

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4839176号
(P4839176)

(45) 発行日 平成23年12月21日(2011.12.21)

(24) 登録日 平成23年10月7日(2011.10.7)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12
H 0 4 R 19/00 (2006.01) H 0 4 R 19/00 3 3 0

請求項の数 13 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2006-279238 (P2006-279238)	(73) 特許権者	304050923
(22) 出願日	平成18年10月12日(2006.10.12)		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2008-93214 (P2008-93214A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成20年4月24日(2008.4.24)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成21年8月31日(2009.8.31)		弁理士 伊藤 進
		(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
		(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
		審査官	川上 則明

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波トランスデューサ及び超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

基板上に配設され、極性の反転する電圧信号である駆動信号が印加される第1の電極と

該第1の電極上に空隙部を隔てて配設された振動膜と、

該振動膜上に配設され、接地電位とされる第2の電極と、

前記第1の電極に電氣的に接続され、与えられる電場によって自発分極の極性が反転する強誘電体と、を具備することを特徴とする静電容量型の超音波トランスデューサ。

【請求項2】

前記強誘電体は、前記基板と前記第1の電極との間に配設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】

前記強誘電体は、前記第1の電極と前記空隙部との間に配設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4】

前記駆動信号を、前記第1の電極に印加する駆動手段を具備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】

前記基板は電気絶縁性の材料により構成され、かつ表面上に導電性の導電性処理部が配設された絶縁性基板であって、前記導電性処理部は接地電位とされることを特徴とする請 20

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。

【請求項 6】

前記導電性処理部は、前記絶縁性基板上に配設された少なくとも一層の金属膜であることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波トランスデューサ。

【請求項 7】

前記導電性処理部は、前記絶縁性基板上に配設された二層の金属膜により構成され、該二層の金属膜のうち前記絶縁性基板側に配設される一方の金属膜は Cr、Ni、Cu、Ti 又は Sn のいずれかからなり、他方の金属膜は Pt、Au、W、Mo 又は Ta のいずれかからなることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波トランスデューサ。

【請求項 8】

前記基板は導電性の材料により構成された低抵抗基板であって、該低抵抗基板は接地電位とされ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 9】

前記基板は導電性の材料により構成された低抵抗基板であって、該低抵抗基板は接地電位とされることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波トランスデューサ。

【請求項 10】

前記低抵抗基板は、シリコン半導体からなることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波トランスデューサ。

【請求項 11】

前記駆動手段の少なくとも一部は、前記シリコン半導体上に形成されることを特徴とする請求項 10 に記載の超音波トランスデューサ。

【請求項 12】

前記強誘電体は、ピスマス層状構造強誘電体からなることを特徴とする請求項 1 から 11 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 13】

請求項 1 から 12 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し、該超音波トランスデューサを体腔内に導入することで超音波診断像を取得することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、静電容量型の超音波トランスデューサと超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

体腔内に超音波を照射し、そのエコー信号から体内の状態を画像化して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 つに超音波内視鏡がある。超音波内視鏡は、体腔内へ導入する挿入部の先端に超音波トランスデューサ（超音波振動子）が配設されている。超音波トランスデューサは電気信号を超音波に変換し体腔内へ送信し、また体腔内で反射した超音波を受信して電気信号に変換する機能を有するものである。

【0003】

従来、超音波トランスデューサとして、セラミック圧電材 PZT（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、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-MUT と称する）が注目を集めている。c-MUT は、例えば特表 2004-503313 号公報に開示されている。

【0004】

c-MUT は、空隙部を挟んで対向する一对の平板状の電極（平行平板電極）を具備して構成されるものであり、一方の電極を含む膜（メンブレン）の振動により超音波の送受

10

20

30

40

50

信を行うものである。

【特許文献1】特表2004-503313号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

c-MUTは、送信時においては、一对の電極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を振動させて超音波を送信する。

【0006】

一方、c-MUTは、受信時においては、受信超音波によるメンブレンの振動に伴う、一对の電極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ため、両電極を帯電させておくことが必要である。このために、c-MUTは、受信時においては一对の電極間にDCバイアス電圧を印加しなければならない。

【0007】

このように、c-MUTにDCバイアス電圧を印加し続けることは、c-MUTの駆動電圧の実効値が高くなり、c-MUTを構成する配線に負担となり、さらに、内視鏡の消費電力を増加させることになる。また、DCバイアス電圧を印加するための配線及び回路が必要であるため装置が大型化してしまう。

【0008】

本発明は、上記問題点に鑑みてなされたものであり、DCバイアス電圧を印加することなく超音波の送受信が可能な静電容量型の超音波トランスデューサ及び超音波診断装置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】

【0009】

本発明の超音波トランスデューサは、基板上に配設され、極性の反転する電圧信号である駆動信号が印加される第1の電極と、該第1の電極上に空隙部を隔てて配設された振動膜と、該振動膜上に配設され、接地電位とされる第2の電極と、前記第1の電極に電氣的に接続され、与えられる電場によって自発分極の極性が反転する強誘電体と、を具備することを特徴とする。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

(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9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。図4は、振動子ユニットを超音波の送受方向から見た上面図である。

【0011】

図1に示すように本実施形態の超音波診断装置である超音波内視鏡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。

【0012】

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。

【0013】

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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 1 4 】

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。

【 0 0 1 5 】

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。

10

【 0 0 1 6 】

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 に示のように、振動子アレイ 31 と駆動回路 34 と FPC 35 とを具備して構成されている。FPC 35 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 FPC 35 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。

