

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5431294号
(P5431294)

(45) 発行日 平成26年3月5日 (2014.3.5)

(24) 登録日 平成25年12月13日 (2013.12.13)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 A

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

G 0 2 B 23/24 B

G 0 2 B 23/26 (2006.01)

G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 4 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2010-256324 (P2010-256324)
 (22) 出願日 平成22年11月16日 (2010.11.16)
 (65) 公開番号 特開2012-105784 (P2012-105784A)
 (43) 公開日 平成24年6月7日 (2012.6.7)
 審査請求日 平成24年6月7日 (2012.6.7)

(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
 審査官 門田 宏

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】

互いに異なるスペクトルの光を出射する複数の半導体光源から同時に出射した光を用いて照明光を生成する内視鏡装置であって、

前記複数の半導体光源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手段と、

前記複数の半導体光源の出射光量比を設定する光量比設定手段と、

前記設定された出射光量比に基づいて、前記複数の半導体光源に対する各駆動信号の振幅値をそれぞれ設定する振幅値設定手段と、

前記目標光量設定手段によって設定された前記目標光量に対応してパルス変調された駆動パルスを求め、該駆動パルスを共通に用い、その振幅値を前記振幅値設定手段によって設定された前記振幅値によって変更した駆動パルスを、前記複数の半導体光源に対する各駆動信号として生成する駆動信号生成手段と、
 を備え、

前記半導体光源が、白色光を生成するための白色光用光源と、所定の波長域からなる狭帯域光を生成する狭帯域光用光源とを含み、

前記白色光用光源が、半導体レーザ光源であり、該半導体レーザ光源からの出射光によって蛍光体を発光させ、該蛍光体からの発光光と前記半導体レーザ光源からの出射光とを混合して白色照明光を生成する内視鏡装置。

【請求項 2】

10

20

請求項 1 記載の内視鏡装置であって、
観察画像の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手段を備え、
前記光量比設定手段が、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内視鏡装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は請求項 2 記載の内視鏡装置であって、
前記狭帯域光用光源が、中心波長が 3 6 0 ~ 5 3 0 n m の間の狭帯域光を出射する内視鏡装置。

【請求項 4】

請求項 1 ~ 請求項 3 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、
前記駆動信号の振幅値が、前記半導体光源の駆動電流の振幅値である内視鏡装置。

【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を、ライトガイドを通じて体腔内の被観察領域に照明光として供給し、その白色光の照射による被観察領域からの反射光に基づく像を撮像素子で撮像して観察画像を生成する構成となっている。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。特殊光を照射する内視鏡装置の光源としては、キセノンランプ等の白色光源からの光を、所定の光吸収特性を有する回転フィルタを通過させることで所望の波長帯域の光を選択的に取り出し、被検体に照射する構成が知られている（特許文献 1 参照）。上記構成の内視鏡装置においては、狭帯域光観察用の特殊光として、狭帯域波長の B 光と G 光とを所定の出射光量比で照射することができる。この場合の特殊光の強度は、白色光源からの光路途中に設けられた絞り装置により調整されており、G 光と G 光の出射比率は、回転フィルタの B フィルタと G フィルタの光透過率で設定される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2 0 0 6 - 2 1 8 2 8 3 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、一般に光源からの出力光は経時劣化により強度が低下するため、回転フィルタの透過率で規定される B 光、G 光の出射光量の比が変化して、出射光の波長バランスが崩れることがある。出射光の波長バランスは、観察画像における特徴量成分の映出度合い影響を及ぼし、出射光が所望の波長バランスから外れると、特徴量が十分に観察できなくなることがある。

【0005】

そこで、キセノンランプ等の白色光源に代えて、長寿命で出力変動の少ないレーザ光源や発光ダイオード等の半導体発光素子からなる半導体光源を利用することができる。この場合、半導体光源の出力は細かに制御可能となり、波長バランスを高い精度で設定することができる。しかし、強度変調を行う際に、複数種の半導体光源に対して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難しい。例えば狭パルス発生器や高分解能型の P W M 制御器を用いて高精度に光量制御することもできるが、いずれもの機

10

20

30

40

50

器も高価であり、内視鏡装置へ搭載することはコスト上現実的ではない。

このように、半導体光源をキセノンランプ等の白色光源と同等以上に光量制御することは依然として課題が多いのが実情であった。

【 0 0 0 6 】

本発明は、複数の半導体光源の出射光量比のバランスを崩すことなく、目標光量に高精度に制御することができる内視鏡装置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】

【 0 0 0 7 】

本発明は下記構成からなる。

互いに異なるスペクトルの光を出射する複数の半導体光源から同時に射出した光を用いて照明光を生成する内視鏡装置であって、

前記複数の半導体光源からの射出光量を合計した全射出光量に対する目標光量を設定する目標光量設定手段と、

前記複数の半導体光源の射出光量比を設定する光量比設定手段と、

前記設定された射出光量比に基づいて、前記複数の半導体光源に対する各駆動信号の振幅値をそれぞれ設定する振幅値設定手段と、

前記目標光量設定手段によって設定された前記目標光量に対応してパルス変調された駆動パルスを求め、該駆動パルスを共通に用い、その振幅値を前記振幅値設定手段によって設定された前記振幅値によって変更した駆動パルスを、前記複数の半導体光源に対する各駆動信号として生成する駆動信号生成手段と、

を備え、

前記半導体光源が、白色光を生成するための白色光用光源と、所定の波長域からなる狭帯域光を生成する狭帯域光用光源とを含み、

前記白色光用光源が、半導体レーザ光源であり、該半導体レーザ光源からの射出光によって蛍光体を発光させ、該蛍光体からの発光光と前記半導体レーザ光源からの射出光とを混合して白色照明光を生成する内視鏡装置。

