

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2015-104616

(P2015-104616A)

(43) 公開日 平成27年6月8日(2015. 6. 8)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 6 2 A	2 H 0 4 O
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	4 C 1 6 1
	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2013-249291 (P2013-249291)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成25年12月2日 (2013. 12. 2)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
		(74) 代理人	100089118
			弁理士 酒井 宏明
		(72) 発明者	田中 靖洋
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	松井 泰憲
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	大河 文行
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

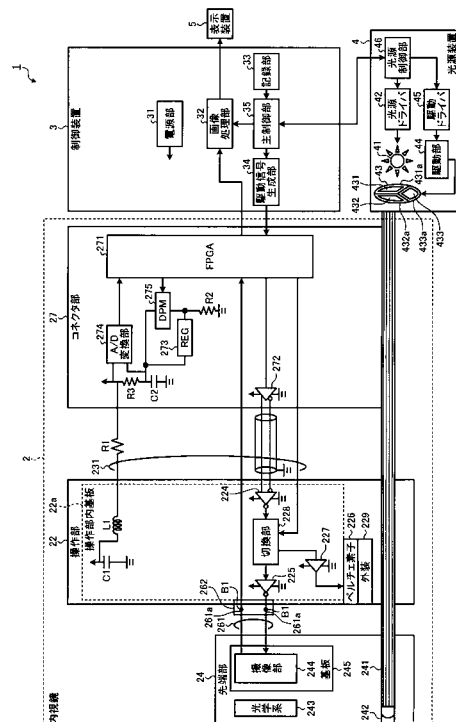
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】撮像部の駆動期間とそれ以外の期間で消費電流の変動の幅を低減することができる内視鏡システムを提供する。

【解決手段】内視鏡システム1は、被写体を撮像して、被写体の画像信号を生成する撮像部244と、撮像部244を駆動する駆動信号を所定の周期で発生させて撮像部244へ出力する駆動信号生成部34と、撮像部244と略同じ負荷を有する等価負荷部としてのペルチェ素子226と、駆動信号生成部34が駆動信号を発生している期間に撮像部244を駆動させる一方、駆動信号生成部34が駆動信号を発生していない期間にペルチェ素子226を駆動させる制御部としてのFPGA271と、を備える。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の体腔内に挿入されることによって被検体の体内画像を撮像する内視鏡と、前記内視鏡と双方向に通信可能に接続された制御装置と、を備えた内視鏡システムであって、前記被写体を撮像して、該被写体の画像信号を生成する撮像部と、

前記撮像部を駆動する駆動信号を所定の周期で発生させて前記撮像部へ出力する駆動信号生成部と、

前記撮像部と略同じ負荷を有する等価負荷部と、

前記駆動信号生成部が前記駆動信号を発生している期間に前記撮像部を駆動させる一方、前記駆動信号生成部が前記駆動信号を発生していない期間に前記等価負荷部を駆動させる制御部と、

を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記撮像部と前記等価負荷部とに接続され、前記駆動信号の出力先を前記撮像部および前記等価負荷部のいずれか一方に切り換える切換部をさらに備え、

前記制御部は、前記切換部に前記駆動信号生成部が前記駆動信号を発生している期間に前記駆動信号の出力先を前記撮像部に切り換えさせる一方、前記駆動信号生成部が前記駆動信号を発生していない期間に前記駆動信号の出力先を前記等価負荷部に切り換えさせることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記撮像部および前記等価負荷部へ電力を供給可能な電源部と、

前記撮像部と前記等価負荷部とに接続され、前記電源部から供給される前記電力を前記撮像部および前記等価負荷部のいずれか一方に切り換える切換部と、

をさらに備え、

前記制御部は、前記切換部に前記駆動信号生成部が前記駆動信号を発生している期間に前記電源部の供給先を前記撮像部に切り換えさえる一方、前記駆動信号生成部が前記駆動信号を発生していない期間に前記電源部の供給先を前記等価負荷部に切り換えさせることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記内視鏡は、

先端部が被検体の体腔内に挿入される挿入部と、

前記挿入部の基端部に接続され、当該内視鏡システムの操作信号の入力を受け付ける操作部と、

前記制御装置に着脱自在なコネクタ部と、

を有し、

前記駆動信号生成部は、前記制御装置に設けられ、

前記撮像部は、前記先端部に設けられ、

前記切換部は、前記操作部に設けられ、

前記制御部は、前記コネクタ部に設けられていることを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記等価負荷部は、前記操作部の外装に当接して設けられたペルチェ素子であることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記等価負荷部は、前記先端部に設けられ、前記撮像部の温度を検出し、該検出結果を前記制御部へ出力する温度検出部および / または前記撮像部に関する情報を記録する記録部であることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記記録部は、前記撮像部の温度と前記撮像部が生成する前記画像信号を補正する際に用いられる補正情報とを対応付けて記録することを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡シ

10

20

30

40

50

ステム。

【請求項 8】

前記制御部は、前記駆動信号生成部が前記駆動信号を発生していない期間に、前記温度検出部から出力された前記検出結果に対応する前記補正情報を前記記録部から取得することを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被写体の体内を撮像して該被写体の体内画像を生成する内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、医療分野においては、患者等の被検体の臓器を観察する際に内視鏡システムが用いられている。内視鏡システムは、たとえば可撓性を有する細長形状をなし、被検体の体腔内に挿入される内視鏡（電子スコープ）と、撮像装置の先端に設けられて体内画像を撮像する撮像部と、撮像部が撮像した体内画像に所定の画像処理を行う制御装置（外部プロセッサ）と、制御装置が画像処理を行った体内画像を表示可能な表示装置とを有する。内視鏡システムを用いて体内画像を取得する際には、被検体の体腔内に挿入部を挿入した後、この挿入部の先端から体腔内の生体組織に照明光を照射し、撮像部が体内画像を撮像する。医師等のユーザは、表示装置が表示する体内画像に基づいて被検体の臓器の観察を行う。

【0003】

このような内視鏡システムにおいて、撮像部を駆動する駆動信号を所定の周期で出力し、撮像部を間欠駆動させることによって、撮像部で消費される消費電力を低減する技術が知られている（特許文献 1 参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】国際公開第 2012/020709 号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上述した特許文献 1 では、撮像部の駆動期間とそれ以外の期間で消費電流が変動することによって、電圧変動も発生するため、高い出力電圧精度が要求されることから、出荷時に電圧変動を加味した調整作業を行わなければならないという問題点があった。

【0006】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、撮像部の駆動期間とそれ以外の期間で消費電流の変動の幅を低減し、出荷時に電圧変動を加味した調整作業を省くことができる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】

