

(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2010-158393

(P2010-158393A)

(43) 公開日 平成22年7月22日(2010.7.22)

(51) Int.Cl.	F 1	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 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2009-2622 (P2009-2622)
 (22) 出願日 平成21年1月8日 (2009.1.8)

(71) 出願人 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100078880
 弁理士 松岡 修平
 (72) 発明者 小林 徹至
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
 Y A 株式会社内
 (72) 発明者 伊東 哲弘
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
 Y A 株式会社内
 Fターム(参考) 2H040 DA36 GA02 GA03 GA11
 4C061 JJ11 NN01 PP10 SS01

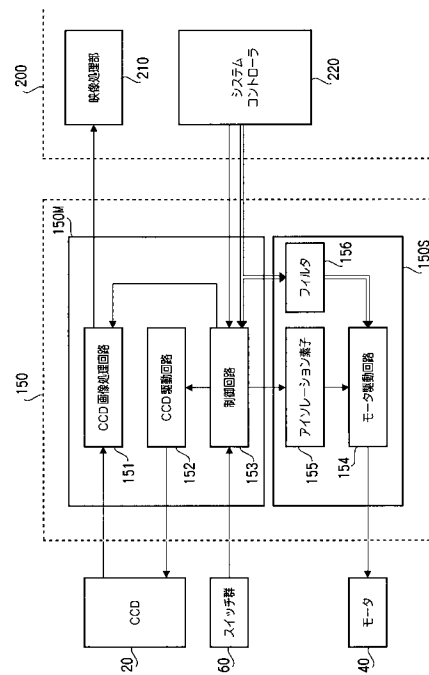
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡

(57) 【要約】

【課題】 ノイズの影響を低減し、かつ汎用性の高い基板構成を備える電子内視鏡を提供することを目的とする。

【解決手段】 被検体を撮像するための撮像手段と、被検体と撮像手段の間に配される対物光学系と、対物光学系を移動させる移動手段と、撮像手段の駆動制御および画像処理を行う撮像手段駆動回路と、移動手段を駆動制御する移動手段駆動回路と、を備え、撮像手段駆動回路と移動手段駆動回路は、別々の基板に形成され、アイソレーション手段を介して接続されることを特徴とする電子内視鏡が提供される。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体を撮像するための撮像手段と、
前記被検体と撮像手段の間に配される対物光学系と、
前記対物光学系を移動させる移動手段と、
前記撮像手段の駆動制御および画像処理を行う撮像手段駆動回路と、
前記移動手段を駆動制御する移動手段駆動回路と、を備え、
前記撮像手段駆動回路と前記移動手段駆動回路は、別々の基板に形成され、アイソレーション手段を介して接続されることを特徴とする電子内視鏡。

【請求項 2】

前記アイソレーション手段は、フォトアイソレーション素子もしくは磁気アイソレーション素子であることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡。

【請求項 3】

前記撮像手段駆動回路および前記移動手段駆動回路は、前記電子内視鏡に接続されたプロセッサから電源電圧を供給されるものであり、

前記プロセッサからの電源電圧は、前記撮像手段駆動回路および前記移動手段駆動回路へ入力される前に分配されて、各回路それぞれに入力されることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の電子内視鏡。

【請求項 4】

前記移動手段駆動回路および前記撮像手段駆動回路は、前記電子内視鏡に接続されたプロセッサから別々の電源線によって電源電圧が供給されることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の電子内視鏡。

【請求項 5】

前記移動手段駆動回路への電源電圧の供給は、ノイズフィルタを介して行われることを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれかに記載の電子内視鏡。

【請求項 6】

前記ノイズフィルタは、コモンモードフィルタであることを特徴とする請求項 5 に記載の電子内視鏡。

【請求項 7】

前記移動手段駆動回路が形成されるサブ基板と、
前記撮像手段駆動回路が形成されるメイン基板は、両基板が対向するように配されることを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれかに記載の電子内視鏡。

