

(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2018-64744

(P2018-64744A)

(43) 公開日 平成30年4月26日(2018.4.26)

(51) Int.Cl.
A61B 8/12 (2006.01)F1
A61B 8/12テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2016-204982 (P2016-204982)
(22) 出願日 平成28年10月19日(2016.10.19)(71) 出願人 000000376
オリンパス株式会社
東京都八王子市石川町2951番地
(74) 代理人 110002147
特許業務法人酒井国際特許事務所
(72) 発明者 若林 勝裕
東京都八王子市石川町2951番地 オリ
ンパス株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB06 BB24 EE10 EE13 FE02
GB05 GB19 GB20 GB26 GB28
GB31 GB33 GB34 GB41 GB44

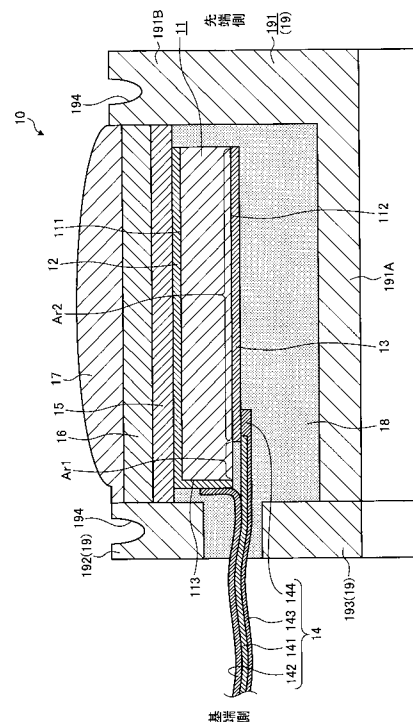
(54) 【発明の名称】 超音波振動子、超音波内視鏡、及び超音波振動子の製造方法

(57) 【要約】

【課題】耐久性を確保しつつ、小型化を図ること。

【解決手段】超音波振動子10は、入力した電気信号に応じて超音波を出射するとともに、外部から入射した超音波を電気信号に変換する圧電素子11と、圧電素子11における当該超音波振動子10の外表面側に位置する第1の面111、及び当該第1の面に交差する1つの交差面113の2つの面に連続して形成された第1の電極112と、圧電素子11における第1の面111とは反対側の第2の面112に第1の電極112から離間して形成された第2の電極113と、第1の電極112のうち交差面113に形成された部分に導電接続される第1の配線142と、第2の電極113に導電接続される第2の配線143とを備える。

【選択図】図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送受する超音波振動子であって、
入力した電気信号に応じて超音波を出射するとともに、外部から入射した超音波を電気信号に変換する圧電素子と、
前記圧電素子における当該超音波振動子の外表面側に位置する第 1 の面、及び当該第 1 の面に交差する 1 つの交差面の 2 つの面に連続して形成された第 1 の電極と、
前記圧電素子における前記第 1 の面とは反対側の第 2 の面に前記第 1 の電極から離間して形成された第 2 の電極と、
前記第 1 の電極のうち、前記交差面に形成された部分に導電接続される第 1 の配線と、
前記第 2 の電極に導電接続される第 2 の配線とを備える
ことを特徴とする超音波振動子。

10

【請求項 2】

前記第 1 の配線は、
グラウンドとなるグラウンド配線であり、
前記第 2 の配線は、
前記圧電素子に前記超音波を出射させる前記電気信号を供給する信号配線である
ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波振動子。

【請求項 3】

前記第 2 の電極は、
前記第 2 の面において、当該第 2 の面の中心よりも前記交差面側に延在し、
前記第 2 の配線は、
前記第 2 の電極のうち、前記第 2 の面の中心よりも前記交差面側に延在した部分に導電接続される
ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波振動子。

20

【請求項 4】

前記圧電素子は、
第 1 の方向に沿って直線状に延在する長尺状の直方体で構成され、
前記第 1 の面及び前記第 2 の面は、
前記第 1 の方向に平行となる面であり、
前記交差面は、
前記第 1 の方向に直交する面である
ことを特徴とする請求項 1 ～ 3 のいずれか一つに記載の超音波振動子。

30

【請求項 5】

当該超音波振動子は、
複数の前記圧電素子が配列されたアレイ型の超音波振動子である
ことを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか一つに記載の超音波振動子。

【請求項 6】

当該超音波振動子は、
円筒を形成するように前記複数の圧電素子が規則的に配列された電子ラジアル走査方式
の超音波振動子である
ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波振動子。

40

【請求項 7】

前記第 1 の配線及び前記第 2 の配線の少なくとも一方は、
フレキシブルプリント基板に設けられた導電層である
ことを特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれか一つに記載の超音波振動子。

【請求項 8】

前記フレキシブルプリント基板は、
絶縁性の基板と、
前記基板に対して互いに電氣的に絶縁された状態でそれぞれ設けられ、前記第 1 の配線

50

及び前記第 2 の配線としてそれぞれ構成される 2 つの前記導電層とを備える
ことを特徴とする請求項 7 に記載の超音波振動子。

【請求項 9】

前記 2 つの導電層は、
前記基板の一方の面、及び当該一方の面とは反対側の他方の面にそれぞれ設けられ、
前記 2 つの導電層の一方は、
前記基板に対して折り曲げられた状態で、前記第 1 の電極または前記第 2 の電極に導電
接続される

ことを特徴とする請求項 8 に記載の超音波振動子。

【請求項 10】

前記第 1 の配線として構成される前記導電層には、
当該導電層に導通し、当該導電層から膨出した膨出部が設けられ、
前記膨出部は、
前記第 1 の電極のうち前記交差面に形成された部分に当接した状態で、当該部分に導電
接続される

ことを特徴とする請求項 7 または 8 に記載の超音波振動子。

【請求項 11】

被検体内に挿入される挿入部を備え、当該挿入部の先端に超音波振動子が設けられた超
音波内視鏡であって、
前記超音波振動子は、
請求項 1 ~ 10 のいずれか一つに記載の超音波振動子である
ことを特徴とする超音波内視鏡。

【請求項 12】

前記圧電素子は、
前記交差面が前記挿入部の基端側に向いた姿勢で配設される
ことを特徴とする請求項 11 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 13】

圧電素子を構成する圧電素子用母材における第 1 の面、及び当該第 1 の面に交差する 1
つの交差面の 2 つの面に連続して形成された第 1 の電極を構成する第 1 の薄膜のうち、前
記交差面に形成された部分に第 1 の配線を導電接続する第 1 配線工程と、

前記圧電素子用母材における前記第 1 の面とは反対側の第 2 の面に形成された第 2 の電
極を構成する第 2 の薄膜に第 2 の配線を導電接続する第 2 配線工程と、

前記第 1 の面側または前記第 2 の面側に積層部材を積層して成形用部材を作製する成形
用部材作製工程と、

前記第 1 配線工程、前記第 2 配線工程、及び前記成形用部材作製工程の後、前記積層部
材の途中の深さまで前記成形用部材を裁断し、複数の前記圧電素子を成形する成形工程と
を含み、

前記第 1 の配線及び前記第 2 の配線の少なくとも一方は、
フレキシブルプリント基板に設けられた導電層である

ことを特徴とする超音波振動子の製造方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波振動子、超音波内視鏡、及び超音波振動子の製造方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、柔軟で細長い挿入部を人等の被検体内に挿入し、当該挿入部の先端に設けられた
超音波振動子を用いて当該被検体内を観察する超音波内視鏡が知られている（例えば、特
許文献 1 参照）。

特許文献 1 に記載の超音波振動子は、電子ラジアル走査方式の超音波振動子で構成され

10

20

30

40

50

、円筒を形成するように規則的に配列された複数の圧電素子を有する。より具体的に、当該超音波振動子は、バッキング材と、圧電素子と、音響整合層とが一体に積層されるとともに、当該音響整合層に対して外表面側に音響レンズが取り付けられた構成を有する。

ここで、圧電素子は、平板状の圧電体と、当該圧電体における超音波振動子の外表面側に位置する一方の板面に形成された上部電極と、他方の板面に形成された下部電極とを備える。また、上、下部電極には、リード線がそれぞれ導電接続される。そして、リード線を介して入力した電気信号に応じて圧電素子で発生した超音波は、音響整合層を介し、音響レンズにて収束されて被検体内に照射される。また、被検体内で反射された超音波は、音響レンズ及び音響整合層を介して圧電素子に入射し、当該圧電素子にて電気信号に変換されてリード線を介して出力される。

10

【0003】

ところで、上、下部電極と各リード線との接合部分が音響レンズに近接している場合には、音響レンズを透過した薬剤等により当該接合部分が腐食し、上、下部電極と各リード線とが不導通となる虞がある。

そこで、特許文献1に記載の超音波振動子では、薬剤等に対する耐久性を向上させるために、以下の構成を採用している。なお、以下で記載する「基端側」は、挿入部の先端から離間する側を意味する。

上、下部電極は、挿入部の延在方向に沿う挿入軸方向の長さが圧電体よりも長く、当該圧電体に対して基端側に突出している。また、上、下部電極における基端側に突出した各部分の間には、圧電体と同じ厚みで圧電機能を持たないダミー基板が挟み込まれている。さらに、ダミー基板との間で上部電極を挟み込む配線保護層が音響整合層の基端側に隣接されている。この配線保護層と音響整合層との境界は、音響レンズにおける基端側の端部よりも基端側に位置する。そして、各リード線は、上、下部電極における基端側に突出した部分において、配線保護層と音響整合層との境界よりも基端側の位置にそれぞれ導電接続される。

