

(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)
<b>A 6 1 B</b> 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	2 H 0 4 0
<b>A 6 1 B</b> 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	4 C 0 6 1
<b>A 6 1 B</b> 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 1 6 1
<b>G 0 2 B</b> 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	
	G 0 2 B 23/26 B	
審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (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

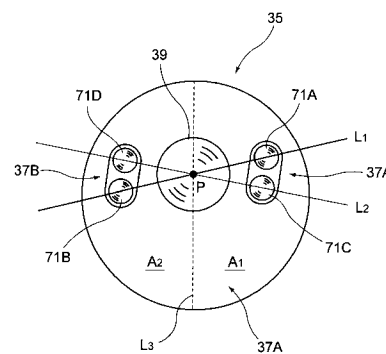
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(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の中心点を通し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对の照射窓を有し、

前記観察窓の中心点を通し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 照射部的一对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 照射部的一对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射出させる内視鏡装置。

**【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射出させる内視鏡装置。

**【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 照射部的一对の照射窓が、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 項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射出光を前記第 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射出光を、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 照射部的一对の照射窓が、前記観察窓を挟んだ両側に配置され、

10

20

30

40

50

前記第 2 照射部の一对の照射窓が、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。

10

【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。

20

【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射出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、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。

30

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射出する方式で観察像を取得しているが、特に動画表示を行う際に、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】

40

【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、

50

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对の照射窓を有し、

前記観察窓の中心点を通し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 照射部的一对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 照射部的一对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射出でき、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射出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射出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】 $S_1 / S_3$  の値と、 $S_2 / S_3$  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射出光を切り替える第 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 405 nm、445 nm、473 nm 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射出光を切り替える第 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。

10

20

30

40

50

【図 2 1】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 2 2】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 2 3】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 2 4】撮像光学系の他の構成例を示す構成図である。

【図 2 5】内視鏡先端部の先端面を示す平面図である。

【図 2 6】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 2 7】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。

10

【図 2 8】光源装置の変形例を示す概略構成図である。

【図 2 9】(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 3 0】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。

20

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。

30

【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。

40

【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

50

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 405 nm のレーザ光源 LD1、中心発光波長が 445 nm 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 405 nm の紫色レーザ光を出射する光源であり、LD2 は中心波長 405 nm 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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 4 】

投光ユニット 7 1 C は、光ファイバ 5 5 B と蛍光体 5 7 とを有し、光ファイバ 5 5 B の光出射端から出射される光により蛍光体 5 7 を励起発光させ、この発光光と光ファイバ 5 5 B 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 7 1 D は、光ファイバ 5 5 C と蛍光体 5 7 とを有しており、投光ユニット 7 1 C と同様の構成となっている。

## 【 0 0 2 5 】

上記の投光ユニット 7 1 A , 7 1 B の対と、投光ユニット 7 1 C , 7 1 D の対は、内視鏡先端部 3 5 の観察窓となる対物レンズユニット 3 9 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 7 1 C , 7 1 D 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 7 1 A , 7 1 B の対からは、特殊光となる第 1 レーザ光源部 L D - A , 第 2 レーザ光源部 L D - B からのレーザ光が出射される。

10

## 【 0 0 2 6 】

なお、光ファイバ 5 5 A ~ 5 5 D は、マルチモードファイバであり、一例として、コア径 1 0 5  $\mu\text{m}$ 、クラッド径 1 2 5  $\mu\text{m}$ 、外皮となる保護層を含めた径が 0 . 3 ~ 0 . 5 mm の細径なファイバケーブルを使用できる。

## 【 0 0 2 7 】

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 7 1 A , 7 1 B の断面構成図、図 3 ( B ) に投光ユニット 7 1 C , 7 1 D の断面構成図を示した。投光ユニット 7 1 A と投光ユニット 7 1 B は、それぞれ同一の構成であって、光拡散部材 5 8 と、光拡散部材 5 8 の外周を覆う筒状のスリーブ部材 7 3 と、スリーブ部材 7 3 の一端側を封止する保護ガラス ( 照射窓 ) 7 5 と、スリーブ部材 7 3 内に挿入され光ファイバ 5 5 A ( 5 5 D ) を中心軸に保持するフェルール 7 7 とを備えている。また、フェルール 7 7 の後端側から外皮に覆われて延出される光ファイバ 5 5 A ( 5 5 D ) には、その外皮の外側を覆うフレキシブルスリーブ 7 9 がスリーブ部材 7 3 との間に挿入されている。

20

## 【 0 0 2 8 】

一方、投光ユニット 7 1 C と投光ユニット 7 1 D は同一構成であり、投光ユニット 7 1 A , 7 1 B の光拡散部材 5 8 に代えて蛍光体 5 7 が配設され、光ファイバ 5 5 B , 5 5 C から導光される点以外は投光ユニット 7 1 A , 7 1 B と同様の構成となっている。

30

## 【 0 0 2 9 】

投光ユニット 7 1 C , 7 1 D の蛍光体 5 7 は、レーザ光源 L D 2 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 Y A G 系蛍光体、或いは B A M ( B a M g A l <sub>10</sub> O <sub>17</sub> ) 等の蛍光体 ) を含んで構成される。これにより、青色レーザ光を励起光とする緑色 ~ 黄色の発光光と、蛍光体 5 7 により吸収されず透過した青色レーザ光とが合わされて、白色 ( 疑似白色 ) の照明光が生成される。

## 【 0 0 3 0 】

図 4 は、レーザ光源 L D 2 からの青色レーザ光及び青色レーザ光が蛍光体 5 7 により波長変換された発光スペクトルを示すグラフである。青色レーザ光は、中心波長 4 4 5 nm の輝線で表され、青色レーザ光による蛍光体 5 7 からの発光光は、概ね 4 5 0 nm ~ 7 0 0 nm 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。

40

## 【 0 0 3 1 】

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。

50

## 【 0 0 3 2 】

上記の蛍光体 5 7 は、レーザ光の可干渉性により生じるスペックルに起因して、撮像の障害となるノイズの重畳や、動画像表示を行う際のちらつきの発生を防止できる。また、蛍光体 5 7 は、蛍光体を構成する蛍光物質と、充填剤となる固定・固化用樹脂との屈折率差を考慮して、蛍光物質そのものと充填剤に対する粒径を、赤外域の光に対して吸収が小さく、かつ散乱が大きい材料で構成することが好ましい。これにより、赤色や赤外域の光に対して光強度を落とすことなく散乱効果が高められ、光学的損失が小さくなる。

## 【 0 0 3 3 】

投光ユニット 7 1 A , 7 1 B の光拡散部材 5 8 は、第 1 レーザ光源部 L D - A , 第 2 レーザ光源部 L D - 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 5 8 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 5 8 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。

