

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2013-27432
(P2013-27432A)

(43) 公開日 平成25年2月7日(2013.2.7)

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

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2011-163684 (P2011-163684)
(22) 出願日 平成23年7月26日 (2011.7.26)

(71) 出願人 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 水由 明
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内
Fターム(参考) 2H040 CA06 CA07
4C161 AA00 BB00 CC06 DD03 FF40
FF47 JJ06 LL02 NN01 QQ02
QQ07

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置及びその製造方法

(57) 【要約】

【課題】 内視鏡先端部分での発熱を低減することのできる内視鏡装置を提供する。

【解決手段】 被検体に挿入される内視鏡挿入部19と、内視鏡挿入部19の先端部33に設けられる蛍光体を含む発光部59と、発光部59に光を供給する光源LD2及びLD3とを備え、光源LD2は青色光を出射し、光源LD3は赤色光を出射し、発光部59は、青色光を励起光として、主として緑色光を発光する1種類の蛍光体によって形成されており、発光部59に占める蛍光体の含有量は、発光部59から発光される緑色光の強度と発光部59を透過する青色光の強度とが略一致するように決められている。

【選択図】 図2

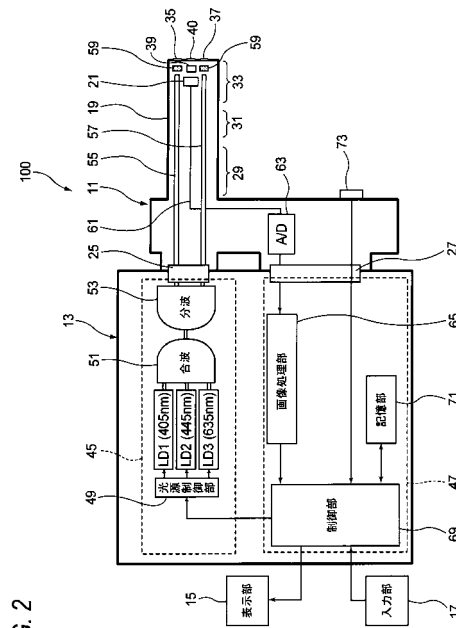


FIG. 2

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に挿入される内視鏡挿入部と、
前記内視鏡挿入部の先端部に設けられる蛍光体を含む発光部と、
前記先端部に光を供給する第一の半導体光源及び第二の半導体光源とを備え、
前記第一の半導体光源は、青色光を前記発光部に照射するためのものであり、
前記第二の半導体光源は、赤色光を出射するものであり、
前記発光部は、前記青色光を励起光として、主として緑色光を発光する 1 種類の蛍光体
によって形成されており、
前記発光部に占める前記蛍光体の含有量は、前記発光部から発光される緑色光の強度と
前記発光部を透過する前記第一の半導体光源からの青色光の強度とが略一致するように決
められている内視鏡装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の内視鏡装置であって、
前記発光部は、光を散乱させるための光散乱部を含まない内視鏡装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 記載の内視鏡装置であって、
前記第二の半導体光源は、前記発光部に前記赤色光を照射するものである内視鏡装置。

【請求項 4】

請求項 1～3 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、
前記第一の半導体光源及び前記第二の半導体光源は、それぞれレーザダイオードである
内視鏡装置。

20

【請求項 5】

請求項 1～3 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、
前記第一の半導体光源及び前記第二の半導体光源は、それぞれ発光ダイオードである内
視鏡装置。

【請求項 6】

被検体に挿入される内視鏡挿入部と、前記内視鏡挿入部の先端部に設けられる蛍光体を含
む発光部と、前記先端部に光を供給する第一の半導体光源及び第二の半導体光源とを備
える内視鏡装置の製造方法であって、
前記第一の半導体光源は、前記発光部に青色光を照射するためのものであり、
前記第二の半導体光源は、赤色光を出射するものであり、
前記発光部を、前記青色光を励起光として、主として緑色光を発光する 1 種類の蛍光体
を用いて形成すると共に、前記発光部に占める前記蛍光体の含有量を、前記発光部から発
光される緑色光の強度と前記発光部を透過する前記第一の半導体光源からの青色光の強度
とが略一致するように調製する内視鏡装置の製造方法。

30

【請求項 7】

請求項 6 記載の内視鏡装置の製造方法であって、
前記発光部に光を散乱させるための光散乱部を混在させずに前記発光部を形成する内視
鏡装置の製造方法。

40

【請求項 8】

請求項 6 又は 7 記載の内視鏡装置の製造方法であって、
前記第二の半導体光源は、前記発光部に前記赤色光を供給するものである内視鏡装置の
製造方法。

【請求項 9】

請求項 6～8 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置の製造方法であって、
前記第一の半導体光源及び前記第二の半導体光源は、それぞれレーザダイオードである
内視鏡装置の製造方法。

