

(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2005-342032
(P2005-342032A)

(43) 公開日 平成17年12月15日(2005.12.15)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/26	G 0 2 B 23/24 A	
	G 0 2 B 23/26 C	

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2004-162231 (P2004-162231)	(71) 出願人	000000527 ペンタックス株式会社 東京都板橋区前野町2丁目36番9号
(22) 出願日	平成16年5月31日(2004.5.31)	(74) 代理人	100098235 弁理士 金井 英幸
		(72) 発明者	村山 稔 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 CA03 CA12 CA22 DA12 DA21 GA02 4C061 FF40 QQ02 QQ04 RR04 RR15 RR18

(54) 【発明の名称】 内視鏡対物光学系及び蛍光観察内視鏡

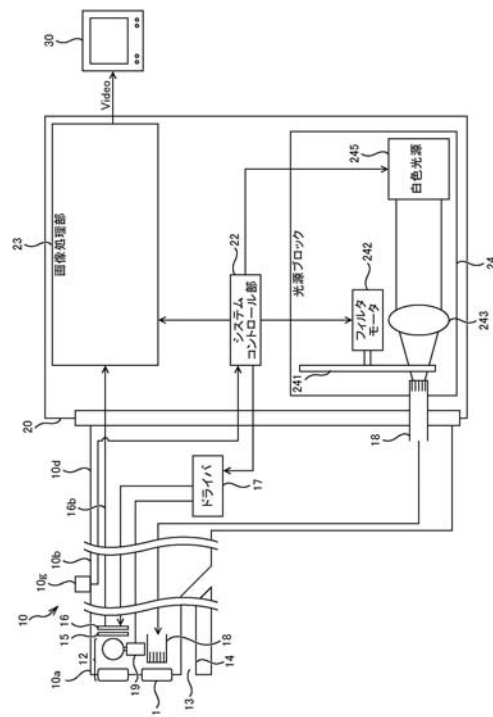
(57) 【要約】

【課題】 1つの撮像素子で白色光による通常画像と励起光により励起された自家蛍光画像を撮像する内視鏡において、通常画像の色再現性に悪影響を与えることなく、さらに対物光学系の側方に励起光カットフィルタの退避スペースを確保する必要がない蛍光観察内視鏡及び内視鏡対物光学系を、提供する。

【解決手段】

蛍光観察内視鏡10の体腔内挿入部10aに組み込まれた対物光学系12は、その光軸に直交する回転軸を中心に回転可能に保持されたボールレンズ120を含んでいる。このボールレンズ120の表面には、その回転に伴って、第1の回転位置においては被写体から発して撮像素子に至る被写体光の光路全体が入射するとともに、第2の回転位置においては前記被写体光の光路からその全体が退避する励起光カットコーティング120aが施されている。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内に導入された白色光の反射光による被写体の像と体腔内に導入された励起光によって励起された生体組織から発する蛍光による被写体の像とを選択的に撮像するための蛍光観察内視鏡の先端内に組み込まれ、前記各像を撮像素子の撮像面に形成する内視鏡用対物光学系であって、

夫々屈折力を有する 1 乃至複数のレンズと、

前記各レンズの光軸に直交する回転軸を中心に回動可能に保持されているとともに、その表面の一部には、前記回動による第 1 の回動位置においては前記撮像素子の撮像面へ向かう被写体光全体が入射するとともに、前記回動による第 2 の回動位置においては前記被写体光の光路からその全体が退避する励起光カットコーティングが施されている回動光学素子と

10

を含むことを特徴とする内視鏡用対物光学系。

【請求項 2】

前記回動光学素子の表面における前記励起光カットコーティングが施されている領域、及び、前記第 2 の回動位置において前記被写体光の光路に挿入される領域は、夫々、互いに同じ屈折作用を有するレンズ面として形成されている

ことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡用対物光学系。

【請求項 3】

前記回動光学素子の表面における前記励起光カットコーティングが施されている領域に
対向する領域、及び、前記第 2 の回動位置において前記被写体光の光路に挿入される領域
に対向する領域も、夫々、互いに同じ屈折作用を有するレンズ面として形成されている
ことを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡用対物光学系。

20

【請求項 4】

前記回動光学素子の形状は球形である

ことを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡用対物光学系。

【請求項 5】

前記回動光学素子の形状は前記回転軸をその中心軸とする正四角柱型である

ことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡用対物光学系。

【請求項 6】

前記回動光学素子の形状は立方体型である

ことを特徴とする請求項 5 記載の内視鏡用対物光学系。

30

【請求項 7】

体腔内に導入された白色光の反射光による被写体の像と体腔内に導入された励起光によって励起された生体組織から発する蛍光による被写体の像とを選択的に撮像するための蛍光観察内視鏡であって、

その撮像面に形成された像を撮像する撮像素子と、

この撮像素子の撮像面に前記各像を夫々形成するために、夫々屈折力を有する 1 乃至複数のレンズ、及び、前記各レンズの光軸に直交する回転軸を中心に回動可能に保持されているとともに、その表面の一部には、前記回動による第 1 の回動位置においては前記撮像素子の撮像面へ向かう被写体光全体が入射するとともに、前記回動による第 2 の回動位置においては前記被写体光の光路からその全体が退避する励起光カットコーティングが施されている回動光学素子を含む対物光学系とを、

40

長尺状の体腔内挿入部の先端内に組み込んでなることを特徴とする蛍光観察内視鏡。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、体腔内に導入された励起光によって体腔内壁下の生体組織から発した蛍光による体腔内壁の像を撮像素子によって撮像する蛍光観察内視鏡、及び、このような蛍光観察内視鏡に用いられる内視鏡対物光学系に、関する。

50

【背景技術】

【0002】

周知のように、生体組織は、特定の波長の光が照射されると、励起して蛍光を発する。また、腫瘍や癌などの病変が生じている異常な生体組織は、正常な生体組織よりも蛍光の発生が弱い。近年、体腔壁下の生体組織に生じた異状をこの反応現象を利用して検出するための内視鏡システムが、開発されている。

【0003】

そのような内視鏡システムとして、内視鏡の先端が体腔内に挿入された状態で、体腔内壁の表面で反射された照明光により形成される体腔内壁の像（通常像）及び体腔壁下の生体組織が発した蛍光により形成される体腔内壁の像（蛍光像）とを選択的に撮影できるものが、実用されている（例えば特許文献1参照）。この種の内視鏡システムに用いられる光源装置は、生体組織を励起させるための励起光を白色光の中から取り出す励起光透過フィルタを備えており、光源から射出される白色光の光路内に当該励起光透過フィルタを挿入したり引き抜いたりすることにより、内視鏡内のライトガイドに、照明光としての白色光及び励起光を選択的に導入する。但し、この種の内視鏡システムでは、励起光を体腔内に照射した際に体腔壁の表面で反射された励起光により形成される体腔内の像が蛍光像に混ざること防止するため、対物光学系から撮影装置までの光路上に、励起光を除去するための励起光カットフィルタを組み込むことが必要である。例えば、特許文献1記載の内視鏡システムでは、対物光学系に含まれる1枚のレンズのレンズ面に、励起光カットコーティングが施されている。

10

20

【特許文献1】特開2002-153414号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

このような励起光カットフィルタは、励起光の波長の帯域及びそれよりも短い波長帯域の光成分をカットするため、白色光を内視鏡内のライトガイドに導入して通常像の撮影をする場合にも、体腔壁の表面での反射光中の前記帯域の光成分を遮断してしまう。そうだとすると、励起光が紫外領域の光であるならば、励起光カットフィルタによって遮断される波長成分は紫外領域であって、可視光成分は何ら欠落しないので、通常像に対する色再現性には問題が生じない。

30

【0005】

しかしながら、励起光として例えば400～450nm付近の可視光が用いられる場合には、励起光カットフィルタによって遮断される波長成分が可視光成分なので、通常像の観察に際してその色再現性が問題となる。

【0006】

この問題を解決する手段として、白色光を内視鏡内のライトガイドに導入している間に通常像を撮影するための通常像観察用撮像素子と、励起光を内視鏡内のライトガイドに導入している間に蛍光像を撮影するための蛍光像観察用撮像素子とを単一の内視鏡の体腔内挿入部先端に組み込み、対物光学系と蛍光像観察用撮像素子との間の光路上にのみ励起光カットフィルタを配置することも考えられる。但し、この構成を採用するためには、体腔内挿入部先端内に二つの撮像素子とそれに対応した複雑な光学系が必要になるので、挿入部先端が大きくなると共に、実際には組み立てるのは困難である。

40

【0007】

上記問題を解決する他の手段として、撮像素子を一つのみとするとともに、対物光学系と撮像素子との間の光路中に励起光カットフィルタを選択的に挿入する構成も考えられる。但し、この構成を採用するためには、励起光カットフィルタの駆動機構の配置スペースの他、光路の側方に励起光カットフィルタを退避させるスペースを確保しなければならないので、内視鏡の体腔内挿入部先端内部にデッドスペースが増え、その外径が大きくなってしまふ。

【0008】

50

そこで、本発明の課題は、単一の撮像素子によって蛍光像及び色再現性が正確な通常像の撮像が可能でありながら、観察及び駆動機構の設置スペースの他には対物光学系の側方に励起光カットフィルタの退避スペースを確保する必要がないために、体腔内挿入部の外径が太くなることを抑えられる蛍光観察内視鏡、及び、このような内視鏡に使用される内視鏡対物光学系を、提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記の課題を解決するために案出された本発明による内視鏡対物光学系は、体腔内に導入された白色光の反射光による被写体の像と体腔内に導入された励起光によって励起された生体組織から発する蛍光による被写体の像とを選択的に撮像するための蛍光観察内視鏡の先端内に組み込まれ、前記各像を撮像素子の撮像面に形成する内視鏡用対物光学系であって、夫々屈折力を有する1乃至複数のレンズと、前記各レンズの光軸に直交する回転軸を中心に回動可能に保持されているとともに、その表面の一部には、前記回動による第1の回動位置においては前記撮像素子の撮像面へ向かう被写体光全体が入射するとともに、前記回動による第2の回動位置においては前記被写体光の光路からその全体が退避する励起光カットコーティングが施されている回動光学素子とを、含むことを特徴とする。

10

【0010】

同様に、上記の課題を解決するために案出された本発明による蛍光観察内視鏡は、体腔内に導入された白色光の反射光による被写体の像と体腔内に導入された励起光によって励起された生体組織から発する蛍光による被写体の像とを選択的に撮像するための蛍光観察内視鏡であって、その撮像面に形成された像を撮像する撮像素子と、この撮像素子の撮像面に前記各像を夫々形成するために、夫々屈折力を有する1乃至複数のレンズ、及び、前記各レンズの光軸に直交する回転軸を中心に回動可能に保持されているとともに、その表面の一部には、前記回動による第1の回動位置においては前記撮像素子の撮像面へ向かう被写体光全体が入射するとともに、前記回動による第2の回動位置においては前記被写体光の光路からその全体が退避する励起光カットコーティングが施されている回動光学素子を含む対物光学系とを、長尺状の体腔内挿入部の先端内に組み込んでなることを特徴とする。

20

【0011】

このように構成されると、蛍光観察時には、回動光学素子を第1の回動位置まで回動させることによって、被写体光の全成分を励起光カットフィルタに入射させることができるので、励起光の波長帯域の成分はカットされて蛍光のみによる像を撮像することができる一方、通常観察時には、回動光学素子を第2の回動位置まで回動させることによって、励起光カットフィルタの全体を被写体光の光路外に退避させることができるので、被写体の実際の色分布を正確に再現した画像を得ることができる。しかも、励起光カットコーティングの被写体光からの退避は回動光学素子の回動によって行われるので、回動光学素子を回動させるための機構の設置スペースは必要であるものの、励起光カットフィルタ自体を退避させる空間は必要ではない。従って、その分だけ、体腔内挿入部の先端の外径が大きくなってしまふことが防止される。

30

【発明の効果】

40

【0012】

以上のように構成された本発明の蛍光観察内視鏡及び内視鏡対物光学系によれば、単一の撮像素子によって蛍光像及び色再現性が正確な通常像の撮像が可能でありながら、観察及び駆動機構の設置スペースの他には対物光学系の側方に励起光カットフィルタの退避スペースを確保する必要がない。よって、本発明による蛍光観察内視鏡及び本発明による内視鏡対物光学系を組み込んだ内視鏡によれば、その体腔内挿入部の外径が太くなることを抑えられる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、図面に基づいて、本発明を実施するための形態を、説明する。

50

【0014】

図1は、本発明の実施形態である内視鏡システムの構成を示す概略構成図である。この図1に示すように、この内視鏡システムは、蛍光観察内視鏡10、光源プロセッサ装置20、及び、モニタ30から、構成されている。

【0015】

図2は、この内視鏡システムに用いられる蛍光観察内視鏡10の外観図である。この図2に示すように、この蛍光観察内視鏡10は、体腔内に挿入される可撓管状の体腔内挿入部10aを、有している。この体腔内挿入部10aの先端には、湾曲部が組み込まれ、その基端には、湾曲部の湾曲量及び湾曲方向を操作するためのアングルノブや各種のスイッチが設けられた操作部10bが接続されている。更に、この操作部10bの側面には、ライトガイド可撓管10cの先端が接続されており、このライトガイド可撓管10cの基端には、コネクタ10dが接続されている。

10

【0016】

図1の概略図に示すように、体腔内挿入部10aの先端面には、3つの貫通孔が穿たれており、そのうちの2つの貫通孔には、配光レンズ11及び対物光学系12がそれぞれ嵌め込まれている。配光レンズ11は、単一の負レンズからなる。対物光学系12は、多数枚のレンズから構成される結像光学系であり、その具体的な構成については、図3を用いて後で詳しく説明する。体腔内挿入部10aに形成された残りの1つの貫通孔は、鉗子口13として利用される。体腔内挿入部10a内には、この鉗子口13と操作部に穿たれた鉗子口とを結ぶ細管14が、引き通されている。この細管14は、鉗子や剪刀や凝固電極などの処置具を挿入するための鉗子チャンネルとして機能する。

20

【0017】

さらに、体腔内挿入部10a内には、ライトガイド18が引き通されている。ライトガイド18は、可撓な多数の光ファイバからなり、その先端面は、配光レンズ11に対向している。また、ライトガイド18の基端は、操作部10b、ライトガイド可撓管10c内を引き通されて、コネクタ10dの基端面から突出している金属パイプ内に固定されている。

【0018】

さらに、体腔内挿入部10a内には、対物光学系12によって形成された被写体の像をその撮像面にて撮像する撮像素子(カラーCCD)16が組み込まれており、これら対物光学系12と撮像素子16との間には、光学フィルタ15(図3参照)が介在している。

30

【0019】

対物光学系12は、図3(a)、(b)に示すように物体側から順に、負、正、負、正の4枚構成の結像光学系であり、第1乃至第3レンズが、夫々屈折力を有する複数のレンズであり、最も像側のレンズが、完全な球体からなる回動光学素子としてのボールレンズ120である。このボールレンズ120は、図1に示す駆動モータ19により、対物光学系12全体の光軸に直交するとともに自身の中心を貫く回転軸を中心として、回転(自転)可能に支持されている。そして、このボールレンズ120の表面には、駆動モータ19による回転(自転)の途中で対物光学系12全体の光軸と交差する一点を中心とした励起光カットコーティング120aが施されている。この励起光カットコーティング120aは、使用する励起光と同じ波長帯域(並びに、それよりも短波長側の帯域)の光を遮断し、それよりも長波長側の帯域の光のみを透過する。

40

【0020】

そして、この励起光カットコーティング120aの外径は、光軸を含み回転軸に垂直な断面においてこのボールレンズ120の球の中心から見込む角度が90°となり、且つ、ボールレンズ120の有効径よりも十分大きくなるように設定されている。従って、励起光カットコーティング120aの中心が光軸上に在る場合(即ち、第1の回動位置)には、対物光学系12の物体側面から入射して後述する撮像素子16の受光面に至る光束(以下、「被写体光」という)は、全てこの励起光カットコーティング120aに入射する。これに対して、励起光カットコーティング120aの中心が光軸上に在る状態からボール

50

レンズ120が90°回転した場合（即ち、第2の回動位置）には、励起光カットコーティング120aの全体が被写体光の光路外に退避する。

【0021】

蛍光観察内視鏡10の操作部10bの外面には、多数のスイッチ10g（図1では一つのみ図示）が設けられている。また、内視鏡10のコネクタ10d内には、後述する光源プロセッサ装置20内のシステムコントロール部22からの指示に従って撮像素子16及び駆動モータ19を駆動する回路であるドライバ17が、組み込まれている。

【0022】

撮像素子15が像を撮像することによって出力した映像信号は、信号ケーブル16bを通じて出力される。この信号ケーブル16bは、体腔内挿入部10a、操作部10b及びライトガイド可撓管10c内を引き通されて、コネクタ10dの端面に設けられた電気コネクタ31を構成する多数の信号ピンのうちの幾つかに、接続されている。この信号ケーブル16bと並行して、各スイッチ10gに夫々繋がる複数の信号線が、操作部10b及びライトガイド可撓管10c内を引き通されて、電気コネクタ31を構成する何れかの信号ピンに夫々接続されている。同様に、ドライバ17へ上記システムコントロール部22からの制御信号を入力する信号線も、電気コネクタ31を構成する何れかの信号ピンに接続されている。

10

【0023】

光源プロセッサ装置20は、蛍光観察内視鏡10のライトガイド18の端面に白色光（可視領域の全ての帯域を含む光）及び励起光を選択的に導入する光源ブロック24、蛍光観察内視鏡10の電気コネクタ31を通じて撮像素子16から受信した映像信号に対して画像処理を行うことによってビデオ信号を生成する画像処理部23、及び、これら光源ブロック24及び画像処理部23を統合的に制御するシステムコントロール部22を、主要構成としている。

20

【0024】

この光源プロセッサ装置20の筐体の側面には、蛍光観察内視鏡10のコネクタ10dから突出したライトガイド18が挿入されるソケット（図示略）が、設けられている。このソケットに挿入されたライトガイド18の中心軸の延長線上には、光源ブロック24を構成する回転フィルタ241、集光レンズ243及び白色光源245が配置されている。

【0025】

白色光源245は、システムコントロール部22によって制御され、少なくとも可視領域の全帯域の光及び励起光として用いられる帯域の光（可視光又は紫外光）を含む白色光を、集光レンズ243の光軸に沿って（従って、ライトガイド18の中心軸の延長線に沿って）、平行光として射出する。集光レンズ243は、その光軸に沿って白色光源245から射出された平行光をソケットに挿入されたライトガイド18の基端面に集光する。

30

【0026】

ソケットに挿入されたライトガイド18と集光レンズ243との間に配置された回転フィルタ241は、システムコントロール部22によって制御されるフィルタモータ242によって、その中心を回転軸として回転する。そして、この回転フィルタ241には、その回転中心と同心に、中心角がともに180°であって互いに合同形状である透過部及び励起光透過フィルタが設けられている。この透過部は、白色光の全てを透過する。一方、励起光透過フィルタは、白色光から励起光として用いられる帯域の光のみを透過する。回転フィルタ241は、その回転に伴って透過部及び励起光透過フィルタが交互に白色光の光路に侵入する位置に、配置されている。

40

【0027】

光源プロセッサ装置20の筐体の側面には、更に、上述したソケットにライトガイド18が挿入された状態において電気コネクタ31を構成する各端子と夫々導通する多数の電極が設けられている。これら各端子及び各電極の導通により、ドライバ17及び各スイッチ10gはシステムコントロール部22に接続され、撮像素子16からの映像信号を伝達する信号ケーブル16bは画像処理部23に接続される。

50

【0028】

システムコントロール部22は、特定のスイッチ（モード切替スイッチ）10gが操作される毎に、その動作モードを、通常観察モードと蛍光観察モードとの間で交互に切り替える。そして、システムコントロール部22は、何れの動作モードにおいても白色光源245から白色光を射出させる。

【0029】

そして、通常観察モードにおいては、システムコントロール部22は、回転フィルタ241の透過部が白色光の光路に侵入した回転位置にてこの回転フィルタ241を停止させる様に、フィルタモータ242を制御する。その結果、白色光の全体が、常に、ライトガイド18に入射し、配光レンズ11を通じて被写体に照射される。同時に、システムコントロール部22は、励起光カットコーティング120aが被写体光の光路から退避した回転位置にてボールレンズ120を停止させるように駆動モータ19を制御するとともに、対物光学系12によって形成された像を所定の垂直同期周期毎に撮像させるように撮像素子16を制御することを、ドライバ17に命じる。その結果、上記垂直同期周期毎に、被写体表面での白色光の反射光による被写体像を撮像することによって得られた映像信号が撮像素子16から出力されて、画像処理部23に入力される。

10

【0030】

一方、システムコントロール部22は、動作モードが蛍光観察モードに切り替わると、回転フィルタ241を上記垂直同期周期の2倍の周期で等速回転させ、且つ、垂直同期のタイミング毎に透過部又は励起光フィルタの中心が夫々集光レンズ243の光軸と交差する様に、フィルタモータ242を制御する。その結果、上記垂直同期周期にて、ライトガイド18に入射して配光レンズ11を通じて被写体に照射される光が、白色光と励起光との間で交互に切り替わる。同時に、システムコントロール部22は、ボールレンズ120を上記垂直同期周期の4倍の周期で等速回転させ、且つ、白色光が被写体に照射されている間は、励起光カットコーティング120aが被写体光の光路から退避するとともに、回転フィルタ241の励起光フィルタの中心が集光レンズ243の光軸と交差するタイミングで励起光カットコーティング120aの中心が対物光学系12全体の光軸と交差する様に駆動モータ19を制御するとともに、対物光学系12によって形成された像を垂直同期のタイミング毎に撮像させるように撮像素子16を制御することを、ドライバ17に命じる。なお、励起光カットコーティング120aの外縁が被写体光の光路を横断する期間は、撮像素子16が映像信号を転送するために費やされ、励起光カットコーティング120aの外縁が被写体光の光路外にある期間内においてのみ撮像素子16による撮像（すなわち、電荷の蓄積）がなされる。その結果、被写体表面での白色光の反射光による被写体像を撮像することによって得られた映像信号（便宜上「白色光映像信号」という）と、励起光によって励起された生体組織から発した蛍光のみによる被写体像を撮像することによって得られた映像信号（便宜上「蛍光映像信号」という）とが、垂直同期周期毎に交互に撮像素子16から出力されて、画像処理部23に入射する。

20

30

【0031】

システムコントロール部22は、また、画像処理部23に接続されており、この画像処理部23に対しても、上記垂直同期タイミングを通知するとともに、現在の動作モードを通知する。この画像処理部23は、システムコントロール部22から通知されている動作モードが通常観察モードである間は、撮像素子16から入力された映像信号をビデオ信号に変換して、そのままモニタ30に出力する。一方、システムコントロール部22から通知されている動作モードが蛍光観察モードである間は、画像処理部23は、連続して撮像素子16から入力された白色光映像信号の輝度値分布と蛍光映像信号の輝度値分布とを比較して、後者においては暗部として写り込んでいるが前者においては暗部となっていない部分を病変部として特定し、特定した病変部を特定色にて元の参照映像信号中にスーパーインポーズしてなる映像信号（便宜上「診断用映像信号」という）を生成し、この診断用映像信号をビデオ信号に変換して、モニタ30に出力する。

40

【0032】

50

以上のように構成された蛍光内視鏡システムを用いて施術を行う術者は、蛍光観察内視鏡 10 のスイッチ 10 g を適宜操作することによって光源プロセッサ装置 20 の動作モードを通常観察モードに切り替えた上で、モニター 30 上に映し出される映像を見ながら、蛍光観察内視鏡 10 の体腔内挿入部 10 a を被験者の体腔内に挿入してゆく。このとき、上述したように、システムコントロール部 22 による制御により、ライトガイド 18 には常時白色光が導入され、ボールレンズ 120 は、励起光カットコーティング 120 a を被写体光の光路外に退避させた状態で停止している。従って、被写体の表面に照射された白色光のうち当該被写体表面の色に応じたスペクトルにて反射された成分からなる反射光の全成分が、励起光カットコーティング 120 a によって遮断されることなく、撮像素子 16 の撮像面へ向かう。従って、その入射光に基づいて得られた映像信号によってモニター 30 上に表示される映像は、被写体の表面の色分布を正確に再現したものとなる。

10

【0033】

術者は、このようにしてモニター 30 上に表示されている映像中に病変部と思しき部位を捕捉すると、モード切替スイッチ 10 g を操作することによって光源プロセッサ装置 20 の動作モードを蛍光観察モードに切り替える。すると、システムコントロール部 22 の制御に従い、回転フィルタ 241 とボールレンズ 120 とが互いに同期して回転する。その結果、各垂直同期周期毎に、被写体に照射される光が白色光と励起光との間で切り替わり、白色光が被写体に照射されている間には、上述したように被写体表面の色を正確に再現した白色光映像信号が得られ、励起光が被写体に照射されている間には、励起光成分が励起光カットコーティング 120 a に遮断されることによって生体組織が発した蛍光のみに基づく蛍光映像信号が得られる。術者は、これら白色光映像信号および蛍光映像信号に基づいて生成された診断用映像信号によってモニター 30 上に表示される映像を見ることにより、当該部位が病変部であるか否かの判定を行うのである。

20

【0034】

以上に説明したように、本実施形態によると、ボールレンズ 120 を駆動する機構（即ち駆動モータ 19）の設置スペースは必要であるが、励起光カットフィルタの類を被写体光の光路から退避させるための退避スペースが不要となる。従って、蛍光観察内視鏡 10 の体腔内挿入部 10 a の外径を徒に太くしてしまうことがない。

[変形例]**【0035】**

上述した実施形態においては、蛍光観察モード下においては、システムコントロール部 22 は回転フィルタ 241 とボールレンズ 120 とを同期して定速回転させ、画像処理部 23 は、白色光映像信号及び蛍光映像信号に基づいて診断用映像信号を生成していた。これを変形して、システムコントロール部 22 は、回転フィルタ 241 の励起光フィルタが白色光の光路に侵入した回転位置にてこの回転フィルタ 241 を停止させる様にフィルタモータ 242 を制御するとともに、励起光カットコーティング 120 a の中心が対物光学系 12 の光軸と合致した回転位置にてボールレンズ 120 を停止させるように駆動モータ 19 を制御しても良い。すると、蛍光映像信号のみが常時画像処理部 23 に入力されるようになる。この場合、画像処理部 23 は、蛍光映像信号をそのままビデオ信号に変換してモニター 30 上に映像を表示させることになる。その結果、モニター 30 上には、被写体の蛍光の強度分布が表示されることになるので、術者は、その蛍光強度分布に基づいて病変部の有無を判断することになる。

30

40

【0036】

このように変形した場合には、蛍光モード中にボールレンズ 120 を定速回転させないので、励起光カットコーティング 120 a の外縁が被写体光の光路を横切る期間の存在を考慮する必要がない。よって、励起光カットコーティング 120 a 及びボールレンズ 120 の外径を極力小さくすることができるので、体腔内挿入部 10 a の外径を更に細くすることができる。

【実施形態 2】**【0037】**

50

図4は、本発明の第2の実施形態による内視鏡システムを構成する蛍光観察内視鏡において、上述した第1実施形態のボールレンズ120に代用される回動光学素子としての回動フィルタ130の縦断面を示す。この回動フィルタ130は、対物光学系12全体の光軸にその中心軸が直交するように配置された正四角柱形状（立方体形状）を有し、その中心軸を回転軸として回転自在に、駆動モータ19によって保持されている。そして、この回動フィルタ130における回転軸と平行な一側面に、励起光カットコーティング130aが施されている。

【0038】

本第2実施形態において、システムコントロール部22及び画像処理部23は、上述した第1実施形態の変形例と同様に動作する。即ち、通常観察モードにおいては、回動フィルタ130における励起光カットコーティング130aに隣接する面が被写体光の光路に挿入されるとともに励起光カットコーティング130aが被写体光の光路から退避した状態（第2の回動位置）で回動フィルタ130が停止され、蛍光観察モードにおいては、回動フィルタ130における励起光カットコーティング130aが被写体光の光路に挿入された状態（第1の回動位置）で回動フィルタ130が停止される。

10

【0039】

回動フィルタ130は、通常観察モード時においても蛍光観察モード時においても被写体光に対してパワーを及ぼさない。従って、（平板でも収差は発生するのでこの部分はカット）対物光学系12の他のレンズの設計の自由度が増す。

【0040】

本第2実施形態によるその他の作用効果は、上述した第1実施形態のものと全く同じなので、その説明を省略する。

20

【実施形態3】

【0041】

図5は、本発明の第3の実施形態による内視鏡システムを構成する蛍光観察内視鏡において、上述した第1実施形態のボールレンズ120に代用される回動光学素子としての回動レンズ140の縦断面を示す。この回動レンズ140は、上述した第2実施形態の回動フィルタ130における励起光カットコーティング130aが施されている面（回動光学素子の表面における励起光カットコーティングが施されている領域）、及び、これに隣接する面（第2の回動位置において被写体光の光路に挿入される領域）に、互いに同一屈折作用のレンズ面形状を付与したのと等価な形状を有している。このレンズ面形状は、第1実施形態のボールレンズ120のような球面には限定されず、非球面形状でもよい。従って、回動レンズ140自体に起因する収差をあまり発生させることなく、対物レンズ12に求められる性能の一部を回動レンズ140が担うことができる。また、励起光カットコーティング140aはレンズ面に対向する平面に施してもよい。

30

【0042】

本第3実施形態において、システムコントロール部22及び画像処理部23は、上述した第1実施形態の変形例と同様に動作する。即ち、通常観察モードにおいては、回動レンズ140における励起光カットコーティング140aに隣接するレンズ面が光学フィルタ15側に近接して被写体光の光路に挿入されるとともに励起光カットコーティング140aが被写体光の光路から退避した状態（第2の回動位置）で回動レンズ140が停止され、蛍光観察モードにおいては、回動レンズ140における励起光カットコーティング140aが光学フィルタ15側に近接して被写体光の光路に挿入された状態（第1の回動位置）で回動レンズ140が停止される。

40

【0043】

従って、本第3実施形態によると、上述した第1実施形態に比して対物光学系12の他のレンズの設計の自由度が増すとともに、上述した第2実施形態に比しても対物光学系12の全長を短く抑えることができるという利点がある。

【0044】

本第2実施形態によるその他の作用効果は、上述した第1実施形態のものと全く同じな

50

ので、その説明を省略する。

【実施形態 4】

【0045】

図 6 は、本発明の第 4 の実施形態による内視鏡システムを構成する蛍光観察内視鏡において、上述した第 1 実施形態のボールレンズ 120 に代用される回動光学素子としての回動レンズ 150 である。この回動レンズ 150 は、上述した第 3 実施形態の回動レンズ 140 における各レンズ面に対向する面にも、励起光カットコートを施した面に対向する面と励起光カットコートを施した面に隣接する面に対向する面とが互いに同一の屈折作用を持つようにレンズ面形状を付与した形状を有している。

【0046】

本第 4 実施形態において、システムコントロール部 22 及び画像処理部 23 は、上述した第 1 実施形態の変形例と同様に動作する。即ち、通常観察モードにおいては、回動レンズ 150 における励起光カットコーティング 150a に隣接するレンズ面が光学フィルタ 15 側に近接して被写体光の光路に挿入されるとともに励起光カットコーティング 150a が被写体光の光路から退避した状態（第 2 の回動位置）で回動レンズ 150 が停止され、蛍光観察モードにおいては、回動レンズ 150 における励起光カットコーティング 150a が光学フィルタ 15 側に近接して被写体光の光路に挿入された状態（第 1 の回動位置）で回動レンズ 150 が停止される。

【0047】

従って、本第 4 実施形態によると、上述した第 3 実施形態においては、被写体光の光路中に挿入された回動レンズ 140 の一对の面のうち一方の面のみが担っていたパワーを他方の面にも分担させることができるので、第 3 実施形態と比較しても更にレンズの設計の自由度が増すとともに、対物光学系 12 の全長を短く抑えることができる。

【0048】

本第 4 実施形態によるその他の作用効果は、上述した第 1 実施形態のものと全く同じなので、その説明を省略する。

【図面の簡単な説明】

【0049】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態による内視鏡システムの内部構成を示す概略図

【図 2】蛍光観察内視鏡の外観図

【図 3】対物光学系から撮像素子までの光学構成を示す光学構成図

【図 4】本発明の第 2 の実施形態に用いられる回動フィルタの縦断面図

【図 5】本発明の第 3 の実施形態に用いられる回動レンズの縦断面図

【図 6】本発明の第 4 の実施形態に用いられる回動レンズの縦断面図

【符号の説明】

【0050】

- 10 蛍光観察内視鏡
- 11 配光レンズ
- 12 対物光学系
- 16 撮像素子
- 18 ライトガイド
- 20 光源プロセッサ装置
- 22 システムコントロール回路
- 23 画像処理部
- 24 光源ブロック
- 120 ボールレンズ
- 241 回転フィルタ
- 242 フィルタモータ
- 245 白色光源

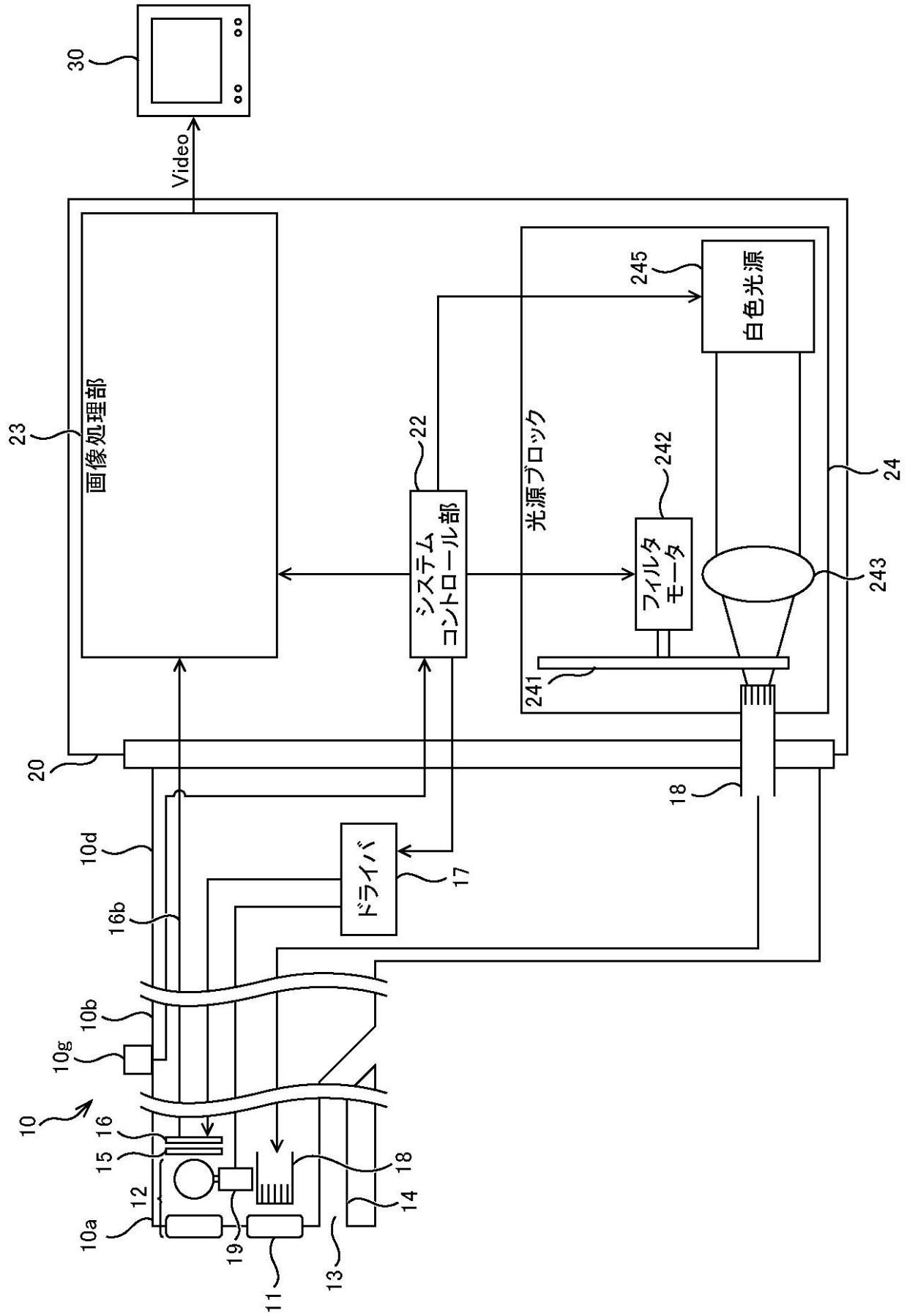
10

20

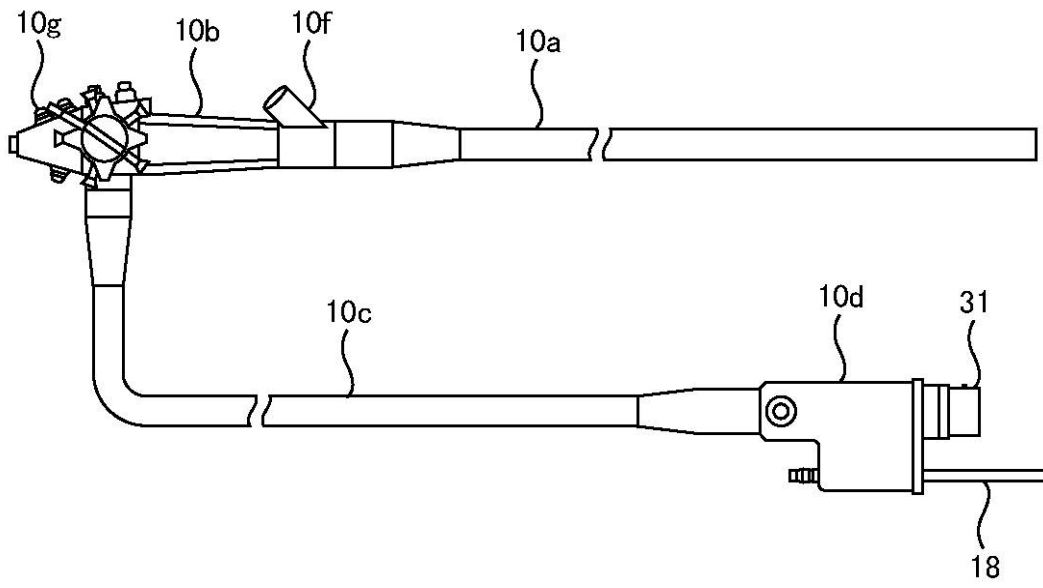
30

40

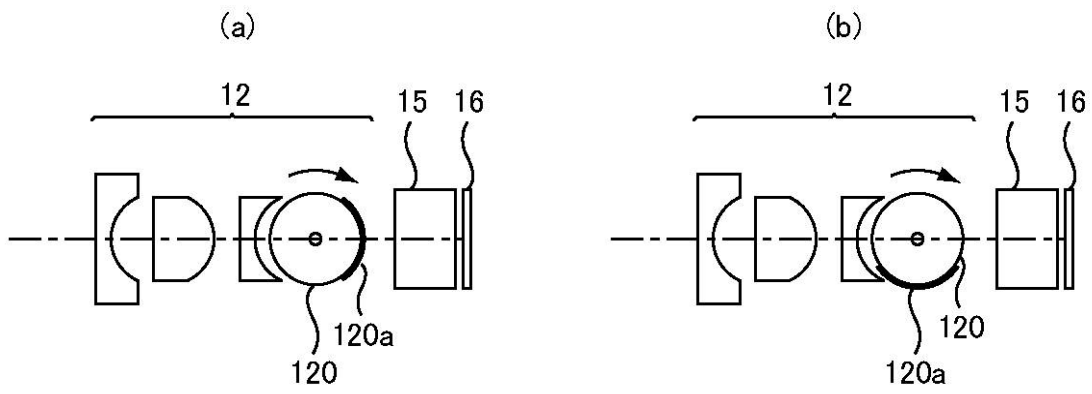
【図1】



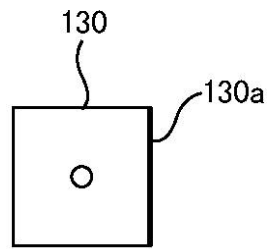
【 図 2 】



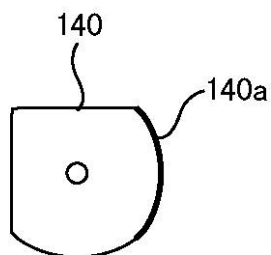
【 図 3 】



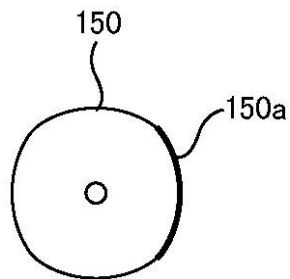
【図4】



【図5】



【図6】



【手続補正書】

【提出日】平成17年5月12日(2005.5.12)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0022

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0022】

撮像素子16が像を撮像することによって出力した映像信号は、信号ケーブル16bを通じて出力される。この信号ケーブル16bは、体腔内挿入部10a、操作部10b及びライトガイド可撓管10c内を引き通されて、コネクタ10dの端面に設けられた電気コネクタ31を構成する多数の信号ピンのうちの幾つかに、接続されている。この信号ケーブル16bと並行して、各スイッチ10gに夫々繋がる複数の信号線が、操作部10b及びライトガイド可撓管10c内を引き通されて、電気コネクタ31を構成する何れかの信号ピンに夫々接続されている。同様に、ドライバ17へ上記システムコントロール部22

からの制御信号を入力する信号線も、電気コネクタ 3 1 を構成する何れかの信号ピンに接続されている。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 3 9

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 3 9】

回動フィルタ 1 3 0 は、通常観察モード時においても蛍光観察モード時においても被写体光に対してパワーを及ぼさない。従って、対物光学系 1 2の他のレンズの設計の自由度が増す。

专利名称(译)	内窥镜物镜光学系统和荧光观察内窥镜		
公开(公告)号	JP2005342032A	公开(公告)日	2005-12-15
申请号	JP2004162231	申请日	2004-05-31
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	村山稔		
发明人	村山 稔		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.Y G02B23/24.A G02B23/26.C A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.731		
F-TERM分类号	2H040/CA03 2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/DA12 2H040/DA21 2H040/GA02 4C061/FF40 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/RR04 4C061/RR15 4C061/RR18 4C161/FF40 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR04 4C161/RR15 4C161/RR18		
其他公开文献	JP4512422B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开的是由正常图像和由白色光图像拾取装置的激发光激发的内窥镜图像一个自发荧光图像，而不正常图像的颜色再现性，该物镜光学系统的另一侧面有不利影响荧光观察内窥镜和内窥镜物镜光学系统，其中不需要在另一个方向上确保激发光截止滤波器的缩回空间。一 在荧光观察内窥镜10 12的体腔插入部10a结合物镜光学系统包括球透镜120，其可旋转地保持围绕旋转垂直于光轴的轴线。在球透镜120的表面上，在与旋转相关联，与对象光的入射整个光路径到达图像拾取元件中的第一旋转位置源自于目标的，在第二旋转位置并且施加完全从被摄体光的光路缩回的激发光切割涂层120a。点域1

