

修士論文

超音波 RF 信号を対象とした
アクティブネットを用いた
局所心筋の運動追跡

**Regional Myocardium Tracking Using
Active Net Model for Ultrasonic RF Echo Signal**

平成19年度修了

三重大学大学院 工学研究科

博士前期課程 電気電子工学専攻

梁 修孝

(Yang Soohyo)



目次

第1章	はじめに	1
1.1	心臓病とその診断法	1
1.2	研究の背景	2
1.3	本研究の目的	3
第2章	超音波診断法の概要	4
2.1	超音波診断法の利点	4
2.2	超音波診断法の歩み	4
2.3	超音波診断法の原理	5
2.3.1	超音波の性質	5
2.3.2	超音波診断法の種類	6
2.4	超音波反射法の表示方法	7
第3章	推定心内膜を用いた双方向運動追跡(従来手法)	9
3.1	実験システムの仕様	9
3.1.1	データ取得方法	9
3.1.2	計測データ形式	10
3.1.3	取得データ	13
3.1.4	取得されたデータの処理方法	18
3.2	Mモード画像の生成と手動による注目点の選択	19
3.2.1	Mモード画像の生成方法	19
3.2.2	心内膜の推定	20
3.2.3	心周期の推定	21
3.2.4	注目点の設定	22
3.3	局所心筋の運動追跡	23
3.3.1	相関法	23
3.3.2	階層的相関法	25
3.3.3	推定心内膜を用いた双方向運動追跡	26
3.4	従来手法の追跡結果と問題点	29
第4章	アクティブネットを用いた運動追跡(提案手法)	32
4.1	アクティブネット(Active Net)の概要	32
4.2	アクティブネットの初期位置および拘束位置設定	34
4.3	アクティブネットのエネルギー関数	36
4.3.1	内部エネルギー E_{int}	36

4.3.2 追跡エネルギー E_{track}	37
4.4 アクティブネットのエネルギー最小化	39
4.4.1 変分法によるエネルギー最小化の必要条件	39
4.4.2 ヤコビ法による偏微分方程式の解法	40
第5章 実験および考察	42
5.1 エネルギーのパラメータと実験結果	42
5.2 比較実験と結果	48
第6章 おわりに	50
謝辞	51
参考文献	52
付録	53
1. 超音波ドップラー法	53
2. 相関加重位相差法	54
研究業績	56

図一覧

図 1.1	従来手法の運動追跡失敗例(心内膜付近の運動追跡が失敗)	3
図 1.2	従来手法の運動追跡失敗例(心外膜の運動追跡失敗)	3
図 2.1	媒質の境界面での反射, 透過	5
図 2.2	超音波診断法の種類と用途	7
図 2.3	超音波反射波の表示方法	8
図 3.1	計測システムの構成	10
図 3.2	計測信号のデータ形式	12
図 3.3	乳頭筋レベルの短軸画像	14
図 3.4	左心室短軸画像の超音波Bモード画像(左)とMモード画像(右)	14
図 3.5	送信波(超音波パルス信号)	15
図 3.6	受信した信号(1[ms]ごとに受信されたパルス波の反射信号)	15
図 3.7	プローブと反射面との距離	15
図 3.8	RF 信号擬似三次元表示(健常例)	16
図 3.9	RF 信号の擬似三次元表示(疾患例)	17
図 3.10	取得データの処理手順	18
図 3.11	濃度補正	19
図 3.12	M モード画像	20
図 3.13	濃度値の差分値と心内膜の検出	20
図 3.14	内膜推定結果(一例)	20
図 3.15	計測範囲	21
図 3.16	RF 信号の基準信号と一心周期後のずれ	22
図 3.17	休止時刻の求め方	22
図 3.18	相関法による運動追跡	24
図 3.19	階層的相関法	25
図 3.20	追跡誤差の累積による失敗例	26
図 3.21	推定心内膜を用いた移動量の補正	27
図 3.22	双方向運動追跡法	28
図 3.23	厚み変化率と色表示	29
図 3.24	運動追跡成功例(正常例)	30
図 3.25	運動追跡成功例(疾患例)	30
図 3.26	運動追跡失敗例(正常例)	31
図 3.27	運動追跡失敗例(正常例)	31
図 4.1	領域抽出のためのアクティブネットの処理手順	33
図 4.2	本研究での運動追跡処理の流れ	33
図 4.3	アクティブネットの初期位置の設定	34

図 4.4	呼吸による M モード画像上の心筋の位置ずれ	35
図 4.5	制御点の 2 次微分(深さ方向のみ変形の場合)の各微分項	37
図 4.6	双方向運動追跡と重み ω_1 と ω_2	38
図 4.7	反復回数によるアクティブネットの変形	41
図 5.1	運動追跡結果(正常例)	42
図 5.2	運動追跡結果(正常例)	43
図 5.3	運動追跡結果(正常例)	43
図 5.4	運動追跡結果(正常例)	44
図 5.5	運動追跡結果(正常例)	44
図 5.6	運動追跡結果(正常例)	45
図 5.7	運動追跡結果(正常例)	45
図 5.8	運動追跡結果(正常例)	46
図 5.9	運動追跡結果(疾患例)	46
図 5.10	運動追跡結果(疾患例)	47
図 5.11	追跡誤差 D を用いた比較実験結果(20 例)	48

表一覧

表 1.1	死亡数・死亡率と死因順位（平成 18 年度・厚生労働省人口動態調査）.....	2
表 2.1	体内組織の音響特性	6
表 5.1	各パラメータ	42
表 5.2	比較実験結果	49

第1章 はじめに

1.1 心臓病とその診断法

現在、日本で心臓病は癌に次ぐ第2位の死亡要因となっており、その死亡者は年間およそ17万人にもなる(平成18年度・厚生労働省人口動態調査：表1.1)。今後、高齢化社会の進行に伴い、心臓病の更なる増加が予想されるとともに、早期発見、病変部位の程度と範囲の特定、治療方針の決定と適切な初期治療が臨床的に重要な課題と考えられる。このような状況の中、近年の電子情報機器の発展に伴い、心臓病の診断法も日々発展しており、特に生体医工学、いわゆるBME(Biomedical Electronics or Biomedical Engineering)分野の重要性はますます高まっている。

現在の心臓病の診断法として代表的なものに、心筋生検、磁気共鳴画像診断法(Magnetic Resonance Image: MRI)、超音波診断法が挙げられる。心筋生検とは、足の付け根、もしくは腕の肘の血管にカテーテル(細いチューブ)を通し、心臓まで挿入して心筋組織の一部を摘出することにより、顕微鏡で直接観察する検査法である。そのため心筋の状態を正確に診断できる一方、観血的検査法であるため患者への負担が大きく、再検査までに十分な期間をおく必要があるため、心臓病の治療において必要不可欠な「継続的な経過観察」が困難であるという欠点もある。

このような観血的検査法に対して近年ではMRIや超音波診断法等の非観血的検査法が多く用いられている。例えばMRIは磁気を利用して体内を観察する検査法である。MRIは強磁場中に置かれた人体に特定の周波数を持った回転磁場を印加し、水素元素と共鳴した信号を検出し、その信号をコンピュータで処理解析し画像化するものである。MRIの特徴として生体への侵襲や放射被曝がなく、診断能力も優れている半面、画像を得るために患者は20～30分の間、数テスラの強磁場中に置かれ、体位の安定や浅い呼吸の持続を強いられる。また、装置が大型・高価である、検査費用が高い、強い磁気を使うため体内に金属やペースメーカーが挿入されている患者へは適用不可である、といった問題点もある。一方、超音波診断法は、日常臨床で心筋壁の機能評価に最も繁用されている手法である。これは、体内に送信された超音波の生体組織(心筋組織)による超音波反射信号を処理することにより作成されるエコー画像を用いて心機能を検査する方法であり、Mモード法、Bモード法などをはじめとする断層心エコー法、ドップラー法などがある。超音波診断法はその利点として、非侵襲的であること、リアルタイム画像が得られること、検査が簡便であること、装置が小型、安価であることなどが挙げられ、現在心臓病の診断においては基本的検査となっている。しかしながら実際の診断では、医師が超音波診断法により得られた画像を見て、病変部位とその程度を推定し、投薬、経過観察というプロセスを繰り返さなければならない。このように現在では、医師の主観的評価により病変部位の範囲と程度を推定しているため、医師により評価にばらつき

が生じること、評価に豊富な経験を要することなどが問題となっている。

表 1.1 死亡数・死亡率と死因順位
(平成 18 年度・厚生労働省人口動態調査)

	死因	死亡数 (万人)	死亡率 (%)
順位	全死因	108.4	
1	悪性新生物	32.9	30.0
2	心疾患	17.3	16.0
3	脳血管疾患	12.8	11.8

1.2 研究の背景

前節にて述べたように、日常診断においては、心機能評価に超音波診断法が用いられているが、問題点も少なくない。現在、医師は超音波診断装置を用いた診断を行う際に、超音波信号より作成された画像より左心室の心筋全体の動きを目視で観察する。しかし、このような診断では心筋内部の局所に対する動きを観察するのは困難であり、初期段階の心疾患を診断するのは不可能に近い。

そこで国定らは、心筋内部の病変部位の程度と範囲を特定するため、中心周波数 2.5 [MHz] の超音波後方散乱信号である RF (Radio Frequency) 信号を用いて心筋の同一部位の運動を追跡する「信頼度付き階層的相関法」を開発した[1]。この手法により、擬似的に分けた 10 層の心筋層の時間的厚み変化を定量的に評価することができる可能性を示した。しかしその一方で文献[1]では、生体内での散乱、減衰、多重反射などの影響により注目している心筋による反射波信号以外に多くのノイズが混入した超音波 RF 信号の場合、追跡誤差が累積するため良好な運動追跡結果が得られないことも指摘している。一方、川端らはこれらの問題を解決するため、「推定心内膜を用いた双方向運動追跡手法」を提案している[2]。これにより文献[2]では、運動追跡成功率を 36% から 76% と大幅に向上させることができたものの、心内膜付近の運動追跡が失敗した例や追跡誤差の累積による追跡失敗例も多く見られる。このように超音波 RF 信号を用いた局所心筋の運動追跡法の開発により、心筋内部のミクロな動きを評価することができつつあるが、その一方で実用的な精度であるとは言い難く、改善すべき点も多く残されている。特に川端らによる運動追跡手法（以後、従来手法と呼ぶ）の追跡失敗例を考察した結果、従来手法は心内膜付近において運動追跡が不安定であり、運動追跡誤差の累積が大きい場合は、従来手法により追跡誤差を十分に低減させることは困難である。

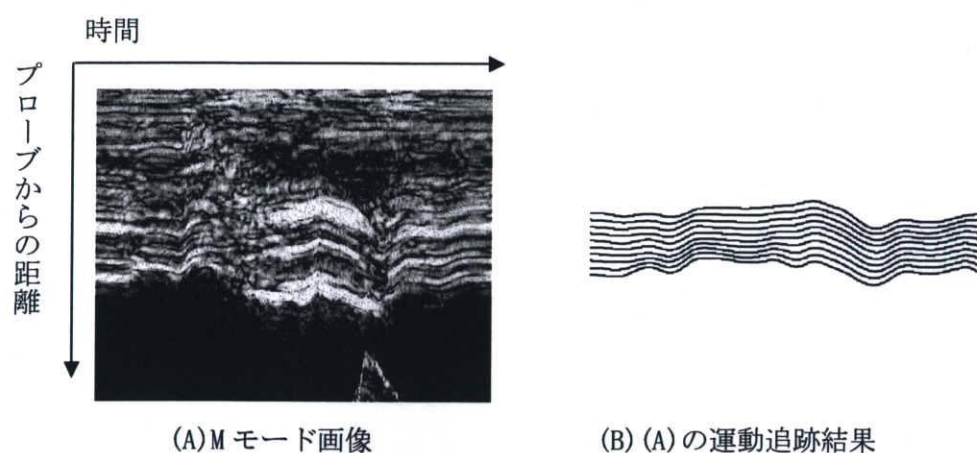


図 1.1 従来手法の運動追跡失敗例(心内膜付近の運動追跡が失敗)

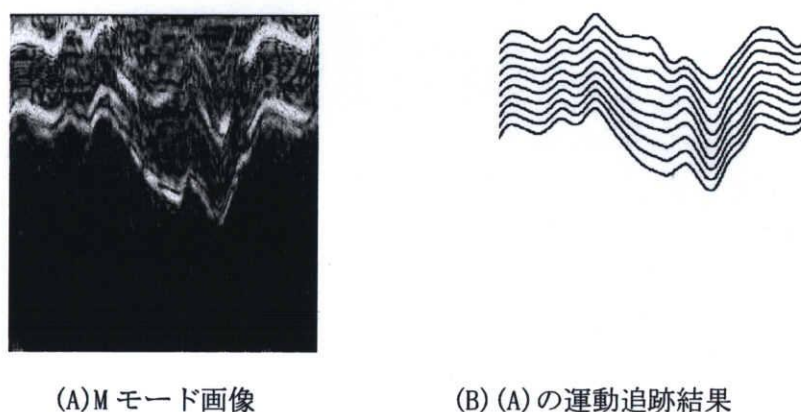


図 1.2 従来手法の運動追跡失敗例(心外膜の運動追跡失敗)

1.3 本研究の目的

そこで、本論文では、より高精度な運動追跡のために追跡誤差の累積にロバストであり、かつ心内膜付近でも安定した運動追跡ができる手法の確立を目指す。その一つとしてアクティブネットを用いた運動追跡手法を提案する。提案手法では、格子状に並べた制御点を用いて、心内膜の位置を考慮した運動追跡と、追跡誤差の累積を抑制するための短い時間間隔の運動追跡を考慮した運動追跡を行なう。

また、同一心筋部位の移動位置の追跡手法には階層的相関法と相関加重位相差法をそれぞれ使い、それぞれの手法において提案手法の追跡結果を比較する。最後に実例を用いて、従来手法と提案手法の比較実験を行い、考察と検討を行う。

第2章 超音波診断法の概要

心臓病の診断法は、生体組織を部分的に傷つける侵襲的方法と生体組織を傷つけない非侵襲的方法とに分けられる。前者には、主にカテーテルを用いて筋肉組織を摘出する心筋生検、カテーテルを用いた血管狭窄検査、放射線同位元素(RI)による照射などがある。また後者には、問診、聴診、血圧検査、心電図検査などがある。本研究で用いている超音波診断法は、後者の非侵襲的方法に含まれる。本研究では超音波診断装置により得られる信号を用いるため、超音波診断装置について知る必要がある。そこで本章では、超音波診断法の利点、歩み、原理、種類などについて概説する。なお、本研究で用いる信号は超音波診断装置の超音波変換装置(プローブまたはトランスデューサ)から得られる高周波 RF 信号である。

2.1 超音波診断法の利点

超音波診断装置は、探触子(プローブ)を体に当てるだけで体内の様子が分かる『目で見る聴診器』として、心臓をはじめ生体の軟部組織の検査を中心に広く使用されている。この診断法は、生体からの超音波反射波を利用して画像を生成するため X 線のような被爆の恐れが無く、非侵襲的に何度でも繰り返し検査ができること、心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイムで得られることなどが利点として挙げられる。またさらに、上記に加えて検査が簡便なこと、装置が安価であること、比較的小型で移動が容易であること、ベッドサイドでの検査が可能であることなどの利点の多さゆえ、現在は多くの病院において心臓病診断の基礎的検査の 1 つとなっている。

2.2 超音波診断法の歩み

超音波が診断に用いられるようになる以前、軍事応用などを目的として、水中の物体を探知することを主として用いられていた。超音波を診断画像として用いる研究は 1940 年代にさかのぼる。1942 年にドイツの Dussik によって、超音波を臨床医学に利用した報告が行われている。日本でも 1950 年、田中憲二(順天堂大学)が頭脳の腫瘍や癌の診断に超音波を利用することを検討している。その後、超音波ビームを高速に走査する手法が開発され、常時拍動を続けている心臓の診断にも利用できるようになる。さらに 1970 年代以降、各種心疾患における超音波による診断の有用性が次々に報告され、その臨床的評価が確立されるようになる。

2.3 超音波診断法の原理

2.3.1 超音波の性質

人間の可聴領域は、約 20～20,000[Hz]と言われており、一般にこれより周波数の高い音波を超音波と呼んでいる。超音波とは「聞くことを目的としない音」と定義されている。超音波は、生体軟部組織を媒質として伝播でき、その指向性は強く、直進する性質を有している。また、音響インピーダンスの異なる物質の境界面での反射、屈折、透過は光に似た性質を示す。このため、音響インピーダンスが異なる生体組織の境界で反射エコーが得られる。音響インピーダンス Z は、組織の密度 ρ と伝搬速度 c との積により求めることができる。

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

また、境界面での反射率 R は、媒質 1、媒質 2 の音響インピーダンスをそれぞれ Z_1 、 Z_2 とすると、

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

で示される(図 2.1)。これは、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(強く反射する)ことを意味している。生体軟部組織と骨や空気等は音響インピーダンスが大きく異なるため、心疾患の診断には肋骨や肺を避けて超音波を送信する必要がある。ここで、各種組織の音響特性を表 2.1 に示す。

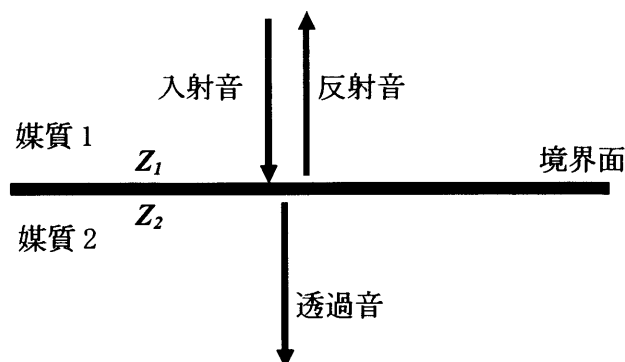


図 2.1 媒質の境界面での反射、透過

表 2.1 体内組織の音響特性

組織	伝搬速度 [m/sec]	音響インピーダンス [$10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{sec}$]	減衰 [dB/cm]
水	1483	1.48	0.0022
空気	343	0.000415	12
血液	1570	1.61	0.18
生体軟部	1530	1.63	0.81
筋肉	1585	1.70	1.3～3.3
骨	4080	7.80	13

また、超音波にも光や電波と同様、波長 λ [m]、周波数 f [Hz]、および伝搬速度 c [m/s] の間には、

$$c = f \times \lambda \quad (2.3)$$

の関係が成立する。生体軟部組織での伝搬速度は、約 1530[m/s]であり、送信周波数を 2.5[MHz]の場合、その波長は $\lambda = c/f = (1530 \times 10^3) / (2.5 \times 10^6) = 0.612$ [mm]となる。波長が短ければ、超音波診断装置の距離分解能(超音波ビーム方向に並んだ 2 点の識別能力)は向上するが減衰が大きく、観測可能深度が浅くなる。逆に送信周波数が長ければ、観測可能深度は深くなるが距離分解能が落ちる。このため、減衰と距離分解能の兼ね合いで、目的に応じて送信周波数が決定される。なお、本研究における超音波プローブの送信周波数は、大人の心臓全体(約 10[cm])を計測するため、従来から心臓の診断に用いられている 2.5[MHz]を用いる。

2.3.2 超音波診断法の種類

超音波法の種類と主な用途を図 2.2 に示す。超音波診断法をその原理から大別すると、エコー法とドップラー法に分けることができる。エコー法は超音波の反射波および透過波の振幅情報を何らかの形に表示する方法であり、よく使われるものに A モード法、B モード法、M モード法などがある。一方、ドップラー法は、ドップラー効果による超音波反射波の周波数変化から速度を計算する方法である。代表的なものに、パルスドップラー法、連続波法、カラードップラー法がある。本研究では、M モード法に使用している信号を用いて運動追跡を行なう。

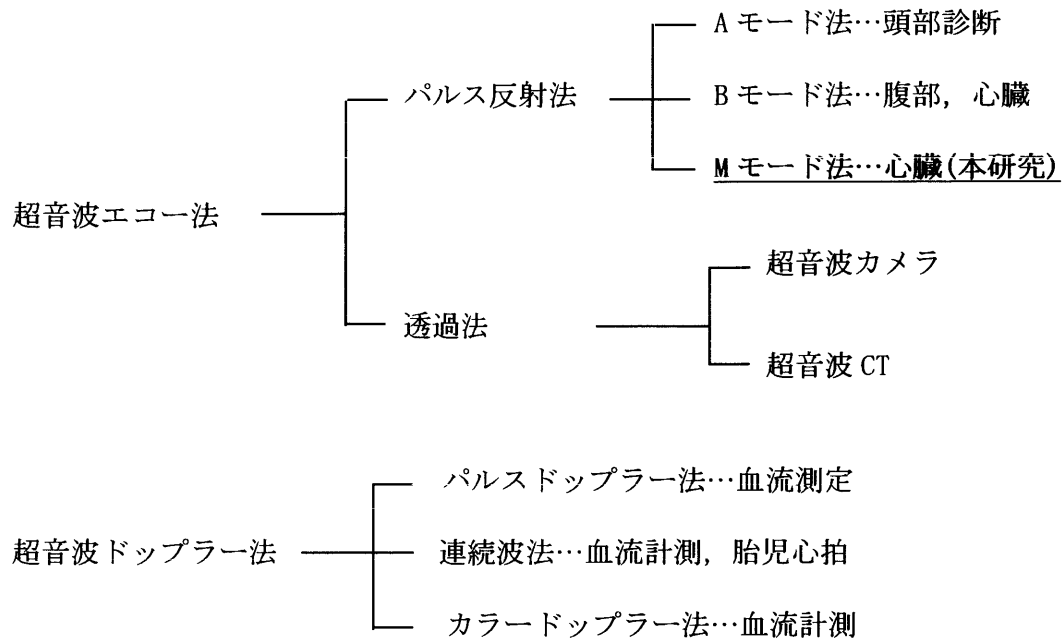


図 2.2 超音波診断法の種類と用途

2.4 超音波反射法の表示方法

超音波の送受信を行うプローブ(探触子)には超音波を発生させるための振動子が埋め込まれている。振動子には電圧の変化が体積の変化となる圧電素子 PZT に代表されるセラミック材料が使用されている。プローブは、装置で作られた送信電圧を超音波に変換して生体内に送信し、同じ振動子で、生体内で反射して返ってきた反射エコーを電気信号に変換して受信する。超音波パルスを照射し、プローブとの距離 L [m] の位置にある組織からの反射エコーを受信するまでの時間を t [s], 生体軟部組織での超音波の伝搬速度を c [m/s] とすると、その関係は

$$t = \frac{2L}{c} \quad (2.4)$$

となる。上式において c は 1530 [m/s] で一定としているので、時間 t を測定すると距離 L を求めることができる。これを一定の周期で繰り返し行い、生体内の情報を得ているのがパルス反射法であり、検出された超音波の反射信号を表示する方法としては、主に以下の 3 種類が挙げられる(図 2.3)。

