

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第5458227号
(P5458227)

(45) 発行日 平成26年4月2日(2014.4.2)

(24) 登録日 平成26年1月17日(2014.1.17)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06

B

請求項の数 5 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2013-550688 (P2013-550688)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成25年5月16日 (2013. 5. 16)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2013/063652		東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号
審査請求日	平成25年11月1日 (2013. 11. 1)	(74) 代理人	100108855
(31) 優先権主張番号	特願2012-112280 (P2012-112280)		弁理士 蔵田 昌俊
(32) 優先日	平成24年5月16日 (2012. 5. 16)	(74) 代理人	100109830
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 福原 淑弘
早期審査対象出願		(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100153051
			弁理士 河野 直樹
		(74) 代理人	100140176
			弁理士 砂川 克

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡の光源用電源装置とこの内視鏡の光源用電源装置を有する内視鏡システム。

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

照明光を射出する光源部を制御するためのアナログの制御信号を出力する出力制御ユニットから前記制御信号が入力される制御信号入力部を有し、前記制御信号によって前記照明光の明るさを切り替える光源ユニットと、

前記出力制御ユニットと前記制御信号入力部とに接続しており、前記制御信号を伝送する電流制御信号線と、GND線とを有する制御信号ケーブルと、

前記制御信号入力部に配設され、前記制御信号ケーブルに重畳されたノイズを除去するコモンモード除去部と、

を具備する内視鏡の光源用電源装置。

10

【請求項 2】

前記コモンモード除去部は、差動アンプ回路を有する請求項 1 に記載の内視鏡の光源用電源装置。

【請求項 3】

前記コモンモード除去部は、コモンモードチョークコイルを有する請求項 1 に記載の内視鏡の光源用電源装置。

【請求項 4】

前記コモンモード除去部は、インスツルメンテーション回路を有する請求項 1 に記載の内視鏡の光源用電源装置。

【請求項 5】

20

照明光を出射する光源部と、

前記光源部を制御するためのアナログの制御信号を出力する出力制御ユニットと、

請求項 1 乃至請求項 4 のいずれかに記載の内視鏡の光源用電源装置と、

を具備する内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡の光源装置のために配設されている内視鏡の光源用電源装置と、この内視鏡の光源用電源装置を有する内視鏡システムとに関する。

【背景技術】

10

【0002】

内視鏡の光源用電源装置は、照明光の明るさを切り替えるために、光源装置への出力電流を切り替える機能を有している。このため、例えば、リレー回路やスイッチング回路等が用いられ、設定値が選択される。これにより、出力電流が切り替えられる。具体的には、光源装置は、出力電流を、例えば、18A、19A、20Aといったような予め設定されている固定値のいずれかに切り替えている。この場合、切り替え指示を行うための制御信号は、リレー回路やスイッチング回路を駆動させるためのデジタル制御信号である。

【0003】

このようなデジタル信号によって照明光の明るさを切り替える技術は、例えば特許文献1に開示されている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2005-237430号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

前記したように、照明光の明るさの切り替えには、デジタル制御信号が用いられている。言い換えると、前記したように予め設定された複数の固定値の切り替えが実施される。よって、出力電流が線形的に変化せず、言い換えると照明光の明るさが滑らかに変化することはできない。このため、光源用電源装置を共用する複数の内視鏡において、内視鏡同士の機種が異なる場合、内視鏡の機種毎に光の透過率が異なってしまう、適切な明るさの設定がしにくい。また、術者の好みの明るさや観察対象物の状況に応じて、最適な明るさは異なっている。このためデジタル制御信号は、これらに容易に対応しない。

30

【0006】

照明光の明るさが滑らかに切り替わるためには、出力電流が線形的に変化する必要がある。このためには、制御信号自体がデジタル信号に代わりアナログ信号を用いる必要がある。しかし、一般的に、外来するノイズに対するアナログ信号の耐性は弱く、ノイズがアナログ信号に重畳する。これにより、光源装置は、誤作動が発生する虞が生じる。

