

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/198507

発行日 令和1年6月27日 (2019.6.27)

(43) 国際公開日 平成30年11月1日 (2018.11.1)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 6 1 2	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 5 1 0	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	
	A 6 1 B 1/00 5 1 0	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

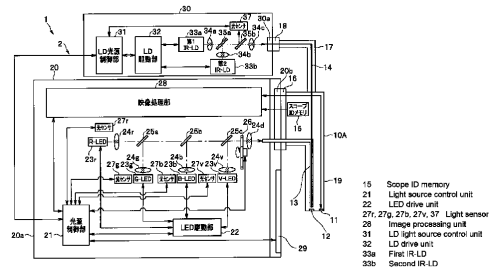
出願番号	特願2018-536894 (P2018-536894)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号	PCT/JP2018/006485	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(22) 国際出願日	平成30年2月22日 (2018.2.22)	(74) 代理人	100101661 弁理士 長谷川 靖
(11) 特許番号	特許第6438178号 (P6438178)	(74) 代理人	100135932 弁理士 篠浦 治
(45) 特許公報発行日	平成30年12月12日 (2018.12.12)	(72) 発明者	矢部 雄亮 東京都八王子市石川町2951番地 オリ ンパス株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2017-88688 (P2017-88688)	(72) 発明者	畑中 修平 東京都八王子市石川町2951番地 オリ ンパス株式会社内
(32) 優先日	平成29年4月27日 (2017.4.27)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光源システム

(57) 【要約】

内視鏡 (10A) が接続されるコネクタ受け (20b) と、通常光を生成する LED (23r, 23g, 23b) と、外部の特殊光観察用光源装置 (30) に特殊光の光量を制御する光量制御信号を出力する光源制御部 (21) と、を有する通常光源装置 (20) と、特殊光を生成する IR-LD (33a, 33b) と、光量制御信号に基づき通常光に対する特殊光の光量比を制御する LD 光源制御部 (31) と、を有する特殊光観察用光源装置 (30) と、を備える光源装置システム (2)。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

筐体と、
 前記筐体に設けられ、生体に挿入される内視鏡が接続される接続部と、
 前記筐体内に設けられ、前記接続部に接続された前記内視鏡を通して前記生体へ出射される通常光を生成する通常光源と、
 前記筐体の外部に設けられた前記通常光とはスペクトルが異なる特殊光を生成可能な特殊光観察用光源装置に、前記特殊光の光量を制御する光量制御信号を出力する出力部と、
 を有する通常光源装置と、
 前記内視鏡に供給される前記特殊光を生成する特殊光源と、
 前記出力部から出力された前記光量制御信号が入力され、前記光量制御信号に基づき、前記通常光の光量に対して前記特殊光の光量が所定の光量比となるように前記特殊光の光量を制御する光量制御部と、
 を有する前記特殊光観察用光源装置と、
 を備えることを特徴とする光源装置システム。

10

【請求項 2】

筐体と、
 前記筐体に設けられ、生体に挿入される内視鏡が接続される接続部と、
 前記筐体内に設けられ、前記接続部に接続された前記内視鏡を通して前記生体へ出射される通常光を生成する通常光源と、
 前記筐体の外部に設けられた前記通常光とはスペクトルが異なる特殊光を生成可能な特殊光観察用光源装置に、前記特殊光の光量を制御する光量制御信号を出力する出力部と、
 を有することを特徴とする通常光源装置。

20

【請求項 3】

生体に挿入される内視鏡に供給される、通常光とはスペクトルが異なる特殊光を生成する特殊光源と、
 外部に設けられる前記通常光を発生可能な通常光源装置から光量制御信号が入力され、前記光量制御信号に基づき、前記通常光の光量に対して前記特殊光の光量が所定の光量比となるように前記特殊光の光量を制御する光量制御部と、
 を有することを特徴とする特殊光観察用光源装置。

30

【請求項 4】

前記出力部は、前記特殊光観察用光源装置と通信可能な状態になった場合に前記光量制御信号を出力し、前記特殊光観察用光源装置と通信不可能な状態になった場合に前記光量制御信号を出力しないことを特徴とする請求項 2 に記載の通常光源装置。

【請求項 5】

さらに、前記通常光の光量に対して前記特殊光の光量が所定の光量比となる前記光量制御信号を生成する生成部を有することを特徴とする請求項 2 に記載の通常光源装置。

【請求項 6】

前記出力部は、前記接続部に接続される前記内視鏡へ前記特殊光を供給する前記特殊光観察用光源装置に前記光量制御信号を出力可能であることを特徴とする請求項 2 に記載の通常光源装置。

40

【請求項 7】

前記出力部は、第 1 の特殊光観察モードに対応する第 1 の特殊光を生成する第 1 の特殊光源と第 2 の特殊光観察モードに対応する第 2 の特殊光を生成する第 2 の特殊光源とを有する前記特殊光観察用光源装置に、前記光量制御信号を出力可能であり、

前記生成部は、前記第 1 の特殊光観察モード時には、前記通常光の光量に対する前記第 1 の特殊光の光量の比が前記第 1 の特殊光観察モードに対応する光量比となるような前記光量制御信号を生成し、かつ、前記第 2 の特殊光観察モード時には、前記通常光の光量に対する前記第 2 の特殊光の光量の比が前記第 2 の特殊光観察モードに対応する光量比とな

50

るような前記光量制御信号を生成することを特徴とする請求項 5 に記載の通常光源装置。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の光源装置システムと、

前記接続部に接続されて前記通常光を導光する第 1 の導光部と、

前記特殊光源から供給される前記特殊光を導光する第 2 の導光部と、

前記生体に挿入され、前記第 1 の導光部により導光される前記通常光と前記第 2 の導光部により導光される前記特殊光とを先端から出射する挿入部と、

を有する前記内視鏡と、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、通常光と特殊光とを生成する光源装置システム、通常光を生成する通常光源装置、特殊光を生成する特殊光観察用光源装置、光源装置システムを備える内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

通常光と、通常光とはスペクトルが異なる特殊光と、を生成する光源装置は、従来より提案されている。

【0003】

20

例えば、日本国特開 2015 - 91417 号公報には、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、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、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、設定された出射光量比に基づいて各半導体光源に対する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、各駆動信号を、設定された振幅値に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生成する駆動信号生成手段とを有する照明装置において、目標光量が設定されると、その目標光量に応じた駆動パルス信号が各半導体光源に共通に設定され、この駆動パルス信号を出射光量比に応じた振幅値にして各半導体光源を駆動する個別駆動信号が生成されることが記載されている。これにより、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とされている。

30

【0004】

また、W02013 / 031701 号には、所定の時間内に、第 1 の帯域の照明光による照明を行うと共に、第 2 の帯域の照明光による照明を 2 回以上の第 1 の回数行う照明手段と、第 1 の帯域の照明光による照明に基づく第 1 の撮像信号と第 1 の回数のうちの第 1 の所定回の照明に基づく第 2 の撮像信号とを用いた色変換マトリクス処理によって第 1 の明るさを算出し、第 1 の帯域の照明光による照明に基づく第 1 の撮像信号と第 1 の回数のうちの第 1 の所定回以外の照明に基づく第 2 の撮像信号とを用いた色変換マトリクス処理によって第 2 の明るさを算出する明るさ算出手段と、第 2 の明るさの元となる第 1 及び第 2 の撮像信号に、第 1 の明るさと目標明るさとの差分と第 2 の明るさとの比に基づく係数を乗算した後、第 1 の明るさの元となる第 1 及び第 2 の撮像信号に合成する合成手段と、を備える内視鏡装置が記載されている。これにより、画質劣化を抑制しつつ、術者の感覚に対応した調光制御を可能にすることができるとされている。

40

【0005】

ところで従来は、白色光などの通常光により観察を行うための光源装置を既に有しているユーザが、さらに IR (赤外) などの特殊光による観察を新たに実施しようとする際には、通常光と特殊光との両方を生成可能な光源装置を別途購入する必要があった。

【0006】

しかし、通常光および特殊光を生成可能な光源装置は高価であるために、既に通常光の光源を有していて通常光観察が可能なユーザにとって、通常光観察よりも使用頻度が低い特殊光観察を可能とするために、通常光と特殊光との両方を生成可能な光源装置を新たに

50

購買することは難しかった。

【0007】

さらに、特殊光を照射して得た画像は、通常光を照射して得た画像とは異なる画像処理が必要であるために、単に特殊光を生成可能な光源装置を追加するだけでは、適切な特殊光観察を行うことはできず、特殊光に対応した映像処理等を行うシステムが必要であった。

【0008】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、通常光により観察を行うユーザが、さらに特殊光による観察を従来よりも安価に行うことを可能とする光源装置システム、通常光源装置、特殊光観察用光源装置、内視鏡システムを提供することを目的としている。

