

(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2011-87910

(P2011-87910A)

(43) 公開日 平成23年5月6日(2011.5.6)

(51) Int.Cl.

F I

テーマコード (参考)

A61B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

2H040

A61B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06

4 C O 6 1

GO 2 B 23/24 (2006.01)

A 6 1 B 1/06

GO2B 23/26 (2006.01)

GO 2 B 23/24

GO 2 B 23/26

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2010-119747 (P2010-119747)

(22) 出願日 平成22年5月25日 (2010. 5. 25)

(31) 優先權主張番号 特願2009-219243 (P2009-219243)

(32) 優先日 平成21年9月24日 (2009. 9. 24)

(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(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 100132986

弁理士 矢澤 清純

(72) 發明者 小澤 聡

神奈川 足柄上郡開成町宮台798番地

富士フイルム株式会社内

(72) 發明者 遠藤 安土

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 CA04 CA11 GA02 GA06

[最終頁に続く](#)

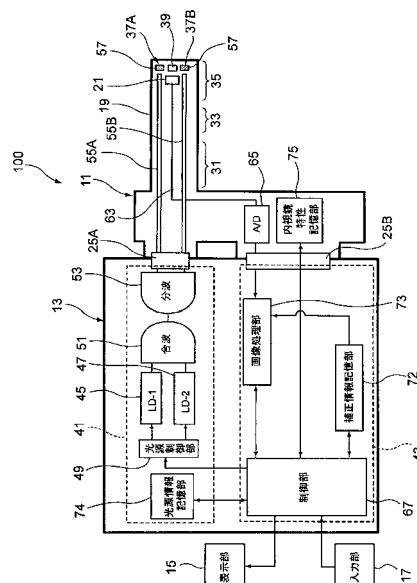
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】蛍光体と光源とを組み合わせた照明光を用いる内視鏡システムにおいて、内視鏡と、内視鏡を取り付ける制御装置の光学特性にそれぞれ個体差があっても、常に同じ色調の観察画像に補正する。

【解決手段】光路上に蛍光体５７を有する照明光学系と、光学像の撮像信号を出力する撮像素子２１を有する撮像光学系とを備えた内視鏡１１と、蛍光体５７を発光させる励起光を照明光学系に供給する光源部４１、及び撮像素子２１から出力される撮像信号を演算処理する画像処理部７３を備えた制御装置１３と、を具備し、画像処理部７３が、制御装置１３に接続された内視鏡１１に備わる蛍光体５７に関する発光特性の個体情報、及び光源部４１の発光特性の個体情報に基づいて、照明光学系により得られる照明光スペクトルを算出する。この照明光スペクトルに応じて撮像信号の色度情報を補正するための色度補正テーブルを作成し、この作成した色度補正テーブルを用いて撮像素子２１から出力される撮像信号を補正するようにした。

【選択図】図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

光路上に蛍光体を有する照明光学系と、光学像の撮像信号を出力する撮像素子を有する撮像光学系とを備えた内視鏡と、
前記蛍光体を発光させる励起光を前記照明光学系に供給する光源部、及び前記撮像素子から出力される撮像信号を演算処理する画像処理部を備えた制御装置と、
を具備する内視鏡システムであって、

前記画像処理部が、前記制御装置に接続された内視鏡に備わる前記蛍光体に関する発光特性の個体情報、及び前記光源部の発光特性の個体情報に基づいて、前記照明光学系により得られる照明光スペクトルを算出する照明光スペクトル算出手段と、

前記照明光スペクトルに応じて前記撮像信号の色度情報を補正するための色度補正テーブルを作成する色度補正テーブル作成手段と、

前記作成した色度補正テーブルを用いて前記撮像素子から出力される撮像信号を補正する画像補正手段と、
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、

前記蛍光体に関する発光特性の個体情報が、前記蛍光体の光吸収特性を表す励起スペクトルの情報と、吸収した光エネルギーにより励起され前記蛍光体から発光する発光スペクトルの情報を含む内視鏡システム。

【請求項 3】

請求項 2 記載の内視鏡システムであって、

前記光源部の発光特性の個体情報が、前記光源部の発光波長の情報を含む内視鏡システム。

【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、

前記内視鏡が、前記蛍光体に関する発光特性の個体情報を記憶した内視鏡特性記憶部を有する内視鏡システム。

【請求項 5】

請求項 4 記載の内視鏡システムであって、

前記内視鏡が前記制御装置に接続されているか否かを検出する接続検出手段を有し、
前記画像処理部が、前記内視鏡の非接続状態から接続状態への切り替えの検出をトリガとして、前記制御装置に接続された内視鏡の内視鏡特性記憶部から前記蛍光体に関する発光特性の個体情報を取得し、前記色度補正テーブルを作成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、

前記制御装置が、前記光源部の発光特性の個体情報を記憶した光源情報記憶部を有する内視鏡システム。

【請求項 7】

請求項 1 ～ 請求項 6 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、発光源として半導体発光素子を備えた内視鏡システム。

【請求項 8】

請求項 7 記載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から出射される光をそれぞれ合波して前記内視鏡の照明光学系に供給する合波手段を備えた内視鏡システム。

