

(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2017-225642

(P2017-225642A)

(43) 公開日 平成29年12月28日(2017.12.28)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 1/04

テーマコード(参考)

3 7 0

4 C 1 6 1

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2016-124000(P2016-124000)

(22) 出願日

平成28年6月22日(2016.6.22)

(71) 出願人 000113263

H O Y A 株式会社

東京都新宿区西新宿六丁目10番1号

100078880

弁理士 松岡 修平

100183760

弁理士 山鹿 宗貴

大瀬 浩司

東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H

O Y A 株式会社内

西尾 潤二

東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H

O Y A 株式会社内

F ターム(参考) 4C161 CC06 FF45 JJ12 JJ15 LL02
NN03 PP10 UU09

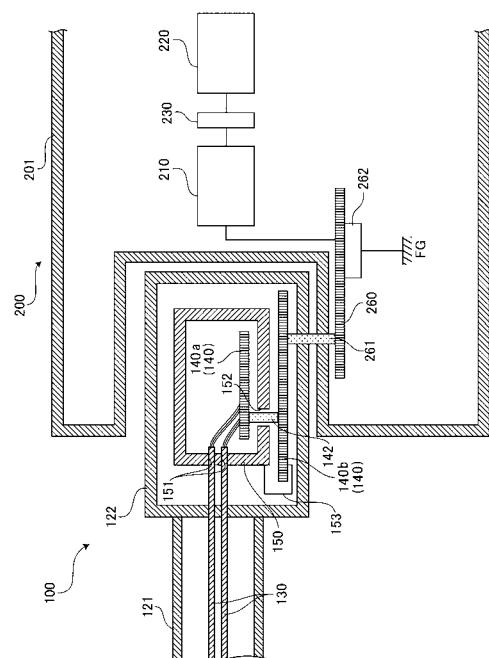
(54) 【発明の名称】電子内視鏡装置用の接続構造

(57) 【要約】

【課題】電子スコープから放射される電磁ノイズを遮蔽すると共に、プロセッサの患者側回路とその後段の回路とを絶縁可能とする電子内視鏡装置用の接続構造を提供する。

【解決手段】電子内視鏡装置用の接続構造において、電子スコープを、画像信号を出力する撮像素子と、撮像素子と接続されたスコープ側回路と、スコープ側回路の少なくとも一部を覆う金属製のシールド部材と、をから構成する。また、プロセッサを、スコープ側回路に着脱可能に接続される接続回路と、スコープ側回路から接続回路に伝送された画像信号を処理する一次回路と、一次回路から出力される画像信号を処理する二次回路と、一次回路と二次回路を直流電流に対して絶縁し、一次回路から二次回路へ画像信号を伝送する絶縁伝送手段と、から構成する。この構成において、シールド部材を、スコープ側回路と絶縁する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電子スコープとプロセッサとを接続する電子内視鏡装置用の接続構造であって、
前記電子スコープは、
 画像信号を出力する撮像素子と、
 前記撮像素子と接続されたスコープ側回路と、
 前記スコープ側回路の少なくとも一部を覆う金属製のシールド部材と、
を備え、

 前記プロセッサは、
 前記スコープ側回路に着脱可能に接続される接続回路と、
 前記スコープ側回路から前記接続回路に伝送された前記画像信号を処理する一次回路
と、
 前記一次回路から出力される前記画像信号を処理する二次回路と、
 前記一次回路と前記二次回路を直流電流に対して絶縁し、該一次回路から該二次回路
へ前記画像信号を伝送する絶縁伝送手段と、
を備え、
 前記シールド部材は、前記スコープ側回路と絶縁されている、
接続構造。

【請求項 2】

 前記プロセッサは、金属製のフレームを更に備え、
 前記シールド部材は、前記スコープ側回路及び前記接続回路を介して前記フレームに電
気的に接続される、
請求項 1 に記載の接続構造。

【請求項 3】

 前記接続回路は、抵抗器とコンデンサを有する R C 回路を備え、
 前記シールド部材は、前記 R C 回路を介して前記フレームと電気的に接続される、
請求項 2 に記載の接続構造。

【請求項 4】

 前記撮像素子と前記スコープ側回路を接続する、前記画像信号を伝送する画像信号伝送
配線及び該画像信号に対する基準電位を有する基準電位配線を更に備え、
 前記基準電位配線は、
 前記スコープ側回路及び前記接続回路を介して前記一次回路に電気的に接続され、
 前記シールド部材とは絶縁されている、
請求項 1 から請求項 3 に記載の接続構造。

【請求項 5】

 前記スコープ側回路は、
 前記撮像素子を駆動制御し、該撮像素子から出力された画像信号を処理する駆動回路
と、
 前記駆動回路に接続され、前記画像信号を伝送する中継伝送回路と、
 前記駆動回路と前記中継伝送回路を着脱可能に接続するコネクタと、
を備え、
 前記シールド部材は、
 前記駆動回路の少なくとも一部を覆い、
 前記コネクタが通される開口部を有し、
 前記駆動回路と絶縁されている、
請求項 1 から請求項 4 の何れか一項に記載の接続構造。

