

超音波画像からの
心筋の自動輪郭抽出に関する研究

平成 18 年 度

三重大学大学院工学研究科
博士前期課程 電気電子工学専攻

岡 山 陽 介

修士論文

超音波画像からの
心筋の自動輪郭抽出に関する研究

**An automatic contour extraction of a myocardium from
ultrasonic wave images**

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 電気電子工学専攻

岡山 陽介



目次

第1章 はじめに.....	1
1.1 心臓病とその診断法.....	1
1.2 本研究の目的.....	2
第2章 超音波診断法の概要.....	3
2.1 超音波診断法の利点.....	3
2.2 超音波診断法の歩み.....	3
2.3 超音波診断法の原理.....	4
2.3.1 超音波の性質.....	4
2.3.2 超音波診断法の種類.....	5
2.4 超音波反射波の表示方法.....	6
2.5 超音波ビームの走査法.....	8
2.6 超音波診断装置の分解能.....	8
第3章 実験システム.....	10
3.1 データ取得方法.....	10
3.2 取得データ.....	12
3.3 取得データの処理方法.....	15
第4章 動的モデルを用いた心腔輪郭抽出.....	16
4.1 本手法の概要.....	16
4.2 処理対象.....	17
4.3 アクティブネットを用いた心腔輪郭抽出.....	18
4.3.1 アクティブネットの初期配置の設定.....	18
1. 心腔領域抽出の流れ.....	19
2. ノイズ除去と濃度補正.....	19
3. 判別分析法による2値化.....	23
4. 心腔領域の推定.....	25
5. 心腔内構造物の除去.....	27
6. アクティブネットの初期配置.....	29
4.3.2 アクティブネットの基本原理.....	30
1. 網のエネルギー関数.....	30
1.1 網の内部歪みエネルギー.....	32
1.2 画像の適合性エネルギー.....	35
2. エネルギー関数の数値解析法.....	35

4.3.3 アクティブネットによる左心室内膜輪郭抽出.....	38
第5章 おわりに.....	45
謝辞.....	46
参考文献.....	47
研究業績.....	48

第1章 はじめに

1.1 心臓病とその診断法

現在、日本では心臓病はガンに次ぐ第2位の死亡要因となっており、年間およそ17万人が心臓病により命を落としている(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、心臓病のメカニズムの解明、早期発見、病名の特定、疾患範囲・程度の明確化、治療方針の決定が臨床的に重要となっている。このような状況の中、近年の電子機器・精密機器の発展に伴い、心臓病の診断法も日々発展・普及しており、特に医用電子工学、いわゆるME(Medical Electronics or Medical Engineering)の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、超音波診断法、磁気共鳴画像診断法(以下MRI: Magnetic Resonance Image)、心筋生検などがある。

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、体内に超音波を送信し、その反射信号を処理し画面上に映し出す方法であり、断層心エコー法(Mモード法、Bモード法)、ドプラー法などがある。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あげられ、心臓病の診断において基本的検査となっている。しかし、実際の診断では、医師は超音波診断法により得られた画像を見て、病名を推定し投薬、その後の経過観察、という作業を繰り返す。病名を推定する際には主観的に評価を行っているため、医師により評価にばらつきが生じる。また、適正な心機能の評価を行うのに経験を要することなどが問題となっている[1]。

MRIは核磁気共鳴現象を利用して体内を観察する検査法である。これは強磁場中に置かれた人体に特定の周波数をもった回転磁場を印加し、水素元素と共鳴した信号を検出する。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。生体への侵襲や放射被爆がなく、診断能力も優れている。しかし、画像を得るために20~30分もの間、患者は強磁場中に置かれ、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、検査に強い磁気を使うので体内に金属やペースメーカーの挿入されている患者へは施行不可である、という問題点がある。

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、心臓まで挿入して診断を行うものである。カテーテルにより心筋組織の一部を摘出し、顕微鏡で直接観察する。そのため正確な診断が行えるものの、検査のための手術が必要であるため患者への負荷が大きく再検査までに期間をおく必要がある。そのため、心臓病の治療に必要不可欠な“継続的な経過観察”が困難である。

表 1.1 死亡数・死亡率（人口10万対）と死因順位（平成17年度）

	死因	死亡数（万人）	死亡率(%)
順位	全死因	108.4	
1	悪性新生物(がん)	32.6	30.1
2	心疾患	17.3	16.0
3	脳血管疾患	13.3	12.3

1.2 本研究の目的

上述したように、心臓病の診断において日常臨床では、心筋壁の機能評価に超音波診断法が用いられているが、問題点も数多く見られる。

現在用いられている超音波診断装置を用いた超音波エコー法での心筋壁運動の評価は、医師が動画像を見て主観的に行っている。そのため、診断を行う医師によって診断結果に個人差がある。また、評価を行うのに経験を要するなどの問題もある。

心臓病の中でも狭心症や心筋梗塞では、心臓の収縮拡張機能の評価が重要であり、これを定量的に示す指標として左心室が送り出す血液の量と左心室の体積変化から求まる駆出率等の計測が行われている。超音波心エコー法において、こうした心機能の定量評価を正確に行うためには、心腔輪郭線の抽出が必要である。しかし、現在、心腔輪郭線の抽出のために壁輪郭をマニュアルでトレースすることが行われており、1患者当り数十分を要するため、効率が悪い。

そこで、本研究では、医師の診断支援のために、超音波心断層像（Bモード画像）からアクティブネット（Active Net）を用いて左心室短軸の内膜輪郭を自動で抽出する手法を提案する（図1.1）。抽出した輪郭線の動作を医師が見ることにより、心臓の疾患部の範囲と程度を定量的に計測することができ、心臓病の早期発見が可能となり、医学の進歩に寄与すると考えられる。

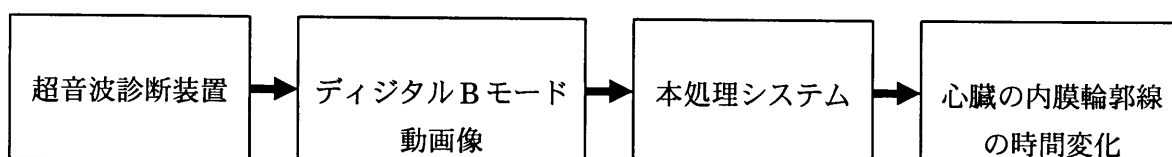


図 1.1 本研究の概要

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。つまり、人体に傷をつけて検査する方法と人体に傷をつけずに検査する方法である。前者には、カテーテルを用いて筋肉組織を摘出する心筋検査、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て研究するため、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、種類などについて説明する。

2.1 超音波診断法の利点

超音波診断装置は、深触子（プローブ）を体に当てるだけで体内の様子が分かる『目で見える聴診器』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るようになってきている。この診断法の利点として、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ある。さらに、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非常に多くの利点がある。この利点の多さゆえに、現在、多くの病院で導入されており、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年代にさかのぼることができる。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おり、NHKの“プロジェクトX”で放送番組として放映された。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。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 20～20,000Hz とされており、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搬でき、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。

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

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。

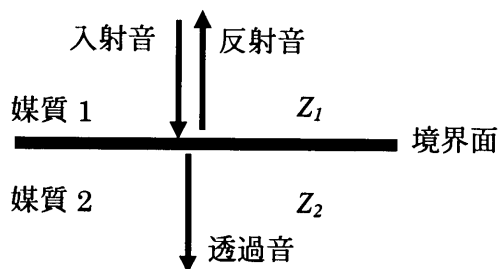


図 2.1 媒質の境界面での反射、透過

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/sec] の間には、

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

の関係が成立する。生体軟部組織での伝搬速度は、約 1,530m/sec であり、送信周波数を 2.5MHz とすると、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を決める。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 10cm）を計測するため、従来から心臓の診断に用いられている 2.5MHz を用いる。

2.3.2 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、エコー法とドプラ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、ドプラ法は、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、パルスドプラ法、連続波法、カラードプラ法がある。本研究では、B モード法により得られる画像を用いる。超音波診断法の種類と主な用途を図 2.2 に示す。

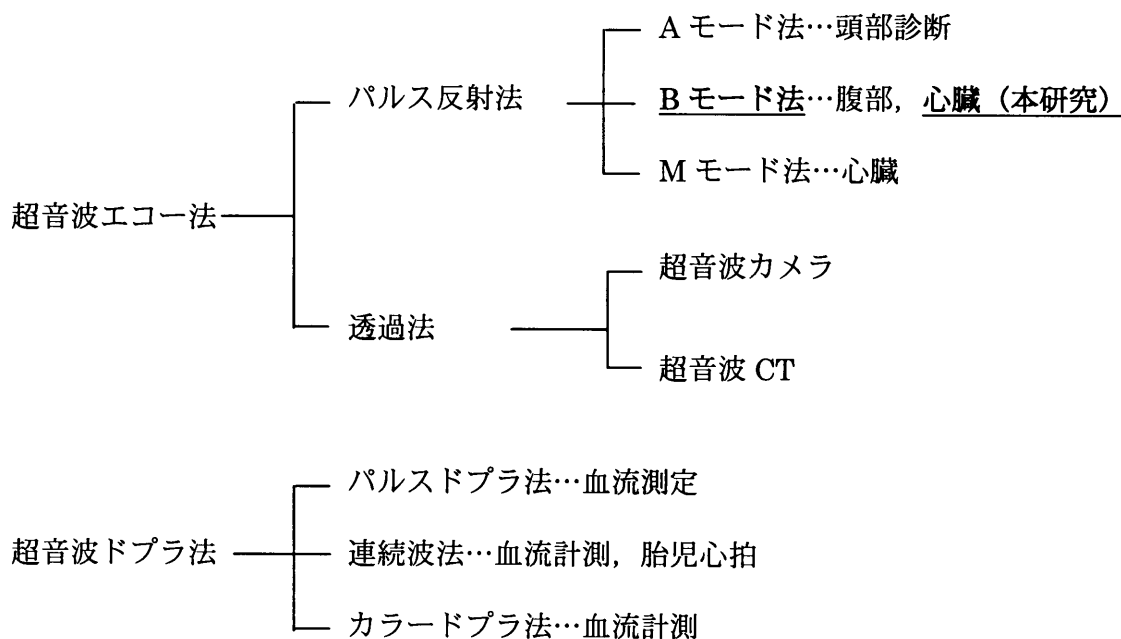


図 2.2 超音波診断法の種類と用途と本研究で用いた信号

2.4 超音波反射波の表示方法

超音波の送受信を行うプローブ（深触子）には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 [sec], 生体軟部組織での超音波の伝搬速度を c [m/sec]とすると、

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

となる。 c は 1,530m/sec 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、この方法により検出した超音波の反射信号を表示する方法を以下に示す（図 2.3）。

(1) A モード法 (Amplitude mode)

超音波ビームの送信方向を 1 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 1 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、反射体の形や大きさ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 モードでの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移動させること (走査) により検査対象の 2 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とも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) を表示するのに便利な方法である。つまり、超音波ビーム方向上の対象物の動きを知ることができる。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、時間分解能が高いため、現在でも心臓の診断に非常に重要な位置を占めている。

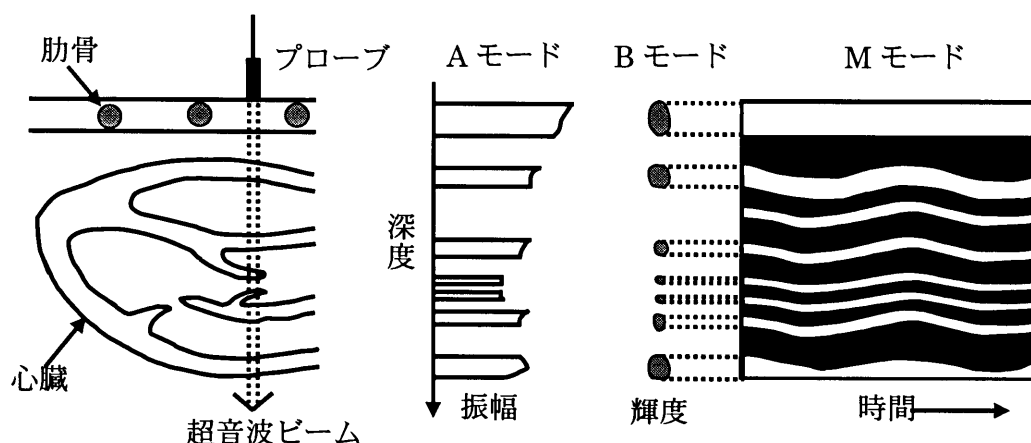


図 2.3 超音波反射波の表示方法

2.5 超音波ビームの走査法

Bモード法では、超音波ビームをある断面内で移動させるが、これを超音波ビームの走査という。超音波ビームの操作法には、診断部位や目的により種々のものが開発されており、代表的なものにリニア電子走査、セクタ電子走査等がある。リニア電子走査は超音波ビームを平行に、セクタ電子走査は扇形に走査する方法である。心臓の診断には、肋骨間からのぞき込むように走査しなければならないため、セクタ電子走査が用いられている（図2.4）。しかし、診断距離が深くなるにつれて超音波ビームの間隔が広がるため、Bモードを表示する際には隣接する4点で二次元補間を行っており、プローブから離れるほど解像度が悪くなる欠点がある。

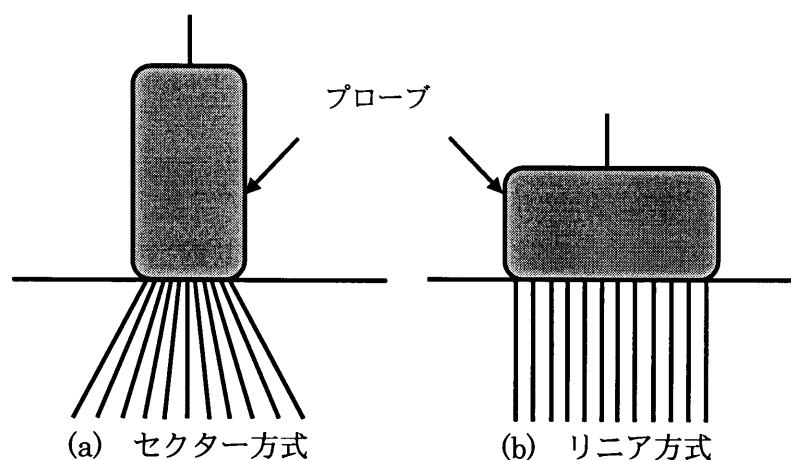


図2.4 超音波ビームの走査法

2.6 超音波診断装置の分解能

超音波診断装置の分解能は、超音波ビームの進行方向上の2点を識別する能力（距離分解能：axial resolution）と、これに垂直な2点を識別する能力（方位分解能：lateral resolution）の2つについて評価される（図2.5）。

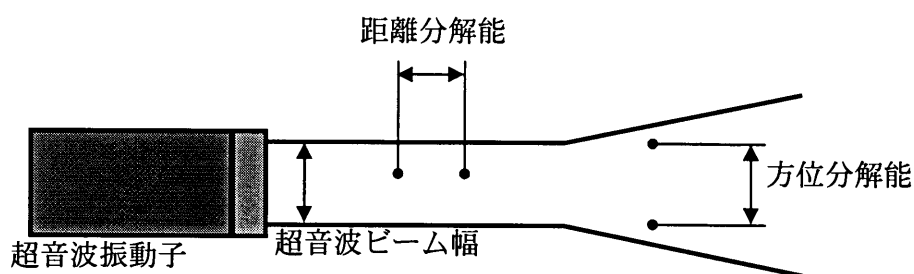
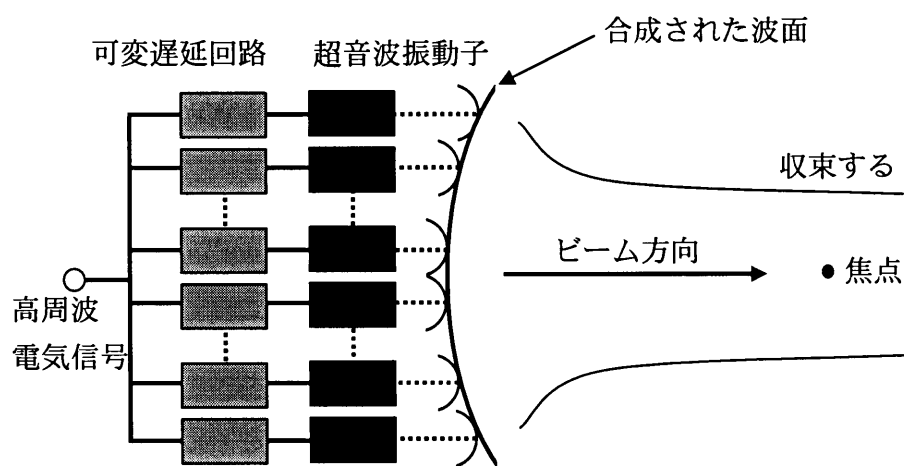


