

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第4271253号
(P4271253)

(45) 発行日 平成21年6月3日(2009.6.3)

(24) 登録日 平成21年3月6日(2009.3.6)

(51) Int.Cl.	F I
HO 4 R 19/00 (2006.01)	HO 4 R 19/00 3 3 0
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12
HO 4 R 31/00 (2006.01)	HO 4 R 31/00 3 3 0
HO 1 L 29/84 (2006.01)	HO 1 L 29/84 J

請求項の数 9 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2007-263696 (P2007-263696)	(73) 特許権者	304050923
(22) 出願日	平成19年10月9日 (2007.10.9)		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2008-118632 (P2008-118632A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成20年5月22日 (2008.5.22)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成20年6月26日 (2008.6.26)		弁理士 伊藤 進
(31) 優先権主張番号	特願2006-278043 (P2006-278043)	(72) 発明者	松本 一哉
(32) 優先日	平成18年10月11日 (2006.10.11)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		リンパス株式会社内
		(72) 発明者	太田 亮
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス株式会社内
		(72) 発明者	長谷川 守
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43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、及び超音波内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

下部電極と、
該下部電極上に配置された第1の絶縁層と、
該第1の絶縁層上に配置された空隙部と、
該空隙部上に配置された第2の絶縁層と、
該第2の絶縁層上に設けられた上部電極を含む2つ以上の超音波振動子セルと、
該空隙部同士を連通するチャネルと、
該チャネル上に配置された該第2の絶縁層と、
該チャネル上に配置された該第2の絶縁層に形成された孔部と、
該孔部を封止し、該チャネルに侵入している部分の横断面形状は、該孔部の形状と同様である封止部と、
を備えた超音波振動子セルを具備することを特徴とする超音波トランスデューサ。

【請求項 2】

該上部電極と、該封止部とは、同一の導電性材料により形成されてい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】

該上部電極および該封止部は、該第2の絶縁層上にスパッタリング法または真空蒸着法を施した後に、化学気相蒸着法を施してなる膜であることを特徴とする請求項2に記載の超音波トランスデューサ。

【請求項 4】

さらに、該封止部上面には、絶縁膜が形成されていることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の超音波トランスデューサ。

【請求項 5】

該チャネルの該孔部および該空隙部間の形状は直線状であることを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の超音波トランスデューサ。

【請求項 6】

マイクロマシーニング技術を用いた超音波トランスデューサの製造方法であって、
表面に絶縁層を有する基板上に導電性材料を堆積させ、該導電性材料を部分的にエッチング加工して下部電極を形成し、

10

該下部電極および該絶縁層を被覆するように絶縁材料を堆積させ、第 1 の絶縁層を形成し、

該第 1 の絶縁層上に犠牲材料を堆積させ、エッチング加工して 2 以上の空隙部、及び該空隙部同士を連通するチャネルの形状をした犠牲層を形成し、

該第 1 の絶縁層および該犠牲層上に絶縁材料を堆積させ、第 2 の絶縁層を形成し、

該チャネルの形状をした犠牲層上に形成された該第 2 の絶縁層の一部分にエッチング加工して孔部を形成し、

該犠牲層をエッチング加工により、該孔部を通じて除去して、該空隙部、及び該チャネルを形成し、

該第 2 の絶縁層上に、該孔部を塞ぐように、スパッタリング法または真空蒸着法により、導電性材料を堆積させた後、さらに化学気相蒸着法により導電性材料を堆積させて導電性膜を形成し、

20

該導電性膜を部分的にエッチング加工して上部電極、及び該孔部を塞ぐ封止部を形成し、

該第 2 の電極、及び該封止部を被覆するように、該第 2 の絶縁層上に保護材料により保護膜を形成する、

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 7】

さらに、該第 2 の絶縁層上に、該孔部を塞ぐように、スパッタリング法、或いは真空蒸着法により、導電性材料を堆積させた後、該導電性材料上に絶縁材料を堆積させ、該絶縁材料を部分的にエッチング加工して第 3 の絶縁層が上面を覆う該上部電極、及び絶縁膜が上面を覆う該封止部を形成する、

30

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】

該第 3 の絶縁層、及び該絶縁膜を形成するための該絶縁材料は、化学気相成長法により、形成される、

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 9】

内視鏡挿入部の先端を構成する先端硬性部の先端側に請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の超音波トランスデューサを備えた超音波内視鏡。

40

【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、該超音波トランスデューサの製造方法、及び該超音波トランスデューサを超音波送受部に備えた超音波内視鏡に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波トランスデューサに含まれる空隙部を形成する際に、まず犠牲層で空隙部および空隙部同士を連通するためのチャネルを形作り、次に犠牲層の上に絶縁層を形成した後、絶縁層に孔部を設け、該犠牲層を溶解させる薬剤またはガスを流し込み、犠牲層を除去す

50

る方法が知られている。該方法により、絶縁層下に空隙部を形成することができる。さらに、後工程のために、孔部を防ぐための封止部を形成する必要があるが、従来技術では封止部を形成するための材料が必要以上に空隙部内に堆積し、封止部を歪な形状にしていた。これにより、空隙部の形状が不均一なものとなっていた。

【0003】

特許文献1の超音波トランスデューサには、メンブレン支持柱の中に基板面に沿った、犠牲層除去用のチャネルが形成されている。そのため、このメンブレン支持柱に構成した犠牲層除去孔を塞ぐ封止部形成のためのCVD (Chemical Vapor Deposition: 化学気相蒸着法) による成膜工程において、CVDによる成膜部材の空隙部内への堆積を回避させ、メンブレンの振動を阻害することがないような超音波トランスデューサの製造技術が開示されている。

10

【0004】

すなわち、特許文献1の超音波トランスデューサでは、犠牲層除去孔にCVD成膜して形成する封止部から空隙部までのチャネルをクランク状(T字形状)にすることで前記成膜部材が空隙部内に進入することを防止している。

【特許文献1】米国特許US5,982,709A号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、従来公知の超音波トランスデューサは、犠牲層除去用のチャネルの形状が複雑であるため、そのチャネルの形成のための工程も複雑となる問題がある。このようなチャネルの形状では、犠牲層除去のためのエッチング時間も長くなり、メンブレンを構成する部材までも不要にエッチングをしてしまう可能性がある。

20

【0006】

すなわち、犠牲層のエッチング速度は、チャネル長に依存することから、従来のような形状のチャネルを形成した場合、犠牲層除去時間が長くなる。そのため、他の絶縁層の一部まで除去され空隙部の形状が歪になり、各メンブレンの構造が均一とならず、各メンブレンの均一な振動発生に悪影響を及ぼす。

【0007】

その結果、高精度が要求される各超音波振動子セルのメンブレン部材は、製造過程に依存して、厚みにバラツキが生じる場合があり、各超音波振動子セルの振動にもバラツキが発生するという問題がある。そのため、従来の超音波トランスデューサでは、高精度な超音波振動の照射を阻害するという問題がある。

