凸形表面送波子を用いたリングアレイプローブ

非会員 南部 雅 幸 (奈良先端科学技術大学院大学)

正 員 大 城 理 (奈良先端科学技術大学院大学)

非会員 土 居 元 紀 (奈良先端科学技術大学院大学)

非会員 千 原 國 宏 (奈良先端科学技術大学院大学)

A Ring Array Probe using a Transmitter with a Convex Surface

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

This paper describes a newly developed ultrasound ring array probe. The probe has one ceramic ultrasound transducer with a convex surface to transmit ultrasound wave with low directivity and eight polymer hydro-phones surrounding the transducer to receive reflected wave with high sensitivity. Firstly, we measured acoustic pressure distribution of a ceramic transducer and confirmed that the transducer can transmit ultrasound with low directivity. Secondly, we performed experiments to reconstruct a 3D image of a metal ball using this probe. The experimental results indicated that this probe enable to present the image with higher resolution.

キーワード: 超音波, リングアレイプローブ, 凸形送波子, 前方視, 血管内可視化

1 はじめに

超音波によるイメージングは簡便性, 非侵襲性, 実時間性という特徴を有し, 通常の光学的イメージングでは計測できない身体の内臓も可視化できるため, 広く臨床で様々な臓器の診断等に使用されている⁽¹⁾⁽²⁾. また, 超音波センサの小型化に伴い, 血管断面という微小領域の画像化も可能になっている⁽³⁾.

しかしながら超音波で獲得できる画像は, 断層像, すなわち2次元画像であり, 立体的な情報を獲得するのは, 2次元断層像を複数獲得して再構成する必要がある. 例えば心臓の3次元イメージングを行うには, 心電同期を用いて1心拍ごとに異なる断層像を獲得し, 数10心拍での画像を統合して立体像を提示している⁽⁴⁾. これは診断時間の長期化を意味しており, また, 加算平均を行ってしまうので, ある心拍時にのみ現れる異常を可視化することはできない.

近年になり, 心臓の実時間3次元イメージングを目指して, 様々な工夫がなされており, 時間分解能も5frame/sec程度まで向上してきた⁽⁵⁾⁽⁶⁾. しかしながら, 心臓等の実時間3次元イメージングを達成するには時間分解能は不

十分である.

このように高時間分解能を有する超音波3次元イメージングが実現できないのは, 超音波イメージングがビーム走査を基本としており, 音速という足枷のためである.

我々は, この音速による時間分解能の拘束を打破するため, 走査を要しないイメージング法⁽⁷⁾⁻⁽¹⁰⁾を開発し, 血管内の前方3次元立体視に関する研究を行ってきた. この手法は, 指向性の低い超音波を, 理想的には球面波を1回だけ送波し, 反射波を複数の超音波振動子で検出して映像化を行うものである. この手法は水中で計測範囲がプローブから75mmの範囲ならば, 理論上は1sec間で, 10,000回の画像を獲得することが可能になる.

本手法は超音波振動子を円環状に配置したリングアレイプローブを用いて行うが, 超音波をプローブ中心軸を囲む広い領域に照射する必要がある. しかしながら, いままで試作したプローブは指向性が比較的高く, 計測領域がプローブ前面から比較的離れた位置になり, 反射信号の強度およびS/Nが低く, 再構成した画像の画質も低いのが現状であった. 打開策としてプローブの振動子を中心軸を向くように傾けて配置して計測領域をプローブ前面から近い位置に設定することで, 高解像度の画像を得

ることに成功した⁽¹¹⁾。しかし、計測範囲が狭い範囲に絞られ、前方の広い領域を可視化することはできなかった。

そこで今回、送波用の振動子をプローブ中心に配置し、かつ、その表面形状に改良を加えることで指向性の低減を目論み、高品質画像の再構成を試みた。本文では、送波子、プローブの構造、および実験結果について述べる。

2 凸形表面超音波振動子

表面が平坦である円状の振動子から送波される連続超音波は、図1に示すように、振動子の近傍（近距離音場： $y \leq y_0$ ）では収束して進行し、遠方（遠距離音場近： $y \geq y_0$ ）では中心軸（ y 軸）から、ある角度 θ で拡散しながら進行する⁽¹²⁾。

