

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4774394号  
(P4774394)

(45) 発行日 平成23年9月14日(2011.9.14)

(24) 登録日 平成23年7月1日(2011.7.1)

(51) Int.Cl.			F I		
HO4R	19/00	(2006.01)	HO4R	19/00	330
GO1N	29/06	(2006.01)	GO1N	29/20	501
GO1N	29/24	(2006.01)	GO1N	29/24	501
A61B	8/12	(2006.01)	A61B	8/12	
HO4R	31/00	(2006.01)	HO4R	31/00	330

請求項の数 9 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2007-221690 (P2007-221690)  
 (22) 出願日 平成19年8月28日(2007.8.28)  
 (65) 公開番号 特開2009-55475 (P2009-55475A)  
 (43) 公開日 平成21年3月12日(2009.3.12)  
 審査請求日 平成21年10月20日(2009.10.20)

(73) 特許権者 304050923  
 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4番2号  
 (74) 代理人 100076233  
 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4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4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番2号 オリンパス株式会社内

最終頁に続く

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

基板上に形成された第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、該振動膜に支持された第2の電極とを具備して構成される振動子セルと、

電荷を保持し、前記第1の電極と前記第2の電極との間に所定の電位差を与えるエレクトレット膜と、

を具備した超音波トランスデューサであって、

前記エレクトレット膜は、前記基板を前記振動膜が振動することにより発生する超音波の送信方向から見た場合に前記振動子セルとは離間した領域において、前記第1の電極に電氣的に接続された第1の導電層と、該第1の導電層上に対向して配設され前記第2の電極に電氣的に接続された第2の導電層との間に介装されたものであって、

かつ、前記エレクトレット膜は、前記第1の導電層上に貼着されたものであることを特徴とする超音波トランスデューサ。

【請求項2】

複数の振動子セルのそれぞれに対応して設けられた複数の第1の導電層を具備し、

単一の前記エレクトレット膜が、該複数の第1の導電層上に貼着されることを特徴とする請求項1の記載の超音波トランスデューサ。

【請求項3】

前記エレクトレット膜と前記第1の導電層との間、又は前記エレクトレット膜と前記第2の導電層との間には、空隙部が介装されることを特徴とする請求項1又は2に記載の超

音波トランスデューサ。

【請求項 4】

前記エレクトレット膜は、樹脂膜からな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】

基板上に形成された第 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、該振動膜に支持された第 2 の電極とを具備して構成される振動子セルと、

電荷を保持し、前記第 1 の電極と前記第 2 の電極との間に所定の電位差を与える有機膜からなるエレクトレット膜と、

を具備する超音波トランスデューサの製造方法であって、

前記基板上に前記振動子セルを形成する工程と、

前記振動子セルの第 1 の電極に電氣的に接続され、前記基板上において前記振動子セルとは異なる領域に延出した第 1 の導電層を形成する工程と、

前記振動子セル及び第 1 の導電層を形成する工程とは別に前記エレクトレット膜を形成する工程と、

前記エレクトレット膜を、前記基板上の前記振動子セルとは異なる領域において前記第 1 の導電層上に貼着する工程と、

前記エレクトレット膜の前記第 1 の導電層と対向する面とは反対側の面上に第 2 の導電層を形成する工程と、

前記第 2 の導電層を前記第 2 の電極と電氣的に接続する工程と、

を具備することを特徴とする超音波トランスデューサの製造方法。

【請求項 6】

前記エレクトレット膜を、前記第 1 の導電層上に貼着する工程と、前記第 2 の導電層を形成する工程と、前記第 2 の導電層を前記第 2 の電極と電氣的に接続する工程とは、前記エレクトレットの温度が、前記エレクトレットが保持する電荷量の低下が発生する所定の温度以下において実施され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の製造方法。

【請求項 7】

前記所定の温度は、100 以下であることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波トランスデューサの製造方法。

【請求項 8】

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 9】

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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、エレクトレットを具備して構成される静電容量型の超音波トランスデューサ、超音波トランスデューサの製造方法、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】

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。

10

20

30

40

50

## 【 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。

## 【 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信を行うものである。c - M U T は、超音波の受信時においては、一对の電極間の静電容量の変化を基に超音波信号を電気信号に変換するため、特に受信時においては一对の電極間に D C バイアス電圧を供給しなければならない。

## 【 0 0 0 8 】

この問題を解決するために、c - M U T の一对の電極間に電位差（D C バイアス電圧）を与えるエレクトレットを設けることで D C バイアス電圧の供給を不要とした超音波トランスデューサが、特表 2 0 0 5 - 5 0 6 7 8 3 号公報に開示されている。特表 2 0 0 5 - 5 0 6 7 8 3 号公報に開示されている超音波トランスデューサは、エレクトレット化された膜が、一对の電極の直上、すなわち超音波の送信側に設けられている。また、エレクトレットが、一对の電極の直下、又は一对の電極間に配設される超音波トランスデューサも公知である。

【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】特表 2 0 0 5 - 5 0 6 7 8 3 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 】

ところで、膜状のエレクトレットが、長期間にわたって安定して電荷を保持するためには所定の厚さが必要である。このため、従来の超音波トランスデューサのように、エレクトレットと空隙部を挟んで対向する一对の平板状の電極とを、厚さ方向、すなわち超音波の送信方向に重ねて配設した場合、超音波トランスデューサが厚くなってしまいう問題があった。

## 【 0 0 1 0 】

本発明は、上記問題点に鑑みてなされたものであり、エレクトレットを具備することにより D C バイアス電圧の供給を不要としながら、小型化が可能な静電容量型の超音波トランスデューサ、超音波トランスデューサの製造方法、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 1 】

本発明に係る超音波トランスデューサは、基板上に形成された第 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、該振動膜に支持された第 2 の電極とを具備して構成される振動子セルと、電荷を保持し、前記第 1 の電極と前記第 2 の電極との間に所定の電位差を与えるエレクトレット膜と、を具備した超音波トランスデューサであって

10

20

30

40

50

、前記エレクトレット膜は、前記基板を前記振動膜が振動することにより発生する超音波の送信方向から見た場合に前記振動子セルとは離間した領域において、前記第1の電極に電氣的に接続された第1の導電層と、該第1の導電層上に対向して配設され前記第2の電極に電氣的に接続された第2の導電層との間に介装されたものであって、かつ、前記エレクトレット膜は、前記第1の導電層上に貼着されたものであることを特徴とする。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

(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。

10

【0013】

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。

【0014】

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

【0015】

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。

30

【0016】

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。

【0017】

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。

40

【0018】

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。

【0019】

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、

50

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、128個の振動子ユニット32を具備している。

【0020】

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-MUT(Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer)と称される。

10

【0021】

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。振動子ユニット32は、それぞれFPC35の実装面の法線方向、すなわち円筒状であるFPC35の径方向外向きに超音波を送信する。

