

(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2013-21510

(P2013-21510A)

(43) 公開日 平成25年1月31日(2013.1.31)

(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 未請求 請求項の数 7 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2011-153277 (P2011-153277)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成23年7月11日 (2011.7.11)		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
		(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
		(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(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
		(72) 発明者	唐木 和久
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス株式会社内

最終頁に続く

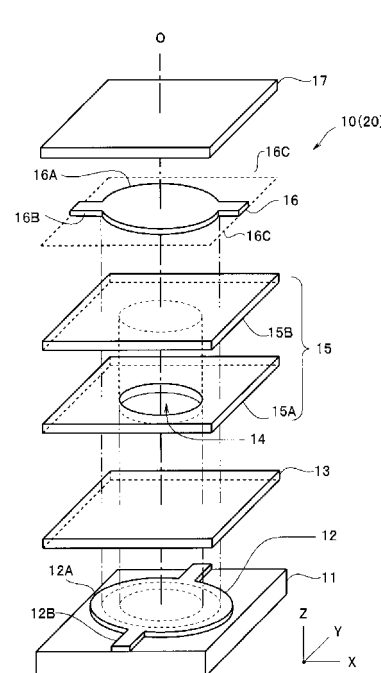
(54) 【発明の名称】 超音波エレメントおよび超音波内視鏡

(57) 【要約】

【課題】特性が安定し超音波エレメント20を提供する。

【解決手段】超音波エレメント20は、シリコン基板11と、複数の下部電極部12Aと、複数の下部配線部12Bと、を有し駆動信号およびバイアス信号が印加される下部電極端子52と接続された下部電極層12と、下部絶縁層13と、前記下部電極部12Aより小さい複数のキャビティ14が形成された上部絶縁層15と、それぞれの前記キャビティ14を介して、それぞれの前記下部電極部12Aと対向配置している、前記下部電極部12Aより小さく前記キャビティ14より大きい複数の上部電極部16Aと、複数の上部配線部16Bと、を有し、容量信号を検出するグランド電位の上部電極端子51と接続された上部電極層16と、保護層17と、を具備する。

【選択図】図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

基体と、

複数の下部電極部と、前記複数の下部電極部を接続する複数の下部配線部と、を有し、駆動信号およびバイアス信号が印加される下部電極端子と接続された下部電極層と、

下部絶縁層と、

前記下部電極部より小さい複数のキャビティが形成された上部絶縁層と、

それぞれの前記キャビティを介して、それぞれの前記下部電極部と対向配置している、前記下部電極部より小さく前記キャビティより大きい複数の上部電極部と、前記複数の上部電極部を接続する複数の上部配線部と、を有し、容量信号を検出するグランド電位の上部電極端子と接続された上部電極層と、

10

保護層と、を具備することを特徴とする超音波エレメント。

【請求項 2】

前記上部配線部と前記下部配線部とが、対向配置しないように配設されていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波エレメント。

【請求項 3】

前記下部電極部の外周部と前記上部電極部の外周部とが対向配置している領域を含む前記キャビティの外周部に、グランド電位の遮蔽電極端子と接続された遮蔽電極部を具備することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波エレメント。

20

【請求項 4】

前記キャビティが、前記上部絶縁層に覆われた導電性材料からなる犠牲層がエッチング処理により部分的に除去された領域であり、

前記遮蔽電極部が、前記エッチング処理により除去されなかった前記犠牲層の残存領域であることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波エレメント。

【請求項 5】

前記上部絶縁層の上表面が平坦であることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波エレメント。

【請求項 6】

前記上部電極部は、中央部の厚さが前記外周部の厚さよりも薄いことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波エレメント。

30

【請求項 7】

請求項 1 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の超音波エレメントを有する先端部を具備する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、静電容量型の超音波エレメント、および、前記超音波エレメントを具備する超音波内視鏡に関する。

【背景技術】**【0002】**

40

体内に超音波を照射し、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。超音波診断法に用いられる超音波診断装置の 1 つに超音波内視鏡（以下、「US 内視鏡」という）がある。US 内視鏡は、体内へ導入される挿入部の先端硬性部に超音波振動子が配設されている。超音波振動子は電気信号を超音波に変換し体内へ送信し、また体内で反射した超音波を受信して電気信号に変換する機能を有する。

【0003】

これまでは、超音波振動子には、環境負荷が大きい鉛を含むセラミック圧電材、例えば P Z T（ジルコン酸チタン酸鉛）等が主に使用されていた。これに対して、カロンティらは、M E M S（Micro Electro Mechanical Systems）技術を用いて製造される、材料に鉛を含まない静電容量型超音波振動子（Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer

50

；以下、「c - M U T」という)を開示している。c - M U Tは、上部電極部と下部電極部とが空洞部(キャビティ)を介して対向配置した超音波セル(以下、「U S セル」という)を単位素子とする。そして、それぞれの電極部が配線部により接続された複数のU S セルを配列して超音波エレメント(以下、「U S エレメント」という)を構成している。

【0004】

U S セルは、下部電極部と上部電極部との間に電圧を印加することで、静電力により上部電極部を含むメンブレン(振動部)を振動して超音波を発生する。また外部から超音波が入射すると両電極の間隔が変化するため、静電容量の変化から超音波を電気信号に変換する。

【0005】

U S セルは複数の機能層が積層された構造を有する。このため上下の機能層のパターンの配設位置がずれると特性が損なわれる。例えば、下部電極部と上部電極部とが正しい位置に配設されないと対向している電極面積、言い換えれば、有効電極面積が減少してしまうため、受信感度が低下するおそれがあった。

【0006】

特開2007-301023号公報には、上部電極部の大きさがキャビティの大きさよりも小さいc - M U Tが開示されている。前記c - M U Tは、上部電極部の大きさが小さいために、対向している電極部の面積が狭いが、上部電極部の形成位置がずれてもキャビティ直上部にある限りは有効電極面積は変化しない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2007-301023号公報

