



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

硬質性の先端硬質部と、前記先端硬質部の基端側に連結され、少なくとも一つの方向に湾曲自在な湾曲部と、前記湾曲部の基端側に連結され、可撓性を有する可撓管部とを有する挿入部と、

超音波を送受信可能な複数の圧電素子が前記先端硬質部の周方向に沿って環状に並んでおり、前記挿入部の長手方向と垂直な方向に前記超音波を照射する超音波振動子と、

前記先端硬質部に設けられ、前記挿入部の長手方向の前方の視野の画像を撮像する撮像部と、

前記挿入部の内部に挿通され、一端が前記先端硬質部の長手方向の先端に開口するチャンネルと、

前記複数の圧電素子とそれぞれ電氣的に接続する複数の同軸線と、該複数の同軸線を被覆する金属製の総合シールド、および前記総合シールドを被覆する絶縁性のジャケットを有し、前記ジャケットが、前記複数の同軸線を被覆した状態で前記可撓管部から前記湾曲部を経て前記先端硬質部の基端側に達するとともに、前記先端硬質部の基端側かつ外周寄りに固定されている超音波ケーブルと、

を備えることを特徴とする超音波内視鏡。

## 【請求項 2】

前記複数の圧電素子と前記複数の同軸線とは、フレキシブル基板を介して電氣的に接続される

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡。

## 【請求項 3】

前記フレキシブル基板は、

環状に湾曲し、前記複数の圧電素子と電氣的に接続する第 1 接続部と、

前記第 1 接続部の湾曲態様と同じ側に湾曲した環状をなしており、前記第 1 接続部および前記複数の同軸線と電氣的に接続する第 2 接続部と、

前記第 1 接続部および前記第 2 接続部を連結する連結部と、

を有し、

前記連結部は、前記第 1 接続部および前記第 2 接続部の周方向に沿って延びる長さが、前記第 2 接続部における周方向の長さよりも小さい

ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波内視鏡。

## 【請求項 4】

前記第 2 接続部における周方向の長さは、前記第 1 接続部における周方向の長さよりも小さい

ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波内視鏡。

## 【請求項 5】

前記第 2 接続部における周方向の長さは、前記第 1 接続部における周方向の長さよりも大きい

ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波内視鏡。

## 【請求項 6】

前記フレキシブル基板は、

各々が前記第 1 接続部、前記第 2 接続部および前記連結部を有する第 1 フレキシブル基板および第 2 フレキシブル基板を有し、

前記第 1 フレキシブル基板および前記第 2 フレキシブル基板の各連結部の一部が重なっている

ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波内視鏡。

## 【請求項 7】

前記第 1 フレキシブル基板の前記第 2 接続部と、前記第 2 フレキシブル基板の前記第 2 接続部とは、前記長手方向に沿って並んでいる

ことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波内視鏡。

10

20

30

40

50

## 【請求項 8】

前記第 2 接続部は、長手方向に沿ってジグザグ状をなすことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波内視鏡。

## 【請求項 9】

前記第 2 接続部には、前記複数の同軸線とそれぞれ接続する複数の電極を有し、前記複数の電極は、前記フレキシブル基板の一方の面に形成されることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波内視鏡。

## 【請求項 10】

前記第 2 接続部には、前記複数の同軸線とそれぞれ接続する複数の電極を有し、前記複数の電極は、前記フレキシブル基板の両面に形成されることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波内視鏡。

10

## 【請求項 11】

前記フレキシブル基板は、前記複数の圧電素子とそれぞれ電氣的に接続する複数の第 1 電極と、前記第 1 電極および前記複数の同軸線とそれぞれ電氣的に接続する複数の第 2 電極とを有し、

各第 2 電極は、接続面の長手方向が、前記同軸線の芯線が進入する方向に沿って傾斜している

ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波内視鏡。

## 【請求項 12】

前記先端硬質部における前記ジャケットの端部を通過する断面において、前記超音波ケーブルの中心と、前記チャンネルの中心とを通過する直線は、前記挿入部の中心軸を通過する

20

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡。

## 【請求項 13】

前記直線は、前記撮像部により撮像される画像の上下方向に相当する方向と平行であることを特徴とする請求項 12 に記載の超音波内視鏡。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、超音波を観測対象へ出射するとともに、観測対象で反射された超音波エコーを受信してエコー信号に変換して出力するラジアル型の超音波振動子と、被検体内を観察する光学系とを備えた超音波内視鏡に関する。

30

## 【背景技術】

## 【0002】

観測対象である生体組織または材料の特性を観測するために、超音波を適用することがある。具体的には、超音波観測装置が、超音波を送受信する超音波振動子から受信した超音波エコーに対して所定の信号処理を施すことにより、観測対象の特性に関する情報を取得することができる。

## 【0003】

超音波振動子は、電氣的なパルス信号を超音波パルス（音響パルス）に変換して観測対象へ照射するとともに、観測対象で反射された超音波エコーを電氣的なエコー信号に変換して出力する複数の圧電素子を備える。例えば、複数の圧電素子を所定の方向に沿って並べて、送受信にかかわる素子を電子的に切り替えたり、各素子の送受信に遅延をかけたことで、観測対象から超音波エコーを取得する。

40

## 【0004】

超音波振動子には、コンベックス型、リニア型、ラジアル型等、超音波による走査範囲が異なる複数の種別があることが知られている。このうち、ラジアル型の超音波振動子は、複数の圧電素子が、所定の軸のまわりに周回して配列され、超音波ビームをこの軸と直交する径方向に出射する。例えば、特許文献 1 には、ラジアル型の超音波振動子を先端に有し、被検体内を観察するための前方視光学系と、先端から処置具を突出させたり、被検

50

体内の液体または気体などの流体を吸引したりするチャンネルとが挿通されている挿入部を備えた超音波内視鏡が開示されている。特許文献1が開示する超音波内視鏡は、配線パターンが形成されたフレキシブル基板が、前方視光学系やチャンネルの周囲に設けられている。フレキシブル基板は、超音波振動子の基端側から湾曲部に延び、湾曲部の基端側に連なる可撓管部の先端において超音波ケーブルに接続されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2002-153469号公報

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献1が開示する超音波内視鏡では、フレキシブル基板を伝送する信号にノイズが重畳し、得られる画像の画質が劣化することがあった。ノイズを抑えるには、例えば、フレキシブル基板の外周に金属箔などの導電性材料によるシールドを設ければよいが、この場合には、フレキシブル基板を配設するためのスペースが増大して挿入部の太径化を招く。このように、ノイズによる画質劣化の抑制と、挿入部の太径化の抑制とはトレードオフの関係があった。

【0007】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、ラジアル型の超音波振動子と、前方視光学系と、チャンネルとを備えた構成において、ノイズを低減し、かつ挿入部の太径化を抑制することができる超音波内視鏡を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0008】

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内視鏡は、硬質性の先端硬質部と、前記先端硬質部の基端側に連結され、少なくとも一つの方向に湾曲自在な湾曲部と、前記湾曲部の基端側に連結され、可撓性を有する可撓管部とを有する挿入部と、超音波を送受信可能な複数の圧電素子が前記先端硬質部の周方向に沿って環状に並んでおり、前記挿入部の長手方向と垂直な方向に前記超音波を照射する超音波振動子と、前記先端硬質部に設けられ、前記挿入部の長手方向の前方の視野の画像を撮像する撮像部と、前記挿入部の内部に挿通され、一端が前記先端硬質部の長手方向の先端に開口するチャンネルと、前記複数の圧電素子とそれぞれ電氣的に接続する複数の同軸線と、該複数の同軸線を被覆する金属製の総合シールド、および前記総合シールドを被覆する絶縁性のジャケットを有し、前記ジャケットが、前記複数の同軸線を被覆した状態で前記可撓管部から前記湾曲部を経て前記先端硬質部の基端側に達するとともに、前記先端硬質部の基端側かつ外周寄りに固定されている超音波ケーブルと、を備えることを特徴とする。

30

【0009】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、上記発明において、前記複数の圧電素子と前記複数の同軸線とは、フレキシブル基板を介して電氣的に接続されることを特徴とする。

