやパラメータ等をあらかじめ作成し, 翻訳させてディスク内に格納しておいたものを次々と自動的に実行してゆくもので, 定まった手順で処理を行う場合に非常に有効である。

### 4. 左心室輪郭抽出

左心室X線画像としては, 右前半位で秒60コマの速度で映画フィルムに撮影されているものを用いている。このフィルム画像の各フレームはFSSを通じて計算機に取込まれ, 128 × 128画素からなるデジタル画像に変換され, ディスクファイルに格納される。図6はこのようにして取込まれた画像の1例であるが, 左心室部分を中心に, 約15cm × 15cmの部分のX線像である。1系列のシネフィルムは80~100個の連続したNO.を持つ画像ファイルに格納される。各画像の位

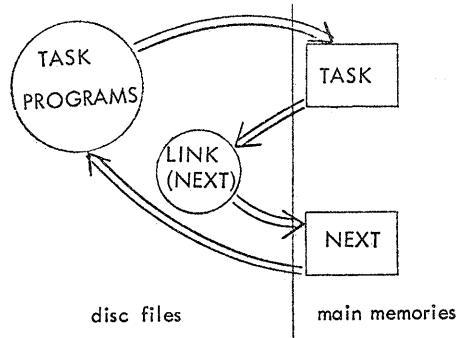


図5 VIPAのプログラム実行手順図

置合せは、画像上のマーク（図6右下隅H）  
等を基準にして、画像入力時に自動的に行  
われる。この取込のためのプログラム・シ  
ーケンスは

INFST：画像ファイル系列No. 等の  
設定。  
IVINC：画像ファイルのindexに格  
納するコメント入力。  
IVINA：フィルム上のフレームの境  
界、マーカ位置等の入力。  
D0, 100：以下のCONTまでの系列を  
100回実行。  
LVINF：画像の入力ヒファイルへの  
格納。  
MVB4：FSSへフィルムを1コマ  
送る（自動送り）。  
INFUP：ファイルNO.を1つ増加さ  
せる。  
CONT：D0のターミネータ。  
END：終了。

上記のプログラム・シーケンスはAUTOモ  
ードを用いて実行される。

次にこれらの画像の中から適当な画像を  
選び、次のStepに従って処理を行う。こ  
れには拡張終期近くの画像が処理しやすくて好都合である。

Step 1 原画像を $3 \times 3$ のサイズで平滑化する。  
Step 2 その画像の濃度値の空間微分をとり、微分画像(GI)を作る。  
Step 3 GI画像上に辺縁探索領域を定める。（図7参照）  
Step 4 GI上に水平線分をとり、その領域上で最大値を求め、それを辺縁  
探索の出発点 $P_0$ とする。

Step 5  $P_0$ の近傍のうち上部の3点の中から最大値を持つ点を $\mathcal{P}_2$ の辺縁点  
 $P_N$ とする。

Step 6 GI上の辺縁点を2章で述べたアルゴリズムに従って、探索領域の  
境界に到達するまで追跡を行う。

Step 7 次に辺縁の出発点を逆向き、すなわち  $\overrightarrow{P_N P_0}$  の順にして Step 6 と  
同様の探索を行う。

Step 8 Step 6 と Step 7 で求められた辺縁曲線がグラフィック・ターミナ  
ル(GDP)に表示されているが、GDPのカーソルを用いて大動脈弁(AV)  
の位置を入力する。

Step 9 心尖点(AP)をAVの中点から最も遠い位置にある辺縁上の点と  
して、自動的に決定させる。

上記の9 Step で1つのフレームの左心室の輪郭ならびにAVとAPの位置が  
決定されたことになる。次にこのフレームに連続したフレームの画像を処理する  
わけであるが、既に述べたように連続したフレーム間の画像には強い関連性があ

