

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5600568号
(P5600568)

(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 10 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2010-268467 (P2010-268467)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成22年12月1日 (2010. 12. 1)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2012-115513 (P2012-115513A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成24年6月21日 (2012. 6. 21)	(74) 代理人	100080159
審査請求日	平成25年7月23日 (2013. 7. 23)		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】

狭帯域化された第1の波長を持つ第1の狭帯域光を出射する第1の光源、
前記第1の光源とは異なる、狭帯域化された第2の波長を持つ第2の狭帯域光を出射する第2の光源、及び

前記第1の光源からの前記第1の狭帯域光の前記第1の波長を記憶する光源情報記憶部を有し、

前記第1の波長は、前記第1の光源の第1の中心発光波長に対して所定の変動範囲内に入るものである光源装置と、

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、励起光として機能する前記第1の狭帯域光によって励起されて、励起波長である前記第1の波長と異なる波長帯域の第1の蛍光光を発光し、前記第1の狭帯域光の出射光量及び前記第1の中心発光波長に対する前記励起波長の変動に応じて蛍光特性が変化する蛍光体、

前記励起光の出射光量及び前記励起波長の変動に対して変化する前記蛍光体の第1の蛍光特性を記憶する蛍光特性記憶部、及び

前記蛍光体を透過した前記励起光及び前記蛍光体で発光した前記第1の蛍光光を混合した光、又は前記励起光及び前記第1の蛍光光、並びに前記第2の狭帯域光が混合され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、前記撮像画像信号を出力する撮像部と、を有する内視鏡と、

前記光源装置の前記光源情報記憶部から前記励起波長を読み出し、前記内視鏡の蛍光特

10

20

性記憶部から、読み出された前記励起波長を持つ前記励起光の出射光量及び前記励起波長の変動に対する前記蛍光体の前記第 1 の蛍光特性を読み出し、読み出された前記第 1 の蛍光特性から、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 の光源からの前記励起光の出射光量に対して付加される前記第 2 の光源からの前記第 2 の狭帯域光の出射光量を算出し、算出された前記第 2 の狭帯域光の出射光量となるように前記第 2 の光源を制御する制御部を有するプロセッサ装置と、
を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記光源装置の前記第 2 の光源からの前記第 2 の狭帯域光の前記第 2 の波長は、前記第 2 の光源の第 2 の中心発光波長に対して所定の変動範囲内に入るものであり、

10

前記光源情報記憶部は、さらに、前記第 2 の光源からの前記第 2 の狭帯域光の前記第 2 の波長を記憶するものであり、

前記蛍光体は、さらに、前記第 2 の狭帯域光の少なくとも一部を透過すると共に、前記第 2 の狭帯域光によって励起されて、前記第 2 の波長と異なる波長帯域の第 2 の蛍光光を発光し、前記第 2 の中心発光波長に対する前記第 2 の波長の変動に応じて蛍光特性が変化するものであり、

前記蛍光特性記憶部は、さらに、前記第 2 の狭帯域光の前記第 2 の波長の変動に対して変化する前記蛍光体の第 2 の蛍光特性を記憶するものであり、

前記内視鏡は、前記照明光として、前記励起光及び前記第 1 の蛍光光、並びに前記第 2 の狭帯域光及び前記第 2 の蛍光光が混合された光を用いるものであり、

20

前記プロセッサ装置の前記制御部は、前記光源装置の前記光源情報記憶部から、さらに前記第 2 の波長を読み出し、前記内視鏡の蛍光特性記憶部から、さらに、読み出された前記第 2 の波長の変動に対する前記蛍光体の前記第 2 の蛍光特性を読み出し、読み出された前記蛍光体の前記第 1 及び第 2 の蛍光特性から、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 の光源からの前記第 1 の狭帯域光の出射光量に対して付加される前記第 2 の光源からの前記第 2 の狭帯域光の出射光量を算出し、算出された前記第 2 の狭帯域光の出射光量に前記第 2 の光源を制御するものである請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記蛍光特性は、前記蛍光光の発光光量を含む請求項 1 または 2 に記載の内視鏡装置。

30

【請求項 4】

さらに、前記プロセッサ装置は、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、

前記光源装置、前記内視鏡、及び前記プロセッサ装置が市場において互いに接続され内視鏡装置が構成された際に、

前記制御部は、

前記光源装置の前記光源情報記憶部に記憶された前記第 1 の波長及び前記第 2 の波長と、前記内視鏡の前記蛍光特性記憶部に記憶された前記蛍光体の前記第 1 の蛍光特性及び前記第 2 の蛍光特性とを取得し、前記補正テーブルを作成して、前記補正情報記憶部に記憶し、

40

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 ~ 3 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

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 ~ 4 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

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

50

る請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記第 1 の光源は、第 1 の波長が $445 \pm 10 \text{ nm}$ の範囲にある青色レーザ光源であり、前記第 2 の光源は、第 2 の波長が $405 \pm 10 \text{ nm}$ の範囲にある青紫色レーザ光源である請求項 6 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

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 ~ 5 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

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 ~ 8 のいずれかに記載の内視鏡装置。

10

【請求項 10】

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 ~ 9 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白色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。

20

【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。

30

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、蛍光体の発光光量が変化し、結果として最終的に出力される白色光の光量や色度が変化してしまうという問題がある。これに対して、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。

40

【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】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

50

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り、励起光とは、蛍光体を蛍光発光させる光をいう。

【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（中心発光波長）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等参照）。

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。

【0008】

そして、前述の励起光量の変化に対する白色光の変化は、励起光の中心発光波長ごとに異なるため、市場において、白色光源装置と内視鏡との組み合わせを変えた場合に、その影響が特に顕著に現れる。

【0009】

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第1の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、光源装置と内視鏡との組み合わせを変えたことで第1の狭帯域光の発光波長が変わったとしても、また、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】