【 0 0 1 7 】

円筒状の FPC 35 の外周面上には、2次元の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、FPC 35 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、FPC 35 の外周面の法線方向から見て略長形状を有し、円筒状の FPC 35 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、128 個の振動子ユニット 32 を具備している。

20

【 0 0 1 8 】

また、振動子ユニット 32 は、図 4 に示すように、複数の振動子エレメント 33 が配列されて構成されている。本実施形態では、振動子エレメント 33 は、FPC 35 の外周面の法線方向から見て略正方形を有しており、該振動子エレメント 33 は、振動子ユニットの長手方向に 1次元に配列されている。振動子ユニット 32 は、本実施形態では 64 個の振動子エレメント 33 により構成されている。

30

【 0 0 1 9 】

振動子エレメント 33 は、詳しくは後述する本実施形態の超音波トランスデューサである複数の振動子セル 100 により構成されている。同一の振動子エレメント 33 においては、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。すなわち、本実施形態では、一つの振動子エレメント 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、本実施形態では 4 個の振動子セル 100 により構成されている。

40

【 0 0 2 0 】

隣接する振動子ユニット 32 間には、個々の振動子ユニット 32 を区画する溝部である振動子ユニット境界溝 41 が形成されている。また、振動子エレメント 33 間にも、個々の振動子エレメント 33 を区画する溝部である振動子エレメント境界溝 42 が形成されている。このように、最小の駆動単位である振動子エレメント 33 の外周に溝部を設けることにより、隣接する振動子エレメント 33 間におけるクロストークを低減することが可能となる。

【 0 0 2 1 】

振動子エレメント 33 は、FPC 35 の実装面の法線方向、すなわち円筒状である FPC 35 の径方向外向きに超音波を送信する。したがって、振動子エレメント 33 が 1次元

50

に配列されて構成された振動子ユニット 3 2 は、1 次元の超音波振動子アレイを構成するものであり、該振動子ユニット 3 2 が複数配列されることにより、2 次元の超音波振動子アレイである振動子アレイ 3 1 が構成されるのである。

【 0 0 2 2 】

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。

【 0 0 2 3 】

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。なお、信号電極 3 6 は、図 3 においては一つの電極のように示しているものであるが、信号電極 3 6 は、振動子エレメント 3 3 の数に対応して分割されており、一つの振動子エレメント 3 3 に対し一つの信号電極が配設されている。

【 0 0 2 4 】

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 次元の超音波振動子アレイである振動子アレイ 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において放射状に送受信する、いわゆる電子式ラジアル走査と、超音波を先端硬性部 2 0 の挿入軸を含む平面上において放射状に送受信する、いわゆる電子式セクタ走査とを、同時又は交互に行うものである。すなわち、本実施形態の超音波内視鏡 1 は、体腔内における 3 次元の超音波走査が可能である。

【 0 0 2 6 】

次に、本実施形態の静電容量型超音波トランスデューサとしての振動子セル 1 0 0 の構成について、以下に説明する。図 5 は、振動子セル 1 0 0 の上面図である。図 6 は、図 5 の VI-VI 断面図である。図 7 は、振動子セル 1 0 0 の等価回路図である。

【 0 0 2 7 】

本実施形態の振動子セル 1 0 0 は、いわゆる MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) の技術範囲に属するものである。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 (基材) 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、c - M U T (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer) と称される。本実施形態では、振動子セル 1 0 0 は、半導体プロセスを用いて形成された平行平板電極により構成されるものであり、シリコン基板 1 0 1 上に層状に形成された積層構造を有する。

【 0 0 2 8 】

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 6 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 表面の法線に平行な方向について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。

【 0 0 2 9 】

振動子セル 1 0 0 は、略円柱状の空隙部であるキャビティ 1 0 7 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。振動子セル 1 0 0 は、上部電極を含む弾性を有する膜状の構造体であるメンブレン 1 0 0 a (振動膜) の振動により、超音波を送受信するものである。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 0 】

本実施形態に係る振動子セル 1 0 0 の構造について、以下に詳細に説明する。

【 0 0 3 1 】

シリコン基板 1 0 1 は、導電性を有する低抵抗シリコンウェハからなり、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。

【 0 0 3 2 】

シリコン基板 1 0 1 のセル形成面上、すなわち第 1 絶縁膜 1 0 2 上には、上方から見て略円形状の導電層である下部電極 1 1 0 が形成されている。下部電極 1 1 0 は、M o (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。下部電極 1 1 0 は、上方から見て隣接する 4 つの下部電極 1 1 0 同士が、略 X 形状の下部電極配線 1 1 1 により電氣的に接続されている。

10

【 0 0 3 3 】

なお、積層構造の最下層部であり、かつシリコン酸化膜上に形成される下部電極 1 1 0 を構成する材料は、M o 以外に、例えば W (タングステン)、T i (チタン)、T a (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、A l (アルミニウム)、C u (銅) 等であってもよい。また、下部電極 1 1 0 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。

20

【 0 0 3 4 】

上方から見て略 X 形状の下部電極配線 1 1 1 の、配線の交差部には、シリコン基板 1 0 1 を貫通して形成されたウェハ貫通電極 1 1 2 が、振動子エレメント 3 3 単位で設けられている。ウェハ貫通電極 1 1 2 は、シリコン基板 1 0 1 とは電氣的に絶縁されており、裏面絶縁膜 1 0 9 上に形成された信号電極パッド 1 1 3 に電氣的に接続されている。

【 0 0 3 5 】

すなわち、下部電極 1 1 0 は、下部電極配線 1 1 1、ウェハ貫通電極 1 1 2 を介して、シリコン基板 1 0 1 の裏面に形成された信号電極パッド 1 1 3 に電氣的に接続されている。

