

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5909591号
(P5909591)

(45) 発行日 平成28年4月26日 (2016. 4. 26)

(24) 登録日 平成28年4月1日 (2016. 4. 1)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06

A

請求項の数 6 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2015-202808 (P2015-202808)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成27年10月14日 (2015. 10. 14)		富士フイルム株式会社
(62) 分割の表示	特願2015-41361 (P2015-41361)		東京都港区西麻布2丁目2番30号
	の分割	(74) 代理人	100115107
原出願日	平成23年8月23日 (2011. 8. 23)		弁理士 高松 猛
(65) 公開番号	特開2016-28734 (P2016-28734A)	(74) 代理人	100151194
(43) 公開日	平成28年3月3日 (2016. 3. 3)		弁理士 尾澤 俊之
審査請求日	平成27年10月14日 (2015. 10. 14)	(72) 発明者	水由 明
早期審査対象出願			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	斎藤 牧
			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】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

照明光を内視鏡挿入部の先端から被検体に照射し、当該被検体からの反射光を受光して当該被検体の画像信号を得る内視鏡装置であって、

通常観察モードと狭帯域光観察モードを含む観察モードを切り替える観察モード選定部と、

電子シャッタにより露光期間を調整して被検体を撮像する撮像素子を有する内視鏡と、
駆動電流値に対する発光強度の特性が非線形となる領域を持つ発光ダイオードを用いた白色光を出射する白色光源と、前記白色光源より狭い波長域の光を出射する狭帯域光源とを有し、前記白色光源と前記狭帯域光源からの出射光量を設定し、前記観察モード選定部によって選定された観察モードが狭帯域光観察モードである場合に、前記白色光源と前記狭帯域光源の出射光量比を制御し、かつ前記白色光源と前記狭帯域光源の全出射光量を目標光量に制御する制御装置と、を備え、

前記制御装置は、

前記設定された光量が最大値から閾値までの範囲である場合に、

前記白色光源に供給する第一の駆動電流値と、前記狭帯域光源に供給する第二の駆動電流値を、前記設定された光量にかかわらず、それぞれ一定値に設定し、前記撮像素子の電子シャッタにより調整される露光期間内に、前記白色光源に前記一定値に設定された第一の駆動電流値に基づく電流を、前記狭帯域光源に前記一定値に設定された第二の駆動電流値に基づく電流を、前記設定された光量に対応した時間だけそれぞれ供給して、前記白色

光源と前記狭帯域光源とを駆動することにより、前記白色光源からの出射光量と前記狭帯域光源からの出射光量の光量比を一定に制御する内視鏡装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の内視鏡装置であって、

前記制御装置は、前記第一の駆動電流値の前記一定値を前記白色光源の最大駆動電流値に設定する内視鏡装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 記載の内視鏡装置であって、

前記制御装置は、前記撮像素子から出力される撮像画像信号に基づいて被検体像の輝度情報を生成する輝度情報生成部を備え、前記輝度情報に基づいて前記白色光源と前記狭帯域光源からの出射光量を設定する内視鏡装置。

10

【請求項 4】

請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記白色光源は、蛍光体を含んで構成され、

前記狭帯域光源は、レーザダイオード又は発光ダイオードによって構成される内視鏡装置。

【請求項 5】

請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記狭帯域光源は、出射光の中心波長が 370 ～ 470 nm の範囲に含まれる半導体光源を含む内視鏡装置。

20

【請求項 6】

請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記制御装置は、前記白色光源と前記狭帯域光源をパルス駆動する内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

体腔内の組織を観察する内視鏡装置が広く知られている。一般的に内視鏡装置は、キセノンランプ等の白色光源から出射された白色光（照射光）を、ライトガイドを通じて体腔内の被観察領域に照射し、被観察領域からの反射光に基づく像を撮像素子により受光して観察画像を生成する構成となっている。

30

【0003】

また近年になって、生体組織に特定波長の狭帯域光を照射して、組織表層の毛細血管や微細構造を観察する狭帯域光観察、或いは自家蛍光、薬剤蛍光による蛍光観察等の特殊光を用いた観察モードを有する内視鏡装置も利用されている。特殊光としては、キセノンランプ等の白色光源からの光と、レーザダイオード等の半導体光源からの狭帯域光とを混合したものが知られている（特許文献 1）。

【0004】

特許文献 1 に記載された方式では、白色光源としてキセノンランプを用いているため、白色光と狭帯域光との出射光量比を細かく制御することは困難である。そこで、白色光源としてキセノンランプに代えて、長寿命で出力変動の少ない発光ダイオード（LED）と蛍光体とを組み合わせた光源を利用することができる。このように、特殊光観察時の光源として、2つの半導体光源を用いる場合、半導体光源の出力は細かに制御可能であるため、波長バランス（出射光量比）を高い精度で設定することができる。

40

【0005】

しかし、2つの半導体光源の波長バランスを高い精度で維持しつつ、それぞれを強度変調することは容易ではない。特に、LEDのように、入力電流値に対する出射光量の特性が非線形となる領域を有する光源を用いる場合には、この非線形性を考慮した制御が必要