【0022】

一方、円筒状のFPC35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、振動子ユニット32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、個々の振動子ユニット32と電氣的に接続されている。

20

【0023】

また、駆動回路34は、円筒状のFPC35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。

【0024】

上述の構成を有する超音波送受部30は、円筒形状のFPC35の外周面上に配設された1次元の超音波振動子アレイである振動子アレイ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を行うものである。

30

【0025】

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ユニット32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、振動子ユニット32の等価回路図である。

【0026】

図4に示すように、本実施形態の振動子ユニット32は、複数の振動子エレメント33が配列されて構成されている。図4において、破線で囲まれた細長の領域が、一つの振動子エレメント33を示している。

40

【0027】

振動子エレメント33は、複数の振動子セル100を具備して構成されている。また、振動子エレメント33は、該振動子エレメント33を構成する前記複数の振動子セル100のそれぞれに電氣的に接続されたエレクトレット膜130と、信号電極パッド38と、接地電極パッド39とを具備して構成されている。

【0028】

エレクトレット膜130は、詳しくは後述するが、電荷を保持し、振動子セル100にDCバイアス電圧を供給するものである。また、本実施形態の振動子ユニット32におい

50

ては、一つのエレクトレット膜 130 は、複数の振動子エレメント 33 に電氣的に接続され、それぞれの振動子エレメント 33 を構成する複数の振動子セル 100 に DC バイアス電圧を供給する。

【0029】

本実施形態においては、振動子エレメント 33 は、細長の領域の長手方向に直線状に配列された 8 個の振動子セル 100 と、細長の領域の一端に配設され 8 個の振動子セル 100 全てと並列に電氣的に接続された 1 個のエレクトレット膜 130 とを具備している。

【0030】

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。

10

【0031】

また、同一の振動子ユニット 32 を構成する全ての振動子エレメント 33 の信号電極パッド 38 は互いに電氣的に接続されており、したがって上述のように、一つの振動子ユニット 32 が、超音波を送受信するための最小の駆動単位を構成する。

【0032】

図 5 に示すように、本実施形態の振動子エレメント 33 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。

【0033】

20

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 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。

【0034】

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。

30

【0035】

まず、振動子セル 100 の構造について、以下に詳細に説明する。

振動子セル 100 は、略円柱状の空隙部であるキャビティ 107 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エレメント 33 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。

40

【0036】

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。下部電極 110 は、上方から見て隣接する振動子セル 100 の下部電極 110 同士が、下部電極配線 111 により電氣的に接続されている。

【0037】

なお、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

50

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。

【0038】

上方から見て細長の形状を有する振動子エレメント33の、エレクトレット膜130が配設された端部とは反対側の端部には、シリコン基板101を貫通して形成されたウェハ貫通配線112が、振動子エレメント33単位に設けられている。ウェハ貫通配線112は、シリコン基板101とは電氣的に絶縁されており、かつ下部電極110と裏面絶縁膜109上に形成された信号電極パッド38とに電氣的に接続されている。

【0039】

すなわち、同一の振動子エレメント33内の全ての下部電極110は、下部電極配線111、ウェハ貫通配線112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38に電氣的に接続されている。

【0040】

下部電極110上には、該下部電極110を被覆するように、電気絶縁性を有する第2絶縁膜103が形成されている。第2絶縁膜103は、本実施形態ではシリコン酸化膜であり、プラズマCVD法により成膜される。なお、第2絶縁膜103は、シリコン窒化膜、窒化ハフニウム(HfN)、ハフニウム酸窒化物(HfON)等であってもよいし、これら複数の材料からなる複数の層からなる膜であってもよい。

【0041】

第2絶縁膜103上には、キャビティ107越しに電気絶縁性を有する第3絶縁膜104が形成されている。第3絶縁膜104は、本実施形態ではシリコン酸化膜であり、プラズマCVD法により成膜される。なお、第3絶縁膜104は、シリコン窒化膜であってもよいし、これら複数の材料からなる複数の層からなる膜であってもよい。

【0042】

第2絶縁膜103と、第3絶縁膜104との間には、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107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107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。

【0043】

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3絶縁膜104の上層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107は、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。

【0044】

第3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をスパッタリングにより成膜しパターンングすることで形成される。

【0045】

上部電極120は、上方から見て隣接する振動子セル100の上部電極120同士が、上部電極配線121により電氣的に接続されている。なお、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。

【0046】

上方から見て細長の形状を有する振動子エレメント33の、エレクトレット膜130が配設された端部とは反対側の端部において、上部電極配線121は、貫通電極122に電氣的に接続されている。貫通電極122は、第1絶縁膜102、第2絶縁膜103及び第3絶縁膜104を貫通して上部電極120及び上部電極配線121と同一の工程により形

10

20

30

40

50

成されたものであり、該貫通電極 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。

【0047】

また、裏面絶縁膜 109 上には接地電極パッド 39 が形成されており、接地電極パッド 39 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。

【0048】

すなわち、同一の振動子エレメント 33 内の全ての上部電極 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 39 に電氣的に接続されている。

【0049】

上部電極 120 上には、電気絶縁性を有する保護膜 105 が形成されている。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、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。

【0050】

また、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膜 106 が形成されている。

【0051】

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 FPC 35 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、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。

【0052】

このように、本実施形態では、振動子セル 100 を形成する基板を低抵抗のシリコン基板 101 とし、シリコン基板 101 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。また、振動子セル 100 の裏面側に信号電極パッド 38 及び接地電極パッド 39 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。このため、超音波内視鏡 1 の先端硬性部 20 を小型に構成することができ、超音波内視鏡 1 の操作性が向上する。

【0053】

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 107 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の多角形状やその他の形状であってもよい。メンブレン 100a 及びキャビティ 107 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。

【0054】

次に、本実施形態の超音波トランスデューサのエレクトレット膜 130 が配設された領域の構成について、以下に詳細に説明する。

本実施形態においては、電荷保持手段であるエレクトレット膜 130 は、上述の通り、上方から見て細長の形状を有する振動子エレメント 33 の端部に常温で硬化する接着剤により貼着され配設される。エレクトレット膜 130 は、極性が正又は負の電荷を永続的に保持する機能を有するものである。

【0055】

本実施形態のエレクトレット膜 130 は、有機膜からなり、具体的には一般的に FEP と称されるフッ素樹脂をコロナ放電により帯電させることで形成されるものである。なお、エレクトレット膜 130 は、FEP 以外のフッ素樹脂や、ポリイミド、ポリプロピレン等の他の有機膜により構成されるものであってもよい。