【0007】

40

本発明は、これらの事情に鑑みてなされたものであり、ノイズに対する耐性が強く、照明光の明るさを滑らかに切り替えることができ、内視鏡の機種毎に光の透過率が異なっても適切な明るさを設定ができ、また、術者の好みの明るさや観察対象物の状況に応じて最適な明るさを提供できる内視鏡の光源用電源装置と、この内視鏡の光源用電源装置を有する内視鏡システムと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】

【0008】

本発明の光源用電源装置の一態様は、照明光を出射する光源部を制御するためのアナログの制御信号を出力する出力制御ユニットから前記制御信号が入力される制御信号入力部を有し、前記制御信号によって前記照明光の明るさを切り替える光源ユニットと、前記出

50

力制御ユニットと前記制御信号入力部とに接続しており、前記制御信号を伝送する電流制御信号線と、GND線とを有する制御信号ケーブルと、前記制御信号入力部に配設され、前記制御信号ケーブルに重畳されたノイズを除去するコモンモード除去部と、を具備する。

また本発明の内視鏡システムの一態様は、照明光を出射する光源部と、前記光源部を制御するためのアナログの制御信号を出力する出力制御ユニットと、前記に記載の内視鏡の光源用電源装置と、を具備する。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、ノイズに対する耐性が強く、照明光の明るさを滑らかに切り替えることができ、内視鏡の機種毎に光の透過率が異なっても適切な明るさを設定でき、また、術者の好みの明るさや観察対象物の状況に応じて最適な明るさを提供できる内視鏡の光源用電源装置と、この内視鏡の光源用電源装置を有する内視鏡システムとを提供することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】図1は、本発明に係る内視鏡システムの概略構成図である。

【図2】図2は、第1の実施形態における電源装置の回路構成を示す図である。

【図3】図3は、第1の実施形態の第1の変形例における電源装置の回路構成を示す図である。

20

【図4】図4は、第1の実施形態の第2の変形例における電源装置の回路構成を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、図面を参照して本発明の実施形態について詳細に説明する。

[第1の実施形態]

[構成]

図1と図2とを参照して第1の実施形態について説明する。

【0012】

[内視鏡システム10]

30

図1に示すように、内視鏡システム10は、例えば所望する観察対象物を撮像する内視鏡12と、内視鏡12の周辺装置13とを有している。

【0013】

[周辺装置13]

周辺装置13は、台車13aに搭載される。周辺装置13は、内視鏡システム10全体の制御及び演算処理等を行う制御装置14（例えばビデオプロセッサ）と、照明光を生成する光源装置15とを有している。また周辺装置13は、内視鏡12の撮像部（図示しない）によって撮像された画像に対して種々の画像処理を行う画像処理装置16と、画像と画像データ（画像処理装置16によって画像処理された画像）と装置状態や操作指示状態等を表示する画像表示装置17とをさらに有している。

40

【0014】

制御装置14は、光源装置15と画像処理装置16と画像表示装置17とに接続し、これらを制御している。

光源装置15と画像処理装置16とは、内視鏡12の後述するコネクタ41aと着脱自在に接続している。また光源装置15と画像処理装置16とは、画像表示装置17と接続している。

【0015】

光源装置15は、後述する光源部61を操作する例えばつまみなどの操作部を有している。操作部の操作量は、光源部の明るさを切り替える。言い換えると操作部は、光源部が出射する照明光の光量を調整する。

50

【 0 0 1 6 】

画像表示装置 1 7 は、例えば、撮像部によって撮像された観察対象物を表示する。画像表示装置 1 7 は、例えばモニタを有する。この観察対象物とは、例えば、被検体（例えば体腔）内における患部や病変部等である。

【 0 0 1 7 】

〔 内視鏡 1 2 〕

図 1 に示すように内視鏡 1 2 は、患者の体腔内に挿入される中空の細長い挿入部 2 0 と、挿入部 2 0 の基端部と連結し、内視鏡 1 2 を操作する操作部 3 0 とを有している。

