(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2015-70946
(P2015-70946A)
(43)公開日　平成27年4月16日(2015.4.16)

(51)Int.Cl.		F I			テーマコード（参考）
A61B 1/06	(2006.01)	A61B	1/06	B	2H040
G02B 23/26	(2006.01)	G02B	23/26	B	4C161
A61B 1/00	(2006.01)	A61B	1/00	300D	

審査請求 未請求　請求項の数 18　ＯＬ　（全 31 頁）

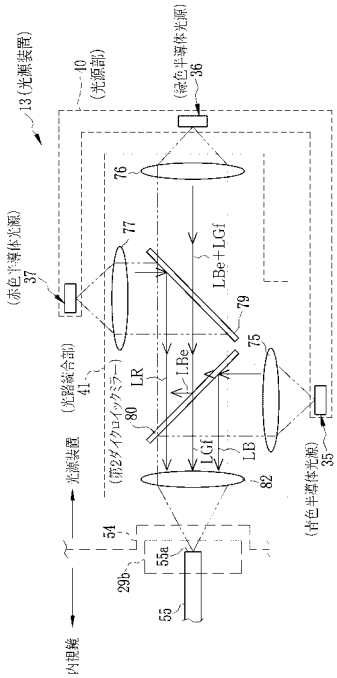
(21)出願番号　特願2013-208215 (P2013-208215)
(22)出願日　平成25年10月3日 (2013.10.3)

(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　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)【要約】　（修正有）
【課題】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を提供する。
【解決手段】緑色半導体光源３６は、青色励起光ＬＢｅを発する励起光ＬＥＤ、および青色励起光ＬＢｅで励起されて緑色蛍光ＬＧｆを発する緑色蛍光体で構成された蛍光型半導体光源である。光路統合部４１の第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が発する青色励起光ＬＢｅと緑色蛍光ＬＧｆの混合光の発光スペクトルから、少なくとも青色励起光ＬＢｅを除く透過特性を有し、青色励起光ＬＢｅをカットする励起光カットフィルタとして機能する。青色励起光ＬＢｅが青色半導体光源３５の青色光ＬＢの光量に影響を及ぼすことがなく、目標とする発光スペクトルをもつ照明光を常に供給することができる。
【選択図】図１８



【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、
青色の波長帯域の青色光を発する青色半導体光源、および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、前記青色光の波長帯域と重なる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発光素子、および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、
前記青色励起光発光素子と前記ライトガイドとの間の光路上に設けられ、前記青色励起光をカットする励起光カットフィルタとを備え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、赤色の波長帯域の赤色光を発する赤色半導体光源をさらに有することを特徴とする請求項１に記載の内視鏡用光源装置。
【請求項３】
各半導体光源が発する光の光路を統合する光路統合部を備えることを特徴とする請求項１または２に記載の内視鏡用光源装置。
【請求項４】
前記励起光カットフィルタは、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、前記青色半導体光源が発する、前記青色励起光に波長帯域が重なる前記青色光の光路とを光路統合部で統合する位置、または前記位置の上流側の光路上に設けられていることを特徴とする請求項３に記載の内視鏡用光源装置。
【請求項５】
前記光路統合部は、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、前記青色半導体光源が発する、前記青色励起光に波長帯域が重なる前記青色光の光路とを統合する、ダイクロイックフィルタが形成された光学部材を有し、
前記ダイクロイックフィルタが前記励起光カットフィルタを兼ねることを特徴とする請求項４に記載の内視鏡用光源装置。
【請求項６】
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、前記青色半導体光源が発する前記青色光および前記蛍光型緑色半導体光源が発する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、前記青色半導体光源が発する前記青色光および前記蛍光型緑色半導体光源が発する前記緑色蛍光を順次発す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８】
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、前記青色半導体光源が発する前記青色光および前記蛍光型緑色半導体光源が発する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、前記青色半導体光源が発する前記青色光および前記蛍光型緑色半導体光源が発する前記緑色蛍光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９】
前記青色半導体光源は、ピーク波長が４０５ｎｍ、４１５ｎｍ、４３０ｎｍ、４６０ｎｍの少なくともいずれか１つの値をとる前記青色光を発することを特徴とする請求項１ないし８のいずれか１項に記載の内視鏡用光源装置。
【請求項１０】
前記青色半導体光源は、ピーク波長が４０５ｎｍ、４１５ｎｍ、４３０ｎｍの少なくともいずれか１つの値をとる前記青色光を発することを特徴とする請求項１ないし８のいず

れか１項に記載の内視鏡用光源装置。
【請求項１１】
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１１に記載の内視鏡用光源装置。
【請求項１３】
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１２に記載の内視鏡用光源装置。
【請求項１４】
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１２に記載の内視鏡用光源装置。
【請求項１５】
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１１ないし１４のいずれか１項に記載の内視鏡用光源装置。
【請求項１６】
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１５のいずれか１項に記載の内視鏡用光源装置。
【請求項１７】
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１６のいずれか１項に記載の内視鏡用光源装置。
【請求項１８】
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、
青色の波長帯域の青色光を発する青色半導体光源、および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、前記青色光の波長帯域と重なる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発光素子、および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、
前記青色励起光発光素子と前記ライトガイドとの間の光路上に設けられ、前記青色励起光をカットする励起光カットフィルタとを有す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】

【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ＣＣＤ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。

【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（Ｇ）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。

【０００５】
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変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。

【０００６】
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［００４０］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。

【０００７】
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。

【０００８】
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。

【０００９】
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。

【先行技術文献】

【特許文献】

【００１０】

【特許文献１】特開２００７－０６８６９９号公報

【特許文献２】特開２００９－２９７２９０号公報

【特許文献３】特開２０１１－０４１７５８号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【００１１】

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らず、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、本発明の内視鏡用光源装置は、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、青色の波長帯域の青色光を発する青色半導体光源、および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、青色光の波長帯域と重なる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発光素子、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で構成された蛍光型緑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、青色励起光発光素子とライトガイドとの間の光路上に設けられ、青色励起光をカットする励起光カットフィルタとを備えている。
【００１７】
光源部は、赤色の波長帯域の赤色光を発する赤色半導体光源をさらに有することが好ましい。
【００１８】
各半導体光源が発する光の光路を統合する光路統合部を備えることが好ましい。
【００１９】
励起光カットフィルタは、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、青色半導体光源が発する、青色励起光に波長帯域が重なる青色光の光路とを光路統合部で統合する位置、またはその位置の上流側の光路上に設けられている。
【００２０】
光路統合部は、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、青色半導体光源が発する、青色励起光に波長帯域が重なる青色光の光路とを統合する、ダイクロイックフィルタが形成された光学部材を有し、ダイクロイックフィルタが励起光カットフィルタを兼ねる。
【００２１】
光源部は、血管強調観察のための照明光として、青色半導体光源が発する青色光および蛍光型緑色半導体光源が発する緑色蛍光の混合光を発することが好ましい。あるいは、青色半導体光源が発する青色光および蛍光型緑色半導体光源が発する緑色蛍光を順次発してもよい。さらに、光源部は、血管強調観察のための照明光として、青色半導体光源が発する青色光および蛍光型緑色半導体光源が発する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、青色半導体光源が発する青色光および蛍光型緑色半導体光源が発する緑色蛍光を順次発する順次照射モードとを切り替え可能であってもよい。
【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。
【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。

