

(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2016-198634

(P2016-198634A)

(43) 公開日 平成28年12月1日(2016.12.1)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	

審査請求 有 請求項の数 12 O L (全 30 頁)

(21) 出願番号	特願2016-174076 (P2016-174076)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成28年9月6日 (2016.9.6)		オリンパス株式会社
(62) 分割の表示	特願2015-556283 (P2015-556283) の分割	(74) 代理人	100076233
原出願日	平成27年3月27日 (2015.3.27)		弁理士 伊藤 進
(31) 優先権主張番号	特願2014-79764 (P2014-79764)	(74) 代理人	100101661
(32) 優先日	平成26年4月8日 (2014.4.8)		弁理士 長谷川 靖
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100135932
			弁理士 篠浦 治
		(72) 発明者	竹内 佑一
			東京都八王子市石川町2951番地 オリ
			ンパス株式会社内
		(72) 発明者	渡邊 俊明
			東京都八王子市石川町2951番地 オリ
			ンパス株式会社内

最終頁に続く

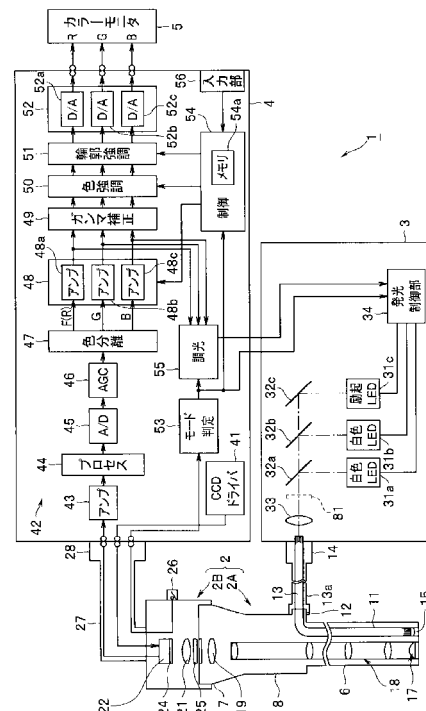
(54) 【発明の名称】 蛍光観察内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 蛍光画像と、生体組織の輪郭及び色調の違いを反映した画像を生成することができる。

【解決手段】 蛍光を発光させる第1の波長帯域の光と、第1の波長帯域の光よりも短波長の第2の波長帯域の可視光と、第1及び第2の波長帯域の光よりも短波長の第3の波長帯域の可視光と、を同時に射出可能であって、通常光観察モードのときに第2及び第3の波長帯域の光を同時に射出し、蛍光観察モードのときに第1及び第3の波長帯域の光を同時に射出する光源装置3と、前記蛍光と前記第2及び第3の波長帯域の光の反射光とを同時に受光する撮像部22と、撮像部22が取得した蛍光の撮像信号と第2及び第3の波長帯域の光の反射光から取得した第2及び第3の撮像信号とから夫々異なる色で表示する画像を生成するビデオプロセッサ4と、を備える。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体に投与した薬剤に照射することで蛍光を発光させる第 1 の波長帯域の光と、可視光であって前記第 1 の波長帯域の光よりも短い波長の波長帯域の第 2 の波長帯域の光と、可視光であって前記第 1 及び第 2 の波長帯域の光よりも短い波長の波長帯域の第 3 の波長帯域の光と、を同時に射出可能な発光体を有し、通常光観察モードのときに前記第 2 の波長帯域の光と前記第 3 の波長帯域の光とを同時に射出し、蛍光観察モードのときに前記第 1 の波長帯域の光と前記第 3 の波長帯域の光とを同時に射出する光源装置と、

前記第 1 の波長帯域の光と前記第 2 の波長帯域の光と前記第 3 の波長帯域の光とを導光可能であって、導光した光を前記生体に照射するライトガイドと、

前記蛍光と、前記第 2 及び第 3 の波長帯域の光の反射光とを同時に受光する撮像素子を有するよう構成された撮像部と、

前記撮像部が取得した前記蛍光の撮像信号と、前記第 2 及び第 3 の波長帯域の光の反射光から取得した第 2 及び第 3 の撮像信号とから、それぞれ異なる色で表示するカラー表示画像を生成する画像処理を行う信号処理装置と、

を備えることを特徴とする蛍光観察内視鏡システム。

【請求項 2】

前記光源装置は、前記第 2 の波長帯域の光と前記第 3 の波長帯域の光とを透過する前記通常光観察モードに対応する第 1 のフィルタと、前記第 1 の波長帯域の光と前記第 3 の波長帯域の光とを透過する前記蛍光観察モードに対応する第 2 のフィルタとを有し、前記第 1 のフィルタと前記第 2 のフィルタのいずれか一方が前記発光体の照明光路上に配置されるように前記第 1 のフィルタと前記第 2 のフィルタとが切替え可能に設けられたことを特徴とする請求項 1 に記載の蛍光観察内視鏡システム。

【請求項 3】

前記発光体は、キセノンランプであることを特徴とする請求項 2 に記載の蛍光観察内視鏡システム。

【請求項 4】

前記撮像部は、前記通常光観察モードのときに第 2 の波長帯域の光の反射光を受光し前記蛍光観察モードのときに前記蛍光を受光する第 1 の撮像素子と、前記通常光観察モード及び前記蛍光観察モードのときに前記第 3 の波長帯域の光のうち長波長の光の反射光を受光する第 2 の撮像素子と、前記通常光観察モード及び前記蛍光観察モードのときに前記第 3 の波長帯域の光のうち短波長の光の反射光を受光する第 3 の撮像素子と、

を具備し、

前記信号処理装置は、前記通常光観察モード及び前記蛍光観察モードのときに、R チャンネル、G チャンネル、B チャンネルにそれぞれ入力される信号から R、G、B の色信号を生成して、カラー表示装置に出力する信号処理を行い、

前記第 1 の撮像素子の撮像信号は前記 R チャンネル、前記第 2 の撮像素子の撮像信号は前記 G チャンネル、第 3 の撮像素子の撮像信号は前記 B チャンネルにそれぞれ入力されることを特徴とする請求項 1 に記載の蛍光観察内視鏡システム。

【請求項 5】

前記第 1 の波長帯域の光は近赤外光であり、前記第 2 の波長帯域の光は赤色光であり、前記第 3 の波長帯域の光は緑色光及び青色光であることを特徴とする請求項 4 に記載の蛍光観察内視鏡システム。

【請求項 6】

前記撮像部は、前記第 1 の撮像素子として、前記第 2 及び第 3 の波長帯域の光を受光する場合の感度よりも、前記蛍光の波長帯域の光に対する感度の方が大きくなるように設定されたものを備えることを特徴とする請求項 5 に記載の蛍光観察内視鏡システム。

【請求項 7】

前記撮像部は、前記第 2 及び第 3 の撮像素子として、前記蛍光に対する感度が前記第 1 の撮像素子よりも低くなるように設定されたものを備えることを特徴とする請求項 5 に記

10

20

30

40

50

載の蛍光観察内視鏡システム。

【請求項 8】

前記信号処理装置は、前記蛍光の撮像信号に対する信号レベルを、前記第 2 及び第 3 の撮像信号の信号レベルよりも数 10 倍以上のゲインに調整するゲイン調整回路を備えることを特徴とする請求項 5 に記載の蛍光観察内視鏡システム。

【請求項 9】

更に、前記光源装置は、前記第 2 の波長帯域の光又は前記第 3 の波長帯域の光において、前記生体に含まれる自家蛍光物質が自家蛍光を発生させる励起光となる波長帯域に相当する一部の波長帯域の光をカットする帯域制限装置を備えることを特徴とする請求項 5 に記載の蛍光観察内視鏡システム。

10

【請求項 10】

前記帯域制限装置は、前記第 2 の波長帯域の光又は前記第 3 の波長帯域の光における少なくとも 450 nm 以下の短波長帯域における一部の波長帯域の光の透過をカットする帯域制限フィルタにより構成されることを特徴とする請求項 9 に記載の蛍光観察内視鏡システム。

【請求項 11】

前記帯域制限装置は、前記第 2 の波長帯域の光又は前記第 3 の波長帯域の光において、前記生体に投与された前記薬剤が発生する蛍光の波長帯域内又は当該蛍光の波長帯域の近傍に、前記自家蛍光を発生させる励起光となる波長帯域に相当する一部の波長帯域の光をカットすることを特徴とする請求項 9 に記載の蛍光観察内視鏡システム。

20

【請求項 12】

前記光源装置が前記第 1 から前記第 3 の波長帯域の光を出射して、前記信号処理装置が前記撮像部から出力される前記蛍光の撮像信号と、前記第 2 及び第 3 の撮像信号とからそれぞれ異なる 3 色で表示するカラー表示画像を生成する処理を行う蛍光観察モードと、前記光源装置が前記第 1 から前記第 3 の波長帯域の光の代わりに白色光を出射して、前記信号処理装置が前記撮像部から出力される赤、緑、青の 3 つの波長帯域の撮像信号に対してそれぞれ異なる 3 色で表示するカラー表示画像を生成する処理を行う通常光観察モードとを切り替える操作を行うモード切替スイッチを有し、

更に、前記光源装置は、

前記第 2 の波長帯域の光又は前記第 3 の波長帯域の光において、前記生体に含まれる自家蛍光物質が自家蛍光を発生させる励起光となる波長帯域に相当する一部の波長帯域をカットする帯域制限装置と、

30

前記モード切替スイッチにより前記蛍光観察モードに切り替えられた場合には前記帯域制限装置を照明光路上に配置し、前記通常光観察モードに切り替えられた場合には前記帯域制限装置を照明光路から退避させるように制御する制御装置と、

を備えることを特徴とする請求項 5 に記載の蛍光観察内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は蛍光観察を行う蛍光観察内視鏡システムに関する。

40

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡は、医療分野等において広く用いられるようになっている。また、通常光としての可視の波長帯域の光で観察する通常光観察(通常観察)の場合の他に、検査対象となり生体部位に薬剤を投与し、発生する蛍光を受光して蛍光観察を行う場合もある。

例えば、特開 2011-167337 号公報(特許文献 1)の従来例は、青色光、緑～黄色の可視光、近赤外光(ICG 励起光)とを同時に照射する光源装置と、各色の光の反射光、励起光により発生する蛍光をそれぞれ受光する複数の撮像素子を備えた撮像ユニット、及び撮像ユニットによる信号から表示画像を生成する信号処理装置を開示している。

50

上記特許文献 1 に示す従来例は、該公報中の図 1 3 に示すように通常光画像(通常画像)と、1つの ICG 蛍光画像とをそれぞれ表示する内容と、通常光画像と、2つの異なる蛍光画像の差分演算の画像との画像合成した合成画像とを表示する内容とを開示している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2011-167337 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、上記従来例は、通常光画像と蛍光画像の差分演算の合成画像を表示する場合の表示画像におけるカラー表示の詳細を、開示していない。蛍光画像を表示する場合、蛍光画像のみでは臓器や生体組織の輪郭及び色調が分かりにくいために、処置具を用いて処置を行う場合には、臓器や生体組織の輪郭と色調の違いを反映して表示することができようようにすることが望まれる。

例えば、輪郭のみでは、色調が異なる脂肪に富む組織と、膜状組織を区別し難くなるために、色調の違いを反映して表示できようようにすることが望まれる。上記の従来例では、通常光画像と蛍光画像の差分演算と合成画像を生成するが、どのようにカラー表示するからの内容を全く開示していないために、臓器や生体組織の輪郭と色調の違いを反映して表示する要請を満たすとは言えない。

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、蛍光画像と、生体組織の輪郭及び色調の違いを反映した画像を生成することができる蛍光観察内視鏡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】

【0005】

本発明の一態様の蛍光観察内視鏡システムは、生体に投与した薬剤に照射することで蛍光を発光させる第 1 の波長帯域の光と、可視光であって前記第 1 の波長帯域の光よりも短い波長の波長帯域の第 2 の波長帯域の光と、可視光であって前記第 1 及び第 2 の波長帯域の光よりも短い波長の波長帯域の第 3 の波長帯域の光と、を同時に射出可能な発光体を有し、通常光観察モードのときに前記第 2 の波長帯域の光と前記第 3 の波長帯域の光とを同時に射出し、蛍光観察モードのときに前記第 1 の波長帯域の光と前記第 3 の波長帯域の光とを同時に射出する光源装置と、前記第 1 の波長帯域の光と前記第 2 の波長帯域の光と前記第 3 の波長帯域の光とを導光可能であって、導光した光を前記生体に照射するライトガイドと、前記蛍光と、前記第 2 及び第 3 の波長帯域の光の反射光とを同時に受光する撮像素子を有するよう構成された撮像部と、前記撮像部が取得した前記蛍光の撮像信号と、前記第 2 及び第 3 の波長帯域の光の反射光から取得した第 2 及び第 3 の撮像信号とから、それぞれ異なる色で表示するカラー表示画像を生成する画像処理を行う信号処理装置と、を備えることを特徴とする蛍光観察内視鏡システム。

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図 1】図 1 は本発明の第 1 の実施形態の蛍光観察内視鏡システムの全体構成を示す図。