20

以上のように構成することにより、音響レンズ～配線保護層と音響整合層との境界～上、下部電極と各リード線との接合部分に至る薬剤等の進入経路の経路長が長くなり、薬剤等が上、下部電極と各リード線との接合部分に到達し難い構造となる。すなわち、薬剤等に対する耐久性が向上する。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2009-297118号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献1に記載の超音波振動子では、配線保護層やダミー基板を設けるとともに、上、下部電極を基端側に延長する必要がある、超音波振動子における挿入軸方向の長さ寸法が長くなってしまふ、という問題がある。

このため、耐久性を確保しつつ、小型化を図ることができる技術が要望されている。

40

【0006】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、耐久性を確保しつつ、小型化を図ることができる超音波振動子、超音波内視鏡、及び超音波振動子の製造方法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】

【0007】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る超音波振動子は、超音波を送受する超音波振動子であって、入力した電気信号に応じて超音波を出射するとともに、外部から入射した超音波を電気信号に変換する圧電素子と、前記圧電素子における当該超音波振動子の外表面側に位置する第1の面、及び当該第1の面に交差する1つの交差面

50

の２つの面に連続して形成された第１の電極と、前記圧電素子における前記第１の面とは反対側の第２の面に前記第１の電極から離間して形成された第２の電極と、前記第１の電極のうち、前記交差面に形成された部分に導電接続される第１の配線と、前記第２の電極に導電接続される第２の配線とを備えることを特徴とする。

【０００８】

また、本発明に係る超音波振動子では、上記発明において、前記第１の配線は、グラウンドとなるグラウンド配線であり、前記第２の配線は、前記圧電素子に前記超音波を出射させる前記電気信号を供給する信号配線であることを特徴とする。

【０００９】

また、本発明に係る超音波振動子では、上記発明において、前記第２の電極は、前記第２の面において、当該第２の面の中心よりも前記交差面側に延在し、前記第２の配線は、前記第２の電極のうち、前記第２の面の中心よりも前記交差面側に延在した部分に導電接続されることを特徴とする。

10

【００１０】

また、本発明に係る超音波振動子では、上記発明において、前記圧電素子は、第１の方向に沿って直線状に延在する長尺状の直方体で構成され、前記第１の面及び前記第２の面は、前記第１の方向に平行となる面であり、前記交差面は、前記第１の方向に直交する面であることを特徴とする。

【００１１】

また、本発明に係る超音波振動子では、上記発明において、当該超音波振動子は、複数の前記圧電素子が配列されたアレイ型の超音波振動子であることを特徴とする。

20

【００１２】

また、本発明に係る超音波振動子では、上記発明において、当該超音波振動子は、円筒を形成するように前記複数の圧電素子が規則的に配列された電子ラジアル走査方式の超音波振動子であることを特徴とする。

【００１３】

また、本発明に係る超音波振動子では、上記発明において、前記第１の配線及び前記第２の配線の少なくとも一方は、フレキシブルプリント基板に設けられた導電層であることを特徴とする。

【００１４】

また、本発明に係る超音波振動子では、上記発明において、前記フレキシブルプリント基板は、絶縁性の基板と、前記基板に対して互いに電氣的に絶縁された状態でそれぞれ設けられ、前記第１の配線及び前記第２の配線としてそれぞれ構成される２つの前記導電層とを備えることを特徴とする。

30

【００１５】

また、本発明に係る超音波振動子では、上記発明において、前記２つの導電層は、前記基板の一方の面、及び当該一方の面とは反対側の他方の面にそれぞれ設けられ、前記２つの導電層の一方は、前記基板に対して折り曲げられた状態で、前記第１の電極または前記第２の電極に導電接続されることを特徴とする。

【００１６】

また、本発明に係る超音波振動子では、上記発明において、前記第１の配線として構成される前記導電層には、当該導電層に導通し、当該導電層から膨出した膨出部が設けられ、前記膨出部は、前記第１の電極のうち前記交差面に形成された部分に当接した状態で、当該部分に導電接続されることを特徴とする。

40

【００１７】

本発明に係る超音波内視鏡は、被検体内に挿入される挿入部を備え、当該挿入部の先端に超音波振動子が設けられた超音波内視鏡であって、前記超音波振動子は、上述した超音波振動子であることを特徴とする。

【００１８】

また、本発明に係る超音波内視鏡では、上記発明において、前記圧電素子は、前記交差

50

面が前記挿入部の基端側に向いた姿勢で配設されることを特徴とする。

【 0 0 1 9 】

本発明に係る超音波振動子の製造方法は、圧電素子を構成する圧電素子用母材における第 1 の面、及び当該第 1 の面に交差する 1 つの交差面の 2 つの面に連続して形成された第 1 の電極を構成する第 1 の薄膜のうち、前記交差面に形成された部分に第 1 の配線を導電接続する第 1 配線工程と、前記圧電素子用母材における前記第 1 の面とは反対側の第 2 の面に形成された第 2 の電極を構成する第 2 の薄膜に第 2 の配線を導電接続する第 2 配線工程と、前記第 1 の面側または前記第 2 の面側に積層部材を積層して成形用部材を作製する成形用部材作製工程と、前記第 1 配線工程、前記第 2 配線工程、及び前記成形用部材作製工程の後、前記積層部材の途中の深さまで前記成形用部材を裁断し、複数の前記圧電素子を成形する成形工程とを含み、前記第 1 の配線及び前記第 2 の配線の少なくとも一方は、フレキシブルプリント基板に設けられた導電層であることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【 0 0 2 0 】

本発明に係る超音波振動子、超音波内視鏡、及び超音波振動子の製造方法によれば、耐久性を確保しつつ、小型化を図ることができる、という効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 1 】

【図 1】図 1 は、本実施の形態に係る内視鏡システムを模式的に示す図である。

【図 2】図 2 は、超音波振動子の構成を示す図である。

20

【図 3】図 3 は、超音波振動子の構成を示す図である。

【図 4】図 4 は、超音波振動子の構成を示す図である。

【図 5】図 5 は、超音波振動子の構成を示す図である。

【図 6】図 6 は、超音波振動子の製造方法を示すフローチャートである。

【図 7 A】図 7 A は、超音波振動子の製造方法を説明する図である。

【図 7 B】図 7 B は、超音波振動子の製造方法を説明する図である。

【図 7 C】図 7 C は、超音波振動子の製造方法を説明する図である。

【図 7 D】図 7 D は、超音波振動子の製造方法を説明する図である。

【図 7 E】図 7 E は、超音波振動子の製造方法を説明する図である。

【図 7 F】図 7 F は、超音波振動子の製造方法を説明する図である。

30

【図 7 G】図 7 G は、超音波振動子の製造方法を説明する図である。

【図 8】図 8 は、本実施の形態の変形例 1 に係る超音波振動子を示す図である。

【図 9】図 9 は、本実施の形態の変形例 2 に係る超音波振動子を示す図である。

【図 1 0】図 1 0 は、本実施の形態の変形例 3 に係る超音波振動子を示す図である。

【図 1 1】図 1 1 は、本実施の形態の変形例 4 に係る成形用部材を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 2 】

以下に、図面を参照して、本発明を実施するための形態（以下、実施の形態）について説明する。なお、以下に説明する実施の形態によって本発明が限定されるものではない。さらに、図面の記載において、同一の部分には同一符号を付している。

40

【 0 0 2 3 】

〔内視鏡システムの概略構成〕

図 1 は、本実施の形態に係る内視鏡システム 1 を模式的に示す図である。

内視鏡システム 1 は、超音波内視鏡を用いて人等の被検体内の超音波診断を行うシステムである。この内視鏡システム 1 は、図 1 に示すように、超音波内視鏡 2 と、超音波観測装置 3 と、内視鏡観察装置 4 と、表示装置 5 とを備える。

超音波内視鏡 2 は、一部を被検体内に挿入可能とし、被検体内の体壁に向けて超音波パルス（音響パルス）を送信するとともに被検体にて反射された超音波エコーを受信してエコー信号を出力する機能、及び被検体内を撮像して画像信号を出力する機能を有する。

なお、超音波内視鏡 2 の詳細な構成については、後述する。

50

【 0 0 2 4 】

超音波観測装置 3 は、超音波ケーブル 3 1 (図 1) を介して超音波内視鏡 2 に電氣的に接続し、超音波ケーブル 3 1 を介して超音波内視鏡 2 にパルス信号を出力するとともに超音波内視鏡 2 からエコー信号を入力する。そして、超音波観測装置 3 では、当該エコー信号に所定の処理を施して超音波画像を生成する。

内視鏡観察装置 4 には、超音波内視鏡 2 の後述する内視鏡用コネクタ 9 (図 1) が着脱自在に接続される。この内視鏡観察装置 4 は、図 1 に示すように、ビデオプロセッサ 4 1 と、光源装置 4 2 とを備える。

ビデオプロセッサ 4 1 は、内視鏡用コネクタ 9 を介して超音波内視鏡 2 からの画像信号を入力する。そして、ビデオプロセッサ 4 1 は、当該画像信号に所定の処理を施して内視鏡画像を生成する。

光源装置 4 2 は、内視鏡用コネクタ 9 を介して被検体内を照明する照明光を超音波内視鏡 2 に供給する。

表示装置 5 は、液晶または有機 E L (Electro Luminescence) を用いて構成され、超音波観測装置 3 にて生成された超音波画像や、内視鏡観察装置 4 にて生成された内視鏡画像等を表示する。

