

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5591549号
(P5591549)

(45) 発行日 平成26年9月17日(2014.9.17)

(24) 登録日 平成26年8月8日(2014.8.8)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 0 H
H 0 4 R 31/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 2 A
	H 0 4 R 31/00 3 3 0
	H 0 4 R 17/00 3 3 0 J

請求項の数 10 (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2010-16114 (P2010-16114)
 (22) 出願日 平成22年1月28日(2010.1.28)
 (65) 公開番号 特開2011-152303 (P2011-152303A)
 (43) 公開日 平成23年8月11日(2011.8.11)
 審査請求日 平成24年12月21日(2012.12.21)

(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
 (72) 発明者 四方 浩之
 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 杉田 翠

最終頁に続く

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

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波の放射方向側の前面および該前面の反対側の面である背面において、それぞれ前面電極および背面電極が設けられるとともに圧電性を有する複数の超音波振動子と、

前記超音波振動子の前記背面側に配置され、前記背面電極それぞれに対応する位置において前記放射方向側の面から反対側の面へ貫通する貫通電極が設けられ、かつ前記背面電極と直接または間接に接続された基板と、

前記基板における前記背面電極側の面と反対側の面に接続され、かつ前記超音波振動子それぞれから該基板の前記貫通電極を介して電気信号を受け、少なくとも該電気信号に加算処理を行って、該超音波振動子それぞれからの該貫通電極数よりも少ない信号路数に減ずる電子回路と、

前記電子回路の前記基板側の面における前記貫通電極に対応する位置に接続された端子電極と、

前記超音波振動子の前記反対側に配置されるとともに、該超音波振動子との間に前記基板および前記電子回路を挟むように設けられたバッキング材と、

を備え、

前記貫通電極と前記端子電極とが導通することによって前記背面電極と前記電子回路とが導通されること、

を特徴とする超音波トランスデューサ。

【請求項2】

前記電子回路はベアチップであり、

前記基板は、可撓性を有するフレキシブル基板であり、前記背面電極と重なり合わない部分であるとともに、前記電子回路と重なり合う部分において、該電子回路と接続される端子を備えていること、

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】

前記電子回路における、前記バックング材から前記超音波振動子へ向かう方向の長さは、およそ 0.05 mm から 0.3 mm の範囲であること、

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】

前記バックング材は、音響インピーダンスが 10 MRayl から 15 MRayl の範囲の材料によって構成されていること、

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 5】

前記バックング材の材料は、多孔質のセラミックにエポキシまたはウレタンまたはシリコーン樹脂を含漬したものであること、

を特徴とする請求項 4 に記載の超音波トランスデューサ。

【請求項 6】

前記電子回路と前記バックング材との間に設けられ、該バックング材よりも音響インピーダンスが小さく、かつ該バックング材から前記超音波振動子へ向かう方向の長さが、該電子回路よりも短い背面整合層を備えたこと、

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 7】

前記背面整合層は、ポリイミドまたはポリエステルフィルムによって構成されていること

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】

前記超音波振動子と前記基板との間に該超音波振動子より音響インピーダンスが高く、かつ導電性を有する整合層が設けられていること、

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 9】

超音波トランスデューサを有する超音波プローブであって、

前記超音波トランスデューサが、

超音波の放射方向側の前面および該前面の反対側の面である背面において、それぞれ前面電極および背面電極が設けられるとともに圧電性を有する複数の超音波振動子と、

前記超音波振動子の前記背面側に配置され、前記背面電極それぞれに対応する位置において前記放射方向側の面から反対側の面へ貫通する貫通電極が設けられ、かつ前記背面電極と直接または間接に接続された基板と、

前記基板における前記背面電極側の面と反対側の面に接続され、かつ前記超音波振動子それぞれから該基板の前記貫通電極を介して電気信号を受け、少なくとも該電気信号に加算処理を行って、該超音波振動子それぞれからの該貫通電極数よりも少ない信号路数に減ずる電子回路と、

前記電子回路の前記基板側の面における前記貫通電極に対応する位置に接続された端子電極と、

前記超音波振動子の前記反対側に配置されるとともに、該超音波振動子との間に前記基板および前記電子回路を挟むように設けられたバックング材と、を有し、

前記貫通電極と前記端子電極とが導通することによって前記背面電極と前記電子回路とが導通されること、

を特徴とする超音波プローブ。

【請求項 10】

10

20

30

40

50

超音波の放射方向側の前面にグランド電極が、該前面の反対側の面である背面において、信号電極が設けられ、かつ2次元的に配列される複数の超音波振動子と、該圧電体の音響制動をなすとともに、該超音波振動子に対し背面側に配置されるバッキング材と、前記グランド電極と共通接続される配線パターンが設けられた配線基板と、を有する超音波トランスデューサの製造方法であって、

単一の圧電材料ブロックにおける前記背面側において、縦横かつ略等間隔に、前記前面側までへ至らない長さの切込みを形成する工程と、

前記切込みが形成された前記圧電材料ブロック背面に、前記バッキング材との接着をすための接着剤を塗布する工程と、

前記接着剤が塗布された前記背面と前記バッキング材とを圧着し、前記圧電材料ブロックと該バッキング材とを接着する工程と、

前記バッキング材が接着された前記圧電材料ブロックに対して、前記前面側から、前記切込みに沿って分割溝を形成することにより、単一の前記圧電材料ブロックから前記2次元配列された複数の超音波振動子を形成する工程と、

前記2次元配列の超音波振動子に対し、前記配線基板を接合することにより、前記超音波振動子それぞれにおける前記グランド電極を前記配線パターンに共通接続する工程と、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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断装置に用いられる超音波プローブに関し、特に当該超音波プローブに内蔵される超音波トランスデューサおよび超音波トランスデューサの製造方法の技術に関する。

【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の、超音波トランスデューサを有している。

【0003】

近年においては、超音波プローブにおける1次元アレイの超音波トランスデューサを回転、揺動して用いる方法、または超音波振動子（圧電素子等）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を用いた電子走査式の超音波プローブによって、3次元で超音波画像収集、表示を行うシステムの検討が進んできている。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】

このような超音波プローブの一例として、その把持部の内部において電気信号の送受信を行う電子回路が内蔵されているものがある。この超音波プローブ内に配置された電子回路は、超音波トランスデューサにおける超音波振動子それぞれに接続されており、超音波診断装置本体からの制御信号に基づき、送信パルスを発生させて超音波振動子それぞれに送信する。また当該電子回路では、超音波トランスデューサが変換した電気信号に束ね処理等を施した後、超音波診断装置本体に送信する。超音波プローブの他の例としては、接続パターン可変な構成のスイッチを介して、複数の超音波振動子を一群として共通接続することにより、当該複数の超音波振動子が一括で超音波診断装置本体の送受信回路に接続される。

【0005】

10

20

30

40

50

ここで、上述した従来の超音波プローブおよび超音波プローブに設けられた超音波トランスデューサの一例を図5～図10を用いて説明する。図5～図10は、超音波プローブに設けられた従来の超音波トランスデューサ、電子回路およびこれらを接続する配線基板を示す概略図である。

【0006】

図5に示すように超音波トランスデューサ300は、超音波振動子314が2次元状に配列されている。また当該超音波振動子314それぞれに対応して、第1音響整合層310がそれぞれ隣接して配置される。さらに第1音響整合層310における超音波振動子314側の面と反対側に第2音響整合層311が配置される。つまり、超音波トランスデューサ300では図5に示すように超音波振動子314、第1音響整合層310および第2音響整合層311が順に積層されるように配置される。また図5に示すように、2次元配列された超音波振動子314における第1音響整合層310側と反対側の面(以下、「背面」という)には、複数の超音波振動子314全体に対し、吸音性を有する1のバッキング材318が設けられている。このように超音波トランスデューサ300は、バッキング材318、超音波振動子314、第1音響整合層310、第2音響整合層311の順に積層され、当該積層方向に超音波が放射される。

10

【0007】

また、図5に示すように超音波トランスデューサ300における、超音波振動子314と第1音響整合層310と境界面(以下、「前面」という)には、グランド電極312が形成される。また、超音波振動子314とバッキング材318との境界面(背面)に信号電極316が設けられる。このグランド電極312と信号電極316とを異極の電極とすることにより、1つの超音波振動子314が異極の電極に挟まれることになり、電子回路からの電気信号により当該超音波振動子の駆動が可能となる。

20

【0008】

このような従来の超音波トランスデューサ300においては、グランド電極312と送受信回路との接続を、図6に示すようにフレキシブル配線板(Flexible Printed Circuits/FPC)322に形成された配線パターン(不図示)によって行う。すなわち、超音波振動子314のグランド電極312に隣接した第1音響整合層310、第2音響整合層311は、導電性を有している。これらを介して当該グランド電極312とフレキシブル配線板322の配線パターンとが接続され、かつこれらの配線パターンは共通接続されて電子回路に導かれる。

30

【0009】

他方、当該超音波トランスデューサ300における信号電極316と送受信回路とは、図7に示すようにフレキシブル配線板320に形成された配線パターン321によって接続される。しかしながら、2次元アレイの超音波トランスデューサでは、超音波振動子が2次元的に配列されることにより、1次元アレイの超音波トランスデューサと比較して超音波振動子の素子数の増大(例えば、10倍～100倍)をともってしまう。この超音波振動子数の増大によって、配線パターンの数も大幅に増加している。

【0010】

例えば図7に示すように、超音波トランスデューサ300においては、超音波振動子314の信号電極316それぞれと、配線パターン321とを接続するために、フレキシブル配線板320に接続パッド321aを形成する。したがって、フレキシブル配線板320における各超音波振動子314との接続面では、2次元配列された多数の超音波振動子314の数分、接続パッド321aが形成される。しかし、多数の接続パッド321aの間において、さらに超音波振動子314の数分、配線パターン321を形成しなければならない(図7参照)。このような構成では、配線パターン321および接続パッド321aのピッチが非常に密となり、実現が非常に困難である。このような従来の超音波トランスデューサの例としては、特許文献1がある。

40

【0011】

そこで、図5～図7に示すような従来の超音波トランスデューサ300では、バッキン

50

グ材 3 1 8 と超音波振動子 3 1 4 との間にフレキシブル配線板 3 2 0 を配置して、その配線パターン 3 2 1 により後段の送受信回路まで接続する構成を実現するために、超音波振動子 3 1 4 の 2 次元アレイ全体を複数のモジュール（超音波振動子群）に分割し、モジュールごとにフレキシブル配線板 3 2 0 を設けている。

