

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02015/016137

発行日 平成29年3月2日 (2017.3.2)

(43) 国際公開日 平成27年2月5日 (2015.2.5)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	5 C 0 5 4
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 A	
	H 0 4 N 7/18 M	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 23 頁)

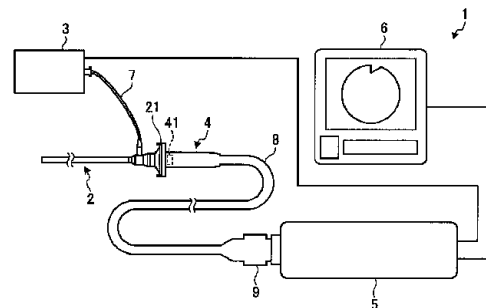
出願番号	特願2015-512430 (P2015-512430)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号	PCT/JP2014/069604	(74) 代理人	100089118 弁理士 酒井 宏明
(22) 国際出願日	平成26年7月24日 (2014.7.24)	(72) 発明者	大野 渉 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(11) 特許番号	特許第5775986号 (P5775986)	(72) 発明者	竹腰 聡 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(45) 特許公報発行日	平成27年9月9日 (2015.9.9)	(72) 発明者	武井 俊二 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
(31) 優先権主張番号	特願2013-160736 (P2013-160736)		
(32) 優先日	平成25年8月1日 (2013.8.1)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

内視鏡システムは、特定の物質からの戻り光を生じさせる照明光を視野領域に対して出射可能な照明部と、視野領域からの前記戻り光を受光して光電変換することによって電気信号を生成する複数の画素が二次元面上に配置され、該複数の画素が生成した電気信号を画像情報として順次読み出し可能なセンサ部と、複数の画素が蓄積する電荷を開放するためのリセットパルスを生成するリセットパルス生成部と、生成順が連続する二つのリセットパルスがそれぞれ生成される間の期間に画像の複数のフレームが少なくとも一部ずつ含まれるようにリセットパルスの生成タイミングを調整するリセットパルス制御部と、を備える。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

特定の物質からの戻り光を生じさせる照明光を視野領域に対して出射可能な照明部と、
前記視野領域からの前記戻り光を受光して光電変換することによって電気信号を生成する複数の画素が二次元面上に配置され、該複数の画素が生成した電気信号を画像情報として順次読み出し可能なセンサ部と、

前記複数の画素が蓄積する電荷を開放するためのリセットパルスを生成するリセットパルス生成部と、

生成順が連続する二つの前記リセットパルスがそれぞれ生成される間の期間に画像の複数のフレームが少なくとも一部ずつ含まれるように前記リセットパルスの生成タイミングを調整するリセットパルス制御部と、

を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記センサ部が読み出した画像情報に含まれる画像の明るさを検出する明るさ検出部をさらに備え、

前記リセットパルス制御部は、

前記明るさ検出部が検出した画像の明るさに応じて前記リセットパルスの生成タイミングを調整す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】

複数のフレーム間の被写体の動き量を検出する動き検出部をさらに備え、

前記リセットパルス制御部は、

前記画像の明るさおよび前記動き検出部が検出した前記被写体の動き量に応じて前記リセットパルスの生成タイミングを調整することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記照明部は、

前記照明光の 1 フレームにおける発光強度および / または発光時間を、前記複数のフレームを構成するフレームごとに変更することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記画像情報に含まれる画像の増幅率を、前記複数のフレームを構成するフレームごとに変更する増幅率調整部をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項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、撮像用の複数の画素のうち読み出し対象として任意に指定された画素から光電変換後の電気信号を画素情報として出力可能である撮像素子を備えた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の観察等を行う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、被検体の体腔内に挿入される挿入部と、挿入部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を表示可能な表示部とを有する。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所定の照明光を照射し、撮像部が画像を撮像する。

【0003】

近年では、撮像部として C M O S (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサが適用されるようになってきている (例えば、特許文献 1 を参照) 。 C M O S イ

10

20

30

40

50

メージセンサは、画素に蓄えられた電荷に基づく画素情報の読み出しの仕方を任意に設定することができるため、全画素を同時に読み出すCCD (Charge Coupled Device) イメージセンサよりも多様な撮像を行うことができる。

【0004】

図12は、CMOSイメージセンサを用いた従来の内視鏡システムが行う画像取得方法の概要を模式的に示す図である。図12において、期間 P_1 、 P_2 、 P_3 は、水平ラインごとの露光期間、露光後の画像信号の転送期間、リセット信号が発生するリセット期間をそれぞれ示している。また、図12において、フレーム周期 T_f とリセット周期 T_r は等しい。

【0005】

CMOSイメージセンサを適用する場合、画像信号およびリセットパルス群は、それぞれ水平ラインごとに転送または発生するため、最初の水平ラインと最後の水平ラインとでは、信号発生の日間差が生じることとなる(図12の ΔT)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2010-68992号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上述した従来の内視鏡システムでは、例えば自家蛍光や薬剤蛍光を検出して病変部、特定組織や欠陥などを検出する場合、それらが視野の遠点にあって組織下に埋もれてしまったりして蛍光強度が低下していると、蛍光像のコントラストが低くなったりサイズが小さくなったりして、観察者が蛍光像を見落としてしまうおそれがあった。一方で、従来の内視鏡システムでは、視野の近点などの明るい像では画像が飽和してしまい、蛍光像の観察には適さないこともあった。

【0008】

蛍光強度の低下を回避するために、画像を取得する際の露光時間を長くしてフレームレートを落とすことも考えられる。しかしながら、この場合にはフレームレートの切り換えが必要となる上、動画特性が低下してしまい、操作性の悪化を招く可能性があった。動画特性の低下の問題を解決するには、フレームの補間や動作クロックの変更など、画像処理のプロセスを大きく変更しなければならなかった。このように、フレームレートを落とすことは、様々な問題を誘発するため、蛍光強度の低下を回避する方策として適切であるとは言いがたかった。

【0009】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、フレームレートを変更することなく、ダイナミックレンジが広く視認性に優れた画像を取得する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】

【0010】

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システムは、特定の物質からの戻り光を生じさせる照明光を視野領域に対して出射可能な照明部と、前記視野領域からの前記戻り光を受光して光電変換することによって電気信号を生成する複数の画素が二次元面上に配置され、該複数の画素が生成した電気信号を画像情報として順次読み出し可能なセンサ部と、前記複数の画素が蓄積する電荷を開放するためのリセットパルス生成するリセットパルス生成部と、生成順が連続する二つの前記リセットパルスがそれぞれ生成される間の期間に画像の複数のフレームが少なくとも一部ずつ含まれるように前記リセットパルスの生成タイミングを調整するリセットパルス制御部と、を備えたことを特徴とする。

【0011】

10

20

30

40

50

また、本発明に係る内視鏡システムは、上記発明において、前記センサ部が読み出した画像情報に含まれる画像の明るさを検出する明るさ検出部をさらに備え、前記リセットパルス制御部は、前記明るさ検出部が検出した画像の明るさに応じて前記リセットパルスの生成タイミングを調整することの特徴とする。

【0012】

また、本発明に係る内視鏡システムは、上記発明において、複数のフレーム間の被写体の動き量を検出する動き検出部をさらに備え、前記リセットパルス制御部は、前記画像の明るさおよび前記動き検出部が検出した前記被写体の動き量に応じて前記リセットパルスの生成タイミングを調整することの特徴とする。

