

(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2007-167325  
(P2007-167325A)

(43) 公開日 平成19年7月5日(2007.7.5)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B	2 G 0 4 3
G 0 1 N 21/64 (2006.01)	G 0 1 N 21/64 Z	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	5 C 0 5 4
H 0 4 N 5/225 (2006.01)	H 0 4 N 5/225 C	5 C 1 2 2
審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 13 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号	特願2005-368684 (P2005-368684)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成17年12月21日 (2005.12.21)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	武井 俊二
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
			オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
		Fターム(参考)	2G043 AA03 BA16 EA01 EA14 FA01
			FA06 GA02 GA06 GB18 HA01
			HA05 JA02 KA02 KA03 LA03
			NA05 NA06
			2H040 BA09 CA04 CA10 GA02 GA05
		最終頁に続く	

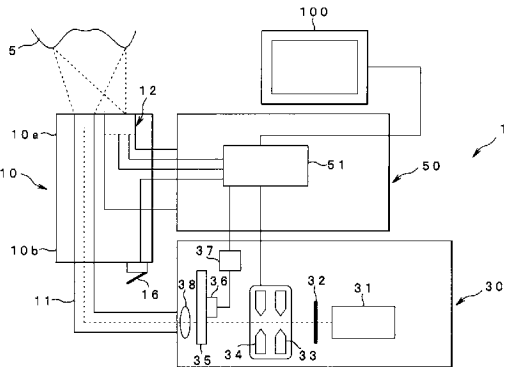
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 1つの光源ランプから発せられる励起光と非励起光との双方の光量を制御し、最適な明るさバランスを得る。

【解決手段】 光源ランプ31から紫外域及び可視光域の照明光が発光されると、この照明光が第1絞り機構33及び第2絞り機構34で光量調整され、回転フィルタ35を介して観察対象に順次照射される。そして、観察対象からの蛍光及びRGB反射光を内視鏡挿入部10aの撮像ユニット12で撮像し、画像処理ユニット51で生成した蛍光画像及び通常画像をモニタ100に表示する。このとき、第1絞り機構33は照明光の波長帯域のうち励起光及びRGB光の光量を調整し、第2絞り機構34は紫外域の光に対して透過性を有して励起光の光量に影響することなくRGB光の光量を調整する。これにより、1つの光源ランプから発せられる励起光とRGB光との双方の光量を制御し、最適な明るさバランスを得ることができる。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

紫外域及び可視域を含む照明光を発光する発光手段と、前記照明光の波長帯域を紫外域または可視域の光に制限する波長制限手段を備えた照明手段と、前記照明光を観察対象に伝送する照明伝送手段と、観察対象から発せられる蛍光または反射光を撮像する撮像手段を備えた内視鏡挿入部と、前記撮像手段より得られる撮像信号に基づき、前記蛍光による蛍光画像及び前記反射光による通常画像の合成画像を生成する画像生成手段とを備えた内視鏡装置において、

前記照明光の波長帯域のうち、紫外光及び可視光に対して透過性を持たない素材からなる第 1 の遮光手段を前記発光手段と前記波長制限手段との間の光路上に備え、

10

紫外光に対してのみ透過性を有する第 2 の遮光手段を前記波長制限手段と前記第 1 の遮光手段との間の光路上に備えたことを特徴とする内視鏡装置。

## 【請求項 2】

可視領域を含む照明光を発光する発光手段と、前記照明光の光量を調整する光量調整手段を備えた照明手段と、前記照明光を観察対象まで伝達する光伝達手段と、前記観察対象からの光を撮像する撮像手段を備えた内視鏡挿入部と、前記撮像手段により得られる撮像信号から合成画像を生成する画像生成手段とを備えた内視鏡装置において、

前記照明光の波長帯域を制限する波長制限手段を備え、

前記波長制限手段は、前記照明光の波長帯域を、蛍光画像を得るための励起光と通常画像を得るための非励起光とに制限し、前記非励起光を前記励起光より少ない光量に制限することを特徴とする内視鏡装置。

20

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、蛍光画像と通常画像を撮像可能な内視鏡装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

一般に、蛍光画像と通常画像を撮像可能な面順次式電子内視鏡装置においては、光源装置からの励起光の照射により生体粘膜から発せられる自家蛍光の強度は、非励起光の照射により得られる粘膜からの反射光強度に比べて非常に弱い。このため、蛍光画像と通常画像を同時に撮像する場合、光源から発せられる励起光と非励起光との光量を同一の絞り機構で制御し、非励起光の光量を抑えるようすると、同時に励起光の光量が抑えられてしまい、十分な明るさの蛍光画像を得ることが困難であるという問題が生じる。

30

## 【0003】

これに対処するに、蛍光画像と通常画像との明るさ調整に関して、従来から種々の提案がなされている。例えば、特許文献 1 には、2 つの光源ランプのそれぞれに対して絞り機構を備え、個別に光量を調整する技術が提案されている。また、特許文献 2 には、撮像素子で光電変換されたアナログ信号において、蛍光画像の信号を通常画像の信号より大きいゲインで増幅した後にデジタル変換する技術が提案されている。

【特許文献 1】特開 2002 - 95635 号公報

40

【特許文献 2】特開 2003 - 10101 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、特許文献 1 の技術では、2 つの光源ランプのそれぞれに対して絞り機構を備え、個別に光量を調整している。従って、光源ランプを 2 つ備える必要があり、装置が大型化するばかりでなく、コスト上昇を招いてしまう。

## 【0005】

また、特許文献 2 の技術では、撮像素子で光電変換されたアナログ信号において、蛍光画像の信号を通常画像の信号より大きいゲインで増幅した後にデジタル変換している。こ