【請求項 6】

 前記中継伝送回路は、配線を有する複数の層を有する多層回路基板に実装されており、
 前記複数の層のうち少なくとも一つの層は、前記シールド部材と電気的に接続されてい
る、

10

20

30

40

50

請求項 5 に記載の接続構造。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子内視鏡装置用の接続構造に関する。

【背景技術】

【0002】

人の食道や腸などの管腔内を観察するための内視鏡システムとして、撮像素子を有する電子スコープ及び電子スコープから出力された画像信号を処理するプロセッサを備える電子内視鏡装置が知られている。電子スコープは、先端側に撮像素子を搭載した挿入管と、挿入管の基端側に連結された接続部を有している。接続部には、撮像素子と接続されるスコープ側回路基板が含まれている。撮像素子は、スコープ側回路基板を介してプロセッサに接続されている。

10

【0003】

スコープ側回路基板は、撮像素子から出力された画像信号を処理やプロセッサへの伝送を行うための電子回路を含んでおり、これらの回路から電磁ノイズが放射される。電磁ノイズは、外部の電子機器に悪影響を与える虞があるため、接続部から電磁ノイズが漏れ出さないようにすることが望ましい。電子回路から放射される電磁ノイズを遮蔽する構成として、例えば特許文献 1 に記載のシールド構造が知られている。

20

【0004】

特許文献 1 のシールド構造では、電磁ノイズ源である部品が第 1 回路基板上に実装されている。また、第 1 回路基板上には、電磁ノイズ源である部品を覆うように金属製のシールドが配置されている。また、第 1 回路基板及び金属シールドは、第 2 回路基板を介してグラウンドに接続されている。これにより、部品で発生した電磁ノイズはシールドによって遮蔽されて、外部に電磁ノイズが漏れ出すことが抑制される。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2010-80691

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

電子内視鏡装置のプロセッサは、一次回路（患者側回路）と、その後段の二次回路を有している。電子スコープから出力された画像信号は、一次回路及び二次回路により順次処理される。電子内視鏡装置では、通常、二次回路が患者に電気的な影響を与えることを防止するために、一次回路と二次回路はアイソレータによって接続されており、直流電流に対して絶縁されている。これに対し、特許文献 1 では、第 1 回路基板とシールドが何れも、第 2 回路基板を介してグラウンドに接続されている。そのため、シールドをグラウンドに接続した状態で、第 1 回路基板と第 2 回路基板を直流電流に対して絶縁させることができなかった。

40

【0007】

本発明は上記の事情を鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、電子スコープから放射される電磁ノイズを遮蔽すると共に、プロセッサの患者側回路とその後段の回路とを絶縁可能とする電子内視鏡装置用の接続構造を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の一実施形態に係る接続構造は、電子スコープとプロセッサとを接続する電子内視鏡装置用の接続構造であって、電子スコープは、画像信号を出力する撮像素子と、撮像素子と接続されたスコープ側回路と、スコープ側回路の少なくとも一部を覆う金属製のシールド部材と、を備え、プロセッサは、スコープ側回路に着脱可能に接続される接続回路

50

と、スコープ側回路から接続回路に伝送された画像信号を処理する一次回路と、一次回路から出力される画像信号を処理する二次回路と、一次回路と二次回路を直流電流に対して絶縁し、一次回路から二次回路へ画像信号を伝送する絶縁伝送手段と、を備える。この構成において、シールド部材は、スコープ側回路と絶縁されている。

【0009】

このような構成によれば、シールド部材が、スコープ側回路と絶縁された状態でスコープ側回路を覆っているため、スコープ側回路で発生した電磁ノイズが外に漏れ出すことを防止することができる。また、スコープ側回路はシールド部材に対して電気的に独立しているため、シールド部材による電磁ノイズの遮蔽効果に影響を与えることなく、スコープ側回路と接続された一次回路と、その後段の二次回路を直流電流に対して絶縁することができる。

10

【0010】

また、本発明の一実施形態において、プロセッサは、例えば、金属製のフレームを更に備える。この場合、シールド部材は、スコープ側回路及び接続回路を介してフレームに電気的に接続される。

【0011】

また、本発明の一実施形態において、接続回路は、例えば、抵抗器とコンデンサを有するRC回路を備える。この場合、シールド部材は、RC回路を介してフレームと電気的に接続される。

20

【0012】

また、本発明の一実施形態において、接続構造は、例えば、撮像素子とスコープ側回路を接続する、画像信号を伝送する画像信号伝送配線及び画像信号に対する基準電位を有する基準電位配線を更に備える。この場合、基準電位配線は、スコープ側回路及び接続回路を介して一次回路に電気的に接続され、シールド部材とは絶縁されている。