【 0 0 3 6 】

下部電極 1 1 0 上には、強誘電体からなる強誘電体膜 1 3 0 が形成されている。強誘電体は、自発分極が存在し電場により自発分極の向きが反転する性質を有し、またヒステリシス特性を有することを特徴とする(強誘電性)。本実施形態では強誘電体膜 1 3 0 は、B i (ビスマス) 層状構造強誘電体 $(\text{Bi}_2\text{O}_2)^{2+} \cdot (\text{A}_{m-1}\text{B}_m\text{O}_{3m+1})^{2-}$ 、例えば、 $\text{SrBi}_2\text{TaO}_9$ ($m = 2$)、 $\text{Sr}_2\text{Bi}_4\text{Ti}_5\text{O}_{18}$ ($m = 5$) 等により構成されることが好ましく、C V D 法、スパッタ法、ゾルゲルスピコート法等により成膜される。

30

【 0 0 3 7 】

強誘電体膜 1 3 0 を構成する材料である B i 層状構造強誘電体は、分極反転の繰り返しによる劣化が少ない材料である。なお、強誘電体膜 1 3 0 を構成する強誘電体は、B i 層状構造強誘電体に限られるものではない。

40

【 0 0 3 8 】

強誘電体膜 1 3 0 上には、キャビティ 1 0 7 越しに電気絶縁性を有する第 2 絶縁膜 1 0 4 が形成されている。第 2 絶縁膜 1 0 4 は、本実施形態ではシリコン窒化膜であり、L P C V D 法やプラズマ C V D 法により形成される。なお、第 2 絶縁膜 1 0 4 は、シリコン酸化膜であってもよい。

【 0 0 3 9 】

強誘電体膜 1 3 0 と、第 2 絶縁膜 1 0 4 との間には、大気圧もしくは減圧状態の密閉された空隙部であるキャビティ 1 0 7 が形成されている。キャビティ 1 0 7 は、略円柱形状を有し、上方から見て下部電極 1 1 0 と略同心上に設けられている。

【 0 0 4 0 】

50

キャビティ 107 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 107 内と第 2 絶縁膜 104 の上層とを連通するための犠牲層除去孔は、プラグ 108 により封止されている。犠牲層除去孔はキャビティ 107 の外周部の 3 箇所形成されている。なお、キャビティ 107 は、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。

【0041】

第 2 絶縁膜 104 上には、上方から見て略円形状の導電層である上部電極 120 が形成されている。上部電極 120 は、上方から見て下部電極 110 と略同心上、すなわち下部電極 110 と対向する位置に設けられている。本実施形態では、上部電極 120 は、Al の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

【0042】

上部電極 120 は、上方から見て隣接する 4 つの上部電極 120 同士が、略 X 字形状の上部電極配線 121 により電氣的に接続されている。ここで、上部電極配線 121 は、上述した下部電極配線 111 と、上方から見て重なる部分が最小となるように配設されている。このように、下部電極配線 111 と上部電極配線 121 とを、互いに重なる部分が最小となるように配置することにより、配線部における寄生容量の発生を防止することができる。

【0043】

なお、上部電極 120 を構成する材料は、Al 以外に、例えば Cu、W、Mo、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。

20

【0044】

上方から見て略 X 字形状の上部電極配線 121 の配線の交差部は、振動子ユニット境界溝 41 上に形成されている。該振動子ユニット境界溝 41 は、第 2 絶縁膜 104 のメンブレン支持部 104a を貫通してシリコン基板 101 に到達する深さで形成されている。振動子ユニット境界溝 41 内には、上部電極 120 及び上部電極配線 121 と同一の工程により貫通電極 122 が成膜されており、貫通電極 122 は、シリコン基板 101 にオーミックコンタクト領域 122a を介して電氣的に接続されている。

【0045】

また、裏面絶縁膜 109 上には接地電極パッド 123 が形成されており、接地電極パッド 123 は、オーミックコンタクト領域 123a を介してシリコン基板 101 に電氣的に接続されている。

30

【0046】

すなわち、上部電極 120 は、上部電極配線 121、貫通電極 122、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 123 に電氣的に接続されている。

【0047】

上部電極 120 上には、電気絶縁性を有する上部保護膜 105 が形成されている。上部保護膜 105 は、本実施形態ではシリコン窒化膜であり、プラズマ CVD 法により形成される。なお、上部保護膜 105 は、シリコン窒化物以外に、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) 等により構成されてもよい。特に、HfN 及び HfON は、高密度の膜が得られるため保護膜として好ましい。

40

【0048】

また、図示しないが、上部保護膜 105 上には、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膜を成膜してもよい。

【0049】

上述した構成を有する振動子セル 100 を有する振動子エレメント 31 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 FPC 35 上に実装される。したがって、振動子セル 100 は、信号電極パッド 113 及び接地電極パッド 123 を介して、FPC 35 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。

50

【 0 0 5 0 】

すなわち、信号電極パッド 1 1 3 を介して、下部電極 1 1 0 と駆動回路 3 4 との間で電圧信号である駆動信号及び受信信号の送受がなされる。また、接地電極パッド 1 2 3 は、接地電位とされ、上部電極 1 2 0 は、シリコン基板 1 0 1 及び接地電極パッド 1 2 3 を介して接地電位に接続される。

【 0 0 5 1 】

このように、本実施形態では、振動子セル 1 0 0 を形成する基板を低抵抗のシリコン基板 1 0 1 とし、シリコン基板 1 0 1 を接地電位とすることにより裏面側から飛来するノイズを遮蔽し、より S / N 比の高い超音波画像を得ることが可能となる。

