

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5997676号

(P5997676)

(45) 発行日 平成28年9月28日(2016.9.28)

(24) 登録日 平成28年9月2日(2016.9.2)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 B

G 0 2 B 23/26 (2006.01)

G 0 2 B 23/26 B

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

請求項の数 13 (全 31 頁)

(21) 出願番号 特願2013-208215 (P2013-208215)
 (22) 出願日 平成25年10月3日(2013.10.3)
 (65) 公開番号 特開2015-70946 (P2015-70946A)
 (43) 公開日 平成27年4月16日(2015.4.16)
 審査請求日 平成27年6月29日(2015.6.29)

(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 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (72) 発明者 森本 美範
 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 小澤 聡
 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 大橋 永治
 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】 内視鏡用光源装置、およびこれを用いた内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

内視鏡のライトガイドに照明光を供給する内視鏡用光源装置において、

第1青色光を発する第1青色半導体光源、前記第1青色光よりも短波長の第2青色光を発する第2青色半導体光源、緑色の波長帯域の緑色光を発する緑色半導体光源であり、前記第1青色光のピーク波長と前記第2青色光のピーク波長との間に挟まれたピーク波長を有する青色励起光を発する青色励起光発光素子、前記青色励起光で励起されて、緑色の波長帯域の緑色蛍光を発する緑色蛍光体で構成された蛍光型緑色半導体光源、及び赤色の波長帯域の赤色光を発する赤色半導体光源を有し、血管強調観察のための前記照明光を発する光源部と、

前記蛍光型緑色半導体光源が発する前記青色励起光および前記緑色蛍光の光路と、前記赤色半導体光源が発する前記赤色光とを統合する第1ダイクロイックフィルタと、

前記第1青色半導体光源が発する前記第1青色光の光路と、前記第2青色半導体光源が発する前記第2青色光の光路とを統合する第3ダイクロイックフィルタと、

前記第1ダイクロイックフィルタから発せられる前記青色励起光、前記緑色蛍光、及び前記赤色光の光路と、前記第3ダイクロイックフィルタから発せられる前記第1青色光及び前記第2青色光の光路とを統合する第2ダイクロイックフィルタとを備え、

前記第2ダイクロイックフィルタが、前記第1青色光、前記第2青色光、前記緑色蛍光、及び前記赤色光を、前記ライトガイドに向かう方向に出射させる機能と、前記青色励起光を、前記ライトガイドと異なる方向に出射することで前記青色励起光をカットする励起

10

20

光カットフィルタの機能とを備えていることを特徴とする内視鏡用光源装置。

【請求項 2】

前記光源部は、前記血管強調観察のための前記照明光として、前記第 1 青色光及び前記緑色蛍光の混合光、又は前記第 2 青色光及び前記緑色蛍光の混合光を発することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 3】

前記光源部は、前記血管強調観察のための前記照明光として、前記第 1 青色光と前記緑色蛍光とを順次発し、又は前記第 2 青色光と前記緑色蛍光とを順次発することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 4】

前記光源部は、前記血管強調観察のための前記照明光として、前記第 1 青色光及び前記緑色蛍光の混合光、又は前記第 2 青色光及び前記緑色蛍光の混合光を発する同時照射モードと、

前記血管強調観察のための前記照明光として、前記第 1 青色光と前記緑色蛍光とを順次発し、又は前記第 2 青色光と前記緑色蛍光とを順次発する順次照射モードとを切り替え可能であることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 5】

前記第 1 青色光のピーク波長は 460 nm 又は 430 nm であり、前記第 2 青色光のピーク波長は 405 nm であることを特徴とする請求項 1 ないし 4 いずれか 1 項記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 6】

各半導体光源のうちの少なくとも 1 つに対して設けられ、前記半導体光源が発する光の光量を測定する光量測定センサと、

前記半導体光源が発する光の一部を前記光量測定センサに導光する導光部材と、

前記光量測定センサの測定結果に基づき、前記半導体光源への供給電力を制御する光源制御部とを備えることを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 7】

前記光量測定センサおよび前記導光部材は前記蛍光型緑色半導体光源に対して設けられ、

前記光源制御部は、前記光量測定センサの測定結果に応じて、前記青色励起光発光素子への供給電力を変更することを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 8】

前記蛍光型緑色半導体光源用の光量測定センサと前記導光部材との間の光路上に、前記蛍光型緑色半導体光源用の光量測定センサへの入射光を前記緑色蛍光のみに制限するフィルタを設けることを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 9】

前記蛍光型緑色半導体光源と前記導光部材との間の光路上に励起光カットフィルタを設けることを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 10】

前記導光部材は、前記半導体光源の直前に設けられ、フレネル反射を利用して、前記半導体光源が発する光の一部を前記光量測定センサに導光する透明なガラス板であることを特徴とする請求項 6 ないし 9 のいずれか 1 項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 11】

前記緑色蛍光体は円盤型の回転板の表面に形成され、

前記青色励起光発光素子は、回転駆動される前記回転板の表面の偏心した位置に向けて前記青色励起光を発することを特徴とする請求項 1 ないし 10 のいずれか 1 項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 12】

前記青色励起光発光素子は、発光ダイオードであることを特徴とする請求項 1 ないし 11

10

20

30

40

50

1のいずれか1項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項13】

照明光を導光するライトガイドを有する内視鏡と、
前記ライトガイドに前記照明光を供給する内視鏡用光源装置とを備える内視鏡システム
において、

前記内視鏡用光源装置は、

第1青色光を発する第1青色半導体光源、前記第1青色光よりも短波長の第2青色光を
発する第2青色半導体光源、緑色の波長帯域の緑色光を発する緑色半導体光源であり、前
記第1青色光のピーク波長と前記第2青色光のピーク波長との間に挟まれたピーク波長を
有する青色励起光を発する青色励起光発光素子、前記青色励起光で励起されて、緑色の波
長帯域の緑色蛍光を発する緑色蛍光体で構成された蛍光型緑色半導体光源、及び赤色の波
長帯域の赤色光を発する赤色半導体光源を有し、血管強調観察のための前記照明光を発す
る光源部と、

10

前記蛍光型緑色半導体光源が発する前記青色励起光および前記緑色蛍光の光路と、前記
赤色半導体光源が発する前記赤色光とを統合する第1ダイクロイックフィルタと、

前記第1青色半導体光源が発する前記第1青色光の光路と、前記第2青色半導体光源が
発する前記第2青色光の光路とを統合する第3ダイクロイックフィルタと、

前記第1ダイクロイックフィルタから発せられる前記青色励起光、前記緑色蛍光、及び
前記赤色光の光路と、前記第3ダイクロイックフィルタから発せられる前記第1青色光及
び前記第2青色光の光路とを統合する第2ダイクロイックフィルタとを備え、

20

前記第2ダイクロイックフィルタが、前記第1青色光、前記第2青色光、前記緑色蛍光
、及び前記赤色光を、前記ライトガイドに向かう方向に出射させる機能と、前記青色励起
光を、前記ライトガイドと異なる方向に出射することで前記青色励起光をカットする励起
光カットフィルタの機能とを備えていることを特徴とする内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡に照明光を供給する内視鏡用光源装置、およびこれを用いた内視鏡シ
ステムに関する。

【背景技術】

30

【0002】

医療分野において、内視鏡システムを用いた内視鏡診断が普及している。内視鏡シス
テムは、内視鏡と、内視鏡に照明光を供給するための内視鏡用光源装置（以下、単に光源装
置という）と、内視鏡が出力する画像信号を処理するプロセッサ装置とを備えている。内
視鏡は生体内に挿入される挿入部を有し、挿入部の先端には、観察部位（被写体）に照明
光を照射する照明窓と、観察部位を撮影するための観察窓が配されている。内視鏡には、
光ファイバをバンドル化したファイババンドルからなるライトガイドが内蔵されている。
ライトガイドは、光源装置から供給された照明光を照明窓に導光する。観察窓の奥にはC
CD等の撮像素子が配されている。照明光が照射された観察部位は撮像素子で撮像され、
撮像素子が出力する画像信号に基づいてプロセッサ装置で観察用の表示画像が生成される
。表示画像がモニタに表示されることで、生体内の観察が行われる。

40

【0003】

従来、光源装置には、白色光を発するキセノンランプやハロゲンランプが光源として使
用されてきたが、最近では、これらに代えて、レーザダイオード（LD：Laser Diode）
や発光ダイオード（LED：Light Emitting Diode）等の発光素子を有する半導体光源を
用いたものが提案されている（特許文献1、2参照）。

【0004】

特許文献1には、青色（B）、緑色（G）、赤色（R）の各色光を発する3つのLED
でそれぞれ構成された青色、緑色、赤色の3色の半導体光源を用い、3つの各LEDから
出射される3色の光を合成して白色光を生成する光源装置が記載されている。

50

【 0 0 0 5 】

キセノンランプやハロゲンランプは、白色光に含まれる青色成分、緑色成分、赤色成分の割合が一定で、各色成分の割合を変化させることはできない。対して、青色、緑色、赤色の3色の半導体光源は、青色、緑色、赤色の各色の光量を独立に制御することができ、各色の光量の割合を自由に变化させることが可能であるため、多様な発光スペクトルをもつ複数種類の照明光を容易に生成することができる。

【 0 0 0 6 】

緑色の半導体光源としては、緑色の光を発する発光素子を有する半導体光源の他に、励起光を発する励起光発光素子と、励起光によって励起されて、緑色の蛍光を発する蛍光体とを有する蛍光型半導体光源がある。例えば特許文献2の段落[0 0 4 0]には、紫色から青色の波長帯域の励起光を発する青色励起光LEDと、この青色励起光により緑色の波長帯域の緑色蛍光を発する緑色蛍光体とで構成した蛍光型緑色半導体光源が記載されている。

10

【 0 0 0 7 】

現在製品化されているLEDには、緑色の光を発するLEDと比較して、紫色から青色の波長帯域の光を発するLEDのほうが、より発光効率が高くかつ価格が安いものが多い。そのため、光源装置の緑色半導体光源として、緑色の光を発するLEDを有する半導体光源よりも、特許文献2に記載されているような蛍光型緑色半導体光源が利用される場合がある。

【 0 0 0 8 】

20

ところで、近年の内視鏡診断においては、白色光のもとで生体組織の表面の全体的な性状を把握する従来の観察に対して、特定の波長帯域に制限された特殊光（狭帯域光）を用いた観察も盛んに行われている。特殊光を用いた観察には各種のものがあるが、波長によって生体組織内への光の深達度が異なるという光学特性を利用して、生体組織の粘膜に存在する血管を強調して表示する血管強調観察が知られている（特許文献3参照）。生体組織に発生する癌等の異常組織においては血管の状態が正常組織と異なるため、血管強調観察は早期癌の発見等に有用性が認められている。

【 0 0 0 9 】

特許文献3では、光源として、可視光の全域にわたって連続したスペクトルを有する白色光を発する蛍光型白色半導体光源（白色LED）と、530nm～550nmの波長帯域の緑色光を発する緑色半導体光源（緑色LED）とが記載されている。蛍光型白色半導体光源の前面には、白色光から390nm～445nmの波長帯域の青色光を取り出すフィルタが設けられている。血管強調観察では各半導体光源が点灯し、観察部位には緑色半導体光源が発した530nm～550nmの波長帯域の緑色光と、蛍光型白色半導体光源が発した白色光のうち、フィルタを透過した390nm～445nmの波長帯域の青色光との混合光が照射される。390nm～445nmの波長帯域の青色光は粘膜表層に存在する表層血管によく吸収され、530nm～550nmの波長帯域の緑色光は表層血管よりも深部に存在する中深層血管によく吸収されるので、血管とそれ以外の部分とのコントラストに差がある表示画像を得ることができる。

30

【 先行技術文献 】

40

【 特許文献 】

【 0 0 1 0 】

【 特許文献1 】 特開 2 0 0 7 - 0 6 8 6 9 9 号公報

【 特許文献2 】 特開 2 0 0 9 - 2 9 7 2 9 0 号公報

【 特許文献3 】 特開 2 0 1 1 - 0 4 1 7 5 8 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 1 】

特許文献3に記載の光源装置において、照明光の発光スペクトルの自由度を高めるために、特許文献1に記載の青色、緑色、赤色の3色の半導体光源を用いて、青色半導体光源

50

が発する青色光と緑色半導体光源が発する緑色光とで血管強調観察を行い、さらに緑色半導体光源として、特許文献2に記載の蛍光型緑色半導体光源を用いた場合、血管強調観察で目標とする発光スペクトルの照明光を安定して得ることができないという問題が生じる。というのも、蛍光型緑色半導体光源では、青色励起光は蛍光体で大部分が吸収されるが、一部は蛍光体で吸収されずに蛍光体を透過して蛍光とともに観察部位に照射されるので、緑色光の光量を変化させることは、それに伴って青色励起光の光量も変化することを意味する。青色励起光の波長帯域は、青色半導体光源が発する青色光の波長帯域と重なるため、緑色光の光量の変化が、青色光の光量に影響を与えてしまうことになる。

【0012】

内視鏡診断においては、観察目的に応じて、青色光、緑色光、赤色光の光量を特定の割合に定めて、目標とする発光スペクトルの照明光を生成する場合がある。特に血管強調観察では、照明光の発光スペクトルが変わって表示画像の色味が変わってしまうと、診断に重大な支障を来すため、目標とする発光スペクトルの照明光を安定して得ることが求められている。一方で、表示画像全体の光量が不足している場合（露出アンダー）には照明光の光量を上げ、光量が高すぎる場合（露出オーバー）には照明光の光量を下げるように制御する露出制御が行われている。

