(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2019-148
(P2019-148A)
(43)公開日　平成31年1月10日(2019.1.10)

(51)Int.Cl.		F I			テーマコード（参考）
A61B 1/00	***(2006.01)***	A61B	1/00	511	2H040
G02B 23/26	***(2006.01)***	A61B	1/00	731	4C161
		G02B	23/26	B	

審査請求 未請求　請求項の数 5　ＯＬ　（全 14 頁）

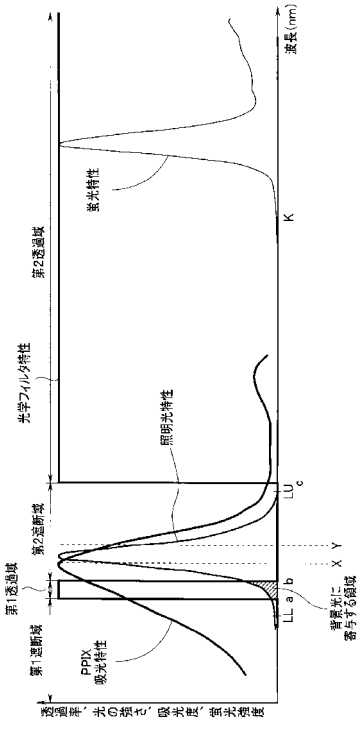
(21)出願番号　特願2017-114981 (P2017-114981)
(22)出願日　平成29年6月12日 (2017.6.12)

(71)出願人　000000376
オリンパス株式会社
東京都八王子市石川町２９５１番地
(74)代理人　100076233
弁理士　伊藤　進
(74)代理人　100101661
弁理士　長谷川　靖
(74)代理人　100135932
弁理士　篠浦　治
(72)発明者　井上　裕貴
東京都八王子市石川町２９５１番地　オリンパス株式会社内
(72)発明者　竹腰　聡
東京都八王子市石川町２９５１番地　オリンパス株式会社内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】内視鏡システム

(57)【要約】　（修正有）
【課題】照明光の波長シフトの影響に拘わらず、見やすい蛍光観察画像を得ることができる内視鏡システムを提供する。
【解決手段】蛍光色素の吸光スペクトルと重なるスペクトルを有する照明光を出射する内視鏡の光出射部と、照明光が照射された被検体からの戻り光を受光して撮像信号を出力する撮像素子と、被検体からの戻り光を第１及び第２透過域において透過し第１及び第２透過域以外の波長帯域において遮断して撮像素子に導く光学フィルタとを具備し、光学フィルタは、照明光のピーク波長が吸光スペクトルのピーク波長よりも長波長側の波長である場合には照明光のピーク波長よりも短い波長の波長帯域を第１透過域とし、照明光のピーク波長が吸光スペクトルのピーク波長よりも短波長側の波長である場合には照明光のピーク波長よりも長い波長の波長帯域を第１透過域とし、蛍光色素からの蛍光の波長帯域に相当する波長帯域を第２透過域とする。
【選択図】図３



【特許請求の範囲】
【請求項１】
蛍光色素の吸光スペクトルと重なるスペクトルを有する照明光を出射する内視鏡の光出射部と、
前記照明光が照射された被検体からの戻り光を受光して撮像信号を出力する撮像素子と、
前記被検体からの戻り光を第１及び第２透過域において透過し前記第１及び第２透過域以外の波長帯域において遮断して前記撮像素子に導く光学フィルタとを具備し、
前記光学フィルタは、前記照明光のピーク波長が前記吸光スペクトルのピーク波長よりも長波長側の波長である場合には前記照明光のピーク波長よりも短い波長の波長帯域を第１透過域とし、前記照明光のピーク波長が前記吸光スペクトルのピーク波長よりも短波長側の波長である場合には前記照明光のピーク波長よりも長い波長の波長帯域を第１透過域とし、前記蛍光色素からの蛍光の波長帯域に相当する波長帯域を第２透過域とする
ことを特徴とする内視鏡システム。
【請求項２】
前記光出射部は、前記照明光として、ピーク波長が短波長側又は長波長側に波長シフトする場合のシフト量が所定の許容下限ピーク波長と所定の許容上限ピーク波長との間の波長帯域に規定された光であって、前記吸光スペクトルのピーク波長よりも前記許容下限ピーク波長が長い波長であるか又は前記吸光スペクトルのピーク波長よりも前記許容上限ピーク波長が短い波長である光を出射する
ことを特徴とする請求項１に記載の内視鏡システム。
【請求項３】
前記光学フィルタは、前記照明光が前記許容上限ピーク波長に達したときの前記照明光の帯域の下限波長と前記許容下限ピーク波長との間に前記第１透過域を設定するか又は前記照明光が前記許容下限ピーク波長に達したときの前記照明光の帯域の上限波長と前記許容上限ピーク波長との間に前記第１透過域を設定する
ことを特徴とする請求項２に記載の内視鏡システム。
【請求項４】
前記光学フィルタは、前記照明光が前記許容上限ピーク波長に達したときの前記照明光の帯域の上限波長よりも長い波長帯域に前記第２透過域を設定する
ことを特徴とする請求項２に記載の内視鏡システム。
【請求項５】
前記蛍光色素は、プロトポルフィリンＩＸである
ことを特徴とする請求項１に記載の内視鏡システム。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、蛍光観察に好適な内視鏡システムに関する。
【背景技術】
【０００２】
近年、ＡＬＡ（５－アミノレブリン酸）を体内に投与することで、がん細胞に蛍光物質であるプロトポルフィリンＩＸ（ＰＰＩＸ）を蓄積させ、ＰＰＩＸの光増感特性を利用した光動線力学的診断（ＰＤＤ）が研究されている。
【０００３】
内視鏡システムにおいて、この技術を利用した蛍光観察による診断が可能である。即ち、光源装置からの励起光を被写体に照射し、癌に集積したＰＰＩＸからの蛍光を捉えることで癌の存在診断や悪性度などの質的診断を行うのである。なお、励起光によって得られる蛍光のレベル（光量）は、励起光の反射光のレベル（光量）に比べて小さいので、励起光の反射光をカットすることで蛍光を基に生成した画像（蛍光画像）の観察をしやすくしている。ＰＤＤにより、通常の白色光観察では確認困難な小さな病変や平坦な病変の診断

