

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2018年10月11日(11.10.2018)



(10) 国際公開番号

WO 2018/186422 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 8/12 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2018/014328

(22) 国際出願日: 2018年4月3日(03.04.2018)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願 2017-073879 2017年4月3日(03.04.2017) JP

(71) 出願人: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 谷口 優子 (TANIGUCHI, Yuko); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 若林 勝裕 (WAKABAYASHI, Katsuhiko); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 吉田 暁 (YOSHIDA,

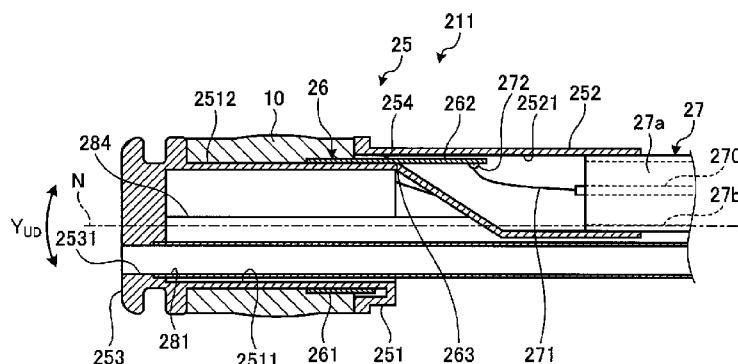
Satoshi); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 佐藤 直 (SATO, Sunao); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 今橋 拓也 (IMAHASHI, Takuya); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 特許業務法人酒井国際特許事務所 (SAKAI INTERNATIONAL PATENT OFFICE); 〒1000013 東京都千代田区霞が関3丁目8番1号 虎の門三井ビルディング Tokyo (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY,

(54) Title: ULTRASOUND ENDOSCOPE

(54) 発明の名称: 超音波内視鏡



(57) **Abstract:** This ultrasound endoscope is provided with the following: an insertion part having a hard tip portion, a curved portion, and a flexible tube; a radial ultrasonic transducer; an imaging unit that captures images of a visual field to the front of the insertion part in the longitudinal direction; a channel one end of which has an opening at the longitudinal-direction tip of the hard tip portion; a plurality of coaxial lines that are electrically connected to a plurality of piezoelectric elements, respectively; and an ultrasound cable having a metal composite shield that covers the plurality of coaxial lines, and an insulating jacket that covers the composite shield, the jacket reaching from the flexible tube portion, past the curved portion, and to the base end of the hard tip portion in a state of covering the plurality of coaxial lines, and being fixed to the base end of the hard tip portion and near the outer circumferential side thereof.

MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ,
NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT,
QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL,
SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類：

- 一 国際調査報告（条約第21条(3)）

(57) 要約：本発明にかかる超音波内視鏡は、先端硬質部と、湾曲部と、可撓管部とを有する挿入部と、ラジアル型の超音波振動子と、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、一端が先端硬質部の長手方向の先端に開口を有するチャンネルと、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、および総合シールドを被覆する絶縁性のジャケットを有し、ジャケットが、複数の同軸線を被覆した状態で可撓管部から湾曲部を経て先端硬質部の基端側に達するとともに、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。

明 細 書

発明の名称：超音波内視鏡

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。

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気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りすることで、観測対象から超音波エコーを取得する。

[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

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。

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

端に開口を有するチャンネルと、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。

[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] 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] 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。
- [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。
- [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。
- [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。

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。

[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 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。

[図19]図 1 9 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。

[0027] 超音波内視鏡 2 は、図 1 に示すように、挿入部 2 1 と、操作部 2 2 と、ユニバーサルコード 2 3 と、コネクタ 2 4 とを備える。挿入部 2 1 は、被検体内に挿入される部分である。この挿入部 2 1 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 を有する先端硬質部 2 1 1 と、先端硬質部 2 1 1 の基端側に連結され湾曲可能とする湾曲部 2 1 2 と、湾曲部 2 1 2 の基端側に連結され可撓性を有する可撓管部 2 1 3 とを備える。ここで、挿入部 2 1 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 2 1 の先端構成については、後述する。

[0028] 操作部 2 2 は、挿入部 2 1 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 2 2 は、図 1 に示すように、湾曲部 2 1 2 を湾曲操作するための湾曲ノブ 2 2 1 と、各種操作を行うための複数の操作部材 2 2 2 とを備える。また、操作部 2 2 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 2 2 3 が形成されている。

[0029] ユニバーサルコード 2 3 は、操作部 2 2 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。

[0030] コネクタ 2 4 は、ユニバーサルコード 2 3 の先端に設けられている。そして、コネクタ 2 4 は、超音波ケーブル 3 1、ビデオケーブル 4 1、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 2 4 1～2 4 3 を備える。

[0031] 超音波観測装置 3 は、超音波ケーブル 3 1（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 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。

[0032] 内視鏡観察装置 4 は、ビデオケーブル 4 1（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 4 1 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 E L（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 6 1 を介して照明光を超音波内視鏡 2 に供給する。

[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 1 0 および先端硬質部 2 1 1 のみの構成を示している。

[0036] 先端硬質部 2 1 1 は、硬質性の材料を用いて形成される硬性部材 2 5 と、少なくとも一部が硬質部材 2 5 の内部に設けられるフレキシブル基板 2 6 と、上述した超音波振動子 1 0 とを有する。先端硬質部 2 1 1 は、外表面が、超音波振動子 1 0 と硬質部材 2 5 とにより構成され、硬質性を有している。硬性部材 2 5 は、側部において超音波振動子 1 0 を保持する機能部 2 5 1 と、機能部 2 5 1 の基端側から延び、フレキシブル基板 2 6 を介して超音波振動子 1 0 と電氣的に接続する超音波ケーブル 2 7 を保持する保持部 2 5 2 とを有する。また、硬性部材 2 5 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に係止可能なバルーン係止部が、超音波振動子 1 0 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 2511 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、処置具チャンネル 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。前方視野光学部 283 は、撮像部に相当する。

[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。処置具チャンネル 281 は、長手方向の先端に開口を有し、その開口は、保持孔 2531 に連通している。

[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。

[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 211 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気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。

[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出射する、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ー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 を経て保持部 252 の第 2 孔部 2521 に進入している。フレキシブル基板 26 の一方において、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。

[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。

[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（電極 264）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。

[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。

[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、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では、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2

12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。

[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ために細径化が難しい。

[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 の耐電圧性能を確保することで、電氣的な安全性が高い超音波内視鏡とすることができる。

[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。

[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 263

a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。

[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。

[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。

[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 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。

