

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第6172738号
(P6172738)

(45) 発行日 平成29年8月2日 (2017.8.2)

(24) 登録日 平成29年7月14日 (2017.7.14)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 1/05 (2006.01)	A 6 1 B 1/05
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 3 0
G O 2 B 23/24 (2006.01)	G O 2 B 23/24 B
H O 4 N 7/18 (2006.01)	H O 4 N 7/18 M

請求項の数 5 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2013-85416 (P2013-85416)	(73) 特許権者	000113263
(22) 出願日	平成25年4月16日 (2013.4.16)		H O Y A 株式会社
(65) 公開番号	特開2014-204923 (P2014-204923A)		東京都新宿区西新宿六丁目10番1号
(43) 公開日	平成26年10月30日 (2014.10.30)	(74) 代理人	100078880
審査請求日	平成28年3月14日 (2016.3.14)		弁理士 松岡 修平
		(74) 代理人	100169856
			弁理士 尾山 栄啓
		(72) 発明者	大瀬 浩司
			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】 電子内視鏡および電子内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電子シャッタ機能を備える電子内視鏡の先端部に設けられた撮像素子と、
前記電子内視鏡の固有情報を記憶するメモリと、
前記撮像素子に印加する基板電圧を発生する基板電圧発生手段と、
前記撮像素子に印加される基板電圧値を検出する検出手段と、
前記基板電圧発生手段を制御する制御手段と、
を備え、

前記制御手段は、

前記メモリに記憶された固有情報に基づいて、目標基板電圧値を求め、
前記電子シャッタ機能がONである場合のみ、前記検出手段により検出された基板電圧値が、該目標基板電圧値に略一致するように、前記基板電圧発生手段により発生される基板電圧の値を調整する、

電子内視鏡。

【請求項 2】

前記撮像素子と、前記基板電圧発生手段は、長尺のケーブルを介して接続されている、
請求項 1 に記載の電子内視鏡。

【請求項 3】

前記目標基板電圧値は、前記固有情報に含まれる前記撮像素子の種類および前記ケーブルの長さに基づいて求められる、

請求項 2 に記載の電子内視鏡。

【請求項 4】

前記制御手段は、

前記検出手段により検出された基板電圧値に基づいて補正信号を生成し、該補正信号を用いて前記基板電圧発生手段により発生される基板電圧の値を調整する、

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。

【請求項 5】

電子シャッタ機能を備える電子内視鏡の先端部に設けられた撮像素子と、

前記電子内視鏡の固有情報を記憶するメモリと、

前記撮像素子に印加する基板電圧を発生する基板電圧発生手段と、

前記撮像素子に印加される基板電圧値を検出する検出手段と、

を備える電子内視鏡と、

前記基板電圧発生手段を制御する制御手段と、

を備える電子内視鏡システムであって、

前記制御手段は、

前記メモリに記憶された固有情報に基づいて、目標基板電圧値を求め、

前記電子シャッタ機能が ON である場合のみ、前記検出手段により検出された基板電圧値が、該目標基板電圧値に略一致するように、前記基板電圧発生手段により発生される基板電圧の値を調整する、

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、体腔内の画像を撮像するための撮像素子を備えた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撮像素子（CCD イメージセンサや CMOS イメージセンサなど）および照明光を体腔内に照射するためのライトガイドが設けられている。対象部位によって反射された光は、撮像素子によって光電変換されて画像信号として出力され、電子内視鏡と接続されるビデオプロセッサを介してモニタに表示される。

【0003】

また、従来の電子内視鏡では、作業中に電子内視鏡の先端部が観察対象に接近した場合などに、電子シャッタ機能を働かせることによって光量の調整を行い、画像のブレを低減する方法が知られている。特許文献 1 には、電子シャッタ機能を備える電子内視鏡システムが開示されている。電子シャッタ機能においては、フィールド内の任意のタイミングで電荷掃捨パルスを出し、蓄積された電荷をリセットすることで光量の調整が行われる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2007 - 144143 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