【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】

また、本発明の内視鏡システムは、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、青色の波長帯域の青色光を発する青色半導体光源、および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、青色光の波長帯域と重なる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発光素子、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で構成された蛍光型緑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、青色励起光発光素子とライトガイドとの間の光路上に設けられ、青色励起光をカットする励起光カットフィルタとを有している。

【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気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。
【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。
【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】
【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。

【００３３】

挿入部１６は、先端から順に連設された、先端部１９、湾曲部２０、可撓管部２１で構成される。図２に示すように、先端部１９の先端面には、観察部位に照明光を照射する照明窓２２、観察部位の像を取り込むための観察窓２３、観察窓２３を洗浄するために送気・送水を行う送気・送水ノズル２４、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２５が設けられている。観察窓２３の奥には、撮像素子５６や結像用の対物光学系６０（ともに図３参照）が内蔵されている。

【００３４】

湾曲部２０は、連結された複数の湾曲駒からなり、操作部１７のアングルノブ２６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２０が湾曲することにより、先端部１９の向きが所望の方向に向けられる。可撓管部２１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１６には、撮像素子５６を駆動する駆動信号や撮像素子５６が出力する画像信号を通信する通信ケーブル、光源装置１３から供給される照明光を照明窓２２に導光するライトガイド５５（図３参照）等が挿通されている。

【００３５】

操作部１７には、アンブルノブ２６の他、処置具を挿入するための鉗子口２７、送気・送水ノズル２４から送気・送水を行う際に操作される送気・送水ボタン２８、静止画像を撮影するためのレリーズボタン（図示せず）等が設けられている。

【００３６】

ユニバーサルコード１８には、挿入部１６から延設される通信ケーブルやライトガイド５５が挿通されており、プロセッサ装置１２および光源装置１３側の一端には、コネクタ２９が取り付けられている。コネクタ２９は、通信用コネクタ２９ａと光源用コネクタ２９ｂからなる複合タイプのコネクタである。通信用コネクタ２９ａと光源用コネクタ２９ｂはそれぞれ、プロセッサ装置１２と光源装置１３に着脱自在に接続される。通信用コネクタ２９ａ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２９ｂにはライトガイド５５の入射端５５ａ（図３参照）が配設されている。

【００３７】

図３において、光源装置１３は、青色、緑色、赤色の３つの半導体光源３５、３６、３７で構成される光源部４０と、各半導体光源３５～３７の各色光の光路を統合する光路統合部４１と、各半導体光源３５～３７の駆動を制御する光源制御部４２とを備えている。

【００３８】

青色、赤色半導体光源３５、３７は、発光素子として、青色の波長帯域の光を発する青色ＬＥＤ４３、赤色の波長帯域の光を発する赤色ＬＥＤ４５をそれぞれ有している。対し

て緑色半導体光源３６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）４４、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４７を有する。

【００３９】

各ＬＥＤ４３～４５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ＬＥＤ４３～４５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ＬＥＤ４４と緑色蛍光体４７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３６では、励起光ＬＥＤ４４からの青色励起光の光量の増加に応じて、緑色蛍光体４７による緑色蛍光の光量も増加する。

【００４０】

図４に示すように、青色半導体光源３５は、青色ＬＥＤ４３が実装される基板３５ａと、基板３５ａ上に形成され、青色ＬＥＤ４３を収容するキャビティが形成されたモールド３５ｂと、キャビティに封入された樹脂３５ｃ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３５ｃには光を拡散する拡散材が分散されている。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。

【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）。

【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。

【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μａ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、４

０５ｎｍ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μａ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μＳ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。

【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、ピーク波長５２０±１０ｎｍの緑色蛍光ＬＧｆが用いられる。図９に示す吸光スペクトルにおいて、４５０ｎｍ以下の青色波長帯域と比較して、５３０ｎｍ～５６０ｎｍ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ＬＢ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ＬＥＤ４３～４５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ＬＥＤ４３～４５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ＬＥＤ４３～４５に供給する電力を変更することで行う。

【００４９】

各ドライバ５０～５２は、光源制御部４２の制御の下、各ＬＥＤ４３～４５に駆動電流を連続的に与えることで各ＬＥＤ４３～４５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ＬＥＤ４３～４５への供給電力を変更し、青色光ＬＢ、緑色蛍光ＬＧｆ、赤色光ＬＲの光量をそれぞれ制御する。緑色蛍光ＬＧｆの光量制御は、励起光ＬＥＤ４４の青色励起光ＬＢｅ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ＬＧｆの光量を増加させる場合は、青色励起光ＬＢｅの光量を増加させるために、ドライバ５１から励起光ＬＥＤ４４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ＰＡＭ（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ＰＷＭ（Pulse Width Modulation）制御を行ってもよい。

【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２９ｂ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５５ａに出射する。なお、図示は省略するが、光源用コネクタ２９ｂ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。

【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ＬＢ、緑色蛍光ＬＧｆ、赤色光ＬＲ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ＬＷ０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ＬＢと緑色蛍光ＬＧｆの混合光である照明光ＬＷ１が観察部位に照射される。青色励起光ＬＢｅ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ＬＷ０、ＬＷ１の発光スペクトルには青色励起光ＬＢｅ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ＬＷ０、ＬＷ１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ＬＷ０、ＬＷ１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ＬＢ、緑色蛍光ＬＧｆ、赤色光ＬＲの光量の割合（各ＬＥＤ４３～４５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ＬＷ０、ＬＷ１を生成する。

【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ＬＥＤ４３～４５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】

また、光源制御部４２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４２は、血管強調観察モードにおいて、緑色蛍光ＬＧｆに比して青色光ＬＢが支配的となるように、通常観察モードと比べて青色光ＬＢの光量の割合を上げる。

【００５４】

図３において、内視鏡１１は、ライトガイド５５、撮像素子５６、アナログ処理回路５７（ＡＦＥ：Analog Front End）、および撮像制御部５８を備えている。ライトガイド５５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２９ｂが光源装置１３に接続されたときに、光源用コネクタ２９ｂに配置されたライトガイド５５の入射端５５ａが光路統合部４１の出射端と対向する。先端部１９に位置するライトガイド５５の出射端は、２つの照明窓２２に光が導光されるように、照明窓２２の前段で２本に分岐している。

【００５５】

照明窓２２の奥には、照射レンズ５９が配置されている。光源装置１３から供給された照明光は、ライトガイド５５により照射レンズ５９に導光されて照明窓２２から観察部位に向けて照射される。照射レンズ５９は凹レンズからなり、ライトガイド５５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。

