

(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2014-72554

(P2014-72554A)

(43) 公開日 平成26年4月21日(2014.4.21)

(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 10 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2012-214688 (P2012-214688)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成24年9月27日 (2012.9.27)		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
		(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	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

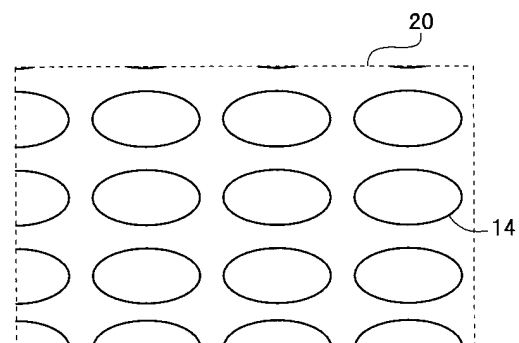
(54) 【発明の名称】 超音波エレメント及び超音波内視鏡

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】帯域幅の広い超音波エレメント及び帯域幅の広い超音波エレメントを具備する超音波内視鏡を提供する。

【解決手段】超音波エレメント20は、下部電極と上部電極とがキャビティ14を介して対向配置している複数の静電容量型の振動子セルを有し、キャビティ14の平面視形状が非等方的である。超音波内視鏡は、下部電極と上部電極とがキャビティ14を介して対向配置している複数の静電容量型の振動子セルを有し、前記キャビティ14の平面視形状が非等方的である超音波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。

【選択図】図7



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

下部電極と上部電極とがキャビティを介して対向配置している複数の静電容量型の振動子セルを有し、

前記キャビティの平面視形状が非等方的であることを特徴とする超音波エレメント。

【請求項 2】

前記キャビティの平面視形状の長軸方向の長さが、短軸方向の長さの 130% 以上 200% 以下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】

前記キャビティの平面視形状の外周が曲線で構成されてい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。

【請求項 4】

前記キャビティの平面視形状が楕円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】

前記複数の振動子セルが、前記キャビティの長軸方向が平行に列設されてい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】

前記キャビティの長軸方向が平行に列設されている前記複数の振動子セルからなる第 1 のセル群と、前記第 1 のセル群の振動子セルと前記キャビティの長軸方向が直交するように列設されている複数の振動子セルからなる第 2 のセル群と、を有す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 7】

前記複数の振動子セルが、前記キャビティの前記短軸方向が放射状に配置されているセル群からな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 8】

前記複数の振動子セルが、前記キャビティの前記長軸方向が放射状に配置されているセル群からな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 9】

前記キャビティの前記平面視形状又は大きさの少なくともいずれかが異なる複数の種類の振動子セルを有することを特徴とする請求項 1 から請求項 8 のいずれか 1 項に記載の超音波エレメント。

【請求項 10】

請求項 1 から請求項 9 のいずれか 1 項に記載の超音波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、静電容量型の複数の振動子セルを有する超音波エレメント及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】**

米国特許第 6854338 号明細書に静電容量型の超音波エレメント 120 が開示されている。図 1 に示すように、超音波エレメント 120 は、c M U T (capacitive Micro-machined Ultrasonic Transducer) の基本構造である 25 個の振動子セル 110 を有する。図 2 に示すように、振動子セル 110 は、下部電極 112 と上部電極 116 とが、絶縁物よりなる隔壁 113 で囲まれた空間であるキャビティ 114 を介して対向配置している

10

20

30

40

50

。キャビティ 114 は円柱状であり、その平面視形状は円形である。

【0003】

下部電極 112 と上部電極 116 との間に電圧が印加されると、上部電極 116 は静電力により下部電極 112 の方向（下方向）に引き寄せられ変形する。電圧印加が無くなると上部電極 116 は弾性力により上方向に戻る。上部電極 116 の変形により超音波が放射される。放射した超音波の反射波（エコー）が、振動子セル 110 に入射すると、上部電極 116 が超音波の音圧により変形し、キャビティ 114 の厚さ、すなわち、下部電極 112 と上部電極 116 との距離が変化する。このため、対向電極間の容量値変化から入射した超音波が検出される。

