

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6265815号
(P6265815)

(45) 発行日 平成30年1月24日(2018.1.24)

(24) 登録日 平成30年1月5日(2018.1.5)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/045 (2006.01)
G 0 2 B 23/24 (2006.01)A 6 1 B 1/045 6 3 0
G 0 2 B 23/24 B

請求項の数 5 (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2014-71141 (P2014-71141)
 (22) 出願日 平成26年3月31日(2014.3.31)
 (65) 公開番号 特開2015-192695 (P2015-192695A)
 (43) 公開日 平成27年11月5日(2015.11.5)
 審査請求日 平成28年12月19日(2016.12.19)

(73) 特許権者 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
 (74) 代理人 100078880
 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
 東京都新宿区中落合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】 電子内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

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
 らなり、該電源回路が該プロセッサ又は該電子内視鏡に備えられる、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電源線と、

前記負荷にかかる電圧を前記電源回路に伝送するための信号線と、

を備え、

前記電源回路は、

前記電源電圧を生成し、前記電源線に出力する電源手段と、

前記信号線によって伝送される電圧と、所定の基準電圧とを比較する第一比較手段で
 あって、高い入力インピーダンスを有する第一比較手段と、

前記電源電圧と前記所定の基準電圧とを比較する第二比較手段と、

を備え、

前記電源手段は、

前記第一比較手段の比較結果に基づいて、生成する電源電圧を調整し、

前記電子内視鏡システムは、

さらに、前記電源回路を制御する制御手段

を備え、

前記制御手段は、

前記第二比較手段の比較結果に基づいて、前記電源電圧が所定の電圧範囲を超えないように前記電源手段を制御する、
電子内視鏡システム。

【請求項 2】

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
らなり、該電源回路が該プロセッサ又は該電子内視鏡に備えられる、電子内視鏡システム
であって、

10

前記ケーブルは、

電源電圧を前記負荷に伝送するための電源線と、

前記負荷にかかる電圧を前記電源回路に伝送するための信号線と、

を備え、

前記電源回路は、

前記電源電圧を生成し、前記電源線に出力する電源手段と、

前記信号線によって伝送される電圧と、所定の基準電圧とを比較する第一比較手段で
あって、高い入力インピーダンスを有する第一比較手段と、

を備え、

前記電源手段は、

前記第一比較手段の比較結果に基づいて、生成する電源電圧を調整し、

前記所定の基準電圧は、前記負荷の種類に応じて異なる、
電子内視鏡システム。

20

【請求項 3】

前記信号線にはほとんど電流が流れない、

請求項 1 又は請求項 2 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

前記電源回路は、さらに、前記信号線と前記第一比較手段との間に配置されるノイズ除
去手段を備える、

請求項 1 から請求項 3 の何れか一項に記載の電子内視鏡システム。

30

【請求項 5】

前記ノイズ除去手段は、ローパスフィルタである、

請求項 4 に記載の電子内視鏡システム。

【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】

40

【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特
性（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

50

の損失が生じるかも、電子内視鏡の種類に応じて異なる。

【 0 0 0 3 】

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 】

【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 9 - 1 0 6 4 4 2 号 公 報

【 発明の概要 】

10

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

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。

【 0 0 0 6 】

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。

【 0 0 0 7 】

20

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、ケーブルの長さや特性にかかわらず、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 】

【 0 0 0 8 】

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電源線と、負荷にかかる電圧を電源回路に伝送するための信号線と、を備え、電源回路は、電源電圧を生成し、電源線に出力する電源手段と、信号線によって伝送される電圧と所定の基準電圧とを比較する第

30

一比較手段であって、高い入力インピーダンスを有する第一比較手段と、を備える。さらに、電源手段は、第一比較手段の比較結果に基づいて、生成する電源電圧を調整することを特徴とする。また、信号線にはほとんど電流が流れない。

【 0 0 0 9 】

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容易な構成で検出することが可能となり、ケーブル長や特性にかかわらず、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。

