

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6270497号
(P6270497)

(45) 発行日 平成30年1月31日(2018.1.31)

(24) 登録日 平成30年1月12日(2018.1.12)

(51) Int.Cl.	F 1		
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 4 0
G 0 2 B 23/24	(2006.01)	G 0 2 B 23/24	B

請求項の数 8 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2014-8402 (P2014-8402)
 (22) 出願日 平成26年1月21日 (2014.1.21)
 (65) 公開番号 特開2015-136414 (P2015-136414A)
 (43) 公開日 平成27年7月30日 (2015.7.30)
 審査請求日 平成28年9月14日 (2016.9.14)

(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 小松 雅弘
 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 ▲高▼ 芳徳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡用プロセッサおよび電子内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

第1の電子内視鏡及び第2の電子内視鏡を含む複数種類の電子内視鏡が着脱可能に接続される電子内視鏡用プロセッサであって、

前記電子内視鏡用プロセッサに接続された電子内視鏡によって取得された画像を処理する画像処理部と、

前記電子内視鏡用プロセッサに接続された電子内視鏡に供給する電源電圧を出力する電源回路であって、

前記第1の電子内視鏡の撮像部を駆動するための第1電圧を生成する第1電圧生成部と、

前記第2の電子内視鏡の撮像部を駆動するための、前記第1電圧とは異なる第2電圧を生成する第2電圧生成部と、を有する電源回路と、を備え、

前記電源回路は、前記電子内視鏡用プロセッサに接続された電子内視鏡から受信する同期信号の有無に基づいて、前記第1電圧または前記第2電圧を切り替えて出力する、電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項2】

前記電源回路は、前記同期信号が有る場合は前記第1電圧を出力し、前記同期信号がない場合は前記第2電圧を出力する、

請求項1に記載の電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項3】

前記同期信号の有無を判別する判別部をさらに備え、

前記判別部は、前記電子内視鏡が前記電子内視鏡用プロセッサに接続されてから所定の時間が経過した後に、前記同期信号の有無を判別する、
請求項 1 または 請求項 2 に記載の電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 4】

前記判別部は、コンパレータからなる、
請求項 3 に記載の電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 5】

前記判別部は、FPGA からなる、
請求項 3 に記載の電子内視鏡用プロセッサ。

10

【請求項 6】

前記同期信号の有無に基づいて、前記電子内視鏡用プロセッサに接続された電子内視鏡に供給する電源電圧を、前記第 1 電圧または前記第 2 電圧に切り替える切り替え部をさらに備える、
請求項 1 から 請求項 5 のいずれか一項に記載の電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 7】

前記電源回路は、前記電子内視鏡が前記電子内視鏡用プロセッサに接続されたことを検出した場合に、該電子内視鏡の制御のための電源電圧を該電子内視鏡に供給する、
請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 8】

20

撮像部を有する電子内視鏡と、前記電子内視鏡と接続される電子内視鏡用プロセッサとを備える電子内視鏡システムであって、

前記電子内視鏡用プロセッサは、

第 1 の電子内視鏡及び第 2 の電子内視鏡を含む複数種類の前記電子内視鏡が着脱可能に接続されるものであり、

前記電子内視鏡用プロセッサに接続された電子内視鏡の撮像部によって撮像された画像を処理する画像処理部と、

前記電子内視鏡用プロセッサに接続された電子内視鏡に供給する電源電圧を出力する電源回路であって、

前記第 1 の電子内視鏡の撮像部を駆動するための第 1 電圧を生成する第 1 電圧生成部と、

30

前記第 2 の電子内視鏡の撮像部を駆動するための、前記第 1 電圧とは異なる第 2 電圧を生成する第 2 電圧生成部と、を有する電源回路と、を備え、

前記電源回路は、前記電子内視鏡用プロセッサに接続された電子内視鏡から受信する同期信号の有無に基づいて、前記第 1 電圧または前記第 2 電圧を切り替えて出力する、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、電子内視鏡に電源電圧を供給するための電子内視鏡用プロセッサ、ならびに該電子内視鏡用プロセッサおよび電子内視鏡からなる電子内視鏡システムに関する。

40

【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システムが広く用いられている。電子スコープ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、電子スコープに接続されるプロセッサによって映像信号処理が施され、モニタに表示される。