【 0 0 1 8 】

〔 挿入部 2 0 〕

図 1 に示すように、挿入部 2 0 は、挿入部 2 0 の先端部 2 0 a 側から挿入部 2 0 の基端部側に向かって、先端硬質部 2 1 と、湾曲部 2 3 と、可撓管部 2 5 とを有している。先端硬質部 2 1 の基端部は湾曲部 2 3 の先端部と連結し、湾曲部 2 3 の基端部は可撓管部 2 5 の基端部と連結している。

【 0 0 1 9 】

先端硬質部 2 1 は、挿入部 2 0 の先端部 2 0 a 及び内視鏡 1 2 の先端部として機能し、硬く、曲がらない。先端硬質部 2 1 は、例えば観察対象物を撮像する図示しない撮像部を有している。撮像部は、例えば、C M O S 撮像素子などを有している。また先端硬質部 2 1 は、撮像部の前方に配設されている観察窓 2 1 a と、照明光を出射する照明窓 2 1 b と、内視鏡用処置具 5 1 が突出し、処置具挿通チャンネル 3 5 と連通している開口部 2 1 c とを有している。

湾曲部 2 3 は、後述する湾曲操作部 3 7 の操作によって、例えば上下左右といった所望の方向に湾曲する。湾曲部 2 3 が湾曲することにより、先端硬質部 2 1 の位置と向きとが変わり、観察対象物が観察視野内に捉えられ、照明光が観察対象物に照明される。

可撓管部 2 5 は、所望な可撓性を有している。可撓管部 2 5 は、外力によって曲がる。可撓管部 2 5 は、操作部 3 0 の後述する本体部 3 1 から延出されている管状部材である。

【 0 0 2 0 】

〔 操作部 3 0 〕

図 1 に示すように、操作部 3 0 は、可撓管部 2 5 が延出している本体部 3 1 と、本体部 3 1 の基端部と連結し、内視鏡 1 2 を操作する操作者によって把持される把持部 3 3 と、把持部 3 3 と接続しているユニバーサルコード 4 1 とを有している。

【 0 0 2 1 】

〔 本体部 3 1 〕

本体部 3 1 は、処置具挿入口 3 5 a を有している。処置具挿入口 3 5 a は、処置具挿通チャンネル 3 5 の基端部と連結している。処置具挿通チャンネル 3 5 は、挿入部 2 0 内において、可撓管部 2 5 から先端硬質部 2 1 に渡って配設されている。処置具挿通チャンネル 3 5 の先端部は、先端硬質部 2 1 に配設されている開口部 2 1 c と連通している。処置具挿入口 3 5 a は、内視鏡用処置具 5 1 を処置具挿通チャンネル 3 5 に挿入するための挿入口である。内視鏡用処置具 5 1 は、処置具挿入口 3 5 a から処置具挿通チャンネル 3 5 に挿入され、先端硬質部 2 1 側まで押し込まれる。そして内視鏡用処置具 5 1 は、開口部 2 1 c から突出される。内視鏡用処置具 5 1 は、例えば、超音波メスや、高周波ナイフなどを含む。

【 0 0 2 2 】

〔 把持部 3 3 〕

把持部 3 3 は、湾曲部 2 3 を湾曲操作する湾曲操作部 3 7 を有している。

また把持部 3 3 は、本体部 3 1 が術者に把持された際に、術者の手によって操作されるスイッチ部 3 9 を有している。スイッチ部 3 9 は、吸引スイッチ 3 9 a と、送気・送水スイッチ 3 9 b とを有する。吸引スイッチ 3 9 a は、先端硬質部 2 1 に配設されている吸引開口部を兼ねる開口部 2 1 c から吸引チャンネルを兼ねる処置具挿通チャンネルを介して、粘液や流体等を内視鏡 1 2 が吸引するときに操作される。送気・送水スイッチ 3 9 b は