【非特許文献】

【0008】

【非特許文献1】カロンティら、マイクロエレクトロニクスジャーナル(Microelectronics Journal)、2006年、37巻、p770-777

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明の実施形態は、特性が安定した超音波エレメントおよび特性が安定した超音波内視鏡を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の実施形態の超音波エレメントは、基体と、複数の下部電極部と前記複数の下部電極部を接続する複数の下部配線部とを有し駆動信号およびバイアス信号が印加される下部電極端子と接続された下部電極層と、下部絶縁層と、前記下部電極部より小さい複数のキャビティが形成された上部絶縁層と、それぞれの前記キャビティを介してそれぞれの前記下部電極部と対向配置している前記下部電極部より小さく前記キャビティより大きい複数の上部電極部と前記複数の上部電極部を接続する複数の上部配線部とを有し、容量信号を検出するグラウンド電位の上部電極端子と接続された上部電極層と、保護層と、を具備する。

【0011】

また本発明の別の実施形態の超音波内視鏡は、前記記載の超音波エレメントを有する。

【発明の効果】

【0012】

本発明の実施形態によれば、特性が安定した超音波エレメントおよび特性が安定した超音波内視鏡を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

10

20

30

40

50

- 【図 1】第 1 実施形態の超音波内視鏡を説明するための外観図である。
- 【図 2】第 1 実施形態の超音波内視鏡の先端部を説明するための斜視図である。
- 【図 3】第 1 実施形態の超音波内視鏡の先端部の超音波アレイの構成を説明するための斜視図である。
- 【図 4】第 1 実施形態の超音波エレメントの構造を説明するための上面図である。
- 【図 5】第 1 実施形態の超音波エレメントの構造を説明するための図 4 の V - V 線に沿った部分断面図である。
- 【図 6】第 1 実施形態の超音波セルの構造を説明するための分解図である。
- 【図 7】第 1 実施形態の超音波セルの動作を説明するための模式図である。
- 【図 8】比較例の超音波セルの積層ずれを説明するための模式図である。
- 【図 9】第 1 実施形態の超音波セルの積層ずれを説明するための模式図である。
- 【図 10】第 2 実施形態の超音波エレメントの下部電極層のパターンを示す上面図である。

10

- 。 【図 11】第 2 実施形態の超音波エレメントの上部電極層のパターンを示す上面図である。

- 【図 12】第 2 実施形態の超音波セルの構造を説明するための分解図である。
- 【図 13】第 2 実施形態の超音波セルの製造方法を説明するための断面図である。
- 【図 14】第 2 実施形態の超音波セルの犠牲層のパターンを示す上面図である。
- 【図 15】第 2 実施形態の超音波セルの遮蔽電極層のパターンを示す上面図である。
- 【図 16】第 2 実施形態の超音波セルの動作を説明するための模式図である。
- 【図 17】第 3 実施形態の超音波セルの構造を説明するための断面図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、図面を参照して第 1 実施形態の超音波エレメント 20、および、超音波エレメント 20 を有する超音波内視鏡 2 について説明する。

【0015】

< 超音波内視鏡の構成 >

図 1 に示すように US 内視鏡 2 は、超音波観測装置 3 およびモニタ 4 とともに超音波内視鏡システム 1 を構成する。US 内視鏡 2 は、体内に挿入される細長の挿入部 21 と、挿入部 21 の基端に配された操作部 22 と、操作部 22 の側部から延出したユニバーサルコード 23 と、を具備する。

30

【0016】

ユニバーサルコード 23 の基端部には、光源装置（不図示）に接続されるコネクタ 24A が配設されている。コネクタ 24A からは、カメラコントロールユニット（不図示）にコネクタ 25A を介して着脱自在に接続されるケーブル 25 と、超音波観測装置 3 にコネクタ 26A を介して着脱自在に接続されるケーブル 26 と、が延出している。超音波観測装置 3 にはモニタ 4 が接続される。

【0017】

挿入部 21 は、先端側から順に、先端硬性部（以下、「先端部」という）37 と、先端部 37 の後端に位置する湾曲部 38 と、湾曲部 38 の後端に位置して操作部 22 に至る細径かつ長尺で可撓性を有する可撓管部 39 と、を連設して構成されている。そして、先端部 37 の先端側には超音波ユニット 30 が配設されている。

40

【0018】

操作部 22 には、湾曲部 38 を所望の方向に湾曲制御するアングルノブ 22A と、送気および送水操作を行う送気送水ボタン 22B と、吸引操作を行う吸引ボタン 22C と、体内に導入する処置具の入り口となる処置具挿入口 22D 等と、が配設されている。

【0019】

そして、図 2 に示すように、超音波ユニット（US ユニット）30 が、設けられた先端部 37 には、照明光学系を構成する照明用レンズカバー 31 と、観察光学系の観察用レンズカバー 32 と、吸引口を兼ねる鉗子口 33 と、図示しない送気送水ノズルと、が配設さ

50

れている。

【 0 0 2 0 】

図 3 に示すように、US ユニット 30 の超音波アレイ (US アレイ) 40 は、複数の平面視矩形の超音波エレメント 20 の長辺が連結され、円筒状に湾曲配置されたラジアル型振動子群である。すなわち、US アレイ 40 では、例えば、直径 2 mm の円筒の側面に、短辺が 0.1 mm 以下の US エレメント 20 が 200 個、360 度方向に配設されている。なお、US アレイ 40 は、ラジアル型振動子群であるが、US アレイは、凸形状に折り曲げたコンベックス型振動子群であってもよい。

【 0 0 2 1 】

円筒状の超音波アレイ 40 の端部には、複数の下部電極端子 52 が配列しており、それぞれが同軸ケーブル束 35 の、それぞれの信号線 62 と接続されている。また、超音波アレイ 40 の、もう一方の端部には、複数の上部電極端子 51 が配列している。上部電極端子 51 はそれぞれが同軸ケーブル束 35 の、それぞれの容量検出線 61 と接続されている。すなわち同軸ケーブル束 35 は、複数の信号線 62 および複数の容量検出線 61 の合計数と同じ本数の芯線のある同軸ケーブルからなる。

10

【 0 0 2 2 】

同軸ケーブル束 35 は、先端部 37 と、湾曲部 38 と、可撓管部 39 と、操作部 22 と、ユニバーサルコード 23 と、超音波ケーブル 26 と、に挿通され、超音波コネクタ 26A を介して、超音波観測装置 3 と接続されている。

