

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4297887号
(P4297887)

(45) 発行日 平成21年7月15日(2009.7.15)

(24) 登録日 平成21年4月24日(2009.4.24)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

請求項の数 6 (全 28 頁)

(21) 出願番号	特願2005-158159 (P2005-158159)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成17年5月30日(2005.5.30)		オリンパス株式会社
(62) 分割の表示	特願平8-313876の分割		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
原出願日	平成8年11月25日(1996.11.25)	(74) 代理人	100076233
(65) 公開番号	特開2005-261974 (P2005-261974A)		弁理士 伊藤 進
(43) 公開日	平成17年9月29日(2005.9.29)	(72) 発明者	今泉 克一
審査請求日	平成17年5月30日(2005.5.30)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
前置審査		(72) 発明者	中村 一成
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
		審査官	小田倉 直人

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 蛍光内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検査対象部位から発せられた蛍光を観察する蛍光内視鏡装置において、
前記検査対象部位に前記蛍光の励起光を含む第1の波長帯域の光を照射する光源手段と

、
前記検査対象部位からの光を撮像するため、生体内に挿入可能な内視鏡挿入部の先端部に配置され、外部からのクロック状の制御信号としての転送クロックの振幅を制御して内部で得られる信号の増幅率が可変な固体撮像素子と、

前記第1の波長帯域の光の照射に対応して前記固体撮像素子により得られる信号の増幅率を変えるため該固体撮像素子に与えるクロック状の制御信号としての前記転送クロックの振幅を制御する固体撮像素子駆動手段と、

を具備したことを特徴とする蛍光内視鏡装置。

【請求項 2】

前記光源手段は、可視光を含む第2の波長帯域の光を照射し、

前記第1の波長帯域の光の照射と第2の波長帯域の光の照射とを切り換える切替手段を有し、

前記固体撮像素子駆動手段は、前記切替手段による切替に応じて、前記第1の波長帯域の光の照射に対応して前記固体撮像素子により得られる信号を、前記第2の波長帯域の光の照射に対応して前記固体撮像素子により得られる信号よりも高い増幅率で増幅させるよう、前記クロック状の制御信号としての前記転送クロックの振幅を大きくすることを特徴

10

20

とする請求項 1 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 3】

検査対象部位から発せられた蛍光を観察する蛍光内視鏡装置において、

前記検査対象部位に前記蛍光の励起光を含む第 1 の波長帯域の光、及び可視光を含む第 2 の波長帯域の光を照射すると共に、検査対象部位に前記蛍光の励起光を含む第 1 の波長帯域の光を照射する蛍光像観察には、前記可視光を含む第 2 の波長帯域の光を照射する通常光像観察に比して照射強度を増加させる光源手段と、

前記第 1 の波長帯域の光の照射と第 2 の波長帯域の光の照射とを切り換える切替手段と、

前記検査対象部位からの光を撮像するため、生体内に挿入可能な内視鏡挿入部の先端部に配置され、外部からの制御信号としての転送クロックの振幅を制御して内部で得られる信号の増幅率が可変な固体撮像素子と、

前記切替手段による切替に応じて、前記第 1 の波長帯域の光の照射に対応して前記固体撮像素子により得られる信号を、前記第 2 の波長帯域の光の照射に対応して前記固体撮像素子により得られる信号よりも高い増幅率で増幅させるよう、前記転送クロックの振幅を大きくなるよう制御する固体撮像素子駆動手段と、

を具備したことを特徴とする蛍光内視鏡装置。

【請求項 4】

前記切替手段は、蛍光像観察の前記第 1 の波長帯域の光の照射と通常光像観察の第 2 の波長帯域の光の照射とを切り換えることに加えて、前記第 1 の波長帯域の光の照射と第 2 の波長帯域の光の照射とを交互に照射する蛍光像・通常光像同時観察の切替を有することを特徴とする請求項 2 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 5】

前記光源手段は、不可視光帯域から可視光帯域を含む光を放射するランプと、このランプによる照明光路上に設けられて、可視光帯域の光成分のみ透過する可視光透過フィルタ部と及び不可視光帯域の光成分のみ透過する不可視光透過フィルタ部を有する帯域制限回転フィルタと、前記ランプからの光量を制限する絞りと、赤、緑、青の光を順次透過する R G B 回転フィルタと、前記ランプの発光を制御するランプ発光制御回路と、

を備え、

通常光像観察時には、前記帯域制限回転フィルタの可視光透過フィルタ部を前記光路上に固定し、かつ R G B 回転フィルタを所定回転速度で回転して赤、緑、青の光を順次透過して被検査対象部位に照射し、

蛍光像観察時には、前記帯域制限回転フィルタの不可視光透過フィルタ部を前記光路上に固定し、かつ R G B 回転フィルタを所定回転速度で回転して励起光の波長帯域の赤外光を被検査対象部位に照射することを特徴とする請求項 2 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 6】

前記ランプは、赤外波長帯域から可視光帯域を含む光を放射するものであり、

前記帯域制限回転フィルタは、可視光帯域の光成分のみ透過する可視光透過フィルタ部と及び赤外光波長帯域の光成分のみ透過する赤外光透過フィルタ部を有することを特徴とする請求項 5 に記載の蛍光内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、患部等の部位からの蛍光を観察することができる蛍光内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、体腔内に挿入部を挿入することにより、食道、胃、小腸、大腸等の消化管や肺等の気管を観察したり、必要に応じて処置具チャンネル内に挿通した処置具を用いて各種の治療処理のできる内視鏡が利用されている。特に、電荷結合素子 (C C D) 等の電子撮像デバイスを用いた電子内視鏡は、モニタ上に画像を表示でき内視鏡を操作する術者の疲労

10

20

30

40

50

が少ないために、広く使用されている。

【 0 0 0 3 】

ところで、最近、蛍光物質を予め検査対象者の体内に投与し、蛍光物質を励起する励起光を照射することにより蛍光画像を得る診断法が注目されている。特に、被写体に白色光を照射して得られる通常光画像と励起光を照射して得られる蛍光画像の双方を観察できる装置は診断能の向上が期待できる。

【 0 0 0 4 】

そのような装置として、例えば特開平 7 - 5 9 7 8 3 号公報においては、蛍光物質励起用の波長帯域と通常観察用の可視域の波長帯域の光を、回転フィルタによって切り替えながら照射する装置が開示されている。

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

しかしながら、一般に励起光照射時に観察される蛍光は微弱で、通常観察光照射時に観察される反射光と比べると極めて暗いために、蛍光画像と通常画像の双方を適当な明るさで得ることはできなかった。

【 0 0 0 6 】

また、蛍光物質が発する蛍光は微弱であるために、得られる蛍光画像は画質の悪いものとなっていた。

【 0 0 0 7 】

また、蛍光物質が生体に対して透過性の良い赤外の蛍光を発する場合には、蛍光と同じ波長帯域に体外からの光が混入し、ノイズとなることがあった。

【 0 0 0 8 】

(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、蛍光と通常光との双方を適当な明るさで観察でき、しかも増幅が固体撮像素子内部で行われるので外部からのノイズの影響が少なく、またクロック状の制御信号の振幅を大きくして固体撮像素子内部で増幅率を高くすることによって微弱な光でも明るく観察することができる蛍光内視鏡装置を提供することをもくてきとする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 9 】

本発明の第 1 の態様による蛍光内視鏡装置は、検査対象部位から発せられた蛍光を観察する蛍光内視鏡装置において、前記検査対象部位に前記蛍光の励起光を含む第 1 の波長帯域の光を照射する光源手段と、前記検査対象部位からの光を撮像するため、生体内に挿入可能な内視鏡挿入部の先端部に配置され、外部からのクロック状の制御信号としての転送クロックの振幅を制御して内部で得られる信号の増幅率が可変な固体撮像素子と、前記第 1 の波長帯域の光の照射に対応して前記固体撮像素子により得られる信号の増幅率を変えるため該固体撮像素子に与えるクロック状の制御信号としての前記転送クロックの振幅を制御する固体撮像素子駆動手段と、を具備している。

【 0 0 1 0 】

本発明の第 2 の態様による蛍光内視鏡装置は、前記第 1 の態様による蛍光内視鏡装置において、前記光源手段は、可視光を含む第 2 の波長帯域の光を照射し、前記第 1 の波長帯域の光の照射と第 2 の波長帯域の光の照射とを切り換える切替手段を有し、前記固体撮像素子駆動手段は、前記切替手段による切替に応じて、前記第 1 の波長帯域の光の照射に対応して前記固体撮像素子により得られる信号を、前記第 2 の波長帯域の光の照射に対応して前記固体撮像素子により得られる信号よりも高い増幅率で増幅させるよう、前記クロック状の制御信号としての前記転送クロックの振幅を大きくする。

【 0 0 1 1 】

本発明の第 3 の態様による蛍光内視鏡装置は、検査対象部位から発せられた蛍光を観察する蛍光内視鏡装置において、

10

20

30

40

50

前記検査対象部位に前記蛍光の励起光を含む第 1 の波長帯域の光、及び可視光を含む第 2 の波長帯域の光を照射すると共に、検査対象部位に前記蛍光の励起光を含む第 1 の波長帯域の光を照射する蛍光像観察には、前記可視光を含む第 2 の波長帯域の光を照射する通常光像観察に比して照射強度を増加させる光源手段と、

前記第 1 の波長帯域の光の照射と第 2 の波長帯域の光の照射とを切り換える切替手段と、

前記検査対象部位からの光を撮像するため、生体内に挿入可能な内視鏡挿入部の先端部に配置され、外部からの制御信号としての転送クロックの振幅を制御して内部で得られる信号の増幅率が可変な固体撮像素子と、

前記切替手段による切替に応じて、前記第 1 の波長帯域の光の照射に対応して前記固体撮像素子により得られる信号を、前記第 2 の波長帯域の光の照射に対応して前記固体撮像素子により得られる信号よりも高い増幅率で増幅させるよう、前記転送クロックの振幅を大きくなるよう制御する固体撮像素子駆動手段と、

を具備している。

【 0 0 1 2 】

本発明の第 4 の態様による蛍光内視鏡装置は、前記第 2 の態様による蛍光内視鏡装置において、前記切替手段は、蛍光像観察の前記第 1 の波長帯域の光の照射と通常光像観察の第 2 の波長帯域の光の照射とを切り換えることに加えて、前記第 1 の波長帯域の光の照射と第 2 の波長帯域の光の照射とを交互に照射する蛍光像・通常光像同時観察の切替を有する。

【 0 0 1 3 】

本発明の第 5 の態様による蛍光内視鏡装置は、前記第 2 の態様による蛍光内視鏡装置において、前記光源手段は、不可視光帯域から可視光帯域を含む光を放射するランプと、このランプによる照明光路上に設けられて、可視光帯域の光成分のみ透過する可視光透過フィルタ部と及び不可視光帯域の光成分のみ透過する不可視光透過フィルタ部を有する帯域制限回転フィルタと、前記ランプからの光量を制限する絞りと、赤、緑、青の光を順次透過する R G B 回転フィルタと、前記ランプの発光を制御するランプ発光制御回路と、

を備え、

通常光像観察時には、前記帯域制限回転フィルタの可視光透過フィルタ部を前記光路上に固定し、かつ R G B 回転フィルタを所定回転速度で回転して赤、緑、青の光を順次透過して被検査対象部位に照射し、

蛍光像観察時には、前記帯域制限回転フィルタの不可視光透過フィルタ部を前記光路上に固定し、かつ R G B 回転フィルタを所定回転速度で回転して励起光の波長帯域の赤外光を被検査対象部位に照射する。

【 0 0 1 4 】

本発明の第 6 の態様による蛍光内視鏡装置は、前記第 5 の態様による蛍光内視鏡装置において、前記ランプは、赤外波長帯域から可視光帯域を含む光を放射するものであり、