30

【0008】

また、従来技術では、矩形状のチャネルを構成することによって、空隙部までのチャネル長を長くしてCVDによる犠牲層除去孔を塞ぐCVD膜の空隙部内への堆積を抑制している。このような超音波トランスデューサの構造では、チャネル長を稼ぐために各空隙部同士の距離が十分となるように余裕を持たせた設定が必要となる。そのため、1つの振動子エレメント内に複数の超音波振動子セルを高密度に配列できず超音波走査領域への高精度な超音波振動を照射できない。これにより、エコー信号から取得する体内の状態の表示において精度の低い画像となってしまう。

40

【0009】

さらに、従来の超音波トランスデューサ構造では、チャネル長を稼ぐためにエッチングホールを十分に大きく設定することができず、エッチング速度を稼ぐことができない等の欠点がある。更には、複雑なチャネルの形成の必要性は超音波トランスデューサの平面寸法の微細化にとっても1つの障害となってしまう。

【0010】

そこで、本発明は上述の事情に鑑みてなされたもので、その目的とするところは、封止部の形状をコントロールすることで、複数ある空隙部の形状を均一なものに近づけ、安定して高精度な超音波振動を発生することができる超音波トランスデューサ、超音波トランス

50

スデューサの製造方法、及びこの超音波トランスデューサを備えた超音波内視鏡を実現することである。

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記目的を達成すべく、本発明の超音波トランスデューサは、下部電極と、該下部電極上に配置された第1の絶縁層と、該第1の絶縁層上に配置された空隙部と、該空隙部上に配置された第2の絶縁層と、該第2の絶縁層上に設けられた上部電極を含む2つ以上の超音波振動子セルと、該空隙部同士を連通するチャネルと、該チャネル上に配置された該第2の絶縁層と、該チャネル上に配置された該第2の絶縁層に形成された孔部と、該孔部を封止し、該チャネルに侵入している部分の横断面形状は、該孔部の形状と同様である封止部と、を備えた超音波振動子セルを具備することを特徴とする。

10

【0012】

また、本発明の超音波トランスデューサの製造方法は、マイクロマシーニング技術を用い、表面に絶縁層を有する基板上に導電性材料を堆積させ、該導電性材料を部分的にエッチング加工して下部電極を形成し、該下部電極および該絶縁層を被覆するように絶縁材料を堆積させ、第1の絶縁層を形成し、該第1の絶縁層上に犠牲材料を堆積させ、エッチング加工して2以上の空隙部、及び該空隙部同士を連通するチャネルの形状をした犠牲層を形成し、該第1の絶縁層および該犠牲層上に絶縁材料を堆積させ、第2の絶縁層を形成し、該チャネルの形状をした犠牲層上に形成された該第2の絶縁層の一部分にエッチング加工して孔部を形成し、該犠牲層をエッチング加工により、該孔部を通じて除去して、該空隙部、及び該チャネルを形成し、該第2の絶縁層上に、該孔部を塞ぐように、スパッタリング法または真空蒸着法により、導電性材料を堆積させた後、さらに化学気相蒸着法により導電性材料を堆積させて導電性膜を形成し、該導電性膜を部分的にエッチング加工して上部電極、及び該孔部を塞ぐ封止部を形成し、該第2の電極、及び該封止部を被覆するように、該第2の絶縁層上に保護材料により保護膜を形成する、ことを特徴とする。

20

【0013】

さらに、本発明の超音波内視鏡は、内視鏡挿入部の先端を構成する先端硬性部の先端側に、下部電極と、該下部電極上に配置された第1の絶縁層と、該第1の絶縁層上に配置された空隙部と、該空隙部上に配置された第2の絶縁層と、該第2の絶縁層上に設けられた上部電極を含む2つ以上の超音波振動子セルと、該空隙部同士を連通するチャネルと、該チャネル上に配置された該第2の絶縁層と、該チャネル上に配置された該第2の絶縁層に形成された孔部と、該孔部を封止し、該チャネルに侵入している部分の横断面形状は、該孔部の形状と同様である封止部とを有する超音波振動子セルを具備した超音波トランスデューサを備えていることを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、封止部の形状をコントロールすることで、複数ある空隙部の形状を均一なものに近づけ、安定して高精度な超音波振動を発生することができる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、及びこの超音波トランスデューサを備えた超音波内視鏡を提供することができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。尚、以下の説明において、医療装置である超音波内視鏡を例に挙げて、本発明の実施の形態を説明する。ただし、本発明の超音波トランスデューサを適用するための超音波内視鏡は下記のものに限定されるわけではない。また、本発明の超音波トランスデューサの適用先は超音波内視鏡に限定されるものではない。

【0016】

図1～図3を用いて、本発明の超音波トランスデューサを適用しうる超音波内視鏡について説明をする。図1は超音波内視鏡の概略構成を説明する図、図2は超音波内視鏡の先

50

端部分の概略構成を示す図、図 3 は超音波振動子部の構成を説明する図である。ただし、本発明の超音波トランスデューサを適用しうる超音波内視鏡における各構成要素、各構成要素の形状、各構成要素の大きさの比率、または各構成要素の配置位置等はこれらの図のみに限定されない。

【 0 0 1 7 】

図 1 に示すように本実施形態の医療装置である超音波内視鏡 1 は、体内に挿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 8 】

上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 が延出している。

【 0 0 1 9 】

上記挿入部 2 は、先端側から順に先端硬性部 7、この先端硬性部 7 の後端に位置する湾曲自在な湾曲部 8、及びこの湾曲部 8 の後端に位置して上記操作部 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。そして、上記先端硬性部 7 の先端側には、超音波を送受する複数の電子走査型の超音波トランスデューサを配列した超音波送受部を構成する超音波振動子部 2 0 が設けられている。

【 0 0 2 0 】

なお、上記先端硬性部 7 の材質としては、硬く、耐薬品性、及び生体適合性が良好な材質が好ましい。このような材質を有する材料としては、例えば、ポリスルホンが挙げられる。また、上記操作部 3 には、上記湾曲部 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 2 1 】

超音波振動子部 2 0 が設けられた先端硬性部 7 の先端面 7 a には、例えば図 2 に示すように、照明光学系を構成する照明用レンズカバー 2 1、観察光学系を構成する観察用レンズカバー 2 2、吸引口を兼ねる鉗子口 2 3、及び図示しない送気送水ノズルが配置されている。

【 0 0 2 2 】

超音波振動子部 2 0 は、振動子エレメント 2 5 を含む。振動子エレメントについては後述する。図 3 では、振動子エレメント 2 5 が円筒状に複数配列された電子ラジアル型振動子先端部が図示されているが、本発明の超音波トランスデューサを適用するための超音波内視鏡の先端部は、電子ラジアル型に限定されず、コンベックス型にも適用しうる。

【 0 0 2 3 】

超音波振動子部 2 0 は、各振動子エレメント 2 5 に電氣的に接続される電極パッド、及び GND (グランド) 電極パッドを備えたケーブル接続基板部 2 4 が基端側に連設されている。そして、超音波振動子部 2 0 からは、ケーブル接続基板部 2 4 に各信号線が電氣的に接続された同軸ケーブル束 2 6 が延設している。この同軸ケーブル束 2 6 は、先端硬性部 7、湾曲部 8、可撓管部 9、操作部 3、ユニバーサルコード 4、及び超音波ケーブル 6 に挿通され、超音波コネクタ 6 a を介して、図示しない超音波観測装置と接続される。