【請求項 10】

請求項 6～8 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置の製造方法であって、

50

前記第一の半導体光源及び前記第二の半導体光源は、それぞれ発光ダイオードである内視鏡装置の製造方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置及びその製造方法に関する。

【背景技術】

【0002】

照明光を照射して体腔内の内視鏡像を得る内視鏡装置として、励起光を出射する光源と、内視鏡先端部に配置され、光源からの励起光を波長変換する蛍光体とを組み合わせることで白色光を照射可能としたものが提案されている（例えば特許文献1参照）。特許文献1に記載の内視鏡装置は、蛍光体を青色光で励起し、この青色光の一部を緑色～赤色の光に変換し、この緑色～赤色の光と、蛍光体を透過した青色光とを併せることで、白色光を生成している。

10

【0003】

このような方法で白色光を生成するための蛍光体として、特許文献2には種々の蛍光体が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

20

【特許文献1】特開2009-297313号公報

【特許文献2】特開2005-205195号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

一般に、蛍光体は、発光波長が励起光波長から離れるほどストークスロスと呼ばれる原理的な損失により発光効率が低下する。つまり、青色励起光に対して赤色発光の強度が高い蛍光体を用いることは、発光効率を低下させる要因となる。発光効率が低下するということは、蛍光体における発熱が多くなることを意味する。内視鏡装置、特に経鼻内視鏡等のような細い内視鏡では、先端部分での放熱性を確保するのが難しいため、先端部分での発熱をいかに下げられるかが重要となる。

30

【0006】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、内視鏡先端部分での発熱を低減することのできる内視鏡装置とその製造方法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】

本発明の内視鏡装置は、被検体に挿入される内視鏡挿入部と、前記内視鏡挿入部の先端部に設けられる蛍光体を含む発光部と、前記先端部に光を供給する第一の半導体光源及び第二の半導体光源とを備え、前記第一の半導体光源は、青色光を前記発光部に照射するためのものであり、前記第二の半導体光源は、赤色光を出射するものであり、前記発光部は、前記青色光を励起光として、主として緑色光を発光する1種類の蛍光体によって形成されており、前記発光部に占める前記蛍光体の含有量は、前記発光部から発光される緑色光の強度と前記発光部を透過する前記第一の半導体光源からの青色光の強度とが略一致するように決められているものである。

40

【0008】

本発明の内視鏡装置の製造方法は、被検体に挿入される内視鏡挿入部と、前記内視鏡挿入部の先端部に設けられる蛍光体を含む発光部と、前記先端部に光を供給する第一の半導体光源及び第二の半導体光源とを備える内視鏡装置の製造方法であって、前記第一の半導体光源は、前記発光部に青色光を照射するためのものであり、前記第二の半導体光源は、赤色光を出射するものであり、前記発光部を、前記青色光を励起光として、主として緑色

50

光を発光する１種類の蛍光体を用いて形成すると共に、前記発光部に占める前記蛍光体の含有量を、前記発光部から発光される緑色光の強度と前記発光部を透過する前記第一の半導体光源からの青色光の強度とが略一致するように調製するものである。

【発明の効果】

【０００９】

本発明によれば、内視鏡先端部分での発熱を低減することのできる内視鏡装置とその製造方法を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【００１０】

【図１】本発明の一実施形態を説明するための内視鏡装置１００の外観図

10

【図２】図１に示される内視鏡装置１００の内部構成を示す図

【図３】内視鏡に用いる光源と、この光源を用いて白色板に照明光を照射して撮影したときの撮像素子のRGB出力との関係を示した図

【図４】青色レーザ光の光量に対する発光部５９から発する蛍光光量の比と、発光部５９の発光効率との関係を示した図

【図５】内視鏡装置１００において白色光照明を行うときに発光部５９から出射される光の特性を示した図

【図６】図２に示す内視鏡装置の変形例を示す図

【発明を実施するための形態】

【００１１】

20

以下、本発明の一実施形態について図面を参照して説明する。

【００１２】

図１は、本発明の一実施形態を説明するための内視鏡装置１００の外観図である。

【００１３】

内視鏡装置１００は、内視鏡１１と、制御装置１３と、液晶表示装置等の表示部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とを備える。

