

(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2008-110060

(P2008-110060A)

(43) 公開日 平成20年5月15日 (2008.5.15)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 6 0 1
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 0 H	5 D 0 1 9
	H 0 4 R 17/00 3 3 0 K	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2006-294817 (P2006-294817)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成18年10月30日 (2006.10.30)		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
		(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(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
		(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	松本 一哉
			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

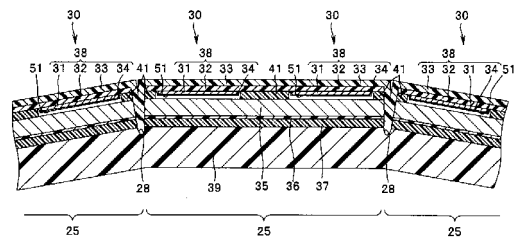
(54) 【発明の名称】 超音波トランスデューサ、超音波トランスデューサの製造方法、及び超音波内視鏡

(57) 【要約】

【課題】 振動の干渉によるクロストークを低減し、走査領域に安定した高精度な超音波振動を発生させることができる小型な超音波トランスデューサを提供すること。

【解決手段】 本発明の超音波トランスデューサは、可撓性シートと、可撓性シートの片側の表面に、少なくとも薄膜導電性材料からなる下部電極を備えた剛体部と、剛体部を相互に分離して複数個に分割する分割部と、分割部により分割された剛体部を備えた振動子エレメントとを備え、分割された1つの剛体部と、剛体部と接合されており絶縁性の隔壁部と、隔壁部により囲まれた空隙部と、空隙部を挟み上記隔壁部上にまで連続して形成した下部電極と対向する上部電極と、上部電極上に形成した上部絶縁層とからなる、少なくとも1つの振動子セルを有し、複数の振動子エレメントの上部電極側の表面部と分割部を連続して覆う上部保護膜とを具備することを特徴とする。

【選択図】 図6



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

可撓性シートと、
該可撓性シートの片側の表面に、少なくとも薄膜導電性材料からなる下部電極を備えた剛体部と、
該剛体部を相互に分離して複数個に分割する分割部と、
該分割部により分割された上記剛体部を備えた振動子エレメントと、
を備え、
上記分割された 1 つの剛体部と、
該剛体部と接合されており絶縁性の隔壁部と、
該隔壁部により囲まれた空隙部と、
該空隙部を挟み上記隔壁部上にまで連続して形成した上記下部電極と対向する上部電極と、
該上部電極上に形成した上部絶縁層と、
からなる、少なくとも 1 つの振動子セルを有し、
上記複数の振動子エレメントの上記上部電極側の表面部と上記分割部を連続して覆う上部保護膜と、
を具備することを特徴とする超音波トランスデューサ。

【請求項 2】

上記剛体部は、薄膜状導電性材料と、剛性のある薄膜状絶縁体、もしくは誘電体であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波トランスデューサ。

【請求項 3】

上記振動子セルが静電容量型微細加工超音波振動子セルであることを特徴とする請求項 1、又は請求項 2 に記載の超音波トランスデューサ。

【請求項 4】

上記剛体部は、上記可撓性シートよりも薄いことを特徴とする請求項 1 から請求項 3 の何れか 1 項に記載の超音波トランスデューサ。

【請求項 5】

上記剛体部は、上記空隙部上の上記上部電極、上記上部絶縁層、及び上記保護膜からなるメンブレン部よりも剛性が高いことを特徴とする請求項 1 から請求項 4 の何れか 1 項に記載の超音波トランスデューサ。

【請求項 6】

上記分割部は、上記複数の振動子エレメント間に形成される溝であることを特徴とする請求項 1 から請求項 5 の何れか 1 項に記載の超音波トランスデューサ。

【請求項 7】

上記溝は、上記振動子エレメント間の表面部から上記シートまで形成されてい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。

【請求項 8】

マイクロマシーニング技術を用いて形成される超音波トランスデューサの製造方法であって、

絶縁層が成膜された剛性基板の表面上に、夫々一對の電極を備えた複数の振動子セルを形成し、

該複数の振動子エレメントの表面上に可撓性部材をコーティングしてシートを形成し、
上記基板の剛性部材を除去した後、上記複数の振動子エレメントの夫々が所定の距離で離間すると共に、上記シートによって連結した状態となるように、一面側から溝部を形成し、

た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 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配置され、1 つ、又は複数の超音波振動子を配列した構成の超音波トランスデューサを備えた超音波内視鏡であって、

上記超音波振動子は、
夫々一対の電極を備えた、少なくとも、1つの振動子セルを有する、複数の振動子エレメントと、
該複数の振動子エレメントが配列された可撓性を有するシートと、
上記複数の振動子エレメント間を所定の距離に離間して分割するための分割部と、
を備えた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】

【0001】

本発明は、マイクロマシーニングプロセスを用いて半導体基板を加工して製造される静電容量型微細加工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】

近年では、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広く普及している。このような超音波診断法に用いられる医療装置には、例えば、体表から体内の状態を画像化できる超音波エコー装置、先端部に超音波を送受信する超音波振動子部を備え、体腔内に挿入して体内の状態を画像化できる超音波内視鏡などがある。

【0003】

これらの超音波診断用の医療装置のうち、特に超音波内視鏡は、体腔への挿入性の向上、及び患者の苦痛を軽減するために細径化のための種々の工夫がなされている。そのため、超音波振動子部も小型化が進み、そのための種々の工夫がなされている。

【0004】

このような、超音波内視鏡に用いられる従来の超音波トランスデューサには鉛が含まれている場合がある。このため、近年の環境問題を踏まえて、体腔内に挿入されて使用される超音波内視鏡に設けられる超音波トランスデューサの鉛フリー化が望まれている。

【0005】

このように、鉛を用いることなく、小型化を実現することができる超音波トランスデューサには、例えば、特許文献1に開示されるような、c-MUT (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer：静電容量型微細加工超音波探触子)を用いることが好適とされる。

【0006】

また、例えば、特許文献2には、多層基板のプリント回路基板上に静電型トランスデューサを形成したものが開示されている。この静電型トランスデューサは、電極部にキズ、及び孔部を形成した空隙部となるガスポケットを有している。尚、特許文献2の技術は、リジット基板、又はフレキシブル基板の多層プリント基板に導電性の貫通孔を形成し、粗面化したバックプレート中に空隙部に変えてガスポケットが形成されたバックプレート電極を備えたものである。

【特許文献1】US 6 836 020 B2号

【特許文献2】WO 2003/035281 A2号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、特許文献1のようなc-MUT構造では、シリコン基板がハンドリング性を向上させるため、およそ200 μ m以上の厚さのものが利用されている。そのために、従来では、シリコン基板にスルーホールを形成し、一対の電極への印加(信号)、或いは帰還(接地)のための電氣的な配線構造が複雑となると共に、厚さ方向の寸法が大きくなり薄形化を阻害するという問題があった。

【0008】

10

20

30

40

50

また、このような従来の c-MUT 構造では、複数の振動子エレメントを配列して、超音波振動子部を形成する場合、剛体の基板上に形成された各振動子エレメント間で振動が伝播して、走査領域への狙いの超音波振動発生を阻害するという問題がある。すなわち、従来では、各振動子エレメントからの振動が干渉して発生する、所謂、クロストークにより、高精度の超音波振動を走査領域へ照射することが困難であり、捉える画像に悪影響を与える問題がある。

【0009】

さらに、従来の振動子エレメントは、超音波内視鏡などの体内へ挿入される医療機器に用いられる場合、患者への苦痛低減、低侵襲性などのために、小型化することが課題とされている。

10

【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、振動の干渉によるクロストークを低減し、走査領域に安定した高精度な超音波振動を発生することができる小型な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、可撓性シートと、該可撓性シートの片側の表面に、少なくとも薄膜導電性材料からなる下部電極を備えた剛体部と、該剛体部を相互に分離して複数個に分割する分割部と、該分割部により分割された上記剛体部を備えた振動子エレメントと、を備え、上記分割された1つの剛体部と、該剛体部と接合されており絶縁性の隔壁部と、該隔壁部により囲まれた空隙部と、該空隙部を挟み上記隔壁部上にまで連続して形成した上記下部電極と対向する上部電極と、該上部電極上に形成した上部絶縁層と、からなる、少なくとも1つの振動子セルを有し、上記複数の振動子エレメントの上記上部電極側の表面部と上記分割部を連続して覆う上部保護膜と、を具備することを特徴とする。

20

【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て形成され、絶縁層が成膜された剛性基板の表面上に、夫々一對の電極を備えた複数の振動子エレメントを形成し、該複数の振動子エレメントの表面上に可撓性部材をコーティングしてシートを形成し、上記基板の剛性部材を除去した後、上記複数の振動子エレメントの夫々が所定の距離で離間すると共に、上記シートによって連結した状態となるように、一面側から溝部を形成し、たことを特徴とする。

30

【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配置され、1つ、又は複数の超音波振動子を配列した構成の超音波トランスデューサを備え、上記超音波振動子は、夫々一對の電極を備えた、少なくとも、1つの振動子セルを有する、複数の振動子エレメントと、該複数の振動子エレメントが配列された可撓性を有するシートと、上記複数の振動子エレメント間を所定の距離に離間して分割するための分割部と、を備えたことを特徴とする。

40

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、振動の干渉によるクロストークを低減し、走査領域に安定した高精度な超音波振動を発生することができる小型な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。

【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。

(第1の実施の形態)

50

図 1 から図 21 は本発明の第 1 の実施の形態を示し、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、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 c - M U T セルの断面図、図 7 は図 5 の V I I - V I I 線に沿った c - M U T セルの断面図、図 8 は同軸ケーブルが接続されたケーブル接続基板部の構成を説明するための斜視図、図 9 は厚酸化膜付ウエハを示す断面図、図 10 は厚酸化膜付ウエハ上に上部電極を形成した状態を示す断面図、図 11 は第 1 絶縁層を形成した状態の厚酸化膜付ウエハを示す断面図、図 12 は S O I ウエハを示す断面図、図 13 は S O I ウエハにシリコン酸化膜を形成した状態を示す断面図、図 14 は下部電極上のシリコン酸化膜をエッチングした状態の S O I ウエハを示す断面図、図 15 は厚酸化膜付ウエハと S O I ウエハを接合した状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図、図 16 は S O I ウエハのベースシリコンをエッチング除去した状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図、図 17 は保護膜が上面に形成された状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図、図 18 は可撓性シートを保護膜上に形成した状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図、図 19 は厚酸化膜付ウエハのベースシリコンをエッチング除去した状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図、図 20 はセル群間エッチング溝を形成した状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図、図 21 は c - M U T セルの製造工程を示すフローチャートである。

