

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4242088号
(P4242088)

(45) 発行日 平成21年3月18日 (2009. 3. 18)

(24) 登録日 平成21年1月9日 (2009. 1. 9)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/04 (2006. 01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

H 0 4 N 5/225 (2006. 01)

H 0 4 N 5/225 C

H 0 4 N 5/335 (2006. 01)

H 0 4 N 5/335 Z

請求項の数 13 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2001-250790 (P2001-250790)
 (22) 出願日 平成13年8月21日 (2001. 8. 21)
 (65) 公開番号 特開2003-52626 (P2003-52626A)
 (43) 公開日 平成15年2月25日 (2003. 2. 25)
 審査請求日 平成17年5月11日 (2005. 5. 11)

(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
 (74) 代理人 100078880
 弁理士 松岡 修平
 (72) 発明者 滝沢 努
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭
 光学工業株式会社内
 (72) 発明者 森 康紀
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭
 光学工業株式会社内

審査官 長井 真一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子スコープ用電源システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

プロセッサから送信される複数のパルス信号に基づいて撮像動作を行う撮像素子を先端に有する電子スコープ用の電源システムであって、
 一つの前記パルス信号を、第一経路を伝送する駆動用パルス信号と第二経路を伝送する直流電圧生成用信号とに分岐する信号分岐手段と、
 前記第二経路を経て入力する直流電圧生成用信号を用いて直流電圧を生成し、該直流電圧を前記撮像素子に印加する電源回路と、を有し、
 前記撮像素子は、前記駆動用パルス信号が入力することにより所定の撮像動作を行うことを特徴とする電子スコープ用電源システム。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の電子スコープ用電源システムは、
 前記直流電圧を V とすると、電圧 V は、

$$V = (A - B) \times d / 100 + B$$

但し、A は、前記直流電圧生成用信号における、ハイレベル時の電圧値の絶対値とローレベル時の電圧値の絶対値とを比較して大きい方の値、

B は、前記直流電圧生成用信号における、ハイレベル時の電圧値の絶対値とローレベル時の電圧値の絶対値とを比較して小さい方の値、

d は、前記直流電圧生成用信号のデューティ比 (%) である。により算出されること、を特徴とする電子スコープ用電源システム。

10

20

【請求項 3】

プロセッサから送信される複数のパルス信号に基づいて撮像動作を行う撮像素子を先端に有する電子スコープ用の電源システムにおいて、
入力する前記複数のパルス信号を、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複数の信号分岐手段と、
各信号分岐手段によって分岐された少なくとも二つ以上の第二信号を加算して直流電圧生成用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直流電圧生成用信号を用いて直流電圧を生成し、該直流電圧を前記撮像素子に印加する電源回路と、を有し、
前記撮像素子は、各信号分岐手段から出力された前記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を特徴とする電子スコープ用電源システム。

10

【請求項 4】

請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の電子スコープ用電源システムにおいて、前記電源回路は、
前記直流電圧生成用信号を平滑化して前記直流電圧を生成する平滑回路を有することを特徴とする電子スコープ用電源システム。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の電子スコープ用電源システムにおいて、
前記平滑回路は、少なくとも一つのコンデンサを備えることを特徴とする電子スコープ用電源システム。

20

【請求項 6】

請求項 4 または請求項 5 に記載の電子スコープ用電源システムにおいて、前記電源回路は、さらに、
前記直流電圧生成用信号を整流する半波整流回路を有し、
前記平滑回路は、前記半波整流回路により整流された信号を平滑化することを特徴とする電子スコープ用電源システム。

【請求項 7】

請求項 4 または請求項 5 に記載の電子スコープ用電源システムにおいて、前記電源回路は、さらに、
前記直流電圧生成用信号を整流する全波整流回路を有し、
前記平滑回路は、前記全波整流回路により整流された信号を平滑化することを特徴とする電子スコープ用電源システム。

30

【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スコープ用電源システムは、
前記電源回路によって生成された前記直流電圧を抵抗分割する抵抗回路を備えることを特徴とする電子スコープ用電源システム。

【請求項 9】

請求項 1 から請求項 8 のいずれかに記載の電子スコープ用電源システムは、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スコープ用電源システム。

