

(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2011-147757

(P2011-147757A)

(43) 公開日 平成23年8月4日(2011.8.4)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	4 C 1 6 1
	A 6 1 B 1/06 A	

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2010-148390 (P2010-148390)	(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
(22) 出願日	平成22年6月29日 (2010.6.29)	(74) 代理人	100115107 弁理士 高松 猛
(31) 優先権主張番号	特願2009-225406 (P2009-225406)	(74) 代理人	100132986 弁理士 矢澤 清純
(32) 優先日	平成21年9月29日 (2009.9.29)	(72) 発明者	水由 明 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
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	加賀屋 寛人 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
(31) 優先権主張番号	特願2009-296218 (P2009-296218)		
(32) 優先日	平成21年12月25日 (2009.12.25)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

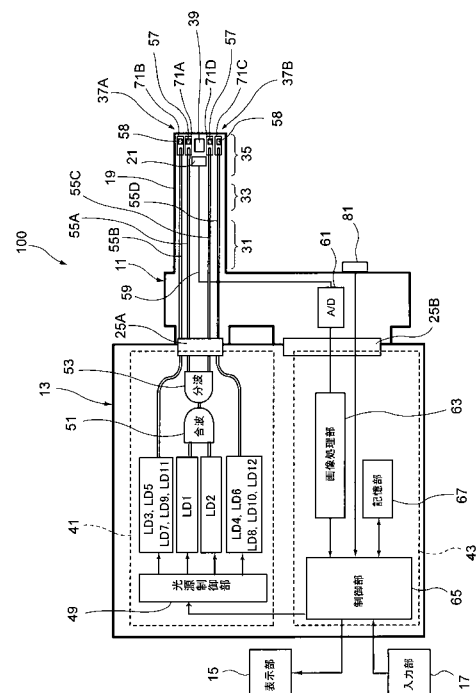
(54) 【発明の名称】 医療機器及び内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】白色光による通常観察、狭帯域光等による特殊光観察を行う際の被観察領域への各種光照射を、常に良好な条件で行える医療機器及び内視鏡装置を提供する。

【解決手段】被検体内に挿入する挿入部19と、挿入部19に照明光を供給する光源部41とを備える。白色光を照射する第1照射部71A、71D、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71B、71C、及び被検体を観察する観察窓をそれぞれ挿入部19の先端面に配置する。第1、第2照射部はそれぞれ一对の照射窓を有する。観察窓の中心点を通して挿入部19の先端面を二等分する直線を境界線としたとき、第1照射部的一对の照射窓をこの境界線を挟んだ両側に配置し、第2照射部的一对の照射窓をこの境界線を挟んだ両側に配置する。第1照射部的一对の照射窓の光路後方に蛍光体57を配置して白色光を形成させる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内に挿入する挿入部と、該挿入部に光を供給する光源部とを有する医療機器であって、

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 1 照射部的一对の照射窓の光路後方に、前記光源部から供給される光により励起発光する蛍光体がそれぞれ配置され、前記第 1 照射部に供給される光と、前記蛍光体からの発光により前記白色光を形成する医療機器。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の医療機器であって、

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、

前記第 2 照射部的一对の照射窓が、前記第 1 照射部とは異なる位置で前記観察窓を挟んだ両側に配置された医療機器。

20

【請求項 3】

請求項 1 又は請求項 2 記載の医療機器であって、

前記第 2 照射部的一对の照射窓が、前記第 1 照射部的一对の照射窓より内側に配置された医療機器。

【請求項 4】

請求項 1 ~ 請求項 3 のいずれか 1 項記載の医療機器であって、

前記第 1 照射部的一对の照射窓を連結する線と、前記第 2 照射部的一对の照射窓を連結する線とが、前記観察窓上で交差するように前記照射窓がそれぞれ配置された医療機器。

【請求項 5】

請求項 1 ~ 請求項 4 のいずれか 1 項記載の医療機器であって、

前記第 2 照射窓的一对の照射窓の光路後方に光拡散部材を配置した医療機器。

30

【請求項 6】

請求項 1 ~ 請求項 5 のいずれか 1 項記載の医療機器であって、

前記光源部が、前記第 1 照射部に光を供給する第 1 の光源と、前記第 2 照射部に光を供給する第 2 の光源とを有し、

前記第 1 の光源と前記第 2 の光源からの光出射を個別に制御する光源制御部を更に備えた医療機器。

【請求項 7】

請求項 6 記載の医療機器であって、

前記第 2 の光源が、互いにスペクトルの異なる複数種の狭帯域光を発生する発光素子を備え、

40

前記第 2 照明部から互いにスペクトルの異なる複数種の光を出射する医療機器。

【請求項 8】

請求項 7 記載の医療機器であって、

前記第 2 の光源が、中心波長 350 nm ~ 450 nm の狭帯域光を発生する医療機器。

【請求項 9】

請求項 7 又は請求項 8 記載の医療機器であって、

前記第 2 の光源が、血液中の還元ヘモグロビンの吸光度と酸化ヘモグロビンの吸光度とが略等しい波長の狭帯域光と、双方の吸光度に差を有する波長の狭帯域光とを発生する医療機器。

【請求項 10】

50

請求項 7 ~ 請求項 9 のいずれか 1 項記載の医療機器であって、
前記第 2 の光源が、中心波長 620 nm ~ 680 nm の狭帯域光を発生する医療機器。

【請求項 11】

請求項 7 ~ 請求項 10 のいずれか 1 項記載の医療機器であって、
前記第 2 の光源が、中心波長 750 nm ~ 850 nm の狭帯域光を発生する医療機器。

【請求項 12】

請求項 5 ~ 請求項 9 のいずれか 1 項記載の医療機器であって、
前記第 1 の光源と前記第 2 の光源の少なくともいずれかが半導体発光素子からなる医療機器。

【請求項 13】

請求項 1 ~ 請求項 12 のいずれか 1 項記載の医療機器であって、
前記観察窓を通して結像される被検体像を検出し、被検体の観察画像信号を出力する撮像素子を備えた医療機器。

【請求項 14】

請求項 1 ~ 請求項 13 のいずれか 1 項記載の医療機器として構成され、
前記複数の照射窓と前記観察窓が、体腔内に挿入される内視鏡挿入部の先端にそれぞれ配置され、

前記光源部からの光を導光部材を通じて前記照射窓に供給する内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療機器及び内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

一般に、内視鏡装置には、内視鏡挿入部の先端に照射窓と観察窓が配設され、照射窓から照明光を出射して観察窓を通じて観察画像を取得するようになっている。照射窓には、例えば、キセノンランプ等の白色光源からの光が光ファイババンドル等の導光部材によって導かれ、被観察領域に向けて出射される。近年、このような白色光源に代えて、レーザー光源を用い、蛍光体を励起発光させて白色照明光を生成するものが利用されつつある。