【 0 0 2 4 】

尚、各振動子エレメント 2 5 間の印加側の電極は、夫々が個別に同軸ケーブル束 2 6 の各ケーブルから個別に電氣的シグナルが給電される構造となっている。すなわち、各振動子エレメント 2 5 間の印加側の電極は、夫々が電氣的に非接続である。

【 0 0 2 5 】

(第 1 の実施の形態)

以下に図 4 ~ 図 1 9 を用いて、本発明の超音波トランスデューサについて説明をする。

【 0 0 2 6 】

図 4 は超音波トランスデューサの上面図、図 5 は図 4 の円 V を拡大した図、図 6 は図 5 の V I - V I 線に沿った超音波振動子セルの断面図、図 7 は図 5 の V I I - V I I 線に沿った超音波振動子セルの断面図、図 8 は厚酸化膜付ウエハを示す断面図、図 9 は厚酸化膜付ウエハ上に下部電極を形成した状態の超音波振動子セルの製造過程を示す断面図、図 10 は第 1 絶縁層を形成した状態の超音波振動子セルの製造過程を示す断面図、図 11 は犠牲層を形成した状態の超音波振動子セルの製造過程を示す断面図、図 12 は第 2 絶縁層を形成した状態の超音波振動子セルの製造過程を示す断面図、図 13 は犠牲層除去孔が形成され、犠牲層が除去された状態の超音波振動子セルの製造過程を示す断面図、図 14 はアルミニウム膜が形成された状態の超音波振動子セルの製造過程を示す断面図、図 15 は絶縁膜が形成された状態の超音波振動子セルの製造過程を示す断面図、図 16 は第 3 絶縁層が上面に覆われた上部電極、及び絶縁膜が上面に覆われた封止部がエッチング形成された状態の超音波トランスデューサセルの製造過程を示す断面図、図 17 は犠牲層除去孔を塞ぐ封止部の形状を示す図、図 18 は図 16 の超音波振動子セルを 2 方向から切断した状態の断面を示す斜視図、図 19 は超音波振動子セルの製造工程を示すフローチャートである。ただし、本発明の超音波振動子トランスデューサにおける各構成要素の形状、各構成要素の大きさの比率、または各構成要素の配置位置等、はこれらの図のみに限定されない。

10

【 0 0 2 7 】

各振動子エレメント 25 には、図 4 に示すように、複数の超音波振動子セル 30 が格子状に等間隔で配列されている。1 つの振動子エレメント 25 内の各超音波振動子セル 30 は、夫々が電氣的に並列接続された構造となっていることが好ましい。尚、超音波振動子セル 30 は、後述するように、下部電極、該下部電極上に配置された空隙部、該空隙部に配置された振動膜を少なくとも備えた駆動単位要素となる。本発明でいう振動膜は、少なくとも絶縁層、および該絶縁層上に配置された上部電極からなり、該上部電極上に絶縁層または保護膜を配置することもできる。

20

【 0 0 2 8 】

図 5 に示すように、本実施の形態の各超音波振動子セル 30 同士は、チャネル 43 により連通されている。チャネル 43 には、製造時に犠牲層を除去するための孔部が設けられており、さらに前記孔部は封止部 41 により封止されている。本発明において、封止部 41 のチャネル 43 内に浸入している部分の横断面形状は、前記孔部の形状と同様である。本発明でいう横断面とは、基板 39 と並行な方向の断面を指す。本発明の封止部 41 は、従来の封止部とは異なり、チャネル 43 内に不要に堆積し、チャネル 43 内で不均一に広がっていない為、各空隙部の形状を均一なものに近づけることができる。

30

【 0 0 2 9 】

超音波振動子セルの形状は図 5 に示されるような円形状に限定されず、目的に応じて適宜選択することができる。

【 0 0 3 0 】

また、各超音波振動子セル 30 における帰還電極となる上部電極 31 同士は伝導部 31a により電氣的に接続されている。尚、この伝導部 31a は、図 5 では円盤状に形成された上部電極 31 の縁辺部の四方から、隣接する各チャネル 43 に対して 45 度の角度を有して延設しているが、本発明は前記形状に限定されない。

40

【 0 0 3 1 】

ここで、図 6、及び図 7 を用いて、図 5 に示した V I - V I 線、及び V I I - V I I 線に沿って切断した超音波振動子セル 30 の断面構造について詳しく説明する。尚、図 6 においては、1 つの超音波振動子セル 30 の構造の断面構造を示している。

【 0 0 3 2 】

図 6 に示すように、本実施の形態の超音波振動子セル 30 は、基板 39 上に形成された、印加電極となる下部電極 35 と、この下部電極 35 および基板 39 の表面に形成される第 1 絶縁層 34 と、下部電極 35 上形成される空隙部 51 と、空隙部 51 上に形成される第 2 絶縁層 33 と、第 2 絶縁層 33 上に形成される上部電極 31 と、によって主に構成さ

50

れている。また、図 6 に例示されるように、上部電極 3 3 上に第 3 絶縁層 3 2 が形成されていてもよい。

【 0 0 3 3 】

尚、本実施の形態の超音波振動子セル 3 0 は、第 2 絶縁層 3 3、及び上部電極 3 1 によって、振動膜 3 8 を構成している。また、該第 3 絶縁層 3 2 が形成された場合、第 3 絶縁層 3 2 も振動膜 3 8 に含まれる。さらに、このメンブレン 3 8 は、図 6 に例示されるように保護膜 5 8 が第 3 絶縁層 3 2 の表面に形成された場合、この保護膜 5 8 も含んだ 4 つの層で構成される。保護膜の詳細については後述する。

【 0 0 3 4 】

また、空隙部 5 1 は、本形態においてメンブレン 3 8 の制動層となっている。尚、本実施の形態では、上部、及び下部の記載について、発生する超音波振動における超音波走査領域側を上部としている。

10

【 0 0 3 5 】

空隙部 5 1 は、上述のチャネル 4 3 と連通しており、このチャネル 4 3 は第 1 絶縁層 3 4 と第 2 絶縁層 3 3 によって形成された空隙部 5 1 を形成するための犠牲層除去用のチャネルである。また、犠牲層を除去するための薬液、或いはガスを導入するための犠牲層除去孔は、封止部 4 1 によって封止されている。尚、犠牲層除去孔は、図 6 に例示される四角柱形状に限定することなく、例えば、円柱形状の孔でも良い。

【 0 0 3 6 】

図 6 に例示されるように、封止部 4 1 上には、空隙部 5 1 内を真空保持するため絶縁膜 4 2 が形成されていることが好ましい。尚、この絶縁膜 4 2 は、本実施の形態において、第 2 の封止部を構成するものであり、従って封止部 4 1 が本実施の形態では第 1 の封止部を構成している。