(1) Aモード法 (Amplitude Mode)

超音波ビームの送信方向を一方向に固定し、その反射波の振幅 (Amplitude) をブラウン管の時間軸上 (ビーム方向の距離に対応) に表示する方法であり、超音波診断法はAモード法が最初である。Aモード像は一次元画像であるため1画像で得られる情報が少なく、また、プローブの当て方が少し異なるだけで全く別の画像になってしまうなど、画像の再現性に乏しい。このため、初期にはよく用いられたが、次第に使われなくなり、現在はAモード単独の装置は生産されていない。この方法では、プローブから反射体までの距離は分かるが、反射体の形態を知ることはできない。

(2) Bモード法 (Brightness Mode)

Bモード法はAモードにおける振幅の大きさを輝度 (Brightness) に変換して表示する方法である。Bモードの最大の特徴は、超音波ビームを左右に走査させることにより検査対象の二次元断面像、すなわち断層像を描かせることができるという点にある。これを断層法という。この方法により生体の形態が用意に認識しやすくなり、診断が容易になった。現在の超音波診断の中心となっている。

(3) Mモード法 (Motion Mode)

Mモード法は検査対象組織が心臓のように運動 (Motion) している場合、その部位が時間経過と共にどのように動くか (プローブに対し近づいたり、遠ざかったりする動き) を表示するために用いられる方法である。つまり、Mモード法を用いることにより超音波ビーム方向上の対象物の動きを知ることが可能となる。なおMモード法においては、振幅の大きさを輝度に変換してその時間変化を表示する (プローブは走査しない)。この方法はBモード法よりも早く実用化されたが、現在でも心機能の診断において非常に重要な位置を占めている。

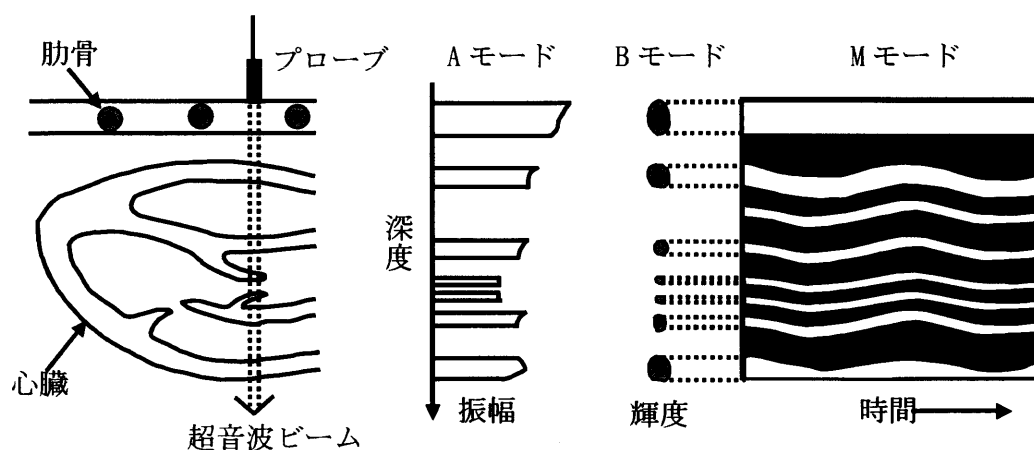


図 2.3 超音波反射波の表示方法

第3章 推定心内膜を用いた双方向運動追跡 (従来手法)

本章では従来手法である推定心内膜を用いた運動追跡の概要と追跡結果、問題点を示すとともに、次章以降にてアクティブネットを用いた提案手法の概要および実験結果を示す。

3.1 実験システムの仕様

3.1.1 データ取得方法

図 3.1 に本研究で用いた信号計測システムの構成を示す。本研究では、超音波診断装置(日立メディコ社製 EUB-565A 改造型)を用いる。まず、超音波プローブ(送信周波数 2.5[MHz]、繰り返し周波数 1[kHz])を被験者にあて、心筋の断層像(B モード)で心臓内構造物および心臓各部位の動きを観察し、肋骨・肺が写らないように測定する深さと角度を決め、スキャンラインを選択する。次に、RF 信号の受信に一定の深さ方向の遅延時間を設定して、心電図をトリガとして A/D 変換(サンプリング周波数 25[MHz]、分解能 12bit)を行い、計測用計算機(NEC 製 PC9821)に取り込む。計測用計算機に取り込まれたデータは処理用計算機に移動し処理される。

(1) 超音波診断装置(日立メディコ社製 EUB-565A(改造型)、心臓用)

スキャン方式	: セクタスキャン方式(電子走査型)
超音波周波数	: 2.5[MHz]
繰り返し周波数	: 1[kHz]
表示方法	: B モード法, M モード法, パルスドプラ法

(2) 計測用計算機(NEC 製 PC9821V200M7)

CPU	: Intel 社製 MMX Pentium 200MHz
主記憶装置	: 96MB
ハードディスク	: 4GB
OS	: Windows95/MS-DOS6.2

(3) 高速 A/D コンバータボード(THAMMWAY 製 PC9821V200M7 に内臓)

A/D 変換分解能	: 12 ビット=4096 段階/点
A/D 変換サンプリング周波数	: 25[MHz]
A/D 変換サンプリング間隔	: 0.04[μ s]

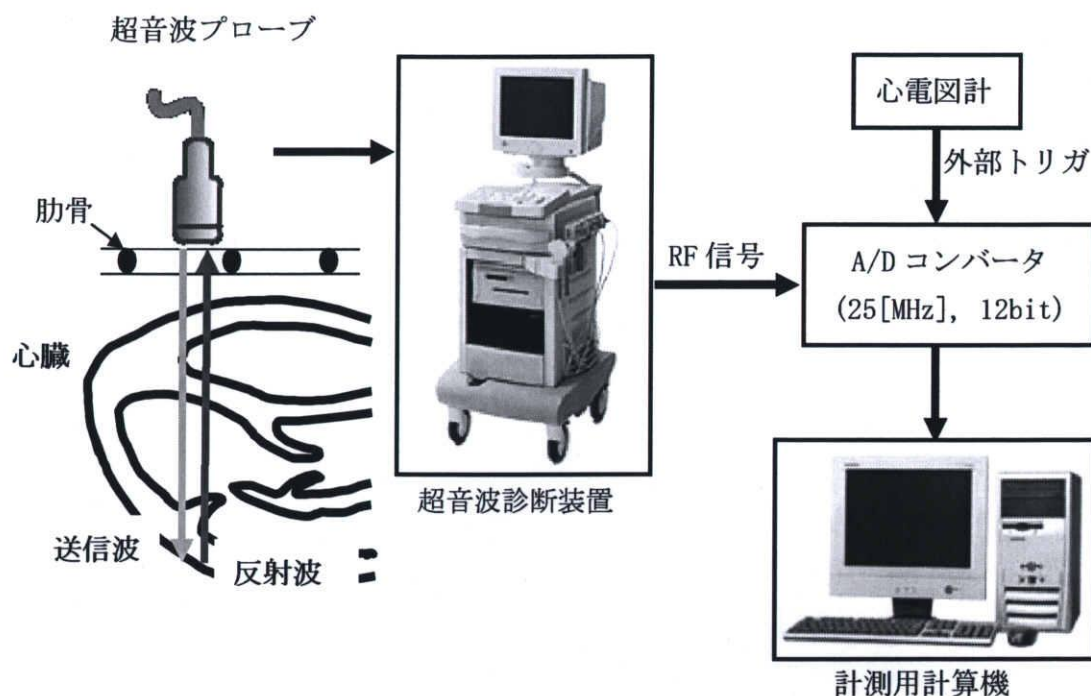


図 3.1 計測システムの構成

3.1.2 計測データ形式

図 3.1 のシステムにおいて超音波 RF 信号を計測用計算機に取り込む際、そのデータは図中に示すデータファイル構造の形式で保存される。

データファイルは主にヘッダ領域とデータ領域の 2 領域より構成される。ヘッダ領域の大きさは 256 バイトであり、データの取得された年月日、取得条件、患者名、年齢、性別、病名が格納されている。以下にヘッダ内に格納されている情報を具体的に説明する。

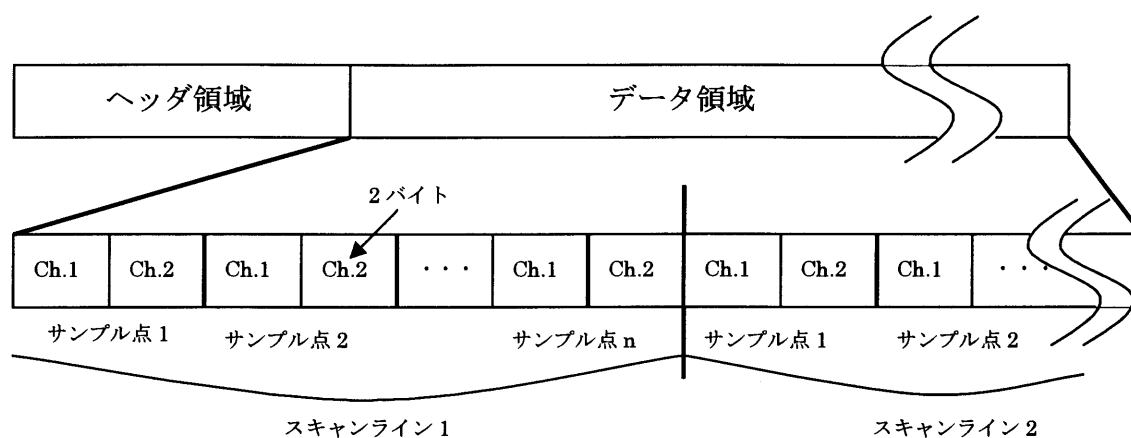
【ヘッダ領域の情報】

- ch_n 計測に用いたチャンネル数. (2 バイト)
- sample_n 1 スキャンラインあたりのサンプル点数. (2 バイト)
- total_line 総スキャンライン数. M モードの場合、計測時間に相当する. (2 バイト)
- mode 計測モードを示す. B モード, M モード, ドップラーモード, CFM モード, 二次元ドップラーモードのそれぞれに対して 0, 1, 2, 3, 4 の数値が入る. (2 バイト)
- Hz A/D 変換のサンプリング周波数[kHz]. 25[MHz]なら, 25000 が入る. (2 バイト)

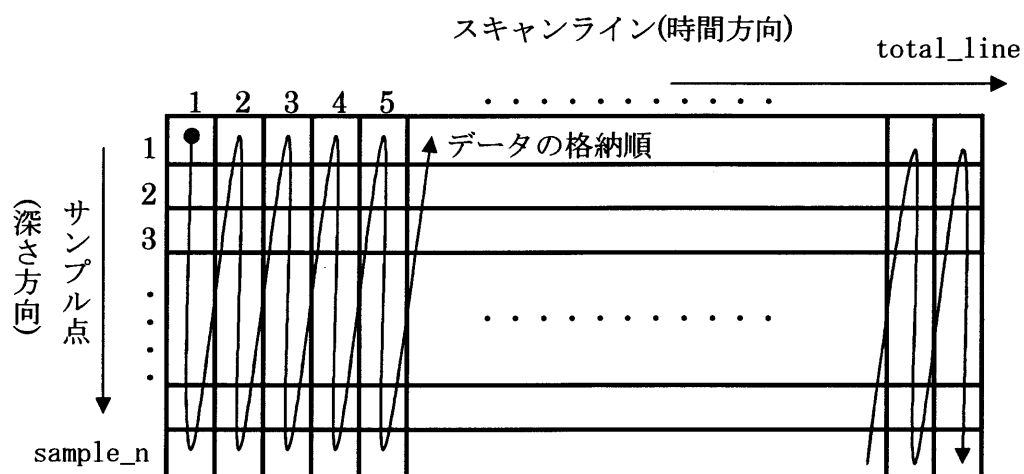
- depth_s 計測開始深さ. 単位は[mm]. (2 バイト)
- depth_e 計測終了深さ. 単位は[mm]. (2 バイト)
- beat_n 心拍数. (2 バイト)
- tgc 時間利得調整(Time Gain Control)を使用したか, しないかを示す. 使用した場合 1 が入る. 深い位置からの超音波反射波の減衰を補正する. 深い位置からの反射波ほど利得を上げる. (2 バイト)
- rf 測定データが RF 信号か, ドップラー信号かを示す. RF 信号の場合 1 が入る. (2 バイト)
- scan_line 各フレームに含まれるスキャンライン数. 計測モードが B モード, および, 二次元ドップラーの場合のみ意味を持つ. (2 バイト)
- probe 送信超音波の中心周波数. 2.5[MHz]の場合は, 25 が入る. (2 バイト)
- prf パルス繰り返し周波数(Pulse Repetition Frequency). 1[kHz]の場合は 1 が入る. (2 バイト)
- scan_mode スキャンモード(一次元か二次元か). 一次元スキャン, 二次元スキャンそれぞれに対して, 0, 1 が入る.
- view 計測視野. 超音波診断装置で心臓を見る体表の位置角度(医学用語)が入る. lav: 長軸画像(long axis view), sav: 短軸画像(short axis view)など. (3 バイト)
- bfreeze 計測時に B モード画像を停止させたかどうかを示す. 停止させた場合 1 が入り, 停止させない場合は 0 が入る.
- pt_name 被験者名. (17 バイト)
- age 被験者の年齢. (3 バイト)
- diag 被験者診断名. 例えば, nor: 正常例(normal), amy: アミロイドーシス(amyloidosis), dcm: 拡張型心筋症(dilated cardiomyopathy), hcm: 肥大型心筋症(hypertrophic cardiomyopathy) (5 バイト)
- note その他, 検査上のコメント. (30 バイト)
- data_buffer 計測年月日が入る. 例えば, 04 年 02 月 16 日は “02/16/04” となる. (9 バイト)
- time_buffer 計測時間が入る. 例えば, 15 時 3 分 30 秒は, “15:03:30” となる. (9 バイト)
- sum_line 総ライン数. 計測された総ライン数が 65535 を超える場合, 計測ライン数が格納される.

ヘッダ領域に続いて, データ領域には各サンプル点における計測データ(反射波の振幅値)が格納されている. 総サンプル点数は $\text{sample_n} \times \text{total_line}$ であり, 各点には 2 チャンネル(各チャンネルのデータ長は unsigned short 型(2 バイト))を記録すること

が可能である。さらにこの後部には、心電図時系列データの値が格納されている。心電図時系列データにおいて、各点は unsigned short 型で total_line 点だけ記録されている。データ領域のデータの並び方は図 3.2(B) のようになる。



(A) 超音波データファイル構造



(B) 1 チャンネル分のデータの並び方

図 3.2 計測信号のデータ形式

3.1.3 取得データ

図 3.3 ならびに図 3.4 はそれぞれ乳頭筋レベルでの左心室短軸画像の模式図と、実際の超音波 B モード画像(左)と M モード画像(右)である。図の B モード画像は、心臓の左心室部分を短軸方向に超音波ビームでスキャンした場合の画像である。プローブ近くでは、体表面付近の反射が強く写っており、また心臓においては心筋壁の境界付近の反射が強いため、2 重の同心円(左心室の外膜、内膜)を観察することができる。

M モード画像においては、1 スキャンライン上における心臓の収縮拡張運動の時間変化を観察することが可能である。B モード画像上で計測部位を決定し、1[kHz]のパルス繰り返し周波数(Pulse Repetition Frequency: PRF)、すなわち 1[ms]毎に中心周波数 2.5[MHz]の超音波パルス波を送信する(図 3.5)。送信波は生体内の音響インピーダンスの変化する箇所まで反射し、図 3.6 に示すような超音波 RF 信号が受信される。なお、図 3.6 のプローブからの距離は以下の式を用いて計算した。

生体内音速を c [mm/s]、送信された超音波パルス波がプローブからの距離 d [mm]の位置にある対象物により反射し、再びプローブにより受信されるまでの時間を t [s]とすると、プローブからの距離 d は

$$d = \frac{1}{2} c t \quad (3.1)$$

となる。ここで式中の $1/2$ は超音波がプローブと対象物との間を往復していることによるものである(図 3.7 参照)。また、(3.1)式より、サンプリング点間の距離 Δd [mm]は、各サンプリング点間の受信間隔を t [s]とすると、

$$\Delta d = \frac{1}{2} \times c \times \tau \quad (3.2)$$

と表される。表 2.1 より c [mm/s]= 1530×10^3 [mm/s]、また、 t [s]はサンプリング間隔であるから、 $\tau=1/(25 \times 10^6)=0.04 \times 10^{-6}$ [s]となり、(3.2)式は、

$$\Delta d[mm] = \frac{1}{2} \times 1530 \times 10^3[mm/s] \times 0.04 \times 10^{-6}[s] = 0.0306[mm] \quad (3.3)$$

となる。ゆえに、本研究におけるサンプリング点間の距離は、0.0306[mm]となる。また、計測開始深度(図 3.6 の場合は 40[mm])は、計測用計算機上で指定することが可能であるため、図 3.6 のプローブからの距離が計算できることになる。

図 3.6 では、プローブからの距離が 42[mm]～47[mm]付近と、52[mm]～55[mm]付近に強い反射が見られることから、42[mm]～55[mm]付近が心筋(前壁)であると考えられる。

また図 3.8、図 3.9 に、それぞれ健常な心筋と、疾患(大動脈狭窄)のある心筋からの受信 RF 信号を疑似三次元表示した図を示す。図 3.8、図 3.9 において、縦軸は RF 信号の振幅、横軸はプローブからの距離、奥行きは、時間を示す。ただし、それぞれの図に

において、(A)は受信したRF信号、(B)は、見やすくするために、受信したRF信号の絶対値を求め、移動平均法により平滑化したものを示す。

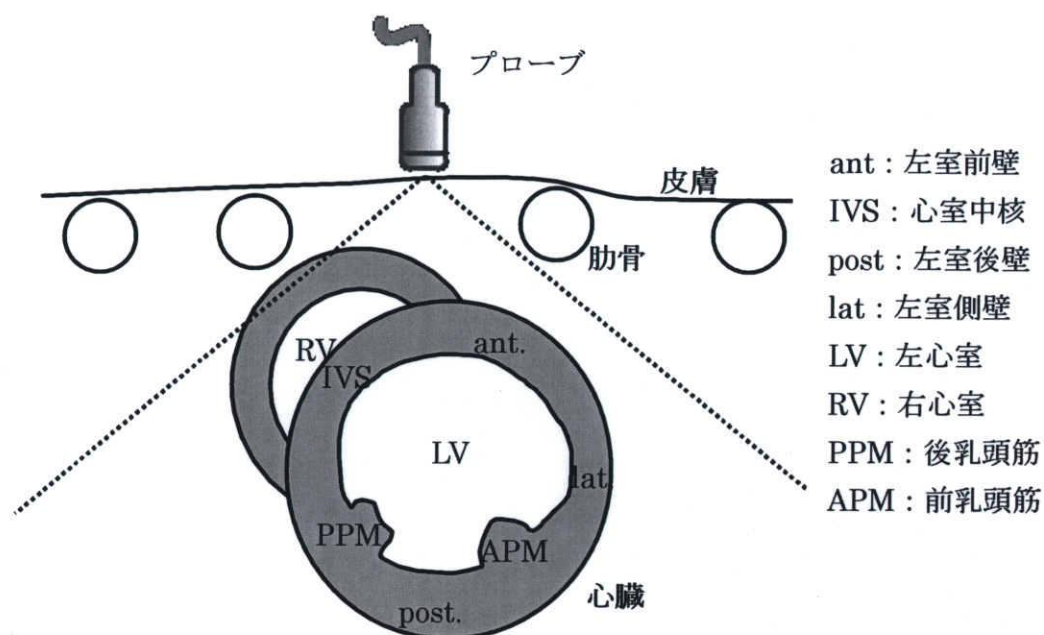


図 3.3 乳頭筋レベルの短軸画像

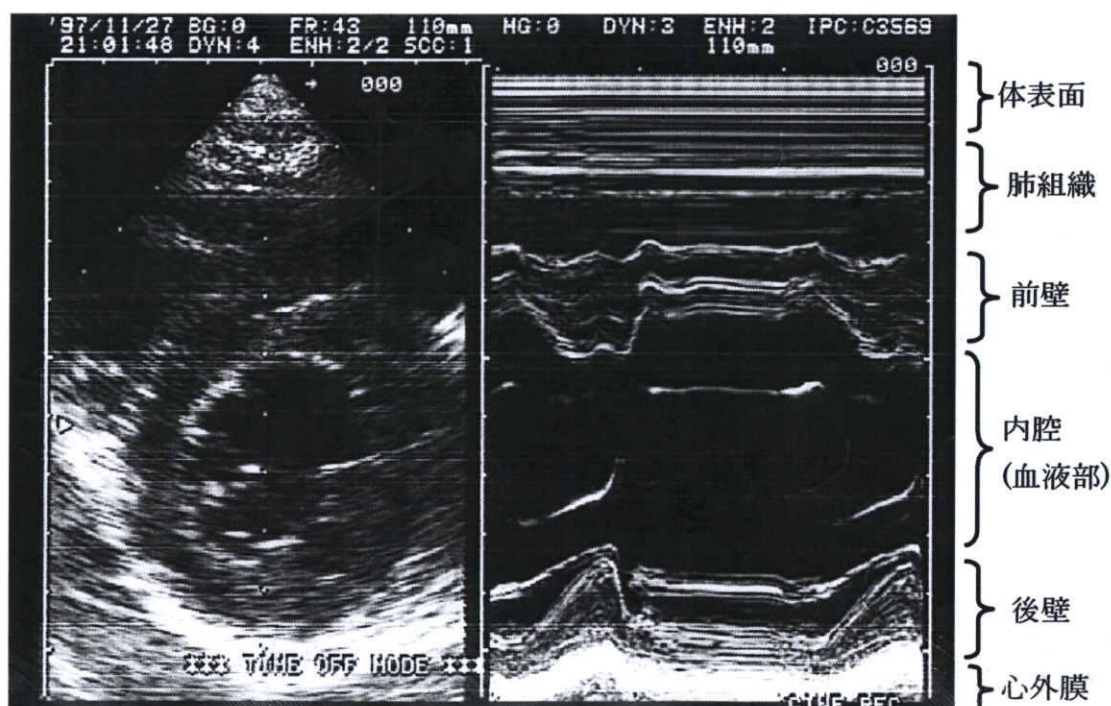


図 3.4 左心室短軸画像の超音波Bモード画像(左)とMモード画像(右)