【0056】

10

20

30

40

50

また、本実施形態のエレクトレット膜 130 は、具体的には図 5 に示すように、厚さ方向の両表面上の少なくとも一部に下部導電層 131 及び上部導電層 132 が形成されて構成されている。下部導電層 131 及び上部導電層 132 は、例えば銅、金、アルミニウム等の導電性を有する金属膜であり、蒸着、CVD、接着、インクジェット法等の公知の金属膜形成技術によりエレクトレット膜 130 の両表面上に配設されるものである。

【0057】

そして、本実施形態の振動子エレメント 33 においては、エレクトレット膜 130 の下側表面に形成された下部導電層 131 は、導電性を有する下部電極配線 114 (第1の導電層) を介して複数の振動子セル 100 の下部電極 110 に電氣的に接続される。一方、エレクトレット膜 130 の上側表面に形成された上部導電層 132 (第2の導電層) は、導電性を有する上部電極配線 124 を介して複数の振動子セル 100 の上部電極 120 に電氣的に接続される。上部電極配線 124 は、既存の低温膜形成技術によって形成された導電性を有する膜である。

10

【0058】

すなわち、図 6 の等価回路図に示すように、単一の振動子エレメント 33 内においては、エレクトレット膜 130 は、上記複数の振動子セル 100 の下部電極 110 及び上部電極 120 に電氣的に接続される。ここで、振動子セル 100 の上部電極 120 は接地されているため、エレクトレット膜 130 は、振動子セル 100 の一対の電極である下部電極 110 と上部電極 120 との間に電位差を与える。

【0059】

したがって、振動子セル 100 は、エレクトレット膜 130 によって下部電極 110 及び上部電極 120 間に DC バイアス電圧が供給された状態と電氣的に同等とされるのであり、本実施形態の超音波トランスデューサである振動子ユニット 32 は、DC バイアス電圧を外部から供給することなく超音波の送受信を行うことが可能となる。すなわち、振動子セル 100 を駆動する信号の電圧実効値を低くすることが可能となるのである。

20

【0060】

よって、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 32 を具備した超音波診断装置は、従来の c-MUT のように DC バイアス電圧を供給するための回路や配線を必要とせず装置の小型化を図ることができる。また、振動子セル 100 を駆動する駆動信号の電圧実効値を低く抑えられるため、駆動回路や配線を流れ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。

30

【0061】

また、エレクトレット膜 130 及び、その上方に配設されている上部導電層 132 及び上部電極配線 124 上には、振動子セル 110 部と同様に、パラキシリレン系樹脂膜 106 が形成されている。なお、パラキシリレン系樹脂膜 106 は、耐薬品性の高いフッ素 (F) が含有されているものであればより好ましい。

【0062】

上述した構成を有する、本実施形態の振動子ユニット 32 の製造方法について、以下に図 7 から図 9 を参照して説明する。なお、以下の説明において、エレクトレット膜 130 が形成される領域以外の製造方法については、半導体プロセスにより行われる周知のものであるため、その説明は省略するか簡単に説明するものとする。

40

【0063】

まず、図 7 に示すように、半導体プロセス及びいわゆる MEMS の技術分野において公知の技術である犠牲層エッチングにより、両表面にそれぞれシリコン酸化膜である第 1 絶縁膜 102 及び裏面絶縁膜 109 が形成された低抵抗のシリコン基板 101 上に、振動子セル 100 を構成する一対の平行平板電極である下部電極 110 及び上部電極 120 と、この両電極間に介装されるキャピティ 107 を形成する。

【0064】

具体的には、Mo からなる導電層をパターンニングして複数の下部電極 110 と、該複数

50

の下部電極 110 に電氣的に接続され振動子エレメント 33 の端部に延出する下部電極配線 114 を形成する。次に、複数の下部電極 110 上に、第 2 絶縁膜 103 及び第 3 絶縁膜 104 を形成し、さらに犠牲層エッチングにより複数のキャビティ 107 を、第 2 絶縁膜 103 及び第 3 絶縁膜 104 間に形成する。

【0065】

次に、複数の下部電極 110 に対してそれぞれキャビティ 107 を介して対向する位置に、A1 からなる導電層をパターンニングして上部電極 120 を形成する。次に、該上部電極 120 上を被覆するように、電気絶縁性を有する保護膜 105 を形成する。

【0066】

そして、保護膜 105 を厚さ方向に貫通し、上部電極 120 に電氣的に接続されるピアホール 124a を、振動子エレメント 33 のエレクトレット膜 130 が配設される端部側に形成する。

【0067】

以上の工程が終了した状態において、シリコン基板 101 のセル形成面側では、振動子エレメント 33 となる領域のエレクトレット膜 130 が配設される端部側において、下部電極 110 に電氣的に接続された下部電極配線 114 と、保護膜 105 に形成され上部電極 120 に電氣的に接続されたピアホール 124a とが、上方すなわち超音波の送信方向に露出している。ここで、下部電極配線 114 と、ピアホール 124a とは、シリコン基板 101 のセル形成面を上方から見た状態において、互いに離間した異なる領域に形成されている。

【0068】

次に、図 8 に示すように、上述した半導体プロセスによりシリコン基板 101 上に積層構造を形成する工程とは別工程において形成したエレクトレット膜 130 を、下部電極配線 114 上に常温で硬化する接着剤により貼着する。

【0069】

ここで、エレクトレット膜 130 は、上述の通り、FEP と称されるフッ素樹脂をコロナ放電により帯電させることで形成されたものであり、さらにその両表面上に金属膜である下部導電層 131 及び上部導電層 132 が形成されている。したがって、エレクトレット膜 130 を、下部電極配線 114 上に接着剤により貼着することにより、下部電極配線 114 と下部導電層 131 とが電氣的に接続される。

【0070】

なお、帯電処理が行われた後のエレクトレット膜 130 に下部導電層 131 及び上部導電層 132 を形成する工程は、エレクトレット膜 130 が保持する電荷が失われない温度条件において行われる。例えば、本実施形態のようにエレクトレット膜 130 が、FEP と称されるフッ素樹脂に帯電処理を行ったものである場合、該エレクトレット膜 130 を 100 以上に加熱すると、保持する電荷量が低下してしまう。したがって、本実施形態では、エレクトレット膜 130 に下部導電層 131 及び上部導電層 132 を形成する工程は、エレクトレット膜 130 の温度が 100 以下である条件において行われる。

【0071】

同様に、エレクトレット膜 130 を、下部電極配線 114 上に接着剤により貼着する工程も、エレクトレット膜 130 が保持する電荷が失われない温度条件において行われるのであり、本実施形態においては、エレクトレット膜 130 の温度が 100 以下である条件において行われる。

【0072】

また、エレクトレット膜 130 を、下部電極配線 114 上に配設する方法は、接着剤に限らず、下部電極配線 114 と下部導電層 131 とが電氣的に接続され、かつエレクトレット膜 130 が保持する電荷が失われない温度条件において行われるものであればよい。