50

となる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2009-201940号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、その目的は、入力電流値に対する出射光量の特性が非線形となる領域を持つ半導体光源を少なくとも含む2つの光源を用いた内視鏡装置で特殊光観察を行う際に、これら2つの光源からの光の混合比率を高い精度で一定に保ち、所望の観察画像を取得できるようにすることにある。

10

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の内視鏡装置は、照明光を内視鏡挿入部の先端から被検体に照射し、当該被検体からの反射光を受光して当該被検体の画像信号を得る内視鏡装置であって、通常観察モードと狭帯域光観察モードを含む観察モードを切り替える観察モード選定部と、電子シャッタにより露光期間を調整して被検体を撮像する撮像素子を有する内視鏡と、駆動電流値に対する発光強度の特性が非線形となる領域を持つ発光ダイオードを用いた白色光を出射する白色光源と、前記白色光源より狭い波長域の光を出射する狭帯域光源とを有し、前記白色光源と前記狭帯域光源からの出射光量を設定し、前記観察モード選定部によって選定された観察モードが狭帯域光観察モードである場合に、前記白色光源と前記狭帯域光源の出射光量比を制御し、かつ前記白色光源と前記狭帯域光源の全出射光量を目標光量に制御する制御装置と、を備え、前記制御装置は、前記設定された光量が最大値から閾値までの範囲である場合に、前記白色光源に供給する第一の駆動電流値と、前記狭帯域光源に供給する第二の駆動電流値を、前記設定された光量にかかわらず、それぞれ一定値に設定し、前記撮像素子の電子シャッタにより調整される露光期間内に、前記白色光源に前記一定値に設定された第一の駆動電流値に基づく電流を、前記狭帯域光源に前記一定値に設定された第二の駆動電流値に基づく電流を、前記設定された光量に対応した時間だけそれぞれ供給して、前記白色光源と前記狭帯域光源とを駆動することにより、前記白色光源からの出射光量と前記狭帯域光源からの出射光量の光量比を一定に制御するものである。

20

30

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、入力電流値に対する出射光量の特性が非線形となる領域を有する半導体光源を少なくとも含む2つの光源を用いた内視鏡装置で特殊光観察を行う際に、これら2つの光源からの光の混合比率を高い精度で一定に保ち、所望の観察画像を取得することができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の一実施形態を説明するための内視鏡装置100の外観図

40

【図2】図1に示される内視鏡装置100の内部構成を示す図

【図3】光源K1、K2から出射される光の波長と発光強度との関係を示す図

【図4】光源K1、K2に供給される駆動パルスの振幅値と、光源K1、K2の出射光量との関係を示す図

【図5】光源制御部49が生成する光源K1、K2に共通の駆動信号の一例を示す図

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、本発明の一実施形態について図面を参照して説明する。

【0012】

図1は、本発明の一実施形態を説明するための内視鏡装置100の外観図である。

50

【 0 0 1 3 】

内視鏡装置 1 0 0 は、内視鏡 1 1 と、制御装置 1 3 と、液晶表示装置等の表示部 1 5 と、制御装置 1 3 に情報を入力するキーボードやマウス等の入力部 1 7 とを備える。

【 0 0 1 4 】

制御装置 1 3 は、光源装置 4 5 と、内視鏡 1 1 から出力される撮像画像信号の信号処理等を行うプロセッサ 4 7 とを備える。

【 0 0 1 5 】

内視鏡 1 1 は、被検体内に挿入される内視鏡挿入部 1 9 と、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操作部 2 3 と、内視鏡 1 1 を制御装置 1 3 に着脱自在に接続するコネクタ部 2 5 , 2 7 とを備える。

10

【 0 0 1 6 】

内視鏡挿入部 1 9 は、可撓性を持つ軟性部 2 9 と、湾曲部 3 1 と、先端部（以降、内視鏡先端部とも呼称する）3 3 とから構成される。

【 0 0 1 7 】

なお、図示はしないが、操作部 2 3 及び内視鏡挿入部 1 9 の内部には、組織採取用処置具等を挿入する鉗子チャンネルや、送気・送水用のチャンネル等、各種のチャンネルが設けられる。

【 0 0 1 8 】

図 2 は、図 1 に示される内視鏡装置 1 0 0 の内部構成を示す図である。

【 0 0 1 9 】

20

内視鏡先端部 3 3 は、被観察領域へ光を照射するための照明窓 3 5 と、照明窓 3 5 に対向配置される拡散板 5 8 と、拡散板 5 8 と照明窓 3 5 の間に配置される照明用のレンズ 5 9 と、被観察領域からの反射光を受光する CCD (Charge Coupled Device) イメージセンサや CMOS (Complementary Metal - Oxide Semiconductor) イメージセンサ等の撮像素子 2 1 と、撮像素子 2 1 の受光面に被観察領域からの反射光を入射させるための観察窓 4 0 と、観察窓 4 0 と撮像素子 2 1 との間に設けられる対物レンズユニット 3 9 とを備える。

