

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5600569号
(P5600569)

(45) 発行日 平成26年10月1日 (2014. 10. 1)

(24) 登録日 平成26年8月22日 (2014. 8. 22)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/06 (2006. 01)
G 0 2 B 23/26 (2006. 01)A 6 1 B 1/06 A
G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 9 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2010-268468 (P2010-268468)
 (22) 出願日 平成22年12月1日 (2010. 12. 1)
 (65) 公開番号 特開2012-115514 (P2012-115514A)
 (43) 公開日 平成24年6月21日 (2012. 6. 21)
 審査請求日 平成25年7月23日 (2013. 7. 23)

(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 100080159
 弁理士 渡辺 望穂
 (74) 代理人 100090217
 弁理士 三和 晴子
 (74) 代理人 100152984
 弁理士 伊東 秀明
 (74) 代理人 100148080
 弁理士 三橋 史生
 (72) 発明者 松原 兼太
 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

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】

狭帯域化された所定の波長帯域幅を持つ第1の狭帯域光を出射する第1の光源と、
 前記第1の狭帯域光の少なくとも一部を透過すると共に、前記第1の狭帯域光によって
 励起された蛍光光を発光し、前記第1の光源の出射光量に応じて蛍光特性が変化する蛍光
 体と、

狭帯域化された、前記第1の光源とは異なる所定の波長帯域幅を持つ第2の狭帯域光を
 出射する第2の光源と、

前記蛍光体を透過した前記第1の狭帯域光及び前記蛍光体で発光した前記蛍光光を混合
 した光、又は前記第1及び第2の狭帯域光及び前記蛍光光を混合した光が照明光として照
 射された被写体からの、前記照明光の戻り光により撮像を行い、撮像画像信号を出力する
 撮像部と、

前記撮像画像信号が基準のホワイトバランスを維持するように、前記第1の光源の出射
 光量による前記蛍光体の前記蛍光特性の変化に基づいて、前記第2の光源の出射光量を制
 御する制御部と、

を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記蛍光特性は、前記蛍光光の発光光量を含む請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

さらに、前記第1の光源の出射光量と、前記撮像画像信号が基準のホワイトバランスを維

10

20

持するために必要な前記第 2 の光源の出射光量との対応関係が記録された補正テーブルを記憶する補正情報記憶部を備え、

前記制御部は、前記補正情報記憶部に記憶された前記補正テーブルと、前記第 1 の光源の出射光量とから前記第 2 の光源の必要な出射光量を求め、前記必要な出射光量に基づいて、前記第 2 の光源の出射光量を制御することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記基準のホワイトバランスは、前記第 2 の光源からの出射を停止し、前記第 1 の光源の出射光量を最大とした場合の前記撮像画像信号のホワイトバランスである請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の内視鏡装置。

10

【請求項 5】

前記第 2 の狭帯域光の波長帯域は、前記第 1 の狭帯域光の波長帯域よりも短波長側にある請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記第 1 の光源は、中心波長を 445 nm とする青色レーザ光源であり、前記第 2 の光源は、中心波長を 405 nm とする青紫色レーザ光源である請求項 5 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記第 2 の狭帯域光の波長帯域は、前記第 1 の狭帯域光の波長帯域よりも長波長側にある請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の内視鏡装置。

20

【請求項 8】

前記ホワイトバランスとして、前記撮像画像信号の緑色光成分と青色光成分との比である G / B 比を用いることを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記照明光は、所定波長帯域の赤色光成分、緑色光成分及び青色光成分をそれぞれ含む疑似白色光である請求項 1 ~ 8 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、レーザ光源等の励起光源から発せられる狭帯域波長の励起光と、励起光で励起されて蛍光体から発せられる蛍光光とを混合して照明光とする光源装置を備える内視鏡装置に関するものである。

30

【背景技術】

【0002】

内視鏡装置に用いられる光源装置として、例えば、発光ダイオードや半導体レーザダイオードを光源とした白色光源装置が開発されている。白色光源装置は、光源から発せられる励起光（例えば、青色レーザ光）で蛍光体を励起させて、緑色、黄色、赤色などの蛍光を生じさせ、励起光と蛍光光を混合することで白色光（疑似白色光）を作り出している。

【0003】

内視鏡装置において、体腔内を照明する照明部の光源には、従来、キセノンランプやメタルハライドランプが用いられるが、内視鏡の更なる小型化、高輝度化、そしてコストダウンを推進するために、光源に発光ダイオードや半導体レーザダイオードなどの励起光源を用いた白色光源装置を採用する働きが活発になっている。

40

また、発光ダイオードや半導体レーザダイオードを用いた白色光源装置は、キセノンランプやメタルハライドランプに比べて発熱量が低く抑えられ、発熱による内視鏡の劣化が抑えられるというメリットがある。

【0004】

特許文献 1 では、前述のとおり励起光源を用いた白色光源装置において、励起光源における励起光の発振波長が白色光源装置間でばらつくと、蛍光体の発光光量に変化し、結果として最終的に出力される白色光の光量や色度に変化してしまうという問題がある。これ

50

に対して、特許文献 1 では、励起光源を駆動する駆動電流をパルスとして入力し、パルス数、パルス幅、パルス振幅及びデューティ比の少なくとも 1 つを変化させることで、発光光量を一定とし、白色光源装置間での白色光の色味を安定化させ、撮像画像のホワイトバランスを安定化させている。また、光量とは発光の強度はもちろん、その分布である発光のスペクトルも含む概念である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2009 - 56248 号公報

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

白色光源装置に用いられる蛍光体は、励起光源からの発振波長及び発光強度の少なくとも 1 つが変化すると、蛍光特性が変化し、結果として最終的に出力される白色光の発光スペクトルが変化し、撮像画像のホワイトバランスが変化してしまうという問題がある。ここで、蛍光特性とは蛍光光の発光強度、発光スペクトル及び発光光量を含む蛍光体の特性をいう。