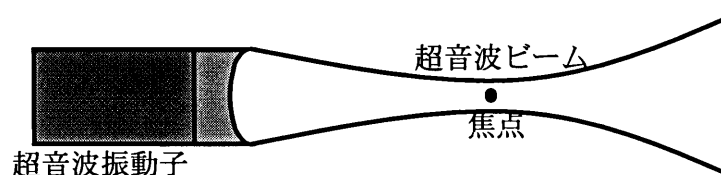
図2.5 距離分解能と方位分解能

いずれの分解能も使用する超音波の波長に規定されるが、このほか、方位分解能は超音波ビームの幅に、距離分解能は超音波パルスの幅に大きく左右される。このため、超音波ビームは5～10cmの深さで収束するように設計されており、方位分解能を向上させている（図2.6）

このフォーカシング（focusing）は多数個の振動子の駆動を電子的に制御するが、凹面振動子を使用することにより達成される。距離分解能をあげるためには発射する超音波パルスの幅をできるだけ短くすることが望まれるが、あまり短くすると、周波数大域は広域化し、雑音レベルが増加するという問題点がある。現在使用されている装置で、3.5MHzの振動子を用いた場合、5cmの深さでの距離分解能、方位分解能はそれぞれ1mm、2mm程度である。



(a) 電子制御によるフォーカシング



(b) 凹面振動子によるフォーカシング

図 2.6 超音波ビームのフォーカシング

第3章 実験システム

本章では、本論文で用いる信号の取得方法とシステム概要、取得データの保存方法、を示す。

3.1 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。はじめに、超音波診断装置（日立メディコ社製 EUB-565 改造型）により、超音波プローブから送信周波数 2.5MHz、繰り返し周波数 1kHz の超音波を心筋に送信する。次に、反射波をプローブから取り込み、A/D 変換（サンプリング周波数 25Mhz、分解能 12bit）し、計測用計算機に取り込む。最後に、取り込んだデータを用いて処理用計算機で処理を行う。以下に機器の詳細を示す。

(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	: 2.5MHz
繰り返し周波数	: 1kHz
表示方法	: B モード法, M モード法, パルスドプラー法

(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	: 25MHz
A/D 変換サンプリング間隔	: 0.04 μ s

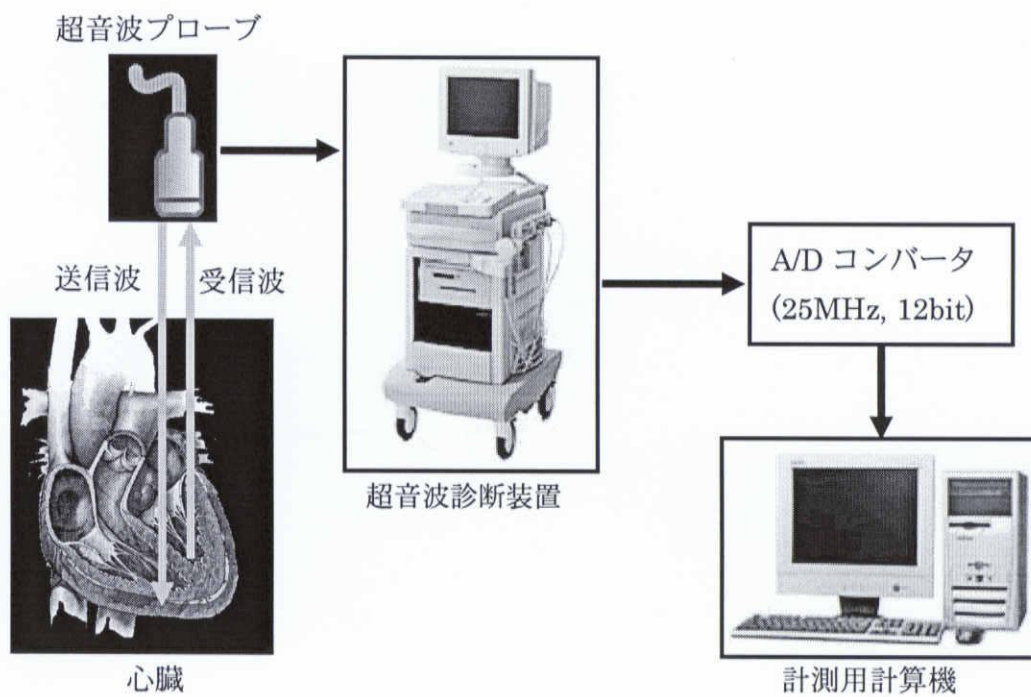


図 3.1 計測システムの構成

3.2 取得データ

計測システムにより実際に取得したデータを示す。図 3.2, 図 3.3 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。この 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、心臓においては心筋壁の境界付近の反射が強く、2 重の同心円（左心室の外膜、内膜）が観察できる。

M モード画像では、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が観察できる。送信波は B モード画像上で計測部位を決定し、1kHz のパルス繰り返し周波数（PRF : Pulse Repetition Frequency）、すなわち 1ms 毎に中心周波数 2.5Mhz の超音波パルス波を送信する（図 3.4）。送信波は生体内の音響インピーダンスの変化する箇所反射し、図 3.5 のような超音波 RF 信号が受信される。ただし、図 3.5 のプローブからの距離は以下のように計算した。

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、

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

が成り立つ。式 (3.1) の係数の 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(図 3.6)。

また、式 (3.1) 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 τ [s] とすると、

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

で表される。表 2.1 より c [mm/s] = 1530×10^3 [mm/s]、また、 τ [s] はサンプリング間隔なので、 $\tau = 1/(25 \times 10^6) = 0.04 \times 10^{-6}$ [s] となり式 (3.2) は、

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

となる。ゆえに、サンプリング点間の距離は、0.0306mm となる。また、計測開始深度（図 3.5 の場合は 40mm）は、計測用計算機上で指定できるので図 3.5 のプローブからの距離が計算できることになる。

図 3.5 では、プローブからの距離が 42mm～47mm 付近と、52mm～55mm 付近に強い反射が見られることから、42mm～55mm 付近が心筋（前壁）であると考えられる。

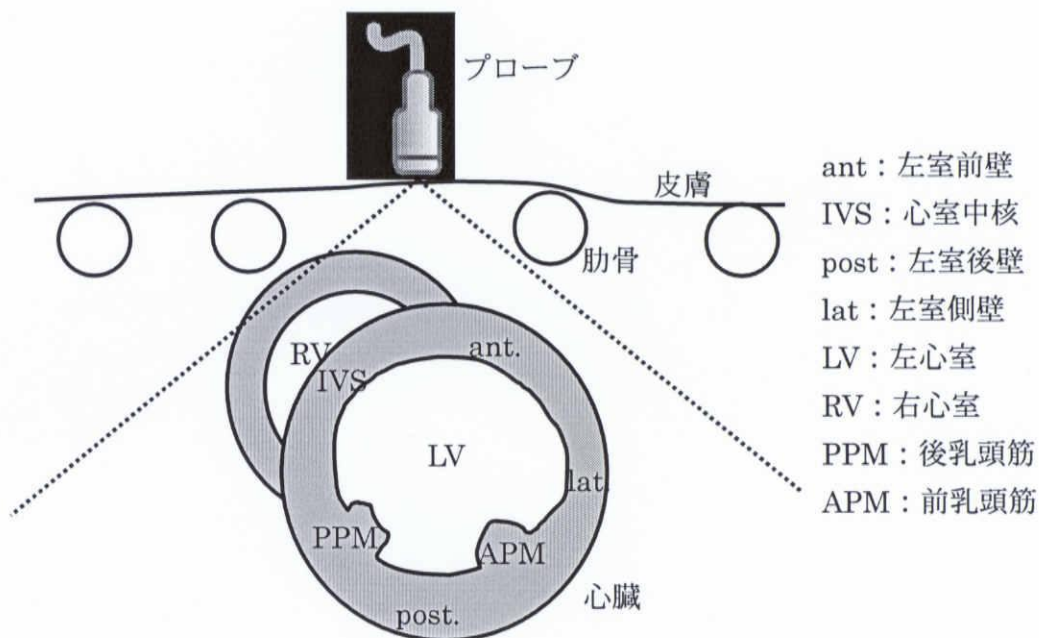


図 3.2 乳頭筋レベルの短軸画像

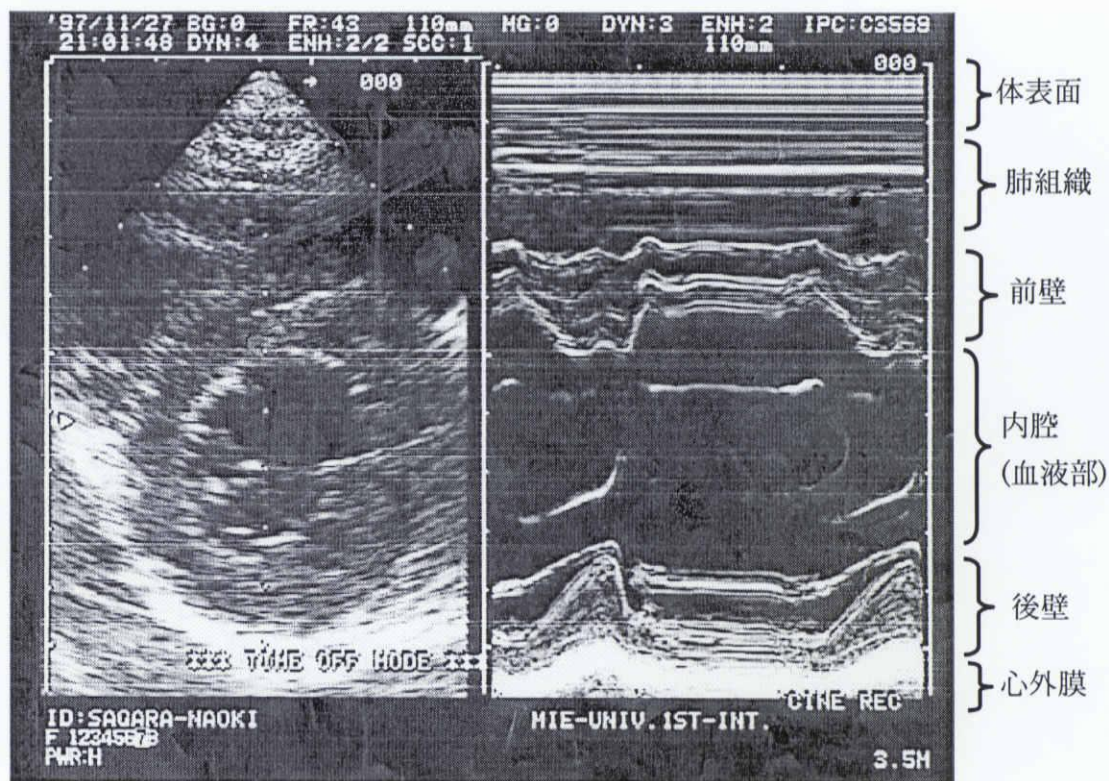


図 3.3 左心室短軸画像の超音波 B モード画像(左)と M モード画像(右)

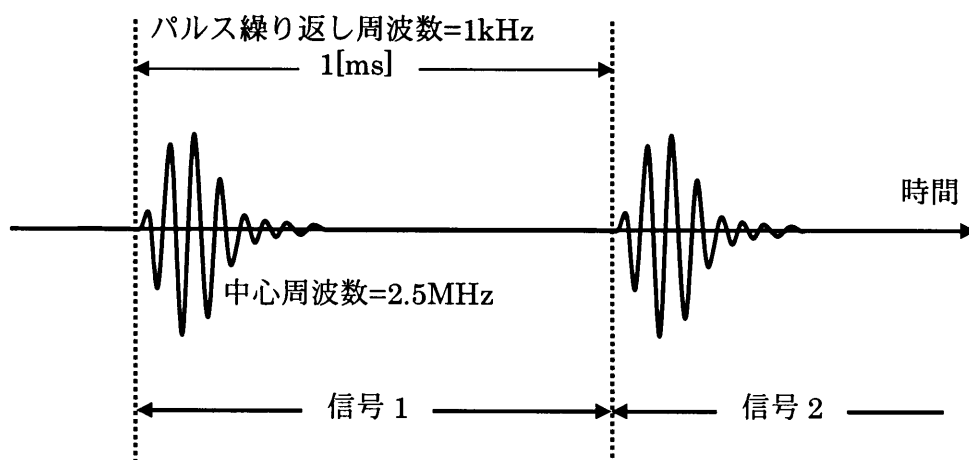


図 3.4 送信波（超音波パルス波）

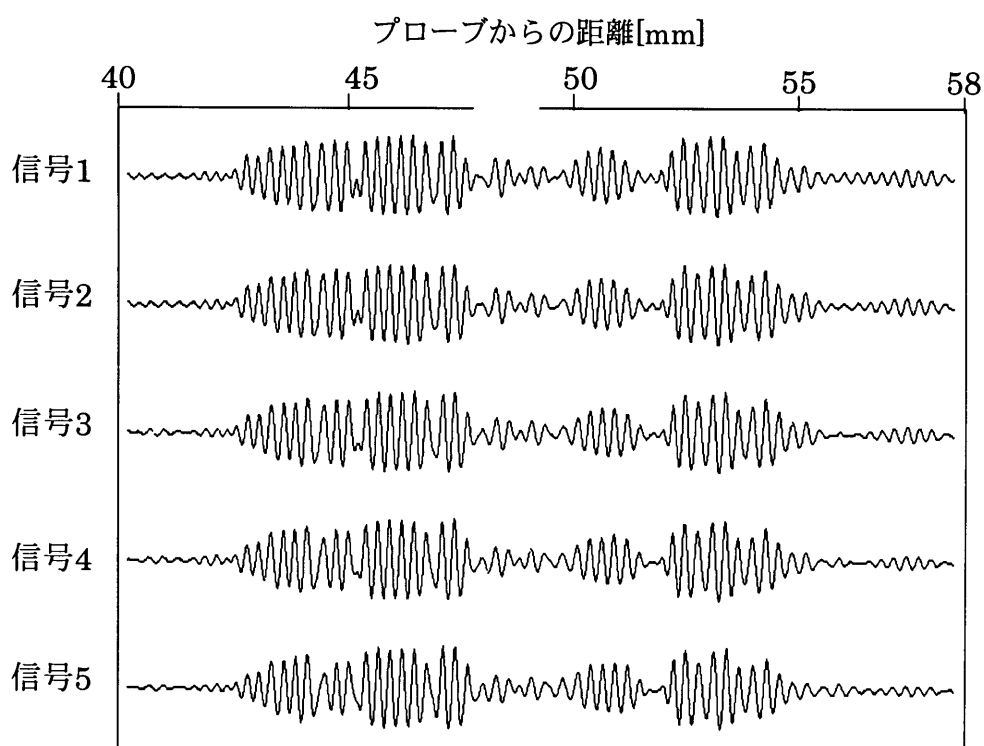
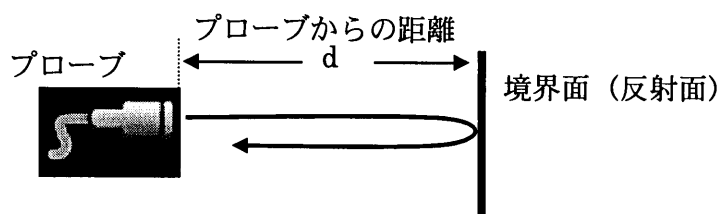
図 3.5 受信した RF 信号
(1ms ごとに送信されたパルス波の反射信号)

