

(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2013-34665

(P2013-34665A)

(43) 公開日 平成25年2月21日(2013.2.21)

(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 2 B	5 D 0 1 9

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2011-173142 (P2011-173142)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成23年8月8日 (2011.8.8)		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	佐藤 憲
			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	宮原 秀治
			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
		Fターム(参考)	4C601 BB06 BB22 BB24 FE02 GB04
			GB05 GB19 GB41 GB42
			5D019 AA21 AA26 BB11 BB19 BB28
			FF04 HH01

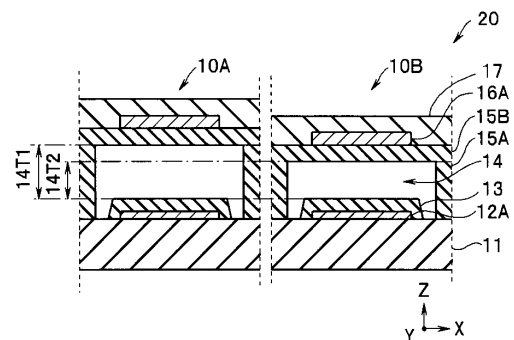
(54) 【発明の名称】 超音波エレメントおよび超音波内視鏡

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】感度が高く製造が容易な超音波エレメントを提供する。

【解決手段】超音波エレメント20は、第1の下部電極と第1の上部電極とが、第1の下部誘電体層、第1のキャビティおよび第1の上部誘電体層を介して対向配置している複数の送信用の第1の超音波セル10Aと、第2の下部電極12Aと第2の上部電極16Aとが、第2の下部誘電体層13、第2のキャビティ14および第2の上部誘電体層15を介して対向配置している複数の受信用の第2の超音波セル10Bと、を具備し、前記第2の超音波セル10Bの受信感度が、前記第1の超音波セル10Aの受信感度よりも高い。

【選択図】図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

それぞれが、基板上の第 1 の下部電極と第 1 の上部電極とが、第 1 の下部誘電体層、第 1 のキャビティおよび第 1 の上部誘電体層を介して対向配置している、超音波を送信する複数の第 1 の超音波セルと、

それぞれが、前記基板上の第 2 の下部電極と第 2 の上部電極とが、第 2 の下部誘電体層、第 2 のキャビティおよび第 2 の上部誘電体層を介して対向配置している、超音波を受信する複数の第 2 の超音波セルと、を具備し、

前記第 2 の超音波セルの受信感度が、前記第 1 の超音波セルの受信感度よりも高いことを特徴とする超音波エレメント。

10

【請求項 2】

基板から前記第 1 の上部電極の上面までの距離と、前記基板から前記第 2 の上部電極の上面までの距離が、同じであ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】

前記第 1 の下部誘電体層の厚さと前記第 1 の上部誘電体層の厚さとの合計値よりも、前記第 2 の下部誘電体層の厚さと前記第 2 の上部誘電体層の厚さとの合計値が厚いことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波エレメント。

【請求項 4】

前記第 1 の下部誘電体層の厚さよりも、前記第 2 の下部誘電体層の厚さが厚いことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波エレメント。

20

【請求項 5】

前記第 1 の下部電極の厚さよりも前記第 2 の下部電極の厚さが厚いことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波エレメント。

【請求項 6】

前記複数の第 1 の超音波セルが回転対称図形の回転中心に配置され、前記複数の第 2 の超音波セルが前記回転対称図形の頂点に配置されていることを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の超音波エレメント。

【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硬性部を具備することを特徴とする超音波内視鏡。

30

【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し、特に受信用超音波セルと送信用超音波セルとを有する超音波エレメント、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】**

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。

40

【0003】

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る。これに対して、MEMS（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 Micro-machined Ultrasonic Transducer；以下、「c - MUT」という）の開発が進んでいる。

【0004】

50

c - M U T は、上部電極と下部電極とが空洞部（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。U S セルでは、キャビティの上側の上部電極を含むメンブレンが振動部を構成している。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。

【 0 0 0 5 】

U S セルは、下部電極と上部電極との間に電圧を印加することで、静電力により上部電極を含むメンブレンを振動して超音波を発生する。また外部からメンブレンに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。

10

【 0 0 0 6 】

特表 2 0 0 5 - 5 1 0 2 6 4 号公報（米国特許第 6 5 8 5 6 5 3 号明細書）には、送信用の U S セルと受信用の U S セルとを有する c - M U T が開示されている。

