

(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2014-50584

(P2014-50584A)

(43) 公開日 平成26年3月20日(2014.3.20)

(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 19/00 (2006.01)	H 0 4 R 19/00 3 3 0	5 D 0 1 9

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2012-197407 (P2012-197407)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成24年9月7日(2012.9.7)		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
		(74) 代理人	100101661
			弁理士 長谷川 靖
		(74) 代理人	100135932
			弁理士 篠浦 治
		(72) 発明者	塩谷 浩一
			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

最終頁に続く

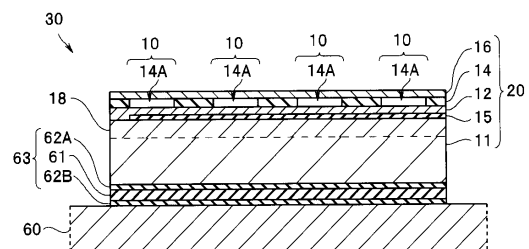
(54) 【発明の名称】 超音波ユニット及び超音波内視鏡

(57) 【要約】

【課題】 受信感度の高い超音波ユニット30を提供する。

【解決手段】 超音波ユニット30は、接地電位となる上部電極16と、駆動信号が印加される下部電極12と、がキャビティ14Aを介して対向配置し第1のキャパシタ71を構成している複数の超音波セル10が、半導体からなる基板11の上に形成された超音波エレメント20と、前記複数の超音波エレメント20が配設された、接地電位となるパッケージ部材60と、前記パッケージ部材60と前記超音波エレメント20との間に配設された絶縁部材63と、を具備し、前記絶縁部材63がギャップとなることにより第2のキャパシタ72が構成され、前記第2のキャパシタ72に直列接続されて構成される第3のキャパシタ73の容量が、前記第2のキャパシタ72の容量よりも小さい。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

接地電位となる上部電極と、駆動信号が印加される下部電極と、がキャビティを介して対向配置し第 1 のキャパシタを構成している複数の超音波セルが、半導体からなる基板の上に形成された超音波エレメントと、

前記複数の超音波エレメントが配設された、接地電位となるパッケージ部材と、

前記パッケージ部材と前記超音波エレメントとの間に配設された絶縁部材と、を具備し、

前記絶縁部材がギャップとなることにより第 2 のキャパシタが構成され、

前記第 2 のキャパシタに直列接続されて構成される第 3 のキャパシタの容量が、前記第 2 のキャパシタの容量よりも小さいことを特徴とする超音波ユニット。 10

【請求項 2】

前記基板は、前記基板と異なる極性の低抵抗の拡散層を有し、

前記第 3 のキャパシタは、前記拡散層により前記基板の内部に形成される空乏層がギャップとなることによって構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波ユニット。

【請求項 3】

前記超音波エレメントは、前記基板と前記下部電極とを絶縁する絶縁層を有することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波ユニット。

【請求項 4】

請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の超音波ユニットが先端部に配設された挿入部と、 20

前記挿入部の基端部側に配設された操作部と、

前記操作部から延設されたユニバーサルコードと、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セルが半導体基板上に形成された超音波エレメントがパッケージ部材に絶縁部材を介して配設されている超音波ユニット及び前記超音波ユニットを具備する超音波内視鏡に関する。 30

【背景技術】

【0002】

被検物に超音波を照射し、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診断装置の 1 つに超音波内視鏡システムがある。超音波内視鏡は、体内へ挿入される挿入部の先端部に超音波ユニットが配設されている。超音波ユニット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】

超音波ユニットの超音波セルとして、特開 2006-50314 号公報には、MEMS 技術を用いて製造される静電容量型超音波振動子 (Capacitive Micro-machined Ultrasonic Transducer: cMUT) が開示されている。 40

【0004】

cMUT の超音波セルは、下部電極とキャビティを介して対向配置している上部電極を含むメンブレンの振動により、超音波の送受信を行う。送信時には電極間に電圧が印加されると上部電極が静電力により下部電極に引き寄せられるため、上部電極を含むメンブレンが変形する。電圧印加がなくなると、メンブレンは弾性力により元の形に回復する。このメンブレンの変形／回復により超音波が発生する。

【0005】

一方、受信時には、受信した超音波エネルギーによりメンブレンが変形し、上部電極と 50

下部電極との距離が変化する。上部電極と下部電極とにより構成されるキャパシタの容量 C_1 が ΔC だけ変化することを利用して、受信した超音波エネルギーが電気信号に変換される。

