

(19) 日本国特許庁 (JP)

## (12) 特 許 公 報 (B1)

(11) 特許番号

特許第6028135号  
(P6028135)

(45) 発行日 平成28年11月16日 (2016.11.16)

(24) 登録日 平成28年10月21日 (2016.10.21)

(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 4 (全 10 頁)

|               |                              |           |                                 |
|---------------|------------------------------|-----------|---------------------------------|
| (21) 出願番号     | 特願2016-543257 (P2016-543257) | (73) 特許権者 | 000000376                       |
| (86) (22) 出願日 | 平成28年2月25日 (2016.2.25)       |           | オリンパス株式会社                       |
| (86) 国際出願番号   | PCT/JP2016/055573            |           | 東京都八王子市石川町2951番地                |
| 審査請求日         | 平成28年6月28日 (2016.6.28)       | (74) 代理人  | 110002147                       |
| (31) 優先権主張番号  | 特願2015-84315 (P2015-84315)   |           | 特許業務法人酒井国際特許事務所                 |
| (32) 優先日      | 平成27年4月16日 (2015.4.16)       | (72) 発明者  | 足立 理                            |
| (33) 優先権主張国   | 日本国 (JP)                     |           | 東京都八王子市石川町2951番地 オリ<br>ンパス株式会社内 |

早期審査対象出願

審査官 右▲高▼ 孝幸

(56) 参考文献 特開2014-36724 (JP, A)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡および内視鏡システム

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

伝送ケーブルを介して接続された処理装置から供給される電源電圧により動作する内視鏡であって、

撮像素子と、該撮像素子によって生成された前記撮像信号を外部へ出力する第1バッファと、を有する第1チップと、

前記第1バッファから出力された前記撮像信号を増幅して前記伝送ケーブルに出力する第2バッファを有する第2チップと、

を備え、

前記第1バッファは、前記撮像素子が前記撮像信号を出力しない期間に前記第2バッファに所定の電圧を印加することによって、前記第2バッファが所定のレベルの直流電流を前記伝送ケーブルに出力させることを特徴とする内視鏡。

## 【請求項 2】

前記第1バッファは、前記伝送ケーブルを介して前記処理装置から供給される電源電圧が分圧された電圧を前記第2バッファに印加することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡。

## 【請求項 3】

前記第1バッファは、前記処理装置から供給される電源電圧が分圧された電圧により駆動される定電流源と、前記撮像信号が入力されるゲートと、前記第2バッファに接続されるソースと、を有するPMOSソースフォロアトランジスタであることを特徴とする請求

10

20

項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の内視鏡と、

前記伝送ケーブルを介して前記撮像素子に駆動信号を送信する駆動信号生成部と、前記伝送ケーブルを介して前記第 2 バッファが増幅した前記撮像信号を受信する画像信号処理部と、前記伝送ケーブルを介して前記撮像素子、前記第 1 チップおよび前記第 2 チップそれぞれに電源電圧を供給する電源部と、を有する処理装置と、

を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、被検体内に挿入され、該被検体内の体内を撮像して画像データを生成する内視鏡および内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、内視鏡の挿入部の先端に C C D (Charge Coupled Device) や C M O S (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 等の撮像素子と、該撮像素子の近傍に設けた増幅器によって撮像素子が出力する撮像信号を増幅してプロセッサへ出力する技術が知られている (特許文献 1 参照)。この技術では、撮像素子を駆動するためのパルス信号を用いて、撮像素子および増幅器に印加される直流電圧を生成することによって、電源ケーブルの本数を減らすことで、内視鏡の挿入部の細径化を図っている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2 0 0 3 - 1 5 3 8 5 8 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、従来の内視鏡に設けられた撮像素子の電源は、内視鏡の挿入部の細径化に伴って電源ケーブルが細くなり、電源ケーブルの抵抗が増加する。このため、従来の内視鏡では、撮像素子の消費電流による電圧降下を考慮して電源電圧を決定している。しかしながら、上述した特許文献 1 のように電源ケーブルの細径化を図った内視鏡では、撮像素子を駆動するためのパルス信号が停止した場合、消費電流が大きく低下し、撮像素子に高い電圧が印加されるとなり、撮像素子が故障する恐れがあった。

