

(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2011-200534

(P2011-200534A)

(43) 公開日 平成23年10月13日(2011.10.13)

(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 0 0 B	2 G 0 4 3
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	4 C 1 6 1
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 H	5 C 0 5 4
G 0 1 N 21/64 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	
審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 24 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2010-72074 (P2010-72074)
 (22) 出願日 平成22年3月26日 (2010. 3. 26)

(71) 出願人 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (72) 発明者 遠藤 安土
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 村山 任
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 Fターム(参考) 2G043 AA03 AA06 CA05 EA01 GA04
 GB01 HA01 HA02 JA03 KA02
 KA09 LA03 NA01 NA05 NA06

最終頁に続く

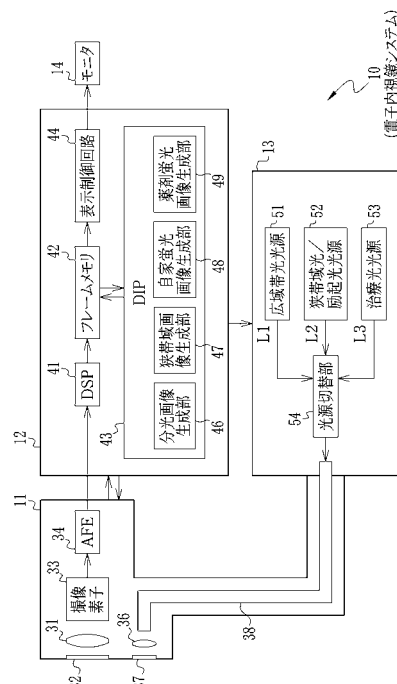
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム及びカラー撮像素子

(57) 【要約】

【課題】撮像素子を1つだけ搭載した電子内視鏡で、挿入部を太経化することなく、コストを抑えながらも、蛍光光撮影と狭帯域光撮影とを両立して行うことができる電子内視鏡システムを提供する。

【解決手段】狭帯域光/励起光光源52は、波長405nmの青色光を発生する。この青色光は、狭帯域光撮影モード時には狭帯域光として機能し、自家蛍光光撮影モード時には被検体組織から自家蛍光光を発生させる励起光となる。撮像素子33は、G画素に励起光を遮蔽する励起光カットフィルタが設けられており、狭帯域光撮影モード及び自家蛍光光撮影モードで共用である。狭帯域画像生成部47は、狭帯域光撮影モード時に、撮像素子33から出力される撮像信号に基づいて生成された原画像から、B画素成分を抽出し、狭帯域画像を生成する。自家蛍光画像生成部48は、自家蛍光光撮影モード時に、原画像からG画素成分を抽出し、自家蛍光画像を生成する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の組織の種類に応じて反射または吸収される狭帯域光で前記被検体を照明する狭帯域光照明手段と、

前記被検体に含まれる蛍光体から蛍光光を発生させる励起光で前記被検体を照明する励起光照明手段と、

前記狭帯域光及び前記励起光のいずれの照明下でも共通に用いられるカラー撮像素子であって、前記狭帯域光及び前記励起光の何れもが含まれる第 1 帯域の光を主として透過する第 1 カラーフィルタと、主として第 2 帯域の光を透過する第 2 カラーフィルタと、主として第 3 帯域の光を透過する第 3 カラーフィルタとを画素配列に対応して備えるとともに、前記蛍光光を透過波長帯域に含む前記第 2 カラーフィルタまたは前記第 3 カラーフィルタの少なくともいずれかに前記励起光を遮蔽する励起光カットフィルタを含むカラー撮像素子と、

前記狭帯域光の照明下で前記カラー撮像素子によって撮像された画像から、前記第 1 カラーフィルタに対応する画素のデータを抽出して、前記狭帯域光の反射光による狭帯域画像を生成する狭帯域画像生成手段と、

前記励起光の照明下で前記カラー撮像素子によって撮像された画像から、前記蛍光光の波長に対応して前記第 2 カラーフィルタまたは前記第 3 カラーフィルタに対応する画素のデータを抽出し、前記蛍光光による蛍光画像を生成する蛍光画像生成手段と、を備えることを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 2】

前記蛍光体は前記被検体内の組織に自然に含まれる蛍光組織であるとともに、前記蛍光光は前記励起光によって前記蛍光組織から発せられる自家蛍光光であることを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡システム。

【請求項 3】

前記自家蛍光光は、前記第 2 カラーフィルタを透過する波長であり、

前記カラー撮像素子は、前記第 2 カラーフィルタに対応する画素に前記励起光カットフィルタを備え、

前記蛍光画像生成手段は、前記カラー撮像素子によって撮像された画像から前記第 2 カラーフィルタに対応した画素のデータを抽出し、前記自家蛍光光により撮影された自家蛍光画像を生成すること

を特徴とする請求項 2 記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

前記蛍光体は前記被検体に予め投与された光感受性物質であるとともに、前記蛍光光は前記励起光によって前記光感受性物質から発せられる薬剤蛍光光であることを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡システム。

【請求項 5】

前記薬剤蛍光光は、前記第 3 カラーフィルタを透過する波長であり、

前記カラー撮像素子は、前記第 3 カラーフィルタに対応する画素に前記励起光カットフィルタを備え、

前記蛍光画像生成手段は、前記カラー撮像素子によって撮像された画像から前記第 3 カラーフィルタに対応した画素のデータを抽出し、前記薬剤蛍光光により撮影された薬剤蛍光画像を生成すること

を特徴とする請求項 4 記載の電子内視鏡システム。

【請求項 6】

前記蛍光体は、前記被検体内の組織に自然に含まれる蛍光組織または前記被検体に予め投与された光感受性物質であるとともに、前記蛍光光は、前記励起光によって前記蛍光組織から発せられ、前記第 2 カラーフィルタを透過する自家蛍光光、または前記励起光によって前記光感受性物質から発せられ、前記第 3 カラーフィルタを透過する薬剤蛍光光であり、

前記カラー撮像素子は、前記第2カラーフィルタに対応する画素と前記第3カラーフィルタに対応する画素とともに前記励起光カットフィルタを備え、

前記蛍光光画像生成手段として、前記励起光の照明下で前記カラー撮像素子によって撮像された画像から前記第2カラーフィルタに対応した画素のデータを抽出し、前記自家蛍光光により撮影された自家蛍光画像を生成する自家蛍光画像生成手段と、前記励起光の照明下で前記カラー撮像素子によって撮像された画像から前記第3カラーフィルタに対応した画素のデータを抽出し、前記薬剤蛍光光により撮影された薬剤蛍光画像を生成する薬剤蛍光画像生成手段と、
を備えることを特徴とする請求項1記載の電子内視鏡システム。

【請求項7】

10

前記光感受性物質を励起して、前記光感受性物質が蓄積した組織に活性酸素を発生させる治療光を、前記被検体に照射する治療光照射手段を備えることを特徴とする請求項4ないし6いずれかに記載の電子内視鏡システム。

【請求項8】

前記狭帯域光は、波長400nm以上波長420nm以下の青色光であることを特徴とする請求項1ないし7いずれかに記載の電子内視鏡システム。

【請求項9】

前記励起光は、波長400nm以上波長420nm以下の青色光であることを特徴とする請求項1ないし8いずれかに記載の電子内視鏡システム。

【請求項10】

20

前記狭帯域光及び前記励起光は波長400nm以上波長420nm以下の青色光であり、前記狭帯域光を発生する光源と前記励起光を発生すると光源とが同一のものであることを特徴とする請求項1ないし9いずれかに記載の電子内視鏡システム。

【請求項11】

主として前記第1カラーフィルタを透過する第1色光と、主として前記第2カラーフィルタを透過する第2色光と、主として前記第3カラーフィルタを透過する第3色光とを含む広帯域光で前記被検体を照明する広帯域光照射手段を備えることを特徴とする請求項1ないし10いずれかに記載の電子内視鏡システム。

【請求項12】

前記広帯域光の照明下で前記カラー撮像素子によって撮像された画像から所定波長の分光画像を複数種類抽出し、前記複数種類の分光画像に、赤色、緑色、青色の3色の色を所定の比率で割り当て直して合成することにより新たな分光画像を生成する分光画像生成手段を備えることを特徴とする請求項11記載の電子内視鏡システム。

30

【請求項13】

光電変換を行うフォトダイオード上に、被検体に含まれる蛍光体に照射されたときに前記蛍光体から蛍光光を発生させる励起光が透過する第1カラーフィルタ、前記第1カラーフィルタと主たる透過波長帯が異なり、前記蛍光光を透過波長帯に含む第2カラーフィルタまたは第3カラーフィルタがそれぞれ配置された複数の画素と、

前記複数の画素のうち、前記第2カラーフィルタまたは前記第3カラーフィルタが配置された画素に設けられ、前記励起光を遮蔽する励起光カットフィルタと、
を備えることを特徴とする電子内視鏡用のカラー撮像素子。

40

【請求項14】

前記フォトダイオードに光を集光させるマイクロレンズと、

前記マイクロレンズよりも低屈折率の材料からなり、前記マイクロレンズ上を平坦化する平坦化層とを備え、

前記励起光カットフィルタが前記平坦化層上に設けられることを特徴とする請求項13記載の電子内視鏡用のカラー撮像素子。

【請求項15】

前記励起光カットフィルタは複数種類の誘電体薄膜を積層して形成されることを特徴とする請求項13または14記載の電子内視鏡用のカラー撮像素子。

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は電子内視鏡システム及びこれに用いる撮像素子に関するものであり、さらに詳しくは、特定の狭い波長帯の光を照射し、その反射光や被検体組織から発せられる蛍光光によって、被検体組織を撮影する電子内視鏡システム及びこれに用いるカラー撮像素子に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野では電子内視鏡システムを用いた診断や治療が数多く行われている。概して、電子内視鏡システムは、被検体内に挿入され被検体内の組織の性状を撮影する電子内視鏡、被検体内に照射する照明光を発生する光源装置、電子内視鏡で撮影された画像に種々の処理を施してモニタに表示させるプロセッサ装置から構成される。また、電子内視鏡は、被検体内に挿入される細長の挿入部を備えており、その先端に撮像素子や撮影光学系、照明光学系等が内蔵される。

【0003】

また、従来の内視鏡システムでは、被検体組織の自然な性状を観察するために、広帯域光（例えば自然な白色光）で照明しながら被検体内の撮影が行われていた。しかし、広帯域光で撮影した画像は、被検体組織の自然な性状を観察できるものの、微細な組織性状の観察や腫瘍組織の識別には、必ずしも広帯域光で撮影した画像が適してるとは言えない。このため、近年では、特定の狭い波長帯の光を照射し、その反射光や、被検体組織から発せられる蛍光光を用いて被検体組織を撮影することにより、微細な組織性状や腫瘍組織のコントラスト等を向上させることにより、これらを強調した撮影を行うことにより、診断や治療を補助するようにした電子内視鏡システムが知られている。