【0007】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかる内視鏡システムは、被検体の体腔内に挿入されることによって被検体の体内画像を撮像する内視鏡と、前記内視鏡と双方向に通信可能に接続された制御装置と、を備えた内視鏡システムであって、前記被写体を撮像して、該被写体の画像信号を生成する撮像部と、前記撮像部を駆動する駆動信号を所定の周期で発生させて前記撮像部へ出力する駆動信号生成部と、前記撮像部と略同じ負荷を有する等価負荷部と、前記駆動信号生成部が前記駆動信号を発生している期間に前記撮像部を駆動させる一方、前記駆動信号生成部が前記駆動信号を発生していない期間に前記等価負荷部を駆動させる制御部と、を備えたことを特徴とする。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 8 】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、上記発明において、前記撮像部と前記等価負荷部とに接続され、前記駆動信号の出力先を前記撮像部および前記等価負荷部のいずれか一方に切り換える切換部をさらに備え、前記制御部は、前記切換部に前記駆動信号生成部が前記駆動信号を発生している期間に前記駆動信号の出力先を前記撮像部に切り換えさせる一方、前記駆動信号生成部が前記駆動信号を発生していない期間に前記駆動信号の出力先を前記等価負荷部に切り換えさせることを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、上記発明において、前記撮像部および前記等価負荷部へ電力を供給可能な電源部と、前記撮像部と前記等価負荷部とに接続され、前記電源部から供給される前記電力を前記撮像部および前記等価負荷部のいずれか一方に切り換える切換部と、をさらに備え、前記制御部は、前記切換部に前記駆動信号生成部が前記駆動信号を発生している期間に前記電源部の供給先を前記撮像部に切り換えさえる一方、前記駆動信号生成部が前記駆動信号を発生していない期間に前記電源部の供給先を前記等価負荷部に切り換えさせることを特徴とする。

10

【 0 0 1 0 】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、上記発明において、前記内視鏡は、先端部が被検体の体腔内に挿入される挿入部と、前記挿入部の基端部に接続され、当該内視鏡システムの操作信号の入力を受け付ける操作部と、前記制御装置に着脱自在なコネクタ部と、を有し、前記駆動信号生成部は、前記制御装置に設けられ、前記撮像部は、前記先端部に設けられ、前記切換部は、前記操作部に設けられ、前記制御部は、前記コネクタ部に設けられていることを特徴とする。

20

【 0 0 1 1 】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、上記発明において、前記等価負荷部は、前記操作部の外装に当接して設けられたペルチェ素子であることを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、上記発明において、前記等価負荷部は、前記先端部に設けられ、前記撮像部の温度を検出し、該検出結果を前記制御部へ出力する温度検出部および／または前記撮像部に関する情報を記録する記録部であることを特徴とする。

30

【 0 0 1 3 】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、上記発明において、前記記録部は、前記撮像部の温度と前記撮像部が生成する前記画像信号を補正する際に用いられる補正情報とを対応付けて記録することを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、上記発明において、前記制御部は、前記駆動信号生成部が前記駆動信号を発生していない期間に、前記温度検出部から出力された前記検出結果に対応する前記補正情報を前記記録部から取得することを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

本発明にかかる内視鏡システムによれば、撮像部の駆動期間とそれ以外の期間で消費電流の変動の幅を低減することができ、出荷時に電圧変動を加味した調整作業を省くことができるという効果を奏する。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 6 】

【 図 1 】 図 1 は、本発明の実施の形態 1 にかかる内視鏡システムの概略構成を示す図である。

【 図 2 】 図 2 は、本発明の実施の形態 1 にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 図 3 は、本発明の実施の形態 1 にかかる内視鏡システムの F P G A 部による切換

50

部の切換タイミングを示すタイミングチャートである。

【図４】図４は、本発明の実施の形態２にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

【図５】図５は、本発明の実施の形態３にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

【図６】図６は、本発明の実施の形態４にかかる内視鏡システムの要部の機能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、本発明を実施するための形態（以下、「実施の形態」という）として、患者等の被検体の体腔内の画像を撮像して表示する医療用の内視鏡システムについて説明する。また、以下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、同一部分には同一の符号を付して説明する。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。なお、以下の説明では、撮像システムの例として内視鏡システムを説明する。

【００１８】

（実施の形態１）

図１は、本発明の実施の形態１にかかる内視鏡システムの概略構成を示す図である。図２は、本発明の実施の形態１にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

【００１９】

図１および図２に示す内視鏡システム１は、被検体の体腔内に先端部が挿入されることによって被検体内の体内画像を撮像する内視鏡２（内視鏡スコープ）と、内視鏡２が撮像した体内画像に所定の画像処理を施すとともに、内視鏡システム１全体の動作を統括的に制御する制御装置３（プロセッサ）と、内視鏡２の先端から出射する照明光を発生する光源装置４と、制御装置３が画像処理を施した体内画像を表示する表示装置５と、を備える。

【００２０】

内視鏡２は、可撓性を有する細長形状をなす挿入部２１と、挿入部２１の基端側に接続され、各種の操作信号の入力を受け付ける操作部２２と、操作部２２から挿入部２１が延びる方向と異なる方向に延び、制御装置３および光源装置４と接続する各種ケーブルを内蔵するユニバーサルコード２３と、を備える。

【００２１】

挿入部２１は、後述する撮像部２４４を内蔵した先端部２４と、複数の湾曲駒によって構成された湾曲自在な湾曲部２５と、湾曲部２５の基端側に接続され、可撓性を有する長尺状の可撓管部２６と、を有する。

【００２２】

先端部２４は、ガラスファイバ等を用いて構成されて、光源装置４が出射した光の導光路をなすライトガイド２４１と、ライトガイド２４１の先端に設けられた照明光学系２４２と、一または複数のレンズを用いて構成され、被写体の体内画像を結像する光学系２４３と、光学系２４３が結像した体内画像を受光して電気信号に光電変換して所定の信号処理を施す撮像装置としての撮像部２４４と、撮像部２４４が実装された基板２４５と、内視鏡２用の処理具が通る処置具チャンネル（図示せず）と、を有する。

【００２３】

撮像部２４４は、光学系２４３によって集光された光を受光して光電変換を行うことによってアナログの電気信号（画像信号）を連続的に生成し、この電気信号に対して所定の信号処理を施した後、Ａ／Ｄ変換を行って後述する制御装置３へ出力する。撮像部２４４は、光量に応じた電荷を蓄積するフォトダイオードおよびフォトダイオードが蓄積した電荷を増幅する増幅器をそれぞれ有する複数の画素が２次元状に配列されたＣＣＤ（Charge

10

20

30

40

50

Coupled Device) や C M O S (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 等を用いて構成される。撮像部 2 4 4 は、制御装置 3 から F P G A 2 7 1 を介して入力される駆動信号 (駆動パルス) に従ってデジタルの画像信号 (画像データ) を出力する。なお、先端部 2 4 に、撮像部 2 4 4 の駆動を制御する制御部およびタイミングジェネレータ等を設けてもよい。

【0024】

操作部 2 2 と先端部 2 4 の間には、制御装置 3 との間で電気信号の送受信を行う複数の信号線が束ねられた集合ケーブル 2 6 1 が接続される。集合ケーブル 2 6 1 の操作部 2 2 側の端部 2 6 1 a は、操作部 2 2 内に設けられた操作部内基板 2 2 a に接続される。操作部 2 2 とコネクタ部 2 7 との間には、集合ケーブル 2 3 1 が接続されている。複数の信号線には、撮像部 2 4 4 が出力した画像信号を制御装置 3 へ伝送する信号線および制御装置 3 が出力する制御信号および駆動信号を撮像部 2 4 4 へ伝送する信号線、および撮像部 2 4 4 に電力を供給する信号等が含まれる。なお、集合ケーブル 2 6 1 の操作部 2 2 側の端部 2 6 1 a は、コネクタを配した基板 2 6 2 にはんだ B 1 等で接続される。さらに、基板 2 6 2 は、操作部内基板 2 2 a に設けられたコネクタ (図示せず) に接続される。これにより、集合ケーブル 2 6 1 と操作部内基板 2 2 a とを容易に接続することができる。