【図 2】図 2 は図 1 における内視鏡及びビデオプロセッサ等の内部構成を示した状態の蛍光観察内視鏡システムを示す図。

【図 3 A】図 3 A は光源装置が蛍光観察モードの場合に射出する照明光の波長帯域を示す図。

【図 3 B】図 3 B は光源装置が通常光観察モードの場合に射出する照明光の波長帯域を示す図。

【図 4】図 4 は撮像部に設けた受光用フィルタの透過特性と励起光カットフィルタが遮光する波長帯域の範囲を示す図。

【図 5】図 5 は本発明の第 1 の実施形態の代表的な動作内容を示すフローチャート。

10

20

30

40

50

【図 6】図 6 は第 1 の実施形態の第 1 変形例の蛍光観察内視鏡システムの全体構成を示す図。

【図 7】図 7 は第 1 変形例において光源装置が蛍光観察モード等の場合に出射する照明光の波長帯域を示す図。

【図 8】図 8 は第 1 変形例において撮像部に設けた受光用フィルタの透過特性と励起光カットフィルタが遮光する波長帯域の範囲を示す図。

【図 9】図 9 は第 1 の実施形態の第 2 変形例の蛍光観察内視鏡システムの全体構成を示す図。

【図 10】図 10 は第 2 変形例において蛍光観察モード等の場合に光源装置が出射する照明光の波長帯域を示す図。

【図 11】図 11 は第 2 変形例における撮像部の受光用フィルタの透過特性を示す図。

【図 12 A】図 12 A は第 1 の実施形態の第 3 変形例の蛍光観察内視鏡システムの全体構成を示す図。

【図 12 B】図 12 B は第 1 の実施形態の第 4 変形例における光源装置を示す図。

【図 13】図 13 は本発明の第 2 の実施形態の蛍光観察内視鏡システムの全体構成を示す図。

【図 14】図 14 は撮像部に設けたダイクロイックプリズムの透過特性を示す図。

【図 15】図 15 は本発明の第 2 の実施形態の第 1 変形例の蛍光観察内視鏡システムの全体構成を示す図。

【図 16 A】図 16 A は第 1 変形例における撮像部に設けたダイクロイックプリズムの透過特性と共に、励起光カットフィルタが遮光する波長帯域の範囲を示す図。

【図 16 B】図 16 B は第 1 変形例における光源装置に設けた励起フィルタの透過特性を示す図。

【図 17】図 17 は複数種類の自家蛍光物質と、対応する励起波長及び蛍光波長との関係を表形式で示す図。

【図 18】図 18 は本発明の第 2 の実施形態の第 2 変形例の蛍光観察内視鏡システムの全体構成を示す図。

【図 19 A】図 19 A は撮像部に設けたダイクロイックプリズムの透過特性と励起光カットフィルタが遮光する波長帯域の範囲を示す図。

【図 19 B】図 19 B は蛍光観察モードの場合に励起フィルタを経て光源装置が出射する照明光の波長帯域を示す図。

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

(第 1 の実施形態)

図 1 に示すように本発明の第 1 の実施形態の蛍光観察内視鏡システム 1 は、腹部 10 などの被検体に挿入され、被検体内における生体組織等の被写体の像を撮像して撮像信号として出力する内視鏡 2 と、内視鏡 2 に対し、該被写体を照明するための照明光を出射する光源装置 3 と、内視鏡 2 に内蔵された撮像部（又は撮像装置）を駆動すると共に、内視鏡 2 から出力された撮像信号に対して信号処理を行い、画像信号（映像信号）として出力する信号処理装置としてのビデオプロセッサ 4 と、ビデオプロセッサ 4 から出力される画像信号に基づき、該被写体の像の画像を表示する、カラー表示装置としてのカラーモニタ 5 とを備える。

図 1 に示す内視鏡 2 は、細長の挿入部 6 を有する光学内視鏡 2 A と、この光学内視鏡 2 A の接眼部 7 に装着され、撮像素子を内蔵したテレビカメラ 2 B とから構成される。なお、図 1 に示す光学内視鏡 2 A にテレビカメラ 2 B を装着した内視鏡 2 に限らず、挿入部の先端に撮像素子を配置した電子内視鏡でも良い。

内視鏡 2 は、例えば患者の腹部 10 内に挿入される細長の挿入部 6 と、挿入部 6 の後端（基端）に設けられた把持部 8 と、把持部 8 の後端に設けられた接眼部 7 とを有する。

【0008】

10

20

30

40

50

図 2 に示すように、挿入部 6 の内部には、光源装置 3 から出射された照明光を伝送するための照明光伝送部材としてライトガイド 1 1 が挿通され、その後端は、把持部 8 付近のライトガイド口金 1 2 に至る。ライトガイド口金 1 2 には、ライトガイド 1 3 が挿通されたケーブル 1 3 a の一端が接続され、他端のライトガイドコネクタ 1 4 は、光源装置 3 に着脱自在に接続される。

光源装置 3 は、観察モードに応じて後述するように蛍光観察用の照明光と、通常光観察用の照明光を出射（発生）する。光源装置 3 の照明光は、ライトガイド 1 3 及びライトガイド 1 1 を経てライトガイド 1 1 の先端からさらに照明レンズ 1 5 を経て体腔内の患部 1 6（図 1 参照）等の観察対象となる生体（組織）側に出射される。なお、照明レンズ 1 5 は、挿入部 6 の先端面に設けた照明窓に設けてある。

照明窓に隣接して観察窓が設けてあり、観察窓には、対物レンズ 1 7 が配置され、対物レンズ 1 7 は、照明された患部 1 6 側の被写体側からの光による光学像を結ぶ。

【0009】

対物レンズ 1 7 による光学像は、挿入部 6 内から接眼部 7 付近までにわたって配置された光学像伝送部材としてのリレーレンズ系 1 8 により光学像が後方側に伝送される。なお、リレーレンズ系 1 8 の代わりに、ファイババンドルにより形成したイメージガイドを用いて光学像伝送部材を形成しても良い。

接眼部 7 には接眼レンズ 1 9 が配置され、可視の波長領域の光学像の場合には、接眼レンズ 1 9 を介して術者等のユーザは、肉眼で観察することができる。

接眼部 7 に装着されるテレビカメラ 2 B 内には、結像用レンズ 2 1 と、その結像位置に撮像面が配置された撮像部を構成する撮像素子としての例えば電荷結合素子（CCD と略記）2 2 とが設けられている。この CCD 2 2 の撮像面の直前には、赤（R）、緑（G）、青（B）の各波長帯域の光をそれぞれ透過する色フィルタとしての R フィルタ 2 4 a、G フィルタ 2 4 b、B フィルタ 2 4 c（図 4 参照）を備えたモザイクフィルタ 2 4 が CCD 2 2 の撮像面を形成する各画素単位で配置されている。なお、撮像部（又は撮像装置）は、撮像素子を有するものと定義しても良いし、撮像素子の他に、撮像素子の撮像面に光学像を結像する結像用レンズ 2 1 等の光学系を含めたもので定義しても良い。

【0010】

図 4 は、モザイクフィルタ 2 4 を構成する R フィルタ 2 4 a、G フィルタ 2 4 b、B フィルタ 2 4 c の透過特性の 1 例を示す。

【0011】

従って、後述するように光源装置 3 が照明光として可視の波長帯域の照明光を出射する通常光観察（通常観察）モードの場合には、被写体側で反射されて入射される光を、図 4 に示す R フィルタ 2 4 a、G フィルタ 2 4 b、B フィルタ 2 4 c の透過特性で色分離して撮像面の画素に導光する。なお、R フィルタ 2 4 a、G フィルタ 2 4 b、B フィルタ 2 4 c を備えた撮像素子と定義した場合には、図 4 の透過特性は撮像素子の R フィルタ 2 4 a、G フィルタ 2 4 b、B フィルタ 2 4 c をそれぞれ透過した光を受光する画素の感度と見なすことができる。このため、図 4 では縦軸を透過率（感度）と表記している。

また、本実施形態においては、上記のように蛍光観察を行うことができるように CCD 2 2 の撮像面よりも入射光側に、（励起光の）照明光を照射した場合における被写体側で反射された反射光が蛍光を受光する画素（本実施形態の場合には R フィルタ 2 4 a を透過した光を受光する画素）に入射するのをカットするカットフィルタとしての励起光カットフィルタ 2 5 を配置している。図 2 においては、例えば結像用レンズ 2 1 の前に励起光カットフィルタ 2 5 を配置しているが、この位置に限定されるものでない。

【0012】

本実施形態においては、蛍光観察用に用いる蛍光薬剤（単に薬剤とも言う）としてインドシアニンググリーン（ICG と略記）を用いることを想定している。そして、観察対象となる生体（組織）に対して ICG が、投与され、該 ICG に励起光を照射し、励起された ICG から発せられる蛍光を、モザイクフィルタ 2 4 が設けられた CCD 2 2 により撮像する。

10

20

30

40

50

この ICG は、図 4 において波長 λ_{fm} ($\lambda_{fm} = 805 \text{ nm}$) で示す波長において蛍光の強度が極大となる蛍光発生特性を示す。また、波長 λ_{fm} よりも若干短波長となる波長 λ_{ex} ($\lambda_{ex} = 774 \text{ nm}$) で吸収の極大となる特性を示すことが知られている。

このため、本実施形態における励起光カットフィルタ 25 は、この ICG を励起させる励起光の波長帯域の範囲をカットし、波長 λ_{fm} でピークとなる蛍光の波長帯域を透過するような特性に設定している。図 4 において、点線で励起光カットフィルタ 25 による遮光範囲（遮光される波長帯域）を透過率で示す。具体的には、 $710 \text{ nm} \sim 790 \text{ nm}$ の波長帯域の光を十分にカットする（例えば殆ど 0 % に近い透過率で遮光する）。その他の波長帯域では、励起光カットフィルタ 25 は、大きな透過率で透過する。

【0013】

そして、励起光カットフィルタ 25 でカットされた波長帯域における長波長側の端の値 790 nm よりも長波長側の近赤外の波長 $790 \text{ nm} \sim 900$ の波長帯域又は $790 \text{ nm} \sim 850$ の波長帯域の蛍光を R フィルタ 24a の赤外波長帯域側の透過特性を利用して受光する。図 4 に示す例では、R フィルタ 24a は、 900 nm よりもさらに長波長側において透過する特性を有するが、ICG は 850 nm ないしは 900 nm 付近においては蛍光を発生する強度が十分に小さくなる。このために、 850 、又は 900 nm よりも長波長側をカットして受光するようにしても良い。

図 2 に示すようにテレビカメラ 2B には、観察モードを切り替える観察モード切替手段として観察モード切替スイッチ（単に切替スイッチとも言う）26 が設けてある。テレビカメラ 2B から延出された信号ケーブル 27 の端部に設けた信号コネクタ 28 は、ビデオ

【0014】

本実施形態においては、切替スイッチ 26 により蛍光観察モードに切り替えられた場合には、光源装置 3 は、図 3A に示すように蛍光を発生させるための第 1 の波長帯域の光としての励起光（図 3A では $710 \text{ nm} \sim 790 \text{ nm}$ の光）と、この第 1 の波長帯域とは異なり、可視の波長帯域に含まれ、互いに異なる第 2 及び第 3 の波長帯域の光を照明光として同時に射出する。

なお、第 2 及び第 3 の波長帯域の光は、図 3A に示すように G 及び B の波長帯域の光に相当し、それぞれ G 光及び B 光とも表す。そして、この蛍光観察モードにおいては、撮像部としての CCD 22 は、R フィルタ 24a を透過した光を受光する画素（換言すると R フィルタ 24a を備えた画素、さらに単純化して R フィルタ 24a の画素と略記）により、蛍光を撮像し、G フィルタ 24b を透過した光を受光する画素及び B フィルタ 24c を透過した光を受光する画素（G フィルタ 24b の画素及び B フィルタ 24c の画素と略記）は、G 光及び B 光の反射光を、（蛍光の画像を補完するための）参照光画像（反射光画像）を生成するために撮像する。

【0015】

また、ビデオプロセッサ 4 は、撮像部を形成する単一の撮像素子としての CCD 22 により取得された蛍光の撮像信号と参照光の反射光により撮像信号とから蛍光の画像信号と反射光画像（又は参照光画像）の 2 つの画像信号を生成して、カラーモニタ 5 において蛍光画像と反射光画像とを互いに異なる色でカラー表示する表示画像を生成する。本実施形態においては、蛍光画像と共に、互いに異なる 2 つ波長帯域の反射光画像をそれぞれ異なる色で表示するようにして、蛍光による蛍光画像と、蛍光画像では分からない生体組織の輪郭、又は構造と共に、異なる生体組織に対応した色調を反映した反射光による反射光画像（参照光画像）とを表示できるようにする。

また、切替スイッチ 26 により通常光観察モードに切り替えられた場合には、光源装置 3 は、蛍光観察モード時における励起光を射出しないで、第 2 の波長帯域の光及び第 3 の波長帯域の光（G 光及び B 光）と共に、R の波長帯域の光、つまり R 光を射出する。

【0016】

図 2 に示すように光源装置 3 は、白色光を発生する白色発光ダイオード（白色 LED と略記）31a、31b と（少なくとも）励起光（の波長帯域を含む光）を発生する励起 L

10

20

30

40

50

E D 3 1 c と、光学素子としてのダイクロイックミラー 3 2 a, 3 2 b, 3 2 c と、集光レンズ 3 3 と、発光制御部（又は発光制御回路） 3 4 とを備える。

【0017】

白色 L E D 3 1 a と、ダイクロイックミラー 3 2 a（及び集光レンズ 3 3）は、上記第 2 及び第 3 の波長帯域の光を同時に発生する。白色 L E D 3 1 a は、可視の波長帯域をカバーする白色光を発生し、この白色光は白色 L E D 3 1 a に対向する光路上に配置されたダイクロイックミラー 3 2 a により第 2 及び第 3 の波長帯域の光に相当する G 光及び B 光のみが選択的に反射されて、反射光路上に配置された集光レンズ 3 3 を経てライトガイド 1 3 の端面に（G 光及び B 光が）入射される。

ダイクロイックミラー 3 2 a は、上記のように第 2 及び第 3 の波長帯域の光としての G 光及び B 光のみを選択的に反射し、G 光及び B 光よりも長波長の波長帯域の光を選択的に透過する特性を示す。従って、白色 L E D 3 1 a の白色光は、ダイクロイックミラー 3 2 a により帯域制限されて、図 3 A における 4 0 0 n m ~ 5 7 0 n m の波長帯域の範囲内の光（ほぼ G 光及び B 光）がライトガイド 1 3 側に出射され、さらにライトガイド 1 1 を経て被写体側に照射される。

【0018】

また、白色 L E D 3 1 b と、ダイクロイックミラー 3 2 b（及び集光レンズ 3 3）は、可視の波長帯域における上記第 2 及び第 3 の波長帯域の光以外の光、具体的には 5 7 0 n m ~ 7 0 0 n m の波長帯域の光（ほぼ R 光）を発生する。白色 L E D 3 1 b による白色光は、白色 L E D 3 1 b に対向する光路上に配置されたダイクロイックミラー 3 2 b により R 光のみが選択的に反射されて、反射光路上に配置されたダイクロイックミラー 3 2 a と透過し、集光レンズ 3 3 を経てライトガイド 1 3 の端面に入射される。