【 0 0 0 7 】

しかし、送信専用 U S セルと受信専用 U S セルとを有する c - M U T は、送信用 U S セルと受信用 U S セルとは構造または寸法等が異なるため、同時に作製することは容易ではないことがあった。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 8 】

20

【 特許文献 1 】 特表 2 0 0 5 - 5 1 0 2 6 4 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 9 】

本発明の実施形態は、高感度でかつ製造が容易な超音波エレメントおよび高感度でかつ製造が容易な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 】

【 0 0 1 0 】

本発明の実施形態の超音波エレメントは、それぞれが、第 1 の下部電極と第 1 の上部電極とが、第 1 の下部誘電体層、第 1 のキャビティおよび第 1 の上部誘電体層を介して対向配置している超音波を送信する複数の第 1 の超音波セルと、それぞれが、第 2 の下部電極と第 2 の上部電極とが、第 2 の下部誘電体層、第 2 のキャビティおよび第 2 の上部誘電体層を介して対向配置している超音波を受信する複数の第 2 の超音波セルと、を具備し、前記第 2 の超音波セルの受信感度が前記第 1 の超音波セルの受信感度よりも高い。

30

【 0 0 1 1 】

また別の実施形態の超音波内視鏡は、上記記載の超音波エレメントを有する先端硬性部を具備する。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 2 】

本発明の実施形態によれば、高感度でかつ製造が容易な超音波エレメントおよび高感度でかつ製造が容易な超音波内視鏡を提供することができる。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 3 】

【 図 1 】 第 1 の実施形態の超音波内視鏡を具備する内視鏡システムを説明するための外観図である。

【 図 2 】 第 1 の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 の実施形態の超音波エレメントの構成を説明するための斜視図である。

【 図 4 】 第 1 の実施形態の超音波エレメントの超音波セルの分解図である。

【 図 5 】 第 1 の実施形態の超音波エレメントの超音波セルの部分断面図である。

【 図 6 】 第 2 の実施形態の超音波エレメントの超音波セルの部分断面図である。

50

【図 7】第 3 の実施形態の超音波エレメントの超音波セルの部分断面図である。

【図 8】第 4 の実施形態の超音波エレメントの超音波セルの部分断面図である。

【図 9】第 5 の実施形態の超音波エレメントの構成を説明するための上面図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

< 第 1 の実施形態 >

以下、図面を参照して第 1 の実施形態の超音波エレメント（US エレメント）20、および、US エレメント 20 を有する超音波内視鏡（以下、「US 内視鏡」という）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。

【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 24 A が配設されている。コネクタ 24 A からは、カメラコントロールユニット（不図示）にコネクタ 25 A 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 26 A 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、超音波送受部である超音波ユニット（US ユニット）30 が配設されている。

【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 22 A と、送気および送水操作を行う送気送水ボタン 22 B と、吸引操作を行う吸引ボタン 22 C と、体内に導入する処置具の入り口となる処置具挿入口 22 D 等と、が配設されている。

【0019】

そして、図 2 に示すように、超音波を送受信する 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、が配設されている。

【0020】

図 2 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、複数の平面視長方形の US 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、配設されている。

【0021】

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、凸形状に湾曲したコンベックス型振動子群であってもよい。

【0022】

< 超音波エレメントの構成 >

図 3 に示すように、US エレメント 20 には、複数の送信専用の第 1 の超音波セル 10 A と、複数の受信専用の第 2 の超音波セル 10 B と、がマトリックス状に 2 次元配置されている。なお、以下の図はいずれも説明のための模式図であり、パターンの数、形状、厚さ、大きさ、および大きさ等の比率は実際とは異なる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 3 】

超音波セル 1 0 A は超音波を送信する第 1 の U S セルであり、超音波セル 1 0 B は超音波を受信する第 2 の U S セルである。そして超音波セル 1 0 B の受信感度が、超音波セル 1 0 A の受信感度よりも高い。なお、超音波セル 1 0 A は送信専用セルであるために受信された超音波は超音波画像生成等には利用されない。

【 0 0 2 4 】

< 超音波セルの基本構造 >

U S セル 1 0 A および U S セル 1 0 B の構成は類似しており、かつ、同時に同じ方法および同じ材料により作製されるため、以下 U S セル 1 0 として説明する。

