

新しい心内膜面自動トレース法の開発と臨床応用の可能性

New Method for Automatic Tracking of the Endocardial Boundary in Clinical Use

皆川 太郎
平野 高広
緒形 昌美*
高島 充*

Taro MINAGAWA, MD
Takahiro HIRANO, MD
Masami OGATA*
Mitsuru TAKASHIMA*

Abstract

This study attempted to detect the left ventricular endocardial boundary in six healthy men (volunteers) using a newly developed computerized two-dimensional echocardiography method. Automatic detection of the left ventricular endocardium was achieved by; sampling of pictures, noise reduction of the pictures, filtering, decision of the early loop, detection of the left ventricular endocardial boundary, smoothing the boundary, and correction of the boundary. This process requires only 2-3 sec. Areas of the short-axis cross-sections in systolic and diastolic phases of one cardiac cycle were obtained and the percent change rate of these areas on a cardiac cycle were calculated. These were compared with the results obtained by the manual method.

The boundary of the left ventricular endocardium detected by the computerized method almost coincided with that found by the manual method. Areas and the change rates obtained were correlated with those by the manual method (areas: $r=0.86$, % change rate of area: $r=0.94$). This new method is suitable for clinical use.

Key Words

echocardiography (two-dimensional), diagnosis, computer-assisted (automatic left ventricular endocardial boundary detection), ventricular function (area change of left ventricular short-axis view)

はじめに

断層心エコー図法を用いて左室壁運動の評価や左室機能の評価をすることは、臨床において一般的に広く用いられている。現在、左室壁運動評価のための左室心内膜面辺縁検出は多くの場合、用手的に行われているが、近年 Freeland システムによる左室心内膜面辺縁自動描画装置や acoustic quantification 法 (AQ 法)¹⁻³⁾ による左室心内膜面辺縁自動描画法の出現により、かなり短時間で (AQ 法ではほぼリアルタイムに) なされるようになってきた。

しかし、Freeland システムでは画像処理に要する時間が1断層面で数分以上を要することが多く、例えば

1心拍間で10断面を処理して自動検索させるには20-30分以上を要すると思われる。また、AQ法ではその処理時間は極めて短時間ではあるが、実際の左室心内膜面辺縁の描画における信頼性については、いまだ明確な支持は得られていないように思われる。

今回、我々は Freeland システムや AQ 法の問題点を改善しつつ、短時間に、より正確に、左室心内膜面辺縁の自動描画を可能にすることを目的として本研究を行った。

対象と方法

1. 対 象

健康成人男子 (ボランティア) 6例に対して、Toshiba

平野総合病院 循環器内科: 〒501-11 岐阜市黒野 176; *ソニー中央研究所

Division of Cardiology, Hirano General Hospital, Gifu; *Sony Central Research Institute

Address for reprints: MINAGAWA T, MD, Division of Cardiology, Hirano General Hospital, Kurono 176, Gifu 501-11

Manuscript received December 28, 1995; accepted January 4, 1996

製 SSH160-A を用いて断層心エコー図を記録し、ビデオテープに録画した。各症例 5-6 断層面において左室心内膜面辺縁の自動描画を実施した。

2. 方法 1: 左室心内膜面辺縁の描出

1) 画像の取り込み

ビデオに録画された腱索レベルでの左室短軸像を A/D 変換し (DVR-1000), デジタル画像 (画像 A) とした。

2) 画像の雑音除去: 時間的平滑化

心電図同期した各画像を, 心電図上の R 波の頂点から同じ時相の画像 A を 10 心拍分重ね (同期加算), 画像上の雑音を除去する方法とした。

3) 空間的フィルタリング

時間的平滑化を行った画像は空間フィルタに入力され, 次式によるフィルタリング処理が行われた結果, 空間的フィルタリング画像 (画像 Z) となる。

$$Y(i, j) = \sum_{dj=-MY/2}^{MY/2} \times \sum_{di=-MX/2}^{MX/2} \times a^{didj} X(i-di, j-dj)$$

ここで $X(i, j)$ は画像 X の位置 (i, j) における値を表し, a^{didj} は二次元のフィルタ係数を表す。

4) 初期閉曲線の設定

空間フィルタリングの施された画像 Z において, 検出すべき心内膜内部に完全に含まれる, できるだけ大きな楕円曲線を設定する。設定された楕円曲線の中心点を p_g , 楕円曲線を構成する各点を $p_k (k=0, 1, 2, \dots, n-1)$ で表す (Fig. 1)。