【 0 0 2 3 】

20

< 送受信部の構成 >

次に、図 4、図 5 および図 6 を用いて、US エレメント 20 および超音波セル (US セル) 10 の構成について説明する。なお、図はいずれも説明のための模式図であり、パターンの数、厚さ、大きさ、および大きさ等の比率は実際とは異なる。

【 0 0 2 4 】

図 4 に示すように、US エレメント 20 には、複数の静電容量型の US セル 10 がマトリックス状に配置されている。なお説明のため図 4 では一部の US セル 10 のみ示している。US セル 10 の配置は、規則的な格子配置、千鳥配置、または、三角メッシュ配置等であってもよいし、ランダム配置であってもよい。そして US エレメント 20 の一方の端部には下部電極端子 52 が、他方の端部には上部電極端子 51 が配設されている。

30

【 0 0 2 5 】

図 5 および図 6 に示すように、US セル 10 は、基体であるシリコン基板 11 上に、順に積層された、下部電極端子 52 と接続された下部電極層 12 と、下部絶縁層 (第 1 絶縁層) 13 と、円筒状のキャビティ 14 が形成された上部絶縁層 (第 2 絶縁層) 15 と、上部電極端子 51 と接続された上部電極層 16 と、保護層 (第 3 絶縁層) 17 と、を有する。シリコン基板 11 は、シリコン 11A の表面にシリコン熱酸化膜 11B、11C を形成した基板である。

【 0 0 2 6 】

すなわち、それぞれの US セル 10 は、キャビティ 14 を介して対向配置している下部電極部 12A と上部電極部 16A とを有する。

40

【 0 0 2 7 】

下部電極層 12 は、平面視円形の複数の下部電極部 12A と、下部電極部 12A の縁辺部から 2 方向に延設している複数の下部配線部 12B と、を有する。下部配線部 12B は、同じ US エレメント 20 の他の US セルの下部電極部 12A を接続している。そして、下部配線部 12B は下部電極端子 52 と接続されている。

【 0 0 2 8 】

上部電極層 16 は、平面視円形の複数の上部電極部 16A と、上部電極部 16A の縁辺部から 2 方向に延設している複数の上部配線部 16B と、を有する。上部配線部 16B は、同じ US エレメント 20 の他の US セルの上部電極部 16A を接続している。そして、上部配線部 16B は上部電極端子 51 と接続されている。

50

【 0 0 2 9 】

すなわち、同じ U S エlement 2 0 に配置された複数の U S セル 1 0 の全ての下部電極部 1 2 A は互いに接続されており、全ての上部電極部 1 6 A も互いに接続されている。

【 0 0 3 0 】

図 5 および図 6 に示す上記構造の U S セル 1 0 では、キャビティ 1 4 の直上領域の、上部絶縁層 1 5 と上部電極層 1 6 と保護層 1 7 とが、振動部であるメンブレン 1 8 を構成している。

【 0 0 3 1 】

そして、U S セル 1 0 では、キャビティ 1 4 は下部電極部 1 2 A より小さく、上部電極部 1 6 A は下部電極部 1 2 A より小さくキャビティ 1 4 より大きい。すなわち、いずれも平面視円形の下部電極部 1 2 A の直径 R 1 2 と、円筒形のキャビティ 1 4 の直径 R 1 4 と、上部電極部 1 6 A の直径 R 1 6 と、は以下の (式 1) の関係にある。

【 0 0 3 2 】

$$R 1 2 > R 1 6 > R 1 4 \quad (式 1)$$

【 0 0 3 3 】

そして、下部電極部 1 2 A、キャビティ 1 4 および上部電極部 1 6 A は、それぞれの円の中心がシリコン基板 1 1 に垂直な中心線 O と一致するように配設されている。

【 0 0 3 4 】

なお、下部電極部 1 2 A と上部電極部 1 6 A とが、キャビティ 1 4 を介して対向配置している部分が、超音波受信時に静電容量が変化する、容量可変部 C E である。

【 0 0 3 5 】

< U S エlement の動作 >

次に、図 7 を用いて、U S エlement 2 0 の動作について説明する。下部電極部 1 2 A は下部電極端子 5 2 を介して超音波観測装置 3 の電圧信号発生部 3 A と接続されている。一方、上部電極部 1 6 A は上部電極端子 5 1 を介して容量信号検出部 3 B と接続されグラウンド電位となっている。容量信号検出部 3 B は容量信号 (電流変化) を検出する。

【 0 0 3 6 】

超音波発生時には、電圧信号発生部 3 A は駆動電圧信号を下部電極部 1 2 A に印加する。下部電極部 1 2 A に電圧が印加されると、グラウンド電位の上部電極部 1 6 A は静電力により下部電極部 1 2 A に引き寄せられるため、上部電極部 1 6 A を含むメンブレン 1 8 は変形する。そして下部電極部 1 2 A への電圧印加がなくなると、メンブレン 1 8 は弾性力により元の形に回復する。このメンブレン 1 8 の変形 / 回復により超音波が発生する。

【 0 0 3 7 】

一方、超音波受信時には、受信した超音波エネルギーにより上部電極部 1 6 A を含むメンブレン 1 8 が変形する。すると上部電極部 1 6 A と下部電極部 1 2 A との距離が変化するため、その間の静電容量が変化する。すると容量信号検出部 3 B に容量変化に伴う電流が流れる。すなわち、受信した超音波エネルギーが容量信号に変換される。

【 0 0 3 8 】

< 積層ずれ >

すでに説明したように、U S セル 1 0 は複数の下部電極部 1 2 A の上側に中心線 O が共通となるようにキャビティ 1 4 が形成されており、更にキャビティ 1 4 の上側に中心線 O が共通となるように上部電極部 1 6 A が形成されている。

【 0 0 3 9 】

しかし、製造工程においては積層ずれ、すなわち正しい位置に積層形成されないことがある。例えば図 8 に示す比較例の U S セル 1 1 0 は、上部電極部 1 1 6 A と下部電極部 1 1 2 A の大きさがキャビティ 1 1 4 よりも小さい。U S セル 1 1 0 では、上部電極部 1 1 6 A 形成時に積層ずれ (例えば 0 . 5 μ m のパターン位置合わせずれ) が生じると、容量可変部 C E が小さくなってしまう。すると、U S セル 1 1 0 の感度が低下する。積層ずれの大きさは製造ばらつきに起因するため、U S エlement 1 2 0 の特性は不安定である。