【００５６】

観察窓２３の奥には、対物光学系６０と撮像素子５６が配置されている。観察部位の像は、観察窓２３を通して対物光学系６０に入射し、対物光学系６０によって撮像素子５６の撮像面５６ａに結像される。

【００５７】

撮像素子５６は、ＣＣＤイメージセンサやＣＭＯＳイメージセンサ等からなり、その撮像面５６ａ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５６は、撮像面５６ａ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５６からＡＦＥ５７に出力される。

【００５８】

ＡＦＥ５７は、相関二重サンプリング回路（ＣＤＳ）、自動ゲイン制御回路（ＡＧＣ）、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。ＣＤＳは、撮像素子５６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。ＡＧＣは、ＣＤＳによりノイズ

が除去された画像信号を増幅する。Ａ／Ｄは、ＡＧＣ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１２に入力する。

【００５９】

撮像制御部５８は、プロセッサ装置１２内のコントローラ６５に接続されており、コントローラ６５から入力される基準クロック信号に同期して、撮像素子５６に対して駆動信号を入力する。撮像素子５６は、撮像制御部５８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ＡＦＥ５７に出力する。

【００６０】

撮像素子５６は、カラー撮像素子であり、撮像面５６ａには、図１３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。

【００６１】

Ｂフィルタが割り当てられたＢ画素は約３８０ｎｍ～５６０ｎｍ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４５０ｎｍ～６３０ｎｍ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５８０ｎｍ～８００ｎｍの波長帯域の光に感応する。青色光ＬＢ、緑色蛍光ＬＧｆ、赤色光ＬＲは、青色光ＬＢに対応する反射光が主としてＢ画素、緑色蛍光ＬＧｆに対応する反射光が主としてＧ画素、赤色光ＬＲ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ＬＢｅは第２ダイクロイックミラー８０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ＬＢｅが照射されたとすると、青色励起光ＬＢｅに対応する反射光にはＢ画素が感応する。

【００６２】

図１４および図１５に示すように、撮像素子５６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１４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３５～３７が点灯し、青色光ＬＢ、緑色蛍光ＬＧｆ、赤色光ＬＲの混合光からなる照明光ＬＷ０（ＬＢ＋ＬＧｆ＋ＬＲ）が観察部位に照射され、その反射光が撮像素子５６に入射する。撮像素子５６は、照明光ＬＷ０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ＬＢに対応する反射光をＢ画素が受光し、緑色蛍光ＬＧｆに対応する反射光をＧ画素が、赤色光ＬＲ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５６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。

【００６３】

図１５において、血管強調観察モードでは、撮像素子５６の蓄積動作のタイミングに合わせて、青色半導体光源３５および緑色半導体光源３６が点灯する。各半導体光源３５、３６が点灯すると、青色光ＬＢと緑色蛍光ＬＧｆの混合光（ＬＢ＋ＬＧｆ）が照明光ＬＷ１として観察部位に照射される。

【００６４】

通常観察モードと同様に、照明光ＬＷ１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、Ｇ画素は、通常観察モードと同じく、青色光ＬＢに対応する反射光、緑色蛍光ＬＧｆ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。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。

【００６５】

図３において、プロセッサ装置１２は、コントローラ６５の他、ＤＳＰ（Digital Signal Processor）６６と、画像処理部６７と、フレームメモリ６８と、表示制御回路６９とを備えている。コントローラ６５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１２の各部を制御する。

【００６６】

ＤＳＰ６６は、撮像素子５６が出力する画像信号を取得する。ＤＳＰ６６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、ＤＳＰ６６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。

【００６７】

また、ＤＳＰ６６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６５に出力する。コントローラ６５は、光源装置１３の光源制御部４２に露出制御信号を送信する。

【００６８】

フレームメモリ６８は、ＤＳＰ６６が出力する画像データや、画像処理部６７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６９は、フレームメモリ６８から画像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。

【００６９】

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、ＤＳＰ６６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。

【００７０】

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±１０ｎｍ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。

【００７１】

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。

【００７２】

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に表示する。

【００７３】

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。

【００７４】

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。

【００７５】

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ＬＲを反射させる。これにより青色励起光ＬＢｅと緑色蛍光ＬＧｆの混合光と、赤色光ＬＲ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ＬＢｅと緑色蛍光ＬＧｆの混合光の発光スペクトルから、少なくとも青色励起光ＬＢｅ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ＬＢｅ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４６０ｎｍ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ＬＢｅと緑色蛍光ＬＧｆの混合光のうち、青色励起光ＬＢｅを反射させ、緑色蛍光ＬＧｆ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ＬＲ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ＬＢ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ＬＢ、緑色蛍光ＬＧｆ、および赤色光ＬＲの全ての光路が統合される。また、青色励起光ＬＢｅがライトガイド５５の入射端５５ａに入射することはなく、青色励起光ＬＢｅ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ＬＥＤ４３～４５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ＬＥＤ４３、４５による青色光ＬＢ、赤色光ＬＲをそれぞれ発する。緑色半導体光源３６は、励起光ＬＥＤ４４による青色励起

光ＬＢｅと、青色励起光ＬＢｅにより励起される緑色蛍光体４７による緑色蛍光ＬＧｆ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ＬＲ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ＬＢｅと緑色蛍光ＬＧｆ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ＬＢｅは第２ダイクロイックミラー８０で反射し、緑色蛍光ＬＧｆ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ＬＲ、青色励起光ＬＢｅと緑色蛍光ＬＧｆ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ＬＢｅ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ＬＢ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ＬＢ、緑色蛍光ＬＧｆ、赤色光ＬＲの光路が統合される。これら青色光ＬＢ、緑色蛍光ＬＧｆ、赤色光ＬＲは、集光レンズ８２に入射する。これにより、青色光ＬＢ、緑色蛍光ＬＧｆ、赤色光ＬＲで構成される照明光ＬＷ０が生成される。集光レンズ８２は、照明光ＬＷ０を内視鏡１１のライトガイド５５の入射端５５ａに集光し、照明光ＬＷ０を内視鏡１１に供給する。

【００８３】

内視鏡１１において、照明光ＬＷ０はライトガイド５５を通じて照明窓２２に導光されて、照明窓２２から観察部位に照射される。観察部位で反射した照明光ＬＷ０の反射光は、観察窓２３から撮像素子５６に入射する。撮像素子５６は画像信号Ｂ、Ｇ、Ｒをプロセッサ装置１２のＤＳＰ６６に出力する。ＤＳＰ６６は画像信号Ｂ、Ｇ、Ｒを色分離して、画像処理部６７に入力する。撮像素子５６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６７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６９を通じてモニタ１４に出力される。通常観察画像は撮像素子５６のフレームレートに従って更新される。

【００８４】

また、ＤＳＰ６６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１３の光源制御部４２に送信する。光源制御部４２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３５～３７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３５～３７を駆動する。これにより、各半導体光源３５～３７による、照明光ＬＷ０を構成する青色光ＬＢ、緑色蛍光ＬＧｆ、赤色光ＬＲ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。

