

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6258751号
(P6258751)

(45) 発行日 平成30年1月10日(2018.1.10)

(24) 登録日 平成29年12月15日(2017.12.15)

(51) Int.Cl.	F I					
A 6 1 B	1/045	(2006.01)	A 6 1 B	1/045	6 3 0	
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	6 8 0	
G 0 2 B	23/24	(2006.01)	G 0 2 B	23/24		B

請求項の数 10 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2014-71142 (P2014-71142)	(73) 特許権者	000113263
(22) 出願日	平成26年3月31日 (2014.3.31)		H O Y A 株式会社
(65) 公開番号	特開2015-192696 (P2015-192696A)		東京都新宿区西新宿六丁目10番1号
(43) 公開日	平成27年11月5日 (2015.11.5)	(74) 代理人	100078880
審査請求日	平成28年12月19日 (2016.12.19)		弁理士 松岡 修平
		(74) 代理人	100183760
			弁理士 山鹿 宗貴
		(72) 発明者	水口 直志
			東京都新宿区中落台2丁目7番5号 H O Y A 株式会社内
		審査官	森川 能匡

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 負荷電圧制御装置、電子内視鏡および電子内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

先端部に配置される負荷と、基端部に配置される電源回路および制御手段と、前記先端部と前記基端部とを接続する長尺のケーブルと、を備える負荷電圧制御装置であって、前記ケーブルは、

電源電圧を前記負荷に伝送するための第一電源線および第二電源線を備え、

前記電源回路は、

前記電源電圧を生成し、前記第一電源線および第二電源線に出力する電源手段であって、少なくとも一つの電源からなる電源手段を備え、

前記制御手段は、

前記第一電源線の入力点にかかる電圧、前記第一電源線に流れる電流、前記第二電源線の入力点にかかる電圧および前記第二電源線に流れる電流に基づいて、前記負荷に印加される電圧を求め、

前記負荷に印加される電圧が所定の基準電圧と略等しくなるように、前記電源手段を制御して、前記生成する電源電圧を調整することを特徴とする負荷電圧制御装置。

【請求項2】

前記電源手段は、第一電源および第二電源からなり、

前記第一電源線は、前記第一電源に接続され、

前記第二電源線は、前記第二電源に接続される、ことを特徴とする、請求項1に記載の負荷電圧制御装置。

【請求項 3】

前記電源手段は、一つの電源からなり、

前記電源回路は、さらに、

前記第一電源線と前記一つの電源との間に接続される第一抵抗と、

前記第二電源線と前記一つの電源との間に接続される第二抵抗であって、前記第一抵抗とは異なる第二抵抗と、を備えることを特徴とする、請求項 1 に記載の負荷電圧制御装置。

【請求項 4】

前記電源回路は、さらに、

前記第一電源線と前記第一抵抗との接続点に設けられた第一コンデンサと、

前記第二電源線と前記第二抵抗との接続点に設けられた第二コンデンサと、を備えることを特徴とする、請求項 3 に記載の負荷電圧制御装置。

10

【請求項 5】

前記第一電源線および第二電源線は、同じ長さ、かつ同じ仕様の配線材からなることを特徴とする、請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の負荷電圧制御装置。

【請求項 6】

前記制御手段は、下記の式に基づいて、前記負荷に印加される電圧 V_L を求めるものであり、

$$V_L = (I_2 \times V_1 - I_1 \times V_2) / (I_2 - I_1)$$

V_1 は前記第一電源線の入力点にかかる電圧、 I_1 は前記第一電源線に流れる電流、 V_2 は前記第二電源線の入力点にかかる電圧、 I_2 は前記第二電源線に流れる電流であることを特徴とする、請求項 5 に記載の負荷電圧制御装置。

20

【請求項 7】

前記制御手段は、下記の式に基づいて、前記負荷に印加される電圧 V_L を求めるものであり、

$$V_L = (n \times m \times I_2 \times V_1 - I_1 \times V_2) / (n \times m \times I_2 - I_1)$$

V_1 は前記第一電源線の入力点にかかる電圧、 I_1 は前記第一電源線に流れる電流、 V_2 は前記第二電源線の入力点にかかる電圧、 I_2 は前記第二電源線に流れる電流、 n は前記第一電源線と前記第二電源線の単位長あたりの損失の比率、 m は前記第一電源線と前記第二電源線の長さの比率である、請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の負荷電圧制御装置

30

【請求項 8】

前記ケーブルは、さらに、前記電源電圧を前記負荷に伝送するための第三電源線を備えることを特徴とする、請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の負荷電圧制御装置。

【請求項 9】

先端部に配置される少なくとも撮像素子を含む負荷と、基端部に配置される電源回路および制御手段と、前記先端部と前記基端部とを接続する長尺のケーブルと、を備える電子内視鏡であって、

前記ケーブルは、電源電圧を前記負荷に伝送するための第一電源線および第二電源線を備え、

40

前記電源回路は、前記電源電圧を生成し、前記第一電源線および第二電源線に出力する電源手段であって、少なくとも一つの電源からなる電源手段を備え、

前記制御手段は、

前記第一電源線の入力点にかかる電圧、前記第一電源線に流れる電流、前記第二電源線の入力点にかかる電圧および前記第二電源線に流れる電流に基づいて、前記負荷に印加される電圧を求め、

