

## 超音波を用いた3次元画像計測

大 城 理

音で何かを見るという行為は、最も高等な動物である人間よりも、より下等な動物、たとえば、こうもりなどのほうが得意である<sup>1)</sup>。われわれ人間は、耳で音を聞くことにより非常に大ざっぱな位置同定はできるものの、正確な位置の把握や画像化等とはできない。しかしながら、人間はさまざまな苦難を乗り越えて、音で物を見る技術を獲得してきた<sup>2-5)</sup>。たとえば、タイタニック号の沈没をきっかけに始まった海面下の氷山を発見するための技術や、第二次世界大戦における潜水艦探索のための技術などがある。音は光とは異なり、さまざまな物体を透過することができるので、目で見えない物の可視化のために用いられてきている。このように、距離計測や可視化など、会話以外の目的で用いられる音を、「超音波」と呼ぶことにする。

ところで、工業分野における超音波計測技術は古典的な領域を脱することができず、最近問題となっているトンネルの内壁の探傷も、音で見るという行為が不得意であるはずの人間が自ら叩いて調べているのが現状である。それとは対照的に医療分野では、無観血、無侵襲に体内を可視化するために超音波画像化技術が発達し、最近では、2次元から3次元画像が診断において重きを置くようになってきている<sup>6-8)</sup>。

そこで本文では、医療の分野で用いられている超音波3次元画像計測等、超音波をプローブとして用いた3次元計測について解説する。まず、超音波計測の基本原則について述べ、画像化のための技術について説明する。さらに、3次元画像化技術に関して具体例を交えて紹介し、最後に表示技術について触れる。

### 1. 超音波計測

音、あるいは、超音波とは、電磁波と同じく波動であるが、水や空気などの媒体を介して伝搬するものである。超音波計測は、超音波振動子(送波子)で電気信号を機械振動に変換して波を伝搬させ、逆に超音波振動子(受波子)で透過、あるいは、反射した波の機械的な振動を電気信号に変換して行われる。超音波振動子の材料としては、セラミクス、高分子、および、それらの複合材料等がある<sup>7)</sup>。

計測原理としては、図1に示すように、

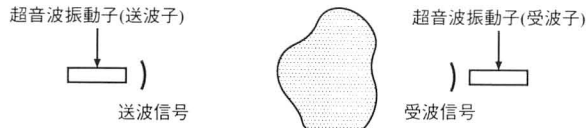
- (1) 透過法： 一对の超音波振動子を対向して配置し、一方を送波子、他方を受波子とする。その間を透過した超音波より得られる情報を可視化する。送波系と受波系回路を分離できるが、距離分解能をもたない。
- (2) 反射法： 1つの超音波振動子を、送受波子として用いる。何らかの原因で反射した超音波より得られる情報を可視化する。振動子から反射物体までの距離を同定でき、距離分解能は音速  $c$  と送波超音波の周波数  $f$  で決まる波長 ( $\lambda = c/f$ ) 程度である。ただし、送波系と受波系を分離できない。

がある。以下では、距離分解能を有する反射法について述べる。

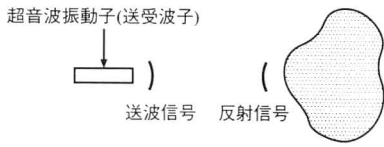
反射法でも、連続的な音を送波すると、送波時刻と受波時刻が決定できないため距離分解能を有しない。しかしながら、超音波パルス、あるいは、バーストを送波すると、送波、および、受波時刻が同定できる。このことから、超音波振動子で発生させた音を送波してから何らかの物体などにおける反射波が受波されるまでの時間を  $t$  とすると、超音波振動子から物体までの距離  $d$  は、音速  $c$  が一定であるとすると、

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

奈良先端科学技術大学院大学 (〒630-0101 生駒市高山町 8916-5)  
E-mail: oshiro@is.aist-nara.ac.jp



(a)



(b)

