

デジタル映像処理による
左室造影画像の解析：輪郭
線自動抽出法，左室容積算
定の新手法および局所心筋
機能評価の新手法について

Digital image processing
of left ventricular cine-
angiograms: Newly
developed techniques
of boundary extraction,
calculation of left ven-
tricular volume, evalua-
tion of regional myo-
cardial contractility

長崎 文彦
寅市 和男*
山口 洋

Fumihiko NAGASAKI
Kazuo TORAICHI*
Hiroshi YAMAGUCHI

Summary

High quality and high-speed cineventriculography is useful for the visual evaluation of over-all left ventricular pump functions and regional myocardial contractility. However, with respect to the quantitative analysis of these cardiac functions, the techniques generally used today are not satisfactory. With newly devised "picture analysis and digital image processing system", we have developed the automatic boundary extraction method, the left ventricular volume calculation method (gray-level method), and a new technique of quantitative analysis of regional myocardial contractility (the method utilizing the shift of gravity center.)

[Newly developed techniques]

(1) Boundary extraction:

The gray-level was recorded on the magnetic tape at every mesh (512×512, one mesh: 8 bits) by a film reader. The left ventricular boundary was then extracted using the non-parametric clustering analysis, the two-dimensional maximum gradient direction method, and the method employing "Semantics".

(2) New technique of left ventricular volume calculation:

虎の門病院 循環器科
東京都港区虎の門 2-2-2 (〒105)
*筑波大学 電子情報工学系
茨城県新治郡桜村天王台 1-1-1 (〒305)

Division of Cardiology and Internal Medicine, Toranomon Hospital, Toranomon 2-2-2, Minato-ku, Tokyo 105

*Tsukuba University, Nihari, Ibaragi

Presented at the 21st Meeting of the Japanese Society of Cardiovascular Sound held in Tokyo, September 14-15, 1980

Received for publication November 28, 1980

Utilizing the fact that the gray-level of the picture is proportional to the depth, left ventricular volume was calculated by integrating the gray-level inside the left ventricular boundary.

(3) New technique of regional myocardial contractility evaluation:

By computing the gray-level inside left ventricular boundary, the center of gravity for the left ventricle was sought in all the images regarding the normal and the myocardial infarction cases. Then a series of images from the initial stage of contraction to the final stage were displayed on one screen by aligning these images at the positions of the outflow tract of left the ventricle and the aortic valve. Thus, it was possible to obtain a picture showing the movement of the center of gravity accompanying the myocardial contractions in respective cases. From the picture of the movement of gravity center, we assumed that the degree of regional myocardial contraction was fairly proportional to the degree of shift of the gravity center. Based upon this assumption, we estimated, conversely, from the degree of its shift, the severity of impairment in the regional myocardial contraction.

Key words

Left ventricular cinenagiogram Digital image processing Boundary extraction Calculation
of LV volume Regional myocardial contractility

はじめに

高性能, 高速度映画による左室造影法は, 左室全体としてのポンプ機能, および局所心筋機能を動的, 静的な観点から具体的に把握できる点ですぐれている. しかしながら, これらの心機能を定量的に評価するとなると, 現在すでに一般に用いられている手法では不十分である. そこで我々は効率よく, より精度を上げて定量評価するために, 画像処理計算機システムを開発し^{1,4)}, これを用いて左室輪郭線を自動的に抽出する手法¹⁾, 左

室容積算定の新手法²⁾, そして局所心筋機能評価の新手法³⁾を開発した.

画像処理システム

RAO 位 25° にて撮影した左室造影フィルムを, 画像記録装置 AP-1000 にて磁気テープに収録する(1画素 8ビット, 512画素×512画素). そして大型計算機 (T-5600, EIPCS) で処理し, 結果をディスプレイで表示する (Fig. 1).

