

(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2005-87450

(P2005-87450A)

(43) 公開日 平成17年4月7日(2005.4.7)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 1/06

G 0 2 B 23/26

F I

A 6 1 B 1/06

G 0 2 B 23/26

A

B

テーマコード (参考)

2 H 0 4 O

4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2003-324326 (P2003-324326)

(22) 出願日 平成15年9月17日 (2003.9.17)

(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

(74) 代理人 100098235

弁理士 金井 英幸

(72) 発明者 宇津井 哲也

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 BA09 CA09 GA02

4C061 GG01 LL01 MM02 NN01 QQ02

QQ04 RR02 RR15 RR22 TT01

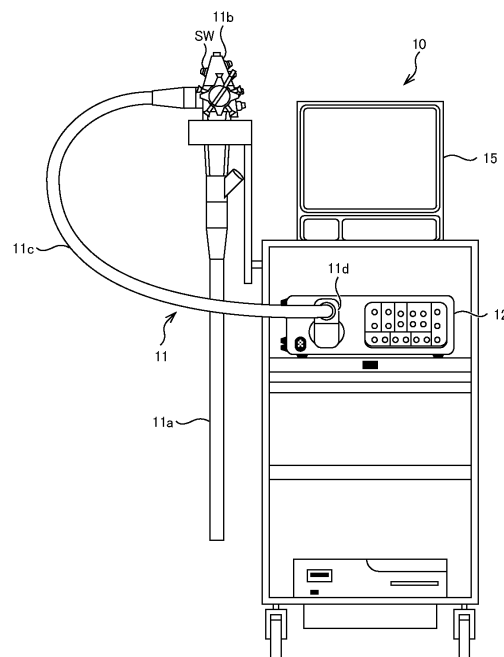
(54) 【発明の名称】 蛍光観察内視鏡システム及び蛍光観察内視鏡用光源装置

(57) 【要約】

【課題】受光する参照光の反射光及び自家蛍光の光量を最適化することができる蛍光観察内視鏡システムを提供する。

【解決手段】第1光路上には、励起光成分を断続的に通過させる第1ロータリーシャッタ、及び、第1絞り機構が配置されている。第2光路上には、励起光成分が通過していない時間に白色光及び参照光を連続的に通過させる第2ロータリーシャッタ、及び、第2絞り機構が配置される。第1光路及び第2光路は、第1ビームスプリッタによって合成される。これら光が照射された被検体の像は、撮像素子20によって撮像される。通常観察モード下では、撮像素子20から出力された映像信号は、そのままビデオ信号に変換される。第1絞り機構は、励起光照射時に撮像素子から出力された映像信号の輝度値に基づいて調整され、第2絞り機構は、参照光照射時に撮像素子から出力された参照光映像信号の輝度に基づいて調整される。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡と光源装置とからなる蛍光観察内視鏡システムであって、
前記内視鏡は、
基端面から入射された光を先端面から被検体に向けて照射するライトガイドと、
前記被検体からの光を収束して当該被検体の像を結像する対物光学系と、
この対物光学系によって結像された像を撮像して映像信号を出力する撮像装置とを備え

、
前記光源装置は、

生体組織を励起させて蛍光を発光させ得る波長帯域の励起光を含む光を光源から案内する第 1 の光路と可視光を含む光を光源から案内する第 2 の光路とを、1 本の光路に合成する合成光学素子と、

前記第 1 の光路上において前記励起光のみを断続的に通過させる第 1 のシャッターと、
前記第 2 の光路上において前記可視光のみを、前記第 1 のシャッターが前記励起光を遮断している時期にのみ通過させる第 2 のシャッターと、

前記第 1 の光路上において通過する光の光量を調整する第 1 の絞り機構と、

前記第 2 の光路上において通過する光の光量を調整する第 2 の絞り機構と、

前記合成光学素子によって合成された光路上を案内されてきた光を前記ライトガイドの基端面に向けて集光する集光光学系と、

前記撮像装置から出力された映像信号を受信する受信部と、

前記励起光が前記ライトガイドの基端面に入射されている時に前記受信部によって受信された映像信号の輝度値と前記可視光が前記ライトガイドの基端面に入射されている時に前記受信部によって受信された映像信号の輝度値とを画素毎に比較し、両者の比率が所定値を越えている画素を特定し、当該特定された画素を示すビデオ信号を出力する画像処理部と、

前記励起光が前記ライトガイドの基端面に入射されている時に前記受信部によって受信された映像信号の輝度値に基づいて前記第 1 の絞り機構を制御するとともに、前記可視光が前記ライトガイドの基端面に入射されている時に前記受信部によって受信された映像信号の輝度値に基づいて前記第 2 の絞り機構を制御する制御部とを備えたことを特徴とする蛍光内視鏡システム。

【請求項 2】

前記撮像装置はカラー撮像素子であり、

前記第 2 の光路を案内される光は白色光であり、

前記第 2 のシャッターは、前記可視光として、前記白色光及び特定色の参照光を連続して順次通過させ、

前記画像処理部は、前記励起光が前記ライトガイドの基端面に入射されている時に前記受信部によって受信された映像信号の輝度値と前記参照光が前記ライトガイドの基端面に入射されている時に前記受信部によって受信された映像信号の輝度値を画素毎に比較し、両者の比率が所定値を越えている画素を特定し、前記白色光が前記ライトガイドの基端面に入射されている時に前記受信部によって受信された映像信号における当該特定された画素を特定色を示す信号に置き換えて前記ビデオ信号に変換するビデオ信号変換処理を実行する

ことを特徴とする請求項 1 記載の蛍光内視鏡システム。

【請求項 3】

白色光を発する光源と、

この光源から発した白色光を前記第 1 の光路と前記第 2 の光路とに分岐する分岐光学素子とを

更に備えたことを特徴とする請求項 2 記載の蛍光内視鏡システム。

【請求項 4】

前記光源から前記集光光学系に至る前記第 2 の光路に対して、前記分岐光学素子及び前

10

20

30

40

50

記合成光学素子を、夫々選択的に挿入する分岐光学素子駆動機構及び合成光学素子駆動機構を

更に備えたことを特徴とする請求項 3 記載の蛍光内視鏡システム。

【請求項 5】

動作モードを切り替えるために操作される操作部を更に備えるとともに、

前記制御部は、動作モードを第 1 モードに切り替えるように前記操作部が操作された場合には、前記分岐光学素子駆動機構及び前記合成光学素子駆動機構に対して前記分岐光学素子及び前記合成光学素子を夫々前記第 2 の光路から待避させるとともに、前記第 2 のシャッターに対して白色光を常時通過させ、動作モードを第 2 モードに切り替えるように前記操作部が操作された場合には、前記分岐光学素子駆動機構及び前記合成光学素子駆動機構に対して前記分岐光学素子及び前記合成光学素子を夫々前記第 2 の光路に挿入させるとともに、前記第 1 のシャッター及び前記第 2 のシャッターに対して夫々可視光及び励起光を交互に通過させ、

10

前記画像処理部は、動作モードを第 1 モードに切り替えるように前記操作部が操作された場合には、前記受信部によって受信された映像信号自体をビデオ信号に変換し、動作モードを第 2 モードに切り替えるように前記操作部が操作された場合には、上記ビデオ信号変換処理を実行する

ことを特徴とする請求項 4 記載の蛍光内視鏡システム。

【請求項 6】

前記制御部は、前記励起光が前記ライトガイドの基端面に入射されている時に前記受信部によって受信された映像信号から輝度値を抽出して、この輝度値が所定の第 1 目標値に合致するように前記第 1 の絞り機構を制御するとともに、前記可視光が前記ライトガイドの基端面に入射されている時に前記受信部によって受信された映像信号から輝度値を抽出して、この輝度値が所定の第 2 目標値に合致するように前記第 2 の絞り機構を制御することを特徴とする請求項 1 記載の蛍光内視鏡システム。

20

【請求項 7】

基端面から入射された光を先端面から被検体に向けて照射するライトガイド、前記被検体からの光を収束して当該被検体の像を結像する対物光学系、及びこの対物光学系によって結像された像を撮像して映像信号を出力する撮像装置とを有する内視鏡に接続されて使用される蛍光観察内視鏡用光源装置であって、

30

生体組織を励起させて蛍光を発光させ得る波長帯域の励起光を含む光を光源から案内する第 1 の光路と可視光を含む光を光源から案内する第 2 の光路とを、1 本の光路に合成する合成光学素子と、

前記第 1 の光路上において前記励起光のみを断続的に通過させる第 1 のシャッターと、

前記第 2 の光路上において前記可視光のみを、前記第 1 のシャッターが前記励起光を遮断している時期にのみ通過させる第 2 のシャッターと、

前記第 1 の光路上において通過する光の光量を調整する第 1 の絞り機構と、

前記第 2 の光路上において通過する光の光量を調整する第 2 の絞り機構と、

前記合成光学素子によって合成された光路上を案内されてきた光を前記ライトガイドの基端面に向けて集光する集光光学系と、

40

前記撮像装置から出力された映像信号を受信する受信部と、

前記励起光が前記ライトガイドの基端面に入射されている時に前記受信部によって受信された映像信号の輝度値と前記可視光が前記ライトガイドの基端面に入射されている時に前記受信部によって受信された映像信号の輝度値とを画素毎に比較し、両者の比率が所定値を越えている画素を特定し、当該特定された画素を特定色として示すビデオ信号を出力する画像処理部と、

前記励起光が前記ライトガイドの基端面に入射されている時に前記受信部によって受信された映像信号の輝度値に基づいて前記第 1 の絞り機構を制御するとともに、前記可視光が前記ライトガイドの基端面に入射されている時に前記受信部によって受信された映像信号の輝度値に基づいて前記第 2 の絞り機構を制御する制御部と

50

を備えたことを特徴とする蛍光観察内視鏡用光源装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体から発せられる自家蛍光に基づいて被検者の体腔内を撮像して、病変部位を示す映像信号を出力する蛍光観察内視鏡システム、及び、このような蛍光観察内視鏡システムにおいて内視鏡とともに用いられる蛍光観察内視鏡用光源装置に、関する。

【背景技術】

【0002】

生体に対して特定波長の励起光を照射すると、生体から蛍光が発せられることが知られている(この蛍光は「自家蛍光」と言われる)。さらに、自家蛍光の強度(特に、緑光領域の強度)は生体の病変組織(腫瘍、癌)から発生するものの方が正常組織から発生するものよりも低いので、画像として表されると、病変組織を内包した病変部位が正常組織のみからなる正常部位よりも暗く表示されることも、知られている。