【0073】

以上の工程が終了した状態において、シリコン基板 101 のセル形成面側では、振動子エレメント 33 となる領域のエレクトレット膜 130 が配設される端部側において、上部

10

20

30

40

50

電極 120 に電氣的に接続されたビアホール 124 a と、エレクトレット膜 130 上に形成された上部導電層 132 とが、上方すなわち超音波の送信方向に露出している。

【0074】

次に、図 9 に示すように、保護膜 105 に形成したビアホール 124 a と、上部導電層 132 とを電氣的に接続するように、導電性を有する金属膜である上部電極配線 124 を形成する。

【0075】

上部電極配線 124 は、本実施形態では公知の低温金属膜形成技術により形成されるものである。この工程により、上部電極 120 と、エレクトレット膜 130 上に形成された上部導電層 132 とが電氣的に接続され、図 6 に示す等価回路図と同等の構成が形成される。

10

【0076】

なお、保護膜 105 に形成されたビアホール 124 a と上部導電層 132 とを電氣的に接続する方法は本実施形態に限られるものではなく、上部電極配線 124 と上部導電層 132 とが電氣的に接続され、かつエレクトレット膜 130 が保持する電荷が失われない温度条件において行われるものであればよい。例えば、ビアホール 124 a に電氣的に接続された電極パッドと、上部導電層 132 に電氣的に接続された電極パッドとを、ワイヤボンディングやワイヤ溶接等の低温配線形成プロセスによって電氣的に接続する形態であってもよい。また例えば、金属膜を接着剤により貼着する方法や、導電性のペーストをインクジェット法やディスペンス法により配線として描画する形態等であってもよい。

20

【0077】

以上の図 7 から図 9 を参照して説明した工程の後に、さらに上層側にパラキシリレン系樹脂膜 106 を、スピコート法や蒸着法等の低温のプロセスにより形成することにより、図 5 及び図 6 に示した本実施形態の振動子ユニット 32 が形成される。なお、パラキシリレン系樹脂膜 106 の形成は、振動子ユニット 32 が FPC 35 上に実装された後に行われるものであってもよい。

【0078】

以下に、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及び超音波診断装置の効果を説明する。

【0079】

本実施形態の振動子ユニット 32 では、超音波の送信方向、すなわち振動子セル 100 の一对の電極である下部電極 110 及び上部電極 120 の積層方向からみた場合に、エレクトレット膜 130 は、振動子セル 100 と重ならない互いに離間した領域に配設されている。このため、本実施形態の振動子ユニット 32 は、従来 c-MUT とエレクトレットとを厚さ方向、すなわち超音波の送信方向に積層した超音波トランスデューサに比して薄く構成することが可能となる。

30

【0080】

ところで、エレクトレット膜 130 の厚さは、高密度の帯電電荷と十分な耐劣化性を持たせるため、数  $\mu\text{m}$  ~ 数  $10\mu\text{m}$  の厚さにすることが好ましい。一方、通常の c-MUT において、十分な超音波の音圧及び感度を実現可能な電極間の静電容量を得るためには、電極間距離が  $1\mu\text{m}$  以下であることが好ましい。すなわち、エレクトレットを電極間に配設した従来の c-MUT では必要な静電容量を得る電極間距離を確保することができず、十分な音圧及び感度により超音波を送受信することは不可能であった。

40

【0081】

これに対し、本実施形態の振動子ユニット 32 は、エレクトレット膜 130 の厚さと、下部電極 110 及び上部電極 120 間の距離（ギャップ）とを、それぞれ独立して設定することが可能である。すなわち、本実施形態によれば振動子ユニット 32 の設計の自由度が向上するため、例えば従来に比して下部電極 110 及び上部電極 120 間の距離を小さくして両電極間の静電容量を大きくし、送信超音波の音圧及び受信超音波の感度を向上させるとともに、エレクトレット膜 130 の厚さを、該エレクトレット膜 130 が永続的に

50

安定して電荷を保持することが可能な厚さまで厚くすることができる。そしてこの状態において、振動子ユニット32を従来よりも薄く構成することが可能である。

【0082】

したがって、本実施形態によれば、振動子ユニット22は、従来よりも超音波の送信方向について薄く、より高い送信超音波の音圧及び受信超音波の感度を有するとともに、エレクトレット膜130の性能が安定していることにより、より長期間にわたって性能を維持することが可能である。

【0083】

言い換えれば、本実施形態の振動子ユニット22は、従来よりも高効率な超音波トランスデューサを実現するものであり、所定の送信超音波の音圧及び受信超音波の感度を発揮する場合においては、長期にわたって所期の性能を維持し、従来に比してより薄型であり、かつ低い電圧で駆動可能な超音波トランスデューサを実現するものである。

【0084】

また、本実施形態によれば、薄型かつ低電圧による駆動が可能な振動子ユニット32を具備して構成される超音波診断装置を、従来よりも長寿命かつ小型に構成することが可能である。例えば、図1に示すような超音波内視鏡1であれば、振動子アレイ31の外径を従来よりも細径化することができ、より被検者にとって負担の少ない診断を実現することができる。

【0085】

ところで、従来のc-MUTとエレクトレットとを厚さ方向、すなわち超音波の送信方向に積層した超音波トランスデューサの場合、エレクトレットに対する帯電処理の後に行われる製造工程における雰囲気成分や湿度、温度の影響により、エレクトレットの性能が劣化してしまうという問題がある。

【0086】

例えば、c-MUTとエレクトレットとを積層して構成する従来の超音波トランスデューサにおいては、エレクトレットの形成後に、さらに半導体プロセスを用いてシリコン酸化膜等の積層構造を形成する必要がある。すなわち、エレクトレット膜は、後の半導体プロセスにおいて、数百℃にまで加熱されてしまう。よって、従来の超音波トランスデューサにおいては、100℃程度で保持する電荷が消失してしまうFEP等の有機膜をエレクトレットとして用いることが不可能である。

【0087】

そこでエレクトレットが保持する電荷の消失の対策として、従来の超音波トランスデューサでは、より高温においても電荷を保持することが可能な例えばシリコン化合物からなる無機膜によりエレクトレットを構成していた。

【0088】

しかしながら、シリコン化合物等の無機膜により構成されたエレクトレットは、帯電処理後の電荷の保持性が有機膜のものに比べて弱く、永続的に安定して電荷を保持することが困難であるという問題がある。すなわち、無機膜のエレクトレットを具備して構成された従来の超音波トランスデューサにおいては、送信超音波の音圧や受信超音波に対する感度等の特性が時間により変動してしまうのである。

