

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4846917号

(P4846917)

(45) 発行日 平成23年12月28日 (2011.12.28)

(24) 登録日 平成23年10月21日 (2011.10.21)

(51) Int. Cl.		F I			
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 D
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 0
A 6 1 B	1/06	(2006.01)	A 6 1 B	1/06	A

請求項の数 2 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2001-103533 (P2001-103533)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成13年4月2日 (2001.4.2)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2002-291682 (P2002-291682A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成14年10月8日 (2002.10.8)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成20年2月19日 (2008.2.19)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	高山 大樹
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス光学工業株式会社内
		審査官	原 俊文

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 蛍光観察用内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

蛍光物質を含有する被検対象に対して励起光を照射して得られる蛍光像を表示する蛍光観察装置において、

所定の白色光を前記被検対象に供給する白色光供給手段と、

前記白色光供給手段により前記被検対象に供給される白色光の反射光を撮像する白色光撮像手段と、

前記励起光を前記被検対象に供給する励起光供給光源と、

前記被検対象に供給される励起光により励起された蛍光と、前記励起光供給光源より供給される励起光が前記被検対象により反射された反射光のうち、所定の帯域制限フィルタにより帯域制限された波長帯域の光であるバックグランド光と、を受光して撮像する蛍光撮像手段と、

前記被検対象に前記所定の白色光と前記励起光とを設定された時間毎に交互に照射する通常観察モードと、

前記被検対象に前記励起光のみを照射する蛍光観察モードと、

前記通常観察モードと前記蛍光観察モードとのうちの一方の観察モードから他方の観察モードへのモード切替制御を行うモード切替制御手段と、

前記蛍光撮像手段からの撮像信号に基づき、前記バックグランド光もしくは前記蛍光のうちの少なくとも一方の強度を検出する強度検出手段と、

前記強度検出手段により求められた前記バックグランド光の強度が第1の所定の設定範

10

20

圈内か否かを判定する、もしくは前記蛍光の強度が第 2 の所定の範囲内より大きいかな
を判定する判定手段と、

前記強度検出手段により検出された前記バックグラウンド光の強度が前記第 1 の所定の設定範囲外であると、前記判定手段により判定された場合に、前記バックグラウンド光の強度を前記第 1 の所定の設定範囲内となるように修正する強度修正手段と、

前記強度検出手段により検出された前記蛍光の強度が前記第 2 の所定の設定範囲内より大きいと、前記判定手段により判定された場合に、前記第 2 の所定の設定範囲内より大きい蛍光が検出されたことを告知する蛍光告知手段と、
を有し、

前記モード切替制御手段は、前記判定手段により前記蛍光の強度が前記第 2 の所定の設定範囲内より大きいと、前記通常観察モード中に判定された場合、前記通常観察モードから前記蛍光観察モードにモード切替制御を行うことを特徴とする蛍光観察用内視鏡装置。

【請求項 2】

前記白色光供給手段による白色光の供給と前記励起光供給光源による励起光の供給とを前記設定された時間毎に切り替える照明光切り替え手段と、

前記照明光切り替え手段により前記被検対象に照射される白色光照射時間、および励起光照射時間が設定可能な時間設定手段と、

前記時間設定手段による照射光の切り替えのタイミングに同期し、前記白色光撮像手段からの撮像信号と前記蛍光撮像手段からの撮像信号とを切り替えて出力する撮像信号切り替え手段と、

前記撮像信号切り替え手段から出力される撮像信号に基づき、前記白色光撮像手段からの撮像信号を画像処理して得られる白色観察画像と、前記蛍光撮像手段からの撮像信号を画像処理して得られる蛍光観察画像との合成、あるいは前記白色観察画像と前記蛍光観察画像とを同時に表示させる処理を行う画像処理手段とを有することを特徴とする請求項 1 記載の蛍光観察用内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、蛍光物質を含有する被検対象に励起光を照射して、この被検対象の発する蛍光の情報を得る蛍光観察用内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、一般に PDD (Photodynamics Diagnosis) と称せられる光力学的診断についての研究が種々なされている。この光力学的診断とは、腫瘍組織に蓄積しやすい蛍光剤を被検対象に投与しておき、励起光を照射し、腫瘍組織に蓄積された蛍光剤から発せられる蛍光像を観察し、その蛍光像の有無や、形状を観察することにより腫瘍部分を診断する技術のことである。

【0003】

腫瘍組織に蓄積している蛍光剤の蛍光と励起光が正常組織に照射されたときの反射光のコントラストを高めるために、光源側に励起波長域を透過するフィルタと、撮像手段側にコントラストを高めるための分光透過特性を有したフィルタを備えた蛍光観察装置が、特開平 3 - 97439 で開示されている。

【0004】

また、最適なコントラストを得るために、撮像手段側のフィルタを複数通り備えた蛍光観察装置が、特開平 9 - 497 で開示されている。

また、手動で紫外光と通常光での観察を切り替えるのではなく、予め設定された時間で紫外光と通常光を自動的に切り替えて照射し、蛍光の観察を時系列的に観察可能にした蛍光観察装置が特開平 3 - 97439 および特開平 6 - 125911 で開示されている。

【0005】

さらに、設定値以上の蛍光強度が測定されたときに、自動的に画像処理を行い蛍光画像を

10

20

30

40

50

モニタ上に表示させる蛍光観察装置が特開平 6 - 1 2 5 9 1 1 に開示されている。

【 0 0 0 6 】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、請求項 1 に関して、従来例では以下の問題点がある。

腫瘍組織と正常組織のコントラストを高めるために、特開平 3 - 9 7 4 3 9 では光源側と撮像手段側にフィルタを入れているが、フィルタの分光特性のバラツキにより、腫瘍組織の蛍光が微弱すぎて観察できなかつたり、あるいは正常組織からの反射光が微弱すぎて生体の状態の確認が困難になる等、思い通りのコントラストが得られないことがある。また、腫瘍組織の位置（皮相に近いか深い）や、形状によっても思い通りのコントラストが得られにくい。

10

【 0 0 0 7 】

上記の問題点を解決するために特開平 9 - 4 9 7 では撮像側の撮像側のフィルタの分光透過特性を複数通り備えて、最適なフィルタを術者に選択使用するようにしているが、最適なフィルタを選択する動作を術者に要し、また、複数のフィルタを備えるため撮像手段が大型化し、操作性を低下させていた。

【 0 0 0 8 】

また、請求項 2 に関しては以下の問題点がある。

特開平 3 - 9 7 4 3 9 および特開平 6 - 1 2 5 9 1 1 では自動的に紫外光と通常光を切り替えて照射し、それに同期させて撮像手段側のフィルタも切り替えて紫外光による蛍光像と通常光による外観像を撮像できるようにしている。あるいは 2 つの撮像手段により蛍光像と外観像を交互に撮像できるようにしている。

20

【 0 0 0 9 】

この場合、紫外光と通常光の切り替えるタイミングが一定時間なため、紫外光を照射する時間が短いために蛍光の発光強度が弱いとき、蛍光している部位を見落とす恐れがあるが、術者側でその設定を変えることができない。また、術者の好みにより通常光による外観像をよどみなく見たい場合は、通常光の観察時間を長くすれば可能であるが、その時間設定ができるようにはなっていない。

