

(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2011-35916

(P2011-35916A)

(43) 公開日 平成23年2月17日(2011.2.17)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
H04R 19/00 (2006.01)	H04R 19/00 330	4C601
A61B 8/12 (2006.01)	A61B 8/12	5D019

審査請求 有 請求項の数 1 O L (全 35 頁)

(21) 出願番号	特願2010-205678 (P2010-205678)	(71) 出願人	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43番2号
(22) 出願日	平成22年9月14日 (2010.9.14)	(71) 出願人	000000376 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
(62) 分割の表示	特願2005-140858 (P2005-140858) の分割	(74) 代理人	100074099 弁理士 大菅 義之
原出願日	平成17年5月13日 (2005.5.13)	(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

最終頁に続く

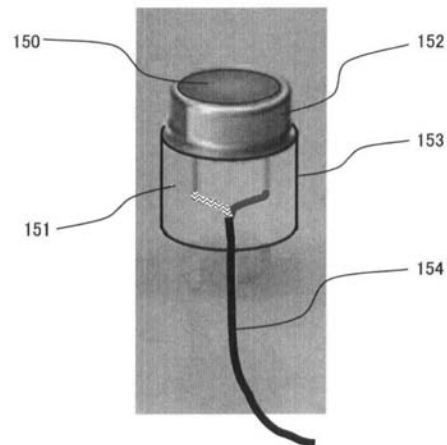
(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡

(57) 【要約】

【課題】メンブレンの中心部近傍に弾性変形しにくい領域を構成し、メンブレン周囲に弾性変形しやすい領域を構成し、中心近傍は電極間の電束が電極に垂直になる静電容量型超音波振動子を提供する。

【解決手段】静電容量型超音波振動子と、前記静電容量型超音波振動子の超音波送信方向に配置された音響レンズと、前記静電容量型超音波振動子および前記音響レンズが所定距離離間するように前記音響レンズを支持するハウジングと、前記静電容量型超音波振動子および前記音響レンズの間に充填された超音波媒体と、を含むことを特徴とする超音波内視鏡により、上記課題の解決を図る。

【選択図】 図20



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

静電容量型超音波振動子と、
前記静電容量型超音波振動子の超音波送信方向に配置された音響レンズと、
前記静電容量型超音波振動子および前記音響レンズが所定距離離間するように前記音響レンズを支持するハウジングと、
前記静電容量型超音波振動子および前記音響レンズの間に充填された超音波媒体と、
を含むことを特徴とする超音波内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、超音波内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

体腔内壁に向けて超音波を照射し、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機材の1つに超音波内視鏡スコープがある。

【0003】

超音波内視鏡スコープは、体腔内へ挿入する挿入部の先端に超音波プローブが取り付けられてあり、この超音波プローブは電気信号を超音波に変換し体腔内へ照射したり、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したりするものである。

20

【0004】

従来、超音波プローブでは、電気信号を超音波に変換させる圧電素子としてセラミック圧電材PZT（ジルコン酸チタン酸鉛）が使用されてきたが、シリコンマイクロマシーニング技術を用いてシリコン半導体基板を加工した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。これは、マイクロマシン（MEMS：Micro Electro-Mechanical System、超小型電気・機械システム）と総称される素子の1つである。

【0005】

30

さて、一方、超音波診断分野において、最近ハーモニックイメージングという診断モダリティが、従来に無い高精度超音波診断が可能ということから脚光を浴びるようになってきた、そのため、体腔内挿入型超音波診断装置において、この診断モダリティの標準装備が不可欠となってきている。したがって、このために、従来の圧電振動子の周波数帯域では不十分で、超音波振動子の更なる広帯域化が望まれていた。

【0006】

上述の通り、近年マイクロマシンプロセスを用いた静電容量型超音波振動子（cMUT）が注目されつつある。このcMUTは、単に鉛等の重金属を含まず、環境に優しいというだけでなく、広帯域特性が容易に得ることができ、そのため、上述したハーモニックイメージングに適していることは言うまでもない。

40

【0007】

図23は、従来におけるcMUTの一例を示す。同図は、特許文献1に開示されたcMUTである。超音波振動子は、複数の容量性マイクロマシン超音波振動子（cMUT）によって形成される。cMUTを構成する各セルは、荷電振動板301を有している。この荷電振動板301は、逆に荷電された基板302に容量性をもって対向する。

【0008】

この振動板301は、バイアス荷電によって基板302方向へ屈曲する。また、この基板302には、振動板301の振動の中心においてセルの荷電が最大密度となるように、振動板301の中心へ対して隆起した中心部303を有している。高調波による動作のために、セルに給与される駆動パルス波形は、予め歪められている。これは、高調波帯域に

50

おける送信超音波信号の歪みを低減するために、装置の非線形動作に鑑みてなされたものである。

【0009】

c M U Tセルは、従来通りの半導体プロセスによって加工されるため、バイアス荷電レギュレータ201などの補助振動子回路と一体化され得る。c M U Tセルは、更に、マイクロステレオリソグラフィによっても加工することができる。そのため、セルは多様なポリマー及び他の物質を用いて形成される。

【0010】

この前記超音波観測装置は、高調波により動作させるために前記超音波プローブ内に高耐圧スイッチを設けている。前記超音波観測装置内には、パルス発生手段と、制御手段とを設けている。パルス発生手段は、任意の波形で任意の電圧値を持つパルスを出力できる。制御手段は、前記高耐圧スイッチと前記パルス発生手段の出力を前記超音波振動子の走査タイミングに基づいて制御する。

10

【0011】

また、近年、医療用に構成したカプセル部を体腔内に送り込んで、体腔内の画像を得るカプセル型の内視鏡が実用化されつつある（例えば、特許文献1、特許文献2。）。この超音波診断医用カプセルでは、超音波プローブで診断が困難な部位の超音波診断が可能になる。

【先行技術文献】

【特許文献】

20

【0012】

【特許文献1】特表2004-503313号公報

【特許文献2】特開2004-350705号公報

【特許文献3】特開2004-350704号公報

【非特許文献】

【0013】

【非特許文献1】村上存 他，「グレースケールマスク露光による曲面の光造形に関する研究」，日本機械学会第11回設計工学 システム部門講演会論文集，高松，2001年11月5日，pp. 39 - pp. 42

【非特許文献2】佐藤康弘 他，「高精度マイクロレンズ作製技術とそのビーム整形素子への応用」，Richoh Technical Report No. 29，2003年12月，pp. 13 - pp. 20

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0014】

しかしながら、図23に示すように、メンブレンは電極間の静電力により湾曲形状となり、下部電極に対向する上部電極上の電荷に偏りが生じる。つまり、湾曲したメンブレンの中央部分はより撓んで下部電極に近くなり、電荷も多く集まって電束密度は高い。また、メンブレン全体が湾曲するために、下部電極に対向する上部電極側では電束が不均一となり電束の方向も上部電極の湾曲に伴って屈曲する。

40

【0015】

このようなことから、駆動電圧と屈曲変位との間に非線形性を生じ、振動音源に最初から高周波成分を含むことになってしまう。したがって、振動子特性として、送信音圧が大きく、かつ高調波成分を含まない送信超音波を発生させることが難しかった。

【0016】

一方、高調波成分という語を、非線形の高調波という意味ではなく、高次の定在波と言う意味で用いる場合がある。これらの高調波は音源から送信されるので、これらの高調波を抑圧しないと、非線形の高調波を使ったイメージングに悪影響（生体から発生した高調波成分かともとも音源に含まれていた高次の定在波かの区別ができなくなってしまう、ハーモニック（高調波）イメージングの場合の大きなS/N低下要因となる。）を及ぼす。

50

【 0 0 1 7 】

高次の定在波成分は、基本波の整数倍の周波数で発生するが、振動源（音源）が均一な長さや厚さ、均質な材料からなること、更には振動部と非振動部、例えば、メンブレン支持部との境界部が音響的に明瞭であることが前提である。そうでない場合（弾性変形しやすい領域とそうでない領域からなる場合等）は高次の定在波が分散し抑圧されたり、整数倍でないところに発生したりするようになり、ハーモニック（高調波）イメージングに対して悪影響を及ぼさなくなる。

【 0 0 1 8 】

上記の課題に鑑み、本発明では、メンブレンの中心部近傍に弾性変形しにくい領域を構成し、メンブレン周囲に弾性変形しやすい領域を構成し、中心近傍は電極間の電束が電極に垂直になる静電容量型超音波振動子及びその製造方法を提供する。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 9 】

上記課題は、特許請求の範囲の請求項 1 に記載の発明によれば、静電容量型超音波振動子と、前記静電容量型超音波振動子の超音波送信方向に配置された音響レンズと、前記静電容量型超音波振動子および前記音響レンズが所定距離離間するように前記音響レンズを支持するハウジングと、前記静電容量型超音波振動子および前記音響レンズの間に充填された超音波媒体と、を含むことを特徴とする超音波内視鏡を提供することによって達成できる。

【発明の効果】

20

【 0 0 2 0 】

メンブレンの中央部近傍に弾性変形しにくい領域を、メンブレン周縁近傍に弾性変形しやすい領域を構成することにより、中央近傍は電極間の電束が電極面に対して垂直になり、印加電圧と変位との間に非線形性を生じることがなくなり、さらに、メンブレン全体として大きな変位をすることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 1 】

【図 1】第 1 の実施形態における c M U T セルの概念図を示す。

【図 2】第 1 の実施形態における超音波内視鏡装置を説明する図である。

【図 3】第 1 の実施形態における溝列をメンブレン上面に配置した c M U T 振動子エレメントの断面を示す。

30

【図 4】第 1 の実施形態における溝列をメンブレン下面に配置した c M U T 振動子エレメントの断面を示す。

【図 5】第 1 の実施形態における溝列をメンブレン上下面に配置した c M U T 振動子エレメントの断面を示す。

【図 6】第 1 の実施形態における溝列がメンブレン上面に配置され、犠牲層除去孔がメンブレンの一部に設けられている c M U T 振動子エレメントの断面を示す。

【図 7】第 1 の実施形態における溝列がメンブレン上面に配置され犠牲層除去孔の一方の開口部がキャビティ側壁に設けられ、他方の開口部がメンブレン支持部表面に設けられている c M U T 振動子エレメントの断面を示す。

40

【図 8】第 1 の実施形態における溝列がメンブレン下面に配置され犠牲層除去孔がメンブレン支持部表面に設けられている c M U T 振動子エレメントの断面を示す。

【図 9】第 1 の実施形態における溝列がメンブレン上面に配置され犠牲層除去孔の一方の開口部がキャビティ側壁に設けられ、他方の開口部がメンブレン支持部表面に設けられ、さらにメンブレンの下面に溝列が形成された c M U T 振動子エレメントの断面を示す。

【図 10】図 6 の c M U T セルの上面図を示す。

【図 11】図 7 の c M U T セルの上面図を示す。

【図 12】図 7 の c M U T 振動子の製造工程（その 1）を示す。

【図 13】図 7 の c M U T 振動子の製造工程（その 2）を示す。

【図 14】図 7 の c M U T 振動子の製造工程（その 3）を示す。

50

【図 15】図 8 の c M U T 振動子の製造工程を示す。

【図 16】第 2 の実施形態における c M U T (その 1) を示す。

【図 17】第 2 の実施形態における c M U T (その 2) を示す。

【図 18】図 16 の c M U T の製造工程 (その 1) を示す。

【図 19】図 16 の c M U T の製造工程 (その 2) を示す。

【図 20】第 3 の実施形態におけるパッケージングされた c M U T の外観構造を示す。

【図 21】第 3 の実施形態におけるメンブレンの上方に凸形状の音響レンズを設けた c M U T を示す。

【図 22】第 3 の実施形態におけるメンブレンの上方に凹形状の音響レンズを設けた c M U T を示す。

【図 23】従来における c M U T の一例を示す。

【発明を実施するための形態】

【0022】

< 第 1 の実施形態 >

本実施形態では、メンブレンの中心部近傍に弾性変形しにくい領域を構成し、メンブレン周囲に弾性変形しやすい領域を構成し、中心近傍は電極間の電束が電極に垂直になるようにして、メンブレン全体として大きな変位をする構造を有し、かつ、駆動電圧と変位との関係に非線形性を生じない、即ち、高調波成分を含まない、ハーモニックイメージングに適した c M U T について説明する。

