

心エコー画像における局所心筋壁 2次元運動の追跡

梅原 幹雄[†] 鶴岡 信治^{††} 木村 文隆^{†††} 若林 哲史^{†††}
 三宅 康二^{†††} 関岡 清次^{††††}

Quantification of 2-D Regional Wall Motion in High-Frame Rate Echocardiography

Mikio UMEHARA [†], Shinji TSURUOKA ^{††}, Fumitaka KIMURA ^{†††},
 Tetsushi WAKABAYASHI ^{†††}, Yasuji MIYAKE ^{†††},
 and Kiyotsugu SEKIOKA ^{††††}

あらかし 局所心筋壁の2次元運動の定量的評価はMRIを用いた評価法などが提案されている。しかし、MRIは多数心拍の平均値であり、不整脈などの一過性現象、高時間分解能の必要な現象には対応できない。そこで本研究では、実時間で心臓の断層画像を計測できる高フレームレート超音波診断装置により得られた1心拍以上の心エコー画像を用いて、相関法により局所心筋壁の追跡を行い、その可能性を検討することを目的とする。そして、通常の相関法に加え、心臓の動きの周期性、連続性および注目する領域の巨視化を考慮することにより、追跡精度の向上を検討した。本手法を各疾患例に適用した結果、疾患例による違いが現れ、客観的定量化、自動計測による詳細な解析の可能性が示された。

キーワード 動画像処理, 心エコー画像, 局所心筋壁, 2次元運動, 相関法

1. ま え が き

心臓病は日本でがんに次ぐ第2位の死亡原因となっており、長寿社会を迎えるに際してますます重大な疾患となりつつある。心臓は血液を全身に送って生命を維持しており、ポンプとしての機能が重要である。この点、他の臓器と異なりポンプとしての力学的機能評価が診断に重要である。すなわち、弁の機能評価、心筋壁全体および局所の動きの評価が必要である。とりわけ、心筋梗塞や狭心症といった虚血性疾患、心筋症等の診断では局所心筋壁動態の評価が重要である。日常臨床で心筋壁の動態評価に最も繁用されているのは超音波エコー法である。その利点是非観血的検査であり、リアルタイムに心臓の動きのイメージが得られ、検査が簡便であるため循環器の診断において基本的検

査となっている。しかし、超音波心エコー法での心筋壁の動きの評価は医師が動画像を見て主観的に行っており、必ずしも客観的でなく、また経験を要する。一方定量的な評価法としては拡張末期、収縮末期の2時相の心内膜と思われる部分をマニュアルトレースして、心腔内の面積重心に向かう動き、または2時相間での最短距離に向かう動きを仮定して心筋壁の動き(変位量)が評価されている。しかし、心筋壁の動きは重心方向のみでなく、回転運動も加わり、そしてその程度は心疾患によっても異なるため大変複雑である。

この2次元運動を評価する方法として、磁気標識付きMRIを用いて画像に組み込まれた周期模様のフレーム間での位相のずれにより移動量を計算する方法が提案されている[1]。しかし、MRIでは画像を得るのに数十分かかるため、得られる画像は数心拍での各時相の平均的な情報となり、心拍数の呼吸性変動による時相のずれ、患者体動の影響が画像に現れ、また20フレーム/秒以下と時間分解能が悪く、不整脈等の一過性現象の運動評価など時間分解能の必要な解析は困難である。また、重篤な患者では数十分の体位の安定や浅い呼吸

[†] 三重大学工学部機械材料工学科, 津市
^{††} 三重大学工学部電気電子工学科, 津市
^{†††} 三重大学工学部情報工学科, 津市
 Faculty of Engineering, Mie University, Tsu-shi, 514 Japan
^{††††} 三重大学医学部第一内科, 津市
 School of Medicine, Mie University, Tsu-shi, 514 Japan

の持続は困難である。これらのことから、MRIによる方法は日常の診断として簡便な方法とはいえない。

そこで本研究では、最近開発された高フレームレート(60~90フレーム/秒)の超音波診断装置に注目し、1心周期以上の画像を用いて、計算機処理により心筋壁の動きの2次元追跡の可能性を検討した。その結果、相関法に三つの複合処理を加えることにより、人間の追跡結果に近い追跡が行え、疾患の程度の客観的定量化、局所心筋壁の自動計測が行えることが明らかとなった。

また、生体の移動量を濃度値動画像から計測した研究として濃度こう配法[2]と相関法[3]を用いた研究が数多くなされているが、本論文に述べるような複合処理を組み込んで行った研究は今までに行われていない。

