

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5544231号  
(P5544231)

(45) 発行日 平成26年7月9日(2014.7.9)

(24) 登録日 平成26年5月16日(2014.5.16)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 B

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

請求項の数 8 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2010-160682 (P2010-160682)  
 (22) 出願日 平成22年7月15日(2010.7.15)  
 (65) 公開番号 特開2012-19983 (P2012-19983A)  
 (43) 公開日 平成24年2月2日(2012.2.2)  
 審査請求日 平成25年1月18日(2013.1.18)

(73) 特許権者 306037311  
 富士フイルム株式会社  
 東京都港区西麻布2丁目26番30号  
 (74) 代理人 100115107  
 弁理士 高松 猛  
 (74) 代理人 100151194  
 弁理士 尾澤 俊之  
 (74) 代理人 100164758  
 弁理士 長谷川 博道  
 (72) 発明者 瀬戸 康宏  
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
 富士フイルム株式会社内  
 (72) 発明者 村上 浩史  
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡光源装置及び内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体を照明する照明光学系と、グローバルシャッター方式で制御される撮像素子を有して被検体を撮像する撮像光学系と、が搭載された内視鏡が、着脱自在に接続される内視鏡光源装置であって、

前記内視鏡に供給される照明光を発生する光源と、

前記光源の出射光強度を、入力される光量指示値に応じて制御する光源制御部と、を備え、

前記光源制御部が、パルス数変調制御による制御分と、パルス幅変調制御による制御分と、パルス振幅変調制御による制御分との合計で、前記光量指示値に対応する前記光源の出射光強度を決定する内視鏡光源装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の内視鏡光源装置であって、

前記光源制御部が、前記撮像素子の 1 フレーム当たりの電荷蓄積期間内で、かつ該電荷蓄積期間の所定の比率以上の時間を用いて、前記光源を点灯制御する内視鏡光源装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は請求項 2 記載の内視鏡光源装置であって、

前記光源制御部が、前記パルス数変調制御による制御分を、前記光量指示値が所定値以上の場合には最大の一値とし、前記所定値未満の場合には前記光量指示値の減少に伴って減少する可変値とする内視鏡光源装置。

10

20

## 【請求項 4】

被検体を照明する照明光学系と、ローリングシャッタ方式で制御される撮像素子を有して被検体を撮像する撮像光学系と、が搭載された内視鏡が、着脱自在に接続される内視鏡光源装置であって、

前記内視鏡に供給される照明光を発生する光源と、

前記光源の出射光強度を、入力される光量指示値に応じて制御する光源制御部と、を備え、

前記光源制御部が、パルス密度変調制御による制御分と、パルス幅変調制御による制御分と、パルス振幅変調制御による制御分との合計で、前記光量指示値に対応する前記光源の出射光強度を決定する内視鏡光源装置。

10

## 【請求項 5】

請求項 4 記載の内視鏡光源装置であって、

前記撮像素子が、行方向及び列方向に配列された画素毎に独立した多数の光電変換部を有し、前記各光電変換部に対する電荷蓄積及び蓄積された電荷の読み出し制御が、前記各光電変換部の行毎に互いにずれたタイミングで行なわれるものであり、

前記光源制御部が、前記撮像素子の各行の電荷蓄積期間のうち、1 フレームの全ての行が同時に電荷蓄積状態になるタイミングを表す共通蓄積期間の範囲内で、前記光源を点灯制御する内視鏡光源装置。

## 【請求項 6】

請求項 4 又は請求項 5 記載の内視鏡光源装置であって、

前記光源制御部が、前記パルス密度変調制御による制御分を、前記光量指示値が所定値以上の場合には最大の一定値とし、前記所定値未満の場合には前記光量指示値の減少に伴って減少する可変値とする内視鏡光源装置。

20

## 【請求項 7】

請求項 1 ～ 請求項 6 のいずれか 1 項記載の内視鏡光源装置を備えた内視鏡システムであって、

互いに異なるスペクトルの光を出射する複数の光源を有し、

前記光源制御部が、前記複数の光源をそれぞれ制御する内視鏡システム。

## 【請求項 8】

請求項 1 ～ 請求項 6 のいずれか 1 項記載の内視鏡光源装置を備えた内視鏡システムであって、

前記光源が、半導体発光素子からなる内視鏡システム。

30

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、内視鏡光源装置及びこれを備えた内視鏡システムに関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

一般に、体腔内の生体組織を観察するためには内視鏡システムが用いられている。内視鏡システムは、体腔内の被観察部に照明光として白色光を照射し、被観察部からの反射光等による光像を、2次元画像を撮影可能な所定の撮像素子を用いて撮影し、得られた2次元画像をモニタ画面上に表示するものである。このような内視鏡システムの照明光の制御に関する技術が、例えば特許文献1～3に示されている。

40

## 【0003】

特許文献1においては、常に適切な光量及び色度の照明光を得るための技術を開示している。具体的には、光源に与える駆動電流をパルス状に変化させ、このパルスについてパルス数、パルス幅、パルス振幅のいずれか1つを制御することを提案している。

## 【0004】

特許文献2においては、スコープ先端の加熱を抑えつつ患部への照明光を供給するための技術を開示している。具体的には、光源の点灯/消灯をパルス状に制御すると共に、光

50

源の点灯時間及びパルスの振幅（強度）を調節することを提案している。

【 0 0 0 5 】

特許文献 3 においては、C M O S イメージセンサを用いて静止画を撮影する時に、短時間だけ照明を点灯することを開示している。具体的には、最初に照明を消灯して各画素位置で電荷をリセットした状態から電荷蓄積動作を開始する。また、各画素から電荷を読み出す際には照明を消灯する。これにより、画素毎の読み出しタイミングの違いにより余分な電荷が蓄積されるのを防止できる。

【 0 0 0 6 】

ところで、内視鏡システムに用いられる照明用の光源装置には、一般的に 1 : 9 0 0 0 以上の光量ダイナミックレンジが要求される。このような広い光量ダイナミックレンジを実現するのは、光源に流す電流の振幅を制御するだけでは困難である。

10

また、振幅の制御だけでなく、特許文献 1 に開示されているように、パルス数制御や、パルス幅制御を行って照明光量を制御することも可能である。しかし、パルス数制御、パルス幅制御、パルス振幅制御のいずれの場合であっても、いずれか 1 つの制御だけでは、十分に大きな光量ダイナミックレンジは得られない。

【 0 0 0 7 】

また、1 つの光源装置がもしも特許文献 1 に開示されているパルス数制御、パルス幅制御、パルス振幅制御のような複数種類の制御機能を搭載している場合であっても、それぞれ特性（入力値と光量変化との関係）が異なる複数の制御量をユーザが個別に調整しなければならない。従って、所望の照明光量に調整するための操作が非常に難しい。

20

【 0 0 0 8 】

更に、パルス数制御、パルス幅制御、パルス振幅制御などによって光量を制御する場合には、内視鏡に搭載される撮像素子の特性を考慮して制御しないと、品質の高い画像が得られない。

【 0 0 0 9 】

内視鏡システムが 2 次元画像を撮影するために利用可能な撮像素子としては、C C D (Charge Coupled Device) イメージセンサ、や C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) イメージセンサが知られている。また、公知のように、C C D イメージセンサと C M O S イメージセンサはその構造上の違いにより信号の読み出し方式が異なり、撮影の際のシャッタ制御も異なる。

30

【 0 0 1 0 】

例えば、インターラインの C C D イメージセンサの場合は、受光部、垂直転送部、水平転送部、アンプ等を備えている。すなわち、全ての画素について電荷を保持可能な垂直転送部を有しているので、露光が完了した後、受光部の電荷を全画素について同一のタイミングで垂直転送部に転送することができる。従って、受光部の各画素位置に電荷の蓄積を開始するタイミング及び電荷の蓄積を終了するタイミングは、全画素について同時になる。つまり、二次元画像を撮影する場合に、イメージセンサ側の制御だけで二次元画像の 1 フレーム全体について同時にシャッタを切ることができる。このようなシャッタ制御はグローバルシャッタ方式と呼ばれている。

【 0 0 1 1 】

40

一方、一般的な C M O S イメージセンサの場合には、上記の垂直転送部のように全画素の電荷を一時的に蓄積する構成要素が存在しないので、N 行、M 列の二次元配列の受光部の各画素位置から 1 行ずつ順次に電荷を読み出す必要がある。つまり、テレビの画面走査のように走査線を順次に切り替えて 1 行毎に電荷を読み出すことになる。従って、受光部の各画素位置に電荷の蓄積を開始するタイミング及び電荷の蓄積を終了するタイミングは、1 行毎に僅かにずれることになる。つまり、二次元画像を撮影する場合に、イメージセンサ側の制御だけでは、シャッタを切るタイミングが二次元画像の行毎にずれ、1 フレーム全体について同時にシャッタを切ることはできない。このようなシャッタ制御はローリングシャッタ方式と呼ばれている。

【 0 0 1 2 】

50

一般的なＣＭＯＳイメージセンサを採用した内視鏡システムの場合には、受光部各位置の電荷蓄積期間（実質的にシャッタが開いている時間）のタイミングが走査線毎にずれることになる。そのため、もしも照明の調光のために光源の点灯開始タイミングを調整すると、二次元画像の走査線毎に照明光量の違いが発生し、画像に輝度むらが生じてしまう。

【００１３】

光源に流す電流の振幅（発光強度）だけを制御する場合には、信号読み出し等のタイミングのずれに対して照明光量が影響を受けないので、一般的なＣＭＯＳイメージセンサを採用した内視鏡システムにおいても走査線毎の輝度むらが生じることはない。