30

【0005】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、撮像素子を駆動するパルス信号の停止時に高い電圧が撮像素子に印加されるのを防止することができる内視鏡および内視鏡システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

40

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る内視鏡は、所定の画像処理を行う処理装置に伝送ケーブルを介して接続される内視鏡であって、2次元マトリクス状に配置され、外部から光を受光し、受光量に応じた撮像信号を生成して出力する複数の画素を有する撮像素子と、前記撮像素子によって生成された前記撮像信号を外部へ出力する第 1 バッファと、を有する第 1 チップと、前記第 1 バッファから出力された前記撮像信号を増幅して前記伝送ケーブルに出力する第 2 バッファを有する第 2 チップと、を備え、前記第 1 バッファは、前記撮像素子が前記撮像信号を出力しない期間に前記第 2 バッファに所定の電圧を印加することによって、前記第 2 バッファから前記撮像信号と異なるレベルの直流電流を前記伝送ケーブルに出力させることを特徴とする。

【0007】

50

また、本発明に係る内視鏡は、上記発明において、前記第１バッファは、前記伝送ケーブルを介して前記処理装置から供給される電源電圧が分圧された電圧を前記第２バッファに印加することを特徴とする。

【０００８】

また、本発明に係る内視鏡は、上記発明において、前記第１バッファは、前記処理装置から供給される電源電圧が分圧された電圧により駆動される定電流源と、前記撮像信号が入力されるゲートと、前記第２バッファに接続されるソースと、を有するＰＭＯＳソースフォロアトランジスタであることを特徴とする。

【０００９】

また、本発明に係る内視鏡システムは、上記発明の内視鏡と、前記伝送ケーブルを介して前記撮像素子に駆動信号を送信する駆動信号生成部と、前記伝送ケーブルを介して前記第２バッファが増幅した前記撮像信号を受信する画像信号処理部と、前記伝送ケーブルを介して前記撮像素子、前記第１チップおよび前記第２チップそれぞれに電源電圧を供給する電源部と、を有する処理装置と、を備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【００１０】

本発明によれば、撮像素子を駆動するパルス信号の停止時に高い電圧が撮像素子に印加されるのを防止することができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【００１１】

【図１】図１は、本発明の一実施の形態に係る内視鏡システムの全体構成を模式的に示す図である。

【図２】図２は、本発明の一実施の形態に係る内視鏡システムの要部の機能を示すブロック図である。

【図３】図３は、図２に示す第１バッファ、第２バッファおよび終端抵抗の詳細な構成を示す回路図である。

【図４】図４は、第２バッファが出力する電流の変化を模式的に示す図である。

【発明を実施するための形態】

【００１２】

以下、本発明を実施するための形態（以下、「実施の形態」という）として、被検体内に先端が挿入される内視鏡を備えた内視鏡システムについて説明する。また、この実施の形態により、本発明が限定されるものではない。さらに、図面の記載において、同一の部分には同一の符号を付している。さらにまた、図面は、模式的なものであり、各部材の厚みと幅との関係、各部材の比率等は、現実と異なることに留意する必要がある。また、図面の相互間においても、互いの寸法や比率が異なる部分が含まれている。

【００１３】

〔内視鏡システムの構成〕

図１は、本発明の一実施の形態に係る内視鏡システムの全体構成を模式的に示す図である。図１に示す内視鏡システム１は、内視鏡２と、伝送ケーブル３と、コネクタ部５と、プロセッサ６（処理装置）と、表示装置７と、光源装置８と、入力部９と、を備える。

