

(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2011-67269

(P2011-67269A)

(43) 公開日 平成23年4月7日(2011.4.7)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 1/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 3 0 0 H	4 C 0 6 1
<b>A 6 1 B 1/04 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/04 3 7 0	

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2009-219247 (P2009-219247)  
 (22) 出願日 平成21年9月24日 (2009.9.24)

(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  
 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324  
 番地 富士フイルム株式会社内  
 (72) 発明者 小澤 聡  
 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324  
 番地 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

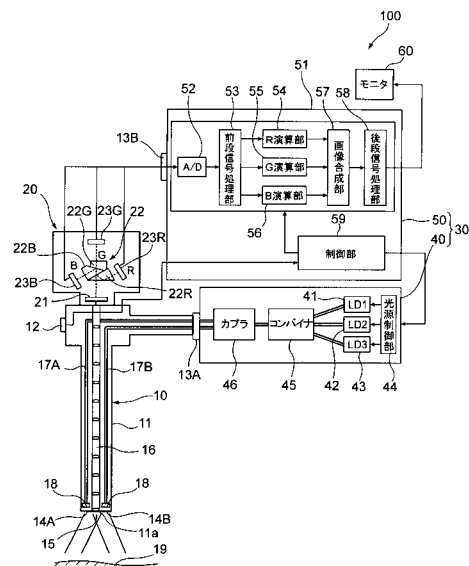
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 P D D 及び P D T 並びに通常の観察時のいずれに対しても、常に適正なカラー観察画像をリアルタイムで安定して得られる内視鏡装置を提供する。

【解決手段】 治療光 ( P D T レーザ光 ) L B 3 の波長成分を制限する波長カットフィルタ 2 1 を介して入射する治療光 L B 3 を複数の撮像素子 2 3 R、2 3 G、2 3 B で受光し、取得された R、G、B 波長成分に対して、赤色成分 R を検出する特定撮像素子 2 3 R からの出力信号に、青色成分 B を検出する撮像素子 2 3 B からの出力信号を重畳し、重畳された出力信号を特定撮像素子 2 3 R からの出力信号として合成画像を生成してモニタ 6 0 に表示する。

【選択図】 図 1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

内視鏡挿入部を体腔内に挿入して体腔内を撮像する内視鏡装置であって、  
 観察用の照明光を発生する観察用光源と、  
 光線力学治療に用いる治療光を発生する治療用光源と、  
 前記観察用光源と前記治療用光源からの光を前記内視鏡挿入部の先端に導いて体腔内組織に照射させる光伝送手段と、  
 前記照明光、治療光の照射された体腔内組織からの光を、波長毎に複数の光束に分解する光路分割光学素子と、  
 前記光路分割光学素子の光路手前側に配置され、少なくとも前記治療光の波長成分を制限する波長カットフィルタと、  
 前記光路分割光学素子により分割された各光束をそれぞれ個別に受光する複数の撮像素子と、  
 前記複数の撮像素子のうち前記治療光の波長成分に対する受光感度が最も高い特定撮像素子からの出力信号を、他の撮像素子からの出力信号とは個別に演算処理して各出力信号を合成して合成画像を生成する制御装置と、  
 を備えた内視鏡装置。

10

## 【請求項 2】

請求項 1 記載の内視鏡装置であって、  
 前記制御装置が、前記治療光を体腔内組織に照射した場合に、前記特定撮像素子から得られる出力信号に他の撮像素子からの出力信号を重畳し、該重畳された出力信号を前記特定撮像素子からの出力信号として前記合成画像を生成する内視鏡装置。

20

## 【請求項 3】

請求項 2 記載の内視鏡装置であって、  
 前記治療光が赤色帯域の光であり、  
 前記制御装置が、赤色成分を検出する前記特定撮像素子からの出力信号に、青色成分を検出する前記撮像素子からの出力信号を重畳する内視鏡装置。

## 【請求項 4】

請求項 1 ~ 請求項 3 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、  
 前記制御装置が、前記照明光を体腔内組織に照射した場合に、前記特定撮像素子から得られる出力信号を他の撮像素子からの出力信号より増幅率を高めて前記合成画像を生成する内視鏡装置。

30

## 【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、  
 前記内視鏡挿入部が直状の硬性管形状である内視鏡装置。

## 【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、  
 前記光路分割光学素子が、R、G、Bの各色成分に分解するプリズムであり、  
 前記撮像素子が、R用撮像素子、G用撮像素子、B用撮像素子を有する三板式撮像素子である内視鏡装置。

40

## 【請求項 7】

請求項 1 ~ 請求項 6 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、  
 前記制御装置が生成した合成画像の情報を映出するモニタを備えた内視鏡装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、内視鏡装置に関し、特に、光線力学的診断(PDD)及び光線力学的治療(PDT)を行う内視鏡装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

50

体腔内の観察や検査を行う内視鏡装置において、予め腫瘍親和性があり且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ことにより腫瘍を診断する光線力学的診断（Photodynamic Diagnosis、以下、PDDと略す）のできる装置がある。また、レーザ光を比較的強い出力で生体組織表面に照射して癌などの腫瘍を治療する光線力学的治療（Photodynamic Therapy、以下、PDTと略す）も行える装置も提案されている（特許文献参照1）。

