

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6180612号
(P6180612)

(45) 発行日 平成29年8月16日(2017.8.16)

(24) 登録日 平成29年7月28日(2017.7.28)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 6 1 3

A 6 1 B 1/045 (2006.01)

A 6 1 B 1/045 6 1 0

G O 2 B 23/24 (2006.01)

G O 2 B 23/24 B

請求項の数 10 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2016-223308 (P2016-223308)
 (22) 出願日 平成28年11月16日(2016.11.16)
 (62) 分割の表示 特願2016-149364 (P2016-149364)
 の分割
 原出願日 平成22年11月16日(2010.11.16)
 (65) 公開番号 特開2017-38958 (P2017-38958A)
 (43) 公開日 平成29年2月23日(2017.2.23)
 審査請求日 平成28年11月16日(2016.11.16)

(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 110002505
 特許業務法人航栄特許事務所
 (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 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 森川 能匡

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出射した光を用いて照明光を生成し、前記照明光による被検体からの反射光を撮像する撮像手段を有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の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設定する振幅値設定手段と、

狭帯域光観察モードにおいて、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、前記撮像手段の露光期間と同期する駆動パルスを生成し、前記複数の半導体光源を駆動する単一の光源制御手段と、
 を備え、

前記半導体光源は、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、

前記光源制御手段は、前記白色光用光源と前記狭帯域光用光源の両方を、同一の前記露光期間に点灯する内視鏡装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の内視鏡装置であって、

10

20

前記光源制御手段は、生成した前記駆動パルスを共通に用い、前記設定された振幅値を用いて前記複数の半導体光源を駆動する内視鏡装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は請求項 2 に記載の内視鏡装置であって、

前記駆動信号の振幅値は、前記半導体光源の駆動電流の振幅値である内視鏡装置。

【請求項 4】

請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか一項に記載の内視鏡装置であって、

前記光源制御手段は、前記半導体光源をパルス点灯させる期間を前記目標光量に対応して増減制御する内視鏡装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の内視鏡装置であって、

前記光源制御手段は、前記撮像手段の露光期間の範囲内だけで前記パルス点灯させる期間を制御する内視鏡装置。

【請求項 6】

請求項 1 乃至請求項 5 のいずれか一項に記載の内視鏡装置であって、

前記複数の半導体光源は、出射光の中心波長が 360 ~ 530 nm の範囲に含まれる半導体光源を少なくとも有する内視鏡装置。

【請求項 7】

請求項 1 乃至請求項 6 のいずれか一項に記載の内視鏡装置であって、

前記半導体光源は、発光ダイオードである内視鏡装置。

【請求項 8】

請求項 1 乃至請求項 7 のいずれか一項に記載の内視鏡装置であって、

前記白色光用光源からの出射光により発光する蛍光体を備え、前記白色光用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内視鏡装置。

【請求項 9】

請求項 1 乃至請求項 8 のいずれか一項に記載の内視鏡装置であって、

内視鏡挿入部と操作部を有する内視鏡を備え、

前記光量比設定手段は、前記操作部に設けられる内視鏡装置。

【請求項 10】

請求項 1 乃至請求項 9 のいずれか一項に記載の内視鏡装置であって、

前記撮像手段は、CCD 型イメージセンサ、又は CMOS 型イメージセンサを備える内視鏡装置。

【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

10

20

30

40

50

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2006-218283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。

10

【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PWM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。

20

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。

【0006】

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】

【0007】

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出射した光を用いて照明光を生成し、前記照明光による被検体からの反射光を撮像する撮像手段を有する内視鏡装置であって、

30

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の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設定する振幅値設定手段と、

狭帯域光観察モードにおいて、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、前記撮像手段の露光期間と同期する駆動パルスを生成し、前記複数の半導体光源を駆動する単一の光源制御手段と、
を備え、

40

前記半導体光源は、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、

前記光源制御手段は、前記白色光用光源と前記狭帯域光用光源の両方を、同一の前記露光期間に点灯する内視鏡装置。

【発明の効果】

【0008】

本発明の内視鏡装置によれば、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、所望の出射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。

50

【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】出射光の分光特性を示すグラフである。

【図 4】各レーザ光源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）を求めた結果を示す説明図である。

【図 5】各レーザ光源の出射光量比を $R_a : R_b$ 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 1 0 0 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）1 1 と、制御装置 1 3 と、モニタ等の表示部 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 とを備えている。制御装置 1 3 は、光源装置 1 9 と、撮像画像の信号処理を行うプロセッサ 2 1 とを有して構成される。

