

(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
2024年10月17日(17.10.2024)



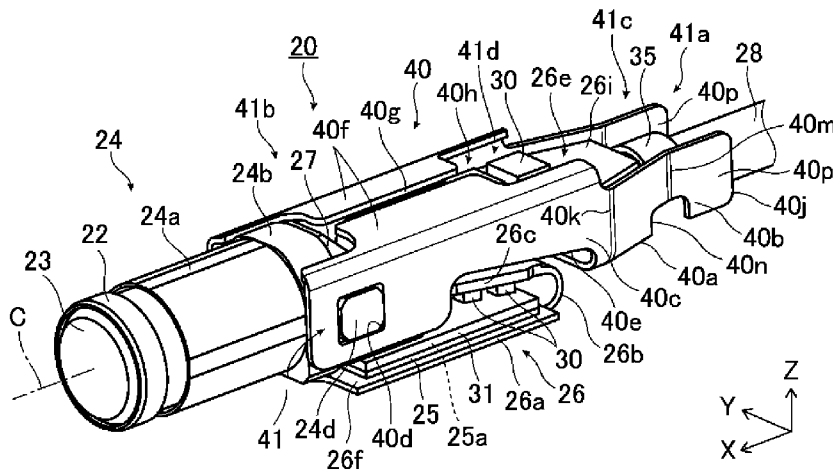
(10) 国際公開番号

WO 2024/214613 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/04 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2024/013760
- (22) 国際出願日: 2024年4月3日(03.04.2024)
- (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 2023-064169 2023年4月11日(11.04.2023) JP
特願 2024-052976 2024年3月28日(28.03.2024) JP
- (71) 出願人: 富士フイルム株式会社 (FUJIFILM CORPORATION) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布2丁目2番30号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 雪入 毅司(YUKIIRI Takeshi); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP).
- (74) 代理人: 伊東 秀明, 外 (ITOHI Hideaki et al.); 〒1010032 東京都千代田区岩本町2丁目3番3号 ザイマックス岩本町ビル6階 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, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MU, MW, MX, MY,

(54) Title: ENDOSCOPE IMAGING DEVICE, ENDOSCOPE, AND ULTRASONIC ENDOSCOPE

(54) 発明の名称: 内視鏡撮像装置、内視鏡及び超音波内視鏡



(57) Abstract: Provided are an endoscope imaging device, an endoscope, and an ultrasonic endoscope that protect an imaging element therein from static electricity with a simple structure. This endoscope imaging device acquires an image of an object being observed and comprises: a holder that holds an imaging lens directly or holds a lens barrel containing the imaging lens; an imaging element; a signal cable that electrically connects to the imaging element; and a coupling member that couples the holder and the signal cable. The holder and the coupling member are composed of a conductor. The signal cable includes a shield layer that covers a plurality of signal lines together and an outer skin that covers the outside of the shield layer. The outer skin covers the shield layer so that a portion of the shield layer is exposed at an end portion of the signal cable on the holder side. The tip end of the shield layer is located closer to the holder than the tip end of the outer skin, and the tip end of the outer skin is located closer to the holder than the rear end of the coupling member. The exposed portion of the shield layer and the coupling member are electrically connected using a connecting member. A second electric resistance between the holder and the coupling member is smaller than a first electric resistance between

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, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, WS, 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, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, 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, ME, 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))

the holder and the imaging element.

(57) 要約: 簡単な構造で静電気から撮像素子を保護する内視鏡撮像装置、内視鏡及び超音波内視鏡を提供する。観察対象の画像を取得する内視鏡撮像装置は、撮像レンズを直接又は内部に撮像レンズが設けられたレンズ鏡胴を保持する保持具と、撮像素子と、撮像素子に電氣的に接続される信号ケーブルと、保持具と信号ケーブルとを連結する連結部材とを有する。保持具及び連結部材は導電体で構成され、信号ケーブルは複数の信号線をまとめて覆うシールド層と、シールド層の外側を被覆する外皮とを備え、信号ケーブルの保持具側に端部で外皮はシールド層を露出部を設けて被覆する。シールド層の先端は外皮の先端よりも保持具側にあり、外皮の先端は連結部材の後端よりも保持具側に位置する。シールド層の露出部と連結部材とが接続部材により電氣的に接続され、保持具と撮像素子の間の第1の電気抵抗よりも保持具と連結部材の間の第2の電気抵抗の方が小さい。

明 細 書

発明の名称：内視鏡撮像装置、内視鏡及び超音波内視鏡

技術分野

[0001] 本発明は、観察対象の画像を取得する内視鏡撮像装置、内視鏡及び超音波内視鏡に関し、特に、静電気対策を施した内視鏡撮像装置、内視鏡及び超音波内視鏡に関する。

背景技術

[0002] 近年、内視鏡用光源装置、内視鏡（内視鏡スコープ）、及びプロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断等が広く行われている。

被検者の体内に挿入される挿入部を有しており、内視鏡用光源装置による照明光は挿入部を経て観察対象に照射される。内視鏡は、照明光が照射された観察対象を撮像素子により撮像して画像信号を生成する。プロセッサ装置は、内視鏡により生成された画像信号を画像処理してモニタに表示するための観察画像を生成する。撮像素子はフレキシブル配線基板等で構成される回路基板を介して信号ケーブルに電氣的に接続されており、信号ケーブルがプロセッサ装置に電氣的に接続されている。従来から、内視鏡に静電気対策が施されている。

[0003] 例えば、特許文献1には、被検対象物に挿入される先端部を少なくとも有する挿入部と、先端部に設けられるレンズユニットと、レンズユニットの被検対象物側と反対側に配置される撮像素子と、先端が撮像素子よりもレンズユニット側に延出して配置され、基端が挿入部の内方を通る線状導体とを備える内視鏡が記載されている。特許文献1の図3及び図8に示すようにレンズユニットの外側から、細長い線状導体が伝送ケーブルに沿って設けられている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2019-025207号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 上述のように特許文献1の内視鏡では、レンズユニットの外側から細長い線状導体を伝送ケーブルに沿って設ける必要があり、構造が複雑である。

本発明の目的は、簡単な構造で静電気から撮像素子を保護する内視鏡撮像装置、内視鏡及び超音波内視鏡を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0006] 上述の目的を達成するために、発明[1]は、観察対象の画像を取得する内視鏡撮像装置であって、撮像レンズを直接、又は内部に撮像レンズが設けられたレンズ鏡胴を保持する保持具と、撮像レンズを通過した光を受光し、光電変換する撮像素子と、撮像素子に電氣的に接続される信号ケーブルと、保持具と信号ケーブルとを連結する連結部材とを有し、保持具及び連結部材は、導電体で構成され、信号ケーブルは、複数の信号線をまとめて覆うシールド層と、シールド層の外側を被覆する外皮とを備え、信号ケーブルの保持具側に端部において、外皮は、露出部を設けてシールド層を被覆しており、信号ケーブルは連結部材に保持され、シールド層の露出部の保持具側の先端は、外皮の保持具側の先端よりも保持具側にあり、外皮の先端は、連結部材の保持具の反対側の後端よりも保持具側に位置し、シールド層の露出部と連結部材とが、接続部材により電氣的に接続されており、保持具と撮像素子との間の第1の電気抵抗よりも、保持具と連結部材との間の第2の電気抵抗の方が小さい、内視鏡撮像装置である。

[0007] 発明[2]は、接続部材は、導電線を有し、導電線は、シールド層の露出部の外周面に少なくとも1周巻回されており、巻回された導電線はシールド層に半田により連結されている、発明[1]に記載の内視鏡撮像装置である。

発明[3]は、撮像素子と電氣的に接続された回路基板を有し、回路基板は端子部を備え、導電線が巻回されたシールド層と端子部とは、半田により電氣的に接続され、かつ固定されている、発明[1]又は[2]に記載の内

視鏡撮像装置である。

[0008] 発明 [4] は、接続部材は、連結部材の外側で連結部材と接合されている、発明 [1] ~ [3] のいずれか 1 つに記載の内視鏡撮像装置である。

発明 [5] は、連結部材は、保持具の反対側の後端に、撮像レンズの光軸と直交する幅方向における長さが保持具側の先端よりも短い幅狭部を有し、幅狭部で接続部材が、連結部材と接合されている、発明 [4] に記載の内視鏡撮像装置である。

発明 [6] は、保持具又はレンズ鏡胴を固定する先端本体を有する、発明 [1] ~ [5] のいずれか 1 つに記載の内視鏡撮像装置である。

発明 [7] は、先端本体は、樹脂で構成されている、発明 [6] に記載の内視鏡撮像装置である。

発明 [8] は、発明 [1] ~ [7] のいずれか 1 つに記載の内視鏡撮像装置を有する、内視鏡である。

発明 [9] は、発明 [7] に記載の内視鏡撮像装置を有する、超音波内視鏡である。

発明の効果

[0009] 本発明によれば、簡単な構造で静電気から撮像素子を保護できる内視鏡撮像装置、内視鏡及び超音波内視鏡を提供できる。

図面の簡単な説明

[0010] [図1]本発明の実施形態の内視鏡システムの一例を示す模式図である。

[図2]本発明の実施形態の内視鏡撮像装置の一例を示す模式的斜視図である。

[図3]本発明の実施形態の内視鏡撮像装置の一例の連結部材を示す模式的斜視図である。

[図4]本発明の実施形態の内視鏡撮像装置の一例を示す模式的側面図である。

[図5]本発明の実施形態の内視鏡撮像装置の一例を示す模式的側面図である。

[図6]本発明の実施形態の内視鏡撮像装置の一例を示す模式的上面図である。

[図7]本発明の実施形態の内視鏡撮像装置の一例の要部を拡大して示す模式的斜視図である。

[図8]本発明の実施形態の内視鏡撮像装置に用いられる信号ケーブルの一例を示す模式的斜視図である。

[図9]本発明の実施形態の内視鏡システムの他の例を示す模式図である。

[図10]本発明の実施形態の超音波内視鏡の一例を示す模式的断面図である。

発明を実施するための形態

[0011] 以下に、添付の図面に示す好適実施形態に基づいて、本発明の内視鏡撮像装置、内視鏡及び超音波内視鏡を詳細に説明する。

なお、以下に説明する図は、本発明を説明するための例示的なものであり、以下に示す図に本発明が限定されるものではない。

なお、以下において数値範囲を示す「～」とは両側に記載された数値を含む。例えば、 ε が数値 ε_{α} ～数値 ε_{β} とは、 ε の範囲は数値 ε_{α} と数値 ε_{β} を含む範囲であり、数学記号で示せば $\varepsilon_{\alpha} \leq \varepsilon \leq \varepsilon_{\beta}$ である。

以下の説明の「平行」、「垂直」及び「直交」等は、該当する技術分野で一般的に許容される誤差範囲を含む。

[0012] [内視鏡システムの一例]

内視鏡システムは、観察対象である被験者の体内等の観察部位に照明光（図示せず）を照射し、観察部位を撮像して、撮像により得られた画像信号に基づいて観察部位の表示画像を生成し、表示画像を表示するものである。

図1は本発明の実施形態の内視鏡システムの一例を示す模式図である。

内視鏡システム10は、内視鏡12と、光源装置14と、プロセッサ装置16とを有する。内視鏡システム10は、後述する内視鏡12の内視鏡撮像装置20（図2参照）の部分以外は、一般的な内視鏡と同様の構成を有する。

また、内視鏡システム10は、更に、洗浄水等を貯留する送水タンク、体腔内の吸引物（供給された洗浄水等も含む）を吸引する吸引ポンプ等を備えていてもよい。更に、送水タンク内の洗浄水、又は外部の空気等の気体を内視鏡内の管路（図示せず）に供給する供給ポンプ等を備えていてもよい。

[0013] 内視鏡12は内視鏡撮像装置20（図2参照）を有する。また、内視鏡1

2は、詳細に図示はしないが、被検体内に挿入される挿入部と、挿入部に連なる操作部と、操作部から延びるユニバーサルコードとを有し、挿入部は、先端部と、先端部に連なる湾曲部と、湾曲部と操作部とを繋ぐ軟性部とで構成されている。内視鏡撮像装置については後述する。

[0014] 内視鏡12の先端部12aに、観察部位を照明するための照明光を出射する照明光学系、又は観察部位を撮像する撮像素子及び撮像光学系等を有する内視鏡撮像装置20（図2参照）が設けられている。湾曲部は挿入部の長手軸と直交する方向に湾曲可能に構成されており、湾曲部の湾曲動作は操作部にて操作される。また、軟性部は、挿入部の挿入経路の形状に倣って変形可能な程に比較的柔軟に構成されている。

