超音波アレイプローブを用いた3次元可視化システム*

大城 理**・東條 博史**・千原 國宏**

A Three Dimensional Visualization System Using an Ultrasonic Array Probe*

Osamu OSHIRO**, Hirofumi Tojo** and Kunihiro CHIHARA**

We developed a three-dimensional imaging system using a two-dimensional ultrasonic array probe. A reconstruction of the three-dimensional image, which needs no ultrasonic scanning, was performed by a transmission of ultrasonic spherical pulse and simultaneous detections of echo signal at some receivers. The experimental results indicate that a 3mm×3mm square hole in a sliced ham, a butter block and the three-dimensional structure in a rabbit heart can be reconstructed by this system.

1. はじめに

コンピュータを利用して人間の視覚システムを実現しようという研究が盛んである。生物が「もの」を見る機能は視覚によってのみ実現されているわけではなく、例えばコウモリが聴覚を利用して外界の情報を獲得していることはよく知られている。実際コウモリの超音波探査システムは、ソナーやレーダ等の人工的な探知システムよりはるかに優れた性能を持っているといわれている¹⁾。例えばキクガシラコウモリは数10msの間連続する純音(86kHz)と下降FM音(83~65kHz)の送波により標的存在を認識し、羽音によるドプラ音の検出により餌の種類を同定し、餌を見事に捕獲する機能を持っている²⁾。

このような生物のエコーロケーション(音響定位)機能の研究は、18世紀後半にイタリアで始められている。実際可視光では探索できない計測場を可視化しようという本格的な超音波センシングの研究は、1912年のタイタニック号沈没事故の原因となった水中に沈んだ氷山の発見を契機として急速に進展した。現在では、産業分野では超音波探傷器、医用分野では超音波診断装置、漁業分野では魚群探知器、軍事分野ではアクティブソナーと

いうように広範囲な分野で実用化技術として普及している。

しかし真冬のボストン川に墜落した航空機事故においては、濁水の中に沈んだ多くの乗客の発見が困難を極めた。それゆえに2次元断層映像情報は、人間が見慣れた3次元映像情報に比べて劣悪で貧弱なものであるかが認識され、超音波3次元可視化システムの研究の重要性が指摘され始めた。医用分野においても超音波画像診断が非侵襲的手法であるという利点を生かして急速に普及し、診断精度の向上に不可欠な手法としての地位を築きあげている。しかしその有用さが認識されるにつれて、計測できる情報が2次元断層情報のみであるというもどかしさが指摘されるようになっていく。このため、3次元形状を持った計測対象を異なる断面で計測した断層像情報から3次元情報を再構築する手法^{3)~5)}が研究されているが、心臓や血管のように拍動する臓器を対象とする場合には必ずしも適した手法ではない。これは従来の断層画像情報の計測手法が、超音波を細く絞ったビーム状に加工して送波し、そのビームを走査することによって計測対象全体の情報を順次収集する走査式映像場であるからである。

われわれは可視光に対する人間視覚のような同時式映像場による情報計測手法の研究開発に従事し、すでに体表からの2次元断層像情報の瞬時計測手法⁶⁾や、血管内からの3次元空間情報の瞬時計測手法⁷⁾について報告した。本文では、後者の前方3次元可視化システムについてその実用化のための実験結果と考察について述べる。

* 原稿受付 1994年9月29日

** 奈良先端科学技術大学院大学 Graduate School of Information Science, Nara Institute of Science and Technology; 8916-5, Takayamacho, Ikoma city, Nara 630-01, JAPAN

Key Words: three-dimensional imaging, two-dimensional array probe, ultrasonic spherical pulse, measurement domain, digital filter.

2. 可視化手法

2.1 超音波2次元アレイプローブ

Fig. 1 に、今回実験で用いた超音波2次元アレイプローブの概観を示す。プローブの前面にはリング状のチタン酸鉛 (PbTiO_3) が取り付けられており、これを八分割したものが各々超音波振動子 (共振周波数 f_r : 10MHz) となっている。八つのうち一つを送波子、残りの七つを受波子として用いた。

Fig. 1 A schematic view of a two-dimensional ultrasonic array probe

2.2 計測と画像化の基本原理

Fig. 2 に示すように、超音波2次元アレイプローブ表面が xy 平面、超音波送波子 T の中心が原点であるような xyz 3次元座標系を考える。なお音速 (C) は一様であるとする。

