

(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2004-249119
(P2004-249119A)

(43) 公開日 平成16年9月9日(2004.9.9)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 1/04
A 6 1 B 1/00
H 0 4 N 5/225

F I

A 6 1 B 1/04 3 7 2
A 6 1 B 1/00 3 0 0 P
H 0 4 N 5/225 C
H 0 4 N 5/225 D

テーマコード (参考)

4 C 0 6 1
5 C 1 2 2

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 34 頁)

(21) 出願番号 特願2004-111637 (P2004-111637)
(22) 出願日 平成16年4月5日 (2004.4.5)
(62) 分割の表示 特願平11-36220の分割
原出願日 平成11年2月15日 (1999.2.15)

(71) 出願人 000000376
オリンパス株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人 100076233
弁理士 伊藤 進
(72) 発明者 吉満 浩一
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス株式会社内
Fターム(参考) 4C061 CC06 JJ06 JJ15 LL02 NN01
PP10
5C122 DA26 EA22 GE06 GE11

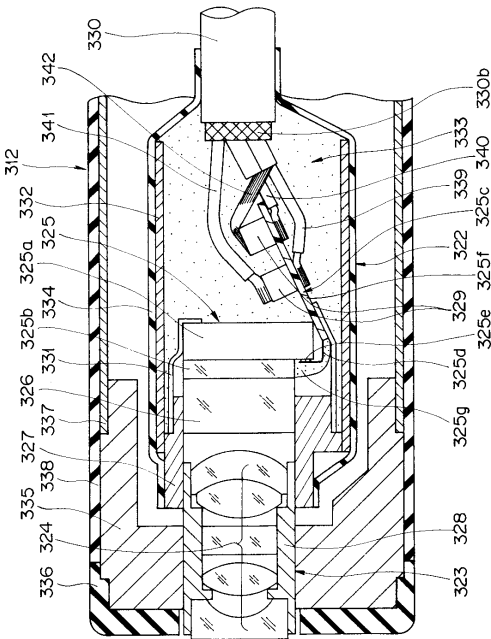
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 伝送周波数の高い信号を伝送する際にも確実に放射ノイズを低減することのできる構造のケーブルを有する内視鏡装置を提供する。

【解決手段】 先端部に固体撮像装置を有する電子内視鏡を備えた内視鏡装置において、上記固体撮像装置は、固体撮像素子と、少なくとも上記固体撮像素子の外周を覆うシールド部材と、を備え、上記固体撮像素子の前面にカバーガラスを貼付するとともに、少なくともこのカバーガラスを介して上記固体撮像素子を枠体に接続し、上記固体撮像素子の外周に絶縁部材を介して上記シールド部材を配置したことを特徴とする。

【選択図】 図 3 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

先端部に固体撮像装置を有する電子内視鏡を備えた内視鏡装置において、
上記固体撮像装置は、
固体撮像素子と、
少なくとも上記固体撮像素子の外周を覆うシールド部材と、
を備え、

上記固体撮像素子の前面にカバーガラスを貼付するとともに、少なくともこのカバーガラスを介して上記固体撮像素子を枠体に接続し、上記固体撮像素子の外周に絶縁部材を介して上記シールド部材を配置したことを特徴とする内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記絶縁部材を熱収縮チューブで構成したことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡からの不要輻射ノイズの放射及び内視鏡への不要ノイズの混入を低減する内視鏡装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

近年、病院内等で用いられる電気機器装置に対し、EMC（電磁妨害を与える問題（EMI）と電磁妨害を受ける問題（EMS）とを総称する）対策が充分施されていることが益々望まれる状況にあり、内視鏡装置についても EMC 対策が重要な技術的事項の一つとなっている。

20

【0003】

これに対処し、例えば、本出願人による特開平 7 - 184852 号公報には、固体撮像素子（以下 CCD と称す）を駆動し且つ電気信号を取り出すためのケーブルを、複数の信号線を撚り束ね、その外周にノイズを遮蔽するシールド体を施して構成した技術が開示されている。上記 CCD ケーブルにおいて、CCD の入出力信号のうち、駆動信号や CCD 出力信号を伝送するための信号線には、同軸信号線が用いられており、この同軸信号線は、例えば銅合金線を素材にした内部導体層と、テフロン（R）系樹脂を素材にした誘電体（絶縁体）層と、銅合金を素材にした外部導体層と、テフロン（R）系樹脂を素材にした絶縁体層とを積層した構造となっている。

30

【0004】

このような技術によれば、駆動信号を伝送する信号線等から放射されるノイズは、信号線（同軸信号線）の外部導体層や、ケーブル最外周に配置されるシールド体によって遮蔽される。

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

しかしながら、信号伝送時に発生するノイズは、伝送される信号の周波数が高くなると、上記外部導体やシールド体のみでは、十分に遮蔽しきれない虞がある。特に、特に CCD を駆動するための水平転送パルスの駆動周波数は、数 MHz ～ 十数 MHz と高く、この水平転送パルスを伝送する際に発生するノイズは、もはや遮蔽しきれなくなる虞があった。

40

【0006】

本発明は上記事情に鑑みてなされたもので、伝送周波数の高い信号を伝送する際にも確実に放射ノイズを低減することのできる構造のケーブルを有する内視鏡装置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】

50

【 0 0 0 7 】

本発明の第 1 の内視鏡装置は、先端部に固体撮像装置を有する電子内視鏡を備えた内視鏡装置において、上記固体撮像装置は、固体撮像素子と、少なくとも上記固体撮像素子の外周を覆うシールド部材と、を備え、上記固体撮像素子の前面にカバーガラスを貼付するとともに、少なくともこのカバーガラスを介して上記固体撮像素子を枠体に接続し、上記固体撮像素子の外周に絶縁部材を介して上記シールド部材を配置したことを特徴とする。

【 0 0 0 8 】

本発明の第 2 の内視鏡装置は、前記第 1 の内視鏡装置において、前記絶縁部材を熱収縮チューブで構成したことを特徴とする。

【 発明の効果 】

10

【 0 0 0 9 】

本発明によれば、伝送周波数の高い信号を伝送する際にも確実に放射ノイズを低減することのできる構造のケーブルを有する内視鏡装置を提供することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 0 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【 0 0 1 1 】

図 1 ~ 図 4 は本発明の一実施の形態に係り、図 1 は内視鏡装置を示す全体構成図、図 2 は電子内視鏡の先端部の要部断面図、図 3 は C C D ケーブルの要部を示す断面図、図 4 は同軸信号線の要部を示す断面図、である。

20

【 0 0 1 2 】

先ず、図 1 に基づいて、本発明が適用される内視鏡装置の概略について説明する。

図 1 に示す内視鏡装置 1 は、電磁妨害対策手段を備えた電子内視鏡 2 と、この電子内視鏡 2 が接続されることにより、照明光を供給する光源装置 3 と、電子内視鏡 2 にスコープケーブル 4 を介して接続され、電子内視鏡 2 に内蔵された固体撮像素子（以下、C C D と略記）2 5（図 2 参照）に対する信号処理を行うビデオプロセッサ 5 と、このビデオプロセッサ 5 と接続されたモニタケーブルを介して入力され、映像信号を表示するカラーモニタ 6 と、を備えて構成されている。

【 0 0 1 3 】

上記電子内視鏡 2 は、体腔内等に挿入自在な細長の挿入部 7 と、この挿入部 7 の後端に接続された操作部 8 と、この操作部 8 から延出されたユニバーサルコード部 9 と、このユニバーサルコード部 9 の端部に設けられ、光源装置 3 に着脱自在に接続されるスコープコネクタ部 1 0 とを有して構成されている。

30

【 0 0 1 4 】

ここで、上記スコープコネクタ部 1 0 の側部には接点コネクタ部 1 0 a が設けられ、この接点コネクタ部 1 0 a には電気コネクタ 4 a を介してスコープケーブル 4 が着脱自在に接続されている。さらに、上記スコープケーブル 4 の他端には、電気コネクタ 4 b を介してビデオプロセッサ 5 が着脱自在に接続されている。

【 0 0 1 5 】

上記挿入部 7 は、内部に固体撮像装置 2 2 が設けられた先端部 1 2 と、この先端部 1 2 の後端に形成された湾曲自在の湾曲部 1 3 と、この湾曲部 1 3 の後端から操作部 8 の前端に至る長尺の可撓管部 2 1 とからなる。

40

【 0 0 1 6 】

また、上記操作部 8 には、湾曲操作ノブ 1 4 が設けられ、グリップ部 1 8 を把持してこの湾曲操作ノブ 1 4 を操作することにより湾曲部 1 3 を湾曲するようになっている。また、上記操作部 8 の側面には、送気・送水制御を行う送気・送水制御部 1 5 と、吸引の制御を行う吸引制御部 1 6 とが設けられている。さらに、この操作部 8 の頂部には複数のスイッチ 1 7 a を備えたスイッチ部 1 7 が設けられている。

【 0 0 1 7 】

また、上記挿入部 7、操作部 8 及び、ユニバーサルコード部 9 の内部には、照明光を伝

50

送する図示しないライトガイドが挿通されている。このライトガイドは、後端がスコープコネクタ部 10 に至り、光源装置 3 内部のランプから供給される照明光を伝送し、先端部 12 の照明窓 20 に固定された先端面から前方に出射して患部などの被写体を照明するようになっている。

【0018】

上記照明光によって照明された被写体像は、照明窓 20 に隣接された観察窓 19 内に取り付けられた対物光学系ユニット 23 を介して、その結像位置に配置された固体撮像素子（以下 CCD と称す）25 に結像され、CCD 25 により光電変換される（図 2 参照）。

【0019】

また、上記 CCD 25 には CCD ケーブル 30 が接続され、この CCD ケーブル 30 はスコープコネクタ部 10 内に収納された図示しないノイズ低減器を介してスコープケーブル 4 と接続され、このスコープケーブル 4 はビデオプロセッサ 5 と接続される。

【0020】

また、上記挿入部 7 内には図示しない送気・送水管路が挿通されている。この送気・送水管路は操作部 8 で送気・送水制御部 15 に接続され、さらにユニバーサルコード部 9 内を挿通された送気・送水管路を介してその端部がスコープコネクタ部 10 に至り、光源装置 3 内の送気・送水機構と接続される。

【0021】

また、挿入部 7 内に挿通された図示しない吸引管路は操作部 8 の前端付近で 2 つに分岐され、一方は鉗子口 11b に連通し、他方は吸引制御部 16 を介してユニバーサルコード部 9 内の吸引管路と連通してスコープコネクタ部 10 の図示しない吸引口金に至る。

【0022】

また、吸引管路は先端部 12 で先端開口 11a として開口され、この先端開口 11a は吸引動作時には吸引を行う吸引口として機能し、鉗子口 11b から鉗子を挿入した場合には鉗子が突出される鉗子出口として機能する。

【0023】

次に、図 2 に基づいて、上記電子内視鏡 2 の先端部 12 の主として固体撮像装置の構成について説明する。

上記先端部 12 は、上記対物光学系ユニット 23 と、この対物光学系ユニット 23 の後方に配設された固体撮像装置 22 と、を備えて構成されている。

【0024】

上記対物光学系ユニット 23 は、複数のレンズからなる対物レンズ群 24 と、この対物レンズ群 24 を内部に保持する対物レンズ枠 28 と、を備えて構成され、対物レンズ枠 28 が先端枠 35 に嵌合されることによって先端部 12 に保持されている。

【0025】

また、上記対物レンズ枠 28 の基端側には CCD ホルダ 27 が外嵌され、この CCD ホルダ 27 を介して上記固体撮像装置 22 が対物光学系ユニット 23 に保持されている。

【0026】

具体的には、上記 CCD ホルダ 27 の内周には、上記対物レンズ群 24 に対向されたカバーガラス 26 が保持されている。

【0027】

また、上記カバーガラス 26 の基端面には、CCD 25 が取り付けられている。この CCD 25 は CCD チップ 25a を備えて構成され、この CCD チップ 25a は前面に貼付されたカバーガラス 25b を介して上記カバーガラス 26 に取り付けられている。

【0028】

また、上記 CCD チップ 25a の前面の一部には接点としてのパンプ 25e が設けられ、CCD チップ 25a はパンプ 25e を介して回路基板 25c と接続されている。

【0029】

ここで、上記回路基板 25c は、いわゆる TAB 構造をなし、ポリイミド基材 25f と、このポリイミド基材 25f 上に設けられた銅箔からなる導体パターン 25d とを備えて

10

20

30

40

50

構成されている。上記導体パターン 25 d の一部はバンプ 25 e の近傍でポリイミド基材 25 f の端部より延出され、この延出された導体パターン 25 d がバンプ 25 e に接合されて C C D チップ 25 a との信号の授受が行われるようになっている。また、上記導体パターン 25 d とバンプ 25 e との接合部周辺は、封止樹脂 25 g によって密封されている。

【 0 0 3 0 】

また、上記回路基板 25 c 上には、図示しないランドが設けられ、C C D チップ 25 a からの出力信号を増幅する I C、ノイズをキャンセルする為のコンデンサ、インピーダンスマッチングを確保する為の抵抗等からなる電子部品 29 が実装されている。なお、前記 I C やコンデンサや抵抗は予め C C D チップ 25 a に内蔵する構成としても良い。

10

【 0 0 3 1 】

また、上記回路基板 25 c 上には、C C U (カメラコントロールユニット) 等との間で信号を授受するための C C D ケーブル 30 が接続されている。この C C D ケーブル 30 は、例えば、25 a へ駆動信号を送送する同軸信号線 39 と、C C D チップ 25 a からの出力信号を図示しないプロセッサへ伝送する為の同軸信号線 40 と、C C D チップ 25 a を駆動する為の電源供給用の単純信号線 41 と、を有して構成され、これらの各信号線が C C D ケーブル 30 の先端部から延出されて上記回路基板 25 c に接続されている。ここで、前記複数の同軸信号線の外部導体群 42 は C C D チップ 25 a から配線されている G N D 電位へ接続される。また、図示のように、固体撮像装置 22 の小型化が図られ、回路基板 25 c 上に複数の信号線接続用のランドを設けることが困難な場合には、電子部品 29 の電極上に信号線を配置する構成がとられる。なお、この C C D ケーブル 30 のより詳細な構成については後で詳述する。