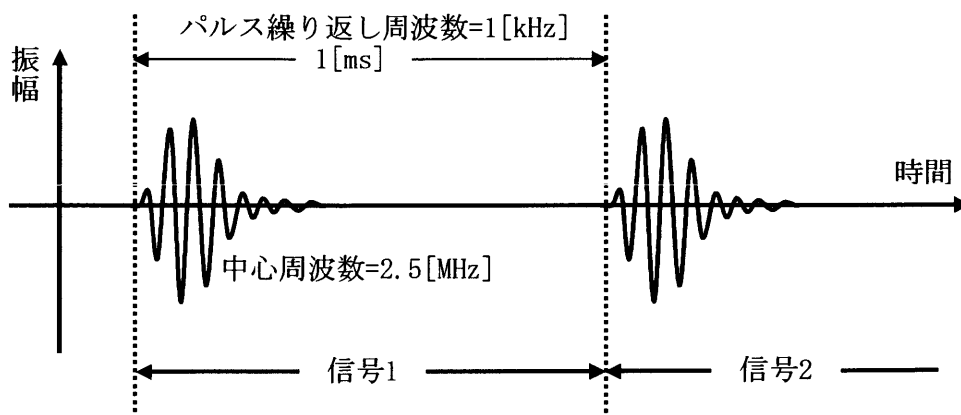


図 3.5 送信波(超音波パルス信号)

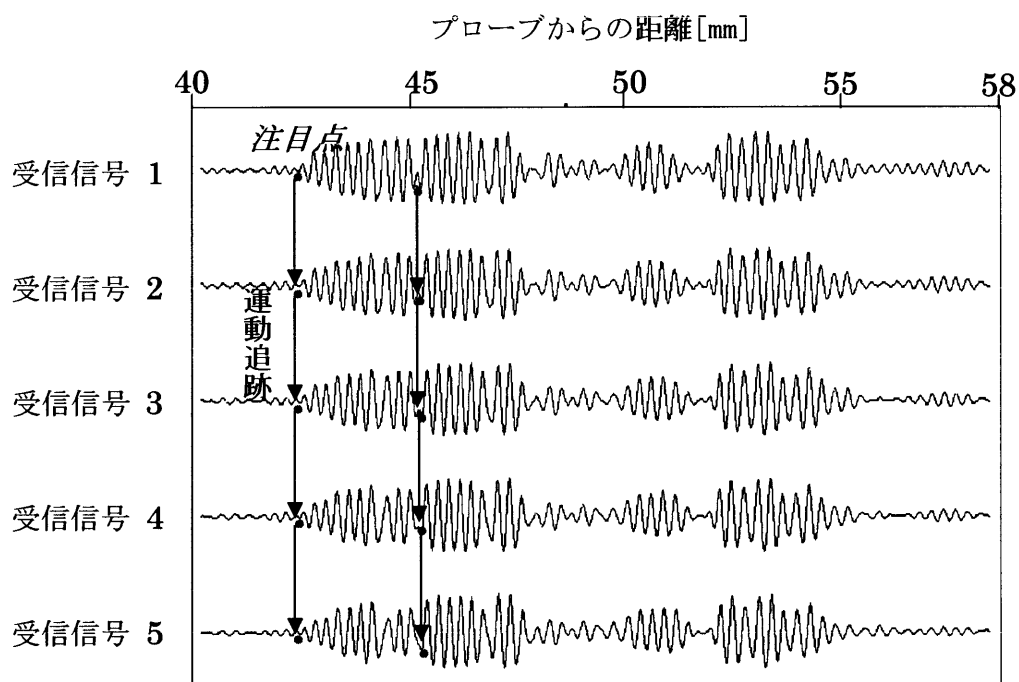


図 3.6 受信した信号(1[ms]ごとに受信されたパルス波の反射信号)

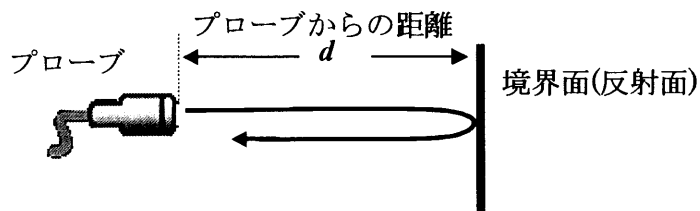
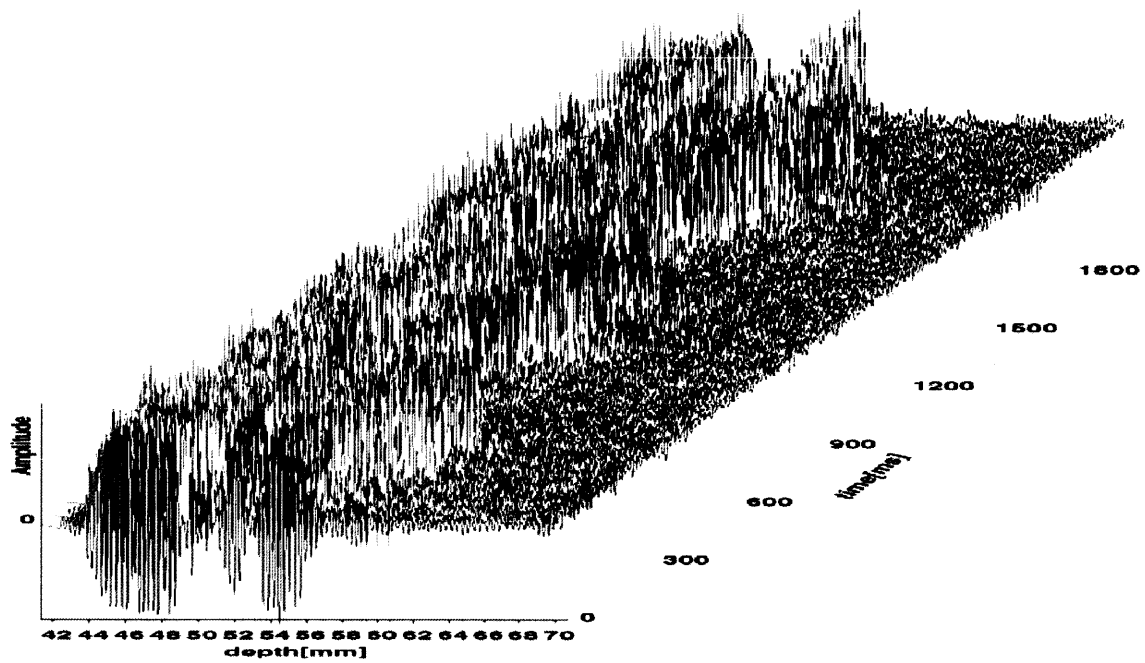
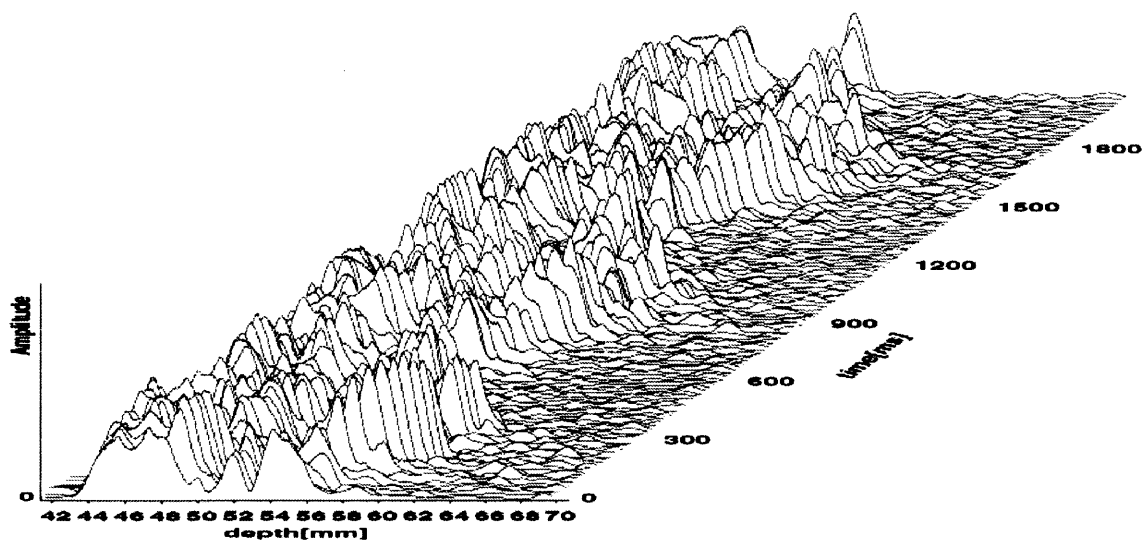


図 3.7 プローブと反射面との距離

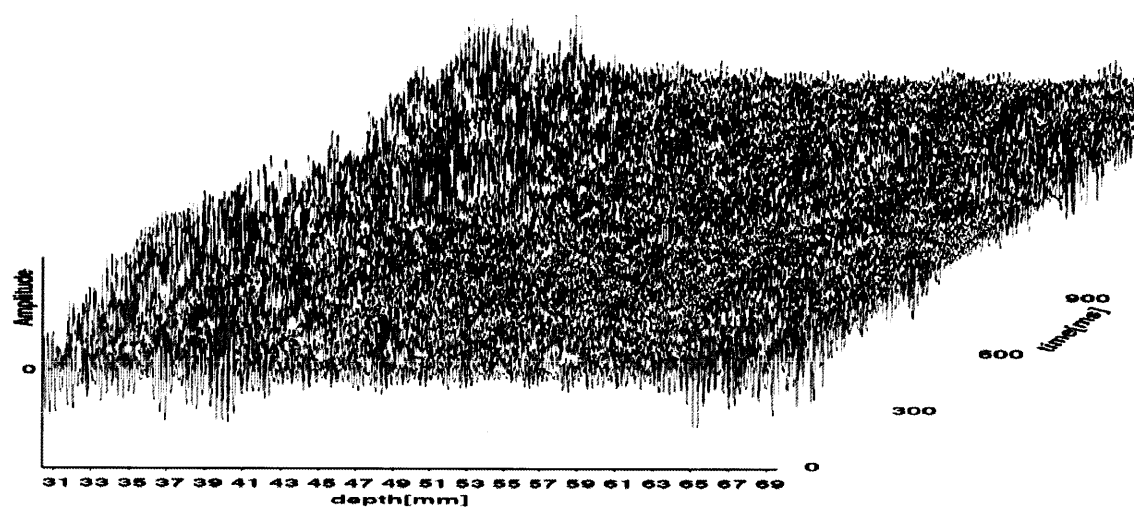


(A)受信した RF 信号

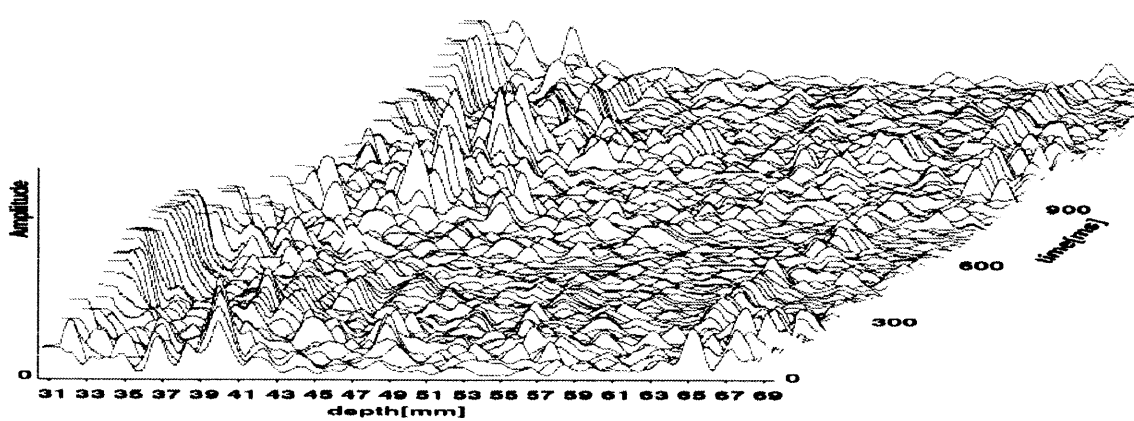


(B) RF 信号の絶対値を平滑化した信号

図 3.8 RF 信号擬似三次元表示(健常例)



(A)受信した RF 信号



(B) RF 信号の絶対値を平滑化した信号

図 3.9 RF 信号の擬似三次元表示(疾患例)

3.1.4 取得されたデータの処理方法

図 3.10 に取得されたデータ (RF 信号) の処理手順および得られた局所心筋の運動追跡結果を示す。

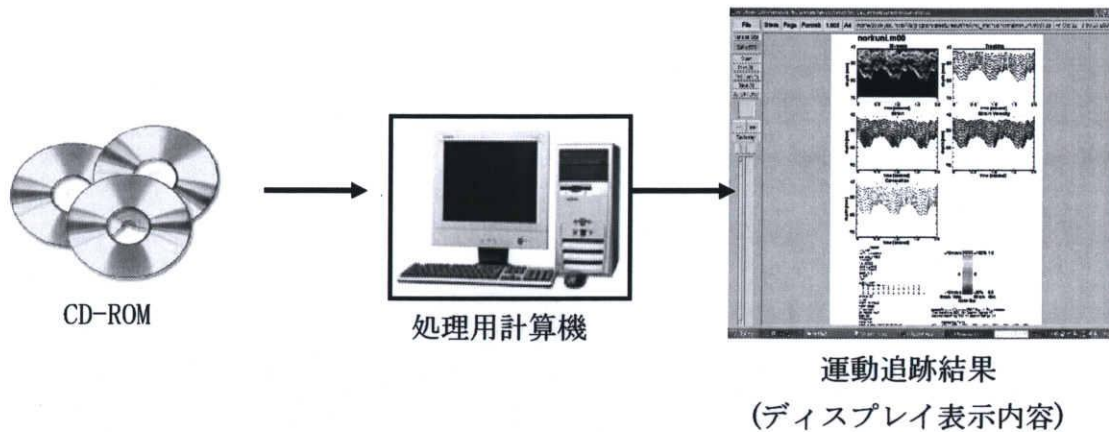


図 3.10 取得データの処理手順

取得された RF 信号は CD-ROM に保存され、処理用計算機に取り込まれ、処理が行われる。なおプログラミング言語は C 言語を使用している。処理用計算機により処理された運動追跡結果は、処理用計算機上のディスプレイ上に示される。ディスプレイ上には、取得した RF 信号から生成された M モード画像、運動追跡結果、心筋の厚みの変化、心筋の厚みの変化速度、相関係数のカラー表示、ヘッダ情報などが表示される。

以下に使用した処理用計算の仕様を示す。

○処理用計算機 (DELL 社製 Dimension8200)

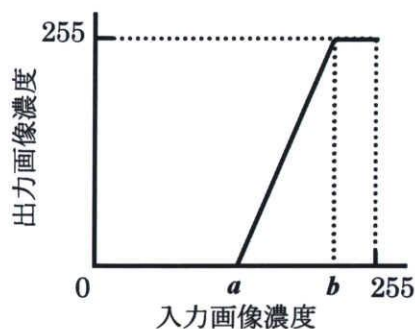
CPU	: Intel Pentium4 CPU 2.20GHz
主記憶装置	: 512MB
ハードディスク	: 80GB
OS	: PC-UNIX (Vine Linux ver.2.5) + X Window

3.2 Mモード画像の生成と手動による注目点の選択

3.2.1 Mモード画像の生成方法

本研究では以下の方法により，受信した RF 信号から，Mモード画像を生成した．

- (1) 処理量，使用メモリ量を減らすため，12 ビット/点で A/D 変換された RF 信号の対数を取り，8 ビットのデータ(最大値を 255，最小値を 0)に変換する．しかしながら，このままの信号を画像化すると通常の超音波診断装置の画像処理された M モード画像とは異なり低コントラストの画像となるため，以下に示す濃度補正を行う．
- (2) (1)の信号を入力画像濃度として，図 3.11 (A)に示す関数を用いて濃度補正を行う．ただし，図中の a と b はそれぞれ，判別分析法により求められた 2 値化のためのきい値と，入力画像の最大濃度値 $\times 0.9$ である．
- (3) 出力画像濃度の最大値(255)を白，最小値(0)を黒とし，1[mm]ごとに受信した RF 信号の振幅を濃淡により縦線表示し，それを横方向に並べることで M モード画像を生成する．すなわち，横軸に時間(time[s])，縦軸にプローブからの距離(depth[mm])を取り，画像化する．



(A) 濃度補正関数

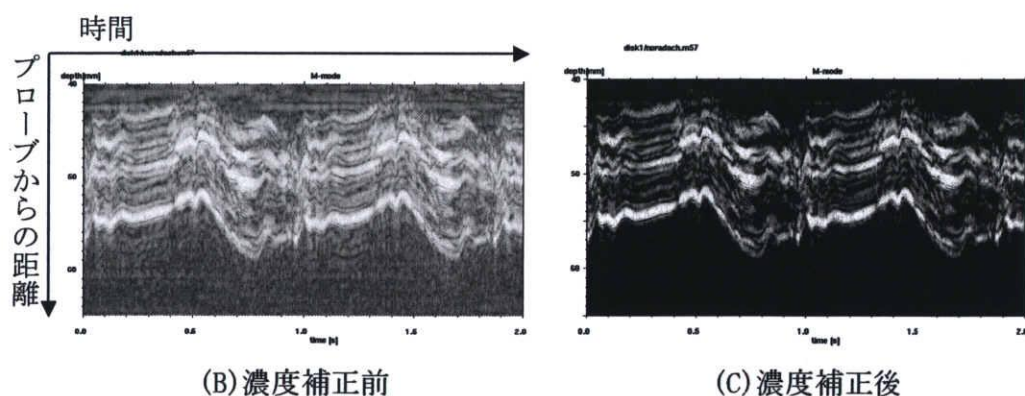


図 3.11 濃度補正

3.2.2 心内膜の推定

一般的に超音波は、伝播する媒質の音響インピーダンスの差が大きくなるほど反射強度も大きくなる。そのため、血液と心筋の音響インピーダンスの差より M モード画像で心内膜が良好に表示されることが多い。本研究ではこの性質を利用し、M モード画像の輝度差を用いた心内膜を推定する。

