

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4434913号
(P4434913)

(45) 発行日 平成22年3月17日 (2010.3.17)

(24) 登録日 平成22年1月8日 (2010.1.8)

(51) Int.Cl.

F I

H 0 4 R 17/00 (2006.01)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)H 0 4 R 17/00 3 3 2 A
A 6 1 B 8/00

請求項の数 7 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2004-306020 (P2004-306020)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成16年10月20日 (2004.10.20)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2006-121327 (P2006-121327A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成18年5月11日 (2006.5.11)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成19年10月2日 (2007.10.2)		東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100058479
			弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

第1の方向に対して複数に分割され、前記第1の方向と略直交する第2の方向に対して超音波を送受信する圧電振動子を備えた超音波プローブにおいて、

前記圧電振動子は、前記第1の方向の両端側に行くにつれて、かつ前記第1の方向及び第2の方向と略直交する第3の方向の両端側に行くにつれて、超音波を実質的に送受信する実行面積が小さくなるように、前記第2の方向に沿って略直交する2端面のうちの少なくとも1端面の角部近傍に、前記第1の方向及び前記第3の方向に対して傾斜する複数の溝を有することを特徴とする超音波プローブ。

【請求項2】

第1の方向に対して複数に分割され、前記第1の方向と略直交する第2の方向に対して超音波を送受信する圧電振動子を備えた超音波プローブにおいて、

前記圧電振動子は、前記第1の方向の両端側に行くにつれて、かつ前記第1の方向及び第2の方向と略直交する第3の方向の両端側に行くにつれて、超音波を実質的に送受信する実行面積が小さくなるように、前記第2の方向に沿って略直交する2端面のうちの少なくとも1端面に前記第1の方向に平行する複数の溝を有し、

前記複数の溝は、前記第1の方向に沿う長さが前記1端面の中央部に行くにつれて短くなるように形成されることを特徴とする超音波プローブ。

【請求項3】

第1の方向に対して複数に分割され、前記第1の方向と略直交する第2の方向に対して

10

20

超音波を送受信する圧電振動子を備えた超音波プローブにおいて、

前記圧電振動子は、前記第 1 の方向の両端側に行くにつれて、かつ前記第 1 の方向及び第 2 の方向と略直交する第 3 の方向の両端側に行くにつれて、超音波を実質的に送受信する実行面積が小さくなるように、前記第 2 の方向に沿って略直交する 2 端面のうちの少なくとも 1 端面に複数の孔を有することを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 4】

前記 1 端面には、電気接続のための導電体が接合されていることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

第 1 の方向に対して複数に分割され、前記第 1 の方向に略直交する第 2 の方向に対して超音波を送受信する圧電振動子を備えた超音波プローブと、

前記圧電振動子が受信した信号に基づいて画像を生成する画像生成手段と、
を具備する超音波診断装置において、

前記圧電振動子は、前記第 1 の方向の両端側に行くにつれて、かつ前記第 1 の方向及び第 2 の方向と略直交する第 3 の方向の両端側に行くにつれて、超音波を実質的に送受信する実行面積が小さくなるように、前記第 2 の方向に沿って略直交する 2 端面のうちの少なくとも 1 端面の角部近傍に、前記第 1 の方向及び前記第 3 の方向に対して傾斜する複数の溝を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

第 1 の方向に対して複数に分割され、前記第 1 の方向に略直交する第 2 の方向に対して超音波を送受信する圧電振動子を備えた超音波プローブと、

前記圧電振動子が受信した信号に基づいて画像を生成する画像生成手段と、
を具備する超音波診断装置において、

前記圧電振動子は、前記第 1 の方向の両端側に行くにつれて、かつ前記第 1 の方向及び第 2 の方向と略直交する第 3 の方向の両端側に行くにつれて、超音波を実質的に送受信する実行面積が小さくなるように、前記第 2 の方向に沿って略直交する 2 端面のうちの少なくとも 1 端面に前記第 1 の方向に平行する複数の溝を有し、

前記複数の溝は、前記第 1 の方向に沿う長さが前記 1 端面の中央部に行くにつれて短くなるように形成されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

第 1 の方向に対して複数に分割され、前記第 1 の方向に略直交する第 2 の方向に対して超音波を送受信する圧電振動子を備えた超音波プローブと、

前記圧電振動子が受信した信号に基づいて画像を生成する画像生成手段と、
を具備する超音波診断装置において、

前記圧電振動子は、

前記第 1 の方向の両端側に行くにつれて、かつ前記第 1 の方向及び第 2 の方向と略直交する第 3 の方向の両端側に行くにつれて、超音波を実質的に送受信する実行面積が小さくなるように、前記第 2 の方向に沿って略直交する 2 端面のうちの少なくとも 1 端面に複数の孔を有することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、送受信される超音波の送信強度と受信感度に重み付けを行ってサイドローブの低減を図った超音波探プローブ及び超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波プローブは、対象物内部の画像化等を目的として、対象物に向けて超音波を照射し、当該対象物内における音響インピーダンスの異なる界面からの反射波を受信するための装置である。このような超音波プローブが採用される超音波画像装置として、人体の内部を検査するための医用診断装置などがある。

【 0 0 0 3 】

超音波プローブには、１次元アレイ超音波プローブと呼ばれるものがある。この１次元アレイ超音波プローブは、超音波の送受信を行うための圧電素子ユニットを有している。圧電素子ユニットは、アレイ方向に対して一定間隔で並設された複数の圧電素子からなり、その人体側には音響整合層と音響レンズが設けられ、圧電素子ユニットの人体側と反対側には背面材が設けられている。

【 0 0 0 4 】

１次元アレイ超音波プローブを使用する場合、駆動回路から各圧電素子に別々に駆動信号を印加する。このとき、遅延回路により各圧電素子に印加する駆動信号の位相をずらすことで、超音波の照射位置をアレイ方向に走査する。

10

【 0 0 0 5 】

各圧電素子から発生した超音波は、音響整合層と音響レンズを介して被検者に送信される。そして、人体内で音響インピーダンスの不整合により生じる反射波を圧電素子ユニットで受信することで、人体の内部構造がモニタに映し出される。

【 0 0 0 6 】

この圧電素子ユニットを製造する場合、まず矩形状の圧電材料ブロックに音響整合層を接合する。そして、圧電材料ブロックと音響整合層の積層体をアレイ方向に対して所定間隔でダイシングし、圧電材料ブロックをアレイ化、すなわち複数の圧電素子に分割する。