10

20

30

40

50

、先端硬質部 2 1 において撮像部の観察視野（観察窓 2 1 b）を確保するために図示しない送気・送水チャンネルから流体を送気・送水するときに操作される。送気・送水チャンネルは、ユニバーサルコード 4 1 と操作部 3 0 と挿入部 2 0 とを挿通している。送気・送水チャンネルの先端部は、先端硬質部 2 1 において開口している開口部 2 1 d と連通している。流体は、水や気体を含む。

またスイッチ部 3 9 は、各種の操作部 3 9 c を有している。

【 0 0 2 3 】

[ユニバーサルコード 4 1]

ユニバーサルコード 4 1 は、把持部 3 3 の側面から延出されている。ユニバーサルコード 4 1 の端部は分岐しており、それぞれにコネクタ 4 1 a が配設されている。コネクタ 4 1 a の一方は光源装置 1 5 に着脱可能となっており、コネクタ 4 1 a の他方は画像処理装置 1 6 に着脱可能となっている。

【 0 0 2 4 】

[光源用電源装置 6 0]

図 2 に示すように、内視鏡システム 1 0 は、光源装置 1 5 に配設され、線形的（リニア）に変化する出力電流を基に照明光の明るさを切り替え、照明光を調光する内視鏡 1 2 の光源用電源装置 6 0 を有している。この線形的に変化する出力電流は、例えば、アナログ制御信号を含む。

【 0 0 2 5 】

光源用電源装置 6 0 は、照明光を出射する光源部 6 1 と、光源部 6 1 を制御するために、前記した出力電流に含まれているアナログ制御信号を出力する出力制御ユニット 7 0 を有している。また光源用電源装置 6 0 は、光源部 6 1 を有し、出力制御ユニット 7 0 から出力されたアナログ制御信号によって光源部 6 1 を制御して、アナログ制御信号によって、照明光を切り替えて、照明光を調光する光源ユニット 8 0 をさらに有している。

【 0 0 2 6 】

また光源用電源装置 6 0 は、出力制御ユニット 7 0 と光源ユニット 8 0 の後述する入力部 8 2 a とに接続している制御信号ケーブル 8 1 をさらに有している。制御信号ケーブル 8 1 は、アナログ制御信号を出力制御ユニット 7 0 から入力部 8 2 a に伝送する電流制御信号線 8 1 a と、GND 線 8 1 b とを有する。

[制御信号ケーブル 8 1]

制御信号ケーブル 8 1 は、例えば、外部機器を示す内視鏡用処置具 5 1 などから発生したノイズに影響されないように図示しないシールドによって覆われている。

【 0 0 2 7 】

出力制御ユニット 7 0 と光源ユニット 8 0 とは、後述する制御信号ケーブル 8 1 によって互いに電氣的に接続している。また出力制御ユニット 7 0 と光源ユニット 8 0 とは、それぞれの GND が同じ電位レベルになるように、例えば同じシャーシ等のベース部材に搭載されており、共通の GND に接続されている。

【 0 0 2 8 】

[光源部 6 1]

光源部 6 1 は、例えば、放電ランプなどを有している。光源部 6 1 は、図示しないライトガイドと接続している。ライトガイドは、例えばユニバーサルコード 4 1 と把持部 3 3 と本体部 3 1 と挿入部 2 0 との内部に配設されており、照明窓 2 1 b と接続している。光源部 6 1 から出射された照明光は、ライトガイドによって導光されて、照明窓 2 1 b から出射される。

【 0 0 2 9 】

[出力制御ユニット 7 0]

出力制御ユニット 7 0 は、操作部 1 5 a と接続している。出力電流の出力量、詳細にはアナログ制御信号の値は、操作部 1 5 a の操作量に応じて可変する。出力制御ユニット 7 0 は、操作部 1 5 a の操作量に応じて可変した出力量を有する出力電流を出力する。そして、出力制御ユニット 7 0 は、出力電流によって光源部 6 1 を制御する。

【 0 0 3 0 】

[光源ユニット 8 0 の構成 1]

光源ユニット 8 0 は、出力制御ユニット 7 0 からアナログ制御信号が入力される制御信号入力部である入力部 8 2 a を有するエラーアンプ 8 2 を有している。

