

(19) **日本国特許庁(JP)**

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2013/164962

発行日 平成27年12月24日 (2015.12.24)

(43) 国際公開日 平成25年11月7日(2013.11.7)

(51) Int.Cl.

A61B 1/04 (2006.01)

F I

A61B 1/04 370

テーマコード (参考)

4 C 1 6 1

審查請求 有 予備審查請求 未請求 (全 41 頁)

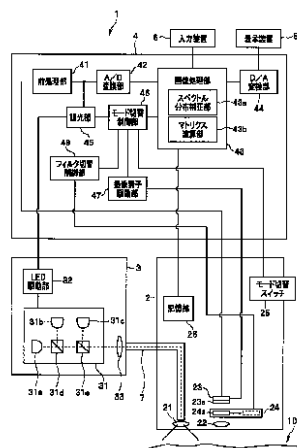
出願番号	特願2013-533799 (P2013-533799)	(71) 出願人	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4 3番2号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2013/061893	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(22) 国際出願日	平成25年4月23日 (2013. 4. 23)	(74) 代理人	100101661 弁理士 長谷川 靖
(11) 特許番号	特許第5498626号 (P5498626)	(74) 代理人	100135932 弁理士 篠浦 治
(45) 特許公報発行日	平成26年5月21日 (2014. 5. 21)	(72) 発明者	武井 俊二 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4 3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2012-104831 (P2012-104831)	(72) 発明者	道口 信行 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4 3番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(32) 優先日	平成24年5月1日 (2012. 5. 1)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

内視鏡装置は、被写体に対する照明光の照射に伴って発生する複数の波長帯域成分を含む戻り光を、各色成分毎に異なる分光感度で受光して撮像する撮像部と、撮像部が前記戻り光を撮像することにより得られる被写体の画像に含まれる各色成分毎の分光スペクトル分布に対して補正処理を施す補正処理部と、補正処理の結果に基づき、被写体の画像を戻り光に含まれる各波長帯域成分毎に分離する処理を行う画像分離処理部と、を有する。



- 5 Display device
- 8 Input device
- 26 Mode change switch
- 26 Storage unit
- 32 LED drive unit
- 41 Pre-processing unit
- 42 A/D transform unit
- 43 Image processing unit
- 43a Spectral distribution correction unit
- 43b Matrix computation unit
- 44 D/A transform unit
- 45 Light modulation unit
- 46 Mode change control unit
- 47 Image capture element drive unit
- 48 Filter charge control unit

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被写体に対する照明光の照射に伴って発生する複数の波長帯域成分を含む戻り光を、各色成分毎に異なる分光感度で受光して撮像する撮像部と、

前記撮像部が前記戻り光を撮像することにより得られる前記被写体の画像に含まれる各色成分毎の分光スペクトル分布に対して補正処理を施す補正処理部と、

前記補正処理の結果に基づき、前記被写体の画像を前記戻り光に含まれる各波長帯域成分毎に分離する処理を行う画像分離処理部と、

を有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

10

前記補正処理部は、前記戻り光に含まれる前記複数の波長帯域成分のスペクトル分布を示す情報と、前記撮像部の分光感度特性を示す情報と、に基づき、前記被写体の画像に含まれる各色成分毎のスペクトル分布を取得し、さらに、前記補正処理に用いる補正パラメータを、前記取得した各色成分毎のスペクトル分布が互いに相似な形状になるように設定する

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】

前記戻り光に含まれる前記複数の色成分のスペクトル分布を示す情報と、前記撮像部の分光感度特性を示す情報と、が格納された記憶部をさらに有し、

前記補正処理部は、前記記憶部から出力される各情報に基づき、前記補正処理に用いる補正パラメータを設定する

20

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記戻り光には、前記被写体としての生体組織に予め投与された蛍光物質が前記照明光により励起された際に発せられる蛍光に応じた一の波長帯域成分と、前記生体組織における前記照明光の反射により生じる反射光に応じた前記一の波長帯域成分とは異なる他の波長帯域成分と、が含まれている

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記生体組織に投与される蛍光物質に関する情報と、前記撮像部に含まれる撮像素子の種別を識別可能な情報と、が格納された記憶部をさらに有し、

30

前記補正処理部は、前記記憶部から出力される各情報に基づき、前記補正処理に用いる補正パラメータを設定する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記生体組織に投与される蛍光物質に関する情報を入力可能な情報入力部と、前記撮像部に含まれる撮像素子の種別を識別可能な情報が格納された記憶部と、をさらに有し、

前記補正処理部は、前記情報入力部において入力された情報と、前記記憶部から出力される情報と、に基づき、予め算出された複数の補正パラメータの中から、前記補正処理に用いる補正パラメータを取得する

40

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記撮像部は、前記戻り光に含まれる波長帯域成分の数よりも多い複数の色成分毎に異なる分光感度を具備するように形成されたカラーフィルタと、前記カラーフィルタが撮像面に取り付けられた撮像素子と、を有して構成されている