特に、撮像画像のホワイトバランスが、励起光量を最大とした場合を基準として設定されている場合には、励起光量を低下させることで、青味の足りない、診断に適さない光が照射されてしまう。また、励起光量とは、励起光の発光強度を含む概念である。

20

【0007】

特許文献 1 に記載の方法は、白色光の積算光量及び色度を基準に常に適切な光量及び色度の照明光を得ることができ、励起光の発振波長の異なる白色光源装置間において、励起光の発振波長のばらつきによる白色光の積算光量及び色度を補正し、色味を安定化することで画像の見え方のばらつきを補正するために有効な方法である。しかし、特許文献 1 の方法では、例えば、パルス振幅を大きく変化させた場合に色度が大きく変化し、その色度の変化をパルス数及びパルス幅の変化によって修正することが困難である場合が多い（特許文献 1、図 12 参照）。

つまり、励起光量を変えた途端に、その蛍光光の発光強度や発光光量が変化し、被写体へ照射される白色光の色度が変化し、撮像画像のホワイトバランスも変化してしまうため、被写体の距離や反射率に応じて励起光量を大きく変える必要がある内視鏡装置においては、うまく作用するとはいえない。

30

【0008】

そこで、本発明は、第 1 の光源から発せられる第 1 の狭帯域光と、第 1 の狭帯域光で励起されて蛍光体から発せられる蛍光光とを混合して照明光とする光源装置を備える内視鏡装置であって、たとえ第 1 の狭帯域光の出射光量を変えたとしても、撮像画像のホワイトバランスの変わらない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】

【0009】

上記課題を解決するために、本発明は、狭帯域化された所定の波長帯域幅を持つ第 1 の狭帯域光を出射する第 1 の光源と、前記第 1 の狭帯域光の少なくとも一部を透過すると共に、前記第 1 の狭帯域光によって励起された蛍光光を発光し、前記第 1 の光源の出射光量に応じて蛍光特性が変化する蛍光体と、狭帯域化された、前記第 1 の光源とは異なる所定の波長帯域幅を持つ第 2 の狭帯域光を出射する第 2 の光源と、前記蛍光体を透過した前記第 1 の狭帯域光及び前記蛍光体で発光した前記蛍光光を混合した光、又は前記第 1 及び第 2 の狭帯域光及び前記蛍光光を混合した光が照明光として照射された被写体からの、前記照明光の戻り光により撮像を行い、撮像画像信号を出力する撮像部と、前記撮像画像信号が基準のホワイトバランスを維持するように、前記第 1 の光源の出射光量による前記蛍光体の前記蛍光特性の変化に基づいて、前記第 2 の光源の出射光量を制御する制御部と、を備えることを特徴とする内視鏡装置を提供する。

40

50

【 0 0 1 0 】

前記蛍光特性は、前記蛍光光の発光光量を含むことが好ましい。

【 0 0 1 1 】

さらに、前記第 1 の光源の出射光量と、前記撮像画像信号が基準のホワイトバランスを維持するために必要な前記第 2 の光源の出射光量との対応関係が記録された補正テーブルを記憶する補正情報記憶部を備え、前記制御部は、前記補正情報記憶部に記憶された前記補正テーブルと、前記第 1 の光源の出射光量とから前記第 2 の光源の必要な出射光量を求め、前記必要な出射光量に基づいて、前記第 2 の光源の出射光量を制御することが好ましい。

【 0 0 1 2 】

10

また、前記基準のホワイトバランスは、前記第 2 の光源からの出射を停止し、前記第 1 の光源の出射光量を最大とした場合の前記撮像画像信号のホワイトバランスであることが好ましい。

【 0 0 1 3 】

また、前記第 2 の狭帯域光の波長帯域は、前記第 1 の狭帯域光の波長帯域よりも短波長側にあることが好ましく、さらに、前記第 1 の光源は、中心波長を 4 4 5 n m とする青色レーザ光源であり、前記第 2 の光源は、中心波長を 4 0 5 n m とする青紫色レーザ光源であることが好ましい。

【 0 0 1 4 】

また、前記第 2 の狭帯域光の波長帯域は、前記第 1 の狭帯域光の波長帯域よりも長波長側にあることが好ましい。

20

【 0 0 1 5 】

また、前記ホワイトバランスとして、前記撮像画像信号の緑色光成分と青色光成分との比である G / B 比を用いることが好ましい。

【 0 0 1 6 】

また、前記照明光は、所定波長帯域の赤色光成分、緑色光成分及び青色光成分をそれぞれ含む疑似白色光であることが好ましい。

【 0 0 1 7 】

また、本発明は、狭帯域化された所定の波長帯域幅を持つ第 1 の狭帯域光を出射する第 1 の光源と、前記第 1 の狭帯域光の少なくとも一部を透過すると共に、前記第 1 の狭帯域光によって励起された蛍光光を発光し、前記第 1 の光源の出射光量に応じて蛍光特性が変化する蛍光体と、前記蛍光体を透過した前記第 1 の狭帯域光及び前記蛍光体で発光した前記蛍光光を混合した光が照明光として照射された被写体からの、前記照明光の戻り光により撮像を行い、撮像画像信号を出力する撮像部と、前記撮像画像信号が基準のホワイトバランスを維持するように、前記第 1 の光源の出射光量による前記蛍光体の前記蛍光特性の変化に基づいて、前記撮像部の撮像ゲインを制御する制御部と、を備えることを特徴とする内視鏡装置を提供する。

30

【 0 0 1 8 】

前記蛍光特性は、前記蛍光光の発光光量を含むことが好ましい。

【 0 0 1 9 】

40

さらに、前記第 1 の光源の出射光量と、前記撮像画像信号が基準のホワイトバランスを維持するために必要な前記撮像部の撮像ゲインとの対応関係が記録された補正テーブルを記憶する補正情報記憶部を備え、前記制御部は、前記補正情報記憶部に記憶された前記補正テーブルと、前記第 1 の光源の出射光量とから必要な撮像ゲインを求め、前記必要な撮像ゲインに基づいて、前記撮像部の撮像ゲインを制御することが好ましい。