【 0 0 1 1 】

内視鏡 1 1 は、本体操作部 2 3 と、この本体操作部 2 3 に連設され被検体（体腔）内に挿入される挿入部 2 5 とを備える。本体操作部 2 3 には、ユニバーサルケーブル 2 7 が接続され、このユニバーサルケーブル 2 7 の先端は、光源装置 1 9 にライトガイド（L G）コネクタ 2 9 A を介して接続され、また、ビデオコネクタ 2 9 B を介してプロセッサ 2 1 に接続されている。

【 0 0 1 2 】

図 2 に示すように、内視鏡 1 1 の本体操作部 2 3 には、挿入部 2 5 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 3 0 等の各種操作ボタン 3 1 が併設されると共に、一对のアングルノブ 3 3 が設けられている。

【 0 0 1 3 】

挿入部 2 5 は、本体操作部 2 3 側から順に軟性部 3 5、湾曲部 3 7、及び先端部（内視鏡先端部）3 9 で構成され、湾曲部 3 7 は、本体操作部 2 3 のアングルノブ 3 3 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 3 9 を所望の方向に向けることができる。

【 0 0 1 4 】

図 1 に示すように、内視鏡先端部 3 9 には、撮像光学系の観察窓 4 1 と、照明光学系の光照射窓 4 3 A、4 3 B が配置されている。各光照射窓 4 3 A、4 3 B 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 4 1 を通じて撮像素子 4 5 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 2 1 に接続された表示部 1 5 に表示される。

【 0 0 1 5 】

ここで、撮像光学系は、C C D (Charge Coupled Device) 型イメージセンサや、C M O S (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 型イメージセンサ等の撮像素子 4 5 と、撮像素子 4 5 に観察像を結像させるレンズ等の光学部材 4 7 とを有する。撮像素子 4 5 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 5 1 を

10

20

30

40

50

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。

【0016】

一方、照明光学系は、光源装置 19 と、光源装置 19 に接続される一対の光ファイバ 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(一対の光ファイバ 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。

10

【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, 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。

20

【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 445 nm 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。

30

【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 (BaMgAl₁₀O₃₇) 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。

40

【0022】

レーザ光源 LD2 は、中心波長 405 nm 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 405 nm 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 445 nm) による白色照明光と、レ

50

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】

レーザー光源LD1と、レーザー光源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、狭帯域光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、狭帯域光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にレーザー光源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、レーザー光源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。このように、レーザー光源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、レーザー光源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、レーザー光源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にレーザー光源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、各レーザー光源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、レーザー光源LD1、LD2の出射光量比が所望の光量比に維持されたまま、各レーザー光源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のレーザー光源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、レーザー光源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、レーザー光源LD1、LD2の双方の出力を上記の出射光量比に保持しつつ、レーザー光源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、レーザー光源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

10

20

30

40

50

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 $R_a : R_b$ 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 $R_a : R_b$ 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 $R_a : R_b$ 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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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 L D 1 , L D 2 から出射される光量比が乱れることはない。

【 0 0 3 8 】

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。

10

【 0 0 3 9 】

次に、レーザ光源 L D 1 , L D 2 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 L D 1 , L D 2 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 5 9 は、内視鏡制御部 6 9 からの指示を受けて、レーザ光源 L D 1 , L D 2 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 6 9 がメモリ 7 1 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 (P N M : Pulse Number Modulation) 及びパルス密度制御 (P D M : Pulse Density Modulation) と、パルス幅制御 (P W M : Pulse Width Modulation) との 3 種類の制御を用いて実施される。

20

【 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。

30

【 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。

40

【 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。

【 0 0 4 6 】

50

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

【 0 0 4 8 】

このように、光量を減少制御する際、最大光量から最初に P N M 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。

【 0 0 4 9 】

また、所定の点灯期間まで短縮された時点で P N M 制御から P D M 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 1 4 4 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。

【 0 0 5 0 】

P D M 制御の下限であるパルス数（上記例では 1 6 パルス）は、P D M 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。

【 0 0 5 1 】

駆動パルスの間引き限界まで P D M 制御し、更に目標光量を減少させる際に P D M 制御から P W M 制御に切り替える。この P W M 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。

【 0 0 5 2 】

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ckルノイズによる照明ムラを生じるが、このスペck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 1 2 0 k H z のパルス駆動をしており、十分なスペckルノイズ低減効果を得るために、P W M 制御におけるデューティ比は 9 5 % を上限としている。

【 0 0 5 3 】

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、P W M 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。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 4 】

上記の P N M / P D M 制御、 P W M 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、P N M 制御においては最大値 2 0 0 0 ~ 最小値 1 4 4 の範囲で 1 3 . 9 : 1、P D M 制御においては最大値 1 4 4 ~ 最小値 1 6 の範囲で 9 : 1、P W M 制御においては最大値 9 5 % ~ 最小値 7 . 8 % の範囲で 1 2 . 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 1 5 2 6 : 1 となる。

