

曲率による左室局所壁動態
の定量評価：断層心エコー
図による解析

Quantitation of regional
left ventricular wall mo-
tion by curvature: Two-
dimensional echocardi-
ographic analysis

澤田 準
藤井 諄一
高田 博之
岡部 昭文
加藤 和三
尾上 守夫*
藤田 長子*

Hitoshi SAWADA
Junichi FUJII
Hiroyuki TAKATA
Akifumi OKABE
Kazuzo KATO
Morio ONOE*
Choko FUJITA*

Summary

Echocardiographically abnormal regional configuration of the left ventricle is one of the clues in detecting asynergy of the left ventricular wall. For the quantitative assessment, regional left ventricular configuration was expressed quantitatively using a new index, relative curvature. To obtain the end-systolic curvature, end-systolic echocardiograms were digitized and divided into eight segments. Then end-systolic curvature was determined as the reciprocal of the circumradius of a triangle determined by three consecutive dividing points. Relative curvature was defined as the product of end-systolic curvature multiplied by end-diastolic circumference.

To assess the accuracy of quantitative analysis of regional left ventricular wall motion by relative curvature, short-axis images of the left ventricle at the level of the chordae tendineae were analyzed in 20 patients with myocardial infarction and 20 normal subjects by three different indices: segmental area change using a fixed reference system, segmental wall thickness change, and relative curvature. Groups of 10 patients with anteroseptal infarction, 10 patients with inferoposterior infarction, and 10 normal subjects could be differentiated from each other by these three indices.

With the 95 per cent confidence intervals obtained from 10 other normal subjects, asynergic segments were detected objectively. By segmental area change, the sensitivity was 100 per cent and the specificity was 90 per cent on the anterior wall; the sensitivity was 90 per cent and the specificity was 95 per cent on the posterior wall. By segmental wall thickness change, the sensitivity was 70 per cent and the specificity was 75 per cent on the anterior wall; and those were 80 per cent and 90 per cent, respectively, on the posterior wall. By relative curvature, the sensitivity was 100 per cent and the

心臓血管研究所
東京都港区六本木 7-3-10 (〒106)
*東京大学 生産技術研究所
東京都港区六本木 7-22-1 (〒106)

Cardiovascular Institute, Roppongi 7-3-10, Minato-Ku, Tokyo 106
*Institute of Industrial Science, University of Tokyo
Roppongi 7-22-1, Minato-Ku, Tokyo 106

Received for publication April 11, 1986; accepted June 1, 1986 (Ref. No. 29-K9)

specificity was 85 per cent on the anterior wall; and those were 90 per cent and 90 per cent, respectively, on the posterior wall.

It was concluded that left ventricular regional contraction could be assessed quantitatively by relative curvature which quantitatively expresses regional left ventricular configuration. This index is independent of any reference systems, so it is expected to be used for quantitative analysis of regional wall motion, even though the cardiac motion within the thorax is not disregarded.

Key words

Curvature
diography

Computer graphics

Regional left ventricular wall motion

Two-dimensional echocar-

はじめに

断層心エコー図により壁動態を定量的に評価するためには、画像の digital 化と、目的に応じた指標の設定が必要である。

画像を digital 化する方法には用手 tracing と自動 tracing^{1~4)}の2つの流れがあるが、ともに一長一短があり、またその信頼性は十分とは言えない。本研究では両者の有する問題点に対し、一つの解決法として、肉眼的に確認し得る部位を点として入手入力し、これらの点を一定の algorithm により補間するという立場から、放物線混ぜ合わせ法⁵⁾を採用し、その精度を検討した。

壁動態を定量的に評価するためには動態を数値化して表わす指標が必要であり、現在、基準点を要する指標としては内径や断面積の変化率^{6~13)}が、基準点を要しない指標としては壁厚変化率^{10,13~18)}が用いられている。今回は壁運動に伴う心内膜面の形態変化に着目して、収縮終期相対曲率(以下、相対曲率)という概念を導入し、これが壁動態評価の指標となり得るか否かを検討するとともに、断面積変化率や壁厚変化率との比較を行ない、各指標の意義について考察を加えた。

対象と方法

前壁中隔梗塞10例、後下壁梗塞10例、正常対照10例、正常域を求めるための正常例10例、計40例を対象とした。年齢、性別の影響を除くため全例を男性とし、年齢は40歳代に限定した。このため年齢には群間差を認めなかった。各例の