【 0 0 2 0 】

また、前記基準のホワイトバランスは、前記第 1 の光源の出射光量を最大とした場合の前記撮像画像信号のホワイトバランスであることが好ましい。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 1 】

50

本発明の内視鏡装置によれば、光源における蛍光体の励起光量を変化させたとしても、色味が変わらない、ホワイトバランスが保たれた撮像画像を取得することができる。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】本発明の第1実施形態に係る内視鏡装置の構成を示す外観図である。

【図2】本発明の第1実施形態に係る内視鏡装置の内部構成を示すブロック図である。

【図3】(A)は、本発明の内視鏡装置に係る青色レーザ光源からの青色レーザ光の青紫色レーザ光源からの青紫色レーザ光の波長プロファイルを示すグラフであり、(B)は、本発明の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の波長プロファイルを示すグラフである。

10

【図4】本発明の第1実施形態において、励起光量（青色レーザ光の出射光量）に対する追加レーザ光量（青紫色レーザ光の出射光量）を補正する補正テーブルの情報を算出する手順を定めたフローチャートである。

【図5】本発明に係る内視鏡装置において、撮像画像（信号）のホワイトバランスを算出することにより、蛍光体の蛍光特性を計測する場合の説明図である。

【図6】(A)は、本発明の第1実施形態に係る内視鏡装置において、励起光量と、蛍光体からの蛍光光とを含む照明光のG/B比（G光成分/B光成分）との関係を示すグラフであり、(B)は、追加レーザ光量と、蛍光体からの蛍光光を含む照明光のG/B比との関係を示すグラフであり、(C)は、励起光量と、撮像画像（信号）を基準のホワイトバランスに維持するために必要な追加レーザ光量との関係を示すグラフである。

20

【図7】本発明の第2実施形態に係る内視鏡装置の内部構成を示すブロック図である。

【図8】本発明の第2実施形態において、励起光量に対する撮像画像信号のB光成分（B光画像信号）のゲインを補正する補正テーブルの情報を算出する手順を定めたフローチャートである。

【図9】(A)は、本発明の第2実施形態に係る内視鏡装置において、励起光量と、照明光のG/B比との関係を示すグラフであり、(B)は、励起光量と、撮像画像（信号）を基準のホワイトバランスに維持するために必要なB光ゲインとの関係を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0023】

30

本発明に係る内視鏡装置について、添付の図面に示す好適実施形態に基づいて以下に詳細に説明する。

【0024】

図1は、本発明の内視鏡装置の一例としての外観図であり、図2は、本発明の内視鏡装置の第1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図である。

図1、図2に示すように、本発明の第1実施形態に係る内視鏡装置10は、内視鏡11と、光源装置12と、プロセッサ装置13とを有する。プロセッサ装置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とが接続されている。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26（図2参照）を含む撮像光学系とを有する、電子内視鏡である。

40

また、照明光とは、狭帯域光と、白色光とを問わず、内視鏡11から被写体に向けて照射される光をいう。

【0025】

また、内視鏡11は、被写体内に挿入される可撓性の内視鏡挿入部19と、内視鏡挿入部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を光源装置12及びプロセッサ装置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。

【0026】

50

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 とから構成される。内視鏡先端部 35 には、図 2 に示すように、被観察領域へ照明光を照射する照射口 21 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 26 が配置されている。照射口 21 の奥には、光源装置からの励起光を受けて蛍光発光する蛍光体 20 が、光ファイバ 18 の先端に配置され、撮像素子 26 の受光面には対物レンズユニット 24 が配置される。

【0027】

また、図 2 に示すように、内視鏡 11 は、撮像素子 26 からの撮像画像の画像信号の信号処理系として、アナログ信号である撮像画像信号に相関二重サンプリング（CDS）や自動利得制御（AGC）を行うための CDS・AGC 回路 27 と、CDS・AGC 回路 27 でサンプリングと利得制御が行われたアナログ画像信号をデジタル画像信号に変換する A/D 変換器（A/D コンバータ）28 とを有する。A/D 変換器 28 で A/D 変換されたデジタル画像信号は、コネクタ部 25B を介してプロセッサ装置 13 の画像処理部 52 に入力される。

【0028】

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 に配置されたアングルノブ 22 の回転動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 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 35 の照射口 21、及び撮像素子 26 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、図示は省略するが、内視鏡挿入部 19 の照射口 21 にはカバーガラスやレンズが配置される。

【0029】

光源装置 12 は、内視鏡先端部 35 の照射口 21 に供給する照明光を発生し、プロセッサ装置 13 は、撮像素子 26 からの画像信号を画像処理する画像処理部 52 を備える。光源装置 12 は、コネクタ部 25A を介して、プロセッサ装置 13 はコネクタ部 25B を介して、それぞれ内視鏡 11 と接続される。また、プロセッサ装置 13 には前述の表示部 15 と入力部 17 が接続されている。プロセッサ装置 13 は、入力部 15 や操作部 23 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。

【0030】

図 2 に示すように、光源装置 12 は、発光源として第 1 の光源である青色レーザ光源（LD1）42 と、第 2 の光源である青紫色レーザ光源（LD2）44 とを備える。具体的には、青色レーザ光源 42 は、中心波長 445 nm の青色レーザ光を出射するレーザダイオードであり、励起光源として内視鏡先端 35 に設置された後述する蛍光体 20 を蛍光発光させる励起光として作用する。青色レーザ光は、前述の蛍光光と混合されて白色（疑似白色）の照明光として被写体へ照射される。

【0031】

また、青紫色レーザ光源 44 は、中心波長 405 nm の青紫色レーザ光を出射するレーザダイオードであり、追加レーザ光源として前記照明光の B 光成分（青色光成分）の不足を補う追加レーザ光として、照明光による被写体からの戻り光により撮像される撮像画像のホワイトバランスを所定の範囲に維持するために照射される。