【 0 0 1 2 】

すなわち、図 8 に示すように所定数単位の超音波振動子 3 1 4 を一纏めのモジュールとし、そのモジュールを 2 次元状に配列して超音波トランスデューサ 3 0 0 を形成する。この図 8 に示すように超音波振動子 3 1 4 群からなる 1 モジュール毎にフレキシブル配線板 3 2 0 を割り当てることにより、1 モジュールに割り当てられる配線パターン 3 2 1 の数を、減らしている。このように構成することにより、モジュールそれぞれに応じて配置された中継基板 3 3 0 上の送受信回路 3 3 2、3 3 4 と、超音波振動子 3 1 4 の信号電極 3 1 6 との接続が可能となる。

10

【 0 0 1 3 】

この図 8 に示すような超音波トランスデューサ 3 0 0 においては、各モジュール間においてそれぞれのフレキシブル配線板 3 2 0、3 2 2 が介在する。例えば図 8 に示す超音波振動子 3 1 4 モジュール間には、相互のフレキシブル配線板 3 2 0、3 2 2 が合わせて 4 枚介在している。したがってモジュール内の各超音波振動子 3 1 4 間のピッチ L 1（図 8）に比較して、隣接する超音波振動子 3 1 4 モジュール間のピッチ L 2 が長くなってしまふ。すなわち、モジュールの端に配置された素子と、当該素子に隣接する他のモジュールの端の素子とが、その間に介在するフレキシブル配線板 3 2 0、3 2 2 の分だけ離れてしまふ。

20

【 0 0 1 4 】

しかし、超音波振動子 3 1 4 間のピッチが大きくなればなるほどサイドローブによるアーチファクトの影響が大きくなり、超音波画像の信頼性に問題が生じるおそれがある。さらに、超音波振動子 3 1 4 間にフレキシブル配線板 3 2 0、3 2 2 が複数介在すると、モジュール相互の位置精度が悪化するおそれがある。結果としてパルスの遅延制御に影響して超音波ビームの収束・偏向の精度が悪化してしまう場合がある。また、超音波トランスデューサの製造工程において、超音波振動子モジュールを形成する工程が増え、煩雑であるとともに、コストアップを招来してしまう。またフレキシブル配線板 3 2 0、3 2 2 の増加によって、超音波プローブの大型化にもつながるおそれがある。

30

【 0 0 1 5 】

そこで、この図 5 ~ 図 7 や、図 8 に示すような超音波トランスデューサ 3 0 0 に対し、バッキング材内に電極リードを埋設し、当該バッキング材内の超音波放射方向側と反対側の面に電極リードを露出させる構成の超音波トランスデューサが提案されている（例えば特許文献 2）。このような超音波トランスデューサにおける超音波振動子の電極と超音波診断装置との接続構成を図 9 を参照して説明する。図 9 は、従来の超音波トランスデューサの構成を示す概略断面図である。

【 0 0 1 6 】

図 9 に示す超音波トランスデューサ 3 0 0 は、バッキング材 3 1 8 の内部において、超音波振動子 3 1 4 の信号電極 3 1 6 と接続された例えば針状の電極リード 3 2 5 が埋設されている。この電極リード 3 2 5 は、バッキング材 3 1 8 における超音波振動子 3 1 4 との境界面から、バッキング材 3 1 8 内を通過して反対側の端面まで到達し、当該端面に露出される。またバッキング材 3 1 8 の当該端面に隣接して電子回路 3 3 6 が配置される。さらにこの電子回路 3 3 6 とバッキング材 3 1 8 の端面に露出した電極リード 3 2 5 の端部とを導電接着し、電子回路 3 3 6 と電極リード 3 2 5 とを接続することにより、信号電極 3 1 6 と電子回路 3 3 6 とを導通させることが可能となる。

40

【 0 0 1 7 】

図 9 に示す超音波トランスデューサ 3 0 0 では、2 次元配列された多数の超音波振動子 3 1 4 からの信号を電子回路 3 3 6 によって束ね処理を行ってから、超音波診断装置本体側へ伝送する。したがって、図 9 における超音波トランスデューサ 3 0 0 は、図 8 の超音

50

波トランスデューサのように超音波振動子 3 1 4 のモジュールを形成することなく、フレキシブル配線板 3 2 0 上に形成する配線パターンのピッチが極端に密になってしまう事態を防止している。

【 0 0 1 8 】

しかし、図 9 に示す超音波トランスデューサ 3 0 0 においては電極リード 3 2 5 をバッキング材 3 1 8 内に埋設させることによって以下の問題が生じうる。すなわち、バッキング材 3 1 8 は、超音波振動子 3 1 4 の音響制動のために設けられるものであり、バッキング材 3 1 8 本来の音響特性に影響しないように電極リード 3 2 5 を埋設させる作業は困難である。また実現したとしてもその製造工程は煩雑である。

【 0 0 1 9 】

また、各電極リード 3 2 5 間のクロストークを回避しなければならないが、電極リード 3 2 5 それぞれは、超音波振動子 3 1 4 の配列ピッチとほぼ等間隔に形成されるものであるため、クロストーク回避のために電極リード 3 2 5 相互の間隔を確保することは困難である。さらに、バッキング材 3 1 8 は、超音波振動子 3 1 4 の音響制動のためにある程度の長さを有するように構成されるものであるが、バッキング材 3 1 8 に埋設される電極リード 3 2 5 の長さが長くなると、クロストークが生じてしまうおそれがある。また、電極リード 3 2 5 の両端を、バッキング材 3 1 8 における各端面から露出させるように処理する工程は非常に煩雑である。

【 0 0 2 0 】

上述した図 6、図 8、図 9 に示すような超音波トランスデューサの他、従来、超音波振動子 3 1 4 の背面に直接、電子回路 3 2 7 を配置、接続する構成の超音波トランスデューサが提案されている（例えば、図 1 0、特許文献 3 参照）。図 1 0 に示すように、この超音波トランスデューサ 3 0 0 は、超音波振動子 3 1 4 における信号電極 3 1 6 の背面側に電子回路 3 2 7 を隣接して配置するとともに、当該電子回路 3 2 7 とバッキング材 3 1 8 との間にフレキシブル配線板 3 2 0 が配置される構造となっている。この超音波トランスデューサ 3 0 0 では、各超音波振動子 3 1 4 ごとの信号電極 3 1 6 と電子回路 3 2 7 が接続されており、電子回路 3 2 7 は多数の信号を束ねる処理を行う。当該処理された信号は、電子回路 3 2 7 のさらに背面に配置されたフレキシブル配線板 3 2 0 を介して伝送される。したがって図 1 0 に示すような超音波トランスデューサ 3 0 0 では、バッキング材 3 1 8 内に電極リードを埋設する必要もなく、かつ超音波振動子 3 1 4 直下で信号路数を減

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 2 1 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 5 - 3 4 2 3 3 7 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 2 - 2 7 5 9 3 号公報

【特許文献 3】特表 2 0 0 7 - 5 1 5 2 6 8 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 2 2 】

図 1 0 に示すような従来の超音波トランスデューサ 3 0 0 においては、電子回路 3 2 7 が、前面側に接続された信号電極 3 1 6 から入力を受け、背面側に接続されたフレキシブル配線板 3 2 0 の配線パターンに出力する。このため、電子回路 3 2 7 には前面側および背面側の両面において接続をとる電極が必要となる。超音波トランスデューサ 3 0 0 においてこのような電子回路 3 2 7 を実現するための半導体プロセスとして、例えばシリコン貫通電極 (T S V / T h r o u g h S i l i c o n V i a) がある。

【 0 0 2 3 】

ここで、図 1 0 に示すような超音波トランスデューサ 3 0 0 においては、超音波振動子 3 1 4 とバッキング材 3 1 8 の間に電子回路 3 2 7 配置される。この電子回路 3 2 7 は半導体物質（シリコン等）によって構成されているものである。この半導体物質は、音響イ

10

20

30

40

50

ンピーダンス等、音響特性の点で超音波振動子314、バックング材318と適合しないおそれがある。例えば、シリコンの音響インピーダンス(acoustic characteristic impedance)Zは、19.5MRayl程度である。これに対し、一般的なPZT系圧電材料による超音波振動子314の音響インピーダンスは35MRayl程度であり、大きな差がある。このような場合は、界面での反射率が大きく、反射による影響を及ぼしてしまう。結果、超音波トランスデューサによる超音波の送受信に支障をきたすおそれがある。

【0024】

したがって、図10のような超音波トランスデューサ300においては、電子回路327における前面側から背面側へ向かう方向における長さを極力短く、つまり厚さを薄くすることにより、超音波の送受信に対する電子回路327の音響特性の影響を可能な限り低減させ、生成される超音波画像に支障をきたす事態を回避しなければならない。

10

【0025】

しかし、電子回路327による音響的な影響を少なくするとともに、信号電極316とフレキシブル配線板320の配線パターンとの接続をするシリコン貫通電極を実現することは、当該電子回路327の厚さの点で困難である。すなわち、電子回路327による音響的な影響を低減させるために肉薄に形成すると、シリコン貫通電極を用いることが困難となり、電子回路327の両面の接続を取ることが困難となる。他方、電子回路327においてシリコン貫通電極を用いることを前提とすると、厚さが増加するので電子回路327による音響的な影響により、超音波の送受信に支障をきたすおそれがある。

20

【0026】

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、超音波トランスデューサにおける超音波振動子の数が増加しても、超音波診断装置本体と超音波振動子との接続が困難となる事態を回避するとともに、超音波トランスデューサの超音波の送受信を確実に行うことが可能な超音波トランスデューサを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0027】

上記の課題を解決するための請求項1に記載の発明は、超音波の放射方向側の前面および該前面の反対側の面である背面において、それぞれ前面電極および背面電極が設けられるとともに圧電性を有する複数の超音波振動子と、前記超音波振動子の前記背面側に配置され、前記背面電極それぞれに対応する位置において前記放射方向側の面から反対側の面へ貫通する貫通電極が設けられ、かつ前記背面電極と直接または間接に接続された基板と、前記基板における前記背面電極側の面と反対側の面に接続され、かつ前記超音波振動子それぞれから該基板の前記貫通電極を介して電気信号を受け、少なくとも該電気信号に加算処理を行って、該超音波振動子それぞれからの該貫通電極数よりも少ない信号路数に減ずる電子回路と、前記電子回路の前記基板側の面における前記貫通電極に対応する位置に接続された端子電極と、前記超音波振動子の前記反対側に配置されるとともに、該超音波振動子との間に前記基板および前記電子回路を挟むように設けられたバックング材と、を備え、前記貫通電極と前記端子電極とが導通することによって前記背面電極と前記電子回路とが導通されること、を特徴とする超音波トランスデューサである。

30

40

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、超音波トランスデューサを有する超音波プローブであって、前記超音波トランスデューサが、超音波の放射方向側の前面および該前面の反対側の面である背面において、それぞれ前面電極および背面電極が設けられるとともに圧電性を有する複数の超音波振動子と、前記超音波振動子の前記背面側に配置され、前記背面電極それぞれに対応する位置において前記放射方向側の面から反対側の面へ貫通する貫通電極が設けられ、かつ前記背面電極と直接または間接に接続された基板と、前記基板における前記背面電極側の面と反対側の面に接続され、かつ前記超音波振動子それぞれから該基板の前記貫通電極を介して電気信号を受け、少なくとも該電気信号に加算処理を行って、該超音波振動子それぞれからの該貫通電極数よりも少ない信号路数に減ずる電子回路と、前記電子回路の前記基板側の面における前記貫通電極に対応