前記負荷に印加される電圧が所定の基準電圧と略等しくなるように、前記電源手段を制御して、前記生成する電源電圧を調整することを特徴とする電子内視鏡。

【請求項 10】

電源回路および制御手段を備えるプロセッサと、該プロセッサに接続される電子内視鏡

50

であって、少なくとも撮像素子を含む負荷と、該負荷と前記電源回路とを接続する長尺のケーブルとを備える電子内視鏡と、からなる電子内視鏡システムであって、

前記ケーブルは、電源電圧を前記負荷に伝送するための第一電源線および第二電源線を備え、

前記電源回路は、前記電源電圧を生成し、前記第一電源線および第二電源線に出力する電源手段であって、少なくとも一つの電源からなる電源手段を備え、

前記制御手段は、

前記第一電源線の入力点にかかる電圧、前記第一電源線に流れる電流、前記第二電源線の入力点にかかる電圧および前記第二電源線に流れる電流に基づいて、前記負荷に印加される電圧を求め、

前記負荷に印加される電圧が所定の基準電圧と略等しくなるように、前記電源手段を制御して、前記生成する電源電圧を調整することを特徴とする電子内視鏡システム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、負荷に供給される電圧を制御する負荷電圧制御装置に関し、より詳しくは、長尺のケーブルを介して負荷に供給される電圧を制御する負荷電圧制御装置、該負荷電圧制御装置を備える電子内視鏡および電子内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、患者の体腔内に細径で長尺の挿入部を挿入することにより、対象部位の観察および撮像を行うことができる電子内視鏡が広く用いられている。電子内視鏡の挿入部先端には体腔内の撮像を行うための撮像素子（CCDイメージセンサやCMOSイメージセンサなど）が配置されている。撮像素子への電源電圧の供給は、電子内視鏡の基端部（ビデオプロセッサとの接続部）またはビデオプロセッサに配置される電源回路から長尺のケーブルを介して行われる。そのため、ケーブルによる電圧降下は無視できない。そこで、電源回路において、予め電圧降下分を加えた電源電圧を生成し、撮像素子に供給することが考えられる。しかしながら、電子内視鏡の先端部と電源回路とをつなぐケーブルの長さや仕様（電気抵抗値など）は、電子内視鏡の種類に応じて異なり、ケーブルによってどれだけの損失が生じるかも、電子内視鏡の種類に応じて異なる。

20

30

【0003】

この問題を解決するため、特許文献1には、内視鏡において、ケーブルの特性に応じた補正值をあらかじめ記憶手段に記憶しておき、当該補正值に基づいて、撮像素子に伝送する信号を補正（増幅など）する技術が提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2009-106442号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献1に記載される内視鏡では、予めケーブルの特性を計測して記憶する必要があり、大変煩雑である。また、製品ごとのケーブル長や特性のばらつきなどに対応することは困難である。さらに、撮像素子の動作状況（消費電流の変化）などに応じて電源電圧を調整することができない。

【0006】

また、先端部に撮像素子にかかる電圧を検出するための検出部を設けてフィードバック制御を行うことも考えられるが、先端部の小型化を維持するためには好ましくない。

【0007】

40

50

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、本発明の目的は、ケーブルの長さや仕様にかかわらず、適切な電源電圧を負荷に供給することが可能な負荷電圧制御装置、電子内視鏡および電子内視鏡システムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の実施形態によれば、先端部に配置される負荷と、基端部に配置される電源回路および制御手段と、先端部と基端部とを接続する長尺のケーブルと、を備える負荷電圧制御装置が提供される。また、ケーブルは、電源電圧を負荷に伝送するための第一電源線および第二電源線を備え、電源回路は、電源電圧を生成し、第一電源線および第二電源線に出力する電源手段であって、少なくとも一つの電源からなる電源手段を備える。さらに、制御手段は、第一電源線の入力点にかかる電圧、第一電源線に流れる電流、第二電源線の入力点にかかる電圧および第二電源線に流れる電流に基づいて、負荷に印加される電圧を求め、負荷に印加される電圧が所定の基準電圧と略等しくなるように、電源手段を制御して、生成する電源電圧を調整することを特徴とする。

10

【0009】

このような構成により、電源回路において負荷にかかる電圧を求めることが可能となり、ケーブル長や仕様にかかわらず、精度の高い電源電圧を負荷に供給することが可能となる。また、これにより、負荷を安定して駆動させることができる。さらに、電源線を複数設けることで電圧降下を少なくすることも可能となる。

【0010】

また、電源手段は、第一電源および第二電源からなり、第一電源線は、第一電源に接続され、第二電源線は、第二電源に接続される構成としても良い。

20

【0011】

また、電源手段は、一つの電源からなり、電源回路は、さらに、第一電源線と一つの電源との間に接続される第一抵抗と、第二電源線と一つの電源との間に接続される第二抵抗であって、第一抵抗とは異なる第二抵抗と、を備える構成としても良い。このような構成により、部品点数を削減することが可能となる。