腱索レベル左室短軸断層像を画像処理し、壁動態の定量評価を行った。

画像の digital 化

画像処理には microcomputer (Sharp CM800C) を主体とした system を用いた。原画像の digital 化は、video tape からの再生像上で、肉眼的に明確に判別し得る心内膜および心外膜面上の部分を点として入力し、各入力点の間を放物線混ぜ合わせ法で補間することにより行った。この際、肉柱は左室内腔に含めた。また補間の妥当性を評価するため、画像が比較的不鮮明な例を用いた。

放物線混ぜ合わせ法⁵⁾は、補間を要する2点の間に挟んだ空間の連続する4点において、最初の3点を通る放物線と最後の3点を通る放物線を求め、中央の2点間で、これら2点からの距離比を重みとして、2つの放物線を合成し、新たな曲線を作り出す方法である。こうして作られた曲線の集合は、指定された総ての入力点を通る (Fig. 1)。補間の精度を確認する目的で形態、大きさの異なる15種類の閉曲線を本 system により処理し、原画像との一致を検討した所、最も多くの入力点を必要とした例でも、最高12点迄の入力で合成画像と原画像のほぼ完全な一致を認めた。本 system では25点迄の入力が可能であり、分布の片寄った入力を行わない限り、digital 化に際し、再現性の精度には問題はないと考えられた。

壁動態指標

断面積変化率、壁厚変化率、相対曲率を壁動態指標とした。

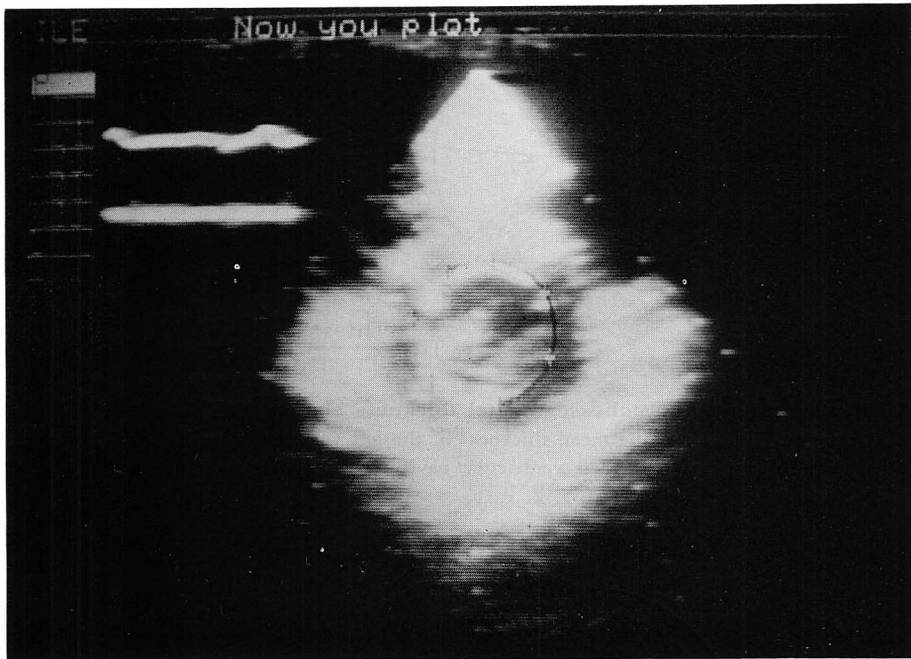


Fig. 1. Digitization of echocardiographic image by the parabolic blending method.

Clearly visible points on endocardial and epicardial boundaries are marked manually. Computer-aided contouring of both the endocardium and epicardium is performed by the parabolic blending method.

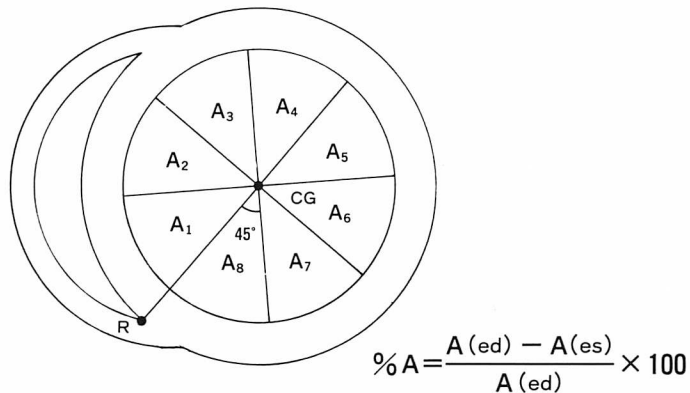


Fig. 2. Measurement of systolic segmental area change (%A).

