

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-99455  
(P2017-99455A)

(43) 公開日 平成29年6月8日(2017.6.8)

(51) Int.Cl.		F I		テーマコード (参考)	
<b>A61B</b>	<b>1/06</b>	<b>(2006.01)</b>	A61B	1/06	A 2H040
<b>A61B</b>	<b>1/04</b>	<b>(2006.01)</b>	A61B	1/06	B 4C161
<b>G02B</b>	<b>23/24</b>	<b>(2006.01)</b>	A61B	1/04	370 5C054
<b>H04N</b>	<b>7/18</b>	<b>(2006.01)</b>	G02B	23/24	B
			H04N	7/18	M

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2015-233000 (P2015-233000)  
(22) 出願日 平成27年11月30日 (2015.11.30)

(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 110001988  
特許業務法人小林国際特許事務所  
(72) 発明者 森本 美範  
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 大橋 永治  
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  
Fターム(参考) 2H040 BA10 CA11 CA13 DA12 DA22  
FA13 GA02 GA05 GA06 GA11

最終頁に続く

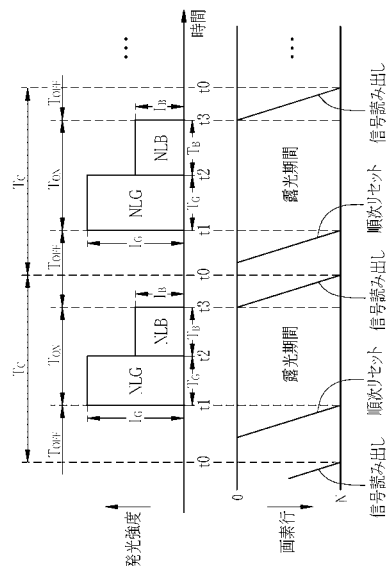
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びその制御方法

(57) 【要約】

【課題】 1画素行ずつ順に信号読み出しを行うCMOS型撮像素子と、半導体光源とを備え、十分な光量を得ることを可能とする内視鏡システム及びその制御方法を提供する。

【解決手段】 光源部は、第1光を発する複数の第1半導体発光素子が設けられた第1光源を有する。内視鏡は、複数の画素行が構成され、1画素行ずつ順に信号読み出しを行うCMOS型撮像素子を有する。撮像制御部は、CMOS型撮像素子を1フレーム周期 $T_c$ ごとに駆動させ、各フレーム周期 $T_c$ 内で1画素行ずつ順に信号読み出しを行わせる。光源制御部は、CMOS型撮像素子の信号読み出し期間( $t_3 \sim t_0$ )に複数の第1半導体発光素子を消灯させ、複数の画素行が受光可能である受光可能期間( $t_1 \sim t_3$ )に、複数の第1半導体発光素子のうち少なくとも1つの第1半導体発光素子に、非線形領域の駆動電流を印加することにより点灯させる。

【選択図】 図17



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

第 1 光を発する複数の第 1 半導体発光素子が設けられた第 1 光源を有する光源部と、  
複数の画素行が構成され、1 画素行ずつ順に信号読み出しを行う CMOS 型撮像素子を  
有する内視鏡と、

前記 CMOS 型撮像素子を 1 フレーム周期ごとに駆動させ、各フレーム周期内で 1 画素  
行ずつ順に信号読み出しを行わせる撮像制御部と、

前記 CMOS 型撮像素子の信号読み出しが行われる信号読み出し期間に前記複数の第 1  
半導体発光素子を消灯させ、前記複数の画素行が受光可能である受光可能期間に、前記複  
数の第 1 半導体発光素子のうち少なくとも 1 つの前記第 1 半導体発光素子に、発光強度と  
駆動電流との関係が非線形である非線形領域の駆動電流を印加することにより点灯させる  
光源制御部と、

を備える内視鏡システム。

**【請求項 2】**

前記光源制御部は、前記駆動電流の印加時間を制御することで、前記第 1 光源の射出光  
量を制御する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 3】**

前記光源制御部は、前記複数の第 1 半導体発光素子のうち、少なくとも 1 つの前記第 1  
半導体発光素子に前記非線形領域の駆動電流を印加するとともに、その他の少なくとも 1  
つの前記第 1 半導体発光素子に線形領域の電流を印加する請求項 2 に記載の内視鏡システ  
ム。

**【請求項 4】**

前記複数の第 1 半導体発光素子に対する駆動電流の設定値が記憶された設定テーブルを  
有し、前記光源制御部は、前記設定テーブルに記憶された前記設定値に基づいて、前記複  
数の第 1 半導体発光素子に前記駆動電流を印加する請求項 3 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 5】**

前記設定テーブルには、前記設定値が前記内視鏡の種類ごとに記憶されている請求項 4  
に記載の内視鏡システム。

**【請求項 6】**

前記内視鏡は、前記内視鏡の種類を表す識別情報を記憶した識別情報記憶部を有してお  
り、前記光源制御部は、前記内視鏡の種類に応じて前記設定テーブルから選択された前記  
設定値に基づいて、前記複数の第 1 半導体発光素子に前記駆動電流を印加する請求項 5 に  
記載の内視鏡システム。

**【請求項 7】**

前記撮像制御部は、前記印加時間が所定時間よりも短い場合に、前記フレーム周期を短  
くし、フレームレートを上げる請求項 6 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 8】**

前記光源部は、前記第 1 光源とは色が異なる光を発する第 2 光源を有し、  
前記光源制御部は、前記第 1 光源と前記第 2 光源とを、前記 1 フレーム周期内において  
時分割点灯させることにより照明光を生成する請求項 1 から 7 いずれか 1 項に記載の内視  
鏡システム。

**【請求項 9】**

前記撮像制御部は、前記 1 フレーム周期内において、前記照明光の生成開始直前に、前  
記 CMOS 型撮像素子をリセットさせる請求項 8 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 10】**

第 1 光を発する複数の第 1 半導体発光素子が設けられた第 1 光源を有する光源部と、複  
数の画素行が構成され、1 画素行ずつ順に信号読み出しを行う CMOS 型撮像素子を有す  
る内視鏡とを備える内視鏡システムの制御方法において、

前記 CMOS 型撮像素子を 1 フレーム周期ごとに駆動させ、各フレーム周期内で 1 画素  
行ずつ順に信号読み出しを行わせ、

10

20

30

40

50

前記ＣＭＯＳ型撮像素子の信号読み出しが行われる信号読み出し期間に前記複数の第１半導体発光素子を消灯させ、前記複数の画素行が受光可能である受光可能期間に、前記複数の第１半導体発光素子のうち少なくとも１つの前記第１半導体発光素子に、発光強度と駆動電流との関係が非線形となる非線形領域の駆動電流を印加することにより点灯させる内視鏡システムの制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、内視鏡システム及びその制御方法に関する。

【背景技術】

【０００２】

近年の医療においては、電子内視鏡（以下、内視鏡という）、内視鏡用光源装置（以下、光源装置という）、及びプロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断等が広く行われている。光源装置は、照明光を発生する。内視鏡は、光源装置から照明光が供給され、この照明光を先端部から検体に照射させる。また、内視鏡は、照明光が照射された検体内を、先端部に内蔵された撮像素子により撮像して撮像信号を生成する。プロセッサ装置は、内視鏡が生成した撮像信号を画像処理して、モニタに表示するための観察画像を生成する。

【０００３】

従来の内視鏡システムでは、内視鏡の撮像素子としてＣＣＤ（Charge Coupled Device）型の撮像素子が用いられているが、近年ではＣＭＯＳ（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）型の撮像素子が用いられつつある（特許文献１参照）。一般的に、ＣＭＯＳ型の撮像素子では、撮像部に構成された複数の画素行を、１画素行ずつ順に信号読み出しを行うローリングシャッタ方式が採用されている。

【０００４】

ローリングシャッタ方式では露光タイミングが１画素行ずつ順にずれるため、いわゆる同時性を確保するためには、照明光の点灯及び消灯を制御する必要がある。具体的には、信号読み出し期間に、照明光を消灯させ、その他の期間内に照明光を点灯させることで、同時性が確保される。

【０００５】

また、光源装置には、従来、照明光として白色光を発するキセノンランプやハロゲンランプ等のランプ光源が使用されていたが、最近では、ランプ光源に代えて、特定の色の光を発するレーザダイオード（ＬＤ：Laser diode）や発光ダイオード（ＬＥＤ：Light emitting diode）等の半導体光源が用いられつつある（特許文献２参照）。

【０００６】

しかし、半導体光源は、ランプ光源に比べて輝度が低いため、高輝度化が望まれている。半導体光源では、赤色光、緑色光、及び青色光の少なくとも３色の光を混合して白色光が生成されるが、これらのうち、輝度に最も起因するのは緑色光であるので、緑色光の光量の増加を図ることが提案されている（例えば、特許文献３参照）。特許文献３では、青色レーザ光源と緑色蛍光体とを設け、緑色蛍光体を青色レーザ光により励起させることで、緑色光の光量を増加させている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００７】

【特許文献１】特開２０１３－１７４９０５号公報

【特許文献２】特開２０１３－０４２８５４号公報

【特許文献３】特開２０１３－２１５４３５号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００８】

10

20

30

40

50

特許文献 1 に記載のように、内視鏡の撮像素子としてローリングシャッタ方式の CMOS 型撮像素子を用いる場合には、同時性確保のために照明光を消灯させる消灯期間を設ける必要があり、この消灯期間の分だけ照明光の発光時間を短くする必要がある。高フレームレートで CMOS 型撮像素子を駆動する場合には、発光時間をより短く設定する必要がある。

【 0 0 0 9 】

しかしながら、ローリングシャッタ方式の CMOS 型撮像素子を用いた内視鏡システムにおいて、特許文献 2 に記載のように半導体光源を用いる場合には、半導体光源の発光強度が小さく、発光時間を短く設定する必要があることにより、十分な光量が得られない。特許文献 3 に記載のように、緑色光の光量の増加が望まれているが、ローリングシャッタ方式の CMOS 型撮像素子と半導体光源とを用いた内視鏡システムでは、十分な光量が得られないのが現状である。

10

【 0 0 1 0 】

また、色の異なる複数の半導体光源を 1 フレーム期間内に順次点灯（時分割点灯）させる場合には、1 つの半導体光源当たりの発光時間をさらに短く設定する必要があるので、光量がさらに不足するという問題がある。

【 0 0 1 1 】

本発明は、1 画素行ずつ順に信号読み出しを行う CMOS 型撮像素子と、半導体光源とを備え、十分な光量を得ることを可能とする内視鏡システム及びその制御方法を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 2 】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、光源部と、内視鏡と、撮像制御部と、光源制御部とを備える。光源部は、第 1 光を発する複数の第 1 半導体発光素子が設けられた第 1 光源を有する。内視鏡は、複数の画素行が構成され、1 画素行ずつ順に信号読み出しを行う CMOS 型撮像素子を有する。撮像制御部は、CMOS 型撮像素子を 1 フレーム周期ごとに駆動させ、各フレーム周期内で 1 画素行ずつ順に信号読み出しを行わせる。光源制御部は、CMOS 型撮像素子の信号読み出しが行われる信号読み出し期間に複数の第 1 半導体発光素子を消灯させ、複数の画素行が受光可能である受光可能期間に、複数の第 1 半導体発光素子のうち少なくとも 1 つの第 1 半導体発光素子に、発光強度と駆動電流との関係が非線形である非線形領域の駆動電流を印加することにより点灯させる。