【0006】

ここで、超音波ユニットの構造等により、受信信号のもとになる前記キャパシタの容量 C_1 に、受信した超音波エネルギーにより変化しない寄生容量 C_p が付加されることがある。すると、同じ強度の超音波エネルギーを受信したときの容量変化率が、 $\Delta C / C_1$ から、 $\Delta C / (C_1 + C_p)$ に減少してしまうため、受信感度が低下してしまう。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

【0007】

【特許文献1】特開2006-50314号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明の実施形態は、受信感度の高い超音波ユニット及び前記超音波ユニットを具備する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】

【0009】

本発明の実施形態の超音波ユニットは、接地電位となる上部電極と、駆動信号が印加される下部電極と、がキャビティを介して対向配置し第1のキャパシタを構成している複数の超音波セルが、半導体からなる基板の上に形成された超音波エレメントと、前記複数の超音波エレメントが配設された、接地電位となるパッケージ部材と、前記パッケージ部材と前記超音波エレメントとの間に配設された絶縁部材と、を具備し、前記絶縁部材がギャップとなることにより第2のキャパシタが構成され、前記第2のキャパシタに直列接続されて構成される第3のキャパシタの容量が、前記第2のキャパシタの容量よりも小さい。

20

【0010】

また別の実施形態の超音波内視鏡は、接地電位となる上部電極と、駆動信号が印加される下部電極と、がキャビティを介して対向配置し第1のキャパシタを構成している複数の超音波セルが、半導体からなる基板の上に形成された超音波エレメントと、前記複数の超音波エレメントが配設された、接地電位となるパッケージ部材と、前記パッケージ部材と前記超音波エレメントとの間に配設された絶縁部材と、を具備し、前記絶縁部材がギャップとなることにより第2のキャパシタが構成され、前記第2のキャパシタに直列接続されて構成される第3のキャパシタの容量が、前記第2のキャパシタの容量よりも小さい超音波ユニットが先端部に配設された挿入部と、前記挿入部の基端部側に配設された操作部と、前記操作部から延設されたユニバーサルコードと、を具備する。

30

【発明の効果】

【0011】

本発明の実施形態によれば、受信感度の高い超音波ユニット及び前記超音波ユニットを具備する超音波内視鏡を提供できる。

40

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】実施形態の超音波内視鏡を含む内視鏡システムの構成図である。

【図2】実施形態の超音波内視鏡の先端部の斜視図である。

【図3】実施形態の超音波ユニットの斜視図である。

【図4】実施形態の超音波ユニットの分解図である。

【図5】第1実施形態の超音波ユニットの図4のV-V線に沿った断面図である。

【図6】従来の超音波ユニットの構成図である。

【図7】従来の超音波ユニットの等価回路図である。

【図8】第1実施形態の超音波ユニットの構成図である。

50

【図 9】第 1 実施形態の超音波ユニットの等価回路図である。

【図 10】第 2 実施形態の超音波ユニットの構成図である。

【図 11】第 2 実施形態の超音波ユニットの等価回路図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

<第 1 実施形態>

以下、図面を参照して第 1 実施形態の超音波ユニット 30 及び超音波ユニット 30 を具備する超音波内視鏡 2（以下、「超音波ユニット 30 等」という）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、構成要素の数、大きさ、及び大きさの比率等は実際とは異なる。

【0014】

<超音波内視鏡の構成>

図 1 に示すように、超音波内視鏡 2 は、超音波観測装置 3 及びモニタ 4 とともに超音波内視鏡システム 1 を構成する。超音波内視鏡 2 は、体内に挿入される細長の挿入部 41 と、挿入部 41 の基端に配された操作部 42 と、操作部 42 から延出したユニバーサルコード 43 と、を具備する。

【0015】

ユニバーサルコード 43 の基端部には、光源装置（不図示）に接続されるコネクタ 44 A が配設されている。コネクタ 44 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 45 A を介して接続されるケーブル 45 と、超音波観測装置 3 にコネクタ 46 A を介して接続されるケーブル 46 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。

【0016】

挿入部 41 は、先端側から順に、先端硬性部（以下、「先端部」という）47 と、先端部 47 の後端に位置する湾曲部 48 と、湾曲部 48 の後端に位置して操作部 42 に至る細径かつ長尺で可撓性を有する可撓管部 49 と、を連設して構成されている。