A=segmental area; (ed)=end-diastole; (es)=end-systole; CG=center of gravity of the left ventricular cavity cross-sectional area at end-diastole; R=posterior end of the interventricular septum.

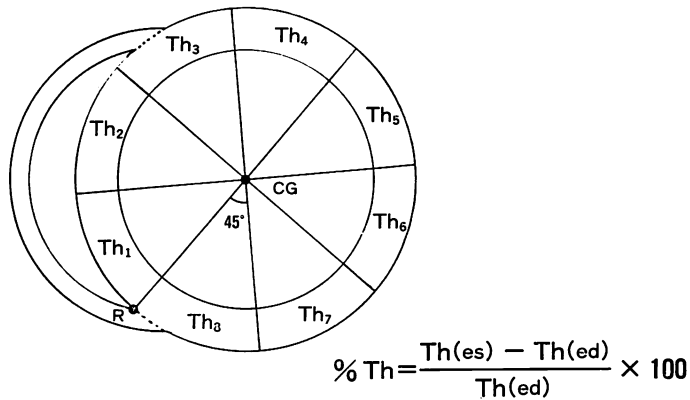


Fig. 3. Measurement of systolic segmental thickness change (%Th).

Wall thickness (Th) used is the mean thickness of the left ventricular wall of each segment.

CG=center of gravity of the left ventricular cavity cross-sectional area at each phase. Other abbreviations and format are as in Fig. 2.

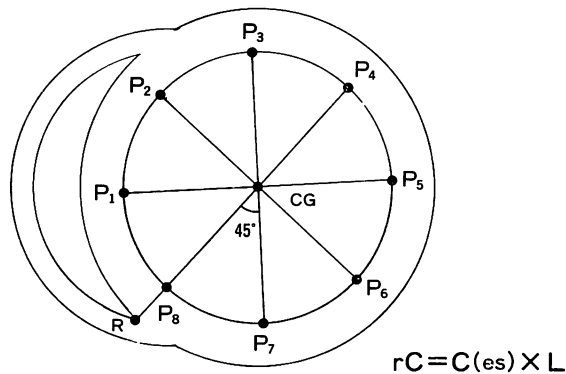


Fig. 4. Definition of the relative curvature (rC).

End-systolic curvature, C(es), is defined as the reciprocal of the circumradius of the triangle determined by three consecutive dividing points. Relative curvature is the product of end-systolic curvature multiplied by end-diastolic circumference of the left ventricular cavity (L).

Other abbreviations and format as in Fig. 3.

断面積変化率 (Fig. 2) の計算に当っては, 拡張終期左室内腔断面積重心を基準点とする fixed reference system を用いた. 左室の分割は, 基準点と心室中隔後端 (R) を結ぶ線分から右回りに等角度 8 分割とし, 拡張終期および収縮終期における各扇形の断面積を求めた. 断面積変化率は, 拡張終期と収縮終期の断面積差を拡張終期断面積で除した値とした.

壁厚変化率 (Fig. 3) および相対曲率の計算に当っては, 拡張終期, 収縮終期のおおのこの画像において, 左室内腔断面積重心を中心に左室を心室中隔後端より右回りに等角度 8 分割した. 平均壁厚は, 各分野において重心を中心に 1 度間隔で計測した壁厚の平均値とし, 収縮終期と拡張終期の平均壁厚の差を拡張終期の平均壁厚で除した値を壁厚変化率とした.

