

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6061950号
(P6061950)

(45) 発行日 平成29年1月18日(2017. 1. 18)

(24) 登録日 平成28年12月22日(2016. 12. 22)

(51) Int.Cl.		F I			
H04R	19/00	(2006.01)	H04R	19/00	330
A61B	8/12	(2006.01)	A61B	8/12	

請求項の数 7 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2014-546920 (P2014-546920)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成25年10月25日 (2013. 10. 25)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2013/078935		東京都八王子市石川町2951番地
(87) 国際公開番号	W02014/077106	(74) 代理人	100076233
(87) 国際公開日	平成26年5月22日 (2014. 5. 22)		弁理士 伊藤 進
審査請求日	平成27年3月23日 (2015. 3. 23)	(74) 代理人	100101661
(31) 優先権主張番号	特願2012-251444 (P2012-251444)		弁理士 長谷川 靖
(32) 優先日	平成24年11月15日 (2012. 11. 15)	(74) 代理人	100135932
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 篠浦 治
		(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	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
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波振動子エレメント及び超音波内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

基板と、

前記基板の上に配設された下部電極と、前記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と、前記メンブレンを支持することで前記キャビティを形成している複数の柱と、をそれぞれが有し、それぞれの前記キャビティが互いに通じている複数の超音波振動子セルからなるセル群と、を具備し、

前記メンブレンが、3本以上16本以下の前記複数の柱により支持されていることを特徴とする超音波振動子エレメント。

【請求項 2】

それぞれの柱が、隣接する複数の超音波振動子セルのメンブレンを支持していることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波振動子エレメント。

【請求項 3】

前記超音波振動子セルの前記下部電極又は前記上部電極の少なくともいずれかが、前記基板のセル群形成領域の全面に配設されている、前記複数の超音波振動子セルの共通電極であることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波振動子エレメント。

【請求項 4】

前記セル群が、前記キャビティの形状、前記キャビティの大きさ、前記柱の数又は前記メンブレンの厚さから選ばれる少なくともいずれかが異なる複数の種類の前記超音波振動子セルを具備することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波振動子エレメント。

10

20

【請求項 5】

それぞれの前記キャビティの形状が、ペンローズタイルパターンを構成する 2 種類の菱形であり、

前記柱が、前記 2 種類の菱形の頂点に配置されていることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波振動子エレメント。

【請求項 6】

前記セル群の最外周領域の前記キャビティの外周側が、包絡面からなる封止壁により囲まれており、前記セル群の前記複数のキャビティが外部と通じていない密封された空間であることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波振動子エレメント。

【請求項 7】

請求項 1 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の超音波振動子エレメントが先端部に配設された挿入部と、前記挿入部の基端側に配設された操作部と、前記操作部から延出する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、複数の静電容量型の超音波振動子セル（以下、「セル」ともいう）からなるセル群を具備する超音波振動子エレメント（以下、「エレメント」ともいう）及び前記超音波振動子エレメントが先端部に配設された挿入部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医療装置の 1 つに超音波内視鏡がある。超音波内視鏡は、体内へ導入される挿入部の先端硬性部にエレメントが配設されている。エレメン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】

現在の多くのエレメントには、環境負荷が大きい鉛を含むセラミック圧電材、例えば PZT（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）からなる複数のセルを有するエレメントの開発が進んでいる。

【0004】

例えば、図 1～図 3 に示すエレメント 120 が、米国特許第 6854338 号明細書に開示されている。上面図である図 1 に示すように、エレメント 120 は、超音波送受信の基本単位である 25 個の c-MUT からなるセル 110 を有する。

【0005】

図 2 はエレメント 120 の 1 個のセル 110 の断面図であり、図 3 は、図 1 に示したエレメント 120 の 4 個のセル 110 の部分分解図であり、破線で示された正方形は、1 個のセル 110 の専有領域、言い換えればセル 110 の平面視形状を示している。なお、以下、平面視形状を単に形状という。セル 110 の形状は正方形と見なすことができる。

【0006】

図 2 及び図 3 に示すように、セル 110 は、下部電極 112 を兼ねた導電性の基板 11 と、キャビティ 114 H を介して対向配置している上部電極 116 を有する。上部電極 116 のキャビティ 114 H の直上の領域が超音波振動するメンブレン 118 を構成している。キャビティ 114 H は、絶縁層 114 に形成された貫通孔により形成されている。キャビティ 114 H は、外部と通じていない密封された空間である。

【0007】

セル 110 は、下部電極 112 と上部電極 116 との間に駆動信号が印加されるとメンブレン 118 が振動して超音波を発生する。外部から超音波が入射すると、メンブレン 1

10

20

30

40

50

１１が変形し電極間の静電容量が変化することを利用して、超音波を電気信号に変換する。エレメント１２の送受信感度は、「（メンブレン１１の面積）／（セル１１の面積）」で示される開口率が大きいほど高い。

【０００８】

しかし、正方形のセル１１を有するエレメント１２では、円形のキャビティ１１の直上のメンブレン１１以外の領域は、超音波の送受信には寄与しない不感領域である。例えば不感領域の電極間の静電容量は超音波受信時に変化しない、いわゆる寄生容量となる。

【０００９】

エレメント１２では不感領域が広く開口率が小さいため、高い送受信感度を得ることが容易ではなかった。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【００１０】

送受信感度の高い超音波振動子エレメント及び前記超音波振動子エレメン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】

【００１１】

本発明の実施形態の超音波振動子エレメントは、基板と、前記基板の上に配設された下部電極と、前記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と、前記メンブレンを支持することで前記キャビティを形成している複数の柱と、をそれぞれが有し、それぞれの前記キャビティが互いに通じている複数の超音波振動子セルからなるセル群と、を具備し、前記メンブレンが、３本以上１６本以下の前記複数の柱により支持されている。

【００１２】

また、別の実施形態の超音波内視鏡は、基板と、前記基板の上に配設された下部電極と、前記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と、前記メンブレンを支持することで前記キャビティを形成している複数の柱と、をそれぞれが有し、それぞれの前記キャビティが互いに通じている複数の超音波振動子セルからなるセル群と、を具備し、前記メンブレンが、３本以上１６本以下の前記複数の柱により支持されている超音波振動子エレメントが先端部に配設された挿入部と、前記挿入部の基端側に配設された操作部と、前記操作部から延出するユニバーサルコードと、を具備する。

【発明の効果】

【００１３】

本発明の実施形態によれば、受信感度の高い超音波振動子エレメント及び前記超音波振動子エレメントを具備する超音波内視鏡を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【００１４】