【請求項 9】

請求項 8 記載の内視鏡システムであって、

前記内視鏡が、前記蛍光体と該蛍光体に光出射端を向けて配置した導光路との対を複数有し、

前記光源部が、前記合波された光を前記各導光路にそれぞれ分波して供給する分波手段

10

20

30

40

50

を備えた内視鏡システム。

【請求項 10】

請求項 9 記載の内視鏡システムであって、

前記合波手段と前記分波手段とを一つのファイバーケーブルで構成した内視鏡システム。

【請求項 11】

請求項 9 記載の内視鏡システムであって、

前記合波手段と前記分波手段とをそれぞれダイクロイックミラーを用いて構成した内視鏡システム。

【請求項 12】

請求項 1 ~ 請求項 11 のいずれか 1 項記載の内視鏡システムであって、

10

前記画像処理部が、前記蛍光体に関する発光特性の個体情報と前記光源部の発光特性の個体情報に加え、前記撮像素子が有するカラーフィルタの分光特性の個体情報に基づいて前記色度補正テーブルを作成する内視鏡システム。

【請求項 13】

請求項 12 記載の内視鏡システムであって、

前記内視鏡が、前記蛍光体に関する発光特性の個体情報と、前記撮像素子のカラーフィルタの分光特性の個体情報とを記憶した内視鏡特性記憶部を有する内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

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、近年になり、内視鏡の照明光として、蛍光体とレーザー光とを組み合わせる技術が実用化されつつある。蛍光体とレーザー光による照明光を用いる内視鏡システムの場合、内視鏡挿入部の先端に蛍光体を配置して、この蛍光体に細径の光ファイバケーブルを通じてレーザー光を供給するので、内視鏡挿入部の細径化に有利となる。

30

【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る。そのため、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が困難となる。特に、蛍光体とレーザー光源とを組み合わせた照明装置の場合、照明用の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異なるようになる。

40

【0004】

図 12 に光源の色度 (X, Y) の個体差による内視鏡の照明光のばらつきの分布を示した。レーザー光源を用いた場合、レーザー発光素子には $\pm 5 \text{ nm}$ 程度の発光波長のばらつきがあるため、光源 (例えば 440 nm 、 445 nm 励起の光源) 自体の個体差による色度のばらつきは、それぞれ色度 X, Y で共に 0.02 程度のばらつきが生じる。照明光の特性のばらつきが小さければ、制御装置が搭載しているホワイトバランス機能で調整可能であるが、個体差によるばらつきが大きく、調整可能範囲を外れる場合は、ホワイトバランス調整をしても正しい色調を再現することができなくなる。そのため、照明光の色度は観察画像の色品質を左右することになる。

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【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、蛍光体と光源とを組み合わせた照明光を用いる内視鏡システムにおいて、内視鏡と、内視鏡を取り付ける制御装置の光学特性にそれぞれ個体差があっても、常に同じ色調の観察画像に補正できる内視鏡システムを提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、下記構成からなる。

光路上に蛍光体を有する照明光学系と、光学像の撮像信号を出力する撮像素子を有する撮像光学系とを備えた内視鏡と、前記蛍光体を発光させる励起光を前記照明光学系に供給する光源部、及び前記撮像素子から出力される撮像信号を演算処理する画像処理部を備えた制御装置と、を具備する内視鏡システムであって、

前記画像処理部が、該制御装置に接続された内視鏡に備わる前記蛍光体に関する発光特性の個体情報、及び前記光源部の発光特性の個体情報に基づいて、前記照明光学系により得られる照明光スペクトルを算出する照明光スペクトル算出手段と、

20

前記照明光スペクトルに応じて前記撮像信号の色度情報を補正するための色度補正テーブルを作成する色度補正テーブル作成手段と、

前記作成した色度補正テーブルを用いて前記撮像素子から出力される撮像信号を補正する画像補正手段と、

を備えた内視鏡システム。

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、蛍光体と光源とを組み合わせた照明光を用いる内視鏡システムにおいて、蛍光体や光源の発光特性の違いを考慮することで、内視鏡と、内視鏡の接続先となる制御装置の光学特性にそれぞれ個体差があっても、常に同じ色調の観察画像に補正できる。

30

【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。

【図2】図1に示した内視鏡システムの一例としての外観図である。

【図3】紫色レーザ光源からの紫色レーザ光と、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と、を示すグラフである。

【図4】画像処理部の具体例を示すブロック構成図である。

【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一例を示すグラフである。

40

【図6】青色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】撮像画像の色度情報を補正する手順を示す説明図である。

【図8】内視鏡特性記憶部の記憶容量を軽減させる方法を示す説明図である。

【図9】変形例1における光源装置の構成の一部を示すブロック図である。

【図10】変形例2における光源装置の構成の一部を示すブロック図である。

【図11】合波・分波器を用いた光源装置の構成の一部を示すブロック図である。

【図12】内視鏡の照明光の色度のばらつきを表す色度図である。

【発明を実施するための形態】

50

【 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ブロック構成図、図 2 は図 1 に示す内視鏡システムの一例としての外観図である。

