

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5371858号
(P5371858)

(45) 発行日 平成25年12月18日(2013.12.18)

(24) 登録日 平成25年9月27日(2013.9.27)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2

請求項の数 12 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2010-76461 (P2010-76461)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成22年3月29日(2010.3.29)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2011-92683 (P2011-92683A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成23年5月12日(2011.5.12)	(74) 代理人	100115107
審査請求日	平成24年6月13日(2012.6.13)		弁理士 高松 猛
(31) 優先権主張番号	特願2009-225404 (P2009-225404)	(74) 代理人	100151194
(32) 優先日	平成21年9月29日(2009.9.29)		弁理士 尾澤 俊之
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(74) 代理人	100164758
			弁理士 長谷川 博道
		(72) 発明者	遠藤 安土
			埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
			番地 富士フイルム株式会社内
		(72) 発明者	江利川 昭彦
			埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
			番地 富士フイルム株式会社内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

白色光及び被検体において蛍光を生じさせる励起光を少なくとも含むスペクトルの互いに異なる複数の光を切り替えて前記被検体に向けて照射する照明手段と、

固体撮像素子、及び前記照明手段より光を照射された前記被検体からの戻り光を前記固体撮像素子に導光する対物光学系を有する撮像手段と、

前記撮像手段から出力される撮像信号に基づいて画像データを生成する画像生成手段と、
を備え、

前記固体撮像素子は、それに含む複数の画素のうち前記蛍光に対して感度を有する各画素についてのみ前記励起光に対する感度を下げる感度調整手段を有し、

前記感度調整手段は、前記固体撮像素子に含む複数の画素それぞれに設けられるカラーフィルタであって、前記蛍光に対して感度を有する各画素のカラーフィルタの厚みが、他の画素のカラーフィルタよりも厚くされ、

前記対物光学系で導光された光は、前記励起光に対応する色情報を欠落させずに、前記固体撮像素子に入射する電子内視鏡装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の電子内視鏡装置であって、

前記固体撮像素子が、赤色、緑色、青色を含む各色フィルタを有する原色系の固体撮像素子であり、前記蛍光に対して感度を有する色フィルタが緑色で、前記励起光に対する感

10

20

度を下げる励起光色が青色である電子内視鏡装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の電子内視鏡装置であって、

前記固体撮像素子が、赤色、緑色、青色を含む各色フィルタを有する原色系の固体撮像素子であり、前記蛍光に対して感度を有する色フィルタが赤色で、前記励起光に対する感度を下げる励起光色が青色である電子内視鏡装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の電子内視鏡装置であって、

前記固体撮像素子が、赤色、緑色、青色を含む各色フィルタを有する原色系の固体撮像素子であり、前記蛍光に対して感度を有する色フィルタが緑色及び赤色で、前記励起光に対する感度を下げる励起光色が青色である電子内視鏡装置。

10

【請求項 5】

請求項 1 に記載の電子内視鏡装置であって、

前記固体撮像素子が、シアン色、マゼンタ色、イエロー色、及び緑色を含む各色フィルタを有する補色系の固体撮像素子であり、前記蛍光に対して感度を有する色フィルタが緑色、イエロー色の少なくともいずれか一色で、前記励起光に対する感度を下げる励起光色が青色である電子内視鏡装置。

【請求項 6】

請求項 1 ～ 請求項 5 のいずれか一項に記載の電子内視鏡装置であって、

前記固体撮像素子の駆動回路は、前記励起光が照射されているときの前記固体撮像素子に含む複数の画素それぞれにおける電荷の蓄積時間を、前記白色光が照射されているときに比べて長くする電子内視鏡装置。

20

【請求項 7】

請求項 6 に記載の電子内視鏡装置であって、

前記駆動回路は、前記励起光が照射されているときのフレームレートを、前記白色光が照射されているときに比べて低くする電子内視鏡装置。

【請求項 8】

請求項 6 に記載の電子内視鏡装置であって、

前記駆動回路は、前記白色光が照射されている期間において、前記固体撮像素子に含む複数の画素それぞれで生成される電荷を該期間より短い所定時間だけ放電する電子内視鏡装置。

30

【請求項 9】

請求項 1 ～ 請求項 8 のいずれか一項に記載の電子内視鏡装置であって、

前記画像生成手段は、積算手段を有し、

前記積算手段は、前記励起光が照射されているとき、複数フレームの前記固体撮像素子の撮像信号を積算する電子内視鏡装置。

【請求項 10】

請求項 1 ～ 請求項 9 のいずれか一項に記載の電子内視鏡装置であって、

前記固体撮像素子の駆動回路は、前記励起光が照射されているとき、前記固体撮像素子に含む画素のうち同色のカラーフィルタが設けられた隣り合う複数の画素の蓄積電荷を加算して一つとして読み出す電子内視鏡装置。

40

【請求項 11】

請求項 1 ～ 請求項 9 のいずれか一項に記載の電子内視鏡装置であって、

前記画像生成手段は、前記励起光が照射されているとき、画像データを構成する画素のうち隣り合う複数の画素を、それらの画素の輝度値を加算して統合する電子内視鏡装置。

【請求項 12】

請求項 1 ～ 請求項 11 のいずれか一項に記載の電子内視鏡装置であって、

前記撮像手段は、前記固体撮像素子の出力信号を増幅する増幅手段を有し、

前記増幅手段は、前記励起光が照射されるときの前記出力信号のゲインを、前記白色光が照射されるときに比べて高くする電子内視鏡装置。

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、固体撮像素子を有する電子内視鏡装置を用い、生体組織の観察対象部位へ励起光を照射して、この励起光によって生じる生体組織の自家蛍光や生体へ注入しておいた薬剤の蛍光を撮像し、得られた画像から生体組織の病変を診断する技術が実用化されつつある。

10

【0003】

生体組織の自家蛍光については、例えば生体組織に波長405nm前後の励起光を照射すると、正常組織では波長520nm前後の緑色の蛍光が発生する。これに対して、癌などの病変組織では蛍光が生ぜず、又は蛍光が微弱となる。そこで、病変の診断が可能となる。

【0004】

薬剤の蛍光については、ヘマトポルフィリン誘導体、ALA(δ -aminolevulinic acid)等の蛍光物質が用いられる。これらの蛍光物質は、波長405nm前後の励起光を照射すると、波長630nm前後の赤色の蛍光が発生する。そして、これらの蛍光物質は癌などの病変組織への集積性がある。そこで、病変の診断が可能となる。

20

【0005】

そして、上記の蛍光観察と、生体組織に白色光を照射し、その反射・拡散光を撮像する通常観察とを行うための電子内視鏡装置が、種々提案されている(例えば、特許文献1~3参照)。

【0006】

特許文献1には、内視鏡先端部に通常観察用と蛍光観察用とで二つの固体撮像素子を設けた電子内視鏡装置が記載されている。

【0007】

特許文献2には、内視鏡先端部に通常観察用と蛍光観察用とで二つの固体撮像素子を設け、蛍光観察用の固体撮像素子として超高感度の固体撮像素子を用いた電子内視鏡装置が記載されている。

30

【0008】

特許文献3には、電荷増倍率可変な一つの固体撮像素子を用い、通常観察と蛍光観察とで電荷増倍率を変更して、通常観察と蛍光観察とを共通の固体撮像素子で行うようにした電子内視鏡装置が記載されている。