【 0 0 4 0 】

10

20

30

40

50

これに対して、図 9 に示すように、本実施形態の US セル 10 では上部電極部 116 A 形成時に例えば $0.5\ \mu\text{m}$ の積層ずれが生じて、容量可変部 CE の大きさは変化しない。このため、US エlement 20 および US 内視鏡 2 の特性は製造ばらつきがあっても安定している。

【0041】

すでに説明したように、「下部電極部 12 A の直径 $R_{12} >$ 上部電極部 16 A の直径 $R_{16} >$ キャビティ 14 の R_{14} 」であれば、上記効果がある。特に、現在の技術水準では、製造時のばらつき（積層ずれ）は数 μm 、例えば $0.5 \sim 5\ \mu\text{m}$ であるため、「 $R_{12} = R_{16} + (0.5 \sim 5\ \mu\text{m})$ 、 $R_{16} = R_{14} + (0.5 \sim 5\ \mu\text{m})$ 」であることが好ましい。または、「 $R_{12} = R_{16} \times (1.03 \sim 1.10)$ 、 $R_{16} = R_{14} \times (1.03 \sim 1.10)$ 」であることが好ましい。

10

【0042】

前記範囲内であれば、製造ばらつきによる積層ずれが生じて、容量可変部 CE の大きさは変化しないため、US エlement 20 および US 内視鏡 2 の特性は安定している。

【0043】

< 配線部間の寄生容量 >

更に、図 6 等にしたように、US エlement 20 の下部配線部 12 B と上部配線部 16 B とは長手方向が直交している。すなわち、図 10 に示すように下部配線部 12 B は下部電極部 12 A から Y 軸方向に延設されているのに対して、図 11 に示すように、上部配線部 16 B は上部電極部 16 A から Z 軸方向に延設されている。

20

【0044】

ここで US エlement 20 では容量信号検出部 3 B が検出する静電容量は、すでに説明した容量可変部 CE の静電容量と寄生容量との合計である。ここで、寄生容量とはメンブレン 18 の変形があっても変化しない容量固定部の静電容量である。例えば、下部配線部 12 B と上部配線部 16 B とが対向配置されていると、その間に寄生容量が発生する。

【0045】

これに対して、上部配線部 16 B と下部配線部 12 B とが対向配置しないように、互いに直交する方向に配設されている US エlement 20 は、上部配線部 16 B と下部配線部 12 B との間で寄生容量が生じないため、超音波の受信感度が高い。

【0046】

30

< 第 2 実施形態 >

次に第 2 実施形態の US エlement 20 A および US エlement 20 A を具備する超音波内視鏡 2 A について説明する。US エlement 20 A および US 内視鏡 2 A は、US エlement 20 および US 内視鏡 2 と類似しているため同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【0047】

図 12 に示すように、US エlement 20 A の US セル 10 A は、下部電極部 12 A の外周部と上部電極部 16 A の外周部とが対向配置している領域を含むキャビティ 14 の外周部に遮蔽電極部 71 を具備する。後述するように、キャビティ 14 が、上部絶縁層 15 に覆われた導電性材料からなる犠牲層 70 がエッチング処理により部分的に除去された領域であり、遮蔽電極部 71 が、エッチング処理により除去されなかった犠牲層 70 の残存領域である。そして、遮蔽電極部 71 はグランド電位の遮蔽電極端子 53 と接続されている。

40

【0048】

< US エlement 20 A の製造方法 >

次に、図 13 (A) ~ 図 13 (F)、図 14 および図 15 を用いて US エlement 20 A の製造方法について簡単に説明する。なお、すでに説明した US エlement 20 の製造方法も遮蔽電極部 71 の作製を除いてほぼ同じである。

【0049】

< ステップ S11 > 下部電極層形成

50

導電性シリコンまたは金属、例えば、銅、金、またはアルミニウムからなる導電性材料が、シリコン基板 1 1 の全面にスパッタ法等により成膜される。そして、フォトリソグラフィによるマスクパターンを形成後にエッチングにより部分的に除去することにより、下部電極部 1 2 A と下部配線部 1 2 B とを有する下部電極層 1 2 が形成される。

【 0 0 5 0 】

< ステップ S 1 2 > 下部絶縁層形成

下部電極層 1 2 を覆うように、S i N 等の絶縁性材料からなる下部絶縁層 1 3 が例えば C V D 法（化学気相成長法）等により成膜される。

【 0 0 5 1 】

< ステップ S 1 3 > 犠牲層形成

下部絶縁層 1 3 の上に、導電性材料の中から選択されたエッチングにより除去可能な材料からなる犠牲層材料が成膜される。そして、図 1 3（A）に示すように犠牲層 7 0 の上に、フォトリソグラフィによるマスクパターン 7 5 が形成される。

【 0 0 5 2 】

< ステップ S 1 4 > 犠牲層パターニング

図 1 3（B）および図 1 4 に示すように、犠牲層 7 0 が、エッチング処理により、キャビティの形状（円柱状）のキャビティ部 7 2 と、遮蔽電極部 7 1 と、にドーナツ状の溝部 7 0 A を介して分離される。

【 0 0 5 3 】

犠牲層 7 0 の厚さは、キャビティ 1 4 の高さとなるために、例えば、0 . 0 5 ~ 0 . 3 μm であり、好ましくは 0 . 0 5 ~ 0 . 1 5 μm である。

【 0 0 5 4 】

< ステップ S 1 5 > 上部絶縁層形成

図 1 3（C）に示すように、犠牲層パターン（キャビティ部 7 2 および遮蔽電極部 7 1）の上面に、上部絶縁層 1 5 が、例えば下部絶縁層 1 3 と同様の方法および同様の材料により形成される。このとき、すでに説明したように、溝部 7 0 A の内部にも上部絶縁層 1 5 A が形成される。

【 0 0 5 5 】

ここで、上部絶縁層 1 5 は、犠牲層パターンを覆うように形成されるために、犠牲層パターン厚さの影響で凹凸が生じることがある。すると、上部絶縁層の上に形成した上部電極層と下部電極層との絶縁が悪くなり U S セルの動作が不安定になることがある。