また、特に医療用内視鏡の分野では、上記の白色照明光を用いた通常観察以外にも、特定の狭帯域波長の光（狭帯域光）を照射する特殊光観察や治療が可能な内視鏡装置も利用されている。例えば、赤外乃至可視光帯域の光を照射するランプに加え、青色発光ダイオードを備えた内視鏡装置が特許文献 1 に記載されている。この種の内視鏡装置によれば、通常観察に加えて、粘膜組織表層の毛細血管等を強調して観察することができる。

【0003】

ところが、内視鏡先端部から照明光を出射する照射窓は、撮像部へ画像情報を取得する観察窓に対して適切な位置に配置しないと、均一な照明光を照射できなくなる。下記特許文献 1 の構成においては、観察窓の片側に照射窓が配置されるため、被観察領域に凹凸があった場合等に照明むらを生じやすい。また、通常観察時と特殊光観察時では、使用する照射窓の位置関係が異なるため、双方の照明条件を一致させ難く、通常観察画像と特殊光観察画像とを対応させて画像処理する際に、双方の観察画像の照明条件の違いから、画素ノイズが重畳しやすくなる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2009 - 34224 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明は、白色光による通常観察、狭帯域光等による特殊光観察を行う際の被観察領域

10

20

30

40

50

への各種光照射を、常に良好な条件で行える医療機器及び内視鏡装置を提供することを目的とする。

【発明の効果】

【0006】

本医療機器及び内視鏡装置によれば、白色光による通常観察、狭帯域光による特殊光観察を行う際の各種光照射を、照明むらを生じさせずに良好な条件で行うことができ、例えば内視鏡による診断や治療をより適切に行うことができる。

【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。

10

(1) 被検体内に挿入する挿入部と、該挿入部に光を供給する光源部とを有する医療機器であって、

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1照射部的一对の照射窓の光路後方に、前記光源部から供給される光により励起発光する蛍光体がそれぞれ配置され、前記第1照射部に供給される光と、前記蛍光体からの発光により前記白色光を形成する医療機器。

20

(2) (1)の医療機器として構成され、

前記複数の照射窓と前記観察窓が、体腔内に挿入される内視鏡挿入部の先端にそれぞれ配置され、

前記光源部からの光を導光部材を通じて前記照射窓に供給する内視鏡装置。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【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。

30

【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)は蛍光体を備えた投光ユニットの断面構成図、(B)は光拡散部材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。

40

【図9】投光ユニットからの照射パターンを示す説明図である。

【図10】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11】(A)～(D)は投光ユニットの配置位置を概略的に示す説明図である。

【図12】図5のB方向から見た内視鏡先端部の正面図である。

【図13】内視鏡先端部の先端面を示す平面図である。

【図14】内視鏡先端部の概略的に示す断面図である。

【図15】図14の観察窓から検出される光を、色毎に表したグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0009】

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。

50

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、医療機器の一つである内視鏡装置 100 は、内視鏡 11 と、この内視鏡 11 が接続される制御装置 13 とを有する。制御装置 13 には、画像情報等を表示する表示部 15 と、入力操作を受け付ける入力部 17 が接続されている。内視鏡 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。

【0010】

また、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。

【0011】

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。

【0012】

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。

【0013】

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。

【0014】

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 LD1、445 nm の LD2、及び、405 nm の LD3, LD4 を基本構成として備えている。また、本構成では、LD3, LD4 の光路を共通させて更に 472 nm の LD5, LD6 と、665 nm の LD7, LD8 と、785 nm の LD9, 10 と、375 nm の LD11, 12 とを設けている。なお、使用する各レーザ光源は、上記中心発光波長の ± 10 nm の範囲に入っていればよい。

【0015】

各レーザ光源 LD1 ~ LD12 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。また、各レーザ光源の発光のタイミングや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。

【0016】

LD1 は中心波長 405 nm の紫色レーザ光を出射する狭帯域光観察用の光源であり、

10

20

30

40

50

L D 2 は中心波長 4 0 5 n m 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。また、中心波長 4 0 5 n m のレーザ光を発生する L D 3 , L D 4 は蛍光観察用の光源であり、被観察領域に向けて、後述する蛍光体を介さずに光出射可能となっている。

【 0 0 1 7 】

L D 5 , L D 6 から出射される中心波長 4 7 2 n m のレーザ光は、血中の酸素飽和度と血管深さの情報を抽出するために用いられる。また、L D 7 , L D 8 から出射される中心波長 6 6 5 n m のレーザ光は、治療用のレーザ光であって、比較的強い出力で生体組織表面に照射され、癌などの腫瘍を治療する光線力学的治療 (Photodynamic Therapy : P D T) を行うために用いられる。L D 9 , L D 1 0 から出射される中心波長 7 8 5 n m のレーザ光は、血管に注入した I C G (インドシアニンググリーン) の赤外光観察に用いられる。L D 1 1 , L D 1 2 から出射される中心波長 3 7 5 n m のレーザ光は、ルシフェラーゼを用いた蛍光観察を行うための光源である。

【 0 0 1 8 】

なお、L D 1 は光線力学的診断 (Photodynamic Diagnosis : P D D) を行うための照明光としても用いる。P D D は、予め腫瘍親和性がありかつ特定の励起光に対して感応する光感受性物質を生体に投与した後、励起光となるレーザ光を比較的弱い出力で生体組織表面に照射して、癌などの腫瘍の病巣部で光感受性物質の濃度が高くなった部位からの蛍光を観察する診断方法である。この P D D により特定された病巣部に対して、P D T 治療が施される。

【 0 0 1 9 】

上記のレーザ光源 L D 1 ~ L D 1 2 は、ブロードエリア型の I n G a N 系レーザダイオードが利用でき、また、I n G a N A s 系レーザダイオードや G a N A s 系レーザダイオード等を用いることもできる。なお、上記光源として発光ダイオード等の半導体発光素子を用いた構成としてもよい。また、半導体発光素子以外にも、キセノンランプ等の白色光源からの光をカラーフィルタにより波長選択した光等を用いることもできる。

【 0 0 2 0 】

各レーザ光源 L D 1 ~ L D 1 2 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。L D 1 と L D 2 からのレーザ光は、コンバイナ 5 1 により合波して 1 系統の光路とされた後、カブラ 5 3 により分波して 2 系統の光路とし、それぞれコネクタ部 2 5 A に伝送される。これにより、L D 1 と L D 2 からのレーザ光が、各レーザ光源の個体差による発光波長のばらつきやスペckルが軽減されて光ファイバ 5 5 A , 5 5 C に均等に伝送される。なお、コンバイナ 5 1 とカブラ 5 3 を用いずに各レーザ光源 L D 1 , L D 2 からのレーザ光を直接コネクタ部 2 5 A に送出する簡略化した構成としてもよい。