30

【 0 0 1 3 】

光源制御部は、駆動電流の印加時間を制御することで、第 1 光源の射出光量を制御することが好ましい。

【 0 0 1 4 】

光源制御部は、複数の第 1 半導体発光素子のうち、少なくとも 1 つの第 1 半導体発光素子に非線形領域の駆動電流を印加するとともに、その他の少なくとも 1 つの第 1 半導体発光素子に線形領域の電流を印加することが好ましい。

【 0 0 1 5 】

複数の第 1 半導体発光素子に対する駆動電流の設定値が記憶された設定テーブルを有し、光源制御部は、設定テーブルに記憶された設定値に基づいて、複数の第 1 半導体発光素子に駆動電流を印加することが好ましい。

40

【 0 0 1 6 】

設定テーブルには、設定値が内視鏡の種類ごとに記憶されていることが好ましい。

【 0 0 1 7 】

内視鏡は、内視鏡の種類を表す識別情報を記憶した識別情報記憶部を有しており、光源制御部は、内視鏡の種類に応じて設定テーブルから選択された設定値に基づいて、複数の第 1 半導体発光素子に駆動電流を印加することが好ましい。

【 0 0 1 8 】

撮像制御部は、印加時間が所定時間よりも短い場合に、フレーム周期を短くし、フレー

50

ムレートを上げることが好ましい。

【0019】

光源部は、第1光源とは色が異なる光を発する第2光源を有し、光源制御部は、第1光源と第2光源とを、1フレーム周期内において時分割点灯させることにより照明光を生成することが好ましい。

【0020】

撮像制御部は、1フレーム周期内において、照明光の生成開始直前に、CMOS型撮像素子をリセットさせることが好ましい。

【0021】

本発明の内視鏡システムの制御方法は、第1光を発する複数の第1半導体発光素子が設けられた第1光源を有する光源部と、複数の画素行が構成され、1画素行ずつ順に信号読み出しを行うCMOS型撮像素子を有する内視鏡とを備える内視鏡システムの制御方法において、CMOS型撮像素子を1フレーム周期ごとに駆動させ、各フレーム周期内で1画素行ずつ順に信号読み出しを行わせ、CMOS型撮像素子の信号読み出しが行われる信号読み出し期間に複数の第1半導体発光素子を消灯させ、複数の画素行が受光可能である受光可能期間に、複数の第1半導体発光素子のうち少なくとも1つの第1半導体発光素子に、発光強度と駆動電流との関係が非線形となる非線形領域の駆動電流を印加することにより点灯させる。

10

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、光源部が、第1光を発する複数の第1半導体発光素子が設けられた第1光源を有し、光源制御部は、CMOS型撮像素子の信号読み出しが行われる信号読み出し期間に複数の第1半導体発光素子を消灯させ、複数の画素行が受光可能である受光可能期間に、複数の第1半導体発光素子のうち少なくとも1つの第1半導体発光素子に、発光強度と駆動電流との関係が非線形である非線形領域の駆動電流を印加することにより点灯させるので、十分な光量を得ることができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】内視鏡システムの外観図である。

【図2】内視鏡の先端部の正面図である。

【図3】ライトガイド及び導光ロッドの構成を示す図である。

【図4】内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図5】CMOS型撮像素子の構成を示す図である。

【図6】カラーフィルタアレイの構成を示す図である。

【図7】カラーフィルタの光透過率を示すグラフである。

【図8】画素の回路構成を示す図である。

【図9】光源部の構成を示す図である。

【図10】照明光の波長スペクトルを示すグラフである。

【図11】第1光源の構成を示す図である。

【図12】狭帯域光観察用フィルタの分光波長特性を示すグラフである。

【図13】LEDチップの駆動電流に対する発光強度の特性を示すグラフである。

【図14】設定テーブルの一例を示す図である。

【図15】第1LEDチップの配置を示す図である。

【図16】4つの第1LEDチップに対する駆動電流と総発光強度との関係を示す図である。

【図17】狭帯域光観察モードにおける発光及び撮像タイミングを示す図である。

【図18】狭帯域光観察モードにおける最大発光時の発光及び撮像タイミングを示す図である。

【図19】通常光観察モードにおける発光及び撮像タイミングを示す図である。

【図20】発光及び撮像タイミングの変形例を示す図である。

30

40

50

【図 2 1】第 1 光源の発光面の中心を集光光学系の光軸に対してオフセットさせた例を示す図である。

【図 2 2】4 つの第 1 LED チップに対する駆動電流と総発光強度との関係の変形例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0024】

図 1 において、内視鏡システム 10 は、検体として生体内の観察部位を撮像する電子内視鏡（以下、単に内視鏡という）11 と、撮像により得られた撮像信号に基づいて観察部位の表示画像を生成するプロセッサ装置 12 と、観察部位を照射する照明光を内視鏡 11 に供給する内視鏡用光源装置（以下、単に光源装置という）13 と、表示画像を表示するモニタ 14 とを備えている。プロセッサ装置 12 には、キーボードやマウス等の操作入力部 15 が接続されている。

10

【0025】

内視鏡 11 は、生体内（消化器官や気管支内）に挿入される挿入部 16 と、挿入部 16 の基端部分に設けられた操作部 17 と、内視鏡 11 をプロセッサ装置 12 及び光源装置 13 に接続するためのユニバーサルコード 18 とを備えている。挿入部 16 は、先端部 19、湾曲部 20、及び可撓管部 21 で構成されており、先端側からこの順番に連結されている。

【0026】

先端部 19 の先端面には、図 2 に示すように、観察部位に照明光を照射する 2 つの照明窓 22 と、観察部位の像を取り込むための観察窓 23 と、観察窓 23 を洗浄するために送気・送水を行う送気・送水ノズル 24 と、鉗子や電気メス等の処置具を突出させて各種処置を行うための鉗子出口 25 とが設けられている。観察窓 23 の奥には、CMOS 型撮像素子 35（図 4 参照）が内蔵されている。

20

【0027】

湾曲部 20 は、連結された複数の湾曲駒で構成されており、操作部 17 のアングルノブ 26 の操作に応じて、上下左右方向に湾曲する。湾曲部 20 を湾曲させることにより、先端部 19 が所望の方向に向けられる。可撓管部 21 は、可撓性を有しており、食道や腸等の曲がりくねった管道に挿入可能である。挿入部 16 には、信号ケーブル（図示せず）や、導光ロッド 32 及びライトガイド 33（図 4 参照）が挿通されている。信号ケーブルは、CMOS 型撮像素子 35 を駆動するための駆動信号や、CMOS 型撮像素子 35 が出力する撮像信号を伝達する。導光ロッド 32 及びライトガイド 33 は、光源装置 13 から供給される照明光を照明窓 22 まで導光する。導光ロッドは、ライトパイプとも称される。

30

【0028】

操作部 17 には、アングルノブ 26 の他、処置具を挿入するための鉗子口 27、送気・送水ノズル 24 から送気・送水を行う際に操作される送気・送水ボタン 28、静止画像を撮影するためのフリーズボタン（図示せず）等が設けられている。

【0029】

ユニバーサルコード 18 には、挿入部 16 から延設される通信ケーブルや、導光ロッド 32 及びライトガイド 33 が挿通されており、プロセッサ装置 12 及び光源装置 13 側の一端には、コネクタ 29 が取り付けられている。コネクタ 29 は、通信用コネクタ 29a と光源用コネクタ 29b からなる複合タイプのコネクタである。通信用コネクタ 29a と光源用コネクタ 29b とは、プロセッサ装置 12 と光源装置 13 とにそれぞれ着脱自在に接続される。通信用コネクタ 29a には通信ケーブルの一端が配置されている。光源用コネクタ 29b には導光ロッド 32 が配置されている。

40

【0030】

図 3 において、導光ロッド 32 は、ライトガイド 33 の光源装置 13 側に配置されている。導光ロッド 32 の入射端面 32a は、光源装置 13 で発せられた照明光が入射する光入射面（以下、光入射面 32a という）である。導光ロッド 32 は、中実な透明材料（ポリカーボネート等の透明樹脂材や、透明ガラス）で形成されている。導光ロッド 32 は、

50

円筒状であり、その中心光路 L 1 に直交する断面形状は円形である。すなわち、光入射面 3 2 a の形状は円形である。ここで、中心光路 L 1 とは、導光ロッド 3 2 内を伝搬する光の光路の中心軸（すなわち、導光ロッド 3 2 の中心軸）を指している。

【0031】

ライトガイド 3 3 は、複数の光ファイバ 3 4 が束ねられたファイババンドルであり、その中心光路 L 2 に直交する断面形状は円形である。ライトガイド 3 3 には、数百～数千本の光ファイバ 3 4 が含まれている。導光ロッド 3 2 の射出端面 3 2 b とライトガイド 3 3 の入射端面 3 3 a とは、互いに対向した状態で光学的に接合されている。導光ロッド 3 2 の中心光路 L 1 とライトガイド 3 3 の中心光路 L 2 とは、ほぼ一致している。ここで、「光学的に接合」とは、導光ロッド 3 2 とライトガイド 3 3 とが当接された状態で保持されている状態や、導光ロッド 3 2 とライトガイド 3 3 とが透明な接着剤を用いて接合されている状態をいう。ここで、中心光路 L 2 とは、ライトガイド 3 3 内を伝搬する光の光路の中心軸（すなわち、ライトガイド 3 3 の中心軸）を指している。

10

【0032】

導光ロッド 3 2 の径（断面の直径）D 1 と、ライトガイド 3 3 の径（断面の直径）D 2 とは、D 1 > D 2 の関係を満たすように設定されている。すなわち、導光ロッド 3 2 の射出端面 3 2 b は、ライトガイド 3 3 の入射端面 3 3 a を覆っている。これは、導光ロッド 3 2 からライトガイド 3 3 の各光ファイバ 3 4 に均一な光を供給するためである。

【0033】

ライトガイド 3 3 は、2つの照明窓 2 2 にそれぞれ光を導光させるように、入射端面 3 3 a とは逆の射出端面側が2本に分岐している。

20

【0034】

以上のように構成される内視鏡 1 1 は、その種類に応じて、挿入部 1 6 の外径、導光ロッド 3 2 の径 D 1、ライトガイド 3 3 の径 D 2 等が異なる。光源装置 1 3 には、複数種類の内視鏡 1 1 が接続可能に構成されている。内視鏡 1 1 の種類には、上部消化器官内視鏡、下部消化器官内視鏡、気管支鏡等がある。