【００１４】

一方、ＣＣＤイメージセンサを採用した内視鏡システムの場合には、信号読み出し等のタイミングが走査線毎にずれることはないので、照明の調光のために光源の点灯開始タイミング等を調整することも可能である。また、ＣＣＤイメージセンサを採用した内視鏡システムの場合には、全画素について同時にシャッタが閉じている期間が存在するので、この期間中は不要な照明を消灯することにより発熱の抑制のために役立つ。しかし、一般的なＣＭＯＳイメージセンサを採用した内視鏡システムの場合には、シャッタが閉じている期間が走査線毎にずれるので、特定の期間中に照明を消灯することはできない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【００１５】

【特許文献１】特開２００９－５６２４８号公報

【特許文献２】特開２００７－１１１１５１号公報

【特許文献３】特開２００８－２９６２１号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【００１６】

上記のように、使用する内視鏡に搭載された撮像素子の種別によって、照明光の最適制御は異なるものとなるが、撮像素子の種別に応じて照明光の出射光量を最適制御することは行なわれていない。

【００１７】

そこで本発明は、使用する内視鏡の撮像素子の種別に応じた照明光の光量制御により、所望の光量を簡単に、しかも広い光量ダイナミックレンジで得ることが可能な内視鏡光源装置及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】

【００１８】

本発明は下記構成からなる。

（１）被検体を照明する照明光学系と、グローバルシャッタ方式で制御される撮像素子を有して被検体を撮像する撮像光学系と、が搭載された内視鏡が、着脱自在に接続される内視鏡光源装置であって、

前記内視鏡に供給される照明光を発生する光源と、

前記光源の出射光強度を、入力される光量指示値に応じて制御する光源制御部と、を備え、

前記光源制御部が、パルス数変調制御による制御分と、パルス幅変調制御による制御分と、パルス振幅変調制御による制御分との合計で、前記光量指示値に対応する前記光源の出射光強度を決定する内視鏡光源装置。

（２）被検体を照明する照明光学系と、ローリングシャッタ方式で制御される撮像素子を有して被検体を撮像する撮像光学系と、が搭載された内視鏡が、着脱自在に接続される内視鏡光源装置であって、

前記内視鏡に供給される照明光を発生する光源と、

前記光源の出射光強度を、入力される光量指示値に応じて制御する光源制御部と、を備え、

10

20

30

40

50

前記光源制御部が、パルス密度変調制御による制御分と、パルス幅変調制御による制御分と、パルス振幅変調制御による制御分との合計で、前記光量指示値に対応する前記光源の出射光強度を決定する内視鏡光源装置。

( 3 ) ( 1 ) 又は ( 2 ) の内視鏡光源装置を備えた内視鏡システムであって、互いに異なるスペクトルの光を出射する複数の光源を有し、前記光源制御部が、前記複数の光源をそれぞれを制御する内視鏡システム。

【発明の効果】

【 0 0 1 9 】

本発明の内視鏡光源装置及びそれを備えた内視鏡システムによれば、3 以上の変調制御の組み合わせを統合して調光を行うため、広い光量ダイナミックレンジが容易に得られる。しかも、1 つの光量指示値を操作するだけで3 以上の変調制御のそれぞれの制御量が調整されるので、ユーザが行う調光のための操作が非常に簡単になる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 0 】

【図 1】実施形態の内視鏡システム全体に関する主要部の構成例を示すブロック図である。

【図 2】図 1 に示した内視鏡システムの外観を示す斜視図である。

【図 3】内視鏡先端部の近傍の構造を表す縦断面図である。

【図 4】光源ドライバの具体的な構成例を示すブロック図である。

【図 5】グローバルシャッタ方式で制御される場合の制御タイミング例を示すタイムチャートである。

【図 6】ローリングシャッタ方式で制御される場合の制御タイミング例を示すタイムチャートである。

【図 7】図 4 に示した光源ドライバの動作に関する制御パターンの特性例を示すグラフである。

【図 8】図 4 に示した光源ドライバの動作に関する他の制御パターンの特性例を示すグラフである。

【図 9】照明光に関するスペクトルの具体例を示すグラフである。

【図 1 0】第 1 変形例における内視鏡先端部の構成を示す正面図である。

【図 1 1】第 1 変形例における光源装置の構成を示すブロック図である。

【図 1 2】第 2 変形例における光源装置の構成を示すブロック図である。

【図 1 3】第 3 変形例における内視鏡先端部の構成を示す正面図である。

【図 1 4】第 3 変形例における光源装置の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】

【 0 0 2 1 】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照して詳細に説明する。

本実施形態の内視鏡システム全体に関する主要部の構成例が図 1 に示されている。また、図 1 に示した内視鏡システムの外観が図 2 に示されている。

【 0 0 2 2 】

図 1、図 2 に示すように、内視鏡システム 1 0 0 は、内視鏡 1 1 と、この内視鏡 1 1 が接続される外部制御装置である制御装置 1 3 と、制御装置 1 3 に接続され画像情報を表示する表示部 1 5 とを有する。制御装置 1 3 には、入力操作を受け付ける入力部 1 7 が接続されている。

【 0 0 2 3 】

内視鏡 1 1 は、電子内視鏡であり、図 1 に示すように照明部 1 1 a ( 照明光学系 ) と、撮像素子 1 1 b とを備えている。照明部 1 1 a は、図 2 に示す内視鏡挿入部 1 9 の先端から照明光を出射する。撮像素子 1 1 b は、二次元撮像手段であり、所定の対物レンズユニットを介して生体等の被観察領域を撮像して二次元画像を得ることができる。撮像素子 1 1 b の具体例として、二次元 C C D ( Charge Coupled Device ) イメージセンサや、二次元 C M O S ( Complementary Metal-Oxide Semiconductor ) イメージセンサが用いられる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 4 】

なお、内視鏡システム 1 0 0 においては通常はカラー画像を再現する必要があるので、実際の撮像素子 1 1 b には、複数の色セグメントからなるカラーフィルタ（例えば、ベイヤー配列の R G B 原色カラーフィルタや、C M Y G , C M Y の補色カラーフィルタ）を備えた単板カラー撮像方式の撮像素子が用いられる。

## 【 0 0 2 5 】

内視鏡 1 1 は、図 2 に示すように、内視鏡挿入部 1 9 と、操作部 2 5 と、ユニバーサルコード 2 7 と、コネクタ部 2 9 A , 2 9 B とを含んでいる。内視鏡挿入部 1 9 は、細長い形状に形成されており、その先端側が被検体内に挿入される。また、内視鏡挿入部 1 9 は、可撓性を持つ軟性部 3 1 と、湾曲部 3 3 と、先端部（以降、内視鏡先端部とも呼称する）3 5 から構成される。操作部 2 5 は、内視鏡挿入部 1 9 の基端部に連設されており、内視鏡挿入部 1 9 の先端の湾曲操作や観察のための操作を行う際に使用される。ユニバーサルコード 2 7 は操作部 2 5 から延設されている。コネクタ部 2 9 A , 2 9 B は、ユニバーサルコード 2 7 の先端に設けられ内視鏡 1 1 を制御装置 1 3 に着脱自在に接続する。

## 【 0 0 2 6 】

湾曲部 3 3 は、軟性部 3 1 と内視鏡先端部 3 5 との間に設けられ、操作部 2 5 に配置されたアングルノブ 4 1 の回動操作により湾曲自在にされている。この湾曲部 3 3 は、内視鏡 1 1 が使用される被検体の部位等に応じて、任意の方向、任意の角度に湾曲でき、内視鏡先端部 3 5 の照明の照射口及び撮像素子の観察方向を、所望の観察部位に向けることができる。

## 【 0 0 2 7 】

内視鏡先端部 3 5 の近傍の構成が図 3 に示されている。図 3 に示すように、内視鏡先端部 3 5 には、被観察領域へ照明光を照射するための照明部 1 1 a と、被観察領域の像を撮影するための撮像素子 1 1 b とが設けてある。

## 【 0 0 2 8 】

照明部 1 1 a は、マルチモード光ファイバ 7 1 と、蛍光体 7 2 とを備えている。マルチモード光ファイバ 7 1 としては、例えば、コア径 1 0 5  $\mu\text{m}$ 、クラッド径 1 2 5  $\mu\text{m}$ 、外皮となる保護層を含めた径が直径 0 . 3 mm ~ 0 . 5 mm の細径なものを使用することができる。

## 【 0 0 2 9 】

マルチモード光ファイバ 7 1 は、光源装置 4 3 内の光源 4 3 a から出射される青色光を内視鏡先端部 3 5 の蛍光体 7 2 の近傍まで導く。蛍光体 7 2 は、マルチモード光ファイバ 7 1 によって導光された青色光の一部のエネルギーを吸収して励起され、緑色～黄色の波長帯の可視光を発光する。蛍光体 7 2 は、複数種類の蛍光物質から形成されており、例えば、Y A G 系蛍光体、あるいは B A M ( B a M g A l <sub>10</sub> O <sub>17</sub> ) 等の蛍光物質などを含んで形成される。

## 【 0 0 3 0 】

図 3 に示すように、蛍光体 7 2 の外周を覆うように筒状のスリーブ部材 7 3 が設けられている。スリーブ部材 7 3 の内部には、マルチモード光ファイバ 7 1 を中心軸として保持するフェルール 7 4 が挿入されている。更に、フェルール 7 4 の後端側（先端側とは逆側）から延出されるマルチモード光ファイバ 7 1 には、その外皮を覆うフレキシブルスリーブ 7 5 がスリーブ部材 7 3 との間に挿入されている。

## 【 0 0 3 1 】

励起により蛍光体 7 2 に生じる発光光と、マルチモード光ファイバ 7 1 によって導光され蛍光体 7 2 を透過した青色光の一部とが合成され、白色に近いスペクトルの照明光として照射口 3 5 a から被観察領域へ向けて出射される。照射口 3 5 a の近傍には照明光を照射するための照射レンズ 7 6 が設けてある。