【0009】

特許文献1及び2に記載された、通常観察用と蛍光観察用とで二つの固体撮像素子を内視鏡先端部に設けたものは、内視鏡先端部の小型化が困難となる。

【0010】

40

また、生体組織の自家蛍光や薬剤の蛍光の強度は、生体組織で反射・拡散された励起光の強度と比べて極めて微弱である。そこで、特許文献1及び2に開示されたものは、蛍光観察用の固体撮像素子と、生体組織からの戻り光(反射・拡散光や蛍光)をこの固体撮像素子に導光する対物光学系との間に、蛍光のみ透過するフィルタが配置され、特許文献3に開示されたものは、固体撮像素子と対物光学系との間に励起光をカットするフィルタが配置されている。

【0011】

特許文献3に記載された、通常観察と蛍光観察とを共通の固体撮像素子で行うものにおいて、励起光の波長に対応する色情報が失われてしまう。

50

【 0 0 1 2 】

また、生体組織の自家蛍光や薬剤の蛍光の強度は、通常観察で撮像される反射・拡散光の強度と比べても極めて微弱である。そこで、通常観察及び蛍光観察の双方で適切な明るさの画像を得るために、特許文献 2 に開示されたものは、蛍光観察用の超高感度固体撮像素子を用い、また、特許文献 3 に開示されたものは、電荷像倍率可変の固体撮像素子を用いているが、それらはいずれも高価である。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 1 3 】

【 特許文献 1 】 特開平 8 - 1 4 0 9 2 8 号公報

10

【 特許文献 2 】 特開平 9 - 0 7 0 3 8 4 号公報

【 特許文献 3 】 特開 2 0 0 3 - 0 7 9 5 7 0 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 4 】

本発明は、上述した事情に鑑みなされたものであり、通常観察と蛍光観察とを共通の固体撮像素子で行い、通常観察における色情報の欠落を回避することのできる電子内視鏡装置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 】

【 0 0 1 5 】

20

白色光及び被検体において蛍光を生じさせる励起光を少なくとも含むスペクトルの互いに異なる複数の光を切り替えて前記被検体に向けて照射する照明手段と、

固体撮像素子、及び前記照明部より光を照射された前記被検体からの戻り光を前記固体撮像素子に導光する対物光学系を有する撮像手段と、

前記撮像手段から出力される撮像信号に基づいて画像データを生成する画像生成手段と、
を備え、

前記固体撮像素子は、それに含む複数の画素のうち前記蛍光に対して感度を有する各画素についてのみ前記励起光に対する感度を下げる感度調整手段を有し、

前記感度調整手段は、前記固体撮像素子に含む複数の画素それぞれに設けられるカラーフィルタであって、前記蛍光に対して感度を有する各画素のカラーフィルタの厚みが、他の画素のカラーフィルタよりも厚くされ、

30

前記対物光学系で導光された光は、前記励起光に対応する色情報を欠落させずに、前記固体撮像素子に入射する電子内視鏡装置。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 6 】

本発明によれば、照明部において白色光及び励起光を切り替えて照射し、共通の固体撮像素子を用いて通常観察及び蛍光観察を行う。そして、感度調整手段により、励起光を照射された被検体にて生じる蛍光に対して感度を有する各画素についてのみ励起光に対する感度を下げ、対物光学系で導光された光を直接に固体撮像素子に入射させることにより、通常観察においては、励起光に対応する色情報の欠落を回避することができ、また、蛍光観察においては、励起光による画素の飽和を防止して、蛍光を撮像することができる。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 7 】

【 図 1 】 本発明の実施形態を説明するための、電子内視鏡装置の一例を示す図である。

【 図 2 】 図 1 の電子内視鏡装置を詳細に示す図である。

【 図 3 】 図 1 の電子内視鏡装置により照射される白色光のスペクトルを示す図である。

【 図 4 】 図 2 の固体撮像素子を模式的に示す図である。

【 図 5 】 図 4 の固体撮像素子に含む画素を詳細に示す図である。

【 図 6 】 図 4 の固体撮像素子に含む各画素の分光感度特性を示す図である。

50

【図 7】図 1 の電子内視鏡装置の変形例を概念的に示す図である。

【図 8】図 1 の電子内視鏡装置の他の変形例を概念的に示す図である。

【図 9】図 1 の電子内視鏡装置の他の変形例を概念的に示す図である。

【図 10】図 1 の電子内視鏡装置の他の変形例を概念的に示す図である。

【図 11】図 1 の電子内視鏡装置の画像生成手段にて生成される画像データの構成を模式的に示す図である。

【図 12】図 1 の電子内視鏡装置の他の変形例を概念的に示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

図 1 は、電子内視鏡装置の一例を示す。

10

【0019】

図 1 に示すように、電子内視鏡装置 1 は、内視鏡本体 2 と、内視鏡本体 2 が接続される光源ユニット 3 及びプロセッサユニット 4 と、プロセッサユニット 4 に接続されたモニタ 5 とを備えている。

【0020】

内視鏡本体 2 は、被検体内に挿入される挿入部 10 と、挿入部 10 に連なる操作部 11 と、操作部 11 より伸びるユニバーサルコード 12 とを有している。内視鏡本体 2 は、ユニバーサルコード 12 を介して光源ユニット 3 及びプロセッサユニット 4 に接続される。

【0021】

挿入部 10 は、先端部 20 と、湾曲部 21 と、軟性部 22 とで構成されている。湾曲部 21 は、先端部 20 の基端側に連なっており、上下左右に湾曲可能に構成されている。軟性部 22 は、湾曲部 21 と操作部 11 とを繋いでいる。

20

【0022】

操作部 11 には、湾曲部 21 の湾曲操作を行う湾曲操作部 23 が設けられている。湾曲操作部 23 は、回転操作される二つの湾曲操作ノブで構成されている。一方の湾曲操作ノブは湾曲部 21 の上下の湾曲操作を行い、他方の湾曲操作ノブは湾曲部 21 の左右の湾曲操作を行う。

【0023】

図 2 は、電子内視鏡装置 1 の詳細を示す。

【0024】

30

図 2 に示すように、光源ユニット 3 は、第 1 の光源 30 と、第 2 の光源 31 と、CPU 32 とを有している。

【0025】

第 1 の光源 30 は、中心波長が略 455 nm に規定された青色レーザ光を発生させる半導体発光素子で構成されている。第 1 の光源 30 より射出される青色レーザ光は、内視鏡本体 2 の挿入部 10 の先端部 20 (図 1 参照) に設けられた後述する蛍光体を励起し、そこで生じた蛍光と共に通常観察用の白色光を生成する。

【0026】

第 2 の光源 31 は、中心波長が略 405 nm に規定された青色レーザ光を発生される半導体発光素子で構成されている。第 2 の光源 31 より射出される青色レーザ光は、蛍光観察用の励起光であって、被検体にて蛍光を生じさせる。以下、第 2 の光源 31 より射出される青色レーザ光を励起光という。

40

【0027】

第 1 の光源 30、及び第 2 の光源 31 に用いられる上記の半導体発光素子としては、例えばブロードエリア型の InGaIn 系レーザダイオードや、InGaInAs 系レーザダイオードや、GaInAs 系レーザダイオードなどが用いられる。