【請求項 8】

前記アイソレーション手段は、前記サブ基板に備えられることを特徴とする請求項 7 に記載の電子内視鏡。

【請求項 9】

前記サブ基板における前記メイン基板と対向する面には、金属膜が形成されていることを特徴とする請求項 7 または 8 に記載の電子内視鏡。

【請求項 10】

前記サブ基板の前記メイン基板と対向する面には、シールドシートが設けられていることを特徴とする請求項 7 または 8 に記載の電子内視鏡。

【請求項 11】

前記メイン基板には、前記撮像手段駆動回路からの信号を前記撮像手段へ伝送するためのケーブルが接続され、

前記サブ基板には、前記移動手段駆動回路からの信号を前記移動手段へ伝送するためのケーブルが接続されることを特徴とする請求項 7 から 10 のいずれかに記載の電子内視鏡。

【請求項 12】

前記移動手段によって前記対物光学系を移動させることにより、ズーム機能およびフォーカス機能を実現することを特徴とする請求項 1 から 11 のいずれかに記載の電子内視鏡

10

20

30

40

50

。

【請求項 13】

前記対物光学系と、前記撮像手段と、前記移動手段とを挿入部に備え、

前記撮像手段駆動回路と、前記移動手段駆動回路とを接続部に備えることを特徴とする請求項 1 から 12 に記載の電子内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、対物光学系を移動可能な構成を備えた電子内視鏡に関する。

【背景技術】

10

【0002】

一般に、患者の体腔内を診断又は治療するために、先端部に CCD などの撮像素子を備えた電子内視鏡が広く用いられている。また、例えば特許文献 1 には、電子内視鏡の対物光学系に含まれるレンズを光軸前後方向に移動させて焦点距離を変化させることにより、被検体の拡大画像を得る拡大内視鏡が開示されている。特許文献 1 の拡大内視鏡では、対物光学系を移動させるためのアクチュエータを、CCU とは別に設けられたズーム制御装置によって制御する構成となっている。これに対し、特許文献 2 には、特許文献 1 のように対物光学系を移動可能な構成を備えた内視鏡において、対物光学系を移動させるモータの駆動回路等を、特許文献 1 のように別装置ではなく、内視鏡装置に内蔵させる構成が開示されている。具体的には、特許文献 2 の内視鏡装置では、CCD の映像処理等を行う回路と、対物光学系を移動させるためのモータ駆動回路とを同一の基板上に形成し、CCU 内に内蔵することで、装置全体の小型化を可能としている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開平 9 - 322566 号公報

【特許文献 2】特開 2006 - 375 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

30

しかしながら、特許文献 2 に記載の内視鏡装置のように、一つの装置内（CCU 内）に映像処理回路とモータ駆動回路を内蔵するために、各回路を同一の基板上に形成した場合、それぞれの回路がお互いにノイズ源として悪影響を及ぼしてしまうことがある。具体的には、対物光学系を移動させるためにモータが駆動される場合、モータ駆動回路において発生する変動電流等によりノイズが発生する。そしてこのノイズにより、モータ駆動回路の近傍に配置された映像処理回路等が影響を受け、得られる画像にランダムノイズや同期乱れ等が生じてしまうといった問題がある。

【0005】

また、内視鏡では、用いられる撮像素子の種類に対応した映像処理回路を備える必要がある。そのため、映像処理回路とモータ駆動回路とを同一の基板に形成することにより、それぞれの撮像素子の種類に対応して、対物光学系を移動させる構成を備える場合と該構成を備えない場合とで別々の基板が必要となる。これにより、基板の種類が増大し、生産性や管理の面でも効率が悪くなってしまうといった問題もあった。

40

【0006】

そこで、本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、ノイズの影響を低減し、かつ汎用性の高い基板構成を備える電子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】

【0007】

上記の課題を解決するため、本発明により、被検体を撮像するための撮像手段と、被検体と撮像手段の間に配される対物光学系と、対物光学系を移動させる移動手段と、撮像手

50

段の駆動制御および画像処理を行う撮像手段駆動回路と、移動手段を駆動制御する移動手段駆動回路とを備え、撮像手段駆動回路と移動手段駆動回路は、別々の基板に形成され、アイソレーション手段を介して接続されることを特徴とする電子内視鏡が提供される。

【0008】

このような構成により、撮像手段駆動回路および移動手段駆動回路における信号を分離することが可能となり、各回路におけるノイズの影響を低減することができる。また、移動手段駆動回路と撮像手段駆動回路を別々の基板に形成することにより、基板の汎用性を高め、生産性の向上を図ることが可能となる。

