

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5148359号

(P5148359)

(45) 発行日 平成25年2月20日 (2013. 2. 20)

(24) 登録日 平成24年12月7日 (2012. 12. 7)

(51) Int. Cl.

F I

H O 4 R 17/00 (2006. 01)

A 6 1 B 8/00 (2006. 01)

H O 4 R 17/00 3 3 2 Y

H O 4 R 17/00 3 3 0 J

H O 4 R 17/00 3 3 0 H

A 6 1 B 8/00

請求項の数 11 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2008-124335 (P2008-124335)
 (22) 出願日 平成20年5月12日 (2008. 5. 12)
 (65) 公開番号 特開2009-273086 (P2009-273086A)
 (43) 公開日 平成21年11月19日 (2009. 11. 19)
 審査請求日 平成23年4月21日 (2011. 4. 21)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (73) 特許権者 594164542
 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 110000866
 特許業務法人三澤特許事務所
 (74) 代理人 100081411
 弁理士 三澤 正義
 (72) 発明者 手塚 智
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 メディカルシステムズ株式会社内

審査官 大野 弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波トランスデューサ、超音波トランスデューサの製造方法、および超音波プローブ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

一面において端子が2次元的に配列された接続基板と、
 電極を有する複数の圧電素子それぞれが、前記接続基板の前記一面に対して一定の間隔で、2次元的に配列されて構成される圧電体ブロックと、
 一端が前記電極に、かつ他端が前記端子に接続され、前記圧電素子と前記接続基板との間で電気信号を送受信するための電極リードと、を備え、
 3以上の前記圧電体ブロックが、間隙を挟み、かつ2次元的に前記一面に配列されて圧電体ブロック群を形成すること、
 を特徴とする超音波トランスデューサ。

10

【請求項 2】

前記電極は、少なくとも前記圧電素子における前記接続基板側の面に設けられており、
 前記圧電体ブロックそれぞれに対して、前記圧電素子それぞれの前記電極に接するようにバッキング材が設けられており、
 前記バッキング材は、前記間隙によって、前記圧電体ブロック群と同じ配列で区分されていること、

を特徴とする請求項 1 に記載の超音波トランスデューサ。

【請求項 3】

前記接続基板における前記端子の配列間隔は、前記圧電素子の配列ピッチと同じであり、

20

前記圧電体ブロック群における前記間隙の間隔は、前記圧電体ブロックにおいて配列されている各圧電素子それぞれの隣り合う面の間の距離と、前記配列ピッチの整数倍の長さとは加算した長さであること、

を特徴とする請求項 1 に記載の超音波トランスデューサ。

【請求項 4】

前記接続基板における前記端子の配列間隔は、前記圧電体ブロックにおいて、隣接する各圧電素子同士の間隔と同じであり、

前記圧電体ブロック群における前記間隙は、前記圧電素子の配列間隔の整数倍の長さであること、

を特徴とする請求項 1 に記載の超音波トランスデューサ。

10

【請求項 5】

前記圧電体ブロック群における、各圧電体ブロックの大きさは複数あり、当該各圧電体ブロックにおける前記圧電素子の配列は複数種類あること、

を特徴とする請求項 1 に記載の超音波トランスデューサ。

【請求項 6】

前記圧電体ブロック群における前記圧電体ブロック間の前記間隙の少なくとも一端は、当該間隙と直交する他の間隙に突き当たり、当該間隙と、当該他の間隙とによって略 T 字を形成すること、

を特徴とする請求項 5 に記載の超音波トランスデューサ。

【請求項 7】

20

前記圧電体ブロック群は、6 以上の前記圧電体ブロックによって構成され、

前記圧電体ブロック群および前記圧電体ブロックの形状は方形であること、

を特徴とする請求項 6 に記載の超音波トランスデューサ。

【請求項 8】

前記圧電体ブロックのうち、最も面積の大きいものは、前記圧電体ブロック群の面積の $1/2$ 以下の面積であること、

を特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれか 1 つに記載の超音波トランスデューサ。

【請求項 9】

電極を有する複数の圧電素子それぞれが一定の間隔で、2 次元的に配列されて構成され、かつ一端が前記電極に接続される電極リードを有する 3 以上の圧電体ブロックを形成する工程と、

30

前記圧電体ブロックを、一面において端子が前記素子に対応して配列された接続基板上に、前記端子の配列に対応した間隔を挟んで 2 次元的に配置する工程と、

を特徴とする超音波トランスデューサの製造方法。

【請求項 10】

電極を有する複数の圧電素子と、一面において端子が前記圧電素子に対応して配列された接続基板とを有する超音波トランスデューサの製造方法であって、

前記複数の圧電素子それぞれが一定の間隔で、2 次元的に配列されて構成され、かつ一端が前記電極に接続される電極リードを有する単一の圧電体ブロックを形成する工程と、

前記単一の圧電体ブロックを、前記接続基板上に配置する工程と、

40

前記接続基板上の単一の圧電体ブロックを、前記端子の配列に対応した間隔によって 3 以上の分割ブロックに分割する工程と、を備えたこと、

を特徴とする超音波トランスデューサの製造方法。

【請求項 11】

一面において端子が 2 次元的に配列された接続基板と、

電極を有する複数の圧電素子それぞれが、前記接続基板の前記一面に対して一定の間隔で、2 次元的に配列されて構成される圧電体ブロックと、

一端が前記電極に、かつ他端が前記端子に接続され、前記圧電素子と前記接続基板との間で電気信号を送受信するための電極リードと、を備え、

3 以上の前記圧電体ブロックが、間隔を挟み、かつ 2 次元的に前記一面に配列されて圧

50

電体ブロック群を形成する超音波トランスデューサを備えたこと、
を特徴とする超音波プローブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波プローブの技術に関し、特に超音波プローブに用いられる超音波トランスデューサの技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブにより被検体の所望の診断部位の情報を取得するため、その部位に超音波を送波（送信）し、音響インピーダンスの異なる被検体内の組織境界から反射波を受信する。このようにして、超音波プローブにより超音波を走査して、被検体の体内組織の情報を得て画像化することにより診断を行うものである。この超音波プローブは、被検体等に超音波を送波し、反射波を受波するために、超音波トランスデューサを有している。

【0003】

従来から、超音波診断装置の超音波プローブに用いられる超音波トランスデューサとして、複数の圧電素子をアレイ状に配列した1次元アレイの超音波トランスデューサが使用されている。しかし近年においては、圧電素子をマトリックス状に配列した2次元アレイの超音波トランスデューサが用いられるようになってきている。2次元アレイの超音波トランスデューサでは、3次元で超音波画像収集・表示を行うことができる。3次元の超音波画像は2次元画像において見逃されやすい部位の診断に有用であり、また、診断や計測に適した断層像を得ることができ、診断精度の向上が期待できる。