【0003】

50

一般的に、電子スコープの電源電圧は、該電子スコープに接続されるプロセッサによって供給される。ここで、電子スコープの駆動電圧は、電子スコープの種類（主に電子スコープが備える撮像素子の種類）によって異なる。そのため、電子スコープの種類に応じた電源電圧を供給するためには、電子スコープ毎に専用のプロセッサを用意する必要がある。また、近年、電子内視鏡用プロセッサが、電子スコープとデジタル通信を行って電子スコープの固有情報を取得し、電子スコープの種類に応じた制御を行うことが知られている。しかしながら、電子スコープと電子内視鏡用プロセッサとがアナログ通信を行うシステムにおいては、電子内視鏡用プロセッサが、電子スコープから固有情報を取得することは困難である。そこで、この問題を解決するため、特許文献1では、自身に印加される電源電圧を制御する構成を備える電子スコープが提案されている。詳しくは、特許文献1に記載される電子スコープは、自身に印加される電圧値を検出する検出部を備える。そして、該検出部における検出結果に基づき、印加される電源電圧を自身の適正電圧となるように制御する構成となっている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2009-106343号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

20

しかしながら、特許文献1に記載されるように、電子スコープに印加される電源電圧を検出するための検出部を設けた場合、部品点数の増加により、電子スコープ内の基板を大きくする必要があり、結果として電子スコープの装置の大型化を招いてしまう。

【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、接続される電子スコープの種類に応じた電源電圧を供給することが可能な電子内視鏡用プロセッサ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、撮像部を有する電子内視鏡に接続される電子内視鏡用プロセッサであって、電子内視鏡によって取得された画像を処理する画像処理部と、電子内視鏡に供給する電源電圧を出力する電源回路であって、撮像部を駆動するための第1電圧を生成する第1電圧生成部と、撮像部を駆動するための、第1電圧とは異なる第2電圧を生成する第2電圧生成部と、を有する電源回路と、を備える電子内視鏡用プロセッサが提供される。また、本発明の電源回路は、電子内視鏡から受信する同期信号の有無に基づいて、第1電圧または第2電圧を切り替えて出力することを特徴とする。

30

【0008】

このような構成とすることにより、電子内視鏡用プロセッサ側にて、電子内視鏡の種類（同期信号の有無）に応じて電源電圧を切り替え、電子内視鏡に供給することが可能となる。

40

【0009】

また、上記電源回路は、同期信号が有る場合は第1電圧を出力し、同期信号がない場合は第2電圧を出力しても良い。

【0010】

また、上記電子内視鏡用プロセッサは、同期信号の有無を判別する判別部をさらに備え、該判別部は、電子内視鏡が電子内視鏡用プロセッサに接続されてから所定の時間が経過した後に、同期信号の有無を判別する構成であっても良い。このように構成することにより、電子内視鏡から安定して同期信号が送信される状態となってから、同期信号の有無を判断することが可能となる。

【0011】

50

また、判別部は、コンパレータからなっても良く、またはFPGAからなっても良い。

【0012】

また、上記電子内視鏡用プロセッサは、同期信号の有無に基づいて、電子内視鏡に供給する電源電圧を第1電圧または第2電圧に切り替える切り替え部をさらに備えても良い。このように、電源回路での出力の切り替えに加え、電子内視鏡への供給を切り替える切り替え部をさらに設けることで、正確に電源電圧を切り替えることが可能となる。

【0013】

また、電源回路は、電子内視鏡が電子内視鏡用プロセッサに接続されたことを検出した場合に、電子内視鏡の制御のための電源電圧を電子内視鏡に供給しても良い。このように構成することで、電子内視鏡から同期信号を受信することができる。

10

【0014】

また、本発明の実施形態によれば、撮像部を有する電子内視鏡と、電子内視鏡に接続される電子内視鏡用プロセッサと、からなる電子内視鏡システムであって、電子内視鏡用プロセッサは、撮像部によって撮像された画像を処理する画像処理部と、電子内視鏡に供給する電源電圧を出力する電源回路であって、撮像部を駆動するための第1電圧を生成する第1電圧生成部と、撮像部を駆動するための、第1電圧とは異なる第2電圧を生成する第2電圧生成部と、を有する電源回路と、を備える電子内視鏡システムが提供される。また、本発明の電源回路は、電子内視鏡から受信する同期信号の有無に基づいて、第1電圧または第2電圧を切り替えて出力することを特徴とする。

【発明の効果】

20

【0015】

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適切な電源電圧を供給することができ、一つのプロセッサを複数の電子内視鏡で共用することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明の第1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1実施形態における電圧切り替え処理の流れを示すフローチャートである。

【図3】本発明の第2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。

30

【図4】本発明の第2実施形態における電圧切り替え処理の流れを示すフローチャートである。

【図5】本発明の変形例におけ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。

【発明を実施するための形態】

【0017】

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。

【0018】

図1は、本発明の第1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、電子スコープ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

