

(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2014-68674
(P2014-68674A)

(43) 公開日 平成26年4月21日(2014.4.21)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/12

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号

特願2012-214689 (P2012-214689)

(22) 出願日

平成24年9月27日 (2012.9.27)

(71) 出願人 304050923

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

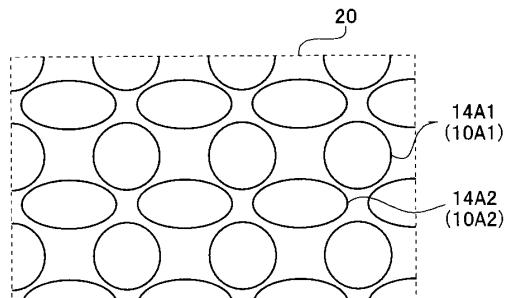
(54) 【発明の名称】超音波エレメント及び超音波内視鏡

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】帯域幅が広く、かつ送受信効率のよい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、平面視形状が等方的な第1のキャビティ14A1を介して下部電極と上部電極とが対向配置している複数の第1の振動子セル10A1と、平面視形状が非等方的な第2のキャビティ14A2を介して下部電極と上部電極とが対向配置している複数の第2の振動子セル10A2と、を有する。

【選択図】図8



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

平面視形状が等方的な第1のキャビティを介して下部電極と上部電極とが対向配置している複数の第1の振動子セルと、

平面視形状が非等方的な第2のキャビティを介して下部電極と上部電極とが対向配置している複数の第2の振動子セルと、を有することを特徴とする超音波エレメント。

【請求項 2】

前記複数の第1の振動子セルの前記上部電極及び前記複数の第2の振動子セルの前記上部電極を接地電位線と接続される接地電位外部電極と、

前記複数の第1の振動子セルの前記下部電極を、超音波送信用の駆動信号発生部と接続される駆動用外部電極と、

前記複数の第2の振動子セルの前記下部電極を、超音波受信用の容量信号検出部と接続される検出用外部電極と、を有す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の振動子セルと前記第2の振動子セルとが、共振周波数が同じであ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】

前記第2のキャビティの前記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3に記載の超音波エレメント。

【請求項 5】

前記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4に記載の超音波エレメント。

【請求項 6】

前記第1のキャビティの前記平面視形状が円で、

前記第2のキャビティの前記平面視形状が橢円であることを特徴とする請求項5に記載の超音波エレメント。

【請求項 7】

前記複数の第1の振動子セルと、前記複数の第2の振動子セルとが、均等に配置されていることを特徴とする請求項6に記載の超音波エレメント。

【請求項 8】

第2の振動子セルを取り囲むように、前記複数の第1の振動子セルが配置されていることを特徴とする請求項6に記載の超音波エレメント。

【請求項 9】

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、cMUT (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

10

20

30

40

50

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。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。

10

【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 Fc のときに最大となり、駆動周波数が共振周波数 Fc から乖離すると低下する。共振周波数 Fc におけるピーク強度 Pc に対して、強度 P が 50 % となる共振周波数 Fc の前後の 2 つの周波数 Fl、Fh 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 Fc を帯域幅（BW）で割った値が、「Q 値」である。

【0005】

$$Q = F_1 / BW = F_1 / (F_h - F_l)$$

【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 Fc の場合は強度 P は強いが、駆動周波数が共振周波数 Fc 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 Fc 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 Fc の超音波に対しては高い検出感度を示すが、共振周波数 Fc 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。

20

【0007】

c MUT は Q 値が高く、例えば、共振周波数 Fc = 9.8 MHz、Q 値 = 9.8 の場合、BW = 0.1 MHz であり、Fl = 9.75 MHz、Fh = 9.85 MHz である。すなわち、f = 9.75 MHz 又は f = 9.85 MHz における超音波強度 P は、f = 9.8 MHz における超音波強度 P の半分になってしまう。

30

【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 Fc から乖離した周波数の超音波を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 Fc から乖離した周波数の超音波の受信効率が高いとは言えなかった。

40

【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、帯域幅が広く、かつ送受信効率のよい超音波エレメント及び帯域幅が広く、かつ送受信効率のよ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】

50

【0012】

本発明の実施形態の超音波エレメントは、平面視形状が等方的な第1のキャビティを介して下部電極と上部電極とが対向配置している複数の第1の振動子セルと、平面視形状が非等方的な第2のキャビティを介して下部電極と上部電極とが対向配置している複数の第2の振動子セルと、を有する。