【0009】

また、上記アイソレーション手段は、フォトアイソレーション素子もしくは磁気アイソレーション素子で構成されても良い。

10

【0010】

また、撮像手段駆動回路および移動手段駆動回路は、電子内視鏡に接続されたプロセッサから電源電圧を供給されるものであり、該プロセッサからの電源電圧は、撮像手段駆動回路および移動手段駆動回路へ入力される前に分配されて、各回路それぞれに入力されるよう構成しても良い。または、移動手段駆動回路および撮像手段駆動回路は、電子内視鏡に接続されたプロセッサから別々の電源線によって電源電圧が供給されるよう構成しても良い。このような構成により、撮像手段駆動回路および移動手段駆動回路に別々に電源電圧が供給され、各回路における電氣的なノイズの影響を低減することができる。

【0011】

20

また、上記移動手段駆動回路への電源電圧の供給は、ノイズフィルタを介して行われるよう構成しても良い。さらに、この場合、ノイズフィルタとして、コモンモードフィルタを用いても良い。このような構成により、撮像手段駆動回路、移動手段駆動回路、およびプロセッサを電氣的に分離することが可能となり、ノイズの影響を更に低減することができる。

【0012】

また、移動手段駆動回路が形成されるサブ基板と、撮像手段駆動回路が形成されるメイン基板は、両基板が対向するように配されても良い。このような構成により、限られた空間を効率的に利用して両基板を配置することができる。

【0013】

30

また、上記アイソレーション手段は、サブ基板に備えられるよう構成しても良い。このようにサブ基板側にアイソレーション手段を設け、サブ基板に起因するノイズに対応するための部品については全てサブ基板側に配置することで、基板の汎用性を高めることが可能となる。

【0014】

また、サブ基板におけるメイン基板と対向する面には、金属膜が形成されていても良い。もしくは、サブ基板のメイン基板と対向する面には、シールドシートが設けられていても良い。このように構成することにより、サブ基板で発生した磁界や電界によるノイズについてもメイン基板へ伝わることを防ぐことができる。

【0015】

40

また、メイン基板には、撮像手段駆動回路からの信号を撮像手段へ伝送するためのケーブルが接続され、サブ基板には、移動手段駆動回路からの信号を移動手段へ伝送するためのケーブルが接続されるよう構成しても良い。このように、ケーブルを別々の基板から接続することで、ケーブル間のノイズの伝達を低減させることも可能となる。

【0016】

また、上記電子内視鏡は、移動手段によって対物光学系を移動させることにより、ズーム機能およびフォーカス機能を実現するものであっても良い。さらに、対物光学系と、撮像手段と、移動手段とを挿入部に備え、撮像手段駆動回路と、移動手段駆動回路とを接続部に備える構成としても良い。

【発明の効果】

50

【 0 0 1 7 】

したがって、本発明によれば、撮像手段駆動回路と移動手段駆動回路とを同一装置内に内蔵した場合であっても、各回路におけるノイズの影響を低減させることが可能であり、且つ汎用性が高い基板構成を備えた電子内視鏡を提供することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 8 】

【 図 1 】 本発明に係る電子内視鏡システムの概略構成図である。

【 図 2 】 本発明の電子内視鏡における信号処理部のブロック図である。

【 図 3 】 信号処理部における基板の配置構成を示す模式図である。

【 発明を実施するための形態 】

10

【 0 0 1 9 】

以下、図面を参照して、本発明に係る電子内視鏡について説明する。

【 0 0 2 0 】

図 1 は、本実施形態の電子内視鏡システム 1 の概略構成を示した図である。電子内視鏡システム 1 は、体腔内の画像を撮像するための電子内視鏡 1 0 0、電子内視鏡 1 0 0 に接続されるプロセッサ 2 0 0、および電子内視鏡 1 0 0 によって撮像された映像を表示するモニタ 3 0 0 から構成される。