【0004】

ここで、振動子セルの「Q 値」について説明する。図 3 に示すように、出射される超音波の強度（パワー）P は、駆動信号の周波数が振動子セルの共振周波数 F_C のときに最大となり、駆動周波数が共振周波数 F_C から乖離すると低下する。共振周波数 F_C におけるピーク強度 P_C に対して、強度 P が 50% となる共振周波数 F_C の前後の 2 つの周波数 F_L 、 F_H の差で定義される値を帯域幅（BW）という。そして、共振周波数 F_C を帯域幅（BW）で割った値が、「Q 値」である。

【0005】

$$Q = F_C / BW = F_C / (F_H - F_L)$$

【0006】

Q 値は、共振振動の鋭さを示しており、Q 値が大きいと、駆動周波数が共振周波数 F_C の場合は強度 P は強いが、駆動周波数が共振周波数 F_C から乖離すると、急激に強度 P が低下する。反対に、Q 値が小さいと、駆動周波数が共振周波数 F_C から乖離しても、強度 P が急激には低下しない。同様に、超音波受信時にも、Q 値が大きい振動子セルは、共振周波数 F_C の超音波に対しては高い検出感度を示すが、共振周波数 F_C から乖離した周波数の超音波に対する検出感度は急激に低下する。

【0007】

cMUT は Q 値が高く、例えば、共振周波数 $F_C = 9.8 \text{ MHz}$ 、Q 値 = 98 の場合、 $BW = 0.1 \text{ MHz}$ であり、 $F_L = 9.75 \text{ MHz}$ 、 $F_H = 9.85 \text{ MHz}$ である。すなわち、 $f = 9.75 \text{ MHz}$ 又は $f = 9.85 \text{ MHz}$ における超音波強度 P は、 $f = 9.8 \text{ MHz}$ における超音波強度 P の半分になってしまう。

【0008】

超音波内視鏡等の医療分野では、超音波の周波数（波長）を変化させたり、ドプラ効果を利用して被検物である血流の方向及び流速の情報を取得したりすること、すなわち、共振周波数 F_C から乖離した周波数の超音波を送受信することがある。

【0009】

しかし、キャビティ 114 の平面視形状が円形の振動子セル 110 は、Q 値が比較的高く、帯域幅 BW が狭いために、共振周波数 F_C から乖離した周波数の超音波の送受信効率が低いとは言えなかった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

【特許文献 1】米国特許第 6854338 号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

本発明の実施形態は、帯域幅の広い超音波エレメント及び帯域幅の広い超音波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】

【0012】

本発明の実施形態の超音波エレメントは、下部電極と上部電極とがキャビティを介して

10

20

30

40

50

対向配置している複数の静電容量型の振動子セルを有し、前記キャビティの平面視形状が非等方的である。

【 0 0 1 3 】

また別の実施形態の超音波内視鏡は、下部電極と上部電極とがキャビティを介して対向配置している複数の静電容量型の振動子セルを有し、前記キャビティの平面視形状が非等方的である超音波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】

【 0 0 1 4 】

本発明の実施形態によれば帯域幅の広い超音波エレメント及び帯域幅の広い超音波エレメントを具備する超音波内視鏡を提供できる。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 5 】

【図 1】従来の超音波エレメントの上面図である。

【図 2】従来の超音波エレメントの振動子セルの断面図である。

【図 3】振動子セルの「Q 値」について説明するための図である。

【図 4】第 1 実施形態の超音波内視鏡を含む超音波内視鏡システムを説明するための構成図である。

【図 5】第 1 実施形態の超音波内視鏡の先端部の斜視図である。

【図 6】第 1 実施形態の超音波エレメントの斜視図である。

20

【図 7】第 1 実施形態の超音波エレメントの振動子セルの複数のキャビティの配置図である。

【図 8】第 1 実施形態の変形例の超音波エレメントの振動子セルの複数のキャビティの配置図である。

【図 9】第 1 実施形態の超音波エレメントの振動子セルの断面図である。

【図 10】第 1 実施形態の超音波エレメントのキャビティの上面図である。

【図 11】第 1 実施形態の超音波エレメントのキャビティの上面図である。

【図 12】第 2 実施形態の超音波エレメントの複数のキャビティの配置図である。

【図 13】第 3 実施形態の超音波エレメントの複数のキャビティの配置図である。

【図 14】第 4 実施形態の超音波エレメントの複数のキャビティの配置図である。

30

【図 15】第 5 実施形態の超音波エレメントの複数のキャビティの配置図である。

【図 16】第 6 実施形態の超音波エレメントの複数のキャビティの配置図である。

【図 17】第 7 実施形態の超音波エレメントの複数のキャビティの配置図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 6 】