5) 境界点の検出

Fig. 1 に示すように, 中心点 p_g から楕円曲線上の点 p_k に向かう半直線上の輝度レベル変化を調べ, p_k の外側で最初に大きくレベルが増加する点を, 検出すべき心内膜面境界線上の点 p'_k (境界点) とみなす。この境界点は次式を満足する点として検出される (Fig. 2)。

$$\begin{aligned} X_{m+dm}^k - X_{m-dm}^k &> 0 \\ dev_m - dev_{m-dm} &> 0 \\ dev_{m+dm} - dev_m &> 0 \\ dev_m &> T \\ dev_m &= abs(X_{m+dm}^k - X_{m-dm}^k) \end{aligned} \tag{1}$$

ここで, X_m^k は中心点 p_g から楕円曲線上の点 p_k に向かう直線に沿って入力画像の値を並べた次元データ列であり, X_0^k が重心位置における輝度レベルに相当す

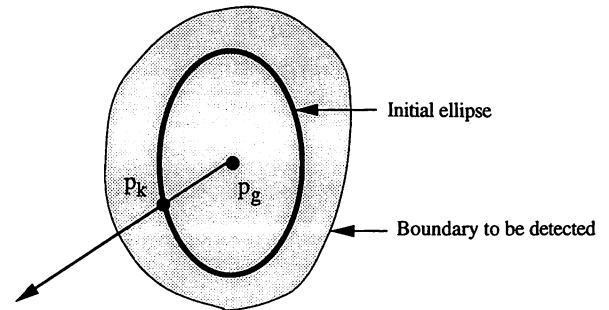


Fig. 1 Establishment of the initial ellipse
 p_g = center of gravity of the initial ellipse; p_k = arbitrary point on initial ellipse.

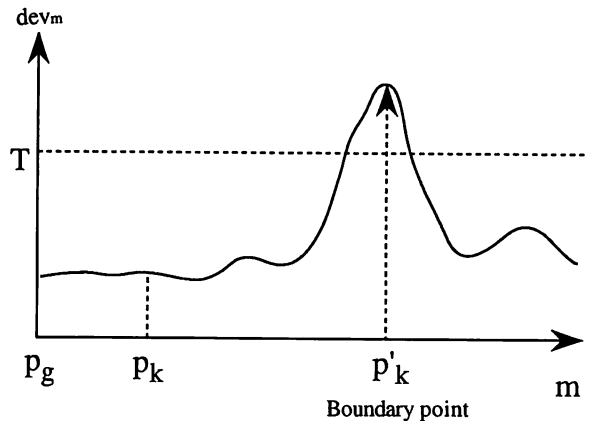


Fig. 2 Detection of the boundary point
 p_k = boundary point to be detected; dev_m = absolute value of the first derivative of the pixel intensity along the line through p_g and p_k ; T = threshold; m = position on the line through p_g and p_k .

る。 dev_m はこの配列における一次微分の絶対値である。

また, T はあらかじめ設定された閾値であり, 正の値を持つ。

6) 境界点の平滑化

ノイズなどの影響による境界点位置のばらつきを平滑化するために, 前項の 5) で検出された境界点に対してメディアンフィルターを施す。すなわち, 検出された各境界点 p'_k と重心点の距離 l'_k

$$l'_k = \sqrt{(i'_k - i_g)^2 + (j'_k - j_g)^2} \tag{2}$$

を計算し, この距離データ列 l'_k に対してメディアンフィルターを施す。

ここで, (i'_k, j'_k) は境界点 p'_k の画像上の座標を, (i_g, j_g) は中心点 p_g の座標を表す。メディアンフィルターとは, (3) に示すような非線形フィルターであり, 近傍

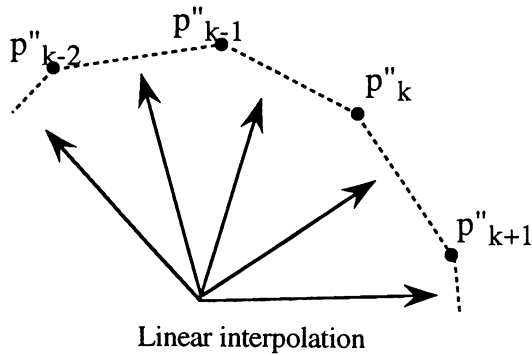


Fig. 3 Linear interpolation between the smoothed boundary points $p''_{k-2}, p''_{k-1}, p''_k, p''_{k+1}$ = smoothed boundary points.