【0013】

各色光の光量の割合を定めて目標とする発光スペクトルの照明光を生成する場合の露出制御においては、照明光の発光スペクトルは変えずに全体的な光量を増減させなければならない。しかし、蛍光型緑色半導体光源を用いた場合には、蛍光型緑色半導体光源の出力を上げて緑色蛍光の光量を変化させたときに、上述のように青色励起光によって青色励起光と波長帯域が重なる青色光の光量に影響が及ぶので、照明光の発光スペクトルが変化してしまう。こうした理由から、蛍光型緑色半導体光源を用いた場合には目標とする発光スペクトルの照明光を安定して得ることができない。この問題の解決策として、緑色蛍光の光量変化に伴う青色励起光の変化分を加味して、青色励起光と波長帯域が重なる青色光の光量を増減することが考えられるが、制御が複雑になるため採用しがたい。

【0014】

特許文献1～3には、血管強調観察において、蛍光型緑色半導体光源を用いた場合に目標とする発光スペクトルの照明光を安定して得ることができないという問題は記載されており、当然ながらその解決策も記載されていない。

【0015】

本発明は、上記課題に鑑みてなされたもので、血管強調観察において、蛍光型緑色半導体光源を使用した場合でも、目標とする発光スペクトルをもつ照明光を、簡単な制御で安定して得ることができる内視鏡用光源装置、およびこれを用いた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】

【0016】

上記目的を達成するために、本発明は、内視鏡のライトガイドに照明光を供給する内視鏡用光源装置において、第1青色光を発する第1青色半導体光源、第1青色光よりも短波長の第2青色光を発する第2青色半導体光源、緑色の波長帯域の緑色光を発する緑色半導体光源であり、第1青色光のピーク波長と第2青色光のピーク波長との間に挟まれたピーク波長を有する青色励起光を発する青色励起光発光素子、青色励起光で励起されて、緑色の波長帯域の緑色蛍光を発する緑色蛍光体で構成された蛍光型緑色半導体光源、及び赤色の波長帯域の赤色光を発する赤色半導体光源を有し、血管強調観察のための照明光を発する光源部と、蛍光型緑色半導体光源が発する青色励起光および緑色蛍光の光路と、赤色半導体光源が発する赤色光とを統合する第1ダイクロイックフィルタと、第1青色半導体光源が発する第1青色光の光路と、第2青色半導体光源が発する第2青色光の光路とを統合する第3ダイクロイックフィルタと、第1ダイクロイックフィルタから発せられる青色励起光、緑色蛍光、及び赤色光の光路と、第3ダイクロイックフィルタから発せられる第1青色光及び第2青色光の光路とを統合する第2ダイクロイックフィルタとを備え、第2ダ

イクロイックフィルタが、第1青色光、第2青色光、緑色蛍光、及び赤色光を、ライトガイドに向かう方向に出射させる機能と、青色励起光を、ライトガイドと異なる方向に出射することで青色励起光をカットする励起光カットフィルタの機能を備えている。

【0021】

光源部は、血管強調観察のための照明光として、第1青色光及び緑色蛍光の混合光、又は第2青色光及び緑色蛍光の混合光を発することが好ましい。光源部は、血管強調観察のための照明光として、第1青色光と緑色蛍光とを順次発し、又は第2青色光と緑色蛍光とを順次発することが好ましい。光源部は、血管強調観察のための照明光として、第1青色光及び緑色蛍光の混合光、又は第2青色光及び緑色蛍光の混合光を発する同時照射モードと、血管強調観察のための照明光として、第1青色光と緑色蛍光とを順次発し、又は第2青色光と緑色蛍光とを順次発する順次照射モードとを切り替え可能であることが好ましい。第1青色光のピーク波長は460nm又は430nmであり、第2青色光のピーク波長は405nmであることが好ましい。

10

【0022】

青色半導体光源は、ピーク波長が405nm、415nm、430nm、460nmの少なくともいずれか1つの値をとる青色光を発することが好ましい。より好ましくは、青色半導体光源は、ピーク波長が405nm、415nm、430nmの少なくともいずれか1つの値をとる。なお、ピーク波長は、±10nmの幅があってもよい。

【0023】

各半導体光源のうちの少なくとも1つに対して設けられ、半導体光源が発する光の光量を測定する光量測定センサと、半導体光源が発する光の一部を光量測定センサに導光する導光部材と、光量測定センサの測定結果に基づき、半導体光源への供給電力を制御する光源制御部とを備えることが好ましい。

20

【0024】

光量測定センサおよび導光部材は蛍光型緑色半導体光源に対して設けられ、光源制御部は、光量測定センサの測定結果に応じて、青色励起光発光素子への供給電力を変更する。この場合、蛍光型緑色半導体光源用の光量測定センサと導光部材との間の光路上に、蛍光型緑色半導体光源用の光量測定センサへの入射光を緑色蛍光のみに制限するフィルタを設けることが好ましい。あるいは、このフィルタの代わりに、蛍光型緑色半導体光源と導光部材との間の光路上に励起光カットフィルタを設けてもよい。なお、導光部材は、例えば、半導体光源の直前に設けられ、フレネル反射を利用して、半導体光源が発する光の一部を光量測定センサに導光する透明なガラス板である。

30

【0025】

緑色蛍光体は円盤型の回転板の表面に形成され、青色励起光発光素子は、回転駆動される回転板の表面の偏心した位置に向けて青色励起光を発するものでもよい。

【0026】

青色励起光発光素子は、例えば発光ダイオードである。

【0027】

本発明は、照明光を導光するライトガイドを有する内視鏡と、ライトガイドに照明光を供給する内視鏡用光源装置とを備える内視鏡システムにおいて、内視鏡用光源装置は、第1青色光を発する第1青色半導体光源、第1青色光よりも短波長の第2青色光を発する第2青色半導体光源、緑色の波長帯域の緑色光を発する緑色半導体光源であり、第1青色光のピーク波長と第2青色光のピーク波長との間に挟まれたピーク波長を有する青色励起光を発する青色励起光発光素子、青色励起光で励起されて、緑色の波長帯域の緑色蛍光を発する緑色蛍光体で構成された蛍光型緑色半導体光源、及び赤色の波長帯域の赤色光を発する赤色半導体光源を有し、血管強調観察のための照明光を発する光源部と、蛍光型緑色半導体光源が発する青色励起光および緑色蛍光の光路と、赤色半導体光源が発する赤色光とを統合する第1ダイクロイックフィルタと、第1青色半導体光源が発する第1青色光の光路と、第2青色半導体光源が発する第2青色光の光路とを統合する第3ダイクロイックフィルタと、第1ダイクロイックフィルタから発せられる青色励起光、緑色蛍光、及び赤色

40

50

光の光路と、第3ダイクロイックフィルタから発せられる第1青色光及び第2青色光の光路とを統合する第2ダイクロイックフィルタとを備え、第2ダイクロイックフィルタが、第1青色光、第2青色光、緑色蛍光、及び赤色光を、ライトガイドに向かう方向に出射させる機能と、青色励起光を、ライトガイドと異なる方向に出射することで青色励起光をカットする励起光カットフィルタの機能とを備えている。

【発明の効果】

【0028】

本発明によれば、蛍光型緑色半導体光源からの青色励起光をカットする励起光カットフィルタを設けるので、青色励起光によって青色半導体光源の青色光の光量に影響が及ぶことがない。したがって、血管強調観察において、目標とする発光スペクトルをもつ照明光を、簡単な制御で安定して得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】本発明の内視鏡システムの外観図である。

【図2】内視鏡の先端部の正面図である。

【図3】内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図4】青色半導体光源を示す図である。

【図5】緑色半導体光源を示す図である。

【図6】青色半導体光源が発する青色光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図7】赤色半導体光源が発する赤色光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図8】緑色半導体光源が発する青色励起光および緑色蛍光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図9】ヘモグロビンの吸収スペクトルを示すグラフである。

【図10】生体組織の散乱係数を示すグラフである。

【図11】青色光、緑色蛍光、赤色光により構成される照明光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図12】青色光、緑色蛍光により構成される照明光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図13】撮像素子のマイクロカラーフィルタの分光特性を示すグラフである。

【図14】通常観察モードにおける照明光の照射タイミングおよび撮像素子の動作タイミングを示す説明図である。

【図15】血管強調観察モードにおける照明光の照射タイミングおよび撮像素子の動作タイミングを示す説明図である。

【図16】通常観察モードにおける画像処理手順を示す説明図である。

【図17】血管強調観察モードにおける画像処理手順を示す説明図である。

【図18】各半導体光源の配置と光路統合部の詳細構成を示す図である。

【図19】第1ダイクロイックミラーのダイクロイックフィルタの透過特性を示すグラフである。

【図20】第2ダイクロイックミラーのダイクロイックフィルタの透過特性を示すグラフである。

【図21】第2実施形態の励起光カットフィルタの機能を有するダイクロイックフィルタが形成された第1ダイクロイックミラーを設けた光路統合部を示す図である。

【図22】第1ダイクロイックミラーのダイクロイックフィルタの透過特性を示すグラフである。

【図23】第3実施形態の励起光カットフィルタを設けた光路統合部を示す図である。

【図24】励起光カットフィルタの透過特性を示すグラフである。

【図25】第4実施形態の光量測定センサを設けた光路統合部を示す図である。

【図26】緑色光量測定センサの前に配置されたフィルタの透過特性を示すグラフである。

【図 27】赤色光量測定センサの前に配置されたフィルタの透過特性を示すグラフである。

【図 28】光量測定センサを用いた光量制御を行う場合の構成図である。

【図 29】励起光カットフィルタおよび光量測定センサを設けた光路統合部を示す図である。

【図 30】第 5 実施形態の第 1 青色半導体光源および第 2 青色半導体光源を設けた光源部を示す図である。

【図 31】第 1 青色半導体光源が発する第 1 青色光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 32】第 2 青色半導体光源が発する第 2 青色光の発光スペクトルを示すグラフである 10

【図 33】第 1 青色光、緑色蛍光、赤色光により構成される照明光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 34】第 1 青色光、緑色蛍光により構成される照明光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 35】第 2 青色光、緑色蛍光により構成される照明光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 36】第 3 ダイクロイックミラーのダイクロイックフィルタの透過特性を示すグラフである。

【図 37】通常観察モードにおける照明光の照射タイミングおよび撮像素子の動作タイミングを示す説明図である。 20

【図 38】表中層血管を強調観察する場合の照明光の照射タイミングおよび撮像素子の動作タイミングを示す説明図である。

【図 39】近表層血管を強調観察する場合の照明光の照射タイミングおよび撮像素子の動作タイミングを示す説明図である。

【図 40】励起光カットフィルタの透過特性を示すグラフである。

【図 41】第 6 実施形態の緑色半導体光源の他の例を示す図である。

【図 42】面順次式の場合の血管強調観察モードにおける照明光の照射タイミングおよび撮像素子の動作タイミングを示す説明図である。

【発明を実施するための形態】 30

【0030】

[第 1 実施形態]

図 1 において、内視鏡システム 10 は、生体内の観察部位を撮像する内視鏡 11 と、撮像により得られた画像信号に基づいて観察部位の表示画像を生成するプロセッサ装置 12 と、観察部位を照射する照明光を内視鏡 11 に供給する光源装置 13 と、表示画像を表示するモニタ 14 とを備えている。プロセッサ装置 12 には、キーボードやマウス等の操作入力部 15 が接続されている。

【0031】

内視鏡システム 10 は、観察部位を観察するための通常観察モードと、観察部位の粘膜内部に存在する血管を強調して観察するための血管強調観察モードとを備えている。血管強調観察モードは、血管情報として血管のパターンを取得して、腫瘍の良悪鑑別等の診断を行うためのモードである。血管強調観察モードでは、血中ヘモグロビンに対する吸光度が高い特定の波長帯域の光の成分を多く含む照明光を観察部位に照射する。通常観察モードでは、観察部位の全体の性状の観察に適した通常観察画像が表示画像として生成され、血管強調観察モードでは、血管のパターンの観察に適した血管強調観察画像が表示画像として生成される。

【0032】

内視鏡 11 は、生体の消化管内に挿入される挿入部 16 と、挿入部 16 の基端部分に設けられた操作部 17 と、内視鏡 11 とプロセッサ装置 12 および光源装置 13 を連結するユニバーサルコード 18 とを備えている。 50

【 0 0 3 3 】

挿入部 1 6 は、先端から順に連設された、先端部 1 9、湾曲部 2 0、可撓管部 2 1 で構成される。図 2 に示すように、先端部 1 9 の先端面には、観察部位に照明光を照射する照明窓 2 2、観察部位の像を取り込むための観察窓 2 3、観察窓 2 3 を洗浄するために送気・送水を行う送気・送水ノズル 2 4、鉗子や電気メスといった処置具を突出させて各種処置を行うための鉗子出口 2 5 が設けられている。観察窓 2 3 の奥には、撮像素子 5 6 や結像用の対物光学系 6 0 (ともに図 3 参照) が内蔵されている。

