

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

撮像素子が実装された先端基板を挿入部の先端部内に備えた電子スコープと、
前記撮像素子を駆動制御する駆動回路が実装されたドライバ基板と、
を備え、
前記電子スコープが、
前記挿入部内を通され、前記ドライバ基板と前記先端基板とをそれぞれ接続する複数の同軸ケーブルを備え、
前記先端基板と前記ドライバ基板のグラウンドライン同士が、前記複数の同軸ケーブルの外部導体によりそれぞれ接続され、
前記ドライバ基板には、該ドライバ基板のグラウンドラインの電位を安定化させるグラウンドバウンス低減回路が実装された、
電子内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記グラウンドバウンス低減回路が、前記複数の同軸ケーブルの外部導体から前記ドライバ基板に流れる電流を検出し、その検出結果に基づいて前記ドライバ基板のグラウンドラインの電位を調整する、
請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 3】

前記グラウンドバウンス低減回路が、
前記複数の同軸ケーブルの外部導体から前記ドライバ基板のグラウンドラインへ流れるノイズ電流を検出する電流検出回路と、
前記電流検出回路の検出結果に応じた駆動電流を出力する電流源回路と、
前記電流源回路と前記ドライバ基板のグラウンドラインとを接続し、前記駆動電流によって生じる誘導起電力により該グラウンドラインの電位を変化させるコイルと、
を備え、
前記電流源回路が、前記駆動電流によって前記コイルに生じる誘導起電力が、前記ノイズ電流によって前記ドライバ基板のグラウンドラインに生じる誘導起電力を打ち消すように、前記駆動電流を出力する、
請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

20

30

【請求項 4】

前記電子スコープが、
前記複数の同軸ケーブルと、
前記複数の同軸ケーブルを束ねて被覆する外シールドと、
を有する多心同軸ケーブルを備え、
前記外シールドが、前記ドライバ基板のグラウンドラインに接続され、
前記電流検出回路が、前記外シールド及び前記複数の同軸ケーブルの外部導体から前記ドライバ基板のグラウンドラインへ流れるノイズ電流を検出する、
請求項 3 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 5】

前記電子スコープが、処置具を前記挿入部の先端までガイドする処置具挿通チャンネルを備え、
前記処置具挿通チャンネルの導電層が、前記ドライバ基板のグラウンドラインに接続され、
前記電流検出回路が、前記処置具挿通チャンネルの導電層及び前記複数の同軸ケーブルの外部導体から前記ドライバ基板のグラウンドラインへ流れるノイズ電流を検出する、
請求項 3 に記載の電子内視鏡装置。

40

【請求項 6】

前記処置具挿通チャンネルに通される電気処置具と、
前記電気処置具に電流を供給する電流発生部と、

50

患者の皮膚に装着される外部電極と、
前記電流発生部と前記外部電極とを接続するリード線と、
を有する電気メス装置を備え、
前記リード線が、前記ドライバ基板のグラウンドラインに接続され、
前記電流検出回路が、前記リード線及び前記複数の同軸ケーブルの外部導体から前記ドライバ基板のグラウンドラインへ流れるノイズ電流を検出する、
請求項 5 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 7】

前記複数の同軸ケーブルが、
前記撮像素子に電源電圧を供給する第 1 の同軸ケーブルと、
前記撮像素子の駆動信号を送送する第 2 の同軸ケーブルと、
前記撮像素子の映像信号を送送する第 3 の同軸ケーブルと、を含む、
請求項 1 から請求項 6 のいずれか一項に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 8】

前記電子スコープが生成した画像信号を処理するプロセッサを更に備え、
前記ドライバ基板が、前記プロセッサ又は前記電子スコープの接続部に配置された、
請求項 1 から請求項 7 のいずれか一項に記載の電子内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

患者の体内の観察や治療に電子内視鏡装置が使用されている。電子内視鏡装置は、患者の体内に挿入される細長い挿入部を有する電子スコープと、電子スコープの挿入部先端に設けられた撮像素子により生成される画像信号を処理して内視鏡観察画像をモニタに表示させるためのビデオ信号を生成するプロセッサ等から構成される。

【0003】

電子スコープの挿入部先端には撮像素子等が実装された先端基板が配置される。また電子スコープには、その略全長に亘って、先端基板とプロセッサ側との間で各種信号を送送する同軸ケーブルが通されている。同軸ケーブルの外部導体の一端は先端基板のグラウンドラインに接続され、他端はプロセッサを介して接地される。しかし、撮像素子からグラウンドライン（グラウンド層）に流れ込むグラウンド電流によってグラウンドレベルが変動し、その結果、同軸ケーブルの外部導体から電磁波が放射され、電磁妨害（EMI：Electro Magnetic Interference）を引き起こす可能性がある。