2. 処理対象画像

処理に使用した画像は、超音波診断装置(日立メディコ社製EUB565A改良型)により撮影された心臓の左心室短軸横断面の画像を用いた。これらの画像は、超音波診断装置により撮影した後、心電図を参考にして1~2心拍(60~90フレーム/秒)にわたり640×512画素、6ビット階調のデジタルデータとして光磁気ディスクに記録する。その後、光磁気ディスクからワークステーション(Sun microsystems社製SPARC station 10 model 41)に読み込み、局所心筋壁の追跡を行った。各フレームにおいて左心室の部分の大きさは約300×300画素の大きさに相当する。

3. 局所心筋壁の追跡

3.1 動画画像処理における移動量計測

超音波診断装置の動画画像から、局所心筋壁の動きを求めることはオプティカルフロー問題の一つとして考えることができる。オプティカルフローを求める方法としては、濃度こう配法[2]、相関法[3]~[5]が挙げられ

る。濃度こう配法は、各画素における明るさの空間こう配と時間こう配の関係をを用いるものであり、処理が容易で計算量が少ないという特徴をもつが、フレーム間の距離が大きくなるに伴い、計測精度が低下し、また、画像の時間的・空間的微分を用いるため、ノイズの影響を受けやすいという欠点をもつ。従って、濃度こう配法により心エコー画像から局所心筋壁の動きを計算することは、同一部位で濃度値が変化するという問題とスペckルと呼ばれるノイズの問題から困難であると考えられる。これに対し、相関法は連続する2フレームからテンプレートマッチングにより対応点を求め、移動量を求める方法である。この方法は、注目点とその近傍の相対的濃度値が保存されていれば、絶対値の変化は問題なく、ノイズに強く安定した移動量の推定が行えると考えられる。従来の診断装置の時間分解能(30フレーム/秒程度)では、フレーム間の構造物の変形が大きく相関法でも解析は困難であると考えられるが、最近開発された高フレームレート超音波装置による画像を用いると、フレーム間で物体の変形が少ないため、相関法の適用が可能と期待される。そこで、本研究では相関法により局所心筋壁の追跡を検討した。

3.2 相関法

相関法は、時刻 t の画像のある関心領域(部分画像)が、時刻 $t+\Delta t$ の画像でどの領域と最も似ているかを2次元相関係数により調べ、時刻 t の位置と時刻 $t+\Delta t$ の最も相関係数の大きい位置との差を、その点の変位(移動量)とする。本研究では時刻 t の画像を F 、時刻 $t+\Delta t$ の画像を G とし、 $f(x,y)$ 、 $g(x,y)$ はそれぞれ画像 F 、 G の点 (x,y) での輝度値として、画像 F では点 (x,y) を、画像 G では点 (x',y') を中心とする局所領域の相関を次式で示される相関係数を使用して調べる。

$$R(x,y,x',y')$$

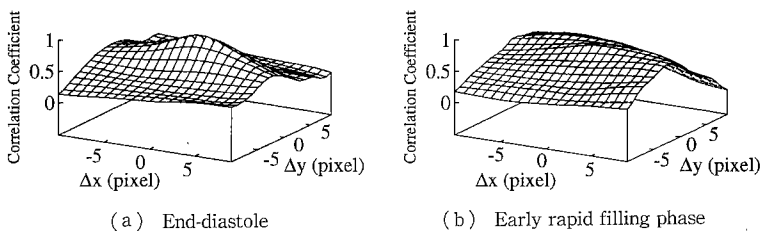


図1 2次元相関分布

Fig. 1 2-D correlation distribution.

$$= \frac{\sum_{\Delta x \Delta y} [(f(x+\Delta x, y+\Delta y) - \bar{f}) \{g(x'+\Delta x, y'+\Delta y) - \bar{g}\}]}{\sqrt{\sum_{\Delta x \Delta y} \{f(x+\Delta x, y+\Delta y) - \bar{f}\}^2 * \sum_{\Delta x \Delta y} \{g(x'+\Delta x, y'+\Delta y) - \bar{g}\}^2}} \quad (1)$$

但し、局所領域の大きさは $n \times n$ 画素とし、 $\Delta x, \Delta y$ は $-n/2$ 画素から $n/2$ 画素の範囲で 1 画素単位で動かす。また、 \bar{f}, \bar{g} は $f(x, y), g(x, y)$ の $n \times n$ 画素領域の平均輝度値を表す。

3.3 心エコー画像における相関係数

心臓の断層画像の内壁付近に対して相関法を適用した。図 1 (a), (b) はそのときのそれぞれ拡張末期 (end-diastole, ED), 拡張早期 (early rapid filling phase, ERF) の 2 次元相関分布である。各フレームごとの心臓の内壁の動きを目視で観察すると最大 10 画素であったため、局所領域は 20×20 画素とした。全体的になだ