[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。

[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。

[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。

[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] なお、本変形例1では、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は、図12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26Cは、二つのフレキシブル基板(第1フレキシブル基板26c、第2フレキシブル基板26d)の一部を重ねてなる。

- [0078] 第1フレキシブル基板26cは、弧状をなして延び、超音波振動子10と接続する第1接続部261b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261bの周方向の一端と第2接続部262bの周方向の中央部とを連結する連結部263cと、を有する。
- [0079] 連結部263cは、上述した配線パターンが通過している。連結部263cは、硬性部材25に配設された状態において、連通部254を貫通する。
- [0080] 第2フレキシブル基板26dは、第1接続部261b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10と接続する第1接続部261cと、周回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261cの周方向の一端と第2接続部262bの周方向の中央部とを連結する連結部263dと、を有する。
- [0081] 連結部263dは、上述した配線パターンが通過している。連結部263cは、硬性部材25に配設された状態において、連通部254を貫通する。第2フレキシブル基板26dにおける、連結部263dの連結による第1接続部261cと第2接続部262bとの間の長さ d_2 は、第1フレキシブル基板26cにおける、連結部263cの連結による第1接続部261bと第2接続部262bとの間の長さ d_1 より大きい。
- [0082] 第1フレキシブル基板26cと第2フレキシブル基板26dとは、互いの第2接続部262bが隣り合い、かつ連結部263b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263c、263dが貫通する。この際、第1接続部261b、261cは、互いに反対側に弧状をなして延びており、凹部2512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。
- [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26c、

26d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261bより第2接続部262b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265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] (実施の形態3)

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は、図14の矢視C方向の平面図であって、第2接続部262D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26D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26D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262cと、第1接続部261と第2接続部262cとを連結する連結部263eとを有する。

[0088] 第2接続部262c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262cには、各々が、図示しない配線パターンにより第1接続部261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271と接続する電極(例えば電極265)がそれぞれ形成される。図14の矢視C方向において、第2接続部262cに外接する円は、第2孔部2521の内径よりも小さい。本実施の形態3では、第2接続部262c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をなす帯状の構成部を用いて第2接続部262cを形成し

てもよい。

[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。

[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。

[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] 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。

[0095] 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。

[0096] 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。

[0097] （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。

[0098] 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。

[0099] 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。

[0100] 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 27 の芯線 271 と接続する電極 265 が周回方向に沿ってそれぞれ形成される。

- [0101] 同軸線 270 は、第 2 孔部 2521 から連通部 254 にかけて芯線 271 が保護皮膜 274 で覆われた状態で延び、連通部 254 を通過すると、シールド 273 が露出した状態となる。各同軸線 270 は、凹部 2512 において、芯線 271（または絶縁層）が露出した状態で、フレキシブル基板 26F に沿って周回し、半田 272 によって接続対象の電極 265 と接続する。
- [0102] 電極 265 は、連通部 254 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 265 は、接続面の長手方向が、接続対象の同軸線 270 の芯線 271 が進入する方向に沿って傾斜している。
- [0103] 以上説明した本実施の形態 5 では、同軸線 270 が連通部 254 を貫通し、芯線 271 が進入する方向に沿って傾斜した電極 265 と、芯線 271 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 271 に対して電極 265 の長手方向が揃うため、電極 265 と接続した芯線 271 に加わる応力を低減することができる。
- [0104] なお、上述した実施の形態 5 において、フレキシブル基板 26F を介さずに、同軸線 270 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、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。

[0107] 上述した実施の形態 1 ～ 5 では、電極 2 6 4、2 6 5 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 1 9 に示すフレキシブル基板 2 6 G に示すように、電極 2 6 5 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。

産業上の利用可能性

[0108] 以上のように、本発明にかかる超音波内視鏡は、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のに有用である。

符号の説明

- [0109]
- 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
 - 1 0 超音波振動子
 - 2 1 挿入部
 - 2 2 操作部
 - 2 3 ユニバーサルコード
 - 2 4 コネクタ
 - 2 5 硬性部材
 - 2 6、2 6 A ～ 2 6 G フレキシブル基板
 - 2 7、3 1 超音波ケーブル
 - 4 1 ビデオケーブル
 - 6 1 光ファイバケーブル
 - 2 1 1 先端硬質部

2 1 2 湾曲部

2 1 3 可撓管部

2 5 1 機能部

2 5 2 保持部

2 6 1、2 6 1 a ~ 2 6 1 c 第 1 接続部

2 6 1 d 本体部

2 6 2、2 6 2 a ~ 2 6 2 d 第 2 接続部

2 6 3、2 6 3 a ~ 2 6 3 f 連結部

2 7 0 同軸線

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を有するチャンネルと、
- 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。

[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。

[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。

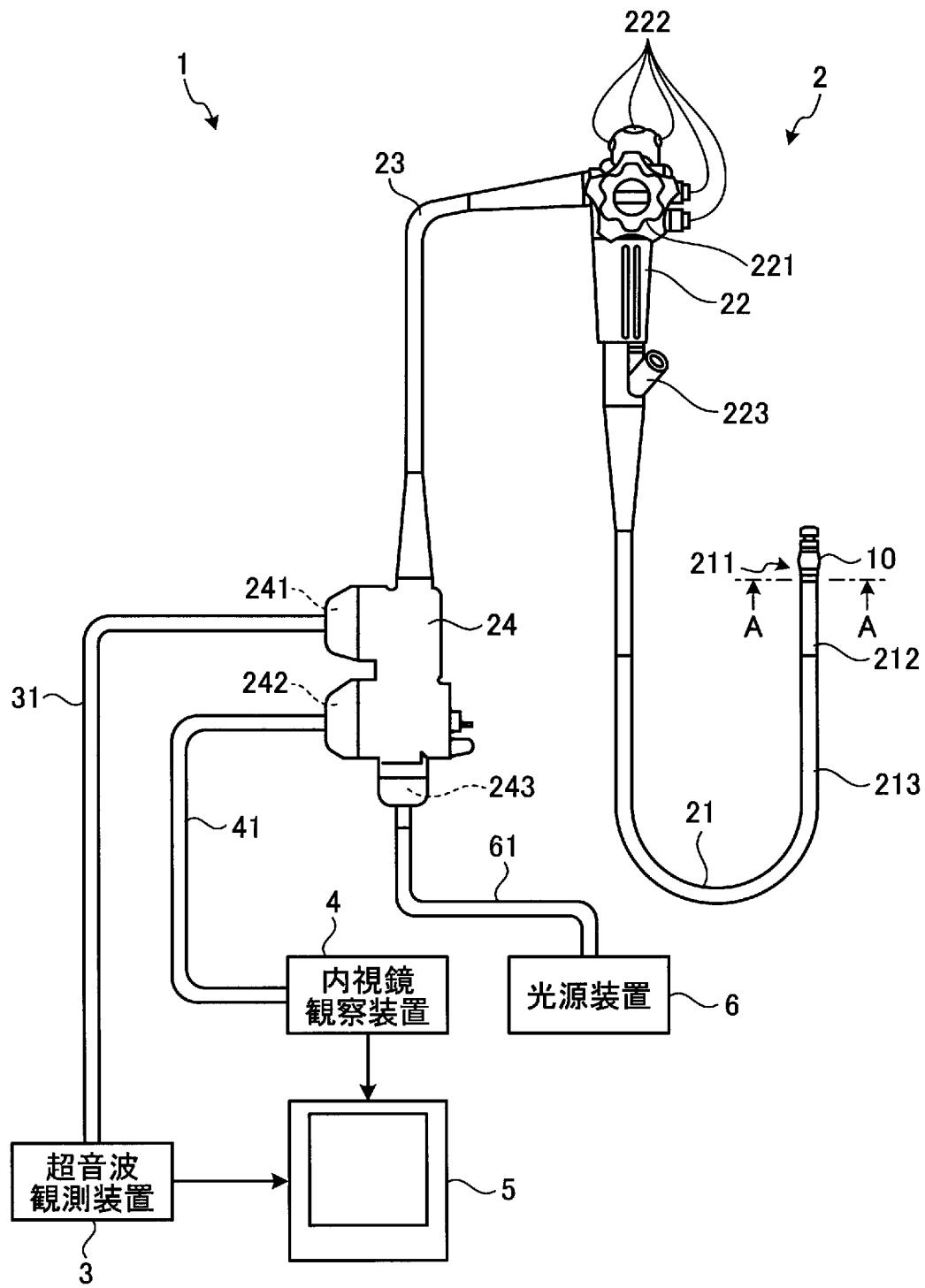
[請求項12] 前記先端硬質部における前記ジャケットの端部を通過する断面において、前記超音波ケーブルの中心と、前記チャンネルの中心とを通過する直線は、前記挿入部の中心軸を通過する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡。