【0004】

特許文献 1 には、ロジック回路から基板上に形成されたグラウンドラインに流れ込むグラウンド電流を検出して、このグラウンド電流によって生じるグラウンドバウンスを打ち消す逆電圧をグラウンドラインに与えることにより、グラウンドレベルを一定に保つ技術（グラウンド電圧キャンセル回路）が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開平 5 - 122047 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

患者の苦痛を軽減するために電子スコープの挿入部は可能な限り細径にする必要があり、先端基板のサイズが厳しく制限されている。そのため、特許文献 1 に記載された技術をそのまま電子スコープに適用して、撮像素子を実装された先端基板にグラウンド電圧キャン

10

20

30

40

50

セル回路を実装することは困難であった。

【 0 0 0 7 】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、電子スコープのグラウンドレベルを安定化させることにより、電子内視鏡装置の電磁的な干渉性および耐性を向上させることである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

本発明の一実施形態に係る電子内視鏡装置は、撮像素子が実装された先端基板を挿入部の先端部内に備えた電子スコープと、撮像素子を駆動制御する駆動回路が実装されたドライバ基板と、を備え、電子スコープが、挿入部内を通され、ドライバ基板と先端基板とをそれぞれ接続する複数の同軸ケーブルを備え、先端基板とドライバ基板のグラウンドライン同士が、複数の同軸ケーブルの外部導体によりそれぞれ接続され、ドライバ基板には、ドライバ基板のグラウンドラインの電位を安定化させるグラウンドバウンス低減回路が実装されたものである。

【 0 0 0 9 】

この構成によれば、ドライバ基板のグラウンドラインの電位を安定化させることにより、電子スコープの挿入部内に通された同軸ケーブルの電位も安定化するため、同軸ケーブルが関与する電磁妨害を軽減又は解消することができる。また、電子スコープの挿入部の先端に収容する電気回路を追加する必要がないため、グラウンドバウンス低減回路の導入に伴って挿入部が大型化することもない。

【 0 0 1 0 】

また、上記の電子内視鏡装置において、グラウンドバウンス低減回路が、複数の同軸ケーブルの外部導体からドライバ基板に流れる電流を検出し、その検出結果に基づいてドライバ基板のグラウンドラインの電位を調整する構成としてもよい。

【 0 0 1 1 】

また、上記の電子内視鏡装置において、グラウンドバウンス低減回路が、複数の同軸ケーブルの外部導体からドライバ基板のグラウンドラインへ流れるノイズ電流を検出する電流検出回路と、電流検出回路の検出結果に応じた駆動電流を出力する電流源回路と、電流源回路とドライバ基板のグラウンドラインとを接続し、駆動電流によって生じる誘導起電力によりグラウンドラインの電位を変化させるコイルと、を備え、電流源回路が、駆動電流によってコイルに生じる誘導起電力が、ノイズ電流によってドライバ基板のグラウンドラインに生じる誘導起電力を打ち消すように、駆動電流を出力する構成としてもよい。

【 0 0 1 2 】

また、上記の電子内視鏡装置において、電子スコープが、複数の同軸ケーブルと、複数の同軸ケーブルを束ねて被覆する外シールドと、を有する多心同軸ケーブルを備え、外シールドが、ドライバ基板のグラウンドラインに接続され、電流検出回路が、外シールド及び複数の同軸ケーブルの外部導体からドライバ基板のグラウンドラインへ流れるノイズ電流を検出する構成としてもよい。

【 0 0 1 3 】

この構成によれば、同軸ケーブルよりも外周に配置された外シールドの電位も安定化されるため、電磁妨害をより確実に防止することができる。

【 0 0 1 4 】

また、上記の電子内視鏡装置において、電子スコープが、処置具を挿入部の先端までガイドする処置具挿通チャンネルを備え、処置具挿通チャンネルの導電層が、ドライバ基板のグラウンドラインに接続され、電流検出回路が、処置具挿通チャンネルの導電層及び複数の同軸ケーブルの外部導体からドライバ基板のグラウンドラインへ流れるノイズ電流を検出する構成としてもよい。

【 0 0 1 5 】

この構成によれば、処置具挿通チャンネルに起因する放射ノイズも低減されるため、電磁妨害をより確実に防止することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 6 】

また、上記の電子内視鏡装置において、処置具挿通チャンネルに通される電気処置具と、電気処置具に電流を供給する電流発生部と、患者の皮膚に装着される外部電極と、電流発生部と外部電極とを接続するリード線と、を有する電気処置具装置を備え、リード線が、ドライバ基板のグラウンドラインに接続され、電流検出回路が、リード線及び複数の同軸ケーブルの外部導体からドライバ基板のグラウンドラインへ流れるノイズ電流を検出する構成としてもよい。

【 0 0 1 7 】

この構成によれば、電気処置具の外部電極のリード線に起因する放射ノイズも低減されるため、電磁妨害をより確実に防止することができる。

10

【 0 0 1 8 】

また、上記の電子内視鏡装置において、複数の同軸ケーブルが、撮像素子に電源電圧を供給する第1の同軸ケーブルと、撮像素子の駆動信号を伝送する第2の同軸ケーブルと、撮像素子の映像信号を伝送する第3の同軸ケーブルと、を含む構成としてもよい。