【0010】

上記課題を解決するために、本発明は、狭帯域化された第1の波長を持つ第1の狭帯域光を出射する第1の光源、前記第1の光源とは異なる、狭帯域化された第2の波長を持つ第2の狭帯域光を出射する第2の光源、及び前記第1の光源からの前記第1の狭帯域光の前記第1の波長を記憶する光源情報記憶部を有し、前記第1の波長は、前記第1の光源の第1の中心発光波長に対して所定の変動範囲内に入るものである光源装置と、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、励起光として機能する前記第1の狭帯域光によって励起されて、励起波長である前記第1の波長と異なる波長帯域の第1の蛍光光を発光し、前記第1の狭帯域光の出射光量及び前記第1の中心発光波長に対する前記励起波長の変動に応じて蛍光特性が変化する蛍光体、前記励起光の出射光量及び前記励起波長の変動に対して変化する前記蛍光体の第1の蛍光特性を記憶する蛍光特性記憶部、及び前記蛍光体を透過した前記励起光及び前記蛍光体で発光した前記第1の蛍光光を混合した光、又は前記励起光及び前記第1の蛍光光、並びに前記第2の狭帯域光が混合され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、前記撮像画像信号を出力する撮像部と、を有する内視鏡と、前記光源装置の前記光源情報記憶部から前記励起波長を読み出し、前記内視鏡の蛍光特性記憶部から、読み出された前記励起波長を持つ前記励起光の出射光量及び前記励起波長の変動に対する前記蛍光体の前記第1の蛍光特性を読み出し、読み出された前記第1の蛍光特性から、前記撮像画像信号のホワイトバランスが所定の範囲に入るように、前記第1の光源からの前記励起光の出射光量に対して

付加される前記第2の光源からの前記第2の狭帯域光の出射光量を算出し、算出された前記第2の狭帯域光の出射光量となるように前記第2の光源を制御する制御部を有するプロセッサ装置と、を備えることを特徴とする内視鏡装置を提供する。

【0011】

また、前記光源装置の前記第2の光源からの前記第2の狭帯域光の前記第2の波長は、前記第2の光源の第2の中心発光波長に対して所定の変動範囲内に入るものであり、前記光源情報記憶部は、さらに、前記第2の光源からの前記第2の狭帯域光の前記第2の波長を記憶するものであり、前記蛍光体は、さらに、前記第2の狭帯域光の少なくとも一部を透過すると共に、前記第2の狭帯域光によって励起されて、前記第2の波長と異なる波長帯域の第2の蛍光光を発光し、前記第2の中心発光波長に対する前記第2の波長の変動に応じて蛍光特性が変化するものであり、前記蛍光特性記憶部は、さらに、前記第2の狭帯域光の前記第2の波長の変動に対して変化する前記蛍光体の第2の蛍光特性を記憶するものであり、前記内視鏡は、前記照明光として、前記励起光及び前記第1の蛍光光、並びに前記第2の狭帯域光及び前記第2の蛍光光が混合された光を用いるものであり、前記プロセッサ装置の前記制御部は、前記光源装置の前記光源情報記憶部から、さらに前記第2の波長を読み出し、前記内視鏡の蛍光特性記憶部から、さらに、読み出された前記第2の波長の変動に対する前記蛍光体の前記第2の蛍光特性を読み出し、読み出された前記蛍光体の前記第1及び第2の蛍光特性から、前記撮像画像信号のホワイトバランスが所定の範囲に入るように、前記第1の光源からの前記第1の狭帯域光の出射光量に対して付加される前記第2の光源からの前記第2の狭帯域光の出射光量を算出し、算出された前記第2の狭帯域光の出射光量に前記第2の光源を制御するものであることが好ましい。

10

20

【0012】

また、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。

【0013】

さらに、前記プロセッサ装置は、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、前記光源装置、前記内視鏡、及び前記プロセッサ装置が市場において互いに接続され内視鏡装置が構成された際に、前記制御部は、前記光源装置の前記光源情報記憶部に記憶された前記第1の波長及び前記第2の波長と、前記内視鏡の前記蛍光特性記憶部に記憶された前記蛍光体の前記第1の蛍光特性及び前記第2の蛍光特性とを取得し、前記補正テーブルを作成して、前記補正情報記憶部に記憶し、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

30

【0014】

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。

【0015】

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、前記第1の光源は、第1の波長が $445 \pm 10 \text{ nm}$ の範囲にある青色レーザ光源であり、前記第2の光源は、第2の波長が $405 \pm 10 \text{ nm}$ の範囲にある青紫色レーザ光源であることが好ましい。

40

【0016】

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。

【0017】

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。

【0018】

50

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 9 】

また、本発明は、狭帯域化された第 1 の波長を持つ第 1 の狭帯域光を出射する第 1 の光源、前記第 1 の光源からの前記第 1 の狭帯域光の前記第 1 の波長を記憶する光源情報記憶部を有し、前記第 1 の波長は、前記第 1 の光源の第 1 の中心発光波長に対して所定の変動範囲内に入るものである光源装置と、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、励起光として機能する前記第 1 の狭帯域光によって励起されて、励起波長である前記第 1 の波長と異なる波長帯域の第 1 の蛍光光を発光し、前記第 1 の狭帯域光の出射光量及び前記第 1 の中心発光波長に対する前記励起波長の変動に応じて蛍光特性が変化する蛍光体、前記励起光の出射光量及び前記励起波長の変動に対して変化する前記蛍光体の第 1 の蛍光特性を記憶する蛍光特性記憶部、及び前記蛍光体を透過した前記励起光及び前記蛍光体で発光した前記第 1 の蛍光光を混合した光、又は前記励起光及び前記第 1 の蛍光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、前記撮像画像信号を出力する撮像部と、を有する内視鏡と、前記光源装置の前記光源情報記憶部から前記励起波長を読み出し、前記内視鏡の蛍光特性記憶部から、読み出された前記励起波長を持つ前記励起光の出射光量及び前記励起波長の変動に対する前記蛍光体の前記第 1 の蛍光特性を読み出し、読み出された前記第 1 の蛍光特性から、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 の光源からの前記励起光の出射光量に対して前記撮像画像信号に乗じられる前記撮像部の撮像ゲインを制御する制御部を有するプロセッサ装置と、を備えることを特徴とする内視鏡装置を提供する。