つまり、通常観察モードの場合には、白色 L E D 3 1 a, 3 1 b が発光し、可視の波長領域の白色光がライトガイド 1 3 の端面に入射される。

また、励起 L E D 3 1 c は、励起光カットフィルタによりカットされるカット波長帯域付近の励起光を発生し、この励起光は励起 L E D 3 1 c に対向する光路上に配置されたダイクロイックミラー 3 2 c によりカット波長帯域以内の光のみが選択的に反射されて、反射光路上に配置されたダイクロイックミラー 3 2 b、3 2 a を透過し、さらに集光レンズ 3 3 を経てライトガイド 1 3 の端面に入射される。

【0019】

ダイクロイックミラー 3 2 c は、上記のようにカット波長帯域以内の光のみを選択的に反射する特性を示す。従って、励起 L E D 3 1 c の励起光は、ダイクロイックミラー 3 2 c により帯域制限されて、図 3 A における例えば 7 1 0 n m ~ 7 9 0 n m の波長帯域の範囲内の光が励起光としてダイクロイックミラー 3 2 b、3 2 a を透過して、ライトガイド 1 3 側に出射され、さらにライトガイド 1 1 を経て被写体側に照射される。なお、ダイクロイックミラー 3 2 c により励起光を帯域制限する場合に限らず、励起 L E D 3 1 c がカット波長帯域内となる励起光を発生するようにしても良い。

発光制御部 3 4 は、蛍光観察モードの場合には、白色 L E D 3 1 a と励起 L E D 3 1 c とを同時に発光させて、図 3 A に示す波長帯域の照明光を出射させる。

また、発光制御部 3 4 は、通常光観察モードの場合には、白色 L E D 3 1 a と白色 L E D 3 1 b とを同時に発光させて、図 3 B に示す可視の波長帯域の照明光を出射させる。なお、図 2 において点線で示すように蛍光観察モードの場合、自家蛍光を発生する励起波長を含む例えば 4 5 0 n m 以下の短波長の光をカットする励起フィルタ 8 1 又は帯域制限フィルタを照明光路上に配置し、観察対象の蛍光薬剤による蛍光に自家蛍光が混入することを低減するようにしても良い。

【0020】

上述したように C C D 2 2 のモザイクフィルタ 2 4 を形成する R フィルタ 2 4 a、G フィルタ 2 4 b、B フィルタ 2 4 c は、図 4 に示す透過特性を持つ。このため、通常光観察モードの場合において、被写体側に図 3 B に示す可視の波長帯域の照明光が照射され、被写体側で反射された反射光が C C D 2 2 に入射される場合、R フィルタ 2 4 a の画素は、

10

20

30

40

50

反射光におけるRの波長帯域のR光を受光し、Gフィルタ24bの画素は、反射光におけるGの波長帯域のG光を受光し、Bフィルタ24aの画素は、反射光におけるBの波長帯域のB光を受光する。そして、ビデオプロセッサ4はR光、G光、B光の反射光を撮像したCCD22の撮像信号からR、G、Bの反射光画像としての通常光画像の画像信号を生成する。

一方、蛍光観察モードの場合において、被写体側に図3Aに示すG、Bの波長帯域のG光及びB光と近赤外の波長帯域となる励起光との照明光が照射され、被写体側で反射された反射光、励起光及び蛍光がCCD22に入射される場合、励起光は励起光カットフィルタ25によりカットされ、Rフィルタ24aの画素は、近赤外の波長帯域に属する蛍光の波長帯域の光を受光し、Gフィルタ24bの画素は、Gの波長帯域のG光を受光し、Bフィルタ24aの画素は、Bの波長帯域のB光を受光する。

10

【0021】

なお、蛍光観察を行う場合、蛍光の強度は、反射光の強度に比較して非常に弱い（数10分の1以下となる）ために励起光の反射光の影響を受け易い。本実施形態においては、励起光カットフィルタ25により、励起光の波長帯域を十分にカットして、励起光の反射光が蛍光の受光に影響しないようにしている。

また、図4示す特性例においては、波長 λ_{fm} でピークとなるような蛍光を受光する場合、少なくともRフィルタ24aの画素の感度は、Gフィルタ24bの画素及びBフィルタ24cの画素の感度よりも大きいことを示している。なお、本実施形態以外においても、撮像部が単一の撮像素子を用いて構成される場合においては、蛍光を受光するための色フィルタの画素の感度が、蛍光以外の反射光を受光するための色フィルタの画素が蛍光を受光する感度よりも大きくしている。後述する実施形態のように撮像部が3つの撮像素子で構成される場合においては、蛍光を受光するための色フィルタの画素が、蛍光を受光するための第1の撮像素子となり、他の2つの反射光を受光するための色フィルタの画素が第2及び第3の撮像素子に読み替えると同様の関係となる。

20

図4に示すようにGフィルタ24bの画素とBフィルタ24cの画素が波長 λ_{fm} の付近においても感度を有する特性になっているが、Rフィルタ24aの画素以外となるこれらの画素も蛍光成分を受光するが、上述したように反射光の強度の方が遥かに蛍光の強度よりも大きい。

【0022】

30

また、後述するように蛍光画像を反射光画像（参照画像）と共に表示する場合、反射光画像の画像信号値が蛍光画像の画像信号値よりも遥かに大きくなるために、反射光画像の画像信号に対して、蛍光画像の画像信号を少なくとも数10倍程度、増大する調整を行った後、カラーモニタ5でカラー表示する。このため、カラーモニタ5に表示された画像における蛍光画像（成分）は、実質的にRフィルタ24aの画素により受光（撮像）した画像となる。

図2に示すようにCCD22は信号ケーブル27内の信号線を介してビデオプロセッサ4と接続される。

ビデオプロセッサ4は、CCDドライバ41を有し、CCDドライバ41が発生したCCD駆動信号はCCD22に印加される。CCD22はCCD駆動信号の印加によりCCD22の撮像面に結像された光学像を光電変換した撮像信号を生成し、生成した撮像信号を出力する。CCDの撮像信号は、ビデオプロセッサ4内の信号処理回路42を構成するアンプ43に入力される。なお、信号処理回路42は、図2におけるアンプ43～D/A変換部52により構成される。

40

【0023】

アンプ43で増幅された信号は、プロセス回路44において相関二重サンプリング処理が施され、撮像信号における信号成分を抽出した画像信号が生成される。

プロセス回路44から出力される画像信号は、A/D変換回路45においてアナログの画像信号からデジタルの画像信号に変換された後、AGC回路46に入力され、オートゲイン調整された後、色分離回路47に入力される。色分離回路47は、CCD22のモザ

50

イクフィルタ 2 4 における R フィルタ 2 4 a、G フィルタ 2 4 b、B フィルタ 2 4 c の配列に応じた 3 つの色信号に分離し、3 つの色信号を 3 つの画像信号として出力する。

通常光観察モードにおいては、色分離回路 4 7 は、R、G、B の色信号を画像信号として出力し、蛍光観察モードにおいては、蛍光 (F)、G 及び B の色信号を画像信号として出力する。図 2 中では、F (R)、G、B で示している。色分離された 3 つの画像信号は、ホワイトバランス／蛍光用バランス回路 4 8 に入力され、ホワイトバランス又は蛍光用バランスの調整が行われる。

【0024】

ホワイトバランス／蛍光用バランス回路 4 8 は、3 つのゲイン可変機能を備えたアンプ 4 8 a、4 8 b、4 8 c を備え、通常光観察モードにおいては、白色の基準となる被写体を撮像した場合、3 つの R、G、B の色信号 (画像信号) の信号レベルが等しくなる (ホワイトバランス) 状態となるように 3 つのゲインを調整する。

また、蛍光観察モードにおいては、例えば基準となる蛍光観察状態において、F、G 及び B の色信号 (換言すると蛍光の画像信号、2 つの反射光画像の画像信号) の信号レベルが互いに等しくなる蛍光用バランス状態となるように 3 つのゲインを調整する。

【0025】

上述したように蛍光の強度は、反射光の強度よりも遥かに小さい (弱い) ので、アンプ 4 8 a のゲインは、アンプ 4 8 b、4 8 c のゲインの少なくとも数 10 倍以上に設定する調整が行われる。従って、上述したように G フィルタ等の画素が近赤外の蛍光を受光しても、R フィルタの画素が受光した蛍光の画像信号を、前者の少なくとも数 10 倍以上のゲインに増大するために、前者が受光した蛍光は、後者の蛍光画像に影響を及ぼさない。

【0026】

なお、ホワイトバランス／蛍光用バランス回路 4 8 は、3 つのゲイン可変のアンプ 4 8 a、4 8 b、4 8 c を備えた場合を示しているが、例えば 1 つのアンプ 4 8 b のゲインを固定にして、残りの 2 つのアンプでゲイン調整を行うようにしても良い。

ホワイトバランス／蛍光用バランス回路 4 8 を経た 3 つの画像信号は、ガンマ回路 4 9 によりガンマ補正された後、色強調回路 5 0 に入力されて色強調される。色強調回路 5 0 から出力される 3 つの画像信号は輪郭強調回路 5 1 に入力され、輪郭強調された後、D/A 変換部 5 2 に入力される。

D/A 変換部 5 2 は、3 つの D/A 変換回路 5 2 a、5 2 b、5 2 c を備える。D/A 変換回路 5 2 a、5 2 b、5 2 c は、デジタルの入力信号をそれぞれアナログの出力信号に変換し、変換された 3 つの画像信号としての蛍光の画像信号 (又は R の画像信号) と、G、B の画像信号とはカラーモニタ 5 の R、G、B チャンネルにそれぞれ入力される。

【0027】

また、切替スイッチ 2 6 を操作した場合の切替信号は、ビデオプロセッサ 4 内のモード判定回路 5 3 に入力される。切替スイッチ 2 6 は、例えば ON/OFF スイッチにより構成され、モード判定回路 5 3 は ON/OFF に応じた切替信号の H、L レベルを判定することにより、例えば H レベルの蛍光観察モードに切り替えられたか、L レベルの通常光観察モードに切り替えられたかを判定したモード判定信号を出力する。

モード判定回路 5 3 は、モード判定信号を、ビデオプロセッサ 4 における信号処理の動作を制御する制御回路 5 4 と、調光を行う調光回路 5 5 とに出力すると共に、光源装置 3 の発光制御部 3 4 とに出力する。

制御回路 5 4 は、切替スイッチ 2 6 の操作により設定された観察モードに応じて、ホワイトバランス／蛍光用バランス回路 4 8 のゲイン調整動作、色強調回路 5 0、輪郭強調回路 5 1 等の動作を制御する。

【0028】

また、ユーザは、キーボード等を備えた入力部 5 6 からホワイトバランス／蛍光用バランス回路 4 8 のゲイン調整を行った場合のゲイン設定値 (ゲイン調整値) 等や、色強調回路 5 0 の色強調のパラメータや輪郭強調回路 5 1 の輪郭強調のパラメータを設定する等を可変設定することができる。

10

20

30

40

50

また、例えば制御回路 54 は、ゲイン設定値を格納（記憶）する記憶部を構成するメモリ 54 a を有し、通常光観察モードの場合のホワイトバランス調整を行った場合のアンプ 48 a ~ 48 c のゲイン設定値、蛍光観察モードの場合の蛍光用バランス調整を行った場合のアンプ 48 a ~ 48 c のゲイン設定値を格納する。そして、観察モードの切替が行われた場合、制御回路 54 は、切り替えられた観察モードにおけるゲイン設定値をメモリ 54 a から読み出し、アンプ 48 a ~ 48 c のゲインを観察モードに適した状態に設定する。

【0029】

また、ホワイトバランス／蛍光用バランス回路 48 の出力信号は調光回路 55 に入力され、調光回路 55 は、入力信号に対応した調光信号を生成する。調光回路 55 は、例えば基準値からのずれ量に応じて、基準値に近づけるための調光信号を生成し、発光制御部 34 に出力する。発光制御部 34 は、調光信号に応じて、蛍光観察モード時において発光する白色 LED 31 a と励起 LED 31 c の発光強度、通常光観察モード時における白色 LED 31 a と 31 b の発光強度を増減する制御を行う。

なお、これらの LED の発光強度の増減で調光する代わりに、集光レンズ 33 に至る光路上に絞りを配置し、絞りの開口量を増減して照明光量を調整しても良い。また、複数の LED の発光強度の増減で調光する場合、絞りの開口量を増減して照明光量を調整する場合と同様に複数の LED の発光強度の相対的な強度比を一定に保ちながら複数の LED の発光強度を増減するようにしても良い。

本実施形態においては単一の撮像素子としての 1 つの CCD 22 を用いて、蛍光観察と通常光観察とを行うことができるようにしている。

【0030】

本実施形態の蛍光観察内視鏡システム 1 は、生体に投与した薬剤としての ICG に照射することで蛍光を発光させる第 1 の波長帯域の光としての励起光と、可視光であって前記第 1 の波長帯域の光と異なる波長帯域の第 2 の波長帯域の光としての G 光と、可視光であって前記第 1 及び第 2 の波長帯域の光と異なる波長帯域の第 3 の波長帯域の光としての B 光と、を同時に射出可能な光源装置 3 と、前記蛍光と、前記第 2 及び第 3 の波長帯域の光の反射光とを同時に受光する撮像素子を有するよう構成された撮像部を構成する CCD 22 と、前記撮像部が取得した前記蛍光の画像信号と、前記第 2 及び第 3 の波長帯域の光の反射光による第 2 及び第 3 の画像信号とから、それぞれ異なる色で表示する表示画像を生成する信号処理を行う信号処理装置としてのビデオプロセッサ 4 と、を備えることを特徴とする。なお、本実施形態においては、撮像部が 1 つの CCD 22 を用いて構成されるが、後述する第 2 の実施形態においては 3 つの撮像素子により撮像部が構成される。