【 0 0 2 1 】

コネクタ部 2 5 A から内視鏡先端部 3 5 まで延設された光ファイバ 5 5 A ~ 5 5 D には、各レーザ光源 L D 1 ~ L D 1 2 からのレーザ光がそれぞれ任意のタイミングで導入される。L D 1 , L D 2 からのレーザ光は、光ファイバ 5 5 A , 5 5 C を通じて内視鏡先端部 3 5 に配置された蛍光体 5 7 に伝送され、L D 3 ~ L D 1 2 からのレーザ光は、光ファイバ 5 5 B , 5 5 D を通じて光拡散部材 5 8 に伝送され、照明光 (あるいは治療光) として被観察領域に向けて出射される。

【 0 0 2 2 】

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 μ m 、クラッド径 1 2 5 μ m 、外皮となる保護層を含めた径が 0 . 3 ~ 0 . 5 m m の細径なファイバケーブルを使用できる。

【 0 0 2 3 】

ここで、光ファイバ 5 5 A と蛍光体 5 7 は投光ユニット 7 1 A を構成し、光ファイバ 5 5 B と光拡散部材 5 8 は投光ユニット 7 1 B を構成する。また、光ファイバ 5 5 C と蛍光体 5 7 は投光ユニット 7 1 D を構成し、光ファイバ 5 5 D と光拡散部材 5 8 は投光ユニッ

ト 7 1 C を構成する。投光ユニット 7 1 A , 7 1 D の対と、投光ユニット 7 1 B , 7 1 C の対は、内視鏡先端部 3 5 の先端面における対物レンズユニット 3 9 を挟んだ両脇側に対として配置される。

【 0 0 2 4 】

次に、内視鏡先端部の投光ユニットの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 D の断面構成図、図 3 (B) に投光ユニット 7 1 B , 7 1 C 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 D は、それぞれ同一の構成であって、蛍光体 5 7 と、蛍光体 5 7 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 C) 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 C) 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。

10

【 0 0 2 5 】

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

【 0 0 2 6 】

投光ユニット 7 1 A , 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 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 ~ 黄色の励起発光光と、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。

20

【 0 0 2 7 】

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 n m の輝線で表され、青色レーザ光による蛍光体 5 7 からの励起発光光は、概ね 4 5 0 n m ~ 7 0 0 n m の波長帯域で発光強度が増大する分光強度分布となる。この励起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、半導体発光素子を励起光源として用いれば、高い発光効率で高強度の白色光が得られ、白色光の強度を容易に調整できる上に、白色光の色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

30

【 0 0 2 8 】

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。

【 0 0 2 9 】

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。

40

【 0 0 3 0 】

また、投光ユニット 7 1 B , 7 1 C の光拡散部材 5 8 は、L D 3 ~ L D 1 2 からのレーザ光が透過す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 から出射する透過

50

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 1 】

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 からの励起発光光による白色光、及び各レーザ光による狭帯域光は、内視鏡 1 1 の先端部 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 により被検体像を結像させ、撮像素子 2 1 により撮像される。

【 0 0 3 2 】

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。

10

【 0 0 3 3 】

次に、内視鏡先端部の一構成例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、投光ユニット 7 1 A ~ 7 1 D 等の各種部品が実装されている。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 B , 7 1 D が挿入される。

20

【 0 0 3 4 】

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。

30

【 0 0 3 5 】

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 B 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 と連通する一对の横孔 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、投光ユニット 7 1 A , 7 1 B 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 6 】

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。

40

【 0 0 3 7 】

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、蛍光体 (図 3 (A) 参照) を備えた投光ユニット 7 1 A , 7 1 D の対は、照射窓

50

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、光拡散部材58(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。

【0038】

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对の照射窓からなる第1照射部(投光ユニット71A, 71D)と、白色光より狭い波長帯の狭帯域光を照射する一对の照射窓からなる第2照射部(投光ユニット71B, 71C)からなり、観察窓の中心点Pを通して内視鏡先端部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照射部的一对の照射窓が境界線L3を挟んだ先端面35aの両側に配置され、第2照射部的一对の照射窓が境界線L3を挟んだ先端面35aの両側に配置されている。

10

【0039】

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(投光ユニット71A, 71D)の照射窓と第2照射部(投光ユニット71B, 71C)の照射窓とがそれぞれ1つずつ配置されている。

【0040】

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が交差点P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。つまり、白色照明光を照射する投光ユニット71A, 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、対物レンズユニット39の両脇から白色光を均等に照射することで、照明むらの発生を防止している。

20

【0041】

次に、上記の投光ユニット71A~71Dによりレーザ光源LD1~LD12からの各レーザ光を適宜組み合わせさせて出射させ、種々の照明光を生成する各照明パターンについて説明する。図9に各照射パターンの一例を示した。図9中の対物レンズユニット39の両脇側のA, B, C, Dは、それぞれ投光ユニット71A, 71B, 71C, 71Dを表している。

【0042】

<第1の照射パターン>

投光ユニット71A, 71Dに対し、LD2からの中心波長445nmのレーザ光を導入して、それぞれの投光ユニット71A, 71Dから白色光を出射させる。また、投光ユニット71B, 71Cに対してはLD3~LD12の出力をOFFにして光出射を停止する。

30

【0043】

この照明パターンが通常観察時の照射パターンとなる。投光ユニット71A, 71Dの双方から白色光を出射することで、観察部位に隆起箇所が存在していても、影の発生を抑えて最小限の照明むらで通常観察が行える。

【0044】

<第2の照射パターン>

投光ユニット71A, 71Dに対し、LD1からの中心波長405nmのレーザ光(狭帯域光)と、LD2からの中心波長445nmのレーザ光(白色光を生成する光)を導入する。また、投光ユニット71B, 71Cに対してはLD3~LD12の出力をOFFにして光出射を停止する。LD1とLD2の照射タイミングは、白色光による照明、短波長(紫色)の狭帯域光による照明を個別に行う他、白色光と狭帯域光による照明を同時に行うように適宜制御される。

40

【0045】

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、白色照明による通常観察に加えて、粘膜組織表層の毛細血管を強調した観察が行える。

50

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り、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。また、L D 1 と L D 2 の出射光量比を任意に変更することで、表層血管の深さ方向の分布を観察できる。

【 0 0 4 6 】

L D 1 と L D 2 の出射光光量比の変更は、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により選択する構成にすれば、通常観察画像と、毛細血管の強調画像とを簡単に切り替えることができる。

10

【 0 0 4 7 】

上記のように、投光ユニット 7 1 A、7 1 D は、それぞれの出射光を L D 1 か L D 2 のいずれかに任意で選定でき、観察シーンに応じて切り替えることができる。このため、観察シーンに応じた必要な情報を自由に抽出することができ、観察目的に適した観察画像を容易に得ることが可能となる。