【００１４】

制御装置１３は、光源装置４５と、内視鏡１１から出力される撮像画像信号の信号処理等を行うプロセッサ４７とを備える。

【００１５】

30

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２５，２７とを備える。

【００１６】

内視鏡挿入部１９は、可撓性を持つ軟性部２９と、湾曲部３１と、先端部（以降、内視鏡先端部とも呼称する）３３とから構成される。

【００１７】

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

【００１８】

図２は、図１に示される内視鏡装置１００の内部構成を示す図である。

【００１９】

内視鏡先端部３３は、被観察領域へ光を照射するための照明窓３５，３７と、照明窓３５，３７の各々に対向配置される発光部５９と、被観察領域からの反射光を受光するCCD(Charge Coupled Device)イメージセンサやCMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)イメージセンサ等の撮像素子２１と、撮像素子２１の受光面に被観察領域からの反射光を受光させるための観察窓４０と、観察窓４０と撮像素子２１との間に設けられる対物レンズユニット３９とを備える。

50

【0020】

湾曲部31は、軟性部29と先端部33との間に設けられ、操作部23に配置されたアングルノブ43（図1参照）の回動操作により湾曲自在にされている。

【0021】

この湾曲部31は、内視鏡11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33の照明窓35、37及び観察窓40を、所望の観察部位に向けることができる。

【0022】

制御装置13は、内視鏡先端部33の照明窓35、37に供給する照明光を発生する光源装置45と、撮像素子21から出力される赤（R）、緑（G）、青（B）の撮像画像信号を信号処理するプロセッサ47とを備える。光源装置45とプロセッサ47は、コネクタ部25、27を介して内視鏡11と接続される。

10

【0023】

プロセッサ47には、前述の表示部15と入力部17が接続されている。プロセッサ47は、内視鏡11の操作部23や入力部17からの指示にしたがい、内視鏡11から伝送されてくる撮像画像信号を信号処理し、表示用画像データを生成して表示部15に当該表示用画像データに基づく内視鏡観察画像を表示したり、記憶用画像データを生成して記憶部71に記憶したりする。

【0024】

光源装置45は、光源制御部49と、中心波長405nmの紫色レーザ光源LD1と、中心波長445nmの青色レーザ光源LD2と、中心波長635nmの赤色レーザ光源LD3と、コンパナ51と、カブラ53とを備える。

20

【0025】

光源LD1は、狭帯域光観察のための光源である。光源LD2、LD3は、通常観察（白色光観察）のための光源である。各光源LD1、LD2、LD3から出射されるレーザ光は、光源制御部49により個別に制御される。光源制御部49は、紫色レーザ光源LD1の出射光と、青色レーザ光源LD2の出射光と、赤色レーザ光源LD3の出射光との光量比を制御する。

【0026】

各光源LD1、LD2、LD3は、LD（レーザダイオード）又はLED（発光ダイオード）等の半導体光源で構成される。

30

【0027】

レーザダイオードとしては、ブロードエリア型のInGaN系レーザダイオード等を利用することができ、また、InGaAs系レーザダイオードやGaAs系レーザダイオード等を利用することができる。

【0028】

発光部59は、蛍光体として1種類の蛍光体のみを含む。この蛍光体は、光源LD2から供給される青色レーザ光を励起光として、主として緑色の蛍光を発する。この蛍光体は、蛍光の発光ピーク波長が500nm～550nmの範囲にあり、波長600nm以上における蛍光の発光強度が、ピーク発光強度よりも十分に小さい（例えばピーク発光強度の30%以下）ものである。また、この蛍光体は、光源LD3から供給される赤色レーザ光と光源LD1から供給される紫色レーザ光とについては、そのほとんどを透過する。このように、発光部59に用いる蛍光体は、光源LD2から供給される青色レーザ光を照射したときの赤の特殊演色評価数（R9）が非常に低い（例えば30以下）ものであればよい。

40

【0029】

発光部59は、上述した1種類の蛍光体（以下、G蛍光体という）と、樹脂や無機ガラス等の被覆部材とが混合されて形成されている。

【0030】

G蛍光体としては、YAG系蛍光体、 $\text{Ca}_3\text{Sc}_2\text{Si}_3\text{O}_{12}$ 、 $(\text{BaSr})_2\text{Si}$

50

O_4 、 $(Sr, Ba)Si_2O_2N_2$ 、又は サイアロン等が用いられる。発光部 59 の詳しい特性については、後述する。

【0031】

各光源 LD1, LD2, LD3 から出射されるレーザ光は、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、分波器であるカブラ53とを介してコネクタ部25に伝送される。

