(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2012-16545
(P2012-16545A)
(43)公開日　平成24年1月26日(2012.1.26)

(51)Int.Cl.			F I			テーマコード（参考）
A61B	1/06	(2006.01)	A61B	1/06	A	2H040
A61B	1/04	(2006.01)	A61B	1/04	372	4C061
A61B	1/00	(2006.01)	A61B	1/00	300D	4C161
G02B	23/26	(2006.01)	A61B	1/00	300Y	
			G02B	23/26	B	

審査請求 未請求　請求項の数 10　ＯＬ　（全 32 頁）

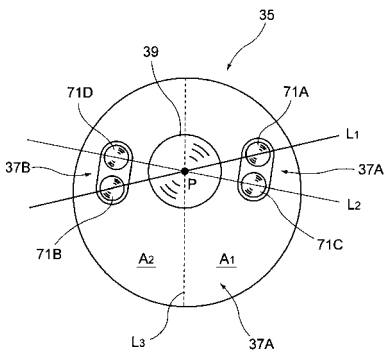
(21)出願番号　特願2010-157357 (P2010-157357)
(22)出願日　平成22年7月9日 (2010.7.9)

(71)出願人　306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布２丁目２６番３０号
(74)代理人　100115107
弁理士　高松　猛
(74)代理人　100132986
弁理士　矢澤　清純
(72)発明者　江利川　昭彦
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

最終頁に続く

(54)【発明の名称】内視鏡装置

(57)【要約】　（修正有）
【課題】被観察領域を照明する二対の照射窓を、内視鏡挿入部の先端に細径化と照明ムラ防止を図りつつ配置し、互いに異なるスペクトルの狭帯域光を同時に照射する。
【解決手段】白色光を照射する第１照射部、白色光より狭い波長帯の狭帯域光を照射する第２照射部、及び被検体の観察窓３９がそれぞれ内視鏡挿入部３５の先端面に配置される。第１、第２照射部はそれぞれ光を出射する一対の照射窓７１Ａ～７１Ｄを有する。観察窓３９の中心点を通って内視鏡挿入部の先端面を二等分する直線を境界線Ｌ３としたとき、第１照射部の一対の照射窓７１Ｃ，７１Ｄは境界線Ｌ３を挟んだ先端面の両側に配置され、第２照射部の一対の照射窓７１Ａ，７１Ｂは境界線Ｌ３を挟んだ先端面の両側に配置されている。第２照射部の各照射窓７１Ａ，７１Ｂから照射する光のスペクトルを、光源制御部により個別に変更可能にした。
【選択図】図８



【特許請求の範囲】
【請求項１】
被検体内に挿入する内視鏡挿入部と、該内視鏡挿入部に光を供給する光源部とを有する内視鏡装置であって、
白色光を被検体に照射する第１照射部、前記白色光より狭い波長帯の狭帯域光を被検体に照射する第２照射部、及び被検体を観察する観察窓がそれぞれ前記内視鏡挿入部の先端面に配置され、
前記第１照射部と前記第２照射部とがそれぞれ光を出射する一対の照射窓を有し、
前記観察窓の中心点を通って前記内視鏡挿入部の先端面を二等分する直線を境界線としたとき、前記第１照射部の一対の照射窓が前記境界線を挟んだ前記先端面の両側に配置され、前記第２照射部の一対の照射窓が前記境界線を挟んだ前記先端面の両側に配置されており、
前記第２照射部の各照射窓から照射する光のスペクトルを、それぞれ個別に変更する光源制御部を更に備えた内視鏡装置。
【請求項２】
請求項１記載の内視鏡装置であって、
前記観察窓を通じて被検体を撮像する撮像素子を備え、
前記光源制御部が、前記撮像素子の撮像フレームに同期して、前記第２照射部の各照射窓から互いにスペクトルの異なる狭帯域光をそれぞれ同時に出射させる内視鏡装置。
【請求項３】
請求項２記載の内視鏡装置であって、
前記光源制御部は、前記撮像素子の第１撮像フレームで前記第１照射部から白色光を照射させ、第２撮像フレームで前記第２照射部の各照射窓から互いにスペクトルの異なる狭帯域光をそれぞれ同時に出射させる内視鏡装置。
【請求項４】
請求項３記載の内視鏡装置であって、
前記撮像素子が、特定の基本色成分に感度を有する複数種の受光画素を有する内視鏡装置。
【請求項５】
請求項１～請求項４のいずれか１項記載の内視鏡装置であって、
前記第１照射部の一対の照射窓が、前記光源部から供給された照明光によって励起発光する蛍光体をそれぞれ有する内視鏡装置。
【請求項６】
請求項１～請求項５のいずれか１記載の内視鏡装置であって、
前記光源部が、半導体発光素子を発光源とする内視鏡装置。
【請求項７】
請求項１～請求項４のいずれか１項記載の内視鏡装置であって、
前記光源部が、キセノン光源又はハロゲン光源の出射光を前記第１照射部に供給するものである内視鏡装置。
【請求項８】
請求項１～請求項４のいずれか１項記載の内視鏡装置であって、
前記光源部が、キセノン光源又はハロゲン光源からの出射光を、所定の狭帯域波長成分のみ透過させる狭帯域透過フィルタを通して前記狭帯域光を生成し、該生成された狭帯域光を前記第２照射部の各照射窓に供給する内視鏡装置。
【請求項９】
請求項１～請求項８のいずれか１項記載の内視鏡装置であって、
前記光源部が、前記内視鏡の挿入部先端に搭載された内視鏡装置。
【請求項１０】
請求項１～請求項９のいずれか１項記載の内視鏡装置であって、
前記第１照射部の一対の照射窓が、前記観察窓を挟んだ両側に配置され、

前記第２照射部の一対の照射窓が、前記第１照射部とは異なる位置で前記前記観察窓を挟んだ両側に配置された内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【０００２】

一般に、内視鏡装置は、体腔内に挿入する内視鏡挿入部の先端に照射窓と観察窓が配置され、この照射窓から照明光を照射して、観察窓を通じて体腔内の被観察部位を撮像する構成となっている。そして、得られた観察画像をモニタ画面上に表示して内視鏡診断が行われる。照明光としては、キセノンランプやハロゲンランプ等による白色光が用いられる他、最近では、特定の狭帯域波長の特殊光を白色光と併せて利用することがある（特許文献１，２）。特殊光照明下においては、粘膜組織表層の毛細血管や粘膜微細模様を強調した観察、生体組織からの自家蛍光の観察、インドシアニングリーン（ＩＣＧ）等の標識試薬を生体内に投与した際の薬剤蛍光の観察等、目的に応じて種々の観察が可能となっている。

【０００３】

ところで、内視鏡挿入部の先端における照射窓の配置は、観察窓のに対応して適切に配置する必要がある。照射窓が観察窓に対して偏って配置されると、被観察領域に凹凸があった場合等に均一に照明できず、観察画像に照明ムラや影が生じる。そのため、上記特許文献１は観察窓を中心とする複数の照射窓を対称の位置に配置した構成としている。また、特許文献３には、照射窓を観察窓を挟んだ両側に配置して照明ムラを防止する構成が提案されている。

【０００４】

しかしながら、特殊光観察を行う内視鏡装置に対して種々の特殊光観察を可能にするには、複数種の励起光が選択的に又は同時に出射可能な構成が必要となる。そこで、複数の照射窓を内視鏡挿入部の先端に配置しようとすると、配置スペースが嵩張り、内視鏡挿入部の細径化に不利な構成となる。逆に照射窓を共通化することで照射窓の数を減らすことも考えられるが、照射窓と観察窓との配置関係によっては照明ムラを生じやすくなる。

また、特殊光観察においては、複数種の励起光を１種ずつ個別に照射して撮像する方式や、撮像フレーム毎に切り替えて出射する方式で観察像を取得しているが、特に動画像表示を行う際に、フレームレートが遅くなり、表示品質が低下することがある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００５】

【特許文献１】特開２００７－２１０８４号公報

【特許文献２】特開２００８－２５９７２２号公報

【特許文献３】特開２００１－１６６２２３号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

本発明は、被観察領域を照明する二対の照射窓を、内視鏡挿入部の先端に細径化と照明ムラ防止を図りつつ配置し、しかも、互いに異なるスペクトルの狭帯域光を同時に照射できる内視鏡装置を提供し、以て、多目的な光診断を高精度に実現することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【０００７】

本発明は、下記構成からなる。

被検体内に挿入する内視鏡挿入部と、該内視鏡挿入部に光を供給する光源部とを有する内視鏡装置であって、

白色光を被検体に照射する第１照射部、前記白色光より狭い波長帯の狭帯域光を被検体に照射する第２照射部、及び被検体を観察する観察窓がそれぞれ前記内視鏡挿入部の先端面に配置され、

前記第１照射部と前記第２照射部とがそれぞれ光を出射する一対の照射窓を有し、

前記観察窓の中心点を通って前記内視鏡挿入部の先端面を二等分する直線を境界線としたとき、前記第１照射部の一対の照射窓が前記境界線を挟んだ前記先端面の両側に配置され、前記第２照射部の一対の照射窓が前記境界線を挟んだ前記先端面の両側に配置されており、

前記第２照射部の各照射窓から照射する光のスペクトルを、それぞれ個別に変更する光源制御部を更に備えた内視鏡装置。

【発明の効果】

【０００８】

本発明の内視鏡装置によれば、白色光を照射する第１照射部の各照射窓、及び狭帯域光を照射する第２照射部の各照射窓のそれぞれを、内視鏡挿入部の先端で、スペース効率良く、しかも照明ムラの生じさせない位置に配置できる。そして、第２照射部の各照射窓から出射する狭帯域光のスペクトルをそれぞれ個別に制御可能な構成としたため、第２照射部の各照射窓から互いに異なるスペクトルの狭帯域光を同時に出射でき、白色光照明による通常観察と、狭帯域光による特殊光観察に加えて、更に異なるスペクトルの狭帯域光を照射でき、多目的な光診断を高精度に実現できる。

【図面の簡単な説明】

【０００９】

【図１】本発明の実施形態を説明するための図で、内視鏡装置の概念的なブロック構成図である。

【図２】図１に示す内視鏡装置の一例としての外観図である。

【図３】（Ａ）は光拡散部材を備えた投光ユニットの断面構成図、（Ｂ）は蛍光体を備えた投光ユニットの断面構成図である。

【図４】レーザ光源からの青色レーザ光及び青色レーザ光が蛍光体により波長変換された発光スペクトルを示すグラフである。

【図５】内視鏡先端部の概略的な構成を示す斜視図である。

【図６】図５に示す内視鏡先端部の分解図である。

【図７】図５のＡ－Ａ断面図である。

【図８】図５に示す内視鏡先端部のＢ方向から見た正面図である。

【図９】光源装置のブロック図である。

【図１０】撮像光学系の構成を示す構成図である。

【図１１】撮像光学系と照明光学系の分光特性を示す説明図である。

【図１２】各照射パターンにおける照射窓からの出射光の種類を示す説明図である。

【図１３】撮像フレームに対する各照射窓からの光出射タイミングを示すタイミングチャートである。

【図１４】還元ヘモグロビンと酸化ヘモグロビンの吸光度の分光特性を示すグラフである。

【図１５】Ｓ１／Ｓ３の値と、Ｓ２／Ｓ３の値の大小を直交二軸で表した２次元マップを示すグラフである。

【図１６】撮像フレームに対応して各照射窓からの出射光を切り替える第１の制御例を示すタイミングチャートである。

【図１７】中心波長４０５ｎｍ、４４５ｎｍ、４７３ｎｍの各レーザ光の分光プロファイルと、撮像素子のＢ，Ｇ，Ｒの検出感度を示すグラフである。

【図１８】撮像フレームに対応して各照射窓からの出射光を切り替える第２の制御例を示すタイミングチャートである。

【図１９】表層血管と深層血管を示す模式図である。

【図２０】深部血管像の生成方法を説明する説明図である。

【図２１】エッジ検出を用いた線分抽出処理を説明するフローチャートである。
【図２２】撮像フレームに対する各照射窓からの光出射タイミングを示すタイミングチャートである。
【図２３】撮像フレームに対する各照射窓からの光出射タイミングを示すタイミングチャートである。
【図２４】撮像光学系の他の構成例を示す構成図である。
【図２５】内視鏡先端部の先端面を示す平面図である。
【図２６】内視鏡先端部の概略的な断面を示す概略断面図である。
【図２７】撮像画像の中央画素値を基準としたＲ，Ｇ，Ｂ検出光の光量比分布を示すグラフである。
【図２８】光源装置の変形例を示す概略構成図である。
【図２９】（Ａ）は光源装置の変形例としての部分概略構成図、（Ｂ）は回転光学フィルタの平面図である。
【図３０】内視鏡先端部の先端面を示す平面図である。
【発明を実施するための形態】
【００１０】
以下、本発明の実施形態について、図面を参照して詳細に説明する。
図１は本発明の実施形態を説明するための図で、内視鏡装置の概念的なブロック構成図、図２は図１に示す内視鏡装置の一例としての外観図である。
図１、図２に示すように、内視鏡装置１００は、内視鏡１１と、この内視鏡１１が接続される制御装置１３と、画像情報等を表示する表示部１５と、入力操作を受け付ける入力部１７とを有する。内視鏡１１は、被検体内に挿入される内視鏡挿入部１９の先端から照明光を出射する照明光学系と、被観察領域を撮像する撮像素子２１（図１参照）を含む撮像光学系とを有する、電子内視鏡である。
【００１１】
内視鏡１１は、内視鏡挿入部１９と、内視鏡挿入部１９の先端の湾曲操作や観察のための操作を行う操作部２３（図２参照）と、内視鏡１１を制御装置１３に着脱自在に接続するコネクタ部２５Ａ，２５Ｂを備える。なお、図示はしないが、操作部２３及び内視鏡挿入部１９の内部には、組織採取用処置具等を挿入する鉗子チャンネルや、送気・送水用のチャンネル等、各種のチャンネルが設けられる。
【００１２】
内視鏡挿入部１９は、可撓性を持つ軟性部３１と、湾曲部３３と、先端部（以降、内視鏡先端部とも呼称する）３５から構成される。内視鏡先端部３５には、図１に示すように、被観察領域へ光を照射する照射口３７Ａ，３７Ｂと、被観察領域の画像情報を取得するＣＣＤ(Charge Coupled Device）イメージセンサやＣＭＯＳ(Complementary Metal-Oxide Semiconductor）イメージセンサ等の撮像素子２１が配置されている。また、撮像素子２１の受光面側には対物レンズユニット３９が配置される。
【００１３】
湾曲部３３は、軟性部３１と先端部３５との間に設けられ、図２に示す操作部２３に配置されたアングルノブ２２の回動操作により湾曲自在にされている。この湾曲部３３は、内視鏡１１が使用される被検体の部位等に応じて、任意の方向、任意の角度に湾曲でき、内視鏡先端部３５の照射口３７Ａ，３７Ｂ及び撮像素子２１の観察方向を、所望の観察部位に向けることができる。上記の内視鏡挿入部１９の照射口３７Ａ，３７Ｂの構造については、詳細を後述する。
【００１４】
制御装置１３は、内視鏡先端部３５の照射口３７Ａ，３７Ｂに供給する照明光を発生する光源装置４１と、撮像素子２１からの画像信号を画像処理するプロセッサ４３とを備え、コネクタ部２５Ａ，２５Ｂを介して内視鏡１１に接続される。また、プロセッサ４３には、前述の表示部１５と入力部１７が接続されている。プロセッサ４３は、内視鏡１１の操作部２３や入力部１７からの指示に基づいて、内視鏡１１から伝送されてくる撮像信号