[0015] 操作部には、先端部12aの内視鏡撮像装置20（図2参照）の撮像動作を操作するボタン、又は湾曲部の湾曲動作を操作するノブ等が設けられている。また、操作部には、電気メス等の処置具が導入される導入口が設けられており、挿入部の内部には、導入口から先端部に達し、鉗子等の処置具が挿通される処置具チャンネルが設けられている。

[0016] ユニバーサルコードの末端にはコネクタが設けられ、内視鏡12は、コネクタを介して、先端部の照明光学系から出射される照明光を生成する光源装置14、及び先端部12aの内視鏡撮像装置20（図2参照）によって取得される映像信号を処理するプロセッサ装置16と接続される。内視鏡撮像装置20（図2参照）とプロセッサ装置16との間で信号及び電力のうち、少なくとも一方が電線群を介して伝送される。

[0017] プロセッサ装置16は、入力された映像信号を処理して観察部位の映像データを生成し、生成した映像データをモニタ（図示せず）に表示させるか、又はハードディスク等の記憶媒体に記録する。なお、プロセッサ装置16は、パーソナルコンピュータ等のプロセッサによって構成されるものであってもよい。

[0018] 光源装置14は、内視鏡12の内視鏡撮像装置20（図2参照）によって体腔内の観察対象部位を撮像して、観察対象の画像信号を取得するために、

赤光（R）、緑光（G）、及び青光（B）等の3原色光からなる白色光又は特定波長光等の照明光を、発生させて、内視鏡12に供給し、内視鏡12内のライトガイド等によって伝搬し、内視鏡12の挿入部の先端部の照明光学系から出射して、体腔内の観察対象部位を照明するためのものである。

[0019] 挿入部及び操作部並びにユニバーサルコードの内部にはライトガイド又は電線群（信号ケーブル）が収容されている。光源装置14にて生成された照明光がライトガイドを介して先端部12aの照明光学系に導光され、先端部12aの先端面12bから光が出射される。

[0020] 〔内視鏡撮像装置の一例〕

図2は本発明の実施形態の内視鏡撮像装置の一例を示す模式的斜視図であり、図3は本発明の実施形態の内視鏡撮像装置の一例の連結部材を示す模式的斜視図である。図4及び図5は本発明の実施形態の内視鏡撮像装置の一例を示す模式的側面図である。図6は本発明の実施形態の内視鏡撮像装置の一例を示す模式的上面図であり、図7は本発明の実施形態の内視鏡撮像装置の一例の要部を拡大して示す模式的斜視図である。

なお、図5は図4の内視鏡撮像装置20において連結部材40の片側のアーム部40c及び保持部40bを外した状態を示す。

図1に示す内視鏡システム10の内視鏡12の先端部12aに、図2に示す内視鏡撮像装置20が搭載される。内視鏡撮像装置20のことをカメラヘッドともいう。

図1に示す内視鏡12の先端部12aの先端面12bは、内視鏡撮像装置20の先端本体50（図4参照）の表面50a（図4参照）である。

[0021] 図2に示す内視鏡撮像装置20は、観察対象の画像を取得するものである。内視鏡撮像装置20は、例えば、撮像レンズ23、撮像レンズ23を保持するレンズ鏡筒22、保持具24、撮像素子25、回路基板26、プリズム27、及び信号ケーブル28を有する。また、内視鏡撮像装置20は、連結部材40を有する。

ここで、撮像レンズ23の光軸Cに平行な方向をX方向とする。光軸Cと

直交する2つの方向のうち、1つをY方向とし、残りをZ方向とする。Y方向は内視鏡撮像装置20の幅方向に対応し、Z方向は内視鏡撮像装置20の高さ方向に対応する。

[0022] 回路基板26に、撮像素子25、及び電子部品30、30aが実装されている。なお、実装とは、電氣的に接続されていることをいう。

回路基板26は、図5に示すように、少なくとも第1の平面部26aと、第1の平面部26aと第1の屈曲部26bで連結された第2の平面部26cと、第2の平面部26cと第2の屈曲部26dで連結された第3の平面部26eとを有する。

第1の平面部26a及び第3の平面部26eは、撮像レンズ23の光軸Cと平行であり、第2の平面部26cは光軸Cに対して傾斜している。すなわち、第2の平面部26cは、撮像レンズ23の光軸Cに対して傾いて角度がついて傾斜しており、第2の平面部26cが光軸Cと平行ではない。例えば、第2の平面部26cは、第2の屈曲部26dの方が第1の屈曲部26bよりもZ方向において上側になるように傾斜している。

第3の平面部26eの第2の平面部26cに対向する裏面26hに、信号ケーブル28が電氣的に接続されている。より具体的には、回路基板26には、撮像素子25及び電子部品30、30aに対する信号又は電力が入出力される複数の接続端子（図示せず）が裏面26hに設けられている。接続端子に、信号ケーブル28の信号線28aが電氣的に接続される。

回路基板26を、上述の構成とすることにより、内視鏡撮像装置20をZ方向の高さを小さくでき、内視鏡撮像装置20を小型化できる。

[0023] プリズム27は、例えば、入射面27aと出射面27bとが直交する直角プリズムである。また、プリズム27には入射面27aと出射面27bとを結ぶ斜面27cを有する。斜面27cがプリズム27の反射面である。プリズム27は、レンズ鏡胴22と撮像素子25との間に配置される光学部材の一例であり、光学部材は、プリズム27に限定されるものではない。なお、プリズム27の配置も特に限定されるものではない。また、プリズム27は

、撮像素子25の配置位置によっては必ずしも必要ではなく、別の光学部材を配置する構成でもよい。

[0024] 撮像レンズ23は、撮像レンズ23に入射する光を撮像素子25の受光面25aに結像する光学素子である。撮像レンズ23はレンズ鏡胴22に保持される。

[0025] レンズ鏡胴22は、筒状の部材であり、内部に、1以上の撮像レンズ23が設けられている。レンズ鏡胴22は1以上の撮像レンズ23を保持する。レンズ鏡胴22は、撮像レンズ23の光軸Cがプリズム27の入射面27a（図5参照）に垂直になるように、撮像レンズ23を保持する。内視鏡撮像装置20は、例えば、3つの撮像レンズ23を有し、レンズ鏡胴22で保持されている。

[0026] 撮像レンズ23及びレンズ鏡胴22の構成は特に制限されない。例えば、撮像レンズ23を1つ有する構成であってもよいし、2つ、又は、4つ以上の撮像レンズ23を有する構成でもよい。また、各撮像レンズ23は、凸レンズであっても凹レンズであってもよい。

[0027] 撮像素子25は、撮像レンズ23によって結像された光を光電変換によって電気信号に変換することで撮像を行う撮像素子である。撮像素子25は、従来公知の撮像素子であり、CCD(Charge Coupled Device)型イメージセンサー又はCMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)イメージセンサーを用いることができる。

[0028] 撮像素子25は、保持具24に対してレンズ鏡胴22の反対側に配置されている。撮像素子25は、図4に示すように、例えば、導電性を有するバンプ34を介して回路基板26の第1の平面部26aの表面26fに電氣的に接続されている。また、図4に示すように、撮像素子25は、受光面25aが撮像レンズ23の光軸Cに平行になるように回路基板26上に実装されている。なお、実装とは、電氣的に接続されていることをいう。

撮像素子25と回路基板26との間に、撮像素子25と回路基板26とを強固に接続するためにアンダーフィル層（図示せず）を設けることもできる

。

[0029] バンプ34は、金属又は合金で構成される。より具体的には、バンプ34は、半田で構成される。半田で形成されたバンプ34のことを半田ボールともいう。なお、バンプ34は、撮像素子25と回路基板26とを電氣的に接続することができれば、半田等に限定されるものではない。また、撮像素子25と回路基板26とは直接電氣的に接続してもよい。

また、アンダーフィル層は、撮像素子25と回路基板26との熱膨張係数の違いにより、撮像素子25と回路基板26との接合部、例えば、バンプ34に応力が生じるが、この応力を緩和する。アンダーフィル層により、撮像素子25と回路基板26とが強固に接続され、電氣的な接続の信頼性が増し、信頼性が高い内視鏡撮像装置20が得られる。

アンダーフィル層を構成するアンダーフィル剤は、特に限定されるものでなく、撮像素子25と、回路基板26との間の封止樹脂として用いられるものが適宜利用可能である。例えば、アンダーフィル剤として、一液性加熱硬化型のエポキシ樹脂が用いられる。この場合、アンダーフィル剤を供給した後、予め定められた温度に加熱保持して、アンダーフィル層が形成される。

[0030] 回路基板26は、撮像素子25が実装される基板である。また、回路基板26には、撮像素子25以外に、例えば、電子部品30、30aが実装される。電子部品30、30aは、撮像素子25を駆動するためのものであり、特に限定されるものではないが、例えば、電圧レギュレータ、抵抗、及びコンデンサ等が挙げられる。電圧レギュレータは、撮像素子25への電圧を安定化させるデバイスであり、撮像素子25に一定の電圧を出力する。

回路基板26は、例えば、可撓性を有する基板で構成されており、例えば、フレキシブルプリント基板で構成される。

[0031] 回路基板26の第1の屈曲部26b及び第2の屈曲部26dは、いずれも曲面で構成されている。第1の屈曲部26b及び第2の屈曲部26dの曲率半径は同じでもよく、違っていてもよい。図5に示すように第1の屈曲部26bの方が第2の屈曲部26dよりも曲率半径が大きい。第1の屈曲部26

b及び第2の屈曲部26dの曲率半径を調整することにより、第1の平面部26aと第2の平面部26cとの間のスペース、及び第2の平面部26cと第3の平面部26eとの間のスペースを調整できる。

第1の屈曲部26b及び第2の屈曲部26dは、曲面を有する構成であれば、曲面だけで構成されていることに限定されるものではなく、例えば、平面と曲面とを有する構成でもよい。

曲率半径は、以下のようにして得られる。まず、側面方向からの回路基板26の画像を取得する。取得した画像を用いて、第1の屈曲部26b及び第2の屈曲部26dの曲率半径に該当する該当箇所を特定する。該当箇所に、曲線を当てはめ、その曲線の曲率半径を定規を用いて測定する。その測定値が曲率半径である。

なお、上述の曲率半径の測定には、取得した回路基板26の画像をコンピュータに取り込んで、ソフトウェアを用いて、第1の屈曲部26b及び第2の屈曲部26dの曲率半径を測定することも含まれる。曲率半径に該当する該当箇所に、曲線を当てはめ、その曲線の曲率半径を定規を用いて測定することには、コンピュータ上でソフトウェアを用いて実施することも含まれる。

[0032] 撮像素子25は、図4に示すように第1の平面部26aの表面26fに実装されている。また、第1の平面部26aの表面26fには電子部品30も実装されている。

第2の平面部26cの第1の平面部26aの表面26fに対向する裏面26gに電子部品30、30aが実装されている。第2の平面部26cは、第1の平面部26aに対して傾斜しているため、第1の平面部26aと第2の平面部26cとの間にスペースが広い領域ができる。このため、サイズの大きい電子部品30aを実装できる。例えば、第2の平面部26cの裏面26gでは、第2の屈曲部26d側に実装された電子部品30aは第1の屈曲部26b側に実装された電子部品30よりも高さが高い。このように、様々なサイズの電子部品を実装でき、内視鏡撮像装置20のスペースを有効活用で

きる。

なお、上述のように第3の平面部26eの第2の平面部26cに対向する裏面26hに接続端子（図示せず）が設けられている。第3の平面部26eの表面26iに電子部品30が実装されている。回路基板26上における撮像素子25、電子部品30、30a、及び接続端子等の配置は、特に限定されるものではない。

[0033] 回路基板26の第3の平面部26eの裏面26h（図5参照）に設けられた接続端子（図示せず）に、信号ケーブル28の信号線28a（図4参照）が電氣的に接続されており、撮像素子25と信号ケーブル28とが電氣的に接続される。撮像素子25によって光が電気信号に変換され、この電気信号が信号ケーブル28を介して送信される。信号ケーブル28は、内視鏡の挿入部、操作部、ユニバーサルコード等に挿通されて、プロセッサ装置16（図1参照）に電氣的に接続されている。