10

【0025】

また、コネクタ部 2 7 から操作部 2 2 への電気信号の送受信には、2 本の信号線 (差動信号線) を用いて一つの信号を伝送する方式 (差動伝送) が用いられる。差動信号線間の電圧をそれぞれ正 (+) および負 (-、位相反転) とすることによって、各線にノイズが混入してもキャンセルできるため、シングルエンド信号に比べてノイズに強く、データや駆動信号の高速転送が可能となる。なお、上述した差動伝送は、ユニバーサルコード 2 3 および / または可撓管部 2 6 の長さが長い場合に用いられることが好ましく、この長さが短い場合、シングルエンド信号を用いるシングルエンド信号伝送であっても適用することができる。

20

【0026】

操作部 2 2 は、湾曲部 2 5 を上下方向および左右方向に湾曲させる湾曲ノブ 2 2 1 と、体腔内に生体鉗子、レーザメスおよび検査プローブ等の処置具を挿入する処置具挿入部 2 2 2 と、送気手段、送水手段、送ガス手段等の切り替えを行う信号の入力を受け付ける複数の第 1 入力スイッチ 2 2 3 a、および制御装置 3 または光源装置 4 の設定を行う信号の入力を受け付ける複数の第 2 入力スイッチ 2 2 3 b からなる操作スイッチ 2 2 3 と、を有する。処置具挿入部 2 2 2 から挿入される処置具は、先端部 2 4 の処置具チャンネルを経由して開口部から表出する (図示せず)。

30

【0027】

また、操作部 2 2 は、コネクタ部 2 7 から入力される駆動信号としての差動信号を受信してシングルエンド信号に変換する差動受信アンプ 2 2 4 と、差動受信アンプ 2 2 4 から入力される駆動信号としてのシングルエンド信号を増幅して先端部 2 4 の撮像部 2 4 4 へ出力する第 1 バッファアンプ 2 2 5 と、撮像部 2 4 4 と同等の負荷を有する等価負荷部としてのペルチェ素子 2 2 6 と、差動受信アンプ 2 2 4 から入力される駆動信号としてのシングルエンド信号を増幅してペルチェ素子 2 2 6 へ出力する第 2 バッファアンプ 2 2 7 と、後述するコネクタ部 2 7 の F P G A 2 7 1 から入力される切換信号に応じて、差動受信アンプ 2 2 4 から入力される駆動信号としてのシングルエンド信号の出力先を切り換える切換部 2 2 8 と、を有する。

40

【0028】

ペルチェ素子 2 2 6 は、吸熱面を操作部内基板 2 2 a に当接させ、放熱面を操作部 2 2 の内部に設けられた金属部材 2 2 9 に当接させて設けられる。これにより、ペルチェ素子 2 2 6 は、操作部内基板 2 2 a で発生する熱を吸熱し、吸熱した熱が外装 2 2 9 に放熱される。この結果、ペルチェ素子 2 2 6 は、操作部 2 2 の内部に設けられた電源回路などの各種電気回路 (図示せず) を冷却することができる。ペルチェ素子 2 2 6 は、撮像部 2 4 4 と略同じ負荷を有する。即ち、本実施の形態 1 では、ペルチェ素子が等価負荷部として

50

機能する。

【0029】

切換部228は、コネクタ部27のFPGA271から入力される切換信号に応じて、差動受信アンプ224から入力される駆動信号としてのシングルエンド信号の出力先を第1バッファアンプ225および第2バッファアンプ227のいずれか一方に切り換える。

【0030】

また、操作部22は、集合ケーブル231およびコネクタ部27を介して後述する制御装置3の電源部31で生成された電源電圧をグランド(GND)とともに受け取り、先端部24の撮像部244、差動受信アンプ224、第1バッファアンプ225および第2バッファアンプ227へ出力する。受け取った電源とグランドの間には、集合ケーブル231の抵抗R1による損失および電源安定用のためのコンデンサC1およびリアクタンスL1が設けられている。なお、内視鏡2へ信号および電源を供給する回路は、2次(大地)と直流的に絶縁されている。図示しないが内視鏡2のGNDは、大地と分離した患者GNDである。

10

【0031】

ユニバーサルコード23は、ライトガイド241と、集合ケーブル231と、を少なくとも内蔵している。ユニバーサルコード23は、光源装置4に着脱自在なコネクタ部27(図1を参照)を有する。コネクタ部27は、コイル状のコイルケーブル27aが延設し、コイルケーブル27aの延出端に制御装置3と着脱自在な電気コネクタ部28を有する。

20

【0032】

コネクタ部27は、FPGA(Field Programmable Gate Array)271と、差動出力アンプ272と、REGULATOR273(以下、「REG273」という)と、A/D変換部274と、Digital Potentiometers部275(以下、「DPM275」という)と、を有する。

【0033】

FPGA271は、制御装置3から入力される駆動信号を、撮像部244に適した駆動タイミングを有する駆動信号に変換して、差動出力アンプ272に出力する。また、FPGA271は、撮像部244の図示しないアナログフロントエンド回路によって変換されたデジタル映像信号を受信し、この受信した信号を制御装置3のインターフェースに適合した信号に変換して制御装置3へ出力する。また、FPGA271は、制御装置3から入力される駆動信号に基づいて、操作部22の切換部228を駆動することによって、駆動信号生成部34が撮像部244を駆動するための駆動信号を発生している期間に撮像部244を駆動させる一方、駆動信号生成部34が撮像部244を駆動するための駆動信号を発生していない期間に等価付加部としてのペルチェ素子226を駆動させる。また、FPGA271は、抵抗R3によって検出され、A/D変換部274によってデジタル信号に変換された電源電圧値の変動に基づいてDPM275の抵抗値を変更する。FPGA271は、消費電流分の電圧変動をフィードバック制御することによって、電流降下の幅を低減する。なお、本実施の形態1では、FPGA271が制御部として機能する。

30

【0034】

差動出力アンプ272は、伝送ケーブルを介してFPGA271から入力される撮像部244を駆動するための駆動信号としてのシングルエンド信号を差動信号に変換して差動受信アンプ224へ出力する。

40

【0035】

REG273は、制御装置3の電源部31で生成された電源電圧をグランドとともに受け取り、制御装置3から入力される電圧を内視鏡2で使用する電圧に変換して操作部22、FPGA271および差動出力アンプ272へ出力する。コネクタ部27の各部とグランドの間には、電源安定用のコンデンサC2、抵抗R2およびDPM275が設けられている。REG273は、抵抗R2とDPM275との抵抗値の比によって出力電圧値が決定される。