【0012】

また、電源回路は、さらに、第一電源線と第一抵抗との接続点に設けられた第一コンデンサと、第二電源線と第二抵抗との接続点に設けられた第二コンデンサと、を備える構成としても良い。このような構成により、ノイズによる影響を低減し、より精度の高い電源電圧を負荷に供給することが可能となる。

30

【0013】

また、第一電源線および第二電源線は、同じ長さ、かつ同じ仕様の配線材からなっても良い。また、この場合、制御手段は、下記の式に基づいて、負荷に印加される電圧 V_L を求めるものであっても良い。

$$V_L = (I_2 \times V_1 - I_1 \times V_2) / (I_2 - I_1)$$

ここで、 V_1 は第一電源線の入力点にかかる電圧、 I_1 は第一電源線に流れる電流、 V_2 は第二電源線の入力点にかかる電圧、 I_2 は第二電源線に流れる電流である。

【0014】

また、制御手段は、下記の式に基づいて、負荷に印加される電圧 V_L を求めるものであっても良い。

$$V_L = (n \times m \times I_2 \times V_1 - I_1 \times V_2) / (n \times m \times I_2 - I_1)$$

ここで、 V_1 は第一電源線の入力点にかかる電圧、 I_1 は第一電源線に流れる電流、 V_2 は第二電源線の入力点にかかる電圧、 I_2 は第二電源線に流れる電流、 n は第一電源線と第二電源線の単位長あたりの損失の比率、 m は第一電源線と第二電源線の長さの比率である。

40

【0015】

ケーブルは、さらに、電源電圧を負荷に伝送するための第三電源線を備える構成としても良い。

50

【0016】

また、本発明の実施形態によれば、先端部に配置される少なくとも撮像素子を含む負荷と、基端部に配置される電源回路および制御手段と、先端部と基端部とを接続する長尺のケーブルと、を備える電子内視鏡が提供される。また、ケーブルは、電源電圧を負荷に伝送するための第一電源線および第二電源線を備え、電源回路は、電源電圧を生成し、第一電源線および第二電源線に出力する電源手段であって、少なくとも一つの電源からなる電源手段を備える。さらに、制御手段は、第一電源線の入力点にかかる電圧、第一電源線に流れる電流、第二電源線の入力点にかかる電圧および第二電源線に流れる電流に基づいて、負荷に印加される電圧を求め、負荷に印加される電圧が所定の基準電圧と略等しくなるように、電源手段を制御して、生成する電源電圧を調整することを特徴とする。

10

【0017】

さらに、本発明の別の実施形態によれば、電源回路および制御手段を備えるプロセッサと、該プロセッサに接続される電子内視鏡であって、少なくとも撮像素子を含む負荷と、該負荷と電源回路とを接続する長尺のケーブルとを備える電子内視鏡と、からなる電子内視鏡システムが提供される。また、ケーブルは、電源電圧を負荷に伝送するための第一電源線および第二電源線を備え、電源回路は、電源電圧を生成し、第一電源線および第二電源線に出力する電源手段であって、少なくとも一つの電源からなる電源手段を備える。さらに、制御手段は、第一電源線の入力点にかかる電圧、第一電源線に流れる電流、第二電源線の入力点にかかる電圧および第二電源線に流れる電流に基づいて、負荷に印加される電圧を求め、負荷に印加される電圧が所定の基準電圧と略等しくなるように、電源手段を制御して、生成する電源電圧を調整することを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0018】

以上のように、本発明によれば、ケーブルの長さや仕様にかかわらず、精度の高い電源電圧を負荷に供給し、負荷を安定して駆動することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】本発明の第一実施形態に係る電子内視鏡システムの概略構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の第一実施形態に係る電源回路の構成を示す図である。

30

【図3】本発明の第二実施形態に係る電源回路の構成を示す図である。

【図4】本発明の第三実施形態に係る電源回路の構成を示す図である。

【図5】本発明の第四実施形態に係る電源回路の構成を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下、本発明の実施の形態について、負荷電圧制御装置を備える電子内視鏡システムを例に、図面を用いて詳細に説明する。

【0021】

図1は、本発明の第一実施形態に係る電子内視鏡システム1の概略構成を示すブロック図である。図1に示すように、本実施形態の電子内視鏡システム1は、電子内視鏡100、電子内視鏡用プロセッサ200およびモニタ300を備えている。

40

【0022】

電子内視鏡用プロセッサ200は、システムコントローラ202やタイミングコントローラ206を備えている。システムコントローラ202は、メモリ204に記憶された各種プログラムを実行し、電子内視鏡システム1の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208に入力されるユーザ（術者又は補助者）からの指示に応じて、電子内視鏡システム1の各種設定を変更する。タイミングコントローラ206は、各部の動作のタイミングを調整するクロックパルス電子内視鏡システム1内の各種回路に出力する。

【0023】

50

また、電子内視鏡用プロセッサ 200 は、電子内視鏡 100 の LCB (Light Carrying Bundle) 102 に白色光束である照明光を供給する光源装置 230 を備えている。光源装置 230 は、ランプ 232、ランプ電源 234、集光レンズ 236 及び調光装置 240 を備えている。ランプ 232 は、ランプ電源 234 から駆動電力の供給を受けて照明光を放射する高輝度ランプであり、例えば、キセノンランプ、メタルハライドランプ、水銀ランプ又はハロゲンランプが使用される。ランプ 232 が放射した照明光は、集光レンズ 236 により集光された後、調光装置 240 を介して LCB 102 に導入される。