10

【0016】

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。

20

【0017】

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。

【0018】

上記挿入部 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 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、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である超音波振動子部 20 が設けられている。

30

【0019】

なお、上記先端硬性部 7 の材質としては、耐薬品性、或いは生体適合性が良好なポリスルホンが用いられる。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 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。

40

【0020】

超音波振動子部 20 が設けられた先端硬性部 7 の先端面 7 a には、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 21、観察光学系を構成する観察用レンズカバー 22、吸引口を兼ねる鉗子口 23、及び図示しない送気送水ノズルが配置されている。

【0021】

超音波振動子部 20 は、シリコン半導体基板をシリコンマイクロマシーニング技術が用いられて加工してなる、c - M U T (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer: 静電容量型微細加工超音波探触子) の振動膜が外向するように形成され、複数の c - M U T セルから構成される最小の駆動単位で、表面が矩形状の振動子エレメント (以下、単にエレメントという) 25 が、図 3 に

50

示すように、円筒状に複数配列された電子ラジアル型振動子先端部となっている。

【0022】

超音波振動子部20は、各エレメント25に電氣的に接続される電極パッド、及びGND（グラウンド）電極パッドを備えたケーブル接続基板部24が基端側に連設されている。そして、超音波振動子部20からは、ケーブル接続基板部24に各信号線が電氣的に接続された同軸ケーブル束26が延設している。この同軸ケーブル束26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6aを介して、図示しない超音波観測装置と接続される。

【0023】

尚、各エレメント25間の印加（信号）側の電極は、夫々が個別に同軸ケーブル束26の各ケーブルから電氣的シグナルが給電される構造となっており、電氣的に非接続された構成となっている。

【0024】

各エレメント25には、図4に示すように、少なくとも1つ以上、ここでは複数のc-MUTセル（以下、単にセルという）30が略等間隔で配列されている。また、各エレメント25間には、所定数のセル30群を離隔するように、直線状の切り溝である、分割部を構成するセル群間エッチング溝28を有している。このセル群間エッチング溝28によって、所定の距離で離間するように分け隔たれ、分割された部分が最小の駆動単位振動子であるエレメント25となる。

【0025】

尚、セル30は、後述するように、一对の電極、振動膜であるメンブレン、及び一对の電極周りに形成された隔壁部41により、上記一对の電極間で表面円形状に形成された略円盤形状の空隙であるキャビティ51を備えた駆動単位要素となる。

【0026】

また、本実施の形態の一对の電極のうちの印加電極となる夫々の下部電極35は、エレメント25の表面形状と略同一形状の1枚の板状の電極板となっている。その一方で、一对の電極のうち帰還電極となる上部電極31は、表面略円形状をしており、1つのエレメント25内において伝導部31aによって、隣接する上部電極31と電氣的に接続されている。これら伝導部31aは、本実施の形態では円盤状に形成された上部電極31の縁辺部の2箇所から、略90度の間隔の角度を有して、他の伝導部31aと交差するように延設している。尚、下部電極35は、例えば、上部電極31に対応した、例えば、表面円形状に対応したセル30毎に分割された形状としても良い。

【0027】

ここで、図6、及び図7を用いて、図5に示したVI-VI線、及びVII-VII線に沿って切断したセル30の断面構造について詳しく説明する。尚、図7においては、隣接する2つのセル30の構造のみの断面構造を示している。

【0028】

図6に示すように、本実施の形態のエレメント25に形成される各セル30は、第1の保護膜である内部保護膜37、及び第3絶縁層36が形成された帯状体である可撓性シート39上に形成された上記下部電極35と、この下部電極35上にキャビティ51によって、所定の離間距離を有して配設される表面に接合膜を構成する絶縁層（以下に第2絶縁層という場合もある）34が形成された上記上部電極31と、この上部電極31上に形成される上部絶縁層である絶縁層（以下に第1絶縁層という場合もある）32と、この絶縁層32上に形成される第2の保護膜であって、上部保護膜である外装保護膜33と、によって主に構成されている。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。

【0029】

本実施の形態のセル30は、上部電極31、第1絶縁層32、外装保護膜33、及び第2絶縁層34によって、振動膜であるメンブレン38を構成している。また、上述したキャビティ51は、上下が第2絶縁層34、及び下部電極35によって、周囲が隔壁部41

10

20

30

40

50

によって閉塞された真空空隙部であり、本形態においてメンブレン 38 の制動層となっている。尚、下部電極 35、第 3 絶縁層 36、及び内部保護膜 37 は、本実施の形態の剛体部を構成している。

【0030】

また、1つのエレメント 25 内の各セル 30 は、図 7 に示すように、上部電極 31 が夫々隣接するセル 30 の上部電極 31 と伝導部 31a とが連続して一体形成され電氣的に接続されている。また、この伝導部 31a にも、第 1 絶縁層 32、及び第 2 絶縁層 34 が上下面に形成されている。

【0031】

上記可撓性シート 39 は、本実施の形態において、例えば、厚さ 20.0 μm のポリイミド (PI) により形成されている。この可撓性シート 39 上に形成される第 1 内部保護膜 37 は、例えば、厚さ 1.0 μm の窒化シリコン (SiN) により形成されている。

【0032】

また、第 1 内部保護膜 37 上に形成された第 3 絶縁層 36 は、例えば、厚さ 0.3 μm のシリコン熱酸化膜 (例えば、二酸化ケイ素膜: SiO₂ 膜) により形成されている。この第 3 絶縁層 36 上に形成される下部電極 35 は、例えば、厚さ 2.0 μm の導電性を有する低抵抗のシリコン (Si) から形成されている。

【0033】

上記キャビティ 51 は、例えば、直径 ϕ 40 μm の高さ 0.4 μm に設定された略円柱状 (略円盤状) の空隙部である。下部電極 35 上に形成される上記キャビティ 51 の外周を形成する隔壁部 41 は、熱酸化により皮膜された二酸化ケイ素 (SiO₂) により形成されている。また、キャビティ 51 の上面部を形成し、上部電極 31 の下面を被覆して、下部電極 35 との絶縁性を保つ第 2 絶縁層 34 は、例えば、厚さ 0.15 μm の隔壁部 41 と同じ材質である二酸化ケイ素 (SiO₂) から形成されている。

【0034】

この第 2 絶縁層 34 上に形成される上部電極 31 は、電氣的導電性のある金属、半導体などからなり、本実施の形態では、例えば、厚さ 0.4 μm のプラチナ (Pt) が用いられる。尚、上部電極 31 を形成する電氣的導電性材料は、プラチナ (Pt) に限定することなく、例えば、モリブレン (Mo)、或いはチタン (Ti)、さらには、製造過程において高温処理工程が無い場合には低融点金属のアルミニウム (Al) などでも良い。また、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。

【0035】

上部電極 31 上に形成される第 1 絶縁層 32 は、例えば、厚さ、1.5 μm の熱酸化膜である二酸化ケイ素 (SiO₂) 膜により形成されている。この第 1 絶縁層 32 上には、例えば、生体適合性のある外皮膜となるパリレンにより、例えば、厚さ 1.0 μm の外装保護膜 33 が形成されている。尚、外装保護膜 33 を形成するパリレンには、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付着し難くでき、本実施の形態の超音波内視鏡 1 は、超音波振動子部 20 のより確実な洗浄、消毒、及び滅菌作業を行うことができる構成となる。勿論、外装保護膜 33 は、パリレン膜に限定することなく、例えば、シリコン窒化膜 (SiN 膜)、ポリイミド膜 (PI 膜) でも良い。

【0036】

また、図 8 に示すように、エレメント 25 の基端から延設した可撓性シート 39 の部分が上述したケーブル接続基板部 24 となる。このケーブル接続基板部 24 の表面には、印加電極パッド 24a、絶縁部 24b、及び帰還 (グランド) 電極パッド 24c がプリントされている。印加電極パッド 24a は、同軸ケーブル 27 の内部導線 27a と半田などで電氣的に接続され、帰還電極パッド 24c は同軸ケーブル 27 の外部導体 (網線) と半田などで電氣的に接続されている。これら各パッド 24a、24c は、金ニッケルメッキ (Au-Ni) により、可撓性シート 39 のケーブル接続基板部 24 の表面にプリントされている。

【0037】

尚、図示しないが、印加電極パッド24aは、対応するエレメント25内の下部電極35と電氣的に接続され、帰還電極パッド24cは対応するエレメント25内の上部電極31と電氣的に接続されている。

【0038】

以上のように構成された本実施の形態のセル30が配列されたエレメント25が形成された振動子部20の製造方法について、図9～図20、及び図21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9～図20には形成される2つのc-MUTセル30の断面を図示しているが、以下の説明において、シリコンマイクロマシーニング技術により一枚の厚酸化膜付ウエハ45上には微細なダイアフラム状の複数のc-MUTセル30を備えた複数のエレメント25を形成する工程である。尚、1つのエレメント25内のc-MUTセル30の数は、複数に限定することなく、1つでも良い。

10

【0039】

まず、図9に示すような、第1の基板として、ここでは厚さ525 μ mのベースシリコン(Si)43の表面に酸化膜(厚さ1.5 μ mの二酸化ケイ素(SiO₂)による熱酸化膜、後に、第2絶縁層を構成する)32, 32aが形成された低抵抗シリコン(Si)基板である厚酸化膜付ウエハ45を準備する(S1)。そして、始めに、ここではプラチナ(Pt)をスパッタリング法で、本実施の形態では、厚さ0.4 μ mに成膜し、フォトリソグラフィ法によりパターンニング後、エッチングして、図10に示すように、第1の電極である上部電極31を形成する(S2)。このとき、図7に示したように、隣接する各下部電極35の夫々は、一体形成される伝導部31aにより、電氣的に接続されるようにパターンニングされる。