【００８５】

露出制御において緑色蛍光ＬＧｆの光量を変化させる場合は、励起光ＬＥＤ４４の青色励起光ＬＢｅの光量を変化させる。図１９等に示すように、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。このため、青色励起光ＬＢｅが照明光として出射されてしまうと、青色励起光ＬＢｅの光量変化に伴って、青色光ＬＢ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８０によって青色励起光ＬＢｅがカットされるので、青色励起光ＬＢｅが青色光ＬＢの光量に影響を及ぼすことがなく、青色光ＬＢの光量を緑色蛍光ＬＧｆ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１１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。

【００８６】

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３７が消灯し青色、緑色の各半導体光源３５、３６が点灯する。各半導体光源３５、３６からの各色光は、上述した光路統合部４１の作用によって照明光ＬＷ１となり、内視鏡１１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８０によって青色励起光ＬＢｅ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１１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。

【００８７】

撮像素子５６は、照明光ＬＷ１の観察部位での反射光を受光し、ＤＳＰ６６にＢ、Ｇ、Ｒの画像信号を出力する。ＤＳＰ６６は、画像信号Ｂ、Ｇ、Ｒを分離して、画像処理部６７に入力する。画像処理部６７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１４に出力される。血管強調観察画像は撮像素子５６のフレームレートに従って更新される。

【００８８】

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。

【００８９】

青色光ＬＢの光量に影響を及ぼす青色励起光ＬＢｅを第２ダイクロイックミラー８０でカットするので、緑色蛍光ＬＧｆの光量変化に伴う青色励起光ＬＢｅの変化分を加味して、青色光ＬＢ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。

【００９０】

［第２実施形態］

上記第１実施形態では、緑色半導体光源３６が発する青色励起光ＬＢｅと緑色蛍光ＬＧｆの混合光と、青色半導体光源３５が発する青色光ＬＢの光路を統合する第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の機能を果たしているが、第２ダイクロイックミラー８０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。

【００９１】

例えば図２１に示す光源装置８５の光路統合部９０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３６が発する青色励起光ＬＢｅと緑色蛍光ＬＧｆの混合光と、赤色半導体光源３７が発する赤色光ＬＲの光路を統合する第１ダイクロイックミラー９１（上記第１実施形態の第１ダイクロイックミラー７９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２１の光路統合部９０は、上記第１実施形態の第１ダイクロイックミラー７９を、第１ダイクロイックミラー９１に代えた他は、上記第１実施形態の光路統合部４１と同じである。

【００９２】

この場合、第１ダイクロイックミラー９１のダイクロイックフィルタには、図２２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嵩むので、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８０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。

【００９３】

［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２３に示す第３実施形態の光源装置９５の光路統合部９６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９６は、緑色半導体光源３６と第１ダイクロイックミラー７９の間に励起光カットフィルタ９７が配置されている。励起光カットフィルタ９７は、例えば図２４に示すように、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、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７９と第２ダイクロイックミラー８０の間に励起光カットフィルタ９７を設けてもよい。要するに、青色励起光ＬＢｅのライトガイド５５の入射端５５ａ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ＬＥＤ４４とライトガイド５５との間の光路上、より具体的には、緑色半導体光源３６が発する青色励起光ＬＢｅと緑色蛍光ＬＧｆの混合光と、青色半導体光源３５が発する青色光ＬＢ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。

【００９４】

［第４実施形態］

上記第１実施形態では、プロセッサ装置１２からの露出制御信号に基づいて、各ＬＥＤ４３～４５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が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μａ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±１０ｎｍ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±１０ｎｍ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４３０ｎｍ（第１実施形態）、４０５ｎｍ、４６０ｎｍ（第５実施形態）の他に、例えば４１５ｎｍであってもよい。

【０１１４】

特に波長４０５ｎｍ、４１５ｎｍ、４３０ｎｍ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μａ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、４０５ｎｍ、４１５ｎｍ、４３０ｎｍ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５５０ｎｍ以上の緑色、赤色の波長帯域の光、および約５３０ｎｍ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５３０ｎｍ～５５０ｎｍ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ＬＥＤ４４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ＬＥＤ４４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ＬＥＤ４４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ＬＤ１３１と、励起光ＬＤ１３１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１３２は、円盤状の透明な回転板１３３の表面に、塗布等の方法で形成される。そして、この回転板１３３をモータ等の回転機構１３４で回転させつつ、励起光ＬＤ１３１からの青色励起光を回転板１３３の偏心した位置に照射させる。回転板１３３を回転させることで、緑色蛍光体１３２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１３２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１３５は、励起光ＬＤ１３１が発する青色励起光を回転板１３３に集光する集光レンズである。

【０１２１】

なお、回転板１３３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、ＬＥＤやＬＤの他に有機ＥＬ（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３５、赤色半導体光源３７等）の発光素子に、ＬＤや有機ＥＬ素子を用いてもよい。

【０１２２】

上記各実施形態では、励起光を１００％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５０％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、１００％に近いほど効果が得られるため好ましい。

【０１２３】

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。

【０１２４】

上記各実施形態では、撮像素子５６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。

【０１２５】

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４２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３５および緑色半導体光源３６を交互に点灯、消灯し、青色光ＬＢと緑色蛍光ＬＧｆ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。

【０１２６】

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１５に示す青色光ＬＢおよび緑色蛍光ＬＧｆの混合光ＬＷ１を発する同時照射モードと、図４２に示す青色光ＬＢと緑色蛍光ＬＧｆ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。

【０１２７】

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、複合して実施することも可能である。

【０１２８】

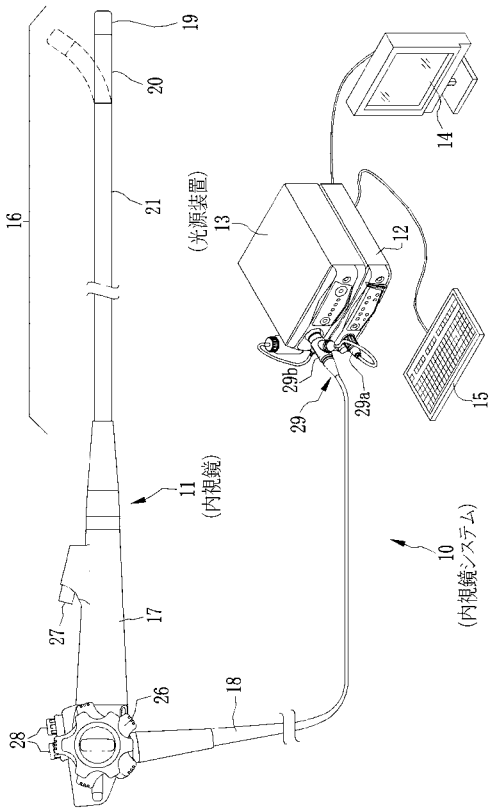
上記各実施形態では、光源装置とプロセッサ装置が別体で構成される例で説明したが、２つの装置を一体で構成してもよい。また、本発明は、照明光の観察部位の反射光をイメージガイドで導光するファイバスコープや、撮像素子と超音波トランスデューサが先端部に内蔵された超音波内視鏡を用いた内視鏡システムおよびそれに用いられる光源装置にも適用することができる。