【 0 0 2 0 】

湾曲部 3 1 は、軟性部 2 9 と先端部 3 3 との間に設けられ、操作部 2 3 に配置されたアングルノブ 4 3 （図 1 参照）の回動操作により湾曲自在にされている。

30

【 0 0 2 1 】

この湾曲部 3 1 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、任意の角度に湾曲させることができ、内視鏡先端部 3 3 の照明窓 3 5 及び観察窓 4 0 を、所望の観察部位に向けることができる。

【 0 0 2 2 】

制御装置 1 3 は、内視鏡先端部 3 3 の照明窓 3 5 より被観察領域に供給される照明光を発生する光源装置 4 5 と、撮像素子 2 1 から出力される赤 (R)、緑 (G)、青 (B) の撮像画像信号を信号処理するプロセッサ 4 7 とを備える。光源装置 4 5 とプロセッサ 4 7 は、それぞれコネクタ部 2 5 , 2 7 を介して内視鏡 1 1 と接続される。

【 0 0 2 3 】

40

光源装置 4 5 は、光源制御部 4 9 と、発光源として LED を用いた白色光を出射する光源 K 1 と、中心波長 4 0 5 nm の狭帯域光を出射する光源 K 2 と、光ファイババンドル 5 1 と、光ファイバ 5 3 とを備える。

【 0 0 2 4 】

光源 K 1 は、通常観察（白色光観察）のための光源である。光源 K 1 は、LED とこれを覆う蛍光体とによって構成されている。本実施形態では、光源 K 1 は、波長 4 4 5 nm の青色光を発光する LED と、この LED から出射される光を励起光として黄色の蛍光を発する YAG 系の蛍光体とによって構成される。そして、LED から出射される青色光の一部によって励起された黄色光と、蛍光体を透過した当該青色光とが合わさることで、光源 K 1 から白色光が出射されるようになっている。光源 K 1 は、LED を含むため、後述

50

する図4に示すように、駆動信号の振幅値（入力電流値）に対する出射光量の特性が非線形となる領域を持つものとなっている。

【0025】

光源K2は、狭帯域光観察のための光源であり、半導体素子からなる。光源K2としては、駆動信号の振幅値に対する出射光量の特性が線形となるレーザダイオードや、駆動信号の振幅値に対する出射光量の特性が非線形となる領域を持つLEDを用いることができるが、その具体例として、中心波長405nmの紫色発光の半導体レーザが挙げられる。レーザ光源としては、例えばブロードエリア型のInGaN系レーザダイオードが使用できる。光源K2は、出射光の中心波長が370乃至470nmの範囲であれば、粘膜表層の毛細血管や微細構造等が強調される良好な狭帯域光観察を行うことができる。

10

【0026】

各光源K1, K2から出射される光は、光源制御部49により個別に制御される。光源制御部49は、通常観察モード時には、光源K1のみから光を出射させる。また、光源制御部49は、蛍光観察モード時には、光源K2のみから光を出射させる。更に、光源制御部49は、組織表層の毛細血管や微細構造を観察する狭帯域光観察モード時には、光源K1と光源K2からそれぞれ同時に所定の出射光量比で光を出射させる。

【0027】

図3は、光源K1, K2から出射される光の波長と発光強度との関係を示す図である。図3において、符号S1は光源K1から出射される光を示し、符号S2は光源K2から出射される光を示している。図3に示されるように、光源K2からの光は、波長445nm以上の範囲ではほとんど強度を持たない。したがって、光源K1と光源K2それぞれの出射光量の比の制御を高精度に行うことができる。また、光源K2からの光の強度の変動は、光源K1からの白色光へ実質的な影響を与えない。この結果、狭帯域光観察時の画質を良好なものにすることができる。

20

【0028】

光源K1から出射される白色光は、集光レンズ（図示略）により光ファイババンドル51に入力される。光源K2から出射される紫色光は、集光レンズ（図示略）により光ファイバ53に入力される。そして、光ファイババンドル51と光ファイバ53はライトガイド55によって一つに束ねられ、このライトガイド55は、コネクタ25を介して内視鏡先端部33まで延設されている。ライトガイド55の内視鏡先端部33側の端面から出射した光は、拡散板58で拡散された後に、レンズ59を通して観察窓35から出射される。

30

【0029】

光源制御部49は、パルス駆動によって光源K1, K2を制御する。つまり、光源制御部49は、駆動信号（駆動パルスのパターン）を光源K1, K2に供給する。この駆動パルスがハイレベルとなっている期間に光源K1, K2は光を出射する。

【0030】

プロセッサ47には、前述の表示部15と入力部17が接続されている。プロセッサ47は、信号処理部66と、制御部69と、記憶部71とを備える。

【0031】

信号処理部66は、内視鏡11の操作部23や入力部17からの指示にしたがい、内視鏡11から伝送されてくる撮像画像信号を信号処理して撮像画像データを生成する。また、信号処理部66は、内視鏡11から伝送されてくる撮像画像信号から、当該撮像画像信号の輝度情報（被検体画像の明るさ情報）を算出し、当該輝度情報を制御部69に出力する。信号処理部66において生成される撮像画像データは、制御部69の制御によって表示部15において再生されたり、記憶部71に記憶されたりする。