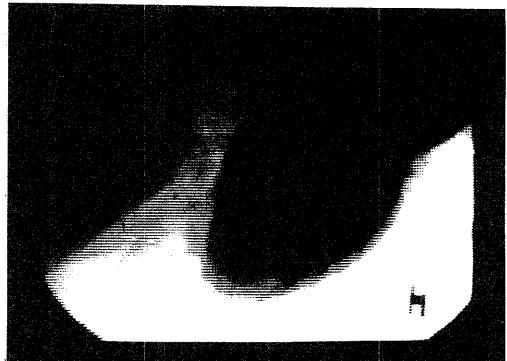


図6 ディジタル化された原画像

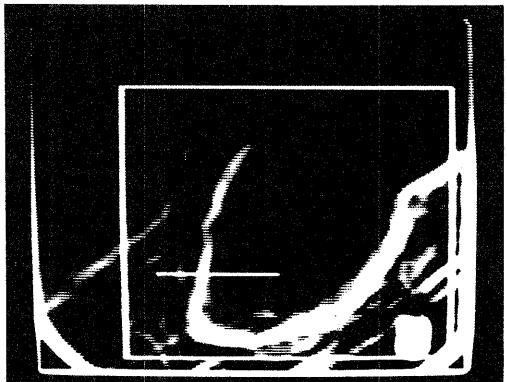


図7 微分画像、探索領域および出発点。

ることから、直前に得られた輪郭边缘情報(BE)を用いることが望ましい。ここでは、上述のStep 1～Step 9の一部を次のように変更することにより求めている。

Step 2, 3 間に追加：Step 2.1～Step 2.4 (边缘情報の利用)

Step 8→Step 8' (AVへ自動決定)

Step 2.1 Step 2 で求まったGI画像上で前のフレームの边缘(BE)に対応する点の値の平均値mを求める。

Step 2.2 BEを平滑化により拡げる( $3 \times 3 \sim 5 \times 5$  SMOOTHING)。

Step 2.3 拡げられたBEの値をStep 2.1で求められている平均値mに係数wを乗じた値に設定する(しきい値処理法)。

Step 2.4 0と $m \cdot w$ から成るこの2値画像をGIに加えて、修正GIとする。

(図8参照)

wの値(通常 $w < 1$ )は、輪郭情報に対する直前の輪郭情報利用の強さの程度を表わしていると考えてよい。

Step 8' 現在の心室輪郭線上の点の中から前のフレームのAVの近くに位置する点を20点づつ選び2つの集合を作る。その2つの集合からそれを1点ずつ点を選び、2点間の距離が最小となる点をAVとして自動的に決定させる。

このStep 8'の後でCPUはGDP上に画かれた輪郭線およびAVが正しいかどうかをオペレータに向かせる。もし結果が不満足であれば、各種の重み係数(wや $\alpha_i$ 等)を変更した後、同じ画像に対してStep 1～Step 9を実行する。



図8 拡大した前輪郭線を加えた微分画像

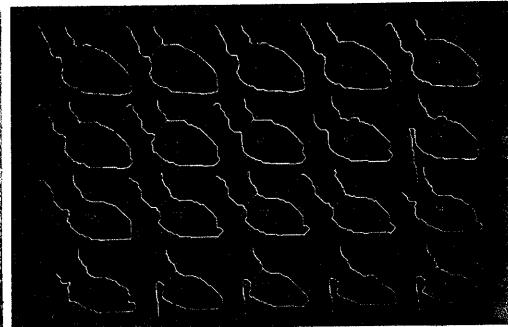
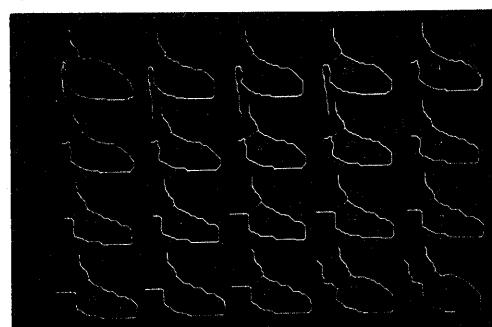
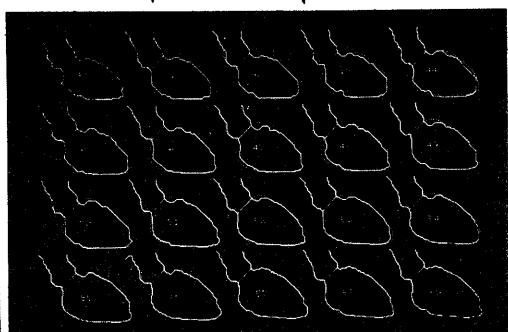
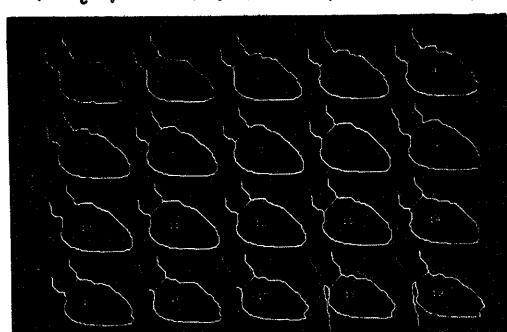


