

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 体腔内に挿入される電子内視鏡の撮像手段からの撮像信号に対して映像信号を生成するための処理をする映像信号処理手段を内蔵した映像信号処理装置と、
前記電子内視鏡に接続され、商用電源により供給された電力によりこの電子内視鏡に照明光を供給する、前記映像信号処理装置と別体の光源装置と、
前記撮像信号を基に生成された前記光源装置の照明光の光量を制御する調光信号を前記映像信号処理手段から電 10
氣的にフローティングされた調光信号として前記光源装置に出力する調光信号生成手段と、
を有し、
前記光源装置は、前記映像信号処理手段と電氣的に絶縁された状態で、前記フローティングされた調光信号により調光された照明光を前記電子内視鏡に供給することを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 2】 体腔内に挿入される電子内視鏡の撮像手段からの撮像信号に対して映像信号を生成するための信号処理を行う、二次回路とは電氣的に絶縁されたフロー 20
ティング回路に属する信号処理手段を内蔵した映像信号処理装置と、
前記電子内視鏡に接続され、商用電源により供給された電力によりこの電子内視鏡に照明光を供給する、前記映像信号処理装置と別体の光源装置と、
前記撮像信号を基に生成された前記光源装置の照明光の光量を制御する調光信号を前記信号処理手段が属するフローティング回路から絶縁された調光信号として前記光源装置に出力する調光信号生成手段と、
を有し、
前記光源装置は、前記信号処理手段と電氣的に絶縁された状態で、前記調光信号により調光された照明光を前記電子内視鏡に供給することを特徴とする電子内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】 本発明は電子内視鏡の撮像手段からの撮像信号に基づいて光源装置の照明光の光量を制御する電子内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 従来、電子内視鏡と組み合わせての光源装置の光量調整は、電子内視鏡と光源装置の接点を介しての電圧レベルのやり取りで行っていた、そしてその信号は電子内視鏡の接点を介する為、その回路は電気規格上、フローティングされた回路である必要性があった。

【0003】 図 9 はそのような従来例の電子内視鏡装置 61 の構成を示す。この電子内視鏡装置 61 は、内視鏡検査を行うための電子内視鏡 62 と、この電子内視鏡 62 と接続され、照明光を供給する光源装置 63 と、この電子内視鏡 62 と接続され、信号処理を行うビデオプロ 50

セッサ 64 と、このビデオプロセッサ 64 と接続され、内視鏡画像を表示するモニタ 65 とから構成される。なお、光源装置 63 とビデオプロセッサ 64 とは別体である。

【0004】 電子内視鏡 61 は、体腔内などに挿入される細長の挿入部 66 と、この挿入部 66 の後端に形成された操作部 67 と、この操作部 67 から延出されたユニバーサルコード 68 と、このユニバーサルコード 68 の端部のコネクタ部 69 から突出し、光源装置 63 に着脱自在に接続されるライトガイド口金と、コネクタ部 69 から延出されるケーブル部 71 と、このケーブル部 71 の端部に設けられ、ビデオプロセッサ 64 に着脱自在に接続される信号コネクタ部 72 とから構成される。

【0005】 光源装置 63 から供給される照明光は電子内視鏡 62 のユニバーサルコード 68 や挿入部 66 内部に挿通されたライトガイド 73 により伝送され、挿入部 66 の先端部の照明窓に取り付けられた先端面から出射され、体腔内の患部等の被写体を照明する。

【0006】 照明された被写体は先端部に設けられた対物レンズ 74 によりその結像位置に結像される。その結像位置には、固体撮像素子とした例えば CCD 75 が配置されたおり、結像された光学像を光電変換する。

【0007】 この CCD 75 の出力信号はビデオプロセッサ 64 により信号処理され、映像信号が生成され、モニタ 65 に出力され、モニタ 65 の表示面には内視鏡画像が表示される。

【0008】 光源装置 63 は商用電源 76 から商用電力が供給されるランプ電源回路 77 と、制御電源回路 78 と、フローティング電源回路 79 との 3 つの電源回路を有し、それらの一次側（入力側）は（一次回路に属する）商用電源 76 と接続され、電源出力側は商用電源 16 と絶縁分離されている。さらに、各電源出力はそれぞれ他の電源出力と絶縁分離されている。

【0009】 そして、ランプ電源回路 77 からのランプ電源は、一次回路と絶縁された二次回路を形成するランプ 81 に供給されて、ランプ 81 を点灯させて照明光を発生させ、その照明光はモータ 82 により回転されて開口量が増減する絞り羽根 83 を介して光量が調整され、集光レンズ 84 を経てライトガイド 73 の端面に供給される。この絞り羽根 83 等は二次回路とは絶縁されたフローティング回路を形成する。

【0010】 また、制御電源回路 78 からの制御電源は二次回路に属する制御回路 86 に供給され、二次回路と絶縁するアイソレーション回路 87 を介してフローティング回路に属する絞り駆動回路 88 を制御する。この絞り駆動回路 88 の動作の電源はフローティング電源回路 79 から供給される。

【0011】 また、この絞り駆動回路 88 には、ビデオプロセッサ 64 の調光信号出力回路 91 からの調光信号が電子内視鏡 62 のケーブルを経由してコネクタ部 69

に設けた接点 70 を介して入力され、その調光信号により例えば基準レベルからのずれ量だけモータ 82 を介して絞羽根 83 の開口量を制御し、適切な照明光量に調整する。

【0012】一方、ビデオプロセッサ 64 では、一次側が商用電源 76 に接続されるフローティング電源回路 92 と制御電源回路 93 とにより、一次回路と絶縁されたフローティング電源と（二次回路の制御用の）制御電源を生成する。

