

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-152303

(P2011-152303A)

(43) 公開日 平成23年8月11日(2011.8.11)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 0 H	5 D 0 1 9
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	
審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 26 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)

(71) 出願人 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (71) 出願人 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
 Fターム(参考) 4C601 EE12 EE13 GB06 GB19 GB20
 GB27 GB31
 5D019 AA26 BB19 BB28 EE06 FF04
 GG06 HH03

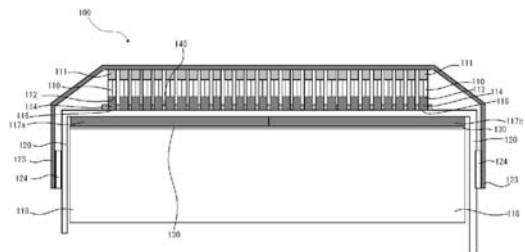
(54) 【発明の名称】 超音波トランスデューサ、超音波プローブ、超音波トランスデューサの製造方法

(57) 【要約】

【課題】超音波トランスデューサにおける圧電素子の数が増加しても超音波診断装置本体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。

【解決手段】超音波トランスデューサにおける、圧電素子の背面に貫通電極が設けられた基板が配置され、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、当該貫通電極と、電子回路の電極が接続される。当該電子回路は圧電素子からの電気信号に加算処理を行い信号路数を減ずるように構成されている。

【選択図】図2



【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を介した信号路により電気信号を受け、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信号路数よりも少ない信号路数に減ずる電子回路と、

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、

を備えたことを特徴とする超音波トランスデューサ。

【請求項 2】

前記基板には、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ており、

前記電子回路の端子電極は、前記基板側の面における、前記基板の前記貫通電極に対応する位置に接続されており、

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 2 に記載の超音波トランスデューサ。

【請求項 4】

前記電子回路における、前記バッキ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 5】

前記バッキング材は、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 6】

前記バッキング材の材料は、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ン樹脂を含漬したものであること、

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】

前記電子回路と前記バッキング材との間に設けられ、該バッキング材よりも音響インピーダンスが小さく、かつ該バッキ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 8】

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 7 に記載の超音波トランスデューサ。

【請求項 9】

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、

10

20

30

40

50

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１０】

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を介した信号路により電気信号を受け、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信号路数よりも少ない信号路数に減ずる電子回路と、

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、を有すること、
を特徴とする超音波プローブ。

【請求項１１】

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る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】

10

20

30

40

50

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。

10

【０００５】

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。

20

【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のバックング材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、バックング材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。

30

【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とバックング材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。

40

【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。

【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、

50

図 7 に示すようにフレキシブル配線板 3 2 0 に形成された配線パターン 3 2 1 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、1 0 倍～1 0 0 倍）をとまってしまう。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。

【0 0 1 0】

例えば図 7 に示すように、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 の信号電極 3 1 6 それぞれと、配線パターン 3 2 1 とを接続するために、フレキシブル配線板 3 2 0 に接続パッド 3 2 1 a を形成する。したがって、フレキシブル配線板 3 2 0 における各超音波振動子 3 1 4 との接続面では、2 次元配列された多数の超音波振動子 3 1 4 の数分、接続パッド 3 2 1 a が形成される。しかし、多数の接続パッド 3 2 1 a の間において、さらに超音波振動子 3 1 4 の数分、配線パターン 3 2 1 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 3 2 1 および接続パッド 3 2 1 a 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。

10

【0 0 1 1】

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 3 0 0 では、バッキング材 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。

20

【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。

30

【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 が長くなってしまう。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う。

40

【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。

【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

50

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。

【００１６】

図９に示す超音波トランスデューサ３００は、バッキング材３１８の内部において、超音波振動子３１４の信号電極３１６と接続された例えば針状の電極リード３２５が埋設されている。この電極リード３２５は、バッキング材３１８における超音波振動子３１４との境界面から、バッキング材３１８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３１８の当該端面に隣接して電子回路３３６が配置される。さらにこの電子回路３３６とバッキング材３１８の端面に露出した電極リード３２５の端部とを導電接着し、電子回路３３６と電極リード３２５とを接続することにより、信号電極３１６と電子回路３３６とを導通させることが可能となる。

【００１７】

図９に示す超音波トランスデューサ３００では、２次元配列された多数の超音波振動子３１４からの信号を電子回路３３６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３００は、図８の超音波トランスデューサのように超音波振動子３１４のモジュールを形成することなく、フレキシブル配線板３２０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。

【００１８】

しかし、図９に示す超音波トランスデューサ３００においては電極リード３２５をバッキング材３１８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３１８は、超音波振動子３１４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３１８本来の音響特性に影響しないように電極リード３２５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。

【００１９】

また、各電極リード３２５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３２５それぞれは、超音波振動子３１４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３２５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３１８は、超音波振動子３１４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３１８に埋設される電極リード３２５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３２５の両端を、バッキング材３１８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。

【００２０】

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３１４の背面に直接、電子回路３２７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１０、特許文献３参照）。図１０に示すように、この超音波トランスデューサ３００は、超音波振動子３１４における信号電極３１６の背面側に電子回路３２７を隣接して配置するとともに、当該電子回路３２７とバッキング材３１８との間にフレキシブル配線板３２０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３００では、各超音波振動子３１４ごとの信号電極３１６と電子回路３２７が接続されており、電子回路３２７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３２７のさらに背面に配置されたフレキシブル配線板３２０を介して伝送される。したがって図１０に示すような超音波トランスデューサ３００では、バッキング材３１８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３１４直下で信号路数を減ずる処理を行うので、電気信号の伝送についての配線に関する困難性が解消される。