【 0 0 2 5 】

〔 超音波内視鏡の構成 〕

次に、超音波内視鏡 2 の構成について説明する。

超音波内視鏡 2 は、図 1 に示すように、挿入部 6 と、操作部 7 と、ユニバーサルコード 8 と、内視鏡用コネクタ 9 とを備える。

なお、以下に記載する「先端側」は、挿入部 6 の先端側 (被検体内への挿入方向の先端側) を意味する。また、以下に記載する「基端側」は、挿入部 6 の先端から離間する側を意味する。

挿入部 6 は、被検体内に挿入される部分である。この挿入部 6 は、図 1 に示すように、先端側に設けられる超音波振動子 1 0 と、超音波振動子 1 0 の基端側に連結される硬性部材 6 1 と、硬性部材 6 1 の基端側に連結され湾曲可能とする湾曲部 6 2 と、湾曲部 6 2 の基端側に連結され可撓性を有する可撓管 6 3 とを備える。

なお、本発明の要部である超音波振動子 1 0 の詳細な構成については、後述する。

【 0 0 2 6 】

操作部 7 は、挿入部 6 の基端側に連結され、医師等から各種操作を受け付ける部分である。この操作部 7 は、図 1 に示すように、湾曲部 6 2 を湾曲操作するための湾曲ノブ 7 1 と、各種操作を行うための複数の操作部材 7 2 とを備える。

ユニバーサルコード 8 は、操作部 7 から延在し、光源装置 4 2 から供給された照明光を伝送するライトガイド (図示略) 、上述したパルス信号やエコー信号を伝送する振動子ケーブル (図示略) 、及び上述した画像信号を伝送する信号ケーブル (図示略) 等が配設されたコードである。

内視鏡用コネクタ 9 は、ユニバーサルコード 8 の端部に設けられている。そして、内視鏡用コネクタ 9 は、超音波ケーブル 3 1 が接続されるとともに、内視鏡観察装置 4 に挿し込まれることでビデオプロセッサ 4 1 及び光源装置 4 2 に接続する。

【 0 0 2 7 】

〔 超音波振動子の構成 〕

次に、超音波振動子 1 0 の構成について説明する。

図 2 ないし図 5 は、超音波振動子 1 0 の構成を示す図である。具体的に、図 2 は、超音波振動子 1 0 を先端側から見た斜視図である。図 3 は、超音波振動子 1 0 から第 1 , 第 2 の電極 1 2 , 1 3 、第 1 , 第 2 の音響整合層 1 5 , 1 6 、音響レンズ 1 7 、及び係止部材 1 9 を省略した斜視図である。図 4 は、挿入軸 A x に沿う平面にて超音波振動子 1 0 を切断した断面図である。図 5 は、図 4 の一部を拡大した図である。

超音波振動子 1 0 は、電子ラジアル走査方式の超音波振動子 (アレイ型の超音波振動子) であり、円筒を形成するように規則的に配列された複数の圧電素子 1 1 (図 3) を有す

10

20

30

40

50

る。そして、超音波振動子 10 は、当該円筒から放射状に超音波パルスを送信するとともに、当該円筒の中心軸を中心とした 360° の回転方向に超音波パルスを走査する。

そして、超音波振動子 10 は、図 2 ないし図 5 に示すように、複数の圧電素子 11 (図 3 ~ 図 5) と、複数の第 1, 第 2 の電極 12, 13 (図 4, 図 5) と、フレキシブルプリント基板 14 (以下、FPC 基板 14 と記載) と、第 1, 第 2 の音響整合層 15, 16 (図 4, 図 5) と、音響レンズ 17 (図 2, 図 4, 図 5) と、バッキング材 18 (図 3 ~ 図 5) と、係止部材 19 (図 2, 図 4, 図 5) とを備える。

【0028】

圧電素子 11 は、図 3 ないし図 5 に示すように、挿入軸 Ax に沿う方向 (本発明に係る第 1 の方向に相当) に沿って直線状に延在する長尺状の直方体で構成されている。また、圧電素子 11 の外面には、図 4 または図 5 に示すように、第 1, 第 2 の電極 12, 13 が形成されている。そして、圧電素子 11 は、上述した振動子ケーブル (図示略)、FPC 基板 14、及び第 2 の電極 13 を介して入力したパルス信号 (本発明に係る電気信号に相当) を超音波パルスに変換して被検体へ送信する。また、圧電素子 11 は、被検体で反射された超音波エコーを電圧変化で表現する電気的なエコー信号 (本発明に係る電気信号に相当) に変換して出力する。

ここで、圧電素子 11 は、PMN - PT 単結晶、PMN - PZT 単結晶、PZN - PT 単結晶、PIN - PZN - PT 単結晶またはリラクサー系材料を用いて形成される。

なお、PMN - PT 単結晶は、マグネシウム・ニオブ酸鉛及びチタン酸鉛の固溶体の略称である。PMN - PZT 単結晶は、マグネシウム・ニオブ酸鉛及びチタン酸ジルコン酸鉛の固溶体の略称である。PZN - PT 単結晶は、亜鉛・ニオブ酸鉛及びチタン酸鉛の固溶体の略称である。PIN - PZN - PT 単結晶は、インジウム・ニオブ酸鉛、亜鉛・ニオブ酸鉛及びチタン酸鉛の固溶体の略称である。リラクサー系材料は、圧電定数や誘電率を増加させる目的でリラクサー材料である鉛系複合ペロブスカイトをチタン酸ジルコン酸鉛 (PZT) に添加した三成分系圧電材料の総称である。鉛系複合ペロブスカイトは、 $Pb(B_1, B_2)O_3$ で表され、 B_1 はマグネシウム、亜鉛、インジウムまたはスカンジウムのいずれかであり、 B_2 はニオブ、タンタルまたはタングステンのいずれかである。これらの材料は、優れた圧電効果を有している。このため、小型化しても電気的なインピーダンスの値を低くすることができ、第 1, 第 2 の電極 12, 13 との間のインピーダンスマッチングの観点から好ましい。

【0029】

第 1 の電極 12 は、導電性を有する金属材料または樹脂材料で構成され、圧電素子 11 における以下の外面に形成されている。

すなわち、第 1 の電極 12 は、図 4 または図 5 に示すように、圧電素子 11 の外面において、挿入軸 Ax に平行となり、超音波振動子 10 の外表面側 (円筒状の超音波振動子 10 の中心軸から離間する側) に位置する第 1 の面 111 全面と、当該第 1 の面 111 に直交 (交差) する (挿入軸 Ax に直交する) 基端側の交差面 113 全面とに連続して形成されている。

そして、第 1 の電極 12 は、FPC 基板 14 に設けられた第 1 の導電層 142 と導電接続し、グラウンド電極として機能する。

第 2 の電極 13 は、第 1 の電極 12 と同様に、導電性を有する金属材料または樹脂材料で構成され、圧電素子 11 における以下の外面に形成されている。

すなわち、第 2 の電極 13 は、図 4 または図 5 に示すように、圧電素子 11 の外面において、第 1 の面 111 とは反対側に位置する第 2 の面 112 に形成されている。より具体的に、第 2 の電極 13 は、第 2 の面 112 全面において、交差面 113 側の一部の領域 Ar1 (図 4, 図 5) を除く他の領域 Ar2 (図 4, 図 5) に形成されている。すなわち、第 2 の電極 13 は、第 1 の電極 12 から離間して形成されている。

そして、第 2 の電極 13 は、FPC 基板 14 に設けられた第 2 の導電層 143 と導電接続し、圧電素子 11 への信号の入出力を行う信号電極として機能する。

【0030】

F P C 基板 1 4 は、上述した振動子ケーブル（図示略）と第 1，第 2 の電極 1 2，1 3 とを電氣的に接続する部分である。この F P C 基板 1 4 は、図 4 または図 5 に示すように、基板 1 4 1 と、第 1 の導電層 1 4 2 と、複数の第 2 の導電層 1 4 3 と、接合用電極 1 4 4 とを備える。

基板 1 4 1 は、ポリイミド等の絶縁材料から構成された可撓性を有する基板である。

第 1 の導電層 1 4 2 は、グラウンドとなるグラウンド配線であり、基板 1 4 1 の一方の面に一様に設けられている（図 7 A 参照）。そして、第 1 の導電層 1 4 2 は、先端側が基板 1 4 1 から折り曲げられた状態で、第 1 の電極 1 2 のうち、交差面 1 1 3 に形成された部分に導電接続される。すなわち、第 1 の導電層 1 4 2 は、本発明に係る第 1 の配線に相当する。

10

複数の第 2 の導電層 1 4 3 は、上述した振動子ケーブル（図示略）と複数の圧電素子 1 1 にそれぞれ設けられた各第 2 の電極 1 3 との間で上述したパルス信号やエコー信号を伝送する信号配線である。そして、複数の第 2 の導電層 1 4 3 は、基板 1 4 1 における上述した一方の面とは反対側の他方の面において、F P C 基板 1 4 の長手方向に直交する方向に並ぶように、配線パターンとしてそれぞれ構成されている（図 7 A 参照）。

なお、具体的な図示は省略したが、基板 1 4 1 における上述した一方の面及び他方の面には、ポリイミド等の絶縁材料から構成され、第 1，第 2 の導電層 1 4 2，1 4 3 を保護する保護層がそれぞれ設けられている。