10

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の一態様による光源装置システムは、筐体と、前記筐体に設けられ、生体に挿入される内視鏡が接続される接続部と、前記筐体内に設けられ、前記接続部に接続された前記内視鏡を通して前記生体へ出射される通常光を生成する通常光源と、前記筐体の外部に設けられた前記通常光とはスペクトルが異なる特殊光を生成可能な特殊光観察用光源装置に、前記特殊光の光量を制御する光量制御信号を出力する出力部と、を有する通常光源装置と、前記内視鏡に供給される前記特殊光を生成する特殊光源と、前記出力部から出力された前記光量制御信号が入力され、前記光量制御信号に基づき、前記通常光の光量に対して前記特殊光の光量が所定の光量比となるように前記特殊光の光量を制御する光量制御部と、を有する前記特殊光観察用光源装置と、を備える。

20

【0010】

本発明の他の態様による通常光源装置は、筐体と、前記筐体に設けられ、生体に挿入される内視鏡が接続される接続部と、前記筐体内に設けられ、前記接続部に接続された前記内視鏡を通して前記生体へ出射される通常光を生成する通常光源と、前記筐体の外部に設けられた前記通常光とはスペクトルが異なる特殊光を生成可能な特殊光観察用光源装置に、前記特殊光の光量を制御する光量制御信号を出力する出力部と、を有する。

【0011】

本発明のさらに他の態様による特殊光観察用光源装置は、生体に挿入される内視鏡に供給される、通常光とはスペクトルが異なる特殊光を生成する特殊光源と、外部に設けられる前記通常光を発生可能な通常光源装置から光量制御信号が入力され、前記光量制御信号に基づき、前記通常光の光量に対して前記特殊光の光量が所定の光量比となるように前記特殊光の光量を制御する光量制御部と、を有する。

30

【0012】

本発明のまたさらに他の態様による内視鏡システムは、上記光源装置システムと、前記接続部に接続されて前記通常光を導光する第1の導光部と、前記特殊光源から供給される前記特殊光を導光する第2の導光部と、前記生体に挿入され、前記第1の導光部により導光される前記通常光と前記第2の導光部により導光される前記特殊光とを先端から出射する挿入部と、を有する前記内視鏡と、を備える。

40

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明の実施形態1における、通常光および特殊光による観察が可能な内視鏡システムの構成例を示す図。

【図2】上記実施形態1において、通常光および特殊光による観察が可能な特殊光観察内視鏡の撮像ユニットの撮像部の構成例を示す図。

【図3】上記実施形態1において、通常光により観察を行うための内視鏡システムの構成例を示す図。

【図4】上記実施形態1において、通常光観察のみを行うユーザと、通常光観察および特殊光観察を行うユーザと、が購入する装置の組み合わせを示す図表。

50

【図 5】上記実施形態 1 において、発光時間と発光強度とに応じた第 1 の光源の光量の例を示す線図。

【図 6】上記実施形態 1 において、発光時間と発光強度とに応じた第 2 の光源の光量の例を示す線図。

【図 7】上記実施形態 1 において、光源制御部からの光量指示値に応じて、電流調光と PWM 調光とを切り替える例を示す線図。

【図 8】上記実施形態 1 において、光源制御部からの光量指示値に応じて、電流調光と PWM 調光とを切り替える様子を時間方向に沿って示す図。

【図 9】上記実施形態 1 の内視鏡システムの作用を示すフローチャート。

【図 10】本発明の実施形態 2 における、通常光および特殊光による観察が可能な内視鏡システムの構成例を示す図。

【図 11】上記実施形態 2 において、電流調光と PWM 調光とを切り替えるタイミングを、第 1 の光源と第 2 の光源とで異ならせる例を示す線図。

【図 12】上記実施形態 2 において、電流調光と PWM 調光とを切り替えるタイミングを、第 1 の光源と第 2 の光源とで異ならせる様子を時間方向に沿って示す図。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0015】

[実施形態 1]

図 1 から図 9 は本発明の実施形態 1 を示したものであり、図 1 は通常光および特殊光による観察が可能な内視鏡システム 1 の構成例を示す図である。

【0016】

図 1 の構成例に示す内視鏡システム 1 は、特殊光観察内視鏡 10 A と、光源装置システム 2 を構成する通常光源装置 20 および特殊光観察用光源装置 30 と、を備えており、観察モードを、白色光観察モードと、狭帯域光観察モードと、蛍光観察モードと、に設定することができるようになっている。

【0017】

特殊光観察内視鏡 10 A は、通常光による観察と、通常光とはスペクトルが異なる特殊光による観察と、の両方を行うことができるように構成されたものであり、撮像ユニット 11 と、照明レンズ 12 と、ライトガイド 13 と、特殊光ガイド 14 と、スコープ ID メモリ 15 と、ユニバーサルコネクタ 16 と、特殊光分岐コード 17 と、特殊光コネクタ 18 と、挿入部 19 と、を備えた内視鏡である。

【0018】

撮像ユニット 11 は、特殊光観察内視鏡 10 A の挿入部 19 の先端部に配設されていて、通常光または特殊光を照射された被検体の光学像を結像する図示しない対物レンズと、この対物レンズにより結像された光学像を電気信号に変換する撮像部（図 2 参照）と、を備えている。

【0019】

図 2 は、通常光および特殊光による観察が可能な特殊光観察内視鏡の撮像ユニット 11 の撮像部の構成例を示す図である。

【0020】

撮像ユニット 11 の撮像部は、励起光カットフィルタ 11 a と、ビームスプリッタ 11 b と、通常光用撮像素子 11 c と、特殊光用撮像素子 11 d と、を有している。

【0021】

励起光カットフィルタ 11 a は、被検体からの反射光に含まれる励起光をカットする。

【0022】

ビームスプリッタ 11 b は、励起光カットフィルタ 11 a を通過した光を 2 つに分岐して、一方の光を通常光用撮像素子 11 c へ、他方の光を特殊光用撮像素子 11 d へ、それぞれ到達させる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 3 】

通常光用撮像素子 1 1 c は、例えばモノクロ撮像素子として構成されていて、通常光としての白色光を構成する R 光、G 光、B 光が面順次で照射されたときに、それぞれの色画像を面順次で出力する。なお、ここでは面順次式である例を説明したが、これに限定されるものではなく、通常光用撮像素子 1 1 c を、例えば原色ベイヤーフィルタが配置されたカラー撮像素子により構成して、同次式としても構わない。

【 0 0 2 4 】

また、本実施形態においては、特殊光として赤外光（特殊光観察用光源装置 3 0 により生成された赤外光）を用い、赤外光を励起光として被検体へ照射して、被検体からの蛍光観察を行うようになっている。従って、特殊光用撮像素子 1 1 d は、特殊光を照射された被検体からの蛍光像を撮像するものである。

10

【 0 0 2 5 】

具体的に、本実施形態の特殊光用撮像素子 1 1 d は、例えば、蛍光の帯域の光のみを通過させる蛍光透過フィルタ 1 1 d 1 と、モノクロ撮像素子 1 1 d 2 と、を組み合わせで構成されている。

【 0 0 2 6 】

このような撮像ユニット 1 1 により撮像して得られた電気信号は、通常光源装置 2 0 内に設けられた後述する映像処理部 2 8 へ送信される。

【 0 0 2 7 】

照明レンズ 1 2 は、特殊光観察内視鏡 1 0 A の挿入部 1 9 の先端部に配置されていて、ライトガイド 1 3 により伝達された通常光、または特殊光ガイド 1 4 により伝達された特殊光を、被検体へ向けて照射するものである。

20

【 0 0 2 8 】

ライトガイド 1 3 は、ユニバーサルコネクタ 1 6 を介してコネクタ受け 2 0 b に接続されて、通常光源装置 2 0 からの通常光を導光して先端の射出面から射出する第 1 の導光部である。このライトガイド 1 3 は、例えば複数の光ファイバを束ねた光ファイババンドルとして構成されていて、特殊光観察内視鏡 1 0 A の挿入部 1 9 内を先端部まで挿通されている。

【 0 0 2 9 】

特殊光ガイド 1 4 は、特殊光観察用光源装置 3 0 の特殊光源である第 1 I R - L D 3 3 a と第 2 I R - L D 3 3 b とから供給される特殊光を導光して先端の射出面から射出する第 2 の導光部である。この特殊光ガイド 1 4 は、単一の光ファイバ、または複数の光ファイバを束ねた光ファイババンドル（ライトガイド）などにより構成されていて、先端側において上述したライトガイド 1 3 と例えばランダムミキシングされている。従って、ライトガイド 1 3 の先端の射出面と特殊光ガイド 1 4 の先端の射出面とは共通となっている。こうして、通常光と特殊光とは、挿入部 1 9 の先端部の同一位置から、照明レンズ 1 2 を介して被検体へ照射される。