【００１４】

内視鏡２は、伝送ケーブル３の一部である挿入部１００を被検体の体内に挿入することによって被検体の体内画像を撮像して撮像信号（画像データ）をプロセッサ６へ出力する。また、内視鏡２は、伝送ケーブル３の一端側であり、被検体の体腔内に挿入される挿入部１００の先端１０１側に、体内画像の撮像を行う撮像部２０（撮像装置）が設けられ、挿入部１００の基端１０２側に、内視鏡２に対する各種操作を受け付ける操作部４が接続される。撮像部２０は、伝送ケーブル３により、操作部４を介してコネクタ部５に接続される。撮像部２０が撮像した画像の撮像信号は、例えば、数ｍの長さを有する伝送ケーブル３を通り、コネクタ部５に出力される。なお、本実施の形態では、内視鏡２が撮像装置として機能する。

## 【 0 0 1 5 】

伝送ケーブル 3 は、内視鏡 2 とコネクタ部 5 とを接続するとともに、内視鏡 2 と光源装置 8 とを接続する。また、伝送ケーブル 3 は、撮像部 2 0 が生成した撮像信号をコネクタ部 5 に伝播する。伝送ケーブル 3 は、ケーブルや光ファイバ等を用いて構成される。

## 【 0 0 1 6 】

コネクタ部 5 は、内視鏡 2、プロセッサ 6 および光源装置 8 に接続され、接続された内視鏡 2 が出力する撮像信号に所定の信号処理を施すとともに、撮像信号をアナログデジタル変換 ( A / D 変換 ) して画像信号としてプロセッサ 6 へ出力する。

## 【 0 0 1 7 】

プロセッサ 6 は、コネクタ部 5 から出力される画像信号に所定の画像処理を施すとともに、内視鏡システム 1 全体を統括的に制御する。なお、本実施の形態 1 では、プロセッサ 6 が処理装置として機能する。

## 【 0 0 1 8 】

表示装置 7 は、プロセッサ 6 が画像処理を施した画像信号に対応する画像を表示する。また、表示装置 7 は、内視鏡システム 1 に関する各種情報を表示する。表示装置 7 は、液晶や有機 E L ( Electro Luminescence ) 等の表示パネル等を用いて構成される。

## 【 0 0 1 9 】

光源装置 8 は、例えばハロゲンランプや白色 L E D ( Light Emitting Diode ) 等を用いて構成され、コネクタ部 5、伝送ケーブル 3 を経由して内視鏡 2 の挿入部 1 0 0 の先端側から被写体へ向けて照明光を照射する。

## 【 0 0 2 0 】

入力部 9 は、例えばキーボードやマウス等を用いて構成され、内視鏡システム 1 の各種操作の情報の入力を受け付ける。例えば、入力部 9 は、内視鏡 2 が撮像する撮像信号の増幅 ( ゲインアップ ) や光源装置 8 の光量を指示する指示信号の入力を受け付ける。

## 【 0 0 2 1 】

図 2 は、内視鏡システム 1 の要部の機能を示すブロック図である。図 2 を参照して、内視鏡システム 1 の各部構成の詳細および内視鏡システム 1 内の電気信号の経路について説明する。図 2 に示すように、撮像部 2 0 は、第 1 チップ 2 1 ( 撮像素子 ) と、第 2 チップ 2 2 と、を有する。

## 【 0 0 2 2 】

第 1 チップ 2 1 は、2 次元マトリクス状に配置され、外部から光を受光し、受光量に応じた撮像信号を生成して出力する複数の画素を有する受光部 2 3 と、受光部 2 3 で光電変換された撮像信号を読み出す読み出し部 2 4 と、コネクタ部 5 から入力される基準クロック信号および同期信号に基づきタイミング信号を生成して読み出し部 2 4 に出力するタイミング生成部 2 5 と、読み出し部 2 4 が受光部 2 3 から読み出した撮像信号を増幅するとともに、読み出し部 2 4 が受光部 2 3 から読み出した撮像信号を出力しない期間に第 2 チップ 2 2 の第 2 バッファ 2 7 に所定の電圧を印加することによって、第 2 バッファ 2 7 から所定のレベルの直流電流を伝送ケーブル 3 に出力させる第 1 バッファ 2 6 と、を有する。なお、第 1 バッファ 2 6 のより詳細な構成については、図 3 を参照して後述する。なお、本実施の形態では、受光部 2 3 と読み出し部 2 4 とが撮像素子として機能する。