【 0 0 1 0 】

また、請求項 3 に関しては以下の問題点がある。

特開平 6 - 1 2 5 9 1 1 では蛍光を検知するために光検出器および光検出器に蛍光を導くための専用のイメージガイドを設けているが、内視鏡の太径化、撮像手段である TV カメラの大型化を招き、操作性を低下させていた。また、外付けの TV カメラの他に内視鏡も専用のものを用意する必要がある、コストアップを招いている。

30

【 0 0 1 1 】

（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、フィルタの分光特性のバラツキによらず、常に最適なコントラストで蛍光観察像が得られる蛍光観察用内視鏡装置を提供することを目的とする。

また、術式、或いは術者の好みに応じて白色光と励起光による照明期間を切り替え設定ができる蛍光観察用内視鏡装置を提供することを目的とする。

40

また、内視鏡や撮像装置を太径化、大型化することなく、蛍光が検知されたことを告知する蛍光観察用内視鏡装置を提供することを目的とする。

【 0 0 1 2 】

【課題を解決するための手段】

蛍光物質を含有する被検対象に対して励起光を照射して得られる蛍光像を表示する蛍光観察装置において、所定の白色光を前記被検対象に供給する白色光供給手段と、前記白色光供給手段により前記被検対象に供給される白色光の反射光を撮像する白色光撮像手段と、前記励起光を前記被検対象に供給する励起光供給光源と、前記被検対象に供給される励起光により励起された蛍光と、前記励起光供給光源より供給される励起光が前記被検対象により反射された反射光のうち、所定の帯域制限フィルタにより帯域制限された波長帯域

50

の光であるバックグランド光と、を受光して撮像する蛍光撮像手段と、前記被検対象に前記所定の白色光と前記励起光とを設定された時間毎に交互に照射する通常観察モードと、前記被検対象に前記励起光のみを照射する蛍光観察モードと、前記通常観察モードと前記蛍光観察モードとのうちの一方の観察モードから他方の観察モードへのモード切替制御を行うモード切替制御手段と、前記蛍光撮像手段からの撮像信号に基づき、前記バックグランド光もしくは前記蛍光のうちの少なくとも一方の強度を検出する強度検出手段と、前記強度検出手段により求められた前記バックグランド光の強度が第１の所定の設定範囲内か否かを判定する、もしくは前記蛍光の強度が第２の所定の範囲内より大きいと否かを判定する判定手段と、前記強度検出手段により検出された前記バックグランド光の強度が前記第１の所定の設定範囲外であると、前記判定手段により判定された場合に、前記バックグランド光の強度を前記第１の所定の設定範囲内となるように修正する強度修正手段と、前記強度検出手段により検出された前記蛍光の強度が前記第２の所定の設定範囲内より大きいと、前記判定手段により判定された場合に、前記第２の所定の設定範囲内より大きい蛍光が検出されたことを告知する蛍光告知手段と、を有し、前記モード切替制御手段は、前記判定手段により前記蛍光の強度が前記第２の所定の設定範囲内より大きいと、前記通常観察モード中に判定された場合、前記通常観察モードから前記蛍光観察モードにモード切替制御を行うことにより、バックグランド光もしくは蛍光の強度が所定の範囲内になるよう調節する。

10

【 0 0 1 3 】

また、前記白色光供給手段による白色光の供給と前記励起光供給光源による励起光の供給とを前記設定された時間毎に切り替える照明光切り替え手段と、前記照明光切り替え手段により前記被検対象に照射される白色光照射時間、および励起光照射時間が設定可能な時間設定手段と、前記時間設定手段による照射光の切り替えのタイミングに同期し、前記白色光撮像手段からの撮像信号と前記蛍光撮像手段からの撮像信号とを切り替えて出力する撮像信号切り替え手段と、前記撮像信号切り替え手段から出力される撮像信号に基づき、前記白色光撮像手段からの撮像信号を画像処理して得られる白色観察画像と、前記蛍光撮像手段からの撮像信号を画像処理して得られる蛍光観察画像との合成、あるいは前記白色観察画像と前記蛍光観察画像とを同時に表示させる処理を行う画像処理手段と、を設けることにより、時間設定手段と、それに連動して動作する照明光切替手段により、通常観察モード時の白色光が照射される時間と励起光が照射される時間を症例や術者の好みに合わせて設定できる。

20

30

【 0 0 1 5 】

【 発明の実施の形態 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

（ 第 1 の実施の形態 ）

図 1 ないし図 6 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は第 1 の実施の形態の蛍光観察用内視鏡装置の全体構成を示し、図 2 は第 1 のフィルタの構成を示し、図 3 は第 2 のフィルタの構成を示し、図 4 は第 3 のフィルタの構成を示し、図 5 は第 1 の実施の形態における蛍光観察時に撮像手段に入力されるバックグランド光と蛍光の特性を示し、図 6 は蛍光観察用内視鏡装置の動作をタイミングチャートで示す。

40

【 0 0 1 6 】

図 1 に示すように本発明の第 1 の実施の形態の蛍光観察用内視鏡装置 1 A は、被検対象に対して内視鏡検査を行う光学式の内視鏡 2 と、この内視鏡 2 に装着され、撮像手段を内蔵した外付けテレビジョンカメラ（以下、TVカメラと略記）3 と、内視鏡 2 に照明光を供給する光源装置 4 と、TVカメラ 3 に対して制御を行うことにより、撮像手段による撮像信号から映像信号を生成するカメラコントロールユニット（以下、CCUと略記）5 と、CCU 5 からの映像信号が入力されるように接続され、表示手段としてのモニタ 6 とから構成される。

【 0 0 1 7 】

内視鏡 2 は、例えば可撓性を有する細長の挿入部 7 と、その後端に設けられた操作部 8 と

50

、その操作部 8 の後端に設けられた接眼部 9 と、操作部 8 の側部から延出されたライトガイドケーブル 10 とを有し、ライトガイドケーブル 10 の端部にはライトガイドコネクタ 11 が設けられており、光源装置 4 に着脱自在で接続することができる。

【0018】

この内視鏡 3 における挿入部 7、操作部 8、ライトガイドケーブル 10 内には、通常観察用の白色光と、蛍光観察に用いる励起光を伝送する機能を備えたライトガイド 12 が挿通され、ライトガイドコネクタ 11 を光源装置 4 に接続することにより、光源装置 4 から白色光或いは励起光が供給される。

【0019】

光源装置 4 内には、通常観察用照明光源及び励起光源として、例えば超高圧水銀ランプ 13 が設けてあり、このランプ 13 の光はステップモータ 14 により回転可能に支持されている第 1 の回転フィルタ 15 を透過し、さらに集光レンズ 16 を介してライトガイド 12 の光入射端面に供給される。

【0020】

図 2 に示すように第 1 の回転フィルタ 15 は、円板状のフィルタ枠に半円形の 2 つの開口が設けられ、その 2 つの開口には透明ガラス 17 (又は開口のままでも良い)、青フィルタ 18 とがそれぞれ取り付けられている。

【0021】

そして、透明ガラス 17 が照明光軸上にある場合には、ライトガイド 12 には通常観察用照明光として白色光が供給され、一方青フィルタ 18 が光軸上にある場合にはライトガイド 12 には蛍光観察用励起光が供給される。

【0022】

ライトガイド 12 により伝送された光は、挿入部 7 の先端部 19 の照明窓に取り付けられた照明レンズ 21 を介して被検対象 22 側に照射される。先端部 19 には、この照明窓に隣接して観察窓が設けてあり、この観察窓には対物レンズ 23 が取り付けられている。