【0013】

また、本発明に係る内視鏡システムは、上記発明において、前記照明部は、前記照明光の1フレームにおける発光強度および/または発光時間を、前記複数のフレームを構成するフレームごとに変更することの特徴とする。

【0014】

また、本発明に係る内視鏡システムは、上記発明において、前記画像情報に含まれる画像の増幅率を、前記複数のフレームを構成するフレームごとに変更する増幅率調整部をさらに備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、生成順が連続する二つのリセットパルスがそれぞれ生成される間の期間に画像の複数のフレームが少なくとも一部ずつ含まれるように前記リセットパルスの生成タイミングを調整するため、フレームレートを変更することなく、ダイナミックレンジが広く視認性に優れた画像を取得することができる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1に係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に係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に係る内視鏡システムが行う画像取得方法の概要を模式的に示す図である。

【図4】図4は、本発明の実施の形態1に係る内視鏡システムが撮像した画像の時間変化例を示す模式図である。

【図5】図5は、本発明の実施の形態2に係る内視鏡システムが行う処理の特徴を模式的に示す図である。

【図6】図6は、長時間蓄積モードにおけるリセットタイミングと露光時間の関係をより詳細に示す図である。

【図7】図7は、電子シャッターモードにおけるリセットタイミングと露光時間の関係をより詳細に示す図である。

【図8】図8は、本発明の実施の形態2の変形例1に係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9】図9は、本発明の実施の形態2の変形例2に係る内視鏡システムが取得した画像における明るさ(画素値)と明るさごとの画素数との関係の例を示す図である。

【図10】図10は、本発明の実施の形態3に係る内視鏡システムである内視鏡システムが行う画像取得方法の概要を模式的に示す図である。

【図11】図11は、本発明の実施の形態3の変形例に係る内視鏡システムが行う画像取得方法の概要を模式的に示す図である。

【図12】図12は、従来の内視鏡システムが行う画像取得方法の概要を模式的に示す図である。

【発明を実施するための形態】

10

20

30

40

50

【 0 0 1 7 】

以下、添付図面を参照して、本発明を実施するための形態（以下、「実施の形態」という）を説明する。なお、以下の説明で参照する図面は模式的なものであって、同じ物体を異なる図面で示す場合には、寸法や縮尺等が異なる場合もある。

【 0 0 1 8 】

（実施の形態 1）

図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る内視鏡システムの概略構成を示す図である。同図に示す内視鏡システム 1 は、挿入部 2 と、光源装置 3 と、カメラヘッド部 4 と、制御装置 5 と、表示装置 6 と、ライトガイド 7 と、集合ケーブル 8 と、コネクタ 9 とを備える。内視鏡システム 1 は、被検体の腹腔に挿入されて腹腔鏡科外科手術（鏡視下手術）等で使用される硬性鏡である。

10

【 0 0 1 9 】

挿入部 2 は、硬質で細長形状をなし、体腔内や管路内等に挿入され、被写体像を集光する光学系を内部に有する。

光源装置 3 は、ライトガイド 7 を介して挿入部 2 へ照射光を供給する。

カメラヘッド部 4 は、挿入部 2 の基端に設けられる接眼部 2 1 に着脱自在に取り付けられる。カメラヘッド部 4 は、挿入部 2 が集光した被写体像を結像し、電気信号に光電変換して出力する撮像素子 4 1 を有する。

制御装置 5 は、カメラヘッド部 4 が取得した画像に対して画像処理を施す機能を有する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機能を有する。

20

表示装置 6 は、制御装置 5 が画像処理を施した画像を表示する。

集合ケーブル 8 は、複数の信号線を束ねてなり、一端がカメラヘッド部 4 に接続され、他端にはコネクタ 9 が設けられる。集合ケーブル 8 が有する複数の信号線には、撮像素子 4 1 が出力した画像信号を制御装置 5 へ伝送する信号線や、制御装置 5 が出力する制御信号を撮像素子 4 1 へ伝送する信号線などが含まれる。

コネクタ 9 は、制御装置 5 に着脱自在に接続される。

【 0 0 2 0 】

図 2 は、内視鏡システム 1 の要部の機能構成を示すブロック図である。まず、挿入部 2 の構成を説明する。挿入部 2 は、集光用の光学系 2 2 と、ライトガイド 7 の先端に設けられる照明レンズ 2 3 とを有する。

30

【 0 0 2 1 】

次に、光源装置 3 の構成を説明する。光源装置 3 は、特定の物質からの戻り光を生じさせる照明光を視野領域に対して出射可能な照明部としての機能を有する。具体的には、光源装置 3 は、白色光源 3 1 と、特殊光光源 3 2 と、光源制御部 3 3 と、LED（Light Emitting Diode）ドライバ 3 4 とを有する。

【 0 0 2 2 】

白色光源 3 1 は、白色 LED からなり、白色照明光を発生する。

特殊光光源 3 2 は、例えば所定の波長を有する蛍光を発生させるための励起光を発生する。なお、特殊光光源 3 2 が発生する特殊光としては、より一般に、特定の物質からの戻り光を生じさせる光であればどのようなものでもよい。このような光としては、例えば赤外光を挙げることができる。

40

【 0 0 2 3 】

光源制御部 3 3 は、制御装置 5 の調光部 5 4（後述）から送信されてくる光源同期信号および制御部 5 9（後述）からの制御信号にしたがって白色光源 3 1 または特殊光光源 3 2 に供給する電流量を制御する。

【 0 0 2 4 】

LEDドライバ 3 4 は、白色光源 3 1 または特殊光光源 3 2 に対して光源制御部 3 3 の制御のもとで電流を供給することにより、白色光源 3 1 または特殊光光源 3 2 に光を発生させる。白色光源 3 1 または特殊光光源 3 2 が発生した光は、ライトガイド 7 を経由して挿入部 2 の先端から外部へ照射される。

50

【 0 0 2 5 】

次に、撮像素子 4 1 の構成を説明する。撮像素子 4 1 は、挿入部 2 の光学系 2 2 からの光を光電変換して電気信号を出力するセンサ部 4 1 a と、センサ部 4 1 a が出力した電気信号に対してノイズ除去や A / D 変換を行うアナログフロントエンド (A F E) 部 4 1 b と、アナログフロントエンド部 4 1 b が出力したデジタル信号をパラレル / シリアル変換する P / S 変換部 4 1 c と、センサ部 4 1 a の駆動タイミングパルス、ならびにアナログフロントエンド部 4 1 b および P / S 変換部 4 1 c における各種信号処理用のパルスを発生するタイミングジェネレータ 4 1 d と、撮像素子 4 1 の設定データ等の情報を記憶する撮像記憶部 4 1 e と、撮像素子 4 1 の動作を制御する撮像制御部 4 1 f と、を有する。撮像素子 4 1 は、C M O S (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサである。

10

【 0 0 2 6 】

センサ部 4 1 a 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二次元面上にマトリックス状に配設された受光部 4 1 g と、受光部 4 1 g の複数の画素のうち読み出し対象として任意に設定された画素が生成した電気信号を画像情報として読み出す読み出し部 4 1 h とを有する。白色光源 3 1 が白色光を発生する場合、受光部 4 1 g には、画素ごとに R G B 個別のカラーフィルタが設けられており、カラー画像の取得を可能にしている。これに対して、特殊光光源 3 2 が発生する特殊光として蛍光励起光を発生する場合、受光部 4 1 g には、励起光をカットして蛍光のみを透過するフィルタが設けられる。このように、白色光源 3 1 および特殊光光源 3 2 のうち使用する光源の種類によって受光部 4 1 g に設けられるフィルタは異なる。通常は、光源の種類に応じてカメラヘッド部 4 を交換するが、受光部 4 1 g におけるフィルタを交換するような構成としてもよい。