また、回路基板26は、第3の平面部26eの裏面26hに、平面状の端子部63が、接続端子（図示せず）よりも保持具24の反対側に設けられている。平面状の端子部63は、例えば、第3の平面部26eの表面26i側から見た形状が台形であるが、形状は特に限定されるものではない。

また、端子部63は、回路基板26のグランド層（図示せず）に電氣的に接続されている。端子部63は、パッドと呼ばれるものである。

端子部63は、後述のように接続部材60を介して信号ケーブル28のシールド層28cに電氣的に接続される。このため、端子部63は、後述の信号ケーブル28のシールド層28cの露出部28eと対向する位置に設けられることが好ましい。

[0034] 信号ケーブル28は、例えば、図5に示すように複数の信号線28aと、各信号線28aを被覆する被覆層28bと、被覆層28bで被覆された、複数の信号線28aの全体の周囲に設けられて、複数の信号線28aをまとめて覆うシールド層28cと、シールド層28cの外側を被覆する外皮28dとを備える。

信号ケーブル28は、複数の信号線28aが束ねられ、かつ複数の信号線28aの周囲にシールド層28cが設けられ、かつ円筒状の外皮28d内に収納された多芯ケーブルである。シールド層28cは、例えば、グラウンドに接地されている。

上述のように外皮28dは信号ケーブル28の外周を構成する。被覆層28b、シールド層28c、及び外皮28dは、例えば、円筒状である。また、信号ケーブル28のシールド層28cのことをシールドという。信号ケーブル28は、信号線28aを、例えば、5本有する。信号線28aの数は、内視鏡撮像装置20の構成に応じたものであり、特に限定されるものではなく、2本でも、3本でも、4本でもよく、6本以上でもよい。

信号ケーブル28の保持具24側の端部29において、外皮28dは、露出部28eを設けてシールド層28cを被覆している。シールド層28cは、端部29側に露出部28eを有する。なお、保持具24側とは、撮像レンズ23側のことであり、図4に示す先端本体50の表面50a側のことである。

[0035] 信号ケーブル28は、連結部材40に保持され、連結部材40内に收容されている。この状態で、信号ケーブル28のシールド層28cの露出部28eの保持具24側の先端29bは、信号ケーブル28の外皮28dの保持具24側の先端29aよりも保持具24側にある。

信号ケーブル28の外皮28dの保持具24側の先端29aは、連結部材40の保持具24の反対側の後端40jよりも保持具24側に位置している。この場合、信号ケーブル28の外皮28dは連結部材40の内部41dに收容されている。

信号ケーブル28のシールド層28cの露出部28eと連結部材40とが、接続部材60により電氣的に接続されている。この場合、後述のように保持具24及び連結部材40は導電体で構成されており、保持具24と、信号ケーブル28のシールド層28cの露出部28eと連結部材40とが、接続部材60により導通する。

[0036] 内視鏡撮像装置 20 は、保持具 24 と撮像素子 25 との間の第 1 の電気抵抗よりも、保持具 24 と連結部材 40 との間の第 2 の電気抵抗の方が小さい。このため、静電気は、保持具 24 と撮像素子 25 との間よりも、電気抵抗の方が小さい保持具 24 と連結部材 40 との間を優先して流れる。これにより、撮像素子 25 に静電気が流れることが抑制されて、静電気から撮像素子 25 を保護できる。しかも、シールド層 28c の露出部 28e と連結部材 40 とを接続部材 60 により電氣的に接続した簡単な構造で、上述の静電気からの撮像素子 25 の保護を実現できる。

保持具 24 と撮像素子 25 との間の第 1 の電気抵抗、及び保持具 24 と連結部材 40 との間の第 2 の電気抵抗は、テスターを用いて測定する。

具体的には、シールド層 28c に、接続部材 60 が設けられているが、接続部材 60 については後に説明する。

[0037] プリズム 27 は、レンズ鏡胴 22 と撮像素子 25 との間に、カバーガラス 31 を介して配置される。プリズム 27 は、撮像素子 25 の受光面 25a に撮像レンズ 23 を通過した光をガイドするものである。プリズム 27 は、レンズ鏡胴 22 に保持された撮像レンズ 23 を通過した光を、斜面 27c、すなわち、反射面で、例えば、90° 屈曲させて光路を変更し、撮像素子 25 の受光面 25a に導く。撮像レンズ 23 を透過した透過光はプリズム 27 に入射し、プリズム 27 の斜面 27c、すなわち、反射面で反射し、撮像素子 25 の受光面 25a に入射される。

例えば、プリズム 27 は、入射面 27a をレンズ鏡胴 22 の基端側の面に対面して配置される。また、プリズム 27 は、出射面 27b を撮像素子 25 の受光面 25a に対面して配置される。この場合、プリズム 27 は、カバーガラス 31 上に出射面 27b をカバーガラス 31 に対向して配置される。

カバーガラス 31 は、撮像素子 25 の受光面 25a 上に配置され、受光面 25a を保護するものである。プリズム 27 とカバーガラス 31 とは、例えば、光硬化型接着剤で接着される。なお、カバーガラス 31 がない構成でもよい。

また、撮像素子25はプリズム27ではなく、保持具24に接着される構成でもよい。

[0038] 保持具24は、レンズ鏡胴22とプリズム27とを保持する部材であり、導電体で構成されている。保持具24を構成する導電体は、例えば、金属又は合金である。

保持具24は、略筒状の部材であり、筒部の内部にレンズ鏡胴22を嵌入されて、レンズ鏡胴22を保持する。保持具24の内面とレンズ鏡胴22の外周面とは接着固定される。

保持具24とレンズ鏡胴22とを接着する接着剤としては、従来の内視鏡で用いられている種々の公知の接着剤を用いることができる。この点は、他の部材同士を接着する接着剤についても同様である。

[0039] 保持具24は、取付筒部24aの基端側の端面に、多角形状のフランジ部24bを有する。フランジ部24bのY方向の両端に、それぞれ規制部材24dが設けられている。規制部材24dは、例えば、凸部状の部材である。規制部材24dは、例えば、外形が四角形である。後述のように規制部材24dに、連結部材40のアーム部40cが係合される。

プリズム27は規制部材24dの間に配置され、規制部材24dに挟まれた状態でフランジ部24bに入射面27aが当接される。これにより、プリズム27はX方向の位置決めがなされる。保持具24は、レンズ鏡胴22及びプリズム27を所定の位置に保持することで、レンズ鏡胴22とプリズム27との相対位置、すなわち、レンズ鏡胴22と、撮像素子25の受光面25aとの相対位置を固定する。プリズム27の出射面27bと撮像素子25とが対向する。

ここで、レンズ鏡胴22は、撮像レンズ23の光軸C方向における、保持具24に対する相対位置を、撮像素子25の受光面25aにピントが合うように調整されて、保持具24に接着固定される。光軸C方向とは撮像レンズ23の光軸Cの延在方向である。撮像レンズ23の光軸C方向はX方向と平行な方向である。

[0040] 連結部材40は、保持具24と信号ケーブル28とを連結するものであり、導電体で構成されている。連結部材40を構成する導電体は、例えば、金属又は合金である。

連結部材40を構成する金属材料としては、特に限定はないが、熱伝導率が高い金属材料が好ましい。加工性、入手性、及び強度等を考慮すると、連結部材40としては、ステンレス鋼、及び銅合金が好ましい。電気抵抗を考慮すると、連結部材40としては、電気抵抗が小さい銅合金が好ましい。

[0041] 連結部材40は、内部41dで信号ケーブル28を保持して収容する。連結部材40は、例えば、図3に示すように、1つの板材を湾曲させて構成された部材である。具体的には、連結部材40は、1つの板材を光軸C方向に延在する、2か所の折曲げ部40k、40mで折り曲げた形状を有する。従って、連結部材40は、光軸C方向に垂直な断面が略C形状となる。

[0042] 連結部材40は、例えば、図3に示すように、1つ板材を曲げて構成された、平板状の底部40aと、底部40aに連続した平板状の保持部40bを有する。連結部材40では、保持部40b側を後端41aとする。後端41aは、保持具24の反対側の端である。保持部40bの内側に信号ケーブル28が保持される。

保持部40bにおいて開口を挟んで対向する、平板状の保持部40bに、それぞれアーム部40cが設けられている。連結部材40は、1対のアーム部40cを有する。アーム部40cは、後端41a側で保持部40bよりも外側に屈曲した後、直線状に伸びている。このため、1対のアーム部40cは、後端41aよりも先端41bの方が間隔が広く、この間隔は、図2に示す保持具24の規制部材24dに合わせて適宜決定される。また、それぞれのアーム部40cには、先端41bに開口部40dが設けられている。

一方のアーム部40cの外側から他方のアーム部40cの外側迄のY方向の最大長さが、連結部材40の最大幅である。

[0043] 連結部材40は、保持具24の反対側の後端41aに、撮像レンズ23の光軸Cと直交する幅方向における長さ、すなわち、Y方向における長さが保

持具24側の先端41bよりも短い幅狭部41cを有する。

また、Y方向に対向する保持部40bは先端41b側の折曲げ部40kで屈曲して幅方向に広がってアーム部40cと接続されている。折曲げ部40kが保持部40bとアーム部40cとの接続部である。

また、保持部40bは後端41a側の折曲げ部40mで屈曲しており、後端41a側に光軸Cに対して平行な面40pを有する。平行な面40pがY方向に対向している。対向する平行な面40pと、底部40aとで幅狭部41cが構成される。

例えば、保持部40bに、底部40aからZ方向の途中まで達する窓部40nが設けられている。窓部40nは保持部40bを貫通した開口部である。窓部40nは、折曲げ部40mを含む範囲に設けられている。

[0044] 連結部材40では、アーム部40cの開口部40dが、保持具24の規制部材24dと係合する。開口部40dは、例えば、アーム部40cの一部が四角形状に切り取られて構成されている。

なお、開口部40dは、規制部材24dの外形状と大きさ及び形状が同じでもよい。ここで、上述の開口部40dの形状は、規制部材24dの外形状と大きさ及び形状が同じであるとは、該当技術分野で一般的に許容される誤差範囲を含む。このため、開口部40dと規制部材24dとは、いわゆる、すき間ばめ、中間ばめ、及びしまりばめのいずれの場合もある。

なお、以下の説明においても、「大きさ及び形状が同じ」とは、上述のように該当技術分野で一般的に許容される誤差範囲が含まれる。

[0045] また、それぞれのアーム部40cには、例えば、回路基板26の第2の平面部26cに平行な縁40eを有する。縁40eは、第2の平面部26cよりもZ方向において上側にあり、連結部材40で上側から回路基板26を覆った際、回路基板26の第2の平面部26cが露出する。

また、それぞれのアーム部40cには、例えば、カバー部40fが設けられている。図6に示すように、互いのカバー部40fは、Y方向で接続されておらず、隙間40gがある。また、カバー部40fはX方向に部分的に設

けられており、カバー部40fの先端41b側に開口部40hがある。また、カバー部40fは、回路基板26の第3の平面部26eの表面26i上に配置される部材である。カバー部40fに隙間40gと開口部40hがあることにより、第3の平面部26eの表面26iに配置された電子部品30との接触が回避される。

連結部材40は、回路基板26の第3の平面部26e等の一部と、プリズム27及び信号ケーブル28の先端部を覆っており、回路基板26、プリズム27及び信号ケーブル28のカバー部材を兼ねている。さらには、連結部材40は、回路基板26、プリズム27及び信号ケーブル28の保護部材としても機能する。

なお、連結部材40は、図3に示す構成に特に限定されるものではなく、カバー部40fがない構成でもよく、カバー部40fの隙間40gがより広いものでもよい。

[0046] 上述のように1対のアーム部40cの開口部40dと、保持具24の規制部材24dとを係合する係合部41を有する構成により、凸状の規制部材24dに開口部40dが嵌るため、内視鏡撮像装置20の光軸Cと直交するY方向における長さを短くすることができ、内視鏡撮像装置20のサイズの大型化を抑制することができる。しかも、保持具24と連結部材40との強固な固定を実現することができる。

なお、アーム部40cの厚みを、規制部材24dの高さと合わせることで、1対のアーム部40cの開口部40dが、それぞれ保持具24の規制部材24dと係合した場合、内視鏡撮像装置20の光軸Cと直交するY方向における長さをより短くすることができ、この構成により、内視鏡撮像装置20をより小型化できる。

