

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6568645号
(P6568645)

(45) 発行日 令和1年8月28日 (2019.8.28)

(24) 登録日 令和1年8月9日 (2019.8.9)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12

請求項の数 6 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2018-505247 (P2018-505247)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成28年11月30日 (2016.11.30)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2016/085635		東京都八王子市石川町2951番地
(87) 国際公開番号	W02017/158945	(74) 代理人	110002147
(87) 国際公開日	平成29年9月21日 (2017.9.21)		特許業務法人酒井国際特許事務所
審査請求日	平成30年8月31日 (2018.8.31)	(72) 発明者	飯島 康弘
(31) 優先権主張番号	特願2016-49594 (P2016-49594)		東京都八王子市石川町2951番地 オリ
(32) 優先日	平成28年3月14日 (2016.3.14)		ンパス株式会社内
(33) 優先権主張国・地域又は機関	日本国 (JP)	審査官	井上 香緒梨

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に挿入される挿入部を備えた内視鏡であって、
前記被検体の画像を取得する画像センサと、
前記挿入部の先端に設けられる先端構成部であって、前記画像センサを取り付ける穴形状をなす取付部、および、前記取付部を当該先端構成部の外部とそれぞれ連通する二つの連通部を有する先端構成部と、
一端が前記画像センサに接続し、前記連通部を介して前記先端構成部からそれぞれ延出し、前記画像センサが取得した信号を伝送する複数の信号線からなる二つの信号線群を有する信号ケーブルと、
前記挿入部の内部に設けられ、前記信号ケーブルの前記二つの信号線群が形成する空隙に挿通されており、長尺状の部材を挿通可能な筒状をなすチャンネルと、
前記信号ケーブルおよび前記チャンネルを挿通可能な管状をなす管状部と、
を備えたことを特徴とする内視鏡。

【請求項 2】

前記二つの信号線群の前記先端構成部側に設けられ、各信号線群をそれぞれ被覆する絶縁性の第1チューブと、
一端が前記第1チューブと重複し、前記信号線群の長手方向に沿って前記先端構成部側と反対側に延び、各信号線群をそれぞれ被覆する絶縁性の第2チューブと、
を有することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡。

【請求項 3】

前記第 1 チューブの一部は、前記第 2 チューブを被覆するとともに、前記第 2 チューブの一部と密着している

ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記画像センサは、超音波振動子であり、

前記連通部は、絶縁性を有する絶縁パイプを含む

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 5】

前記信号ケーブルは、前記二つの信号線群を一束にまとめる結束部をさらに有する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

10

【請求項 6】

前記信号ケーブルは、前記二つの信号線群が全長にわたって延びる

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

20

従来、患者等の被検体の臓器や材料を観察する際に、硬性または軟性の内視鏡が用いられている。例えば、医師などの術者は、挿入部の先端に超音波を送受信する超音波振動子が設けられた内視鏡を用いて、超音波振動子から受信した超音波エコーに基づき生成される観測対象の特性に関する情報をもとに、観測対象の観察を行う。

【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。各圧電素子は、複数の信号線を含むケーブルを介して超音波観測装置と電気的に接続している。

【0004】

30

ところで、内視鏡の挿入部は、細径化が求められている。挿入部の細径化のための技術として、ケーブル中の複数の信号線の一部を複数束に分けることによって内蔵物との干渉を回避する技術が知られている（例えば、特許文献 1 を参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2005-342129 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

40

しかしながら、特許文献 1 が開示する技術のように、従来の挿入部では、超音波振動子を保持する先端構成部に設けられた一つの導出穴を介して複数の信号線を先端構成部の外部に延出させている。すなわち、複数の信号線は、先端構成部内において一束の状態にして導出穴から先端構成部の外部に延出するとともに、先端構成部の外部において複数束に分けられている。この構成の場合、先端構成部の近傍で複数の信号線を複数束に分けるため、先端構成部に負荷がかかるおそれがあり、この負荷によって断線してしまう場合があった。

【0007】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、断線を防止しつつ、細径化を行うことができる内視鏡を提供することを目的とする。

50

【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、本発明に係る内視鏡は、被検体に挿入される挿入部を備えた内視鏡であって、前記被検体の画像を取得する画像センサと、前記挿入部の先端に設けられる先端構成部であって、前記画像センサを取り付ける穴形状をなす取付部、および、前記取付部を当該先端構成部の外部とそれぞれ連通する二つの連通部を有する先端構成部と、一端が前記画像センサに接続し、前記連通部を介して前記先端構成部からそれぞれ延出し、前記画像センサが取得した信号を伝送する複数の信号線からなる二つの信号線群を有する信号ケーブルと、前記挿入部の内部に設けられ、前記信号ケーブルの前記二つの信号線群が形成する空隙に挿通されており、長尺状の部材を挿通可能な筒状をなすチャンネルと、前記信号ケーブルおよび前記チャンネルを挿通可能な管状をなす管状部と、を備えたことを特徴とする。

10

【0009】

また、本発明に係る内視鏡は、上記発明において、前記二つの信号線群の前記先端構成部側に設けられ、各信号線群をそれぞれ被覆する絶縁性の第1チューブと、一端が前記第1チューブと重複し、前記信号線群の長手方向に沿って前記先端構成部側と反対側に延び、各信号線群をそれぞれ被覆する絶縁性の第2チューブと、を有することを特徴とする。