【 0 0 3 1 】

また光源ユニット 8 0 は、アナログ制御信号が入力する入力部 8 2 a に配設され、電流制御信号線 8 1 a と G N D 線 8 1 b とに接続し、電流制御信号線 8 1 a と G N D 線 8 1 b とに重畳されたノイズを除去するコモンモード除去部 8 3 をさらに有している。

【 0 0 3 2 】

[コモンモード除去部 8 3 ・差動アンプ回路 8 3 a]

コモンモード除去部 8 3 は、例えば、差動アンプ回路 8 3 a を有する。制御信号ケーブル 8 1 が例えば外部機器を示す内視鏡用処置具 5 1 などから発生したノイズを受けた際、ノイズが電流制御信号線 8 1 a と G N D 線 8 1 b とに重畳される。電流制御信号線 8 1 a と G N D 線 8 1 b とにおいて、ノイズは、それぞれ同相、同レベルであり、コモンモードノイズである。ノイズが重畳されたアナログ制御信号が入力部 8 2 a に入力される際に、差動アンプ回路 8 3 a はノイズを除去する。

【 0 0 3 3 】

差動アンプ回路 8 3 a において、ノイズ除去特性は、使用するオペアンプの同相除去比 (Common Mode Rejection Ratio (以下、CMRR)) によって決まる。CMRR は、例えば、通常 8 0 d B 程度である。

【 0 0 3 4 】

差動アンプ回路 8 3 a の抵抗を、 R_1 、 R_2 、 R_3 、 R_4 とすると、 $R_1 = R_2$ 、 $R_3 = R_4$ とする。 R_1 、 R_2 、 R_3 、 R_4 は、抵抗アレイである。

【 0 0 3 5 】

なおコモンモード除去部 8 3 の差動アンプ回路 8 3 a の入力端は抵抗 R_1 、 R_2 を介して、制御信号ケーブル 8 1 と電氣的に接続している。これにより、出力制御ユニット 7 0 から出力されたアナログ制御信号は、差動アンプ回路 8 3 a に入力される。ここでは、差動アンプ回路 8 3 a は、差動アンプ回路 8 3 a の入力端 (+) と電氣的に接続している抵抗 R_3 を介して接地する。

【 0 0 3 6 】

[光源ユニット 8 0 の構成 2]

また光源ユニット 8 0 は、トランスユニット 9 1 と、トランスユニット 9 1 の一次側に配設されている制御部 9 3 と、制御信号入力部 9 5 及び平滑素子 9 7 と、トランスユニット 9 1 の二次側に設けられた整流回路 9 9 とを有している。

【 0 0 3 7 】

[トランスユニット 9 1]

トランスユニット 9 1 は、増幅部を構成するユニットである。この増幅部は、例えば、設計に従った変圧比 (電流比) を有する変圧器を主に有する。

【 0 0 3 8 】

[制御部 9 3]

制御部 9 3 は、トランスユニット 9 1 の一次側配線に接続する電流制御素子 9 3 a と、電流制御素子 9 3 a を制御する制御部である D C - D C 部制御 I C 9 3 b とを有している。電流制御素子 9 3 a は、例えば、N c h F E T を有している。

【 0 0 3 9 】

[制御信号入力部 9 5]

制御信号入力部 9 5 は、制御信号ケーブル 8 1 を介して出力制御ユニット 7 0 と電氣的に接続している。そして制御信号入力部 9 5 には、制御信号ケーブル 8 1 からアナログ制御信号が入力する。この制御信号入力部 9 5 は、エラーアンプ 8 2 及び電流検知抵抗 R によって形成されるエラー検出部 9 5 a と、前記したコモンモード除去部 8 3 とを有している。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 0 】

エラー検出部 9 5 a において、エラーアンプ 8 2 の入力端には、電流検知抵抗 R によって生じる二次側電流と、差動アンプ回路 8 3 a の出力電流とが入力される。電流検知抵抗 R は、トランスユニット 9 1 の二次側配線と接続している。

