

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5364520号
(P5364520)

(45) 発行日 平成25年12月11日(2013.12.11)

(24) 登録日 平成25年9月13日(2013.9.13)

(51) Int.Cl.

F 1

A61B 1/06 (2006.01)

A 61 B 1/06

B

A61B 1/00 (2006.01)

A 61 B 1/00

300Y

G02B 23/26 (2006.01)

G 02 B 23/26

B

請求項の数 8 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2009-219246 (P2009-219246)
 (22) 出願日 平成21年9月24日 (2009.9.24)
 (65) 公開番号 特開2011-67268 (P2011-67268A)
 (43) 公開日 平成23年4月7日 (2011.4.7)
 審査請求日 平成24年2月15日 (2012.2.15)

(73) 特許権者 306037311
 富士フィルム株式会社
 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 小澤 聰
 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
 番地 富士フィルム株式会社内
 (72) 発明者 飯田 孝之
 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
 番地 富士フィルム株式会社内
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置及び内視鏡装置の作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

蛍光体を有する照明光学系を備えた内視鏡と、該内視鏡に接続され、中心発光波長が互いに異なる複数の半導体発光素子を有して前記照明光学系に前記半導体発光素子からの光を供給する光源部と、を具備し、前記複数の半導体発光素子の中心発光波長が前記蛍光体の吸収波長帯域に含まれる内視鏡装置であって、

前記複数の半導体発光素子からの出力光をそれぞれ合波して合成光を得る合波手段と、

前記合成光の中心波長を所望の目標波長に設定する前記複数の半導体発光素子の発光光量比を求めておき、該求めた発光光量比で前記半導体発光素子をそれぞれ駆動する中心波長変更手段と、

を備える内視鏡装置。

【請求項 2】

請求項1記載の内視鏡装置であって、

前記複数の半導体発光素子の発光光量比と前記合成光の中心波長との関係を表す波長変更テーブルが保存される記憶手段を備え、

前記中心波長変更手段が、保存された前記波長変更テーブルを参照して、前記複数の半導体発光素子の前記発光光量比を決定する内視鏡装置。

【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、

前記蛍光体が、被検体に挿入される内視鏡先端部の互いに異なる位置に複数配置され、

複数の前記蛍光体のそれぞれに前記合成光を分波して供給する分波手段を更に備えた内視鏡装置。

【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、

前記複数の半導体発光素子の出力光を光路途中でそれぞれ個別に抽出する出力光抽出手段と、

前記出力光抽出手段から抽出された光の波長をそれぞれ測定する波長測定手段と、を備え、

前記中心波長変更手段が、前記複数の半導体発光素子の出力光の波長測定値に基づいて前記発光光量比を決定する内視鏡装置。 10

【請求項 5】

請求項 1 ~ 請求項 4 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記複数の半導体発光素子は、前記目標波長より短波長側の中心発光波長の半導体発光素子と、長波長側の中心発光波長の半導体発光素子とを有する内視鏡装置。

【請求項 6】

蛍光体を有する照明光学系を備えた内視鏡と、該内視鏡に接続され、中心発光波長が互いに異なる複数の半導体発光素子を有して前記照明光学系に前記半導体発光素子からの光を供給する光源部と、光源制御部と、を具備し、前記複数の半導体発光素子の中心発光波長が前記蛍光体の吸収波長帯域に含まれる内視鏡装置の作動方法であって、

前記光源制御部が、 20

前記複数の半導体発光素子からの出力光を合波して得た合成光の中心波長を、所望の目標波長に設定する前記複数の半導体発光素子の発光光量比を求めておき、該求めた発光光量比で前記半導体発光素子をそれぞれ駆動する内視鏡装置の作動方法。

【請求項 7】

請求項 6 記載の内視鏡装置の作動方法であって、

前記光源制御部が、

前記複数の半導体発光素子の発光光量比と前記合成光の中心波長との関係を表す波長変更テーブルを作成し、該作成された波長変更テーブルを参照して、前記複数の半導体発光素子の前記発光光量比を決定する内視鏡装置の作動方法。 30

【請求項 8】

請求項 6 又は請求項 7 記載の内視鏡装置の作動方法であって、

前記複数の半導体発光素子に対する中心発光波長を波長測定手段がそれぞれ測定し、

測定された波長測定値に基づいて前記光源制御部が前記複数の半導体発光素子の前記発光光量比を決定する内視鏡装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置及び内視鏡装置の作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

蛍光体に半導体発光素子からのレーザ光を照射して、蛍光体を励起発光させて白色照明を行う照明手段を備えた内視鏡装置が、例えば特許文献 1 に開示されている。この種の内視鏡装置によれば、レーザ光の使用によって、ハロゲンランプやキセノンランプより省電力で高輝度な照明光を得ることができる。しかし、半導体発光素子は、同一仕様の製品であっても、使用する材料や製造工程等の諸条件によって発光波長にばらつきが生じることが知られている。この発光波長のばらつきのため、蛍光体の材料によっては僅かな波長の差であっても蛍光体の発光効率が低下することがあり、その場合は、所定の光量を得るために半導体発光素子への印加工エネルギーを増加させる等、無駄にエネルギーを生じさせることになる。 40

【0003】

特に、青色波長域における蛍光体の吸収スペクトルが急峻なプロファイルである場合、半導体発光素子の僅かな発光波長の変化によって蛍光体の発光効率が増減し、その結果、同じ出射光強度で蛍光体を照射しているのにも拘わらず、蛍光体の発光強度が低下して、青みがかった白色照明となる。このように、発光波長のばらつきによって、レーザ光と励起発光光とからなる白色光の発光スペクトルにばらつきが生じ、画像の色調が変化して正しい診断の妨げとなる虞がある。

