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

非会員	眞溪	歩	奈良先端大
非会員	藤本	直登志	奈良先端大
非会員	南部	雅幸	奈良先端大
非会員	近藤	敦士	奈良先端大
正員	大城	理	奈良先端大
非会員	千原	國宏	奈良先端大
非会員	浅生	雅人	国立大阪病院

The 3-Dimensional Frontal Viewing System Using an Ultrasonic Micro Ring-Array Probe

Ayumu Matani, Naotoshi Fujimoto, Masayuki Nambu, Atushi Kondo, Non-member

Osamu Oshiro, Member, Kunihiro Chihara, Non-member (Nara Institute of Science and Technology)

Masato Asao, Non-member (Osaka National Hospital)

Inspection techniques for frontal imaging inside thin pipes in manufacturing plants or blood vessels are important for their healthy check. The liquid filled in the pipes or the blood is always not transparent and muddy so that the direct observation using optical fibers cannot be performed. Ultrasonic imaging is useful in those cases. Previous techniques such as B-mode imaging must have a 3-dimensional (3D) reconstruction method from successive 2-dimensional images. This paper describes an ultrasonic micro ring-array probe and a 3D frontal imaging technique using this probe. The probe (2 mm ϕ) has 8 ultrasonic transducers placed radially with respect to each other on the front surface. One of the transducer transmits a diverged beam and the other 7 ones receive the echo. A pattern matching method is used for reconstructing objects in front of the probe. The 3D viewing method of the system is based on not reconstruction technique from successive 2D images but an intrinsic 3D measurement one. This system was evaluated by applying to echo data from a computer simulation and an actual object with a projection. The results indicated that this system was useful for the inspections in manufacturing plants or in blood vessels.

キーワード：超音波イメージング，前方3次元可視化，マイクロリングアレイプローブ

1 まえがき

産業用製造設備の中には，冷却用やその他液体循環用の細管が多く見られる。これらの細管に不純物などが付着，堆積すると，正常な流れが阻害される。細管が非常に細ければ直ちに閉塞してしまうなどの異常が発生する。また付着，堆積だけでなく細管自体にクラックが発生する異常も考えられる。一方，人間の血管中でも同様の状況があり，コレステロールの堆積などによる動脈硬化は死亡原因の上位にランクされる重大な疾病である。このような細管の内部の異常を診断するためには，外部からではなく直接内部から観察する方が解像度の高い観察が期待でき効果的である。この場合細管を満たす液体が不透明であったり濁っていると，光学的な手段で画像を得ることはできない。このような状況下では，超音波イメージングが有効な前方視法となる。しかしながら，従来の超音波イメージング法であるB-mode, C-mode法では，電子的，機械的な超音波ビームの走査が必要となる。電子的走査では，アレイ状に並べ

られた超音波振動子の数や設置間距離が最終的に得られる画像の方位方向の解像度を決定する。細管内の限られたスペースを考えると，電子的走査のために多くの振動子をプローブ上に並べることは得策ではない。また医用分野では，機械的走査によって超音波ビームの送波方向を変える方法もあるが⁽¹⁾，ビームの方向を90度曲げ血管の断層像を得る方法がほとんどである。またこれらような方法によって得られる画像は2次元画像であり，CG(Computer Graphics)技術などを用いて3次的に再構成するためには，さらに何らかの方法で走査し近接する多くの2次元像を獲得しなければならない。

本論文では，超音波マイクロリングアレイプローブ^(2,3,4)を用いた前方3次元可視化システムについて述べる。超音波マイクロリングアレイプローブは円形に超音波振動子を配置し，広がりを持つ超音波ビームパルスを送受波することによってプローブ前方を画像化する。このシステムは，超音波ビームを走査する従来方式と異なり，本質的に3次元計測を行うものである。また同じ円形に超音波振動子を配

置する例では、海中ソーナなどで円筒上に配置された振動子を用いる例があり、受波時の超音波ビーム整形を行っている⁽⁵⁾。本手法は超音波ビームを整形することなく、広がりを持つ超音波ビームの特徴を利用する点が海中ソーナの例と異なる。

2 超音波マイクロリングアレイプローブ

本研究で用いた超音波マイクロリングアレイプローブを図1に示す((a) プローブ前面図, (b) 写真)。

(a) frontal view of the micro ring-array probe

(b) photograph of the micro ring-array probe

図1 超音波マイクロリングアレイプローブ
Fig.1. Ultrasonic micro ring-array probe.