【図１】従来のエレメントの上面図である。

【図２】従来のエレメントの超音波振動子セルの断面図である。

【図３】従来のエレメントの分解図である。

【図４】第１実施形態のエレメントの斜視図である。

【図５】第１実施形態のエレメントの超音波振動子セルの断面図である。

【図６】第１実施形態のエレメントの分解図である。

【図７】第１実施形態のエレメントのセルを説明するための上面模式図である。

【図８Ａ】第１実施形態のエレメントの柱の変形例を示す図である。

【図８Ｂ】第１実施形態のエレメントの柱の変形例を示す図である。

【図８Ｃ】第１実施形態のエレメントの柱の変形例を示す図である。

【図８Ｄ】第１実施形態のエレメントの柱の変形例を示す図である。

【図９】第２実施形態のエレメントの分解図である。

10

20

30

40

50

【図 1 0】第 3 実施形態のエレメントを説明するための上面模式図である。

【図 1 1】第 4 実施形態のエレメントを説明するための上面模式図である。

【図 1 2】第 5 実施形態のエレメントを説明するための上面模式図である。

【図 1 3】第 6 実施形態のエレメントを説明するための上面模式図である。

【図 1 4】第 7 実施形態のエレメントを説明するための上面模式図である。

【図 1 5】第 8 実施形態のエレメントを説明するための上面模式図である。

【図 1 6】第 9 実施形態のエレメントを説明するための上面模式図である。

【図 1 7】第 1 0 実施形態のエレメントを説明するための上面模式図である。

【図 1 8】第 1 1 実施形態のエレメントの分解図である。

【図 1 9】実施形態のエレメントの封止壁の上面図である。

10

【図 2 0】第 1 2 実施形態の超音波内視鏡のアレイ型超音波振動子の斜視図である。

【図 2 1】第 1 2 実施形態の超音波内視鏡の外観図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 5 】

< 第 1 実施形態 >

図 4 に示すように、本実施形態の超音波振動子エレメント 2 0 は、基板 1 1 の上に、複数の超音波振動子セル 1 0 からなるセル群 1 0 Z が配設されている。そして、下部電極端子 1 2 T と上部電極端子 1 6 T との間に駆動信号が印加されるとセル群 1 0 Z は超音波を送信し、入射した超音波は下部電極端子 1 2 T と上部電極端子 1 6 T との間の静電容量変化をもとに電気信号に変換され受信される。

20

【 0 0 1 6 】

図 5 に示すように、セル 1 0 は、下部電極端子 1 2 T と接続された下部電極 1 2 と、下部電極 1 2 を覆う下部絶縁層 1 3 と、キャビティ 1 4 H を形成している柱 1 4 と、柱 1 4 により支持されている、上部電極端子 1 6 T と接続された上部電極 1 6 を含むメンブレン 1 8 と、を有する。キャビティ 1 4 H の直上の領域のメンブレン 1 8 は、上部絶縁層 1 5 と、上部電極 1 6 と、保護層 1 7 と、を含む。

【 0 0 1 7 】

柱 1 4 は、メンブレン 1 8 を支持することでキャビティ 1 4 H を形成している。後述するように、キャビティ 1 4 H は、真空状態又は所望の気体が所望の気圧にて封じ込め密封されている空間である。

30

【 0 0 1 8 】

なお、単結晶シリコン等からなる基板 1 1 の表面には絶縁薄膜が形成されているが図示していない。下部電極 1 2 は導電性の金属、例えば、A l、M o、W、T i 又は前記金属の合金等からなる単層膜又は多層膜である。

【 0 0 1 9 】

なお、メンブレン 1 8 の厚さを薄くするためには上部電極 1 6 として、グラフェン又はシリセン等を用いてもよい。グラフェンは炭素原子よりなる 2 次元網構造又は複数の 2 次元網構造層が積層された構造を有し、シリセンはシリコン原子からなる 2 次元網構造を有する。グラフェン等は、厚さが極薄であるにも係わらず、金属同等の、導電率、高剛性及び高熱伝導率を、有する。

40

【 0 0 2 0 】

下部絶縁層 1 3、上部絶縁層 1 5 及び柱 1 4 は、チッ化シリコン、酸化シリコン、酸化タンタル又は酸化ハフニウム等からなる。下部絶縁層 1 3、上部絶縁層 1 5 及び柱 1 4 は、それぞれ別の材料により構成されていてもよい。なお、下部絶縁層 1 3 又は上部絶縁層 1 5 の少なくともいずれかは必須の構成要素ではない。

【 0 0 2 1 】

下部絶縁層 1 3 は、下部電極 1 2 をプロセス工程中において保護するとともに、下部電極 1 2 と上部電極 1 6 の間の電氣的絶縁を担保する。下部電極 1 2 を覆うように成膜された下部絶縁層 1 3 の表面は、成膜後に必要に応じて C M P 法等により平坦化される。

【 0 0 2 2 】

50

キャビティ 1 4 H は、犠牲層エッチングにより形成される。すなわち、下部絶縁層 1 3 の上に柱 1 4 と犠牲層とが配設され、その上が上部絶縁層 1 5 等により覆われる。

【 0 0 2 3 】

そして犠牲層を覆っている上部絶縁層 1 5 等に貫通穴 (V I A 穴) を形成することにより犠牲層にエッチャントを注入し、犠牲層を選択的にエッチングすることにより、空洞部であるキャビティ 1 4 H が形成される。犠牲層の材料は、周囲の材料とのエッチング選択比の大きい材料から選択される。例えば、下部絶縁層 1 3 等がチッ化シリコンからなる場合には、犠牲層にはリンガラス等が用いられる。V I A 穴は、犠牲層エッチング後に穴埋めされるが、穴埋め部材を一部の柱 1 4 として用いてもよい。

上部電極 1 6 は、下部電極 1 2 と同様の材料からなる。上部電極 1 6 を覆う保護層 1 7 は、チッ化シリコン、酸化シリコン、ポリイミド又はポリパラキシリレン等からなる絶縁体からなる。

【 0 0 2 4 】

なお、エレメント 2 0 の構成要素の材料及び製造方法等は、従来のエレメントと略同じである。すなわち、エレメント 2 0 が、従来のエレメントと異なるのはメンブレンを支持しているのが絶縁層 1 1 4 ではなく、複数の柱 1 4 であることである。このため、エレメント 2 0 の製造方法等は、上記記載に限られるものではなく、公知のエレメントの製造方法等を用いることができる。

【 0 0 2 5 】

図 5 に示すセル 1 0 は、図 2 に示したセル 1 1 0 と類似しているようにも見える。しかし、図 3 で示したように、従来のエレメント 1 2 0 では、キャビティ 1 1 4 H は、それぞれが密閉された空間であり、言い換えれば、それぞれのキャビティ 1 1 4 H は孤立していた。これに対して、図 6 に示すように、エレメント 2 0 では、複数の柱 1 4 によりキャビティ 1 4 H が形成されている。このため、セル群 1 0 Z の複数のキャビティ 1 4 H は、互いに通じている (communicate)、いわゆるオープンキャビティである。言い換えれば、複数のキャビティ 1 4 H は、1 つの空間を形成している。