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 1 】

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 2 】

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

【 0 0 1 3 】

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 37A, 37B 及び撮像素子 21 の観察方向を、所望の観察部位に向けることができる。また、図示は省略するが、内視鏡挿入部 19 の照射口 37A, 37B には、カバーガラスやレンズが配置される。

【 0 0 1 4 】

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

【 0 0 1 5 】

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 6 】

図 1 に示すように、光源装置 41 は発光源として紫色レーザ光源 (LD - 1) 45 と、青色レーザ光源 (LD - 2) 47 とを備えている。具体的には、青色レーザ光源 47 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、紫色レーザ光源 45 は、中心波長 405 nm の紫色レーザ光を出射するレーザダイオードである。

【 0 0 1 7 】

紫色レーザ光源 45 及び青色レーザ光源 47 としては、ブロードエリア型の InGaIn 系レーザダイオードが利用でき、また、InGaInAs 系レーザダイオードや GaInAs 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 1 8 】

10

20

30

40

50

これらの各光源 4 5 , 4 7 の半導体発光素子からの発光は、光源制御部 4 9 により個別に制御されており、紫色レーザ光源 4 5 の出射光と、青色レーザ光源 4 7 の出射光との光量比は変更自在になっている。

【 0 0 1 9 】

これら各光源 4 5 , 4 7 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 5 1 と、分波器であるカブラ 5 3 を介してコネクタ部 2 5 A に伝送される。なお、これに限らず、コンバイナ 5 1 とカブラ 5 3 を用いずに各光源 4 5 , 4 7 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 2 0 】

コネクタ部 2 5 A に供給された中心波長 4 4 5 n m の青色レーザ光、及び中心波長 4 0 5 n m の紫色レーザ光が合波されたレーザ光は、2本の光ファイバ 5 5 A , 5 5 B を経由して、2系統の光としてそれぞれ内視鏡 1 1 の内視鏡先端部 3 5 まで伝送される。

【 0 0 2 1 】

図 1 に示すように、内視鏡先端部 3 5 の光ファイバ 5 5 A , 5 5 B の光出射端のそれぞれ対向する位置に、蛍光体 5 7 が配置されている。この蛍光体 5 7 は波長変換部材として機能する。すなわち、光ファイバ 5 5 A , 5 5 B から供給される青色レーザ光源 4 7 からの青色レーザ光は、蛍光体 5 7 を励起して蛍光を発光させる。また、一部の青色レーザ光は、そのまま蛍光体 5 7 を透過する。一方、紫色レーザ光源 4 5 からの紫色レーザ光は、蛍光体 5 7 を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。

【 0 0 2 2 】

光ファイバ 5 5 A , 5 5 B 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 μ m、クラッド径 1 2 5 μ m、外皮となる保護層を含めた径が 0 . 3 ~ 0 . 5 m m の細径なケーブルを使用できる。

【 0 0 2 3 】

蛍光体 5 7 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 5 7 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 ₁₀ 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～黄色の励起光と、蛍光体 5 7 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 3 5 の照射口 3 7 A , 3 7 B 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。

【 0 0 2 4 】

上記の蛍光体 5 7 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 5 7 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。

【 0 0 2 5 】

図 3 は、紫色レーザ光源 4 5 からの紫色レーザ光と、青色レーザ光源 4 7 からの青色レーザ光及び青色レーザ光が蛍光体 5 7 により波長変換された発光スペクトルと、を示すグラフである。紫色レーザ光は、中心波長 4 0 5 n m の輝線（プロファイル A）で表される。また、青色レーザ光は、中心波長 4 4 5 n m の輝線で表され、青色レーザ光による蛍光体 5 7 からの励起発光光は、概ね 4 5 0 n m ~ 7 0 0 n m 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 B によって、前述した白色光が形成される。

【 0 0 2 6 】

10

20

30

40

50

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

【0027】

この内視鏡システム 100 では、プロファイル A とプロファイル B との発光強度を光源制御部 49 により相対的に増減制御することで、プロファイル A、B の混合比率に応じて特性の異なる照明光を得ることもできる。

【0028】

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光、及び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 39 により撮像素子 21 の受光面上に結像させて撮像する。

【0029】

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 A/D 変換器 65 に伝送されてデジタル信号に変換され、コネクタ部 25B を介してプロセッサ 43 に入力される。

【0030】

このプロセッサ 43 は、光源装置 41 を制御する制御部 67 と、制御部 67 に接続され詳細は後述する画像処理部 73、補正情報記憶部 72 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等の情報は、予め作成されて補正情報記憶部 72 に記憶されている。

【0031】

A/D 変換器 65 から出力された撮像画像信号は、上記の画像処理部 73 に入力される。画像処理部 73 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。

【0032】

図 4 は画像処理部の具体例を示すブロック構成図である。画像処理部 73 は、ホワイトバランス部 82 と、ガンマ補正部 83 と、色分離部 84 と、色度補正部 85 と、YC 変換部 86 とを備えている。ホワイトバランス部 82 は、A/D 変換器 65 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 83 に与える。ガンマ補正部 83 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 84 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 85 に与える。