【0010】

また、本発明に係る内視鏡は、上記発明において、前記第1チューブの一部は、前記第2チューブを被覆するとともに、前記第2チューブの一部と密着していることを特徴とする。

20

【0011】

また、本発明に係る内視鏡は、上記発明において、前記画像センサは、超音波振動子であり、前記連通部は、絶縁性を有する絶縁パイプを含むことを特徴とする。

【0012】

また、本発明に係る内視鏡は、上記発明において、前記信号ケーブルは、前記二つの信号線群を一束にまとめる結束部をさらに有することを特徴とする。

【0013】

また、本発明に係る内視鏡は、上記発明において、前記信号ケーブルは、前記二つの信号線群が全長にわたって延びることを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、断線を防止しつつ、細径化を行うことができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1に係る硬性内視鏡システムを模式的に示す斜視図である。

【図2】図2は、本発明の実施の形態1に係る硬性内視鏡システムの硬性鏡本体に光学視管を取り付けた場合の構成を模式的に示す斜視図である。

【図3】図3は、本発明の実施の形態1に係る硬性内視鏡システムの硬性鏡本体の要部の構成を模式的に示す断面図である。

40

【図4】図4は、本発明の実施の形態1に係る硬性内視鏡システムの硬性鏡本体の先端構成を模式的に示す断面図である。

【図5A】図5Aは、図4に示すA-A線に対応する硬性鏡本体の断面図である。

【図5B】図5Bは、図4に示すB-B線に対応する硬性鏡本体の断面図である。

【図5C】図5Cは、図4に示すC-C線に対応する硬性鏡本体の断面図である。

【図5D】図5Dは、図4に示すD-D線に対応する硬性鏡本体の断面図である。

【図5E】図5Eは、図4に示すE-E線に対応する硬性鏡本体の断面図である。

【図6】図6は、本発明の実施の形態1に係る挿入部と、従来の挿入部との外径について説明する図である。

50

【図 7】図 7 は、本発明の実施の形態 2 に係る硬性内視鏡システムの硬性鏡本体の要部の構成を模式的に示す断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

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。

【0017】

（実施の形態 1）

図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る硬性内視鏡システムを模式的に示す斜視図である。図 2 は、本実施の形態 1 に係る硬性内視鏡システムの硬性鏡本体に光学視管を取り付けた場合の構成を模式的に示す斜視図である。図 3 は、本実施の形態 1 に係る硬性内視鏡システムの硬性鏡本体の要部の構成を模式的に示す断面図であって、直線状に引き延ばした場合の構成を示す断面図である。図 4 は、本実施の形態 1 に係る硬性内視鏡システムの硬性鏡本体の先端構成を模式的に示す断面図である。

10

【0018】

硬性内視鏡システム 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り、例えば前立腺の生検組織を経尿道的に採取する際に使用するものである。硬性内視鏡システム 1 は、硬性鏡本体 11 と、イメージングデバイスとしての光学視管 21 と、処置具ガイド 22 と、処置具装置 23 とを備える。

20

【0019】

硬性鏡本体 11 は、被検体の管腔（例えば尿道）に挿入される第 1 挿入部 12 を有し、第 1 挿入部 12 の手元側に把持部 13 が設けられ、把持部 13 の第 1 挿入部 12 に連なる側と反対側からユニバーサルコード 14 が延出されている。図 2 には、硬性内視鏡システム 1 の使用態様の一例として、硬性鏡本体 11 に光学視管 21 を取り付けた場合の構成を示している。

【0020】

第 1 挿入部 12 は、硬性で直線状に延在しており、内部の下側にユニバーサルコード 14 から延出する信号ケーブル 17 が軸方向に沿って挿通されている。第 1 挿入部 12 は、第 1 挿入部 12 の先端に設けられ、被検体の情報を取得するための超音波振動子 15 を保持する先端構成部 12a と、先端が先端構成部 12a の基端側に嵌合されてなり、基端が把持部 13 に接続する管状の管状部 12b とを有する（図 4 参照）。また、先端構成部 12a には、後述する第 1 チャンネル 19 に連通する連通孔 12c と、超音波振動子 15 を取り付ける穴形状をなす取付部 12d と、取付部 12d に連なり、信号ケーブル 17 の一部の信号線を挿通可能な絶縁パイプ 12f をそれぞれ保持可能な二つの保持孔 12e と、が形成されている。絶縁パイプ 12f は、絶縁性材料を用いて形成され、筒状をなしている。なお、絶縁パイプ 12f は、筒状の導電性材料の表面に絶縁処理等を施したものであってもよい。また、保持孔 12e と、絶縁パイプ 12f が形成する孔とにより、先端構成部 12a において取付部 12d と外部とを連通する連通部が形成される。

30

【0021】

また、第 1 挿入部 12 の先端に被検体の情報を取得するための画像センサである超音波振動子 15 が設けられている。超音波振動子 15 は、例えばコンベックスアレイ型の超音波振動子からなり、信号ケーブル 17 の先端部が接続されている。超音波振動子 15 は、第 1 挿入部 12 の軸芯に沿い、かつ第 1 挿入部 12 の中心軸の延長上を扇状に走査するように配列された複数の圧電素子を有している。超音波振動子 15 は、その先端部に設けられた圧電素子によって、制御装置、例えば後述する信号処理ユニットから受信し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。