【 0 0 5 6 】

このため、上部絶縁層を形成後に、その表面を平坦化加工することが好ましい。平坦化加工には、例えば、化学的機械研磨法（C M P 法）を好ましく用いることができる。

【 0 0 5 7 】

上部絶縁層の上表面が平坦である U S エLEMENT は特性が安定している。

【 0 0 5 8 】

そして、上部絶縁層 1 5 の所定の位置に、キャビティ部 7 2 を除去するために、エッチング剤を流入する開口部（不図示）が形成される。

【 0 0 5 9 】

< ステップ S 1 6 > キャビティ形成（遮蔽電極部形成）

次に、図 1 3（D）および図 1 5 に示すように、キャビティ部 7 2 のエッチング除去によりキャビティ 1 4 が形成される。遮蔽電極部 7 1 は上部絶縁層 1 5 A によりキャビティ部 7 2 と分離されているため、エッチング剤により除去されない。すなわち、遮蔽電極部 7 1 は、エッチング処理により除去されなかった犠牲層 7 0 の残存領域である。

【 0 0 6 0 】

例えば犠牲層 7 0 としてタングステン（W）を用い、下部絶縁層 1 3 および上部絶縁層 1 5 として窒化シリコン（S i N）を用いた場合には、エッチング剤として過酸化水素水（H₂O₂）を用いる。また犠牲層 7 0 として導電性多結晶シリコンを用い、下部絶縁層 1 3 および上部絶縁層 1 5 として S i N を用いた場合には、エッチング剤としてフッ化キ

10

20

30

40

50

セノングス (XeF₂) を用いる。

【0061】

なお、キャビティ 14 は円柱形状に限られるものではなく、多角柱形状等でもよい。キャビティ 14 が多角柱形状の場合には、上部電極部 16A および下部電極部 12A の平面視形状も多角形とすることが好ましい。

【0062】

また、平面視形状が円形ではない場合も、上部電極部 16A 等のパターンは、大きいパターンが小さいパターンを内包可能な大きさであればよい。

【0063】

<ステップ S17> 上部電極層形成

図 13 (E) に示すように、下部電極層 12 と同様の方法および同様の材料により、上部電極部 16A と上部配線部 16B とを有する上部電極層 16 が形成される。

【0064】

<ステップ S18> 保護層形成

図 13 (F) に示すように、US エlement 20 の表面が、保護層 17 で覆われる。保護層 17 は、保護機能だけでなく、音響整合層機能、更に US エlement 20 を連結する機能も有する。

【0065】

なお、説明を省略したが、下部電極形成工程では下部電極端子 52 も形成されており、上部電極形成工程では上部電極端子 51 も形成されており、遮蔽電極形成工程 (犠牲層形成) では遮蔽電極端子 53 も形成されている。保護層 17 は、下部電極端子 52、上部電極端子 51 および遮蔽電極端子 53 を覆わないように形成される。

【0066】

保護層 17 としては、ポリイミド、エポキシ、アクリル、またはポリバラキシレンなどの可撓性の樹脂からなり、耐薬品性が高く、屈曲性を有し、加工が容易のため、特に好ましくはポリイミドである。なお、保護層 17 は第 1 絶縁層の上に、更に生体適合性のある第 2 絶縁層が形成された 2 層構造であってもよい。

【0067】

次に、複数の超音波 Element 20 を、連結方向に所定の直径のラジアル形状に湾曲配置することで US アレイ 40 が作製される。例えば、US アレイ 40 は、例えば所定の直径の円筒の外周に接合される。更に US アレイ 40 に同軸ケーブル束 35 が接続され、US ユニット 30 が作製される。

【0068】

<US エlement 20A の動作>

次に、図 16 を用いて、US エlement 20A の動作について説明する。下部電極部 12A は下部電極端子 52 を介して超音波観測装置 3 の電圧信号発生部 3A と接続されている。遮蔽電極部 71 は遮蔽電極端子 53 を介してグランド電位となっている。一方、上部電極部 16A は上部電極端子 51 を介して容量信号検出部 3B と接続されグランド電位となっている。容量信号検出部 3B は容量信号 (電流変化) を検出する。

【0069】

しかし、US エlement 20A では、メンブレン 18 の外周領域で、下部電極部 12A と上部電極部 16A とが対向配置している部分がある。この対向部分はコンデンサを形成しているが、超音波を受信しても静電容量が変化しない寄生容量部 (固定容量部) 19 である。寄生容量部 19 の静電容量が大きいと、メンブレン 18 (容量可変部) の静電容量が変化しても、容量信号検出部 3B で検出される容量信号 (静電容量) の変化率は小さくなってしまふ。

【0070】

ここで、US エlement 20A では、下部電極部 12A と上部電極部 16A とが対向配置している外周部にグランド電位の遮蔽電極部 71 が配設されている。このため、下部電極部 12A と遮蔽電極部 71 とが対向配置している部分の上の上部電極部 16A は、下部

10

20

30

40

50

電極部 1 2 A とコンデンサを形成していない。すなわち上部電極部 1 6 A の外周部は寄生容量の原因とならない。このため、U S エlement 2 0 A は、遮蔽電極部 7 1 のない U S エlement 2 0 よりも超音波の受信感度が高い。

【 0 0 7 1 】

また、遮蔽電極部 7 4 は、犠牲層 7 0 により形成されるために、工程数の増加が少なく製造が容易である。

【 0 0 7 2 】

更に、U S エlement 2 0 A はたとえ絶縁膜の一部が、ゴミまたは欠陥などに起因して破壊されても、下部配線部 1 2 B の上側はグランド電位の遮蔽電極部 7 4 に覆われている。このため、下部配線部 1 2 B に印加される電圧信号（駆動信号およびバイアス信号）が U S エlement 2 0 A の外部に漏れることがない。このため、U S エlement 2 0 A および U S 内視鏡 2 A は、更に特性が安定している。

10

【 0 0 7 3 】

< 第 3 実施形態 >

次に第 3 実施形態の U S エlement 2 0 B および U S エlement 2 0 B を具備する超音波内視鏡 2 B について説明する。U S エlement 2 0 B および U S 内視鏡 2 B は、U S エlement 2 0 および U S 内視鏡 2 と類似しているため同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【 0 0 7 4 】