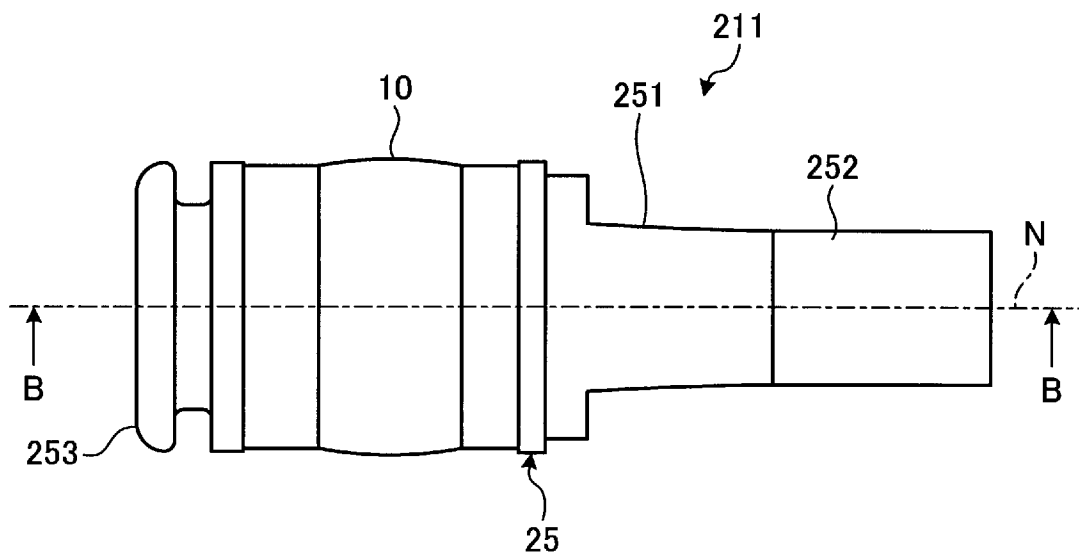
[請求項13] 前記直線は、前記撮像部により撮像される画像の上下方向に相当する方向と平行である

ことを特徴とする請求項 1 2 に記載の超音波内視鏡。

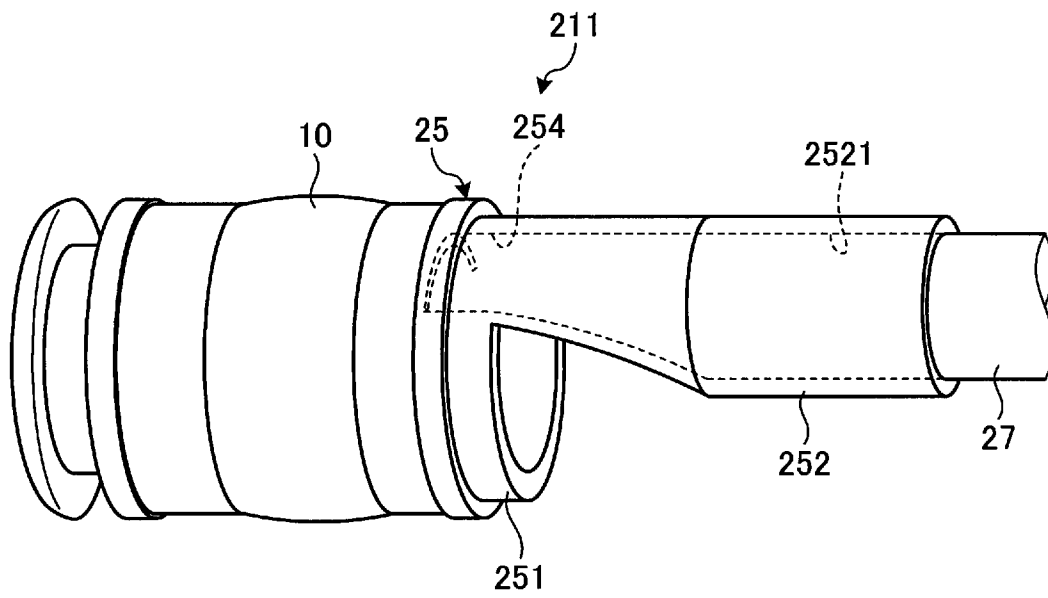
[図1]