40

【0022】

50

なお、超音波振動子15は、コンベックス振動子およびリニア振動子のいずれでも構わない。本実施の形態1では、超音波振動子15が、複数の圧電素子をアレイ状に設け、受信にかかわる圧電素子を電子的に切り替えることで、電子的に走査させるコンベックス型の超音波振動子であるものとして説明する。

【0023】

なお、図示しないがユニバーサルコード14の基端にコネクタが設けられており、コネクタが信号処理ユニットに接続される。信号処理ユニットは、信号ケーブル17を介して超音波振動子15に駆動信号を送信するとともに、超音波振動子15で受信した超音波信号を処理して、超音波断層像を生成し、モニタ（図示せず）に表示させる。

【0024】

また、把持部13の上部にコック付きの送水口16が設けられている。送水口16は、後述する第1チャンネル19に連通しており、灌流チューブ（図示せず）を介して灌流液が供給自在にされている。術者は送水口16のコックを開くことで、第1チャンネル19内に灌流液を適宜送液することができる。

【0025】

第1挿入部12の内部には、第1チャンネル19が第1挿入部12の軸方向に対して傾斜して設けられている。具体的に、第1チャンネル19は、先端部が第1挿入部12における把持部13側とは反対側の先端面に開口されているとともに、基端部が第1挿入部12の把持部13側の基端面に開口されている。第1チャンネル19は、基端部が第1挿入部12の径方向の送水口16側に位置し、先端部が第1挿入部12の径方向の送水口16側とは反対側に位置している。先端構成部12aでは、長手方向からみたときに、超音波振動子15が送水口16側に位置するとともに、第1チャンネル19の開口が送水口16側とは反対側に位置している。

【0026】

また、把持部13には、先端が第1チャンネル19に連通するとともに、基端が把持部13の基端面に開口されている挿入ガイド孔13aが形成されている。ここで、把持部13の基端面に位置決め孔13bを穿設して、後述する光学視管21、および処置具ガイド22に突設されている位置決めピンが係入される。なお、把持部13に位置決めピンを固定する固定ねじによって抜け止めするようにしてもよい。

【0027】

また、硬性鏡本体11の第1チャンネル19には、光学視管21に設けられた第2挿入部21aと、処置具ガイド22に設けられた第3挿入部22aとが選択的に挿抜される。両挿入部21a、22aは硬性で直線状に延在しており、第1チャンネル19の内径は第2挿入部21aの外径に適合するサイズに設定されている。一方、第3挿入部22aの外径は第2挿入部21aの外径と略同一に設定されている。また、第1チャンネル19の内周と両挿入部21a、22aの外周との間には、灌流液を流通させることのできる微小間隙が確保されている。従って、第1チャンネル19の内径は、両挿入部21a、22aの外径よりも、灌流液を流通させる間隙分だけ若干大きく設定されている。

【0028】

また、図1に示すように、光学視管21に設けられている第2挿入部21aの手元側に接眼部21bが設けられ、接眼部21bの先端付近の上部にライトガイド（図示せず）が挿入される口金部21cが設けられている。ライトガイドは第2挿入部21a内を通り先端方向へ延出されており、ライトガイドを介して伝送された照明光が第2挿入部21aの先端部に設けた照明窓（図示せず）から出射されて被検体の体腔壁が照射される。また、第2挿入部21aの先端には照明窓に隣接して観察窓21dが設けられており、被写体の体腔壁からの反射光が観察窓21dに入射し、観察窓21d内に備えられている対物レンズなどの光学部材に結像した被写体像がリレー光学系を介して接眼部21bに伝送されて観察される。

【0029】

さらに、接眼部21bの先端には、フランジ部21gが形成されている。フランジ部2

10

20

30

40

50

1 gの先端面中央には支持部2 1 eが突設されている。また、支持部2 1 eには、第2挿入部2 1 aの基端部が支持されている。フランジ部2 1 gの先端面は、挿入ガイド孔1 3 aを介して硬性鏡本体1 1に第2挿入部2 1 aを挿入した場合に、把持部1 3の基端面と対向する。この際、支持部2 1 eが、挿入ガイド孔1 3 aに挿通される。また、フランジ部2 1 gの先端面下部には、位置決めピン2 1 fが突設されている。位置決めピン2 1 fは把持部1 3の基端面に開口を有する位置決め孔1 3 bに係入されて、回転方向への移動が規制される。

【0030】

処置具ガイド2 2は、第3挿入部2 2 aと、誘導部2 2 bと、フランジ部2 2 cと、支持部2 2 dとを有する。誘導部2 2 bは、第3挿入部2 2 aの手元側に設けられ、漏斗状をなしている。さらに、誘導部2 2 bの先端にフランジ部2 2 cが形成され、その先端面中央に支持部2 2 dが突設され、支持部2 2 dに第3挿入部2 2 aの基端が支持されている。フランジ部2 2 cの先端面は、挿入ガイド孔1 3 aを介して硬性鏡本体1 1に第3挿入部2 2 aを挿入した場合に、把持部1 3の基端面と対向する。この際、支持部2 2 dが、挿入ガイド孔1 3 aに挿通される。また、フランジ部2 2 cの先端面下部には、位置決めピン2 2 fが突設されている。位置決めピン2 2 fは把持部1 3の基端面に開口を有する位置決め孔1 3 bに係入されて、回転方向への移動が規制される。