50

【 0 0 3 6 】

A / D 変換部 2 7 4 は、抵抗 R 3 の電流値を検出し、この検出結果をデジタル信号に変換して F P G A 2 7 1 へ出力する。

【 0 0 3 7 】

D P M 2 7 5 は、抵抗値を変更可能であり、F P G A 2 7 1 から入力される抵抗値を変更する指示信号に応じて抵抗値を変更する。

【 0 0 3 8 】

つぎに、制御装置 3 の構成について説明する。制御装置 3 は、電源部 3 1 と、画像処理部 3 2 と、記録部 3 3 と、駆動信号生成部 3 4 と、主制御部 3 5 と、を備える。

【 0 0 3 9 】

電源部 3 1 は、電源電圧 (V D D) を生成し、この生成した電源電圧をグラウンドとともに、コネクタ部 2 7 およびユニバーサルコード 2 3 を介して、内視鏡 2 の各部に供給する。

【 0 0 4 0 】

画像処理部 3 2 は、F P G A 2 7 1 から入力される画像信号に対して、所定の画像処理を行って表示装置 5 へ出力する。具体的には、画像処理部 3 2 は、画像信号に対して、少なくとも、黒出力を補正する、オプティカルブラック (O B) 減算処理、画像信号の色味を調整するホワイトバランス (W B) 調整処理、カラーマトリクス演算処理、ガンマ補正処理、色再現処理およびエッジ強調処理等を行う。

【 0 0 4 1 】

記録部 3 3 は、内視鏡システム 1 を動作させるための各種プログラム、内視鏡システム 1 の動作に必要な各種パラメータ等を含むデータおよび画像処理部 3 2 が画像処理を施した画像信号に対応する画像データ等を記録する。また、記録部 3 3 は、制御装置 3 の識別情報を記録する。ここで、識別情報には、制御装置 3 の固有情報 (I D)、年式、主制御部 3 5 のスペック情報および伝送レート情報が含まれる。記録部 3 3 は、フラッシュメモリや D R A M (Dynamic Random Access Memory) 等の半導体メモリを用いて実現される。

【 0 0 4 2 】

駆動信号生成部 3 4 は、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 (駆動パルス) を生成し、F P G A 2 7 1、集合ケーブル 2 3 1 および集合ケーブル 2 6 1 を介して撮像部 2 4 4 へ送信する。なお、駆動信号生成部 3 4 は、コネクタ部 2 7 に設けられてもよい。

【 0 0 4 3 】

主制御部 3 5 は、C P U (Central Processing Unit) 等を用いて構成され、内視鏡 2 および光源装置 4 を含む各構成部の駆動制御および各構成部に対する情報の入出力制御等を行う。主制御部 3 5 は、駆動信号生成部 3 4 に所定の周期で基準クロック信号を撮像部 2 4 4 へ送信させる。

【 0 0 4 4 】

つぎに、光源装置 4 の構成について説明する。光源装置 4 は、光源 4 1 と、光源ドライバ 4 2 と、回転フィルタ 4 3 と、駆動部 4 4 と、駆動ドライバ 4 5 と、光源制御部 4 6 と、を備える。

【 0 0 4 5 】

光源 4 1 は、白色 L E D (Light Emitting Diode) またはキセノンランプ等を用いて構成され、光源制御部 4 6 の制御のもと、白色光を発生する。

【 0 0 4 6 】

光源ドライバ 4 2 は、光源 4 1 に対して光源制御部 4 6 の制御のもとで電流を供給することにより、光源 4 1 に白色光を発生させる。光源 4 1 が発生した光は、回転フィルタ 4 3 および集光レンズ (図示せず) およびライトガイド 2 4 1 を経由して先端部 2 4 の先端から照射される。

【 0 0 4 7 】

10

20

30

40

50

回転フィルタ 4 3 は、光源 4 1 が発した白色光の光路上に配置され、回転することにより、光源 4 1 が発する白色光を所定の波長帯域を有する光のみを透過させる。具体的には、回転フィルタ 4 3 は、赤色光 (R)、緑色光 (G) および青色光 (B) のそれぞれの波長帯域を有する光を透過させる赤色フィルタ 4 3 1、緑色フィルタ 4 3 2 および青色フィルタ 4 3 3、及び各フィルタ間に設けられた遮光マスク 4 3 1 a, 4 3 2 a, 4 3 3 a を有する。回転フィルタ 4 3 は、回転することにより、赤、緑および青の波長帯域 (例えば、赤 : 6 0 0 n m ~ 7 0 0 n m、緑 : 5 0 0 n m ~ 6 0 0 n m、青 : 4 0 0 n m ~ 5 0 0 n m) を有する光を順次透過させるとともに、各照明期間の間に遮光期間をつくる。これにより、光源装置 4 は、遮光期間を挟んで、光源 4 1 が発する白色光を狭帯域化した赤色光、緑色光および青色光のいずれかの光を内視鏡 2 に順次出射させることで、露遮光を制御することができる。

10

【 0 0 4 8 】

駆動部 4 4 は、ステッピングモータや D C モータ等を用いて構成され、制御装置 3 から送信される同期信号を基準として回転フィルタ 4 3 を回転動作させる。駆動ドライバ 4 5 は、光源制御部 4 6 の制御のもと、駆動部 4 4 に所定の電流を供給する。

【 0 0 4 9 】

光源制御部 4 6 は、主制御部 3 5 から送信された調光信号にしたがって光源 4 1 に供給する電流量を制御する。また、光源制御部 4 6 は、主制御部 3 5 の制御のもと、駆動ドライバ 4 5 を介して駆動部 4 4 を駆動することにより、回転フィルタ 4 3 を回転させる。

【 0 0 5 0 】

表示装置 5 は、映像ケーブルを介して制御装置 3 が生成した体内画像を制御装置 3 から受信して表示する機能を有する。表示装置 5 は、例えば液晶または有機 E L (Electro Luminescence) 等を用いて構成される。

20

【 0 0 5 1 】

以上の構成を有する内視鏡システム 1 において、F P G A 2 7 1 による操作部 2 2 の切換部 2 2 8 の切換タイミングについて説明する。図 3 は、F P G A 2 7 1 による切換部 2 2 8 の切換タイミングを示すタイミングチャートである。図 3 (a) が駆動信号のアクティブ期間とスタティック期間を示し、図 3 (b) が F P G A 2 7 1 による切換部 2 2 8 の切換タイミングを示し、図 3 (c) がペルチェ素子 2 2 6 の駆動タイミングを示す。

【 0 0 5 2 】

図 3 に示すように、F P G A 2 7 1 は、駆動信号に従って所定の周期で切換部 2 2 8 を駆動させて、駆動信号を撮像部 2 4 4 またはペルチェ素子 2 2 6 に出力させる。具体的には、F P G A 2 7 1 は、駆動信号に従って切換部 2 2 8 を駆動させて、たとえば撮像部 2 4 4 の遮光期間中にアクティブな駆動信号を撮像部 2 4 4 へ出力させる一方、撮像部 2 4 4 の露光期間中であり、且つアクティブな駆動が必要とされないスタティックな期間に駆動信号をペルチェ素子 2 2 6 へ出力させる。これにより、撮像部 2 4 4 が駆動を停止する期間 (スタティック期間) に、撮像部 2 4 4 と略同じ負荷を有するペルチェ素子 2 2 6 を駆動することで、電圧変動を低減することができる。