【0004】

こうした近年の電子内視鏡システムで採用される観察方法、治療方法としては、例えば、狭帯域観察法、自家蛍光観察法、光線力学的診断及び光力学的治療といった観察方法及び診断・治療方法が知られている。

【0005】

狭帯域観察法は、ヘモグロビンが波長415nm近傍の光を強く吸収することを利用して、粘膜表層の毛細血管やピットパターンを強調する観察法である。したがって、狭帯域観察法では、波長415nm近傍（例えば405nm）の青色光で照明し、その反射光で撮影を行う。

【0006】

自家蛍光観察法は、コラーゲン等による蛍光光が正常組織に比べて癌組織等の腫瘍組織では少ないことを利用して、腫瘍組織を強調する観察法である。このため、自家蛍光観察法では、蛍光物質から自家蛍光光を発生させる励起光（例えば、波長405nmの青色光）を照射し、これによって発生する自家蛍光光（例えば、波長490～625nmの緑色光）で撮影を行う。なお、被検体組織から発せられる自家蛍光光の光量は、被検体組織で反射される励起光の光量と比較すると極めて小さい。このため、自家蛍光観察法では、自家蛍光光だけで撮影を行うために、被検体組織で反射された励起光を選択的に反射する励起光カットフィルタを撮像素子に用いる必要がある。

【0007】

光線力学的診断法は、励起光の照射により蛍光光を発する腫瘍親和性光感受性物質を利用して、腫瘍組織を強調する観察法である。光感受性物質としては、例えば、ポリフィマーナトリウム、タラポルフィンナトリウム、ベルテポルフィン等のポルフィリン誘導体が知られている。ポルフィリン誘導体は、例えば波長405nmの青色の励起光を照射すると、波長660nmを中心とした赤色の蛍光光を発する。また、こうした光感受性物質は、腫瘍組織に取り込まれている時に所定波長（例えば波長630nm～680nm）の光を照射して光励起すると、光化学反応を起こし、活性酸素を発生させることが知られてい

る。こうして発生させた活性酸素を用いて腫瘍組織を殺細胞作用によって腫瘍細胞を消滅させる治療が、光力学的治療法である。なお、光線力学的診断法では、自家蛍光観察法と同様、蛍光光を用いて撮影するため、自家蛍光観察法と同様、励起光カットフィルタを用いる必要がある。

【 0 0 0 8 】

このように、電子内視鏡システムによる様々な観察法が知られているが、前述のように自家蛍光観察法や光線力学的診断法といった蛍光光撮影には励起光カットフィルタが必須である。したがって、この励起光カットフィルタで遮蔽される波長を撮影に利用する広帯域光観察や狭帯域光観察と、蛍光光撮影を同じ電子内視鏡で行うことが難しい。このため、蛍光光撮影は、専用の電子内視鏡を用いて行われる（特許文献 1）。また、1つの電子内視鏡で蛍光光撮影と広帯域光撮影を行うために、2つの撮像素子を搭載した電子内視鏡も知られている（特許文献 2）。

10

【 0 0 0 9 】

さらに、近年では、蛍光光撮影のために励起光カットフィルタを設けた場合であっても、撮像素子から出力される撮像信号のゲインを色毎に調節したり、励起光カットフィルタで遮蔽される色のデータを画像処理によって補うことによって、1つの撮像素子で蛍光光撮影と広帯域光撮影を両立させる技術も知られている（特許文献 3，4）。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 1 0 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 9 - 1 6 0 2 5 7 号 公 報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 6 - 2 7 1 8 6 9 号 公 報

【 特許文献 3 】 特開 2 0 0 3 - 1 0 2 6 8 0 号 公 報

【 特許文献 4 】 特開 2 0 0 9 - 2 3 6 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 1 】

前述のように、蛍光光撮影と広帯域光撮影を1つの電子内視鏡で行うためには、電子内視鏡に撮像素子を2個搭載するか、撮像素子のゲインを色毎に調整したり、光量が不足する色を画像処理によって補う必要がある。

30

【 0 0 1 2 】

電子内視鏡に撮像素子を2個搭載する場合、撮像素子を1個だけ搭載する場合と比較してコスト高になることは避けられない。また、搭載される2個の撮像素子は挿入部の先端に並べて配置されるため、挿入部の径が太くなる。これは、被検者への負荷を低減するために少しでも細径化することが求められる電子内視鏡では、大きなデメリットである。

【 0 0 1 3 】

また、蛍光光撮影で用いられる蛍光光の光量は、励起光の光量の $1 / 10000 \sim 1 / 1000$ 程度である。このため、蛍光光撮影で用いられる励起光カットフィルタには、極めて厳密に励起光をカットする特性が求められ、励起光カットフィルタを撮像素子の前面に配置した状態では、励起光と同じ波長の光は撮像素子には全く入射しない。したがって、励起光カットフィルタを撮像素子の前面に配置した状態では、特許文献 3，4 等の開示された方法によって蛍光光撮影と広帯域光撮影を両立して行うことができるとしても、ほぼ励起光カットフィルタでカットされる波長の光だけを撮影に用いる狭帯域光撮影と、蛍光光撮影を両立して行うことはできない。

40

【 0 0 1 4 】

なお、上述のように、撮像素子を1つだけ搭載した電子内視鏡で、蛍光光撮影と、広帯域光撮影や狭帯域光撮影を両立して行うことを妨げる要因は、蛍光光撮影のための励起光カットフィルタを、撮像素子の前面に常時配置しておくことにある。したがって、上述の例の他に、蛍光光撮影を行う場合にだけ励起光カットフィルタが撮像素子の前面に配置され、広帯域光撮影時や狭帯域光撮影時には撮像素子の前面から退避するように、励起光力

50

ットフィルタを移動自在に設けることも考えられる。しかしながら、このように励起光カットフィルタを移動自在に設ける場合には、励起光カットフィルタを駆動する駆動機構を設ける必要があるため、高コストになりやすく、また、挿入部の細径化にも不利である。

【0015】

本発明は上述の問題点に鑑みてなされたものであり、撮像素子を1つだけ搭載した電子内視鏡で、挿入部の経を太くせず、また、コストを抑えながらも、蛍光光撮影と狭帯域光撮影を両立して行うことができる電子内視鏡システムを提供することを目的とする。また、これを実現する撮像素子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】

【0016】

本発明の電子内視鏡システムは、被検体の組織の種類に応じて反射または吸収される狭帯域光で前記被検体を照明する狭帯域光照明手段と、前記被検体に含まれる蛍光体から蛍光光を発生させる励起光で前記被検体を照明する励起光照明手段と、前記狭帯域光及び前記励起光のいずれの照明下でも共通に用いられるカラー撮像素子であって、前記狭帯域光及び前記励起光の何れもが含まれる第1帯域の光を主として透過する第1カラーフィルタと、主として第2帯域の光を透過する第2カラーフィルタと、主として第3帯域の光を透過する第3カラーフィルタとを画素配列に対応して備えるとともに、前記蛍光光を透過波長帯域に含む前記第2カラーフィルタまたは前記第3カラーフィルタの少なくともいずれかに前記励起光を遮蔽する励起光カットフィルタを含むカラー撮像素子と、前記狭帯域光の照明下で前記カラー撮像素子によって撮像された画像から、前記第1カラーフィルタに対応する画素のデータを抽出して、前記狭帯域光の反射光による狭帯域画像を生成する狭帯域画像生成手段と、前記励起光の照明下で前記カラー撮像素子によって撮像された画像から、前記蛍光光の波長に対応して前記第2カラーフィルタまたは前記第3カラーフィルタに対応する画素のデータを抽出し、前記蛍光光による蛍光画像を生成する蛍光画像生成手段と、を備えることを特徴とする。

【0017】

また、前記蛍光体は前記被検体内の組織に自然に含まれる蛍光組織であるとともに、前記蛍光光は前記励起光によって前記蛍光組織から発せられる自家蛍光光であることを特徴とする。

【0018】

さらに、前記自家蛍光光は、前記第2カラーフィルタを透過する波長であり、前記カラー撮像素子は、前記第2カラーフィルタに対応する画素に前記励起光カットフィルタを備え、前記蛍光画像生成手段は、前記カラー撮像素子によって撮像された画像から前記第2カラーフィルタに対応した画素のデータを抽出し、前記自家蛍光光により撮影された自家蛍光画像を生成することが好ましい。

【0019】

前記蛍光体は前記被検体に予め投与された光感受性物質であるとともに、前記蛍光光は前記励起光によって前記光感受性物質から発せられる薬剤蛍光光であっても良い。

【0020】

このとき、前記薬剤蛍光光は、前記第3カラーフィルタを透過する波長であり、前記カラー撮像素子は、前記第3カラーフィルタに対応する画素に前記励起光カットフィルタを備え、前記蛍光画像生成手段は、前記カラー撮像素子によって撮像された画像から前記第3カラーフィルタに対応した画素のデータを抽出し、前記薬剤蛍光光により撮影された薬剤蛍光画像を生成することが好ましい。

【0021】

また、前記蛍光体は、前記被検体内の組織に自然に含まれる蛍光組織または前記被検体に予め投与された光感受性物質であるとともに、前記蛍光光は、前記励起光によって前記蛍光組織から発せられ、前記第2カラーフィルタを透過する自家蛍光光、または前記励起光によって前記光感受性物質から発せられ、前記第3カラーフィルタを透過する薬剤蛍光光であり、前記カラー撮像素子は、前記第2カラーフィルタに対応する画素と前記第3カ

10

20

30

40

50

ラーフィルタに対応する画素とともに前記励起光カットフィルタを備え、前記蛍光光画像生成手段として、前記励起光の照明下で前記カラー撮像素子によって撮像された画像から前記第2カラーフィルタに対応した画素のデータを抽出し、前記自家蛍光光により撮影された自家蛍光画像を生成する自家蛍光画像生成手段と、前記励起光の照明下で前記カラー撮像素子によって撮像された画像から前記第3カラーフィルタに対応した画素のデータを抽出し、前記薬剤蛍光光により撮影された薬剤蛍光画像を生成する薬剤蛍光画像生成手段とを備えていても良い。

【0022】

前記光感受性物質を励起して、前記光感受性物質が蓄積した組織に活性酸素を発生させる治療光を、前記被検体に照射する治療光照射手段を備えることが好ましい。

10

【0023】

前記狭帯域光は、波長400nm以上波長420nm以下の青色光であることが好ましい。

【0024】

前記励起光は、波長400nm以上波長420nm以下の青色光であることが好ましい。

【0025】

前記狭帯域光及び前記励起光は波長400nm以上波長420nm以下の青色光であり、前記狭帯域光を発生する光源と前記励起光を発生すると光源とが同一のものであることが好ましい。

20

【0026】

また、主として前記第1カラーフィルタを透過する第1色光と、主として前記第2カラーフィルタを透過する第2色光と、主として前記第3カラーフィルタを透過する第3色光とを含む広帯域光で前記被検体を照明する広帯域光照射手段を備えることが好ましい。