時刻 $t = 0$ に、T から (1) 式で示すような超音波パルス $s(t)$ を送波する。今回使用したプローブでは約 $1\text{mm} \times 1\text{mm}$ の面から超音波を送波するため、それは無指向性の球面波であると考えられる。

$$s(t) = \begin{cases} s, & t = 0 \\ 0, & t \neq 0 \end{cases} \quad (1)$$

Fig. 2 のように点 $P_j(\xi, \eta, \zeta)$ に単一の反射体 (反射係数: f) が存在する場合、受波子 $R_i(x_i, y_i, 0)$ ($i = 1 \sim 7$) は (2) 式で示した

The system includes an array probe and a measurement domain, where the origin is set to the center of a transmitter T and z -axis is perpendicular to the probe surface corresponding to xy -plane.

Fig. 2 The coordinate system

$T \rightarrow P_j \rightarrow R_i$ の超音波伝播時間 $\tau(\xi, \eta, \zeta, i)$ 後に (3) 式で表わされるエコー信号 r_i を受信する。ただし、超音波の減衰は無視した。

$$\tau(\xi, \eta, \zeta, i) = \frac{\sqrt{\xi^2 + \eta^2 + \zeta^2}}{C} + \frac{\sqrt{(\xi - x_i)^2 + (\eta - y_i)^2 + \zeta^2}}{C} \quad (2)$$

$$r_i = f \cdot s \quad (3)$$

多くの反射体が分布している場合、任意の時刻 t に R_i で受信するエコー信号 $r_i(t)$ は反射係数の空間分布 $f(x, y, z)$ も考慮すると (4) 式ようになる。

$$r_i(t) = \iiint f(x, y, z) \cdot s(t - \tau(x, y, z, i)) dx dy dz \quad (4)$$

一つの受波子に注目すると等しい伝播時間を持つ異なった部位、すなわち送波子とその受波子の中心を焦点とする楕円球上の点からのエコー信号を同時に受信してしまい、これらを区別することは不可能である。しかし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、部位の区別、すなわち画像化が可能となる。これに関しては、Fig. 3 を用いて具体的に説明する。

Example of a combination Probe Quantized sensing domain
In this method, a non-directional spherical pulse wave is transmitted to a measurement domain, the echo travels from the object to receivers of the phased fan-shaped ring array, and the output of each receivers is stored in the memory.

Fig. 3 The method for reconstructing a three-dimensional image

- step 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、(2) 式で表わされる送波子 $\rightarrow$ 微小領域 $\rightarrow$ 受波子間の超音波伝播時間をすべての微小領域、受波子に対して計算する。
- step 2 つぎに、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したのちに Fig. 3 に示したような「受波子-時刻マトリックス」状のメモリに配列する。
- step 3 step 1 で計算した超音波伝播時間の結果から、任意の微小領域に対するメモリパターンが一意に決定される (Fig. 3 参照)。深さ方向の異なる部位に位置する反射体からのメモリパターン

The memory combinations of filled and dotted elements correspond to objects drawn by a filled and dotted circle, respectively.

Fig. 4 The differences of a memory combination due to the location

は、Fig. 4 (a) のように全く重複がないため、容易に部位の区別、すなわち画像化が可能になる。また方位方向の異なる部位に位置する反射体からのメモリパターンは、Fig. 4 (b) で示すように受波子 4 では重なるものの、それ以外の受波子では重複がないため部位の区別が可能になる。

step 4 最後に各微小領域に対応するメモリパターン上のデータを加算して、いったん 256 階調の濃淡値画像にしてから 2 値化、距離画像への変換を行って 3 次元画像表示する。2 値化のための閾(いき)値は、すべての微小領域における濃淡値の平均値より求めた。

3. 実験装置と結果

3.1 実験装置

Fig. 5 に、今回使用した計測システムを示す。以下の実験では超音波 2 次元アレイプローブおよび計測対象を水中に配置し、計測領域をプローブ表面の正面縦 4mm、横 4mm、深さ 10mm~20mm または 13mm~23mm の空間に設定し、これを 0.4mm×0.4mm×0.5mm の 2,000 個の微小領域に分割した。

ホストコンピュータ (Apple Macintosh Quadra 700) よりパルスジェネレータ (voltage: 100 V, pulse-duration: 50 ns) およびデジタルオシロスコープ (LeCroy 9314 L, sampling-frequency: 50 MHz, 8 bits) にトリガ信号を転送したのち計測を開始した。超音波受波子で得られたエコー信号を増幅 (×64) してデジタルオシロスコープに貯蔵し、計測終了後データを GPIB を介してホストコンピュータに転送した。得ら

The system consists of a host computer (Apple Macintosh Quadra 700), a pulse generator (voltage: 100 V, pulse duration: 50 ns), a digital storage oscilloscope (LeCroy 9314 L, sampling frequency: 50 MHz, 8 bits) and a two-dimensional ultrasonic array probe.