【0033】

色度補正部 85 は、詳細を後述する色度補正テーブル 81 に登録されている補正用のデータを読み込み、色分離部 84 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、YC 変換部 86 により、輝度信号 (Y) と色差信号 (Cb、Cr) のカラー映像信号に変換する。

【0034】

カラー映像信号に変換され画像処理部 73 から出力された映像信号は、制御部 67 に入力され、制御部 67 で各種情報と共に内視鏡観察画像にされて表示部 15 に表示され、必要に応じて、メモリやストレージ装置からなる記憶部に記憶される。

【0035】

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 11 の内部には内視鏡特性記憶部 75 が備わっている。この内視鏡特性記憶部 75 は不揮発性メモリで構成されており、内視鏡 11 の個体情報を予め記憶している。具体的には、内視鏡 11 に実際に備わっている蛍光体 57 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内視鏡特性記憶部 75 に記憶されている。また、内視鏡特性記憶部 75 に、撮像素子 21 が有する R、G、B (或い

10

20

30

40

50

はC, M, YやC, M, Y, G)のカラーフィルタの分光特性情報も記憶されている。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57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57から発生する蛍光の分光強度を表す情報である。そして、分光特性情報とはカラーフィルタの分光感度に依存する撮像素子21の分光感度特性を表す情報である。

【0036】

実際には、内視鏡の使用前に蛍光体57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内視鏡特性記憶部75に書き込んでおく。また同様に、カラーフィルタの分光特性情報も内視鏡特性記憶部75に書き込んでおく。なお、発光特性は、測定する以外にも、予め用意された蛍光体57の正確な特性情報を内視鏡特性記憶部75に書き込むことであってもよい。

10

【0037】

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分かる。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。

【0038】

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。

20

【0039】

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。

30

【0040】

内視鏡特性記憶部75が記憶する励起スペクトルの情報、発光スペクトルの情報、及び分光特性情報については、多数の波長のそれぞ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。

【0041】

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。また、紫色レーザ光源45から出射されるレーザ光の中心波長を表す情報も記憶していてもよい。これら中心波長の情報は、内視鏡の使用前に光源装置41の各レーザ光源45, 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、予め用意された各レーザ光源45, 47の正確な特性情報を内視鏡特性記憶部75に書き込むことであってもよい。

40

【0042】

次に、撮像画像の色度情報を補正する手順を図7を用いて説明する。

図7に示すように、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

50

43の制御部67は、光源装置41の光源情報記憶部74から光源の発光波長に関する情報を取得し、制御装置13に接続された内視鏡11の内視鏡特性記憶部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、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76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。

【0043】

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、照明光として予め定めた標準光を用いる場合と同等の色度の出力画像を得るために、標準光の分光特性（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を作成し、この色度補正テーブル81の内容を図1に示す補正情報記憶部72に記憶する。

【0044】

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。

【0045】

更に、撮像素子21が有するカラーフィルタの分光特性を含めて、色度補正テーブル81を作成することで、より正確な色度補正が可能となる。即ち、撮像素子21の受光面上には、R、G、Bや、C、M、Y（或いはC、M、Y、G）等の基準色に対応する各フィルタ層が画素毎に形成されており、これにより、各基準色の輝度レベルが検出できる。しかし、カラーフィルタの材料や厚みのばらつき等の要因によって、撮像素子毎に分光感度特性に個体差が生じる。このような撮像素子の個体差があっても、予めカラーフィルタの分光特性の情報が既知であれば、この分光特性の情報をを用いて撮像信号を、基準とする所定の色調に合わせることができる。本構成例では、蛍光体に関する発光特性の個体情報と、光源部の発光特性の個体情報に加え、撮像素子が有するカラーフィルタの分光特性の個体情報に基づいて色度補正テーブルを作成する。この色度補正テーブルにより撮像信号を補正することで、撮像素子21のカラーフィルタの個体差によらずに、常に一定の色調で撮像画像を出力できる。

【0046】

上記の通り、画像処理部73は、制御装置13に接続された内視鏡11に備わる蛍光体57に関する発光特性の個体情報、及び各レーザ光源45、47の発光特性の個体情報に基づいて、照明光学系により得られる照明光スペクトルを算出する照明光スペクトル算出手段、照明光スペクトルに応じて撮像信号の色度情報を補正するための色度補正テーブルを作成する色度補正テーブル作成手段、作成した色度補正テーブルを用いて撮像素子21から出力される撮像信号を補正する画像補正手段の機能を有する。

【0047】

また、図示しないが、制御装置13と内視鏡11とを接続するコネクタ部25A、25Bの近傍に、接続の有無を検出するためのスイッチを設け、内視鏡11が接続されたときに、スイッチから出力される検出信号をトリガとして、上記の照明光分光プロファイル及び色度補正テーブルの作成処理を自動的に開始することで、制御部67が色度補正テーブル81を自動的に更新させることができる。