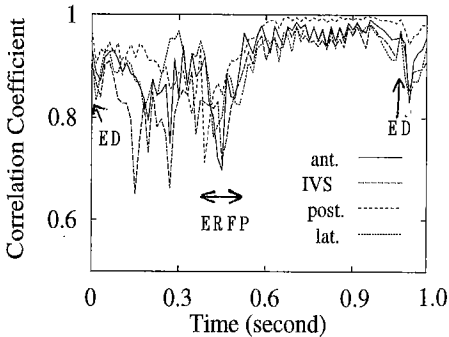


図 2 時間と相関係数の関係

Fig. 2 Relation between cardiac phase and correlation coefficient.

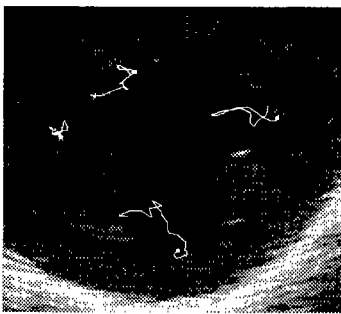


図 3 相関法による局所心筋壁の追跡

Fig. 3 Trace of regional wall motion by simple correlational method.

らかな山の分布となり相関係数のピーク値は小さい。更に、拡張末期と拡張早期を比べると拡張早期の方は心筋の動き、すなわち変形が大きいため、相関係数の値は低下し平坦な分布となり、移動位置の決定がより不明りょうとなる。

図 2 は相関係数が心時相 (0 と 1.0 : 拡張末期) と共にどのように変化するか部位ごと (左室前壁 (ant.), 心室中隔 (IVS), 左室後壁 (post.), 左室側壁 (lat.)) に求めた図である。前半部分で相関係数の低下が認められ、それぞれ駆出期、拡張早期に相当し、心筋壁の変形が大きい心時相に対応している。また、後半部分の拡張中期は心筋壁の動きが少なく変形が少ないため、相関係数が高くなっている。

図 3 は相関法により、健常者の心エコー図で 1 心拍にわたり局所心筋壁の追跡を行ったときの軌跡を示した図 (・印は始点) である。この図では、閉ループになっていないこと、隣接するフレーム間での動きの方向が急変することなどから、心筋壁の物理的運動 (周期性、動きの連続性) と異なっていると考えられる場所が散見される。

これらのことより、心臓の断層画像に対して相関法を適用した場合、駆出期、拡張早期での局所心筋壁の変形が無視できず、誤差が累積してくるため、連続する 2 フレーム間の相関係数だけで心筋壁の動きを追跡すると、誤った移動ベクトルを求めやすい。そこで、本研究ではある程度の領域内の変形にも耐え得るように、更に三つの処理を複合して、心筋壁の移動位置を決定する。

3.4 複合処理

本研究では人間の追跡方法を考慮して以下の三つの複合処理を提案する。

(1) 辺の大きさが 2 倍の関心領域による相関 (巨視化)

心筋壁の追跡を行うのに局所領域のみの相関を用いると、超音波ビームに直交する方向、すなわち、超音波エコーの特徴である側方向分解能の低さにより、誤った移動ベクトルを求めることがあった。そこで、この種の誤りを回避するため、局所領域だけを見るのではなく、2 倍の大きさの関心領域の相関係数の値を求め、その値を複合する。

(2) 初期フレーム画像の関心領域との相関 (周期性)

心筋壁の追跡過程で、徐々に注目領域内の形状が変化したり、ある時点で誤った移動ベクトルを求めてしまうと、その後初期フレーム画像の関心領域とは別の

濃度値分布の関心領域を追跡する場合があったため、初期フレーム画像の関心領域の相関係数の値を求め、その値を複合する。

(3) 直前のフレームの移動ベクトルとの変化量(慣性)

心筋壁の動きは慣性を伴うため連続的で急激な変化は少ないと考えられ、「直前の移動ベクトルと次の移動ベクトルは大きく変わらない」と考えられる。そこで、これら二つの移動ベクトルの変化量に対して重み付けを行い、新しい相関係数の値を求める。

上記の(1)~(3)の複合処理により求められる新しい相関係数 R は次式で与えられる。

$$R = \gamma(r)[(1-\beta) \cdot \{(1-\alpha)R_a + \alpha R_b\} + \beta \cdot R_c] \quad (2)$$

但し、

$$\gamma(r) = \begin{cases} 1 - C \left(1 - \cos \left(\pi \frac{r}{L} \right) \right) / 2 & (r < L \text{ のとき}) \\ 1 - C & (r \geq L \text{ のとき}) \end{cases}$$