図1 振動子の指向性

Fig.1 Directivity of an ultrasound transducer

θ は、超音波の減衰を無視した場合、音圧強度が中心軸上の値の半になる角度で、式(1)⁽¹²⁾で表される。

$$\sin \theta = 0.61 \frac{\lambda}{r} \quad (1)$$

ここで、 r は振動子の半径、 λ は波長であり、波長は音速 c を送波される超音波の周波数 f で割った値 ($\lambda = c / f$) である。式(1)より半径が小さいほど θ は大きくなる、すなわち、指向性が低くなる。例えば、半径が 1.5mm、送波中心周波数が 1MHz である振動子を作製した場合、水中 ($c = 1,500\text{m/sec}$) では $\theta = 37.6\text{deg}$ となる。さらに振動子の半径を小さくすると指向性を低くすることができるが、送波する超音波エネルギーが小さくなり、受信信号強度が小さくなることより S/N の低い映像しか得られない結果になる。

一方、薄膜状に加工された超音波振動子は通常図 2-(a)に示すように厚み振動する。このとき、図 2-(b)のように振動子が厚み方向に一定の曲率で凸な形状を有するならば、波は振動面に垂直な方向へ放射されると考えられる。

図2 振動子の形状による振動方向の違い

(a) 平坦形振動子 (b) 凸形振動子

Fig.2 Difference of vibration direction by shape of ultrasound transducer (a) Flat type (b) Convexity type

そこで、振動子の表面に曲率を持たせて、指向性の低減を試みた。今回作製した振動子の仕様を表1に、プローブの概観を図3(a)に、写真を同図(b),(c)に示す。

表1 凸形超音波振動子の仕様

Table 1 Specification of an ultrasound transducer with a convex surface

材質	セラミクス (PZT)
中心周波数	1MHz
振動子の半径	1.5mm
曲率	10

(a)

(b)

(c)

図3 凸形超音波振動子 ($R=10$)

(a) 概観 (b) 前方写真 (c) 側方写真

Fig.3 An ultrasound transducer with a convex surface ($R=10$) (a) schematic view (b) top view photograph (c) side view photograph

今回作製した振動子は超音波の送波専用使用するの、材料としては機械-電気結合係数が高いセラミクス系とし、チタン酸ジルコン酸鉛 (PZT) を選んだ。振動子の大きさは、血管内イメージングを考慮するとできるだけ小さい方が望ましい、また、指向性をできるだけ小さく設定するため、曲率はできるだけ小さい方が望ましい。しかしながら工作精度により制限を受けるため、今回は図 3(a) に示すように、半径 r は 1.5mm、曲率 R は 10 とした。

今回、この振動子が生成する音圧分布を自動音響強度測定装置 (NTR Systems 製) を用いて計測した。その結果を、図 4 に示す。

黒い丸の位置 ($x = 0, y = 0$) に設置した振動子から y 軸方向に超音波を送波し、音圧分布は y 軸対称と仮定して、 $y \geq 0$ の xy 平面のみで音圧分布の計測を行った。縦軸は音圧強度 (単位: AU) で、受波信号の最大 Peak-to-Peak 値 ($P-P$) をプロットした。なお、比較のため、表面が平坦である振動子 ($r = 1.4\text{mm}$, $f = 2.7\text{MHz}$) が生成する音圧分布も計測した。

図 4(a) は表面が凸形である振動子が生成する超音波の音圧分布である。図より、原点においた振動子からの距離に反比例して音圧が低下していることが確認できる。この結果は、原点から全方位に均一に音波が放射されたことに起因すると考えられ、表面凸形振動子が指向性が低いことを示している。それに対して図 4(b) は表面が平坦である振動子が生成する音圧分布である。図より、 y 軸方向では音圧強度はほぼ一定であるが、中心軸から x 軸方向に離れるに従い音圧強度は大きく減少しており、表面平坦振動子が指向性が高いことがわかる。

これらの結果より、振動子の表面を凸形状にすることで、指向性の低い超音波を送波することが可能になることがわかった。

3 超音波リングアレイプローブ

表面が凸形の振動子は、指向性の低い超音波が送波可能であることが判明したので、この凸形振動子を送波子として、超音波リングアレイプローブを試作した。ここで、超音波をプローブ前面の広い領域に照射するため、送波子はプローブ中央に設置し、これを取り囲むように 8 個の受波子を配置した。受波子は受波感度を優先し、材料としては高分子のハイドロフォン (東レテクノ製) を用いた。作製したプローブの仕様を表 2 に、プローブの概観を図 5(a) に、写真を同図 (b),(c) に示す (送受波子のアセンブルは東レテクノが行った)。