なお左室造影は, Philips 製 CARDIO-DIAGNOST にて, 条件 300 mA, 70~125 kV, パルス幅 3

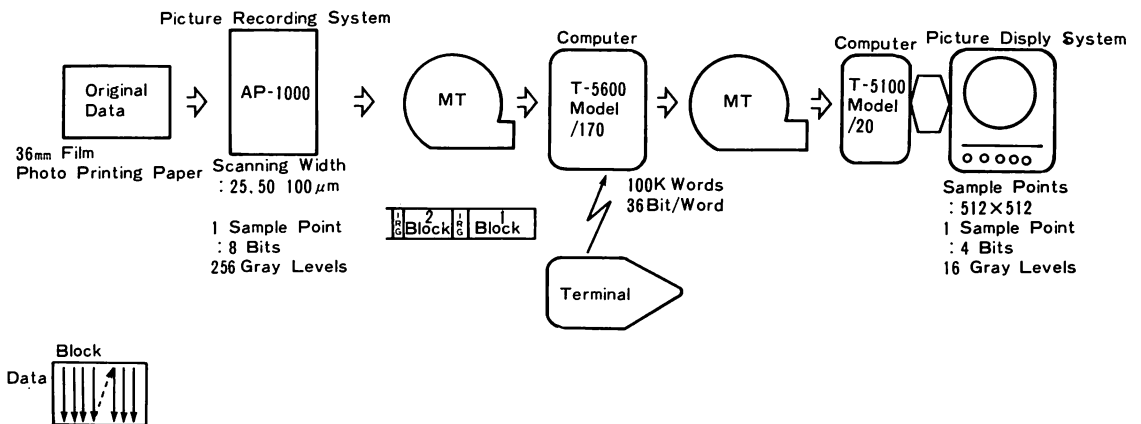


Fig. 1. Picture analysis and processing system.

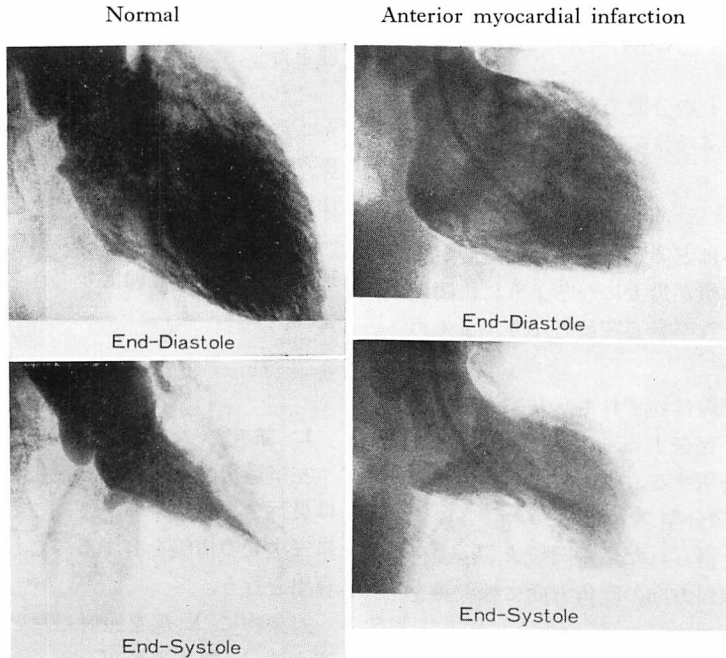


Fig. 2. A normal case and a case of anterior myocardial infarction in processing cine-ventriculography.

msec, 32コマ/分で行い, Kodak 製 35 mm CFS フィルムに撮影した. 使用した造影剤は 76% ウログラフィンである.

対象とした症例は上記の条件で撮影した正常例, および心筋梗塞例である (Fig. 2).

左心室輪郭線の自動抽出法

左室造影フィルムより正確な左室輪郭線が抽出できてはじめて, 心機能の定量評価が可能となる. それゆえ, 左室輪郭線の自動抽出は, デジタル画像処理の中でもっとも基本的事項である.

左室造影画像の特徴からして, 僧帽弁, 大動脈弁の周辺は negative shadow, mixing 不良, 濃淡陰影の重なりなどにより, 濃度情報を利用した手法では輪郭線を引くことができない. また, 心尖部周辺では乳頭筋などの発達により, 濃淡の入り組み, 濃度変化が複雑で, ただ単に最大濃度勾配の直角方向に真の輪郭線が存在するとするわけ

にはいかない. そこで我々は, 前者に対して先見の情報処理を取り入れることにより, 後者に対しては造影画像の濃度ヒストグラムの特徴から統計手法による三値化(大局的处理)を取り入れ, 二次元微分型 デジタルフィルター(局所的処理)と併用することにより, 左室輪郭線を自動抽出した^{1,4)}.

