

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4132791号
(P4132791)

(45) 発行日 平成20年8月13日(2008.8.13)

(24) 登録日 平成20年6月6日(2008.6.6)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01) A 6 1 B 1/04 3 7 2

請求項の数 9 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2001-353727 (P2001-353727)	(73) 特許権者	000113263 H O Y A 株式会社 東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号
(22) 出願日	平成13年11月19日 (2001.11.19)	(74) 代理人	100078880 弁理士 松岡 修平
(65) 公開番号	特開2003-153858 (P2003-153858A)	(72) 発明者	滝沢 努 東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号 旭 光学工業株式会社内
(43) 公開日	平成15年5月27日 (2003.5.27)	(72) 発明者	森 康紀 東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号 旭 光学工業株式会社内
審査請求日	平成16年9月14日 (2004.9.14)	審査官	小田倉 直人
		(56) 参考文献	特開平 0 7 - 3 1 2 7 1 0 (J P , A) 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

少なくとも第一のパルス信号と第二のパルス信号とを含むパルス信号群に基づいて撮像動作を行う撮像素子および前記撮像素子から出力される画像信号を増幅する画像信号増幅器を先端に備える電子スコープを有する電子内視鏡装置において、

前記第一のパルス信号と前記第二のパルス信号とを生成する信号生成手段と、

前記電子スコープ内において、前記第一のパルス信号および前記第二のパルス信号を用いて前記撮像素子用および前記画像信号増幅器用の直流電圧を生成する直流電圧生成手段と、

前記画像信号増幅器近傍に配設され、前記直流電圧生成手段によって生成された前記画像信号増幅器用の直流電圧の前記画像信号増幅器への印加を禁止する印加禁止手段と、を有し、

前記印加禁止手段は、少なくとも前記撮像素子の駆動を停止させる期間中は、前記画像信号増幅器用の直流電圧を前記画像信号増幅器に印加せず、

前記第一のパルス信号は、前記撮像素子の駆動に関する二値信号に前記画像信号増幅器の印加禁止に関する信号が重畳された 3 値の信号であり、

前記第二のパルス信号は、前記撮像素子の駆動に関する二値信号に前記画像信号増幅器の印加禁止に関する信号に対応した信号が重畳された信号であり、

前記直流電圧生成手段によって前記第一のパルス信号と前記第二のパルス信号が加算されることにより、生成された前記撮像素子用の直流電圧が前記画像信号増幅器の印加禁止

10

20

に関する信号成分を有さないような波形を有することを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の電子内視鏡装置において、

前記直流電圧生成手段は、前記第一のパルス信号と前記第二のパルス信号の各パルス信号を、それぞれ第一経路を伝送する第一信号と第二経路を伝送する第二信号とに分岐する、第一と第二の信号分岐手段と、

前記第一信号分岐手段と前記第二の信号分岐手段とによって分岐された、各第二信号を加算して第三信号を生成する加算手段と、

前記加算手段から出力される前記第三信号を用いて前記直流電圧を生成する電源回路と、を有することを特徴とする電子内視鏡装置。

10

【請求項 3】

請求項 2 に記載の電子内視鏡装置において、

前記撮像素子は、前記各第一信号に対応して撮像動作を行うことを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 4】

請求項 2 または請求項 3 に記載の電子内視鏡装置において、

前記電源回路は、前記第三信号を整流する整流回路と、

前記整流回路により整流された信号を平滑化して前記直流電圧を生成する平滑回路と、を有することを特徴とする電子内視鏡装置。

20

【請求項 5】

請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の電子内視鏡装置において、

前記第一のパルス信号は、前記画像信号増幅器の印加禁止に関する信号が重畳された信号であり、

前記印加禁止手段は、前記第一のパルス信号から前記画像信号増幅器の印加禁止に関する信号を抽出して出力する信号抽出手段と、前記直流電圧生成手段と前記画像信号増幅器との電圧伝送路中に配設されたスイッチ部と、を備え、前記スイッチ部が前記信号抽出手段から出力された前記画像信号増幅器の印加禁止に関する信号に基づいて作動することにより、前記直流電圧の前記画像信号増幅器への印加が禁止されることを特徴とする電子内視鏡装置。