前記帯域制限回転フィルタは、可視光帯域の光成分のみ透過する可視光透過フィルタ部と及び赤外光波長帯域の光成分のみ透過する赤外光透過フィルタ部を有する。

【発明の効果】

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、蛍光と通常光との双方を適当な明るさで観察でき、しかも増幅が固体撮像素子内部で行われるので外部からのノイズの影響が少なく、またクロック状の制御信号の振幅を大きくして固体撮像素子内部で増幅率を高くすることによって微弱な光でも明るく観察することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 6 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【 0 0 1 7 】

(第 1 の実施の形態)

10

20

30

40

50

図 1 ないし図 1 1 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内視鏡装置の全体の構成を示すブロック図、図 2 は帯域制限回転フィルタの構成を示す説明図、図 3 は帯域制限回転フィルタの分光透過特性を示す説明図、図 4 は R G B 回転フィルタの構成を示す説明図。図 5 は R G B 回転フィルタの分光透過特性を示す説明図、図 6 は励起光カットフィルタの分光透過特性を示す説明図、図 7 はフィルタ絞りの構成を示す説明図、図 8 はフィルタ絞りの分光透過特性を示す説明図、図 9 は通常光観察時の動作を示す説明図、図 1 0 は蛍光観察時の動作を示す説明図、図 1 1 は通常光・蛍光同時観察時の動作を示す説明図である。本実施の形態の目的は蛍光による画像はより明るく、通常光による画像はより深い被写体深度で観察することができる蛍光内視鏡装置を提供することにある。

10

【 0 0 1 8 】

図 1 に示す本発明の第 1 の実施の形態の蛍光内視鏡装置 1 A は、体腔内に挿入して観察するための電子内視鏡 2 A と、通常観察用の光及び励起用光を発する光源装置 3 A と、信号処理を行うプロセッサ 4 A と、通常光による画像と蛍光による画像を表示するモニタ 5 と、レーザ光による処置を行うレーザ光源 6 とにより構成される。

【 0 0 1 9 】

電子内視鏡 2 A は体腔内に挿入される細長の挿入部 7 を有し、この挿入部 7 の先端部 1 7 には撮像手段を内蔵している。この挿入部 7 内には通常観察のための照明光及び励起光を伝送するライトガイドファイバ 8 が挿通され、このライトガイドファイバ 8 の手元側の入射端は光源装置 3 A に着脱自在に接続することができる。

20

【 0 0 2 0 】

光源装置 3 A は、赤外波長帯域から可視光帯域を含む光を放射するランプ 1 0 と、このランプ 1 0 による照明光路上に設けられた帯域制限する回転フィルタ 1 1 と、ランプ 1 0 からの光量を制限する照明光絞り 1 2 と、R G B 回転フィルタ 1 3 と、集光するコンデンサレンズ 1 4 とを備えている。

帯域制限フィルタ 1 1 及び R G B 回転フィルタ 1 3 はそれぞれモータ 1 5、1 6 により回転駆動される。

【 0 0 2 1 】

帯域制限フィルタ 1 1 は図 2 に示すように可視光透過フィルタ 1 1 a と、赤外光透過フィルタ 1 1 b とが設けられている。また、図 3 は可視光透過フィルタ 1 1 a の透過特性と赤外光透過フィルタ 1 1 b の透過特性を示している。

30

【 0 0 2 2 】

そして、ランプ 1 0 の光は可視光透過フィルタ 1 1 a 或いは赤外光透過フィルタ 1 1 b により可視光帯域或いは赤外帯域の光成分のみが抽出され、照明光絞り 1 2 により光量が制御されて R G B 回転フィルタ 1 3 に入射される。

【 0 0 2 3 】

この R G B 回転フィルタ 1 3 は図 4 に示すように、周方向に R、G、B 透過フィルタ 1 3 a、1 3 b、1 3 c が 3 等分するように設けてあり、モータ 1 6 で回転駆動されることによりそれぞれが光路中に順次介挿される。

【 0 0 2 4 】

40

また、R、G、B 透過フィルタ 1 3 a、1 3 b、1 3 c の透過特性を図 5 に示す。R フィルタ 1 3 a、G フィルタ 1 3 b、B フィルタ 1 3 c の分光透過特性は、赤、緑、青の波長領域の光の他に、インドシアニンググリーン (I C G) 誘導体標識抗体を励起する波長の光も透過している。

【 0 0 2 5 】

R G B 回転フィルタ 1 3 を通った光はコンデンサレンズ 1 4 により集光されてライトガイドファイバ 8 の入射端に照射される。そして、このライトガイドファイバ 8 によって光が伝送され、挿入部 7 の先端部 1 7 に固定された先端面からさらに照明窓に取り付けた照明レンズ 1 8 を経て体腔内の (被検査対象物或いは) 被検査体 1 9 側に出射する。

【 0 0 2 6 】

50

被検査体 19 の体内に、癌などの病巣部に対して親和性をもつ蛍光物質として ICG 誘導体標識抗体が予め投与されていると、770 ~ 780 nm 付近の赤外光の照射により励起し、810 ~ 820 nm 付近の赤外域の蛍光が発生する。

【0027】

先端部 17 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 20 が取り付けられてあり、照明された被検査体 19 からの反射光及び蛍光を集光して結像位置にその像を結ぶ。この結像位置には固体撮像素子として CCD 21 が配置されており、光電変換する。この対物レンズ 20 と CCD 21 とは撮像手段を構成する。

【0028】

本実施の形態では対物レンズ 20 と CCD 21 との間の撮像光路上に入射光量を制限する絞り手段として波長依存性を持つ透過特性のフィルタ絞り 22 を配置すると共に、励起光をカットする励起光カットフィルタ 23 も配置している。

【0029】

フィルタ絞り 22 は、例えば図 6 に示すように同心円状に 3 つの部分に分かれている。

つまり、最も内側に形成された円形状の可視光透過部 22a、その外側に形成されたりング形状の可視光非透過部 22b、その外側に形成されたりング形状の遮光部 22c とが設けられている。

【0030】

これらの可視光透過部 22a、可視光非透過部 22b 及び遮光部 22c の透過特性を図 7 に示す。

【0031】

最も内側の小さな円形領域の可視光透過部 22a は可視光帯域から赤外帯域までほぼフラットな透過特性を有し、可視光非透過部 22b は、可視光域は透過せず、赤外域の蛍光の波長帯域の光は透過するフィルタ特性を持つ。従って、フィルタ絞り 22 は、可視光に対しては小さな透過断面積或いは小さな透過領域の可視光透過部 22a のみが光を透過するので、開口量の小さい絞りの役目をし、赤外帯域の蛍光に対しては可視光透過部 22a と可視光非透過部 22b の双方が光を透過するので開口量の大きい絞りの役目をするようになる。なお、最も外側の遮光部 22c は可視光及び赤外光の全波長帯域の光を遮光する。

【0032】

CCD 21 で光電変換された画像信号はプロセッサ 4A 内の信号を増幅するプリアンプ 24、ゲインの自動調整を行うオートゲインコントロール (AGC) 回路 25、A/D 変換回路 26、切換を行うマルチプレクサ回路 27、画像を一時記憶する第 1 のフレームメモリ 28、第 2 のフレームメモリ 29、画像強調などの処理をする画像処理回路 30、画像表示の制御を行う画像表示制御回路 31、D/A 変換回路 32 を経てモニタ 5 に出力される。

【0033】

また、このプロセッサ 4A はプリアンプ 24 を通した信号に基づいて照明光絞り 12 の開口量を制御する自動調光回路 33、蛍光内視鏡装置 1A 全体の同期をとるタイミング制御回路 34 を備えている。

【0034】

また、レーザ治療用のレーザ光を発生するレーザ光源 6 にはレーザ光を導くレーザガイド 37 が接続され、このレーザガイド 37 は、電子内視鏡 2A に設けた鉗子チャネル 36 に挿入できる構造になっている。

【0035】

また、プロセッサ 4A のフロントパネル等には観察モード選択スイッチが設けてあり、この観察モード選択スイッチにより、可視光による通常の内視鏡画像で観察する通常観察モード、蛍光による蛍光画像で観察する蛍光観察モード、蛍光及び通常の内視鏡画像で観察する蛍光・通常観察モードを選択することができるようにしている。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 6 】

つまり、観察モード選択スイッチにより選択を行うと、その指示はタイミング制御回路 3 4 に入力され、このタイミング制御回路 3 4 はモータ 1 5、1 6 及びマルチプレクサ 2 7 の切換制御を行い、図 9 ないし図 1 1 で示す各モードに対応した制御を行う。

【 0 0 3 7 】

例えば、通常観察モードを選択した場合には、タイミング制御回路 3 4 は帯域制限回転フィルタ 1 1 の可視光透過フィルタ 1 1 a が光路上に固定されるようにモータ 1 5 の回転量を制御し、かつ R G B 回転フィルタ 1 3 が毎秒 3 0 回転するようにモータ 1 6 の回転制御を行う。

【 0 0 3 8 】

10

また、この状態での照明、つまり R、G、B の順次照明のもとで C C D 2 1 での撮像により得られる画像信号をマルチプレクサ 2 7 の切換を制御して第 1 のフレームメモリ 2 8 又は第 2 のフレームメモリ 2 9 に記憶されるようにする。

【 0 0 3 9 】

また、蛍光観察モードを選択した場合には、タイミング制御回路 3 4 は帯域制限回転フィルタ 1 1 の赤外光透過フィルタ 1 1 b が光路上に固定されるようにモータ 1 5 の回転量を制御し、かつ R G B 回転フィルタ 1 3 が毎秒 3 0 回転するようにモータ 1 6 の回転制御を行う。

【 0 0 4 0 】

また、この状態での照明、つまり赤外光の照射のもとで C C D 2 1 での撮像により得られる蛍光の画像信号をマルチプレクサ 2 7 の切換を制御して第 1 のフレームメモリ 2 8 又は第 2 のフレームメモリ 2 9 に記憶されるようにする。

20

【 0 0 4 1 】

さらに蛍光・通常観察モードを選択した場合には、タイミング制御回路 3 4 は帯域制限回転フィルタ 1 1 を毎秒 9 0 回転するようにモータ 1 5 の回転を制御し、かつ R G B 回転フィルタ 1 3 が毎秒 3 0 回転するようにモータ 1 6 の回転制御を行う。

【 0 0 4 2 】

また、この状態での照明、つまり R、赤外光、G、赤外光、B、赤外光の順次照射のもとで C C D 2 1 での撮像により得られる赤、蛍光、緑、蛍光、青、蛍光の画像信号をマルチプレクサ 2 7 の切換を制御して可視光の画像信号を第 1 のフレームメモリ 2 8 に、蛍光の画像信号を第 2 のフレームメモリ 2 9 に記憶されるように制御する。

30

【 0 0 4 3 】

本実施の形態では撮像手段の光路上に入射光量を制限するフィルタ絞り 2 2 で形成した絞り手段を設け、このフィルタ絞り 2 2 は可視光に対しては中央の小さな円形部分のみが可視光が透過できる開口となり、一方蛍光に対しては中央の小さな円形部分と、その外側のリング形状の開口部分とが蛍光が透過できる開口となるように可視光透過部 2 2 a と、可視光非透過部 2 2 b とを形成して、可視光に対しては入射光量を大幅に絞り、深い被写界深度の画像が得られるようにすると共に、蛍光に対しては入射光量をあまり絞らないで、明るい画像が得られるようにしていることが特徴となっている。

【 0 0 4 4 】

40

次に、このように構成された蛍光内視鏡装置 1 A の動作について説明する。被検査体 1 9 の体内には、癌などの病巣部に対して親和性をもち、赤外域の光で励起し、かつ赤外域で蛍光を発する蛍光物質として例えば I C G 誘導体標識抗体が投与される。

【 0 0 4 5 】

この I C G 誘導体標識抗体の場合は、7 7 0 ~ 7 8 0 n m 付近の赤外光の照射で励起し、8 1 0 ~ 8 2 0 n m 付近の赤外蛍光を発生する。従って、体内に励起光を照射すると病変部からは蛍光が多く発せられ、この蛍光を検出することにより病変の有無を確認できる。