【 0 0 1 0 】

また、上記電源回路は、さらに、信号線と第一比較手段との間に配置されるノイズ除去手段を備えても良い。また、ノイズ除去手段は、ローパスフィルタであっても良い。このような構成により、第一比較手段にてノイズの影響を受けることなく、精度の高い比較を行うことができる。

40

【 0 0 1 1 】

また、上記負荷電圧制御装置は、さらに、電源回路を制御する制御手段を備えても良く、電源回路は、さらに、電源電圧と所定の基準電圧とを比較する第二比較手段を備えても良い。また、制御手段は、第二比較手段の比較結果に基づいて、電源電圧が所定の電圧範囲を超えないように電源手段を制御しても良い。このような構成により、電源線または信号線に断線等の異常が発生した場合も、負荷に供給される電源電圧を適切に制限することが可能となる。

【 0 0 1 2 】

50

また、上記所定の基準電圧は、負荷の種類に応じて異なるものであっても良い。

【0013】

また、本発明の別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電源線と、負荷にかかる電圧を電源回路に伝送するための信号線と、を備え、電源回路は、電源電圧を生成し、電源線に出力する電源手段と、信号線によって伝送される電圧と所定の基準電圧とを比較する第一比較手段であって、高い入力インピーダンスを有する第一比較手段と、を備える。さらに、電源手段は、第一比較手段の比較結果に基づいて、生成する電源電圧を調整することを特徴とする。

10

【0014】

さらに、本発明の別の実施形態によれば、電源回路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電源線と、負荷にかかる電圧を電源回路に伝送するための信号線と、を備え、電源回路は、電源電圧を生成し、電源線に出力する電源手段と、信号線によって伝送される電圧と所定の基準電圧とを比較する第一比較手段であって、高い入力インピーダンスを有する第一比較手段と、を備える。さらに、電源手段は、第一比較手段の比較結果に基づいて、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】

【0015】

以上のように、本発明によれば、ケーブルの長さや特性にかかわらず、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】

【0016】

【図1】本発明の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】

30

【0017】

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。

【0018】

図1は、本発明の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。

【0019】

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を電子内視鏡システム1内の各種回路に出力する。

40

【0020】

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

50

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LCB102に導入される。

【0021】

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LCB102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。

【0022】

入射端からLCB102に導入された照明光は、LCB102内を伝播し、電子内視鏡100の先端に配置されたLCB102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。

【0023】

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。

【0024】

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。

【0025】

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。

【0026】

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、本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、電源回路150は、電源151、LPF（Low Pass Filter）153、誤差増幅器155、および比較器157からなる。

【0027】

電源151は、電源電圧 V_{OUT} を生成し、電源線110aを介して撮像素子108に伝送する。ここで、電源線110aは長尺ケーブル（例えば数メートル）である。そのため、以下の式で表されるように、撮像素子108にかかる電圧 V_L には電圧降下（損失）が

10

20

30

40

50

生じる。なお、 R は電源線110aの損失であり、単位長あたりの損失に電源線110aの長さに乗じたものである。

$$V_L = V_{OUT} - R \times I_L$$

【0028】

また、電源線110aによる損失分は、電源線110aの長さや特性および先端部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 を撮像素子108に加えることはできない。撮像素子108に正確な電圧が入力されないと、撮像素子108が適切に駆動せず、患者の体腔内の観察に必要な画像を得ることができなくなってしまう。

10

【0029】

そこで、本実施形態におけるケーブル110は、電源線110aに加え、撮像素子108にかかる電圧 V_L を電源回路150に伝送するための電圧値信号線110bを備える構成となっている。電圧値信号線110bは、LPF153を介して誤差増幅器155の一方の入力端子に接続される。ここで、誤差増幅器155は、一般に入力インピーダンスが高く設計されている。そのため、電圧値信号線110bにはほとんど電流が流れない($I_s = 0$)。これにより、撮像素子108にかかる電圧 V_L がそのまま電源回路150に送り返される($V_s = V_L$)。また、誤差増幅器155におけるノイズの影響を低減するために、LPF153にてノイズ成分を除去した信号が誤差増幅器155に入力される。