【0013】

また別の実施形態の超音波内視鏡は、平面視形状が等方的な第1のキャビティを介して下部電極と上部電極とが対向配置している複数の第1の振動子セルと、平面視形状が非等方的な第2のキャビティを介して下部電極と上部電極とが対向配置している複数の第2の振動子セルと、を有す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。

10

【発明の効果】

【0014】

本発明の実施形態によれば帯域幅が広く、かつ、送受信効率のよい超音波エレメント及び帯域幅が広く、かつ、送受信効率のよ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。

20

【図面の簡単な説明】

【0015】

【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。

【図7】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8】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。

30

【図9】第1実施形態の超音波エレメントの第2のキャビティの平面図である。

【図10】第2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11】第3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12】第4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。

40

【発明を実施するための形態】

【0016】

<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。

【0017】

<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。

【0018】

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

50

Aが配設されている。コネクタ44Aからは、カメラコントロールユニット(不図示)にコネクタ45A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46A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。はモニタ4が接続される超音波観測装置3は、超音波送信のための駆動信号を発生する駆動信号発生部3Aと、超音波を受信するための容量信号検出部3Bと、接地電位線3Cと、を有する。

【0019】

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。

10

【0020】

そして、図5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(以下、単に「エレメント」ともいう。)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。

【0021】

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20は、第1の主面20SAと、第1の主面20SAと対向する第2の主面20SBと、を有する、例えばシリコン基板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20SA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20SAの両端部には外部電極22A1、22A2、22Bが配設されている。

20

【0022】

外部電極22A1は、超音波送信用の駆動信号発生部3Aと接続される駆動用外部電極であり、外部電極22A2は、超音波受信用の容量信号検出部3Bと接続される検出用外部電極であり、外部電極22Bは、接地電位線3Cと接続される接地電位外部電極である。

【0023】

送受信部21には、複数の静電容量型の2種類の振動子セル10(10A1、10A2)(以下、単に「セル」ともいう。)が配置されている。なお、図6では一部の振動子セルのキャビティ14を破線で示している。

30

【0024】

図7に示すように、振動子セル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)14を介して下部電極12と対向配置している。後述するように、キャビティ14は犠牲層のエッチングにより形成される。なお、上部電極16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16と上部絶縁層/保護膜とにより構成されている。

【0025】

下部電極12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14の上下に位置する下部絶縁層13及び上部絶縁層15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16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

【0026】

キャビティ14の形成には、隣接する下部絶縁層13及び上部絶縁層15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13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15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14が形成される。

50

【0027】

図8に示すように、エレメント20は、平面視形状が等方的な円形である第1のキャビティ14A1を介して下部電極と上部電極とが対向配置している複数の第1の振動子セル10A1と、平面視形状が非等方的な扁平形状の橢円である第2のキャビティ14A2を介して下部電極と上部電極とが対向配置している複数の第2の振動子セル10A2と、を有する。すなわち、第1のキャビティ14A1は円柱状であり、第2のキャビティ14A2は橢円柱状である。

【0028】

超音波エレメント20の外部電極22A1は複数の第1の振動子セル10A1の下部電極の共通電極であり、外部電極22A2は複数の第2の振動子セル10A2の下部電極の共通電極であり、外部電極22Bは複数の第1の振動子セル10A1及び複数の第2の振動子セル10A2の上部電極の共通電極である。

10

【0029】

すなわち、第1の振動子セル10A1は超音波送信用セルであり、第2の振動子セル10A2は超音波受信用セルである。

【0030】

次に、超音波エレメント20(セル10)の動作原理を説明する。超音波送信時には、複数の第1の振動子セル10A1の下部電極12と上部電極16との間に、駆動信号発生部3Aから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FC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FCに等しい振動数の超音波が放射される。

20

【0031】

一方、超音波受信時には、複数の第2の振動子セル10A2の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14A2の厚さ、すなわち、上部電極16と下部電極12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。

【0032】

すでに説明したように、キャビティ14A1の平面視形状が円形の第1の振動子セル10A1は、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、効率良く、所定の共振周波数FCの超音波を発生する。

30

【0033】

一方、第2の振動子セル10A2は、キャビティ14A2の平面視形状が非等方的な橢円形である。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。

