

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5325726号
(P5325726)

(45) 発行日 平成25年10月23日(2013.10.23)

(24) 登録日 平成25年7月26日(2013.7.26)

(51) Int.Cl.

F 1

A 61 B 1/06 (2006.01)

A 61 B 1/06 A

A 61 B 1/04 (2006.01)

A 61 B 1/04 372

A 61 B 1/06 B

請求項の数 7 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2009-219245 (P2009-219245)
 (22) 出願日 平成21年9月24日 (2009.9.24)
 (65) 公開番号 特開2011-67267 (P2011-67267A)
 (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】内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

蛍光体を有する照明光学系及び撮像素子を有する撮像光学系を備えた内視鏡と、前記内視鏡に接続される制御装置とを具備し、前記制御装置が、前記蛍光体を励起させる励起光を発生する半導体発光素子を有する光源部と、予め定めた色補正情報を記憶した補正情報記憶部と、前記撮像素子から出力される画像信号を前記色補正情報に基づき演算処理して画像データを生成する画像処理部を備える内視鏡システムであって、

前記蛍光体の発光特性の情報が記憶された発光特性記憶部と、

前記半導体発光素子の発光特性の情報が記憶された光源情報記憶部と、

記憶された前記蛍光体と前記半導体発光素子の各発光特性の情報に基づいて、前記補正情報記憶部に記憶された色補正情報を校正する色補正情報校正手段と、

を備えた内視鏡システム。

【請求項 2】

請求項 1 記載の内視鏡システムであって、

前記蛍光体の発光特性の情報が、励起スペクトル情報と、発光スペクトル情報とを含み

前記励起スペクトル情報が、前記蛍光体のエネルギー吸収特性を表す情報であり、

前記発光スペクトル情報が、外部から供給される光によって前記蛍光体から発生する蛍光の分光強度を表す情報である内視鏡システム。

【請求項 3】

10

請求項 1 又は請求項 2 記載の内視鏡システムであって、
前記半導体発光素子の発光特性が、前記光源部から出力される光の中心波長を表す情報
である内視鏡システム。

【請求項 4】

請求項 1 ~ 請求項 3 のいずれか 1 項記載の内視鏡システムであって、
前記半導体発光素子の発光波長を検出する波長検出器を備え、
前記色補正情報校正手段が、前記半導体発光素子の発光波長の既定値と、前記波長検出器が検出した前記半導体発光素子の発光波長の測定値とに基づいて前記色補正情報を校正する内視鏡システム。

【請求項 5】

請求項 1 ~ 請求項 4 のいずれか 1 項記載の内視鏡システムであって、
前記半導体発光素子の発光強度を検出する発光強度検出器を備え、
前記色補正情報校正手段が、前記半導体発光素子の発光強度の規定値と、前記発光強度検出器が検出した前記半導体発光素子の発光強度の測定値との差分に基づいて前記色補正情報を校正する内視鏡システム。

【請求項 6】

請求項 1 ~ 請求項 5 のいずれか 1 項記載の内視鏡システムであって、
前記光源部が、複数の前記半導体発光素子と、各半導体発光素子の出力光を合波させる合波手段とを備え、前記合波手段により合波された光を前記照明光学系に供給する内視鏡システム。

【請求項 7】

請求項 6 記載の内視鏡システムであって、
前記合波手段により合波された光を分波して複数の導光路にそれぞれ供給する分波手段を備え、
体腔内に挿入される前記内視鏡の挿入部先端の複数箇所に前記照明光学系の蛍光体がそれぞれ配置され、
前記分波手段から出力される光が前記複数の導光路を経由して、前記複数箇所の蛍光体のそれぞれに供給される内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡挿入部の先端から照明光を出射して被観察領域を撮像する撮像素子を有する内視鏡と、この内視鏡に接続されて内視鏡に照明光を供給すると共に撮像素子からの撮像信号を演算処理する制御装置とを備えた内視鏡システムとして、例えば特許文献 1 に開示されたものが知られている。また、近年、内視鏡の照明光として、蛍光体とレーザ光とを組み合わせて用いる技術が実用化されつつある。

【0003】

このような内視鏡システムにおいては、患部を正確に診断するために、撮像した画像の色調を、予め定めた色度補正テーブルにより正しい色度になるよう補正する色度調整処理が行われる。ところが、個々の内視鏡が有する光学特性と、この内視鏡が接続される制御装置側の光学特性には、それぞれ個体差があり、内視鏡から出力される画像信号を制御装置側で一律に補正しようとしても、常に正しい色度に補正することは難しい。特に、蛍光体とレーザ光源とを組み合わせた照明装置の場合、光源の個体差による発光波長の違いや、蛍光体の個体差による発光特性の違い等が微妙に絡み合って最終的な観察画像の色調が決定されるので、制御装置に接続された内視鏡を別のものに交換すると、撮像画像の色調が内視鏡毎に変化することがある。

【0004】

10

20

30

40

50

また、内視鏡や制御装置の製造時に正確に色度調整を行っても、その後の経時変化により、蛍光体やレーザ光源の光学特性が変化する場合がある。一般に、半導体発光素子は、使用開始からの経過時間に応じて光出力が減少する等の光学特性の変化を生じることが分かっている。そのため定期的に光源素子を交換する等のメンテナンスを行うことがあるが、外光や温度等が管理された環境下で作業を行う等の条件があり、また、調整に必要となる基準色サンプル等の器具を保管しておく等の煩わしさから、ユーザ側でメンテナンスを行うよりも、メーカーの工場に返送して行うことが多くなっている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

10

【特許文献1】特開2000-342533号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、レーザ光源と蛍光体を有する照明光学系及び撮像素子を有する撮像光学系を備えた内視鏡を使用する場合に、経年変化等に伴って生じる撮像画像の色調変化に対してユーザ側で行うメンテナンス作業を簡単化できる内視鏡システム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】

20

本発明は、下記構成からなる。

蛍光体を有する照明光学系及び撮像素子を有する撮像光学系を備えた内視鏡と、前記内視鏡に接続される制御装置とを具備し、前記制御装置が、前記蛍光体を励起させる励起光を発生する半導体発光素子を有する光源部と、予め定めた色補正情報を記憶した補正情報記憶部と、前記撮像素子から出力される画像信号を前記色補正情報に基づき演算処理して撮像画像データを生成する画像処理部を備える内視鏡システムであって、

