

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/084566

発行日 平成27年4月27日 (2015. 4. 27)

(43) 国際公開日 平成25年6月13日 (2013. 6. 13)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)		
A61B	1/00	(2006.01)	A61B	1/00	300D	2H04O		
A61B	1/04	(2006.01)	A61B	1/04	372	4C161		
A61B	1/06	(2006.01)	A61B	1/06	A			
GO2B	23/24	(2006.01)	GO2B	23/24	B			

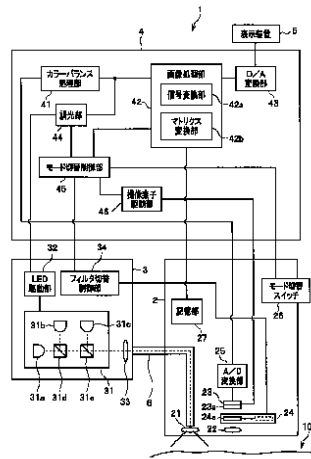
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 21 頁)

出願番号	特願2013-526267 (P2013-526267)	(71) 出願人	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2012/074566	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(22) 国際出願日	平成24年9月25日 (2012. 9. 25)	(74) 代理人	100101661 弁理士 長谷川 靖
(11) 特許番号	特許第5439630号 (P5439630)	(74) 代理人	100135932 弁理士 篠浦 治
(45) 特許公報発行日	平成26年3月12日 (2014. 3. 12)	(72) 発明者	武井 俊二 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2011-268190 (P2011-268190)	Fターム(参考)	2H04O GA11 4C161 CC06 FF40 HH51 NN01 QQ04 RR04 RR14 RR17 WW17
(32) 優先日	平成23年12月7日 (2011. 12. 7)		最終頁に続く
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

内視鏡装置は、蛍光物質が投与された生体組織へ第1の波長帯域の励起光と、第2の波長帯域の参照光と、を射出する光源部と、励起光を遮断する励起光カットフィルタ部と、蛍光物質から発せられる蛍光の波長帯域を含む第3の波長帯域の透過率が相対的に高い第1のフィルタと、第2の波長帯域の透過率が相対的に高い第2のフィルタと、を具備するカラーフィルタ部と、蛍光物質が投与された生体組織へ励起光及び参照光が同時に射出された際に受光される戻り光の強度に応じた画像を生成する撮像部と、画像に含まれる各色成分から、蛍光の受光によって生じる信号成分を分離した第1の画像と、参照光の受光によって生じる信号成分を分離した第2の画像と、をそれぞれ取得する画像処理部と、を有する。



- 8 Display device
- 25 A/D conversion unit
- 26 Mode-switching switch
- 27 Storage unit
- 32 LED drive unit
- 34 Filter-switching control unit
- 41 Color balance processing unit
- 42 Image processing unit
- 42a Signal conversion unit
- 42b Matrix conversion unit
- 43 D/A conversion unit
- 44 Light modulation unit
- 45 Mode-switching control unit
- 46 Imaging element drive unit

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

蛍光物質が投与された生体組織に対し、第 1 の波長帯域の励起光と、前記第 1 の波長帯域より短波長側において設定された第 2 の波長帯域の参照光と、を射出するように構成されている光源部と、

前記励起光を遮断するとともに、前記励起光以外の光を略透過させる光学特性を具備して構成されている励起光カットフィルタ部と、

前記励起光により励起された前記蛍光物質から発せられる蛍光の波長帯域を含む第 3 の波長帯域の透過率が他の波長帯域の透過率より相対的に高くなるように構成された第 1 のフィルタと、前記第 2 の波長帯域の透過率が他の波長帯域の透過率より相対的に高くなるように構成された第 2 のフィルタと、を具備するカラーフィルタ部と、

前記蛍光物質が投与された生体組織に対して前記励起光及び前記参照光が同時に出射された際に、前記励起光カットフィルタ部及び前記カラーフィルタ部を経て受光される戻り光の強度に応じた各色成分を含む画像を生成するように構成されている撮像部と、

前記撮像部により生成された画像に含まれる各色成分から、前記蛍光の受光によって生じる信号成分を分離した第 1 の画像と、前記参照光の受光によって生じる信号成分を分離した第 2 の画像と、をそれぞれ取得するための処理を行うように構成されている画像処理部と、

を有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記蛍光物質が投与された生体組織に対して前記励起光及び前記参照光が同時に出射された際に前記撮像部により生成される画像に含まれる各色成分の強度に応じて予め算出された、画像分離用のマトリクスが格納されている記憶部をさらに有し、

前記画像処理部は、前記撮像部により生成された画像に含まれる各色成分を輝度成分及び色差成分に変換し、さらに、前記記憶部に格納された前記画像分離用のマトリクスを前記輝度成分及び前記色差成分に適用して演算を行うことにより、前記第 1 の画像及び前記第 2 の画像を取得する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記第 1 の波長帯域が赤色域であり、かつ、前記第 2 の波長帯域が緑色域であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置に関し、特に、生体内の蛍光物質から発せられる蛍光を観察することが可能な内視鏡装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

生体内の観察対象部位に予め投与された蛍光プローブ等の蛍光物質から蛍光を発生させるための励起光と、当該観察対象部位において反射される参照光と、の照射に伴って発生する戻り光を受光し、当該観察対象部位における病変の有無を視覚的に区別可能な画像としての蛍光画像と、当該観察対象部位の粘膜構造を視認可能な画像としての参照光画像（反射光画像）と、を取得する技術が従来知られている。

【0003】

具体的には、例えば日本国特開 2011-143154 号公報には、電子内視鏡システムにおいて、緑色域、赤色域、及び、患者の体内に予め投与された蛍光標識物質を励起可能な赤外領域の各波長域に離散的に分布する照明光の照射に伴って発生する戻り光を受光し、当該蛍光標識物質が蓄積された病巣部の赤外蛍光画像と、主に赤色及び緑色で構成される生体組織表層の画像と、を取得する構成が開示されている。

【0004】

10

20

30

40

50

ところで、日本国特開2011-143154号公報の構成によれば、蛍光標識物質から発せられる赤外領域の蛍光を受光するために、一般的なベイヤ配列のRGBカラーフィルタにおけるB色フィルタの代わりに赤外領域の光を透過させるIR色フィルタを配置した、特殊なカラーフィルタが固体撮像素子の受光面前面に取り付けられている。

【0005】

そのため、日本国特開2011-143154号公報の構成によれば、前述したような特殊なカラーフィルタの使用に起因し、内視鏡等の装置を製造する際のコストが増加してしまうとともに、赤外領域の蛍光以外の他の波長域の光の観察に対する汎用性が低下してしまう、という課題が生じている。

【0006】

本発明は、前述した事情に鑑みてなされたものであり、従来に比べて安価かつ汎用性の高い構成により蛍光観察を実施することが可能な内視鏡装置を提供することを目的としている。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の一態様の内視鏡装置は、蛍光物質が投与された生体組織に対し、第1の波長帯域の励起光と、前記第1の波長帯域より短波長側において設定された第2の波長帯域の参照光と、を出射するように構成されている光源部と、前記励起光を遮断するとともに、前記励起光以外の光を略透過させる光学特性を具備して構成されている励起光カットフィルタ部と、前記励起光により励起された前記蛍光物質から発せられる蛍光の波長帯域を含む第3の波長帯域の透過率が他の波長帯域の透過率より相対的に高くなるように構成された第1のフィルタと、前記第2の波長帯域の透過率が他の波長帯域の透過率より相対的に高くなるように構成された第2のフィルタと、を具備するカラーフィルタ部と、前記蛍光物質が投与された生体組織に対して前記励起光及び前記参照光が同時に射出された際に、前記励起光カットフィルタ部及び前記カラーフィルタ部を経て受光される戻り光の強度に応じた各色成分を含む画像を生成するように構成されている撮像部と、前記撮像部により生成された画像に含まれる各色成分から、前記蛍光の受光によって生じる信号成分を分離した第1の画像と、前記参照光の受光によって生じる信号成分を分離した第2の画像と、をそれぞれ取得するための処理を行うように構成されている画像処理部と、を有する。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本発明の実施例に係る内視鏡装置の要部の構成を示す図。

