

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2010-11918

(P2010-11918A)

(43) 公開日 平成22年1月21日(2010.1.21)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 D	4 C 0 6 1
H 0 4 N 5/225 (2006.01)	H 0 4 N 5/225 C	5 C 1 2 2

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2008-172384 (P2008-172384)	(71) 出願人	000005430
(22) 出願日	平成20年7月1日(2008.7.1)		フジノン株式会社
			埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地
		(74) 代理人	100075281
			弁理士 小林 和憲
		(74) 代理人	100095234
			弁理士 飯嶋 茂
		(72) 発明者	山本 恒喜
			埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地
			フジノン株式会社内
		(72) 発明者	高橋 一昭
			埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地
			フジノン株式会社内

最終頁に続く

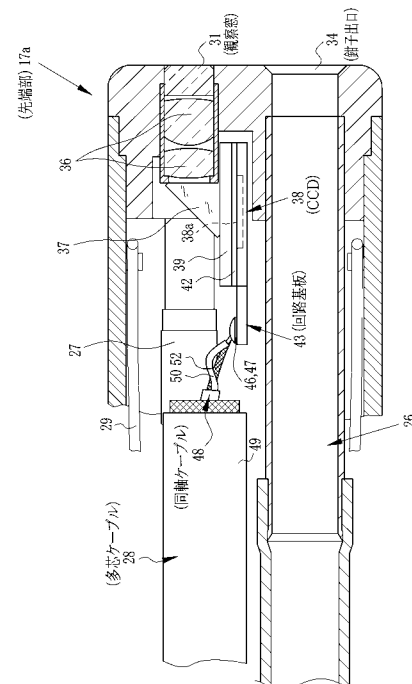
(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【要約】

【課題】挿入部先端に内蔵された回路基板に接続される信号ケーブルの断線や接続箇所の剥離を防止する。

【解決手段】内視鏡の挿入部を構成する先端部17aには、CCD38、このCCD38が接続される回路基板43が設けられる。回路基板43には、多芯ケーブル28を構成する同軸ケーブル48が接続される。同軸ケーブル48は、信号線50、絶縁体51、編組線52、外皮53からなる。同軸ケーブル48から信号線50及び編組線52が引き出され、信号線50が編組線52に対して弛ませた状態で、回路基板43の入出力端子46にハンダ付けされ、編組線52が一本にまとめられ、アース端子47にハンダ付けされる。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内に挿入される挿入部と、
前記挿入部の先端に設けられた固体撮像素子と信号の遣り取りをし、複数の端子が設けられている回路基板と、
前記挿入部の内部に挿設され、中央に配された信号線及びこの信号線の回りに絶縁体を介して配されたグラウンド線からなり、前記端子に接続される複数の同軸ケーブルとを備え、
前記信号線は、前記グラウンド線よりも長く同軸ケーブルから引き出されており、前記グラウンド線よりも弛ませた状態で前記端子に接続されていることを特徴とする内視鏡。

10

【請求項 2】

前記信号線は、前記同軸ケーブルより引き出された長さが前記グラウンド線よりも 0.5 mm 以上長いことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 3】

複数の前記信号線は、互いに交差して前記端子に接続されていることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記端子には、複数の前記グラウンド線がまとめて接続される 1 つの共通端子が含まれていることを特徴とする請求項 1 ないし 3 いずれか記載の内視鏡。

20

【請求項 5】

前記端子は、前記同軸ケーブルの軸方向と直交する方向に沿って配列されており、前記グラウンド線が接続される前記共通端子は、配列方向の略中央に配置し、前記共通端子の両端に前記信号線が接続される端子が配置されていることを特徴とする請求項 4 記載の内視鏡。

【請求項 6】

前記信号線は、前記グラウンド線を挟んで前記端子と反対側の位置から折り返され、前記グラウンド線を乗り越えて前記端子に接続されることを特徴とする請求項 1 ないし 5 いずれか記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】**【0001】**

本発明は、挿入部の先端に撮像素子を備える内視鏡に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

内視鏡は、被検体内に挿入される挿入部と、この挿入部に連設される操作部を有する。挿入部は、先端から順に、先端部、湾曲部、及び可撓管部を有する。先端部には、観察窓、照明窓、鉗子出口、送気・送水口等が設けられている。湾曲部は、操作部に設けたアングルノブを回転操作することで上下左右方向のいずれにも湾曲する。これにより、被検体内への挿入性をスムーズにし、また、先端部を被検体内の所望の方向に向けることができる。

40

【0003】

先端部には、観察窓を通して被検体内を撮像するための撮像素子が内蔵されており、この撮像素子の回路基板に接続された信号ケーブルが挿入部の中に配されている。挿入部にはその他に、湾曲部を湾曲させるためのアングルワイヤーや、照明窓へ光源装置からの照明光を導くライトガイドなどが配されている。また、超音波内視鏡においては、上記内容物に加えて先端部に配された超音波振動子と、この超音波振動子に接続される信号ケーブルとを有する。