20

【 0 0 2 7 】

アナログフロントエンド部 4 1 b は、信号に含まれるノイズ成分を低減するノイズ低減部 4 1 i と、ノイズが低減された信号を A / D 変換する A / D 変換部 4 1 j とを有する。ノイズ低減部 4 1 i は、例えば相関二重サンプリング (Correlated Double Sampling) 法を用いてノイズの低減を行う。なお、ノイズ低減部 4 1 i と A / D 変換部 4 1 j との間に、自動的に信号のゲインを調整して常に一定の出力レベルを維持する A G C (Auto Gain Control) 回路を設けてもよい。

30

【 0 0 2 8 】

タイミングジェネレータ 4 1 d は、受光部 4 1 g の複数の画素が蓄積する電荷を開放するためのリセットパルスを順次生成するリセットパルス生成部としての機能を有する。

【 0 0 2 9 】

撮像記憶部 4 1 e は、制御装置 5 の制御部 5 9 から送信されてくる各種設定データや制御用のパラメータを記憶するレジスタである。

【 0 0 3 0 】

撮像制御部 4 1 f は、制御装置 5 から受信した設定データにしたがって、撮像素子 4 1 の動作を制御する。撮像制御部 4 1 f は、C P U (Central Processing Unit) 等を用いて構成される。撮像制御部 4 1 f は、生成順が連続する二つのリセットパルスがそれぞれ生成される間の期間に画像の複数のフレームが少なくとも一部ずつ含まれるように、リセットパルスの生成タイミングを調整する信号をタイミングジェネレータ 4 1 d へ送信する。この意味で、本実施の形態においては、撮像制御部 4 1 f がリセットパルス制御部の少なくとも一部の機能を有する。

40

【 0 0 3 1 】

次に、制御装置 5 の構成を説明する。制御装置 5 は、S / P 変換部 5 1、画像処理部 5 2、明るさ検出部 5 3、調光部 5 4、読出アドレス設定部 5 5、駆動信号生成部 5 6、入力部 5 7、記憶部 5 8、制御部 5 9 および基準クロック生成部 5 a を有する。

【 0 0 3 2 】

S / P 変換部 5 1 は、カメラヘッド部 4 から受信した画像信号 (デジタル信号) をシリ

50

アル / パラレル変換する。

【 0 0 3 3 】

画像処理部 5 2 は、S / P 変換部 5 1 から出力されたパラレル形態の画像信号をもとに、表示装置 6 が表示する体内画像を生成する。画像処理部 5 2 は、同時化部 5 2 1、ホワイトバランス (WB) 調整部 5 2 2、ゲイン調整部 5 2 3、 γ 補正部 5 2 4、D / A 変換部 5 2 5、フォーマット変更部 5 2 6、サンプル用メモリ 5 2 7 および静止画像用メモリ 5 2 8 を備える。

【 0 0 3 4 】

同時化部 5 2 1 は、画像情報として入力された画像信号を、画素ごとに設けられた 3 つのメモリ (図示せず) に入力し、読み出し部 4 1 h が読み出した受光部 4 1 g の画素のアドレスに対応させて、各メモリの値を順次更新しながら保持するとともに、これら 3 つのメモリの画像信号を RGB 画像信号として同時化する。同時化部 5 2 1 は、同時化した画像信号をホワイトバランス調整部 5 2 2 へ順次出力するとともに、一部の画像信号を、明るさ検出などの画像解析用としてサンプル用メモリ 5 2 7 へ出力する。

10

ホワイトバランス調整部 5 2 2 は、画像信号のホワイトバランスを調整する。

ゲイン調整部 5 2 3 は、画像信号のゲイン調整を行う。ゲイン調整部 5 2 3 は、ゲイン調整を行った画像信号を γ 補正部 5 2 4 へ出力するとともに、一部の画像信号を、静止画像表示用、拡大画像表示用または強調画像表示用として静止画像用メモリ 5 2 8 へ出力する。

γ 補正部 5 2 4 は、表示装置 6 に対応させて画像信号の階調補正 (γ 補正) を行う。

20

D / A 変換部 5 2 5 は、 γ 補正部 5 2 4 が出力した階調補正後の画像信号をアナログ信号に変換する。

フォーマット変更部 5 2 6 は、アナログ信号に変換された画像信号を動画用のファイルフォーマットに変更して表示装置 6 に出力する。このファイルフォーマットとして、AVI 形式、MP EG 形式などを適用することができる。

【 0 0 3 5 】

明るさ検出部 5 3 は、サンプル用メモリ 5 2 7 が保持する画像信号から、各画素に対応する明るさレベルを検出し、検出した明るさレベルを内部に設けられたメモリに記録するとともに制御部 5 9 へ出力する。また、明るさ検出部 5 3 は、検出した明るさレベルをもとにゲイン調整値および光照射量を算出し、ゲイン調整値をゲイン調整部 5 2 3 へ出力する一方、光照射量を調光部 5 4 へ出力する。

30

【 0 0 3 6 】

調光部 5 4 は、制御部 5 9 の制御のもと、明るさ検出部 5 3 が算出した光照射量をもとに光源装置 3 が発生する光の種別、光量、発光タイミング等を設定し、この設定した条件を含む光源同期信号を光源装置 3 へ送信する。

【 0 0 3 7 】

読出アドレス設定部 5 5 は、センサ部 4 1 a の受光部における読み出し対象の画素および読み出し順序を設定する機能を有する。すなわち、読出アドレス設定部 5 5 は、アナログフロントエンド部 4 1 b が読み出すセンサ部 4 1 a の画素のアドレスを設定する機能を有する。また、読出アドレス設定部 5 5 は、設定した読み出し対象の画素のアドレス情報を同時化部 5 2 1 へ出力する。

40

【 0 0 3 8 】

駆動信号生成部 5 6 は、撮像素子 4 1 を駆動するための駆動用のタイミング信号を生成し、集合ケーブル 2 5 6 に含まれる所定の信号線を介してタイミングジェネレータ 4 1 d へ送信する。このタイミング信号は、読み出し対象の画素のアドレス情報を含む。

入力部 5 7 は、内視鏡システム 1 の動作を指示する動作指示信号等の各種信号の入力を受け付ける。

【 0 0 3 9 】

記憶部 5 8 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。記憶部 5 8 は、内視鏡システム 1 を動作させるため

50

の各種プログラム、および内視鏡システム 1 の動作に必要な各種パラメータ等を含むデータを記憶する。

【0040】

制御部 59 は、CPU 等を用いて構成され、カメラヘッド部 4 および光源装置 3 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などを行う。制御部 59 は、撮像制御のための設定データを、集合ケーブル 256 に含まれる所定の信号線を介して撮像素子 41 へ送信する。ここで、設定データは、撮像素子 41 の撮像速度（フレームレート）、およびセンサ部 41a の任意の画素からの画素情報の読み出し速度を指示する指示情報、ならびにアナログフロントエンド部 41b が読み出した画素情報の伝送制御情報などを含む。