R_a : 通常の相関係数(式(1))

R_b : 2 倍の関心領域による相関係数

R_c : 初期フレームの関心領域との相関係数の最大値

r : 直前のフレームの移動ベクトルとの変化量

$\gamma(r)$: 変化量 r に対する重み(慣性係数)

α, β, C : 重み係数(0~1.0)

L : 定数($L=20$)

2 倍の大きさの関心領域の相関係数 R_b を計算する場合、2 倍の大きさの関心領域について式(1)の計算を行うと計算時間が 4 倍になるため、大きさを 1/2 に圧縮した画像(画素数が 1/4 の画像)に対して式(1)を計算し、計算時間の短縮を行った。周期性を示す初期フレームとの相関係数の最大値 R_c は、心筋の変形が大きい場合、正しい対応関係の場合にも小さな値となり、正しい追跡を求める参考指標とならない場合があるため、比例係数 β を掛け、他の相関係数との線形和とした。また $\gamma(r)$ は、直前のフレームでの移動ベクトルと現在の候補移動ベクトルの変化量 r の関数で、変化量 r が 0 のときには、 R は R_a, R_b, R_c の線形和となり、 r が大きくなるにつれて \cos 曲線状に小さくなり、 L 以上では一定値となる。但し、 L は経験的に最大移動量の約 2 倍の値を設定した。

3.5 人間の目視による追跡

計算機による追跡を評価するために、人間の目視により局所心筋壁の追跡を行った。人間の目視による追跡の方法は、ワークステーションのディスプレイ上の心エコー画像に注目点を指定しておき、その点が次の

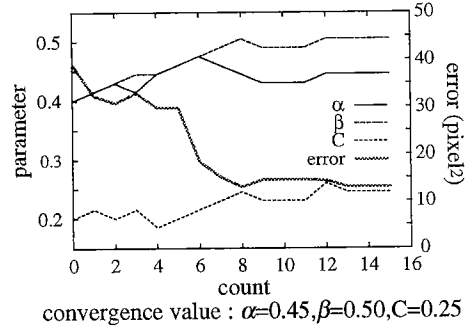


図4 最急降下法による重み係数の変化
Fig. 4 Change of each parameters by the steepest descent.

フレームの画像では、どの位置に移動したかをマウスにより指定して行った。この操作を 2 名の健常者の心エコー時系列画像(画像 A, B)を対象に、四つの関心領域を指定して 1 心拍にわたり、画像 A は 8 人、画像 B は 5 人でその動きを追跡した。この目視による追跡は心エコー画像 1 心拍(79 フレーム)に 4 点の追跡を行った場合、約 30~50 分要した。そして、人間のマニュアル追跡の平均値を「正しい追跡」と仮定して、以下では比較検討してみた。人間の目視による追跡も人によりばらつきが見られ、必ずしも「正しい追跡」とは言えないが、人間と同じような処理をするシステムを作成するのに有効であると考えられるため、一つの指針として検討する。

3.6 複合処理の重み係数の設定

複合処理における重み係数は、目視による追跡点と計算機による追跡点との 2 乗誤差が最小となるように、最急降下法により重み係数を微量量ずつ変化させ、その収束値を用いた。図 4 に最急降下法を適用したときの重み係数の変化を示した。この結果、複合処理の重み係数が $\alpha=0.45, \beta=0.5, C=0.25$ に収束したことから、本研究では以後この値を複合処理の重み係数の値とした。

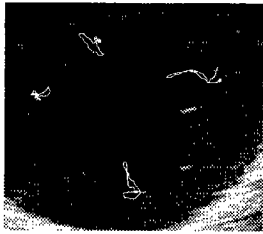
4. 結果および考察

4.1 複合処理の効果

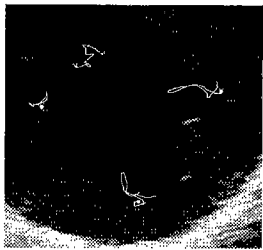
複数人の目視により行った局所心筋壁の追跡の平均と計算機による局所心筋壁の追跡の結果を比較した。計算機による追跡としては、画像 A, B の 2 種類に対し、複合処理なしの場合(関心領域 20x20 画素, 30x30 画素の 2 種類)、複合処理ありの場合(関心領域 20x20 画素, 30x30 画素の 2 種類)、計 8 種類に対して

表1 目視追跡との平均2乗誤差 (/frame)
Table 1 Mean square error.

