

(11)特許出願公開番号

特開2012-19982

(P2012-19982A)

(43) 公開日 平成24年2月2日(2012.2.2)

(51) Int. Cl.

F I

テーマコード (参考)

A61B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06

B

2H040

A61B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04

372

4C061

GO2B 23/26 (2006.01)

A 6 1 B 1/04

362A

4 C 1 6 1

G O 2 B 23/26

B

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2010-160681 (P2010-160681)

(22) 出願日 平成22年7月15日 (2010. 7. 15)

(71) 出願人 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 100132986

弁理士 矢澤 清純

(72) 発明者 瀬戸 康宏

神奈川縣足柄上郡開成町宮台798番地

富士フイルム株式会社内

(72) 發明者 村上 浩史

神奈川 足柄上郡開成町宮台798番地

富士フイルム株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA11 CA06 FA13 GA02 GA11

[最終頁に続く](#)

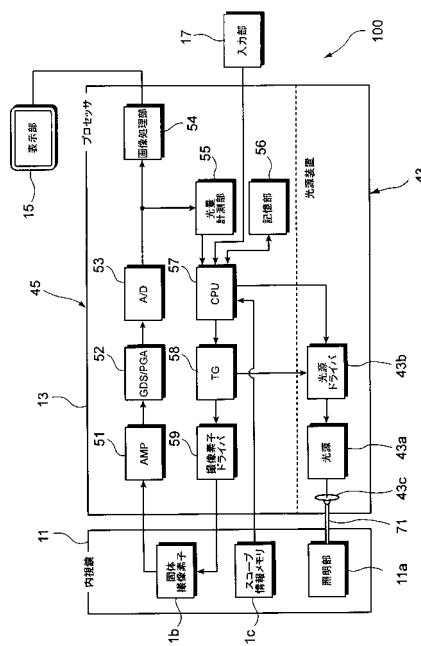
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】内視鏡に搭載された撮像素子の種別に応じて、照明光の光量を広いダイナミックレンジで適切に制御することが可能な内視鏡システムを提供する。

【解決手段】光源４３ａからの光を被検体に照射する照明光学系、及び被検体を撮像する撮像素子１１ｂを含む撮像光学系を有する内視鏡１１と、内視鏡１１が着脱自在に接続される制御装置とを備える内視鏡システムであって、光源４３ａの出射光強度を、制御装置１３から入力される光量指示値に応じて制御する光源制御部と、制御装置に接続された内視鏡１１に搭載の撮像素子１１ｂの種別を識別する種別識別手段と、を有する。光源制御部は、光量指示値と光源４３ａへの制御出力値との関係を表す制御パターンを複数種備え、種別識別手段による識別結果に基づいていずれかの制御パターンに切り替え、切り替えた制御パターンに基づいて光源４３ａの出射光強度を制御する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

光源からの光を被検体に照射する照明光学系、及び被検体を撮像する撮像素子を含む撮像光学系を有する内視鏡と、該内視鏡が着脱自在に接続される制御装置と、を備える内視鏡システムであって、

前記光源の出射光強度を、前記制御装置から入力される光量指示値に応じて制御する光源制御手段と、

前記制御装置に接続された内視鏡に搭載の撮像素子の種別を識別する種別識別手段と、を有し、

前記光源制御手段が、前記光量指示値と前記光源への制御出力値との関係を表す制御パターンを複数種備え、前記種別識別手段による識別結果に基づいて前記いずれかの制御パターンに切り替え、該切り替えた制御パターンに基づいて前記光源の出射光強度を制御する内視鏡システム。

【請求項 2】

請求項 1 記載の内視鏡システムであって、

前記光源制御手段が、前記撮像素子のシャッタ動作に連動して前記制御パターンを切り替える内視鏡システム。

【請求項 3】

請求項 1 又は請求項 2 記載の内視鏡システムであって、

前記種別識別手段が、前記撮像素子の種別として、グローバルシャッタ方式で制御される撮像素子か、ローリングシャッタ方式で制御される撮像素子かを識別する内視鏡システム。

【請求項 4】

請求項 3 記載の内視鏡システムであって、

前記制御パターンが、前記光量指示値に対応する、

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、

点灯と消灯のデューティ比を変更するパルス幅変調制御による制御分、

点灯強度を変更するパルス振幅変調制御による制御分、

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 つの制御分の合計で、前記光源の出射光強度を規定するものである内視鏡システム。

【請求項 5】

請求項 4 記載の内視鏡システムであって、

前記種別識別手段が、前記撮像素子をグローバルシャッタ方式の撮像素子と識別した場合に、

前記光源制御手段が、前記パルス数変調制御と、前記パルス幅変調制御と、前記パルス振幅変調制御との 3 つを組み合わせた制御パターンで前記光源を制御する内視鏡システム。

【請求項 6】

請求項 4 記載の内視鏡システムであって、

前記種別識別手段が、前記撮像素子をローリングシャッタ方式の撮像素子と識別した場合に、

前記光源制御手段が、前記パルス密度変調制御と、前記パルス幅変調制御と、前記パルス振幅変調制御との 3 つを組み合わせた制御パターンで前記光源を制御する内視鏡システム。

【請求項 7】

請求項 1 ~ 請求項 6 のいずれか 1 項記載の内視鏡システムであって、

前記内視鏡が、該内視鏡に搭載される撮像素子の種別情報を保存する識別情報記憶部を備え、

前記種別識別手段が、前記制御装置に接続された内視鏡の前記識別情報記憶部から前記

10

20

30

40

50

撮像素子の種別情報を読み出して前記撮像素子の種別を識別する内視鏡システム。

【請求項 8】

請求項 1～請求項 7 のいずれか 1 項記載の内視鏡システムであって、

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。

【請求項 9】

請求項 1～請求項 8 のいずれか 1 項記載の内視鏡システムであって、

前記照明光学系が、複数の光源からの出射光を照射するものであり、前記光源制御手段が、前記複数の光源をそれぞれを個別に駆動する内視鏡システム。

10

【請求項 10】

請求項 1～請求項 9 のいずれか 1 項記載の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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