40

【0032】

記憶部71には、撮像画像信号の輝度情報と、光源装置45から出射させる光の1フレーム分の目標光量の値とを対応付けた輝度-目標光量テーブルが記憶される。

【0033】

50

また、記憶部 71 には、光源 K1 の LED に供給される駆動信号を構成する駆動パルスの振幅値（駆動電流値）と光源 K1 の単位時間あたりの出射光量（1つの駆動パルスで出射される光量）とを対応付けた光源 K1 用テーブルと、光源 K2 に供給される駆動信号を構成する駆動パルスの振幅値（駆動電流値）と光源 K2 の単位時間あたりの出射光量（1つの駆動パルスで出射される光量）とを対応付けた光源 K2 用テーブルとが記憶される。図 4 に示すように、光源 K1 の駆動電流と出射光量との関係はある駆動電流までは線形であるが、その駆動電流を超えてからは非線形となっている。また、光源 K2 の駆動電流と出射光量との関係は全ての領域において線形となっている。

【0034】

制御部 69 は、信号処理部 66 から入力される輝度情報と、記憶部 71 に記憶されている輝度 - 目標光量テーブルとにより、当該輝度情報に対応する目標光量を求め、この目標光量の情報を光源制御部 49 に送信する。

【0035】

光源制御部 49 は、狭帯域光観察時において、制御部 69 から受信した目標光量の情報と、制御部 69 によって設定される光源 K1 と光源 K2 の 1 駆動パルスあたりの出射光量比（出射光強度比）と、記憶部 71 に記憶されている光源 K1 用テーブル及び光源 K2 用テーブルとに基づいて、光源 K1 と光源 K2 の 1 駆動パルスあたりの出射光量比を設定値に維持しながら、光源 K1、K2 の 1 フレーム中の各出射光量を合計した全出射光量が目標光量となるような駆動信号を生成して、この駆動信号を光源 K1、K2 それぞれに供給する。

【0036】

以下、狭帯域光観察モードにおける内視鏡装置 100 の動作について説明する。

【0037】

まず、内視鏡 11 に設けられ、観察モード選定部として機能する観察モード切り替えボタン 73（図 2 参照）を術者が押下することにより、制御部 69 は、通常観察、狭帯域光観察、蛍光観察等の各種観察モードに切り替える制御を行う。制御部 69 は、通常観察モードでは、光源 K1、K2 の出射光量比 $R_a : R_b$ を 1 : 0 に設定する。制御部 69 は、狭帯域光観察モードでは、出射光量比 $R_a : R_b$ を例えば 2 : 1 等の予めプリセットされた任意の比率に設定する。制御部 69 は、蛍光観察モードでは、出射光量比 $R_a : R_b$ を 0 : 1 に設定する。

【0038】

狭帯域光観察モードにおいては、光源制御部 49 が、光源 K1、K2 の双方の出力を上記の出射光量比に保持しつつ、光源 K1、K2 からの全出射光量を目標光量にする制御を行う。以下、狭帯域光観察モードにおいて、光源 K1、K2 を駆動して所望の照明光を生成する手順を示す。

【0039】

まず、制御部 69 は、狭帯域光観察モードに対応する光源 L1 と光源 L2 の出射光量比 $R_a : R_b$ （以下では、 $R_a = 2$ 、 $R_b = 1$ とする）を記憶部 71 から読み出して、光源制御部 49 に送信する。出射光量比 $R_a : R_b$ の情報を受信した光源制御部 49 は、この出射光量比 $R_a : R_b$ を、指定された出射光量比として設定する。

【0040】

信号処理部 66 に撮像画像信号が入力されると、信号処理部 66 がこの撮像画像信号から輝度情報を生成する。制御部 69 は、この輝度情報と記憶部 71 に記憶されている輝度 - 目標光量テーブルとに基づいて、目標光量を設定し、この目標光量の情報を光源制御部 49 に送信する。

【0041】

次に、光源制御部 49 は、制御部 69 から受信した出射光量比 2 : 1 の情報と、記憶部 71 に記憶されている光源 K1 用テーブル及び光源 K2 用テーブルと、制御部 69 から受信した目標光量の情報とに基づいて、光源 K1、K2 に供給する各駆動信号を構成する駆動パルスの振幅値（駆動電流値）を設定する。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 2 】

具体的には、光源制御部 4 9 は、目標光量が閾値以上の場合には、光源 K 1 , K 2 に供給する各駆動パルスの振幅値を予め定められた基準値（例えば、光源 K 1 の振幅値が最大となるときの振幅値の組み合わせ）に設定する。また、光源制御部 4 9 は、目標光量が閾値未満の場合には、光源 K 1 , K 2 に供給される各駆動パルスの振幅値を、その目標光量に応じた値に設定する。

