

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5606120号  
(P5606120)

(45) 発行日 平成26年10月15日(2014.10.15)

(24) 登録日 平成26年9月5日(2014.9.5)

(51) Int. Cl.	F I
<b>A 6 1 B 1/06 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/06 A
<b>A 6 1 B 1/04 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/04 3 7 0
<b>A 6 1 B 1/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y
<b>G 0 2 B 23/24 (2006.01)</b>	G 0 2 B 23/24 B
<b>G 0 2 B 23/26 (2006.01)</b>	G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 8 (全 17 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2010-76457 (P2010-76457)  
 (22) 出願日 平成22年3月29日 (2010.3.29)  
 (65) 公開番号 特開2011-206226 (P2011-206226A)  
 (43) 公開日 平成23年10月20日 (2011.10.20)  
 審査請求日 平成24年6月13日 (2012.6.13)

(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 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 聡  
 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324  
 番地 富士フイルム株式会社内  
 (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】

互いに異なるスペクトルの光を発生する複数の光源を有して被検体を照明する照明手段と、前記被検体を撮像する撮像手段と、該撮像手段により撮像される前記被検体の観察倍率を変更する観察倍率変更手段と、を具備する内視鏡装置であって、

前記観察倍率変更手段により設定される観察倍率に応じて前記複数の光源の出射光光量比を変更する光量比変更手段を有し、

前記照明手段が、半導体発光素子を有する白色照明用光源と、被検体となる生体組織表層の微細血管構造を強調する特殊光波長の光を出射する半導体発光素子を有する特殊光光源と、を備え、

前記光量比変更手段が、前記白色照明用光源の出射光量に対する前記特殊光光源の出射光量の光量比を、前記観察倍率が高いほど増加させて近景観察のとき程、前記微細血管構造が強調されるようにし、かつ、前記光量比を前記観察倍率の変化に伴って連続的に変化させる内視鏡装置。

【請求項2】

請求項1記載の内視鏡装置であって、

前記白色照明用光源が、赤色光、緑色光、青色光に発光する半導体発光素子を有して構成される内視鏡装置。

【請求項3】

請求項1記載の内視鏡装置であって、

前記白色照明用光源が、半導体発光素子と、該半導体発光素子の発光波長で励起する蛍光体を含んだ波長変換部材と、を有して構成される内視鏡装置。

【請求項 4】

請求項 1 ~ 請求項 3 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、  
前記特殊光波長の光の中心波長が、400nm乃至470nmの範囲に含まれる内視鏡装置。

【請求項 5】

請求項 1 ~ 請求項 4 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、  
前記観察倍率が、変倍光学系の倍率を示す値である内視鏡装置。

【請求項 6】

請求項 1 ~ 請求項 4 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、  
前記観察倍率が、デジタルズーム処理の倍率を示す値である内視鏡装置。

【請求項 7】

請求項 1 ~ 請求項 6 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、  
複数の波長域の組合せを波長セットとして設定する波長セット設定手段と、  
前記被検体に白色照明光を照射して撮像して得た撮像画像に対してマトリクス演算を施すことで、前記波長セット設定手段に設定された波長セットによるスペクトル光を照射したときに得られる観察画像を推定した分光推定画像を生成する分光画像生成手段と、を備え、

前記波長セット設定手段に設定される波長セットを所望の波長セットにして観察画像を得る場合に、前記複数の光源の出射光量比により規定されるスペクトル光が、前記波長セットに含まれる波長域に重複しているときは、前記出射光量比の照明光下で撮像して観察画像とし、重複していない波長域が存在するときは、前記光量比変更手段が前記白色照明用光源から白色光を出射させ、前記分光画像生成手段により前記所望の波長セットに対応する分光推定画像を生成してこれを観察画像とする内視鏡装置。

【請求項 8】

請求項 7 記載の内視鏡装置であって、  
前記分光画像生成手段が、前記白色照明用光源と前記特殊光光源を共に点灯させて撮像した撮像画像により分光推定画像を生成する内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡装置では、通常、白色照明光が用いられるが、近年、特定の狭帯域波長の光（狭帯域光）を照射して粘膜組織表層の微細構造を強調する狭帯域光観察や、予め投与した蛍光物質や生体組織からの蛍光を観察する蛍光観察等の特殊光観察が可能な内視鏡装置が活用されている（例えば特許文献 1 参照）。この種の内視鏡装置では、特殊光観察により、例えば粘膜層或いは粘膜下層に発生する新生血管の微細構造、病変部の強調等、通常

【0003】

観察像では得られない生体情報を簡単に可視化できる。  
内視鏡装置による診断では、病変部を発見するためには、広角撮影によって広い範囲を見渡せる遠景画像により診断することが有効であり、発見した病変部を詳細に観察するためには、拡大撮影によって近景画像から診断することが有効である。その場合、遠景の観察では主に白色光を用い、近景の観察では微細構造や病変部の強調のために狭帯域の特殊光を用い、これら使用する光源種を、ズーム変倍操作による観察倍率の変更に同期して切り替えるものもある（例えば特許文献 2 参照）。

【0004】

しかし、撮像状態が近景か遠景かの違いから白色光か特殊光を切り替えるだけでは、ズ

10

20

30

40

50

ーム変倍操作に連動して連続変化する画像表示にならず、特定の観察倍率で白色光から特殊光に照明光が切り替わり、観察画像の内容が急に変わるといった術者にとって違和感を感じやすい表示となっている。また、観察倍率に応じて最適な照明光に微調整することができない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特許第3583731号公報

【特許文献2】特開2007-20728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、ズーム変倍操作による観察倍率の変更に伴って、その観察倍率での内視鏡診断に適した観察画像に連続的に変化させることができる内視鏡装置を提供し、これにより術者に違和感を持たせることなく、しかも診断精度を向上させることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は下記構成からなる。

互いに異なるスペクトルの光を発生する複数の光源を有して被検体を照明する照明手段と、前記被検体を撮像する撮像手段と、該撮像手段により撮像される前記被検体の観察倍率を変更する観察倍率変更手段と、を具備する内視鏡装置であって、

前記観察倍率変更手段により設定される観察倍率に応じて前記複数の光源の出射光光量比を変更する光量比変更手段を有し、

前記照明手段が、半導体発光素子を有する白色照明用光源と、被検体となる生体組織表層の微細血管構造を強調する特殊光波長の光を出射する半導体発光素子を有する特殊光光源と、を備え、