【発明の効果】

【 0 0 0 8 】

本発明の内視鏡装置によれば、複数の半導体光源の射出光量比のバランスを崩すことなく、目標光量に高精度に制御できる。これにより、通常観察や特殊光観察における内視鏡の照明光を、所望の射出光量比としたまま任意の強度に正確に設定することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 9 】

【図 1】本発明の実施形態を説明するための図で、内視鏡及び内視鏡が接続される各装置を表す内視鏡装置の構成図である。

【図 2】内視鏡装置の具体的な構成例を示す外観図である。

【図 3】射出光の分光特性を示すグラフである。

【図 4】各レーザ光源の射出光量比に応じた血管と粘膜のコントラスト（輝度比）を求めた結果を示す説明図である。

【図 5】各レーザ光源の射出光量比を $R_a : R_b$ としたときの、目標光量に対する射出光量との関係を示すグラフである。

【図 6】撮像信号処理部による制御のブロック図である。

【図 7】駆動パルスの制御例のタイミングチャートである。

【図 8】最大光量から最小光量までの各光量に対するパルス制御の内容を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 0 】

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。

図 1 は本発明の実施形態を説明するための図で、内視鏡及び内視鏡が接続される各装置を表す内視鏡装置の構成図、図 2 は内視鏡装置の具体的な構成例を示す外観図である。

内視鏡装置 100 は、図 1 に示すように、内視鏡スコープ（以下、内視鏡と称する）11 と、制御装置 13 と、モニタ等の表示部 15 と、制御装置 13 に情報を入力するキーボードやマウス等の入力部 17 とを備えている。制御装置 13 は、光源装置 19 と、撮像画像の信号処理を行うプロセッサ 21 とを有して構成される。

【0011】

内視鏡 11 は、本体操作部 23 と、この本体操作部 23 に連設され被検体（体腔）内に挿入される挿入部 25 とを備える。本体操作部 23 には、ユニバーサルケーブル 27 が接続され、このユニバーサルケーブル 27 の先端は、光源装置 19 にライトガイド（LG）コネクタ 29A を介して接続され、また、ビデオコネクタ 29B を介してプロセッサ 21 に接続されている。

10

【0012】

図 2 に示すように、内視鏡 11 の本体操作部 23 には、挿入部 25 の先端側で吸引、送気、送水を実施するためのボタンや、撮像時のシャッターボタン、観察モードを切り替える観察モード切り替えボタン 30 等の各種操作ボタン 31 が併設されると共に、一對のアングルノブ 33 が設けられている。

【0013】

挿入部 25 は、本体操作部 23 側から順に軟性部 35、湾曲部 37、及び先端部（内視鏡先端部）39 で構成され、湾曲部 37 は、本体操作部 23 のアングルノブ 33 を回動することによって遠隔的に湾曲操作される。これにより、先端部 39 を所望の方向に向けることができる。

20

【0014】

図 1 に示すように、内視鏡先端部 39 には、撮像光学系の観察窓 41 と、照明光学系の光照射窓 43A、43B が配置されている。各光照射窓 43A、43B から照射される照明光による被検体からの反射光は、観察窓 41 を通じて撮像素子 45 により撮像されるようになっている。撮像された観察画像は、プロセッサ 21 に接続された表示部 15 に表示される。

【0015】

ここで、撮像光学系は、CCD (Charge Coupled Device) 型イメージセンサや、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 型イメージセンサ等の撮像素子 45 と、撮像素子 45 に観察像を結像させるレンズ等の光学部材 47 とを有する。撮像素子 45 の受光面に結像されて取り込まれる観察像は、電気信号に変換されて信号ケーブル 51 を通じてプロセッサ 21 の撮像信号処理部 53 に入力され、撮像信号処理部 53 で映像信号に変換される。なお、詳細は後述するが、撮像信号処理部 53 は、撮像素子 45 から出力される撮像信号に基づいて被検体像の光量を検出する光量検出手段として機能する。

30

【0016】

一方、照明光学系は、光源装置 19 と、光源装置 19 に接続される一對の光ファイバ 55A、55B と、光ファイバ 55A、55B の光出射端にそれぞれ配置された波長変換部 57A、57B とを有する。光源装置 19 は、半導体発光素子であるレーザ光源 LD1、LD2 と、各レーザ光源 LD1、LD2 を駆動制御する光源制御部 59 と、レーザ光源 LD1、LD2 からの出射光を合波するコンバイナ 61 と、合波した光を 2 系統の光路（一對の光ファイバ 55A、55B）に分波するカプラ 63 と、詳細は後述する振幅値設定部 65、及び駆動信号生成部 67 とを有する。即ち、光源装置 19 は、内視鏡挿入部の先端に照明光を供給する照明装置として機能する。

40

【0017】

各レーザ光源 LD1、LD2 は、光源制御部 59 に共通に接続されて、互いに同一の光源制御部 59 からの駆動信号を受けて発光する。

【0018】

光ファイバ 55A、55B は、レーザ光源 LD1、LD2 から出射されるレーザ光を内視鏡先端部 39 へ導く。内視鏡先端部 39 に導かれたレーザ光は、波長変換部 57A、57B からの発光とレーザ光とが合成された白色照明光を発生させる。波長変換部 57A、

50

５７Ｂは、レーザ光により励起発光する蛍光体を含んで構成される。レーザ光源ＬＤ１，ＬＤ２は、プロセッサ２１に設けられた内視鏡制御部６９からの指令に基づく光源制御部５９からの駆動信号を受けて、所望の強度の光をそれぞれ出射する。