【 0 0 5 2 】

また、振動子セル 1 0 0 の裏面側に信号電極パッド 1 1 3 及び接地電極パッド 1 2 3 を設けることにより、実装面積を減少させることができる。

【 0 0 5 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 及びキャピティ 1 0 7 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、例えば正六角形や矩形等であってもよい。メンブレン 1 0 0 a 及びキャピティ 1 0 7 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。

【 0 0 5 4 】

以下に、上述した構成を有する超音波内視鏡 1 及び振動子セル 1 0 0 の駆動方法及び動作を説明する。図 7 は、本実施形態の振動子セルの等価回路図である。図 8 は、強誘電体の分極ヒステリシス特性 (P - E 履歴曲線) を説明するグラフである。図 9 は、振動子セルの駆動を説明するタイミングチャートである。

【 0 0 5 5 】

以下においては、強誘電体膜 1 3 0 は、図 8 に示すような分極ヒステリシスを有するものとして説明する。図 8 において、横軸は強誘電体膜 1 3 0 に印加される電圧 E を示し、縦軸は強誘電体膜 1 3 0 の分極量 P を示している。分極量 P は、強誘電体膜 1 3 0 中における電荷の偏りの程度を示す値である。

【 0 0 5 6 】

また、図 8 において P r は、残留分極と称され、印加電圧 E を 0 とした場合の、強誘電体膜 1 3 0 中に残存する電荷の偏りの程度を示す値である。この、電圧無印加時に強誘電体膜 1 3 0 中に残存する電荷の偏りは、強誘電体膜 1 3 0 表面近傍に局在する逆極性の電荷と中和するため、外部からは観測されない。しかし、強誘電体膜 1 3 0 に印加される電圧の変化や強誘電体膜 1 3 0 に加えられる温度又は圧力が変化することにより、強誘電体膜 1 3 0 中の分極電荷量が変化し、中和状態にあったバランスが崩れ、その差分の電荷が強誘電体 1 3 0 の表面上に現出することになる。

【 0 0 5 7 】

また、図 7 の等価回路図では、メンブレン 1 0 0 a の等価静電容量を C mem、キャピティ 1 0 7 の等価静電容量を C cav、強誘電体膜 1 3 0 の等価静電容量を C fe、第 1 絶縁膜 1 0 2 の等価静電容量を C in として示している。

【 0 0 5 8 】

図 9 においては、横軸は時間を示し、縦軸 V t r は駆動信号の電圧、縦軸 Q は下部電極上の電荷量を示している。

【 0 0 5 9 】

本実施形態では、図 7 に示すように、駆動手段である駆動回路 3 4 から出力される電圧信号である駆動信号は、下部電極 1 1 0 に印加されるものである。ここで、下部電極 1 1 0 に駆動信号が入力された場合に、C mem、C cav 及び C fe 間の分圧電圧が、強誘電体膜 1 3 0 の分極反転電圧より大きければ分極反転が生じ、分極反転電荷が誘起される。

【 0 0 6 0 】

例えば、強誘電体膜 1 3 0 の分極が図 8 に示す A の状態 (分極量 - P r) であった場合、強誘電体膜 1 3 0 に + V a 以上の電圧が印加されると、強誘電体膜 1 3 0 の分極は B の

10

20

30

40

50

状態に達した後、Cの状態(分極量 P_r)となり分極が反転する。

【0061】

本実施形態の超音波内視鏡1では、振動子セル100は、送信期間 T_{tr} 中に超音波を送信し、送信期間 T_{tr} 後の受信期間 T_{re} 中に超音波を受信する動作を、所定の期間である1送受期間 T 毎に繰り返すように駆動回路34により駆動される。

【0062】

図9に示すように、駆動回路34は、1送信期間 T_{tr} 中において1度のみ半波のパルス電圧信号(単パルスの電圧信号)を、下部電極110に出力する。駆動回路34から出力される半波のパルス電圧信号は、1回の出力ごとにその極性が反転されるものであり、またその電圧値は、強誘電体膜130に分極反転を生じせしめるに足る値であり、かつメンブレン100aの振動により発信される超音波の出力が十分なものとなる値とされる。

10

【0063】

すなわち、下部電極110に印加される駆動信号は、一度の入力ごとにその極性が反転されるものであり、このため一度の駆動信号の入力ごとに強誘電体膜130の分極反転が生じ、下部電極110上には、 $2P_r (= P_r - (-P_r))$ の電荷量の電荷が誘起される。ここで、下部電極110上に誘起された電荷は、図9に示すように、次の駆動信号が入力されるまで保持される。

【0064】

本実施形態の振動子セル100は、上述のような駆動方法により駆動されることにより、以下に説明するように動作するものである。

20

【0065】

まず、送信期間 T_{tr} 中において、振動子セル100の下部電極110には、半波のパルス電圧信号である駆動信号が入力される。駆動信号が入力されることにより下部電極110と上部電極120との間の電位差が変化し、両電極間の静電引力が変動することで両電極間の距離が変化する。すなわち、メンブレン100aが振動し、これにより超音波が送信される。

【0066】

なお、本出願人が特願2004-172970号で詳述するように、送信期間 T_{tr} 中のみにあって、下部電極110と上部電極120との間にパルス状にDCバイアス電圧を印加する構成としてもよい。このように超音波の送信時において、下部電極110と上部電極120との間にDCバイアス電圧を印加することにより、送信超音波の広帯域化及び音圧の向上等の好ましい効果を得られる。