【図2】カラーフィルタに設けられたRフィルタ、Gフィルタ、及び、Bフィルタの光学特性の一例を示す図。

【図3】励起光カットフィルタの光学特性の一例を示す図。

【図4】光源装置から発せられるR光、G光及びB光の波長帯域の一例を示す図。

【図5】蛍光観察モードにおいてスコープに入射される戻り光の波長帯域の一例を示す図。

。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照しつつ説明を行う。

【0010】

図1から図5は、本発明の実施例に係るものである。図1は、本発明の実施例に係る内視鏡装置の要部の構成を示す図である。

【0011】

内視鏡装置1は、図1に示すように、被検者の体腔内に挿入可能であるとともに、該体腔内に存在する生体組織等の被写体を撮像して画像データを取得するように構成されたスコープ2と、当該被写体へ射出される照明光をスコープ2に供給するように構成された光源装置3と、スコープ2により取得された画像データに応じた映像信号を生成して出力す

10

20

30

40

50

るように構成されたプロセッサ 4 と、プロセッサ 4 から出力される映像信号に応じた画像を表示するように構成された表示装置 5 と、を有している。また、スコープ 2 の内部には、光源装置 3 から供給される光をスコープ 2 の先端部へ伝送するように構成されたライトガイド 6 が挿通されている。

【 0 0 1 2 】

スコープ 2 は、例えば細長な挿入部を備えた内視鏡として構成されており、ライトガイド 6 により伝送された照明光を被写体に対して出射する照明光学系 2 1 と、当該照明光により照明された当該被写体からの戻り光を結像する対物光学系 2 2 と、対物光学系 2 2 の結像位置に撮像面が配置された撮像素子 2 3 と、撮像素子 2 3 の撮像面に取り付けられたカラーフィルタ 2 3 a と、対物光学系 2 2 とカラーフィルタ 2 3 a との間の光路上に配置されたフィルタ切替装置 2 4 と、を先端部に有している。

10

【 0 0 1 3 】

また、スコープ 2 は、撮像素子 2 3 により撮像された被写体の像に応じて出力されるアナログの撮像信号をデジタルの画像データに変換して出力する A / D 変換部 2 5 と、内視鏡装置 1 の観察モードの切り替えに係る指示を行うことが可能なモード切替スイッチ 2 6 と、プロセッサ 4 の画像処理に用いられる所定の情報が予め格納されている記憶部 2 7 と、を有している。

【 0 0 1 4 】

撮像素子 2 3 は、プロセッサ 4 から出力される撮像素子駆動信号に基づいて駆動することにより、被写体を撮像し、当該撮像した被写体の像に応じた撮像信号を生成して A / D 変換部 2 5 へ出力するように構成されている。

20

【 0 0 1 5 】

カラーフィルタ 2 3 a は、所定の光学特性（分光特性）をそれぞれ具備する複数の R（赤）フィルタ、G（緑）フィルタ、及び、B（青）フィルタを、撮像素子 2 3 の各画素に対応する位置にベイア配列で（市松状に）配置することにより形成されている。なお、本実施例においては、例えば、図 2 に示すような光学特性をそれぞれ具備する R フィルタ、G フィルタ、及び、B フィルタがカラーフィルタ 2 3 a に設けられているものとする。図 2 は、カラーフィルタに設けられた R フィルタ、G フィルタ、及び、B フィルタの光学特性の一例を示す図である。

【 0 0 1 6 】

カラーフィルタ 2 3 a の R フィルタは、赤色域から近赤外域までにおける透過率が他の波長帯域の透過率より相対的に高くなるように構成されている（図 2 参照）。すなわち、カラーフィルタ 2 3 a の R フィルタは、R 光及び後述の F L 光の波長帯域の透過率が他の波長帯域の透過率より相対的に高くなるように構成されている。

30

【 0 0 1 7 】

カラーフィルタ 2 3 a の G フィルタは、緑色域における透過率が他の波長帯域の透過率より相対的に高くなるように構成されている（図 2 参照）。すなわち、カラーフィルタ 2 3 a の G フィルタは、G 光及び後述の R E F 光の波長帯域の透過率が他の波長帯域の透過率より相対的に高くなるように構成されている。

【 0 0 1 8 】

カラーフィルタ 2 3 a の B フィルタは、青色域における透過率が他の波長帯域の透過率より相対的に高くなるように構成されている（図 2 参照）。すなわち、カラーフィルタ 2 3 a の B フィルタは、B 光の波長帯域の透過率が他の波長帯域の透過率より相対的に高くなるように構成されている。

40

【 0 0 1 9 】

フィルタ切替装置 2 4 は、光源装置 3 から出力されるフィルタ切替信号に基づき、内視鏡装置 1 が白色光観察モードに切り替えられたことを検出した場合には、対物光学系 2 2 とカラーフィルタ 2 3 a との間の光路上から励起光カットフィルタ 2 4 a を退避させる動作を行うように構成されている。また、フィルタ切替装置 2 4 は、対物光学系 2 2 とカラーフィルタ 2 3 a との間の光路上から励起光カットフィルタ 2 4 a を退避している場合に

50

おいては、対物光学系 2 2 を介して入射される各波長帯域の光をカラーフィルタ 2 3 a 側へ透過させるように構成されている。

【 0 0 2 0 】

一方、フィルタ切替装置 2 4 は、光源装置 3 から出力されるフィルタ切替信号に基づき、内視鏡装置 1 が蛍光観察モードに切り替えられたことを検出した場合には、対物光学系 2 2 とカラーフィルタ 2 3 a との間の光路上に励起光カットフィルタ 2 4 a を介挿させる動作を行うように構成されている。また、フィルタ切替装置 2 4 は、対物光学系 2 2 とカラーフィルタ 2 3 a との間の光路上に励起光カットフィルタ 2 4 a を介挿している場合においては、対物光学系 2 2 を介して入射される各波長帯域の光のうち、励起光カットフィルタ 2 4 a の光学特性に応じた所定の波長帯域の光のみをカラーフィルタ 2 3 a 側へ透過させるように構成されている。図 3 は、励起光カットフィルタの光学特性の一例を示す図である。

10

【 0 0 2 1 】

励起光カットフィルタ 2 4 a は、例えば図 3 に示すような、R 光を遮断する（R 光の透過率が略 0 に設定されている）とともに、R 光以外の波長帯域の光を略透過させる光学特性（分光特性）を具備して構成されている。

【 0 0 2 2 】

モード切替スイッチ 2 6 は、内視鏡装置 1 の観察モードを、術者等の操作に応じて白色光観察モード及び蛍光観察モードから選択されたいずれか一方の観察モードに切り替えるための指示を行うことができるように構成されている。

20

【 0 0 2 3 】

不揮発性メモリ等により構成される記憶部 2 7 には、プロセッサ 4 の画像処理に用いられる所定の情報としてのマトリクスが予め格納されている。また、記憶部 2 7 は、スコープ 2 とプロセッサ 4 とが接続されたことを検出した際に、前述のマトリクスをプロセッサ 4 へ出力するように構成されている。なお、記憶部 2 7 に格納されるマトリクスの詳細については、後程説明する。

【 0 0 2 4 】

なお、本実施例によれば、撮像素子 2 3、カラーフィルタ 2 3 a、及び、A/D 変換部 2 5 の各部は、個別の回路または素子等として構成されていてもよく、あるいは、カラー CMOS センサー等のような 1 つの素子として構成されていてもよい。