【0003】

PDT時には、PDT用レーザ光の照射位置が照射対象部位からずれないように、患部の様子をTVモニタ上に表示して監視することが望まれる。しかし、PDDとPDTとでは使用するレーザ光の強度が大きく異なり、PDTにおいては、通常の撮像条件で撮像すると、高いエネルギーのPDT用レーザ光の反射光が対物レンズを通じて撮像素子に入射し、撮像画像の輝度レベルが飽和してモニタ上の映像にハレーションが生じるなど、良好な観察画像が得られないことがある。

10

【0004】

この問題を解決するため、例えば、PDT用レーザ光と同じ波長の波長帯域の光のみを遮断する波長カットフィルタを対物レンズと撮像素子との間に介在させることが行われている。しかし、内視鏡に長波長（赤色域を含む波長帯域）の波長カットフィルタを常時設けると、波長カットフィルタによって赤色域の情報が欠落するため、PDT時に輝度レベルが飽和しない観察画像が得られても、PDDや通常の観察時における観察画像の色再現性は悪くなる。

20

【0005】

上記特許文献1に記載のPDT用内視鏡においては、メイン対物レンズと、PDTレーザ光を制限する波長カットフィルタが光路上に設けられたサブ対物レンズとを備えている。この構成により、白色光が照射される通常観察モード、及び白色光とPDDレーザ光が照射されるPDDモードでは、メイン対物レンズから得られる画像をモニタ上に表示させている。一方、PDTモードでは、レーザ照射プローブを鉗子孔から挿入してPDT用レーザ光を照射すると同時に白色光を照射し、波長カットフィルタによってPDTレーザ光がカットされたサブ対物レンズから得られる画像をモニタ上に表示させている。

しかしながら、PDT時に得られる画像は、PDT用レーザ光と同じ波長の波長帯域の情報を含まない、換言すれば、重要な血管情報を含まない画像であり、より精密な治療を施すためには、白色光照明により得られる画像と同等の適正なカラー観察画像が望まれていた。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2008-86680号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

そこで本発明は、PDD及びPDT並びに通常の観察時のいずれに対しても常に適正なカラー観察画像をリアルタイムで安定して得られる内視鏡装置を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は、下記構成からなる。

内視鏡挿入部を体腔内に挿入して体腔内を撮像する内視鏡装置であって、

観察用の照明光を発生する観察用光源と、

光線力学治療に用いる治療光を発生する治療用光源と、

前記観察用光源と前記治療用光源からの光を前記内視鏡挿入部の先端に導いて体腔内組

50

織に照射させる光伝送手段と、

前記照明光、治療光の照射された体腔内組織からの光を、波長毎に複数の光束に分解する光路分割光学素子と、

前記光路分割光学素子の光路手前側に配置され、少なくとも前記治療光の波長成分を制限する波長カットフィルタと、

前記光路分割光学素子により分割された各光束をそれぞれ個別に受光する複数の撮像素子と、

前記複数の撮像素子のうち前記治療光の波長成分に対する受光感度が最も高い特定撮像素子からの出力信号を、他の撮像素子からの出力信号とは個別に演算処理して各出力信号を合成して合成画像を生成する制御装置と、

を備えた内視鏡装置。

【発明の効果】

【0009】

本発明の内視鏡装置によれば、PDD及びPDT並びに通常の観察時のいずれに対しても常に適正なカラー観察画像をリアルタイムで安定して得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の実施形態を説明するための内視鏡装置の全体構成図である。

【図2】PDD用励起光源からのPDD用レーザ光（紫色レーザ光）と、青色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3】PDTレーザ光の分光特性と波長カットフィルタの分光吸収特性を示すグラフである。

【図4】波長カットフィルタによってR成分の波長がカットされた状態を示す模式図である。

【図5】血中のヘモグロビンHb、酸化ヘモグロビンHbO<sub>2</sub>の分光吸収係数を示すグラフである。

【図6】PDT光照射時において、R、G、Bの各画像信号の合成方法を模式的に示す説明図である。

【図7】PDD光、白色光照射時において、R、G、Bの各画像信号を合成する方法を模式的に示した説明図である。

【図8】PDD診断とPDT治療の手順の一例を示すフローチャートである。

【図9】励起光と自家蛍光及び薬剤蛍光との関係を示す原理説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

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内視鏡装置の全体構成図である。図1に示すように、内視鏡装置100は、内視鏡10と、内視鏡10に接続される撮像部20と、これら内視鏡10と撮像部20が接続される制御装置30とを有する。

【0012】

内視鏡10は、被検体内に挿入される直状の硬性管形状である内視鏡挿入部11と、観察のための操作を行う操作部27とを有する。操作部27には後述する操作スイッチ12、及び内視鏡10を光源装置40に着脱自在に接続するコネクタ部13Aを備える。内視鏡挿入部11の先端部11aには、被観察領域19へ光を照射する照射口14A、14Bと、被観察領域19の画像情報を取得する観察窓15を有し、観察窓15から得られる被観察領域19の情報は、リレーレンズ16を通じて撮像部20に送られる。

