

高解像度超音波画像を用いた  
左心室心筋の運動追跡に関する研究

平成 18 年 度

三重大学大学院工学研究科  
博士前期課程 情報工学専攻

倉 本 勇 真

修 士 論 文

# 高解像度超音波画像を用いた 左心室心筋の運動追跡に関する研究



平成 18 年度修了  
三重大学大学院工学研究科  
博士前期課程 情報工学専攻

倉本 勇真

# 概論

今日、心臓病が日本人の死因に占める割合は、ガンに次いで高く、年間約 16 万人である。また、脳卒中を含めた循環器系疾患による死亡は、全体の約 3 割を占める。これらの疾患は早期発見・早期治療することが重要である。心臓は絶えず拍動を続ける臓器であるため、診断を行うには高い時間分解能を持つ観測装置が必要である。心筋症の初期段階においては、まず心筋の内部に異状が発生し、病状の進行とともにそれが心筋全体に拡大していく。心臓の運動には、心筋全体の拍動運動と心筋層内での変位を伴う運動の 2 種類がある。そのため、これら 2 つの運動を分離して推定する必要がある。心筋全体の動きを対象にした評価だけでなく、心筋局所の機能評価が必要である。超音波診断装置は高い時間分解能での診断が可能で、動きの速い心臓の診断に広く用いられている。超音波診断装置を用いた心臓の機能診断では、ディスプレイに表示された超音波画像から、医師が経験と主観に基づいて心筋の運動を抽出する必要がある。医師の経験と知識に基づく主観的な診断は、医師に多大な負担を強いるため、客観的かつ定量的な診断を支援する情報が必要とされている。

本研究の目的は、高い空間分解能の超音波画像を用いて、左心室心筋を自動的に運動追跡することである。

超音波 B モード画像を用いた局所心筋運動追跡には、追跡の空間分解能が画像の空間分解能に制限される、追跡の精度が画質に大きく影響される問題があった。それらの問題を解決するために、高いサンプリングレートで計測された超音波 RF 信号を用いて心筋層内局所の運動を高い空間分解能で行う手法が提案された。しかし、この手法は、現実には 3 次元である心筋運動の超音波ビーム方向に沿った成分のみを追跡するため、心筋の厚み方向の変位推定しか行えず、超音波ビームを横切る方向の心筋組織の運動が追跡誤りの原因となる問題がある。

本研究では、2 次元で取得した超音波信号に文献 [1] で提案された複数 ROI 結合相関法を改良して適用し、高い空間分解能での心筋運動追跡を行った。具体的には、複数 ROI 結合相関法において、心筋が一様な弾性体であるとの仮定のもと定義された目的関数を、心筋の部位ごとに弾性特性が異なる場合にも適用可能となるように改良した。また、部位ご

との弾性パラメータは予備実験により決定した。

実験の結果、(1) 提案手法は、従来手法に比べ安定して、局所心筋の運動追跡が実現できる、(2) 目視追跡との比較をした場合、提案手法による追跡が最も目視追跡に近いことが分かった。

本論文では、第 1 章において研究の背景と目的、第 2 章において本研究の関連技術、第 3 章において提案手法、第 4 章において追跡実験と追跡精度評価、第 5 章にまとめをそれぞれ述べる。

# 目次

|                        |    |
|------------------------|----|
| 概論                     | i  |
| 第 1 章 序論               | 1  |
| 1.1 本研究の背景             | 1  |
| 1.2 現状の問題点と研究目的        | 2  |
| 第 2 章 本研究の関連技術         | 3  |
| 2.1 超音波診断法             | 3  |
| 2.1.1 超音波の性質           | 3  |
| 2.1.2 超音波 RF 信号        | 4  |
| 2.1.3 超音波診断法の種類        | 4  |
| 2.1.4 超音波エコーの表示法       | 5  |
| 2.1.5 パルス反射法の原理        | 5  |
| 2.1.6 A モード法           | 6  |
| 2.1.7 B モード法           | 6  |
| 2.1.8 M モード法           | 6  |
| 2.2 高解像度超音波信号          | 7  |
| 2.3 本研究に関連する先行研究       | 9  |
| 2.3.1 心筋運動追跡とは         | 10 |
| 2.3.2 相関法              | 10 |
| 2.3.3 複数 ROI 結合相関法 [1] | 12 |
| 第 3 章 提案手法             | 15 |
| 3.1 超音波画像生成            | 16 |
| 3.2 改良型複数 ROI 結合相関法    | 16 |
| 3.3 弾性パラメータ $e_i$ の決定  | 17 |
| 3.4 階層的運動追跡            | 18 |

---

|              |                      |           |
|--------------|----------------------|-----------|
| <b>第 4 章</b> | <b>実験</b>            | <b>19</b> |
| 4.1          | 使用データ・実験条件 . . . . . | 19        |
| 4.2          | 結果 . . . . .         | 19        |
| 4.3          | 追跡精度評価 . . . . .     | 23        |
| 4.3.1        | 追跡精度評価方法 . . . . .   | 23        |
| 4.3.2        | 追跡精度評価実験 . . . . .   | 23        |
| 4.4          | 考察 . . . . .         | 24        |
| <b>第 5 章</b> | <b>結語</b>            | <b>26</b> |
| 5.1          | まとめ . . . . .        | 26        |
| 5.2          | 今後の課題 . . . . .      | 26        |
|              | <b>謝辞</b>            | <b>28</b> |

# 第 1 章

## 序論

### 1.1 本研究の背景

今日、心臓病が日本人の死因に占める割合は、ガンに次いで高く、年間約 16 万人である。これは全体の約 16 %に相当し、脳血管疾患を含めた循環器系疾患による死亡の割合は全体の約 3 割を占める。これら循環器系疾患の診断には医療画像診断が用いられる。画像診断による心筋機能評価には、超音波診断装置や MRI（核磁気共鳴画像法診断装置）、X 線 CT、シンチグラフィなどが用いられる。心臓は常に拍動しており、その動きの複雑さゆえに他の臓器に比べ画像化が困難である。運動機能进行评估するためには、動画像を生成できる必要がある。また、心筋は心筋拍動運動に心筋層内の変位を伴い運動しているため、心筋層内の変位を評価するには高い空間分解能を備えた診断装置が必要である。

超音波診断装置は、生体に対して安全で、リアルタイムに生体内内部情報を画像化が行える利点がある。また、超音波診断装置は空間分解能が高く、循環器系の診断において有用な画像診断装置のひとつである。その一方で超音波診断画像には、超音波が生体内を伝播するときに生じる音波の多重反射や散乱によるスペックルやノイズの影響により画質が低いという問題がある。この画像を用いた医師の主観に基づく心筋組織性状の評価は困難である。

客観的な組織診断指標が確立されれば、この問題は軽減される。これらの客観的指標として、弾性イメージングに代表される次世代画像化技術の診断応用が試みられている。次世代画像化技術の多くは、生体軟組織内部の変位分布をもとに変形（ひずみ）や超音波後方散乱信号（Integrated Backscatter : IBS）[2] 等の組織性状パラメータを取得している。IBS は客観的に心筋組織の性状を診断できる可能性のある指標として臨床での応用が試みられている。これらの指標の計測を行うには、一定の時間にわたり心筋運動を追跡する必要がある。臨床においては、医師が目視によって計測しているのが現状であり、この計測が自動化されれば医師への負担も軽減される。高精度かつ高い空間分解能を備えた運動追

跡の実現は、その結果自身が診断上有用な情報となるだけでなく、これらの次世代画像化技術の実現に不可欠な要素である。

## 1.2 現状の問題点と研究目的

超音波画像を用いた心筋機能の診断は、以下の理由から検査者に大きい負担がかかる。

- 超音波画像は画質が低い（スペックルやノイズが多い）
- 診断手順が煩雑
- 目視による主観的画像診断には専門知識と経験が必要

ここでいう心筋機能とは、心筋の動き、心筋の硬さ、心筋の厚さ変化などである。心筋機能の定量評価を行うには、運動追跡が必要だが、それも医師の目視計測による診断に頼らざるをえない。しかし、Bモード画像は解像度が低く、十分な空間分解能が得られないため、心筋内部までは評価することができない。

本研究の目的は、高空間分解能超音波を用いて左心室心筋を自動的に運動追跡することである。本研究では、後述する文献 [1] で提案された複数 ROI 結合相関法を改良した運動追跡手法を提案する。提案する手法を、臨床で用いられる超音波診断装置を用いて取得した超音波信号に適用し追跡精度を評価する。

## 第 2 章

# 本研究の関連技術

超音波診断装置は、超音波ビームをパルスとして体表から人体内部に向けて発射したときの体内からの反射波（エコー）を利用して体内の情報を得る装置である。超音波による診断は非観血であり、しかも X 線、 $\gamma$  線に比べ副作用が少ないため、効果的な無侵襲診断装置の一つとされている。

現在、超音波診断装置には主としてパルス反射法により生体軟部組織の形態的診断を行う超音波診断法と、赤血球からのドプラ（Doppler）効果を利用して血流速度を測定することにより生体の機能を評価、測定する超音波ドプラ法とがある。

## 2.1 超音波診断法

### 2.1.1 超音波の性質

超音波とは、周波数が 20kHz 以上の人間の耳には聞こえない高い周波数の音波のことを指す。人間の可聴域と本質的な差はないが、耳には聞こえないためその応用面では全く異なる。すなわち触媒は空気に限らず、水中や金属などあらゆる気体、液体、固体において多くの応用が考案されている。超音波は指向性が強く、直進する性質を有しているが、音響インピーダンスの差を生ずる物質の境界面で反射する性質があり、超音波診断装置ではこの特徴を利用する。