【 0 0 2 5 】

図 4 に示すように、U S セル 1 0 は、下部電極 1 2 A と上部電極 1 6 A とが、下部誘電体層 1 3、キャビティ 1 4 および上部誘電体層 1 5 を介して対向配置している。すなわち、U S セル 1 0 は、基体であるシリコン基板 1 1 上に、順に積層された、下部電極層 1 2 と、下部誘電体層 1 3 と、キャビティ 1 4 が形成された上部誘電体層 1 5 と、上部電極層 1 6 と、保護層 1 7 と、を有する。キャビティ 1 4 の直上の、上部誘電体層 1 5 の一部 1 5 B ~ 保護層 1 7 が、振動膜であるメンブレン 1 8 を構成している。

【 0 0 2 6 】

シリコン基板 1 1 は、シリコンの表面にシリコン熱酸化膜を形成した基板である。シリコン基板 1 1 の厚さは、例えば、1 0 0 ~ 6 0 0 μm であり、好ましくは 2 0 0 ~ 3 0 0 μm である。

【 0 0 2 7 】

シリコン基板 1 1 の一面上に形成される下部電極層 1 2 は、モリブデン等の金属、またシリコンなどの導電性材料からなる。導電性材料はシリコン基板 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パターンマスク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 1 2 A および配線部 1 2 B が形成される。

【 0 0 2 8 】

すなわち、下部電極層 1 2 は、円形の下部電極 1 2 A と、下部電極 1 2 A の縁辺部の二方から延設している配線部 1 2 B とからなる。

【 0 0 2 9 】

次に、下部電極層 1 2 が形成されたシリコン基板 1 1 の一面に、下部誘電体層 1 3 が C V D 法（化学気相成長法）等により成膜される。

【 0 0 3 0 】

そして下部誘電体層 1 3 上に、犠牲層材料を成膜した後、フォトリソグラフィによるパターンマスクを形成後に部分的に除去（パターニング）することで、キャビティ 1 4 の形状の犠牲層が形成される。犠牲層材料としては、例えば、リンガラス（P S G：含リン酸化シリコン）、二酸化ケイ素、ポリシリコン、または金属などを用いる。

【 0 0 3 1 】

犠牲層が形成された下部誘電体層 1 3 の上面に、上部誘電体層 1 5 が、例えば下部誘電体層 1 3 と同様の方法および同様の材料により形成される。なお、図 4 に示すように、上部誘電体層 1 5 は、犠牲層と同じ厚さの上部誘電体層 1 5 A と、犠牲層の上に形成される上部誘電体層 1 5 B と、からなるとみなすこともできる。もちろん、上部誘電体層 1 5 A と上部誘電体層 1 5 B とは同時に形成される。そして、キャビティ 1 4 の形状の犠牲層の上に形成された上部誘電体層 1 5 B が、メンブレン 1 8 の一部となる。

【 0 0 3 2 】

次に、犠牲層のエッチングによりキャビティ 1 4 が形成される。

エッチング剤は、下部誘電体層 1 3、上部誘電体層 1 5 および犠牲層の材料により適宜選択される液体または気体である。例えば犠牲層としてリンガラスを用い、誘電体層 1 3 と 1 5 にチッ化シリコンを用いた場合は、エッチング剤としてフッ酸溶液（バッファード H F 溶液）を用いる。H F 溶液はリンガラスを溶解するが、チッ化シリコンは溶解しにく

10

20

30

40

50

い。このため、犠牲層が除去され、下部誘電体層 13 と上部誘電体層 15 との間に、キャビティ 14 が形成される。

【0033】

次に、上部電極 16A と配線部 16B とからなる上部電極層 16 が、下部電極層 12 と同様に形成される。上部電極層 16 は、例えば $0.5 \sim 1.0 \mu\text{m}$ のアルミニウムからなる。

【0034】

例えば、円形の上部電極 16A および下部電極 12A の大きさは、いずれもキャビティ 14 と略同径である。

また、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 16A および下部電極 12A の形状も多角形とすることが好ましい。

【0035】

最後に、上部電極層 16 を覆う保護層 17 が形成される。保護層 17 は、例えば、上部誘電体層 15 と同様の方法および同様の材料により形成される。なお、保護層 17 は誘電体層の上に、更にポリパラキシリレン等の生体適合性のある外皮膜が形成された 2 層構造であってもよい。保護層 17 の厚さは、例えば $0.2 \sim 1.5 \mu\text{m}$ であり、好ましくは $0.5 \sim 1.0 \mu\text{m}$ である。