【0023】

図 1 は、本実施形態における c M U T セルの概念図を示す。c M U T セル 200 のメンブレン 201 は、メンブレン支持部 204 近傍で湾曲 (湾曲部 202) し、メンブレン中央部 203 で平面形状となっている。湾曲部 202 は、メンブレンの円周近傍に同心円状の溝列を形成することにより、メンブレンが弾性変形しやすいようにして形成されている。

【0024】

このように、メンブレンの中央部近傍に弾性変形しにくい領域を、メンブレン端部側近傍に弾性変形しやすい領域を構成することにより、中央近傍は電極間の電束が電極面に対して垂直になり、さらに、メンブレン全体として大きな屈曲振動変位をすることができる。

【0025】

それでは、以下に本発明の実施の形態について説明する。

図 2 は、超音波内視鏡装置を説明する図である。図 2 に示すように本実施形態の超音波内視鏡装置 1 は、超音波内視鏡 (以下、内視鏡と略記する) 2 と、内視鏡観察装置 3 と、超音波観測装置 4 と、モニタ 5 とから構成される。

【0026】

超音波内視鏡 (以下、内視鏡と略記する) 2 は、後述する静電型超音波振動子を備える。内視鏡観察装置 3 は、照明光を供給する光源部 (不図示) 及び図示しない撮像素子の駆動及びこの撮像素子から伝送される電気信号の各種信号処理を行って内視鏡観察画像用の映像信号を生成する信号処理部を備える。

【0027】

超音波観測装置 4 は、前記静電型超音波トランスデューサの駆動及びこの静電型超音波トランスデューサから伝送される電気信号の各種信号処理を行って超音波断層画像用の映像信号を生成する信号処理部を備える。モニタ 5 は、この超音波観測装置 4 及び前記内視鏡観察装置 3 で生成された映像信号を基に観察用画像を表示する。

【0028】

前記内視鏡 2 は、挿入部 11 と、操作部 12 と、ユニバーサルコード 13 から構成される。挿入部 11 は、体腔内に挿入される細長の部分である。操作部 12 は、この挿入部 11 の基端側に位置する。ユニバーサルコードは、この操作部 12 の側部から延出している。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

前記ユニバーサルコード 1 3 の基端部には、前記内視鏡観察装置 3 に接続される内視鏡コネクタ 1 4 が設けられている。この内視鏡コネクタ 1 4 の先端部には前記内視鏡観察装置 3 の光源部に接続される照明用コネクタ 1 4 a が設けられている。この内視鏡コネクタ 1 4 の側部には前記信号処理部に電気接続される図示しない電気コードが着脱自在に接続される電気コネクタ 1 4 a が設けられている。

【 0 0 3 0 】

また、この内視鏡コネクタ 1 4 の基端部からは前記超音波観測装置 4 に電氣的に接続される超音波コネクタ 1 5 a を有する超音波ケーブル 1 5 が延出している。

前記挿入部 1 1 は、先端側から順に、先端部 6 と、湾曲部 7 と、可撓管部 8 とから構成されている。先端部 6 は、硬質部材で形成したものである。湾曲部 7 は、この先端部 6 の基端側に連設する湾曲自在な部分である。可撓管部 8 は、この湾曲部 7 の基端側に連設して前記操作部 1 2 の先端側に至る細径かつ長尺で、可撓性を有する部分である。

【 0 0 3 1 】

前記先端部 6 には、内視鏡観察部 2 0 と、超音波観察ユニット 2 1 が設けられている。内視鏡観察部 2 0 は、直視による内視鏡観察を行う観察光学部及び照明光学部が配置されている。超音波観察ユニット 3 1 は、超音波を送受する複数の超音波トランスデューサ素子を配列して超音波走査面が形成されている。

【 0 0 3 2 】

前記操作部 1 2 には、アングルノブ 1 6、送気・送水ボタン 1 7 a、吸引ボタン 1 7 b、処置具挿入口 1 8、各種操作スイッチ 1 9 等が設けられている。アングルノブ 1 6 は、前記湾曲部 7 を湾曲制御するものである。送気・送水ボタン 1 7 a は、送気及び送水操作を行うためのボタンである。

【 0 0 3 3 】

吸引ボタン 1 7 b は、吸引操作を行うためのボタンである。処置具挿入口 1 8 は、体腔内に導入する処置具の入り口となる部分である。各種操作スイッチ 1 9 は、前記モニタ 5 に表示させる表示画像を切り換えたり、フリーズ、リリース等の指示を行ったりするための各種操作のスイッチである。なお、符号 9 は患者の口腔に配置されるマウスピースである。

【 0 0 3 4 】

先端部 6 の先端側には超音波観察を行うための超音波観察ユニット 2 1 が配置されている。また、前記先端部 6 の内視鏡観察部 2 0 には斜面部が形成されている。この斜面部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カバー、観察部位の光学像をとらえる観察光学部を構成する観察用レンズカバー、前記処置具挿入口 1 8 から導入された処置具が突出する開口である鉗子出口が設けてある。

【 0 0 3 5 】

超音波観察ユニット 2 1 は、超音波の送受信を行う静電容量型超音波振動子 (c M U T) と、この超音波振動子が収納され前記先端部 6 に取付け固定されるハウジング部とで主に構成されている。

【 0 0 3 6 】

静電容量型超音波振動子 c M U T は、シリコンマイクロマシーニング技術を用いてシリコン半導体基板を加工したものである。静電容量型超音波振動子は、シリコンプロセスによって完全にクリーンな環境で操作シーケンスにしたがって忠実に自動で製造される。

【 0 0 3 7 】

静電容量型超音波振動子は、駆動制御信号を入出力する最小単位である超音波振動子エレメント (または、単に「エレメント」という) が複数配列されたものから構成される。このエレメントは、振動子セル (または、単に「セル」という) と呼ばれる単位の振動子より構成される。セルは、後述するように、1 つのキャビティ (空隙部) を構成する要素群をいう。

【 0 0 3 8 】

以下では、メンブレンの上面と下面の一方または両方に溝列を形成した静電容量型超音波振動子について説明する。

図3は、本実施形態における溝列をメンブレン上面に配置したcMUT振動子エレメントの断面を示す。同図において、静電容量型超音波振動子エレメント31は、シリコン基板32、下部電極33、誘電体膜34、メンブレン支持部35、メンブレン36、キャビティ(空隙部)40、上部電極39、接地側電極パッド37、拡散層38、信号入出力端子電極パッド41、基板スルーホール42、基板スルーホール配線42a、導通孔(ビアホール)43、ビアホール配線44、溝列45から構成される。

【0039】

メンブレン36は、端部がメンブレン支持部35により固定された振動膜である。メンブレン36の構成要素の1つに、上部電極39が含まれている。シリコン基板32の上面に下部電極33が形成され、その上に誘電体膜39(例えば、 SiO_2)が形成されている。メンブレン36の上面側には、溝列45が設けられている。

10

【0040】

シリコン基板32の底面に設けられている信号入出力端子電極パッド43は、基板スルーホール42の表面に設けられた基板スルーホール配線42aにより、下部電極33と電氣的に導通されている。シリコン基板42の底面表面はシリコン酸化膜42aで被膜されている。

【0041】

上部電極39は、ビアホール43のビアホール配線44と導通している。接地側電極パッド37は、上部電極39をGNDに接続するために、ビアホール43に形成したビアホール配線44をシリコン基板32の底面に電氣的に導通させるためのパッドである。

20

【0042】

誘電体膜34は、キャビティ40を挟んだ上部電極39と下部電極33間の静電容量を増加させるためのものである。拡散層38は、電子あるいは正孔がほとんど存在しない状態になっている層である。

【0043】

なお、キャビティ(空隙部)40は、メンブレン36とメンブレン支持部35と下部電極33及び誘電体膜34とで囲まれた空間のことをいう。また、上述したように、図中の破線で囲まれた部分60をセルという。なお、メンブレン36は、図7で後述するように、製造工程上複数のメンブレン膜から構成されている。

30

【0044】

また、シリコン基板32は、拡散層38の形成により、電極とシリコン基板との間にオーミックコンタクトを実現し、上部電極39が接地電極パッド37に導通する構造となっている。

【0045】

以下に、静電容量型超音波振動子31の動作について説明する。上部電極39と下部電極33の一对の電極に電圧をかけることで電極間が引っ張りあい、電圧を0にすると元に戻る。この振動動作によってメンブレン36が振動した結果、超音波が発生し、メンブレンの上方向に超音波が照射される。

40

【0046】

図4は、本実施形態における溝列をメンブレン下面に配置したcMUT振動子エレメントの断面を示す。同図では、メンブレン36の下面側に溝列46を設けている。それ以外の構造は、図3と同様である。

【0047】

図5は、本実施形態における溝列をメンブレン上下面に配置したcMUT振動子エレメントの断面を示す。同図では、メンブレン36の上面側及び下面側にそれぞれ、溝列45、46を設けている。それ以外の構造は、図3と同様である。

【0048】

50

なお、図 3 - 図 5 において、溝列はメンブレンの両端にそれぞれ 2 こずつ形成されているが、これに限定されず、何本でもよい。また、図 5 において、溝列 4 5 , 4 6 の位置が上下揃っているが、これに限定されず、相対的にずれていてもよい。以下で説明する c M U T についても同様である。

【 0 0 4 9 】

図 6 は、本実施形態における溝列がメンブレン上面に配置され、犠牲層除去孔がメンブレンの一部に設けられている c M U T 振動子エレメントの断面を示す。犠牲層除去孔 4 7 は、製造過程においてキャビティ 4 0 を形成するときに設けられる孔である。

【 0 0 5 0 】

図 7 は、本実施形態における溝列がメンブレン上面に配置され犠牲層除去孔の一方の開口部がキャビティ側壁に設けられ、他方の開口部がメンブレン支持部表面に設けられている c M U T 振動子エレメントの断面を示す。同図では、メンブレン支持部 3 5 の上部 4 9 からキャビティ 4 0 の側面 5 0 に向かって傾斜した犠牲層除去孔 4 8 が設けられている。

【 0 0 5 1 】

このような構造では、犠牲層除去孔 4 8 がメンブレン領域に設けられていないので、メンブレンの振動に影響を与え難い。また、犠牲層除去孔を塞ぐために、上面から犠牲層除去孔閉塞部材 (S i N) 等で成膜するが、このとき、犠牲層除去孔からキャビティ 4 0 の内部に犠牲層除去孔閉塞部材が入ってキャビティ 4 0 内で堆積するおそれがある。しなしながら、図 7 のように犠牲層除去孔が傾斜していると、キャビティ 4 0 の内部に直接犠牲層除去孔閉塞部材が体積するのを防止することができる。

【 0 0 5 2 】

図 8 は、本実施形態における溝列がメンブレン下面に配置され犠牲層除去孔がメンブレン支持部表面に設けられている c M U T 振動子エレメントの断面を示す。メンブレン下面に溝列 4 6、及び犠牲層除去孔 4 7 が設けられている。

【 0 0 5 3 】

図 9 は、本実施形態における溝列がメンブレン上面に配置され犠牲層除去孔の一方の開口部がキャビティ側壁に設けられ、他方の開口部がメンブレン支持部表面に設けられ、さらにメンブレンの下面に溝列が形成された c M U T 振動子エレメントの断面を示す。図 9 は、3 で説明したように、メンブレン 3 6 の下面に溝列 4 6 が形成されている。また、図 7 で説明したように、メンブレン支持部 3 5 の上部 4 9 からキャビティ 4 0 の側面 5 0 に向かって傾斜した犠牲層除去孔 4 8 が設けられている。

【 0 0 5 4 】

なお、図 6 - 図 9 において、犠牲層除去孔 4 7 , 4 8 の個数は本実施形態に限定されず、何個でもよい。

図 1 0 は、図 6 の c M U T セルの上面図を示す。図 1 0 は、図 6 の破線で囲まれた部分のセル 7 0 の上面を示している。上部電極膜 3 9 は、上部電極 3 9 a と上部電極接続配線 3 9 b とを構成している。同図に示すように、溝列 4 5 は、メンブレンの周縁部に同心円の弧状に形成されている。従って、溝列の集積している部分は変形しやすいので、湾曲しやすい。また、犠牲層除去孔 4 7 はメンブレン上に形成されている。

【 0 0 5 5 】

セル 7 0 のメンブレンの中央の領域 7 1 は、メンブレンのうち溝列を形成していない領域で、相対的に弾性変形しにくい領域を示している。下部電極に対応する上部電極として実際に機能する上部電極の径は、この領域 7 1 の径にほぼ等しい。