ここではまず、M モード画像を作成するために使用する濃度値の差分値 $e(x,t)$ を (3.4) 式により求める。具体的にはプローブからの距離 (図 3.13 中の depth) の深い位置から探索し、しきい値より小さい最初の極小値をその時刻 t での心筋の“内膜”とする。同様の処理を各時刻について行い、内膜を検出する (図 3.13)。なお (3.14) 式において $g(x,t)$ は時刻 t におけるプローブからの距離 x の M モード画像の濃度値、 T は時間についての和の範囲、距離方向の和の範囲である。なお T と D の値は経験的にそれぞれ $T=5$ (0.05 秒相当)、 $D=25$ (2.5 波長、約 0.75 [mm] 相当) とし、しきい値は $e(x,t)$ の最小値 $\times 0.5$ とした。

$$e(x,t) = \sum_{t=-T/2}^{T/2} \sum_{i=0}^D (g(x+i,t) - g(x-i,t)) \quad (3.4)$$

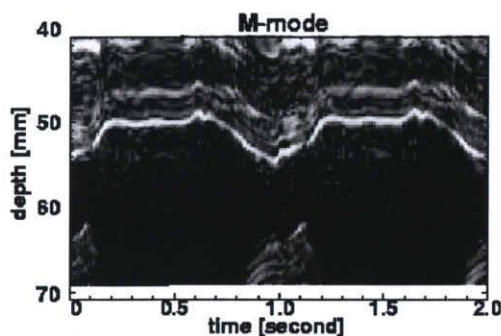


図 3.12 M モード画像

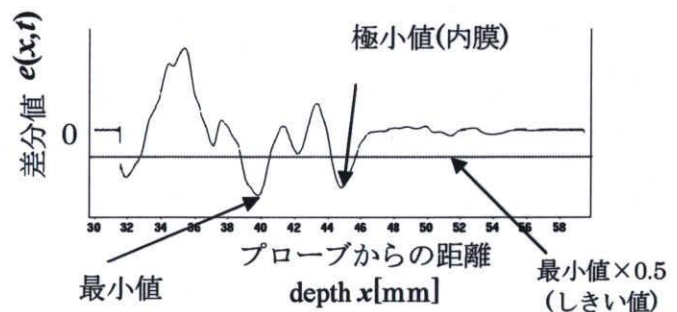


図 3.13 濃度値の差分値と心内膜の検出

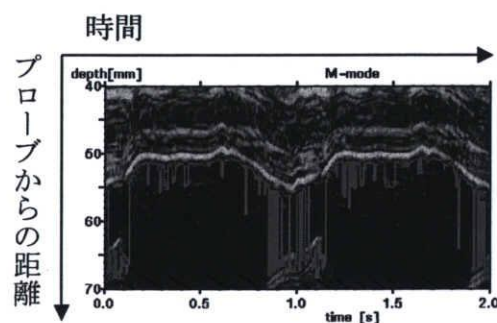


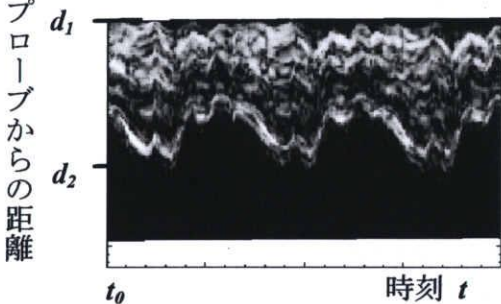
図 3.14 内膜推定結果 (一例)

図 3.14 に上述した方法を用いた心内膜推定結果を示す。図からもわかるとおり、上述の方法を用いて求めた内膜の位置は安定していない。そのためここでは、全時刻における推定した内膜の位置の中央値を内膜の中央と考え、そこから医学的に心筋の動く範囲とされる 1.5[cm] の範囲内で再度心内膜の推定を行う。その際、しきい値としている最小値 $\times 0.5$ 以下の極点がない場合は、しきい値を最小値 $\times 0.4$, 0.3 , \dots , と変化させ、内膜位置を推定する。

3.2.3 心周期の推定

心臓は周期を持って規則的に運動する臓器であり、一心周期後に心筋の位置はほぼ元の位置に戻ってくる。そこでここでは、超音波 RF 信号の振幅を調べ、計測開始時刻の信号と最も似ている信号が現れるまでの時間を探索することにより、心周期の推定を行う。

プローブからの距離 x 、時刻 t における RF 信号強度を $f(x, t)$ とすると、初期時刻 t_0 の信号強度は $f(x, t_0)$ となる。超音波信号の観測されている範囲を d_1 から d_2 とすると、相関係数 $r(t_0, t)$ (類似度) を共分散と標準偏差の比である次式のように定義する。



$$r(t_0, t) = \frac{\sum_{x=d_1}^{d_2} \{f(x, t_0) - \bar{f}(t_0)\} \{f(x, t) - \bar{f}(t)\}}{\sqrt{\sum_{x=d_1}^{d_2} \{f(x, t_0) - \bar{f}(t_0)\}^2 \sum_{x=d_1}^{d_2} \{f(x, t) - \bar{f}(t)\}^2}} \quad (3.5)$$

図 3.15 計測範囲

$r(t_0, t)$ は、 $f(x, t_0)$ と $f(x, t)$ が d_1 から d_2 の範囲で完全に等しくなる時、最大値 1 となる。また反転した信号、すなわち $f(x, t_0) = -f(x, t)$ となる時、その値は最小値 -1 となる。この場合は位相が 180° 移動していると考えられ、また一心周期後に観測される波形は反転位相であることも考えられるため、ここでは $r(t_0, t)$ の絶対値を取り、相関係数とした。

しかしながら、被測定者の呼吸やプローブのずれ、心筋の一心周期後の微小な心筋の位置の変化等により、一心周期後の位置は基準時刻の位置とほぼ同じになるものの多少の誤差が生じる場合がある。その場合、観測される RF 信号は類似した波形となるが、図 3.16 のように位相はずれてしまうおそれがある。そこで本研究では、まず一心周期後の信号を各サンプリング点毎に上下に平行移動させ相関係数を計算し、相関係数が最大値となる位置と基準信号との位置の差分を一心周期後の信号と基準信号のずれ Δd とする。得られた Δd の標準偏差 σ を求め、 2σ (存在確立 95.45%) の範囲で相関係数の絶

対値の最大値を計算することによりずれを考慮した心周期推定を行う。

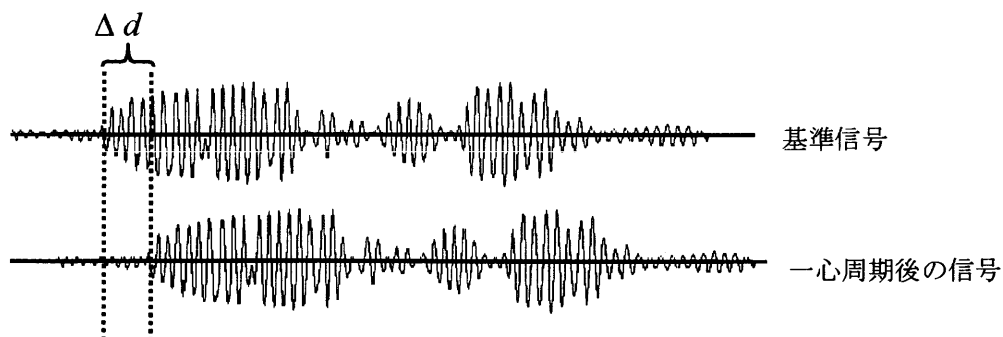


図 3.16 RF 信号の基準信号と一心周期後のずれ

3.2.4 注目点の設定

本研究にて運動追跡に用いる注目点は手動で設定される。またここでは双方向運動追跡のため、入力時刻の一心周期後の時刻においても同じ位置に注目点が設定される。しかしながら、心筋が大きく動く時間帯に注目点が設定された場合、わずかな心周期の推定誤差により一心周期後の注目点位置と実際の心筋位置が大きくずれるため、双方向運動追跡の精度が低下してしまう場合がある。そこでここでは、推定した心内膜の動きを用いて心筋の動きが小さい時刻(休止時刻)を求め、その時刻に注目点を設定することとする。具体的には、ある時刻 t における心内膜位置から上下に 10 サンプル点(約 0.3[mm])の間で連続して心内膜の位置が最も多く入る時刻を休止時刻とする。図 3.17 の例では、時刻 t_0 において時刻ウィンドウ内に推定した心内膜が最も多く入っているため、この時刻 t_0 が「休止時刻」となる。

本研究にて構築したシステムでは、休止時刻に心外膜の位置を手動で入力すると入力された位置と推定心内膜の間に均等に注目点(10 点)が設定される。さらに、一心周期後の時刻の同じ深さ位置にも同数の注目点が設定され、注目点の運動追跡開始点の設定が完了する。

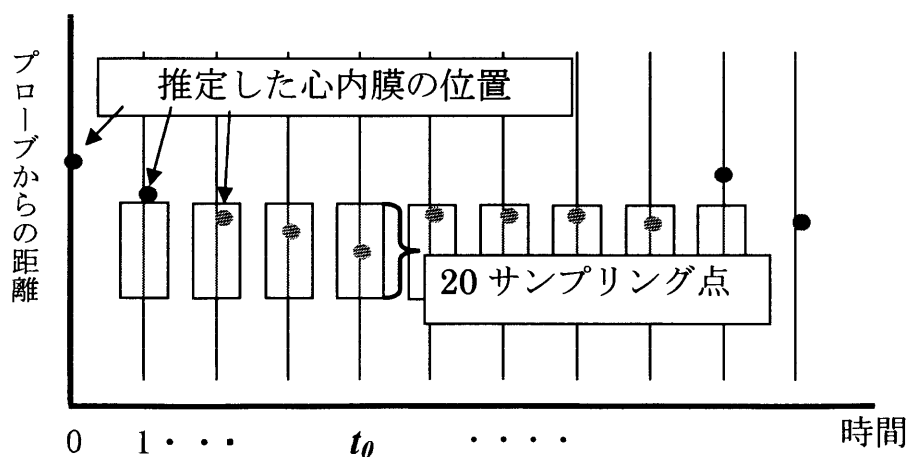


図 3.17 休止時刻の求め方

3.3 局所心筋の運動追跡

前節で決定した注目点の運動開始位置から、心臓の拍動により移動する同一心筋部位を注目点の移動位置の推定より求める。従来手法では、階層的相関法を用いて注目点の移動位置を推定し、さらに心内膜の移動量を用いてその注目点の移動位置の補正を行う。また、追跡を時間方向、逆時間方向に行う双方向運動追跡を行い、時間による追跡誤差の累積を低減させる。以下に、相関法と階層的相関法、心内膜を用いた移動量の補正、推定心内膜を用いた双方向運動追跡と結果について述べる。

3.3.1 相関法

従来手法では、階層的相関法を用いて、RF 信号上に設定した複数の注目点の移動位置を連続する RF 信号間で推定する。ここでは階層的相関法の基本となる相関法について述べる。

相関法は、時刻 t の RF 信号上の注目点を中心とした関心領域 (Region of Interest : ROI) が、時刻 $t+1$ の RF 信号上でどの領域と最も似ているかを探索範囲内で相関係数を求めることにより調べ、相関係数の最も大きい位置をその注目点の移動位置とする方法である (図 3.18)。時刻 t と時刻 $t+1$ の RF 信号における、プローブから距離 x の場所での振幅をそれぞれ $f(x, t)$, $f(x, t+1)$ 、関心領域の大きさを n とすると、探索範囲内の点 x' における 2 つの信号の相関係数 $r(x, x', t, t+1)$ は次式で計算できる。

$$r(x, x', t, t+1) = \frac{A}{\sqrt{BC}} \quad (3.6)$$

ここで、

$$A = \sum_{i=-n/2}^{n/2} \{f(x+i, t) - \overline{f(x, t)}\} \{f(x'+i, t+1) - \overline{f(x', t+1)}\} \quad ,$$

$$B = \sum_{i=-n/2}^{n/2} \{f(x+i, t) - \overline{f(x, t)}\}^2 \quad ,$$

$$C = \sum_{i=-n/2}^{n/2} \{f(x'+i, t+1) - \overline{f(x', t+1)}\}^2 \quad ,$$

$$\overline{f(x, t)} = \frac{1}{n} \sum_{i=-n/2}^{n/2} f(x+i, t) \quad (3.7)$$

である。

(3.6)式において、分子は平均からの偏差、分母はその分散であるため、相関係数の値 $r(x, x', t, t+1)$ は-1 から+1 の値となる。

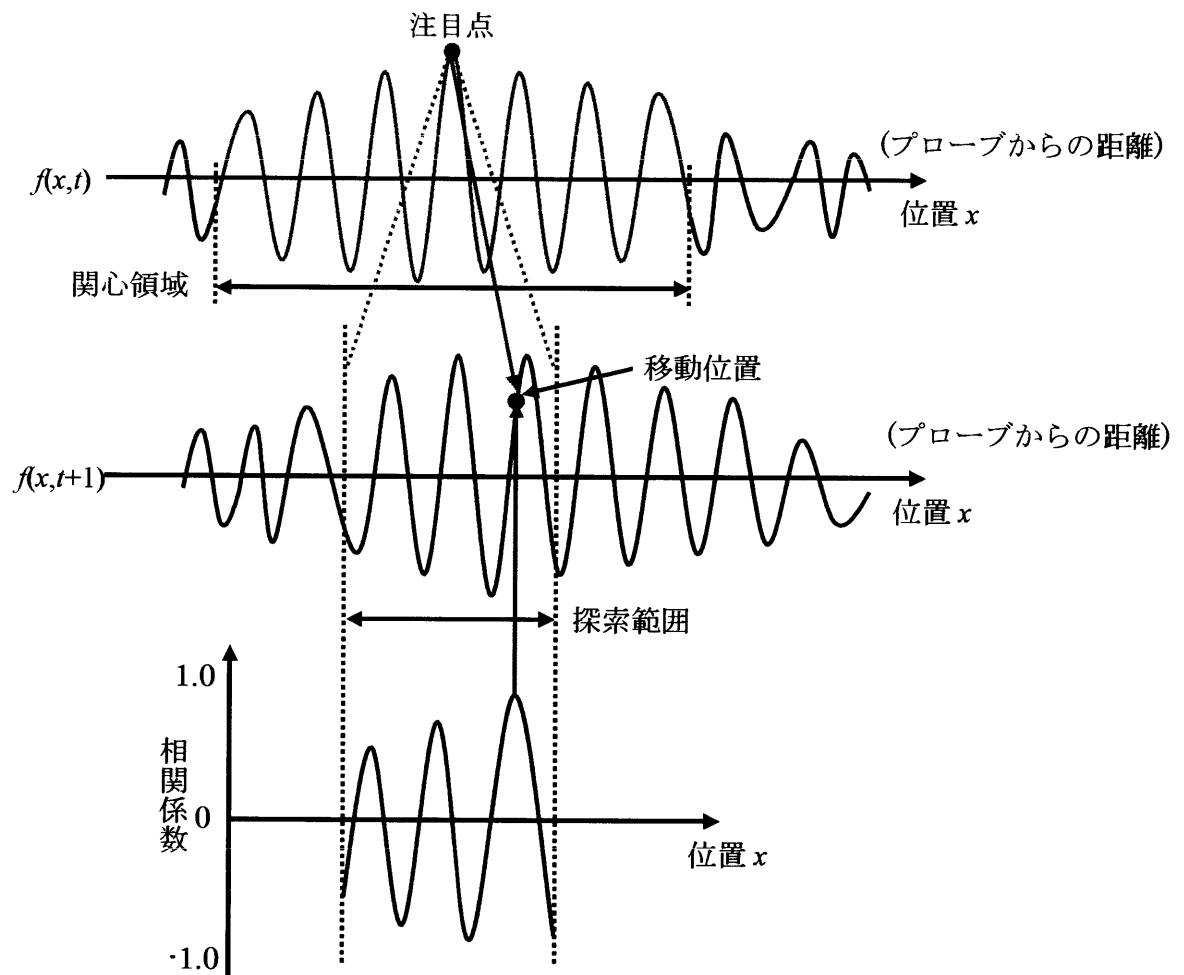


図 3.18 相関法による運動追跡

3.3.2 階層的相関法

階層的相関法は、相関法における関心領域と探索領域を「広い範囲」と「狭い範囲」について階層的に変化させることにより注目点の移動位置を絞り込み、追跡の安定性と空間分解能の低下を防ぐ方法である。図 3.19 に階層的相関法の概要を示す。階層的相関法は大きく分けて 2 段階に分けることができる。第 1 段階では、時刻 t の受信信号上に注目点とそれを中心とした 10 波長程度の関心領域を、時刻 $t+1$ の受信信号上に 1.6 波長程度の探索範囲を設定して相関係数を求め、その値が最大となる位置を注目点のおおよその移動位置とする。さらに第 2 段階では、関心領域を 1 波長程度、探索範囲をおおよその移動位置を中心とした 1 波長程度と狭くし、探索範囲内において相関係数を再度計算することにより、 k 番目の注目点の移動位置 $p_k(t+1)$ を推定する。なお、注目点の位相が徐々にずれていくのを防ぐため、注目点は超音波 RF 信号上の極値に設定される。

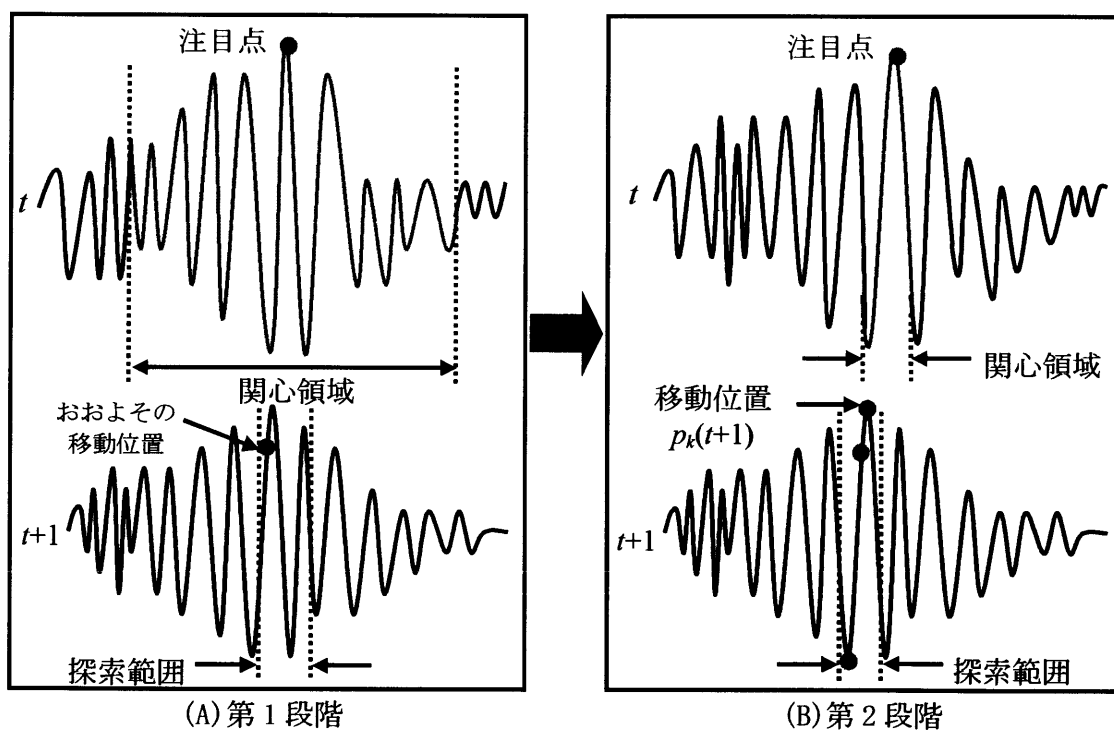


図 3.19 階層的相関法

3.3.3 推定心内膜を用いた双方向運動追跡

図 3.20 に階層的相関法を用いて運動追跡を行った場合の結果(一例)を示す。図のように階層的相関法を用いた場合では、追跡方向に徐々に誤差が累積してしまい、結果として正しく追跡できていないことがわかる。そこでここでは、階層的相関法で求められた注目点の移動位置の相関係数が 0.8 より低い場合、心内膜の移動量を用いて注目点の移動位置の補正を行う。また、一心周期を用いて時間方向、逆時間方向の双方向運動追跡を行い、追跡誤差の累積を低減させる「推定心内膜を用いた双方向運動追跡」を用いる。

以下の小節に心内膜の移動量を用いた移動位置の補正と双方向運動追跡について概説する。

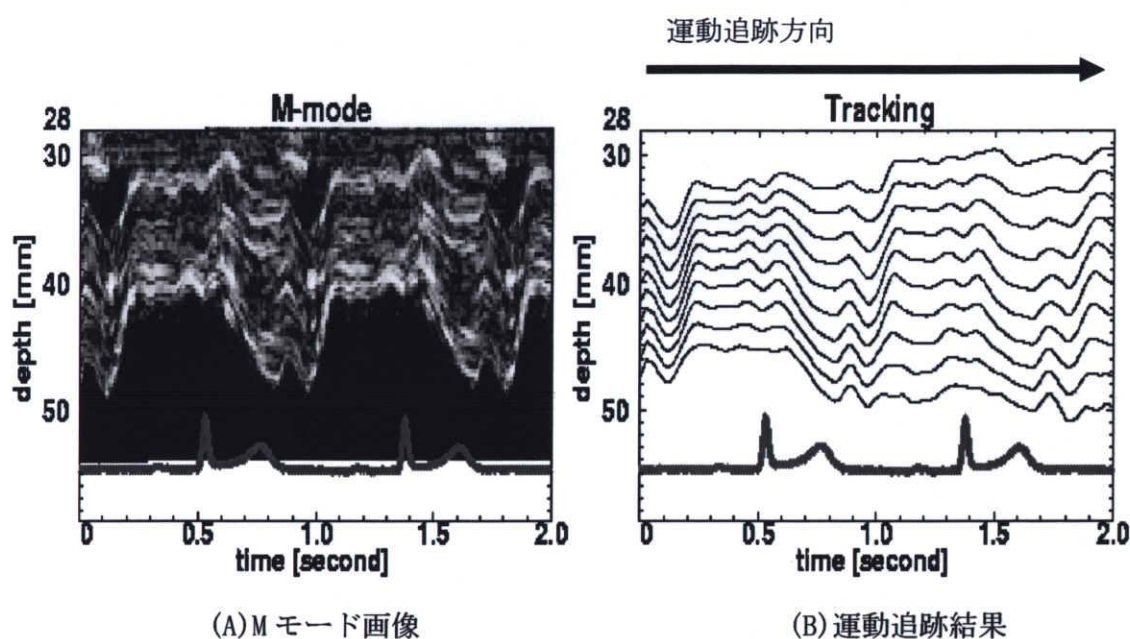


図 3.20 追跡誤差の累積による失敗例

3.3.3.1 心内膜を用いた心筋移動量の補正

安本らの研究によると、相関係数が低いときは推定された移動位置の信頼度が低いことが明らかとなっている[3]。そのため、階層的相関法より求められた相関係数が 0.8 以下となるときは、推定した心内膜の移動量を用いて注目点の移動位置を補正することとする(図 3.21 参照)。推定心内膜の移動量は心内膜側の注目点の移動量には近いが、心外膜側の注目点の移動量とは大きく異なるため、以下のような重みを心内膜の移動量に加えて注目点の移動位置補正に用いた。ここでは心外膜側の注目点を 1 番目の注目点、心内膜側の注目点を 10 番目の注目点とし、一番心外膜側の 1 番目と 2 番目の注目点では 0.5, 3・4 番目の注目点では 0.55, 5・6 番目の注目点では 0.6, 7・8 番目の注目点では 0.65, 9 番目の注目点では 0.7, 10 番目の注目点では 0.8 と重みを実験的に決定し、注目点の位置補正に用いた。

