

博士論文

瞬時超音波 3次元動画計測に関する研究

南部 雅幸

1999年 9月 17日

奈良先端科学技術大学院大学
情報科学研究科 情報処理学専攻

本論文は奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科に
博士(工学)授与の要件として提出した博士論文である。

南部 雅幸

審査委員： 千原 國宏 教授
湊 小太郎 教授
横矢 直和 教授
大城 理 助教授
眞鍋 佳嗣 助教授

瞬時超音波 3 次元動画計測に関する研究*

南部 雅幸

内容梗概

従来の超音波断層装置は、電子フォーカス技術により細いビーム状のパルス超音波を形成して方位同定しながら全計測空間を順次走査する手法を採用している。そのため超音波の伝播速度の制限から全対象空間の情報計測には多大な時間が必要となり、計測対象を二次元断層面内に限定したとしても、計測フレームは高々 NTSC 方式のビデオレート程度しか確保できず、高速に運動している心臓房室弁などの空間的な動きを正確に把握することは不可能であった。

本論文は、このような従来法に内在する計測フレームレートの限界を克服し、かつ、空間的に分布している三次元物体の画像計測を可能にする新しい超音波三次元動画画像計測法と、医用診断装置および産業用探傷装置として有用な新しい超音波三次元動画画像撮像システムの開発研究に関する報告である。

まず、二次元超音波アレイを用いて全計測対象空間に伝播する非ビーム状の超音波を送波し、対象空間からの反射波を受波することにより像再生する手法を考案した。本手法の特徴は瞬時に三次元画像情報が計測可能という点にあり、高い時間分解能を有する三次元動画画像が獲得できることから、高速に振動また移動する物体の詳細な動態の可視化が可能である。

つぎに、提案手法を実証するための瞬時三次元超音波動画画像撮像システムを試作した。本システムは、基本的には、無指向性超音波パルスの送波とエコー信号

*奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 情報処理学専攻 博士論文, NAIST-IS-DT9761015, 1999 年 9 月 17 日.

の受波に二次元アレイプローブ，アレイ状に並べられた多数の振動子からの受波信号の蓄積にはウェーブメモリを利用し，計測終了後にグラフィックスワークステーションで像再生計算するオフライン撮像形式を採用している．なお，二次元リングアレイプローブは，探傷等の産業用計測および超音波診断等の医用計測等，種々の応用分野を想定して異なった直径を有する複数のリングアレイプローブを設計作成した．これらのうち，最も小さな直径を有するプローブは 2mm であり，血管内に挿入することにより動脈硬化病変部等の前方立体視に用いることができる．

さらに，試作システムを用いて，従来の超音波断層装置では可視化できなかったモデル流路中の人工弁や保存血管の模擬狭窄の計測実験を実施した．その結果，従来の B モードエコー断層装置では計測不可能な人工弁の微細な振動や，従来のカテーテル型プローブでは観察不能であった前方に存在する狭窄部の可視化に成功した．なお，試作システムは，現在普及している B モードエコー断層装置に比べて倍以上も高速なフレームレートで三次元動画像が計測できることも実証している．

したがって本論文の目的である二次元超音波アレイを用いた超音波三次元動画撮像システムの開発に成功し，本システムは従来の超音波計測装置では不可能な高速撮像が可能であるとの結論を得た．

キーワード

超音波，三次元計測，リングアレイプローブ，開口合成，高フレームレート，動画像

A Study of Instantaneous Ultrasonic Three-Dimensional Imaging Method*

Masayuki Nambu

Abstract

A conventional ultrasonic diagnostic equipment scans a measurement area using an ultrasonic beam which is made by electronic focusing. It is impossible to acquire a motion image of objects with fast motion, because very long time is necessary to measure the whole measurement area. Therefore, the frame rate of the motion image which is acquired by conventional ultrasonic diagnostic equipments is only 30fps as same as NTSC video, and to understand the fast motion of cardiac valves accurately is also impossible.

This paper describes a new ultrasonic three-dimensional measurement system which makes it possible to visualize a three-dimensional object instantaneously, overcoming a physical limit for medical imaging and industrial measurement.

Firstly, I propose an imaging method to transmit a non-beam ultrasound and to receive echo from all objects in the measurement area using a two-dimensional ultrasonic transducers array. Using this method, it will be possible to visualize a motion of object with fast motion or with vibration, because a three-dimensional image with high temporal resolution can be acquired instantaneously.

*Doctor's Thesis, Department of Information Processing, Graduate School of Information Science, Nara Institute of Science and Technology, NAIST-IS-DT9761015, September 17, 1999.

Secondly, to evaluate the performance of the proposal method, I manufactured an instantaneous three-dimensional ultrasonic imaging system. This system is composed of two-dimensional ultrasonic transducers array which transmits a non directional ultrasound, wave memories which store the echo signals, and a graphics workstation to reconstruct a three-dimensional image. I also manufactured several ultrasonic array probes for medical and industrial measurements. The probe which has smallest diameter was made assuming to use in a blood vessel, and its diameter is 2mm.

Finally, I succeed to acquire the motion image of several phantoms of cardiac organs with fast motion, and which motion is impossible to visualize using a conventional ultrasonic diagnostic equipment. In addition, I prove that this system has an ability to acquire a motion image with more than hundred times of frame rate of a conventional ultrasonic diagnostic equipment.

Keywords:

Ultrasound, Three-dimensional Measurement, Two-dimensional Transducers Array, High Frame Rate, Motion Image

目次

1	序論	1
1.1	超音波による計測の歴史	2
1.2	産業用超音波計測	3
1.3	医用超音波計測	4
1.4	画像化技術	5
1.5	本研究の目的	5
1.6	本論文の構成	6
2	超音波計測手法	9
2.1	超音波パルスエコー法	10
2.2	超音波画像化法	18
2.3	まとめ	23
3	リングアレイプローブを用いた開口合成法	24
3.1	超音波による開口合成アルゴリズム	25
3.2	リングアレイプローブの作成	30
3.3	まとめ	34
4	高速超音波三次元動画撮像システム	36
4.1	高速超音波映像法	37

4.2	計測システム	39
4.3	前方立体像再構成アルゴリズム	42
4.4	まとめ	53
5	リングアレイプローブを用いた 瞬時前方立体計測	54
5.1	産業用計測	55
5.2	医用計測	69
5.3	まとめ	80
6	結論	82
	謝辞	84
	参考文献	86
	研究業績一覧	92

目 次

1.1	ランジュバン型振動子	2
1.2	魚群探知機	3
1.3	超音波診断装置	4
2.1	境界面の分布と超音波の反射	11
2.2	受波信号と包絡線	14
2.3	電子走査の原理	16
2.4	Bモード法による計測	19
2.5	Mモード法による計測	20
2.6	Cモード像の再構成	21
2.7	走査型3次元計測	22
3.1	単一の振動子による方位分解能	25
3.2	開口合成の原理	26
3.3	開口合成による計測	27
3.4	開口合成が成立しない場合	28
3.5	振動子の指向性	29
3.6	リングアレイプローブの構成図	30
3.7	プローブ1の外観	31
3.8	プローブ2の外観	32

3.9	プローブ3の外観	33
4.1	計測システムの外観	39
4.2	システム構成図	40
4.3	同相加算による画像再構成	42
4.4	リングングを伴ったエコー	44
4.5	リングングによる画像のボケ	46
4.6	点反射体として用いた金属塊	48
4.7	点反射体からの反射波	48
4.8	WI フィルタなしの場合の包絡線	49
4.9	WI フィルタありの場合の包絡線	49
4.10	を変化させた場合の出力1	50
4.11	を変化させた場合の出力2	51
5.1	計測対象の配置	55
5.2	ステンレス球落下のビデオ画像	57
5.3	ステンレス球落下の三次元再構成画像	58
5.4	同一時間における画像の変化	59
5.5	任意の視点での三次元再構成像	61
5.6	振動する物体の計測システム	62
5.7	拡張・収縮する風船のビデオ画像	64
5.8	拡張・収縮する風船の三次元再構成像	65
5.9	ビデオ画像と三次元再構成像	66
5.10	Mモードによる計測対象の動き	67
5.11	再構成画像による計測対象の動き	67
5.12	僧帽弁ファントムの計測システム	69
5.13	心臓房室弁ファントムの超音波診断装置による断層像	71

5.14	心臓房室弁ファントムの三次元再構成像	72
5.15	B モード断層像と三次元再構成像	73
5.16	ファントムの M モード像	74
5.17	弁の開閉 1 回あたりの再構成画像	75
5.18	計測対象と計測領域	77
5.19	血管閉塞部の二次元 B モード像と 3 次元再構成像	79
5.20	血管閉塞部の再構成画像	79

表 目 次

2.1	主な物質の密度，音速および音響インピーダンス [3][4][5]	10
3.1	プローブ 1 の仕様	31
3.2	プローブ 2 の仕様	32
3.3	プローブ 3 の仕様	33
4.1	システム構成	39
4.2	を変化させた場合のフィルタ出力間の相関	52
5.1	実験 1 の設定	56
5.2	実験 2 の設定	63
5.3	実験 3 の設定	70

第 1 章

序論

本章では、まず本研究の背景となる超音波計測の歴史について述べる、また現在、超音波計測が活用されている分野の現状に関して具体例を示して説明する。その後、本研究が目的とする高速超音波撮像システムの構築について述べた後、本研究の意義と論文の構成を示す。

1.1 超音波による計測の歴史

音を用いて距離を測定するという手法は、やまびこにより谷の広さを知ったり、反響により洞窟の深さを知るといった行為として、人類が古代より持つ知識のうちの一つではあったが、おおまかな距離を知るに留まり精密な距離測定を行うことはできなかった。一方、コウモリやイルカといった一部の動物は、超音波を用いた物体検知の能力を有することが知られている [1][2]。人間が音波により距離を測定することが可能となったのは、今世紀の初頭のことである [1]。現在では、音波を音声としてではなく計測の手段として用いる場合、人間の耳に可聴な音も超音波と呼ばれている [1][2]。1912年のタイタニック号の事故とその後の第一次世界大戦の際、水中に超音波を送信してその反響を得ることで、水中の障害物や潜水艦を探知する手法が提案されたが、当時は効率的に超音波を発生する素子が開発されていなかったため実用化されなかった。その後、Langevinにより圧電体を金属ではさんだランジュバン型振動子(図 1.1参照)が発明され [1][2][3][4]、これを用いた超音波測深機が 1921 年頃から実用化された。

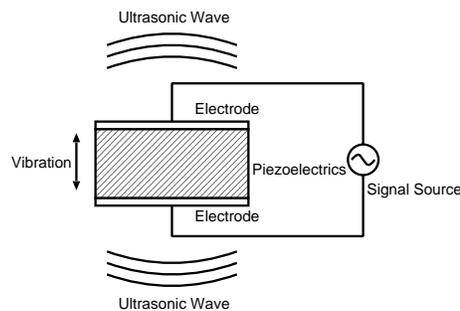


図 1.1 ランジュバン型振動子

また、第二次世界大戦の直前頃から素子の改良が進み、効率の高い圧電・電歪素子が開発されたことにより、様々な分野において超音波計測が利用される様に

なった．さらに，1950年代に超音波画像化技術が開発され，1970年頃からの計算機技術の著しい発達により，現在では超音波デジタル画像化技術が一般的な技術として，広く利用されている．

1.2 産業用超音波計測

超音波による計測技術は前述のように，最初は，水中において物体を検知する手法として実用化された．特に水中の地形や艦船を検知するソナーの技術 [5][6][7] は，現在では，艦船の航行に不可欠なものとなっている．またこの技術を応用した魚群探知機 (図 1.2参照) は，漁業の現場において利用されるだけでなく，最近のアウトドアブームに伴い非業務用の装置も開発されている．また，超音波は，



図 1.2 魚群探知機

水中だけでなく，空气中，金属中や土中においても伝搬することが可能なため，金属やコンクリート中の欠陥等を検知するための手段として，盛んに利用されている．例えば，鉄道，航空機等の輸送手段や，発電所，化学プラント等生産設備の安全な運行・運転のために，超音波計測は日常的な点検の手段として使用されている [8]．また，鉱物や水脈といった地下資源の探査，水道管，ガス管といった地下施設の検知といった分野においても同様に利用されている [9][10]．

1.3 医用超音波計測

超音波による計測のもう一つの特長として、人体に対する影響が非常に小さいことがあげられる。この特長を活かし医学の分野において超音波計測は盛んに利用されている。超音波による診断技術は、1942年に Dussik が頭部断層像を獲得したことに始まり [1][12][13]、1952年には、同じく体内を画像化する手法の一つとして、Bモード反射法が実用化された [1][12][13]。さらに1959年に里村らにより血液の流速を測定する技法である、血流ドプラ法が開発されるに至った [11][12][13]。現在では、図 1.3に示すような、超音波診断装置が普及し、循環器領域においては、診断に必要不可欠なものとなっている。心臓と心臓を取り巻く血管によって



図 1.3 超音波診断装置

構成される循環器で発生する疾病は、場合によっては死に至る深刻な病気である。そしてこれら循環器における疾病は、癌、脳疾患とともに三大疾患とよばれ、日本人の主な死因のうちの一つとなっている [14][15][16]。循環器と他の臓器が最も

大きく異なる点は、循環器が常に脈動していることであり、診断・治療支援のためには、循環器の運動の様子が詳細に観測可能な装置が必要となる。超音波診断装置は、断層動画像の獲得が容易であることから循環器の領域において、必要不可欠な装置となっている [13]。ところが、従来の超音波診断装置は物理的制約のため、計測に時間を要し、高速な画像の取得が不可能である。特に、心臓房室弁の運動不全や、動脈硬化、狭心症、心筋梗塞などの虚血性心疾患の診断・治療支援 [17][18] においては、病変部の三次元情報を高速に可視化するシステムへの要求が高まっている。

1.4 画像化技術

超音波計測により、人間が通常では見ることができない物体の内部の情報を眼に見える形で表現することが可能となった。ところで、我々人間は三次元の世界に存在している。したがって我々が知覚するのは三次元の情報である。そのため、三次元可視化システムへの要求が非常に高く、近年、計算機によるデータ処理の高速化と画像化技術の発展により、三次元情報の可視化が可能となってきた。超音波計測システムも例外ではなく三次元可視化システムが実用化されている [19][20][21][22]。しかしながら従来型のシステムでは、超音波の伝搬速度による制約により走査に多大な時間を要するため高いフレームレートで三次元動画像を獲得することは困難である。

1.5 本研究の目的

以上の背景を元に、超音波を用いて高速に運動する物体の詳細な様子を可視化するシステムを開発することを本研究の目的とする。従来の超音波計測システムでは、電子フォーカス技術を用いて細く絞ったビーム状の超音波を生成し、この

ビーム状超音波の送信方向を変化させつつ送受信を繰り返す、いわゆる走査を行って、計測対象領域を可視化する [2][23]。ところが、この走査に時間を要するため、動画像計測を行う際の、高速撮像性能には限界がある。この走査による高速撮像性能の限界を打破するため、非ビーム状超音波を計測対象領域全体に送信し、一回の送受信で画像を獲得する素子の開発および手法の提案を行う。この手法を適用し、二次元平面内の円上に超音波振動子を配置した二次元アレイプローブを用いた計測システムにより瞬時に三次元画像を獲得する計測システムを開発する。この超音波二次元アレイプローブを超音波リングアレイプローブと呼ぶ [24][25]。

本システムでは、小さい開口を持つ複数の超音波振動子を用いて計測を行うことで、見かけ上大きな開口のセンサを用いた計測と同等の分解能を実現する開口合成 [26] の手法を適用する。

また、本手法では、走査が不要であるため短時間に三次元画像を獲得することが可能である。その結果、走査型計測装置では獲得不可能な高フレームレートの動画像が獲得可能である [27][28]。これまで、この画像再構成のための処理が膨大となるため、本手法を用いた計測システムは実現されていなかったが [29]、近年の計算機の性能向上とともに比較的短時間で再構成処理を行うことが可能となってきた。そこで、本システムが実現すれば、これまで不可能であった高速に振動または運動する物体の詳細な動態の可視化が可能となる。さらにこの応用として血管内に挿入し血管や心臓房室内の詳細な可視化が可能となり [30]、心疾患の診断技術向上に貢献することが可能である。

1.6 本論文の構成

本論文は 6 章からなる。第 2 章では周辺技術として、従来の超音波計測手法に関して述べる。第 3 章では、本研究において設計した、超音波リングアレイプローブについて、その用途と使用する超音波振動子の特性について述べる。さら

に、このリングアレイプローブを用いて開口合成を行うアルゴリズムに関して述べる。第4章では、本手法を用いた超音波三次元動画撮像システムの構築に関して述べ、さらに三次元画像再構成アルゴリズムについて述べる。第5章では、本システムを用いて計測実験を行った結果について述べる。最後に、第6章では結論として、リングアレイプローブを用いた高速超音波三次元動画撮像システムに関する本研究の結果について総括する。

第 2 章

超音波計測手法

本章では、超音波計測の基礎的な技術に関して述べる。超音波計測は、計測対象領域に超音波を送波し、その反射波を受波する反射法と、透過した超音波を受波する透過法に大別される。また、超音波反射法はパルス波を使用する手法と連続波を使用する手法とがある。反射法とパルス波を使用するとその伝搬時間から距離測定が容易に実行可能なため、現在主に用いられるのはパルスエコー法 [3] である。従って本章ではパルスエコー法とこれに基づく画像化法 [3][31] に関して説明する。

2.1 超音波パルスエコー法

ある物体の密度 ρ とその物体中の音速 C の積 ($Z = \rho C$) を、その物体の固有音響インピーダンスと言う [1][2][23]。主な物質の音響インピーダンスを表 2.1 に示す。超音波の伝搬経路上に音響インピーダンスの異なる物体が存在すると、光と同様にスネルの法則が成立し反射が起きる [2][23]。したがって超音波をある空間に送波し、反射波が受波されたとき、伝搬経路における音速が既知ならば、送波から受波までの時間を計測することにより送波点 境界面 受波点の距離を特定することが可能である。パルスエコー法による計測システムはこの原理に基づき構造物中の傷の位置、水深等の情報や生体内の断層像等を獲得する。

表 2.1 主な物質の密度，音速および音響インピーダンス [3][4][5]

	密度 $\times 10^{-6}(kg/m^3)$	音速 (m/sec)	音響インピーダンス $\times 10^{-6}(kg/m^2sec)$
水	1000	1484	1.48
空気	1.17	343	0.0004
アルミニウム	2647	6420	17.00
鋼	7800	5000	39.0
血液	1039	1550	1.61
心筋	1045	1550	1.62
脂肪	951	1450	1.38
アクリル	1190	2644	3.15

2.1.1 超音波による距離同定の原理

まず、超音波による画像獲得手法の基礎となる超音波を用いた距離測定の原理について説明する [3][32] .