1. 大局的处理法 (ノンパラメトリックな判別分析)

左室造影画像の濃度ヒストグラムの特徴から, 濃度の高い部分, 低い部分, 中間部分の3つの分布に分けるのが適当であった. さておのおの分布の平均を \bar{X}_i ($i=1, 2, 3$) とすれば, 全体の平均 \bar{X} は,

$$\bar{X} = \sum_{i=1}^3 w_i \bar{X}_i$$

となる. ただし, w_i は i クラスの生起確率. また全体の分散を σ^2 とすると

$$\sigma^2 = \sum_{i=1}^3 w_i \sigma_i^2 + \sum_{i=1}^3 w_i (\bar{X}_i - \bar{X})^2$$

ただし, σ_i^2 は分布 i の分散である. この式の第一項は級内分散, 第2項は級間分散を意味するが, この級間分散を σ_B^2 とすると,

$$\eta^2 = \sigma_B / \sigma^2$$

が大きければ大きいほど3つの分布の分離度がよいことになる. この値が最大になるように, 閾値 k_1, k_2 を選べば, これが最適閾値となり, 2本の輪郭線を得る.

これら2本の輪郭線はいずれも, 左室輪郭線として不適当な部分が存在する. それゆえつぎに述べる局所的手法を併用する.

2. 局所的手法(微分型フィルター)

大局的处理により得られた最適閾値 k_1, k_2 の付近で, 濃淡の最大傾斜方向の直角方向に輪郭線を追跡する.

まず小領域ごとに η^2 を求め, これが最大の小領域における最適閾値の座標 (x_0, y_0) を初期点とする. そしてこの点からの最大傾斜方向 $A(x_0, y_0)$ を次式で計算する.

$$A(x_0, y_0) = \tan^{-1} \left\{ \frac{\partial f(x_0, y_0) / \partial y}{\partial f(x_0, y_0) / \partial x} \right\}$$

ただし, この式の中の偏微分演算をランダムな雑音による影響を小さく抑えるために, 次式で計算する.

$$\begin{aligned} \partial f(x_0, y_0) / \partial x &\triangleq \frac{\sum_{i=-N}^N (x_i - \bar{x})(f(x_i, y_0) - \bar{f}_x)}{\sum_{i=-N}^N (x_i - \bar{x})^2} \\ \partial f(x_0, y_0) / \partial y &\triangleq \frac{\sum_{i=-N}^N (y_i - \bar{y})(f(x_0, y_i) - \bar{f}_y)}{\sum_{i=-N}^N (y_i - \bar{y})^2} \end{aligned}$$

ついで, 最適閾値 k_1, k_2 付近で, $A(x_0, y_0)$ に直角方向に逐次輪郭を求める.

3. 先見の情報処理

前後の画像からの時間的動きについての相関

や, 左心室, 大動脈弁特有の形状等を利用して処理を行う.

これら三手法により抽出した正常例の収縮初期から終期までの左室輪郭線(内輪郭, 外輪郭)を造影剤の濃淡とともに Fig. 3 に示す. 外輪郭は臨床家が描く左室輪郭に相当する. 微分型フィルターによる局所的手法だけでは, いくら工夫しても Fig. 3 に示す内輪郭よりもさらに内側に偏ってしまう.

左室容積算定の新手法

1. 新手法(グレイレベル法)

左室造影画像上のある点 (x, y) の濃度 $f(x, y)$ は奥行きを意味するゆえ, この造影画像は本質的に三次元の情報を有する. これを利用して容積の算出を行う.

対象物に X 線を照射したとき, フィルムに到達する X 線透過量 I_l は

$$I_l = I_0 e^{-\mu l} \dots\dots\dots ①$$

ただし, I_0 は対象物に照射する X 線の強度. μ は対象物の X 線吸収係数. l は X 線が対象物を通過した距離.

つぎに X 線透過量 I_l と, 画像上の濃度 D_l とは, 次式の関係がある (D_l は AP-1000 による値).

$$D_l = \log(1/I_l) \dots\dots\dots ②$$

対象物のない部分での濃度 D_0 は ②式より

$$D_0 = \log(1/I_0) \dots\dots\dots ③$$

①, ②, ③式より, I_0 は消去され対象物の奥行き l は,

$$l = (D_l - D_0) / \mu \dots\dots\dots ④$$

したがって, 画素の濃度から奥行きが求められるので, 左室輪郭線内部について濃度値を積分していけば, 左室容積を計算できる²⁾.