【 0 0 4 8 】

また、L D 1 と L D 2 からのレーザ光を同時に射出する場合は、各レーザ光を同じ投光ユニット 7 1 A、7 1 D から同一条件で射出させることができたため、観察画像を演算処理する際に、双方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可能になる。

20

【 0 0 4 9 】

< 第 3 の照射パターン >

第 2 の照射パターンと同様に、投光ユニット 7 1 A、7 1 D に対して L D 1 と L D 2 からのレーザ光を任意の出射光量比で導入する。また、投光ユニット 7 1 B、7 1 C に対して L D 3、L D 4 から中心波長 4 0 5 n m のレーザ光を導入する。投光ユニット 7 1 A、7 1 D と投光ユニット 7 1 B、7 1 C からの照射タイミングは、撮像フレーム毎に交互に行い、同時には照射しない。つまり、投光ユニット 7 1 A、7 1 D から白色光及び短波長（紫色）の狭帯域光を照射して撮像する第 1 フレームと、投光ユニット 7 1 B、7 1 C 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し、各フレーム画像を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

30

【 0 0 5 0 】

この照明パターンによれば、投光ユニット 7 1 A、7 1 D から白色光及び短波長の狭帯域光を任意の出射光量比で照射することで、通常観察画像に加えて毛細血管を強調した画像までが得られる。また、投光ユニット 7 1 B、7 1 C から中心波長 4 0 5 n m の励起光を射出させることで、生体内に存在するコラーゲン等の蛍光物質からの自家蛍光の観察画像や、P D D 用の観察画像が得られる。表 1 に P D D 励起光、P D D 蛍光、P D T 治療光の波長を薬剤毎に示すように、P D D の励起光としては、フォトリソ、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した場合でも中心波長 3 5 0 n m ~ 4 5 0 n m のレーザ光が利用可能であり、中心波長が 4 0 5 n m のレーザ光が好適に用いられる。なお、5 - A L A はプロトポルフィリン I X 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。

40

【 0 0 5 1 】

【表 1】

薬剤名	PDD励起光	PDD蛍光	PDT治療光
フォトフリン	405nm	660nm	630nm
レザフィリン	405nm	660nm	664nm
ビスダイン	405nm	660nm	689nm
5-ALA	405nm	635/670nm	630nm

【0052】

10

また、投光ユニット71B, 71Cからの短波長(紫色)の狭帯域光は、LD3, LD4からのレーザ光が光拡散部材58(図3(B)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により、出射光強度を低下させることがない。更に、複数の投光ユニット71B, 71Cから同じ狭帯域光を出射するため、均一な照明光分布が得られ、光強度を向上できる。

【0053】

なお、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。

20

【0054】

<第4の照射パターン>

投光ユニット71A, 71Dに対してLD1, LD2からのレーザ光をいずれか、又は両方を導入する一方、投光ユニット71B, 71CからLD3, LD4の中心波長が405nmのレーザ光、LD5, LD6の中心波長が472nmのレーザ光をいずれか、又は両方を導入する。

【0055】

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HbO₂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。酸化ヘモグロビンHbO₂と還元ヘモグロビンHbは、図10に吸光度の分光特性を示すように、波長405nm付近では吸光度は略等しく、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HbO₂よりも吸光度が高く、波長472nm付近では酸化ヘモグロビンHbO₂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。

30

【0056】

これらの特性を利用して、例えば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。

40

(2) 酸化ヘモグロビンHbO₂の吸光度が高い中心波長472nm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を求める。

(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。

(5) 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、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

50

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。

【0057】

上記の撮像画像輝度値 $S1$ 、 $S2$ 、 $S3$ は、各投光ユニットからの照明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。即ち、 $S1$ を求める際は、投光ユニット71A、71Dに対してLD2から中心波長445nmのレーザ光を導入する。また、投光ユニット71B、71Cに対してはLD3～LD12の出力をOFFにして光出射を停止する。この場合、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撮像信号のみを用いることで、蛍光成分を選択的に除去してLD2からのレーザ光の戻り光成分のみを検出できる。

10

$S2$ を求める際は、投光ユニット71B、71Cに対してLD2から中心波長472nmのレーザ光を導入する。また、投光ユニット71A、71Dに対してはLD1、LD2の出力をOFFにして光出射を停止する。

$S3$ を求める際は、投光ユニット71A、71Dに対してLD1から中心波長405nmのレーザ光を導入する。また、投光ユニット71B、71Cに対してはLD3～LD12の出力をOFFにして光出射を停止する。この場合もLD1のレーザ光により励起する蛍光体57からの蛍光成分を選択的に除去できる。

20

【0058】

或いは、投光ユニット71B、71Cに対してLD3、LD4から中心波長405nmのレーザ光を導入し、投光ユニット71A、71Dに対してはLD1、LD2の出力をOFFにして光出射を停止すれば、蛍光体57からの蛍光の発生がない。また、投光ユニット71B、71Cから中心波長445nmのレーザ光を出射できるように、LD2とは別個に中心波長445nmのレーザ光源（図示せず）を設けて、投光ユニット71B、71Cへ中心波長445nmのレーザ光を導入する構成にすれば、蛍光体57からの発光による影響を受けることがない。

【0059】

< 第5の照射パターン >

投光ユニット71A、71Dに対してLD2から青色レーザ光を導入して白色光を生成する。また、投光ユニット71B、71Cに対してLD3、LD4から中心波長が405nmのレーザ光と、LD7、LD8から中心波長が665nmのレーザ光とを選択的に導入する。中心波長405nmのレーザ光は、PDD用の観察画像を得るために用い、中心波長665nmのレーザ光はPDT用の治療光として用いる。

30

【0060】

PDT用の治療光は、表1に示すように、使用する薬剤に応じて適宜波長を選定し、一般に、620～680nmの波長帯のレーザ光が利用可能である。

【0061】

この照明パターンによれば、投光ユニット71A、71Dから白色光を出射させることに加えて、投光ユニット71B、71CからPDD用光線、PDT用光線を出射させることができる。例えば、白色光による通常観察によって内視鏡先端部を体腔内の病巣部付近に移動させた後、体腔内でPDD用光線を照射する。照射したPDD用光線による蛍光の発生を検出することで病巣部の位置を特定する。そして、特定した病巣部に向けてPDT用光線を照射して、病巣部を治療する。つまり、この手順によればPDD後に内視鏡を体腔内から一旦抜き取る必要がなく、PDDとPDTとを内視鏡を挿入したまま連続して実施できる。なお、PDT用光線は、内視鏡の鉗子孔からPDT用光線出射用プローブを挿入して、内視鏡先端部からプローブを突出させて、病巣部に照射する方式にすることもできる。