30

【 0 0 2 5 】

光源装置 3 は、LED 光源部 3 1 と、LED 駆動部 3 2 と、LED 光源部 3 1 において発せられた光を集光してライトガイド 6 へ供給する集光光学系 3 3 と、プロセッサ 4 から出力されるモード切替信号に応じた動作をフィルタ切替装置 2 4 に行わせるためのフィルタ切替信号を出力するフィルタ切替制御部 3 4 と、を有している。

【 0 0 2 6 】

LED 光源部 3 1 は、赤色域の光を発する LED 3 1 a と、緑色域の光を発する LED 3 1 b と、青色域の光を発する LED 3 1 c と、光学素子 3 1 d と、光学素子 3 1 e と、を有して構成されている。図 4 は、光源装置から発せられる R 光、G 光及び B 光の波長帯域の一例を示す図である。

40

【 0 0 2 7 】

LED 3 1 a は、例えば、中心波長が 6 5 0 n m 付近に設定された狭帯域の R 光を発するように構成されている（図 4 参照）。

【 0 0 2 8 】

LED 3 1 b は、例えば、中心波長が 5 5 0 n m 付近に設定された狭帯域の G 光を発するように構成されている（図 4 参照）。

【 0 0 2 9 】

LED 3 1 c は、例えば、中心波長が 4 1 5 n m 付近に設定された狭帯域の B 光を発するように構成されている（図 4 参照）。

【 0 0 3 0 】

50

すなわち、以上のようなLED 31a、31b及び31cの構成によれば、R、G及びBの各色の狭帯域な光の波長帯域が相互に重複しないように（相互に異なる離散的な波長帯域となるように）設定されている。

【0031】

光学素子31dは、例えばハーフミラー等により構成されており、LED 31aから発せられたR光を光学素子31e側へ透過させるとともに、LED 31bから発せられたG光を光学素子31e側へ反射するような光学特性を具備している。

【0032】

光学素子31eは、例えばハーフミラー等により構成されており、光学素子31dを経て出射されたR光及びG光を集光光学系33側へ透過させるとともに、LED 31cから発せられたB光を集光光学系33側へ反射するような光学特性を具備している。

10

【0033】

LED駆動部32は、LED光源部31に設けられた各LEDを駆動させるための駆動電流を供給することができるように構成されている。また、LED駆動部32は、プロセッサ4から出力される調光信号に基づいてLED駆動部32からLED光源部31へ供給される駆動電流の大きさを変化させることにより、LED光源部31の各LEDから発せられる光（R光、G光及びB光）の強度（光量）を変化させることができるように構成されている。さらに、LED駆動部32は、プロセッサ4から出力される調光信号に基づき、LED光源部31に設けられた各LEDを発光または消光させることができるように構成されている。

20

【0034】

フィルタ切替制御部34は、プロセッサ4から出力されるモード切替信号に基づき、内視鏡装置1が白色光観察モードに切り替えられたことを検出した場合には、対物光学系22とカラーフィルタ23aとの間の光路上から励起光カットフィルタ24aが退避されるように動作させるためのフィルタ切替信号をフィルタ切替装置24へ出力する。また、フィルタ切替制御部34は、プロセッサ4から出力されるモード切替信号に基づき、内視鏡装置1が蛍光観察モードに切り替えられたことを検出した場合には、対物光学系22とカラーフィルタ23aとの間の光路上に励起光カットフィルタ24aが介挿されるように動作させるためのフィルタ切替信号をフィルタ切替装置24へ出力する。

30

【0035】

プロセッサ4は、スコープ2により取得された画像データに含まれる各色成分間の信号強度のバランスを調整するための処理を行うように構成されたカラーバランス処理部41と、カラーバランス処理部41から出力される画像データに対して画像処理を施すように構成された画像処理部42と、画像処理部42から出力される画像データをアナログの映像信号に変換して出力するように構成されたD/A変換部43と、カラーバランス処理部41から出力される画像データの明るさに応じた調光信号を出力するように構成された調光部44と、モード切替スイッチ26においてなされた指示に応じたモード切替信号を出力するように構成されたモード切替制御部45と、撮像素子23の撮像動作に係る制御を行うための撮像素子駆動信号を出力する撮像素子駆動部46と、を有している。

40

【0036】

画像処理部42は、ノイズ補正、ガンマ補正、及び、エッジ強調等の処理を実施可能な機能を備えて構成されている。

【0037】

また、画像処理部42は、モード切替制御部45から出力されるモード切替信号に基づき、内視鏡装置1が蛍光観察モードに切り替えられたことを検出した場合において、信号変換部42a及びマトリクス変換部42bによる処理を行うように構成されている。

【0038】

信号変換部42aは、カラーバランス処理部41から出力される画像データに含まれる各色成分を、輝度成分Yと、色差成分Cr及びCbと、に変換する処理を行う。

【0039】

50

マトリクス変換部 4 2 b は、信号変換部 4 2 a の処理結果として得られた輝度成分 Y と、色差成分 C r 及び C b とに対し、スコープ 2 の記憶部 2 7 から出力されるマトリクスを適用して演算を行い、さらに、当該演算の結果として得られた各色成分の画像データを表示装置 5 の R チャンネル、G チャンネル、及び、B チャンネルに割り当てる処理を行う。なお、このようなマトリクス変換部 4 2 b の処理の詳細については、後程説明する。

【 0 0 4 0 】

そして、画像処理部 4 2 は、モード切替制御部 4 5 から出力されるモード切替信号に基づき、内視鏡装置 1 が蛍光観察モードに切り替えられたことを検出した場合には、マトリクス変換部 4 2 b の処理により表示装置 5 の R、G 及び B の各色チャンネルに割り当てられた画像データに対し、ノイズ補正、ガンマ補正、及び、エッジ強調等の処理を施して D / A 変換部 4 3 へ出力する。

10

【 0 0 4 1 】

一方、画像処理部 4 2 は、モード切替制御部 4 5 から出力されるモード切替信号に基づき、内視鏡装置 1 が白色光観察モードに切り替えられたことを検出した場合には、カラーバランス処理部 4 1 から出力される画像データに含まれる各色成分を表示装置 5 の R、G 及び B の各色チャンネルに割り当て、さらに、各色チャンネルに割り当てられた画像データに対し、ノイズ補正、ガンマ補正、及び、エッジ強調等の処理を施して D / A 変換部 4 3 へ出力する。すなわち、本実施例によれば、内視鏡装置 1 が白色光観察モードに切り替えられた場合には、信号変換部 4 2 a 及びマトリクス変換部 4 2 b による処理が行われない。

20

【 0 0 4 2 】

調光部 4 4 は、モード切替制御部 4 5 から出力されるモード切替信号と、カラーバランス処理部 4 1 から出力される画像データとに基づき、内視鏡装置 1 が白色光観察モードに切り替えられたことを検出した場合には、LED 3 1 a、LED 3 1 b、及び、LED 3 1 c の各 LED を白色光観察モードの観察に適した強度で同時に発光させるための調光信号を LED 駆動部 3 2 へ出力する。また、調光部 4 4 は、モード切替制御部 4 5 から出力されるモード切替信号と、カラーバランス処理部 4 1 から出力される画像データとに基づき、内視鏡装置 1 が蛍光観察モードに切り替えられたことを検出した場合には、LED 3 1 c を消光させるとともに、LED 3 1 a 及び LED 3 1 b を蛍光観察モードの観察に適した強度で同時に発光させるための調光信号を LED 駆動部 3 2 へ出力する。