【 0 0 2 6 】

なお、図 6 の分解図においては、下部絶縁層 1 3 及び保護層 1 7 は図示していない。また図 7 の上面図は柱 1 4 と下部電極 1 2 と上部電極 1 6 の配置だけを示している。図 6 及び図 7 等に破線で示した正六角形は、1 個のセル 1 0 の専有領域、言い換えればセル 1 0 の平面視形状を示しているが、実際には境界は明示されない。例えば、破線で示した複数のセル 1 0 のキャビティ 1 4 H の境界線は実際には存在しない仮想線である。

【 0 0 2 7 】

図 6 及び図 7 に示すように、エレメント 2 0 には、平面視形状が正六角形の複数のセル 1 0 が隙間なく配設されている。すなわち、それぞれの柱 1 4 が、隣接する 3 つのセル 1 0 のメンブレン 1 8 を支持し、キャビティ 1 4 H を形成している。上部絶縁層 1 5 が柱 1 4 と接合されている領域は、振動しない送受信に寄与しない不感領域であるが、エレメント 2 0 の、振動領域であるメンブレン 1 8 の面積がセル面積に対する開口率は従来のエレメントよりもはるかに高い。すなわち、セル 1 0 の形状及び面積はキャビティ 1 4 H の形状及び面積と略等しい。

【 0 0 2 8 】

なお、エレメント 2 0 においても、厳密には、セル 1 0 の形状と、柱 1 4 の領域を含まないキャビティ 1 4 H の形状と、は異なるが、以下、キャビティ 1 4 H の形状をセル 1 0 の形状とすることがある。

【 0 0 2 9 】

複数のセル 1 0 の下部電極 1 2 は、下部電極配線 1 2 S により互いに接続されており、上部電極 1 6 は、上部電極配線 1 6 S により互いに接続されている。すなわち、エレメント 2 0 の複数のセル 1 0 は、同時に駆動されるセル群 1 0 Z を構成している。

【 0 0 3 0 】

下部電極 1 2 と上部電極 1 6 の間に、下部電極端子 1 2 T と上部電極端子 1 6 T とを介

10

20

30

40

50

して、0でない電位が印加されると、電位差により発生する静電引力により、メンブレン18が、下部電極12の方向に引き寄せられ変位する。なお、安全確保の観点から上部電極16は接地電位とすることが好ましい。

【0031】

メンブレン18の変位量は、セル10の中心点で最大あり、隣接セル境界では正六角形の各辺の2等分点で最大となる。また変位量は、破線で表示した隣接するセル10の境界線を軸として線対称となる。更に、セル10は正六角形であるので、変位量は、セル10の中心点に対して6度回転すると等しい6回対称である。

【0032】

メンブレン18が変位した状態で印加電位が切断されると静電引力が消滅し、メンブレン18は構成材料及び構造パラメータで決まる共振周波数で振動し、共振周波数に等しい振動数の超音波が送信される。

10

【0033】

なお、超音波をパルス的に送信する場合は、印加する駆動信号の波形等を制御することが好ましい。例えば、印加電位の上昇にメンブレン18の変位が追従できるように、ゆっくりと電位を上昇したり、メンブレン18が完全に静止するよう十分な時間をおいてから、次のパルスを印加したりすることが好ましい。また、超音波を送信した後に、補助パルス印加による引力、又は、主パルスと逆位相の補助パルス印加によるカウンター振動発生によりメンブレン18を強制的に静止してもよい。

【0034】

20

一方、ドップラー計測などのために、連続して超音波を送信する場合には、メンブレン18の共振周波数に等しい、例えば三角波パルスからなる駆動信号が印加される。

【0035】

超音波発生時のメンブレン18の振動周波数、すなわち、発生する超音波の周波数は、正六角形のセル10に内接する円形のキャビティを有するセルが発生する超音波の周波数より若干低い。前記内接する円形のキャビティを有するセルと等しい超音波周波数を実現するには、セル10を相似形状で縮小すればよい。

【0036】

セル10に超音波が入射した場合は、メンブレン18が超音波の音圧により入射超音波の周波数で振動し、その振動に応じてキャビティ14Hの厚さ、すなわち、電極間の距離が変化し、これに応じて電極間の静電容量が変化する。このため、電極間の静電容量を検出することにより、入射した超音波の強度及び周波数が検出される。

30

【0037】

なお、電極間に常時、電位差を印加するDCオフセットバイアス法を用いメンブレン18を常時、微小変形しておくことで、エレメント20は、より高周波数の超音波を送受信できる。

【0038】

なお、駆動信号は、エレメント20の外部から供給されてもよいし、エレメント20の裏面に、IC等からなる駆動回路を配設してもよい。

【0039】

40

ここで、図7に示すように、円柱である柱14の断面の直径Rは、柱14と柱14の間隔Dの1/20以上1/5以下が好ましい。前記範囲以上であれば、メンブレン18を安定して支持可能であり、前記範囲以下であれば開口率が例えば95%以上と大きいため、送受信感が高い。

【0040】

例えば、正六角形のセル10において、間隔Dが100 μm 、直径Rが10 μm の場合、セル10の面積は26000 μm^2 、柱14の面積は157 μm^2 である。このため、開口率は、 $(26000 - 157) / 26000 = 99.4\%$ である。

【0041】

これに対して、従来の孤立した円形キャビティを有するセルが正方格子配列したエレ

50

ントでは、仮想的にキャビティ同士が接している形態でも、開口率は、「(円の面積)/(円に外接する正方形の面積)」であるため、78.5%であった。

【0042】

すなわち、従来の孤立した円形キャビティを有するセルが正方格子配列したエレメントでは開口率は80%未満であったが、エレメント20では、95%を超える高開口率が容易に実現できる。

【0043】

エレメント20は、超音波の送受信感度の向上が達成され、更に応用展開の拡大が可能となる。また開口率が大きいうことは、効率のよいメンブレンのドライブが可能、又は、寄生容量の割合が低下して、信号雑音比(SN比)も上昇する。

10

【0044】

すなわち、エレメント20は、開口率が大きく、送受信感度が高い。

【0045】

更に、エレメント20では、下部電極12と上部電極16との対向領域は、全て超音波の受信に寄与するため、不感領域による寄生容量の影響を受けないため、受信感度が高い。

【0046】

なお、柱14の形状は円柱に限られるものではない。例えば、図8Aに示す柱14Aでは断面が円形ではなく、略正三角形であり、図8Bに示す柱14Bは断面が3方向に突出した略星型である。また、図8Cに示す柱14Cは、柱中央部が膨らんだエンタシス形状であり、図8Dに示す柱14Dは、柱の上部が広がった飾り柱形状である。