【0023】

照明された被検対象 22 からの反射光或いは励起光により励起されて放射される蛍光は対物レンズ 23 により、その結像位置に像を結ぶ。この結像位置には、イメージガイド 24 の先端面が配置され、この先端面に結像された像はこのイメージガイド 24 によって、その後端面に伝送される。このイメージガイド 24 は挿入部 7 の先端部 19 付近から接眼部 9 付近にまで挿通されている。

接眼部 9 には、イメージガイド 24 の後端面に対向して接眼レンズ 25 が取り付けられてあり、可視領域の像の場合には肉眼で拡大観察することができる。

【0024】

この接続部 9 に着脱自在で接続される TV カメラ 3 内には、接眼部 9 の接眼レンズ 25 の光軸 O 上に結像レンズ 26 と、白色光撮像手段及び蛍光撮像手段を兼ねる撮像素子として、例えば電荷結合素子 (CCD と略記) 27 とが配置されており、イメージガイド 24 の後端面に伝送された像を接眼レンズ 25、結像レンズ 26 により、CCD 27 に結像するようにしている。

なお、CCD 27 の前面には光学的に色分離するモザイクフィルタ等の色分離フィルタが配置されている。

【0025】

結像レンズ 26 と CCD 27 の間には、第 2 のステップモータ 28 により回転可能に支持されている第 2 の回転フィルタ 29 と、第 3 のステップモータ 30 により回転可能に支持されている第 3 の回転フィルタ 31 が設けられ、イメージガイド 24 の後端面からの光は、第 2 の回転フィルタ 29 と第 3 の回転フィルタ 31 を透過して、CCD 27 に結像される。

【0026】

図 3 に示すように第 2 の回転フィルタ 29 は円板状の遮光部材における 2 箇所設けた円形の開口に、通常観察光を透過するフィルタ 32a (または孔でもよい) と 400nm 以上

10

20

30

40

50

、あるいは450nm以上の波長帯域の光を透過する帯域制限フィルタ32bとがそれぞれ取り付けられている。この帯域制限フィルタ32bは、励起に用いられる励起光の帯域一部の波長からそれより長波長側を透過する。

【0027】

また、図4に示すように、第3の回転フィルタ31は、円板状の遮光部材における2箇所設けた円形の開口に、通常観察光を透過するフィルタ33a（または孔でもよい）と550nm以下、あるいは600nm以下の波長帯域の光を透過する帯域制限フィルタ33bとがそれぞれ取り付けられている。この帯域制限フィルタ33bは長波長側の蛍光の波長帯域と短波長側の励起光の波長帯域の中間の波長からそれより短波長側を通す特性に設定されている。

10

【0028】

また、図1に示すようにTVカメラ3にはモード切替を行うモード切替スイッチ34が設けられ、前記第2、第3のステップモータ28、30、モード切替スイッチ34はCCU5内に配設される制御回路35と電氣的に接続される。

【0029】

CCU5内には、前記制御回路35の他、CCD27からの撮像信号が入力され、その撮像信号における白色観察像と蛍光観察像を切り替えて出力する画像切替回路36、この画像切替回路36からの出力信号により、光の強度を測定する強度測定回路37、この強度測定回路37の出力信号に応じて（画像処理回路39による色分離の際における）色マトリックスを変更する色マトリックス制御回路38、画像切替回路36の出力信号が入力され、白色観察像と蛍光観察像を合成、あるいはモニタ6上に分割表示する画像処理を行う画像処理回路39とが配設されている。

20

【0030】

画像切替回路36は、制御回路35、強度測定回路37、画像処理回路39と電氣的に接続されている。また、色マトリックス制御回路38は、強度測定回路37および画像処理回路39と電氣的に接続されている。また、画像処理回路39はモニタ6と電氣的に接続されている。

【0031】

なお、制御回路35はモード切替スイッチ34の操作に応じて、光源装置5内の第1のステップモータ15、TVカメラ3内の第2のステップモータ28、第3のステップモータ30の動作を制御する。

30

【0032】

本実施の形態では以下に説明するように、蛍光観察を行う場合に、励起光の一部をバックグラウンド光として蛍光と共に撮像し、さらにその撮像状態から第3の回転フィルタ31を回転させることにより、バックグラウンド光のみを撮像する状態にして、そのバックグラウンド光の強度を検出するようにしている。

【0033】

そして、この強度検出により、バックグラウンド光の強度が所定範囲となるように色マトリックス制御回路38を介して、画像処理回路39で蛍光画像成分と（励起光による輪郭画像成分）とを色分離により調整する際に、その色分離の重み付けを制御して、診断し易い画像を得られるようにする。

40

【0034】

次に本実施の形態の作用を説明する。

本実施の形態の蛍光観察用内視鏡装置1Aにおける術中、あるいは診断中の通常観察（白色光の照明下での観察）時のフィルタ配置について説明する。

光源装置4内のランプ13とライトガイドコネクタ11とを結ぶ照明光の光軸上には第1の回転フィルタ15に設けられた透明ガラス17が挿入される。これにより、ライトガイド12を介して被検対象22側には通常観察用の白色光が照射されるようになる。

【0035】

この時、TVカメラ3内の光軸O上には第2の回転フィルタ29に配設されたフィルタ3

50

2 a、第3の回転フィルタ3 1に配設されたフィルタ3 3 aが配置される。

【0036】

そして、被検対象2 2からの白色光の反射光は、フィルタ3 2 a、3 3 aを通過してCCD 2 7に結像される。CCD 2 7からの撮像信号は画像切替回路3 6に入力され、画像切替回路3 6は通常観察の場合はその撮像信号を画像処理回路3 9へ出力する。

【0037】

一方、画像切替回路3 6は後述する蛍光観察の場合は強度測定回路3 7、色マトリックス制御回路3 8を介して、画像処理回路3 9へ出力する。画像処理回路3 9は、白色観察時の画像と蛍光観察時の画像を合成、あるいは分割表示等の画像処理を行い、モニタ6へ表示させる。

10

【0038】

次に本実施の形態における蛍光観察時のフィルタ配置について説明する。

光源装置4内のランプ1 3とライトガイドコネクタ1 1を結ぶ照明光の光軸上には第1の回転フィルタ1 5に設けられた青フィルタ1 8が挿入される。これにより、ライトガイド1 2を介して被検対象2 2側には蛍光観察用の励起光が照射される。

【0039】

この時、TVカメラ3内の光軸O上には第2の回転フィルタ2 9に配設されたフィルタ3 2 b、第3の回転フィルタ3 1に配設されたフィルタ3 3 aが配置される。

【0040】

被検対象2 2からの反射光は、フィルタ3 2 b、3 3 aを通過してCCD 2 7に結像される。このときCCD 2 7に入射される励起光の反射光、および蛍光は図5 (A)または(D)のようになる。

20

【0041】

青フィルタ1 8を透過した励起光は、フィルタ3 2 bにより400nm以下の波長側がカットされて、フィルタ3 3 aを透過しCCD 2 7に入射される(図5中の斜線で示す符号H部分)。

【0042】

励起光により励起されて放射される蛍光(図5中のクロスハッチングで示す符号I部分)はフィルタ3 2 b、3 3 aを透過し、CCD 2 7に入射される。蛍光観察は励起光の一部(符号H部分)をバックグランド光とし、腫瘍に蓄積された光感受性物質が励起光によって放射する蛍光(図5中の符号I部分)を観察する。