[0047] 連結部材40において、1対のアーム部40cは、アーム部40cの後端41aよりも先端41bの方が互いに近づくように曲げられていることが好ましい。すなわち、1対のアーム部40cは閉じる方向に曲げられていることが好ましい。これにより、アーム部40cを一度広げることにより、ア-

ム部40cの開口部40dを保持具24の規制部材24dに嵌めることができ、容易に組み立てることができる。

上述のように1対のアーム部40cは、アーム部40cの後端41aよりも先端41bの方が互いに近づくように曲げられていることが好ましいが、これは組み立て前の部品の状態であってもよい。

また、アーム部40cに、貫通する開口部40dを設けたが、これに限定されるものではなく、貫通せずに、凹みだけで底がある凹部でもよい。

連結部材40は、保持部40bの内側に信号ケーブル28が取付けられて保持される。なお、信号ケーブル28の取付け方法は、内視鏡の使用時に、信号ケーブル28が保持部40bから外れること、及び信号線28aが外れること等がなければ、特に限定されるものではなく、例えば、後述のように接着剤を用いて連結部材40に取付けられる。

[0048] なお、保持具24において、2つの規制部材24dは、上述のように大きさ及び形状が同じ、すなわち、合同であるが、大きさ及び形状が異なってもよい。

また、保持具24において、規制部材24d（凸部）の形状は、上述の四角形に、特に限定されるものではなく、円、楕円、又は三角形、五角形若しくは六角形等の多角形でもよく、これらの形状が組合せてできた形状でもよい。さらには、1つの形状だけではなく、同じ形状のものが複数配置されたものでもよく特定のパターンでもよい。

係合部41では、1つの凸部と1つの凹部とが1つの部位で係合するが、係合する部位が1つに限定されるものではなく、1つの凸部に複数の係合する部位を有する構成でもよい。

[0049] なお、保持具24の凸部の大きさは、例えば、プリズム27の側面27dの少なくとも一部を覆う大きさであることが好ましい。凸部の大きさを、プリズム27の側面27dの少なくとも一部を覆う大きさにすることにより、プリズム27をより安定して挟持して固定することができ、安定した位置規制ができる。また、組み立て時において保持具に対してプリズムのY方向の

位置決めに利用することができる。

保持具 24 の凸部の大きさの上限としては、プリズム 27 の側面 27 d を全て覆う大きさとするすることができる。

さらには、保持具 24 において、2つの規制部材 24 d を対向して設けることにより、アーム部 40 c により、プリズム 27 及び回路基板 26 が囲まれる。これにより、保持具 24 と連結部材 40 との係合が安定し、かつプリズム 27 及び回路基板 26 を保護することもできる。

保持具 24 において、2つの規制部材 24 d を設ける構成としたが、大型化をしない限り、これに限定されるものではなく、凸部を3つ以上設けてもよい。すなわち、係合部の数は、3以上とすることもできる。

[0050] 連結部材 40 は、保持具 24 及び信号ケーブル 28 をそれぞれに接続されることにより、信号ケーブル 28 が引っ張られた際等に、回路基板 26 上の接続端子と、信号ケーブル 28 の信号線 28 a との接続箇所が引っ張られて、接続端子と信号線 28 a との接続が断線することを防止する。

[0051] 連結部材 40 のアーム部 40 c と保持具 24 の規制部材 24 d、並びに連結部材 40 の保持部 40 b と信号ケーブル 28 の外皮 28 d とは、例えば、接着剤を用いて接着固定される。この場合、例えば、連結部材 40 の内部 41 d に接着剤を充填して、連結部材 40 と回路基板 26 と信号ケーブル 28 とを接着固定する。接着固定されている場合、接着剤は硬化状態である。接着剤に、例えば、エポキシ樹脂系接着剤、シリコン系接着剤、又はアクリル系接着剤を用いることができる。

連結部材 40 に上述の窓部 40 n を設けることにより、窓部 40 n の内周に接着剤が付着するため、上述の接着固定を、より強固にできる。

[0052] また、信号ケーブル 28 の外皮 28 d に固定部材 35 を設けてもよい。固定部材 35 は、信号ケーブル 28 の外皮 28 d に設けられ、締め付けて外皮 28 d を信号ケーブル 28 の信号線 28 a に固定するものである。固定部材 35 は、例えば、円環状の部材である。固定部材 35 として、円環状の部材を信号ケーブル 28 の外皮 28 d に通した後、円環状の部材を周囲から圧縮

して、かしめることにより固定部材 35 を締め付けて、信号ケーブル 28 の外皮 28 d に固定する。

固定部材 35 は、信号ケーブル 28 の外皮 28 d に固定することができれば、円環状に限定されるものではなく、環状であればよく、多角形の環状の部材でもよい。固定部材 35 は、例えば、金属又は合金で構成される。

[0053] また、内視鏡撮像装置 20 に使用している信号ケーブル 28 は、上述のように、複数の信号線 28 a を外皮 28 d で束ねた構造をしており、信号線 28 a は破損しやすいため、外皮 28 d 又は連結部材 40 により保護が必要である。連結部材 40 は、上述のように金属等で形成されており、連結部材 40 の後端 40 j は剛性の変化が急激であり、信号ケーブル 28 への負荷が大きく集中する。このため、内視鏡の湾曲動作又は他の内容物との摺動により外皮 28 d がずれて信号線 28 a が連結部材 40 外に露出すると、連結部材 40 の後端 40 j 近傍において信号線 28 a の破損が発生する。

しかしながら、信号ケーブル 28 の外皮 28 d を固定部材 35 で固定することにより、信号ケーブル 28 の外皮 28 d の固定強度を高くできる。信号ケーブル 28 を、連結部材 40 に対してオーバーラップさせて固定した場合、信号ケーブル 28 の外皮 28 d の接着面積が減るが、この減った分を固定部材 35 の固定強度で補填できる。これにより、信号ケーブル 28 の接合強度が高く、信号ケーブル 28 の接合の信頼性を高くできる。

なお、窓部 40 n は、固定部材 35 の少なくとも一部を臨む位置に設けることがより好ましい。すなわち、固定部材 35 の少なくとも一部が連結部材 40 の外部から見える位置に窓部 40 n を設けることがより好ましい。これにより、連結部材 40 の内部 41 d に接着剤を充填して、連結部材 40 と回路基板 26 と信号ケーブル 28 とを接着固定する場合、更に一層、強固に接着固定できる。

[0054] 内視鏡撮像装置 20 において、撮像レンズ 23 から撮像素子 25 に取り込まれた観察像は、撮像素子 25 の受光面 25 a に結像されて電気信号に変換され、この電気信号が信号ケーブル 28 を介してプロセッサ装置 16 (図 1

参照)に出力され、映像信号に変換され、プロセッサ装置16に接続されたモニタに観察画像が表示される。

[0055] 内視鏡撮像装置20では、図5に示すように、プリズム27の斜面27cは第2の屈曲部26dに対向している。撮像素子25の受光面25aに対して垂直な方向、図5ではZ方向から見た際に、プリズム27の斜面27cに、回路基板26の第2の屈曲部26dの少なくとも一部が重なることが好ましい。これにより、プリズム27の斜面27c側のスペースに、第2の屈曲部26dが入り込む形態となり、プリズム27の斜面27c側のスペースを有効利用して、内視鏡撮像装置20の光軸C方向の長さを短くでき、内視鏡撮像装置20を光軸C方向において小型化できる。

[0056] 内視鏡撮像装置20では、プリズム27の斜面27cの一部と回路基板26の第2の屈曲部26dの一部とが光硬化型接着剤(図示せず)で連結され、第1の屈曲部26bの一部及び/又は第2の平面部26cの一部と、信号ケーブル28の一部及び/又は第3の平面部26eとが、光硬化型接着剤(図示せず)で連結されていることが好ましい。これにより、回路基板26の形状を維持でき、内視鏡撮像装置20の製造時間を短縮できる。

光硬化型接着剤は、例えば、波長100nm~400nm程度の紫外光、波長400nm超780nm未満程度の可視光、又は波長780nm~1mm程度の赤外光等により硬化する接着剤である。光硬化型接着剤は、例えば、エポキシ樹脂系光硬化型接着剤、アクリル樹脂系光硬化型接着剤、又はシリコン系光硬化型接着剤である。また、光硬化と熱硬化が併用される接着剤でもよい。この光硬化型接着剤は、上述のプリズム27とカバーガラス31との接着にも利用できる。

[0057] ここで、図8は本発明の実施形態の内視鏡撮像装置に用いられる信号ケーブルの一例を示す模式的斜視図である。図8は、接続部材60が設けられた信号ケーブル28の一例を示している。図8では導電線61とシールド層28cの露出部28eとを連結する半田の図示を省略している。

上述の接続部材60は、例えば、導電線61を有する。導電線61は、例

例えば、シールド層 28c の露出部 28e の外周面に少なくとも 1 周巻回されている。シールド層 28c の露出部 28e に巻回された導電線 61 は、シールド層 28c に半田（図示せず）により連結されている。これにより、接続部材 60 とシールド層 28c の露出部 28e とが電氣的に接続される。導電線 61 は、線状以外に帯状であってもよい。

導電線 61 が、少なくとも 1 周巻回されていれば、接続部材 60 とシールド層 28c との電氣的な接続を確保できる。このため、導電線 61 の巻数は、少なくとも 1 巻であれば、特に限定されるものではない。導電線 61 の巻数は、導電線 61 の線径、及び露出部 28e の光軸方向の長さ等により適宜決定される。例えば、図 5 に示すように、シールド層 28c の露出部 28e の外周の全域に導電線 61 が巻回されている。

シールド層 28c の露出部 28e に巻回された導電線 61 は、シールド層 28c に、半田（図示せず）により連結されている。これにより、シールド層 28c の割れを抑制できる。

導電線 61 は、例えば、金属又は合金で構成され、より具体的には、銅、銅合金、アルミニウム又はアルミニウム合金で構成される。電気抵抗が小さく、加工性が優れている点から、導電線 61 は銅で構成することが好ましい。

[0058] 接続部材 60 は、図 6 及び図 8 に示すように、信号ケーブル 28 の外皮 28d に沿って配置された延在部 61a を有する。例えば、延在部 61a は、光軸方向に延在している。

延在部 61a に連続して設けられ、連結部材 40 の内部 41d から後端 40j を回り込んで連結部材 40 の外部に導電線 61 を導出する湾曲部 61b を有する。この湾曲部 61b に連続して設けられ、連結部材 40 の保持部 40b の外側を、保持部 40b に沿って配置された接続部 61c を有する。例えば、接続部 61c は、光軸方向に延在している。例えば、延在部 61a と接続部 61c とは平行である。なお、接続部材 60 の構成は、図 6 及び図 8 に示すものに限定されるものではない。

[0059] 図7に示すように、接続部材60の接続部61cが保持部40bの外側で、保持部40bと、例えば、半田64を用いて接合されている。このようにして接続部材60は連結部材40の外側で、接続部材60と接合されている。連結部材40、半田64、及び接続部材60はいずれも導電性を有している。これにより、シールド層28cの露出部28eと連結部材40とが、接続部材60により電氣的に接続される。

接続部材60は連結部材40の外側で接続部材60と接合することにより、例えば、半田を用いて接合する場合、半田付作業自体及びフラックス除去作業を容易にでき、接合作業性が向上する。

また、接続部材60が接合される幅狭部41cは、図6に示すように連結部材40のアーム部40cよりも光軸C側にあり、アーム部40cに対して光軸C側に下がっている。幅狭部41cを構成する保持部40bの外側に接続部材60を接合しても、Y方向において接続部材60はアーム部40cよりも光軸C側にある。このことから、接続部材60を幅狭部41cに接合することにより、内視鏡撮像装置20のスペースを有効活用できる。

[0060] また、図5に示すように、導電線61が巻回されたシールド層28cと端子部63とは、半田65により電氣的に接続されており、かつ固定されている。このように半田65をシールド層28cと回路基板26とで挟むことにより、片方を半田しているときに片方が外れることがなくなる。シールド層28cと回路基板26との半田作業性が向上する。

[0061] また、例えば、内視鏡撮像装置20は、保持具24又はレンズ鏡胴22を固定する先端本体50（図4参照）を有する。より具体的には、図4に示すように先端本体50に、光軸方向に貫通する貫通孔50bが設けられている。貫通孔50bにレンズ鏡胴22が挿入されて固定されている。先端本体50は、例えば、樹脂、金属又は合金で構成される。