【0017】

そして、図 2 に示すように、挿入部 41 の先端部 47 には、複数の超音波エレメント 20 がラジアル状に配置された超音波ユニット 30 が配設されている。なお、超音波ユニットは、複数の超音波エレメント 20 が、凸形状に配置されたコンベックス走査型、又は平面上に配置されたリニア走査型でもよい。

【0018】

<超音波ユニットの構成>

次に、図 3、図 4 及び図 5 を用いて、超音波ユニット 30 の構成について説明する。なお、図 4 等ではパッケージ部材 60 を平板状に図示している。

【0019】

図 3 に示すように、超音波ユニット 30 は、円筒形のパッケージ部材 60 の外周面に、複数の平面視矩形の超音波エレメント 20 が、長辺が平行に所定間隔で円筒状に配置されたラジアル型振動子である。

【0020】

図 4 に示すように、超音波エレメント 20 とパッケージ部材 60 との間には、バッキング材 61 及び接合層 62 A、62 B からなる絶縁部材 63 が配設されている。超音波を送受信する基本単位である超音波エレメント 20 は、第 1 の主面 20 S A と、第 1 の主面 20 S A と対向する第 2 の主面 20 S B と、を有するシリコン基板 11 を基体とする。そして、超音波エレメント 20 の第 1 の主面 20 S A のほぼ中央部には超音波を送受信する送受信部 21 が形成されており、第 1 の主面 20 S A の両端部には外部電極 22 A、22 B が配設されている。図 3 に示すように、外部電極 22 A、22 B は、それぞれケーブル 80 の導線 81 A、81 B と接続されている。導線 81 B は接地電位線であり複数の超音波エレメント 20 の共通配線でもよい。例えば、ケーブル 80 のシールド線を導線 81 B として用いることができる。

10

20

30

40

50

【0021】

ケーブル80は、先端部47と、湾曲部48と、可撓管部49と、操作部42と、ユニバーサルコード43と、ケーブル46と、に挿通され、コネクタ46Aを介して、超音波観測装置3と接続されている。

【0022】

送受信部21には、複数の静電容量型の超音波セル10がマトリックス状に配置されている。なお、図4では一部の超音波セル10のみを模式的に示している。また、超音波セル10が、基板に形成された凹部に嵌め込まれるように配置されていてもよい。

【0023】

図5に示すように、シリコン基板11の上に形成された超音波セル10は、メンブレンを構成する上部電極16が、キャビティ（空隙部）14Aを介して下部電極12と対向配置している。キャビティ（空隙部）14Aは電極間絶縁層14のエッチングにより形成されている。なお、上部電極16の上に上部絶縁層及び保護膜が形成されているが図示していない。

【0024】

また、シリコン基板11には酸化シリコンからなる絶縁層15が形成されているが、絶縁層15には貫通孔があるため、下部電極12とシリコン基板とは導通状態にある。言い換えれば、絶縁層15が形成されていないのと同じと見なすことができる。

【0025】

なお、超音波エレメント20の外部電極22Aは複数の超音波セル10の下部電極12の共通電極であり、外部電極22Bは複数の超音波セル10の上部電極16の共通電極である。このため、1個の超音波エレメント20に含まれる複数の超音波セル10は同時に駆動する。

【0026】

パッケージ部材60は例えばSUS等の導電材料からなるが、樹脂等の不導体基材の少なくとも一面に導体層が形成されていてもよい。生体内に挿入される導電性部材は安全のため、接地電位に保持される。すなわち、パッケージ部材60は図示しない導線を介して上部電極16と同様に接地電位に保持されている。パッケージ部材60は上部電極16を接地電位に保持する導線81Bと接続されていてもよい。

【0027】

複数の超音波エレメント20は、バッキング材61を介して接合層62（62A、62B）によりパッケージ部材60の外周面に配設されている。

【0028】

不要な超音波を吸収するバッキング材61には、様々な材料を用いることができ、無機材料、有機材料いずれも適用可能である。特に、大きな減衰率を持つエポキシ系樹脂又はゴム系材料にフィラーを混合させた材料は、不要な振動を効果的に吸収できるため、好ましい。フィラーには、マトリックス材料であるエポキシ樹脂やゴム系材料よりも高い密度の材料を用いると、さらに効率的に不要な振動を減衰できるため、より好ましい。また、接合層62（62A、62B）には、シランカップリング剤を0.5～2%含むエポキシ系接着剤等を用いることが好ましい。

