

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2017/042997

発行日 平成30年6月28日 (2018. 6. 28)

(43) 国際公開日 平成29年3月16日 (2017. 3. 16)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
HO4R 3/00 (2006.01)	HO4R 3/00 330	4C601
A61B 8/14 (2006.01)	A61B 8/14	5D019
HO4R 17/00 (2006.01)	HO4R 17/00 332B	
HO4R 31/00 (2006.01)	HO4R 31/00 330	
HO1L 41/09 (2006.01)	HO1L 41/09	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 25 頁) 最終頁に続く

出願番号 特願2017-538845 (P2017-538845)	(71) 出願人 000002185 ソニー株式会社 東京都港区港南1丁目7番1号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2016/002905	
(22) 国際出願日 平成28年6月16日 (2016. 6. 16)	
(31) 優先権主張番号 特願2015-175699 (P2015-175699)	(74) 代理人 100104215 弁理士 大森 純一
(32) 優先日 平成27年9月7日 (2015. 9. 7)	(74) 代理人 100196575 弁理士 高橋 満
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(74) 代理人 100168181 弁理士 中村 哲平
	(74) 代理人 100117330 弁理士 折居 章
	(74) 代理人 100160989 弁理士 関根 正好
	(74) 代理人 100168745 弁理士 金子 彩子

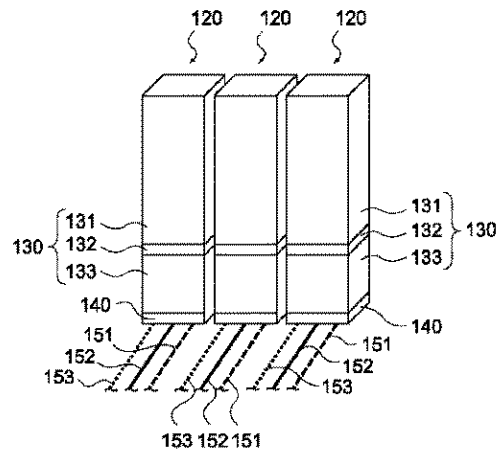
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波アレイ振動子、超音波アレイ振動子の製造方法、超音波プローブ及び超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】インピーダンス整合効果が高く、生産性に優れた超音波アレイ振動子、超音波アレイ振動子の製造方法、超音波プローブ及び超音波診断装置を提供すること。

【解決手段】本技術に係る超音波アレイ振動子は、超音波振動子(130)と、半導体チップと(140)を具備する。超音波振動子(130)は、アレイを構成する。半導体チップ(140)は、超音波振動子(130)のそれぞれに接合され、インピーダンス整合回路を形成する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

アレイを構成する超音波振動子と、
前記超音波振動子のそれぞれに接合された、インピーダンス整合回路を形成する半導体チップと

を具備する超音波アレイ振動子。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波アレイ振動子であって、
前記インピーダンス整合回路は、アンプと T R (transmit receive) スイッチを含む
超音波アレイ振動子。

10

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波アレイ振動子であって、
前記半導体チップは、前記アンプが設けられた第 1 の半導体チップと、前記 T R スイッチが設けられた第 2 の半導体チップとを含む
超音波アレイ振動子。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波アレイ振動子であって、
前記半導体チップは、S O I (Silicon on Insulator) チップである
超音波アレイ振動子。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の超音波アレイ振動子であって、
前記超音波振動子は、第 1 の周波数を振動の中心周波数とする第 1 の超音波振動子と、
前記第 1 の周波数とは異なる第 2 の周波数を振動の中心周波数とする第 2 の超音波振動子
とを含む

20

超音波アレイ振動子。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の超音波アレイ振動子であって、
前記超音波振動子と共にアレイを構成する M E M S (Micro Electro Mechanical System)

をさらに具備する超音波アレイ振動子。

30

【請求項 7】

請求項 1 に記載の超音波アレイ振動子であって、
前記超音波振動子と共にアレイを構成する光学素子
をさらに具備する超音波アレイ振動子。

【請求項 8】

インピーダンス整合回路を形成する半導体チップが接合された超音波振動子を、ピックアップ
アンドプレイス法によって実装する
超音波アレイ振動子の製造方法。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波アレイ振動子の製造方法であって、
前記超音波振動子は、第 1 の周波数を振動の中心周波数とする第 1 の超音波振動子と、
前記第 1 の周波数とは異なる第 2 の周波数を振動の中心周波数とする第 2 の超音波振動子
とを含む

40

超音波アレイ振動子の製造方法。

【請求項 10】

請求項 8 に記載の超音波アレイ振動子の製造方法であって、
ピックアップアンドプレイス法によって、前記超音波振動子と共に M E M S を実装する
超音波アレイ振動子の製造方法。

【請求項 11】

請求項 8 に記載の超音波アレイ振動子の製造方法であって、

50

ピックアンドブレイス法によって、前記超音波振動子と共に光学素子を実装する超音波アレイ振動子の製造方法。

【請求項 1 2】

アレイを構成する超音波振動子と、前記超音波振動子のそれぞれに接合された、インピーダンス整合回路を形成する半導体チップとを具備する超音波アレイ振動子を具備する超音波プローブ。

【請求項 1 3】

アレイを構成する超音波振動子と、前記超音波振動子のそれぞれに接合された、インピーダンス整合回路を形成する半導体チップとを有する超音波アレイ振動子を備える超音波プローブと、

前記超音波プローブが接続され、前記超音波アレイ振動子に駆動信号を供給し、前記超音波アレイ振動子から出力される検知信号に基づいて超音波画像を生成する本体とを具備する超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本技術は、超音波イメージングに利用可能な超音波アレイ振動子、超音波アレイ振動子の製造方法、超音波プローブ及び超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野等で利用が進んでいる超音波診断装置は、超音波プローブから診断対象物に超音波を照射し、その反射波を超音波プローブによって探知することによって診断対象物の超音波画像を生成する。超音波プローブは、複数の超音波振動子が配列されたアレイ振動子を備え、各超音波振動子に入力される駆動信号や各超音波振動子から出力される検知信号の遅延時間を調整することによって、超音波の集束点を制御することが可能である。

【0003】

アレイ振動子には、超音波振動子を線状に配列した1Dアレイや振動子を平面状に配列した2Dアレイがあるが、解像度や撮像速度の向上のために一つのアレイ振動子に実装される超音波振動子数は増加する傾向にある。また、血管等に挿入される超音波カテーテル等の普及も進み、超音波プローブの小型化が求められている。このため、超音波振動子の高密度実装が求められており、個々の超音波振動子の実装面積は小さくなる傾向にある。

【0004】

一方で、超音波振動子の実装面積を小さくすると、インピーダンスが不整合となり、超音波の検知感度が劣化するおそれがある。この対策として、アンプを用いてインピーダンスを整合させることが行われ、一般的にはASIC(application specific integrated circuit: 特定用途向け集積回路)が用いられる(例えば、特許文献1参照)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2006-166985号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、ASICは一定のサイズが必要であり、個々の振動子上に設置すると設置場所の確保が困難である。ASICを振動子と離間させて設置することも可能であるが、ASICと振動子を接続する配線が長くなるとインピーダンス整合の効果が小さくなる。さらに、ASICはアレイ振動子の構造に応じて設計する必要があり、製造コストの低減が困難である。

【0007】

以上のような事情に鑑み、本技術の目的は、インピーダンス整合効果が高く、生産性に

10

20

30

40

50

優れた超音波アレイ振動子、超音波アレイ振動子の製造方法、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】

【0008】

上記目的を達成するため、本技術の一形態に係る超音波アレイ振動子は、超音波振動子と、半導体チップとを具備する。

上記超音波振動子は、アレイを構成する。

上記半導体チップは、上記超音波振動子のそれぞれに接合され、インピーダンス整合回路を形成する。

【0009】

この構成によれば、超音波振動子とインピーダンス整合回路が一体化されており、両者を接続する配線が短くてよいため、高いインピーダンス整合効果が得られ、S N R (signal noise ratio) の向上、ひいては超音波画像のコントラスト向上が実現可能である。また、超音波振動子とインピーダンス整合回路が一体化されたモジュール（以下、振動子モジュール）を基板に実装する際にも配置の自由度が高く、周波数が異なる超音波振動子のアレイ化や配置の最適化が容易である。さらに、特定の構造の振動子モジュールを任意の形状にアレイ化することで多様な機器に対応させることが可能であり、機器間での振動子モジュールの使い回しが可能である。また、半導体チップのフットプリントを上回れば、どの大きさの超音波振動子に対しても同じ半導体チップが利用可能である。