30

【 0 0 3 0 】

スコープ I D メモリ 1 5 は、特殊光観察内視鏡 1 0 A の識別情報を不揮発に記憶する記憶部である。このスコープ I D メモリ 1 5 には、特殊光観察内視鏡 1 0 A の製品型番や製造シリアル番号、スペクトルが異なる複数種類の光の光量比率を示すカラーバランス値などの情報が記憶されている。ここに、カラーバランス値は、例えば、白色光と赤外光との光量比率、あるいは白色光における R G B 各色光の光量比率、さらにはあるいは後述する狭帯域光観察（Narrow Band Imaging : N B I（登録商標））モードにおける G 光と V 光との光量比率などである。このスコープ I D メモリ 1 5 に記憶された情報は、信号線を介して、映像処理部 2 8 により読み出されるようになっている。

40

【 0 0 3 1 】

ユニバーサルコネクタ 1 6 は、特殊光観察内視鏡 1 0 A のユニバーサルコードの基端に設けられており、特殊光観察内視鏡 1 0 A を通常光源装置 2 0 のコネクタ受け 2 0 b に接続するためのものである。ユニバーサルコネクタ 1 6 およびコネクタ受け 2 0 b を介して

50

、撮像ユニット 11 およびスコープ I D メモリ 15 が映像処理部 28 に接続され、ライトガイド 13 に通常光が供給されるようになっている。

【0032】

特殊光分岐コード 17 は、例えば、特殊光観察内視鏡 10 A の操作を行うための操作部から、ユニバーサルコードとは別途に延出されていて、特殊光ガイド 14 を含むコードである。ただし、これに限らず、特殊光分岐コード 17 を、ユニバーサルコードの途中から分岐してもよいし、ユニバーサルコネクタ 16 から分岐しても構わない。

【0033】

特殊光コネクタ 18 は、特殊光分岐コード 17 の基端に設けられており、特殊光観察内視鏡 10 A を特殊光観察用光源装置 30 のコネクタ受け 30 a に接続するためのものである。特殊光コネクタ 18 およびコネクタ受け 30 a を介して、特殊光観察用光源装置 30 から特殊光ガイド 14 へ特殊光が供給されるようになっている。

10

【0034】

挿入部 19 は、特殊光観察内視鏡 10 A の操作部から延出され、生体に挿入されるように構成された細長の部位である。この挿入部 19 には、ライトガイド 13 および特殊光ガイド 14 が内設されており、ライトガイド 13 により導光される通常光と特殊光ガイド 14 により導光される特殊光とを挿入部 19 の先端から出射する。

【0035】

通常光源装置 20 は、筐体 20 a を有する通常光観察用光源装置であり、本実施形態においては撮像ユニット 11 から得られた画像を処理するためのビデオプロセッサを兼ねたものとなっている。ただし、通常光源装置 20 をビデオプロセッサとは別体として構成しても勿論構わない。

20

【0036】

筐体 20 a には、生体に挿入される特殊光観察内視鏡 10 A (図 1 参照) または通常内視鏡 10 B (図 3 参照) が接続される接続部であるコネクタ受け 20 b が設けられている。

【0037】

通常光源装置 20 は、筐体 20 a 内に、光源として複数色の発光素子、具体的には、赤色 (R) 発光素子である赤色 LED (R - LED) 23 r と、緑色 (G) 発光素子である緑色 LED (G - LED) 23 g と、青色 (B) 発光素子である青色 LED (B - LED) 23 b と、バイオレット (V) 発光素子であるバイオレット LED (V - LED) 23 v と、を備えている。

30

【0038】

これらの内の少なくとも赤色 LED 23 r、緑色 LED 23 g、および青色 LED 23 b は、通常光を生成する通常光源を構成しており、これらの発光素子から発光された光は、通常光としての白色光を構成することが可能となっている。ここに、白色光を構成する 3 原色である赤緑青の各色帯域は、赤色 LED 23 r から発光された光により赤色帯域を構成し、緑色 LED 23 g から発光された光により緑色帯域を構成し、青色 LED 23 b から発光された光により青色帯域を構成することができる。

【0039】

ただし、バイオレット LED 23 v をさらに通常光源に含めて、青色帯域については、青色 LED 23 b から発光された光とバイオレット LED 23 v から発光された光との両方により構成するようにしても構わない。

40

【0040】

こうして生成された通常光は、コネクタ受け 20 b に接続された特殊光観察内視鏡 10 A または通常内視鏡 10 B を通って生体へ出射されるようになっている。

【0041】

ところで、血液中のヘモグロビンに吸収され易い狭帯域化された波長の光を照射すると、血管が強調して観察されることが知られている。本実施形態におけるバイオレット LED 23 v は、このような狭帯域光観察を行うためのものであり、例えば 390 ~ 445 n

50

mの波長の狭帯域光を発光するものとなっている。このバイオレットLED23vを用いた狭帯域光観察を行うと、例えば粘膜表層の毛細血管を強調して観察することができる。また、530~550nmの波長の狭帯域光による観察を行えば、深部の太い血管観察と粘膜表層の毛細血管とのコントラストを強調することができることが知られている。そこで、本実施形態の緑色LED23gは、この狭帯域光を生体に照射するための緑色光Gを発生可能である。

【0042】

通常光源装置20に設けられたLED駆動部22は、これらの赤色LED23rと緑色LED23gと青色LED23bとバイオレットLED23vとに駆動電流をそれぞれ供給して駆動するものである。

10

【0043】

さらに、通常光源装置20には、複数色の発光素子の発光強度を検出する発光強度検出部として、赤色LED23rの発光強度を検出する光センサ27rと、緑色LED23gの発光強度を検出する光センサ27gと、青色LED23bの発光強度を検出する光センサ27bと、バイオレットLED23vの発光強度を検出する光センサ27vと、が設けられている。そして、これらの光センサ27r, 27g, 27b, 27vは、発光強度を検出した結果をそれぞれ光源制御部21へ出力する。

【0044】

通常光源装置20に設けられた光源制御部21は、光センサ27r, 27g, 27b, 27vの検出結果に基づきLED駆動部22を制御して各色LED23r, 23g, 23b, 23vの発光強度やカラーバランスの調整を行う。この通常光源装置20による各色LED23r, 23g, 23b, 23vの制御は、後述するように、電流調光とPWM調光とを組み合わせで行われるようになっている。

20

【0045】

通常光源装置20には、照明光を導光し選択する光学系として、4つのコリメータレンズ24r, 24g, 24b, 24vと、3つのダイクロイックフィルタ25a, 25b, 25cと、観察モード切替部26と、集光レンズ24dとが設けられている。

【0046】

4つのコリメータレンズ24r, 24g, 24b, 24vは、赤色LED23r、緑色LED23g、青色LED23b、バイオレットLED23vそれぞれの出射光の光路上に配設されていて、入射された光を平行光として射出するものである。

30

【0047】

第1のダイクロイックフィルタ25aは、赤色LED23rからの赤色光Rを透過し、緑色LED23gからの緑色光Gを反射するものである。

【0048】

第2のダイクロイックフィルタ25bは、赤色LED23rからの赤色光Rおよび緑色LED23gからの緑色光Gを透過し、青色LED23bからの青色光Bを反射するものである。

【0049】

第3のダイクロイックフィルタ25cは、赤色LED23rからの赤色光R、緑色LED23gからの緑色光G、および青色LED23bからの青色光Bを透過し、バイオレットLED23vからのバイオレット色の狭帯域光Vを反射するものである。

40

【0050】

観察モード切替部26は、観察モードに応じた光学フィルタを回転可能なターゲット上に配列し、ターゲットをモータ等の駆動源により回転するように構成されているものである。例えば、通常観察においては、光学フィルタのっていない開口状態になっており、狭帯域光観察においては、バイオレットLED23vからの光を透過し、かつ、広帯域な緑色LED23gからの緑色光Gから狭帯域観察に必要な狭帯域G'光を生成するバンドパスフィルタで構成される。

【0051】

50

なお、各色LED23r, 23g, 23b, 23vを同時発光させる場合にはこの観察モード切替部26を用いて必要な色の光を選択するが、各色LED23r, 23g, 23b, 23vを順次に発光させる場合には観察モード切替部26を省略した構成を採用しても構わない。

【0052】

集光レンズ24dは、観察モード切替部26を通過した平行光束を、上述したライトガイド13の基端の入射端面に集光するものである。

【0053】

通常光源装置20に設けられた操作パネル29は、通常光源装置20に対する操作をユーザが行うためのものであり、通常光源装置20の電源のオン/オフ、観察モードの設定などの操作を行うことができるようになっている。操作パネル29から入力された観察モードは、光源制御部21を介して映像処理部28へ送信され、観察モードに対応した画像処理が行われるようになっている。