40

【0062】

< 第6の照射パターン >

50

投光ユニット 7 1 A , 7 1 D に対して L D 2 から青色レーザ光を導入して白色光を生成する。また、投光ユニット 7 1 B , 7 1 C に対して L D 9 , L D 1 0 から中心波長が 7 8 5 n m の近赤外域のレーザ光を導入する。中心波長 7 8 5 n m 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好適に用いられ、I C G 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。この I C G は、血中で蛋白と結合した状態となり、8 0 5 n m を最大吸収波長とする例えば波長 7 5 0 ~ 8 5 0 n m の近赤外光を吸収し、近赤外蛍光を発生する。

【 0 0 6 3 】

この照明パターンによれば、白色光に加えて近赤外光を照射できるため、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を抽出できる。この照明パターンは、例えば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ことができ、血管内に注入した I C G に向けて中心波長 7 8 5 n m のレーザ光を照射する。すると、血液と I C G が反応した部分でピーク波長 8 3 0 n m 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。

10

【 0 0 6 4 】

< 第 7 の照射パターン >

投光ユニット 7 1 A , 7 1 D に対して L D 2 から青色レーザ光を導入して白色光を生成する。また、投光ユニット 7 1 B , 7 1 C に対して L D 1 1 , L D 1 2 から中心波長が 3 7 5 n m の近赤外域のレーザ光を導入する。

20

【 0 0 6 5 】

ルシフェラーゼは、波長 3 7 5 n m の近紫外光に励起して、波長 4 9 0 n m を最大とする蛍光を発生する。近紫外光は生体組織への深達度が浅いため、この照明パターンによれば、特に I C G では得ることの難しい粘膜組織表層の情報を得ることができる。また、蛍光は青緑のスペクトル光で発生するため、視認性を高めた観察が行える。

【 0 0 6 6 】

上記の各照射パターンにおいては、L D 5 ~ L D 1 2 のいずれかのレーザ光を蛍光体 5 7 (図 3 (A) 参照) へ導入する構成とすることもできる。その場合には、L D 5 ~ L D 1 2 のレーザ光の波長に対しては、蛍光体 5 7 の吸収率が低い材料を用いる。これにより、蛍光体 5 7 に照射してもその励起発光は僅かとなり、白色光の混色の影響が観察画像に生じることはない。

30

【 0 0 6 7 】

また、上記いずれの照射パターンであっても、投光ユニット 7 1 A , 7 1 D と投光ユニット 7 1 B , 7 1 C からの照射タイミングは、撮像フレーム毎に交互に行って同時には照射しない場合と、同時に照射する場合とを選択的に設定できる。また、フレーム毎に交互に照射する場合は、撮像したフレーム画像をフレーム毎に表示部 1 5 (図 1 参照) に表示させる表示方法、又は各フレーム画像を合成して表示部 1 5 に表示させる表示方法等、種々の表示形態を選択的に設定できる。

【 0 0 6 8 】

なお、上記構成においては、中心発光波長が 4 0 5 n m の L D 1 と 4 4 5 n m の L D 2 との対を光源装置 4 1 に配置して、各 L D 1 , L D 2 からの出力光を合波しているが、L D 1 と L D 2 の対を更に追加して設け、複数の L D 1 と L D 2 からの出力光をカブラ等によりそれぞれ合波する構成としてもよい。その場合には、各レーザ光源の個体差による発光波長のばらつきやスペックルが軽減され、蛍光体の発光波長を規定の波長に合わせることができる。また、複数の L D 1 と L D 2 の対のうち、一方の対を他方の対の補助光源として機能させ、保障用にすることもできる。

40

【 0 0 6 9 】

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、狭帯域光を照射する構成することで、白色光による通常観察と、狭帯域光観察、蛍光観察、赤外光観察等の

50

特殊光観察とを、共に良好な照明環境の下で行うことができる。また、狭帯域光を白色光生成用の蛍光体を通してることがないので、狭帯域光を不要な光成分を伴うことなく、高強度で照射することができる。

【0070】

本構成の内視鏡装置100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、図11(A)に示すように、投光ユニットの配置位置は、観察窓となる対物レンズユニット39に対して投光ユニット71Aと71Dを連結する線L1が、投光ユニット71Bと71Cを連結する線L2とが直交する配置であってもよい。

また、図11(B)に示すように、各投光ユニット71A～71Dが非対称な配置関係であってもよく、図11(C)に示すように、線L1とL2が交差せずに平行となる配置関係であってもよい。更に、図11(D)に示すように各投光ユニット71A～71Dのそれぞれが線L3上に配置されていてもよい。

【0071】

更に、図12に図5のB方向から見た内視鏡先端部の正面図を示すように、投光ユニット71A～71Dの光出射端に光拡散板83を配置して、光拡散板83の略全体から光を出射させる構成としてもよい。この場合、高強度の光を投光ユニットから出射する場合でも、光拡散板83により拡散され、光拡散板83が有する広い面積で光照射することができる。つまり、投光ユニットの光出射端の狭い領域から高密度に光線が出射されることがなく、広い発光面から均等な照明光を生成することができ、照明むらをより小さくすることができる。

【0072】

また、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してもよい。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13に内視鏡先端部35の先端面35a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71B, 71Cの対と、白色光を照射する投光ユニット71A, 71Dの対である。

【0073】

投光ユニット71Bと投光ユニット71C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71A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71B, 71Cは、先端面35a内で投光ユニット71A, 71Dより内側になるように配置されている。

【0074】

上記構成のように、一对の第1照射窓と、この一对の第1照射窓より短波長の光を出射する一对の第2照射窓を内視鏡先端部35の先端面35aに配置する際、一对の第2照射窓を、一对の第1照射窓より内側に配置することの利点を以下に説明する。

【0075】

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14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。

【0076】

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

10

20

30

40

50

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だけが観察画面の中央部分に届くことになる。

【0077】

このため、観察窓 131 から検出される光は、色毎に表すと図 15 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。

10

【0078】

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、近接撮影時におけるシェーディングの発生を防止して、光量ムラの影響を受けにくくすることができる。

【0079】

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。

20

【0080】

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挿入部と、該挿入部に光を供給する光源部とを有する医療機器であって、

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、

30

前記第 1 照射部的一对の照射窓の光路後方に、前記光源部から供給される光により励起発光する蛍光体がそれぞれ配置され、前記第 1 照射部に供給される光と、前記蛍光体からの発光により前記白色光を形成する医療機器。

この医療機器によれば、第 1 照射部的一对の照射窓、第 2 照射部的一对の照射窓が、それぞれ挿入部の先端面で境界線を挟んで配置されることで、照明むらの生じない均一な照明光が得られる。また、光源部からの光が蛍光体により波長変換された光と、波長変換されずに蛍光体を透過した光とが、第 1 照射部から出射されて、所望の波長の照明光を得ることができる。これにより、例えば白色光による通常観察と特定の波長帯域の光による特殊光観察を、共に良好な照明環境の下で行うことができる。