図1 超音波計測。(a) 透過法, (b) 反射法。

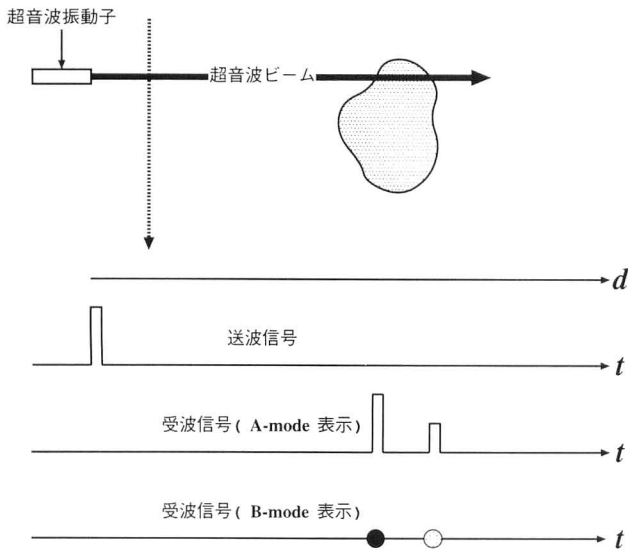


図2 逐次映像法。

のように、一意に求めることができる。ただし、超音波パルスの送波は一定時刻  $T$  ごとに行うため、最大計測深度  $D = c \cdot T / 2$  が存在する。

受信した反射信号の表示方法には、

- (1) A-mode 法：横軸に超音波を送波してからの時間  $t$  (振動子からの距離  $d$ )、縦軸に反射波強度を表示する
- (2) B-mode 法：横軸に超音波を送波してからの時間  $t$  をとり、反射波の強度を輝度変調して表示する

などがある (図2)。

ここで、2次元、あるいは、3次元的な形態情報を獲得するためには、

- (1) 逐次映像法：超音波をビーム状に絞り、1次元、あるいは、2次元的に走査する手法
- (2) 瞬時映像法：無指向性の超音波を送波する手法

の2種類がある。

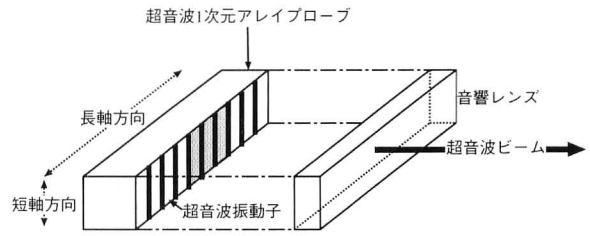
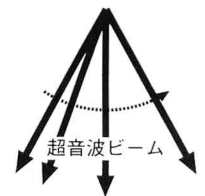


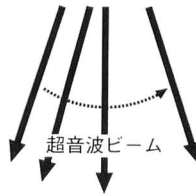
図3 ビームフォーミング。



(a)



(b)



(c)



(d)

図4 超音波ビーム走査方式。(a) リニア走査, (b) セクター走査, (c) コンベックス走査, (d) ラディアル走査。

## 2. 逐次映像法

### 2.1 ビームフォーミング

逐次映像法で2次元情報を獲得するためには超音波振動子が1次元に並んだ超音波1次元アレイプロープを用い、超音波をビーム状に絞って送波して、ある平面上で超音波ビームを走査する。超音波を絞るためには、図3に示すように、長軸方向には複数の超音波振動子を用いて送波のタイミングをずらす電子的な方法を、短軸方向にはレンズで収音する音響的な方法を用いる<sup>7)</sup>。

### 2.2 超音波ビーム走査方式

超音波ビームを走査して超音波断層像を生成するには、図4に示すような方式があり、主に、リニアやコンベックス走査は腹部、セクター走査は胸部、ラディアル走査は血管などの診断に用いられる。図5に、セクター走査で得られた超音波断層像の一例を示す。図5は心臓の左心房、および、左心室の断層像であり、左心房と左心室の間に僧帽弁が見られる。

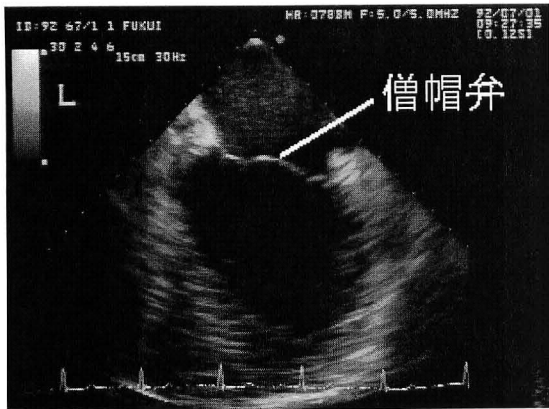


図5 超音波断層像.