【0032】

また、ここでいう撮像画像のホワイトバランスとは、白色板を撮像した際の、その撮像画像を構成する R 光成分（赤色光成分）、G 光成分（緑色光成分）、及び B 光成分の比率のことであり、前述の青色レーザ光源 42 の出射光量を最大とした場合の撮像画像のホワイトバランスが基準のホワイトバランスとして設定される。

よって、前述の所定の範囲とは、基準のホワイトバランスとして設定された、R 光成分、G 光成分、及び B 光成分の信号強度の比率であり、基準のホワイトバランスを維持するとは、青色レーザ光源 42 の出射光量が変化したとしても、これらの信号強度の比率（例

10

20

30

40

50

えば、 $r : g : b$) を略一定に維持することである。

【0033】

なお、追加レーザ光として青紫色レーザ光源44から出射される青紫色レーザ光も、内視鏡先端35に設置された蛍光体20を蛍光発光させる励起光として作用するが、その発光光量は、前述の青色レーザ光源42に比べて1/20程度である。

青色レーザ光源42及び青紫色レーザ光源44としては、ブロードエリア型のInGa_N系レーザダイオードが利用でき、また、InGa_NAs系レーザダイオードやGa_NAs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。

【0034】

また、青色レーザ光源42及び青紫色レーザ光源44からの発光は、光源制御部40により個別に制御されており、青色レーザ光源42の出射光量と、青紫色レーザ光源44の出射光量との光量比率は変更自在になっている。

【0035】

これら青色レーザ光源42及び青紫色レーザ光源44から出射される青色レーザ光及び青紫色レーザ光は、集光レンズ(図示省略)によりそれぞれ光ファイバに入力され、合波器46により合波され、コネクタ部25Aに伝送される。なお、これに限らず、合波器46を用いずに、各光源42、44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。

【0036】

コネクタ部25Aに供給された中心波長445nmの青色レーザ光、及び中心波長405nmの青紫色レーザ光が合波されたレーザ光は、光ファイバ18を経由して、内視鏡11の内視鏡先端部35まで伝送される。

【0037】

光ファイバ18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φ0.3~0.5mmの細径なケーブルを使用できる。

【0038】

蛍光体20は、波長変換部材として機能し、前述のとおり、励起光を受けて蛍光光を発光する。蛍光体20は、青色レーザ光のエネルギーの一部を吸収して緑色~黄色に蛍光発光する複数種の蛍光体を含んで構成される。蛍光体20の具体例としては、例えばYAG系蛍光体、或いはBAM(BaMgAl₁₀O₁₇)等を含む蛍光体等が利用できる。従って、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20により吸収されず透過した青色レーザ光とが合波された結果として、白色(疑似白色)の照明光が内視鏡先端部35の照射口21から出射される。本実施形態のように、青色レーザ光源を励起光源として用いれば、高い発光効率で高い発光強度の白色光が得られ、更に、白色光の発光強度を容易に調整できる。

【0039】

上記の蛍光体20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20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、凹レンズ等の光路変更手段が不要となり、光学的損失が小さくなる。

【0040】

図3は、本実施形態における、青紫色レーザ光源44からの青紫色レーザ光と、青色レーザ光源42からの青色レーザ光及び青色レーザ光が蛍光体20により波長変換された発光スペクトルとの波長プロファイルを示すグラフである。青紫色レーザ光は、プロファイルAとして中心波長405nmの輝線で表される。また、青色レーザ光は、中心波長44

10

20

30

40

50

5 nmの輝線で表され、青色レーザ光による蛍光体20からの蛍光光は、概ね450 nm ~ 700 nmの波長帯域で発光強度が増大する分光強度分布となる。この蛍光光と青色レーザ光とによるプロファイルBによって、前述した白色光（疑似白色光）が形成される。

【0041】

プロファイルA及びプロファイルBからなる照明光は、被写体によって反射され、戻り光として撮像素子において撮像画像信号として検出される。

図3に示すように、プロファイルAは、青紫色レーザ光を主成分とするB光成分の撮像画像信号として検出され、また、プロファイルBは、青色レーザ光を主成分とするB光成分と、蛍光光の起伏中央部分を主成分とするG光成分及び蛍光光の起伏の長波長側部分を主成分とするR光成分などに大きく分けられ、撮像画像信号として検出される。

10

【0042】

そして、前述のとおり、撮像画像のホワイトバランスは、撮像素子の検出するこれらのR光成分、G光成分、及びB光成分の信号強度の比率である。よって、撮像画像において基準のホワイトバランスを維持するためには、撮像画像におけるR光成分、G光成分、及びB光成分の信号強度の比率を所定の範囲に維持する必要がある。

【0043】

また、蛍光体20において、励起光量に対する蛍光光の発光光量は、必ずしも一定ではなく、励起光量に応じて、蛍光体20の蛍光特性が変化することがわかってきた。

そこで、前述のとおり、撮像画像において基準のホワイトバランスを維持するためには、内視鏡において、励起光量及び追加レーザ光量に対して、白色板を撮像した際の撮像画像におけるホワイトバランスの変化をグラフとして算出し、それらグラフの情報を蛍光体20の蛍光特性として記憶しておく必要がある。

20

【0044】

なお、励起光量及び追加レーザ光量に対して、蛍光光の波長プロファイルの形状はそれほど変化せず、主に励起光であるB光成分に対して、主に蛍光光であるR光成分とG光成分とは略一定の割合で変化するため、前述のホワイトバランスとして、G光成分とB光成分との信号強度の比率であるG/B比を用いることが可能である。

よって、本発明においては、励起光量及び追加レーザ光量に対するG/B比の変化をグラフとして算出し、それらのグラフの情報を蛍光体20の蛍光特性として記憶する。

【0045】

30

また、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光、G光、B光等、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。

【0046】

この内視鏡装置10では、プロファイルAとプロファイルBとの光量を光源制御部40により相対的に増減制御することで、プロファイルA及びBの混合比率に応じて特性の異なる照明光を得ることができる。