【 0 0 3 4 】

湾曲部 2 0 は、連結された複数の湾曲駒からなり、操作部 1 7 のアングルノブ 2 6 を操作することにより、上下左右方向に湾曲動作する。湾曲部 2 0 が湾曲することにより、先端部 1 9 の向きが所望の方向に向けられる。可撓管部 2 1 は、食道や腸等曲がりくねった管道に挿入できるように可撓性を有している。挿入部 1 6 には、撮像素子 5 6 を駆動する駆動信号や撮像素子 5 6 が出力する画像信号を通信する通信ケーブル、光源装置 1 3 から供給される照明光を照明窓 2 2 に導光するライトガイド 5 5 (図 3 参照) 等が挿通されている。

【 0 0 3 5 】

操作部 1 7 には、アングルノブ 2 6 の他、処置具を挿入するための鉗子口 2 7、送気・送水ノズル 2 4 から送気・送水を行う際に操作される送気・送水ボタン 2 8、静止画像を撮影するためのリリースボタン (図示せず) 等が設けられている。

【 0 0 3 6 】

ユニバーサルコード 1 8 には、挿入部 1 6 から延設される通信ケーブルやライトガイド 5 5 が挿通されており、プロセッサ装置 1 2 および光源装置 1 3 側の一端には、コネクタ 2 9 が取り付けられている。コネクタ 2 9 は、通信用コネクタ 2 9 a と光源用コネクタ 2 9 b からなる複合タイプのコネクタである。通信用コネクタ 2 9 a と光源用コネクタ 2 9 b はそれぞれ、プロセッサ装置 1 2 と光源装置 1 3 に着脱自在に接続される。通信用コネクタ 2 9 a には通信ケーブルの一端が配設されており、光源用コネクタ 2 9 b にはライトガイド 5 5 の入射端 5 5 a (図 3 参照) が配設されている。

【 0 0 3 7 】

図 3 において、光源装置 1 3 は、青色、緑色、赤色の 3 つの半導体光源 3 5、3 6、3 7 で構成される光源部 4 0 と、各半導体光源 3 5 ~ 3 7 の各色光の光路を統合する光路統合部 4 1 と、各半導体光源 3 5 ~ 3 7 の駆動を制御する光源制御部 4 2 とを備えている。

【 0 0 3 8 】

青色、赤色半導体光源 3 5、3 7 は、発光素子として、青色の波長帯域の光を発する青色 LED 4 3、赤色の波長帯域の光を発する赤色 LED 4 5 をそれぞれ有している。対して緑色半導体光源 3 6 は、紫色から青色の波長帯域の青色励起光を発する青色励起光 LED (以下、単に励起光 LED という) 4 4、および青色励起光で励起されて緑色の波長帯域の緑色蛍光を発する緑色蛍光体 4 7 を有する。

【 0 0 3 9 】

各 LED 4 3 ~ 4 5 は、周知のように P 型半導体と N 型半導体を接合したものである。そして、電圧を掛けると PN 接合部付近においてバンドギャップを超えて電子と正孔が再結合して電流が流れ、再結合時にバンドギャップに相当するエネルギーを光として放出する。各 LED 4 3 ~ 4 5 は、供給電力の値を増加させると、発する光の光量が増加する。励起光 LED 4 4 と緑色蛍光体 4 7 を組み合わせた蛍光型半導体光源である緑色半導体光源 3 6 では、励起光 LED 4 4 からの青色励起光の光量の増加に応じて、緑色蛍光体 4 7 による緑色蛍光の光量も増加する。

【 0 0 4 0 】

図 4 に示すように、青色半導体光源 3 5 は、青色 LED 4 3 が実装される基板 3 5 a と、基板 3 5 a 上に形成され、青色 LED 4 3 を収容するキャビティが形成されたモールド 3 5 b と、キャビティに封入された樹脂 3 5 c とで構成される。キャビティの内面は光を反射するリフレクタとして機能する。樹脂 3 5 c には光を拡散する拡散材が分散されてい

10

20

30

40

50

る。青色LED43は配線35dによって基板35aと導通可能に接続される。このような青色半導体光源35の実装形態は、一般的に表面実装型と呼ばれる。なお、赤色半導体光源37は青色半導体光源35と基本的に同じ構成であるため、青色半導体光源35を例として挙げて説明し、赤色半導体光源37の説明は省略する。

【0041】

図5に示すように、緑色半導体光源36も、他の各半導体光源35、37と同様に基板36aとモールド36bを有し、励起光LED44を表面実装型でパッケージングしたものである。各半導体光源35、37との相違点は、モールド36bのキャビティに緑色蛍光体47が封入されている点である。緑色蛍光体47は、励起光LED44を封止する封止樹脂内に、蛍光物質や拡散剤を分散したものである。なお、符号36dは、基板36aと励起光LED44を接続する配線である。

10

【0042】

図6に示すように、青色LED43は、例えば紫色から青色の波長帯域である390nm~445nm付近の波長成分を有し、ピーク波長430±10nmの青色光LBを発光する。また、図7に示すように、赤色LED45は、例えば赤色の波長帯域である615nm~635nm付近の波長成分を有し、ピーク波長620±10nmの赤色光LRを発光する。

【0043】

図8において、緑色半導体光源36は、励起光LED44が発する青色励起光LBeと、この青色励起光LBeにより励起されて緑色蛍光体47が発する緑色蛍光LGfとの混合光(LBe+LGf)を発光する。青色励起光LBeは、例えば紫色から青色の波長帯域である420nm~440nm付近の波長成分を有し、ピーク波長430±10nmの光である。緑色蛍光LGfは、例えば緑色の波長帯域である500nm~600nm付近の波長成分を有し、ピーク波長520±10nmの光である。青色励起光LBeのピーク波長は青色半導体光源35が発する青色光LBと同じであり、青色励起光LBeの波長帯域は青色光LBの波長帯域と重なっている(図19等も参照)。

20

【0044】

緑色蛍光体47は、青色励起光LBeの大部分を吸収して緑色蛍光LGfを発するが、青色励起光LBeの一部は緑色蛍光体47で吸収されずに緑色蛍光体47を透過する。このため、緑色半導体光源36が発する光の発光スペクトルには、図示のごとく緑色蛍光体47を透過した一部の青色励起光LBeと、緑色蛍光LGfの2つの色成分が含まれる。

30

【0045】

血中ヘモグロビンの吸光スペクトルを示す図9において、血中ヘモグロビンの吸光係数 μ_a は、波長依存性を有しており、450nm以下の波長帯域において急激に上昇し、405nm付近においてピークを有している。また、450nm以下の波長帯域と比較すると低い値ではあるが、530nm~560nmの波長帯域においてもピークを有している。吸光係数 μ_a が大きな波長帯域の光を観察部位に照射すると、血管においては吸収が大きいので、血管とそれ以外の部分とのコントラストに差がある画像が得られる。

【0046】

また、図10に示すように、生体組織の光の散乱特性にも波長依存性があり、短波長になるほど散乱係数 μ_s は大きくなる。散乱は生体組織内への光の深達度に影響する。すなわち、散乱が大きいほど、生体組織の粘膜表層付近で反射される光が多く、中深層に到達する光が少ない。そのため、短波長であるほど深達度は低く、長波長になるほど深達度は高い。こうしたヘモグロビンの吸光特性と生体組織の光の散乱特性を鑑みて、血管強調用の光の波長が選択される。

40

【0047】

青色LED43が発するピーク波長430±10nmの青色光LBは、比較的短波長で深達度が低いので、表層血管による吸収が大きい。このため青色光LBは表層血管強調用の光として用いられる。青色光LBを用いることにより、表層血管が高コントラストで描出された血管強調観察画像を得ることができる。また、中深層血管強調用の光としては、

50

ピーク波長 520 ± 10 nm の緑色蛍光 L G f が用いられる。図 9 に示す吸光スペクトルにおいて、450 nm 以下の青色波長帯域と比較して、530 nm ~ 560 nm の緑色波長帯域においては、吸光係数は緩やかに変化するので、中深層血管強調用の光は、青色光 L B のように狭帯域であることは要求されない。そのため、後述するように、中深層血管強調用には、撮像素子 56 の G 色のマイクロカラーフィルタによって色分離した緑色の画像信号が用いられる。

【0048】

図 3 において、各 L E D 43 ~ 45 には、ドライバ 50、51、52 がそれぞれ接続されている。光源制御部 42 は、これら各ドライバ 50 ~ 52 を介して、各 L E D 43 ~ 45 の点灯、消灯および光量の制御を行う。光量の制御は、プロセッサ装置 12 から受信する露出制御信号に基づいて、各 L E D 43 ~ 45 に供給する電力を変更することで行う。

10

【0049】

各ドライバ 50 ~ 52 は、光源制御部 42 の制御の下、各 L E D 43 ~ 45 に駆動電流を連続的に与えることで各 L E D 43 ~ 45 を点灯させる。そして、プロセッサ装置 12 から受信した露出制御信号に応じて、与える駆動電流値を変化させることにより各 L E D 43 ~ 45 への供給電力を変更し、青色光 L B、緑色蛍光 L G f、赤色光 L R の光量をそれぞれ制御する。緑色蛍光 L G f の光量制御は、励起光 L E D 44 の青色励起光 L B e の光量を制御することにより行われる。このため、緑色蛍光 L G f の光量を増加させる場合は、青色励起光 L B e の光量を増加させるために、ドライバ 51 から励起光 L E D 44 に与える駆動電流値が増やされる。なお、駆動電流を連続的に与えるのではなくパルス状に与え、駆動電流パルスの振幅を変化させる P A M (Pulse Amplitude Modulation) 制御や、駆動電流パルスのデューティ比を変化させる P W M (Pulse Width Modulation) 制御を行ってもよい。

20

【0050】

光路統合部 41 は、各半導体光源 35 ~ 37 が発する各色光の光路を 1 つの光路に統合する。光路統合部 41 の光出射部は、光源用コネクタ 29 b が接続されるレセプタクルコネクタ 54 の近傍に配置されている。光路統合部 41 は、各半導体光源 35 ~ 37 から入射された光を、内視鏡 11 のライトガイド 55 の入射端 55 a に出射する。なお、図示は省略するが、光源用コネクタ 29 b とレセプタクルコネクタ 54 にはそれぞれ保護ガラスが設けられている。

30

【0051】

光路統合部 41 で統合された青色、緑色、赤色半導体光源 35 ~ 37 からの青色光 L B、緑色蛍光 L G f、赤色光 L R の混合光の発光スペクトルを図 11 に示す。この混合光は可視光の全域にわたって連続したスペクトルを有する白色光であり、通常観察モード時の照明光 L W 0 として利用される。一方、血管強調観察モードでは、図 12 に示すように、青色光 L B と緑色蛍光 L G f の混合光である照明光 L W 1 が観察部位に照射される。青色励起光 L B e は、後述するように第 2 ダイクロイックミラー 80 (図 18 参照) でカットされるので、照明光 L W 0、L W 1 の発光スペクトルには青色励起光 L B e の発光スペクトルは重畳されていない。なお、図 11 および図 12 に示す照明光 L W 0、L W 1 の発光スペクトルは一例であり、所望の表示画像の色味等に応じて目標とする照明光 L W 0、L W 1 の発光スペクトルを様々に変更してもよい。具体的には、青色光 L B、緑色蛍光 L G f、赤色光 L R の光量の割合 (各 L E D 43 ~ 45 の駆動電流値の割合) を変更し、目標とする発光スペクトルの照明光 L W 0、L W 1 を生成する。

40

【0052】

光源制御部 42 は、目標とする発光スペクトルを維持しつつ、照明光の露出制御を行う。照明光を構成する各色光の光量の割合が変わると、照明光の発光スペクトルが変化して表示画像の色味が変わってしまう。このため光源制御部 42 は、各色光の光量の割合が一定となるよう、各ドライバ 50 ~ 52 を通じて各 L E D 43 ~ 45 に与える駆動電流値を独立に変化させ、各色光の光量を増減させる。

【0053】

50

また、光源制御部 4 2 は、通常観察モードと血管強調観察モードとで、照明光の発光スペクトルを変更する。例えば、光源制御部 4 2 は、血管強調観察モードにおいて、緑色蛍光 L G f に比して青色光 L B が支配的となるように、通常観察モードと比べて青色光 L B の光量の割合を上げる。

【 0 0 5 4 】

図 3 において、内視鏡 1 1 は、ライトガイド 5 5、撮像素子 5 6、アナログ処理回路 5 7 (A F E : Analog Front End)、および撮像制御部 5 8 を備えている。ライトガイド 5 5 は、複数本の光ファイバをバンドル化したファイババンドルである。光源用コネクタ 2 9 b が光源装置 1 3 に接続されたときに、光源用コネクタ 2 9 b に配置されたライトガイド 5 5 の入射端 5 5 a が光路統合部 4 1 の出射端と対向する。先端部 1 9 に位置するライトガイド 5 5 の出射端は、2 つの照明窓 2 2 に光が導光されるように、照明窓 2 2 の前段で 2 本に分岐している。

【 0 0 5 5 】

照明窓 2 2 の奥には、照射レンズ 5 9 が配置されている。光源装置 1 3 から供給された照明光は、ライトガイド 5 5 により照射レンズ 5 9 に導光されて照明窓 2 2 から観察部位に向けて照射される。照射レンズ 5 9 は凹レンズからなり、ライトガイド 5 5 から出射する光の発散角を広げる。これにより、観察部位の広い範囲に照明光を照射することができる。

【 0 0 5 6 】

観察窓 2 3 の奥には、対物光学系 6 0 と撮像素子 5 6 が配置されている。観察部位の像は、観察窓 2 3 を通して対物光学系 6 0 に入射し、対物光学系 6 0 によって撮像素子 5 6 の撮像面 5 6 a に結像される。