30

【0067】

また、送信期間 T_{tr} 中において、下部電極110に駆動信号が入力されることにより、強誘電体膜130の分極反転が生じ、下部電極110上に電荷が誘起される。この電荷により、下部電極110と上部電極120の間にはDC電圧が印加されることとなる。すなわち、送信期間 T_{tr} に続く受信期間 T_{re} 中において、下部電極110と上部電極120との間にDCバイアス電圧が印加された状態が維持された状態となる。

【0068】

受信期間 T_{re} 中において、体腔内において反射された超音波は振動子セル100に到達し、この反射波によりメンブレン100aが振動する。このため、下部電極110と上部電極120との距離の変化に応じて、下部電極110と上部電極120との間の静電容量が変化する。ここで、下部電極110と上部電極120との間にはDCバイアス電圧が印加された状態であるため、下部電極110と上部電極120との間の静電容量の変化に応じて、下部電極110上の電荷量に変動が生じる。すなわち、超音波観測装置は、振動子セル100の下部電極110上の電荷量の変化を受信信号として測定することにより、超音波を受信することが可能となる。

40

【0069】

以上のように、本実施形態の振動子セル100は、強誘電体膜130を設けることにより、従来のDCバイアス電圧の印加を必要とするc-MUTと同等の動作を実現するもの

50

である。すなわち、本実施形態の振動子セル 110 は、DC バイアス電圧の印加を必要とせず、パルス信号のみにより超音波の送受信を行うことが可能であり、駆動に必要な電圧実効値を従来よりも低い値とすることが可能となる。

【0070】

よって、本実施形態の振動子セル 110 は、従来よりもより低い消費電力で超音波の送受信を行うことができ、配線にかかる負担も抑えることができる。また、このような振動子セル 110 を具備した超音波内視鏡 1 においては、DC バイアス電圧を印加するための配線及び回路が不要となり、より装置の小型化を図ることが可能となる。

【0071】

また、本実施形態の振動子セル 100 を具備した超音波内視鏡 1 によれば、振動子セル 100 には圧電セラミックのように鉛等の有毒物質が全く含まれないため、環境負荷の小さい診断装置を実現することが可能である。

【0072】

また、本実施形態では、振動子セル 100 を駆動するための駆動信号は、振動子セル 100 の下層側、すなわち観察対象に対して超音波を送受する方向とは反対側に位置する下部電極 110 に印加される。ここで、該下部電極 110 に比してより観察対象に近い位置に配設されている上部電極 200 は、接地電位に接続されている。すなわち、本実施形態の振動子セル 100 の外周部には、接地電位に接続された導電層のみが配設され、駆動信号が印加される導電層は振動子セル 100 の内部側にのみ配設されている。よって、駆動信号が印加される導電層と、外部との電氣的絶縁の確保が確実かつ容易となる。これに加えて、前述のように実効値の高い DC バイアス電圧を印加するための配線等が不要であるため、例えば、振動子セル 100 を被覆するための保護膜の膜厚を薄くすることが可能となり、装置の小型化を図ることが可能となる。

【0073】

なお、上述の実施形態においては、振動子セル 100 を駆動するための駆動回路 34 は、振動子セル 100 とは別に形成されて FPC 35 に実装されるものであるが、本発明はこの形態に限られるものではない。

【0074】

例えば、本実施形態は、振動子セル 100 をシリコン半導体であるシリコン基板 101 上に形成しているものであり、振動子セル 100 を駆動するための電子回路の少なくとも一部を、このシリコン基板 101 上にモノリシックに形成することが可能である。このように駆動回路をシリコン基板 101 上に形成することにより、駆動回路を別途実装する工程を無くすことができ、工程数の短縮化を図ることができる。また、駆動回路と振動子セル 100 との電氣的接続の信頼性を向上させることが可能である。

【0075】

(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10及び図11を参照して説明する。図10は、第2の実施形態に係る振動子セルの断面図である。図11は、第2の実施形態に係る振動子セル 100 の等価回路図である。

【0076】

第2の実施形態では、第1の実施形態の構成に対し、強誘電体膜 130 の配置のみが異なる。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。

【0077】

本実施形態の振動子セルは、図10に示すように、強誘電体膜 130 が、下部電極 110 の下層側に配設されている。

【0078】

本実施形態の振動子セルの駆動方法は、第1の実施形態と同様であるが、駆動手段である駆動回路 34 から出力され下部電極 110 に印加される駆動信号は、強誘電体膜 130 の等価静電容量 C_{fe} と第1絶縁膜 102 の等価静電容量 C_{in} との分圧電圧が、強誘電体膜

10

20

30

40

50

130の分極反転電圧よりも大きくなる値とされる。

【0079】

ここで、本実施形態は、第1の実施形態に比して、強誘電体膜130に印加される電圧の分圧による電圧降下が少ないため、下部電極110へ印加する駆動信号の電圧実効値を第1の実施形態よりも低く抑えることが可能となる。したがって、本実施形態によれば、体腔内で使用される形態において、より好まし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。

【0080】

また、本実施形態によれば、駆動信号の電圧実効値を第1の実施形態よりも低く抑えられるため、駆動回路や配線を通る電流値が小さくなり、消費電力を低くすることが可能である。このことは、駆動回路の更なる小型化を可能とし、また駆動回路の発熱による振動子セルの特性変動を防止することが可能となる。

【0081】

また、本実施形態によれば、下部電極110と上部電極120との間に誘電体膜130が配設されないため、第1の実施形態に比して、下部電極110と上部電極120との間の距離（電極間距離）を小さくすることができる。

【0082】

したがって、本実施形態によれば、電極間における静電容量を高くすることが可能となり、より高い送信超音波の音圧が得られ、かつ受信感度の高い静電容量型超音波トランスデューサを実現することができる。