なお、前述のとおり、2つのレーザ光を合波しない場合には、内視鏡11は、内視鏡先端35に、図示しないが、照射口を2つ持ち、一方の照射口は先端部に蛍光体を備え、青色レーザ光と蛍光光とからなる疑似白色光を、もう一方の照射口は先端部に蛍光体を備えず、そのまま青紫色レーザ光を照射する構成であってもよい。

40

【0047】

再び図2に戻り説明する。前述のように青色レーザ光と蛍光体20からの蛍光光による白色光、及び青紫色レーザ光による狭帯域光からなる照明光は、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24により撮像素子26の受光面上に結像させて撮像する。

【0048】

撮像後に撮像素子26から出力される撮像画像信号は、CDS・AGC回路27によってサンプリングと利得制御が行われた後、A/D変換器28に伝送されてデジタル信号に

50

変換され、コネクタ部 25B を介してプロセッサ装置 13 に入力される。

【0049】

プロセッサ装置 13 は、光源制御部 40 を通じて光源装置 12 を制御する制御部 50 と、前述の制御部 50 に接続される、画像処理部 52 と、補正情報記憶部 54 とを有する。制御部 50 は、青色レーザ光源 42 からの励起光量が変化しても撮像画像が基準のホワイトバランスを維持するように、画像処理部 52 における撮像画像情報又は CDS・AGC 回路 27 からの撮像画像信号よりホワイトバランスの調整に必要な青紫色レーザ光源 44 からの追加レーザ光量を算出する。励起光量の変化に対する追加レーザ光量の算出の詳細については後述する。

算出された励起光量と追加レーザ光量との関係は、予め補正テーブル 56 として補正情報記憶部 54 で記憶され、光源制御部 40 を通じて青紫色レーザ光源 44 の制御に用いられる。

【0050】

また、光源制御部 40 は、青色レーザ光源 42 及び青紫色レーザ光源 44 における駆動電流を制御することで、それらの出射光量を制御する。そのため、補正情報記憶部 54 には、青色レーザ光源 42 及び青紫色レーザ光源 44 に対する駆動電流とその出射光量との関係も情報として予め記憶されている。そして、制御部 50 は、これら出射光量に必要な駆動電流の情報を算出し、それら駆動電流の情報を光源制御部 40 へ出力し、光源制御部 40 が、それぞれの光源に流れる駆動電流を制御することで、それらの出射光量を制御している。

【0051】

A/D 変換器 28 から出力された撮像画像信号は、前述の画像処理部 52 に入力される。画像処理部 52 では、入力されたデジタル画像信号を画像データに変換して適切な画像処理を行い、所望の出力用画像情報を生成する。生成された出力用画像情報は、入力装置 17 及び操作部 23 等の指示により、制御部 50 を通じて表示部 15 へ出力される。

以上が、本発明の第 1 実施形態に係る内視鏡装置 10 の構成である。

【0052】

次に、本発明の内視鏡装置 10 において、青色レーザ光源 42 からの励起光量と、撮像画像を基準のホワイトバランスに維持するために必要な、青紫色レーザ光源 44 からの追加レーザ光量との関係を示す補正テーブル 56 を作成し、補正情報記憶部 54 へ記憶する動作を図 4 のフローチャートに基づいて説明する。

【0053】

まず、始めに、図 5 に示すように、内視鏡先端 35 を白色板に対向する形で設置し、青色レーザ光源 42 より、励起光（青色レーザ光）を出射する（S10）。そして、励起光量を最大として、青色レーザ光及び蛍光光の混合した照明光を白色板に対して照射し、その戻り光を撮像素子 26 により撮像する。撮像素子 26 は、撮像画像信号（撮像画像情報）を出力する（S12）。

【0054】

撮像素子 26 により撮像された撮像画像信号は、CDS・AGC 回路 27 によって相関二重サンプリングされて撮像素子におけるリセット雑音やアンプ雑音が除去され、A/D 変換器 28 によって、アナログ撮像画像信号をデジタル撮像画像信号として変換され、画像処理部 52 へ出力される。

そして、画像処理部 52 では、例えば、その撮像画像信号を R 光成分、G 光成分、及び B 光成分の 3 つの成分に分離し、また、出力部 15 において表示する表示用画像信号を生成する。制御部 50 は、画像処理部 52 において分離された R 光成分、G 光成分、及び B 光成分それぞれの信号値の比率を算出し、撮像素子における基準のホワイトバランスとして、補正情報記憶部 54 へ記憶する。また、前述のとおり、基準のホワイトバランスは、基準の G/B 比でもよく、本発明の実施形態においては、ホワイトバランスとして G/B 比を用いている。また、撮像画像のホワイトバランス（G/B 比）は、CDS・AGC 回路 27 において算出されてもよい（S14）。

【 0 0 5 5 】

次に、光源制御部 4 0 を操作して、励起光量を徐々に低下させる。励起光量が低下すると、蛍光体 2 0 において励起光量に対する発光光量の比率は一定ではないため、撮像画像のホワイトバランスが劣化する。前述のとおり、実際には、励起光量を低下させると、蛍光体を透過する励起光の割合が減少し、B 光成分の光量が不足する。

具体的には、青色レーザ光源 4 2 を駆動する駆動電流値に対して、画像処理部 5 2 で算出される撮像画像信号のホワイトバランスの劣化、ここでは G / B 比の劣化を制御部 5 0 においてグラフとして算出し、補正情報記憶部 5 4 で記憶する。前述のとおり、B 光成分に対する G 光成分及び R 光成分の比率は変わらないため、ここではホワイトバランスとして G / B 比を用いている。

10

よって、補正情報記憶部 5 4 には、励起光量の減少に従って、G / B 比が大きくなる様子を示す図 6 (A) のグラフの情報が記憶される (S 1 6)。

【 0 0 5 6 】

次に、制御部 5 0 は、補正情報記憶部 5 4 に記憶された、図 6 (A) の G / B 比の劣化のグラフより、基準の G / B 比を維持するために必要な、青紫色レーザ光源からの追加レーザ光 (青紫色レーザ光) の出射光量を算出する。追加レーザ光は、前述のとおり、撮像画像の G / B 比において、B 光成分の光量不足を補うために出射されるものである。