30

【請求項 6】

請求項 5 に記載の電子内視鏡装置において、

前記信号抽出手段は、前記第一のパルス信号と参照信号とを比較する比較手段で構成されることを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の電子内視鏡装置において、

前記参照信号は、前記直流電圧生成手段によって生成された前記直流電圧を抵抗分割することにより生成されることを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 8】

請求項 1 から請求項 7 のいずれかに記載の電子内視鏡装置において、

前記画像信号増幅器は、前記撮像素子の近傍に配設されることを特徴とする電子内視鏡装置。

40

【請求項 9】

少なくとも第一のパルス信号と第二のパルス信号とを生成して、電気的に接続された電子スコープに送信する信号生成手段を備えるプロセッサと、

少なくとも前記第一のパルス信号と前記第二のパルス信号とを含むパルス信号群に基づいて撮像動作を行う撮像素子、前記撮像素子から出力される画像信号を所定の増幅率で増幅する画像信号増幅器、前記第一のパルス信号と前記第二のパルス信号とに所定の処理を施すことにより前記撮像素子および前記画像信号増幅器に印加する直流電圧を生成する電圧生成手段、前記第一のパルス信号と前記第二のパルス信号とを用いて前記画像信号増幅器に対する前記直流電圧の印加、非印加を切り替える切り替え手段、を先端近傍に有する

50

電子スコープと、を有し、

前記第一のパルス信号は、前記撮像素子の駆動に関する二値信号に前記画像信号増幅器の印加禁止に関する信号が重畳された3値の信号であり、

前記第二のパルス信号は、前記撮像素子の駆動に関する二値信号に前記画像信号増幅器の印加禁止に関する信号に対応した信号が重畳された信号であり、

前記電圧生成手段によって前記第一のパルス信号と前記第二のパルス信号が加算されることにより、生成された前記撮像素子用の直流電圧が前記画像信号増幅器の印加禁止に関する信号成分を有さないような波形を有することを特徴とする電子内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

10

【発明の属する技術分野】

この発明は、体腔内を観察するため等に使用される電子内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

一般的に、体内を観察するために使用される医療用電子内視鏡装置は、光源部や画像処理部を備えるプロセッサと、被検者の体内に挿入されて光源部から射出される光により体内を照明すると同時に先端に設けられたCCD(Charge Coupled Device)等の撮像素子によって撮像を行う電子スコープと、から構成されている。

【0003】

被検者の体内に挿入される電子スコープは、内視鏡観察中における被検者の苦痛を少しでも和らげる観点から、より細径であるほうが好ましいとされる。

20

【0004】

電子スコープの撮像素子から出力される画像信号は、該撮像素子の内部または近傍に配設される画像信号増幅器を介して出力されてプロセッサの画像処理部に伝送される。ここで、撮像素子および画像信号増幅器を駆動するために必要な電圧は、プロセッサによって生成され、それぞれ所定の給電ケーブルを介して印加されていた。このため、給電ケーブルの数だけ可撓管の径を太くせざるを得なかった。

【0005】

特に近年、他の機器に使用される撮像素子同様、電子スコープ先端に配設される撮像素子も、高画素(多画素)化されたり小型化されたりして、より高性能なものが使用される傾向にある。これにより、術者は、より高精度かつ鮮明な観察部位の画像を観察して、迅速かつ適切な処置を採ることができるという利点がある。

30

【0006】

ところが、このような高性能な撮像素子を使用すると、従来の撮像素子に比べ、該撮像素子を駆動するために必要な、パルス信号や電源電圧の種類が増加する。また、高画素で複数の画像信号を異なるタイミングで出力可能な撮像素子もあり、このような撮像素子を使用する場合には、出力される画像信号に対応するだけの画像信号増幅器が必要となる。つまり、これらの高性能な撮像素子を電子内視鏡装置に使用する場合、プロセッサと電子スコープ先端との間に設けられるパルス信号用ケーブルや給電ケーブルの本数を増加しなくてはならない。このことは、電子スコープの可撓管の径をより太くしなくてはならないことを意味する。

40

【0007】

電子スコープの径を細くするために、所定のケーブル上に駆動用直流電圧とパルス信号を重畳させてケーブルを共通化させる方法も考えられる。しかし、該方法では、電源電圧が特定の信号に影響を及ぼし、信号劣化を起こしかねず必ずしも適切ではない。つまり従来は、高性能な撮像素子を使用することにより電子スコープが太径化することに対する具体的な解決策が存在しなかった。