先端本体50の表面50aは、上述のように内視鏡12の先端部12aの先端面12bである。

ここで、上述のように内視鏡撮像装置20は、シールド層28cの露出部

28eと連結部材40とが接続部材60により電氣的に接続されており、保持具24と撮像素子25との間の第1の電気抵抗よりも、保持具24と連結部材40との間の第2の電気抵抗の方が小さい。このため、先端本体50に静電気等に起因する電流が流れた場合、先端本体50から保持具24を経て撮像素子25に電流が流れるよりも、先端本体50から保持具24を経て、連結部材40、接続部材60、及び信号ケーブル28のシールド層28cに至る電気抵抗が小さい経路を優先して電流が流れる。このように先端本体50に流れる電流が、撮像素子25に流れることが抑制され、静電気から撮像素子25を保護できる。

なお、図4では、先端本体50はレンズ鏡胴22を固定する構成であるが、これに限定されるものでなく、例えば、先端本体50は保持具24を固定する構成でもよい。

[0062] また、内視鏡撮像装置20は、撮像レンズ23をレンズ鏡胴22で保持する構成としたが、これに限定されるものでない。例えば、保持具24は、撮像レンズ23を直接保持するものでもよい。

内視鏡撮像装置20では、回路基板26の第1の平面部26aの裏面にセラミックス板を設けてもよい。

[0063] 内視鏡撮像装置20は、撮像素子25の受光面25aを光軸Cに対して平行に配置する構成としたが、信号ケーブル28のシールド層28cの露出部28eと連結部材40とを接続部材60により電氣的に接続した構成であれば、これに限定されるものでない。例えば、撮像素子25の受光面25aを光軸Cに対して垂直に配置してもよい。この場合、撮像素子25の受光面25a上にカバーガラス31を配置してもよく、しなくてもよい。

[0064] [内視鏡システムの他の例]

図9は本発明の実施形態の内視鏡システムの他の例を示す模式図である。なお、図9において、図1に示す内視鏡システム10と同一構成物には、同一符号を付して、その詳細な説明は省略する。図9に示す内視鏡システム10aは、超音波内視鏡13を有する構成である。

内視鏡システム10aは、超音波内視鏡13と、超音波用プロセッサ装置70と、内視鏡用プロセッサ装置71と、光源装置72と、モニタ73とを備える。また、内視鏡システム10aは、洗浄水等を貯留する送水タンク74と、被検体内、例えば、体腔内の吸引物を吸引する吸引ポンプ75とを備える。

[0065] 超音波内視鏡13は、被検体内、例えば、体腔内に挿入される挿入部76と、挿入部76の基端部に連設され、術者が操作を行うための操作部77と、操作部77に一端が接続されたユニバーサルコード78とを有する。挿入部76の先端部76aの先端面76bは、図1に示す内視鏡12の先端部12aの先端面12bに相当する。上述のように先端部12aの先端面12bは、内視鏡撮像装置20（図4参照）の先端本体50（図4参照）の表面50a（図4参照）である。

[0066] 操作部77には、送水タンク74からの送気送水管路（図示せず）を開閉する送気送水ボタン79aと、吸引ポンプ75からの吸引管路（図示せず）を開閉する吸引ボタン79bとが並設されている。また、操作部77には、一对のアングルノブ79cと処置具挿入口79dとが設けられている。

[0067] ユニバーサルコード78の他端部には、超音波用プロセッサ装置70に接続されるコネクタ80aと、内視鏡用プロセッサ装置71に接続されるコネクタ80bと、光源装置72に接続されるコネクタ80cとが設けられている。超音波内視鏡13は、これらのコネクタ80a、80b及び80cを介して超音波用プロセッサ装置70、内視鏡用プロセッサ装置71及び光源装置72に着脱自在に接続されている。また、コネクタ80cは、送水タンク74に接続される送気送水用チューブ81と、吸引ポンプ75に接続される吸引用チューブ82とを有する。

[0068] 挿入部76は、先端側から順に、内視鏡観察部83と超音波トランスデューサ84とを有する先端硬質部85と、先端硬質部85の基端側に連結された湾曲部86と、湾曲部86の基端側と操作部77の先端側との間を連結する軟性部87とを有する。先端硬質部85、湾曲部86及び軟性部87は、

長尺状の挿入部 76 の長手軸 A に沿って配置されている。湾曲部 86 は、複数の湾曲駒 97（図 10 参照）が連結されており、湾曲自在に構成されている。軟性部 87 は、細長であり、かつ長尺で可撓性を有する。

[0069] 湾曲部 86 は、操作部 77 に設けられた一对のアングルノブ 79c を回動操作することにより遠隔的に湾曲操作される。これによって、先端硬質部 85 を所望の方向に向けることができる。なお、後述の図 10 には、湾曲部 86 を構成する複数の湾曲駒 97 と、複数本、図 10 では 2 本の湾曲操作ワイヤ 98 とが示されている。これらの湾曲操作ワイヤ 98 は、先端側が湾曲駒 97 に連結され、基端側が一对のアングルノブ 79c に連結されている。

[0070] 図 9 に示す超音波用プロセッサ装置 70 は、超音波トランスデューサ 84 を構成する複数の超音波振動子 92（図 10 参照）に超音波を発生させるための超音波信号を生成して、超音波信号を超音波振動子 92（図 10 参照）に供給する。超音波は、複数の超音波振動子 92 から観察対象部位に向けて放射される。超音波用プロセッサ装置 70 は、観察対象部位から反射されたエコー信号（反射波）を超音波振動子 92 で受信して取得し、取得したエコー信号に対して各種の信号処理を施して超音波画像を生成する。生成された超音波画像がモニタ 73 に表示される。

[0071] また、観察対象部位は、内視鏡観察部 83 において光源装置 72 からの照明光によって照明される。内視鏡用プロセッサ装置 71 は、その観察対象部位から取得された画像信号を受信して取得し、取得した画像信号に対して各種の信号処理及び画像処理を施して、内視鏡画像を生成する。生成された内視鏡画像がモニタ 73 に表示される。

[0072] モニタ 73 は、超音波用プロセッサ装置 70 及び内視鏡用プロセッサ装置 71 によって生成された各映像信号を受けて超音波画像及び内視鏡画像を表示する。これらの超音波画像及び内視鏡画像の表示は、いずれか一方のみの画像を適宜切り替えてモニタ 73 に表示したり両方の画像を同時に表示したりすることも可能である。

[0073] [超音波内視鏡の一例]

次に、超音波内視鏡 13 について、より具体的に説明する。

図 10 は本発明の実施形態の超音波内視鏡の一例を示す模式的断面図である。

図 10 において、図 2 に示す内視鏡撮像装置 20 と同一構成物には同一符号を付して、その詳細な説明は省略する。なお、図 10 は超音波内視鏡 13 の先端部、すなわち、挿入部 76 の先端部 76a を示しており、挿入部 76 の先端部 76a 内に、上述の内視鏡撮像装置 20 が設けられた状態を示す。

[0074] 上述のように先端硬質部 85 は、先端側から順に、内視鏡観察部 83 と超音波トランスデューサ 84 とを有する。

先端硬質部 85 には、先端側に内視鏡画像を取得するための内視鏡観察部 83 が設けられ、基端側に超音波画像を取得するための超音波トランスデューサ 84 が設けられている。

[0075] 先端硬質部 85 は、超音波トランスデューサ 84 に対して先端側に配置された先端側キャップ 88 と、超音波トランスデューサ 84 に対して基端側に配置された基端側リング 89 とを有する。先端側キャップ 88 は内視鏡撮像装置 20 のレンズ鏡胴 22 を固定する。なお、先端側キャップ 88 は内視鏡撮像装置 20 の保持具 24 を固定する構成でもよい。先端側キャップ 88 及び基端側リング 89 は、外装部材である。

先端側キャップ 88 の先端面 88a は、挿入部 76 の先端部 76a の先端面 76b である。先端側キャップ 88 は、上述の内視鏡撮像装置 20 の先端本体 50 (図 4 参照) に相当するものであり、先端側キャップ 88 の先端面 88a は、先端本体 50 の表面 50a (図 4 参照) に相当する。

また、先端側キャップ 88 及び基端側リング 89 は、硬質樹脂等の樹脂で構成されており、先端側キャップ 88 及び基端側リング 89 は、電気的な絶縁性を有する絶縁部材で構成されている。先端側キャップ 88 を硬質樹脂等の絶縁部材で構成することにより、超音波振動子 92 に電圧の形態で超音波信号が供給された場合に、放電及び漏電が抑制される。

[0076] 先端側キャップ 88 の基端側に金属リング 90 が連結されている。金属リ

ング90の内側に内視鏡撮像装置20、信号ケーブル28及び鉗子管路91等が配置されている。金属リング90の外側に超音波トランスデューサ84が配置されている。金属リング90は、超音波振動子92を支持する円筒状の導電性部材であり、例えば、ステンレス鋼で構成される。

[0077] 超音波トランスデューサ84は、超音波を送受信する複数の超音波振動子92を、金属リング90の外周壁の円周方向に配列することにより構成されている。すなわち、超音波トランスデューサ84は、複数の超音波振動子92が長手軸A周りの周方向に沿って配列されたラジアル型の超音波トランスデューサである。複数の超音波振動子92で超音波振動子アレイ92aが構成される。

超音波振動子アレイ92aは、長手軸A周りの周方向に沿って円筒状に配列された複数の超音波振動子92、例えば、48~192個の直方体形状の超音波振動子92からなる複数チャンネル、例えば、48~192チャンネルのアレイである。より具体的には、超音波振動子アレイ92aは、複数の超音波振動子92が、例えば、円筒形の二次元アレイ状に所定のピッチで配列された構成である。

[0078] 複数の超音波振動子92は、それぞれケーブル（図示せず）が接続されている。超音波振動子92と接続されるケーブルが複数ある。超音波振動子92と接続されるケーブルは、例えば、超音波シールドケーブルに収容された状態で湾曲部86から軟性部を介して操作部77（図9参照）に挿通される。そして、複数のケーブルは、操作部からユニバーサルコード78（図9参照）に挿通されて、超音波用のコネクタ80a（図9参照）に接続される。超音波用のコネクタ80aは、超音波用プロセッサ装置70（図9参照）に接続される。超音波用プロセッサ装置70で生成された超音波信号（図示せず）は、複数のケーブルを介して複数の超音波振動子92に供給される。例えば、超音波信号は電圧の形態で、超音波振動子92に供給される。

超音波振動子92は、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）又はPVD（ポリフッ化ビニリデン）等の圧電体厚膜の底面に電極を形成した構成

である。

[0079] 複数の超音波振動子 9 2 には、それぞれ個別電極 1 1 0 a 及び共通電極 1 1 0 b が設けられている。個別電極 1 1 0 a は、超音波振動子 9 2 の内側に設けられている。共通電極 1 1 0 b は、超音波振動子 9 2 の外側に設けられている。

共通電極 1 1 0 b は、超音波振動子 9 2 の全てに共通の電極であり、例えば、接地電極である。共通電極 1 1 0 b にフレキシブル配線基板 (FPC) 1 1 5 が接続されている。

フレキシブル配線基板 1 1 5 は、バッキング材層 1 1 2 の基端側の側面に取り付けられる。フレキシブル配線基板 1 1 5 は、図示しないシールドケーブルにより、超音波用プロセッサ装置 7 0 (図 9 参照) の超音波用のコネクタ 8 0 a (図 9 参照) に電氣的に接続される。

[0080] 超音波振動子 9 2 の共通電極 1 1 0 b と金属リング 9 0 との間に、バッキング材層 1 1 2 が設けられている。バッキング材層 1 1 2 は、超音波振動子アレイ 9 2 a の各超音波振動子 9 2 を共通電極 1 1 0 b 側から支持する。

超音波振動子 9 2 の上に音響整合層 1 1 3 が設けられている。音響整合層 1 1 3 は、人体等の被検体と超音波振動子 9 2 との間の音響インピーダンス整合をとるためのものであり、超音波振動子アレイ 9 2 a の外周に設けられている。

音響整合層 1 1 3 の外周上に音響レンズ 1 1 4 が取り付けられている。挿入部 7 6 の先端部 7 6 a の外側から内側に向かって音響レンズ 1 1 4、音響整合層 1 1 3、超音波振動子 9 2、及びバッキング材層 1 1 2 の順で積層されている。

