

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5019997号  
(P5019997)

(45) 発行日 平成24年9月5日 (2012.9.5)

(24) 登録日 平成24年6月22日 (2012.6.22)

(51) Int.Cl.

F I

<b>H O 4 R</b>	<b>19/00</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>H O 4 R</b>	<b>19/00</b>	<b>3 3 0</b>
<b>G O 1 N</b>	<b>29/06</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>G O 1 N</b>	<b>29/20</b>	<b>5 0 1</b>
<b>G O 1 N</b>	<b>29/24</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>G O 1 N</b>	<b>29/24</b>	<b>5 0 1</b>
<b>A 6 1 B</b>	<b>8/12</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>A 6 1 B</b>	<b>8/12</b>	

請求項の数 6 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2007-221689 (P2007-221689)	(73) 特許権者	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
(65) 公開番号	特開2009-55474 (P2009-55474A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成21年3月12日 (2009.3.12)	(73) 特許権者	000000376
審査請求日	平成22年6月4日 (2010.6.4)		オリンパス株式会社
			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

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) 【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、前記第1の電極及び前記第2の電極の間に印加する直流バイアス電圧値を変化可能な駆動部と、を具備し、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の空隙部の底面部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てなる超音波トランスデューサであって、

前記第1の空隙部の断面積は、前記振動膜が当該断面積において振動した場合に、所定の第1の周波数を送受信可能なものであり、

前記第2の空隙部の断面積は、前記振動膜が前記第1の空隙部の底面部に接触した状態において、前記振動膜が当該断面積において振動した場合に、前記第1の周波数よりも高い所定の第2の周波数を送受信可能なものであり、

前記駆動部は、前記振動膜が前記第1の空隙部の底面部に接触せずに前記第1の空隙部の断面積において振動する第1の電圧値で直流バイアス電圧を出力した状態と、前記振動膜が前記第1の空隙部の底面部に接触して前記第2の空隙部の断面積において振動する第2の電圧値で直流バイアス電圧を出力した状態と、の双方の状態において超音波の送信動作及び受信動作が可能に構成されている

ことを特徴とする超音波トランスデューサ。

【請求項 2】

10

20

前記第 1 の空隙部は、前記振動膜側の断面積が前記振動膜が当該直径において振動した場合に前記第 1 の周波数を送受信可能なものであり、前記底面側の直径が前記第 2 の空隙部の断面積と一致するように、側面部がテーパ状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 3】

前記振動膜は、外周部が中央部よりも薄く形成されており、前記第 2 の電圧値の直流バイアス電圧値が印加されている場合において、前記第 1 の空隙部の側面部及び底面部に隙間無く接触することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波トランスデューサ。

【請求項 4】

前記第 2 の周波数は、前記第 1 の周波数の整数倍であり、

10

前記駆動部は、当該超音波トランスデューサによる超音波の送信時に、前記第 1 の電極と前記第 2 の電極との間に前記第 1 の電圧値の直流バイアス電圧を印加し、超音波の受信時に、前記第 1 の電極と前記第 2 の電極との間に前記第 2 の電圧値の直流バイアス電圧を印加することを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の超音波トランスデューサ。

【請求項 5】

請求項 1 から 4 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 6】

請求項 1 から 4 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。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【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。

30

【0003】

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。

【0004】

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。

40

【0005】

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。

【0006】

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

50

- 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。

【 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】

【 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。

【 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、前記第 1 の電極及び前記第 2 の電極の間に印加する直流バイアス電圧値を変化可能な駆動部と、を具備し、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 の空隙部の底面部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てなる超音波トランスデューサであって、前記第 1 の空隙部の断面積は、前記振動膜が当該断面積において振動した場合に、所定の第 1 の周波数を送受信可能なものであり、前記第 2 の空隙部の断面積は、前記振動膜が前記第 1 の空隙部の底面部に接触した状態において、前記振動膜が当該断面積において振動した場合に、前記第 1 の周波数よりも高い所定の第 2 の周波数を送受信可能なものであり、前記駆動部は、前記振動膜が前記第 1 の空隙部の底面部に接触せずに前記第 1 の空隙部の断面積において振動する第 1 の電圧値で直流バイアス電圧を出力した状態と、前記振動膜が前記第 1 の空隙部の底面部に接触して前記第 2 の空隙部の断面積において振動する第 2 の電圧値で直流バイアス電圧を出力した状態と、の双方の状態において超音波の送信動作及び受信動作が可能に構成されている。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 3 】