50

する位置に接続された端子電極と、前記超音波振動子の前記反対側に配置されるとともに、該超音波振動子との間に前記基板および前記電子回路を挟むように設けられたバッキング材と、を有し、前記貫通電極と前記端子電極とが導通することによって前記背面電極と前記電子回路とが導通されること、を特徴とする。

【発明の効果】

【0028】

請求項1および10に記載の発明によれば、超音波プローブの超音波トランスデューサにおいて、超音波振動子の背面に基板が設けられ、その基板のさらにバッキング材側に電子回路が設けられ、当該電子回路が超音波振動子からの電気信号に加算処理をして信号路数を減ずるように構成されている。すなわち、超音波振動子の近傍において、超音波振動子からの信号路数を減ずる処理が可能である。したがって超音波振動子数が増加した場合でも、バッキング材の製造工程を煩雑にすることなく、配線ピッチを確保し、配線が困難となる事態を解消することが可能となる。さらに、電子回路の電気信号の入出力のために、電子回路に貫通電極を形成する必要がないため、電子回路による音響的な影響を低減させることが可能であり、結果として超音波の送受信に支障をきたすおそれを回避することが可能となる。

10

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】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側方から見た状態を示す概略斜視図である。

20

【図2】図1における超音波トランスデューサの概略A-A断面図である。

【図3】この発明の実施形態にかかる超音波トランスデューサにおいて、背面電極、フレキシブル配線板および電子回路が接続された状態を示す、図2の概略部分拡大断面図である。

【図4】(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の製造工程においてフレキシブル配線板の接続パッドと、電子回路の端子電極の位置合わせがされた状態を示す概略断面図である。(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製造工程において、図4(A)における位置合わせの後、接続パッドと導電接続部が接続された状態を示す概略断面図である。

【図5】超音波プローブに設けられた従来の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と電子回路とを接続する配線基板を示す概略斜視図である。

30

【図6】超音波プローブに設けられた従来の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と電子回路とを接続する配線基板を示す概略斜視図である。

【図7】超音波プローブに設けられた従来の超音波トランスデューサにおけるバッキング材と、配線基板および配線パターンとを示す概略斜視図である。

【図8】超音波プローブに設けられた従来の超音波トランスデューサ、電子回路およびこれらを接続する配線基板を示す概略断面図である。

【図9】超音波プローブに設けられた従来の超音波トランスデューサ、電子回路、これらを接続する配線リードおよび配線基板を示す概略断面図である。

【図10】超音波プローブに設けられた従来の超音波トランスデューサ、電子回路およびこれらを接続する配線基板を示す概略断面図である。

40

【発明を実施するための形態】

【0030】

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1～4を参照して説明する。

【0031】

図1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を側方から見た状態を示す概略斜視図である。また、図2は、図1における超音波トランスデューサ100の概略断面図である。以下、本実施形態にかかる超音波トランスデューサ100の構成について説明する。なお、各図に示される超音波トランスデューサ100において超音波振

50

動子 114 の配列数が異なるが、当該各図における当該配列数は概念上示されるものであり、実際と異なるものである。

【0032】

(超音波トランスデューサの概略構成)

図1に示すように、この実施形態にかかる超音波トランスデューサ100は、超音波振動子(圧電素子等)114に隣接して第1音響整合層110が設けられる。さらに第1音響整合層110における超音波振動子114側と反対側の面に隣接して第2音響整合層111が設けられる。また、超音波振動子114における第1音響整合層110側と反対側にはバッキング材118(負荷材相)が設けられ、かつこのバッキング材118と超音波振動子114との間には、当該超音波振動子114からバッキング材118へ向かって順

10

【0033】

また図1に示すように、超音波振動子114において、第1音響整合層110と隣接する前面には前面電極112が設けられる。さらに当該前面に対して反対側となる背面において背面電極116が設けられる。本実施形態においては、例えば前面電極112をグラウンド電極とし、かつ当該前面電極112それぞれを、図2に示す配線基板123上に形成された配線パターン(不図示)によって共通接続する構成としてもよい。

【0034】

この配線基板123における配線パターンは、図2に示すような配線基板123とフレキシブル配線板120とを導通させる導電接着部124を介して、フレキシブル配線板120の配線パターンに接続される。このような構成によって前面電極112に送受信される信号は、超音波送受信本体との間で、配線基板123およびフレキシブル配線板120に形成された当該配線パターンによって伝送される。

20

【0035】

この超音波トランスデューサ100では、超音波診断装置本体から送信された信号に基づき、フレキシブル配線板120および配線基板123を介して前面電極112と背面電極116とに電圧が印加される。超音波振動子114それぞれは、この前面電極112と背面電極116との間に印加された電気信号を超音波パルスに変換する。変換された超音波パルスは、第1音響整合層110、第2音響整合層111および音響レンズ(不図示)

30

【0036】

なお、この超音波トランスデューサ100における超音波振動子114としては、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛/Pb(Zr, Ti)O₃)、チタン酸バリウム(BaTiO₃)、PZNT(Pb(Zn^{1/3}Nb^{2/3})O₃-PbTiO₃)単結晶、PMNT(Pb(Mg^{1/3}Nb^{2/3})O₃-PbTiO₃)単結晶等を用いた圧電素子等によることが可能である。また、この実施形態におけるフレキシブル配線板120は、本発明にかかる「基板」の一例に該当する。以下、本実施形態の超音波トランスデューサ100における各部の構成についてそれぞれ説明する。

40

【0037】

(超音波振動子 - バッキング材間の構成)

次に、本実施形態にかかる超音波トランスデューサ100における超音波振動子114背面とバッキング材118前面との間の構成について、図1~図3を参照して説明する。図3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において、背面電極116、フレキシブル配線板120および電子回路117a、117bが接続された状態

50

を示す、図2の概略部分拡大断面図である。

【0038】

図1および図2に示すように超音波トランスデューサ100の超音波振動子114の背面に隣接してフレキシブル配線板120が設けられる。このフレキシブル配線板120としては、いわゆるFPC(Flexible Printed Circuits)が用いられる。またこのフレキシブル配線板120には図示しない配線パターンが形成される。この配線パターンを通じて超音波診断装置本体から超音波パルスの送信を行うための信号を受け、また被検体から受信した信号を超音波診断装置本体へ送信する。また本実施形態において、この配線パターンは、フレキシブル配線板120におけるバッキング材118側の面に設けられる。ただし、バッキング材118側の面に限らず、超音波振動子114側の面でもよく、また両面に設けられていてもよい。なお、フレキシブル配線板120の前面、背面間の導通は、スルーホールまたは、ビアホール等によってなされるものである。

10

【0039】

また、図1および図2に示すように超音波トランスデューサ100のフレキシブル配線板120のバッキング材118側の面に隣接して電子回路117a、117bが設けられる。この電子回路117a、117bとしては、厚さが約0.05mm~0.3mmのベアチップが用いられる。電子回路117a、117bの厚さを、0.05mm~0.3mm程度に薄くすれば、シリコンウェファによって構成されるベアチップであっても、超音波振動子114およびバッキング材118との音響特性のギャップによる、超音波の送受信に対する影響を可能な限り低減させ、生成される超音波画像に支障をきたす事態を回避することが可能となる。

20

【0040】

なお、電子回路117a、117bの厚さの範囲は、約0.05mmが製造限界であり、また0.3mmが、超音波振動子114およびバッキング材118との音響インピーダンスのギャップの許容できる範囲である。

【0041】

また図1および図2に示すように、電子回路117a、117bは、バッキング材118から超音波振動子114へ向かう方向と直交する方向に、超音波振動子114とバッキング材118との間で並列配置されるものである。このように電子回路117a、117bが並列配置されたとき、図1および図2に示すように、電子回路117aの長さや電子回路117bの長さやを合わせた長さは、超音波振動子114の2次元アレイ全体の一端から他端までの長さより長くなる。

30

【0042】

またこの電子回路117は、スイッチ回路として構成されることが可能である。例えば当該電子回路117により、超音波トランスデューサ100における全ての超音波振動子114による2次元配列全体を、M×N個の複数ブロック(サブアレイ等)に分割して、超音波の送受信制御を行うように構成することが可能である。この場合は、整相加算回路(不図示)に送信される信号路数を大幅に減ずることができる。

【0043】

仮に本実施形態にかかる超音波トランスデューサ100が3072個の超音波振動子114によって構成されているものとし、かつこの超音波振動子114の2次元アレイを、電子回路117によって16個のブロックに分割して制御するものとする。この場合、各超音波振動子114における背面電極116からの信号路数は3072本、存在するが、電子回路117によって束ねられると、192本の信号路数に減縮される。したがって、2次元アレイの超音波トランスデューサ100において超音波振動子114の数が膨大であっても、フレキシブル配線板120の配線パターンのピッチが狭くなり過ぎないので、各超音波振動子114と整相加算を行う送受信回路(ビームフォーマ等)との配線が容易となる。さらに、当該配線パターン間のクロストークを回避することが可能となる。なお、本実施形態におけるこのような電子回路117a、117bの処理は、本発明にかかる

40

50

「加算処理」の一例に該当する。

【0044】

また、電子回路117を整相加算回路とすることも可能である。すなわちこのような電子回路117であれば、各超音波振動子114が変換した信号を受けて増幅し、複数本の信号線ごとに所定の遅延量で遅延させる遅延処理が行われた後、当該複数本の信号線の信号を1本に束ねる加算処理が行われることにより整相加算され、さらにデジタル信号化されて受信データとなる。またこれに限らず、電子回路117が、各超音波振動子114が変換した信号を、デジタル化してから整相加算を行うように構成してもよい。このような電子回路117a、117bの処理は、本発明にかかる「加算処理」の一例に該当する。

【0045】

すなわち電子回路117は、デジタル化した検出信号を一旦メモリに記憶させる。電子回路117はその後、この検出信号に、所定の深さからの超音波反射波を集束するための集束用遅延時間と、超音波反射波の受信指向性を順次変更して被検体を走査するための偏向用遅延時間が与えられる。さらにこのようなビームフォーミングされた出力に対し、整相加算(所定の方向から得られた受信信号を、位相を合わせて加算)処理がなされる。このように整相加算された検出信号は、電子回路117a、117bとフレキシブル配線板120との接続部分を介して、フレキシブル配線板120の配線パターン(不図示)を通り、超音波診断装置本体へと伝送される。このように電子回路117a、117bを整相加算回路とすることにより、フレキシブル配線板120の配線パターンの本数を大幅に低減でき、実装がさらに容易となる。