を画像処理し、表示用画像を生成して表示部１５へ供給する。

【００１５】

光源装置４１は、互いに中心発光波長の異なる複数種のレーザ光源を備える。本構成例においては、図１に示すように、中心発光波長が４０５ｎｍのレーザ光源ＬＤ１、中心発光波長が４４５ｎｍのレーザ光源ＬＤ２、及び、詳細を後述する複数種のレーザ光源を含んで構成される第１レーザ光源部ＬＤ－Ａ、第２レーザ光源部ＬＤ－Ｂを備えている。

【００１６】

各レーザ光源ＬＤ１、ＬＤ２、及び第１、第２レーザ光源部ＬＤ－Ａ，ＬＤ－Ｂは、光源制御部４９によりそれぞれ個別に調光制御されており、各レーザ光を個別に又は同時に発生することができる。つまり、各レーザ光の出射のタイミングや出射光量比は任意に変更可能になっており、各レーザ光が出射される照射窓からの光のスペクトルを、それぞれ個別に変更できる。

【００１７】

ＬＤ１は中心波長４０５ｎｍの紫色レーザ光を出射する光源であり、ＬＤ２は中心波長４０５ｎｍの青色レーザ光を出射して後述する波長変換部材である蛍光体を用いて白色照明光を生成するための通常観察用の光源である。

【００１８】

上記のレーザ光源ＬＤ１，ＬＤ２，及び第１、第２レーザ光源部ＬＤ－Ａ，ＬＤ－Ｂに搭載される各レーザ光源は、ブロードエリア型のＩｎＧａＮ系レーザダイオードが利用でき、また、ＩｎＧａＮＡｓ系レーザダイオードやＧａＮＡｓ系レーザダイオード等を用いることもできる。

【００１９】

各レーザ光源から出射されるレーザ光は、それぞれ集光レンズ（図示略）により光ファイバに導入される。ＬＤ１とＬＤ２からのレーザ光は、コンバイナ５１により合波され、カプラ５３により２系統に分波された後、コネクタ部２５Ａに伝送される。これにより、ＬＤ１とＬＤ２からのレーザ光は、スペックルが軽減された状態で２系統の光路へ均等に伝送される。なお、コンバイナ５１とカプラ５３を用いずに各レーザ光源ＬＤ１，ＬＤ２からのレーザ光を直接コネクタ部２５Ａに送出して、簡略化した構成にすることもできる。

【００２０】

また、第１レーザ光源部ＬＤ－Ａからのレーザ光は光ファイバ５４Ａ、第２レーザ光源部ＬＤ－Ｂからのレーザ光は光ファイバ５４Ｂを通じて、それぞれコネクタ部２５Ａに伝送される。

【００２１】

コネクタ部２５Ａに伝送された各レーザ光は、コネクタ部２５Ａから内視鏡先端部３５まで延設された光ファイバ５５Ａ～５５Ｄに導入される。レーザ光源ＬＤ１、ＬＤ２からのレーザ光は、光ファイバ５５Ｂ、５５Ｃを通じて内視鏡先端部３５まで導光される。第１レーザ光源部ＬＤ－Ａからのレーザ光は、光ファイバ５５Ａを通じて、第２レーザ光源部ＬＤ－Ｂからのレーザ光は、光ファイバ５５Ｄを通じて、それぞれ内視鏡先端部３５まで導光される。

【００２２】

内視鏡先端部３５には、投光ユニット７１Ａ，７１Ｂ，７１Ｃ，７１Ｄが配置されており、投光ユニット７１Ａには光ファイバ５５Ａ、投光ユニット７１Ｂには光ファイバ５５Ｄ、投光ユニット７１Ｃ，投光ユニット７１Ｄには光ファイバ５５Ｂ，５５Ｃが接続されている。

【００２３】

投光ユニット７１Ａは、光ファイバ５５Ａと光拡散部材５８とを有し、光ファイバ５５Ａの光出射端から出射される光を光拡散部材５８により拡散させて光路先方に照射する構成となっている。投光ユニット７１Ｂは、光ファイバ５５Ｄと光拡散部材５８とを有しており、投光ユニット７１Ａと同様の構成となっている。

【００２４】
投光ユニット７１Ｃは、光ファイバ５５Ｂと蛍光体５７とを有し、光ファイバ５５Ｂの光出射端から出射される光により蛍光体５７を励起発光させ、この発光光と光ファイバ５５Ｂからの出射光と共に光路前方に照射する構成となっている。投光ユニット７１Ｄは、光ファイバ５５Ｃと蛍光体５７とを有しており、投光ユニット７１Ｃと同様の構成となっている。
【００２５】
上記の投光ユニット７１Ａ，７１Ｂの対と、投光ユニット７１Ｃ，７１Ｄの対は、内視鏡先端部３５の観察窓となる対物レンズユニット３９を挟んだ両脇側に配置される。第１の照射部である投光ユニット７１Ｃ，７１Ｄの対からは、白色光が出射され、第２の照射部である投光ユニット７１Ａ，７１Ｂの対からは、特殊光となる第１レーザ光源部ＬＤ－Ａ，第２レーザ光源部ＬＤ－Ｂからのレーザ光が出射される。
【００２６】
なお、光ファイバ５５Ａ～５５Ｄは、マルチモードファイバであり、一例として、コア径１０５μｍ、クラッド径１２５μｍ、外皮となる保護層を含めた径がφ０．３～０．５ｍｍの細径なファイバケーブルを使用できる。
【００２７】
次に、投光ユニットの具体的な構成について説明する。
図３（Ａ）に投光ユニット７１Ａ，７１Ｂの断面構成図、図３（Ｂ）に投光ユニット７１Ｃ，７１Ｄの断面構成図を示した。投光ユニット７１Ａと投光ユニット７１Ｂは、それぞれ同一の構成であって、光拡散部材５８と、光拡散部材５８の外周を覆う筒状のスリーブ部材７３と、スリーブ部材７３の一端側を封止する保護ガラス（照射窓）７５と、スリーブ部材７３内に挿入され光ファイバ５５Ａ（５５Ｄ）を中心軸に保持するフェルール７７とを備えている。また、フェルール７７の後端側から外皮に覆われて延出される光ファイバ５５Ａ（５５Ｄ）には、その外皮の外側を覆うフレキシブルスリーブ７９がスリーブ部材７３との間に挿入されている。
【００２８】
一方、投光ユニット７１Ｃと投光ユニット７１Ｄは同一構成であり、投光ユニット７１Ａ，７１Ｂの光拡散部材５８に代えて蛍光体５７がが配設され、光ファイバ５５Ｂ，５５Ｃから導光される点以外は投光ユニット７１Ａ，７１Ｂと同様の構成となっている。
【００２９】
投光ユニット７１Ｃ，７１Ｄの蛍光体５７は、レーザ光源ＬＤ２からの青色レーザ光の一部を吸収して緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光体物質（例えばＹＡＧ系蛍光体、或いはＢＡＭ（$BaMgAl_{10}O_{17}$）等の蛍光体）を含んで構成される。これにより、青色レーザ光を励起光とする緑色～黄色の発光光と、蛍光体５７により吸収されず透過した青色レーザ光とが合わされて、白色（疑似白色）の照明光が生成される。
【００３０】
図４は、レーザ光源ＬＤ２からの青色レーザ光及び青色レーザ光が蛍光体５７により波長変換された発光スペクトルを示すグラフである。青色レーザ光は、中心波長４４５ｎｍの輝線で表され、青色レーザ光による蛍光体５７からの発光光は、概ね４５０ｎｍ～７００ｎｍの波長帯域で発光強度が増大する分光強度分布となる。この発光光と青色レーザ光によるプロファイルによって、前述した白色光が形成される。本構成例のように、レーザ光源を蛍光体の励起用光源として用いれば、高い発光効率で高強度の白色光が得られる。また、白色光の強度を容易に調整できる上に、白色光の色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。
【００３１】
ここで、本明細書でいう白色光とは、厳密に可視光の全ての波長成分を含むものに限らず、例えば、基準色であるＲ（赤），Ｇ（緑），Ｂ（青）等、特定の波長帯の光を含むものであればよく、例えば、緑色から赤色にかけての波長成分を含む光や、青色から緑色にかけての波長成分を含む光等も広義に含むものとする。

【００３２】
上記の蛍光体５７は、レーザ光の可干渉性により生じるスペックルに起因して、撮像の障害となるノイズの重畳や、動画像表示を行う際のちらつきの発生を防止できる。また、蛍光体５７は、蛍光体を構成する蛍光物質と、充填剤となる固定・固化用樹脂との屈折率差を考慮して、蛍光物質そのものと充填剤に対する粒径を、赤外域の光に対して吸収が小さく、かつ散乱が大きい材料で構成することが好ましい。これにより、赤色や赤外域の光に対して光強度を落とすことなく散乱効果が高められ、光学的損失が小さくなる。
【００３３】
投光ユニット７１Ａ，７１Ｂの光拡散部材５８は、第１レーザ光源部ＬＤ－Ａ，第２レーザ光源部ＬＤ－Ｂからのレーザ光を透過させる透光性樹脂材料からなる。透光性樹脂材料の他にも、例えば透光性セラミックスやガラス等が利用可能である。また、光拡散部材５８は、その表面や中間層等に、微小凹凸や屈折率の異なる粒子（フィラー等）を混在させた光拡散層を設けた構成や、半透明体の材料を用いた構成としてもよい。これにより、光拡散部材５８から出射する光は、光の偏向作用や拡散作用によって所定の照射領域内で光量が均一化された狭帯域波長の光となる。
【００３４】
再び図１に戻り説明する。上記のように青色レーザ光と蛍光体５７からの発光光により形成される白色光、及び各レーザ光から出射される狭幅スペクトルの狭帯域光は、内視鏡先端部３５から被検体の被観察領域に向けて照射される。そして、照明光が照射された被観察領域の様子は、対物レンズユニット３９を通じて、後述する光学フィルタ２７により余分な光成分を除去した後、撮像素子２１により撮像される。
【００３５】
撮像後に撮像素子２１から出力される撮像画像の画像信号は、スコープケーブル５９を通じてＡ／Ｄ変換器６１に伝送されてデジタル信号に変換され、コネクタ部２５Ｂを介してプロセッサ４３の画像処理部６３に入力される。画像処理部６３は、デジタル信号に変換された撮像素子２１からの撮像画像信号に対して、ホワイトバランス補正、ガンマ補正、輪郭強調、色補正等の各種処理を施す。画像処理部６３で処理された撮像画像信号は、制御部６５で各種情報と共に内視鏡観察画像にされ、表示部１５に表示される。また、撮像画像信号は、必要に応じてメモリやストレージ装置からなる記憶部６７に記憶される。
【００３６】
次に、内視鏡先端部の構成について詳細に説明する。
図５は内視鏡先端部の概略的な構成を示す斜視図、図６は図５に示す内視鏡先端部の分解図である。
図５、図６に示すように、内視鏡先端部３５は、長手方向に沿って複数の穿設孔が形成されたステンレス鋼等からなる先端硬性部８７に、前述の投光ユニット７１Ａ～７１Ｄが装填されている。先端硬性部８７は、図１に示した撮像素子２１を含む撮像光学系が収容される穿設孔８７ａを有し、この穿設孔８７ａを中心とする両脇側に穿設孔８７ｂ１，８７ｂ２、及び８７ｃ１，８７ｃ２が形成されている。穿設孔８７ｂ１，８７ｂ２には投光ユニット７１Ａ，７１Ｃが挿入され、穿設孔８７ｃ１，８７ｃ２には投光ユニット７１Ｄ，７１Ｂが挿入される。
【００３７】
また、先端硬性部８７の先端側には先端ゴムキャップ８９が被せられ、また、先端硬性部８７の外周には図示はしない外皮チューブが被せられる。先端ゴムキャップ８９には先端硬性部８７の各穿設孔８７ａ，８７ｂ１，８７ｂ２，８７ｃ１，８７ｃ２，・・・に対応した穿設孔８９ａ，８９ｂ，８９ｃ，・・・が形成されて、対物レンズユニット３９による観察窓や、投光ユニット７１Ａ～７１Ｄの照射口３７Ａ，３７Ｂを開口させている。
【００３８】
ここで、図７に図５のＡ－Ａ断面図を示した。投光ユニット７１Ａ，７１Ｃは、先端硬性部８７の穿設孔８７ｂ１、８７ｃ１に挿入させた後、穿設孔８７ｂ１，８７ｃ１と連通する固定孔９１（図４，図５参照）から止めネジ（イモビス）９３で締め付けることで、