一般的に、電子シャッタを行う際は、撮像素子の基板電圧が印加される Vsub 端子に電荷掃捨パルスが入力される。その結果、電荷掃捨パルスの立ち上がりにより、撮像素子の受光部を構成する各フォトダイオードのアノード - カソード間電位差が無くなり、そこに蓄積されていた電荷が除去される（リセットされる）。その後、電荷掃捨パルスが立ち下が

10

20

30

40

50

ると、電荷の蓄積が再開される。しかしながら、電荷掃捨パルスが入力された後、ある期間に渡って撮像素子の基板電圧が変動してしまうことがある。このような場合、電荷が適切に蓄積されず、取得される画像データにノイズが発生してしまう。また、電子内視鏡は、種類によって撮像素子や体腔内に挿入されるケーブル（可撓管）の仕様（長さなど）が異なる。さらに、ケーブルの仕様によって配線抵抗値や寄生容量値も異なる。そのため、ケーブルによる基板電圧の電圧降下や、電荷掃捨パルス入力時の基板電圧の変動の仕方が、電子内視鏡の種類によって異なってしまう、安定して撮像素子を駆動することが困難となっていた。

【0006】

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、電子内視鏡の種類に応じて撮像素子の基板電圧を適切に制御することが可能な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】

【0007】

本発明の実施形態によれば、電子内視鏡の先端部に設けられた撮像素子と、電子内視鏡の固有情報を記憶するメモリと、撮像素子に印加する基板電圧を発生する基板電圧発生手段と、撮像素子に印加される基板電圧値を検出する検出手段と、基板電圧発生手段を制御する制御手段と、を備える電子内視鏡が提供される。また、本発明の制御手段は、メモリに記憶された固有情報に基づいて、目標基板電圧値を求め、検出手段により検出された基板電圧値が、該目標基板電圧値に略一致するように、基板電圧発生手段により発生される基板電圧の値を調整することを特徴とする。

【0008】

この構成によれば、電子内視鏡の種類に応じて撮像素子の基板電圧を制御することが可能となり、共通する制御基板を用いて様々な電子内視鏡に対応することが可能となる。また、検出される基板電圧値に基づいて発生する基板電圧値の調整を行うことにより、基板電圧に変動があった場合も補正することが可能となり、撮像素子を安定して駆動し、ノイズの少ない画像を得ることができる。

【0009】

また、本発明の電子内視鏡における撮像素子と、基板電圧発生手段とは、長尺のケーブルを介して接続されている。さらに、目標基板電圧値は、固有情報に含まれる撮像素子の種類およびケーブルの長さに基づいて求められても良い。

【0010】

また、本発明の電子内視鏡は、電子シャッタ機能を備えていても良い。この場合、制御手段は、電子シャッタ機能がONである場合のみ、基板電圧発生手段により発生される基板電圧の値を調整する構成としても良い。この構成によれば、電子シャッタの影響による基板電圧の変動を補正することが可能となる。

【0011】

さらに、本発明の制御手段は、検出手段により検出された基板電圧値に基づいて補正信号を生成し、該補正信号を用いて基板電圧発生手段により発生される基板電圧の値を調整する構成としても良い。

【0012】

また、本発明により、電子内視鏡の先端部に設けられた撮像素子と、電子内視鏡の固有情報を記憶するメモリと、撮像素子に印加する基板電圧を発生する基板電圧発生手段と、撮像素子に印加される基板電圧値を検出する検出手段と、を備える電子内視鏡と、基板電圧発生手段を制御する制御手段と、からなる電子内視鏡システムが提供される。また、本発明の制御手段は、メモリに記憶された固有情報に基づいて、目標基板電圧値を求め、検出手段により検出された基板電圧値が、該目標基板電圧値に略一致するように、基板電圧発生手段により発生される基板電圧の値を調整することを特徴とする。