【0024】

調光装置 240 は、システムコントローラ 202 の制御に基づいて LCB 102 に導入する照明光の光量を調整する装置であり、絞り 242、モータ 243 及びドライバ 244 を備えている。ドライバ 244 は、モータ 243 を駆動するための駆動電流を生成して、モータ 243 に供給する。絞り 242 は、モータ 243 によって駆動され、照明光が通過する開口を変化させて、開口を通過する照明光の光量を調整する。

10

【0025】

入射端から LCB 102 に導入された照明光は、LCB 102 内を伝播し、電子内視鏡 100 の先端に配置された LCB 102 の出射端から出射して、配光レンズ 104 を介して被写体に照射される。被写体からの反射光は、対物レンズ 106 を介して撮像素子 108 の受光面上で光学像を結ぶ。

【0026】

電源回路 150 は、ケーブル 110 を介して、電子内視鏡 100 の先端部 AP に配置される撮像素子 108 などの負荷に電源電圧を供給する。撮像素子 108 は、例えば各種フィルタが受光面に配置された単板式カラー CCD イメージセンサである。撮像素子 108 は、スコープコントローラ 120 からケーブル 109 を介して送られる制御信号に従って、受光面上で結像した光学像に応じたカラーフィルタ各色の撮像信号を生成する。生成された撮像信号は、スコープコントローラ 120 においてデジタル画像信号に変換され、電子内視鏡用プロセッサ 200 の画像処理ユニット 220 に送られる。また、スコープコントローラ 120 は、メモリ 114 (ROM または不揮発性メモリ) にアクセスして電子内視鏡 100 の固有情報を読み出す。メモリ 114 に記録される電子内視鏡 100 の固有情報には、例えば撮像素子 108 の画素数、感度、動作可能なフレームレート等が含まれる。スコープコントローラ 120 は、メモリ 114 から読み出した固有情報をシステムコントローラ 202 に出力する。

20

30

【0027】

システムコントローラ 202 は、電子内視鏡 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、生成した制御信号を用いて、電子内視鏡用プロセッサ 200 に接続された電子内視鏡 100 に適した処理がなされるように、電子内視鏡用プロセッサ 200 内の各種回路の動作やタイミングを制御する。タイミングコントローラ 206 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、スコープコントローラ 120 および画像処理ユニット 220 にクロックパルスを供給する。

【0028】

電子内視鏡用プロセッサ 200 の画像処理ユニット 220 は、システムコントローラ 202 による制御の下、電子内視鏡 100 の内視鏡制御部 120 から送られてくる画像信号に基づいて内視鏡画像等をモニタ表示するためのビデオ信号を生成し、モニタ 300 に出力する。術者は、モニタ 300 に表示された内視鏡画像を確認しながら例えば消化管内の観察や治療を行う。

40

【0029】

続いて、図 2 を参照して、本実施形態の電源回路 150 における電源電圧の制御について説明する。図 2 は、第一実施形態における電源回路 150 の構成を示す図である。図 2 に示すように、本実施形態の電源回路 150 は、第一電源 P1、第二電源 P2 および第三電源 P3 を含む。第一電源 P1 で生成される電源電圧 V_1 は、第一電源線 110 a を通っ

50

て撮像素子 108 に伝送される。また、第二電源 P2 で生成される電源電圧 V_2 は、第二電源線 110b を通って撮像素子 108 に伝送される。さらに、第三電源 P3 で生成される電源電圧 V_3 は、第三電源線 110c を通って撮像素子 108 に伝送される。第一電源 P1、第二電源 P2 および第三電源 P3 は、スコープコントローラ 120 によってそれぞれ制御される。なお、本実施形態において、電圧値 V_1 と電圧値 V_2 は異なる値とする。

【0030】

ここで、各電源線 110a、110b、110c は長尺ケーブル（例えば数メートル）であるため、撮像素子 108 に印加される電圧 V_L には電圧降下が生じる。また、各電源線 110a、110b、110c による損失分は、ケーブルの長さや仕様および先端部 AP の回路動作における消費電流の変化などによって異なる。そのため、予め設計段階で撮像素子 108 の消費電流と電源線 110a の損失分を仕様値から計算した場合も、正確な電圧 V_L を得ることは難しい。