20

【 0 0 3 7 】

また、1つの振動子エレメント 2 5 内の各超音波振動子セル 3 0 は、図 7 に示すように、超音波振動子セル 3 0 の上部電極 3 1 と、伝導部 3 1 a と、が一体形成されることによって、隣接する上部電極 3 1 同士が電氣的に接続されている。この伝導部 3 1 a にも、第 3 絶縁層 3 2 が上面に形成されている。さらに、上述したように構成された複数の超音波振動子セル 3 0 が配列された振動子エレメント 2 5 の表面には、保護膜 5 8 が被覆されている。

30

【 0 0 3 8 】

本発明の超音波振動子セル 3 0 を形成するための基板 3 9 としては特に限定されないが、例えば、厚酸化膜付ウエハを用いることができる。本発明でいう厚酸化膜付ウエハは、表面に酸化膜が配置されたウエハを指す。厚酸化膜付ウエハは、本実施の形態において、例えば、シリコン基板 3 7 の表面にシリコン熱酸化膜 3 6 を形成した基板が用いられる。該シリコン基板 3 7 の厚みは特に限定されないが、100 ~ 600 μm が好ましく、より好ましくは 200 ~ 300 μm である。該シリコン熱酸化膜の厚みは特に限定されないが、5 ~ 25 μm が好ましく、より好ましくは 10 ~ 20 μm である。

【 0 0 3 9 】

基板 3 9 の一面上に形成される下部電極 3 5 は、導電性のある材料からなり、例えば金属、または半導体などからなる。より具体的には下部電極 3 5 として、モリブデン (Mo) などが用いられうる。また、下部電極の厚みは特に限定されないが、0.1 ~ 0.5 μm が好ましく、特に好ましくは 0.2 ~ 0.4 μm である。尚、図示していないが、同一の振動子エレメント 2 5 にある各超音波振動子セル 3 0 の下部電極 3 5 は、夫々が電氣的に接続されている。

40

【 0 0 4 0 】

下部電極 3 5 と基板 3 9 との表面を被覆する上記第 1 絶縁層 3 4 の厚みは特に限定されないが、0.10 ~ 0.20 μm が好ましく、特に好ましくは 0.15 μm である。第 1 絶縁層の材質としては特に限定されないが、SiN が挙げられる。この第 1 絶縁層 3 4 は、加工に用いられるエッチングするための薬液、或いはガスから下部電極 3 5 を保護する

50

と共に、電氣的な絶縁膜となる。

【0041】

上記空隙部51の大きさは特に限定されないが、例えば、直径40 μ mの高さ0.2 μ mの円柱状が挙げられる。この空隙部51の上面に形成される第2絶縁層33の厚みは特に限定されないが、0.20~0.50 μ mが好ましく、特に好ましくは0.3~0.45 μ mである。第2絶縁層の材質としては特に限定されないが、SiNが挙げられる。この第2絶縁層33は、第1絶縁層34と同様に電氣的な絶縁膜を構成すると共に、振動するためのメンブレン38の膜を構成している。

【0042】

上記上部電極31の厚みは特に限定されないが、0.3~1.2 μ mが好ましく、特に好ましくは0.5~1.0 μ mである。上部電極の材質としては特に限定されないが、アルミニウムが挙げられる。尚、上部電極31と一体形成される伝導部31aも、この上部電極31と同じ材質となることが好ましい。また、上記第3絶縁層32、および封止部41上に形成されうる絶縁膜42、及び保護膜58の厚みは特に限定されないが、0.2~1.5 μ mが好ましく、特に好ましくは0.5~1.0 μ mである。絶縁膜、及び保護膜の材質としては特に限定されないが、SiNが挙げられる。

【0043】

次に、以上のように構成された、本実施の形態の超音波振動子セル30が複数配列された振動子エレメント25の製造方法の一例について、図8~図18、及び図19のフローチャートのステップ(S)に基づいて説明する。尚、図8~図18には、形成される1つの超音波振動子セル30のみの断面を図示しているが、以下の製造方法は、マイクロマシーニング技術により一枚の基板39上に微細なダイアフラム状の超音波トランスデューサを備えた複数の振動子エレメント25を形成する工程に適用することもできる。マイクロマシーニング技術により形成された超音波トランスデューサはc-MUT(Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer: 静電容量型微細加工超音波トランスデューサ)と呼ばれる。マイクロマシーニング技術を用いた場合、鉛を用いずにc-MUTを形成することもできる。

【0044】

先ず、図8に示すように、基板39として、シリコン基板37の両面にシリコン酸化膜(SiO₂膜)が形成された厚酸化膜付ウエハを準備し、この基板39の一面上に導電性材料を成膜する。そして、成膜された導電性材料を部分的に除去することにより、図9に示すように、下部電極35をパターン形成する(S1)。シリコン酸化膜の好ましい厚みおよび材質については上述したとおりである。該導電性材料の成膜方法としては特に限定されないが、例えば、スパッタ法が挙げられる。導電性材料を部分的に除去する方法としては特に限定されないが、フォトリソグラフィ法を用いたエッチングが挙げられる。

【0045】

次いで、図10に示すように、下部電極35が形成された基板39の一面上に、絶縁性材料を成膜して、第1絶縁層34を形成する(S2)。絶縁性材料としては特に限定されないが、例えばSiNが挙げられる。絶縁性材料の成膜方法としては特に限定されないが、例えばCVD法(化学気相成長法)が挙げられる。

【0046】

そして、図11に示すように、第1絶縁層34上に、犠牲層材料を成膜し、犠牲層材料を部分的に除去し、犠牲層52をパターン形成する(S3)。このパターン形成によって、上述した空隙部51、及びチャネル43の形状寸法が決定される。犠牲層材料の厚みは特に限定されないが、0.05~0.3 μ mが好ましく、特に好ましくは0.05~0.15 μ mである。また、犠牲層材料としては特に限定されないが、例えば、リンガラス(PSG)、二酸化ケイ素(SiO₂)、ポリシリコン、または金属などが挙げられる。

【0047】

この犠牲層52が形成された第1絶縁層34の上面に、絶縁材料を成膜し、図12に示すように、第2絶縁層33を形成する(S4)。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 8 】

そして、犠牲層 5 2 上の第 2 絶縁層 3 3 の所定の位置に、犠牲層 5 2 を除去するための薬液またはガスを導入するための、犠牲層除去孔 5 3 を形成する (S 5)。犠牲層除去孔の形成方法は特に限定されないが、フォトリソグラフィ法を用いることができる。

【 0 0 4 9 】

次に、本実施の形態では、薬液またはガスを用いて、犠牲層除去孔 5 3 を通じて、犠牲層 5 2 を除去する (S 6)。薬液およびガスとしては特に限定されず、犠牲層除去材料、第 1 絶縁層、または第 2 絶縁層の材質により適宜選択することができる。例えば犠牲層除去材料としてリンガラスを用い、第 1 絶縁層を Si N で形成し、第 2 絶縁層を Si N で形成した場合、該薬液としてフッ化水素を用いることができる。フッ化水素はリンガラスを溶解させるが、Si N は溶解させ難いため、各空隙部 5 1 の形状を均一なものにし易い。

