

携帯型超音波診断装置における 画質向上に関する研究

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

伊 藤 聖 太 朗

修士論文

携帯型超音波診断装置における
画質向上に関する研究

**Study on the Improvement of Image in
Portable Ultrasonic Diagnostic System**

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

伊藤 聖太郎



目次

第1章 はじめに	1
1.1 研究背景	1
1.2 携帯型超音波診断装置の必要性	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	6
2.3.1 超音波の性質	6
2.3.2 超音波診断法の種類	8
2.4 超音波反射波の表示方法	8
2.5 超音波ビームの走査法	11
2.6 超音波診断装置の分解能	12
2.7 電子走査とメカニカル走査	14
第3章 実験システム	17
3.1 システム構成	17
3.2 現状の問題点	20
第4章 携帯型超音波診断装置における画質改善法	23
4.1 使用した画像について	23
4.2 超音波画像領域の切り出し	27
4.3 超音波画像の画質改善法	32
4.4 4つの方法の処理結果の比較	45
第5章 終わりに	47
謝辞	48
参考文献	49
研究業績	50

第1章 はじめに

1.1 研究背景

現在，日本では心疾患は癌に次ぎ第2位の死亡原因になっており，高齢化社会の到来により心疾患の更なる増加が予想されている．図1.1は厚生労働省による主要な死因の推移であるが，心疾患は悪性新生物，脳血管疾患とともに死因として常に上位に挙げられているため，心疾患は悪性新生物，脳梗塞と並び重要な位置を占めていることがわかる．心疾患の発症はいつでもどこでも起こるが，早期診断・治療は他の部位に及ぼす影響を最小限に抑えることができ，生存率を向上させることができる．

また，身体機能の低下した高齢者や障害者は受診のために医療施設に出かけることが困難である．そこで，医師，看護師，介護師などが訪問診察・看護・介護に持参でき，救急車内で使用できる携帯型医用診断装置の開発がもとめられている．ほかにも，最近のニーズとしては，老人ホームやデイケアセンターで使用できる，スクリーニングのための安価な装置が要望されている．

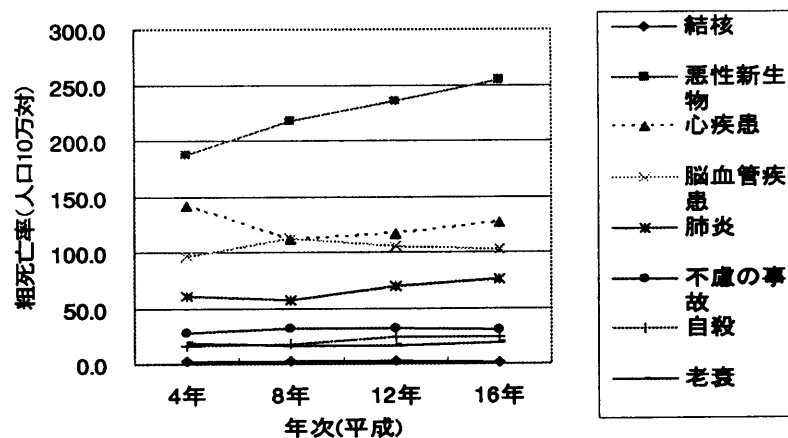


図 1.1 主要な死因の推移(平成 16 年 厚生労働省)

1.2 携帯型超音波診断装置の必要性

心疾患の早期発見のためには、老人ホームやデイケアセンターなど日常生活と密接的な環境で介護師が心臓の動きを見ることができることが望まれる。日常の臨床で、心臓の機能評価には超音波、MRI、心筋生検などがあるが、最も頻繁に用いられているのは超音波診断装置を用いた心エコー法である。

MRI は磁気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、これをコンピュータで処理解析した後に画像化するものである。MRI は磁気を用いているため、生体への侵襲や放射被曝がなく、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は MRI による診断を請けられないという問題点がある。次に、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、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手法である。そのため正確な診断が行えるが、検査のための手術が必要であり、患者への負担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。

そこで、本研究室では医用超音波診断装置に注目した。これは音波の一種である超音波を用いるため、非侵襲的で、人体に対し無害であり、リアルタイム性に優れ、装置の構成が簡易なため小型かつ安価であるなどといった利点がある。そして、本多電子(株)の試作機である、専用探触子とノートパソコンを USB で接続した携帯型超音波診断装置の基礎研究を行っている(図 1.2)。一般的なものは非常に多くの信号を処理するための専用ハードウェアが必要となり持ち運ぶには重すぎるが、本装置の探触子は 200g と持ち運びが容易である。また、本装置からは静止画像(ビットマップ)と動画像(AVI)を得ることができ、パソコン内へのデータを蓄積とネットワークを介した通信が可能である。現在臨床で一般的に使用されている心臓用超音波診断装置との比較を表 1.1 に示す。

第2章 超音波診断法の概要

心臓病の診断法は大きく分けて2つ挙げられる。第1は生体組織を部分的に傷つける侵襲的方法であり、第2は生体を傷つけない非侵襲的方法である[4][5]。前者には、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）による照射などが挙げられ、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の機能向上を目指しているため、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、種類などについて説明する。

2.1 超音波診断法の利点

超音波診断装置は、超音波ビームを送受信波とする探触子（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、非侵襲的に何度でも繰り返し検査ができること、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、放射線を用いるレントゲン装置やX線CT（コンピュータ断層装置）のような被爆の恐れが無いこと、患者はもちろん、毎日検査を行う検査技師や医師、そして放射線に対し極めて弱い胎児などにとっても安全であること、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、MRIやX線CTなどの大型の医用画像検査装置と比べ、映像化の原理が単純であるため検査が簡便かつリアルタイム表示が可能であること、装置自体が比較的安価かつ小型で移動が容易であるため、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、水中の物体を検知することを主として用いられていた。最初の実用的な超音波の発生は、1917年、フランスのポール・ランジュバンが水晶の圧電効果を利用して水中に40kHzの超音波を放射したことに始まる。

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、この頃に日本無線(株)に対し魚群探知機を使用して生態の検査をしたいという申し入れをしている。

1956 年頃、アメリカの Howry は、水槽を用いて非常に精密な首と肝臓の超音波像を発表し、1960 年頃、イギリスの Brown と Donald は、自動的に動くコンタクトバウンド装置を作り腹部の精密な超音波像を取得し、その後オーストラリアの Kossoff が水槽を用いて人体腹部の精密な画像を作る装置を開発した。これら一連の装置は対象物が動かなければ精密な画像を再現性良く描出できるという大きな特色があるが、臓器は呼吸や動悸などで動くため、その条件は必ずしも満たされない。また水槽を使う場合、水に含まれる空気が超音波を吸収・散乱してしまうため水の脱気を行わなければならない。温度を一定とする必要がある。やがて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。また、現在のような半導体のディジタルスキャンコンバータ(DSC)を採用できたのは、1979 年に売り出されたコンタクトコンパウンド装置とリアルタイム装置からである。

循環器用装置の発展として、国内では、1956 年に連続波超音波を利用した、ドプラ現象を用いることで、血流を検出することに成功している。心臓の超音波像をリアルタイムに見る方法として、1979 年に FFT (高速フーリエ変換)法を用いて心臓内血流のドプラ信号を実時間で解析できる装置が作られ、リアルタイムセクタ像との組み合わせによりサンプル点の血流の動きを実時間で解析できるようになった。そして 1982 年、ドプラ血流信号を流れの方向に応じてカラー表示する装置が開発された。

体内から超音波検査を行う手法としては、1956 年頃、腹腔鏡と併用することで腹腔内から肝臓などに直接探触子を接触できるようなものが作られた。やがて肝臓のみならず、前立腺や膀胱、心臓など、様々な超音波画像を得ることができるようになった。

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。

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

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。

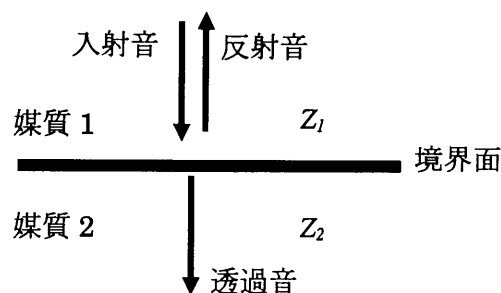


図 2.1 媒質の境界面での反射、透過

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、組織部位により異なるが、JIS(日本工業規格)で定められた、生体中の平均音速約 1,530 m/sec とし、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。

平面波が媒質中をある方向に距離 x だけ伝播した場合の振幅 $a(x)$ は,

$$a(x) = a_0 \exp(-\gamma x) \quad (2.4)$$

と変化する。ここで a_0 は $x=0$ における振幅であり、 γ は減衰定数(attenuation coefficient)である。 γ は音波が熱に変換される減少効果と散乱による減少効果を含んでいる。音の吸収は、粘性による内部摩擦、熱伝導、緩和過程などにより生ずる。最初の二つは周波数の二乗に比例して増加するが、これらによるものはわずかで多くの物質の吸収は緩和過程により支配される。超音波の伝播に伴う減衰は、音圧を p , 音の強さを I , 伝播距離を x とする平面波について,

$$p = p_0 \exp(-\alpha x), \quad I = I_0 \exp(-2\alpha x) \quad (2.5)$$

のように表される．ここで， α は振幅の吸収係数である．また，生体中での減衰は周波数依存(性)減衰があり，軟部組織では周波数 f にほぼ比例する．

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，ドプラ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信号を用いる．超音波診断法の種類と主な用途を図 2.2 に示す．

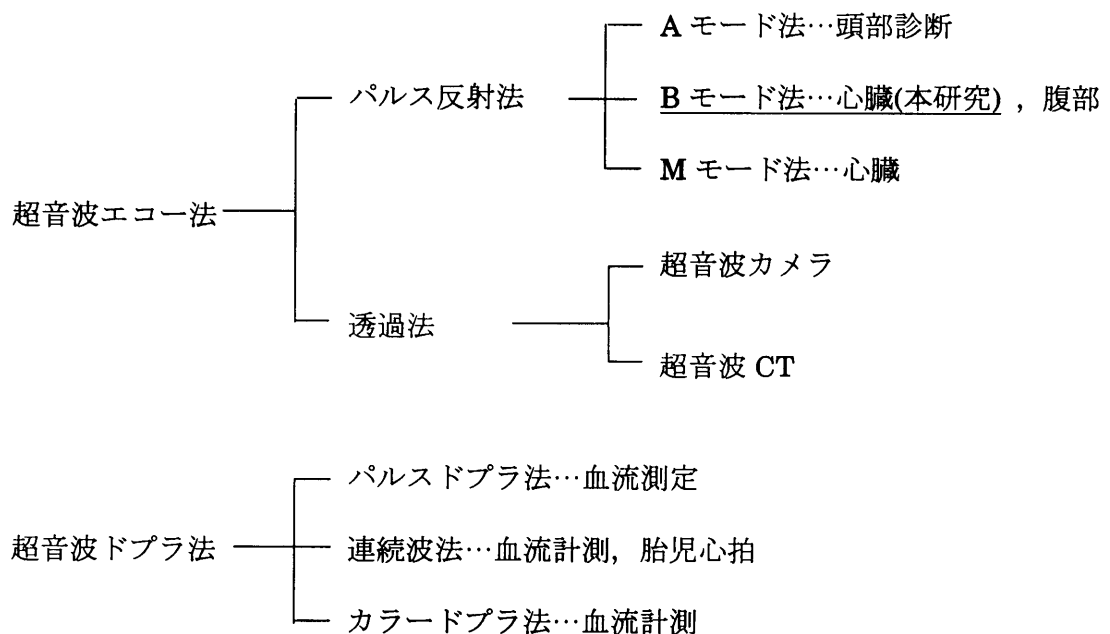


図 2.2 超音波診断法の種類と用途

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（探触子）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 $L[\text{m}]$ 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 $t[\text{sec}]$ 、生体軟部組織での超音波の伝搬速度を $c[\text{m/sec}]$ とすると、

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

となる。前述のとおり c は $1,530 \text{ m/sec}$ 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く、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。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。

(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。

(3) M モード法 (Motion mode)

M モード法は、1 本の超音波ビームによる信号の時間推移を示す方法であり、縦方向は深さ、横方向には時間、輝度値は信号強度を意味している。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。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。

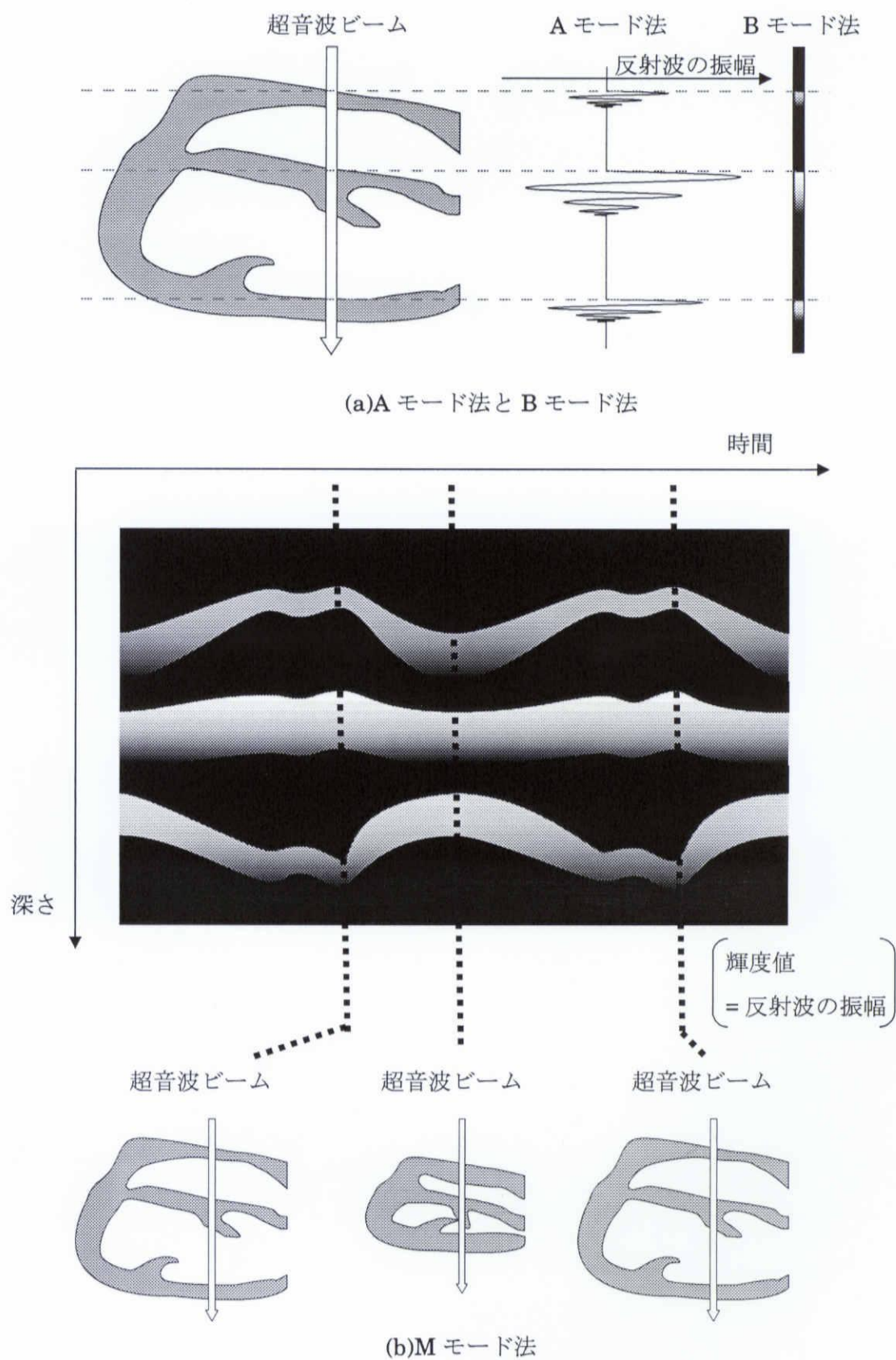


図 2.3 超音波反射波の表示方法

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。走査を行うことにより、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ため、生体の形態が認識しやすくなり、診断が容易になった。現在では超音波診断の中心となっている。超音波ビームの走査法には、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、超音波では観測不可能な領域が生まれる。これを補完すべく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いるため、セクタ方式はプローブから離れるほど解像度が悪くなる欠点がある。

