

超音波ドップラー信号を用いた相関加重位相差法による 局所心筋壁運動の自動追跡

大山 航^{†a)} ノルライラ ビンティ イズマイル[†] 若林 哲史[†]
木村 文隆[†] 鶴岡 信治^{††} 関岡 清次^{†††}

Local Myocardial Motion Tracking Based on Correlation Weighted Phase
Difference Method

Wataru OHYAMA^{†a)}, Norlaila binti ISMAIL[†], Tetsushi WAKABAYASHI[†],
Fumitaka KIMURA[†], Shinji TSURUOKA^{††}, and Kiyotsugu SEKIOKA^{†††}

あらまし 本論文では局所心筋壁運動を自動的に追跡するための手法として、超音波ドップラー信号を用いた相関加重位相差法と伸縮モデルに基づく新しい追跡手法を提案する。心機能の詳細な診断を行うためには、心筋壁内部組織の局所的な運動を高精度に追跡することが重要である。超音波診断装置により計測された超音波信号や超音波画像を用いて心筋の運動を追跡する手法がこれまでにいくつか提案されてきた。しかし、通常、臨床で得られる超音波信号にはスペックルなどの多くのノイズが含まれるため、従来の手法では追跡エラーを発生することが多かった。筆者らは超音波パルスドップラー信号に対し、瞬時位相差の相関加重平均処理と伸縮モデルを適用し、安定かつ高精度に心筋壁内局所の運動を自動的に追跡できる手法を提案する。本手法を臨床での計測データに対して適用した結果、従来手法よりも安定かつ高精度に心筋運動を追跡可能であることが示された。

キーワード 心筋運動追跡, 相関加重位相差法, 伸縮モデル, 超音波パルスドップラー法

1. ま え が き

心筋炎や心筋症などの原因診断、心筋壁の機能評価、心筋異常の早期発見には、心筋壁全体を対象とした巨視的な動きの評価だけではなく、心筋層内部の微視的な動きの評価が重要である。一部の心内膜下梗塞では、心外膜近くの心筋組織は正常でも、心内膜近くの組織が線維化、梗塞する症状が見られる。このような症状の発生している部位を発見するためには、心筋壁全体を一つの壁とみなすのではなく、心筋壁を複数の

層（局所組織）の集合体として見て、それぞれの局所組織の動態を定量的に評価することが臨床的に重要である。

これまで、局所運動追跡に基づく心筋壁機能の定量的評価手法として様々な手法が提案されてきた。超音波心断層像（Bモード画像）を用いて局所心筋壁運動を追跡する手法[1],[2]は、超音波信号の低周波成分により画像を生成しているため[3]、十分な空間分解能が得られず局所的な組織診断には向かない。近年では、超音波反射信号の高調波（RF）成分や超音波パルスドップラー信号を用いて心筋の速度を算出し運動の追跡に応用する手法について研究されている[4]～[10]。

最近では、組織ドップラー法[6]を利用して心筋組織内の速度勾配評価と速度情報から局所の動きを追跡できる装置が市販されたが、この装置では常に安定した信頼性の高い計測はできていない[11]。

この原因には、(1) 超音波反射波に含まれるスペックルなどの影響による速度算出誤差、(2) 追跡手順における誤差の累積などが考えられる。

[†] 三重大学工学部情報工学科，津市

Department of Information Engineering, Faculty of Engineering, Mie University, 1515 Kamihama-cho, Tsu-shi, 514-8507 Japan

^{††} 三重大学工学部電気電子工学科，津市

Department of Electrical and Electronic Engineering, Faculty of Engineering, Mie University, 1515 Kamihama-cho, Tsu-shi, 514-8507 Japan

^{†††} 南勢町立病院，三重県

Nansei Town Hospital, 2969, Gokasyo-ura, Nansei-cho, Watarai-gun, Mie-ken, 516-0101 Japan

a) E-mail: ohyama@hi.info.mie-u.ac.jp

ある位置（深さ）の超音波反射波の位相変化から速度を算出すると、心筋組織の散乱信号の干渉によるスペックルにより、実際の心筋壁の速度とは異なる位相変化を生じるため、速度の算出には誤差が発生する。特に生体での超音波反射信号では、シミュレーション実験やファントム実験とは異なり、生体組織からの後方散乱によりスペックルが発生しやすい。

位相変化から算出された速度により心筋の移動距離を求め、その移動距離を積算していく追跡手法では、速度算出の誤差が累積し、移動前後において同じ心筋部位をとらえることができなくなり、結果として正しい追跡が行えない。従来手法 [6] ~ [9] は、瞬時瞬時の心筋の速度値をいかに精度良く求めるか、いかに速度算出誤差を軽減するかに注目しており、追跡の段階における誤差の累積に関してはほとんど対策が行われていなかった。

本論文では、スペックルを多く含む超音波パルスドップラー信号に対しても安定した追跡が可能な、新しい心筋壁内局所の運動追跡手法として、相関加重位相差法と伸縮モデルに基づいた運動追跡手法を提案する。提案手法では、受信信号強度の相関係数を「速度の信頼性」の尺度として利用して、スペックルを原因とする速度の算出エラーを低減する。また、追跡の過程における誤差の累積を抑制するために、位相差情報から算出された速度に補正を加える。補正量の算出には伸縮モデルを利用する。伸縮モデルは弾性をもった連続体としての心筋組織の伸縮をモデル化し、簡易なパラメータ設定で補正量を制御できる。これら二つの手法の組合せにより、安定で高精度な心筋の追跡が可能であることを示す。

以下、本論文では、まず、2. において提案手法について説明し、3. において提案手法を用いた追跡実験とその結果を示し、4. において提案手法の有効性を評価するための評価実験とその結果について述べる。

2. 相関加重位相差法

ここでは、本論文で提案する追跡手法について、計測システム、追跡処理の流れ、相関加重平均処理による速度算出誤差低減方法、そして伸縮モデルによる追跡安定化について述べる。

2.1 超音波パルスドップラー信号計測システム

本研究で用いた超音波パルスドップラー信号計測システムの概略図を図 1 に示す。被験者の胸壁上に置かれた超音波探触子から、中心周波数 f_0 の超音波パル

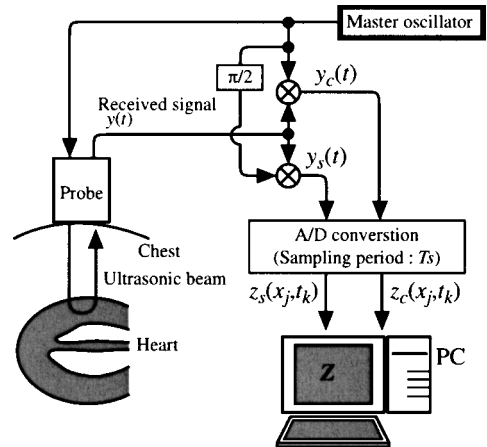


図 1 超音波パルスドップラー信号計測システム
Fig.1 Measurement system for ultrasonic pulsed Doppler signals.