【 0 0 0 7 】

そして、アレイ化された積層体に音響レンズと背面材を接合し、最後に駆動回路と各圧電素子の電氣的接続を行って超音波プローブが完成する。

20

【 0 0 0 8 】

ところで、前述の１次元アレイ超音波プローブにおいて、各圧電素子に矩形波形の駆動信号を印加した場合、アレイ方向及びレンズ方向におけるサイドローブが問題となることがある。そのため、近年では当該サイドローブを低減するために、様々な技術が開示されている。

【 0 0 0 9 】

レンズ方向におけるサイドローブを低減する技術としては、例えば、各圧電素子をレンズ方向に対して間隔を変えながら複数に分割し、超音波の送受信を実質的に行う実行面積を変化させることで、圧電素子ユニットから送信される超音波の強度に重み付けをする技術（例えば、特許文献１参照。）や、各圧電素子のレンズ方向の中央部と両端部との間で分極強度を変化させることで、圧電素子ユニットから送信される超音波の強度に重み付けをする技術（例えば、特許文献２参照。）や、各圧電素子をレンズ方向に対して一定間隔で分割し、各々に印加する駆動信号を変化させることで、圧電素子ユニットから送信される超音波の強度に重み付けを行う技術（例えば、特許文献３参照。）などが開示されている。

30

【 0 0 1 0 】

また、アレイ方向におけるサイドローブを低減する技術としては、例えば、圧電素子ユニットの全体形状を楕円型とする技術（例えば、特許文献４参照。）や、各圧電素子ユニットの両端側に行くにつれて圧電素子の幅を徐々に小さくする技術（例えば、特許文献５参照。）などが開示されている。

40

【特許文献１】特開２００３－９２８８号公報

【特許文献２】特開平７－３８９９９号公報

【特許文献３】特開平５－３８３３５号公報

【特許文献４】特公平１－２４４７９号公報

【特許文献５】特開平１０－１９２２７７号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 1 】

しかしながら、特許文献１～３に記載された超音波プローブでは、レンズ方向における

50

サイドローブを低減することはできるが、アレイ方向におけるサイドローブを低減することができないという問題がある。

【0012】

また、特許文献4、5に記載された超音波プローブでは、アレイ方向におけるサイドローブを低減することはできるが、レンズ方向におけるサイドローブを低減することができないという問題がある。

【0013】

すなわち、特許文献1～特許文献5に記載された超音波プローブでは、アレイ方向とレンズ方向の両方向におけるサイドローブを低減することができなかった。

【0014】

さらに、特許文献1～特許文献5に記載された超音波プローブには、他にも以下のような問題がある。

【0015】

すなわち、特許文献1に記載された超音波プローブでは、圧電素子ユニットを製造する際に、圧電材料ブロックがレンズ方向に対して完全に分割されてしまうため、分割された複数の圧電素子を位置決めする工夫が必要となり、製造工程の増加、製造価格の上昇を招くという問題がある。

【0016】

特許文献2に記載された超音波プローブでは、圧電素子ユニットを製造する際に、分極工程の管理が必要となり、製造工程の複雑化、製造価格の上昇を招くという問題がある。

【0017】

特許文献3に記載された超音波プローブでは、装置や回路の構造が複雑化し、超音波プローブの信頼性の悪化、製造工数の増加、製造価格の上昇を招くという問題がある。

【0018】

特許文献4と特許文献5に記載された超音波プローブでは、圧電素子ユニットの全体形状が矩形ではないため、加工の複雑化、製造工程の複雑化、製造価格の上昇を招くという問題がある。

【0019】

本発明は、前記事情を鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、製造性が良く、またコストパフォーマンスの良い、アレイ方向及びレンズ方向におけるサイドローブを低減することができる超音波プローブ及び超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0020】

前記課題を解決し目的を達成するために、本発明の超音波探プローブ及び超音波診断装置は次のように構成されている。

【0021】

(1) 第1の方向に対して複数に分割され、前記第1の方向と略直交する第2の方向に対して超音波を送受信する圧電振動子を備えた超音波プローブにおいて、前記圧電振動子は、前記第1の方向の両端側に行くにつれて、かつ前記第1の方向及び第2の方向と略直交する第3の方向の両端側に行くにつれて、超音波を実質的に送受信する実行面積が小さくなるように、前記第2の方向に沿って略直交する2端面のうちの少なくとも1端面の角部近傍に、前記第1の方向及び前記第3の方向に対して傾斜する複数の溝を有する。

(2) 第1の方向に対して複数に分割され、前記第1の方向と略直交する第2の方向に対して超音波を送受信する圧電振動子を備えた超音波プローブにおいて、前記圧電振動子は、前記第1の方向の両端側に行くにつれて、かつ前記第1の方向及び第2の方向と略直交する第3の方向の両端側に行くにつれて、超音波を実質的に送受信する実行面積が小さくなるように、前記第2の方向に沿って略直交する2端面のうちの少なくとも1端面に前記第1の方向に平行する複数の溝を有し、前記複数の溝は、前記第1の方向に沿う長さが前記1端面の中央部に行くにつれて短くなるように形成される。

(3) 第1の方向に対して複数に分割され、前記第1の方向と略直交する第2の方向に

10

20

30

40

50

対して超音波を送受信する圧電振動子を備えた超音波プローブにおいて、前記圧電振動子は、前記第 1 の方向の両端側に行くにつれて、かつ前記第 1 の方向及び第 2 の方向と略直交する第 3 の方向の両端側に行くにつれて、超音波を実質的に送受信する実行面積が小さくなるように、前記第 2 の方向に沿って略直交する 2 端面のうちの少なくとも 1 端面に複数の孔を有する。

(4) 第 1 の方向に対して複数に分割され、前記第 1 の方向に略直交する第 2 の方向に対して超音波を送受信する圧電振動子を備えた超音波プローブと、前記圧電振動子が受信した信号に基づいて画像を生成する画像生成手段と、を具備する超音波診断装置において、前記圧電振動子は、前記第 1 の方向の両端側に行くにつれて、かつ前記第 1 の方向及び第 2 の方向と略直交する第 3 の方向の両端側に行くにつれて、超音波を実質的に送受信する実行面積が小さくなるように、前記第 2 の方向に沿って略直交する 2 端面のうちの少なくとも 1 端面の角部近傍に、前記第 1 の方向及び前記第 3 の方向に対して傾斜する複数の溝を有する。