【0031】

第3挿入部2 2 aの内部には、先端が第3挿入部2 2 aの先端面に開口を有するとともに、基端が誘導部2 2 bに形成されている誘導孔に連通する第2チャンネル2 2 eが形成されている。第2チャンネル2 2 eは、処置具装置2 3に設けられている装置本体2 3 aから前方へ直線状に延在する細長で硬質の処置具2 3 bが挿抜可能である。

【0032】

第2チャンネル2 2 eは処置具2 3 bを挿抜する際のガイドとして機能するものであり、第2チャンネル2 2 eの内径は処置具2 3 bの外径よりも若干大きく形成されている。なお、本実施の形態1では、第3挿入部2 2 aをパイプ材で形成し、内部に樹脂材を充填し、充填した樹脂材に第2チャンネル2 2 eが形成されている。なお、第3挿入部2 2 aは中実の金属材料に孔を形成することにより第2チャンネル2 2 eを形成するようにしてもよい。

【0033】

本実施の形態1では、処置具装置2 3の一例として生検装置が示されており、生検装置の針部が処置具2 3 bに対応している。従って、以下においては、処置具装置2 3を生検装置2 3と読み換え、また処置具2 3 bを針部2 3 bと読み換えて説明する。

【0034】

針部2 3 bは、光学視管2 1の第2挿入部2 1 aよりも細い外径のガイド筒針2 3 cと、生検針2 3 dとを有し、ガイド筒針2 3 cに生検針2 3 dが進退自在に挿通されている。また、生検針2 3 dの先端側にポケットが形成されている。生検針2 3 dは装置本体2 3 aの背面に設けられている発射ボタン2 3 eを押すことにより、装置本体2 3 aに内装されているばねの弾発力を受けて前方へ突出して、被検体の組織内に穿刺され、ポケットに生検組織が取り込まれる。発射ボタン2 3 eが押されると、生検針2 3 dに続いてガイド筒針2 3 cが突出し、その先端がポケット上を通過する際に、生検組織が切り取られてポケットに取り込まれる。

【0035】

第1チャンネル1 9は、超音波振動子1 5の走査面（観察視野）に突出する位置に配置されているため、針部2 3 bを第1チャンネル1 9から前方へ突出させれば、針部2 3 bが超音波振動子1 5の走査面を通過するので、モニタ上の超音波断層像に針部2 3 bを表示させることができる。

【0036】

本実施形態の針部2 3 bは、第1チャンネル1 9に対して処置具ガイド2 2に設けた第3挿入部2 2 aを介して挿通している。従って、第3挿入部2 2 aの外径を第1チャネ

10

20

30

40

50

ル 19 の内径に対応して設定し、且つ、第 3 挿入部 22 a に形成されている第 2 チャンネル 22 e の内径を針部 23 b の外径に対応して設定すれば、光学視管 21 の第 2 挿入部 21 a よりも細い針部 23 b を、超音波振動子 15 の走査面に正確に突出させることができる。

【0037】

続いて、硬性鏡本体 11 の内部構成について、図 3、4 および図 5 A ～図 5 E を参照して説明する。図 5 A は、図 4 に示す A-A 線に対応する硬性鏡本体の断面図である。図 5 B は、図 4 に示す B-B 線に対応する硬性鏡本体の断面図である。図 5 C は、図 4 に示す C-C 線に対応する硬性鏡本体の断面図である。図 5 D は、図 4 に示す D-D 線に対応する硬性鏡本体の断面図である。図 5 E は、図 4 に示す E-E 線に対応する硬性鏡本体の断面図である。

10

【0038】

信号ケーブル 17 は、図 3 に示すように、中継基板 15 a の一方の面および他方の面にそれぞれ接続する二束の信号線を含む第 1 ケーブル部 17 a と、第 1 ケーブル部 17 a に連なり、二束の信号線を合流させて一束に形成する結束部 17 b と、結束部 17 b から一束の状態を維持して把持部 13 側に延びる第 2 ケーブル部 17 c と、を有する。中継基板 15 a は、板状をなしており、超音波振動子 15 と信号ケーブル 17 とにそれぞれ電氣的に接続している。

【0039】

第 1 ケーブル部 17 a は、中継基板 15 a の一方の面に接続する第 1 信号線群 17 1 と、中継基板 15 a の他方の面に接続する第 2 信号線群 17 2 とを有する。第 1 信号線群 17 1 および第 2 信号線群 17 2 は、先端構成部 12 a に形成されている二つの保持孔 12 e にそれぞれ設けられた二つの絶縁パイプ 12 f を介して、それぞれが先端構成部 12 a から外部に延出している。