【 0 0 5 7 】

撮像素子 5 6 は、C C D イメージセンサや C M O S イメージセンサ等からなり、その撮像面 5 6 a には、フォトダイオード等の画素を構成する複数の光電変換素子がマトリックス状に配列されている。撮像素子 5 6 は、撮像面 5 6 a で受光した光を光電変換して、各画素においてそれぞれの受光量に応じた信号電荷を蓄積する。信号電荷はアンプによって電圧信号に変換されて読み出される。電圧信号は画像信号として撮像素子 5 6 から A F E 5 7 に出力される。

【 0 0 5 8 】

A F E 5 7 は、相関二重サンプリング回路 (C D S)、自動ゲイン制御回路 (A G C)、およびアナログ / デジタル変換器 (A / D) (いずれも図示省略) で構成されている。C D S は、撮像素子 5 6 からのアナログの画像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、信号電荷のリセットに起因するノイズを除去する。A G C は、C D S によりノイズが除去された画像信号を増幅する。A / D は、A G C で増幅された画像信号を、所定のビット数に応じた階調値を持つデジタルな画像信号に変換してプロセッサ装置 1 2 に入力する。

【 0 0 5 9 】

撮像制御部 5 8 は、プロセッサ装置 1 2 内のコントローラ 6 5 に接続されており、コントローラ 6 5 から入力される基準クロック信号に同期して、撮像素子 5 6 に対して駆動信号を入力する。撮像素子 5 6 は、撮像制御部 5 8 からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレートで画像信号を A F E 5 7 に出力する。

【 0 0 6 0 】

撮像素子 5 6 は、カラー撮像素子であり、撮像面 5 6 a には、図 1 3 に示すような分光特性を有する B、G、R の 3 色のマイクロカラーフィルタが各画素に割り当てられている。マイクロカラーフィルタの配列は例えばベイヤー配列である。

【 0 0 6 1 】

B フィルタが割り当てられた B 画素は約 3 8 0 n m ~ 5 6 0 n m の波長帯域の光に感応し、G フィルタが割り当てられた G 画素は約 4 5 0 n m ~ 6 3 0 n m の波長帯域の光に感応する。また、R フィルタが割り当てられた R 画素は約 5 8 0 n m ~ 8 0 0 n m の波長帯

10

20

30

40

50

域の光に感応する。青色光 L B、緑色蛍光 L G f、赤色光 L R は、青色光 L B に対応する反射光が主として B 画素、緑色蛍光 L G f に対応する反射光が主として G 画素、赤色光 L R に対応する反射光が主として R 画素でそれぞれ受光される。なお、青色励起光 L B e は第 2 ダイクロイックミラー 8 0 によりカットされて観察部位には照射されないが、仮に青色励起光 L B e が照射されたとすると、青色励起光 L B e に対応する反射光には B 画素が感応する。

【 0 0 6 2 】

図 1 4 および図 1 5 に示すように、撮像素子 5 6 は、1 フレームの取得期間内で、画素に信号電荷を蓄積する蓄積動作と、蓄積した信号電荷を読み出す読み出し動作を行う。図 1 4 において、通常観察モードでは、撮像素子 5 6 の蓄積動作のタイミングに合わせて、各半導体光源 3 5 ~ 3 7 が点灯し、青色光 L B、緑色蛍光 L G f、赤色光 L R の混合光からなる照明光 L W 0 (L B + L G f + L R) が観察部位に照射され、その反射光が撮像素子 5 6 に入射する。撮像素子 5 6 は、照明光 L W 0 の反射光をマイクロカラーフィルタで色分離する。青色光 L B に対応する反射光を B 画素が受光し、緑色蛍光 L G f に対応する反射光を G 画素が、赤色光 L R に対応する反射光を R 画素がそれぞれ受光する。撮像素子 5 6 は、読み出しタイミングに合わせて、B、G、R の各画素の画素値が混在した 1 フレーム分の画像信号 B、G、R をフレームレートに従って順次出力する。こうした撮像動作は、通常観察モードが設定されている間、繰り返される。

【 0 0 6 3 】

図 1 5 において、血管強調観察モードでは、撮像素子 5 6 の蓄積動作のタイミングに合わせて、青色半導体光源 3 5 および緑色半導体光源 3 6 が点灯する。各半導体光源 3 5、3 6 が点灯すると、青色光 L B と緑色蛍光 L G f の混合光 (L B + L G f) が照明光 L W 1 として観察部位に照射される。

【 0 0 6 4 】

通常観察モードと同様に、照明光 L W 1 は、撮像素子 5 6 のマイクロカラーフィルタで分光される。B 画素、G 画素は、通常観察モードと同じく、青色光 L B に対応する反射光、緑色蛍光 L G f に対応する反射光をそれぞれ受光する。血管強調観察モードにおいても、撮像素子 5 6 は、読み出しタイミングに合わせて、画像信号 B、G、R をフレームレートに従って順次出力する。こうした撮像動作は、血管強調観察モードが設定されている間、繰り返される。

【 0 0 6 5 】

図 3 において、プロセッサ装置 1 2 は、コントローラ 6 5 の他、DSP (Digital Signal Processor) 6 6 と、画像処理部 6 7 と、フレームメモリ 6 8 と、表示制御回路 6 9 とを備えている。コントローラ 6 5 は、CPU、制御プログラムや制御に必要な設定データを記憶する ROM、プログラムをロードして作業メモリとして機能する RAM 等を有し、CPU が制御プログラムを実行することにより、プロセッサ装置 1 2 の各部を制御する。

【 0 0 6 6 】

DSP 6 6 は、撮像素子 5 6 が出力する画像信号を取得する。DSP 6 6 は、B、G、R の各画素に対応する信号が混在した画像信号を、B、G、R の画像信号に分離し、各色の画像信号に対して画素補間処理を行う。この他、DSP 6 6 は、ガンマ補正や、B、G、R の各画像信号に対してホワイトバランス補正等の信号処理を施す。

【 0 0 6 7 】

また、DSP 6 6 は、画像信号 B、G、R に基づいて露出値を算出して、画像全体の光量が不足している場合 (露出アンダー) には照明光の光量を上げるように、一方、光量が高すぎる場合 (露出オーバー) には照明光の光量を下げるように制御する露出制御信号をコントローラ 6 5 に出力する。コントローラ 6 5 は、光源装置 1 3 の光源制御部 4 2 に露出制御信号を送信する。

【 0 0 6 8 】

フレームメモリ 6 8 は、DSP 6 6 が出力する画像データや、画像処理部 6 7 が処理した処理済みの画像データを記憶する。表示制御回路 6 9 は、フレームメモリ 6 8 から画像

10

20

30

40

50

処理済みの画像データを読み出して、コンポジット信号やコンポーネント信号等のビデオ信号に変換してモニタ 14 に出力する。

【 0 0 6 9 】

図 16 に示すように、通常観察モードにおいては、画像処理部 67 は、DSP 66 によって B、G、R の各色に色分離された画像信号 B、G、R に基づいて、通常観察画像を生成する。この通常観察画像がモニタ 14 に出力される。画像処理部 67 は、フレームメモリ 68 内の画像信号 B、G、R が更新される毎に、通常観察画像を更新する。

【 0 0 7 0 】

図 17 に示すように、血管強調観察モードにおいては、画像処理部 67 は、画像信号 B、G に基づいて、血管強調観察画像を生成する。血管強調観察モードにおける画像信号 B には、390nm ~ 445nm の波長帯域を有し、ピーク波長 430 ± 10 nm の青色光 LB に対応する反射光の成分が含まれているため、表層血管が高コントラストで描出される。癌等の病変においては、正常組織と比較して表層血管の密集度が高くなる傾向がある等、血管のパターンに特徴があるため、腫瘍の良悪鑑別を目的とする血管強調観察においては、表層血管が鮮明に描出されることが好ましい。

【 0 0 7 1 】

より表層血管を強調するために、例えば、画像信号 B に基づいて画像内の表層血管の領域を抽出して、抽出した表層血管の領域に対して輪郭強調処理等を施してもよい。そして、輪郭強調処理が施された画像信号 B と、画像信号 G に基づき血管強調観察画像を生成する。表層血管に加えて中深層血管に対しても同様の処理を行ってもよい。中深層血管を強調する場合には、中深層血管の情報が多く含まれている画像信号 G から中深層血管の領域を抽出して、抽出した中深層血管の領域に対して輪郭強調処理を施して、強調処理済みの画像信号 G と、画像信号 B に基づき血管強調観察画像を生成する。

【 0 0 7 2 】

画像処理部 67 は、フレームメモリ 68 内の画像信号 B、G が更新される毎に、血管強調観察画像を生成する。表示制御回路 69 は、画像信号 B をモニタ 14 の B チャンネルおよび G チャンネルに、画像信号 G をモニタ 14 の R チャンネルに割り当て、血管強調観察画像を疑似カラーでモニタ 14 に表示する。

【 0 0 7 3 】

図 18 において、光路統合部 41 は、各半導体光源 35 ~ 37 が発する各色光をコリメートするコリメータレンズ 75、76、77 と、第 1 ダイクロイックミラー 79、第 2 ダイクロイックミラー 80 と、光路統合部 41 から出射する光をライトガイド 55 の入射端 55a に集光する集光レンズ 82 とで構成されている。各ダイクロイックミラー 79、80 は、透明なガラス板に所定の透過特性を有するダイクロイックフィルタを形成した光学部材である。

【 0 0 7 4 】

緑色半導体光源 36 は、その光軸がライトガイド 55 の光軸と一致する位置に配置されている。そして、緑色半導体光源 36 と赤色半導体光源 37 は、互いの光軸が直交するように配置されている。これら緑色半導体光源 36 と赤色半導体光源 37 の光軸が直交する位置に、第 1 ダイクロイックミラー 79 が設けられている。同様に、青色半導体光源 35 も、緑色半導体光源 36 の光軸と直交するように配置され、これらの光軸が直交する位置に、第 2 ダイクロイックミラー 80 が設けられている。第 1 ダイクロイックミラー 79 は緑色半導体光源 36、赤色半導体光源 37 の光軸、第 2 ダイクロイックミラー 80 は青色半導体光源 35、緑色半導体光源 36 の光軸に対して、それぞれ 45° 傾けた姿勢で配置されている。

【 0 0 7 5 】

図 19 に示すように、第 1 ダイクロイックミラー 79 のダイクロイックフィルタは、約 600nm 以上の赤色の波長帯域の光を反射し、それ未満の青色、緑色の波長帯域の光を透過する特性を有している。第 1 ダイクロイックミラー 79 は、コリメータレンズ 76 を介して緑色半導体光源 36 から入射した青色励起光 LBe と緑色蛍光 LGf の混合光を下

10

20

30

40

50

流側に透過させ、コリメータレンズ 77 を介して赤色半導体光源 37 から入射した赤色光 L R を反射させる。これにより青色励起光 L B e と緑色蛍光 L G f の混合光と、赤色光 L R の光路が統合される。

【0076】

第2ダイクロイックミラー 80 のダイクロイックフィルタは、緑色半導体光源 36 が発する図 8 に示す青色励起光 L B e と緑色蛍光 L G f の混合光の発光スペクトルから、少なくとも青色励起光 L B e を除く透過特性を有する。すなわち、第2ダイクロイックミラー 80 のダイクロイックフィルタは、青色励起光 L B e をカットする励起光カットフィルタとして機能する。

【0077】

具体的には、図 20 に示すように、第2ダイクロイックミラー 80 のダイクロイックフィルタは、約 460 nm 未満の紫色、青色の波長帯域の光を反射し、それ以上の緑色、赤色の波長帯域の光を透過する特性を有している。このため、第2ダイクロイックミラー 80 は、第1ダイクロイックミラー 79 を透過した青色励起光 L B e と緑色蛍光 L G f の混合光のうち、青色励起光 L B e を反射させ、緑色蛍光 L G f を透過させる。また、第2ダイクロイックミラー 80 は、第1ダイクロイックミラー 79 で反射した赤色光 L R を透過させる。さらに、第2ダイクロイックミラー 80 は、コリメータレンズ 75 を介して青色半導体光源 35 から入射した青色光 L B を反射させる。この第2ダイクロイックミラー 80 により、青色光 L B、緑色蛍光 L G f、および赤色光 L R の全ての光路が統合される。また、青色励起光 L B e がライトガイド 55 の入射端 55 a に入射することではなく、青色励起光 L B e の観察部位への照射が阻止される。

【0078】

以下、上記構成による作用について説明する。内視鏡診断を行う場合には、内視鏡 11 をプロセッサ装置 12 と光源装置 13 に接続し、プロセッサ装置 12 と光源装置 13 の電源を入れて、内視鏡システム 10 を起動する。

【0079】

内視鏡 11 の挿入部 16 を被検者の消化管内に挿入して、消化管内の観察を開始する。通常観察モードでは、各半導体光源 35 ~ 37 が点灯する。光源制御部 42 は、各 L E D 43 ~ 45 に与える駆動電流値を通常観察モード用の値に設定して、各半導体光源 35 ~ 37 の点灯を開始する。そして、目標とする発光スペクトルを維持しつつ光量制御を行う。

【0080】

青色、赤色半導体光源 35、37 は、青色、赤色 L E D 43、45 による青色光 L B、赤色光 L R をそれぞれ発する。緑色半導体光源 36 は、励起光 L E D 44 による青色励起光 L B e と、青色励起光 L B e により励起される緑色蛍光体 47 による緑色蛍光 L G f の混合光を発する。各色光は光路統合部 41 のコリメータレンズ 75 ~ 77 にそれぞれ入射する。