【0031】

次に図 5 を参照して本実施形態の動作を説明する。図 5 は、内視鏡 2 の観察下で患部 16 に対する処置を行うような場合の処理内容を示す。

蛍光観察を行うために、最初のステップ S1 において、初期設定として、ホワイトバランス／蛍光用バランスの設定を行う。基準の被写体を用いて通常光観察モードにおけるホワイトバランス／蛍光用バランス回路 48 におけるアンプ 48 a ~ 48 c のゲイン調整によるホワイトバランスの設定と、蛍光観察モードにおけるアンプ 48 a ~ 48 c のゲイン調整による蛍光用バランスの設定を行う。それぞれのゲイン設定値はメモリ 54 a に格納される。なお、以前に行われたホワイトバランスの設定と、蛍光用バランスの設定とのゲイン設定値を利用する場合には、この処理を行うことなく、次のステップ S2 の処理を行うようにしても良い。

次のステップ S2 において術者等のユーザは、患部 16 付近の生体組織に ICG の（蛍光観察用）薬剤を投与する。

【0032】

次のステップ S3 において、内視鏡 2 の挿入部 6 は、図示しないトラカールを用いて腹部 10 内に刺入され、ICG が投与された患部 16 付近の生体組織を、切替スイッチ 26 のスイッチ設定を例えば通常光観察モードに設定して観察を行う。切替スイッチ 26 のス

イッチ設定は、モード判定回路 5 3 により判定され、モード判定信号を出力する。

通常光観察モードに設定された場合、ステップ 4 に示すように（モード判定信号により）光源装置 3 は、白色光（可視光）を出射する。また、ステップ S 5 に示すように（モード判定信号により）制御回路 5 4 は、ホワイトバランス／蛍光用バランス回路 4 8 のゲインをホワイトバランス状態のゲインに設定する。

また、ステップ S 6 に示すようにビデオプロセッサ 4（の信号処理回路 4 2）は、白色光の照明のもとで、R、G、Bの色信号を画像信号として生成し、生成したR、G、Bの色信号を通常光画像の画像信号としてカラーモニタ 5 のR、G、Bのチャンネルに出力する。カラーモニタ 5 は、通常光画像をR、G、Bでカラー表示する。

【0033】

また、ステップ S 7 に示すようにモード判定回路 5 3 は、切替スイッチ 2 6 による観察モードの切替操作をモニタし、通常光観察モードから蛍光観察モードに切り替える切替操作が行われたか否かを判定する。切替操作が行われない場合には、通常光観察モードの状態を維持し、ステップ S 4 の処理に戻る。

一方、切替操作が行われた場合には、ステップ S 8 に示すようにモード判定回路 5 3 は、蛍光観察モードに切り替えたモード判定信号を光源装置 3（の発光制御部 3 4）とビデオプロセッサ 4 の制御回路 5 4 に送り、光源装置 3 とビデオプロセッサ 4 を蛍光観察モードに設定する。

つまり、ステップ S 9 に示すように光源装置 3 は、蛍光観察モードの照明光を出射する状態、具体的にはG光、B光と近赤外の励起光を出射する状態に設定する。また、ステップ S 10 に示すようにビデオプロセッサ 4 の制御回路 5 4 は、メモリ 5 4 a に格納された蛍光観察モードの場合のゲイン設定値を読み出し、ホワイトバランス／蛍光用バランス回路 4 8 のアンプ 4 8 a～4 8 c のゲインを蛍光用バランス状態のゲインに設定する。具体的には、アンプ 4 8 a のゲインをアンプ 4 8 b、4 8 c のゲインの数 10 倍以上に設定する。

【0034】

そして、ステップ S 11 に示すようにビデオプロセッサ 4（の信号処理回路 4 2）は、CCD 2 2 の出力信号に対する信号処理を行い、蛍光画像と、2つの反射光画像（参照光画像）にそれぞれ対応する各色信号を生成する。なお、本実施形態の場合、CCD 2 2 は、G光、B光の反射光をG、Bフィルタの画素で受光（撮像）すると共に、蛍光をRフィルタの画素で受光（撮像）する。

ビデオプロセッサ 4（の信号処理回路 4 2）は、蛍光画像に対応するRの色信号と、G光、B光による反射光画像に対応するG、Bの色信号とを（画像信号として）生成し、カラーモニタ 5 のR、G、Bのチャンネルに出力する。そして、ステップ S 12 に示すようにカラーモニタ 5 は、蛍光画像をR、2つの反射光画像（参照光画像）をG、Bでカラー表示する。

上述したように蛍光画像に対応するRの色信号をG、Bの反射光画像（参照光画像）の色信号よりも少なくとも数 10 倍以上に増大する調整を行った後、カラーモニタ 5 のRチャンネルに出力するようにしているので、カラーモニタ 5 は、蛍光画像と反射光画像（参照光画像）とを（術者が両方の画像を確認し易い状態で）バランス良くカラー表示する。

【0035】

術者は、Rの色で表示される蛍光画像と、G、Bの2色で表示される反射光画像を観察することにより、蛍光を発する部位を識別できると共に、異なる波長帯域で撮像した反射光画像を観察することにより、患部 1 6 付近の生体組織又は臓器の輪郭、構造と共に、異なる臓器や生体組織が存在した場合、色調の違いによりそれらの違いを視認し易くなる。このため、術者は、観察している患部 1 6 の周辺の生体組織の配置形状等をより詳細に確認し易くなる。なお、上記ではビデオプロセッサ 4 で生成したR、G、Bの色信号はそれぞれカラーモニタ 5 のR、G、Bのチャンネルに出力しているが、R、G、Bの色信号は例えばそれぞれR、B、Gのチャンネルに出力しても良い。すなわち、R、G、Bの色信号をカラーモニタ 5 の任意のチャンネルに出力しても良いし、任意のチャンネルに出力す

10

20

30

40

50

る選択ができるようにしても良い。換言すると、蛍光を受光した場合の色信号と、2つの波長帯域の反射光を受光した場合の2つの色信号との3つの色信号をカラーモニタ5の任意のチャンネルに出力するようにしても良い。このように色信号とカラーモニタ5のチャンネルとの組み合わせを変更することで、参照光と蛍光の弁別能(色差)を高めることができる。たとえば、人の目は青色に対する感度が低いため、B信号をBチャンネルに出力するよりも、B信号をGチャンネルに出力したほうが人の目の感度の高い緑色で表示され、病変の見落としをより低減することができる。なお、本実施形態においては、単一の撮像素子の場合で蛍光と、反射光とを撮像しているが、後述する実施形態のように蛍光を撮像する撮像素子と、反射光を撮像する撮像素子とが異なる場合にも適用することもできる。

10

術者は、蛍光画像及び反射光画像を観察して、患部16に切除すべき部位が存在すると診断した場合には、切除するための処置具を用いる等して切除する処置を行う。

また、ステップS13に示すようにモード判定回路53は、切替スイッチ26による観察モードの切替操作をモニタし、蛍光観察モードから通常光観察モードに切り替える切替操作が行われたか否かを判定する。

【0036】

切替操作が行われた場合には、ステップS3の処理に戻る。切替操作が行われた場合には、モード判定回路53は、通常光観察モードに切り替えたモード判定信号を光源装置3(の発光制御部34)とビデオプロセッサ4の制御回路54に送り、光源装置3とビデオプロセッサ4は通常光観察モードの設定となる。

20

一方、切替操作が行われない場合には、次のステップS14における観察終了の指示操作が行われたか否かを判定し、観察終了の指示操作が行われない場合には蛍光観察モードの状態を維持し、ステップS9の処理に戻る。

このように動作する本実施形態によれば、蛍光画像と、可視領域における互いに異なる2つの波長帯域の反射光画像とを互いに異なる色でカラー表示することにより、蛍光画像と、生体組織の輪郭及び色調の違いを反映した画像を生成することができる。また、術者に対して、診断や処置等を円滑に行い易い画像を提供できる。

【0037】

なお、フィルタ制作時における励起光の波長帯域の特性のバラツキを考慮して、励起光の波長帯域を例えば710nm~790nmとした場合、図4に示した励起光カットフィルタ25の遮光範囲を700nm~800nmに設定して、励起光の長波長側の端の値(具体的には790nm)と、蛍光を受光する場合の短波長側の端の値(具体的には800nm)との間に10nmの間隔が形成されるようにしても良い。図4において、この場合における励起光カットフィルタ25の遮光特性(遮光範囲)を2点鎖線で示す。

30

次に第1の実施形態の第1変形例を説明する。

上述した説明においては、薬剤としてICGを用いた場合で説明したが、フルオレセイン(FITCと略記)を用いても良い。FITCは、波長 λ_{fm} ($\lambda_{fm}=521\text{nm}$)において蛍光を放射する強度が極大となる蛍光発生特性を示すことが知られている。図8において波長 λ_{fm} を示している。また、波長 λ_{fm} よりも短波長側となる波長 λ_{ex} ($\lambda_{ex}=494\text{nm}$)で吸収の極大となる特性を示すことが知られている。

40

【0038】

この場合の蛍光観察内視鏡システム1Bの構成を図6に示す。図6に示す蛍光観察内視鏡システム1Bは、図2の蛍光観察内視鏡システム1において、光源装置3におけるダイクロイックミラー32a, 32b, 32cをダイクロイックミラー32d, 32e, 32fにそれぞれ変更すると共に励起光源31cを励起光源31dに変更した構成であり、またテレビカメラ2Bにおける励起光カットフィルタ25の励起光カットフィルタ特性を変更した励起光カットフィルタ25bに置換している。

ダイクロイックミラー32dは、図7に示す第2の波長帯域となる例えば630nm~670nmの光と、第3の波長帯域となる例えば400nm~420nmの光とを選択的に反射し、他の波長帯域の光を選択的に透過する。

50

また、ダイクロイックミラー 3 2 e は、例えば白色 L E D により構成される励起光源 3 1 d の白色光の入射に対して、ダイクロイックミラー 3 2 d の選択的な透過特性を反射特性に置換し、その他の波長を選択的に透過する特性を有する。換言すると、2 つの白色 L E D 3 1 a, 3 1 b を同時に発光させた場合、第 1 の実施形態の場合と同様に 4 0 0 n m ~ 7 0 0 n m の可視の波長帯域の白色光が集光レンズ 3 3 により集光されてライトガイド 1 3 に入射される。図 7 において白色 L E D 3 1 a, 3 1 b を同時に発光させた場合における光源装置 3 が出射する照明光の波長帯域の範囲を点線で示す。

【0039】

また、励起 L E D 3 1 c とダイクロイックミラー 3 2 c は、第 1 の波長帯域の光としての励起光を発生する。例えば励起 L E D 3 1 c が白色 L E D とした場合、ダイクロイックミラー 3 2 f は、第 1 の波長帯域となる励起光として例えば 4 5 0 n m ~ 5 0 0 n m の光を選択的に反射し、ダイクロイックミラー 3 2 e 側に導光する。この励起光はダイクロイックミラー 3 2 e, 3 2 d を透過して集光レンズ 3 3 により集光されてライトガイド 1 3 に入射される。

発光制御部 3 4 は、第 1 の実施形態の場合と同様に、蛍光観察モードの場合には白色 L E D 3 1 a と励起光源 3 1 d とを同時に発光させ、通常観察モードの場合には白色 L E D 3 1 a と 3 1 b とを同時に発光させるように制御する。なお、図 6 において点線で示すように蛍光観察モードの場合、自家蛍光を発生する励起波長を含む例えば 4 2 0 n m ~ 4 3 0 n m の光をカットする励起フィルタ 8 3 又は帯域制限フィルタを照明光路上に配置し、観察対象の蛍光薬剤による蛍光に自家蛍光が混入することを低減するようにしても良い。

励起光カットフィルタ 2 5 b は、図 8 において点線で示すように励起光の波長帯域の光をカットするように遮光特性が設定されている。具体的には上記励起光の波長帯域としての 4 5 0 n m ~ 5 0 0 n m の光を確実に遮光するように長波長側及び短波長側にそれぞれ 1 0 n m のマージンを含めた例えば 4 4 0 n m ~ 5 1 0 n m の光を遮光する特性（透過率が殆ど 0 となる特性）に設定している。なお、フィルタの作成時のバラツキを殆ど 0 にできる場合には、励起光カットフィルタ 2 5 b の遮光する範囲を、4 5 0 n m ~ 5 0 0 n m の範囲に設定しても良い。

【0040】

図 8 において実線は、図 4 の場合と同様に R, G, B フィルタの透過特性を示している。

第 1 の実施形態においては、R フィルタが蛍光を受光するように設定していたが、本変形例においては G フィルタが、蛍光を受光するように設定している。そのため、ビデオプロセッサ 4 は、G フィルタの画素から出力される信号を蛍光の画像信号として処理する。そして、カラーモニタ 5 において、蛍光の画像信号を G のチャンネルに割り当てて、他の R, B のチャンネルに割り当てられた参照光による画像とをカラー表示する。その他は、第 1 の実施形態と同様の構成である。

次に本変形例の動作を説明する。通常光観察モードに設定された場合には、光源装置 3 は、図 7 の点線で示す 4 0 0 n m ~ 7 0 0 n m の可視の波長帯域の照明光を出射する。そして、この照明光で患部 1 6 等を照明し、C C D 2 2 により撮像する。

【0041】

本変形例の場合、励起光カットフィルタ 2 5 により主に B 光の波長帯域における長波長側となる一部の波長帯域（具体的には 4 4 0 n m ~ 5 1 0 n m ）が欠落した反射光により受光するが、ホワイトバランスの調整の際に G の画像信号のゲインを大きくすることにより、欠落する反射光成分の影響を補正する。そして、通常光観察モードに設定された場合には、第 1 の実施形態と同様にカラーモニタ 5 において通常光画像をカラー表示する。

一方、蛍光観察モードに設定した場合には、光源装置 3 の発光制御部 3 4 は、白色 L E D 3 1 a と励起 L E D 3 1 c とを発光させ、光源装置 3 は、図 7 の実線で示す照明光を出射する。つまり、R の波長帯域の光（R 光）と B の波長帯域の光（B 光）からなる参照光