【0013】そして、フローティング電源により動作する CCD ドライバ 94 は CCD ドライブ信号を CCD 75 に印加して、光電変換された信号を出力させ、その出力信号は映像信号処理回路 95 に入力され、映像信号を生成して、アイソレーション回路 97 を経て二次回路に属するポストプロセス回路 98 に出力すると共に、その輝度信号成分を調光信号出力回路 91 に出力する。

【0014】調光信号出力回路 91 は輝度信号成分を所定期間積分する等して平均の明るさを示す調光信号を生成し、光源装置 63 の絞駆動回路 88 に出力する。なお、映像信号処理回路 95 及び調光信号出力回路 91 はその動作の電源がフローティング電源回路 92 から供給される。なお、図 9 に示すように CCD ドライバ 94、映像信号処理回路 95 及び調光信号出力回路 91 はフローティング回路に属する。

【0015】映像信号処理回路 95 からの出力信号は、アイソレーション回路 97 によりフローティング回路とは絶縁された二次回路に属するポストプロセス回路 98 に入力され、標準的な映像信号に変換した後処理が施された後、モニタ 65 に出力される。なお、二次回路に属するポストプロセス回路 98 はその動作の電源が制御電源回路 93 から供給される。

【0016】なお、特開 2000-126112 号公報では、ランプ用の電源と 2 次回路電源とフローティング回路電源の複数の電源をもち、それらをトランスで分離する構成が開示されている。また、この公報では光源部を内蔵したビデオプロセッサの場合の電子内視鏡装置が開示されている。

【0017】

【発明が解決しようとする課題】図 9 で説明したように、光源装置 63 とビデオプロセッサ 64 とが別体となった従来の電子内視鏡装置 61 では、上述したように光源装置 63 の光量調整を行う場合、電子内視鏡 62 と光源装置 63 の接点 70 を介しての電気信号のやり取りで行っていたので、その光源装置 63 側の回路においても電気規格上、フローティングされた回路である必要性があった。

【0018】このため、光源装置 63 にフローティングされた回路が必要になり、またそのための電源回路も必要となり、装置内の配線も複雑化したりする等、光源装置が複雑な構成になると共に、電源回路の大型化の必要

になる等の欠点があった。

【0019】また、光源装置 63 では放電灯等のランプ 81 が使用され、ノイズ源となり易く、光源装置 63 内にフローティングされた回路のためにより嚴重な放射ノイズを軽減する遮蔽構造が必要となり、光源装置の重量が増す等の欠点もあった。

【0020】（発明の目的）本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、撮像手段の出力信号に基づいて調光を行う場合にも、光源装置にフローティングされた回路を必要としない電子内視鏡装置を提供することを目的とする。

【0021】

【課題を解決するための手段】体腔内に挿入される電子内視鏡の撮像手段からの撮像信号に対して映像信号を生成するための信号処理を行う、二次回路とは電気的に絶縁されたフローティング回路に属する信号処理手段を内蔵した映像信号処理装置と、前記電子内視鏡に接続され、商用電源により供給された電力によりこの電子内視鏡に照明光を供給する、前記映像信号処理装置と別体の光源装置と、前記撮像信号を基に生成された前記光源装置の照明光の光量を制御する調光信号を前記信号処理手段が属するフローティング回路から絶縁された調光信号として前記光源装置に出力する調光信号生成手段と、を有し、前記光源装置は、前記信号処理手段と電気的に絶縁された状態で、前記調光信号により調光された照明光を前記電子内視鏡に供給することにより、光源装置にはフローティングされたフローティング回路を必要としないで、構成の簡素化、低コスト化等を可能にしている。

【0022】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

（第 1 の実施の形態）図 1 及び図 2 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は本発明の第 1 の実施の形態の電子内視鏡装置の全体構成を示し、図 2 はアイソレーション回路の構成を示す。

【0023】図 1 に示す本発明の第 1 の実施の形態の電子内視鏡装置 1 は、基本的には図 9 の電子内視鏡 61 において、電子内視鏡 62 には（ビデオプロセッサ 64 から）光源装置 63 に調光信号を伝送するための接点 70 を設けないようにすると共に、ビデオプロセッサ 64 における調光信号を二次回路に属する信号にして、光源装置 63 側に伝送する構成にすることにより、光源装置 63 にはフローティング回路及びその電源回路を形成することを不要にしたものである。以下、その構成を詳細に説明する。

【0024】図 1 に示す本発明の第 1 の実施の形態の電子内視鏡装置 1 は、電子内視鏡 2 と、この電子内視鏡 2 と接続され、照明光を供給する光源装置 3 と、この電子内視鏡 2 と接続され、信号処理を行う（映像信号処理装置としての）ビデオプロセッサ 4 と、このビデオプロセ

ッサ4と接続され、内視鏡画像を表示するモニタ5とから構成される。なお、光源装置3はビデオプロセッサ4とは別体である。

【0025】電子内視鏡2は、体腔内などに挿入される細長の挿入部6と、この挿入部6の後端に形成された操作部7と、この操作部7から延出されたユニバーサルコード8と、このユニバーサルコード8の端部のコネクタ部9から突出し、光源装置3に着脱自在に接続されるライトガイド口金と、コネクタ部9から延出されるケーブル部11と、このケーブル部11の端部に設けられ、ビデオプロセッサ4に着脱自在に接続される信号コネクタ部12とから構成される。

【0026】光源装置3から供給される照明光は電子内視鏡2のユニバーサルコード8や挿入部6内部に挿通されたライトガイド13により伝送され、挿入部6の先端部の照明窓に取り付けられた先端面から出射され、体腔内の患部等の被写体を照明する。

【0027】照明された被写体は先端部に設けられた対物レンズ14によりその結像位置に結像される。その結像位置には、固体撮像素子とした例えばCCD15が配置されており、結像された光学像を光電変換する。このCCD15の出力信号はビデオプロセッサ4により信号処理され、映像信号が生成され、モニタ5に出力され、モニタ5の表示面には内視鏡画像が表示される。