【0019】

電子スコープ100は、患者の体腔内に挿入され、体腔内観察または処置のための画像を取得する。電子スコープ100は、スコープ制御部110、メモリ120、撮像部130、ドライバー回路140および映像信号処理回路150を備える。

【0020】

電子内視鏡用プロセッサ200は、電子スコープ100に電源電圧を供給するとともに、電子スコープ100によって取得された画像を処理してモニタ300に表示させる。電子内視鏡用プロセッサ200は、制御部210、ビデオ信号処理回路220、絶縁回路2

50

30、および電源回路240を備えている。また、電子内視鏡用プロセッサ200は、電子スコープ100との接続部に設けられるロックレバー250、後述する電圧切り替え処理に用いられるLPF (Low Pass Filter) 241、コンパレータ242およびリレー245を備える。さらに、電子内視鏡用プロセッサ200は、電子スコープ100に照明光を供給する光源装置(不図示)を備えていても良い。

【0021】

続いて、電子内視鏡システム1を用いた体腔内観察について説明する。まず、電子スコープ100が電子内視鏡用プロセッサ200に接続される。電子スコープ100は、電子内視鏡用プロセッサ200の接続部に設けられたロックレバー250を回転することによって、電子内視鏡用プロセッサ200に固定される。そして、電子内視鏡用プロセッサ200の電源がONされ、制御部210による制御の下、患者側電源である電源回路240から電子スコープ100に電源電圧が供給される。電源回路240からは、電子スコープ100の制御部用の電源電圧と、撮像部用の電源電圧がそれぞれ供給される。尚、図示しない別の電源回路(二次側電源)から、電子内視鏡用プロセッサ200の各部にも電源電圧が供給される。

10

【0022】

そして、電子スコープ100が患者の体腔内に挿入され、電子内視鏡用プロセッサ200内に(または別装置として)設けられた光源装置から、電子スコープ100に照明光が供給される。照明光は、電子スコープ100の図示しないLCB (Light Carrying Bundle) 内を伝播し、電子スコープ100の先端から出射して被写体に照射される。被写体からの反射光は、対物レンズを介して撮像部130の受光面上で光学像を結ぶ。

20

【0023】

撮像部130は、各種フィルタが受光面に配置された単板式カラーCCD (Charge-Coupled Device) イメージセンサである。撮像部130は、ドライバー回路140によって駆動され、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、映像信号処理回路150に入力される。映像信号処理回路150は、スコープ制御部110の制御の下、入力された撮像信号にガンマ補正やゲイン調整等の画像処理を施し、映像信号を生成する。このとき、スコープ制御部110は、メモリ120 (ROMまたは不揮発性メモリ) にアクセスして電子スコープ100の固有情報を読み出し、該固有情報に基づいて、映像信号処理回路150を制御する。映像信号処理回路150で生成された映像信号は、電子内視鏡用プロセッサ200に送信される。

30

【0024】

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は、制御部210によって制御される。制御部210は、FPGA (Field Programmable Gate Array) を用いて構成される。ビデオ信号処理回路220は、絶縁回路230を介して、電子スコープ100から送信される映像信号を受信する。そして、制御部210による制御の下、電子スコープ100から送信される映像信号に基づいて、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。これにより、術者は、モニタ300に表示される画像を確認しながら、患者の体内(例えば消化器官など)の観察または治療を行うことができる。

40

【0025】

上述のように、電子スコープ100は電子内視鏡用プロセッサ200から供給される電源電圧によって駆動する構成となっているが、電子スコープ100には、複数の種類(シリーズ)があり、その種類に応じて必要とする電源電圧が異なる。詳しくは、電子スコープ100に供給される制御部用の電源電圧は、電子スコープ100の種類にかかわらず同じであるが、撮像部用の電源電圧が、電子スコープ100の種類に応じて異なる。そこで、本実施形態では、電子スコープ100の種類に応じた電源電圧を提供する構成を備えている。具体的には、本実施形態の電源回路240は、第1電源電圧(後述のA(V))を生成する第1レギュレータ243および第2電源電圧(後述のB(V))を生成する第2レギュレータ244を備える。そして、後述する電圧切り替え処理において、第1電源電

50

圧および第2電源電圧を切り替えて、電子スコープ100へ供給する。尚、本実施形態では、映像信号とともに同期信号を電子内視鏡用プロセッサに送信する電子スコープ(シリーズA)、および映像信号のみを送信する電子スコープ(シリーズB)がそれぞれ電子内視鏡用プロセッサ200に接続されることを想定し、これらに対する電源電圧の切り替え処理について述べる。