40

【請求項 10】

請求項 1 から請求項 9 のいずれかに記載の電子スコープ用電源システムは、前記撮像素子と一体形成されていること、を特徴とする電子スコープ用電源システム。

【請求項 11】

請求項 1 から請求項 10 のいずれかに記載の電子スコープ用電源システムにおいて、前記電源回路は、さらに、
前記直流電圧生成用信号の振幅を所定範囲内に制限する振幅制限回路を有することを特徴とする電子スコープ用電源システム。

【請求項 12】

撮像素子、および前記撮像素子に対して請求項 1 から請求項 10 のいずれかに記載の電子スコープ用電源システムのうち少なくとも一つを有する電子スコープと、

50

パルス信号を生成し、該パルス信号を前記電子スコープに送信する信号生成手段を有するプロセッサとを有し、前記信号生成手段が前記パルス信号の振幅を変化させることにより、撮像素子に印加される直流電圧の電圧値が変化することを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 13】

撮像素子、および前記撮像素子に対して請求項 1 から請求項 11 のいずれかに記載の電子スコープ用電源システムのうち少なくとも一つを有する電子スコープと、パルス信号を生成し、該パルス信号を前記電子スコープに送信する信号生成手段を有するプロセッサとを有し、前記信号生成手段が前記パルス信号のデューティ比を変化させることにより、撮像素子に印加される直流電圧の電圧値が変化することを特徴とする電子内視鏡装置。

10

【発明の詳細な説明】

【0001】

【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に使用される電子内視鏡装置、特に該電子内視鏡装置を構成する電子スコープに関する。

【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。

20

【0003】

上記のとおり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。

【0004】

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つつある。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可能になった。

【0005】

30

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、パルス信号や電圧の種類も増加する。すなわち高性能な撮像素子を電子内視鏡装置に使用する場合、プロセッサによって生成されるパルス信号や電源電圧を該撮像素子に伝送、印加するために必要な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、電子スコープの径を太くしなくてはならないことを意味する。

【0006】

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。

40

【0007】

【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することができる電子スコープ用電源システム、および電子内視鏡装置を提供することを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】

このため、請求項 1 に記載の電子スコープ用電源システムは、プロセッサから送信される

50

複数のパルス信号に基づいて撮像動作を行う撮像素子を先端に有する電子スコープ用の電源システムであって、一つのパルス信号を、第一経路を伝送する駆動用パルス信号と第二経路を伝送する直流電圧生成用信号とに分岐する信号分岐手段と、第二経路を経て入力する直流電圧生成用信号を用いて直流電圧を生成し、該直流電圧を撮像素子に印加する電源回路とを有する。そして撮像素子は、第一経路を経て入力する駆動用パルス信号に対応して所定の撮像動作を行うことを特徴とする。

【0009】

上記の構成によれば、給電ケーブルをなくすることができるため、細径のスコープが提供される。また、本発明であれば、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。

10

【0010】

上記発明のように、一つのパルス信号を使用する場合、簡素な構成で撮像素子を駆動するのに必要な駆動用直流電圧を生成することが可能である。該駆動電圧の電圧値 V は、 $V = (A - B) \times d / 100 + B$ で求めることができる。但し、 A は、直流電圧生成用信号における、ハイレベル時の電圧値の絶対値とローレベル時の電圧値の絶対値とを比較して大きい方の値、 B は、直流電圧生成用信号における、ハイレベル時の電圧値の絶対値とローレベル時の電圧値の絶対値とを比較して小さい方の値、 d は、直流電圧生成用信号のデューティ比 (%) である (請求項 2)。

【0011】

20

また、請求項 3 に記載の電子スコープ用電源システムは、入力する複数のパルス信号を、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複数の信号分岐手段と、各信号分岐手段によって分岐された少なくとも二つ以上の第二信号を加算して直流電圧生成用信号を生成する加算手段と、加算手段から出力される直流電圧生成用信号を用いて直流電圧を生成し、該直流電圧を撮像素子に印加する電源回路とを有する。そして、撮像素子は、第一経路を経て入力する第一信号に対応して撮像動作を行うことを特徴とする。

【0012】

請求項 3 に記載の発明によれば、加算手段を使用して二つの信号を合成することにより、生成される電圧の採りうる値が広くなり、任意の電圧を設定しやすくなる。つまり、撮像素子をより効率的に駆動制御することができる。