【0008】

また従来の電子スコープの構造は、撮像素子が動作していないときであっても、画像信号増幅器には常に電源電圧が印加されていたため、無駄な電力損失や該画像信号増幅器近傍

50

の熱上昇、さらには電子スコープ先端の加熱という回路上の問題だけでなく、生体に対しても好ましくない問題が指摘されていた。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】

そこで本発明は上記の事情に鑑み、高性能な撮像素子を使用した場合であっても電子スコープの径を細く維持することができ、無駄な電力損失や熱上昇を抑えることができる電子内視鏡装置を提供することを目的とする。

【0010】

【課題を解決するための手段】

このため、請求項1に記載の電子内視鏡装置は、少なくとも第一のパルス信号と第二のパルス信号とを含むパルス信号群に基づいて撮像動作を行う撮像素子および撮像素子から出力される画像信号を増幅する画像信号増幅器を先端に備える電子スコープを有する電子内視鏡装置に関し、第一のパルス信号と第二のパルス信号とを生成する信号生成手段と、電子スコープ内において、第一のパルス信号および第二のパルス信号を用いて撮像素子用および画像信号増幅器用の直流電圧を生成する直流電圧生成手段と、画像信号増幅器近傍に配設され、直流電圧生成手段によって生成された画像信号増幅器用の直流電圧の画像信号増幅器への印加を禁止する印加禁止手段と、を有し、印加禁止手段は、少なくとも撮像素子が駆動を停止させる期間中は、画像信号増幅器用の直流電圧を画像信号増幅器に印加せず、第一のパルス信号は、撮像素子の駆動に関する二値信号に画像信号増幅器の印加禁止に関する信号が重畳された3値の信号であり、第二のパルス信号は、撮像素子の駆動に関する二値信号に画像信号増幅器の印加禁止に関する信号に対応した信号が重畳された信号であり、直流電圧生成手段によって第一のパルス信号と第二のパルス信号が加算されることにより、生成された撮像素子用の直流電圧が画像信号増幅器の印加禁止に関する信号成分を有さないような波形を有することを特徴とする。

【0011】

上記の構成によれば、少なくとも撮像素子駆動停止期間中は、画像信号増幅器に電圧が印加されないため、無駄な電力損失や熱上昇を低減させることができる。

【0012】

また上記の構成によれば、撮像素子および画像信号増幅器に印加される直流電圧は、撮像素子駆動用のパルス信号を用いて撮像素子近傍にある直流電圧生成手段によって生成される。これにより、給電ケーブルの本数を減らすことができるため、細径のスコープが提供される。また、本発明によれば、多画素化に伴い複数の電源が必要になっても、同じく多画素化によって増加したパルス信号をそのまま活用して複数の電源電圧を得ることができる。

【0013】

上記電圧生成手段は、第一のパルス信号と第二のパルス信号の各パルス信号を、それぞれ第一経路を伝送する第一信号と第二経路を伝送する第二信号とに分岐する第一と第二の信号分岐手段と、第一信号分岐手段と第二の信号分岐手段とによって分岐された、各第二信号を加算して第三信号を生成する加算手段と、加算手段から出力される第三信号を用いて直流電圧を生成する電源回路と、を有する構成にすることができる。

この場合、撮像素子は、各信号分岐手段から出力された第一信号が入力することにより所定の撮像動作を行うことになる。

【0014】

上記電源回路には、入力する信号を平滑化する平滑回路があるのが望ましい。これにより、パルス信号から一定の直流電圧を容易に生成することができる。該電源回路には、さらに整流回路を備えることができる。これにより、より安定した直流電圧を撮像素子に印加することができる。整流回路は、信号生成手段から送信されるパルス信号がどのような振幅波形を有するかによって、半波整流回路を使用したり、全波整流回路を使用したりすることができる。例えば、パルス信号が正負いずれかの振幅のみを有するものであれば、安価に構成できる半波整流回路を使用することが好ましい。