【 0 0 5 6 】

図 1 1 は、図 7 の c M U T セルの上面図を示す。図 1 1 は、図 7 の破線で囲まれた部分のセル 7 0 の上面を示している。4 8 a は、犠牲層除去孔 4 8 の犠牲層除去孔開口部を示している。

【 0 0 5 7 】

セル 8 0 のメンブレンの中央の領域 8 1 は、メンブレンのうち溝列を形成していない領域で、相対的に弾性変形しにくい領域を示している。下部電極に対応する上部電極として

10

20

30

40

50

実際に機能する上部電極の径は、この領域 8 1 の径にほぼ等しい。

【 0 0 5 8 】

同図に示すように、溝列 4 5 は、メンブレンの端部側に同心円の弧状に形成されている。従って、溝列の集積している部分は変形しやすいので、湾曲しやすい。また、犠牲層除去孔 4 8 の一端の開口部 4 8 a はメンブレン支持部 3 5 上に形成されている。

【 0 0 5 9 】

図 1 0 及び図 1 1 より、メンブレンの形状が円板で、変形し易い領域（溝列部分）がこの円板の周縁部に配置し、相対的に変形しにくい領域が該円板の中央部に配置されている。また、周縁部に配置する容易に変形する領域（溝列部分）は、径方向には変形しやすく、円周方向には変形しにくいようになっている。

10

【 0 0 6 0 】

径方向には変形しやすく、円周方向には変形しにくい溝列部分は、同心円状に形成した少なくとも一本の溝列である。そして、メンブレンの上方から見た場合、その同心円状に配置した溝列は、破線状の円のような形状をしている。すなわち、弧が同心円状に複数形成されている。

【 0 0 6 1 】

なお、本実施形態では、径が同じ長さの弧が複数あって、破線上の円をなし、その破線上の円であって径が異なるものが同心円状に複数形成されるように、溝列を形成したが、これに限定されず、メンブレンの端部近傍に溝列が形成されればどのような形状でもよい。例えば、メンブレンを上方から見たとき、円形の溝列であって、径が異なるものが複数同心円状に設けられていてもよい。また、溝列の断面の形状は凹形状に限定されず、例えば、V 字形状、U 字形状でもよい。すなわち、メンブレンの中央部分に対して、相対的に変形しやすくなればよい。

20

【 0 0 6 2 】

図 1 2 - 図 1 4 は、図 7 の c M U T 振動子の製造工程を示す。まず、低抵抗の N 型シリコン基板 9 0（厚さ約 1 0 0 ~ 5 0 0 μm ）の上表面に酸化膜（ SiO_2 ）で、マスクする。マスク形成は、We t 酸化法により、厚さ約 3 0 0 0 ~ 4 0 0 0 の酸化膜を形成する。そして、フォトリソグラフィ工程で下部電極スルーホール電極部 9 1 を形成するためのパターンニングを行い、エッチング工程でパターンニングした酸化膜を除去する。

【 0 0 6 3 】

次に、I C P - R I E（I n d u c t i v e l y C o u p l e d P l a s m a R e a c t i v e I o n E t c h i n g：誘導結合型プラズマ反応性イオンエッチング）を行うことにより、マスクされていない部分に貫通孔 9 1 が開く。

30

【 0 0 6 4 】

次に、拡散層 9 2 をシリコン基板 9 0 の両面に形成する（S 1）。マスク形成工程、フォトリソグラフィ工程、エッチング工程により、拡散層 9 2 を形成する部分以外を SiO_2 でマスクする。それからマスクされていない部分に対して、N 型のイオンを注入して、熱処理を行うことにより、N 型の拡散層を形成する。これをシリコン基板 9 0 の両面の所定位置について行う。

【 0 0 6 5 】

次に、シリコン基板 9 0 の全表面（貫通孔 9 1 内の壁面も含む）に絶縁膜 9 3 を形成する（S 2）。次に、拡散層 9 2 を覆っている絶縁膜 9 3 の一部を除去して、基板背面側コンタクトヴィアホール 9 4 を形成する。その後、その基板背面側コンタクトヴィアホール 9 4 の孔壁面及びその周辺部分に金属膜を設けて、コンタクト電極パッド 9 5 を形成する。

40

【 0 0 6 6 】

次に、絶縁膜 9 3（上面側）と貫通孔 9 1 の内壁及び貫通孔の下方の開口周辺に、電極膜（P t / T i）9 6 を形成する（S 3）。電極の材質は P t / T i に限定されず、A u / C r、M o、W、リン青銅、A l などでもよい。

【 0 0 6 7 】

50

次に、誘電体膜 97 (SrTiO_3) を電極膜 96 の上にスパッタ、CVD 等の手段で形成する (S3)。誘電体膜 97 は、 SrTiO_3 に限定されず、 SiN 、チタン酸バリウム BaTiO_3 、チタン酸バリウム・ストロンチウム、五酸化タンタル、酸化ニオブ安定化五酸化タンタル、酸化アルミニウム、または酸化チタン TiO_2 等の高誘電率を有する材料を用いてもよい。いずれもスパッタや CVD での成膜が可能である。

【0068】

次に、メンブレン支持層 98 を形成する (S4)。メンブレン支持部を形成する部分以外をマスクした後、CVD により SiN 層を形成して、マスクを除去する。そうすると、メンブレン支持部 98 が形成されている。

【0069】

次に、メンブレン支持部 98 及び絶縁膜 97 の上面に犠牲層 99 としてポリシリコンを充填する (S4)。なお、本実施形態では、犠牲層にポリシリコンを用いたが、例えば SiO_2 等エッチングできる部材であれば特に限定されない。

【0070】

次に、犠牲層 99 をメンブレン支持部 98 の高さに揃えるために、表面平坦化処理を行う (S5)。表面平坦化処理は、例えば、研磨またはイオンエッチングにより、余分な犠牲層を除去する。

【0071】

次に、平坦化された面に対して、犠牲層封止膜 100 として SiN 膜を形成する (S6)。
20

次に、犠牲層除去孔 101 を形成する (S7)。ここでは、メンブレン支持部 98 の上部に対応する犠牲層封止膜 100 の部分から、犠牲層 99 が充填されている部分（後にキャビティとなる部分）に向かって犠牲層除去孔 101 を形成する。例えば、S6 の処理後のシリコン基板 90 を傾けた状態にし、メンブレン支持部 98 の上面から犠牲層 99 が充填されている部分（後にキャビティとなる部分）に向かってイオンエッチングを行う。

【0072】

次に、エッチングにより犠牲層 99 を除去する (S8)。本実施形態ではポリ Si を犠牲層に用いているので、エッチャーとして XeF_2 を用いてエッチングして、犠牲層 99 を犠牲層除去孔 101 から除去する。そうすると、キャビティ 102 が形成されている。

【0073】

次に、犠牲層除去孔遮断膜 (SiN 膜) 103 を形成して、犠牲層除去孔 101 を塞ぐ (S9)。
30

次に、エレメント上面と、溝 104 の内壁及び底部に電極膜 (上部電極) 105 を形成する (S10)。次に、メンブレン上に溝形成用レジスト 106 を形成する。溝形成用レジスト 106 は、メンブレンの両端 (メンブレン支持部側) に設ける (S11)。

【0074】

次に、溝形成用レジスト 106 間を電極保護膜 107 で充填する。そして、平坦化処理をして、電極保護膜 107 の高さを溝形成用レジストと同じ高さにする (S12)。そして、溝形成用レジスト 106 を除去する (S13)。そうすると、溝列 108 が形成されている。
40

【0075】

なお、本実施形態において、電極膜 (及びコンタクト層) の形成、すなわち溝内にある電極を形成する処理 (導体化処理) では、イオン注入もしくは CVD (Chemical Vapor Deposition: 化学気相成長方法) と拡散処理、または PVD (Physical Vapor Deposition: 物理気相成長法) により行われる。

【0076】

図 15 は、図 8 の cMUT 振動子の製造工程を示す。まず、上記で説明した S1 ~ S5 までの工程を行う。次に、溝列形成用犠牲層パターン 110 を犠牲層 99 の上面の所定位置に形成する (S5-2)。溝列形成用犠牲層パターン 110 は、犠牲層 99 と同一の材
50

質である。次に、溝列形成用犠牲層パターン 110 間をメンブレン溝形成層 111 (SiN 膜) で充填する。そして、平坦化処理をして、メンブレン溝形成層 111 の高さを溝列形成用犠牲層パターン 110 と同じ高さにする (S5-3)。

【0077】

次に、SiN 層 112 を形成する (S6-1)。そして、S7 と同様に、犠牲層エッチング用孔 114 を形成して、エッチングにより犠牲層 99 及び溝列形成用犠牲層パターン 110 を除去する (S8-1)。そうすると、キャビティ 113 が形成されている。その後は、上記の S9 以降の工程を行う。

【0078】

本実施形態では、一例として図 7 及び図 8 の cMUT の製造方法について説明したが、その他の図面の cMUT もこれらと同様にして製造することができる。なお、メンブレンの上下面にそれぞれ溝列を設ける場合も、図 12 ~ 図 15 を組み合わせればよい。

10

【0079】

以上より、メンブレンの中央部近傍に弾性変形しにくい領域を、メンブレン端部側近傍に弾性変形しやすい領域を構成することにより、中央近傍は電極間の電束が電極面に対して垂直になり、さらに、メンブレン全体として大きな変位をすることができる。そのため、超音波送信において、送信圧力が大きくなり、かつ高調波成分を含まない。

【0080】

また、一端はキャビティ、他端はメンブレン支持部で開口した犠牲層除去孔を設けることにより、犠牲層除去孔がメンブレンの振動に影響を与えることがなく、犠牲層除去孔を塞ぐ材料がキャビティ内に堆積するのを防止することができる。

20

【0081】

なお、本実施形態では、図 2 に示す超音波内視鏡装置を用いて説明したが、これに限定されず、カプセル型超音波内視鏡にも本実施形態にかかる cMUT を用いることもできる。また、本実施形態では、メンブレンは、上面から見た場合、略円形の形状のものを用いたが、これに限定されず、例えば、多角形、楕円等の形状であってもよい。

【0082】

< 第 2 の実施形態 >

本実施形態では、メンブレンに対して傾斜している面を少なくとも 1 箇所備える弾性体がメンブレンの上面に形成された cMUT について説明する。なお、本実施形態における cMUT は、第 1 の実施形態と同様に、超音波内視鏡装置に限定されず、カプセル型超音波内視鏡に搭載してもよい。

30

【0083】

図 16 は、本実施形態における cMUT (その 1) を示す。図 16 は、メンブレンに対して傾斜している面を少なくとも 1 箇所備えるドーム状の弾性体 120 がメンブレンの上面に形成された cMUT を示す。

【0084】

この cMUT は、図 6 の cMUT のメンブレン 36 の円形 (溝列 45 よりも内側) の中央部分にドーム状の形状の堆積物 (弾性体 120) を形成したものである。この弾性体 120 は、例えば、SiO₂、SiN、またはポリシリコンにより形成されるが、これらに限定されない。なお、犠牲層除去孔は省略している。

40

【0085】

弾性体 120 は、第 1 の実施形態を考慮して、溝列よりも内側 (メンブレン中央部) に形成する。なぜならば、溝列や溝列よりも外側 (メンブレン端部側) に弾性体を形成すると、溝列部分が弾性変形するのを妨げるからである。さらに、溝列よりも内側 (メンブレン中央部) に弾性体を形成することにより、第 1 の実施形態におけるメンブレン中央部近傍の領域について、より弾性変形しにくいようにすることができる。

【0086】

図 16 の cMUT を用いることにより、超音波ビームが放射されるメンブレン表面を面音源ではなくて点音源にすることができる。点音源からの超音波の合成波面は、合成波面

50

での位相が揃っているので、きれいな平面波になり得る。しかしながら、面音源からの超音波の合成波は、合成波面での位相が揃わない場合があるので、歪みのある合成波面となる。合成波面の歪みは音響レンズなどでビーム収束した場合、得られる超音波画像にも歪みが発生し、S/Nの悪い像となってしまふ。

【0087】

図17は、本実施形態におけるcMUT（その2）を示す。図17は、メンブレンに対して傾斜している面を弾性体131, 132がメンブレン36の上面に形成されている。この弾性体131, 132は、例えば、SiO、SiN、またはポリシリコンにより形成されるが、これらに限定されない。