## 【 0 0 3 4 】

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 5 7 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 3 5 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 3 9 を通じて、後述する光学フィルタ 2 7 により余分な光成分を除去した後、撮像素子 2 1 により撮像される。

## 【 0 0 3 5 】

撮像後に撮像素子 2 1 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 5 9 を通じて A / D 変換器 6 1 に伝送されてデジタル信号に変換され、コネクタ部 2 5 B を介してプロセッサ 4 3 の画像処理部 6 3 に入力される。画像処理部 6 3 は、デジタル信号に変換された撮像素子 2 1 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 6 3 で処理された撮像画像信号は、制御部 6 5 で各種情報と共に内視鏡観察画像にされ、表示部 1 5 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 6 7 に記憶される。

## 【 0 0 3 6 】

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 3 5 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 8 7 に、前述の投光ユニット 7 1 A ~ 7 1 D が装填されている。先端硬性部 8 7 は、図 1 に示した撮像素子 2 1 を含む撮像光学系が収容される穿設孔 8 7 a を有し、この穿設孔 8 7 a を中心とする両脇側に穿設孔 8 7 b 1 , 8 7 b 2、及び 8 7 c 1 , 8 7 c 2 が形成されている。穿設孔 8 7 b 1 , 8 7 b 2 には投光ユニット 7 1 A , 7 1 C が挿入され、穿設孔 8 7 c 1 , 8 7 c 2 には投光ユニット 7 1 D , 7 1 B が挿入される。

## 【 0 0 3 7 】

また、先端硬性部 8 7 の先端側には先端ゴムキャップ 8 9 が被せられ、また、先端硬性部 8 7 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 8 9 には先端硬性部 8 7 の各穿設孔 8 7 a , 8 7 b 1 , 8 7 b 2 , 8 7 c 1 , 8 7 c 2 , . . . に対応した穿設孔 8 9 a , 8 9 b , 8 9 c , . . . が形成されて、対物レンズユニット 3 9 による観察窓や、投光ユニット 7 1 A ~ 7 1 D の照射口 3 7 A , 3 7 B を開口させている。

## 【 0 0 3 8 】

ここで、図 7 に図 5 の A - A 断面図を示した。投光ユニット 7 1 A , 7 1 C は、先端硬性部 8 7 の穿設孔 8 7 b 1、8 7 c 1 に挿入させた後、穿設孔 8 7 b 1 , 8 7 c 1 と連通する固定孔 9 1（図 4 , 図 5 参照）から止めネジ（イモビス）9 3 で締め付けることで、

10

20

30

40

50



投光ユニット 7 1 A , 7 1 C が先端硬性部 8 7 に固定される。また、投光ユニット 7 1 C , 7 1 D も同様に止めネジ 9 3 で締め付けることで、先端硬性部 8 7 に固定される。

【 0 0 3 9 】

上記の投光ユニット 7 1 A ~ 7 1 D を備えた内視鏡の構成によれば、投光ユニット 7 1 A ~ 7 1 D を先端硬性部 8 7 の穿設孔 8 7 b 1 , 8 7 b 2 , 8 7 c 1 , 8 7 c 2 に挿通された状態で止めネジ 9 3 によって着脱自在に固定するので、投光ユニット 7 1 A ~ 7 1 D 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。

【 0 0 4 0 】

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 7 1 A , 7 1 C は照射口 3 7 A から光を照射し、投光ユニット 7 1 B , 7 1 D は照射口 3 7 B から光を照射するように、対物レンズユニット 3 9 の両脇側に配置される。そして、光拡散部材 5 8 ( 図 3 ( A ) 参照 ) を備えた投光ユニット 7 1 A , 7 1 B の対は、照射窓となる保護ガラス 7 5 ( 図 3 参照 ) の位置同士を連結する線 L 1 が、観察窓となる対物レンズユニット 3 9 のレンズ領域内を横切るように配置される。また、蛍光体 5 7 ( 図 3 ( B ) 参照 ) を備えた投光ユニット 7 1 B , 7 1 C の対は、保護ガラス 7 5 ( 図 3 参照 ) の位置同士を連結する線 L 2 が、対物レンズユニット 3 9 のレンズ領域内を横切るように配置される。

【 0 0 4 1 】

つまり、複数の照射窓は、蛍光体 5 7 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 7 1 C , 7 1 D ) 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 7 1 A , 7 1 B ) からなり、観察窓の中心点 P を通って内視鏡先端部 3 5 の先端面 3 5 a を二等分する直線を境界線 L 3 としたとき、第 1 照射部の一対の照射窓が境界線 L 3 を挟んだ先端面 3 5 a の両側に配置され、第 2 照射部の一対の照射窓が境界線 L 3 を挟んだ先端面 3 5 a の両側に配置されている。

【 0 0 4 2 】

換言すれば、境界線 L 3 により二分される夫々の先端面領域 A 1 , A 2 内に、第 1 照射部の照射窓 ( 7 1 C , 7 1 D ) と第 2 照射部の照射窓 ( 7 1 A , 7 1 B ) とがそれぞれ 1 つずつ配置されている。

【 0 0 4 3 】

本構成例では、対物レンズユニット 3 9 のレンズ領域内で、線 L 1 と L 2 との交差点を有するように、各投光ユニット 7 1 A ~ 7 1 D 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 7 1 C , 7 1 D は、内視鏡先端部 3 5 の対物レンズユニット 3 9 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 3 9 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。

【 0 0 4 4 】

次に、第 1 レーザ光源部 L D - A , 第 2 レーザ光源部 L D - B の具体的な構成と、レーザ光源 L D 1 , L D 2 と合わせた光源装置 4 1 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 L D - A , 及び第 2 レーザ光源部 L D - 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 L D - A , L D - B の光源種を示した。

【 0 0 4 5 】

10

20

30

40

【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

10

## 【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。

20

## 【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。

30

## 【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わせた配列であってもよい。

40

## 【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，

50

7 1 D の照射窓を表している。以下、投光ユニット 7 1 A、7 1 B、7 1 C、7 1 D 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 4 9 は、レーザ光源 L D 2 から中心波長 4 4 5 n m 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 O F F 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。

10

【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 4 9 は、レーザ光源 L D 1 からの中心波長 4 0 5 n m のレーザ光と、レーザ光源 L D 2 からの中心波長 4 4 5 n m のレーザ光を出射させ、照射窓 C、D から白色光と L D 1 からのレーザ光とを出射させる。L D 1 と L D 2 の出射光量比は、例えば、L D 1 : L D 2 で 1 : 4 とする。また、他のレーザ光源に対しては出力を O F F にして光出射を停止する。

20

【0054】

L D 2 の光量を L D 1 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】

L D 1 と L D 2 の照射タイミングは、白色光による照明、狭帯域光 ( L D 1 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。