【 0 0 5 5 】

上記と同等のダイナミックレンジと調光分解能を P N M 制御だけで実現する場合、パルス周波数は約 1 4 . 6 M H z (6 0 H z × 1 5 2 6 × 1 6) 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 P W M 制御だけで実現する場合は、約 0 . 3 4 n s (1 / (1 2 0 k × 1 5 2 6 × 1 6)) のパルス幅制御分解能となり、約 3 G H z で動作する制御回路が必要となる。このように、P N M 単独、P W M 単独で光量制御する方法に対し、各調光領域に応じて P N M 制御、P D M 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

【 0 0 5 6 】

なお、上記内視鏡制御部 6 9 (図 1 参照) は、撮像素子 4 5 からの R A W 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

20

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。

【 0 0 5 7 】

(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 6 1 (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。

30

【 0 0 5 8 】

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。

【 0 0 5 9 】

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ので、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。

40

【 0 0 6 0 】

また、狭帯域光照明用の半導体光源としては、中心波長が 3 6 0 ~ 5 3 0 n m 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。

【 0 0 6 1 】

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

50

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、駆動電圧値の振幅とすることもできる。

【0062】

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。

【0063】

(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。

【0064】

(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。

【0065】

(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。

【0066】

(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360～530nm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360～530nm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。

【0067】

(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。

10

【 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。

20

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、

30

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、

40

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

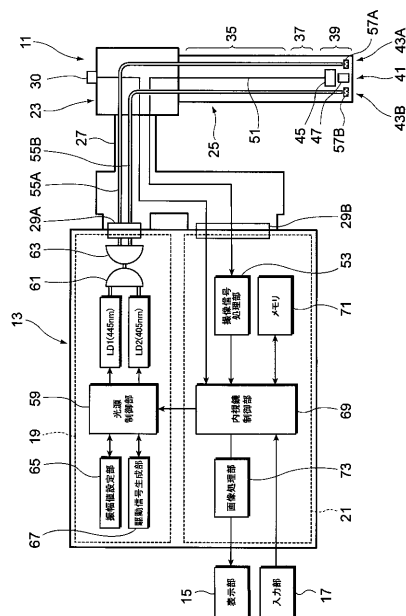
50

- 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
- 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