【0036】

次に、図 3 における IV-IV 断面の一部である図 5 を用いて、USセル 10A と USセル 10B とを比較しながら、その構成について説明する。なお、以下の図においては、配線部 12B、16B は表示しない。

【0037】

図 5 に示すように、USエレメント 20 では、USセル 10A のキャビティ 14 の高さ 14T1 が、USセル 10B のキャビティ 14 の高さ 14T2 よりも高い。すなわち、製造時の犠牲層の厚さが USセル 10A の方が USセル 10B よりも厚い。USセル 10A と USセル 10B とで、犠牲層の厚さを変えるには、例えばフォトリソグラフィによるパターンマスクを形成時に、いわゆるハーフ露光を行いマスク層の厚さを変えておき、次にドライエッチバック法で異なる厚さの犠牲層を形成することで容易に実現できる。

【0038】

USセル 10B のキャビティ 14 の高さ 14T2 は、例えば、 $0.05 \sim 0.3 \mu\text{m}$ であり、好ましくは $0.05 \sim 0.15 \mu\text{m}$ である。これに対して USセル 10A のキャビティ 14 の高さ 14T1 は、14T2 の 150% ~ 500% が好ましい。前記範囲以上であれば、USセル 10B の受信感度が確実に向上し、前記範囲以下であれば USセル 10B のキャビティ 14 の形成が困難ではない。

【0039】

静電容量は上部電極 16A と下部電極 12A の間の距離に反比例するため、メンブレン 18 の変化量（振動量）が同じならば、電極間距離が小さい方が容量変化の割合が大きい。このため、USセル 10B は USセル 10A よりも受信感度が高い。

【0040】

また USセル 10A は、キャビティ 14 の高さ 14T1 が高いために、超音波送信時に、メンブレン 18 が大きく振動してもメンブレンが下の下部誘電体層 13 と接触することがない。すなわち、メンブレン 18 の可動領域を広くすることができるため、USセル 10A から放射される超音波の強度を大きくすることができる。また、超音波を受信したときの USセル 10B からの受信信号が大きくなるため、高感度である。更に、USエレメント 20 では、USセル 10A と USセル 10B とを同一の工程および同一の材料で形成することができるため、メンブレンの応力を同等にすることができ、製造が容易になるとともに USセル 10A と USセル 10B の振動特性を同等にできる。

【0041】

以上の説明のように、USエレメント 20 は高感度でかつ製造が容易であり、USエレ

10

20

30

40

50

メント 20 を有する超音波内視鏡 2 は、高感度でかつ製造が容易である。

【0042】

< 第 2 実施形態 >

以下、第 2 実施形態の US エlement 20 A、および US エlement 20 A を有する US 内視鏡 2 A について説明する。US エlement 20 A、US 内視鏡 2 A は、それぞれ US エlement 20、US 内視鏡 2 と類似しているので、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【0043】

図 6 に示すように、US エlement 20 A では、US セル 10 B 1 の下部電極 12 A の厚さ 12 T 2 が、US セル 10 A 1 の下部電極 12 A の厚さ 12 T 1 よりも厚い。US エlement 20 A と US セル 10 B 1 とで下部電極 12 A の厚さを変えるには、2 回に分けて成膜を行ってもよいし、エッチングにより膜厚を減じてもよい。

【0044】

US セル 10 A 1 の下部電極 12 A の厚さ 12 T 1 は、例えば、 $0.1 \sim 0.5 \mu\text{m}$ であり、好ましくは $0.2 \sim 0.4 \mu\text{m}$ である。これに対して US セル 10 A 2 の下部電極 12 A の厚さ 12 T 2 は、12 T 1 の 1.5 倍以上が好ましく、特に好ましくは 3 倍以上である。下部電極 12 A の厚さ 12 T 2 の上限は、キャビティ 14 の高さが $0.05 \mu\text{m}$ 以下とならないように設定される。前記範囲以上であれば、US セル 10 B 1 の受信感度が確実に向上し、前記範囲以下であれば US セル 10 B 1 のキャビティ 14 の形成が困難ではない。

【0045】

すでに説明したように、静電容量は上部電極 16 A と下部電極 12 A の間の距離に反比例するため、US セル 10 B 1 は US セル 10 A 1 よりも受信感度が高い。すなわち、下部電極 12 A の厚さ 12 T 1 が、前記範囲以上であれば所望の受信感度が得られ、前記範囲以下であれば受信に支障がない。