【0046】

また、この電子回路117と、フレキシブル配線板120と、超音波振動子114の背面電極116とは、図3に示すような構造によって接続される。すなわち、フレキシブル配線板120における前面側には、超音波トランスデューサ100における超音波振動子114の2次元配列と同じ配列で、接続パッド(不図示)が設けられている。さらにその接続パッドには、図3に示すような貫通電極121(スルーホールまたはビアホール)が設けられている。したがって、フレキシブル配線板120前面側の接続パッドは、貫通電極121によって、フレキシブル配線板120の背面側(パッキング材118側)と導通されている。

【0047】

また図3に示すように、フレキシブル配線板120における背面側には、貫通電極121が設けられている位置に対応して接続パッド122が設けられている。したがって、接続パッド122は、貫通電極121と同じ配列であるとともに、超音波振動子114と同じ配列で、当該背面側に配列されている。また、同じく一方の電子回路117aの前面側には、フレキシブル配線板120の背面側の接続パッド122と同じ配列で、第1端子電極117cが、他方の電子回路117bには第1端子電極117dがそれぞれ設けられている。なお、本実施形態にかかる第1端子電極117c、117dは、本発明にかかる「端子電極」の一例に該当する。

【0048】

またこれらの第1端子電極117c、117dは、フレキシブル配線板120の接続パッド122と位置合わせをされた上で、例えばフリップチップ実装により、図3および図4に示すように導電接続部119によって接続される。この導電接続部119は導電性のバンプ等によって構成される。なお、図示しないがフレキシブル配線板120と電子回路117との機械的な接続強度を確保するために、導電接続部119の周囲において、フレキシブル配線板120と電子回路117と樹脂等によって接着し補強することも可能である。

【0049】

したがって、電子回路117a、117bは、第1端子電極117c、117d、導電接続部119、接続パッド122、貫通電極121、フレキシブル配線板120の前面側の接続パッド(不図示)を通じて、各超音波振動子114の背面電極116それぞれと導

10

20

30

40

50

通されている。

【0050】

さらに電子回路117a、117bの前面側における、背面電極116と重なり合わない部分には、第2端子電極117e、117fが設けられている。この「重なり合わない部分」とは、超音波振動子114の2次元配列の最も外側にある超音波振動子114の行または列よりさらに外側であり、図2において説明すれば、右端の超音波振動子114よりさらに右側の部分および、左端の超音波振動子114よりさらに左側の部分である。言い換えると、超音波振動子114が存在しない部分と重ね合わせられた部分である。なお、超音波振動子114の2次元配列の外側に駆動されない素子（音響的に無効な素子）が配列されている場合は、その駆動されない素子と重なり合う部分が、上記「重なり合わない部分」に含まれる。

10

【0051】

第1端子電極117c、117dに対し、この第2端子電極117e、117fそれぞれは、電子回路117a、117bが処理した検出信号をフレキシブル配線板120の配線パターンに出力するものである。すなわち、第1端子電極117c、117dの接続と同様に、第2端子電極117e、117fは、導電接続部119によってフレキシブル配線板120における接続パッド122と導通されている。この第2端子電極117e、117fに接続された接続パッド122は、フレキシブル配線板120の配線パターンに接続されており、電子回路117a、117bから出力された信号は、当該配線パターンを介して、超音波診断装置本体側へ伝送される。

20

【0052】

なお、本実施形態にかかる第2端子電極117e、117fと接続される接続パッド122は、本発明にかかる「端子」の一例に該当する。

【0053】

本実施形態における電子回路117a、117bは、超音波振動子114側の前面のみに第1端子電極117c、117d、および第2端子電極117e、117f電極を露出する構成である。したがって、電子回路117a、117bに貫通電極（スルーホール、ビアホール等）を形成する必要がなく、かつ背面側に電極を露出させる必要が無いので、電子回路117としてシリコンウェファによるベアチップを用いる場合、例えば背面側のシリコン層を研磨することにより、例えば50μm程度の極めて薄いチップを形成することができる。結果として、超音波の送受信に対する影響を可能な限り低減させ、生成される超音波画像に支障をきたす事態を回避することが可能となる。

30

【0054】

以上から、超音波トランスデューサ100が被検体からの反射波を受波すると、超音波トランスデューサ100は次のように作用する。すなわち受波した反射波は、超音波振動子114それぞれにより、電気信号に変換される。変換された電気信号は背面電極116から、フレキシブル配線板120の前面側接続パッド（不図示）から、貫通電極121を介してフレキシブル配線板120の接続パッド122へ伝送される。さらに接続パッド122に伝送された電気信号は導電接続部119および第1端子電極117c、117dを通じて電子回路117a、117bへ伝送される。電子回路117a、117bは、複数の信号を束ね処理するか、または整相加算処理を行う。さらに、まとめられた信号は、電子回路117a、117bの第2端子電極117e、117fを通じて対応する接続パッド122へ出力される。

40

【0055】

また、電子回路117a、117bのさらに背面側、つまり電子回路117a、117bとバッキング材118との間には、図2に示すように背面整合層130が設けられる。この背面整合層130は、電子回路117a、117bよりさらに薄く形成されるものである。この背面整合層130は、バッキング材118より音響インピーダンスが小さい材質、電子回路117a、117bに対して軽い材質が用いられる。このような特性を有する背面整合層130の材料としては、ポリイミド、ポリエステル等の樹脂をフィルム状に

50

成型したものが好適である。このような背面整合層 130 によれば、バックング材 118 と、電子回路 117 の音響特性のギャップを吸収し、低減させることが可能となる。結果として、超音波振動子 114 とバックング材 118 との間に、フレキシブル配線板 120 および電子回路 117 といった構造体が存在しても、音響特性の不整合による超音波の送受信に対する影響を低減または解消することが可能となる。

【0056】

なお、フレキシブル配線板 120 と超音波診断装置本体とは例えば次のような構成により接続される。すなわちフレキシブル配線板 120 の一端側にケーブル接続基板を設け、かつ超音波診断装置本体へ接続されたケーブルの他端を当該接続基板に接続する。さらにケーブル接続基板のコネクタと、フレキシブル配線板 120 の配線パターンを接続する。このような構成によれば、電子回路 117 a、117 b によってまとめられた信号は、フレキシブル配線板 120 の配線パターン、ケーブル接続基板、ケーブルを通して超音波診断装置本体へ伝送される。

10

【0057】

また、本実施形態における超音波トランスデューサ 100 においては、超音波振動子 114 の背面電極 116 に直接、フレキシブル配線板 120 の前面側接続パッド（不図示）が隣接して接続されているが、本発明における超音波トランスデューサはこれに限られない。例えば、超音波振動子 114 の背面側に導電性を有する中間整合層（不図示）を設け、背面電極 116 と当該フレキシブル配線板 120 の前面側接続パッドとを導通させる構成を採ることも可能である。この中間整合層としては、PZNT 単結晶や PMNT 単結晶による超音波振動子 114 と比較して、高インピーダンスの材料が用いられる。例えば、タングステンカーバイド等の重く硬い金属炭化物や、白金・イリジウム等の重金属が用いられる。またこの中間整合層における、バックング材 118 から超音波振動子 114 へ向かう方向の長さ、すなわち中間整合層の厚さはその材質によって異なるが、概ね 1/4 波長程度である。この中間整合層を設けることにより超音波トランスデューサ 100 が背面側に超音波を放射してしまう事態を回避し、超音波ビームの指向性を向上させることが可能となる。

20

【0058】

（バックング材）

図 1 および図 2 に示すように、この実施形態にかかる超音波トランスデューサ 100 のバックング材 118 は、当該バックング材 118 から超音波振動子 114 へ向かう方向と直交する方向の長さは、超音波振動子 114 の 2 次元アレイ全体の一端から他端までの長さより長く形成される。このようにバックング材 118 を超音波振動子 114 より幅広に形成することにより、並列配置された電子回路 117 a、117 b を背面側から支持している。

30

【0059】

またバックング材 118 は、超音波パルスの送波の際に、超音波の照射方向と反対側に放射される超音波パルスを吸収し、各超音波振動子 114 それぞれの余分な振動を抑える。このような観点から、電子回路 117 a、117 b としてシリコンウェファによるベアチップが用いられる場合は、バックング材 118 として、多孔質のセラミックにエポキシ等の樹脂を含漬したものをを用いることができる。このような材料によるバックング材 118（約 10 ~ 15 MRayl）は、シリコンウェファ（約 19 MRayl）に整合し、かつ十分な減衰を得ることが可能となる。

40

【0060】

（音響整合層）

図 1 および図 2 に示すように、この実施形態にかかる超音波トランスデューサ 100 は、超音波振動子 114 の前面に隣接して、超音波の放射方向（図 1、図 2 の X 方向）へ順に第 1 音響整合層 110、第 2 音響整合層 111 が積層されている。この第 1 音響整合層 110、第 2 音響整合層 111 は、超音波振動子 114 それぞれと被検体との音響インピーダンスの整合をとるものである。

50

【0061】

さらに本実施形態における超音波トランスデューサ100として、前面電極112をグランド電極とし、かつ当該前面電極112それぞれを、図2に示す配線基板123上に形成された配線パターン(不図示)によって共通接続する構成をとる場合は、図2に示すように第2音響整合層111のさらに前面側に配線基板123を配置し、当該配線基板123の配線パターンと前面電極112とを導通させなければならない。このため、第1音響整合層110および第2音響整合層111は、導電性を有する材料または、当該配線パターンと前面電極112とを接続するリード等を有する構成となる。音響整合層(110, 111)に用いる導電性を有する材料としては、例えばカーボンを含んだ材料を用いることが可能である。

10

【0062】

このように第2音響整合層111のさらに前面側に配線基板123を配置することにより、超音波振動子114と音響整合層(110, 111)との間に余分な構造体が介在しないので、配線基板123の存在による音響的な影響を低減させる事が可能である。なお、本実施形態における超音波トランスデューサでは、音響整合層(110, 111)を2層有しているものであるが、これに限らず1層の音響整合層とすることも可能である。ただし、配線基板123をポリイミド等によって構成する場合は、本実施形態のような2層の音響整合層を用いることが音響整合の点で好適である。

【0063】

前面電極112に対する信号の伝送は、音響整合層(110, 111)を通じ、配線基板123の配線パターンによってなされる。すなわち図2に示すように当該配線パターンは、配線基板123に設けられた導電接着部124によってフレキシブル配線板120に導通されており、フレキシブル配線板120の配線パターンにより超音波診断装置本体へ導通されている。

20

【0064】

(製造工程)

次に、図1、図3および図4を参照して本実施形態にかかる超音波トランスデューサ100の製造工程について説明する。図4(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フレキシブル配線板120の接続パッド122と、電子回路117の導電接続部119の位置合わせがされた状態を示す概略断面図である。また、図4(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の製造工程において、図4(A)における位置合わせの後、接続パッド122と導電接続部119が接続された状態を示す概略断面図である。