【0028】

CPU 32 は、第 1 の光源 30、及び第 2 の光源 31 の点灯を制御する。

【0029】

第 1 の光源 30 から射出された青色レーザ光は、光ファイバ 33 の一端に入射する。ま

50

た、第2の光源31から射出された励起光は、光ファイバ34の一端に入射する。これらの光ファイバ33、34は、内視鏡本体2のユニバーサルコード12、操作部11を経て、挿入部10の先端部20に達しており、第1の光源30から射出された青色レーザ光や第2の光源31から射出された励起光は、それぞれ光ファイバ33、34によって先端部20に伝送される。

【0030】

光ファイバ33、34は、マルチモードファイバであり、一例として、コア径105 μ m、クラッド径125 μ m、外皮となる保護層を含めた径が ϕ 0.3~0.5mmの細径なファイバケーブルを用いることができる。

【0031】

内視鏡本体2の挿入部10の先端部20（図1参照）には、蛍光体40と、照明光学系41と、対物光学系42と、撮像ユニット43と、が設けられている。

【0032】

蛍光体40は、第1の光源30から射出された青色レーザ光を伝送する光ファイバ33の先端部に設けられている。この蛍光体40は、第1の光源30による青色レーザ光の一部を吸収して緑色~黄色に励起発光する一種以上の蛍光物質で構成されている。

【0033】

蛍光物質としては、例えばYAG($Y_3Al_5O_{12}$)系蛍光物質や、BAM($BaMgAl_{10}O_{17}$)系蛍光物質などが用いられる。これらの蛍光物質は、レーザ光の可干渉性により生じるスペックルに起因した撮像の障害となるノイズの重畳や動画像表示を行う際のちらつきの発生を防止できる。また、蛍光体40は、蛍光体を構成する蛍光物質と、充填剤となる固定・固化用樹脂との屈折率差を考慮して、蛍光物質そのものと充填剤に対する粒径を、赤外域の光に対して吸収が小さく、かつ散乱が大きい材料で構成することが好ましい。これにより、赤色や赤外域の光に対して光強度を落とすことなく散乱効果が高められ、光学的損失が小さくなる。

【0034】

この蛍光体40で生じる緑色~黄色の蛍光と、吸収されずに蛍光体40を透過した第1の光源30による青色レーザ光とが合わされて白色光となる。本構成例のように、半導体発光素子を励起光源として用いれば、高い発光効率で高強度の白色光が得られ、白色光の強度を容易に調整できる上に、白色光の色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

【0035】

ここで、本明細書でいう白色光とは、厳密に可視光の全ての波長成分を含むものに限らず、例えばR、G、B等、特定の波長帯の光を含むものであればよく、例えば、緑色から赤色にかけての波長成分を含む光や、青色から緑色にかけての波長成分を含む光等も広義に含むものとする。

【0036】

図3は、電子内視鏡装置1が照射する白色光のスペクトルを示す。

【0037】

図3に示すように、第1の光源30から射出される青色レーザ光は、中心波長略445nmの輝線で表され、この青色レーザ光により励起される蛍光体40の蛍光は、概ね450nm~700nmの波長帯域で発光強度が増大する分光強度分布となる。この励起発光と青色レーザ光によるプロファイルによって、上記の白色光が形成される。

【0038】

再び図2を参照して、上記の白色光や、第2の光源31から射出されて光ファイバ34によって伝送された励起光は、照明光学系41を通して被検体に向けて照射される。白色光や励起光が照射された被検体からの戻り光、即ち、白色光や励起光が被検体にて反射・拡散された光や、励起光が照射された被検体において生じる蛍光は、対物光学系42によって集光され、撮像ユニット43に入射する。

【0039】

10

20

30

40

50

撮像ユニット43は、固体撮像素子50と、固体撮像素子50の駆動回路51と、CDS (Correlated Double Sampling) 回路52と、ゲインコントロール回路53と、A/Dコンバータ54と、タイミングジェネレータ55と、を有している。

【0040】

固体撮像素子50としては、CCD (Charge Coupled Device) イメージセンサやCMOS (Complementary Metal - Oxide Semiconductor) イメージセンサなどが用いられる。対物光学系42によって集光された被検体からの戻り光は、対物光学系42から直接に（従来技術における蛍光透過フィルタや励起光カットフィルタなどを通さずに）固体撮像素子50に入射し、固体撮像素子50の受光領域で結像する。

10

【0041】

固体撮像素子50に含む各画素には、受光光量に応じた電荷が蓄積される。駆動回路51は、各画素における電荷の蓄積や、各画素に蓄積された電荷の読み出しを制御する。各画素から読み出された電荷は、電圧値に変換されて固体撮像素子50から出力される。固体撮像素子50から出力された信号は、CDS回路52において相関二重サンプリングされた後、ゲインコントロール回路53でゲイン補正され、そしてA/Dコンバータ54でA/D変換される。

【0042】

タイミングジェネレータ55は、駆動回路51、CDS回路52、ゲインコントロール回路53、及びA/Dコンバータ54にクロックを供給し、固体撮像素子50における電荷の蓄積及び蓄積電荷の読み出し、CDS回路52による相関二重サンプリング、ゲインコントロール回路53によるゲイン補正、A/Dコンバータ54によるA/D変換のタイミングを制御している。そして、TG55によるクロックの供給は、内視鏡本体2に搭載されたCPU56によって制御されている。

20

【0043】

A/Dコンバータ54から出力される撮像信号は、挿入部10、操作部11、及びユニバーサルコード12を経てプロセッサユニット4に達する信号線57を介して、プロセッサユニット4に送信される。

【0044】

プロセッサユニット4は、画像処理部60と、この画像処理部60を制御するCPU61とを有している。画像処理部60は、撮像信号に対して適宜な処理を施して画像データを生成し、この画像データから再現される画像をモニタ5に表示させる。

30

【0045】

内視鏡本体2、光源ユニット3、及びプロセッサユニット4にそれぞれ搭載されたCPU56、32、61は、相互に通信して、照明、撮像、画像生成のタイミングを制御する。

【0046】

電子内視鏡装置1は、光源ユニット3において第1の光源30と第2の光源31とを択一的に点灯させ、白色光と励起光とを切り替えて被検体に照射する。それにより、通常観察及び蛍光観察が行われる。

40

【0047】

通常観察においては、光源ユニット3において第1の光源30が点灯され、白色光が被検体に照射される。そして、被検体にて白色光が反射・拡散された光を撮像して得られる画像がモニタ5に表示される。

【0048】

蛍光観察においては、光源ユニット3において第2の光源31が点灯され、中心波長が略405nmの励起光が被検体に照射される。そして、励起光が照射された被検体にて生じる蛍光を撮像して得られる画像がモニタ5に表示される。蛍光は、被検体の自家蛍光であれば波長520nm前後の緑色の蛍光となり、薬剤の蛍光であれば波長630nm前後

50

の赤色の蛍光となる。

【 0 0 4 9 】

通常観察と、蛍光観察との切り替えは、例えば操作部 1 1 に切り替え用のボタンを設け、このボタン操作によって行うようにしてもよいし、フレーム単位で自動的に切り替わるようにしてもよい。フレーム単位で自動的に切り替えるようにすれば、通常観察の画像と、蛍光観察の画像とをモニタ 5 に同時にかつ逐次更新して表示することができる。

