

(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2009-55474

(P2009-55474A)

(43) 公開日 平成21年3月12日(2009.3.12)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
H04R 19/00 (2006.01)	H04R 19/00 330	2G047
G01N 29/06 (2006.01)	G01N 29/20 501	4C601
G01N 29/24 (2006.01)	G01N 29/24 501	5D019
A61B 8/12 (2006.01)	A61B 8/12	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2007-221689 (P2007-221689)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成19年8月28日 (2007. 8. 28)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	神谷 宜孝
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス株式会社内
		(72) 発明者	若林 勝裕
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	安達 日出夫
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

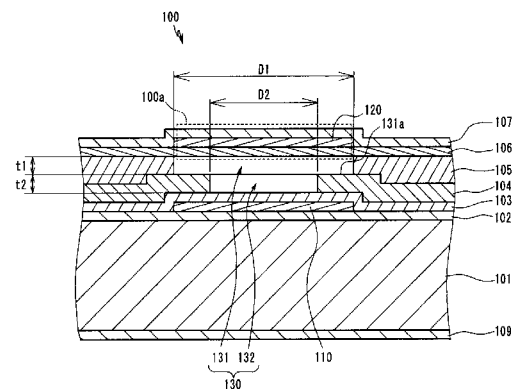
(54) 【発明の名称】 超音波トランスデューサ、超音波診断装置及び超音波顕微鏡

(57) 【要約】

【課題】小型であり、かつ超音波の送信強度及び受信感度を低下させずに広帯域の周波数で超音波を送受信することが可能な静電容量型の超音波トランスデューサ、超音波診断装置及び超音波顕微鏡を提供する。

【解決手段】第1の電極と、該第1の電極上に空洞の穴部を隔てて配設された振動膜と、該振動膜に支持された第2の電極と、を具備した超音波トランスデューサにおいて、前記穴部を、前記第2の電極側から見た場合に異なる断面積を有する複数の空隙部を前記第1の電極から前記第2の電極へ向かう方向に連設して構成する。

【選択図】図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 の電極と、該第 1 の電極上に空洞の穴部を隔てて配設された振動膜と、該振動膜に支持された第 2 の電極と、を具備した超音波トランスデューサであって、

前記穴部は、前記第 2 の電極側から見た場合に異なる断面積を有する複数の空隙部が、前記第 1 の電極から前記第 2 の電極へ向かう方向に連設されて構成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】

前記穴部は、前記第 1 の電極から前記第 2 の電極へ向かうほど大きい断面積を有する複数の前記空隙部が積層されて構成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。

10

【請求項 3】

前記穴部は、前記振動膜に接して形成された第 1 の空隙部と、該第 1 の空隙部の底面に開口して形成され、前記第 1 の空隙部よりも小さい断面積を有する第 2 の空隙部とにより構成され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】

前記穴部は、前記振動膜に接して形成された第 1 の空隙部と、該第 1 の空隙部の底面に開口して形成され、前記第 1 の空隙部よりも小さい断面積を有する複数の第 2 の空隙部とにより構成され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 5】

20

前記穴部は、複数の前記空隙部が連設されることにより、前記第 1 の電極から前記第 2 の電極の方向に拡開するテーパー状の側面部を具備して構成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 6】

前記穴部は、前記振動膜の前記第 1 の電極に対向する面上に凸設された環状の凸状部に囲まれた空間である第 1 の空隙部と、該第 1 の空隙部よりも大きい断面積を有して前記第 1 の空隙部の前記第 1 の電極側に配設された第 2 の空隙部とからな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 7】

送信及び受信の少なくとも一方を行う超音波の周波数に応じて、前記第 1 の電極と前記第 2 の電極との間に印加する直流バイアス電圧値を変化させる駆動部を有することを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の超音波トランスデューサ。

30

【請求項 8】

請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の超音波トランスデューサを具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の超音波トランスデューサを具備することを特徴とする超音波顕微鏡。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

40

【0001】

本発明は、第 1 の電極と、該第 1 の電極上に空隙部を介して配設された振動膜と、該振動膜に支持された第 2 の電極とを具備した静電容量型の超音波トランスデューサ、超音波診断装置及び超音波顕微鏡に関する。

【背景技術】**【0002】**

被検体に超音波を照射し、そのエコー信号から被検体の状態を診断する超音波診断法が普及している。この超音波診断法に用いられる超音波診断装置の 1 つに医療分野で用いられる超音波内視鏡がある。

【0003】

50

超音波診断装置は、医療分野に限らず工業分野においても、被検体（試料）に生じた傷、割れ、空洞等の欠陥の存在の有無を診断するために使用されており、これらは非破壊検査装置や非破壊探傷装置として知られている。

【 0 0 0 4 】

また、超音波を被検体（試料）に照射して被検体の音響的特性を評価することにより、被検体の弾性的性質を定量化したり、薄膜の構造を評価する、いわゆる $V(z)$ 曲線による解析法が知られている。このような $V(z)$ 曲線から被検体の性質を解析する装置として超音波顕微鏡が知られている。

【 0 0 0 5 】

これらの超音波診断装置や超音波顕微鏡には、電気信号を超音波に変換して送信し、また超音波を受信して電気信号に変換するための超音波トランスデューサが配設されている。

10

【 0 0 0 6 】

従来、超音波トランスデューサとして、セラミック圧電材 P Z T（ジルコン酸チタン酸鉛）等の圧電素子が主に使用されてきたものであるが、近年、特表 2 0 0 5 - 5 1 0 2 6 4 号公報に開示されているようなマイクロマシニング技術を用いて製造される静電容量型超音波トランスデューサ（Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer；以下、c - M U T と称する）が注目を集めている。

【 0 0 0 7 】

c - M U T は、空隙部を挟んで対向する一対の平板状の電極（平行平板電極）と、該電極の一方の電極を支持するメンブレン（膜）とを具備して構成されるセルを有し、メンブレンの振動により超音波の送受信を行うものである。

20

【 0 0 0 8 】

このような c - M U T において、送受信可能な超音波の周波数の帯域を拡げるために、メンブレンの直径や厚みを異ならせた複数の異なる特性を有するセルを配設する技術が、米国特許 5 , 8 7 0 , 3 5 1 号公報に開示されている。

【特許文献 1】特表 2 0 0 5 - 5 1 0 2 6 4 号公報

【特許文献 2】米国特許 5 , 8 7 0 , 3 5 1 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

30

【 0 0 0 9 】

米国特許 5 , 8 7 0 , 3 5 1 号公報に開示されているように、異なる周波数帯域に特性を合わせた複数種類のセルを具備することで、送受信する超音波の周波数を広帯域化した c - M U T の場合、ある特定の周波数に着目した場合には、その特定の周波数に対応したセルの数が減少してしまうため、各周波数ごとにおける c - M U T の超音波の送信強度及び受信感度は低下してしまうという問題がある。

【 0 0 1 0 】

この問題に対し、各周波数に対応する特性のセルの個数を増やすことで、超音波の送信強度及び受信感度を低下させずに広帯域の周波数で超音波の送受信を可能とした c - M U T を実現することは可能であるが、この場合には、c - M U T が大型化してしまうという問題がある。

40

【 0 0 1 1 】

本発明は、上記問題点に鑑みてなされたものであり、小型であり、かつ超音波の送信強度及び受信感度を低下させずに広帯域の周波数で超音波を送受信することが可能な静電容量型の超音波トランスデューサ、超音波診断装置及び超音波顕微鏡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】

【 0 0 1 2 】

本発明に係る超音波トランスデューサは、第 1 の電極と、該第 1 の電極上に空洞の穴部を隔てて配設された振動膜と、該振動膜に支持された第 2 の電極と、を具備した超音波ト

50

ランスデューサであって、前記穴部は、前記第２の電極側から見た場合に異なる断面積を有する複数の空隙部が、前記第１の電極から前記第２の電極へ向かう方向に連設されて構成されることを特徴とする。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１３】

（第１の実施形態）

以下、本発明の第１の実施形態を図面１から図１２を参照して説明する。なお、以下の説明に用いた各図においては、各部材を図面上で認識可能な程度の大きさとするため、各部材毎に縮尺を異ならせてある。図１は超音波内視鏡の概略構成を示す説明図である。図２は超音波内視鏡の先端部分の構成を示す斜視図である。図３は振動子アレイの斜視図である。

10

【００１４】

本実施形態では、超音波診断装置としての超音波内視鏡に本発明を適用した例を説明する。図１に示すように本実施形態の超音波内視鏡１は、体腔内に導入される細長の挿入部２と、この挿入部２の基端に位置する操作部３と、この操作部３の側部から延出するユニバーサルコード４とで主に構成されている。

【００１５】

前記ユニバーサルコード４の基端部には図示しない光源装置に接続される内視鏡コネクタ４ａが設けられている。この内視鏡コネクタ４ａからは図示しないカメラコントロールユニットに電気コネクタ５ａを介して着脱自在に接続される電気ケーブル５及び図示しない超音波観測装置に超音波コネクタ６ａを介して着脱自在に接続される超音波ケーブル６が延出されている。

20

【００１６】

前記挿入部２は、先端側から順に硬質な樹脂部材で形成した先端硬性部２０、この先端硬性部２０の後端に位置する湾曲自在な湾曲部８、この湾曲部８の後端に位置して前記操作部３の先端部に至る細径かつ長尺で可撓性を有する可撓管部９を連設して構成されている。また、前記先端硬性部２０の先端側には詳しくは後述する超音波を送受するための超音波送受部３０が設けられている。