図 1 7 に示すように、U S エlement 2 0 B では、上部電極部 1 6 A は、中央部の厚さが外周部の厚さよりも薄い。ここで外周部とはメンブレンを構成しない領域である。なお、上部配線部 1 6 B の厚さは、上部電極部 1 6 A の外周部と同じ厚さであることが好ましい。

20

【 0 0 7 5 】

メンブレン 1 8 を構成する上部電極部 1 6 A の中央部の厚さが薄いとメンブレン 1 8 が振動しやすいため、U S セル 1 0 B を有する U S エlement 2 0 B および U S 内視鏡 2 B は高感度である。

【 0 0 7 6 】

なお、上部電極部 1 6 A の厚さは、外周部から中央部に向かって徐々に薄くなってもよい。また、メンブレン 1 8 を構成する上部電極部 1 6 A が、多数の凹部または貫通孔を有していてもよい。すなわち、厚さとは平均膜厚であってもよい。

30

【 0 0 7 7 】

本発明は、上述した実施形態または変形例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

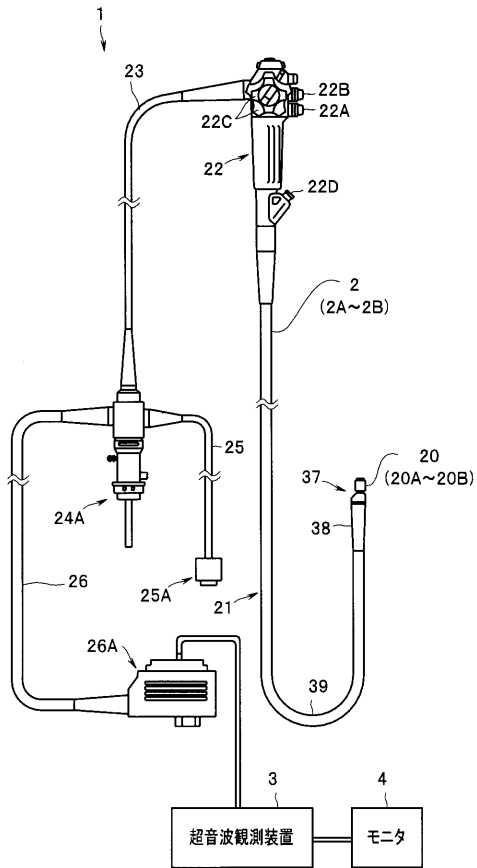
【 符号の説明 】

【 0 0 7 8 】

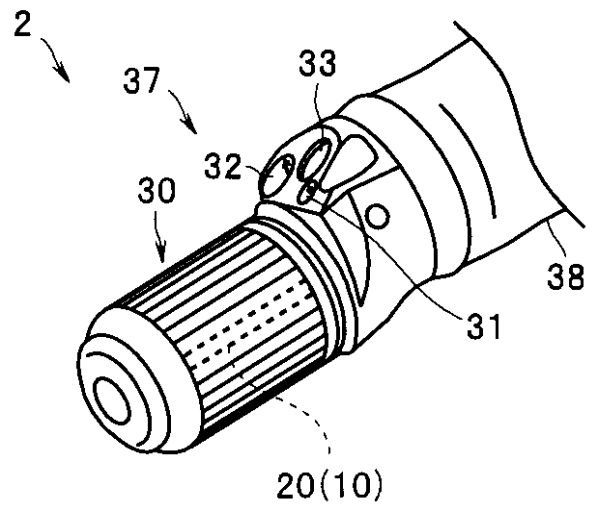
1 ... 超音波内視鏡システム、2、2 A、2 B ... 超音波内視鏡、3 ... 超音波観測装置、3 A ... 電圧信号発生部、3 B ... 容量信号検出部、1 0 ... 超音波セル、1 1 ... シリコン基板、1 2 ... 下部電極層、1 2 A ... 下部電極部、1 2 B ... 下部配線部、1 3 ... 下部絶縁層、1 4 ... キャビティ、1 5 ... 上部絶縁層、1 5 A ... 上部絶縁層、1 6 ... 上部電極層、1 6 A ... 上部電極部、1 6 B ... 上部配線部、1 7 ... 保護層、1 8 ... メンブレン、1 9 ... 寄生容量部、2 0、2 0 A、2 0 B ... 超音波Element、4 0 ... 超音波アレイ、5 1 ... 上部電極端子、5 2 ... 下部電極端子、5 3 ... 遮蔽電極端子、7 0 ... 犠牲層、7 0 A ... 溝部、7 1 ... 遮蔽電極部、7 2 ... キャビティ部、7 4 ... 遮蔽電極部