< 第 1 実施形態 >

以下、図面を参照して第 1 実施形態の超音波エレメント 20 及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。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、及び大きさ等の比率等は実際とは異なる。

【 0 0 1 7 】

40

< 超音波内視鏡の構成 >

図 4 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 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。

【 0 0 1 8 】

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

50

装置 3 にはモニタ 4 が接続される。

【 0 0 1 9 】

挿入部 4 1 は、先端側から順に、先端硬性部（以下、「先端部」という）4 7 と、先端部 4 7 の後端に位置する湾曲部 4 8 と、湾曲部 4 8 の後端に位置して操作部 4 2 に至る細径かつ長尺で可撓性を有する可撓管部 4 9 と、を連設して構成されている。

【 0 0 2 0 】

そして、図 5 に示すように、挿入部 4 1 の先端部 4 7 には、複数の超音波エレメント（以下、単に「エレメント」ともいう。）2 0 がラジアル状に配置された超音波ユニット 3 0 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 2 0 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。

10

【 0 0 2 1 】

図 6 に示すように、超音波を送受信する基本単位であるエレメント 2 0 は、第 1 の主面 2 0 S A と、第 1 の主面 2 0 S A と対向する第 2 の主面 2 0 S B と、を有する、例えばシリコン基板 1 1 を基体とする。そして、超音波エレメント 2 0 の第 1 の主面 2 0 S A のほぼ中央部には超音波を送受信する送受信部 2 1 が形成されており、第 1 の主面 2 0 S A の両端部には外部電極 2 2 A、2 2 B が配設されている。

【 0 0 2 2 】

送受信部 2 1 には、複数の静電容量型の振動子セル（以下、単に「セル」ともいう。）1 0 がマトリックス状に配置されている。なお、図 6 では一部の振動子セル 1 0 のキャビティ 1 4 を破線で示している。

20

【 0 0 2 3 】

すなわち、図 7 に示すように、超音波エレメント 2 0 では、平面視形状が楕円の複数のキャビティ 1 4（セル 1 0）が、長軸方向が平行に列設されている。なお、キャビティの配列形状は、図 8 に示す変形例の超音波エレメント 2 0 A のキャビティ 1 4 A（セル 1 0 A）のように、互い違いに高密度に配置されていてもよい。

【 0 0 2 4 】

図 9 に示すように、振動子セル 1 0 は、メンブレンを構成する上部電極 1 6 が、キャビティ（空隙部）1 4 を介して下部電極 1 2 と対向配置している。

【 0 0 2 5 】

なお、超音波エレメント 2 0 の外部電極 2 2 A は複数の振動子セル 1 0 の下部電極 1 2 の共通電極であり、外部電極 2 2 B は複数の振動子セル 1 0 の上部電極 1 6 の共通電極である。このため、1 個の超音波エレメント 2 0 に含まれる複数の振動子セル 1 0 は同時に駆動する。

30

【 0 0 2 6 】

なお、上部電極 1 6 の上に、さらに、SiN、SiO₂、又はポリイミドなどからなる上部絶縁層 / 保護膜が形成されているが図示していない。すなわち、メンブレンは上部電極 1 6 と上部絶縁層と保護膜とにより構成されている。

【 0 0 2 7 】

下部電極 1 2 は、タングステン、モリブデン、もしくはチタン等の高融点金属又は前記金属を含む合金等からなる単層膜又は多層膜である。キャビティ 1 4 の上下に位置する下部絶縁層 1 3 及び上部絶縁層 1 5 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などの絶縁体材料からなる。上部電極 1 6 は、アルミニウム、タングステン、モリブデン、もしくはチタン等の金属又は前記金属を含む合金等からなる単層膜又は多層膜である。

40

【 0 0 2 8 】

キャビティ 1 4 の形成には、隣接する下部絶縁層 1 3 及び上部絶縁層 1 5 の材料とのエッチング選択比の大きい材料が犠牲層として下部絶縁層 1 3 の上に配設される。犠牲層には、代表的にはリンガラスなどの絶縁材料、多結晶シリコンなどの半導体材料、タングステンなどの金属薄膜材料などが使用される。犠牲層の上に、上部絶縁層 1 5 を形成後、犠牲層を選択的にエッチングすることで、キャビティ 1 4 が形成される。