つぎに, フィルムの濃度と奥行きが, 実際に比例しているかどうか調べた. ベノア硬度計を 200 mA, 60 kV, パルス幅 3 msec, 32 コマ/min にて撮影し, 1~12 の 12 段階のフィルムの濃度を AP-1000 で読み取りプロットしたのが, Fig. 4

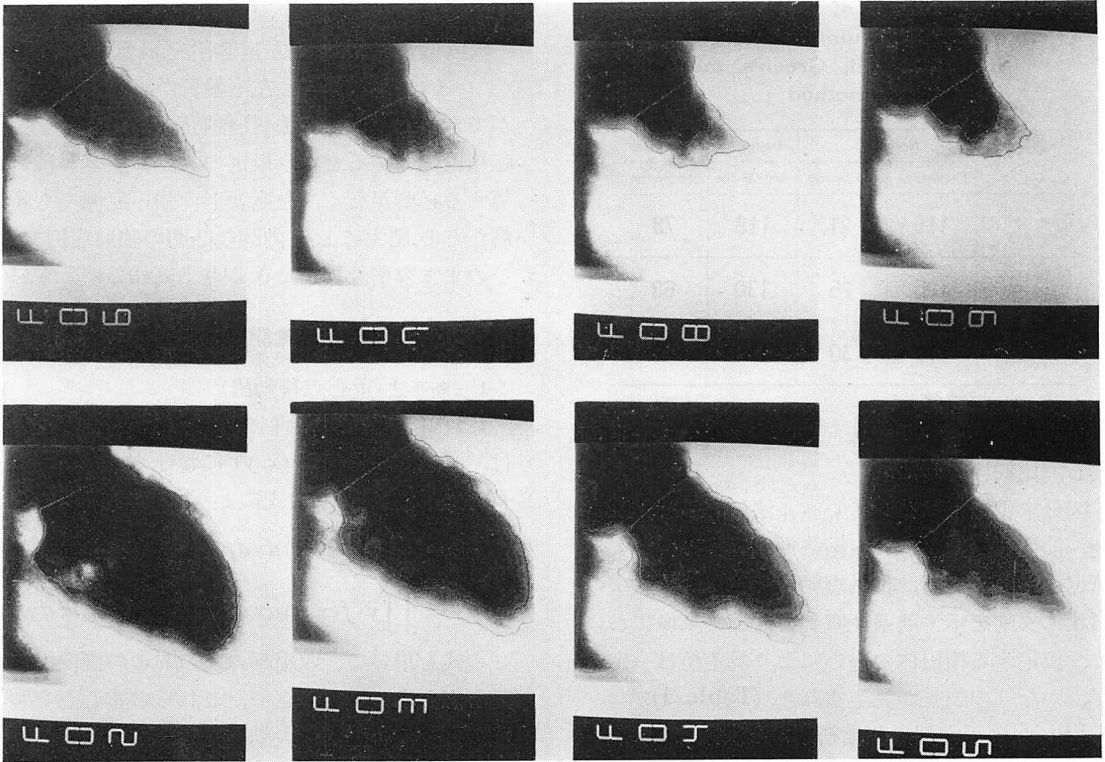


Fig. 3. Left ventricular boundaries (inner and outer boundaries) extracted by the three methods is shown with gray-level.

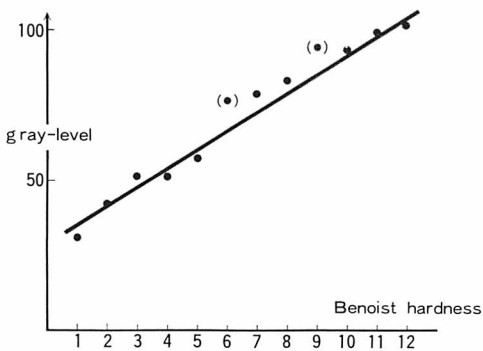


Fig. 4. Relation between Benoist hardness and the gray-level.

である。撮影条件がやや低いために、肋骨の影響で density が 6, 9 にて、やや高めにでているが、濃度と深さは、比例関係にあるといえた。

深さ方向のキャリブレーションについて述べる。左室内に注入する造影剤の希釈率は、各症例で異なるので、前述の④式の μ をすべての症例に対して同一定数とすることはできない。それゆえ実際にはキャリブレーションとしては左室輪郭線内部での最大濃度 = RAO 位左室最大横径を用いた。

左室内での mixing 不良については、④式を用いて立体図を作製してみると、収縮期についてはほとんど問題にならなかったが、収縮の初期、拡張期については先見の情報処理が必要であった。

2. 正常例、前壁梗塞例 (Fig. 2)

これについて、新手法であるグレイレベル法、および従来からの長軸短軸法 (Green らの方法)、区分求積法 (Chapman らの方法) で左室容積を算

Table 1. Comparison of the left ventricular volume calculations following gray-level method, Green's method and Chapman's method

Method	Normal		Anterior Myocardial Infarction	
	End-Diastole	End-Systole	End-Diastole	End-Systole
New method (Gray-level)	115	21	118	78
Greene's method (single-plane)	105	25	130	68
Chapman's method	112	30	120	83

(n=8)

定し, 比較検討した.