図 3.6 プローブと反射面との距離

3.3 取得データの処理方法

取得されたデータを処理用計算機で処理し、左心室心腔輪郭線の抽出結果を得る手順を図 3.7 に示す。

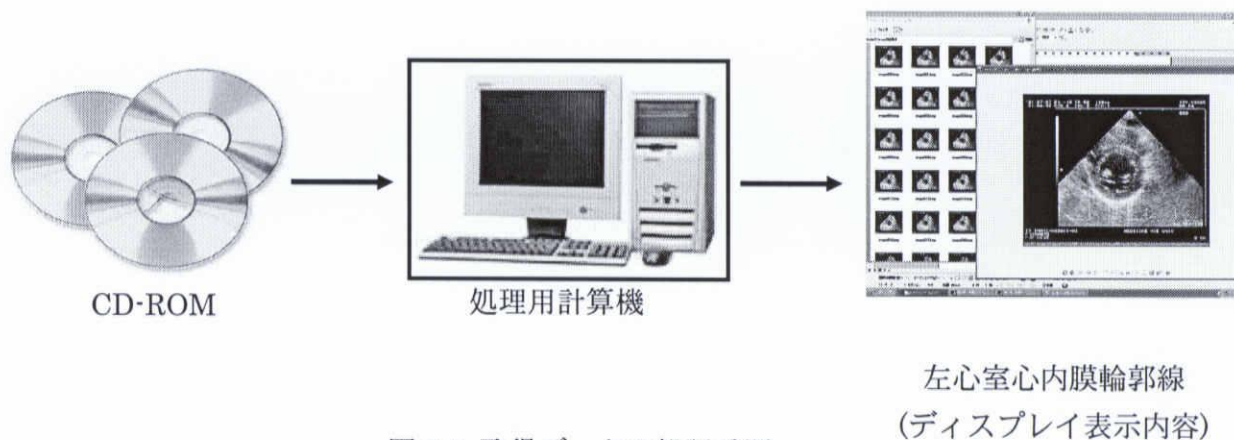


図 3.7 取得データの処理手順

取得されたデータを CD-ROM に保存し、以下に示す処理用計算機に取り込んで処理をする。またプログラミング言語は Windows 上の Microsoft の Visual C++6.0 を使用している。処理用計算機により処理された輪郭線抽出結果は、処理用計算機上のディスプレイ上に表示される。

○ 処理用計算機 (DELL 社製 Dimension8300)

CPU	: Intel Pentium4 CPU3.20GHz
主記憶装置	: 1GB
ハードディスク	: 186GB
OS	: Windows XP

第4章 動的モデルを用いた心腔輪郭抽出

4.1 本手法の概要

本研究では超音波心断層像（Bモード画像）からアクティブネットを用いて左心室短軸の内腔輪郭を自動で抽出する手法を提案する（図4.1）。アクティブネットは、動的な網のモデルであり、内部歪みエネルギーと画像の適合性エネルギーによって変形し、エネルギー最小の状態に向かってダイナミックに動きながら領域の抽出を行う手法である[6]。内部の歪みエネルギーは網自身の収縮力や平行性を保つ力に依存し、画像の適合性エネルギーは画像の濃淡を反映する。これらの力に従って、最適解として選択的に領域を抽出することができる。

アクティブネットでは、適切に設定された網の初期配置が必要であり、初期配置の仕方によっては局所的な解に陥ってしまい、誤った抽出結果になりやすい。アクティブネットの網の初期配置を設定するために、輝度補正を行ったBモード画像に対して、判別分析法を用いた自動しきい値決定による2値化を行い、得られた心腔領域から乳頭筋などの構造物による影響を取り除いた領域を覆うような網を初期網として、心腔抽出方法を検討する。

本研究ではアクティブネットの画像エネルギーを、心臓の左心室短軸断層像から心腔領域を適切に抽出できるように定義した。また、内部エネルギーを通常用いられる1次微分、2次微分項の他に、時間方向の連続性を考慮したエネルギーを追加したものを用いて実験を行った。

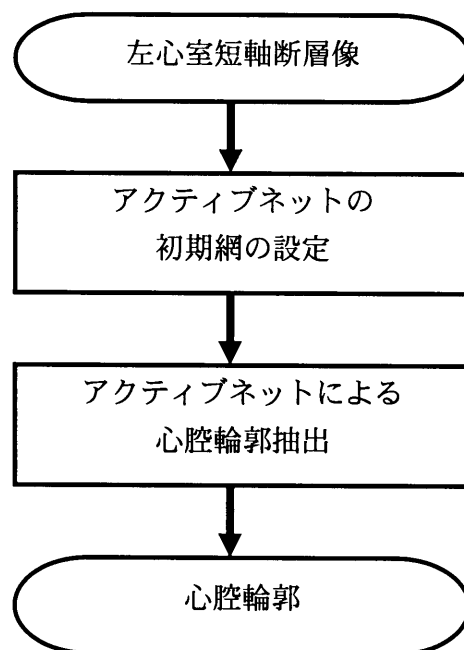


図4.1 処理の流れ

4.2 処理対象

本研究では、心臓の左心室短軸の超音波Bモード画像を処理の対象とする(図4.2)。短軸とは図4.3のように左心室を輪切りにする方向に超音波ビームを当てて撮影した像であり、図4.2のBモード画像のように同心円状に内膜・外膜が写っている。

図4.2のBモード画像からアクティブネットを用いて内膜の輪郭線(内側の円)の自動抽出を行う。

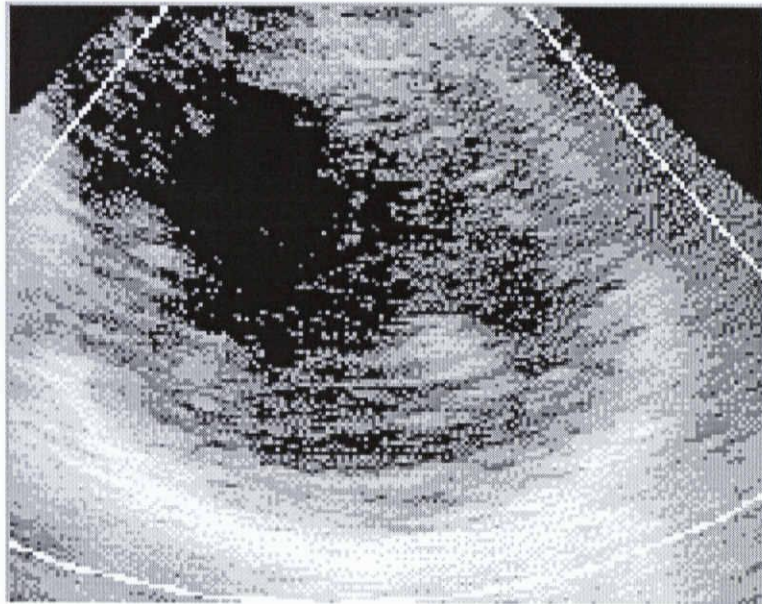


図4.2 超音波Bモード画像

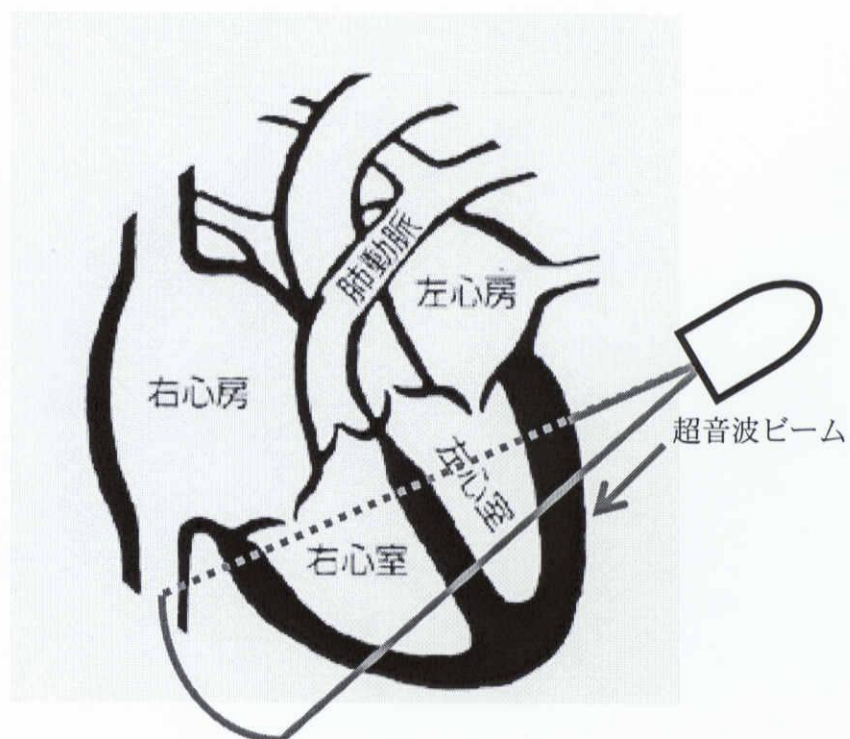


図4.3 左心室短軸方向への超音波ビーム送信

4.3 アクティブネットを用いた心腔輪郭抽出

アクティブネットは内部歪みエネルギーと画像の適合性エネルギーによって変形し、エネルギー最小の状態に向かってダイナミックに動きながら領域の抽出を行う[6]。内部の歪みエネルギーは網自信の収縮力や平行性を保つ力に依存し、画像の適合性エネルギーは画像の特徴を反映する。これらの力に従って、最適解として選択的に領域を抽出することができる。

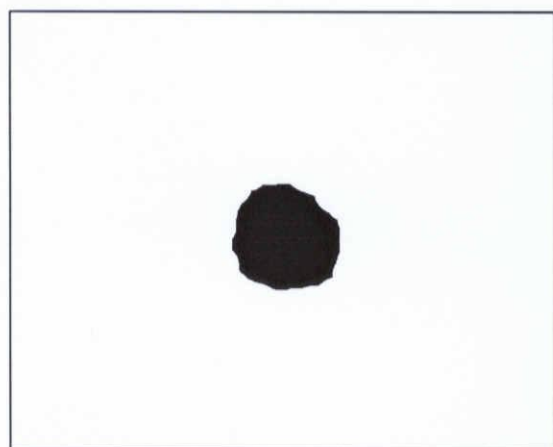
また、アクティブネットを用いる際には適切に設定された網の初期配置が必要である。初期配置の仕方によっては局所的な解に陥ってしまい、誤った抽出結果になりやすい。

そこで、本論文では、まず左心室短軸のBモード画像に対するアクティブネットの初期配置の方法を述べ、次にアクティブネットの基本原則と実際の画像データに対する実験例を示す。

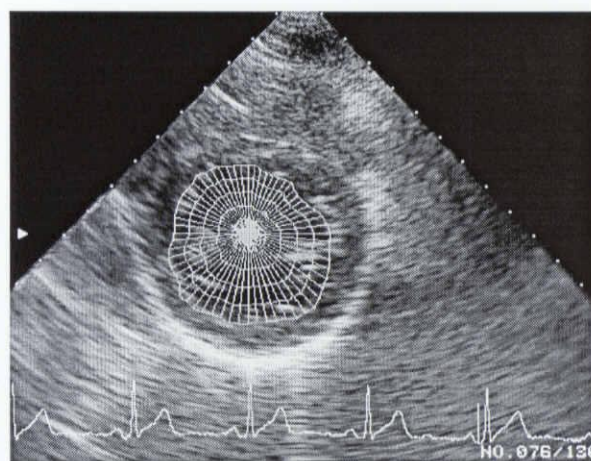
4.3.1 アクティブネットの初期配置の設定

濃淡画像に含まれる対象物の輪郭抽出や分類処理においては、画像の2値化に基づく方法が最も単純である。しかし、超音波画像のような低画質の画像を2値化する場合、輝度情報だけを用いて心筋と心腔を分離するような2値化しきい値の決定は難しく、どのようなしきい値を選んでも2値化画像上で心腔ではない領域が心腔領域に連結して抽出されてしまうなどの問題が発生する[7]。

そこで、本研究では、2値化処理によって得られたおおよその心腔領域をアクティブネットの初期配置として利用し、その後の処理で精度の高い輪郭抽出を行うという手順で左心室内膜輪郭線の抽出を行う(図4.4)。



(a) 2値化により得られた心腔領域



(b) アクティブネットの初期配置

図4.4 アクティブネットの初期配置

1. 心腔領域抽出の流れ

2 値化処理を用いた心腔輪郭線自動抽出処理の流れを図 4.5 に示す。処理は大きく分けて次の 3 つに分けられる。

- (1) 時間的に連続したフレームからなる超音波画像系列に対しノイズ除去と濃度補正を行う。
- (2) 2 値化を行い，心内腔の位置と，おおよその形状を推定する。
- (3) 推定された心腔領域画像から心腔内構造物を除去し，心腔輪郭線を推定する。

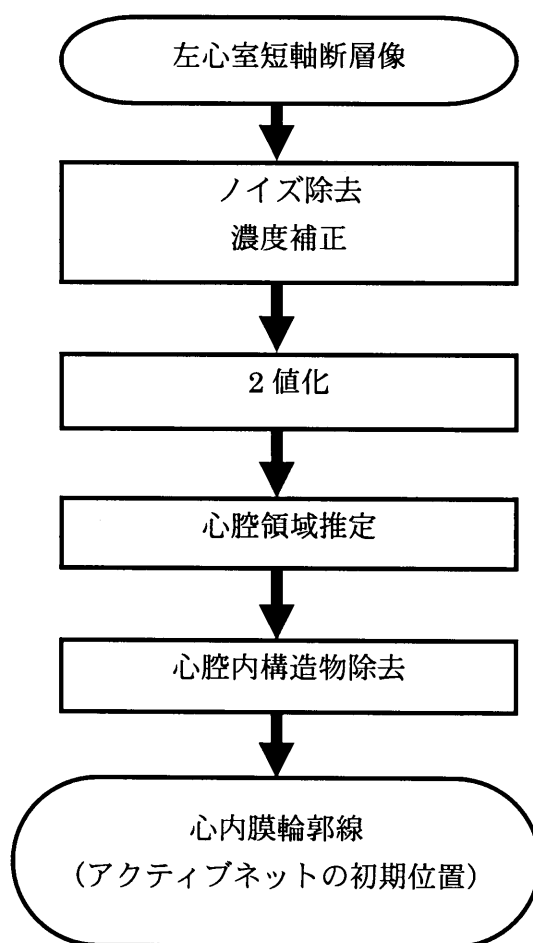


図4.5 心内膜輪郭線抽出処理の流れ

2. ノイズ除去と濃度補正

超音波診断層像はスペックルノイズを多く含み，そのままでは高精度な輪郭抽出処理には適さない。心腔内領域に存在する高い輝度値を示すノイズは心腔領域と心腔以外の領域を連結させてしまうといった影響を及ぼす。そこで，それらのスペックルノイズの影響を軽減するために，式 (4.1) で示されるフレーム間平均処理を 5 回適用した。

$$f_k^{(m)}(i, j) = \frac{1}{2} \{ f_k^{(m-1)}(i, j) + f_{k+1}^{(m-1)}(i, j) \} \quad (4.1)$$

ただし,

i, j : 注目画素の x, y 座標

m : 処理回数

k : フレーム番号

ここで, $f_k^{(m)}(i, j)$ は m 回目の平滑化画像の座標 (i, j) に存在する画素で, $f_k^{(0)}(i, j)$ を原画像とする.

図 4.6 に左心室短軸 B モード画像に対して濃度除去を行った例を示す.