【0035】

図 2 に示した照明窓 2 2、観察窓 2 3、送気・送水ノズル 2 4、及び鉗子出口 2 5 の配置は、ある内視鏡 1 1 の一例である。照明窓 2 2、観察窓 2 3、送気・送水ノズル 2 4、及び鉗子出口 2 5 の配置や、照明窓 2 2 の数は、内視鏡 1 1 の種類によって異なる。

30

【0036】

図 4 において、プロセッサ装置 1 2 には、内視鏡 1 1 の通信用コネクタ 2 9 a が着脱自在に接続される内視鏡接続部 1 2 a が設けられている。光源装置 1 3 には、内視鏡 1 1 の光源用コネクタ 2 9 b が着脱自在に接続される内視鏡接続部 1 3 a が設けられている。

【0037】

光源装置 1 3 は、光源部 3 0 と、光源制御部 3 1 とを有している。光源部 3 0 は、光源制御部 3 1 の制御に基づき、照明光を生成して出力する。光源部 3 0 から出力された照明光は、内視鏡接続部 1 3 a に接続された内視鏡 1 1 の光源用コネクタ 2 9 b の光入射面 3 2 a に入射する。

【0038】

内視鏡 1 1 は、導光ロッド 3 2 と、ライトガイド 3 3 と、CMOS 型撮像素子 3 5 と、撮像駆動部 3 6 と、照射レンズ 3 7 と、対物光学系 3 8 と、識別情報記憶部 3 9 とを有している。光源用コネクタ 2 9 b が内視鏡接続部 1 3 a に接続されたときに、光源用コネクタ 2 9 b に配置された導光ロッド 3 2 の入射端面（光入射面）3 2 a が光源部 3 0 の射出端に対向する。

40

【0039】

照射レンズ 3 7 は、各照明窓 2 2 に対応して配置されている。光源装置 1 3 から供給された照明光は、導光ロッド 3 2 及びライトガイド 3 3 を介して、各照射レンズ 3 7 へ導光される。照射レンズ 3 7 は、凹レンズであり、ライトガイド 3 3 から射出される照明光を、照明窓 2 2 を介して、観察部位の広い範囲に照射する。

50

## 【0040】

対物光学系38は、観察窓23に対応して配置されている。CMOS型撮像素子35は、対物光学系38に対応して配置されている。照明光が照射された観察部位の光像（反射光）は、観察窓23を通して対物光学系38に入射し、対物光学系38によってCMOS型撮像素子35の撮像面35aに結像される。

## 【0041】

CMOS型撮像素子35は、同時式のカラーセンサであり、照明光が照射された観察対象からの戻り光を受光して画像信号を出力する。このCMOS型撮像素子35は、青色（B）、緑色（G）、赤色（R）の色ごとに受光可能で、かつ色ごとに受光期間が変更可能に構成されている。CMOS型撮像素子35は、画像信号として、B画素信号、G画素信号、R画素信号からなるRGB画像信号を出力する。

10

## 【0042】

識別情報記憶部39は、内視鏡11の種類を表す種類情報や、使用可能な検査項目情報等を含む識別情報を記憶している。ここで、種類情報には、導光ロッド32の径D1を表す情報が含まれている。識別情報記憶部39は、内視鏡11がプロセッサ装置12に接続された際に、プロセッサ装置12内のコントローラ40によって読み取られる。

## 【0043】

プロセッサ装置12は、制御部としてのコントローラ40と、DSP（Digital signal processor）41と、フレームメモリ42と、画像処理部43と、表示制御部44とを有している。コントローラ40は、CPU（Central processing unit）、制御プログラムや制御に必要な設定データを記憶するROM（Read-only memory）や、制御プログラムをロードする作業メモリとしてのRAM（Random-access memory）等を有し、CPUが制御プログラムを実行することにより、プロセッサ装置12の各部と、光源制御部31と、撮像駆動部36とを制御する。コントローラ40は、撮像制御部としても機能する。

20

## 【0044】

コントローラ40は、CMOS型撮像素子35を周期的に（1フレーム周期ごとに）駆動させる。DSP41は、通信用コネクタ29aを介して、内視鏡11内のCMOS型撮像素子35から入力される撮像信号に対して、画素補間処理、ガンマ補正、ホワイトバランス補正等の信号処理を施す。画素補間処理は、R信号、G信号、B信号の各信号について画素補間処理を行う。DSP41は、信号処理を施した撮像信号を、1フレーム周期ごとに画像データとして、フレームメモリ42に記憶させる。

30

## 【0045】

また、DSP41は、CMOS型撮像素子35から入力された撮像信号に基づき、CMOS型撮像素子35への入射光量を算出する機能を有している。例えば、DSP41は、各画素ごとに、R信号、G信号、B信号に基づいて輝度値を算出し、全ての画素に渡って輝度値を積算した積算値に基づいて入射光量を算出する。

## 【0046】

画像処理部43は、フレームメモリ42から画像データを読み出して、所定の画像処理を施し、観察画像を生成する。表示制御部44は、画像処理部43により生成された画像を、コンポジット信号やコンポーネント信号等のビデオ信号に変換してモニタ14に出力する。

40

## 【0047】

図5において、CMOS型撮像素子35は、画素アレイ部50と、読み出し走査回路51と、リセット走査回路52と、カラムADC（Analog-to-digital converter）回路53と、ラインメモリ54と、列走査回路55と、タイミングジェネレータ（TG：Timing generator）56とを有する。TG56は、プロセッサ装置12のコントローラ40から入力される撮像制御信号に基づいてタイミング信号を発生し、各部を制御する。

## 【0048】

画素アレイ部50は、複数の画素50aが行方向（X方向）及び列方向（Y方向）にマトリクス状に2次元配列されたものであり、撮像面35aに設けられている。画素アレイ

50

部 5 0 には、行方向に沿って、行選択線 L S 及び行リセット線 L R が配されており、列方向に沿って列信号線 L V が配されている。

【 0 0 4 9 】

行選択線 L S 及び行リセット線 L R は、1 画素行ごとに設けられている。列信号線 L V は、1 画素列ごとに設けられている。ここで、画素行とは、行方向に並んだ 1 行分の画素 5 0 a を指している。画素列とは、列方向に並んだ 1 列分の画素 5 0 a を指している。

【 0 0 5 0 】

画素アレイ部 5 0 の光入射側には、図 6 に示すように、カラーフィルタアレイ 5 8 が設けられている。カラーフィルタアレイ 5 8 は、緑色 ( G ) フィルタ 5 8 a、青色 ( B ) フィルタ 5 8 b、及び赤色 ( R ) フィルタ 5 8 c を有している。これらのフィルタのうちいずれか 1 つが各画素 5 0 a 上に配置されている。カラーフィルタアレイ 5 8 の色配列は、ベイヤー配列であり、G フィルタ 5 8 a が市松状に 1 画素おきに配置され、残りの画素上に、B フィルタ 5 8 b と R フィルタ 5 8 c とがそれぞれ正方形格子状となるように配置されている。

10

【 0 0 5 1 】

カラーフィルタアレイ 5 8 は、図 7 に示す分光特性を有する。G フィルタ 5 8 a は、約 4 5 0 ~ 6 3 0 n m の波長域に対して高い光透過率を有している。B フィルタ 5 8 b は、約 3 8 0 ~ 5 6 0 n m の波長域に対して高い光透過率を有している。R フィルタ 5 8 c は、約 5 8 0 ~ 7 6 0 n m の波長域に対して高い光透過率を有している。

【 0 0 5 2 】

以下、G フィルタ 5 8 a が配置された画素 5 0 a を G 画素と称し、B フィルタ 5 8 b が配置された画素 5 0 a を B 画素と称し、R フィルタ 5 8 c が配置された画素 5 0 a を R 画素と称する。偶数 ( 0 , 2 , 4 , . . . , N - 1 ) の各画素行には、B 画素と G 画素とが交互に配置されている。奇数 ( 1 , 3 , 5 , . . . , N ) の各画素行には、G 画素と R 画素とが交互に配置されている。1 画素行内の各画素 5 0 a は、行選択線 L S 及び行リセット線 L R に共通に接続されている。

20

【 0 0 5 3 】

各画素 5 0 a は、図 8 に示すように、フォトダイオード P D 1 と、アンプトランジスタ M 1 と、画素選択トランジスタ M 2 と、リセットトランジスタ M 3 とを有する。フォトダイオード P D 1 は、入射光を光電変換して入射光量に応じた信号電荷を生成し、これを蓄積する。アンプトランジスタ M 1 は、フォトダイオード P D 1 に蓄積された信号電荷を電圧値 ( 画素信号 ) に変換する。画素選択トランジスタ M 2 は、行選択線 L S により制御され、アンプトランジスタ M 1 により生成された画素信号を列信号線 L V に出力させる。リセットトランジスタ M 3 は、行リセット線 L R により制御され、フォトダイオード P D 1 に蓄積された信号電荷を電源線に破棄 ( リセット ) する。

30

【 0 0 5 4 】

読み出し走査回路 5 1 は、T G 5 6 から入力されるタイミング信号に基づいて、行選択信号を発生する。読み出し走査回路 5 1 は、信号読み出し動作時に、行選択線 L S に行選択信号を与えることにより、行選択信号が与えられた行選択線 L S に接続された画素 5 0 a の画素信号を、列信号線 L V に出力させる。

40

【 0 0 5 5 】

リセット走査回路 5 2 は、T G 5 6 から入力されるタイミング信号に基づいて、リセット信号を発生する。リセット走査回路 5 2 は、リセット動作時に、行リセット線 L R にリセット信号を与えることにより、リセット信号が与えられた行リセット線 L R に接続された画素 5 0 a をリセットする。

【 0 0 5 6 】

カラム A D C 回路 5 3 には、信号読み出し動作時に列信号線 L V に出力された画素信号が入力される。カラム A D C 回路 5 3 は、各列信号線 L V に A D C が接続されてなり、各列信号線 L V から入力される画素信号を、時間とともに階段状に変化する参照信号 ( ランブ波 ) と比較することにより、デジタル信号に変換してラインメモリ 5 4 に出力する。

50

## 【 0 0 5 7 】

ラインメモリ 5 4 は、カラム A D C 回路 5 3 によりデジタル化された 1 行分の画素信号を保持する。列走査回路 5 5 は、T G 5 6 から入力されるタイミング信号に基づいて、ラインメモリ 5 4 を走査することにより、画素信号を出力端子 V o u t から順に出力させる。出力端子 V o u t から出力される 1 フレーム分の画素信号が前述の R G B 画像信号である。

## 【 0 0 5 8 】

C M O S 型撮像素子 3 5 は、信号読み出し方式として、「順次読み出し方式」により信号読み出しが実行される。具体的には、読み出し走査回路 5 1 により、各画素行の行選択線 L S が順に選択されながら、選択された行選択線 L S に行選択信号が与えられる。これにより、画素アレイ部 5 0 の全画素 5 0 a について、先頭画素行「0」から最終画素行「N」まで、1 画素行ずつ順に信号読み出しが行われる。