50

【 0 0 2 9 】

なお、メンブレンの柔軟性は、エレメント 2 0 の共振周波数等に大きく影響する。例えば上部電極 1 6 の大きさとキャビティ 1 4 の大きさが同一の場合には、製造工程における位置合わせずれにより、共振周波数が変化したり、不均一な変形が発生したりする。このため、上部電極 1 6 の大きさ（平面視寸法）が、キャビティ 1 4 の大きさよりも小さく、確実にキャビティ 1 4 の直上領域に上部電極 1 6 が含まれていることが好ましい。又は、上部電極 1 6 の大きさがキャビティ 1 4 の大きさよりも大きく、上部電極 1 6 がキャビティ 1 4 の直上領域を隙間無く覆っていることが、より好ましい。

【 0 0 3 0 】

すでに説明したように、エレメント 2 0 では、セル 1 0 のキャビティ 1 4 の平面視形状が、非等方的な扁平形状の楕円である。すなわち、キャビティ 1 4 は円柱状ではなく、楕円柱状である。

【 0 0 3 1 】

次に、超音波エレメント 2 0（セル 1 0）の動作原理を説明する。超音波送信時には、下部電極 1 2 と上部電極 1 6 との間に駆動信号が印加される。特に、メンブレンの構成材料及び構造パラメータで決まる共振周波数 F_C で、印加電圧の ON/OFF が繰り返される駆動信号では、メンブレンは効率良く振動し、共振周波数 F_C に等しい振動数の超音波が放射される。

【 0 0 3 2 】

次に超音波受信時には、メンブレン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 1 4 の厚さ、すなわち、上部電極 1 6 と下部電極 1 2 との間の距離が変化する。電極間距離に応じて電極間の電気的容量値が変化するもので、両電極間の容量値の時間変化を検出することにより、入射する超音波の強度と周波数が検出される。

【 0 0 3 3 】

すでに説明したように、従来の超音波エレメント 1 2 0 は、キャビティ 1 1 4 の平面視形状が円形のため、メンブレンが振動するときの最大固定端距離である動径方向の径が一定なので、 Q 値が高い。このため、被検物の移動（例えば、血管内の血液の流れ）に伴うドブラ効果による反射超音波の周波数偏移の検出に基づいて、被検物の移動情報（移動方向、移動速度）を演算することが容易ではなかった。すなわち、従来の超音波エレメント 1 2 0 は、共振周波数 F_C から偏移し共振周波数 F_C と異なる周波数の反射超音波を高感度に検出することが容易ではなかった。

【 0 0 3 4 】

これに対して、超音波エレメント 2 0 は、キャビティ 1 4 の平面視形状が非等方的である。ここで、形状が「非等方的」とは、円形又は正六角形のような「等方的」形状に対して、上下方向又は左右方向が押しつぶされた扁平形状を意味する。

【 0 0 3 5 】

超音波エレメント 2 0 のキャビティ 1 4 は非等方的であるため、メンブレンが振動するときの最大固定端距離である動径方向の径が、場所により連続的に異なる。このため、メンブレンの振動状態は、異なる直径の円形メンブレンの振動の足し合わせ / 重ね合わせとなるため、超音波エレメント 2 0 は広帯域な超音波入出力特性を示す。

【 0 0 3 6 】

例えば、キャビティ 1 1 4 の平面視形状が直径 $23\ \mu\text{m}$ の円形の場合、共振周波数 $F_C = 28.0\ \text{MHz}$ 、 $Q = 73.3$ 、 $BW = 0.382\ \text{MHz}$ である。またキャビティ 1 1 4 の平面視形状が直径 $30\ \mu\text{m}$ の円形の場合、共振周波数 $F_C = 18.1\ \text{MHz}$ 、 $Q = 40.7$ 、 $BW = 0.445\ \text{MHz}$ である。また、キャビティ 1 1 4 の平面視形状が直径 $26.5\ \mu\text{m}$ の円形の場合、共振周波数 $F_C = 22.8\ \text{MHz}$ 、 $Q = 55.0$ 、 $BW = 0.415\ \text{MHz}$ である。