10

【 0 0 5 0 】

これにより、犠牲層 5 2 が薬液によって除去され、第 1 絶縁層 3 4 と第 2 絶縁層 3 3 との間に空隙が形成されて、図 1 3 に示すような、空隙部 5 1、及びチャネル 4 3 が形成される。また、チャネル 4 3 は、犠牲層除去孔 5 3 により開口した状態となる。

【 0 0 5 1 】

次に、第 2 絶縁層 3 3 の上面に、スパッタリング法または真空蒸着法によって、図 1 4 に示すように、導電性材料を堆積させ、導電性膜 5 4 を形成する (S 7)。導電性膜 5 4 は、犠牲層除去孔 5 3 を塞ぐように堆積する。該導電性材料としては特に限定されず、例えば、アルミニウム (Al)、モリブデン (Mo)、チタン (Ti) などの金属材料が挙げられる。

20

【 0 0 5 2 】

導電性膜 5 4 の形成方法としては上述のとおり、スパッタリング法または真空蒸着法が挙げられるが、より好ましくはスパッタリング法である。

【 0 0 5 3 】

そして、この導電性膜 5 4 の上面に、絶縁性材料で成膜し、図 1 5 に示すように、第 3 絶縁層となる絶縁膜 5 5 を形成する (S 8)。該絶縁性材料としては特に限定されないが、例えば Si N が挙げられる。成膜方法としては特に限定されないが、例えば C V D 法が挙げられる。

【 0 0 5 4 】

次に、絶縁膜 5 5 と共に、導電性膜 5 4 を部分的に除去することにより、図 1 6 に示すように、第 3 絶縁層 3 2 が上面を覆う上部電極 3 1 と、絶縁膜 4 2 が上面を覆う封止部 4 1 と、にパターン形成する (S 9)。絶縁膜 5 5 および導電性膜 5 4 を部分的に除去する方法としては、特に限定されないが、フォトリソグラフィ法が挙げられる。尚、このとき、上部電極 3 1 は、隣接する他の上部電極 3 1 と伝導部 3 1 a とにより電氣的に接続されるように、パターン形成される。

30

【 0 0 5 5 】

この状態において、封止部 4 1 は、図 1 7 に示すように犠牲層除去孔 5 3 を封止し、さらに、封止部 4 1 の空隙部内に侵入している部分は、横断面形状が犠牲層除去孔 5 3 の形状と同一である。

40

【 0 0 5 6 】

これは、スパッタリング法、または真空蒸着法は、堆積させるための粒子を直進させることができるためである。そのため、上記粒子がチャネル 4 3 内で拡がることなく、ましてや、空隙部 5 1 内へ拡がって堆積することがなく、空隙部 5 1 の空隙形状を阻害することを防止することができる。

【 0 0 5 7 】

また、図 1 8 に示すように、第 2 絶縁層 3 3、上部電極 3 1、及び第 3 絶縁層 3 2 によって、本実施の形態の各超音波振動子セル 3 0 におけるメンブレン 3 8 が形成される。そして、最後に、振動子エレメント 2 5 の表面に、保護膜 5 8 (図 6、図 7 参照) を形成する (S 1 0)。保護膜の形成方法は特に限定されないが、例えば、C V D 法が挙げられる

50

。

【 0 0 5 8 】

尚、この保護膜 5 8 上に、パリレンなどの生体適合性のある外皮膜を形成してもよい。また、生体適合性のある外皮膜、保護膜 5 8、第 3 絶縁層 3 2、上部電極 3 1、及び第 2 絶縁層 3 2 によって、各超音波振動子セル 3 0 の振動膜となるメンブレンが構成されるため、それら個々の厚さ方向の寸法は、その機械的な振動特性によって、適宜、決定されるものである。

【 0 0 5 9 】

以上に説明したように、本実施の形態では、各超音波振動子セル 3 0 の空隙部 5 1 を形成するため犠牲層 5 2 をエッチングするための犠牲層除去孔 5 3 を塞ぐ封止部 4 1 をスパッタリング法または真空蒸着法により形成しているため、この封止部 4 1 の柱部 4 1 a が犠牲層除去孔 5 3 の孔直下にのみ堆積する構造とすることができる。そのため、封止部 4 1 を形成する試料粒子が空隙部 5 1 内に堆積することがないため、空隙部 5 1 を安定した形状で形成することができる。

10

【 0 0 6 0 】

また、CVD 法による封止部 4 1 の形成を行わないため、封止部 4 1 がチャネル 4 3、及び空隙部 5 1 へ拡がって成膜しないので、犠牲層除去孔 5 3 を大きく形成できる。これにより、犠牲層 5 2 のエッチングが容易となると共に、そのエッチング速度を速くすることができ、第 1 絶縁層 3 4、及び第 2 絶縁層 3 3 が不要なエッチングがされないため、空隙部 5 1 を安定した形状で形成することができる。

20

【 0 0 6 1 】

さらに、空隙部 5 1 に連通するチャネル 4 3 を直線化できると共に、空隙部 5 1 の近傍に犠牲層除去孔 5 3 を形成することもできるため、エッチング速度を速くすることができ、上述と同様に、空隙部 5 1 を安定した形状で形成することができる。

【 0 0 6 2 】

尚、CVD 法では、およそ 7 0 0 度から 8 0 0 度の温度下で成膜工程が行われるため、第 1 絶縁層 3 4、及び第 2 絶縁層 3 3 により形成された空隙部 5 1 の形状に悪影響を及ぼす場合があるが、スパッタリング法では、およそ 2 0 0 度から 3 0 0 度の温度下で成膜工程を行えるため、上記空隙部 5 1 の形状に悪影響を及ぼす可能性が低くなる。

【 0 0 6 3 】

その結果、各超音波振動子セル 3 0 の空隙部 5 1 による超音波振動が均一となり、振動子エレメント 2 5 の超音波振動特性が安定したものとなる。

30

【 0 0 6 4 】

また、チャネル 4 3 を直線化できるため、隣接する各超音波振動子セル 3 0 の離間距離を短くすることができるため、複数の超音波振動子セル 3 0 を高密度に配列することができる。高精度な振動特性を備えた振動子エレメント 2 5 を製造することができる。そのため、本実施の形態の振動子エレメント 2 5 では、超音波走査領域への高精度な超音波振動を照射することができる。これにより、エコー信号から取得する体内の状態が精度の高い画像で取得することができる。

【 0 0 6 5 】

すなわち、本実施の形態では、チャネル 4 3 の形状、長さ、及び犠牲層除去孔 5 3 の寸法に何ら制約がないため、振動子エレメント 2 5 の各超音波振動子セル 3 0 の配列設計の自由度が飛躍的に向上する。

40

【 0 0 6 6 】

さらに、本実施の形態ではスパッタリング法により、上部電極 3 1、及び封止部 4 1 を本実施の形態のようなアルミニウム (A 1) などの低融点金属を用いることができ、使用する材料の選択枝が広がる。また、上部電極 3 1 と封止部 4 1 とを同一の材料、ここではアルミニウム (A 1) によって形成しているため、製造工程を簡素化することができる。

【 0 0 6 7 】

(第 2 の実施の形態)