領域に含まれる画素の値の中央値(メディアン)を出力するものである。

$$l''_k = M(l''_{k-L}, \dots, l''_k, \dots, l''_{k+L}) \quad (3)$$

Lは近傍領域を定義する定数である。

平滑化された l''_k を用いて新しい境界点の位置を

$$p''_k = \left(i_g + \frac{(i''_k - i_g) l''_k}{l''_k}, j_g + \frac{(j''_k - j_g) l''_k}{l''_k} \right) \quad (4)$$

とする。

7) 境界線の構成

平滑化の施された境界点 p''_k に対し隣接する境界点間を直線補間し、境界線を構成する (Fig. 3)。

8) 境界線の修正

実際の心内膜面境界線はほぼ楕円形であるが、輝度のレベル変化のみに基づいた7)までの処理では、乳頭筋などの影響を受け、しばしば内側にくぼんだ部分が発生する。そこで、7)で得られた境界線からこのような“くぼみ”を検出し、その部分の修正を行う。

Fig. 4に示すように、“くぼみ”は2つの凸変曲点とそれらに挟まれた凹変曲線によって構成される。変曲点とは、曲線の傾きが大きく変化する点であり、(5)式で定義されるような曲率 ρ の絶対値がある閾値を超えるような点として検出できる。また、各変曲点が凸であるか凹であるかは、Fig. 5に示すように、曲率 ρ の符号として判断できる。

$$\rho = \tan^{-1} \left(\frac{j''_{k+\Delta} - j''_k}{i''_{k+\Delta} - i''_k} \right) - \tan^{-1} \left(\frac{j''_k - j''_{k-\Delta}}{i''_k - i''_{k-\Delta}} \right) \quad (5)$$

(i''_k, j''_k) は k 番目の境界点 p''_k の座標であり、 Δ は注目点前後の境界線の傾きを計算するための定数である。

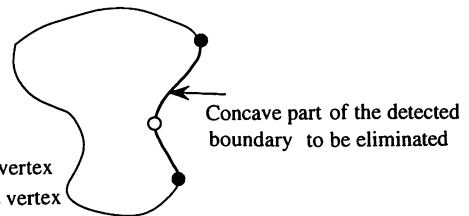


Fig. 4 Concave elimination process

なお、変曲点を検出する場合、 Δ の大きさや用いる閾値によっては、隣接した複数の点を変曲点として検出される可能性があるが、その場合には、検出された変曲点の中で最も曲率の絶対値が大きいものを採用する。

2つの凸変曲点に挟まれた“くぼみ”部分を境界線から除去するとともに、この除去処理によって生じた境界線上の2つの端点 p''_s, p''_e の間を次のような二次関数で補間する。

$$p'' = \frac{1}{2} p''_s (1-t)^2 - p''_m t (1-t) + \frac{1}{2} p''_e t^2 \quad (6)$$

t は媒介変数である。また p''_m はくぼみ除去の後に残っている境界線の重心 p''_g から Fig. 6のように定まる点である。すなわち、 p''_m は p''_s を通り p''_g と p''_s を結ぶ線分に直交する直線と、 p''_e を通り p''_g と p''_e を結ぶ線分に直交する直線の交点である。

3. 方法2: 臨床応用

対象で示した6例について、方法1に従い画像処理を実施した。各症例において1心周期で拡張期、収縮期、それぞれ原則として3画面ずつの6画面について画像処理を実施し、36画面を得た。得られた画面について、1) 用手法で左室心内膜面を描き短軸断面積 M_s を計測し、2) 方法1により自動的に得られた左室心内膜面辺縁を示す画像を用いて、コンピューターにより計算された用手法と同一の断面の面積を A_s として M_s と A_s の相関を求めた。また、 M_s と A_s のそれぞれの変化率 ($\%M_s, \%A_s$) についても検討を行った。