10

【0041】

基準クロック生成部 5a 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、内視鏡システム 1 の各構成部に対して生成した基準クロック信号を供給する。

【0042】

次に、表示装置 6 の構成を説明する。表示装置 6 は、制御装置 5 が生成した体内画像を制御装置 5 から受信して表示する機能を有する。表示装置 6 は、液晶、有機 EL (Electro Luminescence) 等の表示ディスプレイを有する。

【0043】

図 3 は、以上の構成を有する内視鏡システム 1 が行う画像取得方法の概要を模式的に示す図である。上述したように、撮像素子 41 は CMOS イメージセンサであり、複数のフレームを連続的に撮像する場合、蓄積された電荷の読み出しを 1 つの水平ラインごとに順次行う。このため、読み出し部 41h が最初に読み出す水平ライン（図 3 の場合は画面最上部）と最後に読み出す水平ライン（図 3 の場合は画面最下部）の間には、読み出しのタイミングに時間差が生じることとなる。以下の説明において、光源装置 3 は同じ照明光（例えば蛍光励起光）を連続して発生しているものとする。

20

【0044】

撮像素子 41 では、露光期間 P_1 の間水平ラインごとに順次露光した後、読み出し部 41h が露光によって受光部 41g の各画素に蓄積された電荷を読み出してアナログフロントエンド部 41b へ転送する（転送期間 P_2 ）。

30

【0045】

撮像制御部 41f は、従来のように露光および転送を一組とするサイクルが終了するたびに電荷のリセットを行うことなく、フレーム周期 T_f よりも長いリセット周期 T_r ($> T_f$) で受光部 41g が蓄積した電荷のリセットを行う。ここで、撮像制御部 41f は、タイミングジェネレータ 41d にリセットパルスを生成させることによってリセット処理を行う。図 3 では、撮像制御部 41f が、4 フレームに 1 回の割合で受光部 41g が蓄積した電荷のリセットを行う（リセット期間 P_3 ）場合を示しているが、これはあくまでも一例に過ぎない。例えば、フレームレートを 30 fps とし、リセット周期 T_r を 0.5 s 前後（15 フレーム程度ごとにリセット）とすることができる。

【0046】

40

図 4 は、内視鏡システム 1 が撮像した画像の時間変化例を示す模式図である。各画像に対応する時間 t_i ($i = 1 \sim 4$) は、図 3 に示す時間 t_i にそれぞれ対応している。図 4 では、挿入部 2 がほぼ同じ速度で体内を移動した場合の蛍光画像の変化を模式的に示している。時間 $t = t_1$ における蛍光画像 101 では、蛍光像 201 が写っている。時間 $t = t_2$ における蛍光画像 102 では、蛍光像 202 に加えて、蛍光画像 101 で映っていた蛍光像 201 が写っている。時間 $t = t_3$ における蛍光画像 103 では、蛍光像 203 に加えて、蛍光画像 102 で映っていた蛍光像 201、202 が写っている。時間 $t = t_4$ における蛍光画像 104 では、それまで写っていた蛍光像が全て消滅している。なお、蛍光画像 101 ~ 104 は、本来蛍光像以外の部分が真っ暗であり、蛍光像の部分のみぼんやりと光って見えるような画像である。

50

【 0 0 4 7 】

蛍光画像 1 0 2 において、それ以前に取得された蛍光画像 1 0 1 に写っていた蛍光像 2 0 1 が写っているのは、蛍光画像 1 0 1 の取得タイミングと蛍光画像 1 0 2 の取得タイミングとの間でリセット処理が行われていないためである。同様に、蛍光画像 1 0 3 において、それ以前に取得された蛍光画像 1 0 2 に写っていた蛍光像 2 0 1、2 0 2 が写っているのは、蛍光画像 1 0 2 の取得タイミングと蛍光画像 1 0 3 の取得タイミングとの間でリセット処理が行われていないためである。これに対して、蛍光画像 1 0 4 で蛍光像が全く写っていないのは、蛍光画像 1 0 3 の取得タイミングと蛍光画像 1 0 4 の取得タイミングとの間でリセット処理が行われたためである。

【 0 0 4 8 】

このように、リセット処理が行われない期間に撮像された蛍光画像に含まれる蛍光像には、時間とともに尾を引くような残像が生じているように見える。

【 0 0 4 9 】

これに対して、蛍光画像を撮影する場合において、ある時点でのリセット処理後に挿入部 2 がほとんど動かなかったとき、次のリセット処理を行うまでの間、撮像画像に含まれる蛍光像は徐々に明るさを増していくような蛍光画像が順次得られる。

【 0 0 5 0 】

本実施の形態 1 では、撮像のフレームレートを変更せずに、受光部 4 1 g の各画素が蓄積する電荷を所定期間リセットをかけずに蓄積して増感することで、蛍光画像などの低輝度の画像であっても明るい画像を得ることができる。

【 0 0 5 1 】

蛍光などの微弱な発光によって生体内に生じた癌などの腫瘍を探す方法においては、検査者が微弱な発光を見逃す恐れがある。この点、本実施の形態 1 では、リセット周期 T_r をフレーム周期 T_f よりも長くしているため、微弱発光部位が動く場合には残像を生じさせる一方、微弱発光部位が静止している場合には明滅させることによって微弱発光部位の視認性を高めることができる。

【 0 0 5 2 】

また、本実施の形態 1 において、画像のフレームレートは変更されないため、低フレームレートの画像のように映像がちらついて不自然さを生じることがない。また、画像のフレームレートが変更されないため、画像の読み出しは、通常の撮像と同様のタイミング、処理を継続することができる。

【 0 0 5 3 】

以上説明した本発明の実施の形態 1 によれば、生成順が連続する二つのリセットパルスがそれぞれ生成される間の期間に画像の複数のフレームが少なくとも一部ずつ含まれるように前記リセットパルスの生成タイミングを調整するため、フレームレートを変更することなく、ダイナミックレンジが広く視認性に優れた画像を取得することができる。

【 0 0 5 4 】

(実施の形態 2)

本発明の実施の形態 2 は、リセットパルスの生成タイミングを画像の明るさに応じて変更することを特徴とする。本実施の形態 2 に係る内視鏡システムは、実施の形態 1 で説明した内視鏡システム 1 と同様の構成を有する。

【 0 0 5 5 】

本実施の形態 2 では、制御装置 5 の制御部 5 9 が撮像素子 4 1 に対してリセット禁止信号を送信することにより、タイミングジェネレータ 4 1 d が発生するリセットパルスをマスクすることでリセットパルスの生成タイミングを調整する。したがって、電荷の蓄積期間は、リセット禁止信号のアクティブ期間に含まれるフレーム数によって決定されることとなる。この意味で、本実施の形態 2 においては、制御装置 5 の制御部 5 9 が、リセットパルス制御部の少なくとも一部の機能を有することとなる。