20

【0047】

柱14は、楕円柱、多角柱、星型柱、円錐又は多角錐等の形状であってもよく、また、エレメント20の複数の柱14が、複数の異なる形状の柱から構成されていてもよい。なお、円柱以外の柱14の場合にも、セルの開口率が90%以上、好ましくは95%以上となるように柱14が設計されることが好ましい。

【0048】

<第2実施形態>

図9に示す第2実施形態のエレメント20Aは、エレメント20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。

30

【0049】

エレメント20Aでは下部電極12Aが、セル群10ZA形成領域の全面に配設されている、複数の振動子10の共通の下部電極である。すなわち、図9では、破線により、それぞれの振動子10の下部電極12Aを示しているが、その境界線は仮想線である。

【0050】

エレメント20Aでは、下部電極12Aが全面に配設されているが、上下電極が対向する領域の全てがメンブレン18であるため、パターニングされた下部電極12を有するエレメント20と比較して不感領域が増加することはない。

【0051】

エレメント20Aは、下部電極12Aをパターニングする必要がないため、製造が簡単である。また、既に説明したように、パターニングされた下部電極12の上に成膜された下部絶縁層13の表面には凹凸が形成されるため、平坦化することが好ましい。しかし、エレメント20Aでは、セル群10ZA形成領域の全面に下部電極12Aが配設されているため、下部絶縁層13の表面には凹凸が形成されず、平坦化も不要である。

40

【0052】

エレメント20Aは、エレメント20の効果を有し、更に製造が容易である。

【0053】

なお、下部電極12又は上部電極16の少なくともいずれかが、基板11のセル群10Z形成領域の全面に配設されていても、エレメント20Aと同様の効果を有することは言うまでも無い。

50

【 0 0 5 4 】

< 第 3 実施形態 >

図 1 0 に示す第 3 実施形態のエレメント 2 0 B は、エレメント 2 0 等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 5 5 】

エレメント 2 0 B は、それぞれのセル 1 0 が、それぞれ 6 本の柱 1 4 を専有する。このため、セル 1 0 の間に、送受信に寄与しない無駄な領域が形成されている。

【 0 0 5 6 】

隣接するセル 1 0 が柱 1 4 を共用しているエレメント 2 0 等では、1 本の柱が不良であると、その柱を共用している 3 個のセル 1 0 が不良となる。これに対して、エレメント 2 0 B は、柱が不良あっても 1 個のセル 1 0 が不良となるだけであるため、製品として使用可能となる確率が高い。すなわち、エレメント 2 0 においては、必ずしも全てのセル 1 0 が良品である必要はない場合も多い。

【 0 0 5 7 】

エレメント 2 0 B は、エレメント 2 0 等の効果を有し、更にエレメント 2 0 等よりも製造歩留まりが高い。

【 0 0 5 8 】

なお、エレメント 2 0 B においても、開口率 9 0 % 以上が好ましく、特に好ましくは 9 5 % となるように設計される。また、一部の柱が隣接セルにより共用されており、残りの柱が専有されていてもよい。

【 0 0 5 9 】

< 第 4 実施形態 >

図 1 1 に示す第 4 実施形態のエレメント 2 0 C は、エレメント 2 0 等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。なお、以下の図においては、柱 1 4 は中心を示す黒丸で示す。

【 0 0 6 0 】

エレメント 2 0 C では、柱 1 4 が、正六角形のセル 1 0 C の頂点 6 箇所だけでなく、隣接セルとの境界線の 2 辺の上にも、それぞれ 3 本が配設されている。すなわち、セル 1 0 C のメンブレンは、1 2 本の柱 1 4 により支持されている。

【 0 0 6 1 】

セル 1 0 C のメンブレンの変位は、セル中心に対して 6 回対称ではなく、2 回対称であり、複雑な形状に変位する。このため、セル 1 0 C は、共振周波数の幅が広い。

【 0 0 6 2 】

エレメント 2 0 C は、エレメント 2 0 が有する効果を有し、更に、メンブレン 1 8 が発生する超音波は、広帯域であり、同様に、広帯域の超音波を送受信可能である。

【 0 0 6 3 】

< 第 5 実施形態 >

図 1 2 に示す第 5 実施形態のエレメント 2 0 D は、エレメント 2 0 等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 4 】

エレメント 2 0 D では、柱 1 4 が、正六角形のセル 1 0 D の頂点ではなく、頂点から少しずれた位置に配設されている。ずれ量 d はランダムに設定されているが、直径 $R D$ の円の内部に設定されている。直径 $R D$ は、例えば、間隔 D の $1 / 1 0 0$ 以上 $1 / 1 0$ 以下が好ましい。前記範囲であれば、効果が顕著である。また、ずれ量 d は、例えば乱数をもとに設定される。

【 0 0 6 5 】

柱 1 4 の間隔 D が同じセル 1 0 は、不必要共振が発生したり、不要な横波が強調されたりするおそれがある。これに対して、エレメント 2 0 D では、セル 1 0 D の柱 1 4 が、六角形の頂点から微小な平面変位でランダムに配置されているため、不必要共振が発生したりするおそれがない。

【 0 0 6 6 】

すなわち、エレメント 2 0 D は、エレメント 2 0 が有する効果を有し、更に、不必要共振が発生したりするおそれがない。

【 0 0 6 7 】

< 第 6 実施形態及び第 7 実施形態 >

第 6 実施形態のエレメント 2 0 E 及び第 7 実施形態のエレメント 2 0 F は、エレメント 2 0 等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 6 8 】

図 1 3 に示すように、エレメント 2 0 E では、正三角形のセル 1 0 E が隙間なく配設されている。すなわち、それぞれのセル 1 0 E のメンブレン 1 8 は、共通の 3 本の柱 1 4 により支持されている。また、図 1 4 に示すように、エレメント 2 0 F では、セル 1 0 F は正八角形である。セル 1 0 F のメンブレン 1 8 は 1 2 本の柱 1 4 により支持されており、そのうち、8 本は正八角形のセル 1 0 F の頂点に配置されている。

【 0 0 6 9 】

エレメント 2 0 E 及びエレメント 2 0 F は、エレメント 2 0 と同じ効果を有する。すなわち、柱 1 4 がメンブレン 1 8 を支持することでキャビティ 1 4 H を形成している振動子セルを有していれば、振動子セルを支えている柱の数は、3 本以上であれば、6 本に限定されるものではない。なお、振動子セルを支えている柱の数は、1 6 本以下が好ましく、前記範囲以下であれば、開口率を大きくすることが容易である。

【 0 0 7 0 】

また、メンブレン（セル）の平面視形状は、特定の形状に限定されるものではない。例えば、並行四辺形、長方形、菱形、又は台形であってもよい。特に、複数のセルを平面充填できる、すなわち、隙間なく配設できる形状が、開口率を大きくすることが容易であるため、好ましい。