20

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。

【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、パルス振幅を制御することを提案している。

【0004】

30

特許文献2においては、内視鏡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。

【0005】

特許文献3においては、複数の観察モードに対応する内視鏡装置において、接続された内視鏡スコープが対応している観察モードのみ選択可能にするための技術を開示している。ここで、観察モードとは通常光観察、蛍光観察、狭帯域光観察、赤外光観察などの区分である。

【0006】

40

ところで、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、CCD(Charge Coupled Device)イメージセンサやCMOS(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、CCDイメージセンサとCMOS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が異なる。

【0007】

例えば、インターラインのCCDイメージセンサの場合は、受光部、垂直転送部、水平転送部、アンプ等を備えており、受光部内の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。そのため、露光が完了した後、各画素に蓄積された電荷をそれぞれ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

50

て同時となる。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。

【0008】

一方、一般的なCMOSイメージセンサの場合には、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し、同時に蓄積された電荷を初期化している。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、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ができない。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。

10

【0009】

従って、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、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。

【0010】

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。しかし、内視鏡システムにおいては一般的に1:9000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ためには、光源に流す電流の振幅制御だけでは対応できない。

20

【0011】

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。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0012】

【特許文献1】特開2009-56248号公報

【特許文献2】特開2007-222251号公報

【特許文献3】特開2005-6974号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0013】

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。

【0014】

そこで本発明は、内視鏡に搭載された撮像素子の種別に応じて、照明光の光量を広いダイナミックレンジで適切に制御することが可能な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】

【0015】

50

本発明は下記構成からなる。

光源からの光を被検体に照射する照明光学系、及び被検体を撮像する撮像素子を含む撮像光学系を有する内視鏡と、該内視鏡が着脱自在に接続される制御装置と、を備える内視鏡システムであって、

前記光源の出射光強度を、前記制御装置から入力される光量指示値に応じて制御する光源制御手段と、

前記制御装置に接続された内視鏡に搭載の撮像素子の種別を識別する種別識別手段と、を有し、

前記光源制御手段が、前記光量指示値と前記光源への制御出力値との関係を表す制御パターンを複数種備え、前記種別識別手段による識別結果に基づいて前記いずれかの制御パターンに切り替え、該切り替えた制御パターンに基づいて前記光源の出射光強度を制御する内視鏡システム。

【発明の効果】

【0016】

本発明の内視鏡システムは、接続された内視鏡に搭載された撮像素子の種別に応じて照明光の制御パターンを切り替えるので、撮像素子の種別に応じて適切な照明の調光制御が行え、広いダイナミックレンジの光量制御を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【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】グローバルシャッタ方式で用いる制御パターンの特性例を示すグラフである。

【図8】ローリングシャッタ方式で用いる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10】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11】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12】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13】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14】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】

【0018】

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。

【0019】

図1、図2に示すように、内視鏡システム100は、内視鏡11と、この内視鏡11が接続される外部制御装置である制御装置13と、制御装置13に接続され画像情報を表示する表示部15とを有する。制御装置13には、入力操作を受け付ける入力部17が接続されている。

【0020】

内視鏡11は、電子内視鏡であり、図1に示すように照明部11a（照明光学系）と、撮像素子11b（撮像光学系）と、スコープ情報メモリ11cとを備えている。照明部11aは、図2に示す内視鏡挿入部19の先端から照明光を出射する。撮像素子11bは、

10

20

30

40

50

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 11b 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。

【0021】

なお、内視鏡システム 100 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 11b 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。

【0022】

スコープ情報メモリ 11c は、本内視鏡 11 の固有の情報を予め保持している。スコープ情報メモリ 11c が保持している情報には、撮像素子 11b のシャッタ方式に関する情報も含まれている。

【0023】

内視鏡 11 は、図 2 に示すように、内視鏡挿入部 19 と、操作部 25 と、ユニバーサルコード 27 と、コネクタ部 29A, 29B とを含んでいる。内視鏡挿入部 19 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 19 は、可撓性を持つ軟性部 31 と、湾曲部 33 と、先端部（以降、内視鏡先端部とも呼称する）35 から構成される。操作部 25 は、内視鏡挿入部 19 の基端部に連設されており、内視鏡挿入部 19 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 27 は操作部 25 から延設されている。コネクタ部 29A, 29B は、ユニバーサルコード 27 の先端に設けられ内視鏡 11 を制御装置 13 に着脱自在に接続する。

【0024】

湾曲部 33 は、軟性部 31 と内視鏡先端部 35 との間に設けられ、操作部 25 に配置されたアングルノブ 41 の回動操作により湾曲自在にされている。この湾曲部 33 は、内視鏡 11 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 35 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。

【0025】

内視鏡先端部 35 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 35 には、被観察領域へ照明光を照射するための照明部 11a と、被観察領域の像を撮影するための撮像素子 11b とが設けてある。

【0026】

照明部 11a は、マルチモード光ファイバ 71 と、蛍光体 72 とを備えている。マルチモード光ファイバ 71 としては、例えば、コア径 105 μm 、クラッド径 125 μm 、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。

【0027】

マルチモード光ファイバ 71 は、光源装置 45 内の光源 45a から出射される青色光を内視鏡先端部 35 の蛍光体 72 の近傍まで導く。蛍光体 72 は、マルチモード光ファイバ 71 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 72 は、複数種類の蛍光物質から形成されており、例えば、YAG 系蛍光体、あるいは B A M (B a M g A l₁₀ O₁₇) 等の蛍光物質などを含んで形成される。

【0028】

図 3 に示すように、蛍光体 72 の外周を覆うように筒状のスリーブ部材 73 が設けられている。スリーブ部材 73 の内部には、マルチモード光ファイバ 71 を中心軸として保持するフェルール 74 が挿入されている。更に、フェルール 74 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 71 には、その外皮を覆うフレキシブルスリーブ 75 がスリーブ部材 73 との間に挿入されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