20

【0040】

結束部 17 b は、第 1 信号線群 17 1 と第 2 信号線群 17 2 とをひとまとめにして一束の第 3 信号線群 17 3 を形成する。

【0041】

第 2 ケーブル部 17 c には、第 3 信号線群 17 3（一束の複数の信号線）のなす外周の一部に総合シールド 17 4 が設けられ、総合シールド 17 4 の外周の一部にジャケット 17 5 が設けられている。なお、第 2 ケーブル部 17 c の結束部 17 b と反対側の端部は、把持部 13 を介してコネクタ 20 に接続されている。

30

【0042】

また、信号ケーブル 17 には、第 1 チューブ 18 1 と、第 2 チューブ 18 2 と、第 3 チューブ 18 3 とが設けられている（図 3 参照）。第 1 チューブ 18 1、第 2 チューブ 18 2 および第 3 チューブ 18 3 は、それぞれ熱収縮チューブを用いて形成されている。第 1 チューブ 18 1、第 2 チューブ 18 2 および第 3 チューブ 18 3 は、熱収縮することにより、隣り合うチューブの少なくとも一部において重複する領域を含むように熱収縮チューブを収縮させることによって、絶縁パイプ 12 f と総合シールド 17 4 との間における信号線群のすべての外周を覆っている。

40

【0043】

第 1 チューブ 18 1 は、第 1 信号線群 17 1 を挿通する二つの絶縁パイプ 12 f、および第 1 ケーブル部 17 a の一部を被覆している。第 1 チューブ 18 1 は、第 1 信号線群 17 1 に沿って延び、第 1 信号線群 17 1 の一部を被覆する第 1 筒部 18 1 1 と、第 2 信号線群 17 2 に沿って延び、第 2 信号線群 17 2 の一部を被覆する第 2 筒部 18 1 2 とからなる。

【0044】

第 2 チューブ 18 2 は、第 1 信号線群 17 1 および第 2 信号線群 17 2 を被覆するとともに、一端が第 1 チューブ 18 1 に被覆され、他端が第 3 チューブ 18 3 に被覆されている。第 2 チューブ 18 2 は、第 1 信号線群 17 1 に沿って延び、第 1 信号線群 17 1 の一

50

部を被覆する第1筒部1821と、第2信号線群172に沿って延び、第2信号線群172の一部を被覆する第2筒部1822とからなる。

【0045】

第3チューブ183は、第1信号線群171および第2信号線群172の中継基板15aに接続する側と異なる側の端部、第1ケーブル部17aに連なる側の第3信号線群173、総合シールド174の一部、およびジャケット175の一部を被覆している。

【0046】

上述したように、第1チャンネル19は、第1挿入部12の軸方向に対して傾斜して設けられているため、信号ケーブル17を第1挿入部12の中心軸と平行に延びるように設けると、第1チャンネル19と干渉してしまう。このため、本実施の形態1では、第1ケーブル部17aにおいて複数の信号線が二つに分かれていることで形成される空隙に第1チャンネル19を挿通することによって、信号ケーブル17と第1チャンネル19との干渉を回避している(図4参照)。

10

【0047】

具体的には、第1挿入部12の超音波振動子15側から、第1信号線群171および第2信号線群172と、第1チャンネル19とが、図の上下方向に並んで配置されている(図5A参照)。この位置では、第1ケーブル部17aが超音波振動子15側、第1チャンネル19がその反対側に配置されている。

【0048】

図5Aの配置から把持部13側に進むと、第1信号線群171と第2信号線群172とが、第1チャンネル19の外周に沿って互いに反対方向に移動している(図5B~図5E参照)。この際、第1チャンネル19は、傾斜に沿って徐々に図の上方向に移動している。結束部17bの手前では、信号ケーブル17と第1チャンネル19との配置が、図5Aの配置と反対になっている。その後、結束部17bによって第1信号線群171および第2信号線群172がひとまとめにされる。このようにして、信号ケーブル17の信号線を二つに分けることによって、管状部12bの径を大きくすることなく、かつ信号ケーブル17と第1チャンネル19との干渉を回避しながら、信号ケーブル17と第1チャンネル19とを管状部12bに挿通させることができる。

20

【0049】

図6は、本発明の実施の形態1に係る挿入部と、従来の挿入部との外径について説明する図である。図6の(a)は、本実施の形態1に係る先端構成部12aの断面であって、絶縁パイプ12fを通過する面を切断面とする断面である。図6の(b)は、従来のようなひとまとめの信号線群120を挿通可能な絶縁パイプ101を保持する保持孔を一つ有する先端構成部100の断面であって、絶縁パイプ101を通過する面を切断面とする断面である。なお、図6の(b)では、先端構成部100に管状部110が取り付けられている。

30

【0050】

図6の(a)および(b)に示すように、絶縁パイプ12fをそれぞれ保持可能な二つの保持孔12eを有する先端構成部12aは、最小肉厚を同等にした場合、絶縁パイプ101を一つの保持孔100aを有する先端構成部100と比して、外周の直径が長さDだけ小さい。このことから、複数の保持孔を形成し、それぞれに絶縁パイプ12fを取り付けて信号線を延出させる構成の方が、第1挿入部12、特に先端構成部12aの外径を小さくできることがわかる。