【0081】

赤色光 L R は第1ダイクロイックミラー 79 で反射し、第2ダイクロイックミラー 80 を透過する。青色励起光 L B e と緑色蛍光 L G f の混合光は第1ダイクロイックミラー 79 を透過する。そして、この混合光のうちの青色励起光 L B e は第2ダイクロイックミラー 80 で反射し、緑色蛍光 L G f は第2ダイクロイックミラー 80 を透過する。第1ダイクロイックミラー 79 によって、赤色光 L R、青色励起光 L B e と緑色蛍光 L G f の混合光の光路が統合される。また、第2ダイクロイックミラー 80 によって、青色励起光 L B e がカットされる。第2ダイクロイックミラー 80 のダイクロイックフィルタが励起光カットフィルタとして機能するので、光路統合部 41 の光学系の構成を簡略化することができる。

【0082】

青色光 L B は、第2ダイクロイックミラー 80 で反射する。第2ダイクロイックミラー 80 によって、青色光 L B、緑色蛍光 L G f、赤色光 L R の光路が統合される。これら青

10

20

30

40

50

色光 L B、緑色蛍光 L G f、赤色光 L R は、集光レンズ 8 2 に入射する。これにより、青色光 L B、緑色蛍光 L G f、赤色光 L R で構成される照明光 L W 0 が生成される。集光レンズ 8 2 は、照明光 L W 0 を内視鏡 1 1 のライトガイド 5 5 の入射端 5 5 a に集光し、照明光 L W 0 を内視鏡 1 1 に供給する。

【 0 0 8 3 】

内視鏡 1 1 において、照明光 L W 0 はライトガイド 5 5 を通じて照明窓 2 2 に導光されて、照明窓 2 2 から観察部位に照射される。観察部位で反射した照明光 L W 0 の反射光は、観察窓 2 3 から撮像素子 5 6 に入射する。撮像素子 5 6 は画像信号 B、G、R をプロセッサ装置 1 2 の DSP 6 6 に出力する。DSP 6 6 は画像信号 B、G、R を色分離して、画像処理部 6 7 に入力する。撮像素子 5 6 による撮像動作は所定のフレームレートで繰り返される。画像処理部 6 7 は、入力された画像信号 B、G、R に基づいて通常観察画像を生成する。通常観察画像は表示制御回路 6 9 を通じてモニタ 1 4 に出力される。通常観察画像は撮像素子 5 6 のフレームレートに従って更新される。

10

【 0 0 8 4 】

また、DSP 6 6 は、画像信号 B、G、R に基づいて露出値を算出し、算出した露出値に応じた露出制御信号を光源装置 1 3 の光源制御部 4 2 に送信する。光源制御部 4 2 は、受信した露出制御信号に基づいて、各色光の光量の割合が一定となるよう（目標とする発光スペクトルが変化しないよう）各半導体光源 3 5 ~ 3 7 の駆動電流値を決定する。そして、決定した駆動電流値で各半導体光源 3 5 ~ 3 7 を駆動する。これにより、各半導体光源 3 5 ~ 3 7 による、照明光 L W 0 を構成する青色光 L B、緑色蛍光 L G f、赤色光 L R の光量を、通常観察モードに適した割合に一定に保つことができる。

20

【 0 0 8 5 】

露出制御において緑色蛍光 L G f の光量を変化させる場合は、励起光 L E D 4 4 の青色励起光 L B e の光量を変化させる。図 1 9 等に示すように、青色励起光 L B e の波長帯域は、青色光 L B の波長帯域と重なっている。このため、青色励起光 L B e が照明光として出射されてしまうと、青色励起光 L B e の光量変化に伴って、青色光 L B の光量も変化し、照明光の発光スペクトルが変化してしまう。しかし、第 2 ダイクロイックミラー 8 0 によって青色励起光 L B e がカットされるので、青色励起光 L B e が青色光 L B の光量に影響を及ぼすことがなく、青色光 L B の光量を緑色蛍光 L G f とは独立して制御することができる。したがって、露出制御を行っても、通常観察モードに適した発光スペクトルの照明光を常に内視鏡 1 1 に供給することができ、通常観察画像の色味も変化することはない。

30

【 0 0 8 6 】

通常観察モードで病変部と疑わしき観察部位が発見された場合、通常観察モードから血管強調観察モードに切り替える。血管強調観察モードでは、赤色半導体光源 3 7 が消灯し青色、緑色の各半導体光源 3 5、3 6 が点灯する。各半導体光源 3 5、3 6 からの各色光は、上述した光路統合部 4 1 の作用によって照明光 L W 1 となり、内視鏡 1 1 に供給される。この際も通常観察モードの場合と同様に第 2 ダイクロイックミラー 8 0 によって青色励起光 L B e がカットされるので、血管強調観察モードに適した発光スペクトルの照明光を常に内視鏡 1 1 に供給することができ、血管強調観察画像の色味も変化することはない。

40

【 0 0 8 7 】

撮像素子 5 6 は、照明光 L W 1 の観察部位での反射光を受光し、DSP 6 6 に B、G、R の画像信号を出力する。DSP 6 6 は、画像信号 B、G、R を分離して、画像処理部 6 7 に入力する。画像処理部 6 7 は、B、G の画像信号に基づいて、血管強調観察画像を生成する。血管強調観察画像はモニタ 1 4 に出力される。血管強調観察画像は撮像素子 5 6 のフレームレートに従って更新される。

【 0 0 8 8 】

血管強調観察モードに適した発光スペクトルの照明光が常に照射されるため、血管強調観察画像の信頼性が高まる。血管強調観察画像は腫瘍の良悪鑑別等に用いられるため、血

50

管強調観察画像の信頼性が高まれば、腫瘍の良悪鑑別の結果も信頼性がおけるものとなる。

【 0 0 8 9 】

青色光 L B の光量に影響を及ぼす青色励起光 L B e を第 2 ダイクロイックミラー 8 0 でカットするので、緑色蛍光 L G f の光量変化に伴う青色励起光 L B e の変化分を加味して、青色光 L B の光量を増減するといった複雑な制御をすることなしに、目標とする発光スペクトルをもつ照明光を安定して得ることができる。

【 0 0 9 0 】

[第 2 実施形態]

上記第 1 実施形態では、緑色半導体光源 3 6 が発する青色励起光 L B e と緑色蛍光 L G f の混合光と、青色半導体光源 3 5 が発する青色光 L B の光路を統合する第 2 ダイクロイックミラー 8 0 のダイクロイックフィルタが励起光カットフィルタの機能を果たしているが、第 2 ダイクロイックミラー 8 0 とは別のダイクロイックミラーのダイクロイックフィルタに励起光カットフィルタの機能を担わせてもよい。

10

【 0 0 9 1 】

例えば図 2 1 に示す光源装置 8 5 の光路統合部 9 0 のように、励起光カットフィルタの機能を、緑色半導体光源 3 6 が発する青色励起光 L B e と緑色蛍光 L G f の混合光と、赤色半導体光源 3 7 が発する赤色光 L R の光路を統合する第 1 ダイクロイックミラー 9 1 (上記第 1 実施形態の第 1 ダイクロイックミラー 7 9 に相当) のダイクロイックフィルタに担わせてもよい。なお、図 2 1 の光路統合部 9 0 は、上記第 1 実施形態の第 1 ダイクロイックミラー 7 9 を、第 1 ダイクロイックミラー 9 1 に代えた他は、上記第 1 実施形態の光路統合部 4 1 と同じである。

20

【 0 0 9 2 】

この場合、第 1 ダイクロイックミラー 9 1 のダイクロイックフィルタには、図 2 2 に示すように、約 6 0 0 n m 以上の赤色の波長帯域の光、および約 4 6 0 n m 未満の紫色、青色の波長帯域の光を反射し、それ以外の緑色の波長帯域の光を透過する特性をもたせる。つまり、上記第 1 実施形態の第 1 ダイクロイックミラー 7 9 と第 2 ダイクロイックミラー 8 0 の透過特性を合わせたバンドパス特性とする。ただし、こうしたバンドパス特性をもたせた場合、長波長側の光を反射して短波長側の光を透過するショートパス、またはその逆のロングパス特性をもたせたものよりも製造コストが高くなるので、上記第 1 実施形態のように、ロングパス特性を有する第 2 ダイクロイックミラー 8 0 のダイクロイックフィルタに励起光カットフィルタの機能を担わせたほうがコスト面で有利である。

30

【 0 0 9 3 】

[第 3 実施形態]

上記各実施形態では、ダイクロイックミラーが励起光カットフィルタを兼ねる例を説明したが、図 2 3 に示す第 3 実施形態の光源装置 9 5 の光路統合部 9 6 のように、励起光カットフィルタをダイクロイックミラーとは別に設けてもよい。光路統合部 9 6 は、緑色半導体光源 3 6 と第 1 ダイクロイックミラー 7 9 の間に励起光カットフィルタ 9 7 が配置されている。励起光カットフィルタ 9 7 は、例えば図 2 4 に示すように、約 4 6 0 n m 未満の紫色、青色の波長帯域の光を反射し、それ以外の緑色、赤色の波長帯域の光を透過する特性を有する。また、図示は省略するが、第 1 ダイクロイックミラー 7 9 と第 2 ダイクロイックミラー 8 0 の間に励起光カットフィルタ 9 7 を設けてもよい。要するに、青色励起光 L B e のライトガイド 5 5 の入射端 5 5 a への入射を阻止すればよく、励起光カットフィルタは、励起光 L E D 4 4 とライトガイド 5 5 との間の光路上、より具体的には、緑色半導体光源 3 6 が発する青色励起光 L B e と緑色蛍光 L G f の混合光と、青色半導体光源 3 5 が発する青色光 L B の光路を統合する位置、またはその位置の上流側の光路上に設けられていればよい。

40

【 0 0 9 4 】

[第 4 実施形態]

上記第 1 実施形態では、プロセッサ装置 1 2 からの露出制御信号に基づいて、各 L E D

50

43～45に与える駆動電流値を変化させることで各色光の光量制御を行っているが、LEDや蛍光体の発熱の影響や経時劣化の影響により、半導体光源は駆動電流値に対する出力光量の変動する場合がある。そこで、各色光の光量を測定する光量測定センサを設けて、光量測定センサが出力する光量測定信号に基づいて、各色光の光量が目標値に達しているか否かを監視してもよい。

【0095】

図25において、本実施形態の光源装置99の光路統合部100は、上記第1実施形態の図18に示す光路統合部41の構成に加えて、各半導体光源35～37が発する各色光の光量を測定する青色、緑色、赤色の各光量測定センサ101、102、103と、各半導体光源35～37の直前に設けられ、各半導体光源35～37が発する各色光の一部を反射して各光量測定センサ101～103に導光するガラス板105、106、107とを備えている。

【0096】

各ガラス板105～107は、各半導体光源35～37の光軸に対して、例えば35°傾けた姿勢で配置されている。各ガラス板105～107は、各半導体光源35～37が発する各色光を透過する。各ガラス板105～107に各色光が入射すると、フレネル反射が生じる。各ガラス板105～107は、このフレネル反射を利用して、各半導体光源35～37が発する各色光の一部（4%～8%程度）の光を各光量測定センサ101～103に導光する導光部材である。なお、ガラス板に代えて光ファイバ等の他の導光部材を用いてもよい。

【0097】

緑色光量測定センサ102、赤色光量測定センサ103の前には、フィルタ109、110がそれぞれ設けられている。フィルタ109は、緑色光量測定センサ102に入射する光を、最終的に内視鏡11に供給する照明光LW0、LW1の一部を構成する緑色蛍光LGfの波長帯域の光のみに制限するためのもので、図26に示すように、約600nm以上の赤色の波長帯域の光、および約460nm未満の紫色、青色の波長帯域の光を反射し、それ以外の緑色の波長帯域の光を透過する特性を有する。すなわち、フィルタ109は、第2実施形態の第1ダイクロイックミラー91と同じく、上記第1実施形態の第1ダイクロイックミラー79と第2ダイクロイックミラー80の透過特性を合わせたバンドパス特性を有する。フィルタ109により、緑色光量測定センサ102には、青色励起光LBeがカットされた、最終的に照明光LW0、LW1の一部として出射される緑色蛍光LGfのみが入射する。緑色蛍光LGfの純粋な光量を測定することができる。

【0098】

また、フィルタ110は、赤色光量測定センサ103に入射する光を、最終的に内視鏡11に供給する照明光LW0の一部を構成する赤色光LRの波長帯域の光のみに制限するためのもので、図27に示すように、約600nm未満の緑色、青色の波長帯域の光を反射し、それ以上の赤色の波長帯域の光を透過する特性を有している。すなわち、フィルタ110は、上記第1実施形態の第1ダイクロイックミラー79の図19に示す透過特性を反転させた透過特性を有する。フィルタ110により、赤色光量測定センサ103には、最終的に照明光LW0の一部として出射される赤色光LRのみが入射する。赤色光LRの純粋な光量を測定することができる。

【0099】

図28において、各光量測定センサ101～103は、ガラス板105～107のフレネル反射により導光された各色光を受光して、受光した各色光の光量に応じた光量測定信号を出力し、これを光源制御部42に出力する。光源制御部42は、光量測定信号と目標とする光量とを比較し、この比較結果に基づいて、光量が目標値となるように、露出制御で設定した各半導体光源35～37に与える駆動電流値を微調整する。このように各色光の光量を光量測定センサ101～103で常に監視し、光量の測定結果に基づき与える駆動電流値を微調整することで、常に目標値に沿うように光量を制御することができる。このため目標とする発光スペクトルの照明光をより安定して得ることができる。