【0089】

一方、本実施形態においては、エレクトレット膜130は、振動子セル100を形成する半導体プロセスとは異なる工程において作成され、振動子セル100を構成する積層構造が全て形成された後に、振動子ユニット32に貼着される。また、エレクトレット膜130は、保持する電荷が失われない温度条件において振動子ユニット32に貼着され、さらに振動子セル100の下部電極110及び上部電極120に電氣的に接続される。言い換えれば、本実施形態においては、有機膜からなるエレクトレット膜130は、帯電処理後に、保持する電荷が減少又は消失する温度にまで加熱されることがない。

【0090】

したがって、本実施形態の超音波トランスデューサである振動子ユニット32は、従来

10

20

30

40

50

の無機膜のエレクトレットを具備した超音波トランスデューサに対して、より長期間安定して電荷を保持することが可能な有機膜のエレクトレットを用いることが可能であることから、より長期にわたって特性を一定に保つことができるのである。

【0091】

なお、超音波トランスデューサを具備して構成される超音波診断装置においては、外来ノイズを遮蔽しS/N比を向上させるために、超音波トランスデューサとは電氣的に独立して接地された導電層であるシールド層により、該超音波トランスデューサを被覆することがある。

【0092】

上述した実施形態に該シールド層を適用する場合において、例えばシールド層により振動子セル100を被覆する工程が、エレクトレット膜130が保持する電荷量が低下してしまう温度において行われるものであるのならば、エレクトレット膜130を下部電極配線114上に配設する工程は、該シールド層が振動子セル100上に形成された後に実施される。例えばシールド層により振動子セル100を被覆する工程が、エレクトレット膜130が保持する電荷量が低下してしまう温度よりも低い温度において行われるものであるのならば、この限りではない。

【0093】

また、上述した実施形態においては、エレクトレット膜130は、上部導電層132、上部電極配線124及び上部電極120を介して接地電位とされるシリコン基板101に電氣的に接続されるものであるが、例えば、上部導電層132が直接シリコン基板101上に形成された電極パッドにワイヤボンディング等によって接続される構成であってもよい。

【0094】

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。

【0095】

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。

【0096】

また、振動子アレイは、超音波を送受信するための最小の駆動単位を、2次元に配列した2次元アレイとして構成される形態であってもよい。そのような形態の例を、図10に本実施形態の一変形例として示す。

【0097】

本変形例では、円筒状のFPC35の外周面上に、2次元の超音波振動子アレイである振動子アレイ41が設けられている。振動子アレイ41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42を具備して構成されている。振動子ユニット42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41は、例えば数十から数百個の振動子ユニット42により構成されており、本実施形態の振動子アレイ41は、128個の振動子ユニット42を具備している。振動子ユニット42は、その長手方向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。本変形例では、1つの振動子ユニット42は、64個の振動子エレメント33が1次元に配列されて構成されている。

【0098】

そして、本変形例の振動子アレイ41においては、上述した実施形態とは異なり、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。すなわち、振動子エレメント33が1次元に配列されて構成された振動子ユニット42は、1次元

10

20

30

40

50

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 4 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 4 1 が構成される。

【0099】

FPC35の内周面上に配設された複数の駆動回路44は、個々の振動子エレメント33と電氣的に接続されている。また、駆動回路44は、円筒状のFPC35の外周面上に形成された、複数の信号電極46及び接地電極47に電氣的に接続されている。なお、信号電極46は、図10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46は、振動子エレメント33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33に対し一つの信号電極が配設される。

【0100】

上述の構成を有する振動子アレイ41を具備した超音波内視鏡は、超音波を先端硬性部20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20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ことが可能である。すなわち、本変形例の超音波内視鏡は、体腔内における3次元の超音波走査を行うことにより3次元の超音波画像を取得することが可能である。また、振動子アレイ41を具備した超音波内視鏡は、電子式ラジアル走査と、該電子式ラジアル走査を行う平面を先端硬性部20の挿入軸方向に移動させるリニア走査とを複合的に行う3次元の超音波走査を行うことにより、3次元の超音波画像を取得することも可能である。

【0101】

なお、上述した変形例のような、超音波を送受信するための最小の駆動単位をアレイ状に配した形態だけではなく、該最小の駆動単位のみを用いた超音波トランスデューサの形態もまた本発明に含まれるものであることは言うまでもない。

【0102】

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、いわゆる非破壊検査装置や非破壊探傷装置等であってもよい。

【0103】

(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11を参照して説明する。図11は、第2の実施形態に係る振動子エレメントの断面図である。

【0104】

第2の実施形態では、第1の実施形態の構成に対し、エレクトレット膜が配設される領域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。

【0105】

本実施形態の振動子ユニットにおいては、振動子エレメント33aの一端に延出されて形成される下部電極配線114と、該下部電極配線114上に配設されるエレクトレット膜130との間には、空隙層133が介装される。

【0106】

具体的には、下部電極配線114上に、エレクトレット膜130と下部電極配線114とを所定の間隔で離間するスペーサ134を形成し、該スペーサ134上にエレクトレット膜130を貼着する。

【0107】

例えば、上述した第1の実施形態のように、エレクトレット膜130の表面上に直接導電層である下部導電層131や上部導電層132を配設した場合、エレクトレット膜130と導電層との界面に形成される帯電したトラップによりエレクトレット膜130の帯電

10

20

30

40

50

状態が中和されてしまい、結果、エレクトレット膜 130 が保持する電荷量が低下したのと同等の状態となってしまうことがある。

【0108】

しかしながら、本実施形態の振動子エレメントにおいては、エレクトレット膜 130 と、信号電圧が供給される下部電極 110 に電氣的に接続された下部電極配線 114 との間に空隙層 133 を設けることにより、上述した導電層の界面に形成されるトラップの影響を除外することが可能となる。

【0109】

すなわち、本実施形態によれば、エレクトレット膜 130 が保持する電荷を、振動子セル 100 の下部電極 110 及び上部電極 120 間に供給する直流電圧成分として、より効率良く利用することが可能となり、より高い送信超音波の音圧及び受信超音波の感度を有する振動子エレメントを構成することができるのである。

【0110】

(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、本実施形態の超音波振動子アレイ 231 の上面図である。

【0111】

上述した実施形態においては、一つのエレクトレット膜は、複数の振動子エレメントに電氣的に接続され、振動子エレメントを構成する複数の振動子セルのそれぞれに直流電圧成分を供給する構成としているが、本実施形態は、一つのエレクトレットが複数の振動子ユニットに電氣的に接続される構成としたものである。

【0112】

図12に示すように、本実施形態の超音波トランスデューサである超音波振動子アレイ 231 は、FPC 235 の実装面上に、複数の振動子セル 100 からなる複数の振動子ユニット 232 が実装されて構成されている。

【0113】

単一の振動子ユニット 232 に着目した場合、該単一の振動子ユニット 232 を構成する全ての振動子セル 100 の下部電極 110 に電氣的に接続された下部電極配線 214、下部電極パッド 131a、信号電極配線 236a 及び信号電極パッド 236 が、FPC 235 上に形成されている。