10

(5) 第 1 の方向に対して複数に分割され、前記第 1 の方向に略直交する第 2 の方向に対して超音波を送受信する圧電振動子を備えた超音波プローブと、前記圧電振動子が受信した信号に基づいて画像を生成する画像生成手段と、を具備する超音波診断装置において、前記圧電振動子は、前記第 1 の方向の両端側に行くにつれて、かつ前記第 1 の方向及び第 2 の方向と略直交する第 3 の方向の両端側に行くにつれて、超音波を実質的に送受信する実行面積が小さくなるように、前記第 2 の方向に沿って略直交する 2 端面のうちの少なくとも 1 端面に前記第 1 の方向に平行する複数の溝を有し、前記複数の溝は、前記第 1 の方向に沿う長さが前記 1 端面の中央部に行くにつれて短くなるように形成される。

20

(6) 第 1 の方向に対して複数に分割され、前記第 1 の方向に略直交する第 2 の方向に対して超音波を送受信する圧電振動子を備えた超音波プローブと、前記圧電振動子が受信した信号に基づいて画像を生成する画像生成手段と、を具備する超音波診断装置において、前記圧電振動子は、前記第 1 の方向の両端側に行くにつれて、かつ前記第 1 の方向及び第 2 の方向と略直交する第 3 の方向の両端側に行くにつれて、超音波を実質的に送受信する実行面積が小さくなるように、前記第 2 の方向に沿って略直交する 2 端面のうちの少なくとも 1 端面に複数の孔を有する。

【発明の効果】

【 0 0 2 7 】

30

本発明によれば、製造性を低下させることなく、またコストパフォーマンスを低下させることなく、アレイ方向及びレンズ方向におけるサイドローブを低減することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 8 】

以下、図面を参照しながら本発明を実施するための最良の形態について説明する。

【 0 0 2 9 】

まず、図 1 ～ 図 9 を用いて本発明の第 1 の実施の形態を説明する。

【 0 0 3 0 】

図 1 は本発明の第 1 の実施の形態に係る超音波プローブ 10 の概略的構成を示す斜視図、図 2 は同実施の形態に係る超音波プローブ 10 をアレイ方向と垂直に切断して示す断面図、図 3 は同実施の形態に係る超音波プローブ 10 をレンズ方向と垂直に切断して示す断面図、図 4 は同実施の形態に係る圧電素子ユニット 12 の上側面を示す概略図、図 5 は同実施の形態に係る圧電素子ユニット 12 を図 4 中の A - A 線で切断して示す断面図である。

40

【 0 0 3 1 】

図 1 ～ 図 3 に示すように、この超音波プローブ 10 は吸振材製の背面材 11 を有している。この背面材 11 は矩形ブロック状をしており、その一側面にはフレキシブル印刷配線基板 31 を介して圧電素子ユニット 12 (圧電振動子) が設けられている。

【 0 0 3 2 】

この圧電素子ユニット 12 は、短冊状に形成された複数の圧電素子 15 により構成され

50

ている。これら圧電素子 15 は、アレイ方向（第 1 の方向）に対して一定間隔で並べられており、各々の圧電素子 15 は超音波を送受信する、いわゆるチャンネルをなしている。すなわち、本実施の形態に係る超音波プローブ 10 は、いわゆる 1 次元アレイ超音波プローブと呼ばれるものである。

【0033】

圧電素子 15 の素材としては、圧電セラミックや圧電単結晶が用いられている。なお、各圧電素子 15 は、その製造工程において上下方向（第 2 の方向、アレイ方向と直交する方向）に分極されている。

【0034】

各圧電素子 15 は、その上端面と下端面にそれぞれアース電極 23a（電極）と信号電極 23b（電極）を有している。これらアース電極 23a と信号電極 23b は、金や銅などの金属箔で形成されており、これら電極 23a、23b を介して圧電素子 15 に駆動電圧を印加できるようになっている。

【0035】

図 4 と図 5 に示すように、各圧電素子 15 の上端面には、各圧電素子 15 を貫通しない複数の溝部 20 が上下方向に沿って形成されている。これらの溝部 20 は、アレイ方向及びレンズ方向（第 3 の方向、アレイ方向及び上下方向と直交する方向）に対して所定角度で傾斜しており、しかも隣り合う圧電素子 15 に形成された溝部 20 同士が同一直線上に載るような配置となっている。

【0036】

これにより、圧電素子ユニット 12 の上側面の四隅部には、複数の圧電素子 15 に形成された溝部 20 を連ねてなり、圧電素子ユニット 12 を貫通しない、圧電素子ユニット 12 のアレイ方向の端部とレンズ方向の端部に対して斜めに交差する連成溝 16（溝）が形成される。

【0037】

連成溝 16 のアレイ方向に対するピッチ間隔は、サイン関数 S の関数値に従って、圧電素子ユニット 12 のアレイ方向の両端側に行くにつれて小さくなるように決定されている。また、連成溝 16 のレンズ方向に対するピッチ間隔も、サイン関数 S の関数値に従って、圧電素子ユニット 12 のレンズ方向の両端側に行くにつれて小さくなるように決定されている。

【0038】

ここで、図 6 を参照しながら連成溝 16 のレンズ方向に対するピッチ間隔に限定して説明する。

【0039】

図 6 は同実施の形態に係る連成溝 16 のピッチ間隔を決定するサイン関数 S を示す概略図である。なお、図 6 の横軸は圧電素子ユニット 12 のレンズ方向に対する位置（レンズ方向の中心部は 0）を示している。

【0040】

図 6 に示すように、連成溝 16 のレンズ方向に対するピッチ間隔は、サイン関数の関数値に従って、レンズ方向の中心側に行くにつれて大きくなり、レンズ方向の両側に行くにつれて小さくなるように決められている。

【0041】

これにより、本実施の形態に係る圧電素子ユニット 12 は、アレイ方向の両端側に行くにつれて超音波の送受信を実質的に行う実行面積が小さくなり、またレンズ方向の両端側に行くにつれて実行面積が小さくなる。

【0042】

なお、本実施の形態では、サイン関数 S に基づいて連成溝 16 のアレイ方向及びレンズ方向に対するピッチ間隔を決定しているが、これに限定されるものではない。すなわち、アレイ方向の両端側、及びレンズ方向の両端側に行くにつれて実行面積を小さくすることができれば、例えばガウシアン関数などであってもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 3 】