【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。

10

【 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 とパッキング材 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、音響インピーダンス等、音響特性の点で超音波振動子 3 1 4 、パッキング材 3 1 8 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 (a c o u s t i c c h a r a c t e r i s t i c i m p e d a n c e) Z は、 19.5 M R a y l 程度である。これに対し、一般的な P Z T 系圧電材料による超音波振動子 3 1 4 の音響インピーダンスは 35 M R a y l 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。

20

【 0 0 2 4 】

したがって、図 1 0 のような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 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 3 2 7 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。

【 0 0 2 5 】

30

しかし、電子回路 3 2 7 による音響的な影響を少なくするとともに、信号電極 3 1 6 とフレキシブル配線板 3 2 0 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 3 2 7 の厚さの点で困難である。すなわち、電子回路 3 2 7 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 3 2 7 の両面の接続を取ることが困難となる。他方、電子回路 3 2 7 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 3 2 7 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。

【 0 0 2 6 】

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。

40

【課題を解決するための手段】

【 0 0 2 7 】

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を介した信号路により電気信号を受け、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

50

それぞれからの該信号路数よりも少ない信号路数に減ずる電子回路と、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、を備えたことを特徴とする超音波トランスデューサである。

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、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を介した信号路により電気信号を受け、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信号路数よりも少ない信号路数に減ずる電子回路と、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、を有すること、を特徴とする超音波プローブである。

【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。

【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。

【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。

【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。

【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 へ向かって順に、フレキシブル配線板 120、電子回路（117a、117b）、背面整合層 130 が設けられている。

【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。

【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）を通して被検体へ送波される。その後、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、当該受波した反射波を信号に変換する。当該変換された背面電極 116 それぞれからの信号は、対応する電子回路 117a、電子回路 117b にそれぞれ送信される。当該検出された信号は電子回路 117a、117b それぞれにより、加算処理され、信号路数を減じられた上で、フレキシブル配線板 120 を介して超音波診断装置本体に伝送される。詳細については後述する。

【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 / $Pb(Zr, Ti)O_3$ ）、チタン酸バリウム（ $BaTiO_3$ ）

10

20

30

40

50

)、 $PZNT(Pb(Zn_{1/3}Nb_{2/3})O_3 - PbTiO_3)$ 単結晶、 $PMNT(Pb(Mg_{1/3}Nb_{2/3})O_3 - PbTiO_3)$ 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。

【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。

【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。

【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。

【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、 $M \times N$ 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。

【 0 0 4 3 】

仮に本実施形態にかかる超音波トランスデューサ 1 0 0 が 3 0 7 2 個の超音波振動子 1 1 4 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 1 1 4 の 2 次元アレイを、電子回路 1 1 7 によって 1 6 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 1 1 4 における背面電極 1 1 6 からの信号路数は 3 0 7 2 本、存在するが、電子回路 1 1 7 によって束ねられると、1 9 2 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 1 0 0 において超音波振動子 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ので、各超音波振動子 1 1 4 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 1 1 7 a、1 1 7 b の処理は、本発明にかかる「加算処理」の一例に該当する。

10

【 0 0 4 4 】

また、電子回路 1 1 7 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 1 1 7 であれば、各超音波振動子 1 1 4 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 1 1 7 が、各超音波振動子 1 1 4 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 1 1 7 a、1 1 7 b の処理は、本発明にかかる「加算処理」の一例に該当する。

20

【 0 0 4 5 】

すなわち電子回路 1 1 7 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 1 1 7 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 1 1 7 a、1 1 7 b とフレキシブル配線板 1 2 0 との接続部分を介して、フレキシブル配線板 1 2 0 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 1 1 7 a、1 1 7 b を整相加算回路とすることにより、フレキシブル配線板 1 2 0 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。

30

【 0 0 4 6 】

また、この電子回路 1 1 7 と、フレキシブル配線板 1 2 0 と、超音波振動子 1 1 4 の背面電極 1 1 6 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 1 2 0 における前面側には、超音波トランスデューサ 1 0 0 における超音波振動子 1 1 4 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 1 2 1（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 1 2 0 前面側の接続パッドは、貫通電極 1 2 1 によって、フレキシブル配線板 1 2 0 の背面側（バックング材 1 1 8 側）と導通されている。

40

【 0 0 4 7 】

また図 3 に示すように、フレキシブル配線板 1 2 0 における背面側には、貫通電極 1 2 1 が設けられている位置に対応して接続パッド 1 2 2 が設けられている。したがって、接続パッド 1 2 2 は、貫通電極 1 2 1 と同じ配列であるとともに、超音波振動子 1 1 4 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 1 1 7 a の前面側には、フレキシブル配線板 1 2 0 の背面側の接続パッド 1 2 2 と同じ配列で、第 1 端子電極 1 1 7 c が、他方の電子回路 1 1 7 b には第 1 端子電極 1 1 7 d 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 1 1 7 c、1 1 7 d は、本発明にかかる「端子電極」の一例に該当する。

【 0 0 4 8 】

50

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それぞれと導通されている。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

【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、バッキング材 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とバッキング材 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 117a、117b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。

【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、バッキング材 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。

【0058】

（バッキング材）

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のバッキング材 118は、当該バッキング材 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。このようにバッキング材 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 117a、117bを背面側から支持している。

【0059】

またバッキング材 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 117a、117b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、バッキング材 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キング材 118 (約 10 ~ 15 M R a y l) は、シリコンウェファ (約 19 M R a y l) に整合し、かつ十分な減衰を得ることが可能となる。