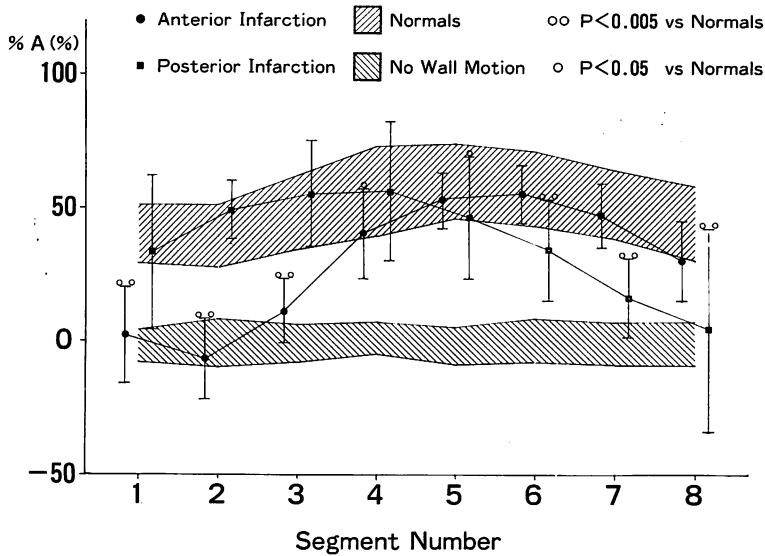


Fig. 5. Systolic segmental area change (%A) for the infarct population vs normals and no wall motion.

Range of no wall motion is obtained from two different end-diastolic images of the same patient. Values are means±SD. Analysis of variance and modified t-test were used.

相対曲率 (Fig. 4) は、拡張終期における心臓の大きさによる影響を除くため、収縮終期曲率に拡張終期左室内膜面周長を乗じた値と定義した。ここで連続する3つの区分点からなる三角形の外接円半径の逆数をもって、中央の点における曲率と定義した。左室内膜面が左室腔内に凹の場合を正の曲率、凸の場合を負の曲率とした。

統計処理

平均値の群間差検定には分散分析および modified t-test を用い、危険率 5% を有意水準とした。正常域は正常例 10 例から 95% 信頼区間として求めた。また正常例 10 例において、同一例で、frame が異なる拡張終期画像 2 枚を入力して各指標を計算し、frame 差および入力操作による誤差を評価するとともに、誤差域 (Fig. 5 の No Wall Motion 部) を 95% 信頼区間として求めた。

異常部位検出に際しては、前壁中隔梗塞と後下壁梗塞の境界となる領域を観察対象から除いた。また左室を前壁中隔と後壁に分け、おのおのにつ

いて精度評価を行った。精度評価は肉眼的評価との比較により行った。

結 果

1. 平均値の群間差

1) 断面積変化率 (Fig. 5): 正常域と誤差域はすべての分節で $p < 0.005$ の有意差を示した。前壁中隔梗塞群は seg. 1, 2, 3 で $p < 0.005$, seg. 4 で $p < 0.05$ の有意な低値を示し, seg. 1, 2 では誤差域と有意差を示さなかった。後下壁梗塞群は seg. 6, 7, 8 で $p < 0.005$, seg. 5 で $p < 0.05$ の有意な低値を示し, 逆に seg. 2 では $p < 0.05$ で正常域に比し有意な高値を示した。また seg. 8 では誤差域と有意差を示さなかった。

2) 壁厚変化率 (Fig. 6): 正常群と誤差域は seg. 1, 5, 6, 7, 8 で $p < 0.005$, seg. 2, 3, 4 で $p < 0.05$ の有意差を示した。前壁中隔梗塞群は seg. 1, 2, 3 で $p < 0.05$ の有意な低値を示し, seg. 2, 3, 4 では誤差域と有意差を示さなかった。後下壁梗塞群は

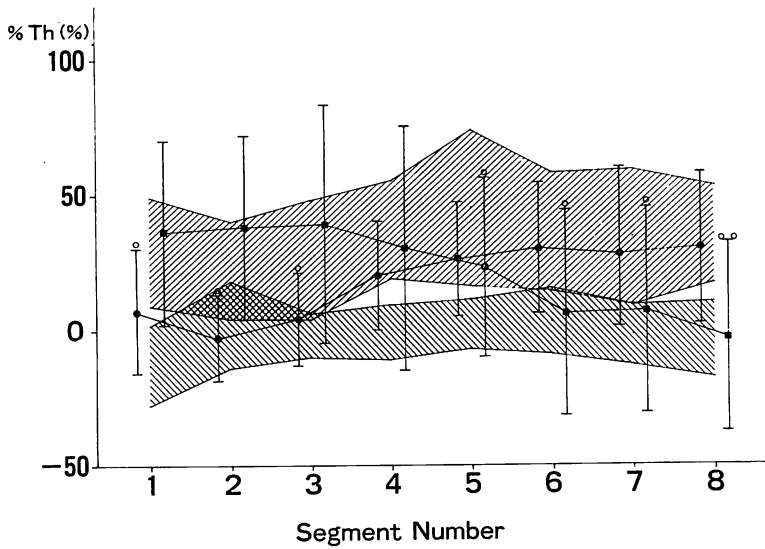


Fig. 6. Systolic segmental wall thickness change (%Th) for the infarct population vs normals and no wall motion.
Format as in Fig. 5.