結 果

1. 左室心内膜面の自動描出

方法1に従って得た左室心内膜面辺縁の描画されたものを Fig. 7に示す。図の順に拡張末期→収縮期→収縮末期→拡張期を表す。各断面ともに、だいたいにお

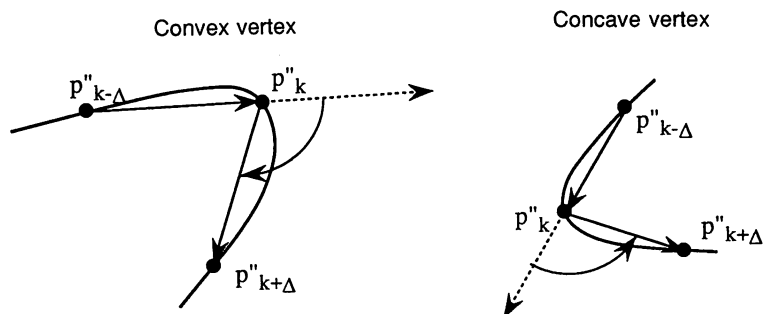


Fig. 5 Detection of the vertex on the boundary curve
 $p''_{k-\Delta}, p''_k, p''_{k+\Delta}$ = three neighboring points on the boundary are used for computation of the local curvature.

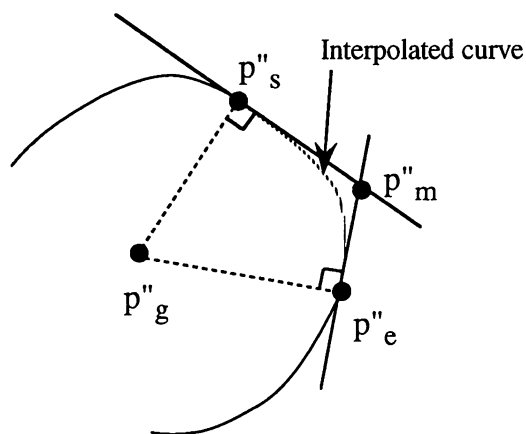


Fig. 6 Interpolation between the end points caused by the concave elimination process

p''_g = center of gravity of the boundary points remaining after the concave elimination; p''_s, p''_e = two end points caused by the concave elimination; p''_m = intersection of the tangents of points p''_s and p''_e with center at p''_g .

いて、視覚的に用手法で求める場合と大差なく表現可能と思われる。これらの左室心内膜面辺縁を自動的に得るまでの時間は、断層面1枚につき平均3秒程度であり、6断層面を全て得るために要した時間は約20秒程度であった。

2. 左室短軸断層面での面積：左室心内膜面辺縁によって囲まれる面積

Fig. 8 に示すとおり、自動検索 (A_s) と用手法 (M_s) との間には $r=0.86$ の正相関があった ($A_s 12.0 \pm 5.5 \text{ cm}^2$ vs $M_s 11.0 \pm 4.7 \text{ cm}^2$)。

3. 左室心内膜面辺縁により囲まれる面積 A_s , M_s それぞれの変化率

M_s の変化率 ($\%M_s$) $74.9 \pm 28.3\%$ に対して A_s の変化

率 ($\%A_s$) は $69.4 \pm 31.7\%$ (平均値 \pm 標準偏差) であり、 $\%M_s$ と $\%A_s$ は $r=0.94$ の高い正相関を示した (**Fig. 9**)。

考 察

心内膜面の検索：自動検索と用手法

左室心内膜面の検索を自動化する際には、左室断面の設定時にできる限り明瞭な画像が得られるようにすることが重要であることは言うまでもない。この時、左室心内膜面辺縁の連続性が保たれている画像を選ぶことも重要であるが、今回は短軸断層像について検討を行った。断層心エコー図を記録する際には呼吸停止状態で行うと良いことが多いが、今回記録時には自然呼吸下で短軸断層像を得た。その画像を処理することにより心内膜面辺縁の自動検出を試みたが、用手法で求めた心内膜面辺縁とは視覚的には多少一致しない部分がみられた。これは、自動検出時のノイズ消去のための画像処理において、10心拍分の同時相の画像を心電図で同期加算した時、呼吸の影響や時相そのものズレにより重ね合わせた(同期加算した)画像に多少のズレが生じ、その結果一致しない場合が出現したと考えられた。すなわち、わずかにズレた左室心内膜面辺縁の最も内側寄りの部分を左室心内膜面として自動描画した自動検索と、用手法で描かれた左室心内膜面辺縁との間に視覚的な差異が生じた。しかし、この差異は、断層心エコー図診断装置の改良により、画像の処理が始めからデジタル処理されたものが利用可能となりつつあるため、ある程度解決できるものと思われる。また、自然呼吸下で得た画像で心内膜面を自動検出したものが、用手法で得た心内膜面と殆ど変わらない結果であったことより、本法が臨床応用に耐えられるものであることが示唆された。