【0028】光源装置3は商用電源16から商用電力が供給されるランプ電源回路17と、制御電源回路18とが設けてあり、その一次側（入力側）は商用電源16と接続される一次回路に属する。ランプ電源回路17及び制御電源回路18は、例えばスイッチング方式の電源回路で構成され、一次回路との絶縁はスイッチングトランスにより絶縁分離される、又、ここではスイッチング電源を例にあげたが、商用トランスによるドロップ方式を用いても良い。

【0029】そして、ランプ電源回路17からのランプ電源は、一次回路と電氣的に絶縁された二次回路に属するランプ21に供給されて、ランプ21を点灯させて照明光を発生させ、その照明光はモータ22により回転されて開口量が増減する絞羽根23を介して光量が調整され、集光レンズ24を経てライトガイド13の端面に供給される。本実施の形態では絞羽根23等は二次回路に属する。

【0030】また、制御電源回路18からの制御電源は二次回路に属する制御回路26に供給され、制御回路26は絞駆動回路28を制御する。この絞駆動回路28の動作の電源は制御電源回路18から供給される。

【0031】また、制御回路26には、ビデオプロセッサ4の調光信号出力回路30からの調光信号がビデオプロセッサ4と光源装置3との接続ケーブル（調光信号伝送用ケーブル）31を介して入力され、その調光信号により例えば基準レベルからのずれ量だけモータ22を介

して絞羽根23の開口量を制御し、適切な照明光量に調整する。

【0032】一方、ビデオプロセッサ4では、一次側が商用電源16に接続されるフローティング電源回路32と制御電源回路33とにより、一次回路と絶縁されたフローティング電源と二次回路用の制御電源を生成する。

【0033】そして、フローティング電源回路32からの電源により動作するCCDドライバ34はCCDドライブ信号を電子内視鏡2に内蔵されたCCD15に信号線を介して印加して、光電変換された撮像信号を出力させ、その出力信号は映像信号生成の信号処理を行う映像信号処理回路35に入力される。

【0034】CCDドライバ34及び映像信号処理回路35は共に、信号線を介して（挿入部6が体腔内に挿入使用される）電子内視鏡2に内蔵されたCCD15と電氣的に接続されるため、一次回路はもとより、一次回路と絶縁された二次回路とも電氣的に絶縁されたフローティング回路に属する。

【0035】この映像信号処理回路35により信号処理された信号は、アイソレーション回路36を経てこのフローティング回路と絶縁された二次回路に属するポストプロセス回路37に出力されると共に、さらにその輝度信号成分はアイソレーション回路38を経てこのフローティング回路と絶縁された二次回路に属する調光信号出力回路30に出力される。

【0036】調光信号出力回路30は輝度信号成分を所定期間積分する等して平均の明るさを示す調光信号を生成し、ケーブル31を介して光源装置3の二次回路に属する制御回路26に出力する。上述のようにCCDドライバ34、映像信号処理回路35はフローティング回路に属するため、CCDドライバ34及び映像信号処理回路35はその動作電源がフローティング電源回路32から供給される。

【0037】映像信号処理回路35からの出力信号は、アイソレーション回路36によりフローティング回路とは絶縁された二次回路に属するポストプロセス回路37に入力され、輪郭強調等の後処理がされて、標準的な映像信号が生成され、モニタ5に出力される。

【0038】なお、二次回路に属するポストプロセス回路88はその動作の電源が制御電源回路83から供給される。また、調光信号出力回路30も二次回路に属するので、その動作の電源は例えば制御電源回路33から供給される。図2はアイソレーション回路38の回路構成の一例を示す。ここでは、光結合により絶縁された状態での信号伝送を行う場合を示す。

【0039】入力信号は入力端からインバータ41を経て抵抗R1と直列に接続されたフォトカプラ42を構成する発光ダイオード（LEDと略記）43のカソードに印加され、そのアノードはフローティング回路の電源、例えば5Vの電源端に接続されている。そして、入力信

号のレベルの対応してLED43を発光させる。

【0040】このLED53の発光した光は対向する（絶縁された状態で光信号を受ける）フォトランジスタ44で受光する。このフォトランジスタ44のコレクタは抵抗R2を介して二次回路の電源、例えば5Vの電源端に接続されると共に、インバータ45を介して出力端から出力される。また、エミッタは二次回路のグラウンドに接地されている。そして、出力端から、入力端に入力された入力信号とは絶縁された状態でその信号を出力信号として出力する。

【0041】なお、フォトカプラ42は例えば電氣的絶縁性が4KV以上の耐圧を有し、その光信号による伝送で絶縁を確保している。また、光信号は例えば調光信号の明るさレベルに応じた電圧を周波数に変換してパルスにより送信し、受信側では周波数に応じた電圧レベルに再度変換する光信号による伝達を行う。アイソレーションの方法は、フォトカプラ42に限らず、パルストランス、赤外線、音波、電波等による方法を採用しても良い。

【0042】なお、アイソレーション回路36もアイソレーション回路38と同様の構成を採用できる。但し、その信号成分が輝度及び色差信号（或いはRGB信号）の信号成分の数に応じて複数のアイソレーション回路38を採用する。

【0043】なお、図1には示していないが光源装置3内のポンプからのエアーを電子内視鏡2の送気チャンネルを介して送気を行う機構も電子内視鏡2と光源装置3とで行えるようにしている。

【0044】図1に示すように本実施の形態では、電子内視鏡2とビデオプロセッサ4は信号コネクタ部12の接点で電氣的にフローティング回路と接続されている為、ビデオプロセッサ4内部にフローティング回路部分を有するが、電子内視鏡2と光源装置3との接続は観察のための照明光と送気のための接続機構であり、従って電気信号のやり取りはない為、電子内視鏡2と光源装置3は電氣的に絶縁されている。