【0100】

なお、図29に示す光源装置115の光路統合部116のように、緑色半導体光源36と第1ダイクロイックミラー79の間の位置（第3実施形態の図23に示す励起光カットフィルタ97と同じ位置）に、フィルタ109と同じ透過特性を有する励起光カットフィルタ117を設けてもよい。こうすればフィルタ109は不要となる。ただし、フィルタ109に比べて励起光カットフィルタ117はサイズが大きくなるので、コスト面および省スペースの観点からいえば、励起光カットフィルタ117を設けるよりもフィルタ109を設けるほうが好ましい。

【0101】

上記第4実施形態では、全ての半導体光源に対して光量測定センサを配置して光量を監視しているが、少なくとも駆動電流値に対する出力光量の変動が特に大きい蛍光型半導体光源である緑色半導体光源36の光量を監視し、他の半導体光源については光量測定センサを配置しなくてもよい。

【0102】

[第5実施形態]

上記各実施形態では、390nm～445nmの波長帯域を有し、ピーク波長430±10nmの青色光LBを発する青色半導体光源35を例示しているが、本発明はこれに限らない。例えば、波長帯域およびピーク波長が異なる複数種の青色半導体光源を用意し、観察対象とする表層血管に応じて青色半導体光源を使い分けてもよい。

【0103】

図30において、本実施形態の光源装置120は、上記各実施形態の緑色半導体光源36、赤色半導体光源37に加えて、第1青色半導体光源121および第2青色半導体光源122を有する光源部123と、各半導体光源35、36、121、122の各色光の光路を統合する光路統合部124とを備えている。第1青色半導体光源121は、上記各実施形態の青色半導体光源35の代わりに設けられている。なお、光源装置120は、光源部と光路統合部の一部の構成が異なる他は上記第1実施形態と同じ構成であるため、上記第1実施形態と同じ構成には同一の符号を付し、説明を省略する。

【0104】

各青色半導体光源121、122の具体的な構造は、図4に示す青色半導体光源35と同じである。図31に示すように、第1青色半導体光源121は、例えば青色の波長帯域である400nm～470nm付近の波長成分を有し、ピーク波長460±10nmの第1青色光LB1を発光する。一方、第2青色半導体光源122は、図32に示すように、例えば紫色から青色の波長帯域である395nm～415nm付近の波長成分を有し、ピーク波長405±10nmの青色光LB2を発光する。

【0105】

光路統合部124は、上記第1実施形態の光路統合部41に、第2青色半導体光源122が発する青色光LB2をコリメートするコリメータレンズ125と、第1青色半導体光源121が発する青色光LB1と、第2青色半導体光源122が発する青色光LB2の光路を統合する第3ダイクロイックミラー126を追加した構成である。光路統合部124は、第1、第2青色光LB1、LB2、緑色蛍光LGf、および赤色光LRの光路を1つの光路に統合する。光路統合部124で統合された第1青色光LB1、緑色蛍光LGf、および赤色光LRの混合光の発光スペクトルを図33に示す。本実施形態では、この混合光が通常観察モードの照明光LW2として利用される。

【0106】

また、第1青色光LB1と緑色蛍光LGfの混合光の発光スペクトルを図34に、第2青色光LB2と緑色蛍光LGfの混合光の発光スペクトルを図35に示す。本実施形態では、図34および図35に示す混合光が血管強調観察モードの照明光LW3、LW4として利用される。

【0107】

各青色半導体光源121、122は、互いの光軸が直交するように配置され、これらの

10

20

30

40

50

光軸が直交する位置に、第3ダイクロイックミラー126が設けられている。第3ダイクロイックミラー126は各青色半導体光源121、122の光軸に対して45°傾けた姿勢で配置されている。

【0108】

図36に示すように、第3ダイクロイックミラー126のダイクロイックフィルタは、約430nm未満の紫色の波長帯域の光を反射し、それ以上の青色、緑色、赤色の波長帯域の光を透過する特性を有している。第3ダイクロイックミラー126は、コリメータレンズ75を介して第1青色半導体光源121から入射した第1青色光LB1を下流側に透過させ、コリメータレンズ125を介して第2青色半導体光源122から入射した第2青色光LB2を反射させる。これにより各青色光LB1、LB2の光路が統合される。第3ダイクロイックミラー126で反射した第2青色光LB2は、第2ダイクロイックミラー80が図20に示すように約460nm未満の青色の波長帯域の光を反射する特性を有するので、第2ダイクロイックミラー80で反射して集光レンズ82に向かう。これにより、各青色光LB1、LB2、緑色蛍光LGF、および赤色光LRの全ての光の光路が統合される。

【0109】

図9を用いて説明したように、血中ヘモグロビンの吸光係数 μ_a は405nm付近においてピークを有している。また、図10を用いて説明したように、観察部位に照射される照明光は、短波長であるほど深達度が低い。このため、第1青色半導体光源121が発する中心波長 460 ± 10 nmの第1青色光LB1は、比較的長波長で深達度が高いので、上記各実施形態で観察対象とした表層血管よりも粘膜中層のほうに存在する表層血管（以下、上記各実施形態で観察対象とした表層血管と区別するため表中層血管という）による吸収が大きい。このため第1青色光LB1は表中層血管強調用の特殊光として用いられる。一方、第2青色半導体光源122が発する中心波長 405 ± 10 nmの第2青色光LB2は、比較的短波長で深達度が低いので、上記各実施形態で観察対象とした表層血管のうちの粘膜表層により近い表層血管（以下、上記各実施形態で観察対象とした表層血管と区別するため近表層血管という）による吸収が大きい。このため第2青色光LB2は近表層血管強調用の特殊光として用いられる。各青色半導体光源121、122の点灯、消灯を切り替えて、各青色光LB1、LB2を選択的に用いることにより、表中層血管または近表層血管が高コントラストで描出された血管強調観察画像を得ることができる。

【0110】

図37において、通常観察モードでは、撮像素子56の蓄積動作のタイミングに合わせて、各半導体光源36、37、121が点灯し、第1青色光LB1、緑色蛍光LGF、赤色光LRの混合光からなる照明光LW2（LB1 + LGF + LR）が観察部位に照射される。表中表層血管を強調観察する場合は、図38に示すように、撮像素子56の蓄積動作のタイミングに合わせて、緑色半導体光源36、第1青色半導体光源121が点灯し、第1青色光LB1と緑色蛍光LGFの混合光である照明光LW3（LB1 + LGF）が観察部位に照射される。また、近表層血管を強調観察する場合は、図39に示すように、撮像素子56の蓄積動作のタイミングに合わせて、緑色半導体光源36、第2青色半導体光源122が点灯し、第2青色光LB2と緑色蛍光LGFの混合光である照明光LW4（LB2 + LGF）が観察部位に照射される。

【0111】

各照明光LW2 ~ LW4は、撮像素子56のマイクロカラーフィルタで分光される。B画素は、各青色光LB1、LB2に対応する反射光を受光する。G画素、R画素は、上記第1実施形態と同じく、緑色蛍光LGFに対応する反射光、赤色光LRに対応する反射光をそれぞれ受光する。撮像素子56は、読み出しタイミングに合わせて、画像信号B、G、Rをフレームレートに従って順次出力する。

【0112】

画像信号Bには、第1青色光LB1または第2青色光LB2に対応する反射光の成分が含まれているため、表中層血管または近表層血管が高コントラストで描出される。表層血

10

20

30

40

50

管と同様に、癌等の病変においては、正常組織と比較して表中層血管および近表層血管の密集度が高くなる傾向がある等、表中層血管および近表層血管のパターンに特徴があるため、本実施形態の光源装置 120 によれば表中層血管および近表層血管が鮮明に描出されるので好ましい。

【0113】

青色半導体光源が発する青色光のピーク波長の値としては、上記各実施形態で例示した 430 nm (第1実施形態)、405 nm、460 nm (第5実施形態)の他に、例えば 415 nmであってもよい。

【0114】

特に波長 405 nm、415 nm、430 nmは、図9で示した血中ヘモグロビンの吸光スペクトルにおいて、特に血中ヘモグロビンの吸光係数 μ_a が大きい波長帯域である。このため、血管とそれ以外の部分とのコントラストがより強調された血管強調観察画像を得ることができる。こうした血管のコントラストがより高い血管強調観察画像を得られる波長の青色光を用いた場合、緑色半導体光源 36が発する青色励起光 LBeによって、血管強調観察のための照明光の発光スペクトルのバランスが乱され、血管強調観察画像の色味が変化してしまうと、診断への悪影響は計り知れないものとなる。

【0115】

したがって、青色半導体光源が発する青色光のピーク波長の値が、405 nm、415 nm、430 nmの少なくともいずれか1つの値をとる場合、緑色半導体光源 36が発する青色励起光 LBeを励起光カットフィルタでカットすることは、特に有効である。

【0116】

なお、第3実施形態の励起光カットフィルタ 97や、第4実施形態の励起光カットフィルタ 117として、図40に示す透過特性を有するものを適用してもよい。図40に示す透過特性は、約550 nm以上の緑色、赤色の波長帯域の光、および約530 nm未満の緑色、青色の波長帯域の光を反射し、それ以外の緑色の波長帯域の光を透過する特性である。こうした透過特性の励起光カットフィルタを用いることで、青色励起光 LBeをカットし、かつ緑色蛍光 LGfのうちの530 nm~550 nmの波長帯域の光を取り出すことができ、表示画像における中深層血管のコントラストをより向上させることができる。

【0117】

この場合、緑色半導体光源 36の前面に配置するセット位置と、緑色半導体光源 36の前面から退避させる退避位置との間で、励起光カットフィルタを移動させるフィルタ移動機構を設ける。そして、通常観察モードでは励起光カットフィルタを退避位置に移動させ、血管強調観察モードでは励起光カットフィルタをセット位置に移動させる。

【0118】

また、上記第1実施形態のLEDの実装形態は1例であり、他の形態を採用してもよい。例えば、図4および図5における封止樹脂 35cや緑色蛍光体 47の光出射面に発散角を調整するマイクロレンズを設けてもよいし、あるいは表面実装型でなく、マイクロレンズが形成された砲弾型のケースにLEDを収容した形態でもよい。また、緑色半導体光源 36として、励起光 LED 44に加えて緑色蛍光体 47も基板 36aに一体的に設けた例で説明したが、緑色蛍光体 47と基板 36aとを別に設けてもよい。この場合には、励起光 LED 44と緑色蛍光体 47の間にレンズや光ファイバ等の導光部材を追加して、導光部材を介して励起光 LED 44の励起光を緑色蛍光体 47に導光する。

【0119】

[第6実施形態]

さらに、発光素子としてLEDを用いた例で説明したが、LEDの代わりにレーザダイオード(LD)を用いてもよい。例えば図41に示すように、励起光発光素子として、青色励起光を発する励起光 LD 131と、励起光 LD 131の前面に配された緑色蛍光体 132とで構成した緑色半導体光源 130を、上記第1~第5実施形態の緑色半導体光源 36の代わりに用いてもよい。

【0120】

この場合、緑色蛍光体 1 3 2 は、円盤状の透明な回転板 1 3 3 の表面に、塗布等の方法で形成される。そして、この回転板 1 3 3 をモータ等の回転機構 1 3 4 で回転させつつ、励起光 L D 1 3 1 からの青色励起光を回転板 1 3 3 の偏心した位置に照射させる。回転板 1 3 3 を回転させることで、緑色蛍光体 1 3 2 の一箇所に励起光の照射位置が集中することがなくなる。励起光の照射位置が一箇所に集中するとその箇所は高温になり、緑色蛍光体 1 3 2 の劣化を早めてしまうことになるが、そうしたことを防止することができる。なお、符号 1 3 5 は、励起光 L D 1 3 1 が発する青色励起光を回転板 1 3 3 に集光する集光レンズである。

【 0 1 2 1 】

なお、回転板 1 3 3 の出射側の面に、励起光カットフィルタを一体的に形成してもよい。また、発光素子としては、L E D や L D の他に有機 E L (Electro-Luminescence) 素子を用いてもよい。蛍光型緑色半導体光源に限らず、他の半導体光源 (青色半導体光源 3 5、赤色半導体光源 3 7 等) の発光素子に、L D や有機 E L 素子を用いてもよい。

【 0 1 2 2 】

上記各実施形態では、励起光を 1 0 0 % カットする励起光カットフィルタを例示したが、本発明はこれに限定されない。励起光カットフィルタは励起光の光量を多少でも減光できるものであればよく、例えば励起光を 5 0 % カットする透過特性を有するものも本発明に含まれる。ただし、1 0 0 % に近いほど効果が得られるため好ましい。

【 0 1 2 3 】

上記各実施形態における光路統合部の構成は 1 例であり、種々の変更が可能である。例えばダイクロイックフィルタを形成した光学部材としてダイクロイックミラーを用いているが、代わりにプリズムにダイクロイックフィルタを形成したダイクロイックプリズムを用いてもよい。また、ダイクロイックミラーやダイクロイックプリズムといった、ダイクロイックフィルタを形成した光学部材の代わりに、例えば、各半導体光源に対峙する複数の入射端と、内視鏡のライトガイドの入射端に対峙する 1 つの出射端を有する分岐型ライトガイドを用いて光路を統合してもよい。分岐型ライトガイドは、光ファイバをバンドル化したファイババンドルであり、一端において光ファイバを所定本数ずつ複数に分割して、入射端を複数に分岐させたものである。この場合には、分岐した各入射端のそれぞれに対応させて各半導体光源を配置する。そして、蛍光型緑色半導体光源と分岐型ライトガイドの入射端の間に励起光カットフィルタを配置する。