10

【0031】

ここで、第一電源 P1 の系統に注目すると、撮像素子 108 にかかる電圧 V_L は、下記の式 (1) で表される。

$$V_L = V_1 - R_1 \times I_1 \quad \dots (1)$$

ここで、 R_1 は第一電源線 110a の損失であり、第一電源線 110a の単位長あたりの損失を r_1 、長さを L_1 とした場合、下記の式 (2) で求められる。

$$R_1 = r_1 \times L_1 \quad \dots (2)$$

【0032】

次に、第二電源 P2 の系統に注目すると、撮像素子 108 にかかる電圧 V_L は、下記の式 (3) で表される。

$$V_L = V_2 - R_2 \times I_2 \quad \dots (3)$$

ここで、 R_2 は第二電源線 110b の損失であり、第二電源線 110b の単位長あたりの損失を r_2 、長さを L_2 とした場合、下記の式 (4) で求められる。

$$R_2 = r_2 \times L_2 \quad \dots (4)$$

20

【0033】

そして $r_2 = n \times r_1$ 、 $L_2 = m \times L_1$ とし、式 (1) および (3) から V_L について解くと、下記の式 (5) が得られる。なお、 n は、第一電源線 110a と第二電源線 110b の「単位長あたりの損失」の比率であり、 m は、第一電源線 110a と第二電源線 110b の「長さ」の比率である。

30

$$V_L = (n \times m \times I_2 \times V_1 - I_1 \times V_2) / (n \times m \times I_2 - I_1) \quad \dots (5)$$

【0034】

ここで、本実施形態においては、第一電源線 110a および第二電源線 110b に、同じ長さの同じ仕様の配線材が用いられる。そのため、 $n = m = 1$ となり、電圧 V_L は、下記の式 (6) で表される。

$$V_L = (I_2 \times V_1 - I_1 \times V_2) / (I_2 - I_1) \quad \dots (6)$$

【0035】

したがって、本実施形態では、第一電源線 110a にかかる電圧値 V_1 および流れる電流値 I_1 、ならびに第二電源線 110b にかかる電圧値 V_2 および流れる電流値 I_2 を求めて、上記の式 (6) に当てはめることで、実際に撮像素子 108 にかかる電圧 V_L を求めることができる。スコープコントローラ 120 は、上記式 (6) を用いて、撮像素子 108 にかかる電圧 V_L を求め、基準電圧 V_{ref} と等しくなるように、第一電源 P1 および / または第二電源 P2 を制御して、電圧値 V_1 、電流値 I_1 、電圧値 V_2 、電流値 I_2 のいずれかを調整する。なお、基準電圧 V_{ref} は、撮像素子 108 の定格電圧である。基準電圧 V_{ref} は、例えば、メモリ 114 から読み出した電子内視鏡 100 の固有情報に基づいて設定されても良い。

40

【0036】

第一電源 P1 および / または第二電源 P2 の制御の一例として、まず、第一電源 P1 で生成される電圧値 V_1 を固定する。そして、第一電源線 110a に流れる電流値 I_1 、およ

50

び第二電源線 110b に流れる電流値 I_2 を電流検出器（不図示）で検出する。スコープコントローラ 120 は、電圧値 V_1 、電流値 I_1 、電圧値 V_2 、電流値 I_2 を上記式（6）に当てはめて、撮像素子 108 にかかる電圧 V_L が撮像素子 108 の定格電圧 V_{ref} と等しく、または規格範囲に入るように、第二電源 P2 を制御して電圧値 V_2 を調整する。例えば、上記式（6）より得られた電圧 V_L が撮像素子 108 の定格電圧 V_{ref} よりも大きい場合は、電圧値 V_2 を小さくする。そして、再度上記式（6）より電圧 V_L を求め、定格電圧 V_{ref} と比較する。そして、比較結果に応じて、定格電圧 V_{ref} と等しく、または規格範囲に入るまで、電圧値 V_2 を増減させる。

【0037】

なお、本実施形態では、第三電源線 110c の長さや仕様は任意であり、第三電源 P3 の出力電圧 V_3 および電流 I_3 は、撮像素子 108 に供給される電力に応じて適宜設定される。

10

【0038】

このように、上記実施形態では、電源電圧を伝送するための電源線を複数設けることで、撮像素子 108 に実際に印加される電圧 V_L を電子内視鏡 100 の基端部側（すなわちスコープコントローラ 120）で求めることができる。これにより、電子内視鏡 100 の種類（ケーブルの長さや仕様）にかかわらず、精度の高い電圧 V_L を撮像素子 108 に印加し、撮像素子 108 を安定して駆動することが可能となる。また、複数の電源線を用いることで、電源線での電圧降下を少なくすることができるため、出力する電源電圧を高く設定する必要がない。

20

【0039】

また、本実施形態では、撮像素子 108 と電源回路 150 とを接続するケーブルをすべて電源線として利用しているため、撮像素子 108 に印加される電圧 V_L を検出してフィードバックするための信号線等を別途設ける場合に比べて効率が良く、太径化を防ぎつつ撮像素子 108 に大きな電力を供給することも可能となる。

【0040】

続いて、本発明の第二実施形態における電子内視鏡 100A について説明する。第二実施形態の電子内視鏡 100A は、電源回路 150A の構成のみが第一実施形態と異なり、その他の構成は第一実施形態と同様である。そのため、同様の構成に関する説明については省略する。また、第一実施形態と同様の構成要素については、同じ参照番号を付す。

30

【0041】

図 3 は、第二実施形態における電源回路 150A の構成を示す図である。図 3 に示すように、電源回路 150A は、第一電源 P1 および第三電源 P3 を含む。本実施形態では、電源線 110a および 110b が一つの第一電源 P1 に接続される。第一電源 P1 によって生成される電圧 V_p は、電源線 110a および 110b を通って撮像素子 108 に伝送される。また、第三電源 P3 によって生成される電圧 V_3 は、電源線 110c を介して撮像素子 108 に伝送される。第一電源 P1 および第三電源 P3 は、スコープコントローラ 120 によってそれぞれ制御される。