各圧電素子 1 5 の信号電極 2 3 b は、それぞれフレキシブル印刷配線基板 3 1 内に設けられた複数の信号用配線 3 1 b (後述する) に電氣的に接続されている。これら信号用配線 3 1 b は、アレイ方向に対して一定間隔で配列されており、アレイ方向に並ぶ複数の圧電素子 1 5 に対して別々に駆動信号を印加できるようになっている。

【 0 0 4 4 】

圧電素子ユニット 1 2 の上側面には音響整合層ユニット 2 5 が設けられている。この音響整合層ユニット 2 5 は、短冊状に形成された複数の音響整合層 1 7 により構成されており、各々の音響整合層 1 7 は前記各圧電素子 1 5 と対応するよう配置されている。

【 0 0 4 5 】

この音響整合層 1 7 は、圧電素子 1 5 と人体の音響インピーダンスを整合させるものであり、本実施の形態では音響インピーダンスが圧電素子 1 5 から人体に向かって段階的に変化するように、材料の異なる第 1 の音響整合層 1 8 (導電体) と第 2 の音響整合層 1 9 により構成されている。

【 0 0 4 6 】

第 1 の音響整合層 1 8 は導電性材料により形成されており、その下端面は圧電素子 1 5 上のアース電極 2 3 a と電氣的に接続されている。一方、第 2 の音響整合層 1 9 は絶縁性材料で形成されており、その下端面は第 1 の音響整合層 1 8 の上端面に接合されている。

【 0 0 4 7 】

第 2 の音響整合層 1 9 の上側には、音響レンズ 2 2 が全ての第 2 の音響整合層 1 9 を覆うように設けられている。この音響レンズ 2 2 は、生体に近い音響インピーダンスを有するシリコンゴム等を素材としたレンズであり、音響の屈折を利用して超音波ビームを収束させ、分解能を向上させるものである。なお、第 2 の音響整合層 1 9 を導電性材料により形成してもよい。

【 0 0 4 8 】

アレイ方向に並べられた圧電素子 1 5 の隙間 1 3 及び各圧電素子 1 5 に形成された溝部 2 0 には、エポキシ等の非導電性樹脂材料 (非導電性接着剤、図示しない) が充填されている。この非導電性樹脂材料は、圧電素子ユニット 1 2 及び音響整合層ユニット 2 5 に機械的強度を持たせ、また第 1 の音響整合層 1 8 とアース電極 2 3 a とを接合するものである。

【 0 0 4 9 】

各第 1 の音響整合層 1 8 の側面にはアース取り出し電極 2 4 が設けられている。このアース取り出し電極 2 4 は、導電性材料により形成された各第 1 の音響整合層 1 8 に対して電氣的に接続されており、その下端部はフレキシブル印刷配線基板 3 1 と一体化されている。なお、第 2 の音響整合層 1 9 を導電性材料で形成した場合は、第 2 の音響整合層 1 9 とアース取り出し電極 2 4 とを電氣的に接続してもよい。

【 0 0 5 0 】

このフレキシブル印刷配線基板 3 1 は、第 1 の層と第 2 の層から構成されており、第 1 の層はアース取り出し電極 2 4 の下端部側方に配置され、第 2 の層は背面材 1 1 と圧電素子ユニット 1 2 の間に配置されている。

【 0 0 5 1 】

第 1 の層の内部にはアース用配線 3 1 a が設けられており、このアース用配線 3 1 a の先端部は第 1 の層から露出してアース取り出し電極 2 4 に電氣的に接続されている。また、第 2 の層の内部にはアレイ方向に対して所定間隔で配列された複数の前記信号用配線 3 1 b が設けられており、これら信号用配線 3 1 b の先端部は第 2 の層から露出して信号電極 2 3 b に電氣的に接続されている。

【 0 0 5 2 】

次に、前記構成の超音波プローブ 1 0 を製造する工程について説明する。

【 0 0 5 3 】

図 7 は同実施の形態に係る超音波プローブ 1 0 の製造工程を示す概略図である。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 4 】

図 7 (a) に示すように、まず第 1 の電極 5 1 と第 2 の電極 5 2 を備えた圧電体ブロック 5 3 を用意する。この圧電体ブロック 5 3 は、通常の圧電体製造方法により圧電セラミックスや圧電体結晶等の圧電材料を製造した後、その両側面に金や銅などの薄膜をメッキあるいはスパッタなどで形成し、最後に圧電材料を分極することにより得られる。

【 0 0 5 5 】

次に、図 7 (b) に示すように、圧電体ブロック 5 3 を第 1 の電極 5 1 側からダイシングする。このダイシングは、いわゆる重み付け用のものであり、アレイ方向及びレンズ方向に対して所定角度で傾斜して、しかもアレイ方向及びレンズ方向の両側に行くにつれてピッチ間隔が小さくなるように、圧電体ブロック 5 3 の中途部まで実行される。これにより、圧電体ブロック 5 3 の第 1 の電極 5 1 側の面には、アレイ方向の端部とレンズ方向の端部に対して斜めに交差する複数の溝列 2 1 が形成される。なお、圧電材料の分極は、この重み付け用のダイシングが完了した後に行ってもよい。

10

【 0 0 5 6 】

次に、図 7 (c) に示すように、圧電体ブロック 5 3 の第 1 の電極 5 1 側の面に導電性材料で形成された第 1 の音響整合材料 5 4 を接合する。これにより、重み付け用のダイシングで分割された第 1 の電極 5 1 が第 1 の音響整合材料 5 4 により電氣的に接続される。そして、これと同時に溝列 2 1 内にエポキシ等の非導電性樹脂材料 (図示しない) を充填する。

【 0 0 5 7 】

20

次に、図 7 (d) に示すように、第 1 の音響整合材料 5 4 上に第 2 の音響整合材料 5 5 を接合する。そして、図 7 (e) に示すように、第 2 の電極 5 2 にフレキシブル印刷配線基板 3 1 を非導電性接着剤で接合し、フレキシブル印刷配線基板 3 1 内の信号用配線 3 1 b と第 2 の電極 5 2 とを電氣的に接続する。

【 0 0 5 8 】

次に、図 7 (f) に示すように、圧電体ブロック 5 3 に接合されたフレキシブル印刷配線基板 3 1 に背面材 1 1 を接合し、図 7 (g) に示すように、レンズ方向に沿って圧電体ブロック 5 3、第 1 の音響整合材料 5 4、第 2 の音響整合材料 5 5、及びフレキシブル印刷配線基板 3 1 を第 2 の音響整合材料 5 5 側からダイシングする。