40

【0051】

次に、上述した硬性鏡本体11を製造する過程において、挿入部12を作製する際には、まず、一端側に総合シールド174およびジャケット175が設けられた複数の信号線の一端側を二つに分けて、他端側から熱収縮前の第3チューブ183をジャケット175まで挿通する。

【0052】

その後、上述した熱収縮前の第2チューブ182を挿通する。具体的に、第1筒部18

50

21に第1信号線群171を挿通し、第2筒部1822に第2信号線群172を挿通する。第2チューブ182に信号線を挿通後、熱収縮前の第1チューブ181、先端構成部12aの順に第1信号線群171および第2信号線群172を挿通する。この際、先端構成部12aの保持孔12eには、絶縁パイプ12fが嵌め込まれている。

【0053】

その後、第1ケーブル部17aと中継基板15aとを接続する。この際、中継基板15aには、超音波振動子15が予め接続されていてもよいし、第1信号線群171および第2信号線群172と中継基板15aとを接続後、中継基板15aに超音波振動子15を接続してもよい。第1ケーブル部17aと中継基板15aとを接続後、超音波振動子15を先端構成部12aに収容し、超音波振動子15を先端構成部12aに接着固定する。

10

【0054】

その後、熱収縮前の第1チューブ181および第3チューブ183や信号線の位置調整を行って、第1チューブ181および第3チューブ183が、それぞれ第2チューブ182の一部を被覆するようにし、第1チューブ181、第2チューブ182および第3チューブ183を加熱して熱収縮させることによって信号線に圧着させる。なお、第1チューブ181および第3チューブ183が第2チューブ182の一部をそれぞれ被覆する重複部分の長さは、4mm以上であることが好ましい。

【0055】

その後は、第1信号線群171および第2信号線群172が形成する空隙に第1チャンネル19を挿通する。その後、管状部12bに信号ケーブル17と第1チャンネル19とを挿通し、管状部12bを先端構成部12aに取り付けることによって、信号ケーブル17と第1チャンネル19とが内部に挿通された第1挿入部12が形成される。

20

【0056】

以上説明した本実施の形態1によれば、先端構成部12aに設けた二つの絶縁パイプ12fを介して先端構成部12aから二束の信号線群（第1信号線群171および第2信号線群172）を延出するとともに、この二つの信号線群が形成する空隙に第1チャンネル19を挿通するようにしたので、先端構成部12aの近傍において加わる負荷による信号線の断線を防止しつつ、挿入部12の細径化を行うことができる。

【0057】

また、上述した実施の形態1によれば、結束部17bによって、信号ケーブル17の先端構成部12a側と反対側の端部を一束にまとめるようにしたので、二束のままの状態と比して、内視鏡製造時、信号ケーブル17を管状部12bに挿入する際の作業性を向上することができる。

30

【0058】

また、上述した実施の形態1によれば、先端構成部12aと総合シールド174との間で信号線群が露出しているのに対し、絶縁性を有する熱収縮チューブ（第1チューブ181、第2チューブ182および第3チューブ183）で被覆するようにしたので、信号線群の絶縁性を確保することができる。特に、信号線群の分岐部分（結束部17b）において、第2チューブ182と第3チューブ183とを重複させて被覆するようにしたので、分岐部分における絶縁性も確実に確保することができる。

40

【0059】

なお、上述した実施の形態1では、第1チューブ181および第3チューブ183の位置調整を行って、熱収縮前の第1チューブ181、第2チューブ182および第3チューブ183を加熱して熱収縮させることによって複数の信号線を被覆するものとして説明したが、各チューブが重複する領域、例えば、第1チューブ181と第2チューブ182とが重複する領域、および第2チューブ182と第3チューブ183とが重複する領域を加熱して、各チューブが重複する領域のみを熱収縮させ、一部が密着するようにしてもよい。

【0060】

また、上述した実施の形態1において、第2チューブ182（熱収縮前の第2チューブ

50

）に対し、第2チューブ182に対する第1チューブ181および第3チューブ183の配置を指示するマーカを設けてもよい。これにより、熱収縮前の第2チューブに対する位置を確認しながら熱収縮前の第1チューブ181および第3チューブ183を配置することができる。

【0061】

（実施の形態2）

上述した実施の形態1では、信号ケーブル17において二束の信号線群を一まとめにするものとして説明したが、二束のままコネクタに接続させるものであってもよい。図7は、本発明の実施の形態2に係る硬性内視鏡システムの硬性鏡本体の要部の構成を模式的に示す断面図である。

10

【0062】

本実施の形態2に係る信号ケーブル17Aは、図7に示すように、中継基板15aの一方の面に接続する第1信号線群176と、中継基板15aの他方の面に接続する第2信号線群177とを有する。第1信号線群176および第2信号線群177は、先端構成部12aに形成されている二つの保持孔12eにそれぞれ設けられた二つの絶縁パイプ12fを介して、それぞれが先端構成部12aから外部に延出し、先端構成部12a側と反対側の端部は、コネクタ20Aの第1コネクタ20aおよび第2コネクタ20bにそれぞれ接続されている。第1信号線群176のなす外周の一部に第1総合シールド174aが設けられ、第1総合シールド174aの外周に第1ジャケット175aが設けられている。また、第2信号線群177のなす外周の一部に第2総合シールド174bが設けられ、第2