【発明の効果】

【0013】

以上のように、本発明によれば、電子内視鏡の種類に応じて撮像素子の基板電圧を適切に制御することができ、安定して撮像素子を駆動することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【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内視鏡制御部の詳細構成を示すブロック図である。

【図3】図3(a)は検出された基板電圧を示し、図3(b)は補正信号を示し、図3(c)は、補正された基板電圧を示す。

【発明を実施するための形態】

10

【0015】

以下、本発明の実施の形態について図面を用いて詳細に説明する。

【0016】

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。

【0017】

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。

20

【0018】

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LCB102に導入される。

30

【0019】

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。

【0020】

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CCD(Charge-Coupled DeVice)108の受光面上で光学像を結ぶ。

40

【0021】

CCD108は、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り、受光面上で結像した光学像に応じた3原色R、G、B各色の撮像信号を生成する。生成された撮像信号は、内視鏡制御部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、内視鏡制御部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

50

、例えばCCD108の画素数、感度、動作可能なフレームレート、および後述する基板電圧値等が含まれる。内視鏡制御部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。

【0022】

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。

【0023】

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、内視鏡制御部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。また、本実施形態の電子内視鏡システム1は電子シャッタ機能を備えており、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、内視鏡制御部120へ電荷掃捨パルスを出力する。

【0024】

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。

【0025】

続いて、図2を参照して、本実施形態におけるCCD108の駆動制御について詳述する。図2は、電子内視鏡100内部におけるCCD108および内視鏡制御部120の詳細構成を示すブロック図である。内視鏡制御部120は、電子内視鏡100の接続部内に設けられ、長尺（例えば2m）のケーブル109を介してCCD108と接続されている。図2に示すように、内視鏡制御部120は、CPU（Central Processing Unit）121、タイミングジェネレータ122、CCD垂直クロックドライバ123、CCD水平クロックドライバ124、電源回路125、A/D（Analogue/Digital）変換器126、画像処理回路127、基板電圧発生回路130、D/A（Digital/Analogue）変換器131、A/D変換器132、ならびに増幅器133および134からなる。

【0026】

CPU121は、電子内視鏡用プロセッサ200のシステムコントローラ202とデータ通信を行い、内視鏡制御部120の各部を統合的に制御する。タイミングジェネレータ122は、CPU121の制御の下、タイミングコントローラ206から供給されるクロックパルスに従って、CCD108を電子内視鏡用プロセッサ200側で処理される映像のフレームレートに同期したタイミングで駆動制御するよう駆動信号を生成する。詳しくは、タイミングジェネレータ122は、垂直駆動信号を生成してCCD垂直クロックドライバ123に出力し、水平駆動信号を生成してCCD水平クロックドライバ124に出力する。CCD垂直クロックドライバ123は、垂直駆動信号を受けて、CCD108のVdriv端子に垂直クロックを出力する。また、CCD水平クロックドライバ124は、水平駆動信号を受けて、CCD108のHdriv端子に水平クロックを出力する。電源回路125は、CCD108を駆動するための電源電圧（例えば+15V、-8V）を所定のタイミングでCCD108に供給する。

【0027】

CCD108は、入力される垂直および水平クロックに従って、光電変換された撮像信号を読み出す。CCD108から読み出された撮像信号は、A/D変換器126によってデジタル信号に変換され、画像処理回路127に入力される。画像処理回路127は、CPU121の制御に従って、入力されたデジタル画像データに対して、ブラッキング、クランプ、ホワイトバランス調整、ガンマ補正などの各画像処理を施す。当該処理の為に適用されるデータは、メモリ114に格納され、CPU121によって読み出される。これ

により、電子内視鏡毎のＣＣＤの色分光特性、ライトガイド７の分光特性のばらつきを調整することができる。画像処理回路１２７にて処理された画像信号は、電子内視鏡用プロセッサ２００の画像処理ユニット２２０に出力される。