【0032】

コネクタ部25まで伝送されたレーザ光は、光ファイバ55, 57によって、それぞれ内視鏡11の先端部33まで伝搬される。光ファイバ55, 57を伝搬された青色レーザ光の一部は、内視鏡先端部33の光ファイバ55, 57の光出射端に配置された発光部59に含まれる波長変換部材である蛍光体を励起して蛍光(緑色光)を発光させる。

10

【0033】

また、当該青色レーザ光のうちの残りの光は、そのまま発光部59を透過する。光ファイバ55, 57を伝搬された赤色レーザ光は、発光部59に含まれる蛍光体を強く励起させることなく透過する。これにより、青色レーザ光によって発光された緑色の蛍光及び発光部59により吸収されず透過した青色レーザ光と、発光部59を透過した赤色レーザ光とが合わされて、白色の照明光となる。

【0034】

また、光ファイバ55, 57を伝搬された紫色レーザ光は、発光部59に含まれる蛍光体を強く励起させることなく透過して、狭帯域波長の照明光となる。

20

【0035】

青色レーザ光と赤色レーザ光と発光部59からの発光光とによる白色光、又は、紫色レーザ光による狭帯域光は、内視鏡11の先端部33の照明窓35, 37から被検体の被観察領域に向けて照射される。照明光が照射された被観察領域からの反射光は、観察窓40後方に配置された対物レンズユニット39により撮像素子21に入射され、当該反射光に応じた撮像画像信号が撮像素子21から出力される。

【0036】

撮像素子21から出力される撮像画像信号は、スコープケーブル61を通じて内視鏡11内のA/D変換器63に伝送されてここでデジタル信号に変換される。更に、撮像画像信号は、コネクタ部27を介してプロセッサ47の画像処理部65に入力される。そして、画像処理部65は、このデジタル信号を処理して、表示用、記憶用の画像データを生成する。

30

【0037】

なお、光源制御部49は、通常観察時の照明光(上記白色光)と、光源LD1の狭帯域光とを所定の光量比で同時照射させることも可能である。このようにすることで、粘膜表面の毛細血管や微細模様を、周囲の画像と共に明瞭に表示させることができる。

【0038】

以上のように、内視鏡装置100は、発光部59に含む蛍光体として赤色の蛍光をほとんど発しない(R蛍光体を含まない)ものを用いている。そして、R蛍光体を含まない発光部59を用いたことによる、照明窓35, 37から出射される赤色光の強度不足を、光源装置45に設けられた赤色レーザ光源LD3によって補う構成である。

40

【0039】

この構成において、発光部59に含まれるG蛍光体の濃度(発光部59全体に占めるG蛍光体の含有量)が調製されており、これにより、発光部59を透過する青色光と発光部59が発光する緑色光の強度とが略一致している。

【0040】

図3は、内視鏡に用いる光源と、この光源を用いて白色板に照明光を照射して撮影したときの撮像素子のRGB出力との関係を示したものである。

【0041】

光源としては、蛍光体を用いずにキセノンランプの光を照明窓から白色光として照射す

50

るXe光源と、本実施形態で説明した赤色光源、青色励起光源、及びG蛍光体（ここではYAG蛍光体）を含む発光部によって白色光を生成する（緑蛍光）光源とについて検討した結果を示している。

【0042】

なお、（緑蛍光）光源については、赤色レーザー光は照射しない状態で白色板を撮影したときのデータを示している。また、（緑蛍光）光源については、発光部に含まれるG蛍光体の濃度を变化させており、図3に示した“緑蛍光（濃度1）”から“緑蛍光（濃度4）”に向かうに従って、G蛍光体の濃度が高くなっていることを示している。具体的には、最も濃度の高い“緑蛍光（濃度4）”においてG蛍光体の濃度が約30%であり、“緑蛍光（濃度3）”において濃度が約28%、“緑蛍光（濃度2）”において濃度が約26%、

10

【0043】

“緑蛍光（濃度1）”において濃度が約24%である。また、図3では、全ての光源種別で撮像素子のG出力強度が1となるようにR出力強度、B出力強度を正規化している。図3に示すように、内視鏡装置100においては、発光部59に含まれるG蛍光体の濃度が低いときには、撮像素子のRGB出力に大きな隔たりがある。そして、この濃度が上昇するにつれて、撮像素子のR出力はほとんど変化しないものの、G出力とB出力は近づいていく。“緑蛍光（濃度4）”のときにはG出力とB出力が略一致し、G出力とB出力に関しては、Xe光源を用いたときと同等の関係を得ることができる。