【0054】

映像処理部28は、撮像ユニット11から受信した各色画像を同時化してカラーの画像信号を生成し、カラーバランス調整やガンマ変換、色変換等の画像処理を行った後に、表示用の信号形式に変換して図示しないモニタ等へ出力する。

【0055】

ここに、映像処理部28は、通常光源装置20のみで設定可能な、白色光観察モードと、狭帯域光観察モードと、に対応した画像処理を行うだけでなく、さらに外部光源である特殊光観察用光源装置30が接続されているときに設定可能な蛍光観察モードに対応した画像処理（より一般には、特殊光観察モードに対応した画像処理）も行うことができるように構成されている。

【0056】

次に、光源制御部21は、映像処理部28を介してスコープIDメモリ15に記憶されているカラーバランス値を取得して、照明光のカラーバランス調整を行う。

【0057】

例えば白色光観察モードにおいては、光源制御部21は、赤色LED23rと緑色LED23gと青色LED23b（あるいは青色LED23bおよびバイオレットLED23v）との発光強度のバランス調整を行う。

【0058】

また、狭帯域光観察モードにおいては、光源制御部21は、緑色LED23gとバイオレットLED23vとの発光強度のバランス調整を行う。

【0059】

さらに、蛍光観察モードにおいては、光源制御部21は、特殊光の光量を制御する光量制御信号を特殊光観察用光源装置30へ出力する。

【0060】

すなわち、光源制御部21は、通常光の光量に対して特殊光の光量が所定の光量比となる光量制御信号を生成する生成部であり、特殊光観察用光源装置30に特殊光の光量を制御する光量制御信号を出力する出力部ともなっている。

【0061】

このとき、光源制御部21は、第1の特殊光観察モード時（例えば、第1の蛍光観察モード時）には、通常光の光量に対する第1の特殊光の光量の比が第1の特殊光観察モードに対応する光量比となるような光量制御信号を生成し、かつ、第2の特殊光観察モード時（例えば、第2の蛍光観察モード時）には、通常光の光量に対する第2の特殊光の光量の比が第2の特殊光観察モードに対応する光量比となるような光量制御信号を生成して出力するようになっている。

【0062】

さらに、光源制御部21は、特殊光観察用光源装置30の後述するLD光源制御部31に対して通信の確認を行い、LD光源制御部31から返信がある場合には特殊光観察用光

10

20

30

40

50

源装置 30 と通信可能であり、LD 光源制御部 31 から返信がない場合には特殊光観察用光源装置 30 と通信不可能であると判定するようになっている。そして、光源制御部 21 は、特殊光観察用光源装置 30 と通信可能な状態になった場合に光量制御信号を生成して出力し、特殊光観察用光源装置 30 と通信不可能な状態になった場合に光量制御信号を出力しない（出力しないときには生成もしないことが消費電力を削減する観点から好ましいが、生成はするが出力しないであっても構わない）処理を行う。

【0063】

特殊光観察用光源装置 30 は、通常光源装置 20 の筐体 20a の外部に設けられた外部光源であり、コネクタ受け 20b に接続される特殊光観察内視鏡 10A へ、通常光とはスペクトルが異なる特殊光を生成して供給可能な光源装置である。

【0064】

ここに、特殊光は、通常光源装置 20 では原理的に発光することができない光である。すなわち、通常光である白色光が例えば RGB の 3 色光で構成されているものとする。このとき、 λ を波長として、RGB 3 色光のスペクトルを R ()、G ()、B () と書くものとする。

【0065】

このとき、通常光源装置 20 から発光可能な光は、 λ として正または 0 をとる 3 つの係数 k_r 、 k_g 、 k_b を用いれば、次の線形結合の形で書くことができる。

【0066】

$$k_r \times R(\lambda) + k_g \times G(\lambda) + k_b \times B(\lambda)$$

これに対して、各係数 k_r 、 k_g 、 k_b の値を正または 0 の範囲でどのように調整したとしても、特殊光のスペクトル X () に一致させることができないとき、X を特殊光と呼ぶものとする。なお、通常光としてバイオレット V () をさらに含める場合でも、係数 k_v を用いた「 $+ k_v \times V(\lambda)$ 」を上述した線形結合に追加すればよく、同様の定義を用いることができる。

【0067】

本実施形態においては、特殊光として、赤外レーザにより発光された狭帯域赤外光（なお、レーザ光の帯域は、一般的に、LED 光の帯域よりもさらに狭い）を用いている。ここに、励起光の波長は使用する薬剤等によって異なるために、励起光は赤外光に限るものではなく、可視光や紫外光などであってもよい。

【0068】

そして、本実施形態においては特殊光を、蛍光発光のための励起光として用いているが、特殊光の用途はこれに限定されるものではない。例えば、図 1 の構成では NBI 照明に用いるバイオレット LED 23v を通常光源装置 20 内に設けているが、これに代えて特殊光観察用光源装置 30 内に設けるようにしても構わない（この場合には、特殊光は NBI 照明光となる）。

【0069】

本実施形態の特殊光観察用光源装置 30 は、光源として波長が異なる複数の赤外レーザダイオード (IR-LD)、具体的には、第 1 の波長の赤外狭帯域光を発光する第 1 IR-LD 33a と、第 1 の波長とは異なる第 2 の波長の赤外狭帯域光を発光する第 2 IR-LD 33b と、を備えている。

【0070】

ここに、第 1 IR-LD 33a と第 2 IR-LD 33b とは、特殊光観察内視鏡 10A に供給される特殊光を生成する特殊光源である。第 1 IR-LD 33a は、第 1 の特殊光観察モードに対応する第 1 の特殊光を生成する第 1 の特殊光源、第 2 IR-LD 33b は、第 2 の特殊光観察モードに対応する第 2 の特殊光を生成する第 2 の特殊光源となっている。

【0071】

そして、複数の赤外レーザダイオードを設けたのは、異なる種類の薬剤に対応可能となるようにするためである。従って、1 種類の赤外レーザダイオードを設けてもよいし、3

10

20

30

40

50

種類以上の赤外レーザダイオードを設けても構わないし、上述したように赤外以外の励起光を発光する光源を設けても構わない。

【0072】

特殊光観察用光源装置30に設けられたLD駆動部32は、これらの第1IR-LD33aと第2IR-LD33bとに駆動電流をそれぞれ供給して駆動するものである。

【0073】

特殊光観察用光源装置30には、特殊光を導光し選択する光学系として、2つのコリメータレンズ34a, 34bと、ダイクロイックフィルタ35aと、低反射ミラー35bと、集光レンズ34cとが設けられている。

【0074】

2つのコリメータレンズ34a, 34bは、第1IR-LD33aと第2IR-LD33bそれぞれの出射光の光路上に配設されていて、入射された光を平行光として射出するものである。

【0075】

ダイクロイックフィルタ35aは、第1IR-LD33aからの第1の波長の赤外光を透過し、第2IR-LD33bからの第2の波長の赤外光を反射するものである。

【0076】

低反射ミラー35bは、ダイクロイックフィルタ35aからの赤外光を一般的な半透過ミラーよりもさらに低い反射率で反射するものである。ここで低反射ミラー35bを用いることにより、特殊光ガイド14に入射する赤外光は強度がほとんど低下しないようになっている。

【0077】

特殊光観察用光源装置30における低反射ミラー35bの反射光路上には、特殊光の発光強度を検出する発光強度検出部として光センサ37が配置されている。この光センサ37は、発光強度を検出した結果をLD光源制御部31へ出力する。

【0078】

特殊光観察用光源装置30に設けられたLD光源制御部31は、上述した光源制御部21から、特殊光の光量を制御するための光量制御信号を受信する。ここに、通常光源装置20と特殊光観察用光源装置30とは、有線を介して通信を行ってもよいし、無線を介して通信を行っても構わない。

【0079】

そして、LD光源制御部31は、光量制御信号を入力して、光量制御信号に基づき、通常光の光量に対して特殊光の光量が所定の光量比となるように特殊光の光量を制御する光量制御部である。

【0080】

具体的に、LD光源制御部31は、受信した光量制御信号と、光センサ37の検出結果とに基づいて、LD駆動部32を制御し、第1IR-LD33aと第2IR-LD33bの発光強度の調整を行う。このLD光源制御部31による発光強度の制御は、光源制御部21による発光強度の制御と同様に、電流調光とPWM調光とを組み合わせで行われるようになっている。

【0081】

集光レンズ34cは、低反射ミラー35bを通過した平行光束を、特殊光ガイド14の基端の入射端面に集光するものである。

【0082】

次に、図3は通常光により観察を行うための内視鏡システム1の構成例を示す図、図4は通常光観察のみを行うユーザと、通常光観察および特殊光観察を行うユーザと、が購入する装置の組み合わせを示す図表である。