【 0 0 1 5 】

上記第一のパルス信号は、画像信号増幅器の印加禁止に関する信号が重畳された信号であり、上記印加禁止手段は、第一のパルス信号から画像信号増幅器の印加禁止に関する信号を抽出して出力する信号抽出手段と、直流電圧生成手段と画像信号増幅器との電圧伝送路中に配設されたスイッチ部とを備え、該スイッチ部が信号抽出手段から出力された画像信号増幅器の印加禁止に関する信号に基づいて作動することにより、直流電圧の画像信号増幅器への印加が禁止されることが望ましい。これにより、プロセッサ側からスイッチ部を制御する信号線を新たに配設することなく、電圧損失や熱上昇を低減させることができる。具体的には、信号抽出手段は、第一のパルス信号と参照信号とを比較する比較手段で構成されてもよい。さらに、直流電圧生成手段によって生成された前記直流電圧を抵抗分割することにより参照信号を生成する構成にすれば、画像信号増幅器は、第一および第二のパルス信号に基づいて電子スコープ内部で生成された信号や直流電圧のみによって駆動させることが可能となり、該スコープの細径化を維持しつつ、電圧損失や熱上昇を効果的に低減させることができる。

10

【 0 0 1 6 】

【 発明の実施の形態 】

図1は本発明の実施形態の電子内視鏡装置100の概略構成図である。内視鏡装置100は、プロセッサ100a、電子スコープ100bとから構成される。プロセッサ100aは、光源部110、メイン制御部120、画像信号処理回路130及びフロントパネルスイッチ140とを有し、モニタ190が接続される。スコープ100bは、先端にCCD160を備え、CCD160近傍に電源生成部150および画像信号増幅部170を備える。さらに、スコープ100bは、光源部110から発光される光を先端まで導くライトガイド180を有する。

20

【 0 0 1 7 】

電子内視鏡装置100を使用すると観察部位は次のようにして撮像される。まず、メイン制御部120は、術者がフロントパネルスイッチ140を操作して行った光源に対する設定に基づいて、光源部110から光を発光させる発光状態とする。また、メイン制御部120は、CCD160を駆動するための複数のパルス信号を生成し、スコープ160に連続的に送信する。パルス信号は、どれも一定の周期を持っており、たとえば水平駆動パルスや垂直駆動パルスなどがある。

30

【 0 0 1 8 】

メイン制御部120の制御に基づいて、光源部110から発光された光は、ライトガイド180内を導かれ、スコープ100bの先端にある射出端180aから観察部位に向けて照射される。該先端に備えられているCCD160は、発光状態にあるとき、観察部位で反射された光を受光することにより受光面に形成された光学像に対応する電荷を蓄積し、上記パルス信号に対応して蓄積電荷に基づく電圧値(画像信号)として出力する。画像信号は、画像信号増幅部170内にあるアンプ16を介して所定の増幅率で増幅された後、プロセッサ100aの画像信号処理回路130に送信される。画像信号処理回路130は、スコープ100bから送信される画像信号に基づいて所定の処理を行った後、該画像信号をビデオ信号としてモニタ190に出力する。モニタ190は、ビデオ信号に対応する画像を表示する。

40

【 0 0 1 9 】

図2は、スコープ100b先端の電気回路図である。スコープ100b先端にはCCD160が配設されている。

【 0 0 2 0 】

前述のようにアンプ16は、CCD160から出力された画像信号を予め定められた増幅率で増幅している。そこで、本実施形態では、電源生成部150で生成される直流電圧をCCD160に印加するだけでなく、アンプ16にも電源電圧として印加可能なように構成している。

【 0 0 2 1 】

50

本実施形態では、電源生成部 150 がメイン制御部 120 から送信されるパルス信号を用いて直流電圧の信号を生成して、該直流電圧を CCD 160 およびアンプ 16 に印加している。また、CCD 160 に撮像動作を行わせる所定期間（以下、CCD 駆動期間という）にのみアンプ 16 を駆動し、それ以外のとき、つまり画像信号の読み出しが行われない所定期間（以下、CCD 停止期間という）には、アンプ 16 が駆動しないように、該パルス信号を用いて直流電圧のアンプ 16 への印加・非印加を切り替えている。つまり本実施形態では、CCD 160 を駆動するためのパルス信号にアンプ 16 への電源電圧印加を禁止する信号（オフ信号）を重畳させている。