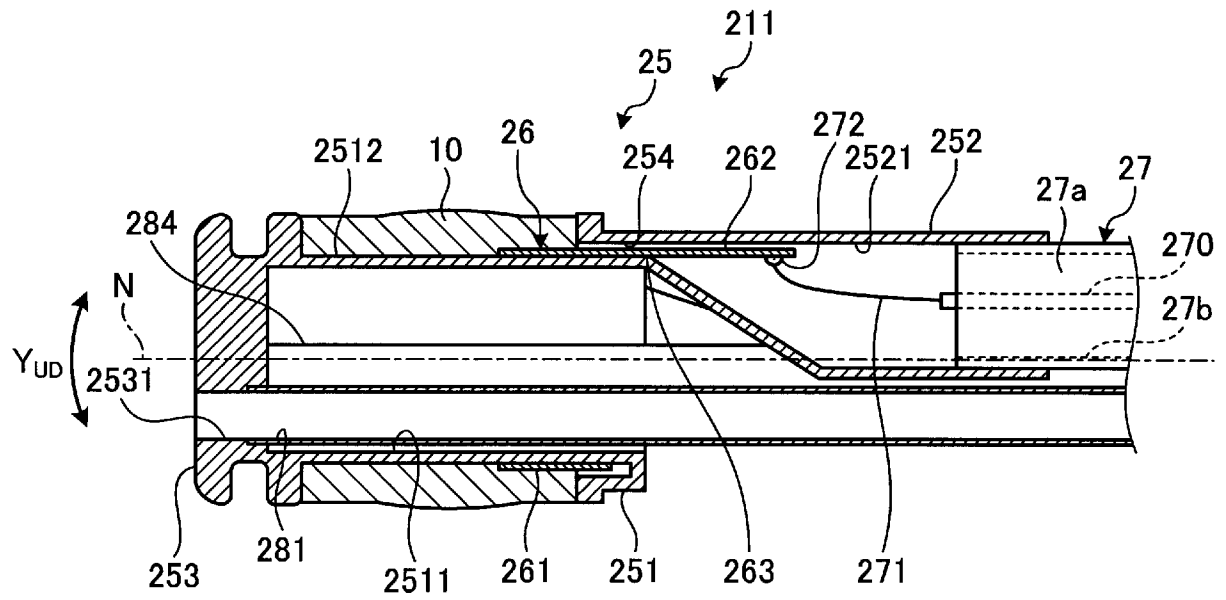
[図2]



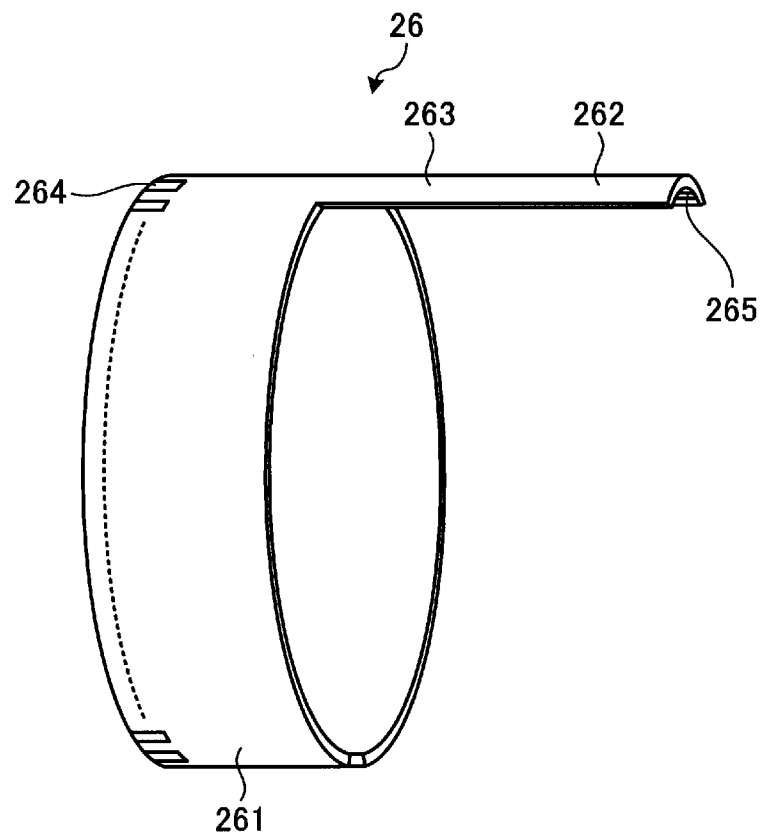
[図3]



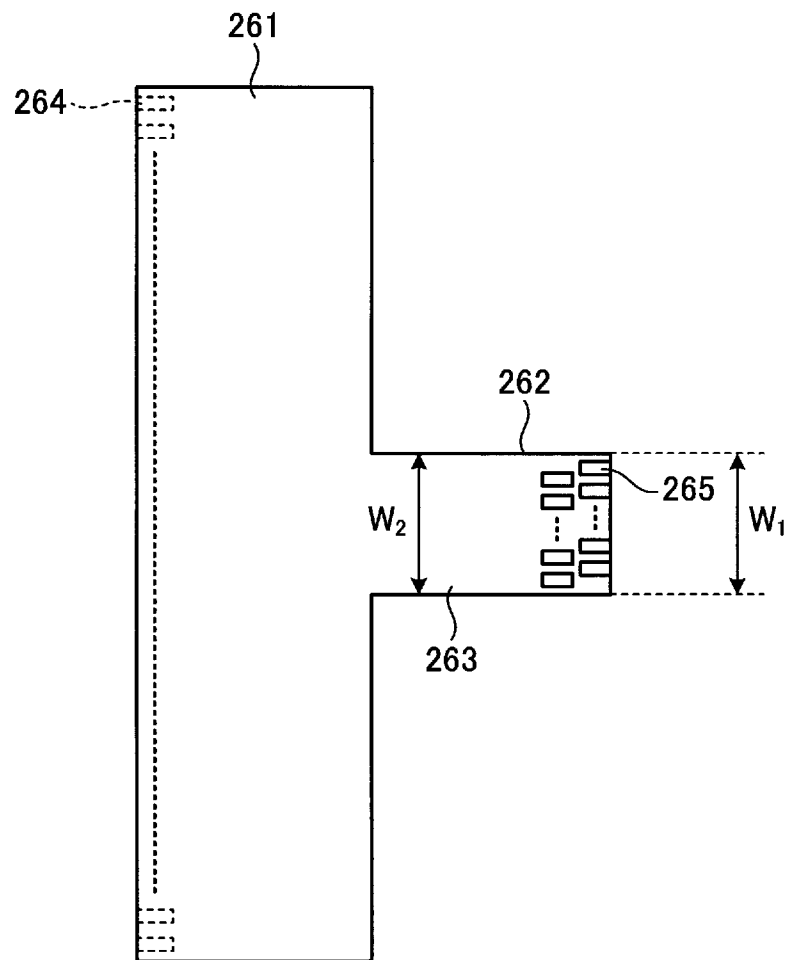
[図5]