【0027】

このとき、前記広帯域光の照明下で前記カラー撮像素子によって撮像された画像から所定波長の分光画像を複数種類抽出し、前記複数種類の分光画像に、赤色、緑色、青色の3色の色を所定の比率で割り当て直して合成することにより新たな分光画像を生成する分光画像生成手段を備えることが好ましい。

【0028】

本発明の撮像素子は、光電変換を行うフォトダイオード上に、被検体に含まれる蛍光体に照射されたときに前記蛍光体から蛍光光を発生させる励起光が透過する第1カラーフィルタ、前記第1カラーフィルタと主たる透過波長帯が異なり、前記蛍光光を透過波長帯に含む第2カラーフィルタまたは第3カラーフィルタがそれぞれ配置された複数の画素と、前記複数の画素のうち、前記第2カラーフィルタまたは前記第3カラーフィルタが配置された画素に設けられ、前記励起光を遮蔽する励起光カットフィルタと、を備えることを特徴とする。

30

【0029】

また、前記フォトダイオードに入射した光を集光させるマイクロレンズと、前記マイクロレンズよりも低屈折率の材料からなり、前記マイクロレンズ上を平坦化する平坦化層とを備え、前記励起光カットフィルタが前記平坦化層上に設けられることが好ましい。

40

【0030】

前記励起光カットフィルタは複数種類の誘電体薄膜を積層して形成されることが好ましい。

【発明の効果】

【0031】

本発明によれば、撮像素子を1つだけ搭載した電子内視鏡で、挿入部を太経化することなく、また、コストを抑えながらも、蛍光光撮影と狭帯域光撮影とを両立して行うことができる電子内視鏡システムを提供することができる。また、これを実現する撮像素子を提供することができる。

50

【図面の簡単な説明】

【0032】

【図1】電子内視鏡システムの外觀図である。

【図2】電子内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図3】各光源の特性を示すグラフである。

【図4】被検体組織が発する自家蛍光光及び光感受性物質が発する蛍光光の特性を示すグラフである。

【図5】カラーフィルタ及び励起光カットフィルタの配列を示す説明図である。

【図6】撮像素子の構成を示す断面図である。

【図7】撮像素子の構成を示す断面図である。

10

【図8】カラーフィルタの特性を示すグラフである。

【図9】励起光カットフィルタの特性を示すグラフである。

【図10】他の励起光カットフィルタの配列を示す説明図である。

【図11】他の励起光カットフィルタの配列を示す説明図である。

【図12】他の励起光カットフィルタの配列を示す説明図である。

【図13】他の励起光カットフィルタの配置を示す断面図である。

【図14】他の励起光カットフィルタの配置を示す断面図である。

【図15】他の励起光カットフィルタの配置を示す断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0033】

20

図1に示すように、電子内視鏡システム10は、電子内視鏡システム10は、電子内視鏡11、プロセッサ装置12、光源装置13、モニタ14等から構成され、広帯域光撮影モード、狭帯域光撮影モード、自家蛍光光撮影モード、光線力学的診断モードの4種類の撮影モードを備える。

【0034】

広帯域光撮影モードは、広帯域光（いわゆる白色光）で被検体内を照明しながら撮影する撮影モードである。この広帯域光撮影モードで撮影された画像には、被検体組織の自然な様態が写し出される。

【0035】

狭帯域光撮影モードは、波長405nmの青色光を照射し、その反射光で被検体内を撮影する撮影モードである。この狭帯域光撮影モードで撮影された画像には、被検体組織のピットパターンや粘膜表面の血管が強調して写し出される。

30

【0036】

自家蛍光光撮影モードは、蛍光光撮影を行う撮影モードであり、狭帯域光撮影モードと同様の波長405nmの青色光を励起光として照射するが、被検体組織からの自家蛍光光によって撮影する。自家蛍光光撮影モードで撮影された画像には、癌組織等の腫瘍組織が強調して写し出される。

【0037】

光線力学的診断モードは、蛍光光撮影を行う撮影モードであり、被検体に光感受性物質を投与し、予め腫瘍組織に光感受性物質を蓄積させた状態で用いられる。また、光線力学的診断モードは、波長405nmの青色光を励起光として照射することによって光感受性物質から発せられる薬剤蛍光光を利用し、撮影を行う。このため、光線力学的診断モードで撮影された画像では、光感受性物質が蓄積した腫瘍組織が写し出される。

40

【0038】

電子内視鏡11は、挿入部16、操作部17、ユニバーサルコード18等からなる。挿入部16は、可撓性であるとともに細く形成され、被検者の体腔内に挿入される。また、挿入部16の先端側には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部19が形成されている。湾曲部19は、操作部17のアンギュルノブ21の操作に応じて上下左右に湾曲動作する。さらに、挿入部16の先端には、撮影用の光学系や撮像素子等（図2参照）が内蔵された先端部22が設けられている。この先端部22は、湾曲部19を動作させることにより、所望の

50

方向に向けられる。ユニバーサルコード 18 は、電子内視鏡 11 と、プロセッサ装置 12 及び光源装置 13 をそれぞれ電氣的、光学的に連結する。

【0039】

プロセッサ装置 12 は、電子内視鏡 11 に内蔵された撮像素子から出力される信号に基づいて被検体内の画像を生成し、モニタ 14 に表示する。また、プロセッサ装置 12 は、電子内視鏡 11 や光源装置 13 の動作を統括的に制御する。

【0040】

光源装置 13 は、電子内視鏡 11 を通じて被検体内に照射する光を発生させる装置である。また、光源装置 13 は、撮影モードに適した光を被検体内に照射する。したがって、光源装置 13 は、広帯域光撮影モード時には、広帯域光を被検体組織に照射させる。また、狭帯域光撮影モード、自家蛍光光撮影モード、及び光線力学的診断モード時には、波長 405 nm の青色光を被検体内に照射させる。さらに、光源装置 13 は、赤色のレーザー光（治療光）を発生させ、被検体内に照射させることがある。この赤色のレーザー光は、光線力学的診断モードで用いられる光感受性物質を励起して、光化学反応により、光感受性物質が蓄積した腫瘍組織に活性酸素を発生させる。

【0041】

図 2 に示すように、電子内視鏡 11 は、撮影光学系 31、撮像素子 33、アナログ処理回路（AFE）34、照明光学系 36、ライトガイド 38 等から構成される。

【0042】

撮影光学系 31 は、レンズ等からなり、撮像素子 33 の前面に配置される。この撮影光学系 31 は、撮影窓 32 を通して被検体内の像を撮像素子 33 に結像させる。

【0043】

撮像素子 33 は、撮影光学系 31 によって結像された像を光電変換して撮像信号を出力する素子であり、例えば CCD である。撮像素子 33 から出力される撮像信号は、AFE 34 を経てプロセッサ装置 12 に入力される。また、詳細は後述するが、撮像素子 33 は画素毎に RGB のカラーフィルタがそれぞれ設けられたフルカラーの撮像素子であるとともに、これらの画素の全てではなく、特定の色の画素にだけ、蛍光光撮影に用いる励起光を遮蔽する励起光カットフィルタ 67（図 6 参照）が設けられている。これにより、この 1 つの撮像素子 33 で、広帯域光撮影、狭帯域光撮影、蛍光光撮影を全てを行うことができるようになっている。

【0044】

AFE 34 は、相関二重サンプリング回路（CDS）、自動ゲイン制御回路（AGC）、アナログ/デジタル変換器（A/D）等からなる。このため、撮像素子 33 から出力された撮像信号は、相関二重サンプリング処理を施されてノイズが除去された後に、増幅され、さらにデジタルな撮像信号に変化されてプロセッサ装置 12 に入力される。

【0045】

照明光学系 36 は、照明窓 37 を通して被検体内に光を照射する光学系であり、レンズ等からなる。こうして被検体内に照射する光は、ライトガイド 38 を通じて光源装置 13 から導入される。ライトガイド 38 は、太径の光ファイバや、細径の光ファイバをバンドルしたバンドルファイバ等で構成される。

【0046】

また、電子内視鏡システム 10 に備えられた各種撮影モードは、操作部 17 に設けられた操作ボタン（図示しない）によって任意のタイミングで切り替えられる。こうした操作部 17 の操作情報はプロセッサ装置 12 に入力される。

【0047】

プロセッサ装置 12 は、デジタル信号処理回路（DSP）41、フレームメモリ 42、デジタル画像処理回路（DIP）43、表示制御回路 44 等から構成される。

【0048】

DSP 41 は、電子内視鏡 11 から入力される撮像信号に対して、色分離処理、色補間処理、ホワイトバランス調整処理、ガンマ補正処理等の各種信号処理を施して、1 フレー

10

20

30

40

50

ム分の画像を生成する。こうしてDSP41が生成した画像は、DIP43に画像処理を施される前の画像（以下、原画像という）として、フレームメモリ42に記憶される。

【0049】

DIP43は、原画像をフレームメモリ42から読み出して画像処理を施すことにより撮影モード等の設定に応じた各種画像を生成する画像処理回路であり、分光画像生成部46、狭帯域画像生成部47、自家蛍光画像生成部48、薬剤蛍光画像生成部49を備える。

【0050】

分光画像生成部46は、広帯域光撮影モード時にモニタ14に表示する画像を生成する。分光画像生成部46は、原画像から、赤色成分の画像、青色成分の画像、緑色成分の画像といったように、任意の波長成分の分光画像を複数生成する（分光推定処理）。そして、これらの分光画像にRGBを割り当てて合成することにより、1枚の画像を再生成する。こうして分光画像生成部46によって再生成された画像は、原画像と比較して特定の組織の色彩や輪郭等が強調された画像となる。なお、原画像から抽出する分光画像の波長や、再構築する画像のRGBの成分比等は、観察する組織の様態等に応じて予め設定される。したがって、設定によっては、分光画像生成部46が生成した分光画像は、原画像と同一の場合もある。

10

【0051】

狭帯域画像生成部47は、狭帯域光撮影モード時にモニタ14に表示する画像を生成する。狭帯域画像生成部47は、原画像から青色画素（以下、B画素という）のデータを抽出し、このB画素のデータだけを用いた狭帯域画像を生成する。こうして生成された狭帯域画像は、粘膜の表層血管やピットパターンによる青色光の吸収の度合いを反映した画像となる。

20

【0052】

自家蛍光画像生成部48は、自家蛍光光撮影モード時にモニタ14に表示する画像を生成する。自家蛍光画像生成部48は、原画像から緑色画素（以下、G画素という）のデータを抽出し、このG画素のデータだけを用いた自家蛍光画像を生成する。こうして生成された自家蛍光画像は、後述するようにG画素に励起光カットフィルタが設けられているので、励起光の成分を含まず、被検体組織から発せられた自家蛍光を反映した画像となる。