【 0 0 4 6 】

光源装置 3 A のランプ 1 0 は、キセノンランプであり、可視光領域及び I C G 誘導体標

50

識抗体の励起波長を含む波長帯域の光が放射される。ランプ 10 から放射された光は帯域制限回転フィルタ 11 に入射される。

【0047】

この帯域制限回転フィルタ 11 は、図 2 に示すように、円形のフィルタ板を 2 分して半分の領域が可視光透過フィルタ 11a、残りの半分の領域が赤外光透過フィルタ 11b の領域となっている。

【0048】

この可視光透過フィルタ 11a は、図 3 の実線の分光透過特性に示すように赤、緑、青を含む可視光領域を透過する帯域フィルタである。また、赤外光透過フィルタ 11b は、点線で示すように ICG 標識抗体を励起する波長帯域のみを透過し、蛍光の波長帯域等の光を遮断する帯域フィルタである。

10

【0049】

この帯域制限回転フィルタ 11 を通過した光は、照明光絞り 12 により光量を調整され、RGB 回転フィルタ 13 に入射される。

【0050】

RGB 回転フィルタ 13 は、図 4 に示すように、フィルタ板を 3 等分するように R フィルタ 13a、G フィルタ 13b、B フィルタ 13c が配置されている。それぞれのフィルタの分光透過特性は、図 5 に示すように、赤、緑、青の波長領域の光の他に、ICG 誘導体標識抗体を励起する波長の光も透過する。

【0051】

20

通常光観察時には、帯域制限回転フィルタ 11 の可視光透過フィルタ 11a が光路上に固定され、RGB 回転フィルタ 13 は毎秒 30 回転することにより、赤、緑、青の光が順次照射される（図 9 参照）。

【0052】

蛍光観察時には帯域制限回転フィルタ 11 の赤外光透過フィルタ 11b が光路上に固定され、RGB 回転フィルタ 13 は毎秒 30 回転することにより、励起光の波長帯域の赤外光が照射される（図 10 参照）。

【0053】

また、蛍光像と通常光像を同時観察する場合には、RGB 回転フィルタ 13 は毎秒 30 回転し、帯域制限回転フィルタ 11 は毎秒 90 回転することにより、赤、励起光、緑、励起光、青、励起光と順次照射される（図 11 参照）。

30

【0054】

このときタイミング制御回路 34 は、RGB 回転フィルタ 13 と帯域制限回転フィルタ 11 が同期して回転するように制御する。

【0055】

この RGB 回転フィルタ 13 を透過した光は、電子内視鏡 2A のライトガイドファイバ 8 の入射端に入射され、このライトガイドファイバ 8 により伝送される。そして、ライトガイドファイバ 8 の先端面から被検査体 19 に照射される。電子内視鏡 2A や光源装置 3A の光学系は、全て赤外域にも対応した設計になっている。被検査体 19 では、照射光が生体組織により吸収、反射されると共に、病巣部からは投与した蛍光物質に起因する蛍光が発せられる。

40

【0056】

被検査体 19 からの反射光と蛍光は、光路上に配置されたフィルタ絞り 22、励起光カットフィルタ 23 を経て CCD 21 で撮像される。フィルタ絞り 22 は、図 6 に示すように同心円状に中心から可視光透過部 22a、可視光非透過部 22b、遮光部 22c から成っており、それぞれの分光透過特性は図 7 に示すようになっている。

【0057】

可視光非透過部 22b は、可視光は透過せず、赤外の蛍光の波長帯域の光は透過する。従って、フィルタ絞り 22 は、可視光に対しては可視光透過部 22a のみが光を透過するので小さい開口量の絞りの役目をし、赤外蛍光に対しては可視光透過部 22a と可視光非

50

透過部 2 2 b の双方が光を透過するので大きい開口量の絞りの役目をするようになる。

【 0 0 5 8 】

そのため、通常光（可視光）観察時には被写体深度が深くシャープな可視光の像が C C D 2 1 上に形成され、蛍光観察時には、明るい蛍光の像が C C D 2 1 上に形成される。可視光を用いた通常光観察時には、生体組織の色や形状から病変部を判別するのでシャープな画像を得る必要があるが、蛍光観察は存在診断であり、病変の有無が画像の明るさとして得られるだけなので、空間分解能の高いシャープな画像を得るよりも、より明るい画像を得ることが必要となり、本実施の形態はこれを満足している。

【 0 0 5 9 】

励起光カットフィルタ 2 3 は I C G 誘導体標識抗体の励起光成分を遮断し、蛍光成分と可視光成分を透過するように構成されており、その分光透過特性は図 8 に示すようになっている。

【 0 0 6 0 】

従って、C C D 2 1 では、R G B 回転フィルタ 1 3 と帯域制限回転フィルタ 1 1 の位置に応じて、赤、緑、青の可視光、あるいは赤外の蛍光を受光する。C C D 2 1 は、図示しない C C D 駆動回路によって R G B 回転フィルタ 1 3、帯域制限フィルタ 1 1 の回転に同期して駆動され、帯域制限回転フィルタ 1 1 の回転の有無に応じて毎秒 1 8 0 フレームあるいは毎秒 9 0 フレームの画像を形成する（図 9 ~ 図 1 1 参照）。

【 0 0 6 1 】

C C D 2 1 からの電気信号は、プロセッサ 4 A のプリアンプ 2 4 に入力され、増幅された後、A G C 回路 2 5 によりゲインの調整が行われる。その後、信号は A / D 変換回路 2 6 に入力され、アナログ信号からデジタル信号に変換される。このデジタル信号は、マルチプレクサ 2 7 を介して第 1 のフレームメモリ 2 8 又は第 2 のフレームメモリ 2 9 に記憶される。

【 0 0 6 2 】

マルチプレクサ 2 7 は、タイミング制御回路 3 4 からの制御信号に基づき、帯域制限回転フィルタ 1 1 の可視光透過フィルタ 1 1 a が挿入されているときに撮像された信号は第 1 のフレームメモリ 2 8 に、赤外光透過フィルタ 1 1 b が挿入されているときに撮像された信号は第 2 のフレームメモリ 2 9 に信号を切り換えて入力されるようにする。

【 0 0 6 3 】

第 1、第 2 のフレームメモリ 2 8、2 9 は、それぞれ図示しない 3 つのフレームメモリにより構成されており、R G B 回転フィルタ 1 3 の R フィルタ 1 3 a 挿入時、G フィルタ 1 3 b 挿入時、B フィルタ 1 3 c 挿入時のそれぞれの画像が記録される。

【 0 0 6 4 】

3 つのフレームメモリは同時に読み出されることにより、時系列で送られてくる面順次画像の同時化が行われる。第 1、第 2 のフレームメモリ 2 8、2 9 から出力された信号は画像処理回路 3 0 に入力され、画像強調、ノイズ除去等の画像処理が行われ、さらに画像表示制御回路 3 1 に入力され、蛍光画像、通常画像、文字情報の同時表示のための表示制御等が行われる。

【 0 0 6 5 】

画像表示制御回路 3 1 から出力されたデジタル信号は、D / A 変換回路 3 2 に入力され、アナログ信号に変換され、モニタ 5 に出力される。自動調光回路 3 3 では、適度な明るさの照明光が得られるように、照明光絞り 1 2 を制御する信号を送る。タイミング制御回路 3 4 は、R G B 回転フィルタ 1 3、帯域制限フィルタ 1 1 の回転、C C D 駆動、各種映像信号処理の同期をとる。

モニタ 5 上では、帯域制限回転フィルタ 1 1 の位置に応じて通常光像、蛍光像、あるいはその双方を同時に観察することができる。

【 0 0 6 6 】

この場合、モニタ 5 の表示面に表示される通常光像は深い被写界深度を有するシャープな画像となり、一方蛍光像は明るい画像となるので、的確な診断する場合に役に立つ。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 7 】

また、本実施の形態では通常光像及び蛍光像を同時に撮像できるので、蛍光像により得られる病変の可能性がある部分を通常光像でさらに確認する場合の位置決め等を簡単に行うことができる等のメリットがある。

【 0 0 6 8 】

レーザ治療を行うときには、レーザ光源 6 からレーザ光が発せられる。発せられたレーザ光は、レーザガイド 3 7 を通じて患部に照射される。レーザ光源 6 は半導体レーザを用いたもので、波長は I C G 誘導体標識抗体の励起波長に合わせてある。

【 0 0 6 9 】

従って、レーザ光の照射により蛍光像や通常光像が大きく乱れることはない。また、レーザ光が I C G 誘導体標識抗体に吸収されるため効率よく患部を治療できる。

10

【 0 0 7 0 】

本実施の形態では、観察用光源手段として単一のランプを用いたが、例えば通常光観察用のハロゲンランプと蛍光物質励起用のレーザあるいは発光ダイオードのように 2 つ以上の光源を組み合わせてもよい。

【 0 0 7 1 】

また、蛍光物質励起用の照明光は、体外から照射するようにしてもよい。

また、励起光カットの機能は C C D 2 1 の前面に設けるものに限らず、対物レンズ 2 0 面やフィルタ絞り 2 2 面に設けるようにしてもよい。

【 0 0 7 2 】

20

また、C C D 2 1 の位置は電子内視鏡 2 A の挿入部 7 の先端部 1 7 に配置するものに限らず、プロセッサ 4 A 内部に設けてイメージガイドファイバで光を導くようにしてもよいし、光学式内視鏡に着脱可能なカメラヘッド内に配置してもよい。

【 0 0 7 3 】

また、C C D 2 1 の前面にイメージインテンシファイアを配して、感度を向上させてもよい。

また、フレームごとの処理の代わりに、フィールドごとに処理を行ってもよい。

【 0 0 7 4 】

本実施の形態は以下の効果を有する。

絞り部分において蛍光の透過する領域を可視光（通常光）が透過する領域に比べて大きくなる構成にしたので、蛍光が絞り部分を沢山通過でき、蛍光による画像はより明るく、通常光による画像はより深い被写体深度で観察することができるようになる。

30

【 0 0 7 5 】

（第 2 の実施の形態）

次に本発明の第 2 の実施の形態を説明する。

【 0 0 7 6 】

図 1 2 ないし図 1 7 は、本発明の第 2 の実施の形態に係り、図 1 2 は、内視鏡装置の全体の構成を示すブロック図、図 1 3 は並列回転フィルタの構成を示す説明図、図 1 4 は並列回転フィルタの分光透過特性を示す説明図、図 1 5 は液晶絞りの構成を示す説明図、図 1 6 は積算処理回路の構成を示す説明図、図 1 7 は第 2 の実施の形態の動作を示す説明図である。

40

【 0 0 7 7 】

本実施の形態の目的は蛍光ではより明るくノイズの少ない画像で観察でき、通常光ではより被写体深度が深くぶれが少ない画像で観察することができる蛍光内視鏡装置を提供することにある。

第 2 の実施の形態は、第 1 の実施の形態と類似の構成であるので、異なる点を中心に説明し、類似機能を持つ構成には同じ符号を付けその説明を省略する。

【 0 0 7 8 】

図 1 2 に示す第 2 の実施の形態の蛍光内視鏡装置 1 B は、図 1 の蛍光内視鏡装置 1 A において、電子内視鏡 2 A におけるフィルタ絞り 2 2 の代わりに液晶を用いた液晶絞り 3 8

50

を採用した電子内視鏡 2 B と、また光源装置 3 A から帯域制限フィルタ 1 1 を除去し、R G B 回転フィルタ 1 3 の代わりに透過波長を制限する並列回転フィルタ 3 9 を用いた光源装置 3 B と、プロセッサ 4 A における第 1 のフレームメモリ 2 8 及び第 2 のフレームメモリ 2 9 の代わりに R 用メモリ 4 1 a , G 用メモリ 4 1 b , B 用メモリ 4 1 c と、3 つの積算処理回路 4 2 とを設けたプロセッサ 4 B とを用いている。