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 0 】

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。

10

【 0 0 3 1 】

再び図 1 に戻り、制御装置 1 3 はビデオプロセッサ 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。ビデオプロセッサ 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手段として機能する。ビデオプロセッサ 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。

【 0 0 3 2 】

また、ビデオプロセッサ 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。ビデオプロセッサ 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。

20

【 0 0 3 3 】

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、ビデオプロセッサ 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。

30

【 0 0 3 4 】

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 5 】

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、即ち、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。

40

【 0 0 3 6 】

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。即ち、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

50

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。

【 0 0 3 7 】

本構成例のビデオプロセッサ 4 5 においては、接続された内視鏡 1 1 が、撮像素子 1 1 b として C C D イメージセンサと C M O S イメージセンサのいずれを搭載している場合であっても、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。C C D イメージセンサのための制御と C M O S イメージセンサのための制御との切り替えについては、マイクロコンピュータ 5 7 からタイミングジェネレータ 5 8 に入力される指示によって行なわれる。

【 0 0 3 8 】

グローバルシャッタ方式の C C D 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 C M O S 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ので、双方の方式に選択的に対応できるように構成してある。なお、C M O S 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、C C D 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。

【 0 0 3 9 】

光量計測部 5 5 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 0 】

記憶部 5 6 には、調光のために光源ドライバ 4 3 b に指示する光量指示値と光源 4 3 a への制御出力値との関係を表す制御パターンが各種記録されている。スコープ種、つまり、内視鏡 1 1 の撮像素子 1 1 b のシャッタ動作に連動して、即ち、C C D イメージセンサであるか、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かに応じて、対応する制御パターンが取り出されて光源ドライバ 4 3 b に送信される。なお、光源ドライバ 4 3 b 側がこの制御パターンを記憶していてもよい。

【 0 0 4 1 】

マイクロコンピュータ 5 7 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 1 0 0 の全体の制御を行う。マイクロコンピュータ 5 7 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。

【 0 0 4 2 】

1 . 制御装置 1 3 に接続された内視鏡 1 1 のスコープ情報メモリ 1 1 c から、この内視鏡 1 1 の情報を読み取る。この情報には、内視鏡 1 1 の撮像素子 1 1 b のシャッタ動作、つまり、電子シャッタ制御方式がグローバルシャッタ方式かローリングシャッタ方式のいずれであるかを表す内容が含まれている。

【 0 0 4 3 】

2 . 読み取った上記の情報に応じて、グローバルシャッタ方式又はローリングシャッタ方式で撮像素子ドライバ 5 9 が撮像素子 1 1 b を駆動するように、タイミングジェネレータ 5 8 に指示を与える。

【 0 0 4 4 】

3 . ユーザの操作によって入力部 1 7 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 5 9 が撮像素子 1 1 b を駆動するように、タイミングジェネレータ 5 8 に指示を与える。

【 0 0 4 5 】

4 . 読み取った上記の情報に応じて、記憶部 5 6 に保持されている複数の制御パターンのいずれかを自動的に選択する。これにより、グローバルシャッタ方式の場合とローリングシャッタ方式の場合とで異なる制御パターンが選択される。

【 0 0 4 6 】

5 . 光量計測部 5 5 が計測した光量や、入力部 1 7 から入力される指定値などによって定

10

20

30

40

50

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 4 3 が光量を制御するように光源装置 4 3 に指示を与える。

【 0 0 4 7 】

図 1 に示すように、光源装置 4 3 には光源 4 3 a、光源ドライバ 4 3 b、集光レンズ 4 3 c が備わっている。光源ドライバ 4 3 b の制御による通電によって光源 4 3 a が発光して光が出射される。この光は、集光レンズ 4 3 c で集光されて、光ファイバ 7 1 に導入される。そして、光ファイバ 7 1 を伝って、照明部 1 1 a へと導かれる。

【 0 0 4 8 】

なお、本実施形態では、光源 4 3 a として、発振波長が 4 0 5 n m あるいは 4 4 5 n m の青色 L E D (発光ダイオード)、又は D (レーザダイオード)、例えば、例えばブロードエリア型の I n G a N 系レーザダイオードや、I n G a N A s 系レーザダイオードや、G a N A s 系レーザダイオードなどが用いられる。

10

【 0 0 4 9 】

光源ドライバ 4 3 b は、ビデオプロセッサ 4 5 のタイミングジェネレータ 5 8 及びマイクロコンピュータ 5 7 と接続されている。光源ドライバ 4 3 b は、マイクロコンピュータ 5 7 から与えられる指示と、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。光源ドライバ 4 3 b の制御の内容は、後述するようにグローバルシャッタ方式の場合とローリングシャッタ方式の場合とで自動的に切り替えられる。

【 0 0 5 0 】

20

光源ドライバ 4 3 b の具体的な構成例が図 4 に示されている。同図に示す例では、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、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、パルス密度変調 (P D M) 制御とを必要に応じて組み合わせて、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ことができる。P A M、P W M、P D M、P N M の各制御の内容については後で説明する。

【 0 0 5 2 】

L U T 1 0 1 には、指定された光量に対する P A M、P W M、P D 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複数登録されている。複数の制御パターンのそれぞれは、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、パルス密度変調 (P D M) 制御分のいずれか 1 つの制御分、又はいずれか 2 以上の複数の制御分の合計として光源の出射光強度を規定するものである。複数の制御を組み合わせて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。

30

なお、L U T 1 0 1 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 5 3 】

タイマ回路 1 0 2 は、L U T 1 0 1 から入力される P W M、P D 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。

40

【 0 0 5 4 】

定電流回路 1 0 3 は、L U T 1 0 1 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 】

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。

50

【 0 0 5 6 】

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。また、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 5 7 】