【 0 0 1 9 】

また、電子スコープが生成した画像信号を処理するプロセッサを更に備え、ドライバ基板が、プロセッサ又は前記電子スコープの接続部に配置された構成としてもよい。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 0 】

本発明の一実施形態によれば、電子スコープのグラウンドレベルを安定化させることにより、電子内視鏡装置の電磁的な干渉性および耐性を向上させることができる。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 1 】

【 図 1 】 本発明の第1実施形態に係る電子内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 多心同軸ケーブルの横断面図である。

【 図 3 】 本発明の第1実施形態の回路構成の概略を示すブロック図である。

【 図 4 】 本発明の第1実施形態の変形例の回路構成の概略を示すブロック図である。

【 図 5 】 本発明の第2実施形態の回路構成の概略を示すブロック図である。

【 図 6 】 本発明の第3実施形態の回路構成の概略を示すブロック図である。

【 発明を実施するための形態 】

30

【 0 0 2 2 】

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、以下に説明する実施形態は、本発明を電子内視鏡装置に適用した例である。また、以下の説明において、同一の又は対応する要素には同一の符号を付して、重複する説明は省略する。

【 0 0 2 3 】

(第 1 実施形態)

[電子内視鏡装置 1 全体の構成]

図 1 は、本発明の第1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、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。

40

【 0 0 2 4 】

プロセッサ 200 は、システムコントローラ 202 及びタイミングコントローラ 204 を備えている。システムコントローラ 202 は、メモリ 212 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 202 は、操作パネル 214 に接続されている。システムコントローラ 202 は、操作パネル 214 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 204 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。

【 0 0 2 5 】

ランプ 208 は、ランプ電源イグナイタ 206 による始動後、照射光 L を射出する。ラ

50

ンプ 208 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や LED (Light Emitting Diode) である。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。

【0026】

ランプ 208 より射出された照射光 L は、集光レンズ 210 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。

【0027】

LCB 102 内に入射された照射光 L は、LCB 102 内を伝播して電子スコープ 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 111 の受光面上で光学像を結ぶ。

10

【0028】

固体撮像素子 111 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 111 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 Y e、シアン C y、グリーン G、マゼンタ M g 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 111 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 111 はまた、原色系フィルタ (ベイア配列フィルタ) を搭載したものであってもよい。

20

【0029】

固体撮像素子 111 が実装された先端基板 110 は、電子スコープ 100 の挿入部の先端に配置されている。また、電子スコープ 100 の接続部には、ドライバ信号処理回路 (駆動回路) 120 a 及びグランドバウンズ低減回路 120 b が実装されたドライバ基板 120 が配置されている。ドライバ基板 120 と先端基板 110 とは、電子スコープ 100 のユニバーサルケーブル及び挿入部に通された多心同軸ケーブル 130 を介して接続されている。なお、ドライバ基板 120 は、プロセッサ 200 内に配置してもよい。

【0030】

図 2 は、多心同軸ケーブル 130 の横断面図である。多心同軸ケーブル 130 は、複数の同軸ケーブル 131 を束ねて、導電性を有する外シールド 134 及び電気絶縁性を有するシース 135 によって被覆したものである。なお、本実施形態においては、外シールド 134 は無くてもよい。

30

【0031】

ドライバ信号処理回路 120 a には、画像信号がフィールド周期で固体撮像素子 111 より入力される。なお、以降の説明において「フィールド」は「フレーム」に置き替えてもよい。本実施形態において、フィールド周期、フレーム周期はそれぞれ、1/60 秒、1/30 秒である。ドライバ信号処理回路 120 a は、固体撮像素子 111 より入力される画像信号に対して所定の処理を施してプロセッサ 200 の前段信号処理回路 220 に出力する。

40

【0032】

ドライバ信号処理回路 120 a はまた、メモリ 140 にアクセスして電子スコープ 100 の固有情報を読み出す。メモリ 140 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 111 の画素数や感度、動作可能なフィールドレート、型番等が含まれる。ドライバ信号処理回路 120 a は、メモリ 140 より読み出された固有情報をシステムコントローラ 202 に出力する。

【0033】

システムコントローラ 202 は、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 202 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

50

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。

【0034】

タイミングコントローラ 204 は、システムコントローラ 202 によるタイミング制御に従って、ドライバ信号処理回路 120a にクロックパルスを供給する。ドライバ信号処理回路 120a は、タイミングコントローラ 204 から供給されるクロックパルスに従って、固体撮像素子 111 をプロセッサ 200 側で処理される映像のフィールドレートに同期したタイミングで駆動制御する。

【0035】

前段信号処理回路 220 は、ドライバ信号処理回路 120a より 1 フィールド周期で入力される画像信号に対して色補間、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、後段信号処理回路 230 に出力する。