【0042】

第一電源線 110a と第一電源 P1 の間には、第一抵抗 PR1 が接続される。また、第二電源線 110b と第二電源 P2 の間には第二抵抗 PR2 が接続される。ここで、PR1 および PR2 は、異なる抵抗値を有している（RR1 RR2）。これにより、第一電源線 110a と第二電源線 110b に異なる電流が流れる。

40

【0043】

そして、本実施形態においても、撮像素子 108 にかかる電圧値 V_L は、上記の式（6）で求めることができる。また、第一電源線 110a に流れる電流 I_1 および第二電源線 110b に流れる電流 I_2 は、以下の式（7）および（8）でそれぞれ求めることができる。

$$I_1 = (V_p - V_1) / PR1 \quad \dots (7)$$

$$I_2 = (V_p - V_2) / PR2 \quad \dots (8)$$

50

【0044】

すなわち、第一電源線110aの入力点にかかる電圧値 V_1 および第二電源線110bの入力点にかかる電圧値 V_2 を電圧検出器(不図示)によって検出することで、電流 I_1 および電流 I_2 が求まる。スコープコントローラ120は、検出された各電圧値 V_1 および V_2 、ならびに式(7)および(8)で計算した電流値 I_1 および I_2 を式(6)に当てはめて、撮像素子108にかかる電圧値 V_L を求め、電圧値 V_L が基準電圧 V_{ref} と等しく、または規格範囲に入るように、第一電源P1を制御して電圧値 V_p を調整する。

【0045】

このように、第二実施形態においても、第一実施形態と同様に電子内視鏡100の種類にかかわらず、精度の高い電圧 V_L を撮像素子108に印加することができる。さらに、第一実施形態に比べて電源の個数を減らすことができ、部品点数およびコストの削減、ならびに装置の小型化を実現することが可能となる。

10

【0046】

続いて、本発明の第三実施形態における電子内視鏡100Bについて説明する。第三実施形態の電子内視鏡100Bは、電源回路150Bの構成のみが第一実施形態と異なり、その他の構成は第一実施形態と同様である。そのため、同様の構成に関する説明については省略する。また、第一実施形態と同様の構成要素については、同じ参照番号を付す。

【0047】

図4は、第三実施形態における電源回路150Bの構成を示す図である。図4に示すように、電源回路150Bは、第二実施形態の電源回路150Aと同様に、第一電源P1および第三電源P3を含み、第一電源線110aおよび第二電源線110bが第一電源P1に接続される。また、第一電源線110aおよび第二電源線110bと第一電源P1の間には、第一抵抗PR1および第二抵抗PR2(RR1 RR2)がそれぞれ接続される。

20

【0048】

さらに、本実施形態では、第一電源線110aと第一抵抗PR1との接続点に、第一コンデンサC1が設けられる。また、第二電源線110bと第二抵抗PR2との接続点には、第二コンデンサC2が設けられる。第一コンデンサC1および第二コンデンサC2は、グランドに接地されたバイパスコンデンサであり、第一電源線110aおよび第二電源線110bに発生する外乱ノイズを除去するためのものである。

30

【0049】

そして、本実施形態では、第二実施形態と同様に、スコープコントローラ120は、第一電源線110aの入力点にかかる電圧値 V_1 および第二電源線110bの入力点にかかる電圧値 V_2 を電圧検出器(不図示)によって検出し、式(7)および(8)から電流値 I_1 および I_2 を計算する。そして、これらを式(6)に当てはめて、撮像素子108にかかる電圧値 V_L を求め、電圧値 V_L が基準電圧 V_{ref} と等しく、または規格範囲に入るように、第一電源P1を制御して電圧値 V_p を調整する。

【0050】

このように、第三実施形態においても、第一および第二実施形態と同様の効果を得ることができる。さらに、第一コンデンサC1および第二コンデンサC2を設けることで、ノイズを除去し、より正確な電圧値 V_1 および V_2 の検出を行うことができる。その結果、より精度の高い電圧 V_L を撮像素子108に印加することが可能となる。

40

【0051】

続いて、本発明の第四実施形態における電子内視鏡100Cについて説明する。第四実施形態の電子内視鏡100Cは、電源回路150Cの構成のみが第一実施形態と異なり、その他の構成は第一実施形態と同様である。そのため、同様の構成に関する説明については省略する。また、第一実施形態と同様の構成要素については、同じ参照番号を付す。

【0052】

図5は、第四実施形態における電源回路150Cの構成を示す図である。図5に示すように、本実施形態の電源回路150Cは第一電源P1を含む。第一電源P1によって生成

50

される電圧 V_p は、第一電源線110a、第二電源線110bおよび第三電源線110cを
通って撮像素子108に伝送される。

【0053】

また、第一電源線110aおよび第二電源線110bと第一電源P1との間には、第一
抵抗PR1および第二抵抗PR2(RR1 RR2)がそれぞれ接続される。さらに、第
三電源線110cおよび第一電源P1の間にも、第三抵抗PR3が接続される。尚、第
三抵抗PR3の値は撮像素子108に供給される電力に応じて適宜設定される。