【0088】

同図において、弾性体131, 132の上面はそれぞれ垂直方向に対して θ_1 , θ_2 だけ傾いた斜面を有する。この場合、上部電極 - 下部電極間に電圧が印加されると、メンブレン36が振動してメンブレン表面（この場合、弾性体131, 132の斜面の表面）から超音波ビームが放射される。このとき、超音波ビームは弾性体131, 132の傾斜面に対して垂直方向に超音波は放射される。各弾性体131, 132から放射された超音波ビームは1点に集束するように、弾性体の傾斜角度 θ_1 , θ_2 は調整されている。

【0089】

これにより、超音波ビームを集束させると、音響焦点でのビーム幅が細くなり、感度も高くなる。

図16のcMUTは超音波画像の空間分解能の向上に、図17のcMUTは画像の輝度向上につながる。

【0090】

図18及び図19は、図16のcMUTの製造工程を示す。本実施形態では、グレースケールマスクを利用した方法（例えば、非特許文献1、非特許文献2）により、メンブレンの上面に半球体が形成されたcMUTを製造する。この方法では、マスクに与えた透過率分布によってレジストの形状をコントロールすることができる。

【0091】

この方法は、グレースケールマスクを利用したフォトリソグラフィによるレジストパターン形成と、異方性ドライエッチングによるレジストパターンの基板への転写の2つの大きなプロセスから構成される。

【0092】

まず、ドーム状構造の設計データをフォトレジストパターンの形状に変換する。この工程では、作製するドーム状構造の形状に対してエッチング時の形状変化を考慮した補正を行い、エッチング後に目的の形状が得られるようにレジストの形状を設定している。

【0093】

エッチング時の形状変化はエッチング装置の種類、エッチングガス、基板の材料などに依存しており、ここでは、エッチング時の形状変化を推定するエッチングモデルを設定して利用している。

【0094】

次に、レジストパターンの設計データに応じて、グレースケールマスクの透過率分布を決定し、マスクを作製する。このグレースケールマスクは、微小な開口パターンが多数配置され、開口部分と遮光部分の面積比によって透過率を調整する面積階調タイプのマスクである。一方、透過率をマスク内で段階的に変化させる様に、遮光粒子の濃度をマスク内で変化させて形成するグレースケールマスクも勿論可能である。

【0095】

フォトリソグラフィ工程においては、露光装置に依存してマスク上の透過率分布とレジストに照射される光の強度分布にズレが生じるため、露光装置による影響を見積もるためのフォトリソグラフィを設定し、マスクの透過率分布決定のために利用している。なお、本明細書では、フォトリソグラフィモデルについての詳細な説明は省略するが、マスクパターンに照射された光が露光装置の光学系を通過してレジスト上に露光される際の応答関数に

10

20

30

40

50

基づいたモデルを用いている。作製したフォトマスクを利用してレジストパターンを露光し、異方性ドライエッチングによってレジスト形状を基板に転写すればドーム状構造が完成する。

【0096】

本実施形態では、第1の実施形態で説明したような工程を経て、溝列がフォトレジスト145で充填され、その上からドーム状構造弾性体前駆層（例えば、SiO₂、SiN_x、またはポリシリコン等）144が形成されたcMUTを作製する。そのドーム状構造弾性体前駆層144の上に、フォトレジスト層143を形成する。

【0097】

そのフォトレジスト層143に、上述したグレイスケールマスク142を介して平行紫外光141を照射する（S21）。グレイスケールマスク142には、上述の通り、透過率分布142a、142bが設定されている。グレイスケールマスク142は、銀を添加することでこの透過率分布を設定している。銀の密度に応じて、平行紫外光141の透過率が変わってくる。

【0098】

そうすると、グレイスケールマスク142に基づいて、フォトレジスト143にレジストパターンが露光される（S22）。このとき、フォトレジスト143には、ドーム状部分143aと、平面部分143bとが形成されている。

【0099】

その後、異方性ドライエッチングによって、レジストパターン143の形状をドーム状構造弾性体前駆層144に転写する（S23）。そうすると、レジストパターン143を介してドーム状構造弾性体前駆層144が徐々にエッチングされる。144aは、エッチングされた部分を示す。144bは、エッチングにより形成された部分を示す。

【0100】

このとき、実際には、レジストパターン143自体も同時に徐々にエッチングされているが、その様子は図18及び図19では省略している。そして、対象となるドーム状構造弾性体の形状が形成されれば、ドーム状構造弾性体前駆層144のエッチングを終了する（S24）。

【0101】

最後に、フォトレジスト143と溝に埋まったレジスト145とを除去すれば、図16のcMUTが完成する（S25）。なお、図17のcMUTについても、図18及び図19の方法で同様に形成することもできる。

【0102】

以上より、メンブレンの中央部で屈曲変形しにくく、周辺部に屈曲し易い部分を有するcMUTにおいて、メンブレンに上接する様に弾性構造体を配置し、その弾性構造体の表面が、メンブレンに対して傾斜した面を少なくとも1つ持った弾性構造体をセル単位で備えることができる。また、その弾性構造体の表面を半曲面にしてもよい。これらメンブレンに上接させて配置させる構造体の形状は、上記の構造に限定されるものではなく、必要に応じて適宜形状を決めることができる。

【0103】

また、本実施形態にかかるcMUTは、グレイスケールマスクを使うことによって製造することができる。

< 第3の実施形態 >

本実施形態は、第2の実施形態によるcMUTを実装したものである。本実施形態では、超音波ビームを集束させるための音響レンズをメンブレンの上方に設けたcMUTについて説明する。本実施形態は、図17のcMUTと同様の効果に、音響レンズなどで超音波ビームを集束させることができる。なお、本実施形態におけるcMUTは、第1の実施形態と同様に、超音波内視鏡装置に限定されず、カプセル型超音波内視鏡に搭載してもよい。

【0104】

図20は、本実施形態におけるパッケージングされたcMUTの外観構造を示す。この

10

20

30

40

50

パッケージの中には全 c M U T セルが並列接続された c M U T チップが実装されていて、その c M U T セル構造の一例が、例えば第 1 又は第 2 の実施形態で示した c M U T である。

【 0 1 0 5 】

図 2 0 において、パッケージングされた c M U T の外観構造は、音響レンズ 1 5 0 , エポキシシール 1 5 1 , メタルパッケージ 1 5 2、端子水密シールカバー筒 1 5 3 , 同軸ケーブル 1 5 4 から構成される。

【 0 1 0 6 】

音響レンズ 1 5 0 は、超音波ビームを集束させるためのものである。メタルパッケージ 1 5 2 は、c M U T を格納するためのハウジング部材である。以下、メタルパッケージ 1 5 2 をハウジング部材という。エポキシシール 1 5 1 及び端子水密シールカバー筒 1 5 3 は、端子部分を支持したり、端子部分を被覆したり、防水したり等のためのものである。同軸ケーブル 1 5 4 は、超音波観測装置 4 から c M U T に超音波信号を送信したり、c M U T から超音波観測装置 4 へ超音波信号を送信したりするためのものである。

10

【 0 1 0 7 】

以下では、音響レンズ 1 5 0 を凸面形状または凹面形状にした c M U T について説明する。

図 2 1 は、本実施形態におけるメンブレンの上方に凸形状の音響レンズを設けた c M U T を示す。c M U T 1 5 5 は、複数のエレメントまたはアレイから構成されている。c M U T 1 5 5 はハウジング部材 1 5 2 に格納されており、そのハウジング部材の天井部分のうちメンブレンの超音波放射面の上方にかかる部分に凸形状の音響レンズ 1 5 0 a (例えば、シリコーン樹脂等で構成されている) が設けてある。

20

【 0 1 0 8 】

c M U T 1 5 5 に電圧が印加されると、個々のセルのメンブレンが振動し、超音波ビームがメンブレン面に対して垂直方向に放射される。すなわち、超音波放射面である各セルのメンブレンから図の上方向に平行に超音波ビームが放射される。これらの超音波ビームは、音響レンズ 1 5 0 a を通過すると、同図に示すように、1 点に集束する。

【 0 1 0 9 】

図 2 2 は、本実施形態におけるメンブレンの上方に凹形状の音響レンズを設けた c M U T を示す。c M U T 1 5 5 は、複数のエレメントまたはアレイから構成されている。c M U T 1 5 5 は、ハウジング部材 1 5 2 に格納されており、そのハウジング部材 1 5 2 の天井部分のうちメンブレンの超音波放射面の上方にかかる部分に凹形状の音響レンズ 1 5 0 b (例えば、エポキシ樹脂等で構成されている) が設けてある。

30

【 0 1 1 0 】

c M U T 1 5 5 に電圧が印加されると、個々のセルのメンブレンが振動し、超音波ビームがメンブレン面に対して垂直方向に放射される。すなわち、超音波放射面である各セルのメンブレンから図の上方向に平行に超音波ビームが放射される。これらの超音波ビームは、音響レンズ 1 5 0 b を通過すると、同図に示すように、1 点に集束する。

【 0 1 1 1 】

なお、音響レンズの材質を通過する音速が水を通過する音速よりも小さい場合には、凸形状の音響レンズを用いる。音響レンズの材質を通過する音速が水を通過する音速よりも大きい場合には、凹面形状の音響レンズを用いる。

40

【 0 1 1 2 】

なお、第 1 ~ 第 3 の実施形態において、静電容量型超音波振動子エレメントを複数配列してアレイ状にしたものを備えた超音波プローブを超音波内視鏡装置またはカプセル型超音波内視鏡に搭載してもよい。

【 0 1 1 3 】

以上より、超音波ビームを集束させることにより、空間分解能を向上させることができる。また、材質の違いにより、音響レンズの形状を凹面形状か凸面形状にすることができる。なお、ハウジング部材 1 5 2 の内部は音響伝播媒体を充たす必要があり、そのために

50

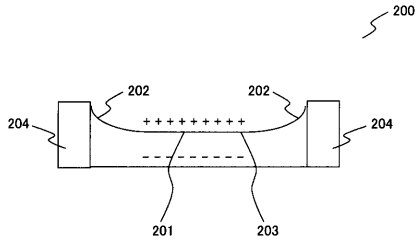
ハウジングキャップ部には音響伝播媒体の流入流出を促すための孔を設ける必要がある。

【符号の説明】

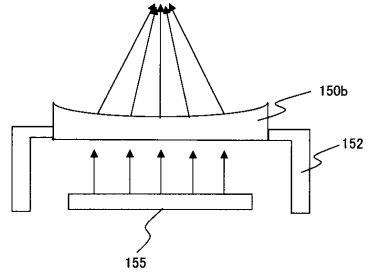
【0114】

200	c M U Tセル	
201	メンブレン	
202	湾曲部	
203	メンブレン中央部	
204	メンブレン支持部	
1	超音波内視鏡装置	
2	超音波内視鏡	10
3	内視鏡観察装置	
4	超音波観測装置	
5	モニタ	
31	静電容量型超音波振動子エレメント	
32	シリコン基板	
33	下部電極	
34	誘電体膜	
35	メンブレン支持部	
36	メンブレン	
37	接地側電極パッド	20
38	拡散層	
39	上部電極	
40	キャビティ	
41	信号入出力端子電極パッド	
42	基板スルーホール	
42 a	基板スルーホール配線	
43	導通孔(ビアホール)	
44	ビアホール配線	
45, 46	溝列	
47, 48	犠牲層除去孔	30
120, 131, 132	弾性体	
150 (150 a, 150 b)	音響レンズ	
152	メタルパッケージ(ハウジング部材)	
155	c M U T	