前記蛍光体の発光特性の情報が記憶された発光特性記憶部と、

前記半導体発光素子の発光特性の情報が記憶された光源情報記憶部と、

記憶された前記蛍光体と前記半導体発光素子の各発光特性の情報に基づいて、前記補正情報記憶部に記憶された色補正情報を校正する色補正情報校正手段と、

30

を備えた内視鏡システム。

【発明の効果】

【0008】

経年変化等に伴って生じる撮像画像の色調変化に対して、色補正情報をユーザ側で校正するメンテナンス作業を簡単化できる。これにより、内視鏡の撮像画像に対する色補正が常に正確に行え、内視鏡による診断精度を高く安定して維持することができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明の実施形態を説明するための図で、内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

40

【図2】図1に示した内視鏡システムの外観の具体例を示す斜視図である。

【図3】光源から出射される光及び蛍光体の発光により得られる光の波長-強度分布特性を表すグラフである。

【図4】画像処理部の具体的な構成例を示すブロック図である。

【図5】特定の蛍光体に関する励起スペクトルと発光スペクトルの具体例を表すグラフである。

【図6】レーザ光源の発光波長がずれた場合の発光スペクトルの変化を示す説明図である。

【図7】図1に示した内視鏡システムが利用する校正用内視鏡の構成を示すブロック図である。

50

【図8】カラー・チャートの構成例を示す正面図である。

【図9】図1に示した内視鏡システムの変形例の構成を示すブロック図である。

【図10】図1に示した内視鏡システムの他の構成例を示すブロック図である。

【図11】図1に示した内視鏡システムの他の構成例を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 0 】

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システムの概念的な構成を示すブロック図で、図2は図1の内視鏡システムの一例としての外観図である。

【 0 0 1 1 】

図1、図2に示すように、内視鏡システム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。

[0 0 1 2]

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。

[0 0 1 3]

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 37 と、被観察領域の画像情報を取得する C C D (Charge Coupled Device) イメージセンサや C M O S (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。

[0 0 1 4]

湾曲部33は、図2に示すように、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37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、図示は省略するが、内視鏡挿入部19の照射口37には、カバーガラスやレンズが配置される。

〔 0 0 1 5 〕

制御装置 13 は、内視鏡先端部 35 の照射口 37 に供給する照明光を発生する光源装置 41 と、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。

【 0 0 1 6 】

なお、内視鏡11は予め複数個が用意されており、制御装置13に接続される内視鏡11を任意に取り替えることができる。

【 0 0 1 7 】

光源装置41は、図1に示すように、発光源として青色レーザ光源(LD)47を備えている。具体的には、青色レーザ光源47は中心波長445nmの青色レーザ光を射するレーザダイオードである。青色レーザ光源47としては、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

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。青色レーザ光源（LD）47の発光強度は、光源制御部49により制御される。

【0018】

光源47から出射されるレーザ光は、集光レンズ（図示略）により光ファイバに入力され、コネクタ部25Aに伝送される。コネクタ部25Aに供給された青色レーザ光は、光ファイバ55を経由して内視鏡11の内視鏡先端部35まで伝送される。

【0019】

内視鏡先端部35の光ファイバ55の光出射端と対向する位置には、波長変換部材である蛍光体57が配置されている。光ファイバ55から供給される青色レーザ光源47からの青色レーザ光は、蛍光体57を励起して蛍光を発光させ、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。

10

【0020】

この光ファイバ55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の細径なケーブルを使用できる。

【0021】

蛍光体57は、青色レーザ光のエネルギーの一部を吸収して緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光体を含んで構成される。蛍光体57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37から出射される。本構成例のように、半導体発光素子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、更に、白色光の強度を容易に調整できる。

20

【0022】

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、撮像の障害となるノイズの重畠や、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、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。

30

【0023】

内視鏡11の内視鏡先端部35から観察対象に向けて照射される照明光のスペクトル（分光特性）の具体例を図3に示した。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。

【0024】

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。

40

【0025】

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の照明光は、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。

【0026】

撮像後に撮像素子21から出力される撮像画像信号は、スコープケーブル63を通じて

50

A / D 変換器 6 5 に伝送されてデジタル信号に変換され、コネクタ部 2 5 B を介してプロセッサ 4 3 に入力される。

【 0 0 2 7 】

このプロセッサ 4 3 は、光源装置 4 1 を制御する制御部 6 7 と、制御部 6 7 に接続され
詳細は後述する画像処理部 7 3 、補正情報記憶部 7 2 とを有する。撮像画像信号を正しい
色度に合わせる補正処理に必要な色度補正テーブル（色補正情報）等の情報は、予め作成
されて補正情報記憶部 7 2 に記憶されている。

【 0 0 2 8 】

また、制御装置 1 3 に接続した内視鏡 1 1 を交換した場合には、交換後に接続された内
視鏡 1 1 の蛍光体 5 7 の特性に合わせて色度補正テーブルの情報を新たに生成し、色度補
正テーブルの内容を更新する。例えば、内視鏡 1 1 を交換した直後に、制御部 6 7 が光源
情報記憶部 7 4 と発光特性記憶部 7 5 からそれぞれ情報を読み取り、これらの情報に基づ
いて、色度補正に必要な情報を生成する。これにより色度補正テーブルの内容が更新され
る。

10

【 0 0 2 9 】

A / D 変換器 6 5 から出力された撮像画像信号は、画像処理部 7 3 に入力される。画像
処理部 7 3 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宜な画像処理を行
い、所望の出力用画像情報を生成する。

【 0 0 3 0 】

図 4 に画像処理部の具体例の構成を示した。画像処理部 7 3 は、ホワイトバランス部 8
2 と、ガンマ補正部 8 3 と、色分離部 8 4 と、色度補正部 8 5 と、Y C 変換部 8 6 とを備
えている。ホワイトバランス部 8 2 は、A / D 変換器 6 5 から出力されるデジタル画像信号に
対してホワイトバランスを調整し、この調整済みの画像データをガンマ補正部 8 3 に与
える。ガンマ補正部 8 3 は、入力された画像データに対してガンマ補正を施す。色分
離部 8 4 は、ガンマ補正後の画像データについて、R (赤) 、G (緑) 、B (青) の各
画像信号を生成し、これらの画像信号を色度補正部 8 5 に与える。