区分求積法ではグレイレベル法に比して, 正常例, 前壁梗塞例ともに収縮終期像において過大に算定された. また, 長軸短軸法ではとくに左室の形状に異常を示す前壁梗塞例の収縮終期像において, 仮定する楕円体の違いにより算定値は一定せず, かなりの誤差が見込まれた (Table 1).

Fig. 5 は正常例, 収縮初期から終期までの計 8 コマにおける長軸短軸法および区分求積法と, グレイレベル法との左室容積算定値の比を示す. 従来の 2 つの方法では, グレイレベル法に比して, 収縮終期に近づくほど大きく算定されている.

臨床的にみて, 正常例で正確に左室容積が算出できる手法であっても, 左室変形のある異常例 (心筋梗塞例) ほど誤差が見込まれるようであ

ば, その利用価値は半減する.

濃度情報を用いて左室容積を計算する新手法 (グレイレベル法) は, 左室輪郭が満足に引くことができれば従来の方法 (長軸短軸法) のごとく, 回転楕円体であるという仮定のもとに左室容積を計算する必要がなく, 左室変形の強い症例でも乳頭筋などの肥大による内腔の凸凹の強い症例でも, そのまま容積計算ができる点で優れている.

局所心筋機能評価の新手法

1. 新手法 (重心点移動法)

1 枚の左室造影画像における左心室の重心点は, 左室内のある点 (x, y) における画像の濃度を $f(x, y)$ とすると, 次式により求められる.

$$\bar{x} = \iint x \cdot f(x, y) dx dy / \iint f(x, y) dx dy$$

$$\bar{y} = \iint y \cdot f(x, y) dx dy / \iint f(x, y) dx dy$$

この式を用いて, 収縮期のおおのこの画像の左室重心点を求める. つぎに, これらの重心点をおおのこの画像の心基部~大動脈弁を一致させて, 同一画面上に表示すると収縮運動に伴う左室重心点移動図が得られる.

Figs. 6, 7 はこの方法により得られた正常例, 前壁梗塞例 (Fig. 2) での左室重心点移動図である. 重心点は, 正常例においては左室流出路~大動脈弁方向に向かって直線的に移動し, 前壁梗塞例では梗塞により収縮異常を呈する方向へと変位

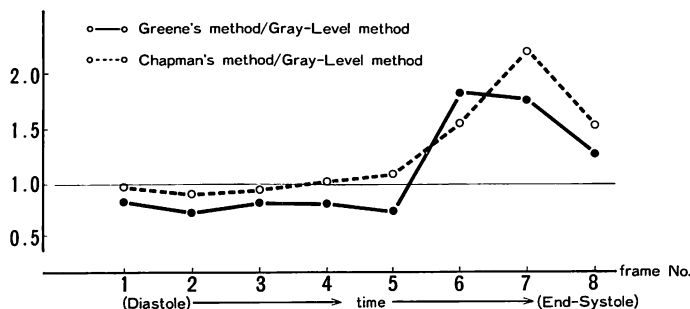


Fig. 5. Comparison of left ventricular volume calculations by gray-level method and that by the conventional methods in a normal case (8 frames).