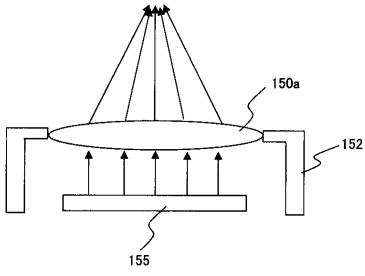
【 図 1 】



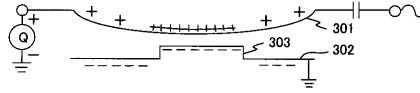
【 図 2 2 】



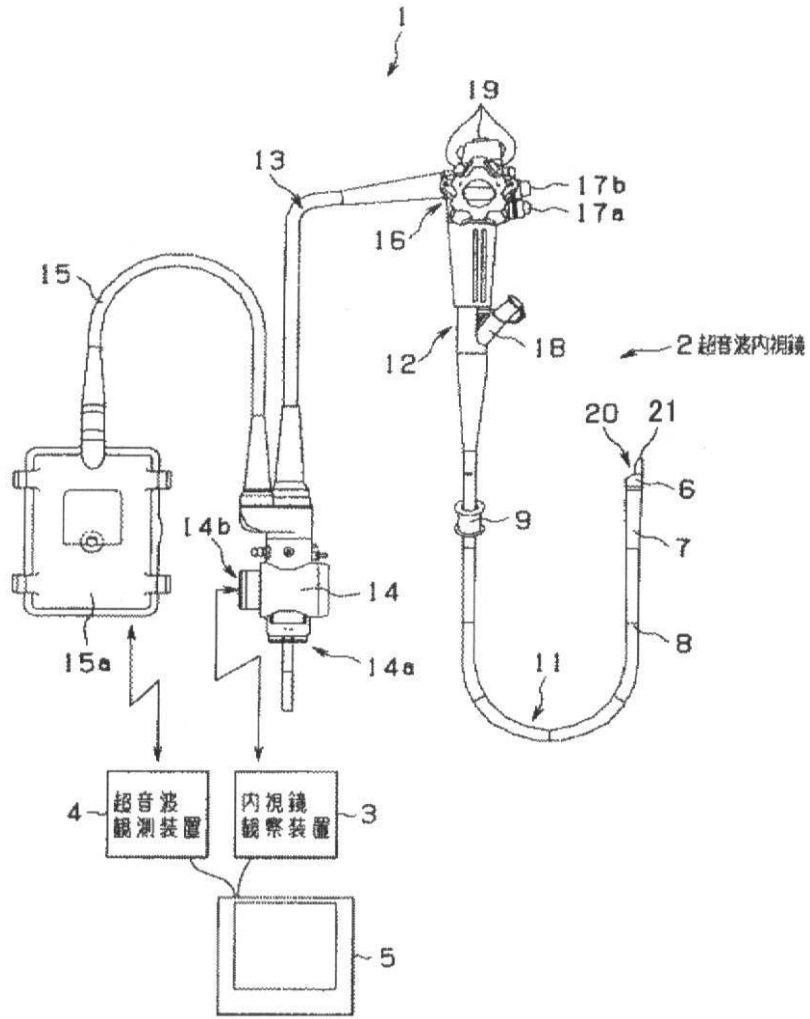
【 図 2 1 】



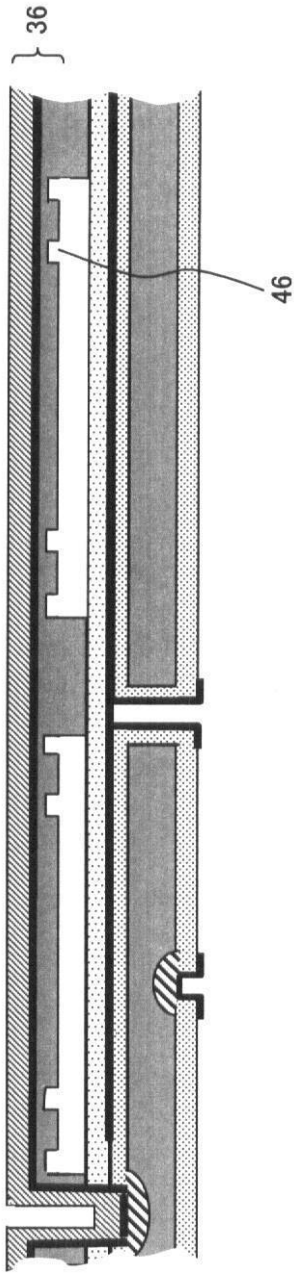
【 図 2 3 】



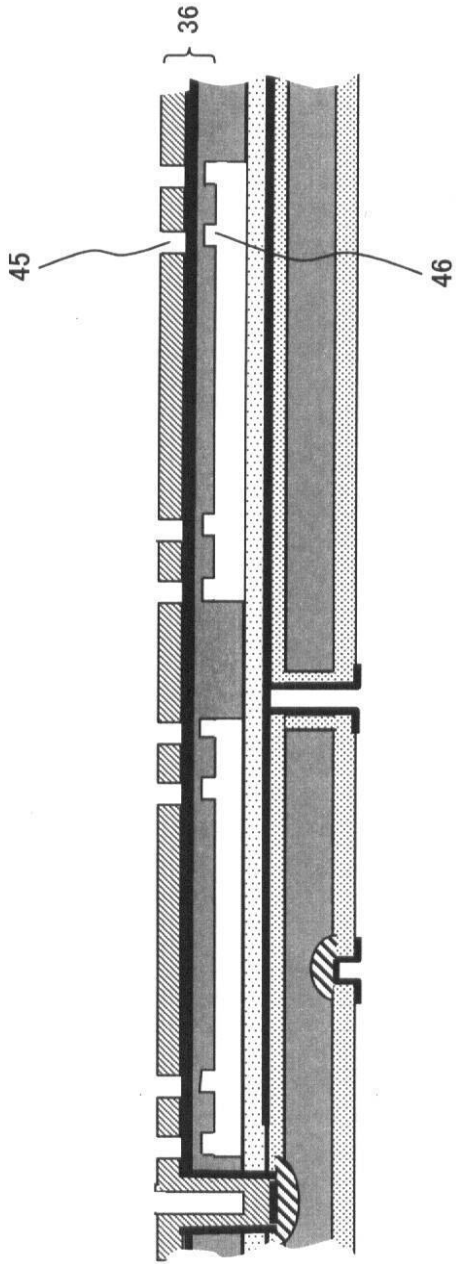
【 図 2 】



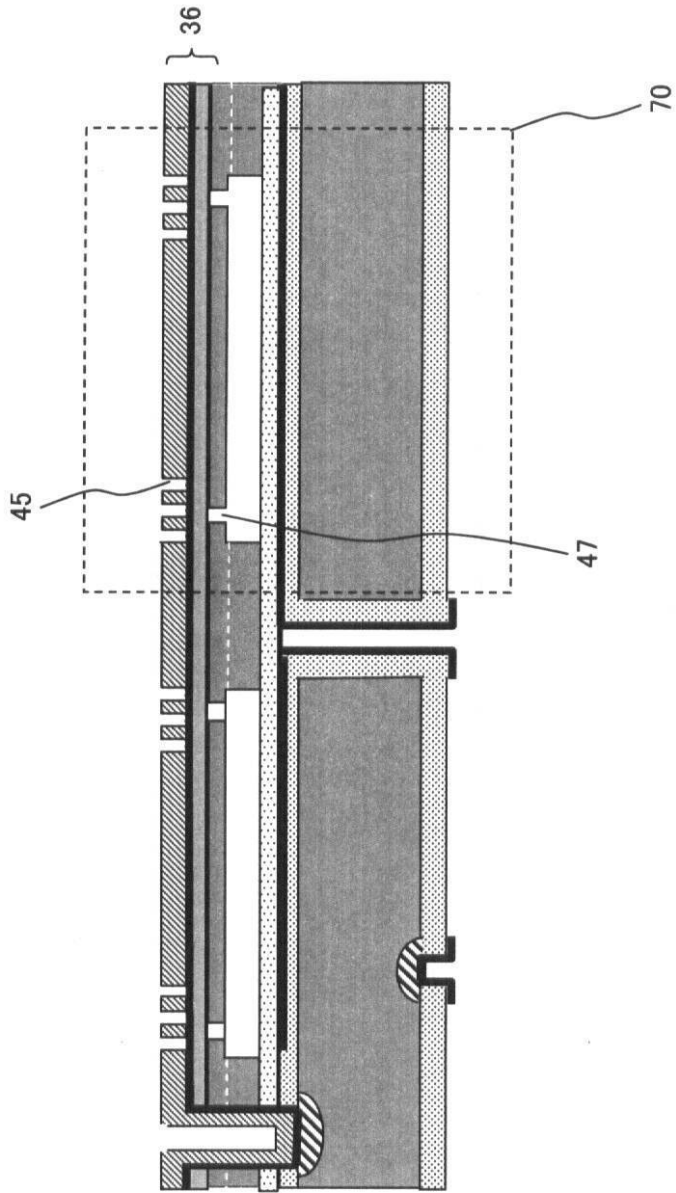
【 図 4 】



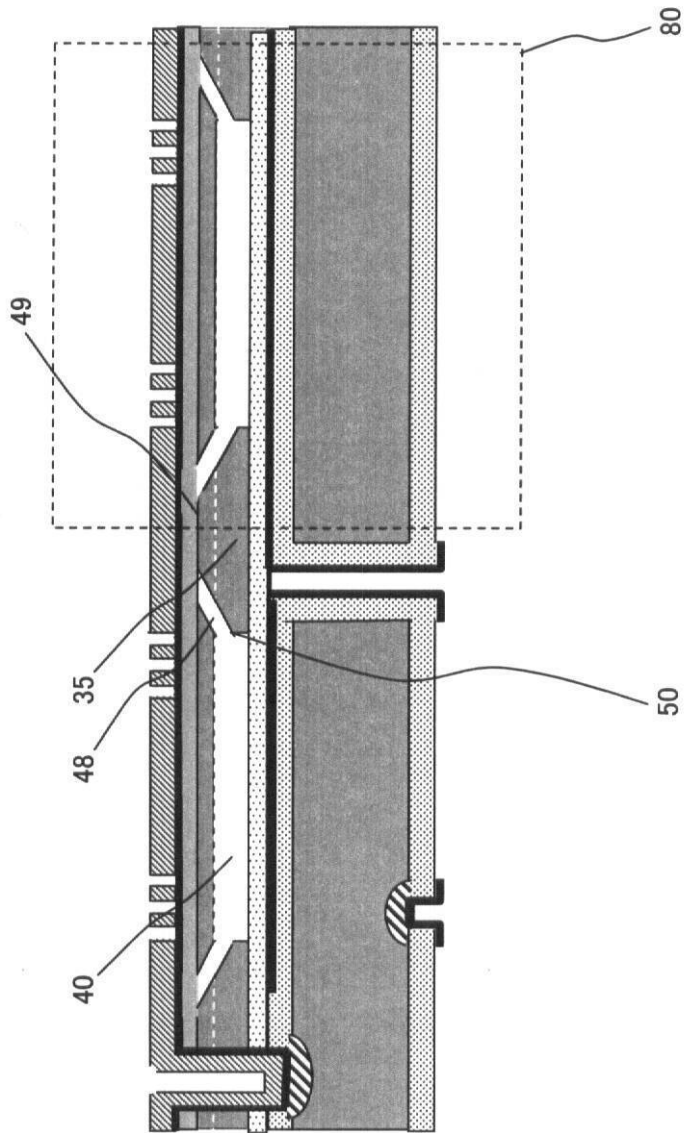
【図 5】



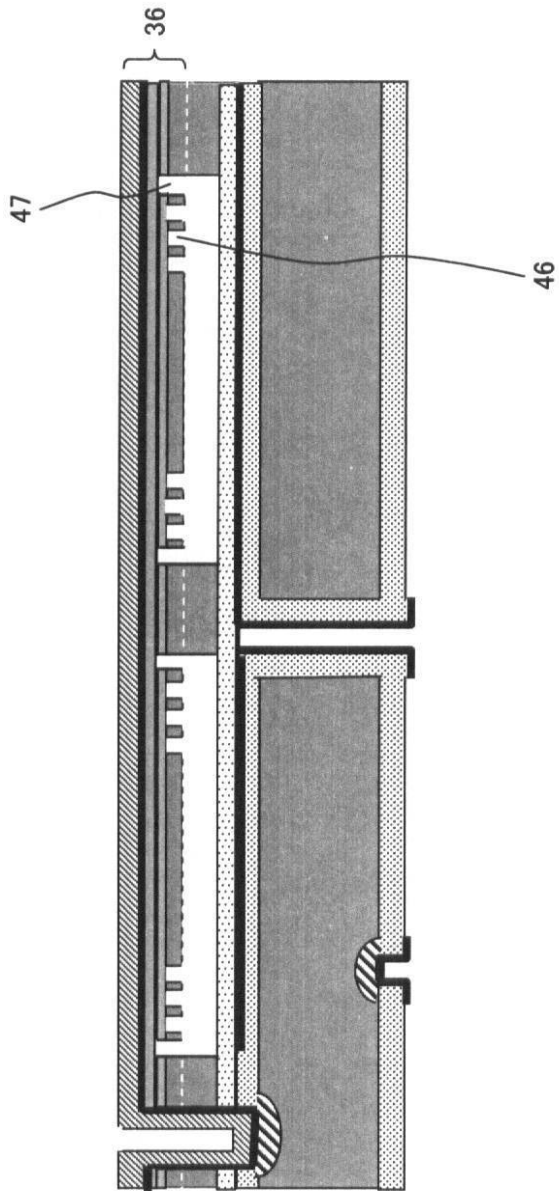