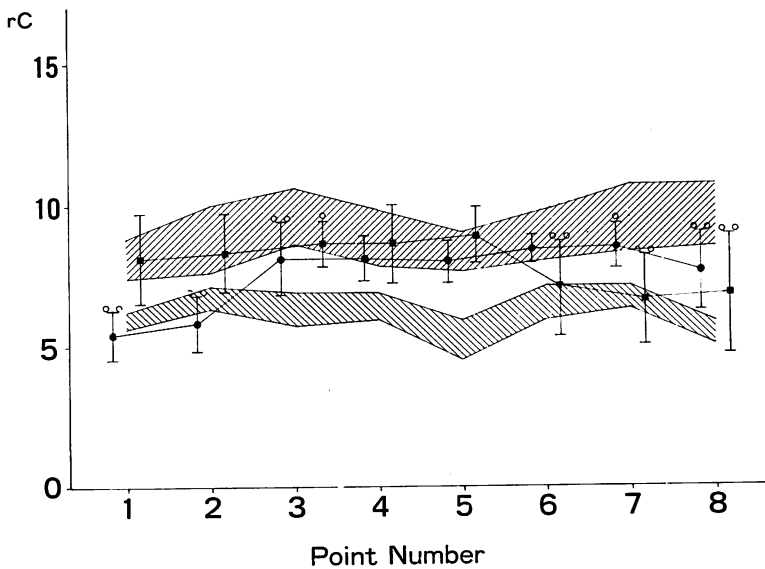


Fig. 7. Relative curvature (rC) for the infarct population vs normals and no wall motion.
Format as in Fig. 5.

Table 1. Detection of abnormal wall motion by segmental area change (%A)

		Qualitative assessment	
		Normal	Abnormal
(A) Anterior wall			
%A	Normal	18	0
	Decreased	2	10
Sensitivity=100%; specificity=90%; accuracy=93%; positive predictive value=83%; negative predictive value=100%.			
(B) Posterior wall			
		Qualitative assessment	
		Normal	Abnormal
%A	Normal	19	1
	Decreased	1	19
Sensitivity=90%; specificity=95%; accuracy=90%; positive predictive value=90%; negative predictive value=95%.			

seg. 8 で $p < 0.005$, seg. 5, 6, 7 で $p < 0.05$ の有意な低値を示し, seg. 6, 7, 8 では誤差域と有意差を示さなかった。

3) 相対曲率 (**Fig. 7**): 正常域と誤差域はすべての point で $p < 0.005$ の有意差を示した。前壁中隔梗塞群は point 8, 1, 2, 3 で $p < 0.005$ の, point 7 で $p < 0.05$ の低値を示し, point 1 では誤差域と有意差を示さなかった。後下壁梗塞群は point 6, 7, 8 で $p < 0.005$ の, point 3 で $p < 0.05$ の低値を示し, point 6, 7 では誤差域と有意差を示さなかった。ただし point 3 においては後下壁梗塞群の全例が, point 7 においては前壁中隔梗塞群の全例が正常域内の値を示していた。

各指標による収縮異常部位の検出

1) 断面積変化率 (**Table 1**): 正常域との比較では正常群のうち 4 例, 5 segments で断面積変化率の低下を示した。誤差の値が正常域を示した segment は認められなかった。前壁中隔 (seg. 2, 3, 4), 後壁 (seg. 6, 7) おおのに分けた上での評価では, 前壁中隔で sensitivity 100%, specificity

Table 2. Detection of abnormal wall motion by segmental wall thickness change (%Th)

		Qualitative assessment	
		Normal	Abnormal
(A) Anterior wall			
%Th	Normal	15	3
	Decreased	5	7
Sensitivity=70%; specificity=75%; accuracy=73%; positive predictive value=58%; negative predictive value=83%.			
(B) Posterior wall			
		Qualitative assessment	
		Normal	Abnormal
%Th	Normal	18	2
	Decreased	2	8
Sensitivity=80%; specificity=90%; accuracy=87%; positive predictive value=80%; negative predictive value=90%.			