【0114】

なお、これらの下部電極 110 に電氣的に接続された下部電極配線 214、下部電極パッド 131a、信号電極配線 236a 及び信号電極パッド 236 のうち、下部電極配線 214 及び信号電極配線 236a は FPC 235 の下層側の導電パターンとして形成されるものであり、FPC 235 の表面とは絶縁されている。一方、下部電極パッド 131a 及び信号電極パッド 236 は、FPC 235 の実装面側の最上面に露出して形成された導電パターンである。

【0115】

そして、複数の振動子セル 232 に対応して設けられた複数の下部電極パッド 131a 上には、単一のエレクトレット膜 130a が貼着され、電氣的に接続されている。また、このエレクトレット膜 130a の、下部電極パッド 131a に貼着されて対向する面とは反対側の面上、すなわち FPC 235 とは反対側の面上には、下部電極パッド 131a の位置に対応して上部導電層 132a が形成されている。

【0116】

該上部導電層 132a は、ワイヤボンディング等により形成された上部電極配線 224 を介して、単一の振動子ユニット 232 を構成する全ての振動子セル 100 の上部電極 120 に電氣的に接続されている。

【0117】

また、エレクトレット膜 130a に形成された全ての複数の上部導電層 132a は、FPC 235 の実装面側の最上面に露出して形成された共通接地電極パッド 237 に、接地

10

20

30

40

50

電極配線 237a を介して電氣的に接続されている。すなわち、本実施形態の振動子アレイ 231 においては、全ての振動子ユニット 232 の振動子セル 100 の上部電極 120 は、共通接地電極パッド 237 に電氣的に接続されている。

【0118】

上述した構成を有する超音波振動子アレイ 231 においては、複数の振動子ユニット 232 は、単一のエレクトレット膜 130a に電氣的に接続されており、一つの振動子ユニット 232 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。そして、エレクトレット膜 130a は、振動子ユニット 232 を構成する振動子セル 100 の下部電極 110 と上部電極 120 との間に電位差を与えるのである。

【0119】

上述した本実施形態によれば、チップ状に形成される振動子ユニット 232 と、該振動子ユニット 232 の振動子セル 100 に電位差を与えるエレクトレット膜 130a とを、それぞれ FPC 235 上の離間した異なる領域に配設することができる。

【0120】

すなわち、第 1 の実施形態のように、振動子ユニット 32 上にエレクトレット膜 130 を配設した場合に比べて、本実施形態によれば振動アレイ 231 全体の厚さをさらに薄くすることが可能となる。

【0121】

また、第 1 の実施形態に比べて、エレクトレット膜 130a の大きさを大きく構成することが可能であるため、エレクトレット膜 130a の形成及び貼着の工程をより容易に行うことができる。

【0122】

(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。第 4 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 13 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。

【0123】

超音波顕微鏡 300 は、高周波発振器 301 で発生した高周波信号を、サーキュレータ 302 を介して本発明に係る超音波トランスデューサ 303 に供給し、超音波に変換する。この超音波を音響レンズ 304 で収束し、その収束点には試料 305 を配置する。試料 305 はサンプルホルダー 306 により保持され、試料 305 と音響レンズ 304 のレンズ面との間には水等のカプラ 307 が充填される。試料 305 からの反射波は音響レンズ 304 を介してトランスデューサ 303 により受信され、電氣的な反射信号に変換される。超音波トランスデューサ 303 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 302 を介して表示装置 308 へ入力される。サンプルホルダー 306 は走査回路 309 により制御される走査装置 310 により水平面内を X Y の 2 軸方向に駆動される。

【0124】

以上のように構成された超音波顕微鏡 300 は、超音波を試料 305 に照射して試料 305 の音響的特性を評価することにより、試料 305 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。

【0125】

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、

少なくとも上部電極及び絶縁膜からなる振動膜(メンブレン)と、

振動膜に接した空隙部と、

下部電極と、

から構成され、振動子セル群端部には、電荷を保持したエレクトレット膜が存在し、

10

20

30

40

50

該エレクトレット膜の上下には振動子セルと電氣的に接続された両電極が配置された構成であ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。

【0126】

(付記2)

上記エレクトレット膜には、複数の対向する電極が配置された構成であることを特徴とする付記1に記載の静電容量型の超音波トランスデューサ。

【0127】

(付記3)

上記エレクトレット膜は、少なくとも一つの面に空隙部を介して両電極に挟まれたことを特徴とする付記1又は2に記載の静電容量型の超音波トランスデューサ。

10

【0128】

(付記4)

上記エレクトレット膜は、有機膜であることを特徴とする付記1から3のいずれか一項に記載の静電容量型の超音波トランスデューサ。

【0129】

(付記5)

マイクロマシンプロセスを用いた超音波トランスデューサであることを特徴とした超音波トランスデューサ、及び該超音波トランスデューサを具備した超音波内視鏡。

【0130】

(付記6)

エレクトレット膜を有する静電容量型の超音波トランスデューサにおいて、エレクトレット膜をディスクリットにシリコンプロセスとは別工程で作成し、(ポストプロセスに数百以上の温度になることがない工程で、)エレメント単位で引き出された超音波トランスデューサの外部配線パッド上に載置し、

20

さらに低温プロセスで、上部接地電極を形成した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の製造方法。

【0131】

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、超音波トランスデューサの製造方法、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。

30

【図面の簡単な説明】

【0132】

【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。

【図5】図4のV-V断面図である。

【図6】振動子ユニットの等価回路図である。

【図7】振動子ユニットの製造工程を説明する図である。

40

【図8】振動子ユニットの製造工程を説明する図である。

【図9】振動子ユニットの製造工程を説明する図である。

【図10】第1の実施形態の変形例の振動子アレイの斜視図である。

【図11】第2の実施形態の振動子ユニットの断面図である。

【図12】第3の実施形態の振動子アレイの上面図である。

【図13】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】

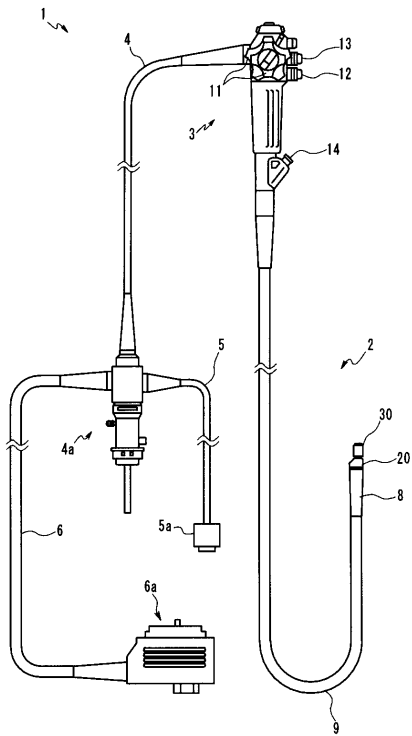
【0133】

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、 109

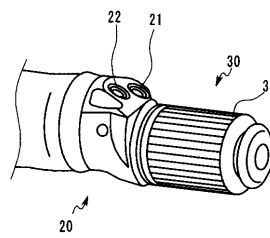
50

裏面絶縁膜、 110 下部電極、 111 下部電極配線、 114 下部電極配線、  
、 120 上部電極、 121 上部電極配線、 124 上部電極配線、 130  
エレクトレット膜、 131 下部導電層、 132 上部導電層