接合用電極 1 4 4 は、F P C 基板 1 4 の先端に設けられ、当該 F P C 基板 1 4 の長手方向に直交する方向に延在し、複数の第 2 の導電層 1 4 3 にそれぞれ導通する（図 7 A 参照）。そして、接合用電極 1 4 4 は、第 2 の電極 1 3 のうち、第 2 の面 1 1 2 の中心よりも交差面 1 1 3 側に延在した部分に導電接続される。すなわち、第 2 の導電層 1 4 3 は、接合用電極 1 4 4 を介して第 2 の電極 1 3 に導電接続され、本発明に係る第 2 の配線に相当する。

20

以上説明した第 1，第 2 の導電層 1 4 2，1 4 3 及び接合用電極 1 4 4 は、例えば、銅等の導電性材料を用いて構成されている。

【0031】

第 1 の音響整合層 1 5 は、図 4 または図 5 に示すように、圧電素子 1 1 に対して第 1 の面 1 1 1 側に設けられている。また、第 2 の音響整合層 1 6 は、第 1 の音響整合層 1 5 とは異なる材料で構成され、第 1 の音響整合層 1 5 に対して超音波振動子 1 0 の外表面側に設けられている。

30

より具体的に、第 1，第 2 の音響整合層 1 5，1 6 は、圧電素子 1 1 と被検体との間で音（超音波）を効率よく透過させるために、圧電素子 1 1 と被検体との間の音響インピーダンスをマッチングさせる部材である。

なお、本実施の形態では、2つの音響整合層（第 1，第 2 の音響整合層 1 5，1 6）を有するものとして説明するが、圧電素子 1 1 と被検体との特性により一層としてもよく、あるいは、三層以上としても構わない。また、音響整合層は、被検体との音響インピーダンスの整合が取れていれば、当該音響整合層を有しない超音波振動子としても構わない。

【0032】

音響レンズ 1 7 は、例えば、シリコン樹脂等を用いて構成され、図 2、図 4 または図 5 に示すように、外周面が凸状に湾曲した略円筒形状を有し、超音波振動子 1 0 の外表面に位置する。そして、音響レンズ 1 7 は、圧電素子 1 1 から送信され、第 1，第 2 の音響整合層 1 5，1 6 を介した超音波パルスを収束させる機能を有する。なお、音響レンズ 1 7 は、任意に設けることができ、当該音響レンズ 1 7 を有しない構成としても構わない。

40

バックング材 1 8 は、図 3 ないし図 5 に示すように、圧電素子 1 1 に対して第 2 の面 1 1 2 側に設けられ、圧電素子 1 1 の動作によって生じる不要な超音波振動を減衰させる部材である。このバックング材 1 8 は、減衰率の大きい材料、例えば、アルミナやジルコニア等のフィラーを分散させたエポキシ樹脂や、上述したフィラーを分散したゴムを用いて形成される。

【0033】

50

係止部材 19 は、上述した各部材 11 ~ 18 を支持するとともに、硬性部材 61 に取り付けられる部分である。この係止部材 19 は、図 2、図 4 または図 5 に示すように、先端側係止部材 191 と、第 1、第 2 の基端側係止部材 192、193 とを備える。

先端側係止部材 191 は、図 4 に示すように、挿入軸 Ax に沿って延在する円筒状の筒体 191A と、筒体 191A の先端側の端部から外側（筒体 191A の中心軸から離間する側）に直角に屈曲して延在する円環状の板体で構成される張出部 191B とを備える。

第 1 の基端側係止部材 192 は、図 4 に示すように、筒体 191A の外径寸法よりも大きい内径寸法を有し、張出部 191B の外径寸法と略同一の外形寸法を有する円環状の板体で構成される。

第 2 の基端側係止部材 193 は、図 4 に示すように、筒体 191A の内径寸法と略同一の内径寸法を有し、第 1 の基端側係止部材 192 の内径寸法よりも小さい外径寸法を有する円環状の板体で構成される。なお、第 2 の基端側係止部材 193 の厚み寸法は、第 1 の基端側係止部材 192 の厚み寸法と同一である。

【0034】

そして、第 2 の基端側係止部材 193 は、第 1 の基端側係止部材 192 の内側に配設される。また、第 1、第 2 の基端側係止部材 192、193 は、張出部 191B に対向するように、筒体 191A の基端側に配設される。そして、筒体 191A、張出部 191B、及び第 1、第 2 の基端側係止部材 192、193 で囲まれる空間に、上述した各部材 11 ~ 18 が配設される。

また、張出部 191B の外周面、及び第 1 の基端側係止部材 192 の外周面には、音響レンズ 17 を覆うようにバルーン（図示略）を取り付けるためのバルーン保持溝 194 がそれぞれ形成されている。

【0035】

ここで、円筒状の超音波振動子 10 内（筒体 191A 内）には、具体的な図示は省略したが、上述したライトガイドの出射端側、当該ライトガイドの出射端から出射された照明光を挿入軸 Ax に沿って被検体内に照射する照明レンズ、当該被検体内で反射された光（被写体像）を集光する対物光学系、及び当該対物光学系にて集光された被写体像を撮像する撮像素子が配設されている。そして、当該撮像素子にて撮像された画像信号は、上述した信号ケーブルを介して内視鏡観察装置 4（ビデオプロセッサ 41）に伝送される。

すなわち、本実施の形態に係る超音波内視鏡 2 は、挿入軸 Ax に沿う方向を観察する直視タイプの内視鏡として構成されている。なお、直視タイプの内視鏡に限らず、挿入軸 Ax に対して鋭角で交差する方向を観察する斜視タイプの内視鏡や、挿入軸 Ax に直交する方向を観察する側視タイプの内視鏡で超音波内視鏡 2 を構成しても構わない。

【0036】

〔超音波振動子の製造方法〕

次に、上述した超音波振動子 10 の製造方法について説明する。

図 6 は、超音波振動子 10 の製造方法を示すフローチャートである。図 7A ないし図 7G は、超音波振動子 10 の製造方法を説明する図である。

まず、作業者は、図 7A に示すように、平板状の圧電素子用母材 110 における一方の板面（第 1 の面 111 に相当）側に第 1 の音響整合層用母材 150 及び第 2 の音響整合層 16 を順に積層して、成形用部材 100 を作製する（工程 S1：成形用部材作製工程）。

すなわち、第 1 の音響整合層用母材 150 及び第 2 の音響整合層 16 は、本発明に係る積層部材に相当する。

ここで、圧電素子用母材 110 は、圧電素子 11 を構成する材料を用いて形成され、図 7A に示すように、平面視長方形の平板で構成されている。そして、圧電素子用母材 110 における一方の板面（第 1 の面 111 に相当）全体、及び当該一方の板面に直交（交差）する端面（交差面 113 に相当）全体には、第 1 の電極 12 と同一の材料で構成された第 1 の薄膜 120 が連続して形成されている。また、圧電素子用母材 110 における他方の板面（第 2 の面 112 に相当）全体において、上述した端面（交差面 113 に相当）に近接する側の領域 Ar1 を除く他の領域 Ar2 には、第 2 の電極 13 と同一の材料で構

10

20

30

40

50

成された第 2 の薄膜 130 が形成されている。

また、第 1 の音響整合層用母材 150 は、第 1 の音響整合層 15 と同一の材料で構成された部材である。

【0037】

次に、作業者は、図 7 A に示すように、第 1 の導電層 142 の先端側を基板 141 から略直角に折り曲げた状態で、第 1 の薄膜 120 のうち、上述した端面（交差面 113 に相当）に形成された部分に当該先端側を半田付けにより導電接続する（工程 S2：第 1 配線工程）。

次に、作業者は、図 7 A に示すように、第 2 の薄膜 130 のうち、上述した他方の面（第 2 の面 112 に相当）の中心よりも上述した端面（交差面 113 に相当）側に延在した部分に接合用電極 144 を半田付けにより導電接続する（工程 S3：第 2 配線工程）。

なお、上述した工程 S1～S3 の順序は、上述した順序に限らず、工程 S1～S3 のいずれの工程から実施しても構わない。

以下では、説明の便宜上、工程 S1～S3 により、FPC 基板 14 が接続された成形用部材 100 を FPC 付き成形用部材 200（図 7 A）と記載する。

【0038】

次に、作業者は、図 7 B または図 7 C に示すように、ダイシングソー DS を用いて、FPC 付き成形用部材 200 を裁断する（工程 S4：成形工程）。

具体的に、作業者は、FPC 基板 14 の長手方向（挿入軸 A x 方向）に沿って延びる裁断経路 DP（図 7 B，図 7 C）に沿ってダイシングソー DS 等の精密裁断機の刃を回転させながら移動させ、第 2 の音響整合層 16 の途中の深さまで成形用部材 100 を裁断するとともに、FPC 基板 14 における先端側の一部（接合用電極 144 を含む）を裁断する。その結果、複数の圧電素子 11（第 1，第 2 の電極 12，13 を含む）、及び複数の第 1 の音響整合層 15 がそれぞれ成形される。また、接合用電極 144 が裁断されることで、複数の第 2 の導電層 143 がそれぞれ電氣的に分断される。

以下では、説明の便宜上、工程 S4 により、裁断された FPC 付き成形用部材 200 を裁断済み成形用部材 300（図 7 D）と記載する。

【0039】

次に、作業者は、図 7 D に示すように、複数の圧電素子 11 が円筒を形成するように配列され、かつ、第 2 の音響整合層 16 が外周側に位置するように裁断済み成形用部材 300 を円筒状に湾曲させ、当該湾曲させた裁断済み成形用部材 300 を音響レンズ 17 内に挿通して、当該裁断済み成形用部材 300 と音響レンズ 17 とを固着する（工程 S5）。