【0045】このように構成された本実施の形態では、ビデオプロセッサ4からの調光信号をフローティング回路とは絶縁された（二次回路に属する）調光信号出力回路30から光源装置3側の調光制御（光量制御）回路側に入力するようにして、図9で示したようなフローティング回路を形成するアイソレーション回路87、フローティング電源回路79を光源装置3には不必要にしていることが特徴となっている。

【0046】次に本実施の形態の作用を説明する。図1に示すように電子内視鏡2により内視鏡検査を行う場合には、電子内視鏡2を光源装置3とビデオプロセッサ4とに接続し、ビデオプロセッサ4の映像出力端をモニター5と接続すると共に、ビデオプロセッサ4の調光信号出力端と光源装置3の調光信号入力端とをケーブル31で

接続する。

【0047】そして、光源装置3等の電源を投入し、電子内視鏡2の挿入部6を患者の体腔内に挿入して内視鏡検査を行う。

【0048】この場合、光源装置3のランプ21の照明光は絞り羽根23を介して電子内視鏡2のライトガイド13に供給され、ライトガイド13の先端面から体腔内の患部等の被写体に照明光が出射され、被写体を照明する。

10 【0049】その被写体の光学像がCCD15に結像され、光電変換された撮像信号はビデオプロセッサ4に入力され、映像信号処理回路35やポストプロセス回路37を経て映像信号に変換され、モニター5の表示面にはCCD15で撮像された被写体像が内視鏡画像として表示される。

【0050】また、映像信号処理回路35は入力される撮像信号に基づいてその輝度信号成分をアイソレーション回路38を介して、二次回路に属する調光信号出力回路30に出力し、調光信号出力回路30は内視鏡画像の平均の明るさを表す調光信号を生成して、光源装置3の制御回路26に出力する。

【0051】この制御回路26は光源装置3の図示しないフロントパネルに設けた明るさ設定SWにより術者が希望する光量に対応した基準レベルと調光信号のレベルとを比較してその誤差信号を絞り駆動回路28に送り、絞り駆動用のモータ22を回動させて絞り羽根23の開口量を前記誤差信号が小さく側に動作させる。

【0052】従って、絞り羽根23を経てライトガイド13に供給される照明光量は術者が明るさ設定SWにより設定した光量を維持するように調整され、モニター5に表示される内視鏡画像の明るさを内視鏡検査を行い易い明るさに設定できるようにしている。

【0053】上述したように、本実施の形態では（ビデオプロセッサ4からその二次回路に属する調光信号をケーブル31を介して直接光源装置3の二次回路に属する制御回路26に入力して光量制御を行う構成にして光源装置3には）フローティング回路を形成しないで済むようにしているので、この光源装置3の構成を簡素化することができ、小型化、及び軽量化、そして低コスト化などが可能となる効果がある。

【0054】また、フローティング回路部分を無くしたので、フローティング回路部分を遮蔽板等で嚴重に覆うようなことをしないで、図9の従来例よりも簡単な遮蔽構造でノイズの放射の防止などが可能となる。つまり、光源装置3はキセノンランプなどの放電灯のランプ21からのノイズの発生がある場合も、フローティング回路を持たない為、より簡単なノイズ対策で済む効果も得られる。

【0055】（第2の実施の形態）図3は本発明の第2の実施の形態の電子内視鏡装置1Bの構成を示す。この

電子内視鏡装置 1 B は図 1 の電子内視鏡装置 1 において、制御回路 2 6 は調光信号に基づいて絞り駆動回路 2 8 を制御する代わりにランプ電源回路 1 7 を制御してそのランプ 2 1 を発光させるランプ電力量を調整して、ライトガイド 1 3 に供給される照明光を調整する。

【0056】ランプ 2 1 がキセノンランプである場合、被写体の明るさに応じ、約 10 A から最大 23 A までランプ 2 1 への供給電流を変化させ、モニタ 5 に表示される観察像（内視鏡画像）が最適な明るさとなるよう制御する。従って、この場合の電源装置 3 B は図 1 の光源装置 3 における絞り駆動回路 2 8、モータ 2 2 及び絞り 2 3 を用いない構成にしている。

【0057】その他は第 1 の実施の形態と同様の構成である。本構成では光源装置 3 B 内の機械的駆動部を省くようにしているので、光源装置 3 B のより簡略化を達成できる。本実施の形態によれば、簡単な構成で第 1 の実施の形態とほぼ同様の作用及び効果が得られる。

【0058】なお、第 1 或いは第 2 の実施の形態において、調光信号出力回路 3 0 をフローティング回路に設け、その出力信号をアイソレーション回路 3 8 を介して制御回路 2 6 に伝送する構成にしても良い。

【0059】（第 3 の実施の形態）次に本発明の第 3 の実施の形態を図 4 を参照して説明する。本実施の形態は例えば図 1 の光源装置 3 において、ランプ 2 1 としてキセノンランプ 4 6 を採用し、またランプ電源回路 1 7 として、キセノン電源部 4 7 及びイグナイタ 4 8 を採用している。

【0060】図 4 に示すように本実施の形態では、キセノン電源部 4 7 の正負の給電端子に接続された給電ラインはファストン中継端子 4 9 を介してイグナイタ 4 8 側の接続ハーネスと接続されるようにし、イグナイタ 4 8 はキセノンランプ 4 6 に接続される。

【0061】イグナイタ 4 8 はキセノンランプ 4 6（点灯）起動時のために高圧発生回路を内蔵しており、キセノンランプ 4 6 の点灯後は、キセノン電源部 4 7 からキセノンランプ 4 6 へのランプ電力の供給の伝達を行う。

【0062】本実施の形態では、キセノン電源部 4 7 の正負の給電端子に接続された給電ラインは直接、イグナイタ 4 8 の接続ハーネスと接続するのではなく、ファストン中継端子 4 9 を介して接続する構造にすることにより、組立の際や修理の際にキセノン電源部 4 7 又はイグナイタ 4 8 を取り付け又は取り外しの際に、ファストン中継端子 4 9 で接続又は取り外しを容易に行えるようにしている。