【 0 0 5 9 】

30

このダイシングは、いわゆるアレイ化のためのものであり、アレイ方向に対して一定のピッチ間隔で、フレキシブル印刷配線基板 3 1 が完全に分断されるまで実行される。これにより、圧電体ブロック 5 3、第 1 の音響整合材料 5 4、第 2 の音響整合材料 5 5、第 1 の電極 5 1、第 2 の電極 5 2、及びフレキシブル印刷配線基板 3 1 はアレイ化され、すなわちアレイ方向に対して完全に分離され、これらの間に隙間 1 3 が形成される。そして、これと同時に隙間 1 3 内にエポキシ等の非導電性樹脂材料 (図示しない) を充填する。

【 0 0 6 0 】

これら 2 回のダイシングにより、圧電体ブロック 5 3 は前記複数の圧電素子 1 5 に、第 1 の音響整合材料 5 4 は前記複数の第 1 の音響整合層 1 8 に、第 2 の音響整合材料 5 5 は前記複数の第 2 の音響整合層 1 9 に、第 1 の電極 5 1 は前記複数のアース電極 2 3 a に、第 2 の電極 5 2 は前記複数の信号電極 2 3 b に、溝列 2 1 は前記複数の溝部 2 0 になる。

40

【 0 0 6 1 】

なお、圧電体ブロック 5 3、第 1 の音響整合材料 5 4、第 2 の音響整合材料 5 5、第 1 の電極 5 1、第 2 の電極 5 2、及びフレキシブル印刷配線基板 3 1 を完全に分離しても、圧電体ブロック 5 3 にはフレキシブル印刷配線基板 3 1 を介して背面材 1 1 が接合されているため、各部がバラバラに分離することはない。

【 0 0 6 2 】

次に、図 7 (h) に示すように、第 2 の音響整合層 1 9 上に音響レンズ 2 2 を接合する。そして、第 1 の音響整合層 1 8 の側方に導電性接着剤でアース取り出し電極 2 4 を接合し、アース取り出し電極 2 4 とフレキシブル印刷配線基板 3 1 のアース用配線 3 1 a とを

50

電氣的に接続する。これにより超音波プローブ 10 が完成する。

【0063】

前記構成の超音波プローブ 10 によれば、圧電素子ユニット 12 の上側面の四隅部に、アレイ方向の端部とレンズ方向の端部に対して斜めに交差する複数の連成溝 16 を形成し、この連成溝 16 のピッチ間隔をアレイ方向及びレンズ方向の両側に行くにつれて小さくなるように調整している。

【0064】

これにより、圧電素子ユニット 12 は、アレイ方向の両側に行くにつれて、かつレンズ方向の両側に行くにつれて、超音波を実質的に送受信する実行面積が小さくなるから、送信される超音波の音圧と受信される超音波の感度が実行面積に従って重み付けされ、圧電素子ユニット 12 のアレイ方向とレンズ方向におけるサイドローブを低減することができる。

10

【0065】

ここで、本実施の形態に係る超音波プローブ 10 から送信される超音波のレンズ方向に対する音場について検証してみる。

【0066】

図 8 は同実施の形態に係る超音波プローブ 10 による送信音圧分布を示す分布図、図 9 は従来の超音波プローブによる送信音圧分布を示す分布図である。なお、これらの図において、横軸は音響レンズ 22 から測定した超音波プローブ 10 の軸心線方向に対する距離、縦軸は超音波プローブ 10 の軸心線から測定したレンズ方向に対する距離、イ～ホは等音圧線（音圧の大小関係はイ>ロ>ハ>ニ>ホ）を示している。

20

【0067】

図 8 と図 9 を比較すれば、この超音波プローブ 10 を用いることで、各等音圧線イ～ホが超音波プローブ 10 の軸心線側に接近していることが確認できる。特に、等音圧線ニ、ホのように超音波プローブ 10 の軸心線から離れた位置にある等音圧線ほど超音波プローブ 10 の軸心線側に接近していることがわかる。このことは、超音波プローブ 10 から送信される超音波のレンズ方向に対するサイドローブが低減したことを示している。

【0068】

さらに、この超音波プローブ 10 を用いることで、各等音圧線イ～ホが滑らかな曲線となっていることが確認できる。このことは、超音波プローブ 10 から送信される超音波のレンズ方向の音場が均一化されていることを示している。

30

【0069】

以上の結果より、本実施の形態のように、圧電素子ユニット 12 の上側面の四隅部に、アレイ方向の端部とレンズ方向の端部に対して斜めに交差する複数の連成溝 16 を形成することで、レンズ方向に対するサイドローブが低減され、またレンズ方向の音場が均一化されることが確認された。なお、超音波プローブ 10 から送信される超音波のアレイ方向に対する音場についても、同様の効果が得られることが確認されている。

【0070】

また、連成溝 16 の深さを圧電素子ユニット 12 が貫通しない程度に留めている。そのため、圧電体ブロック 53 に重み付け用のダイシングを行う際に、圧電体ブロック 53 が完全に分離されることがない。これにより、製造工程の複雑化、製造工数の増加、製造価格の上昇などを招くことなく、超音波プローブ 10 を製造することができる。

40

【0071】

ところで、本実施の形態のように、圧電素子ユニット 12 に連成溝 16 を形成すると、各圧電素子 15 のアース電極 23a が複数の分割されるから、従来の接続法ではアース電極 23a とアース用配線 31a との接続が困難となる。

【0072】

しかしながら、本実施の形態では、第 1 の音響整合層 18 を導電性材料で形成することで、複数の分割されたアース電極 23a を電氣的に接続し、この第 1 の音響整合層 18 を介してアース電極 23a とアース用配線 31a を接続している。

50

【 0 0 7 3 】

そのため、アース用配線 3 1 a の接続構造や配置構造が複雑化することがないから、超音波プローブ 1 0 の構成を単純化できるとともに、製造工程を簡単化することができる。

【 0 0 7 4 】

なお、本実施の形態では、圧電素子ユニット 1 2 の上側面の四隅部に、アレイ方向の端部とレンズ方向の端部に対して斜めに交差する複数の溝部 2 0 を形成しているが、これに限定されるものではなく、アレイ方向及びレンズ方向の両側に行くにつれて実行面積を小さくすることができれば、溝部 2 0 の幅、深さ、間隔などを任意に設定してもよい。