なお、本実施の形態では、工程 S5 において、音響レンズ 17 として事前に成形したものを採用したが、これに限らず、円筒状に湾曲させた裁断済み成形用部材 300 を型に入れ、当該型に液体状の樹脂材料を充填し、裁断済み成形用部材 300 に対して音響レンズ 17 を直接、注型しても構わない。

以下では、説明の便宜上、裁断済み成形用部材 300 と音響レンズ 17 とを固着した円筒状のユニットをラジアルアレイ 400（図 7 E）と記載する。

【0040】

次に、作業者は、図 7 E に示すように、円筒状のラジアルアレイ 400 内に先端側から筒体 191 A を挿通し、ラジアルアレイ 400 と先端側係止部材 191 との中心を合わせた状態で、ラジアルアレイ 400 と先端側係止部材 191 とを固着する（工程 S6）。

次に、作業者は、図 7 E に示すように、第 1 の基端側係止部材 192 内に FPC 基板 14 を挿通し、ラジアルアレイ 400 と第 1 の基端側係止部材 192 との中心を合わせた状態で、ラジアルアレイ 400 と第 1 の基端側係止部材 192 とを固着する（工程 S7）。

次に、作業者は、図 7 F に示すように、先端側係止部材 191、ラジアルアレイ 400、及び第 1 の基端側係止部材 192 が固着されたユニットを第 1 の基端側係止部材 192 が上方に位置する姿勢とする。そして、作業者は、筒体 191 A、張出部 191 B、及びラジアルアレイ 400 で囲まれる空間に、バックング材 18 を構成する材料（バックング材用母材 180（図 7 F））を充填する（工程 S8）。

次に、作業者は、図 7 G に示すように、第 1 の基端側係止部材 1 9 2 の内周面と第 2 の基端側係止部材 1 9 3 の外周面との間に F P C 基板 1 4 が挿通されるように、第 2 の基端側係止部材 1 9 3 を筒体 1 9 1 A の基端側の端部に固着する（工程 S 9）。

最後に、工程 S 8 で充填したパッキング材用母材 1 8 0 を硬化させる（工程 S 1 0）ことで、超音波振動子 1 0 は製造される。

【0041】

以上説明した本実施の形態に係る超音波振動子 1 0 によれば、以下の効果がある。

本実施の形態に係る超音波振動子 1 0 では、第 1 の電極 1 2 は、圧電素子 1 1 における第 1 の面 1 1 1 及び交差面 1 1 3 の 2 つの面に連続して形成されている。また、第 2 の電極 1 3 は、圧電素子 1 1 における第 2 の面 1 1 2 に形成されている。そして、第 1 の導電層 1 4 2 は、第 1 の電極 1 2 のうち、交差面 1 1 3 に形成された部分に導電接続される。また、第 2 の導電層 1 4 3 は、第 2 の電極 1 3 に導電接続される。

このため、第 1 の電極 1 2 及び第 1 の導電層 1 4 2 の接合部分と、第 2 の電極 1 3 及び第 2 の導電層 1 4 3 の接合部分とを超音波振動子 1 0 の外表面から離れた位置に位置付けることができる。したがって、音響レンズ 1 7 及び第 1、第 2 の音響整合層 1 5、1 6 における先端側及び基端側の各端部と係止部材 1 9 との界面（隙間）を介して上述した各接合部分に至る薬剤等の進入経路の経路長を長く設定し、薬剤等が上述した接合部分に到達し難い構造とすることができる。すなわち、薬剤等に対する耐久性を向上させることができる。

また、従来の構成のように第 1、第 2 の電極 1 2、1 3 を圧電素子 1 1 に対して基端側に延長する必要がないため、超音波振動子 1 0 における挿入軸 A x 方向の長さを短くすることができる。すなわち、被検体内への挿入部 6 の挿入性を向上させることができる。

以上のことから、本実施の形態に係る超音波振動子 1 0 によれば、耐久性を確保しつつ、小型化を図ることができる、という効果を奏する。

【0042】

また、本実施の形態に係る超音波振動子 1 0 では、第 1 の導電層 1 4 2 は、グラウンドとなるグラウンド配線である。また、第 2 の導電層 1 4 3 は、圧電素子 1 1 に超音波パルスを出射させるパルス信号を供給する信号配線である。すなわち、薬剤等に対する影響をより考慮する必要のある信号配線の接合部分をグラウンド配線の接合部分よりも超音波振動子 1 0 の外表面から離れた位置に位置付けることができる。

【0043】

また、本実施の形態に係る超音波振動子 1 0 では、第 2 の導電層 1 4 3 は、第 2 の電極 1 3 のうち、第 2 の面 1 1 2 の中心よりも交差面 1 1 3 側に延在した部分に導電接続される。このため、本発明に係る第 1、第 2 の配線を交差面 1 1 3 側から基端側に纏めて引き回すことができ、配線作業を容易に実施することができる。また、当該第 1、第 2 の配線を纏めて引き回すことができるため、当該第 1、第 2 の配線を F P C 基板 1 4 で構成することができる。

【0044】

また、本実施の形態に係る超音波振動子 1 0 の製造方法では、成形用部材作製工程 S 1、第 1 配線工程 S 2、及び第 2 配線工程 S 3 を実施した後に、成形工程 S 4 を実施する。

このため、例えば、圧電素子用母材 1 1 0 を裁断して複数の圧電素子 1 1 を成形した後に、各第 1 の電極 1 2 及び各第 2 の電極 1 3 に順次、配線を実施していく場合と比較して、狭ピッチでの配線作業を容易に実施することができる。

【0045】

（その他の実施形態）

ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は上述した実施の形態によってのみ限定されるべきものではない。

図 8 は、図 5 に対応した図であって、本実施の形態の変形例 1 に係る超音波振動子 1 0 A を示す図である。

本変形例 1 に係る超音波振動子 1 0 A では、図 8 に示すように、上述した実施の形態で

説明した超音波振動子 10 (図 5) に対して、音響レンズ 17 の代わりに音響レンズ 17 A を採用している。

音響レンズ 17 A は、音響レンズ 17 に対して形状のみ異なる。この音響レンズ 17 A は、図 8 に示すように、レンズ部 17 1 と、一对の突出部 17 2 とを備える。

レンズ部 17 1 は、外周面が凸状に湾曲した略円筒形状を有し、第 2 の音響整合層 16 に対して超音波振動子 10 A の外表面側に位置する。

一对の突出部 17 2 は、レンズ部 17 1 における先端側及び基端側の各端部から円筒状のレンズ部 17 1 の中心軸に向けて直角に屈曲してそれぞれ延在した円環形状を有する。そして、一对の突出部 17 2 は、図 8 に示すように、複数の圧電素子 11、複数の第 1 の音響整合層 15、及び第 2 の音響整合層 16 における先端側及び基端側の各端部にそれぞれ対向する。

10

そして、第 1 の導電層 14 2 は、音響レンズ 17 A の内部において、第 1 の電極 12 のうち交差面 11 3 に形成された部分に導電接続される。また、本変形例 1 に係る FPC 基板 14 A では、基板 14 1 における一方の面及び他方の面には、ポリイミド等の絶縁材料から構成され、第 1、第 2 の電極 12、13 との接合部分のみが露出するように、第 1、第 2 の導電層 14 2、14 3 を保護する保護層 14 5 がそれぞれ設けられている。

本変形例 1 に係る超音波振動子 10 A によれば、音響レンズ 17 A と係止部材 19 との界面 (隙間) を介して上述した接合部分に至る薬剤等の進入経路の経路長をさらに長く設定することができる。したがって、薬剤等が上述した接合部分にさらに到達し難い構造となり、薬剤等に対する耐久性をさらに向上させることができる。

20

【0046】

図 9 は、図 5 に対応した図であって、本実施の形態の変形例 2 に係る超音波振動子 10 B を示す図である。

本変形例 2 に係る超音波振動子 10 B では、図 9 に示すように、上述した実施の形態で説明した超音波振動子 10 (図 5) に対して、音響レンズ 17 の代わりに音響レンズ 17 B を採用している。

音響レンズ 17 B は、図 9 に示すように、上述した変形例 1 に係る音響レンズ 17 A (図 8) と同様に、レンズ部 17 1 と、一对の突出部 17 2 とを備える。

本変形例 2 に係る一对の突出部 17 2 は、上述した変形例 1 に係る一对の突出部 17 2 よりもレンズ部 17 1 からの突出寸法が長く設定されている。そして、当該一对の突出部 17 2 は、図 9 に示すように、複数の圧電素子 11、複数の第 1 の音響整合層 15、及び第 2 の音響整合層 16 の他、パッキング材 18 における先端側及び基端側の端部にそれぞれ対向する。

30

また、本変形例 2 に係る FPC 基板 14 B は、上述した実施の形態で説明した FPC 基板 14 に対して、上述した変形例 1 に係る FPC 基板 14 A と同様に保護層 14 5 が設けられているとともに、接合用電極 14 4 とは形状の異なる接合用電極 14 4 B が採用されている。この接合用電極 14 4 B は、図 9 に示すように、挿入軸 A x に沿って延在するとともに、基端側の端部から円筒状の超音波振動子 10 B の中心軸に向けて略直角に屈曲して延在する断面略 L 字状に形成されている。