30

【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 4 9 は、レーザ光源 L D 1 からの中心波長 4 0 5 n m のレーザ光と、レーザ光源 L D 2 からの中心波長 4 4 5 n m のレーザ光を出射させ、照射窓 C、D から白色光と L D 1 からのレーザ光 ( 狭帯域光 ) を出射させる。L D 1 と L D 2 の出射光量比は、例えば、L D 1 : L D 2 で 7 : 1 とする。また、他のレーザ光源に対しては出力を O F F にして光出射を停止する。

40

【0058】

L D 1 の光量を L D 2 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、L D 1 の出射光量を L D 2 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、L D 1 と L D 2 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

50

向の分布を観察することもできる。更に、LD 1 と LD 2 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。

#### 【 0 0 6 1 】

LD 1 と LD 2 の出射光量比の変更は、図 1 に示す内視鏡 1 1 の切り替えスイッチ 8 1 の操作、入力部 1 7 からの操作、或いは光源装置 4 1 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。

10

#### 【 0 0 6 2 】

##### < 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 4 9 は、レーザ光源 LD 1 からの中心波長 4 0 5 n m のレーザ光と、レーザ光源 LD 2 からの中心波長 4 4 5 n m 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 LD 1 からのレーザ光（狭帯域光）を出射させる。また、LD - A 2 及び LD - B 2 から中心波長 4 0 5 n m 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。

#### 【 0 0 6 3 】

照射窓 A , B と、照射窓 C , D からの光出射タイミングは、図 1 3 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 4 0 5 n m 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 1 5 （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。

20

#### 【 0 0 6 4 】

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。

30

#### 【 0 0 6 5 】

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。

#### 【 0 0 6 6 】

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。

40

#### 【 0 0 6 7 】

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 - A L A（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 4 0 5 n m のレーザ光により励起発光する。なお、5 - A L A 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

50

光の波長比が変化する。

【 0 0 6 8 】

【 表 2 】

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

10

【 0 0 6 9 】

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。

【 0 0 7 0 】

また、照射窓 A , B から出射される狭帯域光は、LD - A 2 , LD - B 2 からのレーザー光が光拡散部材 5 8 ( 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。

20

【 0 0 7 1 】

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 1 1 の切り替えスイッチ 8 1 の操作、入力部 1 7 からの操作、或いは光源装置 4 1 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。

【 0 0 7 2 】

< 第 5 の照射パターン >

30

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 4 9 は、レーザー光源 LD 1 からの中心波長 4 0 5 n m のレーザー光と、レーザー光源 LD 2 からの中心波長 4 4 5 n m のレーザー光のいずれか、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 LD 1 からのレーザー光 ( 狭帯域光 ) を出射させる。また、LD - A 2 ( 中心波長 4 0 5 n m ) 、 LD - A 3 ( 中心波長 4 4 5 n m ) 、 LD - A 4 ( 中心波長 4 7 3 n m ) 、 及び LD - B 2 ( 中心波長 4 0 5 n m ) 、 LD - B 3 ( 中心波長 4 4 5 n m ) 、 LD - B 4 ( 中心波長 4 7 3 n m ) のレーザー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。他のレーザー光源に対しては出力を OFF にして光出射を停止する。

【 0 0 7 3 】

40

照射窓 C , D からの出射光は白色照明用であり、照射窓 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。

【 0 0 7 4 】

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 1 3 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。

【 0 0 7 5 】

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 H b O<sub>2</sub> と、酸素放出後の還元ヘモグロビン H b 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 1 4 に酸化ヘモグロビン H b

50

$O_2$  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 405 nm 付近では双方の吸光度は略等しく、波長 445 nm 付近では還元ヘモグロビン Hb が酸化ヘモグロビン Hb  $O_2$  よりも吸光度が高く、波長 473 nm 付近では酸化ヘモグロビン Hb  $O_2$  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 405 nm、445 nm、473 nm 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 445 nm 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  $S_1$  を求める。

(2) 酸化ヘモグロビン Hb  $O_2$  の吸光度が高い中心波長 473 nm 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  $S_2$  を求める。

(3) 吸光度の略等しい中心波長 405 nm 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  $S_3$  を求める。

(4)  $S_1$ 、 $S_2$  の値をそれぞれ  $S_3$  の値で標準化する。即ち、 $S_1 / S_3$ 、 $S_2 / S_3$  の値を求める。

#### 【0077】

(5) 図 15 に示すように、 $S_1 / S_3$  の値と、 $S_2 / S_3$  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  $S_1 / S_3$ 、 $S_2 / S_3$  の値をプロットする。2 次元マップ上では、 $S_1 / S_3$  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、 $S_1 / S_3$  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、 $S_2 / S_3$  の値が大きい程、酸素飽和度が低く、血管深さが浅くなり、 $S_2 / S_3$  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  $S_1$ 、 $S_2$ 、 $S_3$  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 405 nm) 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 445 nm) 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 473 nm) 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  $S_3$  が求められ、第 3 フレームから  $S_1$  が求められ、第 4 フレームから  $S_2$  が求められる。

#### 【0080】

また、撮像画像輝度値  $S_1$ 、 $S_2$ 、 $S_3$  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 405 nm、445 nm、473 nm 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、473 nm の波長成分のみ含まれる。そこで、中心波長 445 nm のレーザ光と、中心波長 473 nm 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 445 nm のレーザ光成分 ( $S_1$ ) だけを選択的に抽出できる。また、中心波長 473 nm のレーザ光成分 ( $S_2$ ) 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 - A 2, LD - B 2 (中心波長 405 nm) 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 - A 3 (中心波長 445 nm) 及び照射窓 B からの LD - B 4 (中心波長 473 nm) 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 405 nm のレーザ光と、レーザ光源 LD2 からの中心波長 445 nm 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 780 nm) 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、照射窓 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 780 nm 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 ~ 850 nm 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 780 nm 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 830 nm 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

10

20

30

40

50

照射パターンである。光源制御部 49 は、レーザ光源 LD 1 からの中心波長 405 nm のレーザ光と、レーザ光源 LD 2 からの中心波長 445 nm のレーザ光のいずれか、又は両方を射出させ、照射窓 C、D から白色光、又は白色光及び LD 1 からのレーザ光（狭帯域光）を射出させる。また、LD - A 1、LD - B 1（中心波長 375 nm）のレーザ光を射出させ、照射窓 A、B から射出させる。この場合も、照射窓 A、B と、照射窓 C、D からの光射出タイミングは、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 375 nm の近紫外光に励起して、波長 490 nm を最大とするルシフェラーゼ蛍光プロファイル PF 2 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 10  
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る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 - A 5、LD - B 5 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 1 mm ~ 3 mm 程度の深層に存在 20  
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 1 mm 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 - A 1、LD - B 1 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 1 mm 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 40  
。

【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 50



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。

## &lt; 第1変形例 &gt;

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の撮像素子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の撮像素子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。