問題を単純化するため一次元で考える．図 2.1に示すように，超音波の伝搬経路上に R_1, R_2, \dots, R_M の M 個の境界面が存在するとき，これらの位置を x_m ，反射係数を r_m ，音速を C とする．したがってこれら境界面の分布関数は

$$f(x) = \sum_{m=1}^M r_m \delta(x - x_m) \quad (2.1)$$

と記述することができる．ここで m は， $1 \leq m \leq M$ を満たす整数， $\delta(x)$ はデルタ関数を表す．この場を計測場とし，この計測場に原点から時間 t の関数 $s(t)$

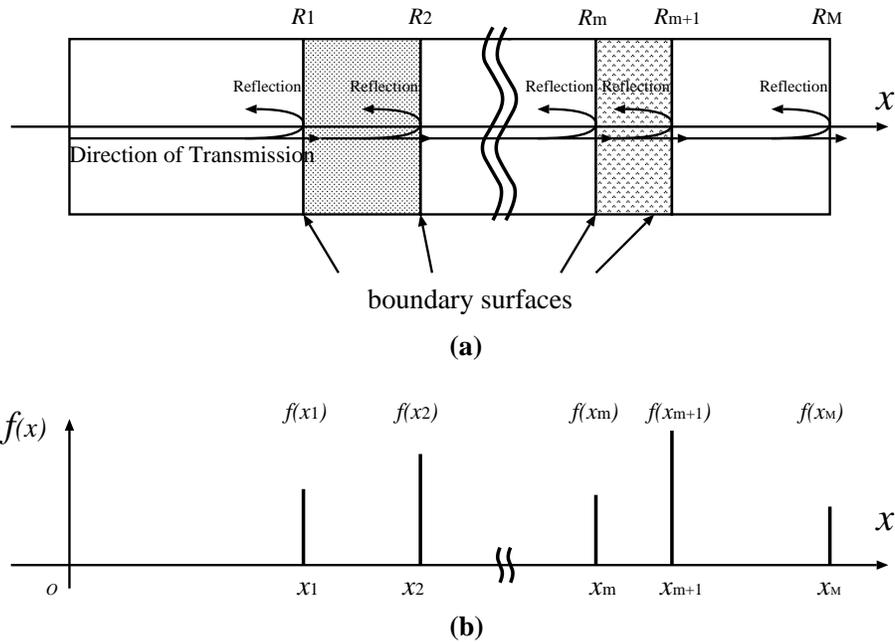


図 2.1 境界面の分布と超音波の反射
(a) 境界面の分布，(b) 分布関数

で表現される超音波を送信する．この波は $t_1 = \frac{x_1}{c}$ 後に $m = 1$ の境界面で反射され，時間 $2t_1$ 後に受波される．このとき受波信号 $e_1(t)$ は，

$$e_1(t) = r_1 s(t - 2t_1) \quad (2.2)$$

で表される． $M > 1$ のとき， $r_m \ll 1$ のため反射の前後で超音波の振幅がほとんど変化しないとすると，

$$e(t) = \sum_{m=1}^M e_m(t) \quad (2.3)$$

$$= \sum_{m=1}^M r_m s(t - 2t_m) \quad (2.4)$$

$$= \sum_{m=1}^M r_m \delta(x - x_m) s(t - 2t_m) \quad (2.5)$$

$$= \int_{-\infty}^{\infty} f(x') s(t - 2t') dx' \quad (2.6)$$

$$\equiv f(x) * s(t) \quad (2.7)$$

となって反射体の分布関数と送波信号とのたたみ込みによって受波信号が表現される．ここで $t' = \frac{x'}{c}$ ， t_m は原点から m 番目の点までの距離を超音波が伝搬する時間である．また， $f(x) * g(x)$ は $f(x)$ と $g(x)$ のたたみ込みを表す．したがって受波信号に対して逆たたみ込みを行うことで，境界面の分布を知ることが可能となる．式 (2.7) の両辺をフーリエ変換して

$$E(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x) * s(t) e^{-j\omega t} dt \quad (2.8)$$

$$= \int_{-\infty}^{\infty} \left[\int_{-\infty}^{\infty} f(x') s(t - 2t') dx' \right] e^{-j\omega t} dt \quad (2.9)$$

$$= \int_{-\infty}^{\infty} f(x') e^{-j\frac{2\omega}{c} C t'} \int_{-\infty}^{\infty} s(t - 2t') e^{-j\omega(t-2t')} dt dx' \quad (2.10)$$

$$= \int_{-\infty}^{\infty} f(x) e^{-jk_x x} dx \int_{-\infty}^{\infty} s(\tau) e^{-j\omega\tau} dt \quad (2.11)$$

$$= F(k_x) S(\omega) \quad (2.12)$$

となる．ここで， $k_x = \frac{2\omega}{c}$ ， $x' = C t'$ ， $t - 2t' = \tau$ である． ω の全域に渡って $S(\omega) \neq 0$

が保証されている場合，すなわち，全ての周波数に渡って成分を持つ信号（例えばインパルス）を用いて計測を行うことが可能な場合，

$$F(k_x) = \frac{E(\omega)}{S(\omega)}, k_x \in [-\infty, \infty] \quad (2.13)$$

となり， $f(x)$ は $F(k_x)$ の逆フーリエ変換

$$f(x) \equiv \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F(k_x) e^{-jk_x x} dk_x \quad (2.14)$$

$$= \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x') e^{-jk_x x'} dx' e^{-jk_x x} dk_x \quad (2.15)$$

$$= \sum_{m=1}^M f_m \left[\frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} e^{-jk_x(x-x_m)} dk_x \right] \quad (2.16)$$

$$= \sum_{m=1}^M f_m \delta(x - x_m) \quad (2.17)$$

で示されるように，式の上では求めることが可能である [3][33]．ここで， f_m は離散化された $f(x)$ の m における値である．たとえば送波信号にインパルス信号を使用すれば式 (2.4) は，

$$e(t) = \sum_{m=1}^M r_m \delta(t - 2t_m) \quad (2.18)$$

となって $s(2t_m) = f_m$ で境界面の分布が完全に再生可能であることを示している．しかしながら，実際には理想的なインパルス信号を送信することは不可能なので，正弦波バーストを送波することになる．このとき ω は，一定の窓関数により帯域制限されるため， $S(\omega) \neq 0$ は保証されない．したがって $f(x)$ を逆フーリエ変換によって求めることはできない．

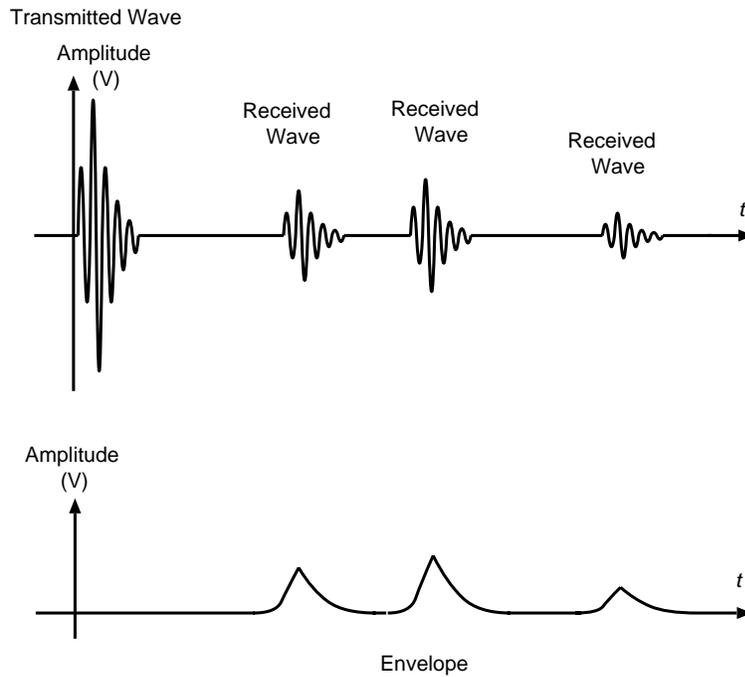


図 2.2 受波信号と包絡線

そこで，一般的には，受波信号を共役検波することで，図 2.2 のような包絡線を求める [33][34]．式 (2.12) より， $S(\omega)$ の復素共役な関数 $S^*(\omega)$ と，適当な定数 γ を用いて

$$F(k_x) = \frac{S^*(\omega)E(\omega)}{|S(\omega)|^2 + \gamma} \quad (2.19)$$

$$(2.20)$$

とする [33][34]． γ は，原信号のパワースペクトル $P_s(\omega)$ と雑音成分のパワースペクトル $P_n(\omega)$ を用いて ($\gamma = P_n(\omega)/P_s(\omega)$) となる．しかし， $P_s(\omega)$ ， $P_n(\omega)$ は普通未知である．そこで， γ は通常経験的に求める．

このとき $F(k_x)$ を逆フーリエ変換した関数が受波信号の包絡線に等しくなる．こうして求めた受波信号の包絡線は，計測対象の反射面の分布関数と等価である．

したがって包絡線の振幅のピークの位置の時刻 t_m と音速から，反射面の位置，すなわち，原点から反射面までの距離を知ることが可能となる．

2.1.2 超音波による方位同定の原理

前項では超音波を用いた距離同定の原理について説明した．次に，任意の方向からの超音波を受波する，あるいは任意の方向へ超音波を送波する手法 [3][2] に関して説明する．

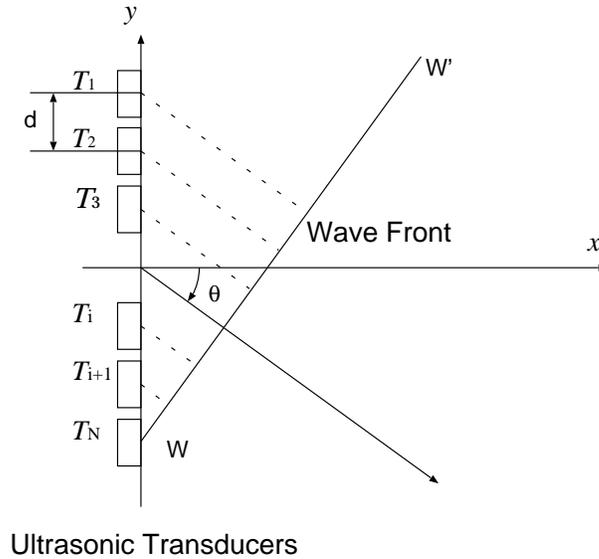


図 2.3 電子走査の原理

簡単のために，二次元平面上で考える．図 2.3 で示すように， $x = 0$ 上に間隔 d で配置された N 個の振動子 $T_1, T_2, \dots, T_i, \dots, T_N$ を用いて，角度 θ 方向から到来する超音波を受波する．このとき，となりあう振動子の受信する波の位相 Δt は，

$$\Delta t = d \sin \frac{\theta}{C} \quad (2.21)$$

だけ異なる．したがって，ある時刻に i 番目の振動子で受波された超音波の受信信号に

$$\Delta t_i = (i - 1) d \sin \frac{\theta}{C} \quad (2.22)$$

の遅延を加えることで任意の方向からの波だけを受信することが可能となる．

同様に，

$$\Delta t_i = (i - 1)d \sin \frac{\theta}{C} \quad (2.23)$$

の遅延を各振動子から送信する波に与えることで， $W - W'$ で表される波面が形成され，角度 θ の方向へ超音波を向けることが可能となる．このように，超音波により計測領域を走査することで画像を獲得する手法が走査式映像法である [26][35] ．

2.2 超音波画像化法

パルスエコー法によって、超音波による距離同定と方位同定が可能となる。しかしながらこれだけでは画像は獲得できない。そこで一般的に用いられている超音波画像化法について説明する。一般的に用いられている画像化法には B モード法 [31][13]，M モード法 [36]，C モード法 [37] がある。さらに近年計算機技術の発達とともに走査型三次元画像化法 [35][?] が実用化されている。

2.2.1 Bモード法

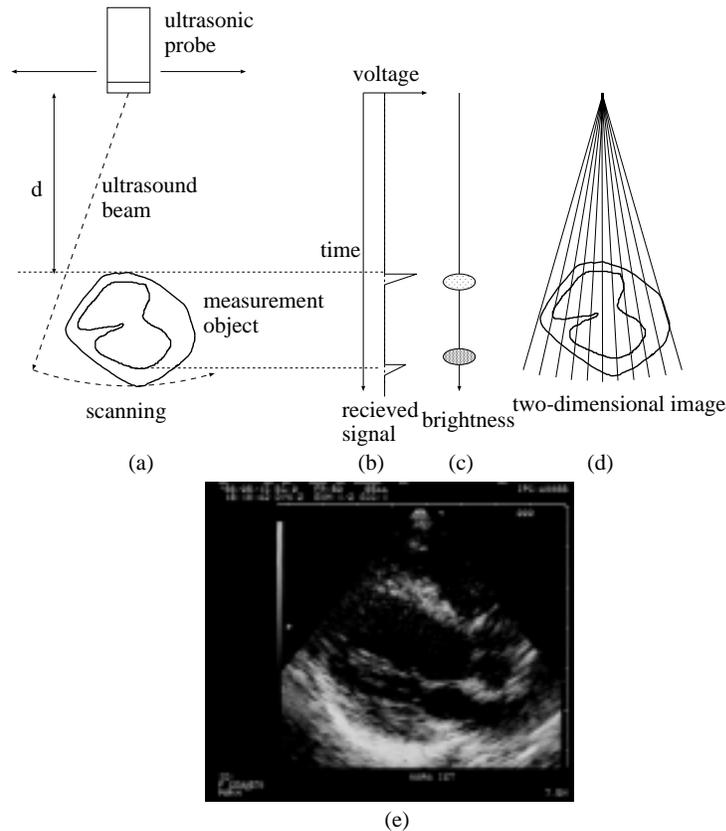


図 2.4 Bモード法による計測

(a) 計測の様子, (b) 受波信号の包絡線, (c) Bモード表現,
(d) 2次元 Bモード像の構成法, (e) 心臓の Bモード断層像

図 2.4-(a) に示すようにパルスエコー法で計測を行う。このとき受波信号の包絡線 (図 2.4-(b)) の振幅を輝度に変換したものが図 2.4-(c) となる。この手法を Bモード法 (Brightness-mode) と呼ぶ。また、ビームを走査し図 2.4-(d) のように、超音波ビームの走査に同期して輝度データを並べて表示する (掃引する) ことで 2次元断層像の再構成も可能である [1][2]。通常医療用のエコー診断装置や、魚群探知器等の像はこの手法によるものである。図 2.4-(e) に超音波診断装置によって得られた心臓の Bモード断層像を示す。

2.2.2 Mモード法

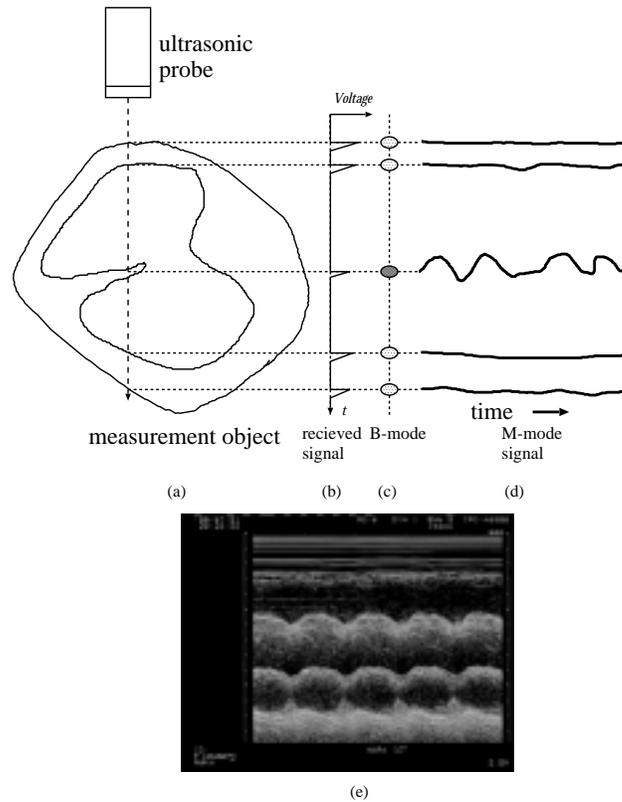


図 2.5 Mモード法による計測

- (a) 計測の様子, (b) 受波信号の包絡線, (c) Bモード表現,
 (d) Mモード像の構成法, (e) 心臓の Mモード像

Bモード断層法では走査を必要とするため、走査の間に発生する計測対象の高速な動きを表示することが不可能となる。そこで図 2.5-(a) に示すように、ビームの方位を固定し、心臓の様な動きのある物体に対し一定時間毎に Bモードによる計測を行う、この輝度データを図 2.5-(d) に示すように時間毎に並べて表示する。これによりある線上の計測対象の動きを時間に追従して表示することが可能となる。この手法によって得られた像を Mモード像 (Motion mode) 像と呼ぶ。ただしこの手法では断層像を獲得することは不可能である。図 2.5-(e) に実際の超音波診断装置による心臓の Mモード像を示す。

2.2.3 Cモード法

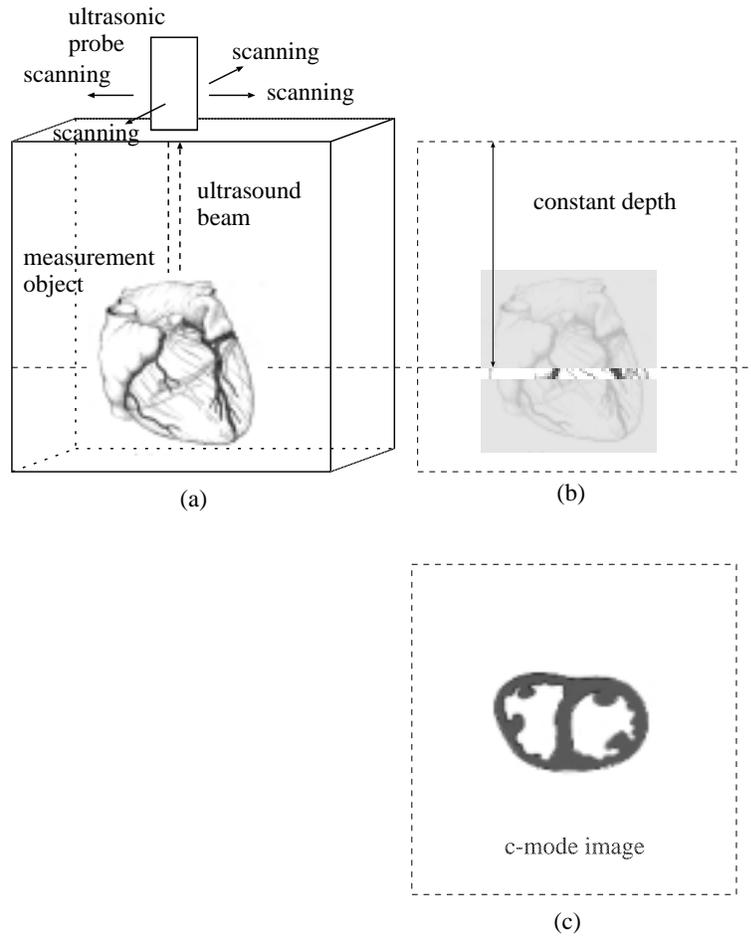


図 2.6 Cモード像の再構成

(a) 計測の様子，(b) 一定深度のデータ，(c) 一定深度での正面像

Cモード (Constant-depth mode) では，パルスエコー法を用いて2次元計測をする際，図 2.6-(b) に示すように，ある一定の時刻に対応するエコー信号のみを取り出して表示することでプローブから見て一定の深さのデータを並べて像を構成する．図 2.6-(a) に示すように計測領域全体に渡って走査を行うことで，図 2.6-(c) に示すような正面像を得ることができる．

