

(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2006-346196
(P2006-346196A)

(43) 公開日 平成18年12月28日(2006.12.28)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 O O D	2 H O 4 O
G O 2 B 23/24 (2006.01)	G O 2 B 23/24 B	4 C O 6 1
H O 4 N 7/18 (2006.01)	H O 4 N 7/18 M	5 C O 5 4

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2005-176666 (P2005-176666)	(71) 出願人	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(22) 出願日	平成17年6月16日(2005.6.16)	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	原野 健二 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	半田 啓二 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		F ターム(参考)	2H040 BA09 CA10 CA11 CA12 CA23 DA42 GA02 GA06 GA11 4C061 QQ04 TT13 WW04 WW17 5C054 CA04 CC07 EA05 EE06 GC03 HA12

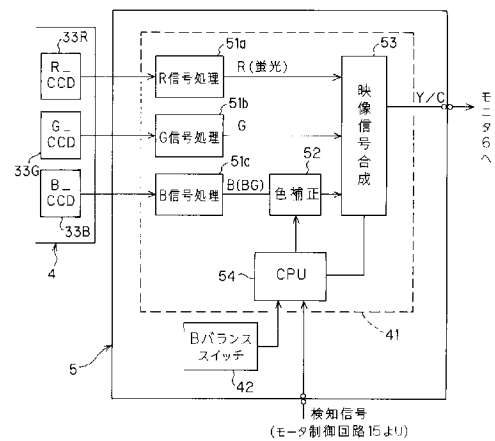
(54) 【発明の名称】 内視鏡撮像システム

(57) 【要約】

【課題】 フィルタ特性にバラツキがあっても、適切な色相コントラストで蛍光観察ができる内視鏡撮像システムを提供する。

【解決手段】 蛍光観察モード時には光源装置から青色の励起光が内視鏡のライトガイドを介して被写体側に照射され、被写体側からの蛍光及び反射光により光学像が接眼部に装着されたカメラヘッド内の CCD 33R, 33G, 33B により撮像され、CCU 5 内の R, G, B 信号処理回路 51a ~ 51c に入力される。B 信号処理回路 51c から出力される青色の励起光画像の信号は色補正回路 52 により適切な輝度レベルに補正されて、R 信号処理回路 51a から出力される蛍光画像の信号と、映像信号合成回路 53 によりカラー合成されてモニタに出力される。

【選択図】 図 2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

励起光を含む可視光波長領域の光を発生する光源手段と、
前記光源手段に設けられ、前記励起光を透過する励起光透過フィルタと、
前記光源手段からの光を照射し、被写体からの反射光により光学的な被写体像を得る内視鏡と、
前記内視鏡に設けられ、前記励起光の一部のみを透過すると共に、蛍光を透過する内視鏡フィルタと、
前記内視鏡の接眼部に装着され、被写体像を撮像する撮像手段と、
前記撮像手段からの撮像信号を処理し、映像化する画像処理手段と、
を備えた内視鏡撮像システムにおいて、
前記画像処理手段に設けられ、前記蛍光による蛍光画像と前記励起光による励起光画像とにより合成画像を生成する合成画像生成手段と、
前記合成画像における前記蛍光画像と前記励起光画像とによる前記合成画像の生成の際の色調を補正する色調補正手段と、
を具備したことを特徴とする内視鏡撮像システム。

10

【請求項 2】

前記励起光透過フィルタは、青色の励起光を透過する青色フィルタであり、前記内視鏡フィルタは、前記青色の励起光で光感受性物質が発生する赤色の波長領域での蛍光を透過するフィルタ特性を有することを特徴とする請求項 1 の内視鏡撮像システム。

20

【請求項 3】

前記色調補正手段は、前記青色の励起光のもとで撮像して得た前記励起光画像としての青色画像の輝度レベルを補正して前記合成画像生成手段により生成される合成画像の色調を補正することを特徴とする請求項 1 の内視鏡撮像システム。

【請求項 4】

前記励起光透過フィルタは、青色の励起光と、該青色の励起光と重ならないで、前記内視鏡フィルタが透過する透過波長領域内に設定した背景用照明光とを透過波長とするダブルバンドパスフィルタであることを特徴とする請求項 1 の内視鏡撮像システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は、撮像素子を用いて蛍光撮像を行う内視鏡撮像システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、内視鏡システムでは、可視光を用いた通常の内視鏡観察に加え、励起光を照射して蛍光観察を行うものがある。そして蛍光観察の中には、PDD (Photodynamic Diagnosis) と呼ばれ、薬剤投与により腫瘍部分のみに蛍光物質を蓄積させておき、励起光を照射して腫瘍を蛍光させて診断する方法がある。

PDD は青色の励起光を照射すると赤く蛍光する。このため、光源装置側で青色の励起光を出射するように青色を透過する励起光透過フィルタとしてのバンドパルフィルタを配置して、このバンドパルフィルタを透過した光を内視鏡のライトガイドに入射させるようにする。

40

この場合、蛍光は励起光に比べて微弱のため、蛍光画像を得るためには、受光側で励起光をカットし、蛍光を透過する必要があるため、カットフィルタが用いられる。

【0003】

但し、カットフィルタにより励起光を完全にカットすると、蛍光部以外の生体状態が見えなくなる。

そのため受光側では、蛍光とのバランスをとりながら一定レベルの励起光を透過させるように青色の背景用の照明光を作る必要がある。このため、カットフィルタにより励起光としての青色の照明光の一部を透過させるようにしている。