20

【0040】

次に、上部電極31が形成された厚酸化膜付ウエハ45に、ここでは、厚さ0.15 μ mのシリコン酸化膜(SiO₂膜)を成膜して、上部電極31上(図面における上面側)に第2絶縁層34を形成する(S3)。尚、このシリコン酸化膜は、厚酸化膜付ウエハ45の全面、若しくは上部電極31を形成した一面のみに成膜しても良い。

以上説明した、ここまでににおけるステップS1～ステップS3の工程により、厚酸化膜付ウエハ45上に上部電極31、及び第2絶縁層34が形成された第1の基板が作製される。

【0041】

次に、図12に示すように、第2の基板として、SOI(Silicon on Insulator)ウエハ47を準備する(S4)。本実施の形態のSOIウエハ47は、ベースシリコン(Si)46の一面上に、ここでは厚さ0.3 μ mのシリコン熱酸化膜(SiO₂膜)からなるBOX(Burried Oxide)である第3絶縁層36、及びこの第3絶縁層36上に、ここでは厚さ2.0 μ mの低抵抗シリコン(Si)からなる下部電極35が形成されている。

30

【0042】

このSOIウエハ47をさらに熱酸化して、図13に示すように、ここでは、厚さ0.4 μ mのシリコン熱酸化膜(SiO₂膜)48を形成する(S5)。次に、下部電極35側のシリコン熱酸化膜48をレジスト塗布して、フォトリソグラフィ法により、キャビティ51の外形を形成する形状に、ここではBHF(弗酸系緩衝溶液)によりエッチング除去する(S6)。

40

【0043】

このステップS6の工程により、エッチングされて、パターン形成された残在するシリコン熱酸化膜48は、図14に示すように、キャビティ51の外周面を形成する隔壁部41となる。

【0044】

以上説明した、ここまでににおけるステップS4～ステップS6の工程により、SOIウエハ47の一面(上部電極31側の面)に隔壁部41が形成された第2の基板が作製される。

50

【0045】

次に、これら各ウエハ45、47に成膜された、シリコン酸化膜である第2絶縁層34、及び隔壁部41の夫々の表面を活性化させる(S7)。ここで、本実施の形態では、表面活性化の工程を例えば、O₂プラズマにより実施した。尚、シリコン酸化膜の表面活性化は、O₂プラズマだけでなく、UV照射、イオンガス、アルゴン(Ar)プラズマなどを用いても良い。

【0046】

そして、図15に示すように、各ウエハ45、47を所定の位置となる、キャビティ51が上部電極31と下部電極35とに挟設される位置で、表面活性化された第2絶縁層34、及び隔壁部41の互いの表面となる接合面をボンディング接合する(S8)。

10

【0047】

次いで、図16に示すように、不要なSOIウエハ47のベースシリコン46をシリコン熱酸化膜(SiO₂膜)48と共に、KOH(水酸化カリウム溶液)、及びBHF(弗酸系緩衝溶液)を用いてエッチング除去する(S9)。

【0048】

次に、図17に示すように、第3絶縁層36上に、ここでは厚さ1.0μmで内部保護膜37を形成する。この内部保護膜37の成膜法としては、蒸着などのPVD(物理気相成長法)、或いはCVD(化学気相成長法)により、窒化シリコン(SiN)膜などの絶縁膜(二酸化ケイ素(SiO₂)膜、パリレン膜などでも良い)を成膜することが可能である(S10)。

20

【0049】

次に、図18に示すように、内部保護膜37上にポリイミド(PI)をスピコートして、バーク(熱加工)し、厚さ20.0μmの可撓性シート39を形成する(S11)。次いで、図19に示すように、厚酸化膜付ウエハ45のベースシリコン43をシリコン熱酸化膜(SiO₂膜)32aと共に、KOH(水酸化カリウム溶液)、及びBHF(弗酸系緩衝溶液)を用いてエッチング除去する(S12)。尚、図19以降の断面図は、図10~図18の断面図に対して、上下反対を示した図となっている。

【0050】

その後、エレメント25を形成するため、図20に示すように、隔壁部41が形成される位置において、ドライエッチングにより、可撓性シート39まで到達するように、セル群間エッチング溝28を形成する(S13)。これにより、可撓性シート39上に分割されたエレメント25が形成され、このエレメント25はセル群間エッチング溝28に沿って変形することができる。すなわち、可撓性シート39は、剛性が低く変形しやすいため、各エレメント25に沿って湾曲自在となる。

30

【0051】

そして、図6、及び図8に示したように、振動子部20のエレメント25を所定の湾曲状態、ここでは、超音波内視鏡1の超音波振動子部20の形状となる円筒状に合わせて湾曲する(S14)。この状態を維持したまま、最後に、パリレンにより、厚さ1.0μmの外装保護膜33を蒸着(例えば、CVD、PVDなど)により形成する。

【0052】

以上のような一連の工程により、c-MUTセル30が形成された超音波トランスデューサを構成する振動子エレメント25が製造される。尚、最後に、ケーブル接続基板部24の各パッド24a、24cと、同軸ケーブル27の各導体27a、27bが半田付けされる。

40

【0053】

以上説明したように、本実施の形態の超音波トランスデューサは、c-MUTセル30を可撓性シート39上に形成する構成であるため、剛性の基板上に形成する従来の振動子エレメントに比して振動が干渉して発生する、所謂クロストークを抑制することができる。これにより、振動子エレメント25は、高精度の超音波振動を走査領域へ照射することができ、捉える画像も高精度となる。

50

【0054】

また、可撓性シート39上にc-MUTセル30を形成しているため、不要振動を可撓性シート39により吸収できるという利点もある。さらに、振動子エレメント25毎にセル群間エッチング溝28を設けた位置で可撓性シート39の変形が容易に行うことができるため、超音波振動子部20の形状の自由度が向上する。その結果、特に、体内に挿入される超音波内視鏡1においては、超音波振動子部20を小型化、及び細径化することができ、患者への苦痛低減、低侵襲性などにも優れたものとなる。尚、従来の剛性基板に比べて、ポリイミドなどの可撓性シート（基板）39は、薄く形成することもでき、振動子エレメント25の小型化に繋がる。

【0055】

尚、本実施の形態では、小型化に関連して、可撓性シート39の厚さ20.0 μ mに対して、厚さ2.0 μ mの下部電極35、厚さ0.3 μ mの第3絶縁層36、及び厚さ1.0 μ mの内部保護膜37からなる非常に薄い3層の剛体部が形成される。

【0056】

また、3層の剛体部は、メンブレン38よりも剛性が高くなるように、各層の厚さが設定されると共に、各形成材質が選定されている。そのため、剛性の低いメンブレン38側が振れることにより、外装保護膜33表面から効率よく超音波振動を発生させることができる。尚、剛体部は、下部電極35、第3絶縁層36、及び内部保護膜37の材質を薄膜状導電性材料と、剛性のある薄膜状絶縁体、もしくは誘電体を組み合わせて形成されたものである。

【0057】

さらには、本実施の形態の振動子エレメント25は、c-MUTセル30の一对の電極間に設けられるキャピティ51を形成する、第2絶縁層34と、隔壁部41との接合において、第2絶縁層34と隔壁部41とを同一の材料{シリコン酸化膜(SiO₂膜)}を用い、表面活性化により、各接合表面の原子が化学結合を形成し易い活性な状態となるため、その接合界面部の接合強度を強固にすることができる。

【0058】

その結果、上述したような製造方法により振動子エレメント25は、特に、CVDなどによる高温の熱が加わる製造プロセスにおいて、第2絶縁層34と隔壁部41との接合界面部の剥離を十分に防止できる構造となる。また、第2絶縁層34と隔壁部41とが強固に接合されるため、本実施の形態の超音波内視鏡1は、リプロセスされる際の高圧蒸気滅菌処理時の高熱による第2絶縁層34と隔壁部41との接合界面部の剥離も生じ難くなる。

【0059】

さらに、接合面を表面活性化することにより、低温での接合が可能となり、第2絶縁層34と隔壁部41の各接合面の平面度を向上させた場合には、常温接合が可能となる。このように低温接合が可能となると、下部電極35として利用できる導電性材料の選択肢が増えるため、低コスト化が実現できる。

【0060】

また、本実施の形態では、c-MUTセル30を形成するベース基板に低抵抗シリコン基板である厚酸化膜付ウエハ45を使用している。その理由には、低抵抗シリコン基板自体を配線経路とすることができる為である。しかし、寄生容量を極力減らすためには、高抵抗基板を用いることが好ましいため、上記ベース基板を低抵抗シリコン基板のみ限定することなく、高抵抗基板を用いても良い。いずれにせよ、どちらの基板を用いても酸化膜形成は同様に実施でき、上述の製造方法とすることで、第2絶縁層34と隔壁部41とが強固に接合できるため、どちらの構成としても接合強度が強固な振動子エレメント25を作製することができる。

【0061】

(第2の実施の形態)

次に、図22～図35を用いて、本発明の第2の実施の形態について説明する。尚、本

10

20

30

40

50

実施の形態では、サーフェイス法によりc-MUTセル30を可撓性シート39上に形成して、複数の振動子エレメント25を形成する一例である。そのため、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。

【0062】

図22から図35は、本発明の第2の実施の形態を示し、図22は厚酸化膜付ウエハを示す断面図、図23は厚酸化膜付ウエハ上に上部電極を形成した状態のc-MUTセルの製造過程を示す断面図、図24は絶縁層を形成した状態のc-MUTセルの製造過程を示す断面図、図25は犠牲層を形成した状態のc-MUTセルの製造過程を示す断面図、図26は絶縁層を形成した状態のc-MUTセルの製造過程を示す断面図、図27は犠牲層除去孔が形成され、犠牲層が除去された状態のc-MUTセルの製造過程を示す断面図、図28は犠牲層除去孔を封止する絶縁層を形成した状態のc-MUTセルの製造過程を示す断面図、図29は導電性膜が形成された状態のc-MUTセルの製造過程を示す断面図、図30は下部電極をエッチングにより形成した状態のc-MUTセルの製造過程を示す断面図、図31は絶縁層が形成された状態のc-MUTセルの製造過程を示す断面図、図32は可撓性シートを保護膜上に形成した状態のc-MUTセルの製造過程を示す断面図、図33は厚酸化膜付ウエハのベースシリコンをエッチング除去した状態のc-MUTセルの製造過程を示す断面図、図34はセル群間エッチング溝を形成した状態のc-MUTセルの製造過程を示す断面図、図35はc-MUTセルの製造工程を示すフローチャートである。