2.2.4 走査型三次元画像化法

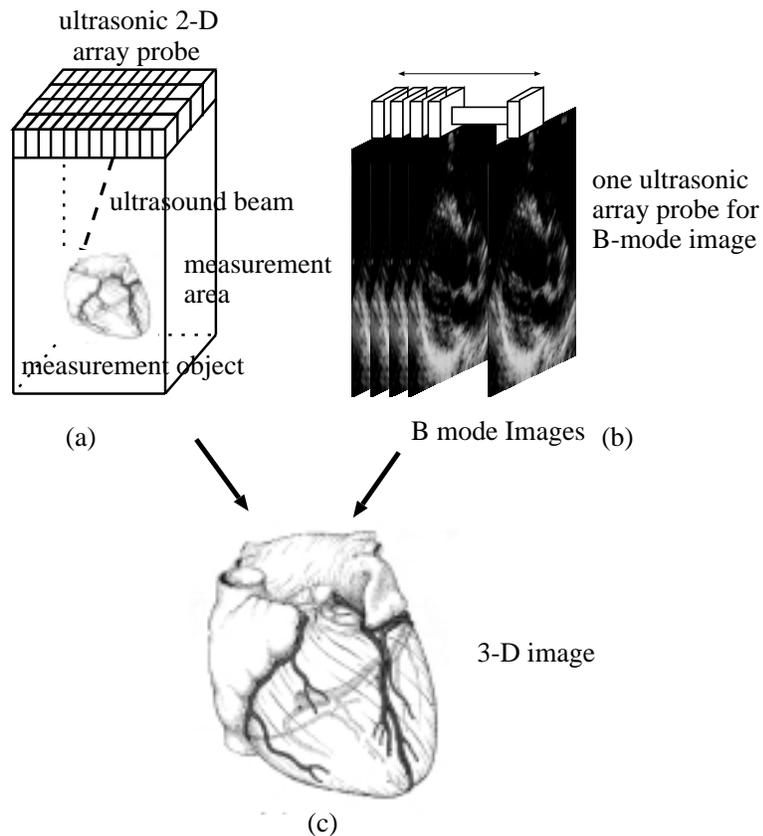


図 2.7 走査型 3 次元計測

(a) 走査型三次元計測の様子，(b) 複合型三次元計測の様子，
(c) 三次元再構成結果

物体の内部情報をより直観的にわかりやすくするため三次元画像獲得に対する要求が高い．そこで，図 2.7-(a) に示すように，二次元平面に配置した超音波振動子アレイにより，走査を行い，画像を獲得する手法が実用化されている．また，既存の B モード断層診断装置を有効に活用するため，図 2.7-(b) に示すように，B モード断層診断装置に機械的な走査機構を取り付け三次元画像を獲得する手法も実用化されている．しかしながら，走査に時間を要するため，高速に動いている

物体の動画像を，獲得することは困難である．[20][21][38].

2.3 まとめ

本章では超音波計測の基礎的技術であるパルスエコー法と超音波ビーム走査に関する説明を行った．また，その技術に基づく画像化手法である，Bモード，Mモード，およびCモード画像化について述べた．また最近実用化された三次元画像化法について述べた．次章以降では，これら超音波計測および超音波画像化の手法をもとに，現在の技術では，獲得が困難な高速動画像計測に関して述べる，

第 3 章

リングアレイプローブを用いた 開口合成法

本章では、超音波による開口合成を行う計測システムに関して述べる。超音波を用いて開口合成を行うことで、短時間に画像を獲得することが可能なシステムの構築を提案する。またこのシステムを用いて三次元画像を獲得するために、リングアレイプローブと呼ぶ二次元アレイプローブを作成したので、このプローブの仕様と用途について説明する。

3.1 超音波による開口合成アルゴリズム

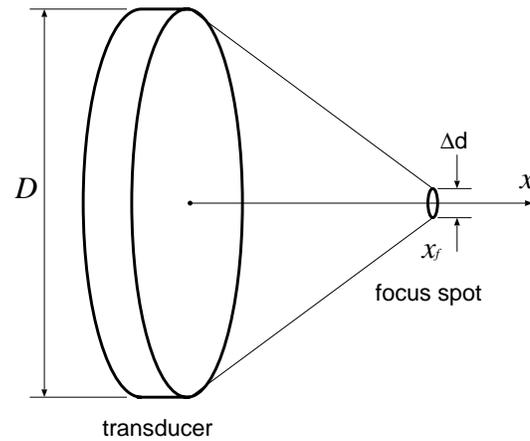


図 3.1 単一の振動子による方位分解能

図 3.1に示すような円形開口を有する振動子を用いて計測を行う場合，焦点位置 x_f における焦点径 Δd は，

$$\Delta d = 1.22 \frac{\lambda x_f}{D} \quad (3.1)$$

で表される．ここで D は振動子の直径， λ は計測に用いた超音波の波長である．この焦点径が x_f における方位分解能となる．式 (3.1) から D の大きさに伴って方位分解能が向上することが分かる．そこで，振動子の開口径をできるだけ大きくすることで方位分解能の向上を図ることが考えられるが，製造上，あるいは，使用の際の物理的制約が大きい．そこで，小さな開口を有する振動子によって複数の位置で計測を行い，その結果を合成することで，見かけ上大きな開口を実現することが可能になる [39][32][40][26]．

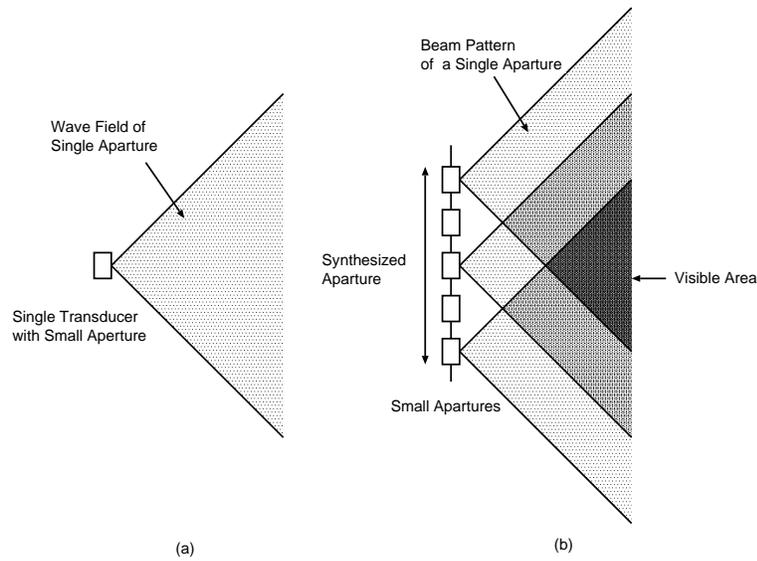


図 3.2 開口合成の原理

(a) 単一の振動子による計測，(b) 複数の振動子による計測

図 3.2-(a) に示すような非ビーム状の音場を生成するような振動子で計測を行う場合を想定する．図 3.2-(b) に示すように，この振動子を用いて複数の位置で計測を行うと，各振動子の生成する音場が重なる領域において，図 3.2-(b) に示す合成開口に等しい開口の振動子を用いて計測する場合と同等の分解能で，計測を行うことが可能となる [32][26]．

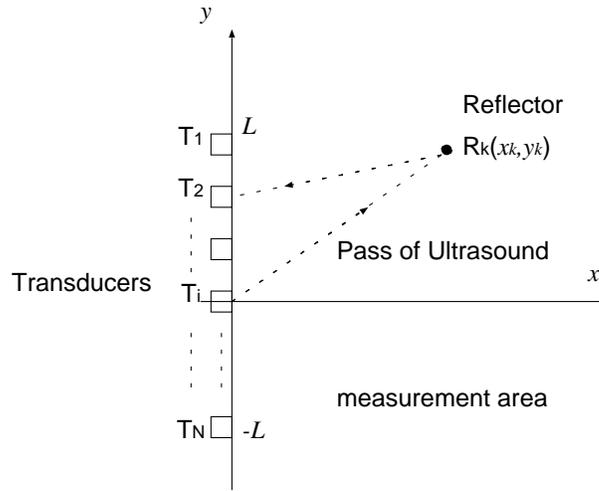


図 3.3 開口合成による計測

図 3.3に示すように，二次元平面において $x = 0$ 上の $(-L, L)$ の区間に N 個の振動子を配置する．このとき， $(0, y_j)$ に存在する超音波振動子 T_i (i は $1 \leq i \leq N$ の整数) から $s(t)$ で表される超音波を送信する．この超音波が点 (x_k, y_k) に存在する反射体 R_k によって反射され， $(0, y_j)$ に存在する T_j ($i \neq j, 1 \leq j \leq N$) によって受信される．このとき T_j で受波される信号 $e_{j,k}(t)$ は

$$e_{j,k}(t) = r(k)s\left(t - \frac{l_{j,k}}{C}\right) \quad (3.2)$$

となる．ここで r_k は反射係数， C は音速である． $l_{j,k}$ は T_i R_k T_j の距離，

$$l_{j,k} = \sqrt{x_k^2 + (y_i - y_k)^2 + x_k^2 + (y_i - y_k)^2} \quad (3.3)$$

である．ここで，すべての T_j について $l_{j,k}$ を求めて代入し，全ての $e_{j,k}(t)$ を加算したものを点 k における反射波であるとする．すなわち，

$$e_k(t) = \sum_{j=1}^N e_{j,k}(t) \quad (3.4)$$

を得る．そこで，点 k における像の再構成が可能となる．

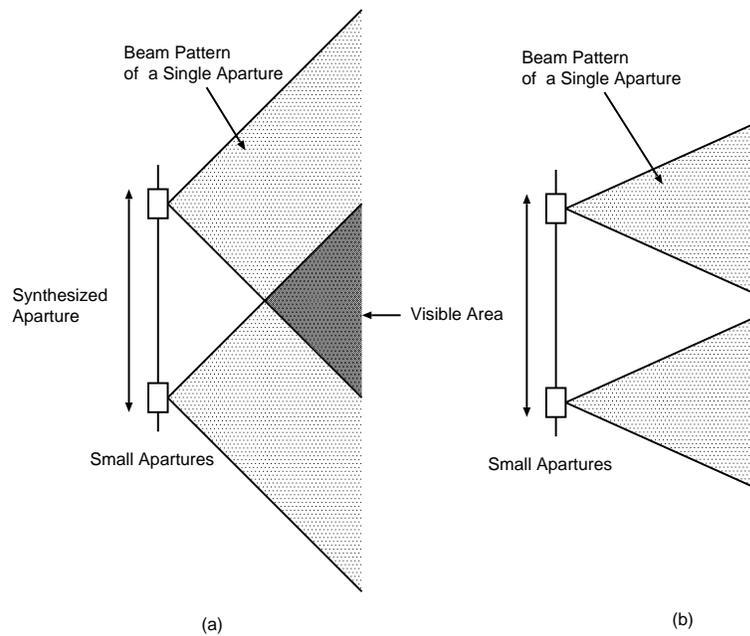


図 3.4 開口合成が成立しない場合
 (a) 送波音場の指向性が高い場合，(b) 送波音場の指向性が低い場合

図 3.4-(a) は，2 個の振動子を用いて開口合成を行う場合のモデルである．図 3.4-(a) と異なり，図 3.4-(b) に示すように振動子の形成する音場の指向性が高いと，計測領域に各振動子の生成する音場が重なる領域が存在しない場合がある [32]．この場合，開口合成は成立しない．そこで，できるだけ送波する超音波の音場の指向性が低い振動子を用いることにより，開口合成を行うことが望ましい．

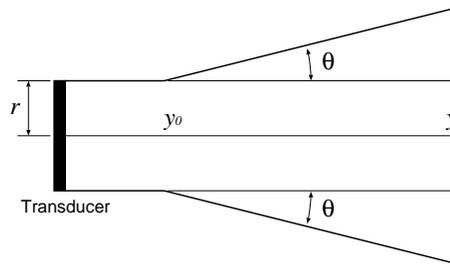


図 3.5 振動子の指向性

図 3.5に示すように、円形の振動子により送波される超音波は、 y 方向に進行し、 $(y \geq y_0)$ の位置から角度 θ で広がって伝搬する [41]。超音波振動子の指向性は、このビーム広がり角 (指向半角) を用いて

$$\sin \theta \simeq 0.61 \frac{\lambda}{r} \quad (3.5)$$

で表される。ここで λ は、超音波の波長、 r は振動子の半径である。この式から分かるように、開口の大きさに反比例して指向角が広がり、指向性が低下する。また、送信した超音波の周波数に反比例して指向性が低下する [23][42]。

3.2 リングアレイプローブの作成

超音波を用いた開口合成を行うために、二次元アレイプローブを作成した。本プローブは、超音波振動子を図 3.6に示すように円上に配置しているためリングアレイプローブと呼ぶ。プローブの中心付近は、ワークチャネルとして、別のセンサや、CCD カメラ、あるいは加工・治療用の治具を搭載することが可能である。

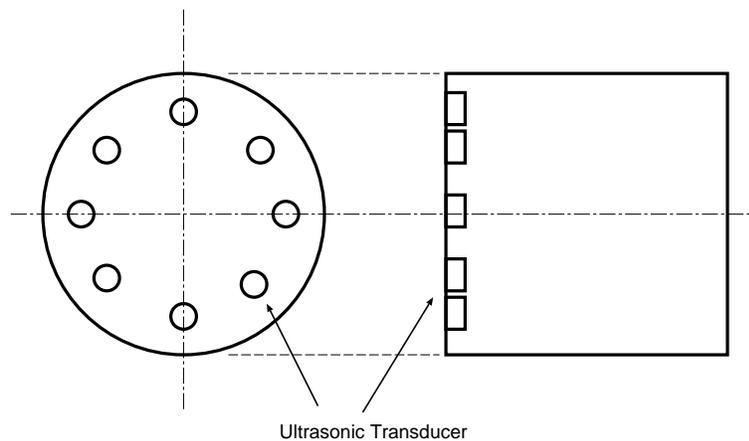


図 3.6 リングアレイプローブの構成図

リングアレイプローブを用いた計測システムを構築するために複数のプローブを作成した。これらのプローブに搭載した振動子は、3.1で述べたような低い指向性を持つように設計した。作成したプローブの仕様を表 3.1-3.2に、外観を図 3.7-3.9に示す。

プローブ 1(産業計測用)

表 3.1 プローブ 1 の仕様

プローブ開口径	100mm
振動子数	32 個
振動子材質	PZT(チタン酸ジルコン酸鉛)
振動子直径	1.5mm
振動子中心周波数	1MHz
日本電波工業製	

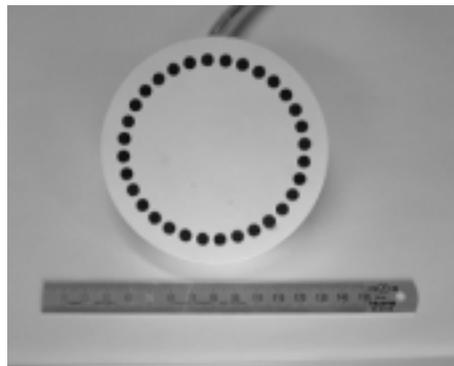


図 3.7 プローブ 1 の外観

産業計測用として、計測領域を大きく取るために 100mm という開口を有する。この開口に対応した可視化領域を確保するために、振動子の周波数は、1MHz で他の二つのプローブよりも低く設定した。

プローブ 2(産業計測用および医用計測用)

表 3.2 プローブ 2 の仕様

プローブ開口径	16mm
振動子数	8 個
振動子材質	PZT
振動子直径	1.5mm
振動子中心周波数	5MHz
ファインセラミクスセンター製	



図 3.8 プローブ 2 の外観

医用計測用に超音波診断装置と比較するため、主に循環器診断に用いられる、セクタスキャン型プローブ [13] と同等の開口に設定した。また、産業計測用としても使用が可能である。

プローブ 3(血管内視鏡用)

表 3.3 プローブ 3 の仕様

開口径	2mm
振動子数	8 個
振動子材質	PZT
振動子直径	0.5mm
振動子中心周波数	10MHz
日本電波工業製	



図 3.9 プローブ 3 の外観

カテーテル(血管内チューブ)の先端に搭載し、血管内に挿入することで、血管内、および心臓の可視化を行うことを想定して作成した。周波数は他の2つのプローブよりも高く10MHzに設定した[43]。

3.3 まとめ

本章では、超音波を用いて開口合成を行う原理とアルゴリズムについて述べた。またそのアルゴリズムを応用したリングアレイプローブの設計について述べた。リングアレイプローブに搭載する超音波振動子の条件について述べ、複数のプローブを作成した。これらのプローブはそれぞれ想定される用途に合わせ、異った開口径を有する。最小開口径のプローブは直径が 2mm と血管内視鏡としての使用を想定している。このように、実際の使用を想定した実装を行い、実験を行うことで、本システムの有効性を実証できると考える。

第 4 章

高速超音波三次元動画撮像システム

本章では，リングアレイプローブを用いた高速超音波三次元動画撮像システムに関する説明を行う．リングアレイプローブを用いた超音波計測システムは短時間で画像獲得が可能で，従来の超音波計測装置に比べ高いフレームレートで三次元動画を獲得することが可能である．そこで本章では，高速超音波撮像法について述べる．また三次元画像再構成アルゴリズムについて説明し，さらにウィナ・インバースフィルタを用いた信号処理による画質向上の手法を提案し，この手法に関して説明を行う．