【００１７】

前記操作部３には前記湾曲部８を所望の方向に湾曲制御するアングルノブ１１、送気及び送水操作を行うための送気・送水ボタン１２、吸引操作を行うための吸引ボタン１３、体腔内に導入する処置具の入り口となる処置具挿入口１４等が設けられている。

30

【００１８】

図２に示すように、先端硬性部２０には、観察部位に照明光を照射する照明光学部を構成する照明レンズ（図示せず）、観察部位の光学像を捉える観察光学部を構成する対物レンズ２１、切除した部位を吸引したり処置具が突出したりする開口である吸引兼鉗子口２２及び送気及び送水を行うための送気送水口（図示せず）が設けられている。

【００１９】

先端硬性部２０の先端に設けられた超音波送受部３０は、図３に示すように、振動子アレイ３１と駆動部である駆動回路３４とＦＰＣ３５とを具備して構成されている。ＦＰＣ３５は、可撓性を有し両面に実装面が形成された配線基板（フレキシブル配線基板）であり、超音波送受部３０においては、該ＦＰＣ３５は先端硬性部２０の挿入軸と略平行な軸を中心軸として略円筒状に巻回されて配設されている。

40

【００２０】

円筒状のＦＰＣ３５の外周面上には、超音波振動子アレイである振動子アレイ３１が設けられている。振動子アレイ３１は、ＦＰＣ３５の外周面上に周方向に配列された複数の振動子ユニット３２を具備して構成されている。振動子ユニット３２は、ＦＰＣ３５の外周面の法線方向から見て略長形状を有し、円筒状のＦＰＣ３５の外周面上において、短手方向を周方向として等間隔に配列されている。振動子アレイ３１は、例えば数十から数百個の振動子ユニット３２により構成されており、本実施形態の振動子アレイ３１は、１

50

28個の振動子ユニット32を具備している。そして、各振動子ユニット32は、16個の振動子エレメント33を具備している。

【0021】

詳しくは後述するが、本実施形態の振動子ユニット32は、低抵抗のシリコン半導体からなるシリコン基板上にマイクロマシニング技術により形成された静電容量型の超音波トランスデューサであり、いわゆるMEMS (Micro Electro Mechanical Systems) の技術範囲に属するものである。このようなマイクロマシニング技術により形成された静電容量型の超音波トランスデューサは、一般にc - M U T (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer) と称される。

【0022】

本実施形態の振動子アレイ31においては、一つの振動子ユニット32内に複数配設された振動子エレメント33が、超音波を送受信するための最小の駆動単位を構成している。振動子エレメント33は、それぞれF P C 35の実装面の法線方向、すなわち円筒状であるF P C 35の径方向外向きに超音波を送信する。

【0023】

一方、円筒状のF P C 35の内周面上、すなわち振動子アレイ31が実装された実装面とは反対側の実装面上には、複数の駆動回路34が実装されている。駆動回路34は、振動子エレメント33を駆動するためのパルサーや選択回路等の電気回路を有し、個々の振動子エレメント33と電氣的に接続されている。

【0024】

また、駆動回路34は、円筒状のF P C 35の外周面上に形成された、複数の信号電極36及び接地電極37に電氣的に接続されている。信号電極36及び接地電極37は、超音波ケーブル6内を挿通されて一端が超音波コネクタ6aに電氣的に接続された、同軸ケーブルの他端が電氣的に接続される。よって、駆動回路34は、超音波観測装置に電氣的に接続されるのである。

【0025】

上述の構成を有する超音波送受部30は、円筒形状のF P C 35の外周面上に配設された2次元の振動子アレイ31によって、超音波を先端硬性部20の挿入軸と略直交する平面上を基本として放射状に送受信する、セクタ走査が可能な電子式ラジアル走査を行えるものである。

【0026】

次に本実施形態の静電容量型の超音波トランスデューサである振動子セル100の詳細な構成を、図4から図6を参照して以下に説明する。図4は、振動子ユニット32を、超音波の送受信側から見た上面図である。すなわち図4において、紙面に直交しかつ紙面から離れる方向へ超音波が送信される。図5は、図4のV-V断面図である。図6は、第2の空隙部をキャビティとした場合の振動子セルの断面図である。

【0027】

図4に示すように、本実施形態の振動子ユニット32は、複数の振動子セル100が行列状に配列されて構成されている。単一の振動子ユニット32内の全ての振動子セル100は、全て並列に電氣的に接続されており、超音波観測装置からの駆動信号が信号電極パッド38を介して入力されることにより、同時に同位相の超音波を送信する。

【0028】

図5に示すように、本実施形態の振動子セル100は、低抵抗のシリコン半導体からなるシリコン基板101上に半導体プロセス等を用いたマイクロマシニング技術により形成された積層構造を有する静電容量型の超音波トランスデューサである。

【0029】

なお、以下の積層構造の説明において、各層の上下関係については、シリコン基板101の表面から法線方向に遠ざかる方向を上方向とする。例えば、図5の断面図において、上部電極120は下部電極110の上方に配設されている、と称するものとする。また、各層の厚さとは、シリコン基板101表面の法線方向の各層の寸法を指す。また、以下の

10

20

30

40

50

説明においては、便宜的に、シリコン基板 101 の表面のうち、振動子セル 100 が形成される面をセル形成面、振動子セル 100 が形成される面とは反対側の面を裏面と称する。

【0030】

シリコン基板 101 は、導電性を有する低抵抗シリコンからなり、両表面にはそれぞれ電気絶縁性を有するシリコン酸化膜である第 1 絶縁膜 102 及び裏面絶縁膜 109 が形成されている。第 1 絶縁膜 102 及び裏面絶縁膜 109 は、シリコン基板 101 を熱酸化することにより形成される高温酸化膜である。なお、第 1 絶縁膜 102 及び裏面絶縁膜 109 はシリコン窒化膜であってもよい。

【0031】

振動子セル 100 は、略円柱状の空洞の穴部であるキャビティ 130 を介して対向する一对の平行平板電極である、下部電極 110 (第 1 の電極) 及び上部電極 120 (第 2 の電極) を有して構成される。そして、該振動子セル 100 を具備して構成される振動子ユニット 32 は、振動子セル 100 の上部電極 120 を含む弾性を有する膜状の構造体であるメンブレン 100a (振動膜) の振動により、超音波を送受信するものである。

【0032】

第 1 絶縁膜 102 上には、上方から見て略円形状に、導電層である下部電極 110 が形成されている。下部電極 110 は、Mo (モリブデン) をスパッタリングにより成膜しパターニングすることで形成される。

【0033】

積層構造の下層部であり、かつシリコン酸化膜上に形成される下部電極 110 を構成する材料は、Mo 以外に、例えば W (タングステン)、Ti (チタン)、Ta (タンタル) 等の高融点金属やその合金であることが望ましいが、その後の製造工程で高温の熱処理を避けることができるのであれば、材料はこれに限定されるものではなく、Al (アルミニウム)、Cu (銅) 等であってもよい。また、下部電極 110 は 2 種以上の導電性材料を積層した多層構造を有するものであってもよい。

【0034】

なお、図示しないが、同一の振動子ユニット 32 内の全ての下部電極 110 は、ウェハ貫通電極を介して、シリコン基板 101 の裏面に形成された信号電極パッドに電氣的に接続されている。

【0035】

上記下部電極 110 上には、該下部電極 110 に所定の距離だけ離間して略平行に対向する上部電極 120 が形成されている。上部電極 120 は、上方から見て略円形状にパターニングされた導電層であり、上方から見て下部電極 110 と略同心上に設けられている。本実施形態では、上部電極 120 は、Al をスパッタリングにより成膜しパターニングすることで形成される。

【0036】

上部電極 120 を構成する材料は、Al 以外に、例えば Cu、W、Ti、Ta 等の導電性を有するものであればよい。また、上部電極 120 は 2 種以上の導電性材料を積層した多層構造を有するものであってもよい。

【0037】

なお、図示しないが、同一の振動子ユニット 32 内の全ての上部電極 120 は、導電性のシリコン基板 101 を介して、シリコン基板 101 の裏面に形成された接地電極パッドに電氣的に接続されている。

【0038】

上記一对の平行平板電極である下部電極 110 及び上部電極 120 の間には、電気絶縁性を有する第 2 絶縁膜 103、第 3 絶縁膜 104、第 4 絶縁膜 105 及び第 5 絶縁膜 106 が形成されている。

【0039】

この第 2 絶縁膜 103、第 3 絶縁膜 104、第 4 絶縁膜 105 及び第 5 絶縁膜 106 は

10

20

30

40

50

、本実施形態においてはシリコン窒化膜であり、プラズマCVD法等により成膜される。なお、これらの絶縁膜は、シリコン酸化膜、窒化ハフニウム(HfN)、ハフニウム酸窒化物(HfON)等他の材料及び他のプロセスにより形成された絶縁膜であってもよい。

【0040】

ここで、詳しくは後述するが、第3絶縁膜104及び第4絶縁膜105の下部電極110及び上部電極120により挟持された領域には、第3絶縁膜104及び第4絶縁膜105を厚さ方向に貫通する大気圧、加圧又は減圧状態の密閉された空隙層であるキャビティ130が形成されている。ここで、減圧状態とは、大気圧よりも圧力が低い状態を指し、いわゆる真空状態も含むものである。キャビティ130は、略円柱形状を有し、上方から見て下部電極110と略同心上に設けられている。