の確実性を向上させることができる。
【０００４】
ところで、蛍光観察においては、病変部から蛍光を発生させるための励起光を生体組織に照射すると共に、生体組織の構造や形態を視覚化するための参照光を生体組織に照射する。励起光によって得られた蛍光を基に生成した蛍光画像と、参照光によって得られた背景光を基に生成した背景画像とを合成した合成画像（以下、蛍光観察画像という）によって、病変部等の確認が容易となる。
【０００５】
なお、特許文献１においては、可視光画像と赤外光画像とを同時に取得する撮像装置が開示されている。
【０００６】
また、蛍光観察画像を生成する上で、参照光と励起光とを１つの照明光によって得るとともに、蛍光と背景光とを同時に取得する手法が採用されることもある。この手法では、反射する励起光をカットし蛍光を透過させる光学フィルタを採用し、光学フィルタの透過帯域の一部の帯域において照明光を透過させることで、透過した光を背景光として用いるようになっている。
【先行技術文献】
【特許文献】
【０００７】
【特許文献１】特開２０１４－１３５５３５号公報
【発明の概要】
【発明が解決しようとする課題】
【０００８】
ところで、病変部等を確認しやすくするためには、合成する蛍光画像の輝度と背景画像の輝度、即ち、蛍光と背景光との光量を所定の光量比以内にする必要がある。例えば、蛍光に比べて背景光の方が明るすぎる場合には蛍光画像の部分が見難くなり、背景光に比べて蛍光の方が明るすぎる場合には蛍光がどの部位で生じているか分かり難くなる。
【０００９】
しかしながら、照明光を発生する光源の個体差、温度、明るさ等に応じて照明光に波長シフトが生じることがある。このような照明光の波長シフトの影響によって蛍光と背景光との光量比が変化してしまうことがあり、蛍光観察画像が見難くなることがあるという問題があった。
【００１０】
本発明は、照明光の波長シフトの影響に拘わらず、見やすい蛍光観察画像を得ることができる内視鏡システムを提供することを目的とする。
【課題を解決するための手段】
【００１１】
本発明に係る内視鏡システムは、蛍光色素の吸光スペクトルと重なるスペクトルを有する照明光を出射する内視鏡の光出射部と、前記照明光が照射された被検体からの戻り光を受光して撮像信号を出力する撮像素子と、前記被検体からの戻り光を第１及び第２透過域において透過し前記第１及び第２透過域以外の波長帯域において遮断して前記撮像素子に導く光学フィルタとを具備し、前記光学フィルタは、前記照明光のピーク波長が前記吸光スペクトルのピーク波長よりも長波長側の波長である場合には前記照明光のピーク波長よりも短い波長の波長帯域を第１透過域とし、前記照明光のピーク波長が前記吸光スペクトルのピーク波長よりも短波長側の波長である場合には前記照明光のピーク波長よりも長い波長の波長帯域を第１透過域とし、前記蛍光色素からの蛍光の波長帯域に相当する波長帯域を第２透過域とする。
【発明の効果】
【００１２】
本発明によれば、照明光の波長シフトの影響に拘わらず、見やすい蛍光観察画像を得る

ことができるという効果を有する。
【図面の簡単な説明】
【００１３】
【図１】図１は本発明の第１の実施の形態に係る内視鏡システムを示すブロック図である。
【図２】横軸に波長をとり縦軸に透過率、光の強さ、吸光度又は蛍光強度をとって、関連技術における各光の特性を示すスペクトル図。
【図３】横軸に波長をとり縦軸に透過率、光の強さ、吸光度又は蛍光強度をとって、光学フィルタ２２の特性を示すスペクトル図。
【図４】本発明の第２の実施の形態を示すスペクトル図。
【発明を実施するための形態】
【００１４】
以下、図面を参照して本発明の実施の形態について詳細に説明する。
【００１５】
（第１の実施の形態）
図１は本発明の第１の実施の形態に係る内視鏡システムを示すブロック図である。
【００１６】
以下の説明ではＰＰＩＸを採用した例について説明しているが、本実施の形態においては蛍光色素はＰＰＩＸに限定されるものではなく、他の蛍光色素を採用してもよいことは明らかである。
【００１７】
先ず、図２を参照して照明光の波長シフトと蛍光及び背景光の光量との関係について説明する。図２は横軸に波長をとり縦軸に透過率又は光の強さ、吸光度又は蛍光強度をとって、関連技術における各光の特性を示すスペクトル図であり、関連技術において採用される光学フィルタを採用した場合の例を示している。
【００１８】
図２において、ＰＰＩＸ吸光特性に示すＰＰＩＸの吸光スペクトルは、吸光度のピーク波長が４０９ｎｍである。このＰＰＩＸに対して照射する照明光は、波長シフトすることがある。図２では一点鎖線によって短波長側に波長シフトした場合の照明光スペクトルの照明光特性を示し、破線によって長波長側に波長シフトした場合の照明光スペクトルの照明光特性を示している。照明光のスペクトルと吸光スペクトルとの重なり部分が励起光として寄与することになる。例えば、図２の一点鎖線に示す照明光特性の照明が行われた場合には、照明光スペクトルと吸光スペクトルの重なり部分、即ち、図２のハッチング部分に相当する領域における各波長帯域毎の光量同士の積を累積した値が励起光の光量に相当する。
【００１９】
この励起光によってＰＰＩＸから得られる蛍光のスペクトルは、図２の蛍光特性に示すものとなる。励起光の反射光の光量は蛍光の光量に比べて極めて大きいので、励起光のスペクトルをカットすると共に蛍光の波長帯域を透過させる光学フィルタが採用される。図２の光学フィルタ特性は、このような光学フィルタの透過特性を示している。
【００２０】
なお、図２の例は、励起光によって励起光よりも長波長側に蛍光が発生する例を示しており、蛍光の光量は、励起光の光量に略比例する。
【００２１】
光学フィルタの透過帯域の下限近傍の帯域は、照明光のスペクトルと重なっており、この重なり部分が背景光として寄与することになる。即ち、図２のクロスハッチング部分に相当する領域における照明光の各波長帯域毎の光量と各波長帯域毎の光学フィルタの透過率との積を累積した値が背景光の光量に相当する。
【００２２】
従って、おおよそ、図２のハッチング領域の面積とクロスハッチング領域の面積との比