計測対象に数ミリ程度の細管または血管の観察を想定して、外径 2 mm のプローブ前面には 8 つの超音波振動子が円筒上に配置されている。各々の振動子は扇形の一部のような形状をしており(中心方向に 0.5 mm, 素子間ギャップ 35 μm), チタン酸鉛 (PbTiO₃) で作製されている。超音波振動子の中心周波数は、水中でサブミリの分解能(計算上は波長となる 0.15 mm)が得られる 10 MHz としている。実測では中心周波数を f_c , 半値を与える下限周波数と上限周波数をそれぞれ f_l , f_h とし, 比帯域 $f_b = (f_h - f_l)/f_c$ を定めると, 8 素子の平均値で $f_c = 9.67$ MHz, $f_b = 0.24$ であった。今, 個々の振動子を半径 a の円板であると仮定すると, 指向性関数 D は式 (1) で表される。

$$D = \left| \frac{P}{P_{\theta=0}} \right| = \left| 2 \frac{J_1(ka \sin \theta)}{ka \sin \theta} \right| \quad (1)$$

ただし J_1 は第 1 種ベッセル関数, $k = 2\pi/\lambda$ (λ は波長), $P_{\theta=0}$ は円板の正面の音圧, P は正面から θ をなす方向における音圧である。 $a = 0.25$ mm とし, 式 (1) から算出される本プローブの音場を図 2 に示す。ここでは音圧が正面を 1 として $1/2 \sim 1/16$ になる角度を示しており, 本プローブ上で最も離れた位置にある 2 つの振動子の音場を表している。例えば, 計測対象が 4 mmφ 程度の細管であり, 音圧が $1/2$ まで減衰する範囲で計測を行うとすると, 計測対象領域はプローブの前方約 13 mm からの領域となる。

図2 超音波マイクロリングアレイプローブの音場
Fig.2. Acoustic field of the micro ring-array probe.

3 前方可視化法

図 3 に示すように, 送波子を $T_i(x_i, y_i, 0)$ ($i = 0, \dots, 7$), 受波子を $T_j(x_j, y_j, 0)$ ($j = 0, \dots, 7; i \neq j$) とし, xyz 座標空間を定める。

時刻 $t = 0$ に送波子 T_i から送波された広がりを持つ超音波ビームパルス $s(t)$ が, 反射係数 $f(\xi, \eta, \zeta)$ を有する点反射体 $P(\xi, \eta, \zeta)$ に反射して, 受波子 T_j に到達するまでに要する時間 $\tau_{ij}(\xi, \eta, \zeta)$ は, 式 (2) で表される。

$$\tau_{ij}(\xi, \eta, \zeta) = \frac{\sqrt{(\xi - x_i)^2 + (\eta - y_i)^2 + \zeta^2}}{C} + \frac{\sqrt{(\xi - x_j)^2 + (\eta - y_j)^2 + \zeta^2}}{C} \quad (2)$$

ここで, C は計測媒体中での音速である。計測媒体中での超音波の減衰を無視すると, 受波子 T_j によって受波される信号 $\hat{r}_{ij}(t)$ は式 (3) となる。

$$\hat{r}_{ij}(t) = \iint_V f(\xi, \eta, \zeta) s(t - \tau_{ij}(\xi, \eta, \zeta)) d\xi d\eta d\zeta \quad (3)$$

ここで、 v は計測対象領域を表す。

図3 計測時の座標系

Fig.3. Coordinate system including the ultrasonic micro ring-array probe and a reflector.