10

【0041】

すなわち、空隙部であるキャビティ130を介して互いに対向する下部電極110及び上部電極120は、下部電極110上に形成された第2絶縁膜103と、上部電極120の下層側に形成された第5絶縁膜106とによって電氣的に絶縁される。また、言い換えれば、下部電極110にキャビティ130を介して対向する上部電極120は、第5絶縁膜106により支持されている。

【0042】

また、上部電極120上には、振動子ユニット32の上面部全体を被覆するように、耐水性、耐薬品性等を有し、生体適合性及び電気絶縁性に優れたパラキシリレン系樹脂等からなる保護膜107が形成されている。

20

【0043】

ここで、上述した構成を有する振動子セル100においては、第5絶縁膜106、上部電極120及び保護膜107のうちの、キャビティ130上の領域に当たる部位が振動膜であるメンブレン100aを構成するのであり、またキャビティ130は、メンブレン100aが振動するための空隙層を構成している。

【0044】

上述した振動子セル100を複数具備して構成される振動子ユニット32は、例えば半田接合、異方性導電フィルム接合、超音波接合等の公知の工法によりFPC35上に実装される。これにより、上述した振動子エレメント33の振動子セル100は、信号電極パッド38及び接地電極パッド39を介して、FPC35の反対側に実装された駆動回路34に電氣的に接続される。

30

【0045】

そして、振動子セル100の送信時においては、一对の電極である下部電極110及び上部電極120間に所定の周波数の電圧信号が印加されることにより発生する、両電極間の静電引力の変化によってメンブレン100aが振動し、超音波が送信される。一方、振動子セル100の受信時においては、受信超音波によるメンブレン100aの振動に伴う、下部電極110及び上部電極120間の静電容量の変化から超音波信号を電気信号に変換する。

【0046】

本実施形態の超音波診断装置である超音波内視鏡1は、振動子セル100による超音波の送信時及び受信時において、任意の値のDCバイアス電圧を、振動子セル100の下部電極110及び上部電極120間に印加することが可能な構成を有する。

40

【0047】

次に、本実施形態の振動子セル100のキャビティ130の詳細な構成について以下に説明する。

【0048】

キャビティ130は、本実施形態では、公知の技術である犠牲層エッチングにより形成されるものであり、犠牲層エッチング時に使用されるキャビティ130内と第5絶縁膜106の上層側とを連通するための犠牲層除去孔は、図示しないプラグにより封止されてい

50

る。なお、キャビティ 130 は、以下に説明する形状を有するものであれば、異なる方式、例えば機械的もしくは化学的な微細加工後のウェハ同士を接合する方法で形成されるものであってもよい。

【0049】

本実施形態のキャビティ 130 は、上方、すなわち超音波の送信側から見て、直径 D_1 、深さ t_1 である略円柱形状の穴部である第 1 の空隙部 131 と、該第 1 の空隙部 131 の底面部 131a に、第 1 の空隙部 131 と同心上に形成された直径 D_2 、深さ t_2 である略円柱形状の穴部である第 2 の空隙部 132 とが上下方向に連設されることにより構成されている。ここで、第 1 の空隙部 131 の直径 D_1 は、第 2 の空隙部 132 の直径 D_2 よりも大きく、すなわち、キャビティ 130 は、下方に向かうにつれて開口径が階段状に小さくなる、いわゆる段付きの円柱形状の空隙部である。

10

【0050】

なお、上記形状を有するキャビティ 130 の形成方法については、半導体プロセスにより行われる周知のものであるため、その説明は省略して以下に簡単に説明するものとする。本実施形態では、まず、第 2 絶縁膜 103 上に、厚さ t_2 で第 3 絶縁膜 104 を形成し、フォトリソグラフィによるパターンングにより、該第 3 絶縁膜 104 の下部電極 110 上となる領域に、該第 3 絶縁膜 104 を貫通する直径 D_2 の貫通孔を形成する。

【0051】

そして、第 3 絶縁膜 104 上に、厚さ t_1 で第 4 絶縁膜 105 を形成し、フォトリソグラフィによるパターンングにより、該第 4 絶縁膜 105 の下部電極 110 上となる領域に、該第 4 絶縁膜 105 を貫通する直径 D_1 の貫通孔を形成する。以上により直径 D_1 及び直径 D_2 の 2 つの開口径を有する段付きの穴部が、第 4 絶縁膜 105 及び第 3 絶縁膜 104 の下部電極 110 上となる領域において形成される。

20

【0052】

次に、上記段付きの穴部を埋めるように PSG (リンガラス) からなる犠牲層を形成し、第 4 絶縁膜 105 及び該犠牲層の上面を平面状とする。そして、第 4 絶縁膜 105 及び犠牲層の上面に、第 5 絶縁膜 106 及び上部電極 120 を形成した後に、犠牲層除去孔を介して犠牲層をエッチングにより除去することにより、上記段付きの穴部がキャビティ 130 となるのである。

【0053】

なお、本実施形態では、直径 D_1 及び直径 D_2 の 2 つの円柱形状部を有する段付きの穴部を形成するために、厚さ t_2 の第 3 絶縁膜 104 及び厚さ t_1 の第 4 絶縁膜にそれぞれ直径 D_1 及び直径 D_2 の貫通孔を形成しているが、エッチングの深さを制御することにより、厚さ $t_1 + t_2$ の単一の絶縁膜に直径 D_1 及び直径 D_2 の 2 つの円柱形状部を有する段付きの穴部を形成する方法も使用可能であることは言うまでもない。

30

【0054】

ここで、詳しくは後述するが、直径 D_1 及び直径 D_2 の値は、メンブレン 100a 振動の基本周波数が所定の 2 種類の周波数の超音波を送受信するのに適した値となるように設定されている。振動膜であるメンブレン 100a が振動することにより送受信される超音波の周波数は、直径、密度、弾性定数等により決定されるものであるから、上記直径 D_1 及び直径 D_2 の値の算出は公知の技術により可能である。以下、振動子セル 100 が送受信する 2 種類の周波数の超音波を、第 1 の周波数 f_1 の超音波と、該第 1 の周波数よりも高い値の第 2 の周波数 f_2 の超音波とする。

40

【0055】

本実施形態の超音波内視鏡 1 は、振動子セル 100 による超音波の送信時及び受信時において、所定の値の直流電圧である DC バイアス電圧を、振動子セル 100 の下部電極 110 及び上部電極 120 間に印加する。この一对の電極である下部電極 110 及び上部電極 120 間に印加される DC バイアス電圧は、振動子セル 100 が送信する超音波の周波数又は受信する超音波の周波数に応じてその値が変更される。

【0056】

50

本実施形態では、DCバイアス電圧の値は、所定の２種類の電圧値である、第１の電圧値 V_1 及び第２の電圧値 V_2 のいずれかとされる。DCバイアス電圧の第１の電圧値 V_1 の絶対値は、第２の電圧値 V_2 の絶対値よりも低い値を有する。

【００５７】

具体的には、DCバイアス電圧の第１の電圧値 V_1 は、超音波の送受信時に振動するメンブレン１００aのキャビティ１３０側の表面が、キャビティ１３０の第１の空隙部１３１の底面部１３１a上に接触しない条件で設定されている。

【００５８】

一方、DCバイアス電圧の第２の電圧値 V_2 は、超音波の送受信時に振動するメンブレン１００aのキャビティ１３０側の表面が、図６に示すように、キャビティ１３０の第１の空隙部１３１の底面部１３１aの最も直径の小さい部位上に接触したまま離間することのない条件で設定されている。ここで、第１の空隙部１３１の底面部１３１aの最も直径の小さい部位とは、底面部１３１aと第２の空隙部１３２の側面部とが交差する角部１３１bのことを指す。

10

【００５９】

上述した構成を有する、本実施形態の超音波トランスデューサである振動子セル１００は、所定の２種類の周波数の超音波である、第１の周波数 f_1 及び第２の周波数 f_2 の超音波の送信又は受信の少なくとも一方を可能に構成されたものである。この振動子セル１００の動作を以下に説明する。

【００６０】

20

まず、c-MUTと称される静電容量型の超音波トランスデューサである振動子セル１００の基本的な動作を説明する。振動子セル１００による超音波の送信時においては、下部電極１１０及び上部電極１２０間に電圧が印加されることにより下部電極１１０及び上部電極１２０間に静電引力が生じ、メンブレン１００aは下部電極１１０の方向へ引っ張られて弾性変形する。そして、下部電極１１０及び上部電極１２０間の電圧を低下させると、メンブレン１００aは弾性力により下部電極１１０から遠ざかる方向へ復元する。すなわち、下部電極１１０及び上部電極１２０間にパルス状の電圧信号が印加されることによりメンブレン１００aが振動し、超音波がメンブレン１００aの上方向へ送信される。

【００６１】

一方、振動子セル１００による超音波の受信時においては、予め所定の値のDCバイアス電圧を下部電極１１０及び上部電極１２０間に印加しておく。そして、超音波がメンブレン１００aに到達することによるメンブレン１００aの振動を、下部電極１１０及び上部電極１２０間の静電容量の変化に基づいて電気信号に変換することにより、超音波の受信が行われる。