【００２８】

基板電圧発生回路１３０は、ＣＰＵ１２１の制御に従って、ＣＣＤ１０８の V_{sub} 端子に印加される基板電圧を発生する。ここで、基板電圧の値は一般的にＣＣＤ１０８の種類（仕様）に応じて決められている。しかしながら、基板電圧発生回路１３０とＣＣＤ１０８は、長尺のケーブル１０９によって接続されているため、基板電圧発生回路１３０で発生した基板電圧は、ケーブル１０９の配線抵抗などによって降下してしまう。また、その降下率はケーブル１０９の長さなどによって異なる。さらに、電子シャッタ使用時には、Ｃ

10

【００２９】

詳しくは、まず、ＣＰＵ１２１は、メモリ１１４から読み出した電子内視鏡１００の固有情報から、ＣＣＤ１０８の定格の基板電圧値 V_{sub-s} を読み出す。続いて、ＣＰＵ１２１は、電子内視鏡１００の固有情報から、ケーブル１０９の仕様に関する情報を読み出す。そして、ケーブル１０９の長さや配線抵抗に基づき、ケーブル１０９による電圧の降下値 V_{sub-d} を算出する。そして、ＣＣＤ１０８の定格基板電圧値 V_{sub-s} に、降下値 V_{sub-d} を加えた電圧値を目標基板電圧 V_{sub-t} とし、基板発生回路１３０に指示する。基板電圧発生回路１３０は、ＣＰＵ１２１からの指示に基づき、基板電圧を発生する。基板発生回路１３０にて発生された基板電圧は、Ｄ／Ａ変換器１３１でアナログ信号に変換され、増幅器１３３によって増幅された後、ケーブル１０９を通してＣＣＤ１０８の V_{sub} 端子に入力される。

20

【００３０】

さらに、本実施形態では、ＣＣＤ１０８の V_{sub} 端子に実際に入力される基板電圧の値が検出され、ＣＰＵ１２１にフィードバックされる。具体的には、ＣＣＤ１０８の V_{sub} 端子に入力される基板電圧値 V_{sub-a} が増幅器１３４にて増幅され、Ａ／Ｄ変換器１３２でデジタル信号に変換されて、ＣＰＵ１２１に入力される。ＣＰＵ１２１では、フィードバックされてきた検出基板電圧値 V_{sub-a} と、目標基板電圧値 V_{sub-t} とを比較し、検出基板電圧値 V_{sub-a} が目標基板電圧値 V_{sub-t} と一致するように、基板電圧発生回路１３０で発生させる基板電圧の値を調整し、基板電圧発生回路１３０に指示する。具体的には、目標基板電圧値 V_{sub-t} と検出基板電圧値 V_{sub-a} の差分を目標基板電圧値 V_{sub-t} に加えた（または減じた）電圧値を基板電圧発生回路１３０に指示する。これにより、ＣＣＤ１０８に安定した基板電圧を供給することが可能となる。

30

【００３１】

このように、本実施形態では、メモリ１１４に記憶される電子内視鏡の固有情報に基づいて、電子内視鏡の種類に応じた適切な基板電圧を設定することが可能となる。また、Ｃ

40

【００３２】

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、電子内視鏡用プロセッサ２００のシステムコントローラ２０２において、基板電圧発生回路１３０において発生する基板電圧の値を制御する構成としても良い。

50

【 0 0 3 3 】

さらに、上記実施形態における基板電圧のフィードバック制御は、電子シャッタ機能が ON の場合のみ行う構成としても良い。これにより、基板電圧の変動が発生する可能性が低い場合には、内視鏡制御部 1 2 0 における処理を軽減することが可能となる。