30

【0013】

上記電源回路には、直流電圧生成用信号を平滑化する平滑回路があるのが望ましい (請求項 4)。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。具体的には、少なくとも一つのコンデンサを備えることが望ましい (請求項 5)。複数設けることにより、より高い電圧を得ることができる。たとえば、二つならば略倍の電圧を得ることができる。

【0014】

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。整流回路として全波整流回路を使用すれば、パルス信号が正負両方の振幅を有するものであっても、常に一定の電圧を供給することができる。また、電圧生成に使用するパルス信号の振幅が正負どちらを有しているか定かでない場合にも、全波整流回路を備える電源回路であれば、一定の電圧を常に撮像素子に印加することができる。たとえば、全波整流回路としては、ダイオードブリッジ等が考えられる。

40

【0015】

請求項 8 に記載の電子スコープ用電源システムによれば、電源回路によって生成された直流電圧を抵抗分割する抵抗回路を備えることを特徴としている。この発明によれば、一つの電源回路から複数の直流電圧を生成することが可能になる。従って、本発明を搭載する電子スコープは、スコープ径を細く維持したままの状態、多画素化に伴い複数の電源電

50

圧が必要となった撮像素子を使用することができる。

【 0 0 1 6 】

本発明にかかる電子スコープ用電源システムは、電子スコープに搭載される撮像素子によっては、該撮像素子近傍に配設することも、該撮像素子に一体形成することも可能である。

【 0 0 1 7 】

上記電源回路で生成される電圧の値は、プロセッサ内に設けられた信号生成手段において、パルス信号のデューティ比または振幅を変化させることで自在に変えることができる。

【 0 0 1 8 】

【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 1 0 0 の概略構成図である。内視鏡装置 1 0 0 は、プロセッサ 1 0 0 a、スコープ 1 0 0 b とから構成される。プロセッサ 1 0 0 a は、光源部 1 1 0、メイン制御部 1 2 0、画像信号処理回路 1 3 0 及びフロントパネルスイッチ 1 4 0 とを有し、モニタ 1 8 0 が接続される。スコープ 1 0 0 b は、先端に C C D 1 6 0 を備え、C C D 1 6 0 近傍に電源生成部 1 5 0 を備える。さらに、スコープ 1 0 0 b は、光源部 1 1 0 から発光される光を先端まで導くライトガイド 1 7 0 を有する。

【 0 0 1 9 】

電子内視鏡装置 1 0 0 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 1 2 0 は、術者がフロントパネルスイッチ 1 4 0 を操作して行った設定に基づいて、光源部 1 1 0 から光を発光させる発光状態とする。また、メイン制御部 1 2 0 は、C C D 1 6 0 を駆動するための複数のパルス信号を生成し、スコープ 1 6 0 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。

【 0 0 2 0 】

メイン制御部 1 2 0 の制御に基づいて、光源部 1 1 0 から発光された光は、ライトガイド 1 7 0 内を導かれ、スコープ 1 0 0 b の先端にある射出端 1 7 0 a 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 C C D 1 6 0 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、画像信号処理回路 1 3 0 に蓄積電荷に基づく電圧値（画像信号）として出力する。画像信号処理回路 1 3 0 は、C C D からの画像信号に基づいて所定の処理を行った後、画像信号をビデオ信号としてモニタ 1 8 0 に出力する。モニタ 1 8 0 は、ビデオ信号に対応する画像を表示する。

【 0 0 2 1 】

以下、C C D 1 6 0 が行う撮像動作について詳述する。図 2 は、スコープ 1 0 0 b 先端近傍に配設された電源生成部 1 5 0 およびその周辺の電気回路図である。C C D 1 6 0 は、本発明の特徴である電源生成部 1 5 0 から印加される複数の電圧を用いて、上記撮像動作を行っている。電源生成部 1 5 0 は、メイン制御部 1 2 0 から送信されるパルス信号を用いて複数の直流電圧を生成している。つまり C C D 1 6 0 は、プロセッサ 1 0 0 a から電源を供給されているのではない。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 C C D までの給電ケーブルは不要となる。従ってスコープ 1 0 0 b 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。また一般に、C C D 1 6 0 は、撮像動作（つまり、電荷の蓄積および転送）を行うために複数の駆動用直流電圧を必要としている。そのため本実施形態では、電源生成部 1 5 0 内に構成の異なる二つの電源回路 1 5 0 a、1 5 0 b、および抵抗回路 1 5 0 c を設けて、複数の直流電圧を生成している。以下、各回路 1 5 0 a、1 5 0 b、1 5 0 c を詳説する。