(a) 原画像



(b) $t=3$



(c) $t=5$



(d) $t=7$

図 4.6 フレーム間平均処理によるノイズ除去結果例

判別分析法に基づく 2 値化しきい値決定は濃度ヒストグラムの大局的な特性に基づき、最適なしきい値が自動的かつ安定に求められる一般的な方法である。しかし、超音波画像のように、濃度ヒストグラムな白、黒それぞれのクラスの生起確率に大きな偏りが存在する画像に対して、心腔輪郭抽出を目的とするような 2 値化を行う場合、適切なしきい値決定が行われないことが考えられる。

そこで、式(4.2)のガンマ補正による輝度補正を行い、各クラスの生起確率の偏りを補正した。

$$g_k(x, y) = \frac{L}{L^\gamma} f_k(x, y)^\gamma \quad (4.2)$$

ここで、 $f_k(x, y)$ 第 k フレームの原画像の座標 (x, y) に存在する画素で、 $g_k(x, y)$ が輝度補正後の画像の座標 (x, y) に存在する画素である。 L は画像の階調数で、本研究で用いた超音波画像では 256 である。

式中の γ を変化させた場合の濃度ヒストグラム上での判別比 (式 (4.3)) の変化を図 4.7 に示す。原画像 ($\gamma=1.0$) と比較して、ガンマ補正を行った場合 ($\gamma=0.3, 0.4, 0.6$) の方が濃度ヒストグラムの分離性が改善されていることが分かる。今回は、判別比の値が最大となる場合の γ の値を探索し、その値を用いて画像の濃度補正を行った (図 4.8)。

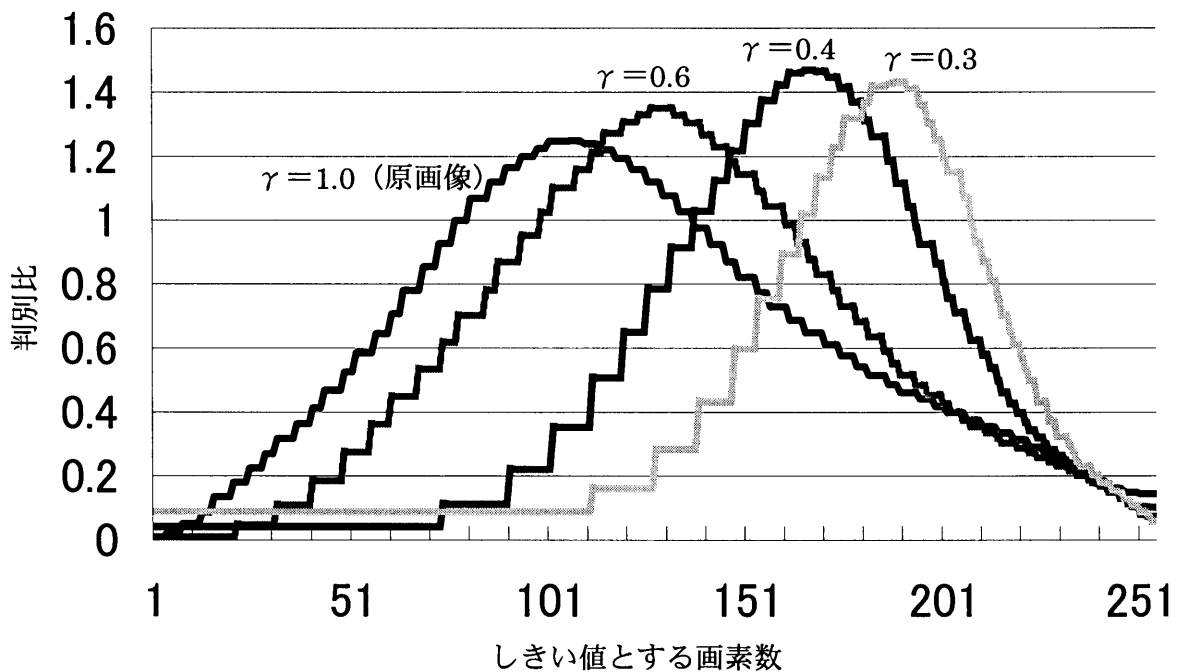


図 4.7 濃度補正による判別比の向上

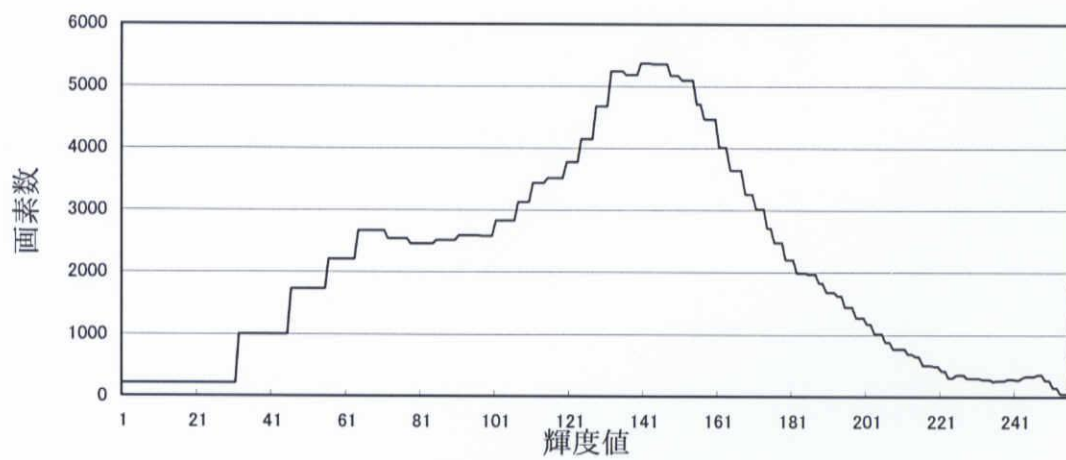
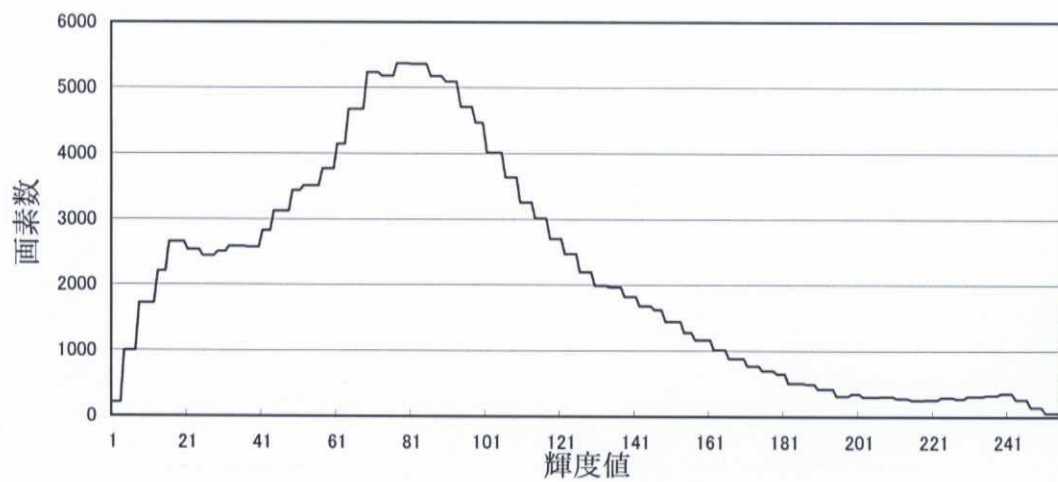
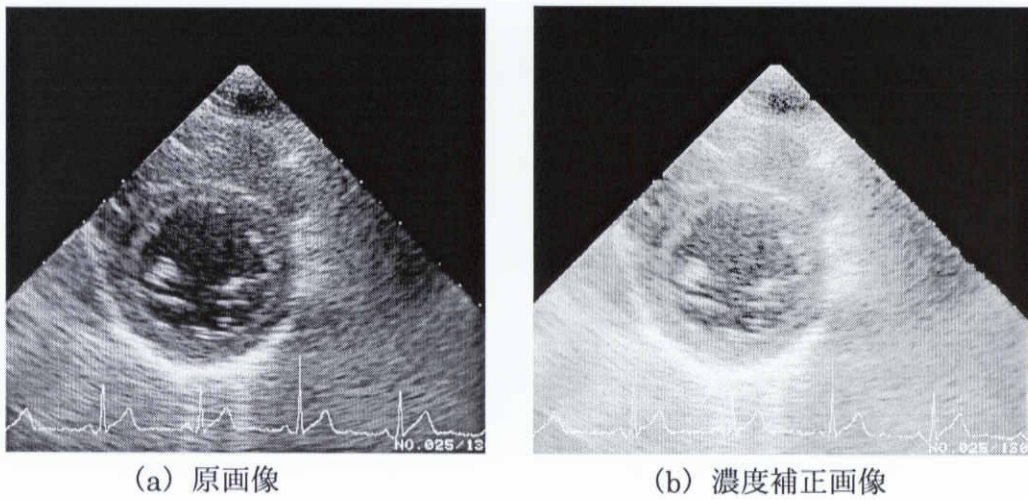


図 4.8 原画像，濃度補正画像とそれぞれのヒストグラム

3. 判別分析法による2値化

濃度補正を行った画像に対して判別分析により決定したしきい値で2値化を行う。判別分析法とは、分離の良さを計る評価関数を導入し、これを最大にすることによって領域分割のための最適なしきい値を定めるものであり、ヒストグラムが双峰性のときは2山の間の谷で分離するモード法として働き、そうでないときにもある程度妥当なしきい値が与えられるといわれている。評価関数としては式(4.3)で与えられる判別比 λ を用いるものである。

$$\lambda = \frac{\sigma_B^2}{\sigma_W^2} \quad (4.3)$$

ただし、 σ_B^2 はクラス間分散、 σ_W^2 はクラス内分散と呼ばれ、式(4.4)、式(4.5)で定義される(図4.9)。

$$\sigma_B^2 = \frac{1}{N} \{n_1(\mu_1 - \mu_0)^2 + n_2(\mu_2 - \mu_0)^2\} \quad (4.4)$$

$$\sigma_W^2 = \frac{1}{N} \left\{ \sum_{x=0}^T (x - \mu_1)^2 h(x) + \sum_{x=T+1}^M (x - \mu_2)^2 h(x) \right\} \quad (4.5)$$

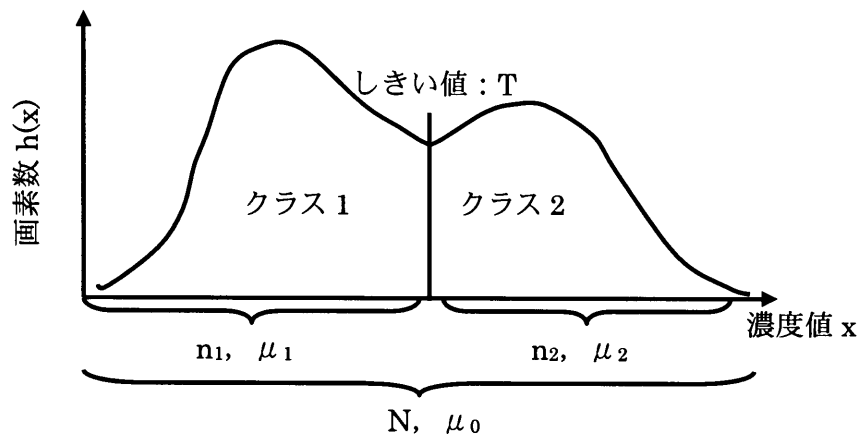


図 4.9 画像の濃度ヒストグラム

ここで、

x : 濃度値, $h(x)$: 画像の濃度ヒストグラム, M : 画像中の最大輝度値, T : しきい値であり、また、

$$N = \sum_{x=0}^M h(x) \quad (4.6)$$

$$n_1 = \sum_{x=0}^T h(x) \quad (4.7)$$

$$n_2 = \sum_{x=T+1}^M h(x) \quad (4.8)$$

$$\mu_0 = \frac{1}{N} \sum_{x=0}^M xh(x) \quad (4.9)$$

$$\mu_1 = \frac{1}{n_1} \sum_{x=0}^T xh(x) \quad (4.10)$$

$$\mu_2 = \frac{1}{n_2} \sum_{x=T+1}^M xh(x) \quad (4.11)$$

なお、判別比入を最大にするしきい値 T は、これにより分割された各クラスを1つの濃度で近似した場合の2乗誤差の和を最小にするものであることが示される。

濃度補正を行った画像に対して判別分析により決定したしきい値で2値化した結果の画像を図4.10に示す。濃度補正を行った画像の方が心内腔をより適切に示しており、心腔輪郭の抽出精度を向上させる上で有効であると考えられる。

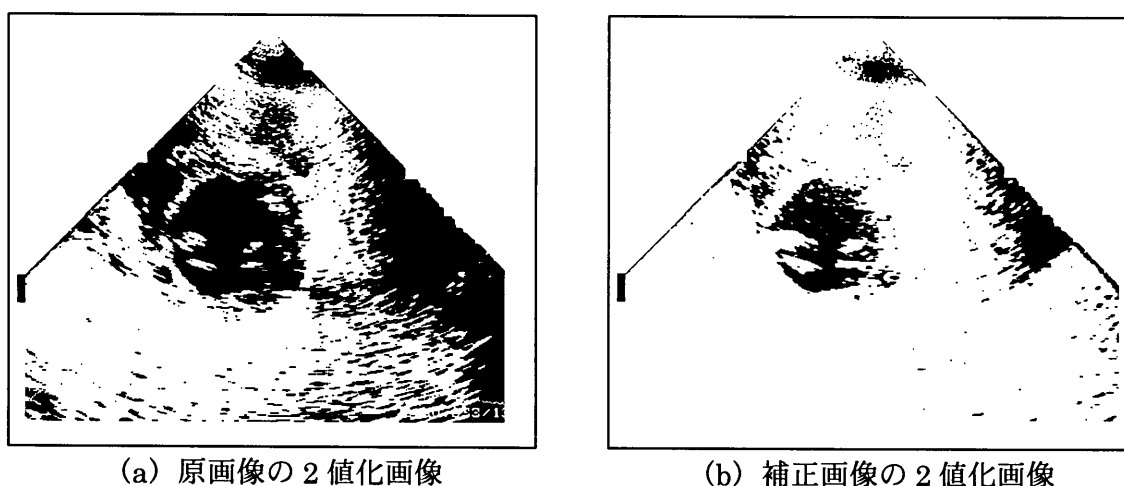


図4.8 原画像と濃度補正画像の2値化結果の比較

4. 心腔領域の推定

作成された2値画像 B_k からできるだけ正しく心腔領域を推定するために、以下の処理を行った。まず、すべてのフレームの2値画像の黒色領域に8近傍の収縮処理を n 回適用する (図4.12 (b))。

$$B_k^- = \underbrace{(\cdot \cdot \cdot ((B_k \ominus H) \ominus H) \cdot \cdot \cdot \ominus H)}_{n \text{ 回}} \quad (4.12)$$

$$H = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.13)$$

ここで、 H はモルフォロジ演算における 8 近傍を表す構造要素で、 \ominus はモルフォロジ演算における収縮を表す演算子である。収縮処理は心腔に相当する領域と心腔ではない黒色領域を分離するために必要な処理である。

次に、 B_k^- の全てのフレームの黒色画素に対して論理積演算を行い、論理積画像 B^{AND} を得る (図 4.12 (c))。

$$B^{AND} = \bigcap_{k=0}^n B_k^- \quad (4.14)$$

心腔に相当する領域は全てのフレームにおいて輝度値が低く、全ての B_k^- で黒色領域となると考えられる。このことから論理積画像 B^{AND} の黒色領域のいずれかに心腔領域に相当する領域が含まれる。

B^{AND} に含まれる黒色領域から心腔領域を特定するために、図 4.11 のような超音波画像の面積重心 c を中心とする半径 r の円 C を描き、その円内に含まれる面積の一番大きな黒色領域を心腔とする (図 4.12 (d))。

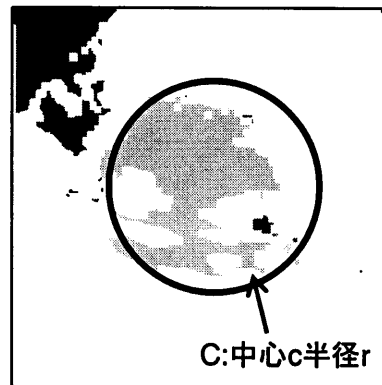
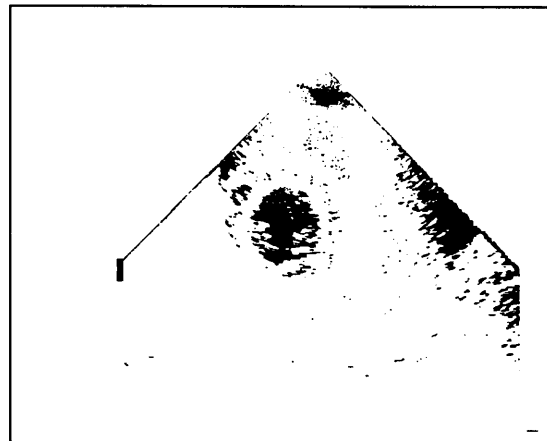
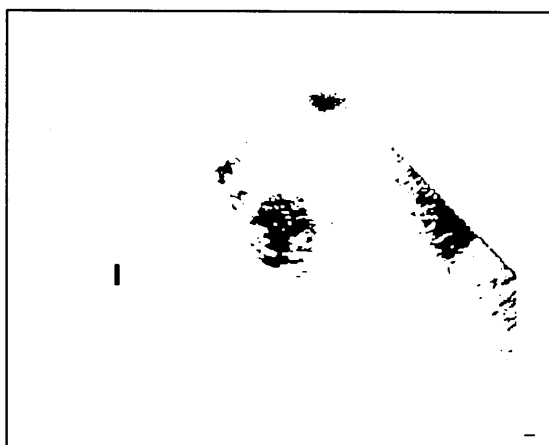


図 4.11 心腔領域推定

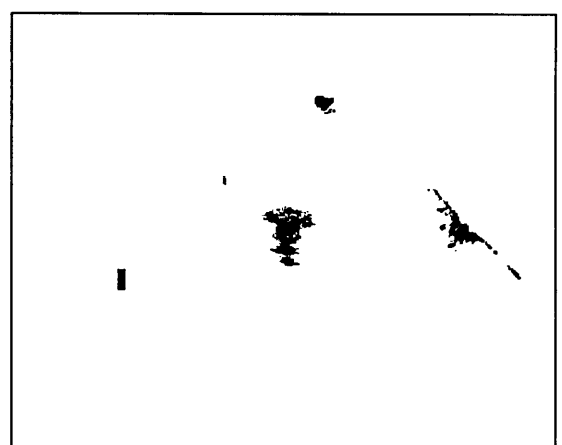
最後に、各2値画像 B_k^- に対して心腔領域推定を行う。 B_k^- に含まれる黒色領域から心腔領域に対応する領域を選択し、選択された領域以外の領域以外の領域を除去する（図4.12 (e)）。