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記戻り光には、前記被写体としての生体組織の表層に存在する毛細血管を観察可能な波長帯域成分と、前記生体組織の表層よりも深い位置である中層に存在する血管を観察可能な波長帯域成分と、が含まれている

50

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記戻り光には、前記被写体としての生体組織の中層に存在する血管を観察可能な波長帯域成分と、前記生体組織の中層よりも深い位置である深層に存在する血管を観察可能な波長帯域成分と、が含まれている

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、複数の波長帯域成分を含む光を撮像する内視鏡装置に関するものである。

10

【背景技術】

【0002】

医療分野における内視鏡装置は、被検者の体腔内の観察等の用途において従来用いられている。具体的には、医療分野における内視鏡装置は、例えば、体腔内の被観察部位へ照射される照明光を供給する光源装置、体腔内の被観察部位への照明光の照射に伴って発生する戻り光を撮像する内視鏡、及び、内視鏡により撮像された戻り光に基づいて被観察部位の画像を生成する画像処理装置を具備して構成されている。

【0003】

また、前述のような構成を具備する内視鏡装置の多くにおいては、面順次式または同時式のいずれかの撮像方式が採用されている。

20

【0004】

具体的には、前述の面順次式の撮像方式は、例えば、複数の波長帯域成分を具備する照明光を時分割することにより得られる面順次光が被観察部位へ照射された際に発生する戻り光を、カラーフィルタが撮像面に設けられていない撮像素子により撮像するような構成により実現され得る。

【0005】

また、前述の同時式の撮像方式は、例えば、複数の波長帯域成分を具備する照明光が被観察部位へ照射された際に発生する戻り光を、所定の分光感度特性をそれぞれ具備する複数の微小なフィルタを所定の配列で配置したカラーフィルタが撮像面に設けられた撮像素子により撮像するような構成により実現され得る。

30

【0006】

そして、例えば日本国特開 2008 - 036035 号公報には、前述の同時式の撮像方式を採用して構成された内視鏡装置が開示されている。

【0007】

ところで、前述のカラーフィルタに含まれる各フィルタは、一般的に、所定の色成分の光のみならず、可視域から近赤外域にかけての広い帯域の光を透過させるような分光感度特性を具備するように構成されている。

【0008】

具体的には、例えば、一般的なベイア配列の RGB カラーフィルタに含まれる R フィルタは、赤色の光のみならず、青色の光及び緑色の光の一部を透過させるような分光感度特性を具備するように構成されている。そのため、前述の R フィルタを透過した光を撮像した場合においては、赤色の単色画像ではなく、赤色及び赤色以外の他の色成分を含む混色画像が生成されてしまう。

40

【0009】

すなわち、前述の同時式の撮像方式においては、前述のカラーフィルタに含まれる各フィルタの分光感度特性に起因し、複数の色成分を含む画像を相互に独立した各波長帯域成分毎の画像として分離できない、という課題がある。

【0010】

一方、日本国特開 2008 - 036035 号公報によれば、前述のカラーフィルタに含

50

まれる各フィルタの分光感度特性に応じた帯域となるように照明光の帯域を制限して照射することにより、前述の課題の解決が試みられている。また、このような照明光の帯域を制限して照射する方法の他に、例えば、前述のように生成された混色画像を各波長帯域成分毎の独立した画像に分離するような画像処理を行うことにより、前述の課題の解決が試みられている。

【 0 0 1 1 】

しかし、以上に述べたような従来の方法によれば、前述のカラーフィルタに含まれる各フィルタの分光感度特性と、前述のカラーフィルタに入射される戻り光の波長帯域と、の組み合わせ次第では、各色成分毎の信号に応じて得られる波長情報が異なることに起因し、仮に前述の画像処理を実施したとしても、前述のように生成された混色画像を各波長帯域成分毎の独立した画像に好適に分離できないような状況が発生し、すなわち、前述の課題の少なくとも一部が未解決のままとなっている。

10

【 0 0 1 2 】

本発明は、前述した事情に鑑みてなされたものであり、同時式の撮像方式により撮像された複数の色成分を含む画像を、相互に独立した各波長帯域成分毎の画像として好適に分離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 】

【 0 0 1 3 】

本発明の一態様の内視鏡装置は、被写体に対する照明光の照射に伴って発生する複数の波長帯域成分を含む戻り光を、各色成分毎に異なる分光感度で受光して撮像する撮像部と、前記撮像部が前記戻り光を撮像することにより得られる前記被写体の画像に含まれる各色成分毎の分光スペクトル分布に対して補正処理を施す補正処理部と、前記補正処理の結果に基づき、前記被写体の画像を前記戻り光に含まれる各波長帯域成分毎に分離する処理を行う画像分離処理部と、を有する。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 4 】

【 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 】 図 1 の内視鏡装置の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 フィルタの分光感度特性の一例を示す図。