（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 1 2 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

10

20

30

40

50

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。

#### 【 0 0 1 4 】

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。

#### 【 0 0 1 5 】

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 4 a が設けられている。この内視鏡コネクタ 4 a 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 5 a 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 6 a 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。

#### 【 0 0 1 6 】

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 2 0、この先端硬性部 2 0 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 2 0 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 3 0 が設けられている。

#### 【 0 0 1 7 】

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 1 1、送気及び送水操作を行うための送気・送水ボタン 1 2、吸引操作を行うための吸引ボタン 1 3、体腔内に導入する処置具の入り口となる処置具挿入口 1 4 等が設けられている。

#### 【 0 0 1 8 】

図 2 に示すように、先端硬性部 2 0 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 2 1、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 2 2 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。

#### 【 0 0 1 9 】

先端硬性部 2 0 の先端に設けられた超音波送受部 3 0 は、図 3 に示すように、振動子アレイ 3 1 と駆動部である駆動回路 3 4 と F P C 3 5 とを具備して構成されている。F P C 3 5 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 3 0 においては、該 F P C 3 5 は先端硬性部 2 0 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。

#### 【 0 0 2 0 】

円筒状の F P C 3 5 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 3 1 が設けられている。振動子アレイ 3 1 は、F P C 3 5 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 3 2 を具備して構成されている。振動子ユニット 3 2 は、F P C 3 5 の外周面の法線方向から見て略長形状を有し、円筒状の F P C 3 5 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 3 1 は、例えば数十から数百個の振動子ユニット 3 2 により構成されており、本実施形態の振動子アレイ 3 1 は、1 2 8 個の振動子ユニット 3 2 を具備している。そして、各振動子ユニット 3 2 は、1 6 個の振動子エレメント 3 3 を具備している。

#### 【 0 0 2 1 】

詳しくは後述するが、本実施形態の振動子ユニット 3 2 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

10

20

30

40

50

Transducer) と称される。

【 0 0 2 2 】

本実施形態の振動子アレイ 3 1 においては、一つの振動子ユニット 3 2 内に複数配設された振動子エレメント 3 3 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 3 3 は、それぞれ F P C 3 5 の実装面の法線方向、すなわち円筒状である F P C 3 5 の径方向外向きに超音波を送信する。

【 0 0 2 3 】

一方、円筒状の F P C 3 5 の内周面上、すなわち振動子アレイ 3 1 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 3 4 が実装されている。駆動回路 3 4 は、振動子エレメント 3 3 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 3 3 と電氣的に接続されている。

10

【 0 0 2 4 】

また、駆動回路 3 4 は、円筒状の F P C 3 5 の外周面上に形成された、複数の信号電極 3 6 及び接地電極 3 7 に電氣的に接続されている。信号電極 3 6 及び接地電極 3 7 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 6 a 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 3 4 は、超音波観測装置に電氣的に接続されるのである。

【 0 0 2 5 】

上述の構成を有する超音波送受部 3 0 は、円筒形状の F P C 3 5 の外周面上に配設された 2 次元の振動子アレイ 3 1 によって、超音波を先端硬性部 2 0 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。

20

【 0 0 2 6 】

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 1 0 0 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 3 2 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。

【 0 0 2 7 】

図 4 に示すように、本実施形態の振動子ユニット 3 2 は、複数の振動子セル 1 0 0 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 3 2 内の全ての振動子セル 1 0 0 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 3 8 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。

30

【 0 0 2 8 】

図 5 に示すように、本実施形態の振動子セル 1 0 0 は、低抵抗のシリコン半導体からなるシリコン基板 1 0 1 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。