スを時間間隔 ΔT で被験者の体内に発射する。体内の各部位で反射した超音波パルスは送信と同じ探触子で受信され電気信号 $y(t)$ に変換される。受信された電気信号 $y(t)$ は超音波診断装置内で正弦信号 $y_s(t)$ と余弦信号 $y_c(t)$ に直交検波される。 $y_s(t)$ と $y_c(t)$ とをサンプリング間隔 T_s で A/D 変換し、計算機に取り込む。

計算機へ取り込まれた離散的ドップラー信号 $Z = \{z(x_j, t_k)\}$ は、正弦信号 $z_s(x_j, t_k)$ と、余弦信号 $z_c(x_j, t_k)$ をもち、

$$z(x_j, t_k) = (z_s(x_j, t_k), z_c(x_j, t_k)), \quad (1)$$

$$x_j = j c_0 T_s,$$

$$t_k = k \Delta T,$$

で表される。 x_j, t_k はそれぞれ、体表面からの深さ方向 j 番目の計測点の深さ、 k 回目のパルスを出した時間である。 c_0 は生体中の音速 (1,530 m/s) である。

2.2 心筋局所運動追跡の流れ

相関加重位相差法による心筋局所の運動追跡の流れを図 2 に示す。本手法では、まず、離散的ドップラー信号から各計測点における速度を算出する。次に、算出された速度の信頼性を評価する値（相関係数）を求め、相関係数で重み付けして速度を深さ方向に加重平均する。その後、加重平均された速度を用いて心筋運動の追跡処理を行う。追跡処理では、加重平均された速度から求めた心筋の移動量に、伸縮モデルを用いて

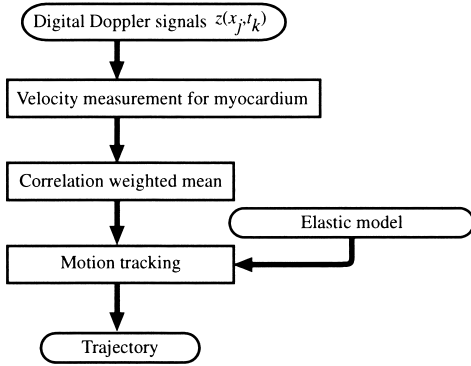


図 2 相関加重位相差法による心筋局所運動追跡の流れ
Fig. 2 Flowchart of myocardial motion tracking by correlation weighted phase-difference method.

算出された補正を加える．

2.3 相関加重平均処理

離散パルスドップラー信号の瞬時位相差から算出された各計測点における速度は、スペックルなどの影響により心筋本来の速度を正しくとらえておらず、結果として局所心筋運動を正しく追跡することは困難である．提案手法では、相関加重平均処理によりスペックルに起因する速度算出誤差の軽減を図る．この処理は、「正しく速度が算出されている計測点 x_j においては、 x_j 周辺の信号強度の空間的分布が、 ΔT 時間に移動した先（後述の x'_j ）においても保存される」という仮定に基づく．

瞬時位相差による速度算出方法は以下のとおりである．深さ x_j に存在する計測点の、時間 t_k における速度 $v(x_j, t_k)$ はドップラー信号の瞬時位相差 $\Delta\theta(x_j, t_k)$ を用いて以下の式で算出される．

$$\theta(x_j, t_k) = \tan^{-1} \frac{z_c(x_j, t_k)}{z_s(x_j, t_k)}, \quad (2)$$

$$\Delta\theta(x_j, t_k) = \theta(x_j, t_{k+1}) - \theta(x_j, t_k), \quad (3)$$

$$v(x_j, t_k) = \frac{c_0 \Delta\theta(x_j, T_k)}{4\pi f_0 \Delta T}. \quad (4)$$

速度 $v(x_j, t_k)$ は信号に含まれるスペックルにより、速度算出誤差を含む．

図 3 に正常被験者の心室中隔 (IVS) から計測された超音波ドップラー信号の例を示す．図の横軸は超音波探触子からの距離 x_j である．(a), (b) はそれぞれ時間 t_k, t_{k+1} におけるドップラー信号である．この例における (a), (b) 間の時間間隔は 1.27×10^{-4} s である．図中の実線、破線はそれぞれ信号強度 $|z_{j,k}|$ と

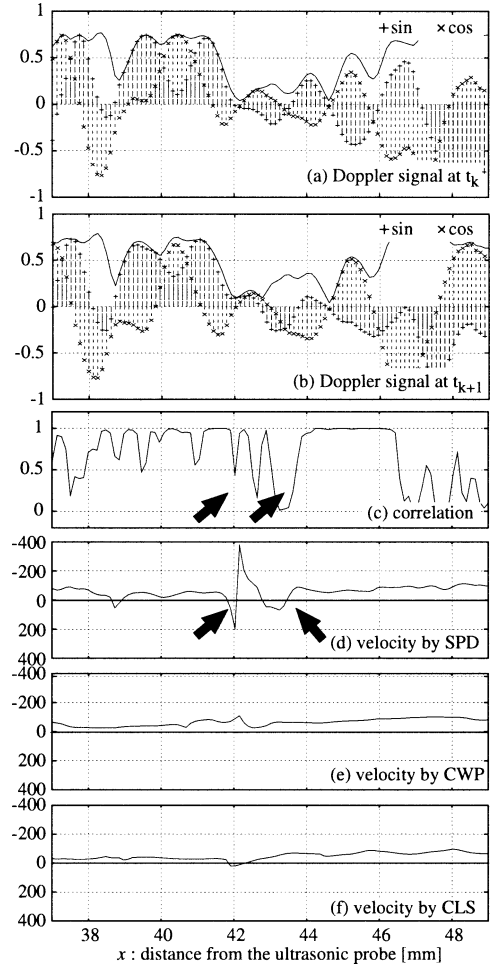


図 3 正常被験者・心室中隔における計測信号：(a), (b) 時間 t_k, t_{k+1} における超音波ドップラー信号，(c) 相関係数，(d) 瞬時位相差より算出された速度，(e) 相関加重平均された速度，(f) CLS 法により算出された速度

Fig. 3 (a), (b) Example of the discrete ultrasonic Doppler signal measured in IVS of normal subject at t_k, t_{k+1} respectively, (c) the correlation function, (d) the instantaneous velocity derived from instantaneous phase difference, (e) the correlation weighted velocity of (d), (f) velocity derived by constraint least square method.