図9 抽出された連続した心時相の左心室像

許容できるものであれば面積等を計算して次のフレームの処理に移る。

実際の実行プログラム・シーケンスを以下に示す。

INFST: 画像ファイル NO., 探索域, パラメータ等の設定。

EDGE : 微分画像の作成, 辺縁追跡, AVの入力。

LINEA: APの決定と面積の計算, 輪郭の格納 (File) と TV 表示。

AUTOI: AUTOモードに変更, 例えば PUPXを入力すると, 以後のフレームの画像を順に処理していく。

PUPX は以下のプログラム・シーケンスを翻訳したスケジューリングテーブルから成っている。

EGA: BE情報を加えた微分画像の作成, 辺縁追跡, AVの決定

LINEA

INFUP: File NO. 1 増加 (フレームを1つ進める)。

GOTO, -3: 3つ上のプログラム (EGA) へもどる。

END

## 5. 辺縁追跡の結果と心機能の評価

図9は上記の方法により求めた80枚の輪郭曲線である。これらを求めるに際し, 使用した重み係数等のパラメータ値は

$$\alpha_1 = \alpha_5 = \frac{1}{8}, \quad \alpha_2 = \alpha_4 = \frac{7}{8} \quad (\text{又は } \frac{4}{8}),$$

$$\alpha_3 = 1, \quad l = 3, \quad \beta_1 = 5, \quad \beta_2 = 4,$$

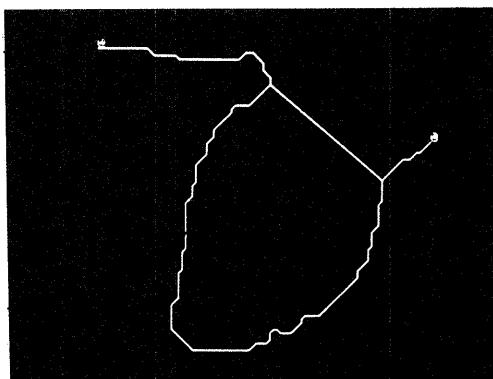
$$\beta_3 = 3, \quad w = 0.2 \sim 0.8 \quad (\text{通常 } 0.3)$$

これらの曲線は医師のマニュアルトレースによる図と非常によく似ている。図10は  $w$  の効果を示したものであるが,  $w = 0$  のときは下降太動脈へ迷い込んでいる (図10(a), (b))。図10(c)は図9の画像 ( $w = 0.6$ ) に対して求めた輪郭線で正しい追跡が行えている。また先読みの深さ  $w$  はプログラム上では5まで可能としているが, 実験の結果3が最適であった。 $(l > 4)$  すると時間がかかりすぎる。また  $(l = 2)$  の時は, 処理時間は非常に短かいが, 輪郭線が迷い出しが多かった。)

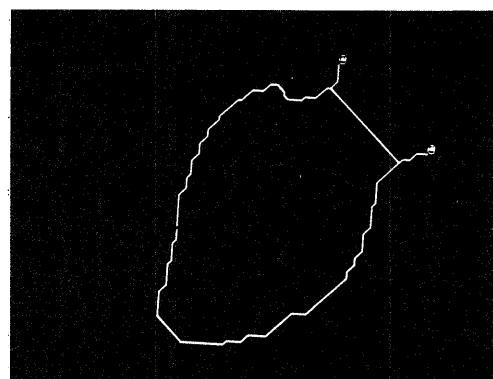
これらの輪郭曲線から各種の心機能の定量的評価が可能となる。心容積は以下



(a) 微分画像



(b) 抽出失敗例



(c) 抽出成功例 (図9の画像を用意,  $w = 0.6$ )