【0026】

図2は、本実施形態における電圧切り替え処理の流れを示すフローチャートである。本処理は、電子内視鏡用プロセッサ200の制御部210、ならびにLPF241、コンパレータ242およびリレー245などの電気部品によって実行される。本処理は、電子内視鏡用プロセッサ200の電源がONされた場合に開始され、最初に、制御部210にて、ロックレバー250の状態が判断される(S101)。ここで、ロックレバー250がONでない場合、すなわち電子スコープ100が電子内視鏡用プロセッサ200に固定されていない場合は(S101:NO)、ロックレバー250がONになるまで待機する。一方、ロックレバー250がONになっている場合は(S101:YES)、制御部210は、電子スコープ100の制御部用電源をONにする(S102)。これにより、電子内視鏡用プロセッサ200の電源回路240から、電子スコープ100に制御用の電源電圧が供給され、スコープ制御部110が駆動する。

【0027】

電子スコープ100のスコープ制御部110が駆動されることにより、当該電子スコープ100が、映像信号とともに同期信号を送信するものである場合(すなわちシリーズAである場合)、スコープ制御部110から電子内視鏡用プロセッサ200に同期信号が送信される。送信された同期信号は、LPF214によって高周波成分が除去され、コンパレータ242の一方の端子に入力される。また、コンパレータ242の他方の端子には、閾値となる参照電圧が入力される。コンパレータ242は、入力される同期信号を閾値と比較した結果を出力する。ここで、コンパレータ242に同期信号が入力される場合は、コンパレータ242は「1」(High)の信号を出力する。一方、電子スコープ100が、映像信号のみを送信するものである場合(すなわちシリーズBである場合)、電子スコープ100から電子内視鏡用プロセッサ200には同期信号は送信されない。そのため、コンパレータ242は「0」(Low)の信号を出力する。このように、コンパレータ242の出力によって、同期信号の有るか否かを判断することができる(S103)。

【0028】

ここで、電子スコープ100によっては、電子内視鏡用プロセッサ200に接続されてから直ぐに同期信号が送信されない場合もある。そのため、電子内視鏡用プロセッサ200に接続されてから所定の時間が経過し、安定して同期信号が送信される状態となつてから、同期信号の有無を判断することが望ましい。そこで、本実施形態では、コンパレータ242の時定数を比較的長く設定し、コンパレータ242が短期間の入力信号ではなく、所定の時間における入力信号に対する比較結果を出力するよう構成される。これにより、電子スコープ100から送信される同期信号を確実に確認することが可能となる。

【0029】

そして、同期信号が有る(すなわち、コンパレータ242の出力が1の場合)(S103:YES)、接続される電子スコープ100は、同期信号を送信するシリーズAである。そして、電源回路240は、コンパレータ242の出力に基づき、第1レギュレータ243をONする(S104)。第1レギュレータ243は、電源回路240の電圧C(V)からシリーズA用の第1電源電圧A(V)を生成する。そして、トランジスタ等を用いて、リレー245がコンパレータ242の出力に基づき第1レギュレータ243に切り替えられる(S105)。これにより、電子スコープ100にシリーズA用の第1電源電圧A(V)が供給される。

【0030】

一方、同期信号が無い(すなわち、コンパレータ242の出力が0の場合)(S103:NO)、接続される電子スコープ100は、同期信号を送信しないシリーズBであると

10

20

30

40

50

判断される。そして、電源回路240は、コンパレータ242の出力に基づき、第2レギュレータ244をONする(S106)。第2レギュレータ244は、電源回路240の電圧C(V)からシリーズB用の第2電源電圧B(V)を生成する。そして、リレー245が、コンパレータ242の出力に基づき第2レギュレータ244に切り替えられる(S107)。これにより、電子スコープ100にシリーズB用の印加電圧B(V)が供給される。

【0031】

その後、観察を終了するか否かが判断され(S108)、観察を終了するまで(S108:YES)、接続される電子スコープ100のシリーズに応じた電源電圧が供給される。

10

【0032】

このように、第1実施形態における電子内視鏡システム1では、電子内視鏡用プロセッサ200が、接続される電子スコープ100からの同期信号の有無に基づいて、電子スコープ100のシリーズを判別し、該シリーズに応じた電源電圧を生成して供給することができる。そのため、電子スコープ100の種類に応じて専用のプロセッサ200を準備する必要がなく、複数種類の電子スコープ100でプロセッサ200を共用することができる。また、プロセッサ200側で、異なる電源電圧を生成し、切り替えて電子スコープ100に供給するため、電子スコープ100に新たな構成を追加する必要が無く、電子スコープ100の大型化を防ぐことができる。さらに、上記実施形態では、第1レギュレータ243および第2レギュレータ244の切り替え、およびリレー245の切り替えの両方を行うことで、中途半端な状態を作ることなく、正確に切り替えを行うことができる。