【0048】

次に、前述の内視鏡システムの構成や動作の変形例を以下に説明する。

まず、図1に示す内視鏡11の内視鏡特性記憶部75に記憶容量の制約がある場合には

10

20

30

40

50

、内視鏡特性記憶部 75 が記憶する情報のデータ量を軽減することもできる。このデータ量を軽減する例を図 8 に示した。励起スペクトルの最大値及びその前後の少なくとも 3 種の異なる波長に対応する P_{E1} , P_{E2} , P_{E3} に関する情報だけでも、励起スペクトルの曲線のおおよその特性を推定により把握することができる。また、発光スペクトルの特性についても同様に、少なくとも 3 種の異なる波長に対応する P_{L1} , P_{L2} , P_{L3} に関する情報だけでも、発光スペクトルの曲線のおおよその特性を推定により把握することが可能である。

【0049】

そこで、励起スペクトル、発光スペクトルの情報としては、それぞれ 3 点の情報だけを記憶させる。これによれば、少ないデータ量でありながら、途中の波長に関しては補間処理により推定して求めることで、精度を大きく低下させることなく色補正処理を行うことができる。

【0050】

次に、光源装置 41 の他の変形例を図 9 ~ 図 11 に示した。

図 9 に示した変形例 1 においては、1 つの光源装置の中に、中心発光波長が 445 nm の 2 つのレーザ光源 LD1 - 1 , LD1 - 2 と、中心発光波長が 405 nm の 2 つのレーザ光源 LD2 - 1 , LD2 - 2 とを設けてある。そして、これら 4 つのレーザ光源 LD1 - 1 , LD1 - 2 , LD2 - 1 , LD2 - 2 からそれぞれ出射される光をコンバイナ 51 を用いて合波する。

【0051】

この場合、同じ波長で規格されたレーザ光源を複数用いてそれらの出射光を合波することにより、各レーザ光源の個体差による波長のばらつきを吸収し、照明光の波長を揃えることができる。例えば、レーザ光源 LD1 - 1 , LD1 - 2 は、規格上の発光波長は 405 nm であるが、実際には製造上の違い等により個体差を有して、それぞれが 405 nm から例えば ± 5 nm 程度ずれたの波長の光を発生することがある。そこで、図 9 に示すように、複数のレーザ光源 LD1 - 1 , LD1 - 2 の光を合波して利用することにより、レーザ光源の波長のばらつきが平均化される。その結果、合波された光の波長は、それぞれの波長 (445 , 405 nm) で 1 つレーザ光源を用いる構成とした場合より、個体差による発光波長のばらつきを少なくできる。

【0052】

同様に、図 10 に示した変形例 2 においては、1 つの光源装置の中に規格上の発光波長が同じ n 個のレーザ光源 LD - 1 , LD - 2 , LD3 , \dots , LD - n を設けてあり、これら n 個のレーザ光源からそれぞれ出射される光をコンバイナ 51 を用いて合波する。即ち、使用するレーザ光源の数を増加させる程、個体差による発光波長のばらつきを一層少なくできる。

【0053】

なお、上記の変形例における光の合波は、図 11 に示すように、単一の部品として合波と分波の両方の機能を備えた合波・分波器 (ファイバーカブラ) を用いれば、部品数を減らし、より小型化することが可能になる。

【0054】

以上、内視鏡システムを説明したが、本内視鏡システムにおいては、光源装置 41 に発光波長の異なる複数種のレーザ光源を搭載しているが、勿論、白色照明用のレーザ光源だけ搭載した構成であってもよく、また、コンバイナ 51 やカブラ 53 は、適宜省略することもできる。

また、本内視鏡システムにおいては、内視鏡 11 の蛍光体の個体情報を内視鏡 11 内部の内視鏡特性記憶部 75 で記憶させているが、プロセッサ 43 に接続されるサーバ等の外部記憶手段に、蛍光体の発光特性情報やカラーフィルタの分光特性情報を内視鏡 11 の個体識別情報と共に記憶させておき、制御装置 13 に接続された内視鏡 11 に対するこれら個体情報を、外部記憶手段に問い合わせ参照する構成としてもよい。

【0055】

10

20

30

40

50

なお、図 1 に示したコンバイナ 5 1 やカブラ 5 3 については、例えばファイバーカブラの他にも、ダイクロイックミラーを用いて合波、分波させる構成にもできる。

【 0 0 5 6 】

このように、本発明は上記の実施形態に限定されるものではなく、明細書の記載、並びに周知の技術に基づいて、当業者が変更、応用することも本発明の予定するところであり、保護を求める範囲に含まれる。

【 0 0 5 7 】

以上の通り、本明細書には次の事項が開示されている。

(1) 光路上に蛍光体を有する照明光学系と、光学像の撮像信号を出力する撮像素子を有する撮像光学系とを備えた内視鏡と、前記蛍光体を発光させる励起光を前記照明光学系に供給する光源部、及び前記撮像素子から出力される撮像信号を演算処理する画像処理部を備えた制御装置と、を具備する内視鏡システムであって、

前記画像処理部が、前記制御装置に接続された内視鏡に備わる前記蛍光体に関する発光特性の個体情報、及び前記光源部の発光特性の個体情報に基づいて、前記照明光学系により得られる照明光スペクトルを算出する照明光スペクトル算出手段と、