30

【 図 3 】 正規化された赤色成分 R D、緑色成分 G D 及び青色成分 B D のスペクトル分布の例を示す図。

【 図 4 】 図 3 における赤色成分 R D 及び緑色成分 G D のスペクトル分布の形状を、青色成分 B D のスペクトル分布の形状に一致させた場合の例を示す図。

【 図 5 】 スペクトル分布補正機能を具備しないマトリクスを用いて画像分離に係る演算が行われた場合の演算結果として得られるスペクトル分布の一例を示す図。

【 図 6 】 スペクトル分布補正機能を具備するマトリクスを用いて画像分離に係る演算が行われた場合の演算結果として得られるスペクトル分布の一例を示す図。

【 図 7 】 本発明の実施例における第 1 の変形例に係る内視鏡装置の要部の構成を示す図。

【 図 8 】 スペクトル分布補正機能を具備しないマトリクスを用いて画像分離に係る演算が行われた場合の演算結果として得られるスペクトル分布の、図 5 とは異なる例を示す図。

40

【 図 9 】 スペクトル分布補正機能を具備するマトリクスを用いて画像分離に係る演算が行われた場合の演算結果として得られるスペクトル分布の、図 6 とは異なる例を示す図。

【 図 1 0 】 本発明の実施例における第 2 の変形例に係る内視鏡装置の要部の構成を示す図。

【 図 1 1 】 図 1 0 の内視鏡装置のカラーフィルタに設けられた R フィルタ、 G フィルタ、 B フィルタ、及び、 Y e フィルタの分光感度特性の一例を示す図。

【 図 1 2 】 スペクトル分布補正機能を具備しないマトリクスを用いて画像分離に係る演算が行われた場合の演算結果として得られるスペクトル分布の、図 5 及び図 8 とは異なる例を示す図。

50

【図 1 3】スペクトル分布補正機能を具備するマトリクスを用いて画像分離に係る演算が行われた場合の演算結果として得られるスペクトル分布の、図 6 及び図 9 とは異なる例を示す図。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

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。

【0016】

図 1 から図 6 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。

【0017】

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、当該被写体へ出射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、ユーザの操作に応じた情報の入力等をプロセッサ 4 に対して行うことが可能な情報入力部としての機能を備えた入力装置 6 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 7 が挿通されている。

【0018】

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 7 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。

【0019】

また、スコープ 2 は、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 5 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 6 と、を有している。

【0020】

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に応じた撮像信号を生成してプロセッサ 4 へ出力するように構成されている。

【0021】

カラーフィルタ 2 3 a は、所定の分光感度特性（光学特性）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 に示すような分光感度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、図 1 の内視鏡装置の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 フィルタの分光感度特性の一例を示す図である。

【0022】

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な分光感度特性（光学特性）を具備して構成されている（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、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。

【0023】

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

10

20

30

40

50

より相対的に高くなるような分光感度特性（光学特性）を具備して構成されている（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、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 2 4 】

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な分光感度特性（光学特性）を具備して構成されている（図 2 参照）。

【 0 0 2 5 】

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。

10

【 0 0 2 6 】

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。

20

【 0 0 2 7 】

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。具体的には、励起光カットフィルタ 2 4 a は、例えば、後述の N B X 光を遮断する（N B X 光の透過率が略 0 に設定されている）とともに、当該 N B X 光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。

【 0 0 2 8 】

モード切替スイッチ 2 5 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。

30

【 0 0 2 9 】

不揮発性メモリ等により構成される記憶部 2 6 には、後述のマトリクス M A U A を取得するための演算処理に用いられる所定の情報が予め格納されている。また、記憶部 2 6 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、所定の情報をプロセッサ 4 へ出力するように構成されている。なお、記憶部 2 6 に格納される所定の情報の詳細については、後程説明する。

【 0 0 3 0 】

光源装置 3 は、L E D 光源部 3 1 と、L E D 駆動部 3 2 と、L E D 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 7 へ供給する集光光学系 3 3 と、を有している。

40

【 0 0 3 1 】

L E D 光源部 3 1 は、広帯域光である W B 光を発する L E D 3 1 a と、狭帯域光である N B X 光を発する L E D 3 1 b と、狭帯域光である N B R 光を発する L E D 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。

【 0 0 3 2 】

L E D 3 1 a は、例えば、白色 L E D を具備し、白色光を W B 光として発することができるよう構成されている。

【 0 0 3 3 】

L E D 3 1 b は、蛍光プローブ等の所定の蛍光物質の励起波長を含む波長帯域の光を N

50

B X 光として発することができるように構成されている。

【 0 0 3 4 】

L E D 3 1 c は、N B X 光と重複しない波長帯域の光を N B R 光として発することができるように構成されている。

【 0 0 3 5 】

光学素子 3 1 d は、例えばハーフミラー等により構成されており、L E D 3 1 a から発せられた W B 光を光学素子 3 1 e 側へ透過させるとともに、L E D 3 1 b から発せられた N B X 光を光学素子 3 1 e 側へ反射するような光学特性を具備している。