【 0 0 4 1 】

また制御信号入力部 9 5 は、回路を保護するための絶縁素子 1 0 1 を介して制御部 9 3 の入力側と接続している。そして差分は、エラーアンプ 8 2 の出力端から、絶縁素子 1 0 1 を介して、制御部 9 3 に出力される。絶縁素子 1 0 1 は、トランスユニット 9 1 の操作者、患者が触れる可能性がある回路を商用電源と繋がる1次回路から分離するために、例えば、フォトカプラ素子等を用いて、入出力間を光によって信号伝達を行い電氣的に絶縁する素子である。

10

【 0 0 4 2 】

〔 作用 〕

光源装置 1 5 の操作部 1 5 a が操作されると、出力制御ユニット 7 0 は操作量に応じて出力電流であるアナログ制御信号を出力する。このアナログ制御信号は、制御信号ケーブル 8 1 の電流制御信号線 8 1 a に流れる。

【 0 0 4 3 】

このとき、電流制御信号線 8 1 a と G N D 線 8 1 b とには、例えば外部機器を示す内視鏡用処置具 5 1 などから発生するノイズの一部が重畳される。なおノイズの他部は、図示しないシールドによって、除去される。

20

【 0 0 4 4 】

アナログ制御信号に重畳されているノイズは、アナログ制御信号が入力部 8 2 a に入力される際に、差動アンプ回路 8 3 a によってアナログ制御信号から除去される。

【 0 0 4 5 】

また R 1、R 2、R 3、R 4 が抵抗アレイであるため、抵抗のばらつきが抑えられ、より多くのノイズが除去される。

【 0 0 4 6 】

光源部 6 1 は、エラーアンプ 8 2 から流れるアナログ制御信号によって、照明光を出射する。照明光の明るさは、操作部 1 5 a の操作量に応じて可変するアナログ制御信号によって、滑らかに切り替わる。これにより照明光の切り替えは、操作部 1 5 a の操作に追従及び反応して切り替わる。

30

【 0 0 4 7 】

〔 効果 〕

このように本実施形態では、アナログ制御信号によって光源部 6 1 を制御することで、照明光の明るさを滑らかに切り替えることができる。これにより本実施形態では、照明光の明るさを切り替える際に、デジタル信号を用いる場合に比べて追従性及び反応性を向上でき、照明光の切り替え操作に支障が生じることなく照明光の明るさを切り替えることができる。よって本実施形態では、内視鏡 1 2 の機種毎に光の透過率が異なっても適切な明るさを設定ができ、また、術者の好みの明るさや観察対象物の状況に応じて最適な明るさを提供できる。

40

また本実施形態では、差動アンプ回路 8 3 a によってアナログ制御信号からノイズを除去することで、ノイズに対する耐性を確実に強くできる。

【 0 0 4 8 】

また本実施形態では、差動アンプ回路 8 3 a によって外部機器に影響されることなく、照明光の明るさを滑らかに切り替えることができる。

【 0 0 4 9 】

また本実施形態では、差動アンプ回路 8 3 a が入力部 8 2 a に配設されることで、除去したノイズがアナログ制御信号に再び重畳された状態で、このアナログ制御信号が入力部 8 2 a に入力することを防止できる。

【 0 0 5 0 】

50

また本実施形態では、差動アンプ回路 8 3 a の抵抗に抵抗アレイを用いることで、抵抗のばらつきを抑えることができ、より多くのノイズを除去できる。

【 0 0 5 1 】

[第 1 の変形例]

図 3 に示すように、コモンモード除去部 8 3 は、コモンモードチョークコイル 8 3 b を有していても良い。この場合、光源用電源装置 6 0 を第 1 の実施形態よりも安価にすることができる。

【 0 0 5 2 】

[第 2 の変形例]

図 4 に示すように、コモンモード除去部 8 3 は、インスツルメンテーション回路 8 3 c を有していても良い。この場合、第 1 の実施形態よりも、C M R R を向上できるため、より多くのノイズを除去できる。