## 【 0 0 3 2 】

図 3 に示すように、撮像素子 1 1 b は内視鏡先端部 3 5 の内部に固定された基板 6 1 上に配置してある。また、撮像素子 1 1 b の受光面にはプリズム 6 2 の一端面 6 2 a が接続

10

20

30

40

50

されている。また、端面 6 2 a と 9 0 度向きが異なる別の端面 6 2 b に対物レンズユニット 6 3 が接続されている。対物レンズユニット 6 3 は、被観察領域と対向する観察窓 3 5 b から被観察領域の像を撮影できるように、その光をプリズム 6 2 を経由して撮像素子 1 1 b の受光面に導く。信号ケーブル 6 4 は、基板 6 1 上の撮像素子 1 1 b を制御装置 1 3 と電氣的に接続する。

#### 【 0 0 3 3 】

図 1 に示すように、制御装置 1 3 はプロセッサ 4 5 と光源装置 4 3 とで構成されている。光源装置 4 3 は、内視鏡先端部 3 5 の照射口に供給する照明光を発生する。プロセッサ 4 5 は、撮像素子 1 1 b から出力される画像信号を画像処理したり照明の光量を制御する光源制御装置として機能する。プロセッサ 4 5 及び光源装置 4 3 は、図 2 に示すようにコネクタ部 2 9 A , 2 9 B を介して内視鏡 1 1 と接続される。

10

#### 【 0 0 3 4 】

また、プロセッサ 4 5 には、前述の表示部 1 5 と入力部 1 7 が接続されている。プロセッサ 4 5 は、内視鏡 1 1 の操作部 2 5 や入力部 1 7 からの指示に基づいて、内視鏡 1 1 から伝送されてくる撮像信号を画像処理し、表示部 1 5 へ表示用画像を生成して供給する。

#### 【 0 0 3 5 】

次に、内視鏡システムの信号処理について説明する。

図 1 に示すように、プロセッサ 4 5 には増幅器 (AMP) 5 1、相関二重サンプリング / プログラマブルゲインアンプ (以下、CDS / PGA と略す) 5 2、A / D 変換器 5 3、画像処理部 5 4、光量計測部 5 5、記憶部 5 6、マイクロコンピュータ (CPU) 5 7、タイミングジェネレータ (TG) 5 8、及び撮像素子ドライバ 5 9 が備わっている。

20

#### 【 0 0 3 6 】

増幅器 5 1 の入力には、撮像素子 1 1 b の撮影により得られる撮像信号が入力される。この撮像信号はゲインが一定の増幅器 5 1 で増幅された後、CDS / PGA 5 2 に入力される。CDS / PGA 5 2 は、増幅器 5 1 で増幅された撮像信号を入力し、撮像素子 1 1 b の各光電変換セルの蓄積電荷量に正確に対応した R (赤色)、G (緑色)、B (青色) 各色のレベルを表すアナログ画像信号として出力する。

#### 【 0 0 3 7 】

CDS / PGA 5 2 から出力されるアナログ画像信号は、A / D 変換器 5 3 に入力されてデジタル画像データに変換される。画像処理部 5 4 は、A / D 変換器 5 3 から出力されるデジタル画像データに対して各種画像処理を施し、表示部 1 5 の画面に表示すべき画像の情報を生成する。従って、内視鏡 1 1 内の撮像素子 1 1 b により撮影された映像、すなわち生体の被観察領域の二次元画像が表示部 1 5 に表示される。

30

#### 【 0 0 3 8 】

撮像素子 1 1 b の撮影や信号読み出しを制御するための制御入力端子には撮像素子ドライバ 5 9 の出力が接続されている。また、撮像素子ドライバ 5 9 の入力にはタイミングジェネレータ 5 8 の出力が接続されている。撮像素子ドライバ 5 9 は、タイミングジェネレータ 5 8 から入力される各種タイミング信号 (クロックパルス) を用いて、撮像素子 1 1 b の撮影における各種タイミングを制御する。すなわち、撮影により各セルの領域に蓄積された信号電荷を読み出すタイミングや、電子シャッタのシャッタ速度などを制御する。タイミングジェネレータ 5 8 は、光源ドライバ 4 3 b に与えるタイミング信号も生成する。

40

#### 【 0 0 3 9 】

本実施形態のプロセッサ 4 5 においては、接続される内視鏡 1 1 の撮像素子 1 1 b の種別に応じて、所望の撮影動作を行うために必要なタイミング信号を出力できるようにタイミングジェネレータ 5 8 が構成されている。つまり、タイミングジェネレータ 5 8 は、接続される内視鏡 1 1 の撮像素子 1 1 b がグローバルシャッタ方式である場合には、グローバルシャッタ方式用のタイミング信号を出力し、ローリングシャッタ方式である場合には、ローリングシャッタ方式のタイミング信号を出力する。また、両方式に対応して切り替え自在なタイミングジェネレータ 5 8 の構成であってもよい。

50

## 【 0 0 4 0 】

すなわち、グローバルシャッタ方式のＣＣＤイメージセンサの場合には全画素の各セルに対する露光動作を同じタイミングで行うのに対し、一般的なローリングシャッタ方式のＣＭＯＳイメージセンサの場合には走査線毎（１行毎）にタイミングをずらして順番に露光及び信号読み出しを行う必要がある。なお、ＣＭＯＳイメージセンサにはグローバルシャッタ方式の素子もあり、その場合には、ＣＣＤイメージセンサのグローバルシャッタ方式と同様に扱うものとする。本構成例のタイミングジェネレータ５８は、いずれかのシャッタ方式に対応した構成としているが、双方の方式に選択的に対応できるように構成してもよい。

## 【 0 0 4 1 】

10

光量計測部５５は、Ａ／Ｄ変換器５３から出力されるデジタル画像データに基づいて、光量を計測する。例えば、撮影により得られたデジタル画像データから、全領域の最大輝度や最小輝度や平均輝度などを検出することにより、所望の明るさの画像が撮影できているかどうかを把握できる。

## 【 0 0 4 2 】

記憶部５６には、調光のために光源ドライバ４３ｂに指示する制御パターンが１つ又は複数種類予め記録されている。この制御パターンが取り出されて光源ドライバ４３ｂに送信される。なお、光源ドライバ４３ｂ側がこの制御パターンを予め記憶していてもよい。

## 【 0 0 4 3 】

マイクロコンピュータ５７は、予め用意されたプログラムを実行して内視鏡システム１００の全体の制御を行う。マイクロコンピュータ５７の制御により行なわれる代表的な処理は次の通りである。

20

## 【 0 0 4 4 】

１．撮像素子ドライバ５９がグローバルシャッタ方式又はローリングシャッタ方式のいずれかで撮像素子１１ｂを駆動するように、タイミングジェネレータ５８に指示を与える。

## 【 0 0 4 5 】

２．ユーザの操作によって入力部１７から入力されるシャッタ速度などの指示に応じて、指定されたシャッタ速度で撮像素子ドライバ５９が撮像素子１１ｂを駆動するように、タイミングジェネレータ５８に指示を与える。

## 【 0 0 4 6 】

30

３．光量計測部５５が計測した光量や、入力部１７から入力される指定値などによって定まる照明制御用の光量指示値と、予め定めた制御パターンとに従って光源装置４３が光量を制御するように光源装置４３に指示を与える。

## 【 0 0 4 7 】

図１に示すように、光源装置４３には光源４３ａ、光源ドライバ４３ｂ、集光レンズ４３ｃが備わっている。光源ドライバ４３ｂの制御による通電によって光源４３ａが発光して光が出射される。この光は、集光レンズ４３ｃで集光されて、光ファイバ７１に導入される。そして、光ファイバ７１を伝って、照明部１１ａへと導かれる。

## 【 0 0 4 8 】

なお、本実施形態では、光源４３ａとして、発振波長が４０５ｎｍあるいは４４５ｎｍの青色ＬＥＤ（発光ダイオード）、又はＬＤ（レーザダイオード）、例えば、例えばブロードエリア型のＩｎＧａＮ系レーザダイオードや、ＩｎＧａＮＡｓ系レーザダイオードや、ＧａＮＡｓ系レーザダイオードなどが用いられる。

40

## 【 0 0 4 9 】

光源ドライバ４３ｂは、プロセッサ４５のタイミングジェネレータ５８及びマイクロコンピュータ５７と接続されている。光源ドライバ４３ｂは、マイクロコンピュータ５７から与えられる指示と、タイミングジェネレータ５８から入力される信号のタイミングとに基づき、パルス状の駆動電流を光源４３ａに供給する。光源ドライバ４３ｂについては、グローバルシャッタ方式に対応した構成と、ローリングシャッタ方式に対応した構成とのいずれかにされている。又は、双方の構成を備えて選択的に用いる構成であってもよい。

50

## 【 0 0 5 0 】

光源ドライバ 4 3 b の具体的な構成例 ( 1 ) が図 4 に示されている。同図に示す構成の光源ドライバ 4 3 b は、グローバルシャッタ方式で電子シャッタ制御を行う場合に用いられる。すなわち、撮像素子 1 1 b として C C D イメージセンサが搭載された内視鏡 1 1 を接続する場合に、図 4 に示す構成の光源ドライバ 4 3 b が光源装置 4 3 に搭載される。図 4 に示す例では、光源ドライバ 4 3 b は L U T ( ルックアップテーブル ) 1 0 1 A、タイマ回路 1 0 2、定電流回路 1 0 3 を備えている。

## 【 0 0 5 1 】

この光源ドライバ 4 3 b はパルス数変調 ( P N M ) 制御と、パルス幅変調 ( P W M ) 制御と、パルス振幅変調 ( P A M ) 制御との 3 つを組み合わせ、光源 4 3 a の電流を制御するための光源駆動信号を生成する。これら P A M、P W M、P N M の各制御の内容については後で説明する。