【0004】

ただし、電子走査法の2次元アレイの超音波トランスデューサを使用する方法においては、圧電素子が2次元的に配列されることにより、圧電素子の素子数の増大（例えば、10倍～100倍）をとまってしまう。圧電素子と超音波診断装置本体との間には、電気信号の処理、圧電素子に対しての電気信号の送受信等を行う中継基板を介して接続されており、この圧電素子数の増大によって、当該中継基板と圧電素子との電気的な接続を行う電極リード数は大幅に増加する。

【0005】

この電極リード数の大幅な増加は、超音波プローブにおける圧電素子（圧電体）と、中継基板における送受信回路および超音波診断装置本体等との接続構造の複雑化を招く。接続構造が複雑化すると2次元アレイの超音波トランスデューサの実現を困難とするおそれが生じる。よって、2次元アレイ上に配列された圧電素子と後段の回路との接続、例えば電極リードと中継基板との接続構造や、圧電素子と電極リードとの接続構造を複雑化せずに、2次元アレイの超音波トランスデューサの実現を可能とする構成が必要となる。

【0006】

このような各圧電素子と電極リードの接続構造の例として、圧電素子の背面に配設された背面電極から直接、電極リードを引き出す構造の超音波トランスデューサが挙げられる。一般に超音波トランスデューサにおける圧電素子の背面には、圧電素子の音響制動のためのバッキング材が配設されている。この超音波トランスデューサにおける電極リードの引き出し構造として、例えば背面電極に接続された電極リードをバッキング材内に埋め込むとともに、バッキング材における圧電素子側と反対側の一面へ貫通させる構造の超音波トランスデューサがある（例えば特許文献1）。

【0007】

特許文献1のような超音波トランスデューサでは、電極リードが露出しているバッキング材の一面が、接続基板上に配設されることにより、当該接続基板と、背面電極に接続された電極リードが接続される。この接続基板とは、超音波診断装置本体との中継基板と、バッキング材の面に露出した電極リードとの接続に用いられる基板である。すなわち、平

10

20

30

40

50

面状のバッキング材の一面と平面状の接続基板の一面とが互いに接触することにより、バッキング材の一面から露出した電極リードの一端が接続基板の接続端子と導通される。

【0008】

このような従来の超音波トランスデューサでは、一般的に図8に示すような方法で、バッキング材と接続基板を接続していた。ここで図8は、従来の超音波トランスデューサにおける電極リードを埋設したバッキング材と接続基板との接続構造を示す概略断面図である。

【0009】

図8に示すように、従来の超音波トランスデューサ300は、2次元アレイ状に配列される圧電素子（圧電体）303の、超音波の照射方向（図8におけるX方向）側となる前面に音響整合層302が設けられている。また、圧電素子303における前面と反対側の背面側には、バッキング材304設けられている。

10

【0010】

このバッキング材304は、超音波トランスデューサ300における圧電素子303群に対し、単一のブロックとなるように、つまり分割されない状態で接続基板310に接続されていた。すなわちバッキング材の1つの面が接続基板上に配設されていた。

【0011】

【特許文献1】特開2002-27593号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0012】

特許文献1や図8に示されるような、バッキング材304を接続基板310に配設する構造の超音波トランスデューサでは、互いの接続面が平坦であることが要求される。互いの接続面に反りが生じると、バッキング材304の一面に露出した電極リードと、接続基板310の接続端子との電気的な接続が確保できないおそれが生じるためである。この接続面それぞれは、数 μm から数十 μm 程度の精度での平坦度が要求されるものである。

【0013】

特許文献1や図8に示すような超音波トランスデューサ300のバッキング材304は、圧電素子の音響制動を目的とするものであるため、樹脂やゴム材質等、弾性のある素材が用いられる。しかし、このバッキング材304は、熱によって変形しやすいため、バッキング材304の当該接続面において反りやすく、平坦度を確保しがたい。

30

【0014】

また、当該接続基板との接続面が熱可塑性を有するか否かにかかわらず、反りは発生する。例えば、バッキング材の役割を果たす（音響制動が可能な）接続基板に対し、複数の圧電素子をまとめた圧電体ブロックを直接配置する場合においても、圧電体ブロックが単一であれば、当該接続面における、端縁の近傍、または中央部分の近傍において反りが発生しやすい。

【0015】

したがって、超音波トランスデューサにおける当該接続基板との接続面が単一の面である場合、精度よく当該接続面の平坦度を確保することが困難である。すなわち、従来の超音波トランスデューサにおいて所定の幅（圧電素子の配列方向における長さ／例えば数cm）を有する当該接続面を、数 μm オーダーで平坦にすることは困難であった。

40

【0016】

このようにバッキング材304における接続面の平坦度が確保できないことにより、電極リードと、接続基板310の接続端子との電気的な接続に支障をきたす場合、被検体に対し送波または受波する超音波パルスを正確に伝達できないおそれが生じる。結果として超音波診断装置における超音波画像の生成に支障をきたしてしまう。

【0017】

この発明は、以上の問題点に鑑みてなされたものであって、その目的は、圧電素子の面に設けられた電極に接続された電極リードと、接続基板における端子とを確実に接続する

50

ことができる超音波トランスデューサおよび、当該超音波トランスデューサを備えた超音波プローブを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0018】

上記の課題を解決するための請求項1に記載の発明は、一面において端子が2次元的に配列された接続基板と、電極を有する複数の圧電素子それぞれが、前記接続基板の前記一面に対して一定の間隔で、2次元的に配列されて構成される圧電体ブロックと、一端が前記電極に、かつ他端が前記端子に接続され、前記圧電素子と前記接続基板との間で電気信号を送受信するための電極リードと、を備え、3以上の前記圧電体ブロックが、間隙を挟み、かつ2次元的に前記一面に配列されて圧電体ブロック群を形成すること、を特徴とする超音波トランスデューサである。

10

また、上記の課題を解決するための請求項9に記載の発明は、電極を有する複数の圧電素子それぞれが一定の間隔で、2次元状に配列されて構成され、かつ一端が前記電極に接続される電極リードを有する3以上の圧電体ブロック形成する工程と、前記圧電体ブロックを、一面において端子が前記素子に対応して配列された接続基板上に対し、前記端子の配列に対応した間隙を挟んで2次元的に配置する工程と、を備えたこと、を特徴とする超音波トランスデューサの製造方法である。