30

【 0 0 4 3 】

モード切替制御部 4 5 は、モード切替スイッチ 2 6 において、内視鏡装置 1 の観察モードを白色光観察モードに切り替える旨の指示がなされたことを検出した場合には、白色光観察モードに応じた動作を行わせるためのモード切替信号をフィルタ切替制御部 3 4、画像処理部 4 2、調光部 4 4、及び、撮像素子駆動部 4 6 の各部に対して出力する。また、モード切替制御部 4 5 は、モード切替スイッチ 2 6 において、内視鏡装置 1 の観察モードを蛍光観察モードに切り替える旨の指示がなされたことを検出した場合には、蛍光観察モードに応じた動作を行わせるためのモード切替信号をフィルタ切替制御部 3 4、画像処理部 4 2、調光部 4 4、及び、撮像素子駆動部 4 6 の各部に対して出力する。

40

【 0 0 4 4 】

撮像素子駆動部 4 6 は、モード切替制御部 4 5 から出力されるモード切替信号に基づき、内視鏡装置 1 の観察モードに応じたタイミングで撮像動作を行わせるとともに、内視鏡装置 1 の観察モードに応じたゲインを用いて撮像信号を生成させるような撮像素子駆動信号を LED 駆動部 3 2 へ出力する。

【 0 0 4 5 】

ここで、本実施例の内視鏡装置 1 の作用について説明する。

【 0 0 4 6 】

まず、内視鏡装置 1 の観察モードが白色光観察モードに切り替えられた場合に行われる動作等について説明する。

【 0 0 4 7 】

50

術者等のユーザは、内視鏡装置 1 の各部を接続し、さらに、内視鏡装置 1 の各部の電源を投入する前後のタイミングにおいてモード切替スイッチ 26 を操作することにより、内視鏡装置 1 の観察モードを白色光観察モードに切り替える指示を行う。

【0048】

モード切替制御部 45 は、モード切替スイッチ 26 において、内視鏡装置 1 の観察モードを白色光観察モードに切り替える旨の指示がなされたことを検出すると、白色光観察モードに応じた動作を行わせるためのモード切替信号をフィルタ切替制御部 34、画像処理部 42、調光部 44、及び、撮像素子駆動部 46 の各部に対して出力する。

【0049】

LED 駆動部 32 は、調光部 44 から出力される調光信号に基づき、LED 光源部 31 の LED 31a、LED 31b、及び、LED 31c の各 LED を同時に発光させる。

10

【0050】

そして、このような LED 駆動部 32 の動作により、白色光観察モードにおいては、光源装置 3 から供給された R 光、G 光、及び、B 光の波長帯域を具備する照明光（白色光）がライトガイド 6 及び照明光学系 21 を経て被写体へ出射され、当該被写体へ出射された R 光、G 光、及び、B 光の反射光が観察対象部位 101 からの戻り光として対物光学系 22 に入射される。

【0051】

一方、フィルタ切替装置 24 は、フィルタ切替制御部 34 から出力されるフィルタ切替信号に基づき、対物光学系 22 とカラーフィルタ 23a との間の光路上から励起光カットフィルタ 24a を退避させるように動作する。

20

【0052】

そして、このようなフィルタ切替装置 24 の動作により、白色光観察モードにおいては、カラーフィルタ 23a を通過した R 光の戻り光（反射光）と、G 光の戻り光（反射光）と、B 光の戻り光（反射光）と、が撮像素子 23 の撮像面で受光され、さらに、当該受光した各光を撮像して得た撮像信号が撮像素子 23 から出力される。

【0053】

A/D 変換部 25 は、撮像素子 23 から出力されるアナログの撮像信号を、デジタルの画像データに変換してプロセッサ 4 のカラーバランス処理部 41 へ出力する。そして、このような A/D 変換部 25 の処理により、撮像素子 23 の撮像面で受光された R 光、G 光及び B 光の強度に応じた赤色成分 RC と、緑色成分 GC と、青色成分 BC と、を含む画像データが生成される。

30

【0054】

カラーバランス処理部 41 は、A/D 変換部 25 から出力される画像データに対し、当該画像データに含まれる RC、GC 及び BC の各色成分間の信号強度のバランスを調整するための処理（例えばホワイトバランス処理）を施して画像処理部 42 へ出力する。

【0055】

画像処理部 42 は、モード切替制御部 45 から出力されるモード切替信号に基づき、内視鏡装置 1 が白色光観察モードに切り替えられたことを検出すると、カラーバランス処理部 41 から出力される画像データに含まれる RC、GC 及び BC の各色成分を表示装置 5 の R、G 及び B の各色チャンネルに割り当て、さらに、当該各色チャンネルに割り当てられた画像データに対し、ノイズ補正、ガンマ補正、及び、エッジ強調等の処理を施して D/A 変換部 43 へ出力する。

40

【0056】

そして、表示装置 5 は、D/A 変換部 43 を経て出力された映像信号に応じた被写体の画像を表示する。

【0057】

すなわち、以上に述べたような動作等が白色光観察モードにおいて行われることにより、白色光観察モードに対応した観察画像（カラー画像）が表示装置 5 に表示される。

【0058】

50

続いて、内視鏡装置 1 の観察モードが蛍光観察モードに切り替えられた場合に行われる動作等について説明する。なお、以降においては、蛍光観察モードによる観察対象部位 101 の観察が開始される前に、癌等の病変組織に集積する蛍光プローブ（蛍光物質）として、赤色域の励起波長を具備し、かつ、G 光の波長帯域と重複しない近赤外域（例えば 700 nm 近辺）の蛍光波長を具備する蛍光プローブ（蛍光物質）が予め被検者（観察対象部位 101）に投与されているものとして説明を進める。

【0059】

ユーザは、表示装置 5 に表示される白色光観察モードの観察画像を見ながらスコープ 2 の挿入操作を行うことにより、被検体内における所望の観察対象部位 101 の近傍にスコープ 2 の先端部を配置させる。そして、このような状態において、ユーザ等は、モード切替スイッチ 26 を操作することにより、内視鏡装置 1 の観察モードを蛍光観察モードに切り替える指示を行う。

10

【0060】

モード切替制御部 45 は、モード切替スイッチ 26 において、内視鏡装置 1 の観察モードを蛍光観察モードに切り替える旨の指示がなされたことを検出すると、蛍光観察モードに応じた動作を行わせるためのモード切替信号をフィルタ切替制御部 34、画像処理部 42、調光部 44、及び、撮像素子駆動部 46 の各部に対して出力する。

【0061】

LED 駆動部 32 は、調光部 44 から出力される調光信号に基づき、LED 光源部 31 の LED 31c を消光させるとともに、LED 31a 及び LED 31b を同時に発光させるための調光信号を LED 駆動部 32 へ出力する。

20

【0062】

そして、このような LED 駆動部 32 の動作により、蛍光観察モードにおいては、光源装置 3 から供給された R 光及び G 光の波長帯域を具備する照明光がライトガイド 6 及び照明光学系 21 を経て観察対象部位 101 へ出射される。

【0063】

ここで、赤色域の励起波長を具備する蛍光プローブが被検者（観察対象部位 101）に投与されていることに起因し、照明光学系 21 から出射された R 光が励起光として作用するとともに、照明光学系 21 から出射された G 光が参照光として作用する。そのため、蛍光観察モードにおいては、近赤外域の波長帯域を具備する蛍光である FL 光と、G 光の波長帯域を具備する反射光である REF 光と、の混合光が観察対象部位 101 からの戻り光として対物光学系 22 に入射される（図 5 参照）。図 5 は、蛍光観察モードにおいてスコープに入射される戻り光の波長帯域の一例を示す図である。

30

【0064】

すなわち、本実施例においては、参照光（G 光）の波長帯域が励起光（R 光）の波長帯域に比べて短波長側になるように設定されている。さらに、本実施例においては、図 2 に例示したような光学特性の R フィルタ、G フィルタ、及び、B フィルタを具備するカラーフィルタ 23a を撮像素子 23 の撮像面に設けることにより、戻り光に含まれる FL 光の像の検出感度が最大となる画素と、戻り光に含まれる REF 光の像の検出感度が最大となる画素と、を相互に異ならせるようにしている。