が、励起光の光量と背景光の光量との比、即ち、蛍光の光量と背景光の光量との比に相当する。

【００２３】

ところで、上述したように、照明光は波長シフトすることがある。例えば、照明光をＬＥＤ（発光ダイオード）によって構成した場合には、波長が例えば個体差等によって１０ｎｍ程度波長シフトすることがある。なお、個体差に基づく波長シフト量は、光源装置を内視鏡システムに組み込むときには既知である。

【００２４】

しかしながら、照明光の波長は、温度の影響やＬＥＤに流す電流量によっても波長シフトしてしまう。従って、使用中にも照明光の波長シフトが生じてしまう。

【００２５】

例えば、照明光が、図２の一点鎖線に示すスペクトルから長波長側にシフトし、仮に図２の破線に示すスペクトルに変化するものとする。図２の破線に示すスペクトルの一部は吸光スペクトルと重なっておらず、一点鎖線に示す照明光照射時に比べて励起光の光量が低下することが分かる。これに対し、破線に示す照明光のスペクトルは光学フィルタの透過帯域との重なり部分が増加し、一点鎖線に示す照明光照射時に比べて背景光の光量が増加することが分かる。

【００２６】

照明光の波長シフト範囲は例えば約１０ｎｍであり、照明光は図２の一点鎖線と破線との間で波長シフトする。即ち、図２の例では、照明光が長波長側にシフトすると、励起光の光量、即ち蛍光の光量は低下し、背景光の光量は増加する。逆に、照明光が短波長側にシフトすると、蛍光の光量が増加して背景光の光量が低下する。このように、関連技術では、照明光の波長シフトの影響によって、蛍光と背景光との光量の比が変化し、蛍光画像と背景画像の合成画像である蛍光観察画像が見難くなることがあった。

【００２７】

そこで、本実施の形態においては、光学フィルタの特性の設定により、照明光の波長シフトが生じた場合には、蛍光及び背景光の光量の変化を同一方向に変化させることを可能にすることにより、見やすい蛍光観察画像を得るものである。

【００２８】

図１において、内視鏡システム１は、被検体内に挿入されるとともに、当該被検体内における生体組織等の被写体を撮像して撮像信号として出力するように構成された内視鏡装置２と、当該被写体を照明するための照明光を内視鏡装置２に供給するように構成された光源装置３と、内視鏡装置２から出力される撮像信号に対して信号処理を施すことにより蛍光観察画像等を生成して出力するように構成されたビデオプロセッサ４と、ビデオプロセッサ４から出力される蛍光観察画像等を画面上に表示するように構成されたモニタ５と、を有している。

【００２９】

内視鏡装置２は、細長の挿入部６を備えた内視鏡としての光学視管２Ａと、光学視管２Ａの接眼部７に対して着脱可能なカメラユニット２Ｂと、を有して構成されている。光学視管２Ａは、被検体内に挿入される細長の挿入部６と、挿入部６の基端部に設けられた把持部８と、把持部８の基端部に設けられた接眼部７と、を有して構成されている。

【００３０】

内視鏡の光出射部としての光源装置３は、ＬＥＤ光源３１と、光源制御部３２と集光レンズ３３とを有して構成されている。ＬＥＤ光源３１は、白色ＬＥＤと励起光用ＬＥＤによって構成されており、入力Ｉ／Ｆで白色モードと蛍光モードを選択でき、光源制御部３２がモードに応じて白色ＬＥＤと励起光用ＬＥＤの点灯/消灯を制御する。ＬＥＤ光源３１の発光量は、光源制御部３２によって制御されるようになっている。光源制御部３２は、制御部５３から出力される照明制御信号に基づいて、ＬＥＤ光源３１からの照明光（出射光）の発光量を制御する。集光レンズ３３は、ＬＥＤ光源３１からの照明光を集光してライトガイド１１へ出射するように構成されている。なお、図１では、内視鏡装置２と光

源装置３とは別体にて構成されているが、ＬＥＤ光源３１を光学視管２Ａ内に設けてもよい。
なお、ＬＥＤ光源３１においては、白色光を照射するための白色ＬＥＤに代えて、Ｒ・Ｇ・Ｂの３色のＬＥＤを採用することとしてもよいし、ＬＥＤ光源３１に代えて白色光を生成するＸｅ等ランプと励起光用ＬＥＤの組み合わせ光源を採用することとしてもよい。
【００３１】
本実施の形態においては、ＬＥＤ光源３１は、所定のピーク波長の照明光を出射する。ＬＥＤ光源３１からの照明光として設定されているピーク波長を設定ピーク波長というものとする。ＬＥＤ光源３１からの照明光は、ピーク波長が約１０ｎｍの範囲でばらつきを有する。
【００３２】
照明光（出射光）のピーク波長のばらつきとして許容されている最も短いピーク波長（以下、許容下限ピーク波長という）はＸであるものとする。また、照明光のピーク波長のばらつきとして許容されている最も長いピーク波長（以下、許容上限ピーク波長という）はＹであるものとする。照明光の波長帯域のうち、ピーク波長におけるレベルの例えば１％以上のレベルが得られる波長帯域を有効照明光波長帯域というものとし、照明光のピーク波長が許容上限ピーク波長に達したときの有効照明光波長帯域の下限波長（以下、有効下限波長という）はＬＬであるものとする。また、照明光のピーク波長が許容上限ピーク波長に達したときの有効照明光波長帯域の上限波長（以下、有効上限波長という）はＬＵであるものとする。
【００３３】
蛍光モード選択時、ＬＥＤ光源３１として、励起光用のＬＥＤのみを点灯した場合には、設定ピーク波長は離散的な値となる。本実施の形態は、説明を簡略化するために、ＰＤＤを例に説明するものとし、ＬＥＤ光源３１としては、許容下限ピーク波長Ｘが、ＰＰＩＸスペクトルのピーク波長（４０９ｎｍ）よりも長い４１０ｎｍの光源を採用する例について説明する。
【００３４】
光学視管２Ａの挿入部６の内部には、ケーブル１３ａを介して供給される照明光を伝送するためのライトガイド１１が挿通されている。ライトガイド１１の出射端部は、挿入部６の先端部における照明レンズ１５の近傍に配置されている。また、ライトガイド１１の入射端部は、把持部８に設けられたライトガイド口金１２に配置されている。
【００３５】
ケーブル１３ａの内部には、光源装置３から供給される照明光を伝送するためのライトガイド１１が挿通されている。また、ケーブル１３ａの一方の端部には、ライトガイド口金１２に対して着脱可能な接続部材（不図示）が設けられている。また、ケーブル１３ａの他方の端部には、光源装置３に対して着脱可能なライトガイドコネクタ１４が設けられている。
【００３６】
挿入部６の先端面には、ライトガイド１１により伝送された照明光を外部へ出射するための照明レンズ１５が配置された照明窓（不図示）と、外部から入射される光に応じた光学像を得るための対物レンズ１７が配置された対物窓（不図示）と、が相互に隣接して設けられている。
【００３７】
挿入部６の内部には、対物レンズ１７により得られた光学像を接眼部７へ伝送するためのリレーレンズ１８が設けられている。接眼部７の内部には、リレーレンズ１８により伝送された光学像を肉眼で観察可能とするための接眼レンズ１９が設けられている。
【００３８】
カメラユニット２Ｂは、光学フィルタ２２、撮像素子２５及び信号処理回路２７を有している。光学フィルタ２２は、接眼レンズ１９を経て入射される被写体の戻り光から蛍光画像を生成するための蛍光及び背景画像を生成するための背景光を取り出すようになって

いる。光学フィルタ２２によって取り出された蛍光及び背景光は撮像素子２５の撮像面に入射されるようになっている。なお、光学フィルタ２２の特性については後述する。

【００３９】

撮像素子２５は、例えば、原色系または補色系のカラーフィルタを撮像面に設けたカラーＣＣＤやカラーＣＭＯＳセンサにより構成されている。また、撮像素子２５は、ビデオプロセッサ４から出力される撮像素子駆動信号に応じた撮像動作を行うように構成されている。撮像素子２５は、光学フィルタ２２によって結像された蛍光及び背景光を撮像し、蛍光観察画像を生成して出力するように構成されている。

【００４０】

信号処理回路２７は、撮像素子２５から出力される蛍光観察画像に対して、例えば、相関二重サンプリング処理、ゲイン調整処理、及び、Ａ／Ｄ変換処理等の所定の信号処理を施すとともに、当該所定の信号処理を施した蛍光観察画像を、信号ケーブル２８を介してビデオプロセッサ４に出力するように構成されている。

【００４１】

ビデオプロセッサ４の撮像素子駆動部４１は、例えば、ドライバ回路等を具備して構成されている。撮像素子駆動部４１は、制御部５３の制御に応じた撮像素子駆動信号を生成して出力するように構成されている。画像入力部４２は、例えば、バッファメモリ等を具備し、カメラユニット２Ｂの信号処理回路２７から順次出力される画像を１フレーム分蓄積するとともに、当該蓄積した画像を１フレーム分ずつ画像処理部４６に出力するように構成されている。また、画像入力部４２は、制御部５３の制御に応じ、蓄積した蛍光観察画像を１フレーム分ずつ画像処理部４６に出力するように構成されている。

【００４２】

画像処理部４６は、例えば、所定の画像処理を行うための画像処理回路等を具備して構成されている。また、画像処理部４６は、制御部５３の制御に応じ、画像入力部４２から１フレーム分ずつ順次出力される蛍光観察画像に対して所定の画像処理を施すことにより蛍光観察画像を生成し、当該生成した蛍光観察画像をモニタ５に出力するように構成されている。

【００４３】

制御部５３は、例えば、ＣＰＵ等のプロセッサにより構成することができる。制御部５３は、図示しないメモリに記憶されたプログラムを読出し、読出したプログラムに従って各部を制御するように構成されていてもよい。入力Ｉ／Ｆ５２は、ユーザの操作に応じた指示を行うことが可能な１以上の入力装置からの操作信号を受け付ける。制御部５３は、入力Ｉ／Ｆ５２を介して入力された操作信号に基づいて各部を制御するように構成されていてもよい。また、制御部５３は、所望の明るさの照明光を出射させるための照明制御信号を生成して光源制御部３２に出力するように構成されている。

【００４４】

次に、図３を参照して光学フィルタ２２の特性について説明する。図３は横軸に波長をとり縦軸に透過率、光の強さ、吸光度又は蛍光強度をとって、光学フィルタ２２の特性を示すスペクトル図である。

【００４５】

図３のＰＰＩＸ吸光特性に示すＰＰＩＸの吸光スペクトルは、ピーク波長が４０９ｎｍである。図３の照明光特性にて示す照明光（出射光）スペクトルは、許容下限ピーク波長Ｘが４１０ｎｍである。図３においては、照明光が、許容下限ピーク波長Ｘよりも長波長側にピーク波長を有する状態を示している。

【００４６】

上述したように、照明光スペクトルと吸光スペクトルの重なり部分が励起光に寄与し、この励起光に応じて蛍光がＰＰＩＸから発生する。この蛍光スペクトルは、図３の蛍光特性にて示してある。蛍光スペクトルの波長帯域の下限波長はＫである。

【００４７】

本実施の形態においては、光学フィルタ２２は、図３に示すように、第１及び第２透過

域と第１及び第２遮断域とを有する。光学フィルタ２２は、第１及び第２遮断域において光の透過を阻止し、第１及び第２透過域において光を透過させるようになっている。第１透過域は、背景光を透過させるためのものであり、第２透過域は蛍光を透過させるためのものである。このように本実施の形態においては、背景光を透過させる第１透過域の波長帯域と、蛍光を透過させる第２透過域の波長帯域との間の波長帯域に第２遮断域を設定して、第１透過域と第２透過域とを分離している。また、第１透過域の短波長側に第１遮断域を設定して、第１透過域の波長帯域を制限している。

【００４８】

いま、光学フィルタ２２の第１透過域の下限波長（透過下限波長）をａ、上限波長（透過上限波長）をｂとする。即ち、光学フィルタ２２は、波長ａｎｍからｂｎｍまでの第１透過域において光を透過する。また、第２透過域の下限波長（透過下限波長）をｃとする。即ち、光学フィルタ２２は、波長ｃｎｍ以上の第２透過域において光を透過する。

【００４９】

なお、光学フィルタ２２の特性は実際には急峻には変化せず所定の傾斜を有するので、透過下限波長ａ及び透過上限波長ｂは、第１透過域のピーク透過率の例えば１％の透過率が得られる波長であるものとし、また、透過下限波長ｃは、第２透過域のピーク透過率の例えば１％の透過率が得られる波長であるものとしてもよい。

【００５０】

光学フィルタ２２の第２透過域の透過下限波長ｃは、蛍光を透過させるように、蛍光スペクトルの波長帯域の下限波長Ｋよりも短波長側に設定される。また、透過下限波長ｃは、照明光のピーク波長が許容上限ピーク波長に達したときの有効照明光波長帯域の有効上限波長ＬＵよりも長波長側に設定される。

【００５１】

また、本実施の形態においては、第１透過域を規定する透過下限波長ａ及び透過上限波長ｂは、有効照明光波長帯域の有効下限波長ＬＬと許容下限ピーク波長Ｘとの間の波長帯域内に設定される。従って、図３から明らかなように、第１透過域と照明光スペクトルが重なる部分（斜線部）、即ち、背景光に寄与する領域は、照明光が短波長側にシフトすると増大し、照明光が長波長側にシフトすると減少する。

【００５２】

また、図２を参照して説明したように、照明光の許容下限ピーク波長ＸがＰＰＩＸのピーク波長よりも長波長側の波長である条件の場合には、励起光の光量、即ち蛍光の光量は、照明光が短波長側にシフトすると増大し、照明光が長波長側にシフトすると減少する。

【００５３】

このように、照明光が短波長側に波長シフトした場合には、蛍光及び背景光のいずれも光量は増大し、照明光が長波長側に波長シフトした場合には、蛍光及び背景光のいずれも光量は減少する。従って、照明光が波長シフトしたとしても、蛍光と背景光の光量の比は殆ど変化しない。これにより、本実施の形態においては、光源装置からの照明光の波長シフトに拘わらず、蛍光と背景光の光量比を略一定にすることができ、安定した見やすい蛍光観察画像を得ることができる。

【００５４】

なお、上述したように、第２透過域の透過下限波長ｃは、上述した限界波長上限波長ＬＵと下限波長Ｋとの間の波長に設定することで、蛍光を取り出すことができる。更に、図３の例では、透過下限波長ｃを有効上限波長ＬＵ近傍の波長に設定することによって、白色光観察にも利用可能にした例を示している。

【００５５】

許容下限ピーク波長Ｘが４１０ｎｍの照明光については、許容上限ピーク波長に達したときの有効照明光波長帯域の有効上限波長ＬＵは、４５０ｎｍよりも短い波長であり、波長４５０ｎｍ以上の波長帯域の光量は０近傍の値となる。従って、透過下限波長ｃを４５０ｎｍに設定した場合でも、第２透過域においては背景光は透過しないと考えることができる。従って、照明光の波長シフトが生じた場合でも、第２透過域の影響によって背景光

と蛍光との比が変化してしまうことはなく、蛍光と背景光の光量比を略一定に維持することができる。

【００５６】

一方、白色光観察を行う場合には、光源装置３は、ＬＥＤ光源３１から白色光を出射させる。撮像素子２５は、カラーの撮像素子によって構成されており、青（Ｂ）光に対する分光感度のピークは、例えば約４５０ｎｍである。従って、透過下限波長ｃを４５０ｎｍ設定した場合における透過光によって、撮像素子２５からは赤（Ｒ）及び緑（Ｇ）の画素信号だけでなく、青（Ｂ）についても十分なレベルの画素信号を出力することができ、撮像素子２５の出力に基づいて十分に見やすい白色光観察画像を得ることができる。

【００５７】

以上の理由から、透過下限波長ｃとしては、例えば４５０ｎｍの波長に設定してもよい。

【００５８】

次に、このように構成された実施の形態の作用について説明する。

【００５９】

光源装置３のＬＥＤ光源３１に関する仕様から、設定ピーク波長、許容下限ピーク波長Ｘ、許容上限ピーク波長Ｙは既知であり、更に、有効照明光波長帯域、有効下限波長ＬＬ及び有効上限波長ＬＵも既知である。また、ＰＰＩＸの特性から蛍光スペクトルの波長帯域の下限波長Ｋも既知である。

【００６０】

光学フィルタ２２の第１透過域を規定する透過下限波長ａ及び透過上限波長ｂは、有効下限波長ＬＬと許容下限ピーク波長Ｘとの間の波長に設定する。第１透過域を透過する光が背景光となり、第１透過域と照明光スペクトルとの重なり部分の面積に応じて背景光の光量が決定する。背景光の光量と励起光の光量とが所定の比率となるように、透過下限波長ａと透過上限波長ｂとが適宜設定される。

【００６１】

光源装置３からの照明光は、ライトガイド１１を介して挿入部６の先端に導かれ、照明レンズ１５を介して被写体に照射される。被写体からの戻り光は、対物レンズ１７を介して光学視管２Ａに取り込まれ、リレーレンズ１８を介して接眼レンズ１９に導かれる。接眼レンズ１９を透過した戻り光は、カメラユニット２Ｂの光学フィルタ２２を介して撮像素子２５の撮像面に入射される。

【００６２】

光学フィルタ２２は、戻り光のうち第１透過域及び第２透過域の光のみを透過する。ＰＰＩＸ吸光スペクトルに重なる照明光スペクトル部分が励起光として被検体に蓄積されたＰＰＩＸに蛍光を生じさせる。被写体からの戻り光にはこの蛍光が含まれており、この蛍光は、光学フィルタ２２の第２透過域によって透過して撮像素子２５に入射する。また、被写体からの戻り光のうち、第１透過域の光は、背景光として撮像素子２５に入射する。なお、光学フィルタ２２は第１及び第２遮断域において、戻り光の透過を阻止する励起光カットフィルタとして機能する。

【００６３】

第１透過域の透過下限波長ａと透過上限波長ｂとは、背景光の光量と励起光の光量（蛍光の光量）とが所定の比率となるように、適宜設定されており、撮像素子２５には、所定の光量比の背景光及び蛍光が入射する。撮像素子２５は、入射した光学像を光電変換して、蛍光観察画像の撮像信号を出力する。

【００６４】

この撮像信号は信号処理回路２７に与えられて、相関二重サンプリング処理等の所定の信号処理が施された後、信号ケーブル２８を介してビデオプロセッサ４に与えられる。光学視管２Ａの出力は、ビデオプロセッサ４の画像入力部４２を介して画像処理部４６に供給され、画像処理部４６において所定の画像処理が施されて蛍光観察画像が生成される。この蛍光観察画像がモニタ５に出力されて、モニタ５の画面上において蛍光観察画像が観

察可能となる。

【００６５】

ところで、実使用時には、温度やＬＥＤ光源３１のＬＥＤに流れる電流等に応じて、照明光のピーク波長は、設定ピーク波長からシフトすることがある。例えば、照明光が短波長側にシフトするものとする。そうすると、照明光スペクトルとＰＰＩＸスペクトルが重なる面積が増えて励起光が増大して蛍光も増大する。また、第１透過域によって透過する背景光も増大する。逆に、照明光が長波長側にシフトするものとする。そうすると、照明光スペクトルとＰＰＩＸスペクトルが重なる面積が減って励起光が減少して蛍光も減少する。また、第１透過域によって透過する背景光も減少する。

【００６６】

従って、照明光が波長シフトした場合でも、背景光と蛍光の光量は相互に同一の方向に変化することになり、背景光と蛍光の光量の比は殆ど変化しない。従って、照明光の波長シフトに拘わらず、蛍光と背景光の光量比を略一定にすることができ、安定した見やすい蛍光観察画像を得ることができる。

【００６７】

このように本実施の形態においては、照明光に許容された最も短いピーク波長がＰＰＩＸスペクトルのピーク波長よりも長い照明光の光源を採用する場合において、撮像素子の入射光を制限する光学フィルタとして、照明光が最も長波長側にシフトした場合の下限波長と照明光が最も短波長側にシフトした場合のピーク波長との間に第１透過域を有すると共に、ＰＰＩＸからの蛍光の帯域を透過させる第２透過域を有するフィルタを採用している。これにより、照明光が波長シフトした場合においても、第１透過域によって得られる背景光の光量と第２透過域によって得られる蛍光の光量の変化を同一方向とすることができ、背景光と蛍光の光量比を略一定にして見やすい蛍光観察画像を確実に得ることを可能にしている。

【００６８】

（第２の実施の形態）

図４は本発明の第２の実施の形態を示すスペクトル図である。図４において図３と同一定義の波長には同一符号を付して説明を省略する。図４は図３と同一の記載方法によって第２の実施の形態を示すものである。本実施の形態は光源装置３の照明光のスペクトル特性に応じて光学フィルタの特性を変更したものであり、他の構成については図１と同様であり、説明を省略する。

【００６９】

図３では、ＬＥＤ光源３１として、許容下限ピーク波長Ｘが、ＰＰＩＸスペクトルのピーク波長（４０９ｎｍ）よりも長い４１０ｎｍの光源を採用する例を示した。本実施の形態は、ＬＥＤ光源３１として、許容上限ピーク波長Ｙが、ＰＰＩＸスペクトルのピーク波長（４０９ｎｍ）よりも短い波長の光源を採用する例を示すものである。

【００７０】

本実施の形態においては、光学フィルタ２２として、図４に示す特性のものを採用する。

【００７１】

図４においても、ＰＰＩＸ吸光特性に示すＰＰＩＸの吸光スペクトルは、ピーク波長が４０９ｎｍである。図４の照明光特性にて示す照明光スペクトルは、許容上限ピーク波長Ｙが４０９ｎｍよりも短い波長である。図４は実線によって、ピーク波長が許容上限ピーク波長Ｙに到達した場合の照明光スペクトルを示し、破線によって、ピーク波長が許容下限ピーク波長Ｘに到達した場合の照明光スペクトルを示している。光源装置３からの照明光は破線スペクトルと実線スペクトルとの間のスペクトルとなる。

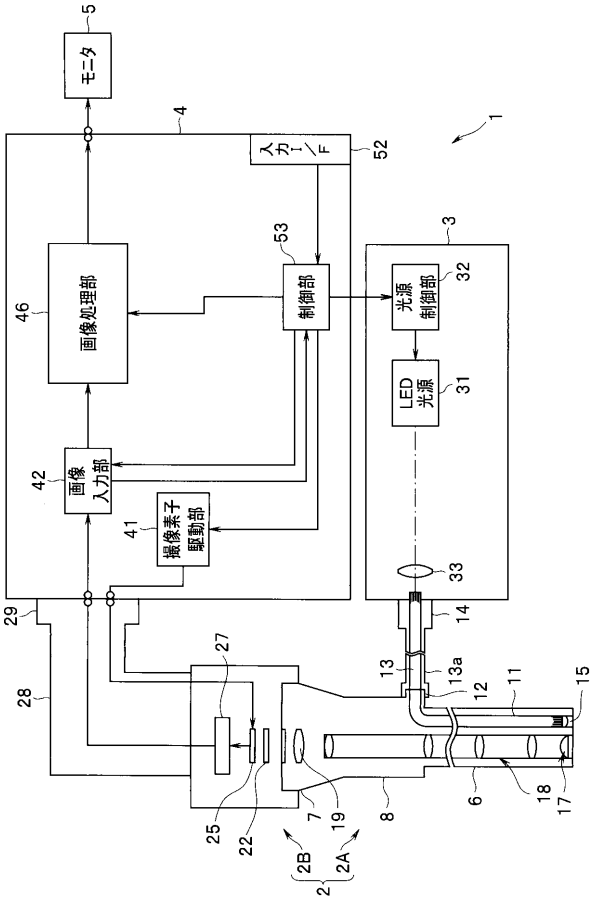
【００７２】

なお、照明光のピーク波長が許容下限ピーク波長に達したときの有効照明光波長帯域の下限波長はＳＬであるものとする。また、照明光のピーク波長が許容下限ピーク波長に達したときの有効照明光波長帯域の有効上限波長はＳＵであるものとする。

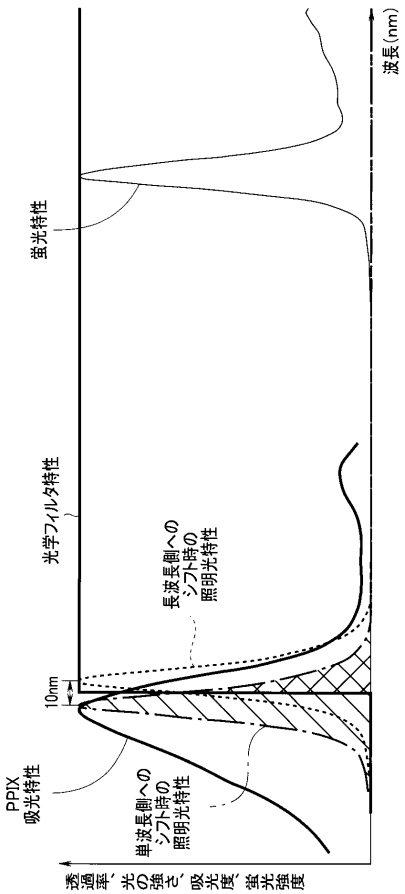
【００７３】
本実施の形態においても、光学フィルタ２２は、図４に示すように、光を透過させる第１及び第２透過域と光の透過を阻止する第１及び第２遮断域とを有する。本実施の形態においても、第１透過域は、背景光を透過させるためのものであり、第２透過域は蛍光を透過させるためのものである。
【００７４】
光学フィルタ２２の第１透過域の透過下限波長をａ、透過上限波長をｂとし、第２透過域の下限波長をｃとする。光学フィルタ２２の第２透過域の透過下限波長ｃについては、第１の実施の形態と同様に、蛍光スペクトルの波長帯域の下限波長Ｋよりも短波長側であって、照明光のピーク波長が許容上限ピーク波長に達したときの有効照明光波長帯域の有効上限波長ＬＵよりも長波長側に設定される。なお、第１の実施の形態と同様に、透過下限波長ｃを、例えば４５０ｎｍの波長に設定してもよい。
【００７５】
また、本実施の形態においては、第１透過域を規定する透過下限波長ａ及び透過上限波長ｂは、有効照明光波長帯域の有効上限波長ＳＵと許容上限ピーク波長Ｙとの間の波長帯域内に設定される。従って、図４から明らかなように、第１透過域と照明光スペクトルが重なる部分、即ち、背景光に寄与する領域は、照明光が短波長側にシフトすると減少し、照明光が長波長側にシフトすると増大する。
【００７６】
一方、励起光の光量、即ち蛍光の光量については、照明光スペクトルとＰＰＩＸスペクトルとが重なる面積を考慮すればよく、照明光が短波長側にシフトすると減少し、照明光が長波長側にシフトすると増大する。
【００７７】
このように本実施の形態においては、照明光が短波長側に波長シフトした場合には、蛍光及び背景光のいずれも光量は減少し、照明光が長波長側に波長シフトした場合には、蛍光及び背景光のいずれも光量は増大する。従って、照明光が波長シフトしたとしても、蛍光と背景光の光量の比は殆ど変化しない。これにより、本実施の形態においても、光源装置からの照明光の波長シフトに拘わらず、蛍光と背景光の光量比を略一定にすることができ、安定した見やすい蛍光観察画像を得ることができる。
【００７８】
他の構成及び作用効果は第１の実施の形態と同様である。
【００７９】
なお、上記各実施の形態においては、カメラユニット２Ｂ内の撮像素子２５の撮像面の前方に光学フィルタ２２を配設する例を説明したが、撮像素子２５の撮像面に入射する光の波長帯域を制限することができれば、光学フィルタ２２は、光学視管２Ａ内、例えば接眼レンズ１９の後方に配置してもよい。
【００８０】
また、上記各実施の形態においては、１つの光学フィルタによって第１及び第２透過域と第１及び第２遮断域を有するフィルタを構成する例について説明したが、これらの透過域及び遮断域を複数のフィルタによって構成するようにしてもよいことは明らかである。
【００８１】
本発明は、上記実施形態にそのまま限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素の幾つかの構成要素を削除してもよい。
【符号の説明】
【００８２】
１…内視鏡システム、２…内視鏡システム、２Ａ…光学視管、２Ｂ…カメラユニット、３…光源装置、４…ビデオプロセッサ、５…モニタ、６…挿入部、２２…光学フィルタ、２５…撮像素子、３１…ＬＥＤ光源、３２…光源制御部、４６…画像処理部、５３…制御