【0010】

上記インピーダンス整合回路は、アンプとT R (transmit receive) スイッチを含んでもよい。

【0011】

超音波振動子には、超音波を生成するための駆動信号と、超音波の検知により生じる検知信号が流れるが、駆動信号と検知信号では信号強度が大きく異なる。上記構成によれば、T R スイッチにより信号経路を切り替えることで検知信号のみをアンプによって増幅させることが可能であり、インピーダンス整合回路の形成が可能である。

【0012】

上記半導体チップは、上記アンプが設けられた第1の半導体チップと、上記T R スイッチが設けられた第2の半導体チップとを含んでもよい。

【0013】

複数の半導体チップによってインピーダンス整合回路を形成することにより、各半導体チップのサイズを縮小することが可能であり、サイズが小さい超音波振動子にもインピーダンス整合回路を搭載することが可能である。

【0014】

上記半導体チップは、S O I (Silicon on Insulator) チップであってもよい。

【0015】

S O I チップは、サイズが小さく、漏洩電流が少ない等の利点があり、超音波振動子に接合される半導体チップとして好適である。

【0016】

上記超音波振動子は、第1の周波数を振動の中心周波数とする第1の超音波振動子と、上記第1の周波数とは異なる第2の周波数を振動の中心周波数とする第2の超音波振動子とを含んでもよい。

【0017】

超音波振動子の振動周波数は圧電体層の厚さによって異なるが、超音波振動子とインピーダンス整合回路が一体化されていることにより、振動周波数が大きく異なる超音波振動子も高い自由度で配置することが可能となる。

【0018】

上記超音波アレイ振動子は、上記超音波振動子と共にアレイを構成するM E M S (Micro Electro Mechanical Systems) をさらに具備してもよい。

10

20

30

40

50

【0019】

超音波振動子とMEMSをアレイ化することにより、超音波の生成を超音波強度が大きい超音波振動子で行い、反射波の検知を感度の高いMEMSで行うことができ、検知感度の向上を実現することが可能となる。

【0020】

上記超音波アレイ振動子は、上記超音波振動子と共にアレイを構成する光学素子をさらに具備してもよい。

【0021】

超音波振動子と光学素子をアレイ化することにより、光学素子から照射される光で生じる超音波を超音波振動子で検知する光超音波イメージングを一つのアレイで実現することが可能となる。

10

【0022】

上記目的を達成するため、本技術の一形態に係る超音波アレイ振動子の製造方法は、インピーダンス整合回路を形成する半導体チップが接合された超音波振動子を、ピックアンドプレイス法によって実装する。

【0023】

上記超音波振動子は、第1の周波数を振動の中心周波数とする第1の超音波振動子と、上記第1の周波数とは異なる第2の周波数を振動の中心周波数とする第2の超音波振動子とを含んでもよい。

【0024】

上記超音波アレイ振動子の製造方法は、ピックアンドプレイス法によって、上記超音波振動子と共にMEMSを実装してもよい。

20

【0025】

上記超音波アレイ振動子の製造方法は、ピックアンドプレイス法によって、上記超音波振動子と共に光学素子を実装してもよい。

【0026】

上記目的を達成するため、本技術の一形態に係る超音波プローブは、超音波アレイ振動子を具備する。

上記超音波アレイ振動子は、アレイを構成する超音波振動子と、上記超音波振動子のそれぞれに接合された、インピーダンス整合回路を形成する半導体チップとを具備する。

30

【0027】

上記目的を達成するため、本技術の一形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブと、本体とを具備する。

上記超音波プローブは、アレイを構成する超音波振動子と、上記超音波振動子のそれぞれに接合された、インピーダンス整合回路を形成する半導体チップとを有する超音波アレイ振動子を備える。

上記本体は、上記超音波プローブが接続され、上記超音波アレイ振動子に駆動信号を供給し、上記超音波アレイ振動子から出力される検知信号に基づいて超音波画像を生成する。

【発明の効果】

40

【0028】

以上のように、本技術によれば、インピーダンス整合効果が高く、生産性に優れた超音波アレイ振動子、超音波アレイ振動子の製造方法、超音波プローブ及び超音波診断装置を提供することが可能である。なお、ここに記載された効果は必ずしも限定されるものではなく、本開示中に記載されたいずれかの効果であってもよい。

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】本技術の実施形態に係る超音波診断装置の模式図である

【図2】同超音波診断装置が備える超音波アレイ振動子の断面図である。

【図3】同超音波アレイ振動子が備える振動子モジュールの斜視図である。

50

【図 4】同超音波アレイ振動子が備える振動子モジュールの回路構成を示す模式図である。

【図 5】同超音波アレイ振動子の製造方法を示す模式図である。

【図 6】同超音波アレイ振動子の製造方法を示す模式図である。

【図 7】同超音波アレイ振動子の製造方法を示す模式図である。

【図 8】同超音波アレイ振動子の製造方法を示す模式図である。

【図 9】同超音波アレイ振動子の製造方法を示す模式図である。

【図 10】同超音波アレイ振動子が備える振動子モジュールの配列を示す模式図である。

【図 11】同超音波アレイ振動子が備える振動子モジュールの、コンベックス型超音波プローブにおける配列を示す模式図である。

【図 12】同超音波アレイ振動子が備える振動子モジュールの、ハナフィーレンズ型超音波プローブにおける配列を示す模式図である。

【図 13】同超音波アレイ振動子が備える振動子モジュールの、1D配列アレイを示す斜視図である。

【図 14】同超音波アレイ振動子が備える振動子モジュールの回路構成を示す模式図である。

【図 15】比較例に係る超音波アレイ振動子を備えるIVUSの模式図である。

【図 16】本技術の実施形態に係る超音波アレイ振動子を備えるIVUSの模式図である。

【図 17】本技術の実施形態に係る、振動子モジュール及びMEMSモジュールを備える超音波アレイ振動子の断面図である。

【図 18】同超音波アレイ振動子の配列を示す模式図である。

【図 19】同超音波アレイ振動子の製造方法を示す模式図である。

【図 20】本技術の実施形態に係る、振動子モジュール及び光学素子モジュールを備える超音波アレイ振動子の断面図である。

【図 21】同超音波アレイ振動子の配列を示す模式図である。

【図 22】同超音波アレイ振動子の製造方法を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0030】

[超音波診断装置の構成]

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1の構成を示す模式図である。同図に示すように超音波診断装置1は、本体11、超音波プローブ12及びケーブル15を備える。本体11と超音波プローブ12はケーブル15によって接続されている。

【0031】

本体11は、ケーブル15を介して超音波プローブ12に駆動信号を供給すると共に、超音波プローブ12から出力された超音波の検知信号から超音波画像を生成し、ディスプレイに表示させる。

【0032】

超音波プローブ12は、アレイ振動子121を備え、診断対象物に接触して超音波を射出し、その反射波を検知する。超音波プローブ12は、ケーブル15を介して本体11から駆動信号の供給を受けると共に、検知信号を本体11に出力する。

【0033】

超音波プローブ12の種類は特に限定されず、リニア型、セクタ型、コンベックス型等あるいはラジアル型の各種超音波プローブのいずれであってもよく、2次元型アレイであってもよい。また、超音波プローブ12は血管等に挿入可能な超音波カテーテルであってもよい。

【0034】

[アレイ振動子の構成]

図2はアレイ振動子121の構造を示す断面図である。同図に示すように、アレイ振動子121は、基板122、振動子層123、上部電極層124、音響整合層125及び音

10

20

30

40

50

響レンズ 1 2 6 を備える。これらは、基板 1 2 2、振動子層 1 2 3、上部電極層 1 2 4、音響整合層 1 2 5 及び音響レンズ 1 2 6 の順で積層されている。

【 0 0 3 5 】

基板 1 2 2 は、リジッドプリント基板や F P C (flexible printed circuits) 基板等の基板であり、実装面には配線 H 及びパンプ B が形成されている。配線 H は、ケーブル 1 5 を介して本体 1 1 に接続されている。

【 0 0 3 6 】

振動子層 1 2 3 は、複数の振動子モジュール 1 2 0 と充填材 1 2 7 から構成されている。複数の振動子モジュール 1 2 0 は、それぞれがパンプ B によって基板 1 2 2 に実装されており、各振動子モジュール 1 2 0 の間には、充填材 1 2 7 が充填されている。充填材 1 2 7 は、アクリル樹脂、ポリウレタン樹脂又は音響吸収剤とすることができる。振動子モジュール 1 2 0 の詳細については後述する。