【 0 0 2 2 】

まず、電源回路 1 5 0 a について説明する。プロセッサ 1 0 0 a のメイン制御部 1 2 0 で生成されたパルス信号 S 1 は、ドライブバッファ d b 1 を介してスコープ 1 0 0 b 内の電源回路 1 5 0 a に送信される。なお、上記パルス信号 S 1 は、特定のパルス信号である必要はなく、メイン制御部 1 2 0 から送信される複数のパルス信号のうちの任意の一つを意

10

20

30

40

50

味する。後述するパルス信号 S 2 やパルス信号 S 3 も同じである。

【 0 0 2 3 】

電源回路 1 5 0 a に入力したパルス信号 S 1 は、分岐点 P 1 において、経路 L 1 と経路 L 2 とに分岐される。本明細書では、P 1 のように、入力する信号を二つの経路に分岐する点のことを分岐点という。分岐点における、入力前の信号と出力後の二つの信号とは、略同一の振幅や略同一のデューティ比を有する。分岐されて経路 L 1 を伝送する信号（分岐点 P 1 における第一信号）は、バッファ 1 を介して C C D 1 6 0 に入力し、C C D 1 6 0 を駆動させる。つまり経路 L 1 を伝送する信号は、C C D 1 6 0 を駆動するためのパルス信号（駆動用パルス信号）として用いられる。

【 0 0 2 4 】

一方、分岐点 P 1 で分岐されて経路 L 2 を伝送する信号（分岐点 P 1 における第二信号）は、バッファ 2 を介して全波整流回路 3 に入力し整流化される。全波整流回路 3 は、ダイオードブリッジ回路である。全波整流回路 3 によって整流化された信号は、さらに平滑コンデンサ 4 によって平滑化されて、直流電圧 V 1 として C C D 1 6 0 に印加する。このように経路 L 2 を伝送する信号は、メイン制御部 1 2 0 から C C D 1 6 0 を駆動するために出力された直流電圧生成用信号として機能する。

【 0 0 2 5 】

なお、メイン制御部 1 2 0 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。そのため本実施形態では、どの種類のパルス信号が電源回路 1 5 0 a に入力したとしても、必ず所定の電圧が C C D 1 6 0 に印加されるように、全波整流回路 3 を配設している。従って、スコープ 1 0 0 b の組立工程において、予め、該スコープ 1 0 0 b が接続されるプロセッサ 1 0 0 a が決まっており、直流電圧生成に使用されるパルス信号の種類も分かっているのであれば、全波整流回路 3 は必ずしも設ける必要はない。

【 0 0 2 6 】

たとえば、正のみまたは負のみの振幅を有するパルス信号が電圧生成に使用されると分かっているのであれば、ダイオードを一つだけ使用した半波整流回路を用いた構成にしたり、整流回路を用いない構成にしたりすることができる。半波整流回路を用いた構成は、簡素な構成で安定した直流電圧を生成することができる。また、整流回路を用いない構成は、コストダウンを図ることができる。

【 0 0 2 7 】

電源回路 1 5 0 a で生成される直流電圧の電圧値 V 1 は、以下の式によって求めることができる。

$$V 1 = (A - B) \times d / 1 0 0 + B$$

但し、A は、直流電圧生成用信号における、ハイレベル時の電圧値の絶対値とローレベル時の電圧値の絶対値とを比較して大きい方の値、B は、直流電圧生成用信号における、ハイレベル時の電圧値の絶対値とローレベル時の電圧値の絶対値とを比較して小さい方の値、d は、直流電圧生成用信号の一周期中、A に対応するレベルが占める割合、つまり直流電圧生成用信号のデューティ比（％）、である。A、B において電圧値の絶対値をとるのは、上述したように、パルス信号の種類によっては、負の振幅を有するものもあるからである。