【 0 0 5 3 】

なお光源用電源装置 6 0 は、O P 2 と O P 3 とのバランスを調整する可変抵抗 8 4 を有していても良い。

【 0 0 5 4 】

本発明は、上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより種々の発明を形成できる。

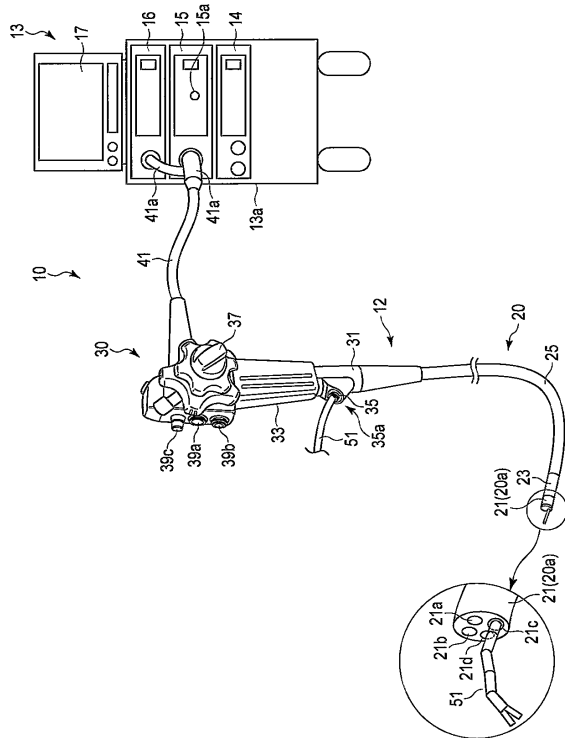
【要約】

内視鏡 (1 2) の光源用電源装置 (6 0) は、出力制御ユニット (7 0) から制御信号が入力する入力部 (8 2 a) を有し、制御信号によって照明光を切り替える光源ユニット (8 0) と、出力制御ユニット (7 0) と入力部 (8 2 a) とに接続しており、制御信号を伝送する電流制御信号線 (8 1 a) と、G N D 線 (8 1 b) とを有する制御信号ケーブル (8 1) とを有している。また光源用電源装置 (6 0) は、入力部 (8 2 a) に配設され、制御信号ケーブル (8 1) に接続し、制御信号ケーブル (8 1) に重畳されたノイズを除去するコモンモード除去部 (8 3) をさらに有する。