20

【 0 0 3 1 】

色度補正部 8 5 は、詳細を後述する色度補正テーブル 8 1 に登録されている補正用のデ
ータを読み込み、色分離部 8 4 から入力される R , G , B の各画像信号に対して正しい色
度の画像が得られるように補正処理を施す。色補正処理された画像信号は、Y C 変換部 8
6 により、輝度信号 (Y) と色差信号 (C b, C r) のカラー映像信号に変換する。

30

【 0 0 3 2 】

カラー映像信号に変換された画像処理部 7 3 から出力された映像信号は、図 1 に示す制御
部 6 7 に入力され、制御部 6 7 で各種情報と共に内視鏡観察画像にされて表示部 1 5 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に記憶される。

【 0 0 3 3 】

次に、内視鏡の個体情報について説明する。

図 1 に示すように、内視鏡 1 1 の内部には発光特性記憶部 7 5 が備わっている。この発
光特性記憶部 7 5 は不揮発性メモリで構成されており、内視鏡 1 1 の個体情報を予め記憶
している。具体的には、内視鏡 1 1 に実際に備わっている蛍光体 5 7 の固有の発光特性情
報である励起スペクトル情報と、発光スペクトル情報とが発光特性記憶部 7 5 に記憶され
ている。ここで、励起スペクトル情報とは、外部から励起のために供給される光に対する
蛍光体 5 7 のエネルギー吸収特性に関する波長毎の分布状況を表す情報である。また、発光
スペクトル情報とは外部から供給される光によって実際に蛍光体 5 7 から発生する蛍光の
分光強度を表す情報である。

40

【 0 0 3 4 】

実際には、内視鏡の使用前に蛍光体 5 7 の発光特性を測定しておき、その結果として得
られた励起スペクトル情報及び発光スペクトル情報を発光特性記憶部 7 5 に書き込んでおく。
また、測定する以外にも、予め用意された蛍光体 5 7 の正確な特性情報を発光特性記
憶部 7 5 に書き込むことであってもよい。

50

【0035】

ここで、特定の蛍光体に関する励起スペクトルと発光スペクトルの一例を図5に示した。図5に示す特性の蛍光体57の場合には、点線で示す励起スペクトルの曲線から、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ことができる。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。

【0036】

また、蛍光体57の発光強度は吸収したエネルギーの大きさに応じて変化する。図5に示す励起スペクトルのように、蛍光体57の励起光の吸収特性は波長に応じて変化するので、外部から供給される光の波長に応じて蛍光体57の発光強度も変化する。

10

【0037】

例えば、図6に示すように、青色レーザ光源47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ク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、レーザ光線LB-Bに対しては、レーザ光線LB-Aと同一の出射光強度でありながら、蛍光体57の発光スペクトルCAからCBに減少し、レーザ光線LB-AとLB-Bとの間で蛍光体からの発光強度に相対的な差が生じる。

【0038】

発光特性記憶部75が記憶する励起スペクトルの情報及び発光スペクトルの情報については、多数の波長のそれについて連続的に各スペクトルの曲線を表す情報をテーブル化して、或いは数式化して記憶しておけば、より高精度で照明光のスペクトルを予測することが可能であり、高精度の色度補正が可能になる。

20

【0039】

また、光源の個体情報については、次の通りである。

光源装置41は、図1に示すように、光源情報記憶部74を備えている。この光源情報記憶部74は不揮発性メモリで構成されており、光源装置41の固有の光源情報として、光源から出力されるレーザ光の波長を表す情報を記憶している。即ち、光源情報記憶部74は、少なくとも青色レーザ光源47から出射されるレーザ光の中心波長（強度が最大の波長）を表す情報が記憶される。例えば、内視鏡11の使用前（工場出荷時など）に光源装置41のレーザ光源47の発光特性を測定しておき、その結果として得られた情報を光源情報記憶部74に書き込んでおく。また、測定する以外にも、予め用意されたレーザ光源47の正確な特性情報を発光特性記憶部75に書き込むことであってもよい。

30

【0040】

ところで、内視鏡システム100を長期間使用していると、その間の経年変化によって、光源装置41の青色レーザ光源47の発光特性や、内視鏡11の蛍光体57の特性に変化が生じることがある。このような光学特性の変化は、内視鏡11から被検体に照射される照明光の色調に影響を及ぼし、撮像素子21から得られる撮像画像に対しても影響する。

【0041】

画像処理部73内の色度補正部85が色度補正のために利用する色度補正テーブル81の内容は、光源情報記憶部74が保持している青色レーザ光源47の個体情報と、発光特性記憶部75が保持している蛍光体57の個体情報に基づいて決定される。しかし、経年変化や周囲の環境条件の変化等が生じると、青色レーザ光源47の実際の特性と光源情報記憶部74に保持されている個体情報との間に差異が生じたり、蛍光体57の実際の特性と発光特性記憶部75に保持されている個体情報との間に差異が生じたりする。

40

【0042】

これら記憶された個体情報と実際の特性との間で差異が生じた場合には、撮像画像の色度を正しく補正することができず、画像品質が低下する。

そこで、このような特性の違いによる影響をなくして正しい色度の撮像画像を得るため

50

に、定期的にメンテナンス処理を実施して色度補正テーブル 8 1 の内容を正しい内容に書き換える。図 1 に示す内視鏡システム 1 0 0 においては、このようなメンテナンス処理をユーザ側で容易に行うことを可能にする校正機能を搭載している。

【 0 0 4 3 】

以下、この構成機能について順次詳細に説明する。

まず、青色レーザ光源 4 7 の特性のずれを校正用内視鏡を用いて校正する方法を説明する。

青色レーザ光源 4 7 の特性を経年変化の影響を受けずに正確に測定するために、図 1 に示す内視鏡 1 1 とは別途に、図 7 に示すような専用の校正用内視鏡 1 1_{Ref} が予め用意してある。この校正用内視鏡 1 1_{Ref} は、内視鏡システム 1 0 0 の付属品として提供され、ユーザは隨時この校正用内視鏡 1 1_{Ref} を利用できる。この校正用内視鏡 1 1_{Ref} は、通常は使用されず保管され、メンテナンス時だけに、通常使用する内視鏡 1 1 の代わりに制御装置 1 3 のコネクタ部 2 5 A, 2 5 B と接続した状態で使用される。10