図10  $w$  の効果

に示す Kennedy の公式 [9] で求めることができる。

$$V = 0.687 \times (cf) \cdot A^2 / L + 1.9 \text{ cc}$$

ただし  $A$  は面積,  $L$  は  $AP$  と  $AV$  の中点との距離,  $(cf)$  は補正係数で一画素の長さが人体上で何 cm になるかを図11に示す Calibration 画像から得る。容積はシンプロンの公式等を使って求める方が正確であるといわれているが、ここでは医師のマニュアルトレース法と比較する意味で Kennedy の公式を用いた。図12 に心拍周期中の容積変化曲線を示す。これは医師のマニュアルトレースと Kennedy の公式による図13と非常によく似ている。

図14に拡張終期 (ED) 像の重心を中心として極座標変換した輪郭線の収縮終期 (ES) と ED 間の心室辺縁の動きを表わした。(a) に Control (自然の状態のまま), (b) に右房ペーシングを行った場合の図を示してある。この例は左冠状動脈主幹部に 75% の狭窄を有しており、ペーシングによる強制的な拍動により狭窄部位では酸素の供給が不足してくるため、壁の動きが悪くなってくる様子がよくわかる。

図15に心拍周期中の壁の動きを示す。正常部位の収縮率は 65% 程度で、虚血部位の収縮率は 50% であるが、ペーシングによる狭心痛の発作中には正常部位へ収縮率は 70% と増加し、虚血部位の収縮率は数% に減少していることがわかる。これらの図より、左心室局所心筋収縮動態の定量的把握が可能となつた。