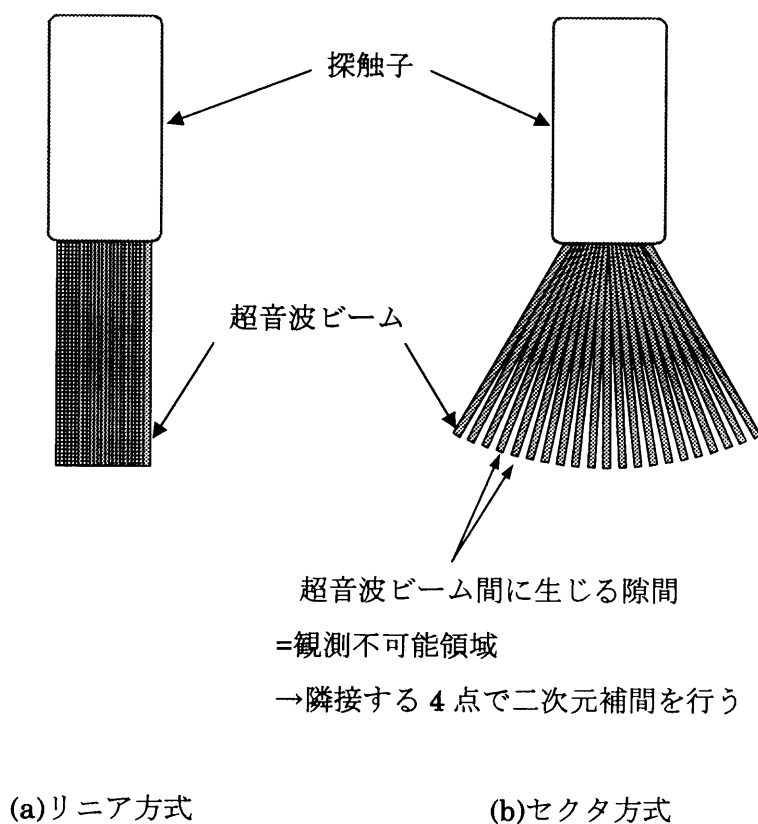


図2.4 超音波ビームの走査法

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二点を識別する能力（距離分解能：axial resolution）と、これに垂直な二点を識別する能力（方位分解能：lateral resolution）の2つについて評価される（図2.5）。

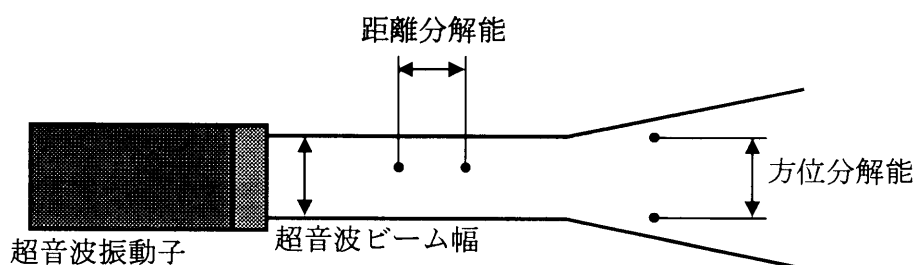


図 2.5 距離分解能と方位分解能

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5～10 cm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）。

電子走査式の探触子では、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か、凹面振動子を使用することにより達成される。現在使用されている装置で、3.5MHzの振動子を用いた場合、5 cmの深さでの距離分解能、方位分解能はそれぞれ1 mm、2 mm程度である。

超音波の距離分解能 R_a は、超音波ビームのパルス幅に含まれる波の数を n 、周波数を f 、生体中の音速を c として次の近似式で与えられる。

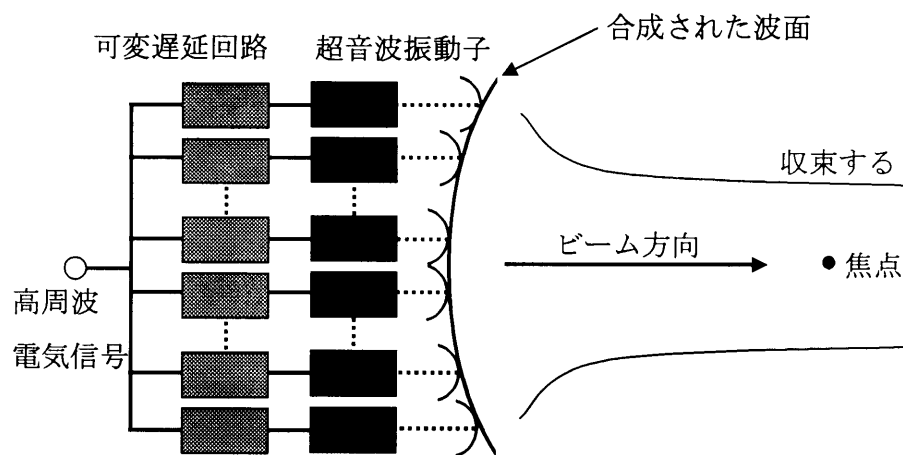
$$R_a = \frac{nc}{2f} \quad (2.6)$$

パルスに含まれる波の数が少ないほど、周波数が高いほど距離分解能は高くなる。

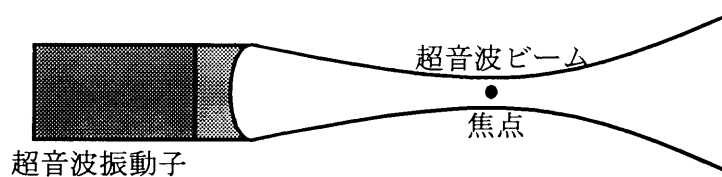
超音波の方位分解能 R_l は、探触子の開口幅を np としたとき、振動子のピッチを p 、開口を構成する振動指数を n とし、周波数を f 、生体中の音速を c 、焦点距離を F とし、以下の近似式で与えられる。

$$R_l = k \frac{cF}{fnp} \quad (2.7)$$

ここで、 k はビーム幅の評価基準である相対強度によって決まる値である。周波数が高いほど、開口(np)が大きいほど焦点における分解能は高くなる。しかし、焦点深度が短くなり方位分解能の均一性が損なわれるため、実際には、方位分解能と焦点深度すなわち均一性との兼ね合いで開口が決められている。



(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

2.7 電子走査とメカニカル走査

本研究で使用した本多電子(株)製の装置は、超音波の受発信をする圧電素子をモータで回転させて超音波ビームの走査を行うメカニカルスキャナのため、体表から心臓などを診る場合に一般的に用いられる電子スキャナとの比較を行う。

電子スキャナは、同一平面上に並べた微小振動子を制御信号によりスイッチングすることにより走査を行っている。そのため、フォーカス点の位置の制御や任意の方向の音場を得ることができる。しかし、多数の素子がほぼ同時に駆動されるため、クロストーク(漏話)が発生する。クロストークには音響的なものと電気的なものがあるが、分解能の低下やアーチファクト(実際には存在しない、計測装置の特性による虚像)を発生させるため、実用的なレベルに抑える必要がある。

一方、メカニカルスキャナは探触子そのものを動かすことにより走査を行う。基本的に1枚の平面振動子によるシングルエレメント構造の超音波放射であり、不要な振動が少なく、周波数と口径により分解能が決まり、凹面の局率半径と周波数で焦点が決まる。しかし、メカニカル走査は内部に可動部分が必要で、音波の伝播のための液体を有するためメンテナンスが必要な上、機械的に振動子を走査するため電子走査に比べリアルタイム性は悪くなる。最近では振動子として同心円構造でリング状に分割されているアニユラレイがある。これは分割された振動子の中から使用する振動を電気的に選択することが可能で、これにより口径と焦点を変化させることができる。

表2.2に電子走査とメカニカル走査の比較を示す。但し、本装置で用いているものはシングルエレメントプローブなので、比較対象はシングルエレメントプローブと電子走査プローブに限った。表中のスキャン方向、スライス方向は図2.7で示される。

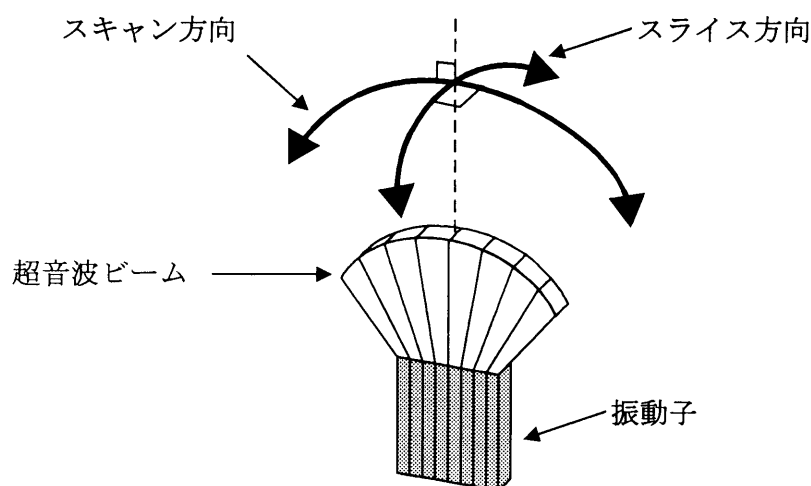


図 2.7 スライス方向・スキャン方向の説明図

表 2.2 電子走査とメカニカル走査の比較

	メカニカル走査 (シングルエレメントプローブ)	電子走査 (電子走査プローブ)
プローブ構造	単純. ただし, スキャン機構, モータ, エンコーダが必要	複雑
プローブコスト (含むスキャナ)	精密な機械構造が必要なため一素子あたりの単価は高価だが, プローブを構成するためには一素子だけでよいから, 電子プローブに比べ安価	一素子あたりの単価は安価だが, 多数必要
高周波化	容易	難しい(圧電材の微細なカットイング技術, 信号の微細な引き出し技術が必要)
焦点における サイドローブレベル	円形開口であるため低い	矩形開口であるため高い. また, スキャン方向のプローブの近くでは, 素子分割の大きさが有限であることに起因するサイドローブレベル上昇がある
焦点深度	浅い(音響放射形状もしくは音響レンズによって決まる固定焦点のため)	スキャン方向は深くできるが, スライス方向は浅い
断層像スライス厚	厚い	厚い
装置本体構成	単純. 送受信回路は1チャンネルのみあればよい. 但し, スキャン制御用のハードウェアが必要	複雑. 送受信回路は, 装置グレードにもよるが, 32~128チャンネル程度は必要.
装置本体コスト	探触子の電気コントロール部分が簡易なため安価(但し本プローブ専用装置とした場合)	探触子は複雑な制御を行う必要があるため高価
走査自由度 (B/M同時, B/D同時 走査など)	無い	ある(空間的に離れたビーム位置を任意の順番でスキャン可能)

図 2.8 に代表的なメカニカル操作の方法を示す。

(a) リニア走査

探触子を直線状に走査する。走査密度の高い矩形の視野が得られる。

(b) アーク走査

探触子を円弧状(アーク状)に走査する。曲面上の対象物に対して有効。

(c) ラジアル走査

探触子を回転させて走査する。

探触子を中心にして周囲の断層像を得ることができる

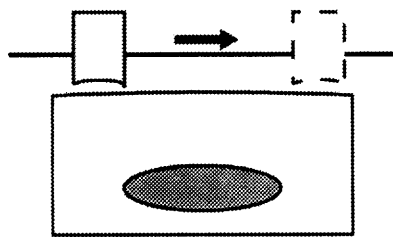
(d) セクタ走査

探触子を中心に扇状に走査する。

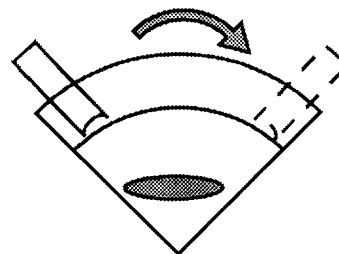
狭い音響ウィンドウよりのぞき込み、広い視野が得られる。

(e) 電子走査探触子をメカニカル走査する

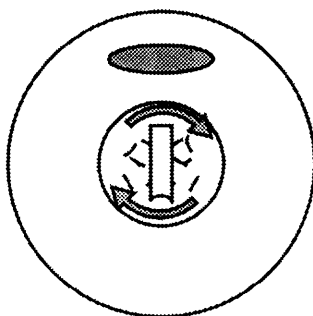
一列に並べられた電子走査探触子を機械により移動させる。



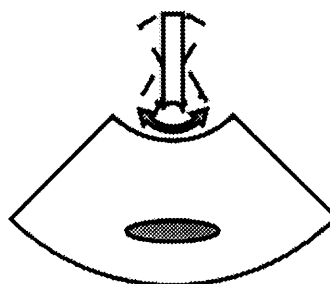
(a) リニア走査



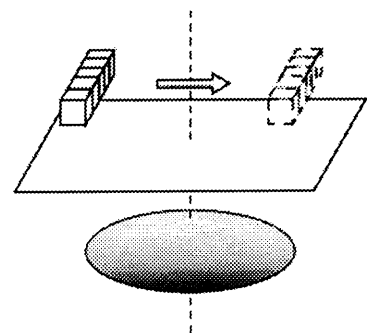
(b) アーク走査



(c) ラジアル走査



(d) セクタ走査



(e) 電子走査探触子を
メカニカル走査する

図 2.8 各種メカニカル走査方式の例

第3章 実験システム

3.1 システム構成

図 3.1 は本研究で撮影に使用した、本多電子(株)製のポータブル超音波診断装置試作機であり、図 3.2 は使用したメカニカル式プローブである。以下に本装置の仕様を示す。

・超音波プローブの仕様

表示ソフト	: 専用ソフト(本多電子(株)製)
走査方式	: メカニカルセクタ走査
フレームレート	: 最大 30frames/sec
表示モード	: B モード, M モード
超音波周波数	: 3 MHz~7.5MHz(可変)
ダイナミックレンジ	: 60dB 対数増幅
音響走査本数	: 最大 300 本/90 度, 400 本/120 度
データ保存形式	: 静止画・ビットマップ(モノクロ), 動画・AVI
プローブの外形寸法	: $\Phi 44 \times 30$ (楕円) $\times 150\text{mm}$
プローブ重量	: 200g

・撮影用ノート PC の仕様(IBM 製 ThinkPad X40)

インターフェイス	: USB2.0 インターフェイス
プロセッサ	: Intel(R)製 Pentium(R) M (1100MHz)
メモリ	: 512MB RAM
ハードディスク	: 14.1GB
OS	: Microsoft(R) Windows XP Professional

プローブとノート PC は、USB2.0 規格で接続されデータ転送を行っている。また、プローブの振動子は、一対 2 面構成のものをモータにより 15 回転/秒で回転させており、これにより最大 30frame/sec の高速走査を行っている。本装置で観測可能な深さは、探触子のモーターの中心からの距離が 1.4cm~5cm, 1.4cm~10cm, 1.4cm~15cm, 1.4cm~20cm の 4 段階である。この 1.4cm というのは、探触子のモーターの中心から液層を保持するカバーの外側表面までの距離に相当する。また、画像のサイズは 450[pixel] \times 512[pixel]である。これら一連のシステムから得られた画像は、インターネットを利用して容易に通信することが可能である。図 3.1 にシステム構成写真を、図