【0063】

先ず、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、図22～図34、及び図35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22～図34には形成される1つ、又は2つのセル30のみの断面を図示しているが、以下の説明においても、第1の実施の形態と同様にして、シリコンマイクロマシーニング技術により一枚の厚酸化膜付ウエハ45上には微細なダイアフラム状のc-MUTを備えた複数のエレメント25を形成する工程である。

【0064】

はじめに、図22に示すように、ベースシリコン43の両面に、ここでは10 μ m前後のシリコン酸化膜(SiO₂膜)である第1絶縁層32、32aが形成された厚酸化膜付ウエハ45を準備し、この厚酸化膜付ウエハ45の一面上に、厚さ0.4 μ mのモリブデン(Mo)をスパッタ法により成膜する。そして、成膜されたモリブデン(Mo)膜をフォトリソグラフィ法により、図23に示すように、上部電極31をパターン形成する(S31)。

【0065】

次いで、図23に示すように、上部電極31が形成された厚酸化膜付ウエハ45の上記一面に、ここでは厚さ0.15 μ mの窒化シリコン(SiN)をCVD法(化学気相成長法)により成膜して、図24に示すように、第2絶縁層56を形成する(S32)。

【0066】

そして、第2絶縁層56上に、ここでは、厚さ0.2 μ mのリンガラス(PSG)をCVD法によって、成膜し、フォトリソグラフィ法により、図25に示すように、犠牲層52をパターン形成する(S33)。このパターン形成によって、上述したキャビティ51の形状寸法が決定される。尚、サーフェイスマイクロマシーニング工程において、二酸化ケイ素(SiO₂)、窒化シリコン(SiN)、ポリシリコン、或いは金属などの多様な犠牲層材料の選択が可能である。本実施の形態においても、リンガラス(PSG)に限定されるものではない。

【0067】

この犠牲層52が形成された第2絶縁層56の上面に、ここでは厚さ0.45 μ mの窒化シリコン(SiN)をCVD法により成膜し、図26に示すように、第3絶縁層54を形成する(S34)。そして、犠牲層52上の第3絶縁層54の所定の位置に犠牲層52

を除去するための薬液などを導入するための、犠牲層除去孔 5 3 をドライエッチングにより形成する (S 3 5)。

【0068】

次に、ここではフッ化水素 (HF) を含んだ薬液を用いて、犠牲層 5 2 を形成した犠牲層除去孔 5 3 からエッチング除去する (S 3 6)。これにより、犠牲層 5 2 が薬液によって徐々に除去され、第 2 絶縁層 5 6 と第 3 絶縁層 5 4 との間に空隙が形成されて、図 2 7 に示すような、キャビティ 5 1、及び犠牲層 5 2 が溶解して犠牲層除去孔 5 3 からエッチングされる通路となるチャンネルが形成される。また、このチャンネルは、犠牲層除去孔 5 3 により開口した状態となる。

【0069】

尚、本実施の形態では、犠牲層 5 2 をリンガラス (PSG) により形成しているため、上記フッ化水素 (HF) を含む薬液を用いることで、第 2 絶縁層 5 6、及び第 3 絶縁層 5 4 は、殆どエッチングされることなく、犠牲層 5 2 のみをエッチング除去することができる。そのため、各セル 3 0 のキャビティ 5 1 を均一な形状に形成することができる。

【0070】

次に、第 3 絶縁層 5 4 の上面に、図 2 8 に示すように、ここでは、厚さ $0.4 \mu\text{m}$ の二酸化ケイ素 (SiO_2) 膜である第 4 絶縁層 5 5 をスパッタリング法により形成する (S 3 7)。このとき、この第 4 絶縁層 5 5 は、犠牲層除去孔 5 3 を塞ぐように堆積する。尚、このステップ S 2 7 での材料は、二酸化ケイ素 (SiO_2) に限定することなく、絶縁性を有する、例えば、窒化シリコン (SiN) などの材料を用いても良い。

【0071】

ここで、犠牲層 5 2 をエッチングするための犠牲層除去孔 5 3 を塞ぐ第 4 絶縁層 5 5 をスパッタ法 (真空蒸着法でも良い) により形成しているため、この第 4 絶縁層 5 5 が犠牲層除去孔 5 3 の孔直下に堆積する構造とすることができる。そのため、第 4 絶縁層 5 5 を構成する試料粒子がキャビティ 5 1 内に堆積することがないため、キャビティ 5 1 を安定した形状で形成することができる。

【0072】

すなわち、CVD 法による第 4 絶縁層 5 5 の形成を行わないため、この第 4 絶縁層 5 5 がキャビティ 5 1 内へ拡がって成膜しないので、犠牲層除去孔 5 3 を従来のものよりも大きく形成できる。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 2 絶縁層 5 6、及び第 3 絶縁層 5 4 を不要にエッチングすることが無いため、キャビティ 5 1 を安定した形状で形成することができる。

【0073】

次に、この第 4 絶縁層 5 5 の上面に、ここでは厚さ $1.0 \mu\text{m}$ のモリブデン (Mo) をスパッタリング法により成膜し、図 2 9 に示すように、導電性膜 3 5 A を形成する (S 3 8)。尚、この導電性膜 3 5 A は、モリブデン (Mo) に限定することなく、プラチナ (Pt) などの導電性材料を用いても良く、導電性材料を積層したり、電極機能を満足すれば絶縁性材料と組み合わせて、強度を向上させても良い。

【0074】

次に、図 3 0 に示すように、導電性膜 3 5 A をフォトリソグラフ法によって、下部電極 3 5 をパターン形成する (S 3 9)。尚、本実施の形態では、スパッタリング法によって、導電性膜 3 5 A を成膜したが、これに限定されることなく、例えば、真空蒸着法による成膜を行っても良い。

【0075】

次に、図 3 1 に示すように、下部電極 3 5 上に、ここでは厚さ $5.0 \mu\text{m}$ で蒸着、例えば、PVD (物理気相成長法)、或いは CVD (化学気相成長法) により、窒化シリコン (SiN) 膜などの絶縁膜 (二酸化ケイ素 (SiO_2) 膜、パリレン膜などでも良い) を成膜して、第 1 の保護膜となる内部保護膜 5 7 を形成する (S 4 0)。

【0076】

次に、図 3 2 に示すように、内部保護膜 5 7 上にポリイミド (PI) をスピコートし

10

20

30

40

50

て、バーク（熱加工）し、厚さ $20\mu\text{m}$ の可撓性シート39を形成する（S41）。次いで、図33に示すように、厚酸化膜付ウエハ45のベースシリコン43をシリコン熱酸化膜（ SiO_2 膜）32aと共に、 KOH （水酸化カリウム溶液）、及び BHF （弗酸系緩衝溶液）を用いてエッチング除去する（S42）。尚、ここでも、図31以降の断面図は、図22～図30の断面図に対して、上下反対を示した図となっている。

【0077】

その後、エレメント25を分割形成するため、図32に示すように、所定のセル30間の位置にて、ドライエッチングにより、可撓性シート39まで到達するように、セル群間エッチング溝28を形成する（S43）。これにより、第1の実施の形態と同様に可撓性シート39上に分割されたエレメント25が形成され、このエレメント25はセル群間エッチング溝28に沿って変形することができる。すなわち、可撓性シート39は、剛性が低く変形しやすいため、各エレメント25に沿って湾曲自在となる。

【0078】

そして、図示しないが、第1の実施の形態と同様にして、エレメント25を所定の湾曲状態、ここでは、超音波内視鏡1の超音波振動子部20の形状となる円筒状に合わせて湾曲する（S44）。この状態を維持したまま、最後に、パリレンにより、厚さ $1.0\mu\text{m}$ の外装保護膜を蒸着（例えば、 CVD 、 PVD など）により形成する（S45）。

【0079】

以上のようなサーフェイス法による、一連の工程により、 c-MUT セル30が形成された超音波トランスデューサを構成する振動子エレメント25が製造される。このように、本実施の形態の超音波トランスデューサは、従来の振動子エレメントに比して振動が干渉して発生する、所謂クロストークを抑制することができる。従って、振動子エレメント25は、高精度の超音波振動を走査領域へ照射することができ、捉える画像も高精度となる。

【0080】

また、本実施の形態の振動子エレメント25も、可撓性シート39によって、不要振動を吸収できる。そして、振動子エレメント25毎にセル群間エッチング溝28を設けた位置で可撓性シート39の変形が容易に行うことができるため、特に、体内に挿入される超音波内視鏡1においては、超音波振動子部20を小型化、及び細径化することができ、患者への苦痛低減、低侵襲性などにも優れたものとなる。尚、従来の剛性基板に比べて、ポリイミドなどの可撓性シート（基板）39は、薄く形成することもでき、振動子エレメント25の小型化に繋がる。尚、下部電極35、及び下部電極35下の内部保護膜37はメンブレンを構成する部位より、厚さを厚くするなどして剛性を高めている。これにより、静電駆動時にメンブレン側のみが変形し、効率よく超音波を送信することができるとともに、湾曲時に必要な強度を確保している。

【0081】

さらには、本実施の形態では、静電容量型の超音波振動子の構造、及び製造工程を記載したが、ステップS34での第3絶縁層54を成膜後に、電極と圧電体を形成することで、圧電型微細加工超音波探触子（ p-MUT ）の製造に転用することが容易である。

【0082】

（第3の実施の形態）

次に、図36～図46を用いて、本発明の第3の実施の形態について説明する。尚、本実施の形態では、誘電体、或いは絶縁体シート上に MUT 素子を薄膜の積み重ねで形成して、複数の振動子エレメント25を形成する一例である。また、以下の説明においても、第1、及び第2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。

【0083】

図36から図46は、第3の実施の形態を示し、図36は下部電極がプリント形成されたフレキシブルプリント基板を示す断面図、図37は下部電極上に第1絶縁層を形成した状態の c-MUT セルの製造過程を示す断面図、図38は犠牲層を形成した状態の c-M