前記光量比変更手段が、前記白色照明用光源の出射光量に対する前記特殊光光源の出射光量の光量比を、前記観察倍率が高いほど増加させて近景観察のとき程、前記微細血管構造が強調されるようにし、かつ、前記光量比を前記観察倍率の変化に伴って連続的に変化させる内視鏡装置。

【発明の効果】

【0008】

本発明の内視鏡装置によれば、ズーム変倍操作による観察倍率の変更に伴って、その観察倍率での内視鏡診断に適した観察画像に連続的に変化させることができ、術者に違和感を持たせることなく診断精度を向上させることができる。

【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、内視鏡装置の概念的なブロック構成図

【図2】図1に示す内視鏡装置の一例としての外観図である。

【図3】照明手段による一例としてのスペクトルのグラフである。

【図4】内視鏡装置による観察画像の概略的な表示例を示す説明図である。

【図5】観察倍率に応じた出射光光量比の変更手順を表したフローチャートである。

【図6】観察倍率と光量比の相関を表したグラフである。

【図7】異なる観察倍率におけるAEプログラム線図である。

【図8】図1の内視鏡画像処理装置におけるデータベースに記憶されたマトリクスパラメータの一例を示す図である。

【図9】分光推定画像の生成を伴う観察時の観察倍率に応じた出射光光量比の変更手順を表したフローチャートである。

【図10】白色光源とレーザ光源とを備えた変形例に係る光源の構成図である。

【図11】LEDとレーザ光源とを備えた変形例に係る光源の構成図である。

10

20

30

40

50

【図 1 2】白色光源と回転フィルタを備えた変形例に係る光源の構成図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、本発明の実施の形態を図面を参照して説明する。

図 1 は本発明の実施形態を説明するための図で、内視鏡装置の概念的なブロック構成図、図 2 は図 1 に示す内視鏡装置の一例としての外観図である。

図 1、図 2 に示すように、内視鏡装置 100 は、内視鏡本体 11 と、この内視鏡本体 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。内視鏡本体 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手段 10 である撮像素子 21 (図 1 参照)、変倍光学系である対物レンズユニット 39 (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。

【0011】

また、内視鏡本体 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 に連設部 23 を介して接続され内視鏡挿入部 19 の先端の湾曲操作や観察のための操作を行う操作部 25 (図 2 参照) と、内視鏡本体 11 を制御装置 13 に着脱自在に接続するユニバーサルケーブル 27 の先端に接続されるコネクタ部 29A, 29B を備える。なお、図示はしないが、操作部 25 および内視鏡挿入部 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。 20

【0012】

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上記撮像素子 21 が配置されている。撮像素子 21 の受光面には上記対物レンズユニット 39 が配置される。

【0013】

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 25 に配置されたアングルノブ 41 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、内視鏡本体 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 および撮像素子 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。 30

【0014】

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照明手段である光源装置 43、撮像素子 21 からの画像信号を画像処理する内視鏡画像処理装置であるプロセッサ 45 を備え、コネクタ部 29A, 29B を介して内視鏡本体 11 と接続される。また、プロセッサ 45 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 45 は、内視鏡本体 11 の操作部 25 や入力部 17 からの指示に基づいて、内視鏡本体 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。 40

【0015】

光源装置 43 は、中心波長 445 nm の半導体発光素子である青色レーザ光源 (白色照明用光源) 47 と、中心波長 405 nm の半導体発光素子である紫色レーザ光源 (特殊光源) 49 とを発光源として備えている。これら各光源 47, 49 の半導体発光素子からの発光は、光源制御部 51 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 49 の出射光の光量比は変更自在になっている。特殊光光源の中心発光波長は、370 nm 乃至 470 nm の範囲に含まれる。中心発光波長の下限值が 370 nm であることにより、半導体発光素子の市販品による入手が容易となる。中心発光波長の 50

上限値が470nm以下となることにより、照明光が粘膜組織表層の微細構造を強調する狭帯域光観察に適した波長範囲となる。

【0016】

本構成では、特殊光光源の中心発光波長は、被検体となる生体組織表層の微細血管構造を強調する波長(405nm)となっている。すなわち、近景の観察にて微細血管観察を所望する時、生体組織表層の微細血管構造を強調する特殊光波長が設定され、操作倍率に適した照明光波長が自動設定される。

【0017】

青色レーザ光源47および紫色レーザ光源49は、ブロードエリア型の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。

【0018】

各光源47, 49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53と、分波器であるカプラ55を介してコネクタ部29Aに伝送される。なお、これに限らず、コンバイナ53とカプラ55を用いずに各光源47, 49からのレーザ光を直接コネクタ部29Aに送出する構成であってもよい。

【0019】

ここで、図3に照明手段による一例としてのスペクトルのグラフを示した。青色レーザ光は、内視鏡先端部35の光ファイバ57Aの光出射端に配置された波長変換部材である蛍光体59を励起して蛍光を発光させる。つまり、白色照明用光源が、半導体発光素子と、半導体発光素子の発光波長で励起する蛍光体59を含んだ波長変換部材を有して構成されている。半導体発光素子からの光が、波長変換部材の蛍光体59を励起して蛍光を発光させ、白色光が得られる。また、一部の青色レーザ光は、そのまま蛍光体59を透過する。一方、光ファイバ57Bによって導光される紫色レーザ光は、蛍光体59の励起発光効率が青色レーザの場合より低いために透過成分が多くなる。そして、長波長側では青色レーザの場合より低強度な光を蛍光体59が励起発光する。このとき蛍光体59を透過する紫色レーザ光は狭帯域波長の照明光となる。

【0020】

本構成では、中心波長445nmの青色レーザ光と、中心波長405nmの紫色レーザ光を合波することにより、中心波長445nmの青色レーザ光で不足する460~470nm近辺の波長帯域光が、中心波長405nmの紫色レーザ光から出射される同帯域の光によって補われ、白色光の色調が改善される。

【0021】

したがって、光源装置43は、白色照明用光源と、白色照明用光源とは異なる照明光をもとに生成される特殊光光源とを有している。制御部63は、観察倍率が高い程、白色照明用光源の出射光量に対する特殊光光源(すなわち、紫色レーザ光源49)の出射光量比を増加させる制御を行う。これより、近景観察のとき程、特殊光光源からの出射光量が増加され、特定波長の狭帯域光を照射して得られる狭帯域光観察画像が強調されるようになされている。