3.2 に本システムで用いる探触子の写真を示す。

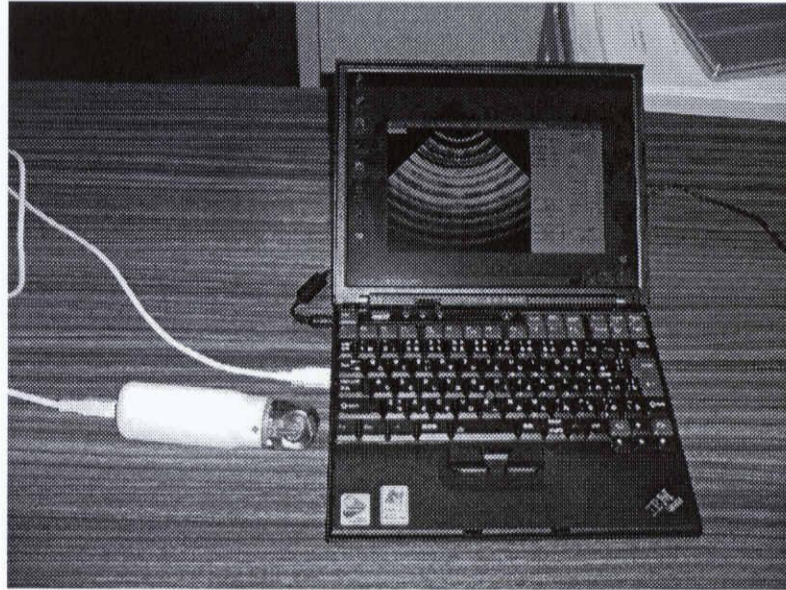


図 3.1 超音波診断装置

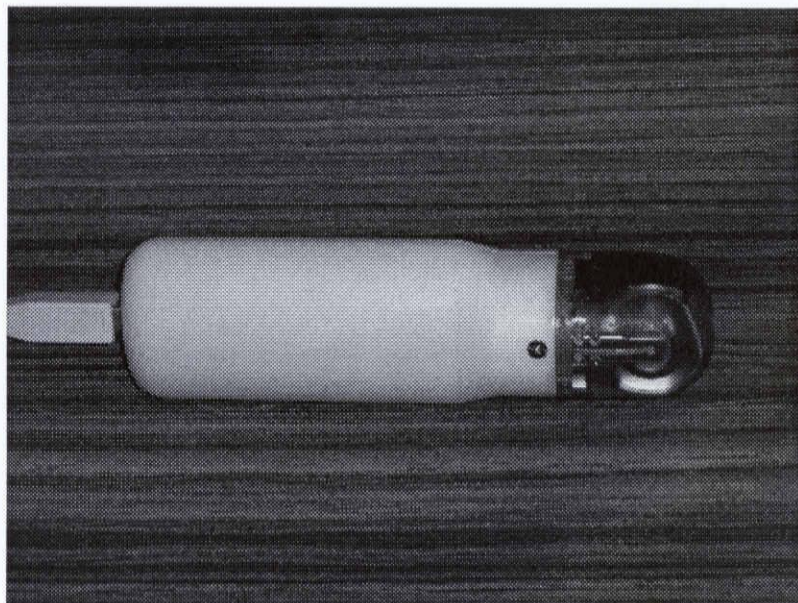
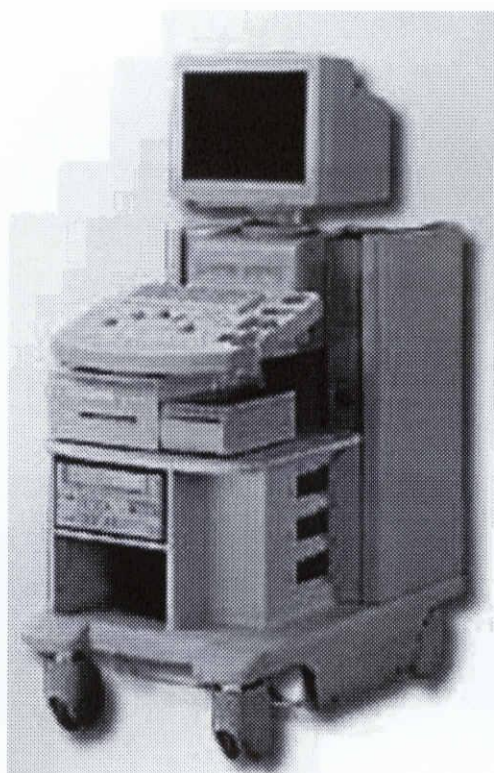


図 3.2 メカニカル走査プローブ

図 3.3 に現在臨床で使用されている超音波診断装置の例を示す。図 3.3(a)は質量 72kg と非常に重く頻繁に移動しなくてはならない訪問診察には不適であり、(b)は質量 2.4kg と軽量ではあるが、電子コンベックス走査探触子を使用しているため、専用の信号処理装置が必要であり、装置自体が高価である。

図 3.4 は独立行政法人産業技術総合研究所・広島工業大学・(有)ヘルシーステップによる共同開発、(株)グローバルヘルス販売の、携帯型の超音波エコー装置(ユビキタスエコー)である[6]。これは本研究で用いている超音波診断装置と同様に一般的なパソコンを用いたシステムであるが、検査対象としているのは皮下脂肪、筋、骨などで、肥満や筋肉量の安定により生活習慣病の警告や寝たきりの防止を目的としており、心臓の動きを見ることを主目的としていない。



(a) SDU- 450XL (島津製作所 (株))



(b) SonoSite180 (SonoSite 社)

図 3.3 臨床で使用される超音波診断装置

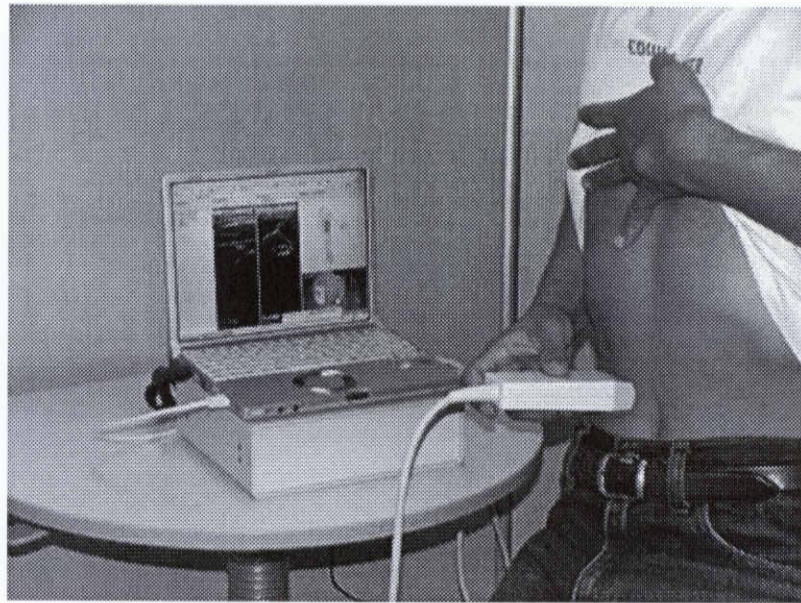


図 3.4 産業技術総合研究所等による携帯型超音波エコー装置

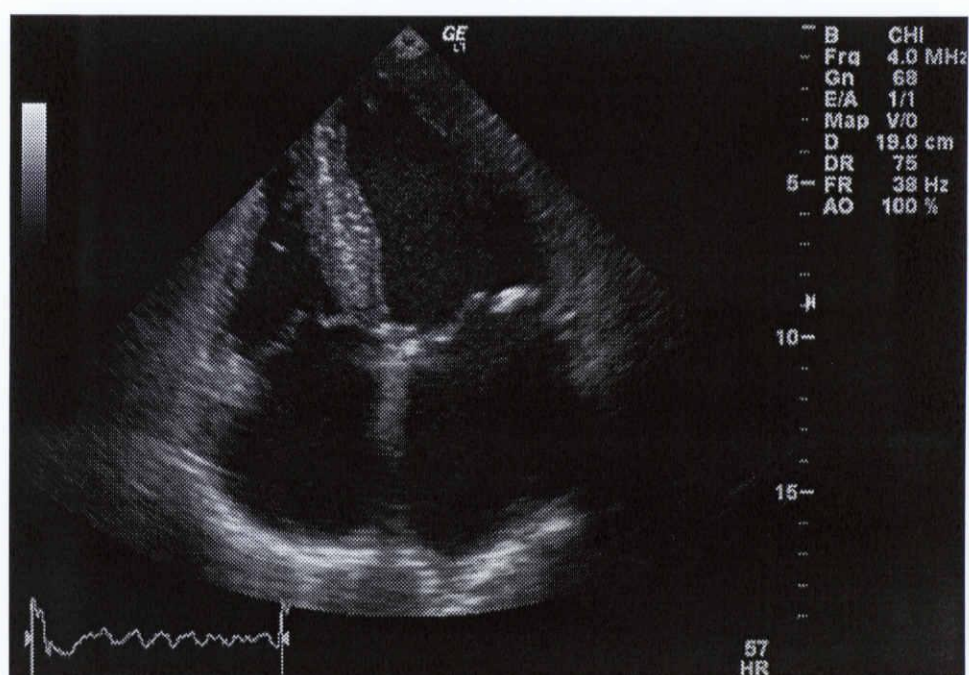
3.2 現状の問題点

図 3.5 に本装置と、臨床で用いられている、商用の診断装置 LOGIQ5(GE 社)から得られた心臓の断層像を示す。(b)では心筋壁と心房、心室とをはっきりと見分けることができるが、(a)では区別が困難である。図 3.6 に本装置の探触子による信号取得の模式図を示す。画質が悪くなる原因は、一つ目として振動子が円形開口なので焦点が常に定まっており、良好な信号は極一部に限られてしまう。二つ目に、振動子はモーター駆動で回転しており、このときに発生する振動を受信波とともに受け取ってしまう。三つ目に、受信信号は A/D 変換を行うが、雑音除去を行っていないため、雑音を多く含む荒いものになっている。四つ目に、探触子の先端は曲面になっているため、音響インピーダンス整合のためのゼリーを用いるものの圧力分布が不均一となっており、高圧部は反射波のエネルギーを多く受け取れるため明るく、低圧部はエネルギーが少なくなるため暗くなる、などが考えられる。

その他に、我々が本装置から得られる情報は画像のみであり、実測値との対比のための値が不明であること、超音波画像は扇形状の形状をしているが、超音波画像とそれ以外との境界部分が目視ではわかり辛い点も挙げられる。



(a)本装置



(b)商用の診断装置 LOGIQ5(GE 社)

図 3.5 本実験装置と商用の診断装置との心臓断層像の比較

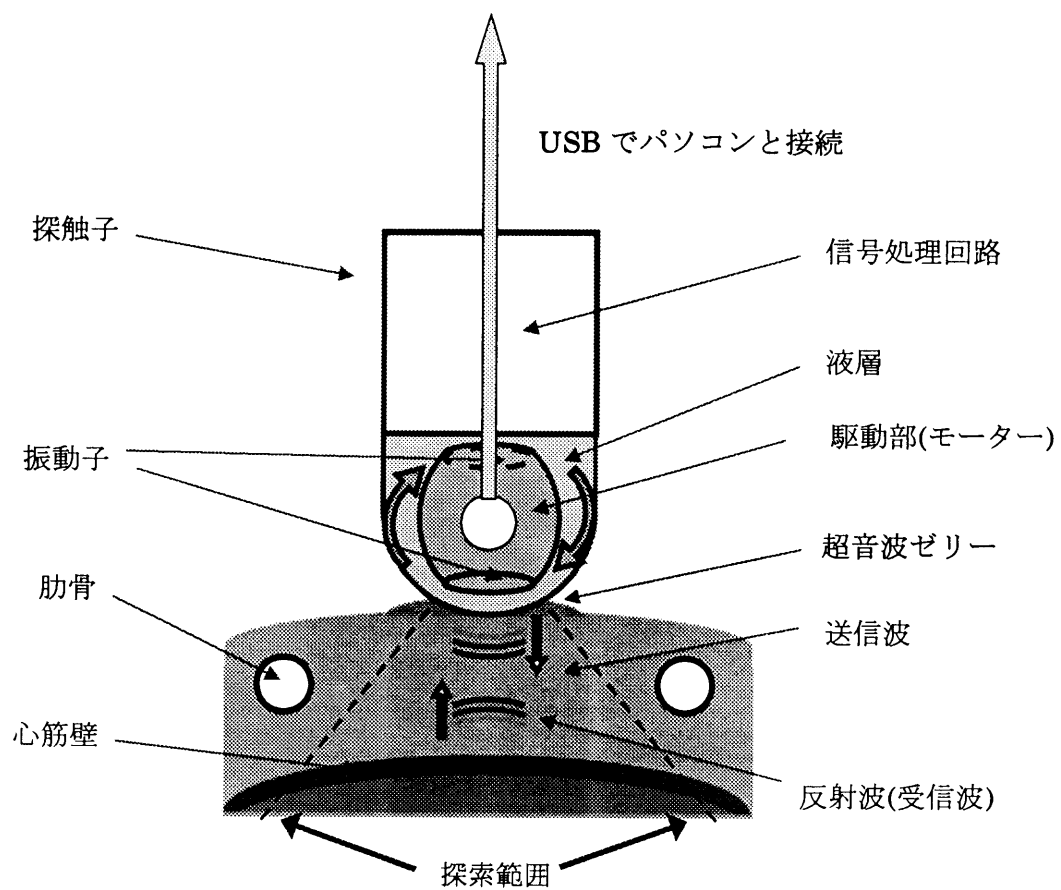


図 3.6 本システムでの信号取得の模式図

第4章 携帯型超音波診断装置における 画質改善法

4.1 使用した画像について

本研究で処理対象とした輝度調整プログラムは、静止画像(ビットマップ形式)を処理対象としているので、動画像(AVI)に対しても処理を行えるようにするため、以下の処理を行った。

- (1) フリーウェアである AviUtl により、計測した超音波 B モード動画像(AVI)をカット編集し、処理対象のフレームのみをワークエリアに取り込む
- (2) Windows 標準搭載のペイントを利用し、ワークエリアに取り込んだフレームを静止画像(ビットマップ)ファイルで保存する

図 4.1 に一連の流れを示す。

処理の対象とした超音波画像は、成人の心臓が計測されている、深さ 1.4[cm] ~10[cm]を選んだ。また、画像における長さを実際の長さとの対比は、実験により 48.7 [pixel/cm]と定めた。

本装置から得られた画像で、超音波が計測されていないところは、輝度値 0 が設定されている。

図 4.2 に水槽(24[cm]×38[cm]×25[cm])を使用したファントム像撮影装置の写真を、図 4.3 にファントム像撮影のイメージを示す。底面からの超音波の反射による影響を防ぐため、吸音材として水を十分に含ませたウレタンマット(厚さ 4cm)を使用し、生体との比較のためのファントムには、生体と音響特性が近い充填木綿豆腐とこんにやくを選び、煮沸させた水道水の中で撮影した。こんにやくは白色ガウス散乱ファントムとして知られており[3][7]、ウレタンマットは吸音材として優れていることが知られている[8]。ファントムとしてはシリコンゴム[9] や寒天[10]が用いられることもあるが、本研究では入手のしやすさから豆腐とこんにやくを使用した。

水道水を煮沸させたのは、水道水のままでは小さな空気を多量に含んでおり、この空気により超音波が吸収・散乱し、水道水中での超音波の減衰が大きいためである[4]。また、探触子は、対象物に対し常に一定の圧力を保つため、三脚で固定されている。図 4.4 に本装置により得られた心臓およびファントムの画像を示す。