10

20

30

40

50

U Tセルの製造過程を示す断面図、図 3 9 は第 2 絶縁層を形成した状態の c-M U Tセルの製造過程を示す断面図、図 4 0 は犠牲層除去孔を形成した状態の c-M U Tセルの製造過程を示す断面図、図 4 1 は犠牲層をエッチングして、キャビティを形成した状態の c-M U Tセルの製造過程を示す断面図、図 4 2 は犠牲層除去孔を封止するプラグを形成した状態の c-M U Tセルの製造過程を示す断面図、図 4 3 は上部電極を形成した状態の c-M U Tセルの製造過程を示す断面図、図 4 4 は第 3 絶縁層を形成した状態の c-M U Tセルの製造過程を示す断面図、図 4 5 はセル群間エッチング溝を形成した状態の c-M U Tセルの製造過程を示す断面図、図 4 6 は c-M U Tセルの製造工程を示すフローチャートである。

【0084】

先ず、本実施の形態の振動子エレメント 2 5 の製造方法について、図 3 6 ~ 図 4 5、及び図 4 6 のフローチャートのステップ (S) に基づいて説明する。尚、ここでも、図 3 6 ~ 図 4 5 には、形成される 1 つ、又は 2 つのセル 3 0 のみの断面を図示しているが、以下の説明において、可撓性基板上にシリコンマイクロマシーニング技術によって、1 つ、或いは複数の c-M U T を備えた複数のエレメント 2 5 を形成する工程である。

【0085】

はじめに、図 3 6 に示すように、予め下部電極 3 5 をプリント形成した F P C (フレキシブル基板) 7 0 を準備する (S 5 1)。本実施の形態の F P C 7 0 は、ポリイミド (P I) などの可撓性を備えた材料からなる、例えば、厚さ 3 5 μm の可撓性シート 3 9 と、この可撓性シート 3 9 上に銅 (C u) 箔に金 (A u) を成膜したもので、例えば、厚さ 1 8 μm にプリント形成した下部電極 3 5 と、からなる。尚、可撓性シート 3 9 は、ポリイミドによる形成に限らず、製造プロセスのエッチャント (エッチング液) に対する耐性が高く、製造プロセス時の温度に耐えられる可撓性の材料であれば良い。また、下部電極 3 5 は、金が成膜された銅箔に限定することなく、導電性の材料箔であれば良い。

【0086】

この F P C 7 0 の下部電極 3 5 が形成された面に、二酸化ケイ素 (S i O 2) などの絶縁材料からなる、例えば、厚さ 0. 1 5 μm の第 1 絶縁層 7 1 をスパッタリング法により形成する (S 5 2)。

【0087】

次に、第 1 絶縁層 7 1 上に、第 2 の実施の形態と同様にして、ここでは、厚さ 0. 1 5 μm のリンガラス (P S G) を C V D 法によって成膜し、フォトリソグラフィ法により、図 3 8 に示すように、犠牲層 5 2 をパターン形成する (S 5 3)。尚、犠牲層 5 2 は、リンガラスに変えて、フラットパネルなどで用いられている、2 0 0 度程度の低温成膜できるポリシリコン (P o l y-S i) を利用しても良い。この場合、ドライエッチングの 2 フッ化キセノン (X e F 2) を用いて、犠牲層 5 2 の除去に利用することができる。

【0088】

この犠牲層 5 2 が形成された第 1 絶縁層 7 1 の上面に、ここでは厚さ 0. 2 μm の二酸化ケイ素 (S i O 2) を C V D 法により成膜し、図 3 9 に示すように、第 2 絶縁層 7 2 を形成する (S 5 4)。そして、犠牲層 5 2 上の第 2 絶縁層 7 2 の所定の位置に、第 2 の実施の形態と同様に、犠牲層 5 2 を除去するための薬液などを導入するための、犠牲層除去孔 5 3 を反応性イオンエッチング (R e a c t i v e I o n E t c h i n g) により形成する (S 5 5)。

【0089】

次に、ここでもフッ化水素 (H F) を含んだ薬液を用いて、犠牲層 5 2 を形成した犠牲層除去孔 5 3 からエッチング除去する (S 5 6)。これにより、第 1 絶縁層 7 1 と第 2 絶縁層 7 2 との間に空隙が形成されて、図 4 1 に示すような、キャビティ 5 1 が形成される。

【0090】

次に、二酸化ケイ素 (S i O 2) をスパッタリング法によって、第 2 絶縁層 7 2 上に成膜して、フォトリソグラフィ法を用いてエッチングして、犠牲層除去孔 5 3 を封止するプラ

10

20

30

40

50

グ 8 1 を形成する (S 5 7)。このプラグ 8 1 は、第 2 の実施の形態で記載したように、スパッタリング法により、犠牲層除去孔 5 3 の孔面に沿った状態に堆積するため、安定したキャビティ 5 1 の形状を保ったまま、犠牲層除去孔 5 3 を閉塞することができる。

【0091】

次に、下部電極 3 5 と対向する位置となる、キャビティ 5 1 を形成している第 2 絶縁層 7 2 上に、モリブデン (M o)、タンタル (T a)、プラチナ (P t) などの導電性材料をスパッタリング法により成膜し、フォトリソグラフ法によって、所定の形状、ここでは表面円形状にエッチングして、図 4 3 に示すように、上部電極 3 1 を形成する (S 5 8)。

【0092】

その後、二酸化ケイ素 (S i O 2) を成膜して、図 4 4 に示すように、第 3 の絶縁層 7 4 を形成する (S 5 9)。そして、図 4 5 に示すように、上述した各実施形態と同様に、エレメント 2 5 を形成するため、所定の c-M U T セル 3 0 間にセル群間エッチング溝 2 8 を形成する (S 6 0)。これにより、上述した各実施の形態と同様に可撓性シート 3 9 上に分割されたエレメント 2 5 が形成され、このエレメント 2 5 はセル群間エッチング溝 2 8 に沿って変形することができる。すなわち、可撓性シート 3 9 は、剛性が低く変形しやすいため、各エレメント 2 5 に沿って湾曲自在となる。

【0093】

そして、図示しないが、各実施の形態と同様にして、エレメント 2 5 のエレメント 2 5 を所定の湾曲状態、ここでは、超音波内視鏡 1 の超音波振動子部 2 0 の形状となる円筒状に合わせて湾曲する (S 6 1)。この状態を維持したまま、最後に、パリレンにより、厚さ 1. 0 μ m の外装保護膜を蒸着 (例えば、C V D、P V D など) により形成する (S 6 2)。

【0094】

このように、誘電体、或いは絶縁体シート、ここでは F P C 7 0 上に薄膜の積み重ねで c-M U T セル 3 0 を形成して、セル群間エッチング溝 2 8 により分割された複数のエレメント 2 5 が可撓性シート 3 9 のみで連結された状態の超音波トランスデューサを形成することができる。

【0095】

この本実施の形態においても、上述した各実施の形態の効果を奏することができる。

尚、上述した各実施の形態の方法で製造する振動子エレメント 2 5 は、下部電極 3 5 を含めた可撓性シート 3 9 の剛体部分が夫々のメンブレンの剛性以上に強度を有する構成である。これにより、静電駆動時にメンブレン側のみが変形し、効率よく超音波を送信することができると共に、湾曲時にエレメント部分にダメージを受けない十分な強度を確保している。

【0096】

本実施の形態では、剛体部がパターンニングされた下部電極 3 5 と、絶縁層からなる構成で説明した。しかし、下部電極 3 5 単体そのもので剛体を形成しても、信号側の電極面積が増加することに起因する寄生容量の増加は見られるが、機能的には同様に作用効果が得られる。

【0097】

また、本実施の形態では、複数の振動子エレメント 2 5 からなる超音波トランスデューサが 1 つ先端硬性部 7 に搭載した事例を記載したが、これに限定されることなく、超音波トランスデューサを先端硬性部 7 に 2 つ搭載したバイプレーンタイプ、或いは複数の超音波トランスデューサを先端硬性部 7 に搭載した超音波内視鏡 1 にも、同様に適用でき同一の作用効果が得られることは言うまでもない。

【0098】

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

10

20

30

40

50

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。

【0099】

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の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果で述べられている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。

【0100】

以上の実施の形態に説明した発明は、以下の付記項の特徴を有するものである。

【0101】

(付記1)

可撓性のある誘電体、又は絶縁材料からなるシートと、
該シートの上に配設された第1の電極と、
該第1の電極と対向し所定の空隙部を隔てて配設された第2の電極と、
該第2の電極を支持する絶縁層と、
該メンブレンを支持する隔壁部と、
からなる電氣的に接続された複数の振動子セルで構成され、
該複数の振動子セルの夫々の上記第1の電極が他の材料を介さず互いに電氣的に接続されるように同一部材で形成されていることを特徴とする超音波トランスデューサ。

10

【0102】

(付記2)

同一の印加電圧、及び帰還電圧により駆動する上記複数の振動子セルにより構成された振動子セル群は、上記シート上に堆積形成されていることを特徴とする付記1に記載の超音波トランスデューサ。

20

【0103】

(付記3)

上記振動子セル群の複数の上記シート上に連設されていることを特徴とする付記2に記載の超音波トランスデューサ。

【0104】

(付記4)

上記複数の振動子セル群の隣接する夫々は、上記シートが露出するように、所定の距離で離間して配設されていることを特徴とする付記3に記載の超音波トランスデューサ。

30

【0105】

(付記5)

上記複数の振動子セルは、マイクロマシーニングプロセスを用いた静電容量型超音波探触子であることを特徴とする付記1に記載の超音波トランスデューサ。

【0106】

(付記6)

付記1に記載の超音波トランスデューサの製造方法であって、上記複数の振動子セル群間で上記シートを湾曲させた状態にした後、絶縁性の保護膜を成膜したことを特徴とする超音波トランスデューサの製造方法。