【 0 1 2 4 】

上記各実施形態では、撮像素子 5 6 として、B、G、R のマイクロカラーフィルタによって照明光を色分離するカラー撮像素子を有し、カラー撮像素子によって B、G、R の画像信号を同時に取得する同時式の内視鏡システムおよびそれに用いられる光源装置を例に説明したが、モノクロ撮像素子を有し、青色、緑色、赤色の各色光を順次照射して、B、G、R の画像信号を面順次で取得する面順次式の内視鏡システムおよびそれに用いられる光源装置に本発明を適用してもよい。

【 0 1 2 5 】

面順次式の内視鏡システムおよびそれに用いられる光源装置に適用する場合、血管強調観察モードでは、例えば図 4 2 に示すように、撮像素子の蓄積動作のタイミングに合わせて、青色半導体光源 3 5 および緑色半導体光源 3 6 を交互に点灯、消灯し、青色光 L B と緑色蛍光 L G f を交互に観察部位に照射する。画像処理部は、連続する 2 フレーム分の画像信号に基づき 1 フレーム分の血管強調観察画像を生成する。

【 0 1 2 6 】

なお、内視鏡システムを同時式と面順次式の両方を実施可能な構成とし、図 1 5 に示す青色光 L B および緑色蛍光 L G f の混合光 L W 1 を発する同時照射モードと、図 4 2 に示す青色光 L B と緑色蛍光 L G f を順次発する順次照射モードを切り替え可能としてもよい。同時式と面順次式のメリットを両方活かすことができる。

【 0 1 2 7 】

なお、言うまでもないが、上記各実施形態は、単独で実施することも、複合して実施す

10

20

30

40

50

ることも可能である。

【 0 1 2 8 】

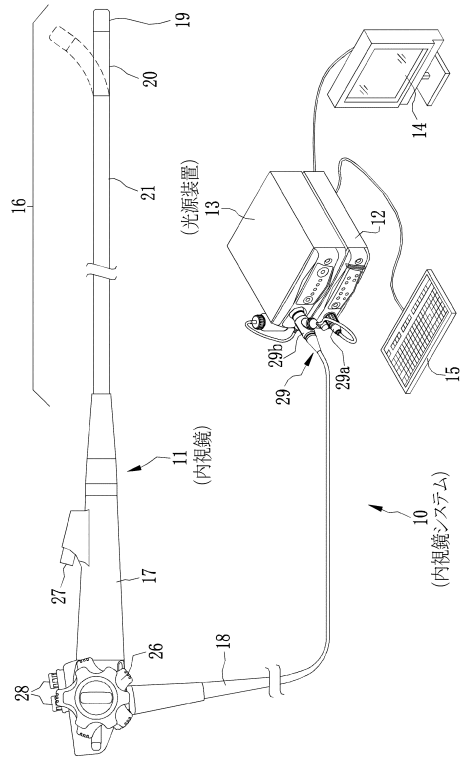
上記各実施形態では、光源装置とプロセッサ装置が別体で構成される例で説明したが、2つの装置を一体で構成してもよい。また、本発明は、照明光の観察部位の反射光をイメージガイドで導光するファイバスコープや、撮像素子と超音波トランスデューサが先端部に内蔵された超音波内視鏡を用いた内視鏡システムおよびそれに用いられる光源装置にも適用することができる。

【符号の説明】

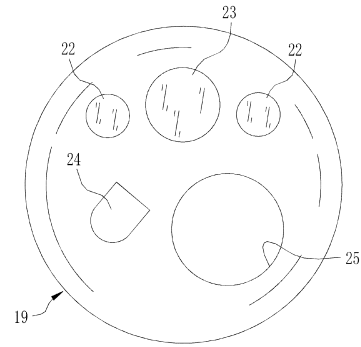
【 0 1 2 9 】

1 0	内視鏡システム	10
1 1	内視鏡	
1 3 , 8 5 、 9 5 、 9 9 、 1 1 5 、 1 2 0	光源装置	
3 5	青色半導体光源	
3 6 、 1 3 0	緑色半導体光源	
3 7	赤色半導体光源	
4 0 、 1 2 3	光源部	
4 1 、 9 0 、 9 6 、 1 0 0 、 1 1 6 、 1 2 4	光路統合部	
4 2	光源制御部	
4 3	青色 L E D	
4 4	励起光 L E D	20
4 5	赤色 L E D	
4 7 、 1 3 2	緑色蛍光体	
5 5	ライトガイド	
5 6	撮像素子	
7 9 、 8 0	第 1 、 第 2 ダイクロイックミラー	
9 1	第 1 ダイクロイックミラー	
9 7 、 1 1 7	励起光カットフィルタ	
1 0 1 ~ 1 0 3	光量測定センサ	
1 0 5 ~ 1 0 7	ガラス板	
1 0 9	フィルタ	30
1 2 1 、 1 2 2	第 1 、 第 2 青色半導体光源	
1 3 1	励起光 L D	
1 3 3	回転板	