【0083】

特殊光による観察が必要であるユーザは、図1に示したような構成の内視鏡システム1を構築することになる。これに対して、特殊光による観察が不要であるユーザは、図3に

10

20

30

40

50

示すような構成の内視鏡システム 1 を構築すればよい。

【 0 0 8 4 】

ここに、図 3 に示す内視鏡システム 1 は、通常光源装置 2 0 に、通常内視鏡 1 0 B を組み合わせたものとなっている。ここに、通常光源装置 2 0 は、図 1 に示したものと同一である。

【 0 0 8 5 】

また、通常内視鏡 1 0 B は、撮像ユニット 1 1 B と、照明レンズ 1 2 と、ライトガイド 1 3 と、スコープ I D メモリ 1 5 B と、ユニバーサルコネクタ 1 6 と、を備えた通常光による観察を行うための内視鏡である。

【 0 0 8 6 】

ここに、撮像ユニット 1 1 B は、通常内視鏡 1 0 B の挿入部 1 9 の先端部に配設されていて、通常光を照射された被検体の光学像を結像する図示しない対物レンズと、この対物レンズにより結像された光学像を電気信号に変換する撮像部と、を備えている。撮像ユニット 1 1 B の撮像部は、図 2 に示した構成から励起光カットフィルタ 1 1 a、ビームスプリッタ 1 1 b、特殊光用撮像素子 1 1 d を削除して、通常光用撮像素子 1 1 c のみを設けたものとなっている。

【 0 0 8 7 】

また、スコープ I D メモリ 1 5 B は、通常内視鏡 1 0 B の識別情報を不揮発に記憶する記憶部となっている。すなわち、スコープ I D メモリ 1 5 B には、通常内視鏡 1 0 B の製品型番や製造シリアル番号、スペクトルが異なる複数種類の光の光量比率を示すカラーバランス値などの情報が記憶されている。このスコープ I D メモリ 1 5 B に記憶された情報は、信号線を介して、映像処理部 2 8 により読み出されるようになっている。

【 0 0 8 8 】

図 4 に示すように、通常光観察のみを行えば足りるユーザは、通常光観察用光源装置および映像処理装置（本実施形態においては、一体化された通常光源装置 2 0 となっている）と、通常内視鏡 1 0 B と、を購入すればよい（図 4 において を付したものを購入することになる）。

【 0 0 8 9 】

一方、通常光観察および特殊光観察を行うユーザは、通常光観察用光源装置および映像処理装置（通常光源装置 2 0 ）と、特殊光観察用光源装置 3 0 と、特殊光観察内視鏡 1 0 A と、を購入することになる。なお、特殊光観察内視鏡 1 0 A は、上述したように、通常内視鏡 1 0 B としての機能を兼ね備えているために、通常内視鏡 1 0 B を別途購入する必要はない。

【 0 0 9 0 】

従って、既に通常光観察に必要な図 3 に示す内視鏡システム 1 を保持しているユーザが、さらに特殊光観察を可能とするためには、特殊光観察用光源装置 3 0 と、特殊光観察内視鏡 1 0 A と、を購入すれば足りることになる。特殊光観察用光源装置 3 0 は、通常光と特殊光との両方を発光可能な光源装置に比べて安価であるために、比較的少ない費用負担で特殊光観察が可能な環境に移行することができる。

【 0 0 9 1 】

次に、図 5 ~ 図 8 を参照して、光源装置システム 2 における光量制御について説明する。まず、図 5 は発光時間と発光強度とに応じた第 1 の光源の光量の例を示す線図、図 6 は発光時間と発光強度とに応じた第 2 の光源の光量の例を示す線図である。

【 0 0 9 2 】

ここに、第 1 の光源と第 2 の光源とは、異なる光源であれば任意の組み合わせに対して適用可能であるが、一例としてここでは、第 1 の光源が通常光（例えば、参照光としての G 光）を発光するもの、第 2 の光源が特殊光（上述したように、例えば赤外狭帯域光）を発光するものであるとする。ただし、第 1 の光源を赤色 L E D 2 3 r、第 2 の光源を緑色 L E D 2 3 g としてもよいし、第 1 の光源を緑色 L E D 2 3 g、第 2 の光源をバイオレット L E D 2 3 v としても構わないし、さらにその他の組み合わせでもよいし、以下に説明

10

20

30

40

50

する例に限定されるものではない。

【0093】

1枚の画像（例えば1フレームの画像）の露光期間における第1の光源の発光時間を1、発光強度を P_1 とすると、発光量は $P_1 \times 1$ （図5に示す矩形の面積）として表される。同様に、1枚の画像の露光期間における第2の光源の発光時間を2、発光強度を P_2 とすると、発光量は $P_2 \times 2$ （図6に示す矩形の面積）として表される。

【0094】

そして、発光強度 P_1 、 P_2 は光源へ供給する電流の電流値を制御することにより変化し、発光時間1、2は光源へ供給する電流のPWMデューティを制御することにより変化する。スコープIDメモリ15、15Bには、通常光を構成する色成分間の光量バランスに関する情報が記録され、さらに、スコープIDメモリ15には、通常光と特殊光との光量バランスに関する情報が記録されている。

10

【0095】

通常、蛍光の強度は低いために、特殊光としての励起光は最大光量を確保することが可能である必要がある。従って、第2の光源を最大光量とするときには、露光期間を T_{exp} とすると、第2の光源の最大発光時間 2_{max} は、 $2_{max} = T_{exp}$ に設定され、さらに定格範囲内の最大電流が第2の光源に供給されることになる（このときの発光強度を P_{2max} とする）。

【0096】

この最大光量（ $P_{2max} \times 2_{max}$ ）の励起光を照射したときに、被検体から得られる蛍光とバランスがとれるように、通常光（例えば参照光）の光量を決める必要がある。この光量比（特殊光の光量と通常光の光量との比）を示す情報が、スコープIDメモリ15に記録されている光量バランスに関する情報である。

20

【0097】

この光量バランスに関する情報の一例は、最大電流を第1の光源に供給したときの、露光期間 T_{exp} （ $= 2_{max}$ ）と、第1の光源の発光時間 1_{max} との比、

$$2_{max} = c \times 1_{max}$$

を与える係数 c が挙げられる。

【0098】

この最大光量の時点から発光量を下げる場合には、図7および図8に示すように、まず、電流調光により行うようになっている。ここに、図7は、光源制御部21からの光量指示値に応じて、電流調光とPWM調光とを切り替える例を示す線図、図8は、光源制御部21からの光量指示値に応じて、電流調光とPWM調光とを切り替える様子を時間方向に沿って示す図である。

30

【0099】

電流調光に入ると、第1の光源の発光時間 1_{max} と第2の光源の発光時間 2_{max} は維持したまま、第1の光源に供給する電流の電流値 I_1 と第2の光源に供給する電流の電流値 I_2 とを低下させる。この電流調光のときには、例えば光センサ27g、37により各検出される任意時点の発光強度 P_1 、 P_2 の比 P_1 / P_2 が、最大光量の時点における発光強度 P_{1max} 、 P_{2max} の比 P_{1max} / P_{2max} と同一に維持されるように、つまり、

40

$$P_1 / P_2 = P_{1max} / P_{2max}$$

が維持されるように、電流値 I_1 および電流値 I_2 を制御するようになっている。

【0100】

その後、例えば、電流値 I_1 と電流値 I_2 との何れか一方が定格範囲内の最小電流値（あるいは、定格範囲内の所定電流値でも構わない）に達したところで、図7に示すように、PWM調光に切り替えるようになっている。

【0101】

すると今度は、発光時間の比が維持されるように、つまり、PWM調光における任意時点の発光時間1、2の比 $1 / 2$ が、最大光量の時点（および電流調光の時点）に

50

おける発光時間 t_{1max} , t_{2max} の比 t_{1max} / P_{max} と同一に維持されるように、つまり、

$$t_1 / t_2 = t_{1max} / t_{2max}$$

が維持されるように、PWM デューティ D_1 , D_2 を変化させるようになっている。ここに、本実施形態においては、1枚の画像（例えば1フレームの画像）の露光期間における光源を発光させるための電流パルスが1つであることを想定しているために、PWM デューティ D_1 , D_2 を変化させる制御は、発光時間 t_1 , t_2 を変化させる制御と同等である（電流パルスが複数（ n 個）であるときは、PWM デューティ D_1 , D_2 を変化させる制御は、発光時間 $t_1 \times n$, $t_2 \times n$ を変化させる制御となる）。

【0102】

具体的に、第1の光源の発光時間が t_1 であるときは、第2の光源の発光時間は $c \times t_1$ となる。同様に、第1の光源の発光時間が $t_1 \times c$ であるときは、第2の光源の発光時間は $c \times t_1 \times c$ となる。