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

【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。

40

【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 117 a、117 b の第 1 端子電極 117 c、117 d および第 2 端子電極 117 e、117 f との位置合わせをする。電子回路 117 a、117 b の第 1 端子電極 117 c、117

50

d および第 2 端子電極 117e、117f にはパンプ等の導電接続部 119 を形成する。

【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。さらに超音波振動子 114 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 110、第 2 音響整合層 111 を積層する。

【0068】

(ステップ 4)

超音波振動子 114 に第 1 音響整合層 110、第 2 音響整合層 111 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 114、第 1 音響整合層 110、第 2 音響整合層 111 が積層された構造体 (ブロック) の背面側に、超音波振動子 114 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 114 に分割してしまわない程度に形成される。

【0069】

(ステップ 5)

超音波振動子 114 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 120 と接続された電子回路 117 をバッキング材 118 に接続する。

【0070】

(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 114 等による構造体の背面側に、超音波振動子 114 とフレキシブル配線板 120 とを接着するための接着剤 140 が設けられる。さらに当該構造体と、電子回路 117 およびフレキシブル配線板 120 が接続されたバッキング材 118 とを接続する。

【0071】

(ステップ 6)

当該構造体とバッキング材 118 とが接続された後、第 2 音響整合層 111 側から、音響整合層 (110、111) と超音波振動子 114 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。

【0072】

(ステップ 7)

次いで、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 112 を共通接続する。

【0073】

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 114 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 120 や電子回路 117a、117b 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 140 が入り込み、接着強度を高めることが可能となる。

【0074】

なお、本実施形態においては、電子回路 117a、117b とフレキシブル配線板 120 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

10

20

30

40

50

１１８と電子回路１１７ａ、１１７ｂとを接続し、次いで分割切込みに接着剤１４０を設けてから、バックング材１１８と超音波振動子１１４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１１７ａ、１１７ｂとフレキシブル配線板１２０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１４０を設けてから、バックング材１１８と電子回路１１７ａ、１１７ｂとを接続する工程によることも可能である。

【００７５】

（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１００の作用及び効果について説明する。

【００７６】

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１００では、電子回路１１７ａ、１１７ｂ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１２０に出力するので、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。したがって、超音波トランスデューサ１００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。

【００７７】

またこの電子回路１１７ａ、１１７ｂは、超音波振動子１１４側の前面のみに端子電極（１１７ｃ、１１７ｄ、１１７ｅ、１１７ｆ）を露出する構成である。したがって、電子回路１１７ａ、１１７ｂ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１１７ａ、１１７ｂ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１１７ａ、１１７ｂ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。

【００７８】

また電子回路１１７として、シリコンウェファを用いる場合、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、バックング材１１８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。

【００７９】

また背面整合層１３０を、電子回路１１７ａ、１１７ｂとバックング材１１８との間に配置している。この背面整合層１３０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。これによってバックング材１１８と、電子回路１１７ａ、１１７ｂ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１１７ａ、１１７ｂ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。

【００８０】

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１００は、背面電極１１６のリードの引き出し構造として、超音波振動子１１４それぞれ、または超音波振動子１１４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、サイドロープが生じる問題を回避することが可能となる。