20

【0063】

また、信号ケーブル17Aには、上述した第1チューブ181および第2チューブ182と、第3チューブ184とが設けられている。第2チューブ182の第1筒部1821は、第1信号線群176において先端構成部12aと第1総合シールド174aとの間に設けられている。一方、第2筒部1822は、第2信号線群177において先端構成部12aと第2総合シールド174bとの間に設けられている。第2チューブ182は、それぞれ熱収縮チューブを用いて形成され、両端において第1チューブ181および第3チューブ184のそれぞれと互いに重複した領域を含んで複数の信号線の一部を被覆している。

30

【0064】

第3チューブ184は、第1信号線群176に沿って延びる第1筒部1841と、第2信号線群177に沿って延びる第2筒部1842とからなる。第1筒部1841は、第1筒部1821の端部、第1信号線群176の一部および第1総合シールド174aの端部を被覆する。第2筒部1842は、第2筒部1822の端部、第2信号線群177の一部および第2総合シールド174bの端部を被覆する。

【0065】

本実施の形態2においても、上述した実施の形態1と同様に、信号ケーブル17Aにおいて複数の信号線が二つに分かれていることで形成される空隙に第1チャンネル19を挿通することによって、信号ケーブル17Aと第1チャンネル19との干渉を回避している（例えば、図4参照）。

40

【0066】

以上説明した本実施の形態2によれば、先端構成部12aに設けた二つの絶縁パイプ12fを介して先端構成部12aから二束の信号線群（第1信号線群176および第2信号線群177）を延出するとともに、この二つの信号線群が形成する空隙に第1チャンネル19を挿通するようにしたので、先端構成部12aの近傍において加わる負荷による信号線の断線を防止しつつ、挿入部12の細径化を行うことができる。

【0067】

また、本実施の形態2によれば、二束の信号線群（第1信号線群176および第2信号線群177）のまま延出させてコネクタ20Aに接続するようにしたので、第2チューブ

50

182と第3チューブ184との間に信号線の分岐部分が存在せず、上述した実施の形態1と比して、熱収縮チューブの配設を容易に行うことができる。

【0068】

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。

【0069】

また、上述した実施の形態1, 2では、超音波を出射するとともに、外部から入射した超音波をエコー信号に変換するものとして圧電素子を例に挙げて説明したが、これに限らず、MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) 的に製造した素子、例えばCMUT (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers) であってもよい。

【0070】

また、上述した実施の形態1, 2では、尿道を経由して被検体内を観察する超音波内視鏡を例に説明したが、この他、胆道、胆管、膵管、気管、気管支、尿管へ挿入され、その周囲臓器（膵臓、肺、膀胱、リンパ節等）を観察するものであってもよい。

【0071】

また、上述した実施の形態1, 2では、超音波内視鏡を例に説明したが、映像信号を伝送する信号ケーブルを有する内視鏡であれば、これに限らない。例えば、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経口内視鏡であって、画像センサとして撮像素子を有する可撓性の挿入部を備えた経口内視鏡にも適用可能である。特に、ハイスピードカメラに用いられるCCD (Charge Coupled Device) など、信号線が多く、絶縁処理を要するケーブルを有する画像センサを備えた内視鏡において有用である。画像センサが撮像素子であり、絶縁性を確保する必要がない場合は、絶縁パイプを設けずに、保持孔12eを介して信号線群（第1信号線群171または第2信号線群172）を先端構成部12aから延出させるようにしてもよい。この場合は、保持孔12eが連通部をなす。

【0072】

また、上述した実施の形態1, 2では、先端構成部12aに二つの保持孔12eが形成され、それぞれが絶縁パイプ12fを保持するものとして説明したが、二つの絶縁パイプ12fを一括して保持可能な一つの保持孔が形成されているものであってもよい。この場合は、保持孔に保持されている二つの絶縁パイプ12fが各連通部をなす。

【産業上の利用可能性】

【0073】

以上のように、本発明にかかる内視鏡は、断線を防止しつつ、細径化を行うのに有用である。

【符号の説明】

【0074】

- 1 硬性内視鏡システム
- 11 硬性鏡本体
- 12 第1挿入部
- 13 把持部
- 14 ユニバーサルコード
- 15 超音波振動子
- 16 送水口
- 17, 17A 信号ケーブル
- 17a 第1ケーブル部
- 17b 結束部
- 17c 第2ケーブル部