## 【 0 0 2 3 】

第 2 チップ 2 2 は、第 1 チップ 2 1 から出力される複数の画素の各々から出力される撮像信号を増幅して伝送ケーブル 3 へ出力する第 2 バッファ 2 7 を備える。なお、第 2 チップ 2 2 のより詳細な構成については、図 3 を参照して後述する。

## 【 0 0 2 4 】

また、撮像部 2 0 は、伝送ケーブル 3 を介してプロセッサ 6 内の電源部 6 1 で生成された電源電圧 V D D をグランド ( G N D ) とともに受け取る。撮像部 2 0 に供給される電源電圧 V D D とグランド ( G N D ) との間には、電源安定用のコンデンサ C 1 0 0 が設けられている。

## 【 0 0 2 5 】

コネクタ部 5 は、内視鏡 2 ( 撮像部 2 0 ) とプロセッサ 6 とを電氣的に接続し、電気信号を中継する中継処理部として機能する。コネクタ部 5 と撮像部 2 0 は、伝送ケーブル 3 で接続され、コネクタ部 5 とプロセッサ 6 とは、コイルケーブルにより接続される。また、コネクタ部 5 は、光源装置 8 にも接続されている。コネクタ部 5 は、終端抵抗 5 1 と、アナログ・フロント・エンド部 5 2 ( 以下、「A F E 部 5 2」という) と、撮像信号処理部 5 3 と、駆動信号生成部 5 4 と、を有する。

【 0 0 2 6 】

終端抵抗 5 1 は、伝送ケーブル 3 の終端に設けられる。なお、終端抵抗 5 1 のより詳細な構成については、図 3 を参照して後述する。

【 0 0 2 7 】

A F E 部 5 2 は、撮像部 2 0 から伝送された撮像信号を受信し、抵抗などの受動素子でインピーダンスマッチングを行った後、コンデンサで交流成分をとりだし、分圧回路で動作点を決定する。A F E 部 5 2 は、撮像部 2 0 から伝送されたアナログの撮像信号を A / D 変換を行ってデジタルの撮像信号として撮像信号処理部 5 3 へ出力する。

【 0 0 2 8 】

撮像信号処理部 5 3 は、A F E 部 5 2 から入力されるデジタルの撮像信号に対して、縦ライン除去やノイズ除去等の所定の信号処理を行ってプロセッサ 6 へ出力する。撮像信号処理部 5 3 は、例えば F P G A ( Field Programmable Gate Array ) を用いて構成される。

【 0 0 2 9 】

駆動信号生成部 5 4 は、プロセッサ 6 から供給され、内視鏡 2 の各構成部の動作の基準となる基準クロック信号 ( 例えば、2 7 M H z のクロック信号 ) に基づいて、各フレームのスタート位置を表す同期信号を生成して、基準クロック信号とともに、伝送ケーブル 3 を介して撮像部 2 0 のタイミング生成部 2 5 へ出力する。ここで、駆動信号生成部 5 4 が生成する同期信号は、水平同期信号と垂直同期信号とを含む。

【 0 0 3 0 】

プロセッサ 6 は、内視鏡システム 1 の全体を統括的に制御する制御装置である。プロセッサ 6 は、電源部 6 1 と、画像信号処理部 6 2 と、クロック生成部 6 3 と、を備える。

【 0 0 3 1 】

電源部 6 1 は、電源電圧 V D D を生成し、この生成した電源電圧 V D D をグランド ( G N D ) とともに、コネクタ部 5 および伝送ケーブル 3 を介して、撮像部 2 0 に供給する。