90%, accuracy 93%, 後壁では sensitivity 90%, specificity 95%, accuracy 90% であった。

2) 壁厚変化率 (**Table 2**): 正常域との比較では正常群の 3 例, 3 segments が壁厚変化率の低下を示した。これに対し誤差計測値では全例で少くとも 1 segment において壁厚変化率が正常域に入り, 計 28 segments が正常値を示した。前壁中隔 (seg. 2, 3, 4) と後壁 (seg. 6, 7, 8) おおのについての評価では, 前壁中隔で sensitivity 70%, specificity 75%, accuracy 73%, 後壁では sensitivity 80%, specificity 90%, accuracy 87% であった。

3) 相対曲率 (**Table 3**): 正常群の 3 例, 4 points で相対曲率の低値を認め, 誤差計測値では 2 例, 2 points で正常値を認めた。前壁中隔 (point 2, 3, 4), 後壁 (point 6, 7) についての評価では, 前壁中隔で sensitivity 100%, specificity 85%, accuracy 90%, 後壁で sensitivity 90%, specificity 90%, accuracy 90% を認めた。

Table 3. Detection of abnormal wall motion by relative curvature (rC)

		Qualitative assessment	
		Normal	Abnormal
rC	Normal	17	0
	Decreased	3	10

Sensitivity=100%; specificity=85%; accuracy=90%; positive predictive value=77%; negative predictive value=100%.

		Qualitative assessment	
		Normal	Abnormal
rC	Normal	18	1
	Decreased	2	9

Sensitivity=90%; specificity=90%; accuracy=90%; positive predictive value=82%; negative predictive value=95%.

考 察

画像処理

電子計算機による画像の定量解析を行うためには、原画像を評価に耐え得る digital 画像に変換することが不可欠である。断層心エコー図の場合、特に静止画像においては、心内膜面や心外膜面が不連続画像となることが多く、補間¹⁷⁾が必要となる。また壁動態の評価に際し、乳頭筋や肉柱は評価対象から除かれるのが一般的であり、原画像に対する削除などの処理も必要である。これらの処理を加えて目的に合った digital 像を得る方法のうち、用手 tracing では digital 画像の確認が肉眼的に行われるため、原画像との関係についての問題点は少ないが、用手 tracing という操作自体が十分な再現性を有しているとは言い難い。これに対し、自動 tracing^{1~4)}では、濃淡の読み取り規準、補間の様式、削除する形態の判定規準などが一定の program に基づいているため、digital 化の再現性についての問題はないが、すべての画

像、画質に対応出来る保証はなく、原画像の性状によっては不適当な digital 像を得る可能性もある。肉眼的画像認識と一定方式による補間を組み合わせた本 system は、以上の短所を相補う一手段と考えられる。

補間法として、本 system では肉柱や乳頭筋を削除した左室心内膜面が滑らかな曲線になるという仮定の下に、このような曲線に適した方法と考えられる放物線混ぜ合わせ法⁵⁾を用いた。放物線混ぜ合わせ法は Overhauser の発表した補間法で、点を1点ずつ追加する毎に1区画が合成される。したがって修正は最後の1点を変更するだけで良く、digital 化が容易である。

壁動態指標

左室はその収縮に際し、壁の位置変化と壁厚を含めた形態変化の、少なくとも2つの変化を伴う。肉眼的評価はこれらの変化を総合して判断を下すものであるが、壁動態を定量化した場合には、各指標とも、収縮に伴って生ずる現象のうちの1つを数値化したものとなり、どの指標にも限界があることを銘記しなければならない。

壁厚変化率^{10,13~18)}は基準点を必要としないだけでなく、観察部位の心筋が収縮する程度を直接評価し得る。したがって現時点では、心筋の収縮状態を知るために、理論上最も優れた指標と言える。しかし心内膜面、心外膜面の両方を digital 化する必要があること、変化量が小さいこと、変化率の分母となる拡張期壁厚の値が小さいため、拡張終期壁厚の誤差が変化率に大きな影響を及ぼすことなどから、入力誤差の影響を受け易い。特に今回のように、画像が不鮮明な場合には、これらの欠点が大きく前面に現われる可能性がある。

断面積変化率や内径変化率などの位置変化を示す指標^{6~13)}は、基準点を必要とするため、その点の選択方法により値が変化する。また基準点の選り方も確立したものではない。さらに、心内膜のみから情報を得ているため、壁厚変化率と異なり、能動的収縮と周囲に引かれて動く他動的壁運動との区別が困難である。これは相対曲率につい