30

【００６２】

次に、本実施形態における振動子セル１００の動作の詳細を説明する。上述したように、本実施形態の超音波内視鏡１は、振動子セル１００による超音波の送信時及び受信時において、所定の値のDCバイアス電圧を、振動子セル１００の下部電極１１０及び上部電極１２０間に印加する。そして、振動子セル１００により第１の周波数 f_1 の超音波の送信又は受信の少なくとも一方を行う場合には、DCバイアス電圧は第１の電圧値 V_1 とされ、振動子セル１００により第２の周波数 f_2 の超音波の送信又は受信の少なくとも一方を行う場合には、DCバイアス電圧は第２の電圧値 V_2 とされる。

40

【００６３】

すなわち、本実施形態において、第１の周波数 f_1 の超音波の送信及び受信の少なくとも一方を行う場合には、メンブレン１００aが振動する領域の直径は D_1 となる。

【００６４】

一方、第２の周波数 f_2 の超音波の送信及び受信の少なくとも一方を行う場合には、下部電極１１０及び上部電極１２０間に第２の電圧値 V_2 のDCバイアス電圧が印加され、図６に示すようにメンブレン１００aは第１の空隙部１３１の底面部１３１a上に常に接触した状態となり、メンブレン１００aが振動する領域の直径は D_2 となる。

50

【 0 0 6 5 】

言い換えれば、本実施形態の振動子セル 1 0 0 は、超音波の送信方向に配列された複数の異なる種類の形状の空隙部（第 1 の空隙部 1 3 1 及び第 2 の空隙部 1 3 2）からなるキャピティ 1 3 0 を具備しており、DC バイアス電圧値の変化に応じて選択される前記複数の空隙部のうちの少なくとも一つの種類の形状の空隙部においてメンブレン 1 0 0 a を振動させる構成を有する。

【 0 0 6 6 】

以下に、本実施形態の超音波トランスデューサである振動子セル 1 0 0 の効果を説明する。

【 0 0 6 7 】

本実施形態の振動子セル 1 0 0 は、超音波の送信及び受信の少なくとも一方を行う場合に、DC バイアス電圧の値を第 1 の電圧値 V_1 又は第 2 の電圧値 V_2 とすることにより、メンブレン 1 0 0 a の振動する領域の直径を D_1 又は D_2 に変化させることが可能である。ここで、直径 D_1 及び D_2 の値は、該値の直径のメンブレン 1 0 0 a が振動した場合に、第 1 の周波数 f_1 の超音波及び第 2 の周波数 f_2 の超音波を送受信するのに適した値とされている。

【 0 0 6 8 】

よって、本実施形態の振動子セル 1 0 0 は、DC バイアス電圧の値が第 1 の電圧値 V_1 である場合には、第 1 の周波数 f_1 の超音波の送受信を行うことが可能であり、DC バイアス電圧の値が第 2 の電圧値 V_2 である場合には、第 2 の周波数 f_2 の超音波の送受信を行うことが可能である。

【 0 0 6 9 】

従来であれば、複数の異なる周波数の超音波の送受信を行うためには、それぞれの周波数に対応してメンブレンの直径等の特性を異ならせた複数種類の振動子セルを設ける必要があった。しかしながら、本実施形態によれば、単一の振動子セル 1 0 0 により複数の異なる周波数の超音波の送受信を行うことが可能である。

【 0 0 7 0 】

このため、本実施形態によれば、より広い帯域の超音波の送信及び受信の少なくとも一方が可能でありながら、複数種類の特性の振動子セルを設ける必要がないため、小型かつ送信強度及び受信感度の高い超音波トランスデューサを提供することが可能となるのである。

【 0 0 7 1 】

また、上述したような振動子セル 1 0 0 を具備して構成される診断装置である超音波内視鏡 1 は、超音波送受部 3 0 の径を大きくすることなく、複数の異なる周波数の超音波について十分な送信強度及び受信感度を有して被検体の診断を行うことが可能となる。

【 0 0 7 2 】

このため本実施形態の超音波内視鏡 1 は、例えば、被検体内について広い範囲の検査を行いたい場合、すなわち超音波送受部 3 0 からより離れた領域からのエコー信号を得たい場合には、より遠くまで到達する低い周波数の超音波を送受信して診断を行い、一方、被検体内についてより高解像度で検査を行いたい場合には、高い分解能を得ることが可能な高い周波数の超音波を送受信するように切替えて診断を行うといった、より柔軟な対応力の高い診断を実現することが可能である。

【 0 0 7 3 】

なお、上述した本実施形態においては、振動子セル 1 0 0 により送受信可能な超音波の周波数である、第 1 の周波数 f_1 と、該第 1 の周波数よりも高い周波数である第 2 の周波数 f_2 との関係を明記していないが、本実施形態の第 1 の変形例として、第 2 の周波数 f_2 の値が、第 1 の周波数 f_1 の値の整数倍に近似するように、直径 D_1 及び D_2 の値を設定した構成を挙げることが可能である。すなわち、該第 1 の変形例において第 2 の周波数 f_2 の超音波は、第 1 の周波数 f_1 の超音波の倍音となる。

【 0 0 7 4 】

そして、振動子セル 100 によって超音波の送信時には第 1 の電圧値 V_1 の DC バイアス電圧を印加した状態において第 1 の周波数 f_1 の超音波が被検体内へ送信され、超音波の受信時には第 2 の電圧値 V_2 の DC バイアス電圧を印加した状態において第 2 の周波数 f_2 の超音波が受信されるように構成する。

【0075】

このような構成を具備する本変形例の超音波診断装置によれば、被検体内に送信する超音波（基本波）の周波数の整数倍の周波数を有する高調波成分を感度良く検出することが可能であり、該高調波成分を映像化することにより、いわゆるハーモニックイメージングを実現できる。

【0076】

また、上述した本実施形態においては、振動子セル 100 のキャビティ 130 を、異なる直径の第 1 の空隙部 131 及び第 2 の空隙部 132 により構成された、1 つの段差を有する段付き穴として説明しているが、本発明はこの形態に限られるものではない。

【0077】

上述した本実施形態のキャビティ 130 の構成を異ならせた、第 2 の変形例を図 7 に示す。図 7 に示すように、本変形例の振動子セル 100 のキャビティ 140 は、メンブレン 100a から遠ざかるほどに径が小さくなる 2 つ以上の段差を有する段付き穴であってもよい。言い換えれば、本変形例のキャビティ 140 は、超音波の送信方向に向かって拡開する段付きの穴部である。

【0078】

より具体的には、キャビティ 140 は、下部電極 110 上に形成され上部電極 120 を含むメンブレン 100a を支持する絶縁膜 108 に形成された穴部である。キャビティ 140 は、上方、すなわち超音波の送信側から見て、直径 D_1 、深さ t_1 の略円形の穴部である第 1 の空隙部 131 と、該第 1 の空隙部 131 の底面部 131a に形成された直径 D_2 、深さ t_2 の略円形の穴部である第 2 の空隙部 132 と、該第 2 の空隙部 132 の底面部 132a に形成された直径 D_3 、深さ t_3 の略円形の穴部である第 3 の空隙部 133 とにより構成されている。

【0079】

ここで、上記第 1 の空隙部 131、第 2 の空隙部 132 及び第 3 の空隙部 133 は、上方から見て略同心上に形成されている。また、第 1 の空隙部 131 の直径 D_1 は、第 2 の空隙部 132 の直径 D_2 よりも大きく、第 2 の空隙部 132 の直径 D_2 は、第 3 の空隙部 133 の直径 D_3 よりも大きい。すなわち、キャビティ 140 は、下方に向かうにつれて開口径が階段状に小さくなる、いわゆる段付き穴形状の空隙部である。また、上記第 3 の空隙部 133 の直径 D_3 は、メンブレン 100a が、直径 D_3 の領域で振動した場合に、第 2 の周波数 f_2 よりも高い周波数である第 3 の周波数 f_3 の超音波を送受信するのに対応した値とされる。

【0080】

このように構成された本変形例の振動子セル 100 においては、上述した実施形態と同様に、超音波の送信及び受信の少なくとも一方を行う場合に、DC バイアス電圧は、振動子セル 100 が送信する超音波の周波数又は受信する超音波の周波数に応じてその値が変更される。そして、この DC バイアス電圧の値に応じて、メンブレン 100a が振動するための空隙部がキャビティを構成する複数の空隙部の中から選択される。

【0081】

具体的には、本変形例では、DC バイアス電圧の値は、電圧値 V_1 、電圧値 V_2 及び電圧値 V_3 のうちのいずれかが選択さる。ここで、電圧値 V_1 は、メンブレン 100a が第 1 の空隙部 131 の底面部 131a 上に接触しない電圧値であり、電圧値 V_2 は、メンブレン 100a が、第 1 の空隙部 131 の底面部 131a の最も直径の小さい部位上に接触したまま離間せず、かつメンブレン 100a が第 2 の空隙部 132 の底面部 132a 上に接触しない電圧値である。そして、電圧値 V_3 は、メンブレン 100a が、第 2 の空隙部 132 の底面部 132a の最も直径の小さい部位上に接触したまま離間しない電圧値であ