【 0 0 3 6 】

光学素子 3 1 e 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 3 1 d を経て出射された W B 光及び N B X 光を集光光学系 3 3 側へ透過させるとともに、L E D 3 1 c から発せられた N B R 光を集光光学系 3 3 側へ反射するような光学特性を具備している。

10

【 0 0 3 7 】

L E D 駆動部 3 2 は、L E D 光源部 3 1 に設けられた各 L E D 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、L E D 駆動部 3 2 は、プロセッサ 4 から出力される調光信号に基づいて L E D 駆動部 3 2 から L E D 光源部 3 1 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、L E D 光源部 3 1 の各 L E D から発せられる光 (W B 光、N B X 光及び N B R 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、L E D 駆動部 3 2 は、プロセッサ 4 から出力される調光信号に基づき、L E D 光源部 3 1 に設けられた各 L E D 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

【 0 0 3 8 】

プロセッサ 4 は、前処理部 4 1 と、A / D 変換部 4 2 と、画像処理部 4 3 と、D / A 変換部 4 4 と、調光部 4 5 と、モード切替制御部 4 6 と、撮像素子駆動部 4 7 と、フィルタ切替制御部 4 8 と、を有している。

【 0 0 3 9 】

前処理部 4 1 は、スコープ 2 から出力される撮像信号に対して信号増幅及びノイズ除去等の処理を施し、当該処理を施した撮像信号を A / D 変換部 4 2 及び調光部 4 5 へ出力するように構成されている。

30

【 0 0 4 0 】

A / D 変換部 4 2 は、前処理部 4 1 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画像処理部 4 3 へ出力するように構成されている。

【 0 0 4 1 】

画像処理部 4 3 は、A / D 変換部 4 2 から出力される画像データに対し、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。

【 0 0 4 2 】

一方、画像処理部 4 3 は、スペクトル分布補正部 4 3 a 及びマトリクス演算部 4 3 b を有して構成されている。

【 0 0 4 3 】

補正処理部としての機能を備えたスペクトル分布補正部 4 3 a は、スコープ 2 とプロセッサ 4 との接続に伴って記憶部 2 6 から出力される所定の情報に基づいて後述の処理を行うことにより、スペクトル分布補正機能を具備するマトリクス C を取得する。

40

【 0 0 4 4 】

画像分離処理部としての機能を備えたマトリクス演算部 4 3 b は、スコープ 2 とプロセッサ 4 との接続に伴って記憶部 2 6 から出力される所定の情報と、スペクトル分布補正部 4 3 a により取得されたマトリクス C と、に基づいて後述の処理を行うことにより、スペクトル分布補正機能及び画像分離機能を兼ね備えたマトリクス M A U A を取得するための演算処理を行う。また、マトリクス演算部 4 3 b は、蛍光観察モードにおいて画像処理部 4 3 に入力される画像データに対してマトリクス M A U A を適用して演算を行い、さらに

50

、当該演算の結果として得られた各波長帯域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、マトリクス演算部 4 3 b の処理の詳細については、後程説明する。

【0045】

そして、画像処理部 4 3 は、モード切替制御部 4 6 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、マトリクス演算部 4 3 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、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 4 へ出力する。

【0046】

一方、画像処理部 4 3 は、モード切替制御部 4 6 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、A / D 変換部 4 2 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、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 4 へ出力する。すなわち、本実施例の画像処理部 4 3 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、マトリクス M A U A を用いた（マトリクス演算部 4 3 b による）演算処理が行われないように構成されている。

【0047】

D / A 変換部 4 4 は、画像処理部 4 3 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表示装置 5 へ出力するように構成されている。

【0048】

調光部 4 5 は、前処理部 4 1 から出力される撮像信号の明るさに応じた調光信号を出力するように構成されている。具体的には、調光部 4 5 は、モード切替制御部 4 6 から出力されるモード切替信号と、前処理部 4 1 から出力される撮像信号とに基づき、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、L E D 3 1 b 及び L E D 3 1 c を消光させるとともに、L E D 3 1 a を白色光観察モードの観察に適した強度で発光させるための調光信号を L E D 駆動部 3 2 へ出力する。また、調光部 4 5 は、モード切替制御部 4 6 から出力されるモード切替信号と、前処理部 4 1 から出力される撮像信号とに基づき、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、L E D 3 1 a を消光させるとともに、L E D 3 1 b 及び L E D 3 1 c 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 L E D 駆動部 3 2 へ出力する。

【0049】

モード切替制御部 4 6 は、モード切替スイッチ 2 5 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画像処理部 4 3、調光部 4 5、撮像素子駆動部 4 7、及び、フィルタ切替制御部 4 8 の各部に対して出力する。また、モード切替制御部 4 6 は、モード切替スイッチ 2 5 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画像処理部 4 3、調光部 4 5、撮像素子駆動部 4 7 及びフィルタ切替制御部 4 8 の各部に対して出力する。