前述のとおり、追加レーザ光は、その大部分が蛍光体 2 0 を励起させることなく透過して内視鏡先端より照射されるが、そのごく一部は蛍光体 2 0 を蛍光発光させ、蛍光光を照射する。前述の青色レーザ光源 4 2 からの励起光の場合と同様に、追加レーザ光量を最大として、白色板を撮像し、徐々に追加レーザ光量を低下させることで、追加レーザ光とその撮像画像信号の G / B 比とを示す、図 6 (B) のグラフを算出し、補正情報記憶部 5 4 に記憶する (S 1 8)。

20

【 0 0 5 7 】

これまでの動作によって、補正情報記憶部 5 4 は、励起光量と G / B 比との関係を示す図 6 (A) のグラフと、追加レーザ光量と G / B 比との関係を示す図 6 (B) のグラフとを記憶したこととなる。

【 0 0 5 8 】

次に、制御部 5 0 は、図 6 (A) の励起光量と G / B 比との関係と、図 6 (B) の追加レーザ光量と G / B 比との関係とから、励起光量の低下に伴って劣化した G / B 比を補うために必要な追加レーザ光量を、図 6 (C) のグラフに示される関係を規定する補正テーブル 5 6 として算出する。

30

また、励起光量と必要な追加レーザ光量との関係を示す図 6 (C) のグラフである補正テーブル 5 6 は、図 6 (A) のグラフ及び図 6 (B) のグラフを算出したように、白色板を撮像しつつ励起光量を低下させ、励起光量が低下しても、撮像画像信号の G / B 比が一定となるように、追加レーザ光を追加して出射し、励起光と追加レーザ光とのそれぞれの光量を測定することで算出してもよい。

補正テーブル 5 6 は補正情報記憶部 5 4 に記憶される (S 2 0)。

【 0 0 5 9 】

よって、本発明の第 1 実施形態に係る内視鏡装置においては、青色レーザ光源 4 2 の出射光量と、前述の補正テーブル 5 6 とから、青紫色レーザ光源 4 4 の出射光量が決定し、決定した出射光量に基づいて青紫色レーザ光源 4 4 から追加レーザ光を追加して出射することで、G / B 比が維持され、基準のホワイトバランスが維持された撮像画像を撮像することができる。

40

【 0 0 6 0 】

次に、本発明の第 1 実施形態に係る内視鏡装置において、被写体を撮像する際の動作について簡単に説明する。

【 0 0 6 1 】

まず、始めに、被検体内に内視鏡挿入部が挿入され、青色レーザ光源 4 2 から励起光が出射され、内視鏡先端 3 5 の蛍光体 2 0 を励起し、被写体に向けて白色光を照射される。

50

例えば、操作者によって、内視鏡先端 35 と被写体との距離が調整され、距離に応じて励起光量が調整されると、制御部 50 は、励起光量と、補正情報記憶部 54 に記憶された前述の補正テーブル 56 とから、追加レーザ光量を算出し、青紫色レーザ光源 44 から、所定量の追加レーザ光を出射する。

前述の白色光及び追加レーザ光を合わせて被写体に向けて照射することで、内視鏡装置は、基準のホワイトバランスが維持された撮像画像を取得することができる。

【0062】

なお、本発明の第 1 実施形態においては、前述の白色光を用いた通常観察の他に、特殊光観察を行うことができる。具体的には、第 2 の光源である青紫色レーザ光源 44 からの青紫色レーザ光の出射光量を前述の通常観察時よりも所定量増加させることで、撮像画像を暗くすることなく被写体表面に存在する表層血管を強調した、表層血管強調画像を取得することができる。

10

【0063】

また、本発明の第 1 実施形態においては、第 2 の光源からの光である追加レーザ光の波長帯域が、第 1 の光源からの光である励起光の波長帯域よりも短波長側にある場合について説明したが、追加レーザ光の波長帯域が、励起光の波長帯域よりも長波長側にあってもよい。この場合には、例えば、追加レーザ光自体が G 光成分の光であれば、照明光において、撮像画像の明るさ（輝度値）や演色性に影響の大きい G 光成分の光量が増加するため、撮像画像の明るさや演色性を向上させることができる。

【0064】

20

次に、本発明の第 2 実施形態について説明する。

【0065】

図 7 に示すように、第 1 実施形態と第 2 実施形態との構成上の違いは、第 1 実施形態が、青色レーザ光源（LD1）42 と青紫色レーザ光源（LD2）44 の 2 灯であり、それらを合波部 46 で合波する構成であったのに対して、第 2 実施形態は、青色レーザ光源（LD1）42 の 1 灯である点と、制御部 50 が、直接 CDS・AGC 回路 27 を直接制御し、そのホワイトバランスゲインを調整する点とにある。

なお、ホワイトバランスゲインの調整は、制御部 50 が CDS・AGC 回路を制御する以外にも、撮像画像信号を取得した画像処理部 52 においても、同種の調整を行うことができる。

30

【0066】

本発明の第 2 実施形態において、青色レーザ光源 42 からの励起光量と、撮像画像の基準の G/B 比を維持するために撮像画像信号における B 光成分（B 光画像信号）に乘じられるゲイン（B ゲイン）との関係を示す補正テーブル 56 を作成し、補正情報記憶部 54 に記憶する動作を図 8 のフローチャートに基づいて説明する。

【0067】

第 2 実施形態においても、第 1 実施形態と同様に、主に励起光である B 光成分に対して、主に蛍光光である R 光成分と G 光成分とは略一定の割合で変化するため、前述のホワイトバランスとして、G 光成分と B 光成分との信号強度の比率である G/B 比を用いており、B 光画像信号を B ゲインで調整することで G/B 比を所定の値に維持することができる。