Fig. 5 A block diagram of the measurement system

れたエコー信号の波形より 3 次元画像を再構成すると、雑音が多く鮮明な画像が得られないため、8.5MHz~11.5MHz のバンドパスフィルタ処理を施してさらに画像処理を行ったのち、3 次元画像を CRT 上に表示した。

3.2 画像分解能

まず Fig. 6 (a) に示すように直径 1.8mm の穴の空いた銅板をプローブ表面と平行に配置し、銅板とプローブ表面の距離 d を変化させて 3 次元画像の再構成を行った。再構成像における銅板のプローブ表面からの距離と穴の直径を実際の値と比較して、本計測システムの深さおよび方位方向の分解能を調べた。Fig. 6 (b) に実験結果を示す。再構成された距離と実際の距離とは良好な一致を示しているのに対し、半径に関しては 1mm 程度の差があり d が大きくなると増加する。

本システムは無指向性の超音波を用いているため、深さおよび方位方向の分解能とも超音波の波長 λ に依存する。超音波の速度 $C = 1.5 \times 10^3$ m/s, 周波数 $f_r = 1 \times 10^7$ Hz であるから、 $\lambda = 0.15$ mm となる。したがって、深さ方向の分解能は半波長程度、方位方向は波長の数倍程度であると考えられる。

Fig. 6 The accuracy of the reconstructed distance and diameter

(b) is the dependency of the reconstructed distance between a probe surface and a copper plate and the reconstructed diameter of a hole in the copper plate upon the measured distance d as shown in (a), where dotted and solid line indicate the real distance and diameter and asterisks and crosses indicate the reconstructed distance and diameter, respectively.

3.3 3次元画像表示

つぎに、3mm×3mm 穴のあいたスライスハム、バターの塊、兎の心臓を計測対象として用い、3次元画像を再構成した。兎の心臓内を計測する際は、プローブを兎の心臓に挿入して左心室の最深部を観察した。

Fig. 7 (a)～(c) は、ハム、バター、兎より得られた増幅後のエコー信号の波形であり、Fig. 8 (a)～(c) は各々のフィルタ処理後の波形である。フィルタリングによってSNが改善され、特にFig. 8 (b)よりプローブから遠い側のバターと水の境界からのエコー信号も確認できた。

フィルタ処理後の波形より再構成したハム、バター、兎の3次元画像をFig. 9 (a)～(c)に示す。2値化のための閾値は、ハム、バター、兎の画像で各々180, 80, 180である。これらはプローブ前方の計測領域を、20枚のCモード画像で表示したものである⁷⁾。プローブ前面からの距離が小さい程拡大して、Fig. 9 (a)～(c)において左上方から右下方へと上書きして3次元画像を描画した。なお心臓の3次元画像のみ、計測領域が13mm～23mmである。まずハムを用いた実験では、穴の存在

Fig. 7 The waveforms of original echo signal

Fig. 8 The waveforms of 8.5 MHz～11.5 MHz band-pass filtered echo signal

が確認された。またバターの実験では、その厚みを再構成することができた。さらに兎の実験では、心臓内にある凹凸を再構成することができた。

(a) A sliced ham with a hole

(b) A butter block

(c) A rabbit heart

These are reconstructed by zooming-up and over-drawing C-mode images from left-upper to right-lower corner of (a)~(c) in descending order of their distance from the probe.

Fig. 9 The three-dimensional images

4. 考 察

Bモード映像法では1枚の画像構成のためのデータ収集に、(5)式で表わされる時間が必要である。

$$T = \frac{2D \cdot N}{C} \quad (5)$$

ただし、 D は計測最大深度、 N は走査線数、 C は音速である。通常のBモード映像法の場合には、約150mmの計測深度を確保するために約5kHzのパルス繰り返しレートで超音波ビームを送波し、約100方向の計測結果を1枚の画像にまとめてビデオレート(30Hz)で2次元断層像を表示している。空間分解能を維持したまま3次元映像法に拡張するには、1,000~10,000の走査線数が必要になり、時間分解能が低下するのは必至である。時間分解能の低下を防ぐには、