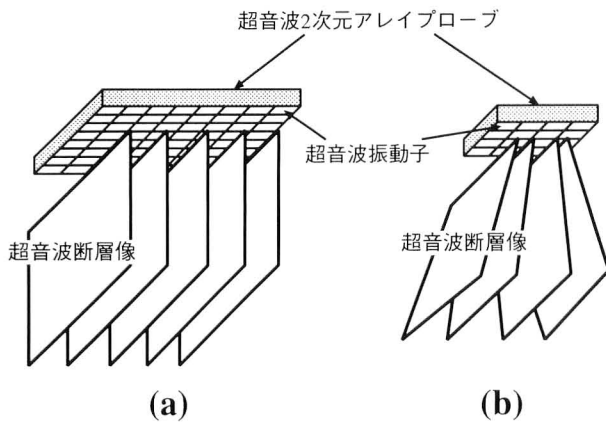


図6 超音波2次元アレイプローブ. (a) 平行配列, (b) 扇状配列.

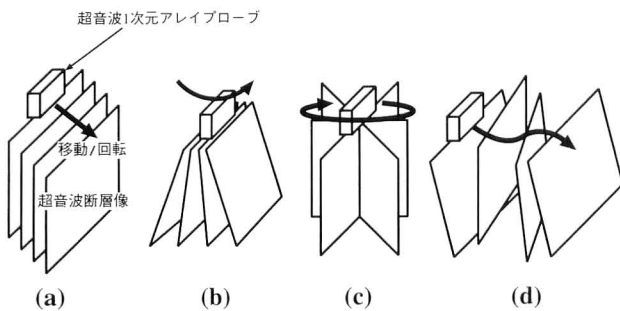


図7 超音波プローブ移動/回転. (a) 平行移動, (b) 回転1, (c) 回転2, (d) ランダム.

### 2.3 3次元画像化技術

超音波断層像生成では、超音波ビームの走査を1次元的に行っていた。これを2次元に拡張することで、3次元画像を獲得することができる。このために、下記のようなシステムが考案、市販されている。

- (1) 図6に示すようなマトリクス状に超音波振動子が並んだ超音波2次元アレイプローブを用いるシステム<sup>9)</sup>
- (2) 図7に示すように、超音波1次元アレイプローブを移動、もしくは、回転して複数の超音波断層像を獲得

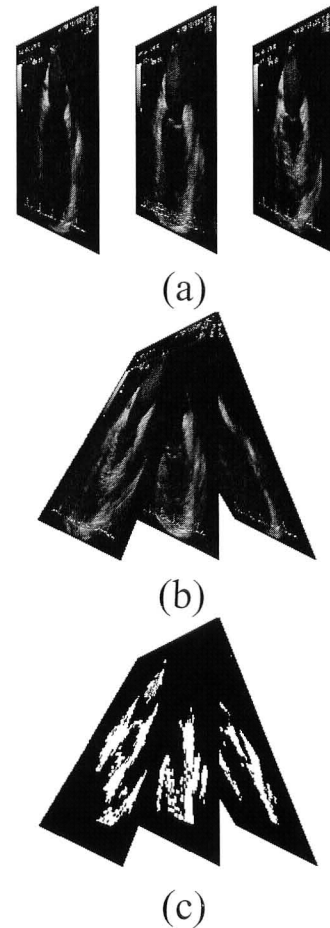


図8 超音波3次元画像再構成(試料提供:北海道大学医学部循環器). (a) データ収集, (b) 座標変換, (c) データ圧縮, 二値化.

#### させるシステム

図6のシステムでは、単に、超音波2次元アレイプローブを体表にあてるだけで複数の超音波断層像が獲得でき、これらより3次元画像が再構成される。プローブによって獲得する超音波断層像を平行や扇状に並べることができ、腹部の診断、胎児の観察や心臓の診断に用いられる<sup>10)</sup>。ただ、プローブをあまり小さくできないので、体内に挿入して用いることは困難である。

図7のシステムは、超音波1次元アレイプローブを移動/回転する装置<sup>11)</sup>、あるいは、プローブの位置と向きをモニターする装置<sup>12,13)</sup>と併用することで複数の超音波断層像を獲得し、これらより3次元画像を再構成する。プローブの移動/回転方向によりさまざまな臓器などの診断に対応可能で、体内に挿入して用いることも可能である。