50

次に、図 20 ~ 図 23 を用いて、本発明の第 2 の実施の形態について説明する。

図 20 ~ 図 23 は、第 2 の実施の形態に係り、図 20 は上部電極、及び封止部がエッチング形成された状態の超音波振動子セルの製造過程を示す断面図、図 21 は保護膜が形成された状態の超音波振動子セルの製造過程を示す断面図、図 22 はパリレン膜が形成された状態の超音波振動子セルの製造過程を示す断面図、図 23 は超音波振動子セルの製造工程を示すフローチャートである。

【0068】

尚、以下の説明において、第 1 の実施の形態と同様の構成要素については同一の符号を付して説明を省略し、異なる部分のみを説明する。

【0069】

また、本実施の形態の超音波振動子セル 30 が複数配列された本実施の形態の振動子エレメント 25 の製造方法については、図 20 ~ 図 22、及び図 23 のフローチャートのステップ (S) に基づいて説明する。ここで、図 23 のフローチャートのステップ S11 ~ ステップ S17 と、第 1 の実施の形態での図 17 のフローチャートのステップ S1 ~ ステップ S7 とは、同一の製造工程であるため、それらの説明を省略し、本実施の形態での図 23 に示すステップ 18 からの説明を行う。

【0070】

本実施の形態では、第 1 の実施の形態で示したステップ S7 と同一な工程となる図 23 のステップ S17 での導電性膜 54 (図 14 参照) を形成した後、導電性膜 54 をフォトリソグラフィ法により、図 20 に示すように、上部電極 31 と、封止部 41 と、にパターン形成する (S18)。

【0071】

そして、振動子エレメント 25 の表面に、図 21 に示すように、絶縁性材料を成膜して、保護膜 60 を形成する (S19)。該成膜方法としては特に限定されないが、CVD 法などが挙げられる。

【0072】

最後に、この保護膜 60 上に、生体適合性のある外皮膜を形成する (S20)。該外皮膜の材質としては特に限定されないが、例えばパリレン (ポリパラキシリレン) が挙げられる。

【0073】

以上のように形成した、本実施の形態の各超音波振動子セル 30 の構成によれば、第 1 の実施の形態での効果を奏すると共に、第 1 の実施の形態の図 6 に示したような各超音波振動子セル 30 の構成に比して、第 3 絶縁層 32、及び絶縁膜 42 による段差がなくなる。そのため、上部電極 31、及び封止部 41 による振動子エレメント 25 の表面の凹凸を極小とする平坦化構造とすることができる。

【0074】

尚、第 1、第 2 の実施の形態では、上部電極 31 上に窒化シリコン (SiN) などによる保護膜 58、60 を堆積のカバレッジの良い CVD 法により形成することで、上部電極 31 の電氣的アイソレーションに優れた構造とすることができると共に、医療機器である超音波内視鏡 1 特有の洗浄、消毒、及び滅菌作業などによる実使用上の耐性も向上させることができる。

【0075】

尚、図 24 に示すように、保護膜を形成することなく、例えば、生体適合性のある外皮膜となるパリレン膜 61 のみを振動子エレメント 25 の表面に形成しても良い。このような構成とすることで、製造工程の簡略化が達成できる。尚、パリレン膜 61 には、フッ素を含有したものをを用いると、たんぱく質をはじめとした汚れをさらに付着し難くでき、より確実な洗浄、消毒、及び滅菌作業を行うことができる構成となる。

【0076】

尚、以上の実施の形態に記載した発明は、その実施の形態、及び変形例に限ることなく、その他、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々の変形を実施し得ることが可能

10

20

30

40

50

である。さらに、上記実施の形態には、種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組合せにより種々の発明が抽出され得るものである。

【 0 0 7 7 】

例えば、実施の形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題が解決でき、発明の効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得るものである。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 7 8 】