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。

【 0 0 5 8 】

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（ $t_1 \sim t_2$ ）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。

【 0 0 5 9 】

図 5 に示す例では、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）制御とを組み合わせ、照明の光量を調光する場合を想定している。

【 0 0 6 0 】

即ち、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_{11} 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_{12} 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。

【 0 0 6 1 】

また、図 5 に示す時刻 t_{11} から t_{12} 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 $1/100$ 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。

【 0 0 6 2 】

また、光源駆動信号 S L D 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 P A M 制御である。

【 0 0 6 3 】

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 M O S 型イメージセンサで、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。

【 0 0 6 4 】

図 6 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、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 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 6 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

10

20

30

40

50

、 1 画面 (1 フレーム) の期間を表している。

【 0 0 6 5 】

一般的な C M O S 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。従って、この場合は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。

【 0 0 6 6 】

この場合、図 6 に示すように、撮像素子 1 1 b 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 L 1 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 L n 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 L n 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 L 1 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「 $T_{c1} + T_b$ 」)、即ち、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。

【 0 0 6 7 】

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 V D 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 1 1 b 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 1 1 b の行毎に異なる影響を及ぼす。

【 0 0 6 8 】

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 L D の駆動信号 S L D を制御している。そのため、図 6 に示す例では前述のパルス数変調 (P N M) 制御は行っていないが、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、パルス密度変調 (P D M) 制御を行っている。

【 0 0 6 9 】

即ち、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し、光源が点滅するように駆動信号 S L D 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 S L D 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。これにより光量 (点滅比率) を制御する。これが P W M 制御である。

また、P W M 制御で用いる点灯周期 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 P D M 制御である。即ち、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、点灯周期 T_d が長くなれば照明の光量は減少し、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 S L D 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 P A M 制御である。

【 0 0 7 0 】

なお、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 S L D 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 1 1 b 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 (P N M) 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。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 1 】

前述のように、図 1 に示すマイクロコンピュータ 5 7 は、制御装置 1 3 に接続された内視鏡 1 1 のスコープ情報メモリ 1 1 c から、この内視鏡 1 1 の情報を読み取り、内視鏡 1 1 の撮像素子 1 1 b の電子シャッタ制御方式がグローバルシャッタ方式とローリングシャッタ方式のいずれであるかを区別する種別識別手段として機能する。そして、マイクロコンピュータ 5 7 は照明用の光源 4 3 a を制御するために用いる調光テーブルを、撮像素子の電子シャッタ動作に連動して、つまり、グローバルシャッタ方式、ローリングシャッタ方式の区別に応じて自動的に切り替える。

【 0 0 7 2 】

調光テーブルは、光源 4 3 a 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 L U T 1 0 1 上に配置されている。調光テーブルの制御出力値は、P A M 制御用の制御値、P N M 制御用の制御値、P W M 制御用の制御値、P D M 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。光量指示値と制御出力値との関係を複数種類の制御パターンの中から選択的に切り替え可能にするために、複数の調光テーブルが予め用意されている。マイクロコンピュータ 5 7 は、状況に応じて、つまり、内視鏡 1 1 の撮像素子 1 1 b のグローバルシャッタ方式かローリングシャッタ方式かの区別や、その他の撮像条件に応じて、複数の調光テーブルの中から 1 つの調光テーブルを自動的に選択し使用可能にする。

【 0 0 7 3 】

それぞれ異なる制御パターンの調光テーブルの特性が図 7 及び図 8 に示されている。図 7 に示す制御パターンはグローバルシャッタ方式の制御を行う場合に用いられ、図 8 に示す制御パターンはローリングシャッタ方式の制御を行う場合に用いられる。

【 0 0 7 4 】

図 7 を参照すると、この制御パターンは、P N 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 7 の制御パターンの場合、光量指令値の 0 ~ 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 N M 制御値が出力される。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 N M 制御値は一定値になる。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 7 に示す制御パターンを採用した場合には、P N 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、つまりは光量が決定される。

【 0 0 7 5 】

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 0 ~ 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、つまりは光量が決定される。

【 0 0 7 6 】

マイクロコンピュータ 5 7 は、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の C C D イメージセンサであると認識した場合には、例えば図 7 に示したような制御パターンの調光テーブルを自動的に選択する。従って、この場合には P A M 制御と、P N M 制御と、P W M 制御との組み合わせにより光源の光量が制御される。なお、更に P D M 制御を組み合わせることもできるが、グローバルシャッタ方式の場合はシャッタ開期間（図 6 の T b の範囲内に相当）のみに限定した P D M 制御にする必要がある。

【 0 0 7 7 】

マイクロコンピュータ 57 は、内視鏡 11 の撮像素子 11b がローリングシャッタ方式の CMOS イメージセンサであると認識した場合には、例えば図 8 に示したような制御パターンの調光テーブルを自動的に選択する。従って、この場合には PAM 制御と、PDM 制御と、PWM 制御との組み合わせにより光源の光量が制御される。

【0078】

内視鏡 11 の撮像素子 11b がグローバルシャッタ方式である場合には、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 11 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 PNM 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 PDM 制御は適さない。

10

【0079】

一方、内視鏡 11 の撮像素子 11b がローリングシャッタ方式である場合には、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、PNM 制御は適さず、PDM 制御を用いて光量を調整するのが望ましい。

【0080】

上述の内視鏡システム 100 においては、制御装置 13 のマイクロコンピュータ 57 が、接続された内視鏡 11 の撮像素子 11b の種別を検出し、その違いに応じて照明の調光方式を自動的に切り替える。これにより、グローバルシャッタ方式、ローリングシャッタ方式のいずれの方式の撮像素子 11b を搭載した内視鏡 11 であっても、適切な調光制御を行うことができる。