50

この青色の照明光に対する透過光量が一定でないと、蛍光部との色相のコントラストが悪くなり、腫瘍判別に影響がでる。しかし、フィルタの波長はバラツキが多く、2つのフィルタの組合せによる光透過の重なり部で作る背景用の照明光を一定するのが難しいという問題があった。

そこで独国特許DE 19902184号に開示されているように、光源装置側のバンドパスフィルタ（励起光透過フィルタ）の角度を調整することにより、出射光の波長を一定にするということが行われていた。

【特許文献1】独国特許DE 19902184号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0004】

しかし独国特許DE 19902184号では、光源装置に対して複数の内視鏡を使用するような場合、各内視鏡毎にカットフィルタに特性上のバラツキがあるため、内視鏡と組み合わせて使用する場合、各内視鏡毎に光源装置側の励起光透過フィルタの角度調節が必要になる。

特に、内視鏡にテレビカメラ等の撮像装置を装着して内視鏡撮像システムを構成した場合にも、各内視鏡毎に光源装置側の励起光透過フィルタの角度調節が必要になり、より改善する余地がある。

【0005】

（発明の目的）

20

本発明は上記のような問題に対して、光源装置側での励起光透過フィルタの角度調整を必要としないで、フィルタ特性にバラツキがあっても、適切な色相コントラストで蛍光観察ができる内視鏡撮像システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明は、励起光を含む可視光波長領域の光を発生する光源手段と、
前記光源手段に設けられ、前記励起光を透過する励起光透過フィルタと、
前記光源手段からの光を照射し、被写体からの反射光により光学的な被写体像を得る内視鏡と、

前記内視鏡に設けられ、前記励起光の一部のみを透過すると共に、蛍光を透過する内視鏡フィルタと、

30

前記内視鏡の接眼部に装着され、被写体像を撮像する撮像手段と、
前記撮像手段からの撮像信号を処理し、映像化する画像処理手段と、
を備えた内視鏡撮像システムにおいて、

前記画像処理手段に設けられ、前記蛍光による蛍光画像と前記励起光による励起光画像とにより合成画像を生成する合成画像生成手段と、

前記合成画像における前記蛍光画像と前記励起光画像とによる前記合成画像の生成の際の色調を補正する色調補正手段と、

を具備したことを特徴とする。

上記構成により、光源装置側での励起光透過フィルタの調整を必要としないで、色調補正手段により、蛍光撮像画像と励起光撮像画像との表示用に合成する際の色調を補正し、適切な色相コントラストで蛍光観察ができるようにしている。

40

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、蛍光撮像画像と励起光撮像画像とから適切な色相コントラストで観察できる合成画像を生成できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例1】

50

【 0 0 0 9 】

図 1 から図 4 は本発明の実施例 1 に係り、図 1 は内視鏡撮像システムの全体構成の概略ブロック図、図 2 はカメラコントロールユニットの内部構成を示すブロック図、図 3 は光源装置に設けたフィルタ及び内視鏡に設けたフィルタの分光透過特性図、図 4 は B バランスキャップ内に内視鏡の先端側を挿入した状態を示す。

まず、本実施例の構成を説明する。図 1 に示すように本発明の実施例 1 の内視鏡撮像システム 1 は、照明光を発生する光源装置 2 と、被写体像を観察するために体腔内に挿入される光学式の内視鏡 3 と、この内視鏡 3 の接眼部 2 0 に着脱自在に接続されるカメラヘッド 4 と、このカメラヘッド 4 内の撮像素子による撮像信号に対して映像化する画像処理を行い、標準的な映像信号を出力するカメラコントロールユニット（以下、CCU）5 と、この CCU 5 から出力された映像信号を表示するモニタ 6 とからなる。

10

【 0 0 1 0 】

光源装置 2 は、光を放射するキセノンランプ等のランプ 1 0 と、このランプ 1 0 の照明光路上に設けられ、励起光を透過する励起光透過フィルタとして青色の励起光を透過する青色光フィルタ 1 1 a 及び通常の可視領域の光を透過する通常光フィルタ 1 1 b を備えたターゲット 1 2 と、フィルタ 1 1 a、或いは 1 1 b を透過した光を集光する集光レンズ 1 3 と、前記ターゲット 1 2 を回転させるモータ 1 4 と、モータ 1 4 の回転を制御するモータ制御回路 1 5 等を備えている。

このモータ制御回路 1 5 は、外部のフットスイッチ 1 6 等に接続されており、ユーザはこのフットスイッチ 1 6 を操作して観察モードの切替指示を行うことにより、その切替指示の信号がモータ制御回路 1 5 に入力される。この信号を受けてモータ制御回路 1 5 は、モータ 1 4 を回転させて光路上に配置されるフィルタの切替を行う。

20

【 0 0 1 1 】

通常観察への切替指示を行った場合には、光路上には通常光フィルタ 1 1 b が配置されて通常観察モードの照明状態に設定され、蛍光観察への切替指示を行った場合には、光路上には青色光フィルタ 1 1 a が配置されて蛍光観察モードの照明状態に設定される。そして、光路上に配置されたフィルタを通した光が集光されて内視鏡 3 のライトガイドに入射されることになる。