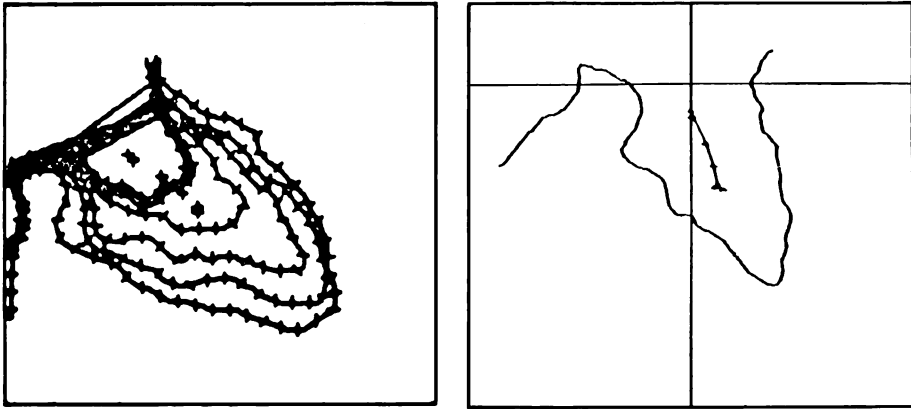


Fig. 6. Shift of the center of gravity in the normal case is shown along with the left ventricular boundary.

The center of gravity shifts linearly towards the outflow tract of the left ventricle.

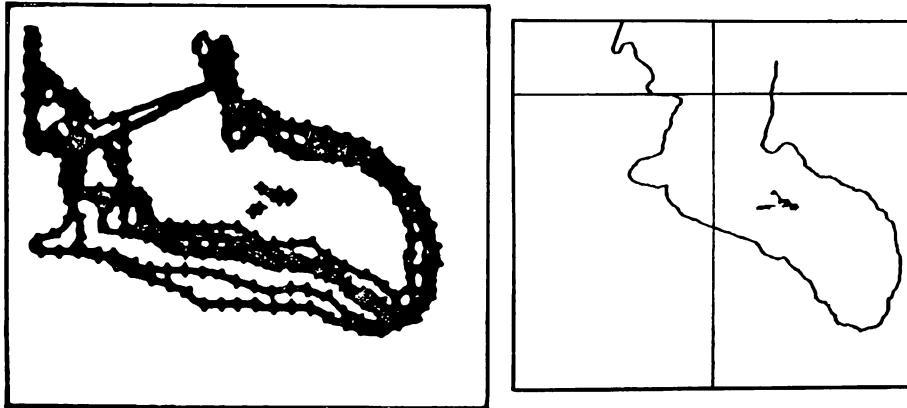


Fig. 7. Shift of the gravity center and the left ventricular boundary in the anterior infarction case are shown.

The center of gravity has shifted anteriorly with contraction.

している。

さて、我々は経験的につぎの事柄を事実として知っている。すなわち左室流出路、大動脈弁付近は、心収縮のさい他の領域と比較してほとんど移動しないこと、および左室長軸は心収縮のさいほとんど変動しないことである。前者の事柄は連続するおのおのの左室造影画像を、心基部～大動脈弁で一致させて、同一画面上に表示するさいよい

目標となる。

これらの経験的事柄と、先に示した正常例、前壁梗塞例の左室重心点移動図から、「梗塞による局所心筋収縮障害の程度と、重心点の変位の程度とは、ほぼ比例しているのではないか」と予測した。そして、これを定量評価するため、基準点を左室収縮が正常であると仮定した時の重心点に定め、実際の収縮終期像の重心点をベクトル量とし

て表示する方法を案出した³⁾.

2. 重心点移動法についての簡単なシミュレーション実験

この方法の有用性については現在臨床例を重ねて検討中であるが、まずは簡単なシミュレーション実験を行って検討してみた。

つぎのことを仮定して、前述の方法で収縮終期の重心点を算出し、実験を行った。1) 長軸 / 短軸比が、5/3 の回転楕円体を収縮初期の左室とする。2) 収縮のさい、長軸は変位せず。3) 長軸と回転楕円体の左側交点 A は、収縮運動のさい、移動しない。そしてこの点を、大動脈弁の中心点と想定する。4) 収縮初期の左室と仮定した回転楕円体を長軸にそって横に、さらに短軸にそって縦に、4つの等しい部分に分割する。そして、それぞれの部分についてつぎのごとく一定の収縮障害を定め、それを組み合わせてシミュレーション実験を行う。5) 4つの各部分は収縮障害があっても、それぞれ収縮初期像と相似形で収縮するものとする。収縮障害の程度は収縮終期の状態で表わし、収縮初期の体積に対する比率として定める(20~100%の間をほぼ均等に8段階に分けた)。

Fig. 8 は上半分が上記の8段階の収縮率障害を呈した場合について、それぞれ重心点を算出し表示したものである。簡単なシミュレーション実験の結果であるが、収縮障害の程度と重心点の変