【0010】

40

また、本発明に係る超音波内視鏡は、上記発明において、前記フレキシブル基板は、環状に湾曲し、前記複数の圧電素子と電氣的に接続する第1接続部と、前記第1接続部の湾曲態様と同じ側に湾曲した環状をなしており、前記第1接続部および前記複数の同軸線と電氣的に接続する第2接続部と、前記第1接続部および前記第2接続部を連結する連結部と、を有し、前記連結部は、前記第1接続部および前記第2接続部の周方向に沿って延びる長さが、前記第2接続部における周方向の長さよりも小さいことを特徴とする。

【0011】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、上記発明において、前記第2接続部における周方向の長さは、前記第1接続部における周方向の長さよりも小さいことを特徴とする。

【0012】

50

また、本発明に係る超音波内視鏡は、上記発明において、前記第2接続部における周方向の長さは、前記第1接続部における周方向の長さよりも大きいことを特徴とする。

【0013】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、上記発明において、前記フレキシブル基板は、各々が前記第1接続部、前記第2接続部および前記連結部を有する第1フレキシブル基板および第2フレキシブル基板を有し、前記第1フレキシブル基板および前記第2フレキシブル基板の各連結部の一部が重なっていることを特徴とする。

【0014】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、上記発明において、前記第1フレキシブル基板の前記第2接続部と、前記第2フレキシブル基板の前記第2接続部とは、前記長手方向に沿って並んでいることを特徴とする。

10

【0015】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、上記発明において、前記第2接続部は、長手方向に沿ってジグザグ状をなすことを特徴とする。

【0016】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、上記発明において、前記第2接続部には、前記複数の同軸線とそれぞれ接続する複数の電極を有し、前記複数の電極は、前記フレキシブル基板の一方の面に形成されることを特徴とする。

【0017】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、上記発明において、前記第2接続部には、前記複数の同軸線とそれぞれ接続する複数の電極を有し、前記複数の電極は、前記フレキシブル基板の両面に形成されることを特徴とする。

20

【0018】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、上記発明において、前記フレキシブル基板は、前記複数の圧電素子とそれぞれ電氣的に接続する複数の第1電極と、前記第1電極および前記複数の同軸線とそれぞれ電氣的に接続する複数の第2電極とを有し、各第2電極は、接続面の長手方向が、前記同軸線の芯線が進入する方向に沿って傾斜していることを特徴とする。

【0019】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、上記発明において、前記先端硬質部における前記ジャケットの端部を通過する断面において、前記超音波ケーブルの中心と、前記チャンネルの中心とを通過する直線は、前記挿入部の中心軸を通過することを特徴とする。

30

【0020】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、上記発明において、前記直線は、前記撮像部により撮像される画像の上下方向に相当する方向と平行であることを特徴とする。

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、ラジアル型の超音波振動子と、前方視光学系と、チャンネルとを備えた構成において、ノイズを低減し、かつ挿入部の太径化を抑制することができるという効果を奏する。

40

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1に係る超音波内視鏡システムを模式的に示す図である。

【図2】図2は、本発明の実施の形態1に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す側面図である。

【図3】図3は、本発明の実施の形態1に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す斜視図である。

【図4】図4は、図1に示すA-A線断面図である。

【図5】図5は、図2に示すB-B線断面図である。

50

【図 6】図 6 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波内視鏡が備えるフレキシブル基板の構成を説明する模式図である。

【図 7】図 7 は、図 6 に示すフレキシブル基板の展開図である。

【図 8】図 8 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す断面図である。

【図 9】図 9 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波内視鏡が備えるフレキシブル基板の構成を説明する模式図である。

【図 10】図 10 は、図 9 に示すフレキシブル基板の展開図である。

【図 11】図 11 は、本発明の実施の形態 2 の変形例 1 に係る超音波内視鏡が備えるフレキシブル基板の構成を説明する模式図である。

【図 12】図 12 は、本発明の実施の形態 2 の変形例 2 に係る超音波内視鏡が備えるフレキシブル基板の構成を説明する模式図である。

【図 13】図 13 は、図 12 に示すフレキシブル基板の展開図である。

【図 14】図 14 は、本発明の実施の形態 3 に係る超音波内視鏡が備えるフレキシブル基板の構成を説明する模式図である。

【図 15】図 15 は、図 14 の矢視 C 方向の平面図である。

【図 16】図 16 は、本発明の実施の形態 4 に係る超音波内視鏡が備えるフレキシブル基板の構成を説明する模式図である。

【図 17】図 17 は、本発明の実施の形態 5 に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す断面図である。

【図 18】図 18 は、本発明の実施の形態 5 に係る超音波内視鏡が備えるフレキシブル基板と、ケーブルとの接続態様を説明する模式図である。

【図 19】図 19 は、本発明の実施の形態に係る超音波内視鏡が備えるフレキシブル基板の構成の他の例を説明する模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0023】

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の符号を付している。

【0024】

（実施の形態 1）

図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波内視鏡システム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。この超音波内視鏡システム 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、光源装置 6 とを備える。

【0025】

超音波内視鏡 2 は、レンズ等で構成される観察光学系及び撮像素子を有する内視鏡観察部に超音波プローブを組み合わせたものであり、内視鏡観察機能及び超音波観測機能を有する。超音波内視鏡 2 は、その先端に、超音波観測装置 3 から送信された電気的なパルス信号を超音波パルス（音響パルス）に変換して被検体へ照射するとともに、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に変換して出力する超音波振動子を有する。超音波振動子の構成については、後述する。

【0026】

超音波内視鏡 2 は、撮像光学系および撮像素子を有しており、被検体の消化管（食道、胃、十二指腸、大腸）、または呼吸器（気管、気管支）へ挿入され、消化管や、呼吸器の撮像を行うことが可能である。また、その周囲臓器（膵臓、胆嚢、胆管、膵管、リンパ節、縦隔内の臓器、血管等）を、超音波を用いて撮像することが可能である。また、超音波内視鏡 2 は、光学撮像時に被検体へ照射する照明光を導くライトガイドを有する。このライトガイドは、先端が超音波内視鏡 2 の被検体への挿入部の先端まで達している一方、基端部が照明光を発生する光源装置 6 に接続されている。

10

20

30

40

50

## 【0027】

超音波内視鏡2は、図1に示すように、挿入部21と、操作部22と、ユニバーサルコード23と、コネクタ24とを備える。挿入部21は、被検体内に挿入される部分である。この挿入部21は、図1に示すように、先端側に設けられる超音波振動子10を有する先端硬質部211と、先端硬質部211の基端側に連結され湾曲可能とする湾曲部212と、湾曲部212の基端側に連結され可撓性を有する可撓管部213とを備える。ここで、挿入部21の内部には、具体的な図示は省略したが、光源装置6から供給された照明光を伝送するライトガイド、各種信号を伝送する複数の信号ケーブルが挿通されているとともに、処置具を挿通するための処置具用挿通路を形成するチャンネル（後述する処置具チャンネル）が挿通されている。挿入部21の先端構成については、後述する。

10

## 【0028】

操作部22は、挿入部21の基端側に連結され、医師等からの各種操作を受け付ける部分である。この操作部22は、図1に示すように、湾曲部212を湾曲操作するための湾曲ノブ221と、各種操作を行うための複数の操作部材222とを備える。また、操作部22には、処置具チャンネルに連通し、当該処置具用挿通路に処置具を挿通するための処置具挿入口223が形成されている。

## 【0029】

ユニバーサルコード23は、操作部22から延在し、各種信号を伝送する複数の信号ケーブル、および光源装置6から供給された照明光を伝送する光ファイバ等が配設されたケーブルである。

20

## 【0030】

コネクタ24は、ユニバーサルコード23の先端に設けられている。そして、コネクタ24は、超音波ケーブル31、ビデオケーブル41、および光源装置6がそれぞれ接続される第1～第3コネクタ部241～243を備える。

## 【0031】

超音波観測装置3は、超音波ケーブル31（図1参照）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31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からエコー信号が入力される。そして、超音波観測装置3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。

30

## 【0032】

内視鏡観察装置4は、ビデオケーブル41（図1参照）を介して超音波内視鏡2に電氣的に接続し、ビデオケーブル41を介して超音波内視鏡2からの画像信号が入力される。そして、内視鏡観察装置4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。

## 【0033】

表示装置5は、液晶または有機EL（Electro Luminescence）などを用いて構成され、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。