30

【 0 0 5 3 】

つぎに、内視鏡 2 が実行する電圧降下の幅を低減する低減処理について説明する。

40

まず、内視鏡 2 は、抵抗 R 3 によって消費電流変動による電源電圧変動を検出する (検出ステップ) 。

続いて、A / D 変換部 2 7 4 は、抵抗 R 3 によって検出された電圧値をデジタル信号に変換して F P G A 2 7 1 へ出力する (変換ステップ) 。

その後、F P G A 2 7 1 は、A / D 変換部 2 7 4 から入力されるデジタル信号に基づいて、D P M 2 7 5 の抵抗値を変更する (抵抗値変更ステップ) 。

そして、R G E 2 7 3 は、抵抗 R 2 と D P M 2 7 5 の抵抗値との比によって出力電圧値を決定する (出力電圧値決定ステップ) 。

【 0 0 5 4 】

このように、内視鏡 2 は、上述した 4 つの処理を所定周期で行い、F P G A 2 7 1 が消

50

費電流の変動による電圧変動をフィードバック制御することによって、電圧降下の幅を低減することができる。

【 0 0 5 5 】

以上説明した本発明の実施の形態 1 によれば、F P G A 2 7 1 が切換部 2 2 8 に駆動信号生成部 3 4 が駆動信号を発生しているアクティブ期間に駆動信号を撮像部 2 4 4 に切り換える一方、駆動信号生成部 3 4 が駆動信号を発生していないスタティック期間に駆動信号をペルチェ素子 2 2 6 に切り換えさせる。これにより、撮像部 2 4 4 の駆動期間とそれ以外の期間で消費電流の変動の幅を低減することができ、出力電圧の公差を大きく取れる。この結果、出荷時に伝送路先にある操作部 2 2 における電圧変動を加味した調整作業を省くことができる。なお、本発明における電圧変動幅の低減は、伝送路先の電圧変動に限らない。

10

【 0 0 5 6 】

また、本発明の実施の形態 1 によれば、ペルチェ素子 2 2 6 を操作部 2 2 の外装 2 2 9 に当接させているので、操作部内基板 2 2 a 内で発生する熱を効率的に逃がすことができる。

【 0 0 5 7 】

また、本発明の実施の形態 1 によれば、F P G A 2 7 1 が A / D 変換部 2 7 4 によって検出された消費電流に基づいて、D P M 2 7 5 の抵抗値を変更することで、出力電圧を変化させる。これにより、消費電流分の電圧変動をフィードバック制御することができ、電流変動による電圧変動を低減することができる。

20

【 0 0 5 8 】

(実施の形態 2)

つぎに、本発明の実施の形態 2 について説明する。本実施の形態 2 にかかる内視鏡システムは、上述した実施の形態 1 にかかる内視鏡システムにおける内視鏡の先端部の構成が異なる。このため、以下においては、内視鏡の先端部の構成について説明する。なお、上述した実施の形態 1 と同一の構成には同一の符号を付して説明を省略する。

【 0 0 5 9 】

図 4 は、本発明の実施の形態 2 にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。図 4 に示す内視鏡システム 1 0 0 は、制御装置 3 と、光源装置 4 と、表示装置 5 と、内視鏡 1 1 0 と、を備える。内視鏡 1 1 0 は、少なくとも、操作部 2 2 と、コネクタ部 2 7 と、先端部 3 0 0 と、を備える。

30

【 0 0 6 0 】

先端部 3 0 0 は、ライトガイド 2 4 1 と、照明光学系 2 4 2 と、光学系 2 4 3 と、撮像部 2 4 4 と、基板 3 0 1 と、記録部 3 0 2 と、有する。撮像部 2 4 4 および記録部 3 0 2 は、基板 3 0 1 に実装される。

【 0 0 6 1 】

記録部 3 0 2 は、R O M や F l a s h メモリ等を用いて構成され、内視鏡 1 1 0 の各種情報および撮像部 2 4 4 に関する補正情報および撮像部 2 4 4 を識別する識別情報（シリアル番号や I D ）を記録する。ここで、補正情報とは、撮像部 2 4 4 の画素欠陥アドレス情報、色の特性情報、感度バラつき情報（読み出しトランジスタのゲインバラつきも含む）、シェーディング情報およびカラム（縦スジ）バラつき情報、画素欠陥の種類（たとえば白キズや黒キズ）、画素の補正方法（たとえば 2 種類の補正を使い分ける等）等である。なお、本実施の形態 2 では、記録部 3 0 2 が撮像部 2 4 4 と略同じ負荷を有する等価負荷部として機能する。

40

【 0 0 6 2 】

このように構成された内視鏡システム 1 0 0 において、F P G A 2 7 1 は、駆動信号に従って所定の周期で切換部 2 2 8 を駆動し、駆動信号を撮像部 2 4 4 または記録部 3 0 2 に出力させる。具体的には、F P G A 2 7 1 は、駆動信号に従って切換部 2 2 8 に切換信号を出力し、駆動信号のアクティブ期間に駆動信号を撮像部 2 4 4 へ出力させる一方、駆動信号のスタティック期間に駆動信号を記録部 3 0 2 へ出力させる。記録部 3 0 2 は、ス

50

タティック期間に、撮像部 2 4 4 の補正情報を F P G A 2 7 1 へ出力する。なお、記録部 3 0 2 は、撮像部 2 4 4 のフレームレートの数に従って補正情報を F P G A 2 7 1 へ出力してもよい。さらに、記録部 3 0 2 は、駆動信号のスタティック期間に、補正情報を時分割で F P G A 2 7 1 へ出力してもよい。

【 0 0 6 3 】

以上説明した本発明の実施の形態 2 によれば、F P G A 2 7 1 が切換部 2 2 8 を制御することによって、駆動信号生成部 3 4 が駆動信号を発生しているアクティブ期間に駆動信号を撮像部 2 4 4 に出力させる一方、駆動信号生成部 3 4 が駆動信号を発生していないスタティック期間に記録部 3 0 2 を駆動させる。これにより、撮像部 2 4 4 の駆動期間とそれ以外の期間で消費電流の変動の幅を低減することができる。

10

【 0 0 6 4 】

また、本発明の実施の形態 2 によれば、F P G A 2 7 1 が駆動信号のスタティック期間に、先端部 3 0 0 の記録部 3 0 2 から撮像部 2 4 4 の補正情報を出力させる。これにより、先端部 3 0 0 の基板 3 0 1 が他の基板に交換された場合であっても、制御装置 3 の画像処理部 3 2 が交換された基板の撮像部 2 4 4 に最適な画像処理を行うことができる。

【 0 0 6 5 】

なお、本発明の実施の形態 2 では、記録部 3 0 2 が基板 3 0 1 に実装される例を示しているが、記録部 3 0 2 が基板 2 6 2 や操作部内基板 2 2 a に設けられるものであってもよい。