【0034】

このため、第2の振動子セル10A2は、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。

40

【0035】

例えば、第1の振動子セル10A1のキャビティ14A1の平面視形状が直径26.5μmの円形の場合、共振周波数FC = 22.8MHz、Q = 55.0、BW = 0.415MHzである。

【0036】

これに対して、第2の振動子セル10A2のキャビティ14A2の平面視形状が、図10に示すように、長径(DL)30μm、短径(DS)23μmの橢円の場合には、第1の振動子セル10A1と同じ共振周波数FC = 22.8MHzであるが、Q = 29.3、BW = 0.778MHzであった。

【0037】

以上の説明のように、実施形態の超音波エレメント20は、送信時には高いQ値の高い

50

第1の振動子セル10A1により効率的に超音波を送信し、受信時には帯域の広い第2の振動子セル10A2により効率的に超音波を受信できる。

【0038】

すなわち、超音波エレメント20は、帯域幅が広く、かつ、送受信効率がよい。特に、第1の振動子セル10A1の共振周波数と第2の振動子セル10A2との共振周波数が同じであることが、送信周波数を中心主波数とした広い帯域の超音波を効率的に超音波を受信できるため好ましい。例えば、被検物の移動（例えば、血管内の血液の流れ）に伴うドプ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ある。

【0039】

なお、第2の振動子セル10A2のキャビティ14A2の平面視形状は、非等方的であれば、橢円に限られるものではなく、扁平多角形、レーストラック形状、小判型又は角部を曲線化した多角形等でもよい。

【0040】

なお、メンブレンの変形時に局的に応力が増大する箇所が少ない形状としては、橢円、又は小判型等の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。

【0041】

ただし、図9に示すように、キャビティ14A2の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。

【0042】

<第2実施形態～第4実施形態>

次に、第2実施形態～第4実施形態の超音波エレメント20B～20D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。

【0043】

図10に示すように、第2実施形態の超音波エレメント20Bは、円形の第1のキャビティ14B1(セル10B1)を取り囲むように、橢円形の第2のキャビティ14B2(セル10B2)が配置されている。

【0044】

図6に示した超音波エレメント20では、橢円形のキャビティ14A2を有するセル10A2の受信指向性を反映した、異方的な指向性を有していた。すなわち、超音波の受信感度に面内異方性があった。

【0045】

これに対して、超音波エレメント20Bでは、それぞれのセル10B2の超音波指向性を相殺しているため、エレメント20B全体での指向性が均一で拡散性に優れている。

【0046】

図11に示す第3実施形態の超音波エレメント20Cでは、複数の橢円形の第2のキャビティ14C2(セル10C2)が面内等方的に配設されている。さらに複数の第2のキャビティ14C2(セル10C2)を取り囲むように、複数の円形の第1のキャビティ14C1(セル10C1)が配置されている。

【0047】

超音波の焦点でのビーム幅dは、超音波の波長をλ、焦点距離をF、音源の口径をDとすると、以下の(式1)で表される。

【0048】

$$d = 1.2 \times \lambda \times F / D \quad \dots \quad (\text{式1})$$

【0049】

焦点距離Fは、音響レンズを用いる場合はその焦点距離となり、他方、音響レンズを用

10

20

30

40

50

いないで、エレメント 20) を凹型に湾曲させた場合は、その曲率半径に対応する。

【0050】

超音波エレメント 20 C では、円形の第 1 のキャビティ 14 C 1 を有する第 1 のセル 10 C 1 が、第 2 のセル 10 C 2 の周辺に配設されているため、音源の口径 D が大きい。このため、超音波の焦点でのビーム幅 d が狭く、高分解能の超音波画像が取得できる。

【0051】

図 12 に示す第 4 実施形態の超音波エレメント 20 D は、大きさの異なる 2 種類の円形のキャビティ 14 D 1 (セル 10 D 1) 及び 14 D 2 (セル 10 D 2) と、大きさ及び形状の異なる 2 種類の橢円形のキャビティ 14 D 3 (セル 10 D 3) 及び 14 D 4 (セル 10 D 4) と、を有する。

10

【0052】

キャビティの大きさ又は形状の異なるセルは共振周波数が異なる。すなわち、超音波エレメント 20 D の送受信感度は、複数の共振周波数におけるピークの重畠したものとなる。
。