【0050】

撮像素子駆動部 4 7 は、モード切替制御部 4 6 から出力されるモード切替信号に基づき、現在選択されている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、現在選択されている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撮像素子 2 3 へ出力する。

【0051】

フィルタ切替制御部 4 8 は、モード切替制御部 4 6 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 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 が退

10

20

30

40

50

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 48 は、モード切替制御部 46 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 23 a との間の光路上に励起光カットフィルタ 24 a 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。

【0052】

次に、本実施例の内視鏡装置 1 の作用について説明する。

【0053】

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した後においてモード切替スイッチ 25 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設定する。

10

【0054】

モード切替制御部 46 は、モード切替スイッチ 25 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画像処理部 43、調光部 45、撮像素子駆動部 47、及び、フィルタ切替制御部 48 の各部に対して出力する。

【0055】

LED 駆動部 32 は、調光部 45 から出力される調光信号に基づき、LED 光源部 31 の LED 31 b 及び LED 31 c を消光させるとともに、LED 31 a を白色光観察モードの観察に適した強度で発光させる。

20

【0056】

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 から供給された照明光としての WB 光（白色光）がライトガイド 7 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 WB 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。

【0057】

一方、フィルタ切替装置 24 は、フィルタ切替制御部 48 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 23 a との間の光路上から励起光カットフィルタ 24 a を退避させるように動作する。

【0058】

30

そのため、白色光観察モードにおいては、カラーフィルタ 23 a に入射された WB 光が R 光、G 光及び B 光の 3 つの色成分の光に分光され、当該分光された 3 つの色成分の光が撮像素子 23 の撮像面で受光され、さらに、当該受光された 3 つの色成分の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。

【0059】

前処理部 41 は、スコープ 2 から出力される撮像信号に対して信号増幅及びノイズ除去等の処理を施し、当該処理を施した撮像信号を A/D 変換部 42 へ出力する。

【0060】

A/D 変換部 42 は、前処理部 41 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画像処理部 43 へ出力する。そして、このような A/D 変換部 42 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。

40

【0061】

画像処理部 43 は、モード切替制御部 46 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、A/D 変換部 42 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、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 44 へ出力する。

【0062】

50

そして、表示装置 5 は、D / A 変換部 4 4 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。

【 0 0 6 3 】

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。

【 0 0 6 4 】

一方、ユーザは、蛍光観察モードによる観察対象部位 1 0 1 の観察を開始する前に、癌等の病変組織に集積する蛍光プローブ（蛍光物質）を被検者（観察対象部位 1 0 1 ）に投与する。なお、本実施例における蛍光プローブ（蛍光物質）の励起波長は、N B X 光の波長帯域に含まれているものとする。また、本実施例における蛍光プローブ（蛍光物質）が N B X 光により励起された際に、N B R 光と重複しない波長帯域の蛍光が発せられるものとする。

【 0 0 6 5 】

また、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 1 0 1 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 2 5 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。

【 0 0 6 6 】

モード切替制御部 4 6 は、モード切替スイッチ 2 5 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画像処理部 4 3 、調光部 4 5 、撮像素子駆動部 4 7 、及び、フィルタ切替制御部 4 8 の各部に対して出力する。

【 0 0 6 7 】

L E D 駆動部 3 2 は、調光部 4 5 から出力される調光信号に基づき、L E D 光源部 3 1 の L E D 3 1 a を消光させるとともに、L E D 3 1 b 及び L E D 3 1 c を蛍光観察モードの観察に適した強度となるように同時に発光させる。

【 0 0 6 8 】

そして、このような L E D 駆動部 3 2 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 N B X 光及び N B R 光がライトガイド 7 及び照明光学系 2 1 を経て観察対象部位 1 0 1 へ出射される。このとき、照明光学系 2 1 から出射された N B X 光が励起光として作用し、照明光学系 2 1 から出射された N B R 光が参照光として作用することにより、蛍光としての F L 光と、N B R 光の反射光である R E F 光と、の混合光が観察対象部位 1 0 1 からの戻り光として対物光学系 2 2 に入射される。

【 0 0 6 9 】

一方、フィルタ切替装置 2 4 は、フィルタ切替制御部 4 8 から出力されるフィルタ切替信号に基づき、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 を介挿させるように動作する。

【 0 0 7 0 】

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、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 B 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 7 1 】

すなわち、撮像素子 2 3 及びカラーフィルタ 2 3 a は、観察対象部位 1 0 1 に対する照明光の照射に伴って発生する複数の波長帯域成分を含む戻り光を、各色成分毎に異なる分光感度で受光して撮像する撮像部として機能する。

【 0 0 7 2 】

10

20

30

40

50

前処理部 4 1 は、スコープ 2 から出力される撮像信号に対して信号増幅及びノイズ除去等の処理を施し、当該処理を施した撮像信号を A / D 変換部 4 2 へ出力する。