【0029】

弾性部材からなるバッキング材61と接合層62A及び62Bとは、いずれも絶縁材料であり、全体として一つの絶縁部材63と見なすことができる。この絶縁部材63は、例えば、バッキング材61の厚さを50～200 μm とし、接合層62A及び62Bの厚さを0.5～2.0 μm とするなど、各々の材質やサイズ等に応じて適宜設定すればよい。また、3層の接合層とせず、バッキング材61を用いない構造としてもよく、この場合には、単一の絶縁部材63を、超音波エレメント20の送受信駆動時に必要な絶縁を確保できる厚さ以上とする。

【0030】

そして、シリコン基板11には、基板と極性が異なる低抵抗の拡散層18が形成されて

10

20

30

40

50

いる。例えば、シリコン基板 11 が、ホウ素等の 3 価元素が含まれる p 型半導体の場合には、第 1 の主面 20SA から、リン等の 5 価元素が注入された n 型の拡散層 18 が形成されている。拡散層 18 の不純物濃度は、シリコン基板 11 の不純物濃度よりも高い。すなわち、シリコン基板 11 は p-半導体であり、拡散層 18 は n+半導体である。

【0031】

＜超音波ユニットの動作＞

超音波送信時には、超音波観測装置 3 の制御により、導線 81B と外部電極 22A とを介して下部電極 12 に駆動信号（電圧）が印加される。例えば、n+拡散層及び p-基板の場合には、接地電位よりも高い正の駆動電圧を印加する。逆に、p+拡散層及び n-基板の場合には、接地電位よりも低い負の駆動電圧を印加する。上部電極 16 及びパッケージ部材 60 は、接地電位に保持されている。なお、超音波内視鏡 2 は、外面に近い上部電極 16 が接地電位であるため、上部電極 16 に電圧が印加される内視鏡よりも安全性が高い。

10

【0032】

一方、超音波受信時には、超音波観測装置 3 の制御により、外部電極 22A、22B を介して、下部電極 12 と上部電極 16 との間の容量 C1 が測定される。すなわち、キャパシタ 71 の容量変化 ΔC が測定される。このとき、下部電極 12 にはバイアス電圧が印加されていることが好ましい。このバイアス電圧の極性は、駆動電圧の極性と同じとする。

20

【0033】

図 6 及び図 7 に示すように、従来の超音波ユニット 130 では、絶縁部材 63 がギャップとなりシリコン基板 111（下部電極 12）とパッケージ部材 60 との間で構成される容量 C2 の第 2 のキャパシタ 72 が、キャパシタ 71 と並列接続されている。さらに、下部電極 12 と上部電極 16 との間に電極間絶縁層 14 を挟んだ重なり（オーバーラップ）領域は、容量値が変化しない寄生容量となっており、このオーバーラップ領域の容量 C0 と C2 との合計がトータル寄生容量 Cp となる。

【0034】

この結果、すでに説明したように、キャパシタ 71 の容量が ΔC 変化した場合に、外部電極 22A、22B を介して測定される容量変化率 D（％）は、トータル寄生容量 Cp によって、 $\Delta C / C1$ から $\Delta C / (C1 + Cp)$ に減少していた。なお、以下の数値計算（見積り）にあたっては、C0 を他の容量と比べて充分小さいものと見なす。すなわち $Cp = C2$ と見なすが、 $Cp > C2$ であっても実施形態の効果は十分に発揮される。

30

【0035】

例えば、 $C1 = 13 \text{ pF}$ 、 $C2 = 5.3 \text{ pF}$ 、 $\Delta C = 1.3 \text{ pF}$ の場合、容量変化率 D は、10.0％から 7.1％に減少する。

【0036】

これに対して、図 8 及び図 9 に示すように、超音波ユニット 30 では、下部電極 12 に正の電圧が印加されると、拡散層 18 が正電位となるため、シリコン基板 11 の拡散層側には電子が移動してくる。この結果、シリコン基板 11 の内部に空乏層 19 が形成される。空乏層 19 は導電性がないため、空乏層 19 をギャップする第 3 のキャパシタ 73 が構成される。