【 0 0 5 0 】

また、電子内視鏡装置 1 において、通常観察及び蛍光観察に加え、特殊光観察を行うようにしてもよい。特殊光観察としては、短波長の狭帯域光を用いたものや、近赤外光を用いたものなどを例示することができる。短波長の狭帯域光は、被検体の表層のごく浅い部分までしか入り込まず、その反射・拡散光を撮像して得られる画像からは、被検体の表面の微細な変化を捉えることが可能である。一方、近赤外光の反射・拡散光を撮像して得られる画像からは、被検体の深部を捉えることが可能である。光源ユニット 3 には、特殊光観察に応じた光を射出する光源が必要であるが、短波長の狭帯域光による特殊光観察には中心波長が 4 0 5 nm の青色レーザ光、即ち上記の励起光を用いることもでき、蛍光観察と特殊光観察とで光源を共用することもできる。

【 0 0 5 1 】

ここで、蛍光観察においては、被検体にて生じた蛍光に加えて、この蛍光を生じさせる励起光が反射・拡散された光も、固体撮像素子 5 0 に入射する。上述の通り、被検体の自家蛍光や薬剤の蛍光の強度は、被検体で反射・拡散された励起光の強度と比べて極めて微弱である。そこで、固体撮像素子 5 0 に含む複数の画素のうち、蛍光に対して感度を有する画素については、励起光に対する感度を低下させる手段が講じられている。

【 0 0 5 2 】

図 4 は、固体撮像素子 5 0 を模式的に示す。

【 0 0 5 3 】

図 4 に示すように、固体撮像素子 5 0 には、複数の画素 7 0 が配列されている。各画素 7 0 は、受光素子 7 1 と、受光素子 7 1 を覆うカラーフィルタ 7 6 とを有している。

【 0 0 5 4 】

各画素 7 1 のカラーフィルタ 7 6 は赤色、緑色、青色、のいずれかの光を透過させようになっており、各画素 7 1 は、主としてカラーフィルタ 7 6 に応じた色の光に対して感度を有する。以下、赤色の光を透過させるカラーフィルタを R フィルタ、緑色の光を透過させるカラーフィルタを G フィルタ、青色の光を透過させるカラーフィルタを B フィルタと称する。なお、図示の例では、R フィルタ、G フィルタ、B フィルタの配列は、所謂ベイヤー配列に準じた配列となっているが、これに限られるものではない。また、ここでは、赤色、緑色、青色の各色のカラーフィルタを有する R G B 原色系の撮像素子を一例として示しているが、これに限らず、シアン (C) 色、マゼンタ (M) 色、イエロー (Y) 色のカラーフィルタを有する C M Y 補色系の撮像素子や、更に緑色のカラーフィルタを追加した C M Y G 補色系の撮像素子を用いた構成であってもよい。

【 0 0 5 5 】

蛍光が被検体の自家蛍光、即ち波長 5 2 0 nm 前後の緑色の蛍光である場合に、その蛍光に対して感度を有する画素は、G フィルタが設けられた画素となる。また、蛍光が薬剤の蛍光、即ち波長 6 3 0 nm 前後の赤色の蛍光である場合に、その蛍光に対して感度を有する画素は、R フィルタが設けられた画素となる。

【 0 0 5 6 】

上記のように、自家蛍光と薬剤蛍光との違い、また、薬剤蛍光に用いる蛍光薬剤の種類等によって、蛍光を検出する画素の色もそれぞれ異なる。

ここではまず、蛍光が被検体からの自家蛍光であって、その蛍光に対して感度を有する G フィルタが設けられた画素について、励起光に対する感度を低下させる場合を説明する。

【 0 0 5 7 】

10

20

30

40

50

図 5 は、固体撮像素子 5 0 に含む画素 7 0 の詳細を示す。

【 0 0 5 8 】

図 5 に示すように、各画素 7 0 は、半導体基板 7 9 の表面に形成された受光素子 7 1 及び電荷転送部 7 2 と、これら受光素子 7 1 及び電荷転送部 7 2 を覆う表面保護膜 7 3 と、保護膜 7 3 の上に形成された遮光膜 7 4 と、遮光膜 7 4 の上に平坦化絶縁膜 7 5 を介して形成されたカラーフィルタ 7 6 と、カラーフィルタ 7 6 の上に平坦化絶縁膜 7 7 を介して形成されたマイクロレンズ 7 8 とを有している。なお、図示の例では、R フィルタ、G フィルタ、B フィルタが一行に並んで示されているが、これは説明のためであって、実際には図 4 に示す配列に準ずる。

【 0 0 5 9 】

カラーフィルタ 7 6 のうち、G フィルタは、他の R フィルタや B フィルタに比べて厚く形成され、図示の例では R フィルタや B フィルタの略 2 倍の厚みとされている。R フィルタ、G フィルタ、及び B フィルタのそれぞれは、典型的には、形成するフィルタの色に応じて着色されたレジストを用い、フォトリソグラフィによる露光、現像プロセスを経て形成される。そこで、例えば G フィルタについてのみレジストの塗布、露光、現像を複数回繰り返すことで、G フィルタを、他の R フィルタや B フィルタに比べて厚く形成することができる。

【 0 0 6 0 】

図 6 は、固体撮像素子 5 0 に含む各画素の分光感度特性を示す。

【 0 0 6 1 】

図 6 において、破線は G フィルタが設けられた画素の感度特性であって、G フィルタが他の R フィルタや B フィルタよりも厚く形成されている場合の感度特性を、一点鎖線は B フィルタが設けられた画素の感度特性を、二点鎖線は R フィルタが設けられた画素の感度特性をそれぞれ示している。また、実線は、G フィルタが設けられた画素の感度特性であって、G フィルタが他の R フィルタや B フィルタと同じ厚さに形成されている場合の感度特性を示している。いずれも、最大感度波長での感度を 1 として正規化した相対感度で示している。

【 0 0 6 2 】

各画素の感度特性は、典型的には、いずれも略山形となる。被検体の自家蛍光（波長 520 nm 前後の緑色の蛍光）に対して感度を有する G フィルタが設けられた画素は、励起光（中心波長略 405 nm の青色レーザ光）にたいしても僅かながら感度を有している。しかしながら、G フィルタを厚くするのに伴い透過率が下がり、受光素子に到達する励起光の光量が少なくなり、結果、G フィルタが設けられた画素の、入射する励起光に対する感度は低下する。

【 0 0 6 3 】

フィルタの厚みの変化は、感度においては累乗となって表れる。例えば、G フィルタの厚み T が他の R フィルタや B フィルタの厚み t と同一（ $T = t$ ）である場合の蛍光に対する感度が 0.8、また励起光に対する感度が 0.01 であった場合に、G フィルタの厚み T を他の R フィルタや B フィルタの厚み t の 2 倍とする（ $T = 2t$ ）と、蛍光に対する感度は 0.64、また励起光に対する感度は 0.0001 となる。このように、蛍光に対して感度を有する画素のフィルタを厚くすることで、蛍光に対する感度に比べて励起光に対する感度を大幅に低下させることができる。