【 0 0 4 3 】

例えば、図 4 に示すように、光源制御部 4 9 は、目標光量が閾値以上の場合には、光源 K 1 に供給する駆動パルスの振幅値を最大値の $i 3 a$ に設定し、振幅値 $i 3 a$ のときの出射光量の半分の光量が得られるときの振幅値 $i 3 b$ を、光源 K 2 に供給する駆動パルスの振幅値として設定する。一方、光源制御部 4 9 は、目標光量が閾値未満の場合には、目標光量が小さくなるほど、光源 K 1 , K 2 に供給する各駆動パルスの振幅値を小さく設定する。

10

【 0 0 4 4 】

光源制御部 4 9 は、目標光量がどのような値であっても、（光源 K 1 の単位時間あたりの出射光量）：（光源 K 2 の単位時間あたりの出射光量）が常に 2 : 1 となるように、光源 K 1 , K 2 に供給する各駆動パルスの振幅値を設定する。

【 0 0 4 5 】

例えば、目標光量が閾値よりも小さな所定値であったとき、光源制御部 4 9 は、図 4 に示すように、光源 K 1 に供給する駆動パルスの振幅値を $i 2 a$ に設定し、振幅値 $i 2 a$ のときの出射光量の半分の光量が得られるときの振幅値 $i 2 b$ を、光源 K 2 に供給する駆動パルスの振幅値として設定する。また、目標光量が上記所定値よりも更に小さな値であったとき、光源制御部 4 9 は、光源 K 1 に供給する駆動パルスの振幅値を $i 1 a$ に設定し、振幅値 $i 1 a$ のときの出射光量の半分の光量が得られるときの振幅値 $i 1 b$ を、光源 K 2 に供給する駆動パルスの振幅値として設定する。

20

【 0 0 4 6 】

次に、光源制御部 4 9 は、目標光量が閾値以上の場合には、その目標光量に応じて光源 K 1 , K 2 に共通の駆動信号（駆動パルスのパターン）を生成する。そして、光源制御部 4 9 は、光源 K 1 , K 2 に共通の駆動信号を構成する各駆動パルスの振幅値を光源 K 1 に対して設定された値に変更したものを光源 K 1 用の駆動信号として生成し、光源 K 1 , K 2 に共通の駆動信号を構成する各駆動パルスの振幅値を光源 K 2 に対して設定された値に変更したものを光源 K 2 用の駆動信号として生成する。

30

【 0 0 4 7 】

光源制御部 4 9 は、目標光量が、光源装置 4 5 から出射させることのできる設計上の上限値（光源 K 1 , K 2 に供給される駆動パルスの振幅値が基準値のときのもの）である第一の値から当該第一の値よりも小さい第二の値までの範囲では、駆動信号に含まれる駆動パルス数を変更するパルス数制御（P N M : Pulse Number Modulation）により、全出射光量が目標光量となるような光源 K 1 , K 2 用の駆動信号を生成する。

【 0 0 4 8 】

また、光源制御部 4 9 は、目標光量が上記第二の値から当該第二の値よりも小さい上記閾値までの範囲では、上記パルス数制御によって駆動パルス数が限界まで減少させられた駆動信号に対し、駆動パルスの密度を変更するパルス密度制御（P D M : Pulse Density Modulation）を行って、全出射光量が目標光量となるような光源 K 1 , K 2 用の駆動信号を生成する。

40

【 0 0 4 9 】

図 5 は、光源制御部 4 9 が生成する光源 K 1 , K 2 に共通の駆動信号の一例を示す図である。

【 0 0 5 0 】

目標光量が、光源装置 4 5 から出射させることのできる全出射光量の設計上限である場合、光源制御部 4 9 は、垂直同期信号 V D により規定される画像の 1 フレームの期間内に

50

において、電子シャッタで制御される露光期間Wの全てを点灯させる駆動パルスのパターンからなる駆動信号[1]を生成する。

【0051】

目標光量が上記設計上限から減少した場合、光源制御部49は、駆動信号[1]に対し、時間軸における後ろ詰めで駆動パルス数を減少させた駆動信号を生成する。図5に示した駆動信号[2]は、駆動信号[1]に対し、所定の最小割合になるまで駆動パルスの数を駆動パルスの供給開始タイミングが遅れるように減少させたときのものを示している。光源制御部49は、駆動信号[1]に対する駆動パルスの減少数を目標光量の大きさが小さくなるほど大きくする。

【0052】

10

駆動パルス数の減少によって決まる光源の点灯時間がPNM制御限界(図5のWmin)に達した後、更に目標光量が減少した場合、光源制御部49は、駆動信号[2]に対し、駆動パルスを間引いた駆動信号[3]を生成する。光源制御部49は、駆動信号[2]に対する駆動パルスの間引き率を、目標光量の大きさが小さくなるほど大きくする。

【0053】

図5の駆動パルス[4]は、光源K1, K2に対して共通に生成される駆動信号における駆動パルスの間隔がPDM制御限界に達したときのものである。光源制御部49は、目標光量が上記閾値であった場合には、駆動信号[4]の各駆動パルスの振幅値を光源K1, K2に対して設定されている振幅値の基準値にそれぞれ変更した駆動信号を生成する。つまり、この駆動信号にしたがって光源装置45から出射される全出射光量が、上述した目標光量の閾値として設定されている。