【0044】

“緑蛍光（濃度1）”や“緑蛍光（濃度2）”のG蛍光体の濃度の条件では、発光部から出射される光の拡がり角が、蛍光光と青色光とでは青色光の方が散乱が少ないため狭くなり、結果面内色むらが生じる。蛍光光の拡がり角は、G蛍光体の濃度に対応して変わらないが、“緑蛍光（濃度3）”の濃度以上になると、青色光のG蛍光体における散乱が多くなり、青色光と蛍光光の拡がり角が近くなる。青色光と蛍光光の拡がり角が等しくなることは、特に、広角で観察する内視鏡では重要である。蛍光光の拡がり角を大きくするためには、蛍光体の粒度も重要であり、本実施形態においては、G蛍光体として粒径が約0.5~5μmのものを用いている。

20

【0045】

なお、図3には示していないが、G蛍光体の濃度を“緑蛍光（濃度4）”のときよりも増やしていくと、今度は、B出力がR出力に近づいていき、B出力とG出力との差が大きくなる。内視鏡装置においては、白色光観察時の演色性を考慮すると、撮像素子のG出力とB出力とR出力は1:1:1が理想的である。このため、発光部59から出射されるG光とB光の出力が略一致するように、発光部59に含まれるG蛍光体の濃度を調製して発光部59を形成することで、良好な演色性を実現することができる。

30

【0046】

図4は、青色レーザー光の光量に対する発光部59から発する蛍光光量の比と、発光部59の発光効率との関係を示した図である。

【0047】

青色レーザー光の光量に対する発光部59から発する蛍光光量の比は、発光部59に含まれるG蛍光体の濃度に対応する。つまり、この比が大きいほど、G蛍光体の濃度が高いことを示している。また、発光部59の発光効率とは、発光部59に入射した青色レーザー光のうちの何%が発光部59から出射されたかを示す値である。

40

【0048】

図4に示すように、G蛍光体の濃度が低いほど、発光部59の発光効率は向上する。図3に示した“緑蛍光（濃度4）”の光源における発光効率は約63%である。これに対し、G蛍光体と、主として黄色から赤色の光を発する蛍光体（R蛍光体）との混合によって発光部を形成し、撮像素子のG信号とB信号が略一致するように蛍光体の濃度を調製したときのデータは図4に示した符号40aであり、このときの発光効率は約58%である。

【0049】

つまり、本実施形態のようにG蛍光体のみで発光部を形成し、G蛍光体の濃度を調製し

50

て発光部を形成した場合は、G蛍光体とR蛍光体の2種類の蛍光体で発光部を形成した場合に対して、演色性を同等にしながら、発光効率を上昇させることができる。このことから、本実施形態における発光部59は、発光部59から出射されるB光とG光の強度が略一致するように、G蛍光体の濃度が調製されたものとなっている。

【0050】

なお、本実施形態の内視鏡装置100は、発光部59が赤色蛍光をあまり発せず、光源LD3によって赤色光の光量を補う構成である。このため、光源LD3の出力を制御することで、白色光観察時における撮像素子21のRGB出力比を1:1:1に近づけることが可能である。この結果、R光の演色性についてもXe光源と同等かそれ以上のものを確保することが可能である。

10

【0051】

図5は、内視鏡装置100において白色光照明を行うときに発光部59から出射される光の特性を示した図である。図5において横軸は波長を示し、縦軸は光強度を示している。

【0052】

図5には、B光強度とG光強度とが略一致するようにG蛍光体の濃度を調製して形成した発光部59を用いたときの特性を符号50Aで示した。また、発光部59の代わりに、G蛍光体とR蛍光体の混合によって形成した発光部であって、B光強度とG光強度とが略一致するようにG蛍光体とR蛍光体の濃度を調製して形成した発光部を用いたときの特性を符号50Bで示した。

20

【0053】

なお、符号50Aは、光源LD1, LD3から光を照射したときの特性を示し、符号50Bは、光源LD1のみから光を照射したときの特性を示している。

【0054】

図5から分かるように、内視鏡装置100によれば、蛍光体としてG蛍光体とR蛍光体の2種類を用いる場合よりも、波長600nm以上の赤色光の強度を低くすることができる。また、赤色レーザ光源LD3が設けられていることにより、赤色光の強度低下分を波長635nmの強度によって十分に補うことができる。また、波長455nm~600nmの範囲では、蛍光体としてG蛍光体とR蛍光体の2種類を用いる場合よりも光の強度が上がっている。このデータからもわかるように、内視鏡装置100によれば、発光部59の発光効率を向上させることができ、内視鏡先端部33での発熱を抑えることが可能になる。R蛍光体は、長波長側(赤外)の通常の診断には寄与しない無駄な光を発するものがあり、このようなR蛍光体を用いると、内視鏡先端部の発熱や診断対象の温度上昇が懸念される。しかし、内視鏡装置100では、内視鏡先端部の発熱や診断対象の温度上昇を招く長波長の光の強度が低い発光部を用いているため、この点からも、内視鏡先端部の発熱や診断対象の温度上昇を抑えることができる。