【0046】

すなわち、US エlement 20 A は、US エlement 20 と同じ効果を有する。更に、US エlement 20 A では基板 11 から保護層 17 上面までの距離、すなわち、上部電極層 16 の上面までの距離が 2 種類の US セル 10 A、10 B で同じである。

【0047】

このため、US エlement 20 A は、犠牲層の上面は異なる犠牲層厚さのセルにおいても同一の高さとなり、かかる構成の実現には半導体製造工程で標準的な CMP (Chemical Mechanical Polishing) プロセスのみで形成可能となるため、US エlement 20 よりもその製造方法が簡略かつ実現性と歩留まりに優れる。

【0048】

< 第 3 実施形態 >

以下、第 3 実施形態の US エlement 20 B、および US エlement 20 B を有する US 内視鏡 2 B について説明する。US エlement 20 B、US 内視鏡 2 B は、それぞれ US エlement 20、US 内視鏡 2 と類似しているので、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【0049】

図 7 に示すように、US エlement 20 B では、US セル 10 B 2 の下部誘電体層 13 の厚さ 13 T 2 が、US セル 10 A 2 の下部誘電体層 13 の厚さ 13 T 1 よりも厚い。なお、US セル 10 B 2 の下部電極 12 A の厚さと US セル 10 A 2 の下部電極 12 A の厚さは同じであるため、US エlement 20 B では、US セル 10 A 2 の下部誘電体層 13 の厚さ 13 T 1 と下部電極 12 A の厚さ 12 T 1 の合計値よりも、US セル 10 B 2 の下部誘電体層 13 の厚さ 13 T 2 と下部電極 12 A の厚さ 12 T 1 との合計値が厚い。

【0050】

ここで、無限に広い 2 枚の平行平板が間隔 d で配置されたコンデンサ C の中に比誘電率が ϵ_r 、厚さが $(d - g)$ の誘電体層を挿入した場合を例に、US セル 10 の受信感度に

10

20

30

40

50

ついて説明する。

【 0 0 5 1 】

コンデンサ C の単位面積あたりの静電容量 C 0 は以下の (式 1) で示される。

【 0 0 5 2 】

(式 1)

$$C0 = \frac{1}{\frac{g}{\epsilon_0} + \frac{(d-g)}{\epsilon_r \epsilon_0}}$$

【 0 0 5 3 】

10

USセルが超音波を受信して、上部電極が x だけ下部電極側に変位したときの静電容量 C 1 は以下の (式 2) で示される。

【 0 0 5 4 】

(式 2)

$$C1 = \frac{1}{\frac{(g-x)}{\epsilon_0} + \frac{1}{\epsilon_r \epsilon_0} [(d-x) - (g-x)]} = \frac{1}{\frac{(g-x)}{\epsilon_0} + \frac{(d-g)}{\epsilon_r \epsilon_0}}$$

【 0 0 5 5 】

すなわち、上部電極が x だけ下部電極側に変位したときの静電容量変化率 (C 1 / C 0) は以下の (式 3) で示される。

【 0 0 5 6 】

(式 3)

$$\frac{C1}{C0} = \frac{\frac{g}{\epsilon_0} + \frac{(d-g)}{\epsilon_r \epsilon_0}}{\frac{(g-x)}{\epsilon_0} + \frac{(d-g)}{\epsilon_r \epsilon_0}} = \frac{g + \frac{(d-g)}{\epsilon_r}}{g - x + \frac{(d-g)}{\epsilon_r}}$$

【 0 0 5 7 】

30

上記 (式 3) より、電極間の距離 d の間に、空気 (真空) に替えて誘電体材料を挿入することで、受信感度である静電容量変化率を改善することができることがわかる。

【 0 0 5 8 】

ここで、従来の USセルでも、電極間には絶縁層として誘電体が配設されていた。すなわち、配設目的が絶縁であるため、耐絶縁性にのみ着目して材料および厚さが決定されていた。例えば、材料としては、酸化シリコン ($\epsilon_r < 3.9$) または窒化シリコン ($\epsilon_r < 7.5$) が使用されており、厚さは下部誘電体層では 0.10 ~ 0.20 μm 、上部誘電体層では 0.20 ~ 0.50 μm であった。