30

【0053】

薬剤蛍光画像生成部49は、光線力学的診断モード時にモニタ14に表示する画像を生成する。薬剤蛍光画像生成部49は、原画像から赤色画素（以下、R画素という）のデータを抽出し、このR画素のデータだけを用いた薬剤蛍光画像を生成する。こうして生成された自家蛍光画像は、後述するようにR画素に励起光カットフィルタが設けられているので、励起光の成分を含まず、光感受性物質から発せられた薬剤蛍光のみを反映した画像となる。

【0054】

表示制御回路44は、原画像や上述のように生成された分光画像，自家蛍光画像，薬剤蛍光画像をフレームメモリ42から読み出し、これをビデオ信号に変換してモニタ14に表示させる。こうして表示制御回路44がモニタ14に表示される画像は、選択された撮影モードや設定等に応じて異なり、1種類の画像をモニタ14上に表示することもあり、また、複数種類の画像を同時に並べて表示することもある。

40

【0055】

光源装置13は、広帯域光光源51、狭帯域光／励起光光源52、治療光光源53、光源切替部54等を備える。

【0056】

広帯域光光源51は、広帯域光撮影モードで用いられる光源であり、青色から赤色まで広帯域の波長を含む白色光L1を発生させる光源であり、例えばキセノンランプからなる。なお、広帯域光光源51は、白色LEDで構成しても良く、所定波長の光を発するレーザーダイオード（LD）とこのLDからの光により白色光を発する蛍光体の組み合わせ等

50

で構成しても良い。

【 0 0 5 7 】

狭帯域光 / 励起光光源 5 2 は、狭帯域光撮影モード、自家蛍光光撮影モード、光線力学的診断モードの 3 種の撮影モードで用いられる光源であり、波長 4 0 5 n m の青色光 L 2 を発する L D からなる。狭帯域光撮影モードの場合、この狭帯域光 / 励起光光源 5 2 が発する青色光 L 2 の反射光によって、モニタ 1 4 に表示される画像が生成されるため、狭帯域光 / 励起光光源 5 2 から発せられる青色光は、いわゆる狭帯域光として機能する。一方、自家蛍光光撮影モード及び光線力学的診断モードの場合、狭帯域光 / 励起光光源 5 2 が発する青色光 L 2 はモニタ 1 4 に表示される画像には反映されず、被検体組織や光感受性物質を励起して蛍光光を発生させる励起光として機能する。なお、上述のように狭帯域光 / 励起光光源 5 2 が発する青色光 L 2 は、狭帯域光撮影モード、自家蛍光光撮影モード、光線力学的診断モードに共通であり、全く同じものである。しかし、狭帯域光撮影モードと、自家蛍光光撮影モード及び光線力学的診断モードでは実質的に求める作用が異なるため、以下では、狭帯域光 / 励起光光源 L 2 からの青色光 L 2 を、狭帯域光撮影モードで用いる場合には狭帯域光 L 2 と称し、自家蛍光光撮影モード及び光線力学的診断モードで用いる場合には励起光 L 2 と称する。

10

【 0 0 5 8 】

治療光光源 5 3 は、波長 6 3 0 n m 近傍の赤色光 L 3 を発生する光源であり、例えばエキシマダイレーザーからなる。こうして治療光光源 5 3 から発生される赤色光 L 3 は、光線力学的診断モードで被検体内を診察した後、腫瘍組織に向けて治療光として適宜照射される。このとき、赤色光 L 3 は、腫瘍組織に予め蓄積された光感受性物質を励起して、腫瘍組織に活性酸素を発生させる。こうして発生した活性酸素は、腫瘍組織を徐々に消滅させる。

20

【 0 0 5 9 】

光源切替部 5 4 は、レンズやプリズム、ミラー等から構成され、撮影モード等に応じて各光源 5 1 ~ 5 3 からライトガイド 3 8 を通じて被検体内に照射する光 L 1 ~ L 3 を切り替える。光源切替部 5 4 は、広帯域光撮影モード時には、広帯域光光源 5 1 からの白色光 L 1 をライトガイド 3 8 に入射させる。一方、狭帯域光撮影モード、自家蛍光光撮影モード、光線力学的診断モードの場合には、光源切替部 5 4 は狭帯域光 / 励起光光源 5 2 からの青色光 L 2 をライトガイド 3 8 に入射させる。また、光線力学的診断モード下で、操作部 1 7 で専用のボタン（図示しない）が押圧されたときに、治療光光源 5 3 からの赤色光 L 3 をライトガイド 3 8 に入射させる。なお、こうした光源切替部 5 4 の動作や各光源 5 1 ~ 5 3 のオンオフ等、光源装置 1 3 各部の動作は、プロセッサ装置 1 2 によって制御される。

30

【 0 0 6 0 】

図 3 に示すように、広帯域光光源 5 1 が発する白色光 L 1 は、自然光に近い波長分布となっている。また、狭帯域光 / 励起光光源 5 2 が発する青色の狭帯域光（励起光）L 2 は、波長 4 0 5 n m にピークを持つ。この狭帯域光 L 2 と同じ波長帯の青色光は白色光 L 1 にも含まれるが、その光量は狭帯域光 L 2 と比較すると小さい。さらに、治療光光源 5 3 が発する赤色の治療光 L 3 は、波長 6 3 0 n m 近傍にピークを持つ。この治療光 L 3 と同じ波長帯の赤色光は白色光 L 1 にも含まれるが、治療光 L 3 の光量は、白色光 L 1 に含まれる同波長成分の光量と比較して極めて大きい。

40

【 0 0 6 1 】

さらに、図 4 に示すように、自家蛍光光撮影モードで被検体内に励起光 L 2 を照射した場合に、被検体内の組織から発せられる自家蛍光光 F L 1 は、概ね波長 4 9 0 n m ~ 6 2 5 n m 程度の緑色光である。また、光線力学的診断モードで被検体内に励起光 L 2 を照射した場合に、予め投与した光感受性物質から発せられる薬剤蛍光光 F L 2 は、概ね波長 6 3 0 n m ~ 6 7 0 n m 程度の赤色光である。これらの蛍光光 F L 1、F L 2 の光量は、励起光 L 2 と比較して 1 / 1 0 0 0 ~ 1 / 1 0 0 0 0 程度であり、極めて小さい。したがって、通常、フルカラーの撮像素子の各画素には、カラーフィルタが設けられているが、緑

50

色または赤色のカラーフィルタがわずかでも励起光 L 2 の波長帯の光を透過する特性の場合には、R 画素、G 画素であっても、蛍光 F L 1、F L 2 よりも被検体組織で反射された励起光 L 2 の入射光量が多くなり、自家蛍光撮影モードや光線力学的診断モードにおける蛍光撮影の妨げになる。このため、後述するように、撮像素子 3 3 には、励起光 L 2 をカットする励起光カットフィルタが設けられている。

【0062】

図 5 に示すように、撮像素子 3 3 の撮像面には、ほぼ正方形の画素が 2 次元に隙間なく並べて設けられており、これらの各画素には、R G B のいずれかのカラーフィルタが設けられている。このため、各画素は配置されたカラーフィルタの特性に応じて、これを透過した色の光について光電変換を行う。また、この撮像素子 3 3 の画素配列は、色の比率が R : G : B = 1 : 2 : 1 であり、破線で囲まれた 4 つの画素の配列パターンが繰り返された、いわゆるベイヤー配列となっている。なお、以下では、R 画素及び B 画素の 2 倍ある G 画素のうち、所定方向 (α 方向) に B 画素と隣接し、これに垂直な方向 (β 方向) に R 画素と隣接する G 画素を G 1 画素とし、所定方向に R 画素と隣接し、これに垂直な方向に B 画素と隣接する G 画素を G 2 画素とする。

10

【0063】

さらに、斜線で示すように、撮像素子 3 3 は、B 画素を除き、R 画素と G 1 画素、G 2 画素の全てに励起光カットフィルタ 6 7 が設けられている。励起光カットフィルタ 6 7 は、自家蛍光撮影モード及び光線力学的診断モードで被検体内に照射される励起光 L 2 をほぼ 100 % 遮蔽するフィルタであり、撮像素子 3 3 に一体となって、以下のように設けられている。

20

【0064】

図 6 に示すように、撮像素子 3 3 は、半導体基板 6 1、配線層 6 2、カラーフィルタ 6 3、マイクロレンズ 6 4、平坦化層 6 6、励起光カットフィルタ 6 7 等から構成される。

【0065】

半導体基板 6 1 は、その表面に所定ピッチでフォトダイオード (P D) 6 8 が形成される。P D 6 8 は、入射した光を光電変換し、その光量に応じた信号電荷を蓄積する。また、半導体基板 6 1 の表面は酸化膜が形成され、配線層 6 2 からは絶縁される。

【0066】

配線層 6 2 は、半導体基板 6 1 の表面に設けられ、所定のタイミングで半導体基板 6 1 に電圧を印加することにより、P D 6 8 で蓄積された信号電荷を転送するゲート電極 6 9 が P D 6 8 の間に設けられている。ゲート電極 6 9 は、ポリシリコン等からなる複数の電極で構成され、その表面はアルミニウム等からなる遮光膜で覆われている。また、ゲート電極 6 9 の上は B P S G 等の透光性の材料によって埋められ、その表面は平坦化される。

30

【0067】

カラーフィルタ 6 3 は、こうして平坦化された配線層 6 2 の上に設けられる。また、カラーフィルタ 6 3 は、P D 6 8 のピッチに合わせて、各 P D 6 8 に直上のカラーフィルタを透過した光だけが各 P D 6 8 に到達するように、また、前述のように R G B 各色のカラーフィルタ 6 3 が、P D 6 8 (画素) のピッチに合わせて設けられる。ここでは、図 5 における α 方向の断面を示しているので、P D 6 8 のピッチに合わせて、緑色カラーフィルタ G 1 と青色のカラーフィルタ B が交互に配列される。

40

【0068】

なお、カラーフィルタ 6 3 は、透明な樹脂材料に所定波長帯の光を透過し、他の波長帯の光を吸収または反射する顔料を混合して形成される。例えば、青色カラーフィルタ B の場合、青色光を透過し、緑色光や赤色光を吸収または反射する顔料を透明な樹脂材料に混合して形成される。緑色のカラーフィルタ G 1、G 2 や赤色のカラーフィルタ R も同様である。

【0069】

マイクロレンズ 6 4 は、カラーフィルタ 6 3 の上に、各画素 (各 P D 6 8) に 1 つずつ形成される。マイクロレンズ 6 4 は、被検体からの光を集光して、効率良く、各 P D 6 8

50

に入射させる。また、マイクロレンズ 6 4 は、例えば SiN 等の高屈折率材料で形成される。

【0070】

さらに、撮像素子 3 3 では、マイクロレンズ 6 4 の上に平坦化層 6 6 が設けられる。平坦化層 6 6 は、マイクロレンズ 6 4 上を平坦化する層であり、マイクロレンズ 6 4 よりも低屈折率の材料で形成される。例えば、平坦化層 6 6 は、 BPSG 、 SiO_2 、 BSG 、 PSG 、 Si_3N_4 、 Al_2O_3 、 MgF_2 や、こうした低屈折率材料の混合物からなる。