20

【0054】

目標光量が上記閾値よりも小さくなった場合、パルス変調制御はもう限界に達しているため、その目標光量を達成することができない。そこで、このような場合に、光源制御部49は、光源K1, K2に対してそれぞれ設定した駆動パルスの振幅値(基準値)を、目標光量に応じて減少させた値に設定する。

【0055】

例えば、目標光量が閾値以上のときに光源K1, K2に対して設定される駆動パルスの振幅値(基準値)が図4に示すi3a, i3bであった場合、光源制御部49は、記憶部71に記憶されている光源K1用テーブル及び光源K2用テーブルと、目標光量の情報と、観察モードに応じて決められている出射光量比とに基づいて、出射光量比を設定値に維持しつつ全出射光量が目標光量になるような、光源K1, K2に供給する各駆動パルスの振幅値(例えば、i2a, i2b)を算出し、この振幅値を光源K1, K2に供給する各駆動パルスの振幅値として設定する。

30

【0056】

駆動信号[4]に含まれる駆動パルスの数は既知であり、光源K1用テーブル及び光源K2用テーブルにより、駆動パルスの振幅値に対する光源K1, K2の出射光量は既知である。このため、振幅値をどの程度下げれば目標光量を達成できるのかを、光源制御部49はこれらの情報に基づいて算出することができる。

【0057】

40

そして、光源制御部49は、図5に示す駆動信号[4]の各駆動パルスの振幅値をi2aにした光源K1用の駆動信号と、図5に示す駆動信号[4]の各駆動パルスの振幅値をi2bにした光源K2用の駆動信号とを生成する。光源制御部49は、これら2つの駆動信号を光源K1, K2にそれぞれ供給する。これにより、目標光量が閾値未満になった場合でも、出射光量比は2:1に維持されながら、全出射光量が目標光量となるように制御される。

【0058】

以上のように、光源制御部49は、目標光量に対応する駆動信号を光源K1, K2で共通に生成し、この共通の駆動信号を元にして、光源K1用の駆動信号と、光源K2用の駆動信号とを、振幅値を変更することにより生成する。そして、目標光量が光源装置45か

50

ら出射できる全出射光量の設定上限値から閾値の間で変化する場合には、各駆動信号の振幅値は固定のまま、各駆動信号の波形パターンがそれぞれ共通に変化される。これにより、目標光量の変化に応じてパルス変調制御しても出射光量比が固定されたままとなり、各光源 K 1, K 2 から出射される光量比が乱れることはない。また、目標光量が閾値未満になった場合には、各駆動信号の波形パターンは固定のまま、各駆動信号の振幅値だけが出射光量比を保ったままそれぞれ目標光量に応じて変化される。これにより、パルス変調制御の限界にまで目標光量が減少した場合でも、全出射光量を目標光量に一致させることができると共に、各光源 K 1, K 2 から出射される光量比を一定にすることができる。

【 0 0 5 9 】

また、内視鏡装置 1 0 0 は、光源制御部 4 9 が、記憶部 7 1 に記憶されている光源 K 1 用テーブル及び光源 K 2 用テーブルを用いて、光源 K 1, K 2 に供給する駆動パルスの振幅値を設定する。このため、出射光量の特性が非線形となる領域を持つ L E D を採用した本実施形態の構成であっても、光源 K 1, K 2 の出射光量比の制御を精度良く行うことができる。

【 0 0 6 0 】

また、内視鏡装置 1 0 0 では、目標光量に応じた駆動信号を光源 K 1, K 2 に対して共通して用いる構成としている。このため、光源 K 1, K 2 用の各駆動信号をそれぞれ別々にパルス変調制御する場合と比較して、その変調制御を簡単化できる。更に、複数の光源を備えた場合であっても、各光源の目標光量比に対するパルス変調制御を全光源で共通化でき、駆動回路が複雑化することを防止できる。

【 0 0 6 1 】

また、内視鏡装置 1 0 0 では、目標光量が閾値以上のときに、光源 K 1 の振幅値が設定可能な最大値に設定される。光源 K 1 に用いられる L E D は、振幅値（駆動電流値）が大きくなるほど、色味変動が大きくなる。目標光量が閾値以上のときは明るい撮影環境であるため、色味変動が目立ちやすい。したがって、目標光量が閾値以上のときに、光源 K 1 の振幅値を設定可能な最大値にしておくことは、色味変動による画質劣化を防止する上で好ましい。内視鏡装置 1 0 0 では、目標光量が閾値未満の場合に、光源 K 1 の振幅値が最大値よりも減少することになるが、この場合は被写体が暗く、色味変動は目立たないため、画質への影響は限定的である。