【 0 0 5 9 】

40

これに対して、USエレメント 20B では、電極間の絶縁層の絶縁特性だけでなく、誘電体特性にも着目することで、受信用の USセル 10B2 を送信用の USセル 10A2 よりも高感度に行っている。すなわち、USセル 10B2 の下部誘電体層 13 の厚さ 13T2 は、USセル 10A2 の下部誘電体層 13 の厚さ 13T1 の、1.5 倍以上が好ましく、特に好ましくは 2 倍以上である。下部誘電体層 13 の厚さ 13T2 の上限は、キャピティ 14 の高さが 0.05 μm 以下とならないように設定される。前記範囲以上であれば、USセル 10B1 の受信感度が確実に向上し、前記範囲以下であれば USセル 10B1 のキャピティ 14 の形成が困難ではない。

【 0 0 6 0 】

更に下部誘電体層 13 の材料としては高誘電率材料を用いることが好ましい。例えば、広く絶縁材料として使用されている酸化シリコン ($\epsilon_r < 3.8$)、窒化シリコン (ϵ_r

50

< 7 . 5) よりも、 $\epsilon_r > 8$ の酸化アルミニウム等が好ましく、 $\epsilon_r > 15$ の酸化チタン、酸化ハフニウムまたは酸化ジルコニウム等が特に好ましい。

【 0 0 6 1 】

US エlement 2 0 B は US エlement 2 0 A と同様の効果を有し、更に設計の自由度が高いために製造が容易である。また第 2 実施形態同様、CMP 法など半導体製造工程で常用される製造方法のみを用いての製造が可能であるため、高歩留まりが実現できる。

【 0 0 6 2 】

< 第 4 実施形態 >

以下、第 4 実施形態の US エlement 2 0 C、および US エlement 2 0 C を有する US 内視鏡 2 C について説明する。US エlement 2 0 C、US 内視鏡 2 C は、それぞれ US エlement 2 0 B、US 内視鏡 2 B と類似しているので、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【 0 0 6 3 】

図 8 に示すように、US エlement 2 0 C では、US セル 1 0 B 3 の方が US セル 1 0 A 3 よりも、下部誘電体層 1 3 の厚さと上部誘電体層 1 5 B の厚さとの合計値が、大きい。

すなわち、US セル 1 0 A 3 の下部誘電体層 1 3 の厚さを $13T1$ 、上部誘電体層 1 5 B の厚さを $15T1$ 、US セル 1 0 B 3 の下部誘電体層 1 3 の厚さを $13T2$ 、上部誘電体層 1 5 B の厚さを $15T2$ としたとき、以下の (式 4) を満たす。

$$(13T1 + 15T1) < (13T2 + 15T2) \quad (\text{式 4})$$

【 0 0 6 4 】

なお、(式 4) を満足すれば、 $(13T1 > 13T2)$ 、または $(15T1 > 15T2)$ 、であってもよい。

【 0 0 6 5 】

US エlement 2 0 C では、電極間に配設される誘電体層の厚さの合計値を厚くすることにより、送信用の US セル 1 0 A 3 よりも受信用の US セル 1 0 B 3 の受信感度を高くすることができる。

【 0 0 6 6 】

US エlement 2 0 C は US エlement 2 0 B と同様の効果を有し、更に設計の自由度が高いために製造が容易である。

【 0 0 6 7 】

< 第 5 実施形態 >

以下、第 5 実施形態の US エlement 2 0 D、および US エlement 2 0 D を有する US 内視鏡 2 C について説明する。US エlement 2 0 D、US 内視鏡 2 D は、それぞれ US エlement 2 0 B、US 内視鏡 2 B と類似しているので、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【 0 0 6 8 】

図 3 に示したように、US エlement 2 0 では同数の US セル 1 0 A と US セル 1 0 B とが配置されていた。これに対して、図 9 に示すように、US エlement 2 0 D では、受信用の US セル 1 0 B 4 の数が送信用の US セル 1 0 A 4 の数よりも多い。そして、正六角形の中心に送信用の US セル 1 0 A 4 が配置され、正六角形の頂点に受信用の US セル 1 0 B 4 が配置されている。

【 0 0 6 9 】

送信用の US セル 1 0 A 4 から送信された超音波は広がりながら進み被検体に反射されて戻ってくる。このため、US セル 1 0 A 4 の周囲に US セル 1 0 A 4 よりも数の多い US セル 1 0 B 4 が配置されている US エlement 2 0 D は受信効率がよい。また、正六角形の中心と頂点とに配置されている US セル 1 0 は単位面積あたりの配置数を大きくできるため特に好ましい。