【0083】

（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12を参照して説明する。図12は、第3の実施形態に係る振動子セルの断面図である。第3の実施形態では、第2の実施形態の構成に対し、強誘電体膜130の配置のみが異なる。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。

【0084】

本実施形態の振動子セルは、図12に示すように、シリコン基板101上に第1絶縁膜が形成されず、強誘電体膜130はシリコン基板101に上接して配設され、さらに強誘電体膜130上に下部電極110が配設されている。

【0085】

本実施形態によれば、第2の実施形態に比して、強誘電体膜130に印加される電圧の分圧による電圧降下がより少なくなる。よって、下部電極110へ印加する駆動信号の電圧実効値をさらに低く抑えることが可能となる。したがって、本実施形態によれば、体腔内で使用される形態において、より好まし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。

【0086】

また、本実施形態によれば、駆動信号の電圧実効値を第2の実施形態よりも低く抑えられるため、駆動回路や配線を通る電流値が小さくなり、消費電力を低くすることが可能である。このことは、駆動回路の更なる小型化を可能とし、また駆動回路の発熱による振動子セルの特性変動を防止することが可能となる。

【0087】

また、第1絶縁膜が形成されないことにより、振動子セルの製造工程の工程数の短縮化を図ることが可能となる。

【0088】

（第4の実施形態）

以下、本発明の第4の実施形態について、図13を参照して説明する。図13は、第4の実施形態に係る振動子セルの断面図である。第4の実施形態では、第1の実施形態の構成に対し、振動子セルが形成される基板の材料が異なる。よって、以下ではこの相違点の

10

20

30

40

50

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。

【0089】

本実施形態では、振動子セルは、電気絶縁性を有する石英により構成された絶縁性基板150上に形成されるものである。絶縁性基板150は、石英に限らず、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ものであればよい。

【0090】

絶縁性基板150の表面には、絶縁性基板150の表面を導電性とする導電性処理部として、金属膜である接地導電層151がMo等の導電性の材料をスパッタリングにより成膜することで形成されている。なお、接地導電層151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。例えば、接地導電層は2層の金属膜からなり、下方側（接地導電層151に接する側）の層が、Cr、Ni、Cu、Ti又はSnのいずれかからなり、上方側の層がPt、Au、W、Mo又はTaのいずれかからなる構成であってよい。

10

【0091】

接地導電層151は接地電位とされるものであり、該接地導電層151上に、第1の実施形態の振動子セル100と同様の構成が積層される。すなわち、本実施形態の振動子セルは、電気回路的には、第1の実施形態におけるシリコン基板101を、接地導電層151として置き換えたものと等価であり、第1の実施形態と同様の等価回路となる。

20

【0092】

本実施形態の振動子セルは、絶縁性基板150の裏面側がFPC上に接着剤等により固定された後に、ワイヤボンディング等によりFPCの配線パターンと電氣的に接続される。これにより、接地導電層151及び下部電極110は、接地電位及び制御回路34にそれぞれ電氣的に接続される。

【0093】

本実施の形態によれば、導電性の基板上に振動子セルを形成する場合に比して、導電性の基板を配線として使用した場合に発生する寄生容量の発生を抑制することができ、より効率よく振動子セルの駆動制御を行うことができる。

【0094】

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及び超音波診断装置もまた本発明の技術的範囲に含まれるものである。

30

【0095】

例えば、上述の実施形態において、強誘電体膜は、振動子セルに対して上方から見て重なる位置、すなわち積層されて配設されているものであるが、強誘電体膜を設ける位置はこれに限られるものではない。例えば、上方から見て振動子セルと強誘電体膜とが離間した位置に配設されるものであってもよい。

【0096】

また、超音波内視鏡は、電子式のラジアル走査及びセクタ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、コンベックス走査等を採用したものであってもよい。また、超音波送受部を、複数の振動子エレメントを1次元に配列した1次元アレイとしたものであってもよい。さらに、本発明は機械式の走査方式の超音波内視鏡にも適用可能であり、上述の振動子エレメントをアレイ状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超音波内視鏡にも本発明を適用することが可能である。

40

【0097】

また、本発明は、先端に超音波送受部を設けた内視鏡のみに限らず、有線、無線の形式を問わず体腔内に導入される、いわゆる超音波プローブ全般を含む技術分野に属するもの

50

である。例えば、内視鏡の処置具挿通孔に挿通されて体腔内に導入される超音波プローブであつてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0098】