30

【0013】

また、本発明の一実施形態において、スコープ側回路は、例えば、撮像素子を駆動制御し、撮像素子から出力された画像信号を処理する駆動回路と、駆動回路に接続され、画像信号を伝送する中継伝送回路と、駆動回路と中継伝送回路を着脱可能に接続するコネクタと、を備える。また、シールド部材は、駆動回路の少なくとも一部を覆い、コネクタが通される開口部を有し、駆動回路と絶縁されている。

30

【0014】

また、本発明の一実施形態において、中継伝送回路は、例えば、配線を有する複数の層を有する多層回路基板に実装されており、複数の層のうち少なくとも一つの層は、シールド部材と電気的に接続されている。

【発明の効果】

【0015】

本発明の一実施形態によれば、電子スコープから放射される電磁ノイズを遮蔽すると共に、プロセッサの患者側回路とその後段の回路とを絶縁可能とする電子内視鏡装置用の接続構造が提供される。

40

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明の実施形態にかかる内視鏡システムのブロック図である。

【図2】本発明の実施形態にかかる電子スコープとプロセッサの接続部分の概略図である。

【図3】本発明の実施形態にかかる中継回路基板の断面図である。

【図4】本発明の実施形態の変形例にかかる中継回路基板の断面図である。

【図5】本発明の実施形態の変形例にかかる内視鏡システムのブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、本発明の実施形態について図面を参照しながら説明する。なお、以下においては

50

、本発明の一実施形態として電子内視鏡装置を例に取り説明する。

【0018】

図1は、本発明の一実施形態に係る電子内視鏡装置1の構成を示すブロック図である。図1に示されるように、電子内視鏡装置1は、医療用に特化された装置であり、電子スコープ100、プロセッサ200及びモニタ300を備えている。

【0019】

プロセッサ200は、一次回路210、二次回路220、アイソレータ230、操作パネル240、光源ユニット250を備えている。アイソレータ230は、一次回路210と二次回路220を、直流電流に対して絶縁する。アイソレータ230には、例えば、フォトカプラ、パルストラ ns を用いたアイソレータ、GMR (Giant Magneto Resistance) アイソレータ等が使用される。

10

【0020】

二次回路220は、システムコントローラ221、タイミングコントローラ222、メモリ223及び後段信号処理回路224を備えている。システムコントローラ221は、メモリ223に記憶された各種プログラムを実行し、電子内視鏡装置1全体を統合的に制御する。また、システムコントローラ221は、操作パネル240に接続されている。システムコントローラ221は、操作パネル240より入力される術者からの指示に応じて、電子内視鏡装置1の各動作及び各動作のためのパラメータを変更する。タイミングコントローラ222は、各部の動作のタイミングを調整するクロックパルスを電子内視鏡装置1内の各回路に出力する。

20

【0021】

光源ユニット250は、ランプ251、ランプ電源イグナイタ252、集光レンズ253を備えている。ランプ251は、ランプ電源イグナイタ252による始動後、照射光Lを射出する。ランプ251は、例えば、キセノンランプ、ハロゲンランプ、水銀ランプ、メタルハライドランプ等の高輝度ランプである。また、ランプ251には、LED (Light Emitting Diode) やLD (Laser Diode) 等の固体発光素子を使用してもよい。照射光Lは、主に可視光領域から不可視である赤外光領域に広がるスペクトルを持つ光(又は少なくとも可視光領域を含む白色光)である。

【0022】

ランプ251より射出された照射光Lは、集光レンズ253によりLCB (Light Carrying Bundle) 102の入射端面に集光されてLCB 102内に入射される。

30

【0023】

LCB 102内に入射された照射光Lは、LCB 102内を伝播する。LCB 102内を伝播した照射光Lは、電子スコープ100の先端に配置されたLCB 102の射出端面より射出され、配光レンズ104を介して被写体に照射される。照射光Lにより照射された被写体からの戻り光は、対物レンズ106を介して固体撮像素子108の受光面上で光学像を結ぶ。

【0024】

固体撮像素子108は、補色市松型画素配置を有する単板式カラーCCD (Charge Coupled Device) イメージセンサである。固体撮像素子108は、受光面上の各画素で結像した光学像を光量に応じた電荷として蓄積して、イエローYe、シアンCy、グリーンG、マゼンタMgの画像信号を生成し、生成された垂直方向に隣接する2つの画素の画像信号を加算し混合して出力する。なお、固体撮像素子108は、CCDイメージセンサに限らず、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサやその他の種類の撮像装置に置き換えられてもよい。固体撮像素子108はまた、原色系フィルタ(ベイヤ配列フィルタ)を搭載したものであってもよい。

40

【0025】

電子スコープ100の接続部内には、ドライバ信号処理回路110が備えられている。ドライバ信号処理回路110には、照射光Lにより照射された被写体の画像信号が所定のフレームレートで固体撮像素子108より入力される。本実施形態において、フレームレ