今、時刻 $t = 0$ に送波子 T_0 から広がりを持つ超音波ビームパルス $s(t)$ を送波し、時刻 $t = t_0$ まで受波子 $T_j (j = 1, \dots, 7)$ で反射波 $r_{0j}(t) (j = 1, \dots, 7)$ を計測したとする。まず、この計測時間 t_0 から、計測対象領域が決定される。1回の送波に対して7つの受波子からデータを得ることができ、これらのデータによる前方3次元可視化も可能である。しかしながら、順に送波子を変更していけば合計56組のデータ $r_{ij}(t) (i, j = 0, \dots, 7; i \neq j)$ を得ることができ、その冗長性から前方3次元可視化の分解能が向上する。このとき、計測対象内の物体の速さがこの送受波子の変更の速さに対して十分に遅ければ、物体は静止していると見なされ、全データは同じ瞬間のデータとして扱ってよい。またこの受波信号 $r_{ij}(t)$ に注目してみると、送波子を T_j 、受波子 T_i と入れ換えた状態での受波信号 $r_{ji}(t)$ との間には、式(4)が成立する。

$$r_{ij}(t) = r_{ji}(t) \quad (4)$$

これは送受波子が互いに入れ替わっても、送波子→反射体→受波子の距離は同じであり、得られる信号も同じであるためである。そこで、重複する計測データを除くと計測データは28組となる。次に、計測対象領域内の点 $P(\xi, \eta, \zeta)$ に何らかの点反射体があったと仮定すると、計測されるであろう仮想受波信号は式(3)の $\hat{r}_{ij}(t) (i, j = 0, \dots, 7; i \neq j)$ である。このとき実際に点 P に反射体がある確からしさを定量化する尺度 $Q(\xi, \eta, \zeta)$ として、式(5)を導入する。

$$Q(\xi, \eta, \zeta) = \sum_{i,j} \frac{\langle |r_{ij}(t)|, |\hat{r}_{ij}(t)| \rangle}{\langle |r_{ij}(t)|, |r_{ij}(t)| \rangle \langle |\hat{r}_{ij}(t)|, |\hat{r}_{ij}(t)| \rangle} \quad (5)$$

ただし、 $\langle f(t), g(t) \rangle = \int_0^{t_0} f(t)g(t)dt$ とする。 $Q(\xi, \eta, \zeta)$ はパタンマッチングによく用いられ、最大で1となる。つまり、計測対象領域内の任意の点について $Q(\xi, \eta, \zeta)$ を求めれば、その値はその点に反射体の存在する確からしさを表す尺度となる。計測対象領域内をCG技術を用いて表示す

る際には、この確からしさを輝度値または α チャンネルの値に変調すれば、3次元的に画像化することができる。式(5)において、 $|r_{ij}(t)|$ 、 $|\hat{r}_{ij}(t)|$ など絶対値を用いる理由は、処理の高速化と送受波特性の極性を考慮する必要がないためである。

実際には、これらの処理は離散化して行われる(以下 t を n と表記)。つまり、計測対象領域を格子状に分割し、それぞれの格子に反射体が存在する確からしさを逐次求める。確からしさの算出は式(5)によって行うが、仮想受波信号 $\hat{r}_{ij}(n)$ は離散化されたデータのどれかひとつの要素だけが1(反射係数は一様、減衰は無視)であるようなベクトルとする。結局、本手法は離散化した計測対象領域内を点が作る非直交基底にエコー信号を展開していることになる。具体的な計算では、式(5)の分子の計算は受波信号 $r_{ij}(n)$ の1つの要素を取り出すメモリアクセスのみ、分母の計算も受波信号に対する計算のみとなり、直接式(5)を計算する場合と比較すると大幅に計算量を減少させることができる。また計測対象領域内の各点についての計算は互いに依存関係がないため、並列計算によって処理を大幅に高速化できる。

4 シミュレーション

送波子を順次変更していくことが画像化したときの分解能に与える影響を評価するために、まず計算機シミュレーションを行った。ここではプローブの前方(0.6 mm, 0.6 mm, 15.0 mm)の位置に点反射体があると仮定した。計測条件は、サンプリング周波数100 MHz、サンプリング数1200とし、計測は超音波パルス発射後16.6 μ sec後から行った。これは先に述べた計測対象領域を考慮しての条件であり、結果的に画像化される領域は、超音波マイクロリングアレイプローブ軸方向前方 $z=13.0$ mmの位置から4.0 mm×4.0 mm×8.0 mm(それぞれ x 軸、 y 軸、 z 軸に対応)の領域となった。この領域を0.4 mm立方に分割し、画像化した結果は10×10×20のボクセルとして表示した。このときの計測結果を図4に示す。これは $z=1.5$ mmでの xy 平面の画像(C-mode像)であり、(a)、(b)がそれぞれ一回だけの送波による場合、7つの送波子を順次変更した場合に相当する。