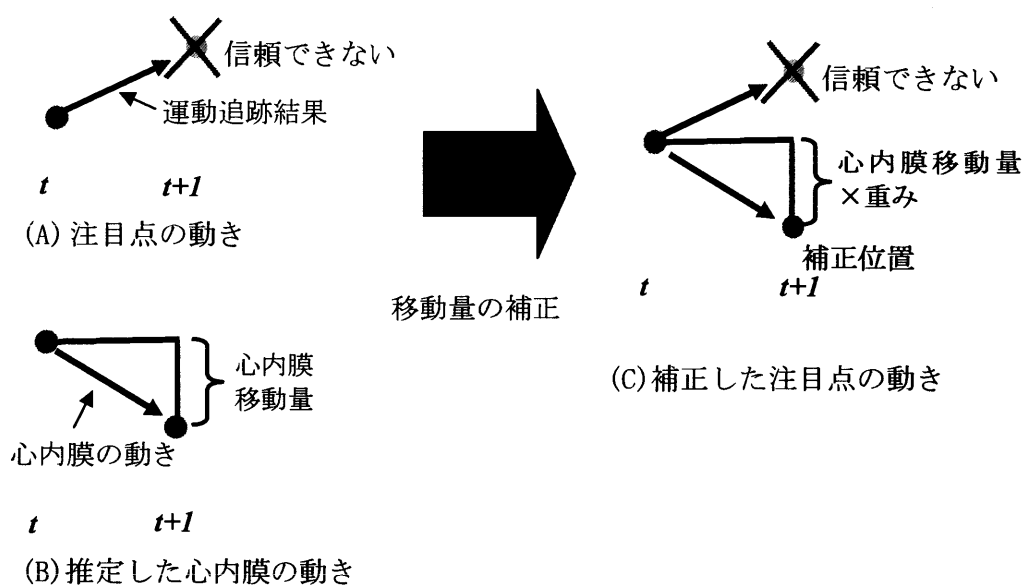


図 3.21 推定心内膜を用いた移動量の補正

3.3.3.2 双方向運動追跡

運動追跡誤差の累積を低減するために、一心周期後の注目点の位置を用いて双方向運動追跡を行う。双方向運動追跡とは時間方向の運動追跡と逆時間方向の運動追跡の結果を結合させる手法であり、一心周期ごとに追跡誤差の累積が抑制できると考えられる。また、時間方向運動追跡は追跡開始時で誤差が一番小さく、一心周期時で一番大きくなる。一方、逆時間方向運動追跡では一心周期時で誤差が一番小さく、追跡開始時で一番大きくなるため、ここでは(3.8)式を用いてそれぞれの追跡結果を線形結合させることにより、追跡誤差がより小さい追跡結果を得ることができる。

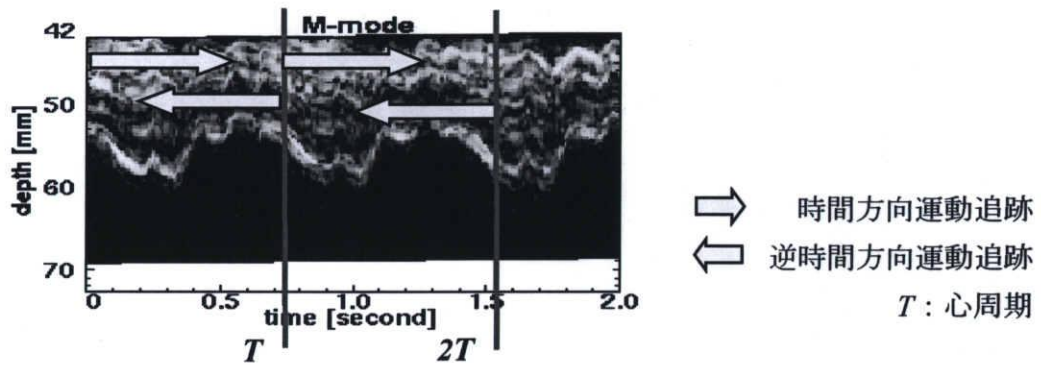


図 3.22 双方向運動追跡法

$$q(t) = \frac{(T - t') \cdot f(t) + t' \cdot b(t)}{T} \quad (3.8)$$

上式において、 $q(t)$ は時刻 t における補正した注目点の位置、 t' は時刻 t を心周期においての時刻に変換した時刻である。また、 $f(t)$ は時間方向運動追跡により推定した時刻 t における注目点の位置、 $b(t)$ は逆時間方向運動追跡により推定した時刻 t における注目点の位置である。

3.4 従来手法の追跡結果と問題点

本節では、追跡結果の差異を肉眼で容易に確認できるようにするため、厚み変化率の色表示を用いて追跡結果を示す。ここでは、厚み変化率 $T_{k,t}$ は式(3.9)より求める。式中における k は注目点の番号(外膜から 1, 2, ..., 10), t は時刻であり, t_0 は追跡開始時刻である。また $d_{k,t}$ は, k 番目の注目点の t 時刻における深さ位置(プローブからの距離)である。

$$T_{k,t} = \frac{(d_{k+1,t} - d_{k,t}) - D_k}{D_k} \times 100 \quad [\%], \quad D_k = d_{k+1,t_0} - d_{k,t_0} \quad (3.9)$$

上式により、心筋層の厚みが追跡開始時刻より 1.5 倍になった時に、厚み変化率は 50% となり、厚みが 0.5 倍になった時に厚み変化率は -50% となる。ここではこの厚み変化率を図 3.23 に示すような色を用いて表すこととする。

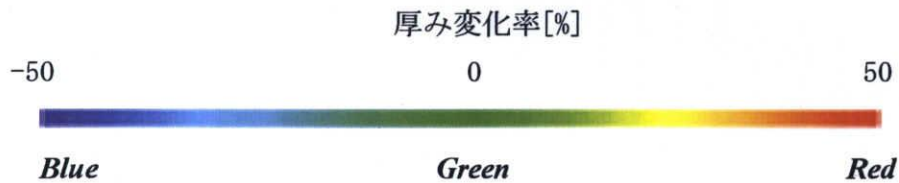


図 3.23 厚み変化率と色表示

一般的に正常な心臓の場合、心筋層内で心内膜付近の運動量が最も大きく、厚み変化率の時間変化も大きい。逆に外膜付近の運動量は少ないため、厚み変化率の変化がほとんどみられないという特徴を持つ。その一方、虚血性心疾患のような心臓血管の閉塞による疾患の場合においては、病変部位の心筋厚み変化がなく、厚み変化率の色の変化がほとんど見られない。以下に、心周期と心内膜の推定が良好にできた例を用いた運動追跡の結果を厚み変化率の色表示を用いて示す。なお表示時間は一心周期である。

図 3.24, 図 3.25 は追跡がほぼ正確に追跡できた例である。図 3.24 では、内膜に近いほど心筋の厚み変化率が大きく変化しているが、図 3.25 では厚み変化率があまり変化しておらず、正常な場合と疾患の場合の心筋の厚み変化の差異を容易に確認することができる。

一方、図 3.26 では心内膜に対応する反射波が急に消失・出現することにより、心内膜付近の運動追跡ができてない。その結果、正常な心筋であるにもかかわらず、厚み変化率の色の変化が見られない追跡結果が得られている。また、図 3.27 の例においては、双方向運動追跡による追跡誤差の低減の効果がみられず、外膜付近の追跡失敗が目立つ。

図 3.26, 図 3.27 で確認できるように、従来手法の追跡失敗要因は(1)心内膜に対応

する反射波成分の急な消失と出現に起因する心内膜付近の運動追跡精度の低下と、(2) 運動追跡誤差の累積が主に考えられる。

そこで、本研究では心内膜付近の運動追跡に関しては、M モードより得られる心内膜の位置情報を従来手法より積極的に用いることにより、上述した(1)に対する改善を試みる。また、一心周期より短い間隔を対象にした双方向運動追跡を行うことにより上述(2)で示した追跡時間に伴う誤差累積の解消を試みる。

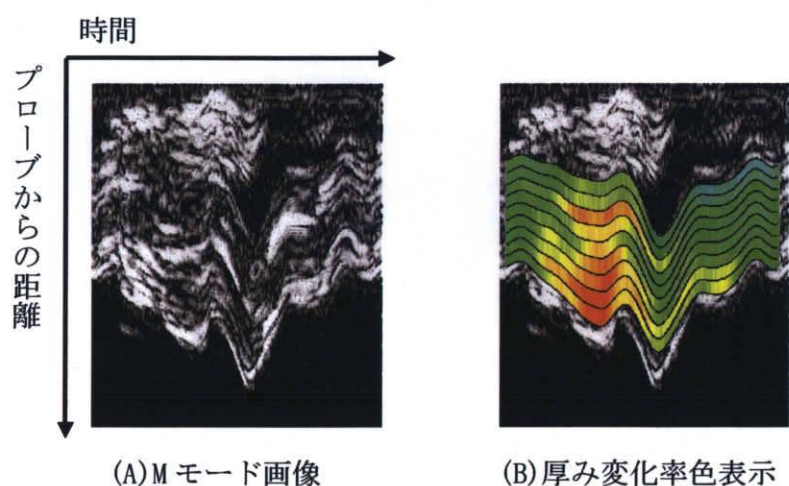


図 3.24 運動追跡成功例(正常例)

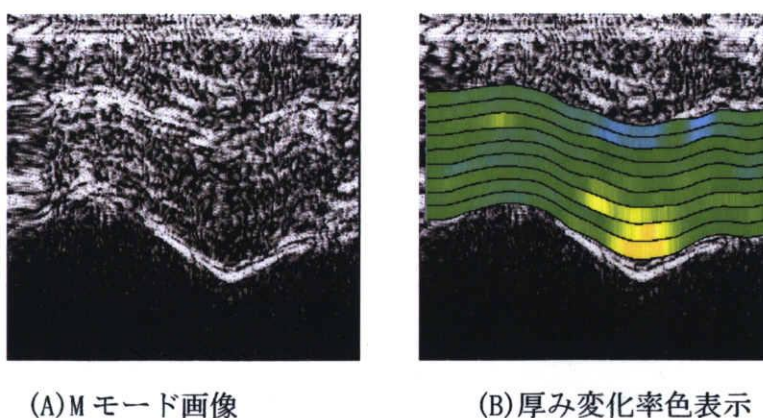
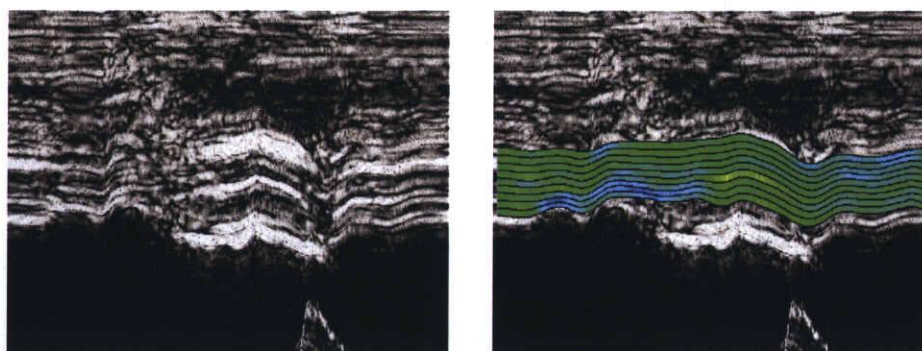


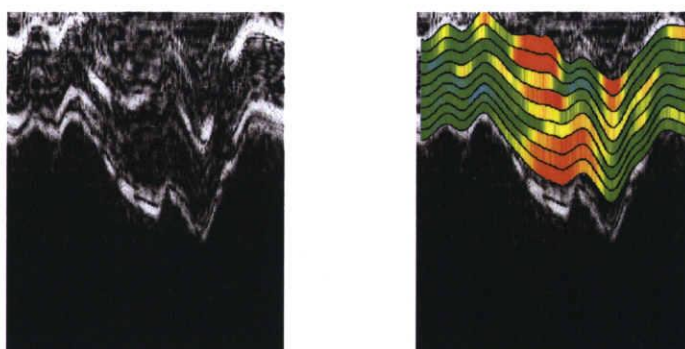
図 3.25 運動追跡成功例(疾患例)



(A) M モード画像

(B) 厚み変化率色表示

図 3. 26 運動追跡失敗例(正常例)



(A) M モード画像

(B) 厚み変化率色表示

図 3. 27 運動追跡失敗例(正常例)

第4章 アクティブネットを用いた運動追跡 (提案手法)

前章にて述べたように、従来手法の問題点は内膜付近の運動追跡精度と追跡誤差の累積による追跡精度の低下である。この問題を解決するためには、注目点と内膜の距離関係を考慮した運動追跡と短い時間間隔を用いた運動追跡等が考えられる。

本章では上述の方法へのアプローチの1つとして二次元格子状のアクティブネットモデルを用いて運動追跡を行う手法を提案する。本来、アクティブネットは主に二次元画像の対象領域の抽出に用いられる動的網モデルの1つであり、アクティブネットを構成する格子点(制御点とも呼ばれる)同士の距離関係を考慮しながら、領域抽出を行う手法である。本研究では、この制御点間の距離関係を用いて内膜の位置を考慮した双方向運動追跡を行い、追跡精度の向上を目指す。以下に、アクティブネットの概要、アクティブネットの初期位置・形状、アクティブネットエネルギー関数の定義、同一心筋部位の移動位置の推定手法、エネルギー最小化について説明し、実例を用いた実験と従来手法との比較実験を行い、その結果を考察する。

4.1 アクティブネット(Active Net)の概要

アクティブネットは二次元画像から対象の領域を抽出する手法として坂上らにより提案された[4]。アクティブネットは二次元の格子状に並べた制御点により構成される。また、個々の制御点にはエネルギーが与えられており、ネットが持つ全体のエネルギーを最小化することにより、ネットは収縮あるいは拡張の変形を繰り返しながら対象領域にフィットしていく(図4.1)。ここで、ネット全体のエネルギー関数は次式により与えられる。

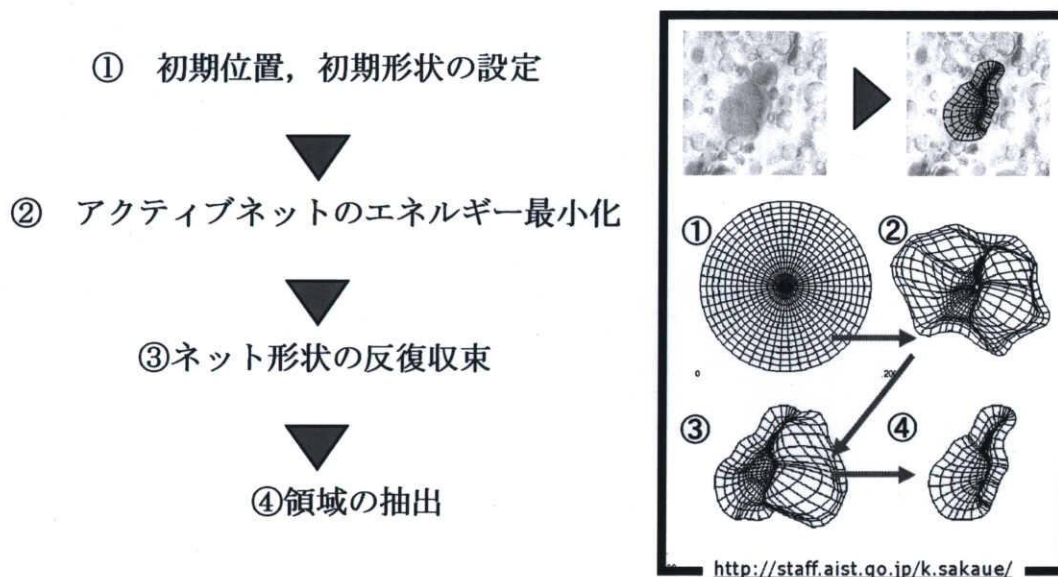
$$E_{net} = \iint E_{int}(v(p, q)) + E_{image}(v(p, q)) dp dq \quad (4.1)$$

上式において $v(p, q)$ はアクティブネットの制御点のパラメータ表現であり、 E_{int} は内部歪みエネルギー、すなわちネットを滑らかに収縮、拡張させるためのエネルギーである。また E_{image} は画像エネルギー、すなわち対象領域へ制御点を動かすエネルギー、通常は抽出する領域の画像的な特徴を反映するエネルギーである。また、アクティブネットのエネルギー関数は設定者により自由に設定することができるため、(4.1)式以外のエネルギーを定義することも可能である。

上述したエネルギー関数は変分法により最小化されるが、変分法の性質上、ネットの初期位置は対象領域になるべく近い位置や形状を与える必要がある。そのため、アクティブネットを用いて局所運動追跡を行なうためには、適切な初期位置とエネルギー関

数を与えることが重要である。

図 4.2 に本研究の処理の流れを示す。まず、超音波 RF 信号より心周期と心内膜の位置を推定する。次にアクティブネットの初期位置と拘束位置、形状を心周期と心内膜を用いて決定する。そしてエネルギーの最小化を行い、エネルギーの値が最小値に十分収束した時のネットの形状を運動追跡結果とする。なお本手法において、M モード画像の作成方法、心周期と心内膜の位置の推定手法は川端らによる従来手法を用いる。



(A) アクティブネットの処理手順

(B) アクティブネットの収束と変形

図 4.1 領域抽出のためのアクティブネットの処理手順

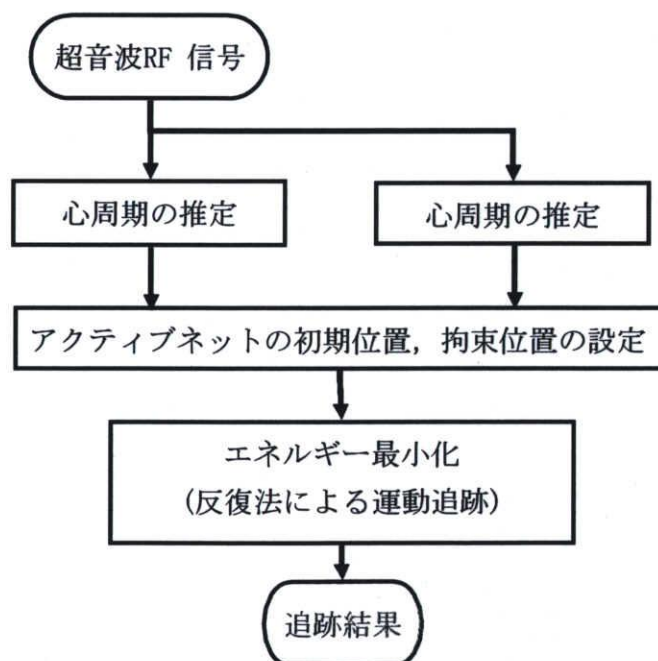


図 4.2 本研究での運動追跡処理の流れ

4.2 アクティブネットの初期位置および拘束位置設定

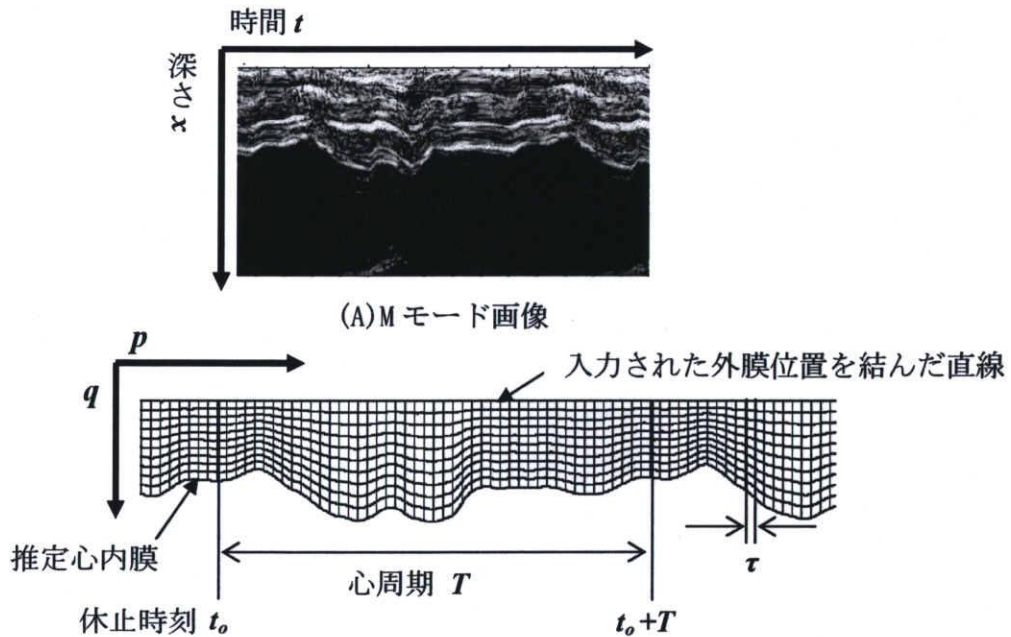
本論文では, アクティブネットの初期位置と形状をなるべく心筋の運動に沿うように設定する必要があるため, 心外膜側の初期形状は直線状, 心内膜側は推定心内膜の形状とする. ここでは, 心内膜と心周期を用いて初期位置を設定することとした. 心内膜と心周期の推定手法は従来手法と同じものであり, その詳細は 3.2.2 節および 3.2.3 節にて述べた通りである. 以下に初期位置の設定手順を以下に示す.