【 0 0 7 9 】

光源装置 3 B における並列回転フィルタ 3 9 はモータ 4 0 により回転駆動され、このモータ 4 0 はタイミング制御回路 3 4 により回転速度が一定となるように制御される。この並列回転フィルタ 3 9 は図 1 3 に示すように外周側には R、G、B フィルタ 3 9 a、3 9 b、3 9 c、内周側には 3 つの I R フィルタ 3 9 d が分けて設けている。この並列回転フィルタ 3 9 は回転軸と直交する方向に移動可能 (図 1 2 では上下方向) であり、通常観察時には光路中に外側の R、G、B フィルタ 3 9 a、3 9 b、3 9 c が介装され、蛍光観察時には内側の I R フィルタ 3 9 d が介装される。

10

【 0 0 8 0 】

これら R、G、B フィルタ 3 9 a、3 9 b、3 9 c 及び I R フィルタ 3 9 d の透過特性を図 1 4 に示す。R、G、B フィルタ 3 9 a、3 9 b、3 9 c はそれぞれ赤、緑、青の波長成分を透過し、I R フィルタ 3 9 d は、I C G 誘導体標識抗体の励起光成分を透過する特性を有する。

【 0 0 8 1 】

電子内視鏡 2 B における対物レンズ 2 0 と C C D 2 1 との間の光路中に配置され、通過光量を制限する液晶絞り 3 8 は、図 1 5 に示すように同心円状に 3 つの部分に分かれて形成されている。

20

【 0 0 8 2 】

つまり、図 1 5 に示すように同心円状に中心から開口部 3 8 a、液晶板 3 8 b、遮光部 3 8 c で構成されており、液晶板 3 8 b への印加電圧はタイミング制御回路 3 4 によって制御される。

【 0 0 8 3 】

液晶板 3 8 b は、電圧を印加した状態では光を通さず、電圧を印加しない状態では光を透過するという性質を有する。従って、電圧印加時には絞りは小さくなり、被写体深度が深く、シャープな像が C C D 2 1 上に形成される。また、電圧を印加しない状態では絞りは大きくなり、明るい像が C C D 2 1 上に形成される。

30

【 0 0 8 4 】

プロセッサ 4 B は、図 1 と同様にプリアンプ 2 4、A G C 回路 2 5、A / D 変換回路 2 6、マルチプレクサ回路 2 7 を有し、このマルチプレクサ回路 2 7 で選択された信号は R 用メモリ R 4 1 a、G 用メモリ G 4 1 b、B 用メモリ B 4 1 c に入力される。

【 0 0 8 5 】

また、R 用メモリ R 4 1 a、G 用メモリ G 4 1 b、B 用メモリ B 4 1 c の出力信号はそれぞれ積算処理回路 4 2 を経て画像処理回路 3 0 に入力され、この画像処理回路 3 0 の出力は図 1 と同様に画像表示制御回路 3 1、D / A 変換回路 3 2 を経てモニタ 5 に出力される。

40

【 0 0 8 6 】

また、このプロセッサ 4 B は自動調光回路 3 3、蛍光内視鏡装置 1 B 全体の同期をとり、並列回転フィルタ 3 9 の回転や液晶絞り 3 8 や積算処理回路 4 2 を制御するタイミング制御回路 3 4 を備えている。

【 0 0 8 7 】

この積算処理回路 4 2 は、図 1 6 に示すように、係数の書き換えが可能な 2 つの乗算器 4 3、4 6 と、加算器 4 4 とフレームメモリ 4 5 により構成される。また、レーザ治療用のレーザ光を発生するレーザ光源 6 とレーザ光を導くレーザガイド 3 7 が設けられている。

【 0 0 8 8 】

50

次に、このように構成されている蛍光内視鏡装置 1 B の動作について説明する。

被検査体 1 9 の体内には、予めインドシアニンググリーン (I C G) 誘導体標識抗体のように、癌などの病巣部に対して親和性をもつ蛍光物質が投与されている。

【 0 0 8 9 】

光源装置 3 B のランプ 1 0 からは、可視光領域、及び I C G 誘導体標識抗体の励起波長を含む波長帯域の光が放射される。ランプ 1 0 から放射された光は、照明光絞リ 1 2 により光量が調整され、並列回転フィルタ 3 9 を透過する。

【 0 0 9 0 】

この並列回転フィルタ 3 9 を透過した光は、電子内視鏡 2 B のライトガイドファイバ 8 の入射端に入射される。並列回転フィルタ 3 9 は、図 1 3 に示すように外周には可視光領域の赤、緑、青の光を透過する R フィルタ 3 9 a、G フィルタ 3 9 b、B フィルタ 3 9 c が配置されており、内周には赤外領域の光を透過する I R フィルタ 3 9 d が配置されている。

10

【 0 0 9 1 】

それぞれのフィルタの透過特性は、図 1 4 に示すようになっており、I R フィルタ 3 9 d は、I C G 誘導体標識抗体の励起光成分を透過する。この並列回転フィルタ 3 9 は、動作時には毎秒 3 0 回転で回転する。また、並列回転フィルタ 3 9 は回転軸と垂直方向に移動可能に設置されており、通常光観察時には外周の R、G、B フィルタ 3 9 a、3 9 b、3 9 c が照明光路上に挿入されることにより、赤、緑、青の光が順次被写体に照射され、蛍光観察時には内周の I R フィルタ 3 9 d が照明光路上に挿入されることにより、励起光の波長帯域の赤外光が照射される。

20

【 0 0 9 2 】

被検査体 1 9 からの反射光と蛍光は、液晶絞り 3 8、励起光カットフィルタ 2 3 を経て C C D 2 1 で撮像される。液晶絞り 3 8 は、図 1 5 に示すように同心円状に中心から開口部 3 8 a、液晶板 3 8 b、遮光部 3 8 c で構成されており、液晶板 3 8 b への印加電圧はタイミング制御回路 3 4 によって制御される。液晶板 3 8 b は、電圧を印加した状態では光を通さず、電圧を印加しない状態では光を透過するという性質を有する。

【 0 0 9 3 】

そして、図 1 7 に示すように、通常観察時には電圧が印加されて絞りは小さくなり、被写体深度が深くシャープな像が C C D 2 1 上に形成される。また、蛍光観察時には電圧が印加されない状態で絞りは大きくなり、明るい像が C C D 2 1 上に形成される。

30

【 0 0 9 4 】

励起光カットフィルタ 2 3 は I C G 誘導体標識抗体の励起光成分を遮断し、蛍光成分と可視光成分を透過するように構成されており、その分光透過特性は図 8 に示すようになっている。

【 0 0 9 5 】

従って、C C D 2 1 では、並列回転フィルタ 3 9 の位置に応じて、赤、緑、青の可視光、あるいは赤外の蛍光が受光される。C C D 2 1 は、図示しない C C D 駆動回路によって並列回転フィルタ 3 9 の回転に同期して駆動され、通常光観察時には毎秒 9 0 フレーム、蛍光観察時には毎秒 3 0 フレームの画像を形成する (図 1 7 参照) 。

40

また、蛍光観察時には通常光観察時に比べて C C D 2 1 の露光時間を長く (図 1 7 では 3 倍) して、より明るい画像が得られるようにしている。

【 0 0 9 6 】

C C D 2 1 からの電気信号は、プロセッサ 4 B のプリアンプ 2 4 に入力され、増幅された後、A G C 回路 2 5 によりゲインの調整が行われる。その後、信号は A / D 変換回路 2 6 に入力され、アナログ信号からデジタル信号に変換される。デジタル信号は、マルチプレクサ 2 7 を介して 3 つのフレームメモリ、R 用メモリ R 4 1 a、G 用メモリ G 4 1 b、B 用メモリ B 4 1 c に記憶される。

【 0 0 9 7 】

マルチプレクサ 2 7 は、タイミング制御回路 3 4 からの制御信号に基づき、並列回転フ

50

フィルタ 39 の R フィルタ 39 a 挿入時には R 用メモリ R 41 a に、G フィルタ 39 b 又は I R フィルタ 39 d 挿入時には G 用メモリ G 41 b に、B フィルタ 39 c 挿入時には B 用メモリ B 41 c に信号を切り替えて入力する。

【0098】

3つのフレームメモリ 41 a、41 b、41 c の画像信号データは同時に読み出されることにより、時系列で送られてくる面順次画像の同時化が行われる。各フレームメモリ 41 a、41 b、41 c から出力されるデジタル信号は、積算処理回路 42 によりノイズの除去と増幅が行われる。

【0099】

積算処理回路 42 は、図 16 に示す巡回型フィルタの構成をしており、入力された画像信号は、乗算器 43 により $m(1 - a)$ 倍にされた後、加算器 44 に入力され、 a 倍にする乗算器 46 の出力と加算される。この加算器 44 の出力は、フレームメモリ 45 に入力されると共に、画像処理回路 30 に入力される。

【0100】

フレームメモリ 45 では、1 フレーム分画像を遅延させて出力する。2つの乗算器 43、46 の係数はタイミング制御回路 34 から出力される係数書き換え信号により書き換えることができる。

【0101】

この巡回型フィルタにおいて、係数 m は増幅率を表し係数 m が大きいほど明るい画像が得られる。また、係数 a を大きくすると残像効果が大きくなり、画像のノイズは低減される。

【0102】

本実施の形態では図 17 に示すように通常観察時には係数 m を 1、蛍光観察時には 2 にして、蛍光の場合にはより明るい画像が得られるように設定している。また、係数 a は通常観察時には 0.1、蛍光観察時には 0.5 にして、蛍光の場合にはよりノイズを軽減するようにしている。

なお、乗算器 43 には、乗算結果のオーバーフロー防止のためのクリップ回路が組み込まれている。

【0103】

積算処理回路 42 から出力された信号は画像処理回路 30 に入力され、画像強調等の画像処理が行われ、さらに画像表示制御回路 31 に入力され、文字情報の表示のための表示制御等が行われる。画像表示制御回路 31 から出力されたデジタル信号は、D/A 変換回路 32 に入力され、アナログ信号に変換され、モニタ 5 に出力される。

【0104】

自動調光回路 33 では、適度な明るさの照明光が得られるように、照明光絞り 12 を制御する信号を送る。タイミング制御回路 34 は、並列回転フィルタ 39 の回転、CCD 駆動、各種映像信号処理の同期をとると共に、並列回転フィルタ 39 のフィルタの可視・赤外切り替えに応じて、液晶絞り 38 の印加電圧と、乗算器 43、46 の係数を制御している。

【0105】

可視光による通常光観察時には、液晶絞り 38 に対しては電圧を印加して、絞りを小さくすることにより、被写体深度が深く、シャープな像を得る。また、乗算器 43、46 の係数としては、 $m = 1$ 、 $a = 0.1$ のように、速い動きに対してもぶれが少ない係数が代入される。

【0106】

赤外光による蛍光観察時には、液晶絞り 38 に対しては電圧を印可せず、絞りを大きくすることにより、明るい像を得る。また、乗算器 43、46 の係数としては、 $m = 2$ 、 $a = 0.5$ のように、ノイズ低減効果が大きく増幅効果のある係数が代入される。

モニタ 5 上では、並列回転フィルタ 39 の位置に応じて通常光像、又は蛍光像を観察することができる。

10

20

30

40

50

【0107】

本実施の形態では、観察用光源手段として単一のランプを用いたが、例えば通常光観察用のハロゲンランプと蛍光物質励起用のレーザあるいは発光ダイオードのように2つ以上の光源を組み合わせてもよい。

また、蛍光物質励起用の照明光は、体外から照射するようにしてもよい。

また、CCD21の位置は挿入部7の先端部17に配置するものに限らず、プロセッサ4B内部に設けてイメージガイドファイバで光を導くようにしてもよいし、光学式内視鏡に着脱可能なカメラヘッド内に配置してもよい。

また、CCD21の前面にイメージインテンシファイアを配して、感度を向上させてもよい。

10

【0108】

また、用いる絞りは液晶によるものに限らず、形状記憶合金を用いたものであってもよいし、機械的に遮光部材を出し入れするものであってもよい。

【0109】

本実施の形態は以下の効果を有する。

蛍光観察と通常光観察の切り替えに応じて絞りを制御する構成にしたので、蛍光観察時にはより明るい画像で、通常光観察時にはより深い被写体深度の画像で観察することができる。