【 0 0 7 1 】

< 第 8 実施形態～第 1 1 実施形態 >

第 8 実施形態のエレメント 2 0 G ～第 1 1 実施形態のエレメント 2 0 J は、エレメント 2 0 等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 2 】

図 1 5 に示すように、第 8 実施形態のエレメント 2 0 G のセル群 1 0 Z G は、キャビティの形状は同じ正方形であるが大きさ（セル 1 0 G の平面視寸法）が異なる 3 種類のセル 1 0 G 1 ～ 1 0 G 3 を具備する。

【 0 0 7 3 】

図 1 6 に示すように、第 9 実施形態のエレメント 2 0 H のセル群 1 0 Z H は、キャビティの形状及び大きさは同じであるが、それぞれのキャビティを支持している柱 1 4 の数が異なる 4 種類のセル 1 0 H 1 ～ 1 0 H 4 を具備する。

【 0 0 7 4 】

図 1 7 に示すように、第 1 0 実施形態のエレメント 2 0 I のセル群 1 0 Z I は、キャビティ（セル）の形状が異なる 2 種類のセル 1 0 I 1 ～ 1 0 I 2 を具備する。

【 0 0 7 5 】

図 1 8 に示すように、第 1 1 実施形態のエレメント 2 0 J のセル群 1 0 Z J は、キャビティの形状等は同じだが、メンブレン 1 8 の厚さが異なる 2 種類のセル 1 0 J 1 ～ 1 0 J 2 を具備する。

【 0 0 7 6 】

セル群がキャビティの平面視形状、キャビティの大きさ（平面視寸法）、柱の数又はメンブレンの厚さから選ばれる少なくともいずれかが異なる複数の種類のセルは、共振周波数が異なる。

【 0 0 7 7 】

このため、エレメント 2 0 G ～ 2 0 J は、送受信できる超音波の周波数帯域が広い。例えば、図 1 5 に示すエレメント 2 0 G では、最も大きなセル 1 0 G 1 をエレメント 2 0 G

10

20

30

40

50

の中心部に配置し、最外周には最も小さなセル 10G3 を配置している。大きなセル 10G1 が発生する超音波は周波数が低いため、ビームが拡がりやすく、小さなセル 10G3 が発生する超音波は周波数が高いため、ビームが拡がりにくい。エレメント 20G では、低周波数のセルを中心部に配置しているため、エレメント全体での超音波ビームの収束性が良い。

【0078】

一方、図 16 に示すエレメント 20H では、中心部に配置されたセル 10H1 のメンブレン 18 は 16 本の柱 14 で支持されているため、共振周波数が高い。これに対して、周辺部に配置されたセル 10H4 のメンブレン 18 は 5 本の柱 14 で支持されているため、共振周波数が低い。セル 10H1 とセル 10H3 との間に配置された、セル 10H2 のメンブレン 18 は 10 本の柱 14 で支持されており、セル 10H3 のメンブレン 18 は 8 本の柱 14 で支持されている。このため、セル 10H2 及びセル 10H3 の共振周波数は、セル 10H1 の共振周波数とセル 10H4 の共振周波数との間にある。

【0079】

エレメント 20H は、観察対象の近点側が高分解能に観察できる。すなわち、近点側は高周波数の信号により画像形成をするため高分解能である。

【0080】

図 17 に示したエレメント 20I の 2 種類のセル 10I1 及び 10I2 の形状は、ペンローズタイルパターンを構成する 2 種類の菱形であり、柱が 2 種類の菱形の頂点に配置されている。ペンローズタイルパターンでは、2 種類の菱形（鋭角 72 度、鈍角 108 度の菱形と鋭角 36 度、鈍角 144 度の菱形）が平面充填されている。正多角形を利用した充填の場合、周期的なパターンが現れるが、ペンローズタイルパターンは、他の平面充填とは違い周期的なパターンがない。

【0081】

ペンローズタイルパターンは 5 回対称という特異的な対称性を持つため、平面的に見て並進対称性はない。このため、エレメント 20I は不要共振が極めて発生しにくく、特に好ましく用いることができる。

【0082】

なお、菱形のセルは、略同一寸法の楕円型キャビティのあるセルと等しい共振周波数を示すため、エレメント 20I は、2 種類の共振周波数を有する。更に、ペンローズタイルパターンを一方向に縮小又は拡大した複数のセルを有するエレメントは、原理的には 10 種類の共振周波数を有する広帯域なエレメントである。

【0083】

図 18 に示すエレメント 20J では、メンブレン 18 の厚さが厚いセル 10J2 の共振周波数が、厚さが薄いセル 10J1 の共振周波数よりも高い。すなわち、共振周波数は、メンブレン厚さに比例する。

【0084】

なお、共振周波数が異なる複数の種類のセルを有するエレメントにおける、セル配置は、目的に応じて変更可能である。またセルの種類は 2 種類以上であればよい。

【0085】

エレメント 20G ~ 20J は、いずれもエレメント 20 等が有する効果を有し、更に、より広帯域な特性を有するため、超音波ドップラー計測などに応用展開できる。また、目的に応じて、エレメント内で音波の指向性に配慮したセル配置としたり、超音波ビーム内の収束性に優れた高い解像度を有するセル配置としたりできる。

【0086】

また、キャビティの平面視形状、キャビティの大きさ（平面視寸法）、柱の数及びメンブレンの厚さから選択される 2 以上の要因を変化することで、より多くの共振周波数を有する広帯域のエレメントとなる。特に、配置するセルの共振周波数を連続的になだらかに変化させることにより、非常に広帯域のエレメントとなる。

【0087】

10

20

30

40

50

なお、図 18 に示したエレメント 20 J では、下部電極 12 A はセル群形成領域の全面に形成されている。一方、上部電極 16 J もセル群形成領域の略全面に形成されているが、柱 14 と対向する領域には穴 16 J H が形成されている。柱 14 の直上のメンブレンは不感領域となるが、エレメント 20 J では、不感領域には上部電極 16 がないため、受信感度が、より高い。

【0088】

ここで、図 19 は、上記実施形態で説明したエレメント 20 のセル群 10 Z の端部の一例を示している。既に説明したように、セル群 10 Z を構成するセル 10 の複数のキャピティ 14 H は、互に通じている。しかし、セル群 10 Z の最外周領域のキャピティ 14 H の外周側は、包絡面からなる封止壁により囲まれており、セル群 10 Z の複数のキャピティ 14 H が外部と通じていない密封された空間であることが好ましい。なお、エレメント 20 A ~ 20 J においても複数のキャピティ 14 H が外部と通じていない密封された空間であることが好ましい。

10

【0089】

セル群 10 Z の複数のキャピティ 14 H が外部と通じていない密封された空間であるエレメントは、周囲の環境が変化しても、キャピティ 14 H の内部圧力が変化しないため、送受信感度が変化するおそれがない。