【0003】

このような知識をベースに、内視鏡を通じて生体の自家蛍光を撮像し、生体が正常であるか異常であるかの診断に供される蛍光観察画像を表示する自家蛍光観察装置が、提案されている。例えば、図9に示された従来の蛍光観察内視鏡システムは、従来の内視鏡(電子内視鏡)及び光源プロセッサ装置(電子内視鏡から出力された映像信号を処理してビデオ信号として出力するプロセッサを備えた光源装置)を流用して、蛍光観察を可能としたものである。

【0004】

図9において、この蛍光内視鏡システム1は、一般的ハードウェア構成を有する電子内視鏡111、光源プロセッサ装置112及びモニター115、電子内視鏡111の鉗子チャンネル111aに挿通されるファイバプローブ110、このファイバプローブ110の基端面に紫外帯域の励起光及び可視帯域の参照光を交互に導入するとともにこれら光の導入に同期して光源プロセッサ装置112から得られた映像信号に対して画像処理を施すことによって病変部位を示す蛍光観察映像信号を出力する光源装置113、光源プロセッサ装置112から出力された映像信号(通常の可視観察像を表すカラー映像信号である通常観察映像信号)及び光源装置113から出力された映像信号(蛍光観察映像信号)の何れか一方を選択してモニター115に伝送する映像セレクター114、並びに、光源プロセッサ装置112、光源装置113及び映像セレクター114に接続され、操作者によって操作されることによって蛍光内視鏡システムの動作モードを「通常観察モード」又は「蛍光観察モード」に切り換える画像切換信号入力部116とから、構成される。

【0005】

電子内視鏡111は、被検者の体腔内に挿入されるために可撓管から構成される体腔内挿入部111b、この体腔内挿入部111bの基端に取り付けられた操作部111c、及び、この操作部111cの側面から延出したライトガイド可撓管111dから、構成されている。そして、体腔内挿入部111bの先端面には、対物レンズ117及び配光レンズ118が嵌め込まれているとともに、鉗子チャンネル111aの先端が開口している。体腔内挿入部111bにおける対物レンズ117の内側には、対物レンズ117側から順に、励起光カットフィルタ119及び撮像素子(モノクロCCD)120が組み込まれている。同様に、配光レンズ118の内側には、ライトガイド(ファイババンドル)121の先端が配置されている。そして、撮像素子120が出力した映像信号を伝達するための信号線122、及び、ライトガイド121は、ともに、体腔内挿入部111bから操作部111cを経て、ライトガイド可撓管111dの基端まで達している。また、操作部111cの他の側面には、上述した鉗子チャンネル111aの基端側開口である鉗子口111eが設けられている。

【0006】

光源プロセッサ装置112のハウジング側面には、電子内視鏡111のライトガイド可

10

20

30

40

50

撓管 1 1 1 d の基端が着脱自在に装着されるソケット（図示略）が設けられている。

【 0 0 0 7 】

そして、光源プロセッサ装置 1 1 2 の内部には、当該ソケットに装着されたライトガイド可撓管 1 1 1 d 内のライトガイド 1 2 1 の中心軸の延長線に沿って順番に、R G B 回転ホイール 1 2 3 , 集光レンズ 1 2 4 , 赤外カットフィルター 1 2 5 及び光源 1 2 6 が、配置されている。光源 1 2 6 は、電源回路 1 2 7 から駆動電力の供給を受けて白色の照明光を発するランプ及びこの照明光を平行光として反射する回転楕円面状のリフレクタから、構成されている。赤外カットフィルター 1 2 5 は、光源 1 2 6 から発した照明光から赤外帯域成分を除去するための光学フィルターである。集光レンズ 1 2 4 は、平行光として進行する照明光を、ライトガイド 1 2 1 の基端面に収束させるためのレンズである。R G B 回転ホイールは、夫々 1 2 0 度の中心角を有する扇形の赤、緑、青各色のフィルターが同一円周上に嵌め込まれた円板であり、ドライバ回路 1 2 8 から電流が供給されるモータにより、各フィルターが照明光の光路中に順次挿入されるように、回転駆動される。

10

【 0 0 0 8 】

さらに、光源プロセッサ装置 1 1 2 の内部には、上記ソケットにライトガイド可撓管 1 1 1 d が装着された時に信号線 1 2 2 を経て撮像素子 1 2 0 に導通する初段信号回路 1 2 9 と、この初段信号回路 1 2 9 に接続された映像信号処理回路 1 3 0 と、電源回路 1 2 7 , 初段信号処理回路 1 2 9 及び映像信号処理回路 1 3 0 に夫々接続されたシステムコントロール部 1 3 1 とが、内蔵されている。初段信号処理回路 1 2 9 は、撮像素子 1 2 0 から入力された映像信号に A / D 変換、 γ 補正等の処理を施す回路である。映像信号処理回路 1 3 0 は、赤色光、緑色光及び青色光が夫々ライトガイド 1 2 1 に入射されている期間に夫々初段信号処理回路 1 2 9 から入力された 3 フィールドの映像信号に基づいて R G B カラー信号からなる映像信号（通常観察映像信号）を合成し、さらに、モニター 1 1 5 の要求する形式に変換して出力する回路である。システムコントロール部 1 3 1 は、各回路 1 2 7 ~ 1 3 0 に対してタイミング信号を送ることによって互いに同期を取って動作させる回路である。なお、システムコントロール部 1 3 1 には、光源装置 1 1 3 から「蛍光観察モード」が指示されている場合に、電源回路 1 2 7 に対して光源 1 2 6 への電源供給を停止させ、映像信号処理回路 1 3 0 に対して処理前の映像信号をそのまま光源装置 1 1 3 へ転送させ、「通常観察モード」が指示されている場合に、電源回路 1 2 7 に対して光源 1 2 6 へ電源を供給させるファームウェアが、事前に追加インストールされている。

20

30

【 0 0 0 9 】

ファイバープローブ 1 1 0 は、多数の石英ガラスファイバー（又はプラスチックファイバー）を束ねてシリコンチューブを被覆した構造を有するとともに、鉗子チャンネル 1 1 1 a の長さよりも十分に長い全長を有している。このファイバープローブ 1 1 0 の基端は、光源装置 1 1 3 内に挿入されて固定されている。

【 0 0 1 0 】

光源装置 1 1 3 内には、上述したようにして固定されたファイバープローブ 1 1 0 の中心軸の延長線に沿って順番に、シャッター 1 3 3 及び集光レンズ 1 3 4 が配置されている。この集光レンズ 1 3 4 の光軸上には、さらに、当該光軸に対して 4 5 度傾いて配置された参照光反射ミラー 1 3 5 , 第 1 回転シャッター 1 3 6 , 参照光反射ミラー 1 3 5 と平行な第 1 全反射ミラー 1 3 7 が、順番に配置されている。この第 1 全反射ミラー 1 3 7 によって折り曲げられた光軸上には、励起光透過フィルタ 1 4 1 , 励起光反射ミラー 1 4 2 が、順番に配置されている。一方、参照光反射ミラー 1 3 5 によって 9 0 度折り曲げて分岐された光軸上には、第 2 回転シャッター 1 3 8 , 参照光反射ミラー 1 3 5 と平行な第 2 全反射ミラー 1 3 9 が、順番に配置されている。この第 2 反射ミラー 1 3 9 によって折り曲げられた光軸上には、参照光透過フィルター 1 4 0 , 上記励起光反射ミラー 1 4 2 , コリメータレンズ 1 4 3 , ランプ 1 4 4 , リフレクタ 1 4 5 が、順番に配置されている。ランプ 1 4 4 は、電源回路 1 5 0 によって電源が供給されると白色光を発する。リフレクタ 1 4 5 は、ランプ 1 4 4 から後方へ発した光束を 1 8 0 度折り返す半球状ミラーである。コリメータレンズ 1 4 3 は、ランプ 1 4 4 から前方へ発した光束及びリフレクタ 1 4 5 によっ

40

50

て折り返された光束を平行光束に変換するレンズである。励起光反射ミラー 142 は、コリメータレンズ 143 から射出された平行光束（即ち、白色照明光）中の可視光成分を透過するとともに紫外光成分を反射するダイクロイックミラーである。励起光透過フィルタ 141 は、励起光反射ミラー 142 によって反射された光から自家蛍光を生じさせるに適切な波長域成分（励起光）のみを透過するフィルターである。第 1 回転シャッター 136 は、励起光を 1 / 2 周期づつ断続的に通過させるロータリーシャッターである。一方、参照光透過フィルタ 140 は、励起光反射ミラー 142 を透過した白色照明光から赤色光成分（参照光）のみを透過するフィルターである。第 2 回転シャッター 138 は、参照光を 1 / 2 周期づつ断続的に通過させるロータリーシャッターである。参照光反射ミラー 135 は、励起光を透過するとともに参照光を反射するダイクロイックミラーである。集光レンズ 134 は、平行光として入射した励起光及び参照光を夫々ファイバプローブ 110 の基端面に集光するレンズである。シャッタ 133 は、ソレノイド 146 によって集光レンズ 134 とファイバプローブ 110 との間の光路に挿脱されることにより、励起光及び参照光のファイバプローブ 110 への入射を選択的に遮断する。上述した第 1 回転シャッター 136 及び第 2 回転シャッター 138 は、相互に 180 度ずれた位相差にて同期回転するように、ドライバー回路 147 によって駆動される。

【0011】

電源回路 150、ソレノイド 146 及びドライバー回路 147 は、夫々、システムコントロール部 148 に接続されている。このシステムコントロール部 148 は、更に、画像処理回路 149、上記画像切換信号入力部 116 及び光源プロセッサ装置 112 のシステムコントロール部 131 に、接続されている。システムコントロール部 148 は、画像切換信号入力部 116 による動作モード切替の指示を光源プロセッサ装置 112 のシステムコントロール部 131 に転送するとともに、「通常観察モード」が指示されている場合には、ソレノイド 146 に対してシャッタ 133 を光路に挿入させて励起光及び参照光を遮光させ、「蛍光観察モード」が指示されている場合には、ソレノイド 146 に対してシャッタを光路から退避させて励起光及び参照光をファイバプローブ 110 に入射させるとともに、光源プロセッサ装置 112 から受信した映像信号を画像処理部 149 に転送して画像処理を行わせる。画像処理部 149 は、ファイバプローブ 110 に参照光が入射されている間に受信した映像信号及び励起光が入射されている間に受信した映像信号の輝度値同士を各画素毎に比較し、両者の比率が所定値を越えている全画素を特定色で表す映像信号（蛍光観察映像信号）を生成し、モニター 115 が要求する形式に変換して出力する。