本変形例 2 に係る超音波振動子 10 B によれば、上述した変形例 1 に係る超音波振動子 10 A に対して、音響レンズ 17 B と係止部材 19 との界面 (隙間) を介して上述した接合部分に至る薬剤等の進入経路の経路長をさらに長く設定することができる。したがって、薬剤等が上述した接合部分にさらに到達し難い構造となり、薬剤等に対する耐久性をさらに向上させることができる。

40

【0047】

図 10 は、図 5 に対応した図であって、本実施の形態の変形例 3 に係る超音波振動子 10 C を示す図である。なお、図 10 では、説明の便宜上、第 2 の音響整合層 16、音響レンズ 17、及び係止部材 19 を省略している。

本変形例 3 に係る超音波振動子 10 C では、図 10 に示すように、上述した実施の形態で説明した超音波振動子 10 (図 5) に対して、FPC 基板 14 に膨出部 14 6 を追加し

50

た F P C 基板 1 4 C を採用している。

膨出部 1 4 6 は、銅やニッケル等の導電性材料を用いて構成され、第 1 の導電層 1 4 2 に導通する。より具体的に、膨出部 1 4 6 は、第 1 の導電層 1 4 2 の先端側において、基板 1 4 1 から離間するように当該第 1 の導電層 1 4 2 から膨出する。そして、膨出部 1 4 6 は、第 1 の電極 1 2 のうち、交差面 1 1 3 に形成された部分に当接した状態で、当該部分に導電接続される。この膨出部 1 4 6 は、F P C 基板 1 4 C の作製工程で、信号配線部のパターニング後に電界めっきにより形成する。一般的なフォトリソを利用することで数 μm 単位の精度で膨出部 1 4 6 を形成可能であり、精度良く導電接続が可能となる。

本変形例 3 に係る超音波振動子 1 0 C によれば、第 1 , 第 2 配線工程 S 2 , S 3 を実施する際に、膨出部 1 4 6 を交差面 1 1 3 (第 1 の電極 1 2) に当接させれば、成形用部材 1 0 0 に対して F P C 基板 1 4 C を容易に位置決めすることができる。そして、当該位置決めした状態で接合用電極 1 4 4 及び膨出部 1 4 6 を半田付けにより導電接続することができ、配線作業を容易に実施することができる。

【 0 0 4 8 】

図 1 1 は、図 7 C に対応した図であって、本実施の形態の変形例 4 に係る成形用部材 1 0 0 D を示す図である。

上述した実施の形態では、成形用部材作製工程 S 1 において、圧電素子用母材 1 1 0 における第 1 の面 1 1 1 側に第 1 の音響整合層用母材 1 5 0 及び第 2 の音響整合層 1 6 を順に積層して、成形用部材 1 0 0 を作製していたが、これに限らない。本発明に係る成形用部材として、本変形例 4 に係る成形用部材 1 0 0 D (図 1 1) を採用しても構わない。

成形用部材 1 0 0 D は、図 1 1 に示すように、平板状の圧電素子用母材 1 1 0 における第 2 の面 1 1 2 側にバックング材 1 8 が設けられたものである。

すなわち、バックング材 1 8 は、本発明に係る積層部材に相当する。

【 0 0 4 9 】

このような成形用部材 1 0 0 D を用いる場合には、本発明に係る第 1 , 第 2 配線工程、成形用部材作製工程、及び成形工程は、以下の通りである。

まず、作業者は、第 1 の導電層 1 4 2 の先端側を基板 1 4 1 から略直角に折り曲げた状態で、第 1 の薄膜 1 2 0 のうち、交差面 1 1 3 に形成された部分に当該先端側を半田付けにより導電接続する (第 1 配線工程) 。

次に、作業者は、第 2 の薄膜 1 3 0 のうち、第 2 の面 1 1 2 の中心よりも交差面 1 1 3 側に延在した部分に接合用電極 1 4 4 を半田付けにより導電接続する (第 2 配線工程) 。

次に、作業者は、F P C 基板 1 4 が接続された圧電素子用母材 1 1 0 における第 2 の面 1 1 2 側にバックング材 1 8 を設けて、成形用部材 1 0 0 D を作製する (成形用部材作製工程) 。

次に、作業者は、図 1 1 に示すように、F P C 基板 1 4 の長手方向 (挿入軸 A x 方向) に沿って延びる裁断経路 D P に沿ってダイシングソー D S 等の精密裁断機の刃を回転させながら移動させ、バックング材 1 8 の途中の深さまで成形用部材 1 0 0 D を裁断するとともに、F P C 基板 1 4 における先端側の一部 (接合用電極 1 4 4 を含む) を裁断する (成形工程) 。その結果、複数の圧電素子 1 1 (第 1 , 第 2 の電極 1 2 , 1 3 を含む) がそれぞれ成形される。また、接合用電極 1 4 4 が裁断されることで、複数の第 2 の導電層 1 4 3 がそれぞれ電氣的に分断される。

【 0 0 5 0 】

上述した実施の形態及びその変形例 1 ~ 4 では、本発明に係る第 1 , 第 2 の配線をフレキシブルプリント基板で構成していたが、これに限らず、本発明に係る第 1 , 第 2 の配線の少なくとも一方をリード線等で構成しても構わない。また、本発明に係る第 1 , 第 2 の配線を別々のフレキシブル基板でそれぞれ構成しても構わない。

【 0 0 5 1 】

上述した実施の形態及びその変形例 1 ~ 4 では、本発明に係る超音波振動子を超音波内視鏡 2 に適用していたが、これに限らず、被検体の体表から超音波パルスを照射する体外式超音波プローブに適用しても構わない。

10

20

30

40

50

上述した実施の形態及びその変形例 1 ~ 4 では、本発明に係る超音波振動子として、電子ラジアル走査方式の超音波振動子を採用していたが、これに限らず、電子コンベックス走査方式等の超音波振動子として構成しても構わない。また、超音波パルスを電子的に走査する方式に限らず、メカ的に走査する方式を採用しても構わない。

上述した実施の形態及びその変形例 1 ~ 4 では、内視鏡システム 1 は、超音波画像を生成する機能、及び内視鏡画像を生成する機能の双方を有していたが、これに限らず、超音波画像を生成する機能のみを有する構成としても構わない。

上述した実施の形態及びその変形例 1 ~ 4 において、内視鏡システム 1 は、医療分野に限らず、工業分野において、機械構造物等の被検体の内部を観察する内視鏡システムとしても構わない。

【符号の説明】

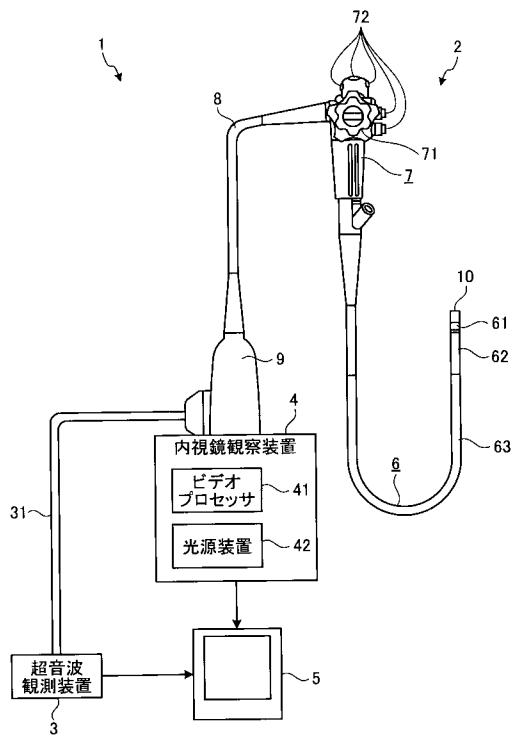
【 0 0 5 2 】

- | | | |
|-----------|---------------|------------------|
| 1 | 内視鏡システム | |
| 2 | 超音波内視鏡 | |
| 3 | 超音波観測装置 | |
| 4 | 内視鏡観察装置 | |
| 5 | 表示装置 | |
| 6 | 挿入部 | |
| 7 | 操作部 | |
| 8 | ユニバーサルコード | 20 |
| 9 | 内視鏡用コネクタ | |
| 10 | , 10A ~ 10C | 超音波振動子 |
| 11 | 圧電素子 | |
| 12 | , 13 | 第 1 , 第 2 の電極 |
| 14 | フレキシブルプリント基板 | |
| 14A ~ 14C | FPC 基板 | |
| 15 | , 16 | 第 1 , 第 2 の音響整合層 |
| 17 | , 17A , 17B | 音響レンズ |
| 18 | バッキング材 | |
| 19 | 係止部材 | 30 |
| 31 | 超音波ケーブル | |
| 41 | ビデオプロセッサ | |
| 42 | 光源装置 | |
| 61 | 硬性部材 | |
| 62 | 湾曲部 | |
| 63 | 可撓管 | |
| 71 | 湾曲ノブ | |
| 72 | 操作部材 | |
| 100 | , 100D | 成形用部材 |
| 110 | 圧電素子用母材 | 40 |
| 111 | , 112 | 第 1 , 第 2 の面 |
| 113 | 交差面 | |
| 120 | , 130 | 第 1 , 第 2 の薄膜 |
| 141 | 基板 | |
| 142 | , 143 | 第 1 , 第 2 の導電層 |
| 144 | , 144B | 接合用電極 |
| 145 | 保護層 | |
| 146 | 膨出部 | |
| 150 | 第 1 の音響整合層用母材 | |
| 171 | レンズ部 | 50 |