図8は、図7(b)で示したシステムにより、3次元画像を再構成する手順である<sup>14)</sup>。

- (1) データ収集：一定角度で計測面を回転させながら、心臓内部の断層像を複数枚獲得する。なお、心臓は拍

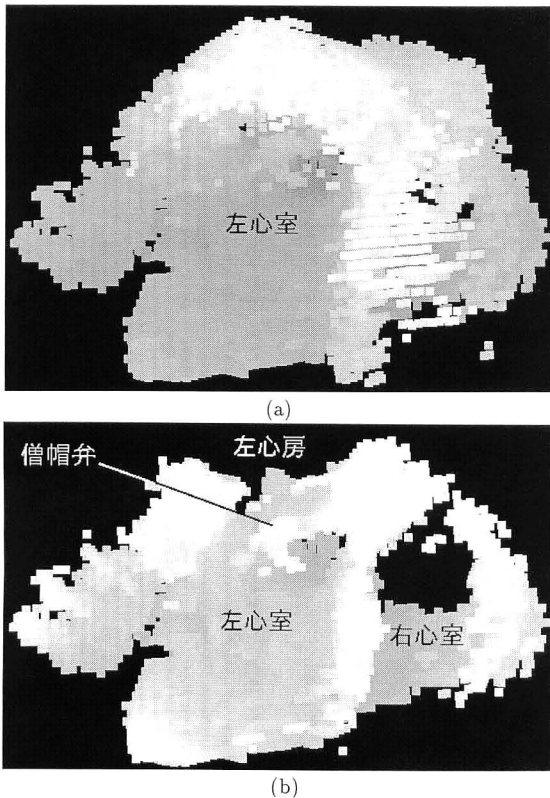


図9 超音波3次元画像。(a) 外観、(b) 内観。

動しているため、心電、呼吸同期を用いる

- (2) 座標変換：すべての断層像を、3次元空間に射影する
- (3) データ圧縮、二値化：データ量を削減し、二値化した後に、視点からの距離で輝度変調する距離画像に変換する

3次元画像の再構成手法には、立体物の内外部を点の集合として描画するボリュームレンダリング、立体物表面に面を張るサーフィスレンダリングがあるが、ここでは、臓器の内部をも可視化するためにボリュームレンダリングを用いた。再構成された3次元画像の一例を図9に示す。図9(a)では左心室が観察することができるが、心筋の影に左心室の内部等は見えない。ところが、図9(b)では一部切開したため、左心室の内部、左心房右心室の一部、僧帽弁をも観察することができる。

### 3. 瞬時映像法

逐次映像法において、最大計測深度を  $D$ 、1枚の断層像当たりの超音波ビームの数を  $n$ 、1秒間の表示フレーム、フレームレートを  $fr$  とすると、

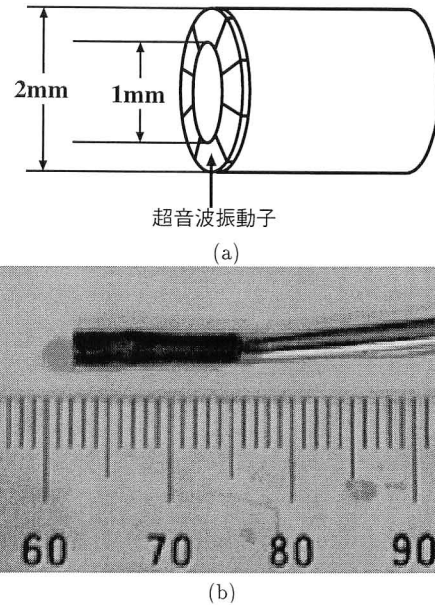


図10 リングアレイプローブ。(a) 概観図、(b) 写真。

$$\frac{2D}{c} \cdot n \cdot fr = 1 \quad (2)$$

のような関係式が成り立ち、 $D$ 、 $n$ 、 $fr$ の間にはトレードオフの関係が存在する。

2次元像の場合は、 $D=100$  mm、 $n=100$ 、 $fr=15$ 程度である。画質を保ったまま3次元に拡張すると、 $fr \leq 1$ になってしまう。複数の超音波ビームを送波することで、フレームレートが向上しているが、現時点では5程度であり、TV信号の30程度には遠く及ばない。このように逐次映像法において3次元画像のフレームレートが高くないのは、超音波ビームを走査することに問題があるためである。

これに対して瞬時映像法は、超音波ビームを走査せずに無指向性の超音波を送波して画像化を行う手法である<sup>15)</sup>。瞬時映像法の場合、最大計測深度  $D$  とフレームレート  $fr$ の間には、

$$\frac{2D}{c} \cdot fr = 1 \quad (3)$$

という関係が成り立ち、非常に高速のフレームレートで3次元画像を再構成することが可能である。

瞬時映像法では、図10に示すような、指向性の低い超音波の送受波が可能である超音波振動子を複数個有するリングアレイプローブを用いて画像計測を行う。画像化は、以下のようにして行う。