【0012】

映像セクター 114 は、光源プロセッサ装置 112 の映像信号処理回路 130、光源装置 113 の画像処理部 149 及び画像切換信号入力部 116 に接続され、画像切換信号入力部 116 から「通常観察モード」が指示された時には、光源プロセッサ装置 112 の映像信号処理回路 130 から出力された通常観察映像信号を選択して、モニター 115 に伝送し、「蛍光観察モード」が指示された時には、光源装置 113 の画像処理部 149 から出力された蛍光観察映像信号を選択して、モニター 115 に伝送する。

【0013】

モニター 115 は、伝送された通常観察映像信号に基づくカラー画像（通常観察画像）又は蛍光観察映像信号に基づくモノクロ画像（自家蛍光画像）を表示する。

【0014】

なお、以上のような従来の蛍光観察内視鏡システムは、例えば、下記特許文献 1 にも開示されている。

【特許文献 1】特表 2002 - 535025 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0015】

しかしながら、上述した従来の蛍光観察内視鏡システムにおいては、ファイバプローブ 110 の基端に入射される励起光及び参照光の光量は、各回転シャッター 136、138

10

20

30

40

50

の開度（開口面積），及び、これら回転シャッター１３６，１３８を各光が通過する時間幅のみに依って定まっていたので、ファイバプロープ１１０への入射光量，従ってファイバプロープ１１０から射出される光量を調整することは、不可能であった。つまり、各回転シャッター１３６，１３８の開度は、円盤を高速で回転させるという構造上一定とせざるを得ないし、各回転シャッター１３６，１３８の回転速度は、画像処理の同期タイミングに合わせて一定にしなければならないからである。その結果、ファイバプロープ１１０の先端面から被検体表面までの距離の変動や、被検体表面の傾斜角や、被検体の部位（生体組織の性質）に依っては、励起光や参照光の光量が不足してしまったり、逆に過多となってしまうので、最適な光量の反射光（参照光）や最適な光量の自家蛍光を受光できない事態が生じ得、その為に、適正な自家蛍光画像（即ち、異常部位が明確に示された自家蛍光画像）をモニター１１５上に表示させる蛍光観察映像信号を得ることができなくなってしまうという問題があった。これが、従来における第１の問題である。

10

【００１６】

また、上述した従来の蛍光観察内視鏡システムにおいては、通常観察時に使用する電子内視鏡１１１，光源プロセッサ装置１１２及びモニター１１５に加えて、光源装置１１３，ファイバプロープ１１０，画像切換信号入力部１１６及び映像セクター１１４が必要になるので、システム全体の規模が大型化してしまうという問題があった。これが、従来における第２の問題である。

【００１７】

本発明の主たる課題は、上述した従来における第１の問題に鑑み、被検体に照射される励起光及び参照光の単位時間当たりの光量を個別に調整することによって、受光する参照光の反射光及び自家蛍光の光量を最適化することができる蛍光観察内視鏡システム及び蛍光観察内視鏡用光源装置を、提供することである。

20

【００１８】

本発明の付随的な課題は、このような蛍光観察内視鏡システム及び蛍光観察内視鏡用光源装置を、従来よりもシステム規模が小さくても通常観察画像及び蛍光観察画像をモニターに表示させることができるものとして、提供することである。

【課題を解決するための手段】

【００１９】

本発明は、上記した主たる課題を解決するために、以下の構成を採用した。

30

【００２０】

即ち、本発明による蛍光観察内視鏡システムに用いられる内視鏡は、基端面から入射された光を先端面から被検体に向けて照射するライトガイドと、前記被検体からの光を収束して当該被検体の像を結像する対物光学系と、この対物光学系によって結像された像を撮像して映像信号を出力する撮像装置とを、備える。また、この蛍光観察内視鏡システムに用いられる光源装置、及び、本発明による蛍光観察内視鏡用光源装置は、生体組織を励起させて蛍光を発光させ得る波長帯域の励起光を含む光を光源から案内する第１の光路と可視光を含む光を光源から案内する第２の光路とを、１本の光路に合成する合成光学素子と、前記第１の光路上において前記励起光のみを断続的に通過させる第１のシャッターと、前記第２の光路上において前記可視光のみを、前記第１のシャッターが前記励起光を遮断している時期にのみ通過させる第２のシャッターと、前記第１の光路上において通過する光の光量を調整する第１の絞り機構と、前記第２の光路上において通過する光の光量を調整する第２の絞り機構と、前記合成光学素子によって合成された光路上を案内されてきた光を前記ライトガイドの基端面に向けて集光する集光光学系と、前記撮像装置から出力された映像信号を受信する受信部と、前記励起光が前記ライトガイドの基端面に入射されている時に前記受信部によって受信された映像信号の輝度値と前記可視光が前記ライトガイドの基端面に入射されている時に前記受信部によって受信された映像信号の輝度値とを画素毎に比較し、両者の比率が所定値を越えている画素を特定し、当該特定された画素を示すビデオ信号を出力する画像処理部と、前記励起光が前記ライトガイドの基端面に入射されている時に前記受信部によって受信された映像信号の輝度値に基づいて前記第１の絞り

40

50

機構を制御するとともに、前記可視光が前記ライトガイドの基端面に入射されている時に前記受信部によって受信された映像信号の輝度値に基づいて前記第2の絞り機構を制御する制御部とを、備えたことを特徴とする。

【0021】

このように構成されると、第1の絞り機構、受信部及び制御部から構成されるフィードバック系により、第1の光路を案内されて集光光学系によってライトガイドに入射される励起光は自動調光され、それによって、この励起光がライトガイドの基端面に入射されている時に撮像素子によって出力されて受信部によって受信された映像信号の輝度レベルが、所定値となるように調整される。一方、第2の絞り機構、受信部及び制御部から構成されるフィードバック系により、第2の光路を案内されて集光光学系によってライトガイドに入射される可視光は自動調光され、それによって、この可視光がライトガイドの基端面に入射されている時に撮像素子によって出力されて受信部によって受信された映像信号の輝度レベルが、所定値となるように調整される。このように、両映像信号の輝度レベルを夫々別個に調整できるので、画像処理部での画像処理に都合が良い輝度レベルに、両輝度信号を予め調整しておくことが可能となる。その結果、画像処理部が、適正な自家蛍光画像をモニター上に表示させるための出力信号を、出力することができるのである。

10

【0022】

また、撮像装置をカラー撮像素子とし、第1のシャッターを、白色光及び特定色の参照光を連続して順次通過させるように構成し、画像処理部を、励起光がライトガイドの基端面に入射されている時に受信部によって受信された映像信号の輝度値と参照光が前記ライトガイドの基端面に入射されている時に受信部によって受信された映像信号の輝度値を画素毎に比較し、両者の比率が所定値を越えている画素を特定し、白色光が前記ライトガイドの基端面に入射されている時に受信部によって受信された映像信号における当該特定された画素を特定色を示す信号に置き換えてビデオ信号に変換するように、構成しても良い。このように構成された場合には、出力されたビデオ信号に基づいてモニター上に表示された画像は、被検体の通常のカラー画像の上に病変部位が特定色にて示されたものとなる。

20

【0023】

さらに、光源から発した白色光を前記第1の光路と前記第2の光路とに分岐する分岐光学素子と、光源から集光光学系に至る第2の光路に対して分岐光学素子及び前記合成光学素子を夫々選択的に挿入する分岐光学素子駆動機構及び合成光学素子駆動機構と、動作モードを切り替えるために操作される操作部とを、更に備えてもよい。そして、動作モードを第1モードに切り替えるように操作部が操作された場合には、制御部が、分岐光学素子駆動機構及び合成光学素子駆動機構に対して分岐光学素子及び合成光学素子を夫々第2の光路から待避させるとともに、第2のシャッターに対して白色光を常時通過させ、画像処理部が、受信部によって受信された映像信号をビデオ信号に変換するようにする。一方、動作モードを第2モードに切り替えるように操作部が操作された場合には、分岐光学素子駆動機構及び合成光学素子駆動機構に対して分岐光学素子及び合成光学素子を夫々第2の光路に挿入させるとともに、第1のシャッター及び第2のシャッターに対して夫々可視光及び励起光を交互に通過させ、画像処理部が、励起光がライトガイドの基端面に入射されている時に受信部によって受信された映像信号の輝度値と参照光が前記ライトガイドの基端面に入射されている時に受信部によって受信された映像信号の輝度値とを画素毎に比較し、両者の比率が所定値を越えている画素を特定し、白色光が前記ライトガイドの基端面に入射されている時に受信部によって受信された映像信号における当該特定された画素を特定色を示す信号に置き換えてビデオ信号に変換するようにする。

30

40

【0024】

このように構成されれば、操作部を操作することによって、モニターに表示される画像を、被検体の通常のカラー画像、及び、被検体の通常のカラー画像の上に病変部位が特定色にて示される画像のうち、任意のものに切り換えることができる。

【発明の効果】

【0025】

50

以上のように構成された本発明の蛍光観察内視鏡システム及び蛍光観察内視鏡用光源装置によれば、被検体に照射される励起光及び参照光の単位時間当たりの光量を個別に調整することによって、受光する参照光の反射光及び自家蛍光の光量を最適化することができる。その結果、適正な自家蛍光画像（即ち、異常部位が明確に示された自家蛍光画像）を表示させるビデオ信号を、得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0026】

以下、図面を参照して本発明による蛍光観察内視鏡システム及び蛍光観察内視鏡用光源装置を実施するための形態を説明する。

【0027】

10

〔電子内視鏡装置の構成〕

図1は、本実施形態による蛍光観察内視鏡システム10の概略構成を示す外觀図であり、図2は、その光学構成及び回路構成を示すシステム構成図である。これら図1及び図2において、蛍光観察内視鏡システム10は、内視鏡の一種である電子内視鏡11と、この電子内視鏡11に接続された光源プロセッサ装置12と、この光源プロセッサ装置12に接続されたモニター15及び画像切替信号入力部16とから、構成されている。以下、これらの各装置の説明を、個別に行う。