40

【0065】

なお、本実施例によれば、G 光を参照光として用いるように構成したものに限らず、例えば、B 光を参照光として用いるように構成してもよく、または、G 光及び B 光の混合光を参照光として用いるように構成してもよい。そして、B 光を含むような参照光を用いた場合においては、G 光のみからなる参照光を用いた場合に比べ、観察対象部位 101 の表層に存在する毛細血管等を視認し易い観察画像を生成することができる。

【0066】

一方、フィルタ切替装置 24 は、フィルタ切替制御部 34 から出力されるフィルタ切替信号に基づき、対物光学系 22 とカラーフィルタ 23a との間の光路上に励起光カットフィルタ 24a を介挿させるように動作する。

50

【 0 0 6 7 】

そして、このようなフィルタ切替装置 2 4 の動作により、蛍光観察モードにおいては、励起光カットフィルタ 2 4 a 及びカラーフィルタ 2 3 a の R フィルタを通過した光と、励起光カットフィルタ 2 4 a 及びカラーフィルタ 2 3 a の G フィルタを通過した光と、が撮像素子 2 3 の撮像面で受光され、さらに、当該受光した各光を撮像して得た撮像信号が撮像素子 2 3 から出力される。

【 0 0 6 8 】

A / D 変換部 2 5 は、撮像素子 2 3 から出力されるアナログの撮像信号を、デジタルの画像データに変換してプロセッサ 4 のカラーバランス処理部 4 1 へ出力する。そして、このような A / D 変換部 2 5 の処理により、撮像素子 2 3 の撮像面で受光された F L 光及び R E F 光の強度に応じた赤色成分 R D と、緑色成分 G D と、青色成分 B D と、を含む画像データが生成される。

10

【 0 0 6 9 】

すなわち、本実施例の撮像部に相当する撮像素子 2 3 及び A / D 変換部 2 5 は、蛍光観察モードにおいて、励起光カットフィルタ 2 4 a とカラーフィルタ 2 3 a の R フィルタとを経て受光される光の強度、及び、励起光カットフィルタ 2 4 a とカラーフィルタ 2 3 a の G フィルタとを経て受光される光の強度に応じた各色成分を含む画像を生成する。

【 0 0 7 0 】

カラーバランス処理部 4 1 は、A / D 変換部 2 5 から出力される画像データに対し、当該画像データに含まれる赤色成分 R D、緑色成分 G D 及び青色成分 B D の間の信号強度のバランスを調整するための処理を施して画像処理部 4 2 へ出力する。

20

【 0 0 7 1 】

画像処理部 4 2 は、モード切替制御部 4 5 から出力されるモード切替信号に基づき、内視鏡装置 1 が蛍光観察モードに切り替えられたことを検出すると、信号変換部 4 2 a 及びマトリクス変換部 4 2 b による処理を行うように動作する。

【 0 0 7 2 】

信号変換部 4 2 a は、カラーバランス処理部 4 1 から出力される画像データに含まれる赤色成分 R D、緑色成分 G D 及び青色成分 B D を、輝度成分 Y と、色差成分 C r 及び C b と、に変換する処理を行う。

【 0 0 7 3 】

マトリクス変換部 4 2 b は、信号変換部 4 2 a の処理結果として得られた輝度成分 Y と、色差成分 C r 及び C b とに対し、スコープ 2 の記憶部 2 7 から出力されるマトリクスを適用する。

30

【 0 0 7 4 】

ところで、カラーフィルタ 2 3 a の R フィルタ、G フィルタ及び B フィルタは、それぞれ可視域から近赤外域にかけての広い帯域に透過特性を有している。そのため、本実施例の蛍光観察モード時にカラーバランス処理部 4 1 から出力される画像データに含まれる赤色成分 R D には、カラーフィルタ 2 3 a の R フィルタを経て受光された F L 光の波長成分に基づく成分と、カラーフィルタ 2 3 a の R フィルタを経て受光された R E F 光の波長成分に基づく成分と、が混在している。また、本実施例の蛍光観察モード時にカラーバランス処理部 4 1 から出力される画像データに含まれる緑色成分 G D には、カラーフィルタ 2 3 a の G フィルタを経て受光された F L 光の波長成分に基づく成分と、カラーフィルタ 2 3 a の G フィルタを経て受光された R E F 光の波長成分に基づく成分と、が混在している。そのため、もし仮に、赤色成分 R D をそのまま表示装置 5 の R チャンネルに割り当て、かつ、緑色成分 G D をそのまま表示装置 5 の G チャンネルに割り当てた場合、本来意図した色調の観察画像が表示されない場合がある、という問題点が生じる。

40

【 0 0 7 5 】

そして、本実施例によれば、前述のような問題点を解消するための処理として、表示装置 5 の R、G 及び B チャンネルに色成分を割り当てる前に、カラーフィルタ 2 3 a の R フィルタを経て受光された F L 光の波長成分に基づく赤色成分のみを含む画像データと、カラ

50

ーフィルタ23aのGフィルタを経て受光されたREF光の波長成分に基づく緑色成分のみを含む画像データと、をそれぞれ得るような処理が信号変換部42a及びマトリクス変換部42bにおいて行われる。このような処理に用いられるマトリクスの算出方法等について、以下に詳しく説明する。

【0076】

まず、観察対象部位101の蛍光観察の際に使用されるものと同じ蛍光プローブが投与された生体組織に対してR光及びG光が同時に射出され、励起光カットフィルタ24aとカラーフィルタ23aとを経て撮像素子23の撮像面でFL光及びREF光が受光され、さらに、当該受光されたFL光及びREF光に応じた画像データ I_{RGB} がA/D変換部25により生成されるような場合において、当該画像データ I_{RGB} に含まれる赤色成分RD、緑色成分GD及び青色成分BDの強度に対応するマトリクスを以下の数式(1)のように定める。なお、以下の数式(1)において、 R_{FL} はカラーフィルタ23aのRフィルタを経て受光されたFL光の波長成分に基づく赤色成分の強度を表し、 G_{FL} はカラーフィルタ23aのGフィルタを経て受光されたFL光の波長成分に基づく緑色成分の強度を表し、 B_{FL} はカラーフィルタ23aのBフィルタを経て受光されたFL光の波長成分に基づく青色成分の強度を表し、 R_{REF} はカラーフィルタ23aのRフィルタを経て受光されたREF光の波長成分に基づく赤色成分の強度を表し、 G_{REF} はカラーフィルタ23aのGフィルタを経て受光されたREF光の波長成分に基づく緑色成分の強度を表し、 B_{REF} はカラーフィルタ23aのBフィルタを経て受光されたREF光の波長成分に基づく青色成分の強度を表すものとする。

【0077】

$$I_{RGB} = \begin{pmatrix} R_{FL} & R_{REF} \\ G_{FL} & G_{REF} \\ B_{FL} & B_{REF} \end{pmatrix} \cdot \cdot \cdot (1)$$

上記の数式(1)により表される画像データ I_{RGB} は、信号変換部42aの処理により、以下の数式(2)として表されるような輝度色差成分を具備する画像データ I_{YC} に変換される。なお、以下の数式(2)において、 Y_{FL} はFL光の波長成分における輝度成分の大きさを表し、 Cr_{FL} 及び Cb_{FL} はFL光の波長成分における色差成分の大きさをそれぞれ表し、 Y_{REF} はREF光の波長成分における輝度成分の大きさを表し、 Cr_{REF} 及び Cb_{REF} はREF光の波長成分における色差成分の大きさをそれぞれ表すものとする。

【0078】

$$I_{YC} = \begin{pmatrix} Y_{FL} & Y_{REF} \\ Cr_{FL} & Cr_{REF} \\ Cb_{FL} & Cb_{REF} \end{pmatrix} \cdot \cdot \cdot (2)$$