【 0 0 6 2 】

なお、内視鏡装置 1 0 0 において、光源 K 1 を光源装置 4 5 ではなく内視鏡先端部 3 3 に設けてもよい。この場合、光源 K 1 をアダプタ等によって別の種類に交換する構成も考えられる。光源 K 1 を別の種類に交換した場合には、記憶部 7 1 に記憶される光源 K 1 用テーブルを新しいデータに書き換えるだけで、光源制御部 4 9 が上述した制御を行うことができる。

【 0 0 6 3 】

以上の説明では、光源 K 1 が白色光を出射し、光源 K 2 が狭帯域光を出射するものとしたが、光源 K 1 と光源 K 2 はそれぞれ異なる波長域の光を出射するものであればよく、出射する光の波長域は白色光と狭帯域光の組み合わせに限定されない。

【 0 0 6 4 】

また、以上の説明では、光源 K 1 が発光特性として非線形の領域を持つもの（L E D + 蛍光体）であり、光源 K 2 が発光特性として線形のもの（L D）としているが、これに限らない。光源 K 1, K 2 のそれぞれが、発光特性として非線形の領域を持つもの（例えば、L E D + 蛍光体からなる光源と L E D からなる光源との組み合わせ）であってもよい。

【 0 0 6 5 】

以上説明してきたように、本明細書には以下の事項が開示されている。

【 0 0 6 6 】

開示された内視鏡装置は、照明光を内視鏡挿入部の先端から被検体に照射し、当該被検体からの反射光を検出して当該被検体の画像信号を得る内視鏡装置であって、駆動信号の振幅値に対する発光強度の特性が非線形となる領域を持つ半導体光源を含む第一の光源と

10

20

30

40

50

、前記第一の光源とは異なる波長域の光を出射する半導体光源からなる第二の光源と、前記第一の光源及び前記第二の光源の各々からの出射光量を合計した全出射光量に対する目標光量を設定する目標光量設定部と、前記第一の光源及び前記第二の光源の各々の出射光量比を設定する光量比設定部と、前記第一の光源及び前記第二の光源の各々の駆動信号の振幅値と出射光量との関係を示す情報を記憶する情報記憶部と、前記光量比設定部により設定された出射光量比と、前記情報記憶部に記憶されている前記情報と、前記目標光量設定部により設定された目標光量とに基づいて、前記第一の光源に供給する駆動信号の第一の振幅値と、前記第二の光源に供給する駆動信号の第二の振幅値を設定する振幅値設定部と、前記目標光量に基づいて前記第一の光源及び前記第二の光源に共通の駆動信号を生成し、前記共通の駆動信号の振幅値を前記第一の振幅値に変更して前記第一の光源用の駆動信号を生成し、前記共通の駆動信号の振幅値を前記第二の振幅値に変更して前記第二の光源用の駆動信号を生成する駆動信号生成部と、前記第一の光源用の駆動信号を前記第一の光源に供給し、前記第二の光源用の駆動信号を前記第二の光源に供給して、前記全出射光量が前記目標光量となるように制御する信号供給部とを備えるものである。

10

【 0 0 6 7 】

開示された内視鏡装置は、電子シャッタにより露光期間を調整して被検体を撮像する撮像部を備え、前記駆動信号生成部は、前記目標光量が前記全出射光量の最大値から閾値までの範囲では、前記電子シャッタによる1フレーム内の露光期間に対し、所定の点灯期間になるまで前記駆動信号に含まれる駆動パルス数を減少させる第1のパルス変調制御と、前記第1のパルス変調制御によって駆動パルス数が限界まで減少した駆動信号に対し、駆動パルスを間引いて駆動パルスの密度を減少させる第2のパルス変調制御とを、前記目標光量の大きい順に行うことにより前記共通の駆動信号を生成し、前記目標光量が前記閾値未満の範囲では、前記第2のパルス変調制御によって駆動パルスの密度が限界まで減少した駆動信号を前記共通の駆動信号として生成し、前記振幅値設定部は、前記目標光量が前記最大値から前記閾値までの範囲では、前記情報において予め決められた振幅値を前記第一の振幅値として設定し、前記第一の振幅値によって前記第一の光源から出射される光量との比が前記光量比設定部によって設定された光量比となるような出射光量が得られる振幅値を前記第二の振幅値として設定し、前記目標光量が前記閾値未満の範囲では、前記目標光量の大きさに応じて前記第一の振幅値及び前記第二の振幅値を設定するものである。

20

30

【 0 0 6 8 】

開示された内視鏡装置は、前記予め決められた振幅値は、前記第一の光源についての前記情報における最大の振幅値であるものを含む。

【 0 0 6 9 】

開示された内視鏡装置は、前記撮像部によって取得される観察画像における強調対象がそれぞれ異なる複数の観察モードから、いずれかの観察モードを選定する観察モード選定部を備え、前記光量比設定部が、前記選定された観察モードに応じて前記出射光量比を設定するものである。

【 0 0 7 0 】

開示された内視鏡装置は、前記撮像部から出力される撮像信号に基づいて被検体像の輝度情報を生成する輝度情報生成部を備え、前記目標光量設定部が、前記輝度情報に基づいて前記目標光量を設定するものである。