4.1 高速超音波映像法

走査型画像化法により画像を獲得する場合、超音波の送受信に要する時間と走査線の本数によって画像獲得時間が決定される。ここで、超音波の送受信に要する時間は、最大計測距離（計測深度）と、計測対象領域における音速 C によって規定される。計測深度を D_{max} とすると、計測に要する時間 T_n は、

$$T_n = \frac{2D_{max}}{C} \quad (4.1)$$

となる。したがって、計測深度を大きく設定すれば、計測時間が長くなる。音速は、計測場の媒質によって決定され、これを高くすることは不可能である。超音波の走査線の本数は、要求される画像の方位分解能で決定される。電子フォーカスによって形成されたビームは一定の幅を持つため、この幅が方位分解能となる。二次元断層撮像システムにおいて、この幅を w 、計測領域の幅を W とすると走査線の本数は、

$$n = \frac{W}{w} \quad (4.2)$$

となる。例えば、計測深度を 200mm、走査線の本数を 100 本とする、音速を 1500m/sec とすると、一枚の画像を獲得するため必要な時間は、

$$0.2 \times 2 \div 1500 \times 100 = 26.7\text{msec}$$

となる。この速度で動画像を構成すると最大でも毎秒 37.5 フレームの動画像しか得ることができない。実際、市販されている超音波断層診断装置のフレームレートは、毎秒 15-30 フレームと、NTSC ビデオのフレームレート程度が限界である。

さらに、走査型三次元動画撮像装置を例にとる [44]。計測深度を 200mm，走査線の本数を x 方向 100 本，y 方向 100 本合計 10000 本とする，音速を 1500m/sec とすると，一枚の三次元画像を獲得するため必要な時間は，

$$0.2 \times 2 \div 1500 \times 10000 = 2.67\text{sec}$$

となり，動画像を再構成すると毎秒 0.375 フレームしか得られず，計測対象の速い動きは再構成不可能である。現在実用化されている装置の中には，同時に複数のビームを形成し，走査を行う，いわゆるマルチビームスキャンタイプ [45] のものが存在するが，ビームの本数を増やすと相互に干渉するため，同時に走査可能なビームの本数には限度がある。現在市販されている走査型三次元画像診断装置 [44] のフレームレートは毎秒約 5 フレームと，心臓のような速い動きを三次元可視化するには不十分である。そこで，走査が不要になれば，画像獲得の時間が大幅に短縮されることは明らかである。リングアレイプローブによる計測は走査が不要なため，瞬時に画像の獲得が可能なシステムである。例えば，1 辺が 200mm の立方体を画像化するために要する計測時間は，

$$0.2 \times 2 \div 1500 = 0.267\text{msec}$$

となり，動画像にすると毎秒 3745 フレームに相当する。したがって，従来の超音波撮像装置では再構成不可能な計測対象の高速な動きの可視化が可能となる。

4.2 計測システム

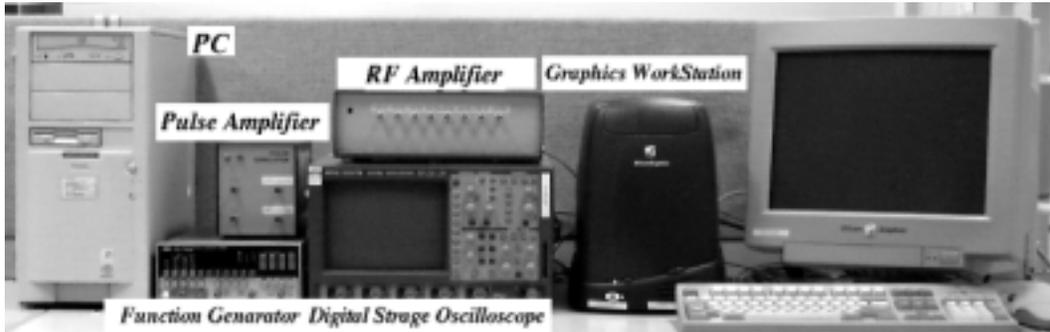


図 4.1 計測システムの外観

図 4.1に計測システムの外観を示す．本計測システムは，表 4.1に示す装置によって構成される．

表 4.1 システム構成

パルスジェネレータ	HP8116A
パルスアンプ	自作 (出力 200V _{p-p})
増幅器	自作 (増幅率 100 倍)
デジタルオシロスコープ	LeCroy9354
データ収集用計算機	DellOptiplex133
グラフィック WS	SGI O2 または OCTANE

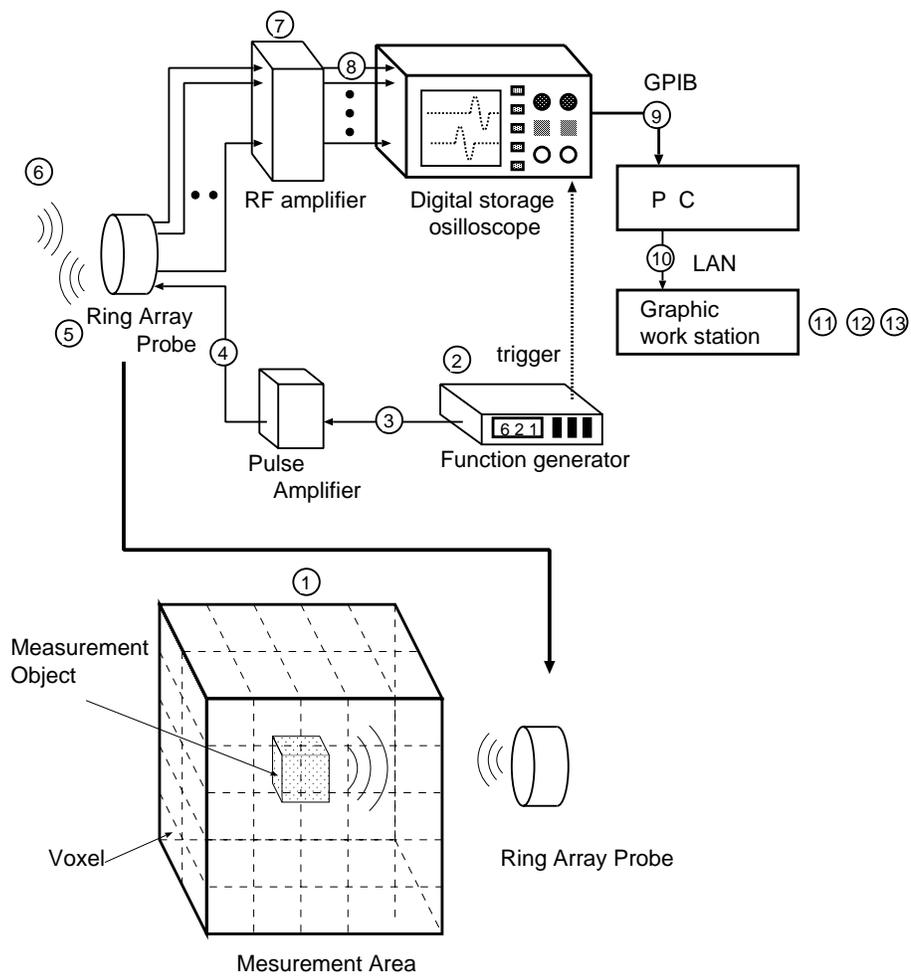


図 4.2 システム構成図

図 4.2に計測システムの構成を示す。

計測は以下の手順で行われる。

1. 計測空間の大きさを設定し， N 個の voxel に分割する。
2. 最大計測深度からパルス繰り返し周期 (超音波送受信の周期) を決定する。
3. ファンクションジェネレータから設定された周期でリングアレイプローブの中心周波数の正弦波バーストを送波する。
4. パルスアンプで $200V_{p-p}$ まで昇圧しリングアレイプローブに印加する。
5. リングアレイプローブから超音波が送信される。
6. 超音波は計測対象によって反射されプローブで受信される。
7. 受波信号は高周波増幅器で 100 倍に増幅する。
8. 増幅された受波信号は，パルスジェネレータからのトリガ信号に同期してオシロスコープによって受信され，ウェーブメモリに格納する。
9. GPIB 経由で受波信号を呼出しデータ収集用計算機に格納する。
10. LAN 経由でグラフィック WS に読み込む。
11. i 番目の voxel ($1 \leq i \leq N$) に関し送波子 voxel 受波子の距離を求める。
12. 距離に応じた時刻に受波された信号を，全ての受波子について加算し，結果を輝度に変換する。
13. 三次元画像を再構成する。

4.3 前方立体像再構成アルゴリズム

4.3.1 同相加算

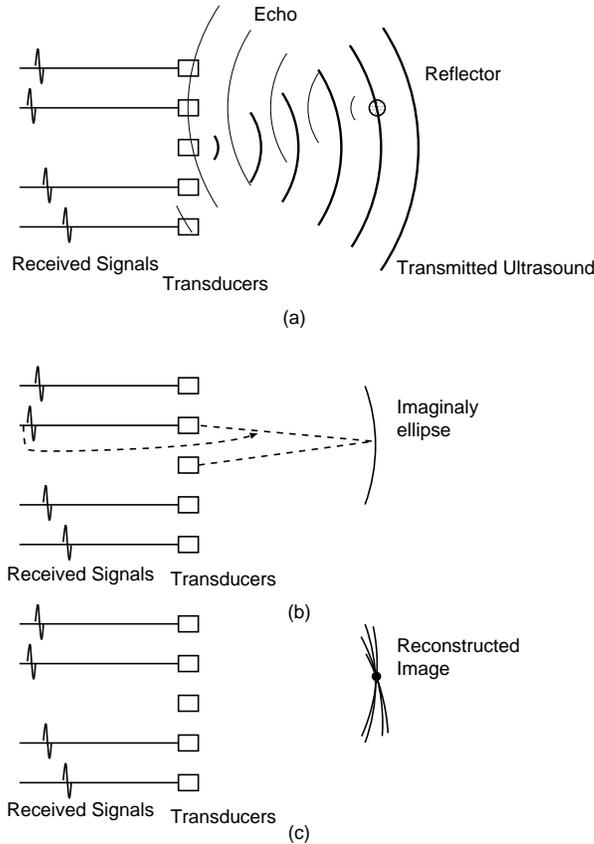


図 4.3 同相加算による画像再構成

- (a) 非ビーム状超音波の送波, (b) 受信時刻による距離推定,
(c) 複数振動子による像再構成

簡単のために二次元で考える．図 4.3-(a) に示すようにある反射体からの反射波がリングアレイプロブで受波されたとする．一個の受波子が受波した受波信号から超音波の伝搬時間を求める．図 4.3-(b) に示すように，音速が一定ならば，反射体は，送波子と受波子の位置を焦点とする楕円上の何処かに存在することが

分かる．同相加算を行うと，反射体は，送波子と受波子の組み合わせによってできる全ての楕円の交点付近に存在することが推定できる．

超音波を用いた計測を行う際，図 4.4 リンギングと呼ばれる現象が発生することがある [1][4][46] .

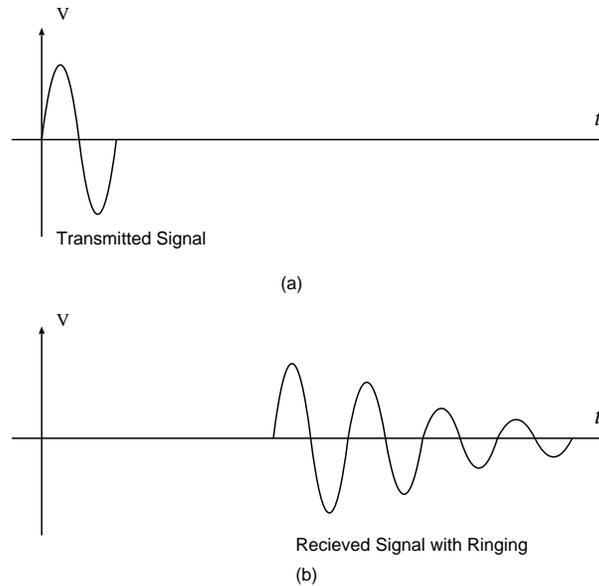


図 4.4 リンギングを伴ったエコー
(a) 送信波，(b) リンギングを伴った受信波

この現象は，反射体が反射後もしばらく振動を続ける，あるいは，受波子が受波後もしばらく振動を続けることで，超音波パルスのパルス数が増加する現象である．図 4.4-(a) に示すように，1 周期の正弦波を送信した場合，図 4.4-(a) に示すように，数周期の振動が観測される．この現象が発生すると，B モード法を用いて画像を獲得した場合には，再構成像が本来の大きさよりも拡大される，すなわち再構成画像がボケる．開口合成を行うシステムにおいても，次に示すように再構成画像にボケが生じる [33] .

ここで、図 4.5-(a) に示すようにリングングに伴うパルスの広がりが発生すると、図 4.5-(b) に示すように、楕円ではなく、一定の幅を持った領域の上に反射体が存在することになる。このまま、像を再構成すると再構成画像はパルスの広がりに伴って拡大する。

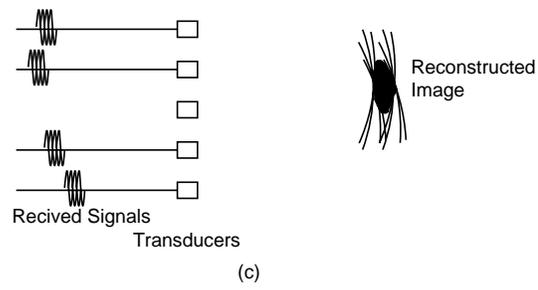
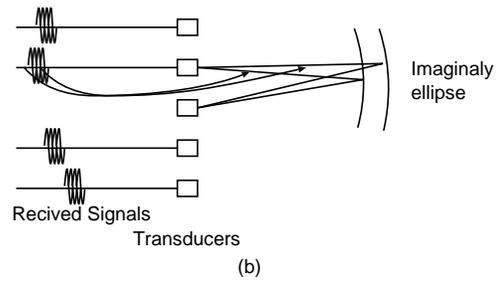
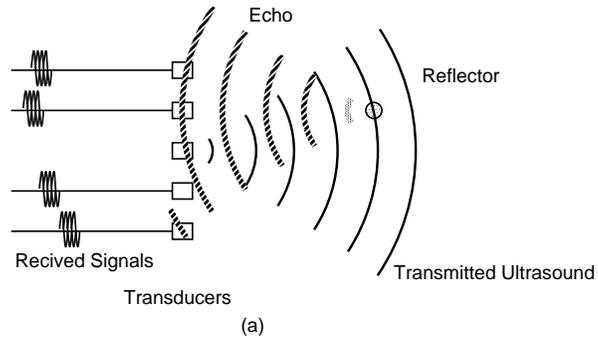


図 4.5 リンギングによる画像のボケ

(a) リンギングを伴う信号の受信, (b) 幅を持った距離推定, (c) ボケを伴った像再構成

4.3.2 受波信号に対する補正

受波信号が反射によって広がる場合、この受波信号を劣化してない状態に近づけることができれば再構成画像の画質は補正される。そこで、逆問題を応用したウィナ・インバースフィルタ (WI フィルタ)[33][47][34] を用いることでこれを補正した。

計測対象によって反射された信号 $g(t)$ が伝搬によって劣化し、 $e(t)$ として受信されたとする。このとき、 $h(t)$ を劣化を表す関数 (点拡がり関数) とすると、

$$e(t) = h(t) * g(t) \quad (4.3)$$

ここで $*$ はたたみ込みをあらわす。両辺をフーリエ変換して

$$E(\omega) = H(\omega)G(\omega) \quad (4.4)$$

$$G(\omega) = \frac{E(\omega)}{H(\omega)} \quad (4.5)$$

となる。ここで $F(\omega)$ は $f(t)$ のフーリエ変換をあらわす。ここで、 $H(\omega) = 0$ となると $G(\omega) = \infty$ となるのを避けるため、適当な変数 γ を導入して

$$G(\omega) = \frac{H^*(\omega)E(\omega)}{|H(\omega)|^2 + \gamma} \quad (4.6)$$

とする。となる。この $G(\omega)$ を逆フーリエ変換すれば、劣化前の信号 $g(t)$ を復元することができ、リングング等によるパルスの広がりを元に戻すことが可能となる。

ところで，点拡がり関数 $h(t)$ は未知である．そこで，点反射体として，反射係数が高く良好な反射波が獲得できると考えられる図 4.6に示すような金属塊を用意し，図 4.7に示す反射波を受信した．この金属塊が理想的な点反射体であるとするとき，受波信号は，送波パルスが反射によって劣化した度合を表す関数，すなわち点拡がり関数と等しくなる．したがってこの受波信号を点拡がり関数としてパルスを元の状態に近づける．

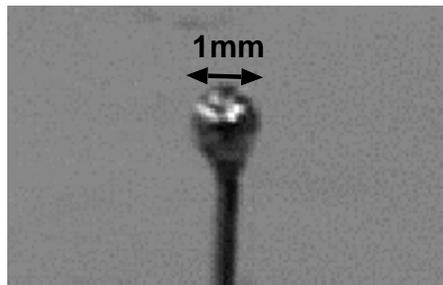


図 4.6 点反射体として用いた金属塊

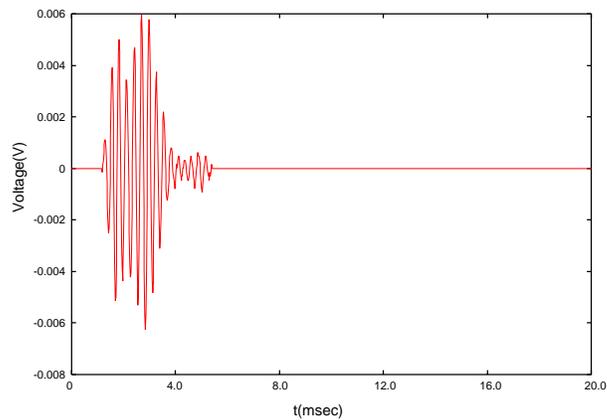


図 4.7 点反射体からの反射波

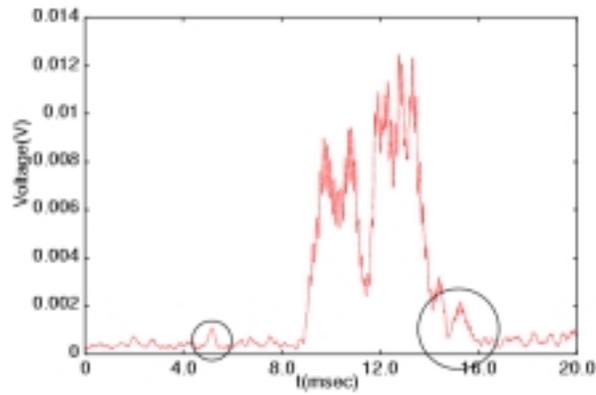


図 4.8 WI フィルタなしの場合の包絡線

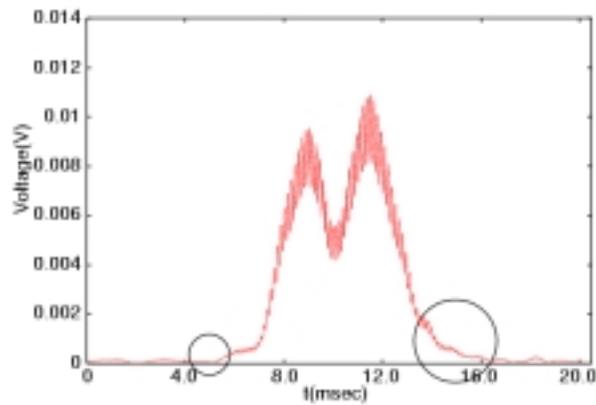


図 4.9 WI フィルタありの場合の包絡線

図 4.8に WI 処理を行わない場合の包絡線を，図 4.9に WI 処理を行った場合の包絡線を示す．WI 処理を行わない場合に比較して，WI 処理を行った場合にはリングングの影響と思われるパルスの広がり（図中円内）が抑制されていることが確認できる．したがって本手法はパルス広がり抑制に有効な手法であると考えられる．