(1) 同時に複数の超音波ビームを走査する

(2) 同期をとりながら別々の時刻に2次元画像を計測しそれらを合成して3次元表示する

等の方法が考えられる。しかし、(1)では超音波探触子やシステムが複雑になるため血管内等のような微小領域の観察は困難になり、(2)では実時間で観察するのは不可能になる。これに対し本方法では、再構成画像が2次元断層像であろうが3次元画像であろうが、必要なデータ収集時間は

$$T = \frac{2D}{C} \quad (6)$$

と一定である。したがって、動いている物体を瞬時に立体的に表示する映像法として適しており、Fig. 9(c)に示した心臓のような臓器を3次元動画像表示する映像法として適している。また本手法は、送受波回路や超音波探触子が比較的簡単な構成であるため、血管内のような微小領域の画像化にも適している。

ところで本手法は、Fig. 9に示したように高い空間分解能や耐雑音特性を有しているとは言えず、その点ではビーム走査による映像法と比べると劣っている。これに関しては、

(1) パルス変調方式の代わりに M 系列変調型方式⁸⁾などを用いる

(2) 高速計測レートの利点を生かして加算平均を行う等で空間分解能や耐雑音特性を改善する方法が考えられる。特に(2)に関しては、今回の実験ではその計測範囲は超音波プローブ表面から約20mmまでの領域であり、パルス繰り返しレートを30kHz程度まで高周波化することが可能である。したがって、通常のビデオレートで映像を表示するなら約1,000回の計測結果を加算平均化処理することが可能であり、Fig. 9(a)に示したハムの穴もより明確に再構成することが可能であると考えられる。また1,000回の加算平均を行ってもビデオレートを維持できるので、時間分解能を損なわずに空間分解能や耐雑音特性を改善できる。この事実は、本手法が計測レート的高速化による運動現象の映像化に有用であるとともに、スペckルノイズによる画像劣化が著しい超音波画像の改良にも有利な手法であることを示唆している。

5. おわりに

超音波2次元アレイプローブを用いた3次元可視化システムを考案し、1回の超音波送波で3次元画像を再構成することに成功した。今回は物体を外部から3次元的に見るだけにとどまったが、超音波映像法の利点を生かした任意の断面における内部構造が観察できるシステムに拡張することは容易である。また本手法は運動現象の

映像化の点で有用性が高いだけでなく、超音波画像の画質改善にも有利であることもわかった。

本手法は超音波ビームの走査が不要であるため、計測時間は非常に短い。また画像再構成に必要な時間も、専用 DSP などを用いることで短縮することができる。したがって、本システムがロボットなどに装着されれば、実時間で立体的に「もの」を見るだけでなくその中身をも見る機能を持ったロボットが構築されるであろう。さらには分解能などの向上によって、将来は生物のような視覚を持ったロボットを構築することが可能になるであろう。

参 考 文 献

- 1) 星宮：生体工学，昭晃堂（1990）
- 2) J. A. Simmons, P. A. Saillant and S. P. Deer : Through a Bat's Ear ; IEEE SPECTRUM, March, pp.46~48 (1992)
- 3) S. W. Smith, H. G. Pavy and O. T. Ramm : High-Speed Ultrasound Volumetric Imaging System Part I : Transducer Design and Beam Steering ; IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectrics Freq. Contr., Vol. 38, No. 2, pp.100~108 (1991)
- 4) O. T. Ramm, S. W. Smith and H. G. Pavy : High-Speed Ultrasound Volumetric Imaging System Part II : Parallel processing and Image Display ; IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectrics Freq. Contr., Vol. 38, No. 2, pp.109~115 (1991)
- 5) R. Pini, M. Costi, L. Masotti, K. L. Novins, D. P. Greenberg, B. Greppi, M. Carofolini and R. B. Devereux : Three-Dimensional Acquisition and Display of Beating Heart Echo Images ; Acoustical Imaging, Vol. 20, pp. 425~431 (1993)
- 6) M. Mizuta, K. Chihara and K. Shirae : An Instantaneous Echography by Ultrasonic Fan Beam ; Jpn. J. Appl. Phys., Vol. 29, pp. 237~239 (1990)
- 7) H. Tojo, O. Oshiro and K. Chihara : Three-Dimensional Echography by a Spherical Pulsed Wave ; Jpn. J. Appl. Phys., Vol. 33, No. 56, pp. 3162~3165 (1994)
- 8) Y. Murata, K. Koyama and Y. Tamura : 2-ch M-Sequence Encoding Array Transducer System for Acoustic Imaging ; Acoustical Imaging, Vol. 20, pp. 379~386 (1993)