20

【 0 0 3 2 】

また、上記 C C D ホルダ 27 には、シールド部材 32 が外嵌されている。このシールド部材 32 は、不要輻射を抑制すべく C C D ケーブル 30 の先端部近傍まで延出されて C C D 25 の外周を覆うもので、C C D 25 の G N D ライン (図示せず) に導通されている。

【 0 0 3 3 】

また、上記シールド部材 32 の内周であって、上記 C C D ホルダ 27 の基部から C C D 25 にかけての外周には、C C D 25 がシールド部材 32 に接触して G N D 電位にショートすることを防止するための、絶縁部材 31 が被覆されている。

30

【 0 0 3 4 】

また、上記シールド部材 32 の外周には、被覆部材 34 が設けられている。この被覆部材 34 は、上記 C C D ホルダ 27 の先端部から C C D ケーブル 30 の先端部にかけて固体撮像装置 22 全体を被覆して密封するもので、被覆部材 34 を密閉する際には、C C D 25、回路基板 25 c、各信号線等の周囲に充填剤 33 が充填される。この充填剤 33 は、例えばエポキシ系やシリコン系の接着剤でも良い。

【 0 0 3 5 】

ここで、このように構成された固体撮像装置 22 は、対物レンズ群 24 と C C D チップ 25 a との間でピント合わせが行われた状態で対物レンズ枠 28 に C C D ホルダ 27 が嵌合固定されて対物光学系ユニット 23 に固定される。なお、対物レンズ枠 28 と C C D ホルダ 27 との固定の際には例えばエポキシ系の接着剤が用いられる。

40

【 0 0 3 6 】

上記先端枠 35 の基端側には、図示しない湾曲管を構成する湾曲第 1 コマ 37 が接続されている。

【 0 0 3 7 】

また、上記先端枠 35 の前面側には樹脂製の先端カバー 36 が設けられ、さらに、上記先端枠 35 や湾曲第 1 コマ 37 の外周にはゴム製の被覆部材 38 が設けられて先端部 12 が密封されている。

【 0 0 3 8 】

このような電子内視鏡 2 においては、C C D 25 を駆動する為に、C C D ケーブル 30

50

を介して種々の信号がCCD25とプロセッサとの間で授受される。特にCCD25を駆動する信号として、水平転送パルスや垂直転送パルス、駆動電源が存在するが、特に水平転送パルスの駆動周波数は数MHz～十数MHzと高い。従って、電子内視鏡2の放射ノイズを発生させる原因は主としてこの水平転送パルス信号であり、この水平転送パルス信号を伝送する信号線から放射することが知られている。

【0039】

次に、図3、図4に基づいて、上記電子内視鏡2に適用され、水平転送パルス信号を伝送するにも好適なCCDケーブル30の構成について詳しく説明する。図3に示すように、上記CCDケーブル30は、水平転送パルスを伝送する同軸信号線39と、比較的駆動周波数の低い垂直転送パルスと、CCDからの出力信号を伝送する同軸信号線40と、CCD及びハイブリッドIC駆動電源を伝送する単純信号線41と、比較的駆動周波数の低い垂直転送パルス等の他の信号を伝送する同軸信号線43とからなる信号線の撚り線群を主として構成されている。

10

【0040】

これらの信号線の撚り中心には、例えば綿糸や弾性体からなる介在部材30dが設けられている。

【0041】

また、上記撚り線群の外周には、例えばテフロン(R)系のテープからなる保護テープ30cが巻装されている。

【0042】

また、上記保護テープ30cの外周には、撚り線群全体を覆い、不要輻射の抑制もしくは他からの放射ノイズの侵入を防止する為のシールド体30bが設けられている。

20

【0043】

さらに、上記CCDケーブル30の最外周である保護テープ30cの外周には、テフロン(R)を素材にしたシース30aが設けられている。

【0044】

図4に示すように、上記同軸信号線39は、その中心に内部導体39aを有し、この内部導体39aの外周には例えばテフロン(R)を素材とした絶縁体39bが被覆されている。

【0045】

また、上記絶縁体39bの外周には第1の外部導体39cが設けられ、さらに、第1の外部導体39cの外周には第2の外部導体39dが設けられている。

30

【0046】

ここで、上記第1の外部導体39cは、素線径0.03mmの銅合金線を20本程度撚った撚り線で構成され、絶縁体39bの外周に横巻きに巻装されている。この銅合金線には、例えばすずメッキの処理が行なわれる。なお、上記第1の外部導体39cの導体抵抗値を低く抑える場合には、すずメッキに代えて銀メッキ処理を行っても良い。

【0047】

また、上記第2の外部導体39dは、基材であるポリエステルテープに導体抵抗の低い金属が蒸着されて構成され、第1の外部導体39cの外周に隙間なくもしくはオーバーラップするように巻装されている。この蒸着される金属としては、銅もしくはアルミニウムが適用される。このような金属蒸着は、ポリエステル基材の両面に施しても良いし、放射ノイズのレベルによっては片面でも良い。なお、第2の外部導体39dをポリエステルテープの片面のみに金属を蒸着して構成する場合には、第2の外部導体39dは金属蒸着面を第1の外部導体に密着するようにして巻装される。

40

【0048】

さらに、上記第2の外部導体39dの外周には、例えばテフロン(R)を素材とする絶縁体39eが設けられている。

【0049】

なお、垂直転送パルスやCCDからの出力信号を伝送する同軸信号線40は、第2の外

50

部導体 39d が設けられていないことを除いて、上記同軸信号線 39 と略同様な構成となっている。また、単純信号線 41 は、内部導体の外周に絶縁体が被覆された構成となっている。

【0050】

このような実施の形態によれば、駆動周波数の高い水平転送パルスを送送する同軸信号線 39 に 2 重のシールドを設けたことにより、水平転送パルスを送送する際に内部導体 39a から放射される放射ノイズを抑えることができる。

また、上記同軸信号線 39 を含む複数の信号線を撚り束ねた撚り線群の外周にシールド体 30b を設けて CCD ケーブル 30 を構成したので、同軸信号線 39 からの放射されるノイズをより確実に抑えることができる。

10

【0051】

また、上記第 1 の外部導体 39c は、絶縁体 39b の外周に横巻きに巻装されるもので、第 1 の外部導体 39c が巻装時に重畳されて同軸信号線 39 が太径化することを防止できる。

【0052】

また、第 2 の外部導体 39d は、ポリエステルテープに金属を蒸着して構成したもので、第 2 の外部導体 39d の厚みを薄く形成することができ、2 重のシールドを設けたことによる同軸信号線 39 の太径化を最小限に抑えることができる。

【0053】

次に、図 5 は本発明による上述の実施の形態の変形例を示し、図 5 は CCD ケーブルの要部を示す断面図である。この変形例の内視鏡装置は、CCD ケーブルの構造が上述の実施の形態と異なる。なお、上述の実施の形態と同様の構成については同符号を付して説明を省略する。

20

【0054】

この変形例における CCD ケーブル 44 の中心には、高周波の駆動信号である水平転送パルスの伝送用の同軸信号線 39 が撚り束ねられて構成された第 1 の撚り線群 44e が配設されている。

【0055】

上記第 1 の撚り線群 44e の外周には介在部材 44h が設けられ、さらに、この介在部材 44h の外周には第 1 のシールド体 44d が設けられている。

30

【0056】

また、上記第 1 のシールド体 44d の外周には、CCD からの出力信号を送送する同軸信号線 40 と、CCD 及びハイブリッド IC 駆動電源を送送する単純信号線 41 と、比較的駆動周波数の低い垂直転送パルス等の他の信号を送送する同軸信号線 43、及び、線状形成された介在部材 44g が撚り束ねられて構成された第 2 の撚り線群 44f が配設されている。なお、上記介在部材 44g は、第 2 の撚り線群 44f の内径が所定の内径を有する場合には省略してもよい。

【0057】

また、上記第 2 の撚り線群 44f の外周には、テフロン (R) を素材とした保護テープ 44c が螺旋状に密着して巻装されている。

40

【0058】

また、上記保護テープ 44c の外周には第 2 のシールド体 44b が設けられ、さらに、この第 2 のシールド体 44b の外周にはテフロン (R) を素材にしたシース 44a が設けられている。

【0059】

このような変形例によれば、大きなノイズの発生源である水平転送パルスを送送する同軸信号線 39 を中心に配置し、この同軸信号線 39 の外周を第 1 のシールド体 44d、第 2 の撚り線群 44f、及び、第 2 のシールド体 44b で覆うことにより、同軸信号線 39 から発生する輻射ノイズの遮蔽効果を向上することができ、より効果的に、不要輻射のレベルの低減を図ることができる。

50

【 0 0 6 0 】

[付 記]

(付 記 1 - 1)

固体撮像素子を有し、この固体撮像素子への入出力信号を伝送するケーブルを備えた内視鏡装置において、

前記ケーブルを構成する複数の信号線のうち、高周波信号を伝送する信号線を同軸信号線で構成し、本同軸信号線の外部導体を第1の外部導体と第2の外部導体から成る2重シールド体としたことを特徴とする内視鏡装置。

【 0 0 6 1 】

(付 記 1 - 2)

前記2重シールド体のうち、第1のシールドをなす上記第1の外部導体は横巻きの銅合金線で構成し、第2の外部導体をなす上記第2の外部導体は、ポリエステル基材に導伝率の高い金属を蒸着して構成したことを特徴とする付記1-1に記載の内視鏡装置。

【 0 0 6 2 】

(付 記 1 - 3)

前記2重シールド体を有する信号線は、少なくとも水平転送パルス信号を伝送する信号線であることを特徴とする付記1-1に記載の内視鏡装置。

【 0 0 6 3 】

(付 記 1 - 4)

前記固体撮像素子への入出力信号を伝送する前記ケーブルは、

少なくとも高周波信号を伝送する前記信号線を含む複数の信号線の外周を被覆してノイズを遮断するシールド体を備えたことを特徴とする付記1-1乃至付記1-3に記載の内視鏡装置。

【 0 0 6 4 】

(付 記 1 - 5)

前記固体撮像素子への入出力信号を伝送する前記ケーブルは、

該ケーブルの中心に配設された、少なくとも高周波信号を伝送する前記信号線を含む複数の信号線を撚り束ねて形成した第1の撚り線群と、

この第1の撚り線群の外周を被覆してノイズを遮断する第1のシールド体と、この第1のシールド体の外周で前記第1の撚り線群以外の信号線を撚り束ねて形成した第2の撚り線群と、

この第2の撚り線群の外周を被覆してノイズを遮断する第2のシールド体と、を備えたことを特徴とする付記1-1乃至付記1-3に記載の内視鏡装置。

【 0 0 6 5 】

ところで、先端部に固体撮像素子が配設された電子内視鏡において、固体撮像装置は、固体撮像素子と、電子部品が実装された回路基板とを有して構成され、上記固体撮像素子は、回路基板を介してCCDケーブルに接続され、このCCDケーブルを介して、制御装置との信号の授受が行われる。このような場合、上記固体撮像素子、回路基板、及び、CCDケーブルは、挿入部の長手方向に沿ってシリアルに配置されて互いに接続されている。

【 0 0 6 6 】

しかしながら、上記各部材を挿入部の長手方向に沿ってシリアルに接続した場合、先端部の長さを長大化させてしまう。

また、上記各部材をシリアルに接続した場合、固体撮像装置を構成する部材の一部が故障した際に、構成部材の部分交換を行うことが困難であった。

【 0 0 6 7 】

そこで、上記問題点に鑑み、先端部の長さを短くし且つ固体撮像装置の構成部材の部分交換を容易に行うことのできる内視鏡装置について説明する。

【 0 0 6 8 】

図6は、先端部の長さを短くし且つ固体撮像装置の構成部材の部分交換を容易に行うこ

10

20

30

40

50

とのできる内視鏡装置の一実施の形態に係わり、図6は電子内視鏡の先端部の要部断面図である。

【0069】

図中符号12Aは、内視鏡装置を構成する電子内視鏡の先端部を示す。この先端部12Aは、対物光学系ユニット46と、この対物光学系ユニット46の後方に配置された固体撮像装置45とを備えて構成されている。

【0070】

上記対物光学系ユニット46は、複数のレンズからなる対物レンズ群57と、この対物レンズ群57を内部に保持する対物レンズ枠58と、を備えて構成され、対物レンズ枠58が先端枠56に嵌合されることによって先端部12Aに保持されている。

10

【0071】

また、上記先端枠56の内部に臨まされた対物レンズ枠58の基端側にはCCDホルダ49が外嵌され、このCCDホルダ49を介して上記固体撮像装置45が対物光学系ユニット46に保持されている。

【0072】

具体的には、上記CCDホルダ49の内周には、上記対物レンズ群57に対向されたカバーガラス48が保持されている。

【0073】

また、上記カバーガラス48の基端面には、固体撮像素子（以下、CCDと称す）47が取り付けられている。ここで、上記CCD47は、上記先端枠56内に略格納された状態で配設され、CCD47の基端面に設けられたリード47aのみが先端枠56の外部に露呈されている。

20

【0074】

また、上記リード47aには、第1の回路基板50が設けられている。この第1の回路基板50は、例えばポリイミド基材に銅箔のパターン50aを積層したフレキシブル基板で構成されている。上記第1の回路基板50にはリード47を挿入可能なリード接続孔50bが設けられ、このリード接続孔50bにリード47が挿通されハンダ等で固定されることによって、第1の回路基板50はCCD47に保持されるとともに、CCD47と第1の回路基板50との間での信号の授受が行われるようになっている。また、上記第1の回路基板50上には、図示しないランドが設けられ、CCD47からの出力信号を増幅するIC、ノイズをキャンセルする為のコンデンサ、インピーダンスマッチングを確保する為の抵抗等からなる電子部品51が実装されている。なお、前記ICやコンデンサや抵抗は予めCCD47に内蔵する構成としても良い。ここで、上記第1の回路基板50は、その基板面がCCD47の基端面に対して平行に配設されており、第1の回路基板50の一端部のみが先端部12Aの先端側に向かってL字状に屈曲されている。また、第1の回路基板50の屈曲された一端部の先端からは、上記パターン50aがポリイミド基材から延出されている。