【 0 0 2 0 】

また、前記第 1 の蛍光特性は、前記蛍光光の発光光量を含むことが好ましい。

【 0 0 2 1 】

さらに、前記プロセッサ装置は、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、前記光源装置、前記内視鏡、及び前記プロセッサ装置が市場において互いに接続され内視鏡装置が構成された際に、前記制御部は、前記光源装置の前記光源情報記憶部に記憶された前記第 1 の波長と、前記内視鏡の前記蛍光特性記憶部に記憶された前記蛍光体の前記第 1 の蛍光特性とを取得し、前記補正テーブルを作成して、前記補正情報記憶部に記憶し、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 2 】

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 3 】

本発明の内視鏡装置によれば、光源における励起光の発光波長が変わったとしても、また、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 】

【 0 0 2 4 】

【 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紫色レーザ光源からの青紫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第 2 の蛍光光の発光スペクトル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第 1 の蛍光光の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。

【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、蛍光体からの第１の蛍光光とを含む照明光の G/B 比（ G 光成分/ B 光成分）との関係とを示すグラフであり、（Ｂ）は、励起波長の変動及び励起光量と、蛍光体からの第１の蛍光光とを含む照明光の G/B 比（ G 光成分/ B 光成分）との関係とを示すグラフであり、（Ｃ）は、追加レーザ波長の変動及び追加レーザ光量と、蛍光体からの第２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、（Ｄ）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。

10

【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、励起波長の変動及び励起光量と、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。

20

【発明を実施するための形態】

【００２５】

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。

【００２６】

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。

30

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。

【００２７】

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。

40

【００２８】

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。

50

【 0 0 2 9 】

また、図 2 に示すように、内視鏡 1 1 は、撮像素子 2 6 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 (C D S) や自動利得制御 (A G C) を行うための C D S ・ A G C 回路 2 7 と、 C D S ・ A G C 回路 2 7 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) 2 8 と、前述の蛍光体 2 0 の蛍光特性を記憶した蛍光特性記憶部 2 9 とを有する。内視鏡 1 1 とプロセッサ装置 1 3 とが接続されると、蛍光特性記憶部 2 9 は、内視鏡 1 1 ごとに固有の蛍光体 2 0 の蛍光特性をプロセッサ装置 1 3 へ出力する。また、 A / D 変換器 2 8 で A / D 変換されたデジタル画像信号は、コネクタ部 2 5 B を介してプロセッサ装置 1 3 の画像処理部 5 2 に入力される。

10

【 0 0 3 0 】

湾曲部 3 3 は、軟性部 3 1 と先端部 3 5 との間に設けられ、操作部 2 3 に配置されたアングルノブ 2 2 の回転動作により湾曲自在にされている。この湾曲部 3 3 は、内視鏡 1 1 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 3 5 の照射口 2 1、及び撮像素子 2 6 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 1 9 の照射口 2 1 にはカバーガラスやレンズが配置される。

【 0 0 3 1 】

光源装置 1 2 は、内視鏡先端部 3 5 の照射口 2 1 に供給する照明光を発生し、プロセッサ装置 1 3 は、撮像素子 2 6 からの画像信号を画像処理する画像処理部 5 2 を備える。光源装置 1 2 は、コネクタ部 2 5 A を介して、プロセッサ装置 1 3 はコネクタ部 2 5 B を介して、それぞれ内視鏡 1 1 と接続される。また、プロセッサ装置 1 3 には前述の表示部 1 5 と入力部 1 7 が接続されている。プロセッサ装置 1 3 は、入力部 1 5 や操作部 2 3 からの指示に基づいて、内視鏡 1 1 から伝送されてくる撮像信号を画像処理し、表示部 1 5 へ表示用画像を生成して供給する。

20

【 0 0 3 2 】

図 2 に示すように、光源装置 1 2 は、発光源として第 1 の光源である青色レーザ光源 (L D 1) 4 2 と、第 2 の光源である青紫色レーザ光源 (L D 2) 4 4 とを備える。具体的には、青色レーザ光源 4 2 は、第 1 の狭帯域光として中心発光波長 λ_1 (4 4 5 n m) 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 3 5 に設置された後述する蛍光体 2 0 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、蛍光発光された第 1 の蛍光光と混合されて白色 (疑似白色) の照射光として被写体へ照射される。

30

【 0 0 3 3 】

また、青紫色レーザ光源 4 4 は、第 2 の狭帯域光として中心発光波長 λ_0 (4 0 5 n m) 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が基準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。

また、青紫色レーザ光源 4 4 からの第 2 の狭帯域光もまた、その一部が、内視鏡先端 3 5 に設置された後述する蛍光体 2 0 を蛍光発光させる励起光として作用して、第 2 の蛍光光を発生させるが、その発光光量は、前述の第 1 の蛍光光に比べて 1 / 2 0 程度である。第 2 の蛍光光もまた、照明光の一部として被写体に照射される。

40

【 0 0 3 4 】

実際の青色レーザ光源 4 2 及び青紫色レーザ光源 4 4 は、個々の光源装置 1 2 において、それらの理想とする中心発光波長 λ_1 及び λ_0 から若干ずれていることが多い。よって、青色レーザ光源 4 2 から出射される第 1 の狭帯域光の実際の波長を第 1 の波長とし、青紫色レーザ光源 4 4 から出射される第 2 の狭帯域光の実際の波長を第 2 の波長とする。

また、第 1 の波長及び第 2 の波長のそれぞれの中心発光波長からのずれを変動とし、想定され得るずれの最大幅を所定の変動範囲として $\pm \Delta \lambda$ で表す。よって、中心発光波長 λ

50

λ_1 及び λ_0 を用いると、第 1 の波長は、 $\lambda_1 \pm \Delta \lambda$ の範囲にあり、第 2 の波長は、 $\lambda_0 \pm \Delta \lambda$ の範囲にある。

【 0 0 3 5 】

青色レーザ光源 4 2 及び青紫色レーザ光源 4 4 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 N A s 系レーザダイオードや Ga N A s 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。

【 0 0 3 6 】

また、青色レーザ光源 4 2 及び青紫色レーザ光源 4 4 からの発光は、光源制御部 4 0 により個別に制御されており、青色レーザ光源 4 2 の出射光量と、青紫色レーザ光源 4 4 の出射光量との光量比率は変更自在になっている。