また、上記の課題を解決するための請求項10に記載の発明は、電極を有する複数の圧電素子と、一面において端子が前記圧電素子に対応して配列された接続基板とを有する超音波トランスデューサの製造方法であって、前記複数の圧電素子それぞれが一定の間隔で、2次元的に配列されて構成され、かつ一端が前記電極に接続される電極リードを有する単一の圧電体ブロックを形成する工程と、前記単一の圧電体ブロックを、前記接続基板上に配置する工程と、前記前記接続基板上の単一の圧電体ブロックを、前記端子の配列に対応した間隙によって3以上の分割ブロックに分割する工程と、を備えたこと、を特徴とする超音波トランスデューサの製造方法である。

20

また、上記の課題を解決するための請求項11に記載の発明は、一面において端子が2次元的に配列された接続基板と、電極を有する複数の圧電素子それぞれが、前記接続基板の前記一面に対して一定の間隔で、2次元的に配列されて構成される圧電体ブロックと、一端が前記電極に、かつ他端が前記端子に接続され、前記圧電素子と前記接続基板との間で電気信号を送受信するための電極リードと、を備え、3以上の前記圧電体ブロックが、間隙を挟み、かつ2次元的に前記一面に配列されて圧電体ブロック群を形成する超音波トランスデューサを備えたこと、を特徴とする超音波プローブである。

30

【発明の効果】

【0019】

この発明によれば、超音波トランスデューサを構成する複数の圧電素子が複数の圧電体ブロックとしてまとめられており、かつ各圧電体ブロック間は、間隙を挟んで配列されている。したがって、圧電素子の単一の集合体によって構成される従来の超音波トランスデューサと比較して、1つ1つの圧電体ブロックにおいて接続基板と接触する面の面積が狭くなる。結果として、従来の圧電素子の単一の集合体による超音波トランスデューサと比較して当該接触する面の反りを低減させることが可能である。

40

【0020】

このように当該接触面の反りが低減されて、接触面が密着することによって、圧電素子が有する電極に接続された電極リードと、接続基板における端子とを確実に接続することが可能となる。その結果、接続端子と電極リードとの電気的な接続を確保し、被検体に対し送波または受波する超音波パルスを確実に伝達させることが可能となるため、超音波診断装置における超音波画像を確実に生成することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

以下、この発明の実施形態にかかる超音波トランスデューサおよび超音波プローブにつき、図面を参照して説明する。

50

【0022】

〔第1実施形態〕

この発明の第1実施形態にかかる超音波トランスデューサおよび超音波プローブにつき、製造工程に従って、図1～5を参照して説明する。図1（A）は、この発明の実施形態にかかる超音波トランスデューサを構成する分割前の超音波トランスデューサ構体101を示す概略斜視図である。また、図1（B）は、この発明の実施形態にかかる超音波トランスデューサの一部分を構成する接続基板110を示す概略斜視図である。図2（A）は、この発明の実施形態にかかる超音波トランスデューサ100の製造工程において、接続基板110に超音波トランスデューサブロック101aを配置している状態を示す概略斜視図である。図2（B）は、この発明の実施形態にかかる超音波トランスデューサ100を示す概略斜視図である。

10

【0023】

この実施形態にかかる超音波トランスデューサは、図1（A）に示すような超音波トランスデューサ構体101を、複数の超音波トランスデューサブロック101aに分割して、その後、図1（B）に示すような接続基板110上に配置するという工程によって形成される。以下、製造工程にしたがって、各部の構成を説明する。なお、本実施形態における超音波トランスデューサ構体101は、本発明における「単一の圧電体ブロック」の一例に該当する。

【0024】

（超音波トランスデューサ構体の概略構成）

20

第1実施形態にかかる超音波トランスデューサにおいては、まず図1（A）に示すような超音波トランスデューサ構体101を形成する。この超音波トランスデューサ構体101は、圧電素子103aを2次元的に配列して形成される圧電体ブロック103を備えている。この圧電体ブロック103における一面に隣接するように、すなわち圧電体ブロック103における各圧電素子103aのそれぞれに隣接するように音響整合層102が設けられている。またこの圧電体ブロック103の他面、すなわち、圧電体ブロック103における音響整合層102側の一面と反対側の面に隣接してバッキング材104が設けられている。

【0025】

また超音波トランスデューサ構体101の圧電体ブロック103における各圧電素子103aそれぞれには、図示しない一对の電極が設けられている。すなわち、圧電素子103aにおける音響整合層102側には前面電極（不図示）が設けられ、バッキング材104側には背面電極（不図示）が設けられている。

30

【0026】

超音波トランスデューサは、この背面電極と前面電極との間に印加された電気信号を書く圧電素子103aそれぞれが超音波パルスに変換して、この超音波を超音波診断装置による検査対象としての被検体へ送波する。この超音波パルスの送波の際に、バッキング材104は、超音波の照射方向（図1（A）におけるX方向）と反対側に放射される超音波パルスを吸収し、各圧電素子103aそれぞれの余分な振動を抑える。この超音波の照射方向とは、バッキング材104から音響整合層102へ向かう方向である。また超音波パルスの送波の際には、音響整合層102が、圧電素子103aと被検体との音響インピーダンスの整合をとる。

40

【0027】

さらに圧電素子103aそれぞれは、被検体からの反射波を受信して、当該反射波を電気信号に変換する。超音波プローブは変換された電気信号を、超音波診断装置本体へ送信するために、接続基板110へと出力する。なお、この音響整合層102は、2層以上からなる構造であってもよい。

【0028】

また本実施形態におけるバッキング材104の内部には、背面電極に接続された電極リード（図4参照）が埋設されている。この電極リードは各背面電極からバッキング材10

50

4の内部を通過して、反対側の接続基板110側の面まで至る。またこの電極リードは、バッキング材104における当該接続基板110側の面において露出している。なお、この電極リードとしては針状の電極リードを用いることも可能である。

【0029】

なお、接続基板110と圧電素子103aとの接続には、プリント基板（例えばFPC；Flexible Printed Circuit）上に形成される導電性パターンを用いてもよい。すなわち、導電性パターンが形成されたプリント基板上に各圧電素子103aを配置し、圧電素子における電極と導電性パターンを導通させる構成を採ることも可能である。また超音波トランスデューサ構体101におけるバッキング材104は、単一材料（例えばエポキシ樹脂）であってもよく、複数材料によって構成されていてもよい。バッキング材104を複数材料で構成する場合は、圧電素子103aそれぞれとの接合部分からの距離に応じて構成材料を変化させることも可能である。

10

【0030】

この電極リードは、超音波プローブにおける各回路と圧電素子103aにおける電極とを接続するものである。当該超音波プローブの各回路は、背面電極と圧電素子103aとの間で送受信される電気信号の処理を行うとともに、超音波診断装置本体との間で、電気信号を送受信するものである。例えば、図5におけるIC基板130に配置された回路等（例えばIC131）が該当する。