図 4 振動子が生成する音場分布
(a) 表面凸形振動子 (b) 表面平坦振動子

Fig. 4 Acoustic pressure distribution of an ultrasound transducer (a) with convex surface (b) with flat surface

図 5 凸形振動子を用いた超音波リングアレイプローブ (a) 概観 (b) 側方写真 (c) 前方写真

Fig. 5 A ring array probe using a transmitter with a convex surface (a) schematic view (b) side view photograph (c) top view photograph

表2 凸形振動子を用いた
超音波リングアレイプローブの仕様

Table 2 Specification of an ultrasound ring array probe
using a transducer with convex surface

	送波子	受波子
材質	PZT	高分子
中心周波数	1MHz	1MHz
プローブの半径	a : 5mm	
振動子の個数	1	8
振動子の半径	b : 1.5mm (R=10)	c : 0.25mm

このプローブによる画像再構成アルゴリズムは次のとおりである。図6に示すように、プローブ中央を原点とし、ここに配置した凸形超音波振動子から超音波 $s(t)$ を送信する。 $s(t)$ が点 k に存在する反射体 R_k によって反射され、円周上に配置した振動子 T_i により受信される。このとき T_i で受信される信号 $e_{i,k}(t)$ は

$$e_{i,k}(t) = a(i, k) r(k) s\left(t - \frac{l_{i,k}}{C}\right) \quad (2)$$

となる。ここで $a(i, k)$ は超音波の伝搬に基づく減衰、 $r(k)$ は反射係数、 l は原点 $\rightarrow R_k \rightarrow T_i$ の距離、 C は音速である。すべての T_i について $l_{i,k}$ を求めて代入し、すべての $e_{i,k}(t)$ を加算したものを点 k における反射波(エコー)とする。したがって、

$$e_k(t) = \sum_{i=0}^N e_{i,k}(t) \quad (3)$$

となる。ここで N は振動子の個数である。このエコーを0から最大計測時間 t_{max} まで積分したもの

$$w_k = \int_0^{t_{max}} e_k(t) \quad (4)$$

を点 k における反射体の存在する確からしさとして、輝度に変換し、三次元空間にマッピングすることで三次元画像を獲得する。

図6 三次元再構成の原理

Fig. 6 Principle of three-dimensional reconstruction

4 実験と結果

今回、前方にある立体物の可視化を目的とした3次元可視化の実験を行った。実験では、反射波のS/Nを高くするために、反射物体として金属球(ステンレス製)を用いた。図7に示すように、半径2.5mmのステンレス製の球とプローブを10mm離して水中に設置し、前方立体視を行った。なお、比較のため、表面が平坦であるプローブを用いた3次元再構成も行った($a = 1\text{mm}$, $f = 10\text{MHz}$)。

本実験では、新たに開発したプローブによる画質向上の程度を調べるため、オフラインで実験を行った。具体的には、反射波を一旦デジタルオシロスコープ(LeCroy製)に格納し、計測終了後、計算機にデータを転送して、静止画1枚のみの再構成を行った。

獲得した前方3次元像を、図8に示す。なお図中の外枠の大きさは10mmである。また再構成画像の空間分解能、すなわち再構成3次元画像の点を表す立方体の1辺の長さは0.5mmである。

図7 前方立体視実験

Fig. 7 An experimental arrangement for frontal imaging, where a probe set 10mm apart from a measurement object in water.

図8 前方立体視像

(a) 凸面プローブ (b) 従来プローブ

Fig. 8 Frontal images obtained by (a) a probe with a convex surface transmitter (b) a conventional probe

5 考察

図8は、同一の計測対象を再構成した結果である。図8(a)と図8(b)を比較すると、(a)が直径3.5mmの球体に再構成されたのに対し、(b)は直径7.0mmと大きく再構成されている。比較のため用いたプローブは半径1mm、送波周波数10MHzであり、今回作製したプローブとは単純には比較できない。しかしながら、使用する超音波の周波数が高い程、空間分解能は向上する。また、図4に示したように凸形振動子を使用した場合、指向性が低いため音波のエネルギーは拡散し、反射波のS/Nが低下する。そのため再構成画像中に雑音による虚像が発生し、再構成画像の画質が著しく低下する。これらの不利な条件に関わらず、凸形プローブによる再構成画像の方が、より実際のサンプルに近い大きさとなった。表面が平坦で高い指向性を有する振動子を用いて計測を行った場合、球面波の使用を前提とした本手法の再構成アルゴリズムを用いた場合、計測空間における反射波の分布に著しい偏倚が存在するため、再構成画像に虚像が発生する。さらに振動子の前方に存在する計測対象からの反射波の強度が大きいため、リングング（反射波の持続）の影響が大となり、同様に虚像が発生する。その結果、本来プローブが有するはずの分解能を実現できないことがある。一方、本実験の結果が示すように、振動子を凸形に加工し、低指向性を有する球面波に近い超音波を用いて計測を行うことにより、高画質の画像を再構成することが可能である。