【0004】

撮像素子の回路基板に接続される信号ケーブルとしては、複数の同軸ケーブルを束ねた多芯ケーブルが用いられる。同軸ケーブルは、中心に位置する芯線（信号線）と、この芯

50

線を覆う絶縁体と、絶縁体の上を覆う編組線と、編組線を覆う外皮とからなる。同軸ケーブルは、芯線と編組線が、回路基板の電極（端子）にそれぞれ接続される。芯線は撮像素子とプロセッサ装置との間で電気信号の送受信を行う信号線として、編組線はプロセッサ装置のアースに接地されるグラウンド線として使用される（特許文献１）。

【特許文献１】特開２００１－９５７５８号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

内視鏡の湾曲部は、被検体内に挿入されて種々の形状に曲げられるため、挿入部の内容物は、その曲げに応じて挿入部の径方向、長手方向に移動する。このため、上記多芯ケーブルに曲げや引っ張りの力が加わり、回路基板の電極に接続された部分に断線やハンダ付け箇所の剥離などの不都合が生じるおそれがある。

10

【０００６】

これは、上述したような同軸ケーブルを束ねた多芯ケーブルを撮像素子との接続に用いた場合、信号線として用いられる芯線について特に問題となっていた。というのは、グラウンド線として使用される編組線は、同軸ケーブルの外皮を剥がして引き出され、網の状態から太い一本の線にまとめた状態にして電極に接続されるため高い耐久性を有する。これに対して、芯線は、もともと一本の線であるため、編組線よりは強度的に劣るからである。上記特許文献１では、芯線に断線などがあることについて論じておらず、その対策も当然ながら講じていない。

20

【０００７】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、挿入部先端に内蔵された回路基板に接続される信号ケーブルの断線や接続箇所の剥離を防止することが可能な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】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡は、被検体内に挿入される挿入部と、前記挿入部の先端に設けられた固体撮像素子と信号の遣り取りをし、複数の端子が設けられている回路基板と、前記挿入部の内部に挿設され、中央に配された信号線及びこの信号線の回りに絶縁体を介して配されたグラウンド線からなり、前記端子に接続される複数の同軸ケーブルとを備え、前記信号線は、前記グラウンド線よりも長く同軸ケーブルから引き出されており、前記グラウンド線よりも弛ませた状態で前記端子に接続されていることを特徴とする。なお、前記信号線は、前記同軸ケーブルより引き出された長さが前記グラウンド線よりも０．５ｍｍ以上長いことが好ましい。

30

【０００９】

複数の前記信号線は、互いに交差して前記端子に接続されていることが好ましい。また、前記端子には、複数の前記グラウンド線がまとめて接続される１つの共通端子が含まれていることが好ましい。さらにまた、前記端子は、前記同軸ケーブルの軸方向と直交する方向に沿って配列されており、前記グラウンド線が接続される前記共通端子は、配列方向の略中央に配置し、前記共通端子の両端に前記信号線が接続される端子が配置されていることが好ましい。あるいは、前記信号線は、前記グラウンド線を挟んで前記端子と反対側の位置から折り返され、前記グラウンド線を乗り越えて前記端子に接続されることが好ましい。

40

【発明の効果】

【００１０】

本発明によれば、信号線及びこの信号線の回りに絶縁体を介して配されたグラウンド線からなる同軸ケーブルは、信号線がグラウンド線よりも長く同軸ケーブルから引き出されており、信号線がグラウンド線よりも弛ませた状態で、固体撮像素子と信号の遣り取りをする回路基板に設けられた複数の端子に接続されているので、回路基板に接続される信号線、グラウンド線の断線や接続箇所の剥離を防止することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

50

【 0 0 1 1 】

図 1 に示すように、内視鏡システム 2 は、電子内視鏡 1 0、プロセッサ装置 1 1、光源装置 1 2 及び送気・送水装置 1 3 などから構成されている。送気・送水装置 1 3 は、光源装置 1 2 に内蔵され、空気の送気を行う周知の送気装置 1 3 a と、光源装置 1 2 の外部に設けられ、洗浄水を貯留する洗浄水タンク 1 3 b から構成されている。プロセッサ装置 1 1 の前面には、プロセッサ装置 1 1 の電源をオン / オフするための電源スイッチ 1 4 が設けられ、光源装置 1 2 の前面には、光源装置 1 2 の電源をオン / オフする電源スイッチ 1 5、及び光源（図示せず）を点灯 / 消灯するための点灯スイッチ 1 6 が設けられている。