【 0 0 7 5 】

また、本実施の形態では、圧電素子 1 5 と圧電素子 1 5 の間に形成された隙間 1 3 及び各圧電素子 1 5 に形成された溝部 2 0 にエポキシ等の非導電性樹脂材料（図示しない）を充填しているが、これら隙間 1 3 及び溝部 2 0 を中空のままにすれば、各圧電素子 1 5 から送信される超音波が干渉し合って生じる音響クロストークを低減することができる。

10

【 0 0 7 6 】

さらに、本実施の形態では、圧電素子ユニット 1 2 の上側面に連成溝 1 6 を形成しているが、圧電素子ユニット 1 2 の下側面に連成溝 1 6 を形成しても、同様の効果が得られることは言うまでもない。

【 0 0 7 7 】

次に、図 1 0 と図 1 1 を用いて本発明の第 2 の実施の形態を説明する。なお、ここでは第 1 の実施の形態と同じ構成、作用については、その説明を省略する。

20

【 0 0 7 8 】

図 1 0 は本発明の第 2 の実施の形態に係る圧電素子ユニット 1 2 A の上側面を示す概略図、図 1 1 は同実施の形態に係る圧電素子ユニット 1 2 A を図 1 0 中の B - B 線で切断して示す断面図である。

【 0 0 7 9 】

図 1 0 と図 1 1 に示すように、この圧電素子ユニット 1 2 A の上側面には、圧電素子ユニット 1 2 A を貫通しない、アレイ方向と平行な複数の連成溝 1 6 A（溝）が形成されている。これらの連成溝 1 6 A は、各圧電素子 1 5 A に形成された溝部 2 0 A を連ねて構成されており、レンズ方向の両側に行くにつれてピッチ間隔が小さくなり、かつレンズ方向の両側に行くにつれてアレイ方向の端部からの長さが増大するような配置となっている。

30

【 0 0 8 0 】

このように、圧電素子ユニット 1 2 A にアレイ方向と平行な複数の連成溝 1 6 A を形成したとしても、これら連成溝 1 6 A の配置を工夫することにより、アレイ方向及びレンズ方向の両側に行くにつれて、実行面積を小さくすることができるから、圧電素子ユニット 1 2 A のアレイ方向及びレンズ方向におけるサイドロープを低減することができる。

【 0 0 8 1 】

さらに、本実施の形態のように、圧電素子ユニット 1 2 A の上側面に形成する溝部 2 0 A をアレイ方向と平行にすれば、圧電素子ユニット 1 2 A の製造性が向上し、ひいてはコストパフォーマンスを向上させることができる。

40

【 0 0 8 2 】

なお、本実施の形態においても、圧電素子 1 5 A と圧電素子 1 5 A の間に形成された隙間 1 3 A 及び各圧電素子 1 5 A に形成された溝部 2 0 を中空のままにすれば、各圧電素子 1 5 A から送信される超音波が干渉し合って生じる音響クロストークを低減することができる。

【 0 0 8 3 】

次に、図 1 2 と図 1 3 を用いて本発明の第 3 の実施の形態を説明する。なお、ここでは第 1、第 2 の実施の形態と同様の構成、作用については、その説明を省略する。

【 0 0 8 4 】

図 1 2 は本発明の第 3 の実施の形態に係る圧電素子ユニット 1 2 B の上側面を示す概略図、図 1 3 は同実施の形態に係る圧電素子ユニット 1 2 B を図 1 2 中の C - C 断面で切断

50

して示す断面図である。

【 0 0 8 5 】

図 1 2 と図 1 3 に示すように、この圧電素子ユニット 1 2 B の上側面には、上下方向と平行な複数の孔部 2 7 (孔) が形成されている。これら孔部 2 7 は、圧電素子ユニット 1 2 B を貫通しない程度の深さであり、その内部及び圧電素子 1 5 B と圧電素子 1 5 B の間に形成された隙間 1 3 にはエポキシ樹脂等の非導電性樹脂材料 (図示しない) が充填されている。

【 0 0 8 6 】

孔部 2 7 のピッチ間隔は、レンズ方向の両側に行くにつれて、またアレイ方向の両側に行くにつれて小さくなるように設定されている。なお、孔部 2 7 を形成する場合、Y A G レーザ加工や U V レーザ加工などが用いられる。

10

【 0 0 8 7 】

このように、第 1、第 2 の実施の形態で用いた連成溝の代わりに、複数の孔部 2 7 を用いたとしても、これら孔部 2 7 の配置を工夫することにより、アレイ方向及びレンズ方向の両側に行くにつれて実行面積を小さくすることができるから、圧電素子ユニット 1 2 A のアレイ方向及びレンズ方向におけるサイドローブを低減することができる。

【 0 0 8 8 】

また、本実施の形態に係る圧電素子ユニット 1 2 B であれば、第 1 の実施の形態と略同じ工程で製造することが可能である。

【 0 0 8 9 】

20

なお、本実施の形態では、圧電素子ユニット 1 2 の上側面に上下方向と平行な複数の孔部 2 7 を形成しているが、アレイ方向及びレンズ方向の両側に行くにつれて実行面積を小さくすることができれば、孔部 2 7 の角度、形状、直径、深さ、位置、間隔などは任意に決定してもよい。

【 0 0 9 0 】

また、本実施の形態では、圧電素子ユニット 1 2 B の上側面に形成された孔部 2 7 の内部にエポキシ樹脂等の非導電性樹脂材料 (図示しない) を充填しているが、孔部 2 7 の内部を中空のままにすれば、各圧電素子 1 5 から送信される超音波が干渉し合って生じる音響クロストークを低減することができる。

【 0 0 9 1 】

30

さらに、Y A G レーザまたは U V レーザによる孔部 2 7 の形成は、圧電体ブロック 5 3 の製造時に行っても、圧電素子ユニット 1 2 B の製造時に行っても、どちらでも構わない。

【 0 0 9 2 】

次に、図 1 4 と図 1 5 を用いて本発明の第 4 の実施の形態を説明する。なお、ここでは第 1 ~ 第 3 の実施の形態と同じ構成、作用については、その説明を省略する。

【 0 0 9 3 】

図 1 4 は本発明の第 4 の実施の形態に係る圧電素子ユニット 1 2 C の上側面を示す概略図、図 1 5 は同実施の形態に係る圧電素子ユニット 1 2 C を図 1 4 中の D - D 断面で切断して示す断面図である。