【 0 0 5 6 】

図 5 は、本実施の形態 2 に係る内視鏡システム 1 が行う処理の特徴を模式的に示す図で

10

20

30

40

50

ある。内視鏡システム 1 は、明るさ検波値が所定の閾値より大きくて画像の明るさを十分確保できるような場合には、1 フレーム期間におけるタイミングを変化させながらフレームごとにリセットパルスを発生させる方式（電子シャッタモード）へ移行する。以下、電子シャッタモードとは異なるモードであって生成順が連続する二つのリセットパルスがそれぞれ生成される間の期間に少なくとも一つのフレームの露光期間 P_1 が全て含まれるモードのことを長時間蓄積モードという。図 5 に示す場合、リセット周期は、明るさ検波値の上昇にしたがって徐々に短くなっていく（ T_{r1} 、 T_{r2} 、 T_{r3} 、・・・）。そして、明るさ検波値が閾値 TH を超えると、長時間蓄積モードから電子シャッタモードへ移行する（リセット周期は T_{r1}' 、 T_{r2}' 、・・・）。

【0057】

10

図 6 は、長時間蓄積モードにおけるリセットタイミングと露光時間の関係をより詳細に示す図である。長時間蓄積モードにおける電荷の蓄積時間 T_c は、フレーム周期 T_f 内で露光を行い続けるフレームの数（全露光フレーム数） a 、および露光開始フレームにおけるリセット開始から読み出し開始までの時間 t を用いて、

$$T_c = a \cdot T_f + t \quad \cdots (1)$$

と表される。図 6 は、全露光フレーム数 a が 2 の場合を例示している。

【0058】

内視鏡システム 1 は、ある蓄積期間において、全露光フレーム数 a が経過した後、直前に読み込んだ画像信号 P の明るさ検波値に応じて露光時間を変化させる（図 6 の Δt ）。この露光時間の変化は、電子シャッタによるリセットタイミングの変化によって実現される。すなわち、露光開始フレームにおけるリセット開始から読み出し開始までの時間が $t + \Delta t$ となるようにリセット信号 R を発生させることによって実現される。新たな蓄積時間 T_c' は、露光時間の変化量を用いて

20

$$T_c' = T_c + \Delta t \quad \cdots (2)$$

と表される。また、一つ前のリセット信号発生時を基準とするリセット周期 T_r は、

$$T_r = T_c + T_f - (t + \Delta t) = (a + 1) T_f - \Delta t \quad \cdots (3)$$

となる。

【0059】

図 7 は、電子シャッタモードにおけるリセットタイミングと露光時間の関係をより詳細に示す図である。電子シャッタモードでは、蓄積時間 T_c がフレーム周期 T_f よりも短く、全露光フレーム数 a がゼロである。したがって、式（1）は $T_c = t$ となる。電子シャッタモードにおいても、式（2）、（3）が成立していることはいうまでもない。

30

【0060】

なお、全露光フレーム数 a の値に応じてフィードバックの時定数が変化することに鑑み、リセットパルスのフィードバックタイミングは、全露光フレーム数 a に応じて決定してもよい。具体的には、全露光フレーム数 a が小さい場合には、所定フレーム経過後に露光時間を変化させるようにしてもよい。

【0061】

以上説明した本発明の実施の形態 2 によれば、生成順が連続する二つのリセットパルスがそれぞれ生成される間の期間に画像の複数のフレームが少なくとも一部ずつ含まれるように前記リセットパルスの生成タイミングを調整するため、フレームレートを変更することなく、ダイナミックレンジが広く視認性に優れた画像を取得することができる。

40

【0062】

また、本実施の形態 2 によれば、リセットパルス発生後の画像読み出し開始からの時間を、画像の明るさ情報によって可変とすることにより、長時間露光から電子シャッタによる減光までを制御することが可能となる。これにより、例えば蛍光観察の際、視野内の蛍光像の観察と、蛍光像に近づいた後の高輝度画像の撮像を、リセットパルスの生成タイミングの変更のみによって連続的に行うことができる。

【0063】

（実施の形態 2 の変形例 1）

50

図 8 は、本発明の実施の形態 2 の変形例 1 に係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。同図に示す内視鏡システム 11 は、画像処理部の構成が、上述した内視鏡システム 1 と異なる。

【0064】

内視鏡システム 11 の画像処理部 12 は、内視鏡システム 1 の画像処理部 52 の構成に加えて、複数のフレーム間における被写体の動きを検出する動き検出部 121 をさらに有する。制御部 59 は、動き検出部 121 が検出した被写体の動きに基づいて画像間の相関を算出し、この算出結果と明るさ検波値とに基づいて次のリセットパルスの生成タイミングを決定する。例えば、蛍光画像間における被写体の動きが大きい場合（画像間の相関が小さい場合）、制御部 59 は、リセットパルスの生成タイミングを遅らせる。なお、制御部 59 によるリセットパルスの生成タイミングの決定には、明るさ検波値も寄与するため、被写体の動きが大きい場合に生成タイミングが常に遅れるとは限らない。

10

【0065】

以上説明した本発明の実施の形態 2 の変形例 1 によれば、実施の形態 2 と同様の効果に加えて、蛍光像の残像を一段と強調して視認性を高めることができる。

【0066】

（実施の形態 2 の変形例 2）

本発明の実施の形態 2 の変形例 2 は、画像全体の明るさの平均値と比較して所定の条件をみたす像が存在する場合、制御部 59 が電荷の蓄積時間を変更する制御を行うことを特徴とする。本変形例 2 に係る内視鏡システムは、実施の形態 2 で説明した内視鏡システム 1 と同様の構成を有する。

20

【0067】

図 9 は、内視鏡システム 1 が取得した画像における明るさ（画素値）と明るさごとの画素数との関係の例を示す図である。図 9 において、明るさ TH1、TH2 は、画像全体の明るさの平均値との差が所定の範囲にある明るさ（所定の条件を満たす明るさ）の上限と下限である。この意味で、明るさ TH1、TH2 は、観察対象となる像（例えば蛍光像）に対してバックグラウンドやノイズ（迷光成分）を排除できるような明るさであることが望ましい。

【0068】

制御部 59 は、明るさ TH1～TH2 の範囲にある画素が所定数以上存在する場合、電荷の蓄積時間を延長する制御を行う。なお、制御部 59 は、例えば明るさ TH1～TH2 の範囲で所定の画素数を超える明るさがある場合、電荷の蓄積時間を延長するようにしてもよい。

30

【0069】

読み出した画像に上述した条件を満たす像が存在しない場合、内視鏡システム 1 は、実施の形態 2 で説明した処理を行う。

【0070】

以上説明した本発明の実施の形態 2 の変形例 2 によれば、画像全体の明るさの平均値に対する差分をとることにより特に蛍光画像の場合、バックグラウンドの影響を排除して蛍光像の視認性を向上させることができる。

40

【0071】

（実施の形態 3）

図 10 は、本発明の実施の形態 3 に係る内視鏡システムが行う画像取得方法の概要を模式的に示す図である。なお、本実施の形態 3 に係る内視鏡システムは、実施の形態 2 で説明した内視鏡システム 1 と同様の機能構成を有する。本実施の形態 3 において、内視鏡システム 1 は、取得した画像における残像や像の脈動を強調するように、フレームごとの照明強度を変えることを特徴とする。

【0072】

図 10 に示すように、光源装置 3 は、制御装置 5 と連携して、受光部 41g の全ての水平ラインが露光状態にある期間の中で、発光強度を一定に保ちながら発光時間を周期的に

50

変化させている。具体的には、光源装置 3 の光源制御部 33 は、制御装置 5 の制御部 59 と連携して、発光強度を一定に保ちながらフレームごとの発光時間を徐々に長くしていく制御を行う。発光時間の最大値は、全ての水平ラインが渡航状態にある期間の長さ T_a 以下である。