[0081] バッキング材層 1 1 2 を構成するバッキング材は、超音波振動子アレイ 9 2 a の各超音波振動子 9 2 等を柔軟に支持するクッション材として機能する。このため、バッキング材は、硬質ゴム等の剛性を有する材料からなり、超音波減衰材 (フェライト、セラミックス等) が必要に応じて添加されている。

音響レンズ114は、超音波振動子アレイ92aから発せられる超音波を観察対象部位に向けて収束させるためのものである。音響レンズ114は、例えば、シリコン系樹脂（ミラブル型シリコンゴム（HTVゴム）、液状シリコンゴム（RTVゴム）等）、ブタジエン系樹脂、ポリウレタン系樹脂等からなる。音響整合層113によって被検体と超音波振動子92との間の音響インピーダンス整合をとり、超音波の透過率を高めるため、音響レンズ114には、必要に応じて酸化チタン、アルミナ又はシリカ等の粉末が混合される。

[0082] 先端硬質部85には、超音波トランスデューサ84を囲繞するバルーン100が着脱自在に装着される。このバルーン100の内部100aに超音波伝達媒体（図示せず）が供給される。超音波伝達媒体は、例えば、水、又はオイルである。

ここで、超音波及びエコー信号は空気中で減衰する。そのため、バルーン100の内部100aに水を供給して膨らませ、膨らんだバルーン100を観察対象部位に当接させて、超音波トランスデューサ84と観察対象部位との間から空気を排除する。これにより、超音波及びエコー信号の減衰を抑制することができるため、良好な超音波画像を得ることができる。なお、バルーン100については後述する。

[0083] 内視鏡観察部83は、先端側キャップ88の先端面88aに開口された処置具導出口93、観察窓94、照明窓（図示せず）及びノズル（図示せず）等を有している。すなわち、超音波内視鏡13は、先端硬質部85の先端面88aに観察窓94を有する直視タイプの超音波内視鏡である。なお、照明窓（図示せず）は、例えば、観察窓94を挟んで一対設けられている。

[0084] 処置具導出口93には、鉗子管路91が連結されている。鉗子管路91は、先端側が処置具導出口93に連結された鉗子パイプ95と、先端側が鉗子パイプ95の基端側に連結された鉗子チューブ96とを有する。鉗子チューブ96は、湾曲部86の内側から軟性部の基端側に延設されており、鉗子チューブ96の基端側が操作部の処置具挿入口79d（図9参照）に連結され

ている。鉗子等の処置具（図示せず）は処置具挿入口79dから鉗子チューブ96に挿入され、鉗子パイプ95を介して処置具導出口93から導出される。

[0085] 観察窓94の後方（基端側）に内視鏡撮像装置20が配置されている。内視鏡撮像装置20の構成は、上述のとおりであるため、その詳細な説明を省略する。

観察窓94から入射した観察対象部位の反射光は、内視鏡撮像装置20の撮像レンズ23によって取り込まれ、プリズム27（図5参照）より光路が直角に折り曲げられて、撮像素子25（図5参照）の受光面25a（図5参照）に結像される。

[0086] 湾曲部86は、操作部77（図9参照）に設けられた一对のアングルノブ79c（図9参照）を回動操作することにより遠隔的に湾曲操作される。これによって、先端硬質部85を所望の方向に向けることができる。なお、湾曲部86を構成する複数の湾曲駒97と、複数本、図10では、2本の湾曲操作ワイヤ98とが示されている。これらの湾曲操作ワイヤ98は、先端側が湾曲駒97に連結され、基端側が一对のアングルノブ79cに連結されている。

[0087] 金属リング90に熱伝達（熱伝導）された複数の超音波振動子92及びバッキング材層112の熱を、効率よく、かつ安全に内視鏡構造物である湾曲駒97のうち、先端側の湾曲駒97に逃がすために、熱伝導部材である金属リング90と、先端側の湾曲駒97との間に絶縁性の熱伝導部材、すなわち、絶縁性熱伝導部材120を挟み込む構成としている。

絶縁性熱伝導部材120は、例えば、放熱シリコーンゴム、又は放熱シート等を用いることができ、更に、熱伝導性があれば、セラミック部材、放熱性パッド、若しくはDLC（ダイヤモンドライクカーボン）コート、又はパラフィンコート等の絶縁コートを用いてもよい。絶縁性熱伝導部材120は、耐電圧が1.5kV以上であることが好ましい。

また、樹脂製のネジ121によって先端側の湾曲駒97と、金属リング9

0とは、樹脂製の基端側リング89を挟んで固定されている。

[0088] 超音波トランスデューサ84を構成する複数の超音波振動子92に超音波を発生させるための超音波信号は、超音波用プロセッサ装置70（図9参照）で生成して供給する。超音波は、複数の超音波振動子92から観察対象部位に向けて放射される。超音波用プロセッサ装置70は、観察対象部位から反射されたエコー信号（反射波）を超音波振動子92で受信して取得し、取得したエコー信号に対して各種の信号処理を施して超音波画像を生成する。生成された超音波画像がモニタ73（図9参照）に表示される。

[0089] また、観察対象部位は、内視鏡観察部83において光源装置72（図9参照）からの照明光によって照明される。内視鏡用プロセッサ装置71（図9参照）は、その観察対象部位から取得された画像信号を受信して取得し、取得した画像信号に対して各種の信号処理及び画像処理を施して、内視鏡画像を生成する。生成された内視鏡画像がモニタ73（図9参照）に表示される。

[0090] ノズル（図示せず）には、送気送水管路（図示せず）の先端側が連結される。この送気送水管路は、挿入部76から操作部77に延設され、操作部77からユニバーサルコード78（図9参照）内に挿通されて、送気送水管路の基端側が光源用のコネクタ80c（図9参照）に接続される。これにより、送気送水管路の基端側が、コネクタ80c及び送気送水用チューブ81（図示せず）を介して送水タンク74（図9参照）に接続される。送水タンク74内の水は、送気送水用チューブ81からコネクタ80cを介して送気送水管路に送水されてノズルから観察窓94及び照明窓に向けて噴出される。また、送気送水管路には、エアポンプ（図示せず）から送られる空気が供給されるように構成されており、この空気は送気送水管路を介してノズルから観察窓94及び照明窓に向けて噴出される。

[0091] 次に、バルーン100について説明する。

先端硬質部85の外周面には、バルーン100の基端側を装着するための装着溝102と、バルーン100の先端側を装着するための装着溝104と

が形成されている。これらの装着溝102、104は、先端硬質部85の外表面において長手軸A周りの周方向に沿って形成されている。

[0092] また、先端硬質部85の外表面であって装着溝102と装着溝104との間には、バルーン100の内部100aに水を供給しかつバルーン100の内部100aの水を排出するための供給口（図示せず）が形成されている。また、供給口は、装着溝102と超音波トランスデューサ84との間に形成されている。更に、供給口には、バルーン管路（図示せず）の先端側が連結されている。

バルーン100は、ゴム等の弾性部材によって形成される。バルーン100は、バルーン100の両端のうち、一端側にリング状のバンド部106を有し、他端側にリング状のバンド部107を有している。このバルーン100は、先端硬質部85に対してバンド部106が装着溝102に弾性をもって装着され、バンド部107が装着溝104に弾性をもって装着される。

[0093] 特に、超音波内視鏡13では、複数の超音波振動子92に超音波を発生させるための超音波信号として電圧が入力されるため、先端側キャップ88は電気的な絶縁性を有する絶縁部材で構成されている。このため、超音波振動子92に超音波を発生させる際に、超音波振動子92に電圧が供給されると、先端側キャップ88は帯電しやすく、先端側キャップ88の帯電により静電気が発生する。先端側キャップ88に発生した静電気は、保持具24に流れる。この場合、上述のように内視鏡撮像装置20は、保持具24と撮像素子25との間の第1の電気抵抗よりも、保持具24と連結部材40との間の第2の電気抵抗の方が小さい。このため、先端側キャップ88及び基端側リング89のうち、少なくとも一方の帯電により発生した静電気は、保持具24と撮像素子25との間よりも、電気抵抗の方が小さい保持具24と連結部材40との間を優先して流れる。これにより、超音波内視鏡13においても、撮像素子25に静電気が流れることを抑制でき、静電気から撮像素子25を保護できる。

保持具24から連結部材40に流れた静電気は、連結部材40と信号ケー

ブル 28 のシールド層 28 c とを電氣的に接続する接続部材 60 により、連結部材 40 から信号ケーブル 28 のシールド層 28 c に流れる。このようにして、超音波内視鏡 13 においても発生した静電気の影響を抑制できる。

[0094] 本発明は、基本的に以上のように構成されるものである。以上、本発明の内視鏡撮像装置、内視鏡及び超音波内視鏡について詳細に説明したが、本発明は上述の実施形態に限定されず、本発明の主旨を逸脱しない範囲において、種々の改良又は変更をしてもよいのはもちろんである。

符号の説明

- [0095] 10、10a 内視鏡システム
- 12 内視鏡
- 12a、76a 先端部
- 12b、76b、88a 先端面
- 13 超音波内視鏡
- 14、72 光源装置
- 16 プロセッサ装置
- 20 内視鏡撮像装置
- 22 レンズ鏡胴
- 23 撮像レンズ
- 24 保持具
- 24a 取付筒部
- 24b フランジ部
- 24d 規制部材
- 25 撮像素子
- 25a 受光面
- 26 回路基板
- 26a 第1の平面部
- 26b 第1の屈曲部
- 26c 第2の平面部

- 26 d 第2の屈曲部
- 26 e 第3の平面部
- 26 f、26 i 表面
- 26 g、26 h 裏面
- 27 プリズム
- 27 a 入射面
- 27 b 出射面
- 27 c 斜面
- 27 d 側面
- 28 信号ケーブル
- 28 a 信号線
- 28 b 被覆層
- 28 c シールド層
- 28 d 外皮
- 28 e 露出部
- 29 端部
- 29 a、29 b 先端
- 30、30 a 電子部品
- 31 カバーガラス
- 34 バンプ
- 35 固定部材
- 40 連結部材
- 40 a 底部
- 40 b 保持部
- 40 c アーム部
- 40 d、40 h 開口部
- 40 e 縁
- 40 f カバー部

- 4 0 g 隙間
- 4 0 j 後端
- 4 0 k、4 0 m 折曲げ部
- 4 0 n 窓部
- 4 1 係合部
- 4 1 a 後端
- 4 1 b 先端
- 4 1 c 幅狭部
- 4 1 d 内部
- 5 0 先端本体
- 5 0 a 表面
- 5 0 b 貫通孔
- 6 0 接続部材
- 6 1 導電線
- 6 1 a 延在部
- 6 1 b 湾曲部
- 6 1 c 接続部
- 6 3 端子部
- 6 4、6 5 半田
- 7 0 超音波用プロセッサ装置
- 7 1 内視鏡用プロセッサ装置
- 7 3 モニタ
- 7 4 送水タンク
- 7 5 吸引ポンプ
- 7 6 挿入部
- 7 7 操作部
- 7 8 ユニバーサルコード
- 7 9 a 送気送水ボタン

- 79b 吸引ボタン
- 79c アンクルノブ
- 79d 処置具挿入口
- 80a、80b、80c コネクタ
- 81 送気送水用チューブ
- 82 吸引用チューブ
- 83 内視鏡観察部
- 84 超音波トランスデューサ
- 85 先端硬質部
- 86 湾曲部
- 87 軟性部
- 88 先端側キャップ
- 89 基端側リング
- 90 金属リング
- 91 鉗子管路
- 92 超音波振動子
- 92a 超音波振動子アレイ
- 93 処置具導出口
- 94 観察窓
- 95 鉗子パイプ
- 96 鉗子チューブ
- 97 湾曲駒
- 98 湾曲操作ワイヤ
- 100 バルーン
- 100a : 内部
- 102、104 装着溝
- 106、107 バンド部
- 110a 個別電極

- 1 1 0 b 共通電極
- 1 1 2 バックリング材層
- 1 1 3 音響整合層
- 1 1 4 音響レンズ
- 1 1 5 フレキシブル配線基板
- 1 2 0 絶縁性熱伝導部材
- 1 2 1 ネジ
- A 長手軸
- C 光軸

請求の範囲

[請求項1]