## 【0034】

光源装置6は、光ファイバケーブル61を介して照明光を超音波内視鏡2に供給する。

40

## 【0035】

図2は、本発明の実施の形態1に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す側面図である。図3は、本発明の実施の形態1に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す斜視図である。図4は、図1のA-A線断面図である。図5は、図2に示すB-B線断面図である。図2および図3は、説明のため、超音波振動子10および先端硬質部211のみの構成を示している。

## 【0036】

先端硬質部211は、硬質性の材料を用いて形成される硬性部材25と、少なくとも一部が硬質部材25の内部に設けられるフレキシブル基板26と、上述した超音波振動子10とを有する。先端硬質部211は、外表面が、超音波振動子10と硬質部材25とによ

50

り構成され、硬質性を有している。硬性部材 25 は、側部において超音波振動子 10 を保持する機能部 251 と、機能部 251 の基端側から延び、フレキシブル基板 26 を介して超音波振動子 10 と電氣的に接続する超音波ケーブル 27 を保持する保持部 252 とを有する。また、硬性部材 25 には、超音波媒体を充填可能なバルーン的一端および他端を係止可能なバルーン係止部が、超音波振動子 10 に対して先端側と基端側にそれぞれ形成されている。

#### 【0037】

機能部 251 には、第 1 孔部 2511 と、機能部 251 の外周面の一部をなし、超音波振動子 10 が取り付けられる凹部 2512 と、各々が第 1 孔部に連通している保持孔 2531 ~ 2534 とが形成されている。機能部 251 は、挿入部 21 内に形成された処置具用挿通路に連通し、挿入部 21 の先端から処置具を突出させたり、被検体内の液体または気体などの流体を吸引したりする処置具チャンネル 281、照明光を導光するライトガイド 282、一つまたは複数のレンズ、撮像素子等により構成され、被検体内の前方視野画像を生成するための観察光が入射する撮像部である前方視野光学部 283、および、先端にノズルが配置され被検体内に液体または気体などの流体を送り込む送気送水管 284 が設けられている。第 1 孔部 2511 には、チャンネル 281、ライトガイド 282 および送気送水管 284 や、前方視野光学部 283 の撮像素子に接続するケーブルが貫通する。

10

#### 【0038】

硬性部材 25 には、図 4 に示すように、処置具チャンネル 281 の端部を保持する保持孔 2531 や、ライトガイド 282 の端部を保持する保持孔 2532、前方視野光学部 283 の先端に位置する光学部材を保持する保持孔 2533、送気送水管 284 の端部を保持する保持孔 2534 が形成されている。処置具チャンネル 281、ライトガイド 282、前方視野光学部 283、送気送水管 284 は、各々が、保持孔 2531 ~ 2534 に水密に保持されている。

20

#### 【0039】

他方、保持部 252 は、超音波ケーブル 27 を保持可能な第 2 孔部 2521 が形成されている。第 2 孔部 2521 は、先端側から基端側にいくにしたがって順次拡径した後、一様な径をなして延びる孔形状をなす。保持部 252 の外径のうちの最大径は、機能部 251 の第 1 孔部 2511 の径と比して小さい。

#### 【0040】

硬性部材 25 において、機能部 251 の凹部 2512 と保持部 252 の第 2 孔部 2521 とは、連通部 254 を介して連通している。

30

#### 【0041】

超音波振動子 10 は、超音波の照射位置を挿入部 21 の長手方向（例えば硬性部材 21 の中心軸 N 方向）と平行な軸のまわりに、長手方向と垂直な方向に超音波を照射して走査するラジアル振動子である。超音波振動子 10 は、複数の圧電素子が周方向に沿って配列され、送受信にかかわる圧電素子を電子的に切り替えたり、各圧電素子の送受信に遅延をかけたりすることで、電子的に走査させる。超音波振動子 10 は、パルス信号の入力によって圧電素子が振動することで観測対象に超音波を照射する。また、観測対象から反射された超音波が圧電素子に伝えられる。伝達された超音波により圧電素子が振動し、圧電素子が該振動を電氣的な信号に変換して、エコー信号として、フレキシブル基板 26 や超音波ケーブル 27 等を介して超音波観測装置 3 に出力する。

40

#### 【0042】

超音波振動子 10 は、各圧電素子を順次振動させて、周方向に順次超音波を照射し、観測対象で反射した超音波エコーを受信する。すなわち、超音波振動子 10 は、当該超音波振動子 10 のまわりの円環状の走査面の断面像を形成する超音波エコーを受信する。また、超音波振動子 10 は、外表面において、挿入部 21 の長手方向に沿った当該超音波振動子 10 の中央部が、該長手方向の両端部と比して長手方向と垂直な方向に突出している。超音波振動子 10 は、例えば音響レンズが外表面をなしている。音響レンズは、中央部に向けて凸状をなして超音波を絞る機能を有し、圧電素子が送信した超音波を外部に射出す

50

る、または外部からの超音波エコーを取り込む。なお、本実施の形態1では、超音波振動子10の音響レンズがシリコンのように観測対象より音速が遅い材料を利用した場合の凸状をなしているものとして説明するが、観測対象より音速が早い音響レンズ材料を利用し凹状をなすものであってもよい。

#### 【0043】

超音波振動子10は、フレキシブル基板26と接続している。フレキシブル基板26は、中心軸N方向の一端側が超音波振動子10に接続され、他端側が連通部254を介して保持部252の第2孔部2521に進入している。例えば、超音波振動子10の各圧電素子につながる電極と、フレキシブル基板26に形成される配線パターンとが、半田等の導電性の固定部材によって固定されている。他方、フレキシブル基板26は、この第2孔部2521において、超音波ケーブル27と接続する。

10

#### 【0044】

図6は、本発明の実施の形態1に係る超音波内視鏡が備えるフレキシブル基板の構成を説明する模式図である。図7は、図6に示すフレキシブル基板の展開図である。フレキシブル基板26は、図6に示すように、超音波振動子10と接続する第1接続部261と、超音波ケーブル27の各芯線271と接続する第2接続部262と、第1接続部261の周方向の中央部と第2接続部262とを連結する連結部263と、を有する。

#### 【0045】

第1接続部261は、同一の主面が向かい合うように湾曲し、周方向の一部が切れた環状をなしている。第1接続部261には、超音波振動子10の各電極と接続される電極(図7の複数の電極264)が周方向に沿って形成される。ここでいう主面とは、最も大きい面積を有する面をさす。

20

#### 【0046】

第2接続部262は、第1接続部261と同じ側に湾曲している。第2接続部262には、各々が、図示しない配線パターンにより第1接続部262に形成される電極のいずれかと接続している電極であって、超音波ケーブル27の芯線(図5に示す芯線271)と接続する電極(図7の電極265)がそれぞれ形成される。

#### 【0047】

連結部263は、上述した配線パターンが通過する。連結部263は、硬性部材25に配設された状態(図5参照)において、連通部254を貫通している。

30

#### 【0048】

また、フレキシブル基板26において、周方向の長さを幅としたとき、第2接続部262の幅(図7の幅 $w_1$ )と、連結部263の幅(図7の幅 $w_2$ )とは、同じである。

#### 【0049】

超音波ケーブル27は、接続する圧電素子の数に応じて設けられる複数の同軸線270を絶縁性のジャケット27aにより被覆することにより構成されている。ジャケット27aは、一束にまとめた複数の同軸線270を被覆している。また、ジャケット27aの内周には、総合シールド27bが設けられている。図4の破線で示す円は、このジャケット27aの外径を示している。同軸線270は、導電性の芯線(芯線271)と、この芯線271を被覆する誘電層(図示せず)と、誘電層を被覆するシールド(図示せず)と、シールドを被覆する絶縁性の保護皮膜(図示せず)とからなる。図5では、説明のため一つの芯線271のみが延出し、半田272によってフレキシブル基板26に接続されている例を示しているが、実際には接続する圧電素子の数の芯線(同軸線270)が存在する。

40

#### 【0050】

超音波ケーブル27は、ジャケット27aを保持部252の基端側から挿入された状態で保持部252に保持されている。この際、ジャケット27aは、保持部252に圧入されるか、または接着材等により保持部252の第2孔部2521に固着される。各同軸線270は、保持部252までジャケット270に被覆された状態で挿入部21に挿通され、保持部252の第2孔部2521において芯線271が露出する。すなわち、各同軸線270は、可撓管部213から湾曲部212を経て先端硬質部211の基端側に達する間