【 0 0 7 3 】

A / D 変換部 4 2 は、前処理部 4 1 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画像処理部 4 3 へ出力する。そして、このような A / D 変換部 4 2 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。

【 0 0 7 4 】

画像処理部 4 3 は、モード切替制御部 4 6 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、マトリクス M A U A を用いた演算処理をマトリクス演算部 4 3 b において実施させるように動作する。

10

【 0 0 7 5 】

ここで、スペクトル分布補正機能及び画像分離機能を兼ね備えたマトリクス M A U A の取得に係る処理の具体例について説明する。なお、マトリクス M A U A の取得に係る処理の具体例として以下に説明する処理は、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る前のいずれかのタイミングで実施されるものとする。

【 0 0 7 6 】

記憶部 2 6 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、マトリクス M A U A を取得するための演算処理に用いられる所定の情報として、例えば、カラーフィルタ 2 3 a の各フィルタ (R フィルタ、G フィルタ及び B フィルタ) の分光感度特性を示す情報と、蛍光観察モードにおいて被写体から発せられる戻り光である F L 光及び R E F 光のスペクトル分布を示す情報と、をプロセッサ 4 の画像処理部 4 3 へ出力する。

20

【 0 0 7 7 】

スペクトル分布補正部 4 3 a は、カラーフィルタ 2 3 a の各フィルタ (R フィルタ、G フィルタ及び B フィルタ) を備えた撮像素子 2 3 の分光感度特性を示す情報と、蛍光観察モードにおいて被写体から発せられる F L 光及び R E F 光のスペクトル分布を示す情報と、に基づき、蛍光観察モードにおいて画像処理部 4 3 に入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 のスペクトル分布を取得する。

【 0 0 7 8 】

また、スペクトル分布補正部 4 3 a は、前述のように取得した赤色成分 R D、緑色成分 G D 及び青色成分 B D のスペクトル分布を所定の手法で正規化する。

30

【 0 0 7 9 】

具体的には、例えば、550nm 付近のピーク波長を具備する緑色域の光が R E F 光として発せられ、660nm 付近のピーク波長を具備する赤色域の光が F L 光として発せられ、さらに、R E F 光のピーク波長及び F L 光のピーク波長における信号強度のピーク値をそれぞれ 1 . 0 にするような手法で正規化を行った場合においては、赤色成分 R D、緑色成分 G D 及び青色成分 B D のスペクトル分布がそれぞれ図 3 に示すように正規化される。図 3 は、正規化された赤色成分 R D、緑色成分 G D 及び青色成分 B D のスペクトル分布の例を示す図である。

【 0 0 8 0 】

40

図 3 によれば、各色成分毎の信号に応じて得られるスペクトル分布が、660nm 付近のピーク波長を具備する F L 光の帯域において相互に異なっている。そして、このような各色成分間のスペクトル分布の相異は、F L 光の波長帯域における撮像素子 2 3 (カラーフィルタ 2 3 a の各フィルタ) の各色成分毎の分光感度がそれぞれ異なる波長分布を有していることに起因して発生する。従って、マトリクス演算部 4 3 b による画像分離を好適に実施させるには、図 3 に例示したような各色成分間のスペクトル分布の相異を、画像分離に係る処理が実施される前に予め補正しておく必要がある。

【 0 0 8 1 】

そこで、スペクトル分布補正部 4 3 a は、正規化されたスペクトル分布の形状を相互に一致させるように各係数を設定した、3 行 3 列のマトリクス C を取得する。

50

【 0 0 8 2 】

具体的には、スペクトル分布補正部 4 3 a は、例えば、図 3 に示した各色成分のスペクトル分布の形状が図 4 に示すような形状となるように各係数を設定した、3 行 3 列のマトリクス C を取得する。図 4 は、図 3 における赤色成分 R D 及び緑色成分 G D のスペクトル分布の形状を、青色成分 B D のスペクトル分布の形状に一致させた場合の例を示す図である。

【 0 0 8 3 】

なお、スペクトル分布補正部 4 3 a は、赤色成分 R D、緑色成分 G D 及び青色成分 B D の中から選択した任意の 1 つの色成分のスペクトル分布の形状に対し、他の 2 つの色成分のスペクトル分布の形状を一致させるように各係数を設定したマトリクス C を取得してもよく、または、赤色成分 R D、緑色成分 G D 及び青色成分 B D のスペクトル分布の形状を所定の形状にそれぞれ一致させるように各係数を設定したマトリクス C を取得してもよい。

【 0 0 8 4 】

以上に述べたようなスペクトル分布補正部 4 3 a の処理を経て取得されるマトリクス C は、正規化される前の各色成分（赤色成分 R D、緑色成分 G D 及び青色成分 B D）のスペクトル分布、すなわち、蛍光観察モード時に撮像素子 2 3 の撮像面で受光される F L 光及び R E F 光に基づいて生成される画像データの各色成分（赤色成分 R D、緑色成分 G D 及び青色成分 B D）のスペクトル分布の形状が互いに相似な形状となるように補正可能なスペクトル分布補正機能を具備している。