10

【 0 0 3 7 】

なお、図 2 には 3 つの振動子モジュール 1 2 0 のみが示されているが、実際にはアレイ振動子 1 2 1 はより多数 (数百から数千個程度) の振動子モジュール 1 2 0 を備えるものである。

【 0 0 3 8 】

上部電極層 1 2 4 は、後述する圧電体層 1 3 1 の電極として機能する。上部電極層 1 2 4 は導電性材料からなり、例えば金属メッキである。なお、上部電極層 1 2 4 は、図 2 に示すように複数の振動子モジュール 1 2 0 にわたって形成されていてもよく、個々の振動子モジュール 1 2 0 毎に分離されていてもよい。

20

【 0 0 3 9 】

音響整合層 1 2 5 は、診断対象物と超音波振動子 1 3 0 の間の音響インピーダンスの差を低減し、超音波の診断対象物への反射を防止する。音響整合層 1 2 5 は、合成樹脂やセラミックス材料からなる。音響整合層 1 2 5 は、図 2 に示すように 2 層であってもよく、1 層又は 3 層以上であってもよい。

【 0 0 4 0 】

音響レンズ 1 2 6 は、振動子層 1 2 3 において生成された超音波を集束させる。音響レンズ 1 2 6 は、図 1 に示すように超音波プローブ 1 2 の先端部に位置し、診断対象物に接触する。音響レンズ 1 2 6 はシリコーンゴム等からなり、そのサイズや形状は特に限定されない。

30

【 0 0 4 1 】

[振動子モジュールの構成]

図 3 は、振動子モジュール 1 2 0 の模式図である。同図に示すように、振動子モジュール 1 2 0 は、超音波振動子 1 3 0 と回路チップ 1 4 0 を備える。各振動子モジュール 1 2 0 には、電源配線 1 5 1、信号配線 1 5 2 及びグランド配線 1 5 3 が接続されている。

【 0 0 4 2 】

超音波振動子 1 3 0 は、それぞれが、圧電体層 1 3 1、下部電極層 1 3 2 及びバッキング層 1 3 3 を備える。これらは、バッキング層 1 3 3、下部電極層 1 3 2 及び圧電体層 1 3 1 の順で積層されている。

40

【 0 0 4 3 】

圧電体層 1 3 1 は、P Z T (チタン酸ジルコン酸鉛) 等の圧電材料からなる。圧電体層 1 3 1 は、下部電極層 1 3 2 と上部電極層 1 2 4 (図 2 参照) の間に電圧が印加されると、逆圧電効果による振動を生じ、超音波を生成する。また、診断対象物からの反射波が圧電体層 1 3 1 に入射すると、圧電効果による分極を生じる。圧電体層 1 3 1 のサイズは特に限定されないが、例えば 2 5 0 μ m 角とすることができる。

【 0 0 4 4 】

下部電極層 1 3 2 は、圧電体層 1 3 1 の電極として機能する。下部電極層 1 3 2 は導電性材料からなり、例えば金属メッキである。

【 0 0 4 5 】

50

バッキング層 133 は、回路チップ 140 上に積層され超音波振動子 130 の不要な振動を吸収する。バッキング層 133 は、フィラーと合成樹脂を混合した材料等からなる。

【0046】

回路チップ 140 は、各超音波振動子 130 に接合され、超音波振動子 130 のインピーダンス整合回路を構成する。回路チップ 140 は半導体材料からなる半導体チップであり、具体的には、SOI (Silicon on Insulator) プロセスによって作成された SOI チップとすることができる。より具体的には、回路チップ 140 は、BCD-SOI (バイポーラ・CMOS・DMOS) プロセスによって作成された BGD-SOI チップとすることができる。

【0047】

回路チップ 140 は、それぞれが超音波振動子 130 に接合されていればよく、必ずしもバッキング層 133 と基板 122 の間に配置されなくてもよい。また、回路チップ 140 は、全ての超音波振動子 130 に接合されていなくてもよく、一部の超音波振動子 130 にのみ接合されていてもよい。回路チップ 140 の大きさは、超音波振動子 130 の底面と同等又はより小さい大きさとする事ができる。

【0048】

図 4 は、回路チップ 140 の回路構成を示す模式図である。同図に示すように、回路チップ 140 は、第 1 TR (transmit receive) スイッチ 141、アンプ 142 及び第 2 TR スイッチ 143 を備える。

【0049】

電源配線 151 は、アンプ 142 に接続されている。信号配線 152 は、上部電極層 124 に接続され、アンプ 142 を経由しない信号配線 152A とアンプ 142 を経由する信号配線 152B に分かれている。グランド配線 153 は、下部電極層 132 に接続されている。

【0050】

第 1 TR スイッチ 141 は、信号配線 152 に接続され、信号配線 152A と信号配線 152B の間で信号の経路を切り替える。第 1 TR スイッチ 141 は、トランジスタ又はダイオードとすることができる。

【0051】

アンプ 142 は、信号配線 152B に接続され、電源配線 151 から供給された電力を利用して、信号配線 152B を流れる信号を増幅する。アンプ 142 は、ダイオードとすることができる。

【0052】

第 2 TR スイッチ 143 は、信号配線 152 に接続され、信号配線 152A と信号配線 152B の間で信号の経路を切り替える。信号の経路を切り替える。第 2 TR スイッチ 143 は、トランジスタ又はダイオードとすることができる。

【0053】

振動子モジュール 120 は以上のような構成を有する。上記のように振動子モジュール 120 にはそれぞれインピーダンス整合回路を構成する回路チップ 140 が設けられているため、超音波振動子とインピーダンス整合回路の間の配線長が短く、インピーダンス整合の効果が高い。これにより、SNR (signal noise ratio) の向上、ひいては超音波画像のコントラスト向上が実現可能である。

【0054】

[超音波診断装置の動作]

超音波診断装置 1 の動作について説明する。超音波診断装置 1 の電源が投入されると、本体 11 からケーブル 15 を介して超音波プローブ 12 に電力が供給される (図 1 参照)。電力は基板 122 を介して電源配線 151 に流れ、アンプ 142 に供給される (図 4 参照)。

【0055】

超音波プローブ 12 が診断対象物に当接され、診断開始の指示入力となされると、本体

10

20

30

40

50

11は駆動信号を生成する。駆動信号は、ケーブル15を介して超音波プローブ12に供給され、基板122を介して信号配線152に流れる。この際、第1TRスイッチ141及び第2TRスイッチ143は、信号配線152A側に切り替えられ、駆動信号は第2TRスイッチ143及び第1TRスイッチ141を経由して上部電極層124に供給される。

【0056】

上部電極層124と下部電極層132の間の電位差により、圧電体層131において逆圧電効果による振動が生じ、超音波が生成する。生成した超音波は、音響整合層125及び音響レンズ126を介して診断対象物に入射する。

【0057】

診断対象物において生じた反射波は、音響レンズ126及び音響整合層125を介して圧電体層131に入射する。圧電体層131において圧電効果により分極が生じ、信号配線152に電流(以下、検知信号)が流れる。この際、第1TRスイッチ141及び第2TRスイッチ143は、信号配線152B側に切り替えられ、検知信号はアンプ142によって増幅される。増幅された検知信号は第1TRスイッチ141から信号配線152に流れ、基板122及びケーブル15を介して本体11に伝達される。

【0058】

本体11は、検知信号に基づいて超音波画像を生成する。上記のように、駆動信号はアンプ142を経由せずに上部電極層124に伝達されるが、検知信号はアンプ142によって増幅され、本体11に伝達される。駆動信号と検知信号の経路の切替は第1TRスイッチ141及び第2TRスイッチ143によってなされる。これにより、信号強度が大きい駆動信号と、信号強度が小さい検知信号のインピーダンスの整合が実現される。

【0059】

[アレイ振動子の製造方法]

図5乃至図8は、アレイ振動子121の製造方法を示す模式図である。図5(a)に示すように、犠牲基板K上に回路チップ140を配置する。回路チップ140は、UV(ultraviolet)照射によって剥離する接着剤によって犠牲基板Kに接着させることができる。