50

、ジャケット 27a により被覆され、絶縁性を確保した状態で保持部 252 に固定されている。

#### 【0051】

ここで、保持部 252 は、機能部 251 の外周寄りに位置している。このため、保持部 252 に保持される超音波ケーブル 27 も、機能部 251 の外周寄りに位置する。すなわち、本実施の形態 1 において、超音波ケーブル 27 は、中心軸 N 方向と直交する径方向において、硬性部材 25 の外周寄りに位置している（図 4 参照）。また、本実施の形態 1 では、先端硬質部 211 におけるジャケット 27a の端部を通過する断面において、中心軸 N を通過し、かつこの中心軸 N と直交する直線 L が、超音波ケーブル 27 の中心と、チャンネル 281 の中心とを通過する。硬性部材 25 において、超音波ケーブル 27 とチャンネル 281 とは、他の内容物と比して外径が大きい。このため、超音波ケーブル 27 とチャンネル 281 とが、中心軸 N を通過し、かつこの中心軸 N と直交する直線 L に沿って配置されることにより、先端硬質部 211 の径を最小限に抑えることができる。さらに、この直線 L が、湾曲部 212 の湾曲方向であって、撮像される画像の上下方向に相当する湾曲方向  $Y_{UD}$ （図 4 および図 5 参照）と平行とすることによって、 $Y_{UD}$  方向に湾曲させた際に、湾曲方向  $Y_{UD}$  と直行する左右方向  $Y_{LR}$  のブレを抑制できる。

10

#### 【0052】

以上説明した本実施の形態 1 では、複数の同軸線 270 を絶縁性のジャケット 27a により被覆してなる超音波ケーブル 27 を、湾曲部 212 の先端に位置する絶縁性の硬性部材 25 において接続し、この硬性部材 25 において芯線 271 を露出させてフレキシブル基板 26 と接続するようにした。本実施の形態 1 によれば、ジャケット 27a とその内側に配置された総合シールド 27b とにより複数の同軸線を一束にした状態で、超音波ケーブル 27 を湾曲部 212 に挿通するため、同軸線に重畳されるノイズおよび同軸線から放射されるノイズを低減することが可能である。また、複数の同軸線 270 を一束にまとめた超音波ケーブル 27 が湾曲部 212 を通過するため、挿入部 21 において超音波ケーブル 27 が占有する領域が、フレキシブル基板を用いる場合と比して小さくなり、太径化を抑制することができる。これにより、ラジアル型の超音波振動子 10 と、前方視野光学部 283 と、チャンネル 281 とを備えた構成において、ノイズを低減し、かつ挿入部の太径化を抑制することができる。これに対して、従来のような湾曲部の基端側において同軸線とフレキシブル基板とを接続し、このフレキシブル基板を湾曲部に挿通させる構成では、ノイズの影響を受けやすく、また、ノイズの耐性を確保するためにはフレキシブル基板の厚さを厚くする必要があるのであるために細径化が難しい。

20

30

#### 【0053】

また、上述した実施の形態 1 によれば、保持部 252 と超音波ケーブル 27 とは、圧入や接着材により接続が可能であるため、絶縁性を確保しつつ、超音波ケーブル 27 を硬性部材 25 に簡易に接続することができる。

#### 【0054】

また、上述した実施の形態 1 によれば、超音波ケーブル 27 が、湾曲部 212 内に、ジャケット 27a で同軸線 270 を被覆した状態で配置されるため、同軸線の断線が起こりにくい。また、複数の同軸線 270 を被覆するジャケット 27a と、そのジャケット 27a を保持する保持部 252 とによって、複数の同軸線 270 の耐電圧性を確保することで、電気的な安全性が高い超音波内視鏡とすることができる。

40

#### 【0055】

また、上述した実施の形態 1 では、超音波ケーブル 27 が、可撓管部 213 から湾曲部 212 にかけて、ジャケット 27a で同軸線を被覆した一束の状態に挿通されるため、他の内容物と絡まりづらくなり、修繕する際の作業性を向上することができる。

#### 【0056】

（実施の形態 2）

図 8 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す断面図である。図 9 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波内視鏡が備えるフレキシブル

50

基板の構成を説明する模式図である。図 10 は、図 9 に示すフレキシブル基板の展開図である。

【0057】

本実施の形態 2 に係る超音波内視鏡 2 の先端硬質部 211 は、上述した実施の形態 1 の構成図 2 参照) のフレキシブル基板 26 に代えて、フレキシブル基板 26A を備える。フレキシブル基板を変更した以外には、上述した実施の形態 1 の構成と同じである。フレキシブル基板 26A は、周方向の一部が切れた環状をなし、超音波振動子 10 と接続する第 1 接続部 261 と、周方向の一部が切れた環状をなし、超音波ケーブル 27 の各芯線 271 と接続する第 2 接続部 262a と、第 1 接続部 261 と第 2 接続部 262a との周方向の中央部同士を連結する連結部 263a と、を有する。

10

【0058】

第 2 接続部 262a には、各々が、図示しない配線パターンにより第 1 接続部 262 に形成される電極のいずれかと接続している電極であって、超音波ケーブル 27 の芯線 (図 8 に示す芯線 271) と接続する電極 (図 10 の電極 265) がそれぞれ形成される。なお、各同軸線 270 のグラウンド線は図示しないが、このグラウンド線は、基端側のジャケット 27a の端部近傍で一まとめにされ、圧電素子のグラウンド側 (外周面側) の電極と、フレキシブル基板 26A に設けた専用のパターンを介して接続されるか、または別途設けた接続用ケーブルを介して接続されている。

【0059】

連結部 263a は、上述した配線パターンが通過している。連結部 263a は、硬性部材 25 に配設された状態において、連通部 254 を貫通している。

20

【0060】

また、フレキシブル基板 26A において、第 1 接続部 261 の幅 (図 10 の幅  $w_3$ ) と、第 2 接続部 262a の幅 (図 10 の幅  $w_4$ ) と、連結部 263a の幅 (図 10 の幅  $w_5$ ) とは、 $w_5 < w_3$ 、 $w_5 < w_4$  の関係を有している。

【0061】

以上説明した本実施の形態 2 では、第 1 接続部 261 の幅 (図 10 の幅  $w_3$ ) と、第 2 接続部 262a の幅 (図 10 の幅  $w_4$ ) と、連結部 263a の幅 (図 10 の幅  $w_5$ ) とが、 $w_5 < w_4 < w_3$  の関係を有するフレキシブル基板 26A を用いて、超音波振動子 10 と超音波ケーブル 27 とを電氣的に接続するようにした。これにより、上述した実施の形態 1 にかかるフレキシブル基板 26 の第 2 接続部 262 と比較して、周方向で隣り合う電極 265 間の距離を大きくすることが可能である。この結果、隣り合う芯線 271 間の干渉を一層確実に抑制することができるとともに、製造時に芯線 271 を電極 265 と接続させる際の作業性を向上することができる。

30

【0062】

なお、超音波ケーブル 27 の各芯線 271 と接続する第 2 接続部 262a は、円環状である必要はなく、螺旋状としたり、折りたたんだりすることが可能である。第 2 接続部 262a を螺旋状とすることで、ケーブルとの接続を行うことが可能な幅  $w_4$  を広げることが可能となる。ケーブルとの接続を行うことが可能な幅  $w_4$  を広げて  $w_5 < w_3 < w_4$  とし、ケーブル側の電極 265 のピッチをケーブルの芯線の太さ以上とすることで、フレキシブル基板とケーブルとの位置決めが容易となり、配線作業が容易となる。

40

【0063】

(実施の形態 2 の変形例 1)

図 11 は、本発明の実施の形態 2 の変形例 1 に係る超音波内視鏡が備えるフレキシブル基板の構成を説明する模式図である。

【0064】

本変形例 1 に係るフレキシブル基板 26B は、二つのフレキシブル基板 (第 1 フレキシブル基板 26a、第 2 フレキシブル基板 26b) の一部を重ねてなる。