【0031】

（接続基板の概略構成）

20

本実施形態における超音波トランスデューサの製造工程においては、超音波トランスデューサ構体101を形成した後、当該超音波トランスデューサ構体101を複数の超音波トランスデューサブロックに分割する。当該ブロックは、接続基板110上に配置される。なお、本実施形態における超音波トランスデューサブロック101a（図2参照）は、本発明における「圧電体ブロック」の一例に該当する。

【0032】

接続基板110には、図1（B）に示すように、一面において接続パッド110aが複数設けられている。この接続パッド110aそれぞれは、接続基板110の一面において、2次元的に、かつ圧電素子103aの配列と同ピッチで設けられている。この接続基板110上に超音波トランスデューサ構体101を分割した各ブロックが配置されると、この接続基板110における接続パッド110aそれぞれは、当該ブロック端面（バッキング材104における接続基板110側の面）に露出された電極リードそれぞれと接続され、導通される。なお、本実施形態における接続パッド110aは、本発明における「端子」の一例に該当する。

30

【0033】

また、接続基板110に当該ブロックそれぞれを配置する前に、接続基板110における接続パッド110a側の面の平坦度が十分に確保されていない場合は、当該面を研磨加工等することによって、当該面の平坦化処理を行う。このように超音波トランスデューサ100の製造工程において平坦化処理を行う場合、当該処理を円滑にするために、接続基板110としてセラミックス素材など、研磨加工が容易な材質の基板を用いることが好ましい。

40

【0034】

このように超音波トランスデューサ構体101が複数の超音波トランスデューサブロック101a（図2（A）参照）に分割され、所定の幅の間隙 z （図2（B）参照）において接続基板110上に2次元的に配置されることにより、接続基板110上に、図2（B）に示すような圧電体ブロック群120が形成され、超音波トランスデューサ100が形成される。以下、超音波トランスデューサブロック101aおよび圧電体ブロック群120における間隙 z について、図3および図4を用いて詳細を説明する。

【0035】

（超音波トランスデューサブロックの構造）

50

次に、図 3 を用いて本実施形態における超音波トランスデューサ 100 における超音波トランスデューサブロック 101 a それぞれの配置について説明する。図 3 は、この発明の実施形態にかかる圧電体ブロック群 120 における各超音波トランスデューサブロック 101 a それぞれを、圧電素子 103 a の超音波放射面側から見た状態を示す概略平面図である。なお、図 3 においては音響整合層 102 の図示を省略している。

【0036】

図 3 に示すように本実施形態における超音波トランスデューサ 100 では、接続基板 110 上において複数の超音波トランスデューサブロック 101 a が間隙 z を介し、間隔を空けて 2 次元的に配列される。また、この超音波トランスデューサブロック 101 a それぞれの形状は、正方形または長方形となる。

10

【0037】

この複数の超音波トランスデューサブロック 101 a における各圧電素子 103 a 同士の間隔は、いずれの超音波トランスデューサブロック 101 a においてもほぼ等しい。しかし、各超音波トランスデューサブロック 101 a における圧電素子 103 a の総数は、同数であるものもあれば異なるものもある。例えば、図 3 に例示される本実施形態の超音波トランスデューサにおいては、図の左上の超音波トランスデューサブロック 101 a と、その周囲にある超音波トランスデューサブロック 101 a とを比較すると、圧電素子 103 a の総数が異なるように構成されている。

【0038】

また図 3 に示すように、各超音波トランスデューサブロック 101 a における圧電素子 103 a の配列は、同じであるものと異なるものがある。例えば図 3 に例示される超音波トランスデューサにおいては、図の左上の超音波トランスデューサブロック 101 a では、行方向に圧電素子 103 a が 10 配列され、列方向には 14 配列されている (10×14)。この 10×14 の超音波トランスデューサブロック 101 a の下方 (図 3) に配置された超音波トランスデューサブロック 101 a は、行方向にも列方向にも 8 の圧電素子 103 a が配列されて正形状となっており (8×8)。

20

【0039】

このように構成することにより、超音波トランスデューサから発生するグレーティングローブを低減させることが可能となる。すなわち超音波プローブでは、超音波トランスデューサにおける各圧電素子から超音波を発射させることにより、当該超音波それぞれの波面が合成され、合成された超音波パルスが被検体に照射する。この超音波パルスにはあらかじめ定められた方向 (検査者が意図する方向) へ向かって発射されるメインローブの他に、意図しない方向へ発射されてしまうグレーティングローブが生じてしまうことがある。このグレーティングローブは、超音波診断装置によって生成される超音波画像に、実際には存在しない被検体の組織等があたかも存在するかのように表示される虚像を生じさせる原因となる。

30

【0040】

グレーティングローブもメインローブと同様に、各圧電素子からの超音波が合成されて発生するものである。接続基板に対し圧電素子の単一の集合体が配置される従来の構成では、2 次元アレイの行方向においても列方向においても圧電素子が一定の間隔で配置されているので、グレーティングローブが強調されやすく、虚像が明確に発生しやすいという問題がある。これに対し、本実施形態にかかる超音波トランスデューサは、接続基板 110 に対し、複数の超音波トランスデューサブロック 101 a を、間隙 z を介し間隔を空けて配置している。したがって、配列された各圧電素子からの超音波によって合成されるグレーティングローブが、間隙 z が存在することによって、強調されにくくなる。換言すると、複数の分割されたブロックごとから発射されるグレーティングローブは、圧電素子の単一の集合体からなる超音波トランスデューサのものと比較して微細である。

40

【0041】

さらに上記説明したように本実施形態にかかる超音波トランスデューサ 100 においては、複数の超音波トランスデューサブロック 101 a それぞれにおける圧電素子の総数や

50

配列がすべて同じでなく、複数種類存在する。このように構成することによって、超音波トランスデューサブロック101aごとの面積、および行・列ごとの圧電素子数が異なることになる。したがって、超音波トランスデューサブロック101aそれぞれからは微細なグレーティングローブが生じうるが、これらの微細なグレーティングローブが合成されてある特定の方向へ強調される事態を抑制することが可能となる。

【0042】

さらに、本実施形態にかかる超音波トランスデューサにおいては、接続基板110に対する各超音波トランスデューサブロック101aの配置方向が、一定とならない。つまり超音波トランスデューサブロック101aが長形状である場合、長手方向が、圧電体ブロック群120における行方向を向いているものと、列方向を向いているものとが混在して接続基板110上に配置される。このように構成することにより、間隙zの位置が圧電体ブロック群120内において不規則に存在するので、ある特定の方向にグレーティングローブが強調される事態を抑制することが可能となる。