【符号の説明】

【００８１】

- １００ 超音波トランスデューサ
- １１０ 第１音響整合層
- １１１ 第２音響整合層

10

20

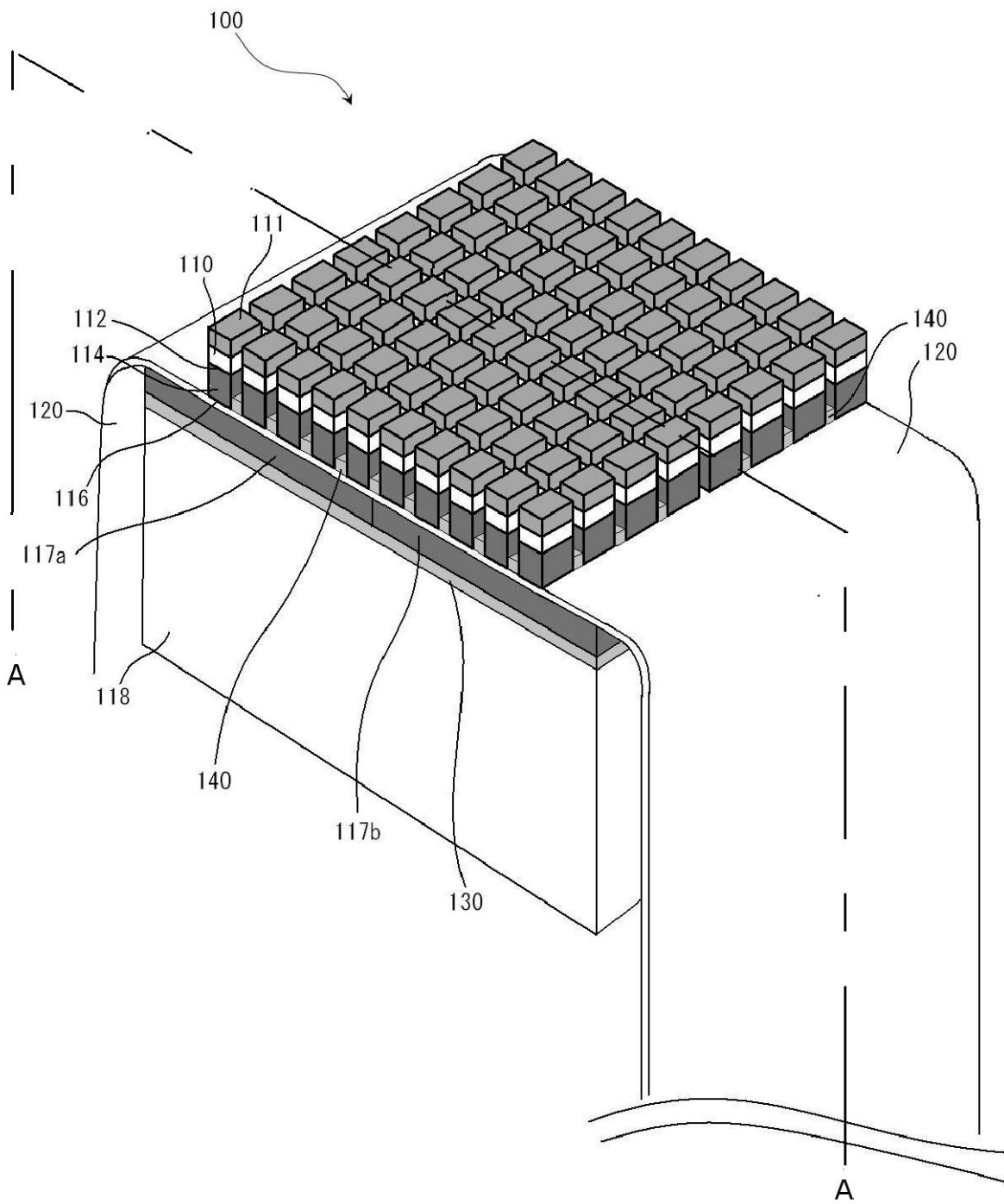
30

40

50

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

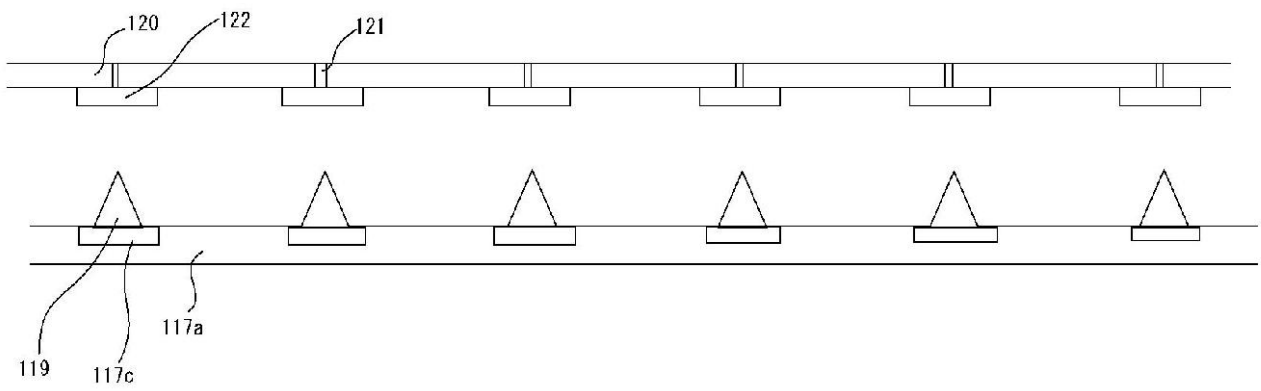
【図 1】



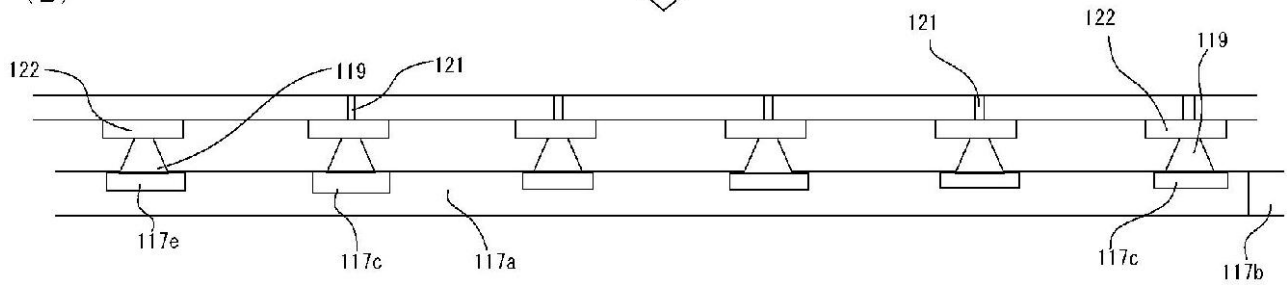
This cross-sectional view shows a display panel assembly. A substrate 114 is at the top. Below it is a layer 116. A series of vertical lines represent the display area. Below the substrate, there are several horizontal layers. A layer 121 is shown. Below 121, there are layers 117a, 117b, 117c, and 119. A layer 122 is also shown. The layers are connected by vertical lines. The labels 116, 121, 122, 117a, 117b, 117c, and 119 are used to identify the various layers and components.