40

【 0 0 9 4 】

図 1 4 と図 1 5 に示すように、この圧電素子ユニット 1 2 C には、上下方向に平行な複数の孔部 2 7 A (孔) が形成されている。これらの孔部 2 7 A は圧電素子ユニット 1 2 C を貫通しており、その内部及び圧電素子 1 5 C と圧電素子 1 5 C の間に形成された隙間 1 3 C にはエポキシ等の非導電性樹脂材料 (図示しない) が充填されている。

【 0 0 9 5 】

このように、孔部 2 7 A が圧電素子ユニット 1 2 C を貫通していても、第 3 の実施の形態と略同様の効果を得ることができる。

【 0 0 9 6 】

次に、図 1 6 を用いて本発明の第 5 の実施の形態を説明する。なお、ここでは第 1 ~ 第

50

4の実施の形態と同様の構成、作用については説明を省略する。

【0097】

図16は本発明の第5の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示す概略図である。

【0098】

図16に示すように、この超音波診断装置は、前記超音波プローブ10、送受信部110、画像処理部120（画像生成手段）、表示部130、制御部140、及び操作部150を有している。

【0099】

送受信部110は、超音波プローブ10に駆動信号を出力するとともに、超音波プローブ10が受信した反射波に応じた受信信号を入力する。画像処理部120は、送受信部110から受信信号を入力し、この受信信号に基づいて画像を構成する。表示部130は、画像処理部120から画像信号を入力し、この画像信号に基づいて画像を表示する。制御部140は、操作部150から操作情報を入力し、この操作情報に基づいて送受信部110、画像処理部120、及び表示部130を制御する。

【0100】

前記構成の超音波診断装置を使用する場合、医療従事者は超音波プローブ10を把持し、その先端部に設けられた音響レンズ22を被検者h（対象物）の検査部位に当てる。そして、超音波プローブ10から被検者hに超音波を送信するとともに、被検者hの体内で反射した超音波を受信し、受信した超音波に基づいて被検者hの内部構造を表示部130に表示する。そして、表示部130に表示された画像を見ながら被検者hの診断を行う。

【0101】

前記構成の超音波診断装置によれば、第1～第4の実施の形態に記載した、アレイ方向及びスライス方向におけるサイドローブが低減された超音波プローブ10を使用している。そのため、被検者hの体内の鮮明な内部画像が得られるから、従来の超音波診断装置を用いた場合に比べて、より精密な診断を行うことができる。

【0102】

なお、本実施の形態では、本発明に係る超音波プローブ10を医療機器に適用した例を説明しているが、これに限定されるものではなく、例えば構造物の内部欠陥等を検出する探傷装置等に適用してもよい。

【0103】

なお、本発明は、前記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、前記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態に亘る構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0104】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る超音波プローブの概略的構成を示す斜視図。

【図2】同実施の形態に係る超音波プローブをアレイ方向と垂直に切断して示す断面図。

【図3】同実施の形態に係る超音波プローブをレンズ方向と垂直に切断して示す断面図。

【図4】同実施の形態に係る圧電素子ユニットの上側面を示す概略図。

【図5】同実施の形態に係る圧電素子ユニットを図4中のA-A線で切断して示す断面図。

。

【図6】同実施の形態に係る連成溝のピッチ間隔を決定するサイン関数を示す概略図。

【図7】同実施の形態に係る超音波プローブの製造工程を示す概略図。

【図8】同実施の形態に係る超音波プローブによる送信音圧分布を示す分布図。

【図9】従来の超音波プローブによる送信音圧分布を示す分布図。

【図10】本発明の第2の実施の形態に係る圧電素子ユニットの上側面を示す概略図。

【図11】同実施の形態に係る圧電素子ユニットを図10中のB-B線で切断して示す断面図。

10

20

30

40

50

【図 1 2】本発明の第 3 の実施の形態に係る圧電素子ユニットの上側面を示す概略図。

【図 1 3】同実施の形態に係る圧電素子ユニットを図 1 2 中の C - C 断面で切断して示す断面図。

【図 1 4】本発明の第 4 の実施の形態に係る圧電素子ユニットの上側面を示す概略図。

【図 1 5】同実施の形態に係る圧電素子ユニットを図 1 4 中の D - D 断面で切断して示す断面図。

【図 1 6】本発明の第 5 の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示す概略図。

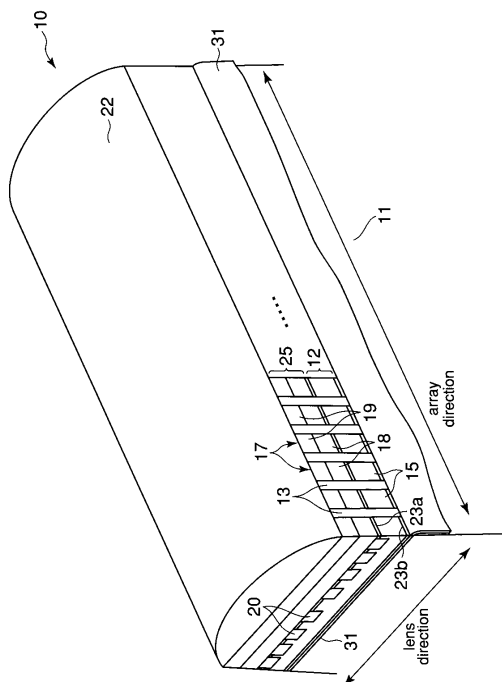
【符号の説明】

【 0 1 0 5 】

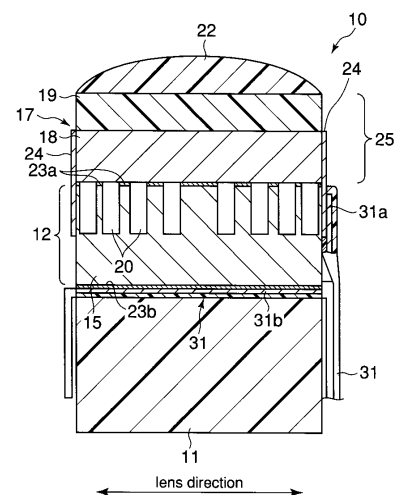
1 0 ... 超音波プローブ、1 2 ... 圧電素子ユニット（圧電振動子）、1 8 ... 第 1 の音響整合層（導電体）、1 6 ... 連成溝（溝）、1 6 A ... 連成溝（溝）、2 7 ... 孔部（孔）、2 7 A ... 孔部（孔）、1 2 0 ... 画像処理部（画像生成手段）。