【 0 0 2 8 】

上記式中、変数 A、B を電圧値の絶対値としたのは、負の振幅を有する直流電圧生成用信号では、電圧値も負の値をとることがあるからである。

また、負の振幅を有する直流電圧生成用信号では、ハイレベル時の電圧値の絶対値のほうがローレベル時の電圧値の絶対値よりも小さくなる。さらに、正負両方の振幅を有する直流電圧生成信号では、該信号の波形によって、ハイレベル時とローレベル時、どちらのほうが電圧値の絶対値が大きいか異なる。そのため上記式中、変数 A、B を決める際にハイレベル時とローレベル時の電圧値の絶対値を比較している。

【 0 0 2 9 】

たとえば、正の振幅のみの直流電圧生成用信号において、ハイレベル時の電圧値が30V、ローレベル時の電圧値が10V、デューティ比が50%だとする。この場合、上記式より、20Vの直流電圧V1がCCD160に印加される。

【0030】

上記式より、直流電圧の電圧値V1は、直流電圧生成用信号の振幅およびデューティ比に依存することが分かる。上記のとおり、直流電圧生成用信号とパルス信号S1とは略同一状態にある。従って、電源回路150aで生成される直流電圧の値を変化させたい場合には、メイン制御部120から送信されるパルス信号S1の振幅またはデューティ比を変化させればよい。

【0031】

なおCCD160は、蓄積した電荷を画像信号として画像信号処理回路130に出力する際、画像信号増幅器160aによって所定量増幅している。そこで、本実施形態では、電源回路150aで生成される直流電圧をCCD160に印加するだけでなく、画像信号増幅器160aにも印加している。

【0032】

続いて電源回路150bについて説明する。電源回路150b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回路である。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S2およびパルス信号S3は、それぞれドライブバッファdb2、ドライブバッファdb3を介してスコープ100b内の電源回路150aに送信される。

【0033】

電源回路150bに入力したパルス信号S2は、分岐点P2において経路L3と経路L4とに分岐される。経路L3を伝送する信号（分岐点P2における第一信号）は、バッファ5を介して、メイン制御部120が送信したパルス信号S2と略同一の状態の状態でCCD160に入力しCCD160を駆動させる。つまり、経路L3を伝送する信号は、電源回路150aにおける経路L1を伝送する信号と同様に、CCD160を駆動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L4を伝送する信号（分岐点P2における第二信号）は、バッファ6を介して加算器9に入力する。

【0034】

同様に、電源回路150bに入力したパルス信号S3も分岐点P3において経路L5と経路L6とに分岐される。経路L5を伝送する信号（分岐点P3における第一信号）は、経路L3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L5を伝送する信号は、バッファ8を介してCCD160に入力し、CCD160を駆動させる。経路L6を伝送する信号（分岐点P3における第二信号）は、バッファ7を介して加算器9に入力する。

【0035】

加算器9では、入力する二つの第二信号（経路L4を伝送する信号および経路L6を伝送する信号）を加算して、一つの信号を生成する処理が行われる。加算器9によって生成された信号は、直流電圧生成用信号として、バッファ10を介して全波整流回路11に入力し、整流化される。全波整流回路11も、ダイオードブリッジ回路である。全波整流回路11によって整流化された信号は、さらに平滑コンデンサ12によって平滑化され、直流電圧V2としてCCD160に印加する。このように電源回路150bは二つのパルス信号を使用するため、電源回路150aで生成される直流電圧V1に比べ、生成される直流電圧V2がとりうる値の幅が広いという特徴がある。つまり、電源回路150bを使用することにより、任意の値の直流電圧を選択しやすくなる。

【0036】

なお、電源回路150bにおいて全波整流回路11を設けている理由や、正の振幅のみの信号や負の振幅のみの信号といったパルス信号の種類に応じて全波整流回路11以外の他の構成をとることができる点については、上記電源回路150aの全波整流回路3での説明と同一であるため、ここでの説明は省略する。また、電源回路150bにおいても、メ

10

20

30

40

50

イン制御部 120 から送信されるパルス信号 S2 やパルス信号 S3 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。

【0037】

次に抵抗回路 150c について説明する。抵抗回路 150c は、上述した電源回路 150b と電氣的に接続されている。そして、電源回路 150b によって生成された直流電圧 V2 を、二つの抵抗 13、14 を用いて抵抗分割し、新たな直流電圧 V3 を生成する回路である。生成された直流電圧 V3 は、CCD160 に印加される。