内視鏡 3 は、体腔内に挿入される細長の挿入部 1 8 と、その後端に設けられた操作部 1 9 と、この操作部 1 9 の後端に設けられた接眼部 2 0 とを有する。

30

また、挿入部 1 8 内には照明光を伝送するライトガイド 2 1 が挿通されており、このライトガイド 2 1 は操作部 1 9 から延出されたライトガイドケーブル 2 2 内を挿通され、その後端のライトガイドコネクタ 2 3 は、光源装置 2 に着脱自在に接続される。そして、このライトガイドコネクタ 2 3 の入射端面には、光源装置 2 からの照明光が入射される。

【 0 0 1 2 】

この入射された照明光は、ライトガイド 2 1 の先端面まで伝送される。このライトガイド 2 1 の先端面は、挿入部 1 8 の先端部 2 4 に設けた照明窓の内側に固定されており、先端面から出射された照明光は、この照明窓に取り付けられた照明レンズ 2 5 を経て体腔内の患部等の被写体側に照射される。

照明窓に隣接して設けられた観察窓には対物レンズ 2 6 が取り付けられており、この対物レンズ 2 6 によりその結像位置に配置されたイメージガイド 2 7 の先端面に、被写体からの戻り光（通常観察の場合には反射光、蛍光観察の場合には反射光と蛍光）による被写体像を結像する。

40

先端面の光学像は、このイメージガイド 2 7 によりその後端面に伝送される。この後端面は接眼部 2 0 付近に配置されており、その後端面に対向して、励起光となる青色光の長波長側の一部をカットするカットフィルタ 2 8 と接眼レンズ 2 9 とが配置されている。このカットフィルタ 2 8 と光源装置 2 内の青色の励起光を透過する青色光フィルタ 1 1 a の透過波長特性を、図 3 に示す。

【 0 0 1 3 】

この接眼部 2 0 に着脱自在で装着されるカメラヘッド 4 内には、内視鏡 3 の接眼部 2 0

50

に伝送された被写体像を撮像素子に結像するための結像レンズ 31 が接眼レンズ 29 の光軸上に対向して配置されている。

この結像レンズ 31 の結像位置に至る光軸上の途中位置には、特定の波長領域の光を選択的に反射或いは透過するダイクロイックミラー 32 A 及びダイクロイックミラー 32 B とが順次配置されている。

ダイクロイックミラー 32 A は、波長が青色の光を反射し、他の可視光成分を透過する特性を備えている。また、ダイクロイックミラー 32 B は、可視光における緑色光成分を反射し、残りの可視光成分、この場合には赤色光を透過する特性を有している。

【0014】

従って、ダイクロイックミラー 32 A で反射された側の結像位置には青色光成分の光学像が結ばれ、このダイクロイックミラー 32 A を透過し、ダイクロイックミラー 32 B で反射された側の結像位置には緑色の光学像が結ばれ、2つのダイクロイックミラー 32 A 及びダイクロイックミラー 32 B を透過した側の結像位置には赤色光の光学像が結ばれることになる。

そして、ダイクロイックミラー 32 A で反射された側の結像位置には、青色光成分を撮像する為の B __ C C D 33 が配置されている。

なお、ダイクロイックミラー 32 A と B __ C C D 33 との間の光軸上には、青色光成分を透過し、この青色光成分以外の光の透過を制限する B バンドパスフィルタ 36 B が配置されている。

【0015】

また、ダイクロイックミラー 32 A を透過し、ダイクロイックミラー 32 B で反射された側の結像位置には緑色光成分を撮像する為の G __ C C D 33 G が配置されている。また、ダイクロイックミラー 32 B と G __ C C D 33 G との間の光軸上には、緑色光成分を透過し、この緑色光成分以外の光の透過を制限する G バンドパスフィルタ 36 G が配置されている。

また、ダイクロイックミラー 32 A 及び 32 B も透過した側の結像位置には赤色光成分を撮像する為の R __ C C D 33 R が配置されており、ダイクロイックミラー 32 B と R __ C C D 33 R との間の光軸上には、赤色光以外を制限するための R バンドパスフィルタ 36 R が配置されている。

【0016】

B __ C C D 33 B、G __ C C D 33 G、R __ C C D 33 R によりそれぞれで受光された光学像は、それぞれ電気信号に変換されて撮像信号となる。これら B __ C C D 33 B、G __ C C D 33 G、R __ C C D 33 R にそれぞれ一端が接続された信号線は、カメラヘッド 4 から延出されたカメラケーブル 37 内を挿通されて信号コネクタ 38 の接点に接続されている。そして、この信号コネクタ 38 は、C C U 5 に着脱自在に接続される。

C C U 5 は、画像処理部 41 及び B バランススイッチ 42 が設けてあり、カメラヘッド 4 から伝送される撮像信号は、画像処理部 41 で画像処理されて映像信号が生成され、モニタ 6 に出力され、通常画像及び蛍光画像が表示される。

図 2 は本実施例における撮像信号に対する画像処理を行う C C U 5 の内部構成を示している。

【0017】

図 2 に示すように C C U 5 内部の画像処理部 41 は、R、G、B の其々の C C D 33 R、33 G、33 B に接続された R、G、B 信号処理回路 51 a ~ 51 c と、B 信号処理回路 51 c に接続された色補正回路（或いは輝度補正回路）52 と、R、G、B 信号を合成する映像信号合成回路（画像信号合成回路）53 と、色補正回路 52 及び映像信号合成回路 53 とを制御する C P U 54 とからなる。