【 0 0 2 1 】

電子内視鏡 1 0 0 の挿入部先端には、集束レンズなどからなる対物光学系 1 1 0、および体腔内画像を撮像するための撮像素子である CCD 1 2 0 が備えられている。また、術者により操作される操作部には、術者により各種操作が入力されるスイッチ群 1 6 0 および対物光学系 1 1 0 を光軸前後方向（図 1 の矢印の方向）へ移動するためのステッピングモータなどからなるモータ 1 4 0 が設けられる。さらに、電子内視鏡 1 0 0 の基端部、すなわちプロセッサ 2 0 0 との接続部には、CCD 1 2 0 およびモータ 1 4 0 の駆動制御ならびに CCD 1 2 0 によって撮像された画像信号に対して信号処理を行う信号処理部 1 5 0 が設けられている。さらに、体腔内を照明する照明光を伝播するライトガイド 1 3 0 が、電子内視鏡 1 0 0 の接続部から挿入部先端まで延在している。

20

【 0 0 2 2 】

プロセッサ 2 0 0 は、電子内視鏡 1 0 0 へ照明光を供給する光源 2 1 0、電子内視鏡 1 0 0 にて生成された映像信号に所定の信号処理を行う映像処理部 2 3 0、および各部を制御するシステムコントローラ 2 2 0 を備える。システムコントローラ 2 2 0 は、タイミングコントロール機能等を含み、プロセッサ 2 0 0 本体のみならず、電子内視鏡システム 1 全体の駆動制御や同期を図るための回路部である。さらに、プロセッサ 2 0 0 は、上記各部に電源電圧を供給する電源回路 2 4 0 を備えている。電源回路 2 4 0 から供給される電源電圧は、図 1 に二重線の矢印にて示されるように、システムコントローラ 2 2 0 を介して電子内視鏡 1 0 0 の信号処理部 1 5 0 にも供給される。

30

【 0 0 2 3 】

電子内視鏡システム 1 では、まず、システムコントローラ 2 2 0 の制御の下、プロセッサ 2 0 0 の光源 2 1 0 にて生成された照明光が、ライトガイド 1 3 0 を通って電子内視鏡 1 0 0 の挿入部先端から体腔内へ射出される。体腔内の生体組織で反射した照明光は、対物光学系 1 1 0 を通って CCD 1 2 0 に入射する。CCD 1 2 0 では、入射する光に応じて蓄積された電荷から画像信号が生成され、信号処理部 1 5 0 に送られる。信号処理部 1 5 0 では、CCD 1 2 0 からの画像信号に対して所定の画像処理が行われ、プロセッサ 2 0 0 にて処理を行いやすい RGB 形式の映像信号が生成される。信号処理部 1 5 0 で生成された映像信号は、プロセッサ 2 0 0 の映像処理部 2 3 0 に送信される。そして、映像信号処理部 2 3 0 では、映像信号に所定の処理を施して、モニタ 3 0 0 での表示に適したビデオ信号が生成される。そして、映像処理部 2 3 0 からモニタ 3 0 0 へビデオ信号が送信され、モニタ 3 0 0 は受信したビデオ信号に基づいた映像を表示する。そして、術者は、モニタ 3 0 0 に表示される映像を確認しながら体腔内の観察を行う。

40

【 0 0 2 4 】

50

また、電子内視鏡 100 の操作部に備えられたスイッチ群 160 は、CCD 120 によって拡大／縮小画像を取得するための「ズーム」スイッチや、自動的に焦点合せを行うための「オートフォーカス」スイッチなどの各種操作スイッチからなる。そして、上述のように体腔内観察が行なわれる中で、術者により「ズーム」スイッチの操作がなされると、信号処理部 150 へ「ズーム」に対応する操作信号が送られ、信号処理部 150 によって、所定の量だけ対物光学系 110 を光軸前後方向へ移動させるようにモータ 140 が駆動制御される。これにより、被検体である体腔壁と CCD 120 との焦点距離が変化し、拡大／縮小された体腔壁画像が CCD 120 によって撮像される。また、術者によって「オートフォーカス」スイッチが操作された場合には、同様に「オートフォーカス」に対応する操作信号が信号処理部 150 に送られる。そして、信号処理部 150 において、CCD 120 によって撮像された画像に基づいて焦点距離が計算され、該計算結果に基づいてモータ 140 が駆動制御され、所定の量だけ対物光学系 110 が移動される。これにより、被検体である体腔壁と CCD 120 との焦点距離が調整され、自動的に焦点合わせが行われる。