更に、撮像素子の分光感度特性は、400 nm付近で大きく低下する特性になりやすく、400 nmに近い短波長の半導体発光素子を用いる場合には、僅かな発光波長の差が撮像素子の受光感度に影響を及ぼすことになる。そのため、半導体発光素子からの光の波長は、高い精度で規定の一定値に維持することが要求される。

10

【0004】

また、半導体発光素子の製造工程においては、製造後の検査で規定の発光波長範囲から外れたものは取り除く等の検品処理を行い、均質な製品のみ市場に供給するようになっている。したがって、半導体発光素子の部品コストは上昇する傾向になりやすく、内視鏡装置の低コスト化の妨げとなる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2006-296656号公報

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、半導体発光素子からの光の波長を高い精度で規定の一定値に維持でき、また、単体では発光波長が規定の波長範囲に収まらない半導体発光素子であっても、規定の波長のレーザ光を生成することができる内視鏡装置、及び内視鏡装置の作動方法を提供し、これにより、照明光量や撮像感度の低下を防止して、内視鏡装置の部品コストを低減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。

30

(1) 蛍光体を有する照明光学系を備えた内視鏡と、該内視鏡に接続され、中心発光波長が互いに異なる複数の半導体発光素子を有して前記照明光学系に前記半導体発光素子からの光を供給する光源部と、を具備し、前記複数の半導体発光素子の中心発光波長が前記蛍光体の吸収波長帯域に含まれる内視鏡装置であって、

前記複数の半導体発光素子からの出力光をそれぞれ合波して合成光を得る合波手段と、

前記合成光の中心波長を所望の目標波長に設定する前記複数の半導体発光素子の発光光量比を求めておき、該求めた発光光量比で前記半導体発光素子をそれぞれ駆動する中心波長変更手段と、を備える内視鏡装置。

【0008】

(2) 蛍光体を有する照明光学系を備えた内視鏡と、該内視鏡に接続され、中心発光波長が互いに異なる複数の半導体発光素子を有して前記照明光学系に前記半導体発光素子からの光を供給する光源部と、光源制御部と、を具備し、前記複数の半導体発光素子の中心発光波長が前記蛍光体の吸収波長帯域に含まれる内視鏡装置の作動方法であって、

40

前記光源制御部が、

前記複数の半導体発光素子からの出力光を合波して得た合成光の中心波長を、所望の目標波長に設定する前記複数の半導体発光素子の発光光量比を求めておき、該求めた発光光量比で前記半導体発光素子をそれぞれ駆動する内視鏡装置の作動方法。

【発明の効果】

【0009】

本発明の内視鏡装置及び内視鏡装置の作動方法によれば、半導体発光素子からの光の波

50

長を高精度に規定の一定値に維持できる。また、単体で発光波長が規定の波長範囲に收まらない半導体発光素子あっても、複数の半導体発光素子を組み合わせて発光光量比を制御することで、規定の波長の光を生成させることができる。これにより、照明光量や撮像感度の低下を防止して、内視鏡装置の部品コストを低減できる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の実施形態を説明するための図で、内視鏡装置の概念的なブロック構成図である。

【図2】図1に示す内視鏡装置の一例としての外観図である。

【図3】青色レーザ光源からの青色レーザ光及び青色レーザ光が蛍光体により波長変換された発光スペクトルを示すグラフである。 10

【図4】蛍光体の励起スペクトルと発光スペクトルの一例を示すグラフである

【図5】吸収したエネルギーの大きさによって変化する蛍光体の発光強度を示す説明図である。

【図6】図6(A)～図6(D)は発光波長及び発光強度が異なる2つのレーザ光がそれぞれ所定の光量比で合波された合成レーザ光のスペクトルを示すグラフである。

【図7】波長が異なる2つのレーザ光の発光波長をそれぞれ一定としたとき、光量比と合成レーザ光の中心波長との関係を示すグラフである。

【図8】発光強度の異なる2つのレーザ光を合波して所望の波長の合成レーザ光を得る手順を示すフローチャートである。 20

【図9】変形例1の内視鏡装置の概念的なブロック構成図である。

【図10】変形例2の光源装置の主要部の構成を示すブロック図である。

【図11】変形例3の光源装置の主要部の構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

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、内視鏡装置の概念的なブロック構成図、図2は図1に示す内視鏡装置の一例としての外観図である。

【0012】

図1及び図2に示すように、内視鏡装置100は、内視鏡11と、この内視鏡11が接続される制御装置13とを有する。制御装置13には、画像情報等を表示する表示部15と、入力操作を受け付ける入力部17が接続されている。内視鏡11は、内視鏡挿入部19の先端から照明光を出射する照明光学系と、被観察領域を撮像する撮像素子21(図1参照)を含む撮像光学系とを有する、電子内視鏡である。 30

【0013】

また、内視鏡11は、被検体内に挿入される内視鏡挿入部19と、内視鏡挿入部19の先端の湾曲操作や観察のための操作を行う操作部23(図2参照)と、内視鏡11を制御装置13に着脱自在に接続するコネクタ部25A, 25Bを備える。なお、図示はしないが、操作部23及び内視鏡挿入部19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。 40

【0014】

内視鏡挿入部19は、可撓性を持つ軟性部31と、湾曲部33と、先端部(以降、内視鏡先端部とも呼称する)35から構成される。内視鏡先端部35には、図1に示すように、被観察領域へ光を照射する照射口37A, 37Bと、被観察領域の画像情報を取得する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21が配置されている。撮像素子21の受光面には対物レンズユニット39が配置される。

【0015】

湾曲部33は、軟性部31と先端部35との間に設けられ、操作部23に配置されたアンダルノブ22の回動操作により湾曲自在にされている。この湾曲部33は、内視鏡11 50