【0022】

これにより、電子スコープ 100b における、CCD 160 の駆動制御、CCD 160 用の電源電圧生成、アンプ 16 の駆動制御、アンプ 16 用の電源電圧生成全てが、メイン制御部 120 から送信されるパルス信号を用いて行われる。そのため、従来のスコープに必要とされていたプロセッサから撮像素子や画像信号増幅器までの給電ケーブルの本数を減らすことができる。従ってスコープ 100b は、従来のスコープに比べて細径に構成することが可能になる。また、プロセッサから給電ケーブルを介して電圧を各部に印加する構成では、伝送中の電圧降下等の弊害が生じるおそれがあったが、本実施形態の構成であればその点も解消することができる。

【0023】

電源生成部 150 は、メイン制御部 120 から送信される二つのパルス信号を加算して得られた信号に基づいて直流電圧を生成する。プロセッサ 100a のメイン制御部 120 で生成されたパルス信号 S1 およびパルス信号 S2 は、それぞれドライブバッファ db1、ドライブバッファ db2 を介してスコープ 100b 内の電源生成部 150 に送信される。

【0024】

電源生成部 150 に入力したパルス信号 S1 は、分岐点 P1 において経路 L1 と経路 L2 とに分岐される。経路 L1 を伝送する信号（分岐点 P1 における第一信号）は、バッファ 1 を介して、メイン制御部 120 が送信したパルス信号 S1 と略同一の状態で CCD 160 に入力し CCD 160 を駆動させる。つまり、経路 L1 を伝送する信号は、CCD 160 を駆動制御するための駆動用パルス信号として用いられる。一方、経路 L2 を伝送する信号（分岐点 P1 における第二信号）は、バッファ 2 を介して加算器 5 に入力する。

【0025】

同様に、電源生成部 150 に入力したパルス信号 S2 も分岐点 P2 において経路 L3 と経路 L4 とに分岐される。経路 L4 を伝送する信号（分岐点 P2 における第一信号）は、経路 L1 を伝送する信号と同様に駆動用パルス信号として用いられる。つまり、経路 L4 を伝送する信号は、バッファ 4 を介して CCD 160 に入力し、CCD 160 を駆動させる。経路 L3 を伝送する信号（分岐点 P2 における第二信号）は、バッファ 3 を介して加算器 5 に入力する。

【0026】

図 3 は、電源生成部 150 や画像信号増幅部 170 で使用される信号のタイミングチャートである。図 3 (A) にパルス信号 S1（分岐点 P1 における第一信号）を、図 3 (B) にパルス信号 S2（分岐点 P2 における第一信号）を、それぞれ表す。図 3 (A) に示すように、本実施形態では、パルス信号 S1 にアンプ 16 の駆動停止期間中に、オフ信号を重畳させている。具体的には、パルス信号 S1 は、CCD 160 を駆動制御するための二値 (v_1 、 v_2) とアンプ 16 をオフ制御するための信号レベル v_3 との 3 値の信号になっている。パルス信号 S1 は、CCD 駆動期間中には v_1 と v_2 の信号レベルが周期的に繰り返される波形になっており、CCD 停止期間中には v_3 の信号レベルを有する波形になっている。また図 3 (B) に示すように、パルス信号 S2 は、 v_1 と v_2 の二値の信号であり、具体的には、CCD 駆動期間中には v_1 と v_2 の信号レベルが周期的に繰り返される波形になっており、CCD 停止期間中にパルス信号 S1 のオフ信号に対応した後述の信号レベルを有する波形になっている。なお、本実施形態では、説明の便宜上、各信号レベルは、 v_1 、 v_2 、 v_3 の順に低くなるように設定されており、 $v_1 - v_2 = v_2 - v$

10

20

30

40

50

3および $v_2 = 0$ とし、CCD駆動期間中におけるパルス信号 S_1 とパルス信号 v_2 のデューティ比は共に50%とする。

【0027】

加算器5では、入力する二つの第二信号（経路L2を伝送する信号および経路L3を伝送する信号）を加算して、一つの信号（第三信号）を生成する処理が行われる。ここで、CCD停止期間中における経路L3を伝送する信号は、経路L2を伝送する信号のオフ信号をうち消すような波形を有する（図3（A）、（B））。従って、第三信号は、図3（C）に示すように、CCD停止期間中は v_2 レベルで、CCD駆動期間に入ると v_1 レベルの波形を描く。