30

【0065】

(ステップ1)

まず、図4(A)に示すように、超音波振動子114と同じ配列で所定の位置に貫通電極121等が形成されたフレキシブル配線板120の接続パッド122と、電子回路117a、117bの第1端子電極117c、117dおよび第2端子電極117e、117fとの位置合わせをする。電子回路117a、117bの第1端子電極117c、117dおよび第2端子電極117e、117fにはバンプ等の導電接続部119を形成する。

40

【0066】

(ステップ2)

電子回路117a、117bとフレキシブル配線板120との位置が合わせられたら、フリップチップ実装等により、導電接続部119を介して接続パッド122と、電子回路117a、117bの第1端子電極117c、117dおよび第2端子電極117e、117fとを接続する。

【0067】

(ステップ3)

また、超音波振動子114となる前段階の圧電材料ブロックの前面に分割されていない前面電極112を、背面に分割されていない背面電極116を形成する。さらに超音波振

50

動子 1 1 4 に対し、超音波の放射方向（図 1、図 2 の X 方向）へ順に分割されていない第 1 音響整合層 1 1 0、第 2 音響整合層 1 1 1 を積層する。

【 0 0 6 8 】

（ステップ 4）

超音波振動子 1 1 4 に第 1 音響整合層 1 1 0、第 2 音響整合層 1 1 1 がそれぞれ形成された後、未だ分割されていない超音波振動子 1 1 4、第 1 音響整合層 1 1 0、第 2 音響整合層 1 1 1 が積層された構造体（ブロック）の背面側に、超音波振動子 1 1 4 の 2 次元配列に応じた分割切込みを形成する。この分割切込みは、行方向および列方向に形成される。また、分割切込みの深さは、当該構造体を各超音波振動子 1 1 4 に分割してしまわない程度に形成される。

10

【 0 0 6 9 】

（ステップ 5）

超音波振動子 1 1 4 等による構造体の背面側に、分割切込みが形成されると、次いでフレキシブル配線板 1 2 0 と接続された電子回路 1 1 7 をバッキング材 1 1 8 に接続する。

【 0 0 7 0 】

（ステップ 5）

次いで、分割切込みが形成された超音波振動子 1 1 4 等による構造体の背面側に、超音波振動子 1 1 4 とフレキシブル配線板 1 2 0 とを接着するための接着剤 1 4 0 が設けられる。さらに当該構造体と、電子回路 1 1 7 およびフレキシブル配線板 1 2 0 が接続されたバッキング材 1 1 8 とを接続する。

20

【 0 0 7 1 】

（ステップ 6）

当該構造体とバッキング材 1 1 8 とが接続された後、第 2 音響整合層 1 1 1 側から、音響整合層（1 1 0、1 1 1）と超音波振動子 1 1 4 の積層方向（図 1 の X 方向と反対方向）へ、当該構造体を分割する。この分割にあたっては、あらかじめ形成された分割切込みに沿って分割を行う。

【 0 0 7 2 】

（ステップ 7）

次いで、図 2 に示すように第 2 音響整合層 1 1 1 のさらに前面側に配線基板 1 2 3 を配置し、当該配線基板 1 2 3 の背面側に形成された配線パターン（不図示）によって前面電極 1 1 2 を共通接続する。

30

【 0 0 7 3 】

このようにあらかじめ分割切込みを設けておくことで、超音波振動子 1 1 4 等による構造体の分割のときに、誤ってフレキシブル配線板 1 2 0 や電子回路 1 1 7 a、1 1 7 b を破損してしまう事態を回避することが可能となる。さらに分割切込みに接着剤 1 4 0 が入り込み、接着強度を高めることが可能となる。

【 0 0 7 4 】

なお、本実施形態においては、電子回路 1 1 7 a、1 1 7 b とフレキシブル配線板 1 2 0 とを接続し、次いで、構造体を形成して分割切込みを形成する。その後、バッキング材 1 1 8 と電子回路 1 1 7 a、1 1 7 b とを接続し、次いで分割切込みに接着剤 1 4 0 を設けてから、バッキング材 1 1 8 と超音波振動子 1 1 4 とを接続する製造工程である。本発明にかかる超音波トランスデューサはこの製造工程に限られない。例えば、構造体を形成して分割切込みを形成してから、電子回路 1 1 7 a、1 1 7 b とフレキシブル配線板 1 2 0 とを接続してもよい。また当該構造体に、分割切込みを形成して接着剤 1 4 0 を設けてから、バッキング材 1 1 8 と電子回路 1 1 7 a、1 1 7 b とを接続する工程によることも可能である。

40

【 0 0 7 5 】

（作用・効果）

以上説明した実施形態にかかる超音波トランスデューサ 1 0 0 の作用及び効果について説明する。

50

【 0 0 7 6 】

上記説明したように実施形態の超音波トランスデューサ 1 0 0 では、電子回路 1 1 7 a、1 1 7 b が信号に加算処理を行い、信号路数を減じてからフレキシブル配線板 1 2 0 に出力するので、超音波振動子 1 1 4 の数が膨大であっても、フレキシブル配線板 1 2 0 の配線パターンのピッチが狭くなり過ぎない。したがって、超音波トランスデューサ 1 0 0 と接続される回路（ビームフォーマ等）との配線が容易となる。さらに、当該配線パターン間のクロストークを回避することが可能となる。

【 0 0 7 7 】

またこの電子回路 1 1 7 a、1 1 7 b は、超音波振動子 1 1 4 側の前面のみに端子電極（1 1 7 c、1 1 7 d、1 1 7 e、1 1 7 f）を露出する構成である。したがって、電子回路 1 1 7 a、1 1 7 b にビアホール等の貫通電極を形成する必要がなく、かつ電子回路 1 1 7 a、1 1 7 b の背面側に電極を露出させる必要が無いので、例えば電子回路 1 1 7 a、1 1 7 b としてベアチップを用い、背面側を研磨することにより、極めて薄いチップを形成することができる。結果として音響特性のギャップによる、超音波の送受信に対する影響を可能な限り低減させ、生成される超音波画像に支障をきたす事態を回避することが可能となる。

【 0 0 7 8 】

また電子回路 1 1 7 として、シリコンウェファを用いる場合、バッキング材 1 1 8 として多孔質のセラミックにエポキシ等の樹脂を含漬したものを、バッキング材 1 1 8 の音響インピーダンスを、シリコンウェファに整合させることができる。これにより、十分な減衰を得ることが可能となる。

【 0 0 7 9 】

また背面整合層 1 3 0 を、電子回路 1 1 7 a、1 1 7 b とバッキング材 1 1 8 との間に配置している。この背面整合層 1 3 0 は例えばポリイミド、ポリエステル等の樹脂をフィルム上に成型したものである。これによってバッキング材 1 1 8 と、電子回路 1 1 7 a、1 1 7 b の音響特性のギャップを吸収し、低減させることが可能となる。結果として、超音波振動子 1 1 4 とバッキング材 1 1 8 との間に、フレキシブル配線板 1 2 0 および電子回路 1 1 7 a、1 1 7 b が存在しても、音響特性の不整合による超音波の送受信に対する影響を低減または解消することが可能となる。

【 0 0 8 0 】

また、以上説明した本実施形態の超音波トランスデューサ 1 0 0 は、背面電極 1 1 6 のリードの引き出し構造として、超音波振動子 1 1 4 それぞれ、または超音波振動子 1 1 4 ブロックの間に、配線引き出し用の基板を複数挟む構成をとる必要がないので、サイドローブが生じる問題を回避することが可能となる。

【 符号の説明 】

【 0 0 8 1 】

- 1 0 0 超音波トランスデューサ
- 1 1 0 第 1 音響整合層
- 1 1 1 第 2 音響整合層
- 1 1 2 前面電極
- 1 1 4 超音波振動子
- 1 1 6 背面電極
- 1 1 7、1 1 7 a、1 1 7 b 電子回路
- 1 1 7 c、1 1 7 d 第 1 端子電極
- 1 1 7 e、1 1 7 f 第 2 端子電極
- 1 1 8 バッキング材
- 1 1 9 導電接続部
- 1 2 0 フレキシブル配線板
- 1 2 1 貫通電極
- 1 2 2 接続パッド