【００１９】

内視鏡制御部６９は、撮像信号や各種情報を保存する記憶手段としてのメモリ７１と、画像処理部７３とが接続されている。内視鏡制御部６９は、撮像信号処理部５３から出力される画像データを画像処理部７３により適宜な画像処理を施して、表示部１５に映出する。また、図示しないＬＡＮ等のネットワークに接続されて画像データを含む情報を配信する等、内視鏡装置１００全体を制御する。

【００２０】

レーザ光源ＬＤ１は、中心波長４４５ｎｍの青色発光の半導体レーザである。レーザ光源ＬＤ１は、出射光量を光源制御部５９により制御された青色レーザ光を出射し、この出射光が光ファイバ５５Ａ，５５Ｂを通じて内視鏡先端部３９の波長変換部５７Ａ，５７Ｂに照射される。このレーザ光源ＬＤ１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。

【００２１】

波長変換部５７Ａ，５７Ｂは、レーザ光源ＬＤ１から出射されるレーザ光の一部を吸収して緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光体（例えばＹＡＧ系蛍光体、或いはＢＡＭ（ $\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{37}$ ）等を含む蛍光体等）を含んで構成される。これにより、図３に出射光の分光特性を示すように、レーザ光源ＬＤ１からのレーザ光と、このレーザ光が波長変換された緑色～黄色の励起光とが合波されて、プロファイルＳ１で示される白色光が生成される。

【００２２】

レーザ光源ＬＤ２は、中心波長４０５ｎｍの紫色発光の半導体レーザである。このレーザ光源ＬＤ２からのレーザ光も出射光量が同様に制御されて、内視鏡先端部３９の光照射窓４３Ａ，４３Ｂから出射される。レーザ光源ＬＤ２からの出射光は、波長変換部５７Ａ，５７Ｂによる波長変換がレーザ光源ＬＤ１からの出射光と比較すると僅かであり、図３にプロファイルＳ２で示すように、中心波長４０５ｎｍの狭帯域光として出射される。

【００２３】

次に、上記構成に内視鏡装置１００により、特殊光観察する場合の手順を説明する。

光源制御部５９は、レーザ光源ＬＤ１（中心波長４４５ｎｍ）による白色照明光と、レーザ光源ＬＤ２（中心波長４０５ｎｍ）による狭帯域光とを、内視鏡制御部６９からの指示を受けて、個別に出射光量を制御する。

【００２４】

レーザ光源ＬＤ１と、レーザ光源ＬＤ２の出射光量比は、例えば次のように設定することで、それぞれ異なる観察画像が得られる。

（１）ＬＤ１：ＬＤ２を１：０とした場合は、通常観察モードにおける白色照明画像が得られる。

（２）ＬＤ１：ＬＤ２を約１：４とした場合は、狭帯域観察モードであって、生体組織表層の毛細血管や微細模様が強調された観察画像が得られる。

（３）ＬＤ１：ＬＤ２を約７：１とした場合は、狭帯域観察モードであって、遠景でも明るい毛細血管や微細模様が表示された観察画像が得られる。

（４）ＬＤ１：ＬＤ２を０：１とした場合は、蛍光観察モードにおける蛍光観察画像が得られる。

【００２５】

ここで、図４にレーザ光源ＬＤ１とＬＤ２の出射光量比に応じた血管と粘膜のコントラスト（輝度比）を求めた結果の一例を示した。評価例１～評価例７に示すように、レーザ光源ＬＤ１とＬＤ２の出射光量の変化により、観察画像における血管（観察対象）と粘膜（背景画像）のコントラストは、１．４～１．８の間に分布し、特に評価例１、２のコントラストが１．６以上である場合に、十分な表層血管抽出能力が得られるようになる。こ

10

20

30

40

50

のように、レーザ光源LD1とLD2の出射光量比に応じて組織表層の観察画像に明らかな差が生じることになる。

【0026】

そのため、レーザ光源LD1とLD2の出射光量比を所望の光量比に高精度に合わせると共に、レーザ光源LD1とLD2の各出射光量を合計した出射光量を目標光量に精度良く合わせることが、組織表層の情報が良好に映出された適正露光の観察画像を取得するために重要となる。

【0027】

図5にレーザ光源LD1とLD2の出射光量比LD1:LD2をRa:Rbとしたときの、目標光量に対する出射光量との関係を示すように、各レーザ光源LD1, LD2の各目標光量P1, P2に対する個別の出射光量は、目標光量P1, P2が変化しても出射光量比のRa:Rbを常に一定に維持するように制御する。これにより、レーザ光源LD1, LD2の出射光量比が所望の光量比に維持されたまま、各レーザ光源LD1, LD2の出射光量の合計が所望の目標光量に制御されることになる。

【0028】

次に、上記のように内視鏡装置100のレーザ光源LD1, LD2の発光強度を増減制御する手順を説明する。

まず、図1に示す内視鏡11の本体操作部23に設けられ、光量比設定手段及び観察モード選定手段として機能する観察モード切り替えボタン30を術者が押下することにより、内視鏡制御部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。即ち、通常観察モードでは、レーザ光源LD1, LD2の出射光量比LD1:LD2を1:0に設定する。狭帯域光観察モードでは、LD1:LD2を例えば1:4や7:1等の予めプリセットされた任意の比率に設定する。また、蛍光観察モードではLD1:LD2を0:1に設定する。

【0029】

狭帯域光観察モードにおいては、レーザ光源LD1, LD2の双方の出力を上記の出射光量比に保持しつつ、レーザ光源LD1, LD2の合計の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、レーザ光源LD1, LD2を駆動して所望の照明光を生成する手順を示す。