【 0 0 2 9 】

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 1 0 1 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 1 2 0 は下部電極 1 1 0 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 1 0 1 表面の法線方向の各層の寸法を指す。また、以下の説明においては、便宜的に、シリコン基板 1 0 1 の表面のうち、振動子セル 1 0 0 が形成される面をセル形成面、振動子セル 1 0 0 が形成される面とは反対側の面を裏面と称する。

40

【 0 0 3 0 】

シリコン基板 1 0 1 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 1 0 2 及び裏面絶縁膜 1 0 9 が形成されている。第 1 絶縁膜 1 0 2 及び裏面絶縁膜 1 0 9 は、シリコン基板 1 0 1 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 1 0 2 及び裏面絶縁膜 1 0

50

9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。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。

10

【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。

20

【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。

30

【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】

上記一対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。

40

【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、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

50

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。

【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。

【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。

【００４５】

そして、振動子セル１００の送信時においては、一対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。

【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Ｄ１、深さｔ１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Ｄ２、深さｔ２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

10

20

30

40

50

されている。ここで、第1の空隙部131の直径D1は、第2の空隙部132の直径D2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。

【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t2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ニングにより、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D2の貫通孔を形成する。

【0051】

そして、第3絶縁膜104上に、厚さt1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ニングにより、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D1の貫通孔を形成する。以上により直径D1及び直径D2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。

【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D1及び直径D2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t2の第3絶縁膜104及び厚さt1の第4絶縁膜にそれぞれ直径D1及び直径D2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t1+t2の単一の絶縁膜に直径D1及び直径D2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。

【0054】

ここで、詳しくは後述するが、直径D1及び直径D2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D1及び直径D2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f1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f2の超音波とする。

【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。この一対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】

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V1及び第2の電圧値V2のいずれかとされる。DCバイアス電圧の第1の電圧値V1の絶対値は、第2の電圧値V2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V1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】

10

20

30

40

50



一方、DCバイアス電圧の第2の電圧値V2は、超音波の送受信時に振動するメンブレン100aのキャピティ130側の表面が、図6に示すように、キャピティ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。

【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f1及び第2の周波数f2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。

10

【0060】

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。

20

【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。

【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f1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V1とされ、振動子セル100により第2の周波数f2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V2とされる。

30

【0063】

すなわち、本実施形態において、第1の周波数f1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D1となる。

【0064】

一方、第2の周波数f2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V2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D2となる。

40

【0065】

言い換えれば、本実施形態の振動子セル100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131及び第2の空隙部132）からなるキャピティ130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100aを振動させる構成を有する。

【0066】

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100の効果を説明す

50

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 1 0 0 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。

【 0 0 7 5 】

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

10

20

30

40

50

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。

10

【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D1、深さt1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D2、深さt2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D3、深さt3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】

20

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D1は、第2の空隙部132の直径D2よりも大きく、第2の空隙部132の直径D2は、第3の空隙部133の直径D3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D3は、メンブレン100aが、直径D3の領域で振動した場合に、第2の周波数f2よりも高い周波数である第3の周波数f3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。

30

【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V1、電圧値V2及び電圧値V3のうち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V2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V3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る。

40

【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

50

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。

【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、例えば公知のグレーマスクを用いたフォトリソグラフィにより形成可能である。

【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。

【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。

【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t1+t2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

10

20

30

40

50

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。

【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。

【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。

【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。

【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】

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。

## 【 0 1 0 2 】

このように、本実施形態の振動子セル 1 0 0 を、第 2 の電圧値  $V_2$  の DC バイアス電圧が印加された場合に、メンブレン 1 0 0 a が第 1 の空隙部 1 3 1 の側面部及び底面部 1 3 1 a 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。

## 【 0 1 0 3 】

なお、上述した構成では、下部電極 1 1 0、上部電極 1 2 0 及びキャビティ 1 3 0 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 1 0 0 a 及びキャビティ 1 3 0 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。

10

## 【 0 1 0 4 】

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 1 0 1 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。