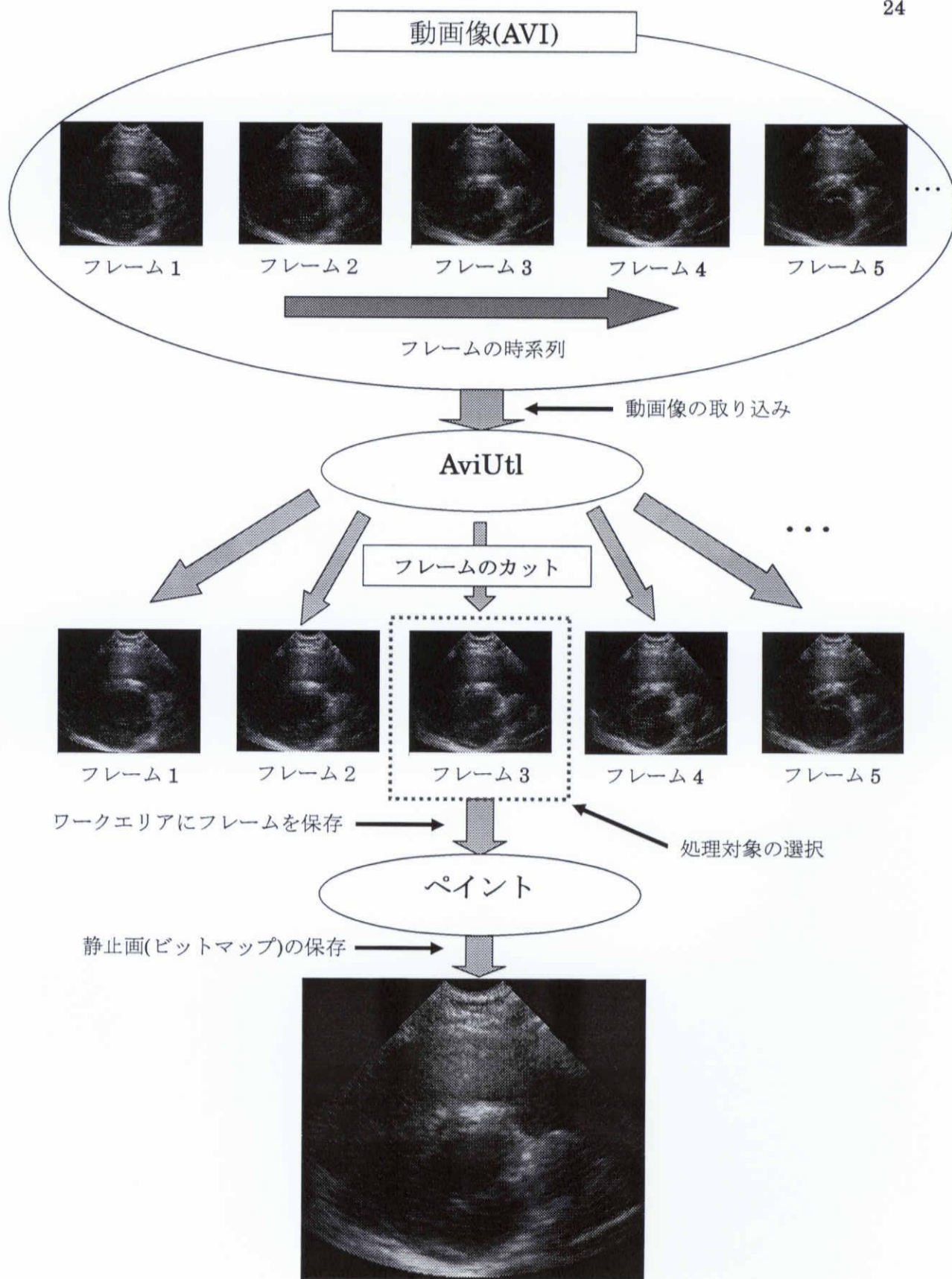


図 4.1 動画像(AVI)から静止画像を得る手順

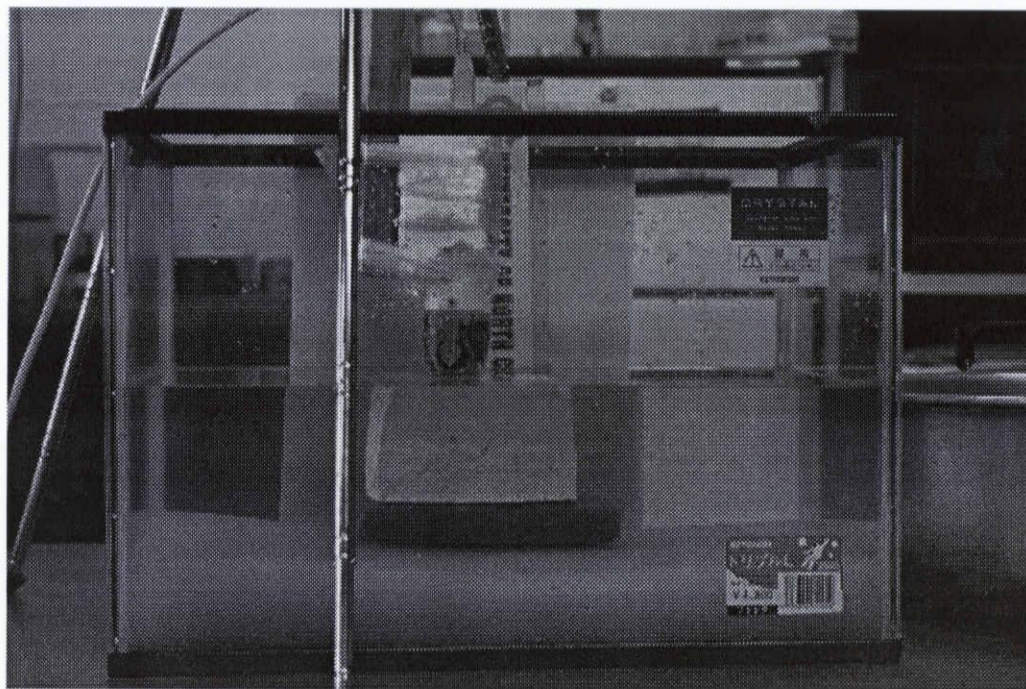


図 4.2 ファントム像撮影時の写真

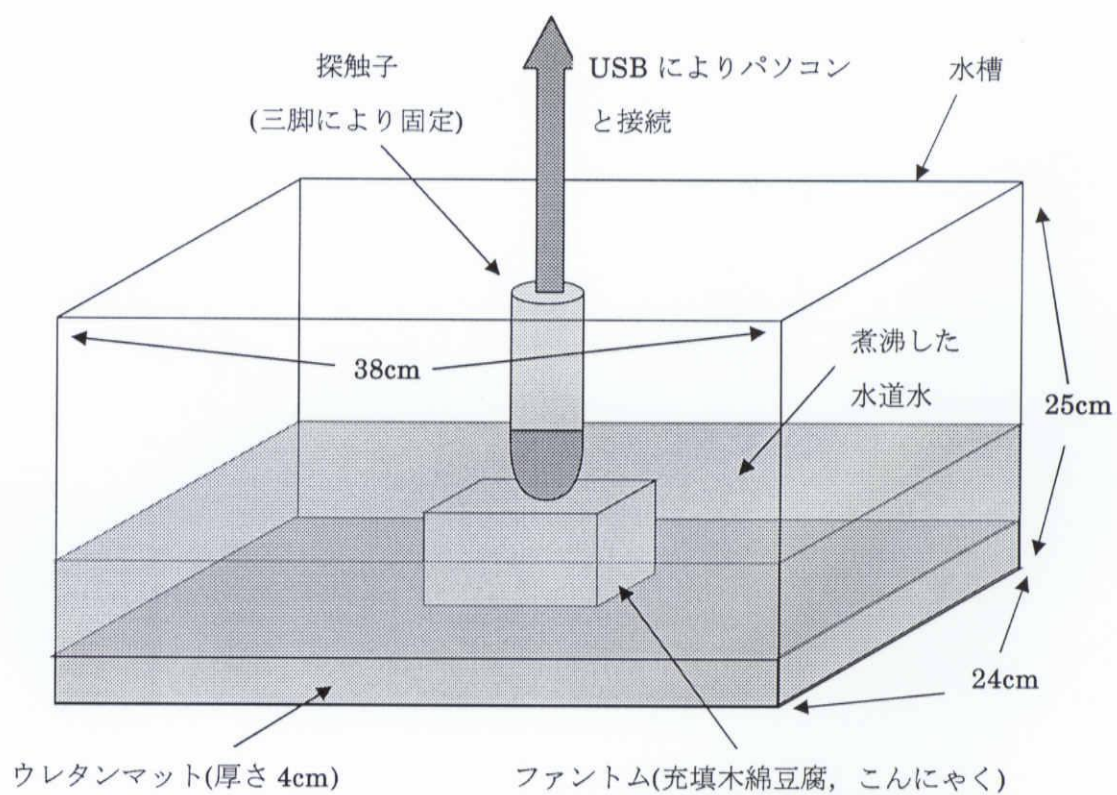
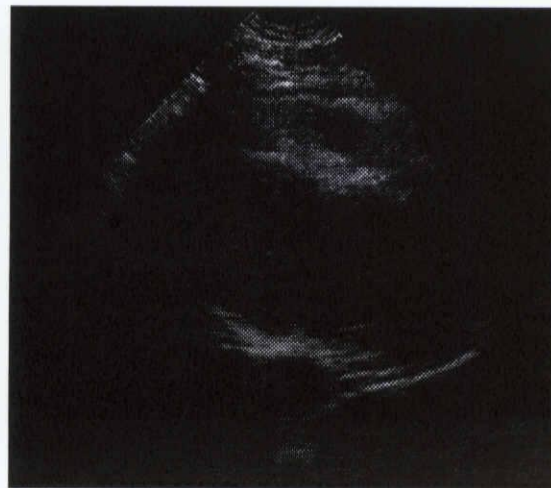


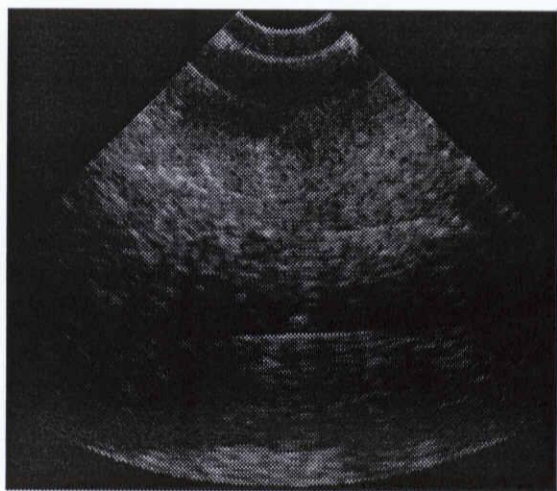
図 4.3 ファントム撮像時のイメージ



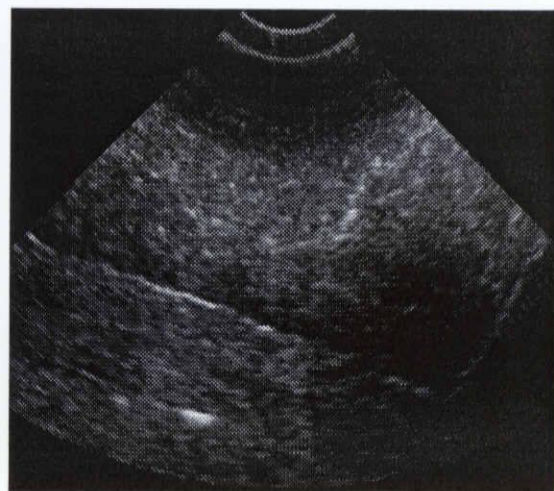
(a)心臓の断層像



(b)心臓の断層像



(c)ファントム



(d)ファントム

(上から豆腐, こんにゃく, ウレタンマット) (上から豆腐, こんにゃく, ウレタンマット)

図 4.4 本装置により取得した画像の例

これらの超音波画像を観察すると、超音波の角度により輝度値の分布が一樣ではなく、プローブを対象物体に押しつけた方向で輝度値が大きく、押しつけていない方向で輝度値が小さいことがわかる。

4.2 超音波画像領域の切り出し

画質改善処理を行うために、超音波信号から作成された画像領域のみを切り出す処理を以下の手順で行った。これは、我々は本装置からは超音波画像領域がどこかを得られないためである。切り出しの時点での単位は画素である。

- (1) 本装置から得られる画像は多量のスペックル(多重反射などによる斑紋)を含んでいること、超音波が計測されていないところでは輝度値 0 が設定されていることから、画像の上端から下方向に探索を行い、輝度値が 0 でなくなるところを仮の境界点とする。(図 4.5)
- (2) 本装置はモーターにより探触子を回転運動することによりセクタ画像を得ていることから、画像中の x 方向の中心線(y 軸)上と、超音波画像の境界線の斜線部の延長線上の交点に探触子の回転中心があると思われる。そこで、まず左側の画像に対し、仮の境界線上で x 方向に 10[pixel]離れた 2 点 f_1, f_2 ($x_{f1} < x_{f2}$) をとり、 y 方向の変化量 dy を求める。これを f_2 が仮の境界線上で最も高い位置の点を越えるまで続け、 dy_{max}, dy_{min} を求める。(図 4.6)
- (3) 仮の境界線上で元も低い位置の点 p_h と最も高い位置の点 p_l に対し、以下の直線の公式を適用することで p_h, p_l における x 方向の中心線との交点 $p_{h_{max}}, p_{h_{max}}, p_{h_{max}}, p_{h_{max}}$ を求める。

$$b = y - ax \quad (4.1)$$

ここで、 b は y 軸との交点($p_{h_{max}}, p_{h_{min}}, p_{l_{max}}$ または $p_{l_{min}}$)、 a は直線の傾き($dy_{max}/10$ または $dy_{min}/10$)である。その後、 y 軸上にあると仮定している回転中心 O を探索するための点 p について、始点 p_s 、終点 p_e を以下の式で求める。

$$\begin{aligned} p_s &= \max(p_{h_{max}}, p_{l_{max}}) \\ p_e &= \min(p_{h_{min}}, p_{l_{min}}) \end{aligned} \quad (4.2)$$

ここで $\max(a, b)$ は a, b のうち大きいほうの値を、 $\min(a, b)$ は a, b のうち小さいほうの値を返す。(図 4.7)

- (4) y 軸上の注目点 p を始点 p_s と終点 p_e の間に設定する. 各 p に対し, 以下の式により直線を求め, この直線と仮の境界線との交点数 n を求める.

$$y = ax + y_p \quad (4.3)$$

ここで a は $dy_{min}/10 \leq a \leq dy_{max}/10$, y_p は p の y 座標, x は(画像の左端の x 座標) $\leq x \leq$ (仮の境界線上で最も上にある点の x 座標) である. これを p が終点に至るまで続け, n が最多となる y_p を探触子の回転中心 O_l と推定した. (図 4.8)

同じ作業を右側の画像でも行い中心 O_r を求め, O_l, O_r のうちより高い位置にあるものを回転中心 O とした. また, このとき求めた n が最多となる直線を直線部の境界とした.

- (5) 超音波画像は扇形状の広がりを持つため, 点 O を中心に二つの円を拡大, または縮小することで上下の曲線部の境界を求めた. 中心 O に近い円 c_1 の半径を r_1 , 中心 O から遠い円 c_2 の半径を r_2 とする. r_1 の初期値 r_{10} は中心 O から画像の上辺までの最短距離とし, r_2 の初期値 r_{20} は中心 O から画像の底辺までの最短距離とした. 各円に対し, 曲線との交点 n を求め, n が最多となる距離をその曲線の半径とした. (図 4.9)

図 4.10 に原画像から超音波画像領域を切り出す処理を実行した結果を示す.