と、Gの波長帯域の励起光とをライトガイド13側に出射し、生体にはこれらの照明光が照射される。

【0042】

この場合には、CCD22におけるRフィルタの画素はR光の反射光を受光し、Bフィルタの画素は、B光の反射光を受光する。また、Gフィルタの画素は、521nmで極大となる波長 λ_{fm} 付近の蛍光を受光し、この場合の励起光の反射光は、励起光カットフィルタ25bにより十分にカットされ、蛍光の受光には影響しない。

ビデオプロセッサ4は、第1の実施形態におけるRフィルタ24aの画素をGフィルタ24bの画素に読み替え、かつGフィルタ24bの画素をRフィルタ24aの画素に読み替え、かつRチャンネルをGチャンネルに、GチャンネルをRチャンネルに読み替えた動作となる。本変形例によれば、第1の実施形態と殆ど同じ効果が得られる。

次に第1の実施形態における第2変形例を説明する。本変形例は、生体に投与する薬剤として5アミノレブリン酸(5-ALAと略記)を用いて蛍光観察を行う。5-ALAは、波長 λ_{fm} ($\lambda_{fm}=635\text{nm}$)において蛍光を放射する強度が極大となる蛍光発生特性を示すことが知られている。図11において波長 λ_{fm} を示している。

【0043】

また、波長 λ_{fm} よりも遥かに短波長側となる波長 λ_{ex} ($\lambda_{ex}=405\text{nm}$)の励起光が効率良く蛍光を発生させることが知られている。この薬剤を用いた場合の蛍光観察内視鏡システム1Cの構成を図9に示す。

本変形例は、図2の蛍光観察内視鏡システム1において光源装置3におけるダイクロイックミラー32a, 32b, 32cをダイクロイックミラー32g, 32h, 32iに変更すると共に、励起光源31cを励起光源31eに変更した構成にし、また、図2におけるテレビカメラ2B内に配置した励起光カットフィルタ25を設けない構成にしている。

白色LED31a及びダイクロイックミラー32gは、400nm~550nmの参照光を発生する。つまり、第1の実施形態におけるダイクロイックミラー32aが、400nm~570nmの参照光を、400nm~550nmに僅かに変更している。

【0044】

また、白色LED31b及びダイクロイックミラー32hは、550nm~700nmのR光を発生する。つまり、第1の実施形態におけるダイクロイックミラー32bが、570nm~700nmのR光を選択的に透過する特性を、550nm~700nmのR光を選択的に透過する特性に僅かに変更している。

また、励起LED31e及びダイクロイックミラー32iは、380nm~400nm(又は380nm~440nm)の励起光を発生する。励起LED31eは、380nm~400nm(又は380nm~440nm)をカバーする光を発生するLED光源により構成され、ダイクロイックミラー32iは、380nm~400nm(又は380nm~440nm)の波長帯域の光を選択的に反射し、ダイクロイックミラー32h側に導光する。

ダイクロイックミラー32iにより選択的に反射された光は、ダイクロイックミラー32hを透過し、さらにダイクロイックミラー32gを少なくとも380nm~400nmの光が透過して、さらに集光レンズ33によりライトガイド13の端面に入射される。

【0045】

図10は蛍光観察モードの場合における光源装置3が出射する照明光の波長帯域を示す。

この場合、白色LED31aと励起光源31eとが同時に発光することにより、光源装置3は400nm~550nmのG光及びB光と、380nm~440nmの励起光とを同時に発生してライトガイド13側に出射する。なお、図10における400nm~440nmの波長帯域の光は、励起光と参照光の照明とに共通して使用される。

また、通常光観察モードの場合には、図10における点線で示すように光源装置3は、400nm~700nmの白色光をライトガイド13側に出射する。

本変形例においては、通常光観察モードの場合には、第1の実施形態と殆ど同様の構成となり、蛍光観察モードにおいては、第1の実施形態の励起光の波長帯域がR光の短波長側ないし紫外付近に設定した場合に相当し、かつその場合の蛍光を第1の実施形態の場合と同様にRフィルタを用いて受光する。

【0046】

また、本変形例においては励起光の波長帯域と蛍光の波長帯域は大きく異なるために励起光カットフィルタを用いることなく、励起光の影響を受けることなく蛍光を受光することができる。

このため、本変形例における撮像部としてのCCD22は、通常光観察モード及び蛍光観察モードにいずれにおいても、図11に示すように（図4の点線で示す励起光カットフィルタ25を用いることなく）実線で示すR、G、Bフィルタを用いて受光（撮像）する。その他の構成は図2の場合と同様である。

次に、本実施形態の動作を説明する。通常観察モードの場合には、第1の実施形態と殆ど同様の動作となる。

一方、蛍光観察モードの場合には、光源装置3は、400nm～550nmの波長帯域の参照光（G光、B光）を出射すると共に、380nm～440nmの波長帯域の励起光とを照明光として出射する。撮像部を構成するCCD22は、G、Bフィルタの画素が参照光の反射光を受光してG、Bの撮像信号を生成し、Rフィルタの画素が蛍光を受光して蛍光の撮像信号を生成する。

【0047】

ビデオプロセッサ4は、CCD22の撮像信号に対する信号処理を行い、G、Bの画像信号と、蛍光の画像信号を生成し、カラーモニタ5のG、BチャンネルとRチャンネルとに出力する。そしてカラーモニタ5は、第1の実施形態の場合と同様にG、Bの色で反射光画像と、Rの色で蛍光画像とを合成してカラー表示する。

本変形例によれば、励起光カットフィルタを用いることなく、第1の実施形態と殆ど同様の効果を得ることができる。

上述の説明においては、薬剤が異なる場合に対応した第1の実施形態の蛍光観察内視鏡システム1、1B、1Cを説明したが、異なる薬剤を用いた場合に対応できる光源装置及び信号処理装置としてのビデオプロセッサを備えた図12Aに示す第3変形例の蛍光観察内視鏡システム1Dにしても良い。

図12Aに示す蛍光観察内視鏡システム1Dにおいては、図2、図6、図9の内視鏡には、それぞれ固有の内視鏡であることを示す識別情報（IDと略記）を発生するID発生回路71（図12A中では単にIDと略記）を、例えば信号コネクタ28内に備える。IDは、固有の内視鏡がそれぞれ備える各薬剤に応じた撮像部の光学特性に対応した情報を含む。また、ビデオプロセッサ4は、信号コネクタ28が接続された場合に、内視鏡2のIDを識別するID識別回路54bを例えば制御回路54が備える。なお、ID識別回路54bを制御回路54の外部に設け、識別したIDを制御回路54に出力するようにしても良い。

【0048】

また、光源装置3は、図2、図6、図9において説明した照明光をそれぞれ出射できるように例えば3つのダイクロイックミラーを1組のダイクロイックミラー（又はミラーアッセンブリ）として3組保持したミラー保持装置72と、3組のミラー保持装置72の1組を照明光路中に切り替えるように配置する制御を行うミラー切替制御回路73とを有する。

また、図12Aに示す光源装置は、励起光源として赤外の波長帯域と共に可視の波長帯域の光を発生する励起光源31c'を用いている。なお、3組のミラー保持装置72は、例えばモータの回転軸に3枚の回転板を取り付け、3枚の回転板上に、回転角が120度間隔で3つのダイクロイックミラーをそれぞれ取り付け、モータの回転角を120度単位で回転させることにより、3組の内の1組のダイクロイックミラーを照明光路上に配置できるようにしている。

10

20

30

40

50

制御回路 5 4 は、識別した I D に応じて、ミラー切替制御回路 7 3 が I D の内視鏡（より具体的には使用する薬剤に対応した励起光カットフィルタ 2 5，2 5 b、又は励起光カットフィルタを設けていない内視鏡）に対応したダイクロイックミラーを光路上に配置するように制御する。つまり、制御手段としての制御回路 5 4 は、識別した I D に応じて、光源装置 3 が出射する照明光を制御すると共に、ビデオプロセッサ 4（の信号処理回路 4 2）の信号処理の動作を制御する。

【0049】

図 1 2 A に示す例では、内視鏡 2 は励起光カットフィルタ 2 5 を備えた（I C G の薬剤に対応した撮像部を備えた）内視鏡 2 であり、この内視鏡 2 に対応して、制御回路 5 4 は光源装置 3 における光路上にダイクロイックミラー 3 2 a，3 2 b，3 2 c が配置されるようにミラー保持装置 7 2 の動作を制御する。

10

図 1 2 A に示す内視鏡 2 の代わりに図 6 の（F I T C の薬剤に対応した撮像部を備えた）内視鏡 2 がビデオプロセッサ 4 に接続された場合には、制御回路 5 4 は図 6 のダイクロイックミラー 3 2 d，3 2 e，3 2 f が配置されるようにミラー保持装置 7 2 の動作を制御する。

また、図 1 2 A に示す内視鏡 2 の代わりに図 9 の（5 - A L A の薬剤に対応した撮像部を備えた）内視鏡 2 がビデオプロセッサ 4 に接続された場合には、制御回路 5 4 は図 9 のダイクロイックミラー 3 2 g，3 2 h，3 2 i が配置されるようにミラー保持装置 7 2 の動作を制御する。

図 1 2 A に示す内視鏡 2 がビデオプロセッサ 4 に接続された場合には、第 1 の実施形態で説明した動作となり、第 1 の実施形態の効果を有する。また、図 6 の内視鏡 2 がビデオプロセッサ 4 に接続された場合には、第 1 変形例の動作となり、第 1 変形例の効果を有する。また、図 9 の内視鏡 2 がビデオプロセッサ 4 に接続された場合には、第 2 変形例の動作となり、第 2 変形例の効果を有する。本変形例によれば、第 1 の実施形態、第 1 変形例、第 2 変形例の効果を有すると共に、異なる薬剤を用いて蛍光観察を行う場合にも共通の光源装置 3，共通のビデオプロセッサ 4 で対応できる。

20

【0050】

図 1 2 B は、第 1 の実施形態の第 4 変形例における光源装置 3 B を示す。第 1 の実施形態においては L E D を用いた光源装置 3 を用いていたが、図 1 2 B に示すように、光源を形成するキセノンランプ 7 1 B と、フィルタターレット 7 2 C を用いて構成した光源装置 3 B を用いることもできる。点灯回路 7 3 の点灯電源により発光（点灯する）キセノンランプ 7 1 の光は、モータ 7 4 により回転されるフィルタターレット 7 2 C のフィルタ 7 2 a 又は 7 2 b を透過した後、集光レンズ 3 3 を経てライトガイド 1 3 に照明光が入射される。フィルタターレット 7 2 C には、通常光観察モード用の第 1 フィルタ 7 2 a と、蛍光観察モード用の第 2 フィルタ 7 2 b とが周方向に設けてある。

30

また、モータ 7 4 は、（ビデオプロセッサ 4 の）モード判定回路 5 3 から出力されるモード切替信号により回転し、フィルタターレット 7 2 C のフィルタ 7 2 a 又は 7 2 b の一方を照明光路上に配置する。図 1 2 B の状態は、通常光観察モードが設定された状態であり、第 1 フィルタ 7 2 a は、図 3 B に示すような白色光の波長帯域の光を透過させるように透過特性が設定される。これに対して、蛍光観察モードに切り替える操作を行った場合には、モータ 7 4 によりフィルタターレット 7 2 C が回転し、第 2 フィルタ 7 2 b が照明光路上に配置される。第 2 フィルタ 7 2 b は、図 3 A に示す波長帯域の光を透過するように設定されたバンドパスフィルタの透過特性を有する。なお、本変形例においては、観察モードが切り替えられた場合においても、光源としてのキセノンランプ 7 1 B は、常時発光（点灯）した状態を維持し、発光の O N / O F F は行わない。

40

また、図 1 2 B の図示例では、光源装置 3 B は、発光量を調整して照明光量を調整する機能を設けてないので、ビデオプロセッサ 4 の調光回路 5 5 は不必要となる。図 1 2 B の構成において、ビデオプロセッサ 4 の調光信号を点灯回路 7 3 B に入力し、調光信号に基づいて、点灯回路 7 3 B から出力される点灯電源の電力を調整することによりキセノンランプ 7 1 B の発光量を制御して照明光量を調整するようにしても良い。なお、第 2 フィル

50

タ 7 2 b の透過特性が異なるように設定したフィルタターレット 7 2 C を用いるようにすれば、図 1 2 B に示す光源装置 3 B を第 1 の実施形態以外の光源装置にも適用できる。

【0051】

(第 2 の実施形態)

上述した実施形態及び変形例においては、単一の撮像素子としての C C D 2 2 を用いて蛍光観察を行う蛍光観察内視鏡システムを説明したが、以下に説明するように撮像部を 3 つの撮像素子を用いて構成しても良い。

図 1 3 は第 2 の実施形態の蛍光観察内視鏡システム 1 E を示す。この蛍光観察内視鏡システム 1 E は、例えば図 2 に示す蛍光観察内視鏡システム 1 において、光学内視鏡 2 A に装着したテレビカメラ 2 B の代わりに、3 つの C C D を内蔵したテレビカメラ 2 C を装着した内視鏡 2 D を用い、1 つの入力信号に対する信号処理を行うビデオプロセッサ 4 の代わりに、3 つのチャンネルの入力信号に対する信号処理を行うビデオプロセッサ 4 B を採用している。なお、光源装置 3 は、第 1 の実施形態の光源装置 3 と同じ構成である。

テレビカメラ 2 C は、(点線で示す)接眼窓に対向して図 4 に示す特性の励起光カットフィルタ 2 5 が配置され、また結像用レンズ 2 1 に対向する光路上に 3 つのダイクロイックプリズム 6 1 c, 6 1 a, 6 1 b と、ダイクロイックプリズム 6 1 c, 6 1 a, 6 1 b における出射面にそれぞれ取り付けられた C C D 6 2 c, 6 2 a, 6 2 b とが配置されて 3 板式の撮像部 6 3 が形成されている。

【0052】

なお、励起光カットフィルタ 2 5 は、結像用レンズ 2 1 の直前に着脱自在に配置することができるようになっている。例えばこの励起光カットフィルタ 2 5 を外した状態で、テレビカメラ 2 C を装着した場合には、薬剤として 5 - A L A を用いた場合に使用できる内視鏡となる。また、蛍光薬剤として I C G の場合に対応した励起光カットフィルタ 2 5 の代わりに図 8 に示す特性の励起光カットフィルタ 2 5 b を装着すると、薬剤として F I T C を用いた場合に使用できる内視鏡となる。