20

【0033】

続いて、図3および図4を参照して、本発明の第2実施形態について説明する。図3は、第2実施形態に係る電子内視鏡システム1Aの概略構成を示すブロック図である。図3に示すように、本実施形態の電子内視鏡システム1Aは、電子スコープ100、電子内視鏡用プロセッサ200Aおよびモニタ300を備えている。

【0034】

本実施形態の電子内視鏡システム1Aの構成は、LPF241およびコンパレータ242を備えていない点を除いて第1実施形態の電子内視鏡システム1と同様である。そのため、同じ構成要素に対しては、同じ参照番号を付し、説明を省略する。第1実施形態においては、コンパレータ242の出力に応じて電源回路240およびリレー245が制御されたが、第2実施形態では、制御部210によって電源回路240およびリレー245が制御される点において相違する。

30

【0035】

図4は、本実施形態における電圧切り替え処理の流れを示すフローチャートである。本実施形態では、制御部210によって、電圧切り替え処理が行われる。本処理は、第1実施形態と同様に、電子内視鏡用プロセッサ200Aの電源がONとされた場合に開始される。そして、最初に、制御部210にてロックレバー250の状態が判断される(S201)。ここで、ロックレバー250がONでない場合、すなわち電子スコープ100が電子内視鏡用プロセッサ200Aに固定されていない場合は(S201:NO)、ロックレバー250がONになるまで待機する。一方、ロックレバー250がONになっている場合は(S201:YES)、制御部210は、電子スコープ100の制御部用電源をONにする(S202)。これにより、電子内視鏡用プロセッサ200Aの電源回路240から、電子スコープ100に制御用の電源電圧が供給され、スコープ制御部110が駆動する。

40

【0036】

電子スコープ100のスコープ制御部110が駆動されることにより、当該電子スコープ100が、映像信号とともに同期信号を送信するものである場合(すなわちシリーズAである場合)、スコープ制御部110から電子内視鏡用プロセッサ200Aに同期信号が送信される。電子内視鏡用プロセッサ200Aに送信された同期信号は、絶縁回路230

50

を介して、制御部 210 で受信する。また、電子スコープ 100 が、映像信号のみを送信するものである場合（すなわちシリーズ B である場合）、電子スコープ 100 から電子内視鏡用プロセッサ 200 A に、同期信号は送信されない。続いて、ロックレバー用カウンタのカウンタ値 L に 1 が加算される（S 203）。尚、本処理開始時において、カウンタ値 L は 0 とされる。

【0037】

続いて、制御部 210 において同期信号が有るか否かが判断される（S 204）。そして、同期信号がある（すなわち、制御部 210 が同期信号を受信している）場合（S 204：YES）、同期信号用カウンタのカウンタ値 S に 1 が加算される（S 205）。尚、本処理開始時において、カウンタ値 S は 0 とされる。続いて、カウンタ値 L が MAX であるか否かが判断される（S 206）。カウンタ値 L が MAX でない場合（S 206：NO）、S 203 に戻り、以降の処理を繰り返す。

10

【0038】

一方、カウンタ値 L が MAX である場合（S 206：YES）、続いてカウンタ値 S が MAX であるか否かが判断される（S 207）。カウンタ値 S が MAX でない場合（S 207：NO）、S 204 に戻り、以降の処理を繰り返す。上述のように、電子スコープ 100 によっては、電子内視鏡用プロセッサ 200 A に接続されてから直ぐに同期信号が送信されない場合もある。そのため、電子スコープ 100 が電子内視鏡用プロセッサ 200 A に固定されてからのカウンタ（カウンタ値 L）、および同期信号を受信してからのカウンタ（カウンタ値 S）を行うことにより、安定して同期信号が送信される状態になるまでの所定の時間を待機する。これにより、電子スコープ 100 から送信される同期信号を確実に確認することが可能となる。