【0071】

励起光カットフィルタ 6 7 は、上述のようにマイクロレンズ 6 4 上を平坦化した平坦化層 6 6 上に設けられる。前述のように、励起光カットフィルタ 6 7 は、B 画素を除いて、G 1 画素、G 2 画素、R 画素に設けられているため、B 画素上には開口 7 1 が形成される。また、励起光カットフィルタ 6 7 は、複数種類の誘電体薄膜を複数積層して形成した多層構造の薄膜であり、少なくとも励起光 $\text{L} 2$ を含む波長帯の透過率がほぼ 0 % となるように、その材料や積層構造が定められている。

【0072】

一方、図 7 に示すように、 β 方向（図 5 参照）の断面においても、半導体基板 6 1 や配線層 6 2、マイクロレンズ 6 4、平坦化層 6 6 は上述の α 方向の構成とほぼ同じである。但し、カラーフィルタ 6 3 の配列は、 β 方向の断面であるため、PD 6 8 のピッチに合わせて、緑色カラーフィルタ G 1 と赤色カラーフィルタ R が交互に配列される。また、励起光カットフィルタ 6 7 は、図 5 では模式的に画素毎に区切って説明したが、G 1 画素及び R 画素上では一様に連なって設けられている。したがって、励起光カットフィルタ 6 7 は、B 画素上に開口 7 1 が設けられた井桁状の形状に設けられている。

【0073】

上述のカラーフィルタ 6 3 の特性は、図 8 に示すとおりであり、青色カラーフィルタ B は波長 450 nm 近傍に透過率のピークを有するが、波長 350 nm ~ 550 nm 程度の光を透過する。また、青色カラーフィルタ B は、緑色光や赤色光もわずかに透過する。同様に、緑色カラーフィルタ G は、波長 500 nm 近傍に透過率のピークを有し、波長 450 nm ~ 650 nm 程度の光を透過する。赤色カラーフィルタ R は、波長 630 nm 近傍に透過率のピークがあるが、波長 550 nm 程度以上の長波長の光を透過する。このように、カラーフィルタ 6 3 の特性は、RGB で違いはあるものの、透過する波長帯には重複がある。特に、緑色カラーフィルタ G 1、G 2 及び赤色カラーフィルタ R は、ともに励起光 $\text{L} 2$ の波長である波長 405 nm 近傍に 3 ~ 5 % 程度の透過がある。このため、R 画素と G 画素（G 1 画素及び G 2 画素）上に励起光カットフィルタ 6 7 が設けられていなければ、自家蛍光 $\text{FL} 1$ や薬剤蛍光 $\text{FL} 2$ の光量を超える励起光 $\text{L} 2$ が PD 6 8 に到達する。

【0074】

また、図 9 に示すように、励起光カットフィルタ 6 7 は、いわゆるロングパスフィルタであり、励起光 $\text{L} 2$ よりも長波長帯の光を透過し、励起光 $\text{L} 2$ を含む短波長帯の光を遮光する。したがって、励起光カットフィルタ 6 7 は、励起光 $\text{L} 2$ の長波長側近傍で、透過率が 0 % から 100 % に急峻に変化するように、層構成や材料が定められている。

【0075】

なお、ここでは、励起光カットフィルタ 6 7 の一例としてロングパスフィルタを挙げたが、励起光カットフィルタ 6 7 は、少なくとも励起光 $\text{L} 2$ の波長帯で透過率がほぼ 0 % となっていれば良い。また、励起光 $\text{L} 2$ は、前述のように波長 405 nm の青色光であるが、実際には図 9 等に示すように一定の波長幅があるとともに、狭帯域光 / 励起光光源 5 2 を構成する LD の特性にもよるが、概ね ± 5 nm 程度のピーク波長の変動がある。このため、こうした波長幅の全体が遮蔽されるように、励起光カットフィルタ 6 7 を構成することが好ましく、例えば、励起光 $\text{L} 2$ として波長 405 nm の青色光を用いる場合、励起光カットフィルタ 6 7 の特性は、少なくとも波長 400 nm 以上 410 nm 以下の波長帯を

10

20

30

40

50

遮蔽するものであることが好ましく、波長 390 nm 以上 420 nm 以下の波長帯を遮蔽するものであればより好ましい。この場合、上述のような励起光カットフィルタ 67 の特性を保ちながらも、これを薄く構成することができる。

【0076】

上述のように構成される電子内視鏡システム 10 では、広帯域光撮影モード、狭帯域光撮影モード、自家蛍光光撮影モード、光線力学的診断モードを適宜切り替えながら被検体内を撮影し、診断及び治療を行う。このとき、電子内視鏡システム 10 は、以下に説明するように動作する。

【0077】

まず、広帯域光撮影モードで被検体内を撮影する場合、プロセッサ装置 12 は、光源切替部 54 を制御して、広帯域光源 51 から白色光 L1 をライトガイド 18 に導入する。これにより、白色光 L1 が被検体内に照射される。被検体内に照射された白色光 L1 は、前述のように広帯域光であるため、これに含まれる波長に応じて被検体組織の表面や表層等で反射、吸収される。そして、撮像光学系 31 は被検体組織からの反射光によって、撮像素子 33 は被検体内の像を撮像する。

【0078】

このとき、被検体内に照射した白色光 L1 は前述のように広帯域光であるので、波長によって被検体組織による吸収率や反射率は異なるものの、被検体内からの反射光にも青色成分、緑色成分、赤色成分が概ね含まれている。

【0079】

反射光に含まれる青色成分は、青色カラーフィルタ B は透過するが、赤色カラーフィルタ R や緑色カラーフィルタ G1, G2 はほとんど透過しない。このため、反射光の青色成分は、B 画素に入射したものだけが PD68 に到達して光電変換され、撮像信号に反映される。

【0080】

一方、反射光の緑色成分は、緑色カラーフィルタ G1, G2 を透過するが、赤色カラーフィルタ R や青色カラーフィルタ B はほとんど透過しない。また、G 画素には、緑色カラーフィルタ G1, G2 だけでなく、励起光カットフィルタ 67 が設けられているが、前述の図 8 及び図 9 を比較すれば分かる通り、緑色光成分はほぼ全て励起光カットフィルタ 67 を透過する。このため、反射光の緑色成分は、G 画素に入射したものだけが PD68 に到達して光電変換され、撮像信号に反映される。

【0081】

さらに、反射光の赤色成分は、赤色カラーフィルタ R は透過するが、緑色カラーフィルタ G1, G2 や青色カラーフィルタ B はほとんど透過しない。また、R 画素には、G 画素と同様に励起光カットフィルタ 67 が設けられているが、反射光の赤色成分はほぼ全て励起光カットフィルタ 67 を透過する。このため、反射光の赤色成分は、R 画素に入射したものだけが PD68 に到達して光電変換され、撮像信号に反映される。

【0082】

広帯域光撮影モードで被検体内を撮影する場合、上述のように撮像素子 33 からはフルカラーの撮像信号が出力され、フレームメモリ 42 にはこれを反映したフルカラーの原画像が記憶される。こうして広帯域光撮影モードで生成された原画像は、励起光カットフィルタ 67 が R 画素及び G 画素にだけ設けられているので、撮像素子 33 に励起光カットフィルタ 67 が設けられていない場合の画像とほぼ同じ画像である。プロセッサ装置 12 は、分光画像生成部 46 によって原画像から分光画像を生成し、モニタ 14 に表示させる。また、設定によっては、プロセッサ装置 12 は、原画像をモニタ 14 に表示させる。術者はこうしてモニタ 14 に表示された画像を見ながら被検体を診察する。

【0083】

次に、狭帯域光撮影モードで被検体内を撮影する場合、プロセッサ装置 12 は、光源切替部 54 を制御して、狭帯域光 / 励起光光源 52 から狭帯域光 L2 をライトガイド 18 に導入する。これにより、照明窓 37 から狭帯域光 L2 が被検体内に照射される。こうして

10

20

30

40

50

被検体内に照射された狭帯域光 L 2 は、波長 405 nm の青色光なので、被検体組織への侵入長は比較的短く、主として被検体組織の表面や表層組織によって反射，吸収される。また、狭帯域光 L 2 の波長は、ヘモグロビンに多く吸収される波長であるため、狭帯域光 L 2 の反射光には、血管とその周辺組織とのコントラストが強調して反映される。また、自家蛍光光撮影モードにおいても同波長の青色光（励起光 L 2）を用いることから分かるように、被検体内に狭帯域光 L 2 を照射すると、被検体組織から自家蛍光光 F L 1 が発せられる。この自家蛍光光 F L 1 は、前述のように青色～緑色であり、狭帯域光 L 2 の反射光の光量と比較すれば、その光量は微弱である。

【0084】

こうしたことから、狭帯域光撮影モードで被検体内に狭帯域光 L 2 を照射すると、撮像素子 33 には、狭帯域光 L 2 の反射光と、自家蛍光光 F L 1 が入射する。狭帯域光 L 2 の反射光は、波長 405 nm の青色光であるため、青色カラーフィルタ B は透過するが、赤色カラーフィルタ R や緑色カラーフィルタ G 1，G 2 はほとんど透過しない。また、R 画素及び G 画素には、励起光カットフィルタ 67 が設けられているため、狭帯域光 L 2 の反射光は、赤色カラーフィルタ R や緑色カラーフィルタ G 1，G 2 以前に、励起光カットフィルタ 67 で遮蔽される。このため、狭帯域光 L 2 の反射光は、B 画素に入射したものだけが、PD 68 に到達して光電変換され、撮像信号に反映される。

10

【0085】

一方、自家蛍光光 F L 1 は、青色～緑色であるため、B 画素に入射した自家蛍光光 F L 1 の青色カラーフィルタ B を透過する一部成分は PD 68 に到達し光電変換され、前述の狭帯域光 L 2 の反射光による撮像信号に重畳される。しかし、自家蛍光光 F L 1 に由来するシグナルは、狭帯域光 L 2 に由来するシグナルに比べて無視出来る程度に微弱である。

20

【0086】

こうしたことから、狭帯域光撮影モードで被検体内を撮影すると、上述のようにほぼ狭帯域光 L 2 の反射光に由来する青色成分だけで構成された撮像信号が出力され、フレームメモリ 42 にはこれを反映した青色の原画像が記憶される。そして、プロセッサ装置 12 は、狭帯域画像生成部 47 によって、上述のように生成された原画像から、ほぼノイズレベルの G 画素成分や R 画素成分を除いて、B 画素成分だけを抽出し、狭帯域画像を生成し、モニタ 14 に表示させる。このように狭帯域光撮影モードでモニタ 14 に表示される狭帯域画像は、狭帯域光 L 2 の反射光によって撮影された画像であるため、被検体組織の表層血管やピットパターンが強調された画像であり、こうした被検体組織の診断や治療を補助する。