【0030】

まず、内視鏡観察時に、術者が観察モード切り替えボタン30を操作することで、内視鏡制御部69は、所望の観察モードの出射光量比を設定する。レーザ光源LD1, LD2の出射光量比Ra:Rbは、観察モード切り替えボタン30により切り替え可能に予め複数種用意されてメモリ71に記憶されている。内視鏡制御部69は、観察モード切り替えボタン30により指定された観察モードに対応する出射光量比Ra:Rbを読み出して、光源制御部59に送信する。

【0031】

光源制御部59は、内視鏡制御部69から送信された出射光量比Ra:Rbの情報を受け取り、この出射光量比に基づいて、振幅値設定手段である振幅値設定部65によりレーザ光源LD1, LD2を駆動する個別駆動信号の振幅値(電流値)を設定する。具体的には、標準の駆動電流値から各レーザ光源LD1, LD2の個別駆動信号の電流値をそれぞれ増減させ、かつ、双方の個別駆動信号の積分強度が、標準の駆動電流値とした場合の積分強度と等しくなるように設定する。

【0032】

一方、レーザ光源LD1, LD2から出射される光量を合計した全光量に対する目標光量は、内視鏡制御部69が撮像素子45からの撮像画像の信号に基づいて設定する。

【0033】

図1に示すプロセッサ21に設けた撮像信号処理部53は、プロセッサ21に接続された内視鏡11の撮像素子45が出力するRAWデータを受け取り、目標光量設定手段でもある内視鏡制御部69は、このRAWデータの輝度情報に応じた最適な照明光量となるよ

10

20

30

40

50

うに、光源制御部 59 にレーザ光源 LD1, LD2 の駆動信号を制御するための目標光量の情報を出力する。

【0034】

図 6 に撮像信号処理部 53 による制御のブロック図を示した。撮像素子 45 から出力される RAW データ（生画像の情報）は、撮像信号処理部 53 に入力され、ヒストグラム作成部 75 は、この RAW データに対応する光量のヒストグラムを作成し、測光値算出部 77 に出力する。測光値算出部 77 は、入力されたヒストグラムと、各種の測光モード（ピーク値、平均値等）により求めた明るさ検出値とに基づいて測光値を算出する。そして、目標光量算出部 79 は、算出された測光値に応じて次フレームの目標光量を求める。

【0035】

メモリ 71 には、RAW データの輝度情報に対する目標光量の値が記憶されており、内視鏡制御部 69 は、メモリ 71 を参照して、撮像信号処理部 53 から入力される輝度情報に応じた目標光量を求める。内視鏡制御部 69 は、この目標光量を光源制御部 59 に送信する。なお、上記目標光量とは、従前のキセノンランプ等の白色光源の絞り値に相当する値である。この目標光量は例えば 12 bit 階調（0 ~ 4096）で表現される。

【0036】

次に、これら設定された駆動信号の振幅と目標光量に基づいて、レーザ光源 LD1, LD2 の個別駆動信号を共通のパルス変調制御により生成する。光源制御部 59 は、駆動信号生成部 67 に振幅値設定部 65 により設定された駆動信号の振幅値と、レーザ光源 LD1, LD2 から出射される光量を合計した全光量に対する目標光量の情報を駆動信号生成部 67 に送信する。駆動信号生成部 67 は、詳細を後述する目標光量に対応してパルス変調された駆動パルスの信号を求め、この駆動パルスの振幅を、レーザ光源 LD1、LD2 それぞれに対して、振幅値設定部 65 が設定する振幅値に変更する。

【0037】

つまり、目標光量に対応する駆動パルスの信号を共通に用い、この共通の駆動パルスの信号を元にして、レーザ光源 LD1 駆動用の個別駆動信号と、レーザ光源 LD2 駆動用の個別駆動信号とを、それぞれ振幅値を変更することにより生成する。これら LD1 駆動用の個別駆動信号、LD2 駆動用の個別駆動信号の波形パターンは、目標光量に対応した駆動パルスの波形パターンを有しており、その振幅値のみが異なっている。このように、目標光量に対応した駆動パルスを各個別駆動信号用に共通に求め、これら各個別駆動信号を、指定の出射光量比に応じた振幅値に設定することで、各レーザ光源 LD1, LD2 から出射される合計光量を目標光量と一致させる。そして、目標光量が変化した場合には、各個別駆動信号の振幅値は固定したまま、駆動パルスの波形パターンをそれぞれ共通に変化させる。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、各レーザ光源 LD1, LD2 から出射される光量比が乱れることはない。

【0038】

上記のように、目標光量に応じた駆動パルスを各個別駆動信号に対して共通して用いる構成としているため、各個別制御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。また、複数のレーザ光源を備えた場合であっても、各レーザ光源の目標光量比に対するパルス変調制御を全レーザ光源で共通化でき、駆動回路が複雑化することを防止できる。

【0039】

次に、レーザ光源 LD1, LD2 の発光量の合計の目標光量に対する駆動パルスを、各レーザ光源 LD1, LD2 共通のパルス変調制御により求める具体例について説明する。

図 1 に示す光源制御部 59 は、内視鏡制御部 69 からの指示を受けて、レーザ光源 LD1, LD2 の発光量を予め定めた駆動パルスによってパルス点灯制御する。駆動パルスは、内視鏡制御部 69 がメモリ 71 を参照して生成する。この駆動パルスの制御は、パルス数制御（PNM：Pulse Number Modulation）及びパルス密度制御（PDM：Pulse Density Modulation）と、パルス幅制御（PWM：Pulse Width Modulation）との 3 種類の制