30

【0043】

この時、青フィルタ1 8およびフィルタ3 2 bの透過特性のバラツキによりCCD 2 7に入射されるバックグランド光と蛍光は図5 (A)または(D)のように(例えば青フィルタ1 8のフィルタ特性、帯域制限フィルタ3 2 bのフィルタ特性等により)レベルがバラツクようになる場合がある。

【0044】

図5 (A)の場合には、バックグランド光が強すぎて蛍光が埋もれてしまい腫瘍の形状の特定に熟練を要する。図5 (D)の場合には、バックグランド光が弱すぎて、正常組織部分等の輪郭が見にくくなり、正常組織と腫瘍部分の位置関係が分かり難くなる。

40

【0045】

そこで、本実施の形態では以下のような補正処理を行う。

第3の回転フィルタ3 1が回転し、一定時間(例えば、1/60秒程度)フィルタ3 3 bが光軸O上に配置される。蛍光はフィルタ3 3 bによりカットされるため、CCD 2 7に入射される励起光および蛍光は図5 (B)または(E)のようになる。

【0046】

すなわちバックグランド光のみがCCD 2 7に入射される。CCD 2 7の撮像信号は画像切替回路3 6を介して強度測定回路3 7に入力され、このときのバックグランド光の強度を測定し、強度が所定の強度K 1より強い(大きい)、あるいはK 2より弱い(小さい)かを強度測定回路3 7で判断し、K 1を上回る、またはK 2を下回る場合には、色マトリ

50

ックス制御回路 3 8 により画像処理回路 3 9 による色分離の際のバックグランド光側の色成分の強度を補正し、図 5 (C) または (F) のように K 3 レベルに調整する。つまり、図 5 (C) の場合には、青側の色成分を小さくなるように抑圧し、逆に図 5 (E) の場合には青側の色成分を大きくなるように制御する。

【 0 0 4 7 】

一定時間後、第 3 のフィルタ 3 1 は回転し、光軸 O 上にフィルタ 3 3 a が配置され、入射される励起光および蛍光は図 5 (G) のようにバックグランド光の強度が調整され、適正な蛍光観察が可能となる。

【 0 0 4 8 】

次に、本装置 1 A における通常観察モード、蛍光観察モードとその切り替えについて説明する。

10

通常観察モードと蛍光観察モードの切り替えは T V カメラ 3 に配設されたモード切替スイッチ 3 4 を押すことにより実施される。白色観察モードを選択しているとき、C C U 5 内の制御回路 3 5 は、光源装置 4 内の第 1 のステップモータ 1 5 を制御して所定の時間に応じて白色光と励起光を交互に照射する。図 6 のタイミングチャートを用いてその作用を説明する。

【 0 0 4 9 】

白色光観察 (通常観察) モードのとき、所定の時間に応じて白色光と励起光を交互に照射する。このとき、制御回路 3 5 は第 1、2 のステップモータ 1 4、2 8 に、白色光の照射時間を T 1 の間隔で、励起光を照射する時間を T 2 にするよう、駆動信号を出力する。

20

【 0 0 5 0 】

同様に第 3 のステップモータ 3 0 には、白色光から励起光に切り替わるのと同じタイミングで駆動が行われ、フィルタ 3 3 b の光軸 O 上への挿入、挿入されてから退避するまでの時間を T 3 にするよう駆動信号が印加され、フィルタ 3 3 b を退避させる。

【 0 0 5 1 】

時間 T 1、T 2 はユーザにより設定が可能である。蛍光強度が弱い場合、C C D 2 7 の露光時間を通常 1 / 6 0 秒程度のところを 1 / 3 0 ~ 1 / 1 0 秒にして観察するが、その露光時間に応じて時間 T 2 を 1 / 3 0 ~ 1 / 1 0 秒あるいはそれ以上の時間に設定できる。

【 0 0 5 2 】

また、腫瘍から放射される蛍光を時系列的に観察するために一定時間ごとに白色光と励起光を切り替えて観察しているが、症例によってはそれほど蛍光観察が必要でなかったり、あるいは逆に小刻みに切り替えて観察する必要があるので、その要望に応じて時間 T 1 を設定できる。

30

【 0 0 5 3 】

モード切替スイッチ 3 4 を押すと蛍光観察モードが選択され、制御回路 3 5 へ図 6 中の時刻 t 1 にステップ信号が入力される。それを受けて制御回路 3 5 は、第 1、2 のステップモータ 1 4、2 8 に同じタイミングで駆動信号を出力し、光軸上に青フィルタ 1 8、フィルタ 3 2 a を配置する。

【 0 0 5 4 】

このとき光源装置 4 からは励起光のみが出射される。第 3 のステップモータ 3 0 への駆動も行われ、バックグランド光の調節が行われる。モード切替スイッチ 3 4 を再度押すと図 6 中の時刻 t 2 にステップ信号が入力され、通常観察モードとなる。

40

【 0 0 5 5 】

そして、制御回路 3 5 を介して第 1、2 のステップモータ 1 4、2 8 には駆動信号が入力され、光軸上には透明ガラス 1 7、フィルタ 3 2 b が配置され、再び白色光と励起光を交互に照射するようになる。

【 0 0 5 6 】

本実施の形態は以下の効果を有する。

青フィルタ 1 8 やフィルタ 3 2 b の光学特性のバラツキによらず、安定した強度のバックグランド光が得られるため、腫瘍組織と正常組織のコントラストを十分に得ることができ

50

、腫瘍組織を識別し易い状態に設定でき、診断が容易となる。また、青フィルタ 18 とフィルタ 32b の光学特性としてバラツキの大きいものでも許容できるため、安価にフィルタを使用することができ、低コスト化できる。

【0057】

高圧水銀ランプ 13 のようにバックグランド光とする波長域に強い強度の輝度を持ち、従来はバックグランド光の強度の調整が難しかったランプでも、適正な強度のバックグランド光を得ることができる。

【0058】

一般的に励起光により放射される蛍光は微弱なため、撮像手段である CCD 27 のシャッタ速度を長くすることにより観察するが、そのシャッタ速度に応じて、通常観察時に励起光が照射される時間 T2 が調節できるため、確実に蛍光観察像を撮像することができる。白色光と励起光が切り替わる時間を術者の好みや症例に応じて設定ができる。

なお、内視鏡 2 は、イメージガイド 24 をリレーレンズに置き変えた硬性内視鏡でも同等の効果が得られる。

【0059】

(第2の実施の形態)

次に本発明の第2の実施の形態を図7～図9を参照して説明する。なお、以下に説明する第2実施の形態では、第1の実施の形態と同様な機能を果たす部分には、同一の符号を付して、重複する説明を省略する。

【0060】

図7は本実施の形態の蛍光観察用内視鏡装置 1B の全体の概略構成を示す。この蛍光観察用内視鏡装置 1B は図1に示す蛍光観察用内視鏡装置 1A において、CCU 5 にはさらに報知回路 40 が設けられ、この報知回路 40 は強度測定回路 37 および画像処理回路 39 と電氣的に接続されている。

【0061】

また、本実施の形態では、第3の回転フィルタ 31 には図8に示すように(第1実施の形態において 600nm 以下の波長帯域を透過する帯域制限フィルタ 33b の代わりに) 500nm 以上、あるいは 550nm 以上の波長を透過させる帯域制限フィルタ 33b が設けられている。

その他の構成は第1の実施の形態と同様である。

【0062】

次に本実施の形態の作用を説明する。

本実施の形態の蛍光観察用内視鏡装置 1B における蛍光観察について説明する。蛍光観察モードのとき、光源装置 4 内のランプ 13 とライトガイドコネクタ 11 を結ぶ光軸上には第1の回転フィルタ 15 に設けられた青フィルタ 18 が挿入される。