10

【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のルシフェラーゼ蛍光像を検出できる。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

面 3 5 a に配置された観察窓、即ち、対物レンズユニット 3 9 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 3 9 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 7 1 A , 7 1 B の対と、白色光を照射する投光ユニット 7 1 C , 7 1 D の対である。

【 0 1 2 2 】

投光ユニット 7 1 A と投光ユニット 7 1 B は、対物レンズユニット 3 9 の観察窓中心から距離  $L_a$  の位置にそれぞれ配置されている。投光ユニット 7 1 C と投光ユニット 7 1 D は、観察窓中心から距離  $L_a$  より長い  $L_b$  の位置にそれぞれ配置されている。つまり、投光ユニット 7 1 A , 7 1 B は、先端面 3 5 a 内で投光ユニット 7 1 C , 7 1 D より内側になるように配置されている。

10

【 0 1 2 3 】

上記のように、一对の第 1 出射窓と、この一对の第 1 出射窓より短波長の光を出射する一对の第 2 出射窓を内視鏡先端部 3 5 の先端面 3 5 a に配置する際、一对の第 2 出射窓を、一对の第 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。

【 0 1 2 4 】

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 ~ 3 mm 程度での撮影となり、通常の内視鏡の画角が  $120^\circ \sim 140^\circ$  程度であるのに対して、 $50^\circ \sim 60^\circ$  程度となることが多い。図 2 6 に内視鏡先端部 3 5 の概略的な断面図を示した。同図に示す撮像素子 2 1 を有する観察窓 1 3 1 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。

20

【 0 1 2 5 】

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 1 3 1 を挟み、観察窓 1 3 1 から等距離に配置された照射窓 1 3 3 A , 1 3 3 B 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 1 3 5 表面からの反射だけでなく、生体内部 1 3 7 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 1 3 7 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。

【 0 1 2 6 】

このため、観察窓 1 3 1 から検出される光は、色毎に表すと図 2 7 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 1 3 3 A , 1 3 3 B 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。

30

【 0 1 2 7 】

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。

【 0 1 2 8 】

< 第 3 変形例 >

40

本変形例は、図 2 8 に示すように、光源装置 4 1 A 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 1 4 1 を用いている。白色光源 1 4 1 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 1 4 3 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 7 1 C , 7 1 D 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 1 4 1 a , 1 4 1 b が配置される。

【 0 1 2 9 】

これらバンドル端部 1 4 1 a , 1 4 1 b から、光源制御部 4 9 の制御に基づいて白色光源 1 4 1 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。

【 0 1 3 0 】

50

## &lt; 第 4 変形例 &gt;

本変形例は、光源装置 4 1 B 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 2 9 ( A ) に光源装置 4 1 の部分概略構成図、図 2 9 ( B ) に回転光学フィルタの平面図を示した。

この光源装置 4 1 B は、白色光源 1 4 5 と、モータ 1 4 7 により回転駆動される回転光学フィルタ 1 4 9 と、白色光源 1 4 5 とモータ 1 4 7 を制御する光源制御部 4 9 とを備える。

## 【 0 1 3 1 】

回転光学フィルタ 1 4 9 は、図 2 9 ( 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 1 5 1 a , 1 5 1 b , 1 5 1 c , 1 5 1 d , 1 5 1 e を備える。例えば、各狭帯域透過フィルタが 3 7 5 n m 、 4 0 5 n m 、 4 4 5 n m 、 4 7 3 n m 、 7 8 0 n m 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 L D - A , L D - B に代えて狭帯域光を内視鏡先端部に供給できる。

## 【 0 1 3 2 】

この光源装置 4 1 B 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。

## 【 0 1 3 3 】

## &lt; 第 5 変形例 &gt;

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 3 0 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 3 5 の先端面 3 5 a に配置された観察窓、即ち、対物レンズユニット 3 9 を中心として、一对の発光素子 1 5 5 A , 1 5 5 B と、一对の発光素子 1 5 5 C , 1 5 5 D がそれぞれ対物レンズユニット 3 9 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。

## 【 0 1 3 4 】

この構成によれば、内視鏡先端部 3 5 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。

## 【 0 1 3 5 】

以上説明したように、複数の投光ユニットを組み合わせ、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。

## 【 0 1 3 6 】

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 7 1 A と 7 1 B を連結する線が投光ユニット 7 1 C と 7 1 D 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 3 9 が各連結線上に含まれない配置としてもよい。

## 【 0 1 3 7 】

更に、投光ユニット 7 1 A ~ 7 1 D の光出射端に光拡散板を配置して、光拡散板 8 3 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。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 3 8 】

また、投光ユニット 7 1 A と 7 1 B 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。

## 【 0 1 3 9 】

なお、上記の投光ユニット 7 1 A ~ 7 1 D 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。

## 【 0 1 4 0 】

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し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射出でき、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。

## 【 0 1 4 1 】

( 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射出させる内視鏡装置。

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。

## 【 0 1 4 2 】

( 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射出させる内視鏡装置。

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。

## 【 0 1 4 3 】

( 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

10

20

30

40

50

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

10

20

30

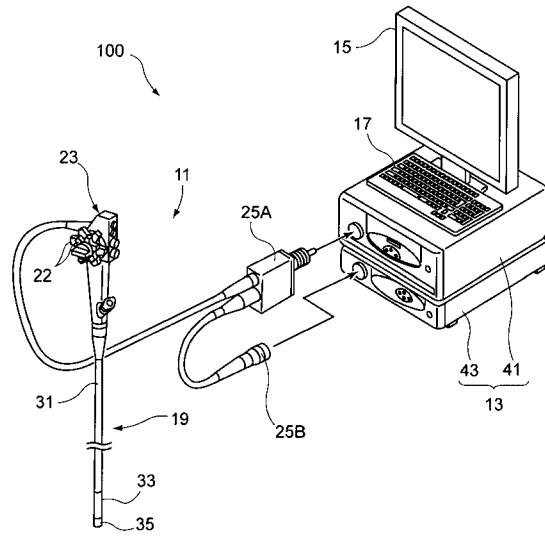
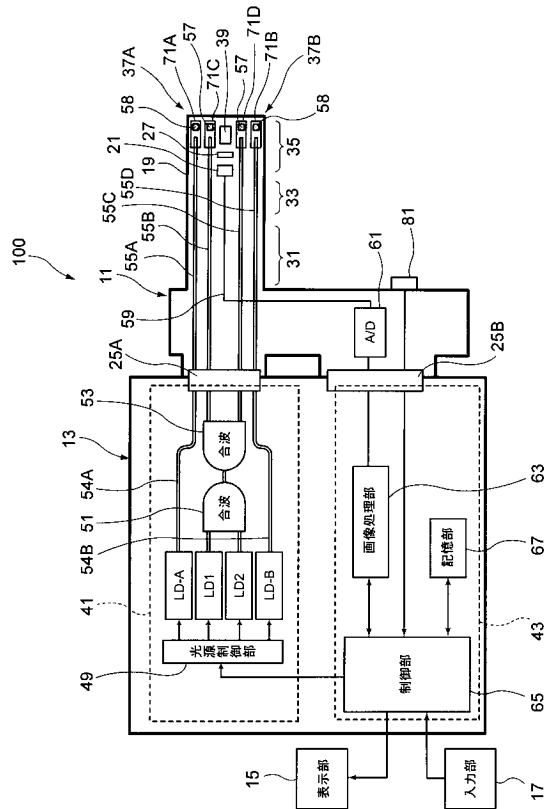
40