50

ートは、1 / 30秒である。ドライバ信号処理回路110は、固体撮像素子108より入力される画像信号に対して増幅処理等の所定の信号処理を施してプロセッサ200の一次回路210に出力する。

【0026】

また、システムコントローラ221は、アイソレータ230を介して、電子スコープ100に備えられたメモリ112にアクセスし、電子スコープ100の固有情報を読み出す。メモリ112に記録される電子スコープ100の固有情報には、例えば、固体撮像素子108の画素数や感度、動作可能なフレームレート、型番等が含まれる。なお、図1では、画面を簡略化するため、システムコントローラ221とメモリ112を繋ぐ信号線の図示を省略している。

10

【0027】

システムコントローラ221は、メモリ112から読み出した電子スコープ100の固有情報に基づいて各種演算を行い、制御信号を生成する。システムコントローラ221は、生成された制御信号を用いて、プロセッサ200に接続されている電子スコープ100に適した処理がなされるようにプロセッサ200内の各種回路の動作やタイミングを制御する。

【0028】

タイミングコントローラ222は、システムコントローラ221によるタイミング制御に従って、ドライバ信号処理回路110にクロックパルスを供給する。ドライバ信号処理回路110は、タイミングコントローラ222から供給されるクロックパルスに従って、固体撮像素子108をプロセッサ200側で処理される映像のフレームレートに同期したタイミングで駆動制御する。また、ドライバ信号処理回路110は、固体撮像素子108から出力された画素信号に対して増幅処理等の信号処理を施して、プロセッサ200の一次回路210に出力する。

20

【0029】

一次回路210は、前段信号処理回路211を備えている。前段信号処理回路211は、ドライバ信号処理回路110より1フレーム周期で入力される画素信号に対してデモザイク処理、マトリックス演算、Y/C分離等の所定の信号処理を施して画像信号を生成する。画像信号は、アイソレータ230を介して二次回路220の後段信号処理回路224に入力される。

30

【0030】

後段信号処理回路224は、一次回路210より入力された画像信号を処理してモニタ表示用の画面データを生成し、生成されたモニタ表示用の画面データを所定のフォーマットの映像信号に変換する。変換された映像信号は、モニタ300に出力される。これにより、被写体のカラー画像がモニタ300の表示画面に表示される。

【0031】

このように、本実施形態では、一次回路210と二次回路220が、アイソレータ230によって接続されている。これにより、一次回路210と二次回路220が直流電流に対して絶縁される。そのため、二次回路220が、一次回路210及び電子スコープ100を介して患者の人体に電気的な影響を与えることが防止される。

40

【0032】

次に、電子内視鏡装置1のうち、電子スコープ100とプロセッサ200の接続部分の構造について説明する。図2は、電子スコープ100とプロセッサ200の接続部分の概略図である。

【0033】

電子スコープ100は、ライトガイドチューブ121及び接続部122を有している。ライトガイドチューブ121内には、固体撮像素子108に接続された複数の配線130やL C B 102(図2では不図示)が通されている。配線130には、固体撮像素子108に駆動電圧を印加するための配線、画像信号を伝送するための配線、画像信号の基準電圧が印加される配線(所謂、シグナルグラウンド)が含まれる。ライトガイドチューブ1

50

21のプロセッサ200側の端部は、接続部122に取り付けられている。接続部122は、プロセッサ200に対して着脱可能に接続される。

【0034】

接続部122内には、スコープ側回路基板140が備えられている。スコープ側回路基板140は、ドライバ信号処理回路110を備える親基板140aと、中継回路基板140bを含んでいる。親基板140aと中継回路基板140bは、複数の端子を備える中継コネクタ142によって接続されている。また、親基板140aと固体撮像素子108は配線130によって接続されている。

【0035】

親基板140aは、金属製のシールド部材150によって覆われている。シールド部材150には、配線130を通す開口151及び中継コネクタ142を通す開口152が設けられている。これらの開口151、152の径は、配線130や中継コネクタ142を通すために必要最低限の大きさに設定されている。シールド部材150は、シールド配線153によって中継回路基板140bと接続されている。

10

【0036】

図3は、中継回路基板140bの断面図である。中継回路基板140bは、多層配線構造を有するプリント配線基板である。配線を有する各配線層L1～L4は、絶縁性の接着剤B1～B3によって接着されている。また、中継回路基板140bの表面は、絶縁性のフィルムF1、F2で覆われている。接着剤B1～B3やフィルムF1～F2は、例えば、樹脂材料のものが使用される。本実施形態では、配線層L1～L4は、3つの信号層L1～L3と1つのシールド層L4を含んでいる。

20

【0037】

中継回路基板140bには、配線層間を接続する複数のビアV1～V5が形成されている。図3において、ビアV1～V5は、中継回路基板140bを貫通するように形成されており、内部に導電性の部材C1～C5が配置されている。導電性の部材C1～C5は、例えば、金属製のハトメ、導電性のメッキ又は導電性ペースト等である。