10

## 【 0 0 5 9 】

また、C M O S 型撮像素子 3 5 は、リセット方式として、「順次リセット方式」及び「一括リセット方式」が実行可能である。順次リセット方式では、リセット走査回路 5 2 により行リセット線 L R が順に選択されながら、選択された行リセット線 L R にリセット信号が与えられる。これにより、順次リセット方式では、先頭画素行「0」から最終画素行「N」まで、1 画素行ずつ順にリセットが行われる。

## 【 0 0 6 0 】

一括リセット方式では、リセット走査回路 5 2 により全ての行リセット線 L R が選択され、全ての行リセット線 L R に一括してリセット信号が与えられる。これにより、画素アレイ部 5 0 の全画素行が一括して同時にリセットされる。

20

## 【 0 0 6 1 】

なお、図 5 には示していないが、C M O S 型撮像素子 3 5 には、相関二重サンプリング ( C D S ; Correlated Double Sampling ) 回路や、自動利得制御 ( A G C ; Automatic Gain Control ) 回路も適宜設けられる。C D S 回路は、画素 5 0 a から各列信号線 L V に出力される画素信号に相関二重サンプリング処理を行う。A G C 回路は、相関二重サンプリング処理が行われた画素信号に対してゲイン調整を行う。

## 【 0 0 6 2 】

図 9 において、光源部 3 0 は、半導体光源としての第 1 光源 6 0、第 2 光源 6 1、及び第 3 光源 6 2 と、集光光学系 6 3 とを有している。第 1 光源 6 0 は、4 つの矩形形状の第 1 L E D チップ 6 0 a と、第 1 L E D チップ 6 0 a が実装された基板 6 0 b とにより構成されている。第 1 光源 6 0 には、高輝度化を図るために複数の第 1 L E D チップ 6 0 a を設けている。

30

## 【 0 0 6 3 】

これに対して、第 2 光源 6 1 は、1 つの矩形形状の第 2 L E D チップ 6 1 a と、第 2 L E D チップ 6 1 a が実装された基板 6 1 b とにより構成されている。同様に、第 3 光源 6 2 は、1 つの矩形形状の第 3 L E D チップ 6 2 a と、第 3 L E D チップ 6 2 a が実装された基板 6 2 b とにより構成されている。第 1 ~ 第 3 L E D チップ 6 0 a ~ 6 2 a は、半導体発光素子である。

40

## 【 0 0 6 4 】

第 1 光源 6 0、第 2 光源 6 1、及び第 3 光源 6 2 は、それぞれ光源制御部 3 1 により駆動制御される。第 1 L E D チップ 6 0 a は、図 1 0 に示すように、発光波長帯域が約 4 7 0 n m ~ 5 9 0 n m であり、ピーク波長が約 5 4 0 n m である緑色光 ( 第 1 光 ) L G を発する。第 2 L E D チップ 6 1 a は、発光波長帯域が約 4 3 0 n m ~ 4 8 0 n m であり、ピーク波長が約 4 5 5 n m である青色光 ( 第 2 光 ) L B を発する。第 3 L E D チップ 6 2 a は、発光波長帯域が約 5 8 0 n m ~ 6 4 0 n m であり、ピーク波長が約 6 2 0 n m である赤色光 ( 第 3 光 ) L R を発する。

## 【 0 0 6 5 】

集光光学系 6 3 は、第 1 ~ 第 3 コリメータレンズ 6 4 ~ 6 6 と、集光レンズ 6 7 と、第

50

1及び第2ダイクロイックミラー(DM)68,69とを有している。第1コリメータレンズ64は、第1光源60から発せられた緑色光LGを集光し、集光した緑色光LGを平行光として射出する。第2コリメータレンズ65は、第2光源61から発せられた青色光LBを集光し、集光した青色光LBを平行光として射出する。第3コリメータレンズ66は、第3光源62から発せられた赤色光LRを集光し、集光した赤色光LRを平行光として射出する。なお、第1～第3コリメータレンズ64～66が平行化する光は、完全に平行光でなくてもよく、実質的に平行とみなせる程度であれば良い。この平行光の平行度は、第1～第3コリメータレンズ64～66の各レンズ位置から、集光レンズ67の位置までの距離が長いほど、高いことが好ましい。

【0066】

第1コリメータレンズ64から射出された緑色光LGの光路と、第2コリメータレンズ65から射出された青色光LBの光路とは直交しており、この交点に第1DM68が配置されている。第1DM68の一方の面に緑色光LGが45°の角度で入射し、他方の面に青色光LBが45°の角度で入射する。第1DM68は、緑色光LGの波長帯域と青色光LBの波長帯域との間に閾値を有し、緑色光LGを透過させて、青色光LBを反射させる。したがって、第1DM68は、青色光LBとの光路を、緑色光LGの光路に統合する。

【0067】

第1DM68により統合された緑色光LGの光路と、第3コリメータレンズ66から射出された赤色光LRの光路とは直交しており、この交点に第2DM69が配置されている。第2DM69の一方の面に緑色光LG及び青色光LBが45°の角度で入射し、他方の面に赤色光LRが45°の角度で入射する。第2DM69は、赤色光LRの波長帯域と緑色光LGの波長帯域との間に閾値を有し、緑色光LG及び青色光LBを透過させて、赤色光LRを反射させる。したがって、第2DM69は、赤色光LRの光路を、緑色光LG及び青色光LBの光路に統合する。

【0068】

第2DM69から射出された緑色光LG、青色光LB、及び赤色光LRは、照明光として集光レンズ67に入射する。集光レンズ67は、入射した照明光を、内視鏡接続部13aに接続された内視鏡11の光入射面32aを含む領域R1に集光する。集光光学系63の光軸Lcは、光入射面32aの中心(中心光路L1)にほぼ一致するように設定されている。したがって、集光光学系63は、光入射面32aの中心に光軸Lcを合わせ、光入射面32aを含む領域R1に照明光を集光する。なお、第1コリメータレンズ64の中心は、集光光学系63の光軸Lcと一致している。

【0069】

領域R1は、集光光学系63により、第1光源60、第2光源61、及び第3光源62のそれぞれから射出された光の光像が投影される領域であるので、以下、投影領域R1と呼ぶ。

【0070】

投影領域R1は、内視鏡接続部13aに接続可能な内視鏡11のうち、導光ロッド32の径D1が最も大きい内視鏡11の光入射面32aよりも大きい。すなわち、集光光学系63は、内視鏡接続部13aに接続可能な全種類の内視鏡11の光入射面32aを含む投影領域R1に照明光を入射させる。

【0071】

図11において、第1光源60に含まれる4つの第1LEDチップ60aは、それぞれ同一形状であって、基板60b上に2次元アレイ状に配列されている。具体的には、第1LEDチップ60aは、集光光学系63の光軸Lcに直交し、かつ互いに直交する行方向(X方向)及び列方向(Y方向)にそれぞれ2個ずつ並べられている。第1光源60の発光面(第1発光面)60cは、2次元アレイ状に配列された4つの第1LEDチップ60aにより構成されている。発光面60cには、光軸Lcが直交している。

【0072】

4つの第1LEDチップ60aは、可能な限り敷き詰めて配置されているが、行方向及

10

20

30

40

50

び列方向に隣接する2つの第1LEDチップ60aの間には、わずかに隙間が存在する。また、隣接する第1LEDチップ60aの隙間を完全になくすように実装したとしても、第1LEDチップ60aの周縁部は不発光であるので、発光面60c内において、隣接した2つの第1LEDチップ60aの境界には、緑色光LGが発せられない不発光帯Bが生じる。本実施形態では、第1LEDチップ60aは、「2×2」の2次元アレイ配列であるので、不発光帯Bはクロス状に生じる。なお、不発光帯Bとは、緑色光LGが完全にゼロである領域に限られず、周囲より光量が低下した領域も含まれる。

【0073】

本実施形態では、第1光源60は、発光面60cの中心Acが、集光光学系63の光軸Lcに一致した状態で配置されている。発光面60c中の集光領域R2から集光された緑色光LGの光像は、集光光学系63によりほぼ等倍または拡大されて、光入射面32aに位置する投影領域R1に投影される。

10

【0074】

第2光源61は、1つの第2LEDチップ61aのみを有するので、図9に示すように、第2光源61は、その発光面(第2発光面)61cの中心が、集光光学系63の光軸Lcに一致するように配置されている。同様に、第3光源62は、その発光面(第3発光面)62cの中心が、集光光学系63の光軸Lcに一致するように配置されている。

【0075】

また、集光光学系63は、第2DM69と集光レンズ67との間に、可動式の狭帯域光観察用フィルタ70が配置されている。狭帯域光観察用フィルタ70は、駆動部(図示せず)により、第2DM69と集光レンズ67との間の光路上に挿脱される。狭帯域光観察用フィルタ70の駆動制御は、光源制御部31により行われる。

20

【0076】

内視鏡システム10は、通常光観察モードと狭帯域光観察モードとが可能である。狭帯域光観察用フィルタ70は、通常光観察モード時には光路上から離脱され、狭帯域光観察モード時には光路上に挿入される。通常光観察モードは、照明光として広帯域光を観察部位に照射して撮像を行う通常観察モードである。狭帯域光観察モードとは、照明光として狭帯域光を観察部位に照射して撮像を行う特殊観察モードである。狭帯域光観察モードは、粘膜表層の微細血管等を観察するために用いられる。

【0077】

図12に示すように、狭帯域光観察用フィルタ70は、第1透過帯域部TB1と第2透過帯域部TB2とを有している。第1透過帯域部TB1は、波長が第1波長 $\lambda_1$ 以下の波長帯域であり、光透過率がほぼ100%である。第2透過帯域部TB2は、波長が第2波長 $\lambda_2$ 以上第3波長 $\lambda_3$ 以下の波長帯域であり、光透過率がほぼ100%である。第1透過帯域部TB1及び第2透過帯域部TB2以外の波長帯域は、光透過率がほぼ0%である。本実施形態では、 $\lambda_1 = 450 \text{ nm}$ 、 $\lambda_2 = 530 \text{ nm}$ 、 $\lambda_3 = 550 \text{ nm}$ とする。

30

【0078】

第1透過帯域部TB1は、青色光LBから波長450nm以下の青色成分を透過させて青色狭帯域光NLBを生成する。第2透過帯域部TB2は、緑色光LGから一部の波長成分(波長530~550nmの成分)を透過させて緑色狭帯域光NLGを生成する。

40

【0079】

光源制御部31は、コントローラ40の制御に基づき、第1光源60、第2光源61、及び第3光源62のそれぞれの発光強度を制御する。第1~第3LEDチップ60a~62aは、それぞれ光源制御部31により駆動電流が印加されることで発光する。図13に示すように、第1~第3LEDチップ60a~62aの各発光強度の駆動電流に対する特性には、線形領域LRと非線形領域NRとが存在する。線形領域LRは、所定電流 $I_{TH}$ 以下の領域であり、非線形領域NRは、所定駆動電流 $I_{TH}$ より大きい領域である。線形領域LRでは、発光強度と駆動電流との関係が線形である。非線形領域NRでは、発光強度と駆動電流との関係が非線形である。また、非線形領域NRでは、駆動電流の増加量に対する発光強度の増加量が、線形領域LRの場合より小さい。