10

## 【 0 0 5 2 】

L U T 1 0 1 A には、指定された光量に対する P A M、P W M、P N M の各制御値の組み合わせが制御パターンとして登録されている。L U T 1 0 1 A に登録された制御パターンは、光量指示値に対する、パルス数変調 ( P N M ) 制御分と、パルス幅変調 ( P W M ) 制御分と、パルス振幅変調 ( P A M ) 制御分との 3 つの制御分の合計として光源 4 3 a の出射光強度を規定するものである。このように複数の制御を組み合わせ、光源を制御することで、光源の出射光量のダイナミックレンジを拡大できる。

## 【 0 0 5 3 】

20

タイマ回路 1 0 2 は、L U T 1 0 1 A から入力される P W M、P N M の各制御値とタイミングジェネレータ 5 8 から入力される信号のタイミングとに基づき、パルス状の駆動電流を光源 4 3 a に供給するための点滅信号を定電流回路 1 0 3 に与える。

## 【 0 0 5 4 】

定電流回路 1 0 3 は、L U T 1 0 1 A から入力される P A M の制御値に相当する振幅信号と、タイマ回路 1 0 2 から出力される前記点滅信号とに基づいて、光源 4 3 a の電流を制御するための光源駆動信号を生成する。

## 【 0 0 5 5 】

他の光源ドライバ 4 3 b の具体的な構成例 ( 2 ) としては、図 4 に示す構成と同様であるが、L U T がローリングシャッタ方式用の L U T 1 0 1 B とされている。この場合の光源ドライバ 4 3 b は、ローリングシャッタ方式で電子シャッタ制御を行う場合に用いられる。すなわち、撮像素子 1 1 b として C M O S イメージセンサが搭載された内視鏡 1 1 を接続する場合に、図 4 に示す L U T 1 0 1 B を備えた構成の光源ドライバ 4 3 b が光源装置 4 3 に搭載される。この例においては、光源ドライバ 4 3 b は L U T ( ルックアップテーブル ) 1 0 1 B、タイマ回路 1 0 2、定電流回路 1 0 3 を備えている。

30

## 【 0 0 5 6 】

また、この光源ドライバ 4 3 b はパルス密度変調 ( P D M ) 制御と、パルス幅変調 ( P W M ) 制御と、パルス振幅変調 ( P A M ) 制御との 3 つを組み合わせ、光源 4 3 a の電流を制御するための光源駆動信号を生成する。これら P A M、P W M、P D M の各制御の内容については後で説明する。

40

## 【 0 0 5 7 】

L U T 1 0 1 B には、指定された光量に対する P A M、P W M、P D M の各制御値の組み合わせが制御パターンとして登録されている。L U T 1 0 1 B に登録された制御パターンは、光量指示値に対する、パルス密度変調 ( P D M ) 制御分と、パルス幅変調 ( P W M ) 制御分と、パルス振幅変調 ( P A M ) 制御分との 3 つの制御分の合計として光源 4 3 a の出射光強度を規定するものである。この場合も複数の制御を組み合わせ、光源を制御することで、光源の出射光量のダイナミックレンジを拡大できる。

## 【 0 0 5 8 】

この場合のタイマ回路 1 0 2 は、L U T 1 0 1 B から入力される P W M、P D M の各制御値とタイミングジェネレータ 5 8 から入力される信号のタイミングとに基づき、パルス

50

状の駆動電流を光源 4 3 a に供給するための点滅信号を定電流回路 1 0 3 に与える。

【 0 0 5 9 】

また、この場合の定電流回路 1 0 3 は、L U T 1 0 1 B から入力される P A M の制御値に相当する振幅信号と、タイマ回路 1 0 2 から出力される前記点滅信号とに基づいて、光源 4 3 a の電流を制御するための光源駆動信号を生成する。

【 0 0 6 0 】

なお、L U T 1 0 1 A , 1 0 1 B は、各制御分をテーブルとして記憶する他、演算式により各制御分を求めるものであってもよい。

【 0 0 6 1 】

制御装置 1 3 に接続された内視鏡 1 1 の撮像素子 1 1 b が C C D 型イメージセンサの場合のように、撮像素子の光電変換部の電荷蓄積期間がグローバルシャッタ方式の電子シャッタにより制御される場合の制御タイミングの例が図 5 に示されている。

10

【 0 0 6 2 】

図 5 においては、撮像素子 1 1 b の走査を制御するための垂直走査信号 V D と、電子シャッタパルスと、照明用の光源 ( 図 1 の 4 3 a ) であるレーザダイオード L D の駆動信号 S L D ( 図 4 に示す光源駆動信号に相当する ) とが示されている。図 5 に示す垂直走査信号 V D における 1 つのパルスと次のパルスとの間が、1 画面 ( 1 フレーム ) の期間を表している。

【 0 0 6 3 】

そして、電子シャッタパルスの O N の期間 ( T a ) の間で、撮像素子 1 1 b の光電変換部の各画素に相当するセルの領域に、フォトダイオード等により受光強度と露光時間 ( T a に相当する ) に応じた電荷が生成され蓄積される。この場合はグローバルシャッタ方式なので、全画素について同じタイミングで電荷が蓄積される。つまり、多数の画素のいずれにおいても、図 5 に示す時刻 t 1 で電荷蓄積を開始し、電子シャッタの期間 T a を経過した時刻 t 2 で電荷蓄積を終了する。

20

【 0 0 6 4 】

この場合の照明については、電子シャッタが開いている時以外は撮影される画像に影響がないので、照明光を制御するための光源駆動信号 S L D については、撮像素子 1 1 b の電荷蓄積のタイミング ( t 1 ~ t 2 ) に同期するように、タイミングを合わせて光源を点灯するように制御される。

30

【 0 0 6 5 】

図 5 に示す例では、図 4 に示した L U T 1 0 1 A を備えた構成の光源ドライバ 4 3 b を用いた場合、すなわちパルス数変調 ( P N M ) 制御と、パルス幅変調 ( P W M ) 制御と、パルス振幅変調 ( P A M ) 制御とを組み合わせる照明の光量を調光する場合を表している。

【 0 0 6 6 】

すなわち、図 5 に示す光源駆動信号 S L D を消灯 ( 低レベル ) から点灯 ( 高レベル ) に切り替える時刻 t 1 1 を、電子シャッタを開く時刻 t 1 の前後に可変することにより、点灯期間 T b の長さを調整し、これにより光量を制御する。光源駆動信号 S L D を点灯から消灯に切り替える時刻 t 1 2 については時刻 t 2 と同じタイミングに固定する。点灯期間 T b は、下記 P W M 制御の点灯周期 T c の整数倍として制御する。これが P N M 制御である。なお、点灯期間 T b は、1 フレーム当たりの電荷蓄積期間 T a に対して所定の比率以上に設定する。例えば所定の比率を 1 / 2 に設定すれば、動画再生時の不連続感をなくし、フリッカの発生も防止できる。

40

【 0 0 6 7 】

また、図 5 に示す時刻 t 1 1 から t 1 2 の点灯期間 T b の間であっても、非常に短い一定の点灯周期 T c ( 例えば T b の 1 / 1 0 0 程度 ) 毎に、光源駆動信号 S L D のオンオフを制御して点灯と消灯とを交互に繰り返す。そして、点灯周期 T c の各期間の中で、実際に点灯する時間を表すパルスの幅を調整する。これにより光量 ( 点滅比率 ) を制御する。これが P W M 制御である。

50

## 【0068】

また、光源駆動信号SLDのパルス( $t_{11} \sim t_{12}$ の間)の振幅を可変にすることにより、光源に流す電流の大きさ(瞬時値)を変更し、光源の点灯強度を調整することができる。これがPAM制御である。

## 【0069】

制御装置13に接続された内視鏡11の撮像素子11bが一般的なCMOS型イメージセンサの場合のように、撮像素子の光電変換部の電荷蓄積期間がローリングシャッタ方式の電子シャッタにより制御される場合の制御タイミングの例が図6に示されている。

## 【0070】

図6に示す例では、図4に示したLUT101Bを備えた構成の光源ドライバ43bを用いた場合、すなわちパルス密度変調(PDM)制御と、パルス幅変調(PWM)制御と、パルス振幅変調(PAM)制御とを組み合わせる照明の光量を調光する場合を表している。

10

## 【0071】

図6においては、撮像素子11bの走査を制御するための垂直走査信号VDと、多数の走査線のそれぞれに印加される電子シャッタパルスと、照明用の光源(図1の43a)であるレーザダイオードLDの駆動信号SLD(図4に示す光源駆動信号に相当する)とが示されている。また、図6に示す垂直走査信号VDにおける1つのパルスと次のパルスとの間が、1画面(1フレーム)の期間を表している。

## 【0072】

20

一般的なローリングシャッタ方式のCMOS型イメージセンサの場合には、撮像素子の光電変換部の各画素位置で生成された信号電荷を全画素について同時に保持する要素が存在しないので、行方向及び列方向に多数並んだ画素群の1行毎に、順番に電荷蓄積及び信号電荷の読み出しを行う必要がある。

## 【0073】

この場合、図6に示すように、撮像素子11bに印加される電子シャッタパルスのタイミングは、走査線毎(画素群の行毎)に少しずつずれている。例えば、1番目の走査線L1では電子シャッタパルスは時刻 $t_{11}$ でシャッタ開になり、時刻 $t_{21}$ でシャッタ閉になるのに対し、 $n$ 番目の走査線Lnでは電子シャッタパルスは時刻 $t_{1n}$ でシャッタ開になり、時刻 $t_{2n}$ でシャッタ閉になる。つまり、 $n$ 番目の走査線Lnのシャッタ開の時刻 $t_{1n}$ 及びシャッタ開の時刻 $t_{2n}$ は、1番目の走査線L1に対してそれぞれ時間 $T_{c1}$ 及び時間 $T_{c2}$ だけ遅いタイミングになる。電子シャッタが開になってから閉になる間での期間(例えば図6中の「 $T_{c1} + T_b$ 」)、すなわち各画素位置の電荷蓄積期間の長さは全ての走査線について同一である。