【 0 0 3 2 】

画像信号処理部 6 2 は、撮像信号処理部 5 3 で信号処理が施されたデジタルの撮像信号に対して、同時化処理、ホワイトバランス ( W B ) 調整処理、ゲイン調整処理、ガンマ補正処理、デジタルアナログ ( D / A ) 変換処理、フォーマット変換処理等の画像処理を行って画像信号に変換し、この画像信号を表示装置 7 へ出力する。

【 0 0 3 3 】

クロック生成部 6 3 は、内視鏡システム 1 の各構成部の動作の基準となる基準クロック信号を生成し、この基準クロック信号を A F E 部 5 2 、撮像信号処理部 5 3 、駆動信号生成部 5 4 および画像信号処理部 6 2 へ出力する。

【 0 0 3 4 】

〔 第 1 バッファ、第 2 バッファおよび終端抵抗の構成 〕

次に、上述した第 1 バッファ 2 6 、第 2 バッファ 2 7 および終端抵抗 5 1 の要部の詳細な構成について説明する。図 3 は、図 2 に示す第 1 バッファ 2 6 、第 2 バッファ 2 7 および終端抵抗 5 1 の詳細な構成を示す回路図である。

【 0 0 3 5 】

図 3 に示すように、第 1 バッファ 2 6 は、伝送ケーブル 3 を介してプロセッサ 6 の電源部 6 1 から供給される電源電圧 V D D が分圧された電圧を第 2 バッファ 2 7 に印加する。第 1 バッファ 2 6 は、第 1 分圧回路 2 6 1 と、第 1 トランジスタ 2 6 2 と、第 2 分圧回路 2 6 3 と、第 2 トランジスタ 2 6 4 と、カレントミラー回路 2 6 5 と、第 3 トランジスタ

10

20

30

40

50

266と、を有する。

【0036】

第1分圧回路261は、電源電圧VDDとグランドとの間に直列に接続された第1抵抗261aおよび第2抵抗261bを有し、分圧された出力電圧Vbias1を第1トランジスタ262のゲートに印加する。

【0037】

第1トランジスタ262は、NMOSトランジスタを用いて構成される。第1トランジスタ262は、ドレイン側にカレントミラー回路265が接続され、ソース側に第3トランジスタ266が接続され、ゲートには第1分圧回路261から出力電圧Vbias1が印加される接続線が接続される。

10

【0038】

第2分圧回路263は、電源電圧VDDとグランドとの間に直列に接続された第3抵抗263aおよび第4抵抗263bを有し、分圧された出力電圧Vbias2を第2トランジスタ264のゲートに印加する。

【0039】

第2トランジスタ264は、NMOSトランジスタを用いて構成される。第2トランジスタ264は、ドレイン側に第3トランジスタ266が接続され、ソース側にグランドが接続され、ゲートには第2分圧回路263から出力電圧Vbias2が印加される接続線が接続される。

【0040】

カレントミラー回路265は、第1トランジスタと第2トランジスタのオン抵抗で決定された電流を、第4トランジスタ265aから、第5トランジスタ265bへ複製する。

20

【0041】

第4トランジスタ265aは、PMOSトランジスタを用いて構成される。第4トランジスタ265aは、ソース側に電源電圧VDDが接続され、ドレイン側に第1トランジスタ262のドレイン側が接続される。

【0042】

第5トランジスタ265bは、PMOSトランジスタを用いて構成される。第5トランジスタ265bは、ソース側に電源電圧VDDが接続され、ドレイン側に第3トランジスタ266が接続され、ゲートには第1トランジスタ262のドレイン側が接続される。

30

【0043】

第3トランジスタ266は、PMOSソースフォロアトランジスタを用いて構成される。第3トランジスタ266は、第1分圧回路261と第2分圧回路263により決定された電流を流すカレントミラー回路265によって分圧された電圧により駆動される定電流源と、ソース側に第1分圧回路261と第2分圧回路263により決定された電流を流すカレントミラー回路265が接続され、出力端（ソース側）に第2バッファ27が接続され、入力端（ゲート側）には読み出し部24によって受光部23から読み出された撮像信号Vinを伝播する接続線が接続される。