【0054】

そして、本実施形態においても、第二実施形態と同様に、スコープコントローラ120
は、第一電源線110aの入力点にかかる電圧値 V_1 および第二電源線110bの入力点
にかかる電圧値 V_2 を電圧検出器(不図示)によって検出し、式(7)および(8)から
電流値 I_1 および I_2 を計算する。そして、これらを式(6)に当てはめて、撮像素子10
8にかかる電圧値 V_L を求め、電圧値 V_L が基準電圧 V_{ref} と等しく、または規格範囲に入
るように、第一電源P1を制御して電圧値 V_p を調整する。

【0055】

このように、第四実施形態においても、第一および第二実施形態と同様の効果を得るこ
とができるとともに、電源の個数をさらに減らすことができ、部品点数およびコストのさ
らなる削減、ならびに装置のさらなる小型化を実現することが可能となる。尚、ノイズ対
策のために、本実施形態においても、第三実施形態と同様に、各電源線と抵抗との接続点
にバイパスコンデンサを設ける構成としても良い。

【0056】

以上が本発明の実施形態の説明であるが、本発明は、上記の構成に限定されるものでは
なく、本発明の技術的思想の範囲において様々な実施形態の組み合わせや変形が可能であ
る。例えば、撮像素子として、CCD以外のイメージセンサ(CMOSなど)を用いるこ
とも可能である。また、電子内視鏡100の先端部APには、撮像素子108などの撮像
素子だけでなく、それ以外の機能(例えばレンズ駆動機能など)を有する回路等を設ける
ことも可能である。この場合も、電源回路150は、先端部APに配置される負荷全体に
対して供給される電源電圧を上記の方法で制御する。

【0057】

また、電子内視鏡用プロセッサ200に電源回路150を備え、スコープコントローラ
120の代わりにシステムコントローラ202によって、電源回路150を制御する構成
としても良い。また、本発明の電子内視鏡100は、医療用に限定されるものではなく、
工業用の内視鏡であっても良い。さらに、本発明は、内視鏡にも限定されず、長尺のケー
ブルを介して負荷に電源電圧を供給する電源回路を備える様々な装置に適用可能である。

【0058】

また、上記実施形態においては、第一電源線110aおよび第二電源線110bは、い
ずれも同じ長さおよび同じ仕様(損失)のケーブルが用いられることとしたが、これに限
定されるものではない。第一電源線110aと第二電源線110bの「単位長あたりの損
失」の比率(n)、および「長さ」の比率(m)がわかっているならば、上記の式(5)から
撮像素子108に印加される電圧 V_L を求めることができる。なお、この場合も「単位長
あたりの損失」および「長さ」の比率がわかっているならばよく、それぞれの具体的な値は必
要としない。

【0059】

さらに、上記実施形態においては、三本の電源線で撮像素子108に電力を供給する構
成について説明したが、これに限定されるものではなく、少なくとも二本の電源線であれ
ばよく、四本以上であっても良い。四本以上の場合も、二本の電源線にかかる電圧値およ
び流れる電流値から撮像素子108に印加される電圧 V_L を求めることができる。