【 0 0 1 2 】

電子内視鏡 1 0 は、被検体内に挿入される挿入部 1 7 と、挿入部 1 7 の基端部分に連設された操作部 1 8 と、プロセッサ装置 1 1 や光源装置 1 2 に接続されるユニバーサルコード 1 9 とを備えている。ユニバーサルコード 1 9 の先端には、コネクタ 2 0 が取り付けられている。コネクタ 2 0 は複合タイプのコネクタであり、プロセッサ装置 1 1、及び光源装置 1 2 がそれぞれ接続されている。プロセッサ装置 1 1 は、ユニバーサルコード 1 9 及びコネクタ 2 0 を介して C C D 3 8（図 4 参照）から入力された撮像信号に各種画像処理を施して、映像信号に変換するとともに、C C D 3 8 の駆動を制御する駆動制御信号を送信する。プロセッサ装置 1 1 で変換された映像信号は、プロセッサ装置 1 1 にケーブル接続されたモニタ 5 5 に内視鏡画像として表示される。また、プロセッサ装置 1 1 は、光源装置 1 2 と電氣的に接続しており、内視鏡システム 2 全体の動作を統括的に制御する。

【 0 0 1 3 】

挿入部 1 7 は、先端から順に、先端部 1 7 a、湾曲部 1 7 b、及び可撓管部 1 7 c とで構成されている。先端部 1 7 a は、硬質な金属材料等で形成され、被検体内撮影用の撮像素子である C C D 3 8（図 4 参照）などが内蔵される。また、可撓管部 1 7 c は、操作部 1 8 と湾曲部 1 7 b との間を細径で長尺状に繋ぐ部分であり、可撓性を有している。

【 0 0 1 4 】

図 2 において、可撓管部 1 7 c は、内側より順に可撓性を保ちながら内部を保護するフレックスと呼ばれる螺管 2 1 と、この螺管 2 1 の上に被覆され螺管 2 1 の伸張を防止するブレードと呼ばれるネット 2 2 と、このネット 2 2 上に樹脂を被着した外層 2 3 との 3 層で構成されている。可撓管部 1 7 c の内部には、照明光を導くためのライトガイド 2 4、2 5、鉗子チャンネル 2 6、送気・送水チャンネル 2 7、多芯ケーブル 2 8、アングルワイヤー 2 9 等の複数本の内容物を遊挿した構成になっている。

【 0 0 1 5 】

アングルワイヤー 2 9 は、先端部 1 7 a に固定されるとともに、密着コイルパイプ 2 9 a の中に挿通され、操作部 1 8 に設けられたアングルノブ 3 0（図 1 参照）の操作に連動して密着コイルパイプ 2 9 a の内部で押し引きされる。湾曲部 1 7 b は、複数の湾曲駒を連結して構成され、アングルワイヤー 2 9 の移動に連動して上下左右方向に湾曲動作する。これにより、先端部 1 7 a が体腔内の所望の方向に向けられ、被検体内の観察部位を C C D 3 8 で撮像することができる。

【 0 0 1 6 】

図 3 及び図 4 において、先端部 1 7 a の端面には、観察窓 3 1、照明窓 3 2、3 3、鉗子出口 3 4、送気・送水ノズル 3 5 などが設けられている。観察窓 3 1 の奥には、被検体内の像光を取り込むための対物光学系 3 6 が配設されている。対物光学系 3 6 を経由した観察部位の像光は、プリズム 3 7 に入射してプリズム 3 7 の内部で屈曲することで C C D 3 8 の撮像面 3 8 a に結像する。プリズム 3 7 は、後述するカバーガラス 3 9 に接続されている。

【 0 0 1 7 】

照明窓 3 2、3 3 は、照明用レンズの一部が組み込まれており、この照明用レンズには、ライトガイド 2 4、2 5 の出射端が面している。ライトガイド 2 4、2 5 は、多数の光ファイバー（例えば、石英からなる）を束ねて形成されたものである。ライトガイド 2 5、2 6 は、挿入部 1 7、操作部 1 8、ユニバーサルコード 1 9、及びコネクタ 2 0 の内部

10

20

30

40

50

を通過しており、コネクタ 20 が光源装置 12 に接続されたとき、光源装置 12 から発する照明光を、照明窓 32, 33 へ導いて被検体内の被観察部位に照射させる。

【0018】

また、送気・送水ノズル 35 は、送気・送水チャンネル 27 に連結されており、操作部 18 に設けられた送気・送水ボタン 40 (図 1 参照) を操作することによって送気・送水装置 13 から供給されるエアー及び洗浄水を観察窓 31 へ噴射して洗浄することができる。鉗子出口 34 は、鉗子チャンネル 26 に連通している。操作部 18 に設けられた鉗子口 41 (図 1 参照) から鉗子チャンネル 26 へ、被検体への処置を施す各種処置具が挿入される。

【0019】

CCD 38 は、例えばインターライン型の CCD からなり、撮像面 38a が表面に設けられたペアチップが用いられる。CCD 38 の撮像面 38a 上には、四角枠状のスペーサ 42 を介して矩形板状のカバーガラス 39 が取り付けられている。