【 0 0 8 5 】

一方、マトリクス演算部 4 3 b は、以上に述べたようなスペクトル分布補正部 4 3 a の処理により取得された 3 行 3 列のマトリクス C と、カラーフィルタ 2 3 a の各フィルタ（R フィルタ、G フィルタ及び B フィルタ）の分光感度特性を示す情報と、蛍光観察モードにおいて被写体から発せられる F L 光及び R E F 光のスペクトル分布を示す情報と、に基づいて以下のような処理等を行うことによりマトリクス M A U A を取得する。

【 0 0 8 6 】

まず、マトリクス演算部 4 3 b は、カラーフィルタ 2 3 a の各フィルタ（R フィルタ、G フィルタ及び B フィルタ）の分光感度特性を示す情報と、蛍光観察モードにおいて被写体から発せられる F L 光及び R E F 光のスペクトル分布を示す情報と、に基づき、蛍光観察モードにおいて画像処理部 4 3 に入力される画像データ I_{RGB} 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 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強度を表し、 G_{FL} 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緑色成分の強度を表し、 B_{FL} はカラーフィルタ 2 3 a の B フィルタを経て受光された F L 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 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赤色成分の強度を表し、 G_{REF} 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 R E F 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 2 3 a の B 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青色成分の強度を表すものとする。

【 0 0 8 7 】

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

10

20

30

40

50

ここで、蛍光観察モードにおいて画像処理部 4 3 に入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が MAU として設定され、さらに、分離後の 2 つの色成分の画像データを示すマトリクスが S として設定された場合、以下の数式 (2) 及び (3) に示すような関係が成立する。

【 0 0 8 8 】

$$S = MAU \cdot C \cdot I_{RGB} \quad \cdot \cdot \cdot (2)$$

$$S = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \cdot \cdot \cdot (3)$$

10

そして、マトリクス演算部 4 3 b は、上記の数式 (2) 及び (3) に基づく以下の数式 (4) の演算を行うことにより、2 行 3 列のマトリクス MAU を求める。なお、以下の数式 (4) における $(C \cdot I_{RGB})^+$ は、3 行 3 列のマトリクス C と、上記の数式 (1) として示したような 3 行 2 列のマトリクス I_{RGB} と、の積の擬似逆行列を表すものとする。

【 0 0 8 9 】

$$MAU = S \cdot (C \cdot I_{RGB})^+ = \begin{pmatrix} M11 & M12 & M13 \\ M21 & M22 & M23 \end{pmatrix} \quad \cdot \cdot \cdot (4)$$

20

上記の数式 (4) の演算を経て求められるマトリクス MAU を用いた処理によれば、蛍光観察モードにおいて画像処理部 4 3 に入力される画像データに含まれる各色成分から、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。

【 0 0 9 0 】

また、上記の数式 (4) の演算を経て求められるマトリクス MAU を用いた処理によれば、蛍光観察モードにおいて画像処理部 4 3 に入力される画像データに含まれる各色成分から、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。

30

【 0 0 9 1 】

ところで、上記の数式 (4) の演算を経て求められるマトリクス MAU 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、本実施例のマトリクス演算部 4 3 b 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 REFB D 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 (5) として表されるような 3 行 3 列のマトリクス MAUA を取得する。なお、以下の数式 (5) における係数 M 1 1、M 1 2、M 1 3、M 2 1、M 2 2、及び、M 2 3 は、上記の数式 (4) の演算を経て求められる 2 行 3 列のマトリクス MAU に含まれる各係数と同じ値であるとする。

40

【 0 0 9 2 】

$$MAUA = \begin{pmatrix} M11 & M12 & M13 \\ M21 & M22 & M23 \\ M21 & M22 & M23 \end{pmatrix} \cdot \cdot \cdot (5)$$

すなわち、マトリクス演算部 4 3 b は、3 行 3 列のマトリクス C と、カラーフィルタ 2 3 a の各フィルタ (R フィルタ、G フィルタ及び B フィルタ) の分光感度特性を示す情報と、蛍光観察モードにおいて被写体から発せられる F L 光及び R E F 光のスペクトル分布を示す情報と、に基づいて以上に述べたような処理等を行うことにより、上記の数式 (5) として表されるようなマトリクス M A U A を取得する。

10

【 0 0 9 3 】

そして、マトリクス演算部 4 3 b は、蛍光観察モードにおいて画像処理部 4 3 に入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 に対し、予め取得したマトリクス M A U A を適用して演算を行うことにより、以下の数式 (6) として表されるような、係数 M 1 1、M 1 2 及び M 1 3 に応じた強度を具備する赤色成分 F L R D の画像データと、係数 M 2 1、M 2 2 及び M 2 3 に応じた強度を具備する緑色成分 R E F G D の画像データと、係数 M 2 1、M 2 2 及び M 2 3 に応じた強度を具備する青色成分 R E F B D の画像データと、を取得する。