- ① M モード画像を用いて休止時刻と一その心周期後の時刻の心外膜位置を手動で入力する.
- ② 入力された外膜入力点を直線で結ぶ.
- ③ 休止時刻において, ②により作成された直線と心内膜の間に均等に 11 点の制御点を設定する.
- ④ ③の制御点の設定処理を休止時刻から τ 時間間隔で行う.

以上の手順により, 設定された初期位置の例を図 4.3 に示す. また本論文では, アクティブネットの制御点のパラメータ表現 $v(p, q)$ は (4.2) 式のように表現される.

$$v(p, q) = (t(p, q), x(p, q)) \quad (4.2)$$

上式において, p および q は制御点のパラメータであり, $x(p, q)$ はプローブからの距離(深さ), $t(p, q)$ はスキャン時間(計測時間)を意味する. またパラメータ空間は, 整数のみで定義される連続した二次元空間である.



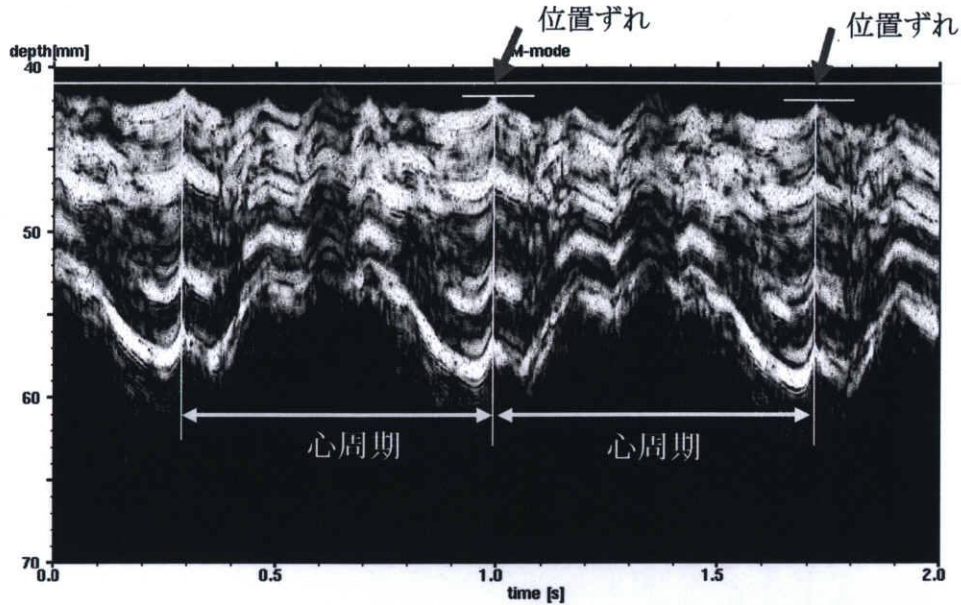


図 4.4 呼吸による M モード画像上の心筋の位置ずれ

さらに本論文では、心内膜の位置を考慮しながら運動追跡を行なうために下端 ($p=11$) の制御点の位置を推定心内膜の位置に、また双方向運動追跡のために、休止時刻とその一心周期後の時刻における制御点の位置を初期位置に拘束させた。制御点の拘束位置 $r(p, q)$ は次式のように設定した。

$$r(p, q) = v_0(p, q) = (x_0(p, q), t_0(p, q)) \quad (4.3)$$

上式において、 p と q は制御点と同様のパラメータ表現であり、 $v_0(p, q)$ は制御点の初期位置である。(4.3) 式により、各制御点の初期位置がその制御点の拘束位置となる。しかし、次節にて説明する拘束エネルギーの重みを制御点ごとに設定することにより全ての制御点が拘束位置 $r(p, q)$ に拘束されることはなく、休止時刻とその一心周期後の時刻、心内膜に初期位置を持つ制御点だけに拘束エネルギーが働く。

4.3 アクティブネットのエネルギー関数

本論文では、運動追跡を行うアクティブネットのエネルギー関数は次式のように定義することにした。

$$E_{net} = \iint \{ \alpha \cdot E_{int}(v(p, q)) + \beta \cdot E_{track}(v(p, q)) \} dp dq \quad (4.4)$$

式中の E_{int} はネット形状がなめらかになるように設定した内部エネルギーであり、 E_{track} は同一心筋部位の推定移動位置を反映する追跡エネルギーである。また α , β は後述する内部エネルギーと追跡エネルギーに対する重み係数である

本手法において制御点移動、すなわちネットの変形は(4.4)式のエネルギー関数を最小化により行われる。またここでは、ネットの変形において制御点の位置は深さ(プロープからの距離)方向にのみを変化させ、時間方向には変化させない。これにより、アクティブネットの制御点の位置は各心筋層の厚み変化が滑らかになるように変化する。

4.3.1 内部エネルギー E_{int}

内部エネルギーは(4.5)式のように、制御点 $v(p, q)$ の2次微分の大きさ(図4.5 参照)と、制御点と拘束点 $r(p, q)$ との距離で表される拘束エネルギーを用いて定義した。このエネルギーを最小化することにより、制御点は内膜の位置に拘束されながらネットの形状が滑らかになるように変形される。

$$\begin{aligned} E_{int}(v(p, q)) &= \frac{\delta |v(p, q)''|^2 + k(p, q) \cdot |v(p, q) - r(p, q)|^2}{2} \\ &= \frac{\delta (|v_{pp}|^2 + 2|v_{pq}|^2 + |v_{qq}|^2) + k(p, q) \cdot |v(p, q) - r(p, q)|^2}{2} \end{aligned} \quad (4.5)$$

ここで δ は制御点の2次微分の大きさの重みである。また $k(p, q)$ は拘束エネルギーの重みであり、制御点の初期位置によってその大きさが決定される。 $v(p, q)$ の初期位置が心内膜、休止時刻とその一心周期上にある場合のみに、以下のように重み $k(p, q)$ を与える。

$$k(p, q) = \gamma \quad (\text{ただし, } \gamma \text{ は正の定数である}) \quad (4.6)$$

その以外の初期位置の制御点に対しては、 $k(p, q)=0$ とする。これにより、推定心内膜位置、休止時刻、またその一心周期に初期位置を持つ制御点のみが拘束エネルギーを受

けることになり，それぞれの初期位置に拘束される．

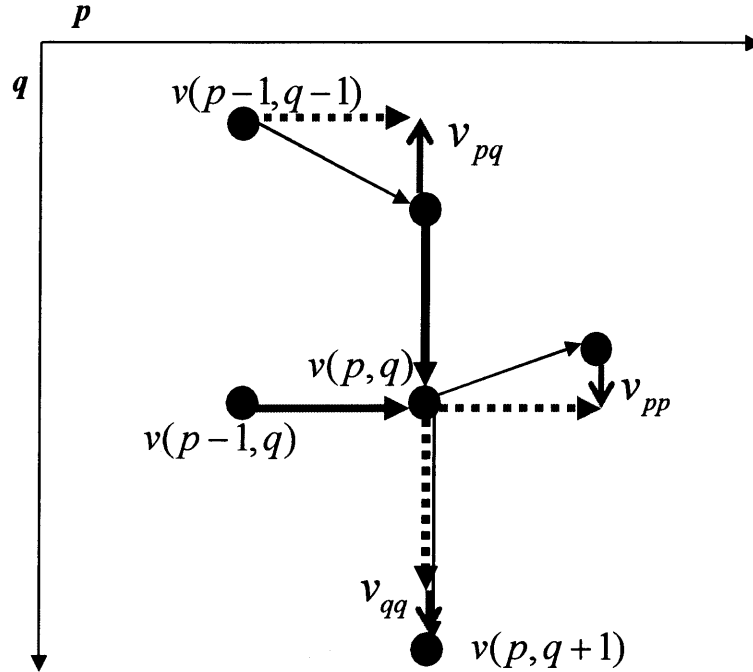


図 4.5 制御点の 2 次微分(深さ方向のみ変形の場合)の各微分項

4.3.2 追跡エネルギー E_{track}

追跡エネルギーは，(4.7)式に示すように，制御点 $v(p, q)$ の位置と，制御点 $v(p, q)$ の p 方向前後の制御点からの運動追跡結果との距離の和で定義した．

$$E_{track}(v(p, q)) = \omega_1 |p_f - v(p, q)|^2 + \omega_2 |p_b - v(p, q)|^2 \quad (4.7)$$

上式において， p_f は制御点 $v(p-1, q)$ の位置を用いて $v(p, q)$ の時刻まで時間方向に運動追跡した位置であり， p_b は $v(p+1, q)$ の位置を用いて逆時間方向に運動追跡した位置である (図 4.6(A) 参照)．本論文では移動位置の追跡手法に，従来手法で用いられた「階層的相関法」と超音波ドップラー法を基本とする「相関加重位相差法」(付録参照)をそれぞれ用いる．そして本論文の最後にそれぞれの手法における提案手法の比較実験を行うことにより，どの追跡手法を用いるかを評価した．また，(4.7)式の ω_1 と ω_2 は制御点と p_f ， p_b との距離の重み係数である．(4.8)式で示すように重み係数を心周期にわたって指数関数的に変化させることにより， p_f との距離と， p_b との距離のどれをさらに縮めるように

制御点の位置を移動させるかが制御点 $v(p,q)$ の心周期における時間によって決定される。これより休止時刻とその一心周期付近の制御点の移動位置が安定し、その結果一心周期に渡る運動追跡も安定することになる。以下に重みの決定法について述べる。 T は心周期、 t は制御点の時刻 $t(p,q)$ を心周期における時刻に変換したものである。

$t < T/2$ の場合,

$$\omega_1 = 1.0 - 0.5 \exp\left(-\left(\frac{T}{2} - t\right) / \kappa\right) \quad (4.8)$$

$t \geq T/2$ の場合,

$$\omega_1 = 0.5 \exp\left(-\left(t - \frac{T}{2}\right) / \kappa\right) \quad (4.9)$$

とし、 ω_2 は上述の ω_1 を用いて以下のように求められる。

$$\omega_2 = 1.0 - \omega_1 \quad (4.10)$$

本論文では、上式の指数関数の減衰率 κ を一心周期全体に渡って重みが変わるように実験的に $\kappa = 0.2 \times T/2$ と決めた(図 4.6 (B) 参照)。

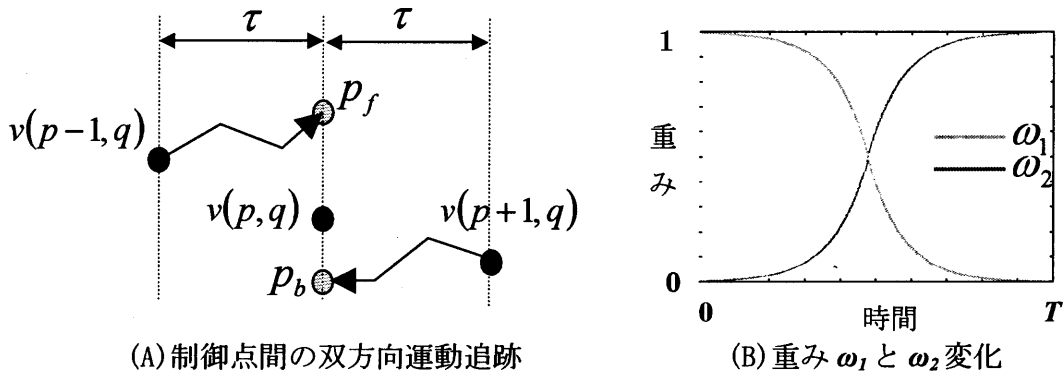


図 4.6 双方向運動追跡と重み ω_1 と ω_2

4.4 アクティブネットのエネルギー最小化

アクティブネットのエネルギー最小化には一般的に変分法が用いられる。変分法はエネルギーの値を調べ、極小になるところを最小値とする手法であるため、大域的な最小値でない極小値に陥りやすい手法である。そのため、適切な初期位置や形状が必要となる。

本節では、変分法による本論文のアクティブネットのエネルギー最小化の必要条件とアクティブネットのエネルギー最小化の解法であるヤコビ法について説明する。

4.4.1 変分法によるエネルギー最小化の必要条件

変分法とは、変数 x の関数 $y(x)$ とその導関数 $y'(x)$ によって決まる次の積分

$$I = \int F(x, y(x), y'(x)) dx \quad (4.11)$$

の値が極小になるような関数 $y(x)$ を求める手法である。

変分法では、「関数 $y(x)$ が $x=x_l$ で極小のとき、 x が Δx だけ変化したときの $y(x)$ の微小変化 $\Delta y \geq 0$ が成立する」という仮定より、(4.12)式が(4.11)式の最小化のための必要条件となる。

$$\frac{\partial F}{\partial y} - \frac{d}{dx} \left(\frac{\partial F}{\partial y'} \right) = 0 \quad (4.12)$$

本論文のエネルギーは $E = \iint F(p, q, x(p, q), t(p, q), x''(p, q), t''(p, q)) dp dq$ と表現でき、(4.12)式は以下の式のように拡張される。

$$\frac{\partial F}{\partial x} + \frac{d^2}{dp^2} \left(\frac{\partial F}{\partial x_{pp}} \right) + \frac{d^2}{dp dq} \left(\frac{\partial F}{\partial x_{pq}} \right) + \frac{d^2}{dq^2} \left(\frac{\partial F}{\partial x_{qq}} \right) = 0 \quad (4.13)$$

$$\frac{\partial F}{\partial t} + \frac{d^2}{dp^2} \left(\frac{\partial F}{\partial t_{pp}} \right) + \frac{d^2}{dp dq} \left(\frac{\partial F}{\partial t_{pq}} \right) + \frac{d^2}{dq^2} \left(\frac{\partial F}{\partial t_{qq}} \right) = 0 \quad (4.14)$$

よって、本論文のアクティブネットのエネルギー関数は、(4.15)式と(4.16)式を満足することにより値を最小化することができる。

$$\alpha \{ \delta(x_{pppp} + 2x_{ppqq} + x_{qqqq}) + k(x_0 - x) \} + \beta \frac{\partial E_{track}}{\partial x} = 0 \quad (4.15)$$

$$\alpha\{\delta(t_{pppp} + 2t_{ppqq} + t_{qqqq}) + k(t_0 - t)\} + \beta \frac{\partial E_{track}}{\partial t} = 0 \quad (4.16)$$

上式において k は、拘束エネルギーの重み係数の簡略表現である。(4.15)式と(4.16)式の偏微分方程式を解くことによりエネルギーが最小になる制御点の位置が求められる。しかし本研究では、アクティブネットは深さ方向である x 方向のみの変形を考慮するので、(4.16)式の演算は行わない。

4.4.2 ヤコビ法による偏微分方程式の解法

偏微分方程式を計算機で解くためには微分を差分近似する必要があるため、連立方程式の解法に帰着する。(4.17)式、(4.18)式、(4.19)式のように差分近似することより(4.20)式が得られる。

$$x_{pppp} = x_{i,j-2} - 4x_{i,j-1} + 6x_{i,j} - 4x_{i,j+1} + x_{i,j+2} \quad (4.17)$$

$$x_{qqqq} = x_{i-2,j} - 4x_{i-1,j} + 6x_{i,j} - 4x_{i+1,j} + x_{i+2,j} \quad (4.18)$$

$$\begin{aligned} x_{ppqq} = & x_{i-1,j-1} - 2x_{i,j-1} + x_{i+1,j-1} - 2x_{i-1,j} \\ & + 4x_{i,j} - 2x_{i+1,j} + x_{i-1,j+1} - 2x_{i,j+1} + x_{i+1,j+1} \end{aligned} \quad (4.19)$$

$$\begin{aligned} & \alpha\delta(x_{i-2,j} + x_{i+2,j} + x_{i,j-2} + x_{i,j+2} - 8x_{i-1,j} - 8x_{i+1,j} \\ & - 8x_{i,j-1} - 8x_{i,j+1} + 2x_{i-1,j-1} + 2x_{i+1,j-1} + 2x_{i-1,j+1} \\ & + 2x_{i+1,j+1} + 20x_{i,j} - k_{i,j}x_{i,j}) \\ & = -\beta(E_{track}(t_{i,j}, x_{i,j}) - E_{track}(t_{i,j}, x_{i,j} - \Delta x)) + \alpha\delta k_{i,j}x_0 \end{aligned} \quad (4.20)$$

上式において、 x_{ij} と t_{ij} は $x(p,q)$ と $t(p,q)$ を xt 座標に離散的表現したものであり、 k_{ij} は離散的表現に合わせて重み $k(p,q)$ を対応させた表現である。 Δx は RF 信号の深さ方向のサンプリング間隔である。(4.20)式を全ての制御点に対して作成することにより制御点数だけの連立1次方程式ができ、その連立1次方程式を(4.21)式のようにベクトルと行列を用いて示すことができる。 \mathbf{x} は全ての制御点の x 座標であり、 \mathbf{A} は係数行列、 \mathbf{b} は式(4.20)の右辺に対応する項である。

$$\mathbf{Ax} = \mathbf{b} \quad (4.21)$$

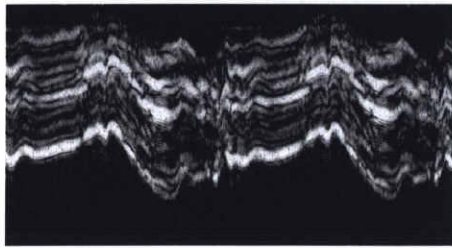
そして、行列 \mathbf{A} を対角行列 \mathbf{D} 、左下行列 \mathbf{E} 、右上行列 \mathbf{F} の和で表現すると、ヤコビ法は次式のように表現できる。

$$\mathbf{A} = \mathbf{D} + \mathbf{E} + \mathbf{F} \quad (4.22)$$

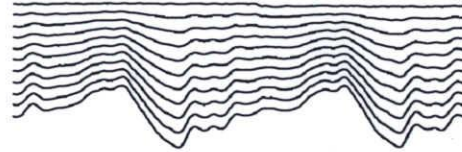
$$\boldsymbol{\varepsilon}^{m+1} = \mathbf{D}^{-1}(\mathbf{b} - (\mathbf{E} + \mathbf{F})\mathbf{x}^m) \quad (4.23)$$

$$\mathbf{x}^{m+1} = \mathbf{x}^m + \eta(\boldsymbol{\varepsilon}^{m+1} - \mathbf{x}^m) \quad (4.24)$$

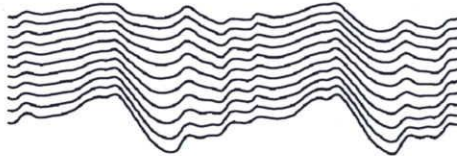
(4.23)式, (4.24)式は第 m ステップの近似解 \mathbf{x}^m から次ステップの近似解 \mathbf{x}^{m+1} を求める方法を示しており, (4.23)式, (4.24)式を反復演算することより近似解を求めることができる. また η は修正量 $(\boldsymbol{\varepsilon}^{m+1} - \mathbf{x}^m)$ を制御する加速パラメータであり, 本論文では0.5と実験的に決めた. 以上の反復処理を行なうことにより, アクティブネットは変形しながら運動追跡を行なう(図4.7).