正弦成分 $z_s(x_j, t_k)$ ，余弦成分 $z_c(x_j, t_k)$ であり、振幅は $[-1, 1]$ に正規化されている

図 3 (d) は (a), (b) のドップラー信号の位相差より算出された瞬時速度である．速度値の正負はそれぞれ超音波探触子から遠ざかる向き、探触子に近づく向きの速度を示す．図中矢印の部分において、隣接する計

測点 (距離間隔 $124.8 \times 10^{-3} \text{ mm}$) の速度値が大きく異なる．このように隣接する計測点において、それぞれ大きく異なる速度値が計測される現象は、心筋組織の断絶が発生しない限りありえないので、図中矢印の部位においては速度算出エラーが発生したと判断できる．

この速度算出エラーの主な発生原因として、筆者らは超音波信号に含まれるスペックルに注目する．本研究で用いる計測条件においては、パルス打出し間隔 ΔT における心筋変位は微小であり、ノイズを排除した理想的な計測を行えば t_k と t_{k+1} の間に反射信号の波形は変化しないことが予想される．しかし現実の計測においては、スペックルの影響により微小な ΔT においても、受信信号の波形及び位相情報が心筋の移動による変動以上に変化する可能性があり、現実上述のような速度算出エラーが発生している．特にドップラー信号の正弦成分、余弦成分の値が小さい場合にはスペックルの算出速度への影響が大きい．

本手法では、以下のような処理を行い速度算出誤差を軽減する．

(1) 各計測点において得られた速度の「信頼度」として、移動前後の計測点周辺における信号強度分布の相関係数を求める．

(2) 深さ方向に任意の範囲を設定し、その範囲内に含まれる計測点の速度値を、相関係数で加重平均して加重平均速度を算出する．

信号強度の相関係数 $\gamma(x_j, x'_j, t_k)$ は、 x_j 周辺と、 x_j が速度 $v(x_j, t_k)$ で移動した先である x'_j 周辺における信号強度の相関係数であり、以下の式で定義する．

$$\gamma(x_j, x'_j, t_k) = \frac{\left(\frac{|z_{j,k}| \cdot |z'_{j,k+1}|}{\sqrt{|z_{j,k}|} \cdot \sqrt{|z'_{j,k+1}|}} + 1 \right)}{2}, \quad (5)$$

$\gamma(x_j, x'_j, t_k)$ の値域は $[0, 1]$ である．ここで、

$$\begin{aligned} & |z_{j,k}| \cdot |z'_{j,k+1}| \\ &= \sum_{l=-n/2}^{n/2} \left\{ (|z_{j+l,k}| - |z_{j,k}|) \right. \\ & \quad \left. \times (|z'_{j+l,k+1}| - |z'_{j,k+1}|) \right\}. \end{aligned} \quad (6)$$

n は深さ方向の相関係数算出範囲 (相関窓幅) である．

n の決定方法は後述する． $|z_{j,k}|$ は深さ x_j 、時間 t_k におけるドップラー信号の強度で、

$$|z_{j,k}| = \sqrt{\{z_s(x_j, t_k)\}^2 + \{z_c(x_j, t_k)\}^2}, \quad (7)$$

$$|z'_{j,k+1}| = \sqrt{\{z_s(x'_j, t_{k+1})\}^2 + \{z_c(x'_j, t_{k+1})\}^2}, \quad (8)$$

である． x'_j は、時間 t_k において深さ x_j に存在した組織が、パルス打出し間隔 ΔT に、速度 $v_{j,k}$ で移動した場合の t_{k+1} における深さで、

$$x'_j = x_j + v_{j,k} \Delta T, \quad (9)$$

により算出される． $|z_{j,k}|$ は、深さ x_j の周辺に存在する n 個のサンプル点の信号強度の平均で、

$$|z_{j,k}| = \frac{1}{n} \sum_{l=-n/2}^{n/2} |z_{j+l,k}|, \quad (10)$$

により算出する． $|z'_{j,k+1}|$ は $|z_{j,k}|$ と同様に算出される．

加重平均速度 $v'(x_j, t_k)$ は速度 $v(x_j, t_k)$ を相関係数 $\gamma(x_{j+l}, x'_{j+l}, t_k)$ で加重平均したもので、次式で定義する．

$$v'(x_j, t_k) = \frac{\sum_{l=0}^{N-1} \gamma(x_{j+l}, x'_{j+l}, t_k) v(x_{j+l}, t_k)}{\sum_{l=0}^{N-1} \gamma(x_{j+l}, x'_{j+l}, t_k)}. \quad (11)$$

ここで、 N は加重平均の範囲であり、超音波パルスのバースト長 $\lambda [\text{mm}]$ によって決まる値である．本手法では、バースト長 λ 内に含まれる計測点の数 $N = \lambda / (c_0 T_s)$ とした．

図 3(c) は (a), (b), (d) のドップラー信号、瞬時位相差により算出された速度値に対し、式 (5) により算出した相関係数である．図中の矢印は、先に速度算出エラーが発生していると述べた計測点を差しており、相関係数の低下が確認できる．矢印の部分以外にも相関係数が低下する計測点が存在し、それらの計測点においては速度算出エラーが発生しているか、ドップラー信号に変動が発生している可能性が高い．

瞬時位相差により算出された速度 $v(x_j, t_k)$ の計算誤差が小さい場合は、移動前後の計測点周辺の信号強度の相関が高くなる．なぜなら、超音波信号が心筋の

移動に起因する位相変動のみを含んでおり、移動前後で信号強度の分布が保存されるからである．一方、速度の計算誤差が大きい場合や、信号の変動が発生した場合は相関係数が小さいと期待される．なぜなら、ドップラー信号が計測点上の移動に起因するものとは異なった位相変動をもつため、移動前後で信号強度の分布が保存されにくいからである．

図 3(e) は式 (11) により算出された相関加重速度である．この図のみでは相関加重速度の妥当性の評価は困難であるが、(d) の矢印の部位における速度算出エラーの低減が確認できる．

図 3(f) は文献 [7] で示された制限最小二乗法 (CLS : Constraint Least Square Method) により算出された計測点上の速度である．

2.4 伸縮モデル

ここでは伸縮モデルによる運動追跡の高精度化について述べる．文献 [7], [8] に用いられている追跡手法では、速度算出誤差の累積が発生し、追跡精度が十分ではない．これらの追跡手法に本モデルによる速度補正を導入すれば、速度算出誤差の累積を低減できる．

心筋の運動追跡は、心筋層内に M 個の追跡点を設定し、加重平均された速度 $v'(x_j, t_k)$ を用いて行う．時間 t_k における M 個の追跡点の位置を、

$$\mathbf{d}_k = (d_{1,k}, d_{2,k}, d_{3,k}, \dots, d_{M,k})^T, \quad (12)$$

とする． $d_{i,k}$ は i 番目の追跡点と超音波探触子との距離である．追跡点 \mathbf{d}_k 上の加重平均速度 \mathbf{v}'_k を、

$$\mathbf{v}'_k = (v'_{1,k}, v'_{2,k}, v'_{3,k}, \dots, v'_{M,k})^T \quad (13)$$

$$v'_{i,k} = v'(d_{i,k}, t_k), \quad (i = 1 \sim M), \quad (14)$$

とする^(注1)．追跡開始時間 t_0 における追跡点 \mathbf{d}_0 は初期追跡点で、心筋層内に等間隔で配置される．

文献 [7], [8] の手法では、図 4 に示すように、時間 $t_{k+1} = t_k + \Delta T$ における追跡点の位置 \mathbf{d}_{k+1} を、

$$\mathbf{d}_{k+1} = \mathbf{d}_k + \Delta T \mathbf{v}'_k, \quad (15)$$

として、算出された速度の積算により求めている．この方法では速度の算出誤差が移動距離に変換され、追跡点の位置に累積するため、移動前後で同じ心筋部位をとらえることが困難になり、結果として正しい運動追跡は困難である．