【符号の説明】

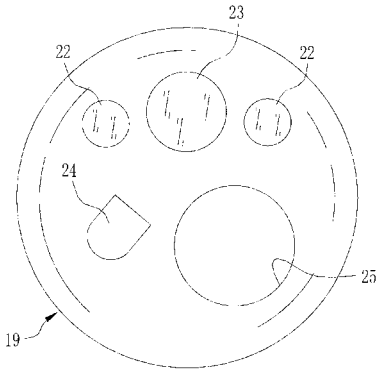
【０１２９】

１０　内視鏡システム
１１　内視鏡
１３，８５、９５、９９、１１５、１２０　光源装置
３５　青色半導体光源
３６、１３０　緑色半導体光源
３７　赤色半導体光源
４０、１２３　光源部
４１、９０、９６、１００、１１６、１２４　光路統合部
４２　光源制御部
４３　青色ＬＥＤ
４４　励起光ＬＥＤ
４５　赤色ＬＥＤ
４７、１３２　緑色蛍光体
５５　ライトガイド
５６　撮像素子
７９、８０　第１、第２ダイクロイックミラー
９１　第１ダイクロイックミラー
９７、１１７　励起光カットフィルタ
１０１～１０３　光量測定センサ
１０５～１０７　ガラス板
１０９　フィルタ
１２１、１２２　第１、第２青色半導体光源
１３１　励起光ＬＤ
１３３　回転板

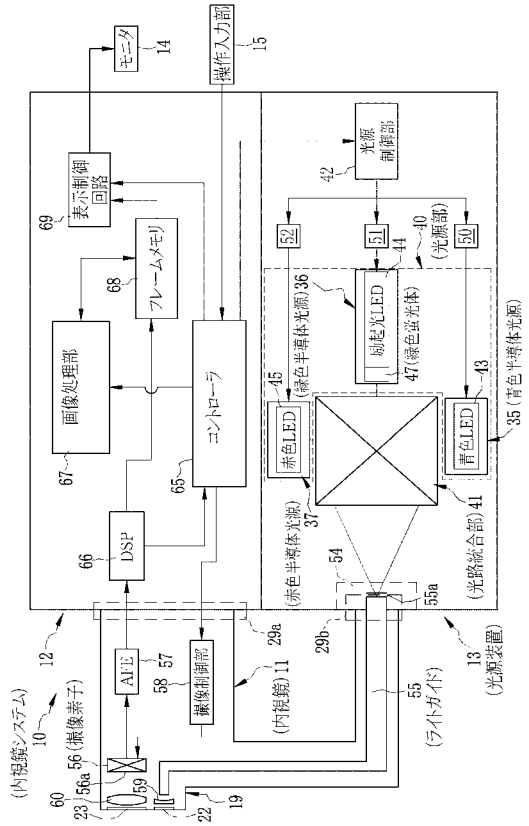
【図１】


19
20
21
16
(光源装置)
13
14
12
29b
29
29a
15
11
(内視鏡)
10
(内視鏡システム)
27
17
26
18
28

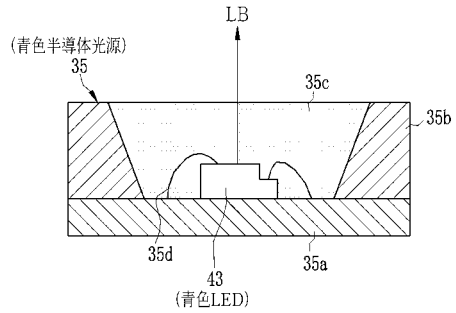
【図２】


23
22
22
24
25
19

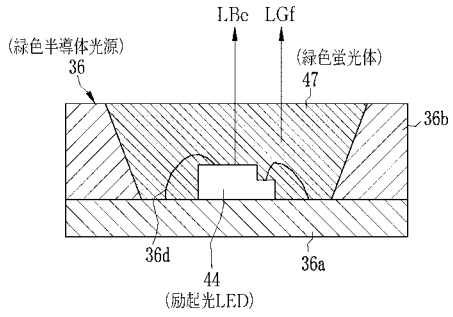
【図３】


モニタ
14
操作入力部
15
表示制御回路
69
フレームメモリ
68
画像処理部
67
コントローラ
65
DSP
66
AFE
57
58
撮像制御部
(内視鏡)11
(内視鏡システム)
10
56(撮像素子)
56a
59
60
23
22
19
12
29a
29b
13
(光源装置)
55
(ライトガイド)
光源制御部
42
52
51
50
40
(光源部)
44
励起光LED
47(緑色蛍光体)
36(緑色半導体光源)
45
赤色LED
37(赤色半導体光源)
43
青色LED
35(青色半導体光源)
41
(光路統合部)
54
55a