ここで、カラーバランス処理部41から出力される画像データに含まれる各色成分から、相互に独立した2つの色成分の画像データを分離するためのマトリクスをMATとし、さらに、マトリクス変換部42bの処理結果として得られるように企図された各色成分の画像データを示すマトリクスSとした場合、マトリクス変換部42bにおいて行われる色

成分の分離に係る処理を、以下の数式(3)及び(4)のように表すことができる。

【0079】

$$S = MAT \cdot I_{YC} \quad \dots (3)$$

$$S = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \dots (4)$$

10

そして、上記の数式(3)及び(4)に基づく以下の数式(5)の演算を行うことにより、2行3列のマトリクスMATを求めることができる。なお、以下の数式(5)において、 I_{YC}^+ は I_{YC} の擬似逆行列を表すものとする。また、(4)のマトリクスSにおいて、1行目は赤色成分の出力を表し、2行目は緑色成分の出力を表し、1列目はFL光の信号成分の出力を表し、2列目はREF光の信号成分の出力を表すものとする。

【0080】

$$MAT = S \cdot I_{YC}^+ = \begin{pmatrix} M11 & M12 & M13 \\ M21 & M22 & M23 \end{pmatrix} \quad \dots (5)$$

20

上記の数式(5)の演算を経て求められるマトリクスMATを用いた処理によれば、カラーバランス処理部41から出力される画像データに含まれる各色成分から、励起光カットフィルタ24a及びカラーフィルタ23aのRフィルタを経て受光されたFL光の波長成分に基づく赤色成分FLRDのみを含む画像データを分離することができる。

【0081】

30

また、上記の数式(5)の演算を経て求められるマトリクスMATを用いた処理によれば、カラーバランス処理部41から出力される画像データに含まれる各色成分から、励起光カットフィルタ24a及びカラーフィルタ23aのGフィルタを経て受光されたREF光の波長成分に基づく緑色成分REFGDのみを含む画像データを分離することができる。

【0082】

ところで、上記の数式(5)の演算を経て求められるマトリクスMATを用いた処理によれば、前述の赤色成分FLRD及び緑色成分REFGDの画像データをそれぞれ得ることができる一方で、青色成分の画像データを得ることができない。そのため、本実施例においては、前述の緑色成分REFGDの画像データと同じ強度を具備する青色成分REFBDの画像データを得ることができるように係数が設定された、以下の数式(6)として表されるような3行3列のマトリクスMATAがスコープ2の記憶部27に格納されている。なお、以下の数式(6)における係数M11、M12、M13、M21、M22、及び、M23は、上記の数式(5)の演算を経て求められる2行3列のマトリクスMATに含まれる各係数と同じ値であるとする。

40

【0083】

$$MATA = \begin{pmatrix} M11 & M12 & M13 \\ M21 & M22 & M23 \\ M21 & M22 & M23 \end{pmatrix} \cdot \cdot \cdot \quad (6)$$

すなわち、スコープ 2 の記憶部 27 には、蛍光観察モード時に（撮像素子 23 及び A/D 変換部 25 により）生成される画像データ I_{RGB} に含まれる各色成分の強度に応じて予め算出された、上記数式（6）として表されるような画像分離用のマトリクス MATA が格納されている。 10

【0084】

そして、マトリクス変換部 42b は、信号変換部 42a の処理結果として得られた輝度成分 Y と、色差成分 Cr 及び Cb とに対し、記憶部 27 から出力される画像分離用のマトリクス MATA を適用して演算を行うことにより、以下の数式（7）として表されるような、係数 M11、M12 及び M13 に応じた強度を具備する赤色成分 FLRD の画像データと、係数 M21、M22 及び M23 に応じた強度を具備する緑色成分 REFGD の画像データと、係数 M21、M22 及び M23 に応じた強度を具備する青色成分 REFBD の画像データと、を取得する。 20

【0085】

$$\begin{pmatrix} FLRD \\ REFGD \\ REFBD \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} M11 \cdot Y + M12 \cdot Cr + M13 \cdot Cb \\ M21 \cdot Y + M22 \cdot Cr + M23 \cdot Cb \\ M21 \cdot Y + M22 \cdot Cr + M23 \cdot Cb \end{pmatrix} \cdot \cdot \cdot \quad (7)$$

また、マトリクス変換部 42b は、赤色成分 FLRD の画像データを表示装置 5 の R チャンネルに割り当て、緑色成分 REFGD の画像データを表示装置 5 の G チャンネルに割り当て、青色成分 REFBD の画像データを表示装置 5 の B チャンネルに割り当てる。 30

【0086】

その後、画像処理部 42 は、マトリクス変換部 42b の処理により表示装置 5 の R、G 及び B の各色チャンネルに割り当てられた画像データに対し、ノイズ補正、ガンマ補正、及び、エッジ強調等の処理を施して D/A 変換部 43 へ出力する。

【0087】

そして、表示装置 5 は、D/A 変換部 43 を経て出力された映像信号に応じた被写体の画像を表示する。 40

【0088】

すなわち、以上に述べたような動作等が蛍光観察モードにおいて行われることにより、蛍光観察モードに対応した観察画像（擬似カラー画像）が表示装置 5 に表示される。

【0089】

なお、本実施例によれば、各スコープ 2 毎に固有のマトリクス MATA が記憶部 27 に格納されているものに限らず、例えば、スコープ 2 の種類等を特定可能な ID 情報が記憶部 27 に格納されていてもよい。そして、このような記憶部 27 の構成に応じ、例えば、図示しないメモリ等に予め格納された複数のマトリクス MATA の中から、記憶部 27 から出力される ID 情報に応じた 1 つのマトリクス MATA を選択できるような構成をマトリクス変換部 42b が具備していてもよい。 50

【0090】

また、前述のマトリクスMATAの算出方法及びマトリクス変換部42bの処理は、RGBのフィルタを市松状に配置した(原色の)カラーフィルタ23aを撮像素子23の撮像面に取り付けたものに限らず、例えば、所定の光学特性をそれぞれ具備する複数のMg(マゼンタ)フィルタ、Cy(シアン)フィルタ、Ye(イエロー)フィルタ及びGフィルタを、撮像素子23の各画素に対応する位置に市松状に配置した補色のカラーフィルタを撮像素子23の撮像面に取り付けたものに対しても略同様に適用できる。具体的には、例えば、カラーバランス処理部41から出力される画像データに含まれる、Mg+Cy、G+Ye、Mg+Ye、及び、G+Cyの各色成分を、輝度成分Yと、色差成分Cr及びCbと、に変換する処理を行うことにより、補色のカラーフィルタを撮像素子23の撮像面に取り付けた場合であっても、前述のマトリクスMATAの算出方法及びマトリクス変換部42bの処理を適用できる。

10

【0091】

また、本実施例によれば、前述のマトリクスMATAの元となるマトリクスMATの算出に用いる画像データ I_{RGB} または I_{YC} の各成分に相当する実測値を得る際に、例えば、励起光カットフィルタ24aの光学特性、光源装置3から出射されるR光及びG光の波長帯域、及び、蛍光プローブ(蛍光物質)の蛍光波長をそれぞれ適宜調整し、撮像可能な明るさにおいて可能な限り狭帯域化されたFL光の像及びREF光の像が撮像されるように各部を構成(設定)することにより、マトリクスMAT及びMATAに含まれる各係数(M11、M12、M13、M21、M22、及び、M23)の値を最適化することができる。

20

【0092】

以上に述べたように、本実施例によれば、従来に比べて安価かつ汎用性の高い構成により蛍光観察を実施することができるとともに、蛍光観察時における観察画像を本来意図した色調で生成(表示)することができる。