【0060】

続いて、図5(b)に示すように、犠牲基板K及び回路チップ140上にバッキング層133を積層する。続いて、図5(c)に示すようにバッキング層133の一部を除去し、回路チップ140を露出させる。除去により形成された開口を開口133aとする。

【0061】

続いて、図6(a)に示すように、開口133a内及びバッキング層133の上層に導電体D1を配置する。導電体D1は例えば、銅等の金属からなる。続いて、図6(b)に示すように、導電体D1上に導電体D2を配置する。導電体D2は導電性接着剤とすることができる。導電体D1と導電体D2は下部電極層132を構成する。

【0062】

続いて、図6(c)に示すように、導電体D2上に圧電体層131を配置し、導電体D2によって接着させる。続いて、図7(a)に示すように、圧電体層131及びバッキング層133をダイシングによりカットし、個々の振動子モジュール120に分離する。

【0063】

続いて、振動子モジュール120を犠牲基板Kから分離する。紫外線照射によって回路チップ140と犠牲基板Kの間の接着を剥離させることができる。図7(b)は、犠牲基板Kから分離した振動子モジュール120を示す模式図である。

【0064】

続いて、図7(c)に示すように、振動子モジュール120を基板122に実装する。同図に示すように、基板122上には配線H及びパンプBが形成されている。なお、配線Hは上記電源配線151、信号配線152及びグランド配線153である。振動子モジュール120は、回路チップ140をパンプBによって配線Hに接続することによって基板

10

20

30

40

50

122に実装することができる。

【0065】

続いて、図8(a)に示すように、他の振動子モジュール120を基板122にそれぞれ実装する。なお、このように実装対象物を個別に実装する方法はピックアンドプレイス(Pick & Place)法と呼ばれる。

【0066】

続いて、図8(b)に示すように、振動子モジュール120の間に充填材127を充填し、振動子層123を形成する。続いて図8(c)に示すように振動子層123上に上部電極層124及び音響整合層125を積層する。

【0067】

続いて、音響整合層125上に音響レンズ126を積層する(図2参照)。以上のようにしてアレイ振動子121を製造することが可能である。上記のように、本実施形態に係るアレイ振動子121は、超音波振動子130と回路チップ140が一体的に構成されているため、ピックアンドプレイス法による実装が可能である。

【0068】

ここで、超音波診断装置に用いられるアレイ振動子は、超音波振動子の数が数千個程度であり、特に医療用超音波プローブにおいては各々の診断科目によって超音波プローブの構成が異なるため、ピックアンドプレイス法によっても高コストにはならない。

【0069】

また、従来は、アレイ振動子の形状が異なる多種の超音波プローブに対して個別にアレイ振動子を作製する必要があった。これに対し、本実施形態では、ピックアンドプレイス法により振動子モジュール120を自由に配置できるため、同一構造の振動子モジュール120を多種の超音波プローブに利用することが可能である。

【0070】

なお、アレイ振動子121の製造方法は上記のものに限られない。図9は、アレイ振動子121の他の製造方法を示す模式図である。図5(a)に示すように、犠牲基板Kに回路チップ140を配置した後、図9(a)に示すように回路チップ140の厚さと同等の厚さでバッキング層133を形成する。

【0071】

また、図9(b)に示すように、バッキング層133、導電体D1及び導電体D2を積層した構造体を作製する。当該積層体を図9(a)に示す構造体に積層することにより図6(b)に示す構造体を作製することが可能である。以後は、上記説明と同様の製造方法でアレイ振動子121を製造することができる。

【0072】

[振動子モジュールの配列について]

上記のように、本実施形態に係る超音波プローブ12では、超音波振動子130にそれぞれ回路チップ140が設けられた振動子モジュール120を備え、振動子モジュール単位で基板122に実装することができる。このため、振動子モジュール120の配列の自由度が高い。

【0073】

図10は、振動子モジュール120の配列を示す模式図であり、基板122に垂直な方向(図2参照)から振動子モジュール120をみた図である。同図に示すように、振動子モジュール120は、八二カム2D配列とすることができる。八二カム2D配列は、基板122に垂直な方向からみた振動子モジュール120の中心点を結ぶ線が正六角形となる配列である。

【0074】

一般に、超音波プローブでの課題としてサイドローブ(超音波が指向する中心方向から外れた方向に放出される超音波)の低減が挙げられる。八二カム2D配列は、隣接する超音波振動子130の間隔を大きくすることができるため、サイドローブを抑制することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 5 】

特にアレイ振動子の製造に従来から利用されているダイスアンドフィル (Dice & Fill) 法は、格子状に小さくダイシングした圧電素子上に大きなハニカム 2 D 配列の電極を配置するが、この方法では実質的な素子ピッチが低下する。これに対し本実施形態に係るアレイ振動子 1 2 1 では、ピックアンドプレイス法により、素子加工の最小ピッチで超音波振動子 1 3 0 を配列させることが可能である。

【 0 0 7 6 】

図 1 1 は、本実施形態に係る振動子モジュール 1 2 0 によって構成されたコンベックス型超音波プローブの模式図である。同図に示すように、コンベックス型超音波プローブでは、振動子モジュール 1 2 0 を湾曲面状に配列する必要がある。しかしながら、A S I C によってインピーダンス整合回路を実現している従来構造では、湾曲面に A S I C を配置することが困難であった。

10

【 0 0 7 7 】

これに対し、本実施形態に係るアレイ振動子 1 2 1 は、超音波振動子 1 3 0 に回路チップ 1 4 0 が一体化された振動子モジュール 1 2 0 によって構成されているため、図 1 1 に示すように、振動子モジュール 1 2 0 を高密度に実装することができる。これにより、超音波画像のコントラスト向上とスライス分解能 (診断対象物の奥行き方向の分解能) の改善が可能である。

【 0 0 7 8 】

図 1 2 は、本実施形態に係る振動子モジュール 1 2 0 によって構成されたハナフィーレンズ形超音波プローブを示す模式図である。ハナフィーレンズは、スライス分解能を向上させるために、生成する超音波の周波数が異なる 2 種以上の超音波振動子をアレイ振動子としたものである。

20

【 0 0 7 9 】

同図に示すように、アレイ振動子 1 2 1 は、振動の中心周波数が低い (開口径が大きい) 超音波振動子 1 3 0 L を備える振動子モジュール 1 2 0 L と、振動の中心周波数が高い (開口径が小さい) 超音波振動子 1 3 0 H を備える振動子モジュール 1 2 0 H から構成されている。なお、超音波振動子 1 3 0 の周波数は圧電体層 1 3 1 の厚さによって決まるため、超音波振動子 1 3 0 L が備える圧電体層 1 3 1 と超音波振動子 1 3 0 が備える圧電体層 1 3 1 は厚さが異なる。

30

【 0 0 8 0 】

ハナフィーレンズは、内周側と外周側で超音波の焦点位置を変えることにより、深さ方向での超音波ビーム径を一様にするができる。上記のように、超音波振動子の周波数は圧電体層の厚さによって決まるため、従来は、圧電体層を曲面状に加工するカービングと圧電体層を分離するダイシングによってアレイ振動子が作製されていた。これに対し、本実施形態では、予め圧電体層 1 3 1 の厚さが異なる超音波振動子 1 3 0 を作製し、ピックアンドプレイス法により個別に実装することができる。

【 0 0 8 1 】

これにより、カービングを利用する場合に比べて、超音波振動子 1 3 0 L と超音波振動子 1 3 0 H の周波数の差異が大きいアレイ振動子 1 2 1 を作製することが可能である。また、超音波振動子 1 3 0 L と超音波振動子 1 3 0 H の配置を自由に決定することも可能となる。さらに、ハナフィーレンズにおいても上記ハニカム 2 D 配置とすることが可能であり、サイドローブの低減が可能である。

40

【 0 0 8 2 】

[回路チップの配置及び数について]

上述のように、アレイ振動子 1 2 1 を構成する振動子モジュール 1 2 0 は、超音波振動子 1 3 0 と回路チップ 1 4 0 から構成されている。ここで、回路チップ 1 4 0 は、一つのチップではなく、複数のチップであってもよい。

【 0 0 8 3 】

図 1 3 は、複数の回路チップを備える振動子モジュール 1 2 0 から構成されたアレイ振

50

動子 1 2 1 を示す模式図である。同図に示すように、アレイ振動子 1 2 1 は、幅が狭い超音波振動子 1 3 0 が一方向に配列した狭ピッチ 1 D 配列アレイとすることも可能である。回路チップ 1 4 0 は、回路チップ 1 4 0 A、回路チップ 1 4 0 B 及び回路チップ 1 4 0 C の 3 つの回路チップを含むものとすることができる。