10

20

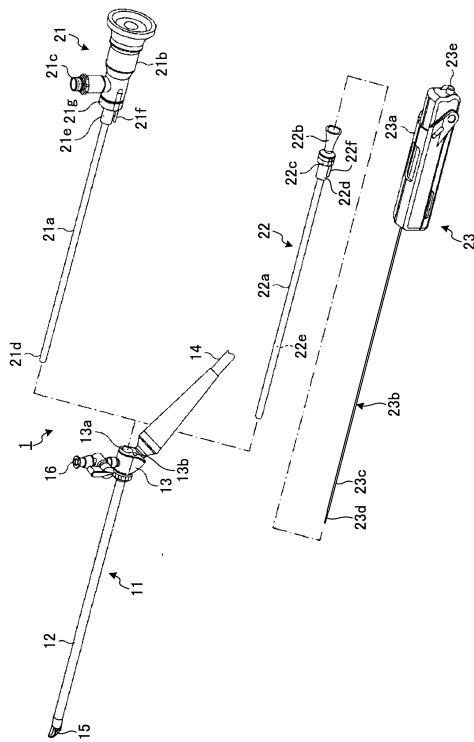
30

40

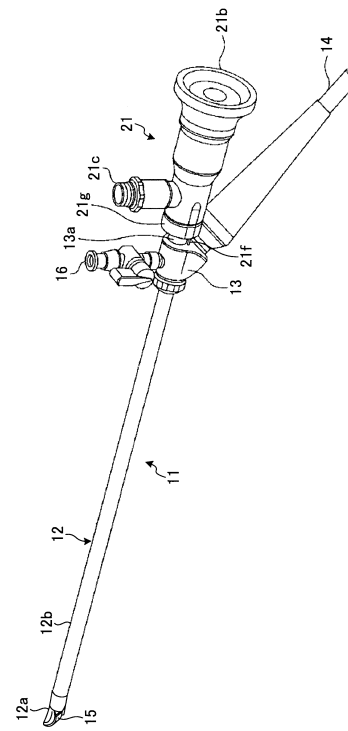
50

1 9	第 1 チャンネル	
2 1	光学視管	
2 1 a	第 2 挿入部	
2 1 b	接眼部	
2 1 c	口金部	
2 1 d	観察窓	
2 2 a	第 3 挿入部	
2 1 e, 2 2 d	支持部	
2 1 f, 2 2 f	位置決めピン	
2 1 g, 2 2 c	フランジ部	10
2 2	処置具ガイド	
2 2 a	第 3 挿入部	
2 2 b	誘導部	
2 2 e	第 2 チャンネル	
2 3	処置具装置（生検装置）	
2 3 a	装置本体	
2 3 b	処置具（針部）	
2 3 c	ガイド筒針	
2 3 d	生検針	
2 3 e	発射ボタン	20
1 7 1, 1 7 6	第 1 信号線群	
1 7 2, 1 7 7	第 2 信号線群	
1 7 3	第 3 信号線群	
1 7 4	総合シールド	
1 7 5	ジャケット	
1 8 1	第 1 チューブ	
1 8 2	第 2 チューブ	
1 8 3	第 3 チューブ	

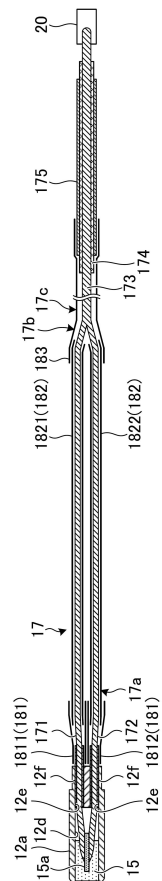
【図 1】



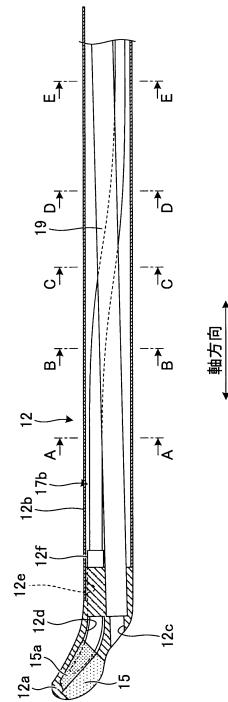
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2005-342129 (JP, A)
特開昭63-111840 (JP, A)
特開2000-354596 (JP, A)
特開2003-325527 (JP, A)
特開2004-209125 (JP, A)
独国特許出願公開第10018673 (DE, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/12
A61B 1/00
G02B 23/24

专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	JP6568645B2	公开(公告)日	2019-08-28
申请号	JP2018505247	申请日	2016-11-30
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	飯島康弘		
发明人	飯島 康弘		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
优先权	2016049594 2016-03-14 JP		
其他公开文献	JPWO2017158945A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜包括：插入部分，被配置为插入到对象中;图像传感器，被配置为获取对象的图像;远端构成部分，包括具有孔形状并用于安装图像传感器的安装部分，以及两个连通部分，用于允许安装部分与远端构成部分的外部连通;信号线包括两个信号线组，信号线组包括多个信号线，用于传输由图像传感器获取的信号;插入由信号电缆的两个信号线组形成的空间中的通道，其允许细长构件插入通道中;管状部分具有管状形状并允许信号电缆和通道插入管状部分中。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6568645号 (P6568645)
(45) 発行日 令和1年8月28日 (2019. 8. 28)	(24) 登録日 令和1年8月9日 (2019. 8. 9)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 2 (2006. 01)	F 1 A 6 1 B 8 / 1 2	
請求項の数 6 (全 15 頁)		
(21) 出願番号 (86) (22) 出願日 (86) 国際出願番号 (87) 国際公開番号 (87) 国際公開日 審査請求日 (31) 優先権主張番号 (32) 優先日 (33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国 (JP)	(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地 (74) 代理人 110002147 特許業務法人酒井国際特許事務所 (72) 発明者 飯島 康弘 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 審査官 井上 香穂梨	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 内視鏡		