30

【0087】

また、自家蛍光光撮影モードで被検体内を撮影する場合、プロセッサ装置 12 は、光源切替部 54 を制御して、狭帯域光 / 励起光光源 52 から励起光 L 2 をライトガイド 18 に導入する。これにより、照明窓 37 から励起光 L 2 が被検体内に照射される。こうして被検体内に照射される励起光 L 2 は、前述の狭帯域光撮影モードで用いる狭帯域光 L 2 と同じものであるため、被検体組織への作用，励起光 L 2 の反射光や自家蛍光光 F L 1 の特性，撮像素子 33 の動作等は狭帯域光撮影モードと同様である。このため、B 画素では、励起光 L 2 の反射光が光電変換され、撮像信号に反映される。

40

【0088】

但し、狭帯域光撮影モードでは説明を省略したが、自家蛍光光 F L 1 は、G 画素に入射すると、励起光カットフィルタ 67 及び緑色カラーフィルタ G 1，G 2 を透過し、PD 68 に到達する。このため、自家蛍光光 F L 1 は、G 画素の撮像信号に反映される。一方、励起光 L 2 の反射光が同様に G 画素に入射すると、緑色カラーフィルタ G 1，G 2 以前に、励起光カットフィルタ 67 によって遮蔽され、励起光 L 2 は G 画素の PD 68 には到達しない。したがって、G 画素から出力される撮像信号は、自家蛍光光 F L 1 だけを反映したものとなっている。

【0089】

したがって、撮像素子 33 から出力される撮像信号には、自家蛍光光 F L 1 を反映した

50

G画素のデータが含まれている。このため、この撮像信号に基づいて生成された原画像は、主として励起光L2の反射光を反映した青色の原画像であるが、G画素のデータには自家蛍光光FL1が反映されている。このため、自家蛍光光撮影モードにおいては、プロセッサ装置12は、自家蛍光画像生成部48によって、原画像からG画素成分を抽出して自家蛍光画像を生成し、これをモニタ14に表示する。この自家蛍光画像は、被検体組織に含まれるコラーゲン等の蛍光体の分布を反映し、癌組織等の腫瘍組織が強調して写し出されており、こうした被検体組織の診断や治療を補助する。

【0090】

また、光線力学的診断モードで被検体内を撮影する場合、タラポルフィンナトリウム等のポルフィリン誘導体からなる腫瘍親和性光感受性物質を、予め被検体に投与する。光感受性物質は、例えば、静脈注射により被検体に投与される。また、光感受性物質は、正常組織と比較して、腫瘍組織には概ね4倍程度取り込まれ、48時間以上停滞する。一方、正常組織に取り込まれた光感受性物質は、肝臓や腎臓等の特定の器官を除き、概ね24時間以内に排泄される。したがって、光線力学的診断モードによる撮影は、光感受性物質の投与から48時間以上72時間後程度の間に行われる。

10

【0091】

こうした準備が整った状態で、光線力学的診断モードで被検体内を撮影する場合、プロセッサ装置12は、光源切替部54を制御して、狭帯域光/励起光光源52から励起光L2をライトガイド18に導入する。これにより、照明窓37から励起光L2が被検体内に照射される。

20

【0092】

被検体内に励起光L2が照射されると、前述の狭帯域光撮影モード及び自家蛍光光撮影モードで説明したように、励起光L2の反射光、被検体組織からの自家蛍光光FL1が撮像素子33に入射する。そして、B画素からは励起光L2の反射光を反映した撮像信号が出力され、G画素からは主として自家蛍光光FL2を反映した撮像信号が出力される。

【0093】

さらに、光線力学的診断モードでは、腫瘍組織に光感受性物質が蓄積されているため、光感受性物質から薬剤蛍光光FL2が発せられ、これも撮像素子33に入射する。薬剤蛍光光FL2は、前述のように概ね赤色であるため、赤色カラーフィルタRを透過するが、青色カラーフィルタBや緑色カラーフィルタG1、G2はほとんど透過しない。したがって、薬剤蛍光光FL2は、R画素に入射ものだけがPD68に到達して光電変換され、撮像信号に反映される。このとき、励起光L2の反射光がR画素に入射しても、励起光カットフィルタ67によって遮蔽され、R画素のPD68には到達しない。このため、R画素から出力される撮像信号はほぼ薬剤蛍光光FL2だけを反映したものとなっている。

30

【0094】

こうして撮像素子33から出力された撮像信号から原画像が生成され、フレームメモリ42に記憶される。この原画像は、R画素に薬剤蛍光光FL2を反映したデータが格納され、G画素には自家蛍光光FL1を反映したデータが格納され、B画素には励起光L2の反射光を反映したデータが格納される。したがって、光線力学的診断モードにおいては、プロセッサ装置12は、薬剤蛍光画像生成部49によって、原画像からR画素成分だけを抽出して薬剤蛍光画像を生成し、これをモニタ14に表示する。この薬剤蛍光画像は、光感受性物質が停滞している腫瘍組織の様態が強調して写し出されており、こうした組織の診断や治療を補助する。

40

【0095】

さらに、光線力学的診断モードで腫瘍組織を観察した後、腫瘍組織を消滅させる治療が必要な場合には、術者は操作部17を操作して、対象となる腫瘍組織に向けて治療光を照射する。こうして術者が操作部17を操作し、治療光の照射が指示されると、プロセッサ装置12は、光源切替部54を制御して、治療光光源53から治療光L3をライトガイド18に導入する。これにより、照明窓37から治療光L3が腫瘍組織に照射される。治療光L3が照射された腫瘍組織では、蓄積した光感受性物質が治療光L3によって励起され

50

ることにより、光化学反応が生じ、活性酸素が発生する。その後、この活性酸素の殺細胞作用によって、腫瘍組織は徐々に消滅する。

【0096】

以上のように、電子内視鏡システム10では、撮像素子33の全画素に励起光カットフィルタ67を設けるのではなく、狭帯域光撮影モードで狭帯域光L2を受光するB画素を除いて、自家蛍光光撮影モードで自家蛍光光FL1を受光するG画素と、光線力学的診断モードで薬剤蛍光光FL2を受光するR画素に励起光カットフィルタ67を配置することにより、撮像素子33を1つだけ搭載した1つの電子内視鏡11で、広帯域光撮影モード，狭帯域光撮影モード，自家蛍光光撮影モード，光線力学的診断モードの4種類の撮影モードで被検体内を撮影することができる。

10

【0097】

また、電子内視鏡システム10では、電子内視鏡11に撮像素子33を1つだけ搭載するので、2個以上の撮像素子を搭載する場合と比較して、低コストに構成することができる。さらに、電子内視鏡11の挿入部16の直径を従来通りの細さに構成することができる。

【0098】

なお、上述の実施形態では、広帯域光撮影モード，狭帯域光撮影モード，自家蛍光光撮影モード，光線力学的診断モードの4種類の撮影モードを、撮像素子33を1つだけ搭載した1つの電子内視鏡11で全て行うために、B画素を除いて、R画素及びG画素の全てに励起光カットフィルタ67を設ける例を説明したがこれに限らない。例えば、光線力学的診断モードが必要なく、広帯域光撮影モード，狭帯域光撮影モード，自家蛍光光撮影モードの3種のモードによる撮影が行えれば良い場合には、必ずしもR画素に励起光カットフィルタ67を設けなくても良く、図10に斜線で示すように、G画素にだけ励起光カットフィルタ67を設けても良い。

20

【0099】

また、上述の実施形態では、全てのG画素（G1及びG2）に励起光カットフィルタ67を設ける例を説明したが、これに限らない。例えば、広帯域光撮影モード，狭帯域光撮影モード，自家蛍光光撮影モードを両立させる場合には、全てのG画素に励起光カットフィルタ67を設けて置く必要はなく、図11に示すように、G1，G2の2つのG画素のうち少なくとも一方のG画素（図11ではG1）に励起光カットフィルタ67が設けられていれば、自家蛍光光撮影モードにおける自家蛍光画像を生成することができる。但し、この場合には、自家蛍光画像生成部48によって原画像から自家蛍光画像を生成するときに、上述のようにG画素のデータを抽出するのではなく、励起光カットフィルタ67が設けられたG画素（G1）のデータを抽出し、これを用いて自家蛍光画像を生成する必要がある。

30

【0100】

また、ここでは、光線力学的診断モードが不要の場合を例に説明したが、自家蛍光光撮影モードが不要で、広帯域光撮影モード，狭帯域光撮影モード，光線力学的診断モードの3種のモードで撮影が行えれば良い場合には、図12に示すように、R画素にだけ励起光カットフィルタ67が設けられていれば良い。

40

【0101】

なお、上述の実施形態では、マイクロレンズ64上に平坦化層66を設けて平坦化し、その上に励起光カットフィルタ67を設ける例を説明したが、励起光カットフィルタ67を設ける位置はこれに限らない。例えば、図13に示すように、マイクロレンズ64とカラーフィルタ63の間に励起光カットフィルタ67を設けても良い。この場合、励起光カットフィルタ67を設けることにより、カラーフィルタ64上に段差が生じるため、B画素上の励起光カットフィルタ67の開口71には、透明な樹脂材料や誘電体材料等を埋め、平坦化することが好ましい。

【0102】

また、例えば、図14に示すように、カラーフィルタ64の下に励起光カットフィルタ

50

67を設けても良い。この場合、例えば、PBSG等からなる配線層62の上端をエッチングし、そこに励起光カットフィルタ67を成膜する。また、上述の例と同様に、平坦化された配線層62の上に励起光カットフィルタ67を設けるとともに、開口部分に透明材料を埋め込んでも良い。さらに、ここでは、カラーフィルタ64の下側に接して励起光カットフィルタ67を設ける例を説明したが、配線層62の中程に励起光カットフィルタ67を設けても良い。さらに、図15に示すように、半導体基板61の表面に、PD68に接するように励起光カットフィルタ67を設けても良い。

【0103】

上述の実施形態の励起光カットフィルタ67の配置(図5参照)と、上述の変形例(図13~15)の励起光カットフィルタ67の配置について、製造適性と迷光の影響を比較する。製造適性については、上述の実施形態の励起光カットフィルタ67の配置は、一般的な撮像素子の製造工程に変更は必要はなく、また、製造途中の素子を、平坦化層66や励起光カットフィルタ67を設ける設備と撮像素子の製造工程ラインを往復させる必要はない。したがって、上述の実施形態の励起光カットフィルタ67は、従来の撮像素子を製造し、その後、平坦化層66と励起光カットフィルタ67を付加すれば良いので、最も製造適性が優れ、また、撮像素子33を低コストに製造しやすい。一方、励起光カットフィルタ67を設けたことで発生する迷光は、励起光カットフィルタ67とPD68との間の距離が大きいほど、影響が大きくなる。このため、励起光カットフィルタ67を設けたことで発生する迷光は最小限に抑えるためには、図15のように、半導体基板61上に励起光カットフィルタ67を設けることが好ましい。こうしたことを考慮して、励起光カットフィルタ67の配置は、製造適性やコスト、求められる光学的な性能等によって任意に定めて良い。