【 図 4 】

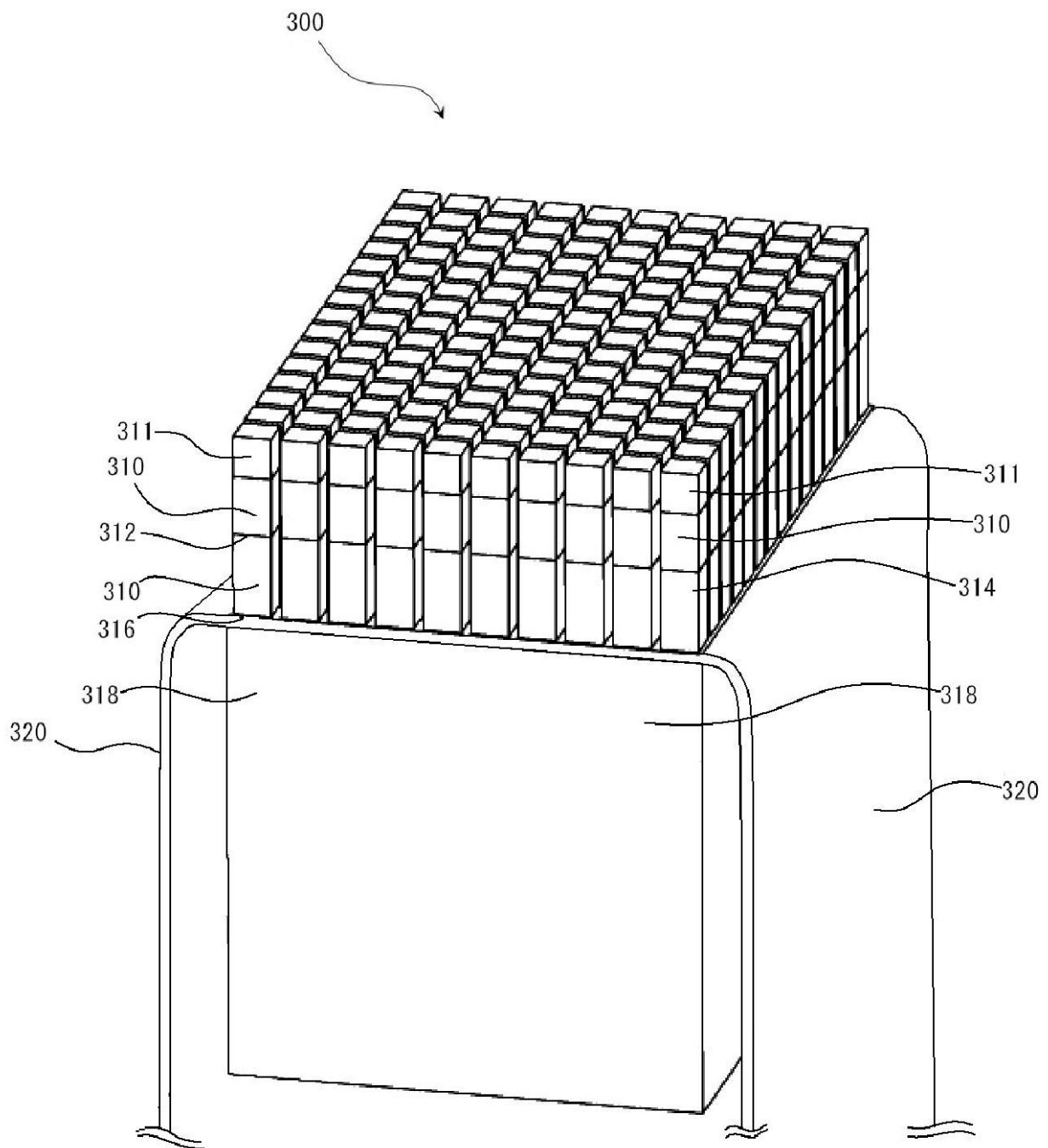
(A)



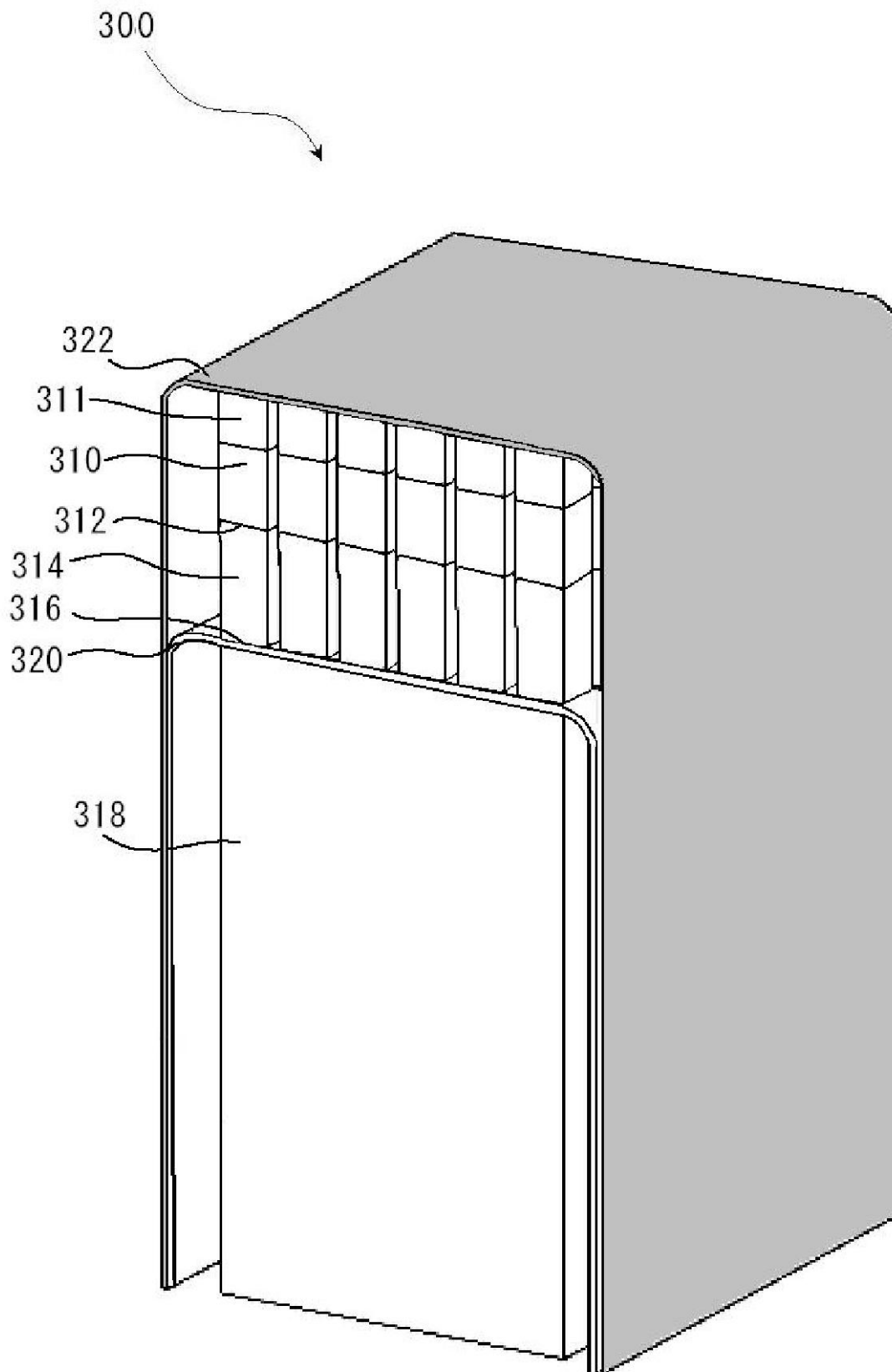
(B)