【0013】

撮像部20は、PDT用レーザ光LB3の波長成分を制限する波長カットフィルタ21と、入射光をR、G、Bの各色成分に分離する光路分割光学素子であるダイクロイックプリズム22と、R、G、Bの各色成分に分離された光をそれぞれ受光するR用撮像素子2

10

20

30

40

50

3 R、G用撮像素子2 3 G、B用撮像素子2 3 Bを有する三板式撮像素子と備えている。各撮像素子2 3 R, 2 3 G, 2 3 Bは、CCD (Charge Coupled Device) イメージセンサやCMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) イメージセンサ等が利用できる。ダイクロイックプリズム2 2は、3つの三角プリズム2 2 R、2 2 G、2 2 Bが接合された構成を有するフィリップスタイプのダイクロイックプリズム2 2を例示しているが、ケスタタイプ等、他の光学素子であってもよい。

#### 【0014】

制御装置30は、内視鏡挿入部11の先端部11aに設けられた照射口14A, 14Bに供給する照明光を発生する光源装置40、及び撮像部20からの画像信号を画像処理するプロセッサ50を備えており、光源装置40、及びプロセッサ50は、それぞれコネクタ部13A, 13Bを介して内視鏡10及び撮像部20と接続される。

10

#### 【0015】

プロセッサ50は、画像信号処理部51及び制御部59を備える。画像信号処理部51は、内視鏡10に設けられた操作スイッチ12からの指示に基づいて、撮像部20から伝送されてくる撮像信号を画像処理して表示用画像信号を生成し、表示部(TVモニタ)60へ供給して表示部60に観察画像を表示する。制御部59は、操作スイッチ12からの指示に基づいて、光源装置40及び画像信号処理部51の各種制御を行う。

#### 【0016】

光源装置40は、中心波長405nmのPDD用レーザ光(PDD用励起光)LB1を発生させるPDD用励起光源41と、中心波長445nmの青色レーザ光(白色照明用レーザ光)LB2を発生させる青色レーザ光源42と、中心波長664nmのPDTレーザ光(PDT治療用光)LB3を発生させるPDT治療用光源43と、を備えている。これら各光源41、42、43の出射光量は、光源制御部44で各光源41、42、43に内蔵する不図示の各半導体発光素子を個別に制御することにより、変更自在となっている。

20

#### 【0017】

PDD用励起光源41及び青色レーザ光源42は、ブロードエリア型のInGaIn系レーザダイオードが利用でき、また、InGaInAs系レーザダイオードやGaInAs系レーザダイオードを用いることもできる。なお、これらの光源として、発光ダイオード等の発光体を用いた構成としてもよい。また、PDT治療用光源43から発生させるPDTレーザ光(PDT治療用光)LB3としては、PDD, PDTに使用する光感受性物質をレザフィリン(Npe6)をとした場合には、中心波長664nmのレーザ光を使用する。これ以外にも、使用する光感受性物質をフォトリン(ポルフィマーナトリウム: Photofrin; PHE)とした場合には、中心波長630nmのエキシマ色素レーザ、YAG-OPOLレーザ等が使用できる。

30

#### 【0018】

これら各光源41、42、43から出射されるレーザ光(PDD用レーザ光LB1、青色レーザ光LB2、及びPDT用レーザ光LB3)は、集光レンズ(図示略)によりそれぞれ光ファイバに入力され、合波器であるコンバイナ45と、分波器であるカブラ46を介して内視鏡10の内視鏡挿入部11の先端部11aまで伝送される。なお、これに限らず、コンバイナ45とカブラ46を用いずに各光源41、42、43からのレーザ光LB1, LB2, LB3を、ダイクロイックミラーにより合波する構成、或いは、直接に内視鏡挿入部11の先端部11aまで伝送する構成であってもよい。

40

#### 【0019】

青色レーザ光LB2、PDD用レーザ光LB1、PDT用レーザ光LB3が合波されたレーザ光は、光ファイバ17A, 17Bによって、それぞれ内視鏡10の内視鏡挿入部11の先端部11aまで伝搬される。そして、青色レーザ光LB2は、内視鏡挿入部11の光ファイバ17A, 17Bの光出射端に配置された波長変換部材である蛍光体18を励起して蛍光を発光させる。また、一部の青色レーザ光LB2は、そのまま蛍光体18を透過する。PDD用レーザ光LB1とPDT用レーザ光LB3は、蛍光体18を励起させることなく透過する。

50

## 【0020】

光ファイバ17A, 17Bは、マルチモードファイバであり、一例として、コア径105 $\mu$ m、クラッド径125 $\mu$ m、外皮となる保護層を含めた径が0.3~0.5mmの細径なファイバケーブルを使用できる。

## 【0021】

蛍光体18は、青色レーザー光LB2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(例えばYAG系蛍光体、或いはBAM(BaMgAl<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、青色レーザー光LB2を励起光とする緑色~黄色の励起光と、蛍光体18により吸収されず透過した青色レーザー光LB2とが合わされて、白色(疑似白色)の照明光となる。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。

10

## 【0022】

上記の蛍光体18は、レーザー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18は、蛍光体18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。