50

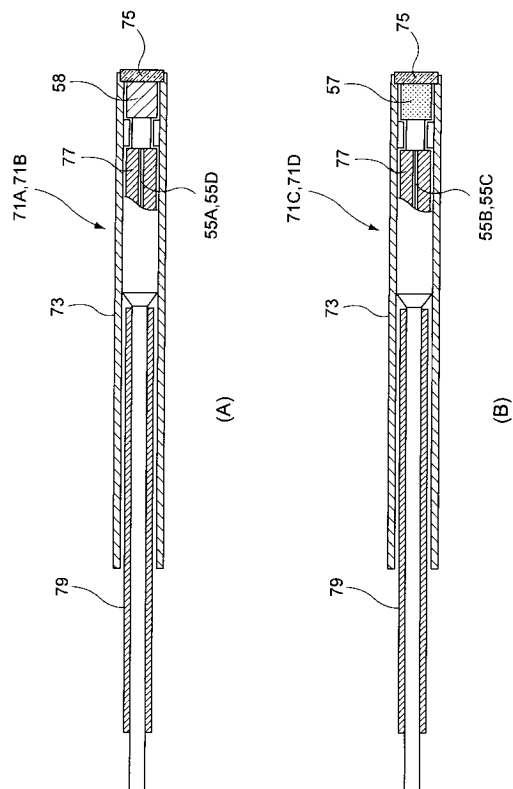
3 5	内視鏡先端部	
3 5 a	先端面	
3 7 A	照射口	
3 7 B	照射口	
3 9	対物レンズユニット	
4 1 , 4 1 A , 4 1 B	光源装置	
4 3	プロセッサ	
4 9	光源制御部	
5 4 A , 5 4 B	光ファイバ	
5 5 A , 5 5 B , 5 5 C , 5 5 D	光ファイバ	10
5 7	蛍光体	
5 8	光拡散部材	
6 3	画像処理部	
6 5	制御部	
7 1 A , 7 1 B , 7 1 C , 7 1 D	投光ユニット	
1 0 0	内視鏡装置	
1 0 3	近赤外光カットフィルタ	
1 0 5	紫外光カットフィルタ	
1 1 1	I C G 蛍光による観察画像	
1 1 3	ルシフェラーゼ蛍光による観察画像	20
1 1 7	深部血管像	
1 3 1	観察窓	
1 3 3 A , 1 3 3 B	照射窓	
L D 1	レーザ光源	
L D 2	レーザ光源	
L D - A	第 1 レーザ光源部	
L D - B	第 2 レーザ光源部	
L 1	直線	
L 2	直線	
L 3	境界線	30
P	中心点	