40

【0037】

ここで、空乏層 19 の厚さ、すなわち、第 3 のキャパシタ 73 のギャップ長は、p-半導体であるシリコン基板 11 のアクセプタ密度が、 $5 \times 10^{11} \text{ cm}^{-3}$ 、n+半導体である拡散層 18 のドナー密度が、 $5 \times 10^{19} \text{ cm}^{-3}$ 、印加電圧が 100V のとき、略 500 μm となる。このため、空乏層 19 の誘電率を、11.9 とすると、第 3 のキャパシタ 73 の容量 C3 は、1.2 pF となる。

【0038】

図 9 に示すように、第 3 のキャパシタ 73 は、絶縁部材 63 がギャップとなり構成され

50

る容量 C_2 の第2のキャパシタ72と直列接続されており、容量 C_2 及び C_3 とオーバーラップ領域の容量 C_0 との合計がトータル寄生容量 C_p となる。直列接続された第2のキャパシタ72と第3のキャパシタ73の合成容量 C_{10} は、 $C_{10} = (C_2 \times C_3) / (C_2 + C_3)$ となる。すなわち、 $C_2 > C_{10}$ である。ここでも、 C_0 を他の容量と比べて充分小さいものとして扱い、 $C_p = C_{10}$ としているが、本発明の実施はこのような算出の仕方に制限されるものではない。

【0039】

すなわち、公知のように、第2のキャパシタ72と第3のキャパシタ73とが直列接続されると、合成容量 C_{10} は、第2のキャパシタ72の容量 C_2 及び第3のキャパシタ73の容量 C_3 よりも小さくなり、かつ、容量が小さいキャパシタの容量が支配的となる。ここで、第3のキャパシタ73の容量 C_3 は第2のキャパシタ72の容量 C_2 よりも小さい。このため、 $C_2 > C_{10}$ である。

10

【0040】

寄生容量 C_p が C_2 から C_{10} に減少するため、キャパシタ71の容量が ΔC 変化した場合に、外部電極22A、22Bを介して測定される容量変化率 D (%)は、第3のキャパシタ73が構成されない場合に比べて、 $\Delta C / (C_1 + C_2)$ から $\Delta C / (C_1 + C_{10})$ に増加している。

【0041】

例えば、 $C_1 = 13 \text{ pF}$ 、 $C_2 = 5.3 \text{ pF}$ 、 $C_3 = 1.2 \text{ pF}$ 、 $\Delta C = 1.3 \text{ pF}$ の場合、容量変化率 D は、7.1%から9.3%に増加する。

20

【0042】

以上の説明のように、シリコン基板11に基板11と極性が異なる低抵抗の拡散層18があり、拡散層18により基板11の内部に形成される空乏層19がギャップとなり第3のキャパシタ73が構成される超音波エレメント20を具備する超音波ユニット30は受信感度が高い。

【0043】

なお、下部電極12に負電圧が印加される場合には、シリコン基板を n -半導体とし、拡散層を p -半導体とすることで、超音波ユニット30と同じ効果を得られる。

【0044】

第3のキャパシタの容量 C_3 は、第2のキャパシタの容量 C_2 との関係で選択されるが、より高感度化するためには、 $C_3 \leq 0.5 \times C_2$ であることが好ましく、 $C_3 \leq 0.1 \times C_2$ であることがより好ましい。

30

【0045】

以上の説明のように、寄生容量 C_p の減少のためには、絶縁部材63がギャップとなり構成される第2のキャパシタに第3のキャパシタが直列接続されていればよい。このため、シリコン基板11の内部に第3のキャパシタが構成されるように拡散層18を形成しておく方法に限られるものではなく、例えば、パッケージ部材60が接続される接地電位線の途中に小容量コンデンサを配設することによって、第3のキャパシタを構成する方法でもよい。

【0046】

しかし、実施形態の拡散層18を形成しておく方法は、小容量コンデンサを配設するための製造工程が非常に容易であり大量生産に適している。すなわち、超音波エレメント20は1枚のシリコンウエハに多数作製してから個片化される。このため、製造工程の最初にシリコンウエハに、拡散層を形成しておくだけでよい。また、超音波ユニット30の構成部品数が増加することもないため、特に好ましい。

40

【0047】

<第2実施形態>

以下、第2実施形態の超音波ユニット30A及び超音波ユニット30Aを有する超音波内視鏡2A(以下、「超音波ユニット30A等」という)について説明する。超音波ユニット30A等は超音波ユニット30等と類似しているので、同じ機能の構成要素には同じ