【0028】

加算器9によって生成された第三信号は、直流電圧生成用信号として、バッファ10を介してダイオード11に入力し、整流化される。つまり、ダイオード11は半波整流回路を形成している。ダイオード11によって整流された第三信号は、さらに平滑コンデンサ12によって平滑化され、電源用の直流電圧 V としてCCD160に印加する。直流電圧 V を図3（D）に示す。図3（D）に示すように、直流電圧 V は、CCD駆動期間にて v_4 レベル（ $< v_1$ ）となる。なお、メイン制御部120から送信されるパルス信号 S_1 やパルス信号 S_2 の振幅やデューティ比を変化させることによって直流電圧の電圧値を変化させることが可能である。言い換えると、CCD駆動期間における各パルス信号の信号レベルおよびデューティ比が、仕様により本実施形態のように設定されなくても、ダイオード11および平滑コンデンサ12による整流・平滑回路の作用により、CCD駆動期間にて電源用の直流電圧を生成させることが可能である。

【0029】

次に画像信号増幅部170について説明する。画像信号増幅部170は、コンパレータ13、バッファ14、スイッチ15、そして既述のアンプ16を備える。画像信号増幅部170は、上述した電源生成部150と電気的に接続されている。アンプ16は、電源生成部150によって生成された直流電圧 V がスイッチ部15を介して印加される。

【0030】

電源生成部150で生成された直流電圧は、二つの抵抗 R_1 、 R_2 によって抵抗分割され、参照値 $V_{REF} (= v_4 \times R_2 / (R_1 + R_2))$ レベルの参照信号としてコンパレータ13の非反転入力端子に伝送される。コンパレータ13の反転入力端子には、パルス信号 S_1 と略同一の波形を有する経路L1を伝送する信号（図3（A）参照）が入力する。参照値 V_{REF} は、 v_2 レベルと略同一に設定されている。コンパレータ13は入力する二つの信号を比較し、その結果を比較信号として出力する。比較信号は、バッファ14を介してスイッチ部15に入力する。なお、 $v_3 < V_{REF} < v_2$ となるように二つの抵抗 R_1 および R_2 は適宜抵抗値が設定される。

【0031】

コンパレータ13から出力される比較信号を図3（E）に示す。図3（E）に示すように、比較信号は、経路L1を伝送する信号から後述のスイッチ部15用のオフ信号のみを抽出した波形になっている。言い換えると、比較信号は、CCD停止期間中にオフ信号（スイッチ部15をオフ制御する信号）を、CCD駆動期間中にオン信号（スイッチ部15をオン制御する信号）を発する。

【0032】

電源生成部とアンプ16との間に設けられたスイッチ部15は、入力する比較信号がオフ信号のときには、スイッチを切ってアンプ16に直流電圧が印加されないようにする。従って、アンプ16は駆動停止する。上記のとおり、パルス信号 S_1 において、オフ信号の波形はCCD停止期間中に対応している。つまり、画像信号が読み出されない期間中は、アンプ16は駆動停止するため、無駄な電力消費を抑え、アンプ16近傍の熱上昇を低減することができる。

【0033】

以上が本発明の実施形態である。本発明はこれらの実施形態に限定されるものではなく趣

10

20

30

40

50

旨を逸脱しない範囲で様々な変形が可能である。

【0034】

上記実施形態では、撮像素子であるCCD160の近傍に電源生成部150やアンプ16を配置している。しかし、使用する撮像素子の種類等（たとえば、CMOS（Complementary Metal-Oxide Semiconductor））によっては、電源生成部150やアンプ16を該撮像素子に一体形成することも可能である。これにより、スコープ100bのさらなる小型化を図ることができる。

【0035】

また、上記実施形態では、CCD16駆動用として、二種類のパルス信号S1、S2が説明されているが、実際には二種類以上のパルス信号がメイン制御部120から出力されている場合もある。従って、複数の電源電圧を必要とする撮像素子を使用する場合には、電源生成部150を複数設けて、他のパルス信号との組み合わせから新たに直流電圧を生成することもできるし、1つの電源生成部150で生成された直流電圧を更に抵抗分割して該複数の電源電圧を生成することもできる。