が使用される被検体の部位等に応じて、任意の方向、任意の角度に湾曲でき、内視鏡先端部35の照射口37A, 37B及び撮像素子21の観察方向を、所望の観察部位に向けることができる。また、内視鏡挿入部19の照射口37A, 37Bには、カバーガラスやレンズ(不図示)が配置される。

【0016】

制御装置13は、内視鏡先端部35の照射口37A, 37Bに供給する照明光を発生する光源装置41、撮像素子21からの画像信号を画像処理するプロセッサ43を備え、コネクタ部25A, 25Bを介して内視鏡11と接続される。また、プロセッサ43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43は、内視鏡11の操作部23や入力部17からの指示に基づいて、内視鏡11から伝送されてくる撮像信号を画像処理し、表示部15へ表示用画像を生成して供給する。10

【0017】

光源装置41は、中心波長が略445nmに規定された青色レーザ光を発生させる2つの青色レーザ光源45, 47を備えている。これら青色レーザ光源45, 47は、例えば中心波長が444nmの半導体発光素子LD1が青色レーザ光源45の発光源、中心波長が446nmの半導体発光素子LD2が青色レーザ光源47の発光源として設けてある。そして、各半導体発光素子LD1, LD2は、光源制御部49により個別に制御されており、青色レーザ光源45からの出射光と、青色レーザ光源47からの出射光の光量比は個別に変更自在になっている。

【0018】

半導体発光素子LD1, LD2は、プロードエリア型のInGaN系レーザダイオードが利用でき、また、InGaNAs系レーザダイオードやGaNAs系レーザダイオードを用いることもできる。また、上記光源として、発光ダイオード等の発光体を用いた構成としてもよい。20

【0019】

これら青色レーザ光源45, 47から発光する青色レーザ光は、それぞれが予め発光波長が測定されており、その発光波長が光源制御部49に接続された記憶部75に記憶されている。

【0020】

これら各光源45, 47から出射される青色レーザ光は、集光レンズ(図示略)によりそれぞれ光ファイバ55A, 55Bに入力され、合波器であるコンバイナ51と、分波器であるカプラ53を介してコネクタ部25Aに伝送される。なお、これに限らず、コンバイナ51とカプラ53を用いずに各光源45, 47からのレーザ光を直接コネクタ部25Aに送出する構成であってもよい。30

【0021】

中心波長略445nmの2つの青色レーザ光が合波された青色レーザ光は、コネクタ部25Aまで伝送され、光ファイバ55A, 55Bによって、それれ内視鏡11の内視鏡先端部35まで伝送される。そして、青色レーザ光は、内視鏡先端部35の光ファイバ55A, 55Bの光出射端に配置された波長変換部材である蛍光体57を励起して蛍光を発光させる。また、一部の青色レーザ光は、そのまま蛍光体57を透過する。40

【0022】

蛍光体57は、青色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(BaMgAl₁₀O₁₇)等の蛍光体)を含んで構成される。これにより、青色レーザ光を励起光とする緑色～黄色の励起光と、蛍光体57により吸収されず透過した青色レーザ光とが合わされて、白色(疑似白色)の照明光となる。本構成例のように、半導体発光素子LD1, LD2を励起光源として用いれば、高い発光効率で高強度の白色光が得られ、白色光の強度を容易に調整できる上に、白色光の色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

【0023】

上記の蛍光体57は、レーザ光の可干渉性により生じるスペックルに起因して、撮像の50

障害となるノイズの重畳や、動画像表示を行う際のちらつきの発生を防止できる。また、蛍光体57は、蛍光体を構成する蛍光物質と、充填剤となる固定・固化用樹脂との屈折率差を考慮して、蛍光物質そのものと充填剤に対する粒径を、赤外域の光に対して吸収が小さく、かつ散乱が大きい材料で構成することが好ましい。これにより、赤色や赤外域の光に対して光強度を落とすことなく散乱効果が高められ、光学的損失が小さくなる。

【0024】

光ファイバ55A, 55Bは、マルチモードファイバであり、一例として、コア径105μm、クラッド径125μm、外皮となる保護層を含めた径が0.3~0.5mmの細径なファイバケーブルを使用できる。

【0025】

図3は、青色レーザ光源からの青色レーザ光及び青色レーザ光が蛍光体により波長変換された発光スペクトルを示すグラフである。青色レーザ光は、中心波長445nmの輝線で表され、青色レーザ光による蛍光体57からの励起発光光は、概ね450nm~700nmの波長帯域で発光強度が増大する分光強度分布となる。この励起発光光と青色レーザ光によるプロファイルによって、前述した白色光が形成される。

【0026】

ここで、本明細書でいう白色光とは、厳密に可視光の全ての波長成分を含むものに限らず、例えばR, G, B等、特定の波長帯の光を含むものであればよく、例えば、緑色から赤色にかけての波長成分を含む光や、青色から緑色にかけての波長成分を含む光等も広義に含むものとする。

【0027】

この内視鏡装置100では、図3に示すプロファイルの発光強度を、光源制御部49により増減制御して、任意の輝度バランスの照明光を生成することができる。

【0028】

ここで、図4, 図5を用いて図3に示すプロファイルを更に詳細に説明する。

図4は蛍光体の励起スペクトルと発光スペクトルの一例を示すグラフである。この場合の蛍光体は、点線で示す励起スペクトルが、420~470nm程度の波長帯域内の光を吸収し、特に445nm程度の波長の光を高効率で吸収するようになっている。蛍光体57は、吸収した励起光によって励起され、実線で示す発光スペクトルで示されるスペクトルの蛍光を発する。