【0022】

光ファイバ57A, 57Bは、マルチモードファイバであり、一例として、コア径105 $\mu$ m、クラッド径125 $\mu$ m、外皮となる保護層を含めた径が0.3~0.5mmの細径なファイバケーブルを使用できる。

蛍光体59は、青色レーザ光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(例えばYAG系蛍光体、或いはBAM(BaMgAl<sub>10</sub>O<sub>17</sub>)等の蛍光体)を含んで構成される。これにより、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59により吸収されず透過した青色レーザ光とが合わされて、白色(疑似白色)の照明光となる。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

10

20

30

40

50

強度の白色光が得られ、白色光の強度を容易に調整できる上に、白色光の色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

【0023】

上記の蛍光体59は、レーザー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59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、光学的損失が小さくなる。つまり、高効率で高強度の白色光が得られる。

10

【0024】

図4は内視鏡装置による観察画像の概略的な表示例を示す説明図である。

生体組織に照明光が入射されると、入射光は生体組織内を拡散的に伝播するが、生体組織の吸収・散乱特性は波長依存性を有しており、短波長ほど散乱特性が強くなる傾向がある。つまり、照明光の波長によって光の深達度が変化する。一方、血管中を流れる血液は400~420nm付近の波長に吸収の極大を持ち、大きなコントラストが得られる。例えば、照明光が波長400nm付近の波長域では粘膜表層の毛細血管からの血管情報が得られ、波長500nm付近の波長域では、さらに深層の血管を含む血管情報が得られる。そのため、生体組織表層の血管観察には、中心波長360~800nm、好ましくは365~515nm、さらに好ましくは中心波長400nm~470nmの光源が用いられる。

20

【0025】

図4に内視鏡装置による観察画像の概略的な表示例を示すように、照明光を白色光とした場合の観察画像では、比較的粘膜深層の血管像が得られる反面、粘膜表層の微細な毛細血管はぼやけて見える。一方、短波長のみの狭帯域化した照明光とした場合の観察画像では、粘膜表層の微細な毛細血管が鮮明に見えるようになる。

【0026】

内視鏡装置100は、青色レーザー光源47と紫色レーザー光源49の光量比を変更自在にしている。光量比の変更は、図1に示す制御部63によって行い、粘膜表層の毛細血管をより観察しやすいように画像強調する。青色レーザー光源47による青色レーザー光成分が多い場合は、この青色レーザー光と、蛍光体59による励起発光光とによる白色光成分が多い照明光となり、図4の白色光観察画像のような観察画像が得られる。ただし、狭帯域光である青色レーザー光が照明光に混在しているので、表層の毛細血管が画像強調された観察画像となる。

30

【0027】

また、紫色レーザー光源49による紫色レーザー光成分が多い場合は、図4の狭帯域光観察画像のような観察画像が得られる。そして、青色レーザー光源47と紫色レーザー光源49の出射光の光量比を増減させる（つまり、全照明光成分に対する紫色レーザー光成分の割合を増減させる）ことで、粘膜表層の微細な毛細血管を連続的に強調表示させた観察が行える。

40

【0028】

この場合、紫色レーザー光成分が多いほど、粘膜表層の薄い深さ領域に含まれる微細な毛細血管が観察画像に鮮明に映出され、紫色レーザー光成分が少なくなるにつれて、粘膜表層から深層に向けた広い深さ領域に含まれる血管情報が映出される。これにより、粘膜表層から深さ方向の血管分布を擬似的に表示させることができ、観察部位の深さ方向の血管情報を各深さ範囲に対応して連続的な情報として抽出することができる。特に本構成例では、青色レーザー光により得られる血管情報と、紫色レーザー光により得られるさらに表層の血管情報とが共に抽出され、これら情報の画像表示によって双方を比較できるので、青色レーザー光では観察できなかったより表層の血管を含む血管情報を、視認性を高めて観察することができる。

50

## 【 0 0 2 9 】

ところで、内視鏡装置 1 0 0 は、対物レンズユニット 3 9 に、不図示の変倍用可動レンズを備える。変倍用可動レンズは、対物レンズユニット 3 9 の中に移動可能に組み込まれ、観察倍率を可変にする。また、対物レンズユニット 3 9 は、変倍用可動レンズとは別個に、オートフォーカス機能を実行するための不図示のフォーカス調整用可動レンズも備える。変倍用可動レンズは、ズームスイッチ 8 3 の操作により観察倍率変更手段であるズーム制御部 8 1 を介して駆動される。

## 【 0 0 3 0 】

内視鏡装置 1 0 0 は、ズーム制御部 8 1 により設定される観察倍率に応じ、複数の光源の出射光光量比を変更する光量比変更手段を有する。光量比変更手段は、例えば記憶部 6 5 に格納されるプログラムとすることができる。光量比変更手段は、ズーム制御部 8 1 からの倍率検出信号を参照して青色レーザ光源 4 7 と紫色レーザ光源 4 9 の光量比を定める。その光量比制御信号は光源制御部 5 1 へ送出される。

10

## 【 0 0 3 1 】

また、観察倍率は、デジタルズーム処理の拡大値であってもよい。この場合、撮像画像情報を拡大画像処理する際の拡大値が観察倍率として用いられる。

## 【 0 0 3 2 】

図 5 は観察倍率に応じた出射光光量比の変更手順を表したフローチャートである。

術者が遠景から近景、或いはその逆の近景から遠景へズーム変倍操作によって観察倍率を変更すると ( s t 1 )、その倍率検出信号がズーム制御部 8 1 にて逐一検出され、検出された倍率検出信号が光量比変更手段に入力される。光量比変更手段は、入力された倍率検出信号毎に、青色レーザ光源 4 7 と紫色レーザ光源 4 9 の出射光光量比を、記憶部 6 5 に格納される光量比・観察倍率変換情報から読み出し更新する ( s t 2 )。

20

## 【 0 0 3 3 】

この光量比・観察倍率変換情報は、例えば下表 1 に示すものとなる。観察倍率が低い遠景観察モードでは、紫色レーザ光源 4 9 と青色レーザ光源 4 7 の比が例えば 2 : 1、観察倍率が高い近景観察モードでは、紫色レーザ光源 4 9 と青色レーザ光源 4 7 の比が例えば 1 0 : 1 となる。