【0036】

後段信号処理回路 230 は、前段信号処理回路 220 より入力される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ビデオフォーマット信号に変換する。変換されたビデオフォーマット信号は、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。

【0037】

また、電子スコープ 100 の挿入部には、高周波ナイフ等の処置具を電子スコープ 100 の操作部付近から挿入部の先端までガイドする処置具挿通チャンネル 150 が形成されている。

【0038】

[グラウンドバウンス低減システム]

図 3 に、本発明の第 1 実施形態に係るグラウンドバウンス低減回路 120b を含むグラウンドバウンス低減システムを示す。グラウンドバウンス低減回路 120b は、ドライバ基板 120 上に形成されたグラウンドライン 125g の電位 (グラウンドレベル) V_G の変動 (グラウンドバウンス) を低減することによって、ドライバ基板 120 のグラウンドライン 125g に接続された同軸ケーブル 131 の外部導体 133 (図 2) の電位の変動を低減して、その結果、同軸ケーブル 131 からの放射ノイズの発生を抑制するものである。

【0039】

ドライバ基板 120 と先端基板 110 とは、複数の同軸ケーブル 131 により接続されている。ここでは、説明の便宜上、3 本の同軸ケーブル 131 (131a、131b、131c) により接続した場合を例に挙げて説明する。なお、ドライバ基板 120 と先端基板 110 とを接続する同軸ケーブル 131 の本数は、先端基板 110 に設けられた配線数等に応じて、4 本以上又は 2 本以下としてもよい。

【0040】

同軸ケーブル 131a は固体撮像素子 111 に入力する駆動信号 V_{IN} を伝送し、同軸ケーブル 131b は先端基板 110 に電源電圧 V_{CC} を供給し、同軸ケーブル 131c は固体撮像素子 111 から出力される画像信号 V_{OUT} を伝送する。

【0041】

同軸ケーブル 131a の内部導体 132 (図 2) の一端は、先端基板 110 上に形成された配線 115a を介して、固体撮像素子 111 の駆動信号入力端子 111a に接続されている。また、同軸ケーブル 131a の内部導体 132 の他端は、ドライバ基板 120 上に形成された、固体撮像素子 111 の駆動信号 V_{IN} を伝送する配線 125a に接続されている。

【0042】

同軸ケーブル 131b の内部導体 132 の一端は、先端基板 110 上に形成された配線 115b を介して、固体撮像素子 111 の電源電圧入力端子 111b に接続されている。また、同軸ケーブル 131b の内部導体 132 の他端は、ドライバ基板 120 上に形成された電源電圧ライン 125b に接続されている。

10

20

30

40

50

【0043】

同軸ケーブル131cの内部導体132の一端は、先端基板110上に形成された配線115cを介して、固体撮像素子111の画像信号出力端子111cに接続されている。また、同軸ケーブル131cの内部導体132の他端は、ドライバ基板120上に形成された画像信号 V_{OUT} を伝送する配線125cに接続されている。

【0044】

また、固体撮像素子111のグランド端子111gは、先端基板110上に形成されたグランドライン115gに接続されている。また、先端基板110のグランドライン115gには、同軸ケーブル131a、131b、131cの外部導体133（図2）の一端がそれぞれ接続されている。

【0045】

本実施形態のグランドバウンス低減回路120bは、電流検出回路121、電流源回路122及びコイル123を備えている。

【0046】

同軸ケーブル131a、131b、131cの外部導体133の他端は、ドライバ基板120上に形成された配線125dを介して、電流検出回路121の入力端子121aに接続されている。また、電流検出回路121の出力端子121bは、ドライバ基板120のグランドライン125gに接続されている。各同軸ケーブル131a、131b、131cの外部導体133を流れるノイズ電流 I_a 、 I_b 、 I_c は、一つに纏められて、電流検出回路121を介してドライバ基板120のグランドライン125gへ流される。

【0047】

また、電流検出回路121は、制御ライン125eを介して電流源回路122と接続されている。電流検出回路121は、電流検出回路121の入力端子121aから出力端子121bへ流れるノイズ電流 I_1 （すなわち、各同軸ケーブル131a、131b、131cの外部導体133を流れるノイズ電流 I_a 、 I_b 、 I_c の総和）を検出して、検出結果を示す信号を制御ライン125eへ出力する。

【0048】

電流源回路122の出力端子122bは、コイル123を介して、ドライバ基板120のグランドライン125gに接続されている。ドライバ基板120のグランドライン125gは、それ自体が固有のインダクタンス L を有している。図3では、グランドライン125gに内在するインダクタンス L が仮想コイル L として図示されている。

【0049】

ここで既述の通り、電流検出回路121の出力端子121bは、グランドライン125gに接続されている。上述した仮想コイル L を用いて言い換えれば、電流検出回路121の出力端子121bは、コイル123と仮想コイル L との間の接続点Gにおいてグランドライン125gに接続されている、ということになる。