【0029】

この蛍光体57の発光強度は、吸収したエネルギーの大きさによって変化する。例えば、図5に示すように、青色レーザ光源の発光波長がずれた場合を考えると、規定の波長445nmのレーザ光線LB-Aに対しては、励起スペクトルが略ピーカとなる波長で高効率で吸収されるが、レーザ光線LB-Bに対しては、発光波長がずれているために励起スペクトルの強度がPだけ低下する。すると、LB-Bに対しては、LB-Aと同一の光強度でありながら、蛍光体の発光スペクトルCAからCBに減少し、蛍光体の発光強度に相対的な差が生じてしまう。

【0030】

すると、青色レーザ光と蛍光体の発光により生成される白色光は、青色レーザ光(一定強度)と蛍光体の発光(波長により変化)との強度バランスが変化して、白色光自体の色調が変化する。つまり、上記のLB-Bのように発光波長がずれた場合は、蛍光体の発光強度が減少して青色レーザ光の強度比が相対的に高くなり、青みがかった白色光となってしまう。

【0031】

このように、照明光の色調を一定にするには、レーザ光源の波長を高精度に一定にする必要がある。そのため、本構成の内視鏡装置においては、複数のレーザ光源を用い、それぞれのレーザ出射光を合波して、各レーザ光源の有する出射光の波長の個体差による影響を軽減している。複数のレーザ光源からのレーザ出射光を合波することで、合波されたレーザ光の中心波長を各レーザ光源の平均的な波長、即ち、規定の波長(445nm)に近

10

20

30

40

50

い波長に設定できる。

【0032】

再び図1に戻り説明する。上記のように青色レーザ光と蛍光体57からの励起発光光による白色照明光は、内視鏡11の先端部35から被検体の被観察領域に向けて照射される。そして、照明光が照射された被観察領域の様子を対物レンズユニット39により撮像素子21の受光面上に結像させて撮像する。

【0033】

撮像後に撮像素子21から出力される撮像画像の画像信号は、スコープケーブル63を通じてA/D変換器65に伝送されてデジタル信号に変換され、コネクタ部25Bを介してプロセッサ43の画像処理部67に入力される。画像処理部67は、入力されたデジタル画像信号を画像データに変換して、画像処理部67により適宜画像処理が施され、所望の出力用画像情報制御部73に出力する。

【0034】

制御部73に入力された出力用画像情報は、内視鏡観察画像として表示部15に表示され、必要に応じて、メモリやストレージ装置からなる記憶部75に記憶される。

【0035】

次に、発光波長が僅かに異なる2つの青色レーザ光源45, 47から出射されるレーザ光の合波について説明する。

図6(A)～図6(D)は発光波長、及び発光強度が異なる2つのレーザ光が合波された合成レーザ光のスペクトルを示す。

【0036】

図6(A)に示すように、図中一点鎖線で示される一方の青色レーザ光源47から出射する中心発光波長 L_{D2} の青色レーザ光LB1と、この青色レーザ光LB1より中心波長が短く、二点鎖線で示される他方の青色レーザ光源45から出射する中心発光波長 L_{D1} の青色レーザ光LB2とを合波することにより、実線で示されるスペクトルの合成レーザ光LBCが得られる。なお、青色レーザ光源45, 47から出射される2つの青色レーザ光LB1, LB2の発光波長 L_{D1} , L_{D2} は、それぞれ一定の波長である。また、図6(A)～図6(D)においては、青色レーザ光LB1, LB2の発光波長と比較しやすいように、合成レーザ光LBCの発光強度のスケールを1/2にして示している。

【0037】

図6(A)は、各青色レーザ光源45, 47から同じ光量比($L_{D1} : L_{D2} = 1 : 1$)で青色レーザ光LB1, LB2が出射されるときの合成レーザ光LBCのスペクトルを示している。このときの合成レーザ光LBCの中心波長aは、青色レーザ光LB1, LB2の中心波長 L_{D1} , L_{D2} の中間値となる。

【0038】

図6(B)は、各青色レーザ光源45, 47から光量比を異ならせて出射した場合のスペクトルで、光量比を $L_{D1} : L_{D2} = 1.3 : 1$ としている。このときの合成レーザ光LBCの中心波長bは、青色レーザ光LB1, LB2の中心波長 L_{D1} , L_{D2} の中間値から、強度が強い青色レーザ光LB1の中心波長 L_{D1} 側にシフトしている。

【0039】

同様に、図6(C)は、各青色レーザ光源45, 47から光量比を $L_{D1} : L_{D2} = 1.5 : 1$ として出射した場合、図6(D)は、各青色レーザ光源45, 47から光量比 $L_{D1} : L_{D2} = 2.0 : 1$ で出射した場合のスペクトルを示しており、それぞれの合成レーザ光LBCの中心波長はc, dとなり、青色レーザ光LB1の中心波長 L_{D1} 側に更にシフトする。

【0040】

図7は、青色レーザ光源45, 47から出射される中心発光波長 L_{D1} , L_{D2} の青色レーザ光LB1, LB2の光量比と、合成レーザ光LBCの中心波長との関係を示すグラフであり、合成レーザ光LDCの中心波長は、青色レーザ光源45, 47の発光波長 L_{D1} , L_{D2} をそれぞれ一定にしたときに、強度を高めた側の波長へシフトする。

10

20

30

40

50

換言すれば、各青色レーザ光の光量比を制御することにより、合成レーザ光の中心波長を、各青色レーザ光の発光波長の間で任意の波長に設定することが可能となる。

【0041】

次に、内視鏡装置100において、合成レーザ光の波長を所望の波長に調整する青色レーザ光源45, 47(LD1, LD2)の駆動手順について、図8のフローチャートを参照して詳細に説明する。