【 0 0 3 7 】

これに対して、キャビティ 1 4 の平面視形状が、図 1 0 に示すように、長径（ D_L ）3

10

20

30

40

50

0 μm 、短径 (DS) 23 μm の楕円の超音波エレメント 20 の場合には、共振周波数 $F_C = 22.8 \text{ MHz}$ 、 $Q = 29.3$ 、 $BW = 0.778 \text{ MHz}$ であった。

【0038】

すなわち、実施形態の超音波エレメント 20 は、同じ平均径の円形キャビティのある従来の超音波エレメントと比較すると、約 2 倍の広い帯域幅 (BW) を有している。超音波エレメント 20 は、共振周波数 F_C から偏移し共振周波数 F_C と異なる周波数の反射超音波を高感度に検出することができるため、ドブラ計測など、応用展開の拡大が可能である。

【0039】

なお、超音波エレメントのキャビティの平面視形状は、非等方的 (扁平) であれば、楕円に限られるものではない。ただし、平面視形状の長軸方向の長さ (DL) が、短軸方向の長さ (DS) の 130% 以上 200% 以下であることが好ましい。前記範囲以上であれば、超音波エレメント 20 のように、帯域幅の広がりが顕著であり、前記範囲以下であれば Q 値の低下が許容範囲内である。

【0040】

例えば、図 11 (A) 及び図 11 (B) に示すセル 10B、10C ではキャビティ 14B、14C の平面視形状は、非等方的な扁平多角形である。

【0041】

円形及び楕円形のキャビティを形成するためのフォトリソグラフィのマスクパターンは、データ量が膨大であるため、マスク作成の製造費用が高い。しかし、平面視形状が多角形のキャビティ形成用のマスクパターンはデータ数が少なく、マスク製造費用が安い。このため、エレメント 20B、20C は製造コストが安い。

【0042】

しかし、キャビティの平面視形状が扁平多角形の場合には、変形したメンブレンに局所的に強い応力が作用しやすい。このため、例えば、図 11 (C) に示す、セル 10D のキャビティ 14D のような、レーストラック形状が好ましい。さらに、キャビティの平面視形状は、図 14 (D) に示すセル 10E のキャビティ 14E のような小判型又は図 14 (E) に示すセル 10F のキャビティ 14F のような角部を曲線化した多角形でもよい。

【0043】

なお、キャビティの平面視形状としては、楕円又は小判型等のように、外周が曲線で構成されていることが最も好ましい。信頼性及び耐久性など長期特性の低下のおそれがないためである。

【0044】

< 第 2 実施形態 ~ 第 7 実施形態 >

次に、第 2 実施形態 ~ 第 7 実施形態の超音波エレメント 20G ~ 20L について説明する。これらの実施形態は、第 1 実施形態の超音波エレメント 20 と比較すると、複数の振動子セル 10 の配置形態が異なるだけであるため、その他の説明は省略する。

【0045】

図 12 に示すように、第 2 実施形態の超音波エレメント 20G は、キャビティ 14G1 の長軸方向が平行に列設されている複数の振動子セル 10G1 からなる第 1 のセル群 10GX と、キャビティ 14G1 とキャビティ 14G2 の長軸方向が直交するように列設されている複数の振動子セル 10G2 からなる第 2 のセル群 10GY と、を有する。

【0046】

図 7 に示した超音波エレメント 20 では、セル 10 の超音波指向性を反映した、異方的な指向性を有していた。すなわち、超音波の送受信感度に面内異方性があった。

【0047】

これに対して、超音波エレメント 20G では、セル 10G1、G2 の超音波指向性を相殺しているため、エレメント 20G 全体での指向性が均一で拡散性に優れている。

【0048】

図 13 に示すように、第 3 実施形態の超音波エレメント 20H でも、複数の振動子セル 1

10

20

30

40

50

０Ｈが、キャビティ１４Ｈの短軸方向が放射状に、言い換えれば、長軸方向が同心円状に配置されているため指向性が均一である。

【００４９】

また、図１４に示す第４実施形態の超音波エレメント２０Ｉも、複数の振動子セル１０Ｉが、キャビティ１４Ｉの長軸方向が放射状に、すなわち、短軸方向が同心円状に配置されているため指向性が均一である。