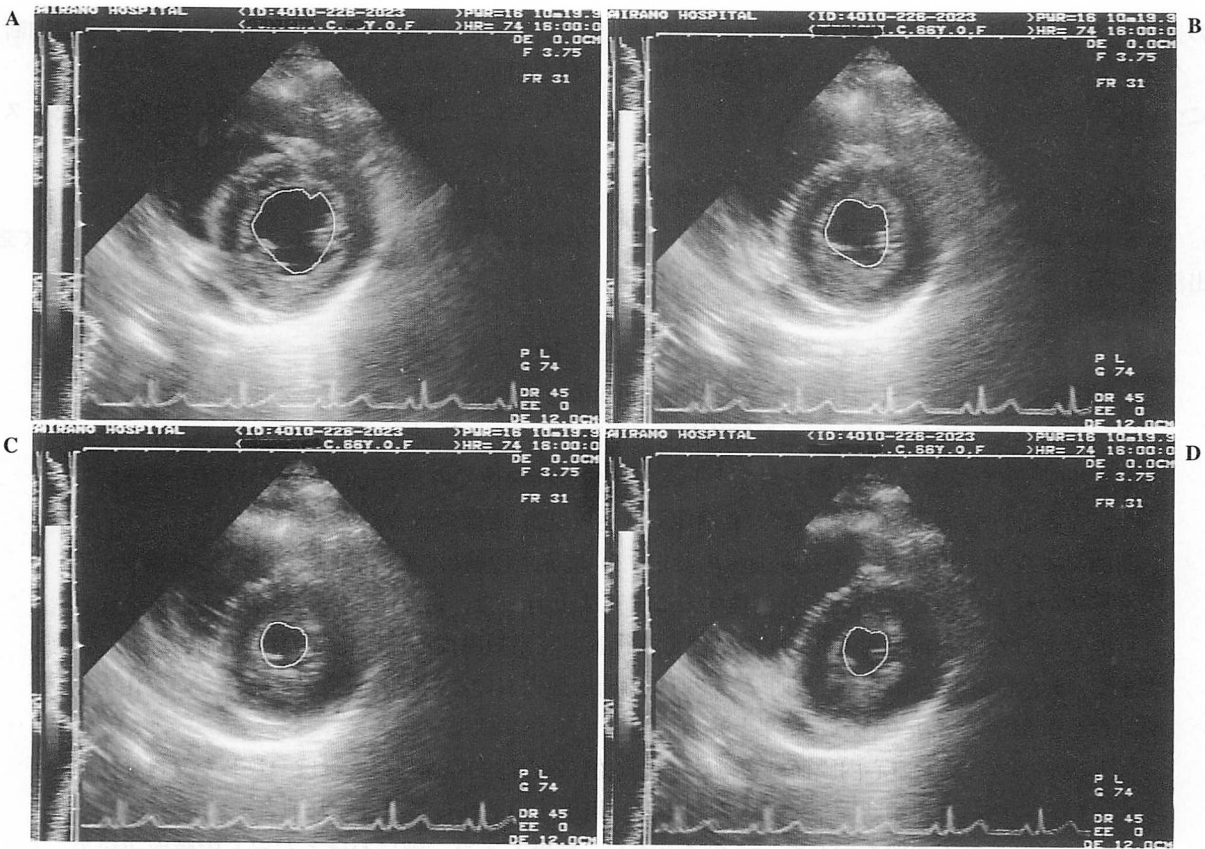


Fig. 7 Left ventricular endocardial boundary obtained by the computerized method
 A : end-diastole, B : systole, C : end-systole, D : early diastole.