音響インピーダンス  $Z$  は、組織の密度  $\rho$  と伝播速度  $c$  との積により求めることができる。

$$Z = \rho c \quad (2.1)$$

また境界面での反射率  $R$  は、

$$R = \frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)^2} \quad (2.2)$$

| 組織   | 伝播速度<br>[m/sec] | 音響インピーダンス<br>[ $10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{sec}$ ] | 減衰<br>[dB/cm <sup>-1</sup> ] |
|------|-----------------|---|------------------------------|
| 水    | 1483            | 1.48  | 0.0022                       |
| 空気   | 343             | 0.000415  | 12                           |
| 血液   | 1570            | 1.61  | 0.18                         |
| 生体軟部 | 1570            | 1.63  | 0.81                         |
| 筋肉   | 1585            | 1.70  | 1.3~3.3                      |
| 骨    | 4080            | 7.80  | 13                           |

表 2.1: 体内組織の音響特性

で示される．このことは音響インピーダンスの差が大きいほど反射率は大きくなることを意味している．したがって，心疾患の診断には骨や肺などの音響インピーダンスの大きく異なる部分は避けて超音波を投入する必要がある．生体内の各種組織の音響特性を表 2.1 に示す．

この他にも超音波には，

1. 気体中では減衰（伝播損失）が大きい，液体や固体中ではよく伝播する．
2. 液体と気体中では縦波（粗密波）だけが伝わるが，固体中では縦波だけでなく，横波（ズリ波），表面波も伝わる．
3. 小さい振動変位で高い音圧と強力なパワー密度をもつ．

などの特性がある．

## 2.1.2 超音波 RF 信号

本研究の超音波信号の計測には，超音波 RF 信号計測システムを用いる．超音波 RF（radio frequency）信号とは超音波探触子の出力である高周波を含む超音波の信号である．

## 2.1.3 超音波診断法の種類

超音波診断法を原理の上から大別すると，断層法とドプラ方に分けることができる．超音波診断法の種類と主な用途を図 2.1 に示す．

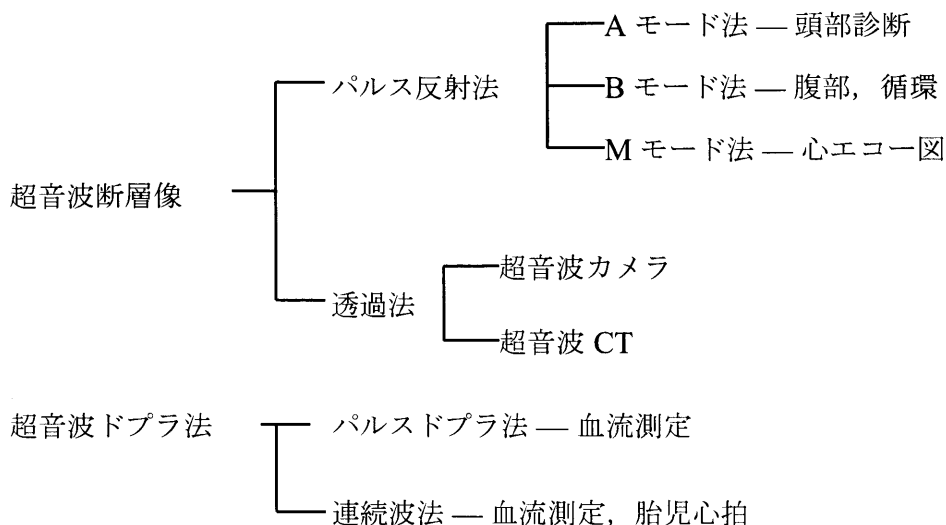


図 2.1: 超音波診断法の種類

### 2.1.4 超音波エコーの表示法

本研究では，超音波診断法のパルス反射法により解析を行っている．パルス反射法は，超音波をパルス波として一定の周期で送信と受信を繰り返し行う方法である．超音波振動子により生体内に放射された超音波パルスは，生体組織間の音響インピーダンスの差があるところで一部反射され，ほかは透過していく．反射された超音波パルスは，同じ超音波振動子で受波され電気信号に変換される．

### 2.1.5 パルス反射法の原理

超音波にはパルス波と連続波があり，医用超音波診断にはパルス波が用いられている．パルス反射法の原理を図 2.2 に示す．パルス反射法は，送信した探触子で送信した信号の反射波（エコー）を受信し，反射特性の違いにより断層像を作成する．生体内の音速は，組織の種類によって多少異なるが，超音波診断装置では音速を一定値  $1530[\text{m/s}]$  として画像を表示している．これは生体内の音速が  $1530[\text{m/s}]$  付近に集中しているためである．

生体中の音速を  $c_0$  一定と仮定し，深さ  $d$  までの計測を行うとする．このときのパルス繰り返し周波数（PRF） $P[\text{Hz}]$  は  $P = c_0/d$  となる．

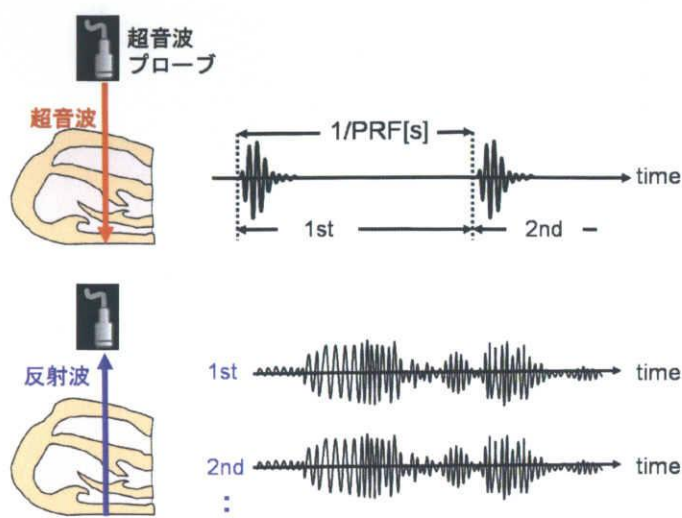


図 2.2: パルス反射法

### 2.1.6 A モード法

超音波ビームの位置を一つに固定し、その場所におけるエコーの強さ、すなわち振幅 (Amplitude) を縦軸に、距離を横軸に表示する方法をいう。プローブから発射された1回の送信パルスが、時間差のある多数のエコーとなって受信される。この方法では、プローブからの距離と方向のみを知る事ができ、反射体の形態を知る事はできない。

### 2.1.7 B モード法

A モード法同様、様々な深さからのエコーを得る。反射エコーの強さを輝度 (Brightness) に変調し、画面に表示する方法である。この際、エコーを得られた部分のみに輝点が表示される。送受信した後、送信の方向を少しずらし、再度送受信を繰り返す。このとき、表示方向も同様にずらして表示する。これを繰り返す事によって、B モード法を2次元的に拡張したものが、断層像である。

### 2.1.8 M モード法

M は motion の略で、深度を縦軸に、時間を横軸にとる手法である。超音波ビームの位置を1方向に固定し、A モード法同様、様々な深さからのエコーを得る。そして、B モードと同様に得られた輝度値を得る。この際、経時的に輝点の表示する位置をずらすか、表示された輝点の位置をずらして新しい輝点を表示する。M モードは断層法よりも

早くに実用化され、現在でも動く臓器である心臓の診断においては重要な位置を占めている。

## 2.2 高解像度超音波信号

超音波信号の計測には超音波診断装置（日立メディコ社製 EUB6500）を使用する。

データ取得模式図を図 2.3 に示す。データ取得には、被験者の胸壁上に探触子を置き、中心周波数  $f_0$  の超音波パルスを、パルス打ち出し間隔  $\Delta T$  で体内へ発射する。体内心筋部位などからの反射波は送信と同じ探触子で受信する。探触子で取得された電気信号は、診断装置内でサンプリング間隔  $T_s$  で A/D 変換し、計算機に取り込まれる。計算機内では、信号取得遅延による位相のずれの補正を行う整相処理を行う。そして、整相処理された超音波 RF 信号は正弦信号と余弦信号に直交検波される。直交検波された超音波 RF 信号  $Z_t$  は各フレームにおいて、図 2.4 に示すように深さ方向とスキャンライン方向の 2 次元で計測される。計算機メモリ上の超音波 RF 信号は、次式のように定義される。

$$\begin{aligned} z_{k,s,l} &= z_s(t_k, \phi_s, r_l) + iz_c(t_k, \phi_s, r_l) \\ t_k &= k\Delta t \\ \phi_s &= s\phi_0 \\ r_l &= lc_0T_s \end{aligned} \quad (2.3)$$

ここで、 $t_k$  は第  $k$  番目のフレーム時刻、 $\phi_0$  はスキャンライン間隔、 $r_l$  はスキャンライン上の第  $l$  番目の計測点の深さ（深触子からの距離）、 $c_0$  は生体内の音速（1530[m/s]）である。

超音波 RF 信号反射波の瞬時振幅  $m_{k,s,l}$  は、

$$m_{k,s,l} = \sqrt{z_s^2(t_k, \phi_s, r_l) + z_c^2(t_k, \phi_s, r_l)} \quad (2.4)$$

で表される。

1 フレームの超音波 RF 信号は図 2.4 に示すように  $r - \phi$  からなる極座標表現された平面に存在する。超音波ビームは、探触子から打ち出し方向  $\phi_s$  を変化させながら放射状に射出される。そのため、隣接するスキャンライン間の距離は、探触子からの距離が小さい部分と大きい部分とで異なる。探触子との距離が  $r_l$  の位置に存在する計測点において、スキャン方向に隣接する計測間の距離は

$$d(z_{k,s,l}, z_{k,s+1,l}) = \sqrt{(r_l \sin \phi_s - r_l \sin \phi_{s+1})^2 + (r_l \cos \phi_s - r_l \cos \phi_{s+1})^2} \quad (2.5)$$

$$= r_l \sqrt{2(1 + \sin \phi_s \sin \phi_{s+1} + \cos \phi_s \cos \phi_{s+1})} \quad (2.6)$$