【 0 0 4 4 】

この校正用内視鏡 1 1_{Ref} は、内視鏡 1 1 と略同様の構成を有したものであるが、照明光学系と撮像光学系のみを同様の校正として、例えば送気・送水機能等の他の機能を省略した構成としてもよい。

【 0 0 4 5 】

校正用内視鏡 1 1_{Ref} を制御装置 1 3 に接続した状態で、コネクタ部 2 5 A を介して供給される光源からの青色レーザ光は、光ファイバ 5 5_{Ref} を経由して校正用内視鏡 1 1_{Ref} の内視鏡先端部 3 5 まで伝送される。内視鏡先端部 3 5 の光ファイバ 5 5_{Ref} の光出射端と対向する位置には、蛍光体 5 7_{Ref} が配置されている。光ファイバ 5 5_{Ref} から供給される青色レーザ光は、蛍光体 5 7_{Ref} を励起して蛍光を発光させ、また、一部の青色レーザ光は、そのまま蛍光体 5 7_{Ref} を透過する。その結果、内視鏡先端部 3 5 の照射口 3 7 からは、青色レーザ光の励起により蛍光体 5 7_{Ref} から発生する緑色～黄色の励起発光光と、蛍光体 5 7_{Ref} を透過した青色レーザ光とが混合され、白色照明光が出射される。20

【 0 0 4 6 】

蛍光体 5 7_{Ref} は、基本的には前述の蛍光体 5 7 と同じ材料で構成されているが、基準として利用可能な理想的な特性を有している。つまり、蛍光体 5 7_{Ref} の励起スペクトルや発光スペクトルは、設計時に想定した特性に近い。また、校正用内視鏡 1 1_{Ref} が使用される頻度はメンテナンスの時のみであるため、例えば数年間使用した後であっても、蛍光体 5 7_{Ref} については使用による特性の変化や劣化が殆ど生じていない。30

【 0 0 4 7 】

照射口 3 7 の前方には、内視鏡先端部 3 5 と一体化されたカラーチャート 9 0 が配置されている。このカラーチャート 9 0 は、内視鏡先端部 3 5 に装着されるキャップ 9 1 の底面に配置され、キャップ 9 1 が内視鏡先端部 3 5 に着脱自在に取り付けられる。カラーチャート 9 0 は、例えば、図 8 に示すように、色度が既知である基準色等の多数のカラーパッチ 9 0 a, 9 0 b, 9 0 c, ... が平面上に配列されたものである。

【 0 0 4 8 】

上記のように、内視鏡先端部 3 5 の前方にカラーチャート 9 0 が配置され、照射口 3 7 から出射された照明光がカラーチャート 9 0 を照明し、この照明されたカラーチャート 9 0 の像を、対物レンズユニット 3 9_{Ref} を介して撮像素子 2 1_{Ref} により撮像する。これにより、撮像素子 2 1_{Ref} から出力される撮像画像信号は、スコープケーブル 6 3 を通じて A/D 変換器 6 5_{Ref} に入力され、デジタル信号に変換されてコネクタ部 2 5 B から出力される。つまり、校正用内視鏡 1 1_{Ref} は、レーザ光を供給することで、規定の特性の蛍光体によりカラーチャート 9 0 を照明し、撮像したカラーチャート 9 0 の撮像画像信号を出力する。40

【 0 0 4 9 】

そして、制御装置 1 3 のプロセッサ 4 3 (図 1 参照) は、カラーチャート 9 0 の撮像画像信号を取得して、この撮像画像信号に基づいて青色レーザ光源の特性を評価する。50

プロセッサ43に入力されたカラーチャート90の撮像画像信号は、校正用内視鏡11_{Ref}を使用して撮像して得たものであり、実際の内視鏡検査に用いる内視鏡11に搭載された蛍光体57の特性変化の影響を無視できる。そのため、カラーチャート90の各カラーパッチ90a, 90b, 90c, . . . の測定色度と、既知の色度（規定の色度）との差から、青色レーザ光源47の特性変化が求められる。本校正処理では、この測定色度と既知の色度との差がなくなるように色度補正テーブルを書き換える。

【0050】

つまり、校正用内視鏡11_{Ref}を用いて撮影されたカラーチャート90の撮像画像信号を調整用画像として利用し、この調整用画像上の各色度領域90a, 90b, 90c, . . . の色度をそれぞれ規定の色度に補正するために必要な補正係数を制御部67により決定する。この決定した補正係数の情報を制御装置13の光源情報記憶部74に記憶させる。

【0051】

以上の青色レーザ光源47に対する校正処理の後、校正用内視鏡11_{Ref}を制御装置13から取り外し、通常の内視鏡11を制御装置13に接続したときに、この内視鏡11の蛍光体57の発光特性に関する情報を発光特性記憶部75から読み出し、この蛍光体57の発光特性の情報と、光源情報記憶部74に記憶させた青色レーザ光源47の特性を表す補正係数に基づいて色度補正テーブルの内容を書き換える。これにより、青色レーザ光源47の特性変化により照明光の色度が変化した影響をなくすことができる。

【0052】

更に詳細に説明すれば、制御装置13に内視鏡11のいずれかが接続された際、プロセッサ43の制御部67は、光源装置41の光源情報記憶部74から光源の特性情報を取得し、内視鏡11の発光特性記憶部75から、励起スペクトル情報及び発光スペクトル情報である蛍光体発光特性の情報を取得する。そして、制御部67は、これらの固有パラメータの情報に基づいて内視鏡11の先端から照射される照明光の照明光分光プロファイルを生成する。即ち、蛍光体の励起スペクトルと光源の発光波長から蛍光体発光スペクトルの強度を求め、この蛍光体発光スペクトルと、青色レーザ光とが合成された照明光分光プロファイルを求める。なお、光源情報記憶部74からの情報取得は、内視鏡11の接続前に行っていてもよい。

【0053】

その後、制御装置13は照明光分光プロファイルの内容に基づいて、補正後の画像において色度を正しく再現するために必要な情報を生成し、これを色度補正テーブル81に書き込む。即ち、規定の照明光を用いる場合と同等の色度の出力画像を得るために、規定の照明光の分光特性（プロファイル）と実際の照明光の分光特性との違いに相当する色度の補正を画像信号に施すための色度補正テーブル81を作成する。この色度補正テーブル81の内容は、図1に示す補正情報記憶部72に記憶される。