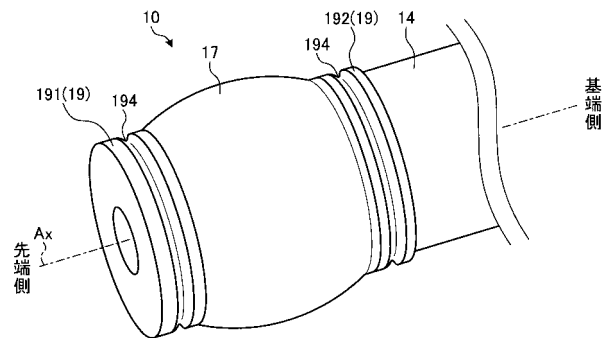
- 172 突出部
 180 バックリング材用母材
 191 先端側係止部材
 191 A 筒体
 191 B 張出部
 192, 193 第1, 第2の基端側係止部材
 194 バルーン保持溝
 200 FPC付き成形用部材
 300 裁断済み成形用部材
 400 ラジアルアレイ
 Ar1, Ar2 領域
 Ax 挿入軸
 DS ダイシングソー
 DP 裁断経路

10

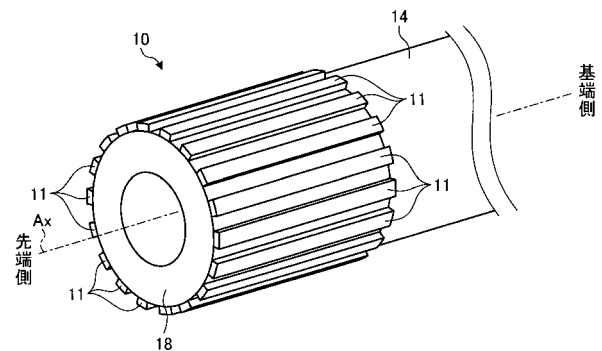
【図1】



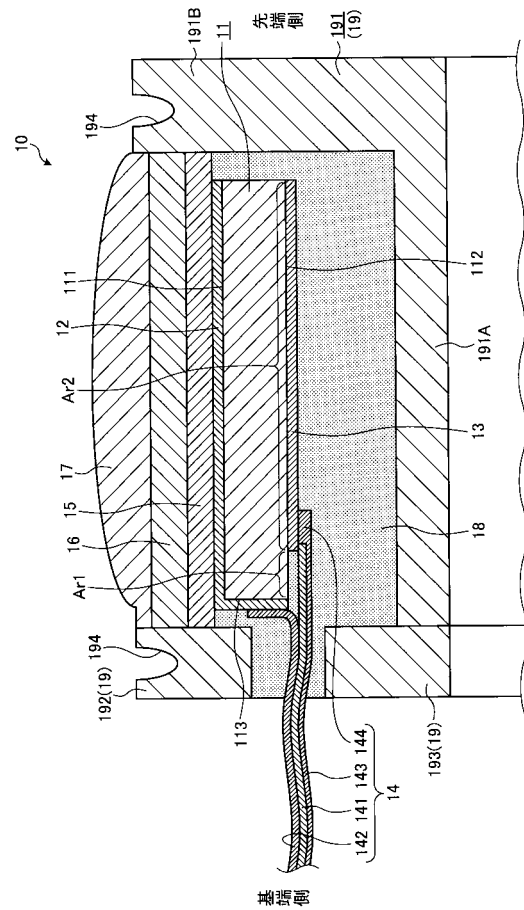
【図2】



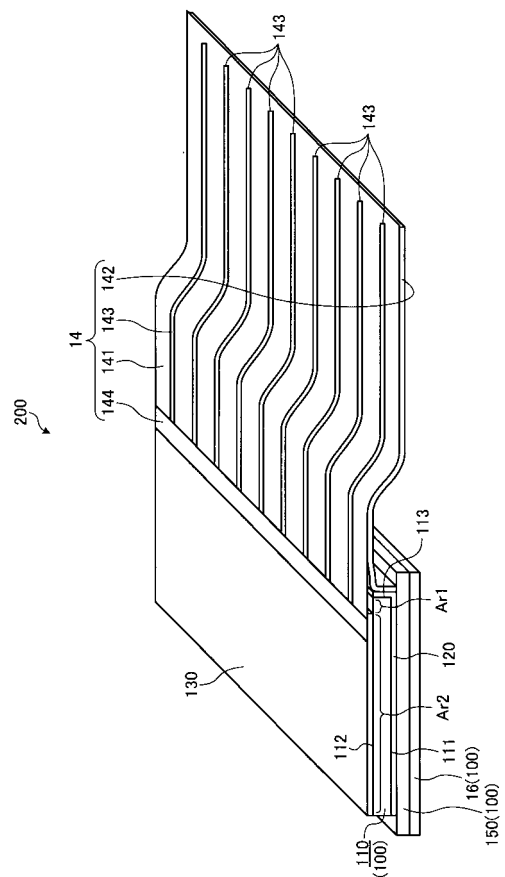
【図3】



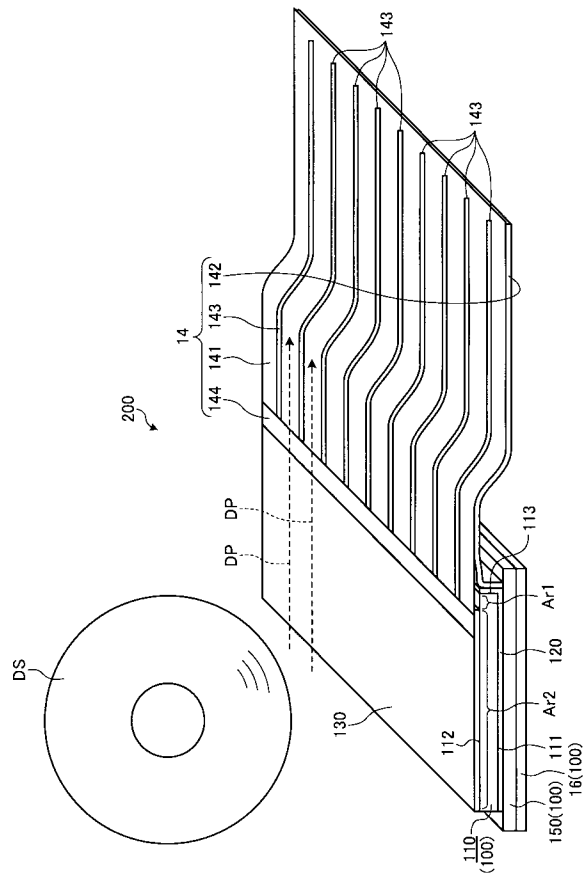
【 図 5 】



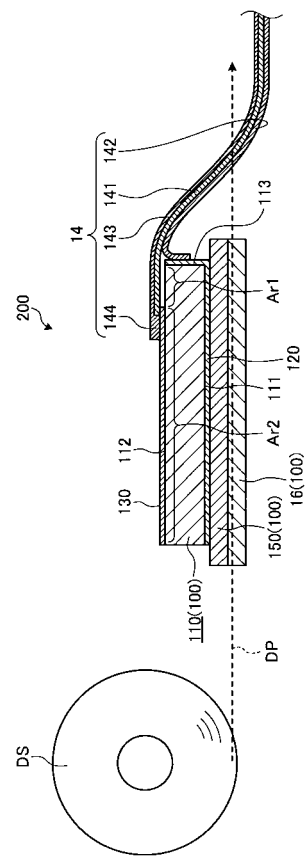
【 図 7 A 】



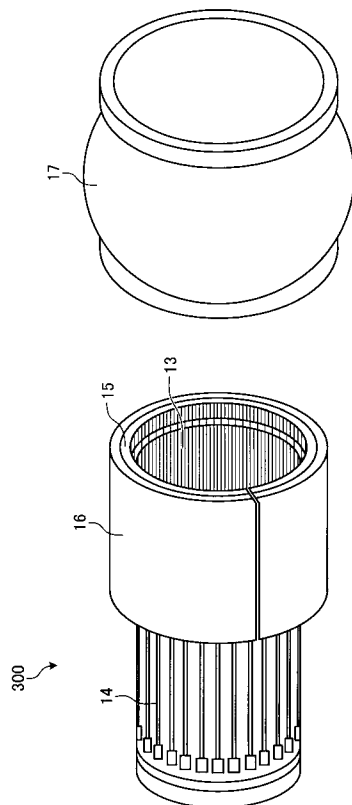
【図 7 B】



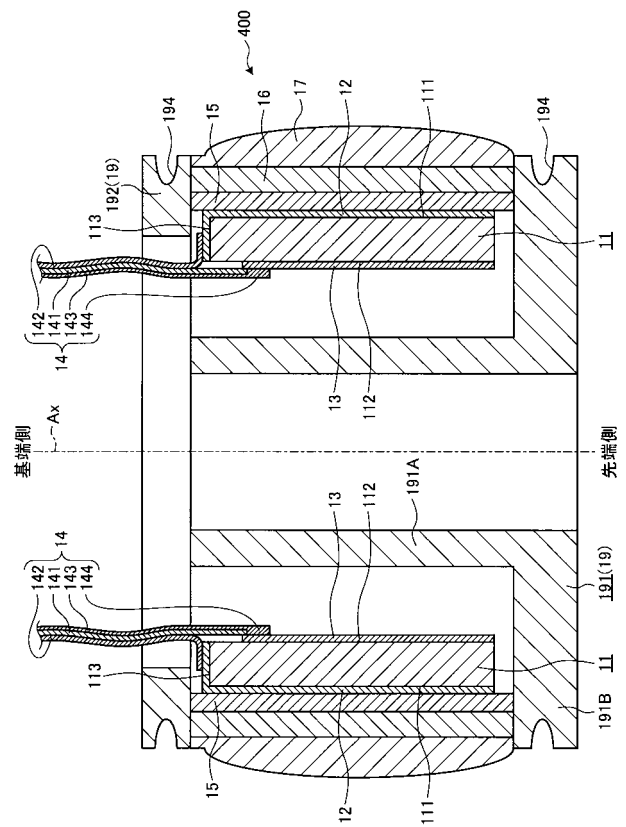
【図 7 C】



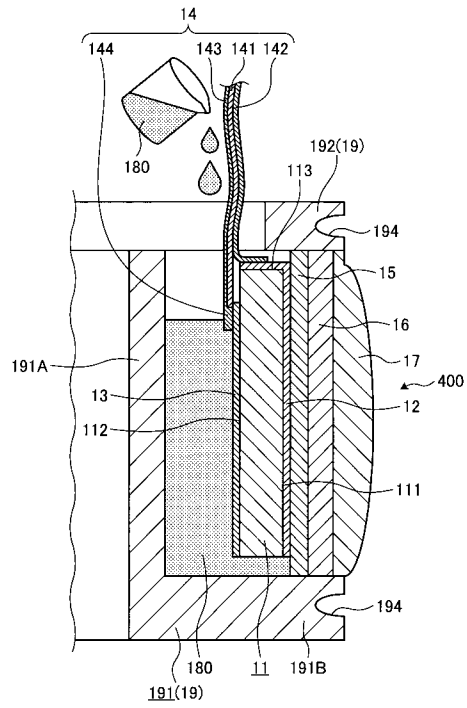
【図 7 D】



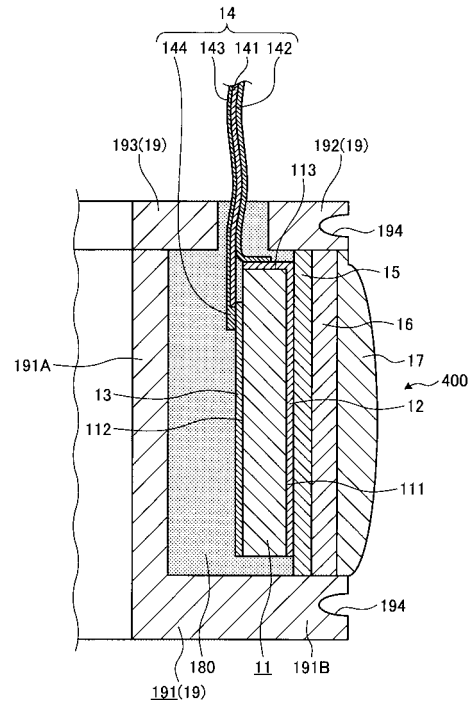
【図 7 E】



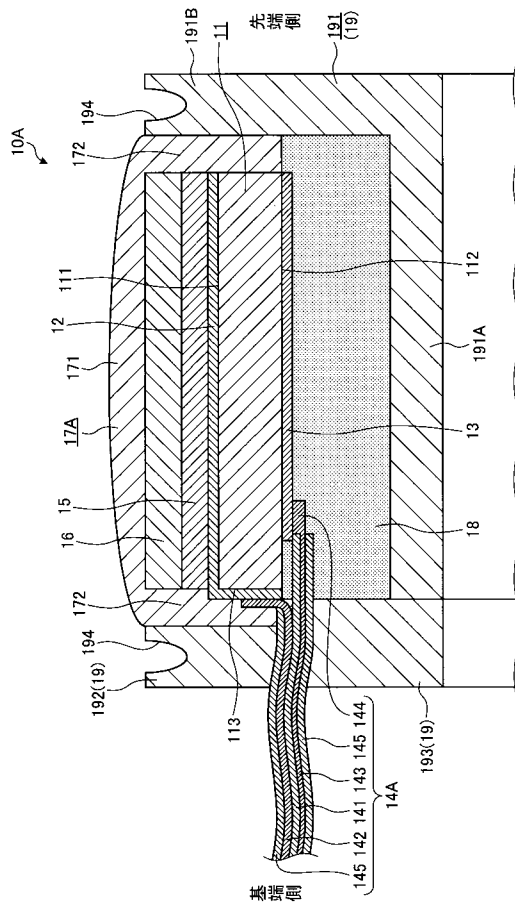
【図 7 F】



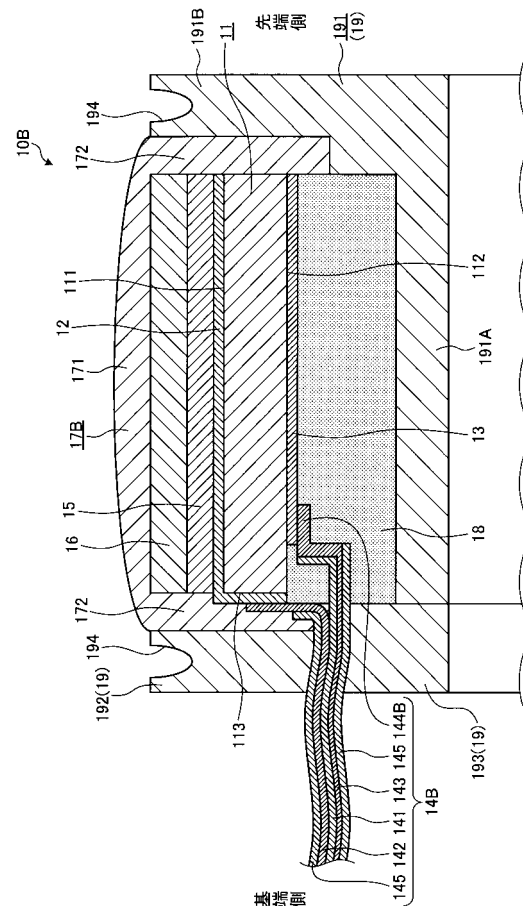
【図 7 G】



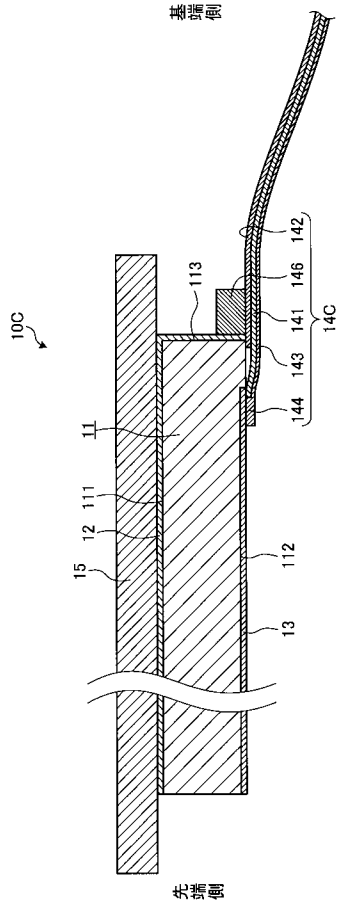