【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受方向からみた上面図である。

【図5】振動子セルの上面図である。

【図6】図5のVI-VI断面図である。

【図7】振動子セルの等価回路図である。

【図8】強誘電体の分極ヒステリシス特性を説明するグラフである。

【図9】振動子セルの駆動方法を説明するタイミングチャートである。

【図10】第2の実施形態に係る振動子セルの断面図である。

【図11】第2の実施形態に係る振動子セルの等価回路図である。

【図12】第3の実施形態に係る振動子セルの断面図である。

【図13】第4の実施形態に係る振動子セルの断面図である。

【符号の説明】

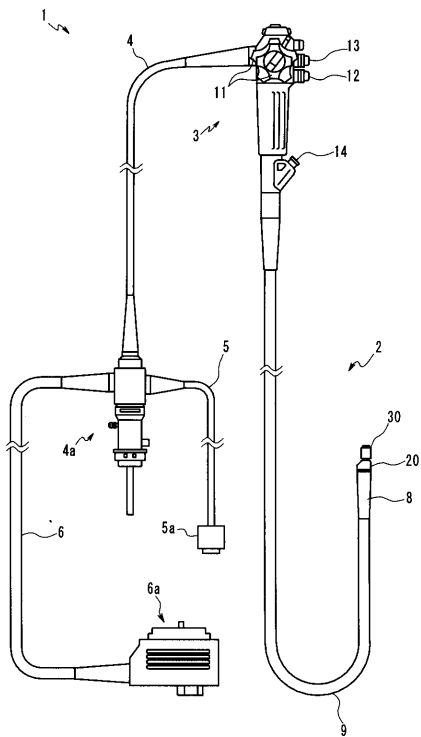
【0099】

34 駆動回路、 100 振動子セル、 100a メンブレン、 101 シリコン基板、 102 第1絶縁膜、 104 第2絶縁膜、 105 保護膜、 107 キャビティ、 108 プラグ、 109 裏面絶縁膜、 110 下部電極、 111 下部電極配線、 112 ウェハ貫通電極、 113 信号電極パッド、 120 上部電極、 121 上部電極配線、 122 貫通電極、 123 接地電極パッド、 130 強誘電体膜