R、G、B 信号処理回路 51 a ~ 51 c には、G、R、B の其々の C C D 33 R、33 G、33 B により撮像された撮像信号が入力されるようになっており、相関二重サンプリング処理（C D S 処理）等により各画素の信号成分のみが抽出されて、色信号 R、G、B が生成される。つまり、内視鏡 3 の接眼部 20 に伝送された光学像を波長領域に分離して

10

20

30

40

50

撮像するCCD33R, 33G, 33Bにより撮像された撮像信号に対する信号処理を行い、各波長領域の成分画像に対応した色信号R, G, Bを生成する。

【0018】

この場合、通常観察モードでは、R、G、B信号処理回路51a~51cは、このように色信号R, G, Bを生成するが、蛍光観察モード時には、R、B信号処理回路51a、51cは、蛍光画像と、青色の励起光による図3の背景用の照明光58として説明した励起光画像（青色画像）とを生成することになる。

【0019】

そして、R、G、B信号処理回路51a~51cの出力信号は、カラー表示するためのカラーの画像合成を行う映像信号合成回路53により合成されて合成画像に対応する輝度信号Yと色信号Cが生成され、モニタ6に出力される。 10

【0020】

ここでB信号処理回路51cのみは、B信号処理回路51cと映像信号合成回路53との間に設けた色補正回路52において、蛍光観察モードの場合にはCPU54からの制御に応じて色信号Bの輝度レベルが補正される。そして、映像信号合成回路53により蛍光による蛍光画像と励起光による励起光画像とを、カラー表示するためのカラー合成をする場合のコントラストの補正が行われ、適切な色相コントラストのカラー画像合成が行われるようにする。

なお、上記のように通常観察モードの場合には、R、G、B信号処理回路51a~51cは、G、R、Bの色成分を撮像するCCD33R, 33G, 33Bの出力信号に対する信号処理を行い、それぞれR, G, Bの色信号を出力する。 20

【0021】

また、蛍光観察モードの場合にはR信号処理回路51aは、蛍光画像の映像信号を、B信号処理回路51cは青色の励起光の長波長側の背景用の照明光58で撮像した励起光画像に相当する映像信号（図2ではBGと略記）を出力する。なお、赤色の波長以外にも緑色の波長領域で蛍光を発生する場合には、G信号処理回路51bも蛍光画像の映像信号を出力することになる。

【0022】

色補正回路52には、励起光としての青色光を照射して蛍光観察する場合に、赤色の波長領域での蛍光による蛍光画像と、青色の励起光画像との色相コントラストを適正となるように設定する設定情報としての青色設定値が、予め入力されるように設定される（後述）。 30

またCPU54は、光源装置2のモータ制御回路15と接続されており、現在の照明光が青色光フィルタ11aか通常光フィルタ11bかの検知信号がCPU54に入力され、CPU54は、現在の照明光の状態が通常光観察状態（通常観察モード）か蛍光観察状態（蛍光観察モード）かの判定に応じて色補正回路52を制御する構成になっている。

図3は、光源装置2の青色光フィルタ11a及び内視鏡3の接眼部20内に設けたカットフィルタ28の透過波長特性を示す。内視鏡3の先端から青色光フィルタ11aを通した青色の励起光を照射すると、光感受性物質としての蛍光薬剤を含んだ腫瘍部のみが図3に示すように赤色の波長域、具体的には例えば630nm付近でその強度がピークとなる蛍光56となり、R-CCD33Rにより撮像される。 40

【0023】

但し、赤色の蛍光は、青色光に比べて小さいので、カットフィルタ28にて青色光の一部をカットする。但し、青色光を全てカットすると蛍光を発生する蛍光部以外が見えない蛍光画像となるため、両方のフィルタによる透過特性部が多少重なる重なり部57を設けるようにして青色の背景用の照明光58を作り、この照明光58で青色の励起光画像を生成するようにしている。

この青色の励起光画像を生成する照明光58は、その透過部の割合が大きいと赤い蛍光が弱まり、色相コントラストが悪くなるが、小さいと今度は励起光による生体組織の蛍光（緑~赤色光）側が勝ってしまうため、組織が白っぽくなり、また色相コントラストが悪 50

くなる。

よって青色の背景用の照明光 5 8 は、適正な一定量が望ましいが、青色光フィルタ 1 1 a 及びカットフィルタ 2 8 とともに波長公差内ではばらつくために、2つのフィルタの組合せにより背景用の照明光 5 8 の光量の変動してしまうが、本実施例ではその変動を画像処理手段としての C C U 5 内での画像処理で以下のように抑制する。

【0024】

図 4 は、C C U 5 の B バランススイッチ 4 2 を使用する場合に用いる、B バランスキャップ 6 1 を示す。この B バランスキャップ 6 1 は、例えば有底の円筒形状であり、その内側には、予め青色光を生体組織に照射した場合に、蛍光観察する場合に適した反射光強度となるような反射波長特性に近似するような塗料が塗られている。