【 0 0 8 4 】

図 1 4 は、回路チップ 1 4 0 A ~ C の回路構成を示す模式図である。同図に示すように、回路チップ 1 4 0 A は第 2 T R スイッチ 1 4 3 を、回路チップ 1 4 0 B はアンプ 1 4 2 を、回路チップ 1 4 0 C は第 1 T R スイッチ 1 4 1 をそれぞれ備えるものとすることができる。第 1 T R スイッチ 1 4 1、アンプ 1 4 2 及び第 2 T R スイッチ 1 4 3 の動作は上述のものと同様である。回路チップ 1 4 0 A ~ C は、回路チップ 1 4 0 をダイシングによりカットして作製してもよく、個別に作製してもよい。

10

【 0 0 8 5 】

回路チップ 1 4 0 を、インピーダンス整合回路を構成する素子毎に分割することにより、回路チップ 1 4 0 のサイズを小型化し、狭ピッチ 1 D 配列アレイのように超音波振動子 1 3 0 の幅が狭くても、超音波振動子 1 3 0 に接合させることが可能となる。なお、回路チップ 1 4 0 は、2 つの回路チップを含むものであってもよく、例えば、アンプ 1 4 2 を備える回路チップと第 1 T R スイッチ 1 4 1 及び第 2 T R スイッチ 1 4 3 を備える回路チップを含むものとすることもできる。

【 0 0 8 6 】

[I V U S への応用について]

I V U S (intravascular ultrasound : 血管内超音波内視鏡) は、超音波プローブの一種であり、心冠状血管の血管壁の観察に利用される。I V U S は、複数の超音波振動子が円周状に配置されたアレイ振動子と、各超音波振動子から出力される検知信号を増幅するアンプを備える。

20

【 0 0 8 7 】

図 1 5 は、従来構造を有する I V U S 3 0 0 の模式図である。同図に示すように、I V U S 3 0 0 は、カテーテル 3 0 1、アレイ振動子 3 0 2、信号処理チップ 3 0 3 及び配線 3 0 4 を備える。アレイ振動子 3 0 2 において生成された超音波は、血管に挿入されるカテーテル 3 0 1 を介して血管壁に照射され、その反射波はカテーテル 3 0 1 を介してアレイ振動子 3 0 2 に入射し、検知される。検知信号は信号処理チップ 3 0 3 において増幅され、配線 3 0 4 を介して本体に伝達される。

30

【 0 0 8 8 】

このように I V U S 3 0 0 においては、アレイ振動子 3 0 2 とは別に信号処理チップ 3 0 3 を設ける必要があり、信号処理チップ 3 0 3 によって I V U S 3 0 0 の屈折が妨げられ、カテーテル 3 0 1 の操作が困難となっていた。

【 0 0 8 9 】

図 1 6 は、本実施形態に係るアレイ振動子 1 2 1 を利用した I V U S 4 0 0 の模式図である。同図に示すように、I V U S 4 0 0 は、カテーテル 4 0 1、アレイ振動子 1 2 1、及び配線 4 0 2 を備える。アレイ振動子 1 2 1 において生成された超音波は、血管に挿入されるカテーテル 4 0 1 を介して血管壁に照射され、その反射波はカテーテル 4 0 1 を介してアレイ振動子 1 2 1 に入射し、検知される。検知信号はアレイ振動子 1 2 1 が備える回路チップ 1 4 0 において増幅され、配線 4 0 2 を介して本体に伝達される。

40

【 0 0 9 0 】

アレイ振動子 1 2 1 は回路チップ 1 4 0 を備えるため、I V U S 4 0 0 には、アレイ振動子 1 2 1 とは別に信号処理チップを設ける必要がない。したがって、I V U S 4 0 0 の屈折が信号処理チップによって妨げられず、カテーテル 4 0 1 の操作が容易となる。なお、I V U S 4 0 0 にはインピーダンス整合回路とは別の信号処理チップが設けられる場合もあるが、その場合でもインピーダンス整合回路が不用であるため、信号処理チップのサイズを縮小することが可能である。

【 0 0 9 1 】

50

[超音波振動子とMEMSの混載について]

本実施形態に係る振動子モジュール120は、MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) を備えるMEMSモジュールと混載することも可能である。

【0092】

図17は、振動子モジュールとMEMSモジュールを混載したアレイ振動子160を示す模式図である。同図に示すように、アレイ振動子160は、振動子モジュール120とMEMSモジュール161を備える。アレイ振動子160のこの他の構成は、上記アレイ振動子121と同一である

【0093】

MEMSモジュール161は、MEMS162、下部電極層163、バッキング層164及び回路チップ165を備える。MEMS162は、MEMSにより形成された超音波センサであり、具体的なMEMSの構造は特に限定されない。下部電極層163、バッキング層164及び回路チップ165の構成は、振動子モジュール120の各構成と同一である。なお、MEMSモジュール161は、この構成に限られず、少なくともMEMS162を備えるものであればよい。

10

【0094】

図18は、アレイ振動子160における振動子モジュール120とMEMSモジュール161の配列を示す模式図であり、基板122に垂直な方向からみた図である。同図に示すように、振動子モジュール120とMEMSモジュール161は基板122上に混載され、アレイを構成している。なお、振動子モジュール120とMEMSモジュール161の配列は図18に示すものに限られない。

20

【0095】

この構成により、超音波の生成には超音波強度が大きい振動子モジュール120を利用し、反射波の検知には感度の高いMEMSモジュール161を利用することが可能となる。これにより、超音波検知感度の向上が可能となる。

【0096】

図19は、アレイ振動子160の製造方法を示す模式図である。同図に示すように、振動子モジュール120とMEMSモジュール161は共にピックアッププレイス法によって基板122に実装することが可能である。両モジュールを基板122に実装後、アレイ振動子121と同様に充填材127、上部電極層124、音響整合層125及び音響レンズ126を形成し、図17に示すアレイ振動子160を製造することが可能である。

30

【0097】

[超音波振動子と光学素子の混載について]

本実施形態に係る振動子モジュール120は、光学素子を備える光学素子モジュールと混載することも可能である。

【0098】

図20は、振動子モジュールと光学素子モジュールを混載したアレイ振動子170を示す模式図である。同図に示すように、アレイ振動子170は、振動子モジュール120と光学素子モジュール171を備える。アレイ振動子170のこの他の構成は、上記アレイ振動子121と同一である

40

【0099】

光学素子モジュール171は、光学素子172、下部電極層173、バッキング層174及び回路チップ175を備える。光学素子172は、発光する素子であり、例えば、レーザーダイオードである。下部電極層173、バッキング層174及び回路チップ175の構成は、振動子モジュール120の各構成と同一である。なお、光学素子モジュール171は、この構成に限られず、少なくとも光学素子172を備えるものであればよい。

【0100】

図21は、アレイ振動子170における振動子モジュール120と光学素子モジュール171の配列を示す模式図であり、基板122に垂直な方向からみた図である。同図に示すように、振動子モジュール120と光学素子モジュール171は基板122上に混載さ

50

れ、アレイを構成している。なお、振動子モジュール 1 2 0 と光学素子モジュール 1 7 1 の配列は図 2 1 に示すものに限られない。

【 0 1 0 1 】

この構成により、光学素子モジュール 1 7 1 から生成する光を診断対象物に照射し、発生する熱を振動子モジュール 1 2 0 で検知してイメージング化する光超音波イメージングが可能となる。

【 0 1 0 2 】

従来は、光超音波イメージングのためには光学素子を備える発光デバイスと音響素子を備える音響デバイスを別々に容易する必要があった。本技術によれば上記のように超音波振動子 1 3 0 と光学素子 1 7 2 をひとつのアレイとして構成することが可能であり、単一の超音波プローブによって光超音波イメージングを実現することが可能となる。

10

【 0 1 0 3 】

図 2 2 は、アレイ振動子 1 7 0 の製造方法を示す模式図である。同図に示すように、振動子モジュール 1 2 0 と光学素子モジュール 1 7 1 は共にピックアンドプレイス法によって基板 1 2 2 に実装することが可能である。両モジュールを基板 1 2 2 に実装後、アレイ振動子 1 2 1 と同様に充填材 1 2 7、上部電極層 1 2 4、音響整合層 1 2 5 及び音響レンズ 1 2 6 を形成し、図 2 0 に示すアレイ振動子 1 7 0 を製造することが可能である。