【図 6】



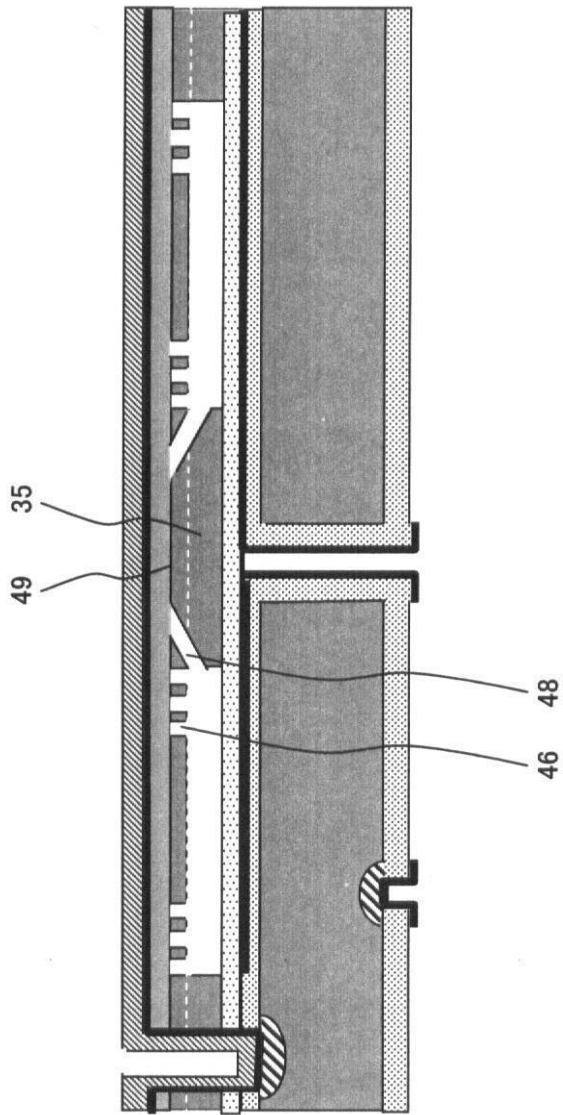
【図7】



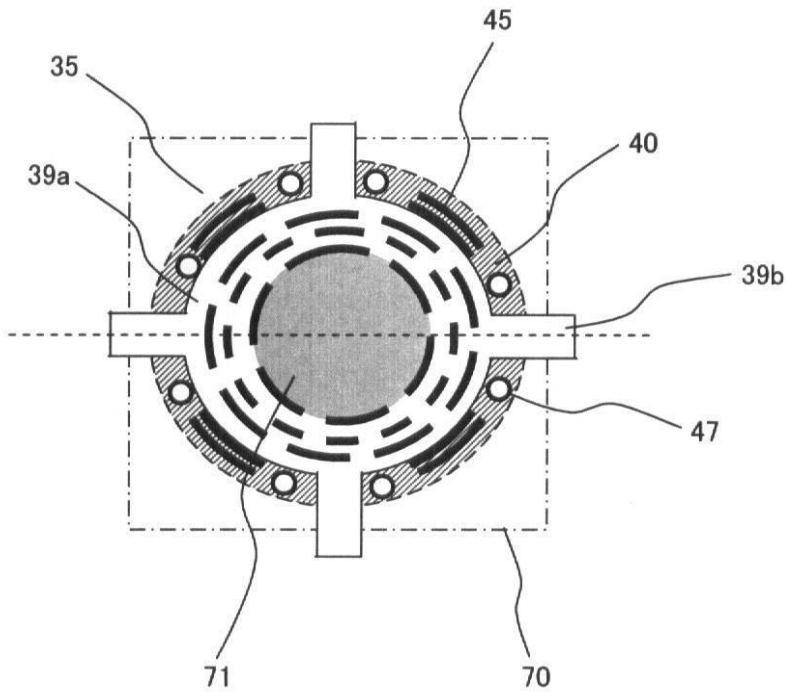
【 図 8 】



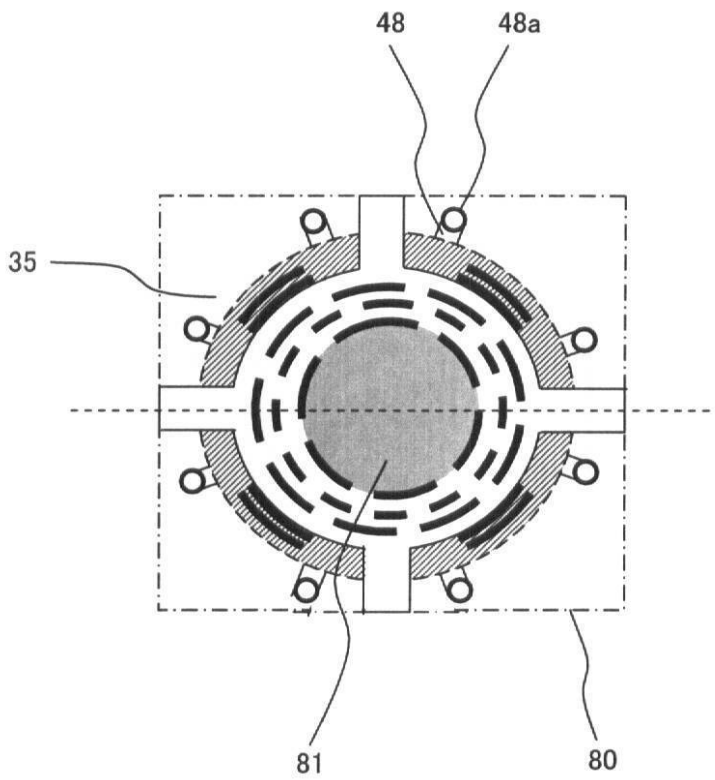
【図 9】



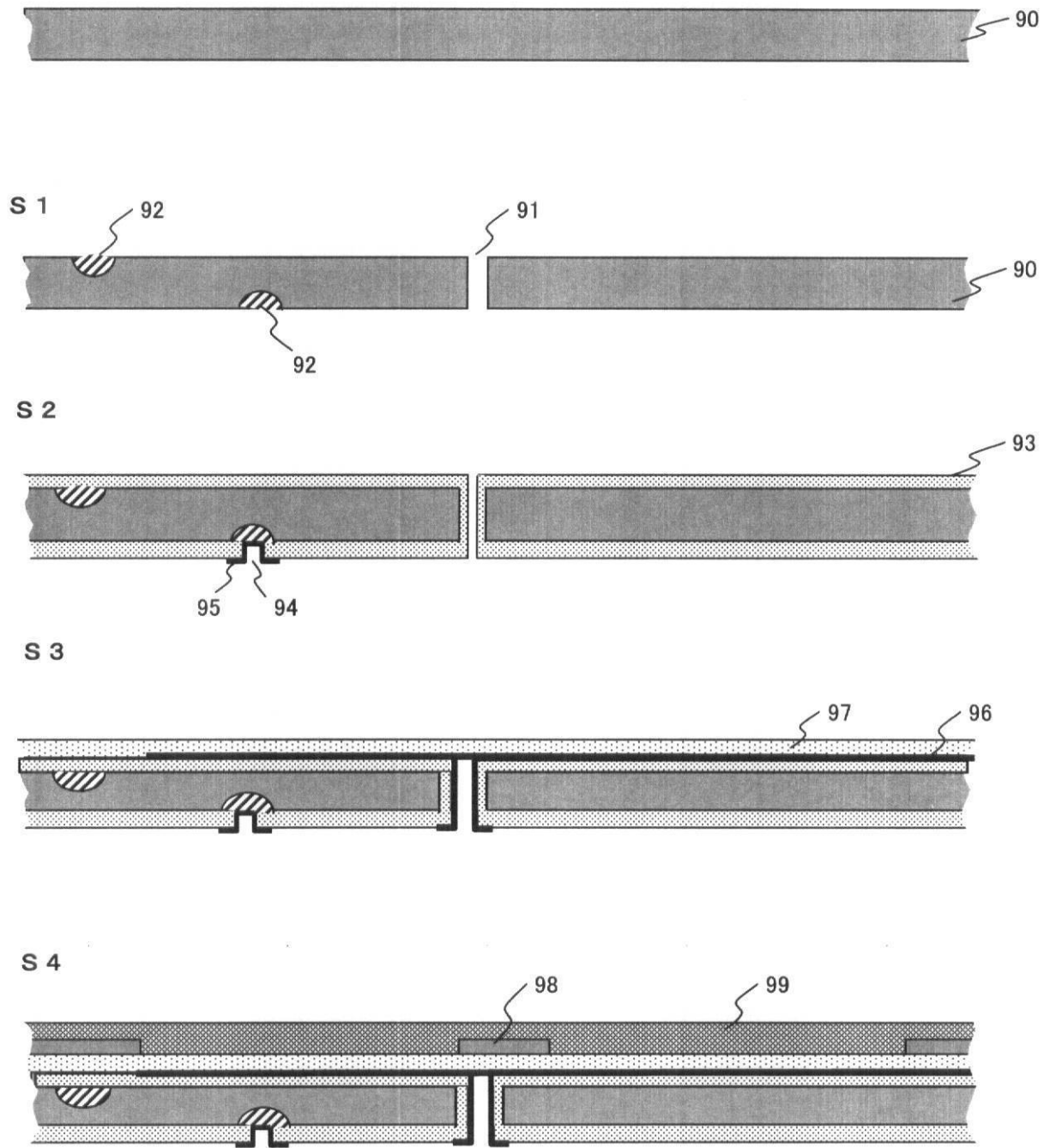
【図 10】



【図 11】

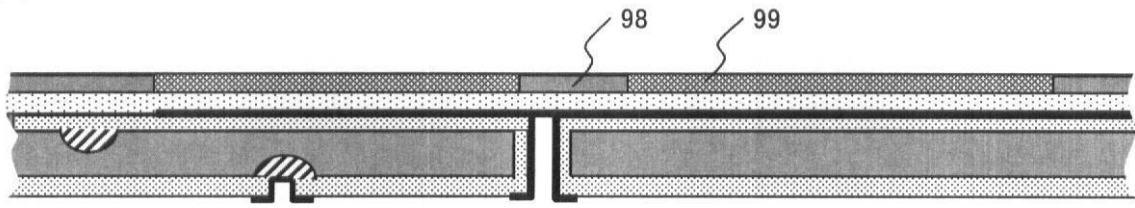


【図 12】

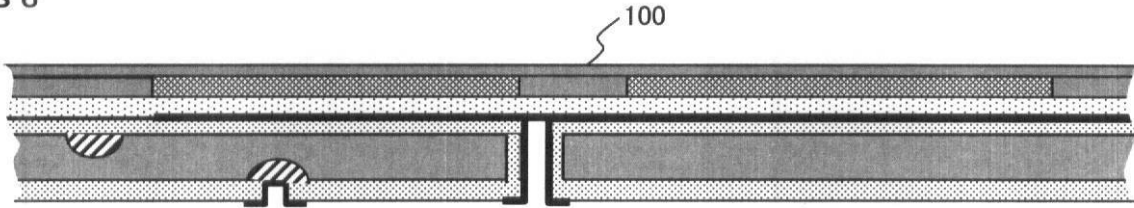


【図 13】

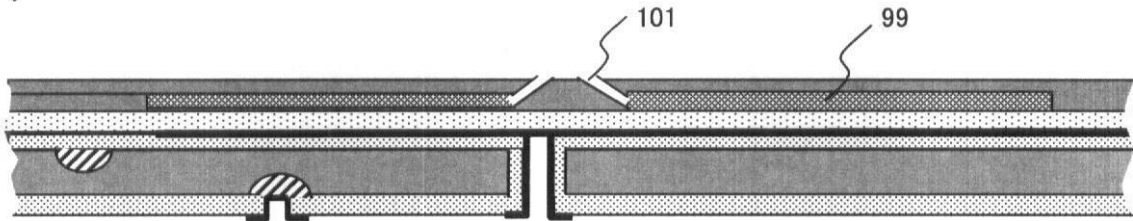
S 5



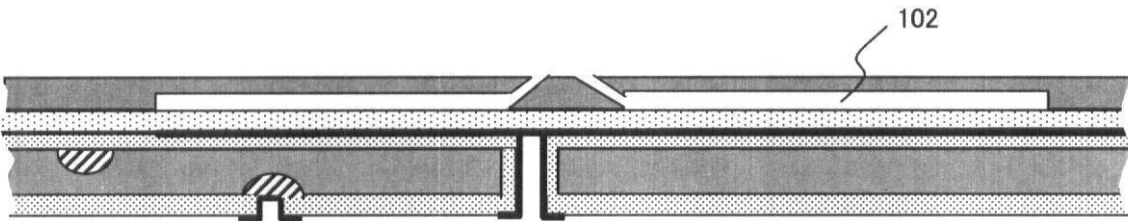