10

20

30

40

50

る。

【0082】

すなわち、本変形例では、下部電極110及び上部電極120間に印加するDCバイアス電圧を上述した電圧値V1、電圧値V2、電圧値V3と変化させることにより、メンブレン100aが振動する領域の直径は、直径D1、直径D2、直径D3と段階的に小さくなる。

【0083】

したがって、本変形例によれば、単一の振動子セル100により、3種類の異なる周波数の超音波の送信及び受信の少なくとも一方を行うことができ、上述した実施形態より広い帯域の周波数で超音波を送受信することが可能となる。

10

【0084】

なお、本変形例ではキャビティ140は、径の異なる3つの空隙部により構成された2段の段付き穴であるが、キャビティ140は3段以上の段差を有し、DCバイアス電圧は、それぞれの段差上にメンブレン100aが接触する値となるように構成される形態であってもよい。

【0085】

また、このような技術的思想に基づけば、キャビティの段差の数をさらに増加させた場合、すなわち、図8に本実施形態の第3の変形例として示すような、キャビティ150が、超音波の送信方向(上方向)に拡開するテーパ状の穴部として構成される形態もまた、本発明に含まれるものである。このようなテーパ状のキャビティ150は、例えば公知の

20

【0086】

図8に示す本変形例では、下部電極110及び上部電極120間に印加するDCバイアス電圧の値を変更して下部電極110及び上部電極120間の静電引力を変化させることにより、下部電極110とメンブレン100aとの距離を制御することで、メンブレン100aが振動する領域の直径を任意に選択することが可能となる。

【0087】

したがって、本変形例によれば、単一の振動子セル100により、任意の周波数の超音波の送信及び受信の少なくとも一方を行うことができ、上述した実施形態より広い帯域の周波数で超音波を送受信することが可能となる。

30

【0088】

以上に説明した各形態においては、下部電極及び上部電極の間に介装される空洞部であるキャビティは、その側面部を段付き形状とする又はテーパ状とすることにより、上方(上部電極側)から見たときの空洞部の断面積が上方へ向かうほど大きくなるように構成されたものである。

【0089】

そして、上部電極を支持するメンブレンが、下部電極及び上部電極に印加されるDCバイアス電圧の値に対応して下部電極に近づく方向へ弾性変形することにより、該メンブレンの周辺部がキャビティの段付き形状の上面部又はテーパ状の側面部に接触し、結果、メンブレンが振動可能な領域の面積が変化する。

40

【0090】

すなわち、本発明に係る振動子セルは、メンブレンが下部電極側へ静電引力により引きつけられて所定量だけ弾性変形した場合に、メンブレンの振動可能な領域の断面積が所定量だけ変化する構成を有するものであり、上述した形態のみに限られるものではない。そのさらに別の変形例を、第4の変形例及び第5の変形例として、それぞれ図9及び図10を参照して説明する。

【0091】

まず、本実施形態の第4の変形例では、図9に示すように、下部電極110上に形成され上部電極120を含むメンブレン100aを支持する絶縁膜108に、直径D1、深さ $t_1 + t_2$ の円柱形状の穴部163が形成され、該穴部163の底面部である第2絶縁膜

50

103の上面163a上には内径D1、高さt2の略環状の凸部164が凸設される。

【0092】

このような構成を有する本変形例のキャビティ160は、上方から見て直径D1、深さt1の穴部である第1の空隙部161と、該第1の空隙部の下方に形成された、略環状の凸部164に囲まれた領域である直径D2、深さt2の穴部である第2の空隙部162とにより構成される。

【0093】

すなわち、本変形例では、略環状の凸部164の上面部164aが、図5に示した実施形態における第1の空隙部131の底面部131aに相当するのであり、したがって、本変形例の振動子セルは、上述した実施形態と同様の効果を有するものである。

10

【0094】

なお、直径及び高さがそれぞれ異なる複数の略環状の凸部を、上方から見て同心上に第2絶縁膜103の上面163a上に設ける構成とすれば、図7に示した第2の変形例と同様の効果が得られることは言うまでもない。

【0095】

また、本実施形態の第5の変形例では、図10に示すように、下部電極110上に形成され上部電極120を含むメンブレン100aを支持する絶縁膜108に、直径D1、深さt1+t2の円柱形状の穴部173が形成される。そして、メンブレン100aの下面すなわち、メンブレン100aの下部電極110に対向する側の表面に、内径D2、高さt2の略環状の凸部174が下方に向けて凸設される。

20

【0096】

このような構成を有する本変形例のキャビティ170は、上方から見て直径D1、深さt1の穴部である第1の空隙部171と、該第1の空隙部の上方に形成された、略環状の凸部174に囲まれた領域である直径D2、深さt2の穴部である第2の空隙部172とにより構成される。すなわち、本変形例におけるキャビティ170は、上方向から見た場合に異なる断面積を有する複数の空隙部が積層されて構成され、かつこの複数の空隙部の断面積は上部電極120側であるほど小さいものとされている。

【0097】

そして、本変形例の振動子セルにおいては、上述した実施形態と同様に、超音波の送信及び受信の少なくとも一方を行う場合に、DCバイアス電圧は、振動子セル100が送信する超音波の周波数又は受信する超音波の周波数に応じてその値が変更される。

30

【0098】

具体的には、本変形例では、DCバイアス電圧の値は、電圧値V1及び電圧値V2のいずれかが選択される。ここで、電圧値V1は、メンブレン100aから下方に凸設された略環状の凸部174が穴部173の底面部に接触しない電圧値であり、電圧値V2は、略環状の凸部174が穴部173の底面部に接触したまま離間しない電圧値である。

【0099】

したがって、本変形例では、DCバイアス電圧を電圧値V1とした場合には、メンブレン100aが振動する領域の直径はD1となり、DCバイアス電圧を電圧値V2とした場合には、メンブレン100aが振動する領域の直径はD2となる。よって、本変形例の振動子セルは、上述した実施形態と同様の作用及び効果を有するものである。

40

【0100】

また、上述した実施形態において、図6に示すように第2の電圧値V2のDCバイアス電圧が印加された場合において、メンブレン100aは底面部131aの全面に接触するのではなく、メンブレン100aの外周側と底面部131aの外周側との間には隙間139が生じる。このような隙間139が存在すると、メンブレン100aを振動させて超音波を送信する際に、メンブレン100aの該隙間139に面している領域も振動してしまう。このため、送信される超音波とは異なる不要な周波数の超音波が発生してしまうことが考えられる。

【0101】

50

このようなメンブレン 100a の外周部と底面部 131a との間に隙間 139 が生じてしまうことを防ぐために、例えば図 11 に示すように、第 1 の空隙部 131 の側面部をテーパ状とし、第 2 の電圧値 V2 の DC バイアス電圧が印加された場合には、メンブレン 100a が第 1 の空隙部 131 の側面部及び底面部 131a に隙間なく接触するように構成してもよい。また、例えば図 12 に示すように、メンブレン 100a の外周部を薄く形成し、外周部においてメンブレン 100a の変形量が大きくなるように構成することで、第 2 の電圧値 V2 の DC バイアス電圧が印加された場合には、メンブレン 100a が第 1 の空隙部 131 の側面部及び底面部 131a に隙間なく接触するようにしてもよい。

【0102】

このように、本実施形態の振動子セル 100 を、第 2 の電圧値 V2 の DC バイアス電圧が印加された場合に、メンブレン 100a が第 1 の空隙部 131 の側面部及び底面部 131a に隙間なく接触するように構成することにより、不要な周波数の超音波の発生を防止し、ノイズのない超音波を送信することが可能となる。

【0103】

なお、上述した構成では、下部電極 110、上部電極 120 及びキャビティ 130 は、上方から見て略円形状を有するものであるが、これらの形状は本実施形態に限るものではなく、例えば正八角形、正六角形、平行四辺形等の多角形状やその他の形状であってもよい。また、メンブレン 100a 及びキャビティ 130 の寸法は、観察時に使用する超音波の波長や出力により決定されるものである。

【0104】

なお、本実施形態の振動子ユニットは、導電性のシリコン基板 101 を基材として構成されているものであるが、振動子ユニットは、電気絶縁性を有する石英、サファイヤ、水晶、アルミナ、ジルコニア、ガラス、樹脂等の絶縁性材料により構成された基材上に形成されるものであってもよい。

【0105】

また、本実施形態の超音波内視鏡は、電子式のラジアル走査を行うものとして説明しているが、走査方式はこれに限られるものではなく、リニア走査、コンベックス走査、機械式走査等を採用したものであってもよい。また、振動子アレイを複数の振動子エレメントを 2 次元に配列した 2 次元アレイとしたものであってもよいし、振動子エレメントをアレイ状に配列した形態のみでなく、単一の振動子エレメントを用いた形態であってもよい。

【0106】

また、本実施形態の超音波診断装置は、光学観察窓を具備しない超音波プローブ型のものであってもよいし、カプセル型の超音波内視鏡でもよい。また、超音波診断装置は、被検体の体表面上から体腔内に向けて超音波走査を行ういわゆる体外式の超音波診断装置であってもよい。また、超音波診断装置は、工業分野において用いられる非破壊検査装置や非破壊探傷装置であってもよい。

【0107】

(第 2 の実施形態)

以下、本発明の第 2 の実施形態について、図 13 及び 14 を参照して説明する。図 13 は第 2 の実施形態に係る振動子セルの上面図である。図 14 は図 13 の XIV-XIV 断面図である。