【 0 0 6 4 】

以上により、対物光学系 4 2 で導光された光を、直接に（従来技術における蛍光透過フィルタや励起光カットフィルタなどを通さずに）固体撮像素子 5 0 に入射させても、蛍光観察においては、励起光による画素の飽和を防止して蛍光を撮像することができる。そして、対物光学系 4 2 で導光された光を、直接に固体撮像素子 5 0 に入射させることで、通常観察や上記の特殊光観察において、励起光に対応する色情報の欠落を回避することができる。

【 0 0 6 5 】

10

20

30

40

50

ここで、蛍光観察で撮像される被検体の自家蛍光や薬剤の蛍光の強度は、通常観察で撮像される白色光の反射・拡散光の強度と比べても極めて微弱である。そのため、蛍光観察と通常観察とで固体撮像素子50を同様に駆動した場合に、蛍光観察のときに固体撮像素子50から出力される撮像信号の平均の強度は、通常観察のときに固体撮像素子50から出力される撮像信号の平均の強度に比べて低くなる。そこで、電子内視鏡装置1においては、撮像ユニット43に含むゲインコントロール回路53により、撮像信号の強度差を補償するようにしている。

【0066】

通常観察と蛍光観察とで、光源ユニット3では、CPU32が第1の光源30と第2の光源31とを択一的に点灯させる。内視鏡本体2に搭載されたCPU56は、光源ユニット3に搭載されたCPU32と通信し、CPU32に同期して、第1の光源30が点灯されているときと第2の光源31が点灯されているとき、即ち通常観察と蛍光観察とで、ゲインコントロール回路53における増幅率を変更する。ゲインコントロール回路53における増幅率は、通常観察のときに比べて蛍光観察のときに高く設定され、通常観察と蛍光観察とで固体撮像素子50から出力される撮像信号の強度差が補償される。

【0067】

なお、上記の例は、A/D変換される前の撮像信号に対してゲイン補正するものであるが、A/Dコンバータ54によりデジタル信号に変換された撮像信号に対して、プロセッサユニット4の画像処理部60においてゲイン補正をかけるようにしてもよい。

【0068】

上記のように原色系の撮像素子では、Gフィルタを厚くするが、補色系の撮像素子では、Yフィルタ、又はGフィルタのいずれか一方、或いは、YフィルタとGフィルタの双方を前述同様に厚くすればよい。

【0069】

上記の自家蛍光の蛍光観察とは、励起光(390nm~470nm)の照射により生体内に含まれるコラーゲン等の蛍光物質から生じる蛍光を観察するものであり、発生する蛍光は照射する励起光と比較して極めて微弱となる。そのため、励起光成分の感度を選択的に低下させることは、微弱な蛍光成分の検出を確実にし、より正確な内視鏡診断が可能となる。また、自家蛍光の蛍光観察としては、この他にも血液中のヘモグロビンに吸収される波長(540nm~560nm)の光を照射することにより、腫瘍性病変と正常粘膜を異なる色調で強調表示させる技術もある。本電子内視鏡装置1においては、光源ユニット3に適宜に必要な光源を搭載させることで、種々の蛍光観察が可能となる。

【0070】

次に、薬剤蛍光の検出について説明する。この場合、検出する蛍光が薬剤からの蛍光であって、その蛍光に対して感度を有するRフィルタが設けられた画素について、励起光に対する感度を低下させる。

【0071】

例えば、悪性腫瘍に親和性を有する蛍光薬剤を生体に投与し、腫瘍組織に選択的に蓄積させた後、特定波長の光を照射して発せられる蛍光を観察することによって、悪性腫瘍部位を特定する光線力学的診断(Photodynamic diagnosis:PDD)がある。この場合の蛍光薬剤としては、例えば、フォトフリン、レザフィリン、5-ALA等が利用できる。表1に各薬剤の励起光波長と、発生する蛍光の波長を示した。表1に示すように、フォトフリン、レザフィリン、5-ALAのいずれの蛍光薬剤を使用した場合でも中心波長405nmの青色レーザ光が励起光として利用可能である。なお、その他例示しない蛍光薬剤との組合せも考慮すると、励起光の波長は390~410nmの範囲であることが好ましい。

【0072】

【表 1】

薬剤名	励起波長	蛍光波長	PDT治療光の波長
フォトリン	405nm	630nm	630nm
レザフィリン	405nm	670nm	664nm
5-ALA	405nm	636nm	630nm

10

【0073】

また、上記自家蛍光と薬剤蛍光の双方を同時に撮像素子で検出することもできる。つまり、青色レーザ光を励起光として照射し、これにより得られる生体組織からの自家蛍光をGフィルタが設けられた画素で検出し、生体に投与された薬剤による薬剤蛍光をRフィルタが設けられた画素で検出する。この場合には、自家蛍光を検出した画像情報と、薬剤蛍光を検出した画像情報とを同一の撮像素子によって撮像するために、各画像情報同士を高精度で位置合わせでき、より正確な診断が可能となる。また、各画像情報を同時に表示できるため、病巣部の変化の様子等をリアルタイムで観察することができる。

【0074】

図7は、電子内視鏡装置1の変形例を概念的に示す。

20

【0075】

図7に示す例は、通常観察と蛍光観察とで固体撮像素子50に含む複数の画素70における電荷の蓄積時間を変えることで、通常観察と蛍光観察とで固体撮像素子50から出力される撮像信号の強度差を補償するようにしたものである。

【0076】

図7に示すように、蛍光観察で励起光が照射されているときのフレームレートを、つまりは固体撮像素子50に含む複数の画素70それぞれに蓄積される電荷の読み出しの周期を、通常観察で白色光が照射されているときに比べて低くしている。よって、励起光が照射されているときの画素70における電荷の蓄積時間は、白色光が照射されているときに比べて長くなり、白色光の反射・拡散光に比べて強度に劣る被検体の自家蛍光や薬剤の蛍光であっても、画素70に十分な電荷が蓄積される。それにより、通常観察と蛍光観察とで固体撮像素子50から出力される撮像信号の強度差を補償することができる。

30

【0077】

図8は、電子内視鏡装置1の他の変形例を概念的に示す。

【0078】

図8に示す例も、通常観察と蛍光観察とで固体撮像素子50に含む複数の画素70における電荷の蓄積時間を変えることで、通常観察と蛍光観察とで固体撮像素子50から出力される撮像信号の強度差を補償するようにしたものであるが、通常観察で白色光が照射されているときと、蛍光観察で励起光が照射されているときとで、フレームレートは一定とされている。

40

【0079】

図8に示すように、通常観察で白色光が照射されている期間において、固体撮像素子50に含む複数の画素70それぞれで生成される電荷を該期間より短い所定時間だけ放電するようにしている。一方、蛍光観察で励起光が照射されている期間においては、放電することなく、その期間の全体にわたって画素70に電荷を蓄積するようにしている。よって、励起光が照射されているときの画素70における電荷の蓄積時間は、白色光が照射されているときに比べて長くなり、白色光の反射・拡散光に比べて強度に劣る被検体の自家蛍光や薬剤の蛍光であっても、画素70に十分な電荷が蓄積される。それにより、通常観察と蛍光観察とで固体撮像素子50から出力される撮像信号の強度差を補償することができる。