【0020】

図 5 に示すように、CCD 38 の後端面には、CCD 38 と略同等の厚さをもつ回路基板 43 が接着されている。CCD 38 の、挿入部 17 の後端側の辺縁部 38b には、端子 44 が集中配置されている。一方、回路基板 43 には、辺縁部 38b に対向する挿入部 17 の先端側の辺縁部 43a に、端子 45 が集中して配置されている。端子 44 と端子 45 とは、ボンディングワイヤなどにより電氣的に接続されている。

【0021】

また、回路基板 43 の端子 45 の後端側には、後述する信号線及び編組線がそれぞれ半田付けされる入出力端子 46 及びアース端子 47 が設けられている。図 5、図 8 及び図 9 では、入出力端子 46 及びアース端子 47 を判別しやすいようにアース端子 47 にハッチングを施している。入出力端子 46 及びアース端子 47 は、挿入部 17 の管軸の方向(軸方向)と直交する径方向に沿って一列に配列されている。入出力端子 46 及びアース端子 47 には、多芯ケーブル 28 が接続されている。

【0022】

多芯ケーブル 28 は、複数の同軸ケーブル 48 を束ね、この束ねた同軸ケーブル 48 の上を外皮 49 が覆っている(図 2 も参照)。多芯ケーブル 28 は、回路基板 43 近傍の一端側で外皮 49 が除去され、複数の同軸ケーブル 48 を露呈している。

【0023】

図 6 において、各同軸ケーブル 48 は、信号線 50 と、この信号線 50 を被覆する絶縁体 51、絶縁体 51 を介して信号線 50 を覆う編組線 52 (グラウンド線)、編組線 52 のさらに上を覆う外皮 53 から構成される。同軸ケーブル 48 は、回路基板 43 の近傍で外皮 53 の一部が除去されるとともに、信号線 50 及び編組線 52 が引き出される。

【0024】

図 5 に戻って、信号線 50 は、編組線 52 よりも弛ませた状態で、回路基板 43 の入出力端子 46 にハンダ付けされる。編組線 52 は、それを構成する編組された複数の線が束ねられて、見かけ上一本の太線にした状態で、アース端子 47 にハンダ付けされる。

【0025】

図 7 に示すように、信号線 50 の弛みは、同軸ケーブル 48 から引き出されて、同軸ケーブル 48 の外皮 53 から外部に露呈される長さ(外部露呈長さ) L_1 を、編組線 52 の外部露呈長さ L_2 よりも長くする ($L_1 > L_2$) ことにより設けられる。信号線 50 と編組線 52 の外部露呈長さ L_1 、 L_2 の差は、0.5 mm 以上であることが好ましい。このように、信号線 50 の外部露呈長さが編組線 52 よりも長く、信号線 50 に弛みがあれば、多芯ケーブル 28 が挿入部 17 の基端側に引っ張られたときに各同軸ケーブル 48 にかかる負荷は、外部露呈長さが短い編組線 52 が担うことになる。信号線 50 に対しては、その負荷がかからないか、あるいは、かかったとしても僅かであるので、信号線 50 の断線や信号線 50 のハンダ付け箇所の剥離を防止することができる。

【0026】

一方、同軸ケーブル 48 の引っ張り力を担う編組線 52 は、複数の線が束ねられているため、引っ張りに対する耐久性が高く断線するおそれがない。また、編組線 52 は、同様の理由から、ハンダとの接触面積も多いため、ハンダとの接続強度が高く、ハンダ付け箇所から剥離することもない。

【0027】

また、図 5 に示すように、回路基板 43 には、信号線 50 が接続される入出力端子 46 と同数のアース端子 47 が設けられており、両者は交互に配置されている。そして、各アース端子 47 には、各同軸ケーブル 48 から引き出された編組線 52 が 1 本ずつ接続される。

【0028】

また、各同軸ケーブル 48 から引き出される信号線 50 は、隣接する同軸ケーブル 48 の信号線 50 と交差させることで、最短距離にある入出力端子 46 よりも遠い入出力端子 46 に接続されている。これは、信号線 50 の曲率を小さくするための工夫である。

【0029】

すなわち、図 8 (A) に示すように、信号線 50 を交差させずに、最短距離にある入出力端子 46 に信号線 50 を接続したと比較して、図 8 (B) に示すように、信号線 50 を交差させて、最短距離よりも遠い入出力端子 46 に接続する方が、信号線 50 に同じ弛み量 S を持たせた場合の曲率が、小さくなる。ここで、弛み量 S は、同軸ケーブル 48 が引き出される信号線 50 の基端と入出力端子 46 までの直線距離 D_1 、 D_2 を弦、弛みを持たせた信号線 50 の軌跡を弧としたときに、弧から弦に降ろした垂線の最大長とする。弛み量 S が同じであれば、弦が長いほど、弧の曲率は小さくなる。信号線 50 を交差させると、その直線距離 D_2 は、交差させない場合の直線距離 D_1 よりも長いので、信号線 50 の曲率は小さくなる。