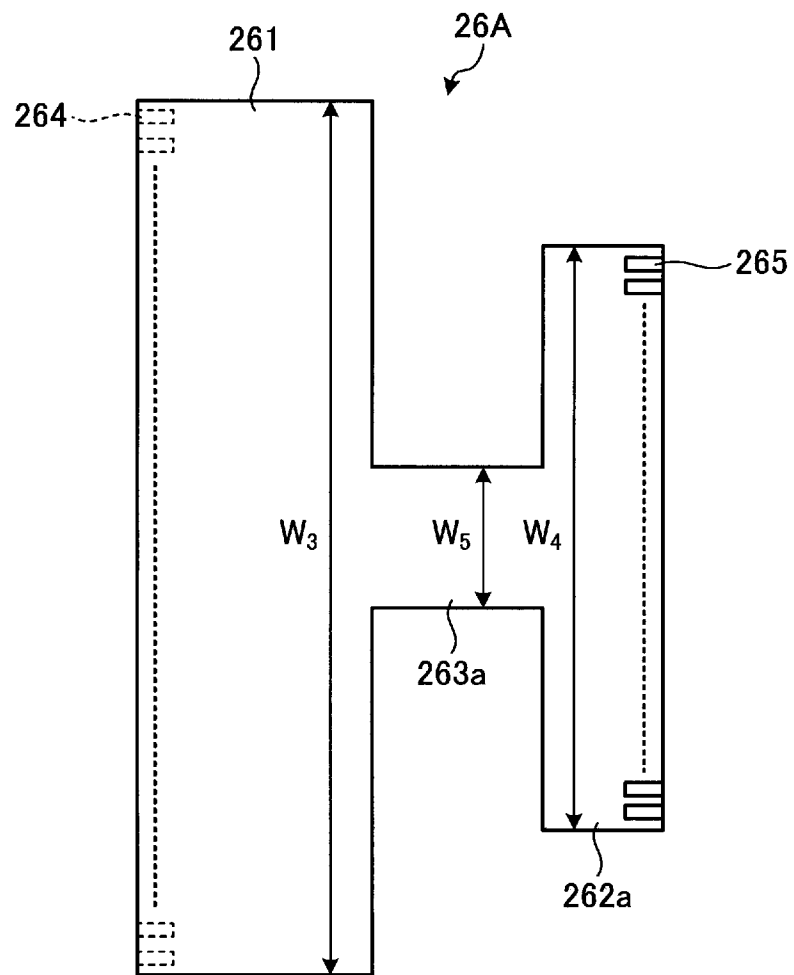
[図6]



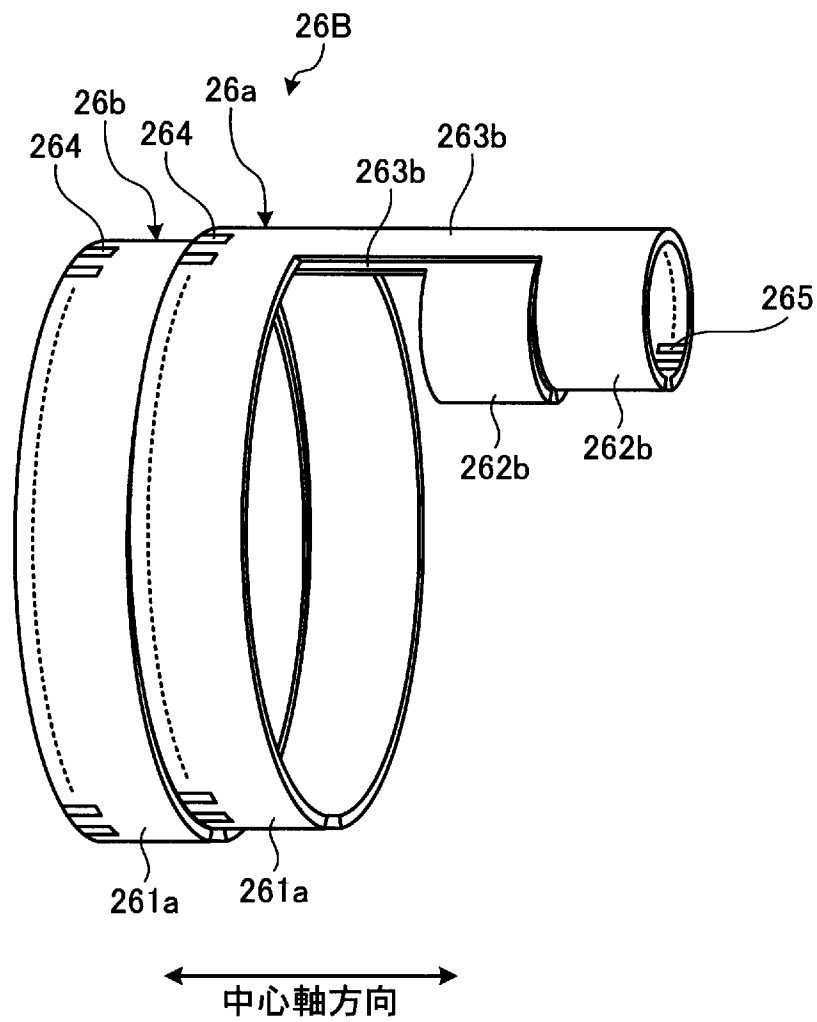
[図7]