20

【0039】

そして、カウンタ値 S が MAX である場合（S 207：YES）、接続される電子スコープ 100 は、同期信号を送信するシリーズ A であると判断される。そして、制御部 210 は、シリーズ A に供給する第 1 電源電圧を生成するよう電源回路 240 に制御信号を送信する。電源回路 240 は、受信した制御信号に基づいて、第 1 レギュレータ 243 を ON する（S 208）。第 1 レギュレータ 243 は、電源回路 240 の電源電圧 C（V）からシリーズ A 用の第 1 電源電圧 A（V）を生成する。また、制御部 210 は、リレー 245 に制御信号を送信し、リレー 245 を第 1 レギュレータ 243 に切り替える（S 209）。これにより、電子スコープ 100 にシリーズ A 用の電源電圧 A（V）が供給される。

30

【0040】

一方、同期信号が無い場合（S 204：NO）、所定の時間の経過を待つために、カウンタ値 L が MAX であるか否かが判断される（S 210）。ここで、カウンタ値 L が MAX でない場合（S 210：NO）、S 203 に戻り、以降の処理を繰り返す。一方、カウンタ値 L が MAX である場合（S 210：YES）、接続される電子スコープ 100 は、同期信号を送信しないシリーズ B であると判断される。そして、制御部 210 は、シリーズ B に供給する第 2 電源電圧を生成するよう電源回路 240 に制御信号を送信する。電源回路 240 は、受信した制御信号に基づいて、第 2 レギュレータ 244 を ON する（S 211）。第 2 レギュレータ 244 は、電源回路 240 の電圧 C（V）からシリーズ B 用の第 2 電源電圧 B（V）を生成する。また、制御部 210 は、リレー 245 に制御信号を送信し、リレー 245 を第 2 レギュレータ 244 に切り替える（S 212）。これにより、電子スコープ 100 にシリーズ B 用の電源電圧 B（V）が供給される。

40

【0041】

その後、観察を終了するか否かが判断され（S 213）、観察を終了するまで（S 213：YES）、接続される電子スコープ 100 のシリーズに応じた電源電圧が供給される。

【0042】

このように、第 2 実施形態における電子内視鏡システム 1 A においても、第 1 実施形態と同様の効果を得ることができる。また、第 1 実施形態に比べ、電子内視鏡用プロセッサ

50

200Aの部品点数を削減でき、装置の大型化を防ぐことも可能となる。

【0043】

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、電圧切り替え処理において、上記第1実施形態および第2実施形態を組み合わせることも可能である。図5は、第1実施形態および第2実施形態を組み合わせた変形例の電子内視鏡システム1Bの概略構成を示すブロック図である。電子内視鏡システム1Bの電子内視鏡用プロセッサ200Bでは、コンパレータ242からの出力信号、および制御部210からの制御信号の論理積を取り、これに基づいて電源回路240による第1レギュレータ243および第2レギュレータ244のON/OFF、ならびにリレー245の切り替えを行う。これにより、より確実に同期信号の有無に基づいた電源電圧の供給を行うことが可能となる。

10

【0044】

また、上記実施形態では、第1レギュレータ243および第2レギュレータ244の切り替え、ならびにリレー245の切り替えの両方を行う構成としたが、いずれか一方のみを切り替える構成としても良い。

【符号の説明】

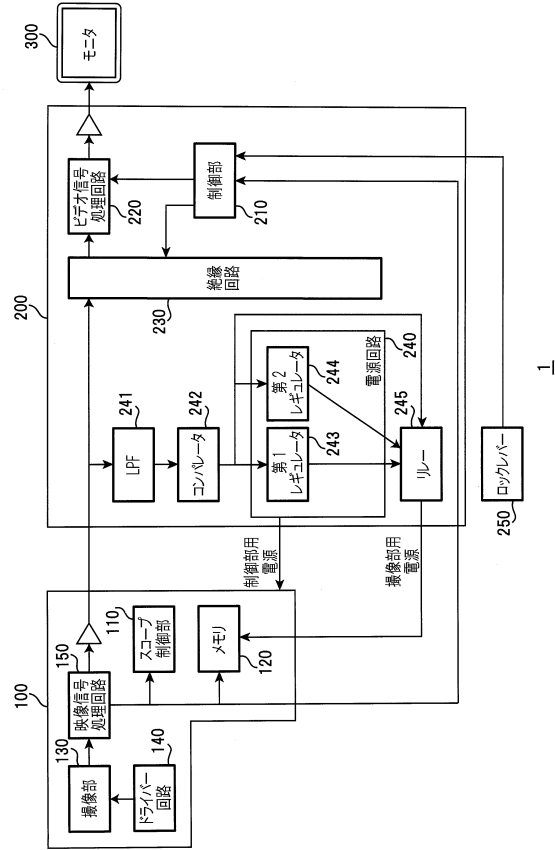
【0045】

- 1、1A 電子内視鏡システム
- 100 電子スコープ
- 110 スコープ制御部
- 130 撮像部
- 150 映像信号処理回路
- 200、200A 電子内視鏡用プロセッサ
- 210 制御部
- 220 ビデオ信号処理回路
- 230 絶縁回路
- 240 電源回路
- 241 LPF
- 242 コンパレータ
- 243 第1レギュレータ
- 244 第2レギュレータ
- 245 リレー
- 250 ロックレバー