20

【0081】

また、上述の内視鏡システム 100 においては、制御装置 13 の光源ドライバ 43b が、光源 43a の点灯光量、点灯比率、点灯時間、点灯密度を統合的に制御する。これにより、撮像素子 11b の種類や撮像モードに応じて適切な照明モードを提供できる。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。

【0082】

前述の内視鏡システム 100 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 S1 は、中心波長が 405 nm のレーザ光源を光源 43a として採用した場合に内視鏡先端部 35 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 S2 は、中心波長が 445 nm のレーザ光源を光源 43a として採用した場合に内視鏡先端部 35 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。

30

【0083】

例えば、青色光である 445 nm のレーザ光を光源 43a で発光し、この青色光を内視鏡 11 の照明部 11a に導いて蛍光体 72 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 72 に吸収され、これにより蛍光体 72 が励起されて発光する。蛍光体 72 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 72 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 72 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 S2 のような波長分布の白色の照明光として、内視鏡先端部 35 から被観察部に照射される。

40

【0084】

同様に、405 nm のレーザ光を光源 43a で発光し、このレーザ光を内視鏡 11 の照明部 11a に導いて蛍光体 72 に照射した場合には、図 9 に示したスペクトル S1 のような波長分布の照明光として、内視鏡先端部 35 から被観察部に照射される。

【0085】

次に、内視鏡システム 100 の照明光に関する変形例について説明する。

第 1 変形例における内視鏡先端部 35 の構成で、被観察部側から内視鏡先端部 35 の先端側の端面を見た状態が図 10 に示されている。また、第 1 変形例における光源装置 43

50

の構成が図 1 1 に示されている。

【 0 0 8 6 】

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。

【 0 0 8 7 】

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。

10

【 0 0 8 8 】

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 8 9 】

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。即ち、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。

20

【 0 0 9 0 】

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。

【 0 0 9 1 】

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。

30

【 0 0 9 2 】

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。

40

【 0 0 9 3 】

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 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。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 n m 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。

【 0 0 9 4 】

第 3 変形例における内視鏡先端部 3 5 の構成で、被観察部側から内視鏡先端部 3 5 の先

50

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 0 9 5 】

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出射することができる。即ち、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。

10

【 0 0 9 6 】

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、一对の各々の照明窓は境界線 P を跨ぐように配置され、一对の第 1 の照明窓 (2 3 2 と 2 3 5) は白色光を照射する照明窓であって、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明窓であるように構成されている。

【 0 0 9 7 】

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 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、中心波長 4 7 2 n m のレーザ光源 L D 3 と、中心波長 7 8 0 n m のレーザ光源 L D 4 を備えている。

20

【 0 0 9 8 】

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。

【 0 0 9 9 】

30

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 n m 、 4 4 5 n m 、 4 7 2 n m 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 O₂ 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 O₂ と還元ヘモグロビン H b は、波長 4 0 5 n m 付近では吸光度は略等しく、波長 4 4 5 n m 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 O₂ よりも吸光度が高く、波長 4 7 2 n m 付近では酸化ヘモグロビン H b O₂ が還元ヘモグロビン H b よりも吸光度が高くなっている。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。

40

【 0 1 0 0 】

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 1 】

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

50

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ICGに向けて中心波長785nmのレーザ光を照射する。すると、血液とICGが反応した部分でピーク波長830nm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。

【0102】

更に、レーザ光源LD3、LD4として、中心波長が375nm、405nm、445nm等のレーザ光を出射するものを利用しても良い。波長が375nm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405nm、445nm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。

【0103】

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。

【0104】

以上の通り、本明細書には次の事項が開示されている。

(1) 光源からの光を被検体に照射する照明光学系、及び被検体を撮像する撮像素子を含む撮像光学系を有する内視鏡と、該内視鏡が着脱自在に接続される制御装置と、を備える内視鏡システムであって、

前記光源の出射光強度を、前記制御装置から入力される光量指示値に応じて制御する光源制御手段と、

前記制御装置に接続された内視鏡に搭載の撮像素子の種別を識別する種別識別手段と、を有し、

前記光源制御手段が、前記光量指示値と前記光源への制御出力値との関係を表す制御パターンを複数種備え、前記種別識別手段による識別結果に基づいて前記いずれかの制御パターンに切り替え、該切り替えた制御パターンに基づいて前記光源の出射光強度を制御する内視鏡システム。

【0105】

この内視鏡システムによれば、制御装置に接続される内視鏡がどのような種類の撮像素子を搭載していても、その撮像素子に対応した制御パターンに切り替えるため、撮像素子に応じた最適な光源制御が行える。これにより、広ダイナミックレンジの光量制御が可能となる。

【0106】

(2) (1)の内視鏡システムであって、

前記光源制御手段が、前記撮像素子のシャッター動作に連動して前記制御パターンを切り替える内視鏡システム。

【0107】

この内視鏡システムによれば、撮像素子のシャッター動作に連動して制御パターンを切り替えることで、シャッター動作に最適な出射光制御が行える

【0108】

(3) (1)又は(2)の内視鏡システムであって、

前記種別識別手段が、前記撮像素子の種別として、グローバルシャッター方式で制御される撮像素子か、ローリングシャッター方式で制御される撮像素子かを識別する内視鏡システム。

【0109】

この内視鏡システムによれば、使用する撮像素子のシャッター方式に応じて制御パターンを変更するので、各撮像素子に対して最適な制御を行うことができる。例えばグローバルシャッター方式においては、各画素の露光時間が全画素で同時のタイミングに設定され、シ

10

20

30

40

50

シャッタ閉時には発熱を避けるために消灯する制御が好ましい。また、ローリングシャッタ方式においては、各画素の露光時間が走査ライン毎で異なるため、光源の連続発光が必要となる。そのため、各ラインの実露光時間が均等になる制御が好ましい。このような撮像素子の種別に応じて最適な制御が行える。