10

【0036】

上記実施形態のような構成は、複数の画像信号が異なるタイミングで出力される高画素撮像素子を使用する場合にも対応することができる。すなわち、該高画素撮像素子からの各画像信号を増幅する複数のアンプに対して、複数のパルス信号をもとに生成された直流電圧を電源として印加することができる。複数の電圧を生成する方法は、上記複数の電源電圧を必要とする撮像素子の場合と同様の方法で可能である。またメイン制御部120から送信される複数のパルス信号自体の波形を変えることにより、各画像信号が出力されるタイミングに対応して、各アンプをそれぞれ異なるタイミングで駆動停止させることも可能である。

20

【0037】

なお、メイン制御部120から送信されるパルス信号は、一般に正の振幅を有するものだけでなく、負の振幅を有するものや正負両方の振幅を有するものもある。よって、パルス信号を加算することによって得られる第三信号も正負両方の振幅を有する場合があります。このような場合には、必ず所定の電圧がCCD160に印加されるように、半波整流回路に換えて全波整流回路を配設すればよい。

【0038】

さらに、上記実施形態では、一個の平滑コンデンサ4によって電圧を平滑化させている。ここで、平滑コンデンサ4を二つ倍電圧となるよう配設すれば電圧を2倍にすることが可能である。このことにより更に多様な電圧値を有する直流で電圧を生成することができる。

30

【0039】

【発明の効果】

このように本発明の電子スコープは、プロセッサから送信される撮像素子を駆動するためのパルス信号を用いて、撮像素子の駆動用直流電圧および画像信号増幅器の駆動用直流電圧を生成し、さらには画像信号増幅器の駆動制御を行う構成にすることにより、プロセッサとCCD間に設けられていた給電ケーブルの本数を減らすことができ、スコープの細径化を図ることができる。

40

【0040】

また、撮像素子から画像信号が読み出されない期間には、画像信号増幅器へ電圧を印加せず、駆動停止させることにより、無駄な電力消費を抑え、該増幅器近傍の熱上昇を低減することができる。

【0041】

さらに本発明は、パルス信号を分岐して得られた、該パルス信号と同一状態の信号に基づいて駆動用直流電圧を生成する構成にした。つまり、駆動電圧をパルス信号や画像信号等の他の信号に重畳させずに、パルス信号そのものから必要な電圧を生成する構成にしたことにより、パルス信号や画像信号等に無用なノイズを発生させることなく、必要な駆動用

50

直流電圧を撮像素子に印加することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施形態の電子内視鏡装置の概略構成図である。