位の程度とは、ほぼ比例していることがわかる。上下 1/4 についても同様の実験を行ったが、同様の傾向を示した。

局所の心筋機能評価は、輪郭線の引き方により、また基準点の取り方により、大きく違いが出てしまう。それゆえ、輪郭線ができる限り一定の基準で引ける方法(たとえば前述の方法)を選ぶか、または多少、輪郭線が異なって引けても、局所心筋機能評価値に誤差を生じない手法を捜すべきである。

基準点については絶対的な点を選ぶのではなく、全体的にみて相対的に変動の少ない点を選ぶべきである。

重心点移動法は深さ方向の情報も含んで三次元的に表現されており、輪郭線の引き方の違いによる影響は少ない。また基準点を大動脈弁付近で収縮する要素が少なく、相対的に移動する程度が小さい左室流出路付近(収縮が正常と仮定した時の収縮終期の重心点)に選んで、収縮期のおおのの画像を心基部~大動脈弁で一致させて、局所機能評価を行っているのもこの手法の特徴である。

ま と め

コンピューターを用いた左室造影画像処理の報告は数多い。しかしながら実際に臨床応用に耐えうる魅力的なものは、ほとんど無い。今回、我

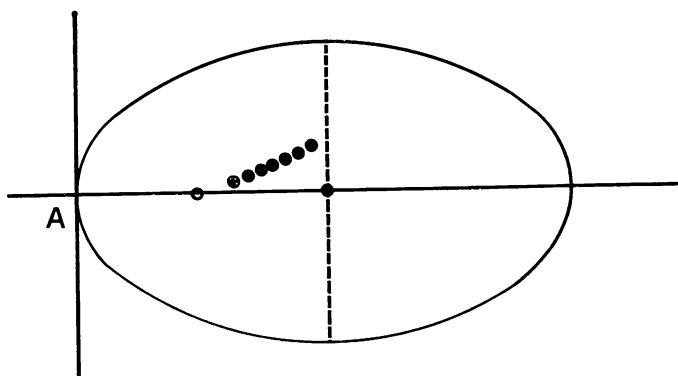


Fig. 8. Simulation of the relation between the shift of the gravity center and the impairment of the regional myocardial contractility.

々が開発した輪郭線自動抽出、左室容積算定の新手法および局所心筋機能評価の新手法は、従来の方法より精度を増しており、コンピューターが繁用される現代においては、臨床への応用価値が高いと期待できる。

要 約

高性能、高速度映画による左室造影法は、左室全体としてのポンプ機能をまた局所心筋機能を、動的小さい静的な面から具体的に把握できる点で優れている。しかしこれらを定量的に評価するとなると、現在一般的に用いられている手法では不満足である。そこで我々はデジタル画像処理により、1) 自動的に輪郭線を抽出する方法、2) 左室容積算定の新手法(グレイレベル法)、および3) 局所心筋機能評価の新手法(重心点移動法)を開発した。[手法] 1) 画像の濃淡を 512×512 画素、8 bits/画素 に収録し、3値化法、微分型フィルター、先見情報処理にて輪郭線を抽出した。2) 画像の濃淡と奥行が比例していることを利用して、輪郭線内の濃淡を積分し左室容積算出を行った。またこれを連続処理して左室駆出パターンを得る

ことができた。3) 左室輪郭線内の濃淡情報を用いて左室の重心点を求める。収縮初期から終期までの一連の画像を心基部大動脈にて一致させ、同一画面上に表示することにより、収縮運動に伴う重心点移動図を得る。局所収縮障害の程度と重心点の変位の程度とがほぼ比例しているであろうと予測し、この変位程度から逆に、障害の程度を推定した。

文 献

- 1) 寅市和男, 長崎文彦, 山口 洋: デジタル映像処理による左室造影フィルム解析(輪郭線抽出). 医用電子と生体工学 **17** (特別号): 286-287, 1979
- 2) 長崎文彦, 寅市和男, 山口 洋: デジタル映像処理による左室造影フィルム解析(左室容積算定についての新手法). 医用電子と生体工学 **17** (特別号): 282-283, 1979
- 3) 長崎文彦, 寅市和男, 山口 洋: デジタル映像処理による左室造影フィルム解析(心機能評価法). 医用電子と生体工学 **18** (特別号): 506-507, 1980
- 4) 寅市和男, 長崎文彦, 山口 洋: デジタル映像処理による左室造影フィルム解析(総合システムについて). 医用電子と生体工学 **18** (特別号): 508-509, 1980