【0108】

第 2 の実施形態では、第 1 の実施形態の構成に対し、振動子セルのキャビティの構成のみが異なる。よって、以下ではこの相違点のみを説明するものとし、また、第 1 の実施形態と同様の構成要素については同一の符号を付し、その説明を適宜に省略するものとする。

【0109】

本実施形態の振動子セル 200 は、図 13 に示すように上方向、すなわち超音波の送信側から見て略円形である。そして、図 14 に示すように、本実施形態の振動子セル 200 は、第 1 の実施形態と同様に、穴部であるキャビティ 230 を介して対向する一対の平行

平板電極である、下部電極 110 (第1の電極) 及び上部電極 120 (第2の電極) を有して構成される。上部電極 120 は、振動膜であるメンブレン 100a により支持されており、キャビティ 230 は、下部電極 110 とメンブレン 100a との間に介装された絶縁膜 108 に形成された空隙部である。

【0110】

本実施形態のキャビティ 230 は、メンブレン 100a に接して形成された直径 D4、深さ t4 の略円柱形状の穴部である第1の空隙部 231 と、該第1の空隙部 231 の底面部 231a に形成された直径 D5、深さ t5 の略円柱形状の穴部である複数の第2の空隙部 232 とにより構成されている。本実施形態では4つの第2の空隙部 232 が、上方から見て円形の第1の空隙部 231 の底面部 231a に、周方向に等配されて形成されている。

10

【0111】

すなわち、本実施形態のキャビティ 230 は、上方から見た場合に異なる断面積を有する第1の空隙部 231 と第2の空隙部 232 とが、厚さ方向に積層されて構成されるものであって、前記第2の空隙部は、前記第1の空隙部 231 の底面部 231a に複数形成されるものである。

【0112】

そして、第1の実施形態と同様に、本実施形態において、一对の電極である下部電極 100 及び上部電極 120 間に印加される DC バイアス電圧は、振動子セル 200 が送信する超音波の周波数又は受信する超音波の周波数に応じてその値が変更される。

20

【0113】

本実施形態では、DC バイアス電圧の値は、所定の2種類の電圧値である、第1の電圧値 V4 及び第2の電圧値 V5 のいずれかとされる。DC バイアス電圧の第1の電圧値 V4 の絶対値は、第2の電圧値 V5 の絶対値よりも低い値を有する。

【0114】

具体的には、DC バイアス電圧の第1の電圧値 V4 は、超音波の送受信時に振動するメンブレン 100a のキャビティ 230 側の表面が、キャビティ 230 の第1の空隙部 231 の底面部 231a 上に接触しない条件で設定されている。

【0115】

一方、DC バイアス電圧の第2の電圧値 V5 は、上方から見て少なくとも前記複数の第2の空隙部 232 の全てに外接する円よりも内側の領域において、メンブレン 100a が第1の空隙部 231 の底面部 231a 上に接触したまま離間することのない条件で設定されている。

30

【0116】

以上のような構成を有する、本実施形態の超音波トランスデューサである振動子セル 200 においては、第1の電圧値 V4 の DC バイアス電圧が印加されている場合には、メンブレン 100a が振動する領域の直径は D4 となる。

【0117】

一方、第2の電圧値 V5 の DC バイアス電圧が印加されている場合には、メンブレン 100a が振動する領域の直径は D5 となる。そして、この第2の電圧値 V5 の DC バイアス電圧が印加されている場合において、メンブレン 100a が振動する直径 D5 の領域は、単一の振動子セル 200 につき4箇所存在する。

40

【0118】

したがって、このような構成を有する本実施形態の超音波トランスデューサである振動子セル 200 は、DC バイアス電圧の電圧値に応じて2種類の異なる周波数の超音波の送信又は受信の少なくとも一方が可能である。

【0119】

具体的には、第1の電圧値 V4 の DC バイアス電圧が印加されている場合には、直径 D4 の領域におけるメンブレン 100a の振動に対応した第1の周波数 f4 の超音波の送信及び受信の少なくとも一方が可能となる。また、第2の電圧値 V5 の DC バイアス電圧が

50

印加されている場合には、直径 D 5 の領域におけるメンブレン 1 0 0 a の振動に対応した第 2 の周波数 f 5 の超音波の送信及び受信の少なくとも一方が可能となる。

【 0 1 2 0 】

よって、以上のように構成された本実施形態の超音波トランスデューサである振動子セル 2 0 0 によれば、単一の振動子セル 2 0 0 により複数の異なる周波数の超音波の送受信を行うことが可能である。

【 0 1 2 1 】

このため、本実施形態によれば、より広い帯域の超音波の送信及び受信の少なくとも一方が可能でありながら、複数種類の特性の振動子セルを設ける必要がないため、小型かつ送信強度及び受信感度の高い超音波トランスデューサを提供することが可能となるのである。

10

【 0 1 2 2 】

また、本実施形態では、複数の第 2 の空隙部 2 3 2 が第 1 の空隙部 2 3 1 の底面部 2 3 1 a に形成されていることにより、単一の振動子セル 2 0 0 について着目すれば、第 2 の周波数 f 5 の超音波の送信及び受信の少なくとも一方を行う場合においてメンブレン 1 0 0 a が振動する領域は、複数存在する。

【 0 1 2 3 】

このため、本実施形態によれば、減衰しやすい周波数の高い超音波の送信強度及び受信感度を、第 1 の実施形態よりも向上させることが可能となる。

【 0 1 2 4 】

なお、第 1 の空隙部 2 3 1 の底面部 2 3 1 a に形成される第 2 の空隙部 2 3 2 は、複数の異なる直径を有するものとして、第 2 の電圧値 V 5 の D C バイアス電圧が印加されている場合には、複数種類の異なる周波数の超音波の送受信を同時に実行することが可能な構成であってもよい。

20

【 0 1 2 5 】

また、本実施形態においても、第 1 の実施形態と同様に、第 2 の空隙部 2 3 2 の底面部にさらに第 2 の空隙部よりも直径の小さい空隙部を形成し、D C バイアス電圧を 3 段階に変化させることで複数種類の異なる周波数の超音波の送受信を可能とする構成であってもよい。

【 0 1 2 6 】

(第 3 の実施形態)

以下、本発明の第 3 の実施形態について、図 1 5 を参照して説明する。第 3 の実施形態は、上述した本発明の超音波トランスデューサを、超音波顕微鏡に適用したものである。図 1 5 は、本実施形態の超音波顕微鏡の構成を説明する図である。

30

【 0 1 2 7 】

超音波顕微鏡 3 0 0 は、高周波発振器 3 0 1 で発生した高周波信号を、サーキュレータ 3 0 2 を介して本発明に係る超音波トランスデューサ 3 0 3 に印加し、超音波に変換する。この超音波を音響レンズ 3 0 4 で収束し、その収束点には試料 3 0 5 を配置する。試料 3 0 5 はサンプルホルダー 3 0 6 により保持され、試料 3 0 5 と音響レンズ 3 0 4 のレンズ面との間には水等のカブラ 3 0 7 が充填される。試料 3 0 5 からの反射波は音響レンズ 3 0 4 を介してトランスデューサ 3 0 3 により受信され、電気的な反射信号に変換される。超音波トランスデューサ 3 0 3 から出力される受信超音波に対応した電気信号は、サーキュレータ 3 0 2 を介して表示装置 3 0 8 へ入力される。サンプルホルダー 3 0 6 は走査回路 3 0 9 により制御される走査装置 3 1 0 により水平面内を X Y の 2 軸方向に駆動される。

40

【 0 1 2 8 】

以上のように構成された超音波顕微鏡 3 0 0 は、超音波を試料 3 0 5 に照射して試料 3 0 5 の音響的特性を評価することにより、試料 3 0 5 の弾性的性質を定量化したり、薄膜の構造を評価することが可能である。

【 0 1 2 9 】

50

上述した実施形態に基づいて、以下の構成を提案することができる。すなわち、

(付記 1)

静電容量型の超音波トランスデューサにおいて、

該超音波トランスデューサは、多数の振動子セルから構成され、振動子セルは、少なくとも誘電膜及び上部電極からなる振動膜(メンブレン)と、振動膜に接した空隙部と、空隙部を挟み振動膜と対向する位置にある下部電極とから構成され、

空隙部により決まる静電ギャップがキャビティ外周部付近で狭くなっていることを特徴とする超音波トランスデューサ。

【0130】

(付記 2)

付記 1 に記載の前記超音波トランスデューサは、マイクロマシンプロセスを用いた静電容量型の超音波トランスデューサ(c-MUT)であることを特徴とする。

【0131】

(付記 3)

付記 1 又は 2 に記載の前記超音波トランスデューサは、前記キャビティ外周部付近に段差を設けたことを特徴とする。

【0132】

(付記 4)

付記 1 から 3 のいずれかに記載の前記超音波トランスデューサは、前記キャビティ外周部付近に傾斜を設けたことを特徴とする。

【0133】

(付記 5)

付記 1 から 4 のいずれかに記載の前記超音波トランスデューサは、駆動電圧(DC バias 電圧)を可変としたことを特徴とする。

【0134】

(付記 6)

付記 3 に記載の前記超音波トランスデューサは、膜を複数積層することにより前記キャビティ外周部の段差を形成したことを特徴とする。

【0135】

(付記 7)