## 【 0 0 3 4 】

## 【表 1】

30

観察倍率	モード	光量比 R
		LD 1 (405nm) : LD 2 (445nm)
低倍率	遠景観察モード	2 : 1
高倍率	近景観察モード	1 0 : 1

## 【 0 0 3 5 】

図 6 は観察倍率と光量比の相関を表したグラフである。

観察倍率は、遠景になる程、青色レーザ光源 4 7 の比率が大きくなり、近景になるほど紫色レーザ光源 4 9 の比率が大きくなる。上記の光量比・観察倍率変換情報は、例えば予め設定した関数式として格納することができる。すなわち、図 6 の曲線を描く関数を求めておく。これにより、任意の観察倍率毎の出射光光量比を連続的に特定することが可能となる。

40

## 【 0 0 3 6 】

次いで、出射光光量比が読み込まれたなら、光量比変更手段は、光源制御部 5 1 へ青色レーザ光源 4 7 と紫色レーザ光源 4 9 の光量比を変更する制御信号を送出する ( s t 3 )。同時に撮像が行われ ( s t 4 )、撮像素子 2 1 からの内視鏡観察画像信号は、図 1 に示す A / D 変換器 7 7 にてデジタル信号に変換され、前処理部 6 7 以降の 2 次回路に分離伝送される。前処理部 6 7 は、内視鏡観察画像信号に対し前処理を施すものであって、例え

50

ば撮像素子が Y M C や Y M C G 補色系からなる場合には R G B 原色系の信号に変換し、さらにガンマ変換機能、階調を調整する機能等を有している。前処理部 6 7 にて処理された内視鏡観察画像信号は画像処理部 7 1 へ送られた後、表示部 1 5 にて表示される ( s t 5 )。表示部 1 5 への表示は、観察終了信号の入力にて終了される ( s t 6 )。

【 0 0 3 7 】

このように、内視鏡装置 1 0 0 では、光量比変更手段により変更される観察倍率と複数の光源の出射光量比との関係が、観察倍率の変化に伴って連続的に変化する。これにより、観察画像の内容に急な変化が生じないようになされている。

【 0 0 3 8 】

図 7 は異なる観察倍率における A E プログラム線図である。

制御部 6 3 は、観察倍率の増減に伴ってシャッター速度、絞り値等を自動設定し、拡大観察時における手ぶれ撮影を抑制する。この設定は A E プログラム線図に基づいて行われる。図 7 中、露出値 ( E V 値 ) は右上がりの等価ラインで表示される。下側にはシャッタースピードを、縦軸には絞り値を表示している。図 7 中、破線は遠景観察時のプログラム線図、図 7 中、実線は近景 ( 拡大 ) 観察時のプログラム線図を示す。被写体が明るい場合には、絞りとシャッター速度の両方を均等に調整して適正露出とする。被写体が十分に明るい場合には、レンズを固有の最小絞りまで絞り込み、それ以上はシャッター速度で調整する。拡大観察ではズーム制御部 8 1 ( 図 1 参照 ) からの変倍用可動レンズの位置が制御部 6 3 に入力され、制御部 6 3 はその際の観察倍率に応じたプログラム線図に基づいてシャッター速度を調節する。ここで、拡大観察時のプログラム線図は、遠景観察時のプログラム線図よりも右にずれて ( 右にシフトして ) いる。これにより、撮影倍率が大きくなる拡大観察時では、速いシャッター速度のプログラム線図が適用され、手ぶれがより目立ち難くなるように制御される。

【 0 0 3 9 】

さらに、本内視鏡装置 1 0 0 では、観察倍率に応じて、分光推定画像にて、例えば粘膜層或いは粘膜下層に発生する新生血管の微細構造、病変部の強調等、通常の観察像では得られない生体情報を適正に表示する機能を有している。

【 0 0 4 0 】

上記のように出射光量比を変化させると、色バランスが崩れるため、出射光量比の変化に応じて、各色の分光補正を変更させ、観察画像全体の色味が同一になるように調整することが好ましい。そこで、本内視鏡装置 1 0 0 では、観察倍率に応じて適宜な強調処置等の画像処理を施し、観察倍率の変更に同期して、観察対象に対して最適な画像情報を提供可能にしている。

【 0 0 4 1 】

内視鏡装置 1 0 0 におけるプロセッサ 4 5 は、内視鏡本体 1 1 を用いて取得された内視鏡観察画像を処理するために、分光推定画像生成手段である分光推定画像生成部 6 9、パラメータデータベース 7 3、切替部 7 5 を備えている。

【 0 0 4 2 】

ここで、本内視鏡装置 1 0 0 において、分光推定画像を生成する手順を説明する。

撮像素子 2 1 から出力される内視鏡観察画像の信号は、A / D 変換器 7 7 に伝送されてデジタル信号に変換されて取り込まれる。デジタル信号に変換された画像信号は、制御部 6 3 に入力される。

【 0 0 4 3 】

術者が、通常画像から分光推定画像への観察を希望するときには、内視鏡本体 1 1 の操作部 2 5 に設けられている波長セット切替ボタン 7 9 等を操作することにより指示を行う。分光推定画像観察が指示されると、前処理部 6 7 にて前処理の施された内視鏡観察画像信号は、分光画像生成手段である分光推定画像生成部 6 9 に送られて分光推定処理が行われる。

【 0 0 4 4 】

分光推定画像生成部 6 9 は、内視鏡観察画像 P に対しマトリクスパラメータ M を用いて

10

20

30

40

50

マトリクス演算を行うことにより分光推定画像SPを生成するものである。なお、分光推定画像生成部69の動作例の詳細については特開2003-93336号公報に記載されている。

【0045】

具体的には、分光推定画像生成部69は、マトリクスパラメータMを用いて下記式(1)に示すマトリクス演算を行うことにより分光推定画像SPを生成する。

【数1】

$$\begin{pmatrix} SP_r \\ SP_g \\ SP_b \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} M_{00} & M_{01} & M_{02} \\ M_{10} & M_{11} & M_{12} \\ M_{20} & M_{21} & M_{22} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} P_r \\ P_g \\ P_b \end{pmatrix} \quad \dots (1)$$