【図 1】第 1 の実施の形態に係る、超音波内視鏡の概略構成を説明する図

【図 2】同、超音波内視鏡の先端部分の概略構成を示す図

10

【図 3】同、超音波振動子部の構成を説明する図

【図 4】同、超音波トランスデューサの上面図

【図 5】同、図 4 の円 V を拡大した図

【図 6】同、図 5 の V I - V I 線に沿った超音波振動子セルの部分断面図

【図 7】同、図 5 の V I I - V I I 線に沿った超音波振動子セルの部分断面図

【図 8】同、厚酸化膜付ウエハを示す断面図

【図 9】同、厚酸化膜付ウエハ上に下部電極を形成した状態の超音波振動子セルの製造過程を示す断面図

【図 10】同、第 1 絶縁層を形成した状態の超音波振動子セルの製造過程を示す断面図

【図 11】同、犠牲層を形成した状態の超音波振動子セルの製造過程を示す断面図

20

【図 12】同、第 2 絶縁層を形成した状態の超音波振動子セルの製造過程を示す断面図

【図 13】同、犠牲層除去孔が形成され、犠牲層が除去された状態の超音波振動子セルの製造過程を示す断面図

【図 14】同、アルミニウム膜が形成された状態の超音波振動子セルの製造過程を示す断面図

【図 15】同、絶縁膜が形成された状態の超音波振動子セルの製造過程を示す断面図

【図 16】同、第 3 絶縁層が上面に覆われた上部電極、及び絶縁膜が上面に覆われた封止部がエッチング形成された状態の超音波振動子セルの製造過程を示す断面図

【図 17】同、犠牲層除去孔を塞ぐ封止部の形状を示す斜視図

【図 18】同、図 16 の超音波振動子セルを 2 方向から切断した状態の断面を示す斜視図

30

【図 19】同、超音波振動子セルの製造工程を示すフローチャート

【図 20】第 2 の実施の形態に係り、上部電極、及び封止部がエッチング形成された状態の超音波振動子セルの製造過程を示す断面図

【図 21】同、保護膜が形成された状態の超音波振動子セルの製造過程を示す断面図

【図 22】同、パリレン膜が形成された状態の超音波振動子セルの製造過程を示す断面図

【図 23】同、超音波振動子セルの製造工程を示すフローチャート

【図 24】変形例の超音波振動子セルの断面図

【符号の説明】

【 0 0 7 9 】

1 ... 超音波内視鏡

40

2 ... 挿入部

3 ... 操作部

4 ... ユニバーサルコード

4 a ... 内視鏡コネクタ

5 ... 電気ケーブル

5 a ... 電気コネクタ

6 ... 超音波ケーブル

6 a ... 超音波コネクタ

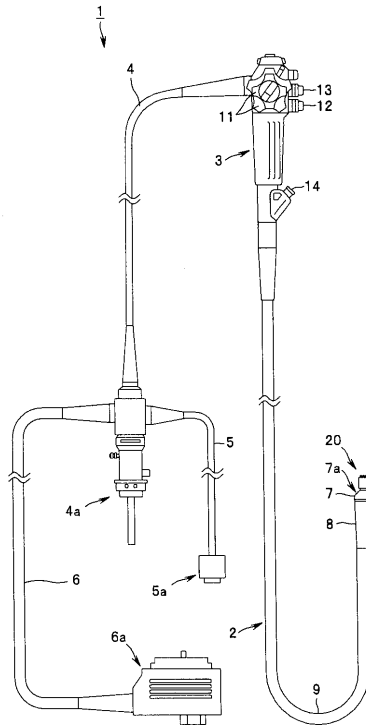
7 ... 先端硬性部

7 a ... 先端面

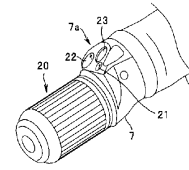
50

8 ...湾曲部	
9 ...可撓管部	
1 1 ...アングルノブ	
1 2 ...送気送水ボタン	
1 3 ...吸引ボタン	
1 4 ...処置具挿入口	
2 0 ...超音波振動子部	
2 1 ...照明用レンズカバー	
2 2 ...観察用レンズカバー	
2 3 ...鉗子口	10
2 4 ...ケーブル接続基板部	
2 5 ...振動子エレメント	
2 6 ...同軸ケーブル束	
3 0 ... c - M U Tセル	
3 1 ...上部電極	
3 1 a ...伝導部	
3 2 ...第3絶縁層	
3 3 ...第2絶縁層	
3 4 ...第1絶縁層	
3 5 ...下部電極	20
3 6 ...シリコン熱酸化膜	
3 7 ...シリコン基板	
3 8 ...メンブレン	
3 9 ...基板	
4 1 ...封止部	
4 1 a ...柱部	
4 2 ...絶縁膜	
4 3 ...チャネル	
5 1 ...空隙部	
5 2 ...犠牲層	30
5 4 ...導電性膜	
5 5 ...絶縁膜	
5 8 ...保護膜	
6 0 ...保護膜	
6 1 ...パリレン膜	