【0063】

これにより、ライトガイド 12 を介して被検対象 22 には蛍光観察用の励起光が照射される。この時、TVカメラ 3 内の光軸 O 上には第2の回転フィルタ 29 に配設されたフィルタ 32b、第3の回転フィルタ 31 に配設されたフィルタ 33a が配置される。

【0064】

そして、被検対象 22 からの励起光の反射光は、フィルタ 32b、33a を通過して CCD 27 に結像される。このとき CCD 27 に入射される励起光の反射光、および蛍光は図9(A)、または(D)のように符号 H で示すバックグランド光と、符号 I で示す蛍光とが混ざったものになる。

【0065】

つまり、青フィルタ 18 を透過した励起光は、フィルタ 32b により 400nm 以下の波長側がカットされて、フィルタ 33a を透過し CCD 27 に入射される(符号 H 部分)。

【0066】

モードが切り替わった後、第3のステップモータ 30 が回転し、一定時間フィルタ 33b が光路上に挿入される。バックグランド光(符号 H 部分)はフィルタ 33b によりカ

10

20

30

40

50

ットされるため、ＣＣＤ２７に入射される光は図９（Ｂ）、または（Ｅ）のようになる。

【００６７】

すなわち蛍光のみがＣＣＤ２７に入射される。このときのＣＣＤ２７の撮像信号は画像切替回路３６を介して強度測定回路３７に入力され、蛍光の強度が強度測定回路３７により測定され、図９（Ｅ）のように所定の強度Ｋ６より強い蛍光が撮像された場合は、報知回路４０がＯＮになり、画像処理回路３９を介してモニタ６上に“Ｔｕｍｏｒ”等の表示をする、あるいは警告音や「腫瘍があります」といった音声による報知をし、術者にモード切り替えスイッチ３４を押すことを促す。

【００６８】

また、蛍光の強度が微弱であるが強度Ｋ４以上であると強度測定回路３７が判断したときには、色マトリックス制御回路３８により、蛍光をＫ５程度の強度まで強調する（図９（Ｃ）参照）。

【００６９】

一定時間後、第３の回転フィルタ３１は回転し、光軸Ｏ上にはフィルタ３３ａが配置され、入射される励起光および蛍光は図９（Ｆ）のようになり、微弱な蛍光も観察が可能となる。

【００７０】

本実施の形態は以下の効果を有する。

撮像手段であるＣＣＤ２７に光検出機能を兼ね備えることにより、ＴＶカメラ３を大型化することなく、蛍光を検知することができ、蛍光が観察されていることを術者に知らせることができる。

【００７１】

そしてまた、微弱な蛍光も検知し、強調して表示することができる。

【００７２】

（第３の実施の形態）

次に本発明の第３の実施形態を図１０～図１２を参照して説明する。なお、以下に説明する第３の実施の形態では、第１、第２の実施の形態と同様な機能を果たす部分については、同一の符号を付して、重複する説明を省略する。

【００７３】

図１０は第３の実施の形態の蛍光観察用内視鏡装置１Ｃ全体の概略構成を示す。

【００７４】

この蛍光観察用内視鏡装置１Ｃは図１の蛍光観察用内視鏡装置１Ａにおいて、ＣＣＵ５にさらに表示切替回路４１が設けられ、この表示切替回路４１は、制御回路３５、強度測定回路３７、および画像処理回路３９と電氣的に接続されている。

【００７５】

また、図１のＴＶカメラ３における第３の回転フィルタ３１の代わりに図１１に示すように３つのフィルタを備えた第３の回転フィルタ３１を採用している。

【００７６】

図１１に示すようにこの第３の回転フィルタ３１は、円板状の遮光性部材における周方向に３箇所の開口を設けて、通常観察光を透過するフィルタ３３ａ（または孔でもよい）と、５５０ｎｍ以下、あるいは６００ｎｍ以下の波長帯域を透過する帯域制限フィルタ３３ｂと、５００ｎｍ以上、あるいは５５０ｎｍ以上の波長を透過させる帯域制限フィルタ３３ｂとをそれぞれ設けている。その他の構成は第１の実施の形態と同様である。

【００７７】

次に本実施の形態の作用を説明する。

第３実施の形態の蛍光観察用内視鏡装置１Ｃにおける蛍光観察について説明する。蛍光観察モードのとき、まず、ＴＶカメラ３内の第３の回転フィルタ３１のフィルタ３３ｂが光軸Ｏ上に配置される。被検対象２２からの白色光の反射光は、フィルタ３２ｂ、３３ａを通過してＣＣＤ２７に結像される。

【００７８】

10

20

30

40

50

この時 C C D 2 7 に入射される励起光の反射光、および蛍光は第 1 実施の形態中の図 5 (A) あるいは (D) のようになるが、モードが切り替わった後、第 3 の回転フィルタ 3 1 が回転し、一定時間フィルタ 3 3 b が光路上に挿入される。

【 0 0 7 9 】

このとき C C D 2 7 に入射される光は第 1 の実施の形態の図 5 (B) 或いは (D) のようになり、第 1 の実施の形態と同様な作用により、バックグランド光の強度を適正に調整する。次に第 3 の回転フィルタ 3 1 が回転し、一定時間フィルタ 3 3 b が光路上に挿入される。このとき、C C D 2 7 に入射される光は、第 2 の実施の形態の図 9 (B) 或いは (E) のようになる。図 9 (B) のような場合、第 2 の実施の形態と同様な作用により、蛍光の強度を適切な強度に調節する。

10

【 0 0 8 0 】

また、C C D 2 7 に入射される光は図 9 (E) のように蛍光の強度を強度測定回路 3 7 により測定し、所定の強度 K 6 より強い蛍光が撮像された場合は、表示切替回路 4 1 を介して制御回路 3 5 および画像処理回路 3 9 に信号を出力し、自動的に蛍光観察モードに切り替えるとともに、モニタ 6 への表示も蛍光観察像を表示させる。

【 0 0 8 1 】

次に、本実施の形態における通常観察モードと蛍光観察モードの切り替えについて説明する。前記表示切替回路 4 1 が作動した場合、通常観察モードから蛍光観察モードへの切替えが行われる。図 1 2 のタイミングチャートを用いて、その作用を説明する。

【 0 0 8 2 】

20

白色光観察 (通常観察) モードのとき、第 1 の実施の形態と同様に、白色光の照射時間を T 1 の間隔で、励起光を照射する時間を T 2 にするよう、駆動信号を出力する。

【 0 0 8 3 】

第 3 のステップモータ 3 0 には、白色光から励起光に切り替わるのと同じタイミングで駆動が行われ、フィルタ 3 3 b の光軸 O 上への挿入、挿入されてから次にフィルタ 3 3 b が光軸 O 上に挿入されるまでの時間を T 4、フィルタ 3 3 b が挿入されてから退避するまでの時間を T 5 にするよう、駆動信号が印加され、順番にフィルタ 3 3 b、3 3 b を光軸 O 上に挿入する。

【 0 0 8 4 】

表示切替回路 4 1 が動作すると、図 1 2 に示すように制御回路 3 5 には表示切替回路 4 1 からのステップ信号が入力される。それを受けて制御回路 3 5 は、第 1、2 のステップモータ 1 4、2 8 に図 1 2 に示す駆動信号を出力し、光軸上に青フィルタ 1 8、フィルタ 3 2 a を配置する。