【0038】

なお図示しないが、抵抗回路 150c は、上述した電源回路 150a と電氣的に接続し、直流電圧 V1 を抵抗分割して新たな電圧を生成することも可能である。

10

【0039】

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旨を逸脱しない範囲で様々な変形が可能である。

【0040】

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 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 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。

【0041】

上記では、より多くの実施形態を提示すべく、CCD160 にはそれぞれ異なる電源回路 150a、150b、抵抗回路 150c によって生成された直流電圧が印加される構成を示した。しかし電源生成部 150 は、必ずしも該実施形態のような構成にする必要はない。すなわち電源生成部 150 は、上記各回路の任意の組み合わせによって構成することができる。たとえば電源生成部 150 を、上記電源回路 150a、150b のどちらか一種類だけから構成されるようにすれば、部品を統一することができ、コストダウンが図れる。スコープ 100b をより細径化させたいのであれば、簡素な構成の電源回路 150a を多用したり、抵抗回路 150c を適宜配設したりするのが好ましい。CCD160 に対して、該 CCD160 の仕様により正確な値の電圧を印加したいのであれば、幅広い値を設定しうる電圧を生成可能な電源回路 150b を使用するのが好ましい。

20

【0042】

上記実施形態では、画像信号増幅器 160a には電源回路 150a からの直流電圧 V1 が印加されている構成を示したが、あくまでも本発明の一例であってこれに限定されるものではない。すなわち、画像信号増幅器 160a を電源回路 150b や抵抗回路 150c に接続する構成にしても良い。

30

【0043】

さらに、上記実施形態では、電源回路 150b はパルス信号 S2 およびパルス信号 S3 の二つを用いて直流電圧生成用信号を生成しているが、二つ以上の複数のパルス信号を加算して直流電圧生成用信号を生成することも可能である。

【0044】

また、スコープの形状等によっては、伝送する際に生じるパルス信号の減衰等により直流電圧生成用信号の振幅が乱れ、安定した電圧出力が得られなくなることがありうる。また、CCD160 の仕様によっては、直流電圧生成に必要な十分なレベルよりも高い振幅のパルス信号を用いた方が好ましい場合もありうる。これらの場合には、バッファ 2、10 にスライス作用を付加して入力する信号を所定範囲内の振幅に制限して出力することが可能である。これにより、入力する直流電圧生成用信号の振幅に依存しないで直流電圧生成用信号を生成することが可能になり、常に安定した直流電圧を CCD160 に印加することができる。但し、各バッファにリミタ作用を付加すると、生成される電圧の値がデューティ比にのみ依存することに留意する必要がある。

40

【0045】

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。

50

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。

【 0 0 4 6 】

【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パルス信号を用いて、撮像素子の駆動用直流電圧を生成する構成にすることにより、プロセッサと C C D 間に設けられていた給電ケーブルが不要になり、スコープの細径化を図ることができる。

【 0 0 4 7 】

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、必要な駆動用直流電圧を撮像素子に印加することができる。

10

【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。

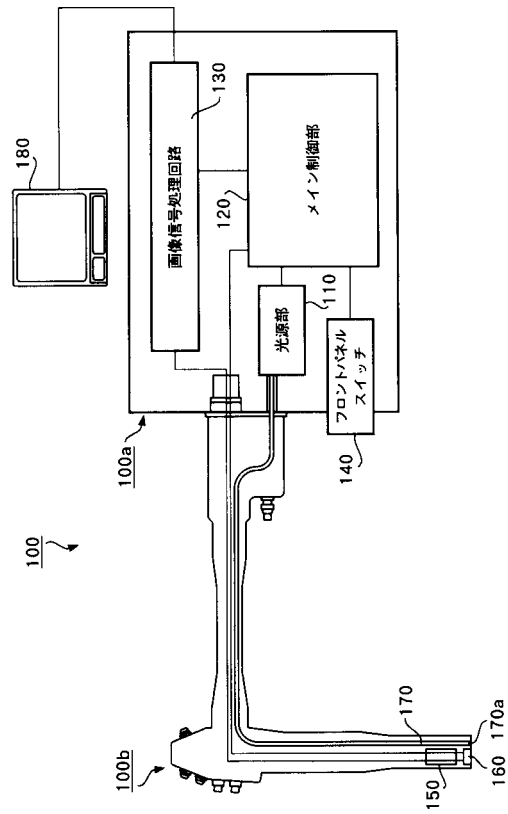
【図 2】スコープ先端近傍に配設された電源生成部およびその周辺の電気回路図である。