10

【0043】

なお、本実施形態における超音波トランスデューサにおいては、超音波トランスデューサブロック101aにおける圧電素子の総数や配列が複数種類存在するように構成されているが、例えば、圧電素子の総数や配列が等しい長形状の超音波トランスデューサブロック101aを、配置方向を不規則に配列させる構成であってもよい。また、超音波トランスデューサブロック101aごとに圧電素子の総数や配列をすべて異なるように構成することも可能である。

20

【0044】

(圧電体ブロック群の間隙の構造)

次に、図3および図4を用いて本実施形態における超音波トランスデューサ100における圧電体ブロック群120の間隙zの構造について説明する。図4は、この発明にかかる超音波トランスデューサ100において、接続基板110上に配置された超音波トランスデューサブロック101aの間にある間隙zを示す図3の概略A-A断面図である。

【0045】

図3に示すように本実施形態の超音波トランスデューサ100においては、1つの間隙zが、他の直交する間隙zと交差しないように、つまり、1つの間隙zが他の直交する間隙zとT字を描くように構成されている。すなわち、図3に示すように略直線状の間隙zの一部は、一端が圧電体ブロック群120の周縁部(縁辺・外縁)上にあり、他端は他の間隙zに突き当たり、他の間隙zに対し貫通しないように結合されて形成される。つまり、間隙zは、圧電体ブロック群120の一辺から対辺まで至る前に他の間隙zに突き当たり、突き当たった箇所において止まるように形成される。

30

【0046】

その他の間隙zは、長手方向における両端が他の間隙zに対し貫通しないように結合されて形成される。すなわち、間隙zの長さは、常に圧電体ブロック群120の一辺の長さより短くなるように構成されている。ただし、圧電体ブロック群120が行方向と列方向において長さが異なる場合、必ずしも間隙zの長さが圧電体ブロック群120の一辺の長さより短くなるわけではない。

40

【0047】

本実施形態では、超音波トランスデューサ100を形成する工程として、単一の超音波トランスデューサ構体101を分割した後に、超音波トランスデューサブロック101aそれぞれを接続基板110上に配置する構成である。したがって、超音波トランスデューサブロック101aそれぞれを配置する際には、上記説明したように間隙zそれぞれが交差しないように、かつ当該間隙zが圧電体ブロック群120の一辺から対辺まで至らないように配置される。

【0048】

このように間隙zの長さを可能な限り短く構成することにより、圧電体ブロック群120における圧電素子103aの2次元アレイにおいて、圧電素子103aが配置されてい

50

ない超音波トランスデューサの不感帯を低減させることが可能となる。この不感帯においては、圧電素子103aが配置されていないため、当該部分においては超音波の送受信を行うことができない。したがって、本実施形態においては上記のように間隙zを形成することにより、不感帯の長さが長くなりすぎないようにして、超音波画像を生成する際にける影響を低減させることが可能である。

【0049】

次に、図3および図4を参照して、間隙zの間隔（幅）について説明する。この間隙zの間隔とは、接続基板110上に配列された、隣り合う超音波トランスデューサブロック101a同士の間隔である。

【0050】

10

圧電体ブロック群120において超音波トランスデューサブロック101aそれぞれは、図3に示すように間隙zを挟んで2次元的に配列される。この間隙zの間隔は図4に示すように、圧電素子103aの幅L（配列方向における長さ）と、隣接する圧電素子103aそれぞれの間隔xの長さとの合わせた長さ、さらに間隔xの長さを加算した長さとなる。言い換えるとこの間隙zの長さは、図4に示す圧電素子103aの配列ピッチYの長さと同様に間隔xの長さを加算した長さとなる。

【0051】

接続基板110における接続パッド110aに対し、圧電素子103aの位置を合わせずに超音波トランスデューサブロック101aを配置してしまうと、接続パッド110aと、バッキング材104の接続基板110側端面に露出した電極リードの位置がずれてしまうおそれがある。その結果、各圧電素子103aを確実に駆動できずに、被検体へ送波する超音波に支障を来し、ひいては超音波診断装置が生成する超音波画像に支障をきたしてしまう。

20

【0052】

これに対し、本実施形態にかかる間隙zの間隔をこのように構成することによって、接続基板110における接続パッド110aの配列ピッチと、超音波トランスデューサブロック101aにおける各圧電素子103aの配列ピッチとを合わせ、接続パッド110aと電極リードとの位置を合わせて配置することが可能となる（図4参照）。

【0053】

結果として、圧電素子103aそれぞれに接続された電極リードと接続パッド110aとを確実に接続することができるので、接触不良を低減させることができ、各圧電素子103aを確実に駆動させて、被検体へ送波する超音波に支障を来す事態を回避することが可能となる。

30

【0054】

（超音波トランスデューサとIC基板との接続）

次に図5を用いて本実施形態にかかる超音波トランスデューサ100とIC基板130との接続構成の一例について説明する。図5は、超音波トランスデューサ100の接続方法の一例であり、本実施形態における超音波トランスデューサ100とIC基板130とを接続する機構および、IC基板130上のIC131と超音波診断装置本体に接続されるケーブルとを接続する機構を示す概略斜視図である。

40

【0055】

図5に示すように、接続基板110を含む超音波トランスデューサ100は、当該接続基板110を介してIC基板130と接続される。すなわち、各超音波トランスデューサブロック101aそれぞれにおけるバッキング材104端面から露出した電極リードが、接続基板110の接続パッド110a（図4参照）を介し、IC基板130上のIC131と接続される。

【0056】

また、図5に示すように、IC基板130は超音波診断装置本体と電氣的に接続を行うケーブル（共に図示せず）を介して接続され、IC基板130と当該ケーブルとはケーブル接続基板140によって接続される。当該ケーブル接続基板140の一端は、IC基板

50

130における信号リード（図示せず）が設けられた一端とは反対側の一端に接続されている。

【0057】

コネクタ141は、ケーブル接続基板140の他端及び前記ケーブルの一端にそれぞれ設けられている。このコネクタ141によって、ケーブル接続基板140と超音波診断装置本体に接続されるケーブル（不図示）とが接続される。図4における超音波トランスデューサ100、接続基板110、IC基板130、IC131、ケーブル接続基板140およびコネクタ141は、超音波プローブ150を構成する。

【0058】

また、IC131は、圧電素子103aにおける電極に対し電気信号を印加し、圧電素子103aそれぞれを駆動させる。圧電素子103aは印加された電気信号を超音波パルスに変換する。このようにしてIC131は超音波トランスデューサ100に超音波ビームを送波させる。