30

## 【0074】

例えば、図6に示すように各画素位置の電荷蓄積期間が画像の1フレームの期間(垂直走査信号VDのパルスの間隔)と同等である場合には、いずれのタイミングであっても照明の光源を消灯すれば、その影響が撮像素子11bの各画素位置の電荷蓄積量の変化として現れる。しかも、電荷蓄積期間のタイミングは行毎にずれているので、照明の光源を消灯したタイミングに応じて、撮像素子11bの行毎に異なる影響を及ぼす。

40

## 【0075】

従って、図6に示す例では、実質的に連続的に光源を点灯するように、照明用のレーザダイオードLDの駆動信号SLDを制御している。そのため、前述のパルス数変調(PNM)制御は行っていないが、パルス幅変調(PWM)制御と、パルス振幅変調(PAM)制御と、パルス密度変調(PDM)制御を行っている。

## 【0076】

すなわち、光源を点灯している期間(全期間)であっても、非常に短い周期で点灯と消灯とを周期的に繰り返す、光源が点滅するように駆動信号SLDを制御している。つまり、図6に示す時刻 $t_{31}$ から $t_{32}$ の点灯周期 $T_d$ の間で光源駆動信号SLDのオンオフを制御して点灯と消灯とを行い、実際に点灯する時間を表すパルスの幅を調整する。これに

50

より光量（点滅比率）を制御する。これがPWM制御である。

【0077】

また、PWM制御で用いる前記点灯周期 $T_d$ は一定ではなく、可変になっている。点灯周期 $T_d$ を調整する制御がPDM制御である。すなわち、前記点灯周期 $T_d$ におけるパルス幅（点灯期間 $T_e$ ）が一定であっても、前記点灯周期 $T_d$ が長くなれば照明の光量は減少し、前記点灯周期 $T_d$ が短くなれば照明の光量は増大する。また、光源駆動信号SLDのパルスの振幅を可変にすることにより、光源に流す電流の大きさ（瞬時値）を変更し、光源の点灯強度を調整することができる。これがPAM制御である。

【0078】

図6に示す例では、照明用の光源を連続的に点灯するように光源駆動信号SLDを制御しているが、例えば図6に示す期間 $T_b$ のタイミングだけ照明を点灯し、それ以外のタイミングでは消灯するように変更しても良い。つまり、撮像素子11bのローリングシャッタ制御における行の切り替えを行うタイミング（ $T_{c1}$ 、 $T_{c2}$ の各期間中）を避けてそれ以外のタイミング、すなわち、1フレームの全ての行が同時に電荷蓄積状態になるタイミングである共通蓄積期間（ $T_b$ ）の範囲内で光源を点灯する。この場合には、ローリングシャッタ制御であっても各行の実露光時間（電荷蓄積期間）の長さを一致させることができ、前述のパルス数変調（PNM）制御を行うことも可能である。つまり、ローリングシャッタ制御における行の切り替えのタイミングを意識することなく、照明の光量制御を行うことができる。従って、共通蓄積期間（ $T_b$ ）の範囲内での制御に限り、図4に示したLUT101Bを備えた構成の光源ドライバ43bに、PNM制御を追加することもできる。

【0079】

図1に示した制御装置13は、光源43aの光量を制御するために調光テーブルを用いる。この調光テーブルは、光源43aの光量を制御するための光量指示値と制御出力値との関係を表し、例えば図4に示すLUT101Aや、LUT101Bに配置されている。この調光テーブルの制御出力値は、PAM制御用の制御値、PNM制御用の制御値、PWM制御用の制御値、PDM制御用の制御値のいずれか1つ又は複数の組み合わせとして構成される。

【0080】

適切な光量制御を行うためには、適切な調光テーブルを用いる必要がある。例えば、光源装置43の接続対象となる内視鏡11が撮像素子としてCCDイメージセンサを搭載する場合と、CMOSイメージセンサを搭載する場合とでは適切な制御の条件が異なるので、互いに異なる調光テーブルを用いる必要がある。

【0081】

図4に示した光源ドライバの動作に関する制御パターンの特性例が図7及び図8にそれぞれ示されている。つまり、図4に示した光源ドライバのLUT101Aには、図7に示すような制御パターンを表す調光テーブルが備えられている。また、光源ドライバのLUT101Bには、図8に示すような制御パターンを表す調光テーブルが備えられている。

【0082】

図7を参照すると、この制御パターンは、PNM制御の制御特性と、PWM制御の制御特性と、PAM制御の制御特性との3つの組み合わせで構成されている。図7の制御パターンの場合、光量指令値の1～10の範囲では、最小振幅の一定のPAM制御値が出力され、同時に光量指令値の増大に伴って光量を増大させるように変化するPNM制御値が可変値となって出力される。光量指令値が10を超えると、指令値の増大に伴ってPAM制御値は増大し、PNM制御値は一定値になる。PWM制御値については、光量指令値の0～1000の全域に渡り、光量指令値の増大に伴って光量を増大させるように変化する。つまり、図7に示す制御パターンを採用した場合には、PNM制御と、PWM制御と、PAM制御の制御出力の組み合わせにより、光源に流れる電流、すなわち光量が決定される。

【0083】

10

20

30

40

50

図 8 を参照すると、この制御パターンは、P D M 制御の制御特性と、P W M 制御の制御特性と、P A M 制御の制御特性との 3 つの組み合わせで構成されている。図 8 の制御パターンの場合、光量指令値の 1 ~ 1 0 の範囲では、最小振幅の一定の P A M 制御値が出力され、同時に光量指令値の増大に伴って光量を増大させるように変化する P D M 制御値が可変値となって出力される。光量指令値が 1 0 を超えると、指令値の増大に伴って P A M 制御値は増大し、P D M 制御値は最大値（一定値）になる。P W M 制御値については、光量指令値の 0 ~ 1 0 0 0 の全域に渡り、光量指令値の増大に伴って光量を増大させるように変化する。つまり、図 8 に示す制御パターンを採用した場合には、P D M 制御と、P W M 制御と、P A M 制御の制御出力の組み合わせにより、光源に流れる電流、すなわち光量が決定される。

10

接続対象の内視鏡 1 1 が C C D イメージセンサのようにグローバルシャッタ方式で制御される撮像素子であることを想定して光源装置 4 3 が設計される場合には、この光源装置 4 3 の光源ドライバ 4 3 b が図 7 に示したような制御パターンになるように調光テーブルの内容を決定しておく。

【 0 0 8 4 】

また、接続対象の内視鏡 1 1 がローリングシャッタ方式で制御される C M O S イメージセンサであることを想定して光源装置 4 3 が設計される場合には、この光源装置 4 3 の光源ドライバ 4 3 b が図 8 に示したような制御パターンになるように調光テーブルの内容を決定しておく。

【 0 0 8 5 】

20

内視鏡 1 1 の撮像素子 1 1 b が C C D イメージセンサである場合には、電子シャッタが開いているタイミングが全画素共通である。また、電子シャッタが閉じている時の照明光は撮影に利用されないだけでなく、内視鏡 1 1 の先端部や被観察部の発熱を増大させることに繋がる。従って、このような状況においては、少なくとも P N M 制御を行って、電子シャッタが閉じている時に照明用の光源を消灯するのが望ましく、電子シャッタの開閉のタイミングとは無関係に光源を連続的に点灯する P D M 制御は適さない。

【 0 0 8 6 】

一方、内視鏡 1 1 の撮像素子 1 1 b がローリングシャッタ方式の C M O S イメージセンサである場合には、電子シャッタが開いているタイミングが画素群の行毎に少しずつずれる。従って、この場合は行毎に照明光量が変化しないように、照明用の光源を連続的に発光させる必要がある。つまり、P N M 制御は適さず、P D M 制御を用いて光量を調整するのが望ましい。

30

【 0 0 8 7 】

上述のように、この内視鏡システム 1 0 0 においては、制御装置 1 3 の光源ドライバ 4 3 b が、光源 4 3 a の点灯強度、点灯比率、点灯時間、点灯密度の 3 つ又はそれ以上を組み合わせると統合的に制御することができる。これにより、ユーザは 1 つの光量指令値を調整するだけで、適切な照明光量になるように光源 4 3 a の点灯強度、点灯比率、点灯時間、点灯密度の各制御値を調整でき、操作が容易になる。また、複数の制御を組み合わせることにより、調光のダイナミックレンジを拡大できる。

【 0 0 8 8 】

40

前述の内視鏡システム 1 0 0 が照明に用いる光のスペクトルに関する具体例が図 9 に示されている。図 9 に示すスペクトル S 1 は、中心波長が 4 0 5 n m のレーザ光源を光源 4 3 a として採用した場合に内視鏡先端部 3 5 から生体等の被観察部に照射される照明光の波長毎の強度分布を表している。また、スペクトル S 2 は、中心波長が 4 4 5 n m のレーザ光源を光源 4 3 a として採用した場合に内視鏡先端部 3 5 から生体等の被観察部に照射される照明光の波長毎の強度分布を表している。

【 0 0 8 9 】

例えば、青色光である 4 4 5 n m のレーザ光を光源 4 3 a で発光し、この青色光を内視鏡 1 1 の照明部 1 1 a に導いて蛍光体 7 2 に照射する。この場合、青色光の一部のエネルギーは蛍光体 7 2 に吸収され、これにより蛍光体 7 2 が励起されて発光する。蛍光体 7 2