10

20

30

40

50

【0025】

次に、本発明の特徴である電子内視鏡 100 の信号処理部 150 について詳述する。図 2 は信号処理部 150 の概略構成を示すブロック図である。信号処理部 150 は、CCD 画像処理回路 151、CCD 駆動回路 152、モータ駆動回路 154 および制御回路 153 を有する。CCD 画像処理回路 151 は、CCD 120 によって生成された画像信号に対して所定の信号処理を行って映像信号を生成する回路である。また、CCD 駆動回路 152 は、制御回路 153 から出力される制御信号に従って、CCD 120 を駆動する回路である。さらに、モータ駆動回路 154 は、制御回路 153 から出力される制御信号に従って、モータ 140 を駆動する回路である。制御回路 153 は、プロセッサ 200 からの同期パルスなどの各種信号、およびスイッチ群 160 からの操作信号に基づいて、信号処理部 150 に含まれる各回路の制御を行う回路である。

【0026】

また、図 2 に示すように、本実施形態においては、信号処理部 150 は、メイン基板 150M およびサブ基板 150S の二つの独立した基板によって構成される。そして、メイン基板 150M には、CCD 画像処理回路 151、CCD 駆動回路 152、および制御回路 153 が形成され、サブ基板 150S には、モータ駆動回路 154 が形成される。

【0027】

また、サブ基板 155 には、アイソレーション素子 155 およびノイズフィルタ 156 が備えられている。アイソレーション素子 155 としては、光結合型アイソレータであるフォトプラヤ、磁気結合型アイソレータであるパルストランスまたは GMR アイソレータなどが用いられる。そして、メイン基板 150M の制御回路 153 と、サブ基板 150S のモータ駆動回路 154 は、このアイソレーション素子 155 を介して接続される。これにより、メイン基板 150M が備える各回路からサブ基板 150S におけるモータ駆動回路 154 への信号が分離される。

【0028】

また、上述のように、CCD 120 やモータ 140 を駆動するための電源電圧は、プロセッサ 200 から供給される。そして、本実施形態においては、供給される電源電圧は、メイン基板 150M の制御回路 153 へ入力される前に、サブ基板 150S へと分配される。このように構成することにより、サブ基板 150S およびメイン基板 150M の各回路において、電源線によって伝達されるノイズの影響を低減することが可能となる。

【0029】

さらに、サブ基板 150S のモータ駆動回路 154 への電源電圧の供給はノイズフィルタ 156 を介して行われる。ノイズフィルタ 156 は、電源線などを介したノイズの漏洩や侵入を防止するための部品であり、本実施形態では、高周波側のインピーダンスを高める機能を備えたコモンモードフィルタなどが用いられる。このようにノイズフィルタ 156 を備えることにより、メイン回路 150M に対するノイズの影響をさらに低減するだけ

でなく、プロセッサ 200 に対するノイズの影響も低減することが可能となる。また、その他にも、プロセッサ 200 からメイン基板 150 M およびメイン基板 150 S のそれぞれに対して始めから別々の電源線によって電源電圧を供給するような構成とすることも可能である。さらに、メイン基板 150 M にもノイズフィルタを備え、制御回路 153 への電源電圧の供給を、該ノイズフィルタを介して行うよう構成しても良い。

【0030】

上述のように、CCD 120 の駆動や画像処理を行うための CCD 画像処理回路 151 および CCD 駆動回路 152 と、モータ 140 の駆動を行うためのモータ駆動回路 154 とを別々の基板に構成することにより、メイン基板 150 M およびサブ基板 150 S の汎用性を高めることができる。具体的には、ズーム/フォーカス機能を備える、すなわちモータ 140 を備える電子内視鏡には、撮像素子の種類に関係なく本実施形態のサブ基板 150 S を採用することが可能である。また、メイン基板 150 M についても、ズーム/フォーカス機能を備える電子内視鏡と、そうでない電子内視鏡との両方で共通して採用することが可能である。これにより、撮像素子の種類およびズーム機能の有無にそれぞれ対応した基板を多数種類作成する必要がなくなり、基板の生産性の向上および管理の簡易化を図ることができる。