40

【0081】

(2) (1) の医療機器であって、

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、

前記第 2 照射部的一对の照射窓が、前記第 1 照射部とは異なる位置で前記観察窓を挟んだ両側に配置された医療機器。

この医療機器によれば、第 1、第 2 照射部的一对の照射窓が、それぞれ観察窓を挟んだ対として配置されることで、被検体の観察領域に凹凸が存在していても照明光の影が生じにくくなり、均一照明された良好な観察像が得られる。

【0082】

(3) (1) 又は (2) の医療機器であって、

前記第 2 照射部的一对の照射窓が、前記第 1 照射部的一对の照射窓より内側に配置され

50

た医療機器。

この医療機器によれば、第2照射部から短波長の狭帯域光が出射される場合でも、被検体の観察領域の輝度分布を均一にできる。

【0083】

(4) (1)～(3)のいずれか1つの医療機器であって、

前記第1照射部の一对の照射窓を連結する線と、前記第2照射部の一对の照射窓を連結する線とが、前記観察窓上で交差するように前記照射窓がそれぞれ配置された医療機器。

この医療機器によれば、スペース効率を高めて複数の照射窓を配置することができる。

【0084】

(5) (1)～(4)のいずれか1つの医療機器であって、

前記第2照射部の一对の照射窓の光路後方に光拡散部材を配置した医療機器。

この医療機器によれば、第2照射部の各照射窓に供給される光をそのまま拡散して、高強度でしかも均一に照射させることができる。

【0085】

(6) (1)～(5)のいずれか1つの医療機器であって、

前記光源部が、前記第1照射部に光を供給する第1の光源と、前記第2照射部に光を供給する第2の光源とを有し、

前記第1の光源と前記第2の光源からの光出射を個別に制御する光源制御部を更に備えた医療機器。

この医療機器によれば、第1の光源と第2の光源を個別に制御して、第1照射部と第2照射部の各照射窓に選択的に光を供給できるので、各照射窓から、必要とする光を任意のタイミングで自在に出射させることができる。

【0086】

(7) (6)の医療機器であって、

前記第2の光源が、互いにスペクトルの異なる複数種の狭帯域光を発生する発光素子を備え、

前記第2照明部から互いにスペクトルの異なる複数種の光を出射する医療機器。

この医療機器によれば、複数種の異なるスペクトルの光を第2照明部から選択的に又は同時に照射させることができ、目的に応じて適宜照射光を選定できる。

【0087】

(8) (7)の医療機器であって、

前記第2の光源が、中心波長350nm～450nmの狭帯域光を発生する医療機器。

この医療機器によれば、第2照明部から照射させる狭帯域光により、粘膜組織表層の毛細血管や粘膜微細模様を強調して観察することができる。また、PDD用の診断光としても利用できる。更に、生体組織の蛍光観察を行うことができる。

【0088】

(9) (7)又は(8)の医療機器であって、

前記第2の光源が、血液中の還元ヘモグロビンの吸光度と酸化ヘモグロビンの吸光度とが略等しい波長の狭帯域光と、双方の吸光度に差を有する波長の狭帯域光とを発生する医療機器。

この医療機器によれば、被検体の酸素飽和度と血管深さの情報を画像演算により求めることができる。

【0089】

(10) (7)～(9)のいずれか1つの医療機器であって、

前記第2の光源が、中心波長620nm～680nmの狭帯域光を発生する医療機器。

この医療機器によれば、第2照明部から照射される光をPDT用の治療光として利用できる。

【0090】

(11) (7)～(10)のいずれか1つの医療機器であって、

前記第2の光源が、中心波長750nm～850nmの狭帯域光を発生する医療機器。

10

20

30

40

50

この医療機器によれば、第2照明部から出射される光をインドシアニンググリーン等の蛍光薬剤の励起光として利用した薬剤蛍光観察を行うことができる。

【0091】

(12) (5) ~ (9) のいずれか1つの医療機器であって、

前記第1の光源と前記第2の光源の少なくともいずれかが半導体発光素子からなる医療機器。

この医療機器によれば、高強度で発光効率の高いレーザ発光素子やLED発光素子等の半導体発光素子を用いることで、均一波長の光を安定して得ることができる。

【0092】

(13) (1) ~ (12) のいずれか1つの医療機器であって、

前記観察窓を通して結像される被検体像を検出し、被検体の観察画像信号を出力する撮像素子を備えた医療機器。

この医療機器によれば、第1照明部、第2照明部からの出射光を被検体に照射したときの被検体像が画像データとして取得でき、この画像データを用いて画像演算等の各種の情報処理が可能となる。

【0093】

(14) (1) ~ (13) のいずれか1つの医療機器として構成され、

前記複数の照射窓と前記観察窓が、体腔内に挿入される内視鏡挿入部の先端にそれぞれ配置され、

前記光源部からの光を導光部材を通じて前記照射窓に供給する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、境界線を挟んで配置された第1照射部と第2照射部の各照射窓から光が出射されるため、照明むらの生じない均一な照明光で被検体を照明できる。これにより、内視鏡による診察、診断の精度を向上できる。

【符号の説明】

【0094】

- 11 内視鏡
- 13 制御装置
- 17 入力部
- 19 内視鏡挿入部
- 21 撮像素子
- 35 内視鏡先端部
- 37A, 37B 照射口
- 39 対物レンズユニット(観察窓)
- 41 光源装置(光源部)
- 43 プロセッサ
- 49 光源制御部
- 55A, 55B, 55C, 55D 光ファイバ(導光部材)
- 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
- 73 スリーブ部材
- 75 保護ガラス(照射窓)
- 77 フェルール
- 79 フレキシブルスリーブ
- 81 切り替えスイッチ
- 83 光拡散板
- 87 先端硬性部
- 87a, 87b, 87c 穿設孔