【0030】

信号線 50 の曲率が大きすぎると、信号線 50 が折れ曲がって塑性変形し元の状態に戻らなくなるという、いわゆるキンクが発生する可能性が高まる。信号線 50 を交差させることにより、弛みを持たせた信号線 50 の曲率が抑えられるので、キンクの発生が防止される。

【0031】

もちろん、信号線 50 を交差させなくとも、入出力端子 46 とアース端子 47 の間隔を大きくとれば、直線距離 D を長くとることができるので、曲率を抑えることはできる。しかし、間隔を大きくとることは回路基板 43 の大型化につながる。本例のように、信号線 50 を交差させることで、回路基板 43 を大型化することなく、信号線 50 の曲率を抑えることができる。

【0032】

なお、本例においては、各信号線 50 を、隣接する同軸ケーブル 48 の信号線 50 と交差させているが、隣接する同軸ケーブル 48 ではなく、その先隣の同軸ケーブル 48 の信号線 50 と交差させてもよい。

【0033】

上記構成の作用について、内視鏡システム 2 で検査を行う際には、電子内視鏡 10 のコネクタ 20, 19 をプロセッサ装置 11 及び光源装置 12 に差し込み、プロセッサ装置 11 と光源装置 12 とを接続した状態でプロセッサ装置 11 及び光源装置 12 の電源スイッチ 14, 15、及び点灯スイッチ 16 をそれぞれオンする。電源スイッチ 14, 15 がオンされると、プロセッサ装置 11、光源装置 12 の各部に電力が供給されるとともに、プロセッサ装置 11 から電子内視鏡 10 へ電力が供給され、CCD 38 が起動する。

【0034】

光源装置 12 の光源が点灯するとともに、CCD 38 が起動して被検体内の撮像が開始されて検査が行われているとき、術者は、観察方向を変える場合には、アングルノブ 30 を操作することにより湾曲部 17b を湾曲させて可撓管部 17c に対する先端部 17a の角度を変える。湾曲部 17b が様々な形状に湾曲することによって、同軸ケーブル 48 の

10

20

30

40

50

信号線 5 0 及び編組線は、先端部 1 7 a の軸方向及び径方向にそれぞれ引っ張られたり、捩られたりする。この場合でも、上述したように、信号線 5 0 は編組線 5 2 に対して弛ませるようにして回路基板 4 3 に接続されているため、引っ張りや捩りを受けたときの負荷は、主に編組線 5 2 にかかる。これによって、信号線 5 0 が断線したり、ハンダ付け箇所が剥離することを防ぐことができる。編組線 5 2 は、信号線 5 0 と比較して、耐久性及び接続強度が高いので、引っ張りや捩りを受けても断線や、ハンダ付け箇所の剥離の心配がない。

【 0 0 3 5 】

上記第 1 実施形態では、複数の同軸ケーブル 4 8 の編組線 5 2 を 1 本ずつ別々のアース端子 4 7 に接続した例で説明したが、図 9 に示すように、複数の同軸ケーブル 4 8 の編組線 5 2 をまとめて 1 つのアース端子 6 0 に接続してもよい。図 9 に示す回路基板 6 1 は、入出力端子 4 6 とアース端子 6 0 を軸方向と直交する径方向に一行に配置されている点は、上述の回路基板 4 3 と共通している。相違点は、1 つのアース端子 6 0 を複数の編組線 5 2 の共通端子として使用していること、さらに、アース端子 6 0 が配列方向の中央に配置されており、その両端に入出力端子 4 6 が配置されていることの 2 点である。また、アース端子 6 0 は、複数の編組線 5 2 を接続できるように、上記第 1 実施形態のアース端子 4 7 と比較して、幅 d が広い。

10

【 0 0 3 6 】

アース端子 6 0 を共通端子とすることで、複数の編組線 5 2 を 1 回のハンダ付けでまとめて接続することができる。こうすれば、編組線 5 2 を 1 つずつ端子にハンダ付けする場合と比較して、ハンダ 6 2 (点線で示す) と複数の編組線 5 2 の接続強度を向上させることができる。また、アース端子 6 0 を中央に配置して、入出力端子 4 6 を両端に配置したことで、中央よりに位置する 2 本の同軸ケーブル 4 8 から引き出された 2 本の信号線 5 0 を、上記第 1 実施形態の信号線 5 0 のように、隣接する同軸ケーブル 4 8 の信号線 5 0 と交差させることができ、上記直線距離 D を長くとることができる。これにより、弛ませた信号線 5 0 の曲率が抑えられ、キンクが防止される。