50

の発光光は、緑色～黄色の波長帯の可視光である。そして、蛍光体 7 2 に吸収されずに透過する青色光の残りのエネルギーの成分と、蛍光体 7 2 の励起による発光光とが加算され、図 9 に示したスペクトル S 2 のような波長分布の白色の照明光として、内視鏡先端部 3 5 から被観察部に照射される。

【 0 0 9 0 】

同様に、4 0 5 n m のレーザ光を光源 4 3 a で発光し、このレーザ光を内視鏡 1 1 の照明部 1 1 a に導いて蛍光体 7 2 に照射した場合には、図 9 に示したスペクトル S 1 のような波長分布の照明光として、内視鏡先端部 3 5 から被観察部に照射される。

【 0 0 9 1 】

次に、内視鏡システム 1 0 0 の照明光に関する変形例について説明する。

10

第 1 変形例における内視鏡先端部 3 5 の構成、すなわち被観察部側から内視鏡先端部 3 5 の先端側の端面を見た状態が図 1 0 に示されている。また、第 1 変形例における光源装置 4 3 の構成が図 1 1 に示されている。

【 0 0 9 2 】

図 1 0 に示す例では、内視鏡先端部 3 5 に 1 つの観察窓 2 0 1 と、その両脇に配置された 2 つの照明窓 2 0 2、2 0 3 とが設けてある。このように、観察窓 2 0 1 の両脇に照明窓 2 0 2、2 0 3 を配置し、照明窓 2 0 2、2 0 3 からそれぞれ照明光を出射することで、観察画像に照明むらが生じにくくなり、鉗子孔に処置具を挿入して内視鏡先端から突出させた場合に、観察画像内に処置具の影が生じることを防止でき、広い範囲にわたって十分な光量が得られる。

20

【 0 0 9 3 】

図 1 0 に示す内視鏡 1 1 を用いる場合には、光源装置 4 3 として例えば図 1 1 に示すような構成の光源装置 4 3 A を用いる。図 1 1 に示す光源装置 4 1 A は、中心波長 4 4 5 n m のレーザ光源 L D 1 と、中心波長 4 0 5 n m のレーザ光源 L D 2 とを備えている。

【 0 0 9 4 】

2 つのレーザ光源 L D 1、L D 2 は、それぞれ独立した光源ドライバ 4 3 b 1、4 3 b 2 に接続されており、個別に出射光量が制御される。2 つのレーザ光源 L D 1、L D 2 の出力光は、コンバイナ 2 1 1 により合波され、カプラ 2 1 2 により複数の光路に分波されて、各光路の光出射端に配置された蛍光体 2 1 3、2 1 4 に照射される。

【 0 0 9 5 】

30

2 つのレーザ光源 L D 1、L D 2 のうちレーザ光源 L D 1 のみを点灯すれば、通常観察用の白色照明光が照明光として出射される。すなわち、中心波長 4 4 5 n m のレーザ光が照射された蛍光体 2 1 3、2 1 4 の励起によって生じる蛍光体 2 1 3、2 1 4 の発光光と、蛍光体 2 1 3、2 1 4 を透過した中心波長 4 4 5 n m のレーザ光とが加算されて白色に近いスペクトルの照明光が得られる。

【 0 0 9 6 】

また、2 つのレーザ光源 L D 1 : L D 2 を約 1 : 7 の光量比で同時に点灯すれば、狭帯域光観察用の照明光で、組織表層の微細血管が強調された観察像が得られる。更に、2 つのレーザ光源 L D 1 : L D 2 を約 4 : 1 の光量比で同時に点灯すれば、白色光と狭帯域光とのハイブリッド照明光が得られる。これによれば、通常観察像に組織表層の微細血管の情報が重畳された観察像が得られる。

40

【 0 0 9 7 】

2 つのレーザ光源 L D 1、L D 2 を用いることにより、図 9 に示したスペクトル S 1、S 2 のような照明光が得られる。また、中心波長 4 4 5 n m の青色レーザ光と、中心波長 4 0 5 n m の紫色レーザ光を同時に出射して合波する場合には、中心波長 4 4 5 n m の青色レーザ光で不足する 4 6 0 ~ 4 7 0 n m 近辺の波長帯域光が、中心波長 4 0 5 n m の紫色レーザ光から出射される同帯域の光によって補われ、白色光の色調（演色性）が改善される。

【 0 0 9 8 】

第 2 変形例における光源装置 4 3 の構成が図 1 2 に示されている。図 1 0 に示したよう

50

に複数系統の照明窓から照明光を出射できる場合には、例えば図 1 2 に示した光源装置 4 3 B を用いて、複数系統の照明窓から互いにスペクトルの異なる光を出射しても良い。

【 0 0 9 9 】

図 1 2 に示した光源装置 4 3 B においては、光源装置 4 3 A と同様に、中心波長 4 4 5 nm のレーザ光源 L D 1 と、中心波長 4 0 5 nm のレーザ光源 L D 2 とを備えている。レーザ光源 L D 1、L D 2 の出力光については、合波や分波は行わず、レーザ光源 L D 1 の出力光はそのまま蛍光体 2 1 5 に照射し、レーザ光源 L D 2 の出力光は拡散部材 2 1 6 を介して照明窓に導く。この場合、中心波長 4 0 5 nm のレーザ光の蛍光体を介さずに照射できるので、狭帯域光のまま照明光として利用でき、内視鏡による蛍光観察等を行う際に、ノイズの少ない画像が得られる。

10

【 0 1 0 0 】

第 3 変形例における内視鏡先端部 3 5 の構成、すなわち被観察部側から内視鏡先端部 3 5 の先端側の端面を見た状態が図 1 3 に示されている。また、第 3 変形例における光源装置 4 3 の構成が図 1 4 に示されている。

【 0 1 0 1 】

図 1 3 に示す例では、内視鏡先端部 3 5 に 1 つの観察窓 2 3 1 と、その両脇に配置された 2 対の照明窓 ( 2 3 2、2 3 3、2 3 4、2 3 5 ) とが設けてある。図 1 3 に示す例では、照明窓 2 3 2 と照明窓 2 3 5 とが対をなし、照明窓 2 3 3 と照明窓 2 3 4 とが対をなしている。そして、対をなす 2 つの照明窓から同種の照明光を出射するように構成する。2 対の照明窓を用いることにより、それぞれ異なるスペクトルの光を同時に同時に出射することができる。すなわち、一方の対の照明窓から第 1 のスペクトルの照明光を出射し、他方の対の照明窓から第 2 のスペクトルの照明光を出射する。

20

【 0 1 0 2 】

なお、観察窓の両脇に設ける 2 対の照明窓については、観察窓の中心点を通り、かつ、挿入部先端の先端面を二等分する直線を境界線 P とし、一对の各々の照射窓 ( 照明窓 ) は境界線 P を跨ぐように配置され、一对の第 1 の照射窓 ( 2 3 2 と 2 3 5 ) は白色光を照射する照射窓であって、一对の第 2 の照射窓 ( 2 3 3 と 2 3 4 ) は白色光より狭い狭帯域光を照射する照射窓であるように構成されている。

【 0 1 0 3 】

図 1 3 に示す内視鏡 1 1 を用いる場合には、光源装置 4 3 として例えば図 1 4 に示すような構成の光源装置 4 3 C を用いる。図 1 4 に示す光源装置 4 3 C は、中心波長 4 4 5 nm のレーザ光源 L D 1 と、中心波長 4 0 5 nm のレーザ光源 L D 2 と、中心波長 4 7 2 nm のレーザ光源 L D 3 と、中心波長 7 8 0 nm のレーザ光源 L D 4 を備えている。

30

【 0 1 0 4 】

4 つのレーザ光源 L D 1、L D 2、L D 3、L D 4 は、それぞれ独立した光源ドライバ 4 3 b 1、4 3 b 2、4 3 b 3、4 3 b 4 に接続されており、個別に出射光量が制御される。2 つのレーザ光源 L D 1、L D 2 の出力光は、コンバイナ 2 2 1 により合波され、カプラ 2 2 2 により 2 つの光路に分波されて、各光路の光出射端に配置された蛍光体 2 2 5、2 2 6 に照射される。また、他の 2 つのレーザ光源 L D 3、L D 4 の出力光は、コンバイナ 2 2 3 により合波され、カプラ 2 2 4 により 2 つの光路に分波されて、各光路の光出射端に配置された拡散部材 2 2 7、2 2 8 を介して照明窓に導かれる。

40

【 0 1 0 5 】

図 1 3、図 1 4 に示した構成の第 3 変形例においては、中心波長 4 0 5 nm、4 4 5 nm、4 7 2 nm の L D をそれぞれ順次点灯させて撮像することで、観察画像から酸素飽和度の情報を抽出できる。具体的には、血液中の赤血球に含まれるヘモグロビンの中で、酸化ヘモグロビン H b O<sub>2</sub> と、酸素放出後の還元ヘモグロビン H b の吸光スペクトルの差を利用して、観察領域の酸素飽和度と血管深さを求めることができる。酸化ヘモグロビン H b O<sub>2</sub> と還元ヘモグロビン H b は、波長 4 0 5 nm 付近では吸光度は略等しく、波長 4 4 5 nm 付近では還元ヘモグロビン H b が酸化ヘモグロビン H b O<sub>2</sub> よりも吸光度が高く、波長 4 7 2 nm 付近では酸化ヘモグロビン H b O<sub>2</sub> が還元ヘモグロビン H b よりも吸光度

50

が高くなっている。また、レーザ光の粘膜組織表層からの深達度は、レーザ光の波長が短い程浅くなる特性を有する。これらの特性を利用して、観察領域の酸素飽和度と、観察領域に映出された血管深さとを求める。