50

## 【 0 0 8 0 】

光源制御部 3 1 は、内視鏡接続部 1 3 a に接続された内視鏡 1 1 の種類に応じて、第 1 ~ 第 3 LED チップ 6 0 a ~ 6 2 a に印加する駆動電流を設定する。具体的には、コントローラ 4 0 が、内視鏡 1 1 の識別情報記憶部 3 9 から識別情報を読み取り、読み取った識別情報に基づき、内視鏡 1 1 の種類ごとに適した発光強度が得られる駆動電流を、光源制御部 3 1 により第 1 ~ 第 3 LED チップ 6 0 a ~ 6 2 a に設定させる。

## 【 0 0 8 1 】

コントローラ 4 0 は、図 1 4 に示すように、内視鏡 1 1 の種類に対応した駆動電流の設定値が記憶された設定テーブル S T を有している。コントローラ 4 0 は、設定テーブル S T に基づいて第 1 ~ 第 3 LED チップ 6 0 a ~ 6 2 a の駆動電流を決定する。また、設定テーブル S T には、観察モードごとに、駆動電流の設定値が記憶されている。図 1 4 に示す設定テーブル S T は、狭帯域光観察モードで用いられる設定テーブルの例である。

10

## 【 0 0 8 2 】

例えば、上部消化器官内視鏡よりも下部消化器官内視鏡のほうが撮像に必要な光量が小さいため、下部消化器官内視鏡に対する駆動電流は、上部消化器官内視鏡の場合よりも低く設定されている。同様に、下部消化器官内視鏡よりも気管支鏡のほうが撮像に必要な光量が小さいため、気管支鏡に対する駆動電流は、下部消化器官内視鏡の場合よりも低く設定されている。

## 【 0 0 8 3 】

第 2 光源 6 1 に含まれる第 2 LED チップ 6 1 a と、第 3 光源 6 2 に含まれる第 3 LED チップ 6 2 a については、駆動電流として、図 1 3 に示すような非線形領域 N R にあるオン電流  $I_{ON}$  が印加される。このオン電流  $I_{ON}$  が、内視鏡 1 1 の種類ごとに設定テーブル S T に記憶されている。なお、狭帯域光観察モード時には、第 3 光源 6 2 は消灯状態とされるので、図 1 4 に示す設定テーブル S T では、第 3 LED チップ 6 2 a の駆動電流の設定値は、0 . 0 A (アンペア) とされている。

20

## 【 0 0 8 4 】

第 1 光源 6 0 には、4 つの第 1 LED チップ 6 0 a が含まれており、これらのうちの少なくとも 1 つの第 1 LED チップ 6 0 a に、非線形領域 N R にあるオン電流  $I_{ON}$  が印加される。例えば、図 1 5 に示すように、4 つの第 1 LED チップ 6 0 a を、第 1 LED チップ G 1 ~ G 4 と区別する。この場合、図 1 6 に示すように、第 1 LED チップ G 1 ~ G 4 のうちから、非線形領域 N R のオン電流  $I_{ON}$  を印加するものと、駆動電流を「0」とするものを選択し、その他のものを線形領域 L R の駆動電流で駆動する。これにより、第 1 光源 6 0 の総発光強度の駆動電流に対する関係を、ほぼ線形とすることができる。この場合、オン電流  $I_{ON}$  は、前述の所定電流  $I_{TH}$  の約 2 倍であり、「 $2 L_{TH} > L_{ON}$ 」の関係を満たすことが好ましい。ここで、「 $L_{TH}$ 」とは、1 つの第 1 LED チップ 6 0 a に所定電流  $I_{TH}$  を印加した場合に得られる発光強度 (図 1 3 参照) である。また、「 $L_{ON}$ 」とは、1 つの第 1 LED チップ 6 0 a にオン電流  $I_{ON}$  を印加した場合に得られる発光強度 (図 1 3 参照) である。

30

## 【 0 0 8 5 】

具体的には、第 1 領域 A では、第 1 LED チップ G 1 , G 2 の駆動電流を共に「0」とした状態で、第 1 LED チップ G 3 , G 4 の駆動電流をそれぞれ線形領域 L R で増減させる。第 1 LED チップ G 3 , G 4 は、それぞれ駆動電流を「0 ~  $I_{TH}$ 」の間で変化させることにより、発光強度がそれぞれ「0 ~  $L_{TH}$ 」の範囲で線形に変化する。すなわち、第 1 LED チップ G 3 , G 4 は、両者の組み合わせにより、駆動電流に対して発光強度を、「0 ~  $2 L_{TH}$ 」の間で線形に変更することが可能である。「 $2 L_{TH} > L_{ON}$ 」の関係であるので、線形領域 L R における第 1 LED チップ G 3 , G 4 の駆動電流の増減により、総発光強度を、「0 ~  $L_{ON}$ 」の範囲で、駆動電流に対して線形に変更することが可能である。

40

## 【 0 0 8 6 】

第 2 領域 B では、第 1 LED チップ G 1 にオン電流  $I_{ON}$  を印加し、第 1 LED チップ G 2 の駆動電流を「0」とした状態で、第 1 LED チップ G 3 , G 4 の駆動電流をそれぞれ

50

線形領域 L R で増減させる。上記と同様の理由により、線形領域 L R における第 1 LED チップ G 3 , G 4 の駆動電流の増減により、総発光強度を、「 $L_{ON} \sim 2 L_{ON}$ 」の範囲で、駆動電流に対して線形に変更することが可能である。

【0087】

第 3 領域 C では、第 1 LED チップ G 1 , G 2 に共にオン電流  $I_{ON}$  を印加した状態で、第 1 LED チップ G 3 , G 4 の駆動電流をそれぞれ線形領域 L R で増減させる。上記と同様の理由により、線形領域 L R における第 1 LED チップ G 3 , G 4 の駆動電流の増減により、総発光強度を、「 $2 L_{ON} \sim 3 L_{ON}$ 」の範囲で、駆動電流に対して線形に変更することが可能である。

【0088】

そして、第 4 領域 D では、第 1 LED チップ G 1 ~ G 3 に共にオン電流  $I_{ON}$  を印加した状態で、第 1 LED チップ G 4 の駆動電流をそれぞれ線形領域 L R で増減させる。線形領域 L R における第 1 LED チップ G 4 の駆動電流の増減により、総発光強度を、「 $3 L_{ON} \sim 3 L_{ON} + L_{TH}$ 」の範囲で、駆動電流に対して線形に変更することが可能である。

【0089】

前述の設定テーブル S T には、内視鏡 11 の種類ごとに、第 1 LED チップ G 1 ~ G 4 のそれぞれについて駆動電流が記憶されている。第 1 光源 60 の総発光強度は、図 16 に示す総発光強度と駆動電流との関係に基づいて決定されている。

【0090】

また、光源制御部 31 は、コントローラ 40 の制御に基づき、第 1 光源 60、第 2 光源 61、及び第 3 光源 62 のそれぞれの発光タイミング及び発光時間を制御する。光源制御部 31 は、第 1 ~ 第 3 LED チップ 60 a ~ 62 a に印加する駆動電流を一定とし、駆動電流の印加時間を制御することで、第 1 ~ 第 3 光源 60 ~ 62 の各射出光量を制御する。

【0091】

例えば、狭帯域光観察モードでは、光源制御部 31 は、駆動電流の印加時間を制御して、第 1 光源 60 と第 2 光源 61 とを順次に時分割点灯させる。コントローラ 40 は、CMOS 型撮像素子 35 の撮像動作に同期させて、光源制御部 31 に第 1 光源 60 及び第 2 光源 61 の点灯及び消灯の制御を行わせる。

【0092】

具体的には、図 17 に示すように、CMOS 型撮像素子 35 の 1 フレーム周期  $T_C$  内に、それぞれ第 1 光源 60 と第 2 光源 61 とが時分割点灯されて、緑色狭帯域光 N L G と青色狭帯域光 N L B とが生成される。なお、第 1 光源 60 と第 2 光源 61 との点灯順序は、この順番に限られず、逆であっても良い。

【0093】

本実施形態では、CMOS 型撮像素子 35 は、「順次リセット方式」によりリセット動作を行い、「順次読み出し方式」により信号読み出し動作を行うとする。あるフレーム周期  $T_C$  で信号読み出しが終了した時刻を、続くフレーム周期  $T_C$  の開始時刻  $t_0$  とする。

【0094】

第 1 光源 60 は、開始時刻  $t_0$  から所定時間経過後の時刻  $t_1$  に点灯が開始される。このときの第 1 光源 60 の発光強度（4 つの第 1 LED チップ 60 a の総発光強度） $I_G$  は、前述の設定テーブル S T に基づいて各第 1 LED チップ 60 a に設定された駆動電流に対応する。そして、第 1 光源 60 は、時刻  $t_1$  から所定の緑色発光時間  $T_G$  が経過した時刻  $t_2$  に消灯される。

【0095】

本実施形態では、CMOS 型撮像素子 35 は、時刻  $t_1$  に最終画素行「N」のリセットが終了するように、順次リセット方式によりリセット動作を行う。すなわち、リセット動作は、照明光の生成開始直前に行われる。

【0096】

第 2 光源 61 は、時刻  $t_2$  に点灯が開始される。このときの第 2 光源 61 の発光強度（1 つの第 2 LED チップ 61 a の発光強度） $I_B$  は、前述の設定テーブル S T に基づいて

10

20

30

40

50

第2 LEDチップ61aに設定された駆動電流に対応する。そして、第2光源61は、時刻 $t_2$ から所定の青色発光時間 $T_B$ が経過した時刻 $t_3$ に消灯される。CMOS型撮像素子35は、時刻 $t_3$ から「順次読み出し方式」により信号読み出しを行う。すなわち、CMOS型撮像素子35の信号読み出しが行われる信号読み出し期間に、第1光源60及び第2光源61が消灯される。

【0097】

以上の点灯及び消灯制御が、1フレーム周期 $T_C$ ごとに繰り返し行われる。時刻 $t_1$ から時刻 $t_3$ までの期間が発光期間 $T_{ON}$ であり、その他の期間( $t_0 \sim t_1$ 、及び $t_3 \sim t_0$ )が消灯期間 $T_{OFF}$ である。したがって、撮像動作中には、発光期間 $T_{ON}$ と消灯期間 $T_{OFF}$ とが繰り返される。このように、信号読み出し動作及びリセット動作は、消灯期間 $T_{OFF}$ 中に行われる。

10

【0098】

CMOS型撮像素子35は、順次読み出し方式により信号読み出しを行うので、ローリングシャッタ方式であるが、全ての画素行が受光可能である受光可能期間( $t_1 \sim t_3$ )内に第1光源60及び第2光源61の発光が行われるので、実際に照明光の露光が行われる露光期間は、全画素行で同一である。したがって、上記の点灯及び消灯制御により、いわゆる同時性が確保される。