【 0 0 6 6 】

20

(実施の形態 3)

つぎに、本発明の実施の形態 3 について説明する。本実施の形態 3 にかかる内視鏡システムは、上述した実施の形態 1 にかかる内視鏡システムにおける内視鏡の先端部および操作部の構成が異なる。このため、以下においては、内視鏡の先端部および操作部の構成について説明する。なお、上述した実施の形態 1 と同一の構成には同一の符号を付して説明を省略する。

【 0 0 6 7 】

図 5 は、本発明の実施の形態 3 にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。図 5 に示す内視鏡システム 4 0 0 は、制御装置 3 と、光源装置 4 と、表示装置 5 と、内視鏡 4 1 0 と、を備える。内視鏡 4 1 0 は、少なくとも、先端部 5 0 0 と、操作部 5 1 0 と、を備える。

30

【 0 0 6 8 】

先端部 5 0 0 は、ライトガイド 2 4 1 と、照明光学系 2 4 2 と、光学系 2 4 3 と、撮像部 2 4 4 と、温度検出部 5 0 1 と、記録部 5 0 2 と、基板 5 0 3 と、を有する。撮像部 2 4 4、温度検出部 5 0 1 および記録部 5 0 2 は、基板 5 0 3 に実装されて設けられる。

【 0 0 6 9 】

温度検出部 5 0 1 は、撮像部 2 4 4 の近傍に設けられる。温度検出部 5 0 1 は、撮像部 2 4 4 の温度を検出し、この検出結果を F P G A 2 7 1 へ出力する。

【 0 0 7 0 】

記録部 5 0 2 は、R O M や F l a s h メモリ等を用いて構成され、内視鏡 4 1 0 の各種情報および撮像部 2 4 4 に関する補正情報、および温度検出部 5 0 1 が検出した温度と画像処理部 3 2 による画像処理パラメータとが対応付けられた画像処理情報および撮像部 2 4 4 を識別する識別情報（シリアル番号や I D ）を記録する。ここで、画像処理情報とは、温度検出部 5 0 1 が検出する温度と画像処理部 3 2 による画像データの画像処理パラメータとが対応付けられた情報である。なお、本実施の形態 3 では、温度検出部 5 0 1 および記録部 5 0 2 が撮像部 2 4 4 と略同じ負荷を有する等価負荷部として機能する。即ち、温度検出部 5 0 1 と記録部 5 0 2 とを加算した負荷が撮像部 2 4 4 の負荷と略同じになる。

40

【 0 0 7 1 】

操作部 5 1 0 は、差動受信アンブ 2 2 4 と、第 1 バッファアンブ 2 2 5 と、差動受信ア

50

ンプ 2 2 4 から入力される駆動信号としてのシングルエンド信号を増幅して先端部 5 0 0 の温度検出部 5 0 1 へ出力する第 2 バッファアンプ 5 1 1 と、差動受信アンプ 2 2 4 から入力される駆動信号としてのシングルエンド信号を増幅して先端部 5 0 0 の記録部 5 0 2 へ出力する第 3 バッファアンプ 5 1 2 と、コネクタ部 2 7 の F P G A 2 7 1 から入力される切換信号に応じて、差動受信アンプ 2 2 4 から入力される駆動信号としてのシングルエンド信号の出力先を第 1 バッファアンプ 2 2 5、または第 2 バッファアンプ 5 1 1 および第 3 バッファアンプ 5 1 2 に切り換える切換部 5 1 3 と、有する。

【 0 0 7 2 】

このように構成された内視鏡 4 1 0 において、F P G A 2 7 1 は、駆動信号に従って所定の周期で切換部 5 1 3 を駆動させて、駆動信号を撮像部 2 4 4、または温度検出部 5 0 1 および記録部 5 0 2 へ出力させる。具体的には、F P G A 2 7 1 は、駆動信号に従って切換部 5 1 3 に駆動信号のアクティブ期間またはスタティック期間を示す切換信号を出力し、駆動信号のアクティブ期間に駆動信号を撮像部 2 4 4 へ出力させる一方、駆動信号のスタティック期間に駆動信号を温度検出部 5 0 1 および記録部 5 0 2 へ出力させる。温度検出部 5 0 1 は、駆動信号に従って撮像部 2 4 4 の温度情報を F P G A 2 7 1 へ出力する。

10

【 0 0 7 3 】

その後、F P G A 2 7 1 は、温度検出部 5 0 1 から入力された温度情報に対応する画像処理情報を、駆動信号のスタティック期間に記録部 5 0 2 から出力させる。これにより、画像処理部 3 2 は、画像信号に対して、撮像部 2 4 4 の温度に応じた画像処理を行うことができる。なお、温度検出部 5 0 1 による検出結果および記録部 5 0 2 による画像処理情報の出力は、同時であっても良いし、時分割であってもよい。

20

【 0 0 7 4 】

以上説明した本発明の実施の形態 3 によれば、F P G A 2 7 1 が切換部 5 1 3 を制御することによって、駆動信号生成部 3 4 が駆動信号を発生しているアクティブ期間に駆動信号を撮像部 2 4 4 に出力させる一方、駆動信号生成部 3 4 が駆動信号を発生していないスタティック期間に温度検出部 5 0 1 および / または記録部 5 0 2 を駆動させる。これにより、撮像部 2 4 4 の駆動期間とそれ以外の期間で消費電流の変動の幅を低減することができる。

【 0 0 7 5 】

また、本発明の実施の形態 3 によれば、F P G A 2 7 1 が駆動信号のスタティック期間に、温度検出部 5 0 1 が検出した撮像部 2 4 4 の温度情報および記録部 5 0 2 から画像処理情報を出力させる。これにより、画像処理部 3 2 は、撮像部 2 4 4 の温度に適した画像処理を行うことができる。

30

【 0 0 7 6 】

なお、本発明の実施の形態 3 では、温度検出部 5 0 1 および記録部 5 0 2 が先端部 5 0 0 に設けられていたが、温度検出部 5 0 1 のみであってもよい。この場合、記録部 5 0 2 は、操作部 5 1 0 に設けられた操作部内基板 2 2 a や基板 2 6 2、またはコネクタ部 2 7 のいずれかに設ければよい。

【 0 0 7 7 】

(実施の形態 4)

つぎに、本発明の実施の形態 4 について説明する。本実施の形態 4 にかかる内視鏡システムは、上述した実施の形態 1 にかかる内視鏡システムにおける内視鏡の操作部の構成が異なる。このため、以下においては、内視鏡の操作部の構成について説明する。なお、上述した実施の形態 1 と同一の構成には同一の符号を付して説明を省略する。

【 0 0 7 8 】

図 6 は、本発明の実施の形態 4 にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。図 6 に示す内視鏡システム 6 0 0 は、制御装置 3 と、光源装置 4 と、表示装置 5 と、内視鏡 6 1 0 と、を備える。内視鏡 6 1 0 は、少なくとも、先端部 2 4 と、コネクタ部 2 7 と、操作部 7 0 0 と、を備える。