10

【 0 0 3 7 】

これら青色レーザ光源 4 2 及び青紫色レーザ光源 4 4 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 4 6 により合波され、コネクタ部 2 5 A に伝送される。なお、これに限らず、合波器 4 6 を用いずに、青色レーザ光源 4 2 及び青紫色レーザ光源 4 4 からのレーザ光を直接コネクタ部 2 5 A に送出する構成であってもよい。

【 0 0 3 8 】

コネクタ部 2 5 A に供給された第 1 の狭帯域光、及び第 2 の狭帯域光が合波された合波光は、光ファイバ 1 8 を経由して、内視鏡 1 1 の内視鏡先端部 3 5 まで伝送される。

20

【 0 0 3 9 】

光ファイバ 1 8 は、マルチモードファイバであり、一例として、コア径 1 0 5 μm 、クラッド径 1 2 5 μm 、外皮となる保護層を含めた径が $\phi 0.3 \sim 0.5 \text{ mm}$ の細径なケーブルを使用できる。

【 0 0 4 0 】

蛍光体 2 0 は、波長変換部材として機能し、前述のとおり、励起光として作用する狭帯域光を受けて蛍光を発光する。蛍光体 2 0 は、主に青色レーザ光のエネルギーの一部を吸収して緑色～黄色に蛍光を発光する複数種の蛍光体を含んで構成される。蛍光体 2 0 の具体例としては、例えば Y A G 系蛍光体、或いは B A M (B a M g A l ₁₁ O ₁₇) 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～黄色の第 1 の蛍光光と、蛍光体 2 0 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 3 5 の照射口 2 1 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光量の白色光が得られ、更に、白色光の発光光量を容易に調整できる。

30

【 0 0 4 1 】

上記の蛍光体 2 0 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 2 0 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。

40

【 0 0 4 2 】

図 3 は、本実施形態における、青紫色レーザ光源 4 4 からの青紫色レーザ光及び青色レーザ光が蛍光体 2 0 により波長変換された第 2 の蛍光光の発光スペクトルである波長プロファイル (A) と、青色レーザ光源 4 2 からの青色レーザ光及び青色レーザ光が蛍光体 2 0 により波長変換された第 1 の蛍光光の発光スペクトルである波長プロファイル (B) とを示すグラフである。

【 0 0 4 3 】

青色レーザ光は、中心発光波長 4 4 5 nm の輝線で表され、青色レーザ光による蛍光体

50

20からの第1の蛍光光は、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。この第1の蛍光光と青色レーザー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。

また、青紫色レーザー光は、中心発光波長405nmの輝線で表され、青紫色レーザー光による蛍光体20からの第2の蛍光光も、前述のとおり発光光量は第1の蛍光光の1/20程度であるが、第1の蛍光光と略同等の波長帯域で発光強度が増大する分光強度分布となる。また、この第2の蛍光光と青紫色レーザー光とによるプロファイルAは、前述のとおり第2の蛍光光の発光光量が少ないため、単独では略青紫色の光として照射される。

【0044】

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。

10

図3に示すように、プロファイルA及びプロファイルBは、青紫色レーザー光及び青色レーザー光を主成分とするB光成分、第1の蛍光光及び第2の蛍光光の起伏中央部分を主成分とするG光成分、並びに前述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。

【0045】

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。

20

【0046】

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。

ここで、励起光量とは、励起光の光量であり、励起光とは、第1の狭帯域光はもちろん、追加レーザー光として追加される第2の狭帯域光も含む概念であるが、本明細書においては、これ以降、第1の狭帯域光及びその光量を励起光及び励起光量とし、第2の狭帯域光及びその光量を追加レーザー光及び追加レーザー光量として、区別して記載する。

【0047】

また、前述のとおり、励起光量によって撮像画像のホワイトバランスが変わるため、追加レーザー光を出射して撮像画像を基準のホワイトバランスに維持するためには、励起光量及び追加レーザー光量に対するホワイトバランスの変化の情報が必要となる。

30

よって、内視鏡において、励起光量及び追加レーザー光量に対して、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の蛍光特性として記憶して、励起光量に対する追加レーザー光量の調整に利用する。

ここで、蛍光体20の蛍光特性としては、発振波長ごとに大きく分けて、励起光に対する第1の蛍光特性と追加レーザー光に対する第2の蛍光特性とが考えられる。

【0048】

なお、励起光量及び追加レーザー光量に対して、第1の蛍光光及び第2の蛍光光の波長プロファイルの形状はそれほど変化せず、蛍光体を励起する励起光及び追加レーザー光のB光成分に対して、主に第1の蛍光光及び第2の蛍光光である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。

40

よって、本発明においては、励起光量及び追加レーザー光量に対するG/B比の変化をそれぞれグラフとして算出し、それらグラフの情報を第1の蛍光特性及び第2の蛍光特性として記憶する。

【0049】

また、前述のとおり励起光源及び追加レーザー光源の中心発光波長は、光源ごとに多少ばらついており、所定の変動範囲を持つ。よって、前述のとおり、励起光量及び追加レーザー光量に対する蛍光体の蛍光特性の変化を励起光量及び追加レーザー光量に対するG/B比の

50

変化のグラフの情報として記憶するだけでは、この光源ごとの中心発光波長のばらつきに対応することができない。

【 0 0 5 0 】

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、更に、励起光の中心発光波長 λ_1 と変動範囲 $\pm \Delta \lambda$ 及び追加レーザ光の中心発光波長 λ_0 と変動範囲 $\pm \Delta \lambda$ を考慮して、これらの変動範囲を含む発振波長ごとに、励起光量及び追加レーザ光量の変化に対するG / B比の変化をグラフとして算出し、更に、これらの波長変動の影響についても第1の蛍光特性及び第2の蛍光特性として記憶しておく。これにより、励起光の第1の波長及び追加レーザ光の第2の波長がそれらの中心発光波長 λ_1 及び λ_0 から最大 $\pm \Delta \lambda$ 変動したとしても、対応することができる。

10

【 0 0 5 1 】

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。

【 0 0 5 2 】

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。

20

【 0 0 5 3 】

再び図2に戻り説明する。前述のように、励起光、蛍光体20からの第1の蛍光光、追加レーザ光、及び蛍光体20からの第2の蛍光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。