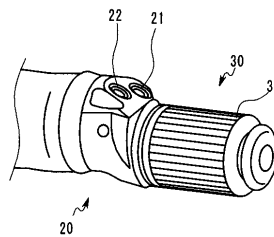
10

20

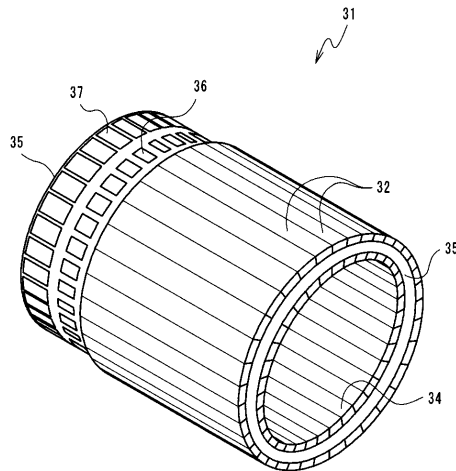
【図1】



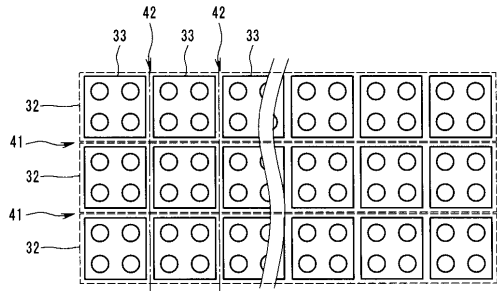
【図2】



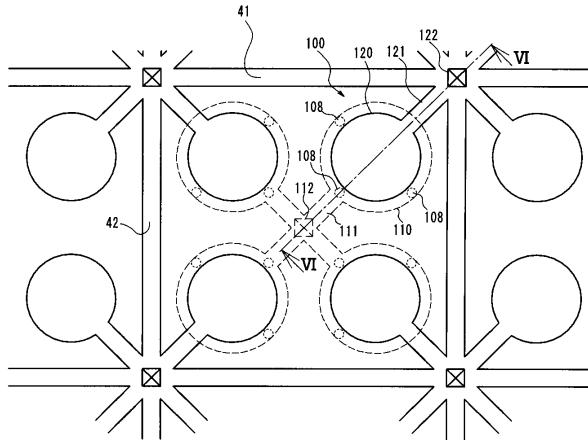
【図3】



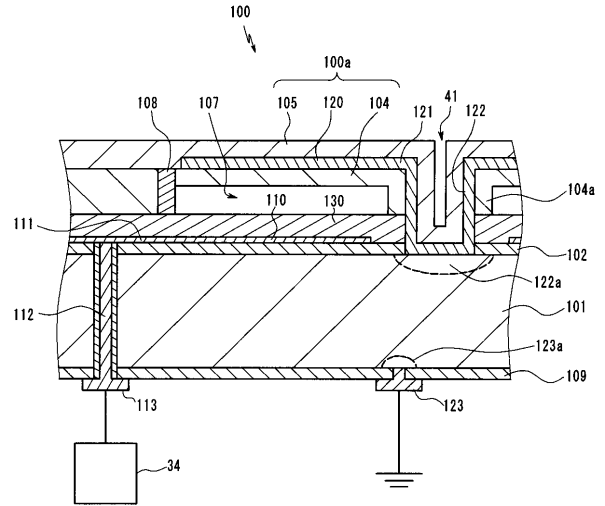
【 図 4 】



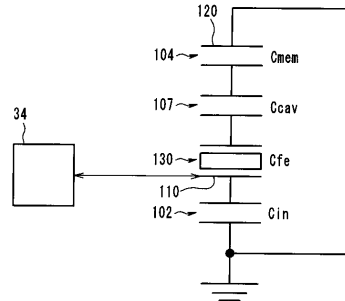
【 図 5 】



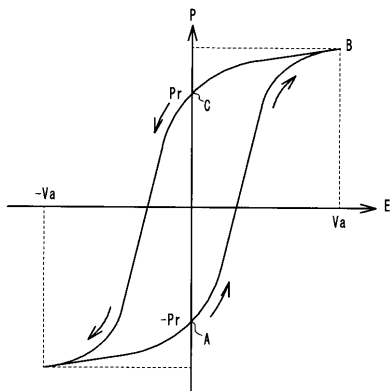
【 図 6 】



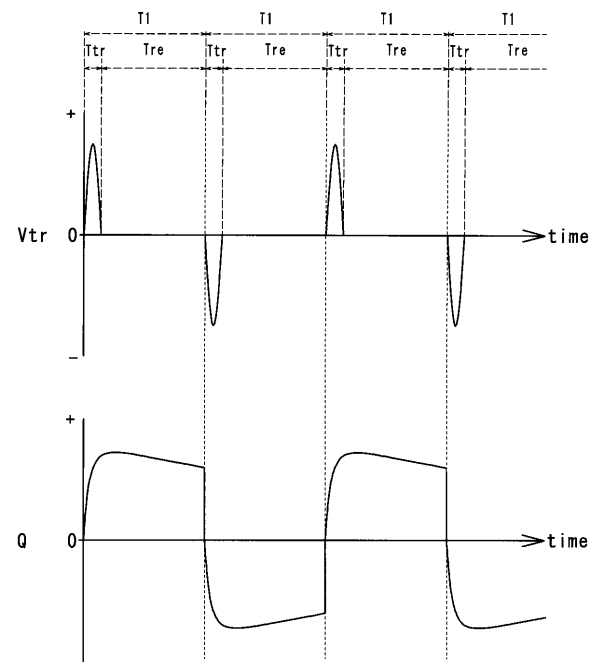
【 図 7 】



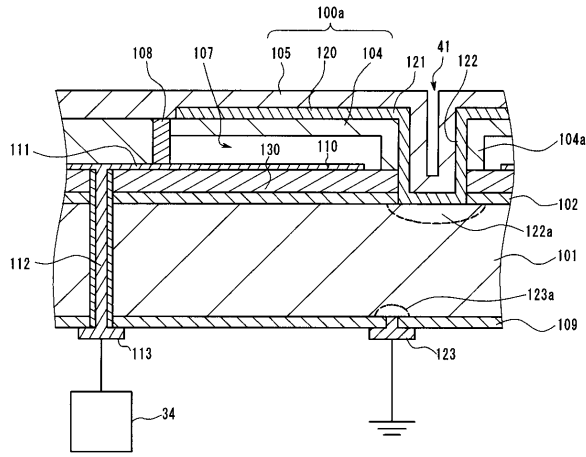
【 図 8 】



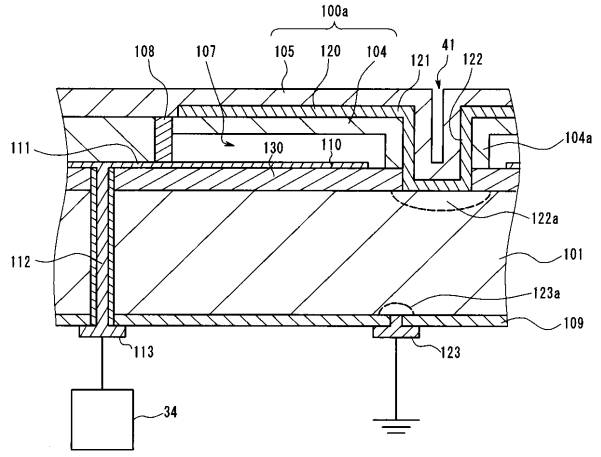
【 図 9 】



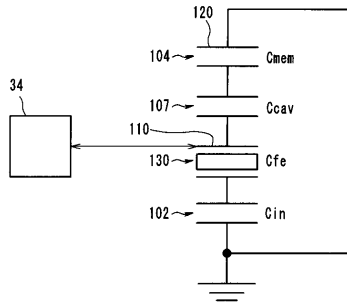
【 10 】



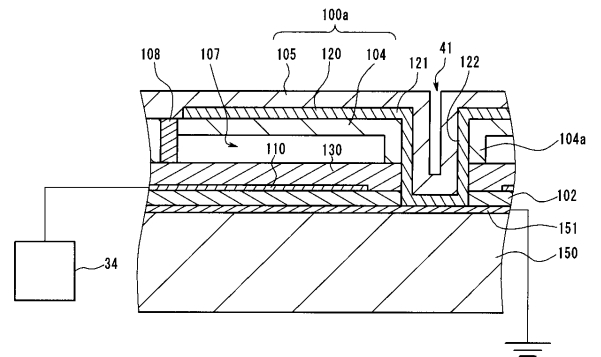
【 12 】



【 11 】



【 13 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2006-198240(JP,A)
国際公開第2005/077012(WO,A1)
国際公開第2005/120360(WO,A1)
特開2006-122188(JP,A)
特開2006-122344(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/12
H04R 19/00
JSTPlus(JDreamII)
JMEDPlus(JDreamII)

专利名称(译)	超声换能器和超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4839176B2	公开(公告)日	2011-12-21
申请号	JP2006279238	申请日	2006-10-12
[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		
[标]发明人	安達日出夫 若林勝裕		
发明人	安達 日出夫 若林 勝裕		
IPC分类号	A61B8/12 H04R19/00		
CPC分类号	A61B8/4488 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4483 B06B1/0292		
FI分类号	A61B8/12 H04R19/00.330 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/BB23 4C601/BB24 4C601/EE12 4C601/EE13 4C601/EE15 4C601/FE01 4C601/GA04 4C601/GB02 4C601/GB05 4C601/GB06 4C601/GB14 4C601/GB41 4C601/GB43 4C601/GB44 5D019/DD01 5D019/FF04		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2008093214A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种电容式超声波换能器和超声波诊断设备，能够在不施加直流偏置电压的情况下发送/接收超声波。ZSOLUTION：该超声波换能器具有固定在基板上的第一电极，在空隙部分的另一侧面向第一电极设置的振动膜，支撑在振动膜上并连接到规定电位的第二电极，铁电体电连接到第一电极，并且驱动装置施加驱动信号，或者单脉冲电压信号，其将每个输出的极性反转到第一电极。Z