観察対象の画像を取得する内視鏡撮像装置であって、
撮像レンズを直接、又は内部に前記撮像レンズが設けられたレンズ鏡胴を保持する保持具と、
前記撮像レンズを通過した光を受光し、光電変換する撮像素子と、
前記撮像素子に電氣的に接続される信号ケーブルと、
前記保持具と前記信号ケーブルとを連結する連結部材とを有し、
前記保持具及び前記連結部材は、導電体で構成され、
前記信号ケーブルは、複数の信号線をまとめて覆うシールド層と、
前記シールド層の外側を被覆する外皮とを備え、前記信号ケーブルの前記保持具側に端部において、前記外皮は、露出部を設けて前記シールド層を被覆しており、
前記信号ケーブルは前記連結部材に保持され、前記シールド層の前記露出部の前記保持具側の先端は、前記外皮の前記保持具側の先端よりも前記保持具側にあり、前記外皮の前記先端は、前記連結部材の前記保持具の反対側の後端よりも前記保持具側に位置し、
前記シールド層の前記露出部と前記連結部材とが、接続部材により電氣的に接続されており、
前記保持具と前記撮像素子との間の第1の電気抵抗よりも、前記保持具と前記連結部材との間の第2の電気抵抗の方が小さい、内視鏡撮像装置。

[請求項2]

前記接続部材は、導電線を有し、
前記導電線は、前記シールド層の前記露出部の外周面に少なくとも1周巻回されており、
巻回された前記導電線は前記シールド層に半田により連結されている、請求項1に記載の内視鏡撮像装置。

[請求項3]

前記撮像素子と電氣的に接続された回路基板を有し、前記回路基板は端子部を備え、

前記導電線が巻回された前記シールド層と前記端子部とは、半田により電氣的に接続され、かつ固定されている、請求項 2 に記載の内視鏡撮像装置。

[請求項4] 前記接続部材は、前記連結部材の外側で前記連結部材と接合されている、請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡撮像装置。

[請求項5] 前記連結部材は、前記保持具の反対側の後端に、前記撮像レンズの光軸と直交する幅方向における長さが前記保持具側の先端よりも短い幅狭部を有し、

前記幅狭部で前記接続部材が、前記連結部材と接合されている、請求項 4 に記載の内視鏡撮像装置。

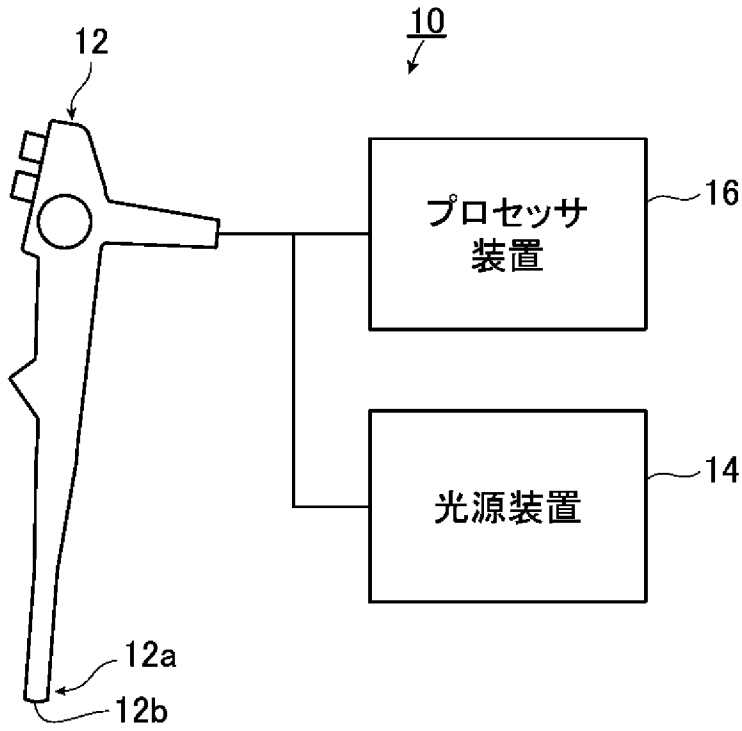
[請求項6] 前記保持具又は前記レンズ鏡胴を固定する先端本体を有する、請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡撮像装置。

[請求項7] 前記先端本体は、樹脂で構成されている、請求項 6 に記載の内視鏡撮像装置。

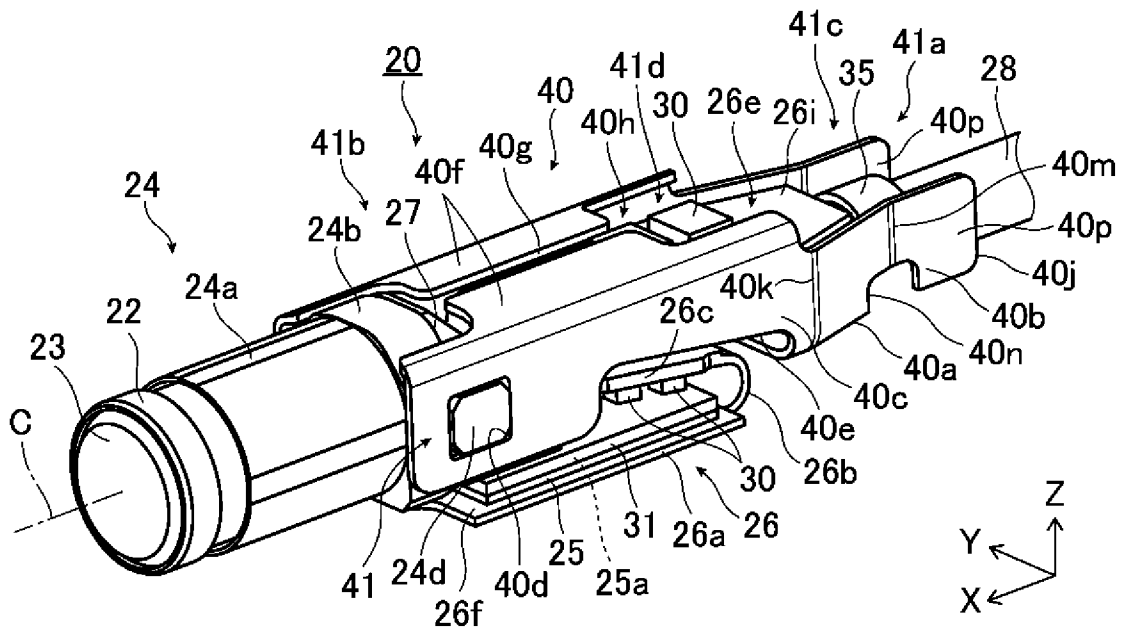
[請求項8] 請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡撮像装置を有する、内視鏡。

[請求項9] 請求項 7 に記載の内視鏡撮像装置を有する、超音波内視鏡。

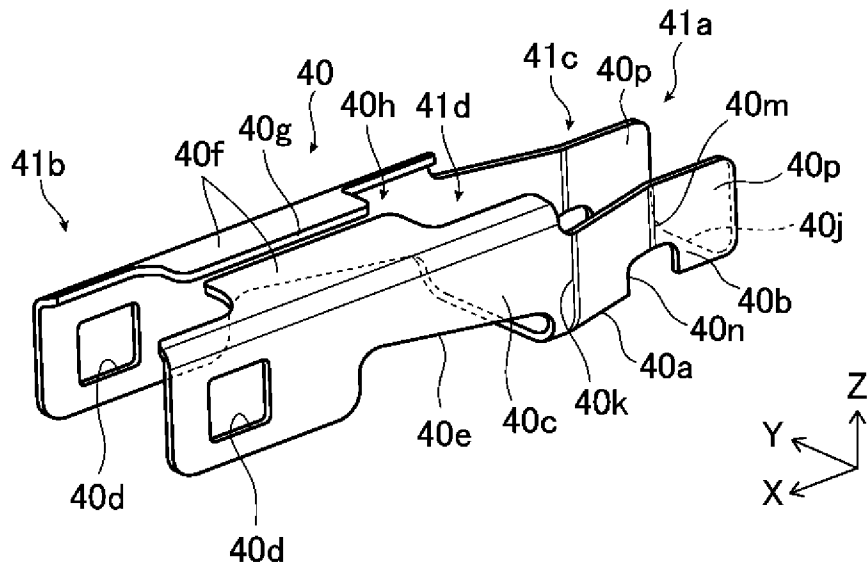
[図1]



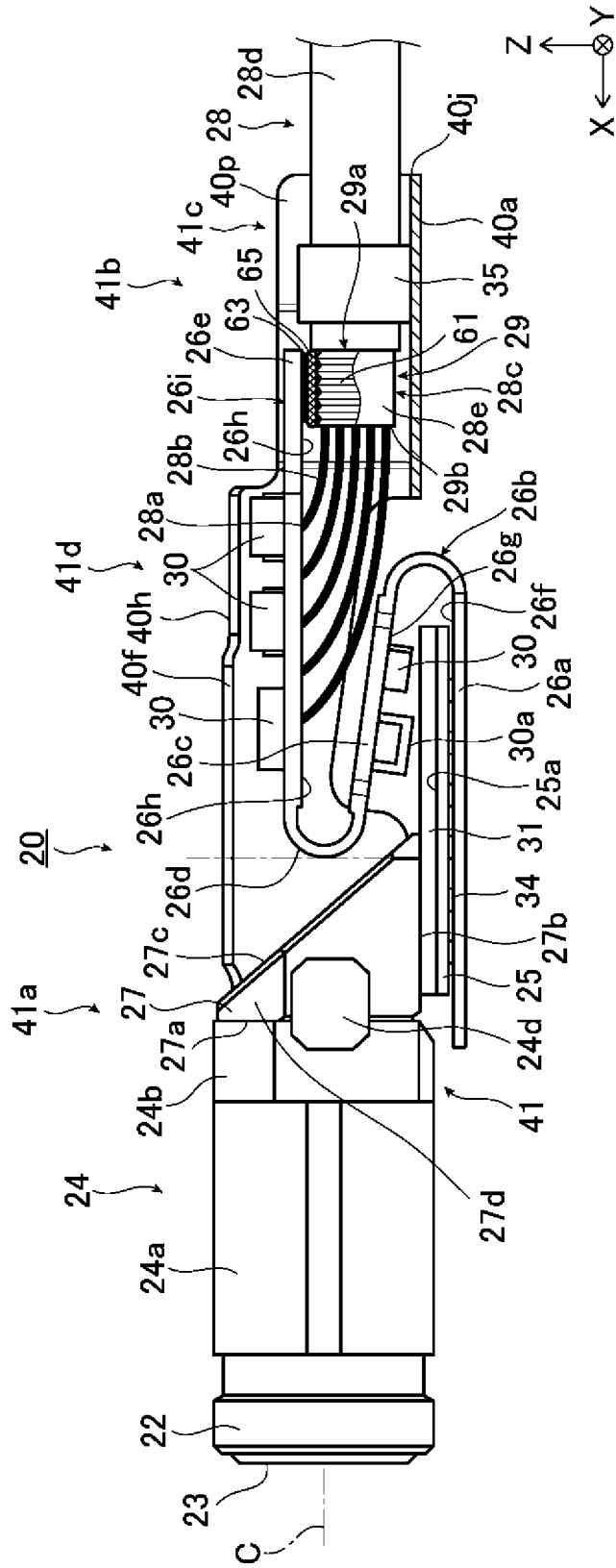
[図2]