【0054】

そして、制御装置13の画像処理部73では、内視鏡11からの撮像信号を、補正情報記憶部72を参照して、この色度補正テーブル81に基づいて補正し、適正な色度とされた観察画像を制御部67に出力する。以上の処理により、内視鏡11で撮像し撮像画像は、内視鏡の蛍光体の個体差、光源の個体差によらず、常に適正な色調で出力され、診断に適した色調の画像として表示、或いは保存される。

【0055】

次に、前述の内視鏡システムの変形例を以下に説明する。

図1に示した内視鏡システム100の変形例を図9に示した。なお、図9において図1と対応する構成要素に対しては同一の符号を付して示してある。図9に示す内視鏡システム100Bの光源装置41Bは、光源として前述の青色レーザ光源47の他に紫色レーザ光源45を備えている。この紫色レーザ光源45は、中心波長405nmの紫色レーザ光を出射するレーザダイオードである。

【0056】

10

20

30

40

50

これらの各光源45, 47の半導体発光素子からの発光は、光源制御部49Bにより個別に制御されており、青色レーザ光源47の出射光と、紫色レーザ光源45の出射光との光量比は変更自在になっている。

【0057】

そして、内視鏡11Bには2つの独立した導光路として設けた2本の光ファイバ55A, 55Bが備えられ、光ファイバ55A, 55Bの一端は、それぞれコネクタ部25Aと接続され、他端は、内視鏡11Bの先端部35にまで延設されている。内視鏡11Bの先端部35には2つの照射口37A, 37Bが設けてあり、各照射口37A, 37Bの内側には、それぞれ蛍光体57が配置されている。光ファイバ55Aにより導かれたレーザ光は蛍光体57Aに供給され、光ファイバ55Bにより導かれたレーザ光は蛍光体57Bに供給される。従って、図9に示した内視鏡システム100Bにおいては、2つの照射口37A, 37Bのそれぞれから被検体に向けて白色照明光、及び紫色レーザ光のいずれか、或いは双方が出射される。

【0058】

上記構成の内視鏡システム100Bによれば、白色照明光の色調に応じて、撮像画像の色度を正確に補正しつつ、紫色レーザ光による狭帯域波長の光を照射した観察画像を得ることができる。

【0059】

次に、内視鏡システムの他の構成例を図10に示した。なお、図10において図1と対応する構成要素に対しては同一の符号を付して示してある。図10に示すように、この内視鏡システム100Cは、光源装置41Cの内部にダイクロイックミラー95及び光検出器96を備えている。

【0060】

ダイクロイックミラー95は、青色レーザ光源47の光出力側からコネクタ部25Aまでの間の光路途中に配置され、青色レーザ光の一部を光検出器96に導く。光検出器96は、入力された光の中心波長、強度の少なくとも一方、望ましくは両方を検出する機能を有する。

【0061】

従って、内視鏡システム100Cのプロセッサ43は、青色レーザ光源47から出射されている青色レーザ光の実際の波長及び強度の少なくとも一方に関する情報を光検出器96から取得することができる。つまり、青色レーザ光源47から出射されるレーザ光の波長や強度が変化した場合には、その変化を直接検出することができる。そのため、前述の校正用内視鏡11_{Ref}を利用することなく、青色レーザ光源47に対する校正を実施することが可能となる。

【0062】

また、本内視鏡システム100Cにおいても、図9に示した内視鏡システム100Bのように複数のレーザ光源を備えた構成とする場合には、光源装置41を、図9に示す光源装置41Bにおけるコンバイナ51とカプラ53との間の光路途中にダイクロイックミラーを配置して、ダイクロイックミラーで分岐された光を光検出器で検出する構成にすればよい。

【0063】

次に、内視鏡システムの他の構成例を図11に示した。なお、図11において図1と対応する構成要素に対しては同一の符号を付して示してある。図11に示すように、この内視鏡システム100Dは、光源装置41Eの内部にダイクロイックミラー97及び校正用基準光源98を備えている。

【0064】

ダイクロイックミラー97は、青色レーザ光源47が出力するレーザ光と、校正用基準光源98が出力するレーザ光とをそれぞれ出力側のコネクタ部25Aの光路に導く。

【0065】

校正用基準光源98は、青色レーザ光源47と同様に中心波長445nmの青色レーザ

10

20

30

40

50

光を出射するレーザダイオードであり、規定通りの特性を有している。即ち、校正用基準光源98が出射するレーザ光の波長は、設計上の規定の波長(445nm)との誤差が非常に小さくなるように調整され、かつレーザ光の出力強度についても設計上の規定の強度特性との誤差が非常に小さくなるように調整された、特性のはらつきが特に小さくされた光源となっている。この校正用基準光源98が使用されるのは、メンテナンス時だけであるため、経年変化の影響を受けにくく、長期間にわたって規定通りの特性でレーザ光を出射できる。

【0066】

光源制御部49Cは、青色レーザ光源47と校正用基準光源98とを排他的に発光制御する。即ち、通常は青色レーザ光源47のみを点灯制御して校正用基準光源98は消灯状態に維持し、メンテナンスを行うときには青色レーザ光源47を消灯状態に維持して校正用基準光源98を点灯制御するか、青色レーザ光源47と校正用基準光源98とを交互に点灯する。

10

【0067】

上記の内視鏡システム100Dの場合には、青色レーザ光源47の特性に変化が現れている場合であっても、校正用基準光源98を使用することにより、特性が規定通りの青色レーザ光を内視鏡11に供給することができる。そのため、内視鏡11の蛍光体57の発光特性についての正確な校正を簡単に実施することができる。

【0068】

内視鏡11の蛍光体57の特性を校正する場合には、図11に示すように内視鏡11を制御装置13Eに接続した状態で、青色レーザ光源47を消灯し、校正用基準光源98を点灯して、校正用基準光源98が出射する青色レーザ光を内視鏡11に供給する。そして、図示はしないが、前述のカラーチャートに内視鏡11の照明光を照射し、カラーチャートを撮像素子21で撮像する。プロセッサ43は、校正用基準光源98が点灯状態の時にカラーチャートの撮像により撮像素子21から出力される撮像画像信号を前述と同様にして調整用画像として利用する。これにより、蛍光体57の特性変化に基づく照明光の色度の変化や、撮影された画像の色度変化を補正することができる。