付記 4 に記載の前記超音波トランスデューサは、グレーマスクにより前記キャビティ外周部の傾斜を形成したことを特徴とする。

【0136】

(付記 8)

付記 1 から 7 のいずれかに記載の前記超音波トランスデューサは、前記キャビティの上方向から見た場合に、異なる断面積を有する複数の空隙部が積層されて構成されることを特徴とする。

【0137】

(付記 9)

付記 8 に記載の前記複数の空隙部は、前記上部電極側であるほど大きい断面積を有することを特徴とする。

【0138】

(付記 10)

付記 8 に記載の前記複数の空隙部は、前記上部電極側であるほど小さい断面積を有することを特徴とする。

【0139】

(付記 11)

付記 1 から 10 のいずれかに記載の前記超音波トランスデューサは、前記駆動電圧に応じて、前記振動膜の振動する領域が変化するように構成されたものであることを特徴とする。

10

20

30

40

50

【 0 1 4 0 】

(付 記 1 2)

付記 1 1 に記載の前記超音波トランスデューサは、前記上部電極及び前記下部電極間に供給される DC バイアス電圧の絶対値が大きいほど、前記振動膜の振動する領域の面積が小さくなるように構成されたものであることを特徴とする。

【 0 1 4 1 】

(付 記 1 3)

付記 1 から 1 2 のいずれかに記載の前記超音波トランスデューサを搭載した超音波内視鏡及び超音波内視鏡システム。

【 0 1 4 2 】

10

なお、本発明は、上述した実施形態に限られるものではなく、請求の範囲及び明細書全体から読み取れる発明の要旨或いは思想に反しない範囲で適宜変更可能であり、そのような変更を伴う超音波トランスデューサ、超音波診断装置及び超音波顕微鏡もまた本発明の技術的範囲に含まれるものである。

【図面の簡単な説明】

【 0 1 4 3 】

【図 1】超音波内視鏡の概略構成を示す説明図である。

【図 2】超音波内視鏡の先端部分の構成を示す斜視図である。

【図 3】振動子アレイの斜視図である。

【図 4】振動子ユニットを超音波の送信方向からみた上面図である。

20

【図 5】図 4 の V-V 断面図である。

【図 6】第 2 の空隙部をキャビティとした場合の振動子セルの断面図である。

【図 7】第 1 の実施形態の第 2 の変形例の振動子セルの断面図である。

【図 8】第 1 の実施形態の第 3 の変形例の振動子セルの断面図である。

【図 9】第 1 の実施形態の第 4 の変形例の振動子セルの断面図である。

【図 10】第 1 の実施形態の第 5 の変形例の振動子セルの断面図である。

【図 11】第 1 の実施形態のその他の変形例の振動子セルの断面図である。

【図 12】第 1 の実施形態のその他の変形例の振動子セルの断面図である。

【図 13】第 2 の実施形態の振動子セルの上面図である。

【図 14】図 13 の XIV-XIV 断面図である。

30

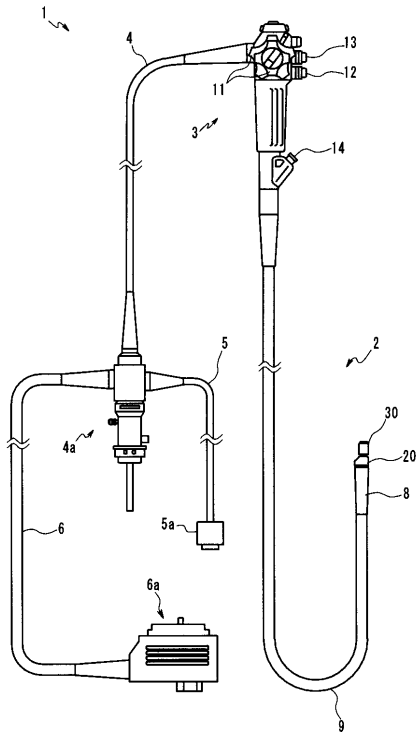
【図 15】超音波顕微鏡の概略構成を示す説明図である。

【符号の説明】

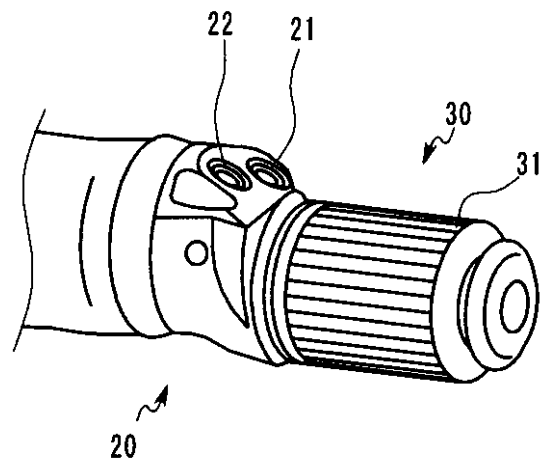
【 0 1 4 4 】

1 0 0 振動子セル、 1 0 0 a メンブレン、 1 0 1 シリコン基板、 1 0 2 第 1 絶縁膜、 1 0 3 第 2 絶縁膜、 1 0 4 第 3 絶縁膜、 1 0 5 第 4 絶縁膜、 1 0 6 第 5 絶縁膜、 1 0 7 保護膜、 1 0 9 裏面絶縁膜、 1 1 0 下部電極、 1 1 1 下部電極配線、 1 1 4 下部導電層、 1 2 0 上部電極、 1 2 1 上部電極配線、 1 2 4 上部導電層、 1 3 0 キャビティ、 1 3 1 第 1 の空隙部、 1 3 2 第 2 の空隙部