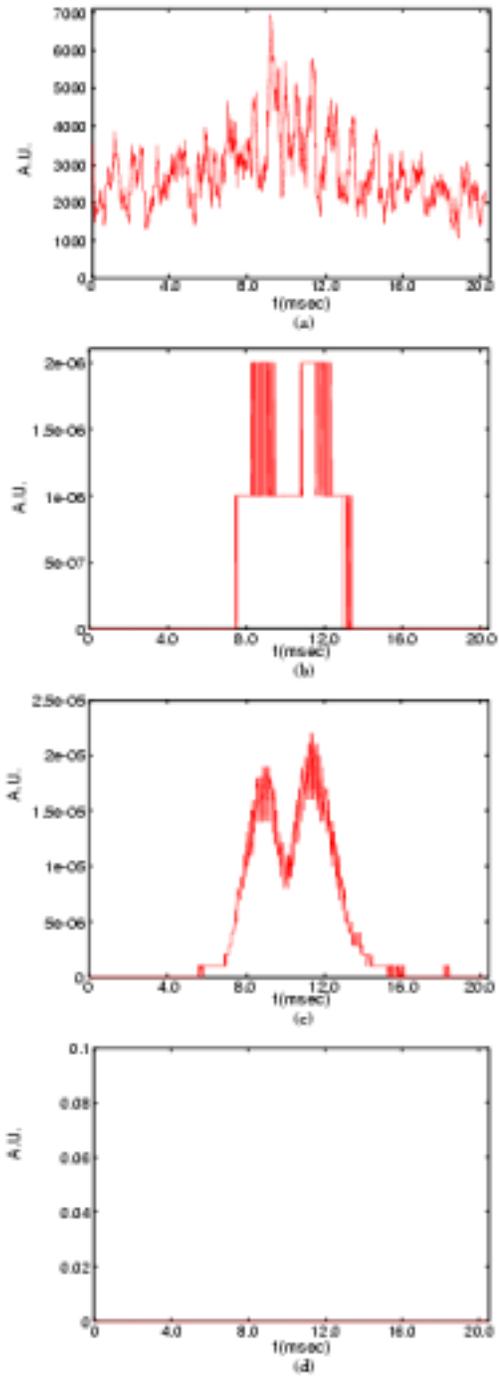


図 4.10 を変化させた場合の出力 1
 (a) =0.0 , (b) =0.1 , (c) =1.0 , (d) =10.0

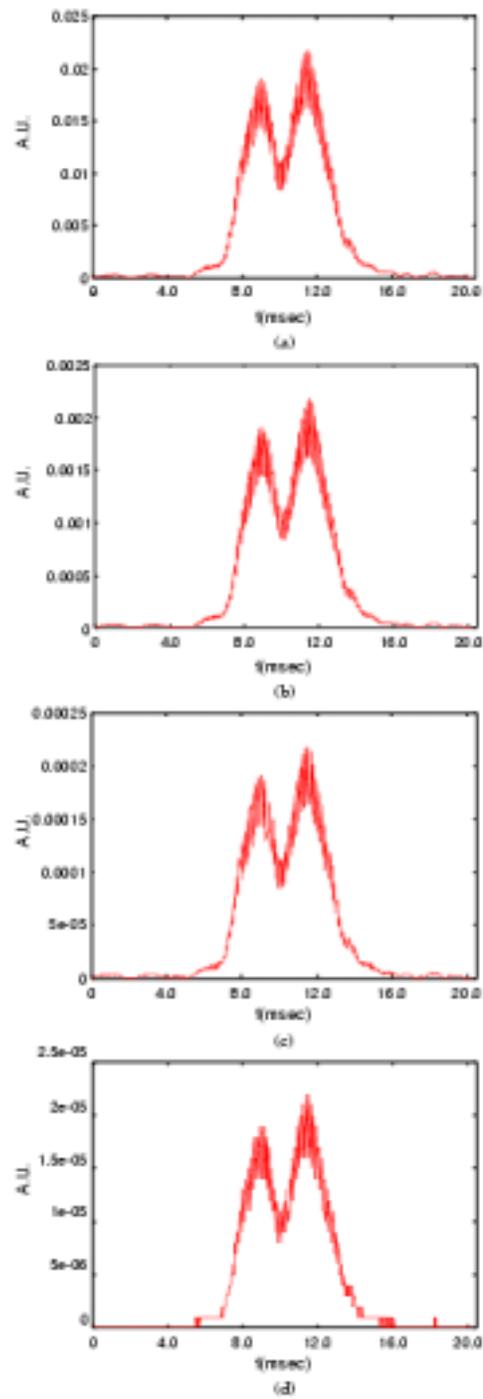


図 4.11 を変化させた場合の出力 2
 (a) $\gamma=0.0001$, (b) $\gamma=0.001$, (c) $\gamma=0.01$, (d) $\gamma=0.1$

ここで、定数 γ は、原信号のパワースペクトル $P_s(\omega)$ と雑音成分のパワースペクトル $P_n(\omega)$ を用いて ($\gamma = P_n(\omega)/P_s(\omega)$) となる。しかし、 $P_s(\omega)$ 、 $P_n(\omega)$ は普通未知である。そこで、 γ は通常経験的に求める。(4.6) 式より $\gamma \ll |H(\omega)|^2$ となる時フィルタを適用した結果は定数となり、 $\gamma \gg |H(\omega)|^2$ となる時 $G(\omega) \rightarrow \infty$ となる。そこで、まず $\gamma = 0.0, 0.1, 1.0, 10.0$ としてフィルタを適用した結果を比較した。結果を図 4.10(a)-(d) に示す。この結果 $\gamma = 10.0$ の場合は、出力が 0 となり、 $\gamma = 0.0$ の場合は、出力が雑音状に発散した。また、 $\gamma = 1.0$ の場合、出力が非常に小さいため、丸め誤差の影響が大であった。次に、 $\gamma = 0.0001, 0.001, 0.01, 0.1$ としてフィルタを適用した結果を比較した。結果を図 4.11(a)-(d) に示す。これらの結果の相関を表 4.2 に示す。いずれも 0.99936-0.99999 の高い値を示した。したがって、 $0.0001 \leq \gamma \leq 0.1$ であればフィルタを適用した結果に対する γ の変化の影響は小さいと言える。そこで WI フィルタを適用しなかった場合とのピーク値を比較し、もっとも高いピークが一致するように $\gamma = 0.0025$ とした。

表 4.2 γ を変化させた場合のフィルタ出力間の相関

の値 1	の値 2	相関係数
0.0001	0.001	0.99999
0.001	0.01	0.99999
0.1	0.01	0.99936

4.4 まとめ

本章ではリングアレイプローブを用いた高速動画撮像システムの性能について検討した．その結果を踏まえ，高速動画撮像システムを構築し，そのシステム構成について述べた．また，信号処理を含めた画像再構成アルゴリズムについて述べた．本システムを用いることで，従来の超音波診断装置では獲得が困難な高速な動き，例えば，心臓房室弁の動きや心内血流の局所的な乱流等も正確に再構成することが可能となると考える．

第 5 章

リングアレイプローブを用いた 瞬時前方立体計測

本章ではリングアレイプローブを用いた超音波高速動画撮像システムによる画像計測について述べる．本システムを用いることにより，高速な動画撮像が可能になる．そこで，本システムの機能を評価するために，高速に運動する物体の可視化実験を行った．また，医用計測装置としての実装を前提とした基礎的実験として，心臓房室弁の動きの可視化と，血管中の狭窄物の前方立体視の実験を行った．本章では，それらの結果について述べる．

5.1 機能評価実験

5.1.1 落下物体の可視化

本計測システムの高速度撮像性能 [48] の評価を行うため、落下するステンレス球の運動の様子を可視化した。

計測対象として直径 8mm のステンレス球を用いた。計測にはリングアレイプローブ 1 を用いた。図 5.1 に示すように水中においてリングアレイプローブを固定し、その前方を落下する計測対象の運動の様子を画像化した。計測対象は水上において、ナイロン糸によって固定され、落下後上下に振動するように設定した。この計測対象をリングアレイプローブを用いた計測システムによって計測し、比較のためにビデオカメラで撮影した。

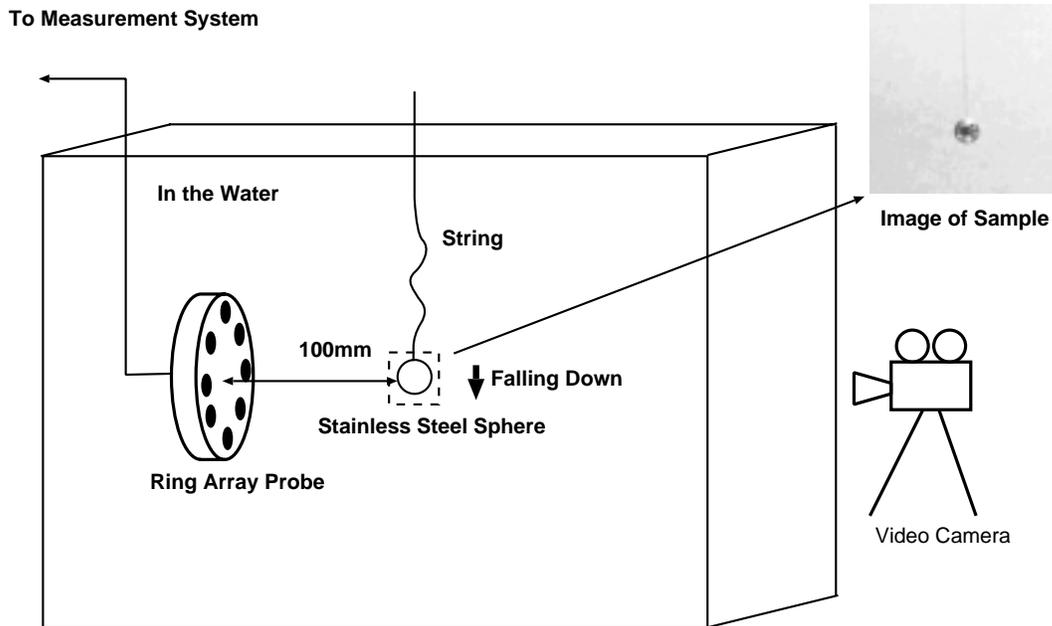


図 5.1 計測対象の配置

計測装置は以下の通りに設定した。

表 5.1 実験 1 の設定

使用プローブ	プローブ 1(図 3.7, 表 3.1参照)
パルス繰り返し周波数	100Hz
計測間隔	毎秒 100 回
振動子中心周波数	1MHz

図 5.2 にビデオカメラによって得られた落下の画像を示す。ビデオ信号のフレームレートは毎秒 30 フレームである。また、図 5.3 に本手法を用いて再構成を行った三次元画像を示す。表 5.1 に示した設定から、この三次元画像のフレームレートは毎秒 100 フレームとビデオ画像の約 3 倍に相当する。三次元画像の再構成領域はプローブの前方 100mm の (20mm × 20mm × 20mm) の領域である。voxel は (1mm × 1mm × 1mm) の立方体である。再構成領域は図中の白線によって示される。

Continuous
Frame
(Frame Rate=30fps)

time ↓

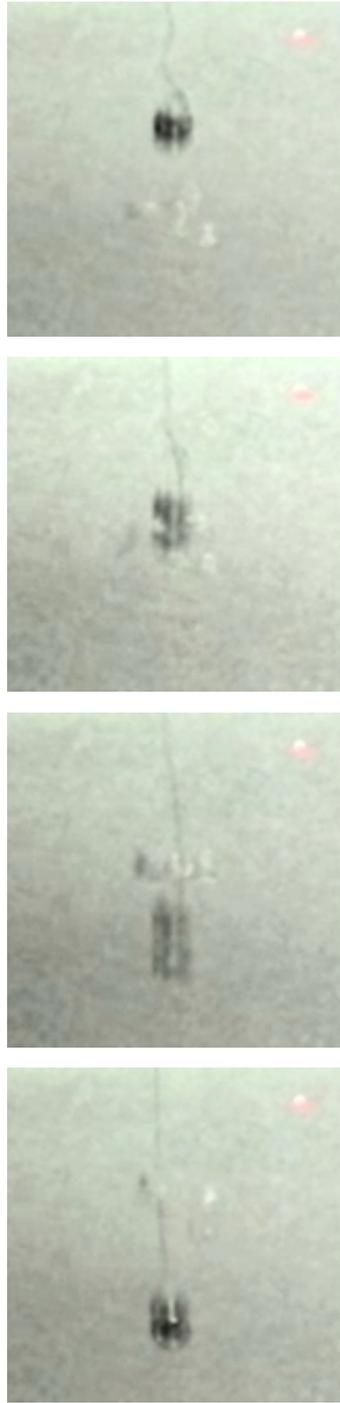


図 5.2 ステンレス球落下のビデオ画像

Continuous
Frame
(Frame Rate=100fps)

time ↓

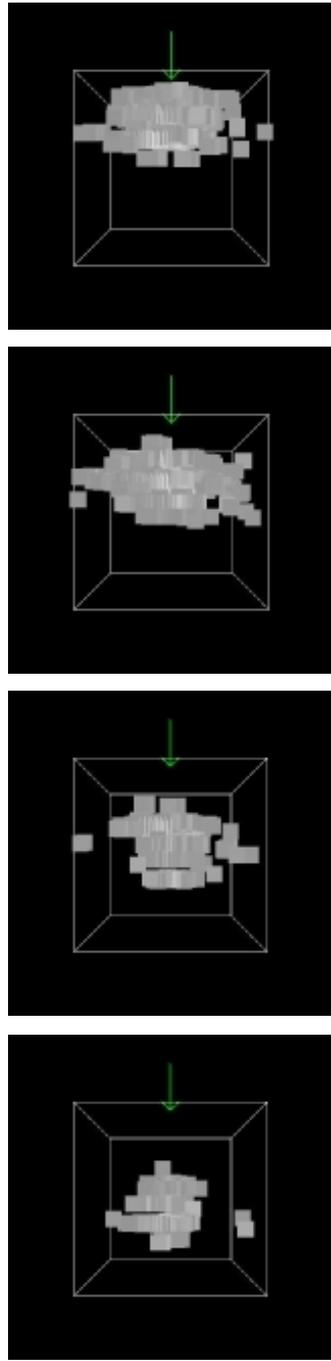


図 5.3 ステンレス球落下の三次元再構成画像

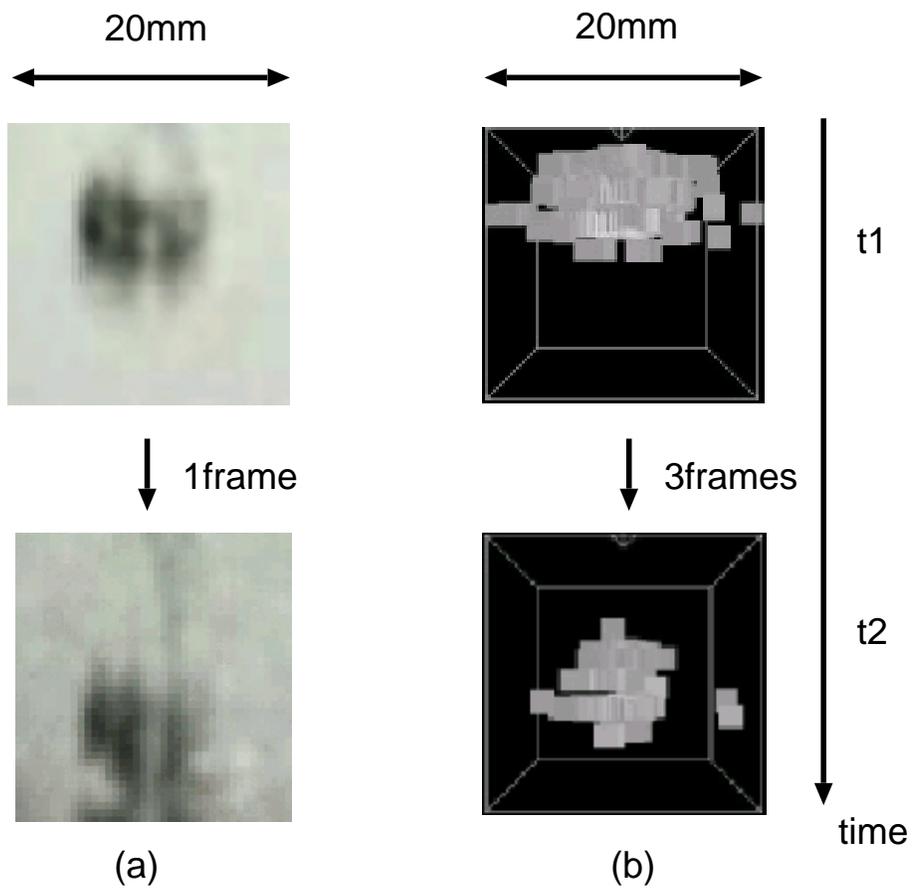


図 5.4 同一時間における画像の変化

図 5.4-(a) にビデオカメラによって得られた画像の連続フレームの画像を示す。また図 5.4-(b) に 3 フレーム間隔をおいた三次元再構成像を示す。これらの画像は一旦落下した物体が上昇し、再び落下し始める点からの画像である。これらの画像は縮尺を (20mm×20mm) に調整した。計測対象の直径が 8mm であることより、ビデオ画像から計測対象の移動距離を測定すると、時刻 t_1 から t_2 への間に計測対象は、8mm 移動していた。この移動量を基準とする。再構成画像で、時刻 t_1 から t_2 への変化の間、すなわち、ビデオ画像の 1 フレームに相当する間の、再構成画像の移動量を画像から測定した。この間の計測対象の移動量は 7voxel であった。1voxel が 1mm に相当することから計測対象の移動量は 7mm となる。したがって再構成画像は約 3 倍のフレームレートで動画像が獲得できていることが確認できる。さらに、ビデオカメラはシャッターが開状態の間露光し続けるため、計測対象の形が運動方向に流れて再現されている。一方本システムは一回の超音波パルスの送受信で画像を獲得しているため、反射の瞬間のみの計測対象の様子を再現することが可能である。本実験においては、計測用メモリの制限があるため、フレームレートを毎秒 100 フレームとしたが、この制限がなければ、毎秒 2000 フレーム以上のフレームレートでの画像獲得が可能である。さらに、本手法で得られた画像はビデオ画像と異なり三次元画像であるため、図 5.5 に示すように、任意の視点から計測対象の運動の様子を把握することが可能である。本実験の結果より、本手法による計測により、高速に運動する物体の様子を 3 次元で再構成可能であることが確認できた。