20

【0038】

ビアV1は、信号層L1の配線と信号層L2の配線を電気的に接続している。ビアV2は、信号層L1の配線と信号層L3の配線を電気的に接続している。ビアV3は、信号層L1の配線とシールド層L4の配線を電気的に接続している。ビアV4は、信号層L2の配線とシールド層L4の配線を電気的に接続している。ビアV5は、信号層L3の配線とシールド層L4の配線を電気的に接続している。

30

【0039】

中継回路基板140bの信号層L1に近い面には、中継コネクタ142が取り付けられている。3つの信号層L1～L3は、ビアV1、V2や中継コネクタ142を介して親基板140aと接続される。また、シールド層L4の配線は、シールド配線143を介してシールド部材150と接続される。

【0040】

中継回路基板140bのシールド層L4に近い面の一部には、接続領域141aが形成されている。接続領域141aには、複数のコンタクトピンP1～P4が形成されている。コンタクトピンP1～P3はそれぞれ、ビアV3～V5によって信号層L1～L3の配線と接続されている。コンタクトピンP4は、シールド層L4の配線と接続されている。

40

【0041】

図2を参照して、プロセッサ200の接続部分について説明する。プロセッサ200は、接続回路基板260を有している。接続回路基板260には、複数の端子を有する着脱コネクタ261が取り付けられている。電子スコープ100がプロセッサ200に装着されると、中継回路基板140bの複数のコンタクトピンP1～P4が、着脱コネクタ261の複数の端子と接触する。また、接続回路基板260は、抵抗器とコンデンサを有するRC回路（並列RC回路）262を介して、プロセッサ200のフレームグラウンドFGと接続されている。フレームグラウンドFGは、プロセッサ200の金属製のフレームで

50

あり、例えば、プロセッサ 200 の筐体 201 やシャーシ等の一部である。なお、固体撮像素子 108 に接続されたシグナルグラウンドは、フレームグラウンド FG には接続されていない。

【0042】

着脱コネクタ 261 の複数の端子のうち、信号層 L1 ~ L3 のコンタクトピン P1 ~ P3 と接触する端子は、接続回路基板 260 を介して一次回路 210 に接続される。これにより、固体撮像素子 108 は、親基板 140a、中継回路基板 140b 及び接続回路基板 260 を介して一次回路 210 に接続される。また、一次回路 210 は、アイソレータ 230 を介して二次回路 220 に接続されている。

【0043】

また、着脱コネクタ 261 の複数の端子のうち、シールド層 L4 のコンタクトピン P4 と接触する端子は、RC 回路 262 を介してフレームグラウンド FG に接続されている。これにより、シールド部材 150 は、中継回路基板 140b、接続回路基板 260 及び RC 回路 262 を介してフレームグラウンド FG に接続される。

【0044】

固体撮像素子 108 と一次回路 210 を繋ぐ配線と、シールド部材 150 とフレームグラウンド FG とを繋ぐ配線は、何れも中継回路基板 140b と接続回路基板 260 を通っている。しかし、これらの配線は互いに独立して配置されている。そのため、シールド部材 150 の電位は、ドライバ信号処理回路 110 の駆動状態によらず、フレームグラウンド FG と同じ電位に保たれる。これにより、シールド部材 150 は、親基板 140a に対してファラデーゲージとして働く。

【0045】

親基板 140a に備えられたドライバ信号処理回路 110 は、固体撮像素子 108 から出力された画像信号を高速で処理する必要があるため、電磁ノイズを発生させやすい。この電磁ノイズは、電子内視鏡装置 1 の周囲の電子機器の動作に悪影響を与えるおそれがある。しかし、親基板 140a をシールド部材 150 で覆い、シールド部材 150 を親基板 140a とは独立した電位とすることにより、ドライバ信号処理回路 110 で発生した電磁ノイズをシールド部材 150 で遮蔽することができる。

【0046】

また、本実施形態では、シールド部材 150 は、フレームグラウンド FG に接続されている。そのため、シールド部材 150 の内部で発生した電磁ノイズや外部からシールド部材 150 に向かって入射された電磁ノイズにより、シールド部材 150 に静電気が溜まってしまうことを防止することができる。これにより、シールド部材 150 に溜まった静電気の放電によって周囲の電子回路の動作が悪影響を受ける、或いは、人体が放電によるショックを受けてしまうことを防止することができる。

【0047】

また、本実施形態では、固体撮像素子 108 に接続される配線の系統と、シールド部材 150 とフレームグラウンド FG を接続する配線の系統とが、独立に設けられている。そのため、シールド部材 150 をフレームグラウンド FG に接続した状態で、固体撮像素子 108 に接続される配線が接続される一次回路 210 と、その後段の二次回路 220 とを直流電流に対して絶縁可能とすることができます。