【0093】

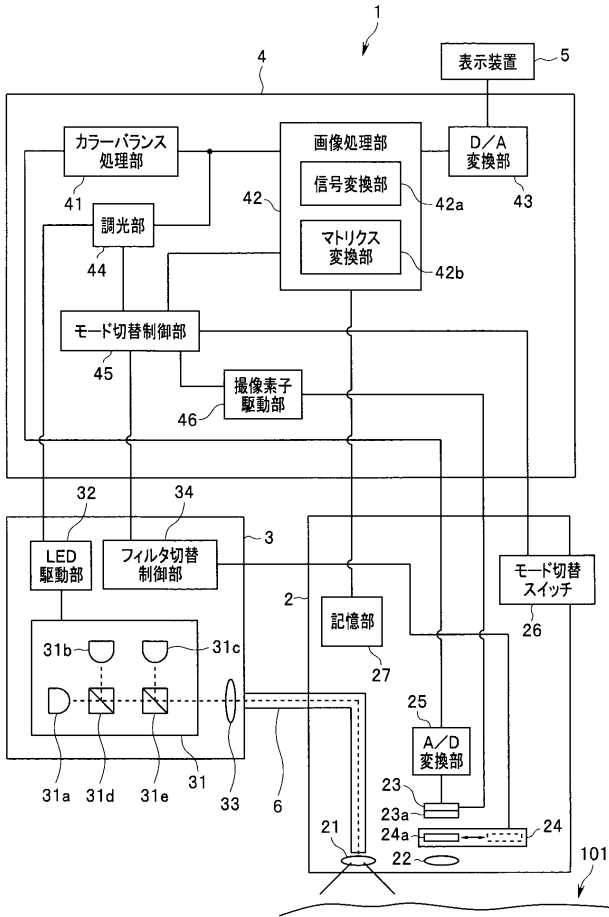
なお、本発明は、上述した各実施例に限定されるものではなく、発明の趣旨を逸脱しない範囲内において種々の変更や応用が可能であることは勿論である。

【0094】

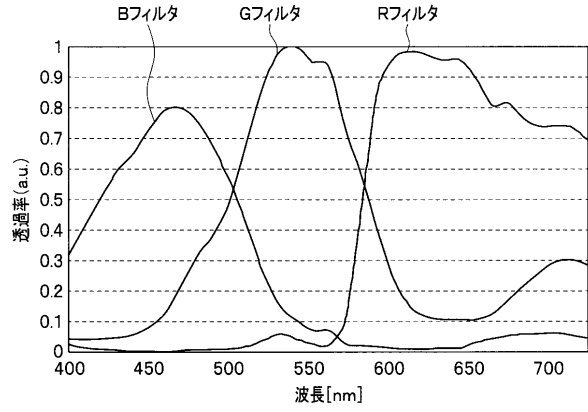
本出願は、2011年12月7日に日本国に出願された特願2011-268190号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

30

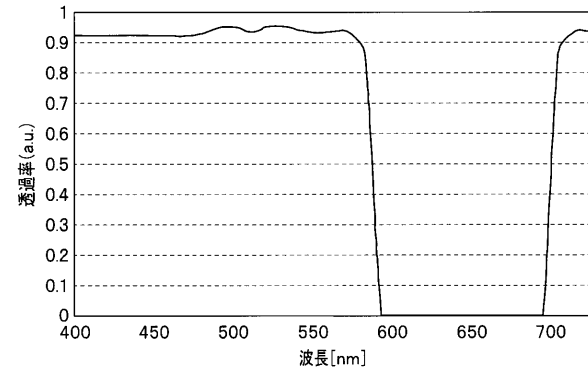
【 図 1 】



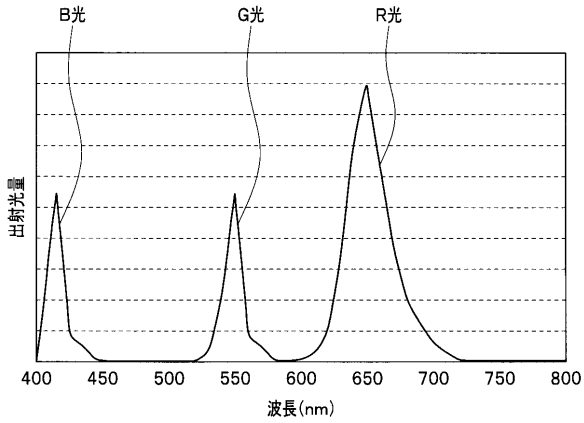
【 図 2 】



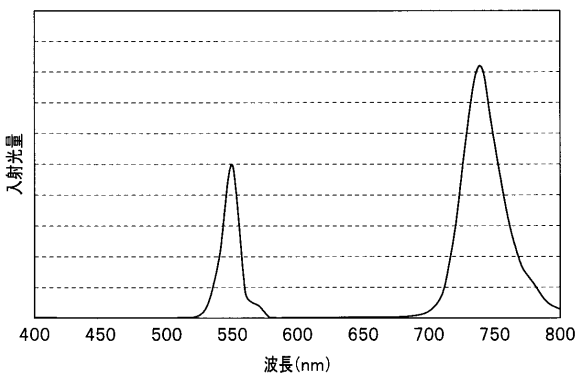
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



【手続補正書】

【提出日】平成25年6月11日(2013.6.11)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0007

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0007】

本発明の一態様の内視鏡装置は、赤色域の波長帯域の光により励起され前記赤色域よりも長波長側の波長帯域の蛍光を発生する蛍光物質を含む観察対象部位の画像を生成するための内視鏡装置において、前記赤色域の波長帯域及び赤色域よりも長波長側の波長帯域に対応する撮像信号を生成する画素と、前記赤色域の波長帯域より短波長側の波長帯域に対応する撮像信号を生成する画素とを具備する撮像部と、前記蛍光物質を励起し前記蛍光を発生させるための前記赤色域の波長帯域の励起光と、前記観察対象部位から反射光を発生させるための前記赤色域の波長帯域より短波長側に設定された波長帯域の参照光と、を前記観察対象部位に出射するように構成されている光源部と、前記撮像部において生成された撮像信号から、前記蛍光の受光によって生じる信号成分を分離した第1の画像と、前記反射光の受光によって生じる信号成分を分離した第2の画像と、をそれぞれ取得するための処理を行うように構成されている画像処理部と、を有する。

【手続補正2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

赤色域の波長帯域の光により励起され前記赤色域よりも長波長側の波長帯域の蛍光を発生する蛍光物質を含む観察対象部位の画像を生成するための内視鏡装置において、

前記赤色域の波長帯域及び赤色域よりも長波長側の波長帯域に対応する撮像信号を生成する画素と、前記赤色域の波長帯域より短波長側の波長帯域に対応する撮像信号を生成する画素とを具備する撮像部と、

前記蛍光物質を励起し前記蛍光を発生させるための前記赤色域の波長帯域の励起光と、前記観察対象部位から反射光を発生させるための前記赤色域の波長帯域より短波長側に設定された波長帯域の参照光と、を前記観察対象部位に出射するように構成されている光源部と、

前記撮像部において生成された撮像信号から、前記蛍光の受光によって生じる信号成分を分離した第1の画像と、前記反射光の受光によって生じる信号成分を分離した第2の画像と、をそれぞれ取得するための処理を行うように構成されている画像処理部と、

を有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】

前記観察対象部位から前記撮像部に至る光路上に挿脱可能であり、前記赤色域の波長帯域の光を遮断するとともに、前記赤色域以外の波長帯域の光を略透過させる光学特性を具備して構成されている励起光カットフィルタ部と、

白色光観察モードと蛍光観察モードとを切替える観察モード切替部と、

前記観察モード切替部により前記白色光観察モードに切替えられた場合に、前記励起光カットフィルタを前記光路上から退避させ、前記蛍光観察モードに切替えられた場合に、前記励起光カットフィルタを前記光路上に介挿させるフィルタ切替部と、