【0099】

また、光源制御部31は、コントローラ40の制御に基づき、DSP41により算出されるCMOS型撮像素子35への入射光量に応じて、緑色発光時間 $T_G$ 及び青色発光時間 $T_B$ を変更する。例えば、あるフレーム周期 $T_C$ における入射光量が所定値より小さい場合には、続くフレーム周期 $T_C$ では、緑色発光時間 $T_G$ 及び青色発光時間 $T_B$ を共に長くする。緑色発光時間 $T_G$ 及び青色発光時間 $T_B$ を変更する際には、緑色発光時間 $T_G$ と青色発光時間 $T_B$ との比率を同一に保ったまま変更することが好ましい。なお、図17では、 $T_G/T_B = 1$ としているが、比率 $T_G/T_B$ は、「1」に限定されない。

20

【0100】

また、緑色発光時間 $T_G$ 及び青色発光時間 $T_B$ を変更する際には、開始時刻 $t_0$ に対する時刻 $t_3$ は変更せずに、開始時刻 $t_0$ に対して時刻 $t_1$ 及び時刻 $t_2$ を変更する。また、第1光源60及び第2光源61を最大発光量とする場合には、図18に示すように、順次リセット動作を、信号読み出し動作とほぼ並行して行い、開始時刻 $t_0$ の直後に第1光源60の点灯を開始させる。この場合、ある画素行「M」の信号読み出しと同時に、1行前の画素行「M-1」のリセットが行われる。

30

【0101】

一方、通常光観察モードでは、光源制御部31は、第1光源60と、第2光源61と、第3光源62とを順次に時分割点灯させる。具体的には、通常光観察モードでは、図19に示すように、CMOS型撮像素子35の1フレーム周期 $T_C$ 内に、第3光源62、第1光源60、及び第2光源61が、この順に時分割点灯され、赤色光LR、緑色光LG、及び青色光LBが生成される。

【0102】

これらの赤色光LR、緑色光LG、及び青色光LBは、CMOS型撮像素子35の露光期間内に、観察部位に照射されて、観察部位からの戻り光がCMOS型撮像素子35に入射するので、CMOS型撮像素子35にとっては、赤色光LR、緑色光LG、及び青色光LBが混合された白色光が照射されたことと同等である。通常光観察モード時の点灯及び消灯制御は、第3光源62が点灯されること以外は、狭帯域光観察モード時の点灯及び消灯制御と同様であるので、詳しい説明は省略する。

40

【0103】

次に、内視鏡システム10の作用を説明する。医師等のユーザは、内視鏡診断を行う場合に、複数種の内視鏡11から診断に応じたものを選択し、選択した内視鏡11をプロセッサ装置12及び光源装置13に接続する。プロセッサ装置12及び光源装置13の電源が投入されると、内視鏡システム10が起動する。

50

## 【0104】

内視鏡システム10が起動すると、プロセッサ装置12内のコントローラ40が、内視鏡11の識別情報記憶部39から識別情報を読み取る。コントローラ40は、読み取った識別情報に基づき、内視鏡11の種類の種類に適した制御方式で、光源部30の発光動作、CMOS型撮像素子35の撮像動作、画像処理部43の画像処理動作等を制御する。

## 【0105】

例えば、狭帯域光観察モードの場合には、コントローラ40の制御に基づき、第1光源60及び第2光源61が駆動される。このとき、第1～第3LEDチップ60a～62aには、識別情報に応じて設定テーブルSTから選択された設定値に基づく駆動電流がそれぞれ印加される。なお、第1光源60には、4つの第1LEDチップG1～G4が含まれ、各第1LEDチップ60aの駆動電流は、設定テーブルSTに基づいてそれぞれ個別に設定される。このとき、少なくとも1つの第1LEDチップ60aには、非線形領域NRにあるオン電流 $I_{ON}$ （例えば、9.0A）設定される。

10

## 【0106】

第1光源60及び第2光源61は、図17に示すように、CMOS型撮像素子35のフレーム周期 $T_C$ に同期して駆動される。具体的には、CMOS型撮像素子35の順次リセット動作が終了する時刻 $t_1$ から信号読み出し動作が開始する時刻 $t_3$ までの期間に、第1LEDチップ60a及び第2LEDチップ61aが、それぞれ上記駆動電流が所定時間だけ印加されて、時分割点灯する。

20

## 【0107】

狭帯域光観察モードでは、狭帯域光観察用フィルタ70が光路上に挿入される。これにより、第1光源60の点灯時には、緑色狭帯域光NLGが光源部30から出力され、第2光源61の点灯時には青色狭帯域光NLBが光源部30から出力される。緑色狭帯域光NLG及び青色狭帯域光NLBは、照明光として、内視鏡11の光入射面32aを含む投影領域R1に集光される。投影領域R1に集光された照明光のうち、光入射面32aに対応する部分の光は、光入射面32aから導光ロッド32内に入射する。

## 【0108】

内視鏡11では、照明光が導光ロッド32及びライトガイド33を介して照明窓22に導光され、照明窓22から観察部位に照射される。照明光が照射された観察部位の光像（反射光）は、観察窓23から対物光学系38を介してCMOS型撮像素子35に入射する。CMOS型撮像素子35は、1フレーム周期 $T_C$ ごとに入射光を光電変換して撮像信号を生成する。この撮像信号は、プロセッサ装置12のDSP41に入力される。

30

## 【0109】

DSP41は、内視鏡11から入力されたデジタルの撮像信号に対して、フレーム単位で、画素補間処理、ガンマ補正、ホワイトバランス補正等の信号処理を施して画像データとし、この画像データをフレームメモリ42に記憶させる。画像処理部43は、フレームメモリ42に記憶された画像データに対して所定の画像処理を施して観察画像を生成する。この観察画像は、表示制御部44を介してモニタ14に表示される。モニタ14に表示される観察画像は、1フレーム周期 $T_C$ ごとに更新される。

40

## 【0110】

以上のように、撮像素子として、順次読み出し方式の信号読み出し動作を行うCMOS型撮像素子35では、同時性確保のために、信号読み出しを行う期間を消灯期間 $T_{OFF}$ とする必要があり、この分だけ1フレーム周期 $T_C$ 中の発光期間 $T_{ON}$ の割合が低下し、光量が不足する。特に、緑色光は、明るさに関係するため光量の増加が望まれているが、本実施形態では、第1光源60に4つの第1LEDチップ60aを設け、このうち少なくとも1つは、発光強度の大きい非線形領域NRの駆動電流で駆動されるため、十分な光量が得られる。これにより、照明光の高輝度化が図られ、観察画像の明るさが向上する。

## 【0111】

なお、上記実施形態では、CMOS型撮像素子35のリセット動作を、順次リセット方式により行っているが、これに代えて、一括リセット方式により行っても良い。この場合

50

、図20に示すように、発光期間 $T_{ON}$ の開始時刻 $t_1$ に(すなわち、照明光の生成開始直前に)一括リセットを行うことが好ましい。

【0112】

上記実施形態では、第1光源60を、発光面60cの中心Acが、集光光学系63の光軸Lcに一致した状態で配置しているが、これに代えて、図21に示すように、発光面60cの中心Acが、集光光学系63の光軸Lcに対して、行方向及び列方向にオフセットされた状態で配置されていても良い。この場合は、集光領域R2中に占める4つの第1LEDチップG1~G4の面積がそれぞれ異なる。

【0113】

集光領域R2中の第1LEDチップG1の面積を $A_{G1}$ 、集光領域R2中の第1LEDチップG2の面積を $A_{G2}$ 、集光領域R2中の第1LEDチップG3の面積を $A_{G3}$ 、集光領域R2中の第1LEDチップG4の面積を $A_{G4}$ とすると、図21に示す例では、 $A_{G2} > A_{G3} > A_{G4} > A_{G1}$ の関係である。この場合、集光領域R2中に占める面積が最も大きい第1LEDチップG2に対する駆動電流を非線形領域NRとし、その他の第1LEDチップG1, G3, G4に対する駆動電流を線形領域LRとすることが好ましい。

【0114】

設定テーブルST中の駆動電流の設定値は、集光領域R2中に占める4つの第1LEDチップG1~G4の面積比を考慮して決定されていることが好ましい。さらに、設定テーブルST中の駆動電流の設定値は、集光領域R2のうちの導光ロッド32の光入射面32aに投影される領域中に占める4つの第1LEDチップG1~G4の面積比を考慮して決定されていることも好ましい。この面積比は、光入射面32aの大きさによって変化する。導光ロッド32の光入射面32aの大きさは、内視鏡11の種類によって異なるので、内視鏡11の種類ごとに、光入射面32aに投影される領域中に占める4つの第1LEDチップG1~G4の面積比が考慮されて、上記設定値が決定されていることが好ましい。

【0115】

また、上記実施形態では、設定テーブルSTは、コントローラ40内に設けられているが、これに代えて、光源制御部31内に設けられていても良い。この場合、光源制御部31は、内視鏡11の種類を表す識別情報をコントローラ40から受け取り、受け取った識別情報に対応する駆動電流の設定値を設定テーブルSTから抽出して、第1~第3LEDチップ60a~62aを駆動する。

【0116】

また、上記実施形態では、第1光源60の総発光強度を、図16に示す総発光強度と駆動電流との関係に基づいて決定しているが、これに代えて、図22に示す総発光強度と駆動電流との関係に基づいて決定してもよい。

【0117】

具体的には、上記実施形態では、第1LEDチップG1~G4のうちから、非線形領域NRのオン電流 $I_{ON}$ を印加するものと、駆動電流を「0」とするものを選択し、その他のものを線形領域LRの駆動電流で駆動しているが、これに代えて、第1LEDチップG1~G4のそれぞれの駆動電流を、オン電流 $I_{ON}$ または「0」とする。すなわち、第1LEDチップG1~G4のいずれにも線形領域LRの駆動電流を印加しない。

【0118】

図22は、第1LEDチップG1~G4の各駆動電流を、オン電流 $I_{ON}$ または「0」とする組み合わせパターンを示している。これにより、第1光源60の総発光強度 $I_G$ を、 $1L_{ON}$ 、 $2L_{ON}$ 、 $3L_{ON}$ 、及び $4L_{ON}$ の4段階に変更することができる。

【0119】

この場合、第1光源60の総発光強度 $I_G$ は、 $1L_{ON}$ 、 $2L_{ON}$ 、 $3L_{ON}$ 、及び $4L_{ON}$ のうちのいずれかに設定される。 $1$ フレーム周期 $T_C$ 内の第1光源60の光量は、緑色発光時間 $T_G$ を変更することにより設定される。なお、フレームレートが高い(短時間露光)の場合には、発光強度 $I_G$ を $3L_{ON}$ または $4L_{ON}$ とし、これに合わせて緑色発光時間 $T_G$ を短くすることが好ましい。

## 【0120】

このように、図22に示す総発光強度と駆動電流との関係に基づいて第1LEDチップG1~G4の各駆動電流を設定する場合には、各駆動電流として、オン電流 $I_{ON}$ または「0」のいずれかを選択すればよいので、光源制御部31により設定制御が単純化される。