40

50

【 0 0 7 9 】

操作部 7 0 0 は、差動受信アンプ 2 2 4 と、第 1 バッファアンプ 2 2 5 と、ペルチェ素子 2 2 6 と、第 2 バッファアンプ 2 2 7 と、外装 2 2 9 と、切換部 7 1 0 と、を有する。

【 0 0 8 0 】

切換部 7 1 0 は、F P G A 2 7 1 から入力される切換信号に応じて、コネクタ部 2 7 を介して入力される電源電圧の出力先を第 1 バッファアンプ 2 2 5 および第 2 バッファアンプ 2 2 7 のいずれか一方に切り換える。具体的には、切換部 7 1 0 は、F P G A 2 7 1 から切換信号 R_{lo} が入力された場合、コネクタ部 2 7 を介して電源部 3 1 から入力される電源電圧を第 1 バッファアンプ 2 2 5 へ出力する一方、切換信号 R_{hi} が入力された場合、コネクタ部 2 7 を介して電源部 3 1 から入力される電源電圧を第 2 バッファアンプ 2 2 7 へ出力する。

10

【 0 0 8 1 】

このように、切換部 7 1 0 は、F P G A 2 7 1 からの切換信号に応じて、電源部 3 1 から入力される電源電圧の出力先を第 1 バッファアンプ 2 2 5 または第 2 バッファアンプ 2 2 7 に切り換える。

【 0 0 8 2 】

以上説明した本発明の実施の形態 4 によれば、F P G A 2 7 1 が切換部 7 1 0 を制御することによって、駆動信号生成部 3 4 が駆動信号を発生しているアクティブ期間に電源部 3 1 からの電源電圧を撮像部 2 4 4 へ出力させる一方、駆動信号生成部 3 4 が駆動信号を発生していないスタティック期間に、電源部 3 1 からの電源電圧をペルチェ素子 2 2 6 へ出力させる。これにより、撮像部 2 4 4 の駆動期間とそれ以外の期間で消費電流の変動の幅を低減することができる。

20

【 0 0 8 3 】

なお、本発明の実施の形態 4 では、F P G A 2 7 1 が R_{hi} 及び R_{lo} の 2 ラインの切り替え信号により電源電圧の出力先を切り替える例を示したが、単一ラインの信号レベルの High / Low に基づいて電源電圧の出力先を切り替えるものであってもよい。

【 0 0 8 4 】

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、特許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。

30

【 符号の説明 】

【 0 0 8 5 】

1 , 1 0 0 , 4 0 0 , 6 0 0 内視鏡システム

2 , 1 1 0 , 4 1 0 , 6 1 0 内視鏡

3 制御装置

4 光源装置

5 表示装置

2 1 挿入部

2 2 , 5 1 0 , 7 0 0 操作部

2 2 a 操作部内基板

2 3 ユニバーサルコード

2 4 , 3 0 0 , 5 0 0 先端部

2 5 湾曲部

2 6 可撓管部

2 7 コネクタ部

3 1 電源部

3 2 画像処理部

3 3 記録部

3 4 駆動信号生成部

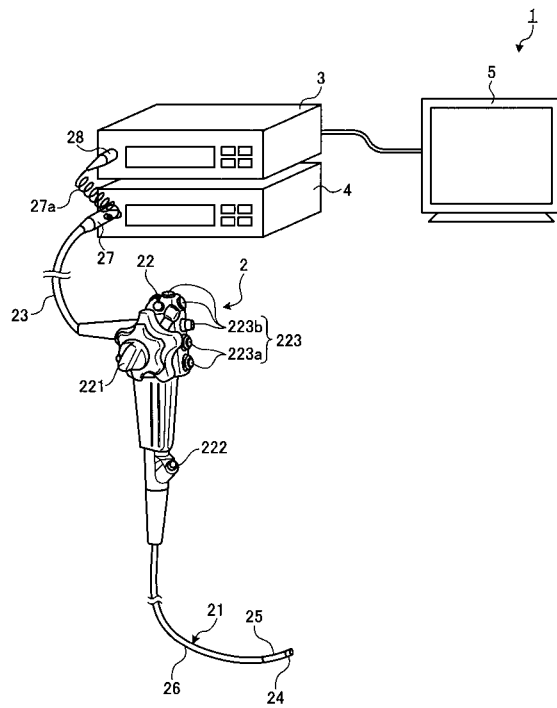
3 5 主制御部

40

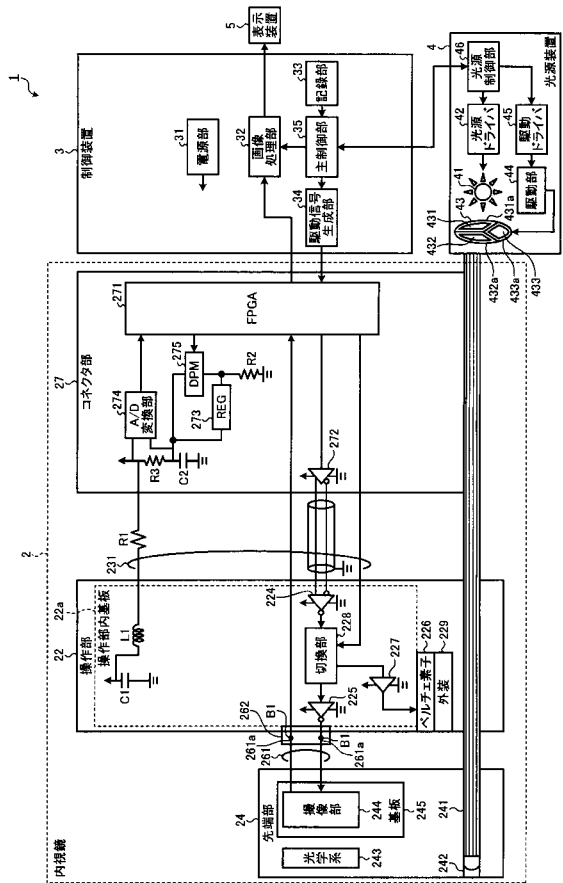
50

4 1	光源	
4 2	光源ドライバ	
4 3	回転フィルタ	
4 4	駆動部	
4 5	駆動ドライバ	
4 6	光源制御部	
2 2 4	差動受信アンプ	
2 2 5	第 1 バッファアンプ	
2 2 6	ペルチェ素子	
2 2 7 , 5 1 1	第 2 バッファアンプ	10
2 2 8 , 5 1 3 , 7 1 0	切換部	
2 2 9	外装	
2 3 1 , 2 4 6 , 2 6 1	集合ケーブル	
2 4 1	ライトガイド	
2 4 2	照明光学系	
2 4 3	光学系	
2 4 4	撮像部	
2 4 5 , 3 0 1 , 5 0 3	基板	
2 7 1	F P G A 部	
2 7 2	差動出力アンプ	20
2 7 3	R E G 部	
2 7 4	A / D 変換部	
2 7 5	D P M 部	
3 0 2 , 5 0 2	記録部	
5 0 1	温度検出部	
5 1 2	第 3 バッファアンプ	