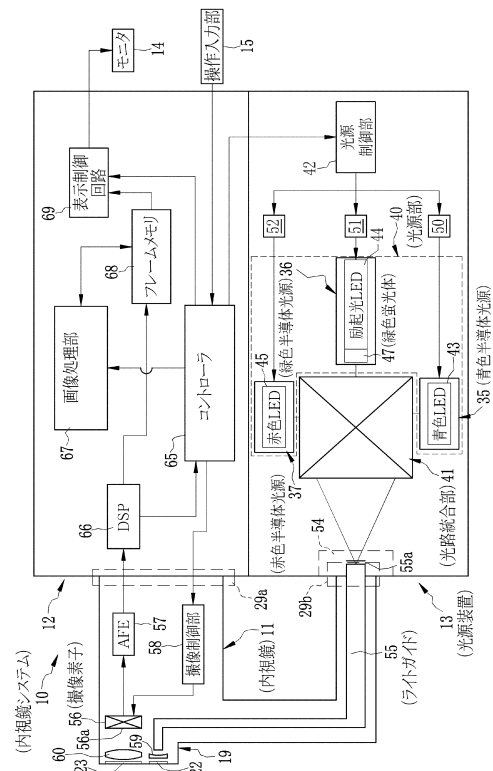
【 図 1 】



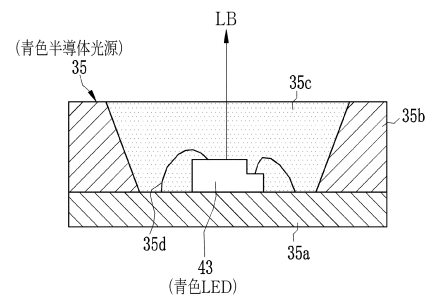
【 図 2 】



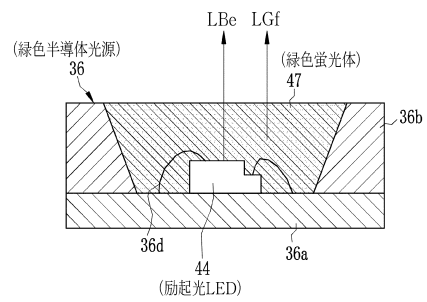
【 図 3 】



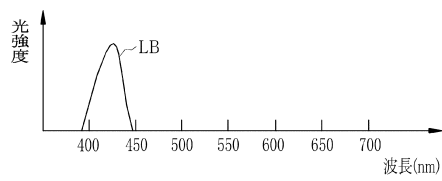
【 図 4 】



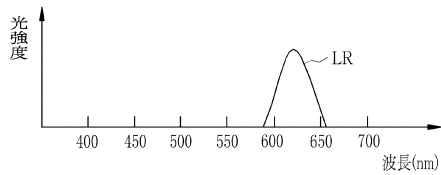
【 図 5 】



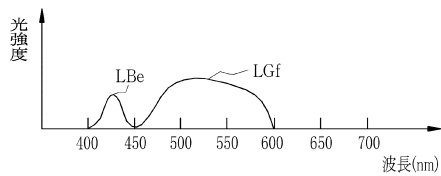
【図 6】



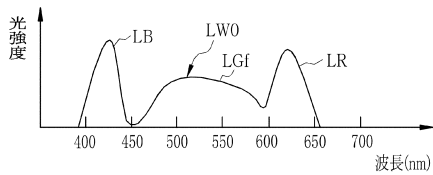
【図 7】



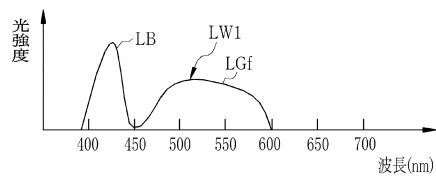
【図 8】



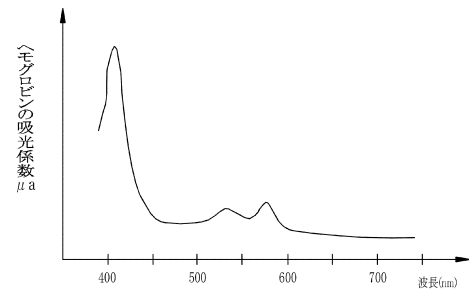
【図 11】



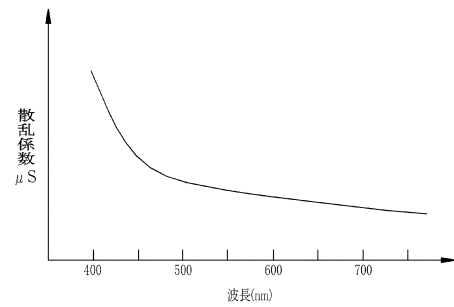
【図 12】



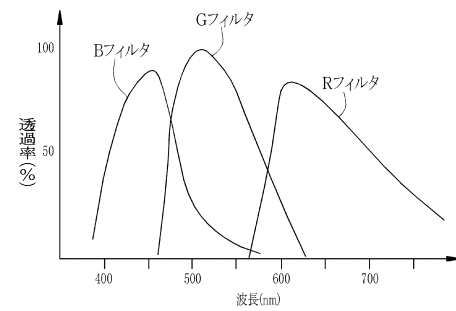
【図 9】



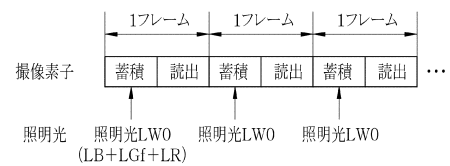
【図 10】



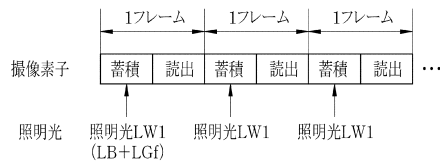
【図 13】



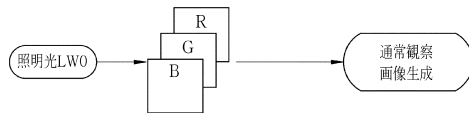
【図 14】



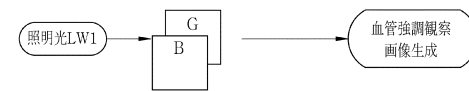
【図 15】



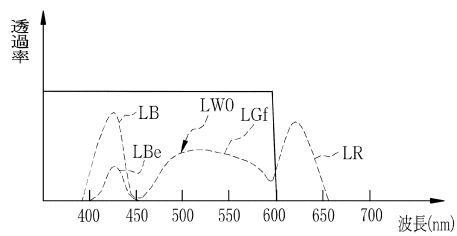
【図 16】



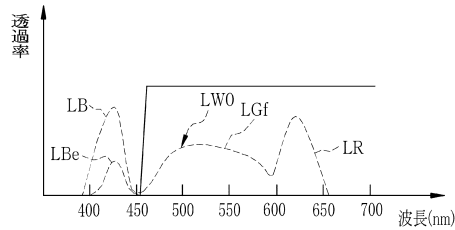
【図 17】



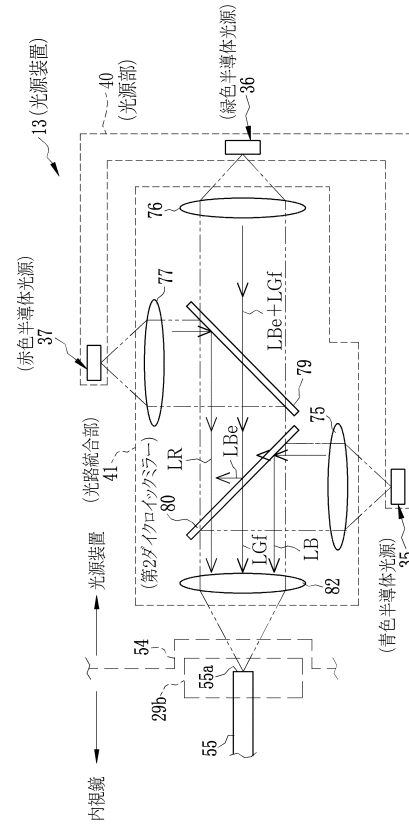
【図 19】



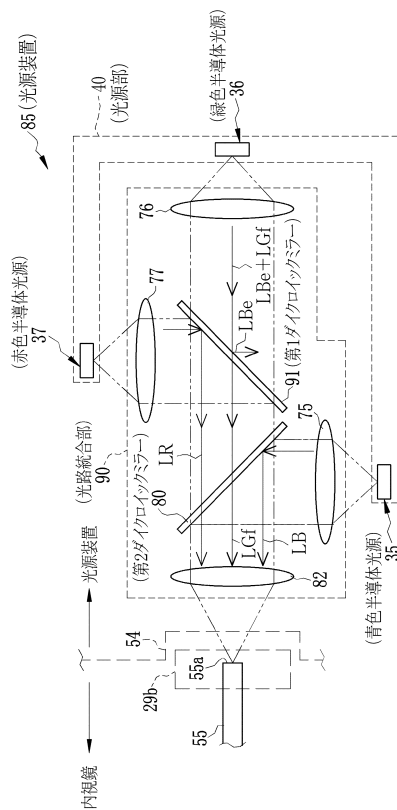
【図 20】



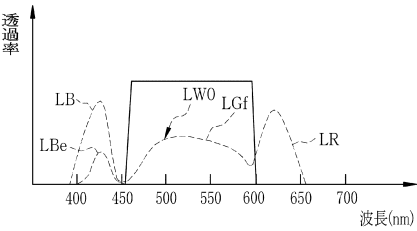
【図 18】



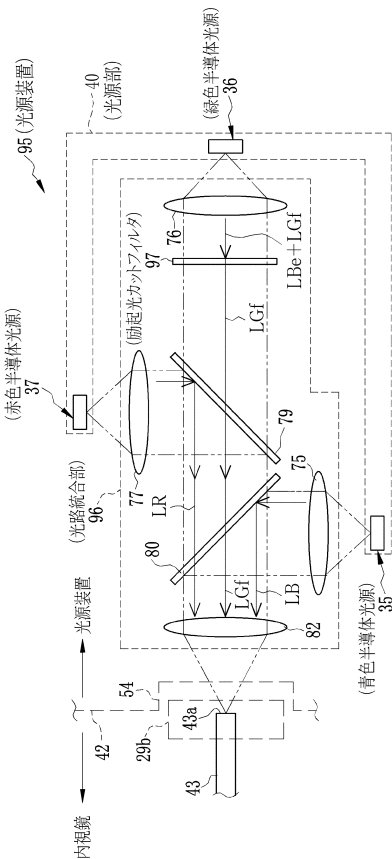
【図 21】



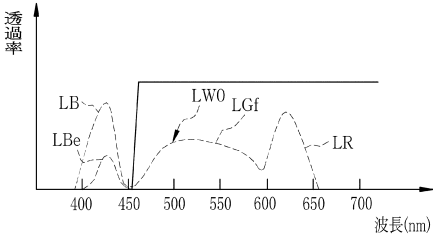
【図 2 2】



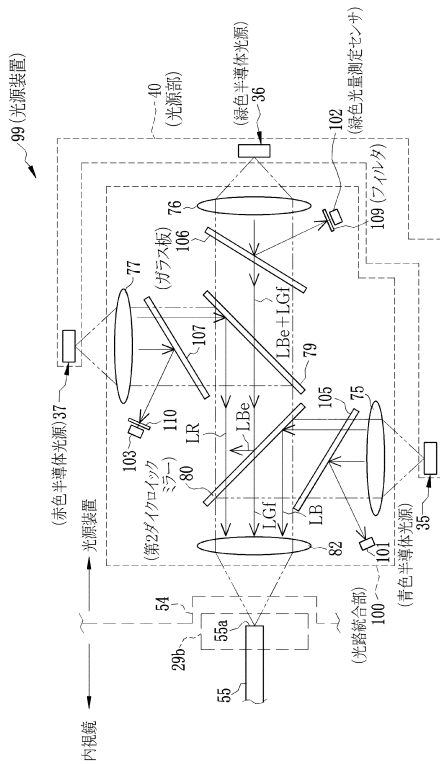
【図 2 3】



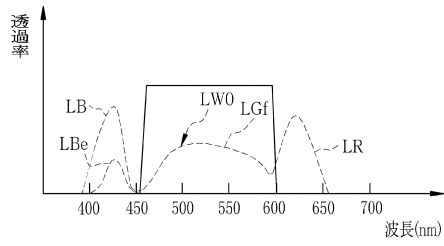
【図 2 4】



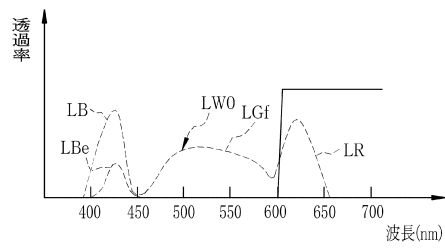
【図 2 5】



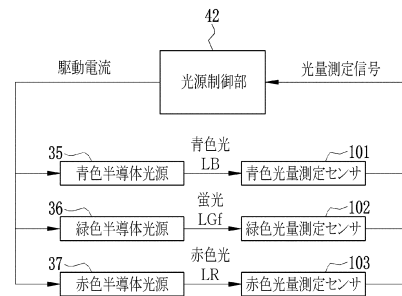
【図 26】



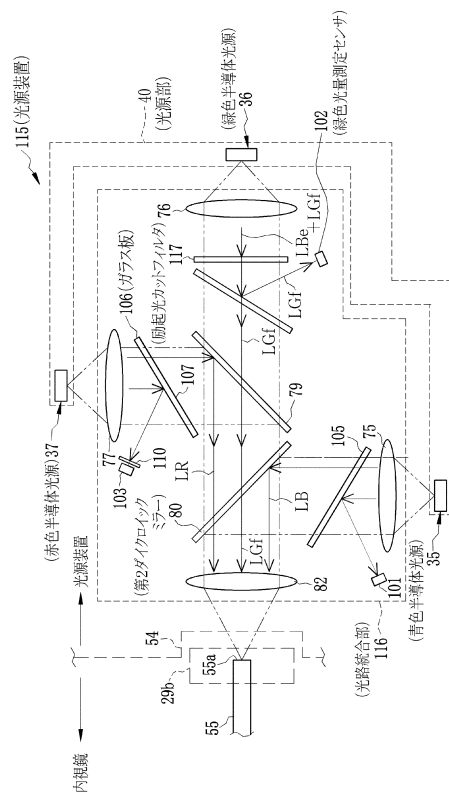
【図 27】



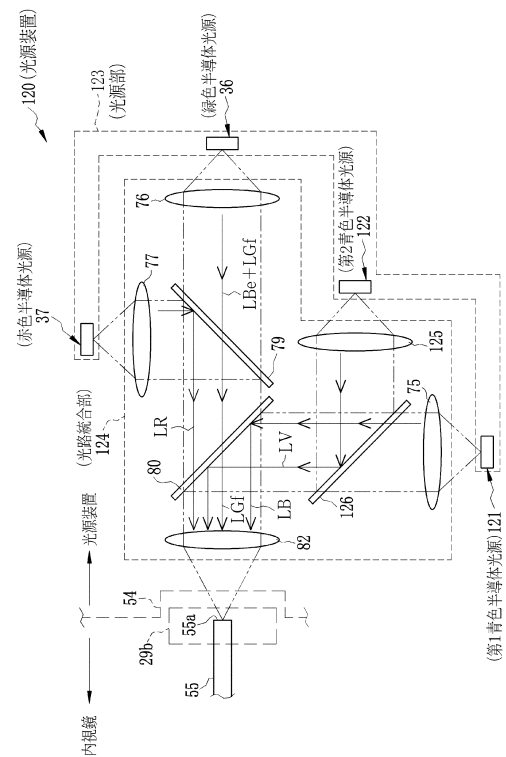
【図 28】



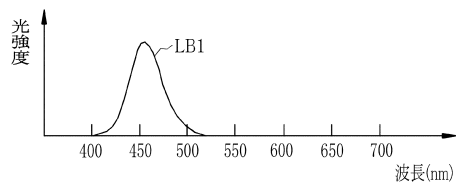
【図 29】



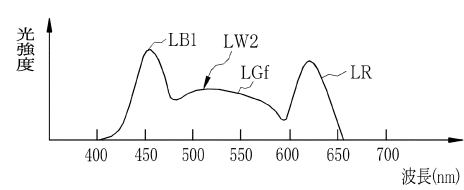
【図 30】



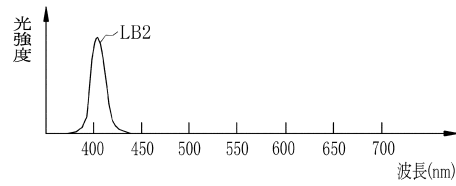
【図 3 1】



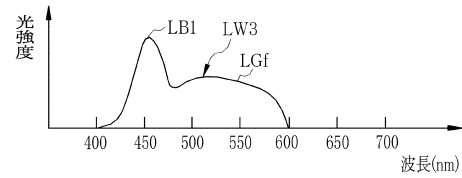
【図 3 3】



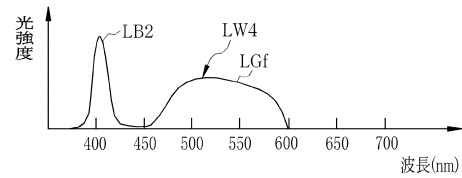
【図 3 2】



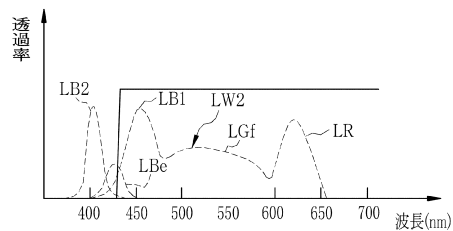
【図 3 4】



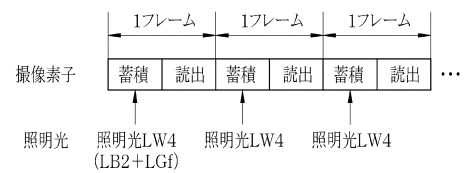
【図 3 5】



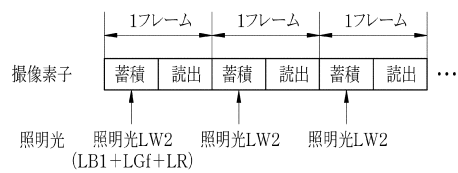
【図 3 6】



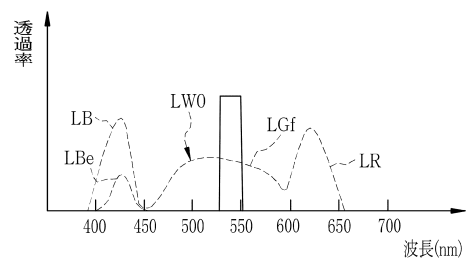
【図 3 9】



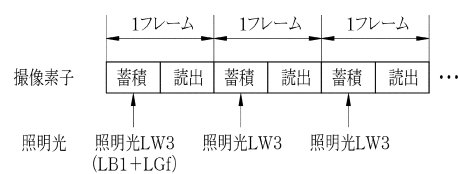
【図 3 7】



【図 4 0】



【図 3 8】



フロントページの続き

審査官 右▲高▼ 孝幸

- (56)参考文献 特開 2 0 0 7 - 0 6 8 6 9 9 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 3 / 0 5 0 7 3 3 (W O , A 1)
特開 2 0 1 3 - 1 1 1 1 7 7 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 1 1 / 0 1 1 6 5 2 0 (U S , A 1)
特開 2 0 0 6 - 0 2 6 1 3 5 (J P , A)
特表 2 0 1 1 - 5 2 7 5 1 8 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
- | | |
|---------|-----------|
| A 6 1 B | 1 / 0 6 |
| A 6 1 B | 1 / 0 0 |
| G 0 2 B | 2 3 / 2 6 |

专利名称(译)	内窥镜光源装置和使用其的内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5997676B2	公开(公告)日	2016-09-28
申请号	JP2013208215	申请日	2013-10-03
[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	森本美範 小澤聡 大橋永治		
发明人	森本 美範 小澤 聡 大橋 永治		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/26 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00057 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0653 A61B1/0684 A61B1/07 G02B23/2469 G03B2215/0567 H01L2224/48091 H01L2224/49107 H01L2924/181 H01L2924/00012 H01L2924/00014 A61B1/0661 G02B6/0005 H01L27/15 H01L33/50 H01L33/58 H05B45/10		
FI分类号	A61B1/06.B G02B23/26.B A61B1/00.300.D A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/06.510 A61B1/06.610 A61B1/07.731 A61B1/07.735 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/DA03 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA11 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/NN01 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR23		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2015070946A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(经修改) 要解决的问题：提供一种用于内窥镜的光源装置，其能够通过简单的控制稳定地获得具有目标发射光谱的照明光。绿色半导体光源36是激发光的LED，以及被配置兴奋由蓝色激发光与LBE绿色荧光体，发出绿色荧光LGF发出蓝色激发光LBE荧光型半导体光源。光路积分单元41的第二分色镜80的分色滤光器，的蓝色激发光LBE和绿色荧光LGF绿色半导体光源36所发射的混合光的发光光谱，具有传输特性除了至少蓝色激发光LBE，并且用作切割蓝色激发光LBe的激发光截止滤光器。蓝色激发光LBe不影响蓝色半导体光源35的蓝光LB的光量，并且可以始终提供具有目标发射光谱的照明光。 .The 18

【 図 3 】