【0065】

第 1 フレキシブル基板 26a は、周方向の一部が切れた環状をなし、超音波振動子 10

50

と接続する第1接続部261aと、周方向の一部が切れた環状をなし、超音波ケーブル27の各芯線271と接続する第2接続部262bと、第1接続部261aと第2接続部262bとの周方向の中央部同士を連結する連結部263bとを有する。

【0066】

第2フレキシブル基板26bは、第1フレキシブル基板26aと同様の構成を有する。第2フレキシブル基板26bは、第1接続部261aと、第2接続部262bと、連結部263bとを有する。

【0067】

第1接続部261aは、超音波振動子10の各電極と接続される電極264が、周回方向に沿って形成されている。第1フレキシブル基板26aおよび第2フレキシブル基板26bの各第1接続部261aに、超音波振動子10の各圧電素子にそれぞれ接続する複数の電極264が形成される。

10

【0068】

第1フレキシブル基板26aおよび第2フレキシブル基板26bの各第2接続部262bには、各々が、図示しない配線パターンにより第1接続部262aに形成される電極のいずれかと接続している電極であって、超音波ケーブル27の芯線(図8に示す芯線271)と接続する電極265がそれぞれ形成される。

【0069】

本変形例1では、実施の形態2にかかる第1接続部261に形成されるすべての電極264が、第1フレキシブル基板26aおよび第2フレキシブル基板26bの各第1接続部261aに分けて配設される。また、実施の形態2にかかる第2接続部262aに形成されるすべての電極264が、第1フレキシブル基板26aおよび第2フレキシブル基板26bの各第2接続部261bに分けて配設される。このため、各第1接続部261aおよび各第2接続部262bに形成される電極264、265の個数は、上述した実施の形態2に係る第1接続部261および第2接続部262aに形成される電極の個数の半分程度とすることができる。

20

【0070】

連結部263bは、上述した配線パターンが通過する。

【0071】

また、第1接続部261aの幅と、第2接続部262bの幅と、連結部263bの幅とは、上述した実施の形態2の幅の関係( $w_5 < w_4 < w_3$ )と同じ関係を有している。

30

【0072】

第1フレキシブル基板26aと第2フレキシブル基板26bとは、互いの第1接続部261aおよび第2接続部262bが中心軸N方向でそれぞれ隣り合い、かつ連結部263c、263dの一部が重なって硬性部材25に配設される。連通部254には、重なり合う連結部263bが貫通する。

【0073】

以上説明した本変形例1では、第1フレキシブル基板26aと第2フレキシブル基板26bとを重ねてなるフレキシブル基板26Bを形成するようにした。これにより、一つの第1接続部261aおよび第2接続部262bに形成される電極264、265の数を半分とすることができる。この結果、第1フレキシブル基板26aおよび第2フレキシブル基板26bに形成される配線パターンの配線密度を低下させることができ、多素子化への対応が可能となる。

40

【0074】

また、本変形例1によれば、連結部263bを重ねて連通部254を貫通させるようにしているため、各フレキシブル基板における連結部の幅を小さくすることなく、硬性部材25に配設することができる。この結果、複数のフレキシブル基板を用いる場合であっても、連結部263bにおける配線密度を低下させ、配線の線幅を大きくすることも可能である。配線の線幅を大きくすることによって、配線抵抗の増大を抑制することができる。

【0075】

50

なお、本変形例 1 では、第 1 フレキシブル基板 2 6 a および第 2 フレキシブル基板 2 6 b の各第 2 接続部 2 6 2 b が中心軸 N 方向で隣り合うものとして説明したが、一部が重なっていてもよい。

【0076】

(実施の形態 2 の変形例 2 )

図 1 2 は、本発明の実施の形態 2 の変形例 2 に係る超音波内視鏡が備えるフレキシブル基板の構成を説明する模式図である。図 1 3 は、図 1 2 に示すフレキシブル基板の展開図である。

【0077】

本変形例 2 に係るフレキシブル基板 2 6 c は、二つのフレキシブル基板 ( 第 1 フレキシブル基板 2 6 c、第 2 フレキシブル基板 2 6 d ) の一部を重ねてなる。

10

【0078】

第 1 フレキシブル基板 2 6 c は、弧状をなして延び、超音波振動子 1 0 と接続する第 1 接続部 2 6 1 b と、周方向の一部が切れた環状をなし、超音波ケーブル 2 7 の各芯線 2 7 1 と接続する第 2 接続部 2 6 2 b と、第 1 接続部 2 6 1 b の周方向の一端と第 2 接続部 2 6 2 b の周方向の中央部とを連結する連結部 2 6 3 c と、を有する。

【0079】

連結部 2 6 3 c は、上述した配線パターンが通過している。連結部 2 6 3 c は、硬性部材 2 5 に配設された状態において、連通部 2 5 4 を貫通する。

【0080】

20

第 2 フレキシブル基板 2 6 d は、第 1 接続部 2 6 1 b とは反対方向に湾曲する弧状をなして延び、超音波振動子 1 0 と接続する第 1 接続部 2 6 1 c と、周回方向の一部が切れた環状をなし、超音波ケーブル 2 7 の各芯線 2 7 1 と接続する第 2 接続部 2 6 2 b と、第 1 接続部 2 6 1 c の周方向の一端と第 2 接続部 2 6 2 b の周方向の中央部とを連結する連結部 2 6 3 d と、を有する。

【0081】

連結部 2 6 3 d は、上述した配線パターンが通過している。連結部 2 6 3 c は、硬性部材 2 5 に配設された状態において、連通部 2 5 4 を貫通する。第 2 フレキシブル基板 2 6 d における、連結部 2 6 3 d の連結による第 1 接続部 2 6 1 c と第 2 接続部 2 6 2 b との間の長さ  $d_2$  は、第 1 フレキシブル基板 2 6 c における、連結部 2 6 3 c の連結による第 1 接続部 2 6 1 b と第 2 接続部 2 6 2 b との間の長さ  $d_1$  より大きい。

30

【0082】

第 1 フレキシブル基板 2 6 c と第 2 フレキシブル基板 2 6 d とは、互いの第 2 接続部 2 6 2 b が隣り合い、かつ連結部 2 6 3 b の一部が重なって硬性部材 2 5 に配設される。連通部 2 5 4 には、重なり合う連結部 2 6 3 c、2 6 3 d が貫通する。この際、第 1 接続部 2 6 1 b、2 6 1 c は、互いに反対側に弧状をなして延びており、凹部 2 5 1 2 の表面に沿った内径を有する間欠的な筒を形成する。

【0083】

以上説明した本変形例 2 は、上述した変形例 1 と同様、配線パターンの配線密度を低下させることができ、多素子化への対応が可能となる。

40

【0084】

また、本変形例 2 によれば、圧電素子と 2 枚のフレキシブル基板 2 6 c、2 6 d との接続を、圧電素子の基端側端部で行うことができ、圧電素子とフレキシブル基板の結線がより容易となる。

【0085】

さらに、本変形例 2 によれば、第 1 接続部 2 6 1 b より第 2 接続部 2 6 2 b の幅を広げることにより、実施の形態 2 でも記載したように、ケーブルとの接続を行う電極 2 6 5 のピッチをケーブルの芯線の太さ以上とすることが可能となり、フレキシブル基板とケーブルとの位置決めが容易となり、配線作業が容易となる。

【0086】

50

(実施の形態 3)

図 1 4 は、本発明の実施の形態 3 に係る超音波内視鏡が備えるフレキシブル基板の構成を説明する模式図である。図 1 5 は、図 1 4 の矢視 C 方向の平面図であって、第 2 接続部 2 6 2 D の構成を示す平面図である。

【0087】

本実施の形態 3 に係る超音波内視鏡 2 の先端硬質部 2 1 1 は、上述した実施の形態 1 の構成 (図 2 参照) のフレキシブル基板 2 6 に代えて、フレキシブル基板 2 6 D を備える。フレキシブル基板を変更した以外には、上述した実施の形態 1 の構成と同じである。フレキシブル基板 2 6 D は、周方向の一部が切れた環状をなし、超音波振動子 1 0 と接続する第 1 接続部 2 6 1 と、周方向の一部が切れた環状をなし、超音波ケーブル 2 7 の各芯線 2 7 1 と接続する第 2 接続部 2 6 2 c と、第 1 接続部 2 6 1 と第 2 接続部 2 6 2 c とを連結する連結部 2 6 3 e とを有する。