【0110】

また、蛍光観察と通常光観察の切り替えに応じて巡回型フィルタの係数を変更する構成にしたので、蛍光は少ないノイズで、通常光は速い動きに対応して観察することができる。

20

【0111】

また、蛍光観察と通常光観察の切り替えに応じて、CCD21の露光時間を変更する構成にしたので、微弱な蛍光をより明るく観察することができる。

【0112】

(第3の実施の形態)

次に第3の実施の形態を説明する。図18ないし図21は、本発明の第3の実施の形態に係り、図18は、第3の実施の形態の蛍光内視鏡装置の全体の構成を示すブロック図、図19は通常光観察時の動作を示す説明図、図20は蛍光観察時の動作を示す説明図、図21は通常光・蛍光同時観察時の動作を示す説明図である。

30

【0113】

本実施の形態の目的は蛍光と通常光の双方を適当な明るさで観察することができる蛍光内視鏡装置を提供することにある。

本実施の形態は、第1の実施の形態と類似の構成であるので、異なる点を中心に説明し、類似機能を持つ構成には同じ符号を付け、その説明は省略する。

【0114】

第3の実施の蛍光内視鏡装置1Cは、図1の蛍光内視鏡装置1Aにおいて、電子内視鏡1AにおけるCCD21の代わりに内部で増幅率が可変なCCD51を採用し、かつフィルタ絞り22の代わりに通過光量を制限する絞り52を採用した電子内視鏡2Cと、光源装置3Aにおいてランプ10の発光を制御するランプ発光制御回路53を設けた光源装置3Cと、プロセッサ4AにおいてCCD51を制御するCCD駆動回路54を設けたプロセッサ4Cを有する。

40

【0115】

光源装置3Cは図1と同様に光を放射するランプ10と、照明光路上に設けられ透過波長を制限する帯域制限回転フィルタ11と、光量を制限する照明光絞り12と透過波長を制限するRGB回転フィルタ13と、コンデンサレンズ14とを有し、さらにランプ10の発光を制御するランプ発光制御回路53を備えている。

【0116】

帯域制限回転フィルタ11は図2で示したように、可視光透過フィルタ11aと赤外光

50

透過フィルタ 1 1 b によって 2 分されている。R G B 回転フィルタ 1 3 は、図 4 で示したように R、G、B フィルタ 1 3 a、1 3 b、1 3 c に 3 分されている。

【 0 1 1 7 】

また、電子内視鏡 2 C は、照明光を伝送するライトガイドファイバ 8 と、この先端面に対向して配置された照明レンズ 1 8 と、通過光量を制限する絞り 5 2 と、励起光を除去する励起光カットフィルタ 2 3 と、内部で増幅率が可変な C C D 5 1 とを有する。

【 0 1 1 8 】

また、プロセッサ 4 C は、プリアンプ 2 4、A G C 回路 2 5、A / D 変換回路 2 6、マルチプレクサ回路 2 7、第 1 のフレームメモリ 2 8、第 2 のフレームメモリ 2 9、画像強調などの処理をする画像処理回路 3 0、画像表示制御回路 3 1、D / A 変換回路 3 2、照明光絞り 1 2 を制御する自動調光回路 3 3、蛍光内視鏡装置 1 C 全体の同期をとるタイミング制御回路 3 4、C C D 5 1 を制御する C C D 駆動回路 5 4 を備えている。

【 0 1 1 9 】

また、レーザ治療用のレーザ光を発生するレーザ光源 6 とレーザ光を導くレーザガイド 3 7 が設けられている。

【 0 1 2 0 】

次に、このように構成されている内視鏡装置 1 C の動作について説明する。被検査体 1 9 の体内には、予めインドシアニンググリーン (I C G) 誘導体標識抗体のように、癌などの病巣部に対して親和性をもつ蛍光物質が投与されている。

【 0 1 2 1 】

光源装置 3 C のランプ 1 0 からは、可視光領域、及び I C G 誘導体標識抗体の励起波長を含む波長帯域の光が放射される。ランプ 1 0 から放射された光は帯域制限回転フィルタ 1 1、照明光絞り 1 2 を通過し、R G B 回転フィルタ 1 3 を透過する。R G B 回転フィルタ 1 3 を透過した光は、電子内視鏡 2 C のライトガイドファイバ 8 に入射される。

【 0 1 2 2 】

帯域制限回転フィルタ 1 1 は、図 2 に示す構成をしており、その分光透過特性は図 3 に示すようになっている。R G B 回転フィルタ 1 3 は、図 4 に示す構成をしており、その分光透過特性は、図 5 に示すようになっている。

【 0 1 2 3 】

通常光観察時には、図 1 9 に示すようにランプ発光制御回路 5 3 は例えば 1 8 A のランプ電流をパルス状に供給し、ランプ 1 0 は R G B 回転フィルタ 1 3 の回転に同期して発光する。

【 0 1 2 4 】

また、帯域制限回転フィルタ 1 1 の可視光透過フィルタ 1 1 a が光路上に固定され、R G B 回転フィルタ 1 3 は毎秒 3 0 回転することにより、赤、緑、青の光が順次照射される (図 1 9 参照) 。

【 0 1 2 5 】

蛍光観察時には、ランプ発光制御回路 5 3 は図 2 0 に示すように 2 1 A の電流をパルス状に供給し、ランプ 1 0 は R G B 回転フィルタ 1 3 の回転に同期して発光する。

【 0 1 2 6 】

また、帯域制限回転フィルタ 1 1 の赤外光透過フィルタ 1 1 b が光路上に固定され、R G B 回転フィルタ 1 3 は毎秒 3 0 回転することにより、励起光の波長帯域の赤外光が照射される (図 2 0 参照) 。

【 0 1 2 7 】

蛍光像・通常光像同時観察時には、図 2 1 に示すようにランプ発光制御回路 5 3 は帯域制限回転フィルタ 1 1 の位置に応じて 2 1 A 又は 1 8 A の電流をパルス状に供給し、ランプ 1 0 は R G B 回転フィルタ 1 3 の回転に同期して発光する。この R G B 回転フィルタ 1 3 は毎秒 3 0 回転し、帯域制限回転フィルタ 1 1 は毎秒 9 0 回転することにより、赤、励起光、緑、励起光、青、励起光と順次照射される (図 2 1 参照) 。

【 0 1 2 8 】

このときタイミング制御回路 3 4 は、R G B 回転フィルタ 1 3 と帯域制限回転フィルタ 1 1 が同期して回転するように制御すると共に、ランプ発光制御回路 5 3 が帯域制限回転フィルタ 1 1 の切り替えに応じて所定の電流をランプに供給するように制御する。

【 0 1 2 9 】

このように、蛍光観察時には通常光観察時に比べて高いランプ電流を供給することにより、蛍光の発光強度を増すことができ、明るい蛍光像を得ることができる。

【 0 1 3 0 】

被検査体 1 9 からの反射光と蛍光は、光量を制限する絞り 5 2、励起光カットフィルタ 2 3 を経て C C D 5 1 で撮像される。励起光カットフィルタ 2 3 は I C G 誘導体標識抗体の励起光成分を遮断し、蛍光成分と可視光成分を透過するように構成されており、その分光透過特性は図 8 に示すようになっている。従って、C C D 5 1 では、R G B 回転フィルタ 1 3 と帯域制限回転フィルタ 1 1 の位置に応じて、赤、緑、青の可視光、あるいは赤外の蛍光を受光する。

【 0 1 3 1 】

本実施の形態で用いられる C C D 5 1 は、内部で高い増幅率を得ることができ、その増幅率は転送クロックの振幅により制御される。増幅が C C D 5 1 内部で行われるので外部からのノイズの影響が少なく、転送クロックの振幅を大きくして増幅率を高くすることにより、微弱な光でも明るく観察することができる。

【 0 1 3 2 】

C C D 5 1 は、C C D 駆動回路 5 4 によって回転フィルタ 1 1、1 3 の回転に同期して駆動され、帯域制限回転フィルタ 1 1 の回転の有無に応じて毎秒 1 8 0 フレームあるいは毎秒 9 0 フレームの画像を形成する。帯域制限回転フィルタ 1 1 の可視光透過フィルタ 1 1 a 挿入（通常光観察時）時には、C C D 駆動回路 5 4 は転送クロックの振幅を小さくして、C C D 5 1 での増幅率を低くする（図 1 9、図 2 1 参照）。

【 0 1 3 3 】

通常光による観察では比較的明るい画像が得られるので、低い増幅率で差し支えない。赤外光透過フィルタ 1 1 b 挿入（蛍光観察）時には、転送クロックの振幅を大きくして C C D 5 1 での増幅率を高くする（図 2 0、図 2 1 参照）。

増幅率を高くすることにより、微弱な蛍光も十分な明るさで観察することができる。

【 0 1 3 4 】

C C D 5 1 からの電気信号は、プロセッサ 4 C のプリアンプ 2 4 に入力されて増幅され、A G C 回路 2 5 によりゲインの調整が行われる。その後、信号は A / D 変換回路 2 6 に入力され、アナログ信号からデジタル信号に変換される。

【 0 1 3 5 】

デジタル信号は、マルチプレクサ 2 7 を介して第 1 のフレームメモリ 2 8 又は第 2 のフレームメモリ 2 9 に記憶される。マルチプレクサ 2 7 は、タイミング制御回路 3 4 からの制御信号に基づき、帯域制限回転フィルタ 1 1 の可視光透過フィルタ 1 1 a が挿入されているときには第 1 のフレームメモリ 2 8 に、赤外光透過フィルタ 1 1 b が挿入されているときには第 2 のフレームメモリ 2 9 に信号を切り替えて入力する。

【 0 1 3 6 】

第 1、第 2 のフレームメモリ 2 8、2 9 から出力された信号は画像処理回路 3 0 に入力され、画像強調、ノイズ除去等の画像処理が行われ、さらに画像表示制御回路 3 1 に入力され、蛍光画像、通常画像、文字情報の同時表示のための表示制御等が行われる。

【 0 1 3 7 】

画像表示制御回路 3 1 から出力されたデジタル信号は、D / A 変換回路 3 2 に入力され、アナログ信号に変換され、モニタ 5 に出力される。自動調光回路 3 3 では、適度な明るさの照明光が得られるように、照明光絞り 1 2 を制御する信号を送る。タイミング制御回路 3 4 は、回転フィルタの回転、C C D 駆動、各種映像信号処理、ランプ発光の同期をとり制御する。

【 0 1 3 8 】

モニタ 5 上では、帯域制限回転フィルタ 1 1 の位置に応じて通常光像、蛍光像、あるいはその双方を同時に観察することができる。

本実施の形態では、観察用光源手段として単一のランプ 1 0 を用いたが、例えば通常光観察用のハロゲンランプと蛍光物質励起用のレーザあるいは発光ダイオードのように 2 つ以上の光源を組み合わせてもよい。

【 0 1 3 9 】

また、蛍光物質励起用の照明光は、体外から照射するようにしてもよい。

また、照明光の光量を制御する手段は、ランプ電流を変化させるものに限らず、照明光絞りの開きを制御してもよいし、照明光路上に光量制限用のフィルタを挿入するものでもよい。

10

【 0 1 4 0 】

また、CCD 5 1 の位置は挿入部 7 の先端部 1 7 に配置するものに限らず、プロセッサ 4 C 内部に設けてイメージガイドファイバで光を導くようにしてもよいし、光学式内視鏡に着脱可能なカメラヘッド内に配置してもよい。

又、フレームごとの処理の代わりにフィールドごとに処理を行ってもよい。

【 0 1 4 1 】

本実施の形態は以下の効果を有する。

蛍光観察と通常光観察の切り替えに応じてランプ光量と CCD 5 1 の増幅率を制御する構成にしたので、蛍光像と通常観察像の明るさが著しく異なることが無く、蛍光と通常光の双方を適当な明るさで観察することができる。

20

【 0 1 4 2 】

(第 4 の実施の形態)

次に本発明の第 4 の実施の形態を説明する。図 2 2 ないし図 2 7 は、本発明の第 4 の実施の形態に係り、図 2 2 は第 4 の実施の形態の蛍光内視鏡装置の全体の構成を示すブロック図、図 2 3 は RGB 回転フィルタの構成を示す説明図、図 2 4 は RGB 回転フィルタの分光透過特性を示す説明図、図 2 5 は通常光観察時の動作を示す説明図、図 2 6 は蛍光観察時の動作を示す説明図、図 2 7 は通常光・蛍光同時観察時の動作を示す説明図である。

【 0 1 4 3 】

本実施の形態の目的は赤外蛍光観察時に外部から漏れてくる光を除去し、ノイズの少ない蛍光画像を得ることができる蛍光内視鏡装置を提供することにある。本実施の形態は、第 1 の実施の形態と類似の構成であるので、異なる点を中心に説明し、類似機能を持つ構成には同じ符号を付け、その説明は省略する。

30

【 0 1 4 4 】

図 2 2 に示す第 4 の実施の形態の蛍光内視鏡装置 1 D は、図 1 の蛍光内視鏡装置 1 A において、電子内視鏡 2 A においてフィルタ絞り 2 2 の代わりに絞り 5 2 が採用された電子内視鏡 2 D と、プロセッサ 4 A においてマルチプレクサ 2 7 の出力端には第 1 のフレームメモリ 2 8 及び第 2 のフレームメモリ 2 9 の代わりに R 用メモリ 4 1 a , G 用メモリ 4 1 b , B 用メモリ 4 1 c と、さらに R 用メモリ 6 1 a , G 用メモリ 6 1 b , B 用メモリ 6 1 c と、2 つの減算器 6 2 、 6 3 、加算器 6 4 及び積算処理回路 4 2 とが設けられたプロセッサ 4 D と、光源装置 3 A において RGB 回転フィルタ 1 3 とは特性の異なる RGB 回転フィルタ 6 5 を用いた光源装置 3 D とを有する。

40

【 0 1 4 5 】

図 1 と同様に光源装置 3 D は、光を放射するランプ 1 0 と、照明光路上に設けられ透過波長を制限する帯域制限回転フィルタ 1 1 と、光量を制限する照明光絞り 1 2 と共に、図 1 の RGB 回転フィルタ 1 3 とは特性が異なる透過波長を制限する RGB 回転フィルタ 6 5 とを備えている。

【 0 1 4 6 】

帯域制限回転フィルタ 1 1 は図 2 で示したように、可視光透過フィルタ 1 1 a と赤外光透過フィルタ 1 1 b によって 2 分されている。RGB 回転フィルタ 6 5 は、図 2 3 に示すように R 、 G 、 B フィルタ 6 5 a 、 6 5 b 、 6 5 c に 3 分されている。電子内視鏡 2 D は

50

、照明光を伝送するライトガイドファイバ8と、撮像手段に入射される光量を制限する絞り52と、励起光を除去する励起光カットフィルタ23と、CCD21とを有する。

【0147】

プロセッサ4Dは、プリアンプ24、AGC回路25、A/D変換回路26、マルチプレクサ回路27、R用メモリ41a、G用メモリ41b、B用メモリ41c、R用メモリ61a、G用メモリ61b、B用メモリ61c、2つの減算器62、63、加算器64、積算処理回路42、画像処理回路30、画像表示制御回路31、D/A変換回路32、照明光絞り12を制御する自動調光回路33、蛍光内視鏡装置1D全体の同期をとるタイミング制御回路34を備えている。

また、レーザ治療用のレーザ光を発生するレーザ光源6とレーザ光を導くレーザガイド37が設けられている。

10

【0148】

次に、このように構成されている蛍光内視鏡装置1Dの動作について説明する。

被検査体19の体内には、予めインドシアニンググリーン(ICG)誘導体標識抗体のように、癌などの病巣部に対して親和性をもつ蛍光物質が投与されている。

【0149】

光源装置3Dのランプ10からは、可視光領域、及びICG誘導体標識抗体の励起波長を含む波長帯域の光が放射される。ランプ10から放射された光は帯域制限回転フィルタ11、照明光絞り12を通過し、RGB回転フィルタ65を透過する。

【0150】

20

RGB回転フィルタ65を透過した光は、電子内視鏡2Dのライトガイドファイバ8に入射される。帯域制限回転フィルタ11は、図2に示した構成をしており、その分光透過特性は図3に示すようになっている。RGB回転フィルタ65は、図23に示す構成をしており、その分光透過特性は、図24に示すようになっている。

【0151】

つまり、Rフィルタ65aとGフィルタ65bは赤外のICG誘導体標識抗体の励起光成分を透過するが、Bフィルタ65cは励起光成分は透過しない。従って、帯域制限回転フィルタ11の赤外光透過フィルタ11bが照明光路に挿入されているときに、Rフィルタ65aかGフィルタ65bが挿入されていれば励起光成分が照射されるが、Bフィルタ65cが挿入されていれば光は照射されない。

30

【0152】

通常光観察時には、帯域制限回転フィルタ11の可視光透過フィルタ11aが光路上に固定され、RGB回転フィルタ65は毎秒30回転することにより、赤、緑、青の光が順次照射される(図25参照)。

【0153】

蛍光観察時には、帯域制限回転フィルタ11の赤外光透過フィルタ11bが光路上に固定され、RGB回転フィルタ65は毎秒30回転することにより、励起光の波長帯域の赤外光が間欠的に照射される(図26参照)。

【0154】

蛍光像・通常光像同時観察時には、RGB回転フィルタ65は毎秒30回転し、帯域制限回転フィルタ11は毎秒90回転することにより、赤、励起光、緑、励起光、青、遮光の順で照射される(図27参照)。

40

このときタイミング制御回路34は、RGB回転フィルタ65と帯域制限回転フィルタ11が同期して回転するように制御する。

【0155】

被検査体19からの反射光と蛍光は、光量を制限する絞り52、励起光カットフィルタ23を経てCCD21で撮像される。励起光カットフィルタ23はICG誘導体標識抗体の励起光成分を遮断し、蛍光成分と可視光成分を透過するように構成されており、その分光透過特性は図8に示すようになっている。

【0156】

50

従って、CCD 21では、RGB回転フィルタ65と帯域制限回転フィルタ11の位置に応じて、赤、緑、青の可視光、赤外の蛍光、あるいは体外から漏れてくるノイズ（雑音）成分の光を受光する（図25～図27参照）。

【0157】

CCD 21は、図示しないCCD駆動回路によって回転フィルタ11、65の回転に同期して駆動され、帯域制限回転フィルタ11の回転の有無に応じて毎秒180フレームあるいは毎秒90フレームの画像を形成する。

【0158】

CCD 21からの電気信号は、プロセッサ4Dのプリアンプ24に入力されて増幅され、AGC回路25によりゲインの調整が行われる。その後、信号はA/D変換回路26に

10

【0159】

デジタル信号は、マルチプレクサ27を介して6つのフレームメモリ41a～41c、61a～61cのいずれかに記憶される。マルチプレクサ27は、タイミング制御回路34からの制御信号に基づき、画像を記憶するメモリを選択する。

【0160】

帯域制限回転フィルタ11の可視光透過フィルタ11aが照明光路上に挿入されているときには、RGB回転フィルタ65の位置に応じて、R用メモリ41a、G用メモリ41b、B用メモリ41cに画像信号を記憶する。すなわち、R用メモリ41aには赤で照射時の画像が、G用メモリ41bには緑で照射時の画像が、B用メモリ41cには青で照射時の画像が記憶される。

20

【0161】

赤外光透過フィルタ11bが照明光路上に挿入されているときにはRGB回転フィルタ65の位置に応じて、R用メモリ61a、G用メモリ61b、B用メモリ61cに画像信号を記憶する。すなわち、R用メモリ61a、G用メモリ61bには蛍光画像が、B用メモリ61cには照明光がない状態での画像（背景画像）が記憶される。

【0162】

この背景画像は、体外から漏れて入ってくる光によるノイズ、及び機器に固有の定常ノイズを表す。これらの背景ノイズ成分は、通常観察時にはあまり問題にならないが、微弱な蛍光を観察する時には大きな問題となる。

30

【0163】

特に近赤外域の光はヘモグロビンや水の吸収が少ないために生体組織への透過性が良く、ICG誘導体標識抗体のような近赤外域の蛍光観察の場合は被検者外部からの漏れ光の混入が問題となる。

【0164】

2つの減算器62、63では、蛍光画像から背景画像を減算するので、これらの背景ノイズ成分は除去される。背景ノイズ成分の除去された2つの蛍光画像は、加算器64で加算され、加算された信号は、図16に示す構成の積算処理回路42に入力され、時間的に非定常なノイズ成分の除去が行われる。

【0165】

40

R用メモリ41a、G用メモリ41b、B用メモリ41c及び積算処理回路42から出力された信号は画像処理回路30に入力され、画像強調、ノイズ除去等の画像処理が行われ、さらに画像表示制御回路31に入力され、蛍光画像、通常画像、文字情報の同時表示のための表示制御等が行われる。

【0166】

画像表示制御回路31から出力されたデジタル信号は、D/A変換回路32に入力され、アナログ信号に変換され、モニタ5に出力される。自動調光回路33では、適度な明るさの照明光が得られるように、照明光絞り12を制御する信号を送る。タイミング制御回路34は、回転フィルタの回転、CCD駆動、各種映像信号処理の同期をとり制御する。

【0167】

50

モニタ 5 上では、帯域制限回転フィルタ 11 の位置に応じて通常光像、蛍光像、あるいはその双方を同時に観察することができる。

本実施の形態では、観察用光源手段として単一のランプ 10 を用いたが、例えば通常光観察用のハロゲンランプと蛍光物質励起用のレーザあるいは発光ダイオードのように 2 つ以上の光源を組み合わせてもよい。

【0168】

また、蛍光物質励起用の照明光は、体外から照射するようにしてもよい。

また、CCD 21 の位置は挿入部 7 の先端部 17 に配置するものに限らず、プロセッサ 4D 内部に設けてイメージガイドファイバで光を導くようにしてもよいし、光学式内視鏡に着脱可能なカメラヘッド内に配置してもよい。

10

また、フレームごとの処理の代わりにフィールドごとに処理を行ってもよい。本実施の形態は以下の効果を有する。

励起光照射時の蛍光像と光を照射しないときの背景像との差をとる構成にしたので、外部からの漏れ光によるノイズの少ない蛍光画像を得ることができる。なお、上述の複数の実施の形態を部分的に組み合わせる等して構成される実施の形態なども本発明に属する。

【0169】

[付記]

1. 蛍光物質を被検査対象物に投与して診断を行う装置において、

前記蛍光物質の励起波長を含む第 1 の波長帯域の光と可視光を含む第 2 の波長帯域の光を前記被検査対象物に照射する光源手段と、

20

前記被検査対象物の可視光像と前記蛍光物質の蛍光像を撮像する撮像手段と、前記被検査対象物と前記撮像手段との光路上に挿入された絞り手段とを有し、前記絞り手段は可視光を透過する可視光透過部と可視光を透過せず前記蛍光物質の蛍光の波長帯域の光を透過し、前記可視光透過部より透過領域が大きい可視光非透過部を有することを特徴とした蛍光内視鏡装置。

【0170】

(付記 1、付記 2 の目的) 蛍光観察時にはより明るく、通常光観察時にはより深い被写体深度で観察することができる蛍光内視鏡装置を提供すること。

(付記 1 の作用) 絞り部分において蛍光の透過する領域を可視光(通常光)が透過する領域に比べて大きくなる構成にしたので、蛍光が絞り部分を沢山通過でき、蛍光はより明るく、通常光はより深い被写体深度で観察することができる。

30

【0171】

2. 蛍光物質から放射される蛍光を観察して診断を行う蛍光内視鏡装置において、

前記蛍光物質の励起波長を含む第 1 の波長帯域の光と可視光を含む第 2 の波長帯域の光を前記被検査対象物に選択的に照射する光源手段と、

前記第 1 の波長帯域の光と前記第 2 の波長帯域の光を切り替える切り替え手段と、

前記被検査対象物の可視光像と前記蛍光物質の蛍光像を撮像する撮像手段と、前記被検査対象物と前記撮像手段との光路上に挿入された可変絞り手段と、

前記切り替え手段の切り替えに応じて前記可変絞り手段を制御することを特徴とした蛍光内視鏡装置。

40

【0172】

(付記 2 の作用) 蛍光観察と通常光観察の切り替えに応じて絞りを制御する構成にしたので、蛍光観察時には絞りを大きくし通常光観察時には絞りを小さくすることにより、蛍光はより明るく、通常光はより深い被写体深度で観察することができる。

【0173】

3. 蛍光物質から放射される蛍光を観察して診断を行う蛍光内視鏡装置において、

前記蛍光物質の励起波長を含む第 1 の波長帯域の光と可視光を含む第 2 の波長帯域の光を前記被検査対象物に選択的に照射する光源手段と、

前記第 1 の波長帯域の光と前記第 2 の波長帯域の光を切り替える切り替え手段と、

50

前記被検査対象物の可視光像と前記蛍光物質の蛍光像を撮像する撮像手段と、 前記撮像手段により得られる撮像信号を積分する積分手段と、

前記切り替え手段の切り替えに応じて前記積分手段を制御することを特徴とした蛍光内視鏡装置。

【 0 1 7 4 】

(付記 3 の目的) 蛍光観察時にはより少ないノイズで、通常光観察時には速い動きに対応して観察することができる蛍光内視鏡装置を提供すること。

(付記 3 の作用) 蛍光観察と通常光観察の切り替えに応じて積分手段を制御する構成にしたので、蛍光は少ないノイズで、通常光は速い動きに対応して観察することができる。

【 0 1 7 5 】

4 . 蛍光物質から放射される蛍光を観察して診断を行う蛍光内視鏡装置において、
前記蛍光物質の励起波長を含む第 1 の波長帯域の光と可視光を含む第 2 の波長帯域の光を前記被検査対象物に選択的に照射する光源手段と、

前記光源手段の光量を制御する光量制御手段と、

前記第 1 の波長帯域の光と前記第 2 の波長帯域の光を切り替える切り替え手段と、

前記被検査対象物の可視光像と前記蛍光物質の蛍光像を撮像する撮像手段と、 前記切り替え手段の切り替えに応じて前記光量制御手段を制御することを特徴とした蛍光内視鏡装置。

【 0 1 7 6 】

(付記 4、付記 5 の目的) 通常光と蛍光の双方を適当な明るさで観察することができる蛍光内視鏡装置を提供すること。

(付記 4 の作用) 蛍光観察と通常光観察の切り替えに応じて光量を制御する構成にしたので、蛍光と通常光の双方を適当な明るさで観察することができる。

【 0 1 7 7 】

5 . 蛍光物質から放射される蛍光を観察して診断を行う蛍光内視鏡装置において、
前記蛍光物質の励起波長を含む第 1 の波長帯域の光と可視光を含む第 2 の波長帯域の光を前記被検査対象物に選択的に照射する光源手段と、

前記第 1 の波長帯域の光と前記第 2 の波長帯域の光を切り替える切り替え手段と、

前記被検査対象物の可視光像と前記蛍光物質の蛍光像を撮像する撮像手段と、 前記撮像手段により得られる撮像信号を増幅する増幅手段と、

前記切り替え手段の切り替えに応じて前記増幅手段を制御することを特徴とした蛍光内視鏡装置。

(付記 5 の作用) 蛍光観察と通常光観察の切り替えに応じて増幅器を制御する構成にしたので、蛍光と通常光の双方を適当な明るさで観察することができる。

【 0 1 7 8 】

6 . 蛍光物質を被検査対象物に投与して診断を行う蛍光内視鏡装置において、

前記被検査対象物に間欠的に光を照射する光源手段と、

前記光源手段から光が照射されているときの前記被検査対象物からの蛍光像と前記光源手段から光が照射されていないときの前記被検査対象物からの背景像を撮像する撮像手段と、

前記蛍光像と前記背景像との差を算出する減算手段とを有することを特徴とした赤外蛍光内視鏡装置。

【 0 1 7 9 】

(付記 6 の目的) 赤外蛍光観察時に外部から漏れてくる光を除去し、ノイズの少ない蛍光画像を得ることができる蛍光内視鏡装置を提供すること。

(付記 6 の作用) 蛍光像と光を照射しないときの背景像の差をとる構成にしたので、ノイズの少ない蛍光画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 1 8 0 】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態の蛍光内視鏡装置の全体構成図。

10

20

30

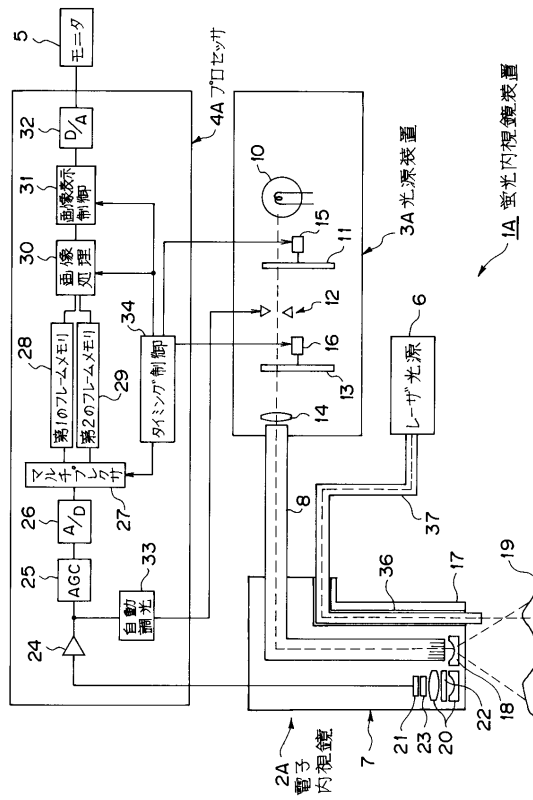
40

50

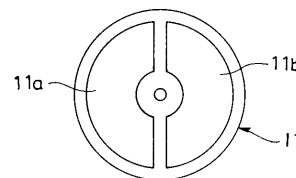
【図 2】帯域制限回転フィルタの構成図。	
【図 3】帯域制限回転フィルタの分光透過特性を示す特性図。	
【図 4】R G B 回転フィルタの構成図。	
【図 5】R G B 回転フィルタの分光透過特性を示す特性図。	
【図 6】フィルタ絞りの構成図。	
【図 7】フィルタ絞りの分光透過特性を示す特性図。	
【図 8】励起光カットフィルタの分光透過特性を示す特性図。	
【図 9】通常光観察時の動作説明図。	
【図 10】蛍光観察時の動作説明図。	
【図 11】通常光・蛍光同時観察時の動作説明図。	10
【図 12】本発明の第 2 の実施の形態の蛍光内視鏡装置の全体構成図。	
【図 13】並列回転フィルタの構成図。	
【図 14】並列回転フィルタの分光透過特性を示す特性図。	
【図 15】液晶絞りの構成図。	
【図 16】積算処理回路の構成図。	
【図 17】第 2 の実施の形態の動作説明図。	
【図 18】本発明の第 3 の実施の形態の蛍光内視鏡装置の全体構成図。	
【図 19】通常光観察時の動作説明図。	
【図 20】蛍光観察時の動作説明図。	
【図 21】通常光・蛍光同時観察時の動作説明図。	20
【図 22】本発明の第 4 の実施の形態の蛍光内視鏡装置の全体構成図。	
【図 23】R G B 回転フィルタの構成図。	
【図 24】R G B 回転フィルタの分光透過特性を示す特性図。	
【図 25】通常光観察時の動作説明図。	
【図 26】蛍光観察時の動作説明図。	
【図 27】通常光・蛍光同時観察時の動作説明図。	
【符号の説明】	
【 0 1 8 1 】	
1 A ... 蛍光内視鏡装置	
2 A ... 電子内視鏡	30
3 A ... 光源装置	
4 A ... プロセッサ	
5 ... モニタ	
6 ... レーザ光源	
7 ... 挿入部	
8 ... ライトガイドファイバ	
1 0 ... ランプ	
1 1 ... 帯域制限回転フィルタ	
1 1 a ... 可視光透過フィルタ	
1 1 b ... 赤外光透過フィルタ	40
1 2 ... 照明光絞り	
1 3 ... R G B 回転フィルタ	
1 5 , 1 6 ... モータ	
2 1 ... C C D	
2 2 ... フィルタ絞り	
2 2 a ... 可視光透過部	
2 2 b ... 可視光非透過部	
2 2 c ... 遮光部	
2 3 ... 励起光カットフィルタ	
2 4 ... プリアンプ	50

- 25 ... AGC 回路
- 26 ... A / D 変換回路
- 27 ... マルチプレクサ
- 28, 29 ... フレームメモリ
- 30 ... 画像処理回路
- 31 ... 画像表示制御回路
- 32 ... D / A 変換回路
- 33 ... 自動調光回路
- 34 ... タイミング制御回路