10

20

30

40

50

御を用いて実施される。

【 0 0 4 0 】

図 7 に駆動パルスの制御例のタイミングチャートを示した。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おいて、電子シャッタの露光期間 W の全てを点灯させる駆動パルス [1] を最大光量としている。ここで、1 フレーム期間は 3 3 m s 、シャッタ速度は 1 / 6 0 s とする。また、駆動パルス [1] の周波数は 1 2 0 k H z であり、電子シャッタの露光期間内に 2 0 0 0 個のパルスが含まれているものとする。

【 0 0 4 1 】

駆動パルス [1] の最大光量時から光量を減少させる場合、光量の大きい順に、第 1 のパルス変調領域で P N M 制御、第 2 のパルス変調領域で P D M 制御、第 3 のパルス変調領域で P W M 制御を行い、光量を徐々に減少させる。

10

【 0 0 4 2 】

まず、P N M 制御においては、電子シャッタの露光期間 W の全てから、時間軸における後ろ詰めでパルス数を減少させ、点灯期間を短縮する。つまり、電子シャッタによる 1 フレーム内の露光期間に対し、駆動パルス [2] に示すように、所定の最小割合になるまで駆動パルスのパルス数を駆動開始タイミングが遅れるように減少させ、レーザ光源の点灯期間を短縮する。なお、最大光量は、電子シャッタの露光期間 W の全てでなく、1 フレーム全期間の点灯であってもよく、連続点灯状態としてもよい。

【 0 0 4 3 】

次に、駆動パルス [3] に示すように、レーザ光源の点灯期間を P N M 制御により所定の点灯期間 W min まで短縮した後、P D M 制御により駆動パルスを間引く処理を行う。この P D M 制御においては、所定の点灯期間 W min まで短縮された点灯期間に対し、所定間隔で駆動パルスを間引くことで点灯期間内のパルス密度を減少させる。

20

【 0 0 4 4 】

そして、駆動パルス [4] に示すように、駆動パルスのパルス間隔が間引き限界に達するまで、即ち、駆動パルスが所定の最小パルス密度となるまで P D M 制御を行う。

【 0 0 4 5 】

次に、駆動パルス [5] に示すように、駆動パルスが所定の最小パルス数となった後は、P W M 制御により駆動パルスのパルス幅を減少させる。そして、駆動パルス [6] に示すように、駆動パルスのパルス幅が P W M 制御限界に達するまで P W M 制御を行う。

30

【 0 0 4 6 】

上記の最大光量から最小光量までの各光量に対する制御パラメータ情報の内容を図 8 及び表 1 に纏めて示した。図 8 及び表 1 に示す制御パラメータの情報は、図 1 に示すメモリ 7 1 に記憶され、内視鏡制御部 6 9 から随時参照されて所望の駆動パルスが生成される。

【 0 0 4 7 】

【表 1】

光量	PNM/PDM (パルス数)	PWM (%)
最大光量	2000	95
↑	{ (PNM)	95
	144	95
	{ (PDM)	95
	16	95
↓	16	{
最小光量	16	7.8

10

【0048】

このように、光量を減少制御する際、最大光量から最初に PNM 制御を行うことで、レーザ光源の点灯期間を短縮して、ブレによる撮像画像の画像ボケ発生を抑制できる。また、レーザ光源の非点灯時間が長くなるので、連続点灯する場合と比較して、光源自体や光路上の各光学部材の発熱を低減する効果も得られる。

20

【0049】

また、所定の点灯期間まで短縮された時点で PNM 制御から PDM 制御に切り替えることにより、適度の点灯期間（上記例では 144 パルス）が維持されて、動画観察時のフリッカを抑制することができる。

【0050】

PDM 制御の下限であるパルス数（上記例では 16 パルス）は、PDM 制御による調光分解能が粗くなることを防止することができる。

30

【0051】

駆動パルスの間引き限界まで PDM 制御し、更に目標光量を減少させる際に PDM 制御から PWM 制御に切り替える。この PWM 制御では、各駆動パルスそれぞれのデューティ比を変更することで、間引き限界より低光量域における光量をより細かに調整でき、調光分解能が向上する。

【0052】

ところで、レーザ光源をパルス点灯制御する際、レーザ光源はスペックルノイズによる照明ムラを生じるが、このスペックルノイズは高周波変調駆動により低減できる。そこで本制御例では、常時 120 kHz のパルス駆動をしており、十分なスペックルノイズ低減効果を得るために、PWM 制御におけるデューティ比は 95% を上限としている。

40

【0053】

また、実際のレーザ光は駆動の立ち上がり信号に忠実に追従することができず、ある程度の遅れ成分を有して立ち上がる。また、立ち下り時も同様に遅れ成分を有する。そのため、駆動パルスが極端に狭い狭幅パルスであると目標値に到達する前に立ち下がることが予想されるので、PWM 制御が正確に行えるデューティ比の下限値としては、7.8% を設定している。

【0054】

上記の PNM / PDM 制御、PWM 制御は、目標光量に応じて切り替えられ、いずれか 1 つの制御が他の制御と排他的に使用される。制御可能な光量のダイナミックレンジは、PNM 制御においては最大値 2000 ～ 最小値 144 の範囲で 13.9 : 1、PDM 制御

50

においては最大値 144 ~ 最小値 16 の範囲で 9 : 1、PWM 制御においては最大値 95 % ~ 最小値 7.8 % の範囲で 12.2 : 1 となる。よって、各制御を組み合わせることで、制御可能なダイナミックレンジは 1526 : 1 となる。