【0090】

< 第 12 実施形態 >

上記で説明したエレメント 20 ~ 20 J は、超音波内視鏡（以下、「内視鏡」という）2 に好ましく用いることができる。

20

【0091】

図 20 に示すように、ラジアルタイプのアレイ型超音波振動子 30 は、複数のエレメント 20 と、エレメント 20 が外面に配設された円筒形の保持部材 31 と、ケーブル 80 と、を有する。エレメント 20 の下部電極端子 12 T と上部電極端子 16 T とは、それぞれケーブル 80 の導線 81 A、81 B と接続される。なお、超音波アレイは、コンベックス型又はリニア型等でもよい。

【0092】

図 21 は、アレイ型超音波振動子 30（エレメント 20）が先端部 47 に配設された第 12 実施形態の超音波内視鏡 2 を有する超音波内視鏡システム 1 を示す。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。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 の側部から延出したユニバーサルコード 43 とを具備する。

30

【0093】

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 を介して着脱自在に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 を介して着脱自在に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。

【0094】

挿入部 41 は、先端側から順に、先端部 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。そして、先端部 47 の先端側にはアレイ型超音波振動子 30 が配設されている。

40

先端部 47 に設けられたアレイ型超音波振動子 30 によって内視鏡 2 は、超音波画像を取得する。

【0095】

内視鏡 2 は、高い超音波送信感度及び超音波受信感度を有する超音波振動子エレメントを具備するため、高解像度の画像を取得可能である。

【0096】

50

なお、エレメント 20 ~ 20 J は、図 21 に示した内視鏡 2 だけでなく、小型で細線化が必要な各種超音波診断装置、例えば、IVUS (Intra Vascular Ultra Sound)、体外式の超音波プローブ、又はカプセル型超音波内視鏡にも配設できることは言うまでもない。

【0097】

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、種々の変更、改変、例えば、実施形態の構成要素の組み合わせ等が可能である。

【0098】

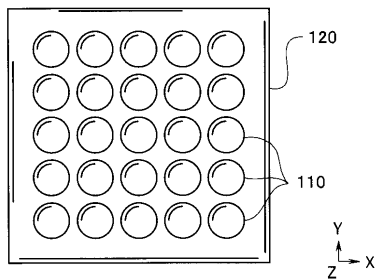
本発明は上述した実施形態等に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変、組み合わせ等ができる。

【0099】

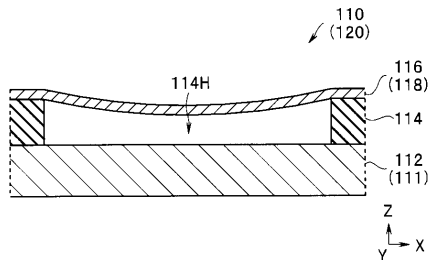
本出願は、2012年11月15日に日本国に出願された特願2012-251444号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