【0063】図 5 はファストン中継端子 4 9 の具体的な構造を示す。このファストン中継端子 4 9 は、両サイドがファストンタブで構成された金属体 5 0 で構成され、この金属体 5 0 は絶縁チューブ 5 1 で覆われている。そして、給電ラインの接続端子 5 2 を金属体 5 0 のファストンタブに接続後は、その抜け防止のため、各サイドの

根元でバイнда等により固定される。なお、図 5 では左側の接続端子 5 2 は既に金属体 5 0 のファストンタブに接続して、絶縁チューブ 5 1 で覆う状態で示している。また、接続後の接続端子 5 2 を絶縁物で束ねるように固定している。

【0064】このように本実施の形態では、給電ラインの中継接続手段として、ファストン中継端子 4 9 を採用することにより、空中中継してその空中中継した部分を覆う等して固定する構造を採用することにより、組立等の作業性を向上することができる。

【0065】図 6 は光源装置の電源部 5 4 の構成を示す。電源部 5 4 は AC インレット 5 5 a が商用電源と接続され、この AC インレット 5 5 a から供給される商用電源はコイル及びコンデンサの組み合わせで構成されるノイズフィルタ 5 5 b を経由してメイン SW 5 5 c に入力される。

【0066】このメイン SW 5 5 c は ON/OFF により光源装置への電源の供給の接続及び遮断を行う。メイン SW 5 5 c はスイッチング電源部 5 5 d に接続され、このスイッチング電源部 5 5 d はファストン中継端子 4 9 を介してイグナイタ 4 8 に接続され、このイグナイタ 4 8 はキセノンランプ 4 6 と接続されている。

【0067】このスイッチング電源部 5 5 d はキセノンランプ 4 6 への電源供給、光源装置の調光制御やポンプ駆動などの光源制御回路 5 7 への電源供給等のために、複数の DC-DC コンバータを有している。

【0068】AC インレット 5 5 a、ノイズフィルタ 5 5 b、スイッチング電源部 5 5 d は 1 つの電源ユニットケース 5 8 に収納され、スイッチング電源部 5 5 d から筐体内部へのノイズの伝播を防止している。

【0069】図 7 は光源装置内部の電源部 5 4 のレイアウトを示す。AC インレット 5 5 a 近傍のスイッチング電源部 5 5 d のケース内にノイズフィルタ 5 5 b を収納し、このノイズフィルタ 5 5 b からでたラインをメイン SW 5 5 c に接続し、このメイン SW 5 5 c からの戻りラインをスイッチング電源部 5 5 d に接続している。

【0070】スイッチング電源部 5 5 d からのランプ供給ラインをファストン中継端子 4 9 を介して高圧パルス発生回路であるイグナイタ 4 8 を介してキセノンランプ 4 6 に接続している。

【0071】スイッチング電源部 5 5 d 及びキセノンランプ 4 6 はそれぞれ冷却ファン 5 9 a、5 9 b により冷風される。なお、キセノンランプ 4 6 及びイグナイタ 4 8 はライブシールドケース 5 9 c で覆われている。なお、光源装置の背面にはリヤ側排気ダクト 6 0 c が設けられている。

【0072】図 8 は光源装置の電源部 5 4 の側面断面図を示し、ノイズフィルタ 5 5 b、スイッチング電源部 5 5 d は、電源ユニットケース 5 9 c 内に収納され、ノイズフィルタ 5 5 b とスイッチング電源部 5 5 d は金属板

60aで分離することにより、スイッチング電源部55dからのノイズの輻射を図8で示すように遮断している。

【0073】また、排気ダクト60bは電源内部を冷却するためのファンからの通風を通すため開口しているが、装置に水がかけられた場合、そのままではスイッチング電源部55dに水滴がかかってしまうが、金属板60aにより水滴を受け、この金属板60aは中央部から排気ダクト60bに向かって下側に傾斜するようにしているので、金属板60aにかかった水滴を排気ダクト60bに沿って垂れ、スイッチング電源部55dへの水滴のかぶりを防止できるようにしている。

【0074】本実施の形態によれば、組立等の作業性を向上できると共に、スイッチング電源部によるノイズの放射を低減し、かつ水が掛けられた場合の悪影響を軽減できる効果がある。その他は第1の実施の形態と同様の効果を有する。

【0075】〔付記〕

0. 映像信号処理装置と光源装置が別筐体の電子内視鏡装置において、光源装置内にフローティング回路をもたず、光源装置と電子内視鏡との電気的接続を行わないことを特徴とした電子内視鏡装置。

1. 体腔内に挿入される電子内視鏡の撮像手段からの撮像信号に対して映像信号を生成するための信号処理を行う、二次回路とは電気的に絶縁されたフローティング回路に属する信号処理手段を内蔵した映像信号処理装置と調光を行う調光信号を伝送するケーブルにより接続され、商用電源により供給された電力により前記電子内視鏡に照明光を供給する、前記映像信号処理装置と別体の内視鏡用光源装置において、前記撮像信号を基に生成された調光信号を前記信号処理手段が属するフローティング回路から絶縁された調光信号を光源装置の二次回路に属する照明光量を制御する照明光量制御手段に入力して前記信号処理手段と電気的に絶縁された状態で、前記調光信号により調光された照明光を前記電子内視鏡に供給可能としたことを特徴とする内視鏡用光源装置。

2. 内視鏡光源装置用電源装置において、ランプへの供給ラインの接続をファストン中継タブで中継したことを特徴とした内視鏡光源装置用電源装置。

【0076】（付記2の背景）

（従来の技術）キセノンランプへの電源供給ラインは、定格電力300W以上のランプの場合、18A以上の大電流を流しており、大電流あるため一般的なワンタッチタイプの接続コネクタは用いることが出来ず、ラインの接続は圧着された丸端子を端子ビス止めする方法を用いていた。