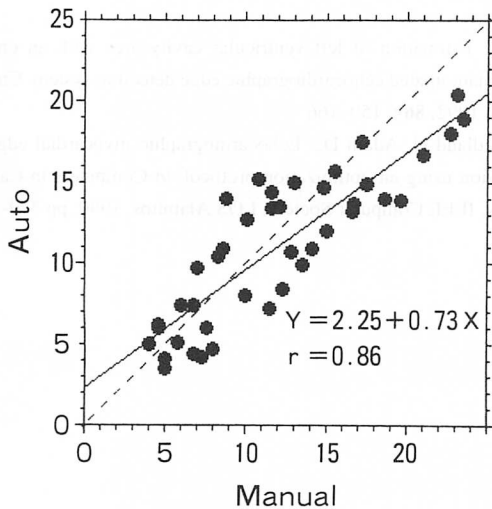


Fig. 8 Correlation of left ventricular short-axis cross-section areas determined by computerized and manual methods

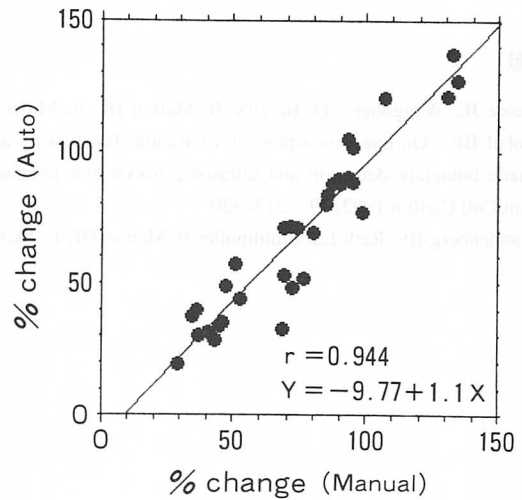


Fig. 9 Correlation of change rates (% change) in the left ventricular short-axis cross-section area determined by the computerized and manual methods

また、今回の画像処理過程において、乳頭筋部分を含まない心内膜面描出を試みた。そのため、乳頭筋部分を中心とする心腔内へ凸に突き出した部分を“補間

処理”することにより、乳頭筋部分を除去し左室心内膜面辺縁描出を行った。本法における“補間処理”による誤差が、左室短軸断面面積の手法と自動検出法との

間の差を生じる一因となっている可能性は否定できず、今後、誤差を少なくするためには“補間処理”の方法について、改良の余地があると考えている。

ま と め

1. 断層心エコー図における左室心内膜面辺縁自動検出法を開発した。

2. 本法は断層心エコー図法における左室短軸断面積を的手法のそれとほぼ同じ値で表現できる。

3. 本法は比較的短時間で画像処理が可能なシステムである。

本論文の要旨は第42回日本心臓病学会学術集会において発表した。

要 約

断層心エコー図検査における左室心内膜面辺縁の自動検出、描画を、できる限り用手的方法と同程度の精度で可能にすることを目的として本研究を行った。今回開発した方法により、健康成人男子(ボランティア)6例を対象とし、左室短軸断層像での左室心内膜面の自動描画を試みた。左室心内膜面辺縁の描出は、1) 画像取り込み、2) 画像の雑音除去(時間的平滑化)、3) 空間的フィルターリング、4) 初期曲線の設定、5) 境界点の検出、6) 境界点の平滑化・構成、7) 境界線の修正の順に初期画像を処理することにより行った。2)-7) の処理は現時点で2-3秒で可能であった。全例に対し1)-7) の処理を施行し、左室短軸面心内膜辺縁の自動描画を行った。また、1心周期の収縮期、拡張期での左室短軸断層面における内腔断面積を求め、その変化率を計算し、用手的方法で行った結果と比較した。

本法で得られた左室心内膜面の辺縁は、視覚的にみた心内膜面辺縁とほぼ一致した。自動描画法で得られた左室短軸断面積とその変化率は、手法のそれらとそれぞれ前者では $r=0.86$ 、後者で $r=0.94$ の正相関を示した。このことから、断層心エコー図における左室心内膜面辺縁の短時間自動検出法は、技術的進歩により臨床応用が十分可能であると思われる。

J Cardiol 1996; 27: 261-266

文 献

- 1) Perez JE, Waggoner AD, Barzilay B, Melton HE Jr, Miller JG, Sobel BE: On-line assessment of ventricular function by automatic boundary detection and ultrasonic backscatter imaging. *J Am Coll Cardiol* 1992; **19**: 313-320
- 2) Vandenberg BF, Rath LS, Stuhlmuller P, Melton HE Jr, Skorton

- DJ: Estimation of left ventricular cavity area with an on-line, semiautomated echocardiographic edge detection system. *Circulation* 1992; **86**: 159-166
- 3) Friedland N, Adam D: Echocardiographic myocardial edge detection using an optimization protocol. *in* *Computers in Cardiology*, IEEE Computer Society, LOS Alamitos, 1990; pp 379-382