【 0 1 0 4 】

なお、アレイ振動子 1 7 0 は、振動子モジュール 1 2 0 に代えて、上述した MEMS モジュール 1 6 1 を備えるものとすることも可能である。また、アレイ振動子 1 7 0 は、振動子モジュール 1 2 0、MEMS モジュール 1 6 1 及び光学素子モジュール 1 7 1 の 3 種のモジュールをひとつのアレイとして構成することも可能である。

20

【 0 1 0 5 】

アレイ振動子 1 6 0 及びアレイ振動子 1 7 0 の他にも、ピックアンドプレイス法によって実装可能なあらゆる素子を振動子モジュール 1 2 0 と共に実装し、振動子モジュール 1 2 0 と共にアレイ化させることができる。

【 0 1 0 6 】

なお、本技術は以下のような構成もとることができる。

【 0 1 0 7 】

(1)

アレイを構成する超音波振動子と、
上記超音波振動子のそれぞれに接合された、インピーダンス整合回路を形成する半導体チップと
を具備する超音波アレイ振動子。

30

【 0 1 0 8 】

(2)

上記 (1) に記載の超音波アレイ振動子であって、
上記インピーダンス整合回路は、アンプと T R (transmit receive) スイッチを含む
超音波アレイ振動子。

【 0 1 0 9 】

(3)

上記 (1) に記載の超音波アレイ振動子であって、
上記半導体チップは、上記アンプが設けられた第 1 の半導体チップと、上記 T R スイッチが設けられた第 2 の半導体チップとを含む
超音波アレイ振動子。

40

【 0 1 1 0 】

(4)

上記 (1) から (3) のうちいずれか一つに記載の超音波アレイ振動子であって、
上記半導体チップは、S O I (Silicon on Insulator) チップである
超音波アレイ振動子。

50

【 0 1 1 1 】

(5)

上記 (1) から (4) のうちいずれか一つに記載の超音波アレイ振動子であって、
 上記超音波振動子は、第 1 の周波数を振動の中心周波数とする第 1 の超音波振動子と、
 上記第 1 の周波数とは異なる第 2 の周波数を振動の中心周波数とする第 2 の超音波振動子
 とを含む

超音波アレイ振動子。

【 0 1 1 2 】

(6)

上記 (1) から (5) のうちいずれか一つに記載の超音波アレイ振動子であって、
 上記超音波振動子と共にアレイを構成する M E M S (Micro Electro Mechanical Syste
 ms)

10

をさらに具備する超音波アレイ振動子。

【 0 1 1 3 】

(7)

上記 (1) から (6) のうちいずれか一つに記載の超音波アレイ振動子であって、
 上記超音波振動子と共にアレイを構成する光学素子

をさらに具備する超音波アレイ振動子。

【 0 1 1 4 】

(8)

インピーダンス整合回路を形成する半導体チップが接合された超音波振動子を、ピック
 アンドプレイス法によって実装する

20

超音波アレイ振動子の製造方法。

【 0 1 1 5 】

(9)

上記 (8) に記載の超音波アレイ振動子の製造方法であって、
 上記超音波振動子は、第 1 の周波数を振動の中心周波数とする第 1 の超音波振動子と、
 上記第 1 の周波数とは異なる第 2 の周波数を振動の中心周波数とする第 2 の超音波振動子
 とを含む

超音波アレイ振動子の製造方法。

30

【 0 1 1 6 】

(1 0)

上記 (8) 又は (9) に記載の超音波アレイ振動子の製造方法であって、
 ピックアンドプレイス法によって、上記超音波振動子と共に M E M S を実装する
 超音波アレイ振動子の製造方法。

【 0 1 1 7 】

(1 1)

上記 (8) から (1 0) のいずれか一つに記載の超音波アレイ振動子の製造方法であっ
 て、

ピックアンドプレイス法によって、上記超音波振動子と共に光学素子を実装する
 超音波アレイ振動子の製造方法。

40

【 0 1 1 8 】

(1 2)

アレイを構成する超音波振動子と、上記超音波振動子のそれぞれに接合された、インピ
 ーダンス整合回路を形成する半導体チップとを具備する超音波アレイ振動子
 を具備する超音波プローブ。

【 0 1 1 9 】

(1 3)

アレイを構成する超音波振動子と、上記超音波振動子のそれぞれに接合された、インピ
 ーダンス整合回路を形成する半導体チップとを有する超音波アレイ振動子を備える超音波

50

プローブと、

上記超音波プローブが接続され、上記超音波アレイ振動子に駆動信号を供給し、上記超音波アレイ振動子から出力される検知信号に基づいて超音波画像を生成する本体とを具備する超音波診断装置。

【符号の説明】

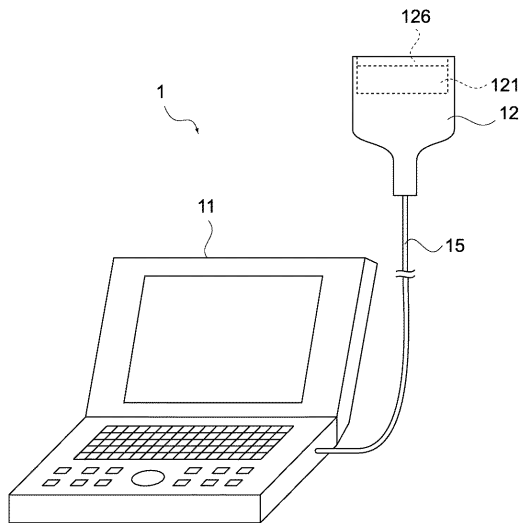
【0120】

- 1 超音波診断装置
- 11 本体
- 12 超音波プローブ
- 120 振動子モジュール
- 121 アレイ振動子
- 122 基板
- 123 振動子層
- 124 上部電極層
- 125 音響整合層
- 126 音響レンズ
- 127 充填材
- 130 超音波振動子
- 131 圧電体層
- 132 下部電極層
- 133 バックینگ層
- 160 アレイ振動子
- 161 MEMSモジュール
- 170 アレイ振動子
- 171 光学素子モジュール