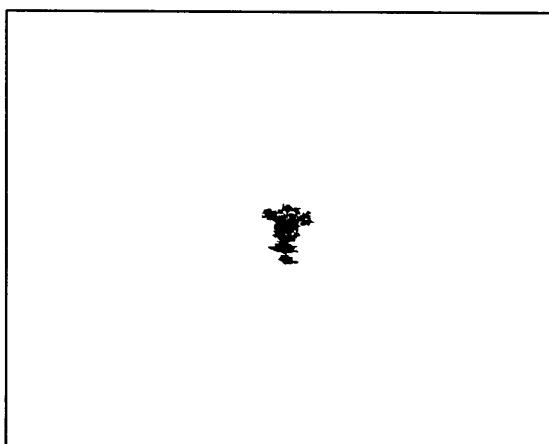
(a) 2 値画像



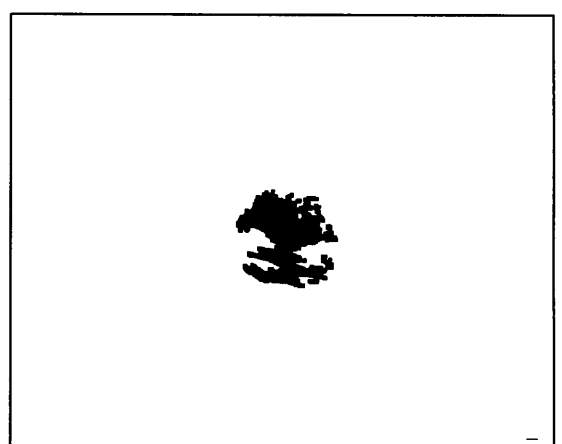
(b) 黒色領域を収縮



(c) 黒色画素の AND 画像



(d) 心腔領域の選択



(d) 各2値画像に対して心腔領域の選択

図 4.12 心腔領域選択の流れ

5. 心腔内構造物の除去

心室内には乳頭筋や腱索といった構造物が存在し、各フレームごとに得られた2値画像(図4.12(d))にも心腔内に白色領域として確認できる(図4.13). このまま輪郭抽出を行ってしまうと、心腔内の体積を過小評価してしまう原因となる. そのため、2値画像に対してモルフォロジ演算の Closing 処理を施し、心腔内構造物の除去を行った. 結果を図4.15に示す.

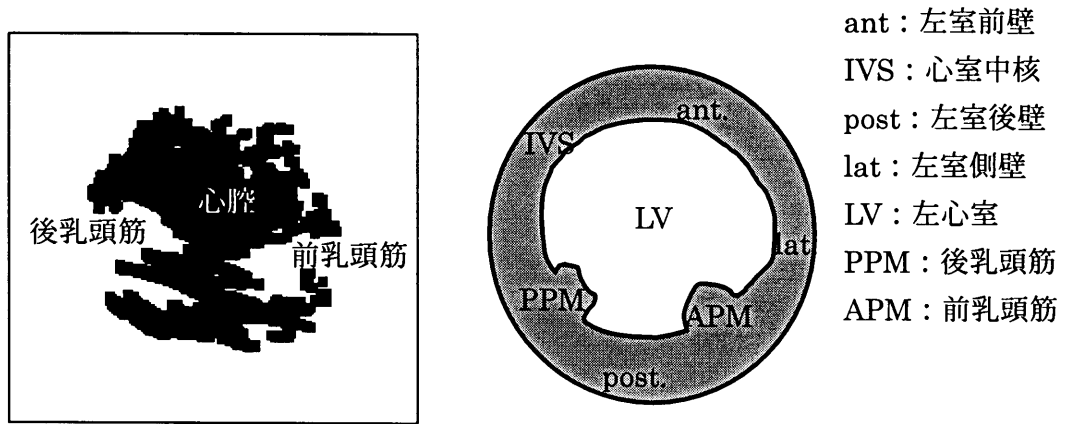


図4.13 2値画像に含まれる構造物と左心室構造図

Closing は処理対象とする図形において、構造要素より小さな凹部を削ったり孔を潰すような演算であり、次式で定義される(図4.14).

$$f_g = (f \ominus g) \oplus g \quad (4.15)$$

ここで、

$$(\text{膨張}) \quad (f \oplus g)(x) = \max_{\substack{z \in G \\ x-z \in F}} \{f(x-z) + g(z)\} \quad (4.16)$$

$$(\text{収縮}) \quad (f \ominus g)(x) = \min_{\substack{z \in G \\ x+z \in F}} \{f(x+z) - g(z)\} \quad (4.17)$$

であり、 $f(x)$ は2値画像、 $g(x)$ は構造要素(図4.14(b))である. また、 F 、 G は、それぞれの画像全体である.

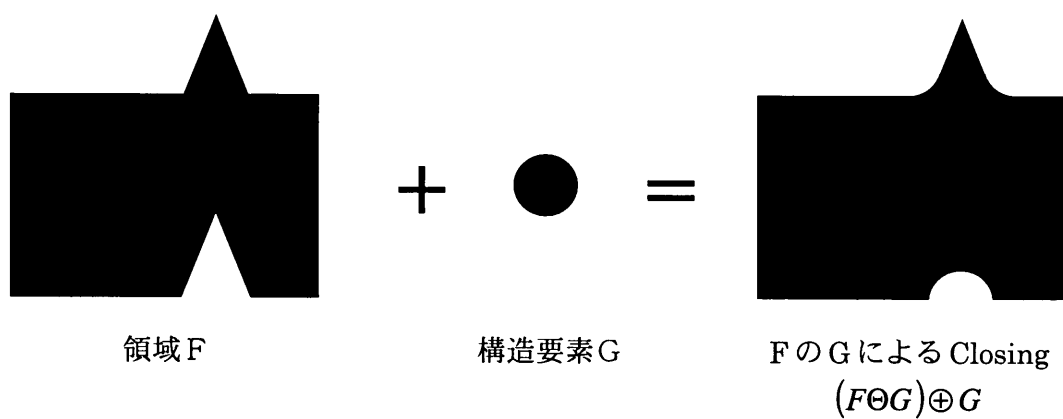


図 4.14 Closing 演算

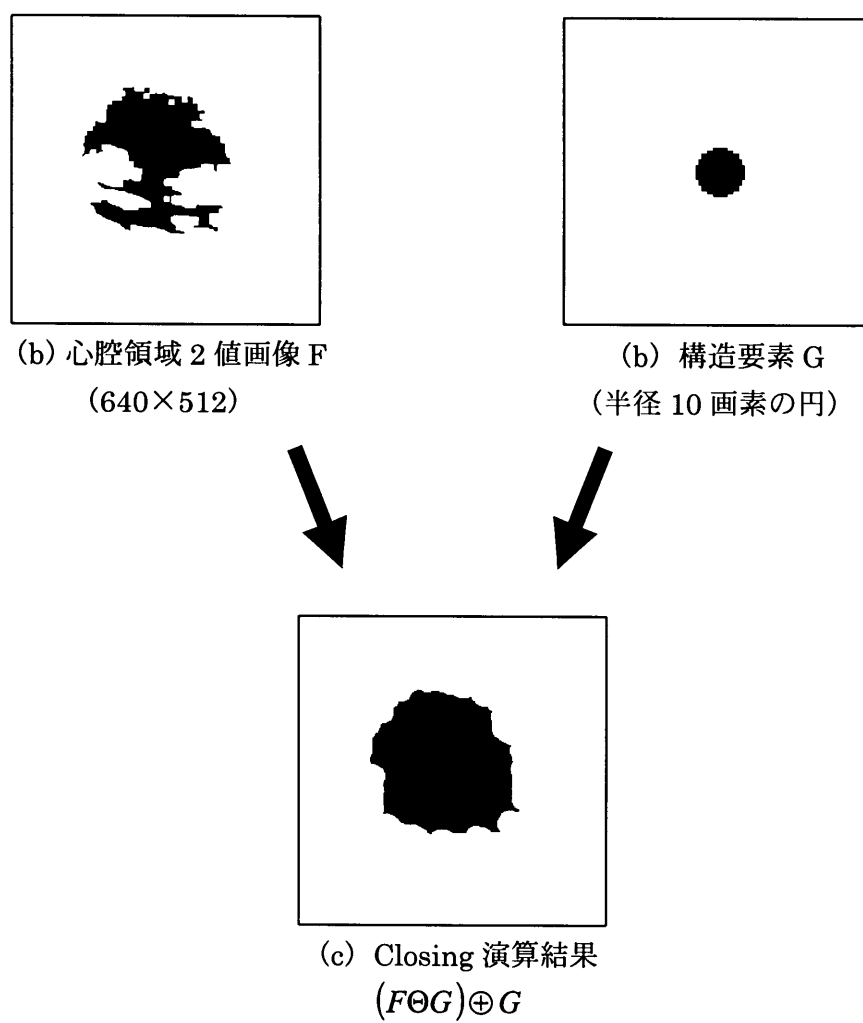


図 4.15 Closing 処理による心腔内構造物の除去

6. アクティブネットの初期配置

心腔内構造物除去後の2値画像の黒色領域を n 回膨張し(図4.16 (b)), アクティブネットの初期位置を黒画素領域に被せるように配置する(図4.17).

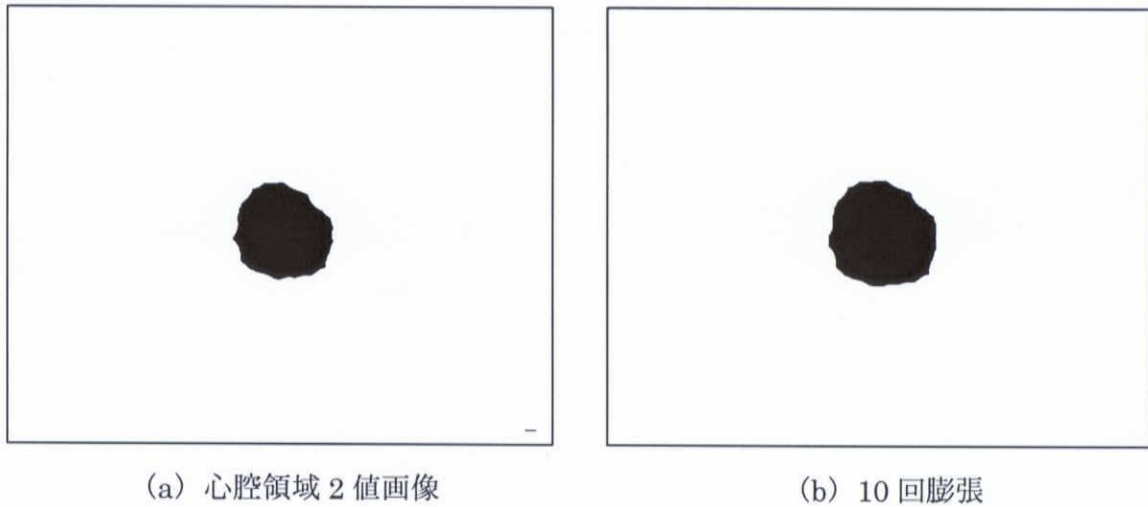


図 4.16 心腔領域の膨張

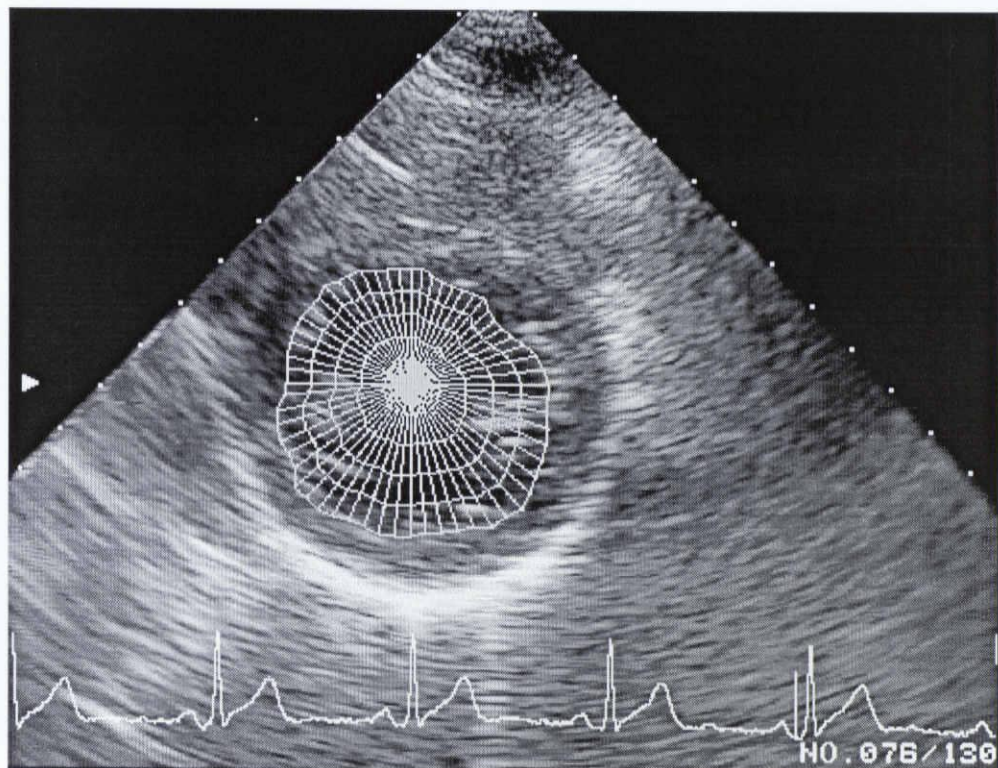


図 4.17 アクティブネットの初期配置

4.3.2 アクティブネットの基本原理

1. 網のエネルギー関数

網のモデルは、2次元の点列のパラメータ表現として表す．すなわち、図 4.18 に示すように網は格子点、

$$v(p, q) = (x(p, q), y(p, q)) \quad (4.18)$$

からなり、各格子点は4近傍の点 $v(p, q-l), v(p-k, q), v(p+k, q), v(p, q+l)$ と繋がれて網を形成している．ここで、 p, q は網のパラメータ表現のための2つのパラメータであり、 $0 \leq p \leq 1, 0 \leq q \leq 1$ である．また $k=1/(\text{p方向の格子点の数}), l=1/(\text{q方向の格子点の数})$ とする．

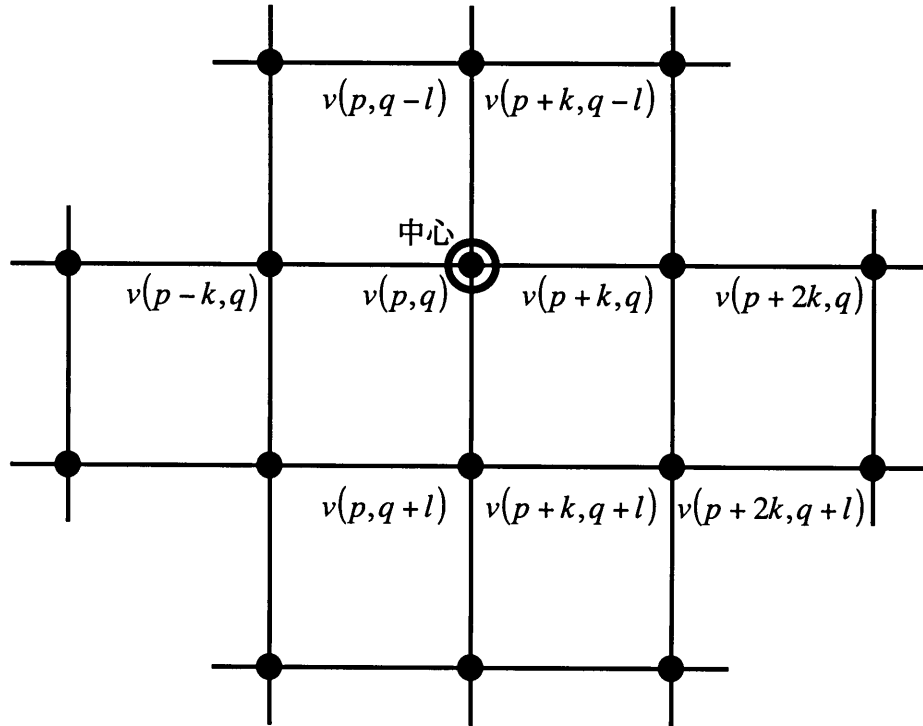


図 4.18 格子点による網の構成

この網は、格子点上で定義された次のエネルギーの最小（極小）状態として形が決まる。

$$\begin{aligned} \text{全体エネルギー } (E_{net}) = & \text{内部エネルギー } (E_{int}) + \text{画像エネルギー } (E_{image}) \\ & + \text{外部エネルギー } (E_{con}) \end{aligned}$$