30

【0075】

また、上記先端枠56の基端側には、上記第1の回路基板50と同様の素材で構成された、第2の回路基板52が設けられている。この第2の回路基板52は略L字形状をなし、第2の回路基板52の一端側は、先端枠56の周部に沿って配設され、その端部が第1の回路基板50から延出されたパターン50aに臨まされている。すなわち、この第2の回路基板52の一端側は、先端枠56の周部に沿って円弧状に形成されている。上記第2の回路基板52の一端側端部には、図示しないランドが設けられており、このランドに上記パターン50aが例えばハンダ付けされて第1の回路基板50と第2の回路基板52とが接続されている。一方、上記第2のランドの他端側は、先端枠56の基端部から突出して配置され、その端部近傍にはランド52aが設けられている。このランド52aには、CCDケーブル53を構成する信号線54がハンダ等によって接続されている。

40

【0076】

なお、図中符号55は、図示しない光源装置からの照明光を伝送するライトガイドであ

50

る。

【0077】

このような実施の形態によれば、以下の作用、効果がある。

ＣＣＤ４７とＣＣＤケーブル５３との間に介装される回路基板を第１の回路基板５０と第２の回路基板５２とで構成し、第１の回路基板５０を基板面がＣＣＤ４７の基端面に平行となるよう配設し、第２の回路基板５２を先端枠５６の縁部に沿って配設したので、回路基板を設けるための長手方向のスペースを短縮でき、電子内視鏡の先端部１２Ａの長さを短縮することが出来る。

【0078】

また、電子内視鏡の硬質長に対し、ＣＣＤケーブル５３の固定部を前側に配置することが出来るため、ＣＣＤケーブル５３の固定部の強度を確保することが出来る。

【0079】

また、ＣＣＤ４７に第１の回路基板５０を接続する一方、ＣＣＤケーブル５３に第２の回路基板５２を接続し、これら第１，第２の回路基板５０，５３を介して、ＣＣＤ４７とＣＣＤケーブル５３とを接続したので、ＣＣＤ４７とＣＣＤケーブル５３とを別々にリペアすることが出来、リペア性やサービス性が向上する。

【0080】

なお、本実施の形態では、第２の回路基板５２の一端側の形状を円弧状に形成した例を示したが、これに限らず、例えば、先端枠５６の周部に沿って円筒状に形成してもよいし、角筒状に形成してもよい。

【0081】

ところで、先端部に固体撮像素子が配設された電子内視鏡において、固体撮像装置は、固体撮像素子と、電子部品が実装された回路基板とを有して構成され、上記固体撮像素子は、回路基板を介してＣＣＤケーブルに接続され、このＣＣＤケーブルを介して、制御装置との間で信号の授受が行われる。このような固体撮像装置において、回路基板とＣＣＤケーブルの信号線との接続は、一般に、はんだ付け等により行われる。

【0082】

しかしながら、上記内視鏡装置において、ＣＣＤケーブルには湾曲部の湾曲操作等に伴う曲げや引っ張り等が発生するため、これによって、ＣＣＤケーブルと回路基板との接続部が断線される虞があった。これに対処し、ＣＣＤケーブルと回路基板との接続部の強度の向上を図ると、接続部のコンパクト化を図ることが困難となる。

そこで、上記問題点に鑑み、ＣＣＤケーブル接続部の接続強度の向上を図ることのできる内視鏡装置について説明する。

【0083】

図７乃至図９は、ＣＣＤケーブル接続部の接続強度の向上を図ることのできる内視鏡装置の第１の実施の形態を示し、図７は固体撮像装置の要部断面図、図８は図７における回路基板近傍の底面図、図９はケーブル保持部材の展開図、である。

【0084】

図７において、符号６０は固体撮像装置を示し、この固体撮像装置６０は、先端部に設けられたＣＣＤホルダ６１ｄを介して対物光学系ユニット６９に外嵌されている。ここで、ＣＣＤホルダ６１ｄは、後述する固体撮像素子（以下ＣＣＤと称す）６１が対物光学系ユニット６９に対してピント出しされた状態で、対物光学系ユニット６９に嵌合され、例えばエポキシ系の接着剤を介して固定されている。

【0085】

上記ＣＣＤホルダ６１ｄの内周にはカバーガラス６１ｃが嵌合固定され、このカバーガラス６１ｃの基端面には上記ＣＣＤ６１が貼付されている。

【0086】

上記ＣＣＤ６１には、リード６１ａと６１ｂが設けられ、これらは内視鏡の基端側に延出されている。

【0087】

10

20

30

40

50

上記リード 6 1 a には、C C D ケーブル 6 5 を構成する信号線 6 5 b がハンダ等で接続されており、C C D 6 1 を駆動する信号が伝送される。

【 0 0 8 8 】

一方、リード 6 1 b には、回路基板 6 2 がハンダ等で接続固定されている。

【 0 0 8 9 】

上記回路基板 6 2 上には、C C D 6 1 からの出力信号を増幅するための I C 6 3 や、他の電子部品 6 4 が実装されている。さらに、回路基板 6 2 上には図示しないランドが設けられており、上記 C C D ケーブル 6 5 を構成する他の信号線 6 5 a がランドを介して接続されている。例えば信号線 6 5 a は、C C D 6 1 からの出力信号をビデオプロセッサ 5 に伝送する。

10

【 0 0 9 0 】

ここで、上記 C C D ケーブル 6 5 は、各信号線の接続強度を向上するため、ケーブル保持部材 6 6 を介して回路基板 6 2 に固定されている。

【 0 0 9 1 】

詳しく説明すると、図 9 に示すように、上記ケーブル保持部材 6 6 は、回路基板 6 2 の左右側部に狭着可能な基板保持部 6 6 a と、C C D ケーブル 6 5 に巻着可能なケーブル保持部 6 6 b と、を備えた平板部材で構成されている。

【 0 0 9 2 】

このケーブル保持部材 6 6 は、図 7 , 8 に示すように、回路基板 6 2 と C C D ケーブル 6 5 との間に介装され、基板保持部 6 6 a が回路基板 6 2 側に折り曲げられて回路基板 6 2 の左右側部を狭着するとともに、ケーブル保持部 6 6 b が C C D ケーブル 6 5 側に折り曲げられて C C D ケーブル 6 5 を巻着することによって、C C D ケーブル 6 5 を回路基板 6 2 に固定する。

20

【 0 0 9 3 】

また、上記 C C D 6 1 や回路基板 6 2 周辺の電装部の外周には、シールド部材 6 7 が設けられ、このシールド部材 6 7 の外周には被覆部材 6 8 が設けられている。

【 0 0 9 4 】

このような実施の形態によれば、ケーブル保持部材 6 6 を介して C C D ケーブル 6 5 を回路基板 6 2 に固定したので、C C D ケーブル 6 5 の固定強度を向上させることが出来る。従って、内視鏡湾曲時等にかかる各信号線の動きを規制することが出来、C C D ケーブル 6 5 の断線を低減することが出来る。

30

【 0 0 9 5 】

次に、図 1 0 は、C C D ケーブル接続部の接続強度の向上を図ることのできる内視鏡装置の第 2 の実施の形態を示し、図 1 0 は固体撮像装置の要部断面図である。

【 0 0 9 6 】

図 1 0 において、符号 7 0 は固体撮像装置を示し、この固体撮像装置 7 0 は、先端部に設けられた C C D ホルダ 7 9 を介して対物光学系ユニット 7 1 に外嵌されている。ここで、C C D ホルダ 7 9 は、後述する固体撮像素子（以下 C C D と称す）7 2 が対物光学系ユニット 7 1 に対してピント出しされた状態で、対物光学系ユニット 7 1 に嵌合され、例えばエポキシ系の接着剤を介して固定されている。

40

【 0 0 9 7 】

上記 C C D ホルダ 7 9 の内周にはカバーガラス 7 8 が嵌合固定され、このカバーガラス 7 8 の基端面には上記 C C D 7 2 が貼付されている。

【 0 0 9 8 】

上記 C C D 7 2 には、リード 7 2 a と 7 2 b が設けられ、これらは内視鏡の基端側に延出されている。

【 0 0 9 9 】

上記リード 7 2 a には、C C D ケーブル 7 4 を構成する信号線 7 4 a がハンダ等で接続されており、信号線 7 4 a により例えば C C D 7 2 を駆動する信号が伝達される。

【 0 1 0 0 】

50

一方、上記リード 7 2 b は例えば C C D 7 2 からの出力信号が伝送されるものであり、リード 7 2 b には、上記 C C D 7 2 からの出力信号を増幅する I C を実装した回路基板 7 3 がハンダ等で接続固定されている。

【 0 1 0 1 】

上記回路基板 7 3 上には、図示しないランドが設けられており、上記 C C D ケーブル 7 4 を構成する他の信号線 7 4 b がランド上に接続されている。

【 0 1 0 2 】

上記 C C D ホルダ 7 9 の基端側には、シールド部材 7 5 が外嵌されている。詳しく説明すると、このシールド部材 7 5 は、ノイズの不要輻射を抑制すべく主として C C D 7 2 と回路基板 7 3 の外周を覆うもので、底部にケーブル挿通孔 7 5 a を備えた略円筒形状の部材に形成されている。そして、上記シールド部材 7 5 は、開放端側が C C D ホルダ 7 9 の基端側に嵌合されることによって保持されている。

【 0 1 0 3 】

また、上記ケーブル挿通孔 7 5 a には C C D ケーブル 7 4 が挿通され、C C D ケーブル 7 4 は、C C D ホルダ内部で、リング状の固定部材 7 6 によって強くかしめられて抜け止めが行われている。

【 0 1 0 4 】

さらに、上記 C C D ケーブル 7 4 は、固定材 7 7 を介してシールド部材 7 5 に固定されている。固定部材 7 7 は例えばエポキシ系の接着剤等で構成される。

【 0 1 0 5 】

このような実施の形態によれば、C C D ケーブル 7 4 はシールド部材 7 5 内で固定部材 7 6 により強くカシメられ、かつ固定材 7 7 にて固定されているので、C C D ケーブル 7 4 に基端側への引っ張り等の力がかかってもこの固定部材 7 6 で力が吸収され、シールド部材 7 5 内の信号線 7 4 a , 7 4 b にはストレスがかかることがないので、信号線の断線を低減することが出来る。

【 0 1 0 6 】

次に、図 1 1 は、C C D ケーブル接続部の接続強度の向上を図ることのできる内視鏡装置の第 3 の実施の形態を示し、図 1 1 は固体撮像装置の要部断面図である。

【 0 1 0 7 】

図中符号 1 2 B は、内視鏡装置を構成する電子内視鏡の先端部を示す。この先端部 1 2 B は、対物光学系ユニット 8 1 と、この対物光学系ユニット 8 1 の後方に配置された固体撮像装置 8 0 とを備えて構成されている。

【 0 1 0 8 】

上記対物光学系ユニット 8 1 は、先端部 1 2 B の先端側に配設された先端枠 8 9 に嵌合保持されている。

【 0 1 0 9 】

また、上記対物光学系ユニット 8 1 の基端側には C C D ホルダ 8 4 が外嵌され、この C C D ホルダ 8 4 を介して上記固体撮像装置 8 0 が保持されている。ここで、固体撮像装置 8 0 は、後述する固体撮像素子（以下 C C D と称す）8 2 が対物光学系ユニット 8 1 との間でピント出しされた状態で保持されている。

【 0 1 1 0 】

具体的には、上記 C C D ホルダ 8 4 の内周には、カバーガラス 8 3 が嵌合保持され、このカバーガラス 8 3 の基端面には、上記 C C D 8 2 が貼着されている。

【 0 1 1 1 】

また、上記 C C D 8 2 は基端側にリード 8 2 a とリード 8 2 b とを有し、リード 8 2 a には、C C D ケーブル 8 7 を構成する信号線 8 7 a の一部が接続され、一方、上記リード 8 2 b には回路基板 8 5 を介して他の信号線 8 7 a が接続されている。

【 0 1 1 2 】

また、上記 C C D ホルダ 8 4 の基端側には、不要ノイズの輻射を抑制すべくシールド部材 8 6 が外嵌され、このシールド部材 8 6 は主として C C D 8 2 と回路基板 8 5 の外周を

覆っている。

【0113】

また、上記先端枠89には、ケーブル固定部材90が取り付けられ、内視鏡基端部に向かって延出している。ここで、このケーブル固定部材90は、所定の曲率を有した板状、或いは曲率を有さない板状の部材で構成されている。なお、このケーブル固定部材90は先端枠89内に接着剤で固定されてもよいし、図示しないネジ等で固定されても良い。

【0114】

また、上記CCDケーブル87には、リング状に形成された固定部材88が設けられ、この固定部材88は前記ケーブル固定部材90に固定されている。

【0115】

また、上記先端枠89の基端側には、湾曲管（図示せず）を構成する湾曲第1コマ92が外嵌固定されている。ここで、上記固定部材88とケーブル固定部材90との接続部91は、湾曲第1コマ92の先端部内に収まるように構成されている。

【0116】

このような実施の形態によれば、CCDケーブル87を確実に固定でき、断線等を防ぐことが出来る。

【0117】

なお、このような実施の形態において、CCDケーブル87と回路基板85との間に仲介用の基板を設けてもよい。この基板には、例えばポリイミドを基材としたフレキシブル基板が用いられる。