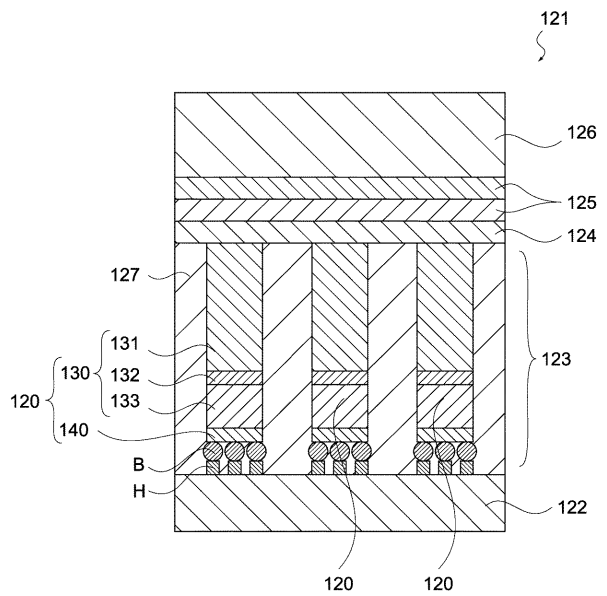
10

20

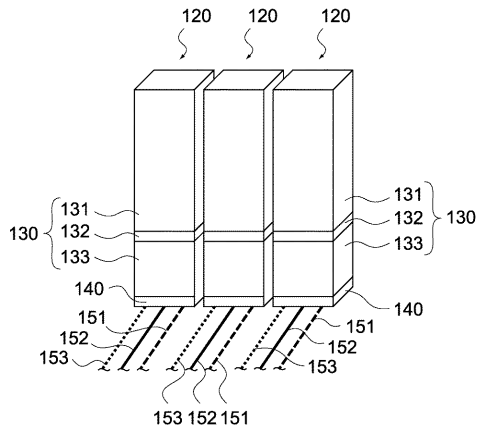
【図1】



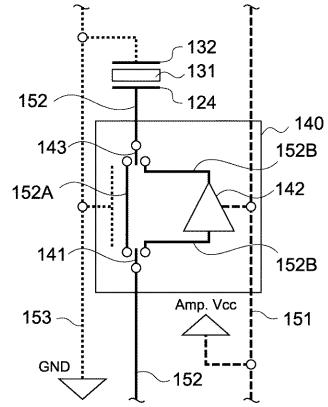
【図2】



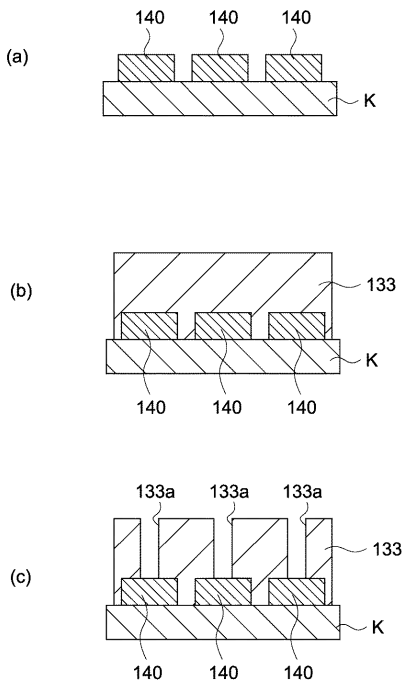
【 図 3 】



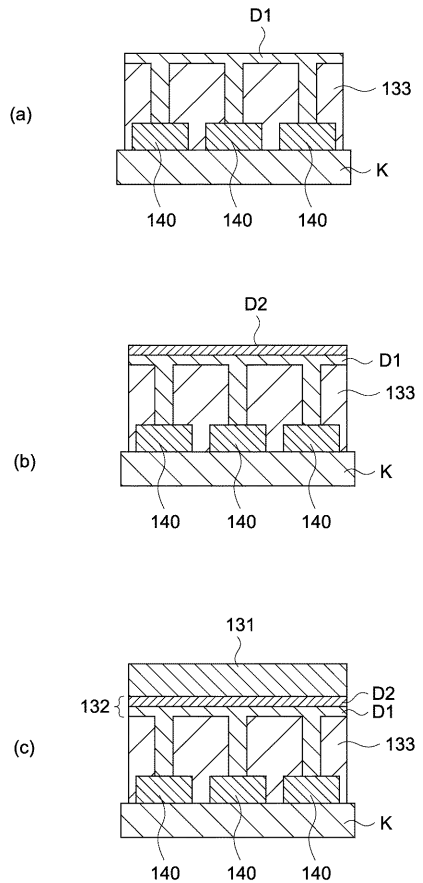
【 図 4 】



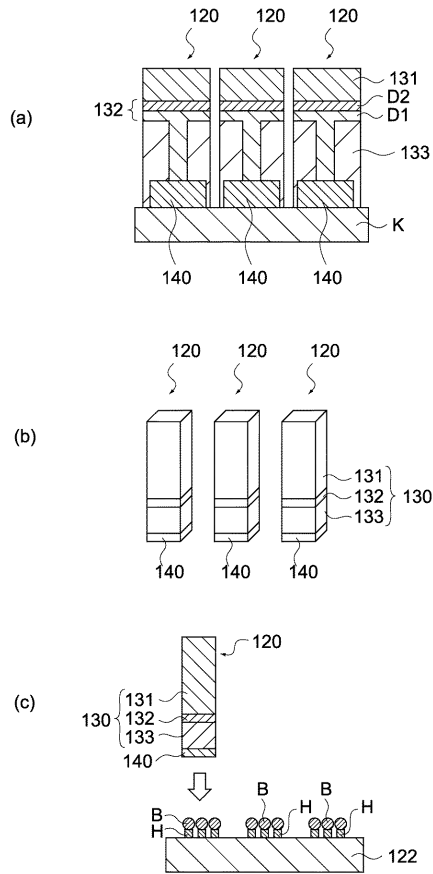
【 図 5 】



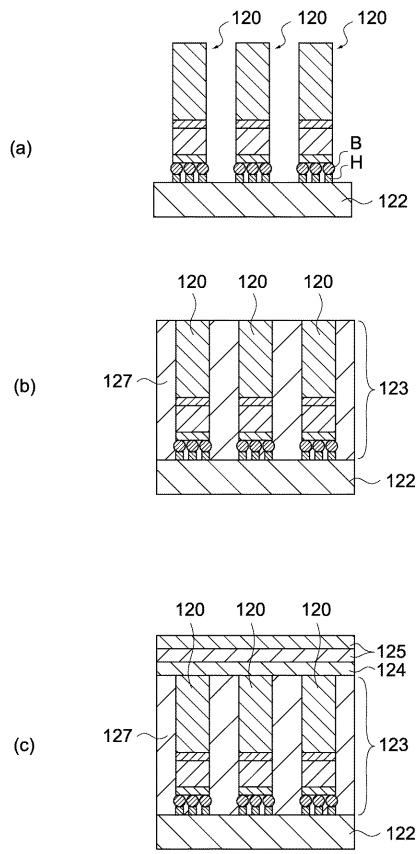
【 図 6 】



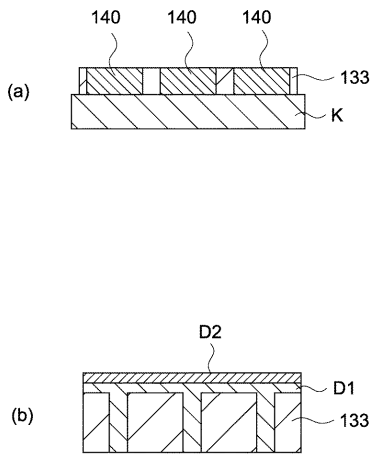
【 図 7 】



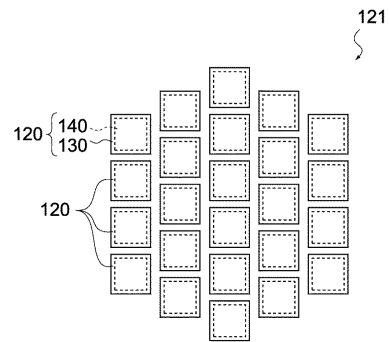
【 図 8 】



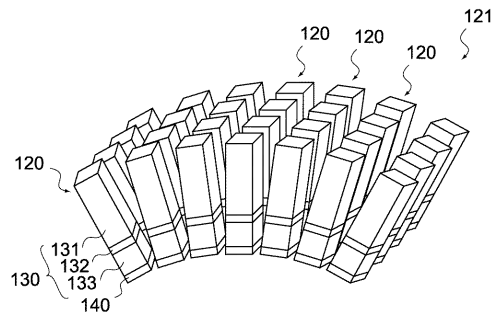
【 図 9 】



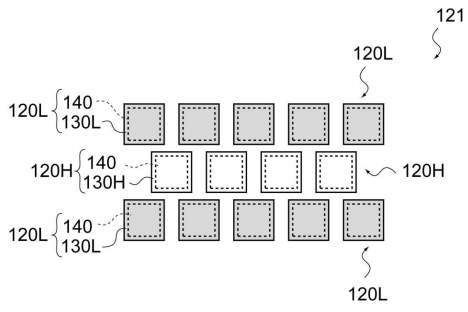
【 図 10 】



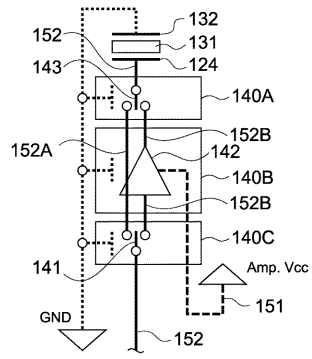
【 図 11 】



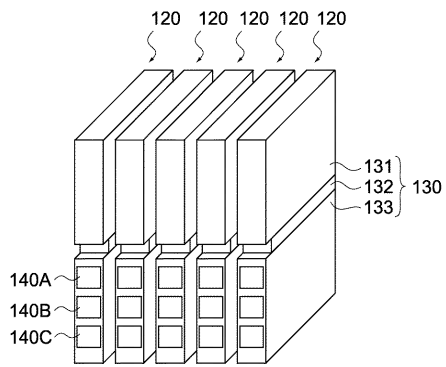
【図 1 2】



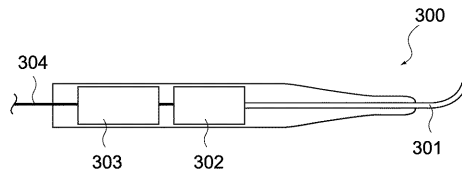
【図 1 4】



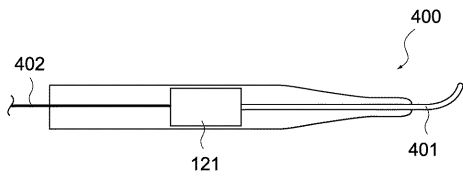
【図 1 3】



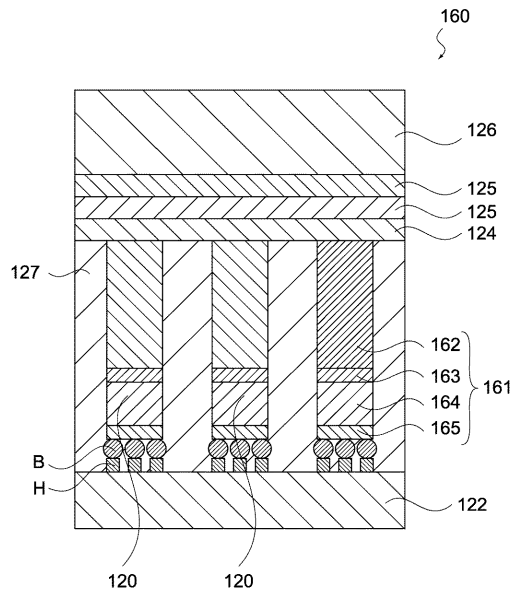
【図 1 5】



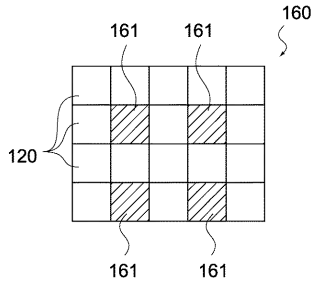
【図 1 6】



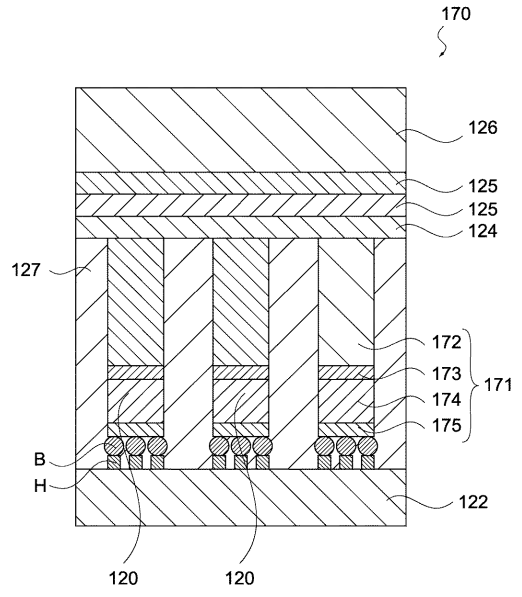
【図 1 7】



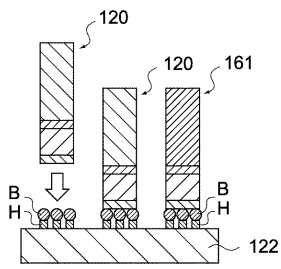
【 図 1 8 】



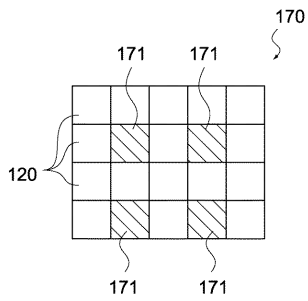
【 図 2 0 】



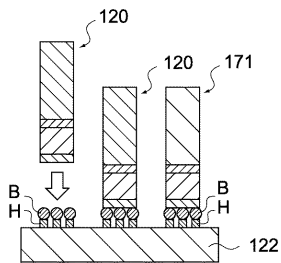
【 図 1 9 】



【 図 2 1 】



【 図 2 2 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2016/002905
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/10(2006.01)i, H04R17/00(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/00-8/15, H04R17/00 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2016 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2016 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2016 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 6-335091 A (Hewlett-Packard Co.), 02 December 1994 (02.12.1994), paragraphs [0015] to [0047]; fig. 1 to 5 & US 5329498 A column 3, line 65 to column 9, line 44; fig. 1 to 5	1-13
A	JP 2006-166985 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 29 June 2006 (29.06.2006), paragraphs [0025] to [0040]; fig. 3 to 4 & US 2006/0184035 A1 paragraphs [0049] to [0080]; fig. 3 to 4	1-4,12-13
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 04 August 2016 (04.08.16)		Date of mailing of the international search report 16 August 2016 (16.08.16)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/002905

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2003-339700 A (Toshiba Medical Systems Engineering Co., Ltd.), 02 December 2003 (02.12.2003), paragraphs [0014] to [0044]; fig. 2 (Family: none)	5
A	JP 2005-87577 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 07 April 2005 (07.04.2005), paragraphs [0012] to [0034]; fig. 4 to 5 (Family: none)	8-11