10

【0031】

また、メイン基板 150 M とサブ基板 150 S とをアイソレーション素子 155 によって分離することで、特に大きなノイズ源であるモータ駆動回路 154 から制御回路 153 へノイズが回り込むことを防止することができる。さらに、サブ基板 150 S への電源電圧を、メイン回路への供給前に分配して供給したり、ノイズフィルタ 156 を介して供給することにより、モータ駆動時の変動電流などによるノイズの影響を低減することができる。そして、このように各回路における信号のノイズや電氣的なノイズの影響が低減されることにより、電子内視鏡システム 1 にて得られる体腔内画像のランダムノイズが低減され、周期乱れの少ない映像に基づき、好適な体腔内観察を行なうことが可能となる。

20

【0032】

また、図 3 は、メイン基板 150 M とサブ基板 150 S の配置構成を説明するための模式図である。図 3 (a) は、メイン基板 150 M およびサブ基板 150 S を斜めから見た斜視図である。また、図 3 (b) は、メイン基板 150 M およびサブ基板 150 S を図 3 (a) に示す矢印 A の方向から見た側面図である。尚、図 3 (a) および図 3 (b) においては、本発明の説明に必要な部品についてのみ記載を行い、その他の部品については図示が省略されている。

30

【0033】

図 3 (a) に示すように、信号処理部 150 は、メイン基板 150 M とサブ基板 150 S とが対向するように配置される。そして、本実施形態では、メイン基板 150 M の上にサブ基板 150 S が配される、二階建て構造となっている。また、メイン基板 150 M とサブ基板 150 S は、基板用コネクタ 157 によって接続される。この基板用コネクタ 157 を介して、制御回路 153 からの制御信号およびプロセッサ 200 からの電源電圧がサブ基板 150 S に供給される。メイン基板 150 M およびサブ基板 150 S は、基板用コネクタ 157 の他にも、例えばケーブルやフレキ基板などで接続される構成とすることも可能である。

40

【0034】

また、メイン基板 150 M には、コネクタ 159 P および 159 C が設けられており、プロセッサ 200 からの制御信号および電源電圧、ならびにスイッチ群 160 からの操作信号を伝送するためのケーブル 158 P および、CCD 120 へ制御信号及び電源電圧を供給するためのケーブル 158 C が、各コネクタ 159 P および 159 C に接続される。また、サブ基板 150 S には、コネクタ 159 M が設けられており、モータ 140 へ制御信号及び電源電圧を供給するためのケーブル 158 M がコネクタ 159 M に接続される。このとき、メイン基板上のコネクタ 159 P および 159 C を別々に設けずに 1 つのコネクタにケーブル 158 P および 158 C を接続する構成としても良い。さらに、コネクタ

50

を設ける以外にも、各基板の表面に各ケーブル 158P、158C、158Mを半田付けするためのパッドを設ける構成としても良い。

【0035】

また、本実施形態では、図3(a)に示すように、コネクタ159Pの近傍に基板用コネクタ157を設ける構成としている。これにより、プロセッサ200から供給される電源電圧をメイン基板150Mの制御回路153へ入力する前にサブ基板150Sへと分配することが可能となる。さらに、サブ基板150Sの基板用コネクタ157近傍には、アイソレーション素子155およびノイズフィルタ156が配置される。これにより、基板用コネクタ157を介してサブ基板150Sに供給される制御信号や電源電圧におけるメイン基板150Sからのノイズの影響を低減すると共に、モータ駆動回路154によるノイズの影響をメイン基板150Sの各回路部に与えることを防ぐことができる。

10

【0036】

また、CCD120へ接続されるケーブル158Cが接続されるコネクタ159Cと、モータ140へ接続されるケーブル158Mが接続されるコネクタ159Mをそれぞれ別の基板に設けることにより、各ケーブル158Cおよび158M間に十分な距離を設けることができる。これにより、ケーブル間でのノイズの回り込みについても低減することが可能となる。