【0110】

(4) (3)の内視鏡システムであって、
前記制御パターンが、前記光量指示値に対応する、
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、
点灯と消灯のデューティ比を変更するパルス幅変調制御による制御分、
点灯強度を変更するパルス振幅変調制御による制御分、
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つの制御分の合計で、前記光源の出射光強度を規定するものである内視鏡システム。

10

【0111】

この内視鏡システムによれば、指定される光量指示値に対応して、パルス数変調制御、パルス幅変調制御、パルス振幅変調制御、パルス密度変調制御の少なくとも3つを含む制御による各制御分を、予め定めた各制御の設定値カーブからそれぞれ求め、これら各制御による制御分を合計して光源の出射光強度を規定することで、各制御方式の組み合わせにより、低出力から高出力までの広いダイナミックレンジの範囲で、高い連続性を維持しつつ出射光強度を設定できる。

20

【0112】

(5) (4)の内視鏡システムであって、
前記種別識別手段が、前記撮像素子をグローバルシャッタ方式の撮像素子と識別した場合に、
前記光源制御手段が、前記パルス数変調制御と、前記パルス幅変調制御と、前記パルス振幅変調制御との3つを組み合わせた制御パターンで前記光源を制御する内視鏡システム。

【0113】

この内視鏡システムによれば、グローバルシャッタ方式の撮像素子である場合に、パルス数変調制御、パルス幅変調制御、パルス振幅変調制御を組み合わせた制御パターンで光源を制御することにより、特にシャッタ閉時において、パルス数変調制御による点灯時間の調整によって光源を消灯させることができ、シャッタ閉時における無駄な発熱を防止できる。

30

【0114】

(6) (4)の内視鏡システムであって、
前記種別識別手段が、前記撮像素子をローリングシャッタ方式の撮像素子と識別した場合に、
前記光源制御手段が、前記パルス密度変調制御と、前記パルス幅変調制御と、前記パルス振幅変調制御との3つを組み合わせた制御パターンで前記光源を制御する内視鏡システム。

40

【0115】

この内視鏡システムによれば、ローリングシャッタ方式の撮像素子である場合に、パルス密度変調制御、パルス幅変調制御、パルス振幅変調制御を組み合わせた制御パターンで前記光源を制御することにより、特にパルス密度変調制御による点灯周期の変更によって各ラインの実露光時間を均等にした光源制御が行える。

【0116】

(7) (1)~(6)のいずれか1つの内視鏡システムであって、
前記内視鏡が、該内視鏡に搭載される撮像素子の種別情報を保存する識別情報記憶部を備え、
前記種別識別手段が、前記制御装置に接続された内視鏡の前記識別情報記憶部から前記

50

撮像素子の種別情報を読み出して前記撮像素子の種別を識別する内視鏡システム。

【0117】

この内視鏡システムによれば、識別情報記憶部から、撮像素子の種別情報を読み出すことで、簡単かつ確実に撮像素子の種別を判定できる。

【0118】

(8) (1)～(7)のいずれか1つの内視鏡システムであって、

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。

10

【0119】

この内視鏡システムによれば、光源からの出射光と蛍光体からの発光とを混合して、照明光を生成するので、例えば、青色の励起光と、これにより励起発光される蛍光とによって白色光を生成する等、任意の色の照明光が容易に生成できる。

【0120】

(9) (1)～(8)のいずれか1つの内視鏡システムであって、

前記照明光学系が、複数の光源からの出射光を照射するものであり、前記光源制御部が、前記複数の光源をそれぞれを個別に駆動する内視鏡システム。

【0121】

この内視鏡システムによれば、個別に制御することで、複数種の光を同じ照明光学系から出射させることができ、内視鏡先端部をより小型化に有利な構成にできる。

20

【0122】

(10) (1)～(9)のいずれか1つの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。

この内視鏡システムによれば、高い応答性で、高効率で照明光を生成できる。

【符号の説明】

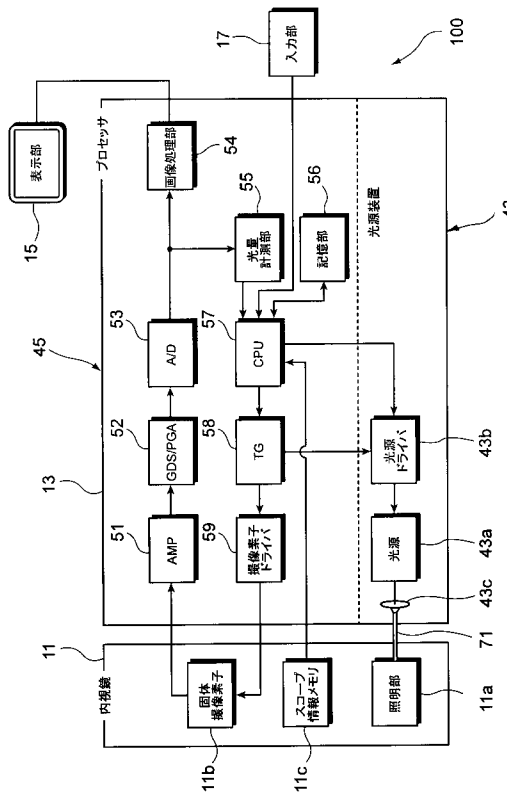
【0123】

- 11 内視鏡
- 11a 照明部
- 11b 撮像素子
- 11c スコープ情報メモリ
- 13 制御装置
- 15 表示部
- 17 入力部
- 19 内視鏡挿入部
- 35 内視鏡先端部
- 43 光源装置
- 45 ビデオプロセッサ
- 61 基板
- 62 プリズム
- 63 対物レンズユニット
- 72 蛍光体
- 100 内視鏡システム