20

【 0 0 3 7 】

なお、本例では、共通端子として使用されるアース端子 6 0 を中央に配置した例で説明したが、アース端子 6 0 を中央に配置しなくてもよい。アース端子 6 0 を中央に配置しなくても、複数の編組線 5 2 の共通端子として使用すれば接続強度を向上するという効果は得られる。また、例えば、2 つのアース端子に、編組線 5 2 を 2 本ずつ 1 組にして接続するというように、共通端子として使用されるアース端子を複数個設けてもよい。

30

【 0 0 3 8 】

上記実施形態よりもさらに信号線を弛ませた状態で端子に接続する一例を、図 1 0 に示す。図 1 0 に示す同軸ケーブル 6 5 を構成する信号線 6 6 は、接続されるべき入出力端子 4 6 と編組線 5 2 を間に挟んで反対側の位置から折り返し、編組線 5 2 を乗り越えて入出力端子 4 6 に接続される。この信号線 6 6 を折り返して接続する点を除いて、同軸ケーブル 6 5 は、上記実施形態の同軸ケーブル 4 8 と同様の構成である。このように信号線 6 6 を折り返して接続している分だけ、上記実施形態の信号線 5 0 よりも弛ませた状態で入出力端子 4 6 に接続させることができる。

40

【 0 0 3 9 】

また、1 つのアース端子 6 0 を複数の編組線 5 2 の共通端子として使用する場合には、図 1 1 に示すように、信号線 6 6 を、接続されるべき入出力端子 4 6 と編組線 5 2 を間に挟んで反対側の位置から折り返し、編組線 5 2 を乗り越えて入出力端子 4 6 に接続させてもよい。この場合も、信号線 6 6 が折り返されているので、上述した図 9 に示す例よりも信号線を弛ませた状態で接続させることができる。

【 0 0 4 0 】

さらにまた、上記実施形態では、電子内視鏡 1 0 を例示しているがこれに限らず、超音波トランスデューサが先端部 1 7 a に一体化された超音波内視鏡や、光学的イメージガイドを採用して被検体の状態を観察する内視鏡 (ファイバースコープ) にも適用することが