【符号の説明】

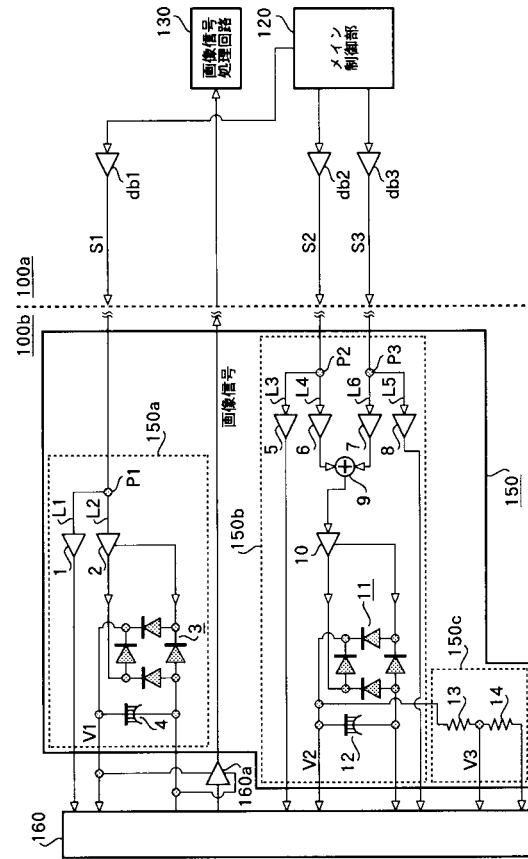
- 3、1 1 整流回路
- 4、1 2 平滑コンデンサ
- 9 加算器
- 1 3、1 4 抵抗
- P 1、P 2、P 3 分岐点
- 1 0 0 電子内視鏡装置
- 1 0 0 a プロセッサ
- 1 0 0 b 電子スコープ
- 1 2 0 メイン制御部
- 1 5 0 電源生成部
- 1 6 0 C C D

20

【図 1】



【図 2】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平 1 1 - 1 1 2 8 5 0 (J P , A)
特開昭 5 9 - 0 8 8 1 3 5 (J P , A)
特開平 1 1 - 2 5 2 4 3 8 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 1 5 1 5 6 9 (J P , A)
特開平 1 1 - 2 8 9 7 5 4 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 3 0 8 3 6 1 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 1/00-1/04
H04N 5/225
H04N 5/335

专利名称(译)	电子范围供电系统		
公开(公告)号	JP4242088B2	公开(公告)日	2009-03-18
申请号	JP2001250790	申请日	2001-08-21
[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 H04N5/225 H04N5/335 H04N5/372 H04N5/374 H04N5/376		
FI分类号	A61B1/04.372 H04N5/225.C H04N5/335.Z A61B1/00.680 A61B1/05 H04N5/225 H04N5/225.500 H04N5/335.720 H04N5/335.740 H04N5/335.760 H04N5/372 H04N5/374 H04N5/376		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/JJ06 4C061/LL02 4C061/SS05 4C161/CC06 4C161/JJ06 4C161/LL02 4C161/SS05 5C022/AA09 5C022/AB40 5C022/AC42 5C022/AC75 5C024/BX02 5C024/EX03 5C024/GY01 5C024/GY31 5C024/HX02 5C024/HX46 5C122/DA26 5C122/EA22 5C122/EA54 5C122/EA56 5C122/FC01 5C122/FC07 5C122/GF00 5C122/HA34 5C122/HB10		
审查员(译)	永井伸一		
其他公开文献	JP2003052626A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种电子内窥镜装置，其中即使在使用高性能成像装置的情况下也可以减小电子镜的直径。解决方案：用于电子镜的电源系统具有成像装置，该成像装置基于从其尖端处的处理器发送的多个脉冲信号执行成像。电源系统还具有信号分支装置，其将一个脉冲信号分支到通过第一路径传输的驱动脉冲信号和通过第二路径传输的直流电压产生信号，以及使用直流电流产生直流电压的电源电路。电压产生信号并将直流电压施加到成像装置。成像装置响应于通过第一路径输入的驱动脉冲信号执行规定的成像。

【 图 1 】