【 0 0 3 4 】

さらに、CPU 1 2 1 は、電子シャッタによる基板電圧の変動に応じた補正信号を用いて、基板電圧を調整する構成としても良い。具体的には、CPU 1 2 1 は、最初に電荷掃捨パルスを入力した際の基板電圧の変動を検出する。この場合に検出される基板電圧を図 3 (a) に示す。そして、検出された基板電圧の変動部分を反転させて図 3 (b) に示す補正信号を生成し、メモリ 1 1 4 に記憶する。そして、電子シャッタ機能が ON の場合には、目標基板電圧値 V_{sub-t} にメモリ 1 1 4 に記憶される補正信号を加えた基板電圧を出力するよう、基板電圧発生回路 1 3 0 に指示する。このような構成を備えることにより、フィードバック制御を常時行うことなく、CCD 1 0 8 に図 3 (c) に示されるような安定した基板電圧を供給することが可能となる。

10

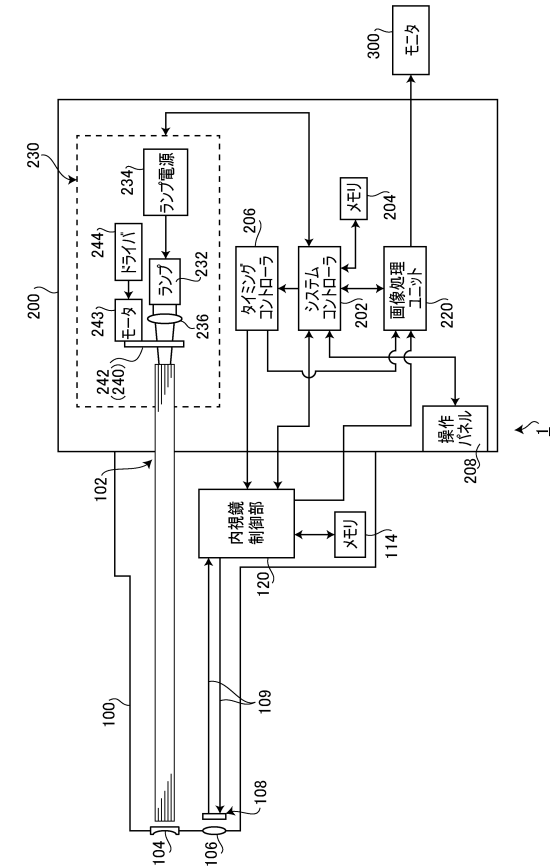
【 符号の説明 】

【 0 0 3 5 】

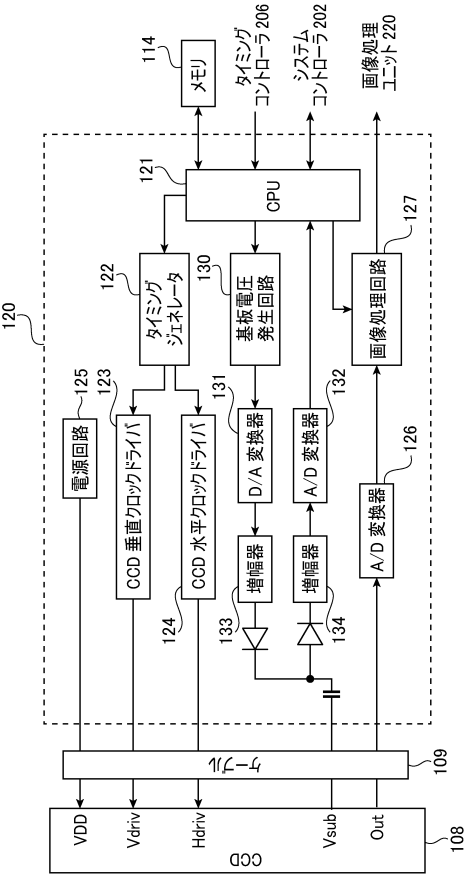
- 1 電子内視鏡システム
- 1 0 0 電子内視鏡
- 1 0 8 CCD
- 1 1 4 メモリ
- 1 2 0 内視鏡制御部
- 1 2 1 CPU
- 1 3 0 基板電圧発生回路
- 2 0 0 電子内視鏡用プロセッサ
- 2 0 2 システムコントローラ
- 2 0 6 タイミングコントローラ
- 2 2 0 画像処理ユニット
- 3 0 0 モニタ