【００５０】

また、超音波エレメントが、キャビティの平面視形状又は大きさの少なくともいずれかが異なる複数の種類の振動子セルを有していてもよい。

【００５１】

例えば、図１５に示す第５実施形態の超音波エレメント２０Ｊでは、第１の楕円形キャビティ１４Ｊ１（第１のセル１０Ｊ１）と、大きさが小さく扁平率も小さい第２の楕円形キャビティ１４Ｊ２（第２のセル１０Ｊ２）と、がキャビティ１４Ｊ１、１４Ｊ２の長軸方向が平行に列設されている。

【００５２】

図１６に示す第６実施形態の超音波エレメント２０Ｋでは、円形の第１のキャビティ１４Ｋ１（第１のセル１０Ｋ１）の周囲を、楕円形の第２のキャビティ１４Ｋ２（第２のセル１０Ｋ２）と楕円形の第３のキャビティ１４Ｋ３（第３のセル１０Ｋ３）とが、取り囲んでいる。

【００５３】

すなわち、超音波エレメントは、キャビティの平面視形状が非等方的な楕円形のセル及びキャビティの平面視形状が円形のセルを有していてもよい。

【００５４】

図１７に示す第７実施形態の超音波エレメント２０Ｌでは、円形の第１のキャビティ１４Ｌ１（第１のセル１０Ｌ１）の周囲に、複数の楕円形の第２のキャビティ１４Ｌ２（第２のセル１０Ｌ２）の長軸方向が放射状に配置されている。

【００５５】

なお、以上において説明した超音波エレメント２０Ａ～２０Ｌが先端部４７に配設された超音波内視鏡２Ａ～２Ｌが、超音波内視鏡２の効果をも有し、特に医療用内視鏡として好ましく用いることができることは言うまでも無い。

【００５６】

本発明は、上述した実施形態及び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、改変等ができる。

【符号の説明】

【００５７】

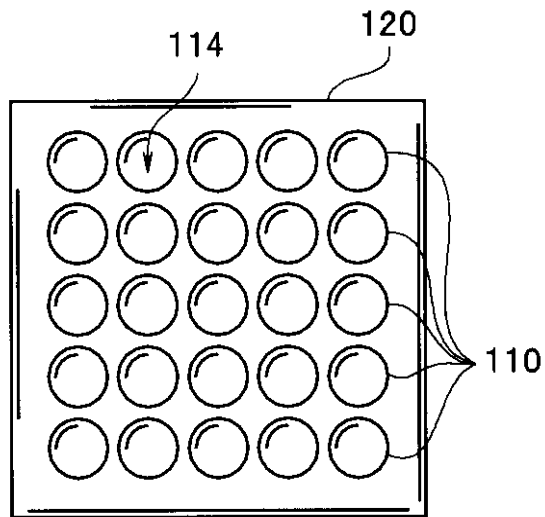
１…超音波内視鏡システム、２…超音波内視鏡、１０…振動子セル、１１…シリコン基板、１２…下部電極、１３…下部絶縁層、１４…キャビティ、１５…上部絶縁層、１６…上部電極、２０…超音波エレメント、３０…超音波ユニット