とも言える限界である。断面積変化率の長所として、断面積の値が tracing 時の誤差による影響を受け難いという点がある。収縮運動が低下した部分は収縮に取り残され、形態の変化が少ない。このことから、心内膜面の形態を壁運動の指標として用いることが出来るのではないかと仮定のもとに、本研究では相対曲率という概念を提唱した。これは各時相における局所形態を曲率で数値化し、拡張終期左室心内膜面周長で補正したもので、左室短軸像のように、対象が滑らかな曲線で構成されている場合には、壁運動異常の検出に適していると考えられる。曲率に対し、曲率半径は、対象が円形に近い場合には、実際の内径に近い値をとると期待され、動態の指標として内径に近い意義を有し、理解し易い。しかし曲率半径は、心内膜面が左室内腔に対し凹の状態から凸の状態に移行する際に値が無窮大となり、不連続点が生じる。これに対し、曲率は不連続点を生じない。しかし曲率そのものは心臓の大きさによっても変化するため、なんらかの補正を加える必要がある。このため拡張終期の左室の大きさを一定化し、この scale で各時間の曲率を求めたものを相対曲率とした。

相対曲率は基準点を必要とせず、心内膜面のみの入力の良いことを特徴とする。しかし収縮に伴う内膜面の変化を指標としている点では、断面積変化率と同様の限界を有する。また心内膜面の形態自体が指標となるため、digital 化に際しての tracing 誤差が大きく影響すること、形態の歪みを指標としているため、本来の収縮異常部位以外もある程度の異常値を示すことがあり得る、などの問題点もある。さらに、広範囲に壁運動が低下して、一部分だけが正常に収縮している場合には、正常部分の中央部が内腔へ突出するため、正常部分の相対曲率が最も小さな値を示す場合がある。これは収縮低下部位では相対曲率が誤差域に近づくのに対し、正常部分が曲率低下を示す場合には、誤差域を超えた低値をとることが多いことから区別されるが、他の指標と異なり、指標の値

が低下することがすなわち壁運動低下であると一義的には言えないことに注意する必要がある。

以上、各指標にはそれぞれ特徴があるが、今回提唱した相対曲率は、適当な補間法を用いた場合には、比較的不鮮明な画像にも対応可能であり、基準点を必要としないことから、心臓全体の動きが充進している状態における壁動態の定量評価も可能である。これらの特徴から、相対曲率の臨床応用として、定量的運動負荷心エコー図法や、開胸手術後の壁動態評価などが考えられる。

要 約

局所壁形態の異常は、収縮異常部位を検出する際の情報の一つである。そこで左室形態の変化により左室局所壁動態を定量的に評価するため、左室局所壁形態を、相対曲率を指標として数値化した。収縮終期左室断層心エコー画像を digital 化して 8 分割した後、連続する 3 つの分割点からなる三角形の外接円半径の逆数を収縮終期曲率とした。相対曲率は収縮終期曲率に拡張終期左室腔周長を乗じた値と定義した。相対曲率による左室局所壁動態定量評価の精度を検討するため、健常者 20 例と心筋梗塞患者 20 例の腱索レベル左室短軸断層像を、fixed reference system を用いた局所断面積変化率、局所壁厚変化率、相対曲率のそれぞれにより評価した。

前壁中隔梗塞群 10 例、後下壁梗塞群 10 例、正常対照群 10 例は、各指標により区別し得た。別の正常者 10 例より 95% 信頼区間として求めた正常域を用い、壁動態異常部位を客観的に検出した結果、局所断面積変化率では、前壁・中隔において sensitivity 100%, specificity 90%, 後壁において sensitivity 90%, specificity 95%, 局所壁厚変化率では前壁・中隔で sensitivity 70%, specificity 75%, 後壁で sensitivity 80%, specificity 90% であった。これに対し、相対曲率では前壁中隔で sensitivity 100%, specificity 85%, 後壁で sensitivity 90%, specificity 90% であった。

以上より, 左室局所壁形態を数値化した相対曲率により, 左室局所壁動態の定量評価が可能であると考えられた. この指標は reference system を必要としないため, 胸郭内における心臓全体の動きが無視し得ない場合にも, 局所壁動態の定量評価を可能にするものと期待される.