【0048】

また、本実施形態のシールド部材 150 は、固体撮像素子 108 に接続された配線 130 や中継コネクタ 142 を通すための開口 151、152 を有している。この開口 151、152 の径が大きい場合、ドライバ信号処理回路 110 で発生した電磁ノイズが開口 151、152 を通って外側に漏れ出す虞がある。しかし、本実施形態では、各開口 151、152 の径は、配線 130 や中継コネクタ 142 を通すために必要最低限の大きさに設定されている。そのため、開口 151、152 から漏れ出す電磁ノイズを最小限に抑えることができる。

【0049】

10

20

30

40

50

また、本実施形態では、中継回路基板 140b が、シールド部材 150 と電気的に接続されたシールド層 L4 を有している。このシールド層 L4 は、シールド部材 150 と同様に、電磁ノイズを遮蔽する効果を有する。また、中継回路基板 140b は、中継コネクタ 142 を通すための開口 152 を、外側から塞ぐように配置されている。そのため、仮に、開口 152 から電磁ノイズが漏れ出したとしても、この電磁ノイズをシールド層 L4 で遮蔽することができる。

【0050】

以上が本発明の例示的な実施形態の説明である。本発明の実施形態は、上記に説明したものに限定されず、本発明の技術的思想の範囲において様々な変形が可能である。例えば明細書中に例示的に明示される実施形態等又は自明な実施形態等を適宜組み合わせた内容も本発明の実施形態に含まれる。

10

【0051】

例えば、中継回路基板 140b は、図 3 に示す構成に限定されない。図 4 は、上述の実施形態の変形例における中継回路基板 140b の断面図である。中継回路基板 140b には、図 3 に示すビア V1、V2 の代わりに、ビア V6、V7 が形成されている。また、ビア V6、V7 の内部には、内部に導電性の部材 C6、C7 が配置されている。図 3 に示されるビア V1、V2 がシールド層 L4 を含む中継回路基板 140b を貫通するように形成されているのに対し、図 4 に示されるビア V6、V7 は、シールド層 L4 を貫通していない。

20

【0052】

シールド層 L4 にビアによる貫通穴が形成されている場合、中継コネクタ 142 が通される開口 152 から出てきた電磁ノイズが、貫通穴を通って外側に漏れ出す場合がある。しかし、図 4 に示す構成では、中継コネクタ 142 付近において、シールド層 L4 に貫通穴が形成されていない。そのため、仮に、開口 152 から電磁ノイズが漏れ出したとしても、この電磁ノイズをシールド層 L4 で確実に遮蔽することができる。

30

【0053】

また、上述の実施形態の別の変形例では、中継回路基板 140b がシールド層 L4 を含んでいなくてもよい。例えば、中継コネクタ 142 の大きさが小さく、それに合わせて開口 152 の径が小さい場合、開口 152 から漏れ出す電磁ノイズの量は少なくなる。そのため、漏れ出す電磁ノイズの量が少ない場合は、中継回路基板 140b にシールド層 L4 を形成しなくても、電磁ノイズが外部の電子機器に悪影響を与えることはない。この場合、シールド配線 153 は、直接、着脱コネクタ 261 に接続されてもよく、中継回路基板 140b を介して着脱コネクタ 261 に接続されてもよい。

40

【0054】

また、上述の実施形態では、シールド部材 150 は、スコープ側回路基板 140 のうち、親基板 140a のみを覆っているが、本発明の実施形態はこれに限定されない。例えば、シールド部材 150 は、親基板 140a と中継回路基板 140b の両方を覆っていてよい。この場合、シールド部材 150 には、着脱コネクタ 261 を通すための開口が形成される。また、シールド部材 150 が、親基板 140a と中継回路基板 140b の両方を覆っている場合、親基板 140a と中継回路基板 140b を、一つの回路基板としてもよい。

40

【0055】

また、上述の実施形態では、ドライバ信号処理回路 110 は親基板 140a に設けられているが、本発明の実施形態はこの構成に限定されない。図 5 は、本発明の実施形態の変形例における電子内視鏡装置 1 のプロック図である。本変形例では、ドライバ信号処理回路 110 は、プロセッサ 200 の一次回路 210 に設けられている。また、電子スコープ 100 には中継回路 111 が設けられている。中継回路 111 は、電子スコープ 100 の親基板 140a に設けられている。中継回路 111 は、固体撮像素子 108 とドライバ信号処理回路 110 の間で送受される信号を中継する。