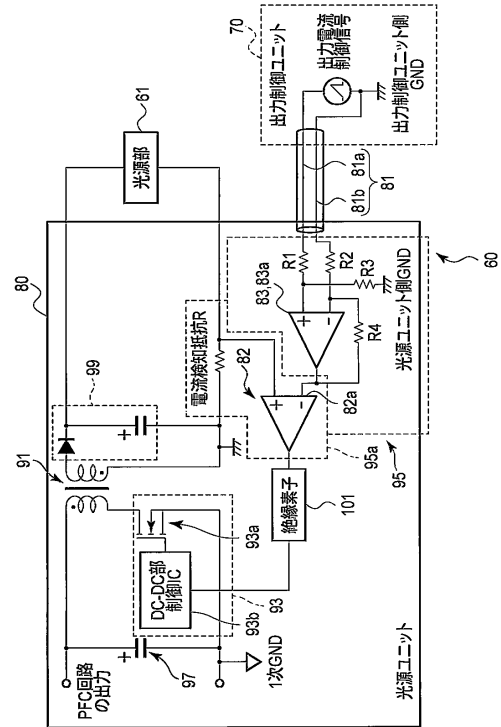
10

20

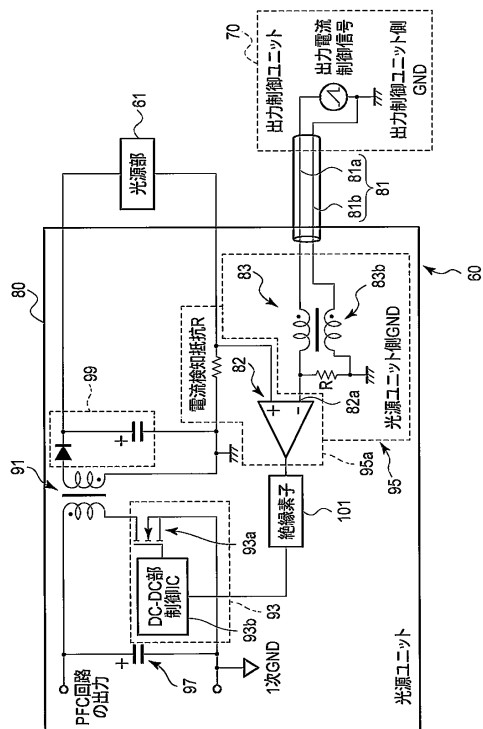
【 図 1 】



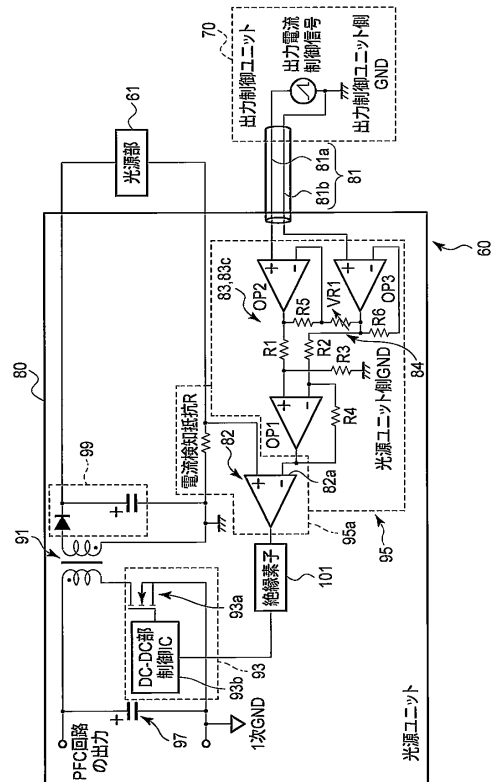
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



フロントページの続き

(74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三
(74)代理人 100172580
弁理士 赤穂 隆雄
(74)代理人 100179062
弁理士 井上 正
(74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
(74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
(74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
(72)発明者 伊地知 利郎
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

審査官 伊藤 昭治

(56)参考文献 特開2000 - 115591 (J P , A)
特開2009 - 279334 (J P , A)
特開平9 - 293595 (J P , A)
特開昭63 - 264717 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B	1 / 0 0	-	1 / 3 2
G 0 2 B	2 3 / 2 4	-	2 3 / 2 6

专利名称(译)	一种内窥镜系统，具有用于内窥镜的光源电源装置和用于该内窥镜的光源电源装置。		
公开(公告)号	JP5458227B1	公开(公告)日	2014-04-02
申请号	JP2013550688	申请日	2013-05-16
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	伊地知利郎		
发明人	伊地知 利郎		
IPC分类号	A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/0661 A61B1/00059 A61B1/0669 A61B1/00027 H05B37/02 A61B1/00057 H05B47/10		
FI分类号	A61B1/06.B		
代理人(译)	河野直树 井上 正 冈田隆		
审查员(译)	伊藤商事		
优先权	2012112280 2012-05-16 JP		
其他公开文献	JPWO2013172411A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜 (12) 的光源电源装置 (60) 具有从输出控制部 (70) 向其输入控制信号的输入部 (82a) 和根据该控制信号切换照明光的光源部 (80) 。 控制信号电缆 (81) 具有用于传输控制信号的电流控制信号线 (81a) 和GND线 (81b) ，其连接到输出控制单元 (70) 和输入部分 (82a) 。 有 另外，光源电源装置 (60) 配置在输入部 (82a) 上，并与控制信号电缆 (81) 连接，并去除叠加在控制信号电缆 (81) 上的噪声。) 进一步包括在内。