40

【0068】

ステップ S110 からステップ S116 については、本発明の第 1 実施形態のステップ S10 からステップ S16 と同じであるため説明を省略する。一連のステップにより、励起光量に対する G/B 比の劣化を示す図 9（A）のグラフが算出され、補正情報記憶部 54 に記憶される。

【0069】

図 9（A）のグラフが算出されると、制御部 50 において、そのグラフに基づいて、撮像画像信号の G/B 比を基準の G/B 比に維持するために必要な、B 光画像信号に対する B ゲインが算出される（S118）。

50

そして、算出された励起光量と前述の B ゲインとの関係を示す図 9 (B) のグラフを、補正テーブル 5 6 として、補正情報記憶部 5 4 に記憶する (S 1 2 0)。

【 0 0 7 0 】

よって、本発明の第 2 実施形態に係る内視鏡装置においては、青色レーザ光源 4 2 の出射光量と、前述の補正テーブル 5 6 とから、B 光画像信号に対する B ゲインが決定し、撮像素子により出力される B 光画像信号に決定された B ゲインを乗じることで、G / B 比が維持され、基準のホワイトバランスが維持された撮像画像を取得することができる。

【 0 0 7 1 】

次に、本発明の第 2 実施形態に係る内視鏡装置において、被写体を撮像する際の動作について簡単に説明する。

10

【 0 0 7 2 】

まず、始めに、被検体内に内視鏡挿入部が挿入され、青色レーザ光源 4 2 から励起光が出射され、内視鏡先端 3 5 の蛍光体 2 0 を励起し、被写体に向けて白色光が照射される。例えば、操作者によって、内視鏡先端 3 5 と被写体との距離が調整され、距離に応じて励起光量が調整されると、制御部 5 0 は、励起光量と、補正情報記憶部 5 4 に記憶された前述の補正テーブル 5 6 とから、必要な B ゲインを算出する。

そして、撮像素子 2 6 により取得された B 光画像信号に、前述の必要な B ゲインを乗じることで、内視鏡装置 1 0 は、G / B 比が維持され、基準のホワイトバランスが維持された撮像画像を取得することができる。

【 0 0 7 3 】

20

以上、本発明の内視鏡装置について詳細に説明したが、本発明は、上記実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変更を行ってもよい。

【符号の説明】

【 0 0 7 4 】

- 1 0 内視鏡装置
- 1 1 内視鏡
- 1 2 光源装置
- 1 3 プロセッサ装置
- 1 5 表示部
- 1 7 入力部
- 1 8 光ファイバ
- 1 9 内視鏡挿入部
- 2 0 蛍光体
- 2 1 照射口
- 2 2 アンクルノブ
- 2 3 操作部
- 2 4 対物レンズユニット
- 2 5 A、2 5 B コネクタ部
- 2 6 撮像素子
- 2 7 C D S ・ A G C 回路
- 2 8 A / D 変換器
- 3 1 軟性部
- 3 3 湾曲部
- 3 5 先端部
- 4 0 光源制御部
- 4 2 青色レーザ光源
- 4 4 青紫色レーザ光源
- 4 6 合波部
- 5 0 制御部