一回だけの送波による画像化結果では、本来あるはずの点反射体の周辺に円弧状(3次元的には回転楕円体状)のアーチファクトが現れている。これは点反射体以外の部分にも存在の確からしさの重みが与えられたためであり、アーチファクトの発生する場所は、送受波子の相対的な位置関係に起因する。これに対し、送波子を順次変更して得た再構成像の方が、明らかにアーチファクトが軽減されていることがわかる。アーチファクトの発生は一回だけの送波の持つ本質的な問題点であり、単純に加算平均などを行っても軽減されない。送波子を順次変更することは、送受波子の相対的な位置関係に起因する解像度の偏りを減少させるように機能する。またこのとき、実際に反射体のあった場所とそれを取り囲む回転楕円体状のアーチファクトの表示上の輝度は大きく異なり、適当な閾値処理により実際に反射体

のあった場所を容易に抽出できる。このような結果的に表示される画像を見ながらインタラクティブに表示上の閾値やゲイン(遠くにある反射体ほど超音波の減衰を補正するため輝度を上げる)を調整することはSTC(Sensitivity Time Control)と呼ばれ、特に医用超音波画像では一般的である⁽⁶⁾。また計測対象領域内のどこに点反射体があっても、送波子を順次変更していくことによってアーチファクトは軽減された。

図4 計算機シミュレーション結果
Fig.4. Computer simulation results.

5 実験

図5(a)に示すような鉄製のプレートにアクリルの突起を取付けた計測対象について、(b)のような条件で計測を行った。サンプリング周波数などその他の計測条件はシミュレーションと同じであった。この結果を図6に示す((a)斜視図、(b)上面図)。図中の目盛は0.8 mm間隔であり、矢印は観察の方向(プローブから見た)を示している。実際には、マウス操作によって視点や画像化の際の閾値をインタラクティブに変えることができる。

このような突起物の3次元再構成画像では、もし前述のような球面上のアーチファクトが発生するとプレートと突起を区別できなくなってしまう。本手法では、突起部分とそれを固定するプレート部分が鮮明に画像化されている。また突起部分の長さもほぼ正確に再現されている。なお、突起がプレートから離れて画像化されている原因は、エコーが音響インピーダンスの異なる界面で発生することに起因しており、同じアクリル内ではエコーが発生しないためと考えられる。またプレートはプローブから見て表側、裏側とも水との界面があるためプレート状に画像化されている。

ここで、B-mode法、C-mode法などの従来の手法と本手法を比較する。まず、アーチファクトについては、従来法では超音波ビームの整形に伴うサイドローブの問題から、アーチファクトが発生する。これに対し本手法では、送受波子を焦点とする回転楕円体状のアーチファクトが発生するが、複数回送波によりアーチファクトを軽減することができる。複数回送波に伴う計測時間とデータ量の増加については、 n 回送波したとすると計測時間は n 倍になるが、データ量は

式(4)から n^2 倍ではなく $n(n-1)/2$ 倍に留まる。次に、本手法と同様な解像度を持つ3次元像を得るためには、もし微細な走査機構を有したとしても従来法では計測対象領域を100回走査しなければならない。これは、計測対象領域である $4.0\text{ mm} \times 4.0\text{ mm} \times 8.0\text{ mm}$ をプローブから見て前方から、本手法の分割ピッチである 0.4 mm で画像化する状態と同等である。これに対し本手法は、位置的に連続する2次元画像を積み上げて3次元再構成する手法⁽⁷⁾ではなく本質的に3次元計測であり、複数回送波を行っても7回の走査ですみ、高フレームレートの動画像を生成することができる。

図5 計測対象

Fig.5. Experiment for an object with a projection.

図6 計測結果

Fig.6. Experimental results for the object.