30

【0055】

以上のように、内視鏡装置100によれば、発光部59を構成する蛍光体としてG蛍光体だけを用いているため、青色レーザ光に対するストークスロスを減少させることができる。この結果、発光効率を向上させることができ、内視鏡先端部33での発熱を抑えることができる。また、赤色光を補うための赤色レーザ光の出力は、蛍光体を発光させるよりは低くてすむため、システム全体のエネルギー効率を高めることができる。

40

【0056】

また、発光部59は、発光部59から出射されるB光とG光の強度が略一致するように、発光効率を多少犠牲にしてG蛍光体の濃度が調製されている。しかし、発光効率を犠牲にしても、内視鏡装置100によれば、G蛍光体とR蛍光体を用いて発光部を形成したときよりも発光効率を向上させることができる。このため、演色性については、Xe光源と同等のものを実現しながら、G蛍光体とR蛍光体を含む発光部を用いるときよりも発光効率の向上を図ることができる。

【0057】

50

また、内視鏡装置 100 は、赤色レーザ光源 LD3 によって赤色光を補助する構成であるが、赤色レーザ光源 LD3 から出射される光は直進性が高く拡散しにくい。このため、照明窓 35 から照明される照明エリアの不均一性が懸念される。しかし、内視鏡装置 100 によれば、発光部 59 の G 蛍光体の濃度が高めに調製されているため、青色励起光と同様に R の出射光が発光部 59 により拡散されやすくなり、照明エリアを均一化することが可能である。発光部に含まれる蛍光体の濃度と、発光部における光の散乱特性とは相関関係があり、蛍光体の濃度が上がるほど、散乱特性が改善される傾向にある。このように、内視鏡装置 100 によれば、発光部 59 の発光効率の向上と、発光部 59 に含まれる G 蛍光体の濃度が高いことによる照明エリアの均一化と、発光部 59 に含まれる G 蛍光体の濃度が調製されていることによる演色性の向上とを共に達成することができる。

10

【0058】

また、内視鏡装置 100 によれば、発光部 59 の G 蛍光体の濃度が高くなることによる散乱特性の向上という効果が得られるため、光を散乱させるための光散乱部であるガラスやアルミナのビーズ等からなるフィラーを発光部 59 に混在させなくとも、散乱特性を十分に良好なものにすることができる。発光部 59 にフィラーを混在させなくてよいことにより、製造コストを削減することができる。

【0059】

可視域の中で長波長の赤色は、生体内での吸収が少なく、生体内部における散乱の影響でぼやけて見える。特に、照明光の波長によって、生体内部における侵入深さや散乱の程度が変わるために、580nm~750nm 程度の発光幅の広い光では解像度を確保しづら。このような現象に対し、内視鏡装置 100 によれば、発光波長幅の狭い赤色レーザ光を用いているため、良好な解像度を得ることができる。その結果、新生血管が過多となっている領域や反射率の差が大きい領域を、より遠くから発見することができる。

20

【0060】

内視鏡装置 100 は、白色照明を行う際に、発光色の異なる 2 つの光源 LD2, LD3 を用いる。そこで、白色光の出力を安定にするために、光源 LD2, LD3 から出射させる光の光量比を高精度に制御することが好ましい。

【0061】

図 6 は、図 2 に示す内視鏡装置の変形例を示す図である。図 6 に示した内視鏡装置 200 は、カプラ 81 と光検出部 82 を光源装置 45 に追加した点を除いては、図 2 と同じ構成である。

30

【0062】

カプラ 81 は、カプラ 53 で分波された 2 つの光の一方を更に 2 つに分ける。カプラ 81 は、例えば、入射された光のうちの 95% をコネクタ 25 に入射し、残りの 5% を光検出部 82 に入射する。

【0063】

光検出部 82 は、カプラ 81 から入射された光の青色成分と赤色成分の光量を検出する。例えば、波長 445nm に感度を有する光センサと、波長 635nm に感度を有する光センサとにより、カプラ 81 から入射された光の青色成分と赤色成分の光量を検出する。

40

【0064】

内視鏡装置 200 の制御部 69 は、光検出部 82 によって検出された青色光量と赤色光量に基づいて、光源 LD2 と光源 LD3 の各々の発光量が一定になるように制御する。