【0030】

20

誤差増幅器155の他方の入力端子には、基準電圧 V_{ref} が入力される。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。誤差増幅器155は、電圧 V_L と基準電圧 V_{ref} との比較結果を電源151に出力する。電源151は、誤差増幅器155の比較結果に基づいて、電圧 V_L が基準電圧 V_{ref} と等しくなる、または規格範囲に入るように、生成する電源電圧 V_{OUT} を調整する。

【0031】

また、比較器157は、異常を検出するために用いられるものであり、電源151によって生成される電源電圧 V_{OUT} および基準電圧 V_{ref} がそれぞれ各入力端子に入力される。比較器157は、電源電圧 V_{OUT} と基準電圧 V_{ref} とを比較し、結果をスコープコントローラ120に出力する。スコープコントローラ120は、比較器157の比較結果に基づいて、異常の有無を判断する。詳しくは、電源電圧 V_{OUT} が基準電圧 V_{ref} よりも一定値以上大きい場合、スコープコントローラ120は、何らかの異常が発生したと判断する。そして、電源151で生成される電源電圧 V_{OUT} が所定の電圧値範囲を超えないように、電源151を制御する。これにより、電源線110aや電圧値信号線110bの断線、短絡などの異常が発生した場合に、過大な電圧が撮像素子108に供給されることを防ぐことができる。

30

【0032】

このように、上記実施形態では、電源線110aに加えて電圧値信号線110bを設けることで、電源回路150で電圧 V_L を容易に検出することが可能となる。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、精度の高い電源電圧 V_{OUT} を撮像素子108に供給し、撮像素子108を安定して駆動することが可能となる。

40

【0033】

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。

50

【 0 0 3 4 】

また、電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 に電源回路 1 5 0 を備え、システムコントローラ 2 0 2 によって、電源回路 1 5 0 を制御する構成としても良い。また、本発明の電子内視鏡 1 0 0 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。

【 符号の説明 】

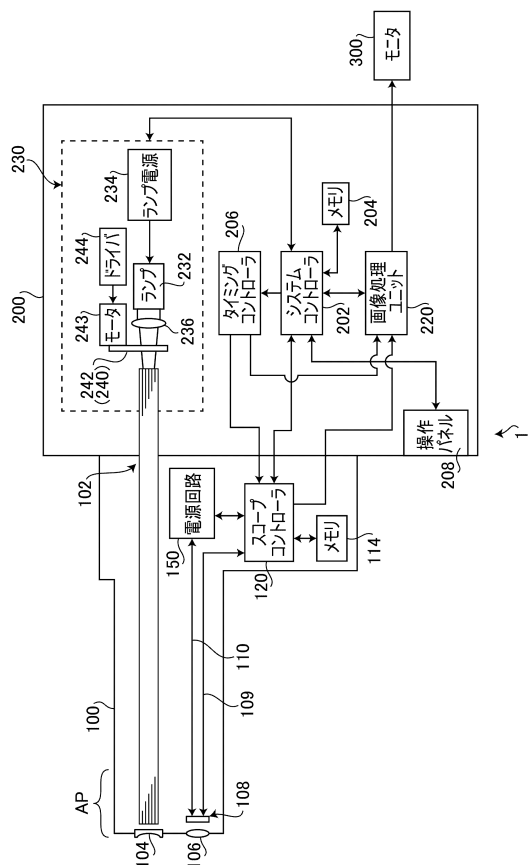
【 0 0 3 5 】

- 1 電子内視鏡システム
- 1 0 0 電子内視鏡
- 1 0 8 撮像素子
- 1 1 4 メモリ
- 1 2 0 スコープコントローラ
- 1 5 0 電源回路
- 1 5 1 電源
- 1 5 3 L P F
- 1 5 5 誤差増幅器
- 1 5 7 比較器
- 2 0 0 電子内視鏡用プロセッサ
- 2 0 2 システムコントローラ
- 2 0 6 タイミングコントローラ
- 2 2 0 画像処理ユニット
- 3 0 0 モニタ