- (1) まず計測の前に計測領域を限定しそれを有限個の微小領域に分割して、送波子 → 微小領域 → 受波子間の

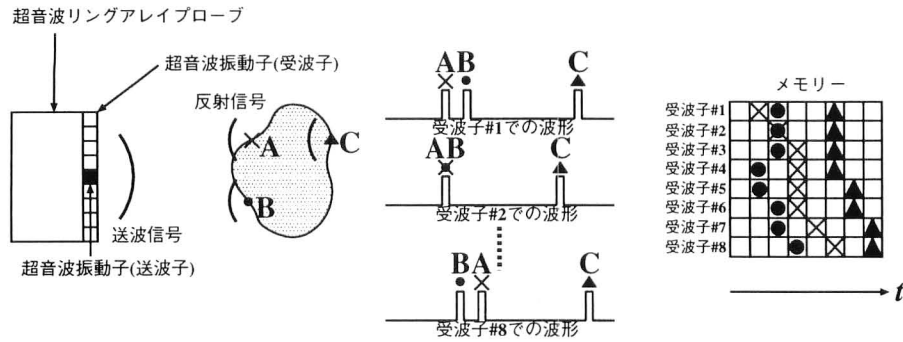
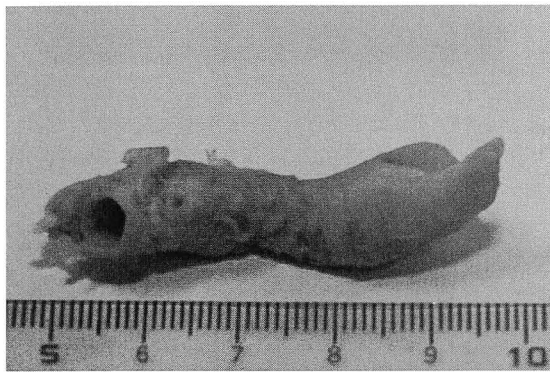
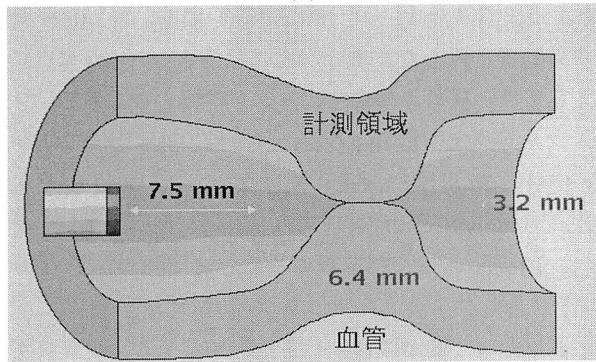


図 11 瞬時映像法.



(a)

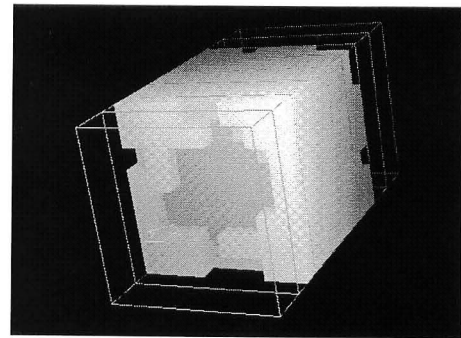


(b)

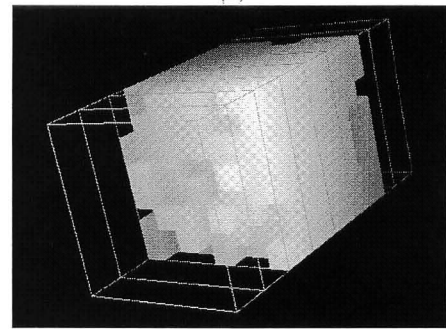
図 12 リングアレイプローブを用いた実験. (a) 計測対象 (試料提供: 国立大阪病院), (b) 計測領域.

超音波伝搬時間をすべての微小領域, 受波子に対して計算する

- (2) 次に無指向性の超音波パルスを送波して, 反射信号を複数の受波子で同時に受信する
- (3) 超音波伝搬時間の結果から, 任意の微小領域からの反射波が各受波子で受信される時刻が一意に決定されるため, 任意の部位の区別すなわち画像化が可能となる. 微小領域 A, C (×, ▲) からの反射信号は, メモリー上で重複がまったくないため区別が可能となる.



(a)



(b)

図 13 リングアレイプローブを用いた超音波 3次元画像. (a) 正面像, (b) 背面像.

る. また, 微小領域 A, B (×, ●) からの反射信号も 1 つの受波波形に注目すると反射信号を同時に受信してしまい, この波形のみからは区別することは不可能であるが, これらのエコー信号を異なる時刻に受信する受波子があるため, 識別可能となる (図 11)

- (4) 最後に各微小領域に対応するメモリー上のデータを加算して, 輝度変調して表示する

本手法を用いて, 図 12 に示したような仮想的に狭窄部位を生成した血管内部の 3次元像を再構成した. その結果を図 13 に示す. 1 回の超音波送波するだけで, 血管の競争部位の形態的な情報を獲得することができる.

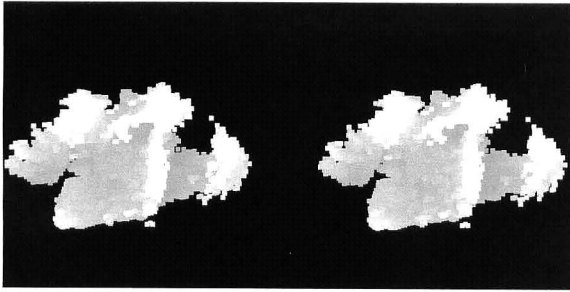


図14 超音波3次元画像のステレオ表示（交差法左：右目用画像，右：左目用画像）。

#### 4. 3次元画像表示

前章までで述べた3次元画像は、あくまでスクリーンなどの平面の上に描画されるため、立体感に乏しい。より立体的に見せるためには、図14に示すように左目、右目用の画像を用意し、ヘッドマウントディスプレイ、3次元TVなどのような特殊器具を用いる。

本文では、超音波を用いた3次元画像計測について解説し、逐次映像法や瞬時映像法に関して、具体例を交えて説明した。臨床の分野では、かつてA-mode法のような1次元的に表示されていた超音波データが断層像に取って替わったように、近い将来、画像診断は断層像から3次元画像に取って替わっていくと考えられる。また、医療以外の分野でも、3次元画像計測が主要な技術になっていくと思われる。

#### 文 献

- 1) J. A. Simmons, P. A. Saillant and S. P. Deer: "Through a bat's ear," *IEEE Spectrum*, **29** (1992) 46-48.
- 2) 森 榮司: "超音波研究会の思い出", 電子情報通信学会技術研究報告, **US99-70** (1999) 25-28.
- 3) 根岸勝雄: "超音波研究の50年", 電子情報通信学会技術研究報告, **US99-71** (1999) 28-30.
- 4) 中鉢憲賢: "超音波計測の研究に携わって", 電子情報通信学会技術研究報告, **US99-72** (1999) 31-34.
- 5) 藤島 啓: "超音波50年", 電子情報通信学会技術研究報告, **US99-73** (1999) 35-40.
- 6) 和賀井敏夫, 松尾裕英: 超音波医学 (永井書店, 大阪, 1985).
- 7) (社)日本電子機械工業会: 改訂医用超音波機器ハンドブック (コロナ社, 東京, 1997).
- 8) 馬場一憲: 超音波像による産婦人科の飛躍 (永井書店, 大阪, 1992).
- 9) 望月 剛: "Array transducerを用いた超音波技術の最新動向", *Med. Imag. Tech.*, **17** (1999) 373-374.
- 10) 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, 2-5-17 (1999) pp. 1131-1132.
- 11) E. Merz, F. Bahlmann and G. Weber: "Volume scanning in the evaluation of fetal malformations," *Ultrasound Obstet. Gynecol.*, **5** (1995) 222-227.
- 12) O. Oshiro, A. Matani and K. Chihara: "3D dynamic echocardiography with a digitizer," *Jpn. J. Appl. Phys.*, **37** (1998) 3097-3100.
- 13) 中本将彦, 中島義和, 玉木康博, 佐藤嘉伸, 田村進一: "超音波画像からの乳腫瘍形状の3次元再構成", 医用画像工学研究会, *JAMIT Frontier* 97 (1997) pp. 72-75.
- 14) O. Oshiro, A. Matani, K. Chihara, T. Mikami and A. Kitabatake: "Three dimensional echocardiography with the reconstructed B-mode image," *Jpn. J. Appl. Phys.*, **36** (1997) 3221-3225.
- 15) 大城 理, 東條博史, 千原國宏: "超音波アレイプローブを用いた3次元可視化システム", システム制御情報学会論文集, **8** (1995) 344-349.

(2000年1月20日受理)