本研究では、式 (15) による運動追跡に対して、以下に示すような追跡点位置補正を伴う追跡手法を提案

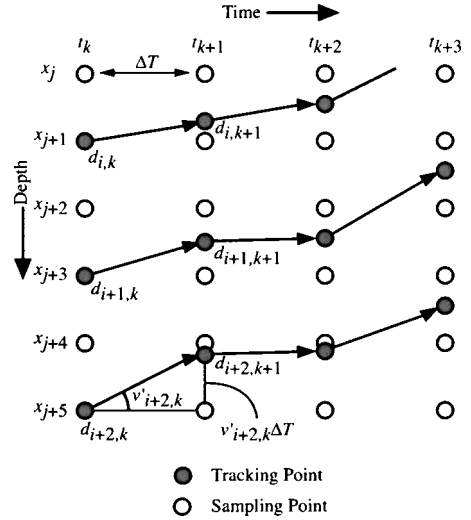


図 4 心筋運動追跡

Fig. 4 Myocardial motion tracking.

する．

$$\begin{aligned} \mathbf{d}'_{k+1} &= \mathbf{d}_{k+1} + \boldsymbol{\varepsilon}_k \\ &= \mathbf{d}_k + \Delta T \mathbf{v}'_k + \boldsymbol{\varepsilon}_k. \end{aligned} \quad (16)$$

ここで、 $\boldsymbol{\varepsilon}_k = (\varepsilon_{1,k}, \varepsilon_{2,k}, \varepsilon_{3,k}, \dots, \varepsilon_{M,k})^T$ は補正量からなるベクトルである．補正ベクトル $\boldsymbol{\varepsilon}_k$ は次式で定義される関数の値を最小化するものとする．

$$\begin{aligned} e(\boldsymbol{\varepsilon}_k) &= \sum_{j=1}^M \varepsilon_{j,k}^2 + \frac{E}{2} \sum_{j=1}^{M-1} \left\{ (d'_{j+1,k+1} - d'_{j,k+1}) \right. \\ &\quad \left. - (d_{j+1,0} - d_{j,0}) \right\}^2. \end{aligned} \quad (17)$$

式 (17) は追跡点間の距離変動を定数 E で重み付けたものと補正量の二乗和である．伸縮モデルは式 (17) を最小化することにより、追跡点間の距離変動を抑制する．

このモデルを導入した理由は以下のとおりである．心筋層内に追跡開始時において等間隔に配置した追跡点間の距離は、追跡の過程で一定の範囲で変動するが、心筋の連続体としての性質を越えてかい離、接近することは考えられない．仮に心筋の性質を越えたかい離、接近を含む追跡結果が得られた場合、その追跡は失敗であると判断できる．このことは、追跡点間の距離変

(注1): $d_{i,k}$ は連続値であるが x_j は離散値である．本手法では、 $x_j \leq d_{i,k} \leq x_{j+1}$ となる x_j, x_{j+1} における速度 $v'(x_j, t_k), v'(x_{j+1}, t_k)$ を用いて、線形補間により追跡点上の速度 $v'(d_{i,k}, t_k)$ を求める．

動が追跡誤差の発生を推定する一指標となりうることを示唆する．

式 (17) において，心筋の伸縮を示すパラメータ E により追跡点間の距離変動を補正する割合を調節する． E は正の定数である． $E = 0$ の場合は補正ベクトルは常に 0 (ベクトル) となり，補正は行われない． E の値が大きくなるほど追跡点間の距離は変化しにくくなる． E の値は後述の予備実験に基づき決定する．

式 (17) を最小化する ϵ は，付録に示すように解析的に得られる．補正量 $\varepsilon_{j,k}$ の値域は $[-\infty, \infty]$ である．補正量の正負は速度の正負に従い，それぞれ超音波探触子から遠ざかる向き，近づく向きの補正を追跡点に加えることを示す．

式 (16)，(17) で示した移動量補正手法は，2.3 で示した速度算出手法以外の手法によって算出された移動量の補正手法にも利用できる．

2.5 相関窓幅 n 及び伸縮パラメータ E の決定

式 (11) に示す相関加重平均処理において，相関係数 γ の算出範囲 (相関窓幅 n) の決定は重要である．また，伸縮モデルを用いて高精度に心筋の運動を追跡するためには，式 (17) における伸縮パラメータ E を最適な値に設定する必要がある．以下では本研究で用いた n ， E の決定方法と，この方法によって得られた n ， E について述べる．

最適な n ， E を推定するために，本研究では以下のような予備実験を実施した．

(1) 超音波診断装置により取得した正常被験者 8 例の超音波ドップラー信号に対し，信号強度を計算機のディスプレイ上に M モード画像として表示し，検査者 (超音波信号研究者) が目視により心筋の運動を抽出する．

(2) 目視追跡と同じ部位を，任意の n ， E を設定した提案手法で自動追跡する．

(3) 目視追跡と自動追跡の結果に対し以下の追跡誤差を算出する．

(4) n ， E をそれぞれ独立に変化させながら (2)，(3) の手順を繰り返し，追跡誤差が最小となる E を求める．

実験で用いた目視追跡軌跡と自動追跡軌跡との間の誤差 D は以下のとおりである．時間 t_k における，目視追跡点の位置 $\mathbf{m}_k = (m_{1,k}, m_{2,k}, m_{3,k}, \dots, m_{M,k})^T$ と自動追跡点の位置 $\mathbf{a}_k = (a_{1,k}, a_{2,k}, a_{3,k}, \dots, a_{M,k})^T$ との間の誤差 $e(\mathbf{m}_k, \mathbf{a}_k)$ を以下の式で定義する．

$$e(\mathbf{m}_k, \mathbf{a}_k) = \sqrt{\frac{(\mathbf{m}_k - \mathbf{a}_k)^T (\mathbf{m}_k - \mathbf{a}_k)}{M}}. \quad (18)$$