20

## 【0023】

図2は、PDD用励起光源41からのPDD用レーザー光LB1と、青色レーザー光源42からの青色レーザー光LB2及び青色レーザー光LB2が蛍光体18により波長変換された発光スペクトルとを示すグラフである。PDD用レーザー光LB1は、中心波長405nmの輝線(プロファイルA)で表される。また、青色レーザー光LB2は、中心波長445nmの輝線で表され、青色レーザー光LB2による蛍光体18からの励起発光光は、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。この励起発光光と青色レーザー光LB2によるプロファイルBによって、前述した白色光が形成される。

## 【0024】

これらプロファイルAとプロファイルBの発光強度を光源制御部44により相対的に増減制御すれば、任意の輝度バランスの照明光を生成することができる。

30

## 【0025】

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R, G, B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。

## 【0026】

再び図1に戻り、画像信号処理部51は、撮像部20の各撮像素子23R, 23G, 23Bからの各色成分の出力信号を、A/D変換部52でデジタル信号に変換した後、前段信号処理部53でガンマ補正、輪郭強調等の前段処理を施してR, G, Bの各色成分に分解する。分解された各色成分は、R演算部54、G演算部55、B演算部56に送られて、それぞれの演算部54, 55, 56で色毎に信号処理される。そして、演算処理された各色の信号は、画像合成部57で所望の条件で合成して、後段信号処理部58に送られる。後段信号処理部58では、画像合成部57から得られた画像信号を、ビデオコンポジット信号、Y/C分離信号等などの映像信号に変換し、D/A変換して表示部60に随時出力する。表示部60には、この映像信号が各種情報と共に表示される。

40

## 【0027】

図3はPDT用レーザー光LB3の分光特性と波長カットフィルタ21の分光吸収特性を示すグラフである。図3に示すように、中心波長664nmであるPDT用レーザー光LB3の発光波長成分は、略600nm以上の波長成分を制限する波長カットフィルタ21によって吸収されるので、ダイクロイックプリズム22には到達する成分は大きく制限され

50

、従って撮像素子 2 3 R の受光信号の強度は大きく低下する。

【 0 0 2 8 】

図 4 は波長カットフィルタ 2 1 によって R 成分の波長がカットされた状態を示す模式図である。図 4 に示すように、ダイクロイックプリズム 2 2 に入射するレーザ光は、略 6 0 0 n m 以上の波長成分が波長カットフィルタ 2 1 によって制限されるので、撮像素子 2 3 R が検出する R 成分（赤色成分）の受光量が低減されている。ところが、R 成分の画像情報には、粘膜表面の赤みの情報の他、血管情報が含まれており、この R 成分の検出が制限されると、表示部 6 0 に表示される画像から粘膜表面の R 成分が減少するだけでなく、特に重要な情報である血管情報が失われる。

【 0 0 2 9 】

そこで、本内視鏡装置においては、この失われる血管情報を擬似的に再現して表示可能にしている。具体的な再現方法を以下に説明する。

図 5 は血中のヘモグロビン H b、酸化ヘモグロビン H b O<sub>2</sub> の分光吸収係数を示すグラフである。図 5 に示すように、ヘモグロビンは波長 6 0 0 ~ 7 0 0 n m 付近の帯域でも撮像画像に映出する程の吸収が認められるが、より短波長の波長 4 0 0 ~ 5 0 0 n m 付近の帯域で吸収が大きくなる。そこで、波長カットフィルタ 2 1 により失われた波長 6 0 0 ~ 7 0 0 n m の帯域における血管情報を、波長 4 0 0 ~ 5 0 0 n m 付近の帯域の血管情報から補填することにより、R 成分の画像情報に血管情報を付加することができる。即ち、青色（B）を検出する撮像素子 2 3 B からの画像信号を、赤色（R）を検出する撮像素子 2 3 R からの画像信号に重畳させて、これを赤色（R）の画像信号として扱うことで、血管情報がより自然に表示されるようになる。

【 0 0 3 0 】

ここで、図 6 に P D T レーザ光 L B 3 の照射時において R、G、B の各画像信号の合成方法の説明図を示した。図 6 に示すように、撮像素子 2 3 B、2 3 G から出力される B、G の画像信号は、通常通りに観察画像の画像情報として利用し、波長カットフィルタ 2 1 によって略波長 6 0 0 n m 以上の波長成分がカットされた撮像素子 2 3 R から出力される R の画像信号に対しては、受光した R の画像信号に B の画像信号を重畳して赤色 R の疑似画像情報 R<sub>a</sub> とする。

【 0 0 3 1 】

R の画像信号に B の画像信号を重畳する方法としては、対応する画素同士を加算平均して新たな画素値とする方法（ $R_a = (R + B) / 2$ ）、B の画像信号に係数を乗じて R の画像信号に加算して新たな画素値とする方法（ $R_a = R + k B$ ）等、適宜な方法であってよい。得られる R の画像信号は、本来、B の画像情報であった血管情報が R の画像情報として取り込まれた疑似 R 色の画像信号となり、B、G の画像信号と合成されて観察画像となる。

【 0 0 3 2 】

これにより、波長カットフィルタ 2 1 により欠落する R の画像情報に対して、特に観察情報として重要になる血管情報が重畳されるので、P D T レーザ光 L B 3 の照射時においても、P D T レーザ光 L B 3 の照射領域やその周辺の領域における組織の様子を自然に近いカラー画像として明瞭に観察することができる。