【0065】

以上のような構成にすることで、照明窓 35 から白色光を安定的に照射することができるようになり、色調変化による診断精度の低下を防ぐことができる。

【0066】

なお、内視鏡装置 100, 200 において、光源 LD1 は必須ではなく、省略してもよい。

【0067】

また、図 2、図 6 では、赤色レーザ光源 LD3 の出射光を、発光部 59 を通して照明窓

50

35から出射させるものとしているが、これに限らない。例えば、赤色光専用の照明窓を先端部33に追加し、この照明窓に赤色レーザー光源LD3の出射光を導く構成としてもよい。

【0068】

図2、図6のような構成によれば、白色照明光を構成するR光、G光、B光が全て発光部59から出射されることになるため、色むらが生じにくく、特に拡大撮影時にも色むらが生じないという利点がある。

【0069】

以上説明したように、本明細書には以下の事項が開示されている。

【0070】

開示された内視鏡装置は、被検体に挿入される内視鏡挿入部と、前記内視鏡挿入部の先端部に設けられる蛍光体を含む発光部と、前記先端部に光を供給する第一の半導体光源及び第二の半導体光源とを備え、前記第一の半導体光源は、青色光を前記発光部に照射するためのものであり、前記第二の半導体光源は、赤色光を出射するものであり、前記発光部は、前記青色光を励起光として、主として緑色光を発光する1種類の蛍光体によって形成されており、前記発光部に占める前記蛍光体の含有量は、前記発光部から発光される緑色光の強度と前記発光部を透過する前記第一の半導体光源からの青色光の強度とが略一致するように決められているものである。

【0071】

開示された内視鏡装置は、前記発光部が光を散乱させるための光散乱部を含まないものである。

【0072】

開示された内視鏡装置は、前記第二の半導体光源が前記発光部に前記赤色光を照射するものであるものを含む。

【0073】

開示された内視鏡装置は、前記第一の半導体光源及び前記第二の半導体光源は、それぞれレーザーダイオードであるものを含む。

【0074】

開示された内視鏡装置は、前記第一の半導体光源及び前記第二の半導体光源は、それぞれ発光ダイオードであるものを含む。

【0075】

開示された内視鏡装置の製造方法は、被検体に挿入される内視鏡挿入部と、前記内視鏡挿入部の先端部に設けられる蛍光体を含む発光部と、前記先端部に光を供給する第一の半導体光源及び第二の半導体光源とを備える内視鏡装置の製造方法であって、前記第一の半導体光源は、前記発光部に青色光を照射するためのものであり、前記第二の半導体光源は、赤色光を出射するものであり、前記発光部を、前記青色光を励起光として、主として緑色光を発光する1種類の蛍光体を用いて形成すると共に、前記発光部に占める前記蛍光体の含有量を、前記発光部から発光される緑色光の強度と前記発光部を透過する前記第一の半導体光源からの青色光の強度とが略一致するように調製するものである。