【0053】

このため、超音波エレメント 20 D は、より帯域の広い超音波が送受信できる。

【0054】

なお、以上において説明した超音波エレメント 20 B ~ 20 D が先端部 47 に配設された超音波内視鏡 2B ~ 2D が超音波内視鏡 2 の効果を有し、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。

20

【0055】

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。

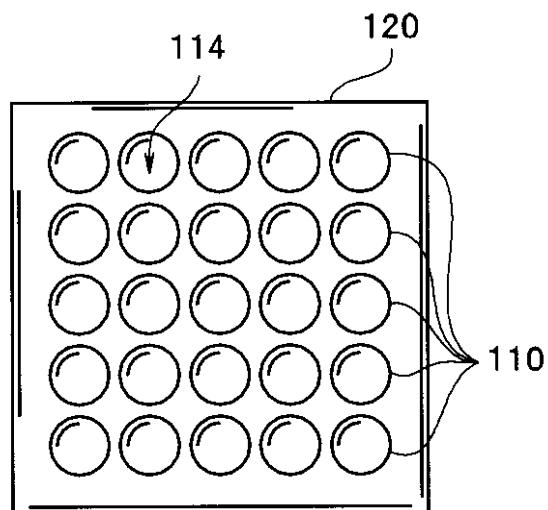
【符号の説明】

【0056】

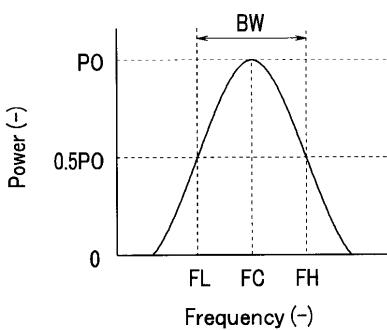
1 ... 超音波内視鏡システム、 2、 2B ~ 2D ... 超音波内視鏡、 3 ... 超音波観測装置、 3A ... 駆動信号発生部、 3B ... 容量信号検出部、 3C ... 接地電位線、 4 ... モニタ、 10 ... 振動子セル、 11 ... シリコン基板、 12 ... 下部電極、 13 ... 下部絶縁層、 14 ... キャビティ、 15 ... 上部絶縁層、 16 ... 上部電極、 20、 20B ~ 20D ... 超音波エレメント、 22A 1、 22A 2、 22B ... 外部電極