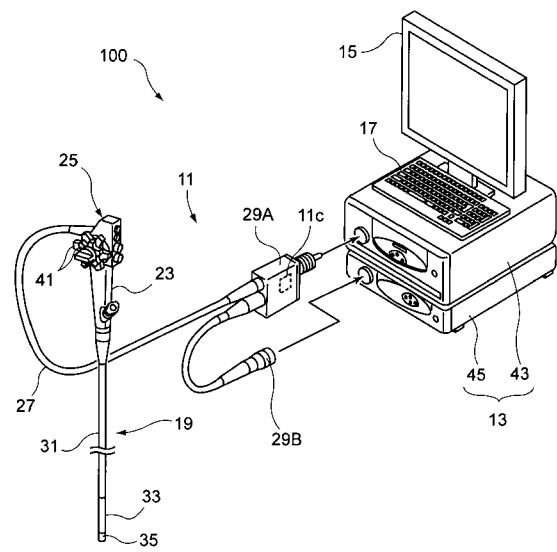
30

40

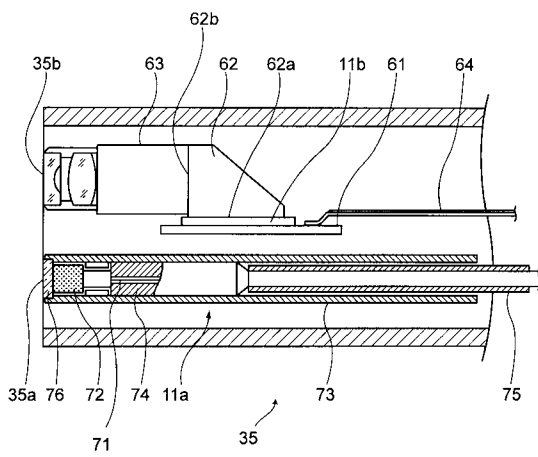
【 図 1 】



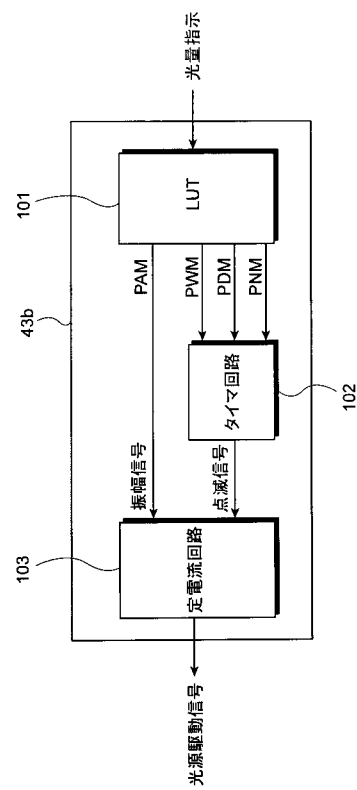
【 図 2 】



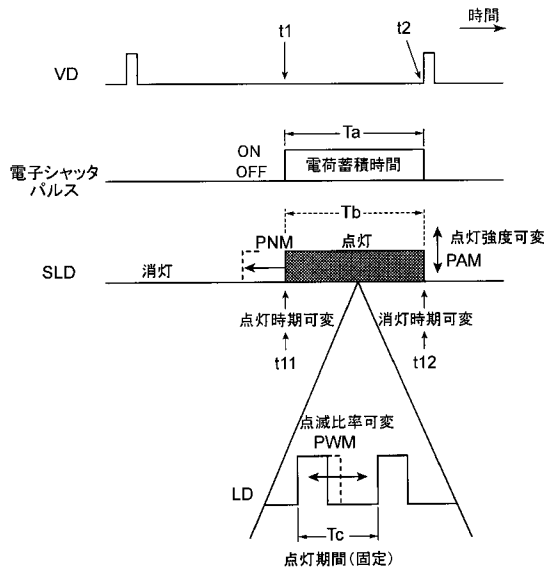
【 図 3 】



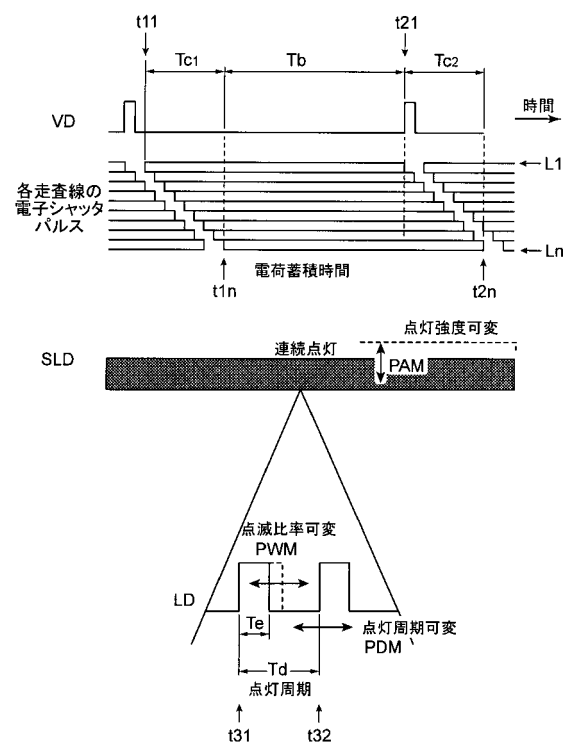
【 図 4 】



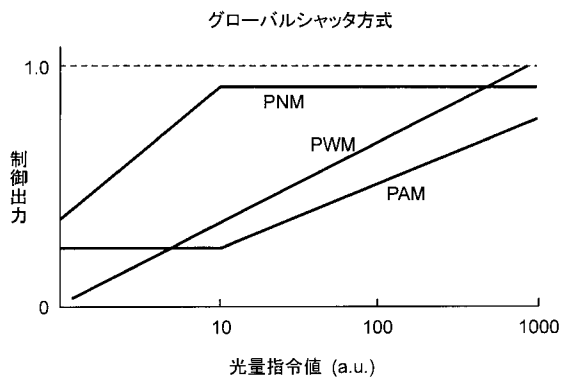
【図 5】



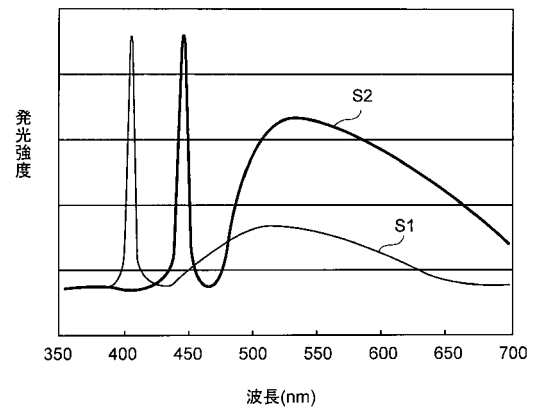
【図 6】



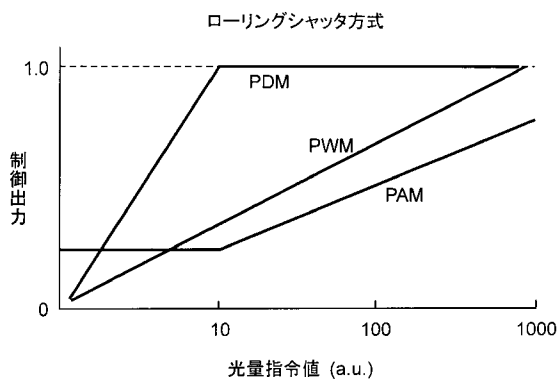
【図 7】



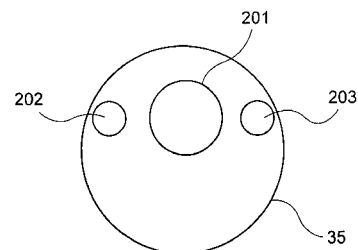
【図 9】



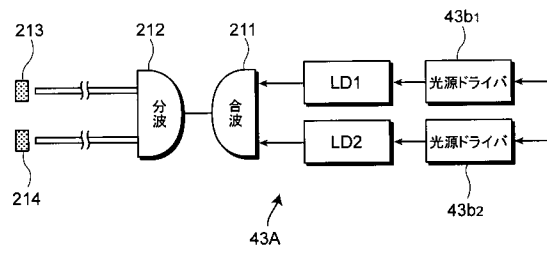
【図 8】



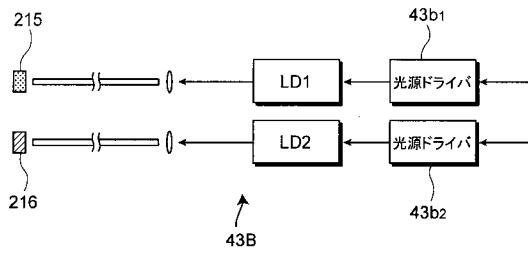
【図 10】



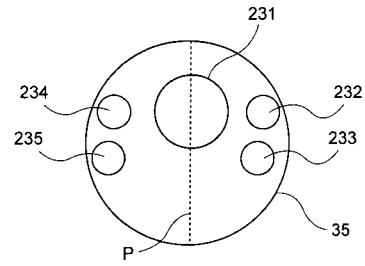
【図 1 1】



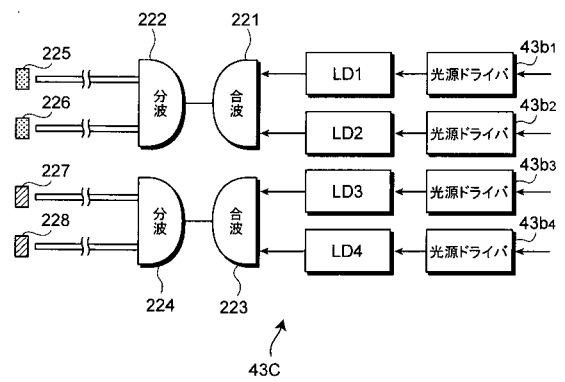
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 CC06 DD03 FF46 FF47 GG01 JJ18 LL02 MM05 NN01 QQ02
 QQ07 RR02 RR03 RR04 RR22 RR25 YY14
 4C161 CC06 DD03 FF46 FF47 GG01 JJ18 LL02 MM05 NN01 QQ02
 QQ07 RR02 RR03 RR04 RR22 RR25 YY14

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2012019982A	公开(公告)日	2012-02-02
申请号	JP2010160681	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		