【0028】

操作部としての画像切替信号入力部16は、術者によって操作され、この蛍光観察内視鏡システム10の動作モードを通常観察モード（第1モード）又は蛍光観察モード（第2モード）に切り替えさせる切替信号を、光源プロセッサ装置12（の後述するシステムコントロール回路28）に入力する。

20

【0029】

電子内視鏡11は、図2ではその内部構成を示すために模式化されているが、被検者の体腔内に挿入される体腔内挿入部11a、この体腔内挿入部11aの基端に取り付けられた操作部11b、この操作部11bの側面から延出したライトガイド可撓管11c、このライトガイド可撓管11cの先端に取り付けられたコネクタ11dから、構成される。

【0030】

そして、体腔内挿入部11aの先端には、少なくとも二つの貫通孔が穿たれており、その一方には負レンズからなる配光レンズ17が、他方には正のパワーを有するレンズ群である対物光学系18が、夫々、嵌め込まれている。また、この体腔内挿入部11a内には、対物光学系18の前方における所定距離だけ離れた位置に在る被検物の当該対物光学系18による実像を撮像する撮像装置としての撮像素子（カラーCCD）20が、配置されている。さらに、これら対物光学系18及び撮像素子20の間には、紫外帯域の光を遮断するための励起光カットフィルタ19が配置されている。

30

【0031】

また、この体腔内挿入部11aの先端部（撮像素子20が収容されている箇所）は、硬質部材から構成されているが、それよりも操作部11b側の部分は、可撓性を有する構造を有している。さらに、この可撓性を有する部分のうち先端側の所定長さの範囲は、体腔内挿入部11aの中心軸に直交する軸を中心に互いに傾動自在に接続された多数のセグメント（図示略）が組み込まれた湾曲部として、構成されている。

40

【0032】

操作部11bには、この湾曲部の最前のセグメントにその先端が取着された複数（2又は4）本のワイヤーを選択的に引き込むことによって湾曲部を任意の方向に任意の角度湾曲させることができるノブ（図示略）が備えられている。

【0033】

上述した体腔内挿入部11aの先端から操作部11b、ライトガイド可撓管11cを経てコネクタ11dに至る管路内には、後述するように光源プロセッサ装置12によって入射された光をガイドするためのライトガイドファイババンドル（以下、「ライトガイド」という）21、撮像素子20から出力された映像信号（各画素毎のRGB各色の輝度値を

50

表すアナログ信号)を光源プロセッサ装置12に伝達する映像信号線22が、夫々引き通されている。なお、ライトガイド21の射出端は、そこから射出された照明光が、配光レンズ17を通じて、対物光学系18及び撮像素子20による画角よりも若干大きい配光角にて発散される位置に、固定されている。

【0034】

コネクタ11dの先端面には、ライトガイド21の入射端が垂直に突出して固定されているとともに、映像信号線22や図示せぬ各種信号線に夫々導通している多数の電極からなる電気コネクタ(図示略)が設けられている。

【0035】

光源プロセッサ装置12のハウジングの側面には、電子内視鏡11のコネクタ11dの基端が嵌め込まれるコネクタ受け12aが、形成されている。このコネクタ受け12a内には、コネクタ11dがこのコネクタ受け12aに装着された時に、図示せぬ電気コネクタ中の各種電極に夫々接触する多数の電極からなるソケット、及び、ライトガイド21の基端が挿入される保持穴(いずれも図示略)が、設けられている。

【0036】

この光源プロセッサ装置12内には、前段信号処理回路23と、この前段映像信号処理回路23に接続された調光ディテクタ30及びメモリ24と、このメモリ24に接続された演算処理回路25と、この演算処理回路25に接続された後段映像信号処理回路26と、演算処理回路25に夫々接続されたシステムコントロール回路28と、このシステムコントロール回路28に更に接続されるとともに前段信号処理回路23、調光ディテクタ30、メモリ24及び演算処理回路25に夫々接続されたタイミング回路27と、このタイミング回路27に更に接続されるとともに調光ディテクタ30に接続されたドライバ回路29と、このドライバ回路29に更に接続された第1モータ31、第2モータ32、第3モータ33、第1絞り機構34、第2絞り機構35、第1ビームスプリッタ駆動機構37及び第2ビームスプリッタ駆動機構38と、システムコントロール回路28に更に接続されたランプ光源39と、このランプ電源39に接続されたランプ40とが、主要電気部品として内蔵されている。なお、電子内視鏡11のコネクタ11dが光源プロセッサ装置12のコネクタ受け12aに装着された状態においては、撮像素子20は、映像信号線22を通じて前段信号処理回路23に接続される。また、システムコントロール回路28には画像切換信号入力部16が接続され、後段信号処理回路26にはモニター15が接続される。

【0037】

さらに、光源プロセッサ装置12内には、コネクタ受け12aに装着されたコネクタ11dから突出したライトガイド21の延長線に沿って、集光レンズ43、上述した第2ビームスプリッタ駆動機構38によって光路内に挿入された第2ビームスプリッタ38a、上述した第2絞り機構35、上述した第3モータ33によって駆動されるテーブル36上に固定された第2モータ32の駆動軸に取着されるとともにこのテーブル36によって光路内に挿入された第2ロータリーシャッタ42、上述した第1ビームスプリッタ駆動機構37によって光路内に挿入された第1ビームスプリッタ37a、赤外線カットフィルタ43、及び、上述したランプ40が、内蔵されている。これらランプ40から、第1ビームスプリッタ37a、第2ロータリーシャッタ42、第2絞り機構35、第2ビームスプリッタ38aを経て集光レンズ43に至る光路が、第2の光路に相当する。

【0038】

また、光路内に挿入された第2ビームスプリッタ38aによって直角に分岐された集光レンズ43の光軸上に沿って、上述した第1絞り機構34、上述した第1モータ31の駆動軸に取着された第1ロータリーシャッタ41、及び、当該光軸を第2ビームスプリッタ38aとともにクランク状に折り曲げる第2ミラー44が、内蔵されている。また、第2ミラー44によって折り曲げられた光軸上には、当該光軸を第1ビームスプリッタ37aへ向けて更に折り曲げて、光路内に挿入された第1ビームスプリッタ37aの作用によって第2ビームスプリッタ38aを通過した光軸に合致させる第1ミラー45が、内蔵さ

れている。この第1ビームスプリッタ37aから、第1ミラー45、第2ミラー44、第1ロータリーシャッタ41及び第1絞り機構34を経て第2ビームスプリッタ38aに至る光路が、第1の光路に相当する。

【0039】

制御部としてのシステムコントロール回路28は、ランプ電源39に対してランプ40を点灯させる駆動電力を供給させ、画像切換信号入力部16によって指示される動作モード（通常観察モード、蛍光観察モード）に従って各ブロック（演算処理回路25、タイミング回路27）の動作を、制御する。

【0040】

光源としてのランプ40は、ランプ電源39から供給された電力によって発光する電球と、この電球から発した照明光（白色光）を平行光として反射するリフレクタとから、構成されている。

【0041】

赤外光カットフィルタ43は、ランプ40から平行光として射出された照明光から赤外帯域成分のみを遮断する光学フィルターである。

【0042】

分岐光学素子駆動機構としての第1ビームスプリッタ駆動機構37は、ドライバー回路29から供給される信号に従って、分岐光学素子としての第1ビームスプリッタ37aを、蛍光観察モード時には赤外光カットフィルタ43を透過した照明光（白色光）の光路に対して45度の角度で挿入された第1位置（図3において実線にて示す位置）へ、通常観察モード時には当該照明光（白色光）の光路外へ待避した第2位置（図4において実線にて示す位置）へ、夫々移動させる機構である。この第1ビームスプリッタ37aには、白色光の光路に対して45度の角度で交わったときに励起光の成分（例えば350nm～400nm）を反射するとともに、それ以外の成分を透過させるコーティングが施されている。

【0043】

第2モーター32は、集光レンズ43の光軸と平行な方向にその駆動軸を向けた状態で、移動テーブル36上に固定されている。この移動テーブル36は、第3モーター33によって駆動され、蛍光観察モード時には集光レンズ43の光軸に接近した第1位置へ、通常観察モード時にはこの光軸から離反した第2位置へと、第2モーター32をこの光軸に直交する方向に移動させる。これら移動テーブル36及び第2モーター32が、移動機構に相当する。

【0044】

この第2モーター32の駆動軸に固定された第2ロータリーシャッタ42は、この第2モーター32が上記第1位置に存在するときにその中心から外縁までの間の領域が照明光の光路に侵入するとともに同モーター32が上記第2位置に存在するときに同光路から退避できる外径を有する。そして、この第2ロータリーシャッタ42には、図5の正面図に示されるように、第2モーター32が上記第1位置にあるときに当該第2ロータリーシャッタ42の回転に伴って上記照明光（励起光の成分が除去された白色光）の光路が相対的に通過する軌跡に沿って、180度の中心角を有する扇形の遮光部42a、150度の中心角を有する扇形のブランク部42b、及び、30度の中心角を有する扇形の参照光透過フィルター部42cが、形成されている。これらのうち、遮光部42aは、光を通さない部材から構成されており、ブランク部42bは、白色ガラスから構成されており、参照光透過フィルター42c部は、参照光の成分（例えば600nm～650nm）のみを透過する光フィルターから構成されている。従って、蛍光観察モード時には、ドライバー回路29によって第2モーター32が回転され、それによって、第2ロータリーシャッタ42が一回転する周期の間に、図7（b）に示されるように、その半分の期間だけ光路中に遮光部42aが挿入されることによって照明光が遮光され、5/12の期間だけ光路中にブランク部42bが挿入されることによって照明光（励起光の成分が除去された白色光）がそのまま第2ロータリーシャッタ42を通過し、1/12の期間だけ光路中に参照光透過フィルター部42cが挿入されることによって参照光のみが第2ロータリーシャッタ42を通

10

20

30

40

50

過する。これら第 2 ロータリーシャッタ 4 2 , 第 2 モーター 3 2 , 移動テーブル 3 6 , 及び、第 3 モーター 3 3 が、第 2 のシャッターに相当する。

【 0 0 4 5 】

第 2 絞り機構 3 5 は、ドライバー回路 2 9 から供給される信号に従って、その開口面積（即ち、照明光又は参照光の光路の断面積）を変化させる装置である。なお、ドライバー回路 2 9 は、後述するように、調光ディテクタ 3 0 によって検出された輝度値に基づいたフィードバック制御により、撮像素子 2 0 から出力される映像信号の輝度値（平均輝度値又はピーク輝度値）が目的値に一致するように、第 2 絞り機構 3 5 を駆動して照明光の光量（即ち、照明光の光路の断面積）を調整する。