【0118】

すなわち、一般に、CCD82や回路基板85等からなる撮像ユニットには、CCD82や回路基板85等にケーブルの各信号線が接続され、その外周はシールド部材86で覆われ、シールド部材86内は接着剤で固められるものであるため、ケーブルの断線等が発生して固体撮像装置の修理（例えばケーブルの交換）を行う場合にはこの接着剤を取り除く作業が発生する。この作業はかなりの時間を要するものであるが、CCDケーブル87と回路基板85とをフレキシブル基板を介して接続することにより、修理作業は接着剤を取り除く作業を行うことなくフレキシブル基板上で行うのみで済み、作業工数を最小限に抑えることができる。換言すれば、前記固体撮像装置80内に設けた回路基板85とCCDケーブル87とを、フレキシブル基板等で仲介する構成にすることにより、固体撮像装置80やCCDケーブル87に不具合が発生しても、フレキシブル基板とCCDケーブル87を切り離すことで最小限の修理に留めることが出来、内視鏡の修理性が向上する。

【0119】

次に、図12は、CCDケーブル接続部の接続強度の向上を図ることのできる内視鏡装置の第4の実施の形態を示し、図12は固体撮像装置95の要部断面図である。なお、この実施の形態において、上述のCCDケーブル接続部の接続強度の向上を行うことのできる内視鏡装置の第3の実施の形態と同様の部材については、同符号を付して説明を省略する。

【0120】

CCD96の基端側にはリード96aが延出されており、このリード96aには回路基板97が接続固定されている。

【0121】

上記回路基板97には、図示しないランドが設けられ、このランドにCCDケーブル98が接続されている。すなわち、上記CCDケーブル98を構成する信号線98aはCCDケーブル98の先端から延出され、この延出された複数の信号線98aが上記回路基板97に設けられたランドに接続されている。

【0122】

また、上記CCDケーブル98から延出された複数の信号線98aにはこれらを束ねて被覆する被覆部材100が設けられ、さらに、この被覆部材100の外周には固定部材101によりカシメられている。そして、上記CCDケーブル98の先端側は、固定部材1

10

20

30

40

50

01が例えばロウ102によって湾曲第1コマ92に接合されることによって固定されている。

【0123】

ここで、上記固定部材101は、湾曲第1コマ92内部で固定されるものである。また、図示しないが湾曲管全域の範囲において、ケーブルの最外周のシースを剥離し、信号線群を湾曲管内に配置させても良い。

【0124】

このような実施の形態によれば、信号線98aは固定部材101で固定されているので湾曲操作を行っても固定部材101よりも先端にはストレスがかからない。したがって信号線98aにもストレスがかかることはなく断線を防ぐことが出来る。

10

【0125】

次に、図13乃至図16は、CCDケーブル接続部の接続強度の向上を図ることのできる内視鏡装置の第5の実施の形態を示し、図13は固体撮像装置の要部を示す断面図、図14は図13のA-A断面図、図15は回路基板を斜め上方から見た斜視図、図16は回路基板を斜め下方から見た斜視図、である。

【0126】

図13において、符号110は電子内視鏡の固体撮像装置を示し、この固体撮像装置110は、固体撮像素子（以下CCDと称す）111と、このCCD111の前面に貼付されたカバーガラス112と、一对の回路基板116, 117と、を備えて構成されている。

20

【0127】

また、上記CCD111の上下側面には、銅箔からなるパターン113aがポリイミド基材113bに配置されて構成された回路基板（TAB基板）113がCCD111を挟むように設けられている。このパターン113aは、例えば図示しないバンプを介してCCD111に接続されており、その端部はCCD111の後方に延出されている。

【0128】

図15, 16に示すように、上記回路基板116は略矩形に形成され、この回路基板116の上面には上記パターン113aに対応するランド122が設けられている。また、上記回路基板116の下面には、CCD111からの出力信号を増幅するIC118や電子部品119が実装されている。

30

【0129】

また、上記回路基板116の前端面にはケーブル接続用のランド121が設けられている。ここで、上記ランド121は、回路基板116の前端面に設けられたサイドスルーホールに銅箔が設けられ、その上にハンダメッキが施された構成となっている。

【0130】

また、上記回路基板117は、上記回路基板116と略同様の構成をなし、上面に電子部品119が実装され、下面にパターン113aに対応するランド122が設けられているとともに、前端面にケーブル接続用のランド121が設けられて構成されている。

【0131】

これら回路基板116, 117は、図14に示すように、ランド122が外部に露呈された状態で互いに平行に配設され、これら回路基板116, 117の間隙にはCCDケーブル115の先端部が挟持されている。このとき、上記CCDケーブル115は、電子部品119の間に配設された状態で回路基板116, 117に挟持されている。

40

【0132】

また、上記CCDケーブル115の先端部には、該CCDケーブル115を構成する信号線115a, 115bの端部が延出され、これら延出された信号線115a, 115bは、上記回路基板116, 117に設けられたランド121にはんだ付け等によってそれぞれ接続されている（図13参照）。

【0133】

このような、回路基板116, 117がCCDケーブル115を挟持してなるユニット

50

は、パターン 1 1 3 a とランド 1 2 2 とが摺動されながらパターン 1 1 3 a の間隙に嵌入されて、C C D 1 1 1 との接続が実現すると共に、C C D 1 1 1 の後方で保持される。

【0 1 3 4】

さらに、C C D 1 1 1 から回路基板 1 1 6 , 1 1 7 にかけての間隙には、例えばエポキシ系の接着剤で構成される充填材 1 2 0 が充填されている。

【0 1 3 5】

このような実施の形態によれば、C C D ケーブル 1 1 5 は回路基板 1 1 6 , 1 1 7 で挟持されているので、C C D ケーブル 1 1 5 の接続部の強度が向上する。また、C C D ケーブル 1 1 5 を回路基板 1 1 6 , 1 1 7 で挟持し、C C D ケーブル 1 1 5 と回路基板 1 1 6 , 1 1 7 とを回路基板 1 1 6 , 1 1 7 の前端部で接続したことにより、接続部の長さを短縮でき、固体撮像装置 1 1 0 の硬質長を短縮することができる。 10

【0 1 3 6】

また、電子部品 1 1 9 で C C D ケーブル 1 1 5 の間に配置することで、C C D ケーブル 1 1 5 の固定を確実に行うことが出来る。

【0 1 3 7】

ところで、電子内視鏡を備えた内視鏡装置において、固体撮像素子と、この固体撮像素子からの信号を増幅する I C 等が搭載された回路基板との接続は、一般に、はんだ付けにより行われていた。

【0 1 3 8】

しかしながら、このように固体撮像素子と回路基板とをはんだ付けにより接続することは、組立作業や修理作業を行う際の作業工数を増加させることとなる。そこで、上記問題点に鑑み、固体撮像素子と回路基板との組立性を向上することのできる内視鏡装置の実施の形態について説明する。 20

【0 1 3 9】

図 1 7 , 図 1 8 は固体撮像素子と回路基板との組立性を向上することのできる内視鏡装置の一実施の形態に係わり、図 1 7 は固体撮像素子と回路基板とを分解して示す側面図、図 1 8 は固体撮像素子と回路基板とが接続された状態を示す側面図、である。

【0 1 4 0】

図 1 7 , 図 1 8 において、符号 1 0 5 は固体撮像素子（以下 C C D と称す）を示し、符号 1 0 6 は回路基板を示す。 30

【0 1 4 1】

上記 C C D 1 0 5 は、所定の弾性を有する部材で構成された複数のリード 1 0 5 a を備えて構成されている。これらリード 1 0 5 a は、C C D 1 0 5 の基端面に 2 列に並べて配設され、これにより、C C D 1 0 5 の基端面には互いに対向するリード列 1 0 3 が形成されている。

【0 1 4 2】

また、上記回路基板 1 0 6 は両面に図示しない導体パターンを有して構成され、この回路基板 1 0 6 上には、C C D 1 0 5 からの信号を増幅する I C 1 0 8 や他の電子部品 1 0 9 等が搭載されている。

【0 1 4 3】

また、上記回路基板 1 0 6 上には、ケーブル接続用のランド（図示せず）が設けられ、このランドには、C C D ケーブル 1 0 7 から延出された複数の信号線 1 0 7 a がはんだ付け等によって接続されている。 40

【0 1 4 4】

また、上記回路基板 1 0 6 の先端側両面には、C C D 1 0 5 のリード 1 0 5 a に対応するランド 1 0 6 a が設けられている。

【0 1 4 5】

ここで、リード 1 0 5 a が配列されてなる上記リード列 1 0 3 の間隙は、回路基板 1 0 6 の基板厚よりも小さく設定されている。

【0 1 4 6】

このようなＣＣＤ１０５と回路基板１０６との接続保持は、先ず、リード列１０３が互いに外方に広げられた（図１７参照）リード列１０３の間隙に回路基板１０６の先端部が挿入され、リード１０５aとランド１０６aとのそれぞれの位置合わせが行われた後、リード１０５aの弾性を利用してリード列１０３を閉じることにより行われる。

【０１４７】

このような実施の形態によれば、ハンダ付けを行わなくてもリード１０５aとランド１０６aとの接続が行われるので、組み立てが容易である。

【０１４８】

また、ＣＣＤケーブル１０７断線の不具合が生じて、回路基板１０６をＣＣＤ１０５から引き抜いて修理、交換が出来ることにより、高価なＣＣＤ１０５に影響を与えることなくＣＣＤケーブルの修理を行うことができる。

【０１４９】

また、固体撮像装置に曲げのストレスがかかっても、リード１０５aの弾性を利用してストレスを吸収する事が出来るので、ＣＣＤケーブル１０７の接続部にストレスがかかる事がなく断線を防止することが出来る。

【０１５０】

ところで、先端部に固体撮像素子が配設された電子内視鏡において、固体撮像装置は、固体撮像素子と、電子部品が実装された回路基板とを有して構成され、上記固体撮像素子は、回路基板を介してＣＣＤケーブルに接続され、このＣＣＤケーブルを介して、制御装置との信号の授受が行われる。このような場合、上記固体撮像素子、回路基板、及び、ＣＣＤケーブルは、挿入部の長手方向に沿ってシリアルに配置され、接続されている。

【０１５１】

しかしながら、上記各部材を挿入部の長手方向に沿ってシリアルに接続した場合、先端部の長さを長大化させてしまう。

そこで、上記問題点に鑑み、先端部の長さを短くすることのできる内視鏡装置について説明する。

【０１５２】

図１９乃至図２２は先端部の長さを短くすることのできる内視鏡装置の一実施の形態に係わり、図１９は固体撮像装置の要部を分解して示す断面図、図２０は固体撮像装置の要部断面図、図２１は他の接点構成を示す説明図、図２２は更なる他の接点構成を示す説明図、である。

【０１５３】

図２０において、符号１２５は電子内視鏡の固体撮像装置を示し、この固体撮像装置１２５は、固体撮像素子（以下ＣＣＤと称す）１２６と、このＣＣＤ１２６の後方に配設されたＣＣＤ保持基板１２７と、を備えて構成され、上記ＣＣＤ保持基板１２７にはＣＣＤケーブル１３２が接続されている。

【０１５４】

具体的に説明すると、上記ＣＣＤ１２６は、基端面にリード１２６aを備えて構成され、このリード１２６aは後方に延出されている。

【０１５５】

また、上記ＣＣＤ保持基板１２７は、後方が開放された短筒状の部材で構成され、その内周には、銅箔を素材としたパターン１２８が設けられている。また、上記ＣＣＤ保持基板１２７の先端面には、リード１２６aを挿入可能なリード挿入孔１２９が設けられている。一方、上記ＣＣＤ保持基板１２７の短筒内部は、ＣＣＤケーブル１３２の先端部が挿入可能なケーブル固定部１３０として形成されている。

【０１５６】

ここで、上記ＣＣＤ１２６は、リード１２６aがＣＣＤ保持基板１２７のリード挿入孔１２９に挿入されてパターン１２８にはんだ付けされることによって、ＣＣＤ保持基板１２７に保持されている。

【０１５７】

10

20

30

40

50

また、上記ＣＣＤケーブル１３２は、外皮１３２ａの内周に沿って配列された複数の単純信号線１３３を備えて構成されている（図１９ａ参照）。また、上記単純信号線１３３の先端には、信号線芯線１３３ａと接続された導電ピン１３４が設けられ、この導電ピン１３４の先端部はＣＣＤケーブル１３２の外皮１３２ａから突出するように配置されている。

【０１５８】

ここで、外皮１３２ａから突出された導電ピン１３４とＣＣＤ保持基板１２７の内周に設けられたパターン１２８とは、それぞれ対応する位置１３６に設けられている。

【０１５９】

上記ＣＣＤケーブル１３２は、導電ピン１３４とパターン１２８との位置合わせが行われた状態で、ＣＣＤケーブル１３２の先端部がケーブル固定部１３０に挿入されることによって、ＣＣＤ１２６と電氣的に接続される。この際、上記ＣＣＤ保持基板１２７とＣＣＤケーブル１３２との間には導電ピン１３４とリード１２６ａとのショートを防止するための絶縁部材１３１が介装される。

【０１６０】

ここで、図２１に示すように、ＣＣＤ１２６とＣＣＤケーブル１３２との接続は、ＣＣＤ固定基板１２７に設けたパターン１２８に代えて、ＣＣＤ固定基板１２７の外周面にパターン１３９を設け、ＣＣＤ固定基板１２７の基端部から前方に屈曲させた導電ピン１３４をパターン１２８にハンダ固定部１４１にて接続固定する構成としてもよい。

【０１６１】

また、図２２に示すように、固体撮像装置１２５と接続されるＣＣＤケーブル１３２が同軸信号線１４４を有して構成される場合には、この同軸信号線１４４の芯線１４４ａに接続される導電ピン１４２の中途に、同軸信号線１４４のシールド部材１４４ｂと導電ピン１４２とのショートを防止するための絶縁部１４３を設ける構成とする。

【０１６２】

このような実施の形態によれば、ＣＣＤとＣＣＤケーブルとの接続は、ＣＣＤケーブルの外周に突出された導電ピンとＣＣＤ保持基板に設けられたパターンとをＣＣＤケーブルの先端側側方で接続することによって行われるため、硬質長を短縮することができる。