投光ユニット７１Ａ，７１Ｃが先端硬性部８７に固定される。また、投光ユニット７１Ｃ，７１Ｄも同様に止めネジ９３で締め付けることで、先端硬性部８７に固定される。

【００３９】

上記の投光ユニット７１Ａ～７１Ｄを備えた内視鏡の構成によれば、投光ユニット７１Ａ～７１Ｄを先端硬性部８７の穿設孔８７ｂ１，８７ｂ２，８７ｃ１，８７ｃ２に挿通された状態で止めネジ９３によって着脱自在に固定するので、投光ユニット７１Ａ～７１Ｄの交換が容易となり、内視鏡のメンテナンス性が向上する。つまり、内視鏡の長期使用により照明光強度の減衰や色調の変化等の症状が現れたときに、新しい投光ユニットへの取り換えが簡単に行える。

【００４０】

図８は図５に示す内視鏡先端部のＢ方向から見た正面図である。前述したように、投光ユニット７１Ａ，７１Ｃは照射口３７Ａから光を照射し、投光ユニット７１Ｂ，７１Ｄは照射口３７Ｂから光を照射するように、対物レンズユニット３９の両脇側に配置される。そして、光拡散部材５８（図３（Ａ）参照）を備えた投光ユニット７１Ａ，７１Ｂの対は、照射窓となる保護ガラス７５（図３参照）の位置同士を連結する線Ｌ１が、観察窓となる対物レンズユニット３９のレンズ領域内を横切るように配置される。また、蛍光体５７（図３（Ｂ）参照）を備えた投光ユニット７１Ｂ，７１Ｃの対は、保護ガラス７５（図３参照）の位置同士を連結する線Ｌ２が、対物レンズユニット３９のレンズ領域内を横切るように配置される。

【００４１】

つまり、複数の照射窓は、蛍光体５７を介して白色光を照射する一対の照射窓からなる第１照射部（投光ユニット７１Ｃ，７１Ｄ）と、白色光より狭い波長帯の狭帯域光を照射する一対の照射窓からなる第２照射部（投光ユニット７１Ａ，７１Ｂ）からなり、観察窓の中心点Ｐを通って内視鏡先端部３５の先端面３５ａを二等分する直線を境界線Ｌ３としたとき、第１照射部の一対の照射窓が境界線Ｌ３を挟んだ先端面３５ａの両側に配置され、第２照射部の一対の照射窓が境界線Ｌ３を挟んだ先端面３５ａの両側に配置されている。

【００４２】

換言すれば、境界線Ｌ３により二分される夫々の先端面領域Ａ１，Ａ２内に、第１照射部の照射窓（７１Ｃ，７１Ｄ）と第２照射部の照射窓（７１Ａ，７１Ｂ）とがそれぞれ１つずつ配置されている。

【００４３】

本構成例では、対物レンズユニット３９のレンズ領域内で、線Ｌ１とＬ２との交差点を有するように、各投光ユニット７１Ａ～７１Ｄがスペース効率を高めた状態で配置されている。白色照明光を照射する投光ユニット７１Ｃ，７１Ｄは、内視鏡先端部３５の対物レンズユニット３９を挟んだ両脇側の位置に配置されることで、対物レンズユニット３９の両脇から白色光を均等に照射して、照明ムラの発生を防止している。

【００４４】

次に、第１レーザ光源部ＬＤ－Ａ，第２レーザ光源部ＬＤ－Ｂの具体的な構成と、レーザ光源ＬＤ１，ＬＤ２と合わせた光源装置４１について説明する。

図９に光源装置のブロック図を示した。同図に示すように、第１レーザ光源部ＬＤ－Ａ，及び第２レーザ光源部ＬＤ－Ｂは、それぞれ同じ構成となっており、異なる中心発光波長のレーザ光源を複数備える。表１に第１、第２レーザ光源部ＬＤ－Ａ，ＬＤ－Ｂの光源種を示した。

【００４５】

【表１】

第1レーザ光源部	第2レーザ光源部	中心発光波長
LD−A1	LD−B1	375 nm
LD−A2	LD−B2	405 nm
LD−A3	LD−B3	445 nm
LD−A4	LD−B4	473 nm
LD−A5	LD−B5	780 nm

【００４６】
各レーザ光源ＬＤ－Ａ１～Ａ５，ＬＤ－Ｂ１～Ｂ５、及びＬＤ１，ＬＤ２は、光源制御部４９によってそれぞれ個別に点灯タイミング、出射光強度が制御されており、各レーザ光源の組み合わせによって任意の照明光を生成することができる。出射されたレーザ光源ＬＤ－Ａ１～Ａ５からのレーザ光は、コンバイナ９５により合波されて光ファイバ５４Ａに出力される。また同様に、出射されたレーザ光源ＬＤ－Ｂ１～Ｂ５からのレーザ光は、コンバイナ９６により合波されて光ファイバ５４Ｂに出力される。なお、使用する各レーザ光源は、上記表１に示す中心発光波長の±１０ｎｍの範囲に入っていればよく、ＬＤ１，ＬＤ２についても同様である。また、実施する特殊光観察の目的や種類に応じて、適宜発光波長が設定される。

【００４７】
上記構成により、投光ユニット７１Ｃ，７１Ｄからは白色光が出射され、投光ユニット７１Ａ，７１Ｂからは、表１に示すいずれかの波長の狭帯域光が任意の組み合わせで出射される。

【００４８】
次に、撮像光学系について説明する。
撮像光学系は、図１０に示すように、観察領域を撮像する撮像素子２１と、対物レンズユニット３９と、撮像素子２１と対物レンズユニット３９との間に配置された光学フィルタ２７とを有する。光学フィルタ２７は、透光性を有する光学基板１０１の一方の面に、詳細を後述するＬＤ－Ａ５，ＬＤ－Ｂ５からの近赤外光（波長７８０ｎｍ）の成分を除去する近赤外光カットフィルタ１０３が貼着され、他方の面に、詳細を後述するＬＤ－Ａ１，ＬＤ－Ｂ１からの紫外光（波長３７５ｎｍ）の成分を除去する紫外光カットフィルタ１０５が貼着されている。

【００４９】
撮像素子２１は、図１１に撮像光学系と照明光学系の分光特性を示すように、Ｂ，Ｇ，Ｒ光に感度を有する多数の受光画素を備えた２次元イメージセンサである。撮像素子２１の撮像面には、各受光画素に対応してＢ，Ｇ，Ｒのカラーフィルタがベイヤー配列で設けられ、色毎の画像情報が出力される。また、各受光画素は近赤外光にも感度を有しており、そのため、撮像素子２１は、Ｂ光、Ｇ光、Ｒ光、及び近赤外光に対する画像情報の検出が可能となっている。なお、撮像素子２１は、Ｂ，Ｇ，Ｒの基本色に感度を有する原色系の撮像素子の他、シアンＣ、マゼンタＭ、イエロＹ（及びＧ）の基本色に感度を有する補色系の撮像素子であってもよく、Ｃ，Ｍ，ＹからＢ，Ｇ，Ｒに色変換することで原色系の撮像素子と同様に扱える。なお、撮像素子２１のカラーフィルタはベイヤー配列に限らず、更に他の色のカラーフィルタを組み合せた配列であってもよい。

【００５０】
次に、観察モードに対応して、上述した投光ユニット７１Ａ～７１Ｄから、レーザ光源ＬＤ１、ＬＤ２、及び第１、第２レーザ光源部ＬＤ－Ａ，ＬＤ－Ｂの各レーザ光を組み合わせて出射する種々の照明パターンについて説明する。図１２に各照射パターンの例を示した。図中の照射窓Ａ，Ｂ，Ｃ，Ｄは、それぞれ投光ユニット７１Ａ、７１Ｂ，７１Ｃ，

７１Ｄの照射窓を表している。以下、投光ユニット７１Ａ、７１Ｂ，７１Ｃ，７１Ｄの各照射窓を、照射窓Ａ，Ｂ，Ｃ、Ｄと呼称する。

【００５１】

＜第１の照射パターン＞

第１の照射パターンは通常観察時の白色照明のパターンである。光源制御部４９は、レーザ光源ＬＤ２から中心波長４４５ｎｍのレーザ光を出射させ、照射窓Ｃ，Ｄから白色光を出射させる。他のレーザ光源に対しては出力をＯＦＦにして光出射を停止する。

【００５２】

上記のように、照射窓Ｃ，Ｄかの双方から白色光を同時に出射することで、観察部位に凹凸が存在していても照明ムラや影の発生を防止して、均等な照明光下で通常観察が行える。

【００５３】

＜第２の照射パターン＞

第２の照射パターンは、白色照明による通常観察に加えて、組織表層の情報も合わせて観察可能にする照射パターンである。

光源制御部４９は、レーザ光源ＬＤ１からの中心波長４０５ｎｍのレーザ光と、レーザ光源ＬＤ２からの中心波長４４５ｎｍのレーザ光を出射させ、照射窓Ｃ，Ｄから白色光とＬＤ１からのレーザ光とを出射させる。ＬＤ１とＬＤ２の出射光量比は、例えば、ＬＤ１：ＬＤ２で１：４とする。また、他のレーザ光源に対しては出力をＯＦＦにして光出射を停止する。

【００５４】

ＬＤ２の光量をＬＤ１の光量より多くすることで、遠景をより明るく観察でき、組織表層の情報も合わせて観察可能になる。

【００５５】

ＬＤ１とＬＤ２の照射タイミングは、白色光による照明、狭帯域光（ＬＤ１のレーザ光）による照明を交互に行ってもよく、白色光と狭帯域光による照明を同時に行ってもよい。

【００５６】

この照明パターンによれば、白色光に加えて短波長の狭帯域光が照射されることで、通常観察時でも、遠景を明るくさせた観察画像に加えて、粘膜組織表層の毛細血管を強調した画像成分が得られる。

【００５７】

＜第３の照射パターン＞

第３の照射パターンは、特に組織表層の血管や粘膜微細模様の強調表示を行って観察するための照射パターンである。

光源制御部４９は、レーザ光源ＬＤ１からの中心波長４０５ｎｍのレーザ光と、レーザ光源ＬＤ２からの中心波長４４５ｎｍのレーザ光を出射させ、照射窓Ｃ，Ｄから白色光とＬＤ１からのレーザ光（狭帯域光）を出射させる。ＬＤ１とＬＤ２の出射光量比は、例えば、ＬＤ１：ＬＤ２で７：１とする。また、他のレーザ光源に対しては出力をＯＦＦにして光出射を停止する。

【００５８】

ＬＤ１の光量をＬＤ２の光量より多くすることで、近景観察時において、より詳しい組織表層の観察が可能になる。

【００５９】

この照明パターンによれば、粘膜組織表層の毛細血管の微細構造、粘膜組織の微細模様を強調した画像成分が得られる。このような狭帯域光観察においては、通常観察では得られない組織表層の情報が容易に確認できる。

【００６０】

また、ＬＤ１の出射光量をＬＤ２より増大させることで、表層血管をより強調した観察画像が得られ、ＬＤ１とＬＤ２の出射光量比を任意に変更することで、表層血管の深さ方

向の分布を観察することもできる。更に、ＬＤ１とＬＤ２からのレーザ光の双方が同じ照射窓Ａ，Ｂから出射されるため、観察画像を演算処理する際、双方のレーザ光の照明条件を高い精度で一致させることができる。その結果、照明光の違いによる観察画像の変化を正確に抽出することができる。

【００６１】

ＬＤ１とＬＤ２の出射光量比の変更は、図１に示す内視鏡１１の切り替えスイッチ８１の操作、入力部１７からの操作、或いは光源装置４１によって、任意のタイミング、又はプログラムされた規定のタイミングで行うことができる。また、予めプリセットされた出射光量比にスイッチ操作等で設定する構成にすれば、通常観察画像と、組織表層の強調画像とを簡単に切り替えることができ、内視鏡診断の作業を軽減できる。

【００６２】

＜第４の照射パターン＞

第４の照射パターンは、蛍光観察を行う照射パターンである。

光源制御部４９は、レーザ光源ＬＤ１からの中心波長４０５ｎｍのレーザ光と、レーザ光源ＬＤ２からの中心波長４４５ｎｍのレーザ光のいずれか、又は両方を出射させ、照射窓Ｃ，Ｄから白色光、又は白色光及びＬＤ１からのレーザ光（狭帯域光）を出射させる。また、ＬＤ－Ａ２及びＬＤ－Ｂ２から中心波長４０５ｎｍのレーザ光を出射させ、照射窓Ａ，Ｂから出射させる。他のレーザ光源に対しては出力をＯＦＦにして光出射を停止する。

【００６３】

照射窓Ａ，Ｂと、照射窓Ｃ，Ｄからの光出射タイミングは、図１３に示すように、撮像素子の撮像フレームに同期して設定され、撮像フレーム毎に交互に光出射し、同時には出射しないようにする。つまり、照射窓Ｃ，Ｄから白色光、又は白色光と狭帯域光を出射して撮像する第１フレームと、照射窓Ａ，Ｂから波長４０５ｎｍの励起光を照射して撮像する第２フレームとを繰り返し取得する。これら各フレーム画像は、適宜な画像処理を施してフレーム毎に表示部１５（図１参照）に表示させる。又は各フレーム画像を合成して表示させる。

【００６４】

上記の第１フレームは観察位置を確認するための画像で、第２フレームが自家蛍光、薬剤蛍光を観察する診断用の画像である。なお、第１，第２フレームの他に更に他のフレームが取得される構成であってもよい。

【００６５】

照射窓Ａ，Ｂから出射する励起光は、生体からの自家蛍光を得るために用いられる。自家蛍光を生じる物質としては、ニコチンアミドアデニンジヌクレオチド（ＮＡＤＨ）、コラーゲン等が挙げられる。ＮＡＤＨは、結腸内の上皮の生体組織に多く含まれており、生体組織に病変（例えば腫瘍や癌）がある箇所では減少する傾向があることが知られている。そのため、被検体に励起光を照射して自家蛍光を観察することで、生体組織に病変が生じている箇所を、ＮＡＤＨによる自家蛍光が弱くなったことから判別できる。

【００６６】

また、コラーゲンは、皮膚、結合組織等の粘膜下層の生体組織に多く含まれている。そして、生体組織に病変が生じている箇所では、粘膜が厚くなる傾向があることも知られている。このように粘膜が厚くなると、励起光が粘膜下層まで届き難くなるため、被検体に励起光を照射した場合には、生体組織に病変が生じている箇所のコラーゲンによる自家蛍光も弱くなる。このことを利用して病変部を発見・診断できる。