で表される。スキャンライン間の距離は、探触子との距離  $r_l$  に比例して大きくなる。

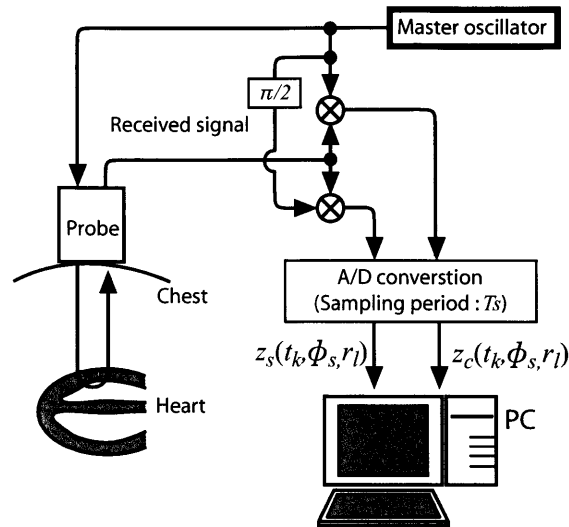


図 2.3: 超音波信号取得模式図

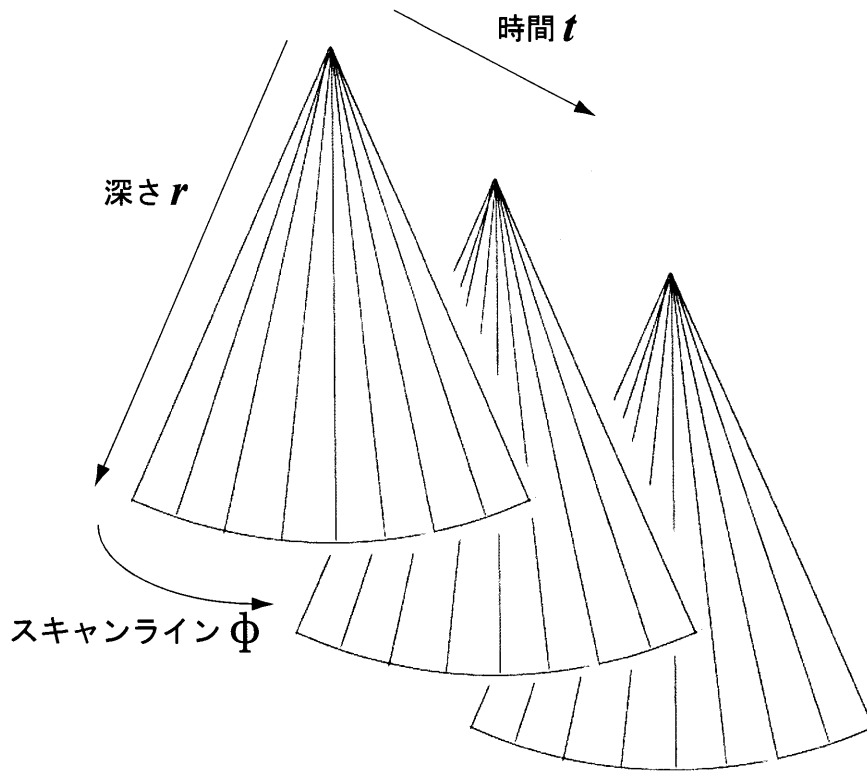


図 2.4: 取得した超音波信号概要

本研究で提案する運動追跡手法は、その入力として  $x-y$  かならなる直行座標系で等間隔にサンプリングされた信号強度分布を必要とする。そのため、極座標表現された超音波信号を補間、再サンプリングして超音波信号を  $x-y$  直交座標系で表現する必要がある。

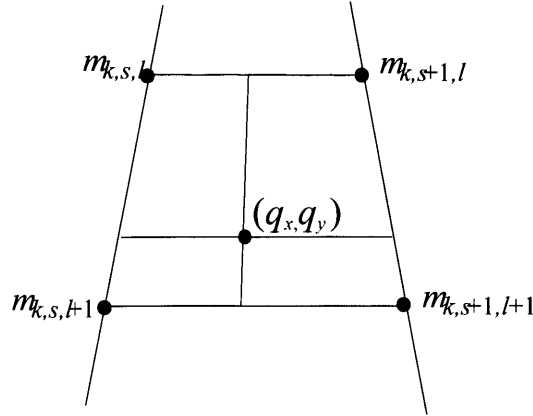


図 2.5: 補間

直交座標上の座標を  $\mathbf{q} = (q_x, q_y)$ , その座標における信号強度を  $f(\mathbf{q}, k) = f(q_x, q_y, k)$  とする. 座標変換は以下の式で行われる.

$$\begin{aligned} q_x &= r_l \sin \phi_s, \\ q_y &= r_l \cos \phi_s \end{aligned} \quad (2.7)$$

$(q_x, q_y)$  における超音波信号強度は, 隣接する 4 つのサンプル点の信号強度を用い線形補間により求める (図 2.5).

$x - y$  直行座標上で第  $k$  フレームの超音波信号  $\mathbf{F}_k$  は以下のように定義される.

$$\begin{aligned} \mathbf{F}_k &= (f(\mathbf{q}, k) | \mathbf{q} \in R_{\text{ALL}}), \\ R_{\text{ALL}} &= ([1, W], [1, H]) \end{aligned} \quad (2.8)$$

ここで  $R_{\text{ALL}}$  は  $x - y$  直交座標系でのすべての座標,  $W, H$  はそれぞれ縦, 横の大きさをあらわす.

## 2.3 本研究に関連する先行研究

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. それらの一つとして, 超音波心断層象 (B モード画像) を用いて局所心筋壁を運動追跡する手法 [3] が提案された. しかし, この手法には,

1. 追跡の解像度が画像の解像度に制限される
2. 追跡の精度が画質に大きく影響される

等の問題があった. 画像の解像度が低いと, それだけ空間分解能が低くなり運動追跡精度に限界がある. また, 画像に含まれるスペックルやノイズの影響により追跡精度が悪くなる.

これらの問題を解決するために、高いサンプリングレートで計測された超音波 RF 信号を用いて心筋層内局所の運動を高い空間分解能で行う手法 [4] が提案された。しかし、この手法は、現実には 3 次元である心筋運動の、超音波ビーム方向に沿った成分のみを追跡するため、心筋の厚み方向の変位推定しか行えず、超音波ビームを横切る方向の心筋組織の運動が追跡誤りの原因となる問題がある。

一方で、超音波パルスドプラを用いて心筋の速度を算出し、運動追跡に応用する手法 [5] についても研究がなされている。代表的な手法は、組織ドプラ法で、心筋組織内の速度こう配評価と速度情報をもとに局所を運動追跡を行う手法である。しかし、算出される速度の信頼性が低く、安定性に乏しい。その原因としては、反射波に含まれるスペckルノイズの影響によって、反射波の位相差によって算出する速度に誤差が生じることがあげられる。

### 2.3.1 心筋運動追跡とは

まず、心筋の心内膜等運動追跡を行う部位に追跡マーカを設定する。追跡マーカは、心内膜を自動で抽出し自動で設定するか、画像を目視で確認し手動で設定する。追跡マーカを相関法やオプティカルフロー推定を用いて運動追跡を行う。

目視運動追跡した結果（図 2.6）を例に心筋の動きについて説明する。赤い点が追跡開始点、黄色い点が追跡終了点、黄色い線が運動追跡の軌跡をあらわす。心筋は 1 心拍で周期的に拡張・収縮運動をするため、1 心拍分の運動追跡結果で評価する。また、拡張・収縮の動きが確認できるように、拡張末期を追跡開始フレームとしている。拡張末期が追跡開始フレームなので、運動追跡の軌跡は収縮運動の後、拡張運動をしている必要がある。目視運動追跡結果では、望まれる追跡結果が得られている。

### 2.3.2 相関法

相関法は 2 つの画像間の対応点を求める一手法である。それぞれの画像中の対応候補点の周囲に関心領域 (ROI) を設定し、ROI 間で定義されるマッチング評価関数（相互相関、残差など）の値を算出する。一方の画像中の ROI を任意の範囲内で探索し、評価関数の値を最大化、あるいは最小化する対応 ROI を求める。

超音波画像の任意のフレームとその次のフレームをそれぞれ  $F_k$ ,  $F_{k+1}$  とする。

超音波画像中に画素  $q$  を中心とする ROI を以下のように設定する。

$$R(q) = \left( \left[ q_x - \frac{w_R}{2}, q_x + \frac{w_R}{2} \right], \left[ q_y - \frac{h_R}{2}, q_y + \frac{h_R}{2} \right] \right) \quad (2.9)$$