40

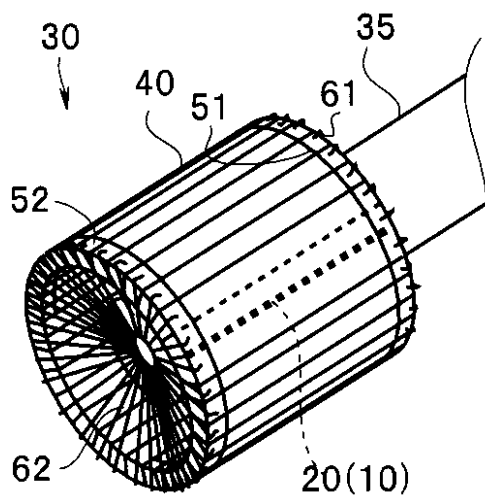
【図 1】



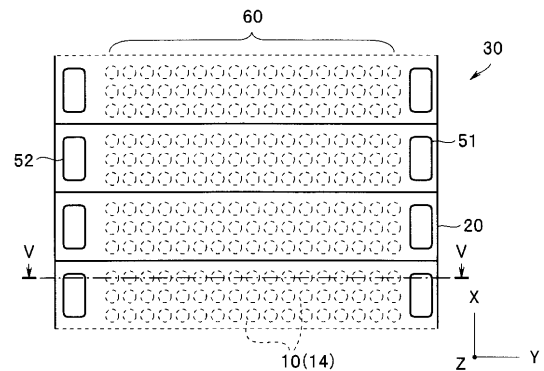
【図 2】



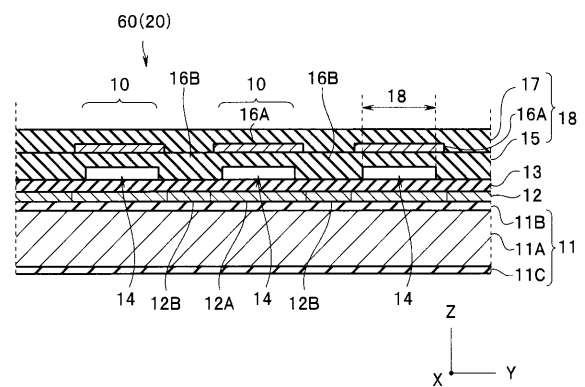
【図 3】



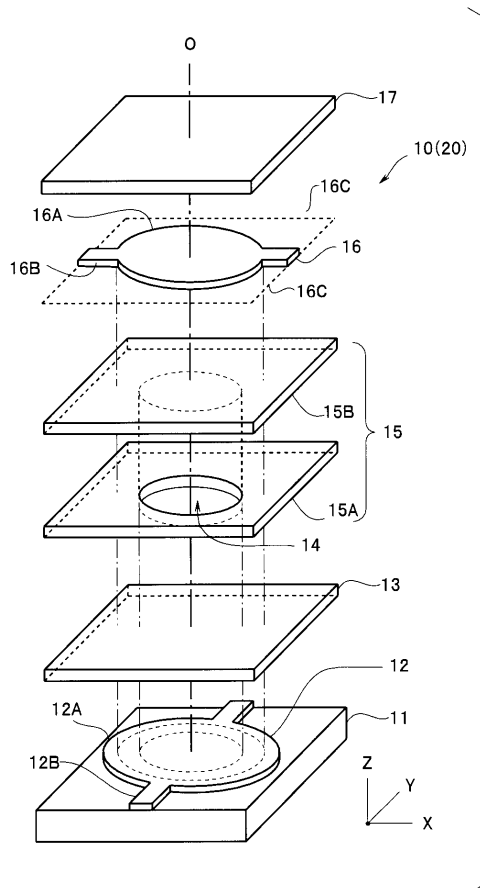
【図 4】



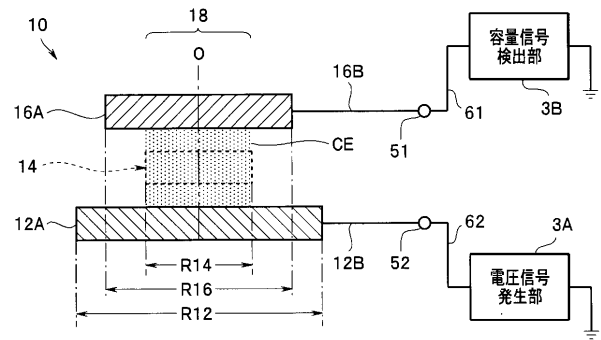
【図 5】



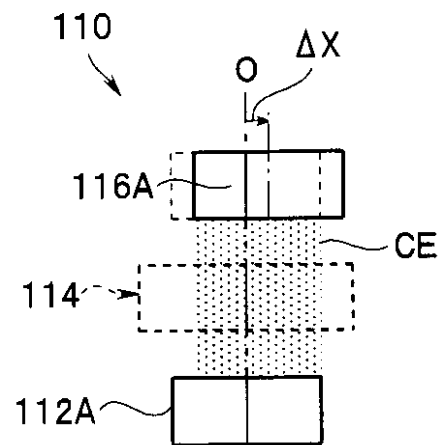
【図 6】



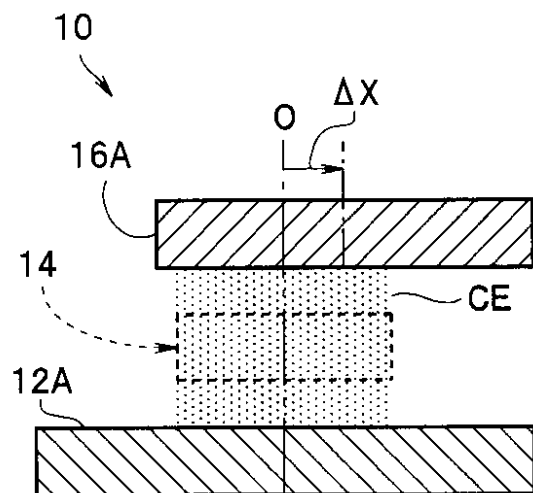
【図 7】



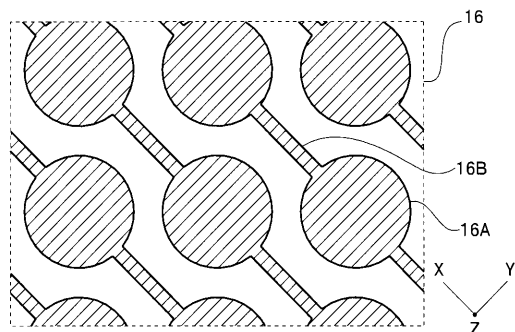
【図 8】



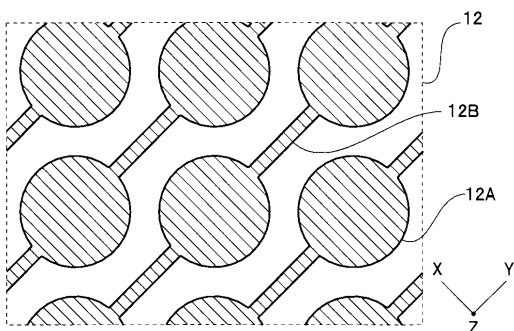
【図 9】



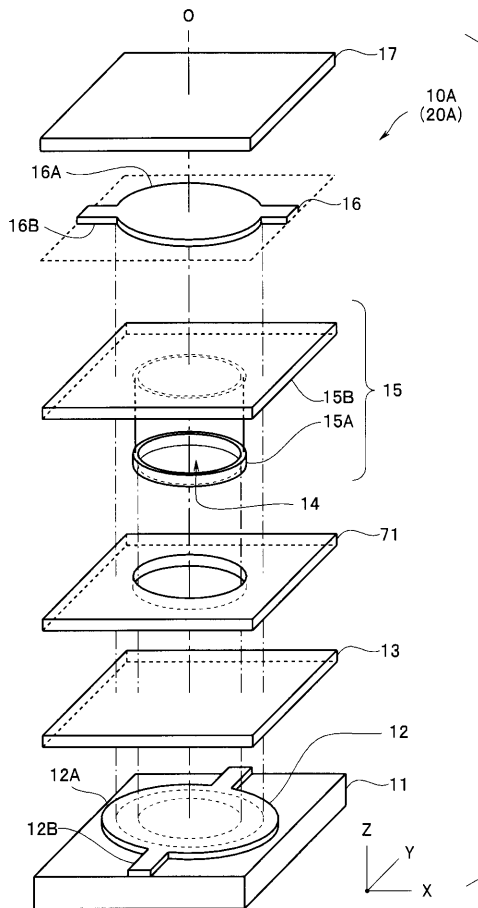
【図 11】



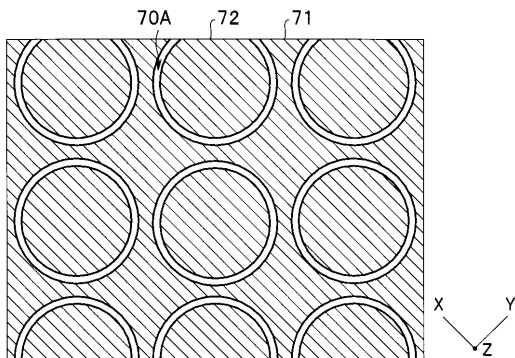
【図 10】



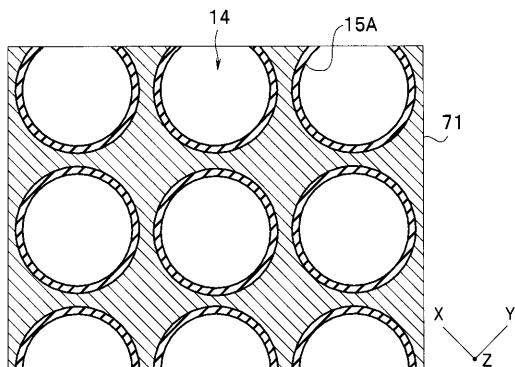
【図 1 2】



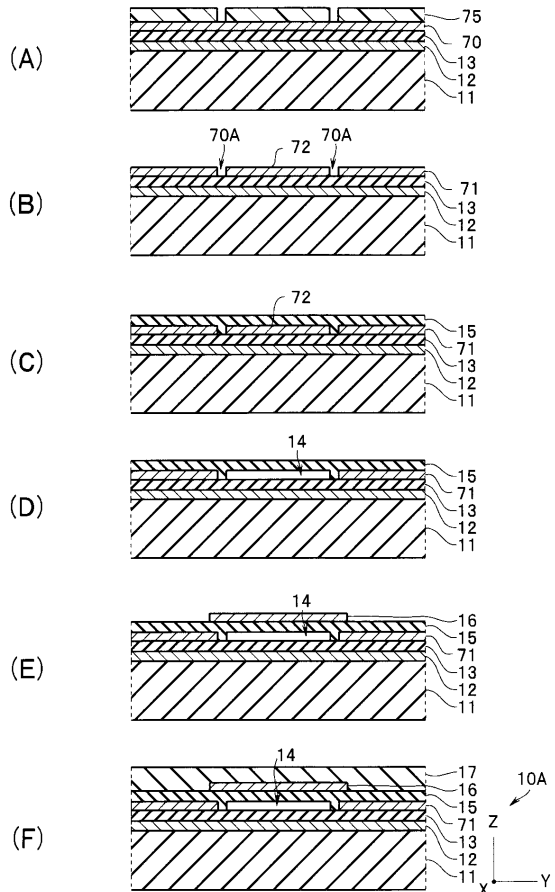
【図 1 4】



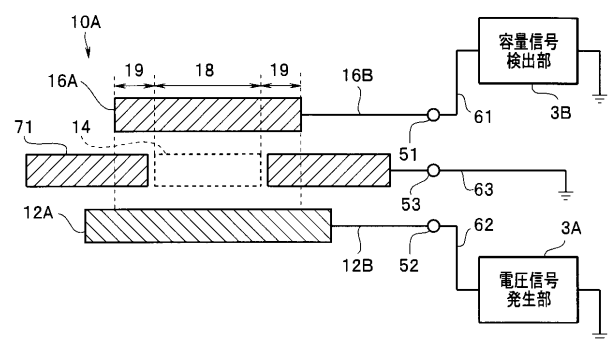
【図 1 5】



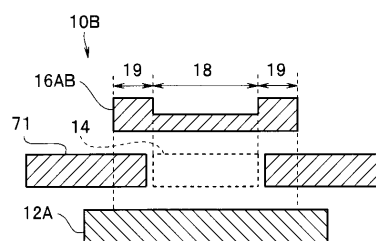
【図 1 3】



【図 1 6】



【図 1 7】



フロントページの続き

(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 オリンパス株式会社内

(72)発明者 若林 勝裕