【0073】

光源装置 3 は、リセットパルスによって受光部 41g における電荷の蓄積がリセットされた後、フレームごとの発光時間もリセットして初期値（最も短い発光期間）に戻る。図 10 では、フレームごとの光源発光状態として、順に発光時間が長くなっていく 4 つの光源発光状態 A_1 、 A_2 、 A_3 、 A_4 を採用した場合を例示している。

【0074】

このように、二つの連続するリセット処理の間に含まれる複数のフレームにおいて、フレームごとの光源の発光時間を徐々に長くしていくと、例えば図 4 に示す場合、蛍光像 201、202、203 の順に徐々に蛍光像が明るくなっていく。したがって、蛍光像の視認性を一段と向上させることができる。

【0075】

なお、図 10 に示す場合と逆に、二つの連続するリセット処理の間に含まれる複数のフレームにおいて、フレームごとの発光時間を徐々に短くしていてもよい。この場合には、図 4 において、蛍光像 201、202、203 の順に徐々に蛍光像が暗くなっていき、結果的に視認性を向上させることができる。

【0076】

また、二つの連続するリセット処理の間に含まれる複数のフレームにおいて、フレームごとの光源の発光時間を常に増加または減少させる必要はなく、段階的に増加または減少させるようにしてもよいし、増加または減少を適宜混合して変化させるようにしてもよい。

【0077】

以上説明した本発明の実施の形態 3 によれば、生成順が連続する二つのリセットパルスがそれぞれ生成される間の期間に画像の複数のフレームが少なくとも一部ずつ含まれるように前記リセットパルスの生成タイミングを調整するため、フレームレートを変更することなく、ダイナミックレンジが広く視認性に優れた画像を取得することができる。

【0078】

また、本実施の形態 3 によれば、取得した画像のフレームごとの照明強度が変化することで、一段と視認性を向上させることができる。

【0079】

（実施の形態 3 の変形例）

図 11 は、本発明の実施の形態 3 の変形例に係る内視鏡システム 1 が行う画像取得方法の概要を模式的に示す図である。図 11 に示すように、光源装置 3 は、受光部 41g の全ての水平ラインが露光状態にある期間の中で、フレームごとの発光時間を一定に保ちながら発光強度を周期的に変化させている。具体的には、光源装置 3 は、フレームごとの発光時間を一定に保ちながらフレームごとの発光強度を徐々に大きくしていく。そして、リセット信号によって受光部 41g における電荷の蓄積がリセットされた後、フレームごとの発光強度もリセットして初期値（最も小さい発光強度）に戻る。図 11 では、フレームごとの光源発光状態として、順に発光強度が小さくなっていく 4 つの光源発光状態 B_1 、 B_2 、 B_3 、 B_4 を採用している。

【0080】

このようにして、二つの連続するリセット処理の間に含まれる複数のフレームにおいて、フレームごとの光源の発光強度を徐々に大きくしていくと、上述した実施の形態 3 と同様、蛍光像の視認性を一段と向上させることができる。

【0081】

なお、本変形例において、二つの連続するリセット処理の間に含まれる複数のフレームにおいて、フレームごとの発光時間を一定に保ちながら発光強度を徐々に小さくしていっ

10

20

30

40

50

てもよい。

【 0 0 8 2 】

また、本変形例において、二つの連続するリセット処理の間に含まれる複数のフレームにおいて、フレームごとの発光強度を常に増加または減少させる必要はなく、段階的に増加または減少するようにしてもよいし、増加または減少を適宜混合して変化させるようにしてもよい。

【 0 0 8 3 】

また、本変形例を実施の形態 3 と組み合わせることにより、フレームごとに発光強度と発光時間とともに変化させるようにしてもよい。

【 0 0 8 4 】

(その他の実施の形態)

ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は、上述した実施の形態 1 ~ 3 によってのみ限定されるべきものではない。例えば、実施の形態 1 においても、実施の形態 2 等と同様に、制御装置 5 がリセット禁止信号を発生することによってリセットパルスの生成タイミングを調整するようにしてもよい。

【 0 0 8 5 】

また、本発明において、制御装置のゲイン調整部が、二つの連続するリセット処理の間に含まれる複数のフレームにおいて、フレームごとの増幅率を変更するようにしてもよい。この場合には、フレームごとの増幅率を徐々に増加または減少させてもよいし、増幅率の増加または減少を適宜混合して変化させるようにしてもよい。

【 0 0 8 6 】

また、本発明において、撮像素子を C C D イメージセンサによって構成することも可能である。

【 0 0 8 7 】

また、本発明に係る内視鏡システムは、被検体内に挿入して臓器内部を観察する軟性鏡として実現することも可能である。

【 0 0 8 8 】

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、特許請求の範囲に記載した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】

【 0 0 8 9 】

- 1、 1 1 内視鏡システム
- 2 挿入部
- 3 光源装置
- 4 カメラヘッド部
- 5 制御装置
- 6 表示装置
- 7 ライトガイド
- 8 集合ケーブル
- 2 2 光学系
- 3 1 白色光源
- 3 2 特殊光光源
- 3 3 光源制御部
- 3 4 L E D ドライバ
- 4 1 a センサ部
- 4 1 b アナログフロントエンド部
- 4 1 c P / S 変換部
- 4 1 e 撮像記憶部
- 4 1 f 撮像制御部