10

20

30

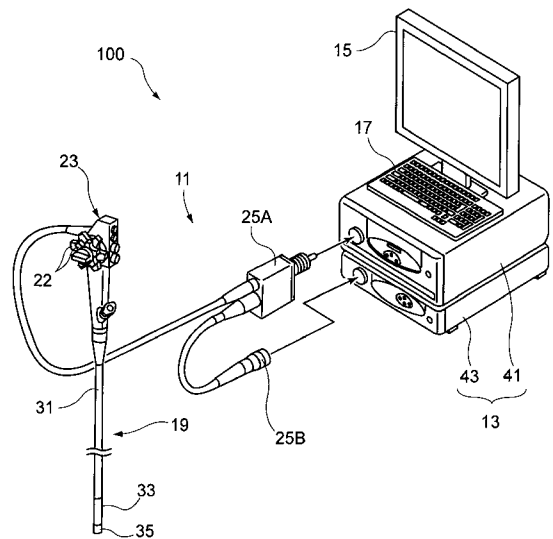
40

50

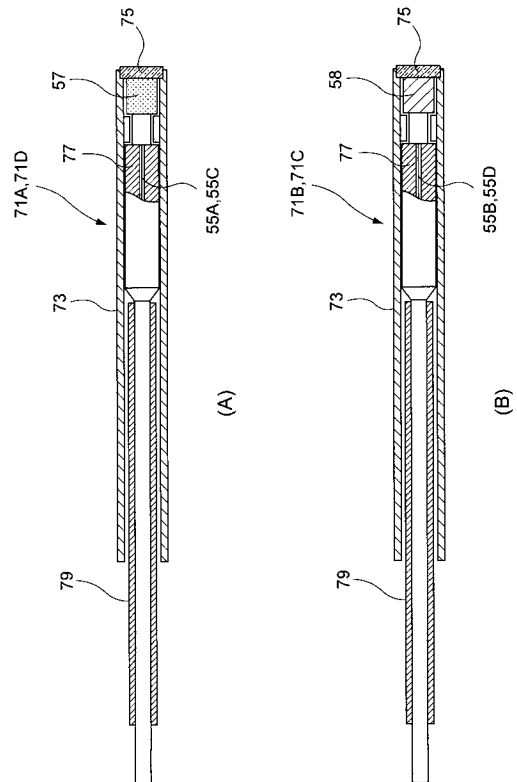
- 1 0 0 内視鏡裝置

L D 1 ~ L D 1 2 レーザ光源

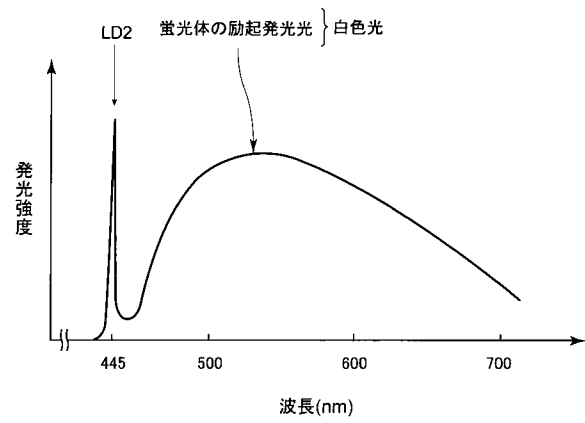
【 図 2 】



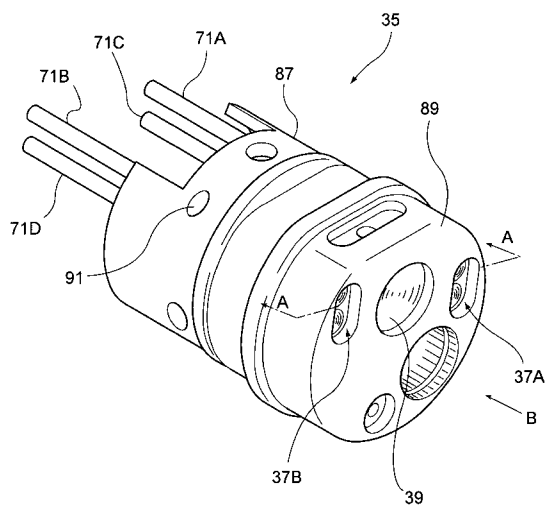
【図 3】



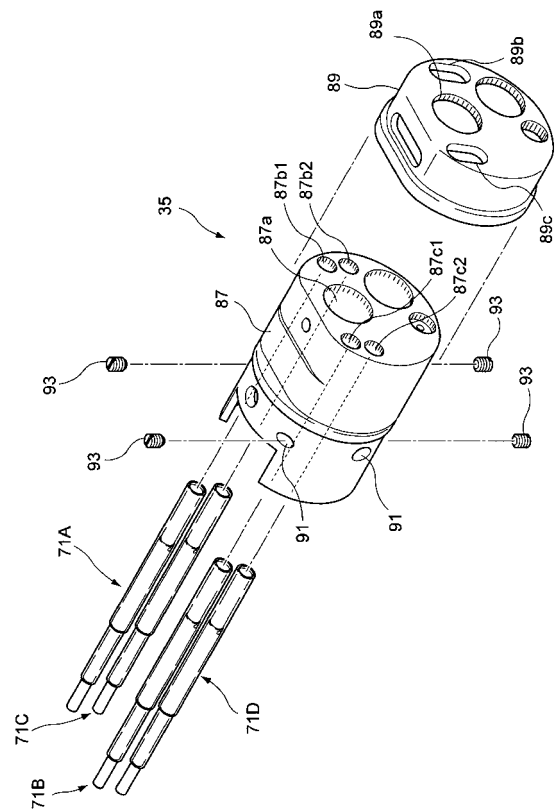
【図 4】



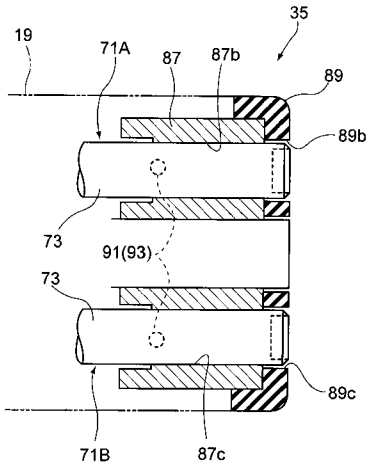
【図 5】



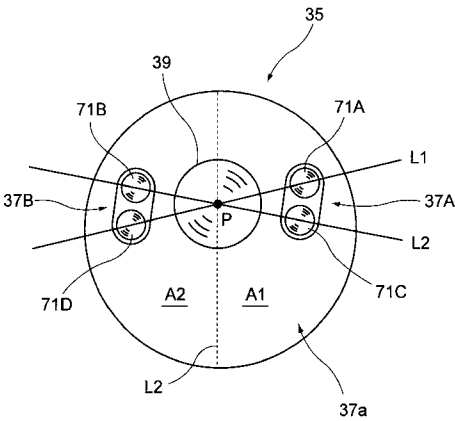
【図 6】



【図 7】



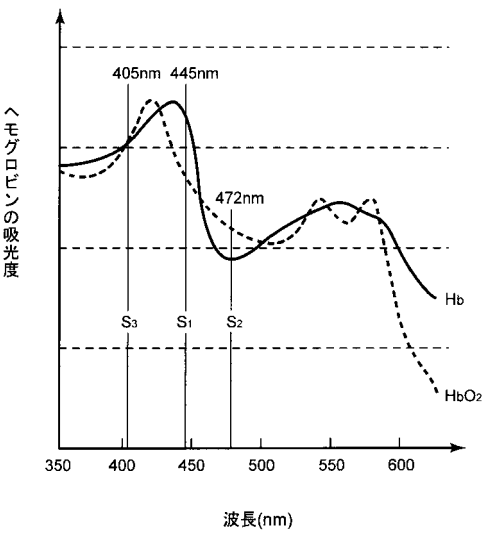
【図 8】



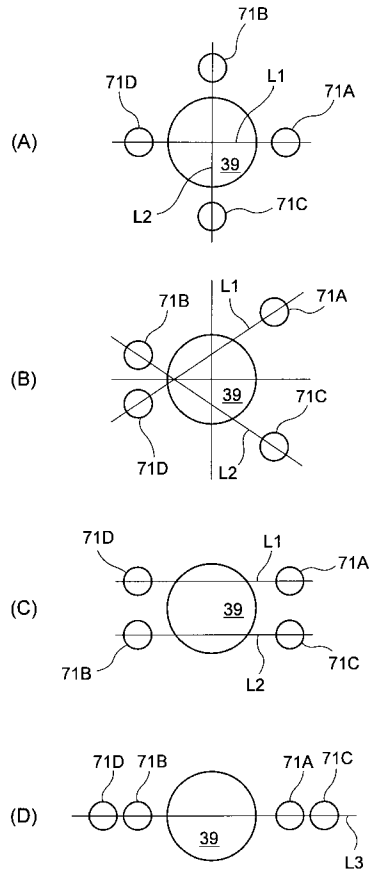
【図 9】

	照射パターン			
1	(B) 445nm	(A) 445nm	(C) 445nm	(D) 39
2	(B) 405+445nm	(A) 405+445nm	(C) 405+445nm	(D) 39
3	(B) 405nm	(A) 405+445nm	(C) 405nm	(D) 39
4	(B) 405+472nm	(A) 405+445nm	(C) 405+472nm	(D) 39
5	(B) 405+665nm	(A) 445nm	(C) 405+665nm	(D) 39
6	(B) 785nm	(A) 445nm	(C) 785nm	(D) 39
7	(B) 375nm	(A) 445nm	(C) 375nm	(D) 39

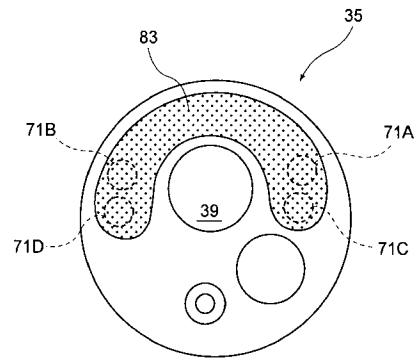
【図 10】



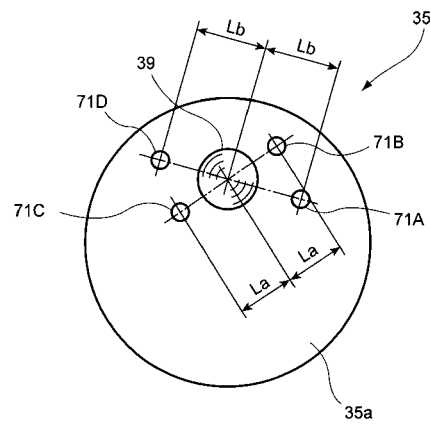
【図 1 1】



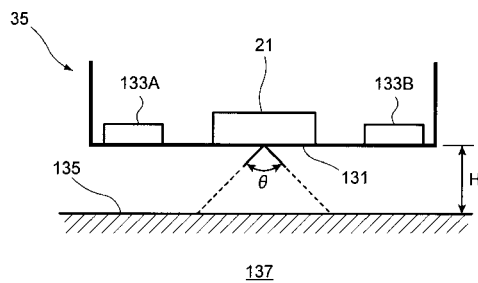
【図 1 2】



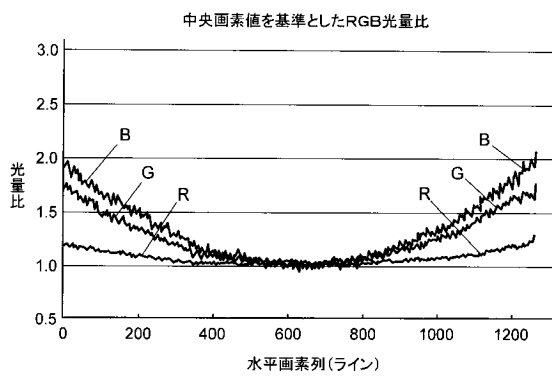
【図 1 3】



【図 1 4】



【図 1 5】



フロントページの続き

(72)発明者 鳥居 雄一

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

(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) 4C061 BB02 BB08 CC06 DD03 FF40 NN01 QQ02 QQ03 QQ04 QQ07
QQ10