【0050】

同軸ケーブル131a、131b、131cの外部導体133からドライバ基板120のグランドライン125gに流れ出たノイズ電流 I_1 は、仮想コイル L を流れる。ノイズ電流 I_1 はパルスの的に変動するため、グランドバウンス低減回路120bを備えていなければ、仮想コイル L に誘導起電力が発生して、グランドレベル V_G （接続点Gにおける電位）が変動する。その結果、グランドライン125gに接続された同軸ケーブル131a、131b、131cの電位も変動し、同軸ケーブル131a、131b、131cから放射ノイズが発生する。

【0051】

電流源回路122は、電源電圧ライン125bからの給電によって駆動し、電流検出回路121から出力される信号に応じた駆動電流 I_2 を出力端子122bから出力する。駆動電流 I_2 は、コイル123を流れて、駆動電流 I_2 の変動に応じた誘導起電力をコイル123に発生させる。電流源回路122は、電流検出回路121からグランドライン125g（仮想コイル L ）へ流れるノイズ電流 I_1 によって生じるグランドレベル V_G の変動

10

20

30

40

50

を打ち消す誘導起電力をコイル 1 2 3 に発生させるような駆動電流 I_2 を出力する。その結果、ドライバ基板 1 2 0 のグラウンドバウンスが緩和されるため、グラウンドライン 1 2 5 g に接続された各同軸ケーブル 1 3 1 a、1 3 1 b、1 3 1 c の外部導体 1 3 3 の電位変動も低減し、放射ノイズが抑制される。

【0052】

また、グラウンドバウンス低減回路 1 2 0 b により、各同軸ケーブル 1 3 1 a、1 3 1 b、1 3 1 c の外部導体 1 3 3 の電位が安定化するため、外部からの放射ノイズの影響も受け難くなり、放射ノイズの多い環境下でも、ノイズの少ない内視鏡画像が得られる。

【0053】

(第 1 実施形態の変形例)

10

次に、上述した本発明の第 1 実施形態の変形例について説明する。

図 4 は、本変形例の回路構成の概略を示すブロック図である。本変形例は、多心同軸ケーブル 1 3 0 の外シールド 1 3 4 (図 2) をドライバ基板 1 2 0 のグラウンドライン 1 2 5 g に接続した構成を有する点で上述した第 1 実施形態と相違する。なお、外シールド 1 3 4 は、先端基板 1 1 0 には接続されていない。

【0054】

本変形例の構成によれば、各同軸ケーブル 1 3 1 a、1 3 1 b、1 3 1 c の外部導体 1 3 3 に加えて、多心同軸ケーブル 1 3 0 の最外周の導電層である外シールド 1 3 4 も、グラウンドバウンス低減回路 1 2 0 b によって安定化されたグラウンドレベル V_g に接地されるため、より効果的に放射ノイズを抑制することが可能になる。

20

【0055】

(第 2 実施形態)

次に、本発明の第 2 実施形態について説明する。

図 5 は、本実施形態の回路構成の概略を示すブロック図である。

【0056】

高周波ナイフ等の電気処置具 5 1 0 を使用する場合、電気処置具 5 1 0 の導体 5 1 1 と処置具挿通チャンネル 1 5 0 との間に (更には、処置具挿通チャンネル 1 5 0 と同軸ケーブル 1 3 1 の外部導体 1 3 3 との間に) 寄生容量 PC が生じる。そのため、処置具挿通チャンネル 1 5 0 の電位を安定化させる仕組みを設けなければ、高周波ナイフ (電気メス) 等を使用する際に、この寄生容量を介して処置具挿通チャンネル 1 5 0 にノイズ電流 I_t が流れるため、放射ノイズが発生してしまう。

30

【0057】

本実施形態は、処置具挿通チャンネル 1 5 0 を、グラウンドバウンス低減回路 1 2 0 b によって電位が安定化したドライバ基板 1 2 0 のグラウンドライン 1 2 5 g に接続することにより、処置具挿通チャンネル 1 5 0 の電位を安定化させて、放射ノイズを抑制するものである。

【0058】

処置具挿通チャンネル 1 5 0 は、内周側に設けられた絶縁層と、この絶縁層の外周側に設けられた、電気処置具 5 1 0 が発生する放射ノイズを遮蔽するための導電層とを有している。本実施形態では、処置具挿通チャンネル 1 5 0 の導電層が、配線 1 2 5 d を介して、電流検出回路 1 2 1 の入力端子 1 2 1 a に接続されている。配線 1 2 5 d は、電流検出回路 1 2 1 を介してグラウンドライン 1 2 5 g に接続されている。本実施形態の構成は、このように、処置具挿通チャンネル 1 5 0 の導電層が配線 1 2 5 d に接続される点のみが、上述の第 1 実施形態と相違する。なお、説明の便宜上、図 5 において、同軸ケーブル 1 3 1 b、1 3 1 c 及びこれらと接続される配線や端子を省略している。