40

【 0 0 7 1 】

開示された内視鏡装置は、前記第一の光源が、発光ダイオードと蛍光体とから構成され、前記第二の光源がレーザダイオード又は発光ダイオードによって構成されるものである。

【 符号の説明 】**【 0 0 7 2 】**

K 1 白色光源

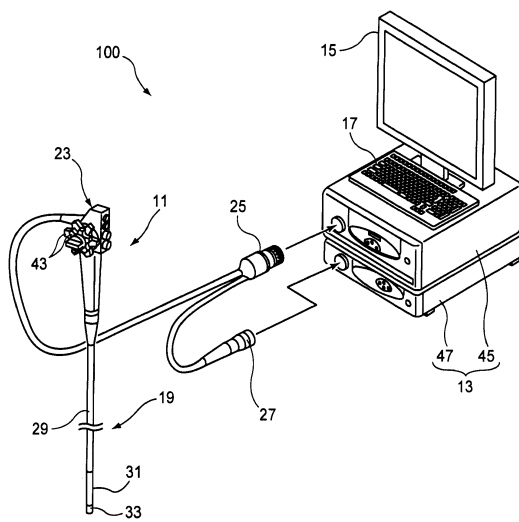
K 2 狭帯域光源

50

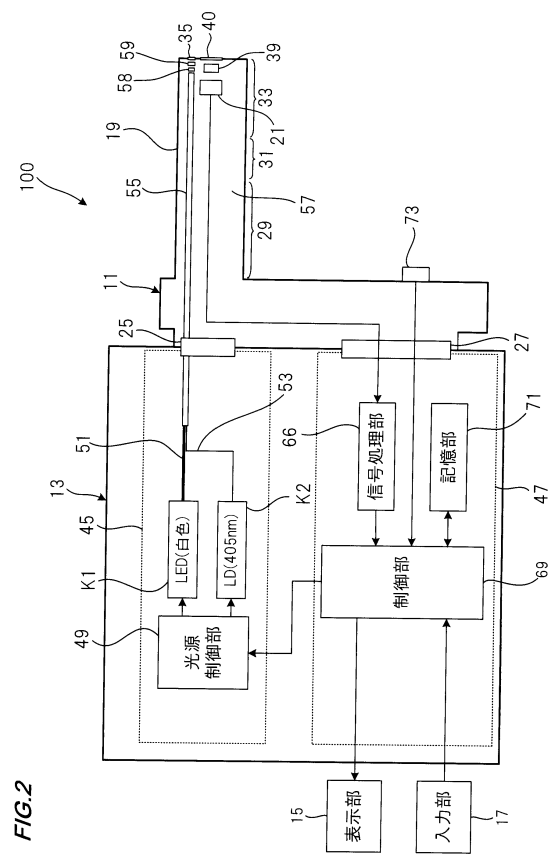
4 9 光源制御部
7 1 記憶部

【図 1】

FIG. 1



【図 2】



フロントページの続き

(72)発明者 飯田 孝之

神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

審査官 小田倉 直人

(56)参考文献 特開 2 0 1 1 - 0 1 0 9 9 8 (J P , A)

特開 2 0 0 9 - 0 5 6 2 4 8 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 6

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP5909591B2	公开(公告)日	2016-04-26
申请号	JP2015202808	申请日	2015-10-14
[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	水由明 斎藤牧 飯田孝之		
发明人	水由 明 斎藤 牧 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/06		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/00.513 A61B1/06.612 A61B1/07.730 G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/DA15 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR22		
其他公开文献	JP2016028734A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)			
(经修改) 要解决的问题：提供一种内窥镜装置，其在执行特殊光观察时保持LED光和其他光的发射光量的比率恒定且高精度。和由LED和荧光体的光源K1，光源K2由LD的用于从所述光源K1，各光源K1的驱动信号的发射不同波长带的光，所述振幅值和发射的光的量之间K2和用于存储指示所述关系的信息的存储单元71，所述控制单元包括一目标光量来发射的光的总量是从每个光源K1，K2所发出的光的量的总和，并且每个光源K1，K2的发光量之比的基于存储在存储单元71中的信息，设置，供给到光源K2的驱动信号的第二幅度值，进一步，将目标提供给光源K1的驱动信号的第一振幅值生成公共驱动信号到光源K1，K2的光的量的基础上，它通过改变共用驱动信号的振幅的第一振幅值时，公共驱动信号的振幅，生成用于光源K1的驱动信号值为第二幅度值以产生光源K 2的驱动信号。 .The			
	(21) 出願番号 (22) 出願日 (62) 分割の表示 原出願日 (65) 公開番号 (43) 公開日 審査請求日	特願2015-202808 (P2015-202808) 平成27年10月14日 (2015.10.14) 特願2015-41361 (P2015-41361) の分割 平成23年8月23日 (2011.8.23) 特開2016-28734 (P2016-28734A) 平成28年3月3日 (2016.3.3) 平成27年10月14日 (2015.10.14)	(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 (72) 発明者 水由 明 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 斎藤 牧 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
	早期審査対象出願		
	最終頁に続く		