文 献

- 1) Garcia E, Gueret P, Bennett M, Corday E, Zwehl W, Meerbaum S, Corday S, Swan HJC, Berman D: Real time computerization of two-dimensional echocardiography. *Am Heart J* **101**: 783-792, 1981
- 2) Fujii J, Kuboki M, Aizawa T, Watanabe H, Onoe M, Kaneko T, Kuno Y, Kato K: Digital image processing of two-dimensional echocardiogram for the evaluation of regional contractility of the left ventricular wall. *J Cardiogr* **11**: 901-909, 1981 (in Japanese)
- 3) Collins SM, Skorton DJ, Geiser EA, Nichols JA, Conetta DA, Pandian NG, Kerber RE: Computer-assisted edge detection in two-dimensional echocardiography: Comparison with anatomic data. *Am J Cardiol* **53**: 1380-1387, 1984
- 4) Conetta DA, Geiser EA, Oliver LH, Miller AB, Conti CR: Reproducibility of left ventricular area and volume measurements using a computer endocardial edge-detection algorithm in normal subjects. *Am J Cardiol* **56**: 947-952, 1985
- 5) Overhauser: Analytic definition of curves and surfaces by parabolic blending. Technical Report No. SL 68-40, Ford Motor Company Scientific Laboratory, 1968
- 6) Parisi AF, Moynihan PF, Folland ED, Strauss WE, Sharma GVRK, Sasahara AA: Echocardiography in acute and remote myocardial infarction. *Am J Cardiol* **48**: 1205-1214, 1980
- 7) Moynihan PE, Parisi AF, Feldman CL: Quantitative detection of regional left ventricular contraction abnormalities by two-dimensional echocardiography: I. Analysis of methods. *Circulation* **63**: 752-760, 1981
- 8) Parisi AF, Moynihan PF, Folland ED, Feldman CL: Quantitative detection of regional left ventricular contraction abnormalities by two-dimensional echocardiography: II. Accuracy in coronary artery disease. *Circulation* **63**: 761-767, 1981
- 9) Sawada H, Fujii J, Kuboki M, Watanabe H, Aizawa T, Ota A, Kato K, Onoe M, Kuno Y: Computer analysis of two-dimensional echocardiogram for the quantitative evaluation of left ventricular asynergy in myocardial infarction. *J Cardiogr* **12**: 65-76, 1982 (in Japanese)
- 10) Pandian NG, Skorton DJ, Collins SM, Falsetti HL, Burke ER, Kerber RE: Heterogeneity of left ventricular segmental wall thickening and excursion in two-dimensional echocardiograms of normal human subjects. *Am J Cardiol* **51**: 1667-1673, 1983
- 11) Force T, Bloomfield P, O'Boyle JE, Khuri SF, Josa M, Parisi AF: Quantitative two-dimensional echocardiographic analysis of regional wall motion in patients with perioperative myocardial infarction. *Circulation* **70**: 233-241, 1984
- 12) Schnittger I, Fitzgerald PJ, Gordon EP, Alderman EL, Popp RL: Computerized quantitative analysis of left ventricular wall motion by two-dimensional echocardiography. *Circulation* **70**: 242-254, 1984
- 13) Ren JF, Kotler MN, Hakki AH, Panidis IP, Mintz GS, Ross J: Quantitation of regional left ventricular function by two-dimensional echocardiography in normals and patients with coronary artery disease. *Am Heart J* **110**: 552-560, 1985
- 14) Gallagher KP, Kumada T, Koziol JA, McKown MD, Kemper WS, Ross J: Significance of regional wall thickening abnormalities relative to transmural myocardial perfusion in anesthetized dogs. *Circulation* **62**: 1266-1274, 1980
- 15) Lieberman AN, Weiss JL, Jugdutt BI, Becker LC, Bulkley BH, Garrison JG, Hutchins GM, Kallman CA, Weisfeldt ML: Two-dimensional echocardiography and infarct size: Relationship of regional wall motion and thickening to the extent of myocardial infarction in the dog. *Circulation* **63**: 739-746, 1981
- 16) Nieminen M, Partisi AF, O'Boyle JE, Folland ED, Khuri S, Kloner RA: Serial evaluation of myocardial thickening and thinning in acute experimental infarction: Identification and quantification using two-dimensional echocardiography. *Circulation* **66**: 174-180, 1982
- 17) Blumenthal DS, Becker LC, Bulkley BH, Hutchins GM, Weisfeldt ML, Weiss JL: Impaired function of salvaged myocardium: Two-dimensional echocardiographic quantification of regional wall thickening in the open-chest dog. *Circulation* **67**: 225-233, 1983
- 18) Feneley MP, Hickie JB: Validity of echocardiographic determination of left ventricular systolic wall thickening. *Circulation* **70**: 226-232, 1984