50

できる。

【図面の簡単な説明】

【0041】

【図1】内視鏡システムの外観図である。

【図2】可撓管部の内部を示す断面図である。

【図3】先端部の端面を示す平面図である。

【図4】先端部の内部を側面から見た断面図である。

【図5】CCD及び回路基板周辺の構成を示す平面図である。

【図6】同軸ケーブルの内部を示す断面図ある。

【図7】信号線及び編組線の長さを示す平面図である。

10

【図8】信号線及び編組線の弛み量を示す平面図である。

【図9】第2実施例を適用したCCD及び回路基板周辺の構成を示す平面図である。

【図10】第1実施例の変形例を示す平面図である。

【図11】第2実施例の変形例を示す平面図である。

【符号の説明】

【0042】

2 内視鏡システム

10 電子内視鏡

11 プロセッサ装置

17 挿入部

20

17a 先端部

28 多芯ケーブル

38 CCD

43、61 回路基板

46 入出力端子

47、60 アース端子

48、65 同軸ケーブル

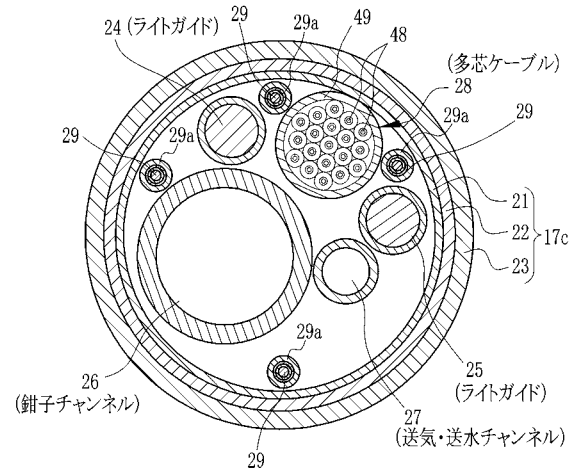
50、66 信号線

51 絶縁体

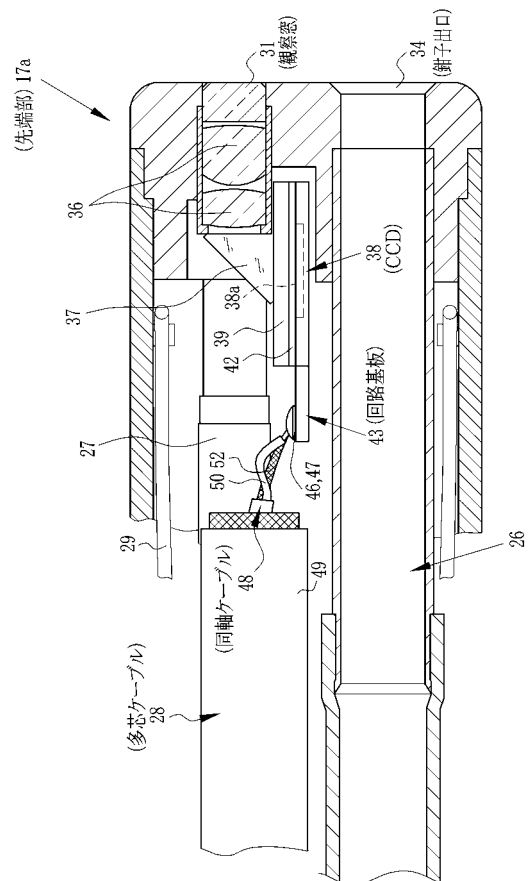
52 編組線

30

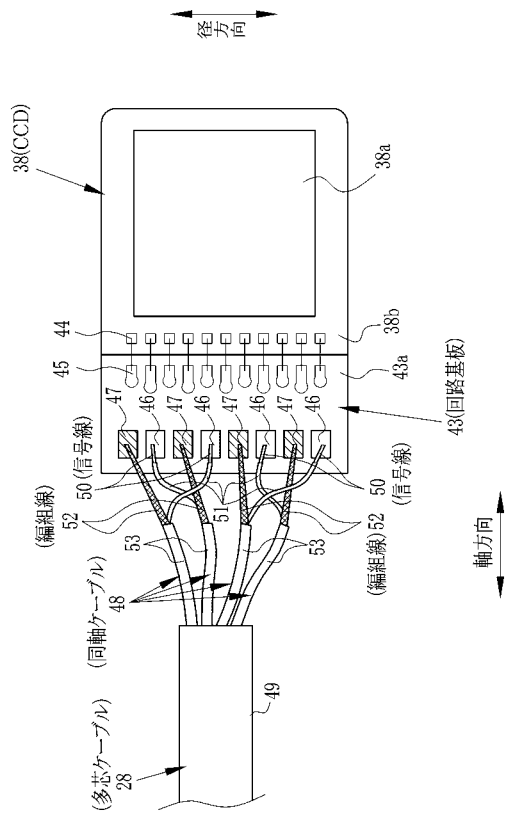
【 図 2 】



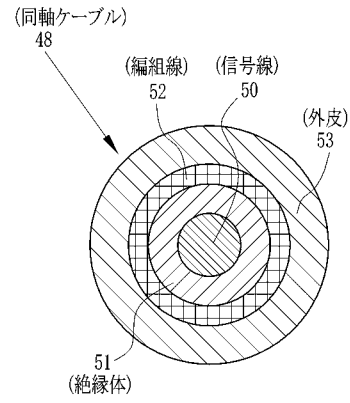
【 図 4 】



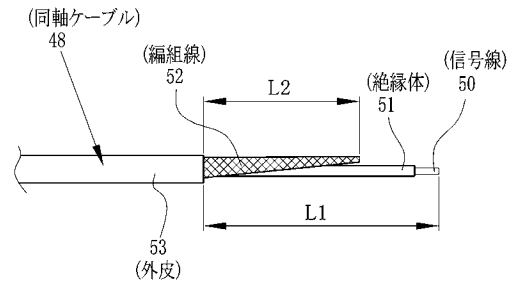
【 図 5 】



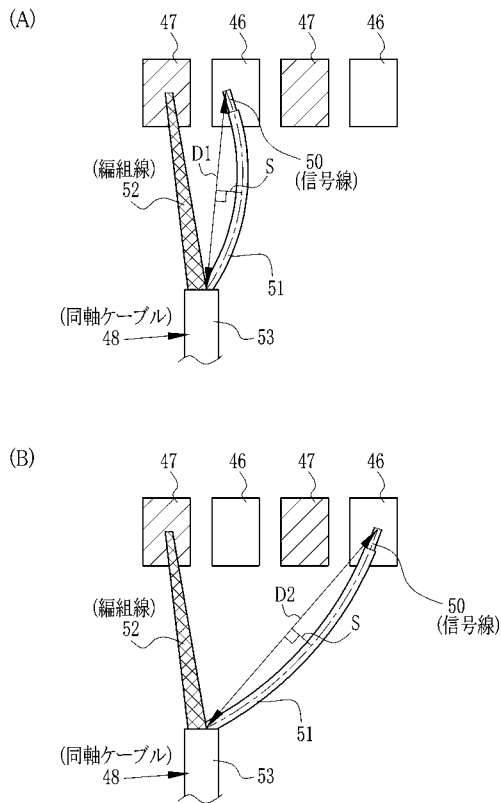
【 図 6 】



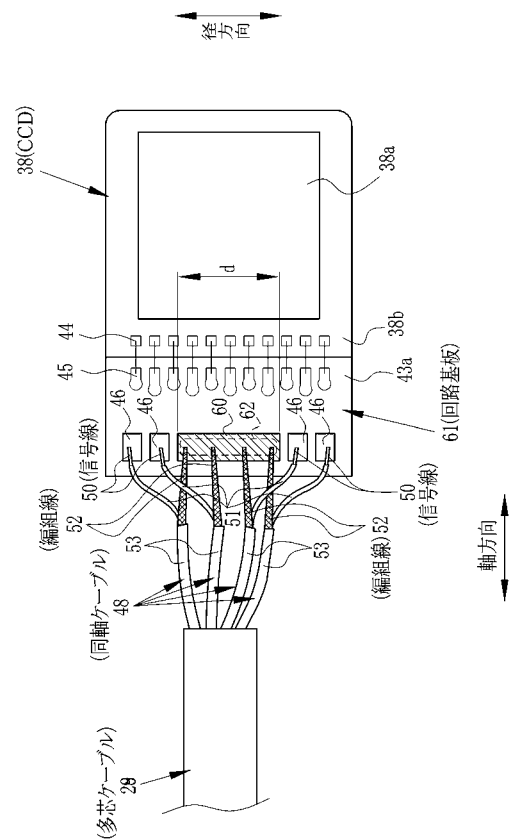
【 図 7 】



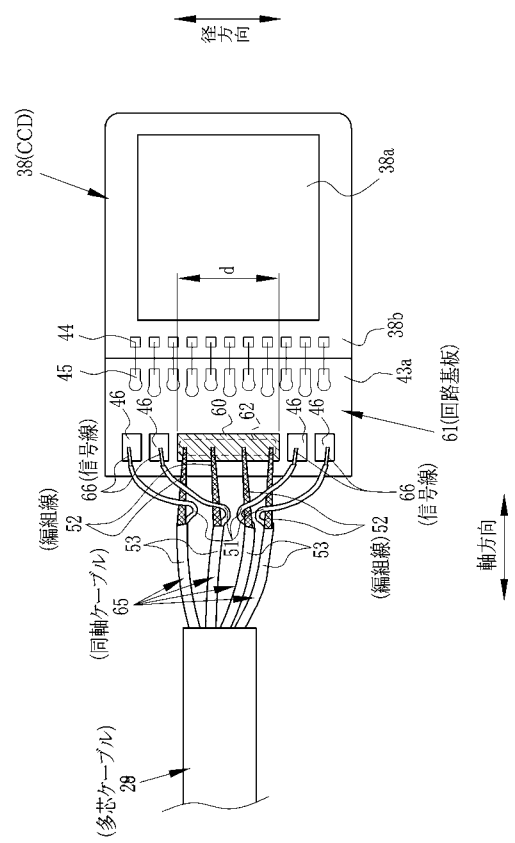
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 1 1 】



フロントページの続き

- (72)発明者 矢代 孝
埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4 番地 フジノン株式会社内
- (72)発明者 北野 亮
埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4 番地 フジノン株式会社内
- (72)発明者 山本 和重
埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4 番地 フジノン株式会社内