ここで、 $w_R, h_R$  はそれぞれ ROI の横サイズ、縦サイズである。それぞれのフレームにお

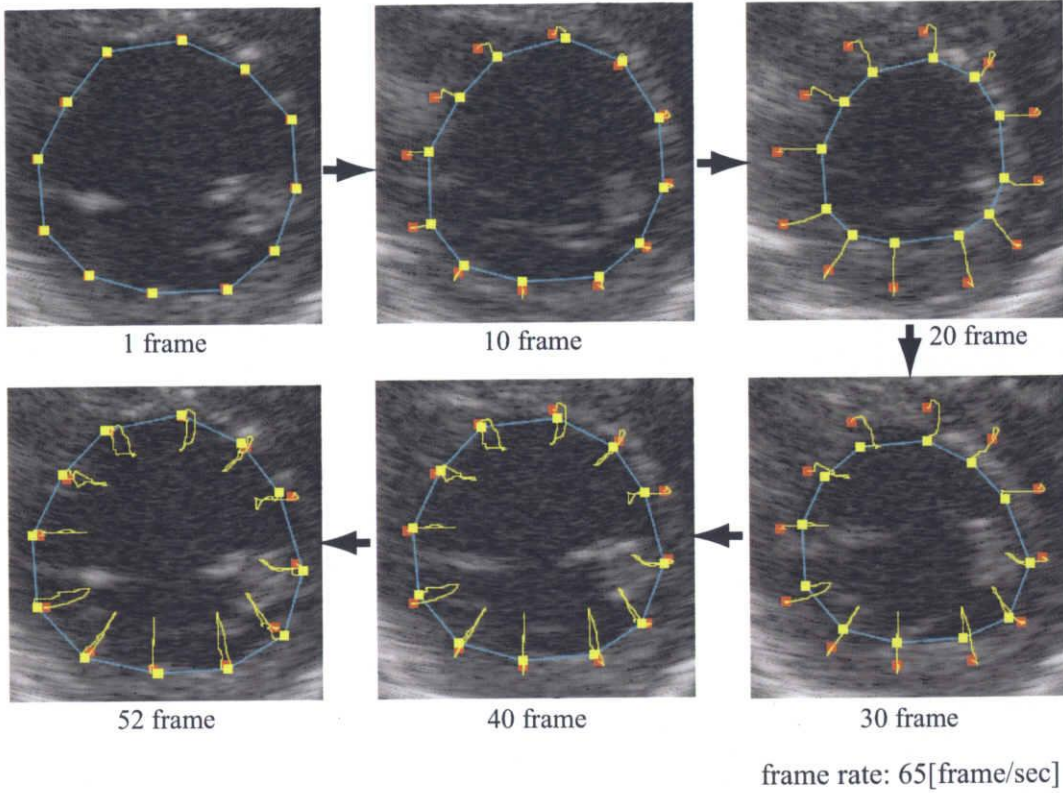


図 2.6: 目視運動追跡結果

いて ROI に含まれる全画素の画素値を要素とするベクトルを,

$$\begin{aligned} f_k(q) &= (f_k(p) | p \in R(q)), \\ f_{k+1}(q) &= (f_{k+1}(p) | p \in R(q)), \end{aligned} \quad (2.10)$$

とする。ベクトルの要素数, すなわち ROI に含まれる画素数は  $n = w_R \times h_R$  で与えられる。

第  $k$  フレームにおいて, 追跡対象として画素  $q_k$  が与えられたとき,  $q_k$  に対応する第  $k+1$  フレームの画素  $q_{k+1}^*$ , すなわち  $q_k$  の移動先は, それぞれの ROI 間で定義されるマッチング評価関数  $\gamma(q_k, q_{k+1})$  を最大化する  $q_{k+1}$  である。

$$q_{k+1}^* = \arg \max_{q \in R_{ALL}} r(q_k, q_{k+1}). \quad (2.11)$$

実際には, 処理の高速化, 安定化のために  $q_{k+1}$  の探索範囲は  $q_k$  の周辺に限定される。任意の画素  $q$  を中心とした探索領域  $R_s(q)$  を,

$$R_s(q) = \left( \left[ q_x - \frac{w_s}{2}, q_x + \frac{w_s}{2} \right], \left[ q_y - \frac{h_s}{2}, q_y + \frac{h_s}{2} \right] \right), \quad (2.12)$$

と定義するここで,  $w_s, h_s$  はそれぞれ探索領域の横サイズ, 縦サイズである。探索領域の

導入により式 (2.11) は,

$$\mathbf{q}_{k+1}^* = \arg \max_{\mathbf{q} \in R_s(\mathbf{q}_k)} r(\mathbf{q}_k, \mathbf{q}_{k+1}). \quad (2.13)$$

となる.

マッチング評価関数  $\gamma(\mathbf{q}_k, \mathbf{q}_{k+1})$  には, 相関係数と残差が多く用いられる.

$\mathbf{f}_k(\mathbf{q}), \mathbf{f}_{k+1}(\mathbf{p})$  間の相関係数  $\psi(\mathbf{f}_k(\mathbf{q}), \mathbf{f}_{k+1}(\mathbf{p}))$  を次式で定義する.

$$\psi(\mathbf{f}_k(\mathbf{q}), \mathbf{f}_{k+1}(\mathbf{p})) = \frac{(\mathbf{f}_k(\mathbf{q}) - \overline{\mathbf{f}_k(\mathbf{q})})(\mathbf{f}_{k+1}(\mathbf{p}) - \overline{\mathbf{f}_{k+1}(\mathbf{p})})^T}{\|\mathbf{f}_k(\mathbf{q}) - \overline{\mathbf{f}_k(\mathbf{q})}\| \|\mathbf{f}_{k+1}(\mathbf{p}) - \overline{\mathbf{f}_{k+1}(\mathbf{p})}\|} \quad (2.14)$$

ここで,  $T$  はベクトルの転置を表す.  $\overline{\mathbf{f}_k(\mathbf{q})}$ ,  $\|\mathbf{f}_k(\mathbf{q})\|$  はそれぞれ, ベクトル  $\mathbf{f}_k(\mathbf{q})$  の全要素の平均を要素とするベクトル, ベクトル  $\mathbf{f}_k(\mathbf{q})$  のユークリッドノルムであり, それぞれ次のように定義される.

$$\overline{\mathbf{f}_k(\mathbf{q})} = (\underbrace{\overline{f_k}, \overline{f_k}, \dots, \overline{f_k}}_n), \quad (2.15)$$

$$\overline{f_k} = \frac{1}{n} \sum_{i \in R(\mathbf{q})} f_k(i), \quad (2.16)$$

$$\|\mathbf{f}\| = \sqrt{\sum_{i \in R(\mathbf{q})} f_k(i)^2}. \quad (2.17)$$

幾何学的には,  $\phi(\mathbf{f}_k(\mathbf{q}), \mathbf{f}_{k+1}(\mathbf{p}))$  は  $n$  次元空間においてベクトル  $(\mathbf{f}_k(\mathbf{q}) - \overline{\mathbf{f}_k(\mathbf{q})})$  とベクトル  $(\mathbf{f}_{k+1}(\mathbf{p}) - \overline{\mathbf{f}_{k+1}(\mathbf{p})})$  のなす角の余弦を表す.

$\mathbf{f}_k(\mathbf{q}), \mathbf{f}_{k+1}(\mathbf{p})$  間の残差  $d^2(\mathbf{f}_k(\mathbf{q}), \mathbf{f}_{k+1}(\mathbf{p}))$  を次式で定義する.

$$d^2(\mathbf{f}_k(\mathbf{q}), \mathbf{f}_{k+1}(\mathbf{p})) = \|\mathbf{f}_k(\mathbf{q}) - \mathbf{f}_{k+1}(\mathbf{p})\|^2. \quad (2.18)$$

幾何学的には  $d^2(\mathbf{f}_k(\mathbf{q}), \mathbf{f}_{k+1}(\mathbf{p}))$  は  $n$  次元空間内でベクトル  $\mathbf{f}_k(\mathbf{q}), \mathbf{f}_{k+1}(\mathbf{p})$  が示す座標間のユークリッド距離の2乗を表す.

### 2.3.3 複数 ROI 結合相関法 [1]

医師が正しく心筋の運動を追跡できる原因は, 医師が局所領域内のテクスチャのみでなく, そのまわりの大局的な動き, 心臓の構造, 運動の連続性など, 他の知識および情報を追跡に利用しているためであると考えられる.

ROI が小さいと偶然に一致するパターンの存在確率が高くなるため, 誤った対応点を求める可能性も高くなる. ROI を大きくするとこの問題が発生する可能性は低下するが, 空間分解能が低下する. 心臓には変形運動が起こるため局所心筋の運動を解析する上で

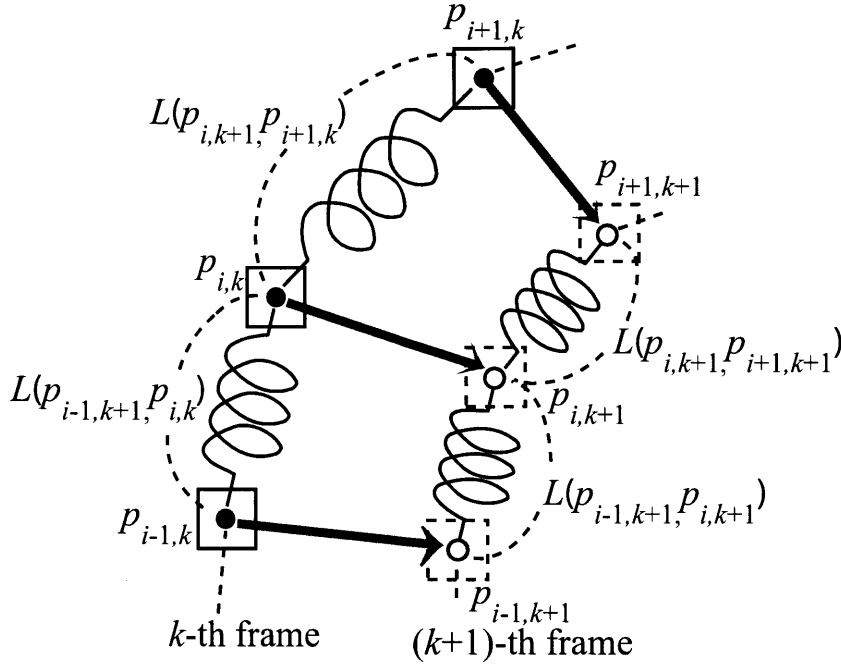


図 2.7: 複数 ROI 結合相関法における目的関数のモデル

は、空間分解能の低下は望ましくなく、変形を許容しつつ安定した追跡を行うことが望まれる。

本節では、複数の ROI を用い、それらのマッチング評価関数値だけでなく位置関係も考慮に入れた目的関数を設定し、目的関数を最適にする候補点を選択することで追跡を行う手法を説明する。