【 0 0 5 4 】

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。

30

【 0 0 5 5 】

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。前述のとおり、光源装置12とプロセッサ装置13とが接続されると、光源装置12の青色レーザ光源42及び青紫色レーザ光源44のそれぞれの中心発光波長の情報がプロセッサ装置13の制御部50へ出力される。そして、内視鏡11がプロセッサ装置13に接続されると、制御部50は、前述の青色レーザ光源42及び青紫色レーザ光源44のそれぞれの中心発光波長の情報を元に、内視鏡11の蛍光特性記憶部29が備える第1の蛍光特性及び第2の蛍光特性を取得する。

40

【 0 0 5 6 】

制御部50は、青色レーザ光源42からの励起光量が増加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を通して青紫色レーザ光源44の制御に用いら

50

れる。

【 0 0 5 7 】

また、光源制御部 4 0 は、青色レーザ光源 4 2 及び青紫色レーザ光源 4 4 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 5 4 には、青色レーザ光源 4 2 及び青紫色レーザ光源 4 4 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 5 0 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 4 0 へ出力し、光源制御部 4 0 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。

【 0 0 5 8 】

A / D 変換器 2 8 から出力された撮像画像信号は、前述の画像処理部 5 2 に入力される。画像処理部 5 2 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 1 7 及び操作部 2 3 等の指示により、制御部 5 0 を通じて表示部 1 5 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の構成である。

【 0 0 5 9 】

次に、本発明の内視鏡装置 1 0 において、青色レーザ光源 4 2 からの励起光量と、撮像画像信号のホワイトバランスを基準の値に保つための青紫色レーザ光源 4 4 からの追加レーザ光量との関係を示す補正テーブル 5 6 を作成し、補正情報記憶部 5 4 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。

また、これ以降、基本的にはホワイトバランスを G / B 比として第 1 実施形態の説明を行う。

【 0 0 6 0 】

まず、始めに、内視鏡 1 1 が基準光源装置とプロセッサ 1 3 とに接続される (S 1 0) 。次に、図 5 に示すように、内視鏡先端 3 5 を白色板に対向する形で設置し、青色レーザ光源 4 2 より、励起光を出射する (S 1 2) 。そして、基準光源装置を操作して、青色レーザ光源 4 2 の中心発光波長を λ_1 (例えば、445 nm) に調整する (S 1 4) 。前述のとおり、基準光源装置は、青色レーザ光源 4 2 及び青紫色レーザ光源 4 4 の中心発光波長を所定量、任意にずらすことが可能な光源装置である。

【 0 0 6 1 】

青色レーザ光源 4 2 の中心発光波長を λ_1 に調整した後、その出力 (駆動電流値) を最大として、励起光及び蛍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 2 6 により撮像する。撮像素子 2 6 は、撮像画像信号 (撮像画像情報) を出力する (S 1 6) 。

【 0 0 6 2 】

撮像素子 2 6 により撮像された撮像画像信号は、CDS・AGC回路 2 7 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 2 8 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 5 2 へ出力される。

そして、画像処理部 5 2 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 1 5 において表示する表示用画像信号を生成する。制御部 5 0 は、画像処理部 5 2 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算出する。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 2 7 において算出されてもよい (S 1 8) 。

そして、青色レーザ光源の中心発光波長が λ_1 の際に算出される前述の G / B 比を撮像素子における基準の G / B 比として、内視鏡 1 1 の蛍光特性記憶部 2 9 へ記憶する。 (S 2 0) 。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 3 】

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、前述と同様に内視鏡 1 1 の蛍光特性記憶部 2 9 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、蛍光特性記憶部 2 9 には、その内視鏡 1 1 固有の蛍光体 2 0 の特性として、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 2 2) 。

【 0 0 6 4 】

次に、基準光源装置により、青色レーザ光源 4 2 からの励起光の中心発光波長 λ_1 を短波長側に $\Delta \lambda$ (例えば、10 nm) だけずらすように調整する。ここでいう波長の変動 $\Delta \lambda$ は、前述のとおり、光源装置 1 2 の青色レーザ光源 4 2 及び青紫色レーザ光源 4 4 の所定の変動範囲内において想定され得る最大のずれ幅である (S 2 4) 。

青色レーザ光源 4 2 からの励起光の中心発光波長を $\lambda_1 - \Delta \lambda$ として、前述のステップ S 1 6、S 1 8、S 2 2 を繰り返す。これによって、図 6 (B) に示す中心発光波長が $\lambda_1 - \Delta \lambda$ の場合の青色レーザ光源 4 2 の励起光量の減少に従って G / B 比が変化するグラフが算出され、その情報が蛍光特性記憶部 2 9 に記憶される (S 2 6) 。

20

【 0 0 6 5 】

次に、基準光源装置により、青色レーザ光源 4 2 からの励起光の中心発光波長 λ_1 を長波長側に $\Delta \lambda$ (例えば、10 nm) だけずらすように調整する (S 2 8) 。

青色レーザ光源 4 2 からの励起光の中心発光波長を $\lambda_1 + \Delta \lambda$ として、前述と同様にステップ S 1 6、S 1 8、S 2 2 を繰り返す。これによって、図 6 (B) に示す中心発光波長が $\lambda_1 + \Delta \lambda$ の場合の青色レーザ光源 4 2 の励起光量の減少に従って G / B 比が変化するグラフが算出され、その情報が蛍光特性記憶部 2 9 に記憶される (S 3 0) 。

【 0 0 6 6 】

30

また、追加レーザ光源として動作する青紫色レーザ光源 4 4 についても、前述と同様の処理を行う。

基準光源装置を操作して、青紫色レーザ光源 4 4 の中心発光波長を λ_0 (例えば、405 nm) に調整して、ステップ S 2 0 を除き、ステップ S 1 6 ~ S 2 8 までを繰り返す (S 3 2) 。

このステップ S 3 2 により、青色レーザ光源 4 2 の場合と同様、図 6 (C) に示すように、青紫色レーザ光源 4 4 の中心発光波長を λ_0 とした場合、 $\lambda_0 - \Delta \lambda$ とした場合、 $\lambda_0 + \Delta \lambda$ とした場合のそれぞれについて、青紫色レーザ光源 4 4 からの追加レーザ光量の減少に従って G / B 比が変化するグラフが算出され、その情報が蛍光特性記憶部 2 9 に記憶される。