20

【0069】

また、本内視鏡システム100Dにおいても、図9に示した内視鏡システム100Bのように複数のレーザ光源を備えた構成とする場合には、光源装置41を、図9に示す光源装置41Bにおけるコンバイナ51とカプラ53との間の光路途中にダイクロイックミラーを配置して、ダイクロイックミラーで分岐された光路上に校正用基準光源98を配置した構成にすればよい。

30

【0070】

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。

【0071】

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及び撮像素子を有する撮像光学系を備えた内視鏡と、前記内視鏡に接続される制御装置とを具備し、前記制御装置が、前記蛍光体を励起させる励起光を発生する半導体発光素子を有する光源部と、予め定めた色補正情報を記憶した記憶部と、前記撮像素子から出力される画像信号を前記色補正情報に基づき演算処理して撮像画像データを生成する画像処理部を備える内視鏡システムであって、

40

前記蛍光体及び前記半導体発光素子の少なくとも一方の光学特性を検出する光学特性検出手段と、

前記光学特性検出手段により検出された光学特性に基づいて、前記記憶部に記憶された色補正情報を校正する色補正情報校正手段と、
を備えた内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、レーザ光源と蛍光体を有する照明光学系及び撮像素子を

50

有する撮像光学系を備えた内視鏡を使用する場合に、経年変化等に伴って生じる撮像画像の色調変化に対して、色補正情報をユーザ側で校正するメンテナンス作業を簡単化できる。これにより、内視鏡の撮像画像に対する色補正が常に正確に行え、内視鏡による診断精度を高く安定して維持することができる。

【0072】

(2) (1)の内視鏡システムであって、

前記内視鏡の代わりに前記制御装置と接続可能に構成され、規定の発光特性を有する校正用基準蛍光体を含む照明光学系及び撮像素子を有する撮像光学系を備えた校正用内視鏡と、

既知の色度を有する複数のカラーパッチを備えたカラーチャートと、を具備し、

10

前記光学特性検出手段が、前記校正用内視鏡が前記制御装置に接続されている状態で、前記カラーチャートを撮像したときに前記校正用内視鏡の撮像素子から出力される調整用画像信号から、前記複数の色度領域のそれぞれの色度に関連する色度情報を求め、該色度情報を用いて前記色補正情報の校正に必要な校正色補正情報を算出し、

前記色補正情報校正手段が、前記校正色補正情報に基づいて前記記憶部の色補正情報を変更する内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、校正用内視鏡を用いて撮像されるカラーチャートの撮像画像は、内視鏡の蛍光体の特性変化の影響を受けないので、光源部の半導体発光素子の特性の変化を高精度で検出でき、この特性変化を校正するように記憶部の色補正情報を変更できる。

20

【0073】

(3) (2)の内視鏡システムであって、

前記カラーチャートが、前記校正用内視鏡と一体に構成された内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、校正時に使用するカラーチャートと校正用内視鏡とを一体にすることで、カラーチャートの取り付けや位置決め等の作業が不要となり、利便性が高められる。

【0074】

(4) (1)の内視鏡システムであって、

前記光学特性検出手段が、前記半導体発光素子の発光波長を検出する波長検出器を備え、

30

前記色補正情報変更手段が、前記半導体発光素子の発光波長の既定値と、前記波長検出器が検出した前記半導体発光素子の発光波長の測定値とに基づいて前記色補正情報を変更する内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、半導体発光素子の発光波長が変化している場合でも、その変化の影響を打ち消すように、色補正情報を変更できる。即ち、出力画像の色度に影響を及ぼす照明光のスペクトルは、光源の波長と、蛍光体の吸収特性を表す励起スペクトルや発光スペクトル等に応じて定まるので、半導体発光素子の発光波長の既定値（変化前の値）と測定値（現在の値）とに基づいて、照明光のスペクトルの変化を推定でき、この変化を考慮して色補正情報を正しく校正できる。

【0075】

40

(5) (1)の内視鏡システムであって、

前記光学特性検出手段が、前記半導体発光素子の発光強度を検出する発光強度検出器を備え、

前記色補正情報変更手段が、前記半導体発光素子の発光強度の規定値と、前記発光強度検出器が検出した前記半導体発光素子の発光強度の測定値との差分に基づいて前記色補正情報を変更する内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、経年変化により半導体発光素子の発光強度が変化している場合でも、その変化の影響を打ち消すように、色補正情報を変更できる。即ち、出力画像の色度に影響を及ぼす照明光のスペクトルは、光源から出てそのまま照明光となる光成分の波長及び強度と、励起により蛍光体が発光して得られる光の強度とのバランスの影響

50

を受けるので、半導体発光素子の発光強度の既定値（変化前の値）と測定値（現在の値）とに基づいて、照明光のスペクトルの変化を推定でき、この変化を考慮して色度補正情報を正しく校正できる。

【0076】

(6) (1)～(5)のいずれかの内視鏡システムであって、

前記光源部の半導体発光素子とは排他的に点灯制御され、規定の波長で発光する校正用半導体発光素子と、

既知の色度を有する複数のカラーパッチを備えたカラーチャートと、を具備し、

前記内視鏡が前記制御装置に接続されている状態で、前記校正用半導体発光素子からの光を前記照明光学系に供給して得られる照明光を前記カラーチャートに照射して、前記撮像部により撮像して得られる調整用画像信号から、前記光学特性検出手段が前記複数の色度領域のそれぞれの色度に関連する色度情報を求め、求められた前記色度情報を用いて、前記色補正情報を校正に必要な校正色補正情報を算出し、

前記色補正情報校正手段が、前記校正色補正情報に基づいて前記記憶部の色補正情報を変更する内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、校正作業の際に、光源として校正用半導体発光素子を利用すると共に、被写体としてカラーチャートを利用できる。このため、経年変化により半導体発光素子の特性が変化している場合であっても、この変化の影響を受けずに校正作業を実施できる。即ち、校正用半導体発光素子からの出射光を利用して、照明光学系の蛍光体を利用して得られる照明光によりカラーチャートを撮影して色度情報を求めるので、蛍光体の特性の変化を打ち消すように色補正情報を校正できる。

【0077】

(7) (1)～(6)のいずれかの内視鏡システムであって、

前記光源部が、複数の半導体発光素子と、各半導体発光素子の出力光を合波させる合波手段とを備え、前記合波手段により合波された光を前記照明光学系に供給する内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、例えば互いに異なる波長の光を発生する複数の半導体発光素子を用いることにより、より適切な色調の照明光を生成できる。