【 0 0 3 3 】

次に、P D D 時及び白色光の照射時における観察画像の表示について説明する。

図 7 は P D D レーザ光 L B 1、及び白色光の照射時において、R、G、B の各画像信号を合成する方法を模式的に示した説明図である。図 7 に示すように、P D D レーザ光 L B 1、白色光の照射時にも、波長カットフィルタ 2 1 によって撮像素子 2 3 R による R 成分の受光量が制限されるため、表示部 6 0 に表示される画像は、R の画像信号の輝度レベルが低下した画像となる。

【 0 0 3 4 】

そこで、R の画像信号に対しては、B、G の画像信号より大きなゲイン（ $G_R > G_B、G_G$ ）で増幅処理を行うことにより、R の画像信号の輝度レベルの低下を補正する。これ

10

20

30

40

50

により、白色光照明時におけるカラーバランスの崩れを防止することができ、実像とマッチングの図れた観察情報の情報が得られる。なお、図7中に破線で示すように、増幅処理されたRの画像信号に対して、更にBの画像信号を重畳するようにしてもよい。

【0035】

次に、PDD診断とPDT治療の手順について、図8に基づき説明する。図8に示すように、術者は、事前に被験者に対してレザフィリン(Npe6)などの光感受性物質を投与し、被験者の腫瘍部分に蓄積させる。そして、内視鏡10の内視鏡挿入部11を、被検体内に挿入した後、操作スイッチ12等を操作して青色レーザ光源42から中心波長445nmの青色レーザ光LB2を照射し、この青色レーザ光LB2と蛍光体18からの励起発光光とによる白色光を照射する(ステップS1)。そして、各撮像素子23R, 23G, 23Bから送られてきた各色成分の出力信号に基づいて表示部60に表示される画像により患部の通常観察を行う(ステップS2)。

10

【0036】

このとき、撮像部20によって得られる画像信号は、波長カットフィルタ21によってR成分が制限された信号であるが、図7で既に説明したように、Rの画像信号が、B, Gの画像信号より大きなゲインで増幅処理されて、輝度レベルの低下が補正されている。そのため、表示部60に表示される画像は、実像に近い色再現性に優れたカラー画像であり、患部を容易に、且つ精細に観察できる。

【0037】

表示部60のカラー画像を見ながら内視鏡10を操作して、内視鏡挿入部11の先端部11aを腫瘍部分と思われる部分に対向させた後、操作スイッチ12等を操作して、PDD用励起光源41から中心波長405nmのPDD用レーザ光LB1を照射して(ステップS3)、表示部60に表示される蛍光画像を観察して病巣部分を見つける(ステップS4)。このとき、表示部60に表示される画像は、波長カットフィルタ21によってRの画像情報が欠落しているが、もともとPDD用レーザ光LB1にはRの波長成分が少なく、またPDD時におけるRの画像情報の重要度は低いので、病巣部分の発見の障害にはならない。

20

【0038】

図9は励起光と自家蛍光及び薬剤蛍光との関係を示す説明図である。PDD用レーザ光LB1が照射されると、正常部における自家蛍光L1は病変部における自家蛍光L3と比較して強度が高くなる。また、病変部における薬剤蛍光L4は正常部における薬剤蛍光L2と比較して強度が高くなる。このような正常部と病変部の蛍光強度の違いを観察することで、病変部の場所、大きさ、形状等を容易に確定できる。なお、薬剤蛍光L2, L4に対しては、波長カットフィルタ21により光検出が制限されるが、画像信号RのゲインをG, Bより大きく設定する等の処理により、観察が可能となる。

30

【0039】

図8に戻り、内視鏡挿入部11の先端部11aを、PDD診断で確認された病巣部分に対向させて照準を合わせ(ステップS5)、操作スイッチ12等を操作して、PDT治療用光源43から中心波長664nmのPDTレーザ光(PDT治療用光)LB3を発生させて(ステップS6)、所定の時間が経過するまで病巣部分に照射する(ステップS7)。

40

【0040】

PDTレーザ光LB3の照射時における表示部60の表示画像は、図6で既に説明したように、各撮像素子23R, 23B, 23Gから出力される画像信号の内、Rの画像信号に対してBの画像信号を重畳し、疑似画像情報Raとして表示するので、重要な血管情報が欠落した画像しか見られなかったが、本構成の内視鏡装置100によれば、PDTレーザ光LB3の照射領域やその周辺の領域における組織の様子を、血管情報を含む自然に近いカラー画像として明瞭に観察することができ、PDTレーザ光LB3の照射位置を確実に、且つ容易に確認しながら病巣部分に照射することができる。

【0041】

50

そして、PDTレーザ光LB3が所定の時間照射されたら、操作スイッチ12等を操作して、PDTレーザ光LB3の照射を停止し(ステップS8)、再びPDD用レーザ光LB1を照射して病巣部分を観察し(ステップS9)、病巣部分がなくなっているか確認する(ステップS10)。PDD用レーザ光LB1による診断で病巣部分が残っている場合には、再びステップS4の前に戻って残っている病巣部分を見つけ、同様の処理を行う。