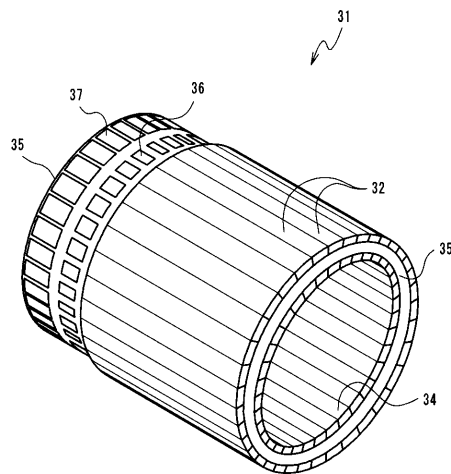
【図1】



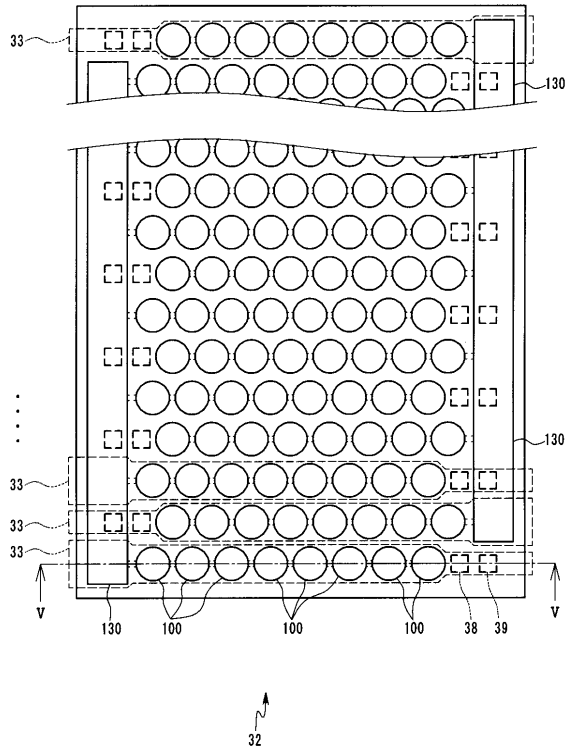
【図2】



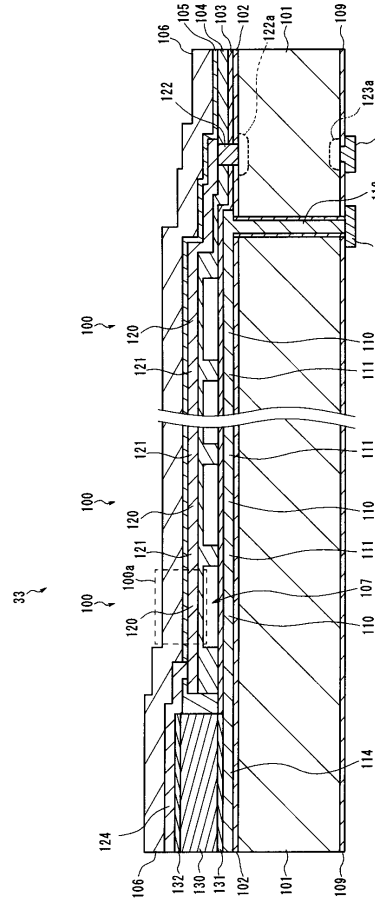
【図3】



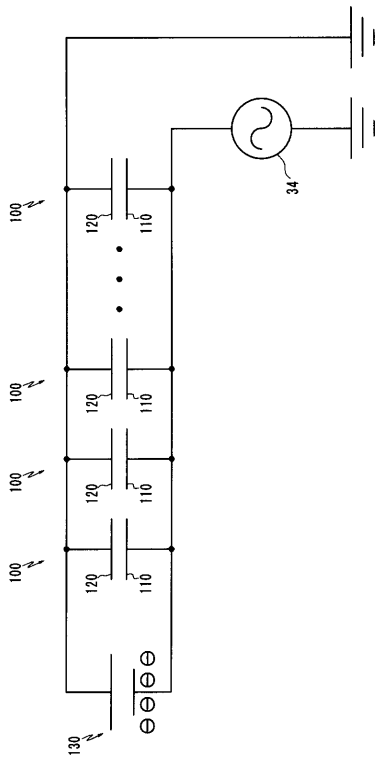
【 図 4 】



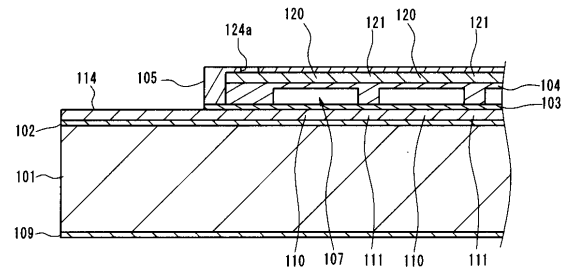
【 図 5 】



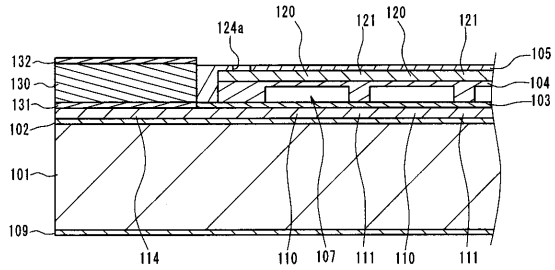
【 図 6 】



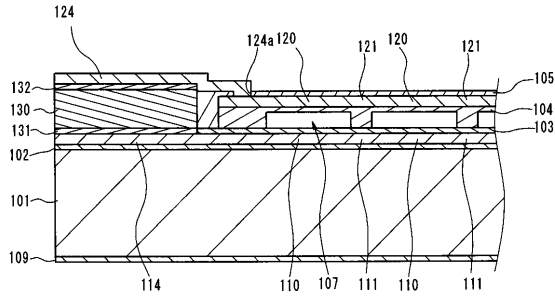
【 図 7 】



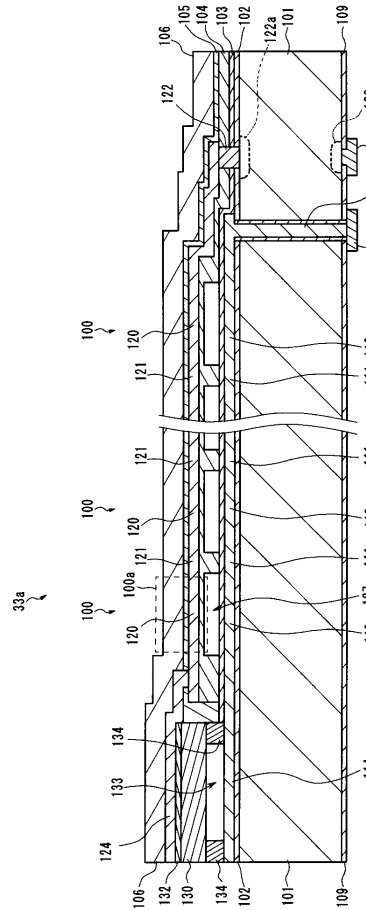
【 図 8 】



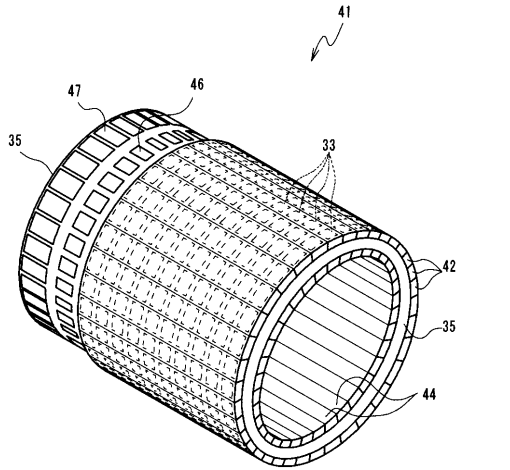
【図9】



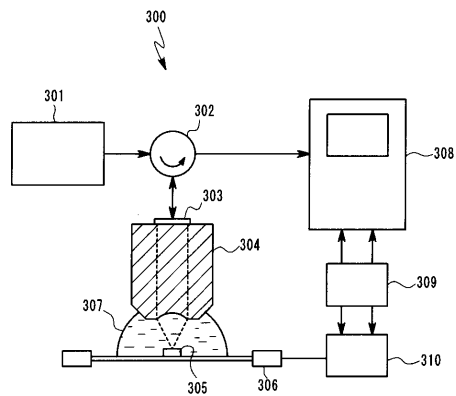
【図11】



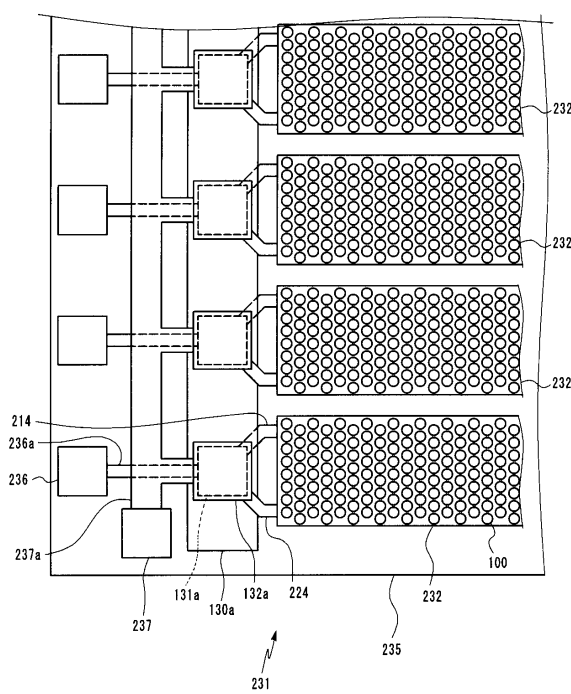
【図10】



【図13】



【図12】



## フロントページの続き

- (72)発明者 松本 一哉  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリパス株式会社内
- (72)発明者 唐木 和久  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリパス株式会社内
- (72)発明者 神谷 宜孝  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリパス株式会社内

審査官 菊池 充

- (56)参考文献 特表2005-506783(JP,A)  
特開2006-319713(JP,A)  
特開2006-050314(JP,A)  
特開2006-157777(JP,A)  
特表2001-504363(JP,A)

## (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

H04R 1/00 - 1/44  
H04R 3/00 - 9/00  
H04R 13/00  
H04R 15/00 - 19/00  
H04R 23/00  
H04R 29/00 - 31/00  
G01N 29/00 - 29/44  