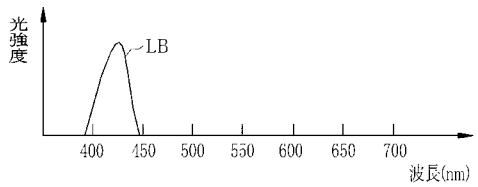
【図４】


LB
(青色半導体光源)
35
35c
35b
35d
43
(青色LED)
35a

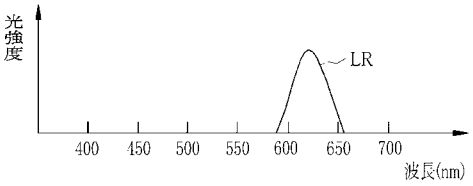
【図５】


LBc
LGf
(緑色半導体光源)
36
(緑色蛍光体)
47
36b
36d
44
(励起光LED)
36a

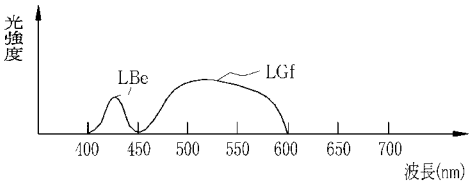
【図６】



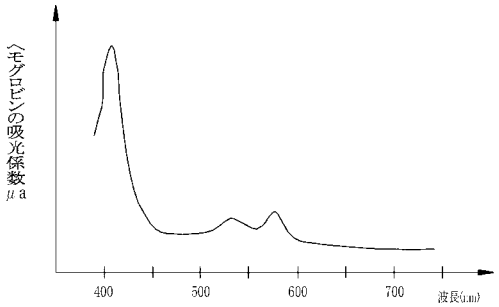
【図７】



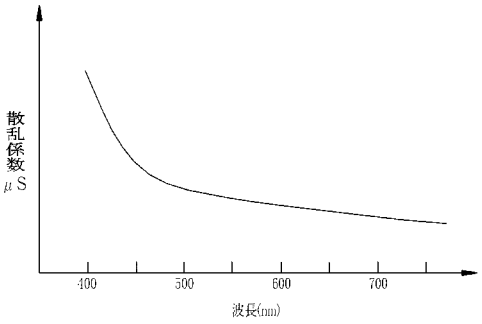
【図８】



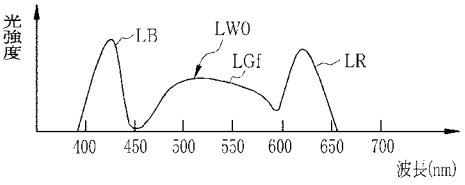
【図９】



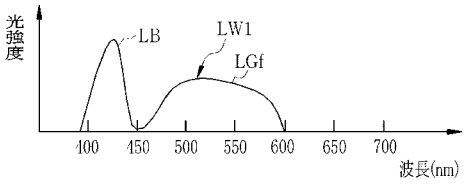
【図１０】



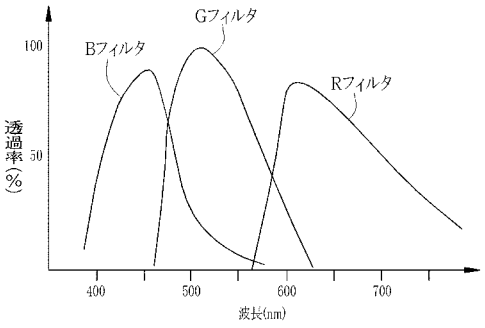
【図１１】



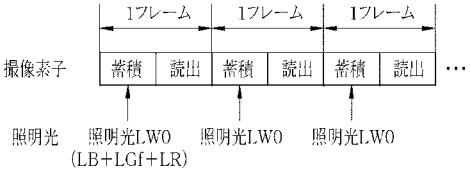
【図１２】



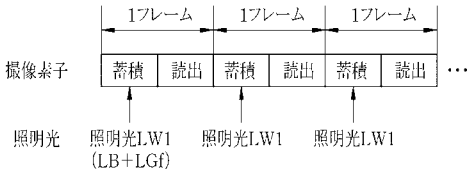
【図１３】



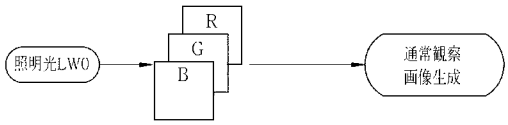
【図１４】



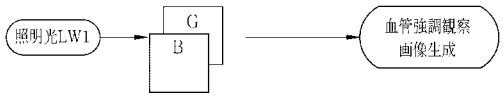
【図１５】



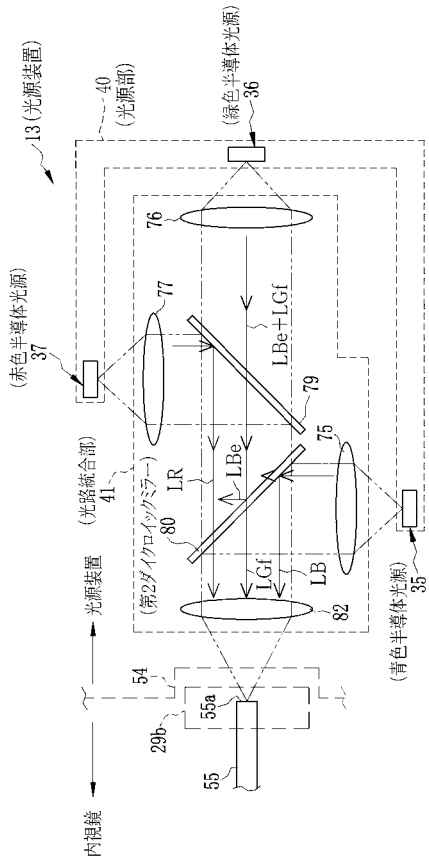
【図１６】



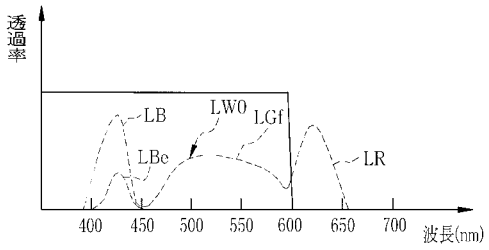
【図１７】



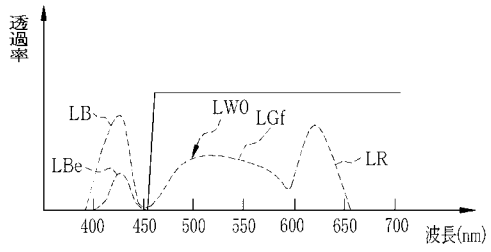
【図１８】



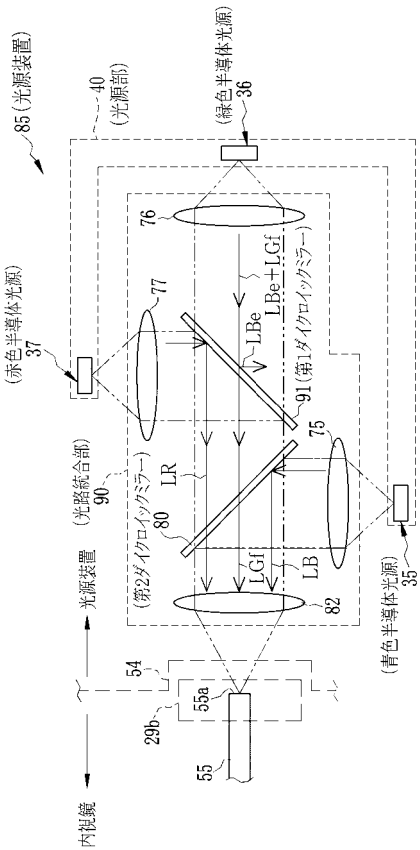
【図１９】



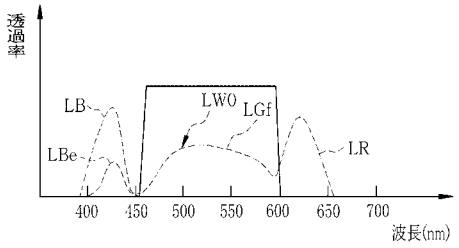
【図２０】