20

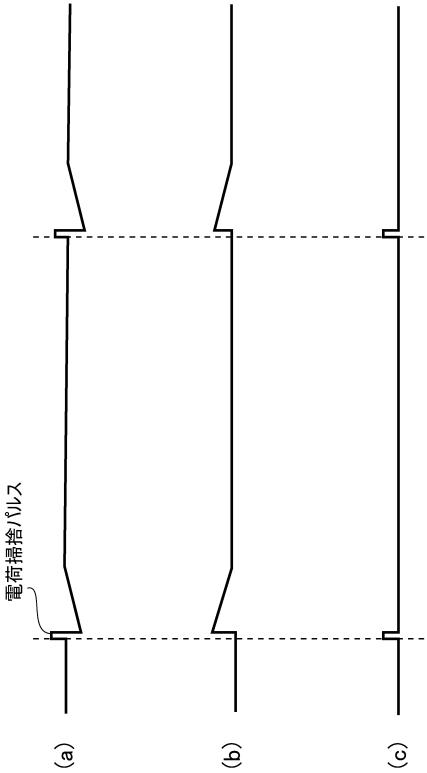
【図 1】



【図 2】



【図 3】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2010 - 066409 (JP, A)
特開 2003 - 052627 (JP, A)
国際公開第 2012 / 008259 (WO, A1)
特開 2010 - 088656 (JP, A)
特開 2011 - 206333 (JP, A)
特開 2013 - 027418 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B	1 / 00 - 1 / 32
G 02 B	23 / 24 - 23 / 26
H 04 N	7 / 18

专利名称(译)	电子内窥镜和电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6172738B2	公开(公告)日	2017-08-02
申请号	JP2013085416	申请日	2013-04-16
[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	大瀬浩司		
发明人	大瀬 浩司		
IPC分类号	A61B1/05 A61B1/045 G02B23/24 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/05 A61B1/045.630 G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.640 A61B1/04.362.A A61B1/04.372 A61B1/045.632		
F-TERM分类号	2H040/BA11 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/JJ11 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR15 4C161/RR18 4C161/RR22 4C161/SS03 4C161/SS06 5C054/CC07 5C054/EA01 5C054/HA12		
代理人(译)	尾山荣启		
其他公开文献	JP2014204923A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种电子内窥镜和电子内窥镜系统，其能够根据电子内窥镜的类型适当地控制成像装置的基板电压。用于存储电子内窥镜的唯一信息的存储器;用于产生要施加到图像拾取装置的基板电压的基板电压产生装置;以及图像拾取元件用于检测要施加到基板的基板电压值的检测装置，以及用于控制基板电压发生装置的控制装置，其中控制装置根据存储在存储器中的唯一信息控制，并且调节由基板电压产生装置产生的基板电压的值，使得由检测装置检测的基板电压值基本上与目标基板电压值一致。 .The

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報(B2)	(11) 特許番号 特許第6172738号 (P6172738)
(45) 発行日 平成29年8月2日(2017.8.2)	(24) 登録日 平成29年7月14日(2017.7.14)	
(51) Int. Cl.		
A 6 1 B 1/05 (2006.01)	F 1 A 6 1 B 1/05	
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045	6 3 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24	B
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18	M
請求項の数 5 (全 9 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-85416(P2013-85416)	(73) 特許権者 000113263	
(22) 出願日 平成25年4月16日(2013.4.16)	HOYA株式会社	
(65) 公開番号 特開2014-204923(P2014-204923A)	東京都新宿区西新宿六丁目10番1号	
(43) 公開日 平成28年10月30日(2014.10.30)	100078880	
審査請求日 平成28年3月14日(2016.3.14)	(74) 代理人 弁理士 松岡 修平	
	100169856	
	(74) 代理人 弁理士 尾山 栄啓	
	大瀬 浩司	
	(72) 発明者 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 能匡	
最終頁に続く		

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡および電子内視鏡システム