【０１６３】

また、ＣＣＤ１２６とＣＣＤケーブル１３２とを接続する前に、それぞれのユニットを組み立てればよいので、固体撮像装置１２５全体の組立性を向上することができる。

【０１６４】

ところで、一般に、図２３（ａ）に示すようなカニューラ等の処置具を挿通自在な電子内視鏡の先端部１５０においては、図２３（ｂ）に示すように、処置具を挿通自在な処置具チャンネル１５４が固体撮像素子（以下ＣＣＤと称す）１５１と隣接して設けられている。ここで、図中符号１５２はＣＣＤ１５１における撮像可能な受光部であり、符号１５３はＣＣＤ１５１の遮光部（ＯＢ部：オプティカルブラック部）である。

【０１６５】

しかしながら、このような電子内視鏡において、カニューラ等の金属製の反射率の高い処置具を処置具チャンネル１５４に挿入した場合、先端部１５０では、図示しない照明窓から照射される照明光の一部が、処置具に反射されてＣＣＤ１５１に入射され、撮像された画像上にフレア等の不具合が発生することがあった。これに対処してＣＣＤ１５１と処置具チャンネル１５４との距離を離間させると、上記問題は解消されるものの、内視鏡の先端部を太径化させる原因となる。そこで、上記事情に鑑み、先端部を太径化させることなくフレア等の不具合を低減することのできる内視鏡装置について説明する。

【０１６６】

図２４は内視鏡の先端部を太径化させることなくフレア等の不具合を低減することのできる内視鏡装置の一実施の形態を示し、図２４（ａ）は上部消化管用の電子内視鏡の先端部の要部を示すレイアウト図、図２４（ｂ）は図２４（ａ）で示す電子内視鏡で撮像された画像の一例を示す説明図、図２４（ｃ）は下部消化管用の電子内視鏡の先端部の要部を

10

20

30

40

50

示すレイアウト図、図 2 4 (d) は図 2 4 (c) で示す電子内視鏡で撮像された画像の一例を示す説明図、である。

【 0 1 6 7 】

図 2 4 (a) において、符号 1 5 0 は電子内視鏡の先端部を示し、この先端部 1 5 0 は、撮像可能な受光部 1 5 2 の一側に遮光部 1 5 3 が設けられた C C D 1 5 1 と、この C C D 1 5 1 に隣接され、図示しない処置具を挿通可能な処置具チャンネル 1 5 4 とを備えて構成されている。

【 0 1 6 8 】

上記 C C D 1 5 1 は、処置具チャンネル 1 5 4 寄りに配設された遮光部 1 5 3 と、この遮光部 1 5 3 に隣接された受光部 1 5 2 とを備えて構成されている。

10

【 0 1 6 9 】

このような電子内視鏡を備えた内視鏡装置において、使用時には、処置具チャンネル 1 5 4 内に金属製の反射率の高い処置具 1 5 5 が挿入され、内視鏡先端部 1 5 0 から突出する。その際、図示しない照明窓からの照明光が処置具に照射され、この照射光の一部は先端部 1 5 0 に向かって反射される。

【 0 1 7 0 】

その際、遮光部 1 5 3 が受光部 1 5 2 と処置具チャンネル 1 5 4 との間に介在することにより、受光部 1 5 2 は遮光部 1 5 3 の幅分だけ処置具チャンネル 1 5 4 より遠方に位置させることができ、これにより多量の不要光が受光部 1 5 2 に入ることを防止できるので、フレア等の不具合を低減することが出来る(図 2 4 (b) 参照)。従って、先端部を太

20

【 0 1 7 1 】

なお、図 2 4 (c) (d) に示すように、下部消化管用の電子内視鏡の先端部においても、上述の上部消化管用の電子内視鏡の先端部と同様のレイアウトとすることにより、同様の作用効果を得ることができる。

【 0 1 7 2 】

ところで、一般に、従来の内視鏡は、ユニバーサルコードを光源に接続する必要があるので持ち運びが不便であった。これに対処するものとして、例えば、特願平 8 - 2 8 0 6 1 2 号公報に開示された技術がある。

【 0 1 7 3 】

しかしながら、上記先行技術においては、ランプ(照明光供給ユニット)を内視鏡操作部に着脱自在に構成したので、ユニットを取り外した際に不用意に扱い、ランプを破損させてしまう虞がある。すなわち、照明光供給ユニットを着脱する際には、操作部から引き抜く行為等が行われて大きなストレスがかかり、この際、作業等が不用意にランプに接触してランプを破損させる等の虞があった。そこで、ランプの破損を防止することのできる内視鏡装置について説明する。

30

【 0 1 7 4 】

図 2 5 は、ランプの破損を防止することのできる内視鏡装置の一実施の形態に係わり、内視鏡の操作部近傍の説明図である。

【 0 1 7 5 】

内視鏡 1 6 0 の操作部 1 6 1 内部には、照明ランプ 1 5 6 が設けられている。この照明ランプ 1 5 6 にはリード 1 6 3 が設けられ、このリード 1 6 3 は操作部 1 6 1 の側部まで延出されている。

40

【 0 1 7 6 】

また、上記操作部 1 6 1 の側部には、図示しない電源から導出された電源供給ユニット 1 5 8 が、操作部 1 6 1 に着脱自在に設けられている。具体的には、上記電源供給ユニット 1 5 8 の先端部には、ソケット 1 6 2 が設けられており、このソケット 1 6 2 とリード 1 6 3 とが着脱自在に接続される構成となっている。

【 0 1 7 7 】

また、上記操作部 1 6 1 内には、照明ランプ 1 5 6 から出射される照明光を内視鏡 1 6

50

0の先端部側に反射する反射鏡157が設けられている。そして照明ランプ156から出射された光は反射鏡157により反射されてライトガイドファイバー159に入射し、内視鏡160の先端から光を照射するようになっている。

【0178】

このような実施の形態によれば、電源供給ユニットを操作部に対して着脱自在にしたので、内視鏡の持ち運びが容易なものとなる。

【0179】

また、ランプを操作部内に設けたことにより、電源供給ユニットを着脱する際にランプを不用意に破損することを低減できる。

【0180】

ところで、従来、電子内視鏡においては、同一の内視鏡で同時に異なる複数の撮像画像を得るために先端部に複数の対物光学系を有するものがある。このような場合、電子内視鏡は、一般に、異なる複数の固体撮像素子を有し、これらの固体撮像素子がそれぞれ異なる対物光学系に結像されるようになっている。

【0181】

しかしながら、このように、同一の電子内視鏡に複数の固体撮像素子を設けた場合、挿入部の外径が太径化する傾向にある。

そこで、上記事情に鑑み、単一の固体撮像素子を用いて同時に複数の観察手段を構成することのできる内視鏡装置について説明する。

【0182】

図26、図27は単一の固体撮像素子を用いて同時に複数の観察手段2を構成することのできる内視鏡装置の第1の実施の形態に係わり、図26は電子内視鏡の先端部の要部断面図、図27はモニター上の画像の説明図、である。

【0183】

図26において符号165は、内視鏡装置を構成する電子内視鏡の先端部を示す。この先端部165には、単一の固体撮像素子（以下CCDと称す）166が設けられ、このCCD166の先端側には対物レンズ群167が設けられている。

【0184】

また、上記電子内視鏡の先端部165の先端部端面には、内視鏡長手方向に対して異なる方向に傾斜された2つの傾斜面が設けられ、その一方の傾斜面に第1の観察窓171が配置されるとともに、他方の傾斜面に第2の観察窓172が配置されている。

【0185】

また、上記第1の観察窓171の後方には第1の液晶シャッタ169が設けられ、一方、上記第2の観察窓172には第2の液晶シャッタ170が設けられている。

【0186】

ここで、上記第1、第2の液晶シャッタ169、170は、図示しないプロセッサ処理系に、図示しない信号線を介してそれぞれ接続され、このプロセッサ処理系によって、第1、第2の観察窓からの入射光が透過、遮断制御されるようになっている。

【0187】

上記第1、第2の液晶シャッタ169、170の後方には、プリズム168が設けられている。このプリズム168は、一方の入射面が第1の液晶シャッタ169に連設され、第2の入射面が第2の液晶シャッタ170に連設されるとともに、これらの入射面から入射された光の出射面が上記対物レンズ群167の先端側に対向される位置に配設されている。

【0188】

すなわち、上記第1の観察窓171から入射された光は、第1の液晶シャッタ169、プリズム168を経て対物レンズ群167に入射されてCCD166に結像されるようになっている。また、上記第2の観察窓172から入射された光は、第2の液晶シャッタ170、プリズム168を経て対物レンズ群167に入射されてCCD166に結像されるようになっている。換言すれば、第1の観察窓171、第1の液晶シャッタ169、プリ

10

20

30

40

50

ズム 1 6 8 , 対物レンズ群 1 6 7 , C C D 1 6 6 によって観察手段が構成されるとともに、第 2 の観察窓 1 7 2 , 第 2 の液晶シャッタ 1 7 0 , プリズム 1 6 8 , 対物レンズ群 1 6 7 , C C D 1 6 6 によって他の観察手段が構成されている。

【 0 1 8 9 】

また、上記第 1 の観察窓 1 7 1 の近傍には、第 1 の観察窓 1 7 1 で観察する被写体に照明光を照射するための照明窓 1 7 4 が設けられ、さらにこの照明窓 1 7 4 の後方には照明窓 1 7 4 を構成するレンズに連続した第 1 のライトガイド 1 7 5 が設けられている。同様に、上記第 2 の観察窓 1 7 2 の近傍には、第 2 の照明窓 1 7 6 が設けられ、この第 2 の照明窓 1 7 6 に連続して第 2 のライトガイド 1 7 7 が設けられている。

【 0 1 9 0 】

上記 C C D 1 6 6 の基端側には、C C D リード 1 6 6 a 、 1 6 6 b が設けられている。これら C C D リード 1 6 6 a , 1 6 6 b には C C D ケーブル 1 7 3 を構成する信号線 1 7 3 a , 1 7 3 b がそれぞれ接続されている。ここで信号線 1 7 3 a , 1 7 3 b は C C D 1 6 6 からの出力信号を伝送する信号線であり、信号線 1 7 3 a は C C D 1 6 6 から出力されるフィールド信号のうち偶数ラインの信号を伝送し、信号線 1 7 3 b は C C D 1 6 6 から出力されるフィールド信号のうち奇数ラインの信号を伝送するようになっている。

【 0 1 9 1 】

これらの信号線 1 7 3 a , 1 7 3 b は、図示しないプロセッサ処理系を介してモニタ 1 7 8 に接続されている。このモニタ 1 7 8 は、異なる 2 つの画像を同時に表示可能なモニタに構成され、一方の画面 1 7 8 a に信号線 1 7 3 a から伝送される画像信号に基づく画像が表示されるとともに、他方の画面 1 7 8 b に信号線 1 7 3 b から伝送される画像信号に基づく画像が表示されるようになっている。

【 0 1 9 2 】

すなわち、第 1 の液晶レンズ 1 6 9 は、信号線 1 7 3 a の出力信号の伝送と同期して、対物レンズ系 1 6 7 に光を透過する状態と、信号線 1 7 3 b の出力信号に同期して、対物レンズ系 1 6 7 への光を遮断する状態が作り出されている。一方、第 2 の液晶シャッタ 1 7 0 は、信号線 1 7 3 a の出力信号の伝送に同期して対物レンズ系 1 6 7 への光を遮断する状態と、信号線 1 7 3 b の出力信号の伝送に同期して対物レンズ系 1 6 7 に光を透過する状態が作り出されている。

【 0 1 9 3 】

具体的には、上記第 1 , 第 2 の液晶シャッタ 1 6 9 , 1 7 0 は、C C D 1 6 6 からの出力信号に同期して、第 1 , 第 2 の観察窓 1 7 1 , 1 7 2 から入射される光線を遮光、透過させる機能を有し、通常、C C D 1 6 6 からの出力信号をプロセッサ処理系を通してモニタ 1 7 8 に出力する場合、モニター上の奇数ラインの走査線を 1 / 3 0 S E C で走査し (第 1 のフィールド信号) 、その次の 1 / 3 0 S E C (第 2 のフィールド信号) で偶数ラインを走査し、計 1 / 6 0 S E C で 1 枚の画像が構成される。

【 0 1 9 4 】

このような構成により、単一の対物レンズ系 1 6 7 を用いて、2 つの観察光学系を構成するとともに、単一の C C D 1 6 6 を用いて、2 つの観察光学系からの画像をモニタ 1 7 8 に表示することが出来る。

【 0 1 9 5 】

このような実施の形態によれば、異なる 2 つの視野を、単一の対物レンズ系及び C C D を用いて同時に観察でき、先端部の細径化が可能となる。

【 0 1 9 6 】

また、第 1 , 第 2 の観察窓から入射される入射光の透過、遮断制御は、液晶シャッタによるものであるため、メカ式のシャッタ機構が不要となり、先端部の小型化を図る事が出来る。

【 0 1 9 7 】

次に、図 2 8 , 図 2 9 は、単一の固体撮像素子を用いて同時に複数の観察手段を構成することのできる内視鏡装置の第 2 の実施の形態に係わり、図 2 8 は電子内視鏡の先端部の

10

20

30

40

50

要部断面図、図 29 はモニター上の画像の説明図、である。

【0198】

図 28 において符号 180 は、内視鏡装置を構成する電子内視鏡の先端部を示す。この先端部 180 には、固体撮像素子（以下 CCD と称す）181 が設けられ、この CCD 181 の先端側には対物レンズユニット 182 が設けられている。

【0199】

上記対物レンズユニット 182 は、対物レンズ枠 183 を備え、この対物レンズ枠 183 に対物レンズ群 184 が設けられるとともに、対物レンズ群 184 の直後に液晶レンズ 185 が設けられて要部が構成されている。

【0200】

ここで、上記液晶レンズ 185 は、図示しないプロセッサ処理系に、図示しない信号線を介してそれぞれ接続され、このプロセッサ処理系によって、通常観察と拡大観察の 2 モードが選定可能となるように液晶が動作する。すなわち、液晶レンズ 185 により、対物光学系の光路長の変化、観察深度の変化が可能となる。