まず、2つの半導体発光素子LD1, LD2から出射される青色レーザ光の中心波長LD1, LD2を、それぞれ波長測定器等で測定する(ステップS1)。そして、測定された中心波長に対して、それぞれのLD1, LD2からの発光光量を変化させたときの合成レーザ光の中心波長を解析的に求め、LD1, LD2の発光光量比と合成レーザ光の波長との関係を表す波長変更テーブルを作成し、これを、図1に示す記憶部75に保存する(ステップS2)。このステップS1, S2の作業は、内視鏡装置100の製造工程内、即ち、製品出荷時までの間に行われることが望ましい。10

【0042】

そして、内視鏡装置100の使用に際して、操作部23に配置されたスイッチ79(図1参照)が操作されると、これをキャリブレーション開始のトリガとして、光源制御部49は、記憶部75に登録されている波長変更テーブルを参照して、合成レーザ光の中心波長を所望の目標波長とするために光源LD1, LD2からそれぞれ出射すべきレーザ光の発光光量比を求め(ステップS3)、この発光光量比で光源LD1, LD2を駆動する(ステップS4)。これにより、合成レーザ光の中心波長が、目標とする任意の波長に合うように制御される。目標波長は、基本的には内視鏡装置100に固有の値に設定されるが、例えば、図1に示す制御装置13に接続された内視鏡11の種類に応じて設定する等、外部から入力した任意の値に設定することもできる。20

【0043】

ところで、青色レーザ光源45, 47の発光源として用いられる半導体発光素子LD1, LD2は、製造段階における検品処理により、発光波長に応じてグループ分けされる。例えば、規定の中心波長445nmを含む444nm以上446nm未満の規格内グループと、この範囲に含まれない他のグループに振り分けられる。通常、規格内グループの半導体発光素子LD1, LD2のみが、光源装置41に組み込まれて使用されることになり、他のグループ(規格外)の半導体発光素子LD1, LD2は、この種の光源装置41に利用されることとはなかった。しかし、本構成の内視鏡装置100によれば、規格外の半導体発光素子LD1, LD2であっても、照明光源として積極的に利用することが可能となる。30

【0044】

つまり、規格外の半導体発光素子LD1, LD2を、例えば、短波長側である440nm以上444nm未満の第1のグループと、長波長側である446nm以上449nm未満の第2のグループとに振り分けた場合、第1のグループと第2のグループからそれぞれ一個の半導体発光素子LD1, LD2を抽出して、これらを前述の青色レーザ光源45, 47の発光源として使用する。

【0045】

即ち、中心発光波長が、規定の発光波長より短波長側の半導体発光素子LD1と、長波長側の半導体発光素子LD2と、を一対用い、それぞれの発光波長、及び発光光量を変化させたときの合成レーザ光の中心波長を解析的に求めて波長変更テーブルに登録しておく。そして、上記したように、波長変更テーブルに基づいて、合成レーザ光の中心波長が所定の発光波長となるように、光源制御部49が半導体発光素子LD1, LD2の発光強度を制御する。これにより、規格外品とされた半導体発光素子LD1, LD2であっても、高精度に規定の波長の照明光を内視鏡先端部35に供給する必要のある青色レーザ光源45, 47の発光源として使用でき、内視鏡装置100のコストを低減することができる。40

【0046】

青色レーザ光により蛍光体57を励起発光させて白色照明を行う光源装置41において50

、蛍光体57の吸収スペクトルが青色波長域で急峻なプロファイルとなる場合には、青色レーザ光源45, 47の僅かな波長変化によって蛍光体57の発光効率が増減する。その結果、同じ出射強度で蛍光体57を照射しているのにも拘わらず、蛍光体57の発光量が低下して、青みがかった白色照明となる虞がある。しかし、本構成の内視鏡装置100によれば、合成レーザ光の中心波長を目標とする任意の波長に高精度で制御することができるので、発光スペクトルが一定の白色光で照明して、常に良好な色調で観察画像を表示部15に表示することができる。

【0047】

また、上記の半導体発光素子LD1, LD2の発光波長は、適宜なタイミングで測定して、記憶部75の情報を書き換えることもできる。図9は記憶部75の情報を書き換え可能な变形例1の内視鏡装置100の概念的なブロック構成図である。図9において、図1に示す部材と同一の部材に対しては、同一の符号を付与することで、その説明は省略する。

図9に示すように、变形例1の内視鏡装置100は、青色レーザ光源45, 47と、合波器であるコンバイナ51とを繋ぐ光路の途中に、ビームスプリッタやガルバノミラー等の反射手段81, 83を配設している。青色レーザ光源45, 47から出射されたレーザ光は、反射手段81, 83により反射して光路から取り出され、制御装置13に設けられたコネクタ部25Cに出力される。

【0048】

そして、青色レーザ光源45, 47のレーザ光の波長は、コネクタ部25Cに接続された波長測定器85によって測定され、その測定結果が光源制御部49を通じて記憶部75に書き込まれる。これにより、内視鏡装置100の出荷後、半導体発光素子LD1, LD2の特性に経時変化が生じた場合、或いは、メンテナンス等によって半導体発光素子LD1, LD2が交換された場合でも、常に正確な規定波長の照明光を供給することができ、表示部15に正しい色の画像を表示することができる。また、内視鏡装置100の使用現場において、定期的にキャリブレーションを行うことも容易となる。この記憶部75への書き込み処理は、内視鏡装置100を製造工場へ搬送して製造工場で行ってもよく、使用現場で行うようにしてもよい。