【0046】

なお、式(1)において、SP<sub>r</sub>、SP<sub>g</sub>、SP<sub>b</sub>は分光推定画像SPの各RGB成分、P<sub>r</sub>、P<sub>g</sub>、P<sub>b</sub>は内視鏡観察画像Pの各RGB成分、M<sub>00</sub>~M<sub>22</sub>からなる3×3行の行列はマトリクス演算を行うためのマトリクスパラメータMをそれぞれ示している。

【0047】

図8は図1の内視鏡画像処理装置におけるデータベースに記憶されたマトリクスパラメータの一例を示す図である。 20

ここで、図8に示すように、パラメータデータベース73には例えば400nmから700nmの波長域を5nm間隔で分けた波長域毎にマトリクスパラメータP<sub>i</sub>=(M<sub>j0</sub>, M<sub>j1</sub>, M<sub>j2</sub>) (i=1~61, jはマトリクスパラメータMの行であってj=0~2)が記憶されている。例えば、分光推定画像SPを構成する波長域<sub>1</sub>, <sub>2</sub>, <sub>3</sub>としてそれぞれ例えば500nm, 620nm, 650nmが選択される場合は、係数(M<sub>j0</sub>, M<sub>j1</sub>, M<sub>j2</sub>)として、図8の61個のパラメータのうち、中心波長500nmに対応するパラメータp<sub>21</sub>の係数、中心波長620nmに対応するパラメータp<sub>45</sub>の係数、および中心波長650nmに対応するパラメータp<sub>51</sub>の係数を用いた下記(2)式のマトリクスパラメータMとなり、このマトリクスパラメータで上記マトリクス演算 30  
がなされる。

【0048】

【数2】

$$\begin{pmatrix} M_{00} & M_{01} & M_{02} \\ M_{10} & M_{11} & M_{12} \\ M_{20} & M_{21} & M_{22} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -0.00119 & 0.002346 & 0.0016 \\ 0.004022 & 0.000068 & -0.00097 \\ 0.005152 & -0.00192 & 0.000088 \end{pmatrix} \quad \dots (2)$$

【0049】

このようなパラメータの組合せは例えば血管、生体組織等の観察したい部位毎にパラメータデータベース73に記憶されており、各部位にマッチングしたパラメータを用いて分光推定画像SPが生成される。具体的には、マトリクスパラメータMを設定するための波長セットとして、例えば表2に示す波長セットがある。 40

【0050】

【表 2】

No.	種 別	$\lambda 1, \lambda 2, \lambda 3$ (nm)
CH1	標準セット	400, 500, 600
CH2	血管セット	470, 500, 670
CH3	血管セット	475, 510, 685
CH5	特定組織を描出するためのセット	440, 480, 520
CH6	特定組織を描出するためのセット	480, 510, 580
CH7	オキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンの差を描出するためのヘモグロビンセット	400, 430, 475
CH8	血液とカロテンとの差を描出するための血液 - カロテンセット	415, 450, 500
CH9	血液と細胞質の差を描出するための血液 - 細胞質セット	420, 550, 600

10

## 【 0 0 5 1 】

分光推定画像生成部 6 9 は、被検体に白色照明光を照射して撮像して得た撮像画像に対してマトリクス演算を施すことで、波長セット設定手段で設定された波長セットにより生成されるスペクトル光を被検体に照射した場合に得られると推定される分光推定画像を生成する。制御部 6 3 は、このマトリクス変更を実行するための波長セット設定手段を格納する。波長セット設定手段は、例えば記憶部 6 5 に格納されるプログラムとすることができる。

20

## 【 0 0 5 2 】

なお、内視鏡装置 1 0 0 は内視鏡本体 1 1 の個体差による撮像素子感度に応じた補正值により各 R G B 成分に対するゲインを調整する機能を有していてもよい。具体的には、分光推定画像生成部 6 9 は、上記式 ( 1 ) のマトリクスパラメータ M の代わりに、下記式 ( 3 ) のようにマトリクスパラメータ M に各 R G B 成分のゲイン係数 R g、G g、B g を乗算したマトリクスパラメータ M 1 を用いて分光推定画像 S P を生成する。

30

## 【 0 0 5 3 】

## 【数 3】

$$M1 = \begin{pmatrix} Rg & 0 & 0 \\ 0 & Gg & 0 \\ 0 & 0 & Bg \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} M_{00} & M_{01} & M_{02} \\ M_{10} & M_{11} & M_{12} \\ M_{20} & M_{21} & M_{22} \end{pmatrix} \dots (3)$$

## 【 0 0 5 4 】

上述したゲイン係数 R g、G g、B g は使用する内視鏡本体 1 1 に設けた個体識別メモリ ( 図示せず ) に記録された撮像素子感度特性に応じて変更される。これにより、分光推定画像生成部 6 9 が波長セットを用いて分光推定画像を生成するものであるとき、明るさに応じた適切な R G B 成分値を得ることができ、分光推定画像の画質が向上する。

40

## 【 0 0 5 5 】

図 9 は分光推定画像の生成を伴う観察時の観察倍率に応じた出射光光量比の変更手順を表したフローチャートである。

内視鏡装置 1 0 0 は、上記波長セット設定手段と、分光推定画像生成部 6 9 と、を備えることで、所望の波長セットに対応する分光推定画像を生成してこれを観察画像とすることができる。ここで、内視鏡装置 1 0 0 における分光推定画像の生成時の手順を説明する

50

## 【 0 0 5 6 】

波長セット設定手段に設定される波長セットを所望の波長セットにして観察画像を得る場合に、ズーム倍率が変更されると ( s t 1 1 )、出射光光量比が読み出される ( s t 1 2 )。次いで、波長セット切替ボタン 7 9 が押下されたか否かが判断される ( s t 1 3 )。波長セット切替ボタン 7 9 が押下された場合、青色レーザ光源 4 7、紫色レーザ光源 4 9 の出射光光量比によるスペクトル光が、波長セットの波長域に重複しているか否かが判断される ( s t 1 4 )。

## 【 0 0 5 7 】

波長セットの波長域に重複していない場合には、白色照明光による撮像が行われ ( s t 1 5 )、分光推定画像が生成される ( s t 1 6 )。一方、処理 s t 1 4 において、青色レーザ光源 4 7、紫色レーザ光源 4 9 の出射光光量比によるスペクトル光が、波長セットの波長域に重複している場合には、青色レーザ光源 4 7、紫色レーザ光源 4 9 の出射光光量比を変更し ( s t 1 7 )、撮像を行った後 ( s t 1 8 )、観察画像を表示する ( s t 1 9 )。この処理は観察の終了が判断がなされるまで続けられ ( s t 2 0 )、終了指示の入力により観察画像の表示が終了する。