【0201】

また、CCD 181 の基端側には、第 1 のリード 181 a、第 2 のリード 181 b が延出されている。上記第 1 のリード 181 a には CCD ケーブル 186 を構成する第 1 の信号線 186 a が接続され、上記第 2 のリード 181 b には CCD ケーブル 186 を構成する第 2 の信号線 186 b が接続されている。ここで、信号線 186 a は、CCD 181 から出力される出力信号のフィールド信号のうち、奇数ラインを伝送するものであり、信号線 186 b は、偶数ラインを伝送する信号線である。

【0202】

これらの信号線 186 a、186 b は、図示しないプロセッサ処理系を介してモニタ 187 に接続されている。このモニタ 187 は、異なる 2 つの画像を同時に表示可能なモニタに構成され、一方の画面 188 に信号線 186 a から伝送される画像信号に基づく画像が表示されるとともに、他方の画面 189 に信号線 186 b から伝送される画像信号に基づく画像が表示されるようになっている。

【0203】

すなわち、上記液晶レンズ 185 は、上記プロセッサ処理系によって動作され、信号線 186 a から CCD 出力信号を伝送するのに同期して通常観察が行われる一方、信号線 186 b から CCD 出力信号を伝送するのに同期して拡大観察が行われるように設定される。

【0204】

このような実施の形態によれば、液晶レンズを用いた為、メカ式のズーム機構が不要となり、硬質長の短縮化を図る事が出来る。

【0205】

また、モニター上では、通常観察画面の一部を常に拡大しているため、診断が迅速に行える。

【0206】

[付記]

(付記 2 - 1)

入射光を透過、遮断可能な第 1 の液晶シャッタと第 2 の液晶シャッタをそれぞれ備えた 2 つの対物光学系と、1 つの固体撮像素子とを有し、前記 2 つの対物光学系がいずれも前記固体撮像素子に結像するように構成した内視鏡装置であって、前記固体撮像素子から出力される第 1 のフィールド信号と第 2 のフィールド信号のそれぞれに、前記液晶シャッタの挙動をそれぞれ同期させたことを特徴とする内視鏡装置。

【0207】

(付記 2 - 2)

入射光の光路長を少なくとも異なる 2 つの光路長に可変に設定可能な液晶レンズを備えた対物光学系と、1 つの固体撮像素子とを有し、前記対物光学系を透過する 2 つの異なる

10

20

30

40

50

光路長の入射光がいずれも前記固体撮像素子に結像するように構成した内視鏡装置であって、前記固体撮像素子から出力される第1のフィールド信号と第2のフィールド信号のそれぞれに、前記液晶レンズの挙動を同期させたことを特徴とする内視鏡装置。

【0208】

ところで、内視鏡装置において、一般に、固体撮像装置は、固体撮像素子（以下CCDと称す）や回路基板等からなる撮像ユニットに、CCDケーブルの各信号線等が接続され、その外周がシールド部材で覆われて要部が構成される。このような固体撮像装置は、内視鏡装置の用途に応じて様々な規格のものが採用され、従って、様々な規格の固体撮像装置分だけ、これに応じた撮像ユニットを製造する必要があった。

【0209】

しかしながら、このように複数種類の規格の撮像ユニットを製造することは製造コストの高騰を招く。

そこで、上記事情に鑑み、一種類の撮像ユニットで規格が異なる種々の固体撮像装置に対応できる撮像ユニットの提供を目的とする。

【0210】

図30は、一種類の撮像ユニットで規格が異なる種々の固体撮像装置に対応できる撮像ユニットの一実施の形態に係わり、撮像ユニットの要部を示す斜視図である。

【0211】

図中符号190は内視鏡装置の固体撮像装置内に配設される撮像ユニットを示し、この撮像ユニット190は、固体撮像素子（以下CCDと称す）191と、回路基板192と、を備えて要部が構成されている。

【0212】

上記回路基板192は、ポリイミド基材197に銅箔198を貼付した、例えば、TAB構造のフレキシブル基板で構成されている。

【0213】

上記回路基板192において、回路基板192のパターンを構成する銅箔198の一部は、上記ポリイミド基材197の一側から延出され、上記CCD191と接続可能なインナーリード196として形成されている。

【0214】

また、上記回路基板192上のインナーリード196近傍にはCCD191が配設され、インナーリード196とCCD191上に設けられた bumps 199とが熱溶着により接続固定されている。

【0215】

また、上記回路基板192上には、上記インナーリード196から延設されたパターン上の中途に信号線（図示せず）と接続可能な主パッド193が設けられ、さらに、主パッド193から周辺に向かって延設されたパターン上に、上記信号線と接続可能な補助パッド194が設けられている。ここで、上記補助パッド194は、主パッド193よりも大面積に形成されている。

【0216】

このように構成された撮像ユニット190と信号線（図示せず）との接続は、適用される固体撮像装置の大きさに余裕がある場合や、ケーブルに強度を持たせる必要がある場合には、パッド上での信号線の接続面積を大きくとることの出来る補助パッド194を介して行われる。

【0217】

一方、上記撮像ユニット190と信号線（図示せず）との接続は、固体撮像装置の小型化が必要な場合や、ケーブルの耐性を重要視されない場合には、主パッド193を介して行われる。この際、回路基板192を主パッド193の周辺の切断境界195より切断することによって、撮像ユニット190を小型化することができる。

【0218】

なお、上記実施の形態の説明では、回路基板としてポリイミド基材に銅箔を貼付したT

10

20

30

40

50

A B テープを用いた例を開示したが、これに限るものではない。

【0219】

また、上記回路基板を、例えば、インナーリードを持たないポリイミド基材のフレキシブル基板で構成しても良い。この場合、C C D のバンプ部との接続は、フレキシブル基板上に設けたパッドとの間で行なわれる。

【0220】

また回路基板自体の強度が必要な場合は、セラミックスやガラスエポキシ樹脂のような硬質の基材を使用しても良い。この場合でも、一つの回路基板で複数の固体撮像装置に対応させることが出来る。

【0221】

このような実施の形態によれば、単一種類の撮像ユニットにて、複数の固体撮像装置に使用することが出来るので、部品の共通化と共に、原価低減を実現することが出来る。

【0222】

[付記]

(付記3 - 1)

固体撮像素子と回路基板を含む撮像ユニットにおいて、回路基板上に設けた同一回路上の異なる位置に2箇所以上のパッドを設けたことを特徴とする撮像ユニット。

【0223】

(付記3 - 2)

前記パッドは、固体撮像装置に応じて選択的にケーブルが接続されていることを特徴とする付記3 - 1に記載の撮像ユニット。

【0224】

(付記3 - 3)

前記回路基板は、フレキシブルな基板で構成されることを特徴とする付記3 - 1、付記3 - 2に記載の撮像ユニット。

【0225】

(付記3 - 4)

前記フレキシブル基板は、T A B で構成されることを特徴とする付記3 - 3に記載の撮像ユニット。

【0226】

ところで、従来より、電子内視鏡に用いられる固体撮像装置には、固体撮像素子と生体との間の絶縁を行うための絶縁体が設けられている。この絶縁体には、一般に、セラミック等が多く用いられている。

【0227】

しかしながら、セラミック等を用いて絶縁体を構成した場合、電子内視鏡の先端部は、その構造が複雑化するとともに、外径が太径化する傾向にあった。

【0228】

そこで、上記事情に鑑み、電子内視鏡の先端部を細径化することのできる内視鏡装置について説明する。

【0229】

図31は、電子内視鏡の先端部を細径化することのできる内視鏡装置の第1の実施の形態に係わり、電子内視鏡の先端部の要部断面図である。

【0230】

図中符号312は電子内視鏡の先端部を示し、この先端部312は、上記対物光学系ユニット323と、この対物光学系ユニット323の後方に配設された固体撮像装置322と、を備えて構成されている。

【0231】

上記対物光学系ユニット323は、複数のレンズからなる対物レンズ群324と、この対物レンズ群324を内部に保持する対物レンズ枠328と、を備えて構成され、対物レンズ枠328が先端枠335に嵌合されることによって先端部312に保持されている。

10

20

30

40

50

【0232】

また、上記対物レンズ枠328の基端側にはCCDホルダ327が外嵌され、このCCDホルダ327を介して上記固体撮像装置322が対物光学系ユニット323に保持されている。

【0233】

具体的には、上記CCDホルダ327の内周には、上記対物レンズ群324に対向されたカバーガラス326が保持されている。

【0234】

また、上記カバーガラス326の基端面には、固体撮像素子（以下CCDと称す）325が取り付けられている。このCCD325はCCDチップ325aを備えて構成され、このCCDチップ325aは前面に貼付されたカバーガラス325bを介して上記カバーガラス326に取り付けられている。

10

【0235】

また、上記CCDチップ325aの前面の一部には接点としてのバンプ325eが設けられ、CCDチップ325aはバンプ325eを介して回路基板325cと接続されている。

【0236】

ここで、上記回路基板325cは、いわゆるTAB構造をなし、ポリイミド基材325fと、このポリイミド基材325f上に設けられた銅箔からなる導体パターン325dとを備えて構成されている。上記導体パターン325dの一部はバンプ325eの近傍でポリイミド基材325fの端部より延出され、この延出された導体パターン325dがバンプ325eに接合されてCCDチップ325aとの信号の授受が行われるようになっている。また、上記導体パターン325dとバンプ325eとの接合部周辺は、封止樹脂325gによって密封されている。

20

【0237】

また、上記回路基板325c上には、図示しないランドが設けられ、CCDチップ325aからの出力信号を増幅するIC、ノイズをキャンセルする為のコンデンサ、インピーダンスマッチングを確保する為の抵抗等からなる電子部品329が実装されている。なお、前記ICやコンデンサや抵抗は予めCCDチップ325aに内蔵する構成としても良い。

30

【0238】

また、上記回路基板325c上には、CCU（カメラコントロールユニット）等との間で信号を授受するためのCCDケーブル330が接続されている。このCCDケーブル330は、例えば、CCDチップ325aへ駆動信号を送送する同軸信号線339と、CCDチップ325aからの出力信号を図示しないプロセッサへ伝送する為の同軸信号線340と、CCDチップ325aや前記IC329を駆動する為の電源供給用の単純信号線341と、を有して構成され、これらの各信号線がCCDケーブル330の先端部から延出されて上記回路基板325cに接続されている。ここで、前記複数の同軸信号線の外部導体群342はCCDチップ325aから配線されているGND電位へ接続される。また、図示のように、固体撮像装置322の小型化が図られ、回路基板325c上に複数の信号線接続用のランドを設けることが困難な場合には、電子部品329の電極上に信号線を配置する構成がとられる。

40

【0239】

また、上記CCDホルダ327には、シールド部材332が外嵌されている。このシールド部材332は、不要輻射を抑制すべくCCDケーブル330の先端部近傍まで延出されてCCD325の外周を覆うもので、CCD325のGNDライン（図示せず）に導通されている。

【0240】

また、上記シールド部材332の内周であって、上記CCDホルダ327の基部からCCD325にかけての外周には、CCD325がシールド部材332に接触してGND電

50

位にショートすることを防止するための、絶縁部材 331 が被覆されている。ここで、上記絶縁部材 331 は、例えば、熱収縮チューブで構成されている。

【0241】

また、上記シールド部材 332 の外周には、被覆部材 334 が設けられている。この被覆部材 334 は、上記 CCD ホルダ 327 の先端部から CCD ケーブル 330 の先端部にかけて固体撮像装置 322 全体を被覆して密封するもので、被覆部材 334 を密閉する際には、CCD 325、回路基板 325c、各信号線等の周囲に充填剤 333 が充填される。この充填剤 333 は、例えばエポキシ系やシリコン系の接着剤でも良い。

【0242】

ここで、このように構成された固体撮像装置 322 は、対物レンズ群 324 と CCD チップ 325a との間でピント合わせが行われた状態で対物レンズ枠 328 に CCD ホルダ 327 が嵌合固定されて対物光学系ユニット 323 に固定されるものである。なお、対物レンズ枠 328 と CCD ホルダ 327 との固定の際には例えばエポキシ系の接着剤が用いられる。

10

【0243】

上記先端枠 335 の基端側には、図示しない湾曲管を構成する湾曲第 1 コマ 337 が接続されている。

【0244】

また、上記先端枠 335 の前面側には樹脂製の先端カバー 336 が設けられ、さらに、上記先端枠 335 や湾曲第 1 コマ 337 の外周にはゴム製の被覆部材 338 が設けられて先端部 312 が密封されている。

20

【0245】

このような実施の形態によれば、CCD 325 外周と CCD ホルダ 327 に渡って絶縁部材 331 を被覆し、その外周にシールド部材 332 を設ける様にしたので、CCD 325 の GND に同電位としたシールド部材 332 と CCD 325 が近接または接触して配置されても、CCD 325 が GND にショートすることがない。すなわち、従来は、CCD 325 とシールド部材 332 との沿面距離をこれらがショートしない様に十分離間していたが、この構成により沿面距離を短くすることが出来るので、固体撮像装置 322 の大きさを小型化でき、ひいては内視鏡の外径の細径化を図ることができる。

【0246】

また、CCD 325 の外周に設けた絶縁部材 331 は、CCD 325 の外周に強固に固定されるので、CCD 325、カバーガラス 326 と CCD ホルダ 327 との固定強度が増し、信頼性を向上させることができる。

30

【0247】

また、絶縁部材 331 をセラミック等で構成しないので製造コストを低減することができる。

【0248】

次に、図 32 は、電子内視鏡の先端部を細径化することのできる内視鏡装置の第 2 の実施の形態に係わり、電子内視鏡の先端部の要部断面図である。なお、この実施の形態において、上述の電子内視鏡の先端部を細径化することのできる内視鏡装置の第 1 の実施の形態と同様の構成については同符号を付して説明を省略する。