上記ダイクロイックプリズム 6 1 a, 6 1 b, 6 1 c は、例えば図 1 4 に示すような特性を有する。ダイクロイックプリズム 6 1 a は、R 及び赤外の波長帯域の光を透過(してその出射面に配置された C C D 6 2 a が受光)する特性を有し、ダイクロイックプリズム 6 1 b は、G の波長帯域の光を透過(してその出射面に配置された C C D 6 2 b が受光)する特性を有し、ダイクロイックプリズム 6 1 c は、B の波長帯域の光を透過(してその出射面に配置された C C D 6 2 c が受光)する特性を有するように設定されている。

【0053】

なお、結像用レンズ 2 1 を経た光は、ダイクロイックプリズム 6 1 c に入射し、ダイクロイックプリズム 6 1 a との接合面において B 光のみが選択的に反射され、反射された B 光は入射面で更に反射された後、出射面に配置された C C D 6 2 c で受光される。また、前記接合面を透過してダイクロイックプリズム 6 1 a 内に入射した B 光以外の光は、ダイクロイックプリズム 6 1 b との接合面において G 光以外の光(R 光又は赤外)が選択的に反射され、さらにダイクロイックプリズム 6 1 c との接合面で反射された後、出射面に配置された C C D 6 2 a で(R 光又は赤外が)受光される。

また、ダイクロイックプリズム 6 1 b との接合面において選択的に透過した G 光は、その出射面に配置された C C D 6 2 b で受光される。

【0054】

第 1 の実施形態においては、単一の C C D 2 2 を用いて撮像部を構成していたために C C D 2 2 に R, G, B フィルタを有するモザイクフィルタ 2 4 を備えていたが、本実施形態においては R, G, B フィルタを用いる代わりにダイクロイックプリズム 6 1 a, 6 1 b, 6 1 c を用い、ダイクロイックプリズム 6 1 a, 6 1 b, 6 1 c を透過した出射面に 3 つの C C D 6 2 c, 6 2 a, 6 2 b を配置した構成にしている。

このため、第 1 の実施形態においても、図 1 4 に示すような特性を有する R, G, B フィルタを有するモザイクフィルタ 2 4 を用いるようにしても良い。

なお、C C D 6 2 k (k = a, b, c) として、ダイクロイックプリズム 6 1 k を透過

した光を受光する撮像素子と定義した場合には、図14の縦軸は感度を表すことになる。また、図14に示す特性で蛍光観察等を行うと、蛍光を透過するダイクロイックプリズムは、61aのみとなり、ダイクロイックプリズム61aを透過した光を受光するCCD62aのみが、より好ましい状態で蛍光を受光することになる。

【0055】

CCD62a, 62b, 62cは、信号線64a, 64b, 64cを介して、ビデオプロセッサ4Bの入力端65a, 65b, 65cに入力される。また、CCD62a, 62b, 62cは、信号線64dを介してCCDドライバ41に接続され、CCDドライバ41からのCCD駆動信号により、3つのCCD62a, 62b, 62cが同時に駆動される。

10

入力端65a, 65b, 65cにそれぞれ入力された入力信号は、それぞれ信号処理系42a, 42b, 42cにより信号処理されて、カラーモニタ5のR, G, Bチャンネルに出力される。なお、信号処理系42a, 42b, 42cは、以下の説明するようにアンプ43a~AGC回路46a, アンプ48a~D/A変換回路52a, アンプ43b~AGC回路46b, アンプ48b~D/A変換回路52b, アンプ43c~AGC回路46c, アンプ48c~D/A変換回路52cにより構成される。

【0056】

入力端65aに入力されるCCD62aの撮像信号は、アンプ43a、プロセス回路44a、A/D変換回路45a、AGC回路46a、ホワイトバランス/蛍光用バランス回路48におけるアンプ48a、ガンマ回路49a、色強調回路50a、輪郭強調回路51a、D/A変換回路52aを経てカラーモニタ5のRチャンネルにRの画像信号として出力される。

20

入力端65bに入力されるCCD62Bの撮像信号は、上記アンプ43a~AGC回路46a, アンプ48a~D/A変換回路52aにおけるaをbに置換した各回路（つまり、アンプ43b~AGC回路46b, アンプ48b~D/A変換回路52b）を経て、カラーモニタ5のGチャンネルにGの画像信号として出力される。

また、入力端65bに入力されるCCD62Bの撮像信号は、上記アンプ43a~AGC回路46a, アンプ48a~D/A変換回路52aにおけるaをcに置換した各回路（つまり、アンプ43c~AGC回路46c, アンプ48c~D/A変換回路52c）を経て、カラーモニタ5のBチャンネルにBの画像信号として出力される。その他の構成は、図2の蛍光観察内視鏡システム1とほぼ同様の構成である。

30

【0057】

本実施形態においても光源装置3は、蛍光観察モードに対応した第1から第3の波長帯域の光から通常光観察モードに対応した白色光を切り換えて出射可能である。そして、信号処理装置としてのビデオプロセッサ4Bは、該ビデオプロセッサ4BのR, G, Bチャンネルにそれぞれ入力される信号からR, G, Bの色信号を生成して、カラー表示装置としてのカラーモニタ5に出力する信号処理を行う。なお、ビデオプロセッサ4BのR, G, Bチャンネルに入力された信号は、そのままカラーモニタ5のR, G, Bチャンネルに入力される。換言すると、ビデオプロセッサ4Bは、出力端がカラーモニタ5のR, G, Bチャンネルにそれぞれ接続されたR, G, Bチャンネル用の入力端65a, 65b, 65cを備えた3つの信号処理系42a, 42b, 42cを有する。

40

本実施形態の場合、（観察モードの切替に依存せずに又はいずれの観察モードの場合においても）第1の撮像素子としてのCCD62aはRチャンネル、第2及び第3の撮像素子としてのCCD62b, 62cは、G、Bチャンネルにそれぞれ入力される。特に蛍光観察モードの場合において、第1の実施形態（段落0033）において説明したように第1の撮像素子、第2及び第3の撮像素子の出力信号を入力するチャンネルを上記の場合とは異なり、少なくともそれぞれ異なるチャンネルに入力するようにしても良い。また、蛍光観察モードの場合においてのみ、通常光観察モードの場合において設定された組み合わせのチャンネル（第1~第3撮像素子の出力信号に対してそれぞれ組み合わせられるR, G, Bチャンネル）と異なる組み合わせのチャンネルに設定するようにしても良い。

50

【0058】

本実施形態の動作は、第1の実施形態において、Rフィルタを透過した光を受光する画素（つまり、Rフィルタの画素）を、ダイクロイックプリズム61aを透過した光を受光するCCD62aに読み替え、Gフィルタを透過した光を受光する画素（つまり、Gフィルタの画素）をダイクロイックプリズム61bを透過した光を受光するCCD62bに読み替え、Bフィルタを透過した光を受光する画素（つまり、Bフィルタの画素）をダイクロイックプリズム61cを透過した光を受光するCCD62cに読み替えると殆ど同じ作用となる。

但し、第1の実施形態においては、ビデオプロセッサ4は、色分離回路47において、蛍光（R）、G、Bの画像信号に分離していたが、本実施形態においては、撮像部63が3つの撮像信号としての蛍光（R）、G、Bの撮像信号を出力する構成となっている。そのため、蛍光（R）、G、Bの撮像信号を、ビデオプロセッサ4Bの3つの信号処理系42a、42b、42cにそれぞれ入力させるようにしており、ビデオプロセッサ4Bは色分離を行わない。本実施形態は、第1の実施形態とほぼ同様の効果を有する。

次に第2の実施形態の変形例を説明する。以下の変形例は、生体に投与される蛍光薬剤による観察対象となる蛍光（画像）に対して、自家蛍光による影響を低減する蛍光観察内視鏡システムを提供するものとなる。

【0059】

図15は第2の実施形態の第1変形例の蛍光観察内視鏡システム1Fの全体構成を示す。蛍光観察内視鏡システム1Fは、光学式内視鏡2Aにテレビカメラ2Cを装着した内視鏡2Dと、光源装置3Cと、ビデオプロセッサ4Bと、カラーモニタ5とを備える。光学式内視鏡2Aにテレビカメラ2Cを装着した内視鏡2Dの構成は、図13において説明しているため、その説明を省略する。また、ビデオプロセッサ4Bは、図13において説明したビデオプロセッサ4Bと同じ構成であり、その説明を省略する。

【0060】

また、本変形例においては、蛍光薬剤として、第1の実施形態において説明したICGを採用している。また、内視鏡2Dは、第1の実施形態において説明した励起光カットフィルタ25を有する。本変形例の場合には、励起光カットフィルタ25は、図14に示す透過特性のものを採用できる。

【0061】

図14においては、励起光カットフィルタ25の透過特性と共に、ダイクロイックプリズム61a、61b、61cの透過特性を示しているが図16Aに示すような特性のダイクロイックプリズム61a、61b、61cを採用しても良い。図16Aは、図4と実質的に同じ特性図となる。

【0062】

また、図15に示す本変形例の光源装置3Cは、図2に示す光源装置3において、蛍光観察モードの場合に出射する照明光における一部の波長帯域を制限する励起フィルタ81を配置している。光源装置3C内の（制御装置又は制御部を形成する）発光制御部34は、切替スイッチ26により蛍光観察モードに切り替えられた場合には、フィルタ挿抜装置82を介して図15の実線で示すように照明光路上に配置し、通常光観察モードに切り替えられた場合には、2点鎖線で示すように照明光路から退避させるように制御する。なお、フィルタ挿抜装置82は、公知の装置を採用できる。また、回転可能なフィルタターレットを用いて構成しても良い。

【0063】

図16Bは、励起フィルタ81を用いて、蛍光モードの場合に光源装置3Cが出射する照明光となる第1の波長帯域の光としての励起光の波長帯域（710～790nm）と、第2及び第3の波長帯域の光としての参照光の波長帯域（450～570nm）を示す。なお、図16Bにおいて、点線で示す450～570nmの光が励起フィルタ81によりカットされた様子を示す。

【0064】

第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態の場合には、蛍光モードの場合においては、光源装置 3 は、図 3 A に示す波長帯域の光をライトガイド 1 3 側に出射するが、本変形例においては、例えば集光レンズ 3 3 の直前の照明光路上に配置した励起フィルタ 8 1 により、参照光における一部の波長帯域（青の波長帯域）となる 4 5 0 n m 以下の短波長帯域の光をカットする。励起フィルタ 8 1 は、例えば 4 5 0 n m 以下の短波長帯域の光をカットし、4 5 0 n m より長波長帯域側の参照光と、励起光とを透過する特性を有する。

【0065】

このように本変形例における励起フィルタ 8 1 は、第 2 の実施形態が蛍光観察モードにおいて光源装置 3 が出射する照明光を形成する励起光及び参照光において、参照光における一部の波長帯域としての 4 5 0 n m 以下の短波長帯域の光をカットし、以下に説明するように自家蛍光の発生を十分に低減する帯域制限装置又は帯域制限フィルタの機能を持つ。

10

【0066】

本変形例においては、ダイクロイックプリズム 6 1 a を透過して C C D 6 2 a により撮像した撮像信号から蛍光画像となる R チャンネルの画像信号を生成すると共に、2 色の参照光画像（反射光画像）となる G、B チャンネルの画像信号を生成し、蛍光画像、2 色の参照光画像をカラーモニタ 5 の R、G、B チャンネルにそれぞれ出力する。カラーモニタ 5 は、赤色の蛍光画像と、緑及び青色の参照光画像とを重畳して表示する。このため、本変形例（及び第 2 の実施形態の）信号処理系 4 2 a、4 2 b、4 2 c は、赤色の蛍光画像と、緑及び青色の参照光画像とを重畳して表示する重畳画像を生成する重畳画像生成部又は重畳画像生成回路を形成する。

20

【0067】

本変形例におけるその他の構成は、第 2 の実施形態と同様である。従って、本変形例の作用は、第 2 の実施形態において蛍光観察モードに設定された場合、励起フィルタ 8 1 が設けたことによる作用のみが異なる。

【0068】

以下に説明するように本変形例は、第 2 の実施形態において採用した参照光の波長帯域の一部を励起フィルタ 8 1 によってカットすることにより、自家蛍光の発生を十分に低減し、観察対象の蛍光薬剤による蛍光（画像）を精度良く抽出できるようにする。

【0069】

本変形例は、自家蛍光が観察対象の蛍光薬剤による蛍光に混入する影響を低減する手段として、参照光における 4 5 0 n m 以下の短波長帯域の光をカットした帯域制限するフィルタを備える。

30

【0070】

図 1 7 は、生体が含む複数種類の自家蛍光物質と、対応する励起波長（のピーク）及び蛍光波長（のピーク）の関係を表形式で示す。なお、図 1 7 のデータは、「Handbook of Biomedical Fluorescence」は、発行年月日： April 16, 2003、編者： by Mary-Ann Mycek (Editor), Brian W. Pogue (Editor) から引用している。

【0071】

例えば、コラーゲン I は、ピークが 3 2 5 n m の波長の励起光により、4 0 0 n m でピークとなる自家蛍光を発生する。また、プロトポルフィリンは、ピークが 4 1 0 n m の波長の励起光により、6 3 0 n m、6 9 0 n m でピークとなる自家蛍光を発生する。図 1 7 に示す自家蛍光物質は、自家蛍光の波長のスペクトルの中心（ピーク）が、緑の波長帯域に含まれるものが多くある。しかし、例えばコラーゲン V I、プロトポルフィリンは、弱いながら赤の波長帯域の自家蛍光を発生する。

40

【0072】

本変形例においては、蛍光薬剤としての I C G による蛍光を、赤及び近赤外の波長帯域を透過するダイクロイックプリズム 6 1 a を用いて撮像する。

【0073】

上記の自家蛍光物質は、励起波長が 4 5 0 n m より短波長側に存在するため、参照光に

50

における450nm以下の短波長の波長帯域の光をカットすれば、観察対象の蛍光に混入する可能性を持つ自家蛍光の発生を有効に低減できる。このため、本変形例においては、図16Bに示すように450nm以下の短波長の波長帯域の光をカットした参照光を採用するように参照光の波長帯域を帯域制限する。