【0049】

また、内視鏡装置100の構成については、様々な変形が可能である。例えば、合波する半導体発光素子LDの数は、上記した2つのLD1, LD2に限らず、任意の個数とすることが可能である。図10は变形例2の光源装置の主要部の構成を示すブロック図であり、1つの光源装置41にn個の半導体発光素子LD1, LD2, LD3, ..., LDnが設けてあり、これらn個の半導体発光素子LD1, LD2, LD3, ..., LDnからそれぞれ出射されるレーザ光は、コンバイナ51によって合波される。多数の半導体発光素子LD1, LD2, LD3, ..., LDnからのレーザ光を合波することにより、2つの半導体発光素子LD1, LD2を用いた場合と比較して、合成レーザ光の分光プロファイルを、より滑らかなガウス分布プロファイルに近づけることができる。そのとき、合波した光の波長の調整代が大きくなるように、互いに異なる発光波長₁ ~ _nの光源の組み合わせとするのがよい。

【0050】

図11は、变形例3の光源装置の主要部の構成を示すブロック図であり、合波する光源LDは、複数種の波長帯域の光源同士であってもよい。図11に示した变形例3においては、1つの光源装置41の中に、波長445nmを規定波長とする2つの半導体発光素子LD-A1, LD-A2と、波長405nmを規定波長とする他の2つの半導体発光素子LD-B1, LD-B2とが、組み合わされて設けてある。これら4つの半導体発光素子LD-A1, LD-A2, LD-B1, LD-B2からそれぞれ出射されるレーザ光をコンバイナ51で合波することで、波長445nm付近で平均化された波長_Aと、波長405nm付近で平均化された波長_Bが生成される。

【0051】

10

20

30

40

50

この場合、同じ波長で規格された半導体発光素子を複数用いてそれらの出射光を合波することにより、各半導体発光素子の個体差による波長のばらつきを吸収し、照明光の波長を揃えることができる。例えば、半導体発光素子LD-A1, LD-A2は、規格上の発光波長は445nmであるが、実際には製造上の違い等により個体差を有して、それぞれが445nmから例えば±5nm程度ずれた波長の光を発生することがある。そこで、図11に示すように、複数の半導体発光素子LD-A1, LD1-A2の光を合波して利用し、また同様に、半導体発光素子LD-B1, LD-B2も合波して利用することにより、半導体発光素子の波長のばらつきが平均化される。その結果、合波された光の波長は、それぞれの波長(445, 405nm)で1つのレーザ光源を用いる構成とした場合より、個体差による発光波長のばらつきを少なくできる。

10

【0052】

このように、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。

【0053】

以上の通り、本明細書には次の事項が開示されている。

(1) 蛍光体を有する照明光学系を備えた内視鏡と、該内視鏡に接続され、中心発光波長が互いに異なる複数の半導体発光素子を有して前記照明光学系に前記半導体発光素子からの光を供給する光源部と、を備えた内視鏡装置であって、

前記複数の半導体発光素子からの出力光をそれぞれ合波する合波手段と、

20

前記複数の半導体発光素子の発光光量比を制御して、前記合波手段により合波される光の中心波長を変更する中心波長変更手段と、
を備えた内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、半導体発光素子からの光の波長を高精度に規定の一定値に維持でき、しかも、単体では発光波長が規定の波長範囲に収まらない半導体発光素子であっても、規定の波長の光を生成させることができる。これにより、照明光量や撮像感度の低下を防止して、内視鏡装置の部品コストを低減できる。

【0054】

(2) (1)の内視鏡装置であって、

前記中心波長変更手段が、前記複数の半導体発光素子それぞれの中心発光波長及び発光光量の情報に基づいて、前記複数の半導体発光素子の出射光を合波させた光の中心波長を求めた波長変更テーブルを備え、前記半導体発光素子の発光光量比を、前記波長変更テーブルを参照して決定する内視鏡装置。

30

この内視鏡装置によれば、波長変更テーブルを作成しておき、この波長変更テーブルに基づいて半導体発光素子それぞれの発光光量を制御することで、出射光の波長の調整を任意のタイミングで簡単に行うことができる。

【0055】

(3) (1)又は(2)記載の内視鏡装置であって、

前記蛍光体が、被検体に挿入される内視鏡先端部の互いに異なる位置に複数配置され、複数の前記蛍光体のそれぞれに前記合波した光を分波して供給する分波手段を更に備えた内視鏡装置。

40

この内視鏡装置によれば、内視鏡先端部の複数箇所に蛍光体を配置して、各蛍光体に分波手段で分波された光をそれぞれ供給することで、被検体に影を生じさせることのない、均一な照明光で被検体を照明できる。

【0056】

(4) (1)～(3)のいずれか1項記載の内視鏡装置であって、

前記複数の半導体発光素子の出力光を光路途中でそれぞれ個別に抽出する出力光抽出手段と、

前記出力光抽出手段から抽出された光の波長をそれぞれ測定する波長測定手段と、を備え、

50

前記中心波長変更手段が、前記複数の半導体発光素子の出射光の波長測定値に基づいて前記発光光量比を決定する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、各半導体発光素子の出射光の波長を測定し、この波長測定値に基づいて発光光量比を制御することで、合波される光の中心波長をより正確に合わせることができる。これにより、メンテナンス等によって半導体発光素子を交換した場合、経時変化によって半導体発光素子の特性が変化した場合でも、合波される光の中心波長をより正確に合わせることができる。

【0057】

(5) 蛍光体を有する照明光学系を備えた内視鏡と、該内視鏡に接続され、中心発光波長が互いに異なる複数の半導体発光素子を有して前記照明光学系に前記半導体発光素子からの光を供給する光源部と、を備えた内視鏡装置の照明制御方法であって、10

前記各半導体発光素子の中心発光波長を測定するステップと、

前記各半導体発光素子の中心発光波長と、各半導体発光素子の発光光量の設定値に応じて、前記複数の半導体発光素子からの出射光を合波した光の中心波長を求めて波長変更テーブルに登録するステップと、