【0044】

第2バッファ27は、NMOSトランジスタを用いて構成される。第2バッファ27は、ドレイン側に電源電圧VDDが接続され、出力端（ソース側）に伝送ケーブル3のインピーダンスをマッチングするためのインピーダンス抵抗28を介して撮像信号Voutを外部へ伝播する伝送ケーブル3が接続され、入力端（ゲート側）には第1チップ21から出力される撮像信号Vinを伝播する信号線が接続される。

40

【0045】

コネクタ部5は、少なくとも、GNDに接続された交流終端抵抗503と、GNDに接続された直流終端抵抗502と、第2チップ22から出力される直流電流をカットする直流カットコンデンサ504と、を有する。

【0046】

次に、上述した第2バッファ27が出力する電流の変化について説明する。図4は、第

50

２バッファ２７が出力する電流の変化を模式的に示す図である。図４において、横軸が時間を示し、縦軸が電流値を示す。また、図４の（ａ）が第２バッファ２７から出力される電流値を示し、図４の（ｂ）がクロック信号を示す。また、図４の（ａ）において、折れ線Ｌ１が第２バッファ２７から出力される電流値を示す。

【００４７】

図４に示すように、第２バッファ２７は、撮像部２０にクロック信号が供給される前、クロック信号の停止および内視鏡システム１のスタートアップ時等の定常動作以外の状況下において、第１バッファ２６から電源電圧ＶＤＤが分圧された所定の電圧（例えば１Ｖ）が印加されることで、オン状態になり、所定のレベルの直流電流を伝送ケーブル３に出力させることによって、電流を消費する。この消費電流により、伝送ケーブル３の電圧降下により、電源部６１の高い電圧が撮像部２０に印加されることを防止することができる。これにより、撮像部２０の動作不良および撮像部２０の素子破壊等を確実に回避することができる。

10

【００４８】

以上説明した本発明の一実施の形態によれば、撮像部２０が撮像信号を出力しない期間に、第１バッファ２６が第２バッファ２７に所定の電圧を印加することによって、第２バッファ２７から所定の直流電流を伝送ケーブル３に出力させるので、起動時やパルス信号の停止時等の定常動作以外に撮像部２０に高い電圧が印加されることを防止することができる。

【００４９】

20

なお、本発明の一実施の形態では、第３トランジスタ２６６をＰＭＯＳ、第２バッファ２７をＮＭＯＳで構成していたが、第３トランジスタ２６６をＮＭＯＳ、第２バッファ２７をＰＭＯＳで構成してもよい。

【００５０】

このように、本発明は、ここでは記載していない様々な実施の形態を含みうるものであり、請求の範囲によって特定される技術的思想の範囲内で種々の設計変更等を行うことが可能である。

【符号の説明】

【００５１】

- １ 内視鏡システム
- ２ 内視鏡
- ３ 伝送ケーブル
- ４ 操作部
- ５ コネクタ部
- ６ プロセッサ
- ７ 表示装置
- ８ 光源装置
- ９ 入力部
- ２０ 撮像部
- ２１ 第１チップ
- ２２ 第２チップ
- ２３ 受光部
- ２４ 読み出し部
- ２５ タイミング生成部
- ２６ 第１バッファ
- ２７ 第２バッファ
- ２８ インピーダンス抵抗
- ５１ 終端抵抗
- ５２ ＡＦＥ部
- ５３ 撮像信号処理部