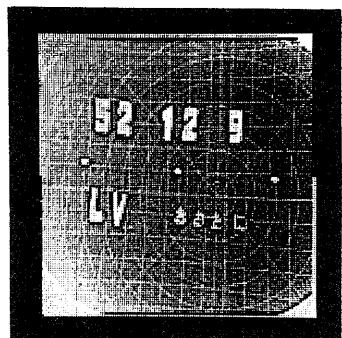


図11 Calibration画像

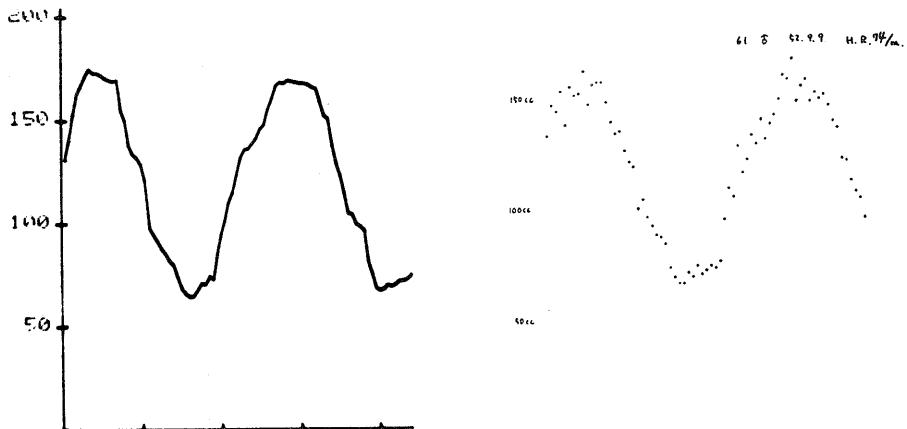


図12 計算機による心容積変化曲線

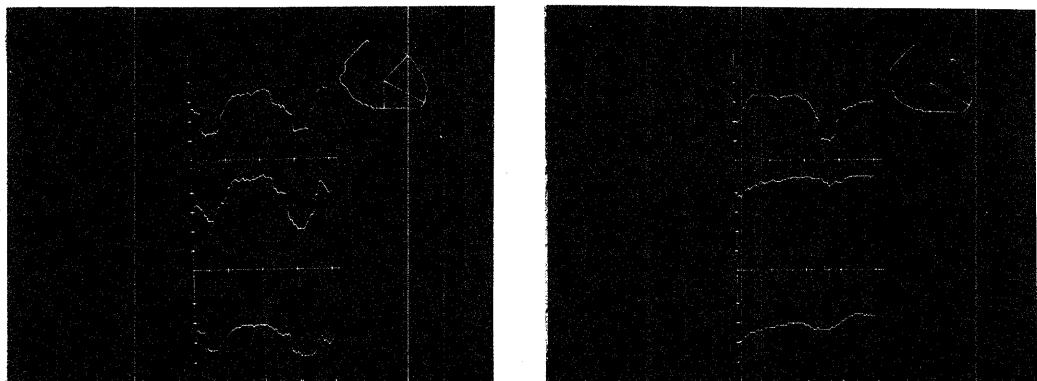
図13 医師のマニュアル法から求められた  
心容積変化



(a) control

(b) pacing

図14 EDとES間での心室壁の動き



(a) control

(b) pacing

図15 心周期における心室壁の動き

## 6. あとがき

シネアンギオグラムから左心室輪郭を抽出する新しいアルゴリズムについて述べた。適用結果は充分に満足すべきものが得られている。各種のパラメータの値を適当に選ぶことにより、すべての抽出が成功したが、これらのパラメータ値の効果については更に検討を行う必要がある。

抽出された輪郭線から左心容積変化、壁の動き等を定量的に導出することができ、心機能を定量的に評価する上できわめて有用な情報を引き出すことが可能となった。

## References

- [1] Heintzen, P.H., Malerczyk, V., Pilarczyk, J. and Scheel, K.W., "On-line Processing of the Video-Image for Left Ventricular Volume Determination", Comput. Bio-Med. Res., Vol. 4, pp. 474-485, 1971
- [2] Wiscomb, W.K., "A Hardware System for Man-Machine Interaction in the Study of Left Ventricular Dynamics", Roentgen-, Cine- and Videodensitometry (ed. by Heintzen, P.H.), George Thieme Verlag, pp. 165-169, 1971
- [3] Robb, R.A., "Computer-Aided Contour Determination and Dynamic Display of Individual Cardiac Chambers from Digitized Serial Angiocardiographic Film" ibid., pp. 170-178
- [4] Marcus, M.L., Schuette, W.H., Whitehouse, W.C., Bailey, J.J. and Grancy, D. L., "An Automated Method for the Measurement of Ventricular Volume", Circulation, Vol. XIV, pp. 65-76, 1972
- [5] Cole, J.S., Brown, D.D. and Glaeser, D.H., "A Semiautomated Technique for the Rapid Determination of Left Ventricular Volume from Left Ventricular Cineangiograms", Comput. Bio-Med. Res., Vol. 7, pp. 575-589, 1974
- [6] Chow, C.K. and Kaneko, T., "Automatic Boundary Detection of the Left Ventricle from Cineangiograms", Comput. Bio-Med. Res., Vol. 5, pp. 388-410, 1972
- [7] Kaneko, T. and Mancini, P., "Straight-Line Approximation for the Boundary of the Left Ventricular Chamber From a Cardiac Cineangiogram", IEEE Trans. on

BME, Vol. BME-20, pp. 413-416, 1963

- [8] Clayton, P.D., Harris, L.D., Rumel, S.R. and Warner, H.R., "Left Ventricular Videometry", Comput. Bio-Med. Res., Vol. 7, pp. 369-379, 1974
- [9] Kennedy, J.W., Trenholme, S.E. and Kasser, I.S., "Left Ventricular Volume and Mass from Single-Plane Cineangiograms: A Comparison of Anteroposterior and Right Anterior Oblique Methods", American Heart Jour., Vol. 80, pp. 343-352, 1970

### 謝 辞

本研究は京都大学医学部第三内科との共同研究であつて、使用したシネフィルムは同内科から提供を受けた。また医学的事項に関しては共同研究者である河合忠一教授、藤山重威助手、藤田正俊医師から種々ご教示を受けた。ここに厚く感謝する次第である。