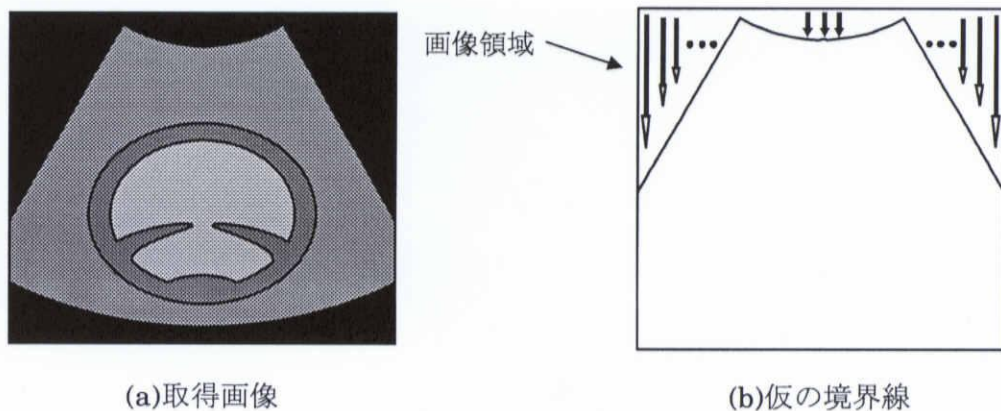


図 4.5 仮の境界線の選定

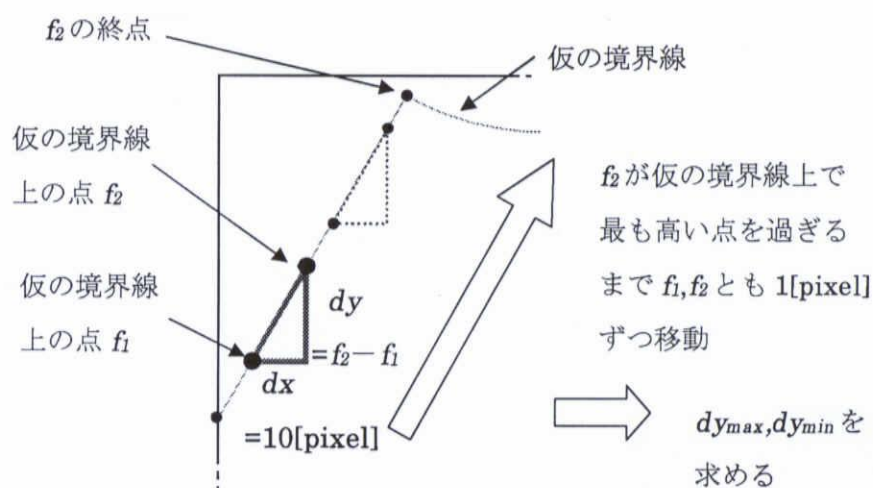


図 4.6 dy_{\max}, dy_{\min} の求め方

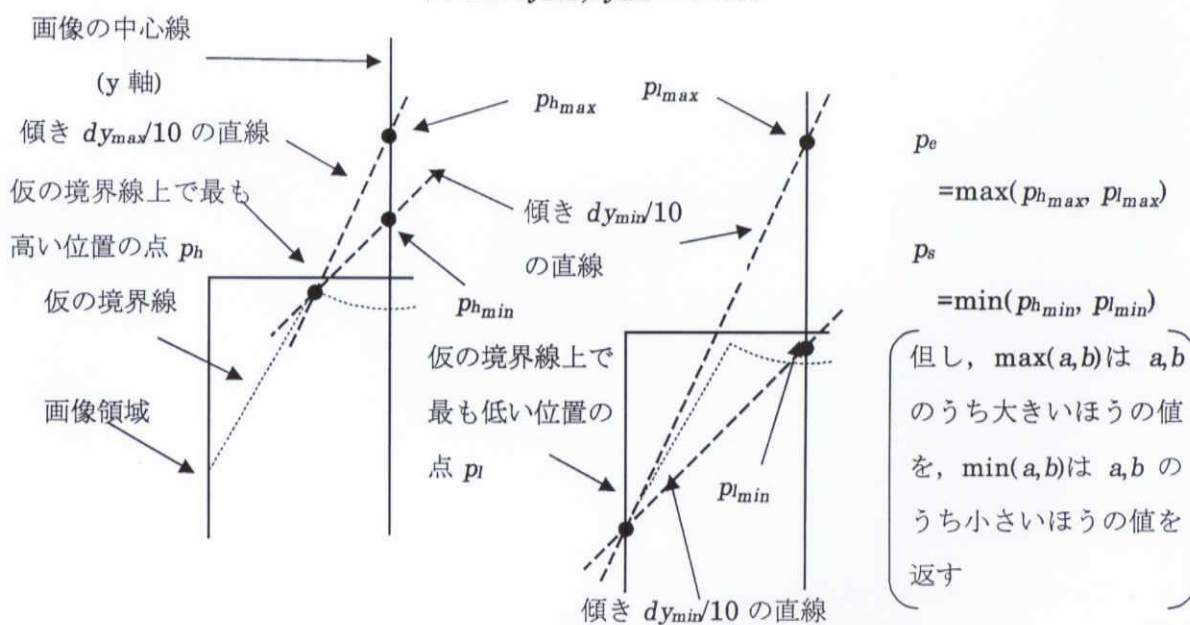


図 4.7 回転中心 O の範囲(p_{\max}, p_{\min})の選び方

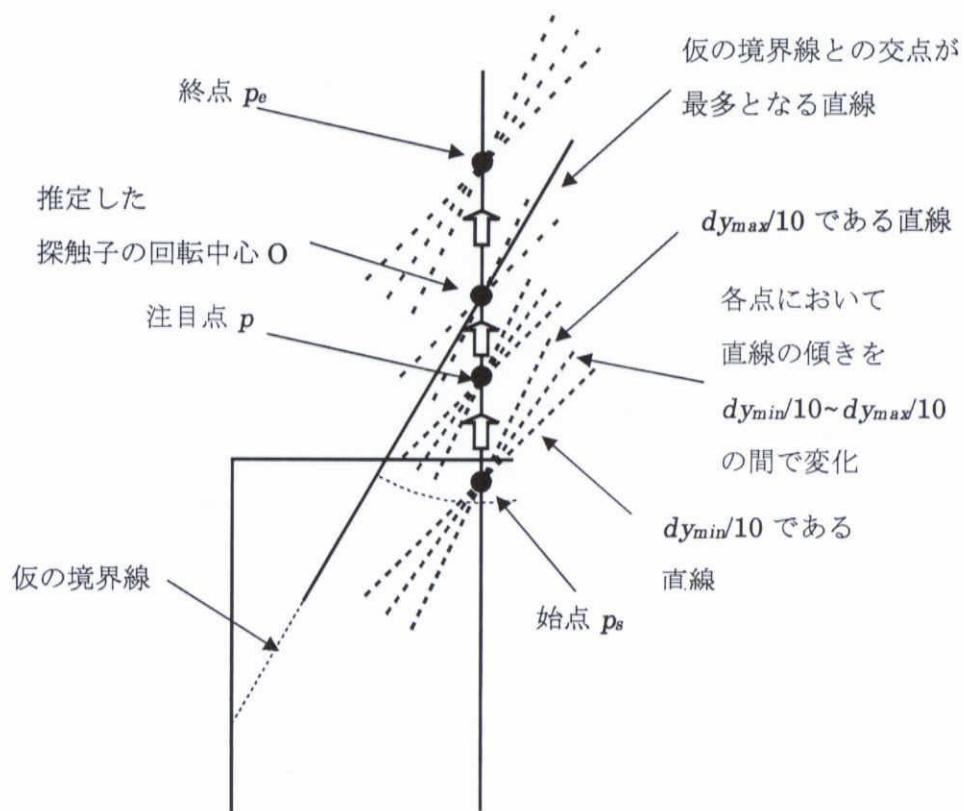


図 4.8 取得画像からの探触子の回転中心位置 O の推定法

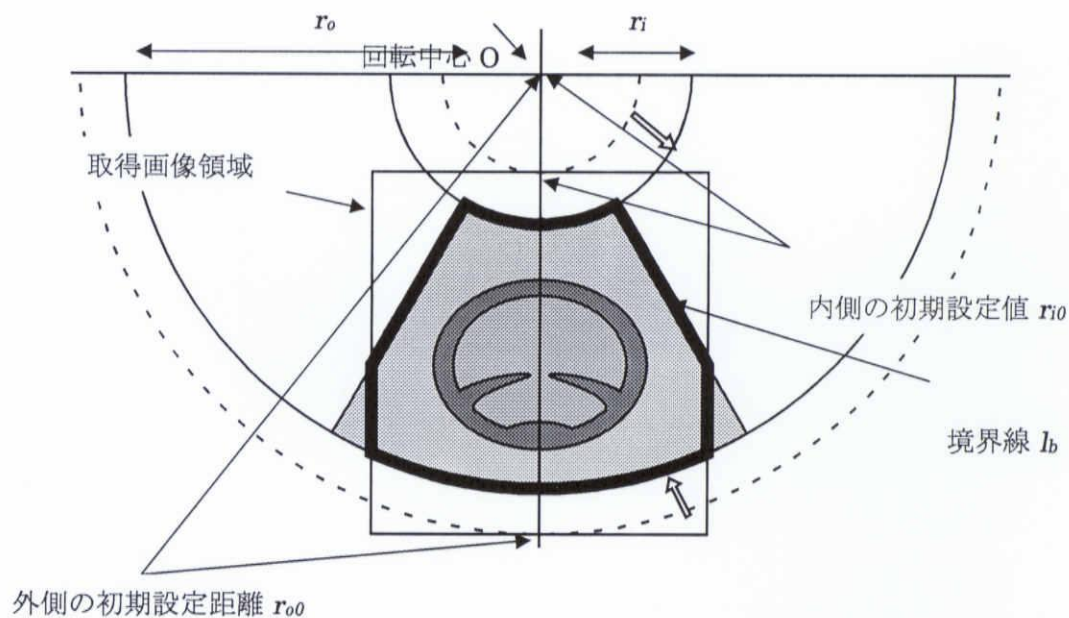
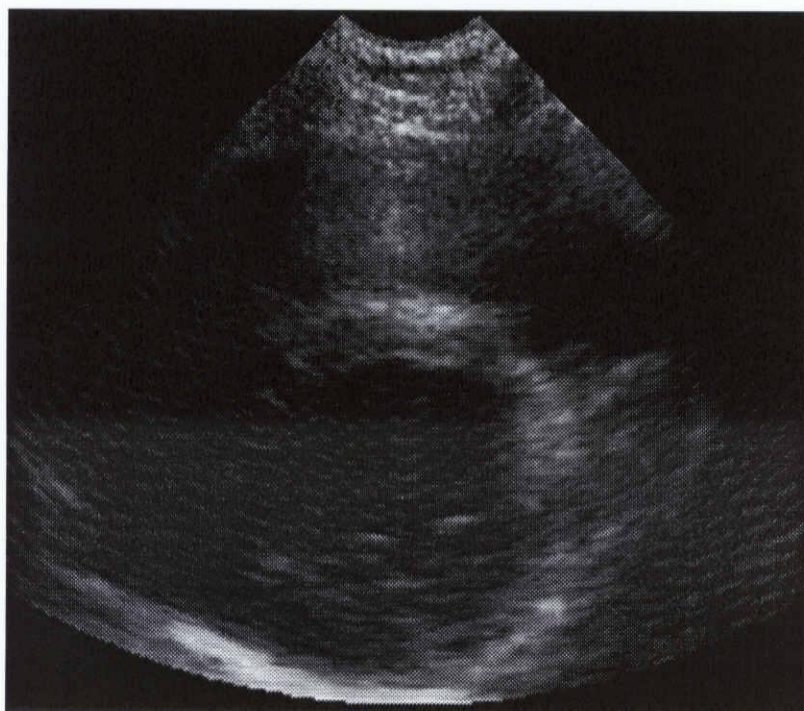
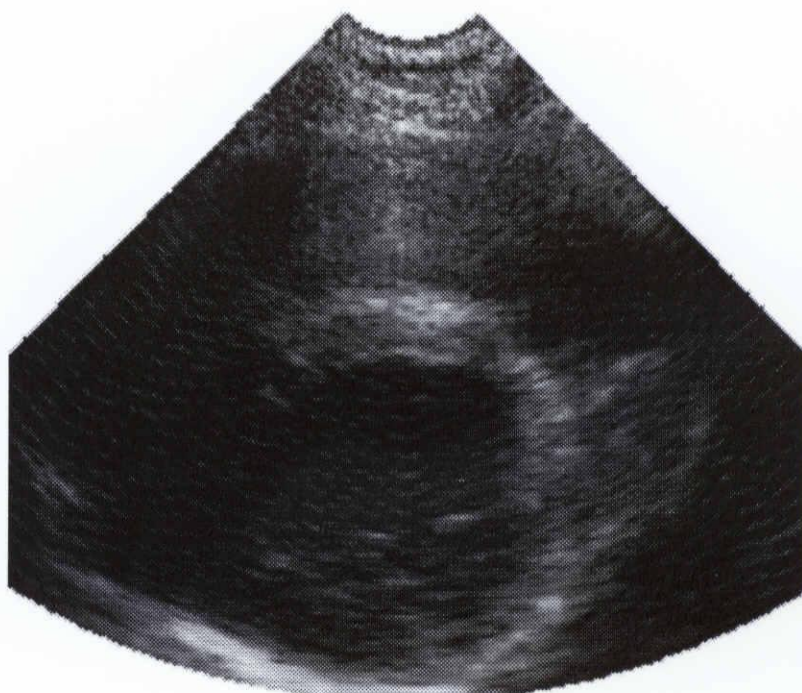


図 4.9 超音波画像領域の決定



(a)原画像



(b)切り出し処理後

図 4.10 超音波画像領域の切り出し

4.3 超音波画像の画質改善法

成人の心臓は皮膚から 5cm 以上の深さにあること、探触子に近すぎる場合は超音波ビームの焦点から大きくずれてしまうことから、輝度値の比較基準は探触子の回転中心から 3~5cm の位置を選んだ。この位置は肺領域に相当し、音響インピーダンスが一定であり、この領域における輝度値の分布は視認を行うにあたり理想的なため、輝度調整を行うための基準とするのに適していると仮定している。また、探触子から発せられる超音波ビームは、送信角に大きく依存して散乱・減衰すること、超音波は距離に応じて散乱・減衰することから、以下の 4 つの手法で輝度調整を行った。表 4.1 に 4 つの輝度調整法の比較を、図 4.8 に[方法 1]~[方法 4]の説明図を示す。

表 4.1 輝度増幅法の比較

	増幅率は角度に 依存する比較基準	増幅率は角度に 依存しない比較基準
増幅率は 距離に依存	方法 1	方法 2
増幅率は距離に 依存しない	方法 3	方法 4

比較の基準を一定の深さ+角度で分割のみに限っていないのは、超音波ビームの方向によつては 3~5[cm]のところでも超音波ビームが著しく減衰するためである。

輝度調整前の画素 $f_{r,\theta}$ に対し、輝度調整後の画素 $g_{r,\theta}$ は、輝度調整対象領域の平均輝度を比較基準領域の平均輝度に一致させるため以下の式を用いている。

$$g_{r,\theta} = \frac{\text{比較基準領域の平均輝度}}{\text{輝度調整対象領域の平均輝度}} f_{r,\theta}$$

以下に[方法 1]~[方法 4]の説明を示す。

[方法 1]

比較基準領域 S_{θ_0} : 角度で分割を行う

輝度調整対象領域 $S_{r,\theta}$: 深さで分割を行う

$$g_{r,\theta} = \frac{\alpha_{\theta_0}}{\alpha_{r,\theta}} f_{r,\theta} \quad (4-4)$$

ここで、 α_{θ_0} は比較基準領域 S_{θ_0} における輝度平均、 $\alpha_{r,\theta}$ は輝度調整対象領域 $S_{r,\theta}$ における輝度平均である。

[方法 2]

比較基準領域 S_0 : 角度で分割を行わない

輝度調整対象領域 $S_{r,\theta}$: 深さで分割を行う

$$g_{r,\theta} = \frac{\alpha_0}{\alpha_{r,\theta}} f_{r,\theta} \quad (4-5)$$

ここで、 α_0 は比較基準領域 S_0 における輝度平均、 $\alpha_{r,\theta}$ は輝度調整対象領域 $S_{r,\theta}$ における輝度平均である。

[方法 3]

比較基準領域 S_{θ_0} : 角度で分割を行う

輝度調整対象領域 S_θ : 角度で分割を行わない

$$g_{r,\theta} = \frac{\alpha_{\theta_0}}{\alpha_\theta} f_{r,\theta} \quad (4-6)$$

ここで、 α_{θ_0} は比較基準領域 S_{θ_0} における輝度平均、 α_θ は輝度調整対象領域 S_θ における輝度平均である。

[方法 4]

比較基準領域 S_0 : 角度で分割を行わない

輝度調整対象領域 S_{θ_0} : 角度で分割を行わない

$$g_{r,\theta} = \frac{\alpha_0}{\alpha_\theta} f_{r,\theta} \quad (4-7)$$

ここで、 α_0 は比較基準領域 S_0 における輝度平均、 α_θ は輝度調整対象領域 S_θ における輝度平均である。

本装置から得られる画像は 512×450 [pixel]の大きさであることを考慮し、超音波画像領域の角度に対する分割数 n は 20 または 40 とし、深さに対する分割を行う場合は分割の幅 d を 0.5[cm]または 2[cm]とした。

図 4.9～4.11 にファントム(上から順に充填木綿豆腐、こんにゃく、ウレタンマットの積み重ね、探触子は豆腐に対し垂直)、図 4.9～4.11 にファントム(上から順に充填木綿豆腐、こんにゃく、ウレタンマットの積み重ね、探触子は豆腐に対し非垂直)、図 4.15～4.17 に心臓短軸断層像の各手法による出力結果、および超音波画像領域の各輝度値における画素数のヒストグラムを示す。