【0074】

本変形例は、基本的には第2の実施形態において、蛍光観察モードにおいて青の波長帯域の照明光（参照光）における450nm以下の短波長の波長帯域をカットした照明光（参照光）を採用する構成となる。

【0075】

そのため、本変形例の作用効果として、第2の実施形態の作用効果と共に、更に自家蛍光の発生を低減し、蛍光薬剤による蛍光の検出の精度を向上したり、蛍光薬剤による蛍光画像のコントラストを向上することができる。従って、術者は、本変形例の画像から、自家蛍光の混入を実質的に低減できるため、適正な診断を行い易くなる。

【0076】

なお、本変形例においては、自家蛍光を発生させる励起光となる波長帯域の光を（第2及び第3の波長帯域の光としての）参照光が含まないように、自家蛍光を発生させる波長帯域の光に相当する450nm以下の短波長の波長帯域の光を参照光の波長帯域から除外又は帯域制限しているが、450nm以下の短波長の波長帯域の光の一部のみを帯域制限しても良い。

【0077】

本変形例においては、蛍光薬剤による蛍光を赤の波長帯域及び近赤外の波長帯域に感度を有するように設定された撮像素子によって撮像するため、この撮像素子が感度を有する波長帯域に自家蛍光を発生させる（励起波長がピークとなる）波長帯域の光を含まないように（参照光の波長帯域を）帯域制限するようにしても良い。図17の自家蛍光物質の場合には、少なくとも（励起波長がピークとなる）410nmを含む、例えば400nm～420nmの波長帯域を参照光の波長帯域から除外するように帯域制限を行うようにしても良い。

【0078】

換言すると、第2の波長帯域の光又は第3の波長帯域の光（つまり参照光）において、生体に投与された蛍光薬剤が発生する蛍光の波長帯域内又は当該蛍光の波長帯域の近傍に、自家蛍光を発生させる励起光となる波長帯域に相当する一部の波長帯域の光をカットするようにしても良い。

【0079】

図18は第2の実施形態の第2変形例の蛍光観察内視鏡システム1Gの全体構成を示す。蛍光観察内視鏡システム1Gは、光学式内視鏡2Aにテレビカメラ2Cを装着した内視鏡2Dと、光源装置3Dと、ビデオプロセッサ4Bと、カラーモニタ5とを備える。光学式内視鏡2Aにテレビカメラ2Cを装着した内視鏡2Dの構成は、図13、図15に示したものと同一である。但し、本変形例は、蛍光薬剤としてFITCを採用する。このため、内視鏡2Dは、図19Aに示す透過特性の励起光カットフィルタ25bを備える。

【0080】

また、ビデオプロセッサ4Bは、図13のものと同一構成である。なお、本変形例では、FITCによる蛍光を検出して画像を生成するため、ビデオプロセッサ4Bは、ダイクロイックプリズム61bを通してCCD62bにより撮像した信号から蛍光の画像信号となるGチャンネルの画像信号を生成すると共に、参照光画像となるR、Bチャンネルの画像信号を生成し、蛍光画像、2色の参照光画像をカラーモニタ5のG、R、Bチャンネルにそれぞれ出力する。

【0081】

また、光源装置3Dは、図6に示す光源装置3において、蛍光観察モードの場合には集光レンズ33の直前の照明光路上に励起フィルタ83を配置し、通常光観察モードの場合には照明光路から励起フィルタ83を退避させる構成にしている。励起フィルタ83を配

10

20

30

40

50

置しない図6の光源装置3は、蛍光観察モードの場合、図7に示す特性の励起光及び参照光をライトガイド13側に出射する。本変形例においても、励起フィルタ82を配置した光源装置3Dを採用することにより、この光源装置3Dは蛍光観察モードの場合、図19Bに示す特性の第1の波長帯域の光としての励起光と、第2及び第3の波長帯域の光としての参照光をライトガイド13側に出射する。図19に示す特性の光は、図7において、励起フィルタ82により450nm以下の短波長帯域側の光においては、420nm～430nmのみを透過する特性となるように帯域制限する。

【0082】

図17に示す自家蛍光物質は、420nm～430nmにおける励起波長（のピーク）を含まない。このため、本変形例においては、450nm以下の短波長側の光における420～430nmを透過する特性の励起フィルタ82を採用している。なお、この励起フィルタ82は、450nmより長波長側の光を透過する特性を持つ。

10

【0083】

本変形例においても、観察対象となる蛍光薬剤による蛍光の波長帯域の光となる緑の波長帯域の光を検出する場合、少なくともこの緑の波長帯域に自家蛍光による蛍光の混入を低減するように励起フィルタ82によって、（少なくとも緑の波長帯域の自家蛍光を低減させるように、緑の波長帯域の自家蛍光を主に発生させる波長帯域となる）参照光の波長帯域の一部を帯域制限している。

【0084】

従って、本変形例によれば、第1変形例の場合と同様に自家蛍光の発生を低減し、蛍光薬剤による蛍光の検出の精度を向上したり、蛍光薬剤による蛍光画像のコントラストを向上することができる。従って、術者は、本変形例の画像から、自家蛍光の混入を実質的に低減できるため、適正な診断を行い易くなる。なお、自家蛍光による影響を低減する蛍光観察内視鏡システムとして、第2の実施形態に適用した場合を説明したが、第1の実施形態に適用することもできることは明らかである。例えば図2においての光源装置3において、蛍光観察モードの場合には点線で示すように励起フィルタ81を配置するような構成にしても良い。

20

【0085】

また、図6においての光源装置3において、蛍光観察モードの場合には点線で示すように励起フィルタ83を配置するような構成にしても良い。

30

【0086】

また、図12Aにおいては光源装置3においても蛍光観察モードの場合、実際に使用する蛍光薬剤に応じた照明光を出射するように3組のミラー保持装置72を照明光路上に選択的に配置する構成にしているが、さらに点線で示すようにそれぞれの蛍光薬剤に応じて帯域制限する励起フィルタ81等を配置するように制御しても良い。この場合、ミラー切替制御回路73が、実際に使用する蛍光薬剤に応じた励起フィルタを配置するように切り替えるようにすれば良い。このようにすると、複数種類の蛍光薬剤を用いて、蛍光観察ができると共に、蛍光薬剤による蛍光に、自家蛍光の蛍光が混入することを十分に低減又は排除でき、術者は蛍光画像による診断を適正に行うことができる。

【0087】

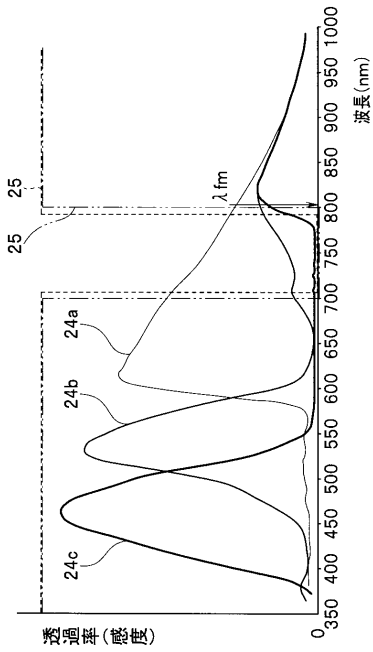
なお、上述した実施形態を部分的に組み合わせる等して構成される実施形態も本発明に属する。

40

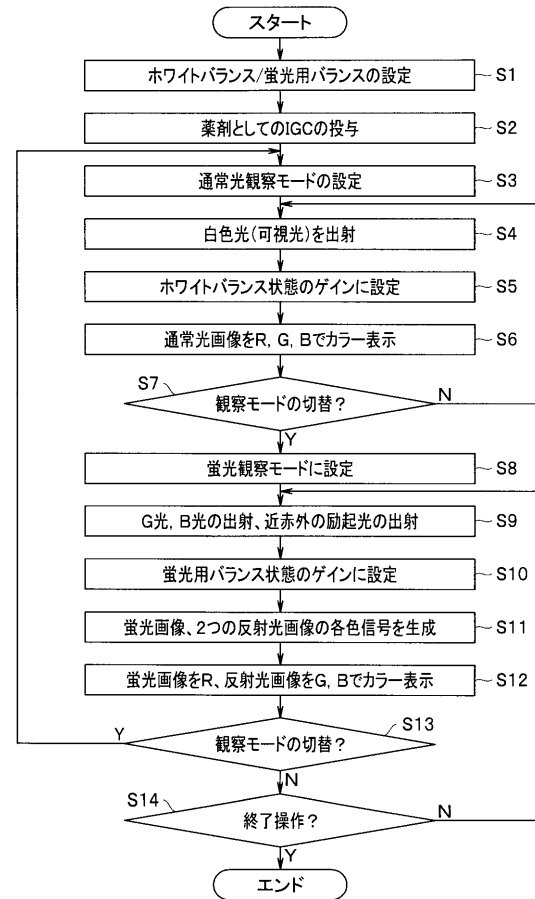
【0088】

本出願は、2014年4月8日に日本国に出願された特願2014-79764号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、特許請求の範囲、図面に引用されたものとする。