心筋は能動的に運動する弾性体である。そのため心筋運動を追跡する上で近隣の追跡点どうしが心筋の伸縮限界を越えて接近、かい離することは追跡の失敗を意味する。本研究では心筋の弾性体としての性質を追跡手法に反映させるため、隣り合う追跡点を連結したモデルを導入する（図 2.7）。

図 2.7 において、各連結要素は任意の弾性を持ち、その弾性のエネルギーと相関法のマッチング評価関数の和を目的関数として定義する。超音波心断層像の第  $k$  フレームにおける追跡点の集合  $\mathbf{P}_k = \{\mathbf{p}_{1,k}, \mathbf{p}_{2,k}, \mathbf{p}_{3,k}, \dots, \mathbf{p}_{m,k}\}$  が与えられたとき、第  $k+1$  フレームにおいて  $\mathbf{P}_k$  に対応する追跡点集合  $\mathbf{P}_{k+1} = \{\mathbf{p}_{1,k+1}, \mathbf{p}_{2,k+1}, \mathbf{p}_{3,k+1}, \dots, \mathbf{p}_{m,k+1}\}$  を決定するための目的関数は次式で表される。

$$h(\mathbf{P}_k, \mathbf{P}_{k+1}) = \sum_{i=1}^{m-1} \left\{ \gamma(\mathbf{p}_{i,k}, \mathbf{p}_{i,k+1}) + \gamma(\mathbf{p}_{i+1,k}, \mathbf{p}_{i+1,k+1}) - \frac{1}{2} e(L(\mathbf{p}_{i,k}, \mathbf{p}_{i+1,k}) - L(\mathbf{p}_{i,k+1}, \mathbf{p}_{i+1,k}))^2 \right\}. \quad (2.19)$$

ここで,  $\mathbf{p}_{i,k} = (x_{i,k}, y_{i,k})$  は第  $k$  フレームにおける第  $i$  番目の追跡点の超音波画像上の位置を表すベクトルであり,  $L(\mathbf{p}_{i,k}, \mathbf{p}_{i+1,k})$  は  $\mathbf{p}_{i,k}$  と  $\mathbf{p}_{i+1,k}$  の距離,

$$L(\mathbf{p}_{i,k}, \mathbf{p}_{i+1,k}) = \|\mathbf{p}_{i,k} - \mathbf{p}_{i+1,k}\| \quad (2.20)$$

である. また,  $\gamma(\mathbf{p}_{i,k}, \mathbf{p}_{i,k+1})$ ,  $m$ ,  $e$  はそれぞれ,  $\mathbf{p}_{i,k}$  の周囲に設定された ROI におけるマッチング評価関数の値, 追跡点数, 後述する弾性のパラメータである.

マッチング評価関数に残差を用いる場合, 式 (2.18) の符号を反転し ROI の大きさを正規化するため,  $\gamma(\mathbf{p}_{i,k}, \mathbf{p}_{i,k+1})$  を次のように定義する.

$$\begin{aligned} \gamma(\mathbf{p}_{i,k}, \mathbf{p}_{i,k+1}) &= -\frac{1}{n} d^2(\mathbf{f}_k(\mathbf{p}_{i,k}), \mathbf{f}_{k+1}(\mathbf{p}_{i,k+1})) \\ &= -\frac{1}{n} \|\mathbf{f}_k(\mathbf{p}_{i,k}) - \mathbf{f}_{k+1}(\mathbf{p}_{i,k+1})\|^2. \end{aligned} \quad (2.21)$$

ここで,  $n$  は ROI 内の画素数である.

第  $k+1$  フレームにおいて  $\mathbf{P}_k$  に対応する追跡点集合  $\mathbf{P}_{k+1}^*$ , すなわち  $\mathbf{P}_k$  の移動先は,  $h(\mathbf{P}_k, \mathbf{P}_{k+1})$  を最大化する  $\mathbf{P}_{k+1}$  として与えられる.

$$\mathbf{P}_{k+1}^* = \arg \max_{\mathbf{P}_{k+1}} h(\mathbf{P}_k, \mathbf{P}_{k+1}). \quad (2.22)$$

本手法では動的計画法により式 (2.22) を解き,  $\mathbf{P}_{k+1}^*$  を求める.

パラメータ  $e$  は, このモデルにおける弾性のパラメータを表す.  $e, (e \geq 0)$  の値は, 弾性体の硬さを意味する.  $e$  が大きいとき, 相対的にマッチング評価関数の値は軽視され, 追跡点間の位置関係が保存される傾向が大きくなる.  $e$  が小さい場合, 各追跡点の動きの自由度は増加する. すなわち,  $e$  が過度に大きい場合, 追跡点は移動しにくくなる.  $e = 0$  の場合, 追跡結果は単純相関法の追跡結果になる.

$e$  を定数に設定することは, 心筋を一樣な弾性体と仮定することと等価である. また, 本手法におけるモデルは, 粘性要素を持たず, 弾性要素のみで形成される.

## 第 3 章

# 提案手法

前章で説明した複数 ROI 結合相関法による追跡結果を図 3.1 に示す。赤い点が追跡開始点、黄色い点が追跡終了点、黄色い線が運動追跡の軌跡をあらわす。複数 ROI 結合相関法を本研究で用いた超音波信号にそのまま適用した。実験には、拡張末期を追跡開始フレームとした 1 心拍分の超音波信号を用いた。図中に示す部位において、収縮した後拡張するという心筋運動を追跡できていない。その原因として弾性パラメータの設定が考えられる。他の部位で生じた弾性エネルギーを保存するために、追跡誤りが生じた。すなわち、追跡誤りが生じた部位では弾性パラメータが強く働きすぎている、追跡誤りが生じなかった部位では適切な弾性パラメータが設定されていると考えられる。

これらの考察から、心筋の部位ごとに弾性パラメータが異なる弾性モデルを適用した手法を提案する。

以下、提案手法で使用する画像とは次節の手法により作成した画像を意味する。

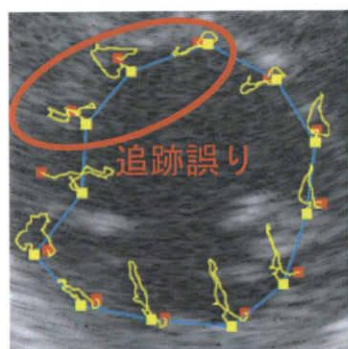


図 3.1: 複数 ROI 結合相関法による追跡結果

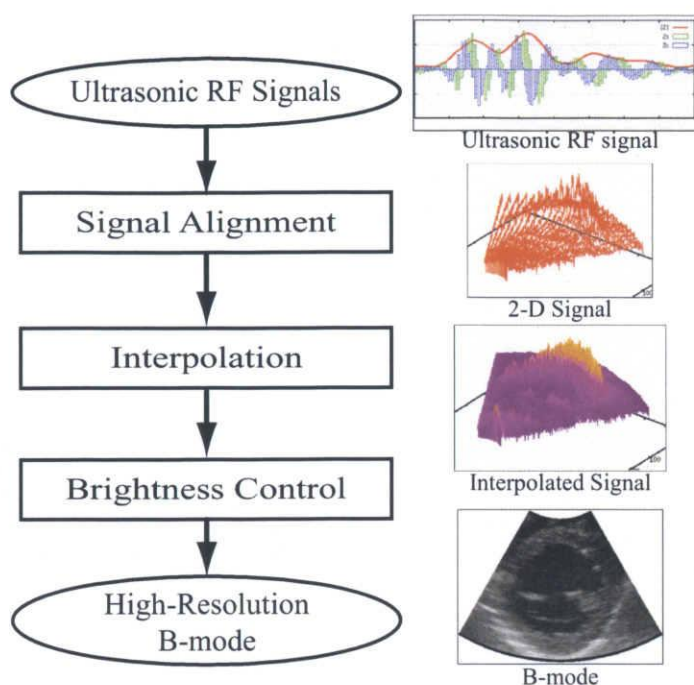


図 3.2: 画像作成手順

### 3.1 超音波画像生成

超音波信号より超音波画像を作成する。超音波画像作成の手順を図 3.2 に示す。

本研究で使用する超音波信号は、スキャンラインごとに取得される。まず、取得したスキャンラインごとの超音波信号をセクタ状に並べる。次にライン間を補間処理によって埋め、2次元超音波信号を作成する。ここで作成した2次元超音波信号は、約  $0.025[\text{mm/pixel}]$  の解像度がある。この2次元超音波信号に輝度変換を加え画像を作成する。

提案手法において運動追跡に用いるのは、画像ではなく超音波信号である。一般に用いられるグレースケールの超音波画像は、画素値の値を整数で与えるが、本手法で作成した画像は実数で値を保持している。また、信号として値を保持しているため、Wavelet 変換やフーリエ変換を用いて周波数解析を行うこともできる。

### 3.2 改良型複数 ROI 結合相関法

本手法は、複数 ROI 結合相関法を改良したものである。複数 ROI 結合相関法では、心筋を一様な弾性体と仮定していた。図 3.1 に示した通り追跡誤りが生じた部位では、他の

部位の弾性エネルギーを保存する方向へ追跡が進んでいる。これは、弾性パラメータの効果は追跡誤り部位では強すぎるためであるとも言える。また、追跡誤りが少ない部位での弾性パラメータは適切に設定されていると考える。これらのことから、心筋の部位ごとに弾性特性を可変に設定する目的関数を提案する。