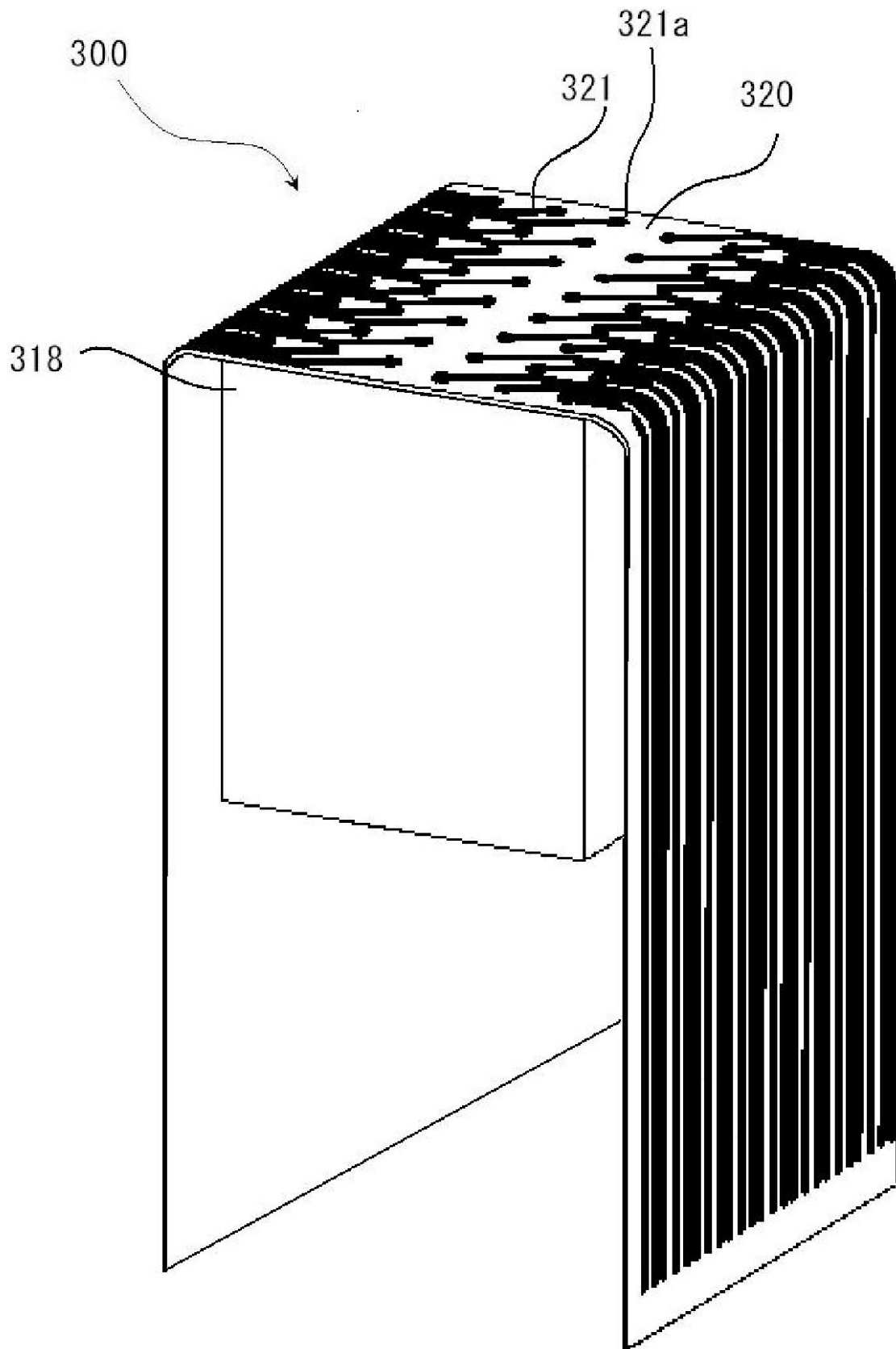
【図 5】



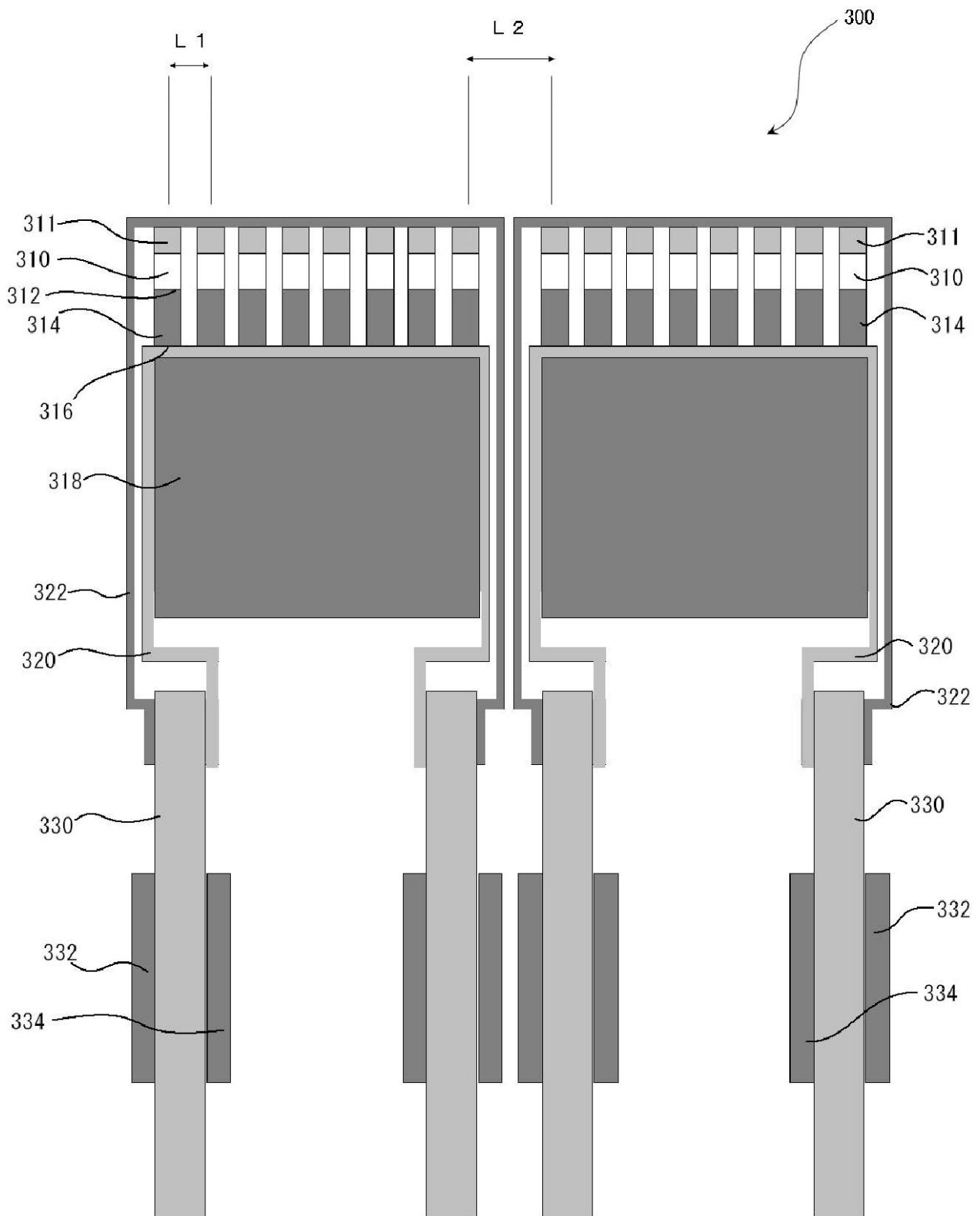
【図 6】



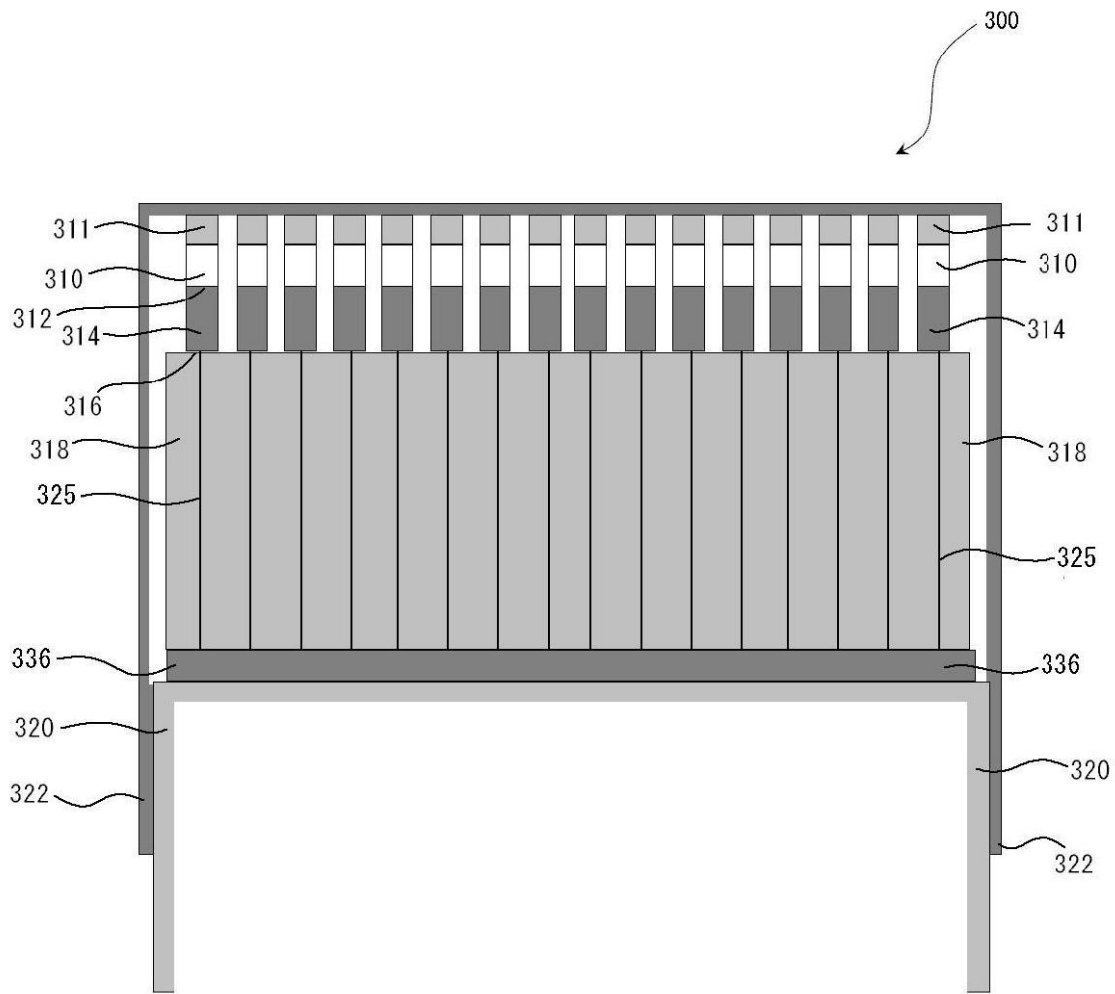
【図 7】