## 【0121】

上記実施形態では、フレーム周期 $T_C$ を一定としているが、コントローラ40は、光源制御部31により設定される発光期間 $T_{ON}$ (すなわち、駆動電流の印加時間)が所定時間よりも短い場合に、フレーム周期 $T_C$ を短くし、フレームレートを上げて良い。これにより、発光期間 $T_{ON}$ が短くなることにより、フレーム周期 $T_C$ に占める消灯期間 $T_{OFF}$ の割合が増加することが防止され、観察画像の画質が向上する。

10

## 【0122】

上記実施形態では、第1光源60に4つの第1LEDチップ60aを設けているが、第1LEDチップ60aの数は「4」に限られず、2以上であれば良い。また、上記実施形態では、第1光源60、第2光源61、及び第3光源62のうち、第1光源60のみをマルチチップ化しているが、第2光源61と第3光源62とのうちの一方または両方をマルチチップ化しても良い。

## 【0123】

上記実施形態では、第1DM68は、緑色光LGを透過させて、青色光LBを反射させる光学特性を有しているが、第1DM68の透過と反射との関係を逆として集光光学系63を構成しても良い。また、上記実施形態では、第2DM69は、緑色光LG及び青色光LBを透過させて、赤色光LRを反射させる光学特性を有しているが、第2DM69の透過と反射との関係を逆として集光光学系63を構成しても良い。すなわち、第1DM68は、緑色光LGと青色光LBとのうち一方を透過させ、他方を反射させるものであれば良い。第2DM69は、緑色光LG及び青色光LBと、赤色光LRとのうち一方を透過させ、他方を反射させるものであれば良い。

20

## 【0124】

上記実施形態では、集光光学系63において、緑色光LGの光路に、青色光LBの光路と赤色光LRの光路とをこの順番に統合しているが、この順番を逆とするように、第2光源61、第3光源62、第1DM68、及び第2DM69の配置を変更しても良い。

## 【0125】

上記実施形態では、CMOS型撮像素子35に、原色型のカラーフィルタアレイ58を設けているが、これに代えて、補色型のカラーフィルタアレイを設けても良い。

30

## 【0126】

上記実施形態では、第1光源60、第2光源61、及び第3光源62を時分割点灯させているが、これらの一部または全てを同時に点灯させても良い。

## 【0127】

上記実施形態では、光源部30内に第1光源60、第2光源61、及び第3光源62を設けているが、光源の種類はこれらに限られず、例えば、さらに紫色光源等を設けても良い。

40

## 【0128】

上記実施形態では、光源装置とプロセッサ装置とを別体構成としているが、光源装置とプロセッサ装置と1つの装置で構成しても良い。

## 【符号の説明】

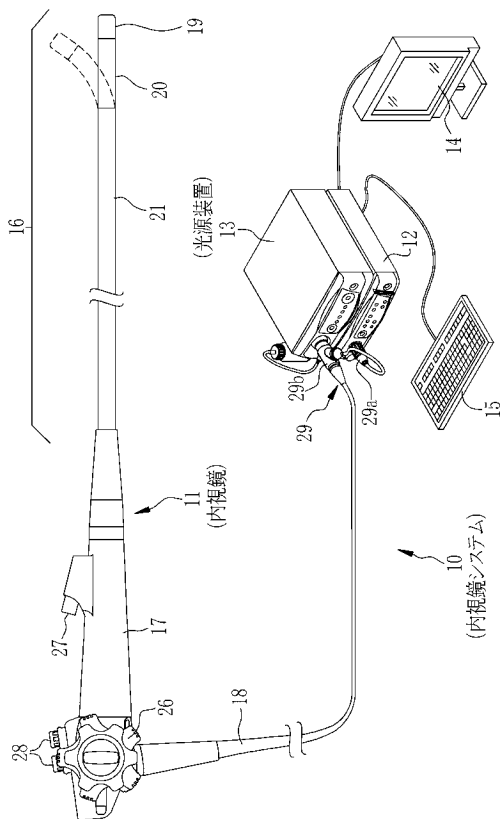
## 【0129】

- 10 内視鏡システム
- 11 内視鏡
- 12 プロセッサ装置
- 13 光源装置
- 30 光源部
- 32 導光ロッド

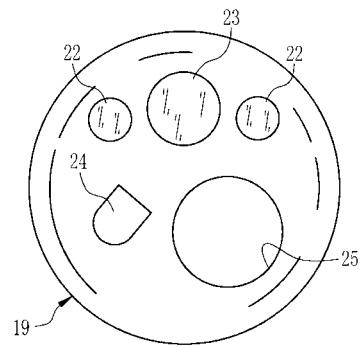
50

- 3 3 ライトガイド
- 3 4 光ファイバ
- 3 5 CMOS型撮像素子
- 6 0 第1光源
- 6 0 a 第1LEDチップ(第1半導体発光素子)
- 6 1 第2光源
- 6 1 a 第2LEDチップ(第2半導体発光素子)
- 6 2 第3光源
- 6 2 a 第3LEDチップ(第3半導体発光素子)
- 7 0 狭帯域光観察用フィルタ