10

【0088】

第 2 接続部 2 6 2 c は、長手方向に沿って延伸方向が反転するジグザグ状をなす。第 2 接続部 2 6 2 c には、各々が、図示しない配線パターンにより第 1 接続部 2 6 1 に形成される電極のいずれかと接続している電極であって、超音波ケーブル 2 7 の芯線 2 7 1 と接続する電極 (例えば電極 2 6 5) がそれぞれ形成される。図 1 4 の矢視 C 方向において、第 2 接続部 2 6 2 c に外接する円は、第 2 孔部 2 5 2 1 の内径よりも小さい。本実施の形態 3 では、第 2 接続部 2 6 2 c を構成する帯状の構成部の長手方向が、上述した中心軸 N 方向と直交している。なお、上述した中心軸 N 方向と平行な長手方向に沿ってジグザグ状

20

【0089】

連結部 2 6 3 e は、上述した配線パターンが通過している。連結部 2 6 3 e は、硬性部材 2 5 に配設された状態において、連通部 2 5 4 を貫通している。

【0090】

以上説明した本実施の形態 3 では、ジグザグ状をなす第 2 接続部 2 6 2 c を有するフレキシブル基板 2 6 D を用いて、超音波振動子 1 0 と超音波ケーブル 2 7 とを電氣的に接続するようにした。これにより、上述した実施の形態 1 にかかるフレキシブル基板 2 6 の第 2 接続部 2 6 2 と比して、隣り合う電極 2 6 5 間の距離を大きくすることが可能である。この結果、隣り合う芯線 2 7 1 間の干渉を一層確実に抑制することができる。

30

【0091】

(実施の形態 4)

図 1 6 は、本発明の実施の形態 4 に係る超音波内視鏡が備えるフレキシブル基板の構成を説明する模式図である。

【0092】

本実施の形態 4 に係る超音波内視鏡 2 の先端硬質部 2 1 1 は、上述した実施の形態 1 の構成 (図 2 参照) のフレキシブル基板 2 6 に代えて、フレキシブル基板 2 6 E を備える。フレキシブル基板を変更した以外には、上述した実施の形態 1 の構成と同じである。フレキシブル基板 2 6 E は、周方向の一部が切れた環状をなし、超音波振動子 1 0 と接続する第 1 接続部 2 6 1 と、周方向の一部が切れた環状をなし、超音波ケーブル 2 7 の各芯線 2 7 1 と接続する第 2 接続部 2 6 2 d と、第 1 接続部 2 6 1 と第 2 接続部 2 6 2 d との周方向の中央部同士を連結する連結部 2 6 3 f とを有する。

40

【0093】

第 2 接続部 2 6 2 d には、各々が、図示しない配線パターンにより第 1 接続部 2 6 2 に形成される電極のいずれかと接続している電極であって、超音波ケーブル 2 7 の芯線 2 7 1 と接続する電極 2 6 5 がそれぞれ形成される。電極 2 6 5 は、第 1 接続部 2 6 1 の電極 2 6 4 が形成される側と同じ側に形成され、長手方向が幅方向と平行である。各電極 2 6 5 は、第 2 接続部 2 6 2 d の表面において、幅方向と垂直な方向に沿って形成される。また、第 2 接続部 2 6 2 d は、幅が、連結部 2 6 3 f の幅よりも大きい。

【0094】

50

連結部 2 6 3 f は、上述した配線パターンが通過している。連結部 2 6 3 f は、硬性部材 2 5 に配設された状態において、連通部 2 5 4 を貫通している。

【 0 0 9 5 】

以上説明した本実施の形態 4 では、第 2 接続部 2 6 2 d の表面において、各電極 2 6 5 を、幅方向と垂直な方向に沿って形成するようにした。このような構成においても、上述したような、配線パターンの配線密度を低下させることができ、多素子化への対応が可能である。

【 0 0 9 6 】

なお、上述した実施の形態 4 では、電極 2 6 5 が、長手方向が幅方向と平行であるものとして説明したが、長手方向が幅方向と平行であってもよいし、長手方向を幅方向に対して傾斜（例えば鋭角をなす）させてもよい。

【 0 0 9 7 】

（実施の形態 5）

図 1 7 は、本発明の実施の形態 5 に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す断面図である。図 1 8 は、本発明の実施の形態 5 に係る超音波内視鏡が備えるフレキシブル基板と、ケーブルとの接続態様を説明する模式図である。

【 0 0 9 8 】

本実施の形態 5 に係る超音波内視鏡 2 の先端硬質部 2 1 1 は、上述した実施の形態 1 の構成図 2 参照) のフレキシブル基板 2 6 に代えて、フレキシブル基板 2 6 F を備える。上述した実施の形態 1 ~ 4 では、フレキシブル基板において第 1 接続部と第 2 接続部とを連結する連結部が、連通部を貫通するものとして説明したが、本実施の形態 5 は、同軸線の一部が連通部 2 5 4 を貫通する。

【 0 0 9 9 】

フレキシブル基板 2 6 F は、周方向の一部が切れた環状をなし、一端側で超音波振動子 1 0 と接続し、他端側で超音波ケーブル 2 7 の各芯線 2 7 1 と接続する本体部 2 6 1 d からなる。

【 0 1 0 0 】

本体部 2 6 1 d は、周回方向の一部が切れた環状をなしている。本体部 2 6 1 d には、超音波振動子 1 0 の各電極と接続される電極 2 6 4 が周回方向に沿って形成されるとともに、各々が、図示しない配線パターンにより第 1 接続部 2 6 1 に形成される電極のいずれかと接続している電極であって、超音波ケーブル 2 7 の芯線 2 7 1 と接続する電極 2 6 5 が周回方向に沿ってそれぞれ形成される。

【 0 1 0 1 】

同軸線 2 7 0 は、第 2 孔部 2 5 2 1 から連通部 2 5 4 にかけて芯線 2 7 1 が保護皮膜 2 7 4 で覆われた状態で伸び、連通部 2 5 4 を通過すると、シールド 2 7 3 が露出した状態となる。各同軸線 2 7 0 は、凹部 2 5 1 2 において、芯線 2 7 1（または絶縁層）が露出した状態で、フレキシブル基板 2 6 F に沿って周回し、半田 2 7 2 によって接続対象の電極 2 6 5 と接続する。

【 0 1 0 2 】

電極 2 6 5 は、連通部 2 5 4 から離れるにしたがって、中心軸 N に対して傾斜している。すなわち、電極 2 6 5 は、接続面の長手方向が、接続対象の同軸線 2 7 0 の芯線 2 7 1 が進入する方向に沿って傾斜している。

【 0 1 0 3 】

以上説明した本実施の形態 5 では、同軸線 2 7 0 が連通部 2 5 4 を貫通し、芯線 2 7 1 が進入する方向に沿って傾斜した電極 2 6 5 と、芯線 2 7 1 とを接続するようにした。このような構成においても、上述したような、配線パターンの配線密度を低下させることができ、多素子化への対応が可能である。また、芯線 2 7 1 に対して電極 2 6 5 の長手方向が揃うため、電極 2 6 5 と接続した芯線 2 7 1 に加わる応力を低減することができる。

【 0 1 0 4 】

なお、上述した実施の形態 5 において、フレキシブル基板 2 6 F を介さずに、同軸線 2

10

20

30

40

50

70と圧電素子とを直接接続するようにしてもよい。

【0105】

なお、上述した実施の形態5では、電極265が、長手方向が幅方向と平行であるものとして説明したが、長手方向が幅方向と平行であってもよいし、長手方向を幅方向に対して傾斜（例えば長手方向と幅方向とが鋭角をなすように傾斜）させてもよい。

【0106】

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および変形例によってのみ限定されるべきものではない。本発明は、以上説明した実施の形態および変形例には限定されず、特許請求の範囲に記載した技術的思想を逸脱しない範囲内において、様々な実施の形態を含みうるものである。また、実施の形態および変形例の構成を適宜組み合わせてもよい。

10

【0107】

上述した実施の形態1～5では、電極264、265が、フレキシブル基板の一方の面に設けられる例を説明したが、電極の形成面は、反対側の面であってもよいし、例えば、図19に示すフレキシブル基板26Gに示すように、電極265を両面にそれぞれ形成するようにしてもよい。また、複数の電極は、周方向に沿って一列に並べられてなる例を説明したが、これらの電極を周方向に沿って複数列で並べてもよい。