【0055】

上記と同等のダイナミックレンジと調光分解能を PNM 制御だけで実現する場合、パルス周波数は約 14.6 MHz (60 Hz × 1526 × 16) となり、レーザ光源の高速な駆動回路が必要となる。また、同様に PWM 制御だけで実現する場合は、約 0.34 ns (1 / (120 k × 1526 × 16)) のパルス幅制御分解能となり、約 3 GHz で動作する制御回路が必要となる。このように、PNM 単独、PWM 単独で光量制御する方法に対し、各調光領域に応じて PNM 制御、PDM 制御を選択して制御することで、レーザ光源の駆動装置を大幅に簡略化することができる。

10

【0056】

なお、上記内視鏡制御部 69 (図 1 参照) は、撮像素子 45 からの RAW データと各種測光モードによる明るさを検出して、次フレームの目標光量を算出する際、以下の点を考慮して各レーザ光源の発光量を設定することが好ましい。

(1) 全体光量制限

レーザ光源を検温し、その結果が規定温度を超える場合には、目標とする光量制御値から所定値を減じる補正制御を行う。逆に正常温度範囲であった場合は、減少制御された光量制御値に所定値を加えて、補正前の目標光量制御値に戻す。この補正制御は、内視鏡先端部の発熱を制限するために行う。

20

【0057】

(2) 光学部品の個体差補正

光学部品の機種差の補正を目的とし、装置全体の光量制御後における各レーザ光源の光量制御値に、そのレーザ光源に対応した係数をそれぞれ乗算する。ただし、全体光量は一定に維持するため、各係数の総和が一定値となるように係数を設定する。本構成ではコンバイナ 61 (図 1 参照) を用いているため、この補正は不要であるが、複数のレーザ光源から個別に光照射する場合には光量制御値を補正する。

【0058】

以上説明した照明装置及びこれを備えた内視鏡装置によれば、複数のレーザ光源の出射光量比のバランスを崩すことなく、各レーザ光源からの出射光量を目標光量に高精度に制御できる。また、半導体光源を用いることにより、高い応答性と安定性が得られる。これにより、通常観察や特殊光観察における内視鏡の照明光を、任意の強度に正確に設定することができ、常に所望の観察画像を得ることができる。

30

【0059】

また、本構成の内視鏡装置は、キセノンランプ等の既存構成と同等の光源制御を実現しているため、既存のプロセッサをそのまま使用でき、汎用性を高めた構成にできる。更に、半導体光源は光源寿命がキセノンランプ等より格段に長いため、機器のメンテナンスを軽減できる。

【0060】

また、狭帯域光照明用の半導体光源としては、中心波長が 360 ~ 530 nm のレーザ光源、発光ダイオードが利用可能で、生体組織表層の毛細血管や微細構造の強調画像を得ることができる。また、いずれも省電力で高輝度な照明光が得られる。

40

【0061】

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。例えば、半導体光源としてレーザ光源を用いた例を説明したが、発光ダイオードを用いた構成としてもよい。また、光量制御は、撮像手段の電子シャッタによる露光制御と、光源の光量制御とを組み合わせることもできる。また、上記の説明では 2 つの半導体光源に対する出射光量の制御を説明したが、光源の数はこれに限らず、任意の数で構成することもできる。更に、出射光量制御は、駆動電流値の振幅に代えて

50

、駆動電圧値の振幅とすることもできる。

【 0 0 6 2 】

以上の通り、本明細書には次の事項が開示されている。

(1) 入力される駆動信号に応じて互いに異なるスペクトルの光を出射する複数の半導体光源と、

前記複数の半導体光源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手段と、

前記複数の半導体光源の出射光量比を設定する光量比設定手段と、

前記設定された出射光量比に基づいて、前記複数の半導体光源に対する各駆動信号の振幅値をそれぞれ設定する振幅値設定手段と、

前記各駆動信号を、前記設定された振幅値に保持しつつ前記目標光量に応じた共通のパルス変調制御により生成する駆動信号生成手段と、
を有する照明装置。

この照明装置によれば、出射光量比に応じた駆動信号の振幅値を設定し、この設定した振幅値を保持しつつ、目標光量に応じた共通のパルス変調制御により駆動信号を生成することで、目標光量に応じたパルス変調制御が、出射光量比を固定して行うことができ、各半導体光源の出射光量比のバランスを崩すことがなくなる。

【 0 0 6 3 】

(2) (1) の照明装置であって、

前記複数の半導体光源が、同一の前記駆動信号生成手段にそれぞれ共通に接続された照明装置。

この照明装置によれば、各半導体光源を同一の駆動信号生成手段に接続して、同じ駆動信号生成手段から駆動信号を受けて各半導体光源が発光する構成とすることで、駆動回路が簡単化される。

【 0 0 6 4 】

(3) (1) 又は (2) の照明装置であって、

前記駆動信号の振幅値が、駆動電流値の増減により設定される内視鏡装置。

この照明装置によれば、駆動信号の振幅を駆動電流値の増減で調整することで、簡単な電流制御で高精度に出射光量比を設定できる。

【 0 0 6 5 】

(4) (1) ~ (3) のいずれか 1 つの照明装置であって、

前記半導体光源が、白色光を生成するための白色光用光源と、所定の波長域からなる狭帯域光を生成する狭帯域光用光源とを備えた照明装置。

この照明装置によれば、通常観察用の白色光用光源と、特殊光観察用の狭帯域光用光源との出射光量比を変更することで、通常観察画像と特殊光観察画像とを所望の割合で合成して、所望の内視鏡診断画像を得ることができる。

【 0 0 6 6 】

(5) (4) の照明装置であって、

前記狭帯域光用光源が、中心波長 3 6 0 ~ 5 3 0 n m の狭帯域光を出射する照明装置。

この内視鏡装置によれば、中心波長 3 6 0 ~ 5 3 0 n m の可視短波長域の狭帯域光を用いることで、生体組織表層の毛細血管や微細構造の強調画像を得ることができる。