## 【 0 1 0 5 】

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。

20

## 【 0 1 0 6 】

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。

## 【 0 1 0 7 】

( 第 2 の実施形態 )

30

以下、本発明の第 2 の実施形態について、図 1 3 及び 1 4 を参照して説明する。図 1 3 は第 2 の実施形態に係る振動子セルの上面図である。図 1 4 は図 1 3 の XIV-XIV 断面図である。

## 【 0 1 0 8 】

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。

## 【 0 1 0 9 】

本実施形態の振動子セル 2 0 0 は、図 1 3 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 1 4 に示すように、本実施形態の振動子セル 2 0 0 は、第 1 の実施形態と同様に、穴部であるキャビティ 2 3 0 を介して対向する一対の平行平板電極である、下部電極 1 1 0 ( 第 1 の電極 ) 及び上部電極 1 2 0 ( 第 2 の電極 ) を有して構成される。上部電極 1 2 0 は、振動膜であるメンブレン 1 0 0 a により支持されており、キャビティ 2 3 0 は、下部電極 1 1 0 とメンブレン 1 0 0 a との間に介装された絶縁膜 1 0 8 に形成された空隙部である。

40

## 【 0 1 1 0 】

本実施形態のキャビティ 2 3 0 は、メンブレン 1 0 0 a に接して形成された直径  $D_4$ 、深さ  $t_4$  の略円柱形状の穴部である第 1 の空隙部 2 3 1 と、該第 1 の空隙部 2 3 1 の底面部 2 3 1 a に形成された直径  $D_5$ 、深さ  $t_5$  の略円柱形状の穴部である複数の第 2 の空隙

50

部 2 3 2 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 2 3 2 が、上方から見て円形の第 1 の空隙部 2 3 1 の底面部 2 3 1 a に、周方向に等配されて形成されている。

【 0 1 1 1 】

すなわち、本実施形態のキャピティ 2 3 0 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 2 3 1 と第 2 の空隙部 2 3 2 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 2 3 1 の底面部 2 3 1 a に複数形成されるものである。

【 0 1 1 2 】

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 1 0 0 及び上部電極 1 2 0 間に印加される D C バイアス電圧は、振動子セル 2 0 0 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。

【 0 1 1 3 】

本実施形態では、D C 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 4 及び第 2 の電圧値 V 5 のいずれかとされる。D C バイアス電圧の第 1 の電圧値 V 4 の絶対値は、第 2 の電圧値 V 5 の絶対値よりも低い値を有する。

【 0 1 1 4 】

具体的には、D C バイアス電圧の第 1 の電圧値 V 4 は、超音波の送受信時に振動するメンブレン 1 0 0 a のキャピティ 2 3 0 側の表面が、キャピティ 2 3 0 の第 1 の空隙部 2 3 1 の底面部 2 3 1 a 上に接触しない条件で設定されている。

【 0 1 1 5 】

一方、D C バイアス電圧の第 2 の電圧値 V 5 は、上方から見て少なくとも前記複数の第 2 の空隙部 2 3 2 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 1 0 0 a が第 1 の空隙部 2 3 1 の底面部 2 3 1 a 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。

【 0 1 1 6 】

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 2 0 0 においては、第 1 の電圧値 V 4 の D C バイアス電圧が印加されている場合には、メンブレン 1 0 0 a が振動する領域の直径は D 4 となる。

【 0 1 1 7 】

一方、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、メンブレン 1 0 0 a が振動する領域の直径は D 5 となる。そして、この第 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おいて、メンブレン 1 0 0 a が振動する直径 D 5 の領域は、単一の振動子セル 2 0 0 につき 4 箇所存在する。

【 0 1 1 8 】

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 2 0 0 は、D C 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。

【 0 1 1 9 】

具体的には、第 1 の電圧値 V 4 の D C バイアス電圧が印加されている場合には、直径 D 4 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 1 の周波数 f 4 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 V 5 の D C バイアス電圧が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

10

20

30

40

50

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 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。

10

【 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 DC 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。

【 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、DC 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。

20

【 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。

【 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プラ 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。