30

【 0 0 8 5 】

この時、光源装置 4 からは励起光のみが出射される。また、第 3 のステップモータ 3 0 も前記第 1、2 のステップモータ 1 4、2 8 に同期して、フィルタ 3 3 b の光軸上への挿入、その挿入の後、時間 T 4 の後フィルタ 3 3 b を退避し、フィルタ 3 3 b の光軸上への挿入、挿入後、時間 T 5 の後フィルタ 3 3 b を退避し、フィルタ 3 3 a が光軸上へ配置され、蛍光観察モードでの動作状態になる。

【 0 0 8 6 】

40

つまり、図 1 2 のモード切替スイッチ 3 4 により通常観察モードに設定した場合、表示切替回路 4 1 の出力信号により、モード切替スイッチ 3 4 を操作しない (図 1 2 では点線で示している) でも自動的に蛍光観察モードに切替設定される。

【 0 0 8 7 】

従って、この状態 (つまり自動的に蛍光観察モードに切替設定された状態) で、次にモード切替スイッチ 3 4 を押す操作を行うと、通常観察モードとなり、制御回路 3 5 を介して第 1、2 のステップモータ 1 4、2 8 には駆動信号が入力され、光路上には透明ガラス 1 7、フィルタ 3 2 b が配置され、白色光と励起光を交互に照射するようになる。

【 0 0 8 8 】

本実施の形態は以下の効果を有する。

50

第 1、2 実施の形態に比して、バックグランド光と蛍光をより適切に調節できる。
所定以上の蛍光を検知すると自動的に蛍光観察モードに切り替わるので、術者はモードを切り替える手間が省け、術者の負担を軽減できる。

【 0 0 8 9 】

[付 記]

1 . 蛍光物質を含有する被検対象に対して励起光を照射して得られる蛍光像を表示する蛍光観察装置において、

前記励起光を供給する励起光供給光源と、

前記被検対象に供給される励起光により励起された蛍光、および前記励起光供給光源より供給される励起光の領域の一部をバックグランド光として受光して撮像する蛍光撮像手段と、

10

前記蛍光撮像手段からの撮像信号に基づき、前記バックグランド光もしくは前記蛍光のうちの少なくとも一方の強度のピーク値を検出するピーク値検出手段と、

前記ピーク値手段により求められた強度のピーク値が所定の設定値か否かを判定する判定手段と、

前記判定手段によりピーク値が設定値外であると判断した場合に、該ピーク値が設定値になるよう前記バックグランド光、もしくは前記蛍光のうち少なくとも一方のピーク値および強度を修正するピーク値修正手段と、

を有する蛍光観察用内視鏡装置。

【 0 0 9 0 】

20

(付記 1 の効果) バックグランド光あるいは蛍光の強度のピーク値を測定し、そのピーク値を適切な値に修正することができるため、光源および撮像装置に配設されるフィルタの特性のバラツキによらず、常にバックグランド光と蛍光の間に最適なコントラストを得られ、腫瘍の発する蛍光の視認性が向上する。

【 0 0 9 1 】

2 . 所定の白色光を前記被検対象に供給する白色光供給手段と、

前記白色光供給手段により前記被検対象に供給される白色光の反射光を撮像する白色光撮像手段と、

前記白色光供給手段による白色光の供給と前記励起光供給光源による励起光の供給とを設定された時間毎に切り替える照明光切り替え手段と、

30

前記照明光切り替え手段により被検対象に照射される白色光照射時間、および紫外光照射時間が設定可能な時間設定手段と、

前記時間設定手段による照射光の切り替えのタイミングに同期し、前記白色光撮像手段からの撮像信号と前記蛍光撮像手段からの撮像信号とを切り替えて出力する撮像信号切り替え手段と、

前記撮像信号切り替え手段から出力される撮像信号に基づき、画像の合成、あるいは同時に表示させる等の処理を行う画像処理手段と、

を有することを特徴とする付記 1 記載の蛍光観察用内視鏡装置。

【 0 0 9 2 】

(付記 2 の効果) 通常観察モード時の白色光と励起光の照射時間が設定可能なため、強度の弱い蛍光も励起光の照射時間を長く設定することにより確実に撮像できる。また、通常光の照射時間を長めに設定することにより、白色光による外観像をよどみなく観察することもでき、術者の思い通りの観察が可能になる。

40

【 0 0 9 3 】

3 . 前記蛍光撮像手段からの撮像信号に基づき、蛍光を検知する蛍光検知手段と、前記蛍光検知手段により蛍光が検知されたときに、該蛍光が検知された旨を告知する蛍光告知手段と、を有することを特徴とする付記 1、又は 2 記載の蛍光観察用内視鏡装置。

(付記 3 の効果) 内視鏡、撮像装置を太径化、大型化することなく蛍光の検知ができ、術者へ報知できる。

【 0 0 9 4 】

50

４．前記ピーク値検出手段は、前記撮像手段に対して被検対象側に挿脱可能に配設され、前記バックグランド光または前記蛍光のいずれか一方を遮断するフィルタ手段と、光の強度測定手段とからなる付記１～３記載の蛍光観察用内視鏡装置。

５．前記蛍光撮像手段と、前記白色光撮像手段は共通の撮像手段である付記１～４記載の蛍光観察用内視鏡装置。

６．前記蛍光検知手段は、前記ピーク値検出手段である付記３、４、５記載の蛍光観察用内視鏡装置。

７．前記ピーク値修正手段は、色マトリックス変更手段である付記１～６記載の蛍光観察用内視鏡装置。

【００９５】

10

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、請求項１によれば、常にバックグランド光と蛍光とを適切なコントラスト状態に設定でき、診断し易い蛍光画像を提供できる。

また、請求項２によれば、術式、あるいは術者の好みに応じて白色光と励起光の照明時間を自由に設定できる。

また、請求項３によれば、内視鏡や撮像装置を太径化、大型化をすることなく、蛍光が検知されたことを告知することができる。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明の第１の実施形態の蛍光観察用内視鏡装置の全体構成を示す図。