【 0 1 0 6 】

中心波長 7 8 5 n m のレーザ光は、粘膜組織深層の血管情報を観察するために好適に用いられ、I C G ( インドシアニンググリーン ) を利用した赤外光観察や血管ナビゲーションを行うことができる。この I C G は、血中で蛋白と結合した状態となり、8 0 5 n m を最大吸収波長とする例えば波長 7 5 0 ~ 8 5 0 n m の近赤外光を吸収し、近赤外蛍光を発生する。

【 0 1 0 7 】

この照明パターンによれば、白色光に加えて近赤外光を照射できるため、特に可視光では得ることの難しい粘膜組織深層の血管情報を抽出できる。例えばこの投光ユニットを気管支周辺の血管の位置情報を得るための内視鏡ナビゲーションシステムに適用する場合には、血管内に注入した I C G に向けて中心波長 7 8 5 n m のレーザ光を照射する。すると、血液と I C G が反応した部分でピーク波長 8 3 0 n m のブロードな分光特性の蛍光が発生するので、この発生した蛍光を目印にすることで、位置精度を高めて正確な処置が行える。更に複数の投光ユニットを用いるので、各投光ユニットからの光を合わせて高強度の光照射が可能となる。

【 0 1 0 8 】

更に、レーザ光源 L D 3、L D 4 として、中心波長が 3 7 5 n m、4 0 5 n m、4 4 5 n m 等のレーザ光を出射するものを利用しても良い。波長が 3 7 5 n m のレーザ光は、蛍光薬剤である「ルシフェラーゼ」を用いて蛍光観察を行う場合の励起光となる。また、波長が 4 0 5 n m、4 4 5 n m のレーザ光は、蛍光体を通さずに照射できるため、狭帯域光のまま照射できる。

【 0 1 0 9 】

このように、本発明は上記の実施形態に限定されるものではなく、明細書の記載、並びに周知の技術に基づいて、当業者が変更、応用することも本発明の予定するところであり、保護を求める範囲に含まれる。

【 0 1 1 0 】

以上の通り、本明細書には次の事項が開示されている。

( 1 ) 被検体を照明する照明光学系、及び被検体を撮像する撮像素子を有する撮像光学系が搭載された内視鏡が、着脱自在に接続される内視鏡光源装置であって、

前記内視鏡に供給される照明光を発生する光源と、

前記光源の出射光強度を、入力される光量指示値に応じて制御する光源制御部と、を備え、

前記光源制御部が、前記光源の点灯時間を変更するパルス数変調制御による制御分と、制御周期内の点灯又は消灯の時間を表すパルス幅を変更するパルス幅変調制御による制御分と、点灯強度を変更するパルス振幅変調制御による制御分と、点灯間隔を変更するパルス密度変調制御による制御分のうち、少なくとも 3 つの変調制御による制御分の合計で、前記光量指示値に対応する前記光源の出射光強度を決定する内視鏡光源装置。

【 0 1 1 1 】

この内視鏡光源装置によれば、3 以上の変調制御の組み合わせを統合して調光を行うので、1 : 9 0 0 0 程度の大きな光量ダイナミックレンジが容易に得られる。しかも、前記光源制御部に与える 1 つの光量指示値を操作するだけで 3 以上の変調制御のそれぞれの制御量が調整されるので、ユーザが行う調光のための操作が非常に簡単になる。

【 0 1 1 2 】

( 2 ) ( 1 ) の内視鏡光源装置であって、

接続対象の前記内視鏡に搭載される撮像素子がグローバルシャッター方式で制御される特定の撮像素子に限定され、

前記光源制御部が、前記パルス数変調制御による制御分と、前記パルス幅変調制御によ

10

20

30

40

50

る制御分と、前記パルス振幅変調制御による制御分との合計で前記光源の出射光強度を決定する内視鏡光源装置。

【0113】

この内視鏡光源装置によれば、CCDイメージセンサのような撮像素子が搭載された内視鏡を接続した場合に、この撮像素子に適した望ましい調光制御を行うことができる。

【0114】

(3) (2)の内視鏡光源装置であって、

前記光源制御部が、前記撮像素子の1フレーム当たりの電荷蓄積期間内で、かつ該電荷蓄積期間の所定の比率以上の時間を用いて、前記光源を点灯制御する内視鏡光源装置。

【0115】

この内視鏡光源装置によれば、電子シャッタ速度に相当する電荷蓄積期間の長さが一定の場合であっても、光源の調光制御によって露光量を調整し、撮影される画像の明るさを調整することができる。また点灯時間を蓄積時間の所定の比率以上となるように制限することで、電子シャッタ速度の等価的な上昇を防いでいる。従って、撮影条件を照明の調光による露光量と、電子シャッタ速度により決定されるブレ具合とで独立して調整することができ、撮影条件の決定が容易になる。例えば上記所定の比率を1/2とすることで、動画再生時の不連続感をなくし、フリッカの防止にも寄与できる。

【0116】

(4) (2)又は(3)の内視鏡光源装置であって、

前記光源制御部が、前記パルス数変調制御による制御分を、前記光量指示値が所定値以上の場合には最大の一定値とし、前記所定値未満の場合には前記光量指示値の減少に伴って減少する可変値とする内視鏡光源装置。

【0117】

この内視鏡光源装置によれば、光量指示値の変化と実質的な照明光量との関係を、光源の点灯強度(振幅)だけで調整する一般的な光源装置の場合と同様にすることができるので互換性を確保できる。つまり、内視鏡光源装置を従来の装置から本発明の装置に交換した場合でもユーザが違和感を感じることはなくなる。また、前記光量指示値が所定値未満の場合に、前記パルス数変調制御の制御分を減らすことにより、露光される期間が電荷蓄積期間に比べて十分に短くなる。従って、内視鏡のスコープ先端を被観察部に接近させて静止画を撮影する場合のように、前記光量指示値が小さい時には、撮影される静止画に生じるブレを減らすことができる。

【0118】

(5) (1)の内視鏡光源装置であって、

接続対象の前記内視鏡に搭載される撮像素子がローリングシャッタ方式で制御される特定の撮像素子に限定され、

前記光源制御部が、前記パルス密度変調制御による制御分と、前記パルス幅変調制御による制御分と、前記パルス振幅変調制御による制御分との合計で前記光源の出射光強度を決定する内視鏡光源装置。

【0119】

この内視鏡光源装置によれば、一般的なCMOSイメージセンサのような撮像素子が搭載された内視鏡を接続した場合に、この撮像素子に適した望ましい調光制御を行うことができる。

【0120】

(6) (5)の内視鏡光源装置であって、

前記撮像素子が、行方向及び列方向に配列された画素毎に独立した多数の光電変換部を有し、前記各光電変換部に対する電荷蓄積及び蓄積された電荷の読み出し制御が、前記各光電変換部の行毎に互いにずれたタイミングで行なわれるものであり、

前記光源制御部が、前記撮像素子の各行の電荷蓄積期間のうち、1フレームの全ての行が同時に電荷蓄積状態になるタイミングを表す共通蓄積期間の範囲内で、前記光源を点灯制御する内視鏡光源装置。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 2 1 】

この内視鏡光源装置によれば、ＣＭＯＳイメージセンサのような撮像素子が搭載された内視鏡を接続した場合に、この撮像素子上のいずれの画素位置の光電変換部についても、前記光源の制御により同じ照明光量の影響を受けることになる。従って、撮影される画像に輝度むらが生じるのを避けることができる。

## 【 0 1 2 2 】

( 7 ) ( 5 )又は( 6 )の内視鏡光源装置であって、

前記光源制御部が、前記パルス密度変調制御による制御分を、前記光量指示値が所定値以上の場合には最大の一定値とし、前記所定値未満の場合には前記光量指示値の減少に伴って減少する可変値とする内視鏡光源装置。

10

## 【 0 1 2 3 】

この内視鏡光源装置によれば、光量指示値の変化と実質的な照明光量との関係を、光源の点灯強度(振幅)だけで調整する一般的な光源装置の場合と同様にすることができるので互換性を確保できる。つまり、内視鏡光源装置を従来の装置から本発明の装置に交換した場合でもユーザが違和感を感じることはなくなる。

## 【 0 1 2 4 】

( 8 ) ( 1 )～( 7 )のいずれか1つの内視鏡光源装置、及びこれと接続される内視鏡を備えた内視鏡システムであって、

前記内視鏡に含まれる前記照明光学系が、前記光源からの出射光を導光する光ファイバと、該光ファイバの光出射端の光路前方に配置され前記出射光により励起されて発光する蛍光体と、を含んで構成され、前記光源からの出射光と前記蛍光体からの発光光とを混合して照明光を生成する内視鏡システム。

20

## 【 0 1 2 5 】

この内視鏡システムによれば、光源としてキセノンランプやメタルハライドランプを用いなくても、発光ダイオードや半導体レーザダイオードを用いて、白色に近いスペクトルの照明光を得ることができる。従って、装置の小型化やコストダウンが可能になる。

## 【 0 1 2 6 】

( 9 ) ( 1 )～( 7 )のいずれか1つの内視鏡光源装置を備えた内視鏡システムであって、

互いに異なるスペクトルの光を出射する複数の光源を有し、

前記光源制御部が、前記複数の光源をそれぞれを制御する内視鏡システム。

30

## 【 0 1 2 7 】

この内視鏡システムによれば、種類の異なるスペクトルの照明光を使い分けることができるため、様々な観察モードに対応できる。

## 【 0 1 2 8 】

( 1 0 ) ( 1 )～( 7 )のいずれか1つの内視鏡光源装置を備えた内視鏡システムであって、

前記光源が、半導体発光素子からなる内視鏡システム。

## 【 0 1 2 9 】

この内視鏡システムによれば、光源として半導体発光素子を用いるので、装置の小型化やコストダウンが可能になる。

40

## 【 符号の説明 】

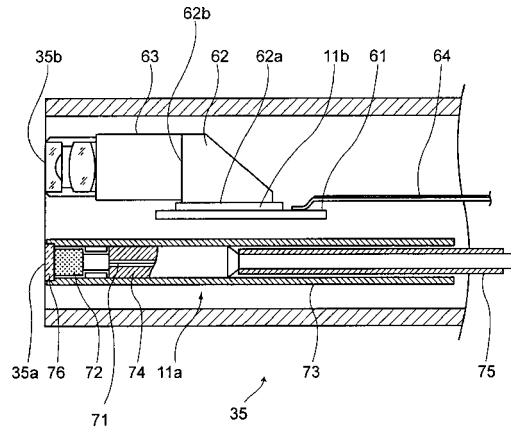
## 【 0 1 3 0 】

- 1 1 内視鏡
- 1 1 a 照明部
- 1 1 b 撮像素子
- 1 1 c スコープ情報メモリ
- 1 3 制御装置
- 1 5 表示部
- 1 7 入力部