6 おわりに

今回、表面が凸形状である振動子を送波子として中心に持つリングアレイプローブを作製した。振動子は表面が平坦なものとは比べると指向性が低下しており、本研究の主旨に見合ったものが作製できた。またこのプローブで前方3次元計測を行ったところ、従来よりも高解像度の3次元画像を再構成することができた。中央の振動子をさらに小型化することで、血管内前方イメージングに用いることができると考えられる。

なお、本研究の1部は、日本学術振興会 未来開拓学術研究推進事業 (JSPS-RFTF97I00402:超音波診断と治療の革新的基礎技術の開発) の補助を受けて行ったものである。

(平成11年6月23日受付, 平成12年10月10日再受付)

文 献

- (1) 和賀井敏夫, 松尾裕英: "超音波医学", 永井書店 (1985)
- (2) 渡辺 洸, 大江 宏: "腎と泌尿器科超音波", 南江堂 (1985)
- (3) 大城 理, Md. Salimuzzaman, 眞溪 歩, 千原國宏, 浅生雅人: "マイクロモータによる超音波イメージング", 電気学会論文誌 E センサ・マイクロマシン部門 118, 193-197 (1998)
- (4) O. Oshiro, A. Matani, K. Chihara, T. Mikami and A. Kitabatake: "Three Dimensional Echocardiography with the Reconstructed B-mode Image", Japanese Journal of Applied Physics 36, 3221-3225 (1997)
- (5) J. Lu: "2D and 3D high Frame Rate Imaging with Limited Diffraction Beams", IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 838-839 (1997)
- (6) 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 1131-1132 (1999)
- (7) 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誌 39, 344-349 (1995)
- (8) 西尾真博, 藤田匡佑, 芳賀洋一, 江刺正喜: "血管内前方視超音波イメージャのための集積化プローブの試作", 第39回日本ME学会大会論文集, 107 (2000)
- (9) W.R. Lewis and H. Lee: "High-Resolution Image Reconstruction Techniques for Circular-Aperture Array Imaging Systems", Acoustical Imaging, 37-43, (1996)
- (10) 田村安孝: "計算機処理による超音波イメージング", Medical Imaging Technology, 17-1, 26-34 (1999)
- (11) A. Matani, M. Nambu, A. Kondo, O. Oshiro and K. Chihara: "A Method of 3D Measurement with High Resolution Using Ultrasound Spherical Waves", Japanese Journal of Applied Physics 36, 3255-3259 (1997)
- (12) K. K. Shung, M. B. Smith and B. Tsui: "Principles of medical imaging", Academic Press (1992)

南 部 雅 幸 (非会員) 1967年4月21日生まれ。

1991年東京理科大学卒業。1991年島津製作所入社。1995年奈良先端科学技術大学院大学入学。1997年同大学博士前期課程修了。1997年同大学博士後期課程進学。主として現在超音波計測、3次元可視化の研究に従事。

大 城

理 (正員) 1962 年 7 月 23 日生. 1990 年大阪大学大学院博士課程修了. 同年住友金属工業入社. 1993 年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科助手. 1994 年同大学先端科学技術研究調査センタ助教授. 主として超音波計測, 医用画像処理, 3 次元可視化の研究に従事. 工博.

土 居 元 紀 (非会員) 1971 年 3 月 8 日生まれ.

1993 年大阪大学基礎工学部卒業. 1998 年奈良先端科学技術大学院大学博士後期課程修了. 同年同大学情報科学研究科助手. 主として画像認識, 医用画像解析, 超音波センサの研究に従事. 工博.

千 原 國 宏 (非会員) 1945 年 5 月 14 日生まれ.

1973 年大阪大学大学院博士課程修了. 同年同大学基礎工学部助手. 1983 年同大学基礎工学部助教授. 1992 年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科教授. 主として医用超音波計測, 生体内可視化の研究に従事. 工博.