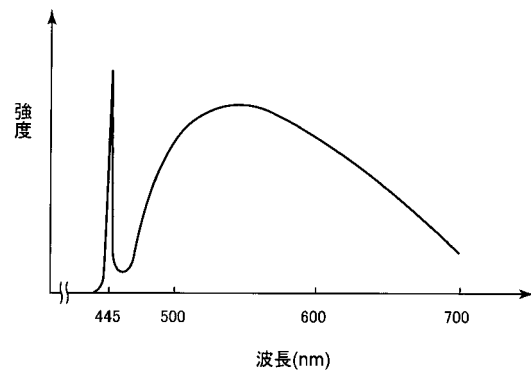
【 図 2 】



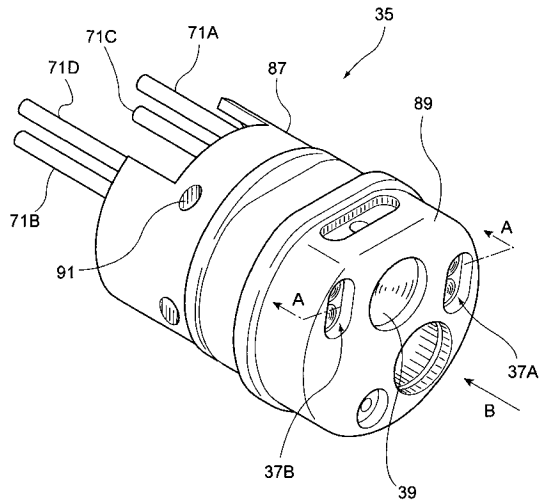
【 図 3 】



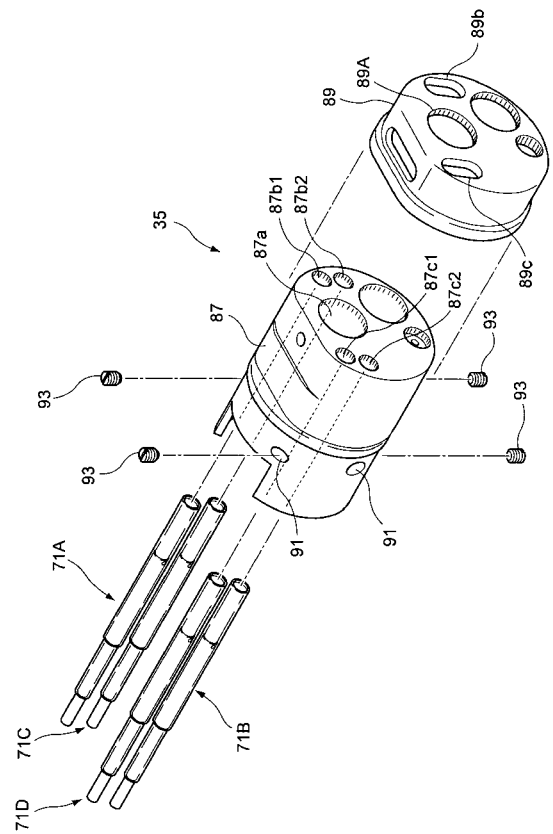
【 図 4 】



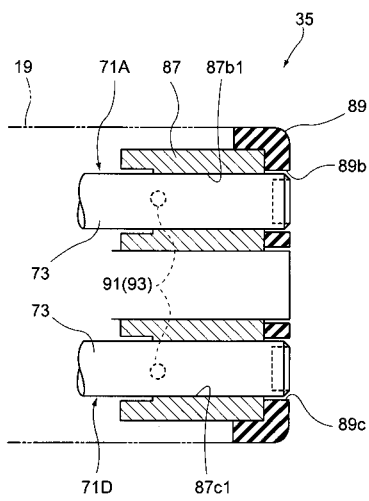
【図 5】



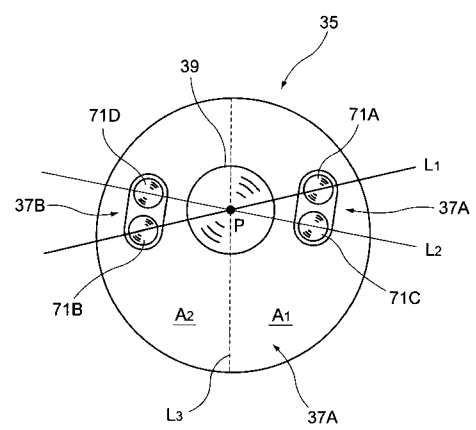
【図 6】



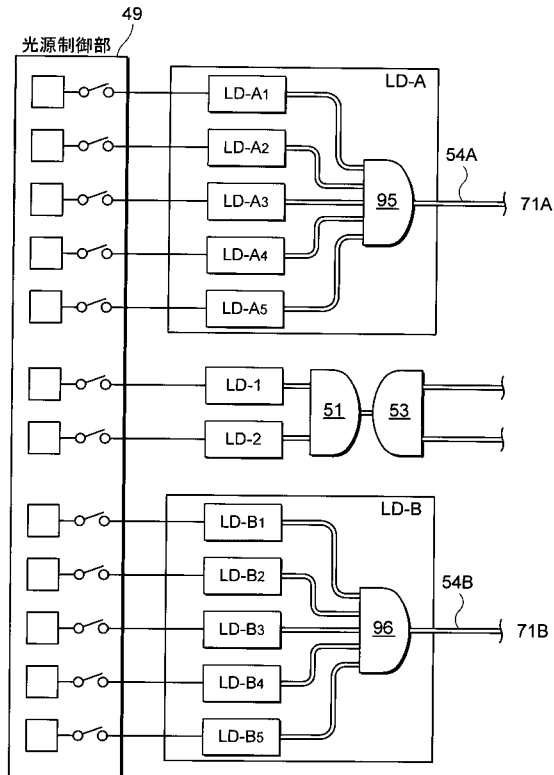
【図 7】



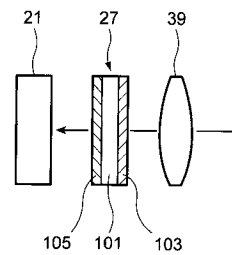
【図 8】



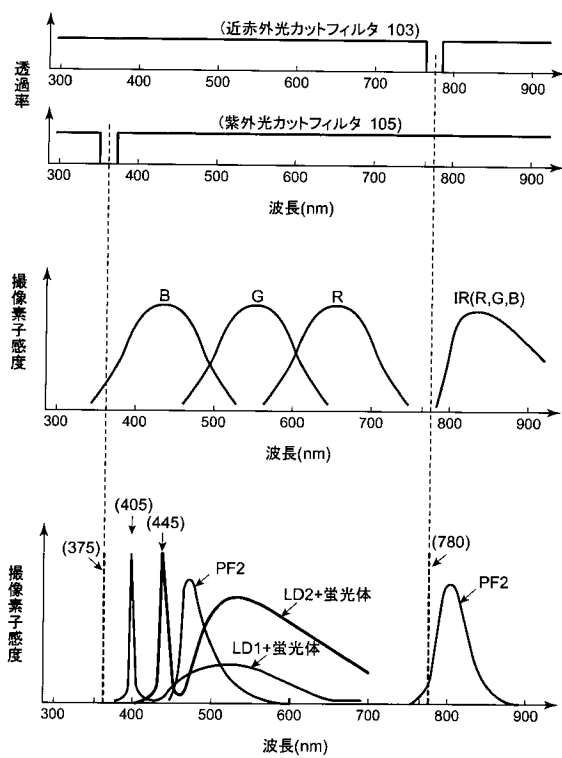
【 図 9 】



【 図 1 0 】



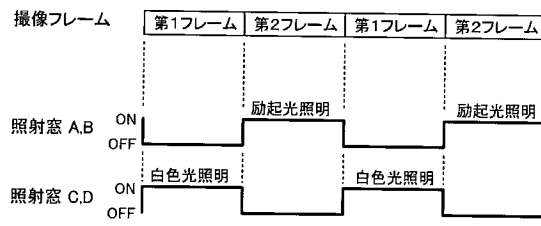
【 図 1 1 】



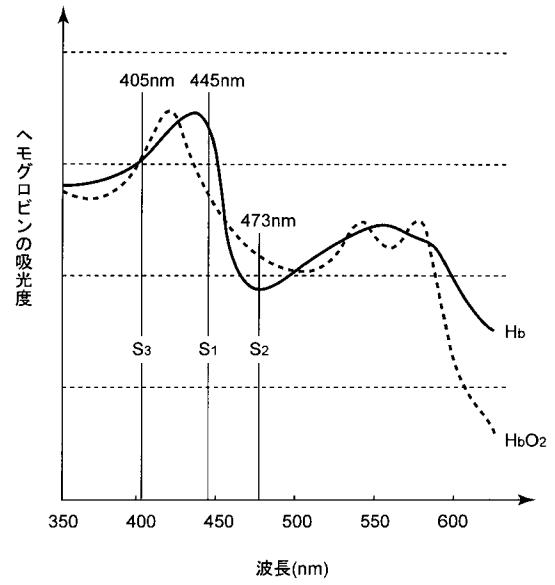
【 図 1 2 】

照射電	LD波長 [nm]	通常観察	表層深層 ハブリッド 観察	狭帯域光 観察	自家蛍光 観察	葉刺蛍光観察 (フオートリン、 レザフィン、 ビスダイニ、 5-ALA)	葉刺蛍光観察 (ICG)	葉刺蛍光観察 (ルンフエラーゼ)
A/B	405	-	O	O	O(挿他)	O(挿他)	O(挿他)	O(挿他)
	445	O	O	O	O(挿他)	O(挿他)	O(挿他)	O(挿他)
	375	-	-	-	-	-	-	O
	405	-	-	-	O	O	-	-
	445	-	-	-	-	O	-	-
C	473	-	-	-	-	O	-	-
	780	-	-	-	-	-	O	-
	375	-	-	-	-	-	-	O
	405	-	-	-	O	O	-	-
D	445	-	-	-	-	O	-	-
	473	-	-	-	-	-	-	-
	780	-	-	-	-	-	O	-