【００６７】

また、照射窓Ａ，Ｂから出射する励起光は、生体内に導入した蛍光薬剤からの薬剤蛍光を得るために用いられる。蛍光薬剤としては、表２に示すフォトフリン、レザフィリン、ビスダイン、５－ＡＬＡ（アミノレブリン酸）のいずれの蛍光薬剤を使用できる。いずれの蛍光薬剤を使用した場合でも中心波長４０５ｎｍのレーザ光により励起発光する。なお、５－ＡＬＡの蛍光はプロトポルフィリンIXの蓄積によるもので、病巣の進行によって蛍

光の波長比が変化する。

【００６８】

【表２】

薬剤名	励起波長	発光波長
フォトフリン	405nm	660nm
レザフィリン	405nm	660nm
ビスダイン	405nm	660nm
5－ALA	405nm	635/670nm

【００６９】

この照明パターンによれば、照射窓Ａ，Ｂの双方から励起光を被検体へ均等に照射することで、撮像画面全体からの自家蛍光、薬剤蛍光を観察できる。また、各フレーム画像を共に表示することで、白色照明による観察画像と、蛍光観察画像とを比較しながら観察でき、より正確な診断が可能となる。

【００７０】

また、照射窓Ａ，Ｂから出射される狭帯域光は、ＬＤ－Ａ２，ＬＤ－Ｂ２からのレーザ光が光拡散部材５８（図３（Ａ）参照）を通して出射され、蛍光体を透過することがない。このため、蛍光体の発光成分が生体組織からの蛍光と混合して、観察画像にノイズとして現れることがなく、また、蛍光体の光吸収や光拡散作用により、出射光強度を低下させることがない。

【００７１】

なお、各照射窓からの出射光の切り替えは、フレーム毎に切り替える他に、図１に示す内視鏡１１の切り替えスイッチ８１の操作、入力部１７からの操作、或いは光源装置４１によって、任意のタイミング、又はプログラムされた規定のタイミングで行うことができる。

【００７２】

＜第５の照射パターン＞

第５の照射パターンは、血中酸素飽和度と血管深さを検出するための照射パターンである。　光源制御部４９は、レーザ光源ＬＤ１からの中心波長４０５ｎｍのレーザ光と、レーザ光源ＬＤ２からの中心波長４４５ｎｍのレーザ光のいずれか、又は両方を出射させ、照射窓Ｃ，Ｄから白色光、又は白色光及びＬＤ１からのレーザ光（狭帯域光）を出射させる。また、ＬＤ－Ａ２（中心波長４０５ｎｍ）、ＬＤ－Ａ３（中心波長４４５ｎｍ）、ＬＤ－Ａ４（中心波長４７３ｎｍ）、及びＬＤ－Ｂ２（中心波長４０５ｎｍ）、ＬＤ－Ｂ３（中心波長４４５ｎｍ）、ＬＤ－Ｂ４（中心波長４７３ｎｍ）のレーザ光を選択的に出射させ、照射窓Ａ，Ｂからそれぞれ出射させる。他のレーザ光源に対しては出力をＯＦＦにして光出射を停止する。

【００７３】

照射窓Ｃ，Ｄからの出射光は白色照明用であり、照明窓Ａ，Ｂからの出射光は血中酸素飽和度と血管深さの検出用の照明光となる。

【００７４】

照射窓Ａ，Ｂと、照射窓Ｃ，Ｄからの光出射タイミングは、前述の図１３に示すように撮像フレーム毎に交互に行い、同時には照射せずに撮像フレーム毎に切り替える。つまり、照射窓Ａ，Ｂと照射窓Ｃ，Ｄは排他的に光出射することになる。

【００７５】

この照射パターンでは、血液中の赤血球に含まれるヘモグロビンの中で、酸化ヘモグロビンHbO_2と、酸素放出後の還元ヘモグロビンＨｂの吸光スペクトルの差を利用して、観察領域の酸素飽和度と血管深さを求めることができる。図１４に酸化ヘモグロビンＨｂ

O_2と還元ヘモグロビンＨｂに対する吸光度の分光特性を示した。同図に示すように、波長４０５ｎｍ付近では双方の吸光度は略等しく、波長４４５ｎｍ付近では還元ヘモグロビンＨｂが酸化ヘモグロビンHbO_2よりも吸光度が高く、波長４７３ｎｍ付近では酸化ヘモグロビンHbO_2が還元ヘモグロビンＨｂよりも吸光度が高くなっている。また、レーザ光の粘膜組織表層からの深達度は、レーザ光の波長が短い程浅くなる特性を有するので、波長が４０５ｎｍ、４４５ｎｍ、４７３ｎｍの順で深くなる。

【００７６】

これらの特性を利用して、次のように観察領域の酸素飽和度と、観察領域に映出された血管深さとを求める。

（１）還元ヘモグロビンＨｂの吸光度が高い中心波長４４５ｎｍのレーザ光を照射したときの、このレーザ光の戻り光成分を検出した撮像画像輝度値Ｓ１を求める。

（２）酸化ヘモグロビンHbO_2の吸光度が高い中心波長４７３ｎｍのレーザ光を照射したときの、このレーザ光の戻り光成分を検出した撮像画像輝度値Ｓ２を求る。

（３）吸光度の略等しい中心波長４０５ｎｍを照射したときの、このレーザ光の戻り光成分を検出した撮像画像輝度値Ｓ３を求める。

（４）Ｓ１，Ｓ２の値をそれぞれＳ３の値で標準化する。即ち、Ｓ１／Ｓ３、Ｓ２／Ｓ３の値を求める。

【００７７】

（５）図１５に示すように、Ｓ１／Ｓ３の値と、Ｓ２／Ｓ３の値の大小を直交二軸で表した２次元マップを生成し、この２次元マップ上に、上記で求めたＳ１／Ｓ３、Ｓ２／Ｓ３の値をプロットする。２次元マップ上では、Ｓ１／Ｓ３の値が大きい程、酸素飽和度が高く、血管深さが浅いものとなり、Ｓ１／Ｓ３の値が小さい程、酸素飽和度が低く、血管深さが深くなる。また、Ｓ２／Ｓ３の値が大きい程、酸素飽和度が低く、血管深さが浅くなり、Ｓ２／Ｓ３の値が小さい程、酸素飽和度が高く、血管深さが深いものとなる。これらの関係により、観察領域における酸素飽和度の高低、血管深さの情報が求められる。

【００７８】

上記の撮像画像輝度値Ｓ１，Ｓ２，Ｓ３は、各照射窓からの出射光を切り替えて撮像して得られる撮像画像データから求める。図１６に撮像フレームに対応して各照射窓からの出射光を切り替える第１の制御例を示した。第１の制御例における観察画像は第１～第４フレームからなる。第１フレームは、照射窓Ｃ，Ｄからの白色照明による観察画像で、通常観察画像となる。第２フレームは、照射窓Ａ，ＢからのＬＤ－Ａ２，ＬＤ－Ｂ２（中心波長４０５ｎｍ）の狭帯域光による観察画像で、第３フレームは照射窓Ａ，ＢからのＬＤ－Ａ３，ＬＤ－Ｂ３（中心波長４４５ｎｍ）の狭帯域光による観察画像で、第４フレームは照射窓Ａ，ＢからのＬＤ－Ａ４，ＬＤ－Ｂ４（中心波長４７３ｎｍ）の狭帯域光による観察画像である。

【００７９】

上記第１の制御例によれば、第２フレームからＳ３が求められ、第３フレームからＳ１が求められ、第４フレームからＳ２が求められる。

【００８０】

また、撮像画像輝度値Ｓ１，Ｓ２，Ｓ３は、撮像素子２１のＢ，Ｇの受光感度の差を利用すれば、異なる２種類のレーザ光を同時に照射して求めることもできる。

図１７に中心波長４０５ｎｍ、４４５ｎｍ、４７３ｎｍの各レーザ光の分光プロファイルと、撮像素子２１のＢ，Ｇ，Ｒの検出感度を示した。同図に示すように、撮像素子２１のＢ光検出範囲には、上記各レーザ光の波長成分が含まれ、Ｇ光検出範囲には、４７３ｎｍの波長成分のみ含まれる。そこで、中心波長４４５ｎｍのレーザ光と、中心波長４７３ｎｍのレーザ光とを同時に照射して撮像し、そのときのＢ光検出信号からＧ光検出信号を減算処理することで、中心波長４４５ｎｍのレーザ光成分（Ｓ１）だけを選択的に抽出できる。また、中心波長４７３ｎｍのレーザ光成分（Ｓ２）はＧ光検出信号により得られる。

【００８１】

図１８に撮像フレームに対応して各照射窓からの出射光を切り替える第２の制御例を示した。

第２の制御例における観察画像は第１～第３フレームからなる。第１フレームは、照射窓Ｃ，Ｄからの白色照明による観察画像で、通常観察画像となる。第２フレームは、照射窓Ａ，ＢからのＬＤ－Ａ２，ＬＤ－Ｂ２（中心波長４０５ｎｍ）の狭帯域光による観察画像で、第３フレームは照射窓ＡからのＬＤ－Ａ３（中心波長４４５ｎｍ）及び照射窓ＢからのＬＤ－Ｂ４（中心波長４７３ｎｍ）の狭帯域光を同時照射した観察画像である。

【００８２】

第２の制御例のように、同フレーム内で異なる波長の狭帯域光を同時に照射することで、フレームレートを向上でき、これにより、動画像の表示が一層スムーズになる。特に血中酸素濃度の観察には、生体の状態変化を高い応答性で検出することで、病変の見逃しをなくし、診断精度の向上に寄与できる。また、内視鏡先端部を移動する際に、撮像画面が流れて表示が乱れやすくなるが、フレームレートを上げることで表示の乱れが少なくなり、被検体内における観察位置を把握しやすくなる。

【００８３】

また、Ｓ１，Ｓ３を求める際に、ＬＤ１，ＬＤ２を用いることもできる。その場合、蛍光体５７から蛍光が発生することがあるが、この蛍光はＬＤ１，ＬＤ２からのレーザ光の波長帯から離れた長波長側に現れる。そのため、Ｒ，Ｇ，Ｂのカラー撮像素子のＢ撮像信号のみ検出値として用いることで、蛍光成分を選択的に除去してＬＤ１，ＬＤ２からのレーザ光の戻り光成分のみを検出できる。

【００８４】

＜第６の照射パターン＞

第６の照射パターンは、赤外光観察を行う照射パターンである。　光源制御部４９は、レーザ光源ＬＤ１からの中心波長４０５ｎｍのレーザ光と、レーザ光源ＬＤ２からの中心波長４４５ｎｍのレーザ光のいずれか、又は両方を出射させ、照射窓Ｃ，Ｄから白色光、又は白色光及びＬＤ１からのレーザ光（狭帯域光）を出射させる。また、ＬＤ－Ａ５、ＬＤ－Ｂ５（中心波長７８０ｎｍ）のレーザ光を出射させ、照射窓Ａ、Ｂから出射させる。

【００８５】

この場合も、照射窓Ｃ，Ｄからの出射光は白色照明用であり、照明窓Ａ，Ｂからの出射光は赤外光観察用の照明光となる。また、照射窓Ａ，Ｂと、照射窓Ｃ，Ｄからの光出射タイミングは、前述の図１３に示すように撮像フレーム毎に交互に行う。

【００８６】

中心波長７８０ｎｍのレーザ光は、粘膜組織深層の血管情報を観察するために用いられ、ＩＣＧを利用した赤外光観察や血管ナビゲーションを行うことができる。ＩＣＧは、血中で蛋白と結合した状態となり、図１１に示すように、波長７５０～８５０ｎｍの近赤外光を吸収し、ＩＣＧ蛍光プロファイルＰＦ１で示される近赤外蛍光を発生する。

【００８７】

この照明パターンによれば、照射窓Ｃ，Ｄからの白色光に加えて、照射窓Ａ，Ｂから近赤外光を照射できるため、通常観察と、特に可視光では得ることの難しい粘膜組織深層の血管情報の抽出が行える。

【００８８】

例えばこの投光ユニットを気管支周辺の血管の位置情報を得るための内視鏡ナビゲーションシステムに適用する場合には、血管内に注入したＩＣＧに向けて中心波長７８０ｎｍのレーザ光を照射する。すると、血液とＩＣＧが反応した部分でピーク波長８３０ｎｍのブロードな分光特性の蛍光が発生するので、この発生した蛍光を目印にすることで、位置精度を高めて正確な処置が行える。更に複数の投光ユニットを用いるので、各投光ユニットからの光を合わせて高強度の光照射が可能となる。

【００８９】

＜第７の照射パターン＞

第７の照射パターンは、近紫外光を励起光とする蛍光薬剤を用いた薬剤蛍光観察を行う

照射パターンである。　光源制御部４９は、レーザ光源ＬＤ１からの中心波長４０５ｎｍのレーザ光と、レーザ光源ＬＤ２からの中心波長４４５ｎｍのレーザ光のいずれか、又は両方を出射させ、照射窓Ｃ，Ｄから白色光、又は白色光及びＬＤ１からのレーザ光（狭帯域光）を出射させる。また、ＬＤ－Ａ１、ＬＤ－Ｂ１（中心波長３７５ｎｍ）のレーザ光を出射させ、照射窓Ａ、Ｂから出射させる。この場合も、照射窓Ａ，Ｂと、照射窓Ｃ，Ｄからの光出射タイミングは、前述の図１３に示すように撮像フレーム毎に交互に行う。

【００９０】

ルシフェラーゼは、図１１に示すように、波長３７５ｎｍの近紫外光に励起して、波長４９０ｎｍを最大とするルシフェラーゼ蛍光プロファイルＰＦ２で示される蛍光を発生する。この照明パターンによれば、白色光に加えて近紫外光を照射できるため、特にＩＣＧでは得ることの難しい粘膜組織表層の情報を、視認性の高い青緑のスペクトル光で観察することができる。

【００９１】

＜第８の照射パターン＞

第８の照射パターンは、前述した第６の照射パターンによるＩＣＧによる蛍光観察と、第７の照射パターンによるルシフェラーゼによる蛍光観察とを組み合わせて血管画像を取得する照射パターンである。