10

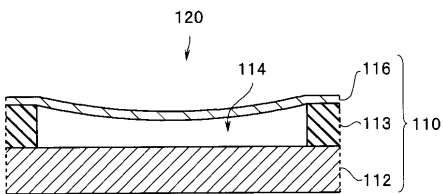
20

30

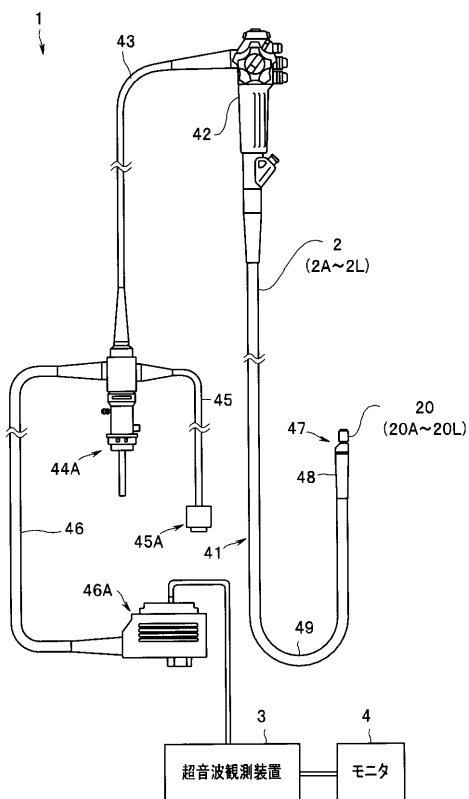
【図 1】



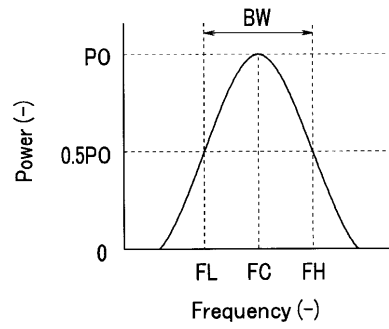
【図 2】



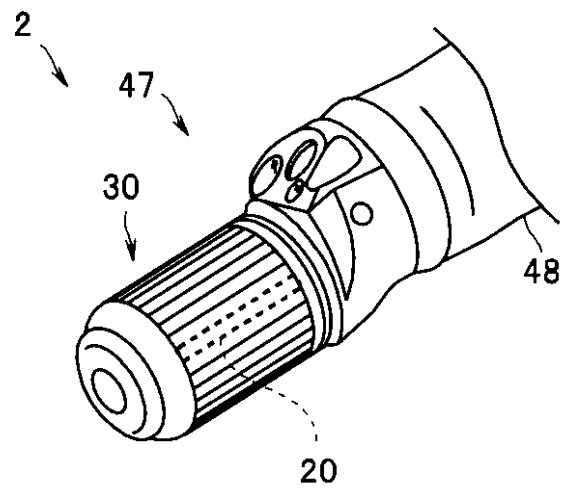
【図 4】



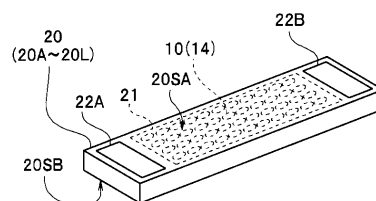
【図 3】



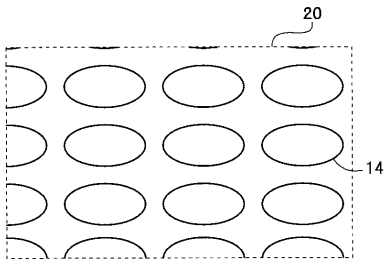
【図 5】



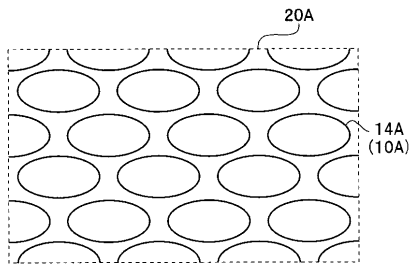
【図 6】



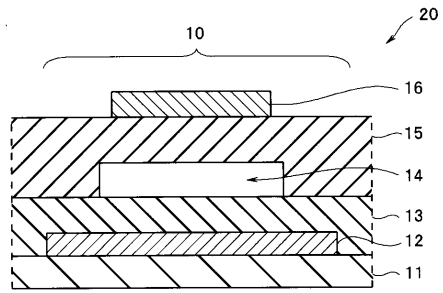
【図 7】



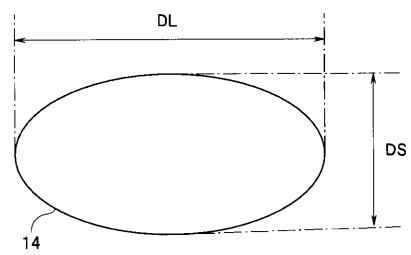
【図 8】



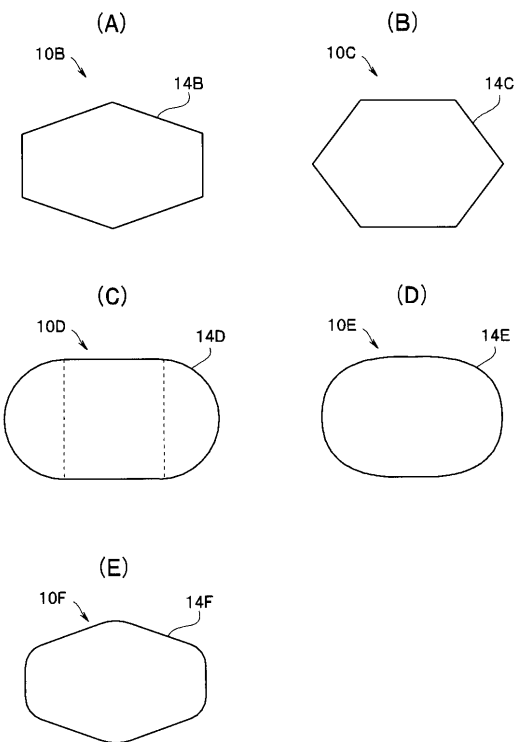
【図 9】



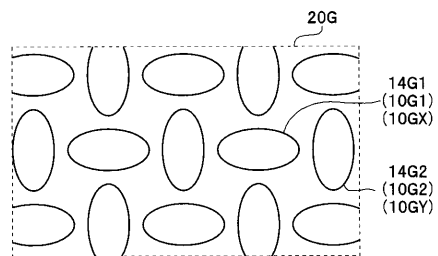
【図 10】



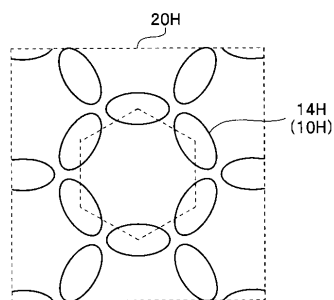
【図 11】



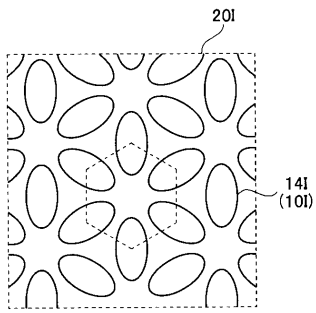
【図 12】



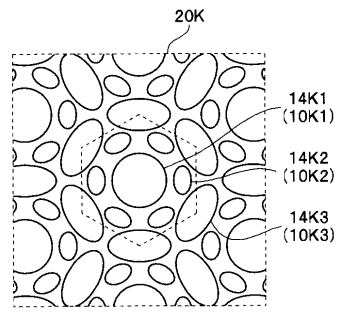
【図 13】



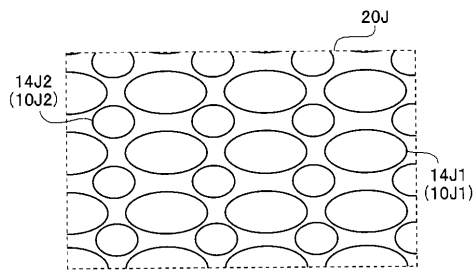
【図 14】



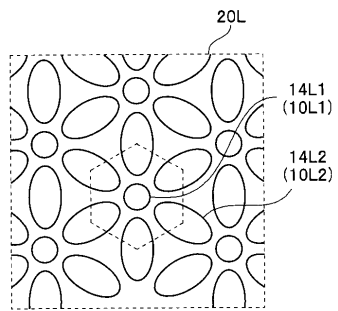
【図 16】



【図 15】



【図 17】