10

【0025】

そして、この場合に撮像した B 信号処理回路 5 1 c の出力信号が一定値となるように色補正回路 5 2 により色補正する。このことにより、フィルタの組み合わせで照明光 5 8 の光量の変動するような場合においても、光源装置 2 側での青色光フィルタ 1 1 a に対する角度調整による透過特性の調整作業を必要としないで、適切な色相コントラストで蛍光観察ができるカラー合成画像を生成できるようにしている。

次に本実施例の作用を説明する。

【0026】

図 1 に示すような状態に設定して電源を投入すると、光源装置 2 のモータ制御回路 1 5 は例えば初期状態として照明光路上に通常光フィルタ 1 1 b が配置されるように設定する。

20

そして、図示しないホワイトバランス用キャップを用いる等して、白い被写体を用意し、ホワイトバランススイッチを ON する。すると、C P U 5 4 は、R, G, B 信号処理回路 5 1 a ~ 5 1 c における 2 つの信号処理回路（ここでは G, B 信号処理回路 5 1 b、5 1 c とする）の出力信号が残りの R 信号処理回路 5 1 a の出力信号の輝度レベルとが一致するように内部のアンプのゲインを設定する。

つまり、白い被写体が白く表示されるようにホワイトバランス状態に設定する。なお、この場合、色補正回路 5 2 は、その入力信号を例えばスルーして出力（或いは色補正回路 5 2 の内部のアンプのゲインを 1 に）する。

【0027】

本実施例においては、内視鏡 3 の接眼部 2 0 にカットフィルタ 2 8 を配置しているのので、青色の短波長側がカットされる状態になっており、撮像する場合には緑色及び赤色の入射光に比較して青色の成分が小さくなっているが、このホワイトバランス処理により、B 信号処理回路 5 1 c でのアンプのゲインが他の回路のものよりも大きく設定することでホワイトバランス状態を確保して通常観察が行える。

30

このホワイトバランス調整が終了後、フットスイッチ 1 6 を操作して、青色光フィルタ 1 1 a が照明光路上に配置されるように切り替える。この場合には、内視鏡 3 の先端から青色光が照射される。

ここで図 4 に示すように、内視鏡 3 の先端を B バランスキャップ 6 1 内に入れて、C C U 5 の B バランススイッチ 4 2 を押して、蛍光観察モードにおける観察状態が適切な色相コントラストで観察（表示）できるように調整処理を行う。

40

【0028】

上記のように内視鏡 3 の先端を B バランスキャップ 6 1 内に入れて、B バランススイッチ 4 2 を押すと、B バランスキャップ 6 1 の内面で反射された青色の反射光が B _ C C D 3 3 B で受光され、B 信号処理回路 5 1 c にてその色信号 B が作られる。

この時、C P U 5 4 の制御により、色補正回路 5 2 では測定した青色の色信号 B が適正な青色設定値になるように、青色ペイントの濃淡或いはその色補正回路 5 2 内のアンプのゲインを調整し、これを補正值（ゲイン値）として色補正回路 5 2 内のメモリ等の記憶手段に記憶・保存する。

この後、蛍光観察をする場合には、色補正回路 5 2 でこの青色の補正值が反映される（

50

上記アンプのゲイン値を保持する)ので、フィルタ組合せにより(励起光画像を生成する)照明光58の光量の違いで発生する色調のバラツキを抑えることができる。

【0029】

実際に生体組織で蛍光観察する場合には、R信号処理回路51aからの蛍光画像に相当する色信号と、色補正回路52からの励起光画像に相当する信号とが、映像信号合成回路53によりカラー合成され、CPU54からの制御でそのカラー合成された蛍光画像の識別表示(例:スーパーインポーズなど)がカラーの蛍光画像に重ねられてモニタ6に出力され、術者は適切な色相コントラストでそのカラーの蛍光画像を観察できる。

従って本実施例は以下の効果を有する。

以上説明した本実施例の構成によれば、フィルタ組合せによるバラツキを画像処理で抑えることが可能なので、常に適切な色相コントラストの蛍光画像が得られる。これにより微小な腫瘍でも判別しやすくなるため、効率良く検査や腫瘍切除の処置を行うことができる。

10

【0030】

また、通常病院などでは、1台の光源装置2に対して複数の内視鏡3やカメラヘッド4を用いて内視鏡検査を行うため、このような場合に適切に対応できる。つまり、光源装置2側での励起光透過フィルタとしての青色光フィルタ11aの透過特性の調整を必要としないで、画像処理装置としてのCCU5側で内視鏡3のカットフィルタ28との組み合わせに対応した色補正を簡単に行うことができる。

さらに青色ペイントの調整量を変更可能にすれば、術者の好みの色合いに設定することもできる。

20

なお、本実施例においては光学式の内視鏡3の接眼部20に装着したカメラヘッド4として、3つの色成分に分離して各成分の光学像をそれぞれ撮像する3板式の撮像素子を採用したカメラヘッドを採用しているが、モザイクフィルタ等のカラーフィルタを撮像面に取り付けた単板式の撮像素子を用いたカメラヘッドの場合に対してもほぼ同様に適用できる。

【0031】

単板式の撮像素子を用いた場合には、CCU5側に色分離回路を設け、色信号に分離した後の信号に対して図2に示したように励起光画像に対応する信号に対して色補正或いは輝度補正を行い、蛍光画像の信号と合成するようにすれば良い。