ヒストグラムを見ると、原画像に比べ[方法 1]～[方法 4]は高い輝度値まで画素が分布していることがわかる。

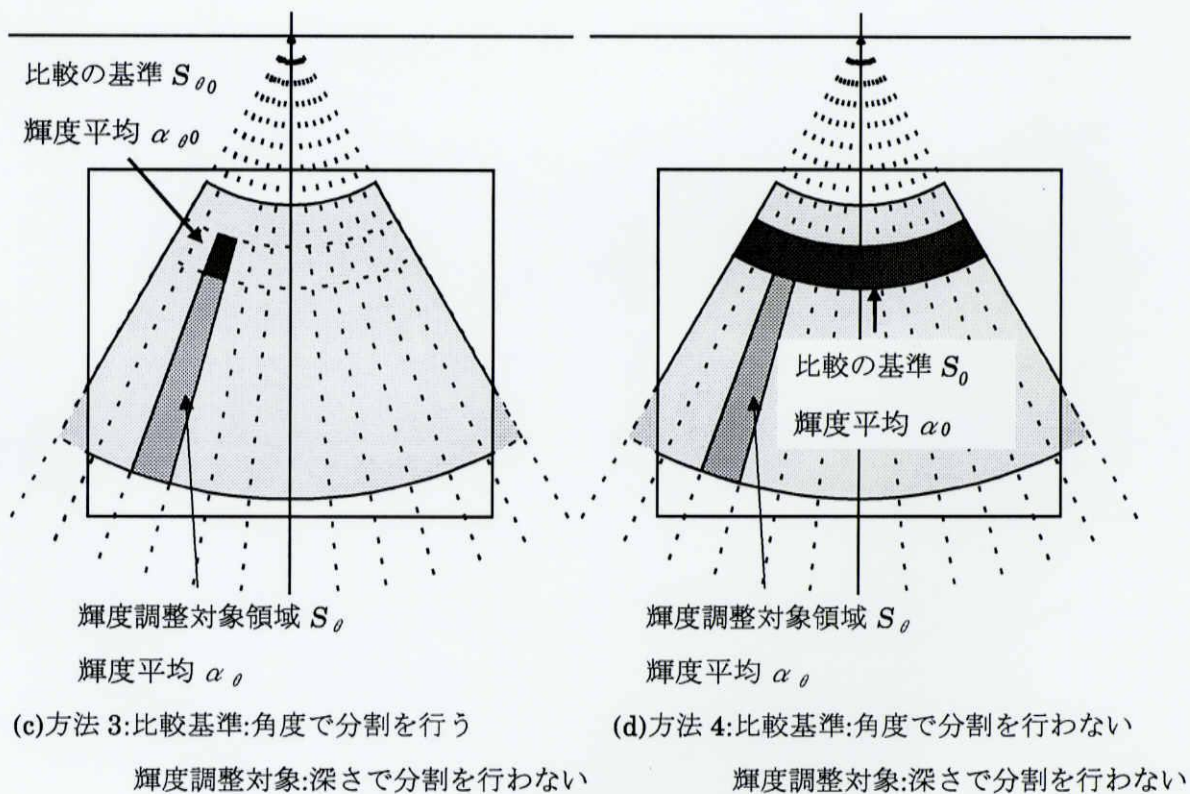
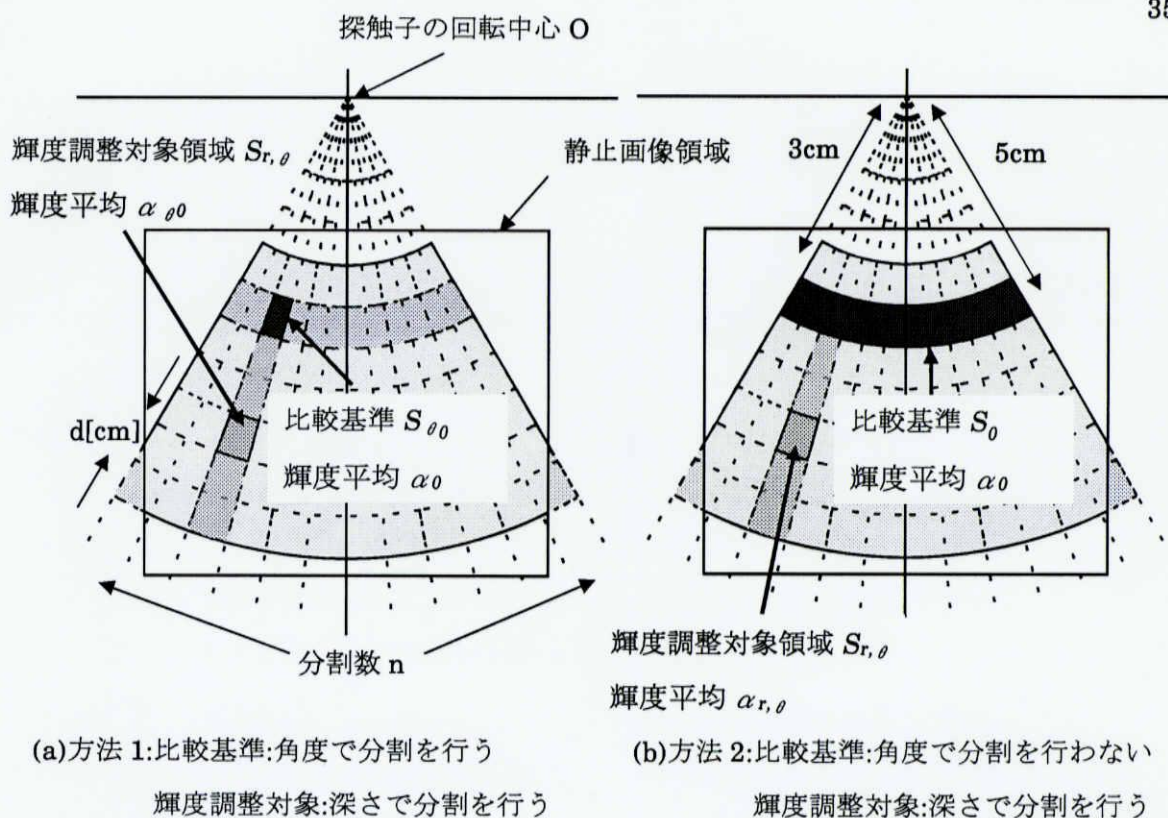
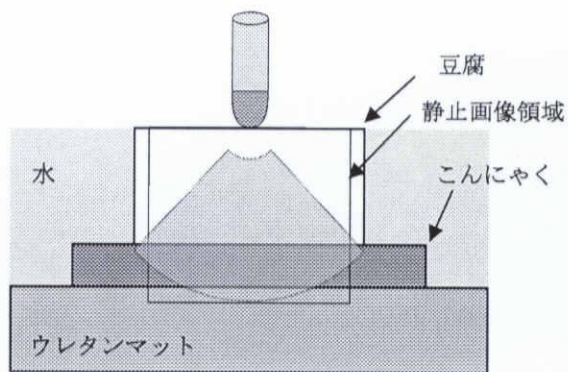
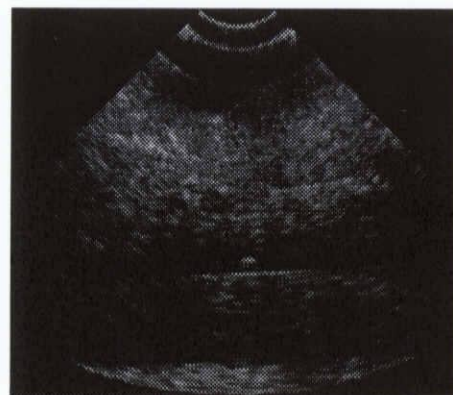


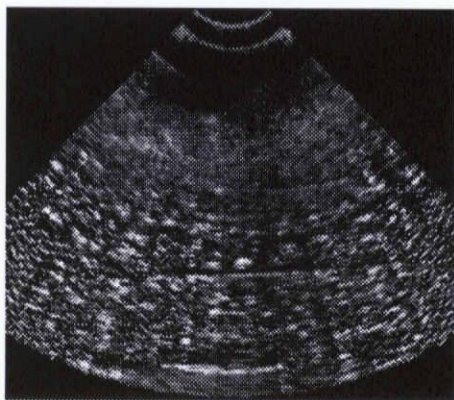
図 4.11 4つの超音波画像の輝度調整法



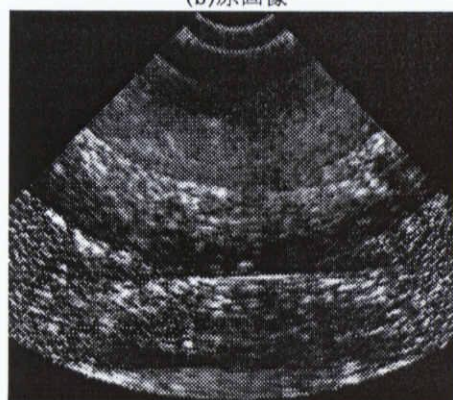
(a)撮影時の模式図



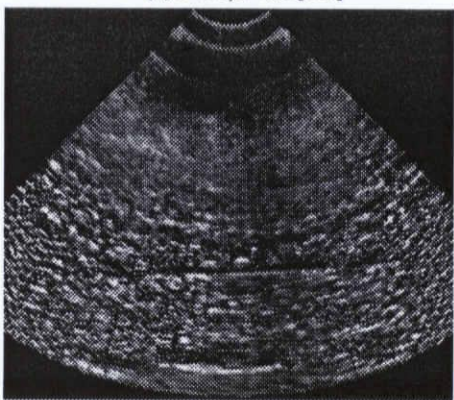
(b)原画像



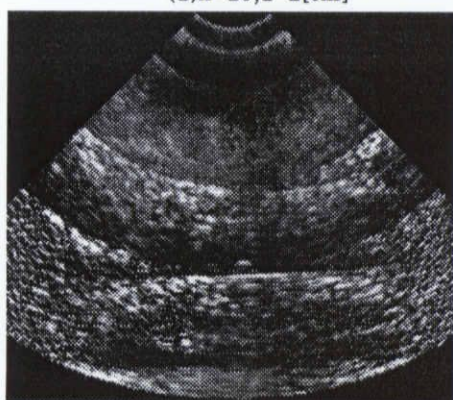
(c) $n=20, d=0.5[\text{cm}]$



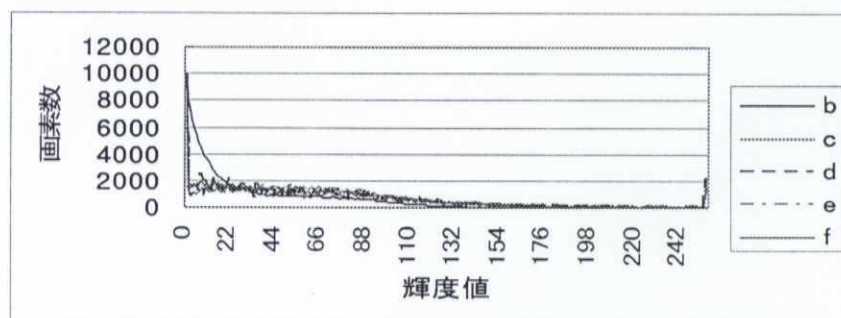
(d) $n=20, d=2[\text{cm}]$



(e) $n=40, d=0.5[\text{cm}]$



(f) $n=40, d=2[\text{cm}]$



(g)ヒストグラム(b~fは図(b)~(f)の超音波画像領域における各輝度値の度数分布)

図4.12 方法1 (対象:ファントム像)

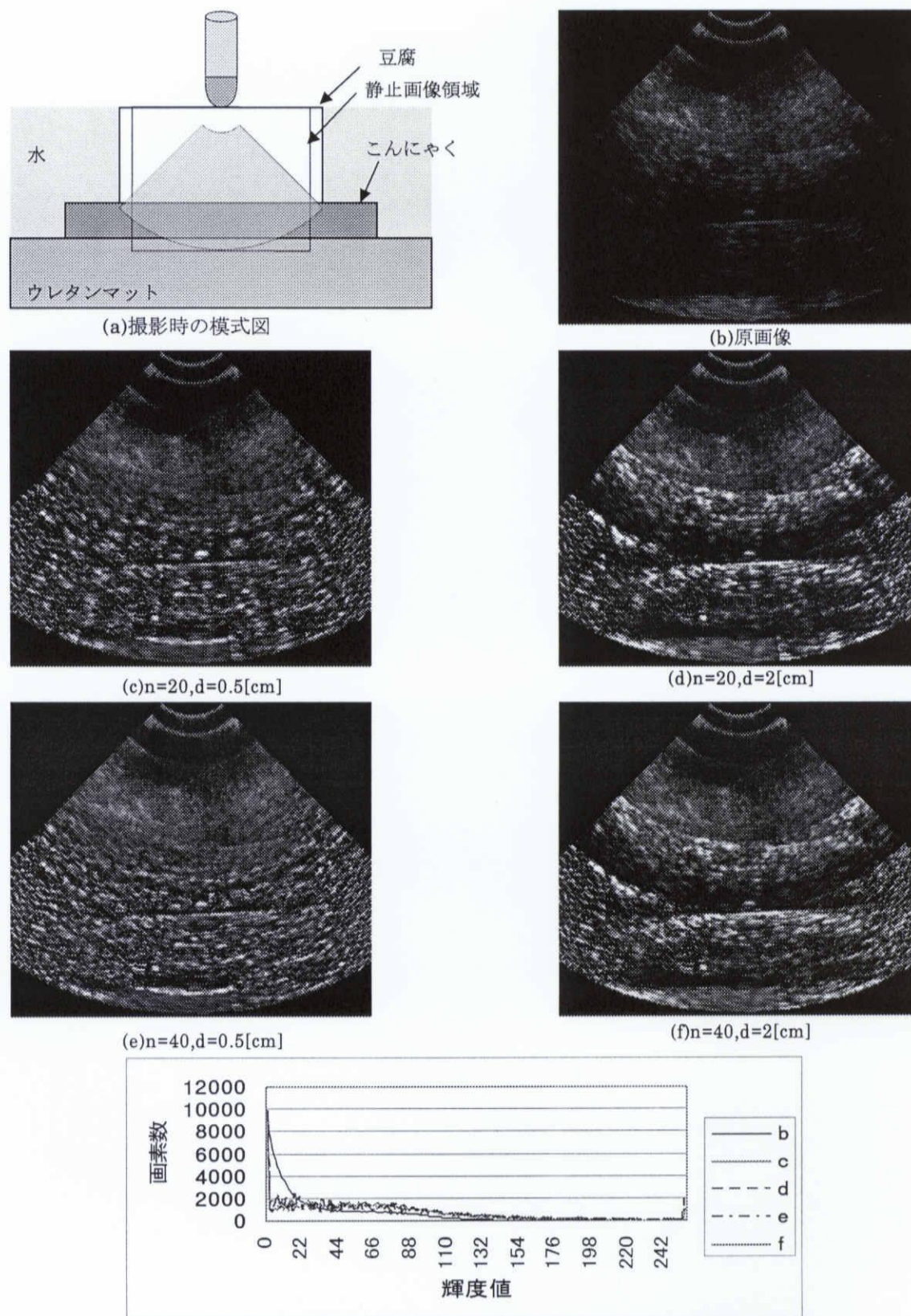
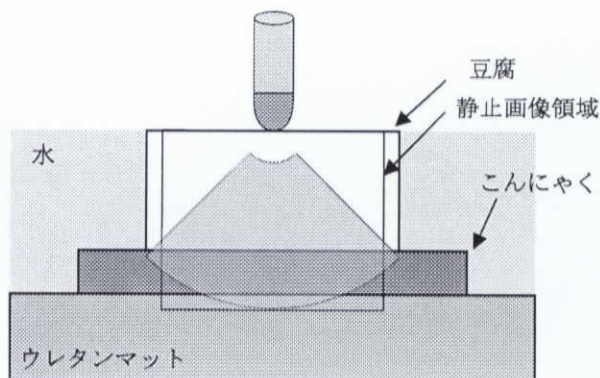
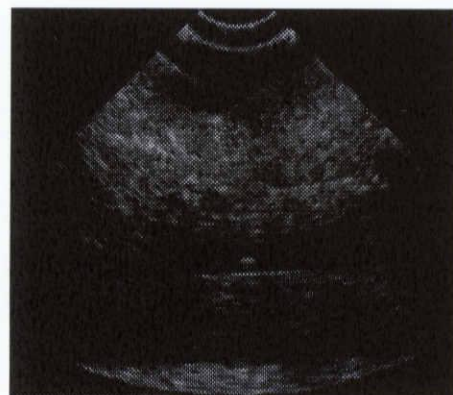


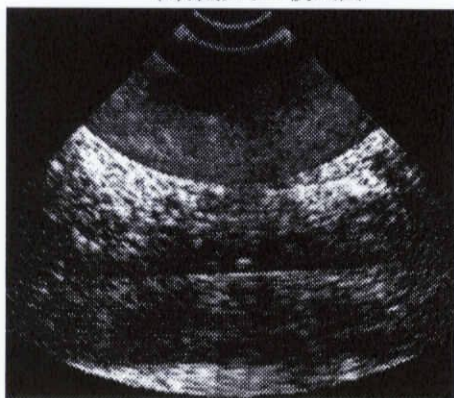
図 4.13 方法 2 (対象:ファントム像)