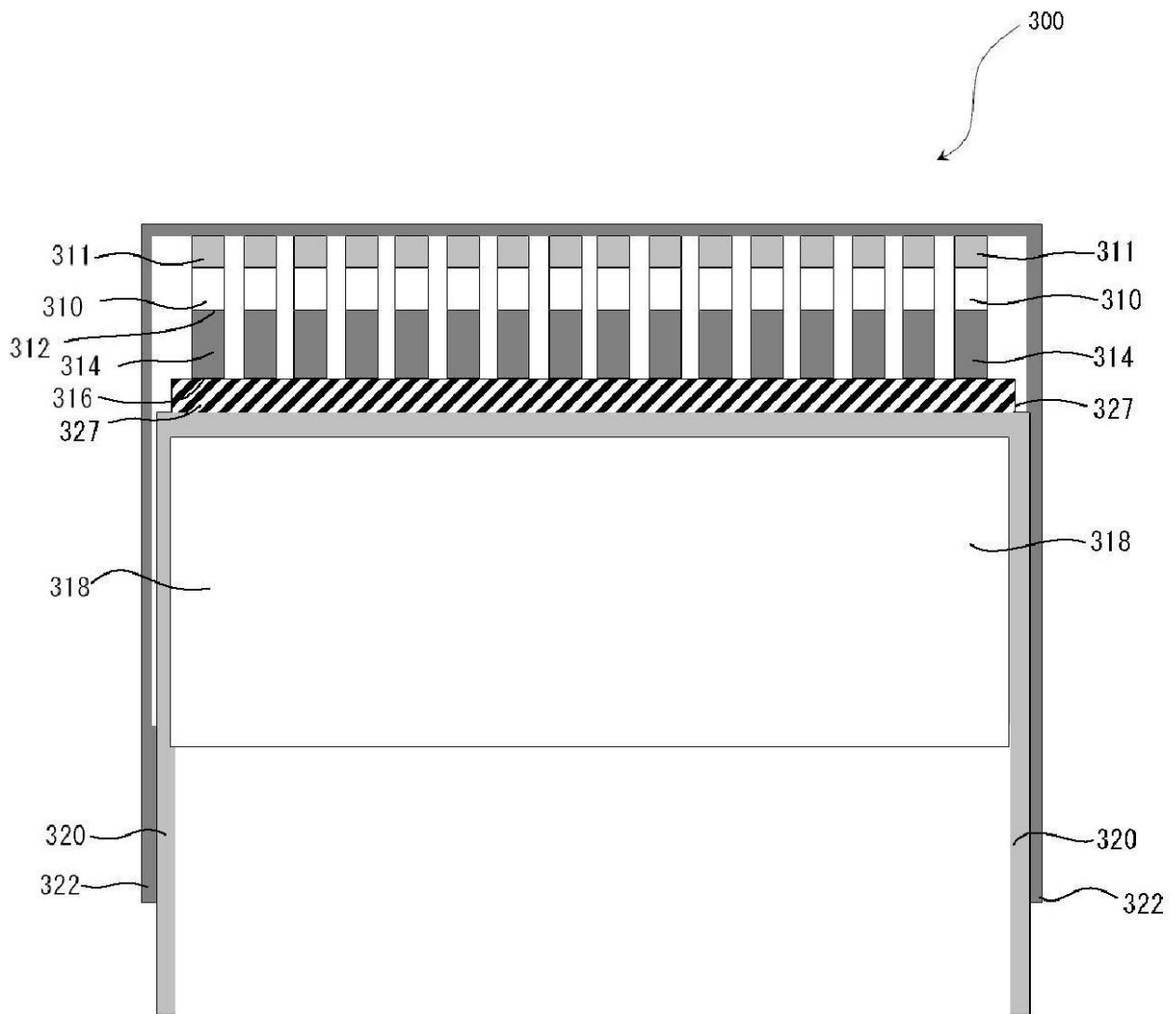
【図 8】



【図 9】



【図 10】



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	JP2011152303A	公开(公告)日	2011-08-11
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		
[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	JP5591549B2		
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。