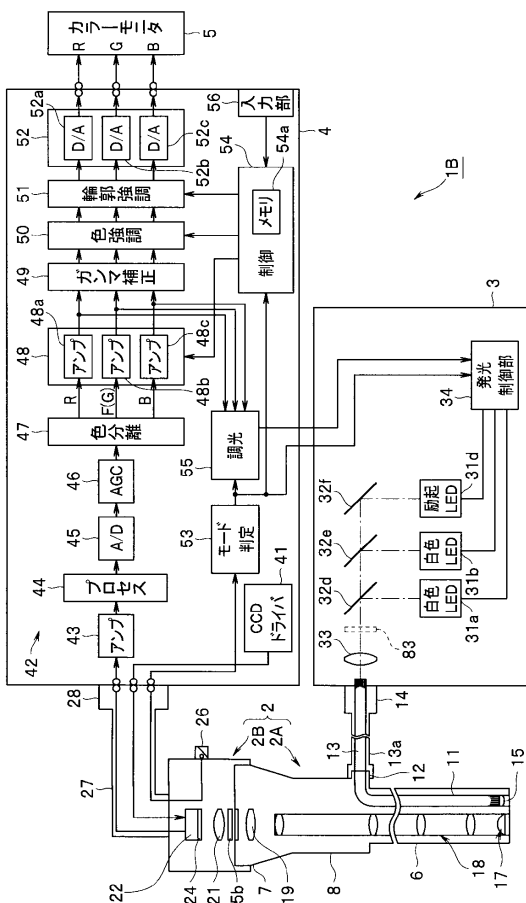
【図 4】



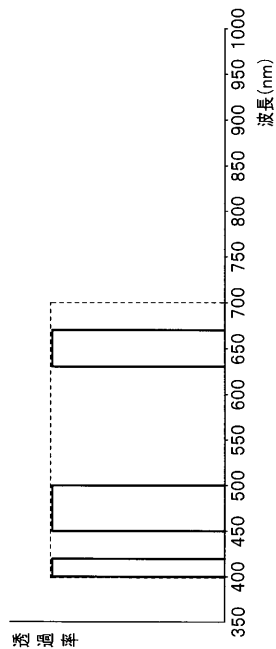
【図 5】



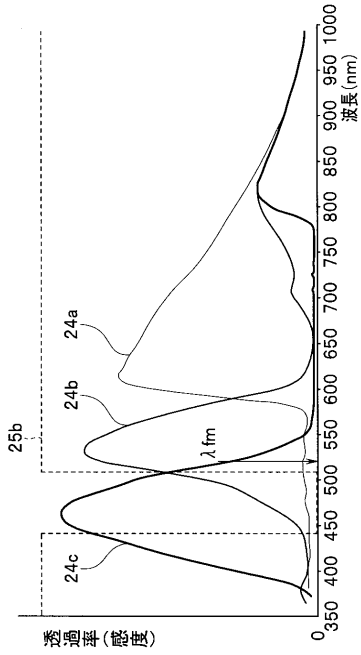
【図 6】



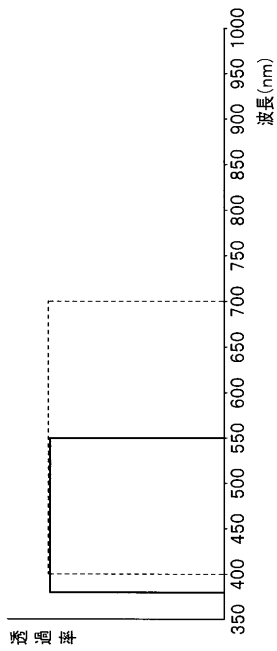
【図 7】



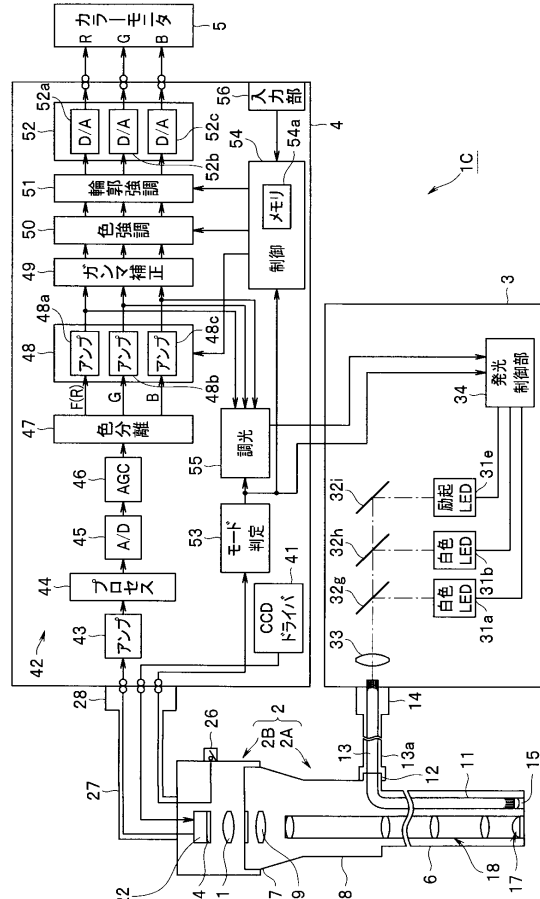
【図 8】



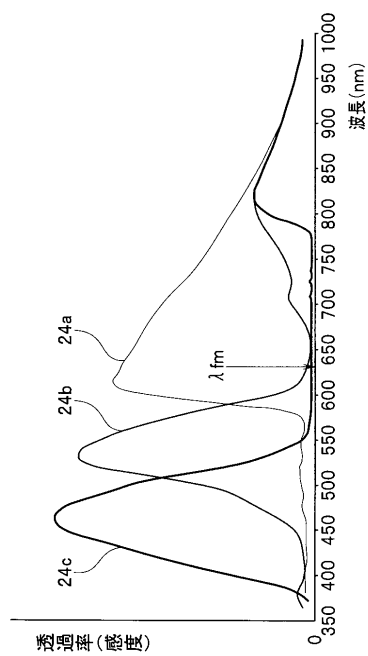
【図 10】



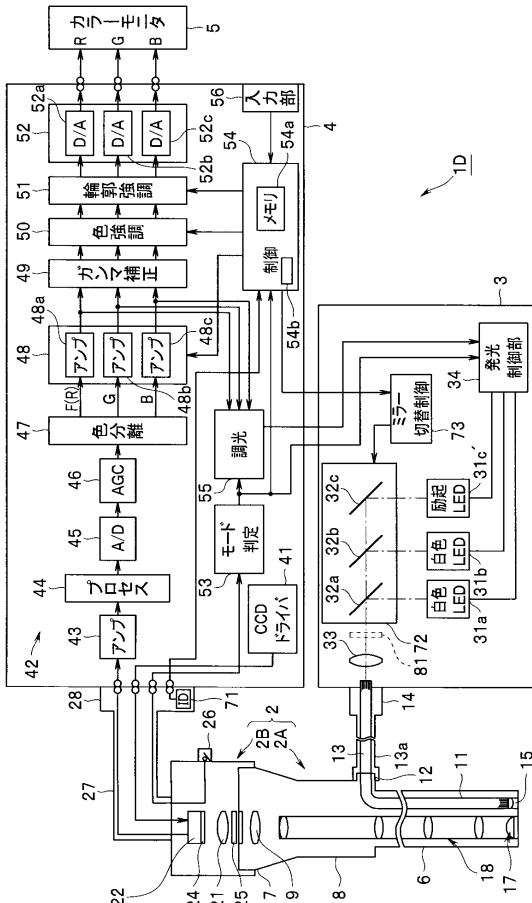
【図 9】



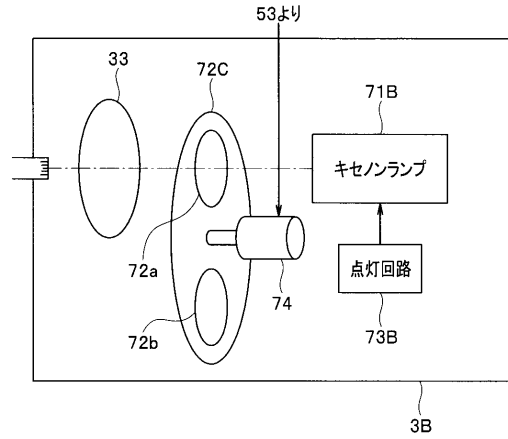
【図 11】



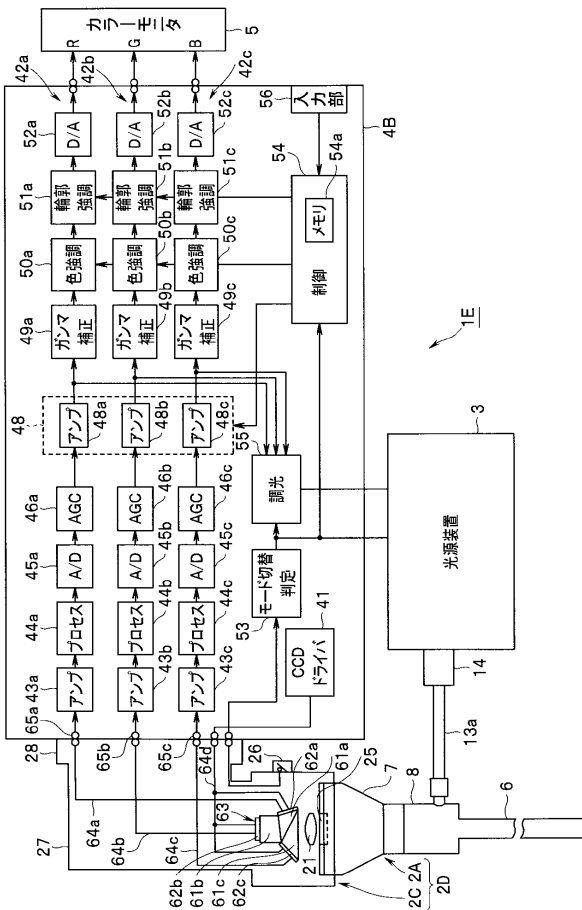
【図 1 2 A】



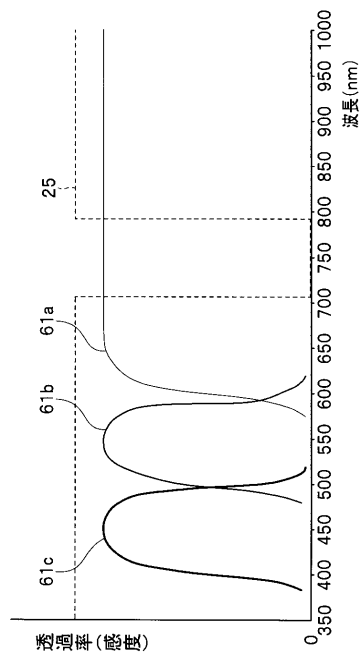
【図 1 2 B】



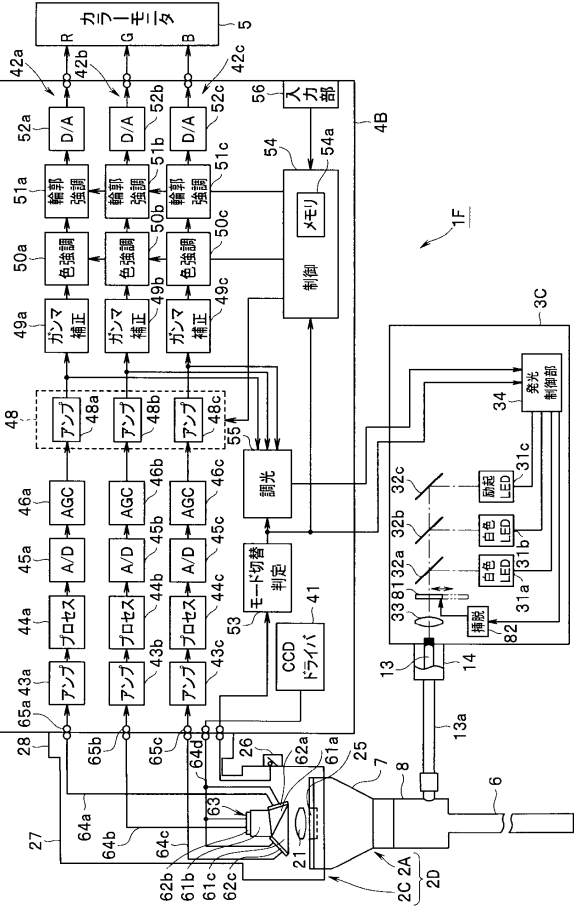
【図 1 3】



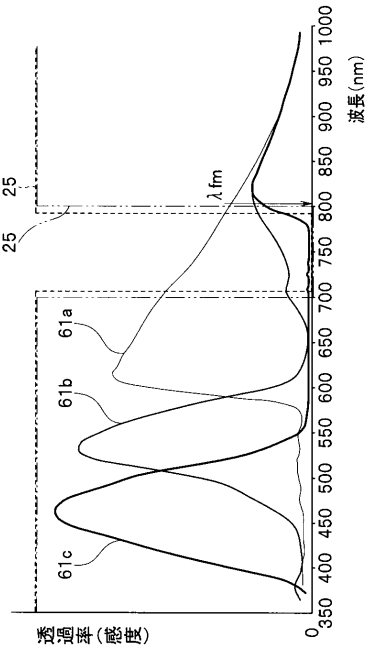
【図 1 4】



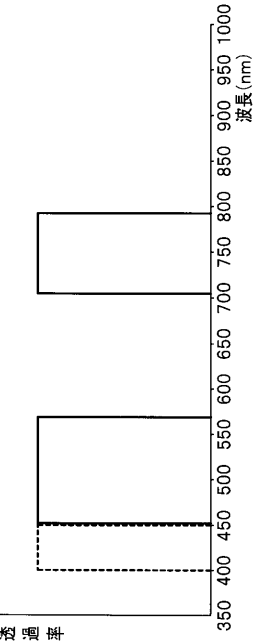
【図 15】



【図 16 A】



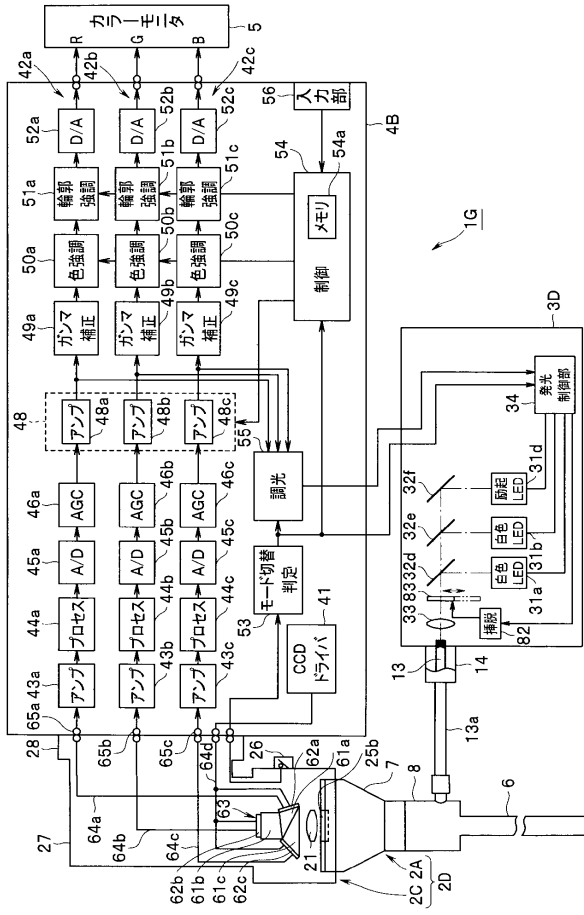
【図 16 B】



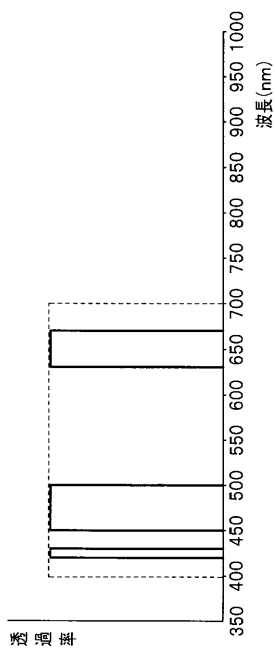
【図 17】

自家蛍光物質	励起波長ピーク(nm)	蛍光波長ピーク(nm)
コラーゲン I	325	400
コラーゲン IV	290	340
コラーゲン V	350	390
コラーゲン VI	410	605, 660
NADH	350	460
FAD	450	525
プロトポルフィリン	410	630, 690

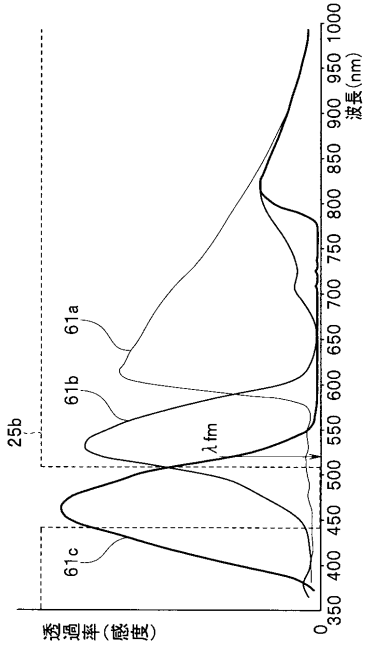
【図 18】



【図 19 B】



【図 19 A】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C161 CC07 HH51 JJ17 LL03 MM04 MM05 NN01 NN05 QQ02 QQ03
QQ04 QQ07 QQ09 RR04 RR14 RR18 RR26 WW04 WW08 WW17

专利名称(译)	荧光观察内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2016198634A	公开(公告)日	2016-12-01
申请号	JP2016174076	申请日	2016-09-06
[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		
[标]发明人	竹内佑一 渡邊俊明		
发明人	竹内 佑一 渡邊 俊明		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/043 A61B1/07		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B1/00.511 A61B1/00.512 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.618 A61B1/045.622 A61B1/07.730 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	4C161/CC07 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL03 4C161/MM04 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/ NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW17		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2014079764 2014-04-08 JP		
其他公开文献	JP6184571B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：使得可以生成荧光图像和生物组织的轮廓和其色调差异被反射的图像。解决方案：荧光观察内窥镜系统包括：光源装置3，其能够同时发射第一波长带中的光以发射荧光，发射第二波长带中的可见光，其波长短于第一波长带中的光，以及第三波长带中的可见光，其波长短于第一波长带中的可见光第一和第二波长带中的光的那些，并且在正常光观察模式下同时发射第二和第三波长带中的光，并且在荧光观察模式下同时发射第一和第三波长带中的光；成像单元22，用于同时接收第二和第三波长带中的光的荧光和反射光；视频处理器4，用于根据成像单元22获取的荧光成像信号生成不同颜色的图像，以及从第二和第三波段的光的反射光获取的第二和第三成像信号。SELECTED图：图2