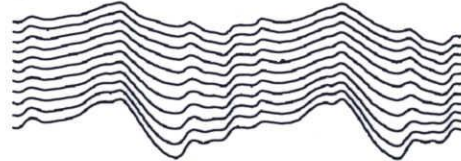
(A) Mモード画像



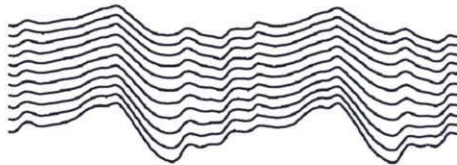
(B) 反復処理 1 回後



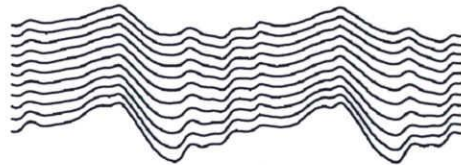
(C) 反復処理 100 回後



(D) 反復処理 300 回後



(E) 反復処理 600 回後



(F) 反復処理 3000 回後

図 4.7 反復処理回数によるアクティブネットの変形

第5章 実験および考察

5.1 各パラメータと実験結果

本論文では、アクティブネットのエネルギー関数の重みなどの各パラメータを実験より表 5.1 のように決めた。

表 5.1 各パラメータ

パラメータ	α	β	γ	δ	τ
大きさ	1.0	1.0	5.0	1.0	2.0

また実験では、心内膜と心周期の推定が良好にできた正常例 17 例，疾患例 3 例(拡張型心筋症 2 例，心房中隔欠損症 1 例)の超音波 RF 信号を用いた。

以下に運動追跡結果の数例を従来手法の結果と共に示す。そして，結果の比較を容易にするため，M モード画像と壁厚変化率の色表示で示す。また，結果表示は一心周期(休止時刻から一心周期)のみである。

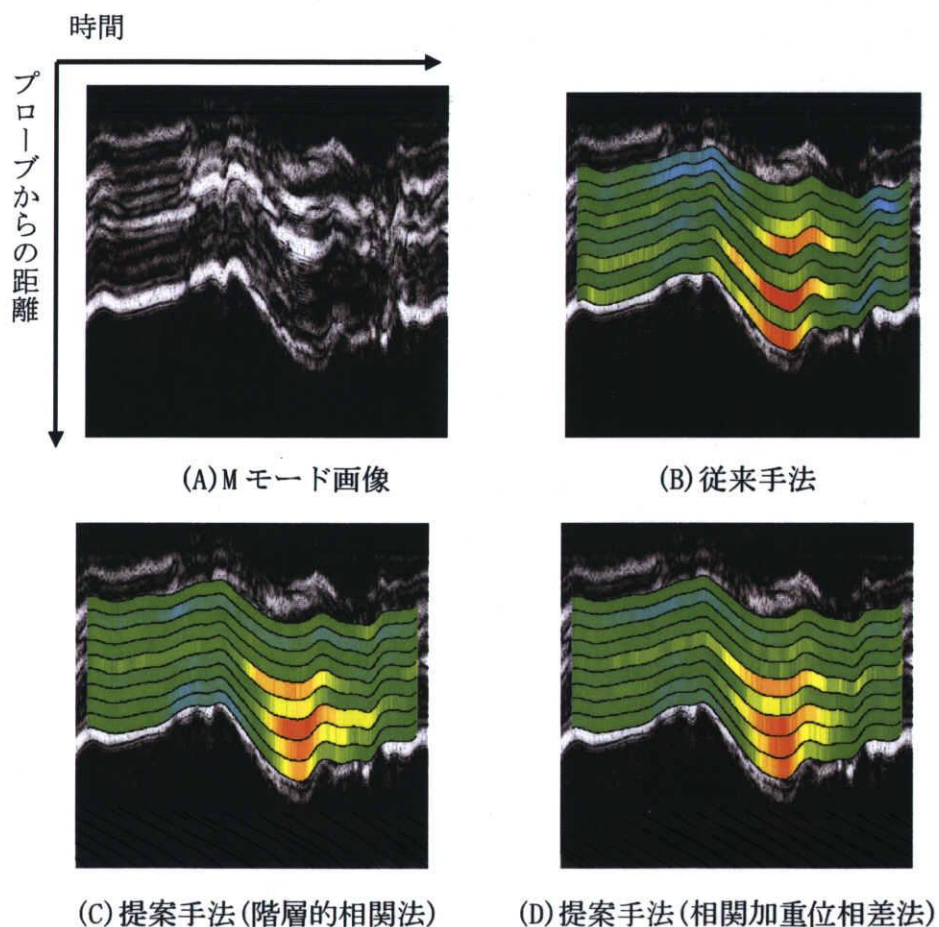
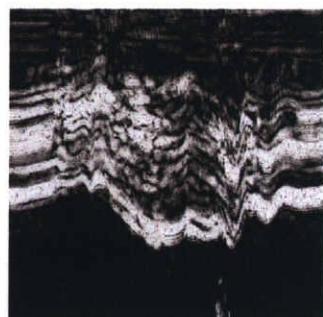
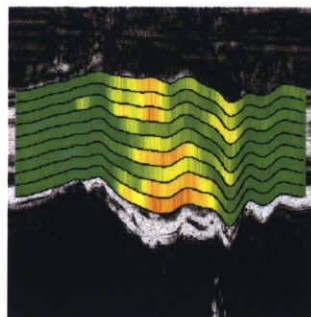


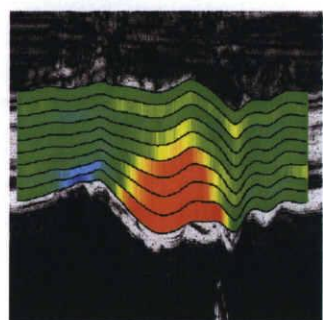
図 5.1 運動追跡結果(正常例)



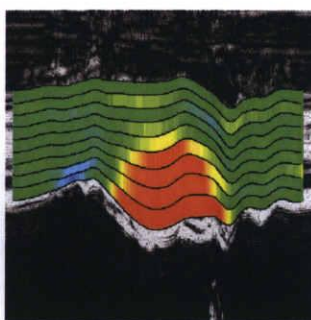
(A) Mモード画像



(B) 従来手法

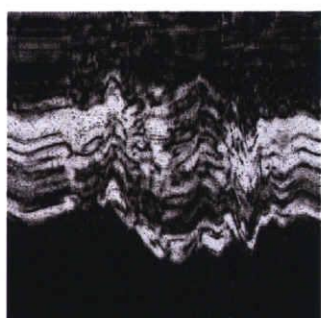


(C) 提案手法(階層の相関法)

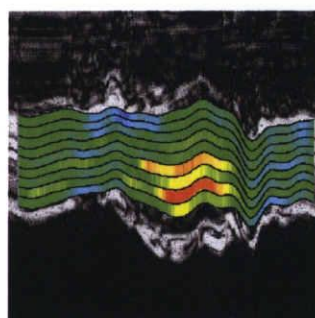


(D) 提案手法(相関加重位相差法)

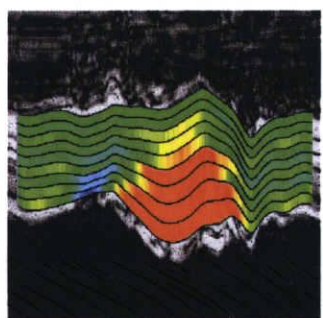
図 5.2 運動追跡結果(正常例)



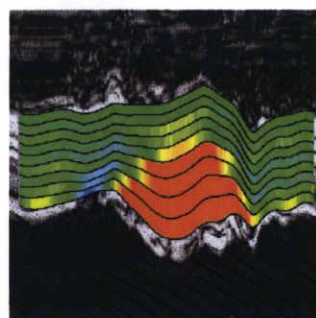
(A) Mモード画像



(B) 従来手法



(C) 提案手法(階層の相関法)



(D) 提案手法(相関加重位相差法)

図 5.3 運動追跡結果(正常例)

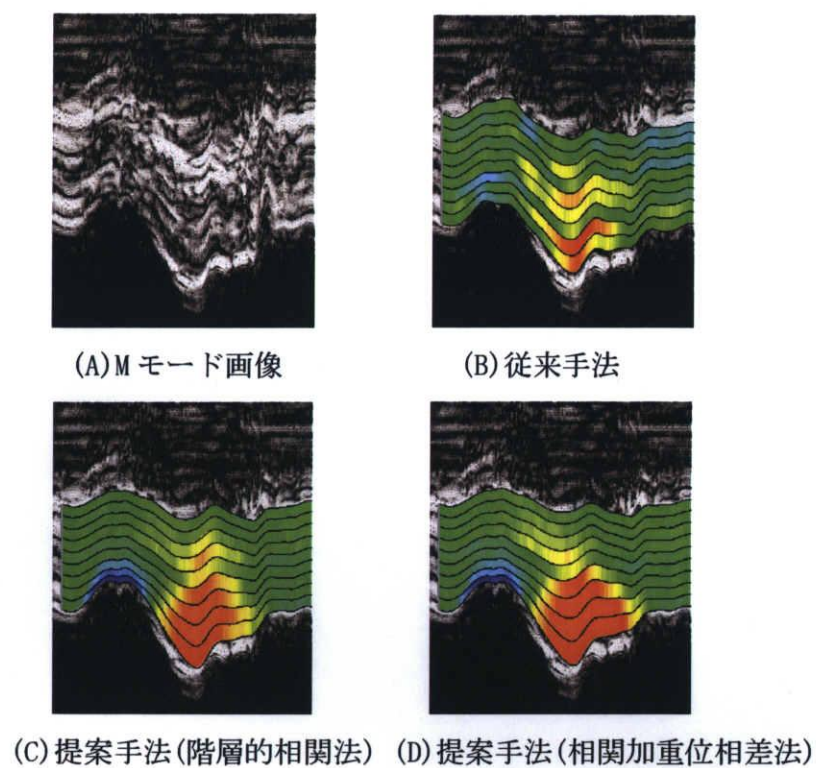


図 5.4 運動追跡結果(正常例)

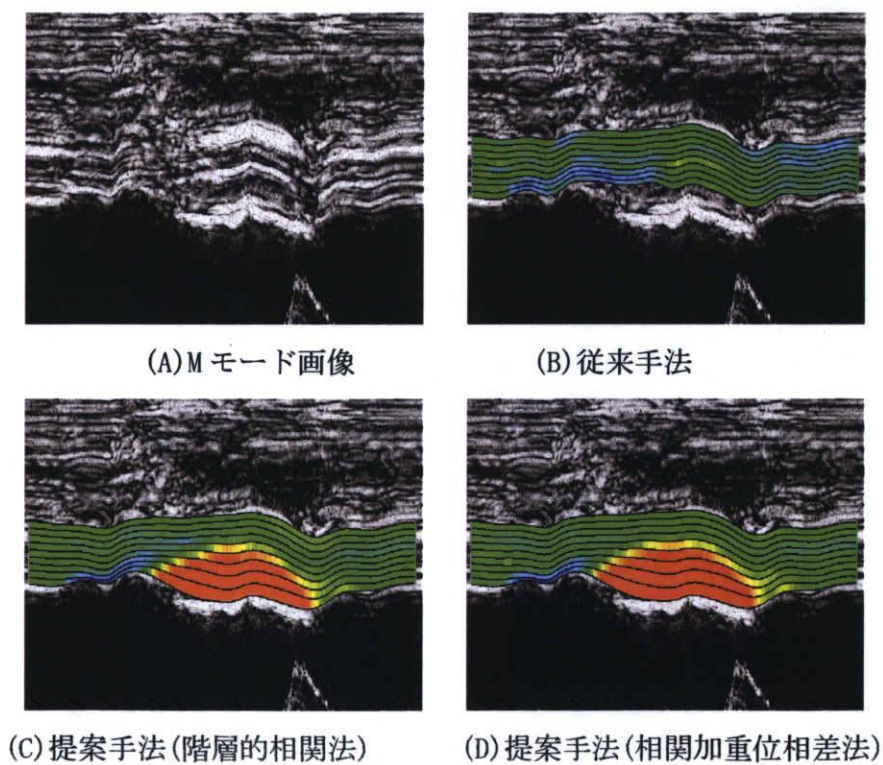
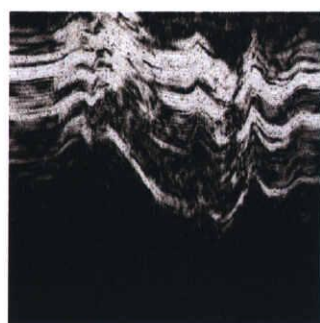
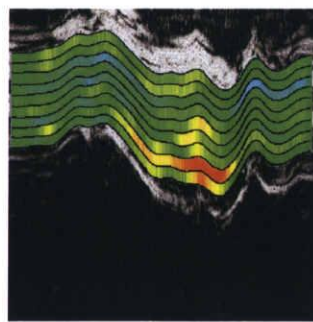


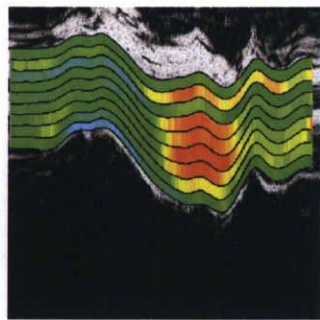
図 5.5 運動追跡結果(正常例)



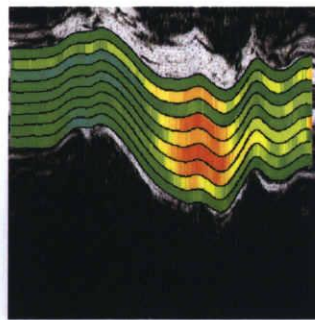
(A) Mモード画像



(B) 従来手法

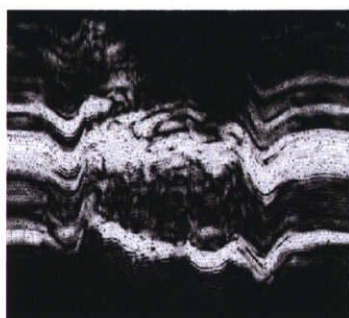


(C) 提案手法(階層の相関法)

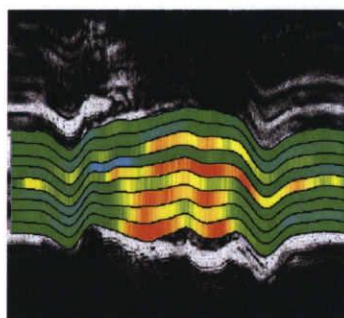


(D) 提案手法(相関加重位相差法)

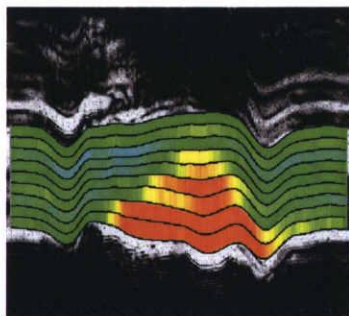
図 5.6 運動追跡結果(正常例)



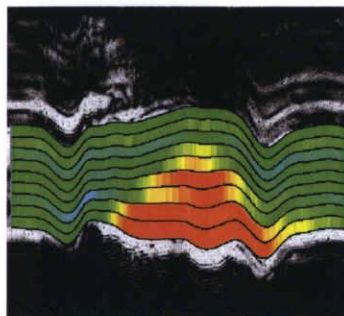
(A) Mモード画像



(B) 従来手法

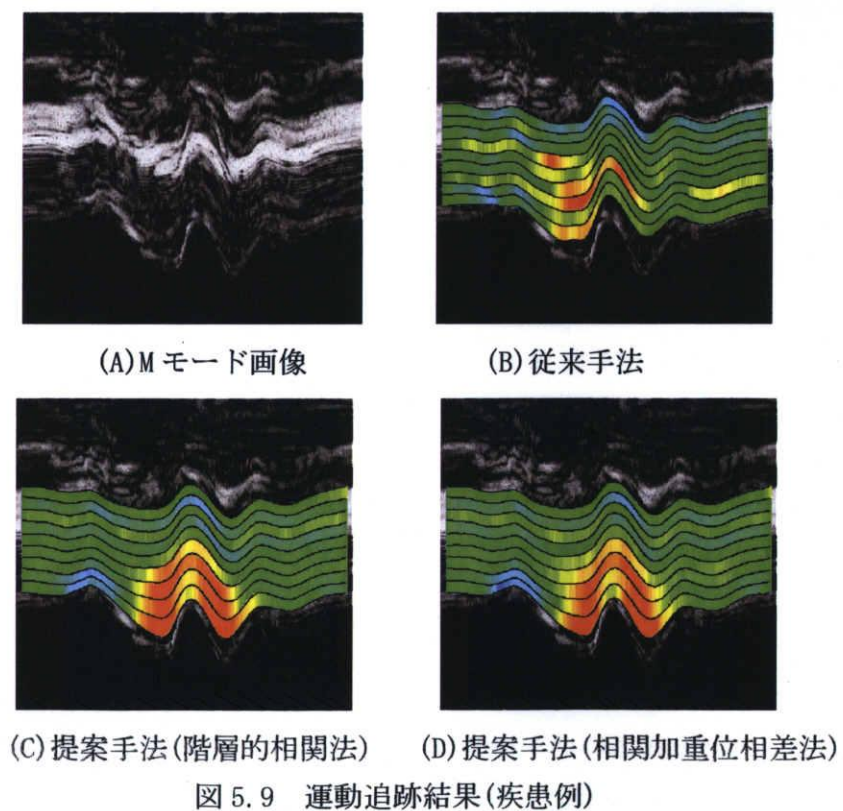
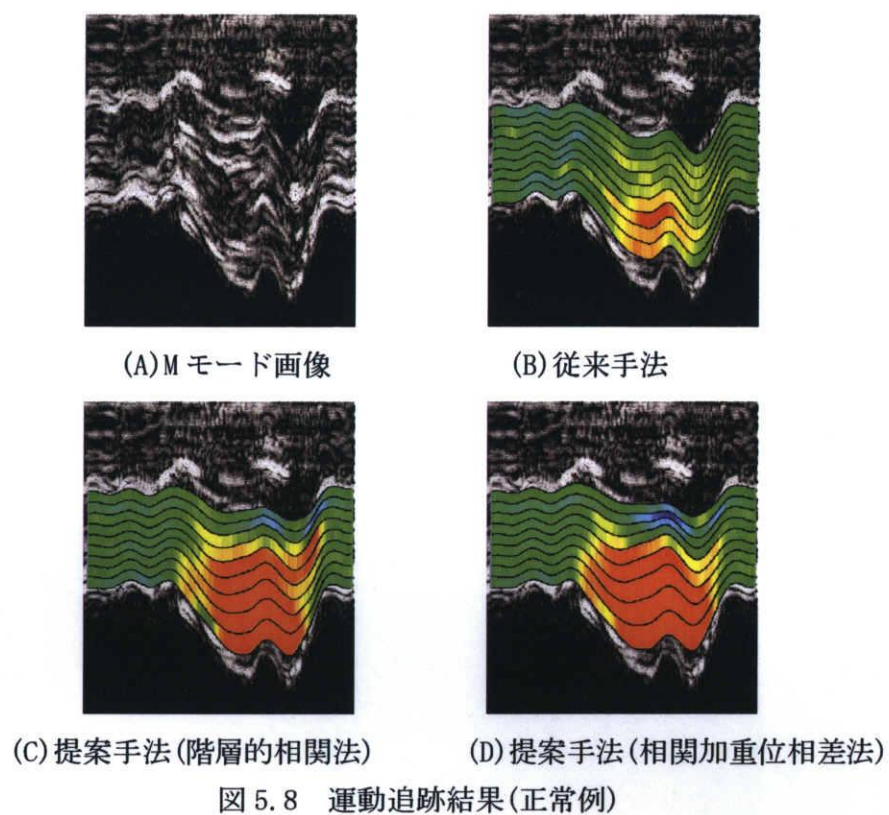


(C) 提案手法(階層の相関法)



(D) 提案手法(相関加重位相差法)

図 5.7 運動追跡結果(正常例)



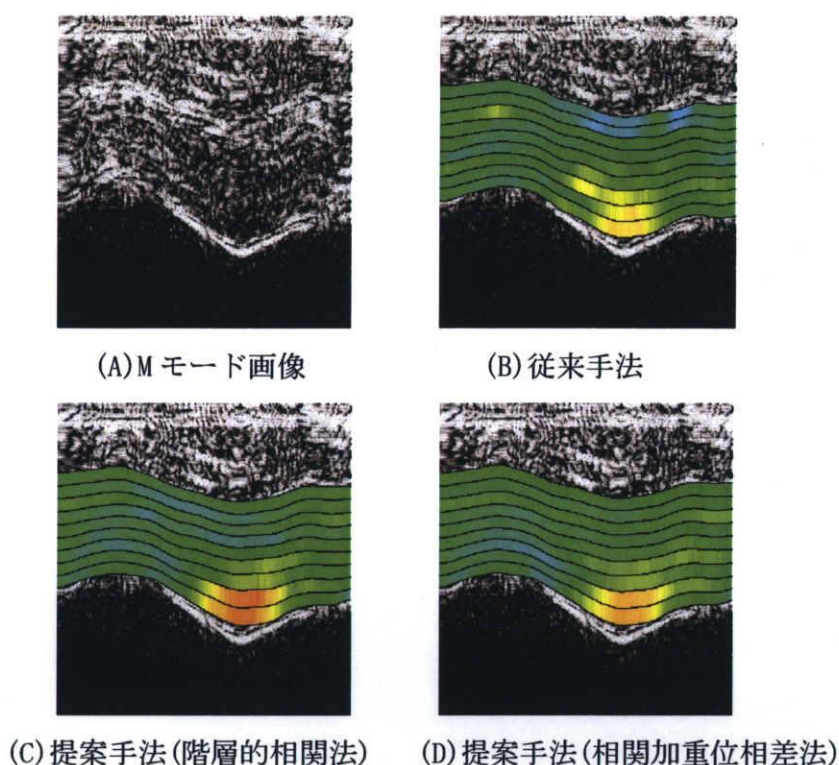


図 5.10 運動追跡結果(疾患例)