【0076】

開示された内視鏡装置の製造方法は、前記発光部に光を散乱させるための光散乱部を混在させずに前記発光部を形成するものである。

【0077】

開示された内視鏡装置の製造方法は、前記第二の半導体光源は、前記発光部に前記赤色光を供給するものであるものを含む。

【0078】

開示された内視鏡装置の製造方法は、前記第一の半導体光源及び前記第二の半導体光源は、それぞれレーザーダイオードであるものを含む。

【0079】

開示された内視鏡装置の製造方法は、前記第一の半導体光源及び前記第二の半導体光源

10

20

30

40

50

【 図 3 】

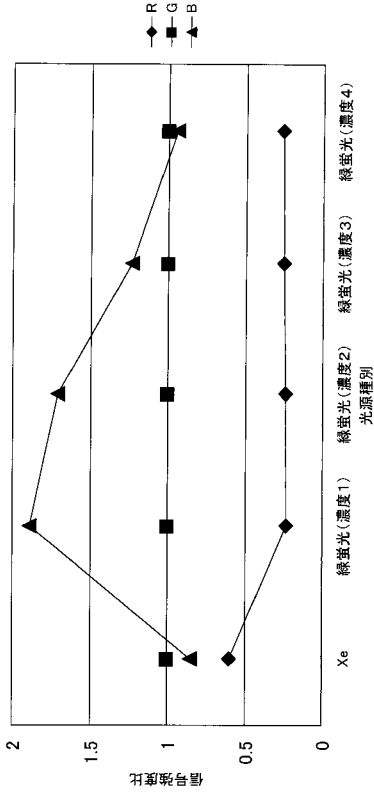


FIG. 3

【 図 4 】

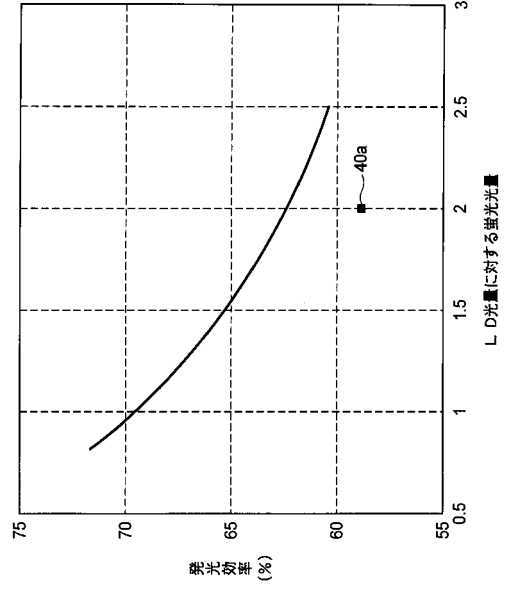


FIG. 4

【 図 5 】

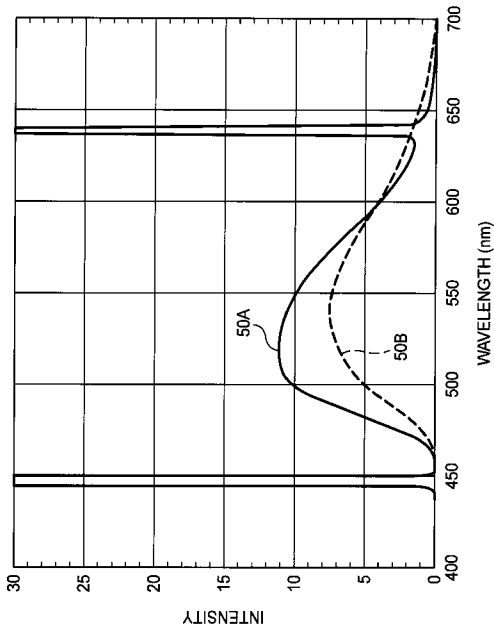


FIG. 5

【 図 6 】

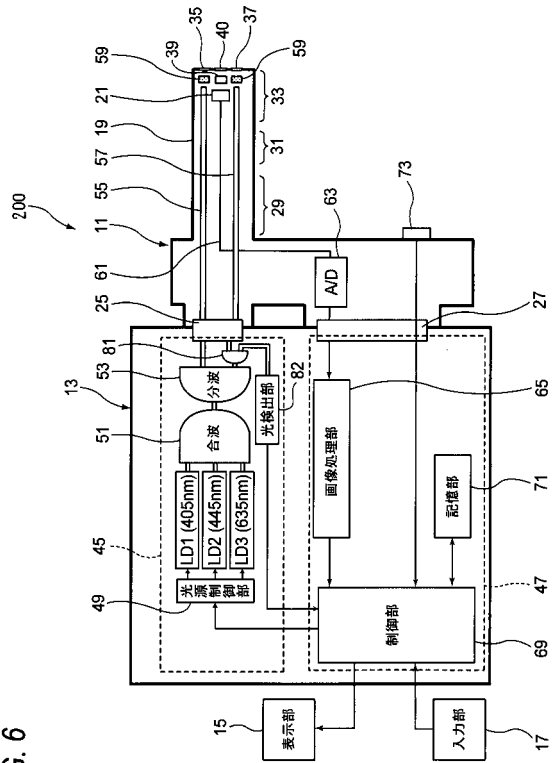


FIG. 6

专利名称(译)	内窥镜装置及其制造方法		
公开(公告)号	JP2013027432A	公开(公告)日	2013-02-07
申请号	JP2011163684	申请日	2011-07-26
[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		
[标]发明人	水由明		
发明人	水由明		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.A G02B23/26.B A61B1/07.730 A61B1/07.731 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	2H040/CA06 2H040/CA07 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/JJ06 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ07		
代理人(译)	长谷川弘道		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够减少内窥镜远端部分的发热的内窥镜装置。解决方案：内窥镜设备包括：内窥镜插入部分19，其将被插入到对象中；发光部59设置在内窥镜插入部19的前端部33上并包括荧光体；用于向发光部分59提供光的光源LD2和LD3。光源LD2发射蓝光，光源LD3发射红光，发光部分59由一种主要发绿光的荧光体形成。以蓝光作为激发光的光被确定，并且确定占据发光部分59的磷光体的含量，使得从发光部分59发射的绿光的强度和通过发光部分透射的蓝光的强度第59部分粗略匹配。