## 【 0 0 5 8 】

このように、内視鏡装置 1 0 0 では、複数の光源の出射光量比により規定されるスペクトル光が、波長セットに含まれる波長域に重複しているときは、出射光量比の照明光下で撮像して観察画像とし、重複していない波長域が存在するときは、制御部 6 3 が白色照明用光源から白色光を出射させ、分光推定画像生成部 6 9 により所望の波長セットに対応する分光推定画像を生成してこれを観察画像とする処理がなされる。これにより、例えば特殊光光源 ( 4 0 5 n m ) と白色照明用光源 ( 4 4 5 n m ) の光量比を、1 0 0 : 0 とする場合が生じて、白色光成分を分光推定により含ませた観察画像を生成することができる。

## 【 0 0 5 9 】

なお、分光推定画像生成部 6 9 は、白色照明用光源と特殊光光源を共に点灯させて撮像した撮像画像により分光推定画像を生成するものであってもよい。これにより、特殊光光源 ( 4 0 5 n m ) の波長成分を必ず残して分光推定画像の情報量を増やすことができる。

## 【 0 0 6 0 】

次に、上記構成の変形例を説明する。

図 1 0 は白色光源とレーザ光源とを備えた変形例に係る光源の構成図である。

照明手段は、上記以外に、例えば以下の構成であってもよい。すなわち、白色光源 9 1 からの光を、多数本の光ファイバからなるファイババンドル 9 3 から出射する照明系と、レーザ光源 9 5 からの光を一本の光ファイバ 9 7 にて導光して拡散板 9 9 を透過させて出射する照明系と、を備える構成であってもよい。

## 【 0 0 6 1 】

図 1 1 は L E D とレーザ光源とを備えた変形例に係る光源の構成図である。

また、内視鏡挿入部 1 9 の先端部 3 5 に設けた R G B 色の各発光ダイオード ( L E D ) 1 0 1 を信号線 1 0 3 にて接続した光学系と、レーザ光源 9 5 からの光を一本の光ファイバ 9 7 にて導光して拡散板 9 9 を透過させて出射する照明系と、を備える構成であってもよい。狭帯域波長の照明光は、レーザ光源 9 5 からの光を一本の光ファイバ 9 7 にて導光して得る構成とすることができる。これにより、白色照明および狭帯域光のそれぞれにおいて、所望の波長、所望の光強度が得やすくなる。

## 【 0 0 6 2 】

図 1 2 は白色光源と回転フィルタを備えた変形例に係る光源の構成図である。

さらに、白色光源 9 1 からの光を、回転フィルタ 1 0 5 を用いることで R , G , B 光や狭帯域光、或いは C , M , Y 光、または C , M , Y , G 光を取り出す構成であってもよい。

## 【 0 0 6 3 】

また、撮像素子21は、CCDに限らず、CMOSであってもよい。

撮像素子21は、RGBを検出する以外に、CMYや、CMYGを検出するものであってもよい。

【0064】

さらに、撮像方法は、RGBの三色を同時に撮像する同時撮像式の他に、R画像、G画像、B画像をそれぞれ順次撮像し、後で組み合わせ（同時化処理して）一枚のカラー画像にする面順次式であってもよい。

【0065】

したがって、上記内視鏡装置によれば、ズーム変倍操作による観察倍率の変更に伴って、内視鏡診断に適した観察画像に連続的に変化させることができ、術者に違和感を持たせることなく診断精度を向上させることができる。

10

【0066】

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。

【0067】

以上の通り、本明細書には次の事項が開示されている。

(1) 互いに異なるスペクトルの光を発生する複数の光源を有して被検体を照明する照明手段と、前記被検体を撮像する撮像手段と、該撮像手段により撮像される前記被検体の観察倍率を変更する観察倍率変更手段と、を備えた内視鏡装置であって、

20

前記観察倍率変更手段により設定される観察倍率に応じて前記複数の光源の出射光光量比を変更する光量比変更手段を有し、

該光量比変更手段により変更される前記観察倍率と前記複数の光源の出射光量比との関係が、前記観察倍率の変化に伴って連続的に変化するものである内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、術者が遠景から近景、或いはその逆の近景から遠景へズーム変倍操作によって観察倍率を変更すると、その変更倍率値が観察倍率変更手段によって逐一検出され、検出された変更倍率値が光量比変更手段に入力される。光量比変更手段は、入力された変更倍率値毎に、複数の光源の出射光量比を更新する。つまり、複数の光源の出射光量比が、変更倍率値に連動して連続的に調整され、観察画像の内容に急な変化が生じない。

30

【0068】

(2) (1)の内視鏡装置であって、

前記照明手段が、白色照明用光源と、該白色照明用光源とは異なる照明光をもとに生成される特殊光光源とを有し、

前記制御手段が、前記観察倍率が高い程、前記白色照明用光源の出射光量に対する前記特殊光光源の出射光光量比を増加させる内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、観察倍率が高い程、すなわち、近景の観察のとき程、特殊光光源からの出射光量が増加され、特定波長の狭帯域光を照射して得られる狭帯域光観察画像が強調される。

【0069】

40

(3) (2)の内視鏡装置であって、

前記特殊光光源の中心発光波長が、被検体となる生体組織表層の微細血管構造を強調する波長である内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、近景の観察にて微細血管観察を所望する時、生体組織表層の微細血管構造を強調する特殊光波長が設定され、操作倍率に適した照明光波長が自動設定される。

【0070】

(4) (2)又は(3)の内視鏡装置であって、

前記特殊光光源の中心発光波長が、370nm乃至470nmの範囲に含まれる内視鏡装置。

50

この内視鏡装置によれば、中心発光波長の下限値が370nmであることにより、半導体発光素子の市販品による入手が容易となる。中心発光波長の上限値が470nm以下となることにより、照明光が粘膜組織表層の微細構造を強調する狭帯域光観察に適した波長範囲となる。