【符号の説明】

【0108】

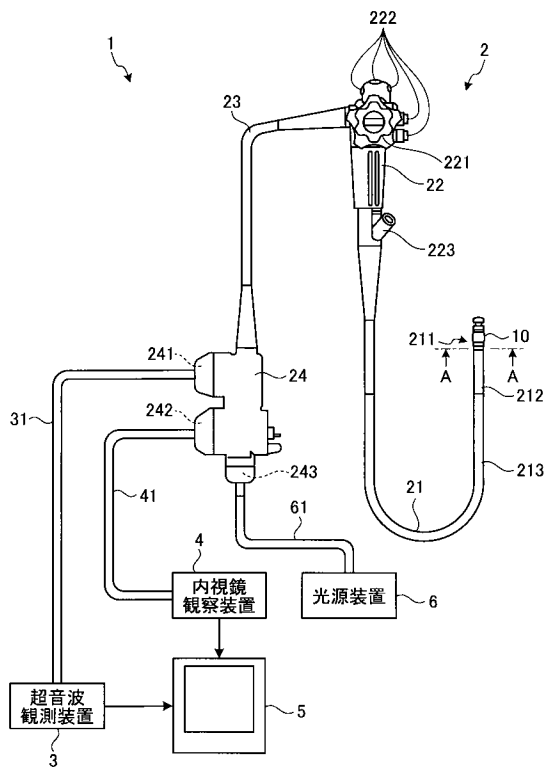
- 1 超音波内視鏡システム
- 2 超音波内視鏡
- 3 超音波観測装置
- 4 内視鏡観察装置
- 5 表示装置
- 6 光源装置
- 10 超音波振動子
- 21 挿入部
- 22 操作部
- 23 ユニバーサルコード
- 24 コネクタ
- 25 硬性部材
- 26、26A～26G フレキシブル基板
- 27、31 超音波ケーブル
- 41 ビデオケーブル
- 61 光ファイバケーブル
- 211 先端硬質部
- 212 湾曲部
- 213 可撓管部
- 251 機能部
- 252 保持部
- 261、261a～261c 第1接続部
- 261d 本体部
- 262、262a～262d 第2接続部
- 263、263a～263f 連結部
- 270 同軸線