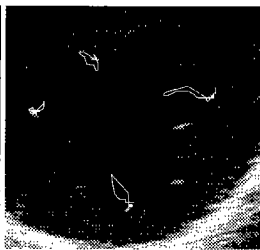
	関心領域の 大きさ(pixel)	画像 A (mm ²)	画像 B (mm ²)
複合なし	30×30	5.22	7.92
	20×20	4.46	30.13
複合あり	30×30	3.01	3.08
	20×20	1.55	1.62



(a) manual trajectory.



(b) simple correlation.



(c) composite correlation.

図5 軌跡による比較
Fig. 5 Comparison of each trajectory.

行った。そして、複合処理ありでは最急降下法によって求めた重みを用いて追跡を行った。比較方法としては、計算機処理により求めた局所心筋壁の追跡と目視による追跡との1フレーム当りの関心領域4箇所(2乗誤差の平均)を用いた。2乗誤差は次式により求めた。

$$\sigma = \frac{1}{m \cdot n} \cdot \sum_{j=1}^n \sum_{i=1}^m \{(x_{ij} - \bar{x}_{ij})^2 + (y_{ij} - \bar{y}_{ij})^2\} \quad (3)$$

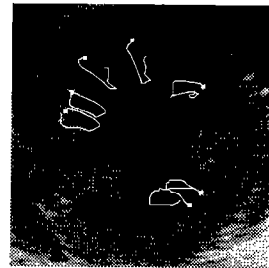
ここで、 σ は目視との2乗誤差、 (x_{ij}, y_{ij}) は計算機による追跡点、 $(\bar{x}_{ij}, \bar{y}_{ij})$ は目視による追跡点、 i はフレーム番号(1~ m)、 j は注目点番号(1~ n)を示す。

表1では、両画像に対しても複合処理ありの場合(関心領域20×20画素)が最も小さな値を示し、最急降下法により最適な重みを設定することにより、目視による追跡に近い追跡が行えると考えられる。また、複合処理(重み： $\alpha=0.45$ 、 $\beta=0.50$ 、 $C=0.25$ 、関心領域：20×20画素)を用いることにより、より人間の追跡に近く安定した追跡が行えると思われる。この表で画像B



(a) normal

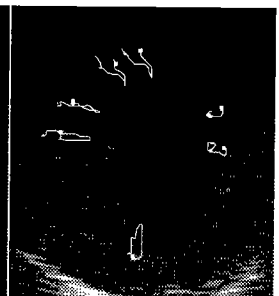
(b) myocardial infarction



(c) MR



(d) PVC
(1st beat : PVC)



(e) post PVC
(2nd beat : normal beat)

図6 局所心筋壁の軌跡
Fig. 6 Trajectory of regional walls.

の複合なしの20×20画素で誤差が大きい理由は、主に側方向の分解能の低さによる誤りである。また、図5は上記の追跡結果の軌跡を示した図であり、これにより同様なことが視覚的に理解できる。

4.2 本手法の疾患例への適用

本手法を実際の心エコー画像に対して、正常、後側壁心筋梗塞、僧帽弁逆流+心外膜液貯留、心室性期外収縮の例に適用した結果を以下に示す。追跡を行う局所心筋壁をそれぞれ前壁(ant.)、中隔(IVS)、後壁(post.)、側壁(lat.)からバランスよく選び、関心領域20×20画素、最急降下法により求めた複合処理の重み係数 $\alpha=0.45$ 、 $\beta=0.50$ 、 $C=0.25$ により局所心筋壁の追跡を行った。以下それぞれの臨床例について述べる。

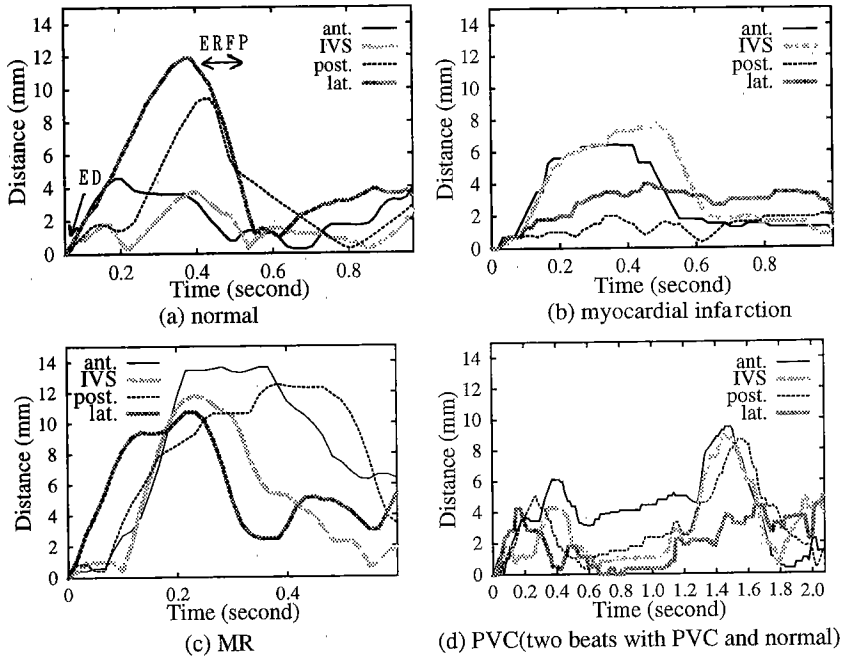


図7 局所心筋壁の追跡開始点からの距離
Fig. 7 Distance from end-distolic location.