【0071】

(5) (1)~(4)のいずれか1つの内視鏡装置であって、

前記白色照明用光源が、半導体発光素子と、該半導体発光素子の発光波長で励起する蛍光体を含んだ波長変換部材と、を有して構成される内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、半導体発光素子からの光が、波長変換部材の蛍光体を励起して蛍光を発光させ、白色光が得られる。また、半導体発光素子からの一部の光は、そのまま波長変換部材を透過し、狭帯域波長の照明光となる。

10

【0072】

(6) (1)~(4)のいずれか1つの内視鏡装置であって、

前記白色照明用光源が、赤色光、緑色光、青色光に発光する半導体発光素子を有して構成される内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、内視鏡挿入部の先端部に設けた赤色、緑色、青色の各発光ダイオード(LED)を駆動して白色照明が得られる。狭帯域波長の照明光は、レーザ光源からの光を一本の光ファイバにて導光して得る構成とすることができる。これにより、白色照明および狭帯域光のそれぞれにおいて、所望の波長、所望の光強度が得やすくなる。

20

【0073】

(7) (1)~(6)のいずれか1つの内視鏡装置であって、

前記観察倍率が、変倍光学系の倍率を示す値である内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、変倍用可動レンズの移動焦点距離位置がセンサにより検出され、その検出信号が観察倍率値として用いられる。

【0074】

(8) (1)~(7)のいずれか1つの内視鏡装置であって、

前記観察倍率が、デジタルズーム処理の倍率を示す値である内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、撮像画像情報を拡大画像処理する際の拡大値が観察倍率値として用いられる。

30

【0075】

(9) (1)~(8)のいずれか1つの内視鏡装置であって、

複数の波長域の組合せを波長セットとして設定する波長セット設定手段と、

前記被検体に白色照明光を照射して撮像して得た撮像画像に対してマトリクス演算を施すことで、前記波長セット設定手段に設定された波長セットによるスペクトル光を照射したときに得られる観察画像を推定した分光推定画像を生成する分光画像生成手段と、を備え、

前記波長セット設定手段に設定される波長セットを所望の波長セットにして観察画像を得る場合に、前記複数の光源の出射光量比により規定されるスペクトル光が、前記波長セットに含まれる波長域に重複しているときは、前記出射光量比の照明光下で撮像して観察画像とし、重複していない波長域が存在するときは、前記制御手段が前記白色照明用光源から白色光を出射させ、前記分光画像生成手段により前記所望の波長セットに対応する分光推定画像を生成してこれを観察画像とする内視鏡装置。

40

この内視鏡装置によれば、特殊光光源(405nm)と白色照明用光源(445nm)の光量比が、100:0のときであっても、白色光成分を分光推定により含ませた観察画像を生成することができる。

【0076】

(10) (9)の内視鏡装置であって、

前記分光画像生成手段が、前記白色照明用光源と前記特殊光光源を共に点灯させて撮像した撮像画像により分光推定画像を生成する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、特殊光光源(405nm)の波長成分を必ず残して分光推定

50

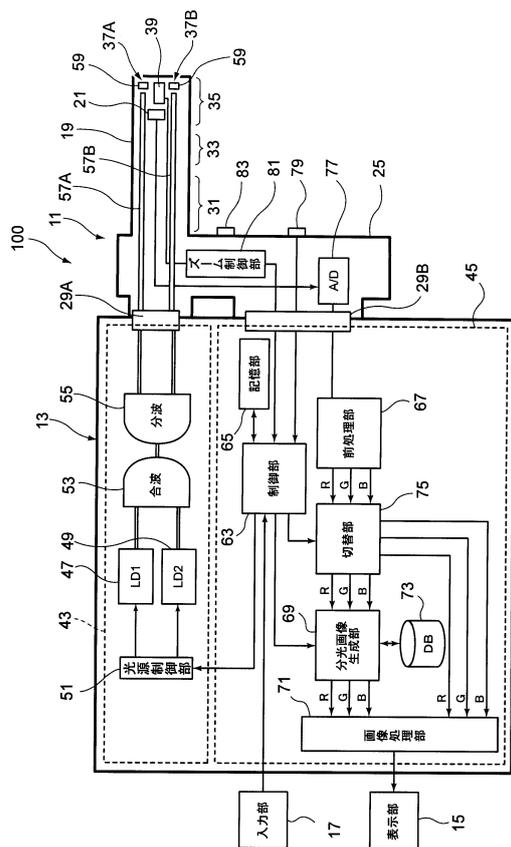
画像の情報量を増やすことができる。

【符号の説明】

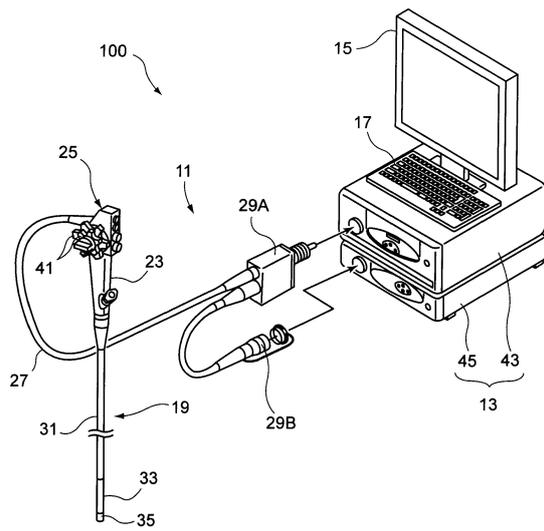
【0077】

- 21 撮像素子（撮像手段）
- 39 対物レンズユニット（変倍光学系）
- 43 光源装置（照明手段）
- 47 青色レーザー光源（特殊光光源）
- 49 紫色レーザー光源（白色照明用光源）
- 59 蛍光体（波長変換部材）
- 63 制御部（制御手段）
- 69 分光画像生成手段
- 81 ズーム制御部（観察倍率変更手段）
- 100 内視鏡装置