【 0 0 6 7 】

(6) (4) 又は (5) の照明装置であって、

前記白色光用光源が、レーザ光源と、該レーザ光源からの出射光により発光する蛍光体とを備え、前記レーザ光源からの出射光と前記蛍光体からの発光光を混合して白色照明光を生成する照明装置。

この内視鏡装置によれば、光源寿命の長いレーザ光源により高い光量制御性で、白色光等の所望のスペクトルの照明光を安定して得ることができる。

【 0 0 6 8 】

(7) (1) ~ (6) のいずれか 1 項記載の照明装置からの出射光を内視鏡挿入部の先

10

20

30

40

50

端から出射する照明光学系と、

被検体の観察画像を取得する撮像光学系と、
を備えた内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、被検体に向けて出射する照明光を、各半導体光源の出射光量比のバランスを崩すことなく供給でき、意図した通りに特徴量が強調された観察画像を得ることができる。

【 0 0 6 9 】

(8) (7) の内視鏡装置であって、

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手段を有し、

前記駆動信号生成手段によるパルス変調制御が、前記目標光量の大きい順に、

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パルスのパルス数を減少させて前記半導体光源の点灯期間を短縮する第 1 のパルス変調制御期間と、

前記第 1 のパルス変調領域における所定の点灯期間に対し、所定間隔で前記駆動パルスを間引くことで前記点灯期間内のパルス密度を減少させる第 2 のパルス変調制御期間と、

前記第 2 の制御範囲において最小パルス数とされた各駆動パルスに対し、パルス幅を減少させる第 3 のパルス変調制御期間と、

を有して実施される内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、駆動信号生成手段によるパルス変調が、目標光量の大きい順に、第 1 ~ 第 3 のパルス変調制御期間を有して実施される。このため、目標光量が高い場合には光源の点灯時間を短縮する制御が優先されて、撮像画像の画像ボケが抑制され、発熱が低減される。また、低い目標光量には所定の点灯期間内にパルスが複数存在するため、フリッカの発生を抑制できる。

【 0 0 7 0 】

(9) (7) 又は (8) の内視鏡装置であって、

前記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手段を備え、

前記光量比設定手段が、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内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、観察モードに応じて特定の出射光量比が選定され、この選定された出射光量比で各半導体光源の出射光量が制御される。これにより、観察モードを選定するだけで、この選定された観察モードに最適な出射光量比で各半導体光源の出射光量が制御される。

【 0 0 7 1 】

(1 0) (7) ~ (9) のいずれか 1 つの内視鏡装置であって、

前記撮像素子から出力される撮像信号に基づいて被検体像の光量を検出する光量検出手段を備え、

前記目標光量設定手段が、前記光量検出手段が検出する光量に基づいて前記目標光量を設定する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、撮像された観察画像の輝度情報に基づいて目標光量が設定されるため、次の撮像時からの光量が適正となる。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 2 】

- 1 1 内視鏡
- 1 3 制御装置
- 1 9 光源装置
- 2 1 プロセッサ
- 2 5 挿入部
- 3 0 観察モード切り替えボタン
- 3 1 操作ボタン

10

20

30

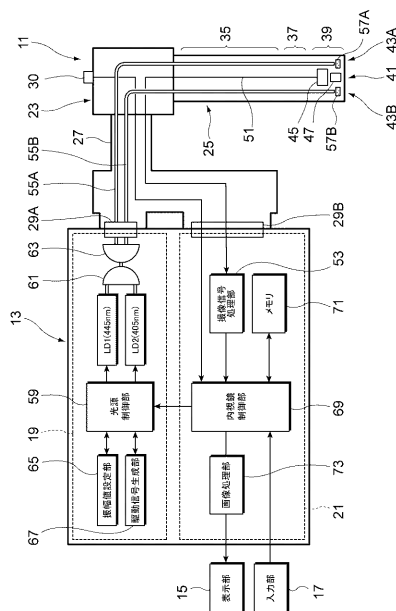
40

50

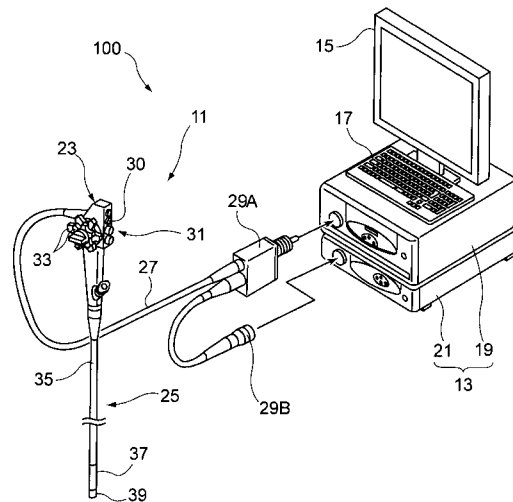
- 3 9 先端部
- 4 1 観察窓
- 4 3 光照射窓
- 4 5 撮像素子
- 5 3 撮像信号処理部
- 5 7 A , 5 7 B 波長変換部
- 5 9 光源制御部
- 6 5 振幅値設定部
- 6 7 駆動信号生成部
- 6 9 内視鏡制御部
- 7 1 メモリ
- 7 3 画像処理部
- 7 5 ヒストグラム作成部
- 7 7 測光値算出部
- 7 9 目標光量算出部
- 1 0 0 内視鏡装置