【0042】

上記したように、本構成の内視鏡装置100によれば、PDDレーザ光LB1を照射して病変部の場所を特定した後、鉗子孔からPDT照射用のプローブを挿入してPDTレーザ光LB3を照射する内視鏡装置と比較して、PDT照射用のプローブを用いることなく、診断(PDD)と治療(PDT)を連続して実施することができ、患者に与える負荷を軽減できる。また、PDDレーザ光LB1とPDTレーザ光LB3とを切り換えて、或いは同時に照射することにより、病変部の治療の進行度合いがリアルタイムで確認でき、より信頼性の高い治療を実施することができる。更に、PDTレーザ光LB3を照射する治療時にも、血管情報を含む組織の様子を自然に近いカラー画像として観察することができ、より確実な治療が可能となる。

10

【0043】

なお、本構成の内視鏡装置100に用いる白色光としては、レーザ光と蛍光体との組み合わせで生成する構成の他、キセノンランプやハロゲンランプからの光をファイババンドルによって内視鏡先端部まで導光する構成としてもよい。

【0044】

本発明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、保護を求めらる範囲に含まれる。

20

【0045】

以上の通り、本明細書には次の事項が開示されている。

(1) 内視鏡挿入部を体腔内に挿入して体腔内を撮像する内視鏡装置であって、

観察用の照明光を発生する観察用光源と、

光線力学治療に用いる治療光を発生する治療用光源と、

前記観察用光源と前記治療用光源からの光を前記内視鏡挿入部の先端に導いて体腔内組織に照射させる光伝送手段と、

30

前記照明光、治療光の照射された体腔内組織からの光を、波長毎に複数の光束に分解する光路分割光学素子と、

前記光路分割光学素子の光路手前側に配置され、少なくとも前記治療光の波長成分を制限する波長カットフィルタと、

前記光路分割光学素子により分割された各光束をそれぞれ個別に受光する複数の撮像素子と、

前記複数の撮像素子のうち前記治療光の波長成分に対する受光感度が最も高い特定撮像素子からの出力信号を、他の撮像素子からの出力信号とは個別に演算処理して各出力信号を合成して合成画像を生成する制御装置と、

40

を備えた内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、波長カットフィルタによって治療光の波長成分を制限したので、撮像画像の輝度レベルが飽和することによるハレーションの発生がなく、適正な輝度レベルの観察画像を表示装置に表示することができる。また、治療光の波長成分に対する受光感度が最も高い特定撮像素子からの出力信号を個別に演算処理し、他の撮像素子からの出力信号と合成して合成画像を生成するようにしたので、波長カットフィルタによって治療光の波長成分を制限したにも係わらず、制限された波長成分の情報を含む適正なカラー観察画像を表示装置に表示することができる。

【0046】

(2) (1)の内視鏡装置であって、

前記制御装置が、前記治療光を体腔内組織に照射した場合に、前記特定撮像素子から得

50

られる出力信号に他の撮像素子からの出力信号を重畳し、該重畳された出力信号を前記特定撮像素子からの出力信号として前記合成画像を生成する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、波長カットフィルタによって制限された波長を検出する特定撮像素子の出力信号に、他の撮像素子からの出力信号を重畳して合成画像を生成するようにしたので、特定撮像素子の出力信号が飽和することなく、且つ適正なカラー観察画像を表示装置に表示することができる。

【0047】

(3) (2)の内視鏡装置であって、  
前記治療光が赤色帯域の光であり、

前記制御装置が、赤色成分を検出する前記特定撮像素子からの出力信号に、青色成分を検出する前記撮像素子からの出力信号を重畳する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、ヘモグロビンの吸収波長帯が赤色帯域にあり、赤色検出用の撮像素子には血管情報が映り込まなくなるが、青色帯域にも吸収波長があるので、青色検出用の撮像素子の検出信号を赤色検出信号に重畳させることで、血管情報を含む自然なカラー画像を表示装置に表示することができる。

【0048】

(4) (1)~(3)のいずれか1つの内視鏡装置であって、

前記制御装置が、前記照明光を体腔内組織に照射した場合に、前記特定撮像素子から得られる出力信号を他の撮像素子からの出力信号より増幅率を高めて前記合成画像を生成する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、白色光照明時にも波長カットフィルタによって赤色検出用の撮像素子には血管情報が映り込まなくなるが、赤色検出用の撮像素子から得られる出力信号の増幅率を高めて合成画像を生成することで、血管情報を含む自然なカラー画像を表示装置に表示することができる。

【0049】

(5) (1)~(4)のいずれか1つの内視鏡装置であって、

前記内視鏡挿入部が直状の硬性管形状である内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、内視鏡挿入部が直状の硬性管形状であるので、内視鏡の外側に光路分割光学素子及び三板式撮像素子を配置することができ、解像度の高い画像が得られる。