30

また、本実施例の変形例として、光学式の内視鏡3とカメラヘッド4等の撮像素子とを備えた電子内視鏡にしても良い。この場合には、カットフィルタ28が撮像素子の撮像面の前に配置されておれば良く、撮像素子はイメージガイド27で伝送された光学像を撮像するタイプでも良いし、対物レンズ26の結像位置に撮像素子を配置した構成のものでも良い。

【実施例2】

【0032】

次に図5を参照して本発明の実施例2を説明する。本実施例の構成は、実施例1とほぼ同じであるが、光源装置2と内視鏡3のフィルタの透過特性が異なるものを採用している。

40

本実施例においては、図5に示すように、光源装置2の励起光透過フィルタ11aを、青色の励起光とする青色光フィルタ11aの透過範囲と、この青色の励起光の透過範囲と重ならないより長波長側に設定した背景用の照明光58とする透過範囲との2つにしたダブルバンドパスフィルタを採用している。

また、この背景用の照明光58は、内視鏡3のカットフィルタ28の透過波長内に設定している。

【0033】

ここで励起光透過フィルタ11aにおける照明光58を生成する透過範囲は、このフィルタ11aによるバラツキがあっても、カットフィルタ28の透過波長内に入るように、波長公差が設定されている。

50

その他の構成は実施例 1 と同様の構成である。次に本実施例の作用を説明する。

基本的な作用は実施例 1 と同じであるが、図 5 に示したフィルタ構成にすることで、照明光 5 8 のバラツキが光源装置 2 の励起光透過フィルタ 1 1 a のみに依存することになるので、バラツキが抑えられる。

また照明光 5 8 のバラツキが光源装置 2 側の励起光透過フィルタ 1 1 a のみとなるので、一度 B バランススイッチ 4 2 を操作して青色補正を行えば、内視鏡 3 を変更しても補正を行う必要がないというメリットがある。

【 0 0 3 4 】

従って、本実施例は以下の効果を有する。

以上の構成であれば、一度、光源装置 2 の励起光透過フィルタ 1 1 a のフィルタ特性に対して、B バランススイッチ 4 2 を操作して青色補正で行えば、内視鏡 3 の変更毎の補正が不要になる。

よって光源装置 2 の出荷検査で青色補正を行えば、ユーザは、青色補正を行う必要がなくなり、内視鏡 3 を用いた内視鏡検査、手術等の時間も短縮できる。

また、各システム 1 に B バランスキャップ 6 1 を付帯させなくてもよくなる。

なお、上記説明では励起光として青色の波長領域の光を用い、赤色の波長領域の蛍光で撮像し、背景用の照明光として青色としていたが、この背景用の照明光が例えば緑色から青色のいずれの波長領域にも対応できるようにしても良い。

【 0 0 3 5 】

図 6 は、このような場合に対応した変形例における CPU 5 B の画像処理部 4 1 B の構成を示す。本変形例では、実施例 1 で説明した画像処理部 4 1 を図 6 に示すように G 信号処理回路 5 1 b と B 信号処理回路 5 1 c との出力信号に対して、これらの両信号の輝度レベルを調整する輝度調整回路 7 1 と、両信号から色相或いは色調を変更する色調調整回路 7 2 とを通して映像信号合成回路 5 3 に入力する構成にしている。

また、B バランススイッチ 4 2 の代わりにバランススイッチ 4 2 を採用している。また、この場合には B バランスキャップ 6 1 の代わりにバランスキャップを用い、このバランスキャップを用いることにより輝度調整回路 7 1 には、蛍光画像と励起光画像とをカラー合成する場合の励起光画像側の信号強度を適正な値に設定することができる。

【 0 0 3 6 】

また、CPU 5 4 は、色調調整操作部 7 3 と接続され、例えば色調調整操作部 7 3 を構成する可変抵抗をユーザが操作することにより、CPU 5 4 は色調調整回路 7 2 による G と B とを合成する際の色相或いは色調を変化する。その他の構成は実施例 2 と同様である。

本変形例では蛍光観察モードでは、R 信号処理回路 5 1 a から蛍光画像の信号が映像信号合成回路 5 3 に入力され、この場合、励起光で撮像した励起光画像に対応する信号が、G 信号処理回路 5 1 b 或いは B 信号処理回路 5 1 c のいずれか或いは両方から映像信号合成回路 5 3 に入力される。

そして、この映像信号合成回路 5 3 により、蛍光画像の信号と励起光画像による信号とがカラー合成される。術者は、色調調整操作部 7 3 を操作することにより、術者が好む色相或いは色調に設定して蛍光観察することができる。

なお、映像信号合成回路 5 3 は、色信号から輝度信号と色差信号とに変換した映像信号を出力するものに限定されるものでなく、色信号のまま、或いはマトリックス変換などしてモニタ 6 の R, G, B のチャンネルに印加する構成にしても良い。

【 0 0 3 7 】

[付記]

1. 励起光を含む可視光波長領域の光を発生する光源手段と、

前記光源手段に設けられ、前記励起光を透過する励起光透過フィルタと、

前記光源手段からの光を照射し、被写体からの反射光における前記励起光の一部のみを透過すると共に、蛍光を透過するフィルタ及び該フィルタを介して被写体像を撮像する撮像手段を備えた内視鏡と、