【0103】

なお、第1の光源により通常光を発光したときの画像と、第2の光源により特殊光を発光させたときの画像と、を同時に取得することができる同時式の構成のときには、図8の一点鎖線に示すように、同一フレーム時間内で第1の光源と第2の光源とを同時的に発光させればよい。一方、第1の光源により通常光を発光したときの画像と、第2の光源により特殊光を発光させたときの画像と、を同時に取得することができない面順次式の構成のときには、図8の一点鎖線に示すように、第1の光源の発光と第2の光源の発光とをフレーム毎に交互に行えばよい。

【0104】

また、第1または第2の光源を発光させて露光が終了した後は、発光後の電荷転送時間において、撮像素子（通常光用撮像素子11c、特殊光用撮像素子11d）から電荷を転送して画像を読み出す処理が行われる。

【0105】

図9は、内視鏡システム1の作用を示すフローチャートである。

【0106】

処理を開始すると、映像処理部28を介して光源制御部21が、スコープIDメモリ15から内視鏡情報（スコープID）を取得する（ステップS1）。

【0107】

そして、光源制御部21が、取得したスコープIDに基づいて、通常光源装置20に接続されている内視鏡が、図3に示したような通常内視鏡10Bであるか、または図1に示したような特殊光観察内視鏡10Aであるか、を判定する（ステップS2）。

【0108】

ここで、通常内視鏡10Bであると判定した場合には、光源制御部21は、内視鏡システム1の観察モードを通常光観察モードに設定する（ステップS3）。

【0109】

その後、図3に示したような内視鏡システム1により通常光観察を行い（ステップS4）、適宜の時間間隔で、通常光観察が終了したか否かを光源制御部21が判定する（ステップS5）。

【0110】

ここで終了していないと判定された場合には、ステップS4へ戻って通常光観察を継続して行い、終了したと判定された場合には、この処理を終了する。

【0111】

また、ステップS2において、接続されている内視鏡が特殊光観察内視鏡10Aであると判定した場合には、光源制御部21は、内視鏡システム1の観察モードを特殊光観察モードに設定する（ステップS6）。

【0112】

そして、例えば操作パネル29を介したユーザ操作により、使用する特殊光の波長の選

10

20

30

40

50

択、具体的には、第1IR-LD33aと第2IR-LD33bとの何れを使用するかの選択がなされたか否かを、光源制御部21が判定する(ステップS7)。

【0113】

光源制御部21は、ここで選択がなされたと判定した場合には、選択された波長を発光する制御信号をLD光源制御部31へ送信し(ステップS8)、選択されていないと判定した場合には、予め定めてある波長(規定波長)を発光する制御信号をLD光源制御部31へ送信する(ステップS9)。

【0114】

ステップS8またはステップS9の処理を行ったら、光源制御部21は、特殊光観察用光源装置30により発光する特殊光と、通常光源装置20により発光する通常光との光量比率を上述したように設定する(ステップS10)。

10

【0115】

そして、光源制御部21は、設定された光量比率を維持するように、LED駆動部22を制御すると共に、LD光源制御部31へ光量制御信号を送信する(ステップS11)。こうした制御により、上述した電流調光やPWM調光が行われるようになっている。

【0116】

その後、図1に示したような内視鏡システム1により特殊光観察を行い(ステップS12)、適宜の時間間隔で、特殊光観察が終了したか否かを光源制御部21が判定する(ステップS13)。

【0117】

ここで終了していないと判定された場合には、ステップS11へ戻って光量制御を行ってからステップS12により通常光観察を継続して行い、終了したと判定された場合には、この処理を終了する。

20

【0118】

なお、上述では通常光源装置20が複数色のLEDを備える構成としたが、特殊光観察用光源装置30と組み合わせる通常光源装置20の構成はこれに限定されるものではなく、例えばキセノンランプを用いる構成の通常光源装置20であっても構わない。

【0119】

このような実施形態1によれば、通常光源を備える通常光源装置20の光源制御部21が特殊光の光量を制御する光量制御信号を出力し、特殊光観察用光源装置30のLD光源制御部31が光量制御信号を入力して、光量制御信号に基づき、通常光の光量に対して特殊光の光量が所定の光量比となるように特殊光の光量を制御するようにしたために、通常光源装置20と通常内視鏡10Bとを用いて通常光により観察を行うユーザが、さらに特殊光による観察を行おうとする場合には、特殊光観察内視鏡10Aと、比較的安価な特殊光観察用光源装置30とを購入すればよい。つまり、通常光と特殊光との両方を生成可能な高価な光源装置に買い換える必要がないために、特殊光観察を従来よりも安価に行うことが可能となる。

30

【0120】

また、光源制御部21が、特殊光観察用光源装置30と通信可能な状態になった場合に光量制御信号を出力し、特殊光観察用光源装置30と通信不可能な状態になった場合に光量制御信号を出力しないようにしたために、特殊光観察用光源装置30が接続されていない場合などに無駄に光量制御信号を出力することがなく、低消費電力化を図ることができる。特に、特殊光観察用光源装置30と通信不可能な状態になった場合に、光量制御信号の生成自体も行わないようにすれば、より一層の低消費電力化を図ることができる。

40

【0121】

さらに、生成部である光源制御部21が、通常光の光量に対して特殊光の光量が所定の光量比となる光量制御信号を生成するために、通常光を参照光として、適切な光量で特殊光による観察を行うことができる。

【0122】

そして、光源制御部21が、コネクタ受け20bに接続される特殊光観察内視鏡10A

50

へ特殊光を供給する特殊光観察用光源装置 30 に光量制御信号を出力するようにした場合には、通常光源装置 20 内に LD 光源制御部 31 等を設ける必要がないために、通常光源装置 20 の低コスト化を図ることができる。

【0123】

加えて、特殊光観察用光源装置 30 が第 1 の特殊光観察モードに対応する第 1 の特殊光源および第 2 の特殊光観察モードに対応する第 2 の特殊光源を備える構成の場合に、生成部である光源制御部 21 が、特殊光観察モードに応じた光量制御信号を生成するようにしたために、複数の特殊光観察モードそれぞれに適した光量比で観察を行うことが可能となる。

【0124】

また、特殊光観察内視鏡 10A は、通常光を導光するライトガイド 13 と、特殊光を導光する特殊光ガイド 14 と、を備えているために、1 つの内視鏡で通常光観察と特殊光観察とを行うことが可能であり、さらに、特殊光観察モードにおいても、通常光を参照光として利用することが可能となる。

【0125】

さらに、電流調光と PWM 調光とを組み合わせる光源の発光量を調整するようにしたために、広いダイナミックレンジの照明下における画像を取得することができる。

【0126】

[実施形態 2]

図 10 から図 12 は本発明の実施形態 2 を示したものであり、図 10 は通常光および特殊光による観察が可能な内視鏡システムの構成例を示す図である。

【0127】

この実施形態 2 において、上述の実施形態 1 と同様である部分については同一の符号を付すなどして説明を適宜省略し、主として異なる点についてのみ説明する。

【0128】

上述した実施形態 1 は、通常光源装置 20 の筐体 20a の外部に、独立した特殊光観察用光源装置 30 を設ける構成としたが、本実施形態は、特殊光観察内視鏡 10A の内部に特殊光源である IR-LD 33 を設けて、特殊光観察内視鏡 10A 自体が特殊光観察用光源装置の少なくとも一部を兼ねるようにし、独立した特殊光観察用光源装置を不要としたものとなっている。

【0129】

すなわち、本実施形態の特殊光観察内視鏡 10A 内には、赤外レーザダイオードである IR-LD 33 が設けられていて、IR-LD 33 により生成された赤外レーザ光は、特殊光ガイド 14 により導光されるようになっている。

【0130】

さらに、特殊光観察内視鏡 10A 内に設けられたスコープ ID メモリ 15C には、上述した製品型番や製造シリアル番号などに加えて、IR-LD 33 を備える特殊光観察内視鏡 10A であることを識別するための識別情報と、IR-LD 33 を制御するための制御情報と、が不揮発に記憶されている。

【0131】

また、本実施形態の通常光源装置 20B 内には、実施形態 1 の通常光源装置 20 の構成に加えて、さらに LD 光源制御部 31 および LD 駆動部 32 が設けられている。そして、光源制御部 21 は、LD 光源制御部 31 および LD 駆動部 32 を介して、IR-LD 33 へ接続されている。

【0132】

従って、光源制御部 21 は、生成した光量制御信号を、通常光源装置 20B 内に設けられている LD 光源制御部 31 へ出力するようになっている。

【0133】

次に、図 11 および図 12 を参照して、本実施形態の光源装置システム 2 における光量制御について説明する。ここに、図 11 は、電流調光と PWM 調光とを切り替えるタイミ

10

20

30

40

50

ングを、第1の光源と第2の光源とで異ならせる例を示す線図、図12は、電流調光とPWM調光とを切り替えるタイミングを、第1の光源と第2の光源とで異ならせる様子を時間方向に沿って示す図である。