【0050】

(6) (1)~(5)のいずれか1つの内視鏡装置であって、

前記光路分割光学素子が、R, G, Bの各色成分に分解するプリズムであり、

前記撮像素子が、R用撮像素子、G用撮像素子、B用撮像素子を有する三板式撮像素子である内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、プリズムでR, G, Bに分解した各色成分を、それぞれ専用の撮像素子で受光するようにしたので、R, G, Bの色成分毎に信号処理してPDD, PDT、通常観察時のいずれにおいても、組織の様子を自然に近いカラー画像として明瞭に観察することができる。

【0051】

(7) (1)~(6)のいずれか1つの内視鏡装置であって、

前記制御装置が生成した合成画像の情報を映出するモニタを備えた内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、PDD, PDT、通常観察時によらず、観察画像を常にリアルタイムで表示させることができる。

【符号の説明】

【0052】

- 10 内視鏡
- 11 内視鏡挿入部
- 17A 光ファイバ(光伝送手段)
- 17B 光ファイバ(光伝送手段)

10

20

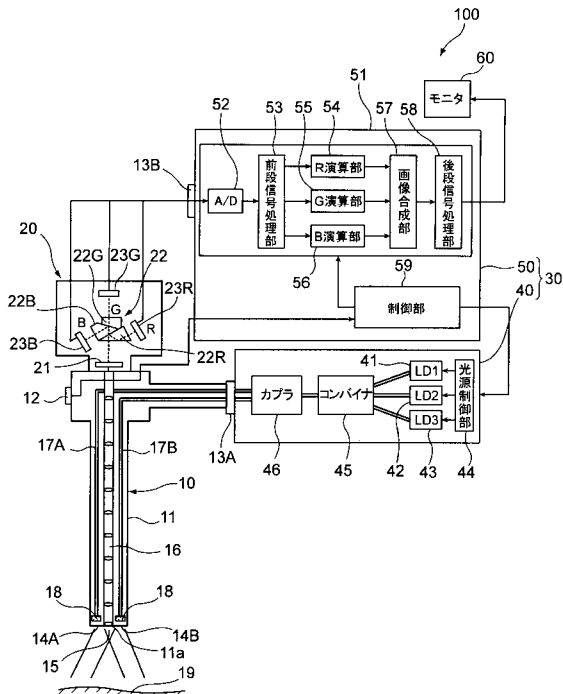
30

40

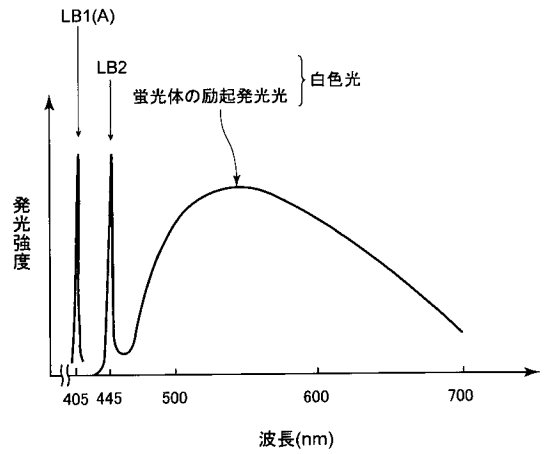
50

- 1 9 被観察領域 (体腔内組織)
- 2 1 波長カットフィルタ
- 2 2 ダイクロイックプリズム (光路分割光学素子)
- 2 3 B B用撮像素子 (青色成分を検出する撮像素子)
- 2 3 G G用撮像素子
- 2 3 R R用撮像素子 (赤色成分を検出する特定撮像素子)
- 3 0 制御装置
- 4 1 P D D用励起光源 (観察用光源)
- 4 2 青色レーザ光源 (観察用光源)
- 4 3 P D T治療用光源 (治療用光源)
- 6 0 表示部 (モニタ)
- 1 0 0 内視鏡装置
- L B 1 P D D用レーザ光 (診断光)
- L B 2 青色レーザ光 (照明光)
- L B 3 P D T用レーザ光 (治療光)
- R ゲイン (増幅率)
- B ゲイン (増幅率)
- G ゲイン (増幅率)