[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 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/0002 A61B1/045 A61B1/05 A61B1/0653 A61B1/0669 H04N5/2354 H04N5/3532 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/04.372 A61B1/04.362.A G02B23/26.B A61B1/00.640 A61B1/045.632 A61B1/05 A61B1/06.510 A61B1/06.610 A61B1/06.613 A61B1/07.733 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	2H040/BA11 2H040/CA06 2H040/FA13 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF46 4C061/FF47 4C061/GG01 4C061/JJ18 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ07 4C061/RR02 4C061/RR03 4C061/RR04 4C061/RR22 4C061/RR25 4C061/YY14 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/RR22 4C161/RR25 4C161/YY14 4C161/SS06		
其他公开文献	JP5481294B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜系统，该内窥镜系统能够根据安装在内窥镜上的图像拾取装置的类型在较宽的动态范围内适当地控制照明光的光量。具有将来自光源43a的光照射到被检体上的照明光学系统的内窥镜11和包括用于对被检体成像的摄像装置11b的成像光学系统与内窥镜11可拆卸地连接。在具有控制装置的内窥镜系统中，根据从控制装置13输入的光量指示值，控制光源43a的发光强度的光源控制部和与该控制装置连接的内部光源。以及类型识别装置，用于识别安装在内窥镜11上的图像拾取装置11b的类型。光源控制单元设置有表示光量指令值和到光源43a的控制输出值之间的关系的多个控制模式，并且基于类型识别装置的识别结果切换到控制模式之一和切换后的控制模式。基于此，控制从光源43a发射的光的强度。[选型图]图1