【００９２】

ＩＣＧの励起光となる近赤外光（ＬＤ－Ａ５，ＬＤ－Ｂ５のレーザ光）は、体表から比較的深層まで到達するため、図１９に示すような体表から１ｍｍ～３ｍｍ程度の深層に存在する深層の血管像をＩＣＧによる蛍光観察画像により取得できるが、体表から１ｍｍ程度の表層に存在する表層血管像は鮮鋭度が低下する。一方、ルシフェラーゼの励起光である近紫外光（ＬＤ－Ａ１，ＬＤ－Ｂ１のレーザ光）は短波長であるため、ルシフェラーゼ蛍光画像には体表から１ｍｍ程度の表層に存在する表層血管像が鮮明に表れるが、深層血管像は観察できない。

【００９３】

そこで、ＩＣＧの蛍光画像とルシフェラーゼの蛍光画像を用い、近赤外光と近紫外光の光量比を変更することによって、深層から表層までの血管像を各深さ範囲に応じて適切に観察することができる。

【００９４】

また、深部血管像のみを取得する際、ＩＣＧの蛍光画像のみを取得したのでは、このＩＣＧの蛍光画像には深部血管画像だけでなく表層血管像の情報も含まれるため、この表層血管像が不要な情報として現れてしまう。一方、上述したようにルシフェラーゼの蛍光画像は表層血管像の情報のみを含むものとなる。

【００９５】

そのため、深部血管像のみを取得する際は、図２０に示すように、ＩＣＧの蛍光画像からルシフェラーゼの蛍光画像を減算（差分演算）することによって深部血管像を取得する。この減算を適切に行うためには、ＩＣＧの蛍光画像信号の大きさとルシフェラーゼ蛍光の画像信号との大きさが同じになるように近赤外光と近紫外光の光量比を変更するとよい。

【００９６】

上記のＩＣＧの蛍光画像と、ルシフェラーゼの蛍光画像とを演算処理して深層血管像を求める手順を説明する。

第６の照射パターンで照明されたＩＣＧの蛍光画像と、第７の照射パターンで照明されたルシフェラーゼの蛍光画像は、図１に示す画像処理部６３でそれぞれ一時的に記憶して、画像処理部６３で血管抽出処理を施す。

【００９７】

この血管抽出処理は、線分抽出処理を行うことによって行われる。ここでは一例として、エッジ検出とそのエッジ検出によって検出したエッジから孤立点を除去することによって線分抽出処理を行う。エッジ検出方法としては、例えば、１次微分を用いたキャニー法

を用いることができる。

【００９８】

図２１はキャニー法によるエッジ検出を用いた線分抽出処理を説明するためのフローチャートである。同図に示すように、まず、ＩＣＧの蛍光画像信号、及びルシフェラーゼの蛍光画像信号のそれぞれに対し、ＤＯＧ（Derivative of Gaussian）フィルタを用いたフィルタ処理を施す（Ｓ１、Ｓ２）。このＤＯＧフィルタを用いたフィルタ処理は、ノイズを減らすためのガウシアンフィルタ処理（平滑化処理）と濃度勾配を検出するためのｘ，ｙ方向（ｘ、ｙは２次元画像の長軸と短軸を表す）の１次微分フィルタ処理とを組み合わせた処理である。

【００９９】

そして、フィルタ処理後のＩＣＧの蛍光画像信号、及びフィルタ処理後のルシフェラーゼの蛍光画像信号のそれぞれについて、濃度勾配の大きさと方向を計算する（Ｓ３）。そして、濃度勾配の極大点を抽出し、それ以外の非極大点を除去する（Ｓ４）。

【０１００】

そして、抽出した極大点と所定の閾値とを比較し、所定の閾値以上の極大点を「エッジ」として検出する（Ｓ５）。更に、極大点であり所定の閾値以上であるが、連続したエッジを構成していない孤立点を除去する（Ｓ６）。孤立点の除去処理は、血管としては適当でない孤立点をエッジ検出結果から除去するための処理で、具体的には、検出された各エッジの長さをチェックすることによって孤立点を検出する。

【０１０１】

なお、エッジ検出のアルゴリズムは、上記に限らず、ノイズを減らすためのガウシアンフィルタ処理と２次微分処理とを行ってエッジを抽出するラプラシアンフィルタを組み合わせたＬＯＧ（Laplace of Gaussian）フィルタを用いてエッジ検出を行うようにしてもよい。

【０１０２】

なお、ここではエッジ検出を用いた線分抽出処理を行うことによって血管抽出を行うようにしたが、これに限らず、血管部分を抽出する処理であれば、例えば、色相や輝度を用いた処理等、如何なる処理を用いてもよい。

【０１０３】

上述のように血管抽出処理を行うことによって、ＩＣＧの蛍光画像信号及びルシフェラーゼの蛍光画像信号のそれぞれについて、ＩＣＧ蛍光による血管像、及びルシフェラーゼ蛍光による血管像がそれぞれ生成される。図２０に示すように、このルシフェラーゼ蛍光の観察画像（血管像）１１３は、被観察部の体表から１ｍｍの表層に存在する表層血管像を表すものとなり、ＩＣＧ蛍光の観察画像（血管像）１１１は、上記表層血管像と体表から１ｍｍ～３ｍｍの深層に存在する深部血管像との両方を含むものとなる。

【０１０４】

そして、画像処理部６３（図１参照）は、上記の通り生成されたＩＣＧ蛍光の血管像の信号と、ルシフェラーゼ蛍光の血管像の信号とのレベル合わせを行った後、双方の信号の差分を求める。このとき得られる画像信号が、深部血管像１１５（図２０参照）の信号となる。

【０１０５】

上記の血管抽出処理は、照射窓Ａ，Ｂから３７５ｎｍ、７８０ｎｍの狭帯域光を出射し、撮像した画像に基づいて行われる。図２２に照射パターンの第１の制御例、図２３に照射パターンの第２の制御例を示す。

図２２に示すように、第１の制御例における撮像画像は第１、第２，第３撮像フレームからなる。第１フレームは、照射窓Ｃ，Ｄからの白色照明による観察画像で通常観察画像となる。第２フレームは、照射窓Ａ，ＢからのＬＤ－Ａ１，ＬＤ－Ｂ１（中心波長３７５ｎｍ）の狭帯域光による蛍光観察画像で、ルシフェラーゼ蛍光の観察画像となる。第３フレームは、照射窓Ａ，ＢからのＬＤ－Ａ５，ＬＤ－Ｂ５（中心波長７８０ｎｍ）の狭帯域光による蛍光観察画像で、ＩＣＧ蛍光の観察画像となる。

【０１０６】
これら第１，第２、第３フレームの撮像画像を画像処理部６３（図１参照）に一時的に記憶して、各フレーム画像に対する演算処理を行う。即ち、画像処理部６３によって、図２０に示す第２フレームのルシフェラーゼ蛍光の観察画像１１３と、第３フレームのＩＣＧ蛍光の観察画像１１１との差分を求めて、深部血管像１１７を得る。得られた深部血管像１１７を、第１フレームの白色照明による観察画像と合わせて表示部１５（図１参照）に表示させる。
【０１０７】
この第１の制御例によれば、第２，第３フレームから深部血管像を求め、この深部血管像を第１フレームの白色照明による観察画像と共に表示することで、組織深層の構造がより明瞭に観察できる。
【０１０８】
第２の制御例においては、図２３に示すように、撮像画像は第１、第２撮像フレームからなる。第１フレームは、照射窓Ｃ，Ｄからの白色照明による観察画像で通常観察画像となる。第２フレームは、照射窓ＡからのＬＤ－Ａ１（中心波長３７５ｎｍ）の狭帯域光と、照射窓ＢからのＬＤ－Ｂ５（中心波長７８０ｎｍ）の狭帯域光とを同時に照射した、ルシフェラーゼ蛍光及びＩＣＧ蛍光の観察画像となる。
【０１０９】
ここで、図１１に示すように、ルシフェラーゼの励起光は波長３７５ｎｍで、波長４９０ｎｍ付近のルシフェラーゼ蛍光プロファイルＰＦ２は、撮像素子のＢ光信号として検出され、一部がＧ光信号として検出される。一方、ＩＣＧの励起光は波長７８０ｎｍで、波長８２０ｎｍ付近のＩＣＧ蛍光プロファイルＰＦ１は、本構成の撮像素子２１では、Ｇ，Ｂ，Ｒ光信号として検出される。即ち、本構成の撮像素子２１は、一般的な約７００ｎｍ以上の波長光成分をカットするＩＲカットフィルタを設けていないため、Ｇ，Ｂ，Ｒの各受光画素からＩＣＧ蛍光プロファイルの検出信号が得られる。
【０１１０】
そのため、本構成の撮像素子ではルシフェラーゼ蛍光プロファイルＰＦ２の光強度のみを直接的に検出することはできないが、ＩＣＧ蛍光プロファイルＰＦ１のみ検出する撮像素子のＲ光信号を利用することで検出が可能となる。即ち、ルシフェラーゼ蛍光プロファイルＰＦ２の光強度を検出するには、撮像素子のＢ光信号（ＰＦ１＋ＰＦ２）からＲ光信号（ＰＦ１）を減算することで、ルシフェラーゼ蛍光プロファイルＰＦ２の光強度のみを選択的に検出できる。
【０１１１】
上記の第２の制御例によれば、撮像フレームが第１、第２フレームの２フレームからなるので、フレームレートを向上でき、これにより、動画像の表示が一層スムーズになる。特に内視鏡観察画像を表示する場合は、内視鏡先端部を移動する際に、撮像画面が流れて表示が乱れやすくなるが、フレームレートを上げることで表示の乱れが少なくなり、被検体内における観察位置を把握しやすくなる。
【０１１２】
次に、以上説明した内視鏡装置の変形例を説明する。
＜第１変形例＞
本変形例では、撮像光学系の構成を図２４に示す構成とする。ここでは、本変形例の構成を前述の第８の照射パターンに利用する場合で説明する。同図に示すように、この撮像光学系は、近赤外の励起光の照射によって被観察領域から発せられたＩＣＧ蛍光像を撮像して被観察領域のＩＣＧ蛍光の画像信号を生成する第１の撮像系１２１と、近紫外の励起光の照射によって被観察領域から発せられたルシフェラーゼ蛍光像を撮像して被観察領域のルシフェラーゼ蛍光の画像信号を生成すると共に、白色光の照射によって被観察領域から反射された通常観察画像を撮像して被観察領域の通常画像信号を生成する第２の撮像系１２３とを備える。
【０１１３】

第１の撮像系１２１は、被観察領域から発せられたＩＣＧ蛍光像を透過させるダイクロイックプリズム１２５と、ダイクロイックプリズム１２５を透過したＩＣＧ蛍光像を透過すると共に、ダイクロイックプリズム１２５を透過した近赤外の励起光をカットする近赤外光カットフィルタ１０３と、近赤外光カットフィルタ１０３を透過したＩＣＧ蛍光像を結像する第１結像光学系１２７と、第１結像光学系１２７により結像されたＩＣＧ蛍光像を撮像する第１撮像素子２１Ａとから構成されている。

【０１１４】

第２の撮像系１２３は、被観察領域から反射された通常観察画像及びルシフェラーゼ蛍光像を直角方向に反射するするダイクロイックプリズム１２５と、ダイクロイックプリズム１２５により反射された通常観察画像及びルシフェラーゼ蛍光像を結像する第２結像光学系１２９と、第２結像光学系１２９によって結像された通常観察画像及びルシフェラーゼ蛍光像を異なるタイミングで撮像する第２撮像素子２１Ｂとから構成されている。

【０１１５】

また、ダイクロイックプリズム１２５の光入射面には、近紫外光の入射をカットするための紫外光カットフィルタ１０５が設けられている。紫外光カットフィルタ１０５は、紫外光の波長帯域３７５ｎｍをカットする。

【０１１６】

第２撮像素子２１Ｂは、約７００ｎｍ以上の波長成分をカットするＩＲカットフィルタを受光面上に備えており、８２０ｎｍ付近の波長帯で発光するＩＣＧ蛍光像を検出することがない。従って、中心波長３７５ｎｍの狭帯域光と、中心波長７８０ｎｍの狭帯域光とを同時に照射した場合でも、ＩＣＧ蛍光像の影響を受けることなく、中心波長３７５ｎｍのレシフェラーゼ蛍光像を検出できる。

【０１１７】

本変形例の撮像光学系によれば、被観察領域からの戻り光を２つの撮像素子を用いて検出することで、特に微弱な光を、比較的高強度な光を検出する第２撮像素子２１Ｂとは区別して高感度な第１撮像素子２１Ａにより、高精度に検出することができる。つまり、ＩＣＧ蛍光像は微弱であるため、ＩＣＧ蛍光像を検出する第１撮像素子２１Ａを高感度な撮像素子にすることで、より高品位な観察画像が得られる。

【０１１８】

具体的な第１撮像素子２１Ａの構成としては、ベイヤー配列にされたＢ，Ｇ，Ｒ各色を検出する受光画素全てをＩＣＧ蛍光像の検出用に利用して、２×２画素を画素加算（ビニング）する構成が挙げられる。画素加算は、受光画素のフォトダイオードに蓄積される信号電荷を読み出して加算する方式、各画素の輝度値をデータ化した後に演算により加算する方式のいずれであってもよい。

【０１１９】

また、第１撮像素子２１Ａを第２撮像素子２１Ｂより画素サイズが大きい、即ち、個々のフォトダイオードの受光面積が大きい撮像素子としてもよく、第1撮像素子２１Ａをカラーフィルタのない、モノクロの撮像素子としてもよい。

【０１２０】

上記のように、ルシフェラーゼ励起用の光と、ＩＣＧ励起用の光とを同時に照射しても、第１、第２撮像素子２１Ａ，２１Ｂによって、前述の検出色間の演算を伴うことなく、各蛍光画像をそれぞれ分離して検出できる。そのため、異種の蛍光画像の同時検出が容易に可能となる。なお、第８の照射パターンに限らず、第１～第７の照射パターンに対しても本構成を適用可能である。