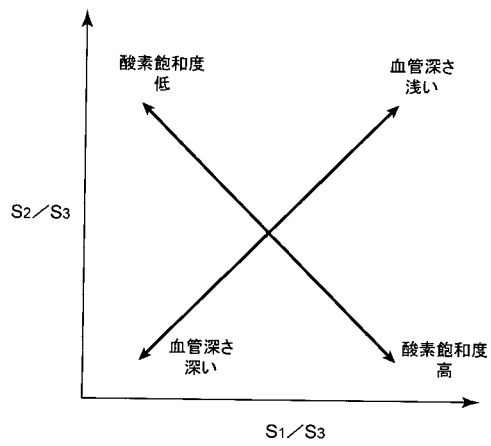
【図 13】



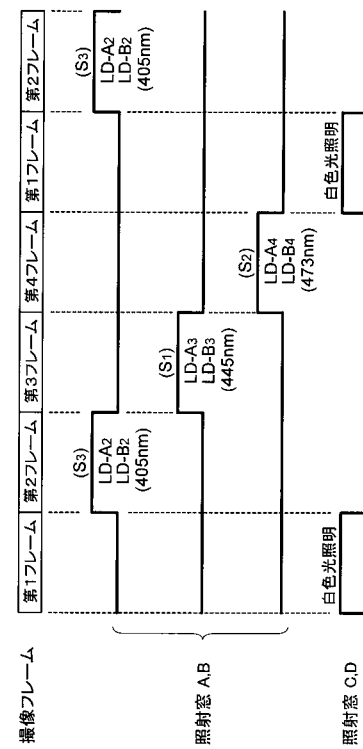
【図 14】



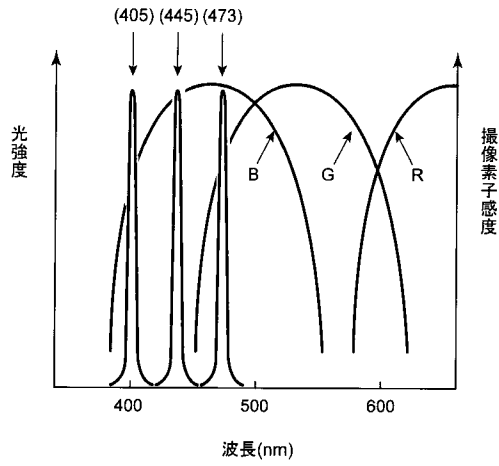
【図 15】



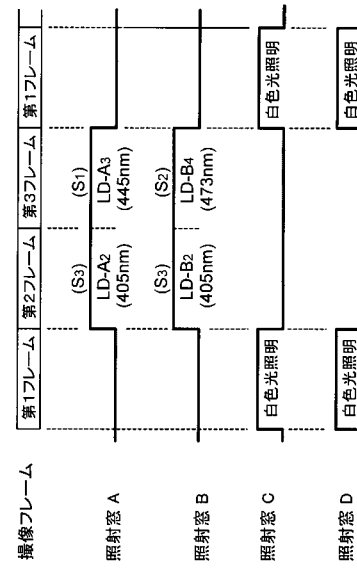
【図 16】



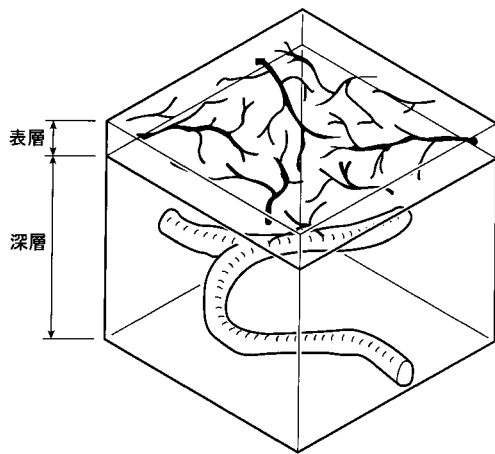
【図 17】



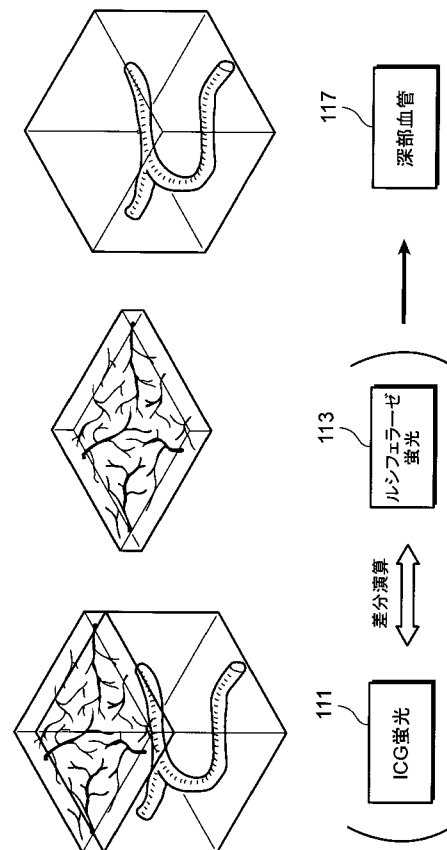
【図 18】



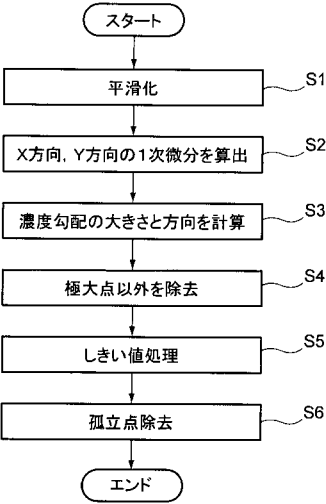
【図 19】



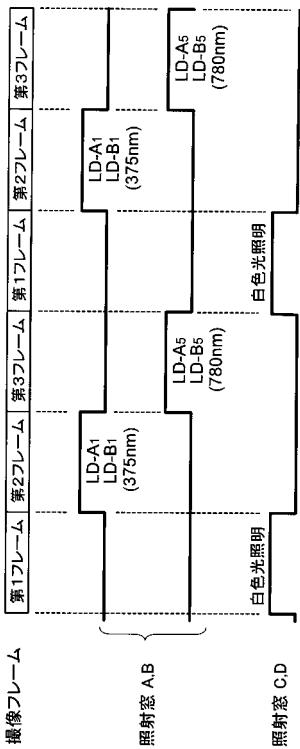
【図 20】



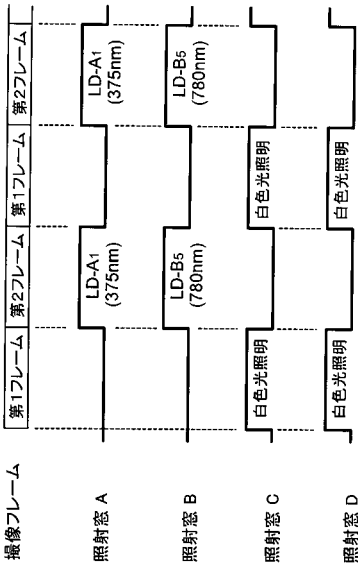
【図 2 1】



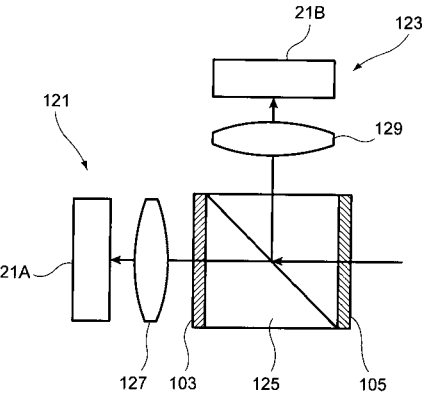
【図 2 2】



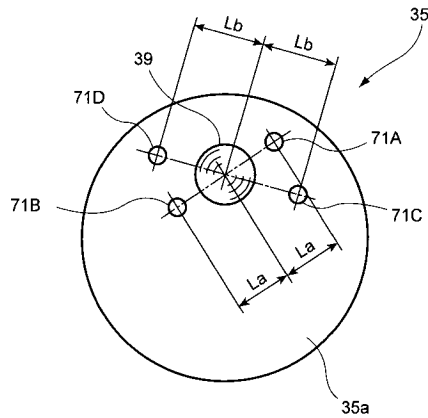
【図 2 3】



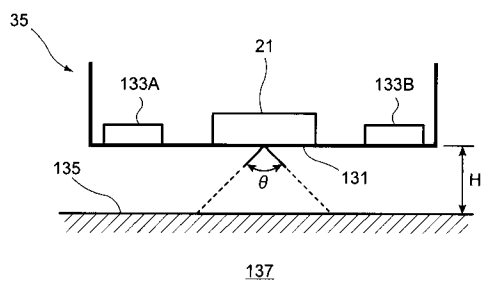
【図 2 4】



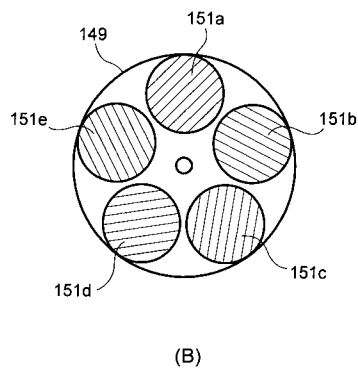
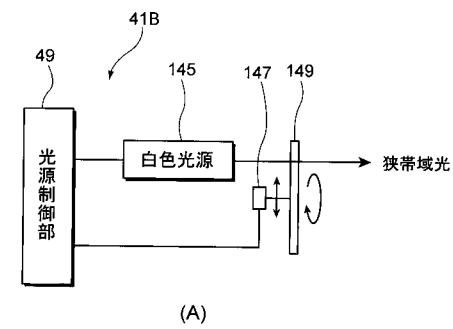
【図 25】



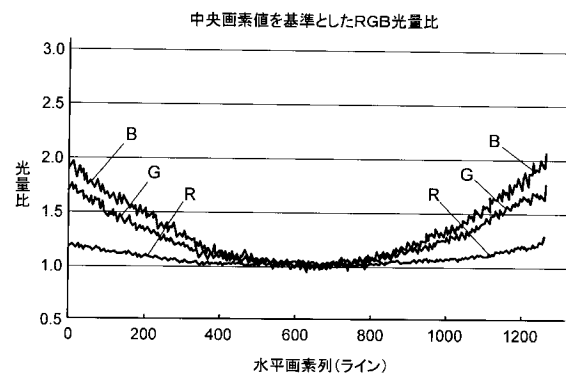
【図 26】



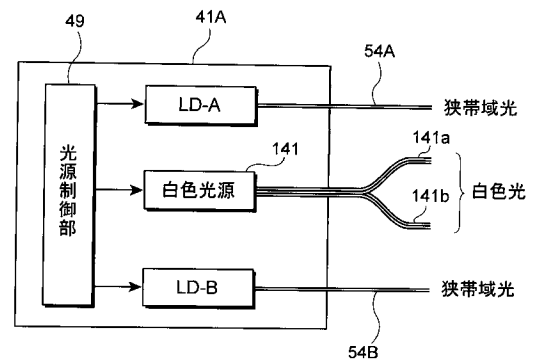
【図 29】



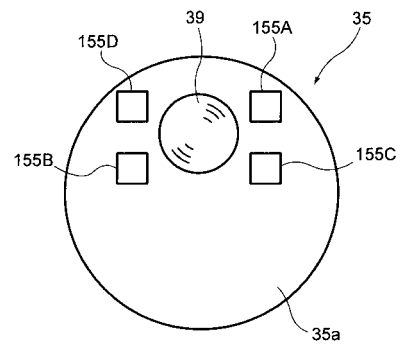
【図 27】



【図 28】



【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 7 9 8 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



专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2012016545A</a>	公开(公告)日	2012-01-26
申请号	JP2010157357	申请日	2010-07-09
[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	江利川昭彦 小澤聡 飯田孝之		