40

【 0 0 6 7 】

蛍光特性記憶部 2 9 は、図 4 のステップ S 1 0 ~ S 3 2 により、基準の G / B 比の情報と、内視鏡 1 1 固有の蛍光体 2 0 の第 1 の蛍光特性としての青色レーザ光源 4 2 に対する図 6 (B) の情報と、第 2 の蛍光特性としての青紫色レーザ光源 4 4 に対する図 6 (C) の情報とを記憶したこととなる。

【 0 0 6 8 】

蛍光特性記憶部 2 9 にその内視鏡固有の蛍光体 2 0 の第 1 の蛍光特性及び第 2 の蛍光特性を記憶した内視鏡 1 1 は、市場に出て、青色レーザ光源 4 2 及び青紫色レーザ光源 4 4 それぞれの中心発光波長が若干ばらついた光源装置 1 2 と接続される (S 3 4)。光源装置 1 2 の青色レーザ光源 4 2 及び青紫色レーザ光源 4 4 それぞれの中心発光波長のばらつ

50

きは、その光源装置 1 2 固有のものである。

【 0 0 6 9 】

内視鏡 1 1、光源装置 1 2、及びプロセッサ 1 3 が互いに接続されると、プロセッサ装置 1 3 の制御部 5 0 は、光源装置 1 2 の青色レーザ光源 4 2 及び青紫色レーザ光源 4 4 のそれぞれの中心発光波長の情報を光源情報記憶部 4 8 より取得し、内視鏡 1 1 の蛍光特性記憶部 2 9 より、基準の G / B 比の情報と、それら中心発光波長の情報に対応する第 1 の蛍光特性及び第 2 の蛍光特性とを取得する。そして、制御部 5 0 は、図 6 (B) に示される励起光量と G / B 比との関係と、図 6 (C) に示される追加レーザ光量と G / B 比との関係から、励起光量と、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 (D) のグラフに示される関係を規定する補正テーブル 5 6 として算出し、補正情報記憶部 5 4 に記憶する (S 3 4)。

10

【 0 0 7 0 】

よって、本発明の第 1 実施形態に係る内視鏡装置 1 0 においては、内視鏡 1 1 が市場においてどのような光源装置 1 2 と接続されようとも、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 の出射光量を決定し、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。

【 0 0 7 1 】

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。

20

【 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を照射される。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、追加レーザ光量を算出し、青紫色レーザ光源 4 4 から、所定量の追加レーザ光を出射する。算出された追加レーザ光量を出射することで、内視鏡装置 1 0 は、撮像画像の G / B 比が基準の値に保たれた撮像画像を取得することができる。

【 0 0 7 3 】

30

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 4 4 からの追加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。

【 0 0 7 4 】

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。

40

【 0 0 7 5 】

以上が本発明の第 1 実施形態に係る内視鏡装置である。次に、本発明の第 2 実施形態について説明する。

【 0 0 7 6 】

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 (L D 1) 4 2 と青紫色レーザ光源 (L D 2) 4 4 の 2 灯であり、それらを合波部 4 6 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 (L D 1) 4 2 の 1 灯である点と、制御部 5 0 が、直接 C D S ・ A G C 回路 2 7 を直接制御

50

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 C D S ・ A G C 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。

【0077】

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) に乗じられるゲイン (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 へ記憶する動作を図 8 のフローチャートに基づいて説明する。

【0078】

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。

【0079】

図 8 のステップ S 110 からステップ S 130 については、本発明の第1実施形態のステップ S 10 からステップ S 30 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、基準の G / B 比が算出されるとともに、中心発光波長と波長の変動ごとの励起光量に対する G / B 比の変化を示す図 9 (A) のグラフが第1の蛍光特性として算出され、それらの情報が蛍光特性記憶部 29 に記憶される。

【0080】

蛍光特性記憶部 29 に基準の G / B 比の情報と、その内視鏡 11 固有の蛍光体 20 の第1の蛍光特性とを記憶した内視鏡 11 は、市場に出て、青色レーザ光源 42 の中心発光波長が若干ばらついた光源装置 12 と接続される (S 130)。光源装置 12 の青色レーザ光源 42 の中心発光波長のばらつきは、その光源装置 12 固有のものである。

【0081】

内視鏡 11、光源装置 12、及びプロセッサ 13 が互いに接続されると、プロセッサ装置 13 の制御部 50 は、光源装置 12 の青色レーザ光源 42 の中心発光波長の情報を光源情報記憶部 48 より取得し、内視鏡 11 の蛍光特性記憶部 29 より、基準の G / B 比の情報と、その中心発光波長の情報に対応する第1の蛍光特性とを取得する。そして、制御部 50 は、図 9 (A) に示される励起光量と G / B 比との関係から、励起光量と、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撮像画像信号の B 光成分に対するゲイン (B ゲイン) を、図 9 (B) のグラフに示される関係を規定する補正テーブル 56 として算出し、補正情報記憶部 54 に記憶する (S 132)。

【0082】

よって、本発明の第2実施形態に係る内視鏡装置 10 においては、内視鏡 11 が市場においてどのような光源装置 12 に接続されようとも、青色レーザ光源 42 の出射光量と、前述の補正テーブル 56 とから、撮像画像信号の B 光成分に対するゲイン (B ゲイン) が決定し、撮像素子により出力される撮像画像信号に前述の 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撮像することができる。

【0083】

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。

【0084】

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 42 から励起光が出射され、内視鏡先端 35 の蛍光体 20 を励起し、被写体に向けて白色光を照射される。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

10

20

30

40

50

述の補正テーブル56とから、必要なBゲインを算出する。

そして、撮像素子26により取得される撮像画像信号のB光の画像信号（B光画像成分）に、算出されたBゲインを乗じることによって、内視鏡装置10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。

【0085】

以上が本発明の第2実施形態に係る内視鏡装置である。

【0086】

また、本発明は、

第1の波長帯域を持つ第1の狭帯域光を出射する第1の光源、前記第1の波長帯域と異なる第2の波長帯域を持つ第2の狭帯域光を出射する第2の光源、及び励起光として機能する前記第1の狭帯域光で励起され、広帯域波長の第1の蛍光光を生じさせる蛍光体を備え、少なくとも前記励起光及び前記第1の蛍光光から、被写体を照明する照明光を生成する光源装置と、