【0134】

上述した実施形態は、電流調光とPWM調光とを切り替えるタイミングを、第1の光源と第2の光源とで同一としていたが、本実施形態は、異なるタイミングとしたものである。

【0135】

上述したように、光量を変化させる場合でも、第1の光源と第2の光源との光量比は一定に保たれるように制御される。

10

【0136】

例えば、最大光量から発光量を下げる場合に、上述した実施形態1と同様に、まず電流調光を行う（つまり、第1の光源に供給する電流と、第2の光源に供給する電流とを低下させる）。このとき、第1の光源と第2の光源との一方が定格範囲内の最小電流値（あるいは、上述したように定格範囲内の所定電流値）に到達したとしても、第1の光源と第2の光源との他方は定格範囲内の最小電流値（同様に、あるいは定格範囲内の所定電流値）に到達していないのが一般的である。

【0137】

そこで、最小電流値（あるいは所定電流値、以下同様）に到達した方の光源は電流調光からPWM調光に切り替えるが、最小電流値に到達していない方の光源は電流調光を引き続き行うように制御する。

20

【0138】

具体的に、図11および図12に示す例では、第1の光源に供給している電流値I1が先に最小電流値に到達したために、第1の光源については電流調光からPWM調光に切り替えるが、第2の光源に供給している電流値I2は最小電流値に到達するまでは、引き続き電流調光を行っている。

【0139】

この異なる制御を行っている期間は、第1の光源は電流値I1が最小電流値を維持しながらPWMデューティD1が変化し、第2の光源はPWMデューティD2を一定に維持しながら電流値I2が変化することになる。

30

【0140】

その後、第2の光源に供給している電流値I2が最小電流値に到達したところで、第2の光源も電流調光からPWM調光に切り替える。

【0141】

例えば、電流値I1が最小電流値に到達したときの第1の光源の発光時間が 1 max 、第2の光源の発光強度がP2であるとし、電流値I2が最小電流値に到達したときの第2の光源の発光強度が $\times P2$ であるとする、光量比が一定に維持されているために、電流値I2が最小電流値に到達したときの第2の光源の発光時間は $\times 1 \text{ max}$ となる。

【0142】

こうして、第1の光源および第2の光源の両方が最小電流値に到達した後は、第1の光源および第2の光源がPWM調光により光量制御される。

40

【0143】

なお、実施形態1で述べた電流調光とPWM調光との同時タイミング切り替えを本実施形態の構成に適用してもよいし、本実施形態で述べた電流調光とPWM調光との異なるタイミング切り替えを実施形態1の構成に適用しても構わない。

【0144】

このような実施形態2によれば、上述した実施形態1とほぼ同様の効果を奏するとともに、通常光源装置20Bに特殊光の光量を制御する光量制御部であるLD光源制御部31を備えさせ、通常内視鏡10Bに特殊光源であるIR-LD33を備えさせたために、通

50

常光源装置 20B が特殊光観察用光源装置の一部を兼ね、通常内視鏡 10B が特殊光観察用光源装置の他の一部を兼ねることとなり、通常光源装置 20B および通常内視鏡 10B とは別体の特殊光観察用光源装置を単体で設ける必要がなくなり、構成を簡潔にすることができる。その結果、特殊光観察を行う場合の装置の個数が少なくなるために、特殊光観察を行う前の準備段階における装置の接続作業が容易となる。

【0145】

また、電流調光と PWM 調光とを切り替えるタイミングを異ならせた場合でも、切り替えるタイミングを同一とした場合と同様に、広いダイナミックレンジの照明下における画像を取得することができる。

【0146】

なお、上述した各部の機能は、ハードウェアとして構成された 1 つ以上のプロセッサが果たすように構成してもよい。

【0147】

また、上述では主として光源装置システム、通常光源装置、特殊光観察用光源装置、内視鏡システムについて説明したが、各装置や各システムを上述したように作動させる作動方法であってもよいし、コンピュータに各装置や各システムと同様の処理を行わせるための処理プログラム、該処理プログラムを記録するコンピュータにより読み取り可能な一時的でない記録媒体、等であっても構わない。

【0148】

さらに、本発明は上述した実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化することができる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明の態様を形成することができる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。このように、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能であることは勿論である。

【0149】

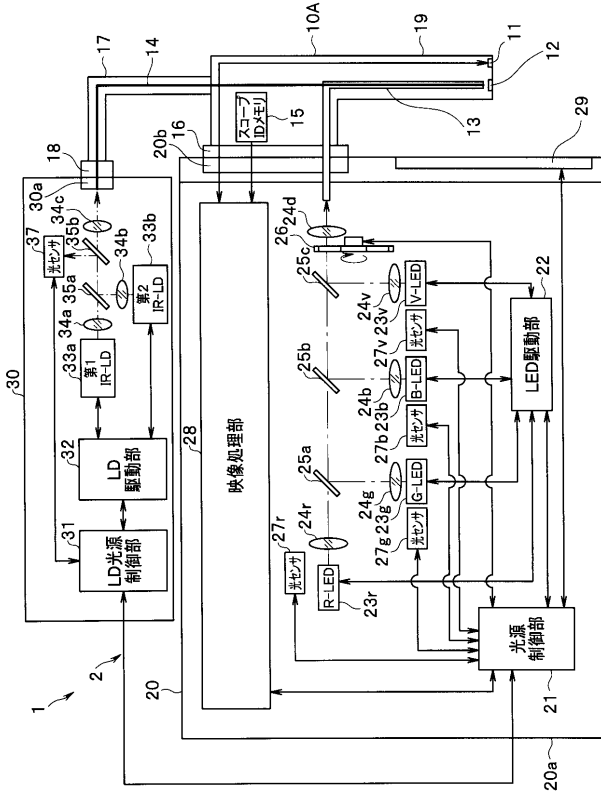
本出願は、2017年4月27日に日本国に出願された特願2017-88688号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

10

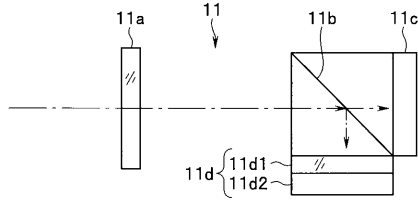
20

30

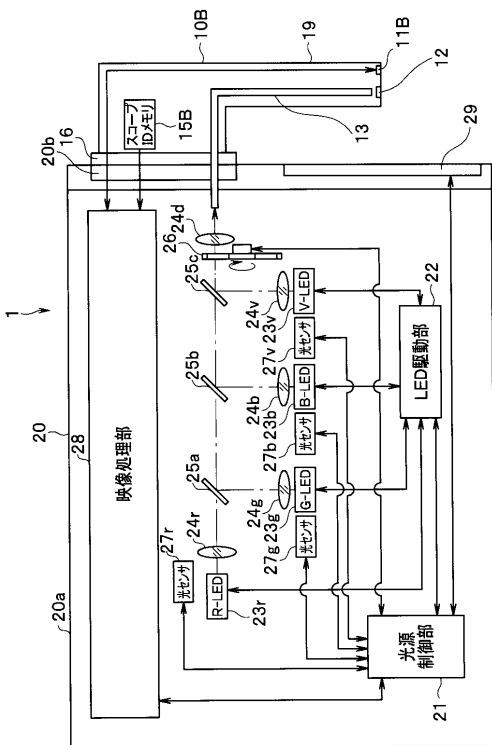
【図1】



【図2】



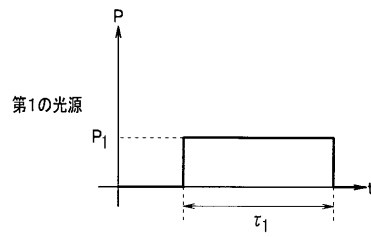
【図3】



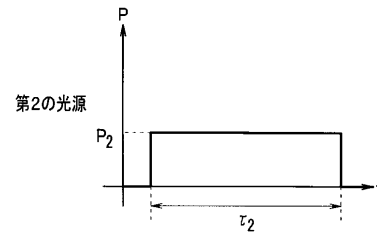
【図4】

	通常光観察用光源装置	特殊光観察用光源装置	映像処理装置	通常内視鏡	特殊光観察内視鏡
通常光観察	○	—	○	○	—
通常光観察 + 特殊光観察	○	○	○	—	○