30

40

50

5 4 駆動信号生成部

6 1 電源部

6 2 画像信号処理部

6 3 クロック生成部

1 0 0 挿入部

1 0 1 先端

1 0 2 基端

2 6 1 第 1 分圧回路

2 6 1 a 第 1 抵抗

2 6 1 b 第 2 抵抗

2 6 2 第 1 トランジスタ

2 6 3 第 2 分圧回路

2 6 3 a 第 3 抵抗

2 6 3 b 第 4 抵抗

2 6 4 第 2 トランジスタ

2 6 5 カレントミラー回路

2 6 5 a 第 4 トランジスタ

2 6 5 b 第 5 トランジスタ

2 6 6 第 3 トランジスタ

5 0 2 直流終端抵抗

5 0 3 交流終端抵抗

5 0 4 直流カットコンデンサ

C 1 0 0 コンデンサ

10

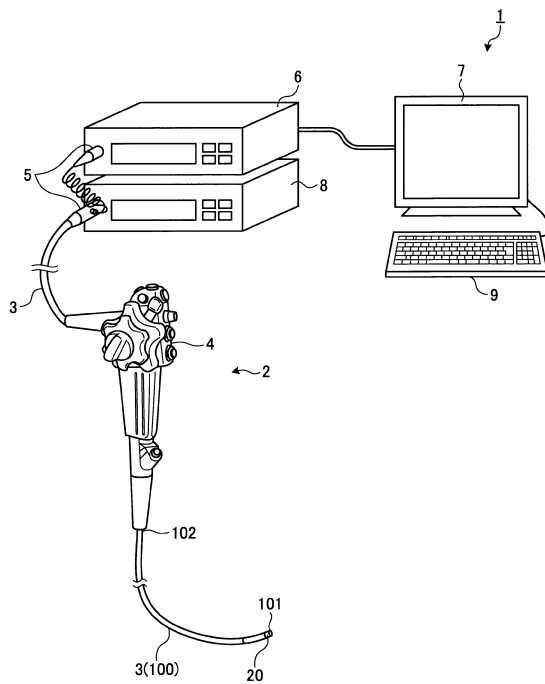
20

#### 【要約】

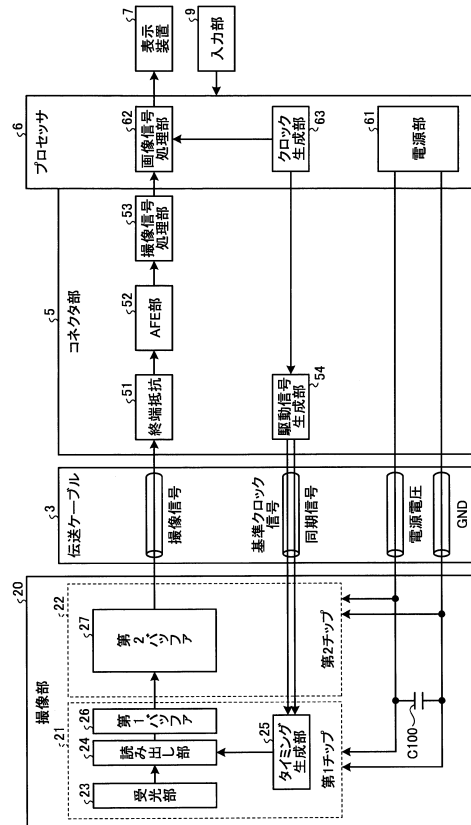
パルス信号の停止時や起動時に高い電圧が撮像素子に印加されることを防止することができる内視鏡および内視鏡システムを提供する。内視鏡 2 は、受光部 2 3 によって生成された撮像信号を外部へ出力する第 1 バッファ 2 6 を有する第 1 チップ 2 1 と、第 1 バッファ 2 6 から出力された撮像信号を増幅して伝送ケーブル 3 に出力する第 2 バッファ 2 7 を有する第 2 チップ 2 2 と、を備え、第 1 バッファ 2 6 は、受光部 2 3 が撮像信号を出力しない期間に第 2 バッファ 2 7 に所定の電圧を印加することによって、第 2 バッファ 2 7 から所定のレベルの直流電流を伝送ケーブル 3 に出力させる。