【図 8】



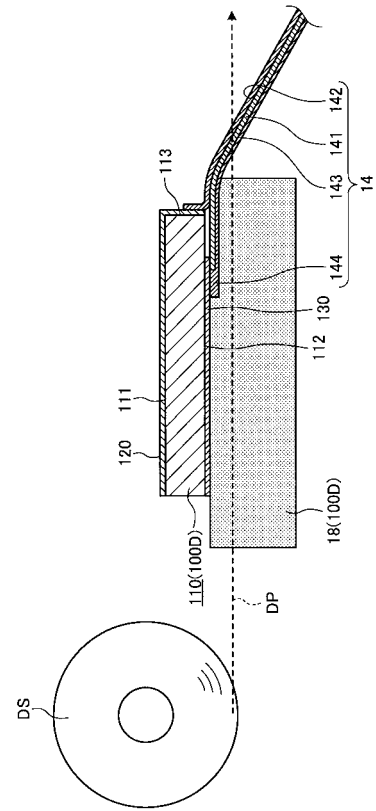
【図 9】



【図 10】



【図 11】



专利名称(译)	超声波振荡器，超声波内窥镜和超声波振荡器的制造方法		
公开(公告)号	JP2018064744A	公开(公告)日	2018-04-26
申请号	JP2016204982	申请日	2016-10-19
[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	若林勝裕		
发明人	若林 勝裕		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB24 4C601/EE10 4C601/EE13 4C601/FE02 4C601/GB05 4C601/GB19 4C601/GB20 4C601/GB26 4C601/GB28 4C601/GB31 4C601/GB33 4C601/GB34 4C601/GB41 4C601/GB44		
其他公开文献	JP2018064744A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

难题要解决的问题。解决方案：超声换能器10包括压电元件11，压电元件11根据输入的电信号发射超声波并将从外部入射的超声波转换为电信号，并且超声振动第一电极12连续地形成在位于儿童10的外表面侧的第一表面111和与第一表面相交的一个交叉表面113的两个表面上，在元件11的与第一表面111相反的第二表面112上与第一电极12分离地形成的第二电极13以及形成在第一电极12的相交表面113上的第二电极13以及与第二电极13导电连接的第二布线143.第一布线142和第二布线143分别电连接到第一布线142和第二布线13。