40

【0249】

図 32 を基に固体撮像装置 300 について説明する。対物レンズ枠 301 には、対物レンズ群 324 が設けられている。

【0250】

また、CCD チップ 325a の先端部側にはカバーガラス 325b が貼付され、さらにその先端部側にはカバーガラス 326 が貼付されている。このカバーガラス 326 は、上記対物レンズ枠 301 の基端側に、CCD 325 と対物レンズ群 324 とのピント出しがなされた状態で嵌合されている。すなわち、この実施の形態において、上記対物レンズ枠 301 は、CCD 325 を保持するための CCD ホルダの役目を兼用する。

50

【 0 2 5 1 】

また、上記対物レンズ枠 3 0 1 の基端部には、C C D 3 2 5 を覆うように突出部 3 0 2 が設けられ、この突出部 3 0 2 と C C D 3 2 5 との間隙部 3 0 3 は接着剤が充填されている。なお、この突出部 3 0 2 は、C C D 3 2 5 の全周を覆うように設けても良いし、C C D 3 2 5 の一部の面に対向して設けても良い。

【 0 2 5 2 】

さらに、C C D 3 2 5 および対物レンズ枠 3 0 1 の外周には絶縁部材 3 3 1 が被覆されている。

【 0 2 5 3 】

このような実施の形態によれば、上述した、電子内視鏡の先端部を細径化することのできる内視鏡装置の第 1 の実施の形態と略同様の効果を得ることができる。 10

【 0 2 5 4 】

また、本実施の形態の様に、対物レンズ枠 3 0 1 に C C D ホルダとしての機能を兼用させるとともに、対物レンズ枠 3 0 1 の基端部に C C D 3 2 5 を覆う突出部 3 0 2 を設けることにより、C C D 3 2 5 の対物レンズ枠 3 0 1 への接続強度をさらに向上させることができる。

【 0 2 5 5 】

[付記]

(付記 4 - 1)

先端部に固体撮像装置を有する電子内視鏡を備えた内視鏡装置において、 20

上記固体撮像装置は、固体撮像素子と、少なくとも上記固体撮像素子の外周を覆うシールド部材と、を備え、

上記固体撮像素子の前面にカバーガラスを貼付するとともに、少なくともこのカバーガラスを介して上記固体撮像素子を枠体に接続し、上記固体撮像素子の外周に絶縁部材を介して上記シールド部材を配置したことを特徴とする内視鏡装置。

【 0 2 5 6 】

(付記 4 - 2)

前記絶縁部材を熱収縮チューブで構成したことを特徴とする付記 4 - 1 に記載の内視鏡装置。

【 0 2 5 7 】

ところで、従来より、電子内視鏡の先端部に配設された固体撮像素子に接続され、制御装置等に高周波信号を伝送する信号線には、一般に、同軸信号線が用いられる。 30

【 0 2 5 8 】

しかしながら、このような固体撮像素子に同軸信号線を接続する際には、芯線を被覆部材から露出させて固体撮像素子に接続すると共に、この露出された芯線の後方でシールド線を露出されて G N D に接続する必要があるため、先端部の硬質長が長大化する。また、狭隘な先端硬質部で芯線のみならずシールド線の接続を行うことは作業性の低下を招く。

そこで、上記事情に鑑み、先端部の硬質長を短縮するとともに信号線接続の作業性を向上することのできる内視鏡装置について説明する。 40

【 0 2 5 9 】

図 3 3 は、先端部の硬質長を短縮することができるとともに信号線接続の作業性を向上することのできる内視鏡装置の一実施の形態に係わり、電子内視鏡の先端部の要部を示す断面図である。

【 0 2 6 0 】

図中符号 3 7 0 は、内視鏡装置を構成する電子内視鏡の先端部を示す。この先端部 3 7 0 は、対物光学系ユニット 3 8 1 と、この対物光学系ユニット 3 8 1 の後方に配置された固体撮像装置 3 8 0 とを備えて構成されている。

【 0 2 6 1 】

上記対物光学系ユニット 3 8 1 は、先端部 3 7 0 の先端側に配設された先端枠 3 8 9 に 50

嵌合保持されている。

【0262】

また、上記対物光学系ユニット381の基端側にはCCDホルダ384が外嵌され、このCCDホルダ384を介して上記固体撮像装置380が保持されている。ここで、固体撮像装置380は、固体撮像素子（以下CCDと称す）382が対物光学系ユニット381との間でピント出しされた状態で保持されている。具体的には、上記CCDホルダ384の内周には、カバーガラス383が嵌合保持され、このカバーガラス383の基端面に上記CCD382が貼着されている。また、上記CCD382は基端側にリード382aを有し、リード382aには、回路基板385が接続されている。

【0263】

上記先端枠389の基端側には、複数の湾曲コマが結合されてなる湾曲管392の第1湾曲コマ392aが嵌合保持されている。ここで、上記第1湾曲コマ392aは、少なくとも、CCD382と回路基板385の外周を覆うように配設されている。

【0264】

また、上記回路基板385には、CCDケーブル387の先端部から延出された複数の同軸信号線が接続されている。ここで、上記CCDケーブル387の先端部は湾曲管392の後方に臨まされており、上記同軸信号線を構成するシールド線はCCDケーブル387の先端部近傍で露出されてGND接続（図示せず）されている。また、上記同軸線を構成する芯線387aは回路基板385近傍で露出されて回路基板385に接続されている。この際、回路基板385に接続される複数の芯線387aは、互いに撚り束ねられた状態で回路基板385近傍まで延出されている。

【0265】

このような実施の形態によれば、同軸信号線のシールド線387bが内視鏡先端部370の先端硬質部まで延出されることなく湾曲管392近傍でGNDされるとともに、芯線387aのみが上記先端硬質部まで延出されて回路基板385に接続されているので、先端硬質長の短縮及び信号線接続の作業性向上を図ることができる。

【0266】

また、湾曲管内での信号線を細くすることができるので湾曲管を細径化することができる。また、湾曲管内での信号線の充填率を減少することができるので信号線の耐久性が向上する。

【図面の簡単な説明】

【0267】

【図1】図1～図4は本発明の実施の形態に係わり、図1は内視鏡装置を示す全体構成図

【図2】電子内視鏡の先端部の要部断面図

【図3】CCDケーブルの要部を示す断面図

【図4】同軸信号線の要部を示す断面図

【図5】図5は実施の形態の変形例に係わり、CCDケーブルの要部を示す断面図

【図6】図6は、先端部の長さを短くし且つ固体撮像装置の構成部材の部分交換を容易に行うことのできる内視鏡装置の一実施の形態に係わり、電子内視鏡の先端部の要部断面図

【図7】図7乃至図9は、CCDケーブル接続部の接続強度の向上を図ることのできる内視鏡装置の第1の実施の形態を示し、図7は固体撮像装置の要部断面図

【図8】図7における回路基板近傍の底面図

【図9】ケーブル保持部材の展開図

【図10】図10は、CCDケーブル接続部の接続強度の向上を図ることのできる内視鏡装置の第2の実施の形態を示し、図10は固体撮像装置の要部断面図

【図11】図11は、CCDケーブル接続部の接続強度の向上を図ることのできる内視鏡装置の第3の実施の形態を示し、図11は固体撮像装置の要部断面図

【図12】図12は、CCDケーブル接続部の接続強度の向上を図ることのできる内視鏡装置の第4の実施の形態を示し、図12は固体撮像装置の要部断面図

【図13】図13乃至図16は、CCDケーブル接続部の接続強度の向上を図ることので

10

20

30

40

50

きる内視鏡装置の第 5 の実施の形態を示し、図 1 3 は固体撮像装置の要部を示す断面図

【図 1 4】図 1 3 の A - A 断面図

【図 1 5】回路基板を斜め上方から見た斜視図

【図 1 6】回路基板を斜め下方から見た斜視図

【図 1 7】図 1 7 , 図 1 8 は固体撮像素子と回路基板との組立性を向上することのできる内視鏡装置の一実施の形態に係わり、図 1 7 は固体撮像素子と回路基板とを分解して示す側面図

【図 1 8】固体撮像素子と回路基板とが接続された状態を示す側面図

【図 1 9】図 1 9 乃至図 2 2 は贅嘆部の長さを短くすることのできる内視鏡装置の一実施の形態に係わり、図 1 9 は固体撮像装置の要部を分解して示す断面図

10

【図 2 0】固体撮像装置の要部断面図

【図 2 1】他の接点構成を示す説明図

【図 2 2】更なる他の接点構成を示す説明図

【図 2 3】図 2 3 は従来の電子内視鏡の先端部を示し、図 2 3 (a) は電子内視鏡の先端部の側面図 図 2 3 (b) は図 2 3 (a) の A - A 断面図

【図 2 4】図 2 4 は先端部を太径化させることなくフレア等の不具合を低減することのできる内視鏡装置の一実施の形態を示し、図 2 4 (a) は上部消化管用の電子内視鏡の先端部の要部を示すレイアウト図 図 2 4 (b) は図 2 4 (a) で示す電子内視鏡で撮像された画像の一例を示す説明図 図 2 4 (c) は下部消化管用の電子内視鏡の先端部の要部を示すレイアウト図 図 2 4 (d) は図 2 4 (c) で示す電子内視鏡で撮像された画像の一例を示す説明図

20

【図 2 5】図 2 5 は、ランプの破損を防止することのできる内視鏡装置の一実施の形態に係わり、内視鏡の操作部近傍の説明図

【図 2 6】図 2 6 , 図 2 7 は単一の固体撮像素子を用いて同時に複数の観察手段 2 を構成することのできる内視鏡装置の第 1 の実施の形態に係わり、図 2 6 は電子内視鏡の先端部の要部断面図

【図 2 7】はモニター上の画像の説明図

【図 2 8】図 2 8 , 図 2 9 は、単一の固体撮像素子を用いて同時に複数の観察手段を構成することのできる内視鏡装置の第 2 の実施の形態に係わり、図 2 8 は電子内視鏡の先端部の要部断面図

30

【図 2 9】モニター上の画像の説明図

【図 3 0】図 3 0 は、一種類の撮像ユニットで規格が異なる種々の固体撮像装置に対応できる撮像ユニットの一実施の形態に係わり、撮像ユニットの要部を示す斜視図

【図 3 1】図 3 1 は、電子内視鏡の先端部を細径化することのできる内視鏡装置の第 1 の実施の形態に係わり、電子内視鏡の先端部の要部断面図

【図 3 2】図 3 2 は、電子内視鏡の先端部を細径化することのできる内視鏡装置の第 2 の実施の形態に係わり、電子内視鏡の先端部の要部断面図

【図 3 3】図 3 3 は、先端部の硬質長を短縮することができるとともに信号線接続の作業性を向上することのできる内視鏡装置の一実施の形態に係わり、電子内視鏡の先端部の要部を示す断面図

40

【符号の説明】

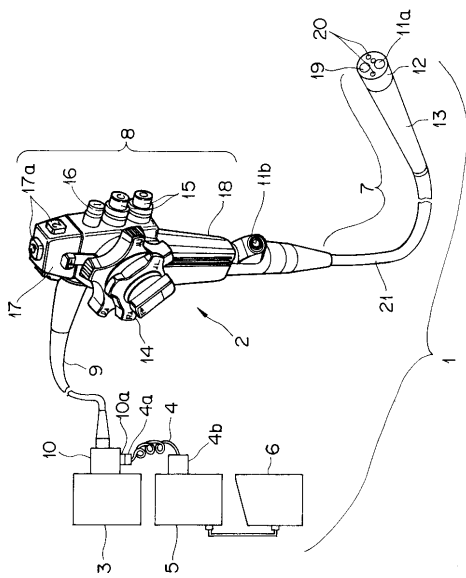
【 0 2 6 8 】

1	...	内視鏡装置
2 5	...	固体撮像素子
3 0	...	C C D ケーブル
3 9	...	同軸信号線
3 9 c	...	第 1 の外部導体
3 9 d	...	第 2 の外部導体
4 0	...	同軸信号線
4 1	...	単純信号線