【図 1】

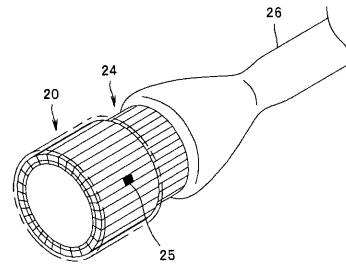


【図 2】

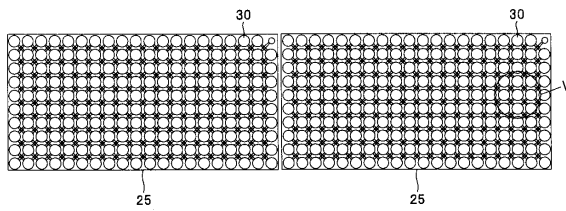


【図2】

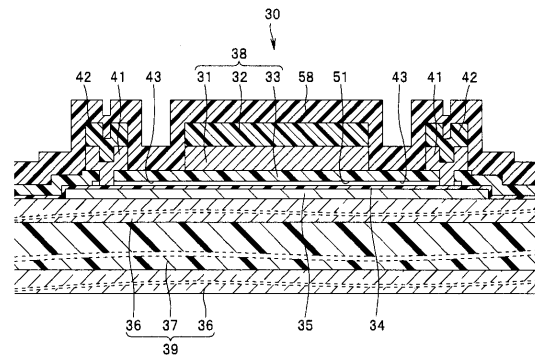
【図 3】



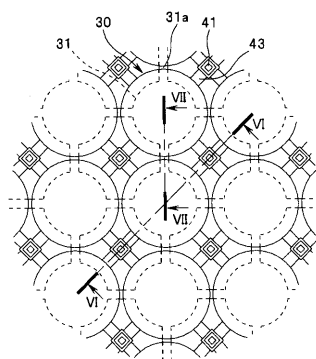
【図 4】



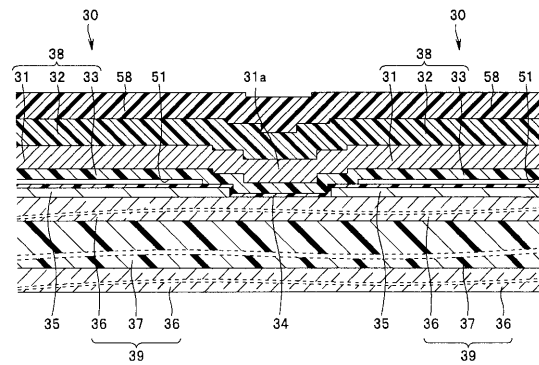
【図 6】



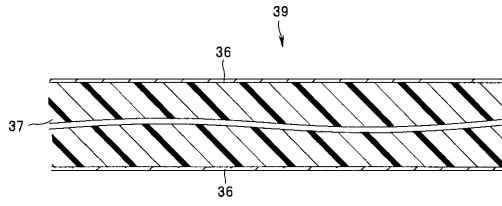
【図 5】



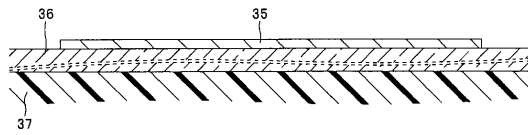
【図 7】



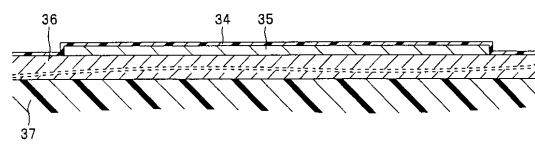
【図 8】



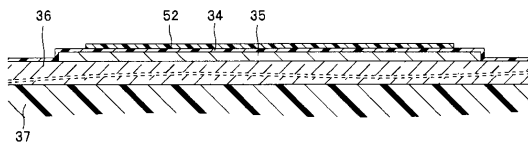
【図 9】



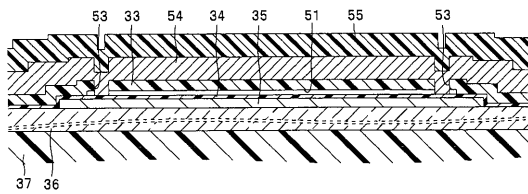
【図 10】



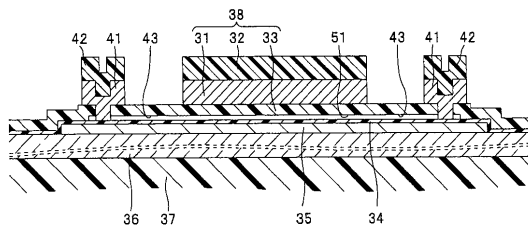
【図 11】



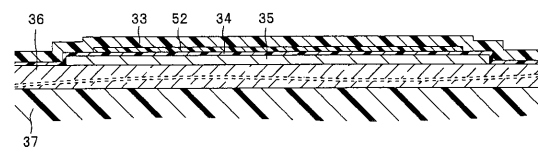
【図 15】



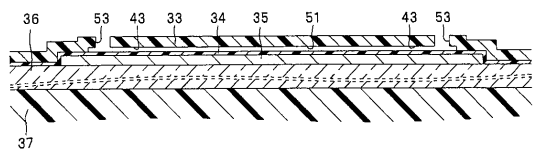
【図 16】



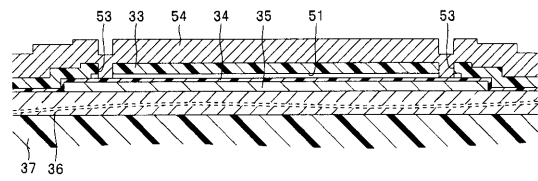
【図 12】



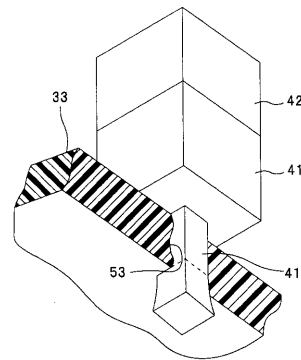
【図 13】



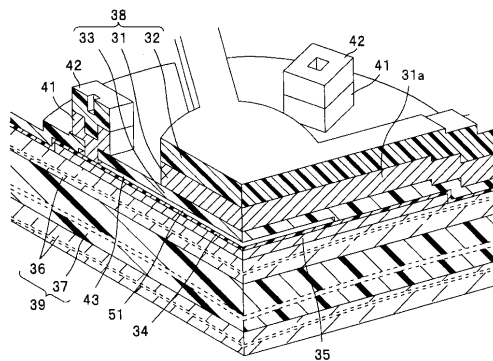
【図 14】



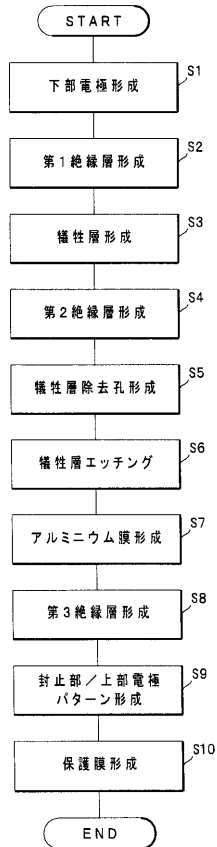
【図 17】



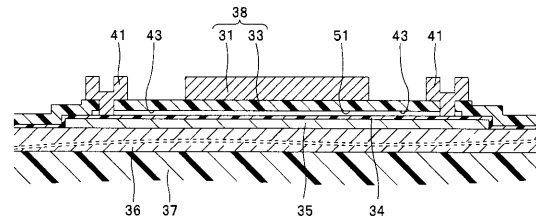
【図 18】



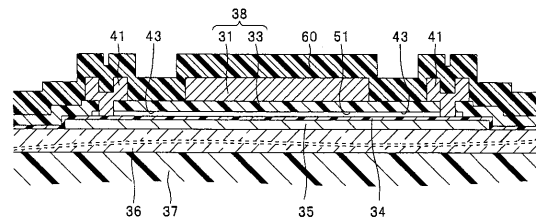
【図 19】



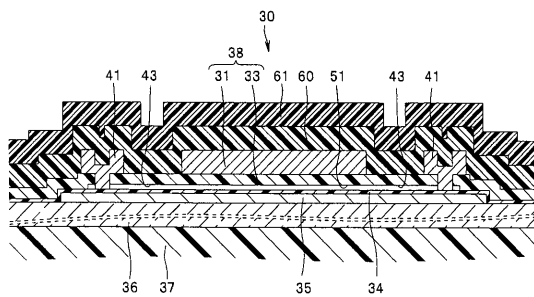
【図 20】



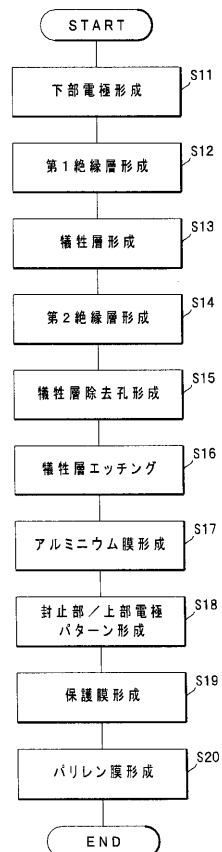
【図 21】



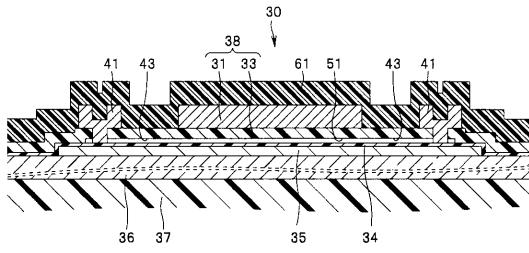
【図 22】



【図 23】



【図 24】



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 志摩 兆一郎

- (56)参考文献 特開2006-50314(JP,A)
特開2004-255605(JP,A)
特開2007-13108(JP,A)
特開平2-52599(JP,A)
特開2005-117103(JP,A)
特開2007-60337(JP,A)
特開2007-74045(JP,A)
特開2007-195150(JP,A)
国際公開第2006/013717(WO,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- | | |
|------|-------|
| H04R | 19/00 |
| H04R | 31/00 |

专利名称(译)	超声波换能器，超声波换能器的制造方法和超声波内窥镜		
公开(公告)号	JP4271253B2	公开(公告)日	2009-06-03
申请号	JP2007263696	申请日	2007-10-09
[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	松本一哉 太田亮 長谷川守 安達日出夫 若林勝裕		
发明人	松本 一哉 太田 亮 長谷川 守 安達 日出夫 若林 勝裕		
IPC分类号	H04R19/00 A61B8/12 H04R31/00 H01L29/84		
CPC分类号	A61B8/4488 A61B8/12 A61B8/445 B06B1/0292 Y10T29/42 Y10T29/49005 Y10T29/49155		
FI分类号	H04R19/00.330 A61B8/12 H04R31/00.330 H01L29/84.J		
F-TERM分类号	4C601/BB24 4C601/EE09 4C601/EE13 4C601/FE02 4C601/GB05 4C601/GB41 4C601/GB42 4M112 /AA06 4M112/BA07 4M112/CA01 4M112/CA03 4M112/CA06 4M112/CA11 4M112/DA02 4M112/DA04 4M112/DA08 4M112/DA09 4M112/EA03 4M112/EA06 4M112/EA07 4M112/EA11 4M112/EA18 4M112 /FA20 5D019/AA26 5D019/BB26 5D019/DD01 5D019/FF04 5D019/GG11 5D019/HH01		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2006278043 2006-10-11 JP		
其他公开文献	JP2008118632A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

阿通过控制密封部的形状更接近的多个均匀的间隙部分的形状，以提供能够产生高度精确的超声波振动的稳定的超声波换能器。本发明，该布置和下电极，设置在下电极上的第一绝缘层，以及设置在所述第一绝缘层上的间隙部的超声波换能器25中，在空气间隙第二绝缘层，以及两个或多个超声波换能器单元，其包括设置在第二绝缘层，用于传递所述空隙部分的信道，设置在所述通道上的上部电极和第二绝缘层，和形成在第二，其被设置在通道上的绝缘层中的孔，密封所述的孔部分，该部分的横截面穿透到通道并且密封部分具有与孔部分的形状类似的形状。 点域6