正常例については、従来手法の結果では心筋層の厚み変化率が心筋層に渡って連続的ではない例(図 5.1~4, 5.7)や、心内膜付近の運動追跡が良好でない例(図 5.2~10)が多く見られる。提案手法の結果では、心内膜付近の運動追跡が良好であり、心筋全体の厚み変化も正常な心筋の運動をよく反映している。しかし図 5.8 においては、提案手法の心外膜付近の運動追跡が不安定であり、心筋全体の厚みが厚くなる収縮期に外心膜付近の厚みが薄くなっている。この例から提案手法は心筋全体が大きく変動する例では運動追跡精度が低いと考えられるが、図 5.9 の疾患例のような心筋の奇異性運動に対しても良好に運動追跡結果が得られているため、他の要因による追跡の失敗も含めたさらなる考察が必要である。

図 5.10 の疾患例については、疾患例であるため心筋の厚み変化がほとんど見られないうが、従来手法より提案手法の方がより厚み変化の大きい結果となっている。これは内膜付近と外膜の運動追跡精度が向上し、全体の厚みが増加したものと考えられる。

また、提案手法においては、同一心筋部位の移動位置推定手法として階層的相関法と相関加重位相差法を用いた結果を示したが、追跡結果の厚み変化率色表示の目視確認ではわずかな差が見られる程度である。

5.2 比較実験と結果

本節では、従来手法と提案手法の追跡精度の比較を行なうため、手動追跡結果との差異を追跡誤差とする比較実験を行った。また、提案手法では階層的相関法と相関加重位相差法のそれぞれの手法における提案手法の運動追跡精度も比較した。

手動による運動追跡は心外膜と心内膜のみを比較実験に用いた。これは、心筋内部の手動運動追跡は診断経験の豊富な医師にも困難な作業であるが、心外膜と心内膜はMモード画像で認識しやすく、医学的知識のない人でも簡単に手動で追跡ができるためある。そのためここでは、手動による運動追跡は心外膜と心内膜のみの運動追跡を行った。実験では、比較実験に用いる指標として次式の追跡誤差 D を用いた。

$$D = \frac{\sum_{t=0}^T e_t}{T}, \quad e_t = \frac{\sum_{i=1}^2 |m_{i,t} - a_{i,t}|}{2} \quad (5.1)$$

ここで、 T は心周期、 t は時刻である。また、 $m_{1,t}$ と $m_{2,t}$ は時刻 t においての手動で追跡した心内膜と心外膜の位置、 $a_{1,t}$ と $a_{2,t}$ は時刻 t においての自動運動追跡(従来手法、提案手法)した心内膜と心外膜の位置である。

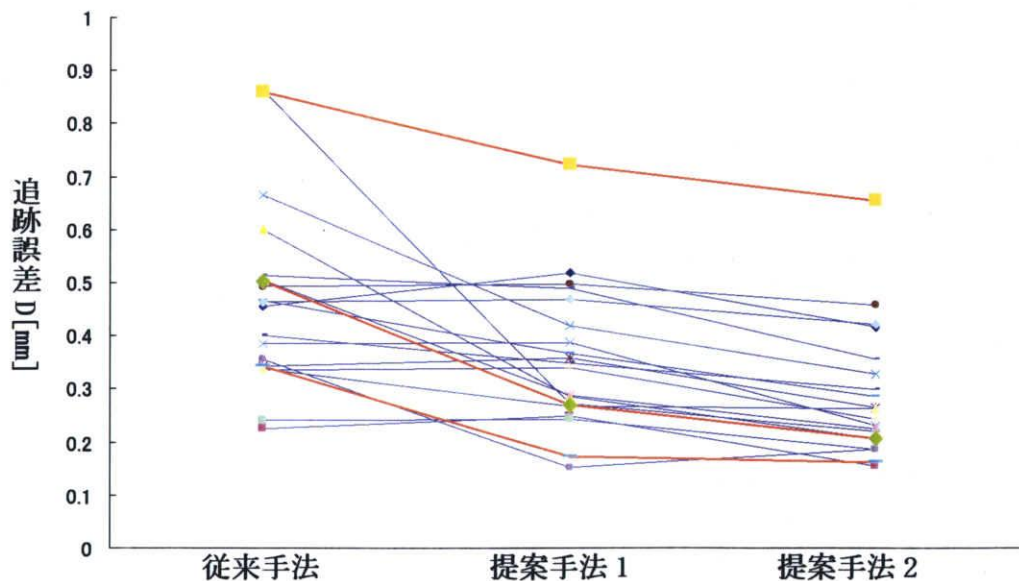


図 5.11 追跡誤差 D を用いた比較実験結果 (20 例)

表 5.2 比較実験結果

	追跡誤差 D の平均[mm]	平均処理時間[s]
従来手法	0.46	27
提案手法 1	0.35	2100
提案手法 2	0.28	58

図 5.11 に比較実験の結果を示す。提案手法 1 は階層的相関法を用いた運動追跡結果であり、提案手法 2 は相関加重位相差法を用いた運動追跡である。また青線は正常例、赤線は疾患例の追跡結果である。比較実験の結果より、追跡誤差 D の平均は従来手法が 0.46[mm]、提案手法 1 は 0.35[mm]、提案手法 2 は 0.28[mm]と、提案手法 2 による追跡結果が最も手動追跡結果に近い値となった。さらに、追跡平均の有意差を調べるために t -検定 (*paired t-test*) を行った結果、3 つの平均値には有意水準 0.05 の有意差が認められた。また処理時間に関しては従来手法が約 27 秒と最も短い、提案手法 2 の処理時間も 1 分以内となっており、リアルタイム診断システムとしても十分であると考えられる。以上の結果より、精度・実用性を考慮すると、提案手法 2 (相関加重位相差法を用いたアクティブネット) が最も有効な運動追跡手法であると考えられる。

第6章 おわりに

本研究では、超音波 RF 信号を用いた局所心筋運動追跡について、従来手法の持つ問題点を分析し、心内膜付近の運動追跡精度の向上と追跡誤差の累積防止を目的としたアクティブネットを用いた局所心筋運動追跡法を新たに提案した。また本論文のアクティブネットに用いる新しいエネルギー関数を提案するとともにその性能評価を行った。

また本論文では、アクティブネットの追跡エネルギーに振幅情報だけを使用した「階層的相関法」とドップラー効果を使用した「相関加重位相差法」を用いた場合において、その追跡精度に関する比較検討を行った。その結果、心内膜と心外膜の追跡結果の平均追跡誤差が、従来手法では 0.46[mm]であるのに、提案手法では 0.28[mm]と低減することができた。

今後の課題としては多種の病例に対して適用するための心内膜の抽出精度を向上、追跡精度の向上を目的としたアクティブネットのエネルギー関数の改良、さらには心筋内部の追跡結果に対する評価方法の検討等が挙げられる。

また、心筋層内の運動追跡誤精度をさらに向上させることにより、医師が心筋梗塞や狭心症といった虚血性心疾患を定量的に診断することができるため、診断時に生じる医師の個人差軽減、患者も自分の症状が視覚的に理解できる等の効果も期待できる。さらには、得られた診断結果を用いて類似病例検索データベースを構築することも可能となる。これにより、心臓病の診断における高精度な診断性能を有する心臓病の診断システムを構築することができる可能性は高い。今後はこれらのシステムの構築と臨床的有用性についてさらなる研究を進めていきたい。

謝辞

本研究の遂行および修士論文作成にあたり、多くの助言と丁寧なご指導を頂きました本学工学研究科電気電子工学専攻の鶴岡信治教授、篠木剛教授に深く感謝いたします。また、研究のみならず基礎技術、論文と発表資料の作成要領などの丁寧なご指導をいただきました川中普晴助教に深く感謝致します。そして、ME グループ検討会で多くの助言と丁寧なご指導を頂きました本学工学研究科情報工学専攻の木村文隆教授、若林哲史准教授、大山航助教、関岡クリニック代表の関岡清次医師に深く感謝致します。さらに、貴重な時間をさいて本論文を査読して頂いた本学工学研究科電気電子工専攻の小林英雄教授に深く感謝致します。

そして、ME グループで至らぬ私に多くの助言と丁寧なご指導を頂いた平成 17 年度本学電気電子工学専攻博士前期課程修了の川端昭彦氏(現、株式会社デンソー)に深く感謝致します。さらに ME グループで意見を交え、同研究室博士前期課程 1 年の前田祐樹氏、卒業研究生の岡本洋輔氏に深く感謝致します。そして、普段の研究において互いに意見を交わし、切磋琢磨しあった同研究室博士前期課程 2 年の伊藤哲也氏、大國聖治氏、柴田彰洋氏、水谷洋輔氏、Premachandra Halpage Chinthaka 氏に深く感謝致します。

最後に、研究をするにあたり楽しい時間を共有し、様々な交流を持つことができた本学工学部電気電子工学科情報処理研究室の在学生、卒業生の皆様、および ME グループ検討会において顔を合わせた皆様に心から感謝致します。

参考文献

- [1] 国定紀宏：“超音波後方散乱信号からの相関法を用いた局所心筋の運動追跡”，平成 11 年度三重大学大学院工学研究科博士前期課程電気電子工学専攻修士論文，2000.
- [2] 川端昭彦：“超音波 RF 信号による推定心内膜を用いた局所心筋の双方向運動追跡”，平成 17 年度三重大学大学院工学研究科博士前期課程電気電子工学専攻修士論文，2006.
- [3] Y.Yasumoto, S.Tsuruoka, T.Yoshikawa, T.Shinogi, F.Kimura, T.Wakabayashi, W.Ohyama, K.Sekioka：“Study on the Improvement in Accuracy of Automatic Tracking for Regional Myocardium Using Ultrasonic RF Echo Signal”，IEEE EMBS Asian-Pacific Conference on Biomedical Engineering 2003 (APBME2003)，CD-ROM, #4.10.4(019218-1)，pp.1-2，2003-10.
- [4] 坂上 勝彦，山本 和彦：“動的な網のモデル Active Net とその領域抽出への応用”，テレビジョン学会，vol.45，no.10，pp.1155-1163，1991.
- [5] 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 (ICMBE2000)，pp.151-152，Dec.2000.
- [6] 西浦 正英，湯浅 真由美：“部分的形状拘束輪郭モデルによる超音波心壁動的輪郭抽出法”，電子情報通信学会論文誌，vol.J83-D-II，no.1，pp.183-190，Jan.2000.
- [7] 井上誠喜，八木伸行，林正樹，中須英輔，三谷公二，奥井誠人：“C 言語で学ぶ実践画像処理”，オーム社，p.179，1999.
- [8] 遠田栄一，増田喜一他：“心臓超音波テキスト”，医歯薬出版株式会社，2001.
- [9] 関岡清次：“実験・研究のためのプログラミング技法”，理工学社，pp.17-18，1996.
- [10] 涌井良幸，涌井貞美：“図解でわかる多変量解析”，日本実業出版社，pp.207-210，2001.
- [11] 市原清志：“バイオサイエンスの統計学”，南江堂，p.229，2001.
- [12] 辻本文雄：“超音波医学辞典”，秀潤社，2000.
- [13] 藤田勝治：“心臓超音波テキスト”，医歯薬出版株式会社，2001.
- [14] 酒井幸市：“デジタル信号処理”，工業調査会，1998.
- [15] 和賀井敏夫，遠田栄一：“心臓アトラス”，ベクトル・コア，1994.
- [16] 千原国宏：“超音波”，コロナ社，2001.

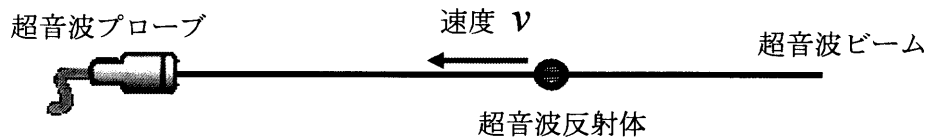
付録

同一心筋の移動位置推定手法において、従来手法では超音波 RF 信号の振幅成分の類似性を調べる階層的相関法を用いているが、その他に超音波信号のドップラー効果を用いた超音波ドップラー法も考えられる。以下に超音波ドップラー法とそれを基本とする相関加重位相差法について概説する。

1. 超音波ドップラー法

超音波ドップラー法とは超音波反射体と超音波プローブとの距離の変化により発生する送信波と受信波の周波数差異を用いて反射体の速度を求める手法である。また、そのときの周波数差異(変動分)をドップラー周波数という。

付録図 1-1 のように超音波ビーム上に反射体が移動する場合、ドップラー周波数 f_d と物体の速度 v は(1)式の関係を持つ。



付録図 1-1 超音波ビーム上に反射体の移動方向がある場合の速度計測

$$v = \frac{c}{2} \frac{f_d}{f_s} \quad (1)$$

上式において f_s は超音波の中心周波数、 c は音速である。

さらに超音波パルス信号を用いた場合は、パルスの周期 τ と時刻 t における超音波 RF 信号の位相 θ より、ドップラー周波数 f_d は(2)式のように求められる。

$$f_d = \frac{\Delta\theta}{2\pi\tau} = \frac{\theta(t+\tau) - \theta(t)}{2\pi\tau} \quad (2)$$

本研究では、超音波 RF 信号をヒルベルト変換することより RF 信号の実数部と虚数部を生成し、超音波 RF 信号の位相を求めた。

以下に超音波 RF 信号を用いて反射体の瞬時速度の算出する手順について述べる。

- (1) プローブからの距離 x 、時間 t の超音波 RF 信号 $S(x, t)$ をヒルベルト変換することより虚数部 $S_i(x, t)$ を生成する。
- (2) RF 信号の実数部 $S(x, t)$ と虚数部 $S_i(x, t)$ を用いて、位相 $\theta(x, t)$ と瞬時位相差 $\Delta\theta_f(x, t)$ を次式のように求める。

$$\theta(x, t) = \tan^{-1}(S_i(x, t) / S(x, t)) \quad (3)$$

$$\Delta\theta_f(x, t) = \theta(x, t+1) - \theta(x, t) \quad (4)$$

(3) (5)式より瞬時位相差が求められる。

$$v_f(x, t) = \frac{c_0 f_d}{2 f_0} = \frac{c_0 \Delta\theta_f(x, t)}{4 \pi f_0 \Delta t} \quad (5)$$

(5)式で、 c_0 は音速 1530[m/s]あり、 f_0 は超音波 RF 信号の中心周波数 2.5[MHz]、 Δt は超音波 RF 信号のパルス間隔 1[ms]である。以上の手順より求められた瞬時速度 $v_f(x, t)$ を用いると移動位置 x' は(6)式のように算出される。

$$x' = x + v_f(x, t) \Delta t \quad (6)$$

2. 相関加重位相差法

相関加重位相差法は、「正しく速度が算出されていれば、注目点周辺の信号強度分布が Δt 時間に移動した位置においても保存される」という仮定に基づき、超音波ドップラ一法の瞬時速度の算出誤差を抑制した手法である[5]。

相関加重位相差法は以下の手順より求められる。

- (1) 各計測点において得られた速度の信頼度として、時刻 t の注目計測点 x の周辺と瞬時速度より推定された時刻 $t+1$ における移動位置 x' の周辺における信号強度分布の相関係数 $r'(x, x', t, t+1)$ を求める。
- (2) 時刻 t における超音波 RF 信号の深さ方向(x 方向)に任意の範囲 N を設定し、その範囲内に含まれる計測点の瞬時速度値 $v_f(x, t)$ を、(1)より求めた相関係数 $r'(x, x', t, t+1)$ で加重平均し、加重平均速度を求める。

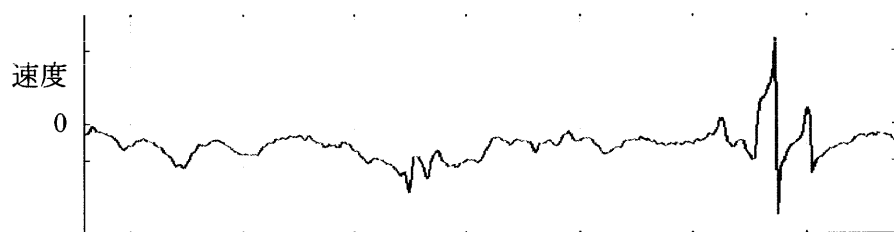
加重平均に用いられる相関係数 $r'(x, x', t, t+1)$ は次式のように求め、3.3.1 節の相関係数の大きさを $[0, 1]$ に正規化した。

$$r'(x, x', t, t+1) = \frac{r(x, x', t, t+1) + 1}{2} \quad (7)$$

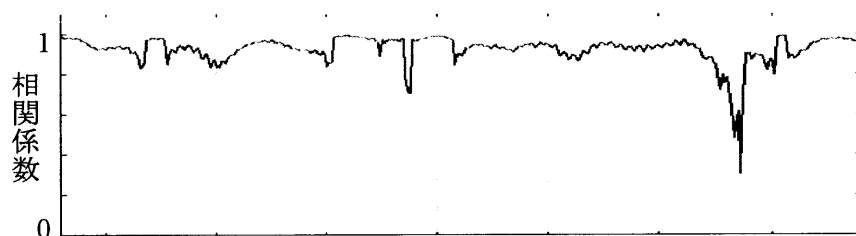
加重平均速度 $v_f'(x, t)$ は(8)式より求められる。

$$v_f'(x, t) = \frac{\sum_{l=0}^N r'(x+l, x'+l, t, t+1) v_f(x, t)}{\sum_{l=0}^N r'(x+l, x'+l, t, t+1)} \quad (8)$$

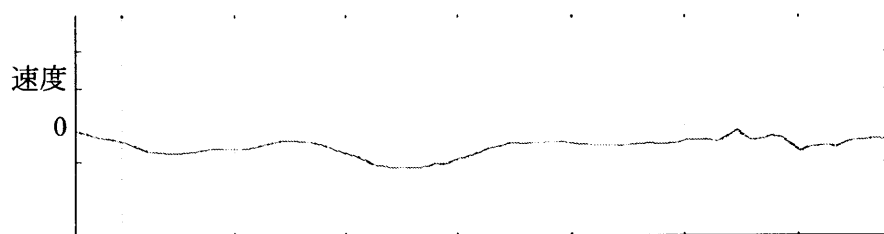
本論文では，局所心筋の瞬時速度を求めるために相関法の ROI と加重平均の長さ N は実験的に信号の 1 波長の 0.612[mm]とした．付録図 2-1 でわかるように，相関加重位相差法より瞬時速度の算出誤差が補正され，全体的に安定した速度が得られる．



深さ x (プローブからの距離)
(A) 超音波 RF 信号より求められた瞬時速度 $v_f(x, t)$



深さ x (プローブからの距離)
(B) 瞬時速度を用いて求めた相関係数 $r(x, x', t, t+1)$



深さ x (プローブからの距離)
(C) 相関係数で加重平均された瞬時速度 $v_f'(x, t)$

付録図 2-1 相関加重位相差による瞬時速度の誤差補正

研究業績

国際会議

- [1] Soohyo Yang, Shinji Tsuruoka, Tsuyoshi Shinogi, Hiroharu Kawanaka, Wataru Ohyama, Fumitaka Kimura, Tetsushi Wakabayashi, Kiyotsugu Sekioka, “3-D Display of the Wall Motion for Regional Cardiac Muscle from Ultrasonic B-mode Image -Wall Motion Display of Thickness, Thickening Rate-”, Proc. of Joint 3rd International Conference on Soft Computing and Intelligent Systems 2006 International Symposium on Advanced Systems (SCIS&ISIS2006), SA-D3-3(CD-ROM), pp.1-6, 2006.
- [2] Soohyo Yang, Shinji Tsuruoka, Tsuyoshi Shinogi, Hiroharu Kawanaka, Wataru Ohyama, Fumitaka Kimura, Tetsushi Wakabayashi, Kiyotsugu Sekioka, “3-D Display of the Wall Motion for Regional Cardiac Muscle from Ultrasonic B-mode Image -Wall Motion of Thickness, Thickening Rate using Contour of Inner and Outer Wall-”, Proc. of 2006 International Conference on Hybrid Information Technology - Vol2 (ICHIT'06), pp. 6-12, 2006.
- [3] Soohyo Yang, Shinji Tsuruoka, Hiroharu Kawanaka, Tsuyoshi Shinogi, Wataru Ohyama, Tetsushi Wakabayashi, Fumitaka Kimura, Kiyotsugu Sekioka, “A Tracking Method of Regional Myocardium on Ultrasonic RF Echo Signal Based on Active Net Model”, Proc. of 8th 2007 International Symposium on Advanced Systems(ISIS2007), pp.607~612, 2007.

国内会議

- [1] 梁 修孝, 川中 普晴, 篠木 剛, 鶴岡 信治, 大山 航, 若林 哲史, 木村 文隆, 関岡 清次, “超音波 B モード画像から抽出した心筋の壁厚変化の三次元表示ー心筋の運動機能(壁厚, 壁厚変化率)ー”, 平成 18 年みえメディカル研究会第 2 回電子システム研究会, 2006-9-14.
- [2] 梁 修孝, 鶴岡 信治, 篠木 剛, 川中 普晴, 大山 航, 木村 文隆, 若林 哲史, 関岡 清次, “超音波 RF 信号を対象としたアクティブネットを使用した局所心筋の運動追跡”, 電子情報通信学会技術研究報告(PRMU), pp. 121-126, 2007-5-17.
- [3] 梁 修孝, 川中 普晴, 篠木 剛, 鶴岡 信治, 大山 航, 若林 哲史, 木村 文隆, 関岡 清次, “アクティブネットを用いた局所心筋運動追跡”, 計測自動制御学会中部支部平成 19 年三重地区計測制御研究講演会講演論文集(SICE), A-14, pp. 1-6, 2007-12-5.