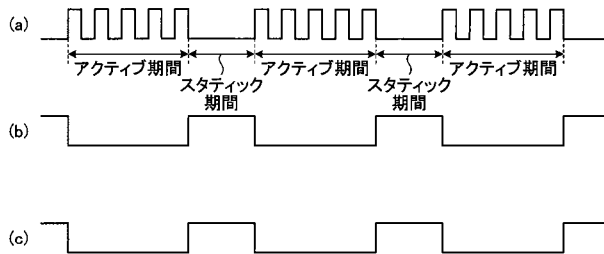
【図 1】



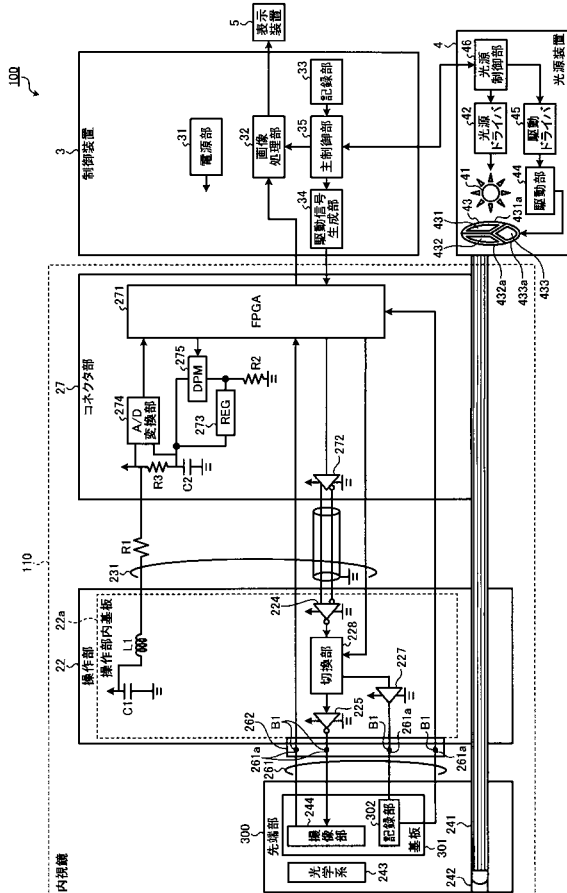
【図 2】



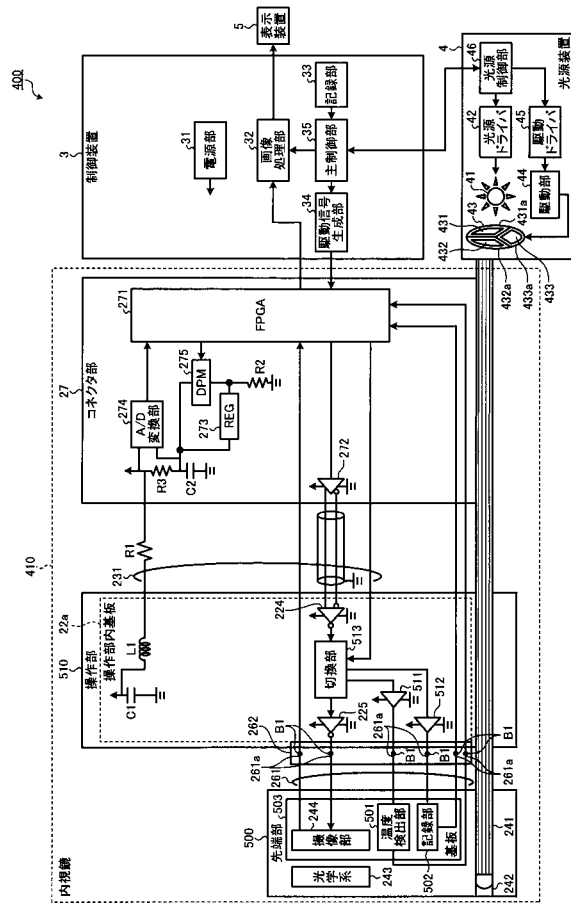
【図 3】



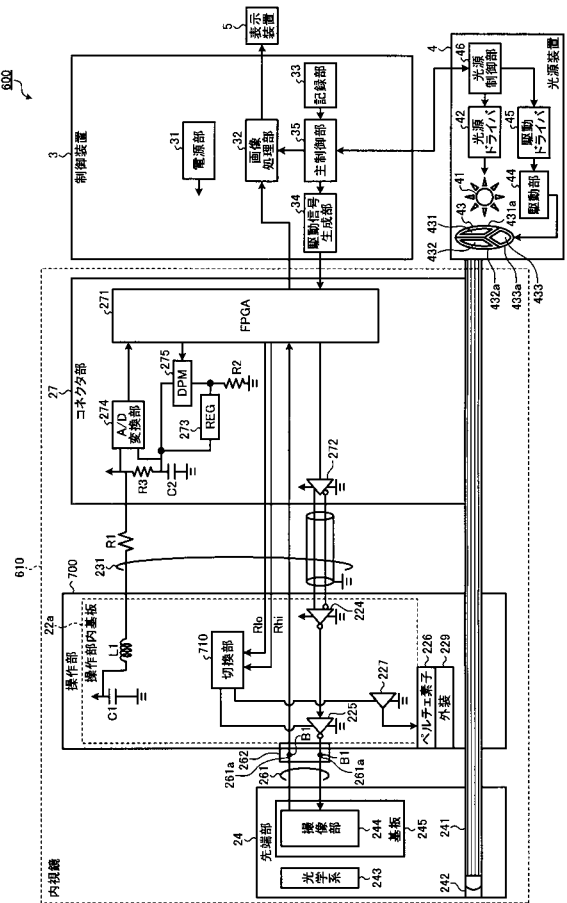
【図 4】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2H040 CA04 CA09 CA11 CA12 CA22 DA12 DA14 DA15 DA21 GA02
GA11
4C161 CC06 HH51 JJ11 JJ17 LL02 MM09 NN01 PP15 PP19 RR24

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2015104616A	公开(公告)日	2015-06-08
申请号	JP2013249291	申请日	2013-12-02
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	田中靖洋 松井泰憲 大河文行		
发明人	田中 靖洋 松井 泰憲 大河 文行		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/04.362.A A61B1/04.372 G02B23/24.B A61B1/045.630 A61B1/045.632 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/DA12 2H040/DA14 2H040/DA15 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM09 4C161/NN01 4C161/PP15 4C161/PP19 4C161/RR24		
代理人(译)	酒井宏明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜系统，该内窥镜系统能够减小摄像部的驱动期间及其他期间的电流消耗的变动幅度。内窥镜系统（1）生成拍摄对象的图像并生成对象的图像信号的图像拾取单元（244）和以预定周期驱动图像拾取单元（244）的驱动信号，并将驱动信号输出至图像拾取单元（244）。驱动信号生成单元34，作为等效负载单元的珀耳帖元件226具有与图像捕获单元244基本相同的负载，同时在驱动信号生成单元34生成驱动信号的同时驱动图像捕获单元244，在驱动信号生成单元34未生成驱动信号的同时，作为驱动Peltier装置226的控制单元，作为驱动Peltier装置226的控制单元的FPGA 271。

[选择图]图2