【０１２１】

＜第２変形例＞

本変形例においては、短波長の照明光を出射する照射窓を、他の照射窓より観察窓の近くに配置する。これにより、近接撮影時に発生する観察波長毎の異なる光量ムラを低減できる。

図２５に内視鏡先端部の先端面を示した。同図に示すように、内視鏡先端部３５の先端

面３５ａに配置された観察窓、即ち、対物レンズユニット３９を中心として、二対の照射窓がそれぞれ対物レンズユニット３９を跨いで配置されている。二対の照射窓とは、短波長の光を出射する投光ユニット７１Ａ，７１Ｂの対と、白色光を照射する投光ユニット７１Ｃ，７１Ｄの対である。

【０１２２】

投光ユニット７１Ａと投光ユニット７１Ｂは、対物レンズユニット３９の観察窓中心から距離Ｌａの位置にそれぞれ配置されている。投光ユニット７１Ｃと投光ユニット７１Ｄは、観察窓中心から距離Ｌａより長いＬｂの位置にそれぞれ配置されている。つまり、投光ユニット７１Ａ，７１Ｂは、先端面３５ａ内で投光ユニット７１Ｃ，７１Ｄより内側になるように配置されている。

【０１２３】

上記のように、一対の第１出射窓と、この一対の第１出射窓より短波長の光を出射する一対の第２出射窓を内視鏡先端部３５の先端面３５ａに配置する際、一対の第２出射窓を、一対の第１出射窓より内側に配置することの利点を以下に説明する。

【０１２４】

内視鏡の拡大観察時においては、内視鏡先端と被写体との距離が１～３ｍｍ程度での撮影となり、通常の内視鏡の画角が１２０°～１４０°程度であるのに対して、５０°～６０°程度となることが多い。図２６に内視鏡先端部３５の概略的な断面図を示した。同図に示す撮像素子２１を有する観察窓１３１から距離Ｈの近接撮影を行うと、画面中央部分に届く光が周辺部分に届く光と比較して少なくなり、観察画像に光量ムラが発生する。

【０１２５】

この光量ムラは以下のような理由で色毎に異なったものになる。即ち、観察窓１３１を挟み、観察窓１３１から等距離に配置された照射窓１３３Ａ，１３３Ｂから出力される光のうち、比較的長波長となる赤色光成分は、生体組織である被観察領域１３５表面からの反射だけでなく、生体内部１３７で散乱される。その結果、この散乱光が観察画面の中心部分に届く一方、短波長の青色光成分は、生体内部１３７では、すぐに減衰してしまい、生体表面からの反射光のみが観察画面の中央部分に届く。

【０１２６】

このため、観察窓１３１から検出される光は、色毎に表すと図２７に示すグラフのようになる。同図は観察画面の中央画素値を基準としたＲ，Ｇ，Ｂ検出光の光量比分布を示している。赤色光Ｒは、観察画面における水平画素列のどの位置でも光量比１．０近傍で平坦となり、光量ムラが少ない。一方、Ｒより短波長の緑色光成分Ｇ、青色光成分Ｂは、水平画素列中心と比較して、周辺、即ち、照射窓１３３Ａ，１３３Ｂに近い部分の光量比が大きくなる。つまり、短波長の光成分ほど、周辺部分で光量比が大きくなり、光量ムラが増大する。

【０１２７】

従って、照射窓を、短波長の光を出射するものほど観察窓に近づけることで、光量ムラの影響を受けにくくすることができる。

【０１２８】

＜第３変形例＞

本変形例は、図２８に示すように、光源装置４１Ａの白色光を発生する光源として、キセノン光源、ハロゲン光源、白色発光ダイオード光源等の白色光源１４１を用いている。白色光源１４１からの出射光は、多数本の光ファイバの束であるファイババンドル１４３により内視鏡先端部まで導光され、図１に示す投光ユニット７１Ｃ，７１Ｄの代わりに、途中で分岐され２系統にされたバンドル端部１４１ａ，１４１ｂが配置される。

【０１２９】

これらバンドル端部１４１ａ，１４１ｂから、光源制御部４９の制御に基づいて白色光源１４１の白色光を出射する。この構成によれば、ブロードなスペクトルを有する白色光を被観察領域に照射でき、演色性の高い観察画像が得られる。

【０１３０】

＜第４変形例＞
本変形例は、光源装置４１Ｂの狭帯域光を照射する光源として、白色光源と回転光学フィルタを用いている。
図２９（Ａ）に光源装置４１の部分概略構成図、図２９（Ｂ）に回転光学フィルタの平面図を示した。
この光源装置４１Ｂは、白色光源１４５と、モータ１４７により回転駆動される回転光学フィルタ１４９と、白色光源１４５とモータ１４７を制御する光源制御部４９とを備える。
【０１３１】
回転光学フィルタ１４９は、図２９（Ｂ）に示すように、互いに異なるスペクトルの狭帯域光を取り出すための狭帯域透過フィルタ１５１ａ，１５１ｂ，１５１ｃ，１５１ｄ，１５１ｅを備える。例えば、各狭帯域透過フィルタが３７５ｎｍ、４０５ｎｍ、４４５ｎｍ、４７３ｎｍ、７８０ｎｍの波長光を透過するバンドパスフィルタとして構成すれば、前述の第１、第２レーザ光源部ＬＤ－Ａ，ＬＤ－Ｂに代えて狭帯域光を内視鏡先端部に供給できる。
【０１３２】
この光源装置４１Ｂによれば、狭帯域透過フィルタの光学特性を変更するだけで任意の波長帯の狭帯域光を生成でき、低コストで複数種のスペクトル光を照射窓に供給できる。
【０１３３】
＜第５変形例＞
本変形例は、内視鏡先端部に発光素子を搭載した構成としている。
図３０に内視鏡先端部の先端面を示した。同図に示すように、内視鏡先端部３５の先端面３５ａに配置された観察窓、即ち、対物レンズユニット３９を中心として、一対の発光素子１５５Ａ，１５５Ｂと、一対の発光素子１５５Ｃ，１５５Ｄがそれぞれ対物レンズユニット３９を跨いで配置されている。各発光素子は、半導体発光素子の一つである発光ダイオード、小型半導体レーザ等の半導体発光素子で構成される。
【０１３４】
この構成によれば、内視鏡先端部３５に発光素子を搭載しているので、光源部からの出射光を照射窓まで導光する必要がなく、光伝送による損失がない。これにより、高効率で高輝度の照明光を得ることができる。また、内視鏡挿入部内の配線が簡単になるので、製造工程の簡略化が図れ、しかも設計自由度が向上し、更なる細径化の実現に寄与できる。
【０１３５】
以上説明したように、複数の投光ユニットを組み合わせて、白色光、及び複数の異なるスペクトルの狭帯域光を、それぞれ個別に又は同時に照射可能に構成することで、白色光による通常観察と、狭帯域光観察、蛍光観察等の特殊光観察を共に良好な照明環境の下で行うことができる。また、狭帯域光は白色光生成用の蛍光体を通過させることがないので、余分な波長成分を伴うことなく、しかも高強度なまま照射することができる。
【０１３６】
本構成の内視鏡装置は、上記の実施形態に限定されるものではなく、明細書の記載、並びに周知の技術に基づいて、当業者が変更、応用することも本発明の予定するところであり、保護を求める範囲に含まれる。
例えば、投光ユニットの配置位置は、投光ユニット７１Ａと７１Ｂを連結する線が投光ユニット７１Ｃと７１Ｄを連結する線と直交する配置、各連結線が交差せずに並べられた配置、観察窓となる対物レンズユニット３９が各連結線上に含まれない配置としてもよい。
【０１３７】
更に、投光ユニット７１Ａ～７１Ｄの光出射端に光拡散板を配置して、光拡散板８３の全体から光を出射させる構成としてもよい。この場合、１つの投光ユニットから光を出射する場合であっても光拡散板により出射光が拡散され、光拡散板が有する広い面積で光照射することができる。

【０１３８】
　また、投光ユニット７１Ａと７１Ｂの各照射窓から、それぞれ複数種の波長光を同時出射させる構成としてもよい。
【０１３９】
　なお、上記の投光ユニット７１Ａ～７１Ｄは、内視鏡装置に適用することに限らず、硬性鏡、スコープ内視鏡、各種手術用機器、或いはカプセル型の電子内視鏡等、他の種類の医療機器に対しても適用できる。
【０１４０】
　以上の通り、本明細書には次の事項が開示されている。
（１）　被検体内に挿入する内視鏡挿入部と、該内視鏡挿入部に光を供給する光源部とを有する内視鏡装置であって、
　白色光を被検体に照射する第１照射部、前記白色光より狭い波長帯の狭帯域光を被検体に照射する第２照射部、及び被検体を観察する観察窓がそれぞれ前記内視鏡挿入部の先端面に配置され、
　前記第１照射部と前記第２照射部とがそれぞれ光を出射する一対の照射窓を有し、
　前記観察窓の中心点を通って前記内視鏡挿入部の先端面を二等分する直線を境界線としたとき、前記第１照射部の一対の照射窓が前記境界線を挟んだ前記先端面の両側に配置され、前記第２照射部の一対の照射窓が前記境界線を挟んだ前記先端面の両側に配置されており、
　前記第２照射部の各照射窓から照射する光のスペクトルを、それぞれ個別に変更する光源制御部を更に備えた内視鏡装置。
　この内視鏡装置によれば、第１照射部の一対の照射窓が挿入部先端の境界線を挟んだ両側に配置され、第２照射部の一対の照射窓が挿入部先端の境界線を挟んだ両側に配置された構成とし、第２照射部の各照射窓から照射する光のスペクトルをそれぞれ個別に変更することができる。これにより、第２照射部から互いに異なるスペクトルの狭帯域光を同時に出射でき、白色光照明による通常観察と、狭帯域光による特殊光観察に加えて、更に異なるスペクトルの狭帯域光を照射した観察を行うことができる。
【０１４１】
（２）　（１）の内視鏡装置であって、
　前記観察窓を通じて被検体を撮像する撮像素子を備え、
　前記光源制御部が、前記撮像素子の撮像フレームに同期して、前記第２照射部の各照射窓から互いにスペクトルの異なる狭帯域光をそれぞれ同時に出射させる内視鏡装置。
　この内視鏡装置によれば、撮像素子から出力される撮像信号に、第２照射部から互いにスペクトルの異なる狭帯域光を同時に照射した撮像フレームを含ませることができる。
【０１４２】
（３）　（１）の内視鏡装置であって、
　前記光源制御部は、前記撮像素子の第１撮像フレームで前記第１照射部から白色光を照射させ、第２撮像フレームで前記第２照射部の各照射窓から互いにスペクトルの異なる狭帯域光をそれぞれ同時に出射させる内視鏡装置。
　この内視鏡装置によれば、白色光照明の第１撮像フレームと、複数の狭帯域光照明の第２撮像フレームの撮像信号が得られ、これら撮像フレームの組み合わせにより、観察目的に応じた所望の観察画像情報を得ることができる。例えば、白色照明光による通常観察画像と、狭帯域光による特殊光観察画像とを対比させながら観察することができ、観察部位の特定や病変部の診断に寄与する画像情報を提供できる。
【０１４３】
（４）　（１）～（３）のいずれか１つの内視鏡装置であって、
　前記撮像素子が、特定の基本色成分に感度を有する複数種の受光画素を有する内視鏡装置。
　この内視鏡装置によれば、基本色成分毎に撮像データが得られるので、例えば第２撮像フレームに複数の色成分が含まれる場合、これらの色成分を基本色毎に色分離して、個別

に取り出すことができる。そのため、各基本色成分の撮像データを用いた演算が可能となり、分析や診断が容易に行える。

【０１４４】

（５）　（１）～（４）のいずれか１つの内視鏡装置であって、

前記第１照射部の一対の照射窓が、前記光源部から供給された照明光によって励起発光する蛍光体をそれぞれ有する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、供給した照明光が蛍光体によって波長変換されて白色光の照明が行える上、蛍光体による光拡散効果によって広く均等な光強度分布が得られる。

【０１４５】

（６）　（１）～（５）のいずれか１つの内視鏡装置であって、

前記光源部が、半導体発光素子を発光源とする内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、高効率で高輝度な照明光を得ることができ、各照射窓からの出射光の制御が容易に行える。

【０１４６】

（７）　（１）～（４）のいずれか１つの内視鏡装置であって、

前記光源部が、キセノン光源又はハロゲン光源の出射光を前記第１照射部に供給するものである内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、ブロードな分光特性を有する白色光源からの光を第１照射部に供給するため、白色照明光の演色性が高められ、通常観察時の画像品質を向上できる。

【０１４７】

（８）　（１）～（４）のいずれか１つの内視鏡装置であって、

前記光源部が、キセノン光源又はハロゲン光源からの出射光を、所定の狭帯域波長成分のみ透過させる狭帯域透過フィルタを通して前記狭帯域光を生成し、該生成された狭帯域光を前記第２照射部の各照射窓に供給する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、狭帯域透過フィルタからの透過光を第２照射部から出射させる狭帯域光に利用する構成にすることで、狭帯域透過フィルタの光学特性を変更するだけで、任意の波長帯の狭帯域光を生成することができる。これにより、低コストで複数種のスペクトル光を照射窓に供給できる。

【０１４８】

（９）　（１）～（８）のいずれか１つの内視鏡装置であって、

前記光源部が、前記内視鏡の挿入部先端に搭載された内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、光源部が内視鏡の挿入部先端に搭載することで、光源部からの出射光を照射窓まで導光する必要がないため、光伝送による損失がなく、高効率で高輝度の照明光を得ることができる。

【０１４９】

（１０）　（１）～（９）のいずれか１つの内視鏡装置であって、

前記第１照射部の一対の照射窓が、前記観察窓を挟んだ両側に配置され、

前記第２照射部の一対の照射窓が、前記第１照射部とは異なる位置で前記前記観察窓を挟んだ両側に配置された内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、観察窓を中心に照射窓が配置されることで、観察窓を通じて観察される観察画像に照明ムラが生じにくくなり、良好な観察画像を得ることができる。