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C601 EE10 FE01 GB14 GB19 GB41

5D019 AA21 DD01 FF04

专利名称(译)	超声波元件和超声波内窥镜		
公开(公告)号	JP2013021510A	公开(公告)日	2013-01-31
申请号	JP2011153277	申请日	2011-07-11
[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	松本一哉 唐木和久 長谷川守 若林勝裕		
发明人	松本 一哉 唐木 和久 長谷川 守 若林 勝裕		
IPC分类号	H04R19/00 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4483 B06B1/0292 B06B1/0622		
FI分类号	H04R19/00.330 A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/EE10 4C601/FE01 4C601/GB14 4C601/GB19 4C601/GB41 5D019/AA21 5D019/DD01 5D019/FF04		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP5855373B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种其特性稳定的超声波元件20.解决方案：超声波元件20包括：硅衬底11;下电极层12具有多个下电极部分12A和多个下布线部分12B，并连接到下电极端子52，驱动信号和偏置信号施加到下电极端子52;下绝缘层13;上绝缘层15上形成有多个小于下电极部分12A的空腔14;上电极层16具有多个上布线部分16B和多个上电极部分16A，它们分别通过空腔14面对下电极部分12A设置，并且小于下电极部分12A但大于空腔14并且，其连接到用于检测电容信号的地电位的上电极端子51;和保护层17。