10

20

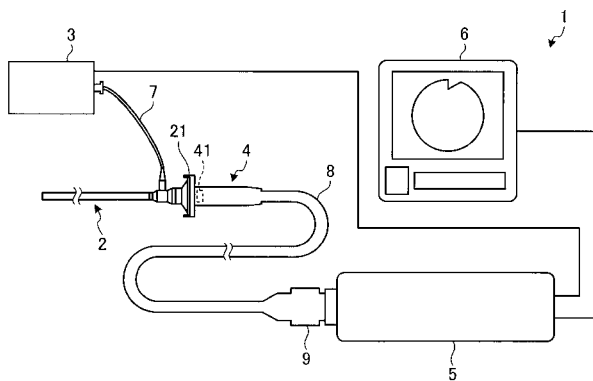
30

40

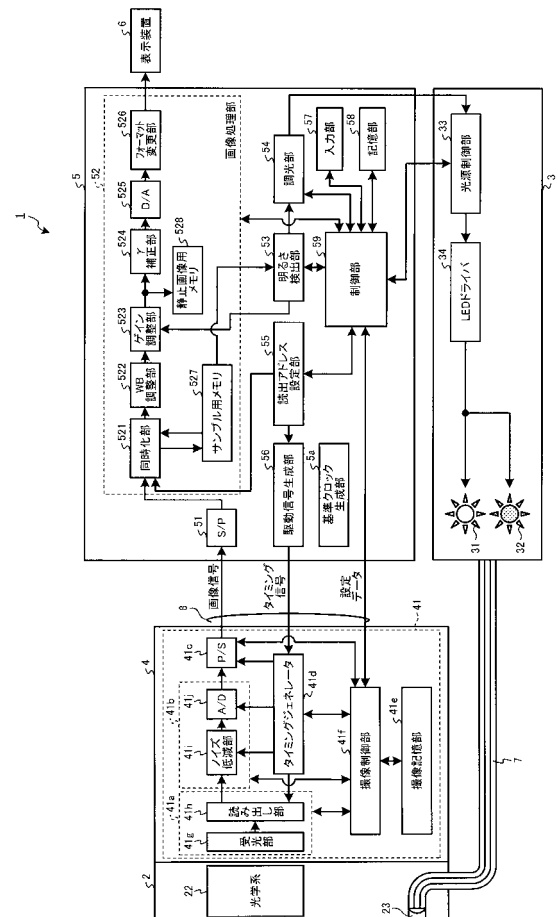
50

- | | |
|-------------------|-----------|
| 4 1 g | 受光部 |
| 4 1 h | 読み出し部 |
| 5 1 | S / P 変換部 |
| 5 2 | 画像処理部 |
| 5 3 | 明るさ検出部 |
| 5 4 | 調光部 |
| 5 5 | 読出アドレス設定部 |
| 5 6 | 駆動信号生成部 |
| 5 7 | 入力部 |
| 5 8 | 記憶部 |
| 5 9 | 制御部 |
| 5 a | 基準クロック生成部 |
| 1 0 1、1 0 2、1 0 3 | 蛍光画像 |
| 1 2 1 | 動き検出部 |
| 2 0 1、2 0 2、2 0 3 | 蛍光像 |
| P ₁ | 露光期間 |
| P ₂ | 転送期間 |
| P ₃ | リセット期間 |