S 6



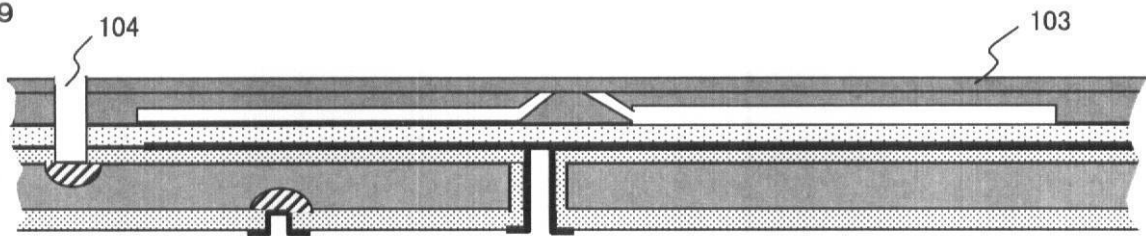
S 7



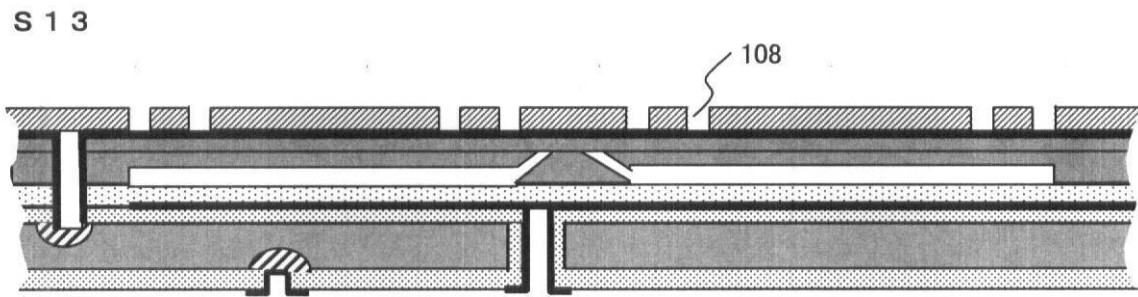
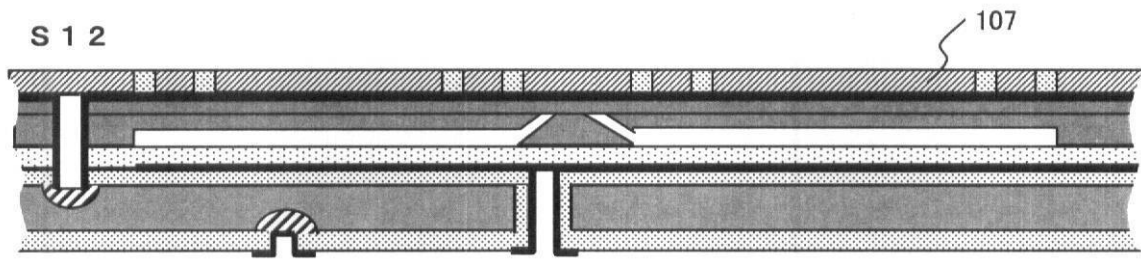
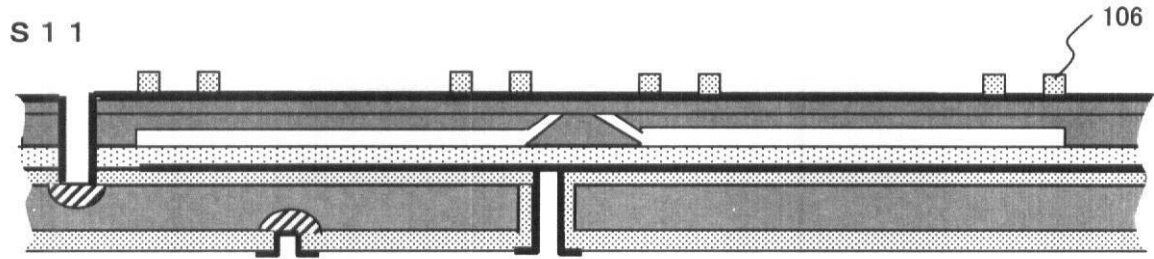
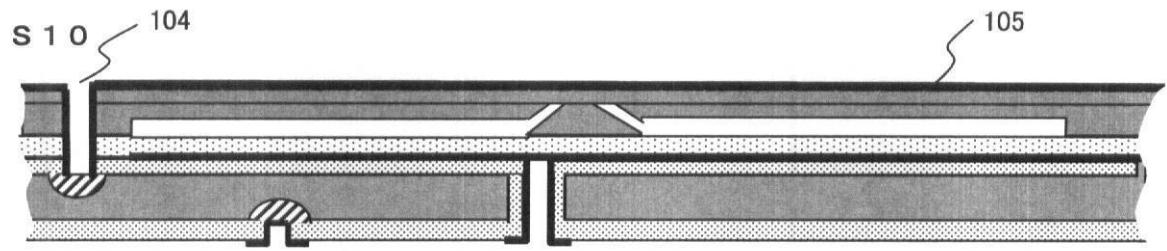
S 8



S 9

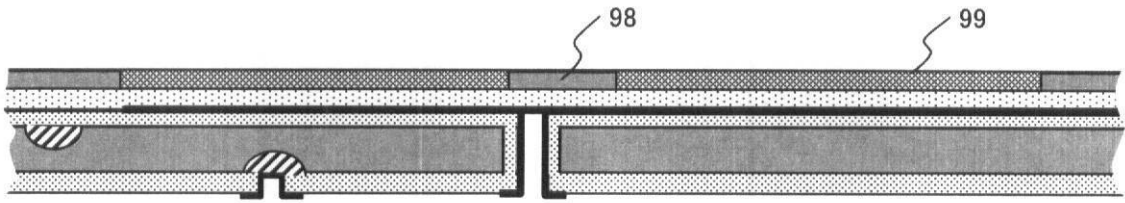


【図14】

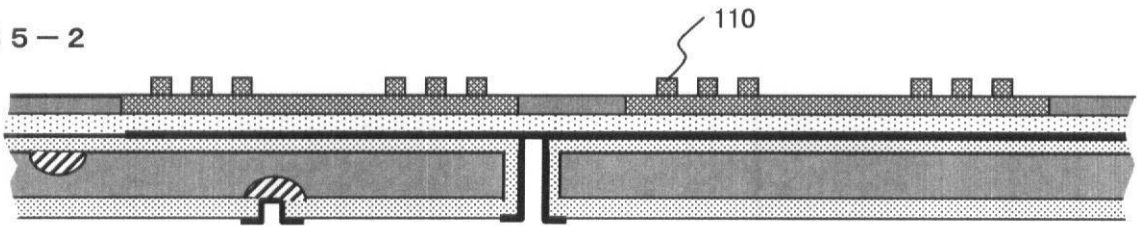


【図 15】

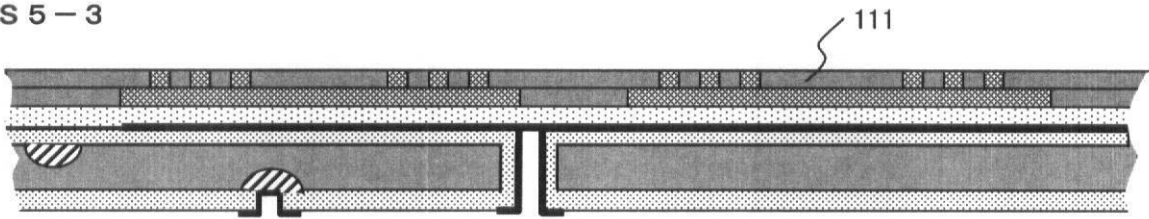
S5-1 (=S5)