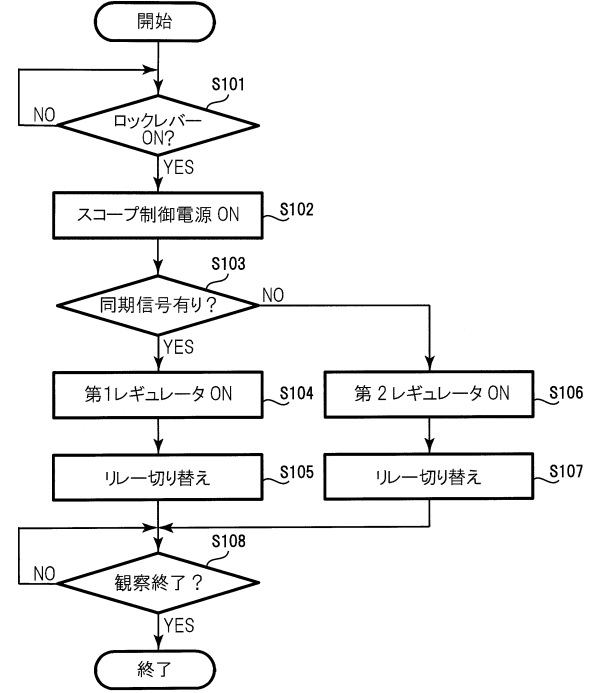
20

30

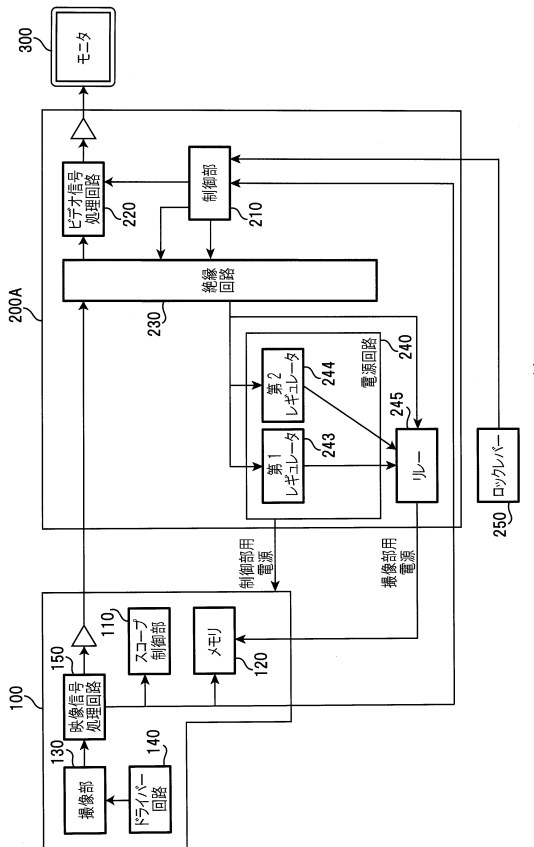
【図1】



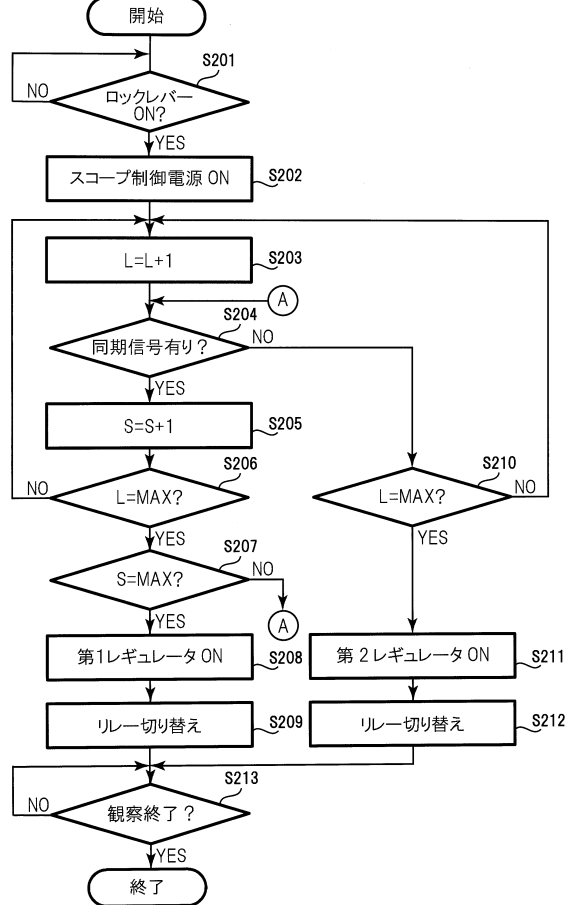
【図2】



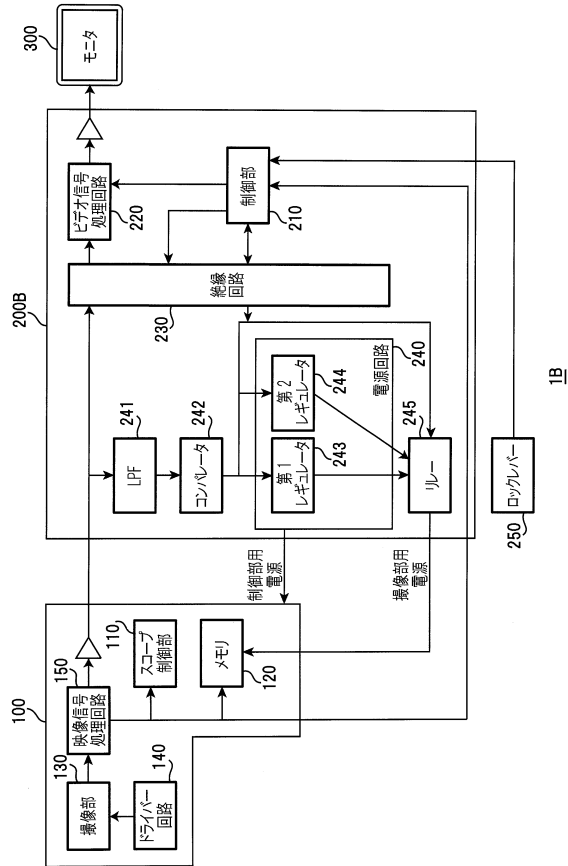
【図3】



【図4】



【図5】



1B

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2009-189529(JP,A)
国際公開第2012/008259(WO,A1)
特開2001-286433(JP,A)
特開2009-106343(JP,A)
特開2007-075291(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB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)	电子内窥镜处理器和电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6270497B2	公开(公告)日	2018-01-31
申请号	JP2014008402	申请日	2014-01-21
[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	小松雅弘		
发明人	小松 雅弘		
IPC分类号	A61B1/045 A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/045.630 A61B1/00.640 G02B23/24.B A61B1/00.680 A61B1/04.372 A61B1/05		
F-TERM分类号	4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/JJ20 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/SS00		
代理人(译)	山鹿SoTakashi		