【 0 0 4 6 】

一方、この第 1 ビームスプリッタ 3 7 a によって反射された励起光は、第 1 ミラー 4 5 及び第 2 ミラー 4 4 によって夫々 9 0 度反射されることによって、第 1 ロータリーシャッタ 4 1 及び第 1 絞り機構 3 4 を通過し、第 2 絞り機構 3 5 と集光レンズ 4 3 との間における照明光の光路に対して垂直に交差する。

【 0 0 4 7 】

第 1 モーター 3 1 の駆動軸に固定された第 1 ロータリーシャッタ 4 1 は、その中心から外縁までの領域が励起光の光路に侵入する外径を有する。そして、この第 1 ロータリーシャッタ 4 1 には、図 6 の正面図に示されるように、当該第 1 ロータリーシャッタ 4 1 の回転に伴って上記励起光の光路が相対的に通過する軌跡に沿って、1 8 0 度の中心角を有する扇形の遮光部 4 1 a , 及び、1 8 0 度の中心角を有する扇形の励起光透過フィルター部 4 1 b が、形成されている。これらのうち、遮光部 4 1 a は、光を通さない部材から構成されており、励起光透過フィルター部 4 1 b は、励起光の成分（例えば 350nm ~ 400nm）のみを透過する光フィルターから構成されている。従って、蛍光観察モード時においては、ドライバー回路 2 9 によって第 1 モーター 3 1 が回転され、それによって、第 1 ロータリーシャッタ 4 1 が一回転する周期の間に、図 7 (a) に示されるように、その半分の期間だけ光路中に遮光部 4 1 a が挿入されることによって励起光が遮光され、他の半分の期間だけ光路中に励起光透過フィルター部 4 1 b が挿入されることによって励起光が第 1 ロータリーシャッタ 4 1 を通過する。これら第 1 モーター及び第 1 ロータリーシャッタ 4 1 が、第 1 のシャッターに相当する。

【 0 0 4 8 】

なお、ドライバー回路 2 9 は、タイミング回路 2 7 から受信したタイミング信号に従って、図 7 (a) (b) に示されるように、第 2 ロータリーシャッタ 4 2 の遮光部 4 2 a が照明光の光路に挿入されている期間中には第 1 ロータリーシャッタ 4 1 の励起光透過フィルター部 4 1 b が励起光の光路に挿入され、第 2 ロータリーシャッタ 4 2 のブランク部 4 2 b 又は参照光透過フィルター部 4 2 c が照明光の光路に挿入されている期間中には第 1 ロータリーシャッタ 4 1 の遮光部 4 1 a が励起光の光路に挿入されるように同期させて、第 2 モーター 3 2 及び第 1 モーター 3 1 を回転させる。

【 0 0 4 9 】

第 1 絞り機構 3 4 は、ドライバー回路 2 9 から供給される信号に従って、その開口面積（即ち、励起光の光路の断面積）を変化させる装置である。なお、ドライバー回路 2 9 は、後述するように、調光ディテクタ 3 0 によって検出された輝度値に基づいたフィードバック制御により、撮像素子 2 0 から出力される映像信号の輝度値（平均輝度値又はピーク輝度値）が目的値に一致するように、第 1 絞り機構 3 4 を駆動して励起光の光量（即ち、励起光の光路の断面積）を調整する。

【 0 0 5 0 】

合成光学素子駆動機構としての第 2 ビームスプリッタ駆動機構 3 8 は、ドライバー回路 2 9 から供給される信号に従って、合成光学素子としての第 2 ビームスプリッタ 3 8 a を、蛍光観察モード時には照明光の光路と励起光の光路との交点において両者に対して夫々 4 5 度の角度で挿入された第 1 位置（図 3 において実線にて示す位置）へ、通常観察モード時には照明光の光路外へ待避した第 2 位置（図 4 において実線にて示す位置）へ、夫々

10

20

30

40

50

移動させる機構である。この第2ビームスプリッタ38aには、参照光の光路に対して45度の角度で交わったときに参照光の成分及び照明光（励起光の成分が除去された白色光）を透過させるとともに、励起光の光路に対して45度の角度で交わったときに励起光の成分を反射させるコーティングが施されている。従って、蛍光観察モード時には、第1ロータリーシャッタ41及び第1絞り機構34を通過した励起光と、第2ロータリーシャッタ42及び第2絞り機構35を通過した照明光（励起光成分が除去された白色光）及び参照光とが、この第2ビームスプリッタ38aによって互いの光路を合わせられ、図7（c）に示されるように、交互に集光レンズ43に入射する。

【0051】

集光光学系としての集光レンズ43は、通常観察モード時には常時入射する照明光（白色光）を、蛍光観察モード時には順次入射する励起光、照明光（励起光成分が除去された白色光）及び参照光を、ライトガイド21の基端面に集光して入射させる。

【0052】

ライトガイド21の基端面に入射された光は、このライトガイド21によってガイドされ、その先端面から射出される。そして、射出された光は、配光レンズ17によって発散されて、被検体の表面に照射される。その結果、被検体には、通常観察モード時には常時照明光（白色光）が照射され、蛍光観察モード時には励起光、照明光（励起光成分が除去された白色光）及び参照光が順次照射される。被検体に照明光が照射されたときには、被検体の表面におけるその反射光の一部が対物レンズ18に入射して、励起光と同じ波長成分のみ励起光カットフィルター19によって除去された後に、撮像素子20の撮像面上に被検体の像（通常白色光像）を結ぶ。同様に、被検体に参照光が照射されたときには、被検体の表面におけるその反射光の一部が対物レンズ18に入射して、撮像素子20の撮像面上に被検体の像（参照光像）を結ぶ。一方、被検体に励起光が照射されたときには、被検体の表面における反射光の一部とともに、励起光によって励起された被検体の生体組織から発した自家蛍光の一部が対物レンズ18に入射し、励起光の反射光のみ励起光カットフィルター19によって除去されて、撮像素子20の撮像面上に被検体の像（自家蛍光像）を結ぶ。

【0053】

撮像素子20は、所定の垂直同期タイミングにて、その時点で撮像面上に結ばれた像を撮像して、その像に対応した映像信号（RGBアナログ信号）を前段信号処理回路23へ送信する。なお、便宜上、照明光が被検体に照射されている間に撮像素子20から出力された映像信号を「通常白色光映像信号」と称し、励起光が被検体に照射されている間に撮像素子20から出力された映像信号を「蛍光映像信号」と称し、参照光が被検体が照射されている間に撮像素子20から出力された映像信号を「参照光映像信号」と称する。

【0054】

タイミング回路27は、システムコントロール回路28から指定された動作モードを各回路（前段信号処理回路23、メモリ24、ドライバー回路29）に通知するとともに、指定された動作モードが通常観察モードである場合には、所定の周期毎にタイミング信号（垂直同期信号）を生成して各回路へ入力するとともに、指定された動作モードが蛍光観察モードである場合には、図7（c）に示すように、両ロータリーシャッタ41、42が同期回転した場合に被検体に照射される光が励起光から照明光（励起光成分が除去された白色光）へ切り替わるタイミングで励起光終了タイミング信号を出力し、照明光（励起光成分が除去された白色光）から参照光へ切り替わるタイミングで照明光終了タイミング信号を出力し、参照光から励起光へ切り替わるタイミングで参照光終了タイミング信号を、夫々、出力する。

【0055】

前段信号処理回路23は、撮像素子20から入力される映像信号を受信して、各種の処理を施す。例えば、前段信号処理回路23は、タイミング回路27から入力されたタイミング信号を受信すると、その後受信する映像信号を積分し、次のタイミング信号を受信すると、それまでに蓄積した映像信号を輝度信号（Y信号）と色差信号（R-Y信号、B

10

20

30

40

50

- Y 信号) とに変換してメモリ 24 へ向けて出力するとともに、蓄積結果をリセットし、それ以降に受信する映像信号を蓄積する。従って、蛍光映像信号は参照光映像信号に比較し非常に微弱ではあるが、蛍光観察モードにおいては、図 5 乃至図 7 から理解されるように、蛍光映像信号についての積分時間が参照光映像信号についての積分時間の 6 倍であるので、出力された蛍光映像信号の輝度信号 (Y 信号) の値は、参照光映像信号の輝度信号 (Y 信号) の値に近くなる。なお、前段信号処理回路 23 から出力された輝度信号 (Y 信号) は、調光ディテクタ 30 にも入力される。

【0056】

図 8 に示すように、この調光ディテクタ 30 は、蛍光映像信号に対応した蛍光用調光ディテクタ 30a, 通常白色光映像信号に対応した照明光用調光ディテクタ 30b, 及び、参照光映像信号に対応した参照光用調光ディテクタ 30c から、構成されている。蛍光観察モードにおいて、蛍光用調光ディテクタ 30a は、タイミング回路 27 から出力された励起光終了タイミング信号を受信すると、その時点で前段信号処理回路 23 から出力される蛍光映像信号の輝度信号 (Y 信号) を取り込んで、そのピーク値又は平均値を検出して、モニタ値としてドライバー回路 29 に入力する。同様に、照明光用調光ディテクタ 30b は、タイミング回路 27 から出力された照明光終了タイミング信号を受信すると、その時点で前段信号処理回路 23 から出力される通常白色光映像信号の輝度信号 (Y 信号) を取り込んで、そのピーク値又は平均値を検出して、モニタ値としてドライバー回路 29 に入力する。同様に、参照光用調光ディテクタ 30c は、タイミング回路 27 から出力された照明光終了タイミング信号を受信すると、その時点で前段信号処理回路 23 から出力される参照光映像信号の輝度信号 (Y 信号) を取り込んで、そのピーク値又は平均値を検出して、モニタ値としてドライバー回路 29 に入力する。なお、通常観察モードにおいては、照明光用調光ディテクタ 30b のみが、タイミング回路 27 から出力されたタイミング信号に応じて、各時点で前段信号処理回路 23 から出力される通常白色光映像信号の輝度信号 (Y 信号) を取り込んで、そのピーク値又は平均値を検出して、モニタ値としてドライバー回路 29 に入力する。

【0057】

ドライバー回路 29 は、上述したように、タイミング回路 27 を通じてシステムコントロール回路 28 から指定された動作モードに従い、通常観察モードにおいては、第 1 ビームスプリッタ駆動機構 37 に対して第 1 ビームスプリッタ 37a を第 2 位置へ待避させ、第 2 ビームスプリッタ駆動機構 38 に対して第 2 ビームスプリッタ 38a を第 2 位置へ待避させ、第 3 モーター 33 に対して移動テーブル 36 を第 2 位置へ移動させる。同様に、ドライバー回路 29 は、蛍光観察モードにおいては、第 1 ビームスプリッタ駆動機構 37 に対して第 1 ビームスプリッタ 37a を第 1 位置へ挿入させ、第 2 ビームスプリッタ駆動機構 38 に対して第 2 ビームスプリッタ 38a を第 1 位置へ挿入させ、第 3 モーター 33 に対して移動テーブル 36 を第 1 位置へ移動させるとともに、第 1 モーター 31 及び第 2 モーター 32 に対して、第 1 ロータリーシャッター 41 及び第 2 ロータリーシャッター 42 を夫々タイミング回路 27 からのタイミング信号に同期させて回転させる。

【0058】

更に、ドライバー回路 29 は、通常観察モードにおいては、照明光用調光ディテクタ 30b から入力されるモニタ値が、所定の目標値と合致するように、第 2 絞り機構 35 に対して開口の大きさ (即ち、ライトガイド 21 に入射する照明光量) を調整させる。具体的には、モニタ値が目標値よりも高ければ第 2 絞り機構 35 の開口を小さくさせて照明光量を小さくし、モニタ値が目標値よりも低ければ第 2 絞り機構 35 の開口を大きくさせて照明光量を大きくする。また、ドライバー回路 28 は、蛍光観察モードにおいては、蛍光用調光ディテクタ 30a から入力されるモニタ値が所定の目標値と合致するように、第 1 絞り機構 34 に対して開口の大きさ (即ち、ライトガイド 21 に入射する励起光量) を調整させるとともに、参照光用調光ディテクタ 30c から入力されるモニタ値が所定の目標値と合致するように、第 2 絞り機構 35 に対して開口の大きさ (即ち、ライトガイド 21 に入射する参照光量) を調整させる。なお、励起光信号に対応した目標値と参照光信号に対

応した目標値とは、互いに一致していることが望ましいが、完全に一致していなくても、その後の処理が容易になるような単純な比率（例えば、整数倍）になっていれば良い。

【0059】

一方、メモリ24は、図8に示すように、前段信号処理回路23から夫々出力された輝度信号（Y信号）、色差信号（R-Y信号）、色差信号（B-Y信号）を夫々A/D変換するための第1A/Dコンバータ240a、第2A/Dコンバータ240b、第3A/Dコンバータ240c、第1A/Dコンバータ240aによってデジタル信号に変換された輝度信号（Y信号）を記憶する第1メモリ241a、第2A/Dコンバータ240bによってデジタル信号に変換された色差信号（R-Y信号）を記憶する第2メモリ241b、第3A/Dコンバータ240cによってデジタル信号に変換された色差信号（B-Y信号）を記憶する第3メモリ241c、第1メモリ241aから出力された輝度信号をD/A変換する第1D/Aコンバータ242a、第2メモリ241bから出力された色差信号（R-Y信号）をD/A変換する第2D/Aコンバータ242b、及び、第3メモリ241cから出力された色差信号（B-Y信号）をD/A変換する第3D/Aコンバータ242cから、構成されている。各メモリ241a～241cは、タイミング回路27から各タイミング信号を受信する毎に、それまで保持していたデータを出力するとともに、各A/Dコンバータ240a～240cから出力されているデータを保持する。

10

【0060】

演算処理回路25は、システムコントロール回路28から通常観察モードが指示されている場合には、タイミング回路27から入力されたタイミング信号に従って、メモリ24から出力された通常白色光映像信号（Y信号、R-Y信号、B-Y信号）を、そのまま、後段信号処理回路26へ入力する。また、映像処理信号回路25は、システムコントロール回路28から蛍光観察モードが指示されている場合には、第1ロータリーシャッタ41の一回転に相当する周期毎に、タイミング回路27から入力された各タイミング信号に従って、メモリ24から順次出力される自家蛍光映像信号（Y信号、R-Y信号、B-Y信号）、通常白色光映像信号（Y信号、R-Y信号、B-Y信号）、及び参照光映像信号（Y信号、R-Y信号、B-Y信号）を取り込む。そして、演算処理回路25は、自家蛍光映像信号の輝度信号（Y信号）と参照光映像信号の輝度信号（Y信号）とが同レベルとされていない場合は、予め設定された増幅率にて自家蛍光映像信号の輝度信号（Y信号）を増幅することによって、参照光映像信号の輝度信号（Y信号）とほぼ同レベルに調整する（自家蛍光映像信号の輝度信号と参照光映像信号の輝度信号とが同レベルとなっていれば自家蛍光映像信号の輝度信号の増幅は行わない）。その上で、演算処理回路25は、各画素毎に自家蛍光映像信号の輝度信号（Y信号）と参照光映像信号の輝度信号（Y信号）とを比較し、前者に対する後者の比率が所定値を超える画素を、病変部位を示す画素として特定する。そして、特定されなかった画素については通常白色光映像信号をそのまま後段信号処理回路26に出力し、特定された画素については特定色を表す映像信号（Y信号、R-Y信号、B-Y信号）を後段信号処理回路26に出力する。その結果、後段信号処理回路26が演算処理回路25から受信する映像信号は、カラーの通常白色光画像上に特定色にて病変部位が重ねて示された自家蛍光画像を表示させるための映像信号（蛍光観察映像信号）となる。

20

30

40

【0061】

後段信号処理回路26は、演算処理回路25から順次入力された映像信号を、モニター15が要求するビデオ信号形式に変換して、このモニター15へ向けて出力する。これら前段信号処理回路23、メモリ24、演算処理回路25、及び後段信号処理回路26は、画像処理部に相当する。

【0062】

以上のように構成された本実施形態の蛍光観察内視鏡システムによると、術者は、画像切替信号入力部16を操作することによって、光源プロセッサ装置12のシステムコントロール回路28に対して通常観察モード（第1モード）に切り替える旨の切替信号を入力させる。すると、システムコントロール回路28からの指示に応じて、ランプ電源39が

50

ランプ 40 に駆動電力を供給して照明光を射出させるとともに、ドライバ回路 29 が、第 3 モーター 33 を駆動して、第 2 ロータリーシャッタ 42 を照明光の光路から退避させるとともに、各ビームスプリッタ駆動機構 37, 38 を駆動して、両ビームスプリッタ 37a, 38a を照明光の光路から待避させる。すると、ライトガイド 21 には、照明光（白色光）が常時入射されるようになる。この状態のまま、術者は、電子内視鏡の体腔内挿入部 11a を被検者の体腔内に挿入し、その先端面を被検体（体腔内壁）に対向させる。

【0063】

すると、白色照明光の反射光による被検体の像が対物光学系 18 によって形成されて、撮像素子 20 に撮像され、映像信号（通常白色光映像信号）に変換される。この通常映像信号は、前段信号処理回路 23 によって輝度信号（Y 信号）と色差信号（R - Y 信号, B - Y 信号）とに分離され、メモリ 24（第 1 メモリ 241a, 第 2 メモリ 241b, 第 3 メモリ 241c）に一時記憶され、演算処理回路 25 を経て後段信号処理回路 26 に入力され、ビデオ信号に変換された後に、モニター 15 に入力される。その結果、モニター 15 上には、電子内視鏡 11 によって撮像された被検体の体腔内の通常観察画像が、カラー画像として表示される。

10

【0064】

同時に、照明光用調光ディテクタ 30b によって通常白色光映像信号の輝度信号（Y 信号）のモニタ値が検出される。ドライバ回路 29 は、このモニタ値が所定の目標値に合致するように、第 2 絞り機構 35 にその開口の大きさ（即ち、ライトガイド 21 に入射して被検体に照射される照明光の光量）を、調整させる。その結果、内視鏡 11 の体腔内挿入部 11a の先端から被検体までの距離や、被検体表面の反射率や、被検体表面の向きの如何に拘わらず、通常観察映像信号の輝度レベルが一定となるので、各処理回路 23, 25, 26 での処理が精度良くなるとともに、モニタ上に表示されている通常観察画像の明るさが一定となる。

20

【0065】

この通常観察画像を見た術者は、被検体に対して病変の疑いをもった時には、画像切換信号入力部 16 を操作することによって、光源プロセッサ装置 12 のシステムコントロール回路 28 に対して蛍光観察モード（第 2 モード）に切り替える旨の切換信号を入力させる。すると、システムコントロール回路 28 からの指示に応じて、ドライバ回路 29 が、第 3 モーター 33 を駆動して、第 2 ロータリーシャッタ 42 を照明光の光路内に挿入させ、第 1 モーター 31 及び第 2 モーター 32 を駆動して、第 1 ロータリーシャッタ 41 及び第 2 ロータリーシャッタ 42 を回転させるとともに、各ビームスプリッタ駆動機構 37, 38 を駆動して、両ビームスプリッタ 37a, 38a を照明光の光路に挿入させる。すると、ライトガイド 21 には、図 7（c）に示す順番で、その 1 / 2 周期に相当する時間だけ励起光が入射し、その 5 / 12 周期に相当する時間だけ照明光（励起光成分が除去された白色光）が入射し、その 1 / 12 周期に相当する時間だけ参照光が入射する。

30

【0066】

このライトガイド 21 及び配光レンズ 17 を通じて励起光が照射された被検体の生体は、蛍光を発し、この蛍光は、被検体表面での励起光の反射光とともに、対物光学系 18 に入射する。但し、励起光の反射光は励起光カットフィルター 19 により遮断されるので、蛍光のみによる被検体の像が、対物光学系 18 によって結像され、撮像素子 20 によって、映像信号（自家蛍光映像信号）に変換される。続いて、照明光（励起光成分が除去された白色光）が被検体に照射されると、この照明光の反射光による被検体の像が対物光学系 18 によって形成されて、撮像素子 20 に撮像され、映像信号（通常白色光映像信号）に変換される。続いて、参照光が被検体に照射されると、この参照光の反射光による被検体の像が対物光学系 18 によって形成されて、撮像素子 20 に撮像され、映像信号（参照光映像信号）に変換される。これら各映像信号は、順次、前段信号処理回路 23 によって輝度信号（Y 信号）と色差信号（R - Y 信号, B - Y 信号）とに分離され、メモリ 24（第 1 メモリ 241a, 第 2 メモリ 241b, 第 3 メモリ 241c）に一時記憶され、演算処理回路 25 に入力される。