10

20

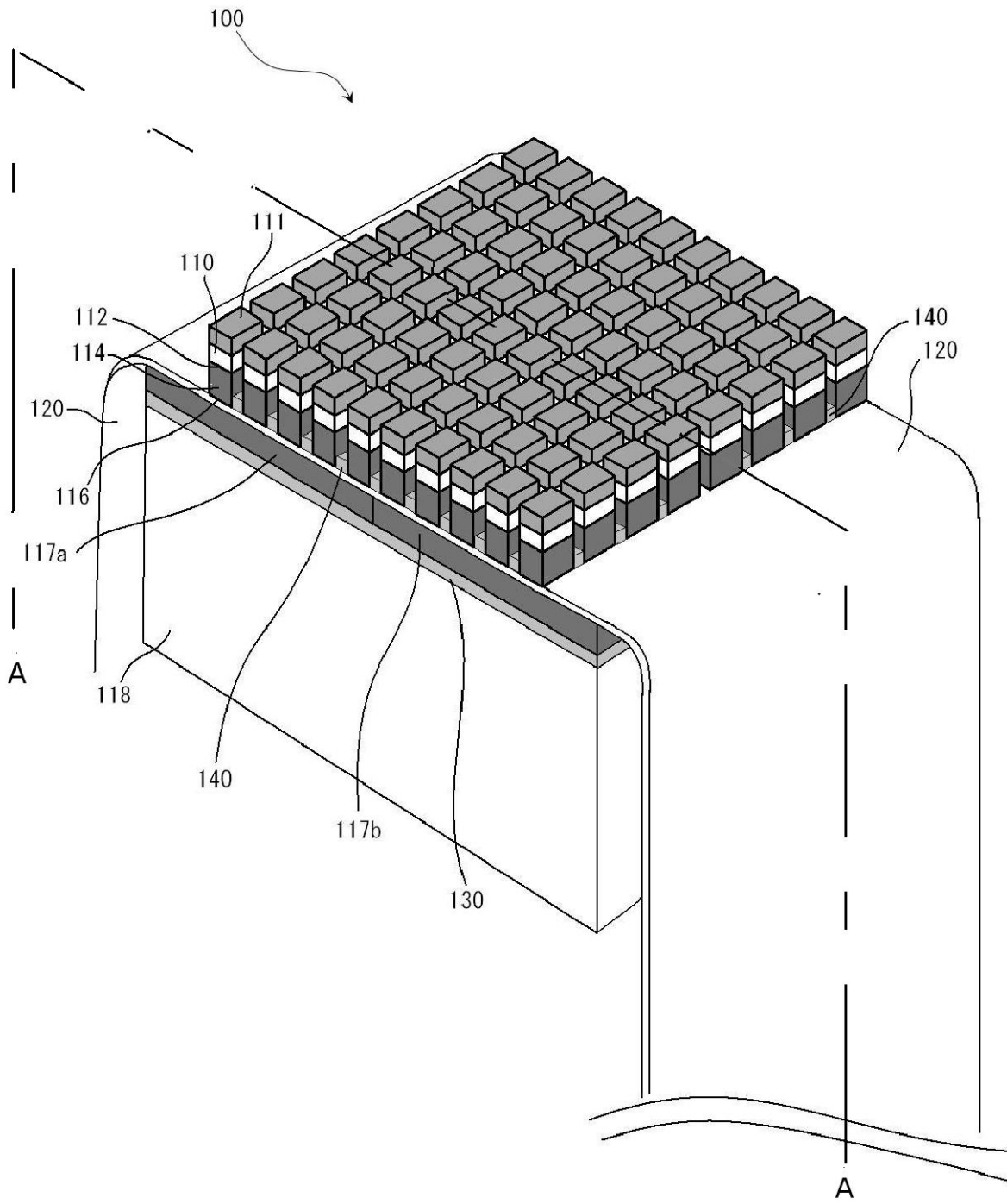
30

40

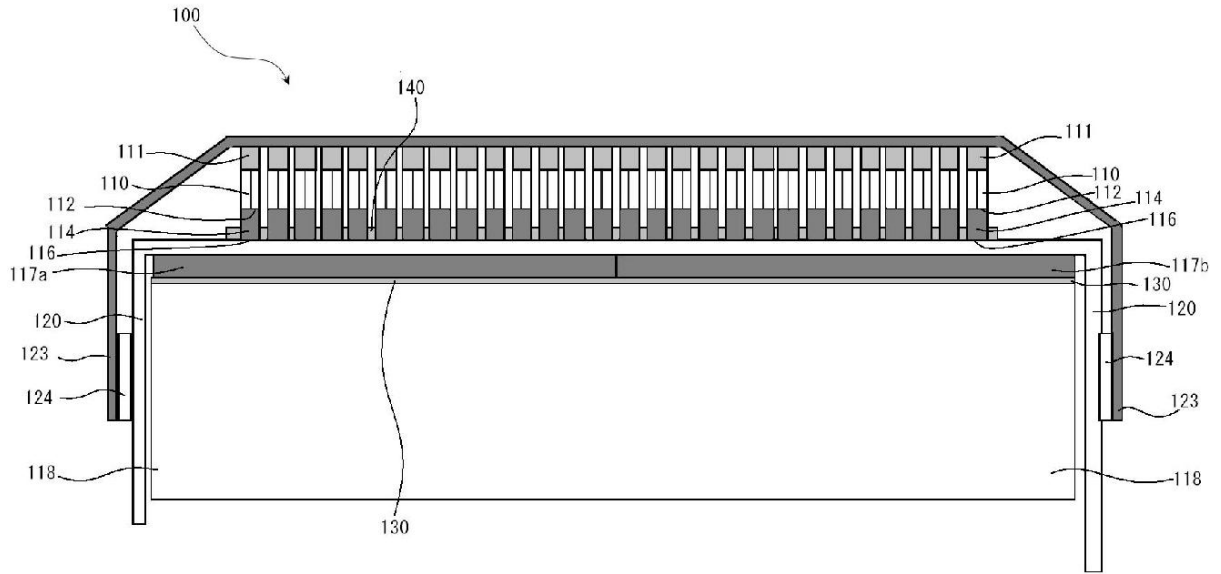
50

- 1 2 3 配線基板
- 1 2 4 導電接着部
- 1 3 0 背面整合層

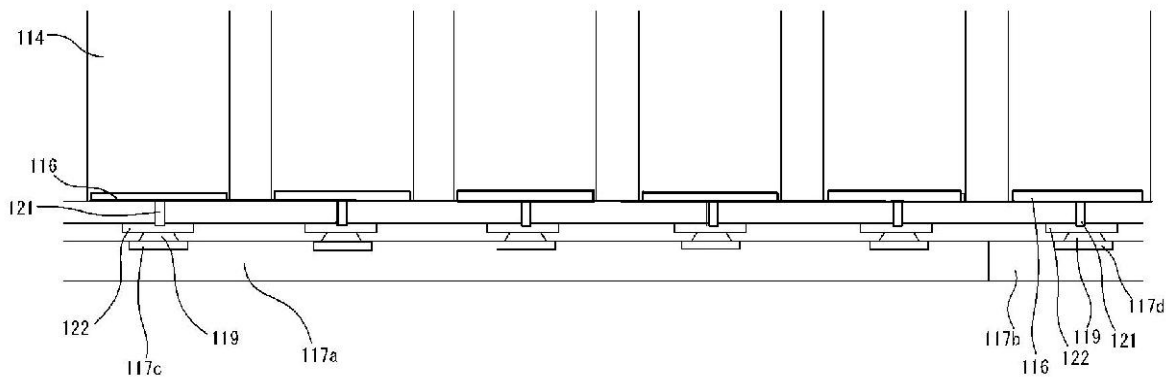
【図1】



【 図 2 】

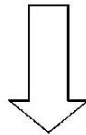
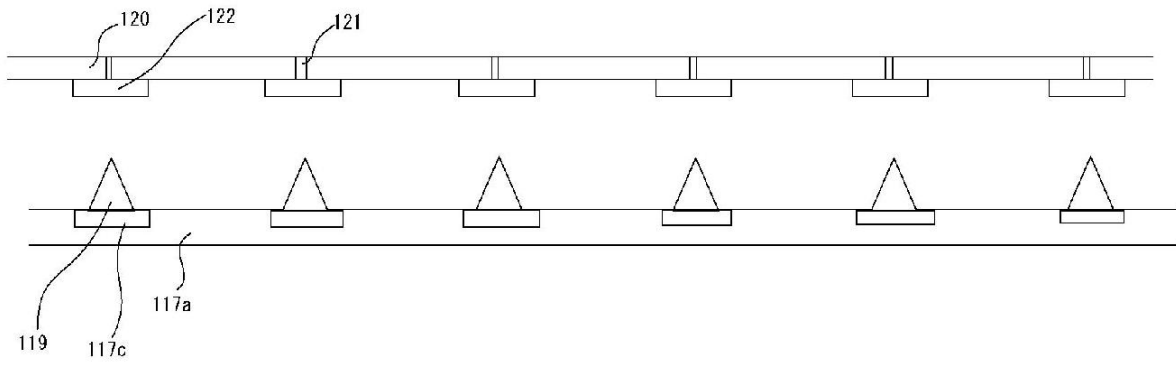


【 図 3 】

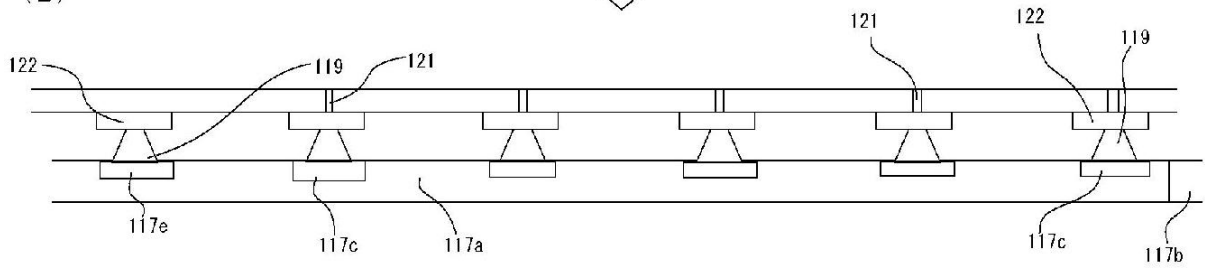


【 4 】

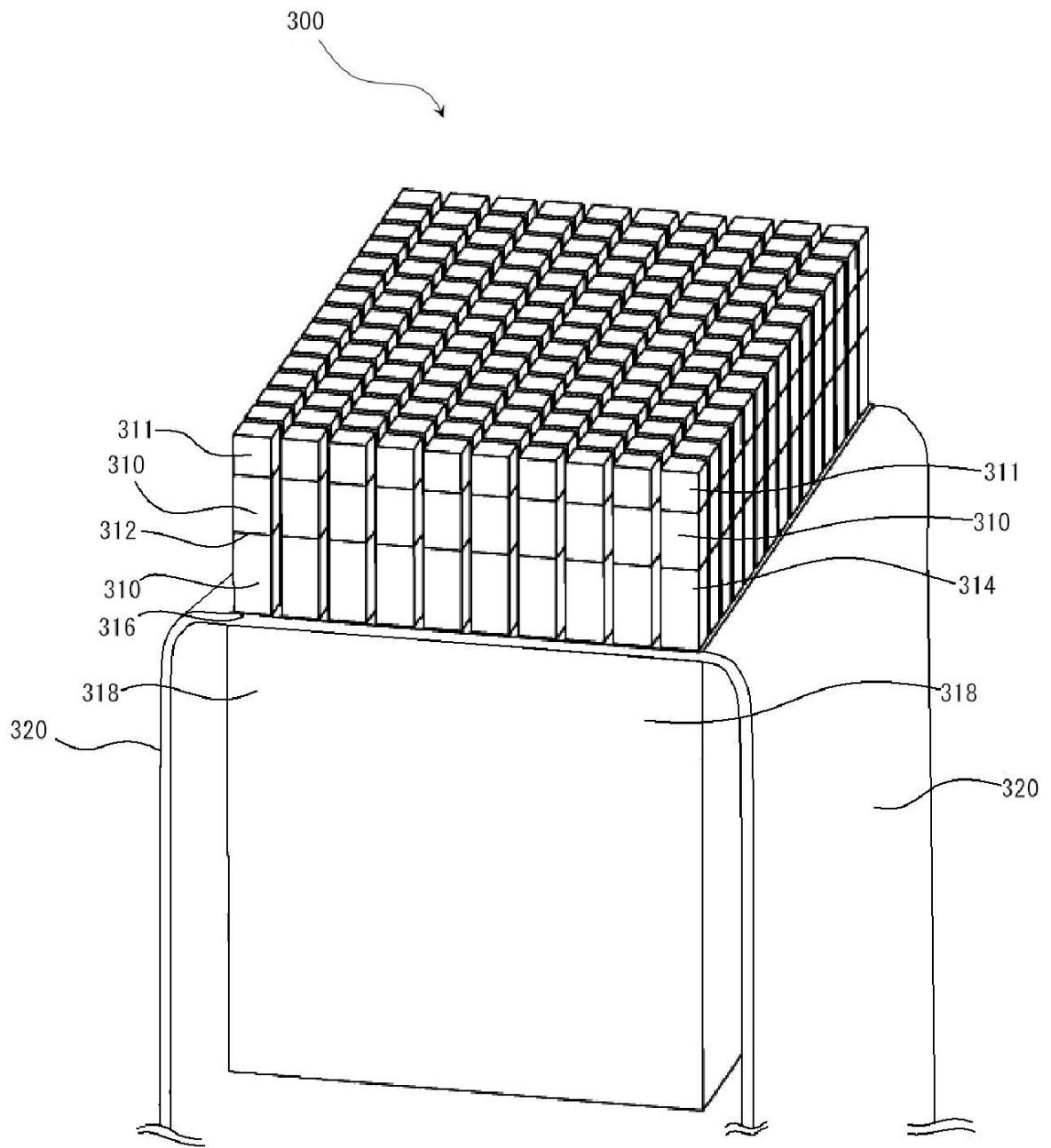
(A)