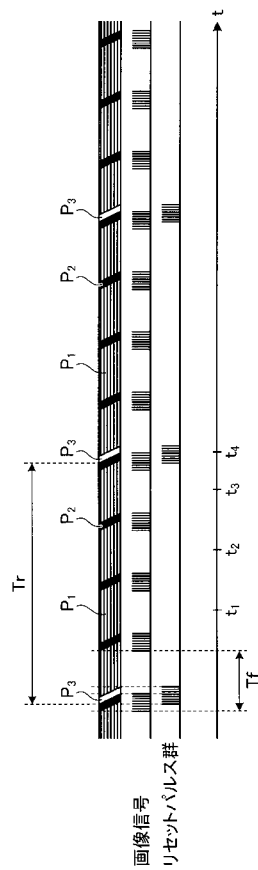
【 図 1 】



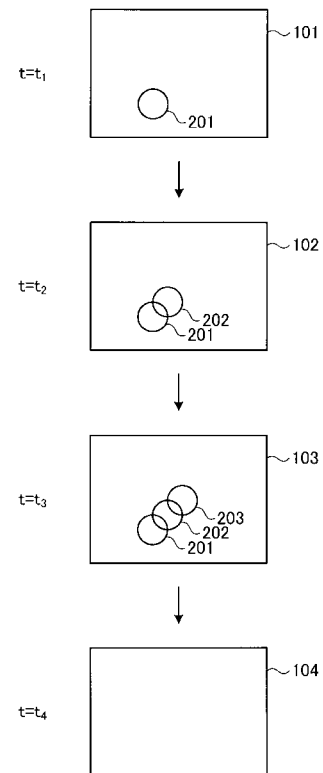
【 図 2 】



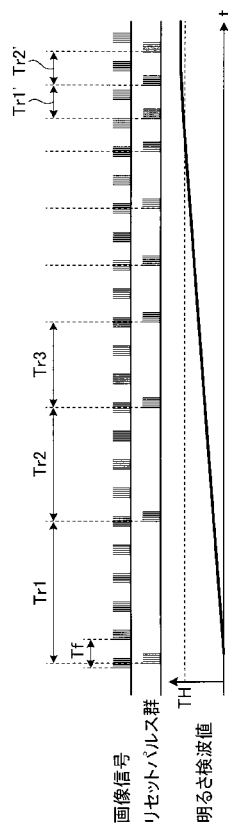
【図 3】



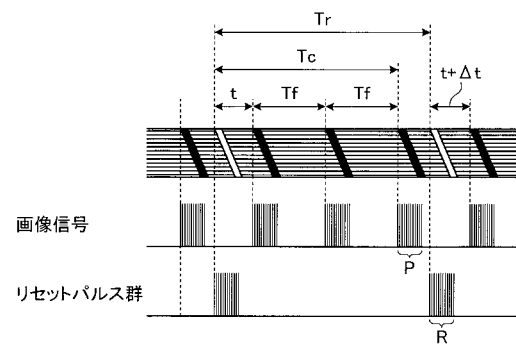
【図 4】



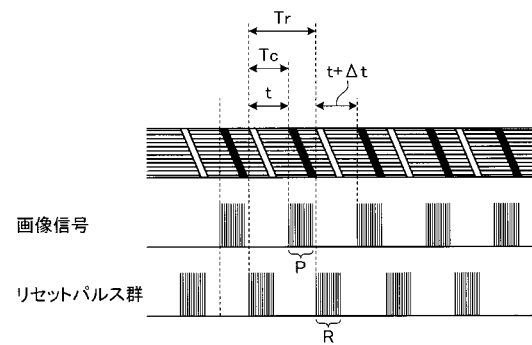
【図 5】



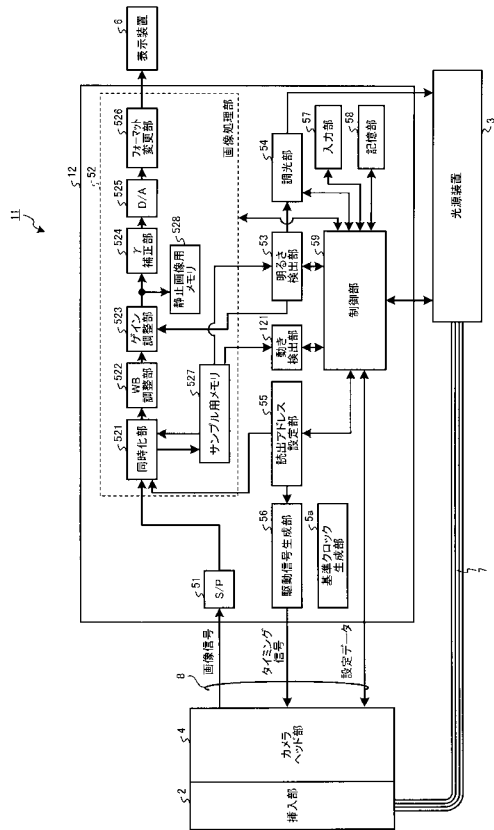
【図 6】



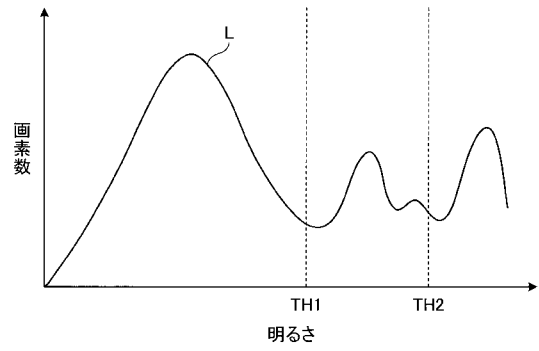
【図 7】



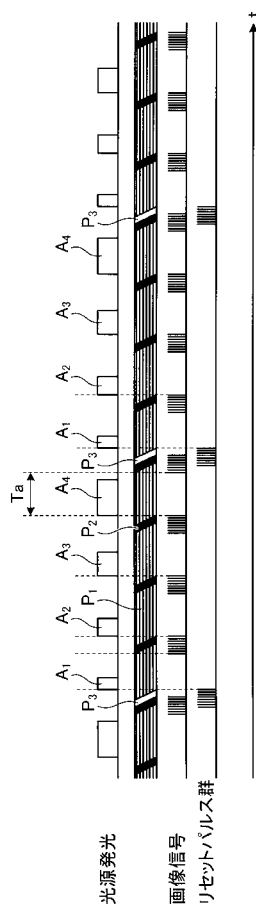
【 図 8 】



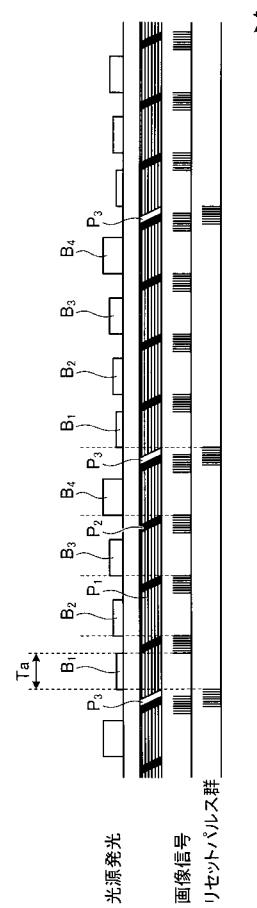
【 図 9 】



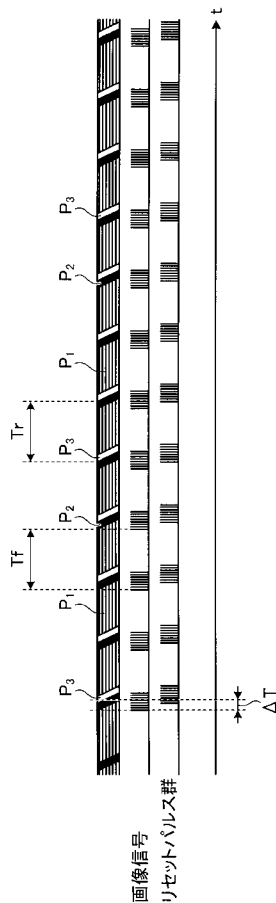
【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



【図 1 2】



【手続補正書】

【提出日】平成27年3月4日(2015.3.4)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

特定の物質からの戻り光を生じさせる照明光を視野領域に対して出射可能な照明部と、
前記視野領域からの前記戻り光を受光して光電変換することによって電気信号を生成する複数の画素が二次元面上に配置され、該複数の画素が生成した電気信号を画像情報として順次読み出し可能なセンサ部と、

前記電気信号を所定のフレーム周期ごとに読み出す読み出し部と、

前記複数の画素が蓄積する電荷を開放するためのリセットパルスを生成するリセットパルス生成部と、

生成順が連続する二つの前記リセットパルスがそれぞれ生成される間の期間に複数の前記フレーム周期が含まれるように前記リセットパルスの生成タイミングを調整するリセットパルス制御部と、

前記リセットパルスが生成されてから次の前記リセットパルスが生成されるまでの間に存在する複数の前記フレーム周期の各々において前記照明光が出射されるように前記照明部を制御する照明制御部と、

を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記センサ部が読み出した画像情報に含まれる画像の明るさを検出する明るさ検出部を

さらに備え、

前記リセットパルス制御部は、

前記明るさ検出部が検出した画像の明るさに応じて前記リセットパルスの生成タイミングを調整す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】

複数のフレーム間の被写体の動き量を検出する動き検出部をさらに備え、

前記リセットパルス制御部は、

前記画像の明るさおよび前記動き検出部が検出した前記被写体の動き量に応じて前記リセットパルスの生成タイミングを調整することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記照明部は、

前記照明光の 1 フレームにおける発光強度および / または発光時間を フレームごとに変更す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 5】

前記画像情報に含まれる画像の増幅率を フレームごとに変更する増幅率調整部をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/069604

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2014 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2014 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2014		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	WO 2012/172908 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 20 December 2012 (20.12.2012), paragraphs [0010], [0061] to [0073]; fig. 9 & JP 5200200 B2 & US 2013/0150713 A1 & EP 2601881 A1 & CN 103140161 A	1-2, 5 3 4
Y A	WO 2012/176561 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 27 December 2012 (27.12.2012), paragraphs [0101] to [0108] & JP 5296930 B2 & US 2013/0201315 A1 & EP 2664268 A1 & CN 103347433 A	3 4
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 16 October, 2014 (16.10.14)		Date of mailing of the international search report 28 October, 2014 (28.10.14)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/069604

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2012-143319 A (Fujifilm Corp.), 02 August 2012 (02.08.2012), paragraphs [0056] to [0068]; fig. 5 to 6 (Family: none)	4

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 6 9 6 0 4	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2014年 日本国実用新案登録公報 1996-2014年 日本国登録実用新案公報 1994-2014年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X	WO 2012/172908 A1（オリンパスメディカルシステムズ株式会社）	1-2, 5	
Y	2012.12.20, [0010], [0061]-[0073], 図9 & JP 5200200 B2 & US	3	
A	2013/0150713 A1 & EP 2601881 A1 & CN 103140161 A	4	
Y	WO 2012/176561 A1（オリンパスメディカルシステムズ株式会社）	3	
A	2012.12.27, [0101]-[0108] & JP 5296930 B2 & US 2013/0201315 A1 & EP 2664268 A1 & CN 103347433 A	4	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 16.10.2014		国際調査報告の発送日 28.10.2014	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 門田 宏 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 6 9 6 0 4
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2012-143319 A (富士フイルム株式会社) 2012. 08. 02, 【0056】 - 【0068】 , 図 5-6 (ファミリーなし)	4

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 山崎 健二

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C161 AA24 BB02 CC06 DD01 HH51 JJ17 LL03 NN01 NN05 PP12

QQ02 QQ03 QQ04 RR02 RR22 SS05 SS06 SS07 TT04 WW17

5C054 EF06 HA12

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JPWO2015016137A1	公开(公告)日	2017-03-02
申请号	JP2015512430	申请日	2014-07-24
[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		
[标]发明人	大野涉 竹腰聪 武井俊二 山崎健二		
发明人	大野 涉 竹腰 聪 武井 俊二 山崎 健二		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/045 A61B1/05 A61B1/0638 A61B1/0661 A61B1/0684 A61B1/3132 G02B23/2484 H04N5/2353 H04N5/2354 H04N5/3532 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/00.A H04N7/18.M		
F-TERM分类号	4C161/AA24 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL03 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ04 4C161/RR02 4C161/RR22 4C161/SS05 4C161/SS06 4C161/SS07 4C161/TT04 4C161/WW17 5C054/EF06 5C054/HA12		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2013160736 2013-08-01 JP		
其他公开文献	JP5775986B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统包括：照明单元，该照明单元被配置为用照明光照射视野区域，该照明光产生来自特定物质的返回光。具有二维表面的传感器单元，在该二维表面上布置有多个像素，用于接收来自视野区域的返回光并进行光电转换，以产生电信号，该传感器单元被配置为顺序地读出电信号由多个像素产生的图像信息；复位脉冲产生单元，其被配置为产生用于释放在多个像素中累积的电荷的复位脉冲；复位脉冲控制器，其被配置为调节产生复位脉冲的定时，使得图像的多个帧的至少一部分被包括在两个连续的复位脉冲的产生之间的时段中。