20

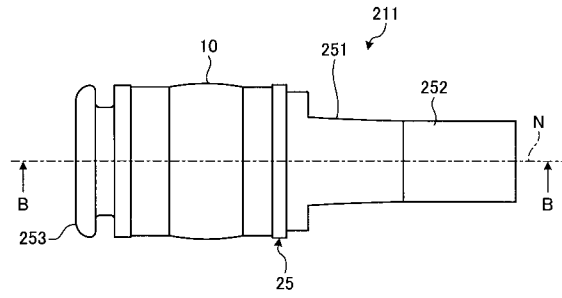
30

40

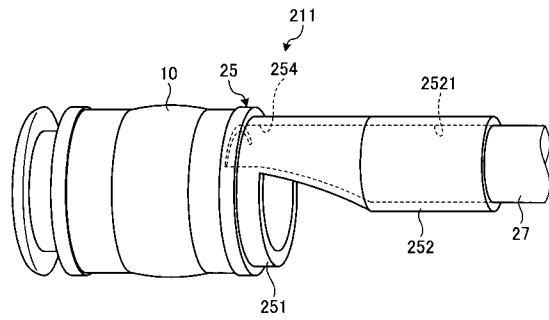
【 図 1 】



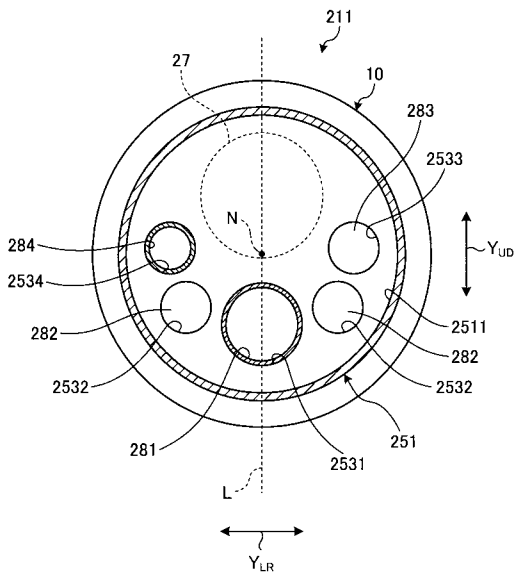
【 図 2 】



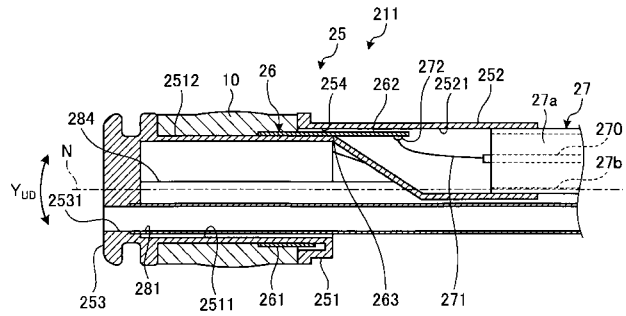
【 図 3 】



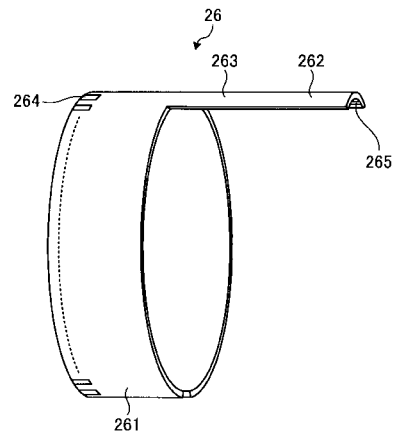
【 図 4 】



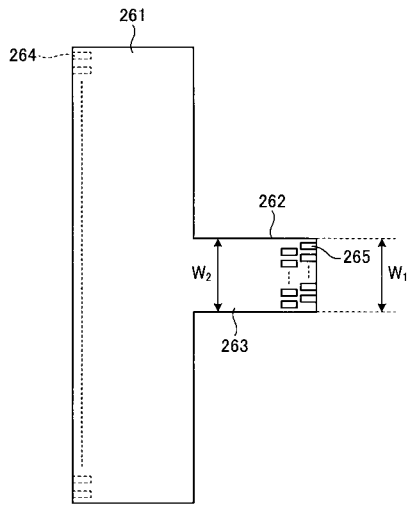
【 図 5 】



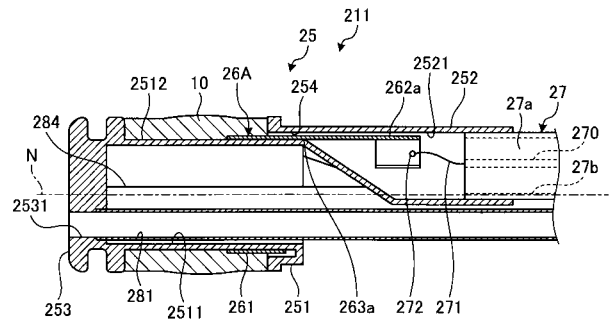
【 図 6 】



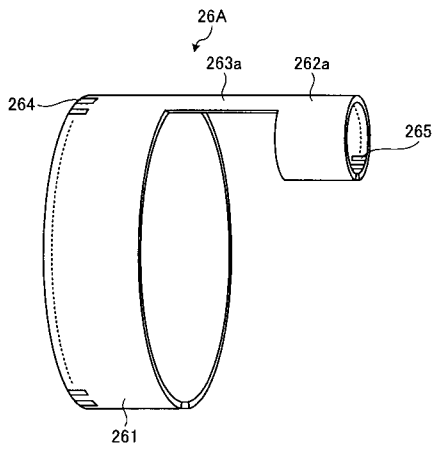
【 図 7 】



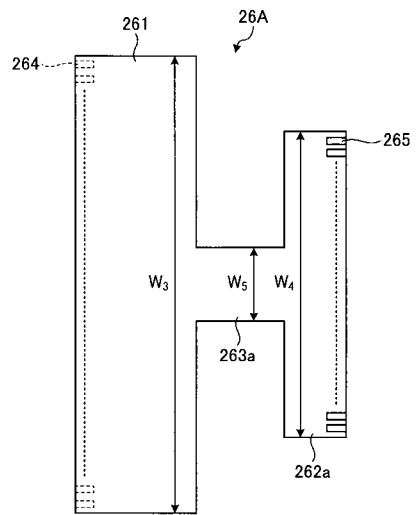
【 図 8 】



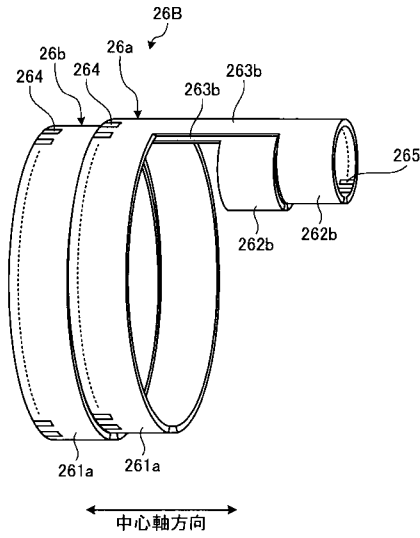
【 図 9 】



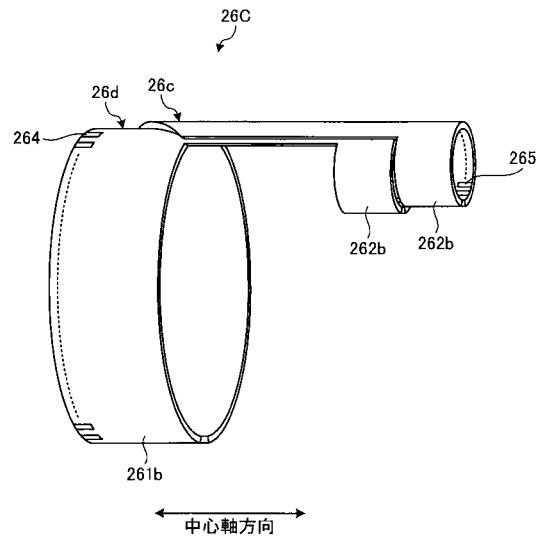
【 図 10 】



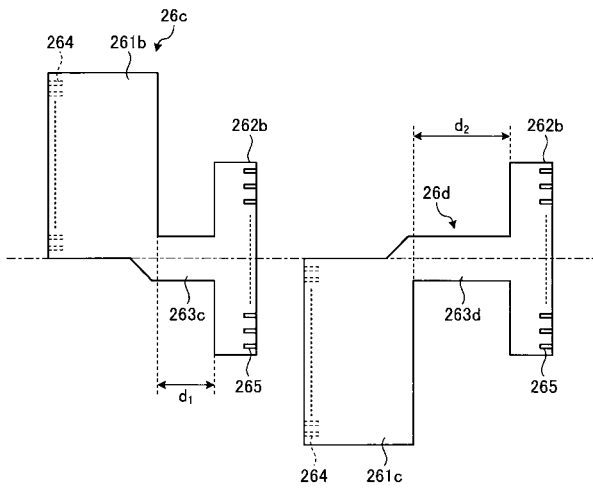
【 図 1 1 】



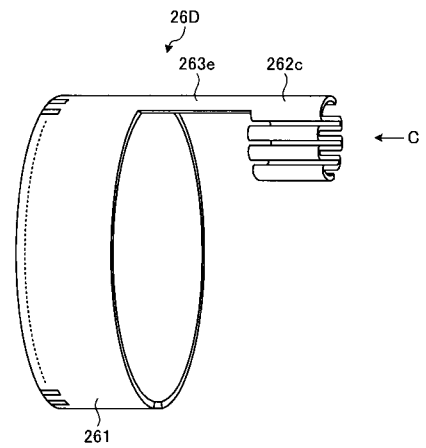
【 図 1 2 】



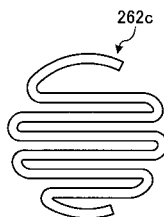
【 図 1 3 】



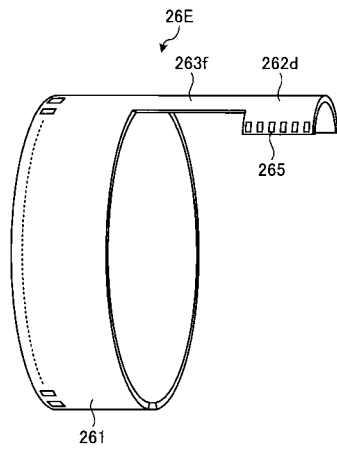
【 図 1 4 】



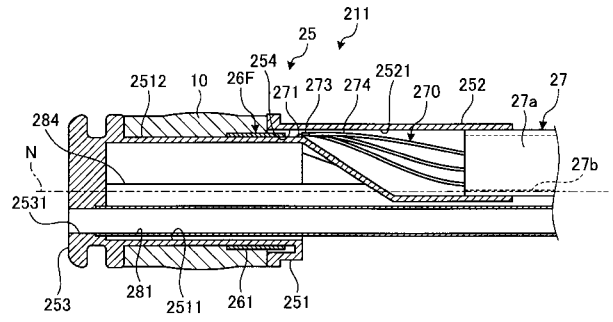
【 図 1 5 】



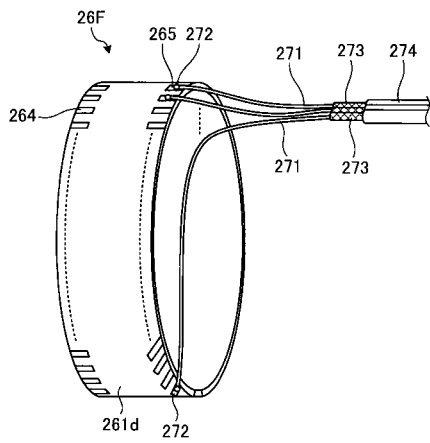
【 図 1 6 】



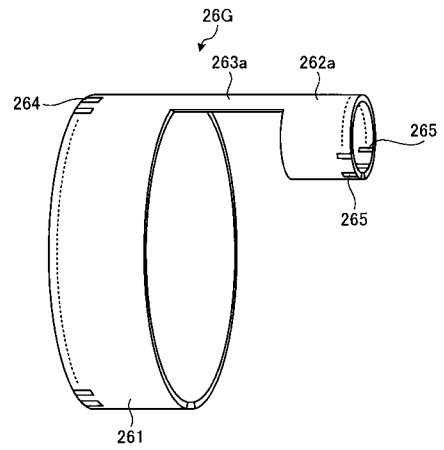
【 図 1 7 】



【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 佐藤 直

東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

(72)発明者 今橋 拓也

東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB06 BB24 EE02 FE02 GA02 GA04 GB05 GB20 GD09 GD12

专利名称(译)	超音波内视镜		
公开(公告)号	<a href="#">JP2018174983A</a>	公开(公告)日	2018-11-15
申请号	JP2017073879	申请日	2017-04-03
[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	谷口 優子 若林 勝裕 吉田 暁 佐藤 直 今橋 拓也		
发明人	谷口 優子 若林 勝裕 吉田 暁 佐藤 直 今橋 拓也		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4494 B06B1/0633 B06B1/0215 B06B1/0625 B06B2201/76		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB24 4C601/EE02 4C601/FE02 4C601/GA02 4C601/GA04 4C601/GB05 4C601/GB20 4C601/GD09 4C601/GD12		
其他公开文献	JP2018174983A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

A和径向型超声波换能器，一个前瞻性光学，在包括信道，以减少噪声的结构，并且其能够抑制插入部的厚度的直径的超声波内窥镜提供。和A前端硬性部，弯曲部，插入部和挠性管部，和径向型超声波换能器，以及成像单元，其捕获的视图插入部的磁场的纵向前部的图像一个通道的一端，该在前端硬质部的前端，多个压电元件，并电连接的纵向方向上开口覆盖多个同轴线的金属屏蔽，以及覆盖整个屏蔽的绝缘护套，其中护套覆盖多个同轴线，并且柔性管从远端刚性部分的弯曲部分到近端侧，并且远端刚性部分到达近端侧并且超声波电缆固定在外周边。