【図２】第１のフィルタの構成を示す正面図。

20

【図３】第２のフィルタの構成を示す正面図。

【図４】第３のフィルタの構成を示す正面図。

【図５】第１の実施の形態における蛍光観察時に撮像手段に入力されるバックグランド光と蛍光の特性を示す特性図。

【図６】蛍光観察用内視鏡装置の動作を示すタイミングチャート図。

【図７】本発明の第２の実施の形態の蛍光観察用内視鏡装置の全体構成を示す図。

【図８】第３のフィルタの構成を示す正面図。

【図９】蛍光観察時に撮像手段に入力されるバックグランド光と蛍光の特性を示す特性図。

。

【図１０】本発明の第３の実施の形態の蛍光観察用内視鏡装置の全体構成を示す図。

30

【図１１】第３のフィルタの構成を示す正面図。

【図１２】蛍光観察用内視鏡装置の動作を示すタイミングチャート図。

【符号の説明】

１…蛍光観察用内視鏡装置

２…内視鏡

３…ＴＶカメラ

５…カメラコントロールユニット（ＣＣＵ）

４…光源装置

６…モニタ

７…挿入部

40

８…操作部

９…接眼部

１０…ライトガイドケーブル

１１…ライトガイドコネクタ

１２…ライトガイド

１３…超高圧水銀ランプ

１４…第１のステップモータ

１５…第１の回転フィルタ

１６…集光レンズ

１７…透明ガラス

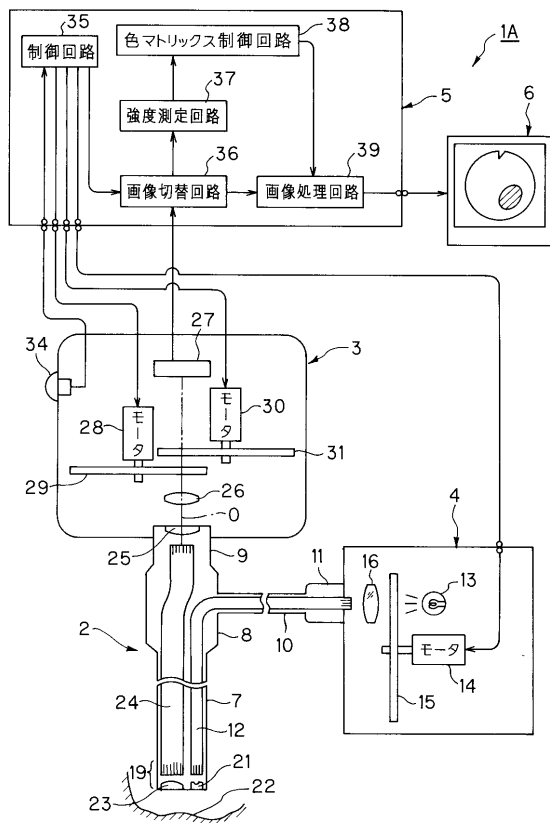
50

- 1 8 ... 青フィルタ
- 1 9 ... 先端部
- 2 1 ... 照明レンズ
- 2 3 ... 対物レンズ
- 2 4 ... イメージガイド
- 2 5 ... 接眼レンズ
- 2 7 ... C C D
- 2 8 ... 第 2 のステップモータ
- 2 9 ... 第 2 の回転フィルタ
- 3 0 ... 第 3 のステップモータ
- 3 1 ... 第 3 の回転フィルタ
- 3 2 ... フィルタ (または孔)
- 3 2 b ... 帯域制限フィルタ
- 3 3 a ... フィルタ (または孔)
- 3 3 b ... 帯域制限フィルタ
- 3 4 ... モード切替スイッチ
- 3 5 ... 制御回路
- 3 6 ... 画像切替回路
- 3 7 ... 強度測定回路
- 3 8 ... 色マトリックス制御回路
- 3 9 ... 画像処理回路