50

符号を付し説明は省略する。

【0048】

超音波ユニット30Aでは、超音波エレメント20の絶縁層15には貫通孔がないため、下部電極12とシリコン基板11とは絶縁状態にある。このため、図10及び図11に示すように、絶縁層15をギャップとする第4のキャパシタ74（容量C4）が構成されている。

【0049】

超音波ユニット30Aでは、下部電極12に正の電圧が印加されると、拡散層18の絶縁層15側は負電位層となり、反対側（パッケージ部材側）は正電位層となる。このため、超音波ユニット30と同様に、シリコン基板11の内部に空乏層19が形成される。空乏層19は導電性がないため、空乏層19をギャップする第3のキャパシタ73が構成される。

10

【0050】

図11に示すように、第3のキャパシタ73及び第4のキャパシタ74は、絶縁部材63がギャップとなり構成される容量C2の第2のキャパシタ72と直列接続されており、オーバーラップ容量C0とC2、C3と及びC4との合計がトータル寄生容量Cpとなる。直列接続された第2のキャパシタ72と第3のキャパシタ72と第4のキャパシタ74の合成容量C11は、 $C11 = (C2 \times C3 \times C4) / (C2 \times C3 + C2 \times C4 + C3 \times C4)$ となる。絶縁層15が薄い場合には第4のキャパシタ74の容量C4は比較的大きいが、 $C2 > C11$ である。ここでも、C0を他の容量と比べて充分小さいものとして扱い、 $Cp = C11$ としているが、本発明の実施はこのような算出の仕方に制限されるものではない。

20

【0051】

寄生容量がC2からC11に減少するため、キャパシタ71の容量がΔC変化した場合に、外部電極22A、22Bを介して測定される容量変化率D（％）は、第3のキャパシタ73が構成されない場合に比べて、 $\Delta C / (C1 + C2)$ から $\Delta C / (C1 + C11)$ に増加している。

【0052】

すなわち、超音波ユニット30A等においても、超音波ユニット30等と同じ効果が得られる。

30

【0053】

なお、例えば、絶縁層15を厚く形成することで下部電極12と基板11との間の容量を空乏層容量よりも低くする場合、又はパッケージ部材60が接続される接地電位線の途中に空乏層容量よりも低い小容量コンデンサを配設した場合において、実施形態では空乏層容量を形成するために基板11と極性が異なる拡散層18を形成したが、この組み合わせにすることなく、基板に基板11と極性が同じ型の拡散層を形成しても良い。

【0054】

すなわち、本発明は、上述した実施形態等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、実施形態の構成を組み合わせるなどの変更、改変等が可能である。