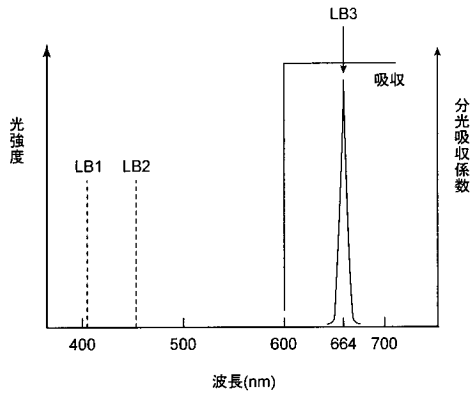
【 図 1 】



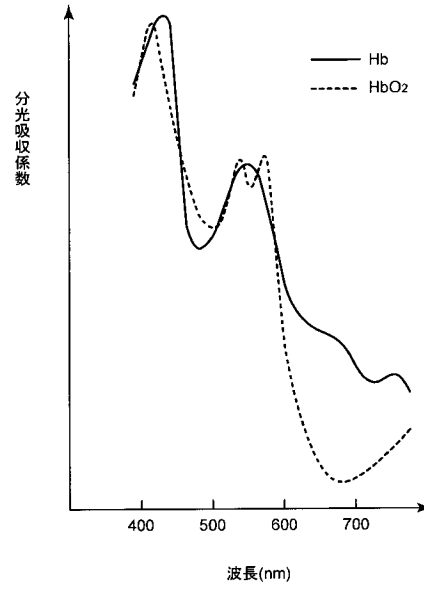
【 図 2 】



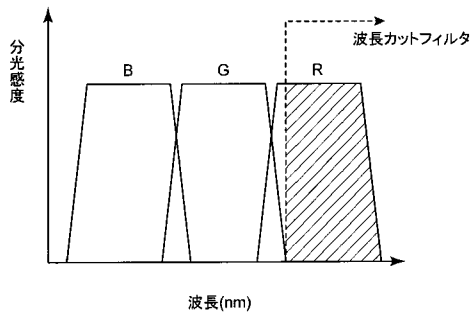
【 図 3 】



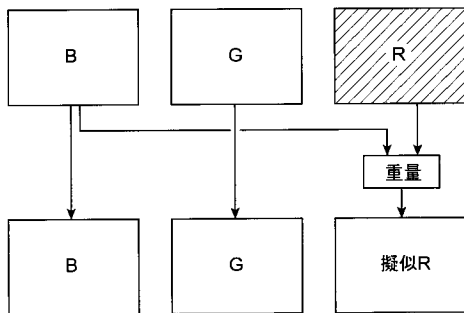
【 図 5 】



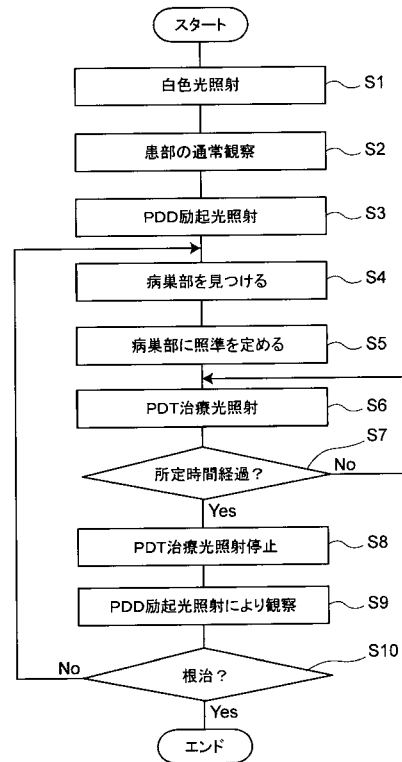
【 図 4 】



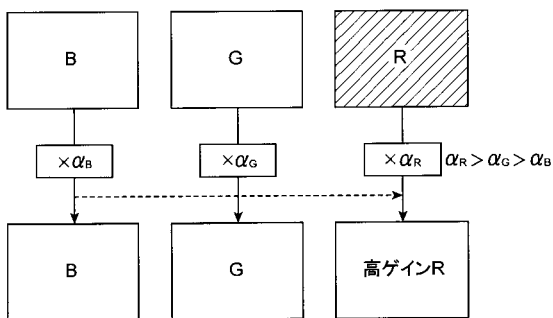
【 図 6 】



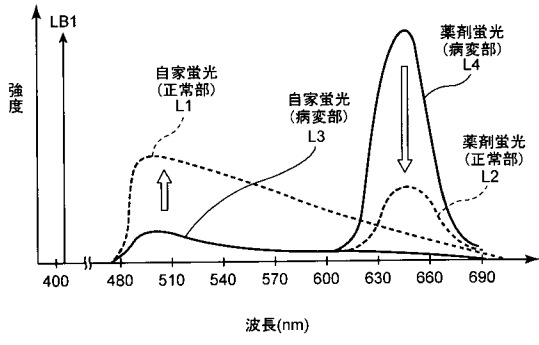
【 図 8 】



【 図 7 】



【 図 9 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 飯田 孝之

埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目3番地 富士フイルム株式会社内

Fターム(参考) 4C061 CC06 DD01 HH54 HH56 LL03 MM04 NN01 PP12 QQ04 QQ07  
SS11 SS23

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2011067269A</a>	公开(公告)日	2011-04-07
申请号	JP2009219247	申请日	2009-09-24
[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	A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.H A61B1/04.370 A61B1/00.R A61B1/00.511 A61B1/00.621 A61B1/00.731 A61B1/002 A61B1/04 A61B1/04.530 A61B1/045.610 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/DD01 4C061/HH54 4C061/HH56 4C061/LL03 4C061/MM04 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/SS11 4C061/SS23 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/HH54 4C161/HH56 4C161/LL03 4C161/MM04 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/SS11 4C161/SS23		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜装置，可以在任何PDD，PDT和正常观察期间实时且稳定地获得适当的彩色观察图像。ZOLUTION：内窥镜装置接收通过波长截止滤波器21入射的治疗光（PDT激光）LB3，用于通过若干成像元件23R，23G和23B限制治疗光LB3的波长成分，叠加来自成像元件的输出信号图23B检测来自特定成像元件23R的输出信号上的蓝色分量B，该特定成像元件23R针对所获得的R，G和B波长分量检测红色分量R，通过叠加的输出信号产生合成图像作为来自特定成像元件23R的输出信号并在显示器60上显示它