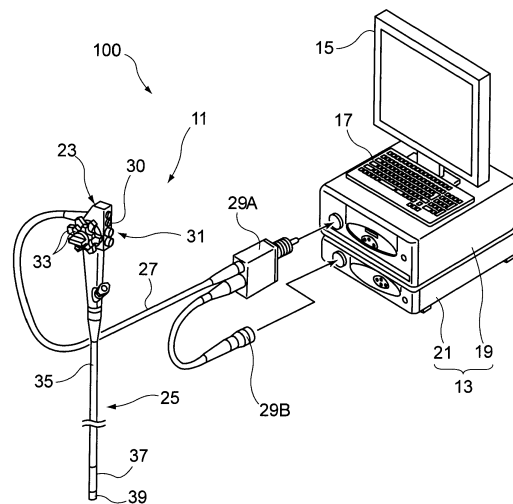
10

20

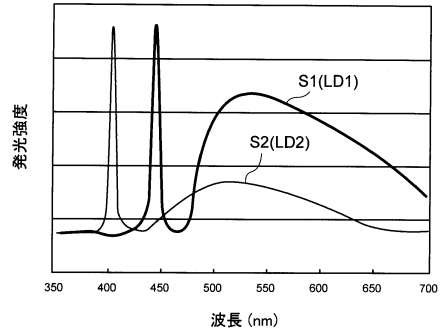
【図 1】



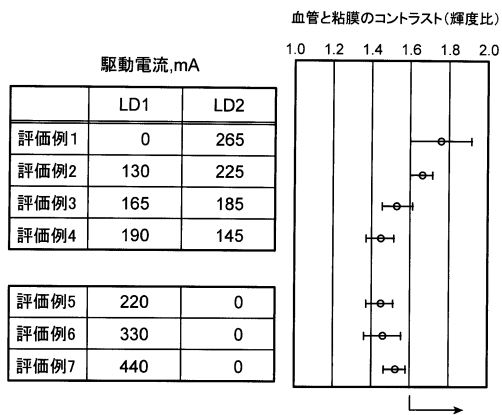
【図 2】



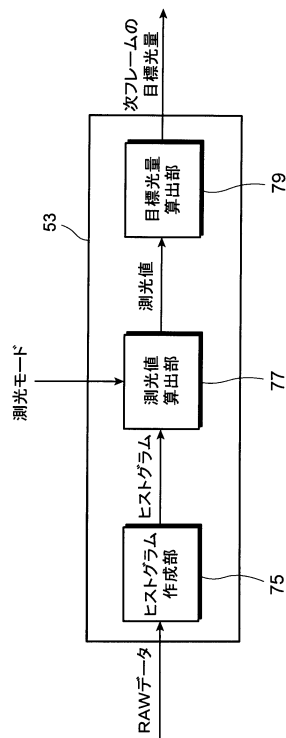
【図 3】



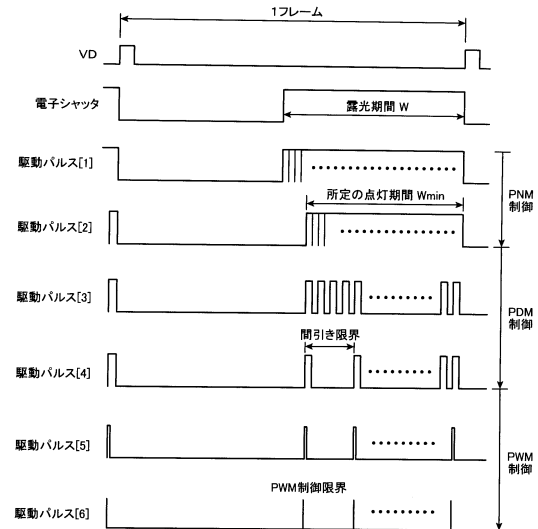
【図 4】



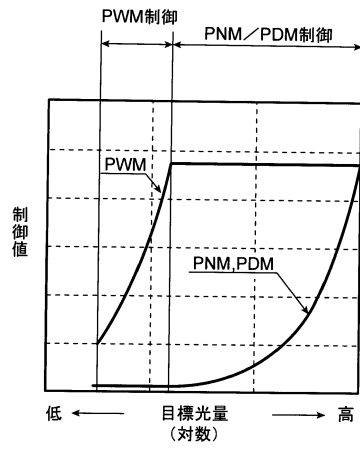
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2010 - 213992 (JP, A)
特開 2009 - 279168 (JP, A)
特開 2009 - 056248 (JP, A)
特開 2005 - 347223 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP6180612B2	公开(公告)日	2017-08-16
申请号	JP2016223308	申请日	2016-11-16
[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 A61B1/045 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/06.613 A61B1/045.610 G02B23/24.B A61B1/04 A61B1/04.370 A61B1/06.A A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/DA11 2H040/DA12 2H040/DA14 2H040/DA15 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/RR26		
其他公开文献	JP2017038958A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

甲而不干扰的多个半导体光源的发射光量比值的平衡，以提供包括所述照明装置和能够以高准确度与目标光量来控制的内窥镜装置。一种照明装置，光量比率来设置的多个半导体光源对彼此发射不同光谱的光，并且所述目标量设定装置，用于设定光的目标量对于所有的发射光强度，所述多个半导体光源的发光量之比设置单元，和振幅值的设定，根据所述目标光量每个驱动信号的装置，用于分别设定各半导体光源的驱动信号的振幅值，根据所设定的发光量的比例，同时保持设定振幅值并且驱动信号产生装置用于通过共同的脉冲调制控制产生。当目标光量被设置，对应于所述目标光量的驱动脉冲信号在共同被设置为每一个半导体光源，用于通过对应于所述发射光量比值的驱动脉冲信号的振幅值驱动各半导体光源的各个驱动产生信号。点域1

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号
			特許第6180612号 (P6180612)
(45) 発行日 平成29年8月16日 (2017. 8. 16)		(24) 登録日 平成29年7月28日 (2017. 7. 28)	
(51) Int. Cl.		F 1	
A 6 1 B 1/06 (2006. 01)		A 6 1 B 1/06 6 1 3	
A 6 1 B 1/045 (2006. 01)		A 6 1 B 1/045 6 1 0	
G 0 2 B 23/24 (2006. 01)		G 0 2 B 23/24 B	
請求項の数 10 (全 16 頁)			
(21) 出願番号 特願2016-223308 (P2016-223308)		(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	
(22) 出願日 平成28年11月16日 (2016. 11. 16)		(74) 代理人 110002505 特許業務法人航栄特許事務所	
(62) 分割の表示 特願2016-149364 (P2016-149364) の分割		(74) 代理人 100115107 弁理士 高松 猛	
原出願日 平成22年11月16日 (2010. 11. 16)		(74) 代理人 100151194 弁理士 尾澤 俊之	
(65) 公開番号 特開2017-38958 (P2017-38958A)		(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	
(43) 公開日 平成29年2月23日 (2017. 2. 23)		審査官 森川 能匡	
審査請求日 平成28年11月16日 (2016. 11. 16)			
最終頁に続く			
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置			

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置