ここで、

$$\left\{ \begin{array}{ll} \text{内部エネルギー} & \dots\dots\dots \text{網自身の内部歪みエネルギー} \\ \text{画像エネルギー} & \dots\dots\dots \text{網と画像の適合性エネルギー} \\ \text{外部エネルギー} & \dots\dots\dots \text{外部からの強制力に対応するエネルギー} \end{array} \right.$$

である。直感的には、 E_{int} を小さくする力は網を収縮させ形状を滑らかに保とうとする力に対応し、 E_{image} を小さくする力は画像内の特徴的な領域に網を引き付ける力に対応する。したがって、網のエネルギーはこれらの線形結合として式（4.19）のように表すことができる。

$$E_{net} = \int_0^1 \int_0^1 [E_{int} \{v(p, q)\} + E_{image} \{v(p, q)\} + E_{con} \{v(p, q)\}] dp dq \quad (4.19)$$

式（4.19）の最小化は、反復法に基づく数値解法としてインプリメントする。アクティブネットは、初期設定として与えられた網の配置を初期値として、反復演算によって順次形状を変えていき、最終的に領域にフィッティングした網の形状になるようにダイナミックに変形を繰り返していく。最終的に平衡状態（式（4.19）の E_{net} の値が変化しなくなる）にある網が覆っている領域が抽出された領域となる。この平衡状態はモデル自身の傾向と領域に引き付けられる力のバランスによって決まる。本研究では外部エネルギー E_{con} は使用しないので、 E_{con} を無視することによって式（4.20）とする。

$$E_{net} = \int_0^1 \int_0^1 [E_{int} \{v(p, q)\} + E_{image} \{v(p, q)\}] dp dq \quad (4.20)$$

通常、内部エネルギー関数 E_{int} としては1次微分、2次微分の項が用いられ、本研究でもそれを用いて実験を行った。さらに、内部エネルギーにフレーム間でのモデルの変形の連続性の項を加え新たに定義した関数を用いて実験を行い、比較を行った。また、画像エネルギーとしては左心室短軸断層像から心腔領域を適切にできるような関数を定義した（4.3.3節）。

1.1 網の内部歪みエネルギー

網を収縮させかつ滑らかに保とうとするエネルギーとして、網の内部歪みエネルギーを式 (4.21) のように定義する。

$$E_{\text{int}} = \frac{\alpha(|v_p|^2 + |v_q|^2) + \beta(|v_{pp}|^2 + 2|v_{pq}|^2 + |v_{qq}|^2)}{2} \quad (4.21)$$

ただし、

$$v_p = \frac{\partial v}{\partial p} = \left(\frac{\partial x}{\partial p}, \frac{\partial y}{\partial p} \right) = v(p, q) - v(p - k, q) \quad (4.22)$$

$$v_q = \frac{\partial v}{\partial q} = \left(\frac{\partial x}{\partial q}, \frac{\partial y}{\partial q} \right) = v(p, q) - v(p, q - l) \quad (4.23)$$

$$v_{pp} = \frac{\partial^2 v}{\partial p^2} = \left(\frac{\partial^2 x}{\partial p^2}, \frac{\partial^2 y}{\partial p^2} \right) \quad (4.24)$$

$$v_{pq} = \frac{\partial^2 v}{\partial p \partial q} = \left(\frac{\partial^2 x}{\partial p \partial q}, \frac{\partial^2 y}{\partial p \partial q} \right) \quad (4.25)$$

$$v_{qq} = \frac{\partial^2 v}{\partial q^2} = \left(\frac{\partial^2 x}{\partial q^2}, \frac{\partial^2 y}{\partial q^2} \right) \quad (4.26)$$

式 (4.21) 中の1次偏微分の項である v_p (式 (4.22)) は、図 4.18 中で q が一定な状態での p の変化に対する格子点の変化であり、同様に、 v_q (式 (4.23)) は p が一定な状態での q の変化に対する格子点の変化を表している。これらは、網のモデルにおいては、図 4.19 の v_p , v_q に相当する。すなわち $|v_p|$, $|v_q|$ は格子点間の距離を表しており、この項を小さくすることは網の収縮性に対応している。

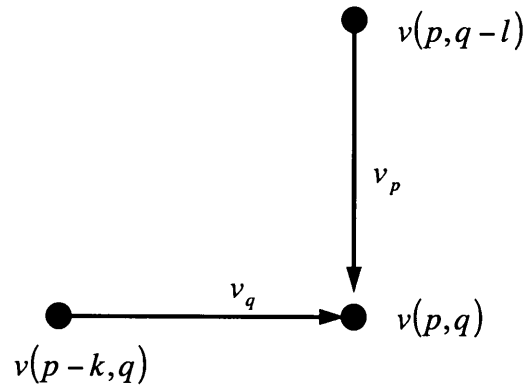


図 4.19 1次偏微分

次に、式 (4.21) 中の2次偏微分の項 v_{pp} , v_{qq} , v_{pq} (式 (4.24) ~ (4.26)) はベクトル v_p , v_q の隣接格子点間での変化に相当する. すなわち, $|v_{pp}|$, $|v_{qq}|$, $|v_{pq}|$ は平行な直線群から構成された網の状態からの格子点の位置のずれを表しており, これらを小さくすることは網の平行性と直線性を保つことに対応している (図 4.20).

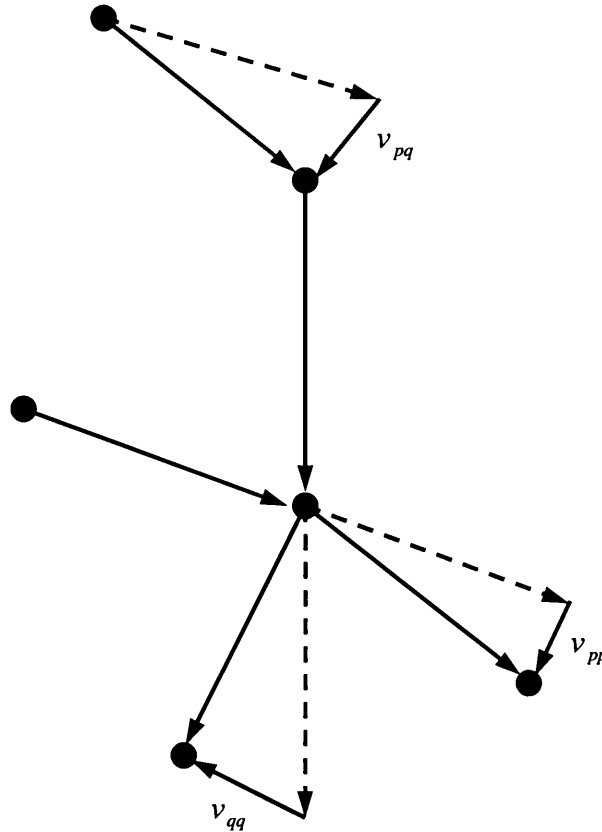


図 4.20 2次偏微分

つまり, アクティブネットは内部歪みエネルギー E_{int} によって平行な直線からなる形状を保ちつつ, 小さくなろうとする力を持っている. 式 (4.21) 中の α , β は1次偏微分と2次偏微分の項から受ける影響の割合を決める定数である.

例として, 式 (4.27) のエネルギーで表されるように, 内部エネルギーのみを考えたアクティブネットの変形の過程を図 4.21 に示す.

$$E_{net} = \int_0^1 \int_0^1 \left\{ \frac{\alpha (|v_p|^2 + |v_q|^2) + \beta (|v_{pp}|^2 + 2|v_{pq}|^2 + |v_{qq}|^2)}{2} \right\} dp dq \quad (4.27)$$

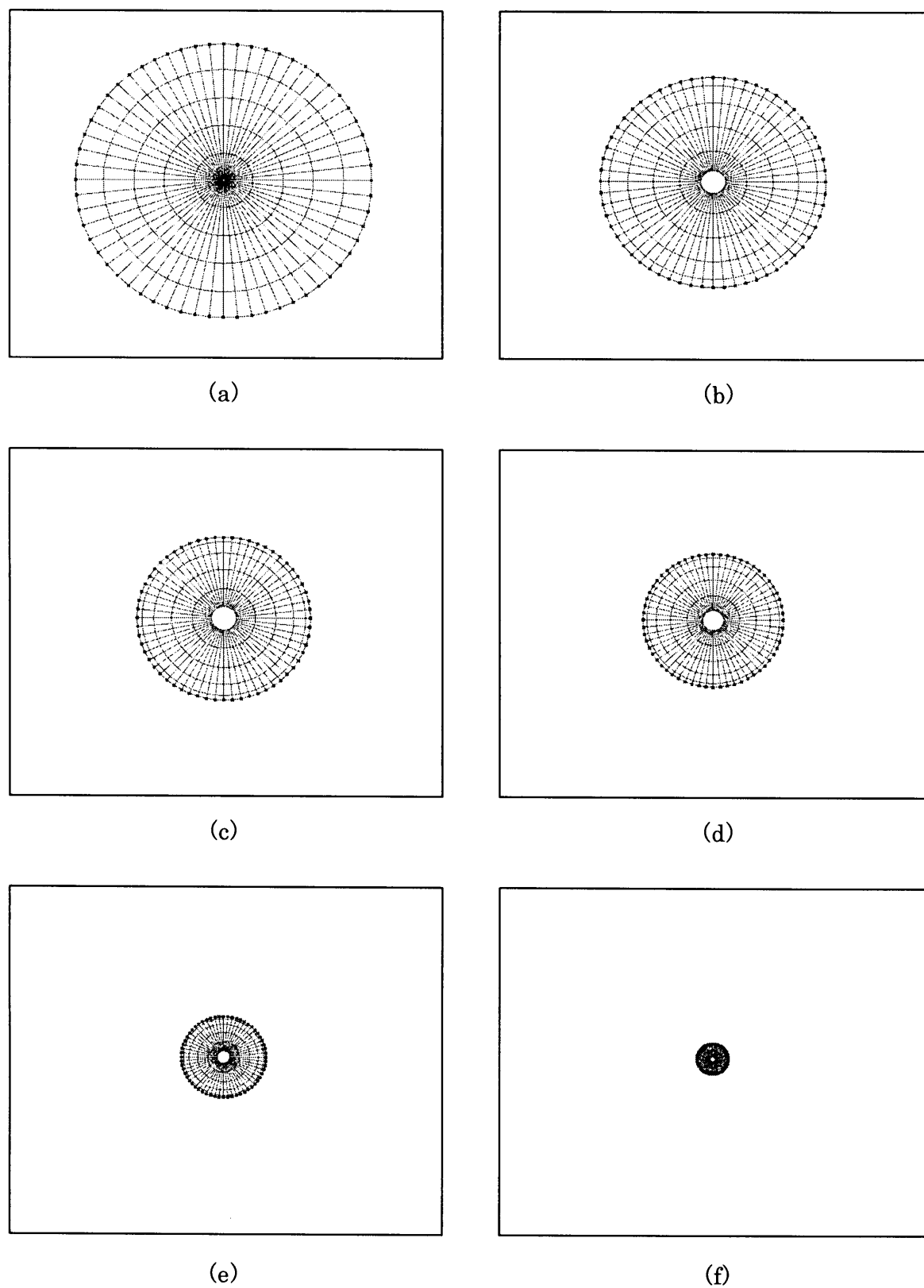


図 4.21 アクティブネットの収束の様子 (E_{int} のみを考慮した場合)
(a) 初期値, (b) ~ (f) 収束過程

1.2 画像の適合性エネルギー

画像の適合性エネルギーは、画像からの影響を規定するもので、網はこのエネルギーを最小化するために変形を繰り返し、画像内の特徴的な領域へ導かれていく。エネルギーは目的とする対象領域の特徴に依存するべきであり、注目する領域の特徴を顕著に表す E_{image} を定義することにより、選択的に領域を抽出することができる。本研究で用いた具体的なエネルギー関数については4.3.3節で述べる。

最終的に式(4.21)を式(4.20)に代入することで、式(4.28)が得られる。

$$E_{net} = \int_0^1 \int_0^1 \left(\frac{\alpha(|v_p|^2 + |v_q|^2) + \beta(|v_{pp}|^2 + 2|v_{pq}|^2 + |v_{qq}|^2)}{2} + E_{image}\{v(p, q)\} \right) dpdq \quad (4.28)$$

2. エネルギー関数の数値解析法

式(4.28)のエネルギー関数が最小となる網の形状を反復法に基づいた数値解析法で求める。式(4.28)よりオイラー・ラグランジュの方程式として式(4.29), (4.30)の独立な2式を得る。

$$-\alpha(x_{pp} + x_{qq}) + \beta(x_{pppp} + 2x_{ppqq} + x_{qqqq}) + \frac{\partial E_{image}}{\partial x} = 0 \quad (4.29)$$

$$-\alpha(y_{pp} + y_{qq}) + \beta(y_{pppp} + 2y_{ppqq} + y_{qqqq}) + \frac{\partial E_{image}}{\partial y} = 0 \quad (4.30)$$

網は格子点の座標の集合として表すことができるので、式(4.29), (4.30)の微分を以下のような差分近似式で置き換える。

$$x_{pp} = \frac{\partial^2 x}{\partial p^2} \approx x_{i-1,j} - 2x_{i,j} + x_{i+1,j} \quad (4.31)$$

$$x_{qq} = \frac{\partial^2 x}{\partial q^2} \approx x_{i,j-1} - 2x_{i,j} + x_{i,j+1} \quad (4.32)$$

$$x_{pppp} = \frac{\partial^4 x}{\partial p^4} \approx x_{i-2,j} - 4x_{i-1,j} + 6x_{i,j} - 4x_{i+1,j} + x_{i+2,j} \quad (4.33)$$

$$\begin{aligned}
x_{ppqq} &= \frac{\partial^4 x}{\partial p^2 \partial q^2} \\
&\approx x_{i-1,j-1} - 2x_{i,j-1} + x_{i+1,j-1} - 2x_{i-1,j} \\
&\quad + 4x_{i,j} - 2x_{i+1,j} + x_{i-1,j+1} - 2x_{i,j+1} + x_{i+1,j+1}
\end{aligned} \tag{4.34}$$

$$x_{qqqq} = \frac{\partial^4 x}{\partial q^4} \approx x_{i,j-2} - 4x_{i,j-1} + 6x_{i,j} - 4x_{i,j+1} + x_{i,j+2} \tag{4.35}$$

画像上の空間1次微分 $\partial E_{image} / \partial x$ については以下の近似式を使用した.

$$\frac{\partial E_{image}}{\partial x} \approx E_{image}(x_{i,j}, y_{i,j}) - E_{image}(x_{i,j} - \Delta x, y_{i,j}) \tag{4.36}$$

ただし $x_{i,j}$, $y_{i,j}$ は $v(p, q) = (x(p, q), y(p, q))$ を離散的に表現した格子点の xy 座標であり, $p=i \cdot k$, $q=j \cdot l$ である. また, Δx は画像上の1画素幅とする. 式(4.31) ~ (4.36) は y についても同様である.

これらの差分近似式を式(4.29)に代入し整理することにより式(4.37)が得られる.

$$\begin{aligned}
& -\alpha(x_{i-1,j} + x_{i+1,j} + x_{i,j-1} + x_{i,j+1} - 4x_{i,j}) \\
& + \beta(x_{i-2,j} + x_{i+2,j} + x_{i,j-2} + x_{i,j+2} \\
& - 8x_{i-1,j} - 8x_{i+1,j} - 8x_{i,j-1} - 8x_{i,j+1} \\
& + 2x_{i-1,j-1} + 2x_{i+1,j-1} + 2x_{i-1,j+1} + 2x_{i+1,j+1} \\
& + 20x_{i,j}) \\
& = -\{E_{image}(x_{i,j}, y_{i,j}) - E_{image}(x_{i,j} - \Delta x, y_{i,j})\}
\end{aligned} \tag{4.37}$$

式(4.37)をすべての格子点に対応する (i, j) について立てることにより各格子点の x 座標に関する格子点数の元の連立1次方程式ができる. y 座標についても式(4.30)から同様の連立1次方程式を作ることができる. これらの連立1次方程式をヤコビ法による反復法を用いて解き, 各格子点の x 座標 $x(i, j)$ と y 座標 $y(i, j)$ を求める.