前記波長変更テーブルに基づいて、前記合波した光の中心波長が目標波長になるように前記半導体発光素子の発光光量比を決定するステップと、

前記決定した発光光量比で前記半導体発光素子を駆動するステップと、
を少なくとも含む内視鏡装置の照明制御方法。

この内視鏡装置の照明制御方法によれば、発光波長が規定内の半導体発光素子は勿論、20
単体では規定の波長範囲に收まらない半導体発光素子であっても、高精度で規定の波長の
レーザ光を生成させることができる。これにより、照明光量や撮像感度の低下を防止して
、内視鏡装置の部品コストを低減できる。

【符号の説明】

【0058】

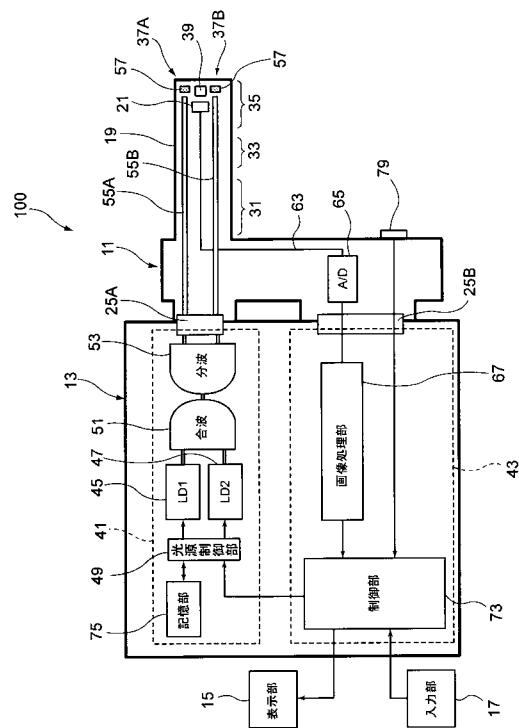
- 1 1 内視鏡
- 3 5 内視鏡先端部
- 4 1 光源装置（光源部）
- 4 5 青色レーザ光源
- 4 7 青色レーザ光源
- 4 9 光源制御部（中心波長変更手段）
- 5 1 コンバイナ（合波手段）
- 5 3 カプラ（分波手段）
- 5 5 A 光ファイバ（照明光学系）
- 5 5 B 光ファイバ（照明光学系）
- 5 7 蛍光体（照明光学系）
- 8 1 反射手段（出力光抽出手段）
- 8 3 反射手段（出力光抽出手段）
- 8 5 波長測定器（波長測定手段）
- 1 0 0 内視鏡装置
- L D 1 半導体発光素子
- L D 2 半導体発光素子
- L D 1 中心発光波長
- L D 2 中心発光波長