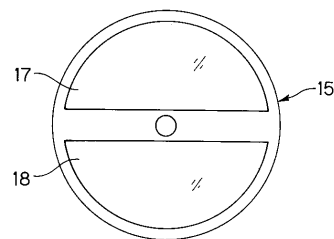
10

20

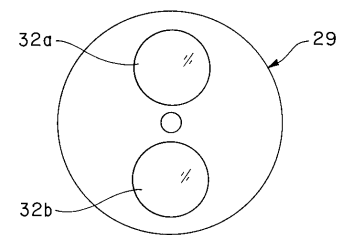
【図 1】



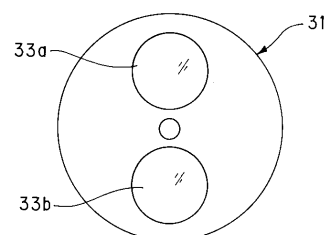
【図 2】



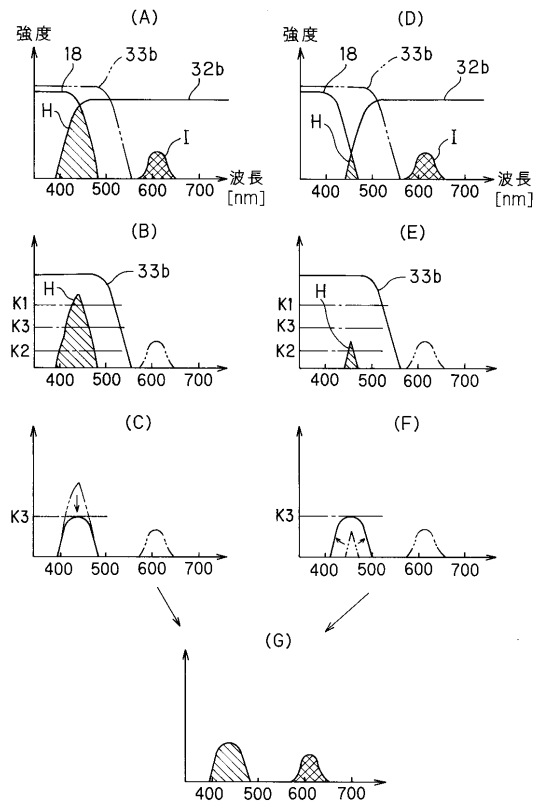
【図 3】



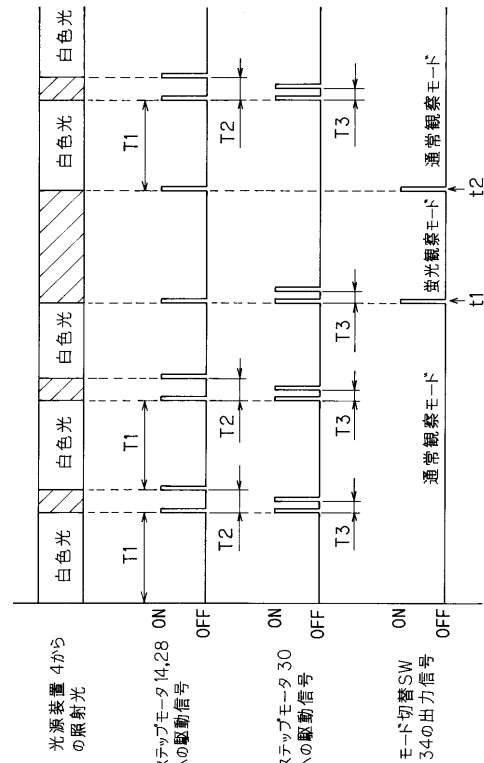
【図 4】



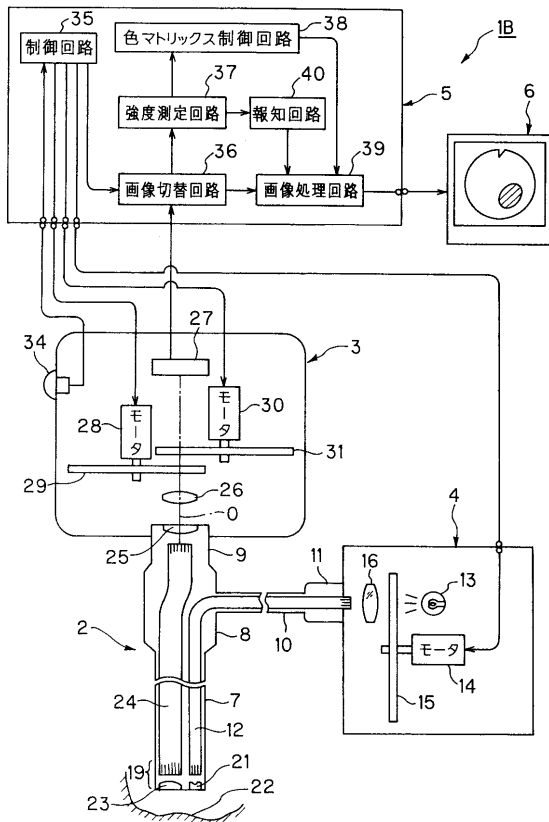
【図 5】



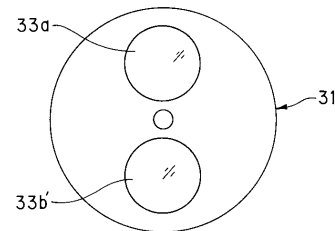
【図 6】



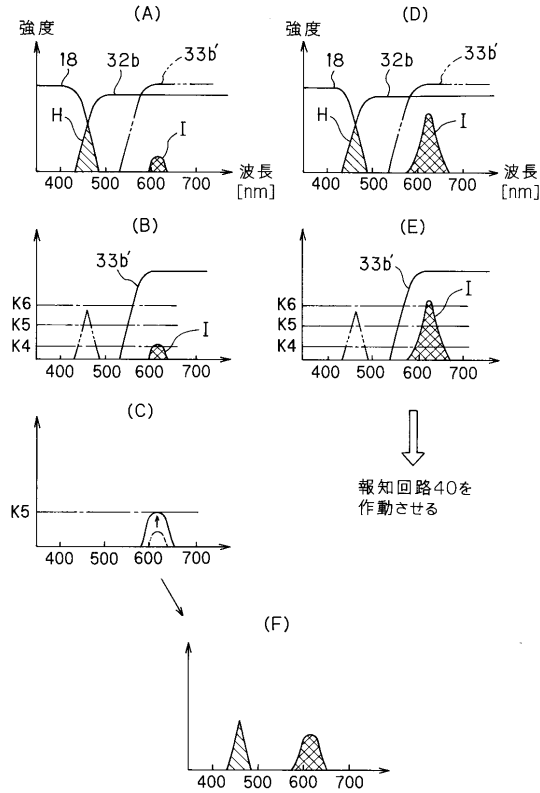
【図 7】



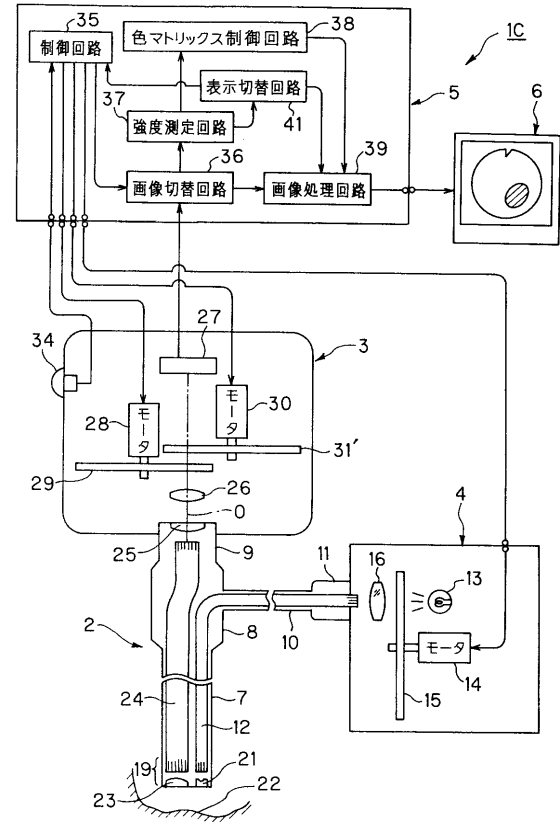
【図 8】



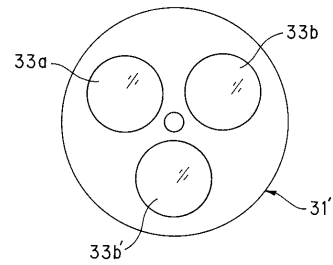
【図 9】



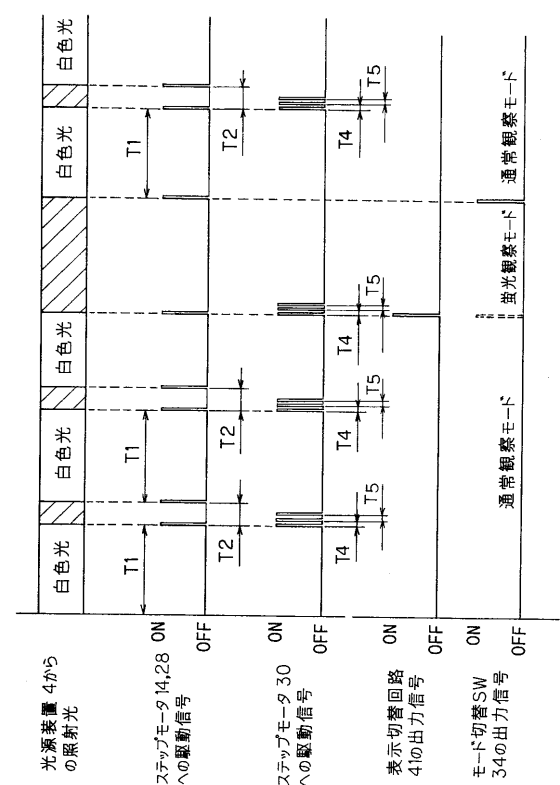
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平 1 0 - 3 0 9 2 8 2 (J P , A)
特開平 0 7 - 1 6 3 5 7 2 (J P , A)
特開平 0 6 - 1 2 5 9 1 1 (J P , A)
特開平 0 9 - 0 0 0 4 9 7 (J P , A)
特公平 0 3 - 0 5 8 7 2 9 (J P , B 2)
特表 2 0 0 1 - 5 0 3 6 4 5 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 1/00
A61B 1/04
A61B 1/06

专利名称(译)	用于荧光观察的内窥镜设备		
公开(公告)号	JP4846917B2	公开(公告)日	2011-12-28
申请号	JP2001103533	申请日	2001-04-02
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工業株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	高山大樹		
发明人	高山 大樹		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 G01N21/64 A61B10/00		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/06.A A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.622 A61B1/06.611 A61B1/07.730 A61B10/00.E G01N21/64.F		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/DA02 2G043/EA01 2G043/GA02 2G043/GA04 2G043/GA21 2G043/GB18 2G043/GB21 2G043/GB28 2G043/HA05 2G043/JA02 2G043/KA02 2G043/LA03 2G043/MA01 2G043/NA05 4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/JJ17 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR03 4C061/RR14 4C061/RR18 4C061/RR23 4C061/WW04 4C061/WW17 4C061/XX01 4C061/XX02 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR23 4C161/WW04 4C161/WW17 4C161/XX01 4C161/XX02		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2002291682A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于荧光观察的内窥镜系统，利用该系统可以始终提供最佳对比度的荧光观察图像，而不管滤波器的偏振特性中的色散等。解决方案：在荧光观察的情况下，激发光通过蓝色滤波器发射，被测物体22的侧面通过内窥镜2的光导12照射光，反射光和荧光通过物镜。镜头23和图像引导器24进一步通过TV摄像机3的第二旋转滤波器29的带限滤波器和稍后的第三旋转滤波器31的滤波器，并且拾取一部分激发光中的图像通过CCD27作为背景光和荧光灯。然后，旋转第三旋转滤波器3，仅通过其带限滤波器拾取背景光分量的图像，并且通过强度测量电路37测量其峰值并由彩色矩阵控制电路38控制。因此，在通过图像处理电路39对荧光图像分量和背景光分量进行分色的情况下，可以将背景光分量的强度确定在适当的范围内。因此，具有适当对比度的荧光图像可以提供。

【 図 4 】