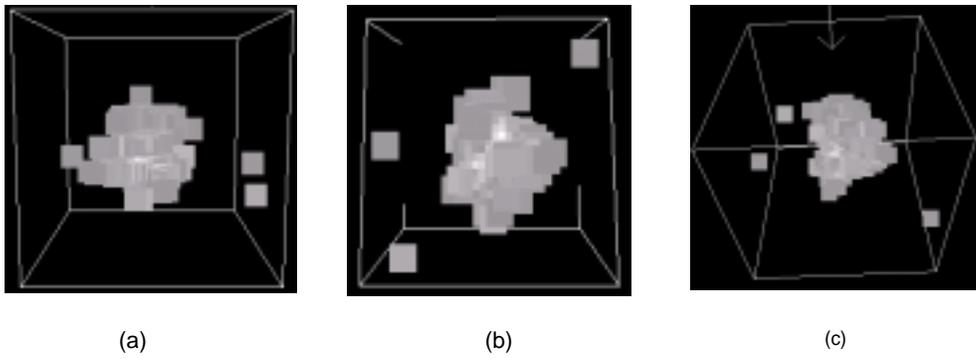


図 5.5 任意の視点での三次元再構成像
(a) 正面 , (b) 上方 , (c) 斜め上方

5.1.2 振動する物体の可視化

計測対象の振動の周期が、獲得される画像のフレーム間隔より短い場合、この振動は可視化できない。そこで、微小な振動を伴って拡張収縮する風船の可視化 [49] を行った。

計測対象は、図 5.6に示すように、ラテックスゴム製の風船で開放弁を取り付けたチューブにより電動ポンプに接続した。電動ポンプの電源を 1Hz の信号源で ON/OFF することで、毎秒一回の拡張収縮を繰り返すように設定した。このポンプはロータリポンプで、ポンプの回転により、空気が振動を伴って吐出される。ポンプと計測対象とは直接接続されているため、計測対象は振動を伴って拡張・収縮するように設定した。拡張時と収縮時の直径の差は約 10mm である。計測対象は図 5.6に示すラテックスゴム製の風船で、この計測対象を細動を伴って拡張収縮させる。

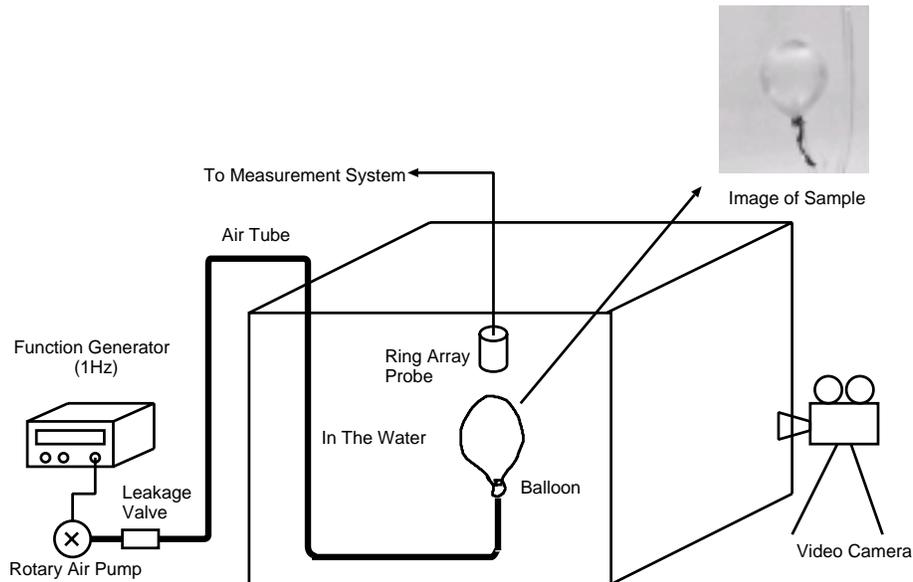


図 5.6 振動する物体の計測システム

計測装置の条件は以下の通りに設定した。

表 5.2 実験 2 の設定

使用プローブ	プローブ 2(図 3.8, 表 3.2参照)
パルス繰り返し周波数	300Hz
計測間隔	毎秒 300 回
振動子中心周波数	5MHz

図??に示すように水中において計測対象を固定し、計測対象の前方 100mm の位置にリングアレイプローブを固定した。計測対象領域はプローブの前方 90mm-100mm の (20mm×20mm×20mm) の領域とし、この空間を (1mm×1mm×1mm) の voxel で再構成する。また、視点は斜め下方に設置し、計測対象の動作を見上げる状態を設定した。再構成画像のフレームレートは、表 5.2に示した設定から、この三次元画像のフレームレートは毎秒 300 フレームと、ビデオ画像や従来の超音波診断装置の 10 倍に相当する。

図 5.7に計測対象の運動の様子をビデオカメラで撮影した結果を示す。また図 5.8にリングアレイプローブを用いた高速動三次元再構成結果を示す。

Continuous
Frame
(Frame Rate=30fps)

time ↓

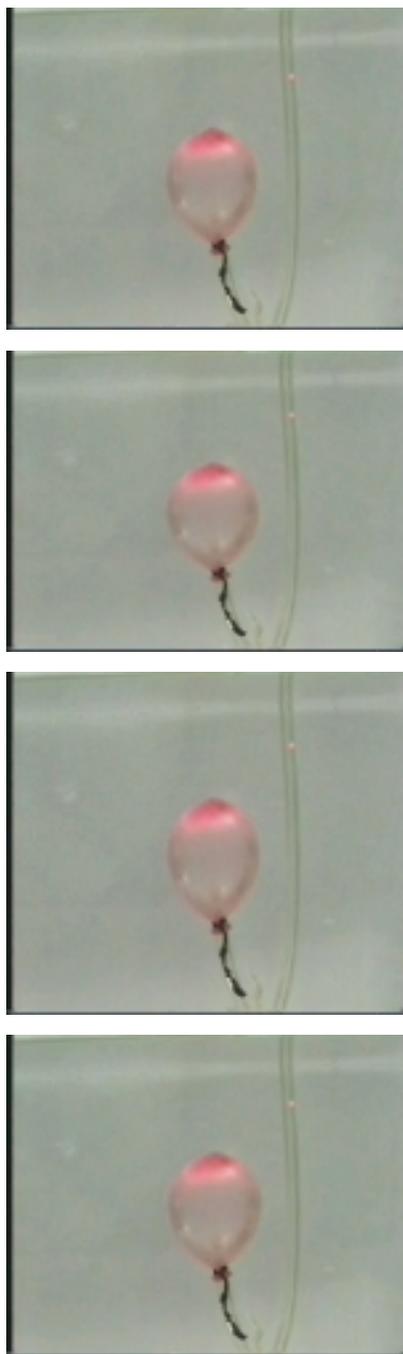


図 5.7 拡張・収縮する風船のビデオ画像

Continuous
Frame
(Frame Rate=300fps)

time

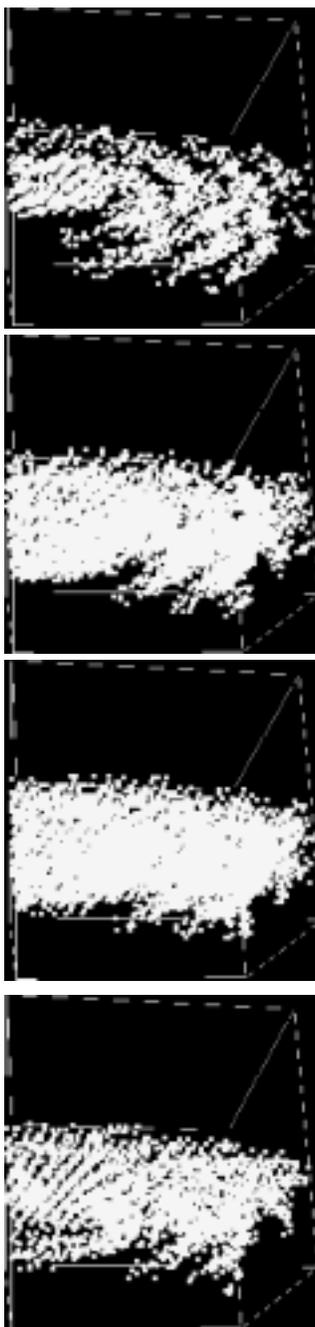
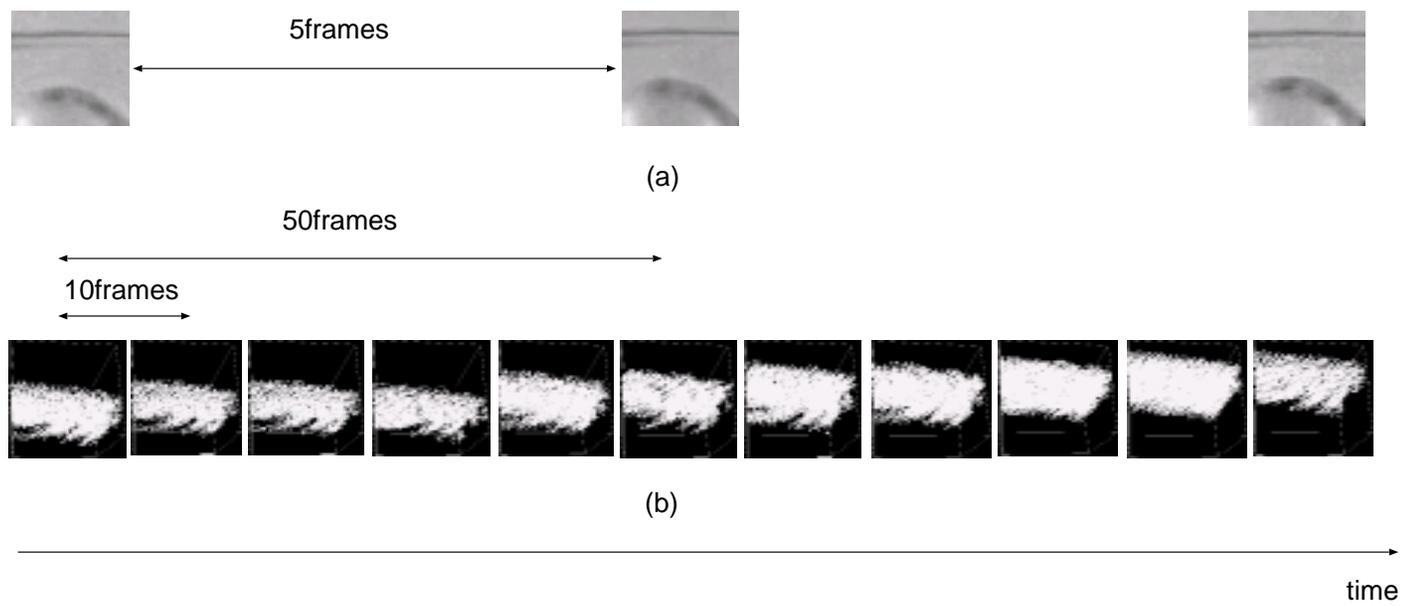
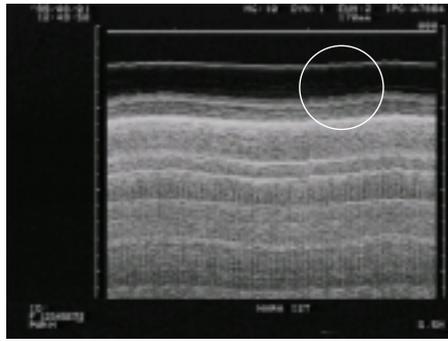


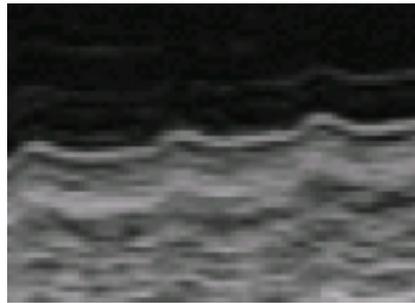
図 5.8 拡張・収縮する風船の三次元再構成像

図 5.9 ビデオ画像と三次元再構成像





(a)



(b)

図 5.10 Mモードによる計測対象の動き
(a)Mモード像, (b)円内の拡大像

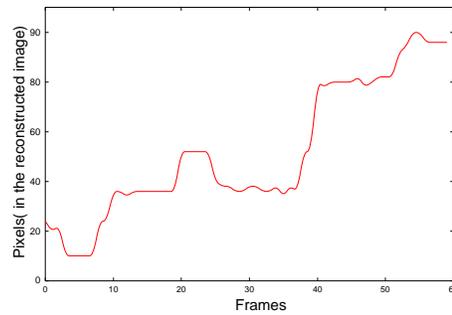


図 5.11 再構成画像による計測対象の動き

図 5.8より，再構成領域中に上向きに凸の膜状の物体が再構成されている．これは計測対象の頭頂部が再構成されたものと考えられる．

図 5.9にビデオ画像と三次元再構成像を経過時間を同一にして示す．図 5.9-(a)両方の画像とも，最小径の状態からの状態変化を示し，(10mm×10mm)に相当するように縮尺を調整した．同一の時間内において図 5.9-(a)では 10 フレームに対し図 5.9-(b)では 100 フレームの経過を示している．測定対象の変化は，ほぼ同一であることより 10 倍程のフレームレートが確保されていると思われる．さらに，図 5.10に超音波診断装置を用いて獲得した，計測対象の M モード像と，その一部を拡大したものを示す．この図より，計測対象の表面において，微小な振動が発生していることが確認できる．この振動は幅が 25msec で周期が 20Hz のパルス状の振動である．この振動は，幅がビデオ画像の 1 フレームより短いため，ビデオ画像では確認できない場合がある．図 5.11に再構成画像の頭頂部の動きを，時間経過に沿って，計測したグラフを示す．この図より，再構成画像の頭頂部は，計測対象の拡張に伴って上方に移動していることが確認できる．また，M モード像で確認された振動を伴っていることが確認できる．

したがって本システムを使用することにより，場合によってはビデオ撮影では可視化できない物体の高速な振動の可視化ができると言える．また，M モード像から獲得される情報が 1 次元であるのに対し，本手法によれば，計測対象の立体的な動きの計測が可能であると言える．

5.2 医用計測

5.2.1 心臓房室弁の可視化

僧帽弁や大動脈弁等の心臓房室弁 [14] が、先天的に閉鎖していたり、心内膜炎等の後天的な疾病の結果閉鎖不全 [17] を起こしたりしている場合、その動きの様子を詳細に診断する必要がある。また、動脈硬化の病変部など、血管内に形成された病変は、血流によって微小に振動する。この運動の様子を詳細に診断することによって、動脈硬化の進行の度合を診断することが可能になると考えられる。しかしながら、動態の可視化が可能な従来型超音波診断装置を用いた場合においても、それらの三次元的な動きを詳細に可視化することは不可能で、Mモードにより一部分の動作を見ることにより、間接的に診断することのみが可能である [36]。そこで本システムを用いて心臓房室弁の動きの可視化を試みた。

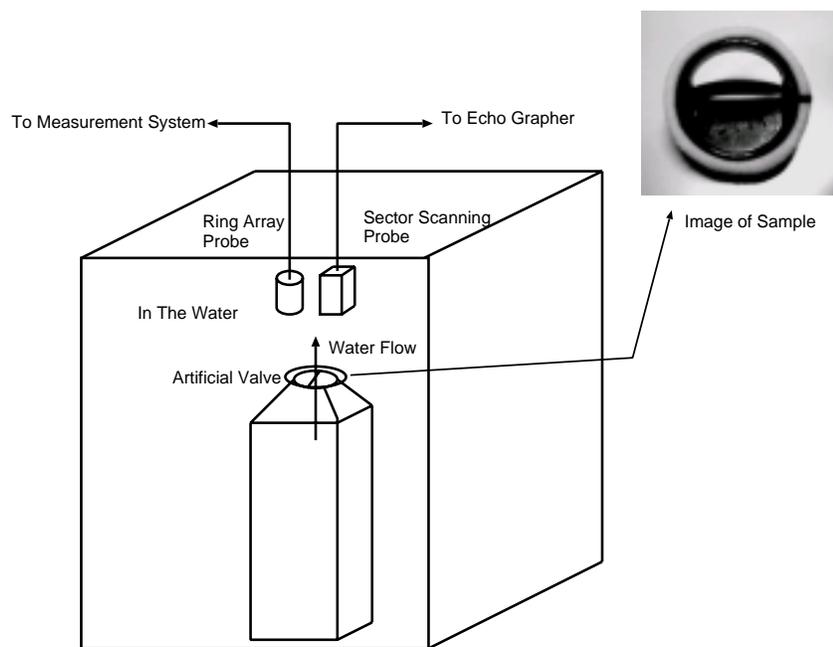


図 5.12 僧帽弁ファントムの計測システム

図 5.12に実験に用いたファントムを示す．このファントムは，実際に僧帽弁の置換にもちいられる人工弁 (St. Jude Medical 社製) で，直径が 29mm である．この計測対象をポリエチレン製の容器に取り付けた．この容器を水中に沈め，人工弁を経由して水を吐出させると，人工弁が水流に応じて開閉する．この容器を毎秒一回動作させ，これを心拍に見立てて計測を行った．

計測装置は以下の通りに設定した．

表 5.3 実験 3 の設定

使用プローブ	プローブ 2(図 3.8, 表 3.2参照)
パルス繰り返し周波数	1kHz
計測間隔	毎秒 1000 回
振動子中心周波数	5MHz

図 5.12に示すように水中においてファントムを固定し，その前方 15mm の位置にリングアレイプローブを固定した．計測対象領域はプローブの前方 10mm-20mm の (10mm×10mm×10mm) の領域とし，この空間を (0.5mm×0.5mm×0.5mm) の voxel で再構成した．再構成画像のフレームレートは，表 5.3に示した設定から，毎秒 1000 フレームと，ビデオ画像や従来の超音波診断装置の 30 倍に相当する．