10

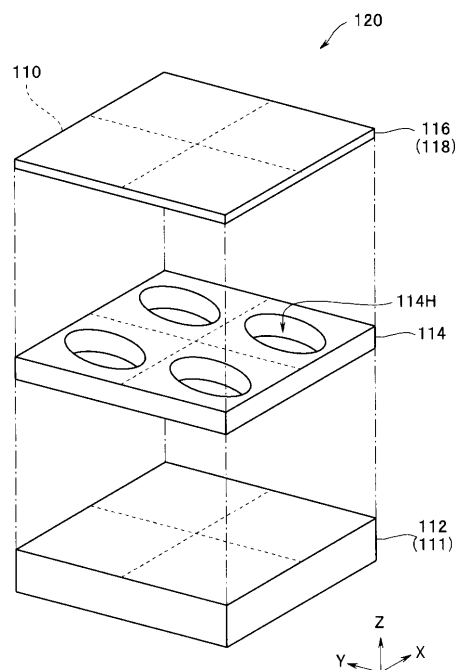
【図1】



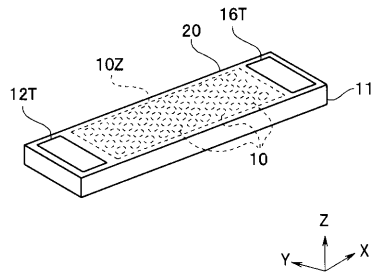
【図2】



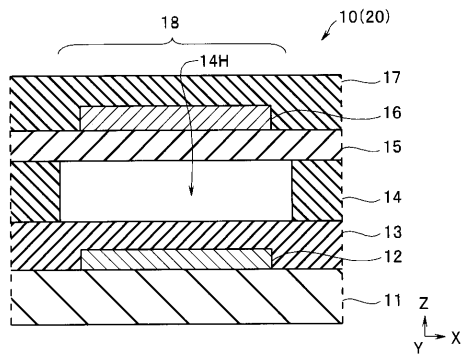
【図3】



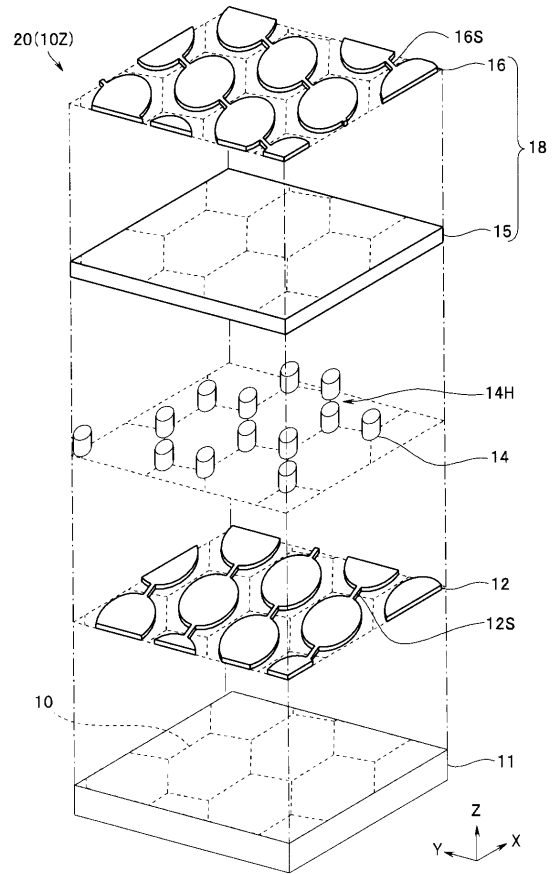
【図 4】



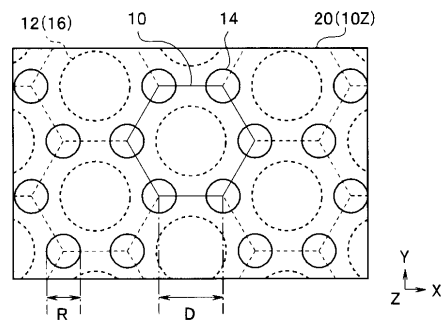
【図 5】



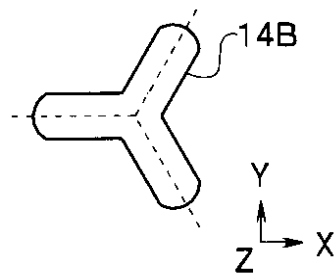
【図 6】



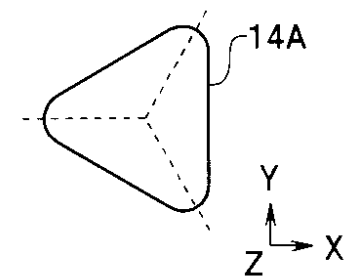
【図 7】



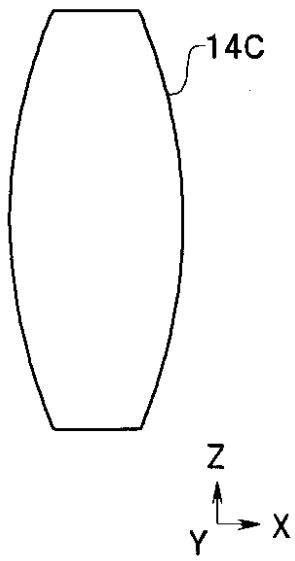
【図 8 B】



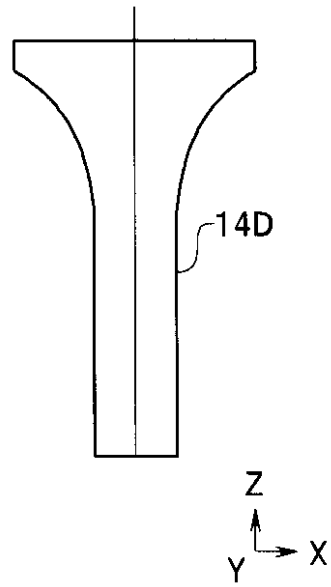
【図 8 A】



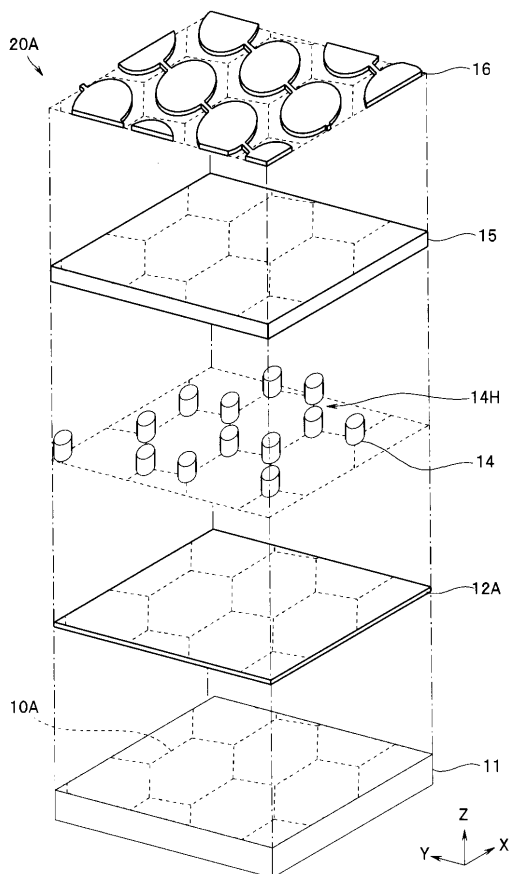
【図 8 C】



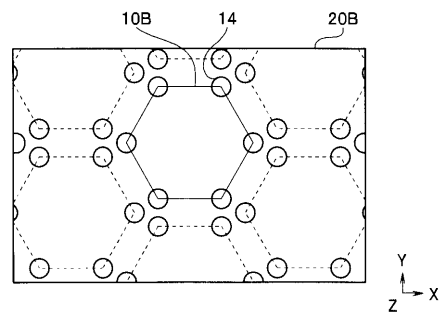
【図 8 D】



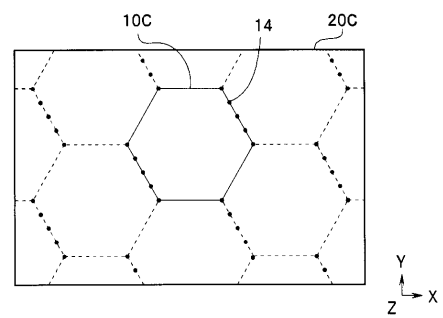
【図 9】



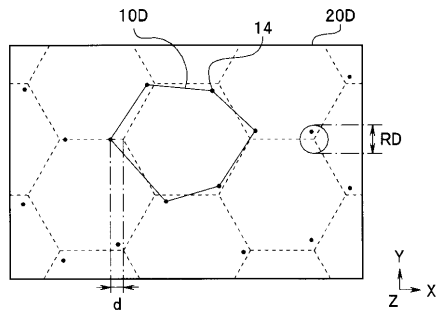
【図 10】



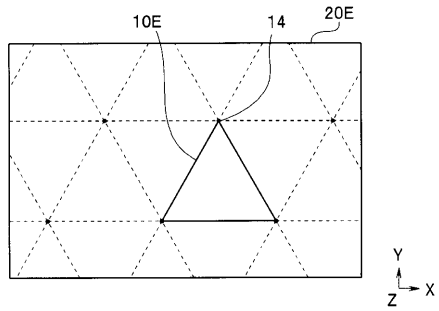
【図 11】



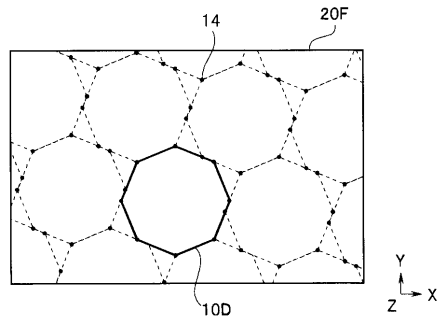
【図 1 2】



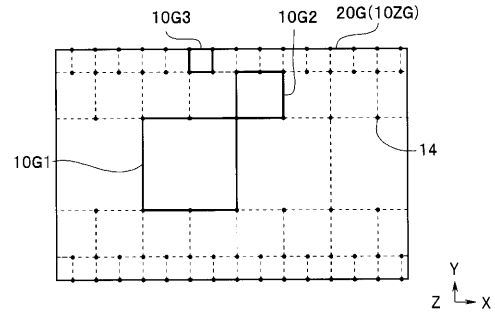
【図 1 3】



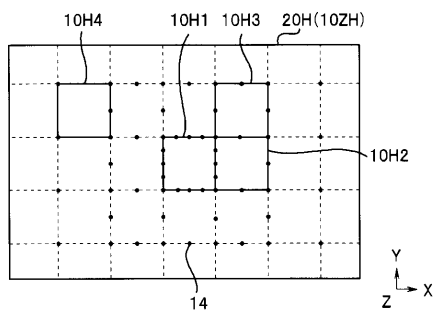
【図 1 4】



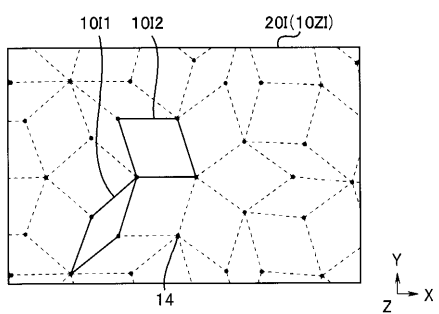
【図 1 5】



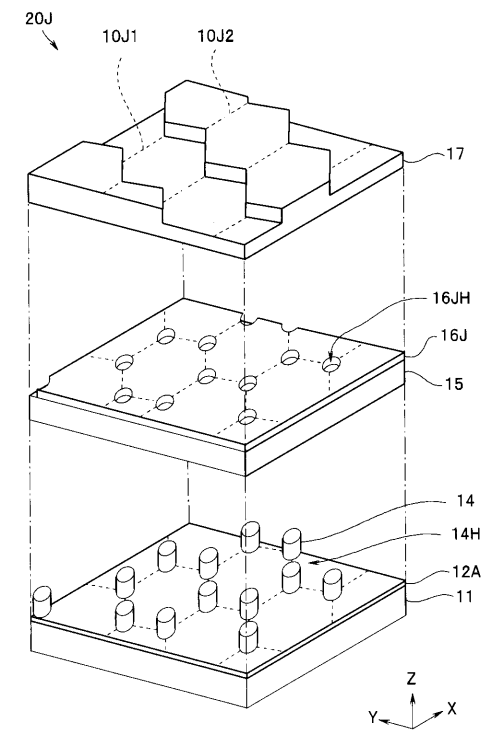
【図 1 6】



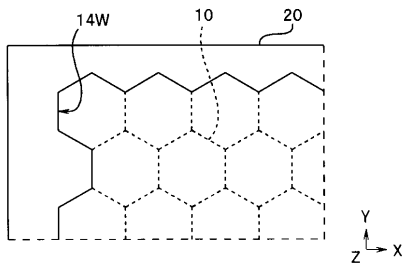
【図 1 7】



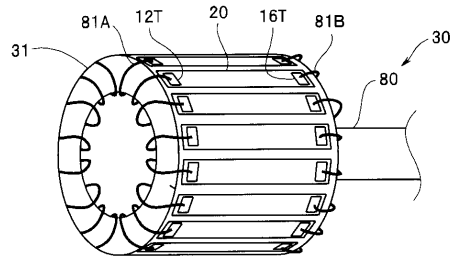
【図 1 8】



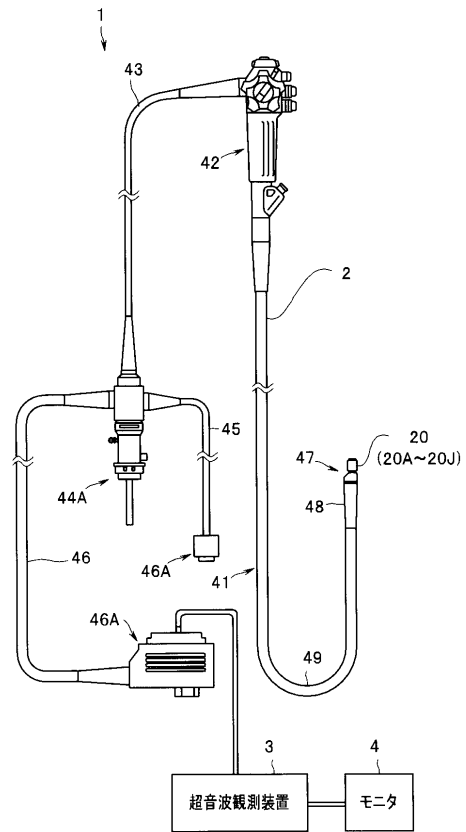
【図 19】



【図 20】



【図 21】



フロントページの続き

審査官 千本 潤介

- (56)参考文献 特表2008-546239(JP,A)
特開2011-035916(JP,A)
国際公開第2010/053032(WO,A1)
特開2007-229327(JP,A)
米国特許出願公開第2008/0194053(US,A1)
米国特許出願公開第2009/0076393(US,A1)
国際公開第2006/123298(WO,A1)
中国特許出願公開第101223633(CN,A)
国際公開第2007/099696(WO,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
H04R 19/00
A61B 8/12

专利名称(译)	超声换能器元件和超声内窥镜		