をさらに有することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項3】

前記撮像部は、前記赤色域の波長帯域及び赤色域よりも長波長側の波長帯域に対応する

撮像信号を生成する画素と、緑色域の波長帯域に対応する撮像信号を生成する画素と、前記緑色域に対応する撮像信号を生成する画素とを有し、

前記光源部は、前記赤色域の波長帯域を有する励起光と、前記青色域及び前記緑色域の波長帯域のうち一方の波長帯域を有する参照光と、前記青色域及び前記緑色域の波長帯域のうち他方の波長帯域を有する光と、を前記観察対象部位に出射するように構成されており、

前記観察モード切替部により前記白色光観察モードに切替えられた場合に、前記励起光と前記参照光と前記他方の波長帯域を有する光とを同時に前記観察対象部位に出射するように前記光源部を制御し、前記観察モード切替部により前記蛍光観察モードに切替えられた場合に、前記励起光と前記参照光とを同時に前記観察対象部位に出射するように前記光源部を制御する調光部をさらに有する

ことを特徴とする請求項2に記載の内視鏡装置。

【請求項4】

前記蛍光物質を含む前記観察対象部位に対して前記励起光及び前記参照光が同時に射出された際に前記撮像部により生成される画像に含まれる各色成分の強度に応じて予め算出された、画像分離用のマトリクスが格納されている記憶部をさらに有し、

前記画像処理部は、前記撮像部により生成された画像に含まれる各色成分を輝度成分及び色差成分に変換し、さらに、前記記憶部に格納された前記画像分離用のマトリクスを前記輝度成分及び前記色差成分に適用して演算を行うことにより、前記第1の画像及び前記第2の画像を取得する

ことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【手続補正書】

【提出日】平成25年11月11日(2013.11.11)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

赤色域の波長帯域の光により励起され前記赤色域よりも長波長側の波長帯域の蛍光を発する蛍光物質を含む観察対象部位の画像を生成するための内視鏡装置において、

前記赤色域の波長帯域及び赤色域よりも長波長側の波長帯域に対応する撮像信号を生成する画素と、前記赤色域の波長帯域より短波長側の波長帯域に対応する撮像信号を生成する画素とを具備する撮像部と、

前記蛍光物質を励起し前記蛍光を発生させるための前記赤色域の波長帯域の励起光と、前記観察対象部位から反射光を発生させるための前記赤色域の波長帯域より短波長側に設定された波長帯域の参照光と、を前記観察対象部位に出射するように構成されている光源部と、

前記撮像部において生成された撮像信号から、前記蛍光の受光によって生じる信号成分を分離した第1の画像と、前記反射光の受光によって生じる信号成分を分離した第2の画像と、をそれぞれ取得するための処理を行うように構成されている画像処理部と、

を有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】

前記観察対象部位から前記撮像部に至る光路上に挿脱可能であり、前記赤色域の波長帯域の光を遮断するとともに、前記赤色域以外の波長帯域の光を略透過させる光学特性を具備して構成されている励起光カットフィルタ部と、

白色光観察モードと蛍光観察モードとを切替える観察モード切替部と、

前記観察モード切替部により前記白色光観察モードに切替えられた場合に、前記励起光カットフィルタを前記光路上から退避させ、前記蛍光観察モードに切替えられた場合に、

前記励起光カットフィルタを前記光路上に介挿させるフィルタ切替部と、
をさらに有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記撮像部は、前記赤色域の波長帯域及び赤色域よりも長波長側の波長帯域に対応する撮像信号を生成する画素と、緑色域の波長帯域に対応する撮像信号を生成する画素と、青色域に対応する撮像信号を生成する画素とを有し、

前記光源部は、前記赤色域の波長帯域を有する励起光と、前記青色域及び前記緑色域の波長帯域のうち一方の波長帯域を有する参照光と、前記青色域及び前記緑色域の波長帯域のうち他方の波長帯域を有する光と、を前記観察対象部位に出射するように構成されており、

さらに、前記観察モード切替部により前記白色光観察モードに切替えられた場合に、前記励起光と前記参照光と前記他方の波長帯域を有する光とを同時に前記観察対象部位に出射するように前記光源部を制御し、前記観察モード切替部により前記蛍光観察モードに切替えられた場合に、前記励起光と前記参照光とを同時に前記観察対象部に出射するように前記光源部を制御する調光部と、

を有することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記蛍光物質を含む前記観察対象部位に対して前記励起光及び前記参照光が同時に射出された際に前記撮像部により生成される画像に含まれる各色成分の強度に応じて予め算出された、画像分離用のマトリクスが格納されている記憶部をさらに有し、

前記画像処理部は、前記撮像部により生成された画像に含まれる各色成分を輝度成分及び色差成分に変換し、さらに、前記記憶部に格納された前記画像分離用のマトリクスを前記輝度成分及び前記色差成分に適用して演算を行うことにより、前記第 1 の画像及び前記第 2 の画像を取得する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2012/074566
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00, A61B1/04 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2012 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2012 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2012 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 10-201707 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 04 August 1998 (04.08.1998), paragraphs [0015], [0057] to [0071] & US 6293911 B1 & US 6692429 B1 & US 2004/0186351 A1	1 2, 3
A	JP 2011-177436 A (Olympus Corp.), 15 September 2011 (15.09.2011), entire text; all drawings (Family: none)	1-3
A	JP 2010-68925 A (Fujinon Corp.), 02 April 2010 (02.04.2010), entire text; all drawings & US 2010/0067002 A1 & EP 2165643 A1 & CN 101708120 A & AT 553692 T	1-3
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 28 November, 2012 (28.11.12)		Date of mailing of the international search report 11 December, 2012 (11.12.12)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 7 4 5 6 6									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00, A61B1/04											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2012年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2012年	日本国実用新案登録公報	1996-2012年	日本国登録実用新案公報	1994-2012年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2012年										
日本国実用新案登録公報	1996-2012年										
日本国登録実用新案公報	1994-2012年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
X A	JP 10-201707 A (オリンパス光学工業株式会社) 1998.08.04, 段落【0015】、【0057】～【0071】 & US 6293911 B1 & US 6692429 B1 & US 2004/0186351 A1	1 2, 3									
A	JP 2011-177436 A (オリンパス株式会社) 2011.09.15, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-3									
A	JP 2010-68925 A (フジノン株式会社) 2010.04.02, 全文, 全図 & US 2010/0067002 A1 & EP 2165643 A1 & CN 101708120 A & AT 553692 T	1-3									
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの									
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの									
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 28.11.2012		国際調査報告の発送日 11.12.2012									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 井上 香緒梨	2Q 3614								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JPWO2013084566A1	公开(公告)日	2015-04-27
申请号	JP2013526267	申请日	2012-09-25
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	武井俊二		
发明人	武井 俊二		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00186 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/063 A61B5/0071 A61B5/0084 A61B2576/00		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 A61B1/06.A G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/HH51 4C161/NN01 4C161/QQ04 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR17 4C161/WW17		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2011268190 2011-12-07 JP		
其他公开文献	JP5439630B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜装置是将第一波长带的激发光发射到已经对其施用荧光物质的生物组织的光源单元，第二波长带的参考光，以及阻挡该激发光的激发光。滤光器部件，在包括从荧光物质发出的荧光的波长带的第三波长带中具有相对高的透射率的第一滤光器，以及在第二波长带中具有相对高的透射率第二滤光器。包括滤光器的滤色器部分和成像部分，当将激发光和参考光同时发射到已施用荧光物质的活体组织时，成像部分根据接收到的返回光的强度生成图像，从图像中包括的每个颜色成分中，分别分离出由于接收荧光导致的信号成分而获得的第一图像和通过分离由于参考光的接收而导致的信号成分而获得第二图像，图像处理单元，有。