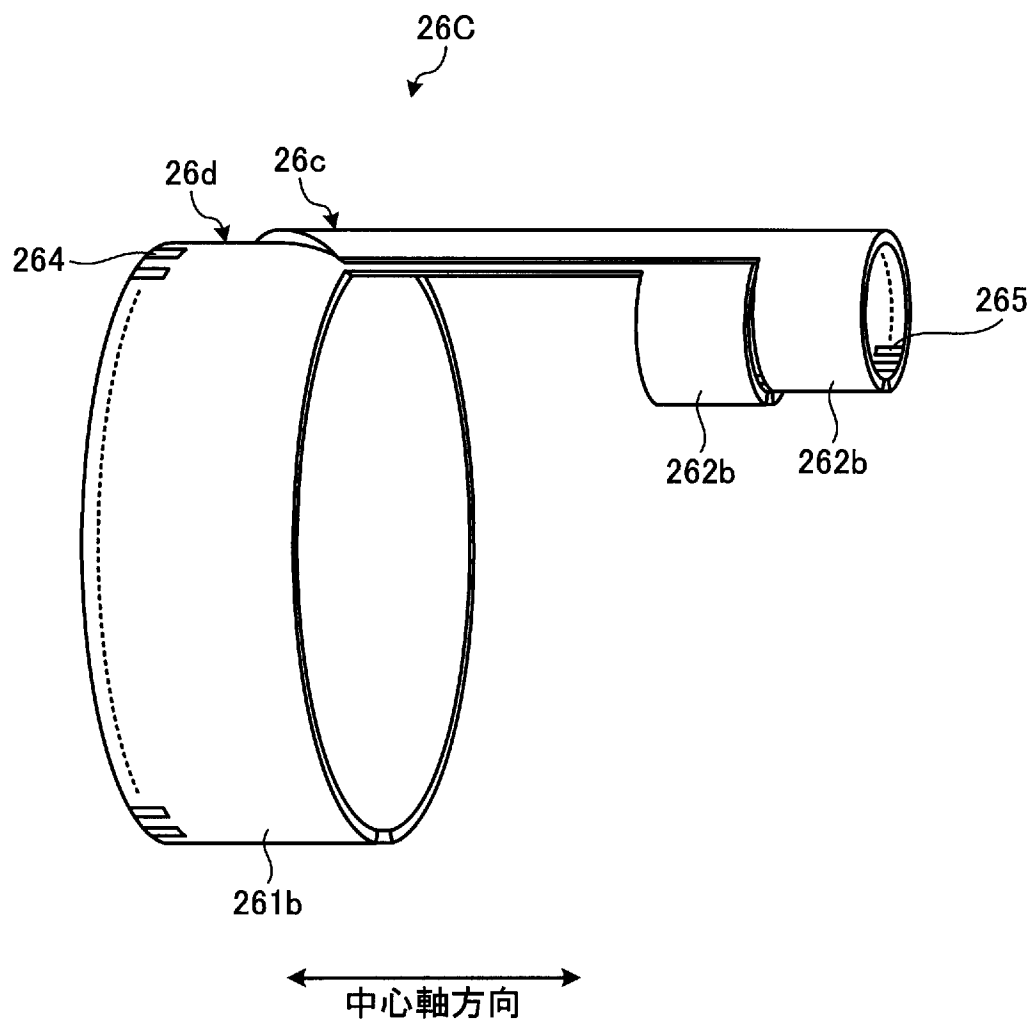
[図10]



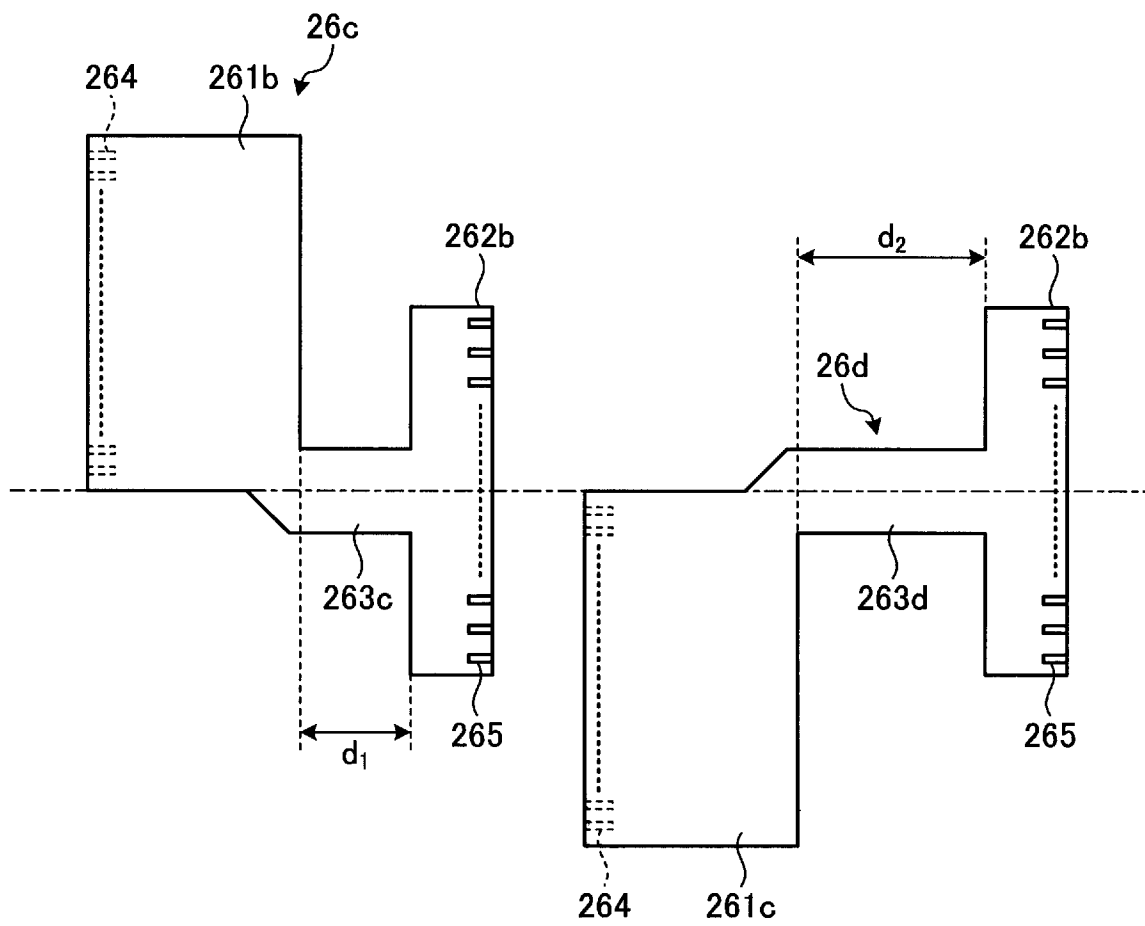
[図11]