前記照明光スペクトルに応じて前記撮像信号の色度情報を補正するための色度補正テーブルを作成する色度補正テーブル作成手段と、

前記作成した色度補正テーブルを用いて前記撮像素子から出力される撮像信号を補正する画像補正手段と、

を備えた内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、制御装置に接続する内視鏡を取り替えた場合でも、現在使用中の内視鏡の個体情報に基づき、蛍光体の発光特性と光源部の発光特性に基づいて、実際の照明光スペクトルを算出することができる。従って、この照明光スペクトルを反映した色度補正テーブルを作成し、この色度補正テーブルにより撮像信号を補正することで、常に正しい色調の画像情報を再現できる。

【 0 0 5 8 】

(2) (1) の内視鏡システムであって、

前記蛍光体に関する発光特性の個体情報が、前記蛍光体の光吸収特性を表す励起スペクトルの情報と、吸収した光エネルギーにより励起され前記蛍光体から発光する発光スペクトルの情報を含む内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、蛍光体の発光特性の個体情報が励起スペクトルと発光スペクトルを含むことにより、任意の波長光に対する発光スペクトルを求めることができる。

【 0 0 5 9 】

(3) (2) 記載の内視鏡システムであって、

前記光源部の発光特性の個体情報が、前記光源部の発光波長の情報を含む内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、光源部の発光特性の個体情報が光源部の発光波長を含むことにより、蛍光体の発光スペクトルを正確に求めることができる。

【 0 0 6 0 】

(4) (1) ~ (3) のいずれか 1 つに記載の内視鏡システムであって、

前記内視鏡が、前記蛍光体に関する発光特性の個体情報を記憶した内視鏡特性記憶部を有する内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、制御装置に接続した内視鏡の内視鏡特性記憶部を参照することで、蛍光体の発光特性を簡単に得ることができる。

【 0 0 6 1 】

(5) (4) 記載の内視鏡システムであって、

前記内視鏡が前記制御装置に接続されているか否かを検出する接続検出手段を有し、

前記画像処理部が、前記内視鏡の非接続状態から接続状態への切り替わりの検出をトリガとして、前記制御装置に接続された内視鏡の内視鏡特性記憶部から前記蛍光体に関する

10

20

30

40

50

発光特性の個体情報を取得し、前記色度補正テーブルを作成する内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、制御装置と接続される内視鏡を取り替えたときに、新たに接続された内視鏡の固有の特性に合わせて、色度補正テーブルが自動的に作成される。従って、内視鏡を交換する場合に作業者が特別な操作を行わなくても、内視鏡の特性に合わせて自動的に画像が補正される。

【0062】

(6) (1) ~ (5) のいずれか1つに記載の内視鏡システムであって、

前記制御装置が、前記光源部の発光特性の個体情報を記憶した光源情報記憶部を有する内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、制御装置が光源情報記憶部を参照することで、現在使用している光源部の中心発光波長を簡単に得ることができる。

【0063】

(7) (1) ~ (6) のいずれか1つに記載の内視鏡システムであって、

前記光源部が、発光源として半導体発光素子を備えた内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、発光効率を高めて高輝度な照明光を得ることができる。

【0064】

(8) (7) 記載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から出射される光をそれぞれ合波して前記内視鏡の照明光学系に供給する合波手段を備えた内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、個体差により発光波長がばらついた半導体発光素子を利用する場合であっても、複数の半導体発光素子からの出射光を合波することで、波長のばらつきが軽減され、光源部の個体差に起因する照明光スペクトルの変化が小さくなる。

【0065】

(9) (8) 記載の内視鏡システムであって、

前記内視鏡が、前記蛍光体と該蛍光体に光出射端を向けて配置した導光路との対を複数有し、

前記光源部が、前記合波された光を前記各導光路にそれぞれ分波して供給する分波手段を備えた内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、合波により波長のばらつきが軽減された光を各蛍光体に均等に導くことができ、各蛍光体から均質な照明光を出射できる。

【0066】

(10) (9) 記載の内視鏡システムであって、

前記合波手段と前記分波手段とを一つのファイバーケーブルで構成した内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、光源部の小型化及び構成部品の低減が可能となる。

【0067】

(11) (9) 記載の内視鏡システムであって、

前記合波手段と前記分波手段とをそれぞれダイクロイックミラーを用いて構成した内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、光源部を簡単な素子により低コストで構成できる。

(12) (1) ~ (11) のいずれか1つに記載の内視鏡システムであって、

前記画像処理部が、前記蛍光体に関する発光特性の個体情報と前記光源部の発光特性の個体情報に加え、前記撮像素子のカラーフィルタの分光特性の個体情報に基づいて前記色度補正テーブルを作成する内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、撮像素子のカラーフィルタの分光特性に個体差があっても、これを補正して、常に正しい色調の画像情報を再現できる。

(13) (12) 記載の内視鏡システムであって、

前記内視鏡が、前記蛍光体に関する発光特性の個体情報と、前記撮像素子のカラーフィルタの分光特性の個体情報とを記憶した内視鏡特性記憶部を有する内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、制御装置に接続した内視鏡の内視鏡特性記憶部を参照することで、撮像素子のカラーフィルタの分光特性を簡単に得ることができる。