40

50

【 0 0 6 7 】

この間、自家蛍光用調光ディテクタ 3 0 a によって自家蛍光映像信号の輝度信号 (Y 信号) のモニタ値が検出され、参照光用調光ディテクタ 3 0 c によって参照光映像信号の輝度信号 (Y 信号) のモニタ値が検出される。ドライバ回路 2 9 は、自家蛍光映像信号についてのモニタ値が自家蛍光映像信号についての目標値と合致するように、第 1 絞り機構 3 4 にその開口の大きさ (即ち、ライトガイド 2 1 に入射して被検体に照射される励起光の光量) を調整させるとともに、参照光映像信号についてのモニタ値が参照光映像信号についての目標値と合致するように、第 2 絞り機構 3 5 にその開口の大きさ (即ち、ライトガイド 2 1 に入射して被検体に照射される参照光及び白色の照明光の光量) を調整させる。

10

【 0 0 6 8 】

その結果、内視鏡 1 1 の体腔内挿入部 1 1 a の先端から被検体までの距離や、被検体表面の反射率や、被検体表面の向きや、被検体の部位毎に異なる自家蛍光の発光強度の如何に拘わらず、自家蛍光映像信号の輝度レベルと、参照光映像信号及び通常観察映像信号の輝度レベルとが、夫々一定となる。例えば、自家蛍光の強度が弱い為に自家蛍光映像信号についてのモニタ値が目標値よりも低く、参照光及び照明光 (励起光成分が除去された白色光) の強度が強い為に参照光映像信号についてのモニタ値が目標値よりも高い場合には、各映像信号の輝度レベルが最適となって各モニタ値が夫々に対応する目標値と合致するように、第 1 絞り機構 3 4 の開口が開けられるとともに、第 2 絞り機構 3 3 の開口が絞られる。

20

【 0 0 6 9 】

特に、自家蛍光映像信号の輝度レベルと、参照光映像信号及び通常観察映像信号の輝度レベルとは、夫々についての目標値が同じであれば互いに同一レベルとなる。参照光映像信号及び通常観察映像信号の輝度レベルとを同一レベルにしようとする参照光が弱くなりすぎてしまう場合には、演算処理回路 2 5 において簡単な増幅プロセスを通じて自家蛍光映像信号を精度良く参照光映像信号の輝度レベルと一致する輝度レベルへ増幅できるように、自家蛍光映像信号についての目標値と参照光映像信号についての目標値とを、単純な比率 (例えば、整数倍) に設定しておけば良い。

【 0 0 7 0 】

演算処理回路 2 5 は、上述したように、メモリ 2 4 から順次出力された各映像信号を受信し、必要に応じて、自家蛍光映像信号を増幅する。この時点では、自家蛍光映像信号の輝度レベルと参照光映像信号の輝度レベルとは、常に、互いに同一レベルになっている。よって、これらの映像信号に基づいて病変部位が精度良く特定され、その結果、病変部位を正確に示した蛍光観察映像信号が、後段信号処理回路 2 6 に対して出力される。蛍光観察映像信号は、後段信号処理回路 2 6 によってビデオ信号に変換された後に、モニター 1 5 に入力される。これにより、モニター 1 5 上には、電子内視鏡 1 1 によって撮像された被検体の通常観察画像上に病変部位が特定色にて示された自家蛍光画像が、表示される。

30

【 0 0 7 1 】

以上説明したように、本実施形態の蛍光観察内視鏡システムによると、被検体の通常観察画像上に病変部位の蛍光画像が重ねられた映像が表示されるので、術者は、この映像を見るだけで、病変部位の位置及び大きさを直感的に知ることができる。また、本実施形態の蛍光観察内視鏡装置によると、従来の光源プロセッサ装置 1 1 2 及び光源装置 1 1 3 の機能が一台の光源プロセッサ装置 1 2 に集約され、それに伴って、ランプ 4 0 , 集光レンズ 4 3 , 並びに、ドライバ回路 2 9 , システムコントロール部 2 8 が共通化されるので、システム全体をシンプル且つ小型化することができる。

40

【 0 0 7 2 】

さらに、本実施形態の蛍光観察内視鏡装置によると、蛍光観察モードにおいては、ライトガイド 2 1 に入射されて被検体に照射される励起光の強度が、前段信号処理回路 2 3 , 調光ディテクタ 3 0 , ドライバ回路 2 9 , 第 1 絞り機構 3 1 からなるフィードバック系により、また、ライトガイド 2 1 に入射されて被検体に照射される参照光の強度が、前段

50

信号処理回路 23, 調光ディテクタ 30, ドライバー回路 29, 第 2 絞り機構 35 からなるフィードバック系により、夫々、自動調光される。その結果、自家蛍光映像信号の輝度レベル、及び、参照光映像信号の輝度レベルは、夫々、互いに等しい一定のレベル、若しくは、互いに特定比率をなす一定のレベルとなる。その結果、簡単な画像処理により、精度の高い蛍光観察映像信号を生成することができる。