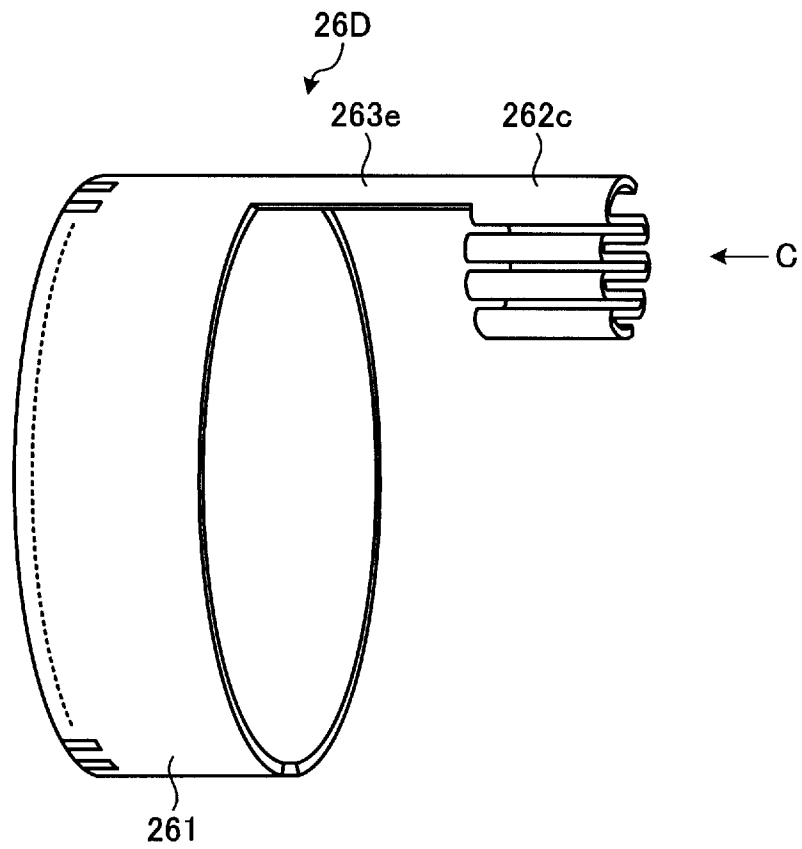
[図12]



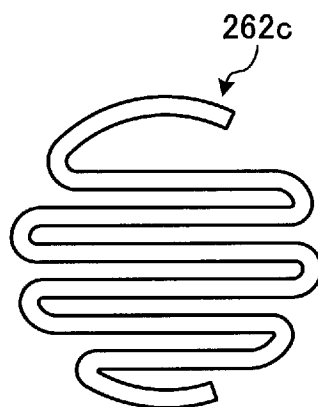
[図13]



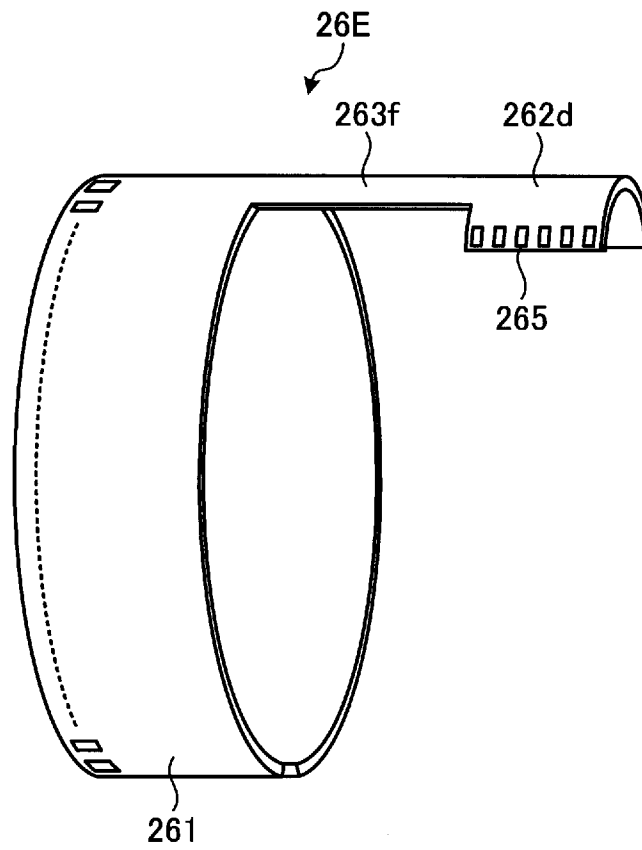
[図14]



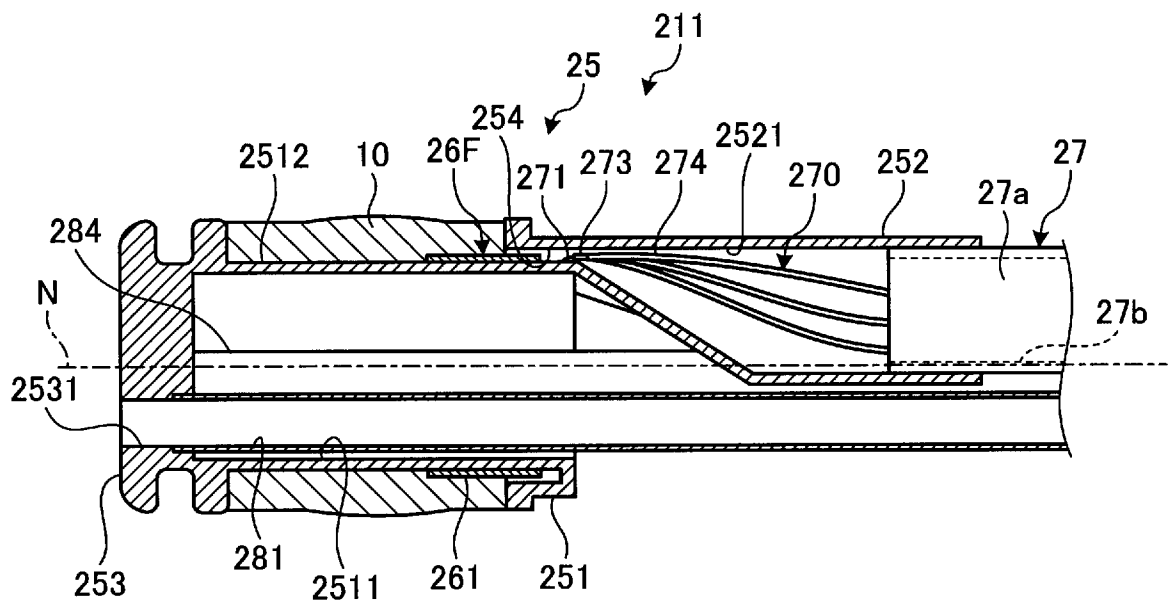
[図15]