【0077】（付記2が解決しようとする課題）ビス止めにて接続をおこなう場合、組立て時、ビス締めを行うためのドライバーを差し込める構造としなければならないが、ランプへの電源供給は陽極側、陰極側2組あり、

ビスの頭にドライバーがアクセスできるよう端子台に位置をずらすなど工夫しなければならず、また、ずらすことによってスペースも必要となってしまう。また、ビス締め自体、作業性が悪い。そのため、作業性を向上させる目的で付記2の構成にした。そして、18Aを越える大電流を接続する方法としてファストン端子による接続を用い、中継タブでラインとラインを空中中継しタブのブロックは装置内で動かないように絶縁物で固定することにより、組立て作業性の良いワンタッチの接続を行う。

【0078】3. 内視鏡光源装置用電源ユニットにおいて、スイッチング電源部とノイズフィルタ部を電磁的に分離するシールド板をもち、前記シールド板は装置内部から外側に向け下方に傾斜することを特徴とする内視鏡光源装置用電源ユニット。

【0079】（付記3の背景）

（従来の技術）内視鏡光源装置の電源は小型化の為にスイッチング電源を用いてランプへの電力制御を行っているが、スイッチング電源は小型化に寄与する反面、スイッチングノイズを発生してしまう、そこでコイルやコンデンサを組み合わせたノイズフィルタユニットを電源と商用電源の間に構成し装置から電源線を伝播するノイズの低減をはかっている、また、装置内部の空中を伝播してスイッチングノイズが影響しないようスイッチング電源部とノイズフィルタは別体のユニットとして構成していた。

【0080】（付記3が解決しようとする課題）ノイズ規格をクリアしつつ、スイッチング電源を含む電源部の小型化と装置への水滴侵入防止を目的として付記3の構成にした。つまり、装置を小型化するため、ノイズフィルタとスイッチング電源ユニットを1つのケースに収納しシールド板金によってスイッチングノイズの伝播を防止するとともに、シールド板金を電源ユニットの通風ダクトに向け中心から外側に対し下方に傾斜させることにより、装置へ掛けられた水滴の装置内への侵入を防止する。

【0081】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、体腔内に挿入される電子内視鏡の撮像手段からの撮像信号に対して映像信号を生成するための信号処理を行う、二次回路とは電気的に絶縁されたフローティング回路に属する信号処理手段を内蔵した映像信号処理装置と、前記電子内視鏡に接続され、商用電源により供給された電力によりこの電子内視鏡に照明光を供給する、前記映像信号処理装置と別体の光源装置と、前記撮像信号を基に生成された前記光源装置の照明光の光量を制御する調光信号を前記信号処理手段が属するフローティング回路から絶縁された調光信号として前記光源装置に出力する調光信号生成手段と、を有し、前記光源装置は、前記信号処理手段と電気的に絶縁された状態で、前記調光信号によ

り調光された照明光を前記電子内視鏡に供給することにより、光源装置にはフローティングされたフローティング回路を必要としないで、構成の簡素化、低コスト化等が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の第1の実施の形態の電子内視鏡装置の全体構成を示す構成図。