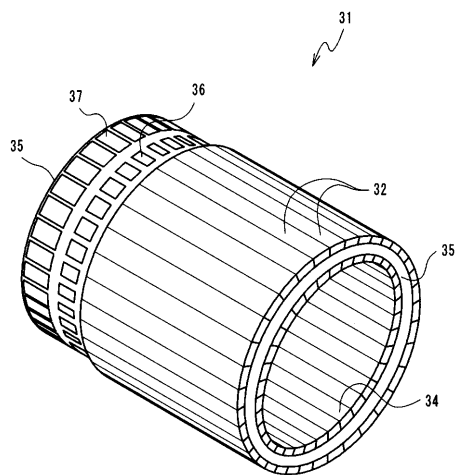
【図 1】



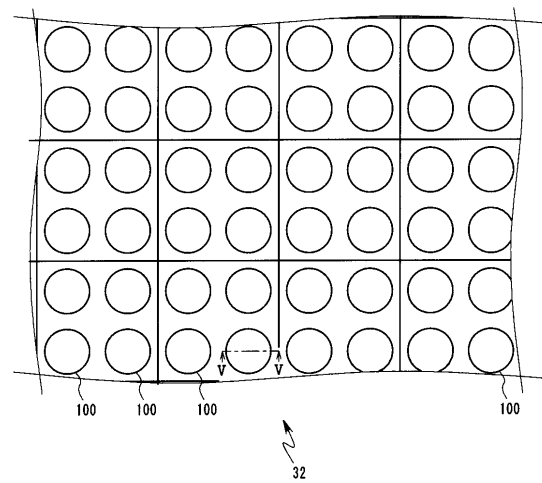
【図 2】



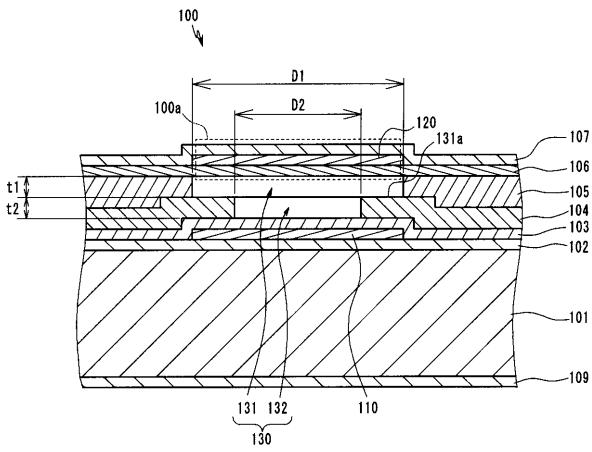
【図 3】



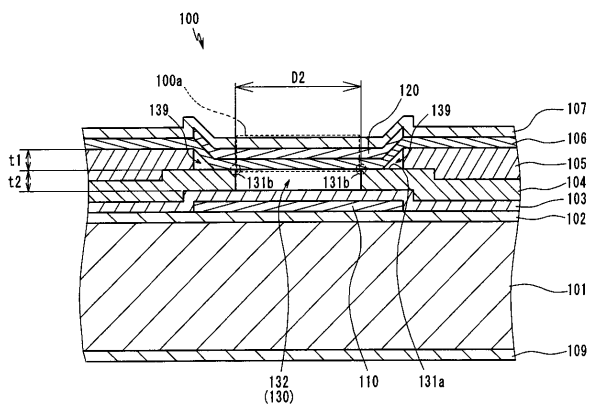
【図 4】



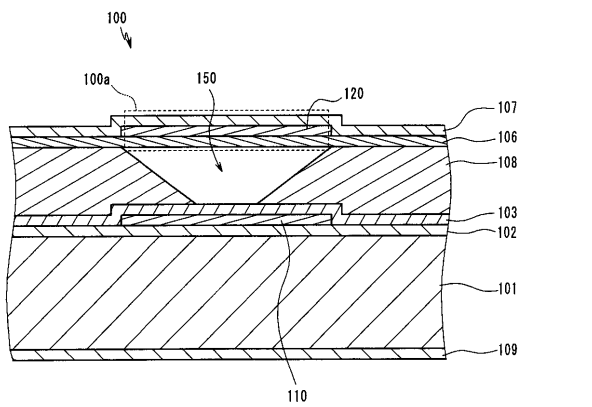
【図 5】



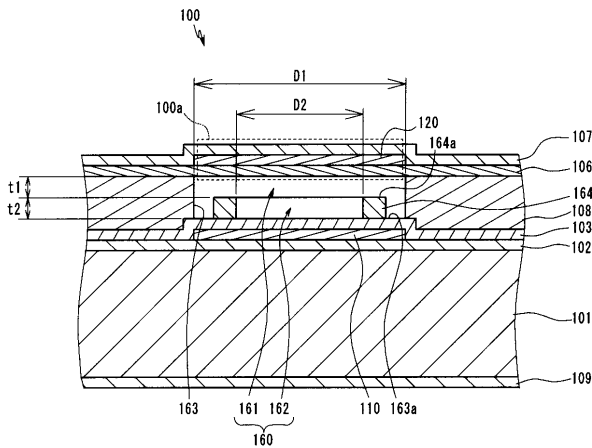
【図 6】



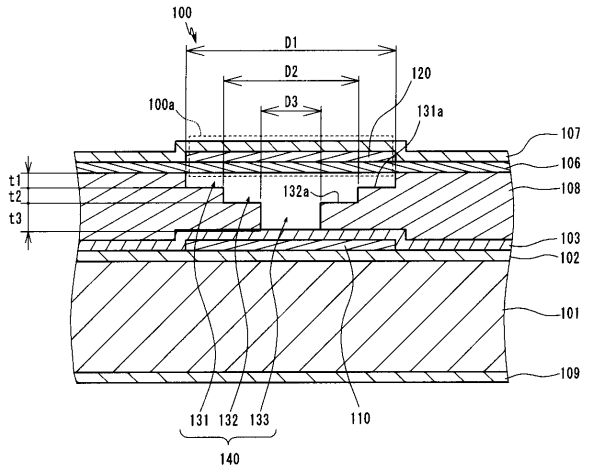
【図 8】



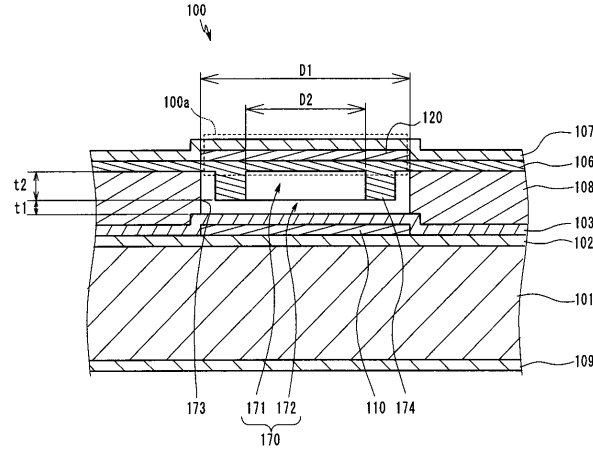
【図 9】



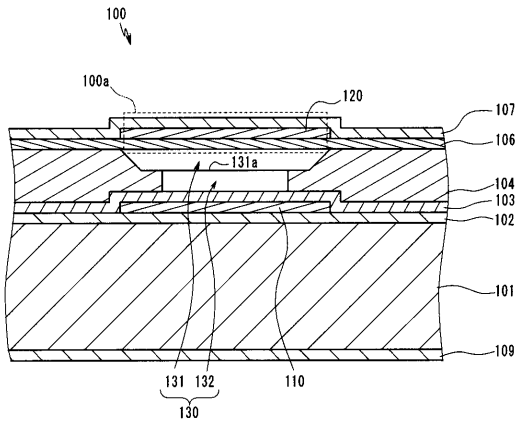
【図 7】



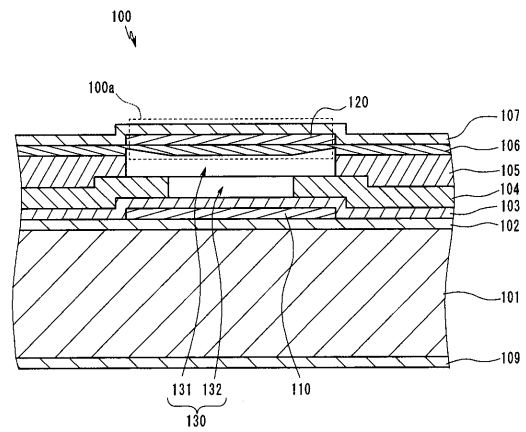
【図 10】



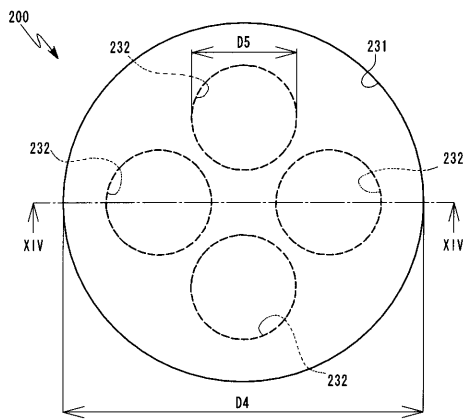
【図 1 1】



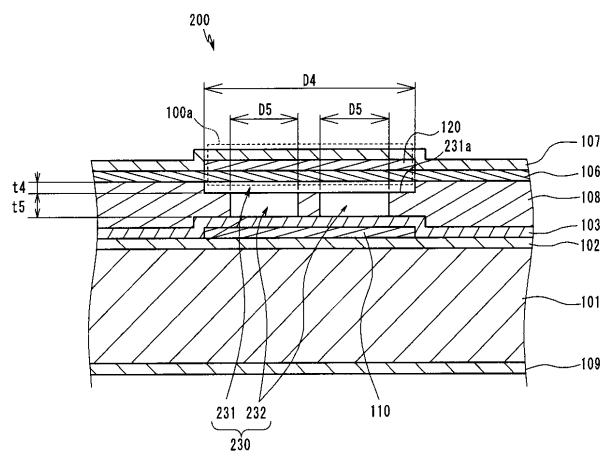
【図 1 2】



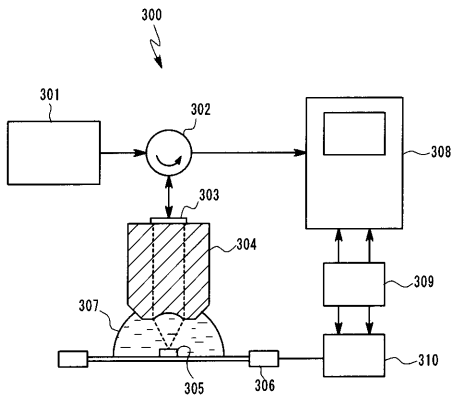
【図 1 3】



【図 1 4】



【図 15】



フロントページの続き

(72)発明者 長谷川 守

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

(72)発明者 松本 一哉

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

(72)発明者 唐木 和久

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

F ターム(参考) 2G047 AA05 BA03 BC14 BC20 CA01 EA05 EA08 EA15 FA01 GF11
GF21
4C601 BB02 BB08 BB24 EE03 EE05 EE13 FE01 GB02 GB10 GB19
GB20 GB41 GB43 GB45 GB46 HH35
5D019 DD01 FF04

专利名称(译)	超声波换能器，超声波诊断装置和超声波显微镜		
公开(公告)号	JP2009055474A	公开(公告)日	2009-03-12
申请号	JP2007221689	申请日	2007-08-28
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	神谷宜孝 若林勝裕 安達日出夫 長谷川守 松本一哉 唐木和久		
发明人	神谷 宜孝 若林 勝裕 安達 日出夫 長谷川 守 松本 一哉 唐木 和久		
IPC分类号	H04R19/00 G01N29/06 G01N29/24 A61B8/12		
CPC分类号	B06B1/0292		
FI分类号	H04R19/00.330 G01N29/20.501 G01N29/24.501 A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	2G047/AA05 2G047/BA03 2G047/BC14 2G047/BC20 2G047/CA01 2G047/EA05 2G047/EA08 2G047/EA15 2G047/FA01 2G047/GF11 2G047/GF21 4C601/BB02 4C601/BB08 4C601/BB24 4C601/EE03 4C601/EE05 4C601/EE13 4C601/FE01 4C601/GB02 4C601/GB10 4C601/GB19 4C601/GB20 4C601/GB41 4C601/GB43 4C601/GB45 4C601/GB46 4C601/HH35 5D019/DD01 5D019/FF04		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2009055474K1 JP5019997B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种静电电容式超声波换能器，其尺寸小并且能够以宽带的频率发送/接收超声波而不降低超声波的传输强度和接收强度，并提供超声波诊断设备和超声显微镜。解决方案：在包括第一电极，设置在第一电极上同时被腔孔部分和支撑在振动膜上的第二电极分开的振动膜的超声换能器中，通过提供多个具有多个空隙部分的孔部分来配置孔部分。当从第一电极到第二电极的方向连续地从第二电极的侧面观察时，不同的横截面积。Z