50

のため、蛍光画像の S / N 特性が悪化する可能性があり、ノイズの多い画像になる虞がある。

【 0 0 0 6 】

本発明は上記事情に鑑みてなされたもので、1つの光源ランプから発せられる励起光と非励起光との双方の光量を適正に制御し、最適な明るさバランスを得ることが可能な内視鏡装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

上記目的を達成するため、本発明による第1の内視鏡装置は、紫外域及び可視域を含む照明光を発光する発光手段と、前記照明光の波長帯域を紫外域または可視域の光に制限する波長制限手段を備えた照明手段と、前記照明光を観察対象に伝送する照明伝送手段と、観察対象から発せられる蛍光または反射光を撮像する撮像手段を備えた内視鏡挿入部と、前記撮像手段より得られる撮像信号に基づき、前記蛍光による蛍光画像及び前記反射光による通常画像の合成画像を生成する画像生成手段とを備えた内視鏡装置において、前記照明光の波長帯域のうち、紫外光及び可視光に対して透過性を持たない素材からなる第1の遮光手段を前記発光手段と前記波長制限手段との間の光路上に備え、紫外光に対してのみ透過性を有する第2の遮光手段を前記波長制限手段と前記第1の遮光手段との間の光路上に備えたことを特徴とする。

10

【 0 0 0 8 】

また、本発明による第2の内視鏡装置は、可視領域を含む照明光を発光する発光手段と、前記照明光の光量を調整する光量調整手段を備えた照明手段と、前記照明光を観察対象まで伝達する光伝達手段と、前記観察対象からの光を撮像する撮像手段を備えた内視鏡挿入部と、前記撮像手段により得られる撮像信号から合成画像を生成する画像生成手段とを備えた内視鏡装置において、前記照明光の波長帯域を制限する波長制限手段を備え、前記波長制限手段は、前記照明光の波長帯域を、蛍光画像を得るための励起光と通常画像を得るための非励起光とに制限し、前記非励起光を前記励起光より少ない光量に制限することを特徴とする。

20

【発明の効果】

【 0 0 0 9 】

本発明によれば、1つの光源ランプから発せられる励起光と非励起光との双方の光量を適正に制御し、最適な明るさバランスを得ることができる。

30

【 0 0 1 0 】

特に、第1の内視鏡装置においては、第1の遮光手段によって励起光及び可視光の光量を調整し、第2の遮光手段によって可視光に対してのみ光量調整を行うことが可能であり、1つの光源ランプから発せられる励起光の光量と可視光の光量とを個別に制御し、最適な明るさバランスを得ることができる。

【 0 0 1 1 】

また、第2の内視鏡装置においては、波長制限手段で非励起光の光量を励起光の光量より少ない光量に制限することにより、励起光の照射によって観察対象から発せられる自家蛍光の光量と非励起光の照射による反射光の光量とを同等にすることが可能であり、ゲイン調整によるノイズを抑制しつつ、最適な明るさバランスを得ることができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 2 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。図1～図4は本発明の実施の第1形態に係わり、図1は内視鏡装置の全体構成図、図2は撮像ユニットの構成を示す説明図、図3は回転フィルタの構成を示す説明図、図4は画像処理ユニットの構成を示すブロック図である。

【 0 0 1 3 】

図1に示すように、第1形態の内視鏡装置1は、生体粘膜等の観察対象5から発せられる蛍光または反射光による観察が可能な内視鏡10と、観察対象5を照明するための照明

50

光を内視鏡 10 に供給する光源装置 30 と、内視鏡 10 からの撮像信号を処理して観察画像を生成するためのプロセッサ 50 と、プロセッサ 50 で生成した観察画像を表示するためのモニタ 100 とを備えている。

【0014】

内視鏡 10 は、体腔内等に挿入される内視鏡挿入部 10a と、この内視鏡挿入部 10a の基端側に設けられた操作部 10b とを備えている。内視鏡挿入部 10a の先端部には、光源装置 30 から発せられる照明光を伝送して観察対象 5 に照射するための照明伝送手段としてのライトガイド 11 の出射端と、照明光の照射によって観察対象 5 から発せられる蛍光及び反射光を撮像するための撮像手段としての撮像ユニット 12 とが配置されている。

10

【0015】

撮像ユニット 12 は、図 2 に示すように、蛍光及び反射光の入射光を光電変換する撮像素子 13 の前面に、入射光を撮像素子 13 に集光する対物レンズ 14 が配置され、更に、対物レンズ 14 の前面に、照明光を観察対象に照射したときの反射光のうち励起光の波長帯域をカットする励起光カットフィルタ 15 が配置されて構成されている。蛍光及び反射光を撮像する撮像素子 13 としては、例えば、CCD (Charge Coupled Device) や CMD (Charge Multiplying Detector) 等の撮像素子が用いられる。

【0016】

また、内視鏡 10 の操作部 10b には、赤、緑、青の光の照射による通常画像のみ表示する通常画像モードと、励起光の照射による蛍光画像及び赤、緑、青の光による通常画像を同時に表示する同時観察モードとの間で切り替え操作を行うモード切替スイッチ 16 が配設されている。

20

【0017】

尚、以下では、赤、緑、青の光を RGB 光と記述し、赤、緑、青の光を観察対象に照射したときの反射光を RGB 反射光と記述する。

【0018】

次に、光源装置 30 は、本形態においては、紫外域の波長帯域の励起光と可視域の光とを含む照明光を観察対象に照射するための照明手段として形成され、紫外域及び可視域に分光スペクトルをもつ照明光を発光可能な発光手段としての光源ランプ 31 と、照明光の熱線をカットする熱線カットフィルタ 32 と、照明光の光路上に配置され、照明光の光量を調整する第 1 絞り機構 33 及び第 2 絞り機構 34 と、照明光の光路上に配置されて回転動作することにより、照明光を RGB 光または紫外域の波長帯域をもつ励起光に制限する波長制限手段としての回転フィルタ 35 と、回転フィルタ 35 を回転動作させるモータ 36 と、モータ 36 の駆動を制御する駆動制御回路 37 と、励起光及び RGB 光を集光する集光レンズ 38 とを備えている。