4C161 BB02 BB08 CC06 DD03 FF40 NN01 QQ02 QQ03 QQ04 QQ07
QQ10

专利名称(译)	医疗设备和内窥镜设备		
公开(公告)号	JP2011147757A	公开(公告)日	2011-08-04
申请号	JP2010148390	申请日	2010-06-29
[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	水由明 加賀屋寛人 鳥居雄一 飯田孝之		
发明人	水由 明 加賀屋 寛人 鳥居 雄一 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/063 A61B1/00096 A61B1/0607 A61B1/0638 A61B1/0653 A61B1/0669 A61B5/0071 A61B5/0084 A61B5/0086		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.Y A61B1/06.A A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/00.715 A61B1/00.731 A61B1/06.611 A61B1/07.730 A61B1/07.733 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	4C061/BB02 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF40 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ10 4C161/BB02 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ10		
优先权	2009225406 2009-09-29 JP 2009296218 2009-12-25 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：当使用白光进行一般观察和使用诸如窄带光的特定光的观察时，提供在令人满意的条件下在观察区域上执行各种类型照明的医疗设备和内窥镜设备。ŽSOLUTION：医疗设备包括：插入单元19，其插入到对象中；以及光源41，其将照明光提供到插入单元19中。第一照射部分71A，71D发射白光，第二照射部分71B，71D在比白光窄的波长带内发射窄带宽光，并且用于观察对象的观察窗分别设置在插入部分19的前端表面上。第一和第二照射部分中的每一个包括一对照射视窗。当将穿过观察窗的中心点的插入单元19的前端表面二等分的线视为边界线时，第一照射部的一对照射窗设置在夹着边界线的两侧和第二照射部分的一对照射窗口设置在夹着边界线的两侧。荧光体57设置在第一照射部分的一对观察窗的每个光路的后面，以形成白光。Ž