【 0 0 7 0 】

以上の説明のように US エlement 2 0 D は複数の送信用の US セル 1 0 A 4 と複数の

10

20

30

40

50

受信用のUSセル10B4とを具備し、USセル10B4の数がUSセル10A4の数の2倍である。USセル10B4の数は、USセル10A4の数の1.5倍以上が好ましく、特に好ましくは2倍以上であり、上限は例えば5倍である。またUSセル10B4を回転対称図形の頂点に配置しUSセル10A4を中心に配置することが好ましい。回転対称図形としては、特に6回対称の正六角形が好ましい。

【0071】

USエレメント20Dは、USエレメント20Bが有する効果を有し、更に受信感度が高い。

【0072】

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。

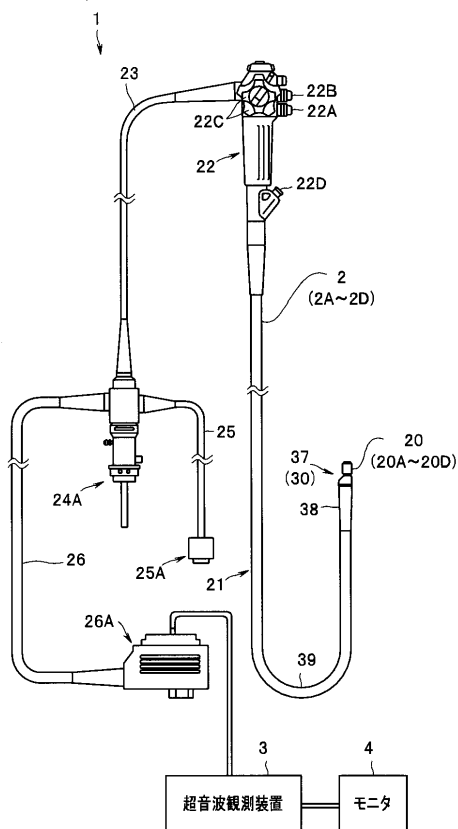
10

【符号の説明】

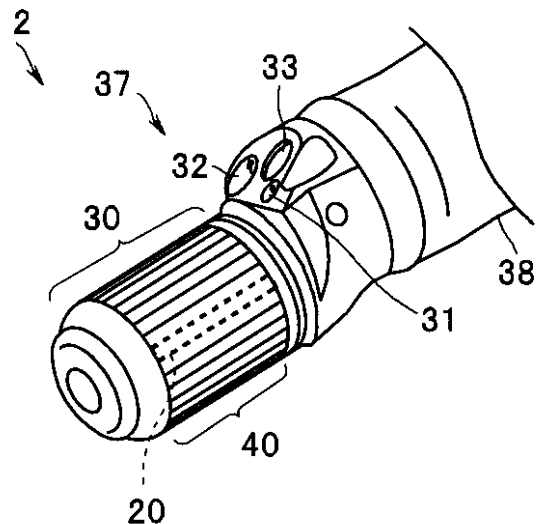
【0073】

1...超音波内視鏡システム、2、2A~2D...超音波内視鏡、3...超音波観測装置、10、10A、10B...超音波セル、11...シリコン基板、12...下部電極層、12A...下部電極、12B...配線部、13...下部誘電体層、14...キャビティ、15...上部誘電体層、16...上部電極層、16A...上部電極、16B...配線部、17...保護層、18...メンブレン、20、20A~20D...超音波エレメント、30...超音波ユニット、40...超音波アレイ