30

【 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。

40

【 0 1 2 9 】

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。

50



## 【 0 1 3 0 】

( 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 - M U T ) であることを特徴とする。

## 【 0 1 3 1 】

( 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。

## 【 0 1 3 2 】

( 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。

## 【 0 1 3 3 】

( 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 ( D C バイアス電圧 ) を可変としたことを特徴とする。

## 【 0 1 3 4 】

( 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。

## 【 0 1 3 5 】

( 付 記 7 )

付記 4 に記載の前記超音波トランスデューサは、グレース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。

## 【 0 1 3 6 】

( 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。

## 【 0 1 3 7 】

( 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。

## 【 0 1 3 8 】

( 付 記 1 0 )

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。

## 【 0 1 3 9 】

( 付 記 1 1 )

付記 1 から 1 0 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。

## 【 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 D C 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

10

20

30

40

50

鏡及び超音波内視鏡システム。

【 0 1 4 2 】

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。

10

【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。

【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。

20

【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。

【図 15】超音波顕微鏡の概略構成を示す説明図である。

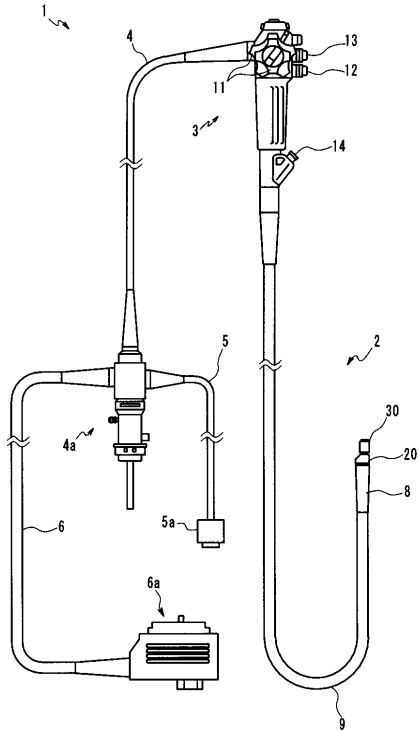
【符号の説明】

【 0 1 4 4 】

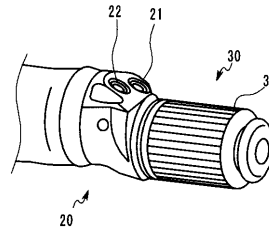
1 0 0 振動子セル、 1 0 0 a メンブレン、 1 0 1 シリコン基板、 1 0 2 第 1 絶縁膜、 1 0 3 第 2 絶縁膜、 1 0 4 第 3 絶縁膜、 1 0 5 第 4 絶縁膜、 1 0 6 第 5 絶縁膜、 1 0 7 保護膜、 1 0 9 裏面絶縁膜、 1 1 0 下部電極、 1 1 1 下部電極配線、 1 1 4 下部導電層、 1 2 0 上部電極、 1 2 1 上部電極配線、 1 2 4 上部導電層、 1 3 0 キャビティ、 1 3 1 第 1 の空隙部、 1 3 2 第 2 の空隙部