本実験では追跡点数 M を 10 とした． $e(\mathbf{m}_k, \mathbf{a}_k)$ を一心周期 ($0 \leq k \leq L$) で平均した値を目視追跡軌跡と自動追跡軌跡間の誤差 D とする．

$$D = \frac{\sum_{k=0}^L e(\mathbf{m}_k, \mathbf{a}_k)}{L}. \quad (19)$$

軌跡間誤差 D は，目視追跡軌跡と自動追跡軌跡との違いを示す値である．目視追跡が心筋運動に対し正確であるとする， D は自動追跡が心筋の平行移動と心筋壁全体の厚み変化を正確にとらえている場合，すなわち，追跡過程において同じ心筋層内の組織を追跡し続けている場合に小さくなる．

本研究では相関窓幅 n をパルス波長の 1/2 以下に設定し，予備実験によって追跡誤差 D を最小とする n を決定した． n を (3, 5, 7, 9, 11) に設定し，追跡誤差 D を算出した結果を表 1 に示す．表中の D は 8 例の平均値である． $n = 5$ のときに $D = 0.81$ で最小となった．以後，本論文では予備実験において得られた $n = 5$ を相関窓幅として用いる．

文献 [7], [8] では，相関窓幅 n を超音波パルス波長に対応させて決定しているが，本手法に対してこの決定手法は望ましくない．なぜなら，式 (5) において n が大きい場合， n 内で算出される相関係数 γ は信号振幅の空間的変動に対し鈍感になるためである．相関窓幅 n を超音波パルス波長に対応させた場合， $n = 24$ Point となる．図 5 に図 3 (a)，(b)，(d) に対し $n = 24$ で算出した相関係数を示す．図のように，速度算出エラーの有無にかかわらず総じて相関係数が

表 1 各相関窓幅における追跡誤差
Table 1 The window size n vs. tracking error D .

相関窓幅 n	3	5	7	9	11
追跡誤差 D	0.90	0.81	0.85	0.88	0.95

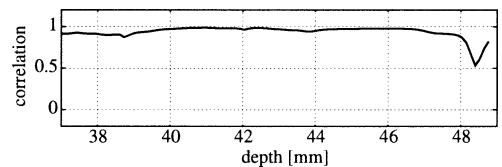


図 5 相関窓幅 $n = 24$ における相関係数
Fig. 5 Correlation function derived by window size $n = 24$ from Fig. 3.

1 に近づき、固定重み平均以上には相関加重平均の効果が期待できない。

図 6 に実験で得られた伸縮のパラメータ E と誤差 D の関係を示す。図中の実線と破線はそれぞれ、心筋の速度算出方法に位相差の相関加重平均処理 (CWP) を用いた場合と、瞬時位相差法 (SPD) を用いた場合で、実験用データ 8 例に対するそれぞれの E における平均値である。図中の黒色と白色の下向き矢印は 8 例の実験データそれぞれに対して D を最小とした E の値を示す。黒色、白色の矢印はそれぞれ CWP 及び SPD を示す。

伸縮モデルの導入により追跡誤差 D は減少する。 E が増加すると、伸縮モデルによる移動量補正が速度算出誤差の累積を抑制するため、追跡誤差が減少する。

追跡誤差はある E で下限に達し、それ以降は増加する。これは、 E の増加に伴い、伸縮モデルが追跡点間の距離変化が小さくなるように過度に補正してしまうことで、本来の心筋の運動を追跡できなくなるために発生する現象である。

また、CWP と SPD とでは、 $E-D$ の関係と D を最小とする E の分布に特徴的な差が見られる。CWP では、 E の変化に対し追跡誤差がなめらかに変化し、 D を最小とする E が集中するが、SPD では CWP の場合に比べて E の変化に対する追跡誤差の変動が激しく、 D を最小とする E が広い範囲に分布する。

このことは SPD においてはデータごとに最適な E

が大きく異なり、高い追跡精度を実現するためにはデータごとに試行錯誤的に E の値を設定する必要があることを示唆する。

SPD では瞬時位相差法により速度算出を行っているため、深さ方向の速度の分散が大きい (図 3(d))。そのため、追跡点上の速度が追跡点の位置の影響を受けやすく、 E による追跡結果の制御が困難である。一方、CWP では速度の相関加重平均処理により深さ方向の速度の分散がおさえられるので (e)、 E による追跡結果の制御が SPD に比べて容易である。

本予備実験により得られた結果から、CWP において最も小さな追跡誤差を実現した $E = 0.02$ を決定し、以下の追跡実験、評価実験において使用する。

3. 追跡実験

本手法を用いて心筋運動追跡実験を行った。実験に用いたデータは超音波診断装置 (日立メディコ社製 EUB-565A 改良型) により、臨床と同じ条件で取得した超音波パルスドップラー信号である。超音波の中心周波数 f_0 は 2 MHz で、パルス打出し間隔 ΔT は 1.27×10^{-4} s、超音波パルスは 4 波長分のパースト幅をもつ。サンプリングレート $1/T_s$ は 6.13 MHz である。

この条件での式 (11) における加重平均の範囲 N は、24 Point で、長さに変換すると 1.51 mm である。式 (6) における相関係数算出範囲 n は先の予備実験により決定された 5 とした。この条件における計測可能な最大速度は 1.51 m/s である。

実験では以下の 3 手法を用いて心筋運動追跡を行った。

(1) 速度算出に文献 [7] の手法を用い、運動追跡に式 (15) を用いる手法 (CLS: Constraint Least-Square method)。相関窓幅は文献 [7] に従い、超音波パルスのパースト幅に対応させ 24 Point とした。

(2) 速度算出に式 (4) を用い、運動追跡に式 (16) を用いる手法 (単純位相差+伸縮モデル (SPD+E: Simple Phase Difference with Elastic model))。先に述べたとおり、この手法による高精度な追跡を実現するためには、伸縮パラメータ E をデータごとに試行錯誤的に最適なものに設定する必要があるが、ここでは $E = 0.015$ に固定した。

(3) 速度算出に式 (4) と式 (11) を用い、運動追跡に式 (15) を用いる手法 (相関加重位相差 (CWP: Correlation Weighted Phase-difference))。

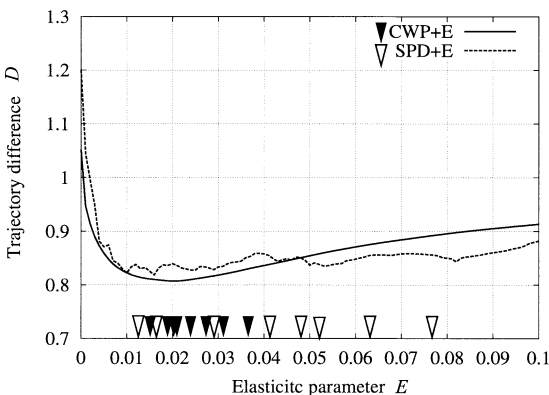


図 6 伸縮パラメータ E と追跡誤差 D の関係 (図中下向きの矢印は 8 例の実験データそれぞれに対して D を最小化する E を示す)

Fig. 6 Tracking error D vs. Elastic parameter E . (Downward arrows in figure show the E which minimizes D for each experimental data).