30

【0019】

尚、第 1 絞り機構 33 は、紫外域及び可視域の光に対して吸収特性または反射特性を有するフィルタ素材からなり、紫外光及び可視光に対して透過性を持たない素材からなる第 1 の遮光手段を形成している。また、第 2 絞り機構 34 は、紫外域の光を透過し、可視域の光に対してのみ吸収特性または反射特性を有するフィルタ素材からなり、紫外光に対してのみ透過性を有する第 2 の遮光手段を形成している。

40

【0020】

図 3 に示すように、回転フィルタ 35 は、RGB 光を透過するバンドパスフィルタ 35a, 35b, 35c と、紫外域の励起光を透過するバンドパスフィルタ 35d とを備え、これらのバンドパスフィルタ 35a ~ 35d を同心円状に配置したものである。回転フィルタ 35 は、モータ 36 によって回転駆動され、その結果、照明光の光路上に配置されるフィルタの種類が順次入れ替り、分光特性の異なる数種類のフィルタを透過した光が断続的に照射される。この回転フィルタ 35 を介して断続的に照射される光を、以下、面順次光と記述する。

50

## 【0021】

一方、プロセッサ50は、撮像ユニット12からの撮像信号を処理し、観察対象からのRGB反射光による通常画像と、観察対象から発せられる蛍光による蛍光画像との合成画像を生成する画像生成手段としての画像処理ユニット51を主として備えている。

## 【0022】

画像処理ユニット51は、図4に詳細が示されるように、撮像信号のノイズ除去等を行うプリプロセス回路52、アナログの撮像信号をデジタル信号に変換するA/Dコンバータ53、デジタル信号に基づきカラーバランス補正を行うためのカラーバランス補正回路54、デジタル信号を照明光の種類ごとに分離するためのセクタ55、分離された信号を同時化するための4つのメモリ56a, 56b, 56c, 56d、4つのメモリ56a ~ 56dで同時化された信号に対して演算処理を施し、2種類の観察画像と文字情報を生成するための画像処理回路57、演算処理されたデジタル信号をアナログの映像信号に変換するためのD/Aコンバータ58a, 58b, 58cを備えている。

10

## 【0023】

また、画像処理ユニット51には、撮像ユニット12の撮像素子13による撮像のタイミングと回転フィルタ35による照明光の照射タイミングとを同期させるタイミングジェネレータ59、撮像信号に基づき光源装置30の絞り機構(第1絞り機構33及び第2絞り機構34)の動作を制御する調光回路60、撮像素子13を駆動するドライバ61、モード切替スイッチ16の動作を検知し、通常画像モードと同時観察モードとの切り替え操作を行うCPU62を備えている。

20

## 【0024】

次に、以上の構成を有する内視鏡装置1の動作について説明する。先ず、光源装置30に内蔵された光源ランプ31から紫外域及び可視光域に分光スペクトルをもつ照明光が発光されると、この照明光が熱線カットフィルタ32に入射される。熱線カットフィルタ32は、照明光に含まれる熱線を遮光し、これにより、観察対象の発熱が抑制される。

## 【0025】

熱線カットフィルタ32で熱線がカットされた照明光は、第1絞り機構33及び第2絞り機構34により、光量が調整される。第1絞り機構33及び第2絞り機構34は、プロセッサ50内部の調光回路60からの信号に基づいて制御され、光の通過領域に挿入されて狭められることにより、照明光の光量を調整する。詳細には、第1絞り機構33は、照明光の光路上で開閉動作することにより、照明光の波長帯域のうち励起光及びRGB光の光量を調整する機構となっており、また、第2絞り機構34は、紫外域の光に対して透過性を有するため、励起光の光量に影響することなくRGB光の光量を調整する機構となっている。

30

## 【0026】

更に、第1絞り機構33及び第2絞り機構34で光量調整された照明光は、光路上に備えられた回転フィルタ35に入射され、この回転フィルタ35から面順次光として出射される。すなわち、回転フィルタ35は、駆動制御回路37からの制御信号を受けたモータ36の作動により回転駆動し、照明光の光路上に、分光特性の異なるバンドパスフィルタ35a ~ 35dが順次配置されて入れ替わることで、RGB光及び励起光が集光レンズ38を介してライトガイド11の入射端に順次入射される。

40

## 【0027】

光源装置30からの面順次光は、ライトガイド11によって導光されて内視鏡挿入部10a先端の出射端から観察対象に照射され、面順次光の照射によって観察対象から得られる自家蛍光または反射光が内視鏡挿入部10aの先端に内蔵された撮像ユニット12により撮像される。撮像ユニット12による撮像は、プロセッサ50内部のタイミングジェネレータ59により制御され、面順次光の照射タイミングに同期して行われる。

## 【0028】

励起光が照射される時間帯においては、観察対象から発せられる自家蛍光及び励起光の反射光のうち、近紫外に分光スペクトルをもつ励起光の反射が励起光カットフィルタ15

50

で遮光され、可視域に分光スペクトルを持つ自家蛍光のみが対物レンズ 14 により集光されて撮像素子 13 によって光電変換される。

【0029】

また、RGB 光の照射時には、可視域に分光スペクトルを持つ RGB 反射光は励起光カットフィルタ 15 で遮光されることなく、撮像素子 13 によって光電変換される。この光電変換により撮像素子 13 内で生成された撮像信号は、プロセッサ 50 内の画像処理ユニット 51 においてアナログ的な増幅処理によりレベル調整される。