提案する目的関数は以下の通りである。

$$h(\mathbf{P}_k, \mathbf{P}_{k+1}) = \sum_{i=1}^{m-1} \left\{ \gamma(\mathbf{p}_{i,k}, \mathbf{p}_{i,k+1}) + \gamma(\mathbf{p}_{i+1,k}, \mathbf{p}_{i+1,k+1}) - \frac{1}{2} e_i \left( \frac{L(\mathbf{p}_{i,k}, \mathbf{p}_{i+1,k}) - L(\mathbf{p}_{i,k+1}, \mathbf{p}_{i+1,k})}{L(\mathbf{p}_{i,k}, \mathbf{p}_{i+1,k})} \right)^2 \right\}. \quad (3.1)$$

具体的には、複数 ROI 結合相関法で定義されていた目的関数（式 (2.19)）における弾性パラメータ  $e$  を変更する。複数 ROI 結合相関法では、すべての連結部位において一定値  $e$  の弾性パラメータを設定していたのに対し、提案手法では、それぞれの連結部位に異なる弾性パラメータ  $e_i$  を設定する。この変更により、心筋部位ごとに可変な弾性モデルとして定義することができる。

また、従来手法では画像を利用して運動追跡を行っていた（ $600 \times 600[\text{pixel}]$  固定）。追跡画像のサイズが固定であるため、フレーム間での ROI の位置関係を最適化する項には絶対距離を用いていた。提案手法で使用する超音波画像は、前述したとおり解像度を自由に設定できる画像である（最大  $0.025[\text{mm/pixel}]$ ）。従来手法では絶対距離を利用していた項を提案手法では相対距離に置き換えた。絶対距離を用いると、解像度を変更した場合にパラメータの調整を行う必要がある。しかし、相対距離を用いる事で、パラメータの再最適化を行う必要がなくなる。この改良により心筋全体での追跡精度の向上が期待できる。

式 (2.19) で定義された目的関数を最大化することで運動追跡を行う。

以下、本論文では本手法を MMCR 法（Modified Multiple Connected ROIs method）と呼ぶ。

### 3.3 弾性パラメータ $e_i$ の決定

弾性パラメータ  $e$  を変化させながら複数 ROI 結合相関法を用いて運動追跡を行う。その結果より、部位ごとに適当な弾性パラメータ  $e_i$  を得る。ここで得られた弾性パラメータ  $e_i$  を MMCR 法で適用し、目視運動追跡結果との比較を目視で行い追跡誤差が小さくなる弾性パラメータを採用した。

### 3.4 階層的運動追跡

MMCR 法においては、処理時間短縮のため  $800 \times 800[\text{pixel}]$  (解像度約  $0.095[\text{pixel/mm}]$ ) の画像を用いて運動追跡を行った。しかし、提案手法で使用する超音波画像は、最大約  $0.025[\text{pixel/mm}]$  の解像度まで自由に作成可能である。そこで、最大解像度の画像を用いて階層的に運動追跡を行う。MMCR 法による運動追跡誤りが少ないと仮定し、探索範囲は MMCR 法での探索範囲より小さく設定する。これにより高速化を図る。

MMCR 法で得られた第  $k$  フレームにおける追跡結果を  $\mathbf{P}'_k = \{\mathbf{p}'_{1,k}, \mathbf{p}'_{2,k}, \mathbf{p}'_{3,k}, \dots, \mathbf{p}'_{m,k}\}$  とする。新しい探索範囲は、MMCR 法で得られた追跡点  $\mathbf{P}'_k$  の周囲に設定する。 $\mathbf{p}'_{i,k}$  を中心とした探索領域  $R'_s(\mathbf{p}'_{i,k})$  を

$$R'_s(\mathbf{p}'_{i,k}) = \left( \left[ p_{i,kx} - \frac{w'_s}{2}, p_{i,kx} + \frac{w'_s}{2} \right], \left[ p_{i,ky} - \frac{h'_s}{2}, p_{i,ky} + \frac{h'_s}{2} \right] \right) \quad (3.2)$$

と定義する。ここで、 $w'_s, h'_s$  はそれぞれ探索領域の横サイズ、縦サイズである。追跡手法には単純相関法を用い、弾性モデルは適用しない。探索範囲を制限することで、ノイズやスペックルの影響は軽減され则认为る。

## 第 4 章

# 実験

### 4.1 使用データ・実験条件

本研究では、超音波信号の計測には超音波装置（日立メディコ社製 EUB6500）を用いた。実験に用いた超音波 RF データの概要は、スキャンの中心角度  $55 \sim 69^\circ$ ，スキャンライン数 49 ～ 73 本，サンプル数，フレームレート  $65 \sim 80[\text{frame/sec}]$ ，探触子からの距離  $20 \sim 110[\text{mm}]$ ，PRF（パルス繰り返し周波数） $4883[\text{Hz}]$  である。

実験には、正常被験者から取得した左心室短軸、1 心拍分の超音波信号を使用した。

### 4.2 結果

単純相関法，複数 ROI 結合相関法，MMCR 法，提案手法，目視追跡による運動追跡結果を図 4.1, 4.1 に示す。図中の赤い点は追跡開始点を，黄色の点は追跡終了点を，黄色の線は運動追跡結果の軌跡を，水色の線はそれぞれの追跡点をつないだものをあらわす。本実験で用いた超音波信号は，正常被験者から取得した一心拍分の信号であるので，軌跡は周期的に追跡開始点へ戻る事が理想である。また，拡張末期を追跡開始フレームとしているので，図 2.6 のように収縮した後拡張する心筋運動追跡結果が正解である。

図 4.3 に追跡に用いた解像度での追跡結果を示す。微小な動きを運動追跡している様子が確認できる。

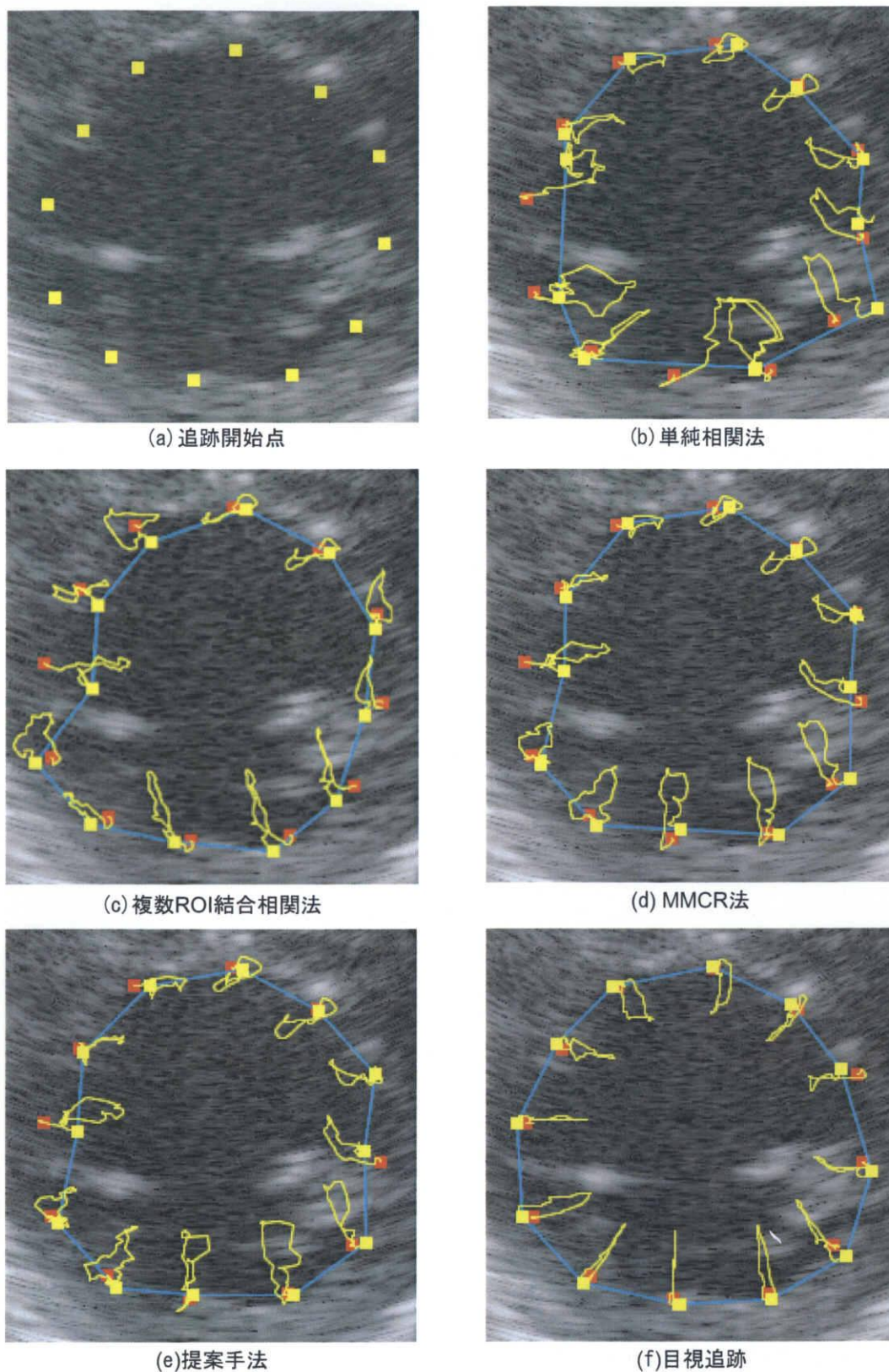
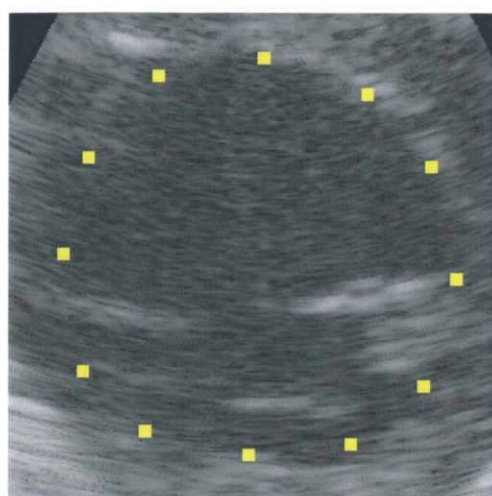
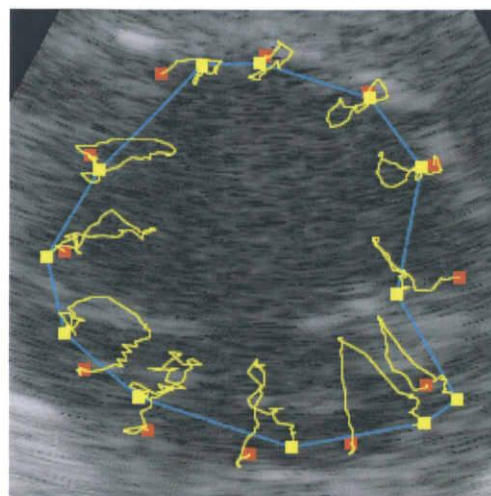