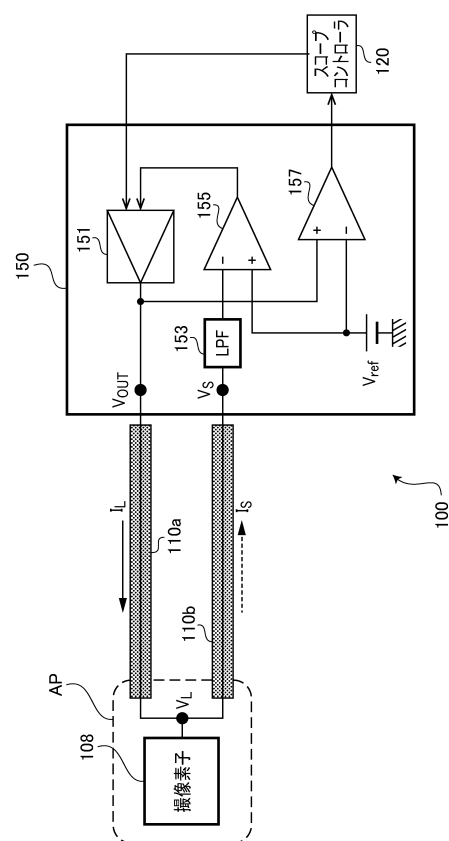
10

20

【 図 1 】



【 図 2 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2011-206333 (JP, A)
特開 2009-106343 (JP, A)
特開 2008-161427 (JP, A)
特開 2013-208363 (JP, A)
国際公開第 2013/042647 (WO, A1)
特開 2008-029557 (JP, A)
特開平 07-194530 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

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

专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6265815B2	公开(公告)日	2018-01-24
申请号	JP2014071141	申请日	2014-03-31
[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		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	水口直志		
发明人	水口 直志		
IPC分类号	A61B1/045 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/045.630 G02B23/24.B A61B1/00.680 A61B1/00.713 A61B1/04.362.J A61B1/04.372 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/DA12 2H040/DA43 4C161/CC06 4C161/FF35 4C161/FF45 4C161/JJ06 4C161/JJ11 4C161/JJ15 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/SS03 4C161/UU02 4C161/UU03 4C161/UU09		
代理人(译)	山鹿SoTakashi		
其他公开文献	JP2015192695A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供负载电压控制装置，电子内窥镜和电子内窥镜系统，能够向负载提供适当的电源电压，而不管电缆的长度和特性如何。和A被设置在前端部的负载，以及设置在基端的电源电路，包括电缆的负载电压控制装置的长条形连接远端和近端，一个电缆，用于将电源电压传输到负载的电源线，以及施加到负载的电压到电源电路的电源线其中电源电路包括用于产生电源电压并将电源电压输出到电源线的电源装置，第一比较装置，用于将信号线传输的电压与预定的参考电压进行比较并且第一比较装置具有高输入阻抗。另外，电源装置被配置为基于第一比较装置的比较结果来调整所产生的电源电压。

(19) 日本国特許庁(JP)		(12) 特 許 公 報(B2)		(11) 特許番号 特許第6265815号 (P6265815)	
(45) 発行日 平成30年1月24日(2018.1.24)		(24) 登録日 平成30年1月5日(2018.1.5)			
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/045 (2006.01) G 0 2 B 23/24 (2006.01)		F 1 A 6 1 B 1/045 6 3 0 G 0 2 B 23/24 B			
請求項の数 5 (全 8 頁)					
(21) 出願番号 特願2014-71141 (P2014-71141)		(73) 特許権者 000113263 HOYA株式会社			
(22) 出願日 平成26年3月31日 (2014.3.31)		東京都新宿区西新宿六丁目10番1号			
(65) 公開番号 特開2015-192695 (P2015-192695A)		(74) 代理人 100078880 弁理士 松岡 修平			
(43) 公開日 平成27年11月5日 (2015.11.5)		(74) 代理人 100183760 弁理士 山鹿 宗貴			
審査請求日 平成28年12月19日 (2016.12.19)		(72) 発明者 水口 直志 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HOYA株式会社内 審査官 森川 龍匡			
最終頁に続く					
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム					