

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4652732号
(P4652732)

(45) 発行日 平成23年3月16日 (2011.3.16)

(24) 登録日 平成22年12月24日 (2010.12.24)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 B

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

G 0 2 B 23/26 (2006.01)

G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 1 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2004-199752 (P2004-199752)
 (22) 出願日 平成16年7月6日 (2004.7.6)
 (65) 公開番号 特開2006-20727 (P2006-20727A)
 (43) 公開日 平成18年1月26日 (2006.1.26)
 審査請求日 平成19年5月31日 (2007.5.31)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 半田 啓二
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
 リンパス株式会社内

審査官 門田 宏

(56) 参考文献 特開平11-223726 (JP, A)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

励起光を遮断する励起光遮断フィルタを備えた内視鏡に対して可視光と、蛍光観察用の
 励起光とを選択的に供給可能な光源装置と、

透過波長領域内に、前記励起光を透過する背景照明用の励起光透過波長帯域が形成され
 、且つこの励起光透過波長帯域における前記励起光の透過光量を前記励起光の全光量に対
 して0%より大きくかつ2%以下とした励起光遮断フィルタを、対物レンズと撮像素子と
 の間に配置した内視鏡と、

を備え、

前記励起光遮断フィルタの前記励起光透過波長帯域は、0より大きく50nm以内であ
 ることを特徴とする内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、蛍光観察を可能とした内視鏡用の励起光遮断フィルタを有する内視鏡装置に
 関する。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡装置は、医療用分野及び工業用分野で広く用いられる。上記内視鏡装置は
 、細長の内視鏡挿入部を体腔内に挿入することで、切開を必要とせずに体腔内の患部等の

10

20

被検対象部位を診断したり、必要に応じて処置具を挿入して治療処置を行うことができる。

上記内視鏡装置は、被検対象部位の被写体像を上記内視鏡挿入部の先端部から対物光学系により取り込み、イメージガイド等を介してCCD（電荷結合素子）等の撮像素子に結像したり、イメージガイドを介することなくCCDに結像する。

撮像素子により光電変換された信号は、カメラコントロールユニット（以下、CCU）で信号処理され、モニタの表示面に内視鏡画像が表示される。

【0003】

また、近年、内視鏡装置は、可視光を用いた通常の内視鏡観察に加えて、励起光を照射して蛍光観察可能にした内視鏡装置がある。

このように蛍光観察可能にした内視鏡装置の従来例としての特表平11-511369号公報には、照明系により被写体側を照明する波長範囲と撮像系による撮像波長範囲との重なりあう部分の波長範囲が最高50nm内にある限り、撮像系は5%以上の分光透過率に設定した主旨のものを開示している。

【特許文献1】特表平11-511369号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、観察対象部位側から発せられる蛍光の強度は、一般的に非常に微弱であるため、上記のように重なりあう部分での分光透過率が設定されていると、蛍光に対して励起光による背景用（バックグラウンド用）照明光のために、蛍光画像が埋もれてしまい、蛍光画像を適正な明るさで観察できなくなる可能性がある。

【0005】

（発明の目的）

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、背景照明光の強度を抑制して、適正な明るさで蛍光観察ができるような励起光を発生する励起光遮断フィルタを有する内視鏡装置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】

【0006】

本発明の一態様による内視鏡装置は、励起光を遮断する励起光遮断フィルタを備えた内視鏡に対して可視光と、蛍光観察用の励起光とを選択的に供給可能な光源装置と、

透過波長領域内に、前記励起光を透過する背景照明用の励起光透過波長帯域が形成され、且つこの励起光透過波長帯域における前記励起光の透過光量を前記励起光の全光量に対して0%より大きくかつ2%以下とした励起光遮断フィルタを、対物レンズと撮像素子との間に配置した内視鏡と、

を備え、

前記励起光遮断フィルタの前記励起光透過波長帯域は、0より大きく50nm以内であることを特徴とする。

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、背景用照明光の強度を抑制して、蛍光観察に適した励起光を発生できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例1】

【0009】

図1ないし図5は本発明の実施例1に係り、図1は本発明の実施例1を備えた内視鏡装置の全体構成を示し、図2は光源装置内の回転板のフィルタの構成を示し、図3は励起光照射用フィルタの透過率特性を、蛍光観察用フィルタの透過率特性と共に示し、図4は撮

10

20

30

40

50

像素子に設けられた光学フィルタの透過率特性を示し、図5は本実施例における動作説明のための使用例を示す。

図1に示すように本発明の実施例1を備えた特殊光観察用の内視鏡装置1は、体腔内に挿入される電子内視鏡2と、この電子内視鏡2に照明光を供給する光源装置3と、電子内視鏡2に内蔵された撮像手段に対する信号処理を行うカメラコントロールユニット(CCUと略記)4と、このCCU4から出力される標準的な映像信号が入力されることにより、撮像手段で撮像された内視鏡画像を表示するモニタ5とから構成される。

【0010】

電子内視鏡2は、細長の挿入部7と、この挿入部7の後端に設けられた操作部(或いは把持部)8とを有し、この操作部8からライトガイドケーブル9及び信号ケーブル10が延出され、その末端のライトガイドコネクタ11及び信号コネクタ12は、それぞれ光源装置3及びCCU4に接続される。なお、ライトガイドケーブル9や信号ケーブル10を電子内視鏡2から着脱自在な構造にしても良い。

10

挿入部11内に挿通された照明光を伝送するライトガイド15は、操作部8から延出されたライトガイドケーブル9内を挿通され、ライトガイドコネクタ11が光源装置3に接続されることにより、光源装置3から照明光が供給される。

光源装置3内には図示しないランプ点灯回路から供給されるランプ点灯電源により点灯するキセノンランプ等のランプ21が設けてあり、このランプ21は、照明光として可視領域の光を発生する。

【0011】

20

この光は、回転板(ターレット板)22に取り付けられ、照明光路上に配置されるフィルタ23A、23B(図2参照)の1つのフィルタを通り、集光レンズ24により集光されてライトガイド15の入射端面に入射される。入射端面に入射された光は、このライトガイド15により挿入部11の先端側に伝送される。つまり、挿入部11の先端部16の照明窓に取り付けられたライトガイド先端面に伝送される。そして、その先端面から出射され、患部等の被写体側を照明する。

この回転板22は、モータ25により回転自在に保持され、モータ25の駆動を制御するモータ制御回路(或いは回転板制御回路)26により、照明光路上に配置されるフィルタが選択設定される。

この回転板22には図2に示すように例えば遮光製の円板における回転方向に設けた2つの窓に可視光を透過する可視光照射用フィルタ23Aと、励起光を照射する励起光照射用フィルタ23Bとが取り付けられている。

30

【0012】

可視光照射用フィルタ23Aは、略380nm~700nmの可視光の波長域を透過する通常光観察用フィルタである。また、励起光照射用フィルタ23Bは、励起光のピーク波長に合わせたピーク値を持ち、前記ピーク値を含む透過波長幅が15nm以上の光を透過する蛍光観察時に用いられる励起光用フィルタである。

この励起光照射用フィルタ23Bは、より具体的には図3に示すように例えば410nmでその透過率がピークとなり、その透過波長域は、15nm以上であり、後述する電子内視鏡2側の励起光カットフィルタとして機能する蛍光観察用フィルタ30の特性に合わせて設定されている。

40

挿入部11の先端部16における照明窓に隣接する観察窓には、対物レンズ27が取り付けられてあり、照明された患部等の被写体の光学像を結ぶ。その結像位置には、撮像素子として例えば電荷結合素子(CCDと略記)28が配置され、結像された光学像は、CCD28により光電変換される。

【0013】

このCCD28の撮像面には、可視光の照明光の場合において、カラー撮像ができるように光学的に色分離する光学フィルタとして例えばカラーモザイクフィルタ29が配置されている。

また、このCCD28の撮像面と対物レンズ27との間には、蛍光観察する場合にお

50

る励起光をカット（遮断）し、かつ蛍光の波長帯域を透過して蛍光観察するための蛍光観察用フィルタ（励起光カットフィルタ）30が配置されている。この蛍光観察用フィルタ30の分光特性を図3に示す。

この蛍光観察用フィルタ30は、励起光ピークの波長を含まず、蛍光波長域（図3の符号31）を含み、かつ励起光によるピーク波長の周辺側の一部の波長域を含むような透過域を持つフィルタである。

【0014】

つまり、蛍光のみの波長域を透過域とすると、形状等の把握がしにくいので、励起光における蛍光波長域31とは異なる微弱な光強度の部分透過させて背景用照明光（背景光或いはバックグラウンド光とも言う）として利用する。

この場合の背景光の波長帯域は、励起光照射用フィルタ23Bにおける遮断波長付近となる長波長側の裾部分と、蛍光観察用フィルタ30の短波長側の裾部分とが重なり合う重なり部32により形成される。

この重なり部32の波長幅は、例えば0より大きく50nm以内で、重なり部32での全透過光量は、励起光照射用フィルタ23Bを通して発せられる励起光の全透過光量に対してその2%以下に設定されている。

【0015】

このように本実施例においては、電子内視鏡2の撮像手段に設けられた励起光遮断フィルタとしての機能を持つ蛍光観察用フィルタ30に、励起光照射用フィルタ23Bにより照射される励起光の2%以下の光量のみが透過するように設定してあるので、蛍光観察用フィルタ30により蛍光観察する場合のバックグラウンド光の強度が大きくなり過ぎることを有効に防止できるようにしていることが特徴となっている。また、本実施例では、励起光を通す波長帯域を、0より大きく例えば50nm以内に設定して、蛍光観察する波長帯域側に影響を及ぼさないようにしている。

換言すると、本光源装置3は、撮像側に設けた励起光遮断フィルタにおける透過波長領域内の遮断波長付近に、励起光を透過する0より大きくかつ50nm以内の背景照明用の励起光透過波長帯域が形成され、かつ励起光透過波長帯域における励起光の透過光量が前記励起光の全光量の2%以下となる励起光を発生する励起光発生手段を備えている。

【0016】

この場合、光源装置3側で上記のような特性の励起光を発生するようにしているが、発生される励起光に対して、電子内視鏡2の蛍光観察用フィルタ30側の特性を、上記のように設定しても良い。

なお、本実施例に係る電子内視鏡2においては、可視光の照明状態においては、カラー撮像が行えるようにCCD28に取り付けたカラーモザイクフィルタ29は、例えばR、G、Bの各波長を透過するR、G、Bフィルタ29r、29g、29b（図4参照）からなる。この場合、Bフィルタ29bは、図4に示すように蛍光観察用フィルタ30により、その合成の透過帯域が長波長側の一部に狭められる。

このため、本実施例では、可視光の照射時における通常観察モードにおいては、後述するようにBの色信号に対するゲインを増大させる制御を行うようにしている。

CCD28は、電子内視鏡2内を挿通された信号線と接続されており、信号コネクタ12をCCU4に接続することにより、CCU4内に設けたCCDドライバ41からのCCDドライブ信号がCCD28に印加される。

【0017】

CCD28で光電変換された撮像信号は、CCU4内のプリプロセス回路42に入力される。そして、増幅された後、相関二重サンプリング処理などが行われ、撮像信号からベースバンドの信号成分が抽出された後、色分離回路43に入力され、この色分離回路43によりR、G、Bの色信号に分離される。

色分離回路43の出力信号は、アンプ部44に入力される。このアンプ部44は、通常観察モード時には、Bの色信号に対しては、他の色信号よりも大きなゲインに設定できるようにしている。アンプ部44のゲイン制御は、CPU45が行う。

10

20

30

40

50

アンプ部 4 4 の出力信号は、A / D 変換回路 4 6 に入力され、この A / D 変換回路 4 6 によりデジタルの色信号に変換される。

この信号は、メモリ 4 7 に入力され、このメモリ 4 7 に色成分の画像データが一時格納される。このメモリ 4 7 への書き込み及び読み出しの動作は、C P U 4 5 により制御される。

【 0 0 1 8 】

メモリ 4 7 から読み出された信号は、ポストプロセス回路 4 8 を経てモニタ 5 に出力される。

また、例えば、電子内視鏡 2 の操作部 8 には、観察モード切り替えスイッチ 4 9 が設けてあり、この観察モード切り替えスイッチ 4 9 による操作信号は、C P U 4 5 に入力される。

10

例えば通常観察モードに設定されている場合においては、C P U 4 5 は、光源装置 3 が可視光をライトガイド 1 5 に供給するように回転板制御回路 2 6 を制御する。この場合、回転板制御回路 2 6 は、C P U 4 5 からの制御信号により、照明光路中に可視光照射用フィルタ 2 3 A が配置されるようにモータ 2 5 の回転量を制御する。

一方、通常観察モードの設定状態において、術者等のユーザが、観察モード切り替えスイッチ 4 9 を操作して、蛍光観察モードに切り替えると、その操作信号が C P U 4 5 に入力される。そして、C P U 4 5 は、回転板制御回路 2 6 を制御し、回転板制御回路 2 6 は、C P U 4 5 からの制御信号により、照明光路中に励起光照射用フィルタ 2 3 B が配置されるようにモータ 2 5 の回転量を制御する。

20

【 0 0 1 9 】

なお、電子内視鏡 2 には、処置具を挿通可能とするチャンネル 5 0 (図 5 参照) を有し、処置具を挿通して病変組織を切除等の処置を行うこともできる。

このような構成による内視鏡装置 1 による作用を、例えば病変部に薬剤を投与して蛍光観察する場合の例で説明する。

図 5 に示すように腫瘍部 5 1 として例えば膀胱癌の癌組織を検査し、治療する場合には、術者は、例えば 5 - A L A (5-Aminolevulinic acid) の水溶液を膀胱内に 1 時間 ~ 2 時間溜めておく。

すると、5 - A L A は、投与された後、Protoporphyrin I X に変化し、腫瘍部 5 1 に蓄積する。そして、このように Protoporphyrin I X が腫瘍部 5 1 に蓄積されている間に、例えば図 5 では図示していない切除用の電極や操作用ハンドル等を備えたレゼクトスコープにより、腫瘍部 5 1 を剥離する処置を行う。

30

【 0 0 2 0 】

この場合、レゼクトスコープの光学視管 (但し、ビデオ光学視管) として電子内視鏡 2 を使用し、図 5 に示すようにこの電子内視鏡 2 の観察下で、図示しない切除用の電極を操作して腫瘍部 5 1 を切除する。

この切除を行う場合には、通常観察モードから蛍光観察モードに切り替える。すると、上述したように C P U 4 5 の制御下において、光源装置 3 の照明光路中には、可視光照射用フィルタ 2 3 A から励起光照射用フィルタ 2 3 B が配置されるように切り替えられて、蛍光観察モードとなる。

40

この状態においては、励起光照射用フィルタ 2 3 B を透過した光は、410 nm にその透過率がピークとなるピーク波長の励起光となり、この励起光が腫瘍部 5 1 付近に照射される。

【 0 0 2 1 】

5 - A L A が投与されて化学変化を起こし、Protoporphyrin I X の状態で腫瘍観察した場合には、その部分は 630 nm で蛍光を発生する。

本実施例の光源装置 3 においては、電子内視鏡 2 の撮像手段に設けられた蛍光観察用フィルタ 3 0 を透過して C C D 2 8 に励起光が入射される光量が、励起光全体の 2 % 以下 (但し 0 より大) になるように、励起光を発生する構成にしている。従って、背景光の強度のために蛍光により撮像した蛍光画像のコントラスト等が不鮮明になること等を有効に防

50

止でき、観察し易い蛍光画像が得られる。

また、本実施例によれば、観察し易い適切な蛍光画像を得ることができると共に、背景光により腫瘍部 5 1 等の輪郭等の把握もできる。従って、腫瘍部 5 1 を切除する操作を円滑に行うことができる。

【 0 0 2 2 】

特に、蛍光波長域 3 1 と重なり部 3 2 とを色分離できないような場合においては、従来例では背景光のために蛍光の画像情報が埋もれてしまい易くなるが、本実施例によれば、重なり部 3 2 による背景光の光量を抑制しているので、そのような場合においても、埋もれてしまうことを軽減して、より観察し易い蛍光画像が得られることになる。

なお、蛍光波長域 3 1 と重なり部 3 2 との波長帯域がある程度以上異なっている場合には、色分離フィルタとしてのカラーモザイクフィルタ 2 9 により両者を光学的に色分離できる。従って、CCU 4 において、両者を異なる色で表示する信号処理したり、同じ色で合成して表示する処理を行うこともできる。

つまり、ユーザにより蛍光画像と背景光による背景画像とを識別し易い状態で表示したり、合成して腫瘍部 5 1 等の輪郭を識別しやすいように表示することもできる。

【 0 0 2 3 】

なお、蛍光観察により、蛍光を発生する腫瘍部 5 1 が、例えば切除すべきレベル以上で観察されると術者が判断した場合には、その腫瘍部 5 1 を引き続いて切除する処置を行うこともできる。

この場合には、通常観察モードに切り替え、術者は、チャンネル 5 0 内に切除用の処置具を挿通して、その処置具により腫瘍部 5 1 を切除する処置を行うことができる。

以上説明したように本実施例の光源装置 3 によれば、背景光の強度が大きくなり過ぎることを防止して蛍光観察に適した励起光を発生できる。

また、本実施例の内視鏡装置 1 によれば、背景光の強度が大きくなり過ぎることなく、観察に適した蛍光画像が得られると共に、励起光による背景画像により輪郭等の把握の機能を確保できる。

【 0 0 2 4 】

つまり、本実施例の内視鏡装置 1 によれば、蛍光観察時における蛍光と、励起光による背景光とのバランスをより適切に確保できる。

なお、上述の説明においては、内視鏡として電子内視鏡 2 の場合で説明したが、光学式内視鏡の接眼部に撮像手段を内蔵したテレビカメラを装着したテレビカメラ装着式内視鏡の場合にも適用することができる。この場合にも、同様の効果が得られる。

また、電子内視鏡 2 は、挿入部 7 が軟性の軟性内視鏡でも、硬性の硬性内視鏡のいずれでも良い。同様にテレビカメラ装着式内視鏡の場合においても、光学式内視鏡は、挿入部が軟性の軟性内視鏡でも、硬性の硬性内視鏡のいずれでも良い。

なお、本実施例では励起光透過波長帯域における励起光の透過光量が前記励起光の全光量の 2 % 以下となる励起光を発生する励起光発生手段を形成しているので、重なり部 3 2 の波長幅を、0 より大きく 5 0 n m 以内に制限しないで、単に 0 n m より大きくしたもので良い。

【実施例 2】

【 0 0 2 5 】

次に本発明の実施例 2 を図 6 を参照して説明する。本実施例を備えた内視鏡装置は、図 1 と同様の構成であり、光源装置 3 に内蔵された励起光照射用フィルタ 2 3 B は、図 3 に示した特性とは一部異なる特性に設定している。

つまり、本実施例の光源装置における励起光照射用フィルタ 2 3 B は、図 6 に示すような特性に設定している。

この励起光照射用フィルタ 2 3 B は、透過率が最大となるピーク波長は、実施例 1 と同様であるが、長波長側の裾部分の特性が実施例 1 と異なっている。つまり、背景光に用いられる部分の透過率が小さく、かつ透過波長特性がブロードな波長帯域になっている。

この場合においても、蛍光観察用フィルタ 3 0 の短波長側の裾部分との重なり合う重な

10

20

30

40

50

り部 3 2 におけるその波長帯域は、50 nm 以内であり、かつ重なり部 3 2 による透過量は、励起光の全光量における 2 % 以下である。

【0026】

その他の構成は、実施例 1 とほぼ同等である。また、本実施例は、実施例 1 と同様の作用となる。

さらに本実施例においては、励起光照射用フィルタ 2 3 B と蛍光観察用フィルタ 3 0 との製造上の特性にばらつきがあっても、励起光照射用フィルタ 2 3 B における蛍光観察用フィルタ 3 0 との重なり部 3 2 の透過率特性が小さく、かつブロードな波長域に跨っているので背景光の光量に及ぼす影響を低減化できる。

なお、本実施例における変形例として、図 7 に示すようにさらに蛍光観察用フィルタ 3 0 における長波長側の裾部分の透過率特性を、図 6 に示した励起光照射用フィルタ 2 3 B の場合のように透過率特性が小さく、かつブロードな波長帯域に跨るようにしても良い。

【0027】

この場合には、本実施例の場合よりもさらに励起光照射用フィルタ 2 3 B と蛍光観察用フィルタ 3 0 との製造上の特性にばらつきがあっても、背景光の光量に及ぼす影響を低減化できる。

つまり、本実施例及びその変形例によれば、励起光照射用フィルタ 2 3 B と蛍光観察用フィルタ 3 0 との製造上の特性にばらつきがあっても、背景光の光量に及ぼす影響を低減化できる。

【0028】

[付記]

1. 励起光を遮断する励起光遮断フィルタを備えた内視鏡と、可視光及び蛍光観察用の励起光とを選択的に供給可能な光源装置とを備えた内視鏡装置において、

前記励起光遮断フィルタにおける透過波長領域内の遮断波長付近に、前記励起光を透過する 0 より大きく 50 nm 以内の背景照明用の励起光透過波長帯域が形成され、かつ前記励起光透過波長帯域における前記励起光の透過光量が前記励起光の全光量の 2 % 以下となるように励起光の発生特性又は前記励起光遮断フィルタの透過特性を設定したことを特徴とする内視鏡装置。

1'. 励起光を遮断する励起光遮断フィルタを備えた内視鏡と、可視光及び蛍光観察用の励起光とを選択的に供給可能な光源装置とを備えた内視鏡装置において、

前記励起光遮断フィルタにおける透過波長領域内の遮断波長付近に、前記励起光を透過する背景照明用の励起光透過波長帯域が形成され、かつ前記励起光透過波長帯域における前記励起光の透過光量が前記励起光の全光量の 2 % 以下となるように励起光の発生特性又は前記励起光遮断フィルタの透過特性を設定したことを特徴とする内視鏡装置。

【0029】

2. 付記 1 において、前記励起光の発生特性は、前記励起光透過波長帯域においてはその強度が小さく広帯域に分布した励起光を発生する特性を有する。

3. 付記 1 において、前記励起光遮断フィルタの透過特性は、前記励起光透過波長帯域においてはその透過率が小さく広帯域に分布した特性を有する。

4. 照明手段により発生される励起光を利用して蛍光観察を行う内視鏡において、

前記励起光の波長帯域に対して、内視鏡の撮像手段に設けた励起光遮断フィルタにおける透過波長領域内の遮断波長付近に、前記励起光を透過する 0 より大きく 50 nm 以内の背景照明用の励起光透過波長帯域を有し、かつ前記励起光透過波長帯域における前記励起光の透過光量が前記励起光の全光量の 2 % 以下となる励起光を透過するように前記励起光遮断フィルタの特性を設定したことを特徴とする内視鏡。

【0030】

4'. 照明手段により発生される励起光を利用して蛍光観察を行う内視鏡において、

前記励起光の波長帯域に対して、内視鏡の撮像手段に設けた励起光遮断フィルタにおける透過波長領域内の遮断波長付近に、前記励起光を透過する背景照明用の励起光透過波長

10

20

30

40

50

帯域を有し、かつ前記励起光透過波長帯域における前記励起光の透過光量が前記励起光の全光量の２％以下となる励起光を透過するように前記励起光遮断フィルタの特性を設定したことを特徴とする内視鏡。

【産業上の利用可能性】

【００３１】

体内の腫瘍部等の検査対象部位に薬剤を投与する等して腫瘍部等をから発光する蛍光観察する場合、背景光の強度を抑制して、観察し易い蛍光画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【００３２】

【図１】本発明の実施例１を備えた内視鏡装置の全体構成を示す構成図。

10

【図２】光源装置内の回転板のフィルタの構成を示す正面図。

【図３】励起光照射用フィルタの透過率特性を蛍光観察用フィルタの透過率特性と共に示す特性図。

【図４】撮像素子に設けられた光学フィルタの透過率特性を示す特性図。

【図５】本実施例における動作説明のための使用例を示す説明図。

【図６】本発明の実施例２における励起光照射用フィルタの透過率特性を蛍光観察用フィルタの透過率特性と共に示す特性図。

【図７】変形例における励起光照射用フィルタの透過率特性を蛍光観察用フィルタの透過率特性と共に示す特性図。

【符号の説明】

20

【００３３】

１…内視鏡装置

２…電子内視鏡

３…光源装置

４…ＣＣＵ

５…モニタ

７…挿入部

１５…ライトガイド

２１…ランプ

２２…回転板

２３Ａ…可視光照射用フィルタ

２３Ｂ…励起光照射用フィルタ

２５…モータ

２６…回転板制御回路

２７…対物レンズ

２８…ＣＣＤ

２９…カラーモザイクフィルタ

３０…蛍光観察用フィルタ

３１…蛍光波長帯域

３２…重なり部

４３…色分離回路

４４…アンプ

４５…ＣＰＵ

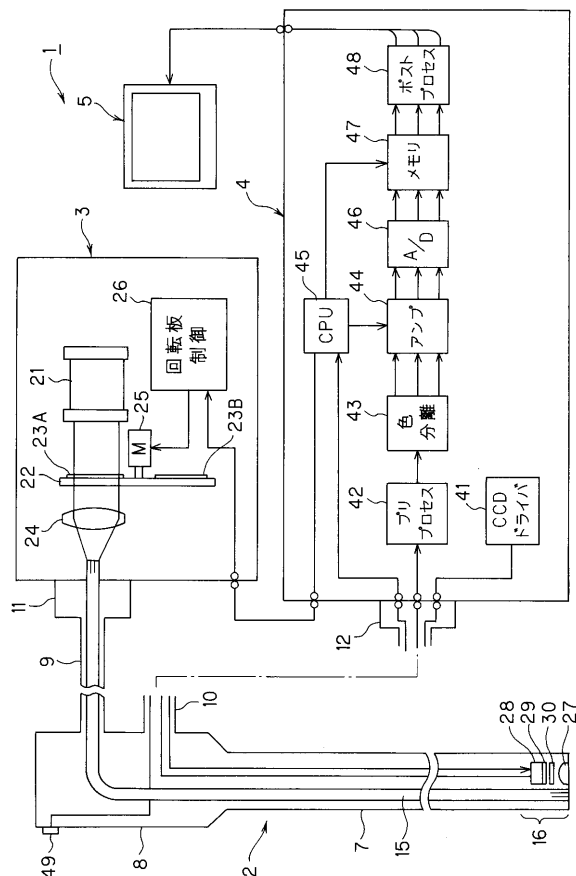
４７…メモリ

代理人 弁理士 伊藤 進

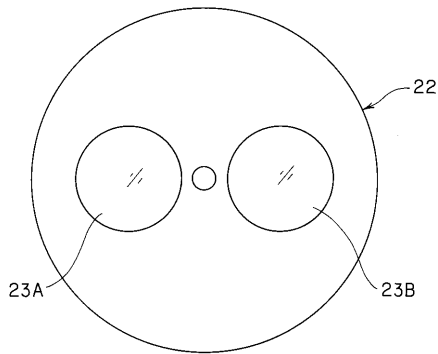
30

40

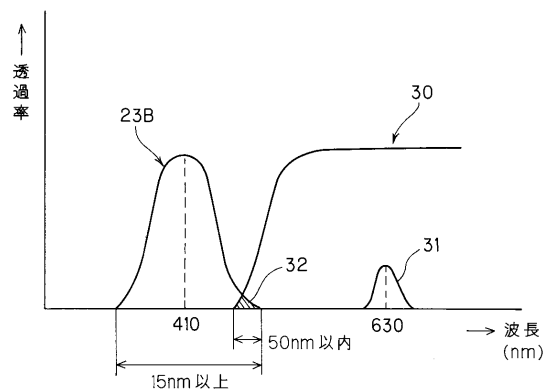
【図 1】



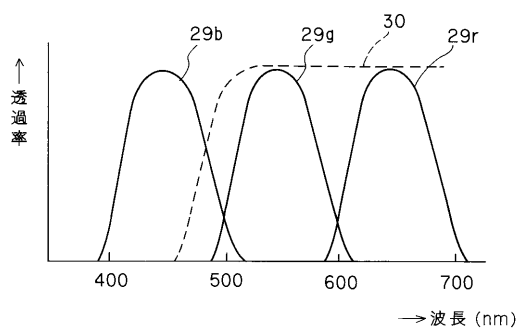
【図 2】



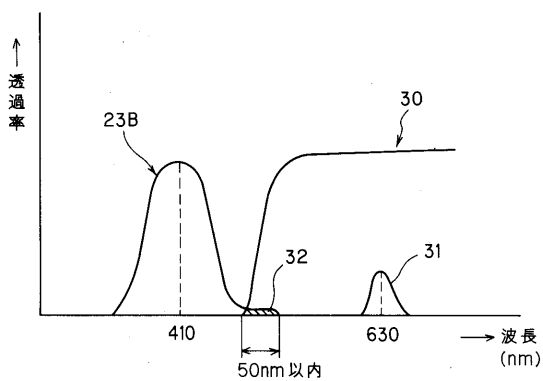
【図 3】



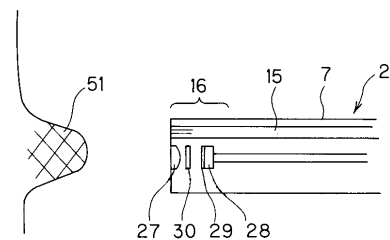
【図 4】



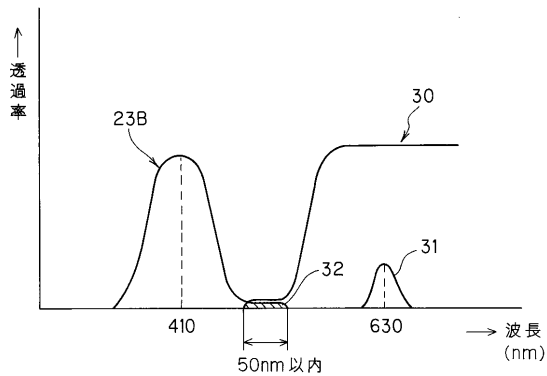
【図 6】



【図 5】



【図 7】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

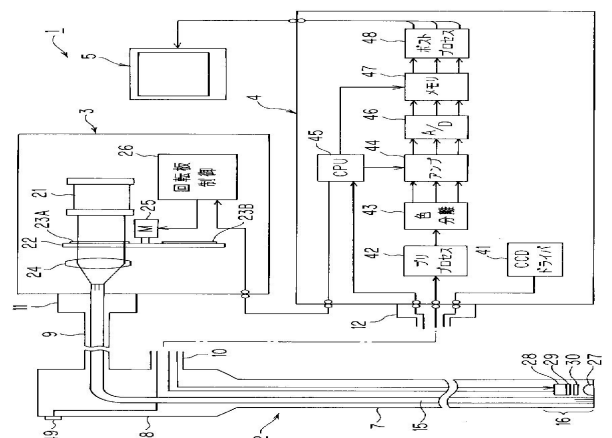
A 6 1 B	1 / 0 0	-	1 / 3 2
G 0 2 B	2 3 / 2 4	-	2 3 / 2 6

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP4652732B2	公开(公告)日	2011-03-16
申请号	JP2004199752	申请日	2004-07-06
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	半田啓二		
发明人	半田 啓二		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/00.300.D G02B23/26.B A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/06.510 A61B1/07.734 H04N5/225 H04N5/225.C H04N5/238 H04N5/238.Z		
F-TERM分类号	2H040/CA02 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/DA12 2H040/DA22 2H040/GA02 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/GG01 4C061/JJ11 4C061/LL02 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/RR14 4C061/RR18 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/GG01 4C161/JJ11 4C161/LL02 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR14 4C161/RR18 5C122/DA25 5C122/FB17 5C122/GG03 5C122/GG21		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2006020727A5 JP2006020727A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种产生激发光的光源装置，该激发光可以通过抑制背景照明光的强度以适当的亮度进行荧光观察。电子内窥镜具有用于荧光观察的滤光器30，其在图像拾取元件前面切割大部分激发光并透射荧光波长。在荧光观察期间，从光源装置照射激发光。通过使用过滤器23B供应激发光。该激发光在荧光观察用滤光器30的光透射特性中在截止波长附近的窄波长带中透射，并用作背景照明光，但透射光量被限制为整个激发光的2%或更少。。[选中图]图3

【 图 1 】



【 图 4 】