【0030】

画像処理ユニット 51 は、図 4 に示すように、撮像素子 13 から送られる撮像信号をプリプロセス回路 52 でノイズ除去とゲイン調整を行い、A/D コンバータ 53 を介してデジタル信号に変換し、カラーバランス補正回路 54 でゲイン調整した後に、セクタ 55 で分離して、RGB 光及び蛍光 (R, G, B, S) 毎の 4 つのメモリ 56a ~ 56d に格納する。このとき、連続して送られてくる撮像信号は、セクタ 55 において面順次光の照射タイミングに基づいて分離され、分離された撮像信号は、メモリ 56a ~ 56d において同時化された後、画像処理回路 57 に出力される。

【0031】

画像処理回路 57 は、各メモリ 56a ~ 56d から送られる撮像信号を基に、RGB 光による通常画像と励起光による蛍光画像とを生成し、その一部を分離または合成し、文字情報を付加した後に画像データとしてモニタ 100 に出力する。このとき、モニタ 100 は、画像処理ユニット 51 からの画像データを受信し、本実施形態における内視鏡装置 1 の操作者が観察対象をカラーイメージとして観察するための観察画像を表示する。

【0032】

尚、このとき、タイミングジェネレータ 59 は、回転フィルタ 35 の駆動制御回路 37 から送られてくる同期信号を受けて、撮像素子 13 が照明光の照射タイミングに同期して撮像するように、撮像素子 13 を駆動するためのドライバ 61 を制御する。

【0033】

また、画像処理ユニット 51 においては、CPU 62 が内視鏡 10 のモード切替スイッチ 16 による通常画像モードと同時観察モードとの切り替え操作を検知し、画像処理回路 57 に切替信号を送信する。画像処理回路 57 は、通常画像モードが選択されたことを示す切替信号を CPU 62 から受信した場合、メモリ 56a ~ 56c に格納された RGB 光による 3 つの撮像信号に基づき通常画像を生成する。また、画像処理回路 57 は、同時観察モードが選択されたことを示す切替信号を CPU 62 から受信した場合、R, G, B, S のメモリ 56a ~ 56d に格納された RGB 反射光及び蛍光による 4 つの撮像信号 (同時化された 4 つの撮像信号) を受けて、通常画像と蛍光画像との合成画像を生成する。

【0034】

モード切替操作を検知した CPU 62 からの切替信号は、同時に、ドライバ 61 と調光回路 60 に送られる。ドライバ 61 は、CPU 62 からの切替信号に基づき、撮像素子 13 の駆動を制御する。また、調光回路 60 は、CPU 62 からの切替信号と、セクタ 55 を介したプリプロセス回路 52 からの調光信号とに基づき、第 1 絞り機構 33 及び第 2 絞り機構 34 を制御する。

【0035】

次に、プリプロセス回路 52 と調光回路 60、及び第 1 絞り機構 33 と第 2 絞り機構 34 とが照明光の光量調整を行う過程について説明する。

【0036】

プリプロセス回路 52 は、撮像信号がもつ画像の明るさに関する情報信号を生成する。調光回路 60 は、この画像の明るさに関する情報信号に基づき、第 1 絞り機構 33 及び第 2 絞り機構 34 を制御するための調光信号を生成する。尚、画像の明るさに関する情報信号及びそれに基づく調光信号は、RGB 反射光と蛍光のそれぞれの撮像信号において生成される。

【0037】

10

20

30

40

50

第1絞り機構33は、蛍光の調光信号に基づいて励起光の照射光の光量調整を行う。このとき、第1絞り機構33は、励起光と同時にRGB光の光量に対しても絞りの効果をもつが、一般に観察対象から発せられる自家蛍光はRGB反射光に比べて光量が非常に少なく、RGB光を最適な光量に調整するためには、第1絞り機構33による光量絞りだけでは不十分である。

【0038】

これに対し、第2絞り機構34は、RGB反射光の撮像信号に基づく調光信号を受けて、光源装置30から発せられるRGB照明光が最適な光量になるように調整する。このとき、第2絞り機構34は、紫外域の励起光に対して透過性をもつため、第1絞り機構33によって調整された励起光の光量に対しては影響を与えない。

10

【0039】

以上のように、第1形態の内視鏡装置1においては、光源ランプ31から発せられる照明光を回転フィルタ35を通じて励起光及びRGB光を順次照射することにより、観察対象から得られる蛍光画像及び通常画像を同時に撮像し、モニタ100に表示することができる。この場合の観察対象は、主として気管支や消化器等の生体組織であるが、一般に生体組織から発せられる自家蛍光強度は、RGB反射光に比べて非常に微弱であり、画像の明るさを一定に保つために励起光とRGB光を個別に光量調整する必要がある。これに対し、本実施形態における第1絞り機構33は、紫外域の励起光と可視域のRGB光の光量を調整する機能を有しており、第2絞り機構34は、可視域のRGB光に対してのみ光量調整を行うため、1つの光源ランプから発せられる励起光とRGB光との双方の光量を適

20

【0040】

また、蛍光画像または通常画像の明るさに応じて励起光とRGB光を同一の絞り機構で制御する場合には、励起光とRGB光のうちどちらかの光量が必要以上に絞られるため、撮像信号に対してゲイン調整を行う必要があり、片方の画像のS/N特性が悪化し、ノイズの多い画像になってしまう。これに対し、本実施形態における内視鏡装置1は、励起光と照明光とを個別に調光可能なため、蛍光画像と通常画像のそれぞれに対して最適な光量が確保でき、撮像信号のゲイン調整を少なくしてノイズの少ない画像を得ることができる。

【0041】

例えば、図1の内視鏡装置1において、内視鏡挿入部10a先端が観察対象5に近い位置で撮像する場合、蛍光及びRGB反射光は観察に十分な光量が得られ、それぞれ第1絞り機構33と第2絞り機構34により適正な光量に調整されるため、プロセッサ50内部で撮像信号をゲイン調整することなく、ノイズの少ない蛍光画像と通常画像とを得ることができる。

30

【0042】

一方、内視鏡挿入部10a先端から観察対象5までの距離が遠く、励起光を最大の光量で照射しても観察に十分な光量の蛍光が得られない場合には、蛍光による撮像信号に対してゲイン調整を行う必要があるが、この場合においても、十分な光量が得られるRGB反射光は第2絞り機構34によって適正な光量に調整されるため、ゲイン調整を行う必要が

40

【0043】

また、励起光とRGB光に対して個別に絞り機構を設ける必要がないため、1つの光源ランプから照射される照明光を紫外域の励起光と可視域のRGB光に分光する機構を設けるか、もしくは励起光とRGB光に対して2つの専用光源ランプを設ける必要がなく、光源装置の大型化とコスト増加を抑えるという効果も得ることができる。

【0044】

次に、本発明の実施の第2形態について説明する。図5～図11は本発明の実施の第2形態に係り、図5は内視鏡装置の全体構成図、図6は回転フィルタの構成を示す説明図、図7は第1切替フィルタの分光特性を示す説明図、図8は第2切替フィルタの分光特性を

50

示す説明図、図 9 は通常画像モード時のフィルタ配置を示す説明図、図 10 は同時観察モード時のフィルタ配置を示す説明図、図 11 は各観察モードにおける面順次光の照射タイミングを示す説明図である。

【0045】

第 2 形態は、前述の第 1 形態に対し、第 1 絞り機構 33 及び第 2 絞り機構 34 に代えて、励起光及び R G B 光の一部を遮光する絞り機構 65 を用いるものであり、前述した同一の絞り機構で励起光と R G B 光とを制御する場合の問題、すなわち、励起光と R G B 光のうちどちらかの光量が必要以上に絞られることに対処するため撮像信号のゲイン調整を行い、その結果として片方の画像の S / N 特性が悪化し、ノイズの多い画像になってしまうという問題を回避するため、回転フィルタ 35 の構成を変更する。

10

【0046】

尚、第 1 形態と同様の部材や回路部については同様の番号を付して、その説明を省略する。

【0047】

図 5 に示すように、第 2 形態の内視鏡装置 1 A は、第 1 形態における内視鏡装置 1 とほぼ同じ構成であり、内視鏡 10 と、第 1 形態における第 1 絞り機構 33 及び第 2 絞り機構 34 に代えて、励起光及び R G B 光の一部を遮光する絞り機構 65 を備えると共に、回転フィルタ 35 に代えて、外周と内周とにそれぞれ異なるフィルタ群を備えた回転フィルタ 66 を備えた光源装置 30 A と、プロセッサ 50 と、モニタ 100 とを備えて構成されている。

20

【0048】

光源装置 30 A の絞り機構 65 は、励起光及び R G B 光の両方に対して透過性を持たない素材から構成されている。また、回転フィルタ 66 は、図 6 に示すように、外周側の第 1 切替フィルタ 67 と、この第 1 切替フィルタ 67 よりも小径に形成されて内周側に同心状に配置された第 2 切替フィルタ 68 とから構成されている。

【0049】

第 1 切替フィルタ 67 は、R G B 光及び励起光を透過する 4 つのバンドパスフィルタ 67 a , 67 b , 67 c , 67 d を同心円状に配置した構成を有し、内周側の第 2 切替フィルタ 68 は、R G B 光を透過する 3 つのバンドパスフィルタ 68 a , 68 b , 68 c が同心円状に配置された構成を有している。

30

【0050】

第 1 切替フィルタ 67 の 4 つのバンドパスフィルタ 67 a ~ 67 d のうち、R G B 光を透過するバンドパスフィルタ 67 a , 67 b , 67 c は、励起光を透過するバンドパスフィルタ 67 d よりも低い透過率を有しており、図 7 に示すように、バンドパスフィルタ 67 d を通過した励起光の光量に対して、バンドパスフィルタ 67 a , 67 b , 67 c を通過した R G B 光 ( R ' , G ' , B ' ) の光量が少なくなるように設定されている。

【0051】

尚、第 2 実施形態における励起光の波長帯域は、第 1 実施形態とは異なり、紫外域のみではなく青色の可視域の波長帯域を含んでいる。

【0052】

また、第 2 切替フィルタ 68 の 3 つのバンドパスフィルタ 68 a ~ 68 c は、図 8 に示すように、第 1 切替フィルタ 67 の R G B フィルタ ( バンドパスフィルタ 67 a ~ 67 c ) より光量の多い R G B 光 ( R " , G " , B " ) を透過する特性に設定されている。

40

【0053】

以上の構成を有する第 2 形態における内視鏡装置 1 A の動作は、第 1 形態とほとんど同じであり、通常画像モード及び同時観察モードにおける回転フィルタ 66 及び絞り機構 65 に係る動作について、異なる箇所のみ説明する。

【0054】

プロセッサ 50 の画像処理ユニット 51 に備えられた C P U 62 がモード切替スイッチ 16 による通常画像モードと同時観察モードとの切替え操作を検知し、切替信号を生成す

50

ると、この切替信号は、タイミングジェネレータ 5 9 を介して光源装置 3 0 A に内蔵されたモータ 3 6 の駆動制御回路 3 7 に送信される。駆動制御回路 3 7 は、選択されたモードに応じて照明光の光路に対する回転フィルタ 6 6 の配置を切り替える。尚、画像処理回路 5 7 における切替信号受信時の動作は、第 1 形態と同様である。

#### 【 0 0 5 5 】

例えば、駆動制御回路 3 7 は、通常画像モードが選択されたことを示す切替信号を受信すると、図 9 に示すように、回転フィルタ 6 6 内周の第 2 切替フィルタ 6 8 のフィルタ群が照明光の光路上に移動するようにモータ 3 6 の駆動を制御する。このとき、第 2 切替フィルタ 6 8 のフィルタ群を透過した照明光は、図 1 1 に示すように光量の多い R " G " B " の面順次光として、光伝達手段としてのライトガイド 1 1 によって観察対象まで伝達されて照射される。

10

#### 【 0 0 5 6 】

また、駆動制御回路 3 7 において同時観察モードが選択されたことを示す切替信号を受信されると、図 1 0 に示すように、回転フィルタ 6 6 外周の第 1 切替フィルタ 6 7 のフィルタ群が照明光の光路上に移動されるようにモータ 3 6 の駆動を制御する。このとき、照明光として、図 1 1 に示すように、励起光とこの励起光より光量の少ない R ' G ' B ' の面順次光が観察対象に照射される。

#### 【 0 0 5 7 】

すなわち、第 2 形態における波長制限手段としての回転フィルタ 6 6 は、外周側の第 1 切替フィルタ 6 7 により、照明光の波長帯域を、蛍光画像を得るための励起光と通常画像を得るための非励起光とに制限し、非励起光の光量を励起光の光量より少ない光量に制限する機能を実現している。

20

#### 【 0 0 5 8 】

一方、第 2 形態における絞り機構 6 5 は、画像処理ユニット 5 1 に内蔵された調光回路 6 0 からの調光信号に基づき、照明光の一部を遮光することにより光量を調整する。前述したように、第 2 形態における絞り機構 6 5 は、励起光及び R G B 光の両方に対して透過性を持たない素材からなり、照明光の光量を調整する光量調整手段を形成している。

#### 【 0 0 5 9 】

以上のように、第 2 形態の内視鏡装置 1 A においては、回転フィルタ 6 6 は、外周のフィルタ群に励起光用フィルタより透過率の低い R G B フィルタを配し、同時観察モードにおいて観察対象から発せられる蛍光と R G B 反射光の光量が同等の光量となるように構成されており、撮像素子 1 3 に入射する蛍光と R G B 反射光がほぼ同等の光量となっている。従って、蛍光を励起するための励起光と R G B 光とを個別に光量調整する必要がなく、1 つの光源ランプから発せられる励起光と R G B 光との双方の光量を、1 つの絞り機構 6 5 で制御し、第 1 形態と同様、最適な明るさバランスを得ることができる。

30

#### 【 0 0 6 0 】

この場合、撮像素子に入射する蛍光の光量が R G B 反射光の光量に対して非常に微弱な場合、励起光と R G B 光とを同一の絞り機構で制御する構成では、撮像素子における R G B 反射光の飽和を避けるために光量を抑制すると同時に蛍光の光量が極端に少なくなるため、プロセッサ内部でゲイン調整を行う必要があり、蛍光画像の S / N 特性が悪化してノイズの多い画像になってしまうという問題があるが、これに対して第 2 形態では、撮像素子に入射する蛍光と R G B 反射光はほぼ同等の光量であるため、R G B 反射光の光量を抑制しても蛍光の光量が極端に少なくなることはなく、ゲイン調整によるノイズの増加が少ないという利点がある。

40

#### 【 0 0 6 1 】

尚、以上の各実施形態における撮像ユニット 1 2 において、撮像素子 1 3 前面（対物レンズ 1 4 前面）に配置される励起光カットフィルタ 1 5 に代えて、モザイク状のカラーフィルタを備えるようにしても良い。このモザイク状のカラーフィルタを採用する場合には、光源装置 3 0 （ 3 0 A ）内に、図 1 2 に示すように、蛍光画像を得るための励起光及び通常画像を得るための白色光の波長帯域を透過する 2 つのバンドパスフィルタ 7 0 a , 7

50

0 bを同心円状に配した回転フィルタ70を備える。

【0062】

この回転フィルタ70の回転動作により、励起光及び白色光が面順次光として照射され、撮像素子13はタイミングジェネレータ59により励起光と白色光の照射タイミングに同期して撮像する。モザイク状のカラーフィルタを透過した光は、撮像素子13の各画素で受光され、各画素における撮像信号を画像処理回路57で演算処理することによりカラー画像が生成される。

【0063】

また、各実施形態においては、内視鏡挿入部10aの先端部に1つの撮像ユニット12を備える例について説明したが、図13に示すように、撮像ユニット12と撮像ユニット12'との2つの撮像ユニットを備えるようにしても良い。前面に励起光カットフィルタ15を有する撮像ユニット12は蛍光撮像用とし、励起光カットフィルタを有しない撮像ユニット12'はRGB反射光撮像用として用いる。

【図面の簡単な説明】

【0064】

【図1】本発明の実施の第1形態に係り、内視鏡装置の全体構成図

【図2】同上、撮像ユニットの構成を示す説明図

【図3】同上、回転フィルタの構成を示す説明図

【図4】同上、画像処理ユニットの構成を示すブロック図

【図5】本発明の実施の第1形態に係り、内視鏡装置の全体構成図

【図6】同上、回転フィルタの構成を示す説明図

【図7】同上、第1切替フィルタの分光特性を示す説明図

【図8】同上、第2切替フィルタの分光特性を示す説明図

【図9】同上、通常画像モード時のフィルタ配置を示す説明図

【図10】同上、同時観察モード時のフィルタ配置を示す説明図

【図11】同上、各観察モードにおける面順次光の照射タイミングを示す説明図

【図12】変形例に係り、回転フィルタの構成を示す説明図

【図13】同上、撮像ユニットの構成を示す説明図

【符号の説明】

【0065】

1, 1A 内視鏡装置

5 観察対象

10 内視鏡

10a 内視鏡挿入部

11 ライトガイド

12 撮像ユニット

13 撮像素子

30, 30A 光源装置

31 光源ランプ

33 第1絞り機構

34 第2絞り機構

35 回転フィルタ

51 画像処理ユニット

65 絞り機構

66 回転フィルタ

67 第1切替フィルタ

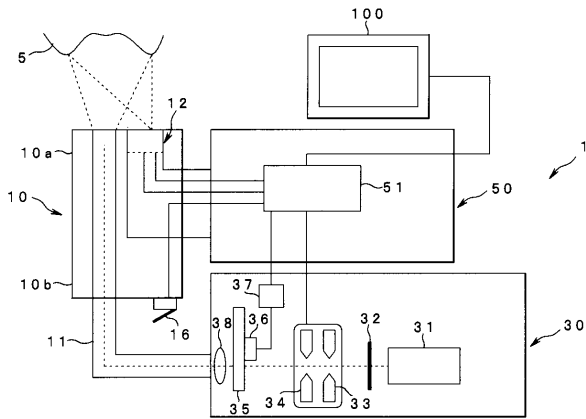
10

20

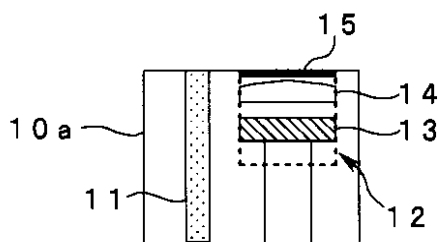
30

40

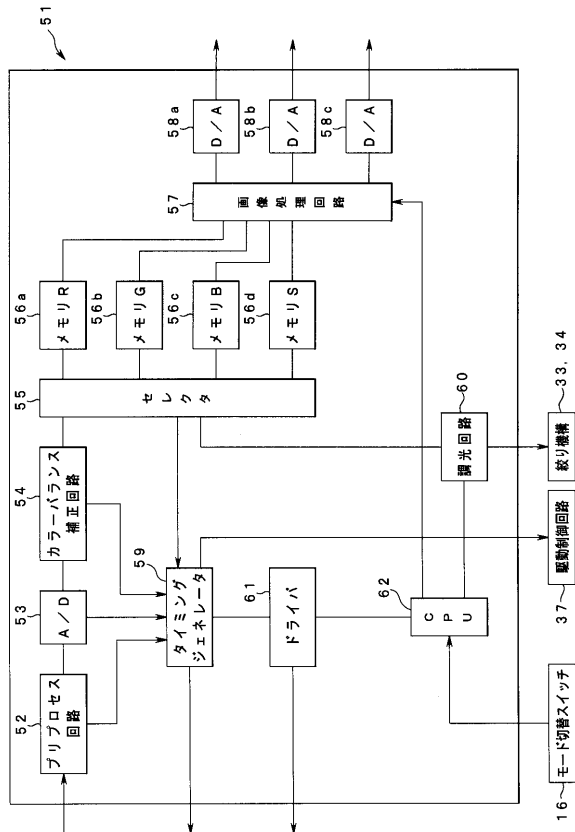
【図 1】



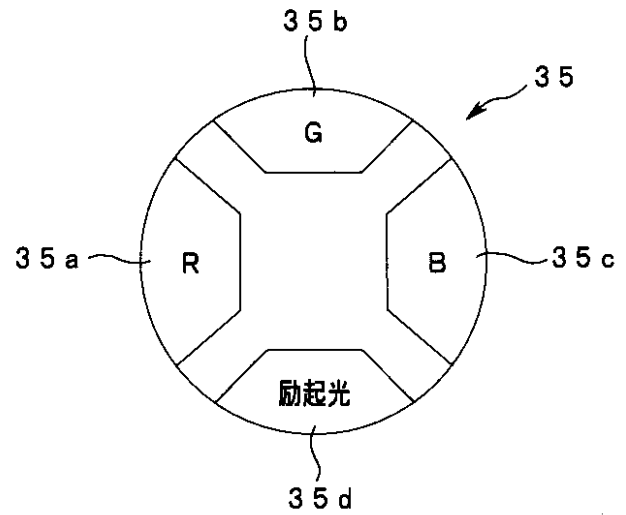
【図 2】



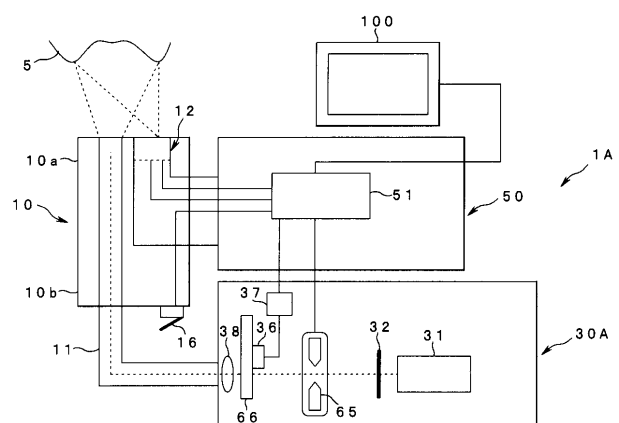
【図 4】



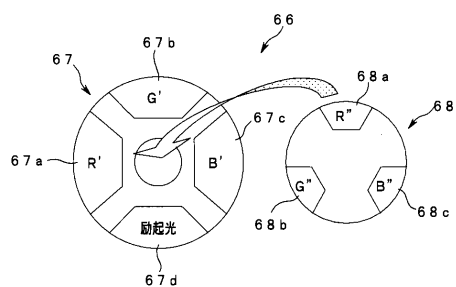
【図 3】



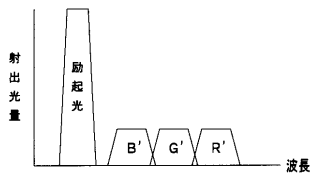
【図 5】



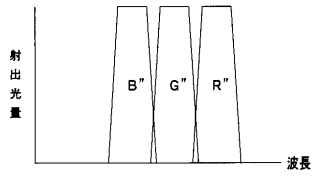
【図 6】



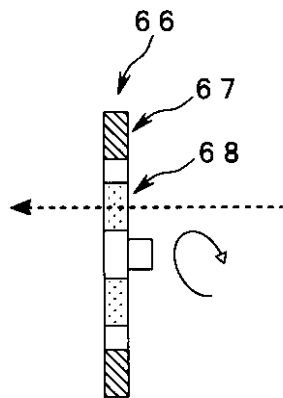
【図 7】



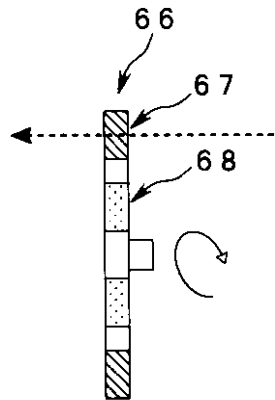
【図 8】



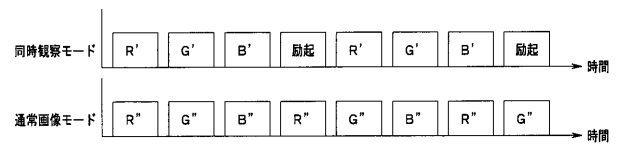
【図 9】



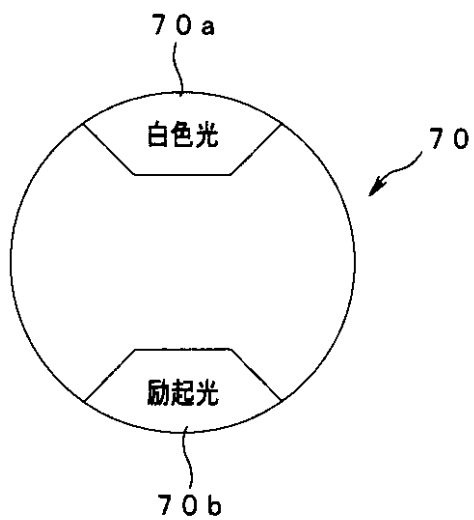
【図 10】



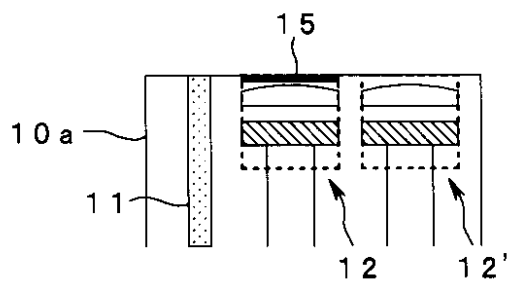
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>H 0 4 N 5/238 (2006.01)</b>	H 0 4 N 5/238 Z	
<b>H 0 4 N 7/18 (2006.01)</b>	H 0 4 N 7/18 M	
<b>A 6 1 B 1/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	

Fターム(参考)	4C061	CC06	GG01	HH54	LL02	NN01	QQ02	QQ04	RR02	RR14	RR15
		RR18									
	5C054	CA03	CA04	CC07	HA12						
	5C122	DA26	FB17	FF17	FH18	GG02	GG21				

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2007167325A</a>	公开(公告)日	2007-07-05