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2016/002905	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/10(2006.01)i, H04R17/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00-8/15, H04R17/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2016年 日本国実用新案登録公報 1996-2016年 日本国登録実用新案公報 1994-2016年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 6-335091 A (ヒューレット・パッカー・カンパニー) 1994.12.02, [0015]-[0047], 図 1-5 & US 5329498 A, 第 3 欄第 65 行-第 9 欄第 44 行, 図 1-5	1-13	
A	JP 2006-166985 A (富士写真フイルム株式会社) 2006.06.29, [0025]-[0040], 図 3-4 & US 2006/0184035 A1, [0049]-[0080], 図 3-4	1-4, 12-13	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の 1 以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 04.08.2016		国際調査報告の発送日 16.08.2016	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号 100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目 4 番 3 号		特許庁審査官 (権限のある職員) 門田 宏	2U 6004
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 0 2 9 0 5

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2003-339700 A (東芝医用システムエンジニアリング株式会社) 2003.12.02, [0014]-[0044], 図2 (ファミリーなし)	5
A	JP 2005-87577 A (富士写真フイルム株式会社) 2005.04.07, [0012]-[0034], 図4-5 (ファミリーなし)	8-11

フロントページの続き

(51)Int.Cl.	F I		テーマコード(参考)
H 0 1 L 41/311 (2013.01)	H 0 1 L	41/311	
H 0 1 L 41/113 (2006.01)	H 0 1 L	41/113	

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,ST,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,KM,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IR,IS,JP,KE,KG,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SA,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US

(74)代理人 100176131
弁理士 金山 慎太郎

(74)代理人 100197398
弁理士 千葉 絢子

(74)代理人 100197619
弁理士 白鹿 智久

(72)発明者 森本 類
東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニー株式会社内

F ターム(参考) 4C601 DE16 EE01 EE03 EE13 EE14 FE04 GB06 GB18 GB21 GB41
5D019 AA23 AA26 BB17 FF04 HH01

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波阵列换能器，超声波阵列换能器的制造方法，超声波探头和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JPWO2017042997A1	公开(公告)日	2018-06-28
申请号	JP2017538845	申请日	2016-06-16
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	森本類		
发明人	森本 類		
IPC分类号	H04R3/00 A61B8/14 H04R17/00 H04R31/00 H01L41/09 H01L41/311 H01L41/113		
CPC分类号	A61B8/4455 A61B8/10 A61B8/4281 A61B8/4483 B06B1/0207 B06B1/0215 B06B1/0269 B06B1/0622 B06B1/0625 B06B2201/20 H04R17/00		
FI分类号	H04R3/00.330 A61B8/14 H04R17/00.332.B H04R31/00.330 H01L41/09 H01L41/311 H01L41/113		
F-TERM分类号	4C601/DE16 4C601/EE01 4C601/EE03 4C601/EE13 4C601/EE14 4C601/FE04 4C601/GB06 4C601/GB18 4C601/GB21 4C601/GB41 5D019/AA23 5D019/AA26 5D019/BB17 5D019/FF04 5D019/HH01		
代理人(译)	大森纯一 高桥充 中村彻平 关根 正好 綾子金子 金山晋太郎		
优先权	2015175699 2015-09-07 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

[目的]提供一种超声波阵列振荡器，具有高阻抗匹配效果和优异的生产率的超声波阵列振荡器，超声波探头和超声波诊断装置的制造方法。[解决方案]根据本技术的超声阵列振荡器包括超声波振荡器（130）和半导体芯片（140）。超声波振荡器（130）形成阵列。半导体芯片（140）接合到相应的超声波振荡器（130）以形成阻抗匹配电路。