30

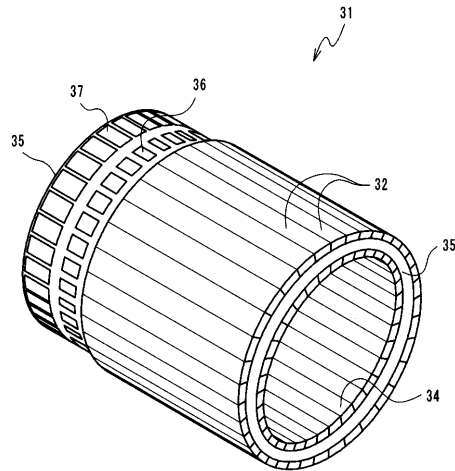
【図 1】



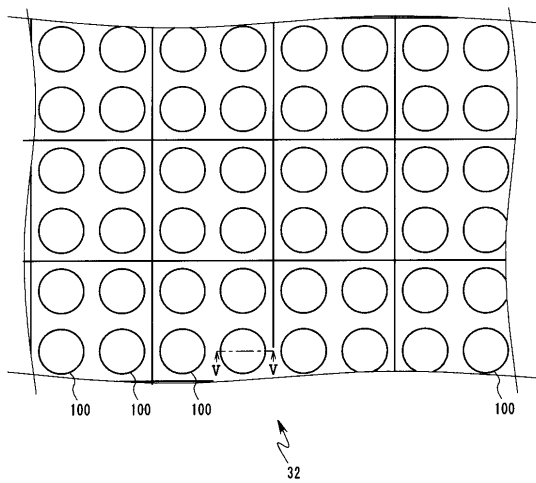
【図 2】



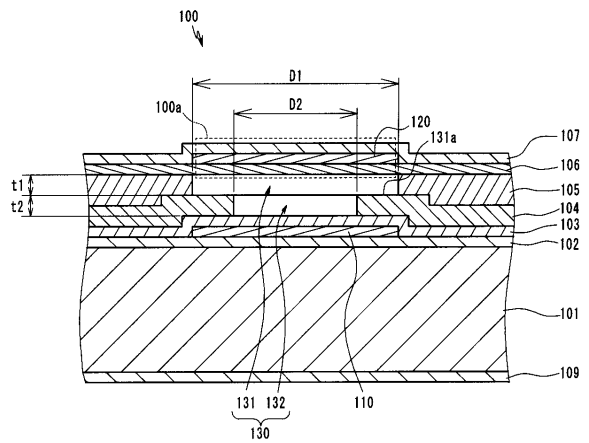
【図 3】



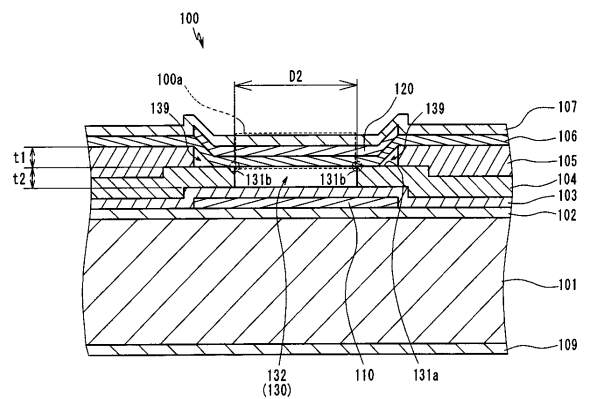
【図 4】



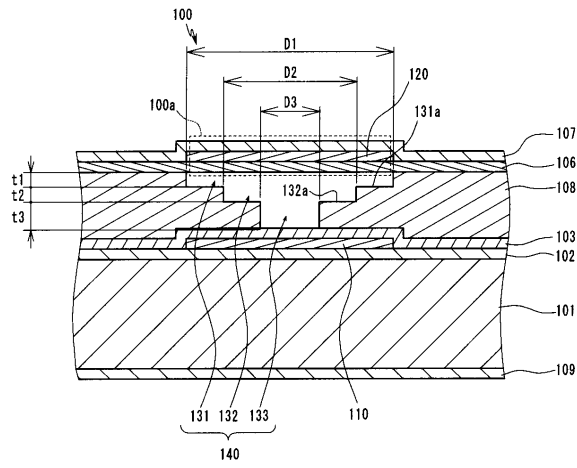
【図 5】



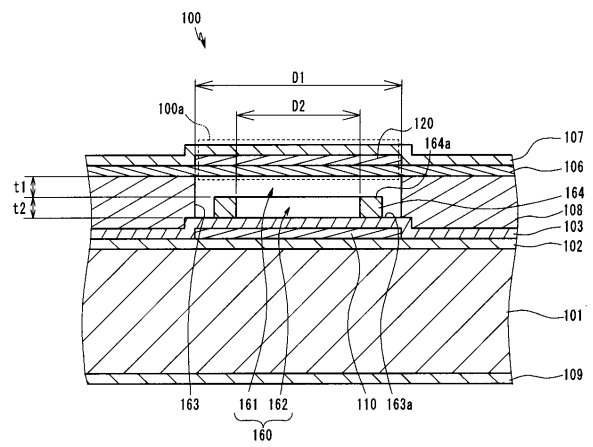
【図 6】



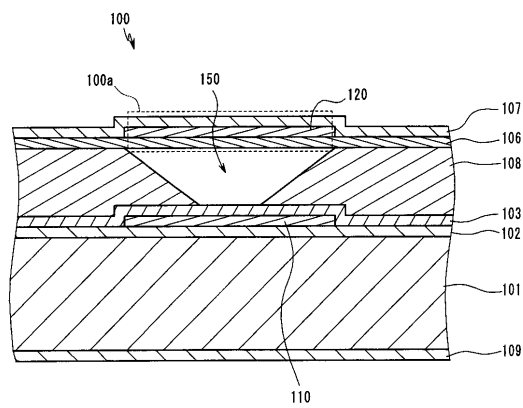
【図 7】



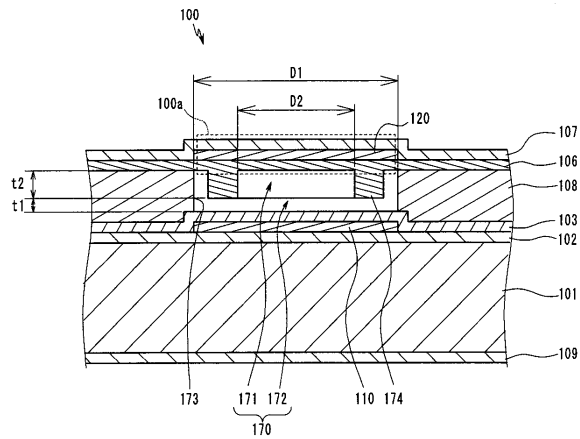
【図 9】



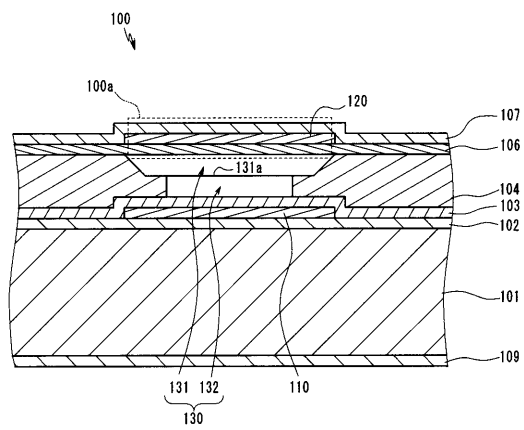
【図 8】



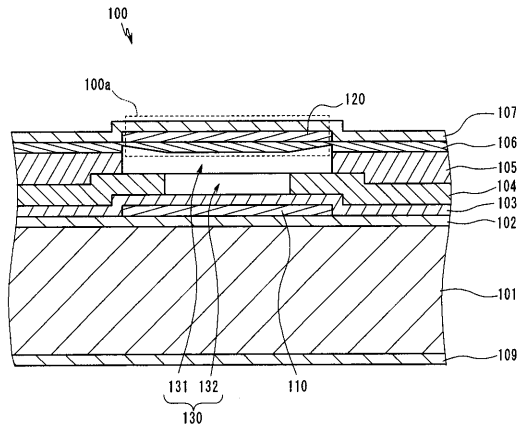
【図 10】



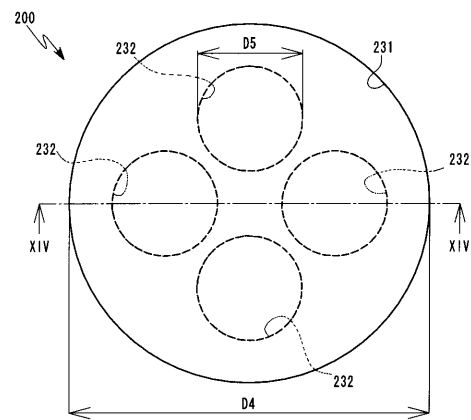
【図 11】



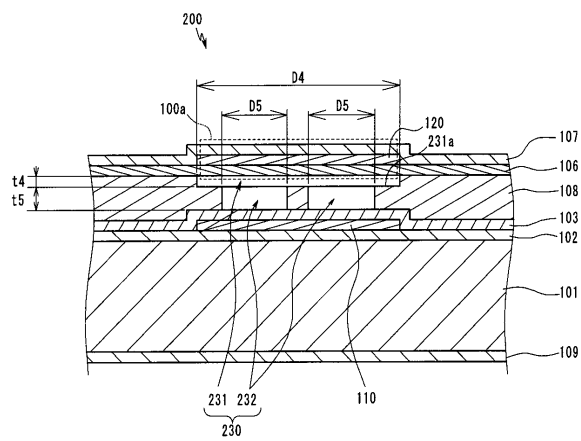
【図 12】



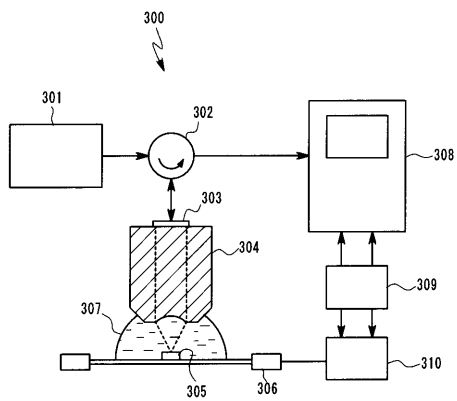