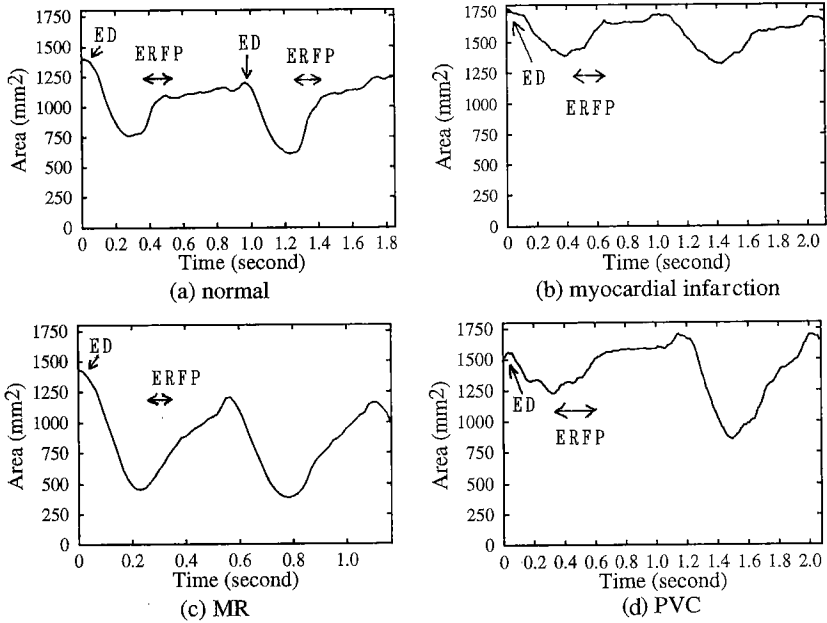


図8 本手法による左心室断面面積測定
Fig. 8 Cross-sectional area measured with the present method.

4.2.1 正常例 (Normal)

図6(a)の軌跡から、正常な人の心臓の動きの特徴である後壁と側壁の動きが大きいことがわかる。この例では若干側壁の動きが大きい。注目する点により異なるループを描いている様子がよくわかる。図7(a)は各時相における追跡開始点からの距離の関係を示した図であるが、側壁後壁の動きが収縮期、拡張早期に大きくなっており心時相と対応している。図8(a)の左室内腔断面積変化の図では収縮期、拡張早期に変化が大きく、拡張末期は変形が少なく、実際の心時相とよく対応している。なお、内腔断面積は、心エコー画像上で専門医がほぼ45°おきに8点心内膜上の点を指定し、各点の移動量を自動計測し、各フレームでの重心と隣り合う2点からなる三角形の面積の合計から求めた。

4.2.2 後側壁心筋梗塞 (Myocardial Infarction)

この疾患例は後壁と側壁の心筋梗塞である。図6(b)の軌跡を見ると図6(a)の正常例に比べ後壁と側壁がほとんど動いていないことが客観的に示されている。拡張末期からの関心領域の移動量(変位)と時間の関係を示した図7(b)を見ると、後側壁の移動量が中隔よりも小さくなっており、異常があることが定量的にわかる。左室内腔面積を示した図8(b)からも断面積の変化量が少ないのがわかる。

4.2.3 僧帽弁逆流+心外膜液貯留 (MR : Mitral Regurgitation)

この疾患例は左心室心筋壁全体の動きが大きくなる例であり、図6(c)の軌跡より前壁、中隔、後壁、側壁の移動量がすべて同程度の移動量であることがわかる。図7(c)についても全体が同じような大きさのピーク(変位)を示しており、前壁中隔が正常例より大きく動いている。これは心外膜液の貯留のため心臓が振り子のような運動をしているためである。また、図8(c)より、左室の断面積が拡張中期から末期においても正常例より大きく変化していることがわかる。

4.2.4 心室性期外収縮 (PVC : Premature Ventricular Contraction)