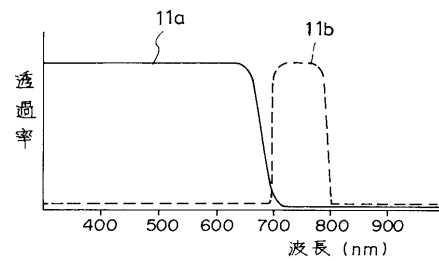
【図1】



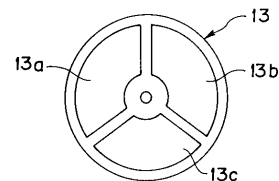
【図2】



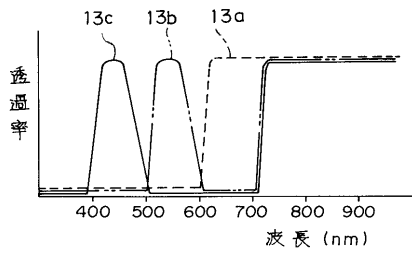
【図3】



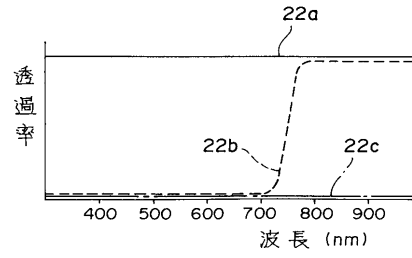
【図4】



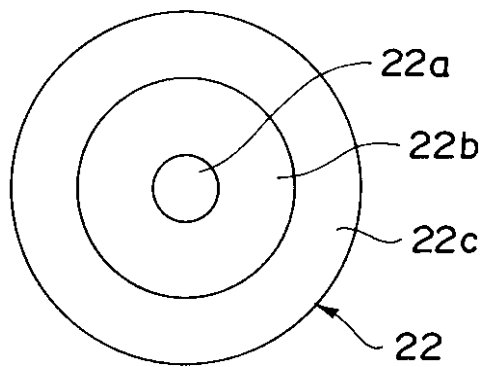
【図 5】



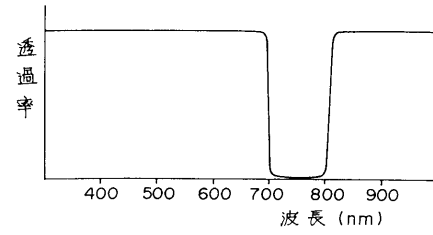
【図 7】



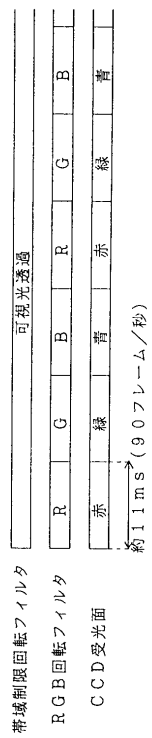
【図 6】



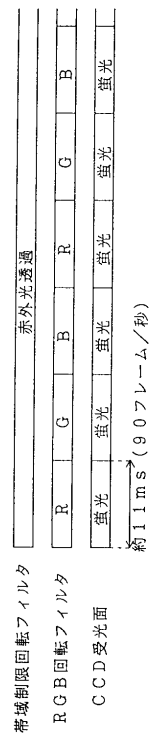
【図 8】



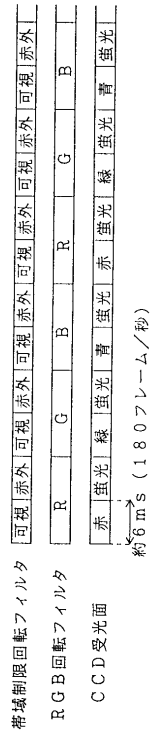
【図 9】



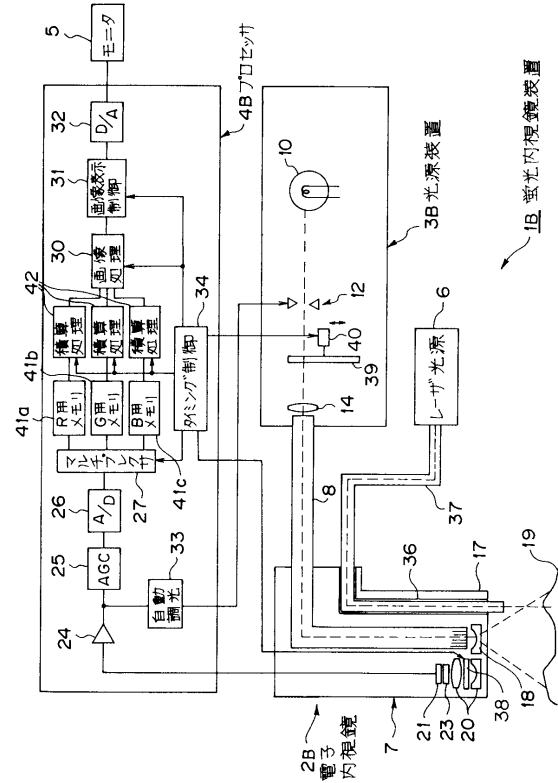
【図 10】



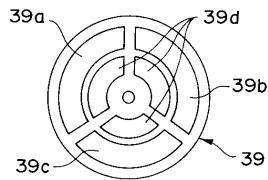
【 図 1 1 】



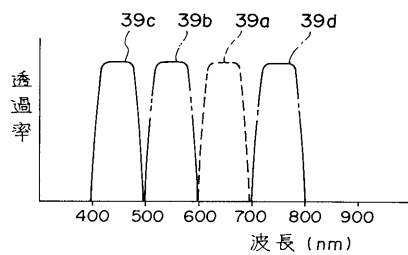
【 図 1 2 】



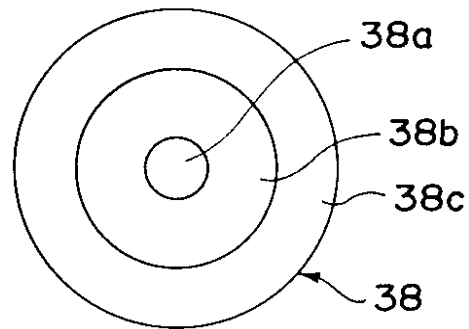
【 ㄟ 1 3 】



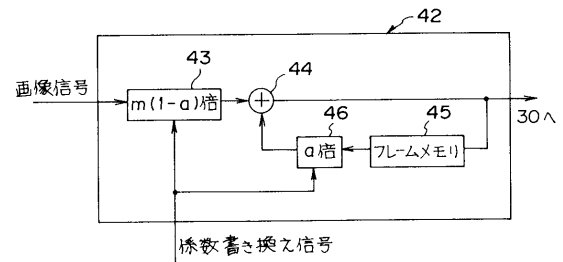
【 図 1 4 】



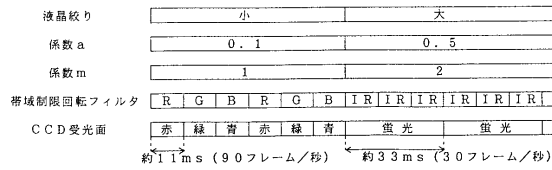
【 図 1 5 】



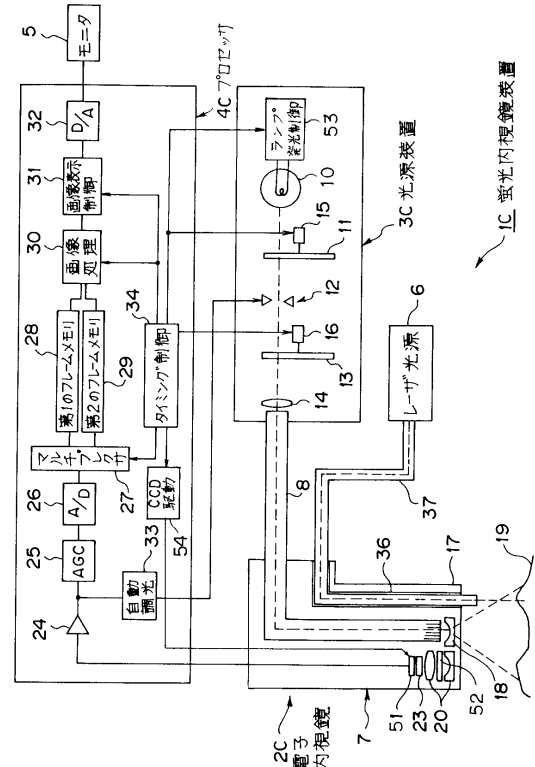
【 図 1 6 】



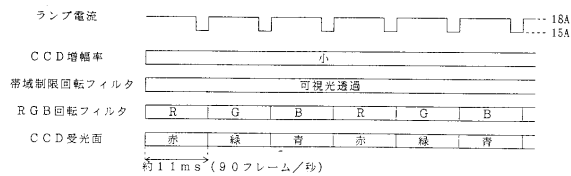
【図 17】



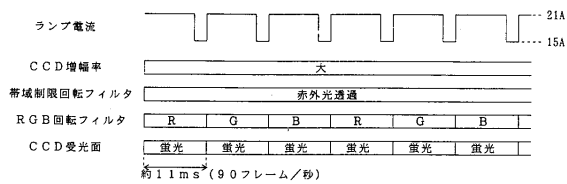
【図 18】



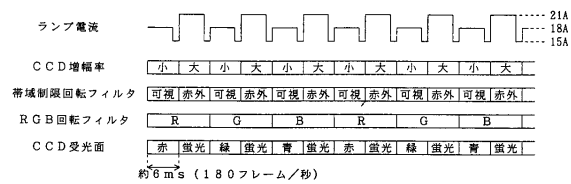
【図 19】



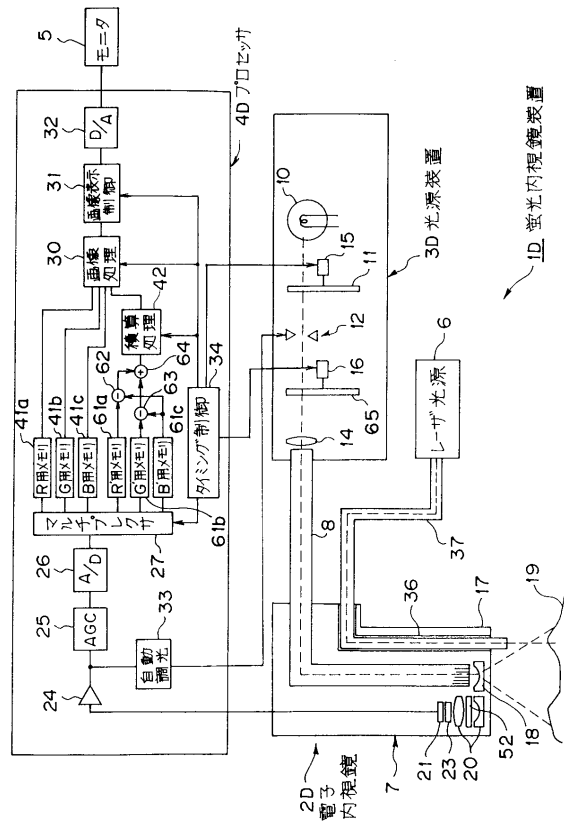
【図 20】



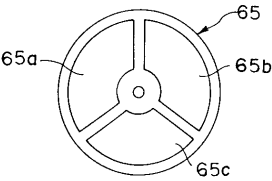
【図 21】



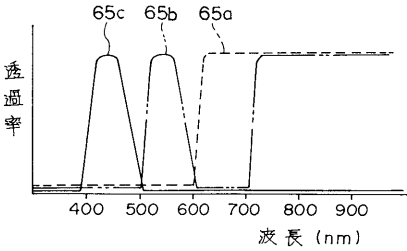
【図 22】



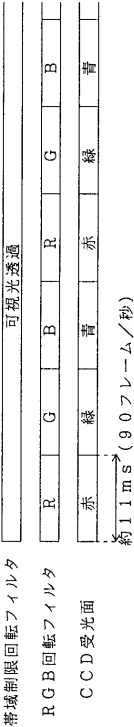
【図 2 3】



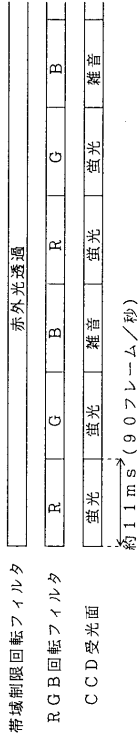
【図 2 4】



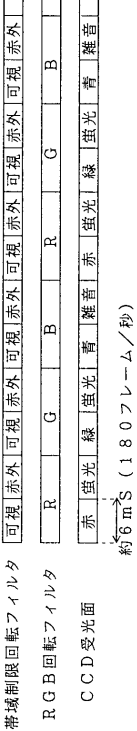
【図 2 5】



【図 2 6】



【図 2 7】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開昭63-234939(JP,A)
特開平05-137074(JP,A)
特開平08-252218(JP,A)
特開平04-317275(JP,A)
特開平05-084218(JP,A)
特開平08-265645(JP,A)
特開平09-070384(JP,A)
特開平07-059783(JP,A)
特開平5-328229(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/04

A61B 1/00

专利名称(译)	荧光内窥镜设备		
公开(公告)号	JP4297887B2	公开(公告)日	2009-07-15
申请号	JP2005158159	申请日	2005-05-30
[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	今泉克一 中村一成		
发明人	今泉 克一 中村 一成		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G01N21/64 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/00.300.D A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04.530 A61B1/05 A61B1/07.731 G01N21/64.F G01N21/64.Z G02B23/24.C		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/EA14 2G043/FA01 2G043/FA06 2G043/HA01 2G043/HA05 2G043/HA06 2G043/JA02 2G043/KA01 2G043/KA02 2G043/KA05 2G043/KA09 2G043/LA03 2G043/NA01 2G043/NA05 2G043/NA06 2H040/BA09 2H040/BA11 2H040/CA02 2H040/CA06 2H040/CA09 2H040/CA23 2H040/DA53 2H040/FA01 2H040/FA06 2H040/FA08 2H040/FA13 2H040/FA14 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA07 2H040/GA11 4C061/AA02 4C061/AA03 4C061/AA04 4C061/CC06 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ04 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR18 4C061/RR26 4C061/SS07 4C161/AA02 4C161/AA03 4C161/AA04 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ04 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/SS07		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2005261974A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够以适当的亮度观察荧光和普通光的荧光内窥镜设备。 解决方案：在用于观察从检查目标部位发射的荧光的荧光内窥镜设备中，用于将包括荧光的激发波长的第一波段的光照射到检查目标部分的光源装置，一种固态图像拾取元件，其布置在内窥镜的尖端处，用于从检查目标部分拾取光并且可在元件内部放大;以及控制装置，用于响应于波长波段的光照射，放大由所述固态图像拾取元件中的所述固态图像拾取元件获得的信号。 .The 18