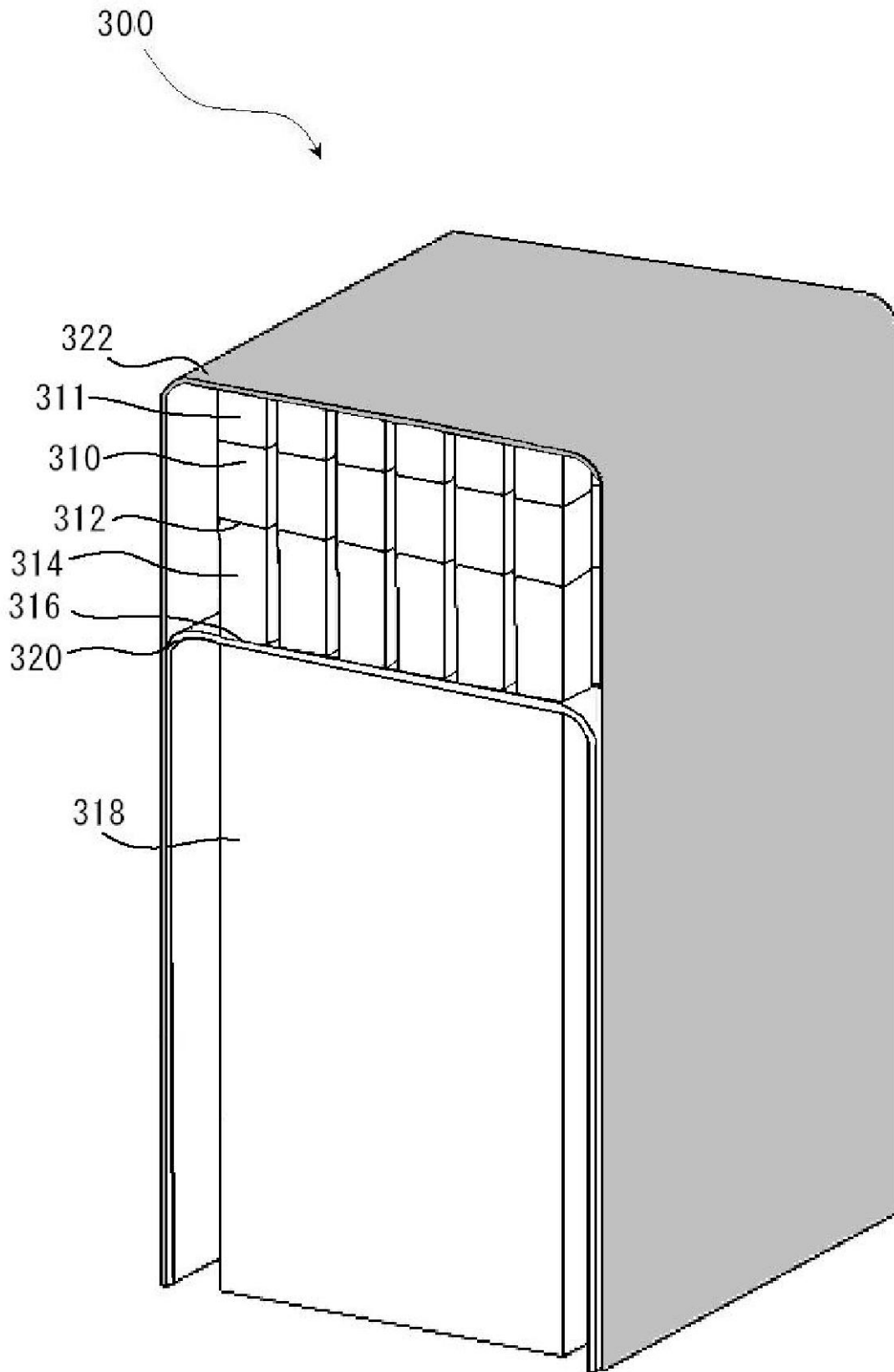
(B)