40

【0059】

電流検出回路 1 2 1 は、配線 1 2 5 d を流れるノイズ電流 I_1 (すなわち、同軸ケーブル 1 3 1 の外部導体 1 3 3 を流れるノイズ電流 I_0 と処置具挿通チャンネル 1 5 0 の導電層を流れるノイズ電流 I_t との和) を検出する。そして、電流源回路 1 2 2 は、ノイズ電流 I_1 によって生じるグラウンドレベル V_g の変動を打ち消すような起電力をコイル 1 2 3

50

に発生させる駆動電流 I_2 を出力する。その結果、グラウンドバウンス低減回路 120b によって安定化されたグラウンドレベル V_G と略同電位となる処置具挿通チャンネル 150 の導電層及び同軸ケーブル 131 の外部導体 133 からの放射ノイズが抑制される。

【0060】

(第3実施形態)

次に、本発明の第3実施形態について説明する。

図6は、本実施形態の回路構成の概略を示すブロック図である。

【0061】

本実施形態は、高周波ナイフ装置 500 の電流発生部 501 と患者の皮膚に装着される外部電極（体極板）520 とを接続するリード線 521 を、グラウンドバウンス低減回路 120b によって電位が安定化したドライバ基板 120 のグラウンドライン 125g に接続することにより、リード線 521 に流れるノイズ電流 I_n によるグラウンドバウンスを低減して、放射ノイズを抑制するものである。

10

【0062】

リード線 521 は、一端が外部電極 520 に接続され、他端側で電流発生部 501 に接続されている。また、リード線 521 の他端は、電流発生部 501 から更に延長され、ドライバ基板 120 上に形成された配線 125d に接続されている。

【0063】

電流検出回路 121 は、配線 125d を流れるノイズ電流 I_1 （すなわち、同軸ケーブル 131 の外部導体 133 を流れるノイズ電流 I_a とリード線 521 を流れるノイズ電流 I_n との和）を検出する。そして、電流源回路 122 は、ノイズ電流 I_1 によって生じるグラウンドレベル V_G の変動を打ち消すような誘導起電力をコイル 123 に発生させる駆動電流 I_2 を出力する。その結果、グラウンドバウンス低減回路 120b によって安定化されたグラウンドレベル V_G と略同電位となるリード線 521 及び同軸ケーブル 131 の外部導体 133 からの放射ノイズが抑制される。また、更に処置具挿通チャンネル 150 の導電層を配線 125d に接続して、本実施形態と第2実施形態の構成を組み合わせた構成としてもよい。

20

【0064】

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。

30

【0065】

上記の第2及び第3実施形態は、電気処置具として高周波ナイフを使用した例であるが、本発明はこの構成に限定されるものではない。電気処置具としては、高周波ナイフ以外にも、例えば、高周波スネアやホットバイオブシー鉗子等の各種の電気処置具を使用することができる。

【0066】

先端基板 110 及びドライバ基板 120 は、典型的にはプリント基板であり、例えば、フレキシブル配線基板、リジッド基板、その他の各種の電子回路基板を使用することができる。

40

【符号の説明】

【0067】

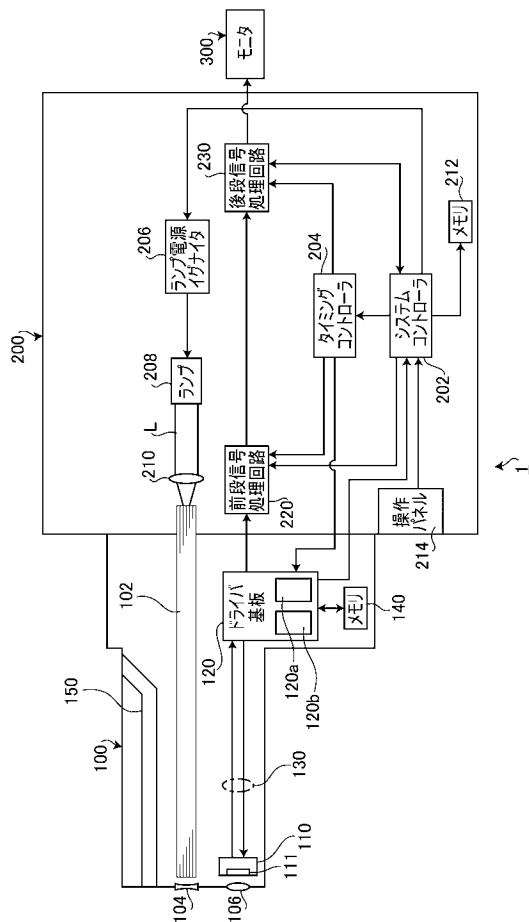
- 1 電子内視鏡装置
- 100 電子スコープ
- 102 LCB
- 104 配光レンズ
- 106 対物レンズ
- 110 先端基板
- 111 固体撮像素子