【0078】

(8) (7)の内視鏡システムであって、

前記合波手段により合波された光を分波して複数の導光路にそれぞれ供給する分波手段を備え、

体腔内に挿入される前記内視鏡の挿入部先端の複数箇所に前記照明光学系の蛍光体がそれぞれ配置され、

前記分波手段から出力される光が前記複数の導光路を経由して、前記複数箇所の蛍光体のそれぞれに供給される内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、内視鏡の挿入部先端の複数箇所から照明光をそれぞれ出射して被写体を照明できるので、広い範囲を均一な照度でむらなく照明することが可能になる。

【符号の説明】

【0079】

11 内視鏡

11_{Ref} 校正用内視鏡

13 制御装置

15 表示部

17 入力部

19 内視鏡挿入部

21 撮像素子

25A, 25B コネクタ部

31 軟性部

10

20

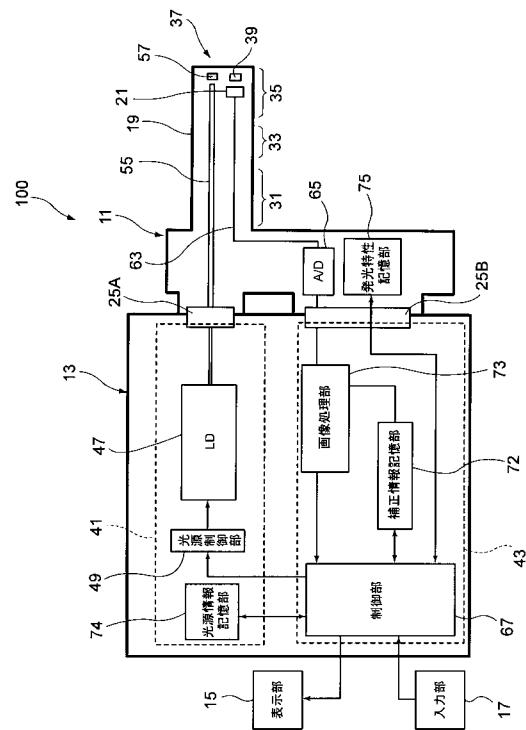
30

40

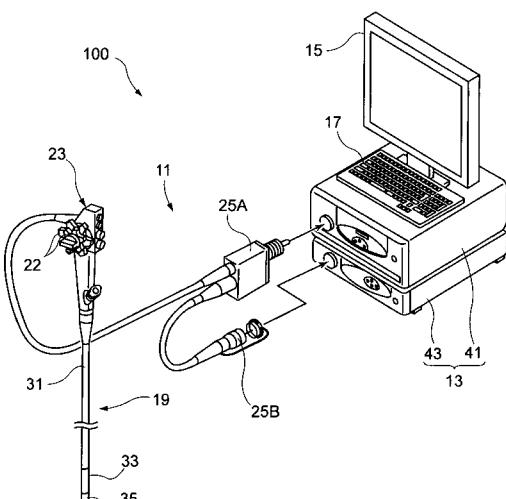
50

3 3	湾曲部	
3 5	先端部	
3 7 , 3 7 A , 3 7 B	照射口	
4 1	光源装置	
4 3	プロセッサ	
4 5	紫色レーザ光源	
4 7	青色レーザ光源	
4 9	光源制御部	
5 1	コンバイナ	10
5 3	カプラ	
5 5 , 5 5 A , 5 5 B	光ファイバ	
5 7	蛍光体	
6 5	A / D 変換器	
6 7	制御部	
7 2	補正情報記憶部	
7 3	画像処理部	
7 4	光源情報記憶部	
7 5	発光特性記憶部	
8 1	色度補正テーブル	20
8 5	色度補正部	
9 0	カラーチャート	
9 1	チャート支持部	
9 5	光分波器	
9 6	光検出器	
9 7	光合波器	
9 8	校正用基準光源	
1 0 0	内視鏡システム	