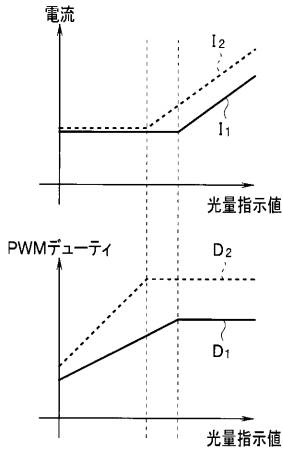
【図5】



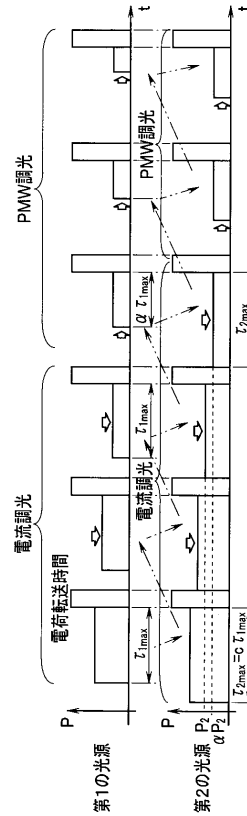
【図6】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



【 手続補正書 】

【 提出日 】平成30年7月13日 (2018.7.13)

【 手続補正 2 】

【 補正対象書類名 】明細書

【 補正対象項目名 】0 0 0 1

【 補正方法 】変更

【 補正の内容 】

【 0 0 0 1 】

本発明は、通常光と特殊光とを生成する光源システムに関する。

【 手続補正 3 】

【 補正対象書類名 】明細書

【 補正対象項目名 】0 0 0 8

【 補正方法 】変更

【 補正の内容 】

【 0 0 0 8 】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、通常光により観察を行うユーザが、さらに特殊光による観察を従来よりも安価に行うことを可能とする光源システムを提供することを目的としている。

【 手続補正 4 】

【 補正対象書類名 】明細書

【 補正対象項目名 】0 0 0 9

【 補正方法 】変更

【 補正の内容 】

【 0 0 0 9 】

本発明の一態様による光源システムは、筐体内に設けられ、被検体に対して出射する通

常光を出射可能な通常光源装置と、前記筐体とは別体で設けられ、前記被検体に対して前記通常光とはスペクトルが異なる特殊光を出射可能な特殊光用光源装置と、前記通常光源装置に設けられ、前記通常光に対する発光強度を調整するとともに前記通常光の光量に対して前記特殊光の光量が所定の光量比となる光量制御信号を生成する光源制御部と、前記特殊光用光源装置に設けられ、前記特殊光の発光強度を調整する特殊光制御部と、を備え、前記通常光源装置及び前記特殊光用光源装置が通信可能な状態において、前記光源制御部は前記通常光の発光強度を調整するとともに前記光量制御信号を前記特殊光用光源装置に送信し、前記特殊光制御部は、受信した前記光量制御信号に基づいて前記特殊光の発光強度を調整する。

【手続補正 5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0010

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正 6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0011

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正 7】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0012

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正 8】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

筐体内に設けられ、被検体に対して出射する通常光を出射可能な通常光源装置と、前記筐体とは別体で設けられ、前記被検体に対して前記通常光とはスペクトルが異なる特殊光を出射可能な特殊光用光源装置と、

前記通常光源装置に設けられ、前記通常光に対する発光強度を調整するとともに前記通常光の光量に対して前記特殊光の光量が所定の光量比となる光量制御信号を生成する光源制御部と、

前記特殊光用光源装置に設けられ、前記特殊光の発光強度を調整する特殊光制御部と、を備え、

前記通常光源装置及び前記特殊光用光源装置が通信可能な状態において、前記光源制御部は前記通常光の発光強度を調整するとともに前記光量制御信号を前記特殊光用光源装置に送信し、

前記特殊光制御部は、受信した前記光量制御信号に基づいて前記特殊光の発光強度を調整することを特徴とする光源システム。

【請求項 2】

前記通常光は参照光としての緑色光であり、前記特殊光は前記参照光より狭帯域な赤外光であることを特徴とする請求項 1 に記載の光源システム。

【請求項 3】

前記通常光源装置は、前記通常光を構成するための複数の半導体光源と、当該複数の半導体光源における各々の発光強度を検知する通常光検知センサと、を備えることを特徴と

する請求項 1 に記載の光源システム。

【請求項 4】

前記特殊光用光源装置は前記特殊光の発光強度を検出する光センサを備え、
前記特殊光制御部は、受信した前記光量制御信号及び前記光センサの検出結果に基づいて前記特殊光の発光強度を調整することを特徴とする請求項 1 に記載の光源システム。

【請求項 5】

前記特殊光用光源装置は前記特殊光を構成するための半導体光源を備え、
前記特殊光制御部は、前記光量制御信号に基づいて前記半導体光源に対して電流値による調光とパルス幅による調光とを切り替えることを特徴とする請求項 1 に記載の光源システム。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2018/006485												
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl. A61B1/06(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/045(2006.01)i, G02B23/26(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC														
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int.Cl. A61B1/00-1/32 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Published examined utility model applications of Japan 1922-1996 Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2018 Registered utility model specifications of Japan 1996-2018 Published registered utility model applications of Japan 1994-2018 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)														
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="width: 10%;">Category*</th> <th style="width: 70%;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="width: 20%;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X</td> <td>JP 5-84218 A (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.) 06 April 1993, paragraphs [0028]-[0034], fig. 11</td> <td>1-6, 8</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>& US 5187572 A, column 10, line 35 to column 11, line 58, fig. 10</td> <td>7</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>JP 2012-130429 A (FUJIFILM CORPORATION) 12 July 2012, paragraphs [0021]-[0039], fig. 3 & US 2012/0157775 A1, paragraphs [0055]-[0094], fig. 3</td> <td>7</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X	JP 5-84218 A (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.) 06 April 1993, paragraphs [0028]-[0034], fig. 11	1-6, 8	Y	& US 5187572 A, column 10, line 35 to column 11, line 58, fig. 10	7	Y	JP 2012-130429 A (FUJIFILM CORPORATION) 12 July 2012, paragraphs [0021]-[0039], fig. 3 & US 2012/0157775 A1, paragraphs [0055]-[0094], fig. 3	7
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.												
X	JP 5-84218 A (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.) 06 April 1993, paragraphs [0028]-[0034], fig. 11	1-6, 8												
Y	& US 5187572 A, column 10, line 35 to column 11, line 58, fig. 10	7												
Y	JP 2012-130429 A (FUJIFILM CORPORATION) 12 July 2012, paragraphs [0021]-[0039], fig. 3 & US 2012/0157775 A1, paragraphs [0055]-[0094], fig. 3	7												
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.														
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family														
Date of the actual completion of the international search 10.05.2018		Date of mailing of the international search report 22.05.2018												
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.												

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 0 6 4 8 5									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/06(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/045(2006.01)i, G02B23/26(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00-1/32											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2018年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2018年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2018年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2018年	日本国実用新案登録公報	1996-2018年	日本国登録実用新案公報	1994-2018年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2018年										
日本国実用新案登録公報	1996-2018年										
日本国登録実用新案公報	1994-2018年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
X Y	JP 5-84218 A (オリンパス光学工業株式会社) 1993.04.06, 段落[0028]-[0034], 図11 & US 5187572 A, 10欄35行-11欄58行, 図10	1-6, 8 7									
Y	JP 2012-130429 A (富士フイルム株式会社) 2012.07.12, 段落[0021]-[0039], 図3 & US 2012/0157775 A1, 段落[0055]-[0094], 図3	7									
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの									
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの									
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 10.05.2018		国際調査報告の発送日 22.05.2018									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 森川 能匡	2Q 5553								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

Fターム(参考) 2H040 BA10 BA23 CA04 CA06 CA10 CA11 CA13 GA02 GA07
4C161 CC06 LL02 NN01 QQ02 QQ03 QQ07 QQ09 RR02 RR05 RR18
RR23

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	光源系统		
公开(公告)号	JPWO2018198507A1	公开(公告)日	2019-06-27
申请号	JP2018536894	申请日	2018-02-22
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	矢部雄亮 畑中修平		
发明人	矢部 雄亮 畑中 修平		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/26 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00059 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0669 A61B1/0684 G02B23/26 H05B45/22 A61B1/0002 A61B1/05 H05B45/10		
FI分类号	A61B1/06.612 A61B1/06.510 G02B23/26.B A61B1/00.510		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/BA23 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA13 2H040/GA02 2H040/GA07 4C161/CC06 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR05 4C161/RR18 4C161/RR23		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2017088688 2017-04-27 JP		
其他公开文献	JP6438178B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

控制向与内窥镜 (10A) 连接的连接器接收器 (20b) 发出特殊光的量，产生正常光的LED (23r, 23g, 23b) 和外部特殊光观察光源装置 (30) 的光量 用于输出光量控制信号的光源控制单元 (21) 以及具有 IR-LD (33a, 33b) 的普通光源装置 (20)，该IR-LD (33a, 33b) 用于产生特殊光，并基于该光量控制信号来生成用于普通光的特殊光。一种光源装置系统 (2)，其包括具有LD光源控制部分 (31) 以控制其光量比的特殊光观察光源装置 (30)。