10

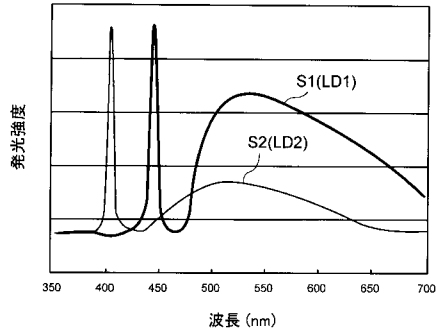
【図 1】



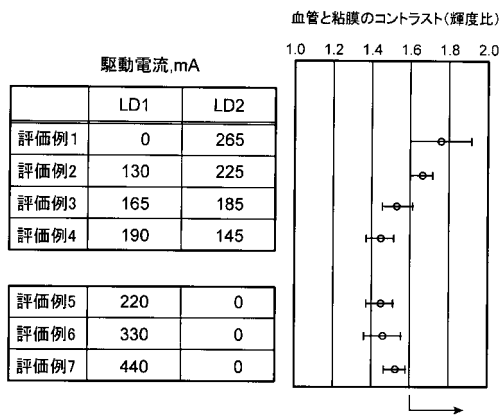
【図 2】



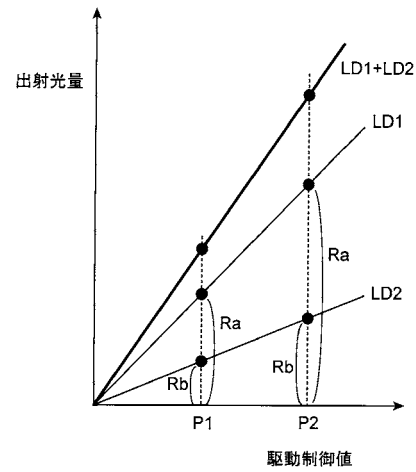
【図 3】



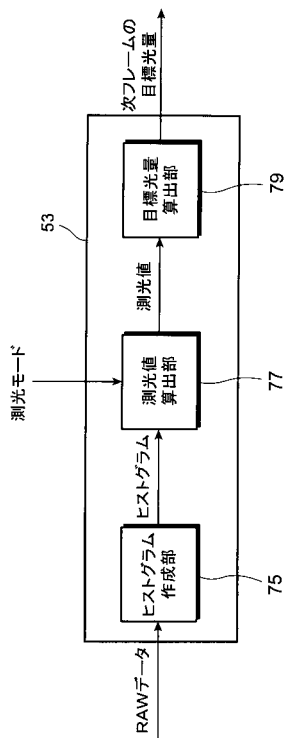
【図 4】



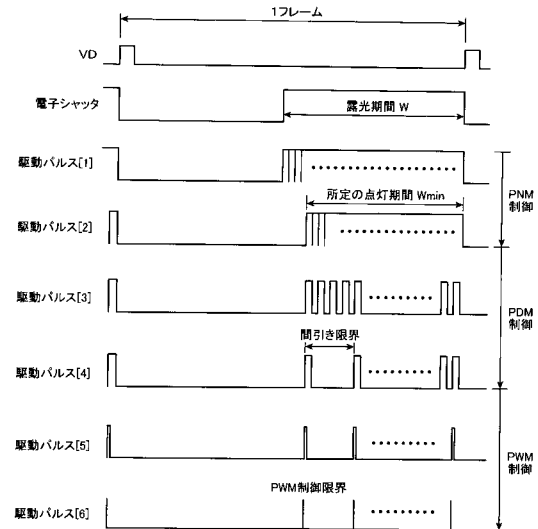
【図 5】



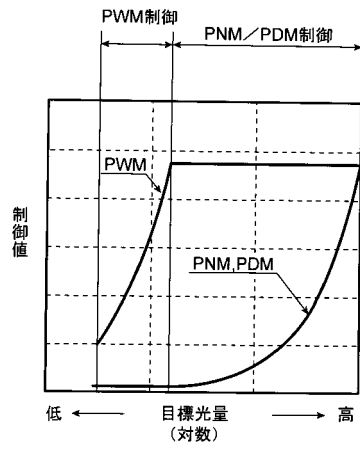
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

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

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

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

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP5431294B2	公开(公告)日	2014-03-05
申请号	JP2010256324	申请日	2010-11-16
[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		
发明人	瀬戸 康宏		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0653 A61B1/128		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/00.300.D G02B23/24.B G02B23/26.B A61B1/00.550 A61B1/045.632 A61B1/06.613 A61B1/07.730 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/GA02 2H040/GA06 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/GG01 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/RR02 4C061/RR03 4C061/RR04 4C061/RR26 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/RR26 4C161/SS06		
代理人(译)	长谷川弘道		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2012105784A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够以高精度控制光量到目标光量的照明单元，而不破坏多个半导体光源之间的输出光量比的平衡，以及内窥镜装置有照明装置的装置。解决方案：照明装置包括：多个半导体光源，其发出的光具有彼此不同的光谱；目标光量设定装置，用于设定总出射光量的目标光量；光量比设定装置，用于设定多个半导体光源中的出射光量比；幅度值设置用于分别根据设定的输出光量比设定半导体光源的驱动信号的振幅值的装置；驱动信号发生装置，用于通过使用基于目标光量的公共脉冲调制控制产生驱动信号，同时分别将驱动信号保持在设定的振幅值。当设定目标光量时，在半导体光源中共同设定与目标光量对应的驱动脉冲信号。驱动脉冲信号被设置在对应于输出光量比的幅度值，以便产生用于驱动各个半导体光源的各个驱动信号。

光量	PNM/PDM (パルス数)	PWM (%)
最大光量	2000	95
↑	{ (PNM)	95
	144	95
	{ (PDM)	95
	16	95
↓	16	{
最小光量	16	7.8