30

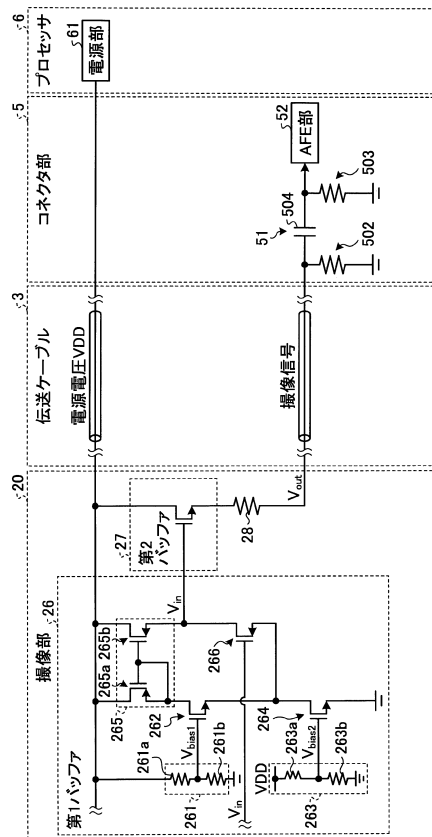
【図 1】



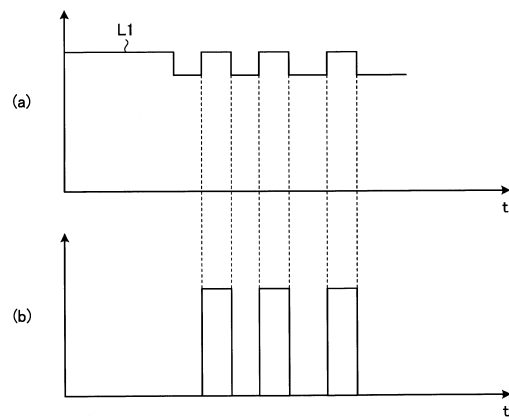
【図 2】



【図 3】



【図 4】



---

フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

|         |           |
|---------|-----------|
| A 6 1 B | 1 / 0 4   |
| G 0 2 B | 2 3 / 2 4 |
| H 0 4 N | 5 / 2 2 8 |

|                |                                                                                                        |         |            |
|----------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 内窥镜和内窥镜系统                                                                                              |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP6028135B1</a>                                                                            | 公开(公告)日 | 2016-11-16 |
| 申请号            | JP2016543257                                                                                           | 申请日     | 2016-02-25 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯株式会社                                                                                               |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 奥林巴斯公司                                                                                                 |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 奥林巴斯公司                                                                                                 |         |            |
| [标]发明人         | 足立理                                                                                                    |         |            |
| 发明人            | 足立 理                                                                                                   |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/04                                                                                               |         |            |
| CPC分类号         | A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00029 A61B1/00114 A61B1/04 A61B1/051 G02B23/2484 H04N5/378 H04N2005/2255 |         |            |
| FI分类号          | A61B1/04.372                                                                                           |         |            |
| 优先权            | 2015084315 2015-04-16 JP                                                                               |         |            |
| 其他公开文献         | JPWO2016167033A1                                                                                       |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                              |         |            |

## 摘要(译)

( EN ) 提供了一种内窥镜和内窥镜系统，该内窥镜和内窥镜系统能够防止在停止或激活脉冲信号时向图像传感器施加高电压。内窥镜2包括第一芯片21，该第一芯片21具有第一缓冲器26，该第一缓冲器26将由光接收单元23生成的图像拾取信号输出到外部，以及从第一缓冲器26输出的图像信号，以放大到传输电缆3。第二芯片22具有第二缓冲器27，用于通过在光接收单元23不输出成像信号的时间段内向第二缓冲器27施加预定电压来输出第一缓冲器26，即第二缓冲器。预定水平的直流电从缓冲器27输出到传输电缆3。

【 図 2 】