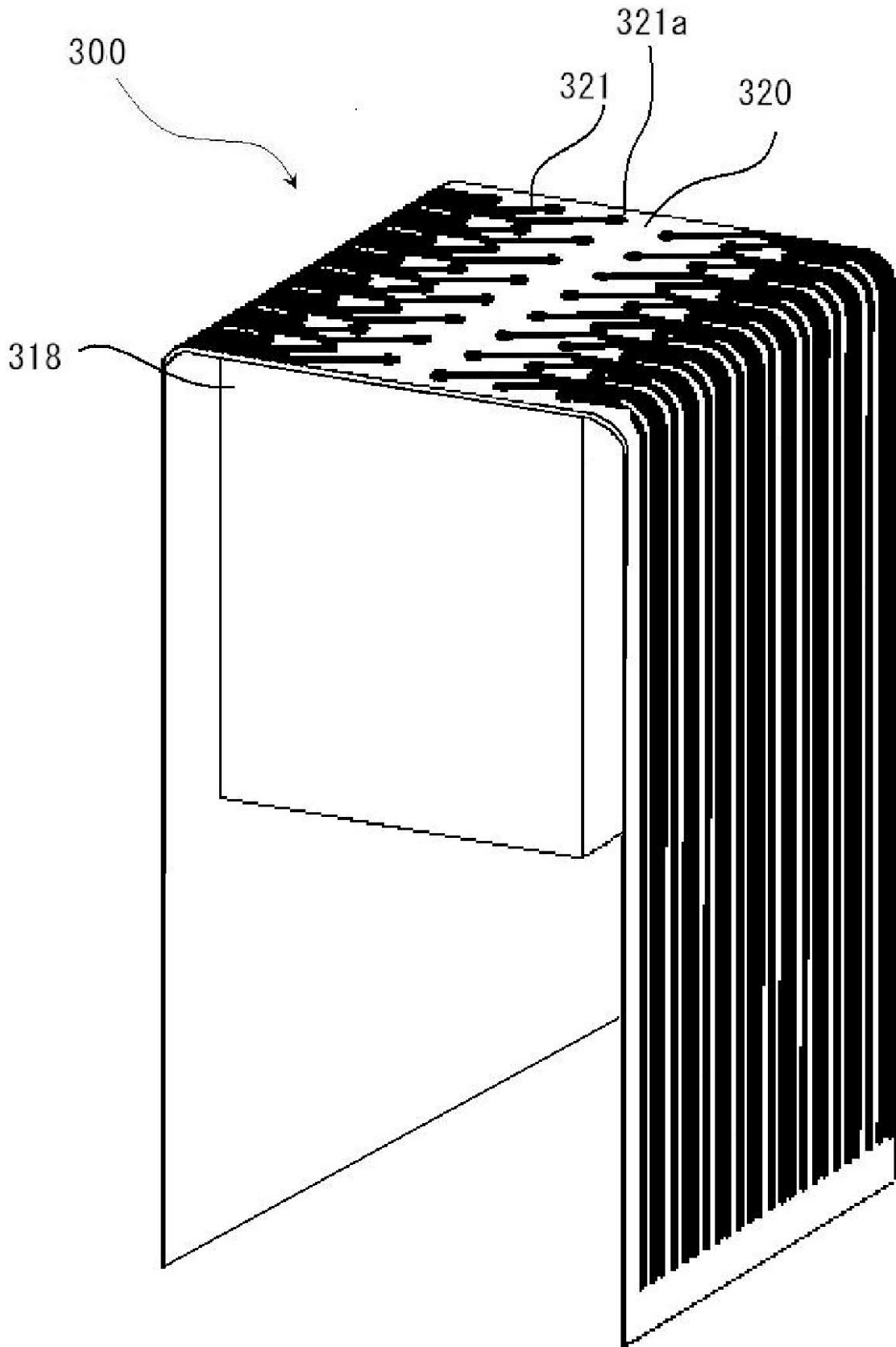
【図5】



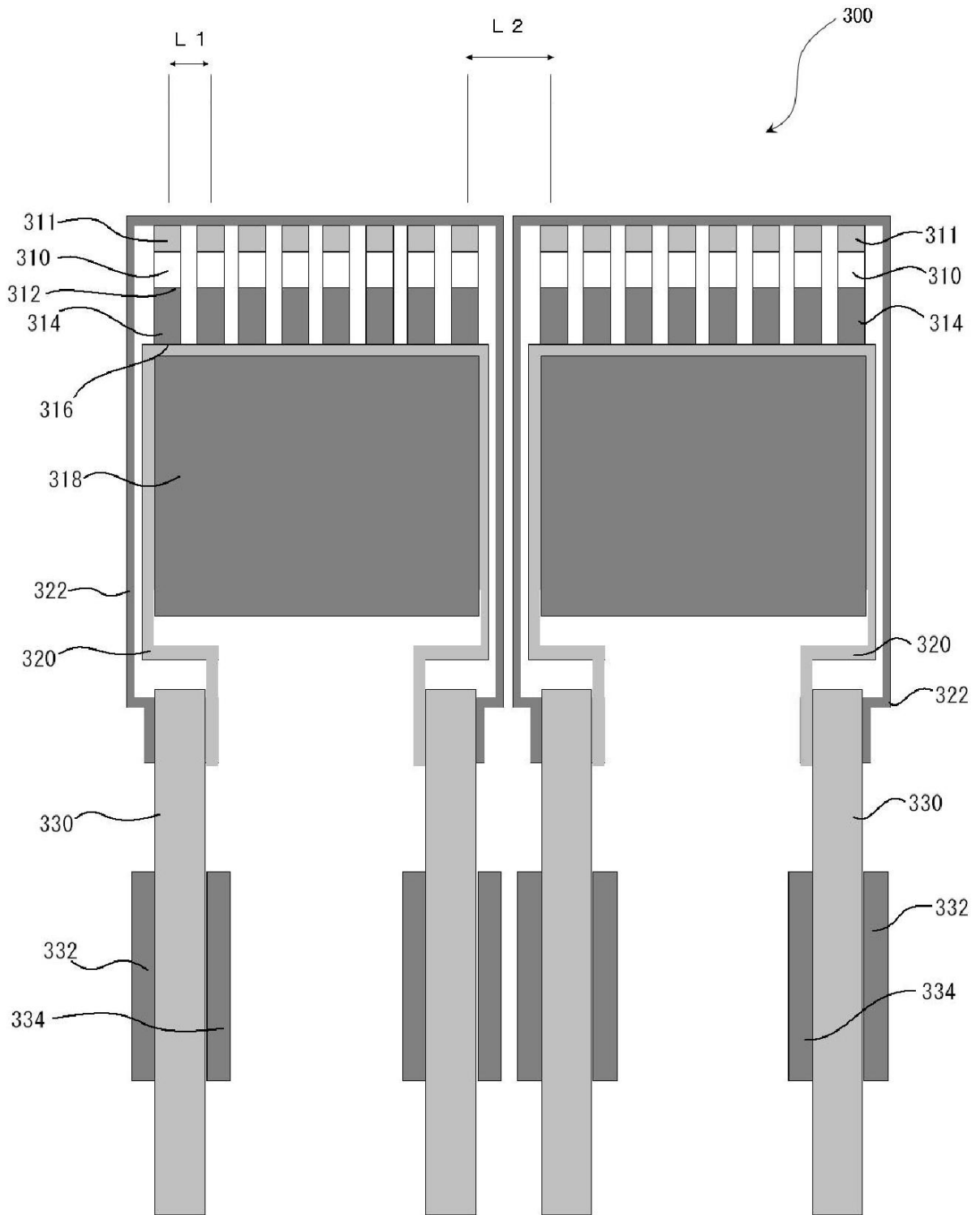
【図6】



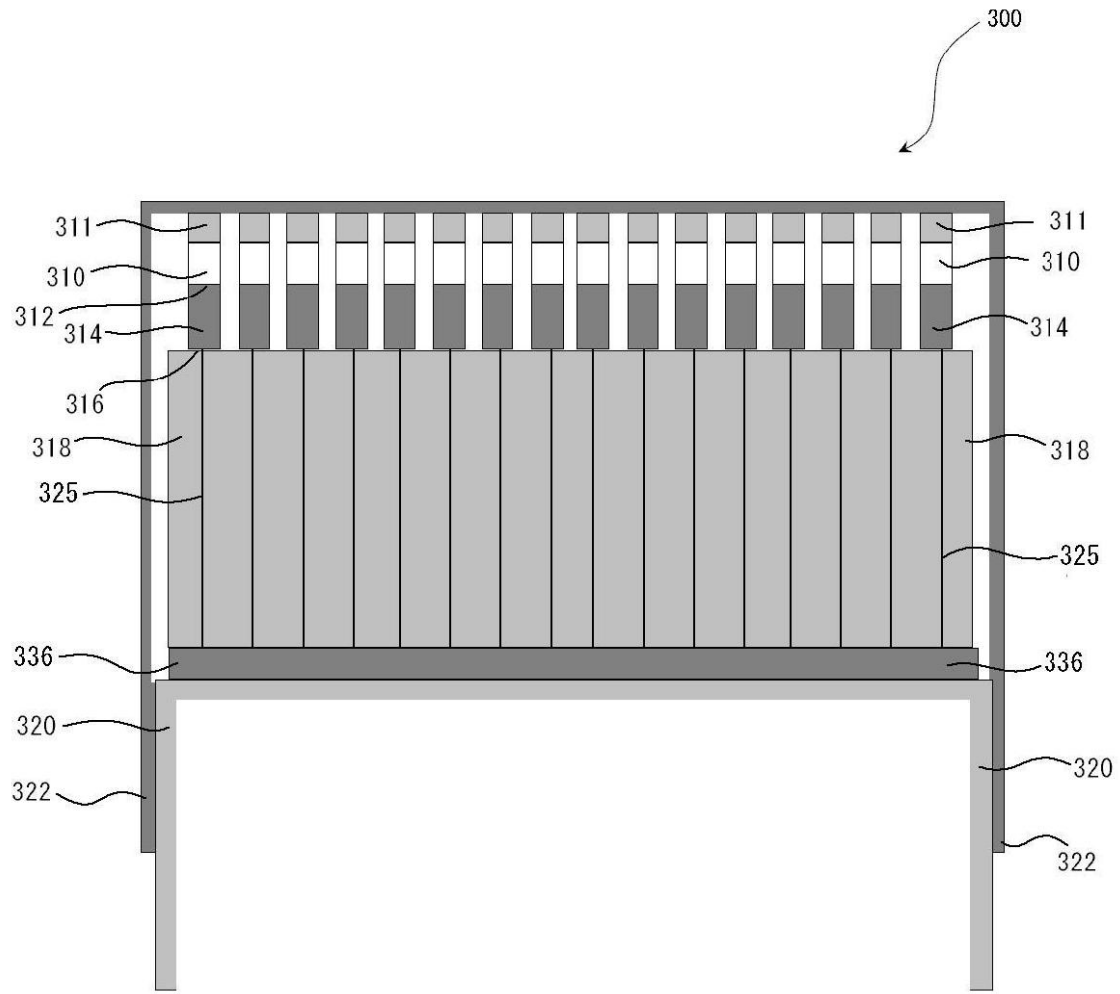
【図7】



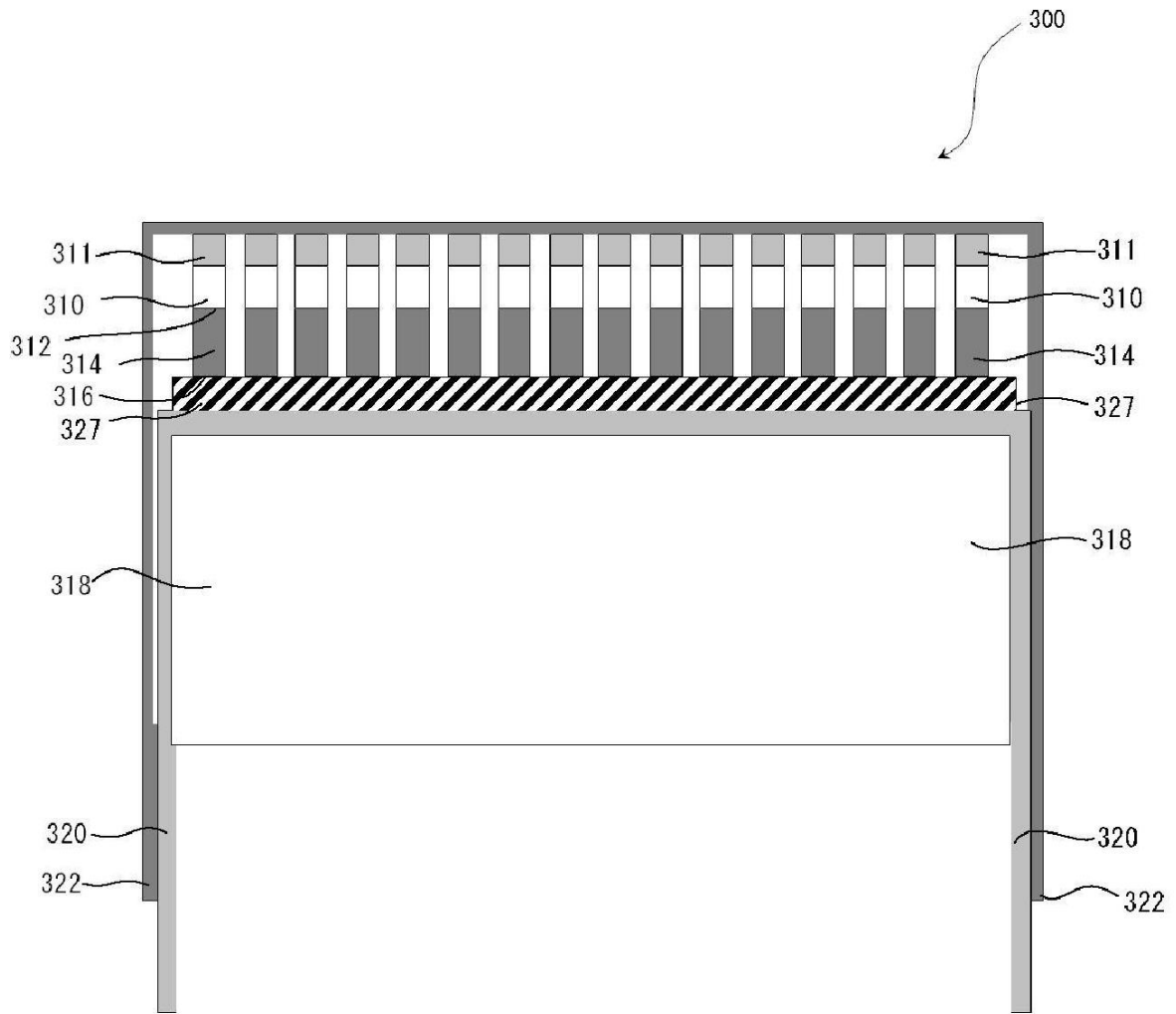
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平05 - 103397 (JP, A)
特表2007 - 513563 (JP, A)
特開平03 - 254739 (JP, A)
特開昭61 - 118099 (JP, A)
特開2009 - 044718 (JP, A)
特開2008 - 54703 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/00 - 8/15
H04R1/00
1/02
1/06
1/20
1/22
1/24
1/26
1/28
1/30
1/32
1/34
1/40
1/44
3/00
7/00
9/00
13/00
15/00
17/00
17/10
19/00
23/00
29/00
31/00

专利名称(译)	超声换能器，超声探头，超声换能器的制造方法		
公开(公告)号	JP5591549B2	公开(公告)日	2014-09-17
申请号	JP2010016114	申请日	2010-01-28
[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	四方浩之		
发明人	四方 浩之		
IPC分类号	A61B8/00 H04R17/00 H04R31/00		
CPC分类号	G10K11/004 A61B8/483 B06B1/0629 H01L41/338		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.330.H H04R17/00.332.A H04R31/00.330 H04R17/00.330.J		
F-TERM分类号	4C601/EE12 4C601/EE13 4C601/GB06 4C601/GB19 4C601/GB20 4C601/GB27 4C601/GB31 5D019/AA26 5D019/BB19 5D019/BB28 5D019/EE06 5D019/FF04 5D019/GG06 5D019/HH03		
其他公开文献	JP2011152303A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波换能器，即使超声波换能器中的压电元件数量增加，也能避免与超声波诊断装置主体连接困难，同时可以可靠地发送和接收超声波换能器的超声波解决方案：具有贯通电极的基板布置在超声换能器中的压电元件的后表面处，并且电子电路设置在基板的另一背衬材料侧。贯通电极与电子电路的电极连接。电子电路构成为对来自压电元件的电信号进行加法处理，从而减少信号路径的数量。