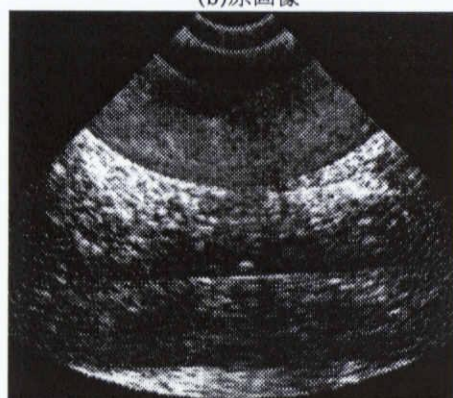
(a)撮影時の模式図



(b)原画像



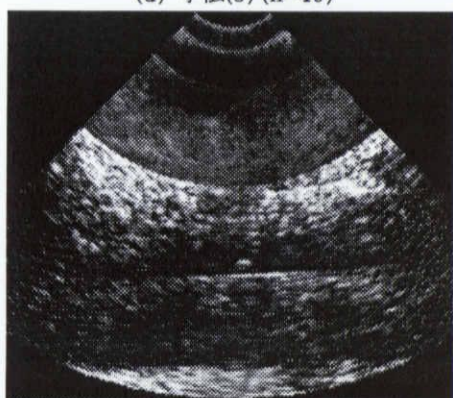
(c)手法(3) (n=20)



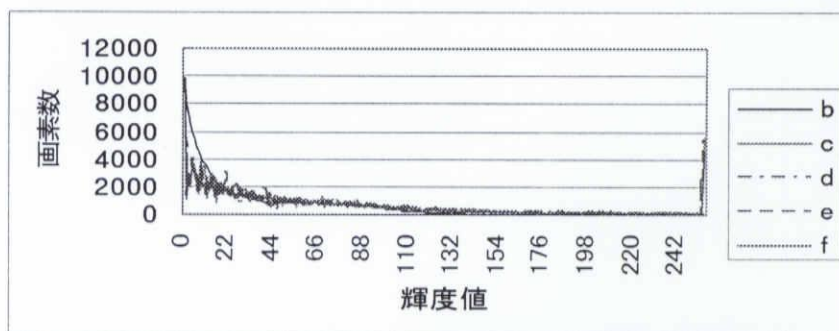
(d) 手法(3) (n=40)



(e)手法(4) (n=20)

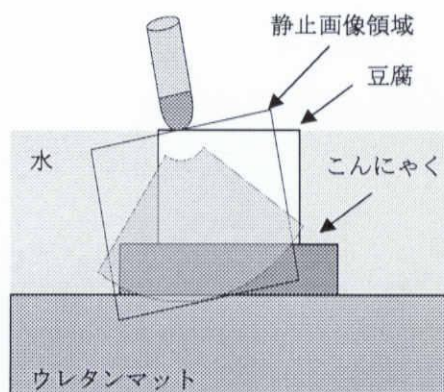


(f)手法(4) (n=40)



(g)ヒストグラム(b~fは図(b)~(f)の超音波画像領域における各輝度値の度数分布)

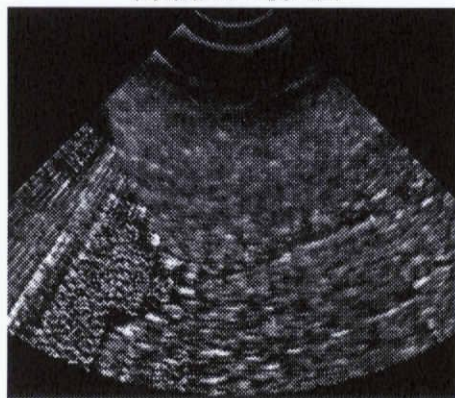
図4.14 方法3および4 (対象:ファントム像)



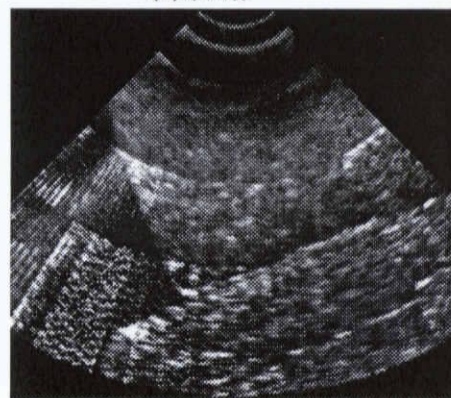
(a)撮影時の模式図



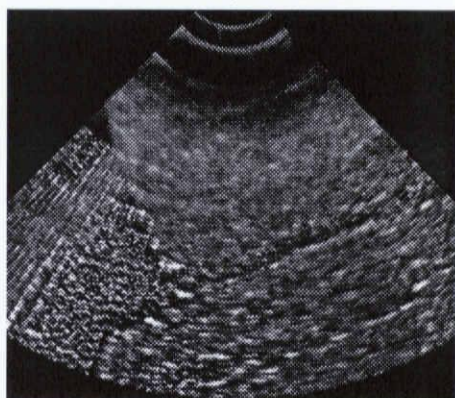
(b)原画像



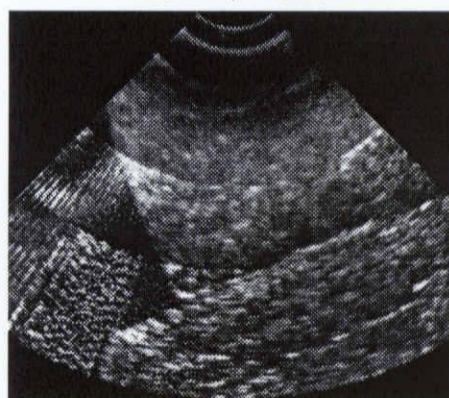
(c) $n=20, d=0.5[\text{cm}]$



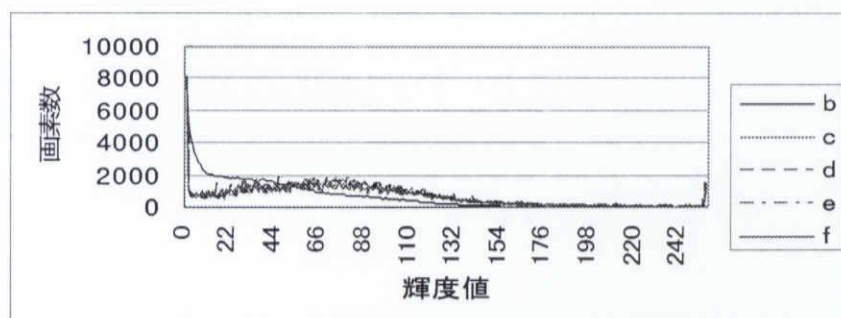
(d) $n=20, d=2[\text{cm}]$



(e) $n=40, d=0.5[\text{cm}]$

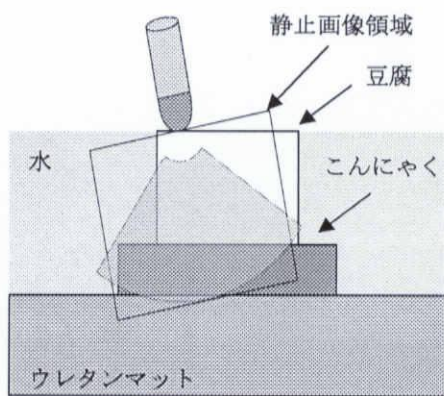


(f) $n=40, d=2[\text{cm}]$



(g)ヒストグラム(b~fは図(b)~(f)の超音波画像領域における各輝度値の度数分布)

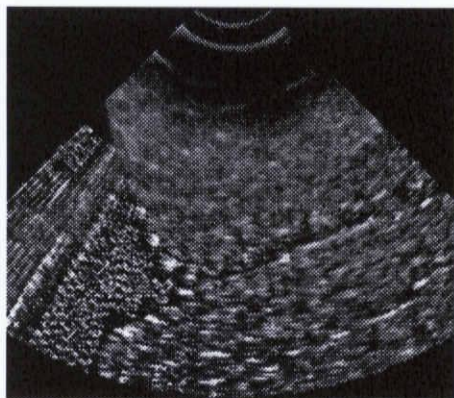
図4.15 方法1 (対象:ファントム像)



(a)撮影時の模式図



(b)原画像



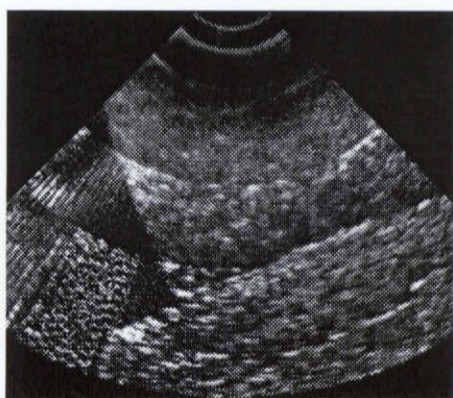
(c) $n=20, d=0.5[\text{cm}]$



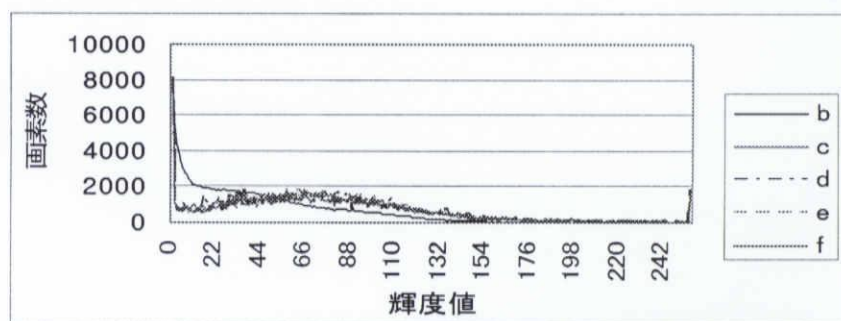
(d) $n=20, d=2[\text{cm}]$



(e) $n=40, d=0.5[\text{cm}]$

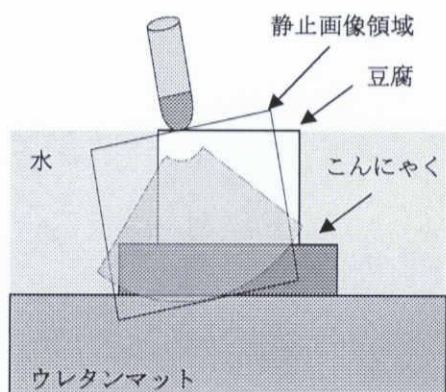


(f) $n=40, d=2[\text{cm}]$



(g)ヒストグラム(b~fは図(b)~(f)の超音波画像領域における各輝度値の度数分布)

図4.16 方法2 (対象:ファントム像)



(a)撮影時の模式図



(b)原画像



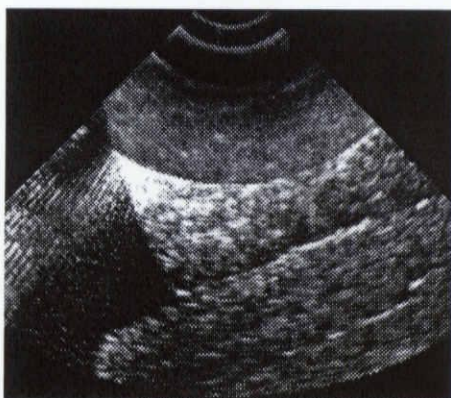
(c)手法(3) (n=20)



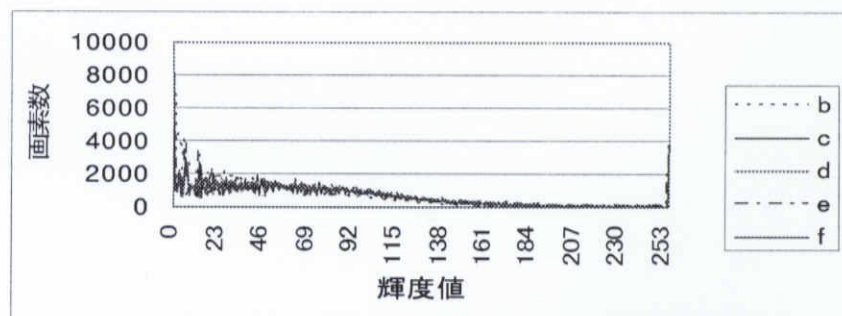
(d) 手法(3) (n=40)



(e)手法(4) (n=20)



(f)手法(4) (n=40)



(g)ヒストグラム(b~fは図(b)~(f)の超音波画像領域における各輝度値の度数分布)

図4.17 方法3および4 (対象:ファントム像)

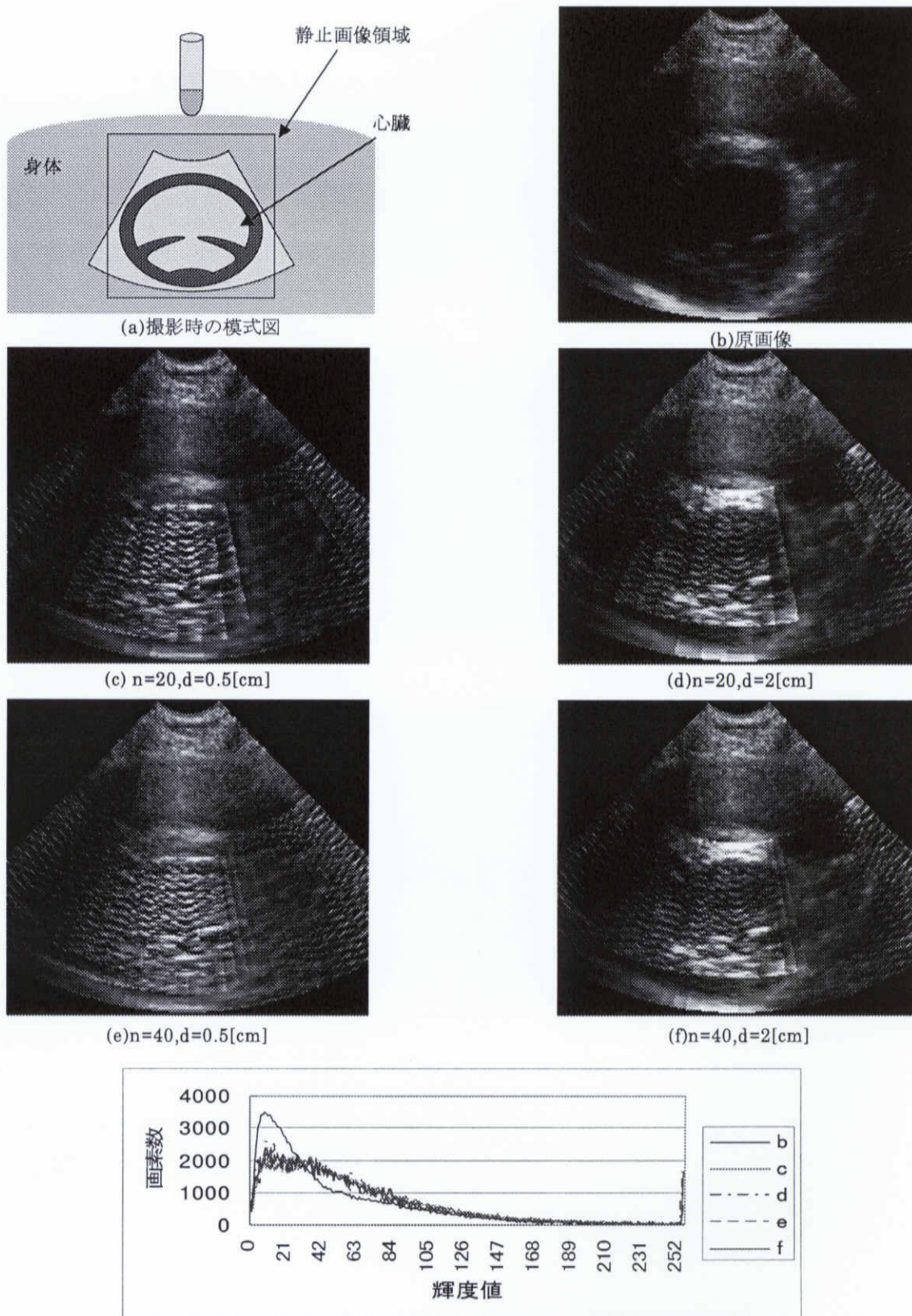


図 4.18 方法 1 (対象・心臓断層像)