【図面の簡単な説明】

40

【0107】

【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

【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c-MUTセルの断面図

【図7】同、図5のV I I - V I I 線に沿ったc-MUTセルの断面図

【図8】同、同軸ケーブルが接続されたケーブル接続基板部の構成を説明するための斜視図

50

- 【図 9】同、厚酸化膜付ウエハを示す断面図
- 【図 10】同、厚酸化膜付ウエハ上に上部電極を形成した状態を示す断面図
- 【図 11】同、第 1 絶縁層を形成した状態の厚酸化膜付ウエハを示す断面図
- 【図 12】同、S O I ウエハを示す断面図
- 【図 13】同、S O I ウエハにシリコン酸化膜を形成した状態を示す断面図
- 【図 14】同、下部電極上のシリコン酸化膜をエッチングした状態の S O I ウエハを示す断面図
- 【図 15】同、厚酸化膜付ウエハと S O I ウエハを接合した状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図
- 【図 16】同、S O I ウエハのベースシリコンをエッチング除去した状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図 10
- 【図 17】同、保護膜が上面に形成された状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図
- 【図 18】同、可撓性シートを保護膜上に形成した状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図
- 【図 19】同、厚酸化膜付ウエハのベースシリコンをエッチング除去した状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図
- 【図 20】同、セル群間エッチング溝を形成した状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図
- 【図 21】同 c - M U T セルの製造工程を示すフローチャート
- 【図 22】第 2 の実施の形態に係り、厚酸化膜付ウエハを示す断面図 20
- 【図 23】同、厚酸化膜付ウエハ上に上部電極を形成した状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図
- 【図 24】同、絶縁層を形成した状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図
- 【図 25】同、犠牲層を形成した状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図
- 【図 26】同、絶縁層を形成した状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図
- 【図 27】同、犠牲層除去孔が形成され、犠牲層が除去された状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図
- 【図 28】同、犠牲層除去孔を封止する絶縁層を形成した状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図
- 【図 29】同、導電性膜が形成された状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図 30
- 【図 30】同、下部電極をエッチングにより形成した状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図
- 【図 31】同、絶縁層が形成された状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図
- 【図 32】同、可撓性シートを保護膜上に形成した状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図
- 【図 33】同、厚酸化膜付ウエハのベースシリコンをエッチング除去した状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図
- 【図 34】同、セル群間エッチング溝を形成した状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図
- 【図 35】同、c - M U T セルの製造工程を示すフローチャート 40
- 【図 36】第 2 の実施の形態に係り、下部電極がプリント形成されたフレキシブルプリント基板を示す断面図
- 【図 37】同、下部電極上に第 1 絶縁層を形成した状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図
- 【図 38】同、犠牲層を形成した状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図
- 【図 39】同、第 2 絶縁層を形成した状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図
- 【図 40】同、犠牲層除去孔を形成した状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図
- 【図 41】同、犠牲層をエッチングして、キャビティを形成した状態の c - M U T セルの製造過程を示す断面図
- 【図 42】同、犠牲層除去孔を封止するプラグを形成した状態の c - M U T セルの製造過程 50

程を示す断面図

【図 4 3】同、上部電極を形成した状態の c-MUT セルの製造過程を示す断面図、

【図 4 4】同、第 3 絶縁層を形成した状態の c-MUT セルの製造過程を示す断面図

【図 4 5】同、セル群間エッチング溝を形成した状態の c-MUT セルの製造過程を示す断面図

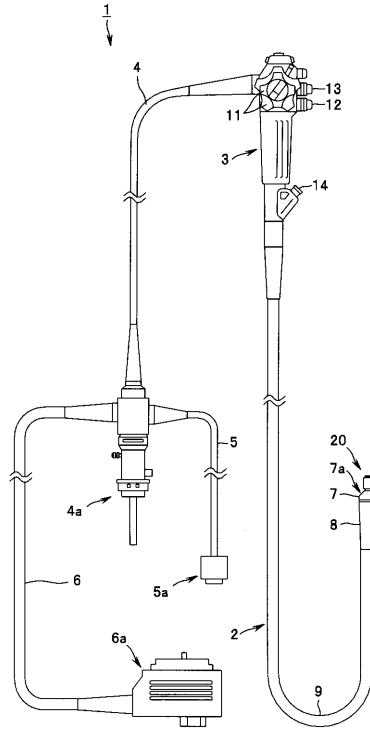
【図 4 6】同、c-MUT セルの製造工程を示すフローチャート

【符号の説明】

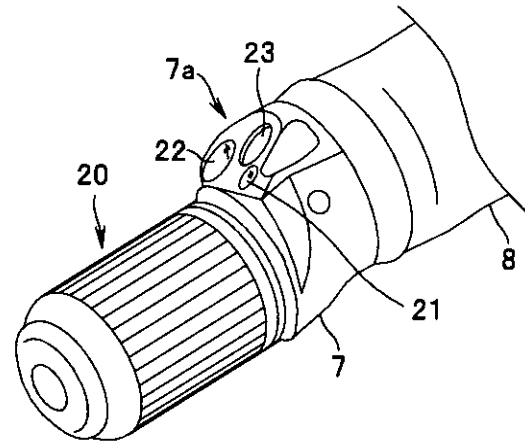
【0108】

1 . . . 超音波内視鏡	
7 . . . 先端硬性部	10
20 . . . 超音波振動子部	
24 . . . ケーブル接続基板部	
24a . . . 印加電極パッド	
24c . . . 帰還電極パッド	
24b . . . 絶縁部	
25 . . . 振動子エレメント	
26 . . . 同軸ケーブル束	
27 . . . 同軸ケーブル	
27a . . . 内部導線	
28 . . . セル群間エッチング溝	20
30 . . . c-MUT セル	
31 . . . 上部電極	
31a . . . 伝導部	
32 . . . 絶縁層	
33 . . . 外装保護膜	
34, 36, 54, 55, 56, 71, 72, 74 . . . 絶縁層	
35 . . . 下部電極	
35A . . . 導電性膜	
37 . . . 内部保護膜	
38 . . . メンブレン	30
39 . . . 可撓性シート	
41 . . . 隔壁部	
43, 46 . . . ベースシリコン	
45 . . . 厚酸化膜付ウエハ	
47 . . . SOI ウエハ	
48 . . . シリコン熱酸化膜	
51 . . . キャビティ	
52 . . . 犠牲層	
53 . . . 犠牲層除去孔	
57 . . . 内部保護膜	40
81 . . . プラグ	