【0037】

また、メイン基板150Mおよびサブ基板150Sは、ウエハース状に絶縁体とパターンが積層されて形成される多層基板である。そして、図3(b)に示すように、サブ基板150Sのメイン基板150Mに対向する面は、一面アルミ、銅などの金属膜Fで形成され、部品は一切実装されないように構成される。このように、サブ基板150Sのメイン基板と対向する面を金属膜のグランドとすることで、サブ基板150Sで発生した磁界や電界によるノイズの影響をメイン基板150Mに伝えることを防ぐことが可能となる。また、サブ基板150Sのメイン基板150Mに対向する面を金属膜Fで構成する以外にも、サブ基板150Sのメイン基板150Mと対向する面に、シールドシートを貼り付けても良い。ここで用いるシールドシートとは、アルミ箔または、フェライトなどから形成される電磁波をシールドするためのシートであり、これを用いることによっても、サブ基板150Sにおけるノイズがメイン基板150Mに伝わるのを防ぐことが可能となる。

20

【0038】

以上が本発明の実施形態であるが、本発明はこれらの実施形態に限定されるものではなく様々な範囲で変形が可能である。例えば、上記実施形態では、ステッピングモータからなるモータ140によって対物光学系110を移動させる構成としたが、本発明はこれに限定されるものではない。その他にも、例えばDCモータ、DCブラシレスモータ、DCセンサレスブラシレスモータ、圧電アクチュエータ、超音波モータ等によって対物光学系110を移動させる構成としても良い。この場合、サブ基板150Sのモータ駆動回路154に変えて、各モータ(アクチュエータ)に対応した駆動回路を設けるように、サブ基板150Sの回路構成を変えるだけで良い。これにより、メイン基板150Mを変えることなく、様々な電子内視鏡に適したモータ(アクチュエータ)を選定でき、汎用性を高める事が可能となる。

30

40

【0039】

また、上記実施形態においては、メイン基板150Mおよびサブ基板150Sは、二階建て構造となるように対向して配置される構成としたが、本発明はこれに限定されるものではない。その他にも、電子内視鏡100内における基板の設置可能空間に応じて、様々な形態で配置されることことができる。

【0040】

さらに、上記実施形態においては、一つの移動手段(モータ140)によって対物光学系110を移動させる構成としたが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、ズームの場合とフォーカスの場合とで別々の移動手段によって対物光学系110を移動させるよう構成しても良い。このような場合でも、サブ基板150S上に複数の駆動回路を