【図2】 アイソレーション回路の構成を示す回路図。

【図3】 本発明の第2の実施の形態の電子内視鏡装置の全体構成を示す構成図。

【図4】 本発明の第3の実施の形態におけるランプ電源回路の構成を示す図。

【図5】 ファストン中継端子部分の具体的な構造を示す図。

【図6】 光源装置の電源部の構成を示すブロック図。

【図7】 光源装置の電源部の配置を示す平面図。

【図8】 光源装置の電源部の側面断面図。

【図9】 従来例の電子内視鏡装置の全体構成を示す構成図。

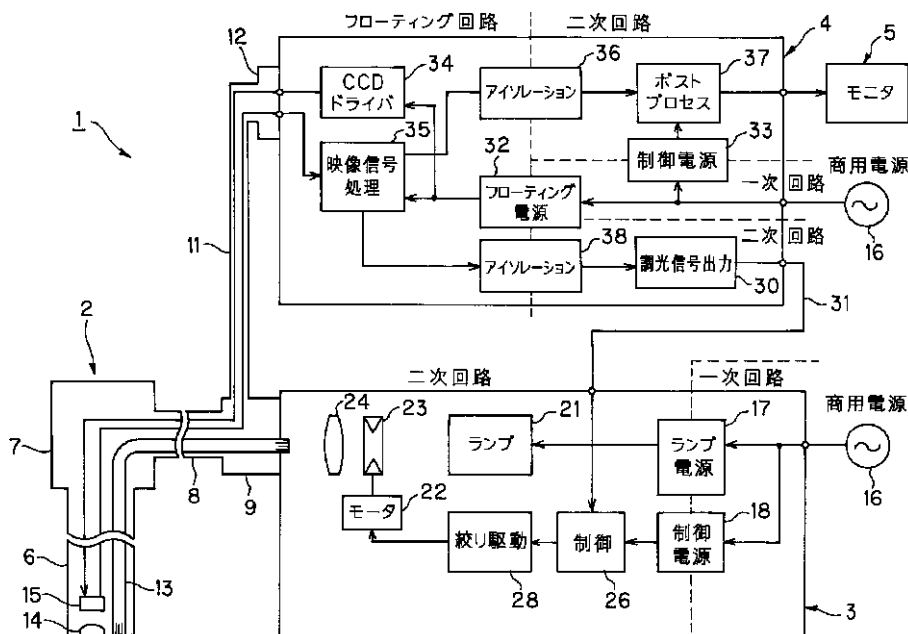
【符号の説明】

- 1…電子内視鏡装置
- 2…電子内視鏡
- 3…光源装置
- 4…ビデオプロセッサ
- 5…モニタ

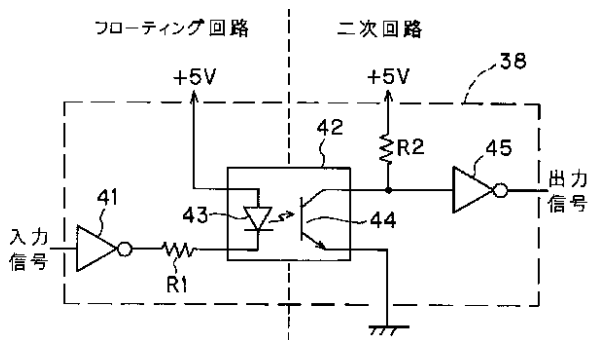
- *6…挿入部
- 7…操作部
- 8…ユニバーサルコード
- 9…コネクタ部
- 11…ケーブル部
- 12…信号コネクタ部
- 13…ライトガイド
- 14…対物レンズ
- 15…CCD
- 16…商用電源
- 17…ランプ電源回路
- 18…制御電源回路
- 21…ランプ
- 22…モータ
- 23…絞り羽根
- 26…制御回路
- 28…絞り駆動回路
- 30…調光信号出力回路
- 31…接続ケーブル（調光用ケーブル）
- 33…制御電源回路
- 34…CCDドライバ
- 35…映像信号処理回路
- 36、38…アイソレーション回路
- 37…ポストプロセス回路