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 佐藤 憲

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

F ターム(参考) 4C601 EE03 FE01 GB02 GB04 GB05 GB14 GB19 GB20

5D019 AA09 DD01 FF04

专利名称(译)	超声波元件和超声波内窥镜		
公开(公告)号	JP2014072554A	公开(公告)日	2014-04-21
申请号	JP2012214688	申请日	2012-09-27
[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	松本一哉 唐木和久 長谷川守 佐藤憲		
发明人	松本 一哉 唐木 和久 長谷川 守 佐藤 憲		
IPC分类号	H04R19/00 A61B8/12		
FI分类号	H04R19/00.330 A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/EE03 4C601/FE01 4C601/GB02 4C601/GB04 4C601/GB05 4C601/GB14 4C601/GB19 4C601/GB20 5D019/AA09 5D019/DD01 5D019/FF04		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种具有宽带宽的超声元件和包括具有宽带宽的超声元件的超声内窥镜。超声元件（20）具有多个电容性换能器单元，其中下部电极和上部电极经由空腔（14）彼此相对，并且在平面图中空腔（14）的形状不相等。它是定向的。超声内窥镜具有多个电容性换能器单元，其中下电极和上电极经由腔14彼此相对，并且在平面图中腔14的形状是各向异性的。作为超声波元件的超声波元件设置在顶端部，在插入部的基端侧设置的操作部，以及从该操作部延伸的通用缆线。[选择图]图7