30

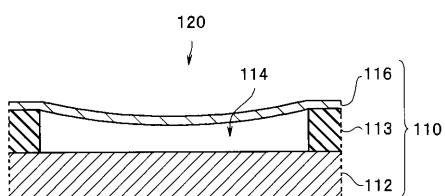
【図 1】



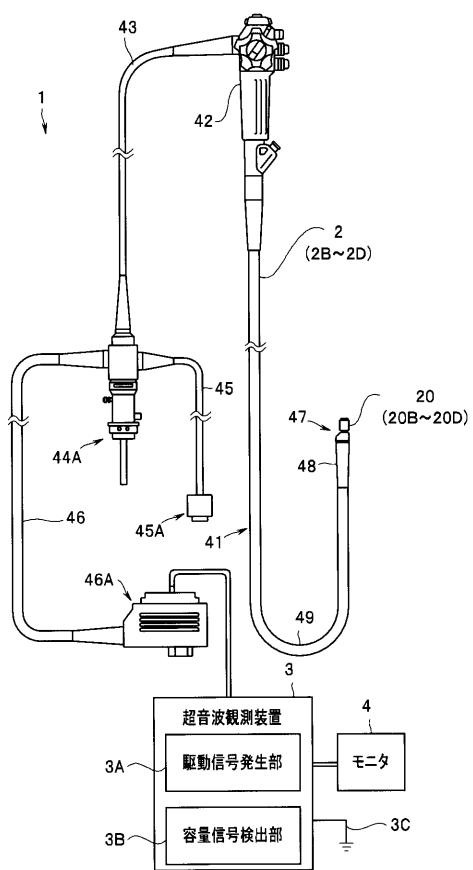
【図 3】



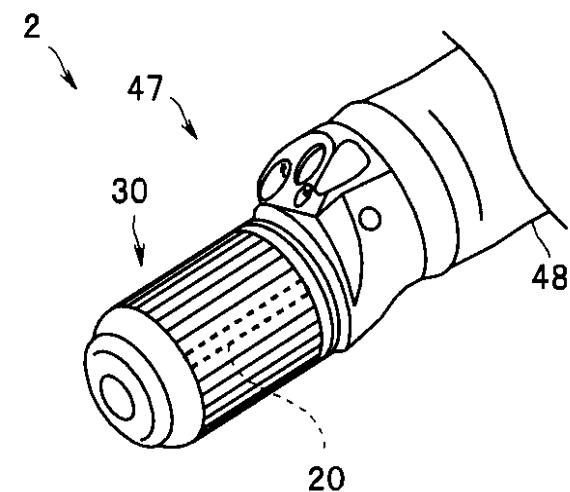
【図 2】



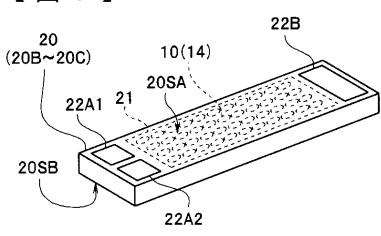
【図 4】



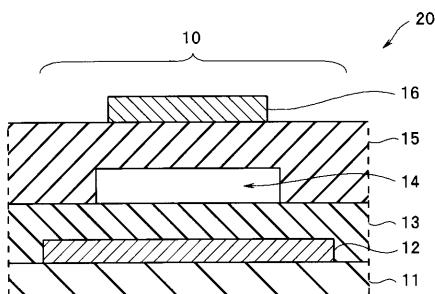
【図 5】



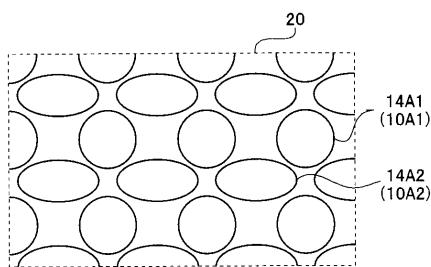
【図 6】



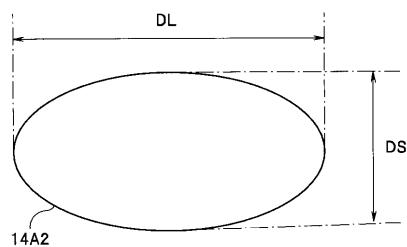
【図 7】



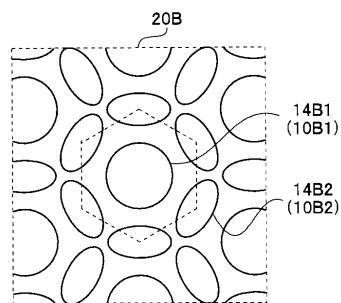
【図 8】



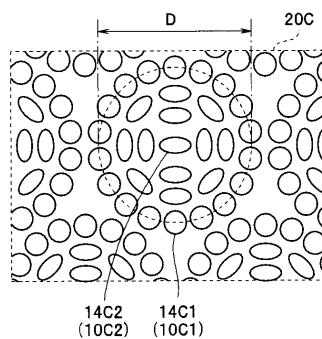
【図 9】



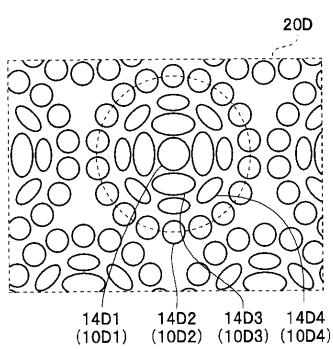
【図 10】



【図 11】



【図 12】



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43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43番2号 オリンパス株式会社内
F ターム(参考) 4C601 BB24 EE03 FE02 GB05 GB16 GB17 GB41 GB45

专利名称(译)	超声波元件和超声波内窥镜		
公开(公告)号	JP2014068674A	公开(公告)日	2014-04-21
申请号	JP2012214689	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	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB24 4C601/EE03 4C601/FE02 4C601/GB05 4C601/GB16 4C601/GB17 4C601/GB41 4C601/GB45		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种具有宽带宽和良好的发射/接收效率的超声元件。超声元件(20)包括多个第一换能器单元(10A1)，在该换能器单元中，下部电极和上部电极通过具有各向同性平面形状的第一腔(14A1)和平面而彼此面对。多个第二换能器单元10A2，其中下部电极和上部电极被布置为经由具有各向异性形状的第二空腔14A2彼此面对。[选择图]图8