发明人	江利川 昭彦 小澤 聡 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04 A61B1/00 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/043 A61B1/05 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0653 A61B1/0669 A61B1/07		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/04.372 A61B1/00.300.D A61B1/00.300.Y G02B23/26.B A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/04.531 A61B1/05 A61B1/06.531 A61B1/06.610 A61B1/06.611 A61B1/07.730 A61B1/07.733 A61B1/07.735 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ06 4C061/RR14 4C061/SS11 4C061/TT02 4C061/TT04 4C061/WW07 4C061/WW17 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ06 4C161/RR14 4C161/SS11 4C161/TT02 4C161/TT04 4C161/WW07 4C161/WW17		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

解决的问题：在内窥镜插入部分的末端布置两对照射窗以照亮要观察的区域，同时旨在减小直径并防止照度不均匀，并且同时照射不同光谱的窄带光。 解决方案：在内窥镜插入部35的前端面分别设有用于照射白光的第一照射部，用于照射比白光窄的波长带的窄带光的第二照射部以及被检体的观察窗39。 位于。 第一照射单元和第二照射单元均具有用于发光的一对照射窗71A至71D。 当将通过观察窗39的中心点P将内窥镜插入部的前端面二等分的直线作为边界线L3时，第一照射单元的一对照射窗71C，71D夹着边界线L3。 第2照射单元的一对照射窗71A，71B配置在顶端面的两侧，且越过边界线L3配置在顶端面的两侧。 从第二照射单元的每个照射窗口71A和71B发射的光的光谱可以由光源控制单元单独地改变。 [选择图]图8