公开(公告)号	JP6061950B2	公开(公告)日	2017-01-18
申请号	JP2014546920	申请日	2013-10-25
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	松本一哉 若林勝裕		
发明人	松本 一哉 若林 勝裕		
IPC分类号	H04R19/00 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/4483 A61B8/12 B06B1/0292 H01L28/60		
FI分类号	H04R19/00.330 A61B8/12		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2012251444 2012-11-15 JP		
其他公开文献	JPWO2014077106A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声换能器元件20包括基板11，设置在基板11上的下电极12，膜18，膜18包括经由腔14H与下电极12相对设置的上电极16，以及膜并且通过支撑空腔14,18和每个空腔14H形成空腔14H的多个支柱14彼此连通。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報(B2)	(11) 特許番号 特許第6061950号 (P6061950)
(45) 発行日 平成29年1月18日(2017.1.18)	(24) 登録日 平成28年12月22日(2016.12.22)	

(51) Int. Cl.	F I
H 0 4 R 19/00 (2006.01)	H 0 4 R 19/00 3 3 0
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12

請求項の数 7 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2014-546920 (P2014-546920)	(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地
(86) (22) 出願日 平成25年10月25日(2013.10.25)	(74) 代理人 100076233 弁理士 伊藤 進
(86) 国際出願番号 PCT/JP2013/078935	(74) 代理人 100101661 弁理士 長谷川 靖
(87) 国際公開番号 W02014/077106	(74) 代理人 100135932 弁理士 藤浦 治
(87) 国際公開日 平成26年5月22日(2014.5.22)	(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 リンパス株式会社内
審査請求日 平成27年3月23日(2015.3.23)	(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 最終頁に続く
(31) 優先権主張番号 特願2012-251444 (P2012-251444)	
(32) 優先日 平成24年11月15日(2012.11.15)	
(33) 優先権主張国 日本国(JP)	

(54) 【発明の名称】 超音波振動子エレメント及び超音波内視鏡