6 むすび

超音波マイクロリングアレイプローブを用いた前方3次元可視化法を提案した。B-mode、C-modeに代表される従来の超音波による物体の3次元可視化は、計測対象に向かって超音波ビームを送波し、走査しながら連続する2次元画像を取得し、3次元再構成する手法が中心であった。本論文での提案手法は、広がりを持つ超音波ビームパルスを送波し複数の受波子で受波することによって、それぞれで異

なる受波時刻をもとに3次元可視化を行う手法であり、本質的に3次元計測である。広がりを持つ超音波ビームパルス送受に伴う3次元再構成像の回転楕円体状のアーチファクトは、送受波子の組合せを変換させることによって大幅に軽減された。この組合せ変更にもともなう走査に要する時間は同等のB-mode, C-modeを得るために必要な走査時間に比べて非常に短く、本手法の方が高フレームレートを期待できる。またアーチファクトが発生すると認識が困難になる突起を持つ対象を計測し3次元表示することに成功し、本手法の細管検査への可能性を見出した。

なお、本研究の一部は文部省科研費(No.07555131)による。

(平成8年8月26日受付, 同年12月2日再受付)

文 献

- (1) S. Matsumoto, O. Oshiro, K. Chihara, A. Iida, K. Kawabe, T. Shimura, M. Asao, and T. Furukawa: "Intravascular Ultrasonic Imaging with a Micromotor", *Jpn. J. Appl. Phys.*, **34**, 1, 5B, 2865-2868, (1995-5)
- (2) 藤本直登志, 近藤敦士, 眞溪歩, 大城理, 千原國宏, 浅生雅人, 古川俊之: "超音波による血管内前方立体視化法", 第40回システム制御情報学会研究発表講演会講演論文集, 199-200, (平8-5)
- (3) 近藤敦士, 藤本直登志, 眞溪歩, 大城理, 千原國宏, 浅生雅人, 古川俊之: "血管内の超音波イメージング", 第35回日本ME学会大会論文集, 389, (平8-5)
- (4) 南部雅幸, 大城理, 眞溪歩, 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会講演論文集, 197-198, (平8-5)
- (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, **42**, 7, 556-562, (昭61-7)
- (6) "医用超音波診断装置の構成と機能", 大槻茂雄編, 日本超音波医学会, (平5-5)
- (7) M. Kurozumi, O. Oshiro, K. Sato, and K. Chihara: "Three-Dimensional Display of Human Heart Motion Using Medical Ultrasonic Images", *Jpn. J. Appl. Phys.*, **34**, 1, 5B, 2861-2864, (1995-5)

眞溪 歩

(非会員)1965年11月13日生まれ。91年大阪大学基礎工学部大学院修士過程修了。同年大阪ガス(株)入社。95年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科助手。主として、生体信号処理、医用画像計測の研究に従事。

藤本 直登志

(非会員)1971年11月6日生まれ。94年大阪大学基礎工学部制御工学科卒業。96年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科修士過程修了。同年帝人(株)入社。

南部 雅幸

(非会員)1967年4月21日生まれ。91年東京理科大学基礎工学部電子応用工学科卒業。同年(株)島津製作所入社。95年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科修士過程入学。産業用超音波計測の研究に従事。

近藤 敦士

(非会員)1972年6月11日生まれ。95年大阪大学工学部電気工学科卒業。奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科修士過程入学。医用超音波計測の研究に従事。

大城 理

(正員)1962年7月23日生まれ。90年大阪大学基礎工学部大学院博士過程修了。同年住友金属工業(株)入社。93年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科助手。94年奈良先端科学技術大学院大学先端科学調査センター助教授。主として、生体信号処理、画像処理の研究に従事。工博。

千原 國宏

(非会員)1945年5月14日生まれ。73年大阪大学基礎工学部大学院博士過程修了。同年大阪大学基礎工学部助手。83年同助教授。92年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科教授。主として、マルチメディア、医用画像計測、デジタルアーカイバの研究に従事。工博。

浅生 雅人

(非会員)1946年9月21日生まれ。71年大阪市立大学医学部卒業。同年大阪大学第一内科心臓部門入局。79年大阪大学第一内科助手・心臓病棟主任。84年国立大阪病院循環器科医員。87年同医長。超音波医用画像処理ならびに動脈硬化巣のレーザー蒸散に関する研究に従事。医博。