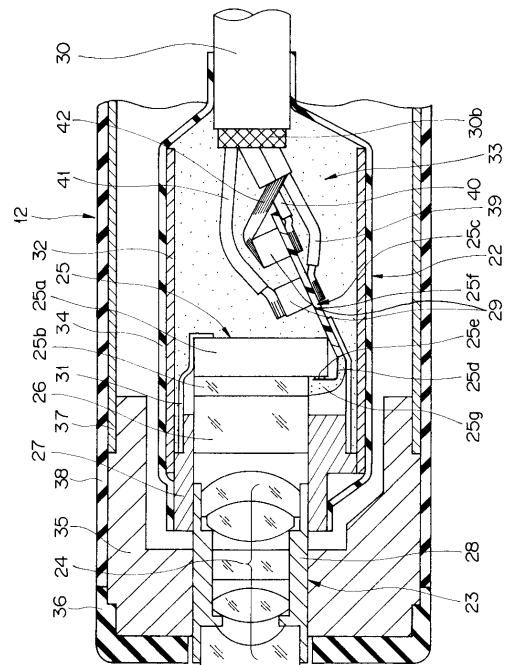
50

代理人 弁理士 伊藤 進

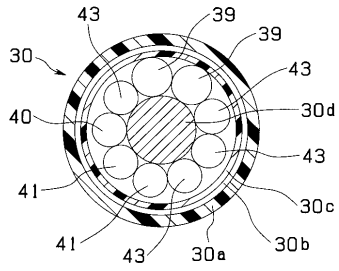
【図 1】



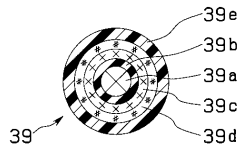
【図 2】



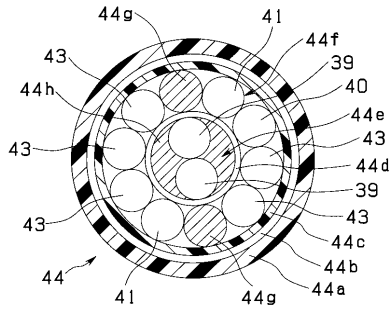
【 図 3 】



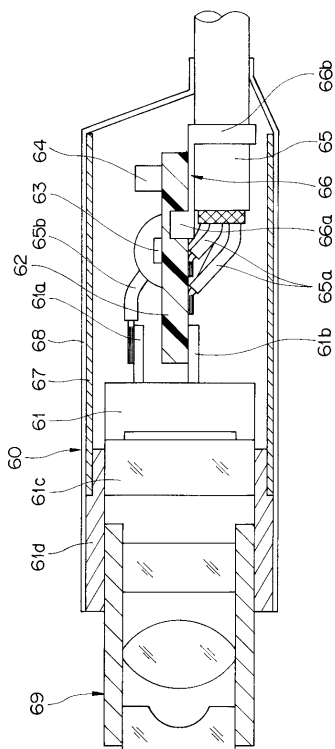
【 図 4 】



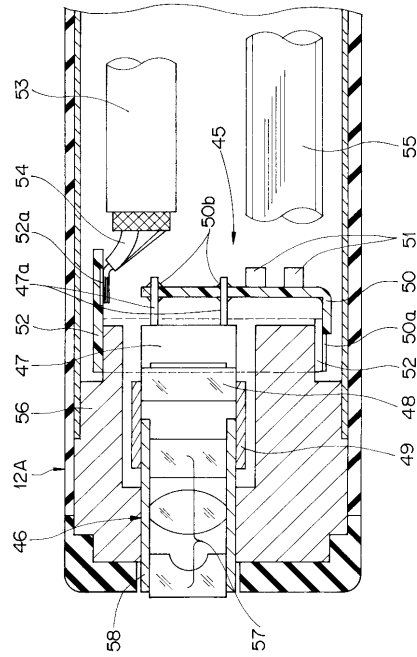
【 図 5 】



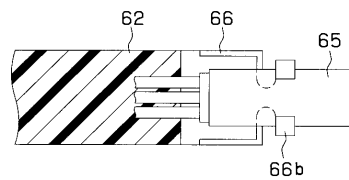
【 図 7 】



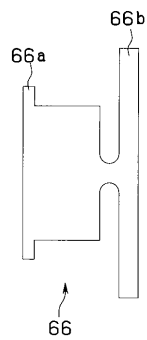
【 図 6 】



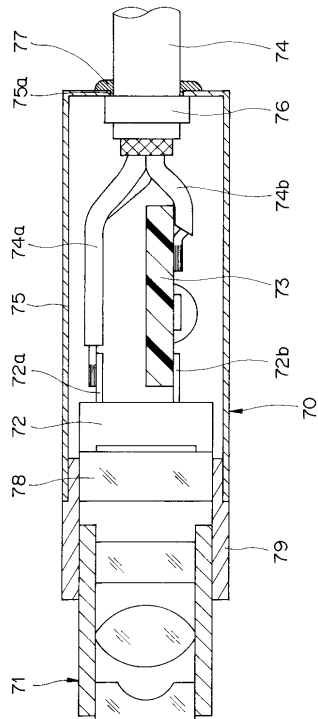
【 図 8 】



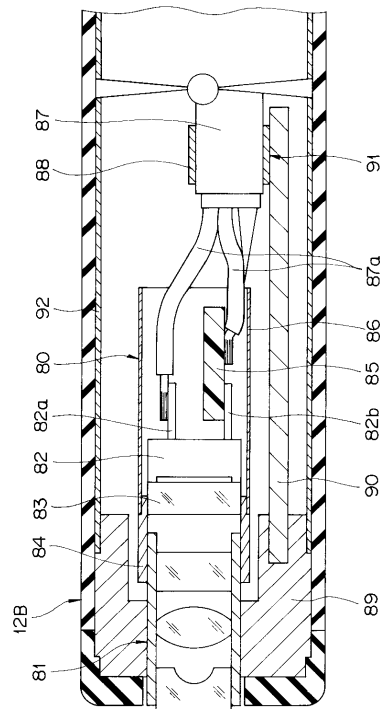
【 図 9 】



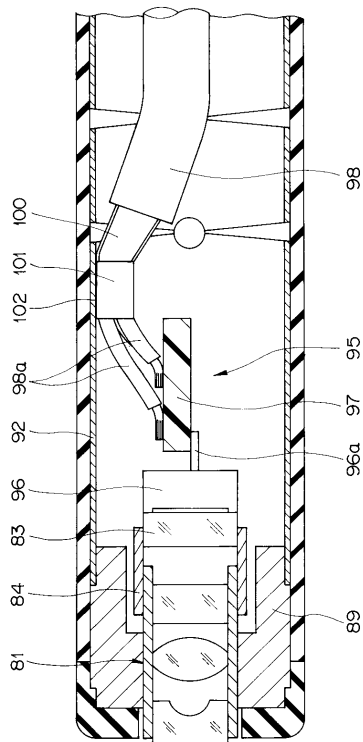
【図 10】



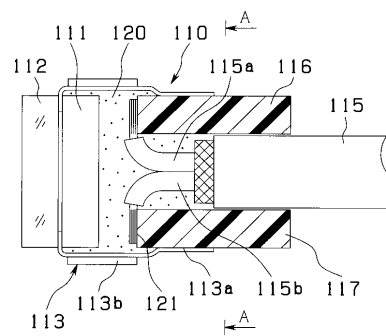
【図 11】



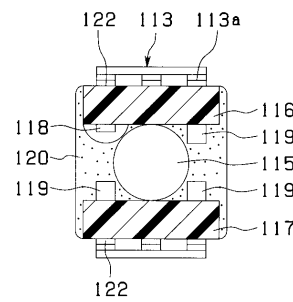
【図 12】



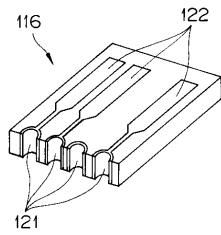
【図 13】



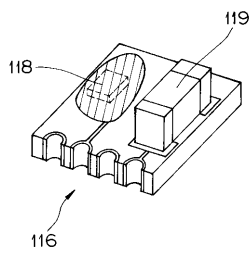
【図 14】



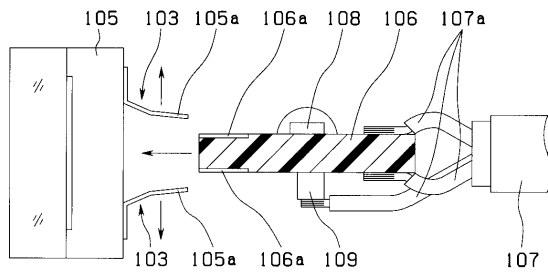
【図 15】



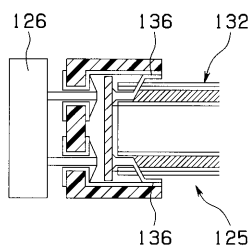
【図 16】



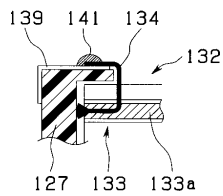
【図 17】



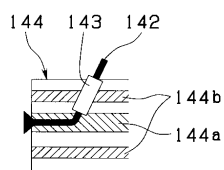
【図 20】



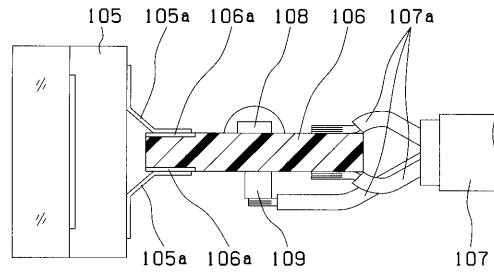
【図 21】



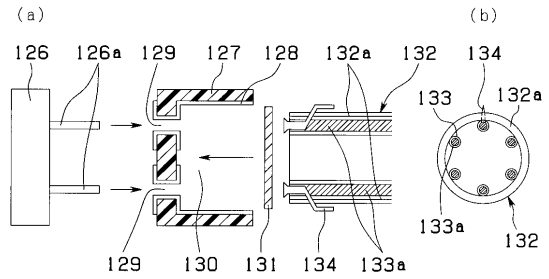
【図 22】



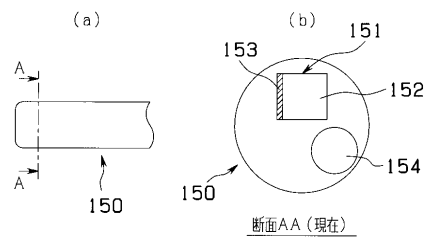
【図 18】



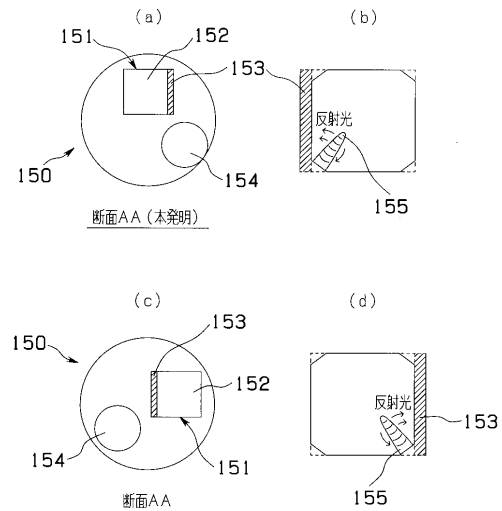
【図 19】



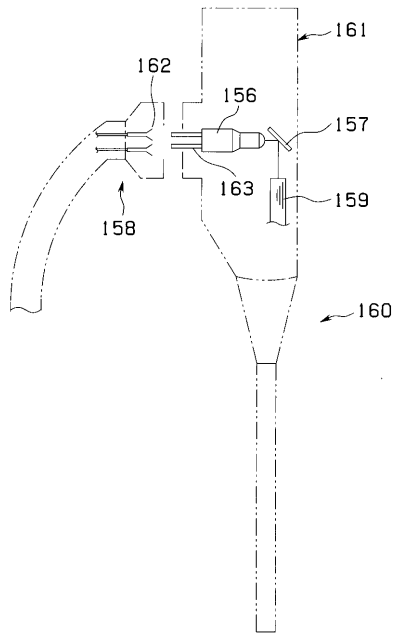
【図 23】



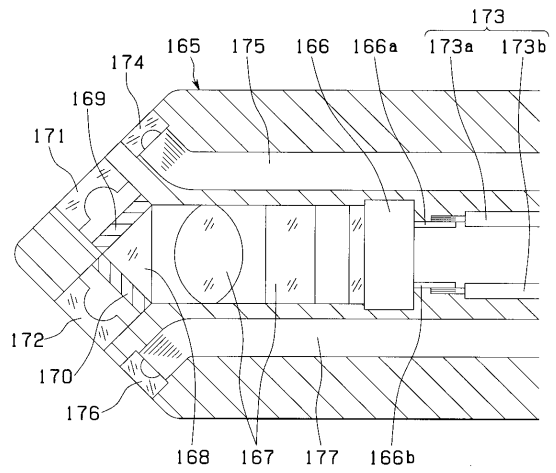
【図 24】



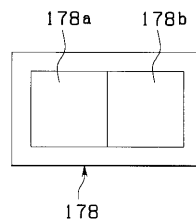
【図 25】



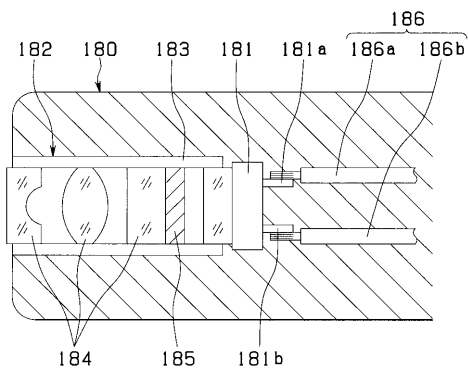
【図 26】



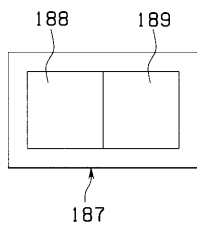
【図 27】



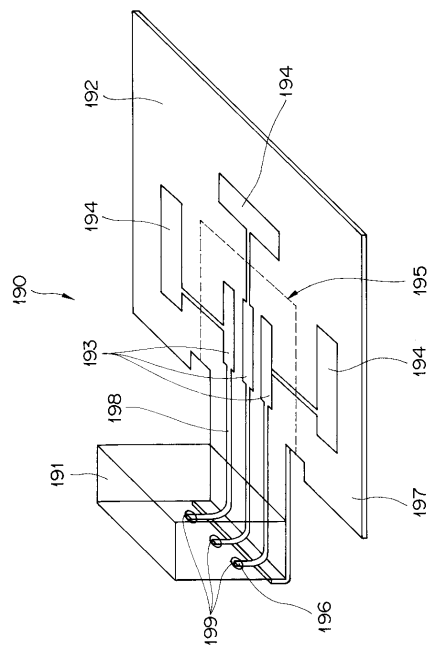
【図 28】



【図 29】



【図 30】



专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2004249119A	公开(公告)日	2004-09-09
申请号	JP2004111637	申请日	2004-04-05
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	吉满浩一		
发明人	吉满 浩一		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 H04N5/225		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/00.300.P H04N5/225.C H04N5/225.D A61B1/00.715 A61B1/04.530 A61B1/05 H04N5/225 H04N5/225.430 H04N5/225.500		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/JJ06 4C061/JJ15 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/PP10 5C122/DA26 5C122/EA22 5C122/GE06 5C122/GE11 4C161/CC06 4C161/JJ06 4C161/JJ15 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP10		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种具有电缆的内窥镜设备，该电缆具有即使在发送具有高传输频率的信号时也能够可靠地降低辐射噪声的结构。在包括电子内窥镜的内窥镜装置的内窥镜装置中，该电子内窥镜在其尖端部具有固态成像装置，该固态成像装置包括固态成像装置和覆盖至少固态成像装置的外周的屏蔽构件。在固态成像装置的前表面上配备有防护玻璃，该固态成像装置至少通过防护玻璃连接到框架，并且屏蔽构件经由绝缘构件设置在固态成像装置的外周上。它的特点是被安排。[选择图]图31