【0056】

50

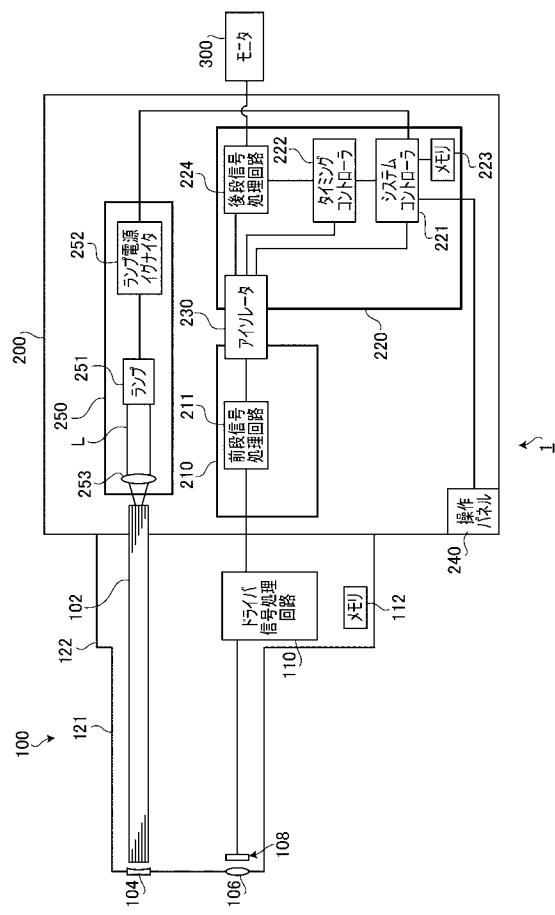
また、上述の実施形態では、電子スコープ 100 がプロセッサ 200 に装着されると、シールド部材 150 は、フレームグラウンド FG に電気的に接続されるが、本発明はこれに限定されない。例えば、シールド部材 150 は、フレームグラウンド FG に接続されず、電気的に浮いた状態であってもよい。シールド部材 150 が電気的に浮いていたとしても、親基板 140a と絶縁されている限り、シールド部材 150 はファラデーゲージとして働く。そのため、親基板 140a で発生した電磁ノイズをシールド部材 150 で遮蔽することができる。

【符号の説明】

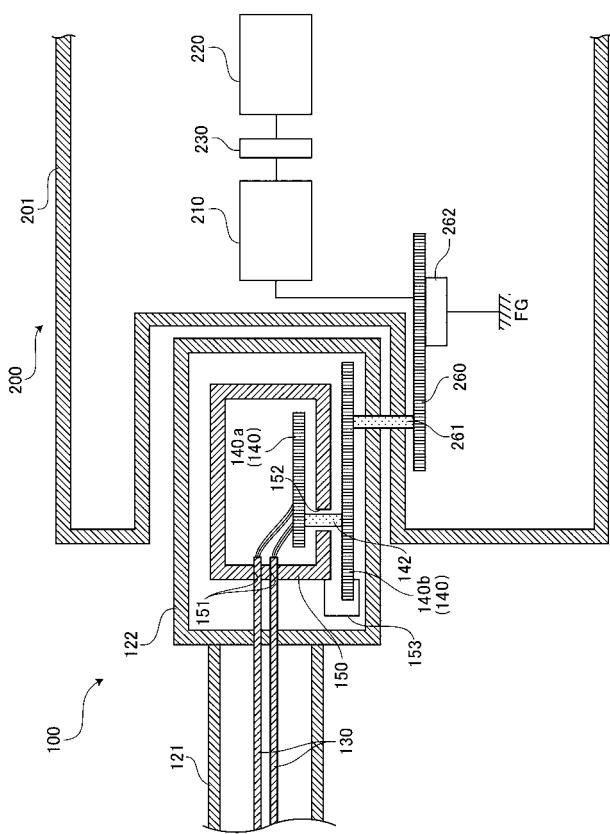
【0057】

1	電子内視鏡装置	10
100	電子スコープ	
102	L C B	
104	配光レンズ	
106	対物レンズ	
108	固体撮像素子	
110	ドライバ信号処理回路	
111	中継回路	
112	メモリ	
121	ライトガイドチューブ	20
122	接続部	
130	配線	
140	スコープ側回路基板	
140a	親基板	
140b	中継回路基板	
142	中継コネクタ	
143	シールド配線	
150	シールド部材	
151	開口	
152	開口	
200	プロセッサ	30
201	筐体	
210	一次回路	
211	前段信号処理回路	
220	二次回路	
221	システムコントローラ	
222	タイミングコントローラ	
223	メモリ	
224	後段信号処理回路	
230	アイソレータ	
240	操作パネル	40
250	光源ユニット	
251	ランプ	
252	ランプ光源イグナイタ	
253	集光レンズ	
260	接続回路基板	
261	着脱コネクタ	
262	R C 回路	
300	モニタ	