【符号の説明】

【0060】

1 電子内視鏡システム

10

20

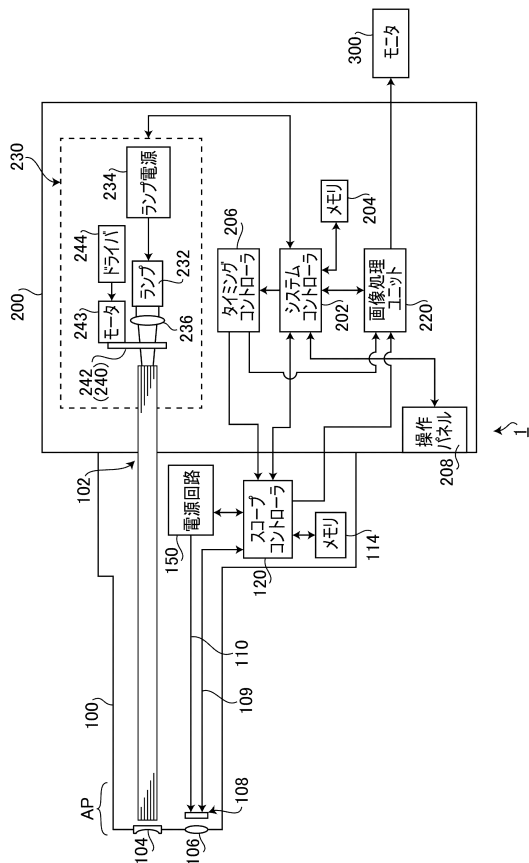
30

40

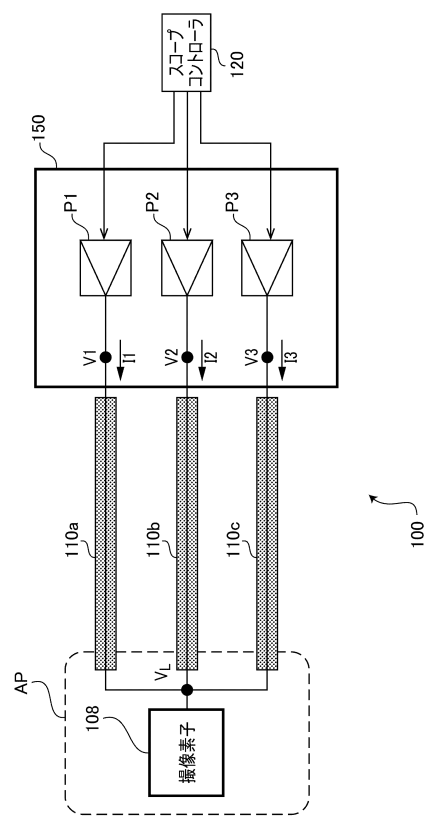
50

- 100 電子内視鏡
- 108 撮像素子
- 110 a、110 b、110 c 電源線
- 114 メモリ
- 120 スコープコントローラ
- 150 電源回路
- P1、P2、P3 電源
- PR1、PR2 抵抗
- C1、C2 コンデンサ
- 200 電子内視鏡用プロセッサ
- 202 システムコントローラ
- 206 タイミングコントローラ
- 220 画像処理ユニット
- 300 モニタ

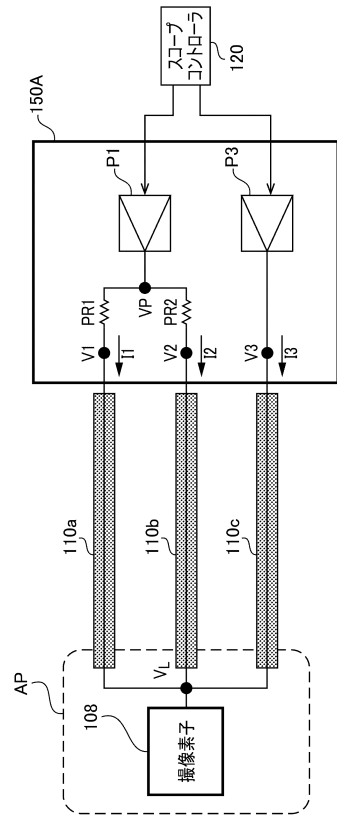
【図1】



【図2】

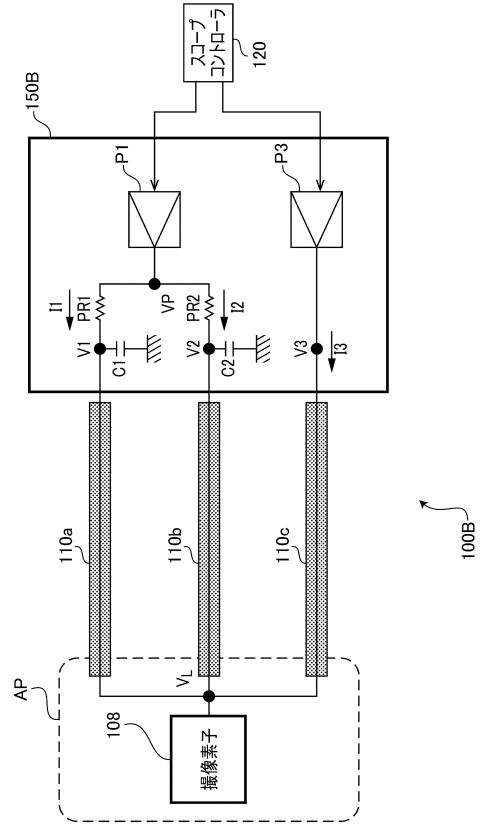


【 図 3 】



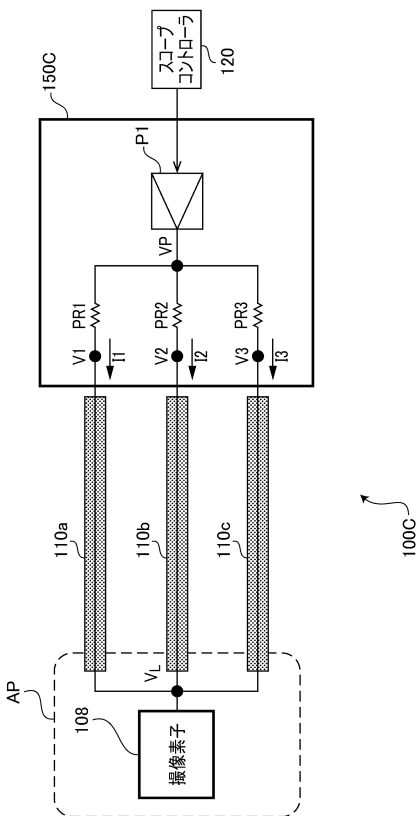
100A

【 図 4 】



100B

【 図 5 】



100C

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平01 - 132280 (JP, A)
特開2009 - 189529 (JP, A)
特開2008 - 029557 (JP, A)
特開2003 - 038434 (JP, A)
特開2008 - 073346 (JP, A)
特開2014 - 036724 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
G02B 23/24 - 23/26