【図 13】



【図 14】



【図 15】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 安達 日出夫  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 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 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

審査官 境 周一

- (56)参考文献 特開 2 0 0 6 - 0 2 0 3 1 3 ( J P , A )  
特開 2 0 0 7 - 0 7 4 6 8 2 ( J P , A )  
国際公開第 2 0 0 5 / 1 2 0 3 5 5 ( W O , A 1 )  
特表 2 0 0 5 - 5 0 6 7 8 3 ( J P , A )  
特表 2 0 0 9 - 5 0 3 9 1 8 ( J P , A )  
国際公開第 2 0 0 5 / 1 2 0 3 6 0 ( W O , A 1 )  
特表 2 0 0 5 - 5 1 0 2 6 4 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

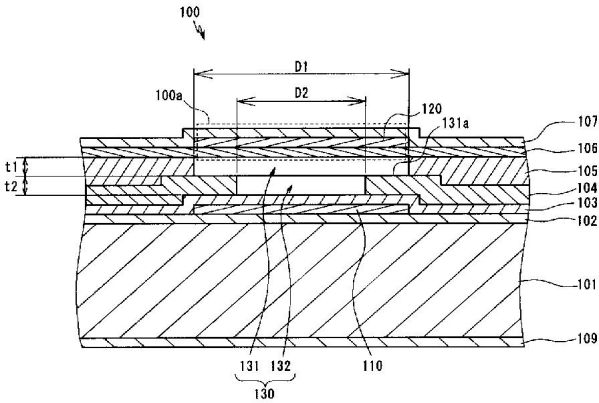
H 0 4 R	1 / 0 0 - 3 1 / 0 0
A 6 1 B	8 / 0 0 - 8 / 1 4

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	<a href="#">JP5019997B2</a>	公开(公告)日	2012-09-05
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		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社 奥林巴斯公司		
[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	JP2009055474A JP2009055474K1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种静电容量型超声波换能器，能够以宽带频率发送和接收超声波，而不会影响超声波的传输强度和接收灵敏度，超声波诊断设备，提供显微镜。 解决方案：该超声波传感器设置有第一电极，设置在第一电极上的振动膜，其中腔的孔与其隔开，以及由膜片支撑的第二电极在换能器中，孔部分通过在从第一电极到第二电极的方向上从第二电极侧观察时连续地连接具有不同横截面积的多个空隙部分而构成。。 点域5

【 图 5 】



【 图 6 】