【0104】

なお、上述の実施形態では、広帯域光撮影モード、狭帯域光撮影モード、自家蛍光光撮影モード、光線力学的診断モードの4種類の撮影モードを用意し、これらを切り替えながら被検体内を撮影する例を説明したが、これに限らない。上述の実施形態で説明した通り、狭帯域光撮影モード、自家蛍光光撮影モード、光線力学的診断モードはいずれも同じ波長の青色光L2(狭帯域光、励起光)を用いる。さらに、狭帯域光撮影モードでは原画像のB画素のデータを抽出して狭帯域画像を生成し、自家蛍光光撮影モードでは原画像のG画素のデータを抽出して自家蛍光画像を生成し、光線力学的診断モードでは原画像のR画素のデータを抽出して薬剤蛍光光画像を生成するため、これらの3種の撮影モードで利用する原画像の画素データがそれぞれ異なる。したがって、狭帯域画像生成部47と自家蛍光画像生成部48を設けておけば、撮影モードとして区別しなくても、狭帯域画像と自家蛍光画像を同時に生成、表示することができる。また、薬剤蛍光画像生成部49を設けておき、光感受性物質を被検体に予め投与しておけば、狭帯域画像及び自家蛍光画像と同時に、薬剤蛍光画像を生成、表示することができる。また、術者の要求に応じて即座に自家蛍光画像や薬剤蛍光画像をモニタ14に表示させることができるように、上述の実施形態のように撮影モードが区別され、狭帯域光撮影モードが選択された場合であっても、自家蛍光画像や薬剤蛍光画像を生成しておくことが好ましい。自家蛍光光撮影モードや光線力学的診断モードでも同様である。

【0105】

なお、上述の実施形態では、励起光カットフィルタ67の一例を挙げて説明したが、励起光カットフィルタ67は図9に示した特性を有していれば良い。このため、励起光カットフィルタ67は、励起光L2を吸収するものであっても良く、励起光L2を反射するものであっても良い。

【0106】

なお、上述の実施形態では、励起光カットフィルタ67の例として、励起光L2の長波長側近傍で透過率が0%から100%に急峻に変化する例を挙げたが、励起光カットフィルタ67の透過率は、蛍光光撮影が行える程度に励起光L2を遮蔽できれば良く、必ずしも厳密に0%から100%に変動する必要はない。また、図9では一例として、透過率が

極めて短い波長の範囲で 0 % から 1 0 0 % に変動する例を説明したが、透過率が変動する波長の範囲は実際に製造可能な範囲のもので良く、上述の実施形態のように極めて狭い波長の範囲で急峻に変化することが特に好ましい。

【 0 1 0 7 】

なお、上述の実施形態で説明した励起光カットフィルタ 6 7 は、真空蒸着法やスパッタリング法等、周知の成膜技術で作製可能である。また、励起光カットフィルタ 6 7 のパターンニングも、フォトリソグラフィや電子線リソグラフィといった周知のパターンニング技術を用いて行うことができる。

【 0 1 0 8 】

なお、上述の実施形態では、励起光カットフィルタ 6 7 が誘電体薄膜を積層して形成されることを説明したが、図 9 に示した特性を有していれば良く、励起光カットフィルタ 6 7 の構成はこの例に限らない。例えば、励起光カットフィルタ 6 7 は、カラーフィルタ 6 3 のように、所定の顔料を混合した樹脂材料で形成しても良い。

10

【 0 1 0 9 】

なお、上述の実施形態で説明した撮像素子 3 3 は、マイクロレンズ 6 4 の上に平坦化層 6 6 を設けるため、マイクロレンズ 6 4 の形状は、平坦化層 6 6 を設けた状態で適切に機能するように、その面形状を設定することが好ましい。

【 0 1 1 0 】

なお、上述の実施形態では、光線力学的診断モード時に被検体に投与する光感受性物質として、ポリフィマーナトリウム，タラポルフィンナトリウム，ベルテポルフィン等のポルフィリン誘導体を例に挙げたが、これに限らず、他の光感受性物質を用いても良い。この場合、光線力学的診断モードでの撮影及び治療では、新たな光源を用意するなどして、投与する光感受性物質に応じた波長の励起光及び治療光を照射する必要がある。

20

【 0 1 1 1 】

なお、上述の実施形態では、狭帯域光 / 励起光光源 5 2 は波長 4 0 5 n m の青色光 L 2 だけを出力する例を説明したが、これに限らず、例えば、出力する波長が可変なレーザー光源や、白色光源と色選択フィルタを組み合わせた光源等で構成しても良い。この場合、観察する組織やその状態に応じて狭帯域光 L 2 や励起光 L 2 を調節することができる。また、新たな光感受性物質が日々開発されているが、こうした新たな光感受性物質の使用できるようになる。治療光光源 5 3 についても同様である。また、上述の実施形態では、狭帯域光 / 励起光光源 5 2 を L D で構成する例を説明したが、L E D を用いても良い。

30

【 0 1 1 2 】

なお、上述の実施形態では、狭帯域光 / 励起光光源 5 2 が波長 4 0 5 n m の青色光 L 2 を出力する例を説明したが、狭帯域光 / 励起光光源 5 2 から出力する青色光 L 2 の波長は 4 0 5 n m には限らない。例えば、可視光の波長帯では、ヘモグロビンは波長 4 1 5 n m 及び波長 5 4 0 n m に吸収のピークがある。このため、狭帯域光撮影モードでは、波長 4 1 5 n m 近傍の青色光が被検体に照射されれば良い。また、被検体内に自然に含まれる蛍光物質としては、コラーゲンやエラスチン等がある。コラーゲンやエラスチンは、その具体的な種類によるが、概ね波長 3 9 0 n m ~ 4 7 0 n m 程度の青色の励起光によって、波長 4 9 0 n m ~ 6 2 5 n m の自家蛍光光を発する。例えば、狭帯域光撮影モードで利用されるコラーゲンは、概ね波長 4 5 0 n m の励起光によって波長 5 3 0 n m の緑色の自家蛍光光を発する種類のものであり、同様に狭帯域光撮影モードで利用されるエラスチンは、概ね波長 4 5 0 n m の励起光によって波長 5 2 0 n m の緑色の自家蛍光光を発する種類のものである。したがって、こうした蛍光物質から効率良く自家蛍光光を発生させるためには、波長 4 5 0 n m 近傍の励起光を用いることが好ましい。

40

【 0 1 1 3 】

また、前述のように、狭帯域光撮影モード用と自家蛍光光撮影モード用で各々別個の光源を用いる場合には、狭帯域光撮影モードで用いる狭帯域光の波長が 3 5 0 n m 以上 4 8 0 n m 以下であれば良く、3 9 0 n m 以上 4 4 5 n m 以下であることが好ましい。同様に、自家蛍光光撮影モードで用いる励起光の波長は、3 5 0 n m 以上 5 0 0 n m 以下であれ

50

ば良く、390nm以上470nm以下であることが好ましい。特に、上述の実施形態の狭帯域光/励起光光源52のように、狭帯域光光源と励起光光源を同一のものとする場合、この光源で発生させる青色光L2は、波長380nm以上450nm以下であることが好ましく、波長400nm以上波長420nm以下であることが好ましい。また、他分野でも数多く利用され、製造適性に優れ、安価であることから、狭帯域光/励起光光源52には、上述の実施形態のように波長405nmの青色光L2を発するLDを用いることが好ましい。

【0114】

さらに、上述の実施形態では、狭帯域光/励起光光源52から波長405nmの青色光L2が出力されることを前提に、ピーク波長の変動や波長幅を考慮して、励起光カットフ
10
ィルタ67の好ましい特性の例（遮蔽すべき波長帯の好ましい例）を説明したが、上述のように波長405nm以外の青色光L2を用いる場合にも、これと同様に、ピーク波長の変動や波長幅を考慮して、励起光カットフィルタ67の特性を定めることが好ましい。

【0115】

なお、上述の実施形態では、狭帯域光撮影モードで用いる狭帯域光L2と自家蛍光光撮影モード及び光線力学的診断モードで用いる励起光L2とが同じ波長であるため、これらの撮影モードで共通に用いる狭帯域光/励起光光源52を設ける例を説明したが、各動作
モードで必要な光の波長が異なる場合には、各々に専用の光源を設けても良い。

【0116】

なお、上述の実施形態では、カラーフィルタ63の例として原色系（RGB）のカラー
20
フィルタを例に説明したが、シアン、マゼンタ、イエローの3色からなる補色系のカラーフィルタを用いる場合にも本発明を好適に用いることができる。

【0117】

なお、上述の実施形態では、撮像素子33の画素配列の一例として、ベイヤー配列を例に説明したが、いわゆるハニカム配列等、他の様態の画素配列であっても本発明を好適に
用いることができる。

【0118】

なお、上述の実施形態では、撮像素子33をCCD型の撮像素子として説明したが、これに限らず、電子内視鏡11に搭載する撮像素子は、CMOS型等、他の周知の撮像素子
30
であっても良い。

【符号の説明】

【0119】

- 10 電子内視鏡システム
- 11 電子内視鏡
- 12 プロセッサ装置
- 13 光源装置
- 14 モニタ
- 16 挿入部
- 17 操作部
- 18 ユニバーサルコード
- 19 湾曲部
- 21 アンクルノブ
- 22 先端部
- 31 撮影光学系
- 32 撮影窓
- 33 撮像素子
- 34 アナログ処理回路（AFE）
- 36 照明光学系
- 37 照明窓
- 38 ライトガイド

10

20

30

40

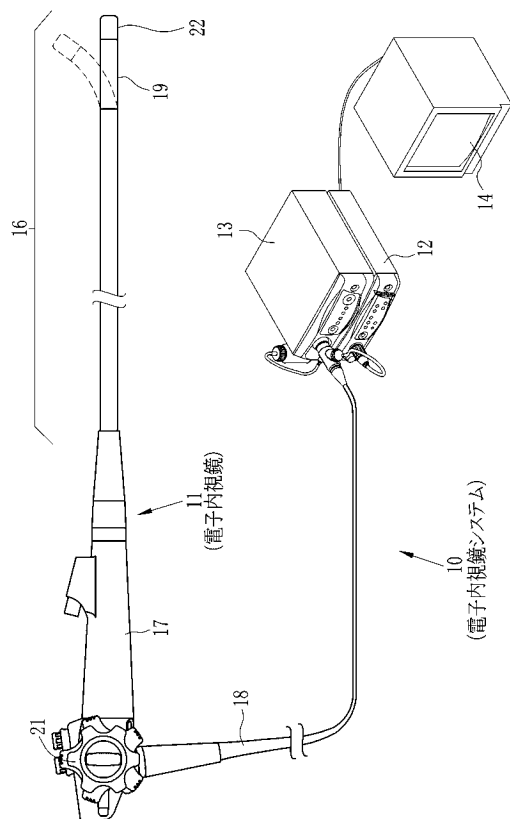
50

- | | |
|-----|-----------------|
| 4 1 | デジタル信号処理回路（DSP） |
| 4 2 | フレームメモリ |
| 4 3 | デジタル画像処理回路（DIP） |
| 4 4 | 表示制御回路 |
| 4 6 | 分光画像生成部 |
| 4 7 | 狭帯域画像生成部 |
| 4 8 | 自家蛍光画像生成部 |
| 4 9 | 薬剤蛍光画像生成部 |
| 5 1 | 広帯域光光源 |
| 5 2 | 狭帯域光／励起光光源 |
| 5 3 | 治療光光源 |
| 5 4 | 光源切替部 |
| 6 1 | 半導体基板 |
| 6 2 | 配線層 |
| 6 3 | カラーフィルタ |
| 6 4 | マイクロレンズ |
| 6 6 | 平坦化層 |
| 6 7 | 励起光カットフィルタ |
| 6 8 | フォトダイオード（PD） |
| 6 9 | ゲート電極 |
| 7 1 | 開口 |