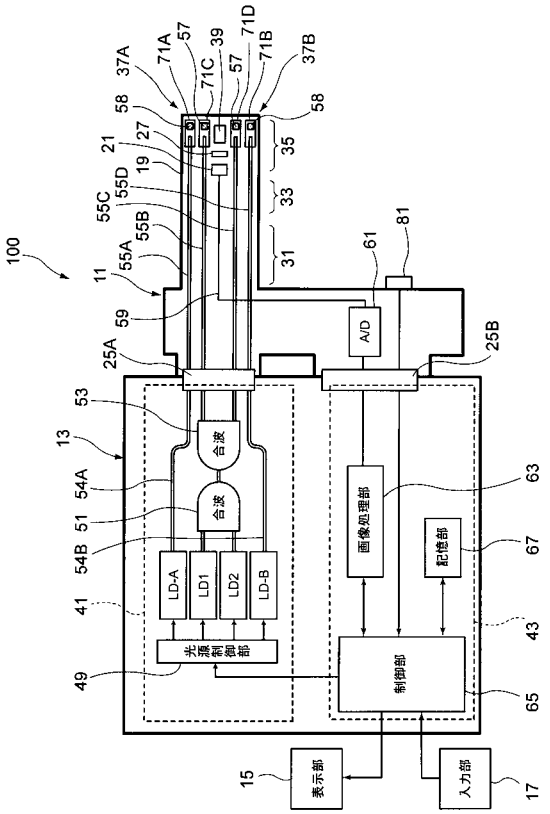
【符号の説明】

【０１５０】

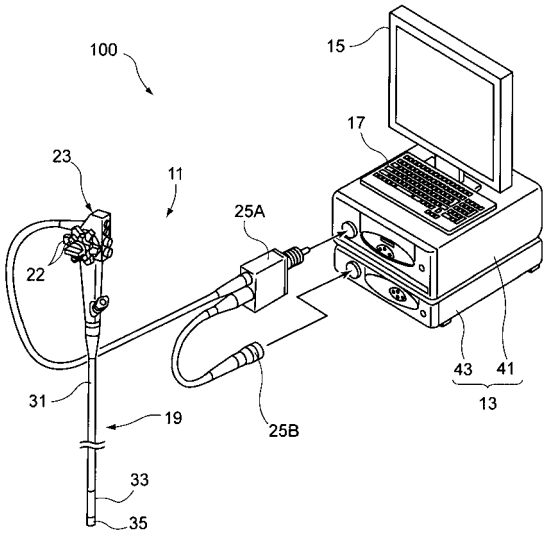
１１　内視鏡
１３　制御装置
１５　表示部
１７　入力部
１９　内視鏡挿入部
２１，２１Ａ，２１Ｂ　撮像素子
２７　光学フィルタ

３５　内視鏡先端部
３５ａ　先端面
３７Ａ　照射口
３７Ｂ　照射口
３９　対物レンズユニット
４１，４１Ａ，４１Ｂ　光源装置
４３　プロセッサ
４９　光源制御部
５４Ａ，５４Ｂ　光ファイバ
５５Ａ，５５Ｂ，５５Ｃ，５５Ｄ　光ファイバ
５７　蛍光体
５８　光拡散部材
６３　画像処理部
６５　制御部
７１Ａ，７１Ｂ，７１Ｃ，７１Ｄ　投光ユニット
１００　内視鏡装置
１０３　近赤外光カットフィルタ
１０５　紫外光カットフィルタ
１１１　ＩＣＧ蛍光による観察画像
１１３　ルシフェラーゼ蛍光による観察画像
１１７　深部血管像
１３１　観察窓
１３３Ａ，１３３Ｂ　照射窓
ＬＤ１　レーザ光源
ＬＤ２　レーザ光源
ＬＤ－Ａ　第１レーザ光源部
ＬＤ－Ｂ　第２レーザ光源部
Ｌ１　直線
Ｌ２　直線
Ｌ３　境界線
Ｐ　中心点

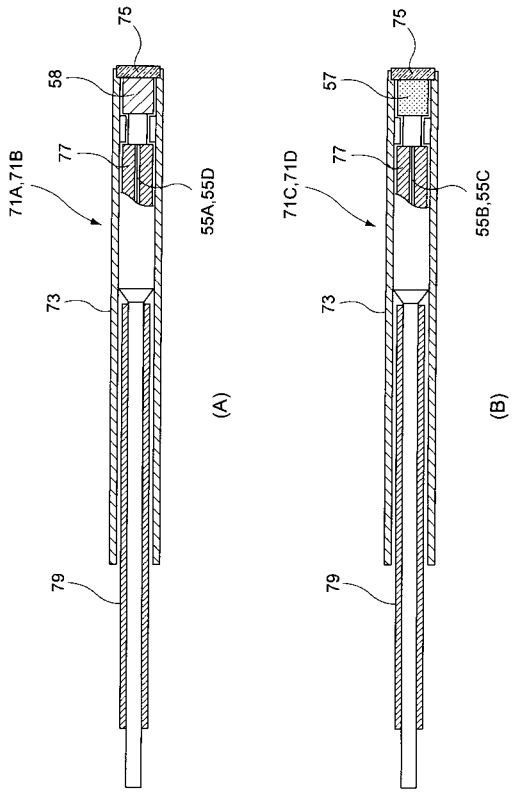
【図１】


100
11
37A
71A
57
39
71C
57
71D
71B
37B
58
58
21
27
19
55D
55C
55B
55A
35
33
31
59
25A
61
81
A/D
25B
53
13
54A
51
54B
41
49
合波
合波
LD-A
LD1
LD2
LD-B
光源制御部
画像処理部
記憶部
制御部
63
67
43
65
15
表示部
入力部
17

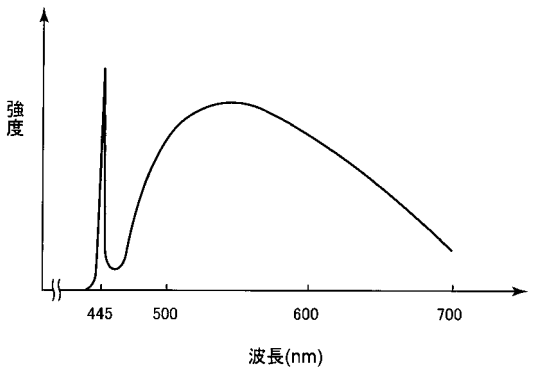
【図２】


100
15
17
23
11
25A
22
31
19
25B
33
35
43
41
13

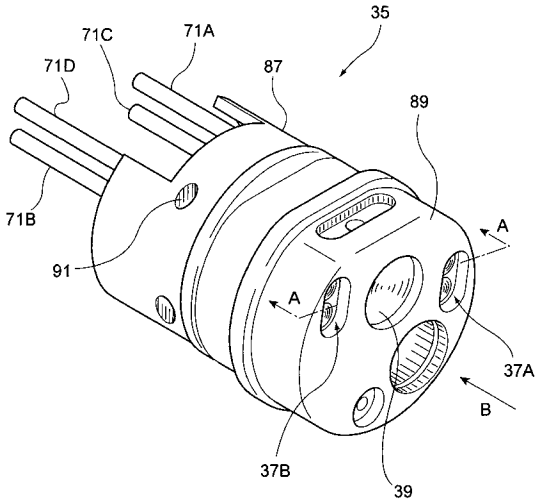
【図３】


75
58
71A,71B
77
55A,55D
73
79
(A)
75
57
71C,71D
77
55B,55C
73
79
(B)

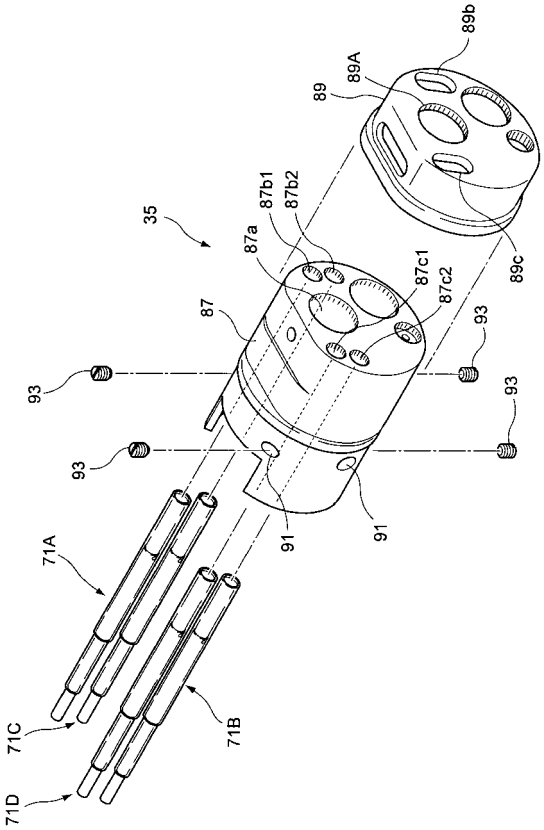
【図４】


強度
445
500
600
700
波長(nm)

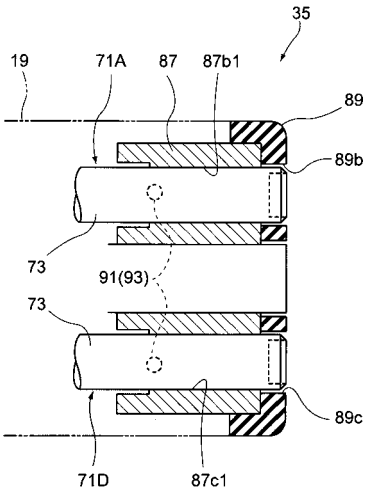
【図５】


35
71C
71A
71D
87
89
71B
91
A
A
37A
B
37B
39

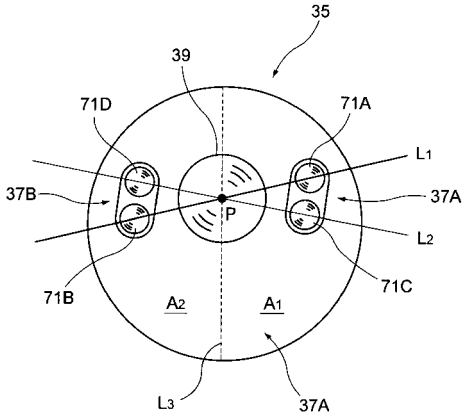
【図６】


89b
89A
89
87b1
87b2
35
87a
87c1
87c2
89c
87
93
93
93
93
91
91
71A
71C
71B
71D

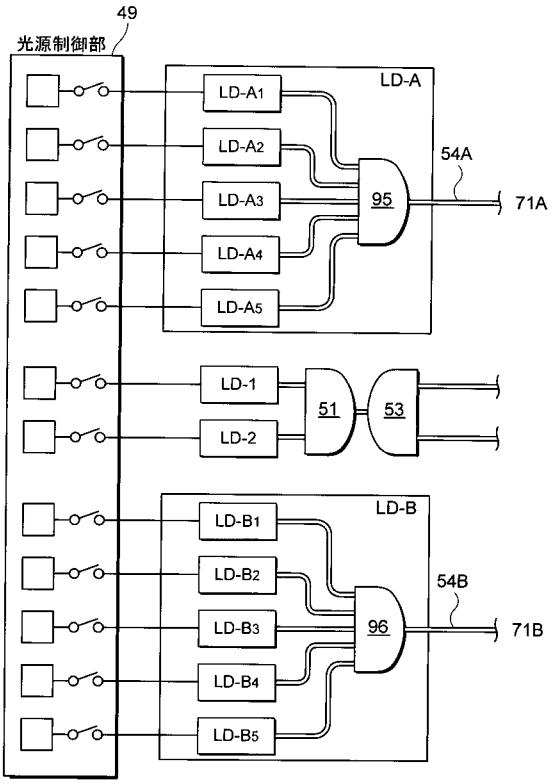
【図７】


35
19
71A
87
87b1
89
89b
73
91(93)
73
89c
71D
87c1

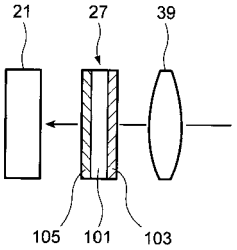
【図８】


35
39
71D
71A
L1
37B
37A
P
L2
71B
71C
A2
A1
L3
37A

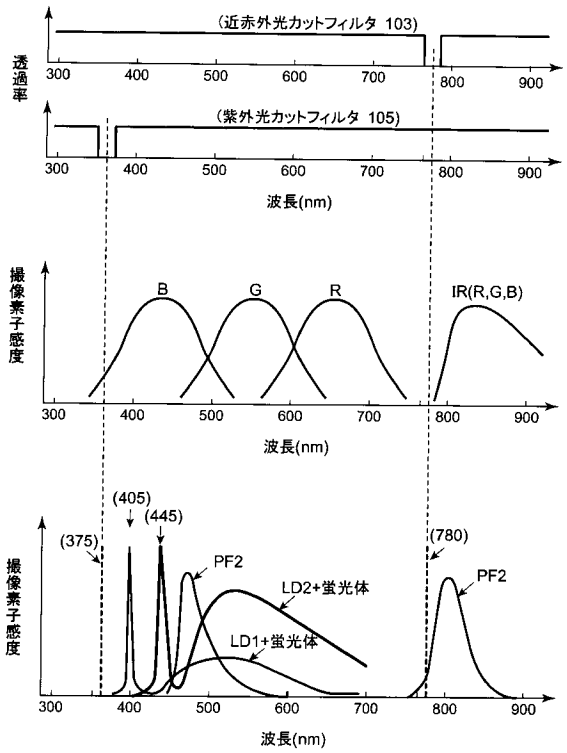
【図９】



【図１０】



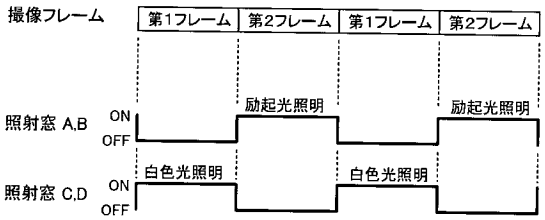
【図１１】



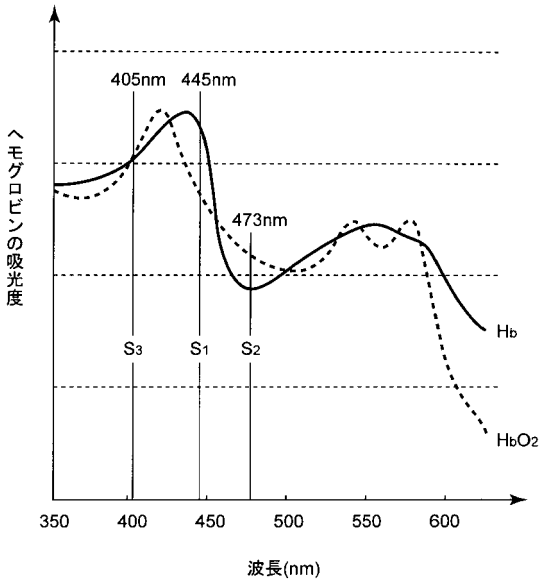
【図１２】

照射窓	LD波長 [nm]	通常観察	表層深層ハイブリッド観察	狭帯域光観察	自家蛍光観察	薬剤蛍光観察（フォトフリン、レザフィリン、ビスダイン、5-ALA）	血中酸素濃度観察	薬剤蛍光観察（ICG）	薬剤蛍光観察（ルシフェラーゼ）
A/B	405	－	○	○	○(様他)	○(様他)	○(様他)	○(様他)	○(様他)
	445	○	○	○	○(様他)	○(様他)	○(様他)	○(様他)	○(様他)
C	375	－	－	－	－	－	－	－	○
	405	－	－	－	○	○	○	－	－
	445	－	－	－	－	－	○	－	－
	473	－	－	－	－	－	○	－	－
	780	－	－	－	－	－	－	○	－
D	375	－	－	－	－	－	－	－	○
	405	－	－	－	○	○	○	－	－
	445	－	－	－	－	－	○	－	－
	473	－	－	－	－	－	○	－	－
	780	－	－	－	－	－	－	○	－