前記蛍光体を一体的に内蔵する内視鏡と、

前記励起光の増減に対する前記照明光の色変化を記憶する記憶手段と、

前記第2の光源からの前記第2の狭帯域光を前記励起光及び前記第1の蛍光光に混入させることにより、前記照明光の色変化を補正する補正手段と、を有し、

該補正手段は、前記照明光の色変化を補正するための前記第2の狭帯域光の混入量データを補正データとして前記内視鏡毎に備え、

前記記憶手段は、前記第1の光源の前記励起光の光量による前記蛍光体の第1の感受性及び前記励起光の励起波長変動による前記蛍光体の第2の感受性を記憶しており、

該補正手段は、前記記憶手段の記憶する前記蛍光体の前記第1及び第2の感受性に基づいて、前記補正データ算出することの特徴とする内視鏡装置を提供するものである。

【0087】

また、前記第2の光源の前記第2の狭帯域光も、前記蛍光体を励起して広帯域波長の第2の蛍光光を生じさせるものであり、

前記記憶手段は、さらに、前記第2の光源の前記第2の狭帯域光の波長変動による前記蛍光体の第3の感受性を記憶しており、

該補正手段は、前記記憶手段の記憶する前記蛍光体の前記第1、第2及び第3の感受性に基づいて、前記補正データ算出するものであり、

前記光源装置は、前記励起光及び前記第1の蛍光光、並びにこれらに混入される前記第2の狭帯域光及び前記第2の蛍光光を合波して、前記被写体を照明する前記照明光を生成することが好ましい。

【0088】

ここで、前述の補正データである、照明光の色変化を補正するための第2の狭帯域光の混入量データは、前述の第1実施形態における補正テーブル56である。

また、第1の感受性とは、図6(A)に示す励起光量に対するG/B比であり、第2の感受性とは、図6(B)に示す励起光の波長変動 $\pm \Delta \lambda$ の影響を考慮した励起光量に対するG/B比であり、第1の感受性及び第2の感受性は、第1の蛍光特性に含まれる。

また、第3の感受性とは、図6(C)に示す追加レーザ光の波長変動 $\pm \Delta \lambda$ の影響を考慮した追加レーザ光量に対するG/B比であり、第2の蛍光特性に含まれる。

【0089】

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】

【0090】

- 10 内視鏡装置
- 11 内視鏡
- 12 光源装置

10

20

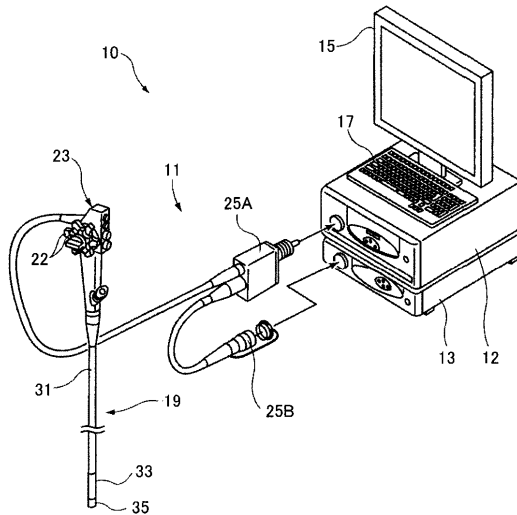
30

40

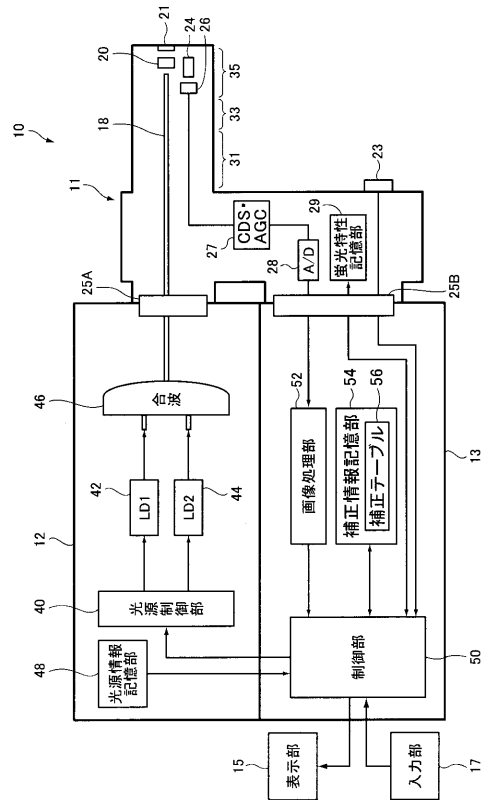
50

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	アングルノブ	
2 3	操作部	
2 4	対物レンズユニット	10
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	
2 9	蛍光特性記憶部	
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（励起光源）	20
4 4	青紫色レーザ光源（追加レーザ光源）	
4 6	合波部	
4 8	光源情報記憶部	
5 0	制御部	
5 2	画像処理部	
5 4	補正情報記憶部	
5 6	補正テーブル	