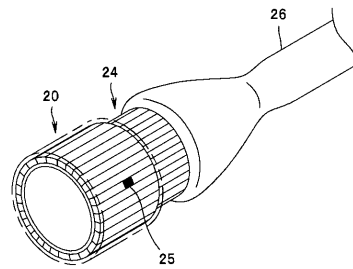
【図 1】



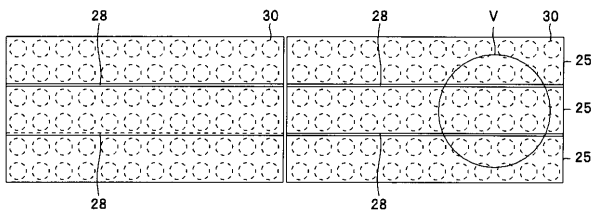
【図 2】



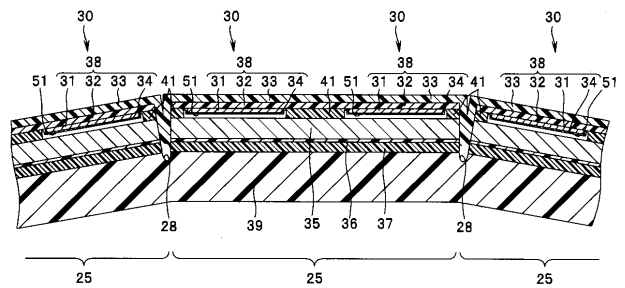
【図 3】



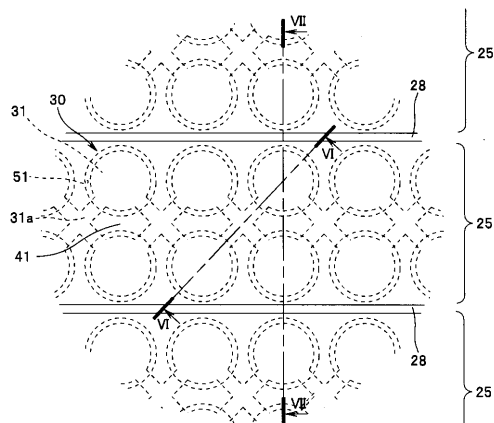
【図 4】



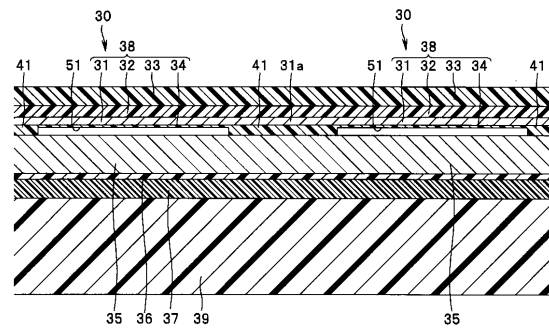
【図 6】



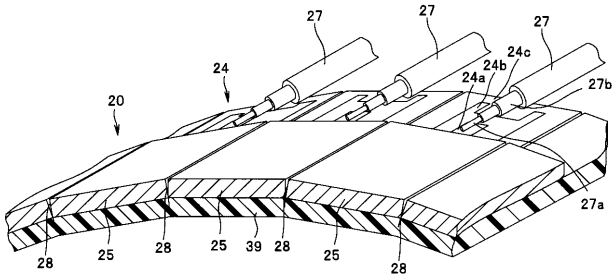
【図 5】



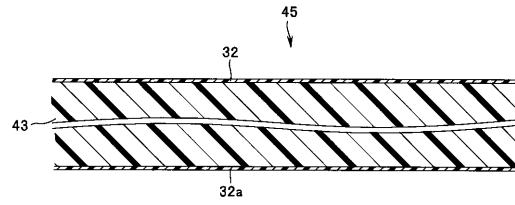
【図 7】



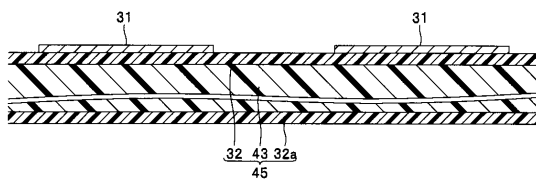
【図 8】



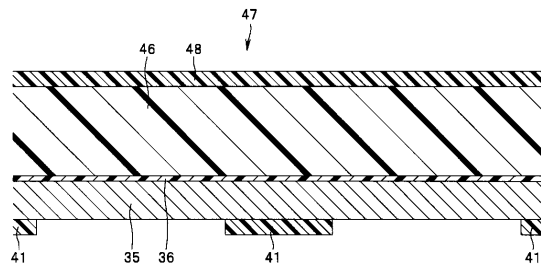
【図 9】



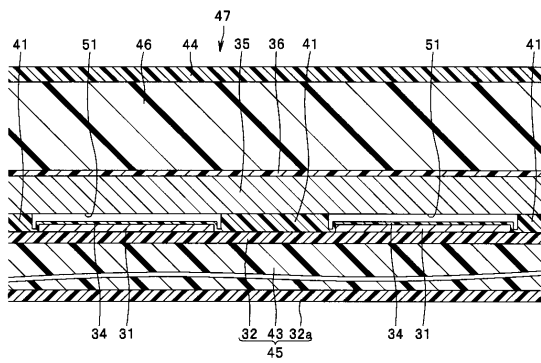
【図 10】



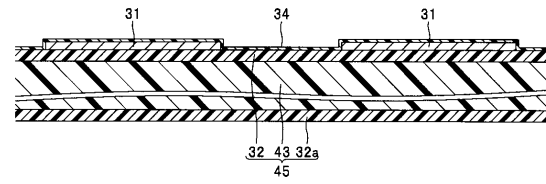
【図 14】



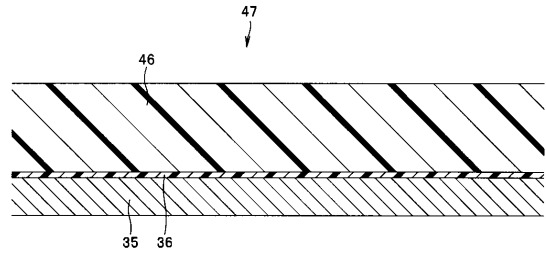
【図 15】



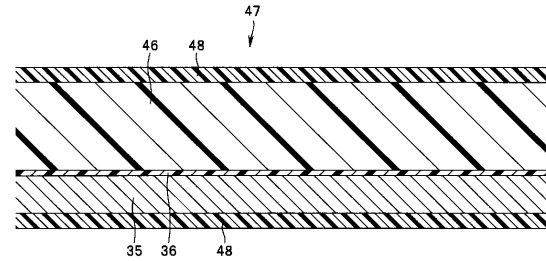
【図 11】



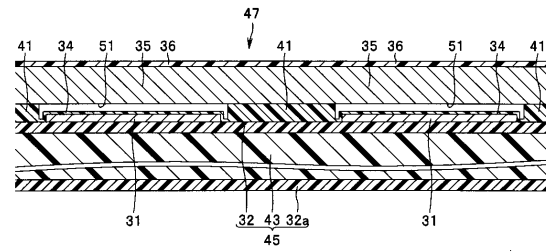
【図 12】



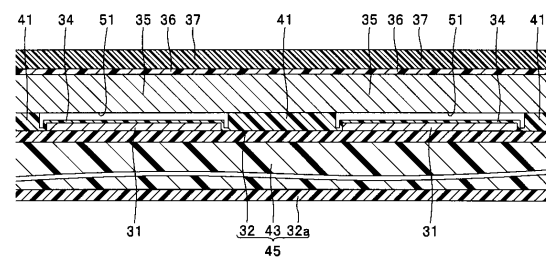
【図 13】



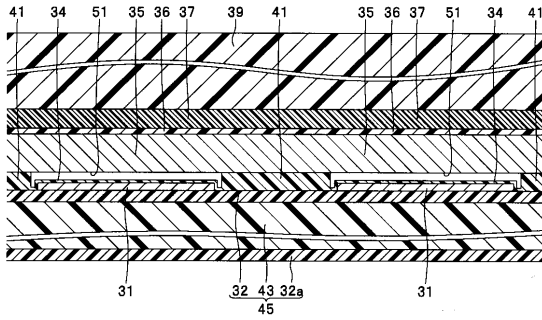
【図 16】



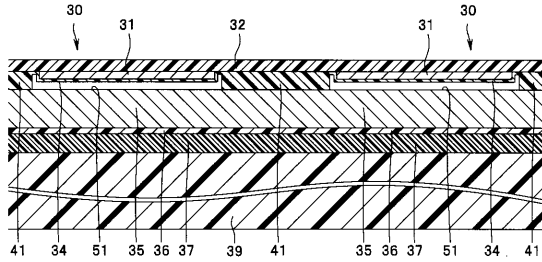
【図 17】



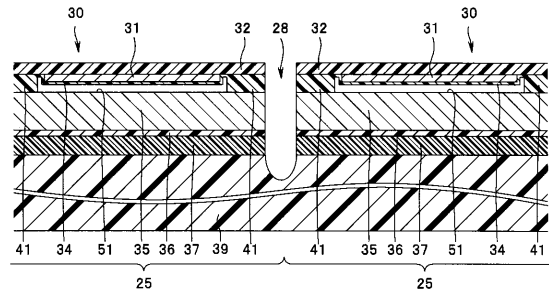
【図 18】



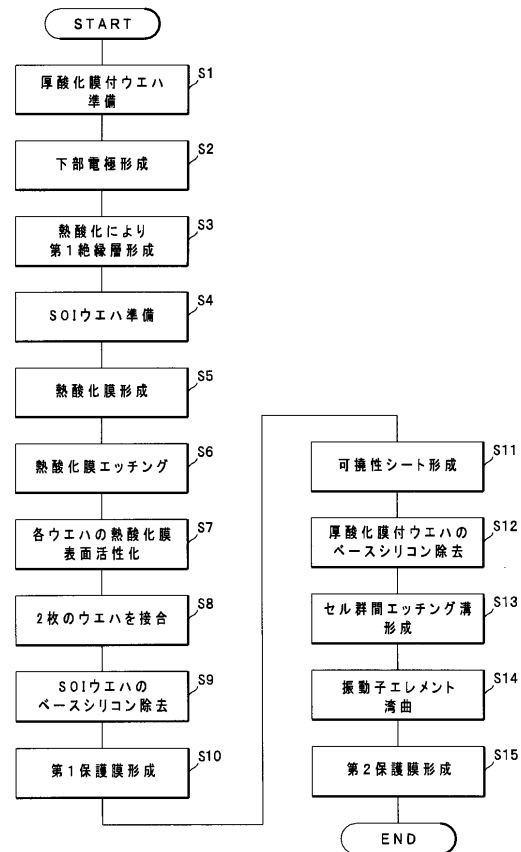
【図 19】



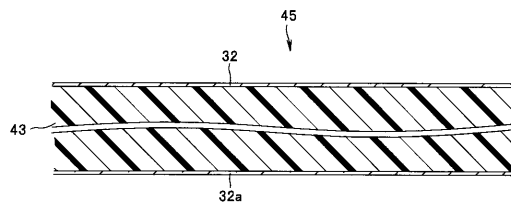
【図 20】



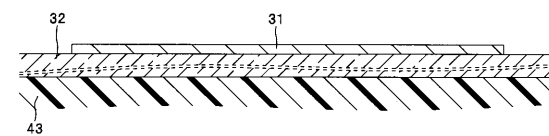
【図 21】



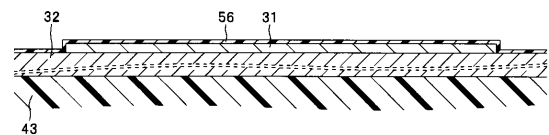
【図 22】



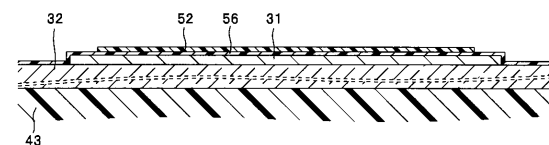
【図 23】



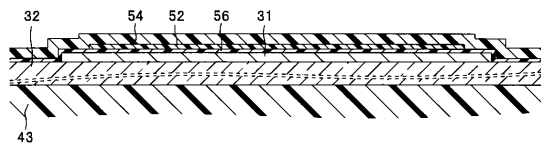
【図 24】



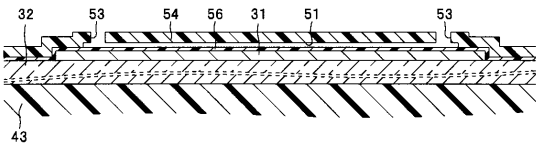
【図 25】



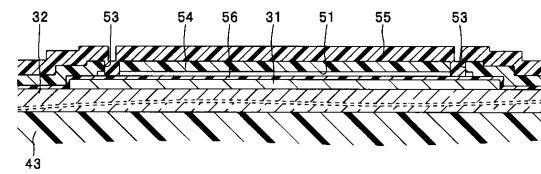
【図 26】



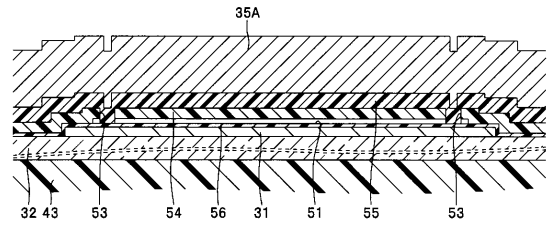
【図 27】



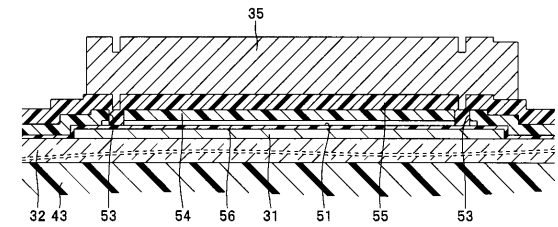
【図 28】



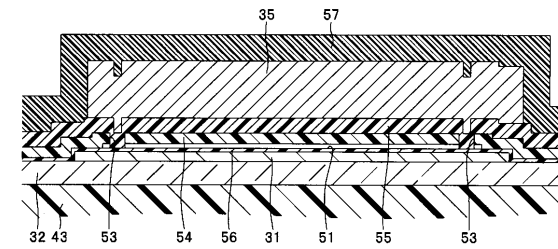
【図 29】



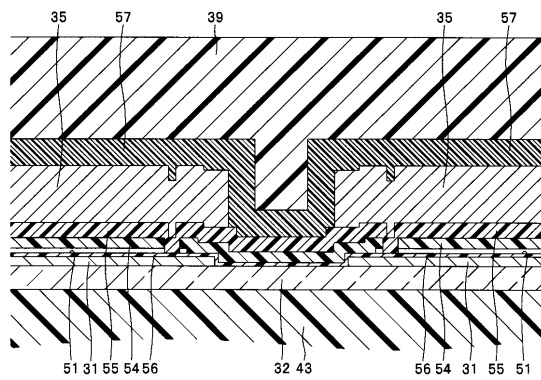
【図 30】



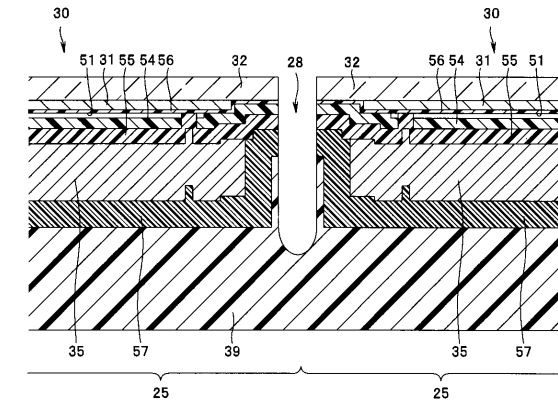
【図 31】



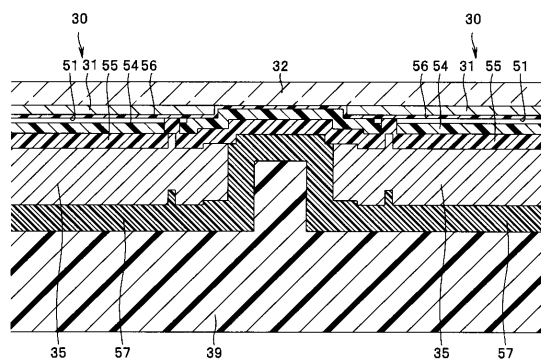
【図 32】



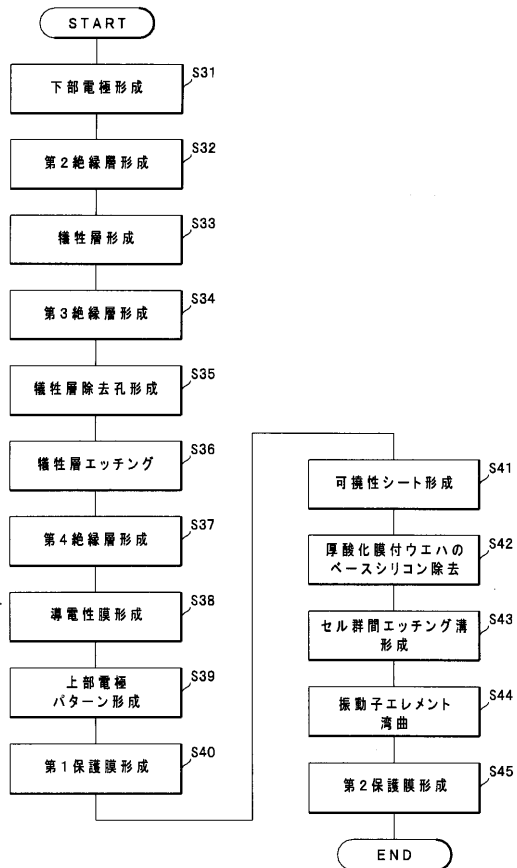
【図 34】



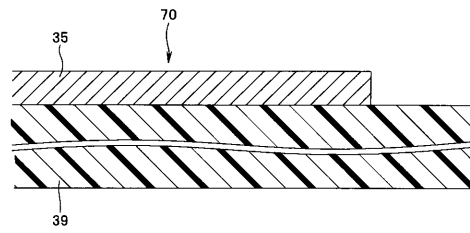
【図 33】



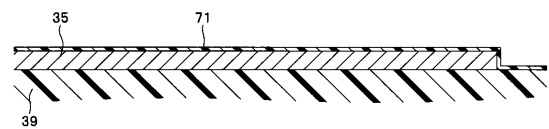