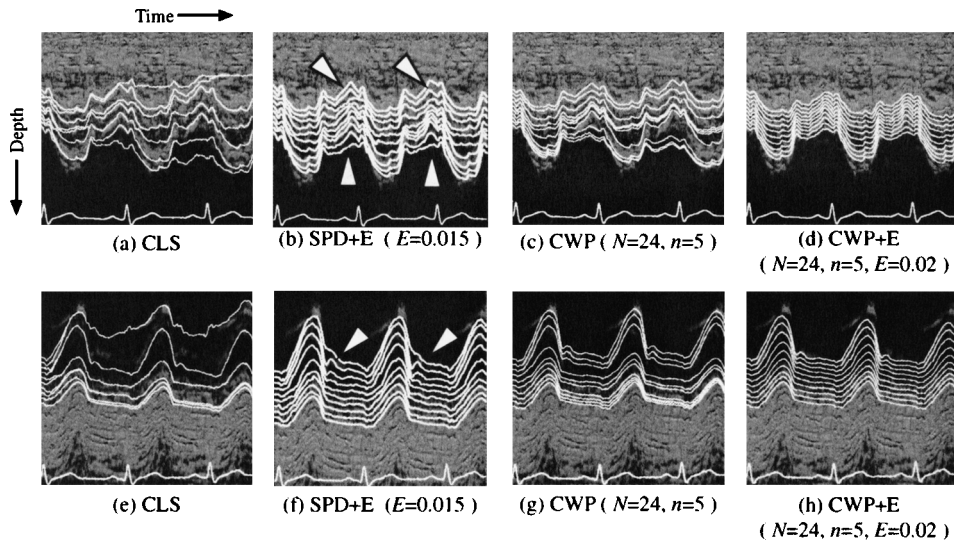


図 7 それぞれの手法による心筋運動追跡結果（正常例）：(a)～(d) は心室中隔，(e)～(h) は左室後壁である

Fig. 7 Trajectories of the myocardial motion (in normal cases) by three methods (a)-(c): Interventricular septum, (d)-(f): Left ventricular posterior wall.

(4) 速度算出に式(4)と式(11)を用い，運動追跡に式(16)を用いる手法（相関加重位相差＋伸縮モデル（CWP+E：Correlation Weighted Phase-difference with Elastic model））。

図 7 に，正常な被験者（23 歳，男性）から取得した超音波ドップラー信号に対し，心筋運動追跡処理を行った結果を示す．出力画像の背景はドップラー信号の強度 $|z(x_j, t_k)|$ を輝度に変換して表示したもので，M モード画像に相当する．M モード画像上に表示されている白色の軌跡が，追跡によって得られた軌跡である．

図中 (a)～(d)，(e)～(h) はそれぞれ，心室中隔と左室壁の運動追跡結果である．(a) と (e)，(b) と (f)，(c) と (g)，(d) と (h) はそれぞれ，CLS，SPD+E，CWP，CWP+E による追跡の結果である．

CLS の結果では，追跡開始時に心筋層内に等間隔で設定した追跡点の追跡過程での合流や，心筋からの大きな逸脱が発生し安定した追跡が行われていない．

SPD+E の結果では，制限モデルの効果により運動追跡の安定性が向上しているが，図中矢印の部位において心筋組織からの逸脱が発生しており，正確な追跡が行われていない．

CWP の結果では，CLS の結果と比較して，追跡点

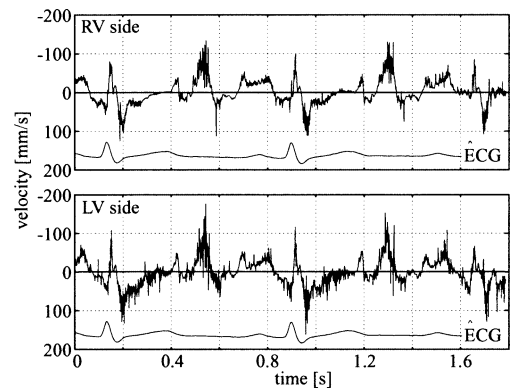


図 8 心室中隔のそれぞれ右室側，左室側表面に設定された追跡点上の瞬時速度時間変化

Fig. 8 Instantaneous velocity signal on tracking points located on right and left side of IVS.

の合流や心筋からの逸脱は減少するが，心筋層の内部において高精度な追跡が行われていない．

提案手法（CWP+E）ではこれらの問題点が解決され，心筋の運動に正確に追従し，心筋層内においても正確に心筋の運動が追跡できている．

図 8 に追跡点上の瞬時速度の時間変化の例を示す．正常な被験者の IVS の運動を CWP+E によって追跡

する．図 8 の例は，その追跡結果中の右室側内膜，左室側内膜上の追跡点における瞬時速度である．

図 9 に疾患 3 例（52 歳～68 歳，男性）から取得した超音波ドップラー信号に対して，提案手法で心筋の運動を追跡した結果を示す．これらの疾患は心筋の伸縮が正常例とは異なると予想されるが，提案手法はこれらの疾患例においても心筋の運動を正確に追跡できる．

図 10 に心筋層内の厚みの変化をグレースケール表示した結果を示す．グレースケール表示は以下のようにして行った．ある時間 t_k における心筋層内 i 番目の追跡点 $d_{i,k}$ における心筋局所厚み変動 $T(d_i, t_k)$ は

$$T(d_i, t_k) = \frac{|d_{i+1,k} - d_{i,k}| - |d_{i+1,0} - d_{i,0}|}{|d_{i+1,0} - d_{i,0}|}, \quad (20)$$

で算出される．ここで， $d_{i,k}$ は注目する追跡点と探触子との距離である． $d_{i,0}$ は追跡開始時に心筋層内に等間隔で配置された追跡点の探触子との距離である．図 10 中の白色，黒色はそれぞれ， $T(d_i, t_k)$ が 1.5 以

上，0.5 以下であることを表し，図中右のグレースケールの中央に位置する灰色が $T(d_i, t_k) = 1$ である．

図 10 (a) は正常な被験者に対する追跡結果をもとに心筋層内の厚み変化を表示したものである．この結果は厚み変化が部位ごとに異なる様子を示している．(b)，(c) はそれぞれ，肥大型心筋症，心アミロイドシスの被験者に対する結果である．心筋壁の拍動振幅が小さくなっているだけでなく，厚みの変化も減少していることが確認できる．

伸縮モデルは心筋組織の伸縮を仮定し，追跡点間の距離，すなわち局所心筋の厚み変化を制限するように追跡点の移動に補正を加えるモデルである．しかし，先に述べた予備実験により決定した最適な伸縮パラメータ E を用いれば，正常例において目視抽出された運動軌跡と同程度の正確さで心筋の運動を追跡することが可能であり，心筋本来の移動や厚み変化を過度に補正することなく速度の算出誤差の補正が可能となる．このことは提案手法が心筋層内局所の微視的な動きの評価に対しても応用できる手法であることを示す．