この疾患例は正常脈と不整脈が交互に現れる例である。図6(d), (e)は連続する2心拍の軌跡である。図6(d)が第1周期目の心室性期外収縮、図6(e)が第2周期目の正常心拍である。図6(d)の1周期目は全体の動きが小さいが、図6(e)の2周期目は正常心拍であるため1周期目比べ動きが大きいことがわかる。しかし、2周期目は正常心拍とは言っても、正常脈と不整脈が交互に出現しているため、きれいな閉ループの

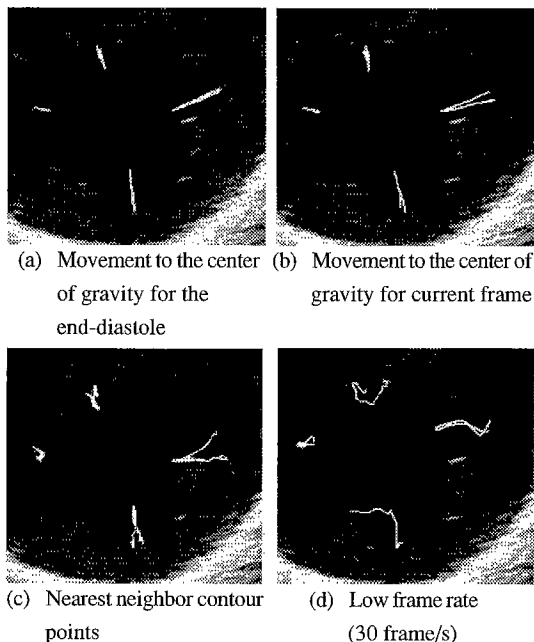


図9 他の手法との比較
Fig. 9 Comparison of other methods.

軌跡を描いていない。これは拡張末期容積が前の収縮の影響を受け、心拍ごとに異なるためである。図7(d)では前半の不整脈時と後半の正常脈時で心筋壁の移動量の違いが明りように示されている。また、不整脈が正常脈に移行するとき、軌跡が開始点に戻らないため部位によるばらつきがある。これは心室性不整脈の発生部位により各部位の動きに差を生じることを示している。図8(d)では不整脈時と正常脈時で断面積の変化量に違いが現れており、不整脈部分では断面積の変化量が小さい、すなわち駆出量の小さいことが明らかに示されている。

4.3 他の手法との比較

本手法(図5(c))の有効性を示すために、従来行われているモデル考察的な計算方法(以下の(1)~(3))との比較、および高フレームレートでの有効性を示すために、(4)の低フレームレートでの手法との比較実験の結果を示す。

- (1) 拡張末期の面積重心を各局所心筋壁の移動方向と仮定する計算方法(図9(a))
- (2) 各フレームごとに面積重心を求め、(1)と同様に計算する方法(図9(b))
- (3) 各フレームごとの心内膜の輪郭線を抽出し、その輪郭線間の最短距離方向を移動量と仮定して計算す

る方法(図9(c))

(4) 従来のフレームレート(30フレーム/秒)での本手法を用いた場合(図9(d))

この処理結果は、図5と同じ画像に対して行ったものであり、図5(a)の目視追跡の結果と比較すると、いずれの手法と比べても、本手法(複合相関法)(図5(c))の方が目視追跡に似た追跡結果となっている。また、目視追跡との平均2乗誤差は、本論文の複合相関法で1.6であったものが、(1)の方法、(2)の方法、(3)の方法、(4)の方法で、それぞれ、8.6、10.2、22.2、19.7であり、本手法の有効性が明らかとなった。

4.4 考 察

前節の臨症例への本手法の適用は臨床病態をよく反映しており、本手法は診断の有用な手段となると考えられる。更に心時相を詳細に観察することにより従来明りようでなかった現象が解析できる可能性があり、今後、症例を増やして検討する必要がある。また、軌跡が開始点に戻らない場合がある理由としては、呼吸により肺の大きさが変化しその影響を受けること、被写体自体が微妙に動くこと、撮影するプローブの角度が変化すること等が考えられる。局所心筋壁の追跡において誤認識の原因としては、注目している領域のパターンが著しく変化する場合が考えられる。特に、超音波ビームの反射する角度により構造物が消えたり現れたりすること、そして、3次元の物体を断面で見ているため、構造物が走査断面内を出たり入ったりすることが理由として考えられる。しかし、追跡の誤認識は、図7のように心筋壁の病的異常に比べ小さく、本手法は心筋壁の病的異常を診断するのに十分有用な方法であると考えられる。

更に精度の良い追跡を行うには、本手法においては心エコー画像のどの部分においても同じ処理をしているが、もっと超音波の特性(超音波ビーム方向の解像度が悪い(側方向分解能低下)、深いほど解像度が悪い)を考慮した追跡方法、また、心臓の構造を考慮した追跡方法を考える必要がある。