10

【0059】

またIC131は、圧電素子103aが受波した信号の処理を行う。このような構成により、超音波トランスデューサ100を内蔵する超音波プローブでは、圧電素子103aが受波した反射波を信号に変換し、当該信号をIC基板130上の各IC131に送信し、IC131が受信した当該信号を処理する。さらにIC131はケーブル接続基板140を介して超音波診断装置本体に当該処理した信号を送信する。なお、本実施形態ではIC131を用いているが、ASIC、その他の手段を含む。

20

【0060】

（作用・効果）

以上説明した第1実施形態にかかる超音波トランスデューサ100の作用及び効果について説明する。

【0061】

上記説明したように本実施形態にかかる超音波トランスデューサは、接続基板110に対し、複数の超音波トランスデューサブロックに分けて配置され、接続される。このような本実施形態にかかる超音波トランスデューサブロック101aの1つ1つは、圧電素子の単一の集合体を接続基板に配置して接続する従来の超音波トランスデューサと比較して、接続基板110に対する接触面積が狭い。すなわち、当該接触する面の反りを低減させることが可能である。その結果、超音波トランスデューサブロック101aの端面と接続基板110の接続パッド110aとの接触面が密着するので、圧電素子が有する電極に接続された電極リードと、接続基板110における接続パッドとを確実に接続することが可能となる。

30

【0062】

接続パッド110aと、各超音波トランスデューサブロック101aの電極リードとの電気的な接続が確保されることにより、被検体に対し送波または受波する超音波パルスを確実に伝達させることが可能となるため、超音波診断装置における超音波画像を確実に生成することが可能となる。

【0063】

また本実施形態にかかる超音波トランスデューサは、接続基板110に対し、複数の超音波トランスデューサブロック101aを、間隙Zを介し間隔を空けて配置している。したがって、配列された各圧電素子103aからの発生されるグレーティングローブが、間隙Zの存在により、強調されにくくなる。結果として、超音波画像に虚像が表示されてしまう事態を回避し、ひいては超音波画像を用いた診断に支障をきたす事態を回避することが可能となる。

40

【0064】

さらに本実施形態にかかる超音波トランスデューサ100においては、複数の超音波トランスデューサブロック101aそれぞれにおける圧電素子の総数や配列がすべて同じでなく、複数種類存在する。このように構成することによって、超音波トランスデューサ1

50

00全体から生じうるグレーティングローブを微細なものとするのが可能となる。

【0065】

[第2実施形態]

次に、本発明の第2実施形態にかかる超音波トランスデューサについて図6を参照して説明する。図6は、この発明の第2実施形態にかかる超音波トランスデューサの製造工程において、接続基板110に超音波トランスデューサ構体101を配置した状態を示す概略斜視図である。

【0066】

第2実施形態にかかる超音波トランスデューサと、第1実施形態にかかる超音波トランスデューサと異なる点は、製造工程のみであり、各部の構成については第1実施形態にか

10

【0067】

図6(A)に示すように、第2実施形態にかかる超音波トランスデューサにおいては、まず接続基板110の接続パッド110a群全体の大きさに合わせた超音波トランスデューサ構体101が形成される。その後、超音波トランスデューサ構体101が超音波トランスデューサブロック101aに分割される前に、当該超音波トランスデューサ構体101を接続基板110上に配置する。

【0068】

接続基板110上に超音波トランスデューサ構体101が配置された後、図2(B)に示すように複数の超音波トランスデューサブロック101aに分割し、接続基板110上に圧電体ブロック群120を形成する。第2実施形態にかかる超音波トランスデューサにおいても、この分割工程によって、超音波トランスデューサブロック101a間に、第1実施形態にかかる間隙zと同じ間隙が形成される。

20

【0069】

なお、本実施形態においては超音波トランスデューサ構体101とともに接続基板110も分割されてしまわないように、超音波トランスデューサ構体101の分割処理が行われる。

【0070】

このような製造工程によっても、第1実施形態の超音波トランスデューサと同様の超音波トランスデューサを形成することが可能である。また、上記製造工程によって超音波トランスデューサを形成する場合においては、超音波トランスデューサブロック101a間の間隙zを、圧電素子103aの配列ピッチの長さY(図4参照)と、隣り合う圧電素子103a同士の間隔xの長さを加算した長さとすることによって、圧電素子103aの配列ピッチおよび接続パッド110aの配列ピッチに合わせた形状の超音波トランスデューサブロック101aを形成することができる。

30

【0071】

すなわち、超音波トランスデューサブロック101a間の間隙を圧電素子103aの配列ピッチに合わせないで形成した場合、超音波トランスデューサブロック101aそれぞれの周縁部にある圧電素子103a自体が超音波トランスデューサブロックとともに切断され、分割されてしまう事態が生じうる。このように圧電素子103a自体が分割されてしまうと1個分以下の体積の圧電素子が生じる。この分割された圧電素子からは、他の1個分の圧電素子103aと異なる超音波が発生してしまい、この超音波は、被検体に送波される超音波全体に影響してしまうおそれがある。

40

【0072】

この点、本実施形態における超音波トランスデューサの製造工程においては、超音波トランスデューサ構体101を分割する際、間隙zを圧電素子103aの配列ピッチおよび接続パッド110aの配列ピッチに合わせて形成するので、圧電素子103aごと切断してしまう事態を回避することができる。

【0073】

50

(作用・効果)

上記説明したように第2実施形態にかかる超音波トランスデューサは、接続基板110に対し、超音波トランスデューサ構体101を配置してから、複数の超音波トランスデューサブロックに分割して接続される。したがって第1実施形態にかかる超音波トランスデューサと同様に、接続基板110に対する接触面積を低減させて、超音波トランスデューサブロック101aにおける電極リードが露出した面の反りを低減させることが可能である。その結果、電極リードと接続パッド110aとを確実に接続させ、被検体に対し送波または受波する超音波パルスを実際に伝達させることが可能となるため、超音波診断装置における超音波画像を実際に生成することが可能となる。

【0074】

10

上記説明したように第2実施形態にかかる超音波トランスデューサは、第1実施形態にかかる超音波トランスデューサと同じ構成により、配列された各圧電素子からの超音波によって合成されるグレーティングローブが、間隙 z の存在により、強調されにくくなる。結果として、超音波画像に虚像が表示されてしまう事態を回避し、ひいては超音波画像を用いた診断に支障をきたす事態を回避することが可能となる。

【0075】

(変形例)

以上説明した第1実施形態および第2実施形態にかかる超音波トランスデューサの変形例について図7を参照して説明する。図7は、この発明の実施形態にかかる超音波トランスデューサの変形例を示す概略斜視図である。なお、図7においては音響整合層の図示を省略している。