申请号	JP2005368684	申请日	2005-12-21
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	武井俊二		
发明人	武井 俊二		
IPC分类号	A61B1/06 G01N21/64 G02B23/26 G02B23/24 H04N5/225 H04N5/238 H04N7/18 A61B1/00		
CPC分类号	A61B5/0071 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/00165 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B5/0084		
FI分类号	A61B1/06.B G01N21/64.Z G02B23/26.B G02B23/24.B H04N5/225.C H04N5/238.Z H04N7/18.M A61B1/00.300.D A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/045.610 A61B1/06.510 A61B1/06.610 A61B1/07.731 A61B1/07.735 H04N5/225 H04N5/225.500 H04N5/225.600 H04N5/232.290 H04N5/235.400 H04N5/238		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/EA14 2G043/FA01 2G043/FA06 2G043/GA02 2G043/GA06 2G043/GB18 2G043/HA01 2G043/HA05 2G043/JA02 2G043/KA02 2G043/KA03 2G043/LA03 2G043/NA05 2G043/NA06 2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA10 2H040/GA02 2H040/GA05 4C061/CC06 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/RR02 4C061/RR14 4C061/RR15 4C061/RR18 5C054/CA03 5C054/CA04 5C054/CC07 5C054/HA12 5C122/DA26 5C122/FB17 5C122/FF17 5C122/FH18 5C122/GG02 5C122/GG21 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR02 4C161/RR14 4C161/RR15 4C161/RR18		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4744288B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：通过控制从一个光源灯发出的激发光和非激发光的光量来获得最佳亮度平衡。当在紫外区和来自光源灯31的可见光区域中的射出照明光，照明光的由第一膜片机构33和第二膜片机构34的光量调整，通过旋转过滤器35观察到依次照射受试者。然后，通过从观察对象的荧光和RGB反射光的内窥镜插入部10a的摄像单元12拍摄，并显示荧光图像和由图像处理单元51在监视器100上所产生的正常图像。此时，第一光圈机构33调整激发光和照明光的波长带的RGB光的光量，所述第二光圈机构34是激发光的光量具有透明的光在紫外区在不影响光量的情况下调节RGB光的光量。以这种方式，可以控制从一个光源灯发出的激发光和RGB光的光量，并获得最佳的亮度平衡。点域1