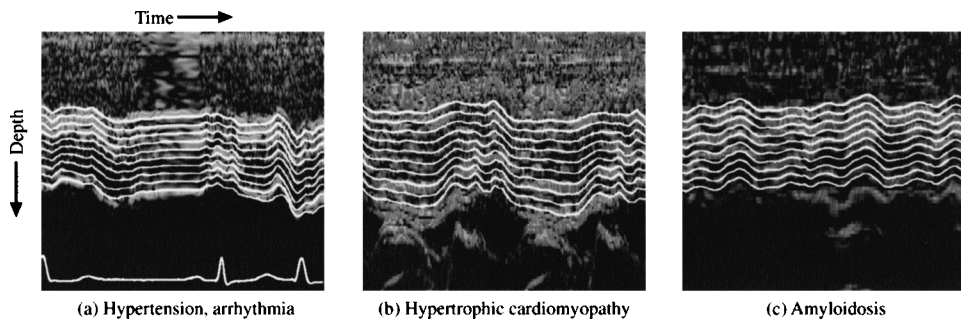


図 9 提案手法による心筋運動追跡結果（疾患例）

Fig. 9 Trajectories of the myocardial motion (in abnormal cases) by CWP+E.

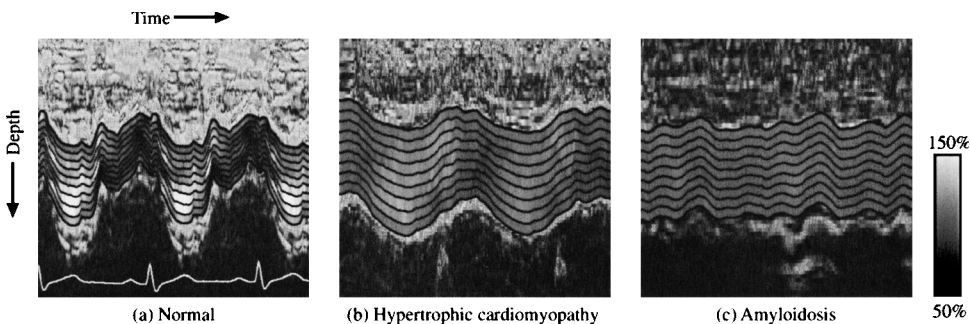


図 10 心筋層内厚み変化のグレースケール表示

Fig. 10 Gray-scaled image of myocardial thickening and thinning.

4. 評価実験

本手法による運動追跡の精度と安定性を評価するために評価実験を行った。評価実験では 2.5 の予備実験と同様に、検査者が目視により心筋運動を追跡した軌跡と自動追跡での軌跡との間で誤差 D を算出する。実験に用いたデータは追跡実験と同じ条件で取得した 38 例 (9 名) の正常な被験者のデータと、10 例 (5 名) の疾患のある被験者のデータである。被験者データの内訳は、肥大型心筋症 3 例、拡張型心筋症 3 例、高血圧・心室期外収縮 2 例、心アミロイドーシス 2 例である。実験では提案手法 (CWP+E) と瞬時位相差法に伸縮モデルを導入した手法 (SPD+E)、及び従来手法 (CLS) との比較を行う。

表 2、図 11 に全データのそれぞれの手法の追跡誤差を示す。CWP+E 及び SPD+E は従来手法より追跡誤差が低い。

得られたそれぞれの追跡誤差に対し、1 標本 t 検定 (Paired t test) を行った結果、CWP+E-CLS 間 (図中*), CWP+E-SPD+E 間 (**), SPD+E-CLS 間 (***) にそれぞれは有意水準 0.001, 0.05, 0.02 の有意差が認められた。

この評価実験の結果は、以下のことを示す。

(1) 伸縮モデルを導入した追跡手法により従来手法に比べて目視追跡により近い追跡結果が得られる。

表 2 それぞれの追跡手法の追跡誤差
Table 2 Tracking error of each tracking method.

CWP+E	SPD+E	CLS
0.86 (± 0.46)	1.02 (± 0.64)	1.42 (± 0.75)

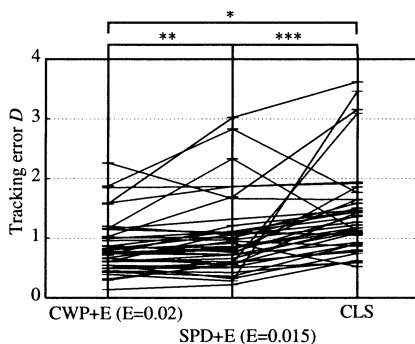


図 11 それぞれの運動追跡手法の追跡誤差 D

Fig. 11 The comparison of tracking error D between proposed method (CWP+E), conventional method (CLS) and SPD+E.

(2) E を固定した場合、CWP は SPD よりも目視追跡に近い追跡結果を与える。

5. む す び

本論文では、超音波パルスドップラー信号を対象とした新しい心筋運動追跡手法を提案し、その追跡精度について検討を行った。

本手法の特徴として、

- (1) 相関加重平均処理により、超音波のスペックルなどの影響による速度算出誤差を減少できる、
- (2) 伸縮モデルの導入により、追跡の過程における速度算出誤差の累積を軽減でき、複数の心拍にわたって正確に心筋の運動を追跡できる、
- (3) 伸縮パラメータに適当な値を与えることにより、本来の心筋壁の厚み変化を反映しつつ、移動量補正が行える、
- (4) 提案手法は従来手法よりも目視追跡に近い追跡結果が得られる。

ことがあげられる。

本論文で示した伸縮モデルによる移動量補正手法 (式 (16), (17)) は、速度を算出する手法を限定しない、どのような速度算出手法 (本手法以外の超音波ドップラー信号を用いた手法 [6] ~ [8], RF 信号を用いた手法 [4]) に対しても適用することが可能である。

今後の課題には、以下があげられる。

(1) より多数の症例データを用いて、精度と臨床的有効性の検討を行う。また、各症例ごとの特徴抽出を行う。

(2) 本手法により得られた軌跡を応用した、心筋層内の組織診断手法を検討する。

文 献

- [1] G.E. Mailloux, A. Bleau, M. Bertrand, and R. Petitclerc, "Computer analysis of heart motion from two dimensional echocardiograms," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.BME-34, no.5, May 1987.
- [2] 梅原幹雄, 鶴岡信治, 木村文隆, 若林哲史, 三宅康二, 関岡清次, "心エコー画像における局所心筋壁 2 次元運動の追跡," 信学論 (D-II), vol.J79-D-II, no.2, pp.286-294, Feb. 1996.
- [3] (社)日本電子機械工業会, 改訂医用超音波機器ハンドブック, pp.91-116, コロナ社, 1997.
- [4] S. Tsuruoka, T. Kunisada, W. Ohyama, T. Yoshikawa, and K. Sekioka, "Automatic tracking of regional myocardium from ultrasonic RF echo signals using correlation method weighted with confidence," Proc. 10th International Conference on Biomedical Engineering, pp149-150, Dec. 2000.