50

【 0 0 8 0 】

図 9 は、電子内視鏡装置 1 の他の変形例を概念的に示す。

【 0 0 8 1 】

図 9 に示す例は、励起光が照射されているとき、フレーム積算することで、通常観察と蛍光観察とで固体撮像素子 5 0 から出力される撮像信号の強度差を補償するようにしたものである。プロセッサユニット 4 の画像処理部 6 1 (図 2 参照) には、例えば少なくとも 1 フレーム分の撮像信号を保持できるフレームメモリが設けられる。

【 0 0 8 2 】

図 9 に示すように、通常観察で白色光が照射されているとき、プロセッサユニット 4 の画像処理部 6 1 (図 2 参照) では、固体撮像素子 5 0 から出力される 1 フレーム分の撮像信号を基に画像データを生成する。一方、蛍光観察で励起光が照射されているとき、画像処理部 6 1 では、フレームメモリを用いて、固体撮像素子 5 0 から連続して出力される複数フレーム分の撮像信号を順次積算し、積算された撮像信号を基に画像データを生成する。それにより、通常観察と蛍光観察とで固体撮像素子 5 0 から出力される撮像信号の強度差を補償することができる。

10

【 0 0 8 3 】

図 1 0 は、電子内視鏡装置 1 の他の変形例を概念的に示す。

【 0 0 8 4 】

図 1 0 に示す例は、励起光が照射されているとき、画素加算することで、通常観察と蛍光観察とで固体撮像素子 5 0 から出力される撮像信号の強度差を縮小するようにしたものである。

20

【 0 0 8 5 】

通常観察で白色光が照射されているとき、固体撮像素子 5 0 では、そこに含む複数の画素 7 0 それぞれに蓄積された電荷を画素毎に読み出す。一方、図 1 0 に示すように、蛍光観察で励起光が照射されているとき、複数の画素 7 0 のうち同色のカラーフィルタが設けられた隣り合う複数の画素 7 0 に蓄積されている電荷を加算して一つとして読み出す。それにより、通常観察と蛍光観察とで固体撮像素子 5 0 から出力される撮像信号の強度差を縮小することができる。この場合、蛍光観察で得られる画像の解像度は、通常観察で得られる解像度に比べて低下するが、元来蛍光はぼんやりしたものであり、また、病変部分のエリアを示せば良いので、問題とはならない。

30

【 0 0 8 6 】

なお、上記の画素加算は、各画素 7 0 からの電荷の読み出し回路において行うものとして説明したが、画像処理部 6 0 において行うようにしてもよい。以下に、画像処理部 6 0 における画素加算について説明する。

【 0 0 8 7 】

図 1 1 は、画像処理部にて生成される画像データの構成を模式的に示し、また、図 1 2 は、画像処理部における画素加算を概念的に示す。

【 0 0 8 8 】

画像データは、複数の画素 8 0 の集合によって構成される。固体撮像素子 5 0 に含む各画素 7 1 は、それに設けられたカラーフィルタ 7 6 に応じた色、つまりは赤色 (R)、緑色 (G)、青色 (B) のいずれか一色の輝度情報しか有しないが、画素 7 1 毎に、周辺の画素 7 1 の他の色に関する輝度情報で補完する演算を画像処理部 6 0 において行うことにより、画像データを構成する画素 8 0 は、R、G、B の三色の輝度情報をそれぞれ有する。

40

【 0 0 8 9 】

通常観察で白色光が照射されているとき、画像処理部 6 0 は、上記の補完処理を行って画像データを生成する。一方、図 1 2 に示すように、蛍光観察で励起光が照射されているとき、画像処理部 6 0 は、上記の補完演算の後、更に、隣り合う複数の画素 8 0 を、それらの画素 8 0 の R、G、B 各色の輝度値をそれぞれ加算して一つの画素 8 0 に統合し、統合された画素 8 0 の R、G、B 各色の輝度値を高める。それにより、通常観察と蛍光観察

50

とで固体撮像素子50から出力される撮像信号の強度差を補償することができる。図示の例では、隣接する 2×2 画素を一組とし、そこに含まれる4つの画素80の輝度値を加算し、統合された画素8においては略4倍の輝度値を得ているが、これに限らず、 10×10 画素(略100倍)、 15×15 画素(略225倍)を一組としてもよいし、更に、撮像信号の強度に応じて一組とする画素80の数を変えるようにしてもよい。

【0090】

また、ゲイン補正、電荷の蓄積時間の変更、フレーム積算、画素加算を適宜組み合わせ、通常観察と蛍光観察とで固体撮像素子50から出力される撮像信号の強度差を補償するようにしてもよい。

【0091】

以上、説明したように、本明細書に開示された電子内視鏡装置は、白色光及び被検体において蛍光を生じさせる励起光を少なくとも含むスペクトルの互いに異なる複数の光を切り替えて前記被検体に向けて照射する照明手段と、固体撮像素子、及び前記照明部より光を照射された前記被検体からの戻り光を前記固体撮像素子に導光する対物光学系を有する撮像手段と、前記撮像手段から出力される撮像信号に基づいて画像データを生成する画像生成手段と、を備え、前記固体撮像素子は、それに含む複数の画素のうち前記蛍光に対して感度を有する各画素についてのみ前記励起光に対する感度を下げる感度調整手段を有し、前記対物光学系で導光された光は、直接に、前記固体撮像素子に入射する。

【0092】

上記の構成によれば、照明部において白色光及び励起光を切り替えて照射し、単一の固体撮像素子を用いて通常観察及び蛍光観察を行う。そして、感度調整手段により、励起光を照射された被検体にて生じる蛍光に対して感度を有する各画素についてのみ励起光に対する感度を下げ、対物光学系で導光された光を、直接に固体撮像素子に入射させることにより、通常観察においては、励起光に対応する色情報の欠落を回避することができ、また、蛍光観察においては、励起光による画素の飽和を防止して、蛍光を撮像することができる。

【0093】

また、本明細書に開示された電子内視鏡装置は、前記感度調整手段が、前記固体撮像素子に含む複数の画素それぞれに設けられるカラーフィルタであって、前記蛍光に対して感度を有する各画素のカラーフィルタの厚みが、他の画素のカラーフィルタよりも厚い。このように、蛍光に対して感度を有する画素のフィルタを厚くすることで、蛍光に対する感度に比べて励起光に対する感度を大幅に低下させることができる。

【0094】

また、本明細書に開示された電子内視鏡装置は、前記固体撮像素子が、赤色、緑色、青色を含む各色フィルタを有する原色系の固体撮像素子であり、前記蛍光に対して感度を有する色フィルタが緑色で、前記励起光に対する感度を下げる励起光色が青色である。

【0095】

また、本明細書に開示された電子内視鏡装置は、前記固体撮像素子が、赤色、緑色、青色を含む各色フィルタを有する原色系の固体撮像素子であり、前記蛍光に対して感度を有する色フィルタが赤色で、前記励起光に対する感度を下げる励起光色が青色である。

【0096】

また、本明細書に開示された電子内視鏡装置は、前記固体撮像素子が、赤色、緑色、青色を含む各色フィルタを有する原色系の固体撮像素子であり、前記蛍光に対して感度を有する色フィルタが緑色及び赤色で、前記励起光に対する感度を下げる励起光色が青色である。