其他公开文献	JP2015136414A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题为电子内窥镜和电子内窥镜系统提供处理器，该系统能够根据要连接的电子示波器的类型提供电源电压。本发明涉及一种连接到具有成像单元，用于处理由电子内窥镜获取的图像的图像处理单元的电子内窥镜的电子内窥镜的处理器，并将该电子内窥镜用于输出电源电压，产生第一电压发生器，用于用于驱动成像单元，用于驱动图像拾取单元中，从所述第一电压不同的第二电压产生第一电压的电源电路第二电气以及包括压力产生单元的发电电路，其中电源电路被配置为基于从电子内窥镜接收的同步信号的存在或不存在通过切换输出第一电压或第二电压。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6270497号 (P6270497)
(45) 発行日 平成30年1月31日(2018.1.31)	(24) 登録日 平成30年1月12日(2018.1.12)	
(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 4 0	
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
請求項の数 8 (全 12 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-8402(P2014-8402)	(73) 特許権者 000113263 HOYA株式会社	
(22) 出願日 平成26年1月21日(2014.1.21)		
(65) 公開番号 特願2015-136414(P2015-136414A)	東京都新宿区西新宿六丁目10番1号	
(43) 公開日 平成27年7月30日(2015.7.30)	(74) 代理人 100078880 弁理士 松岡 修平	
審査請求日 平成28年9月14日(2016.9.14)	(74) 代理人 100183760 弁理士 山鹿 宗貴	
	(72) 発明者 小松 雅弘 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 ▲高▼ 芳徳	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡用プロセッサおよび電子内視鏡システム		