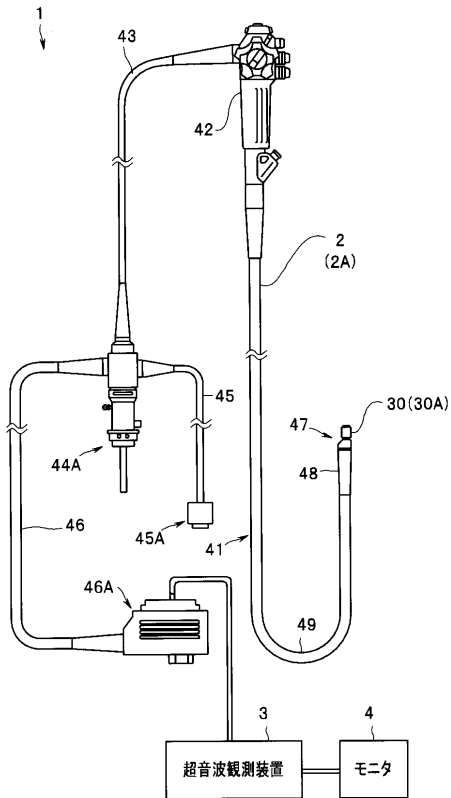
40

【符号の説明】

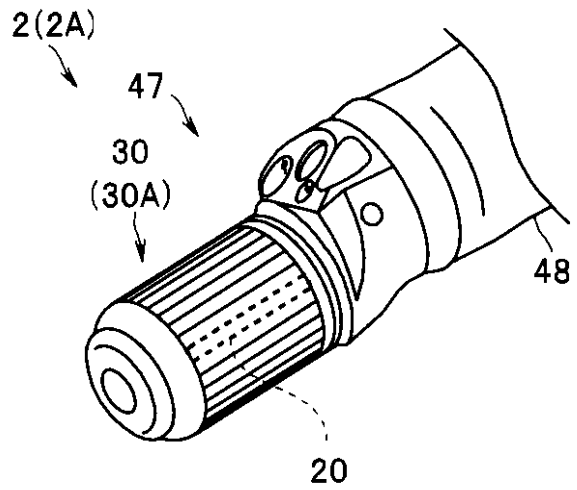
【0055】

1…超音波内視鏡システム、2…超音波内視鏡、3…超音波観測装置、10…超音波セル、11…シリコン基板、12…下部電極、14…電極間絶縁層、14A…キャビティ、15…絶縁層、16…上部電極、18…拡散層、19…空乏層、20…超音波エレメント、30、30A…超音波ユニット、60…パッケージ部材、61…パッキング材、62（62A、62B）…接合層、63…絶縁部材、71…第1のキャパシタ、72…第2のキャパシタ、73…第3のキャパシタ、74…第4のキャパシタ