10

20

30

40

50

前記撮像手段からの撮像信号を処理し、映像化する画像処理手段と、
を備えた内視鏡撮像システムにおいて、

前記画像処理手段に設けられ、前記蛍光による蛍光画像と前記励起光による励起光画像
とにより合成画像を生成する合成画像生成手段と、

前記合成画像における前記蛍光画像と前記励起光画像とによる前記合成画像の生成の際
の色調を補正する色調補正手段と、

を具備したことを特徴とする内視鏡撮像システム。

【0038】

2. 付記1において、前記内視鏡は、光学像を観察可能とする光学式内視鏡と、前記光学
式内視鏡の接眼部に装着され、前記撮像素子を備えたカメラヘッドとからなる。

10

3. 付記1において、前記色調補正手段は、前記蛍光画像に対応して予め設定された条件
で撮像された励起光画像におけるその輝度レベル或いはアンプのゲインを一定値に設定す
る。

【産業上の利用可能性】

【0039】

光源装置の光路上に励起光透過フィルタを配置し、励起光透過フィルタを被写体側に照
射し、撮像素子を用いて蛍光撮像を行い、生成した蛍光画像を、励起光の一部を利用して
生成した励起光画像とを合成してモニタに表示する場合、励起光透過フィルタによるフィ
ルタ特性にバラツキがあるような場合にも、画像処理によりそのバラツキが補正され適切
な色調で蛍光観察できるようになる。