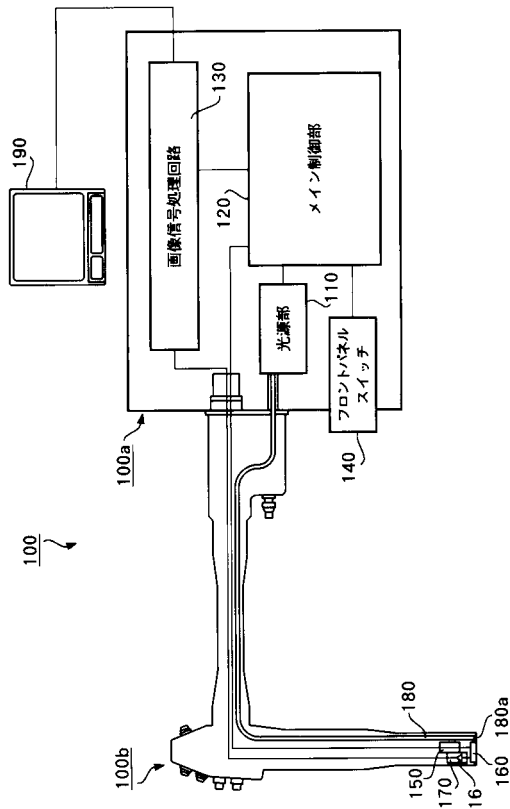
【図2】電子スコープ先端近傍の電気回路図である。

【図3】電源生成部や画像信号増幅部で使用する信号のタイミングチャートである。

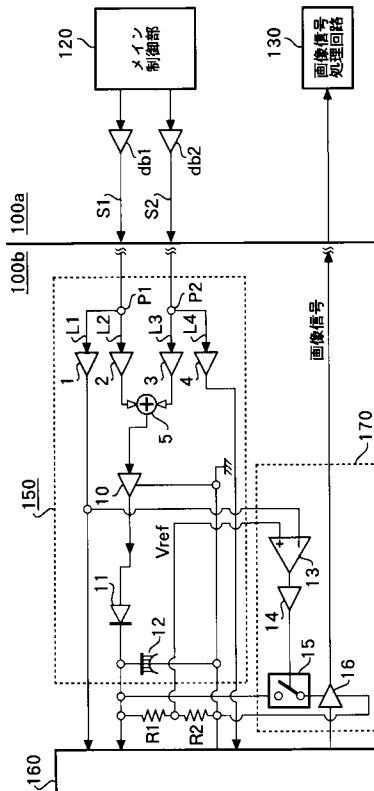
【符号の説明】

- 5 加算器
- 11 ダイオード
- 12 平滑コンデンサ
- 13 コンパレータ
- 15 スイッチ回路
- 16 アンプ
- 100 電子内視鏡装置
- 100a プロセッサ
- 100b 電子スコープ
- 120 メイン制御部
- 150 電源生成部
- 160 CCD
- 170 画像信号増幅部

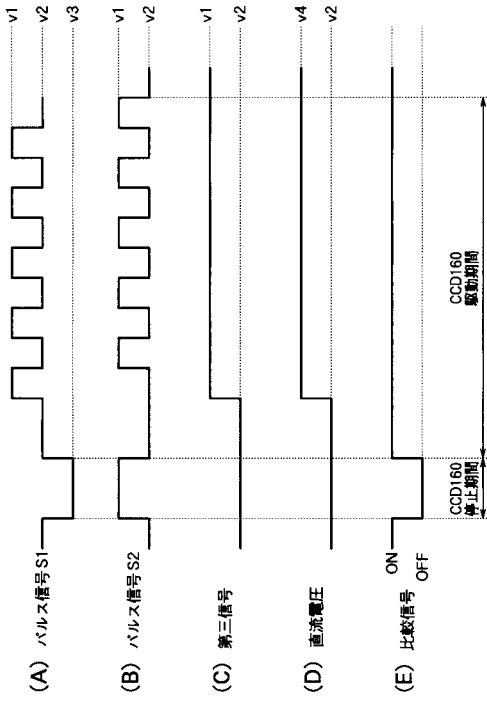
【図1】



【図2】



【 図 3 】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A61B 1/04

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP4132791B2	公开(公告)日	2008-08-13
申请号	JP2001353727	申请日	2001-11-19
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	滝沢 努 森康紀		
发明人	滝沢 努 森 康紀		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H04N5/225		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/045.630 A61B1/05 G02B23/24.B H04N5/225 H04N5/225.C H04N5/225.500 H04N5/232.411		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/GA02 2H040/GA04 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF45 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/PP20 4C061/SS01 4C061/SS05 4C061/SS07 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF45 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP20 4C161/SS01 4C161/SS05 4C161/SS07 5C022/AA09 5C022/AB40 5C022/AB67 5C022/AC69 5C022/AC75 5C122/DA26 5C122/EA03 5C122/EA52 5C122/GF05 5C122/GG03 5C122/HA86 5C122/HB02		
其他公开文献	JP2003153858A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开的是，也可以维持减小电子范围的直径，提供一种能够抑制浪费的功率损耗和生热的电子内窥镜装置使用的高性能成像设备的情况。一种电子内窥镜装置，对于至少一个第一的基础和第二脉冲信号上放大从所述图像传感器输出的图像信号和成像装置的成像操作设置在图像信号放大器的尖端的电子它涉及一种具有范围的电子内窥镜装置，以及信号发生装置，用于产生第一和第二脉冲信号，是在电子范围，以及使用所述第二脉冲信号的图像的第一和成像装置它包括一个直流电压产生装置，用于产生DC电压的信号放大器，以及施加抑制装置，用来抑制由直流电压产生装置产生的图像信号放大器的直流电压的图像信号放大器的应用，所述禁止装置被配置为至少在图像传感器驱动停止时段期间不将用于图像信号放大器的DC电压施加到放大器。

【图 1】