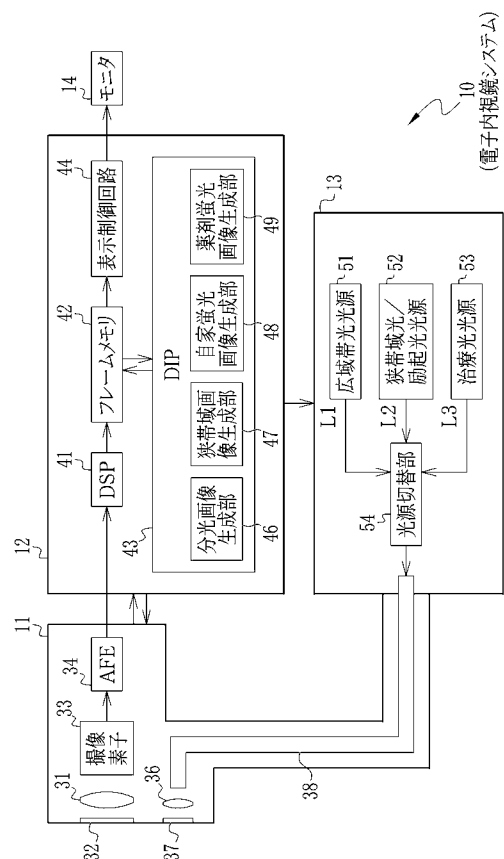
10

20

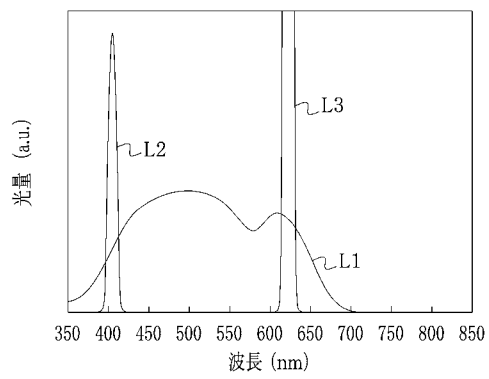
【 図 1 】



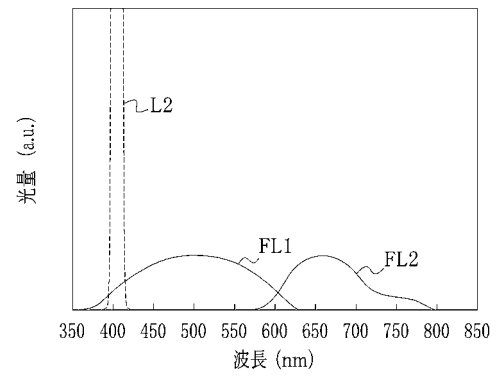
【 図 2 】



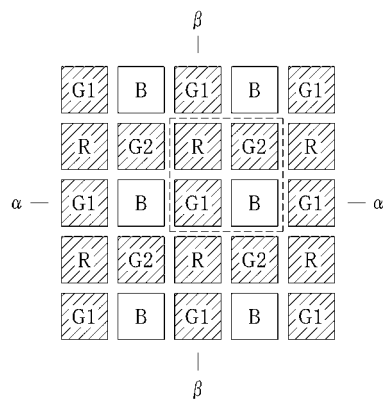
【図 3】



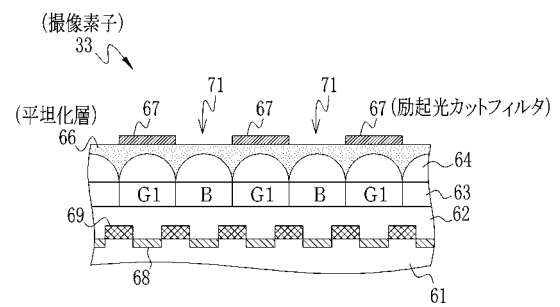
【図 4】



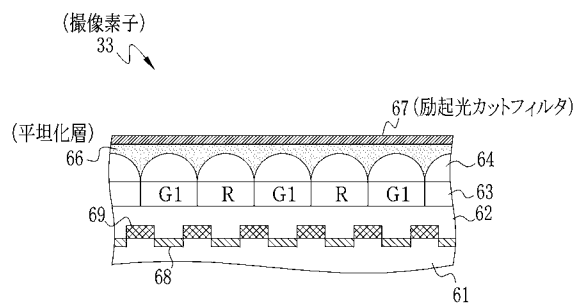
【図 5】



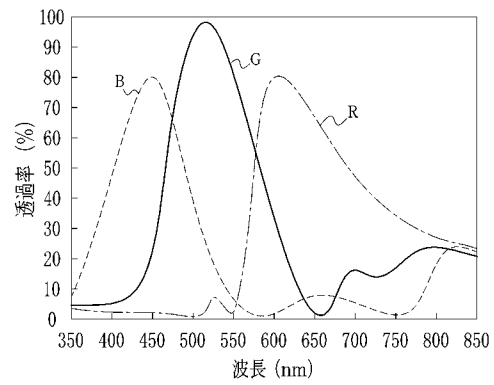
【図 6】



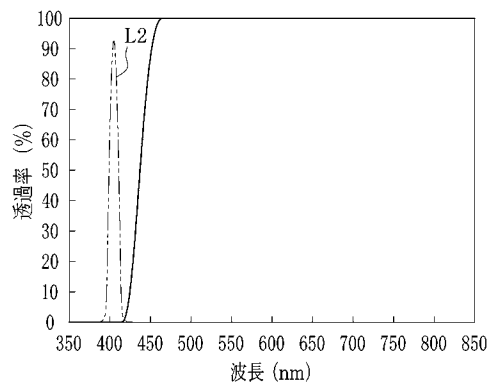
【図 7】



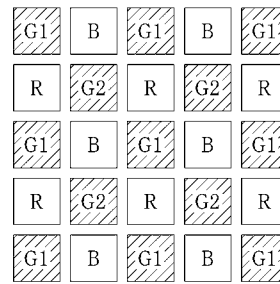
【図 8】



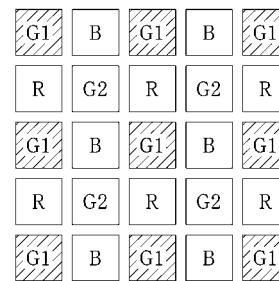
【図 9】



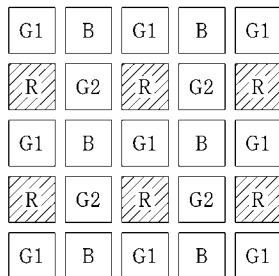
【図 10】



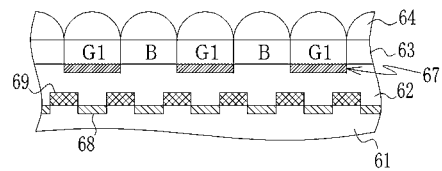
【図 11】



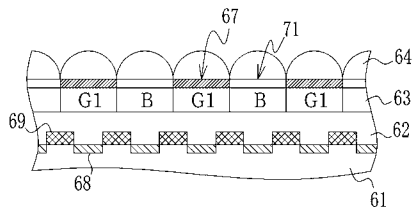
【図 12】



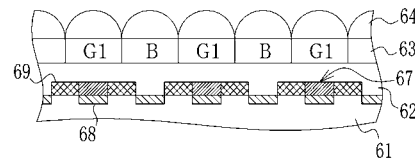
【図 14】



【図 13】



【図 15】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

G 0 1 N 21/64

F

F ターム(参考) 4C061 AA00 BB01 BB08 CC06 DD03 GG01 HH56 MM05 NN05 PP01
 QQ02 QQ04 RR14 WW17
 4C161 AA00 BB01 BB08 CC06 DD03 GG01 HH56 MM05 NN05 PP01
 QQ02 QQ04 RR14 WW17
 5C054 CA00 CA04 CC07 DA08 EA01 HA12

专利名称(译)	电子内窥镜系统和彩色成像装置		
公开(公告)号	JP2011200534A	公开(公告)日	2011-10-13
申请号	JP2010072074	申请日	2010-03-26
[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		
[标]发明人	遠藤安土 村山任		
发明人	遠藤 安土 村山 任		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 H04N7/18 G01N21/64		
FI分类号	A61B1/00.300.B A61B1/04.370 A61B1/06.A A61B1/00.300.H H04N7/18.M G01N21/64.F A61B1/00.300.D A61B1/00.511 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/00.621 A61B1/00.650 A61B1/04 A61B1/04.530 A61B1/04.531 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/AA06 2G043/CA05 2G043/EA01 2G043/GA04 2G043/GB01 2G043/HA01 2G043/HA02 2G043/JA03 2G043/KA02 2G043/KA09 2G043/LA03 2G043/NA01 2G043/NA05 2G043/NA06 4C061/AA00 4C061/BB01 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/GG01 4C061/HH56 4C061/MM05 4C061/NN05 4C061/PP01 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/RR14 4C061/WW17 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH56 4C161/MM05 4C161/NN05 4C161/PP01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR14 4C161/WW17 5C054/CA00 5C054/CA04 5C054/CC07 5C054/DA08 5C054/EA01 5C054/HA12		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP5627910B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

仅在一个甲成像元件配备有电子内窥镜，而不Futoshikei插入部，同时抑制成本，就可以进行两者的荧光成像的窄带光的成像提供了一种电子内窥镜系统。窄带光/激发光源52产生波长为405nm的蓝光。蓝色光作为窄带光的窄带光的成像模式中，自发荧光光成像模式变成用于从受试者组织中产生自身荧光的光的激发光。的图像传感器33，遮蔽在激发光到G像素的激励光截止滤波器被提供有一个共同的窄带光的成像模式和自身荧光的光成像模式。窄带图像生成部47，窄带光成像模式中，基于来自摄像装置33输出的摄像信号所生成的原始图像，提取B像素分量，以产生一个窄带图像。在自发荧光成像模式中，自发荧光图像生成单元48从原始图像中提取G像素成分并生成自发荧光图像。The