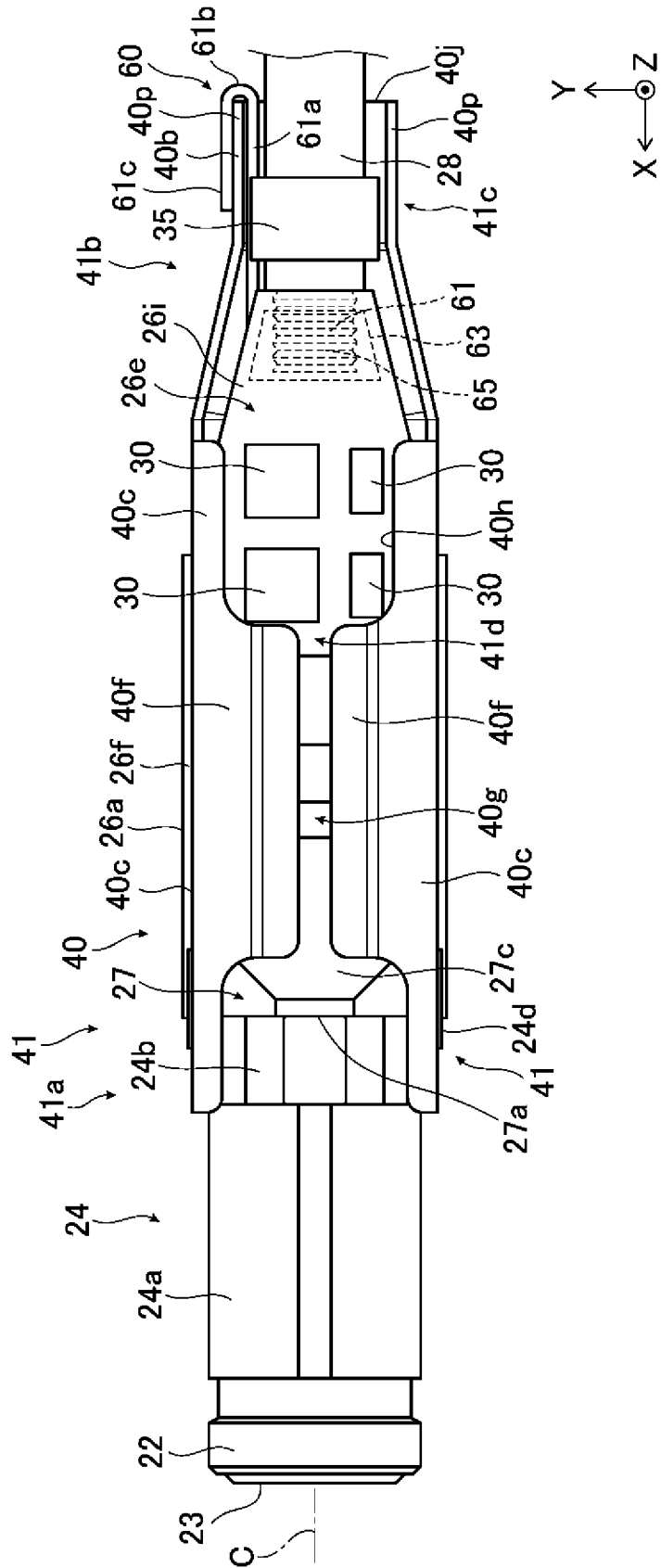
[図3]



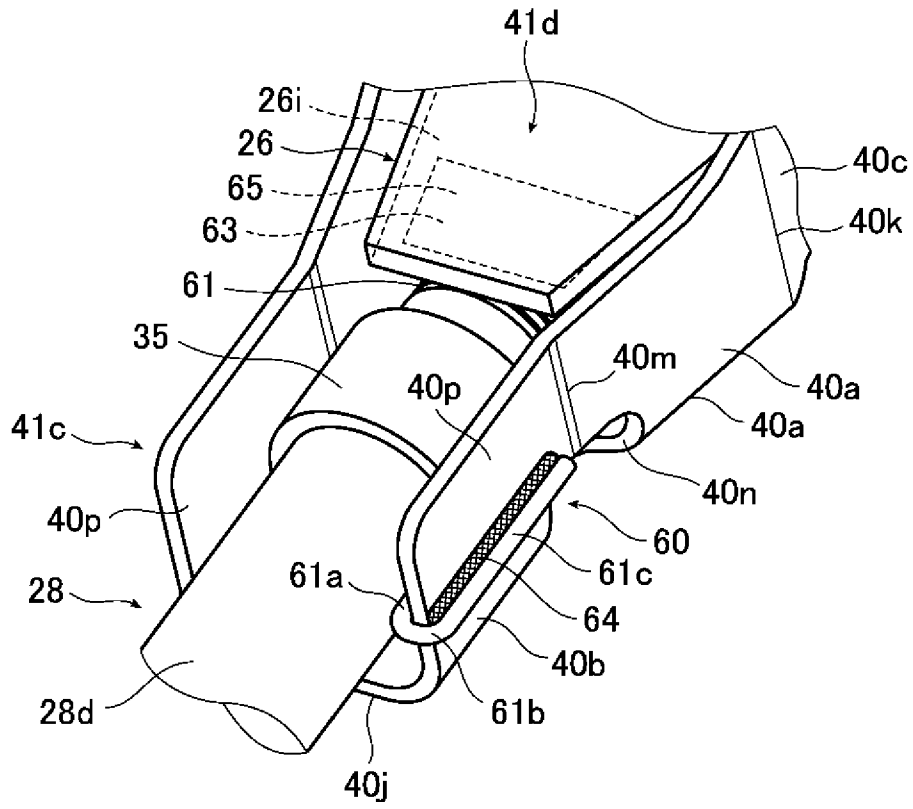
[5]



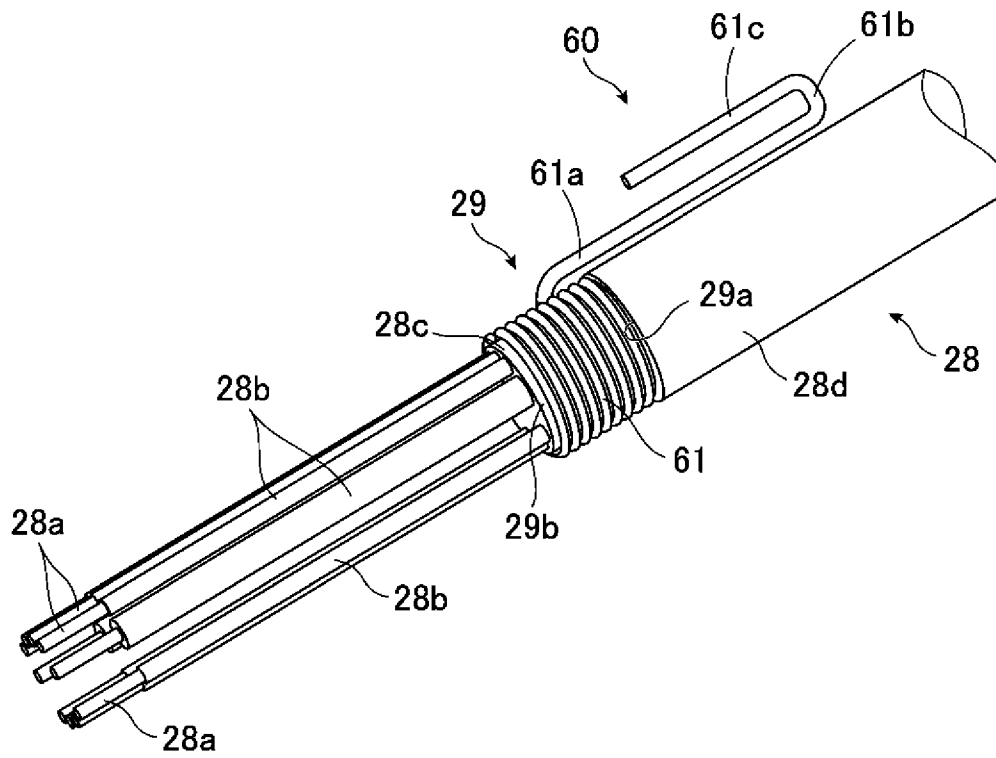
[図6]



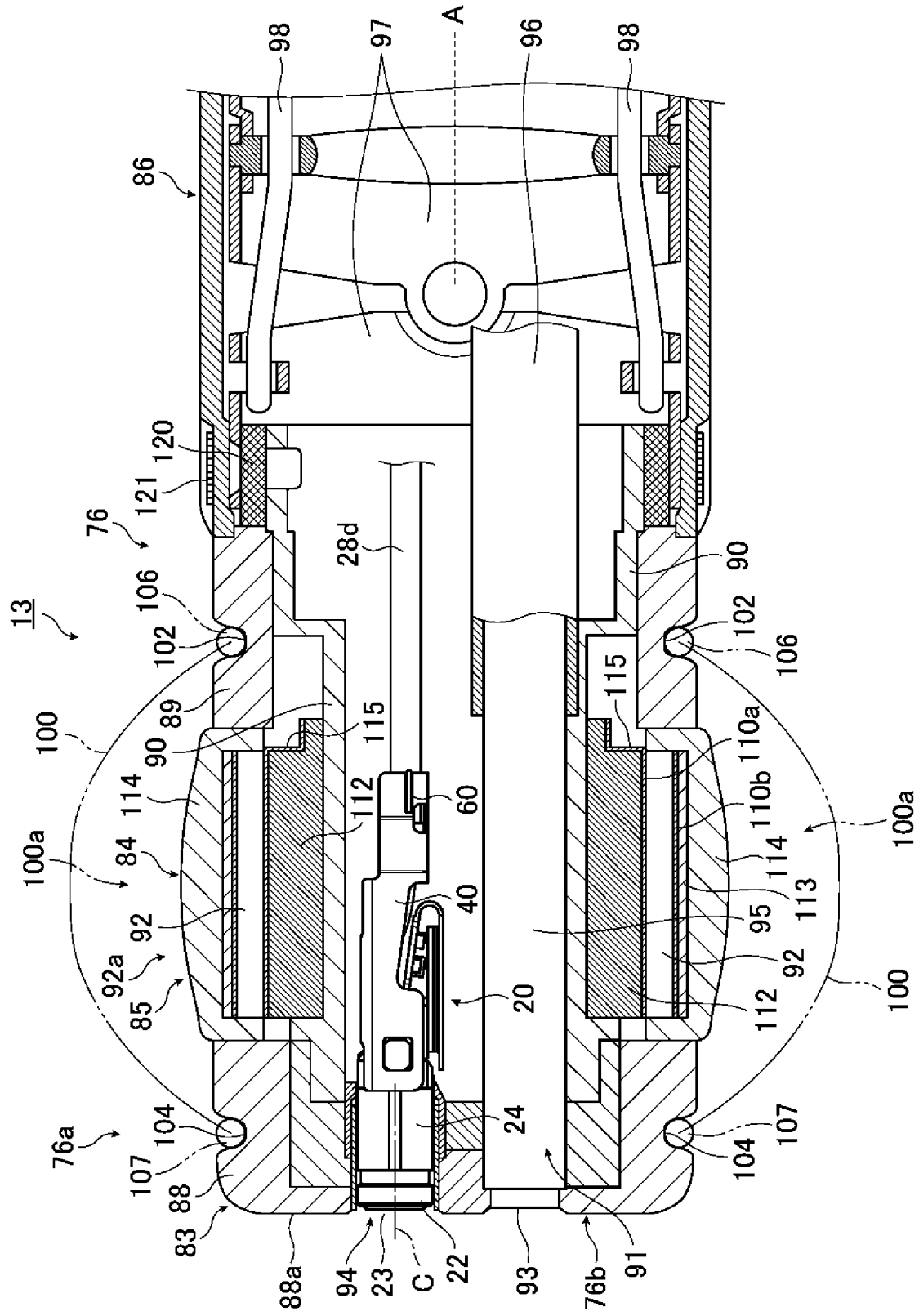
[図7]



[図8]



[10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2024/013760

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
<p>A61B 1/04(2006.01)i FI: A61B1/04 530</p> <p>According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC</p>		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00		
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 1971-2024 Registered utility model specifications of Japan 1996-2024 Published registered utility model applications of Japan 1994-2024		
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.
X	JP 5-154102 A (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.) 22 June 1993 (1993-06-22) paragraphs [0007]-[0045], fig. 1-4	1-9

<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 “D” document cited by the applicant in the international application “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 16 April 2024		Date of mailing of the international search report 18 June 2024
Name and mailing address of the ISA/JP Japan Patent Office (ISA/JP) 3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915 Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2024/013760

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
JP 5-154102 A	22 June 1993	(Family: none)	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 1/04(2006.01)i FI: A61B1/04 530		
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）） A61B1/00 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 - 2024年 日本国実用新案登録公報 1996 - 2024年 日本国登録実用新案公報 1994 - 2024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
X	JP 5-154102 A (オリンパス光学工業株式会社) 22.06.1993 (1993 - 06 - 22) [0007]-[0045], 図1-4	1-9
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input checked="" type="checkbox"/> 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、一般的技术水準を示すもの “D” 国際出願で出願人が先行技術文献として記載した文献 “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抵触するものではなく、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 16. 04. 2024	国際調査報告の発送日 18. 06. 2024	
名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 〒100-8915 日本国 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	権限のある職員（特許庁審査官） 永田 浩司 2Q 6004 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告
パテントファミリーに関する情報

国際出願番号

PCT/JP2024/013760

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 5-154102 A	22.06.1993	(ファミリーなし)	