*

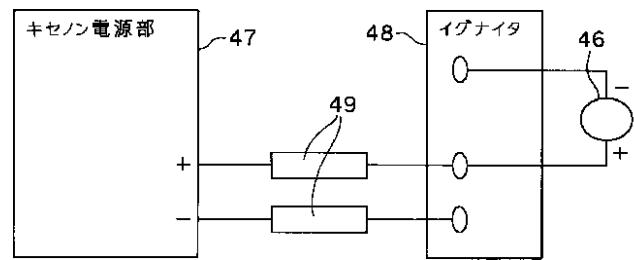
【図1】



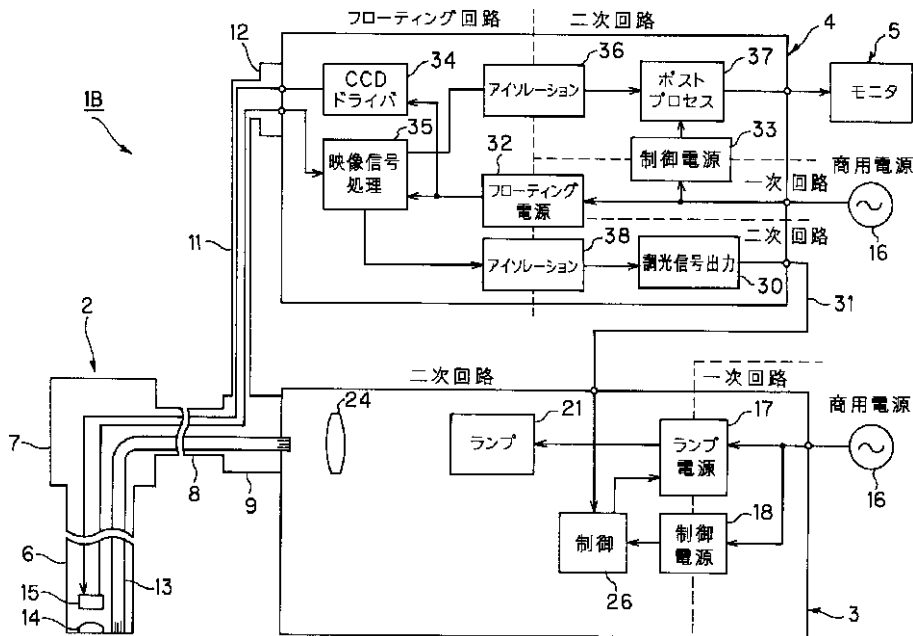
【図2】



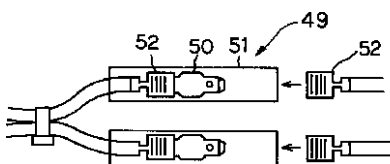
【図4】



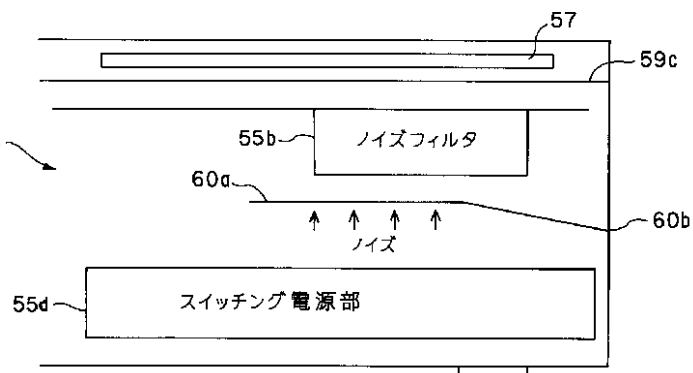
【図3】



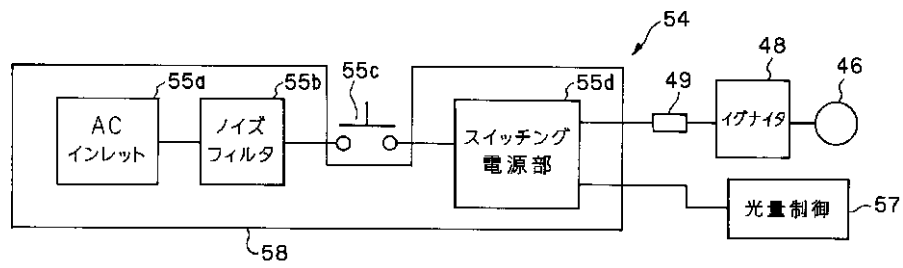
【図5】



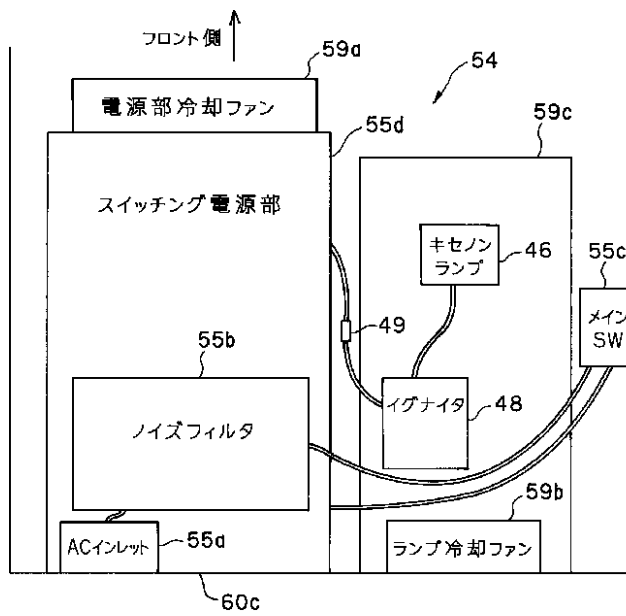
【図8】



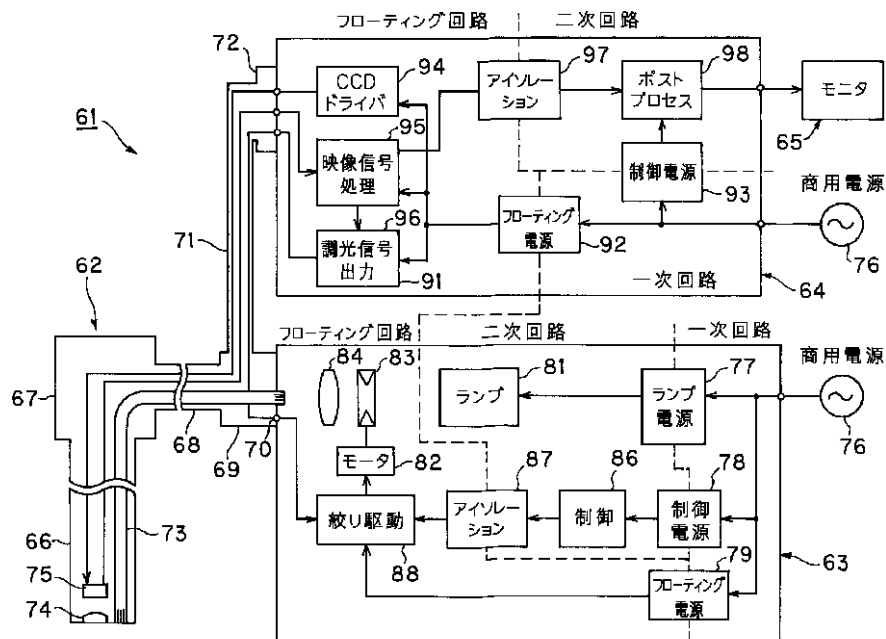
【図6】



【図7】



【図9】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷

H04N 7/18

識別記号

F I

H04N 7/18

テーマコード^{*} (参考)

M

Fターム(参考) 2H040 BA11 CA04 CA10 GA02
 4C061 GG01 JJ12 NN01 NN03 QQ09
 SS01 UU03
 5C022 AA09 AB15 AB40 AC42 AC69
 AC77
 5C024 AX02 BX02 DX01 GY01
 5C054 AA05 BA01 CA04 CB01 CC07
 CE04 HA12

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2003235795A	公开(公告)日	2003-08-26
申请号	JP2002040534	申请日	2002-02-18
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工業株式会社		
[标]发明人	唐澤 勇		
发明人	唐澤 勇		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/06 G02B23/26 H04N5/238 H04N5/335 H04N5/372 H04N5/376 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/06.B G02B23/24.B G02B23/26.B H04N5/238.Z H04N5/335.Z H04N7/18.M A61B1/04.510 A61B1/06.510 A61B1/06.612 H04N5/238 H04N5/335.720 H04N5/335.760 H04N5/372 H04N5/376		
F-TERM分类号	2H040/BA11 2H040/CA04 2H040/CA10 2H040/GA02 4C061/GG01 4C061/JJ12 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/QQ09 4C061/SS01 4C061/UU03 5C022/AA09 5C022/AB15 5C022/AB40 5C022/AC42 5C022/AC69 5C022/AC77 5C024/AX02 5C024/BX02 5C024/DX01 5C024/GY01 5C054/AA05 5C054/BA01 5C054/CA04 5C054/CB01 5C054/CC07 5C054/CE04 5C054/HA12 4C161/GG01 4C161/JJ12 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/QQ09 4C161/SS01 4C161/UU03 5C122/DA26 5C122/EA56 5C122/FB03 5C122/FC01 5C122/FF05 5C122/FK23 5C122/GF04 5C122/GG21 5C122/GG31 5C122/HA82		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种电子内窥镜装置，该电子内窥镜装置即使在基于摄像装置的输出信号进行光控制的情况下，也不需要光源装置中浮置的电路。包含在电子内窥镜2中的CCD 15的输出信号由属于视频处理器4的浮动电路的视频信号处理电路35处理，并经由隔离电路36输出到次级电路侧。通过绝缘电路38电绝缘，并输出到调光信号输出电路30，绝缘的调光信号由浮动电路产生，并通过电缆31传输到光源装置3的次级电路。光源装置被传送到其所属的控制电路26，并且通过光圈驱动电路28等来调节光圈叶片23的开度，以调节提供给电子内窥镜2的光导13的照明光。无需在3中安装浮动电路。