図 5.13に従来の超音波診断装置によって撮像した結果を示す．同様に図 5.14にリングアレイプローブを用いた高速動画画像システムにより撮像した結果を示す．

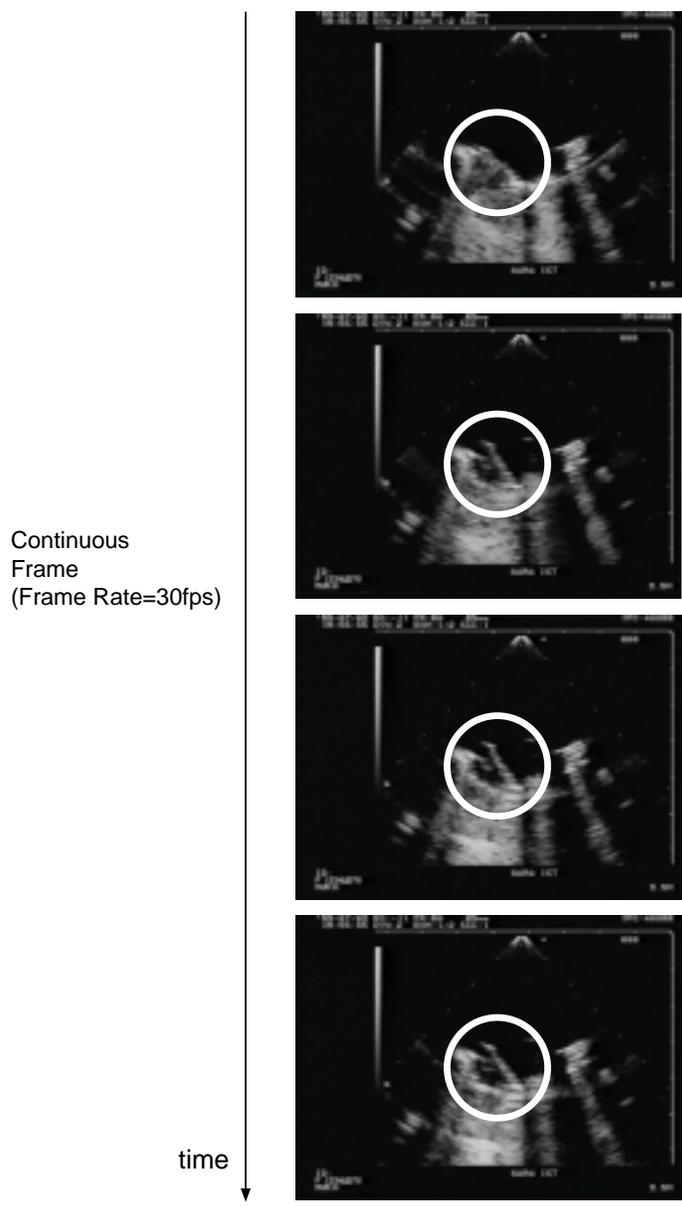


図 5.13 心臓房室弁ファントムの超音波診断装置による断層像

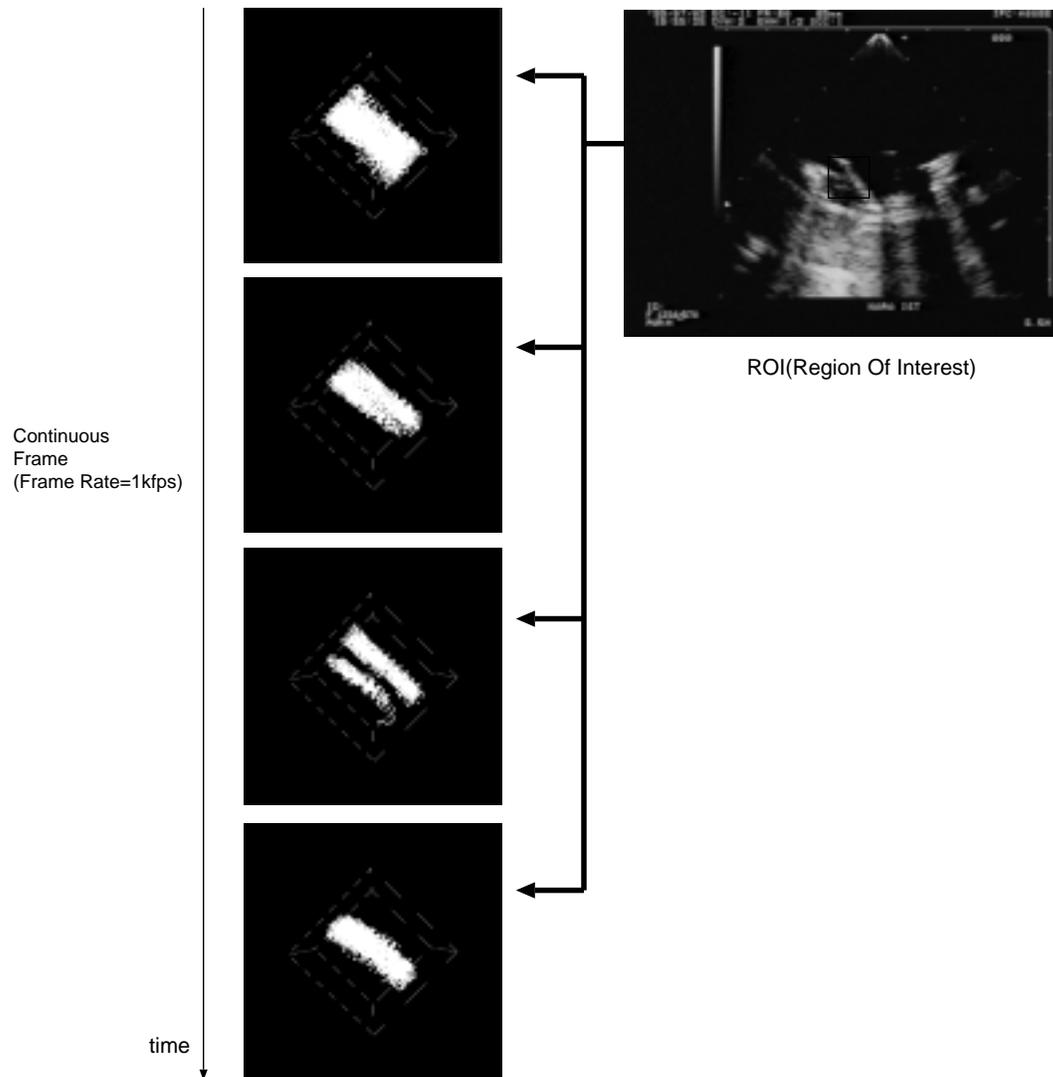


図 5.14 心臓房室弁ファントムの三次元再構成像

図 5.15 Bモード断層像と三次元再構成像

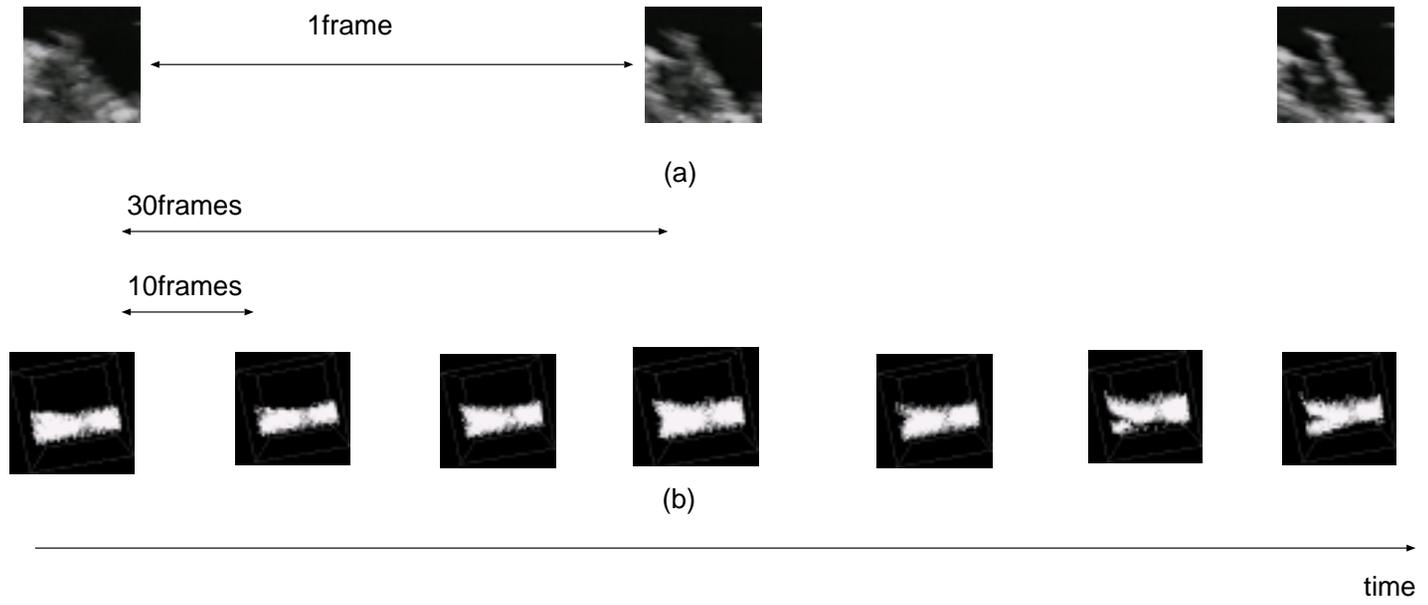




図 5.16 ファントムの M モード像

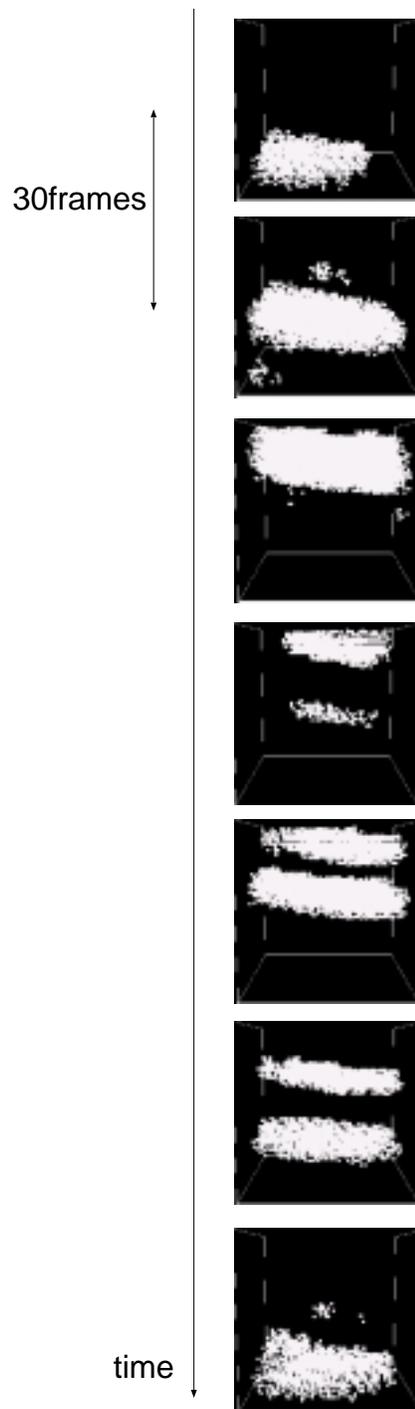


図 5.17 弁の開閉 1 回あたりの再構成画像

図 5.14の再構成像において、プローブの前方に板状の構造物が存在することが確認できる。図 5.13の白い円内が弁である。これを見ると、弁が開閉していることが確認できるが、数フレームの内に弁の開閉が終了している。これに対し、三次元再構成像は、同一のフレーム数では、殆んど位置が変化していない。図 5.15に B モード画像と三次元再構成像を経過時間を同一にして示す。両方の画像とも、弁が閉じた状態からの変化を示し、(10mm×10mm) に相当するように縮尺を調整した。同一の時間内において図 5.15-(a) では 2 フレームに対し図 5.15-(b) は 60 フレームの経過を示している。測定対象の変化は、ほぼ同一であることより 30 倍程のフレームレートが確保されていると思われる。また、図 5.16にファントムの M モード像を示す。この図は 2.5 秒間のファントムの動きを示している。図中の円内が、弁の開閉を示している。この開閉は 0.18 秒に相当する。この動きを従来の B モード断層像で撮像すると 5 フレームで開閉が終了するため、詳細な動きの可視化はできない。図 5.17に、弁の開閉に相当する 180 フレーム (30 フレーム間隔) の画像を示す。弁の開閉が 180 フレームで再現されていることが確認できる。

本手法は、高速でかつ三次元画像が獲得可能であることから、高速に運動する心組織の可視化に有効であると考えられる。

計測対象には図 5.18に示すヒト総腸骨動脈標本の一部を用いた。血管閉塞部は血管標本の中央部を糸で結紮し、乳酸カルシウム粉末をパラフィンに溶かしたものを充填することで人工的に生成した。通常完全に閉塞した動脈硬化病変部は堆積したコレステロールにカルシウムが沈着して形成されることが多いので、このファントムは血管閉塞とほぼ同等の物理的特性を示すと思われる。このファントムを水中に固定し、図 5.18に示す領域を計測対象領域とした。計測にはリングアレイプローブ 3 を使用した。

超音波診断装置を用いたファントムの断面像の一部を図 5.19-(b) に、これらの B モード像から再構成した 3 次元像を図 5.19-(a) に、同様に本システムを用いた再構成像を図 5.20に示す。本システムを用いた再構成領域の大きさは (2mm×2mm × 5mm) の直方体で voxel は (0.1mm× 0.1mm × 0.1mm) の立方体である。

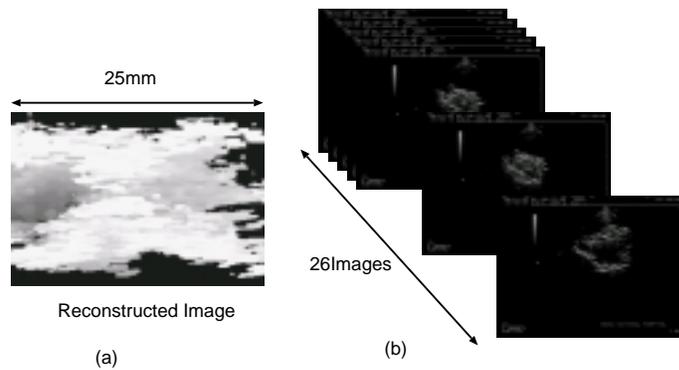


図 5.19 血管閉塞部の二次元 B モード像と 3 次元再構成像

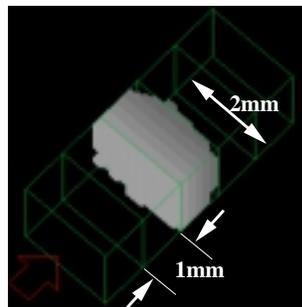


図 5.20 血管閉塞部の再構成画像

図 5.19に示すように，従来の超音波診断装置を用いて閉塞付近の B モード像の獲得は可能である．またこれらの像から三次元像も可能ではあるが，26 枚の画像獲得のためには，30fps の装置で約 0.9 秒を要する．したがって，脈動する血管の三次元再構成は，このままでは不可能である．一方，図 5.20に示すように，再構成画像はプローブの前方に板状の構造物が存在することを示している．さらに，結紮した形状にしたがって，奥の方が細くなっている．したがって，閉塞部の形状が正しく再構成されていると思われる．再構成像の画質は，B モード像からの再構成画像と同等かやや劣ると思われるが，本手法を用いた場合，瞬時に画像の獲得が可能で，脈動している計測対象でも三次元再構成が可能である．そのため，血管内の狭窄物を可視化するための有効な手段であると考えられる．

5.3 まとめ

超音波リングアレイプローブを用いた超音波計測システムを応用して，産業用計測，および医用計測における，実装を想定した計測実験を行った．まず，評価実験を兼ねて，高速に運動する物体の可視化を行った．その結果，本システムは従来の超音波診断装置の十倍～数十倍という高いフレームレートで動画像が獲得可能であることを確認した．また，本システムでは瞬時に三次元画像の獲得が可能で，再構成画像は任意の視点から観測が可能であることを示した．また，従来のビデオカメラや超音波診断装置では不可視であった短時間に終了する微小な動きの再構成が可能であることを示した．続いて，臨床での使用を想定した2つの実験を行った．一方は心臓房室弁の動きの可視化を目的とした実験で，実際に心臓房室弁の代用とされる人工弁の動きを，従来の超音波診断装置のよりも高いフレームレートで可視化した．もう一方は，動脈硬化病変部の三次元前方立体視を目的とした実験で，本手法を用いて従来獲得困難であったプローブ前方の三次元超音波画像が瞬時に獲得可能となった．本システムが実用化されることで，より高度な診断や治療支援が可能になると考える．本手法は，従来の走査型超音波診断装置の持つ音速による計測時間短縮の制限が無く，高速に超音波三次元画像を獲得可能な唯一の手段である．

第 6 章

結論

近年超音波計測技術と、計算機性能の向上に伴う信号処理技術、画像表示技術の向上に伴い、高速な超音波動画撮像と三次元画像に対する要求が高まっている。そこで、超音波リングアレイプローブを用いた開口合成を行う計測システムを構築し、三次元動画を高速に獲得することを本研究の目的とした。

第 2 章では、関連する従来技術として、超音波計測の基礎となるパルスエコー法とそれに基づく走査型画像化法に関してその手法を説明した。

第 3 章では、超音波を用いた開口合成のアルゴリズムに関して説明し、その応用であるリングアレイプローブの設計に関して述べた。本研究では、産業計測用から医用計測用までの目的の異ったプローブを作成した。

第 4 章では、超音波リングアレイプローブを用いた高速動画撮像システムを構築し、その構成に関して述べた。さらに、画質向上のための WI フィルタを用いた信号処理手法の適用について述べた。

第 5 章では、第四章で構築した、高速動画撮像システムを用いたアプリケーションの一つとして、幾つかの実験を行った。産業用計測では、高速で運動あるいは振動する物体の詳細な可視化を行った。医用計測では、心疾患の診断・治療を目的とした医用計測システムの構築を想定した実証実験を行った。超音波による計