まず、式 (4.37) を式 (4.38) のようにベクトル表示で表す。

$$AX = b \quad (4.38)$$

X は解、すなわちすべての格子点の x 座標で、 A は係数行列、 b は式 (4.37) の右辺に対応する項である。

次に、行列 A を式 (4.39) のように対角成分 D と非対角成分 A' に分けて式 (4.40)、(4.41) による反復計算により近似解を求める。

$$A = D + A' \quad (4.39)$$

$$\xi^{(m+1)} = D^{-1}(b - A'X^{(m)}) \quad (4.40)$$

$$X^{(m+1)} = X^{(m)} + \gamma(\xi^{(m+1)} - X^{(m)}) \quad (4.41)$$

ここで、 m は反復計算における処理ステップを示す。初期網の各格子点の x 座標を $x^{(0)}$ とし、式 (4.40)、(4.41) に代入し、 $x^{(1)}$ を求め、これを反復することによって解を求めていく。実験での繰り返し回数は約 1000 回程度とした。式 (4.41) 中の γ は、網の収束速度を制御する定数である。

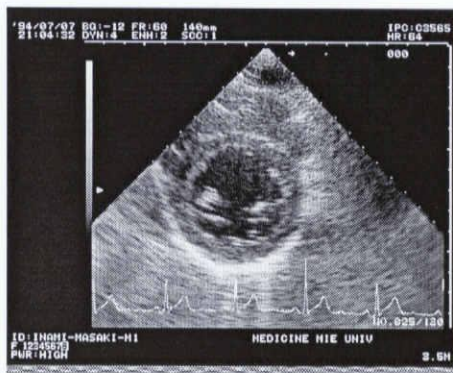
4.3.3 アクティブネットによる左心室内膜輪郭抽出

4.3.1 で求めた初期網をアクティブネットの初期配置として, 640×512 画素の 256 階調の左心室短軸画像に対してアクティブネットによる輪郭抽出を行った. 網の格子点の数は円周方向に 60 点, 放射線方向に 6 点の 360 点とした. なお, 外側に 2 層だけ仮想的な格子点を用意し, 最も近い最外郭格子点と同じ座標値を割り当てた. また, 最も内側の 1 層の格子点についてはそれらの重心位置に 2 層を設定し, 網を中心に向かって引っ張る力が生じるようにした.

エネルギー関数 E_{image} は, 式 (4.42) を用いた.

$$E_{\text{image}} = w_1 I_1(x, y) + w_2 I_2(x, y) \quad (4.42)$$

ここで, $I_1(x, y)$ は, 格子点 $v (= (x, y))$ での原画像の濃淡レベルを示し (図 4.22 (a)), $I_2(x, y)$ は図 4.22 (b) の 2 値画像の濃淡レベルを表す. また, w_1, w_2 はパラメータで, $|w_1|, |w_2|$ の大きさにより各画像からの濃淡レベルの影響力を制御することができる. 網の各格子点における画像適合エネルギーを図 4.22 に示す.



(a) 原画像



(b) 2 値画像

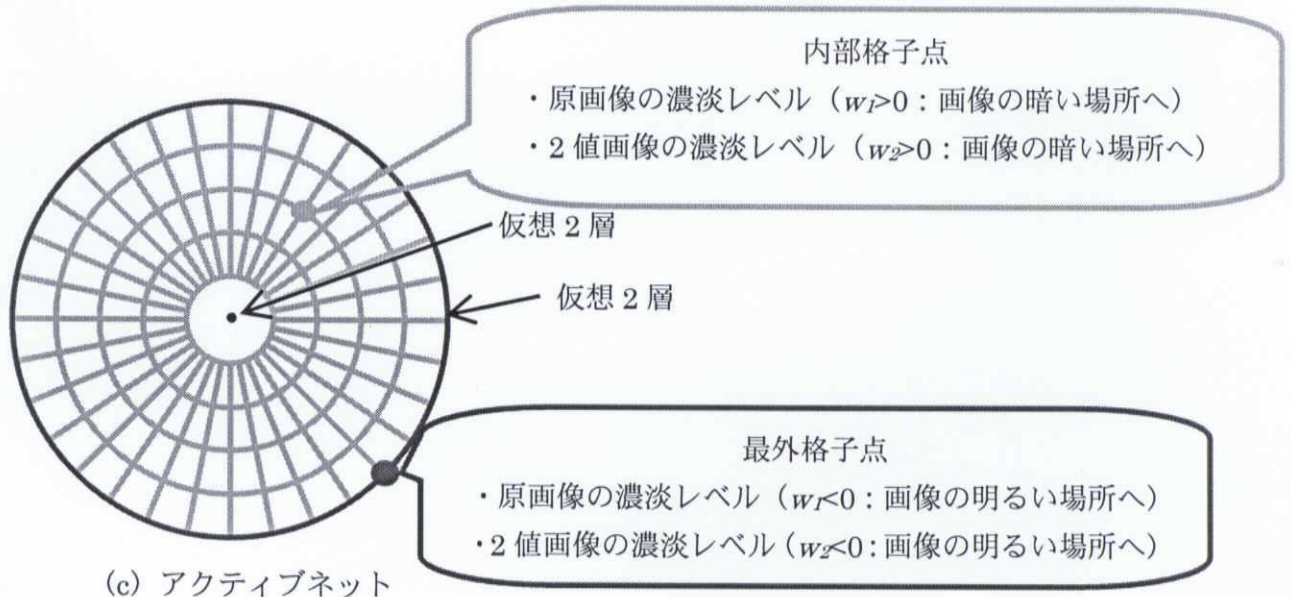
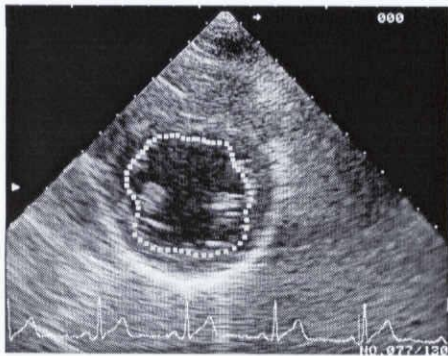
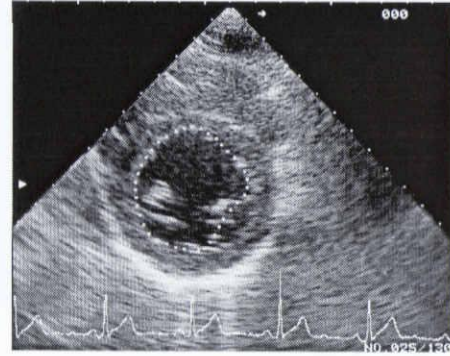


図 4.22 Active Net の各格子点における画像エネルギー

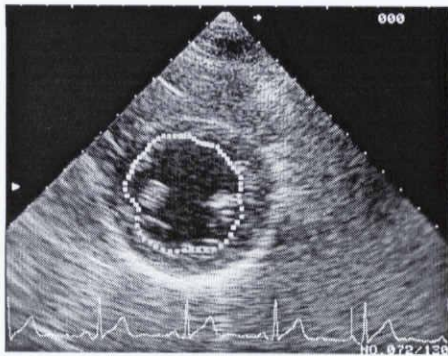
図 4.23 に 2 値化による心腔輪郭抽出結果 (図 4.23 左) とアクティブネットによる心腔輪郭抽出結果 (図 4.23 右) を示す. ここで, アクティブネットの各エネルギーのパラメータを $\alpha=1$, $\beta=1$, $\gamma=0.5$, $w_1=-5$ (最外郭格子), $w_1=5$ (内部格子), $w_2=-1$ (最外郭格子), $w_2=1$ (内部格子) とした. なお, アクティブネットの結果については最外郭格子点のみ示す.



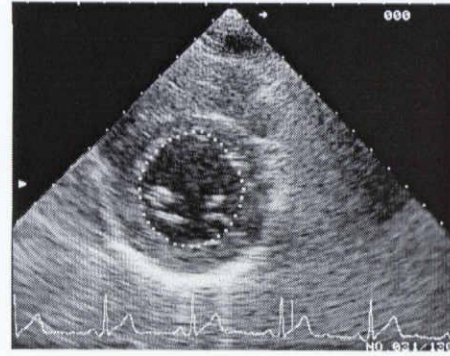
(a)



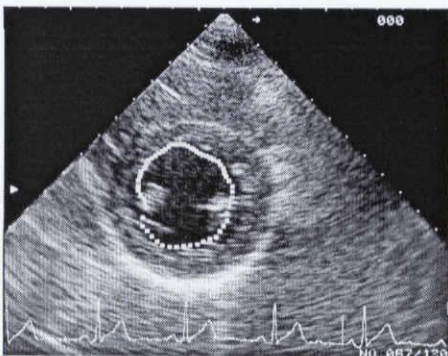
(a)



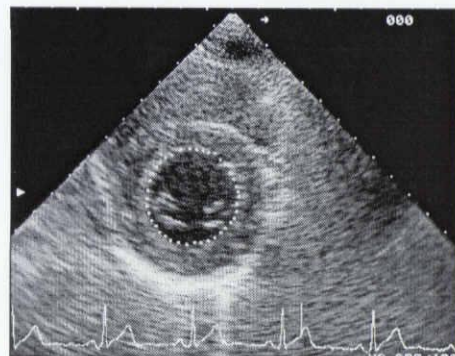
(b)



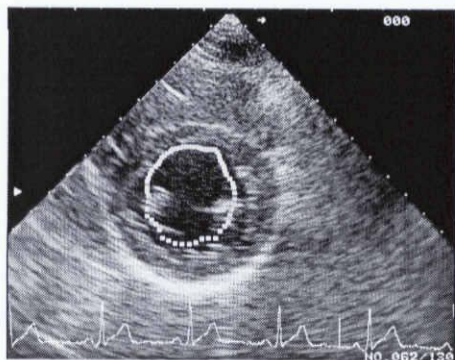
(b)



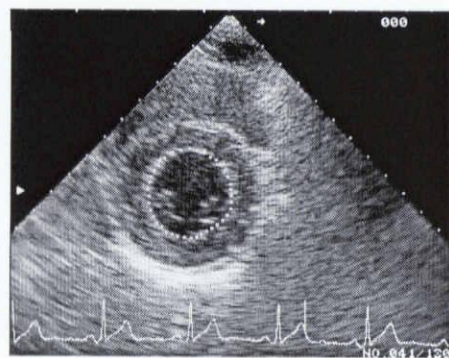
(c)



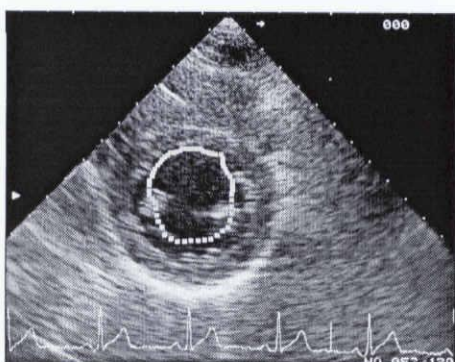
(c)



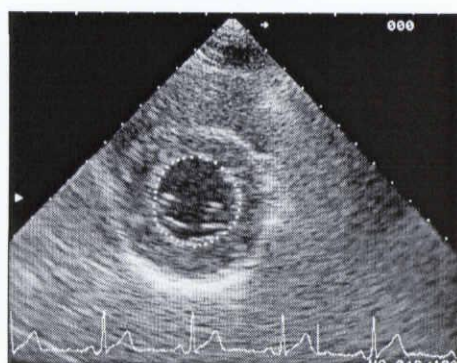
(d)



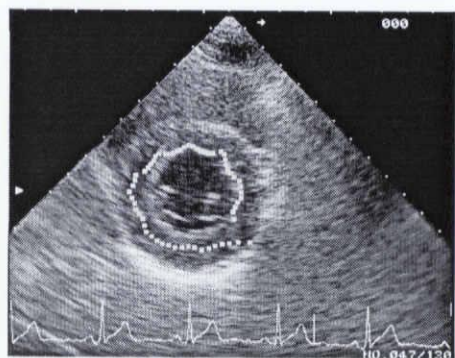
(d)



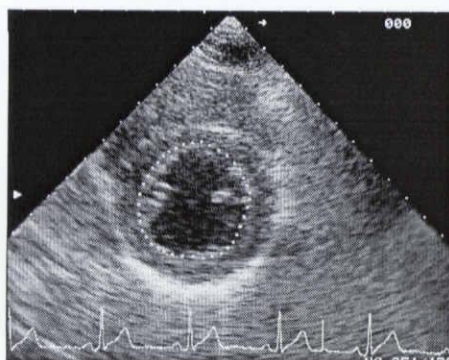
(e)



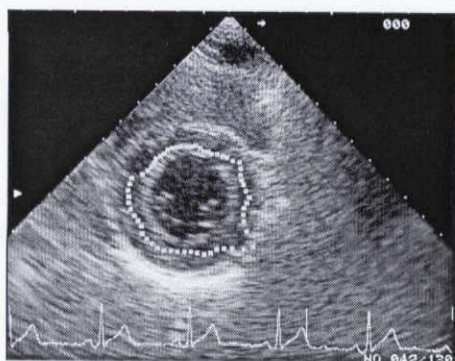
(e)



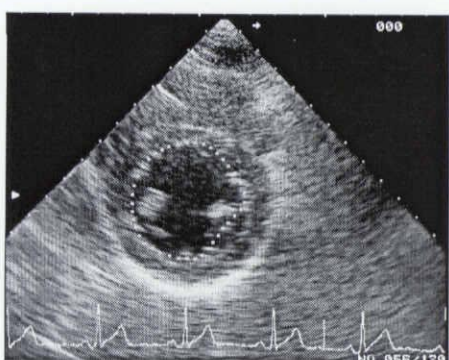
(f)



(f)



(g)



(g)

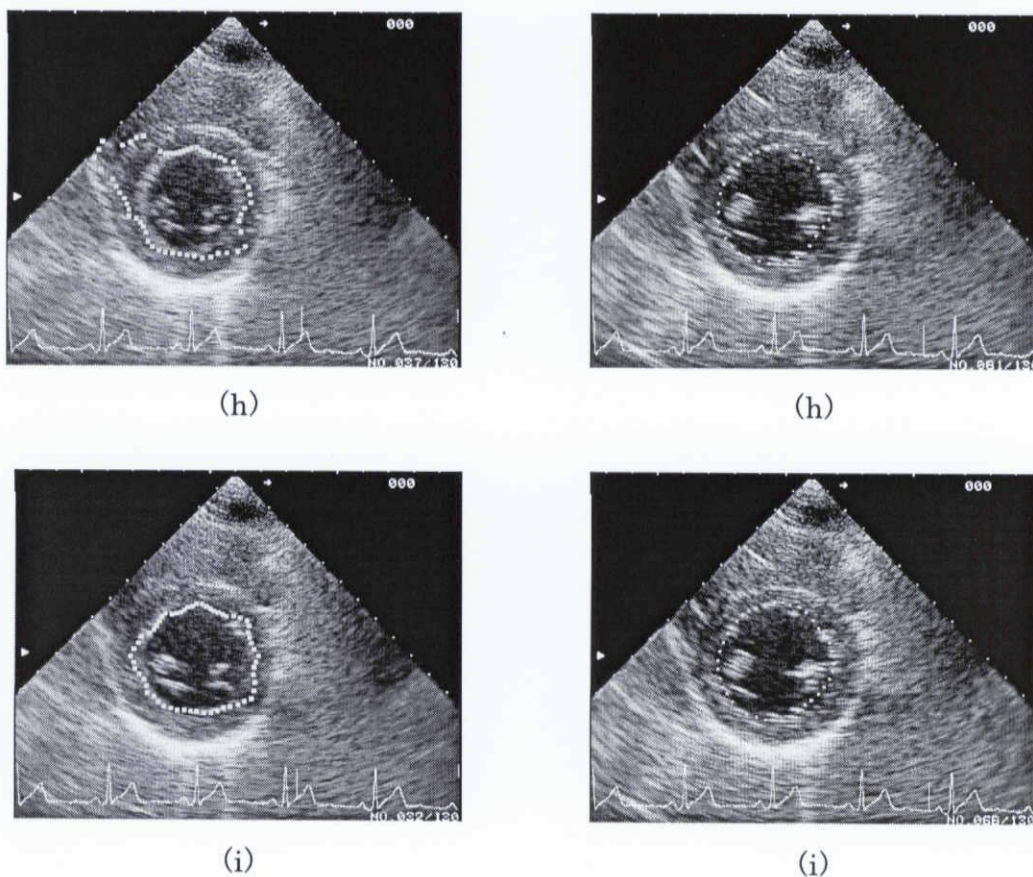


図 4.23 2 値化による心内膜輪郭抽出結果（左）と
アクティブネットによる心内膜輪郭抽出結果（右）

2 値化による輪郭と比較して、アクティブネットを用いた方が実際の心腔輪郭からのずれが小さく、良好な結果であると言える。しかし、どちらの結果もフレームごとに輪郭抽出を行っており、時間的な輪郭の変化量を考慮していない。そのため、連続した画像を動画で確認すると、ところどころ不自然な動きをしていることが分かる（図 4.24 の白丸）。そこで、アクティブネットの内部歪みエネルギーとして、フレーム間での網のモデルの動き・変形の連続性を追加した式(4.43)で表されるエネルギーを使用した。