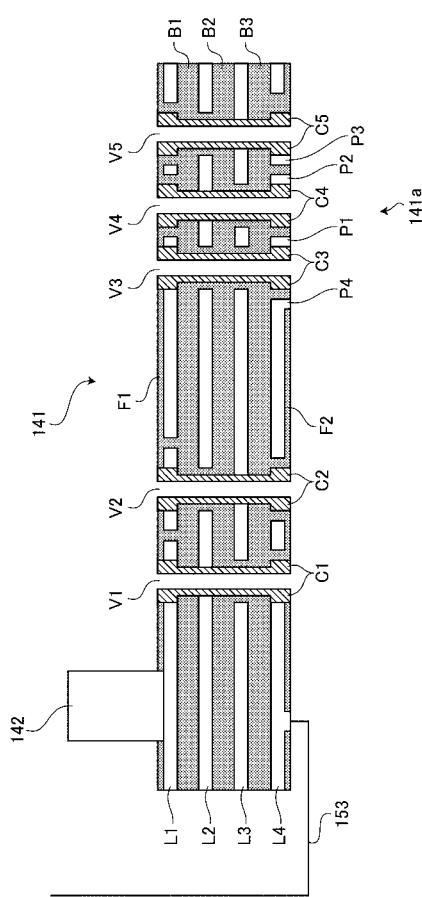
【図 1】



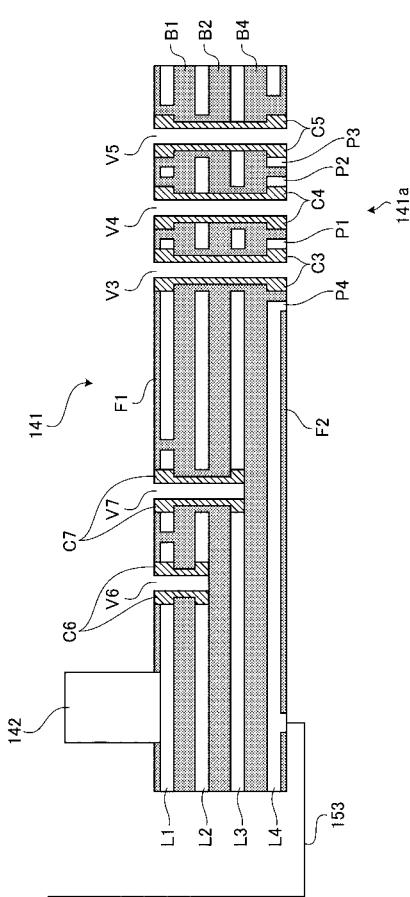
【図 2】



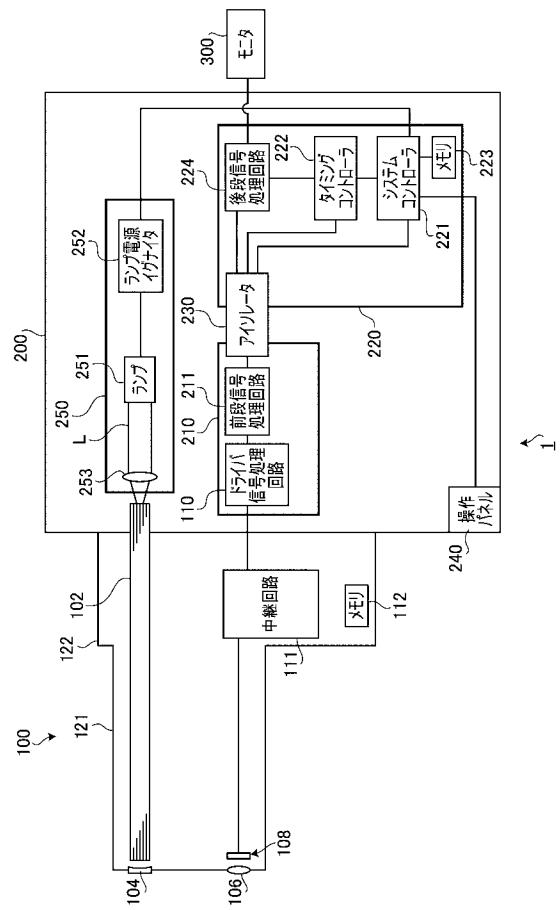
【図 3】



【図 4】



【図5】



专利名称(译)	电子内窥镜装置的连接结构		
公开(公告)号	JP2017225642A	公开(公告)日	2017-12-28
申请号	JP2016124000	申请日	2016-06-22
[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	大瀬浩司 西尾潤二		
发明人	大瀬 浩司 西尾 潤二		
IPC分类号	A61B1/04		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.684 A61B1/04 A61B1/04.510 A61B1/04.520		
F-TERM分类号	4C161/CC06 4C161/FF45 4C161/JJ12 4C161/JJ15 4C161/LL02 4C161/NN03 4C161/PP10 4C161/UU09		
代理人(译)	山鹿SoTakashi		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

A，而屏蔽电磁噪声从电子辐射范围，提供了一种电子内窥镜装置的连接结构，它使绝缘处理器的患者电路和后级的电路。在用于电子内窥镜装置，电子范围，即输出图像信号，连接到成像装置的范围侧电路的成像装置的连接结构，金属至少覆盖范围侧电路的一部分盾构件。此外，处理器处理一个连接的电路，其可拆卸地连接到所述范围侧电路，用于处理从所述主电路的两个输出的图像信号中的连接电路从范围侧电路发送的图像信号，主电路以及绝缘传输装置，用于将初级电路和次级电路与直流电隔离，并将图像信号从初级电路传输到次级电路。在这种配置中，屏蔽构件与镜体侧电路绝缘。.The