20

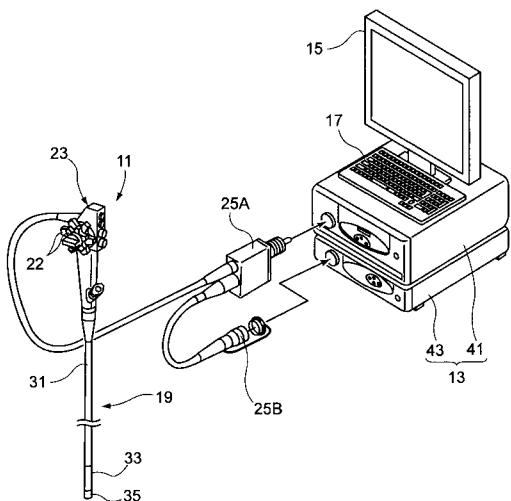
30

40

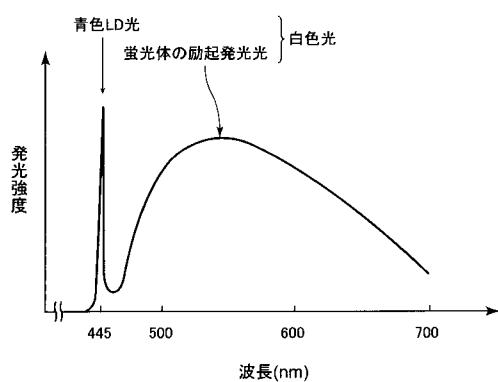
【図1】



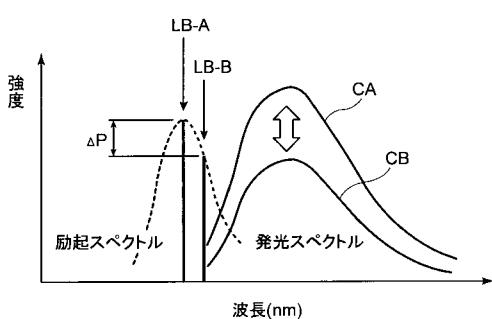
【図2】



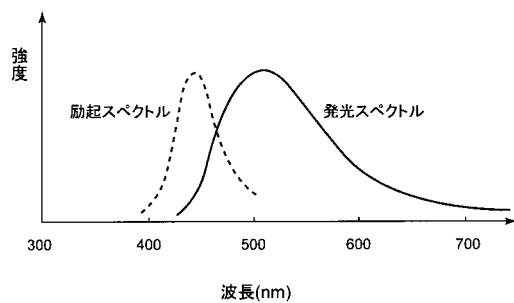
【図3】



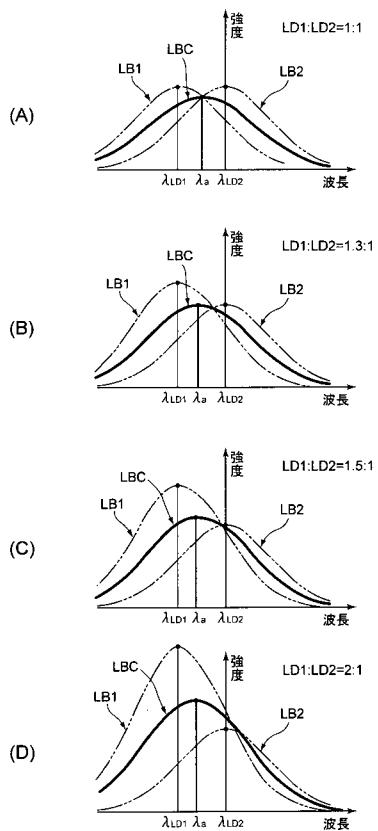
【図5】



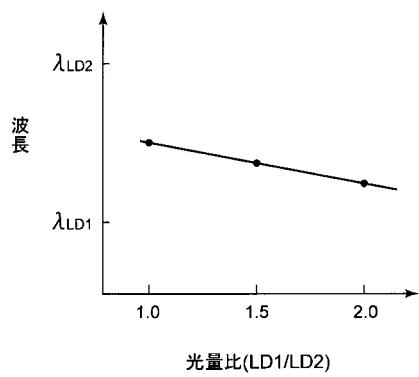
【図4】



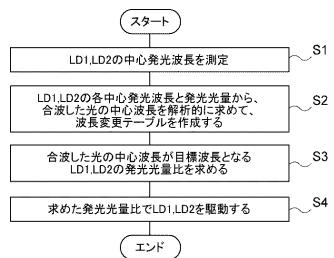
【図6】



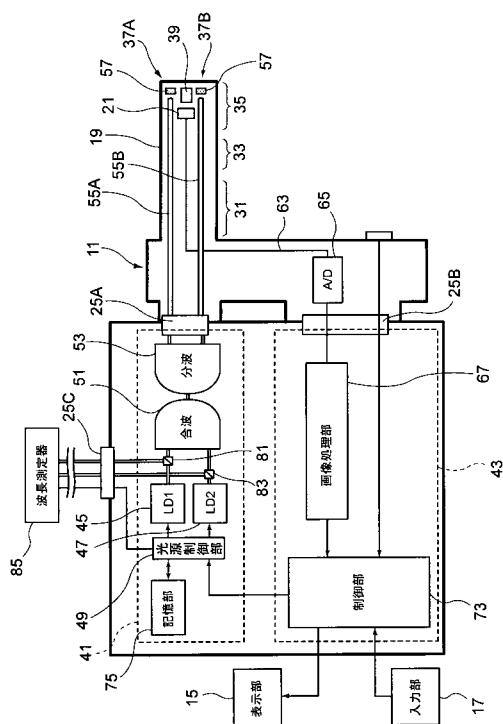
【 四 7 】



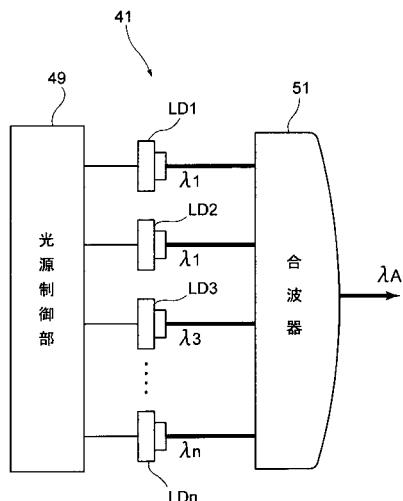
【 四 8 】



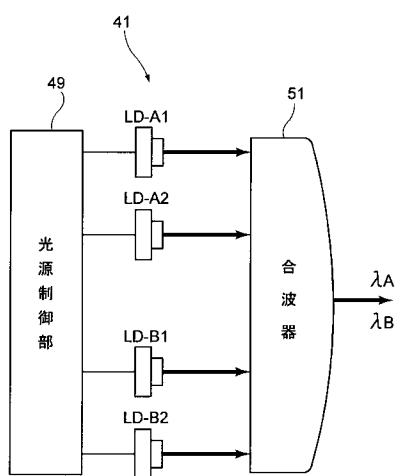
【図9】



【 図 1 0 】



【図 1 1】



フロントページの続き

審査官 増渕 俊仁

(56)参考文献 特開2009-189473(JP,A)

特開2009-056248(JP,A)

特開2009-131324(JP,A)

特開2007-264537(JP,A)

特開2006-136453(JP,A)

特開2007-139822(JP,A)

特開2009-189472(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)	内窥镜设备和操作内窥镜设备的方法		
公开(公告)号	JP5364520B2	公开(公告)日	2013-12-11
申请号	JP2009219246	申请日	2009-09-24
[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	小澤聰 飯田孝之		
发明人	小澤 聰 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0653 H05B45/22		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/00.300.Y G02B23/26.B A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/06.510 A61B1/06.610 A61B1/07.731 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA03 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/GA02 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF40 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ07 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/RR23 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR23		
代理人(译)	长谷川弘道		
其他公开文献	JP2011067268A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过高度精确地将来自半导体发光元件的光波长保持为预定的固定值，并且产生光，以防止降低照明光量和成像灵敏度并降低内窥镜设备的部件的成本。即使单个半导体发光元件的发光波长不落在预定波长范围内，预定波长也是如此。解决方案：该内窥镜装置包括：多个半导体发光元件LD1和LD2，其中心发光波长 λ_{LD1} 和 λ_{LD2} 彼此不同；多路复用器装置51，用于多路复用来自LD1和LD2的输出光；中央波长转换装置49，用于通过使用波长转换表来控制多个半导体发光元件LD1和LD2的发光量比，其中，基于信息获得多路激光的中心波长。各个中心发光波长 λ_{LD1} 和 λ_{LD2} 以及LD1和LD2的发光量。因此，多路复用光的中心波长被控制为预定波长。

3】