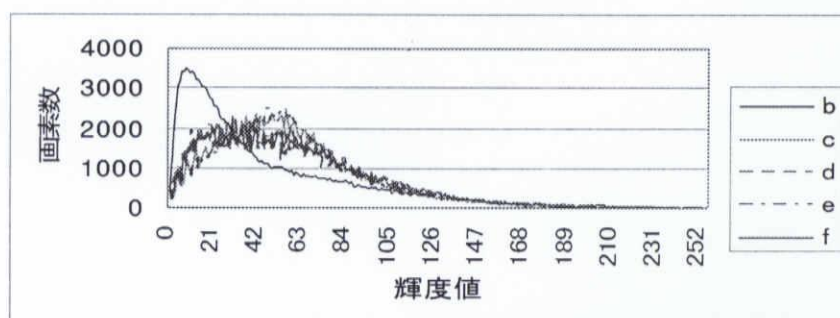
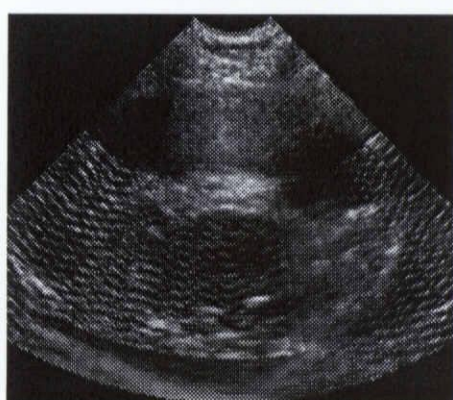
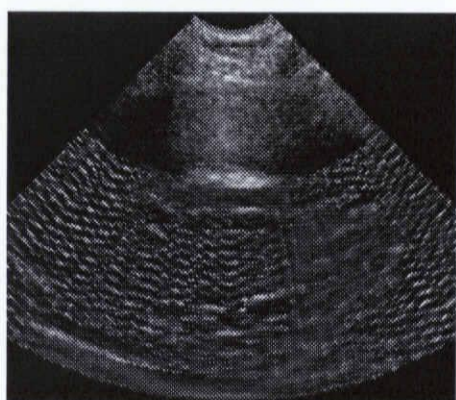
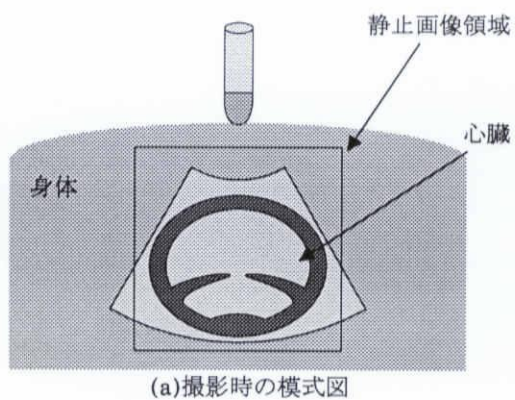


図 4.19 方法 2 (対象・心臓断層像)

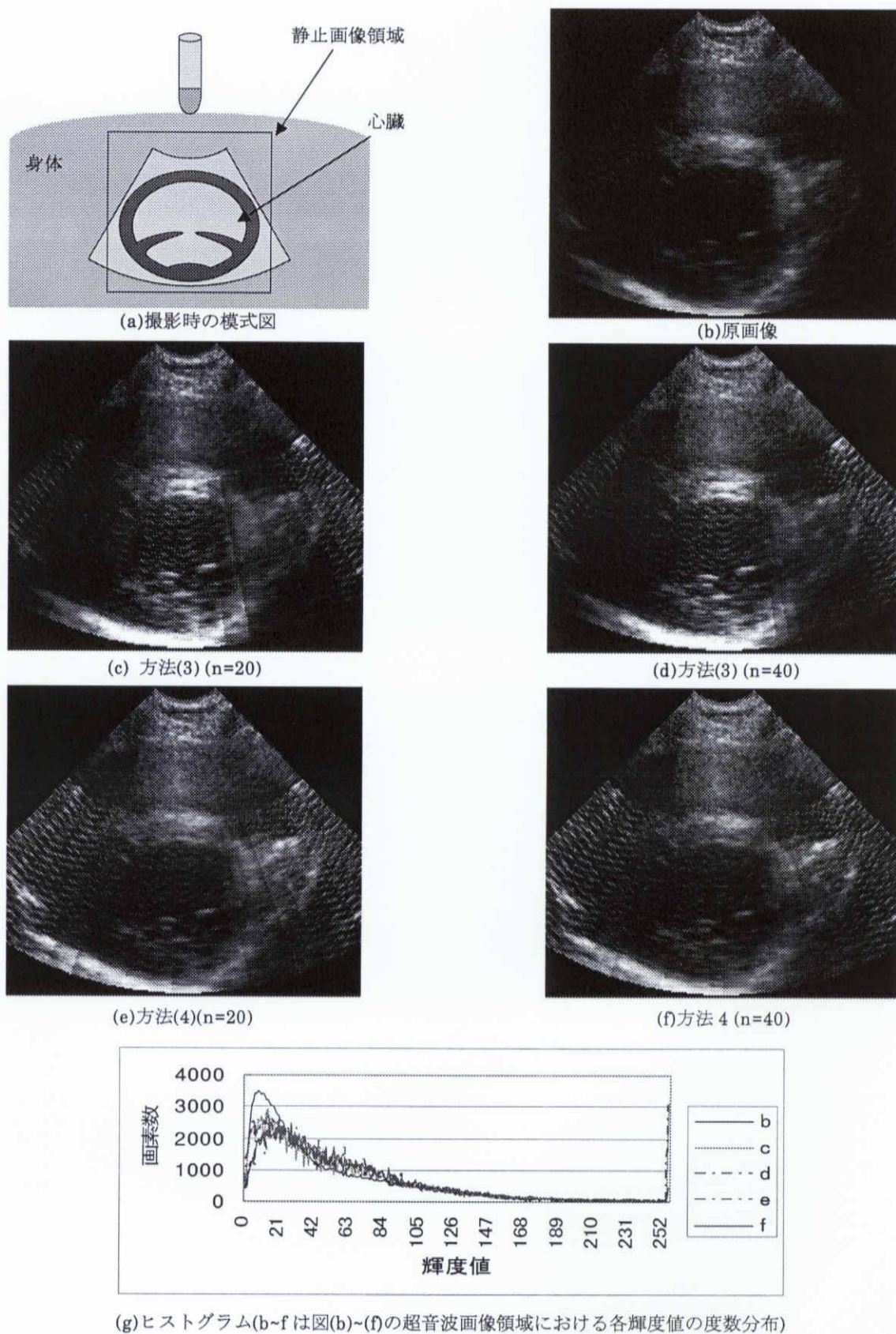


図 4.20 方法 3 および 4 (対象・心臓断層像)

4.4 4つの方法の処理結果の比較

本研究の目的である超音波画像の画質改善処理は、第一には人間が目視するのに適した画像にすることである。そのためには暗くなってしまう部分は明るく、明るすぎる部分は暗くし、画像全体が平均的な明るさを持つようにする必要がある。しかし、血管や心室など、一様な音響インピーダンスを持つ部分において、輝度増幅を必要以上に行ってしまうと、本来存在しないはずのものが存在しているように見えてしまう。これは本来視認できないほどに暗い、超音波画像に含まれるスペックル(多重反射などによって生じる斑紋)を必要以上に増幅してしまうためであると考えられる。

まず、比較対象領域について、比較対象を角度方向に対し分割する[方法 1] と[方法 3]では、本装置から得た超音波画像は比較対象領域においても輝度分布の方向依存性が認められたため、その角度方向の領域が明るい場合は一層明るく、暗い場合は一層暗くするようになる。特に、心臓断層像については方法 3 の場合に探触子が人体と最も強く接していた中央部分がきわめて明るく、両端が極めて暗くなり不自然な画像になった。一方、比較対象を角度方向に対し分割しない[方法 2][方法 4]では、比較対象に角度による輝度むらが存在していても、特定の角度のみを強調することがないため、全体的に一様な輝度分布となったため、視認性の悪かった部分が見やすくなった。図 4.18 に[方法 3], [方法 4]の比較を示す。

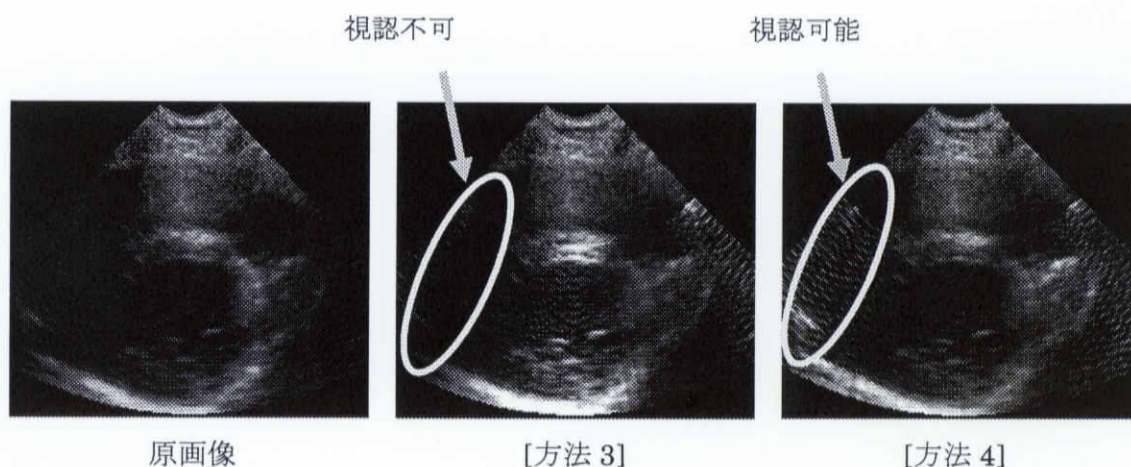


図 4.21 [方法 3], [方法 4]の比較

次に、輝度調整対象について、角度方向以外にも深さ方向に対しても分割を行って輝度調整を行う[方法1][方法2]は、本来音響インピーダンスが一定であり、暗くなければならない心腔部分に対しても必要以上に輝度の増幅を行うため、輝度値の変化が少なくなる。特に、心臓断面像に対しては視認性が著しく低下した。一方、角度方向のみで分割を行っている[方法3][方法4]は、必要以上に雑音部分を増幅することがないうえ、暗くて視認性の悪かった部分に対して明らかに視認性の向上が認められた。特に心臓断層像は、左右両端部分がはっきりと見えるようになった図4.19に[方法2]、[方法4]の比較を示す。

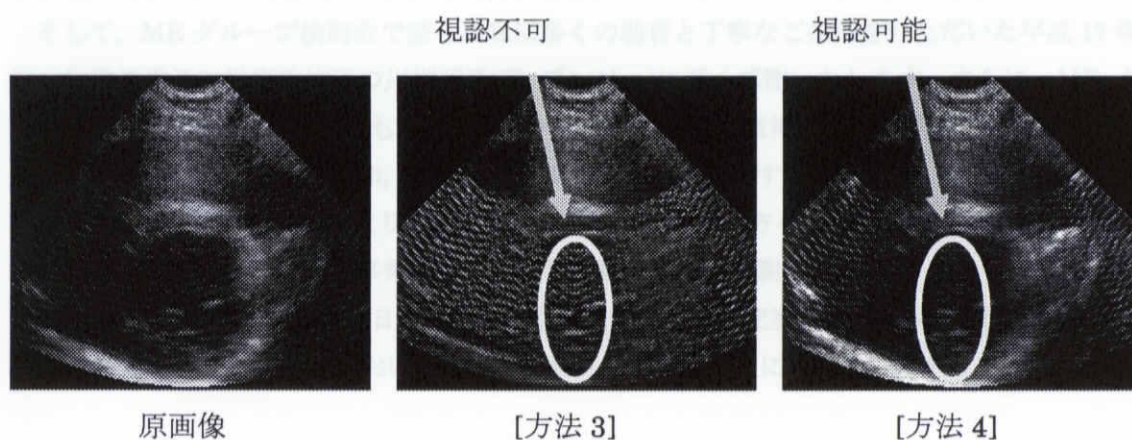


図4.22 [方法2]、[方法4]の比較

以上のことから、比較対象領域は角度分割を行わず、輝度調整対象領域は深さで分割を行わない[方法4]が視認性を向上させるには適した輝度調整方法であり、比較対象領域を角度で分割し、輝度調整対象領域を深さで分割する[方法1]が視認性向上には最も不適であるといえる。

第5章 終わりに

本研究では、携帯型超音波診断装置の画質向上を目指し、輝度調整領域の平均輝度が比較対象領域の平均輝度と一致するようにした4つの輝度調整の方法を、ファントム像(豆腐, こんにゃく)と心臓のBモード断面像に適応し、比較・検討を行った。その結果、比較対象領域は角度で分割を行わず、輝度調整対象領域を探触子の回転中心からの距離で分割しない方法4が最も視認性を向上できた。

今後の課題としては、以下のことが考えられる。

- (1) 多人数の心臓や肝臓などに対し、本手法の適応を行う
- (2) 現在は正常な心臓に対してのみ本手法を適応しているため、疾患を持つ症例に対しても実験を行う
- (3) 探触子の形状や音響レンズの改善をする
- (4) 輝度調整法の更なる検討

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いただきました、本学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いただきました本学情報工学科の木村隆教授、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学博士に深く感謝いたします。さらに、貴重な時間を割いて本論文を査読していただいた本学工学部電気電子工学科の内藤克浩助教に深く感謝いたします。

また、普段の研究において互いに意見を交わし、多大なご協力を頂いた同研究室博士前期課程2年の大谷芳弘、岡山陽介、京谷忠雄、東海林正和、安井良、吉田大祐に深く感謝いたします。

そして、ME グループ検討会で至らぬ私に多くの助言と丁寧なご指導をいただいた平成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)に深く感謝いたします。さらに、ME グループ検討会で意見を交え、ともに苦労を分かちあった同研究室博士前期課程1年の水谷洋輔、梁修考、卒業研究生の服部繁和、前田祐樹に深く感謝いたします。

さらに、本研究を行うにあたり、三重県産業支援センターの方々、携帯型超音波診断装置試作機の提供をしていただいた本多電子の方々、特に新井均様に感謝致します。

最後に、研究をするにあたり日々お世話になった情報処理研究室の在学生、卒業研究生の皆様、およびME グループ検討会において貴重なご意見を頂いた皆様に感謝致します。

参考文献

- [1] 西宮健司, 鶴岡信治, 木村文隆, 三宅康二, 説田守道, 関岡清次, 中野赳, "超音波反射波による局所振幅・周波数の2次元カラー画像に基づく組織性状の推定", 電子情報通信学会信学技報 US89-48, pp21-28, 1989-10
- [2] 関岡清次, "実験・研究のためのプログラミング手法", 理工学社, 1996
- [3] 諸星利弘, 中山淑, 八木晋一, 鈴木彰文, "2次元ARモデルに基づく超音波エコー法診断装置の特性評価と画像の高分解能化", 電子情報通信学会論文誌 D-II, Vol.J76-D-2No.2, pp233~240, 1993-2
- [4] (社)日本電子機械工業会, "改定 医用超音波機器ハンドブック", (株)コロナ社, 1997
- [5] 伊東正安, 望月剛, "超音波診断装置", (株)コロナ社, 2002
- [6] 福田 修, 坂本 満, 佐藤 広徳, "皮下脂肪, 筋, 骨などを測定する携帯型の超音波エコー装置を開発", (独)産業技術総合研究所プレスリリース, http://www.aist.go.jp/aist_j/press_release/pr2005/pr20050926/pr20050926.html, 2005-9
- [7] 中山淑, "超音波エコー画像の定量化と組織の微細な動きの計測", BME, Vol.5, No.7, 1991
- [8] 秋山いわき, 羽山明, 中島真人, 油田信一, 伊藤貴司, "超音波画像からの生体内変位量分布の測定", 電子情報通信学会論文誌研究速報, D, Vol.J71-D, No.4, pp.733-736, 1988-4
- [9] 磐田彰, 堀場勇夫, 鈴木克彦, 鈴木宣夫, "ヒルベルト変換による画像の局所周波数解析", 電子情報通信学会 パターン認識と学習研究会 信学技法, PRL84-27, pp35-43
- [10] Chikayoshi SUMI, Akifumi SUZUKI, Kiyoshi NAKAYAMA, "Phantom Experiment of Shear Module Distribution in Soft Tissue from Ultrasonic Measurement of Displacement Vector Field", IEICE Trans on Fundamentals of Electronics, Communications, and Computer Science, Vol.E78-A, No.12, December 1995

論文目録

- [1] 伊藤聖太郎, 鶴岡信治, 篠木剛, 川端昭彦, 岡山陽介, 木村隆, 若林哲史, 川中普晴, 関岡清次, ”パソコンに接続したポータブル超音波診断装置における B モード画像の画質向上”, 平成 17 年度計測自動制御学会中部支部三重地区計測制御研究講演会講演論文集, pp.B11.1-2, 2005