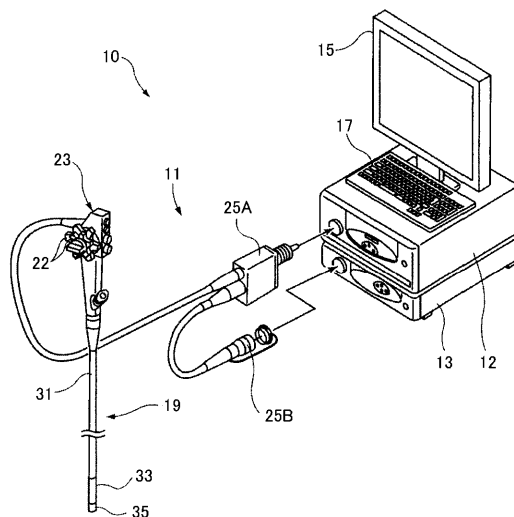
30

40

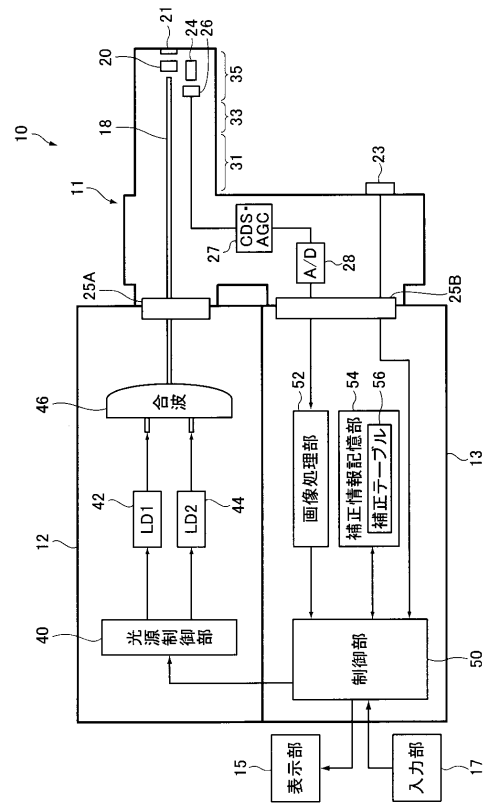
50

- 5 2 画像処理部
- 5 4 補正情報記憶部
- 5 6 補正テーブル

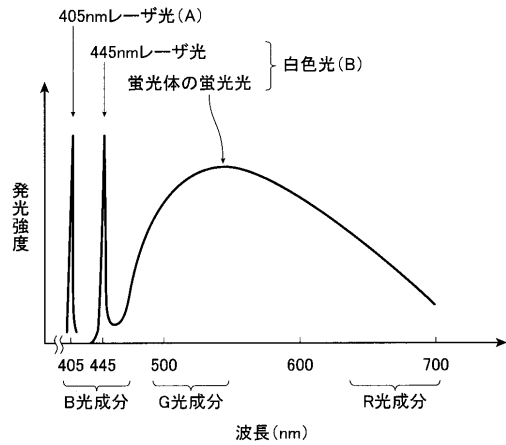
【図 1】



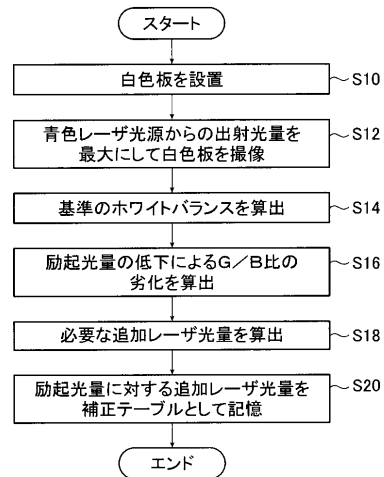
【図 2】



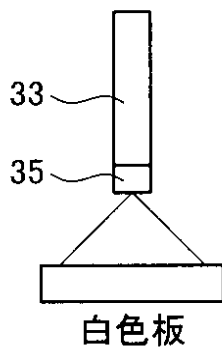
【図 3】



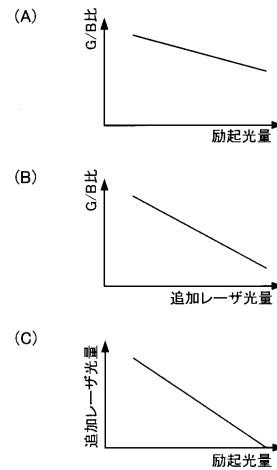
【図 4】



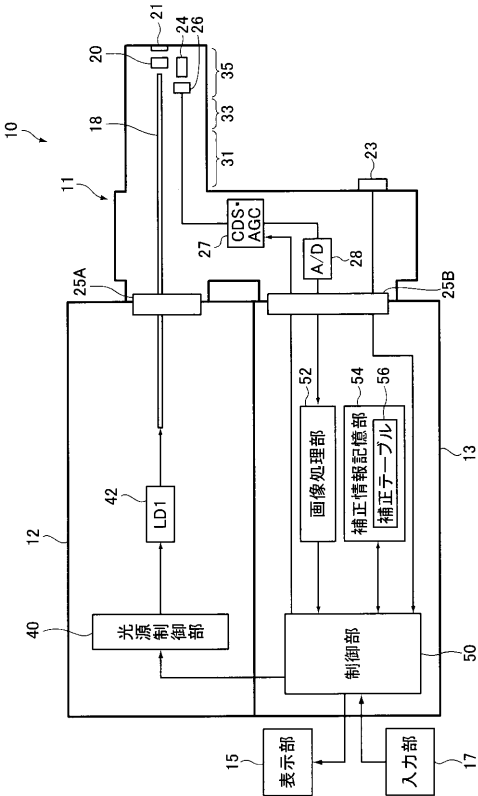
【図 5】



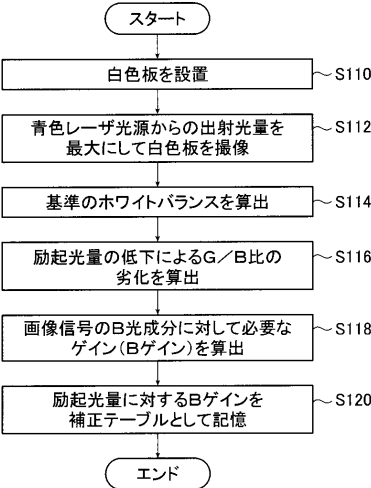
【図 6】



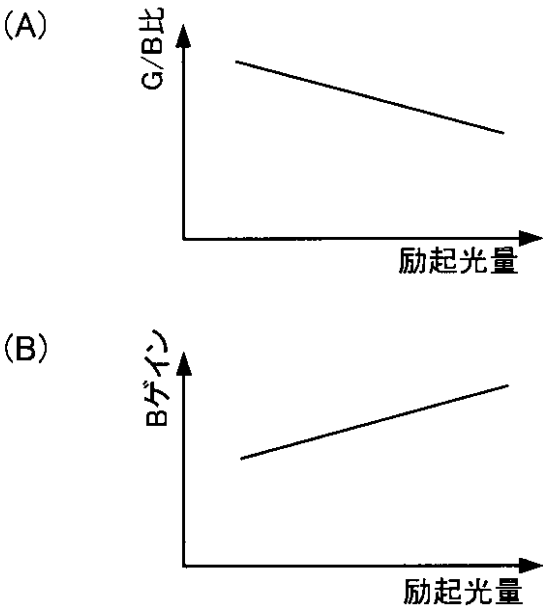
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

審査官 原 俊文

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

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

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

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP5600569B2	公开(公告)日	2014-10-01
申请号	JP2010268468	申请日	2010-12-01
[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	松原兼太		
发明人	松原 兼太		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.A G02B23/26.B A61B1/00.630 A61B1/04.362.A A61B1/045.632 A61B1/07.730 A61B1/07.736 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 4C061/BB01 4C061/JJ11 4C061/LL02 4C061/MM04 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR22 4C061/TT04 4C161/BB01 4C161/JJ11 4C161/LL02 4C161/MM04 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR22 4C161/TT04		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP2012115514A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够获取捕获图像的内窥镜单元，其中即使光源中的磷光体的激发量改变，颜色味道也不会改变并且白平衡是稳定的。解决方案：内窥镜单元包括：第一光源42，用于发射第一窄带光；荧光体20，用于使第一窄带光的至少一部分通过，发出由第一窄带光激发的荧光，并响应第一光源的发光量而改变荧光特性；第二光源44，用于发出与第一光源不同的第二窄带光；图像拾取部分26，用于通过来自对象的照明光的返回光进行图像拾取，在该对象上发射通过将第一和第二窄带光与荧光混合而获得的光作为照明光，并输出捕获的图像信号；控制部分50，用于根据荧光体20的荧光特性随第一光源42的发光量的变化控制第二光源44的发光量，使得捕获的图像信号可以保持参考白色平衡。

【 図 2 】