【0097】

また、本明細書に開示された電子内視鏡装置は、前記固体撮像素子が、シアン色、マゼンタ色、イエロー色、及び緑色を含む各色フィルタを有する補色系の固体撮像素子であり、前記蛍光に対して感度を有する色フィルタが緑色、イエロー色の少なくともいずれか一色で、前記励起光に対する感度を下げる励起光色が青色である。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 8 】

また、本明細書に開示された電子内視鏡装置は、前記固体撮像素子の駆動回路が、前記励起光が照射されているときの前記固体撮像素子に含む複数の画素それぞれにおける電荷の蓄積時間を、前記白色光が照射されているときに比べて長くする。

【 0 0 9 9 】

また、本明細書に開示された電子内視鏡装置は、前記駆動回路が、前記励起光が照射されているときのフレームレートを、前記白色光が照射されているときに比べて低くする。

【 0 1 0 0 】

また、本明細書に開示された電子内視鏡装置は、前記駆動回路が、前記白色光が照射されている期間において、前記固体撮像素子に含む複数の画素それぞれで生成される電荷を該期間より短い所定時間だけ放電する。

10

【 0 1 0 1 】

また、本明細書に開示された電子内視鏡装置は、前記画像生成手段が、積算手段を有し、前記積算手段は、前記励起光が照射されているとき、複数フレームの前記固体撮像素子の撮像信号を積算する。

【 0 1 0 2 】

また、本明細書に開示された電子内視鏡装置は、前記固体撮像素子の駆動回路が、前記励起光が照射されているとき、前記固体撮像素子に含む画素のうち同色のカラーフィルタが設けられた隣り合う複数の画素の蓄積電荷を加算して一つとして読み出す。

【 0 1 0 3 】

20

また、本明細書に開示された電子内視鏡装置は、前記画像生成手段は、前記励起光が照射されているとき、画像データを構成する画素のうち隣り合う複数の画素を、それらの画素の輝度値を加算して統合する。

【 0 1 0 4 】

また、本明細書に開示された電子内視鏡装置は、前記撮像手段が、前記固体撮像素子の出力信号を増幅する増幅手段を有し、前記増幅手段は、前記励起光が照射されるときの前記出力信号のゲインを、前記白色光が照射されるときに比べて高くする。

【 符号の説明 】

【 0 1 0 5 】

- 1 電子内視鏡装置
- 2 内視鏡本体
- 3 光源ユニット
- 4 プロセッサユニット
- 5 モニタ
- 10 挿入部
- 11 操作部
- 12 ユニバーサルコード
- 20 先端部
- 21 湾曲部
- 22 軟性部
- 23 湾曲操作部
- 30 第1の光源
- 31 第2の光源
- 32 CPU
- 33 光ファイバ
- 34 光ファイバ
- 40 蛍光体
- 41 照明光学系
- 42 対物光学系
- 43 撮像ユニット

30

40

50

- 5 0 固体撮像素子
- 5 1 駆動回路
- 5 2 C D S 回路
- 5 3 ゲインコントロール回路
- 5 4 A / D コンバータ
- 5 5 タイミングジェネレータ
- 5 6 C P U
- 5 7 信号線
- 6 0 画像処理部
- 6 1 C P U
- 7 0 画素
- 7 1 受光素子
- 7 2 電荷転送部
- 7 3 表面保護膜
- 7 4 遮光膜
- 7 5 平坦化絶縁膜
- 7 6 カラーフィルタ
- 7 7 平坦化絶縁膜
- 7 8 マイクロレンズ
- 7 9 半導体基板
- 8 0 ピクセル