20

【0040】

観察を行う場合、

【図面の簡単な説明】

【0041】

【図1】本発明の実施例1の内視鏡撮像システムの全体構成の概略ブロック図。

【図2】CCUの内部構成を示すブロック図。

【図3】光源装置に設けたフィルタ及び内視鏡に設けたフィルタの分光透過特性図。

【図4】Bバランスキャップ内に内視鏡の先端側を挿入した状態を示す図。

【図5】本発明の実施例2における光源装置に設けたフィルタ及び内視鏡に設けたフィル
タの分光透過特性図。

30

【図6】変形例におけるCCUの内部構成を示すブロック図。

【符号の説明】

【0042】

1 ... 内視鏡撮像システム

2 ... 光源装置

3 ... 内視鏡

4 ... カメラヘッド

5 ... CCU

6 ... モニタ

10 ... ランプ

40

11 a ... 青色光フィルタ

11 b ... 通常光フィルタ

20 ... 接眼部

26 ... 対物レンズ

28 ... カットフィルタ

32 A、32 B ... ダイクロイックミラー

33 R, 33 G, 33 B ... CCD

41 ... 画像処理部

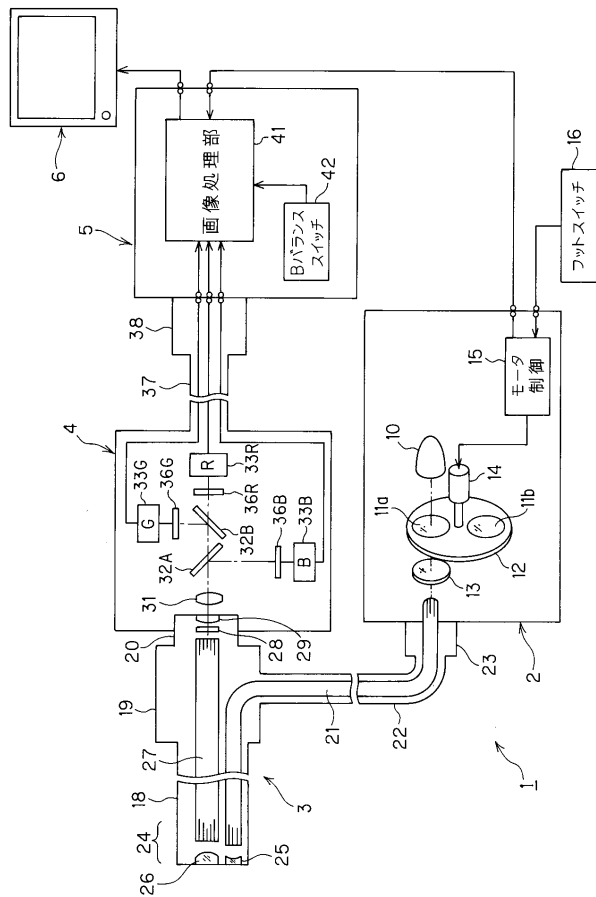
42 ... Bバランススイッチ

51 a ~ 51 c ... 信号処理回路

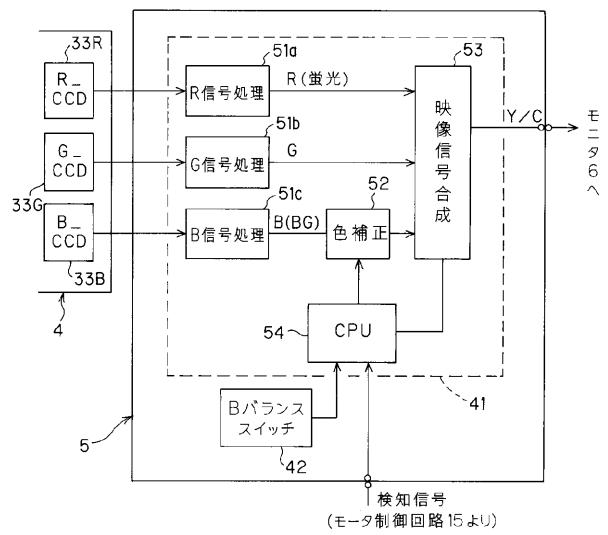
50

- 5 2 ... 色補正回路
- 5 3 ... 映像信号合成回路
- 6 1 ... B バランスキャップ

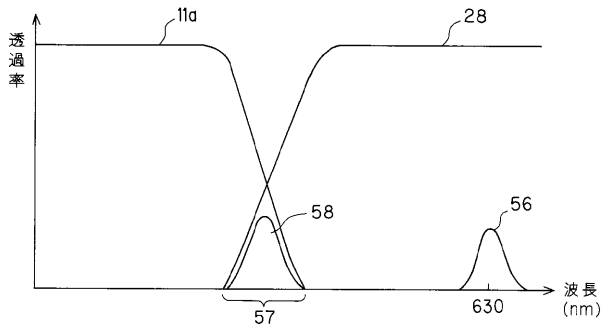
【 図 1 】



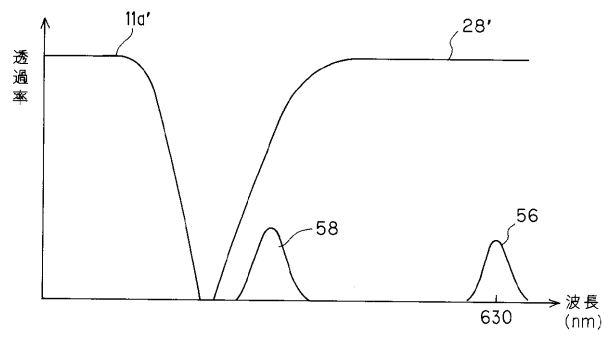
【 図 2 】



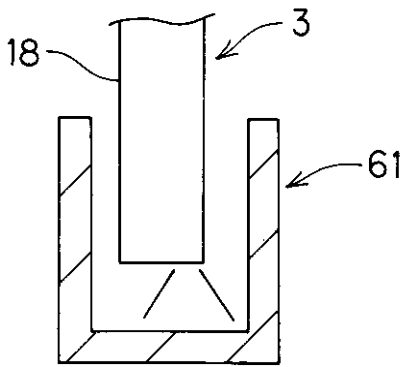
【図3】



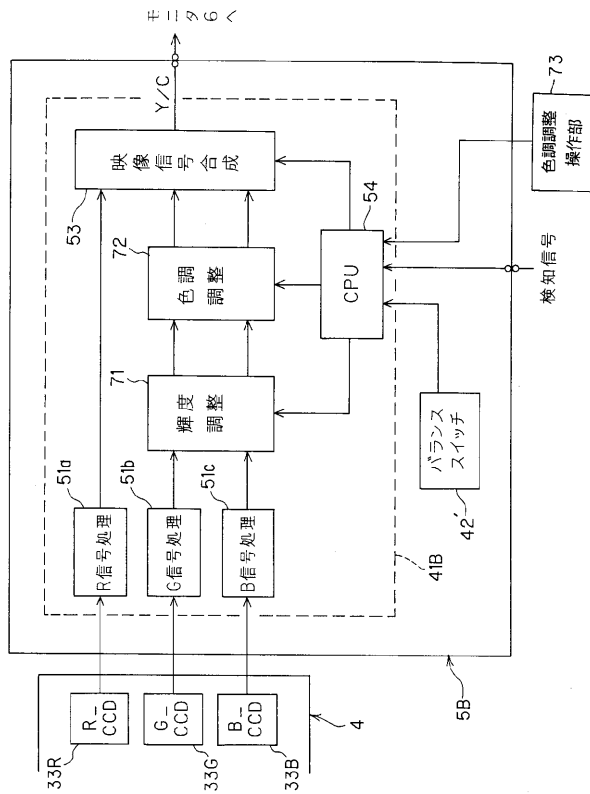
【図5】



【図4】



【図6】



专利名称(译)	内窥镜成像系统		
公开(公告)号	JP2006346196A	公开(公告)日	2006-12-28
申请号	JP2005176666	申请日	2005-06-16
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	原野健二 半田啓二		
发明人	原野 健二 半田 啓二		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 H04N7/18		
CPC分类号	A61B5/415		
FI分类号	A61B1/00.300.D G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.550		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/DA42 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/QQ04 4C061/TT13 4C061/WW04 4C061/WW17 5C054/CA04 5C054/CC07 5C054/EA05 5C054/EE06 5C054/GC03 5C054/HA12 4C161/QQ04 4C161/TT13 4C161/WW04 4C161/WW17		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4716801B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜成像系统，即使滤镜特性存在变化，也能够以适当的色调对比度进行荧光观察。 解决方案：在荧光观察模式下，蓝色激发光通过内窥镜的光导从光源设备发射到对象侧，并且光学图像通过荧光和来自对象侧的反射光附着到目镜部分。图像由照相机头中的CCD 33R, 33G, 33B拾取，并输入到CCU 5中的R, G, B信号处理电路51a至51c。从B信号处理电路51c输出的蓝色激发光图像信号由颜色校正电路52校正为适当的亮度水平，并且从R信号处理电路51a和视频信号合成电路输出的荧光图像信号。颜色由53组合并输出到监视器。 [选择图]图2