- F ターム(参考) 2H040 DA12 GA03
4C061 CC06 FF45 JJ11 LL02 UU03
5C122 DA26 EA05 FC01 FC02 GE18

专利名称(译)	内窥镜		
公开(公告)号	JP2010011918A	公开(公告)日	2010-01-21
申请号	JP2008172384	申请日	2008-07-01
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士公司		
[标]发明人	山本恒喜 高橋一昭 矢代孝 北野亮 山本和重		
发明人	山本 恒喜 高橋 一昭 矢代 孝 北野 亮 山本 和重		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/26 H04N5/225		
CPC分类号	H05K1/0243 A61B1/05 A61B1/051 H01R9/0515 H05K1/0219 H05K3/3405 H05K2201/09809 H05K2201/10356		
FI分类号	A61B1/04.372 G02B23/26.D H04N5/225.C A61B1/00.300.P A61B1/00.715 A61B1/04.530 A61B1/05 G02B23/24.B H04N5/225 H04N5/225.500		
F-TERM分类号	2H040/DA12 2H040/GA03 4C061/CC06 4C061/FF45 4C061/JJ11 4C061/LL02 4C061/UU03 5C122/DA26 5C122/EA05 5C122/FC01 5C122/FC02 5C122/GE18 4C161/CC06 4C161/FF45 4C161/JJ11 4C161/LL02 4C161/UU03		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
其他公开文献	JP5279367B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了防止信号电缆断开连接到结合在插入部分的远端部分中的印刷电路板并防止连接部分的剥落。解决方案：由该内窥镜的插入部分组成的远端部分17a设置有CCD 38和与CCD 38结合的印刷电路板43。印刷电路板43与构成多芯电缆28的同轴电缆48连接。每根同轴电缆48由信号线50，绝缘体51，编织线52和护套53组成。信号线50和编织线52从同轴电缆48中拉出并焊接到印刷电路板43的输入/输出端子46，信号线50相对于编织线52松弛，并且编织线52绞合成一条线并且是焊接到接地端子47。