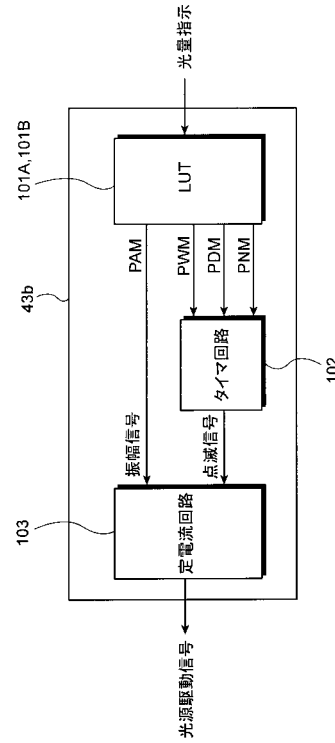
50

[illegible]

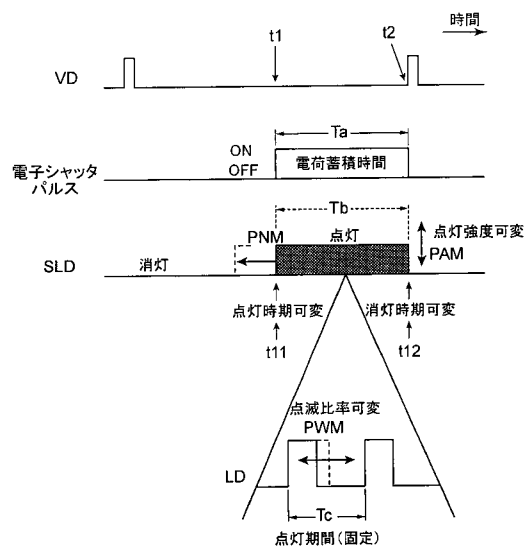
【図 3】



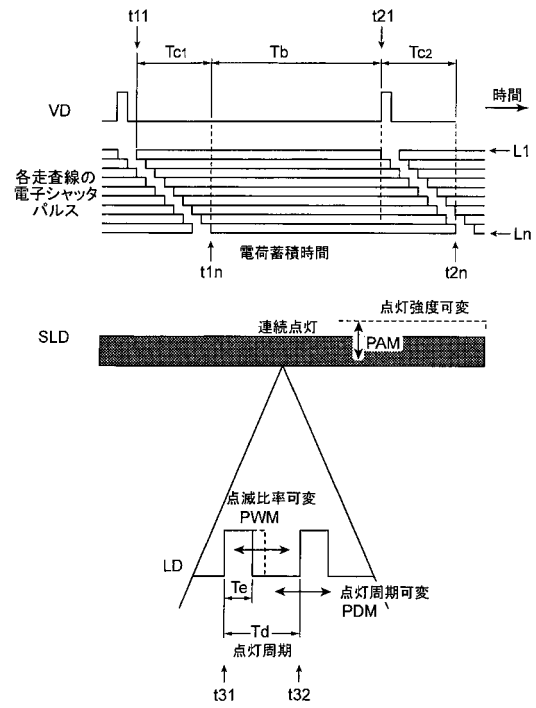
【図 4】



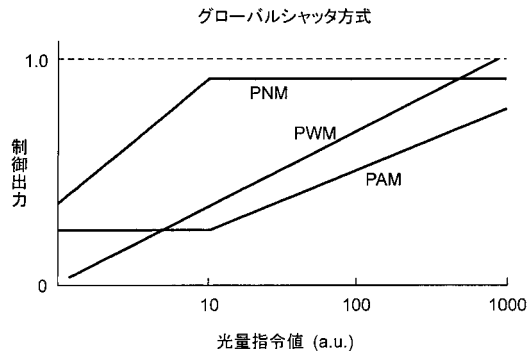
【図 5】



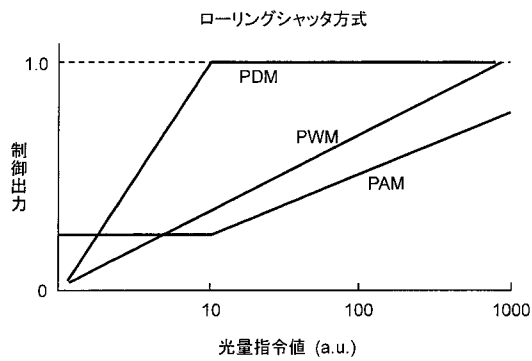
【図 6】



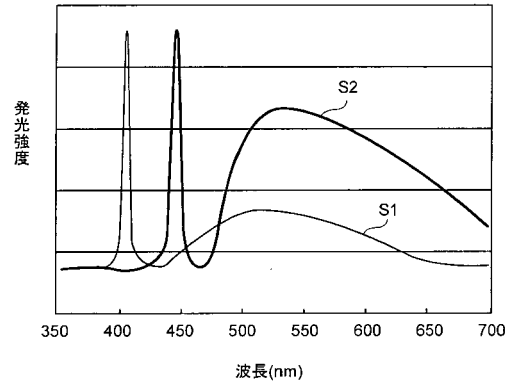
【図 7】



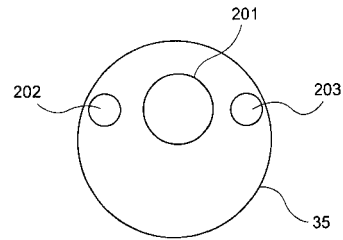
【図 8】



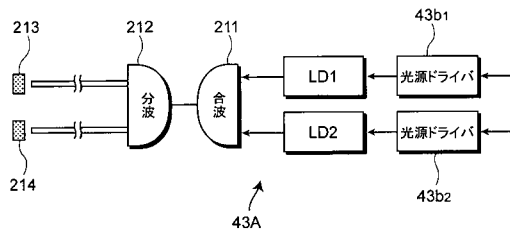
【図 9】



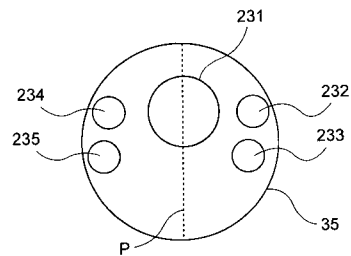
【図 10】



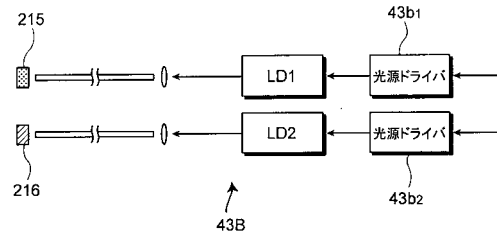
【図 11】



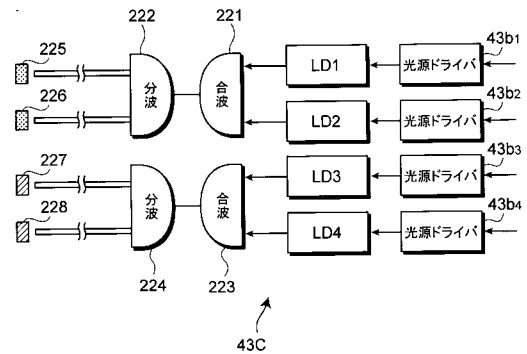
【図 13】



【図 12】



【図 14】



---

フロントページの続き

審査官 安田 明央

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

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B      1 / 0 0 - 1 / 3 2  
G 0 2 B      2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6

专利名称(译)	内窥镜光源装置和内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP5544231B2</a>	公开(公告)日	2014-07-09
申请号	JP2010160682	申请日	2010-07-15
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	瀬戸康宏 村上浩史		
发明人	瀬戸 康宏 村上 浩史		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/0653 A61B1/045 A61B1/0669 H04N5/2256 H04N5/3532 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/04.372 A61B1/045.630 A61B1/045.632 A61B1/05 A61B1/06.510 A61B1/06.610 A61B1/06.611 A61B1/06.613 A61B1/07.733 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/GG01 4C061/JJ18 4C061/LL01 4C061/MM02 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR03 4C061/RR25 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/JJ18 4C161/LL01 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR25 4C161/SS06		
代理人(译)	长谷川弘道		
其他公开文献	JP2012019983A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜光源装置，其通过根据内窥镜的成像元件的类型控制照明光量，在光量的宽动态范围内容易地获得期望的光量，并且内窥镜系统。解决方案：内窥镜光源装置包括：光源43a，其产生要提供给内窥镜的照明光；以及光源控制部分43b，其根据输入的光量控制光源43a的出射光束强度。指导价值。光源控制部分43b根据基于以下调制控制中的至少三个的控制量的总和，确定对应于光量指令值的光源43a的出射光束强度：脉冲数调制（PNM）控制改变光源的照明时间；脉冲宽度调制（PWM）控制，用于改变脉冲宽度，指示控制周期中的ON / OFF时间；用于改变照明强度的脉冲幅度调制（PAM）控制；和脉冲密度调制（PDM）控制，用于改变照明间隔。

【图 1】