A61B 8/00 - 8/14

专利名称(译)	超声换能器，超声换能器的制造方法，超声诊断装置和超声显微镜		
公开(公告)号	<a href="#">JP4774394B2</a>	公开(公告)日	2011-09-14
申请号	JP2007221690	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		
[标]发明人	安達日出夫 若林勝裕 長谷川守 松本一哉 唐木和久 神谷宜孝		
发明人	安達 日出夫 若林 勝裕 長谷川 守 松本 一哉 唐木 和久 神谷 宜孝		
IPC分类号	H04R19/00 G01N29/06 G01N29/24 A61B8/12 H04R31/00		
FI分类号	H04R19/00.330 G01N29/20.501 G01N29/24.501 A61B8/12 H04R31/00.330		
F-TERM分类号	2G047/AA05 2G047/BA03 2G047/BC02 2G047/BC03 2G047/BC14 2G047/BC20 2G047/CA01 2G047/EA05 2G047/EA11 2G047/EA14 2G047/EA15 2G047/FA01 4C601/BB03 4C601/BB08 4C601/BB24 4C601/EE03 4C601/EE10 4C601/EE13 4C601/FE01 4C601/GB02 4C601/GB10 4C601/GB19 4C601/GB20 4C601/GB41 4C601/GB42 4C601/GB43 4C601/GB44 4C601/GB45 4C601/GB46 5D019/DD01 5D019/EE02 5D019/HH01		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	菊池 充		
其他公开文献	JP2009055475A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

A，而通过包括驻极体消除DC偏置电压的电源的需求，电容型超声波换能器，其能够小型化，超声换能器，超声波诊断装置以及超声波显微镜的制造方法到。形成在基板上的第一电极;设置在第一电极上的振动膜，其间具有间隙部分;以及由振动膜支撑的第二电极和驻极体膜，其保持电荷并在电极之间产生电位差，其中当从超声波的透射方向观察驻极体膜时，在从换能器单元，该第一导电层，相对地布置在所述第一导电层分隔开的区域电到所述第二电极电连接到所述第一电极以及连接到第二导电层的第二导电层。点域5