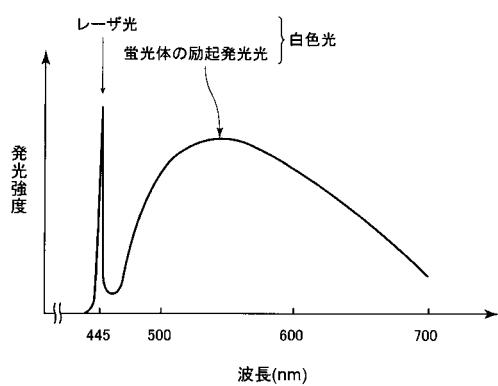
【図1】



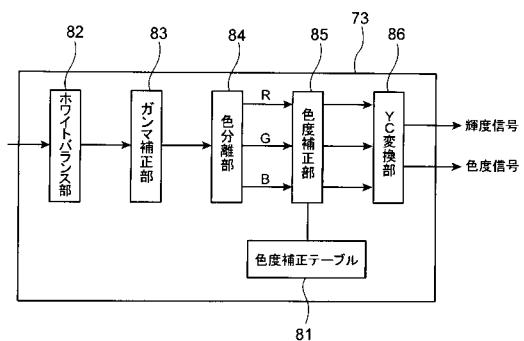
【図2】



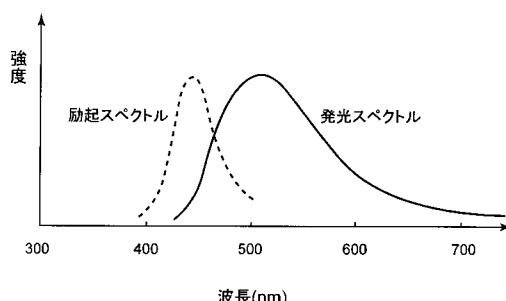
【図3】



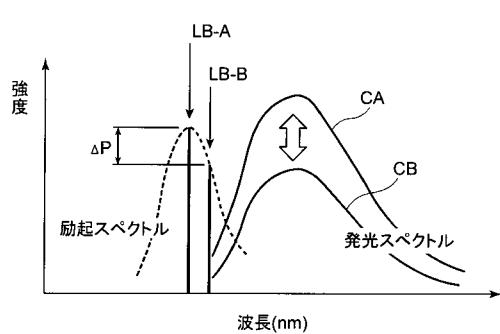
【図4】



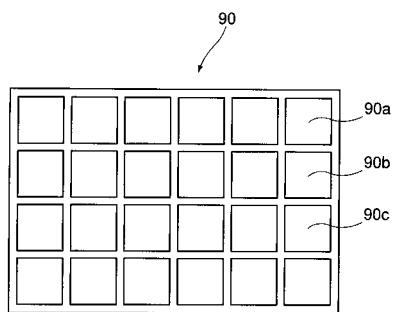
【図5】



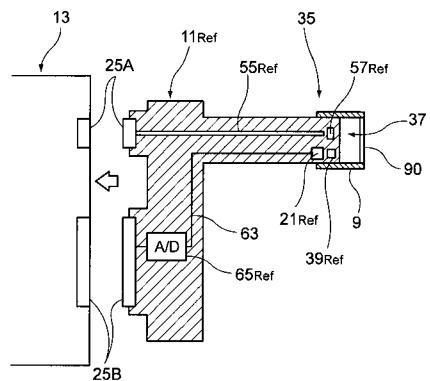
【図6】



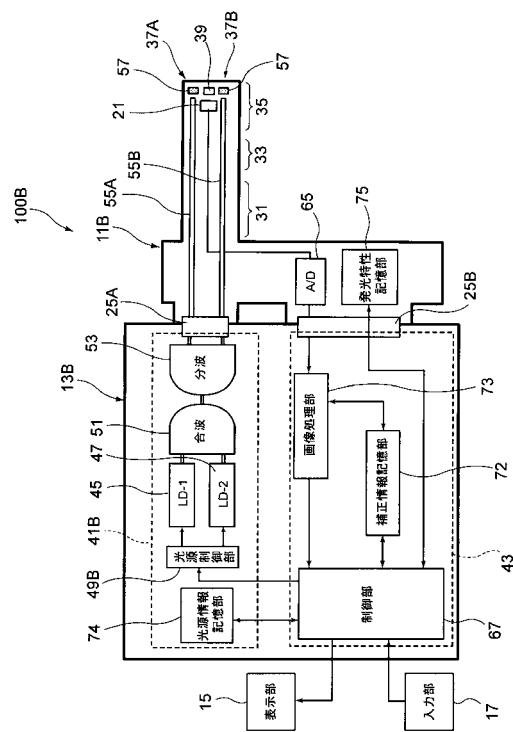
【図8】



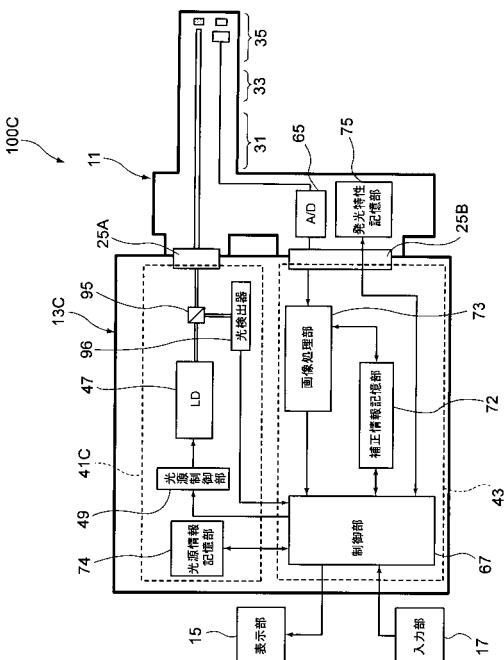
【図7】



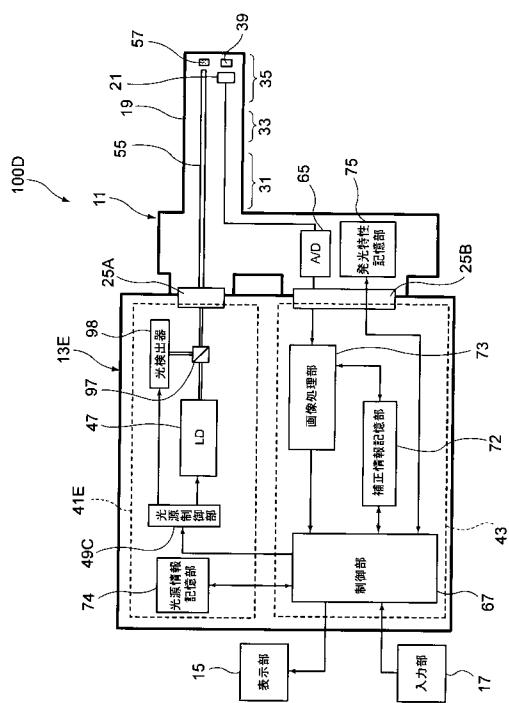
【図9】



【図10】



【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2006-296656(JP,A)

特開2008-258177(JP,A)

特開2008-264514(JP,A)

特開2004-121549(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5325726B2	公开(公告)日	2013-10-23
申请号	JP2009219245	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 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/0653 A61B1/0669 G02B23/2469 G02B23/2484		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/04.372 A61B1/06.B A61B1/00.550 A61B1/00.630 A61B1/00.650 A61B1/045.610 A61B1/05 A61B1/06.510 A61B1/06.610 A61B1/07.730 A61B1/07.731 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	4C061/FF40 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/PP08 4C061/QQ06 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/ /RR25 4C061/TT03 4C061/TT13 4C161/FF40 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP08 4C161/QQ06 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR25 4C161/TT03 4C161/TT13		
代理人(译)	长谷川弘道		
其他公开文献	JP2011067267A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：当使用包括具有激光光源的照明光学系统的内窥镜时，为了简化在用户侧执行的维护工作，以改变通过长期变化等产生的捕获图像的色调的变化。荧光物质和具有成像元件的成像光学系统。

ŽSOLUTION：该内窥镜系统包括内窥镜11，内窥镜11包括具有荧光物质57的照明光学系统和具有成像元件21的成像光学系统；控制装置13包括：光源部分41，其具有产生用于激发荧光物质57的光的半导体发光元件；存储部分72，存储预定的颜色校正信息；以及控制装置13，其连接到内窥镜11。图像处理部分73通过基于颜色校正信息对从成像元件21输出的图像信号执行计算处理来创建捕获图像数据。检测荧光物质57和半导体发光元件的光学特性中的至少一个，并且基于检测到的光学特性校正存储在存储部分72中的颜色校正信息。 Ž