50

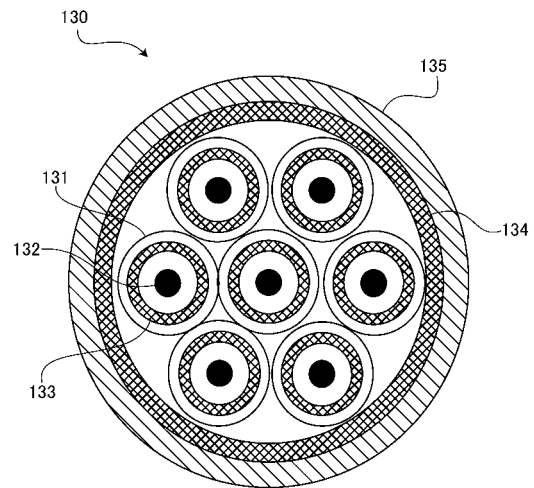
- 1 2 0 ドライバ基板
- 1 2 0 a ドライバ信号処理回路
- 1 2 0 b グランドバウンス低減回路
- 1 2 1 電流検出回路
- 1 2 2 電流源回路
- 1 2 3 コイル
- 1 2 5 g グランドライン
- 1 3 0 多心同軸ケーブル
- 1 3 1 同軸ケーブル
- 1 3 2 内部導体
- 1 3 3 外部導体
- 1 3 4 外シールド
- 1 4 0 メモリ
- 1 5 0 処置具挿通チャンネル
- 2 0 0 プロセッサ