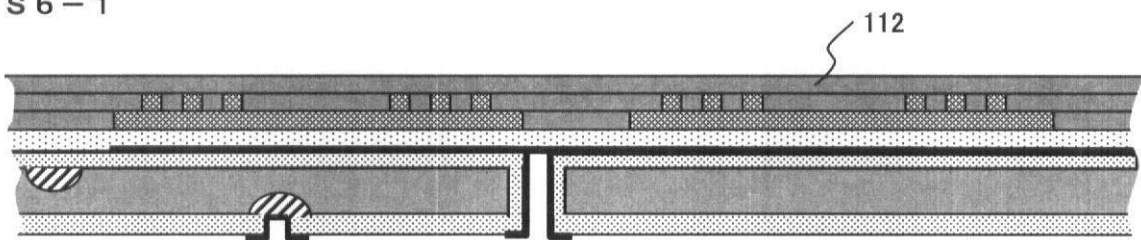
S5-2



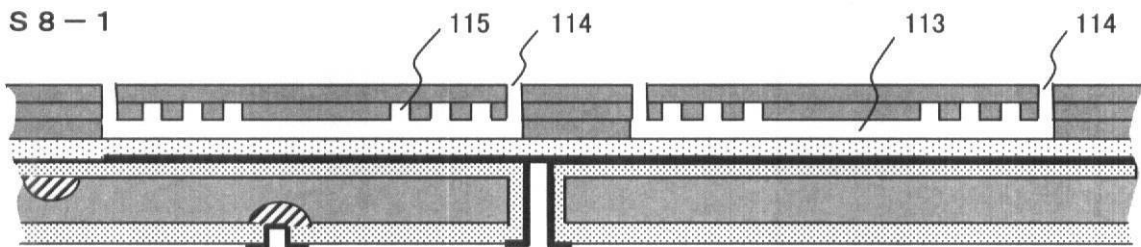
S5-3



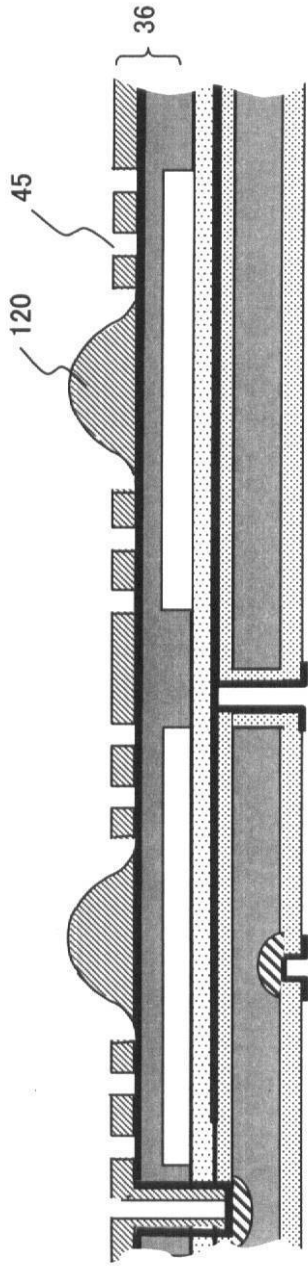
S6-1



S8-1

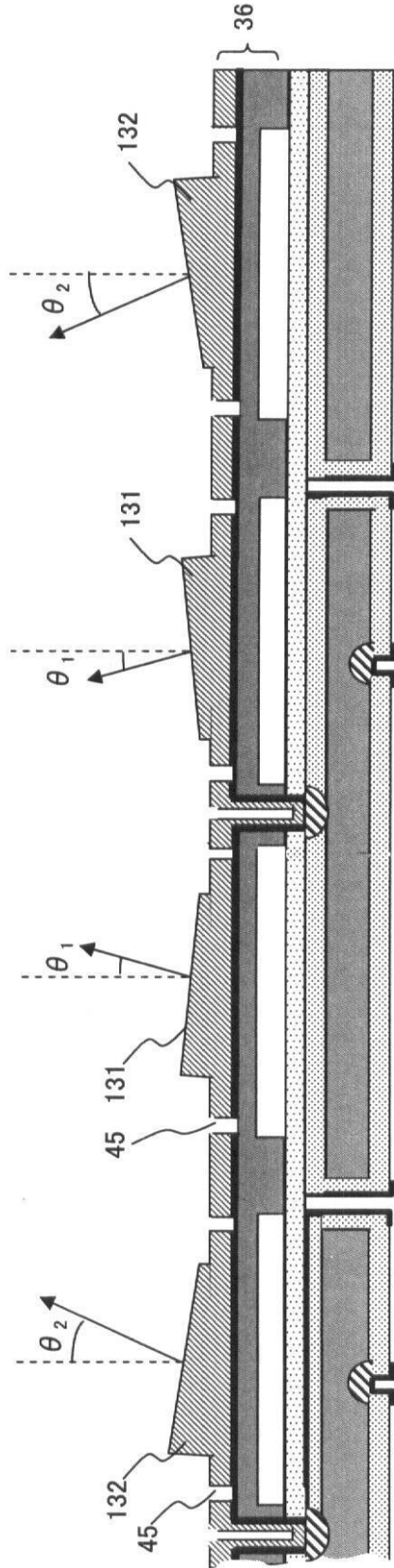


【図 16】

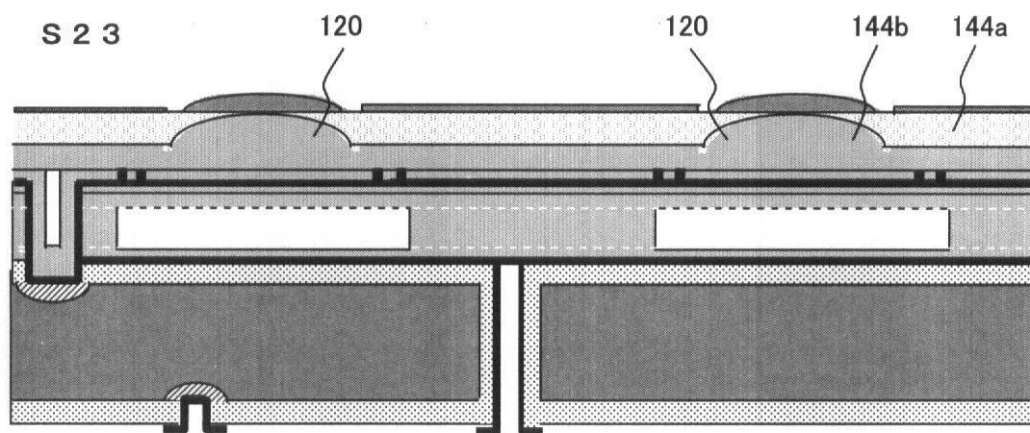
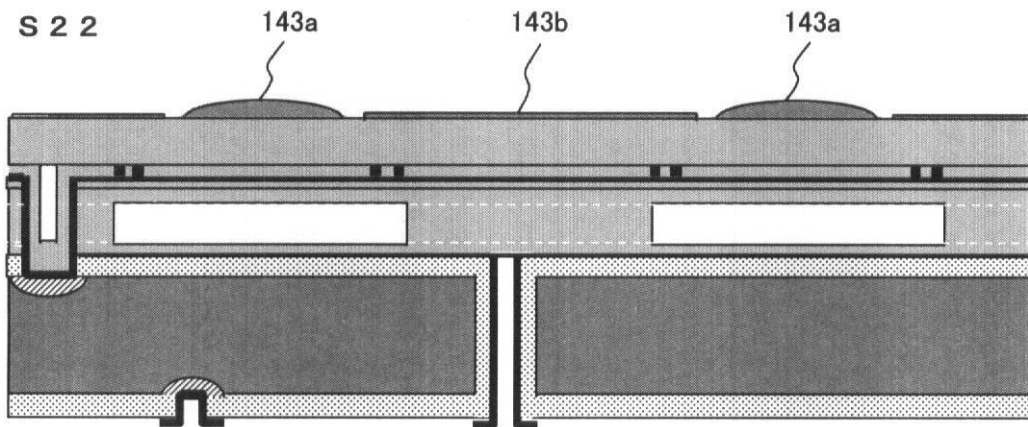
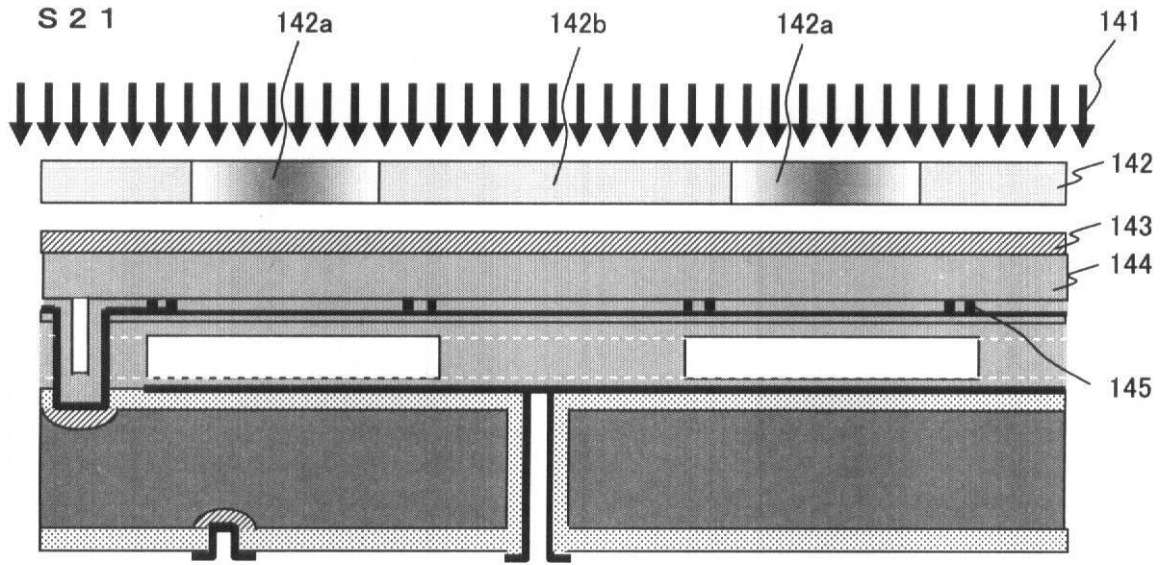


【図 17】

130

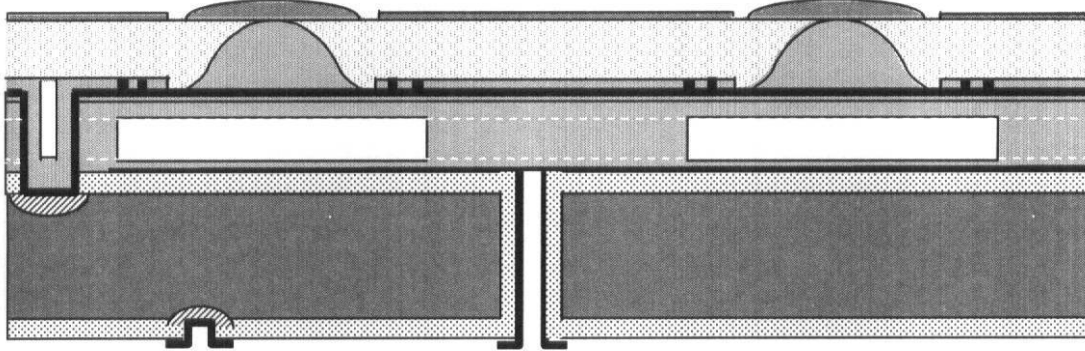


【図 18】

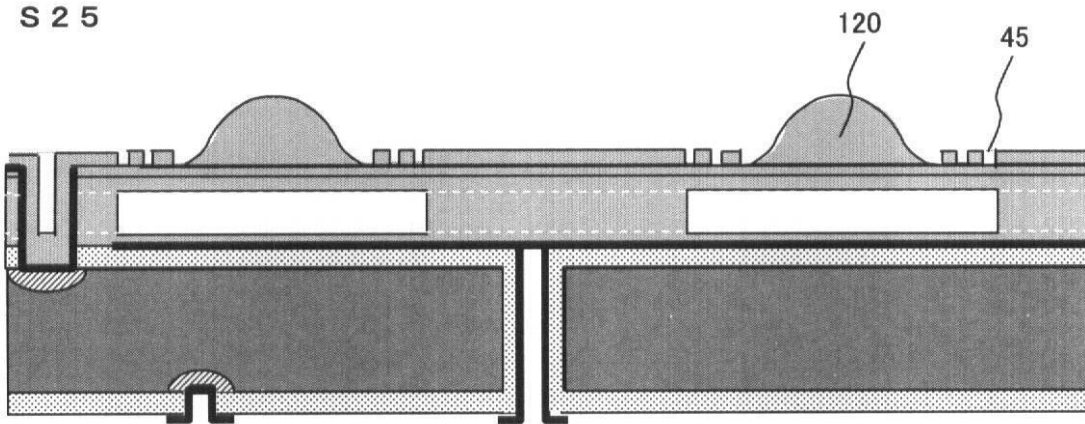


【図 19】

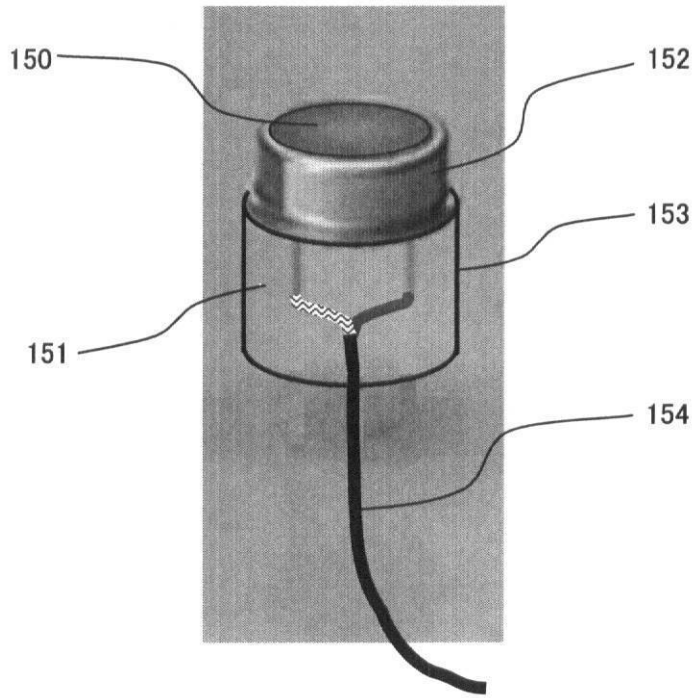
S 2 4



S 2 5



【図 20】



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 4 3 番 2 号 オリパス株式会社内
- (72)発明者 太田 亮
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリパス株式会社内
- (72)発明者 網倉 正明
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリパス株式会社内
- (72)発明者 伊藤 寛
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリパス株式会社内
- (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 オリパス株式会社内
- Fターム(参考) 4C601 DE08 EE04 FE01 GB02 GB32 GB41
5D019 DD01 FF04

专利名称(译)	超音波内视镜		
公开(公告)号	JP2011035916A	公开(公告)日	2011-02-17
申请号	JP2010205678	申请日	2010-09-14
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
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 奥林巴斯公司		
[标]发明人	安達日出夫 若林勝裕 松本一哉 太田亮 網倉正明 伊藤寛 長谷川守		
发明人	安達 日出夫 若林 勝裕 松本 一哉 太田 亮 網倉 正明 伊藤 寛 長谷川 守		
IPC分类号	H04R19/00 A61B8/12		
FI分类号	H04R19/00.330 A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/DE08 4C601/EE04 4C601/FE01 4C601/GB02 4C601/GB32 4C601/GB41 5D019/DD01 5D019/FF04		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：要在膜中心附近形成一个不容易发生弹性变形的区域，并在膜周围以及中心附近配置一个容易发生弹性变形的区域，电极之间的通量垂直于电极。提供一个振动器。提供了电容式超声换能器，沿电容式超声换能器的超声波传输方向布置的声透镜，电容式超声换能器和声透镜。一种超声波内窥镜，包括：外壳，其支撑声透镜以与声透镜分开预定距离；以及超声介质，其填充在电容性超声换能器和声透镜之间。镜子用于解决上述问题。[选择图]图20