10

20

【図 1】

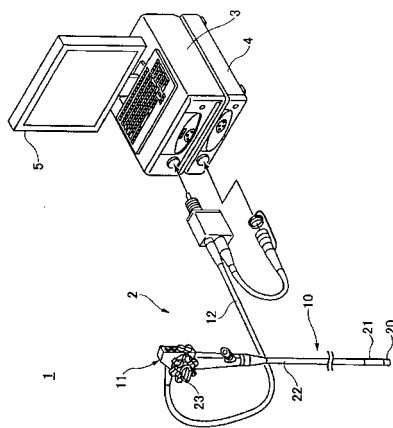


FIG. 1

【図 2】

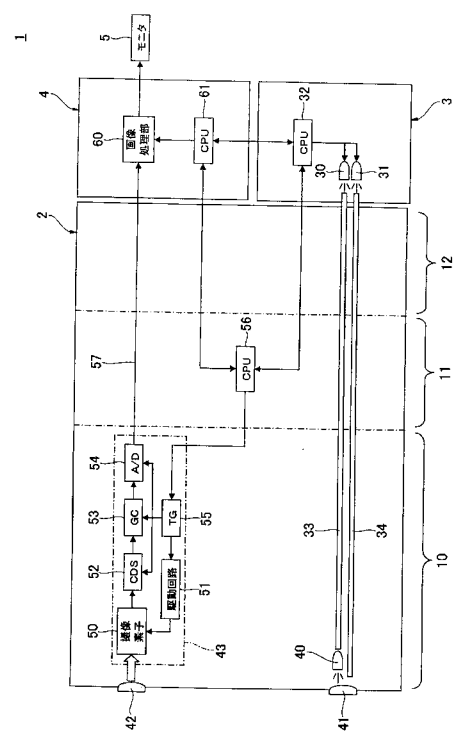


FIG. 2

【図 3】

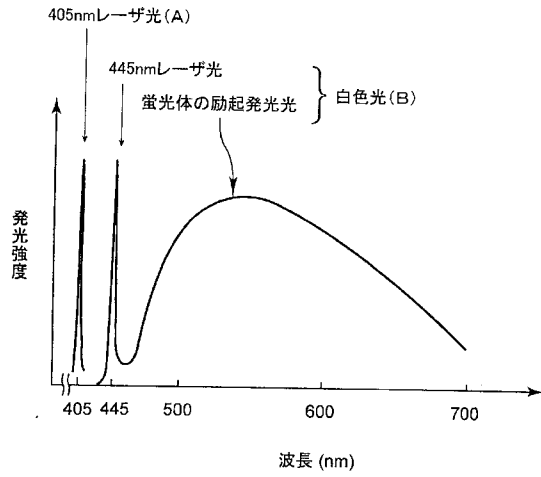


FIG.3

【図 4】

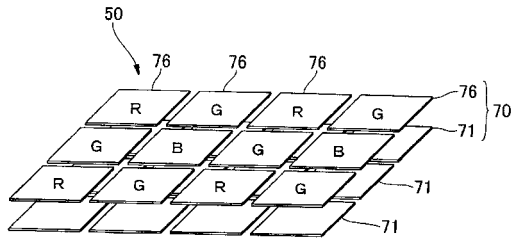


FIG.4

【図 6】

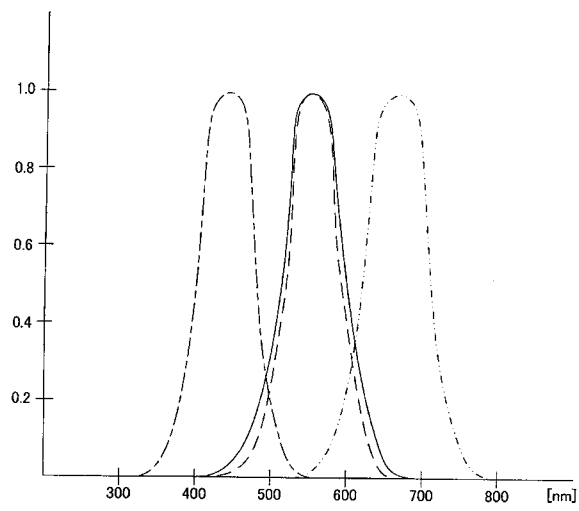


FIG.6

【図 5】

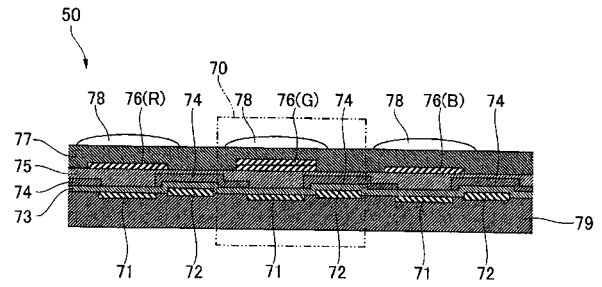


FIG.5

【図 7】

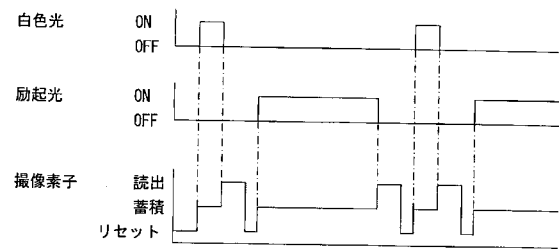


FIG.7

【図 8】

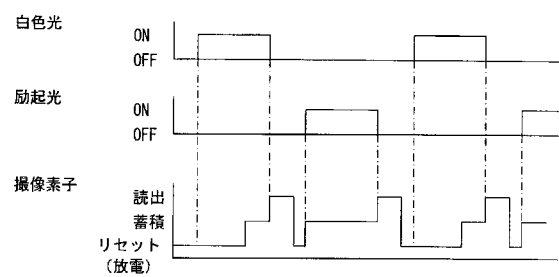


FIG.8

【図 9】

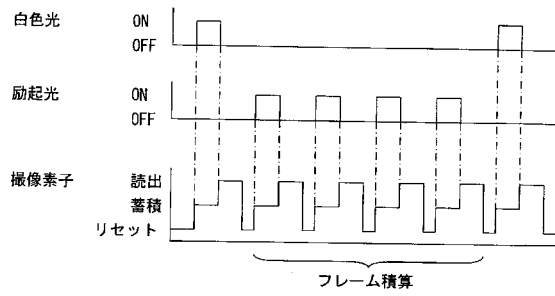


FIG.9

【図 10】

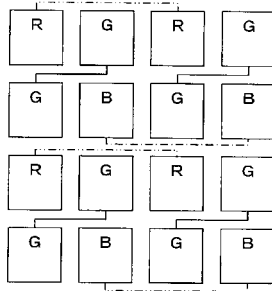


FIG.10

【図 11】

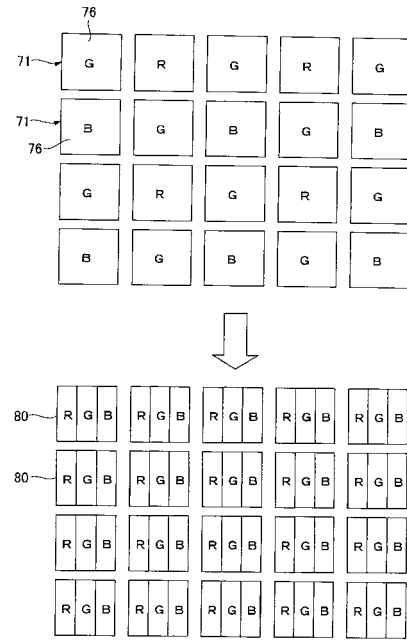


FIG.11

【図 12】

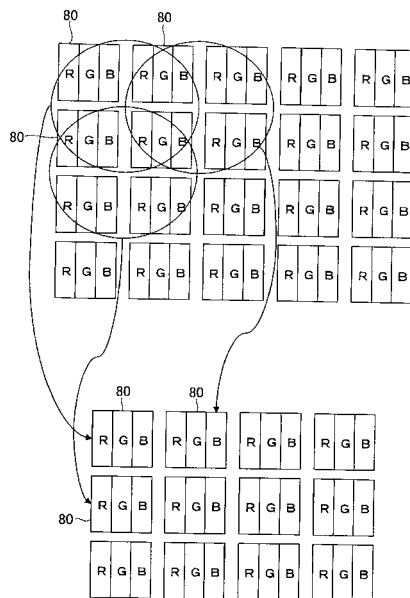


FIG.12

フロントページの続き

(72)発明者 飯田 孝之

埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4 番地 富士フイルム株式会社内

審査官 右▲高▼ 孝幸

- (56)参考文献 特開平3-97411 (J P , A)
特開平9-308604 (J P , A)
特開2001-157658 (J P , A)
特開2004-298404 (J P , A)
特開2006-296635 (J P , A)
特開2007-111359 (J P , A)
特開2008-29621 (J P , A)
特表2008-539827 (J P , A)
特開2009-153712 (J P , A)
特開2009-297237 (J P , A)
特開2009-297311 (J P , A)
特開2010-22700 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP5371858B2	公开(公告)日	2013-12-18
申请号	JP2010076461	申请日	2010-03-29
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	遠藤安土 江利川昭彦 飯田孝之		
发明人	遠藤 安土 江利川 昭彦 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B5/0071 A61B1/00186 A61B1/043 A61B1/045 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0653 A61B5/0084		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04.530 A61B1/04.531 A61B1/045.611 A61B1/045.631 A61B1/045.632 A61B1/05		
F-TERM分类号	4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/PP03 4C061/QQ04 4C061/RR14 4C061/SS09 4C061/SS10 4C061/WW17 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP03 4C161/QQ04 4C161/RR14 4C161/SS09 4C161/SS10 4C161/WW17		
代理人(译)	长谷川弘道		
优先权	2009225404 2009-09-29 JP		
其他公开文献	JP2011092683A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种电子内窥镜，在常见的固态成像装置中进行定期观察和荧光观察，并且可以避免在定期观察中缺乏颜色信息。解决方案：电子内窥镜包括：照明单元，其在具有包括至少白光和激发光的不同光谱的多个光束之间切换，用于激发对象以产生荧光以照射对象；成像单元包括固态成像装置和物体光学系统，该物镜光学系统将从照明单元照射的对象返回的光引导到固态成像装置；图像生成单元基于从成像单元输出的图像信号生成图像数据。固态成像装置还包括灵敏度调节单元，其仅降低对激发光的灵敏度，仅降低对固态成像装置的多个像素中的荧光敏感的像素的灵敏度。由物镜光学系统引导的光直接入射到固态成像装置上。

薬剤名	励起波長	蛍光波長	PDT治療光の波長
フォトリン	405nm	630nm	630nm
レザファイリン	405nm	670nm	664nm
5-ALA	405nm	636nm	630nm