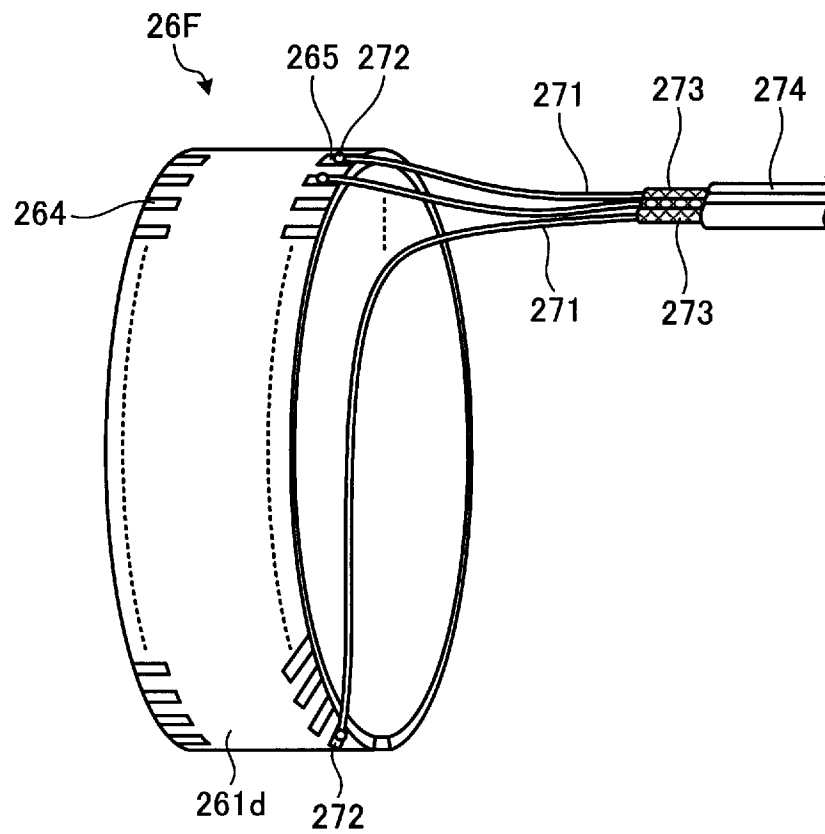
[図16]



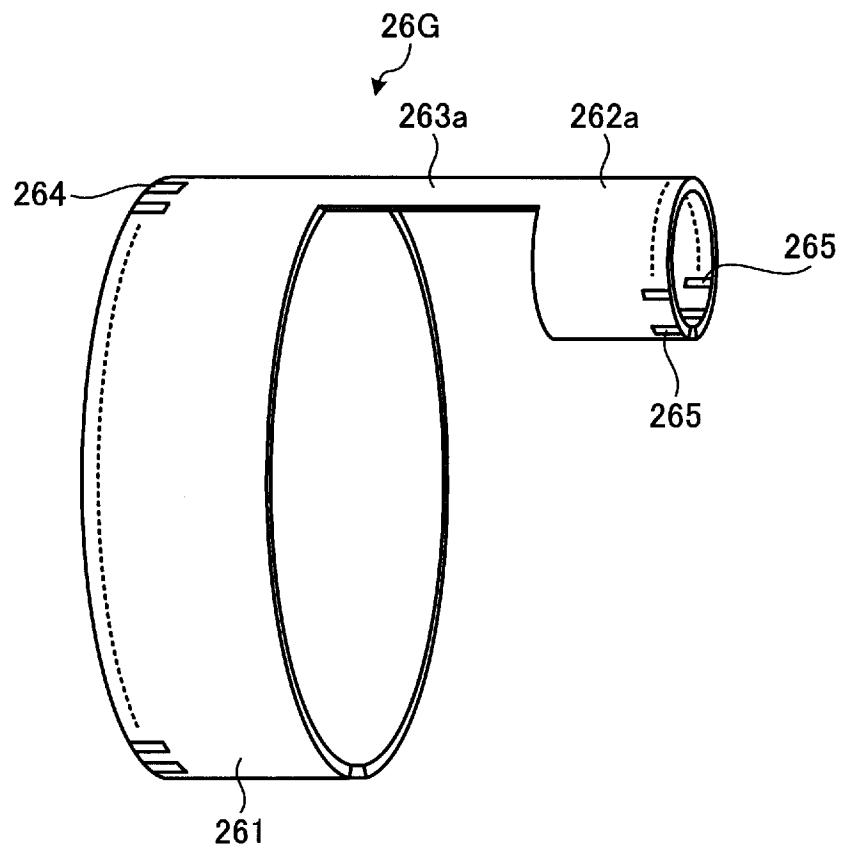
[図17]



[図18]



[図19]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/014328

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B8/12 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl. A61B8/12

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996

Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2018

Registered utility model specifications of Japan 1996-2018

Published registered utility model applications of Japan 1994-2018

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2004-298240 A (OLYMPUS OPTICAL CO.) 28 October 2004, paragraphs [0022]-[0024], [0033]-[0047], fig. 1-5 (Family: none)	1-2 3-13
Y A	JP 2000-245734 A (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.) 12 September 2000, paragraph [0028] (Family: none)	1-2 3-13
A	JP 2002-153469 A (ASAHI OPTICAL CO., LTD.) 28 May 2002, paragraphs [0008]-[0020], fig. 1-6 (Family: none)	1-13



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

12.06.2018

Date of mailing of the international search report

26.06.2018

Name and mailing address of the ISA/

Japan Patent Office

3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,

Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/014328

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2008-237842 A (FUJINON CORPORATION) 09 October 2008, paragraphs [0015]-[0022], fig. 2, 3 (Family: none)	1-13
A	JP 5-42146 A (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.) 23 February 1993, paragraphs [0009]-[0015], fig. 1-6 (Family: none)	1-13
A	JP 2006-34743 A (FUJINON CORPORATION) 09 February 2006, paragraphs [0029], [0030], [0044], [0045], fig. 10-12 & US 2006/0025691 A1, paragraphs [0060], [0061], [0075], [0076], fig. 10-12C & EP 1621135 A1 & CN 1726872 A	1-13

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B8/12(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B8/12

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2018年
日本国実用新案登録公報	1996-2018年
日本国登録実用新案公報	1994-2018年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	JP 2004-298240 A（オリンパス株式会社）2004.10.28, [0022]-[0024], [0033]-[0047]、図1-5（ファミリーなし）	1-2 3-13
Y A	JP 2000-245734 A（オリンパス光学工業株式会社）2000.09.12, [00028]（ファミリーなし）	1-2 3-13
A	JP 2002-153469 A（旭光学工業株式会社）2002.05.28, [0008]-[0020]、図1-6（ファミリーなし）	1-13

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

12.06.2018

国際調査報告の発送日

26.06.2018

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

門田 宏

2U

9224

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2008-237842 A (フジノン株式会社) 2008. 10. 09, [0015]-[0022]、 図 2-3 (ファミリーなし)	1-13
A	JP 5-42146 A (オリンパス光学工業株式会社) 1993. 02. 23, [0009]-[0015]、図 1-6 (ファミリーなし)	1-13
A	JP 2006-34743 A (フジノン株式会社) 2006. 02. 09, [0029]-[0030], [0044]-[0045]、図 10-12 & US 2006/0025691 A1, [0060]-[0061], [0075]-[0076], Figs. 10-12C & EP 1621135 A1 & CN 1726872 A	1-13