【図面の簡単な説明】

【0073】

【図 1】本発明の実施の形態である蛍光観察内視鏡システムの外観図

【図 2】蛍光観察内視鏡システムの内部構成を示す概略構成図

【図 3】蛍光観察モードにおける光学系部の状態を示す光学構成図

10

【図 4】通常観察モードにおける光学系部の状態を示す光学構成図

【図 5】第 1 ロータリーシャッタの正面図

【図 6】第 2 ロータリーシャッタの正面図

【図 7】第 1 及び第 2 ロータリーシャッタの回転位相及びライトガイドに入射される光の推移を示すタイムチャート

【図 8】回路の一部を詳細に示すブロック図

【図 9】従来の蛍光観察内視鏡システムの構成図

【符号の説明】

【0074】

10 蛍光観察内視鏡システム

20

11 電子内視鏡

12 光源プロセッサ装置

16 画像切換信号入力部

18 対物光学系

20 撮像素子

21 ライトガイド

23 前段信号処理部

24 メモリ

25 演算処理回路

28 システムコントロール回路

30

29 ドライバー回路

30 調光ディテクタ

34 第 1 絞り機構

35 第 2 絞り機構

37 第 1 ビームスプリッタ駆動機構

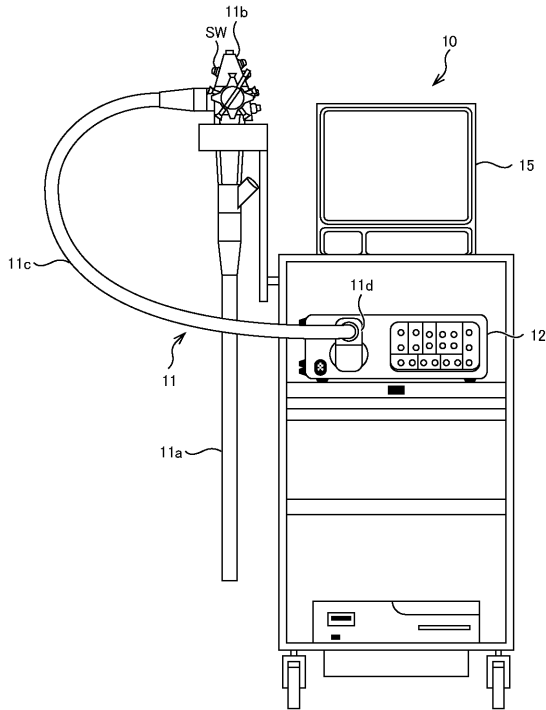
38 第 2 ビームスプリッタ駆動機構

41 第 1 ロータリーシャッタ

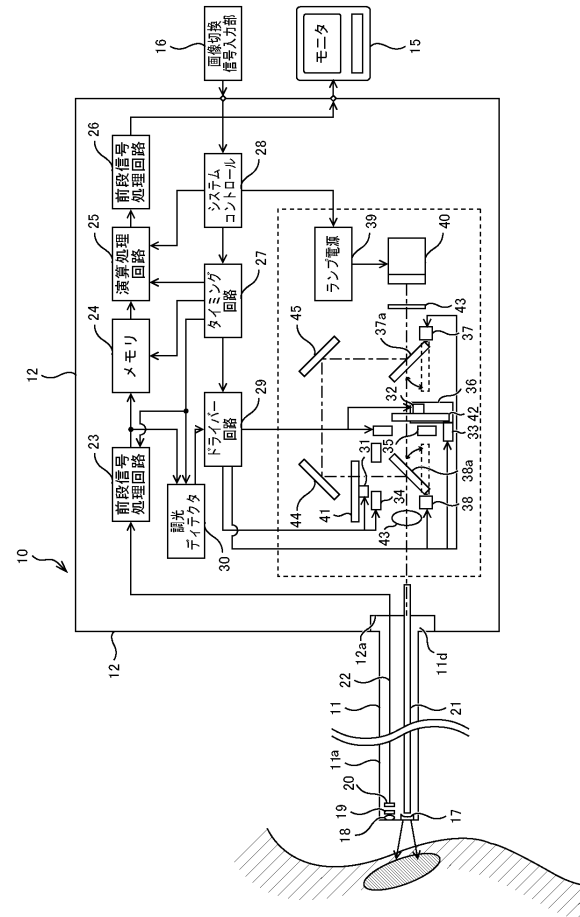
42 第 2 ロータリーシャッタ

40 ランプ

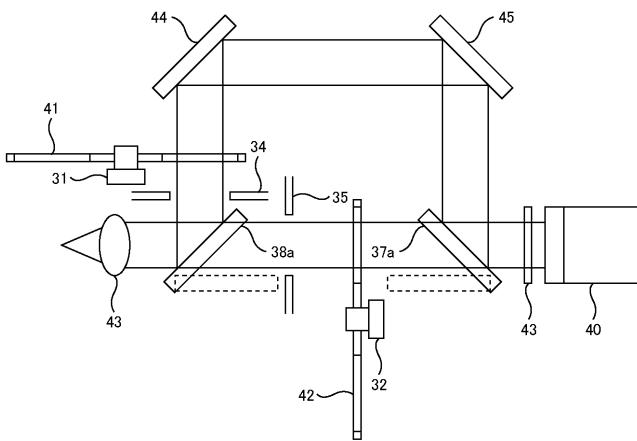
【図 1】



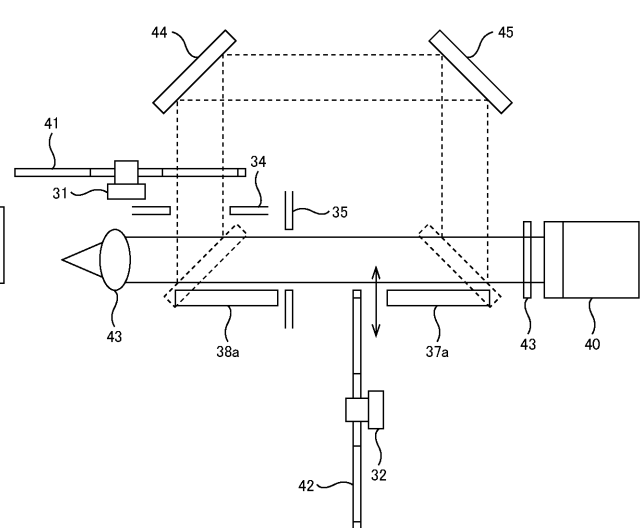
【図 2】



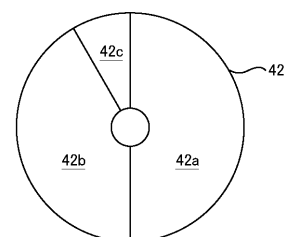
【図 3】



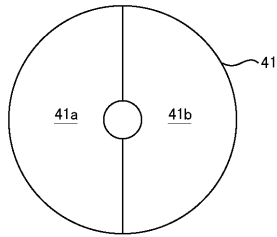
【図 4】



【図 5】



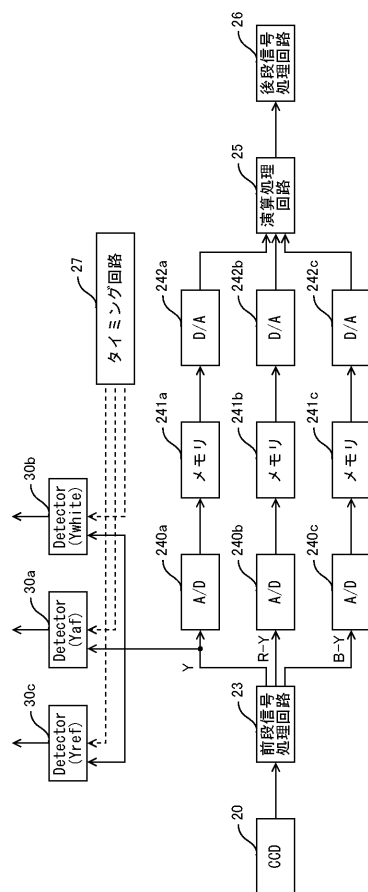
【図 6】



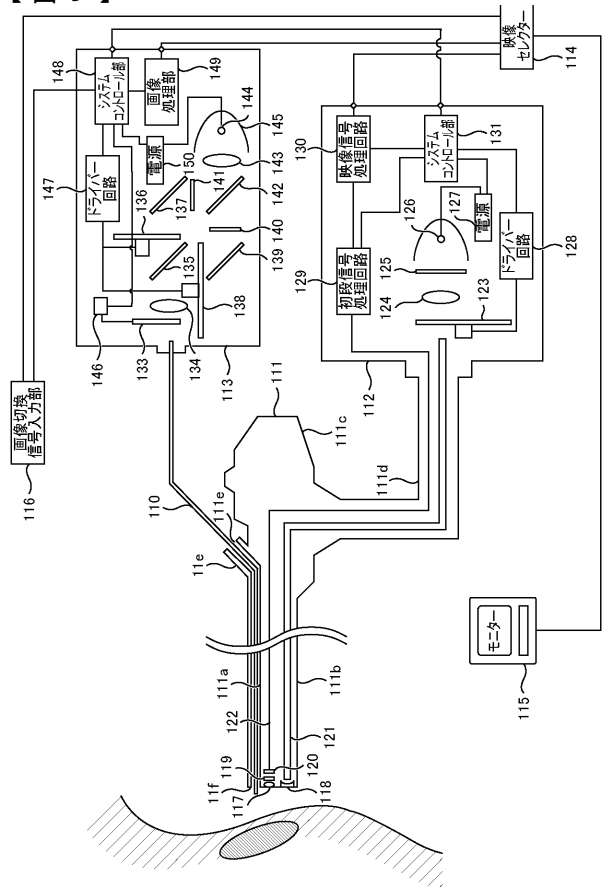
【図 7】

(a)	遮光部	励起光透過フィルタ	遮光部	励起光透過フィルタ
(b)	参照光透過フィルタ	遮光部	Blank	遮光部
(c)	参照光	励起光	白色光	励起光

【図 8】



【図 9】



【手続補正書】

【提出日】平成15年9月18日(2003.9.18)

【手続補正1】

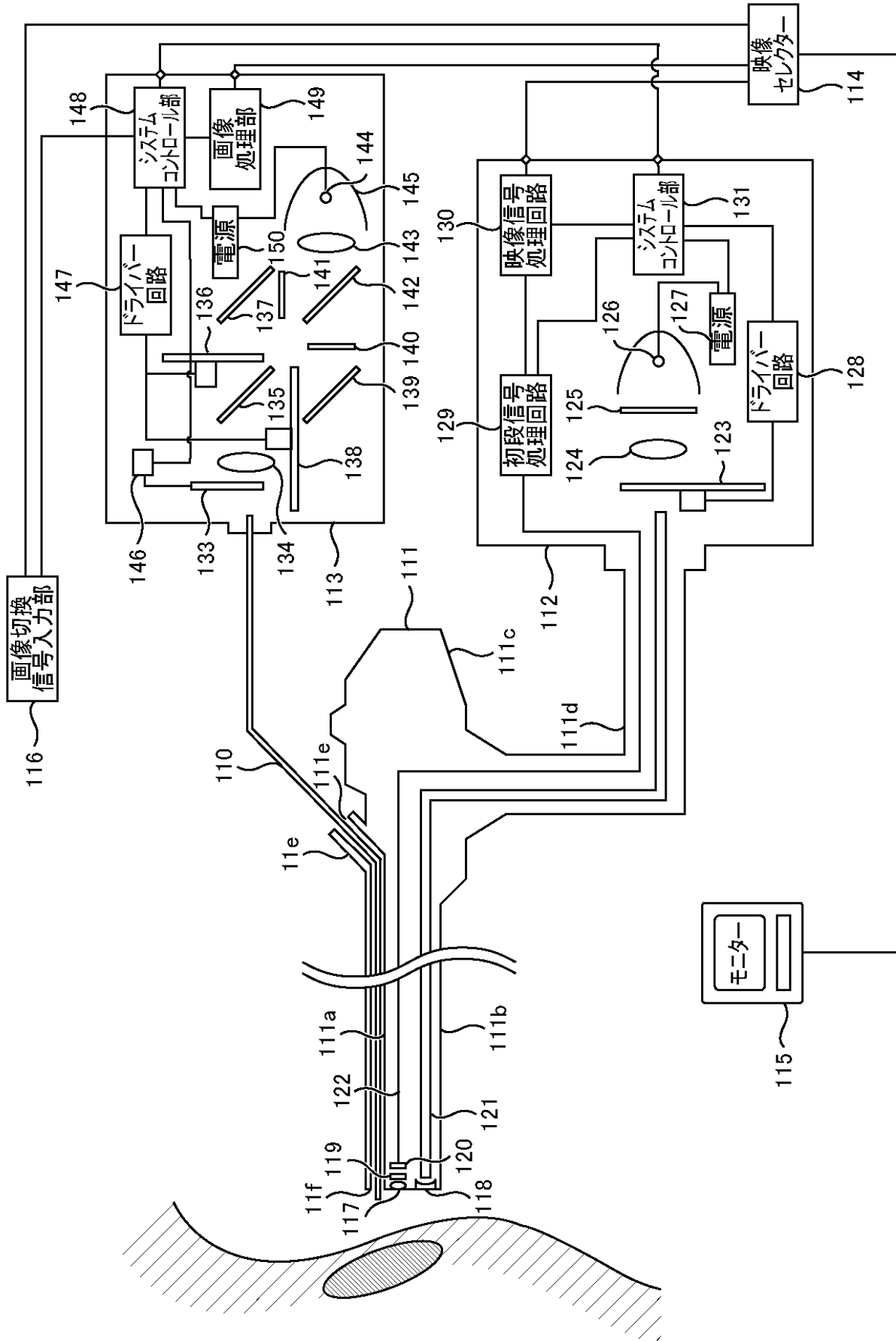
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図9

【補正方法】変更

【補正の内容】

【 図 9 】



フロントページの続き

【要約の続き】

专利名称(译)	用于荧光观察内窥镜的荧光观察内窥镜系统和光源装置		
公开(公告)号	JP2005087450A	公开(公告)日	2005-04-07
申请号	JP2003324326	申请日	2003-09-17
[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	宇津井 哲也		
发明人	宇津井 哲也		
IPC分类号	G02B23/26 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/06.A G02B23/26.B A61B1/00.511 A61B1/045.610 A61B1/06.610 A61B1/06.612 A61B1/07.730 A61B1/07.731		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA09 2H040/GA02 4C061/GG01 4C061/LL01 4C061/MM02 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/RR02 4C061/RR15 4C061/RR22 4C061/TT01 4C161/GG01 4C161/LL01 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR02 4C161/RR15 4C161/RR22 4C161/TT01		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

能够优化反射光与接收到的参考光的自体荧光的量的荧光观察的内窥镜系统，以提供。用于间歇地通过激发光分量的第一旋转快门和第一光阑机构设置在第一光路上。第二光学路径，激励光元件和所述第二旋转快门连续通过白光和所述时间参考光没有穿过，并且所述第二节气门机构被设置。第一光路和第二光路由第一分束器组合。用这些光照射的对象的图像由成像装置20成像。在正常观察模式下，从图像拾取装置20输出的图像信号被直接转换为视频信号。第一隔膜机制是基于激励光照射期间从成像元件输出的视频信号的亮度值进行调整，所述第二节气门机构中，当照射在从所述成像装置输出的参照光图像信号的亮度的基准光调整。点域1