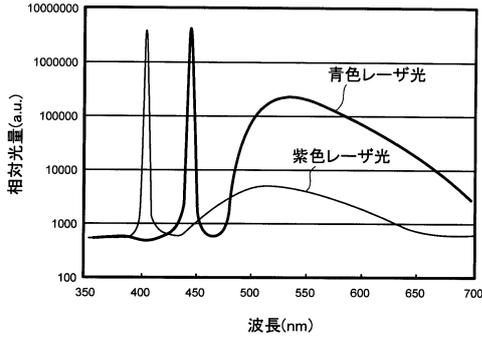
【図1】



【図2】



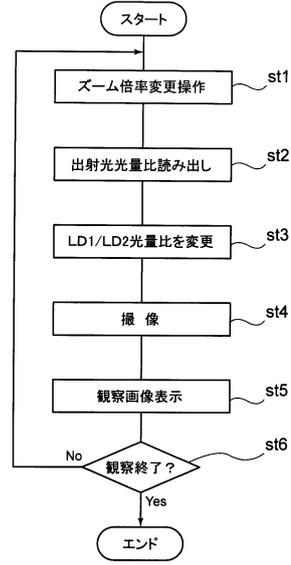
【図3】



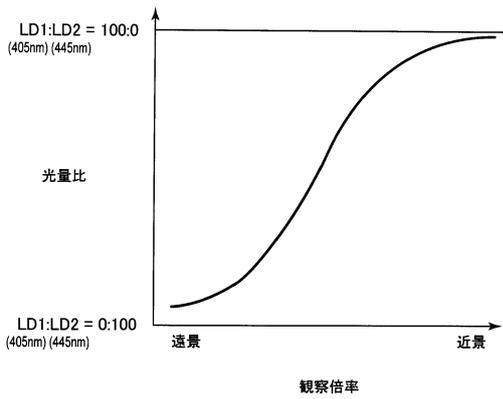
【図4】



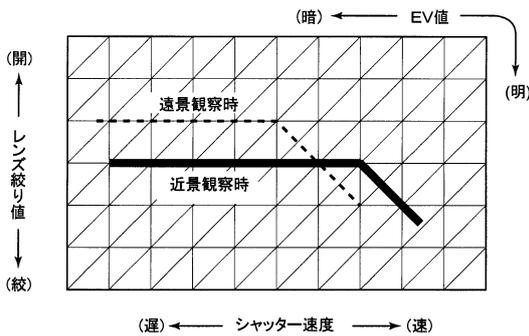
【図5】



【図6】



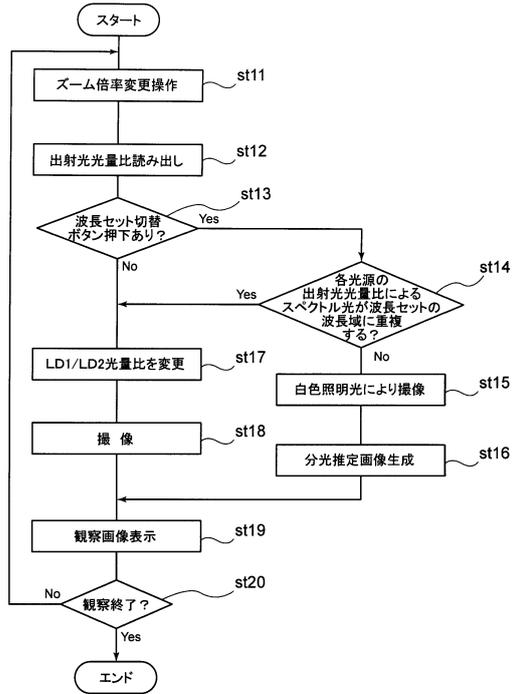
【図7】



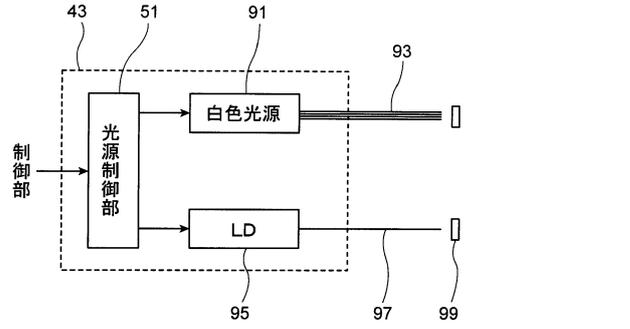
【図8】

パラメータ (波長)	Mj0	Mj1	Mj2
p1	0.000083	-0.00188	0.003592
⋮	⋮	⋮	⋮
p18	-0.00115	0.000569	0.003325
p19	-0.00118	0.001149	0.002771
p20	-0.00118	0.001731	0.0022
p21	-0.00119	0.002346	0.0016
p22	-0.00119	0.00298	0.000983
p23	-0.00119	0.003633	0.000352
⋮	⋮	⋮	⋮
p43	0.003236	0.001377	-0.00159
p44	0.003656	0.000674	-0.00126
p45	0.004022	0.000068	-0.00097
p46	0.004342	-0.00046	-0.00073
p47	0.00459	-0.00088	-0.00051
p48	0.004779	-0.00121	-0.00034
p49	0.004922	-0.00148	-0.00018
p50	0.005048	-0.00172	-0.000036
p51	0.005152	-0.00192	0.000088
p52	0.005215	-0.00207	0.000217
⋮	⋮	⋮	⋮
p61	0.00548	-0.00229	0.00453

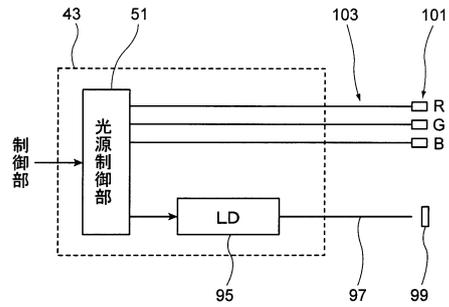
【図9】



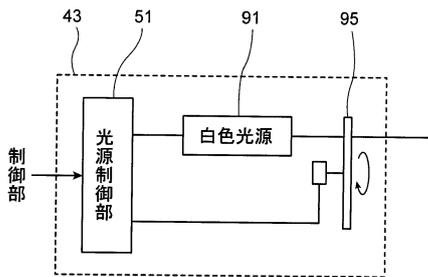
【図10】



【図11】



【図12】



---

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I  
H 0 4 N 7/18 (2006.01) H 0 4 N 7/18 M  
A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

(72)発明者 峯 苜 靖浩  
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

(72)発明者 江利川 昭彦  
埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地 富士フイルム株式会社内

審査官 樋熊 政一

(56)参考文献 特開2006-341077(JP,A)  
特開2009-259703(JP,A)  
特開2010-046354(JP,A)  
特開2009-153712(JP,A)  
特開2009-022375(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A 6 1 B 1 / 0 0