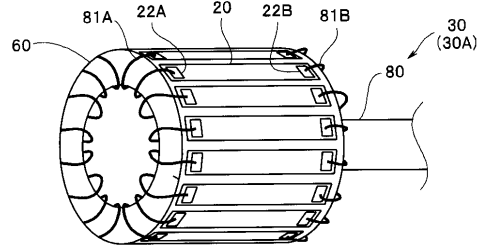
【図 1】



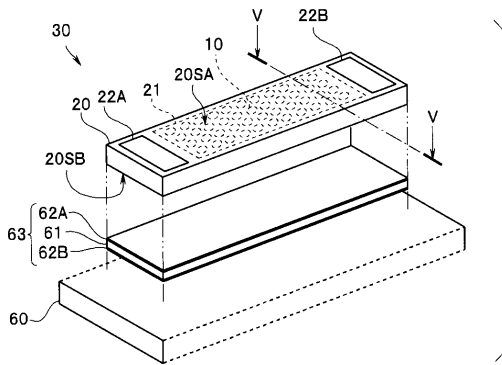
【図 2】



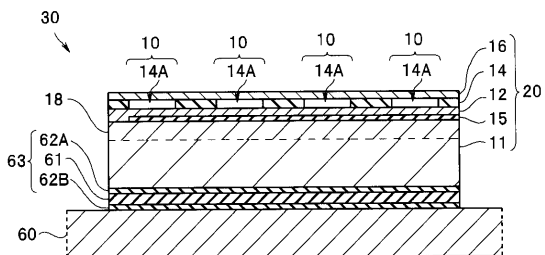
【図 3】



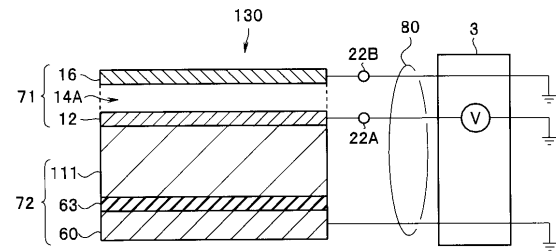
【図 4】



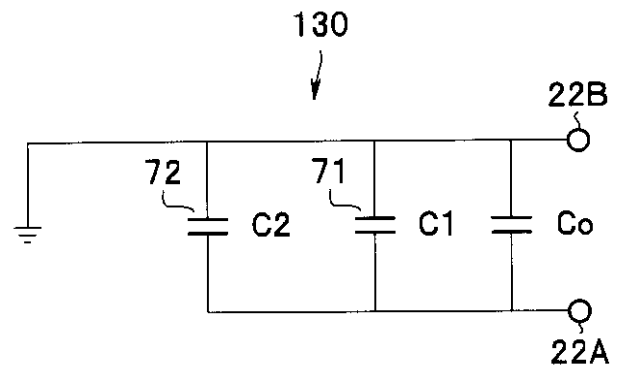
【図 5】



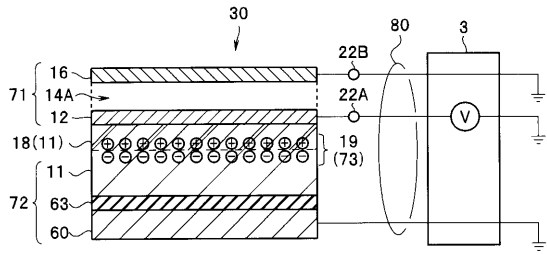
【図 6】



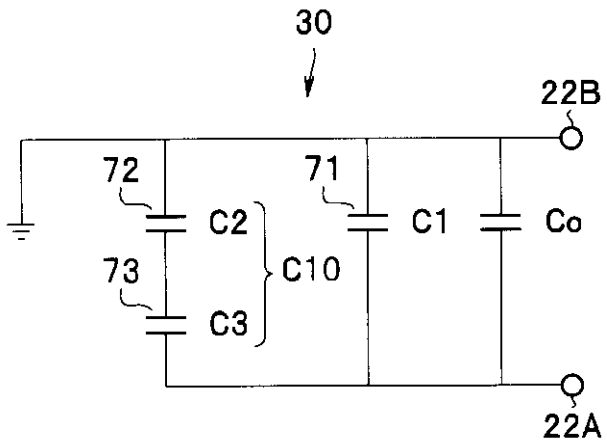
【図 7】



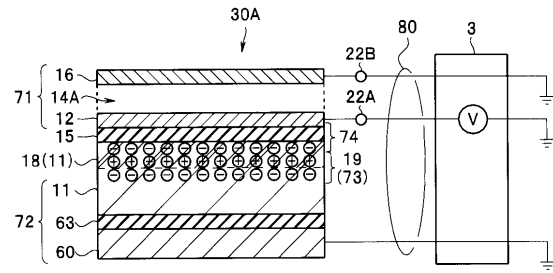
【図 8】



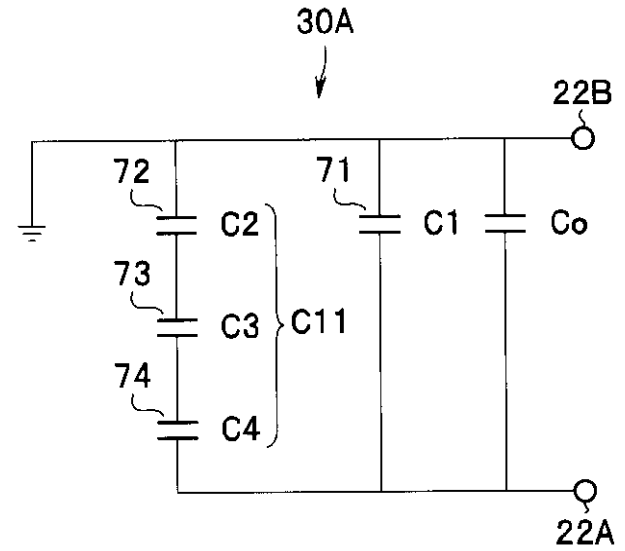
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(72)発明者 松本 一哉

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリnpas株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB24 EE03 FE01 GA03 GA04 GB05 GB16 GB19 GB20

5D019 AA21 DD01 FF04

专利名称(译)	超声波单元和超声波内窥镜		
公开(公告)号	JP2014050584A	公开(公告)日	2014-03-20
申请号	JP2012197407	申请日	2012-09-07
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	塩谷浩一 宮原秀治 松本一哉		
发明人	塩谷 浩一 宮原 秀治 松本 一哉		
IPC分类号	A61B8/12 H04R19/00		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4444 A61B8/445 A61B8/4483 A61B8/54 B06B1/0292		
FI分类号	A61B8/12 H04R19/00.330		
F-TERM分类号	4C601/BB24 4C601/EE03 4C601/FE01 4C601/GA03 4C601/GA04 4C601/GB05 4C601/GB16 4C601/GB19 4C601/GB20 5D019/AA21 5D019/DD01 5D019/FF04		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
其他公开文献	JP5988786B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供具有高接收灵敏度的超声波单元30。解决方案：超声波单元30具有这样的结构，其中具有接地电位的上电极16和施加驱动信号的下电极12经由腔14A彼此面对以形成多个第一电容器71。超声波单元30包括形成在由半导体制成的基板11上的超声波元件20，设置有多超声波元件20并具有接地电位的封装构件60，以及封装构件60绝缘构件63设置在超声波元件20和绝缘构件63之间。绝缘构件63用作间隙以构成第二电容器72。第二电容器72串联连接和配置的第三电容器73的电容小于第二电容器72的电容。点域5