10

20

30

40

50

【符号の説明】

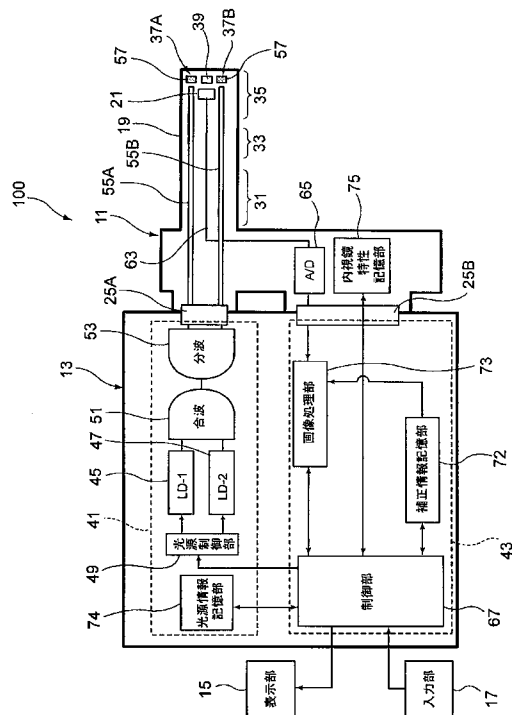
【 0 0 6 8 】

- | | |
|---------------|----------|
| 1 1 | 内視鏡 |
| 1 3 | 制御装置 |
| 1 5 | 表示部 |
| 1 7 | 入力部 |
| 1 9 | 内視鏡挿入部 |
| 2 1 | 撮像素子 |
| 2 5 A , 2 5 B | コネクタ部 |
| 3 1 | 軟性部 |
| 3 3 | 湾曲部 |
| 3 5 | 先端部 |
| 3 7 A , 3 7 B | 照射口 |
| 4 1 | 光源装置 |
| 4 3 | プロセッサ |
| 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 | 内視鏡特性記憶部 |
| 8 1 | 色度補正テーブル |
| 8 5 | 色度補正部 |
| 1 0 0 | 内視鏡システム |