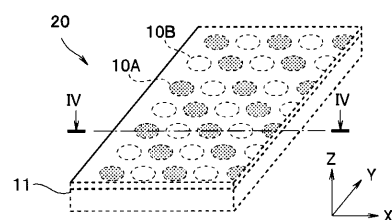
【図1】



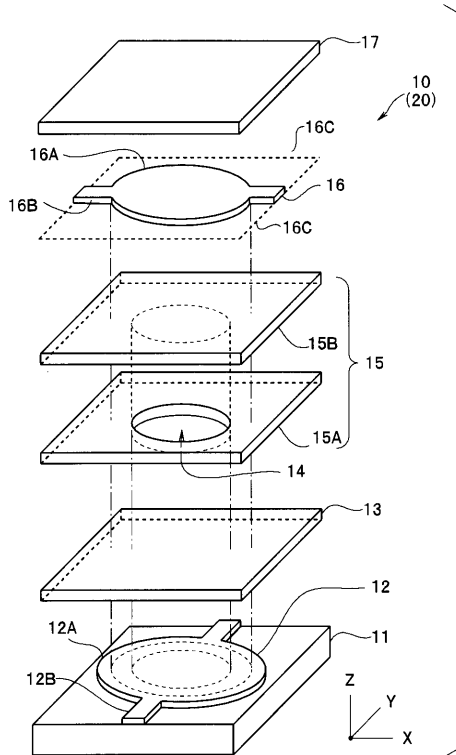
【図2】



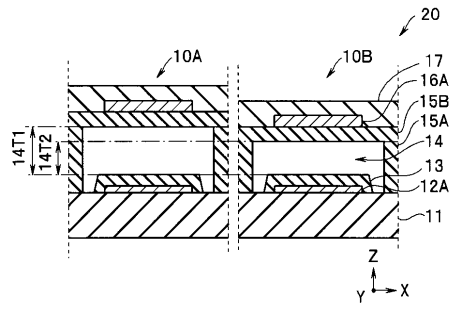
【図3】



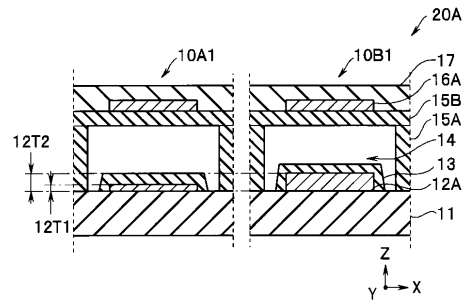
【図 4】



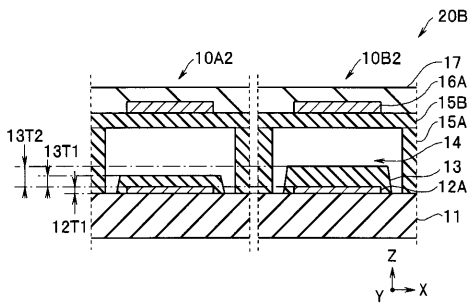
【図 5】



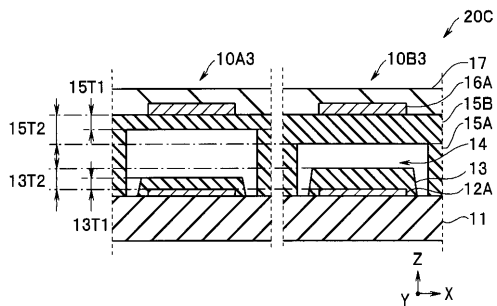
【図 6】



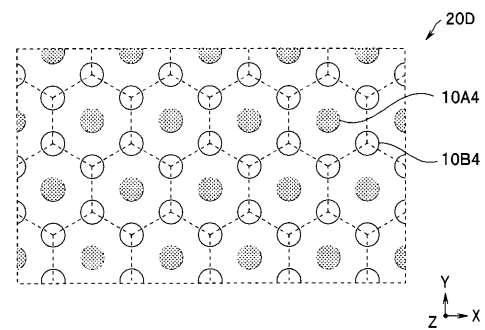
【図 7】



【図 8】



【図 9】



专利名称(译)	超声波元件和超声波内窥镜		
公开(公告)号	JP2013034665A	公开(公告)日	2013-02-21
申请号	JP2011173142	申请日	2011-08-08
[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	佐藤 憲 宮原 秀治		
发明人	佐藤 憲 宮原 秀治		
IPC分类号	A61B8/12 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/12 H04R17/00.332.B		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB22 4C601/BB24 4C601/FE02 4C601/GB04 4C601/GB05 4C601/GB19 4C601/GB41 4C601/GB42 5D019/AA21 5D019/AA26 5D019/BB11 5D019/BB19 5D019/BB28 5D019/FF04 5D019/HH01		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种具有高灵敏度并且易于制造的超声波元件。 解决方案：在超声元件20中，第一下电极和第一上电极彼此相对，第一下介电层，第一空腔和第一上介电层介于它们之间。 多个发送第一超声波单元10A，第二下部电极12A和第二上部电极16A，第二下部电介质层13，第二空腔14和第二 多个接收第二超声单元10B经由上介电层15彼此面对地布置，并且第二超声单元10B的接收灵敏度是第一超声波。 高于电池10A的接收灵敏度。 [选择图]图5