20

【0076】

上記説明した超音波トランスデューサにおいては、各圧電素子103aの接続基板110側に隣接して、当該圧電素子103aの余分な振動を抑えるバッキング材104を配置する構成であるが、本発明はこの実施形態に限られず、例えば次のような構成であってもよい。すなわち、図7に示すように各圧電素子103aの接続基板110側の面の電極に隣接して、超音波の照射方向(図7におけるX方向)と反対側に放射される超音波パルスを吸収し、圧電素子の余分な振動を抑えることができるような弾性を有する接続基板110を配置してもよい。この変形例においても上記説明した実施形態の超音波トランスデューサと同様に、電極と接続パッドとを確実に接続することができるため、被検体に対し送波または受波する超音波パルスを実際に伝達させることが可能となる。なお、この変形例においては、研磨工程による接続基板110の平坦化処理が困難であるため、他の平坦化処理が施される。

30

【0077】

また、上記説明した超音波トランスデューサにおいては、間隙 z の間隔が、圧電素子103aの配列ピッチ Y の長さ、隣り合う圧電素子103aの間隔 x の長さを加算した長さとなるように構成されているが、本発明はこの実施形態に限られず、例えば次のような構成であってもよい。すなわち、間隙 z の間隔を、配列ピッチ Y の整数倍の長さ αY と、間隔 x とを加算した長さに形成することも可能である。この変形例においても、超音波トランスデューサブロック101aを、圧電素子103aの配列ピッチおよび接続パッド110aの配列ピッチに合わせて形成することが可能である。

40

【0078】

また、間隙 z の間隔は、行方向と列方向で異なる長さに形成することが可能である。この変形例によれば、第2実施形態の超音波トランスデューサの製造工程において、行方向と列方向で同じ間隔の間隙 z を形成することが困難である場合に、超音波トランスデューサの製造を容易にすることが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0079】

【図1】(A) この発明の実施形態にかかる超音波トランスデューサを構成する分割前の超音波トランスデューサ構体を示す概略斜視図である。(B) この発明の実施形態にか

50

かる超音波トランスデューサの一部分を構成する接続基板を示す概略斜視図である。

【図2】(A)この発明の実施形態にかかる超音波トランスデューサの製造工程において、接続基板に超音波トランスデューサブロックを配置している状態を示す概略斜視図である。(B)この発明の実施形態にかかる超音波トランスデューサを示す概略斜視図である。

【図3】この発明の実施形態にかかる圧電体ブロック群における各超音波トランスデューサブロックそれぞれを超音波放射面側から見た状態を示す概略平面図である

【図4】この発明にかかる超音波トランスデューサにおいて、接続基板上に配置された超音波トランスデューサブロックの間にある間隙を示す図3の概略A-A断面図である。

【図5】この発明にかかる超音波トランスデューサとIC基板とを接続する機構および、IC基板上のICと超音波診断装置本体に接続されるケーブルとを接続する機構を示す概略斜視図である。

10

【図6】この発明の第2実施形態にかかる超音波トランスデューサの製造工程において、接続基板に超音波トランスデューサ構体を配置した状態を示す概略斜視図である。

【図7】この発明の実施形態にかかる超音波トランスデューサの変形例を示す概略斜視図である。

【図8】(A)従来の超音波トランスデューサを接続基板に配置する前の状態を示す概略斜視図である。(B)従来の超音波トランスデューサを接続基板に配置した後の状態を示す概略斜視図である。

【符号の説明】

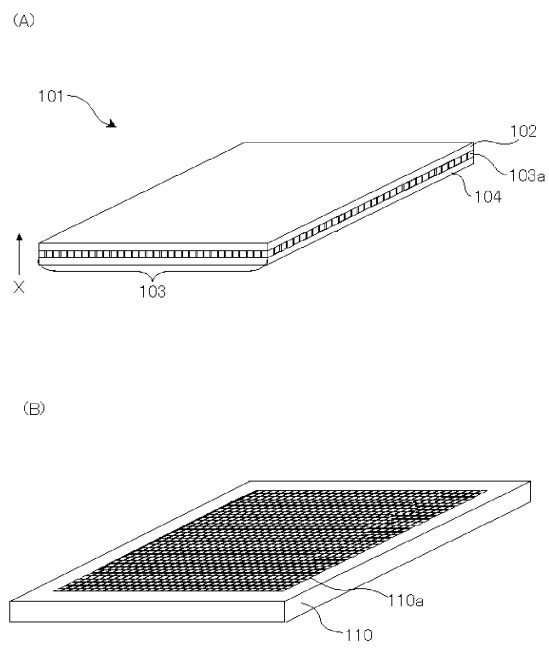
20

【0080】

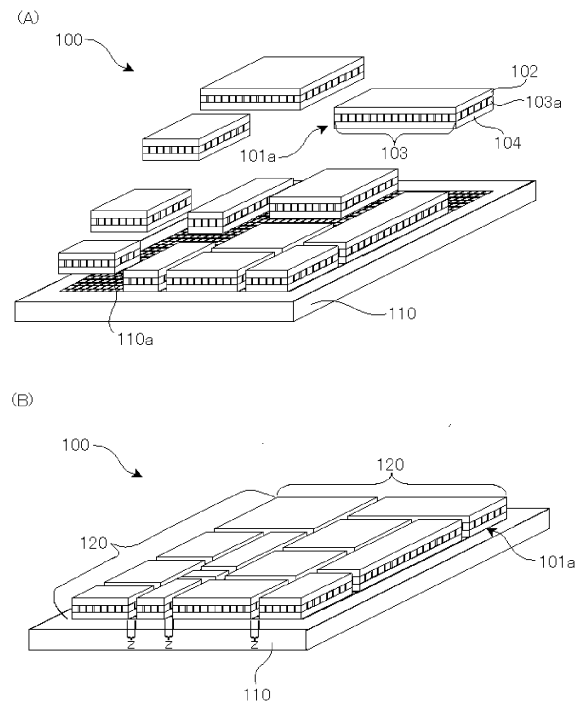
- 100 超音波トランスデューサ
- 101 超音波トランスデューサ構体
- 101a 超音波トランスデューサブロック
- 102 音響整合層
- 103 圧電体ブロック
- 103a 圧電素子
- 104 バッキング材
- 110 接続基板
- 110a 接続パッド
- 120 圧電体ブロック群
- 130 IC基板
- 140 ケーブル接続基板
- 141 コネクタ
- 150 超音波プローブ