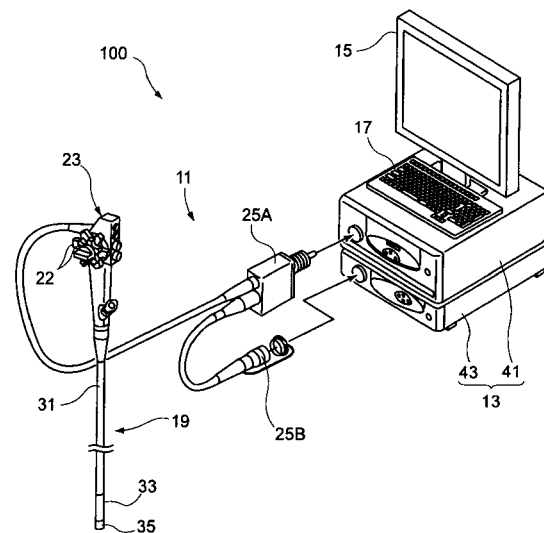
10

20

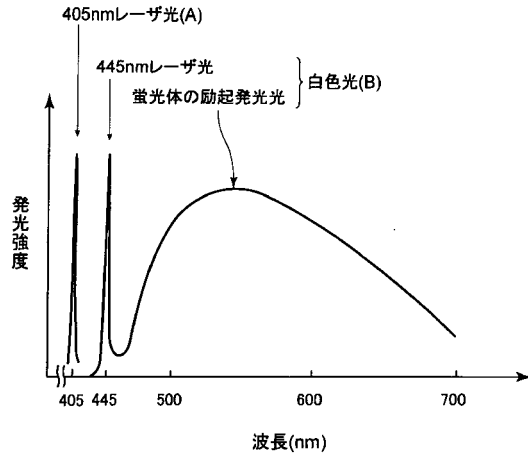
【 図 1 】



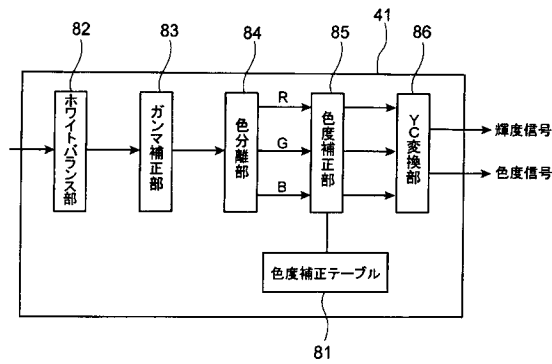
【 図 2 】



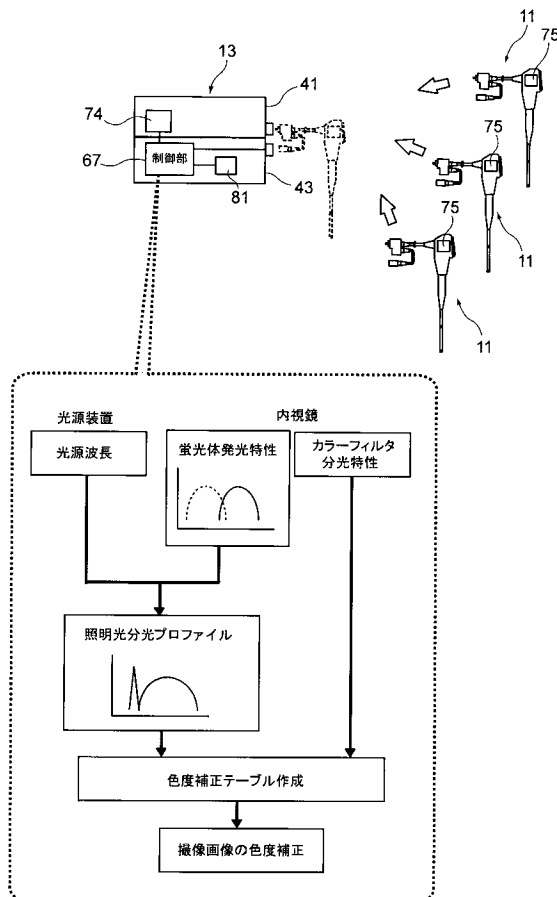
【図 3】



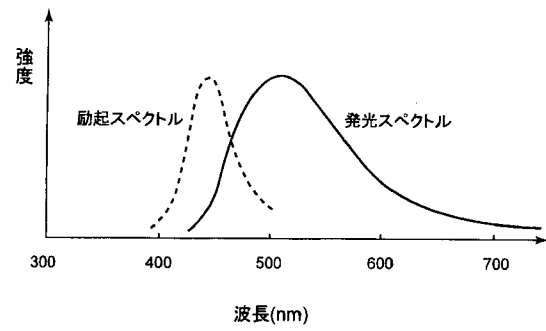
【図 4】



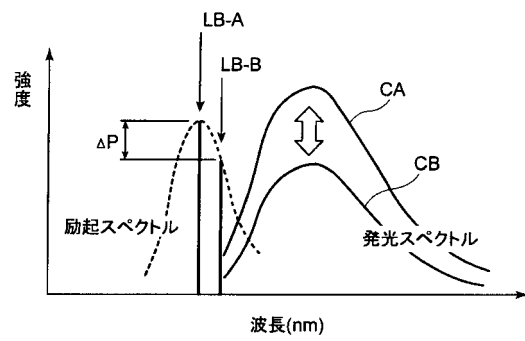
【図 7】



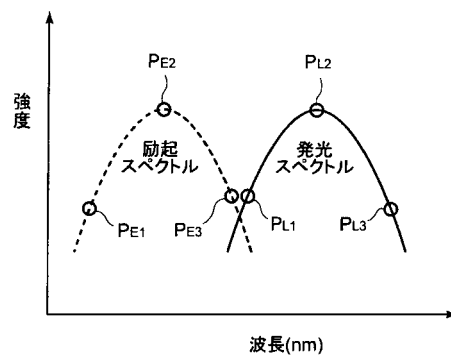
【図 5】



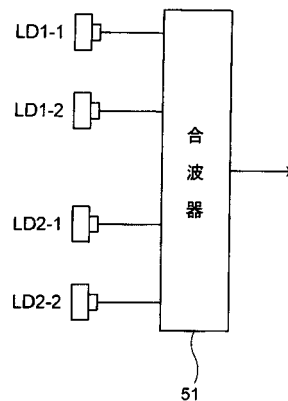
【図 6】



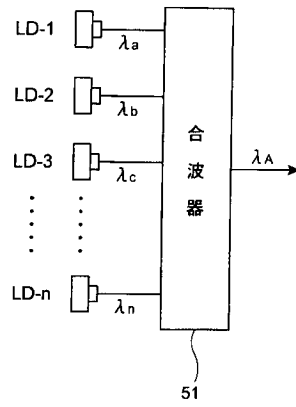
【図 8】



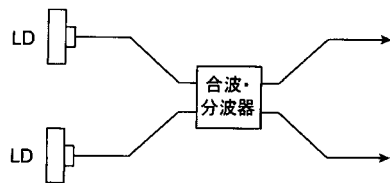
【図 9】



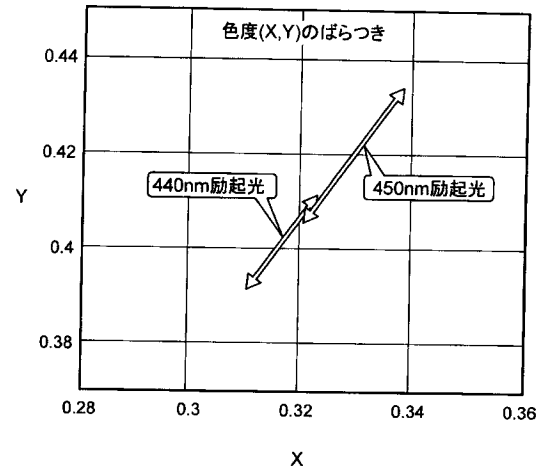
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 CC06 GG01 JJ17 MM02 NN01 NN05 QQ02 QQ04 QQ07 SS21
TT03 TT12