50

搭載する事で、メイン基板 150M を変更することなく容易に複数の移動手段を有する場合に対応可能とすることができる。

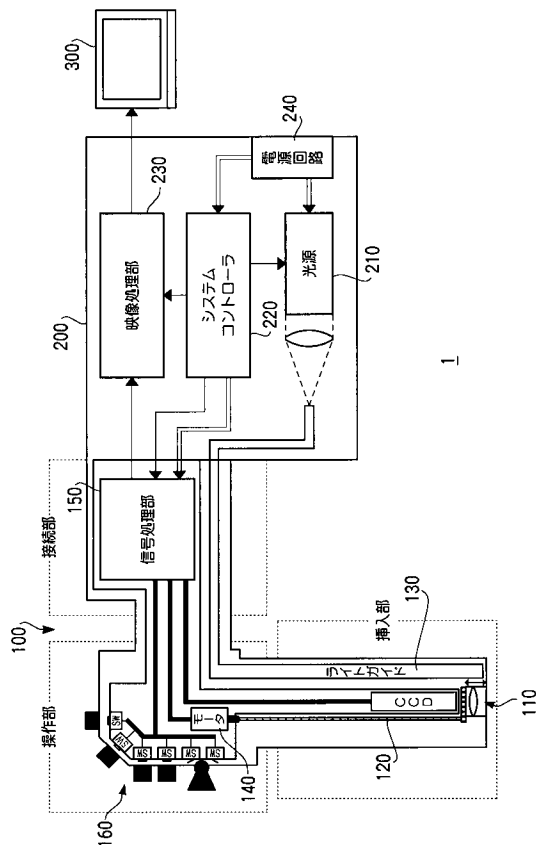
【符号の説明】

【0041】

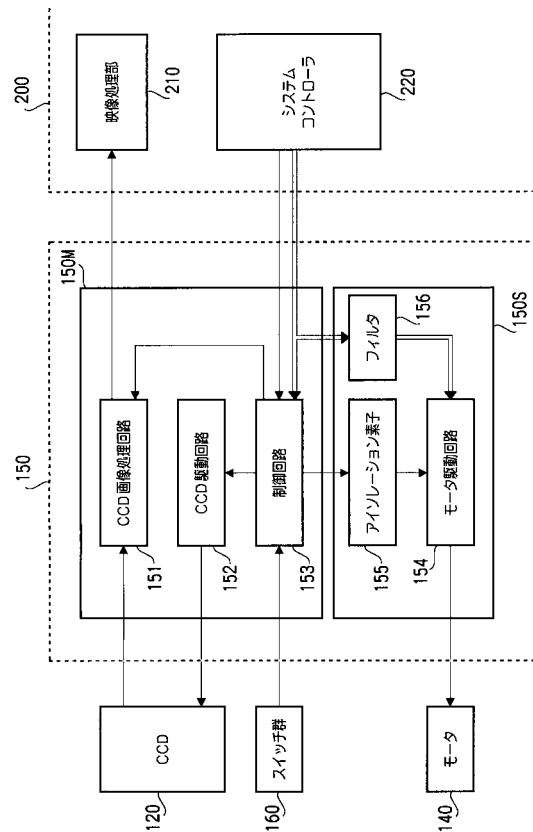
- 1 電子内視鏡システム
- 100 電子内視鏡
- 110 対物光学系
- 120 CCD
- 130 ライトガイド
- 140 モータ
- 150 信号処理部
- 160 スイッチ群
- 200 プロセッサ
- 300 モニタ

10

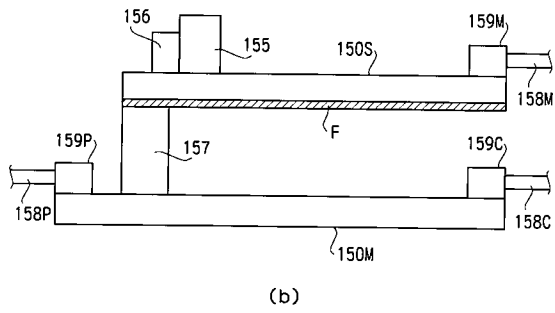
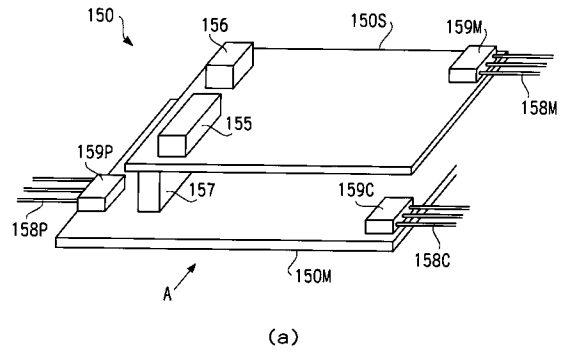
【図 1】



【図 2】



【図 3】



专利名称(译)	电子内视镜		
公开(公告)号	JP2010158393A	公开(公告)日	2010-07-22
申请号	JP2009002622	申请日	2009-01-08
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	小林 徹至 伊東 哲弘		
发明人	小林 徹至 伊東 哲弘		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/04.372 G02B23/24.B A61B1/00.735 A61B1/04.510 A61B1/04.520 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/DA36 2H040/GA02 2H040/GA03 2H040/GA11 4C061/JJ11 4C061/NN01 4C061/PP10 4C061/SS01 4C161/JJ11 4C161/NN01 4C161/PP10 4C161/SS01		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种具有基板结构的电子内窥镜，该基板结构减少了噪声的影响并且具有高通用性。提供了用于拾取对象的图像的图像拾取装置，布置在对象与图像拾取装置之间的物镜光学系统，用于移动物镜光学系统的移动装置，图像拾取装置的驱动控制以及图像处理。用于执行对移动设备的驱动控制的图像拾取设备驱动电路，以及用于驱动和控制移动设备的移动设备驱动电路，该图像拾取设备驱动电路和移动设备驱动电路形成在不同的基板上，并且经由隔离设备相互连接。提供了一种电子内窥镜。[选择图]图2