本手法の処理時間は、UNIX ワークステーション SUN SPARC station 10 (96 MIPS) を使用して、1 心拍 79 フレームの画像に対して四つの 20×20 画素の関心領域、 20×20 画素の探索領域で約 583 秒であった。

5. む す び

高フレームレート超音波心エコー画像から相関法を用いて局所心筋壁の移動量を得る方法を提案した。本

手法では単純相関法に三つの処理を複合することにより、より人間の追跡に近い追跡が行えるようになった。そして、本手法を実際の症例に適用した結果、疾患例による違いが現れ、疾患の程度の客観的定量化、自動計測による詳細な解析の可能性が示された。今後の課題として、大量のデータによる評価、処理時間の短縮、最適なパラメータの設定方法、および他の複合の方法の検討などが挙げられる。

謝辞 本研究を遂行するにあたり、本学情報工学科知能情報処理研究室の皆様、多くのボランティアの方々に御協力頂きました。厚く御礼を申し上げます。本研究の一部は文部省科学研究費No.05680759による。

文 献

- [1] 杉本国昭, 木村文隆, 鶴岡信治, 三宅康二, 関岡清次, “磁気標識付 MR 動画像の移動量計算—画像濃度値の局所位相差を用いて—,” 信学技報, PRU92-98, pp. 69-76, 1992.
 - [2] 湯澤史佳, 梅谷 順, 南谷晴之, 大塩 力, 関塚永一, “濃度勾配法を用いた微小血管内の2次元速度分布の計測,” 信学論(D-II), vol. J73-D-II, no. 2, pp. 276-282, Feb. 1990.
 - [3] 阿川雄資, 岡田英治, 南谷晴之, 大塩 力, 関塚永一, “相関法を用いた微小循環血流の速度分布計測,” 信学論(D-II), vol. J76-D-II, no. 2, pp. 397-405, Feb. 1993.
 - [4] 大場光太郎, 石原 正, 猪岡 光, “相関法を用いた二次元流速分布計測における過誤のベクトルの補正,” 流れの可視化, vol. 9, no. 33, pp. 77-81, 1989.
 - [5] D. I. Barnea and H. F. Silverman, “A class of algorithms for fast digital image registration,” IEEE Trans. Comput., vol. C-21, no. 2, pp. 179-186, 1972.
- (平成7年3月17日受付, 8月10日再受付)



梅原 幹雄

平4三重大・工・機械材料卒。平6同大大学院修士課程了。同年4月(株)松下電器産業入社。在学中、医用画像処理に関する研究に従事。



鶴岡 信治 (正員)

昭52 岐阜大・工・電子卒, 昭54 名大大学院博士(前期)課程了, 同年三重大・工・電子助手, 平1 同大・工・助教授, 現在に至る。この間, 平3~4 米国ミシガン大デアボーン校客員助教授, 工博, 手書き文字認識, 文書理解, コンピュータグラフィックス, 医用画像処理に関する研究に従事, 情報処理学会, 日本ME学会, 人工知能学会各会員。



木村 文隆 (正員)

昭48 名大・工・電気卒, 昭53 同大大学院博士課程了, 同年同大・工・助手, 昭58 三重大・工・助教授, 現在に至る。その間平成元年からミシガン大学客員助教授を務める。文字・パターン認識, 画像処理, コンピュータグラフィックスの研究に従事, 情報処理, ME, 人工知能学会各会員, 工博。



若林 哲史 (正員)

昭60 三重大・工・電子卒, 昭62 同大大学院修士課程了, 平2 三重大・工・助手, 現在に至る。手書き文字認識, 文書理解, 画像処理, コンピュータグラフィックスの研究に従事。



三宅 康二 (正員)

昭35 名大・工・電気卒, 昭40 同大大学院博士課程了, 同年同大・工・助手, 昭43 同講師, 昭44 同助教授, 昭53 三重大・工・教授, 現在に至る。現在, 手書き文字の機械認識, コンピュータグラフィックスおよび医用画像処理の研究に従事, 情報処理学会, 日本ME学会, 日本人工知能学会, 日本ロボット学会, 電気学会, 日本シミュレーション学会等各会員, 工博。



関岡 清次 (正員)

昭44 早大・理工中退, 昭50 三重大・医卒, 昭62 同大医学部助手, 平2 同講師, 現在に至る。この間, 昭63~平1 米国ジョーンズホプキンス大バイオメディカルエンジニアリング客員研究員, 医博, 心機能の実験的研究, 自律神経系の解析, 超音波画像のコンピュータ解析に関する研究に従事, 循環器学会, 内科学会, ME学会, 超音波医学会各会員。