10

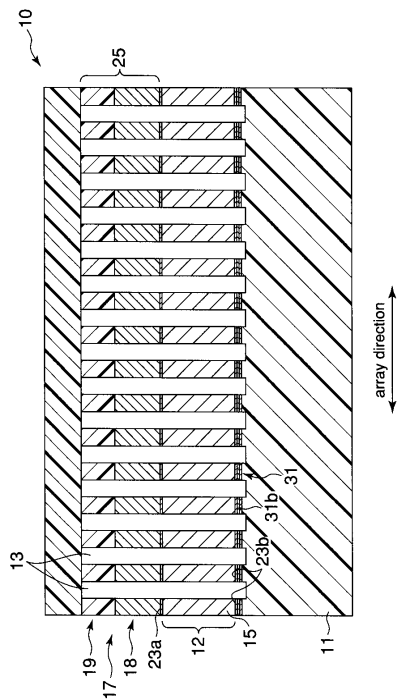
【図 1】



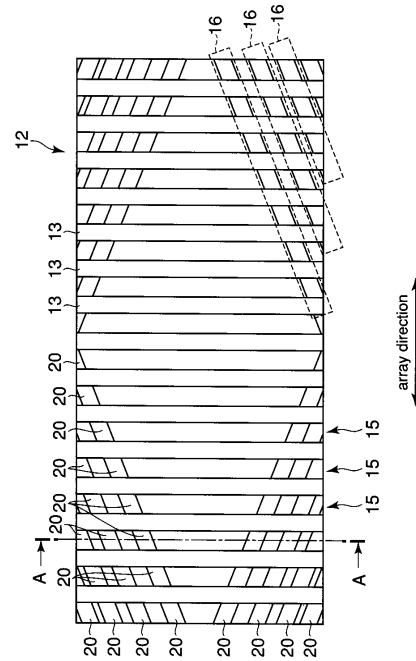
【図 2】



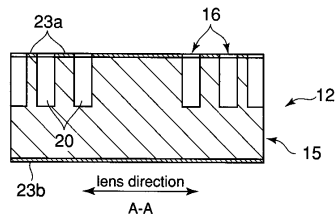
【図 3】



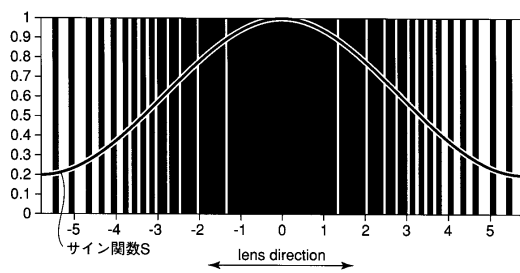
【図 4】



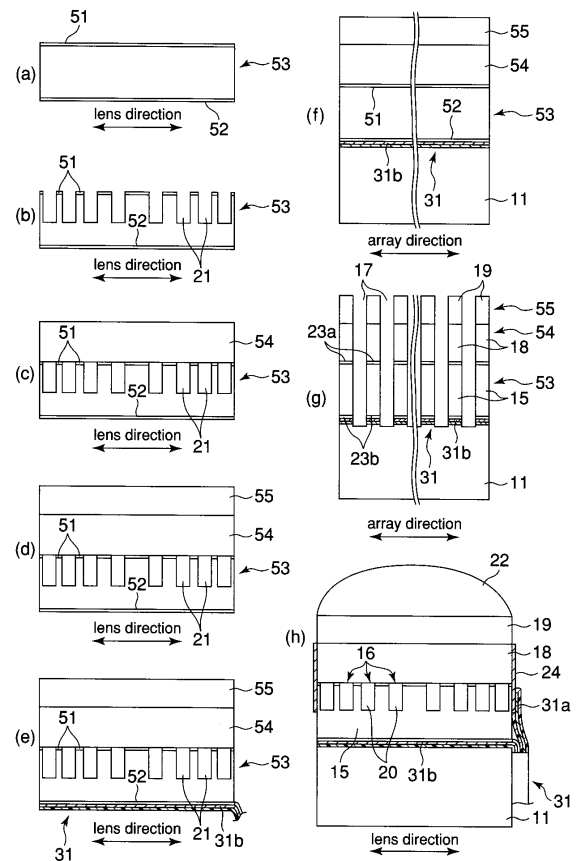
【図 5】



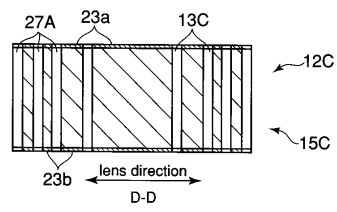
【図 6】



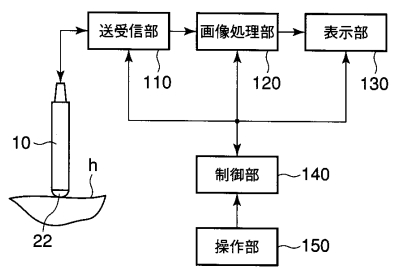
【図 7】



【図 15】



【図 16】



フロントページの続き

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 芝本 弘一

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

(72)発明者 四方 浩之

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

審査官 大野 弘

(56)参考文献 特開平 0 8 - 2 7 5 2 9 5 (J P , A)

特開平 0 9 - 1 4 9 4 9 5 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

H 0 4 R 1 7 / 0 0

A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP4434913B2	公开(公告)日	2010-03-17
申请号	JP2004306020	申请日	2004-10-20
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	芝本弘一 四方浩之		
发明人	芝本 弘一 四方 浩之		
IPC分类号	H04R17/00 A61B8/00		
FI分类号	H04R17/00.332.A A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB08 4C601/BB21 4C601/EE04 4C601/GA03 4C601/GB07 4C601/GB28 4C601/GB30 4C601/GB32 4C601/GB41 4C601/HH22 4C601/HH25 5D019/AA06 5D019/AA10 5D019/BB02 5D019/BB03 5D019/BB09 5D019/BB19 5D019/BB26 5D019/FF04		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
审查员(译)	大野 弘		
其他公开文献	JP2006121327A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种生产率和成本性能优异的超声波探头，能够减少阵列方向和镜头方向的旁瓣。解决方案：超声波探头设置有压电元件单元12，该压电元件单元12在阵列方向上被分成多个部分，并且在与阵列方向几乎正交的垂直方向上发送/接收超声波。对压电元件单元12进行加权，使得用于基本上发送/接收超声波的执行区域在阵列方向上的两个端侧中较小，并且在透镜方向上的两个端侧中几乎垂直于阵列方向并且垂直方向。Z