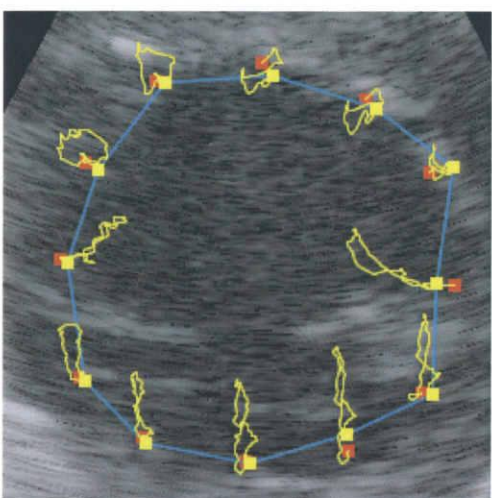
図 4.1: 追跡結果 1



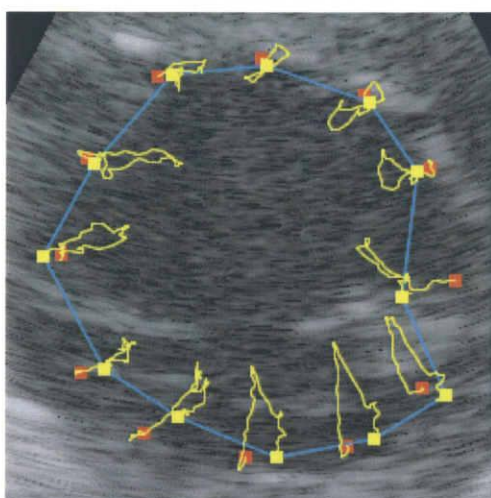
(a) 追跡開始点



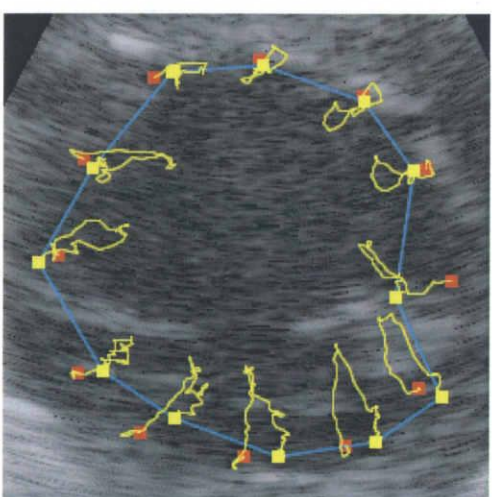
(b) 単純相関法



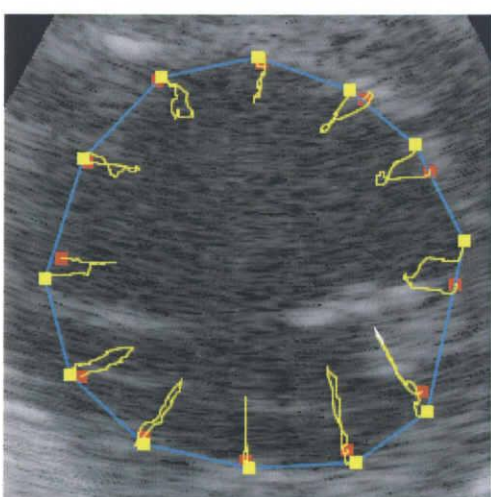
(c) 複数ROI結合相関法



(d) MMCR法



(e) 提案手法



(f) 目視追跡

図 4.2: 追跡結果 2

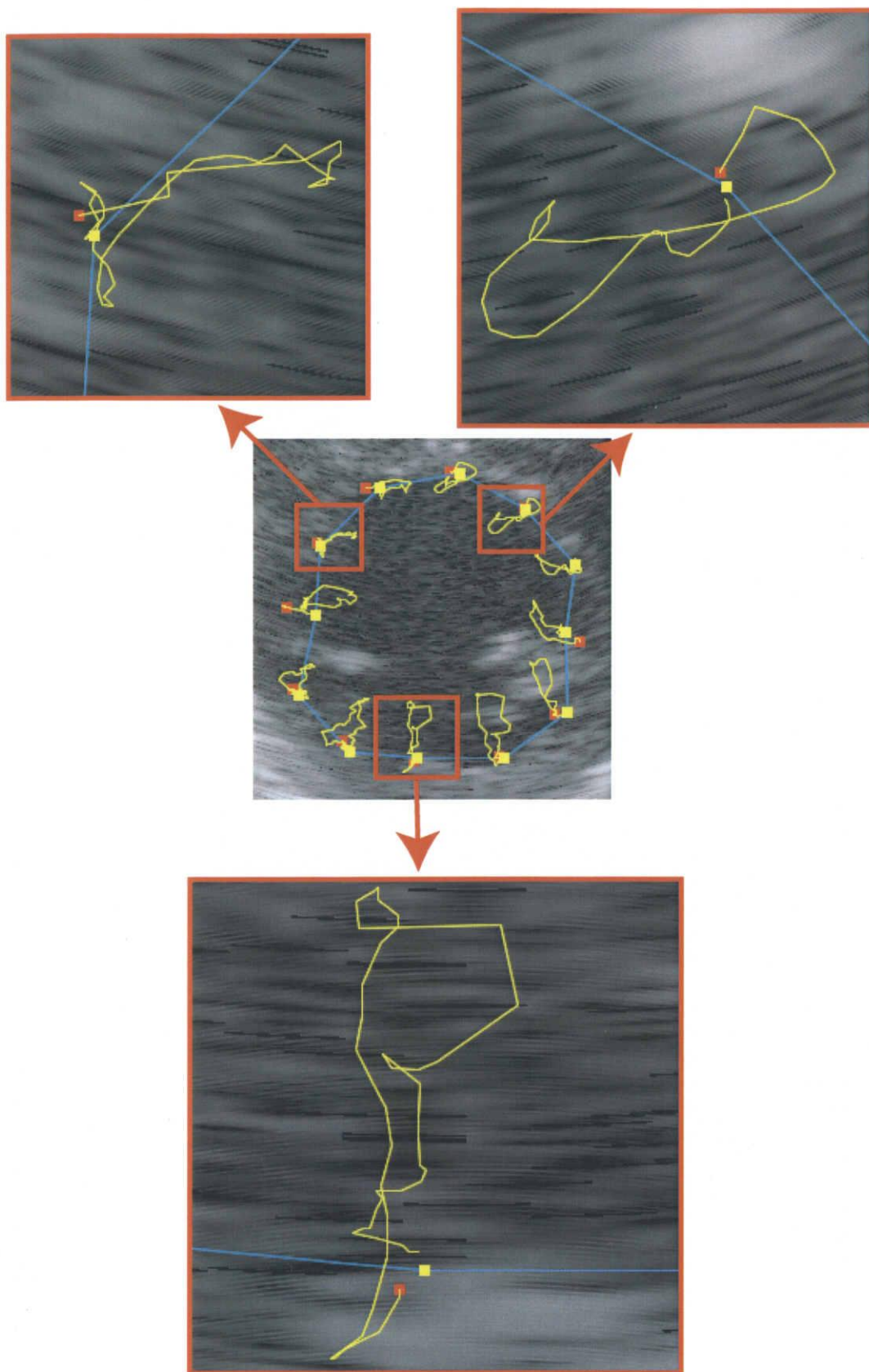


図 4.3: 高解像度での追跡結果

## 4.3 追跡精度評価

### 4.3.1 追跡精度評価方法

提案手法の追跡精度を、目視追跡との比較により評価した。医師が診断を行う場合、目視による評価を行っているため、本実験では目視追跡結果を正解とする。目視追跡には、 $600 \times 600[\text{pixel}]$  の画像を使用し、すべてのフレームにおいて追跡マーカを動かし追跡を行った。自動追跡と目視追跡の間の追跡誤差  $E$  を次式により定義する。

$$E = \frac{1}{mN} \sum_{i=1}^m \sum_{k=1}^N \| \mathbf{p}_{i,k}^{\text{AUTO}} - \mathbf{p}_{i,k}^{\text{MANU}} \| \quad (4.1)$$

ここで、 $\mathbf{p}_{i,k}^{\text{AUTO}}, \mathbf{p}_{i,k}^{\text{MANU}}$  は第  $k$  フレームにおける  $i$  番目の追跡点の位置を表し、それぞれ、自動追跡、目視追跡の追跡点である。 $m, N$  はそれぞれ追跡点数、超音波画像のフレーム数である。