測は、断層動画像の獲得が可能であることより、心疾患の診断には不可欠な計測手法であるが、従来の超音波診断装置では、第4章で説明したように、心臓周辺の循環器の詳細な動きを可視化することは不可能であり、医師は、間接的な情報から経験に基づいて診断を下し、治療を行わざるを得なかった。そこで本システムの高速度、高分解能な動画像獲得が可能であるという特長を利用し、心疾患における、心臓房室弁、大動脈狭窄等に対する可視化システムの構築を目的とした実験を行った。人造弁を利用した心臓房室弁の微細動モデルを構築し、この可視化を行った。また、血管中の動脈硬化病変のファントムを作成し、前方より立体視を行った。その結果、従来の超音波診断装置では不可視であったこれら組織の高速度な動きの可視化が可能となった。また従来の血管内視鏡では不可能な前方の立体視が可能となった。本手法が、実用化されることにより、心疾患に対する高度な医療サービスの提供が可能となり、救命率、延命率の向上につながるものと考えられる。また、医用計測だけでなく、本手法は高いフレームレートで距離計測を同時に実行可能な数少ないシステムのひとつであるので、産業用計測においても十分に機能するシステムであると考えられる。

超音波計測が普遍的な技術となって久しいが、本システムが超音波計測の新たなブレイクスルーを担う技術のひとつであると確信する。

謝辞

本研究を行う機会を与えてくださり，研究の方針や内容について多大なる御指導を賜りました，奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科千原國宏教授に厚く御礼申し上げます．研究を通じて研究者としての姿勢を学ばせて頂きました．また，多くの発表の機会を持たせていただきましたことは，研究を行う上で非常に有益でした．重ねて御礼申し上げます．

本論文の作成につきまして，また研究会等の機会を通じて，ご厚情に満ちた御指導，数々の有益な御教示を賜りました情報科学センター教授湊小太郎先生に厚く御礼申し上げます．

本研究をまとめるにあたり，ご厚情に満ちた御指導，数々の有益な御教示を賜りました情報科学研究科教授横矢直和先生に厚く御礼申し上げます．

本研究に関し直接かつ詳細な御指導をいただき，論文作成につきましてはご厚情に満ちた御指導，数々の有益な御教示を賜りました奈良先端科学技術大学院大学先端科学技術研究調査センター助教授大城理先生に厚く御礼申し上げます．

本論文の作成につきまして，また日頃の研究活動につきまして，ご厚情に満ちた御指導，数々の有益な御教示を賜りました情報科学研究科助教授眞鍋佳嗣先生に厚く御礼申し上げます．

奈良先端科学技術大学院大学入学以来研究活動において多大なる御指導をいただき，さらに学生生活についてもいろいろと御指導頂きました東京大学新領域創成科学研究科助教授 眞溪歩先生に深く感謝申し上げます．

日頃から研究活動や学生生活など様々な面において御指導頂き，暖かな励ましをいただきました大阪大学大学院基礎工学研究科助教授 佐藤宏介先生に深く感謝申し上げます。

同じく，日頃から研究活動や学生生活など様々な面において御指導頂き，暖かな励ましをいただきました和歌山大学工学部助教授陳謙先生に深く感謝申し上げます。

情報科学研究科助手土居元紀先生，情報科学研究科助手黒田知宏先生には，著者のよき理解者として公私ともに暖かくご支援を賜わり，いつも親身になって御指導いただきました。深く感謝申し上げます。

日本学術振興会未来開拓学術推進事業「生体の計測と制御」に関しまして，多大なる御指導とご支援を頂きました国立大阪病院名誉院長古川俊之先生ならびに，同プロジェクトリーダーであり，本システムの有用性に対して御助言をいただきました大阪大学大学院医学系研究科教授堀正二先生，同じく助教授増山理先生，特別研究員近藤寛也先生に厚く御礼もうしあげます。

東京理科大学在学中，研究者としての姿勢についてご厚情あふるる御指導を賜りました東京理科大学基礎工学部教授 羽田野甫先生に厚く御礼申し上げます。

常日頃からお世話になり，御助言，御協力を頂きました像情報処理学講座の皆様，OB，OG 諸氏に心より感謝いたします。

奈良先端科学技術大学院大学入学以来，心温まるサポートをしていただいた，像情報処理学講座秘書の，米田尚子様，砥棉(旧姓 宇井) 信子様，櫛本季子様に深く感謝いたします。

発表の場などで，研究に関し有益な議論をして下さり，御助言下さいました各大学の先生方，各方面の研究者の皆様方に深く御礼申し上げます。

著者を，物心両面で支えてくれた両親に感謝いたします。

最後になりましたが，著者の大学院進学を快く認めてくれ，日々の研究活動の

支えとなってくれた妻子に感謝いたします。

参考文献

- [1] 実吉純一，菊地喜充，能本乙彦，”超音波技術便覧”，日刊工業新聞社，1991．
- [2] 川端 昭，”やさしい超音波工学”，工業調査会，1988．
- [3] 千原國宏，”センサ”，コロナ社，1987.
- [4] 日本学術振興会弾性波素子技術第 150 委員会，”弾性波素子技術ハンドブック”，オーム社，1991.
- [5] 柴田周治，甲田寿男，”走査式超音波海中映像装置”，日本音響学会誌，pp.556-562,1986.
- [6] R.K.Hansen and P.A.Andersen，”A 3D Underwater Acoustic Camera - Properties And Applications”，Acoustical Imaging，pp.607-611,1996.
- [7] K. Iida ,T. Mukai ,Y. Aoki and T. Hayakawa，”Three Dimensional Interpretation of Sonar Image for Fishries Research”，Acoustical Imaging，pp.583-588,1996.
- [8] 小林剛史，泉守，斉藤史郎，長井敏，唐沢 博一，佐々木 修一，”FBR ナトリウム中超音波アレイプローブの開発”，第 17 回超音波エレクトロニクスの基礎と応用に関するシンポジウム講演予稿集，pp.111-112，1996.

- [9] H. Hachiya and Y. Amao , "Acoustic Imaging for Archaeological Investigations Using Wavelet Transform" , JJAP , pp.3101-3104 , 1996.
- [10] T. Sugimoto and M. Okujima , "Underground Imaging Using Shear Waves: Stacking Method of the Reflected Scattered Wave" , JJAP , pp.3105-3108 , 1996.
- [11] 里村茂夫 , 超音波による末梢循環の検査法 , 日本音響学会誌 , pp.151-158 , 1959.
- [12] 和賀井敏夫 , 松尾裕英 , "超音波医学" , 永井書店 , 1985 .
- [13] 日本電子機械工業会 , "医用超音波機器ハンドブック" , コロナ社 , 1997 .
- [14] "医学大辞典" , 医歯薬出版 , 1996.
- [15] "平成 8 年患者調査の概況" , 厚生省 , 1998.
- [16] "国民衛生の動向 1997 年" , 厚生統計協会 , 1998.
- [17] 早川弘一 , "心電図マニュアル" , 小学館 , 1997 .
- [18] 尾上守夫 , "医用画像処理" , 朝倉書店 , 1982 .
- [19] 望月剛 , 赤羽睦弘 , 河西千広 , 尾本良三 , 松村誠 , "超音波を用いた実時間 3次元表示装置の開発" , "日本音響学会 1999 年春期研究発表会講演論文集" , pp.1131-1132 , 1998.
- [20] 望月剛 , 赤羽睦弘 , 河西千広 , 尾本良三 , 松村誠 , "超音波エコー法を用いた循環器用高速三次元表示技術の開発" , 医用電子と生体工学第 38 回 ME 学会大会論文集 , p.306 , 1999.

- [21] 大城 理, 南部雅幸, 眞溪 歩, 千原國宏, ”超音波画像診断装置とデジタルを用いた 3次元心臓表示システム”, Medical Imaging Technology, pp.43-50,1998.
- [22] O. Oshiro, M. Nambu and K. Chihara, ”3D Echocardiography using a 3D positioner”, 20th Annual International Conference-IEEE/EMBS, pp.783-784, 1998.
- [23] K.K.Shung, M.B.Smith and B.Tui, ”Principle of Medical Imaging”, Academic Press, 1992.
- [24] M.Nambu, A.Kondo, A.Matani, O. Oshiro, K. Chihara and M. Asao, ”The Frontal 3-D Imaging in a blood vessel using a Ring Array Probe”, Technical Digest of The 15th Sensor Symposium, pp.83-86, 1997
- [25] M. Nambu, A. Matani, O. Oshiro and K. Chihara, ”The Frontal 3-D Imaging for PTCA using Ultrasonic Ring Array Probe”, Computers In Cardiology 1998, pp.469-472, 1998.
- [26] 近藤倫正, 大橋由昌, 実森彰郎, ”計測・センサにおけるデジタル信号処理”, 昭晃堂, 1993.
- [27] 南部雅幸, 眞溪 歩, 大城 理, 千原國宏, ”リングアレイプローブを用いた 3次元動画再構成”, 第 17 回超音波エレクトロニクスの基礎と応用に関するシンポジウム講演予稿集, pp.151-152, 1996.
- [28] 南部雅幸, 眞溪 歩, 大城 理, 千原國宏, ”超音波リングアレイプローブによる血管内三次元可視化”, 第 37 回日本エム・イー学会大会論文集, p.659, 1998.

- [29] A. Matani , M. Nambu , A. Kondo , O. Oshiro and K. Chihara , "A Method of 3D Measurement with High Resolution Using Ultrasound Spherical Waves" , JJAP , pp.3255-3259 , 1997.
- [30] 眞溪 歩, 藤本直登志, 南部雅幸, 近藤敦士, 大城 理, 千原國宏, 浅生雅人, "超音波マイクロリングアレイプローブを用いた前方 3 次元可視化", 電気学会論文誌 E, センサ・マイクロマシン部門, pp.359-363, 1997.
- [31] 今里悠一, 大橋昭南, "医用画像処理", 日刊工業新聞社, 1989
- [32] 永井啓之亮, "超音波ホログラフィ", 日刊工業新聞社, 1989
- [33] 河田 聡, 南 茂夫, "科学計測のための画像データ処理", CQ 出版社, 1994.
- [34] 高橋 清, 佐々木昭夫, "アドバンストセンサハンドブック", 培風館,1994.
- [35] A. Gachagan and G. Hayward and S. P. Kelly and W. Galbraith,"Characterization of Air-Coupled Transducer", IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control,pp.678-689,1996.
- [36] 菅原基晃, "超音波ドプラのための血流入門", エム・エス・プレス, 1998.
- [37] 南部雅幸, 山田良和, 土居元紀, 眞溪 歩, 大城 理, 千原國宏, "超音波 3 次元計測システムにおけるウィナ・インバースフィルタを用いた画像補正", 第 38 回日本エム・イー学会大会論文集,p.182,1999.
- [38] 里見元義, 安河内聡, 清水隆, 長井裕, "三次元心エコー用径胸壁 rotation-aldevice の改良", 日本超音波医学会第 72 回学術集会プログラム・講演抄録集, p.357, 1999.
- [39] 秋山いわき, 矢野喜代志, "開口合成と逆投影法による半球面の映像化", 日本超音波医学会基礎技術研究部会資料, BT96-4,pp.9-12,1997.

- [40] D. H. Johnson and D. E. Dudgeon, "Array Signal Processing", Prentice Hall, 1993.
- [41] 南部雅幸, 眞溪 歩, 大城 理, 千原國宏, "超音波振動子アレイによるビームフォーミングのシミュレーション", 日本超音波医学会基礎技術研究部会資料, BT97-24, pp.65-72, 1997.
- [42] W. R. Lewis and H Lee, "High-Resolution Image Reconstruction Techniques for Circular-Aperture Array Imaging Systems", Acoustical Imaging", pp.37-43, 1996.
- [43] K. H. Ng, J. L. Evans, M. J. Vonesh, S. N. Meyers, T. A. Mills, B. J. Kane, W. N. Aldrich, Y. Jang, P. G. Yock, M. D. Rold, S. I. Roth and D. D. McPherson, " Arterial Imaging with a New Forward-Viewing Intravascular Ultrasound Catheter", Circulation, pp.718-723, 1994.
- [44] 望月剛, 赤羽睦弘, 河西千広, 尾本良三, 松村誠, "循環器用高速三次元表示法の開発", 超音波医学日本超音波医学会第72回学術集会プログラム・講演抄録集, p.356, 1999.
- [45] J. Lu, "2D and 3D High Frame Rate Imaging with Limited Duration Beams", IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, pp.838-839, 1997.
- [46] 貴家仁志, "よくわかるデジタル画像処理", CQ 出版社, 1996.
- [47] 武者利光, 岡本良夫, "逆問題とその解き方", オーム社, 1992.
- [48] G. Blacquiere, F. V. D. Putten and H Vos, "A Ultrasonic 3D Robotic Vision System for A Nuclear Environment", Acoustical Imaging, pp.625-628, 1996.

- [49] 丹羽登, ”超音波をレーダーの校正に使う”, 超音波 TECHNO, 8, pp. 68-41, 1996.
- [50] M. Salimuzzaman, A. Matani, O. Oshiro and K. Chihara, ”Blood Vessel Visualization Using a Micromotor Type Intravascular Ultrasound Endoscope, JJAP, pp3255-3259, 1997.
- [51] 眞溪歩, 藤本直登志, 南部雅幸, 近藤敦士, 大城理, 千原國宏, 浅生雅人, ”血管内前方視型超音波イメージングシステム”, Medical Imaging Technology, pp.757-763, 1997.

研究業績一覽

学会賞

- 平成9年度計測自動制御学会学術奨励賞,1997

学術論文

- M. Nambu, A. Matani, O. Oshiro, K. Chihara, "The Frontal 3-D Imaging for PTCA using Ultrasonic Ring Array Probe", Computers In Cardiology 1998, pp.469-472,1998.
- M. Nambu, M. Doi, A. Matani, O. Oshiro, K. Chihara, "A High-Speed Image Acquisition Using Ultrasonic Ring Array Probe", Computers In Cardiology 1999,1999 (採録決定)
- 南部雅幸, 大城理, 土居元紀, 千原國宏, "凸形表面送波子を用いたリングアレイプローブ", 電気学会論文誌 E, センサ・マイクロマシン部門, 査読中.
- 南部雅幸, 大城理, 土居元紀, 千原國宏, "リングアレイプローブを用いた高速超音波動画撮像システム" システム制御情報学会論文誌, 査読中

共著

- A. Matani, M. Nambu, A. Kondo, O. Oshiro and K. Chihara, "A Method of 3D Measurement with High Resolution Using Ultrasound Spherical Waves", JJAP, Part1, 36-5B, pp.3255-3259, 1997.
- 眞溪 歩, 藤本直登志, 南部雅幸, 近藤敦士, 大城 理, 千原國宏, 浅生雅人, "超音波マイクロリングアレイプローブを用いた前方 3 次元可視化", 電気学会論文誌 E, センサ・マイクロマシン部門, pp.359-363, 1997.
- 眞溪歩, 藤本直登志, 南部雅幸, 近藤敦士, 大城理, 千原國宏, 浅生雅人, "血管内前方視型超音波イメージングシステム", Medical Imaging Technology, No.6, pp.757-763, 1997.
- 大城 理, 南部雅幸, 眞溪 歩, 千原國宏, "超音波画像診断装置とディジタイザを用いた 3 次元心臓表示システム", Medical Imaging Technology, pp.43-50, 1998.

国際会議論文

- M. Nambu, A. Matani, O. Oshiro and K. Chihara, "Thr Frontal 3-D Imaging for PTCA Using a Ring Array Probe", ISPRS, pp.467-470, 1998.

共著

- A. Matani, A. Kondo, M. Nambu, O. Oshiro and K. Chihara, "Intravascular forward viewing using a ultrasound ring-array probe", Medical and Biological Engineering and Computing, p.394, 1997.

- O. Oshiro, M. Nambu and K. Chihara, "3D Echocardiography using a 3D positioner", 20th Annual International Conference-IEEE/EMBS, pp.783-784, 1998.

国内発表

- 南部雅幸, 眞溪 歩, 大城 理, 千原國宏, "リングアレイプローブを用いたリアルタイム 3次元計測システム", 第 40 回システム制御情報学会研究発表講演講演論文集, pp.197-198, 1996.
- 南部雅幸, 眞溪 歩, 大城 理, 千原國宏, "リングアレイプローブを用いた 3次元動画像構成", 平成 8 年電気学会電子・情報・システム部門大会講演論文集, pp.143-144, 1996.
- 南部雅幸, 眞溪 歩, 大城 理, 千原國宏, "リングアレイプローブを用いた 3次元動画再構成", 第 17 回超音波エレクトロニクスの基礎と応用に関するシンポジウム講演予稿集, pp.151-152, 1996.
- 南部雅幸, 眞溪 歩, 大城 理, 千原國宏, "リングアレイプローブを用いた 3次元動画再構成", 第 39 回自動制御連合講演会前刷, pp.405-406, 1996.
- 南部雅幸, 近藤敦士, 眞溪 歩, 大城 理, 千原國宏, 浅生雅人, "アレイプローブによる血管内超音波イメージング", 第 36 回日本エム・イー学会大会論文集, p.335, 1997.
- 南部雅幸, 近藤敦士, 眞溪 歩, 大城 理, 千原國宏, 浅生雅人, "超音波リングアレイプローブによる血管内の前方立体視", 第 15 回「センサの基礎と応用」シンポジウム講演概要集, B1-5, p.17, 1997.

- M.Nambu, A.Kondo, A.Matani, O. Oshiro, K. Chihara and M. Asao, "The Frontal 3-D Imaging in a blood vessel using a Ring Array Probe", Technical Digest of The 15th Sensor Symposium, pp.83-86, 1997
- 南部雅幸, 眞溪 歩, 大城 理, 千原國宏, "超音波振動子アレイによるビームフォーミングのシミュレーション", 日本超音波医学会基礎技術研究部会資料, BT97-24, pp.65-72, 1997.
- 南部雅幸, 眞溪 歩, 大城 理, 千原國宏, "超音波リングアレイプローブによる血管内三次元可視化", 第 37 回日本エム・イー学会大会論文集, p.659, 1998.
- 南部雅幸, 眞溪 歩, 大城 理, 千原國宏, "造影剤を使用した水中超音波計測", 第 16 回「センサ・マイクロマシンと応用システム」シンポジウム講演概要集, B4-5, p.17, 1998.
- M. Nambu, A. Matani, O. Oshiro and K. Chihara, "The Measurement in Underwater using Contrast Medium", Technical Digest of The 16th Sensor Symposium, pp.257-260, 1998.
- 南部雅幸, 山田良和, 土居元紀, 眞溪 歩, 大城 理, 千原國宏, "超音波 3 次元計測システムにおけるウィナ・インバースフィルタを用いた画像補正", 第 38 回日本エム・イー学会大会論文集, p.182, 1999.

学術活動

- 文部省学術振興会未来開拓研究「生体の計測と制御」構成員

その他・新聞取材

- 平成 9 年 11 月 8 日：産経新聞「超音波を使って血管内を映像化」