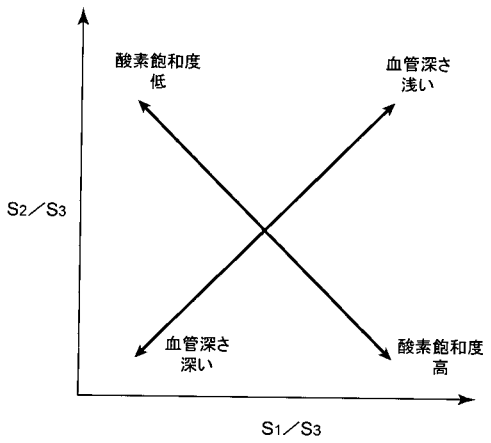
【図１３】



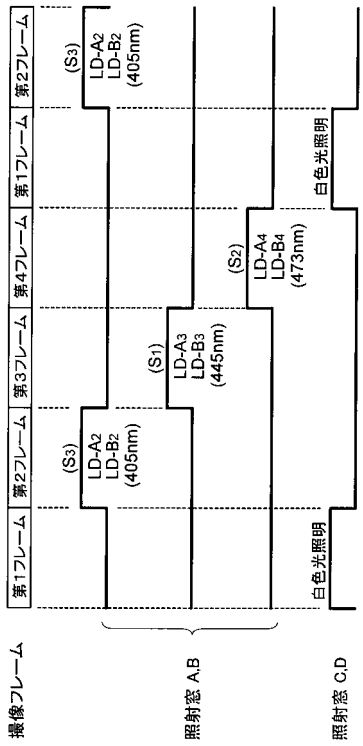
【図１４】



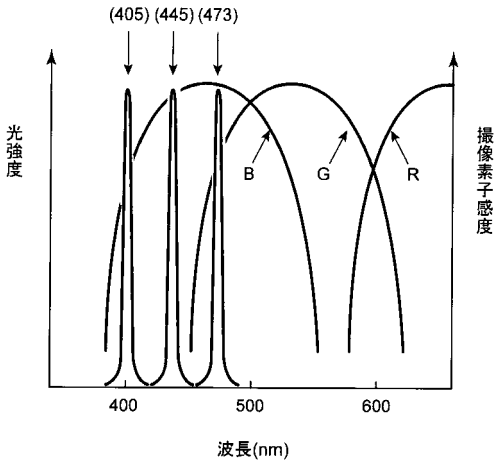
【図１５】



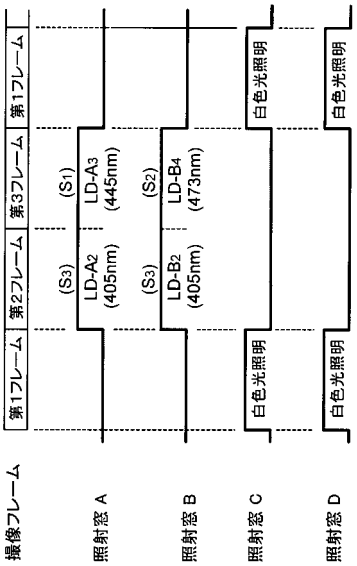
【図１６】



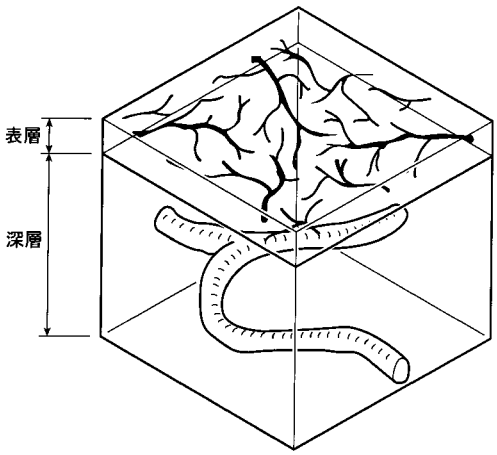
【図１７】



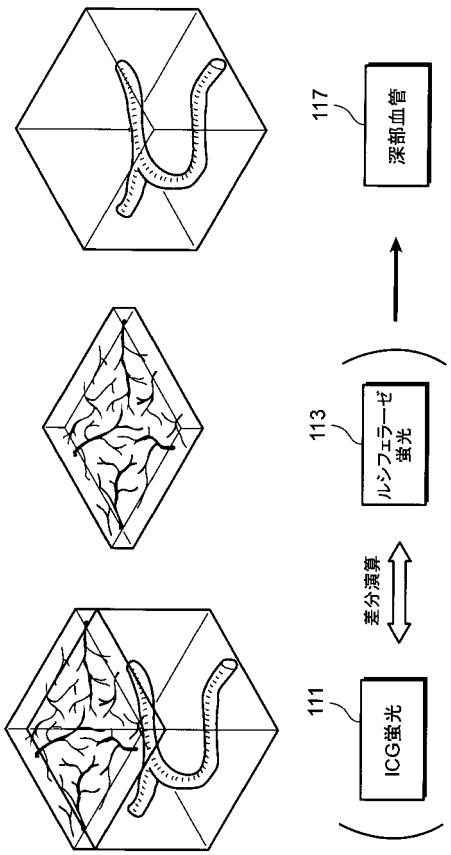
【図１８】



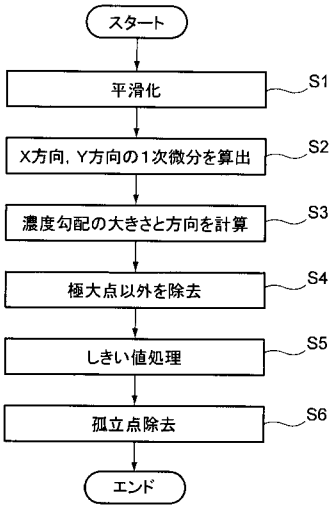
【図１９】



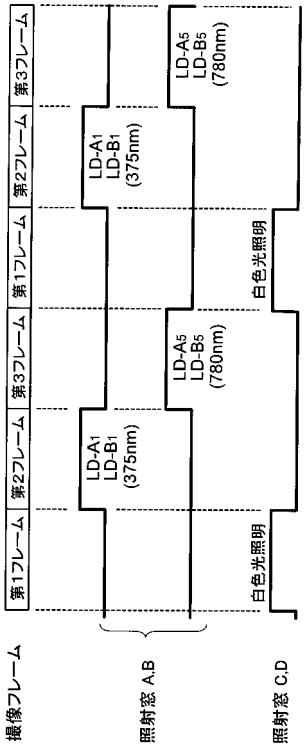
【図２０】



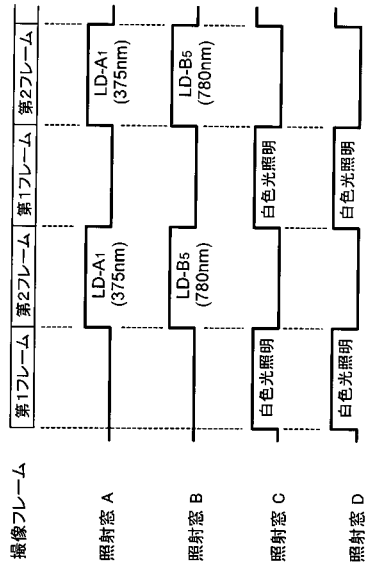
【図２１】



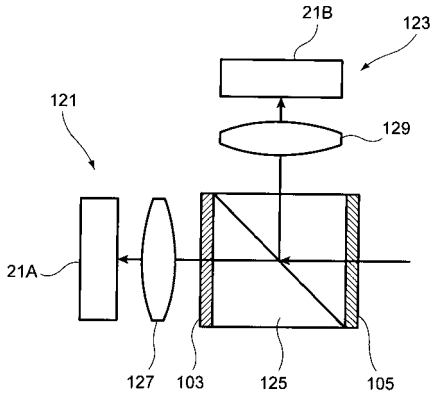
【図２２】



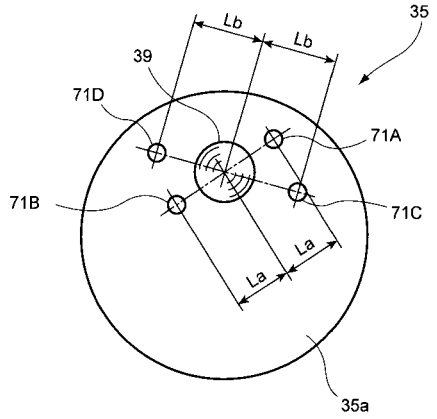
【図２３】



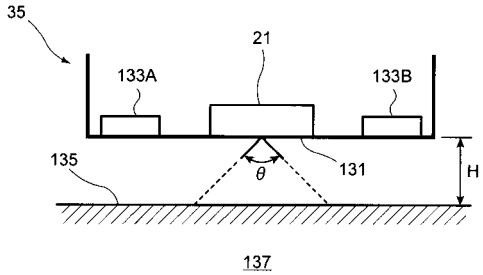
【図２４】



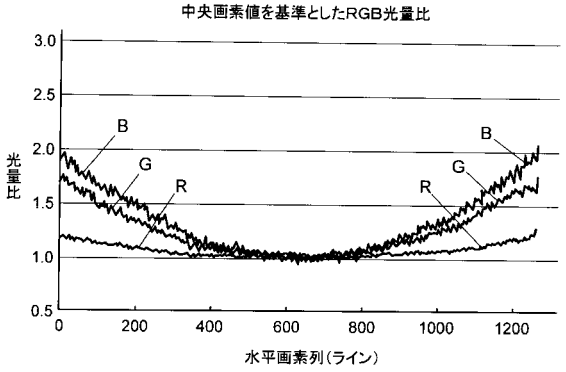
【図２５】



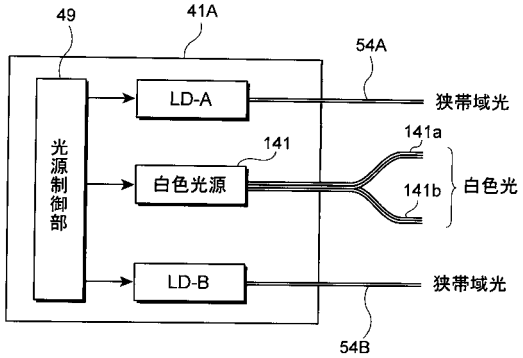
【図２６】



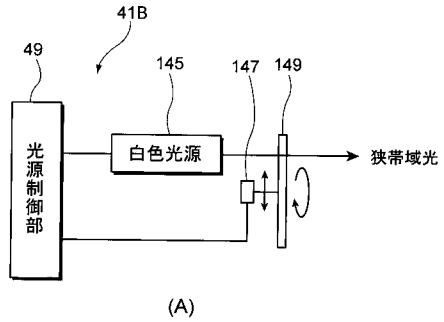
【図２７】



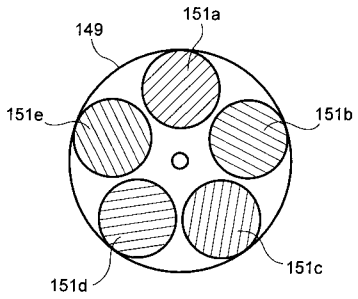
【図２８】



【図２９】

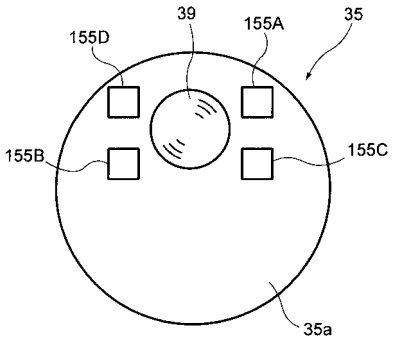


(A)



(B)

【図３０】



フロントページの続き

(72)発明者　飯田　孝之
神奈川県足柄上郡開成町宮台７９８番地　富士フイルム株式会社内

Ｆターム(参考) 2H040 BA09 CA06 CA11 GA02 GA10 GA11
4C061 AA00 BB00 CC06 DD03 FF40 FF47 GG01 HH54 LL02 MM05
NN01 NN05 QQ02 QQ04 QQ06 RR14 SS11 TT02 TT04 WW07
WW17
4C161 AA00 BB00 CC06 DD03 FF40 FF47 GG01 HH54 LL02 MM05
NN01 NN05 QQ02 QQ04 QQ06 RR14 SS11 TT02 TT04 WW07
WW17