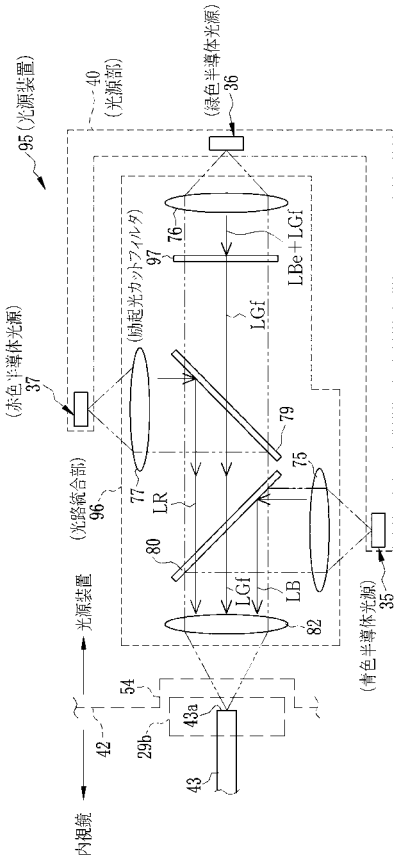
【図２１】



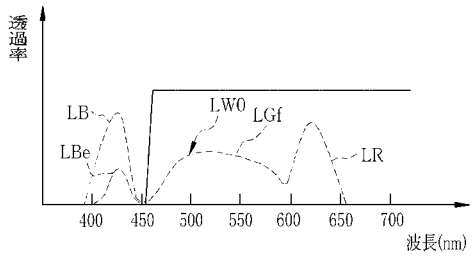
【図２２】



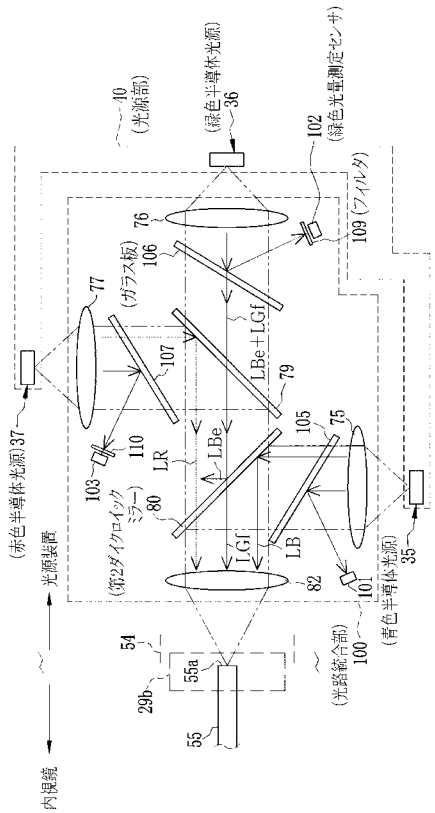
【図２３】



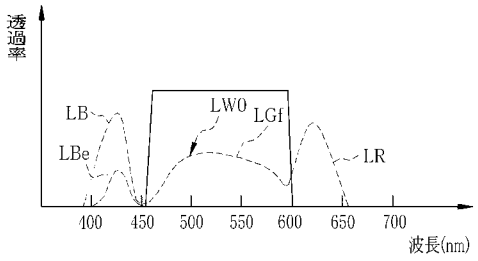
【図２４】



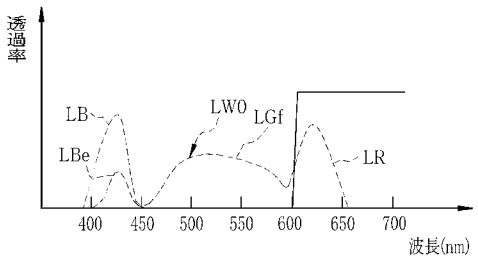
【図２５】



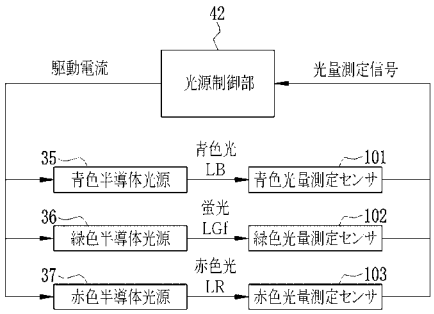
【図２６】



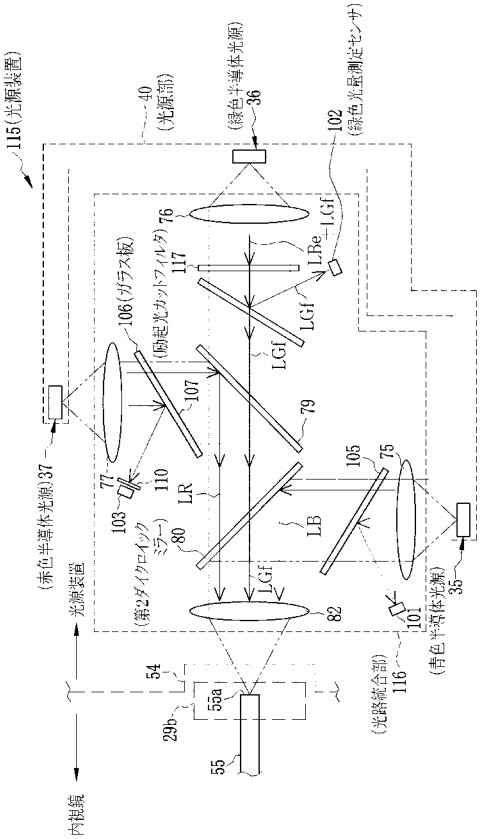
【図２７】



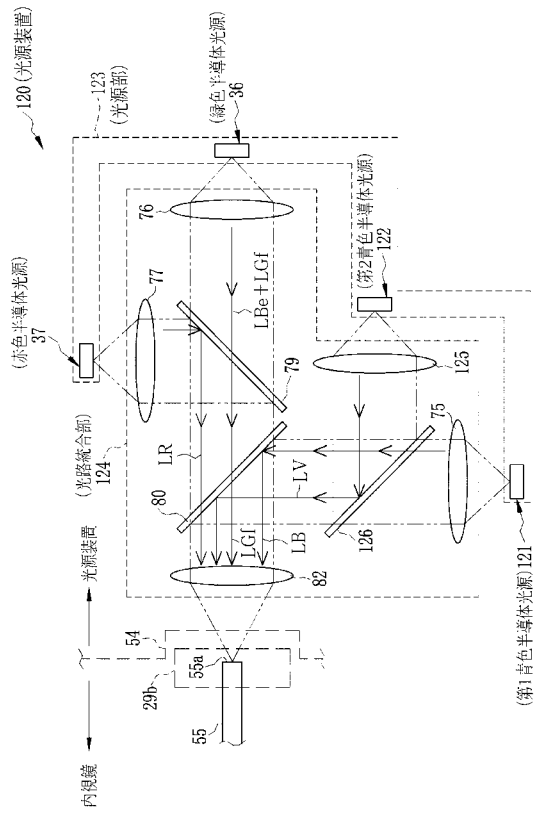
【図２８】



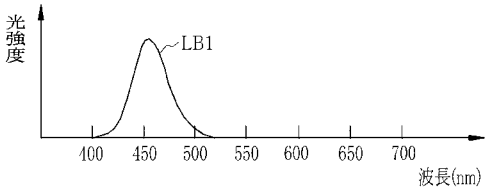
【図２９】



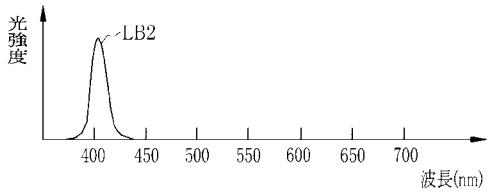
【図３０】



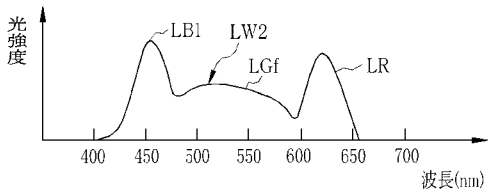
【図３１】



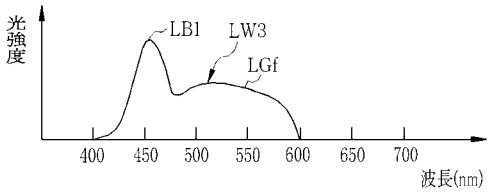
【図３２】



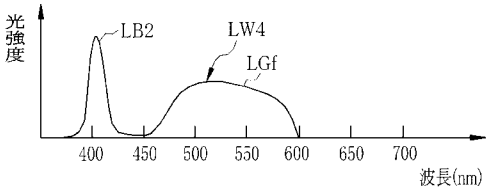
【図３３】



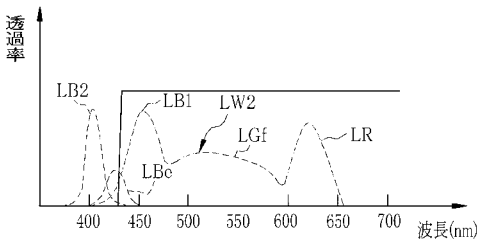
【図３４】



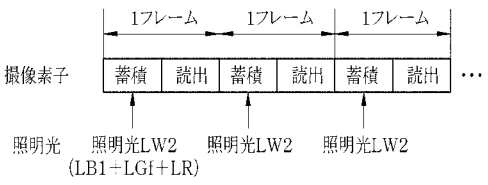
【図３５】



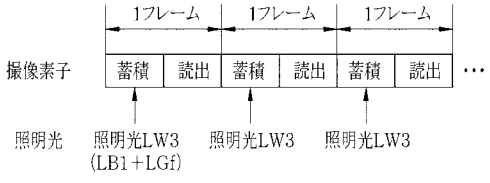
【図３６】



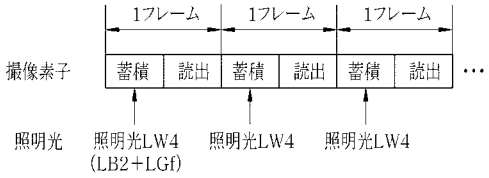
【図３７】



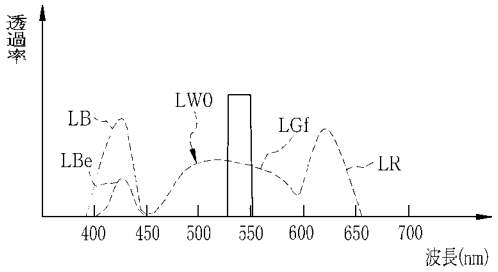
【図３８】



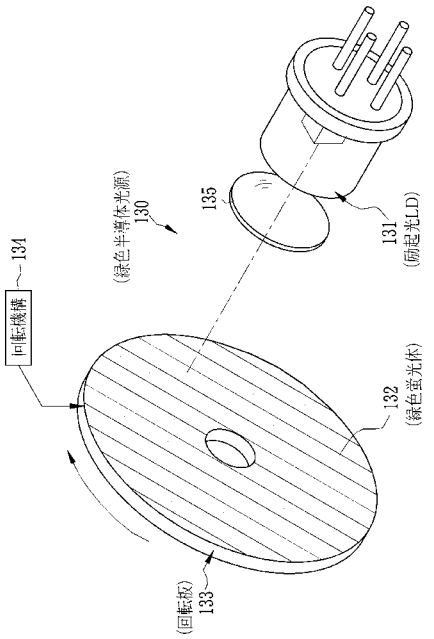