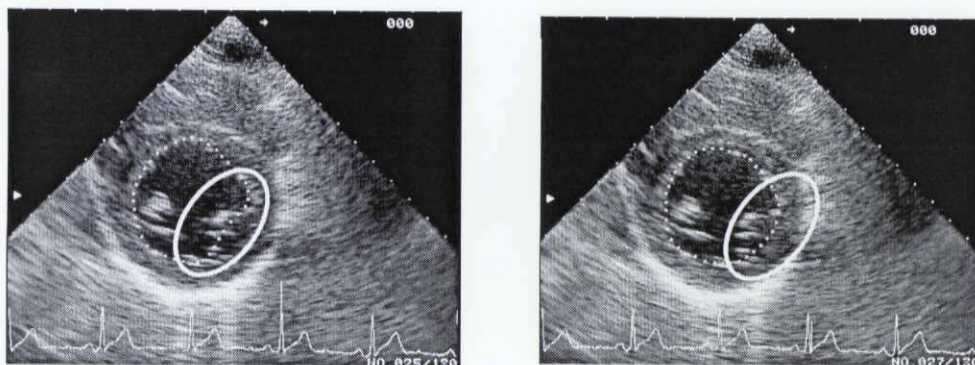


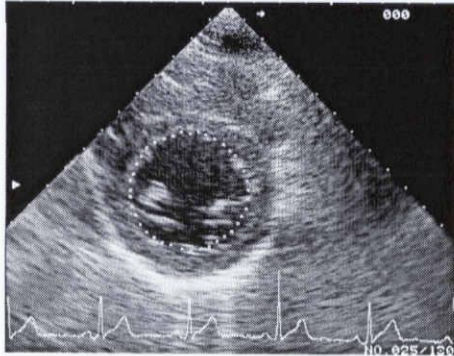
図 4.24 フレーム間で不連続な例

$$E_{\text{int}} = \frac{\alpha(|v_p|^2 + |v_q|^2) + \beta(|v_{pp}|^2 + |v_{pq}|^2 + |v_{qq}|^2) + E_{\text{continuity}}}{2} \quad (4.43)$$

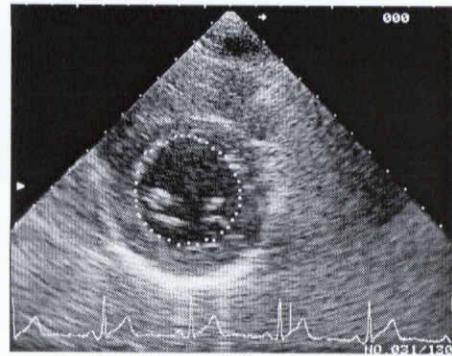
$$E_{\text{continuity}} = \delta\{(x_{tp}^2 + y_{tp}^2) + (x_{tq}^2 + y_{tq}^2)\} \quad (4.44)$$

ただし, t は時間方向のパラメータである.

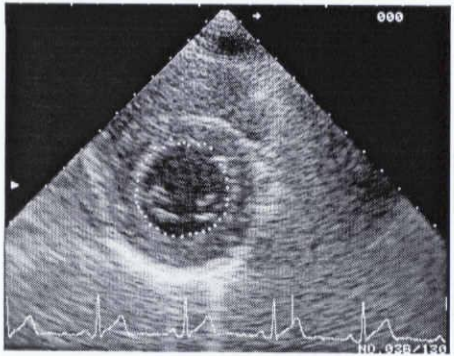
式 (4.43) を用いたアクティブネットによる心腔輪郭抽出結果を図 4.24 に示す.



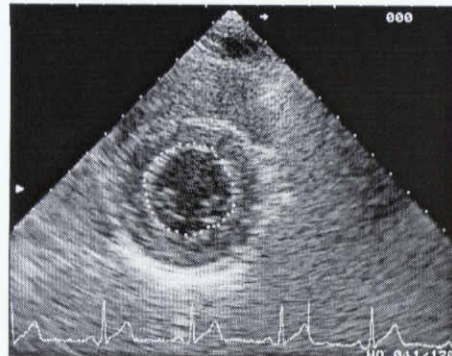
(a)



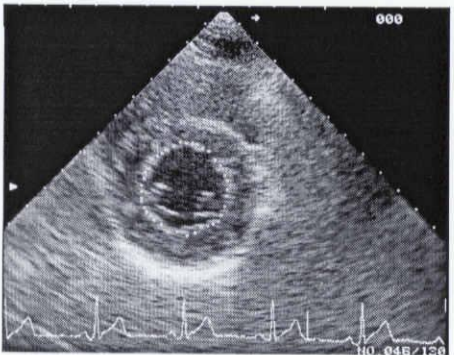
(b)



(c)



(d)



(e)



(f)

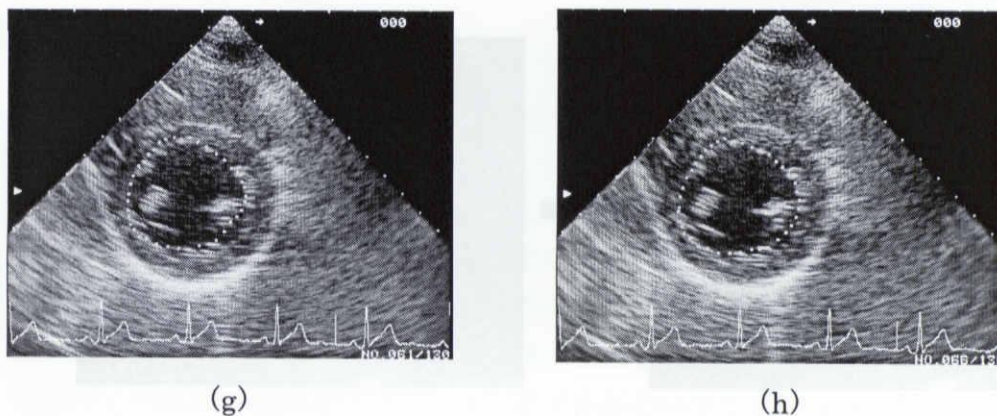


図 4.24 時間的連続性を考慮したアクティブネットによる心内膜輪郭抽出結果

図 4.24 より、フレーム間の連続性を考慮したエネルギーを加えたことで、安定した輪郭抽出が行えるようになり、目視に近い輪郭抽出が行えた。

実験結果の例を表 4.1 に示す。

表 4.1 目視による輪郭抽出結果

B モード動画像	総フレーム数	正しく抽出できた フレーム数	正抽出率
被験者 A	52	42	80.8%
被験者 B	49	38	75.5%

失敗例としては、フレーム間の動きの連続性のエネルギーを追加したことで、逆に心筋の動きの大きい収縮時などで、心筋の動きに追いつけず、若干外側の部分を抽出してしまった例などが見られた（図 4.25）。

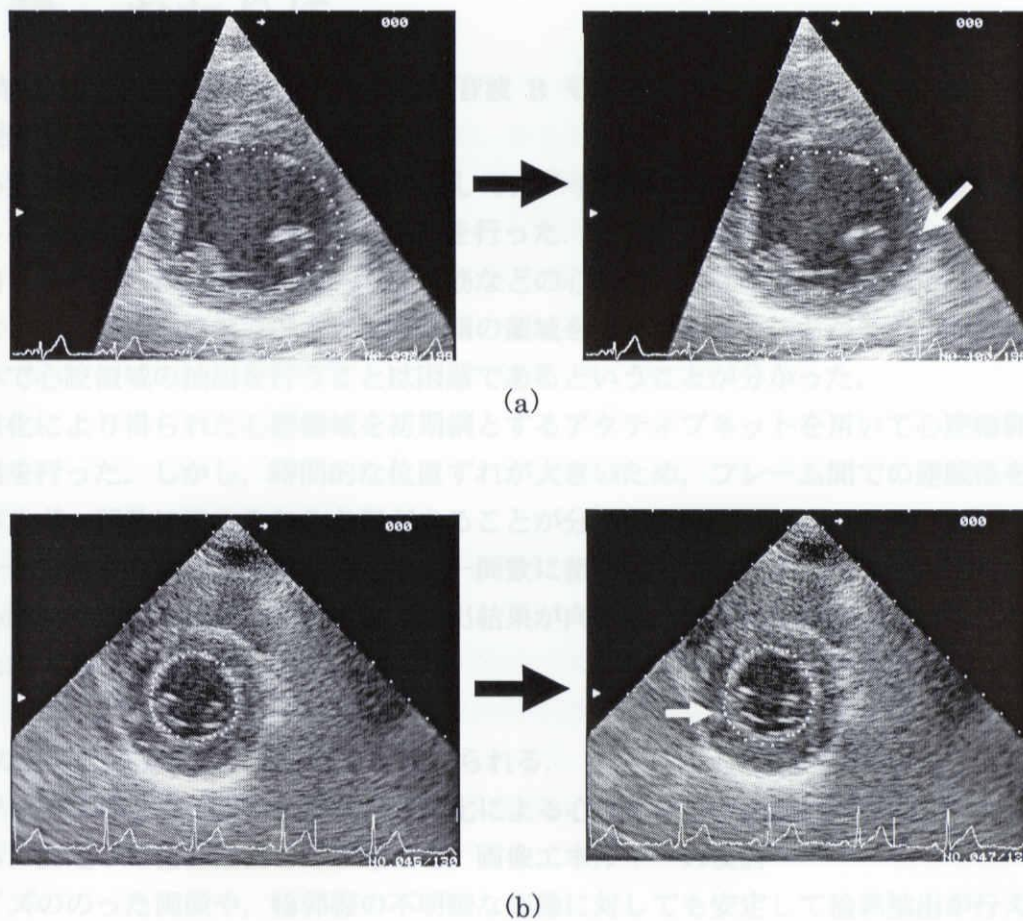


図 4.25 失敗例

現時点では、特に輪郭線の不明瞭な画像などに對して心筋輪郭抽出の精度は低い。精度が向上すれば、この心筋運動追跡システムを適用すると、医師が心筋梗塞や虚血性心疾患といった虚血性心疾患を客観的に定量化して診断でき、薬物の投与量が減り、薬量の少ない医師でも適切な診断ができ、かつ、患者にも自分の症状が客観的に判読できるという利点がある。その結果、心臓病の全体的な診断精度が向上し、早期発見が容易となり心臓病患者の生命を救うことが期待できる。また工学的には、心臓病の診断エキスパートシステムの一部となり、ネットワークで他の医師と接続して、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などあげられる。

第5章 おわりに

本研究では、左心室短軸を対象とした超音波 B モード画像から心腔輪郭線の抽出を行うために以下の研究を行った。

- (1) 左心室短軸の超音波 B モード画像に対して、ノイズ除去、輝度補正を行った後、自動しきい値決定法により心腔領域抽出を行った。
- (2) 抽出された心腔領域中に含まれる乳頭筋などの心腔内構造物の除去を行った。これにより得られた心腔領域は心腔より外側の領域を含んでしまうことが多く、2 値化のみで心腔領域の抽出を行うことは困難であるということが分かった。
- (3) 2 値化により得られた心腔領域を初期網とするアクティブネットを用いて心腔輪郭抽出を行った。しかし、時間的な位置ずれが大きいため、フレーム間での連続性をエネルギー関数に取り入れる必要があることが分かった。
- (4) フレーム間での網の連続性をエネルギー関数に組み込んだアクティブネットを用いて心腔輪郭抽出を行った結果、輪郭抽出結果が向上し、目視に近い輪郭抽出を行うことができた。

今後の課題としては、以下のことが挙げられる。

- (1) アクティブネットの初期網となる 2 値化による心腔領域抽出の精度向上
- (2) さらに安定した輪郭抽出を行うために、画像エネルギーの検討
- (3) ノイズののった画像や、輪郭線の不明瞭な画像に対しても安定して輪郭抽出が行える手法の検討

現時点では、特に輪郭線の不明瞭な画像などに対して心腔輪郭抽出の精度は低いですが、精度が向上すれば、この心筋運動追跡システムを使用すると、医師が心筋梗塞や狭心症といった虚血性心疾患を客観的に定量化して判断でき、医師の個人差が無くなり、経験の少ない医師でも適切な診断ができ、かつ、患者にも自分の症状が視覚的に判断できるという利点がある。その結果、心臓病の全体的な診断精度が向上し、早期発見が容易となり心臓病患者の生命を救うことが期待できる。また工学的には、心臓病の診断エキスパートシステムの一部となり、ネットワークで他の装置と接続して、高精度な診断性能を有する心臓病の診断システムを作成することができるなどあげられる。

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部電気電子工学科の鶴岡信治教授、篠木剛助教授、川中普晴助手に深く感謝致します。そして、ME グループ検討会におきまして多くの助言と丁寧なご指導を頂きました本学工学部情報工学科の木村文隆教授、若林哲史助教授、大山航助手、関岡クリニック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部電気電子工学科の林照峯教授に深く感謝致します。

また、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 年の伊藤聖太郎、大谷芳弘、京谷忠雄、東海林正和、安井良、吉田大祐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修了の川端昭彦（現、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、共に苦勞を分かち合った同研究室博士前期課程 1 年の水谷洋輔、梁修孝、卒業研究生の服部繁和、前田祐樹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、私がこの三重大学に入学して現在に至るまでに出会った全ての皆様に心から感謝致します。

参考文献

- [1] 英保茂：“システム制御情報ライブラリー医用画像処理”，朝倉書店，1992
- [2] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, “Snakes:Active contour models,” Int. J. Comput. Vision, vol, no.4, pp.321-331, Jan.1988
- [3] 西浦正英, 湯浅真由美, 渡邊睦, “部分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, D・II Vol. J83-D・II No.1 pp.183-190 (2000)
- [4] 西浦正英, “超音波画像における心筋壁厚変化率の検出法”, 電子情報通信学会論文誌 D・II, Vol. J87-D・II, No.1, pp.88-97 (2004)
- [5] 藤村恒太, 横矢直和, 山本和彦, “多重スケール画像を用いた動的輪郭モデルによる非剛体物体の輪郭追跡と動きの解析”, 電子情報通信学会論文誌, D・II, Vol. J76-D・II, No.2, pp.382-390 (1993)
- [6] 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”, テレビジョン学会誌, Vol.45, No.10, pp.1155-1163 (1991)
- [7] 大山航, 若林哲史, 木村文隆, 鶴岡信治, 関岡清次, “2 重しきい値法を用いた超音波診断層像からの心内膜輪郭線自動抽出とその信頼性の検討”, 電気学会論文誌 C, 120 巻 7 号, 平成 12 年
- [8] 国定紀宏, “超音波 RF 信号からの相関法を用いた局所心筋の運動追跡”, 三重大学大学院工学研究科電気電子工学専攻修士論文, 1999
- [9] 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
- [10] 田村秀行：“コンピュータ画像処理”，オーム社，2002
- [11] 千原国宏：“超音波”，コロナ社，2001
- [12] 中村治雄：“からだの科学[増刊] 心臓病”，日本評論社，1992

研究業績

1.国際会議

- (1) Y.Okayama, S.Tsuruoka, T.Shinogi, H.Kawanaka, F.Kimura, T.Wakabayashi, W.Ohyama and K.Sekioka, “Edge Extraction of Heart from Ultrasonic Echo Image by Active Contour Models”, Proc of the 12th International Conference on Biomedical Engineering, 4A2-02, pp.1-4(CD-ROM)2005

2.国内会議

- (1) 岡山陽介, 鶴岡信治, 篠木剛, 川中普晴, 木村文隆, 若林哲史, 大山航, 関岡清次, “動的輪郭モデルを用いた超音波画像からの心臓の輪郭線の検出”, 平成 17 年度電気関係学会東海支部連合大会講演論文集, O-257, 2005-09
- (2) 岡山陽介, 鶴岡信治, 篠木剛, 川中普晴, 木村文隆, 若林哲史, 大山航, 関岡清次, “アクティブネットを用いた超音波 B モード画像からの心筋の自動抽出”, 平成 18 年度三重地区計測制御研究講演会講演論文集, P15-2, 2006-11