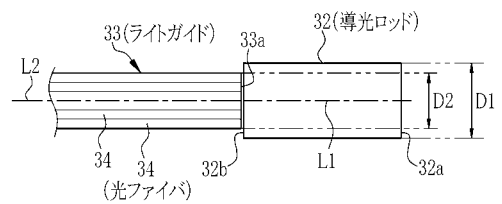
【 図 1 】



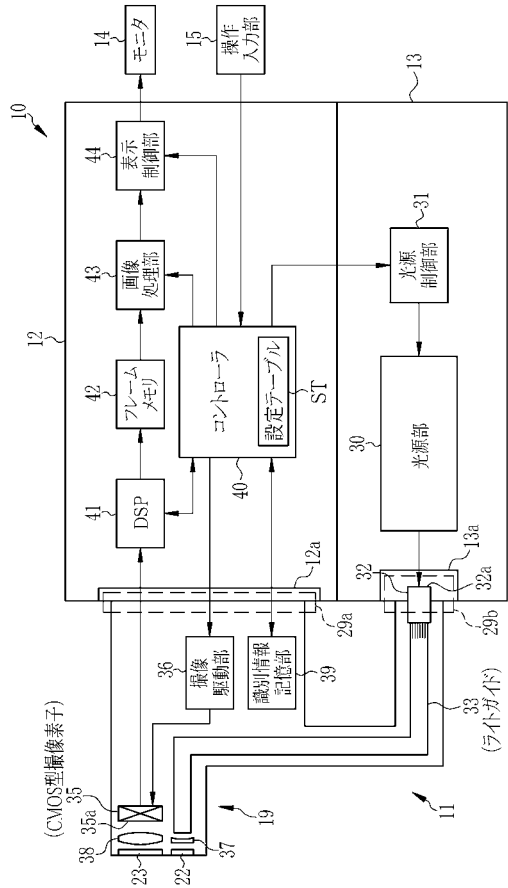
【 図 2 】



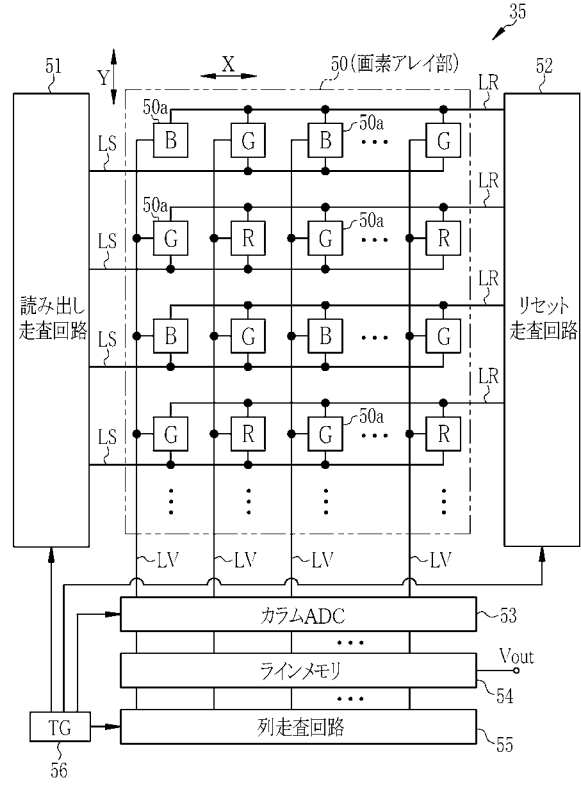
【 図 3 】



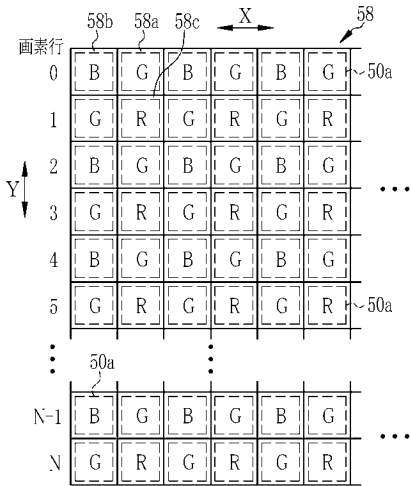
【図4】



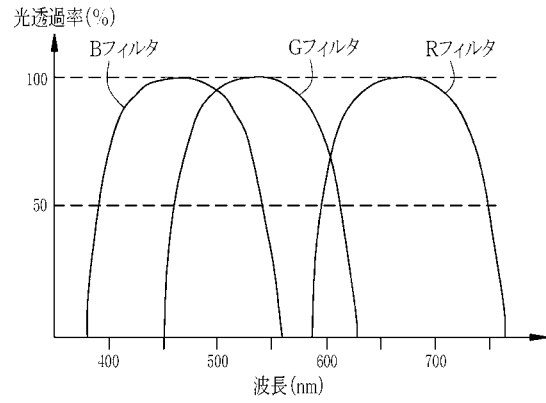
【図5】



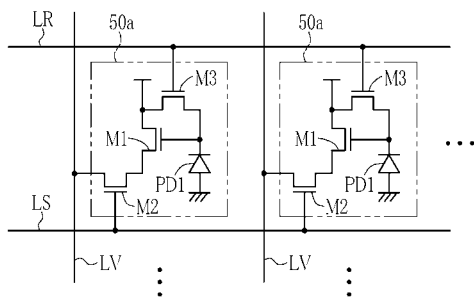
【図6】



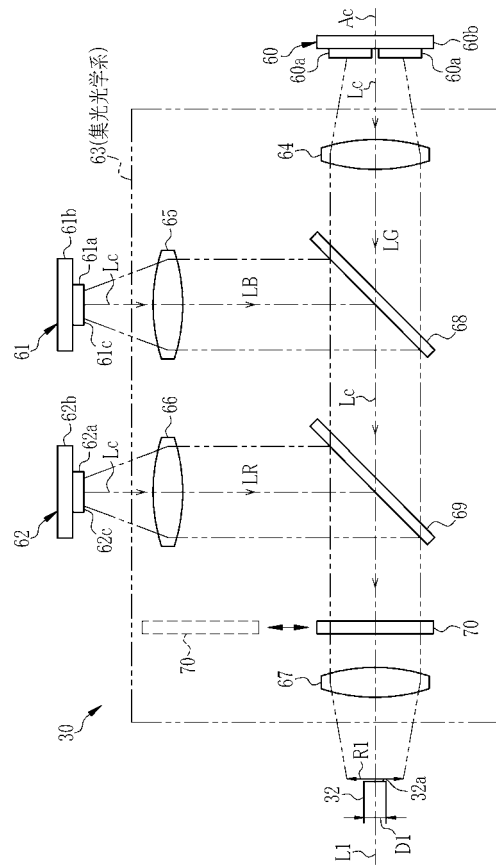
【図7】



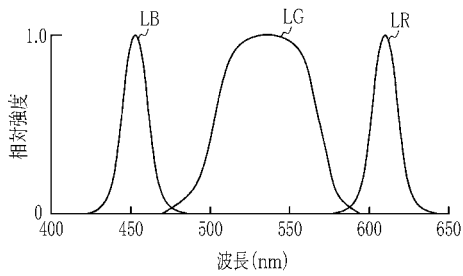
【 図 8 】



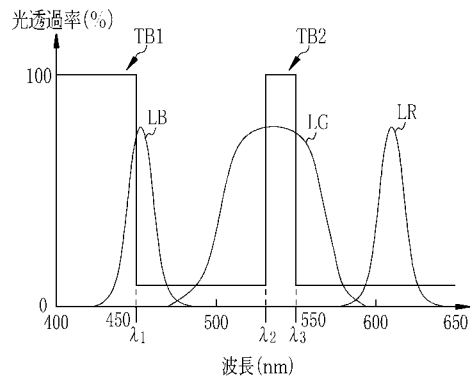
【 図 9 】



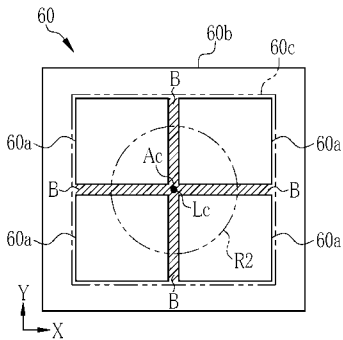
【 図 1 0 】



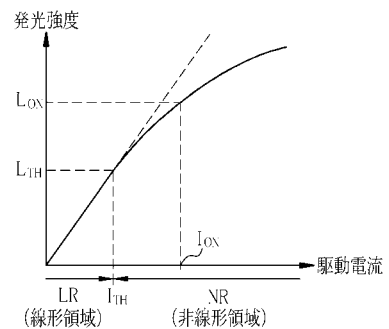
【 図 1 2 】



【 図 1 1 】



【 図 1 3 】

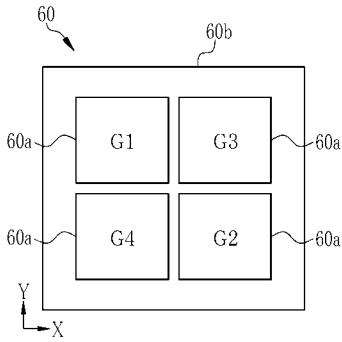


【図14】

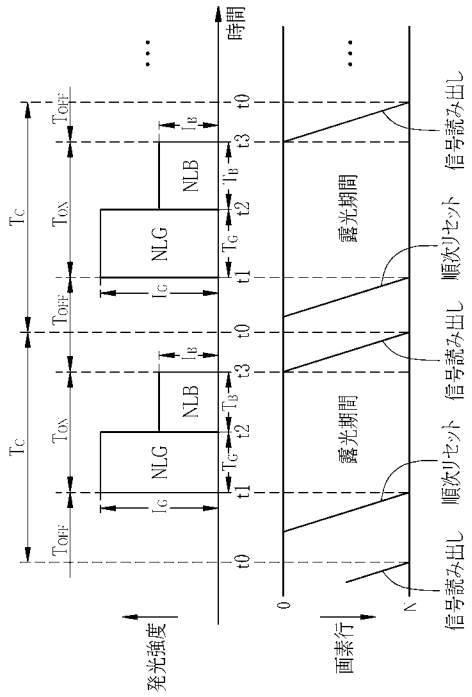
ST

狭帯域光観察モード						
内視鏡の種類	第1LED				第2LED	第3LED
	G1	G2	G3	G4		
$\alpha$	9.0A	9.0A	3.0A	2.0A	10.0A	0.0A
$\beta$	8.5A	8.5A	2.5A	2.0A	9.0A	0.0A

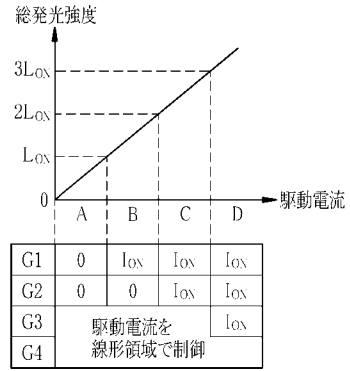
【図15】



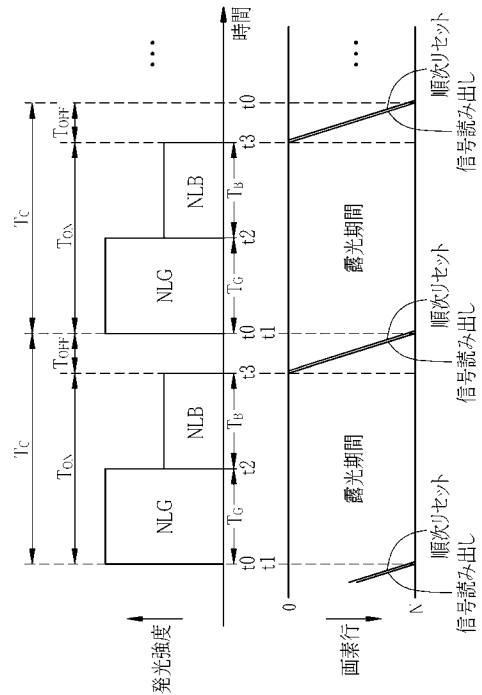
【図17】



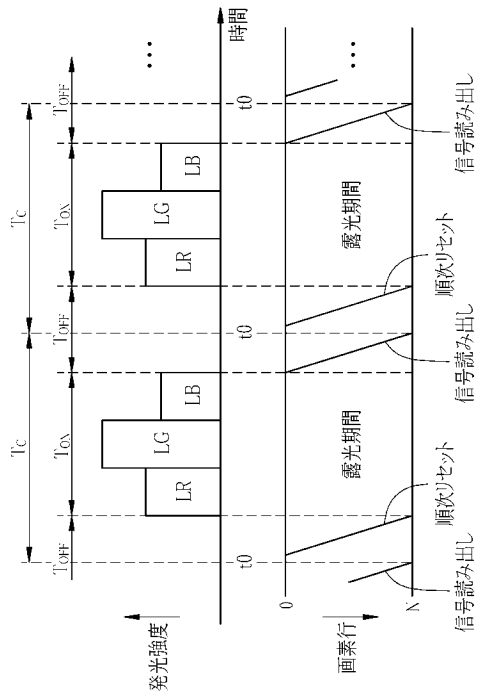
【図16】



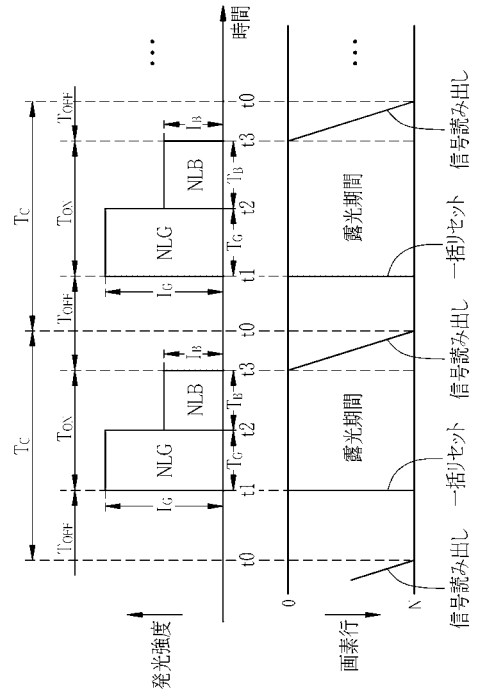
【図18】



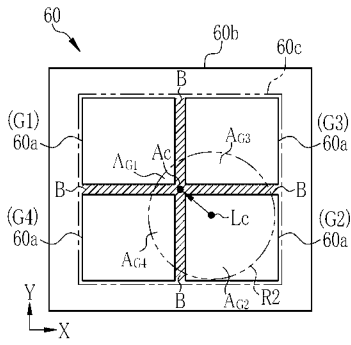
【図 19】



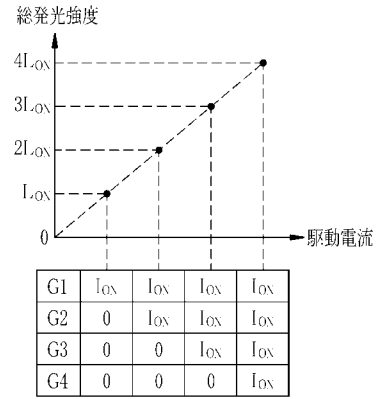
【図 20】



【図 21】



【図 22】



---

フロントページの続き

Fターム(参考) 4C161 CC06 GG01 JJ17 JJ18 LL02 MM05 NN01 QQ07 QQ09 RR02  
RR03 RR22 RR26 SS03  
5C054 CA04 CC02 HA12

专利名称(译)	内窥镜系统及其控制方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2017099455A</a>	公开(公告)日	2017-06-08
申请号	JP2015233000	申请日	2015-11-30
[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	森本美範 大橋永治		
发明人	森本 美範 大橋 永治		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/06.B A61B1/04.370 G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.640 A61B1/04 A61B1/045.631 A61B1/06.510 A61B1/06.611 A61B1/06.612 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/CA11 2H040/CA13 2H040/DA12 2H040/DA22 2H040/FA13 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/JJ17 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR22 4C161/RR26 4C161/SS03 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/HA12		
其他公开文献	JP6560968B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜系统及其控制方法，该内窥镜系统包括用于按顺序通过一个像素阵列读出信号的CMOS型成像元件和半导体光源，并且能够获得足够的光量。解决方案：光源部件包括第一光源，在第一光源上提供发射第一光的多个第一半导体发光元件。内窥镜包括CMOS型成像元件，其中配置多个像素阵列并且按顺序通过一个像素阵列读出信号。图像控制部分每帧周期 $T$ 驱动CMOS型成像元件，并且在每个帧周期 $T$ 内按顺序执行一个像素阵列的信号读出。光源控制部分关闭光源。在CMOS型成像元件的信号读出周期 ( $t_3-t_0$ ) 期间多个第一半导体发光元件，并通过将非线性区域的驱动电流施加到至少一个上来接通光。在可接收时段 ( $t_1-t_3$ ) 期间多个第一半导体发光元件，其中多个像素阵列可以接收光。图17：图17