【図３９】



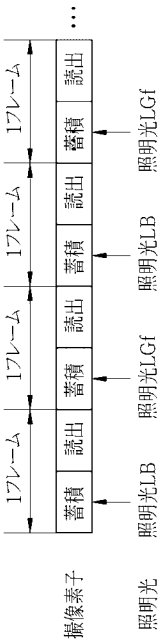
【図４０】



【図４１】


回転機構
134
(緑色半導体光源)
130
135
131
(励起光LD)
132
(緑色蛍光体)
(回転板)
133

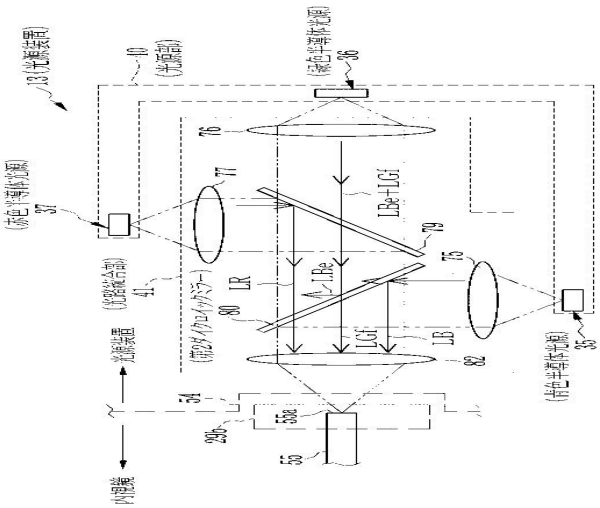
【図４２】


1フレーム
1フレーム
1フレーム
1フレーム
蓄積
読出
蓄積
読出
蓄積
読出
蓄積
読出
撮像素子
照明光
照明光LB
照明光LGf
照明光LB
照明光LGf

フロントページの続き

Ｆターム(参考) 2H040 BA09 CA09 CA11 CA23 DA03 GA02 GA05 GA11
4C161 AA00 BB00 CC06 DD03 GG01 HH54 NN01 QQ07 RR02 RR14
RR18 RR23

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	JP2015070946A	公开(公告)日	2015-04-16
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		
[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	JP5997676B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜光源装置，该内窥镜光源装置能够通过简单的控制来稳定地获得具有目标发射光谱的照明光。 绿色半导体光源是荧光半导体光源，其包括发出蓝色激发光LBe的激发光LED和当被蓝色激发光LBe激发时发出绿色荧光LGf的绿色磷光体。 光路合并单元41的第二二向色镜80的二向色滤光片具有透射特性，该透射特性从由绿色半导体光源36发出的蓝色激发光LBe和绿色荧光LGf的混合光的发射光谱中至少排除了蓝色激发光LBe， 它用作将蓝色激发光LBe截止的激发光截止滤光片。 蓝色激发光LBe不影响蓝色半导体光源35的蓝色光LB的光量，并且可以恒定地提供具有目标发射光谱的照明光。 [选择图]图18