- [5] D.E. Hokanson, D.J. Monzersky, S.D. Sumner, and D.E. Strandness, Jr., "A phase-locked echo tracking system for recording arterial diameter changes in vivo," J. Appl. Phys., vol.32, no.5, pp.728-733, May 1972.
- [6] M. Yamazaki, Y. Mine, A. Sano, M. Hirama, and K. Miyatake, "Analysis of ventricular wall motion using color-coded tissue Doppler imaging system," Jpn. J. Appl. Phys. 1, Regul. Pap. Short Notes, vol.33, no.5B, pp.3141-3146, 1994.
- [7] H. Kanai, M. Sato, Y. Koiwa, and N. Chubachi, "Transcutaneous measurement and spectrum analysis of heart wall vibrations," IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol.43, no.5, pp.791-810, Sept. 1996.
- [8] H. Kanai, H. Hasegawa, N. Chubachi, Y. Koiwa, and M. Tanaka, "Noninvasive evaluation of local myocardial thickening and its color-coded imaging," IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol.44, no.4, July 1997.
- [9] H. Kanai, Y. Koiwa, and J. Zhang, "Real-time measurements of local myocardium motion and arterial wall thickenings," IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol.46, no.5, Sept. 1999.
- [10] W. Ohyama, T. Wakabayashi, F. Kimura, S. Tsuruoka, and K. Sekioka, "Local myocardial motion tracking based on correlation weighted phase-difference method," Proc. 10th International Conference on Biomedical Engineering, pp.151-152, Dec. 2000.
- [11] 山田博胤, "組織ドップラー法を用いた心アミロイドーシスにおける収縮期左室心筋内速度分布の評価: 高血圧性肥大心との比較," Jpn. J. Med. Ultrasonics, vol.27, p.741, April 2000.

付 録

補正量 ε_k の導出

提案手法における追跡過程の時間 t_k での移動補正量 ε_k は, 誤差評価式 (17) を最小化する ε_k として導出される. ここでは ε_k の導出手法について述べる.

表記の簡単化のため, 式 (17) において時間 t_k への目注目とし, 添字 k を省略する. すなわち, ε_k , $\varepsilon_{j,k}$, $d'_{j,k}$, $d_{j,0}$ をそれぞれ ε , ε_j , d_j , d_j^0 と表記し, 式 (17) を以下のように表記する.

$$e(\varepsilon) = \sum_{i=1}^M \varepsilon_i^2 + \frac{E}{2} \sum_{i=1}^{M-1} \{ (d'_{i+1} - d'_i) - (d_{i+1}^0 - d_i^0) \}^2. \quad (\text{A} \cdot 1)$$

ここで, $\varepsilon = (\varepsilon_1, \varepsilon_2, \dots, \varepsilon_M)^T$ はそれぞれの追跡点に

対する補正量からなるベクトル, d_i^0 は i 番目の追跡点の追跡開始時における位置である. 更に,

$$d'_i = d_i + \varepsilon_i, \quad (\text{A} \cdot 2)$$

を代入, 整理すると

$$e(\varepsilon) = \sum_{i=1}^M \varepsilon_i^2 + \frac{E}{2} \sum_{i=1}^{M-1} \{ (\varepsilon_{i+1} - \varepsilon_i) + C_j \}^2, \quad (\text{A} \cdot 3)$$

となる. ここで,

$$C_i = \{ (d_{i+1} - d_i) - (d_{i+1}^0 - d_i^0) \}, \quad (\text{A} \cdot 4)$$

である. 式 (A・3) は, 変数 ε_i ($i = 1, 2, \dots, M$) に関して二次関数である. ここで,

$$A = \begin{pmatrix} 2+E & -E & 0 & \cdots & 0 \\ -E & 2(1+E) & -E & \ddots & \vdots \\ 0 & \ddots & \ddots & \ddots & 0 \\ \vdots & \ddots & -E & 2(1+E) & -E \\ 0 & \cdots & 0 & -E & 2+E \end{pmatrix}, \quad (\text{A} \cdot 5)$$

$$b = \begin{pmatrix} C_1 \\ C_2 - C_1 \\ \vdots \\ C_{M-1} - C_{M-2} \\ -C_{M-1} \end{pmatrix}, \quad (\text{A} \cdot 6)$$

とおくと,

$$\frac{\partial e(\varepsilon)}{\partial \varepsilon} = A\varepsilon - Eb = 0, \quad (\text{A} \cdot 7)$$

より,

$$A\varepsilon = Eb \quad (\text{A} \cdot 8)$$

または,

$$\varepsilon = A^{-1}Eb \quad (\text{A} \cdot 9)$$

となる. 本手法では M 個の計測点に関して, 式 (A・9) をガウスの消去法で解き, 補正ベクトル ε を求めた.

(平成 14 年 3 月 22 日受付, 11 月 20 日再受付,
15 年 5 月 22 日最終原稿受付)



大山 航 (正員)

1998 三重大・工・情報卒。2000 同大学院博士前期課程了。同年三重大工学部助手。主として、医用画像処理、生体信号処理に関する研究に従事。電気学会、日本エム・イー学会各会員。



ノルライラ ビンティ イズマイル

2002 三重大・工・情報卒。現在、マレーシア九州松下電器(株)勤務。在学中、超音波ドップラー信号を用いた心筋運動追跡の高精度化に関する研究に従事。



若林 哲史 (正員)

1985 三重大・工・電子卒。1987 同大学院修士課程了。1991 三重大工学部助手、1998 年より同助教授。その間、1998～99 米国レンセリア工科大客員研究員。手書き文字認識、医用画像処理に関する研究に従事。工博。情報処理学会会員。



木村 文隆 (正員)

1973 名大・工・電気卒。1978 同大学院博士課程了。同年名大工学部助手。1983 三重大工学部助教授。1989～91 米国ミシガン大客員助教授。1998 より三重大工学部教授。文字・パターン認識、医用画像処理の研究に従事。工博。情報処理学会、日本エム・イー学会各会員。



鶴岡 信治 (正員)

1979 名大大学院博士前期課程了。同年三重大工学部助手。1991～92 年米国ミシガン大客員助教授。2000 三重大工学部教授。文書画像理解、医用画像処理、時系列データの統計的解析の研究などに従事。工博。情報処理学会、計測自動制御学会、日本エム・イー学会、人工知能学会、映像情報メディア学会各会員。



関岡 清次 (正員)

1975 三重大医学部卒。1987 同大助手、1990 同講師。その間、1988～89 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。2000 三重県度会郡南勢町立病院院長。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。医博。循環器学会、内科学会、日本エム・イー学会、日本超音波医学会、IEEE 各会員。