本論文で紹介した手法は、運動追跡誤差を累積していく手法であり、フレームが進むにつれて誤差は大きくなっていくと考えられる。追跡誤差が大きい  $\frac{N}{2} \sim N$  フレームでの追跡誤差  $E'$  を評価に用い、以下のように定義する。

$$E' = \frac{1}{m \frac{N}{2}} \sum_{i=1}^m \sum_{k=\frac{N}{2}}^N \| \mathbf{p}_{i,k}^{\text{AUTO}} - \mathbf{p}_{i,k}^{\text{MANU}} \| \quad (4.2)$$

### 4.3.2 追跡精度評価実験

提案手法の有用性を評価するために、5例の超音波画像を用いて追跡評価実験を行った。使用した超音波画像はすべて正常例である。

式 (4.1) によって計算される単純相関法、提案手法の平均追跡誤差を図 4.4 に示す。棒グラフが平均追跡誤差を、エラーバーが標準偏差をあらわす。平均追跡誤差はそれぞれ  $2.74[\text{mm}]$ ,  $2.22[\text{mm}]$  であり、一標本  $t$  検定の結果、両手法の追跡誤差間に有意な差が存在した。

同様に、式 4.2 によって計算される平均追跡誤差を図 4.5 に示す。平均追跡誤差はそれぞれ  $3.35[\text{mm}]$ ,  $2.54[\text{mm}]$  であり、一標本  $t$  検定の結果、両手法の追跡誤差間に有意な差が存在した。

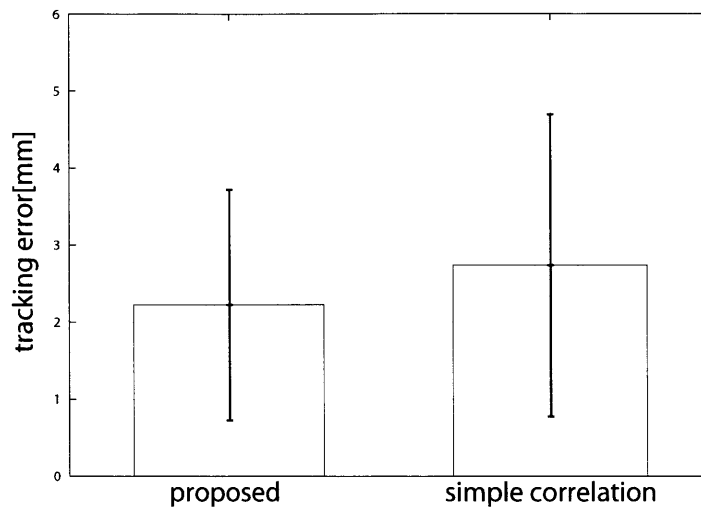
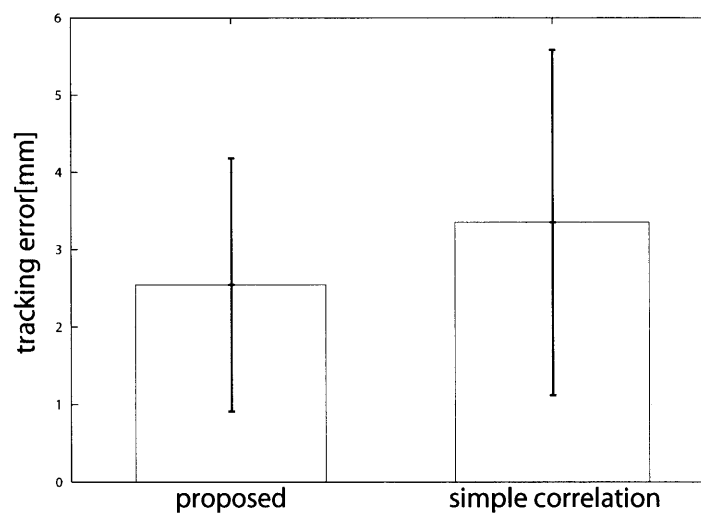


図 4.4: 追跡精度 (全フレーム)

図 4.5: 追跡精度 ( $\frac{N}{2} \sim N$  フレーム)

## 4.4 考察

複数の ROI と弾性のある連結成分を用いることによって、スペックル・ノイズによる追跡誤りの低減が可能となり運動追跡が安定した。また、複数 ROI 結合相関法を改良することによって、追跡誤りを低減することができた。従来手法ではすべての部位で弾性パラメータを一定に設定していたので、他の部位の動きにつられ追跡誤りが生じた。提案手法において追跡誤りが減少したのは、部位ごとに適切な弾性パラメータを設定したためである。しかし、隣接 ROI 間の距離変化を重みとして使用していたため、移動距離を保存する

だけでは追跡誤りを減らすことができない例があった。

心筋内腔に弁が現れた場合、弁との相関が高くなってしまい運動追跡が安定しなかった。これは、心筋壁と同程度の信号強度をもった物体が内腔にあらわれ追跡誤りを引き起こした。心筋内腔のノイズ除去を行えばこの追跡誤りは改善が可能であると考ええる。

追跡精度評価実験結果より、単純相関法と提案手法との比較では追跡誤差の減少がみられた。しかし、平均追跡誤差が 2.54[mm] と大きいため、そのまま客観的指標として用いることは困難であり、追跡精度の改善は必須である。本研究では、目視追跡結果を正解としたが、目視追跡結果が必ずしも正しいとは限らないので、正解追跡結果の作成方法の見直しも必要である。

## 第 5 章

# 結語

### 5.1 まとめ

改良型複数 ROI 結合相関法 (MMCR 法) による局所心筋の運動追跡手法を提案した. MMCR 法により, 弾性パラメータを心筋部位ごとに可変にすることで, 追跡の精度・安定性が向上した. 階層的相関法の適用により, 高解像度 (0.025[mm/pixel]) での運動追跡を実現した. 実超音波信号による実験により, 従来手法からの追跡精度の向上が確認できた.

### 5.2 今後の課題

- 追跡のさらなる高精度化, 安定化
  - 適切な弾性パラメータ  $e_i$  の設定
  - 弾性パラメータ設定の自動化
  - 追跡に用いる超音波信号のノイズ・スペックル除去
- 局所心筋運動追跡
  - 心内膜と心外膜との同時運動追跡
  - 心筋厚の時間変化を可視化
- 精度評価方法の検討
  - ファントム実験を含めた詳細評価実験による正解追跡結果の作成
- 臨床実験
  - より多くの例に対して適用
  - 疾患例への適用

本研究で提案した手法は, 心筋を弾性モデルとして定義し, モデル化にあたり正常例で

のみ実験を行った。そのため、そのモデルが疾患例へそのまま適用可能であるかの確認が最重要課題である。また、弾性パラメータの決定を客観的評価ではなく主観的評価により、手動で設定している。弾性パラメータを自動で決定する方法として、数例の目視運動追跡結果より最適な弾性パラメータを求められないかと考える。

1 心拍の超音波信号を用いた場合の追跡精度評価として、追跡開始点と追跡終了点との誤差を用いる手法には問題がある。動かない点においては、誤差は小さくなる。また、追跡過程において本来の動きを追跡できていないにもかかわらず、追跡終了点では追跡開始点に近づくと誤差は小さくなる。これらのことから、すべてのフレームにおける目視運動追跡結果との比較が現状における最良追跡精度評価であると考ええる。

# 謝辞

本論文の執筆を終えるにあたり、関係諸氏の多大なる御協力を頂きましたことに対し、感謝の意を表します。

本研究に関し、多くのアイデア、理論的裏付け、そして数多くの発表のチャンスを与えて下さった木村文隆教授、若林哲史助教授に深く感謝致します。計算機やソフトの使い方から私的なことまで様々な相談に応じて下さった大山航助手に感謝致します。また、お忙しい中、熱心に討論へ参加していただいた電気電子工学科鶴岡信治教授、関岡クリニック院長の関岡清次先生に深く感謝致します。

また、日頃いろいろとお世話になった田中みゆき事務官、研究討論に参加していただいたヒューマンインターフェース研究室、電気電子工学科情報処理研究室的医療画像処理グループ諸氏にお礼申し上げます。

さらに、すばらしい雰囲気の研究室で3年間という時間をお互いに過ごし、時にはアドバイスをいただいた研究室的諸先輩、同期の皆さん、後輩に感謝致します。

最後になりましたが、この大学6年間の学生生活を支えてくれた両親に今一度の感謝を表して、本論文の結びといたします。

## 参考文献

- [1] 大山航, 稲見真樹, 若林哲史, 木村文隆, 鶴岡信治, 関岡清次:「複数 ROI 結合  
相関法による局所心筋壁運動の自動追跡」電気学会論文誌 C, Vol. 124-C, No.10,  
pp.2079-2086(Oct.)
- [2] J.G. Miller, J.E. Perez, J.G. Mottley, et al., Myocardial tissue characterization an ap-  
proach based on quantitative backscatter and attenuation : Ultrasonic Symposium,pp.782-  
793,1983.
- [3] 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  
局所心筋壁の 2 次元運動の追跡」, 信学論 (D-II),vol.J79-D-II,no.2,pp.286-294,Feb.1996.
- [4] 関岡清次, 國定紀宏, 鶴岡信治, 石井裕丈, 大山航, 若林哲史:「超音波 RF 信号に  
信頼度付き階層的相関法を用いた心筋層内局所機能評価」, 電子情報通信学会論文誌  
VOL.J87-DII NO.1
- [5] 大山航, ノルライライズマイル, 若林哲史, 木村文隆, 鶴岡信治, 関岡清次:「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, 信学論  
(A), vol.J86-A,no.9,pp917-928,Sept.2003
- [6] W. Ohyama, N. Ismai, T. Wakabayashi, F. Kimura, S. Tsuruoka, and K. Sekioka: "Local  
Myocardial Motion Tracking Based on Correlation Phase Difference Method", T. IEICE,  
Vol. J86-A No.9 pp.917-928 (2003-9) (In Japanese))