30

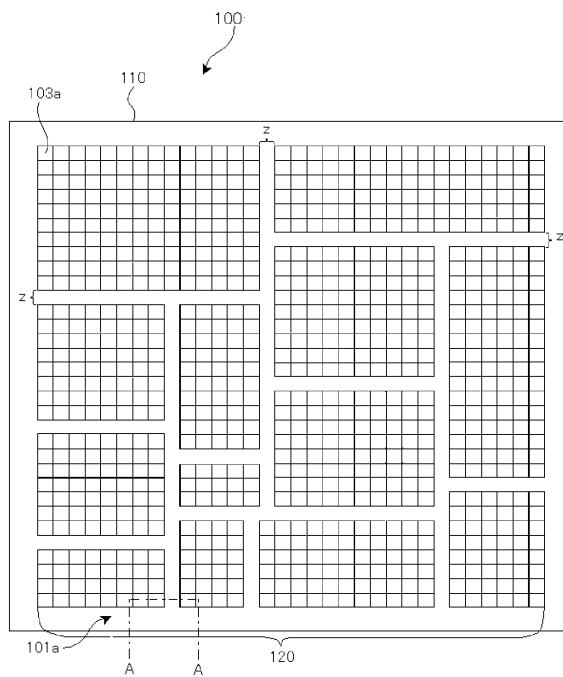
【図 1】



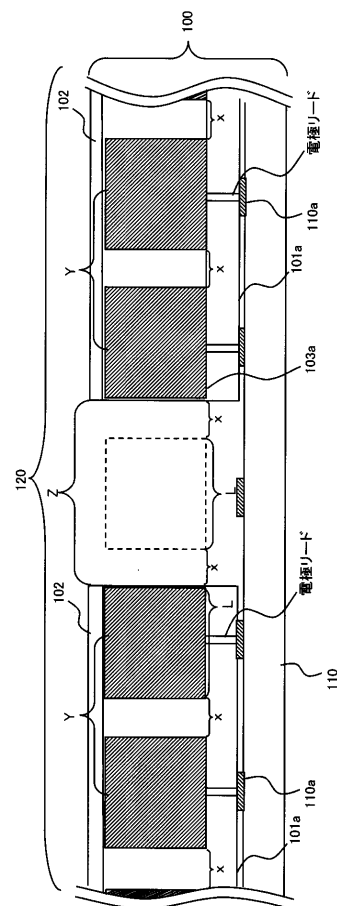
【図 2】



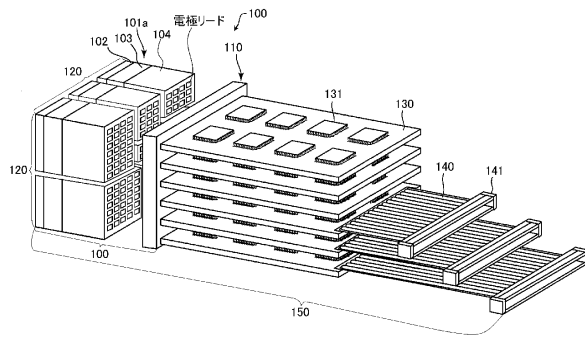
【図 3】



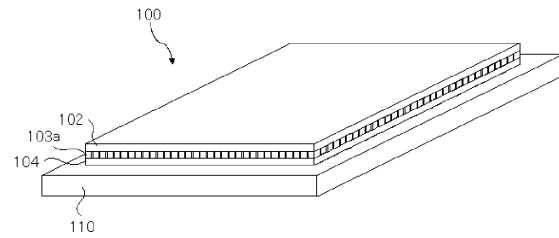
【図 4】



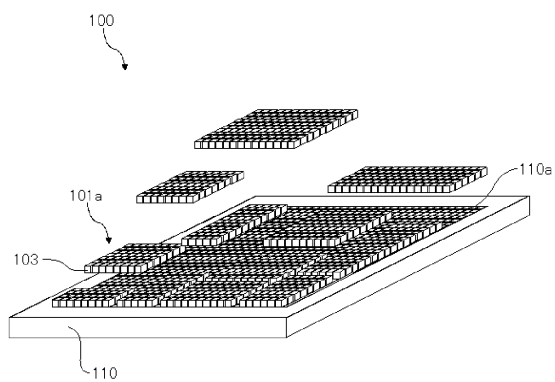
【図 5】



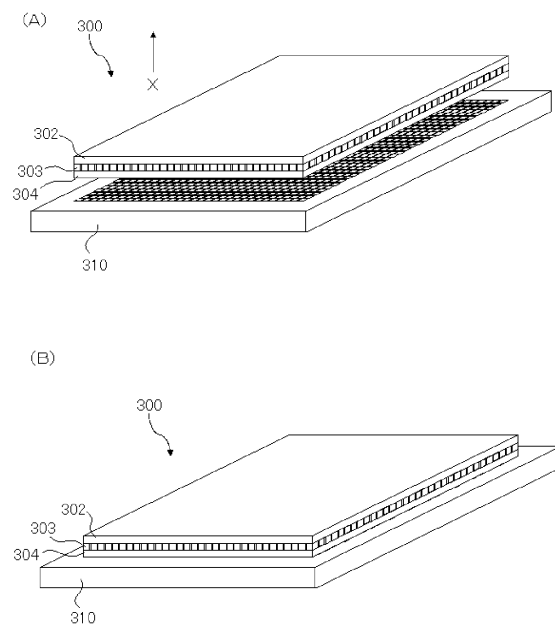
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2001-292496 (JP, A)
特開昭61-031128 (JP, A)
特開2005-342337 (JP, A)
特開2003-019176 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
H04R 17/00
A61B 8/00

专利名称(译)	超声换能器，制造超声换能器的方法，		
公开(公告)号	JP5148359B2	公开(公告)日	2013-02-20
申请号	JP2008124335	申请日	2008-05-12
[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	手塚智		
发明人	手塚 智		
IPC分类号	H04R17/00 A61B8/00		
FI分类号	H04R17/00.332.Y H04R17/00.330.J H04R17/00.330.H A61B8/00 H04R17/00.332.A		
F-TERM分类号	4C601/EE10 4C601/GB06 4C601/GB18 4C601/GB41 5D019/AA26 5D019/BB17 5D019/FF04 5D019/GG06 5D019/HH01 5D019/HH03		
审查员(译)	大野 弘		
其他公开文献	JP2009273086A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种超声波换能器，其能够可靠地连接连接到压电元件的电极的电极引线 and 连接基板上的端子，以及设置有超声波换能器的超声波探头。 解决方案：通过二维布置压电元件形成的三个或更多个压电块在连接基板的一个表面上布置有间隙，在所述连接基板的一个表面上二维地形成端子。一种超声波换能器，构成连接基板上的压电块组；[选择图]图2

【 図 4 】