10

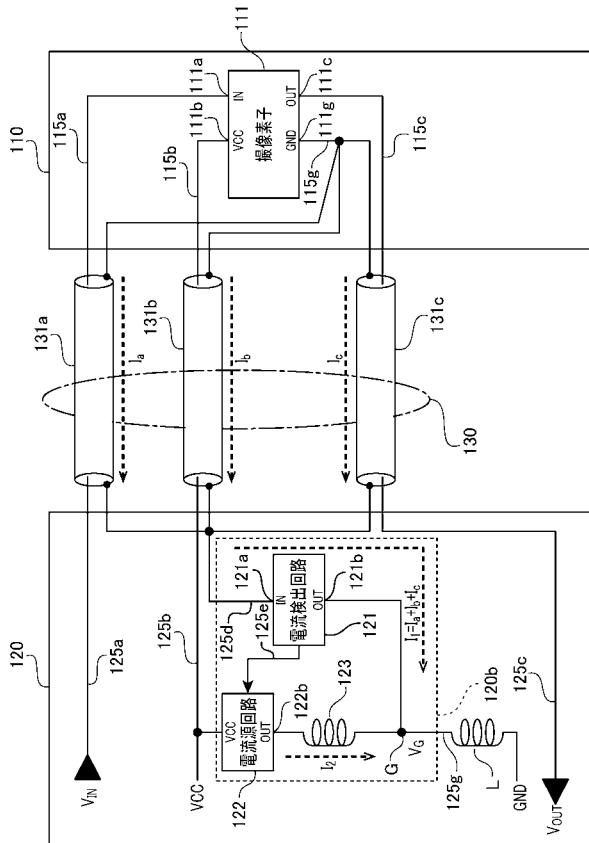
【図 1】



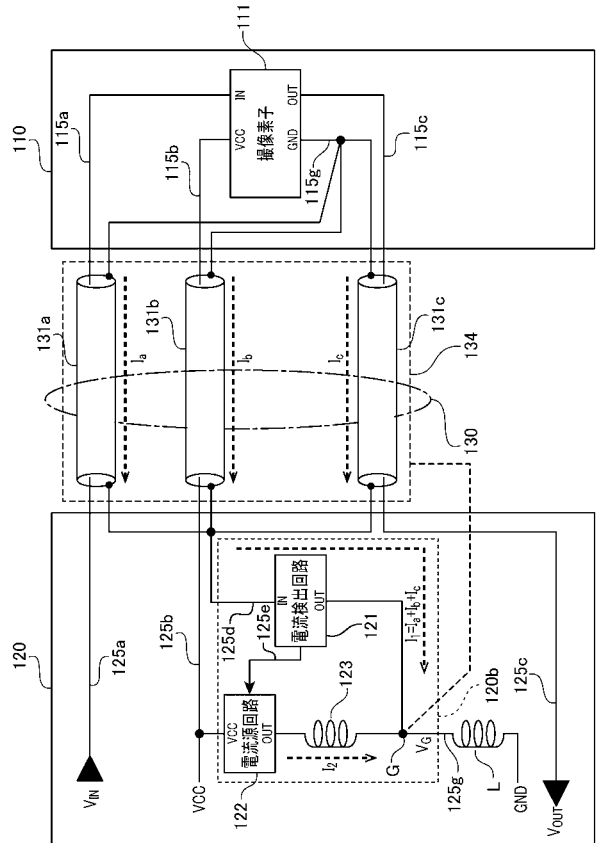
【図 2】



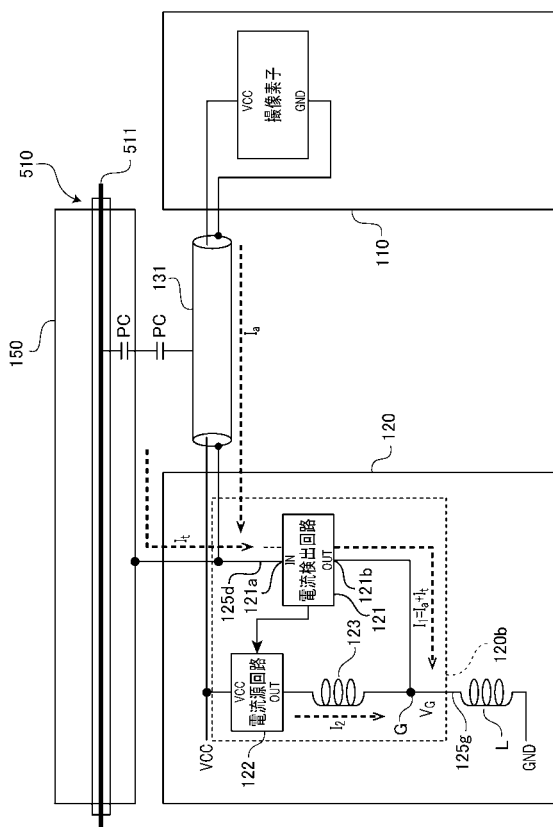
【 図 3 】



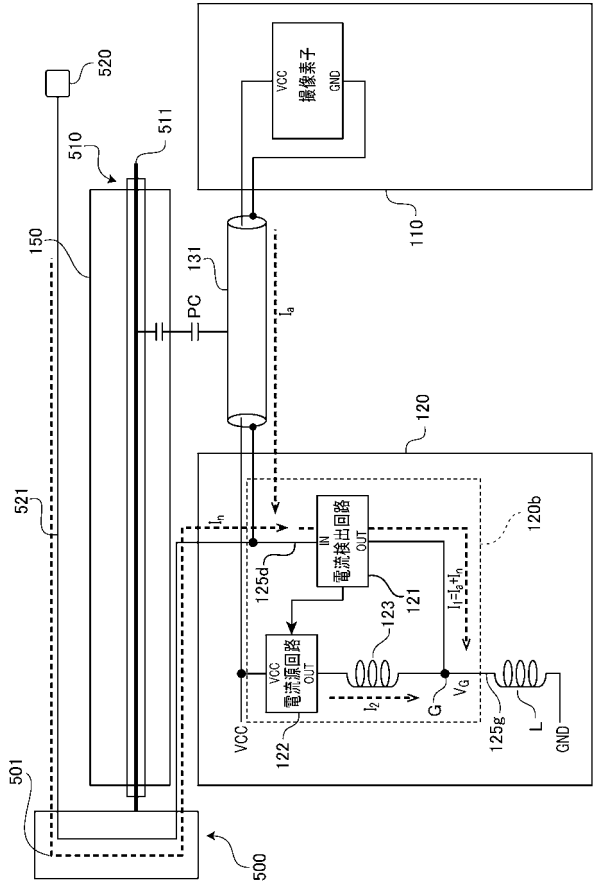
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C161 CC06 FF45 HH51 JJ17 LL02 NN01 NN03 SS01 UU03 UU09
5J055 AX25 BX16 CX00 EY05 EZ00 EZ03 FX04 FX11 FX19 GX02

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2016131709A	公开(公告)日	2016-07-25
申请号	JP2015007826	申请日	2015-01-19
[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		
发明人	大瀬 浩司		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H03K17/16		
FI分类号	A61B1/04.362.J A61B1/04.372 G02B23/24.B H03K17/16.F A61B1/00.680 A61B1/04.530 A61B1/045.611 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/CA02 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/DA21 2H040/DA56 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/FF45 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/SS01 4C161/UU03 4C161/UU09 5J055/AX25 5J055/BX16 5J055/CX00 5J055/EY05 5J055/EZ00 5J055/EZ03 5J055/FX04 5J055/FX11 5J055/FX19 5J055/GX02		
代理人(译)	尾山荣启 山鹿SoTakashi		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：改善电子内窥镜设备的电磁不相干性和电阻。电子内窥镜装置包括电子镜，该电子镜具有在插入部的前端部上安装有摄像元件的前端基板，以及用于驱动和控制摄像元件的驱动电路的驱动基板。。电子内窥镜包括穿过插入部分并分别连接驱动器板和端板的多个同轴电缆。尖端基板和驱动器基板的接地线通过多根同轴电缆的外部导体彼此连接，并且在驱动器基板上安装有使驱动器基板的接地线的电位稳定的接地弹跳减小电路。[选择图]图3