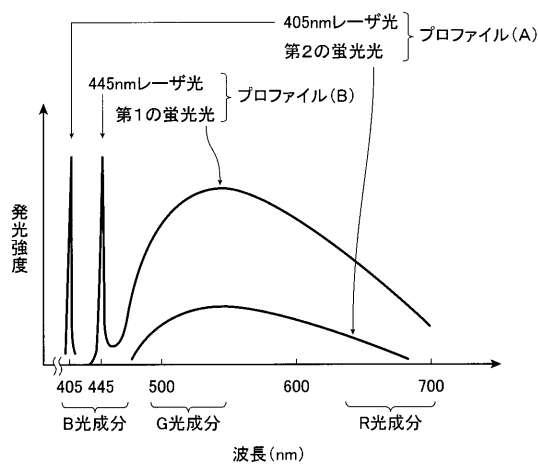
【 図 1 】



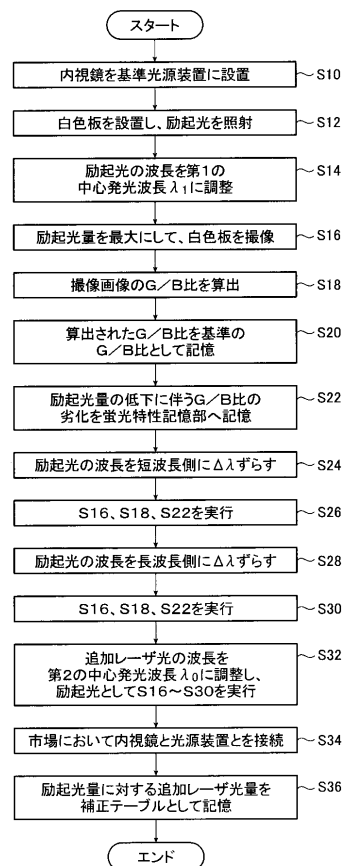
【 図 2 】



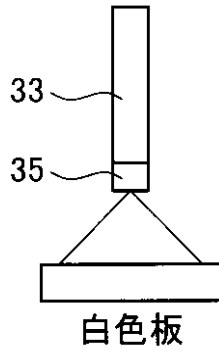
【 図 3 】



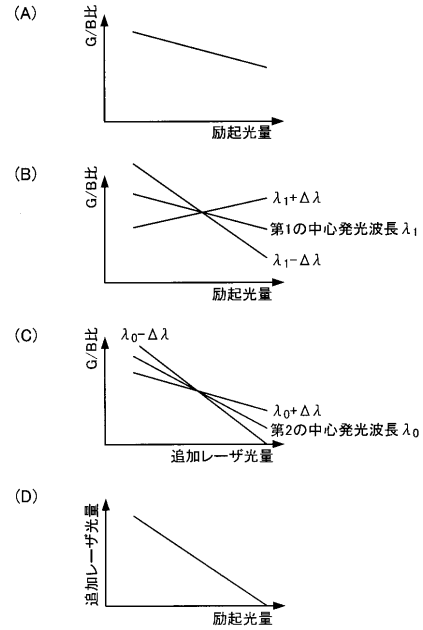
【 図 4 】



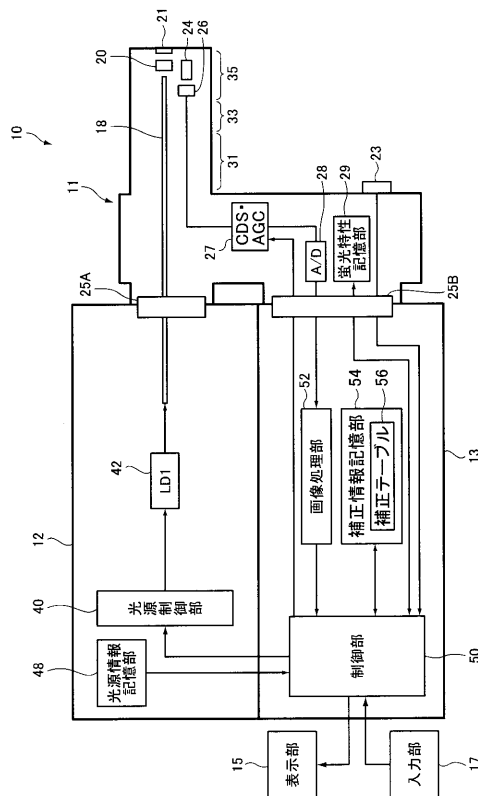
【図5】



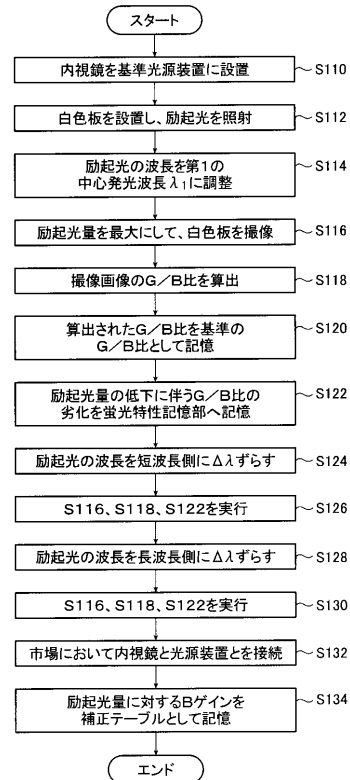
【図6】



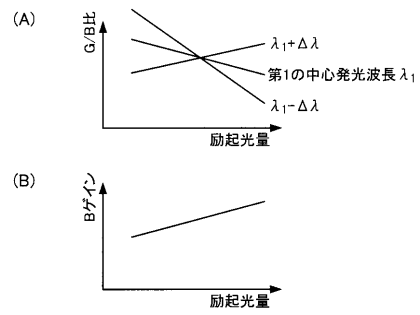
【図7】



【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	JP5600568B2	公开(公告)日	2014-10-01
申请号	JP2010268467	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 A61B1/00.300.D A61B1/00.300.T A61B1/00.550 A61B1/00.630 A61B1/00.730 A61B1/07.730 A61B1/07.736 G02B23/24.B H04N9/04.B		
F-TERM分类号	2H040/BA11 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/CA13 2H040/FA12 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/FF47 4C061/GG01 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ07 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/RR22 4C061/TT04 4C061/YY14 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR22 4C161/TT04 4C161/YY14 5C065/AA04 5C065/BB02 5C065/CC01 5C065/DD17 5C065/EE19		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP2012115513A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

A作为光源的发光波长发生变化时，也改变发射的光的量，是提供一种内窥镜装置，其不改变拍摄图像的白平衡，即使。第一光源42，用于发射第一波长，光源信息存储器，其存储所述第二光源44的第一窄带光，和用于发射第二窄带光的第一波长相对于第一中心发射波长落入预定变化范围内的第一波长，被激发以发射第一荧光的第二光源装置，荧光体20个的荧光特性根据发光量和荧光特性存储单元29的窄带光的用于存储的第一荧光特征，用于输出拍摄的图像信号的成像单元26中，激发波长的变化而变化内窥镜和反射镜11读取第一荧光特性激发波长和对这种变化，使得白平衡落入预定范围内时，控制单元50计算第二窄带光的发光量，并控制与并且处理器设备13具有多个处理单元。The

【 図 4 】