部。

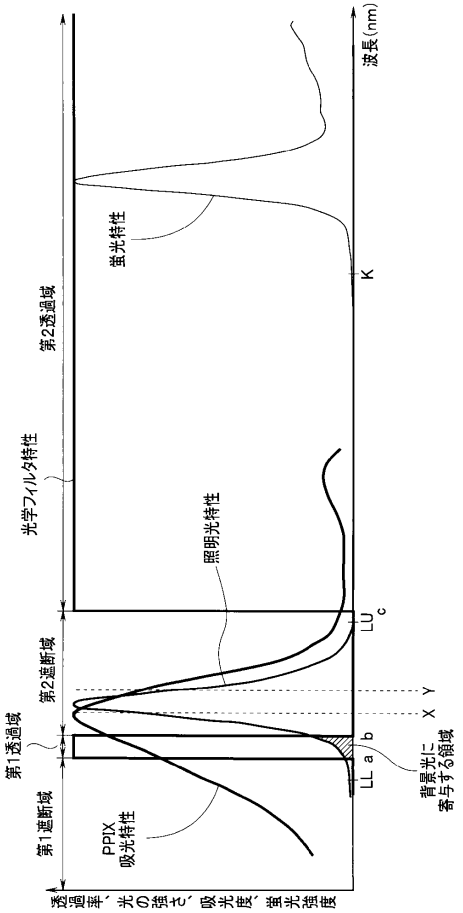
【図１】


モニタ
入力I／F
画像処理部
制御部
光源制御部
LED光源
画像入力部
撮像素子駆動部

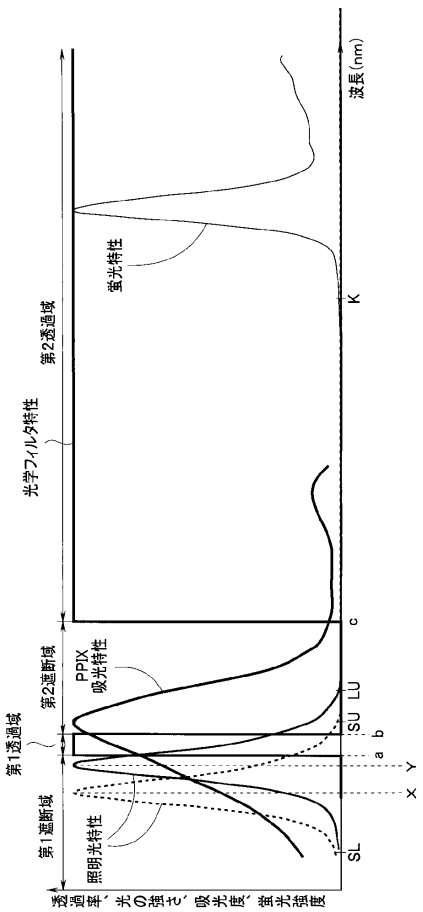
【図２】


波長(nm)
蛍光特性
光学フィルタ特性
長波長側へのシフト時の照明光特性
10nm
PPIX吸光特性
単波長側へのシフト時の照明光特性
透過率、光の強さ、吸光度、蛍光強度

【図３】


透過率、光の強さ、吸光度、蛍光強度
波長(nm)
第1遮断域
第1透過域
第2遮断域
第2透過域
光学フィルタ特性
PPIX
吸光特性
照明光特性
蛍光特性
LL
a
b
LU
c
K
X
Y
背景光に
寄与する領域

【図４】

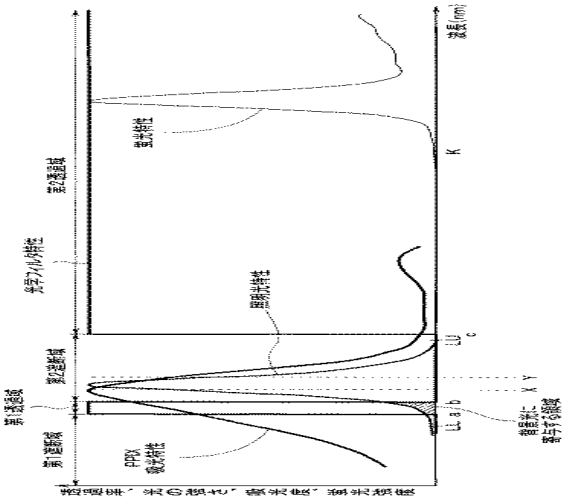

透過率、光の強さ、吸光度、蛍光強度
波長(nm)
第1遮断域
第1透過域
第2遮断域
第2透過域
光学フィルタ特性
PPIX
吸光特性
照明光特性
蛍光特性
SL
SU
LU
a
b
c
K
X
Y

フロントページの続き

(72)発明者　渡邉　俊明
東京都八王子市石川町２９５１番地　オリンパス株式会社内
(72)発明者　高橋　美沙
東京都八王子市石川町２９５１番地　オリンパス株式会社内
(72)発明者　竹内　佑一
東京都八王子市石川町２９５１番地　オリンパス株式会社内
(72)発明者　内山　博樹
東京都八王子市石川町２９５１番地　オリンパス株式会社内

Ｆターム(参考) 2H040 BA09 CA13 GA05 GA06 GA11
4C161 QQ02 QQ04 QQ07 RR04 RR14

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2019000148A	公开(公告)日	2019-01-10
申请号	JP2017114981	申请日	2017-06-12
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	井上裕貴 竹腰聡 渡邉俊明 高橋美沙 竹内佑一 内山博樹		
发明人	井上 裕貴 竹腰 聡 渡邉 俊明 高橋 美沙 竹内 佑一 内山 博樹		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.511 A61B1/00.731 G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA13 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR04 4C161/RR14		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种能够获得可见荧光观察图像的内窥镜系统，而不管照明光的波长偏移的影响如何。 内窥镜的发光部分，其发射具有与荧光染料的吸收光谱重叠的光谱的照明光，图像拾取装置接收来自被照射光照射的对象的返回光并输出成像信号包括一个装置，以及用于引导所述成像元件到传输中断为比从物体在第一和第二传输区域的返回光的第二发送区域以外的第一和波长带的滤光器，滤光器，当照明光的峰值波长是长波长侧比吸收光谱的峰值波长的波长比所述照明光的峰值波长和所述第一发送区域，照明光的吸收光谱的峰值波长短的波长的波长带当比峰值波长是在短波长侧的波长比所述照明光的峰值波长和所述第一发送区域更长的波长带的波长，对应于所述荧光染料的荧光波长频带中的第二波长带它被设置为透明区域。 点域