【図 3 5】



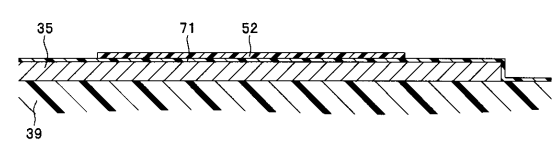
【図 3 6】



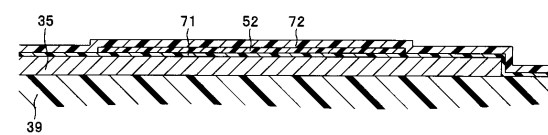
【図 3 7】



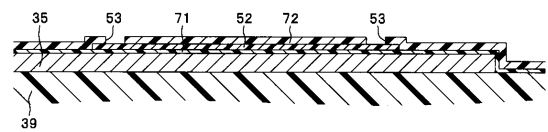
【図 3 8】



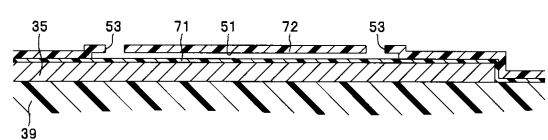
【図 3 9】



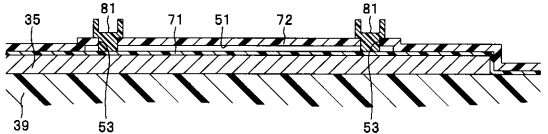
【図 4 0】



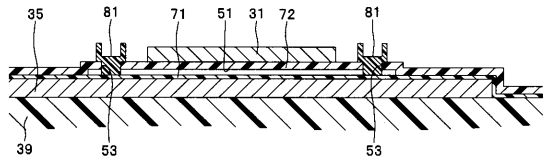
【図 4 1】



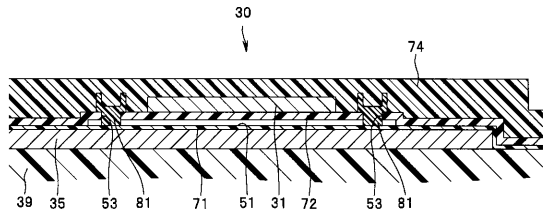
【図 4 2】



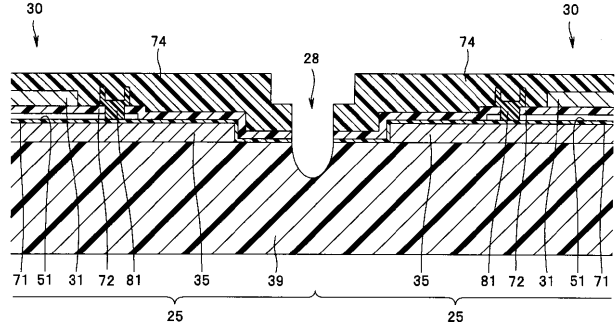
【図 4 3】



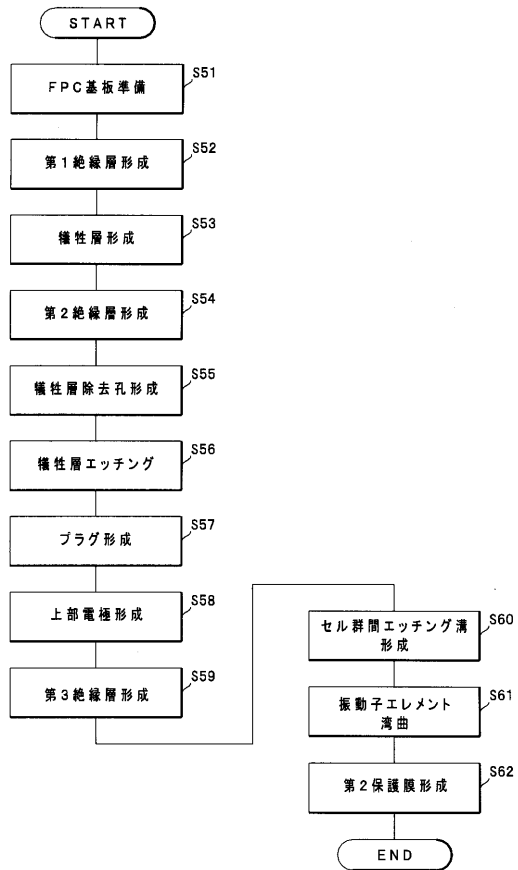
【図 4 4】



【図 4 5】



【図 46】



フロントページの続き

(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npas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npas株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB24 EE04 EE09 EE12 EE13 FE02 GB02 GB05 GB14 GB41
GB42

5D019 AA07 AA25 BB26 FF04

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	JP2008110060A	公开(公告)日	2008-05-15
申请号	JP2006294817	申请日	2006-10-30
[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		
[标]发明人	若林勝裕 安達日出夫 松本一哉 太田亮 長谷川守		
发明人	若林 勝裕 安達 日出夫 松本 一哉 太田 亮 長谷川 守		
IPC分类号	A61B8/12 H04R17/00		
CPC分类号	A61B8/4488 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4483 A61B2562/028 B06B1/0292		
FI分类号	A61B8/12 H04R17/00.330.H H04R17/00.330.K		
F-TERM分类号	4C601/BB24 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/EE12 4C601/EE13 4C601/FE02 4C601/GB02 4C601/GB05 4C601/GB14 4C601/GB41 4C601/GB42 5D019/AA07 5D019/AA25 5D019/BB26 5D019/FF04		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4294678B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种小型超声换能器，该换能器能够减少由于振动干扰而引起的串扰，并在扫描区域中产生稳定且高精度的超声振动。根据本发明的超声换能器将柔性片，刚性部分彼此分离，该刚性部分具有至少一个在柔性片的一个表面上的由薄膜导电材料制成的下部电极。以及用于划分为多个部分的划分元件，以及具有被该划分部分划分的刚性部分的换能器元件。由隔离物包围的空隙，在隔离物上隔着空隙连续地形成有与下部电极相对的上部电极，以及在上部电极上形成的上部绝缘层。其特征在于，它具有一个振荡单元，并且具有多个振荡元件的上电极膜侧表面部分和连续覆盖所分割的部分的上保护膜。[选择图]图6