20

【 0 0 9 4 】

$$\begin{pmatrix} FLRD \\ REFGD \\ REFBD \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} M11 \cdot RD + M12 \cdot GD + M13 \cdot BD \\ M21 \cdot RD + M22 \cdot GD + M23 \cdot BD \\ M21 \cdot RD + M22 \cdot GD + M23 \cdot BD \end{pmatrix} \cdot \cdot \cdot (6)$$

また、マトリクス演算部 4 3 b は、赤色成分 F L R D 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 R E F G D 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 R E F B D 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

【 0 0 9 5 】

その後、画像処理部 4 3 は、マトリクス演算部 4 3 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、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 4 へ出力する。

【 0 0 9 6 】

そして、表示装置 5 は、D / A 変換部 4 4 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。

【 0 0 9 7 】

40

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。

【 0 0 9 8 】

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画像処理部 4 3 に入力される赤色成分 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画像処理部 4 3 に入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

50

成分に基づく成分と、カラーフィルタ 23a 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。

【0099】

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に、表示装置 5 の R、G 及び B チャンネルに色成分が割り当てられる前に、画像分離機能具备するマトリクス M A U A を用いた処理がマトリクス演算部 43b において行われることにより、各波長帯域成分毎に相互に独立した画像データである、赤色成分 F L R D 及び緑色成分 R E F G D の画像データをそれぞれ得ることができる。

10

【0100】

また、本実施例によれば、マトリクス M A U A がスペクトル分布補正機能及び画像分離機能の 2 つの機能を兼ね備えることにより、赤色成分 F L R D 及び緑色成分 R E F G D の画像データを、各波長帯域成分毎に相互に独立した画像データであり、かつ、カラーフィルタ 23a に含まれる各フィルタ (R フィルタ、G フィルタ及び B フィルタ) の分光感度特性と、カラーフィルタ 23a に入射される戻り光 (F L 光及び R E F 光) の波長帯域と、の組み合わせに起因して生じる混色が解消された画像データとして得ることができる。

【0101】

ところで、上記の数式 (2) 及び数式 (4) にそれぞれ含まれるマトリクス C は、スペクトル分布補正機能をマトリクス M A U A に含ませるために、例えば、各色成分の信号間のスペクトル分布を一致させるような各係数具备するマトリクスとして設定される。これに対し、例えば、マトリクス C が単位行列であると仮定した場合、すなわち、マトリクス M A U A が実質的にスペクトル分布補正機能を具備しないと仮定した場合には、マトリクス M A U A を用いた演算が行われることにより、図 5 のようなスペクトル分布を具備する各色成分の信号の出力値が得られる。図 5 は、スペクトル分布補正機能を具備しないマトリクスを用いて画像分離に係る演算が行われた場合の演算結果として得られるスペクトル分布の一例を示す図である。

20

【0102】

図 5 の R 成分のスペクトル分布によれば、660nm 付近のピーク波長を具備する赤色域の光としての F L 光に相当する波長帯域成分以外の他の波長帯域成分の出力値が 0 付近からほとんど変動しておらず、すなわち、F L 光の波長成分については適切に分離されている。

30

【0103】

また、図 5 の G 成分 (B 成分) のスペクトル分布によれば、550nm 付近のピーク波長を具備する緑色域の光としての R E F 光に相当する波長帯域成分以外に、F L 光に相当する波長帯域成分においても明確な出力値の変動が生じており、すなわち、R E F 光の波長成分については適切に分離されていないことがわかる。

【0104】

一方、本実施例によれば、スペクトル分布補正機能を具備するマトリクス M A U A を用いた演算が行われることにより、例えば、図 6 のようなスペクトル分布を具備する各色成分の信号の出力値が得られる。図 6 は、スペクトル分布補正機能を具備するマトリクスを用いて画像分離に係る演算が行われた場合の演算結果として得られるスペクトル分布の一例を示す図である。

40

【0105】

図 6 の R 成分のスペクトル分布によれば、660nm 付近のピーク波長を具備する赤色域の光としての F L 光に相当する波長帯域成分以外の他の波長帯域成分の出力値が 0 付近からほとんど変動しておらず、すなわち、F L 光の波長成分については適切に分離されている。

【0106】

50

また、図 6 の G 成分 (B 成分) のスペクトル分布によれば、550nm 付近のピーク波長を具備する緑色域の光としての REF 光に相当する波長帯域成分以外の他の波長帯域成分 (FL 光に相当する波長帯域成分) における明確な出力値の変動が生じておらず、すなわち、REF 光の波長成分についても適切に分離されていることがわかる。

【0107】

従って、本実施例によれば、同時式の撮像方式により得られる複数の色成分を含む画像を、相互に独立した各波長帯域成分毎の画像として好適に分離することができる。

【0108】

なお、本実施例に係る内視鏡装置 1 は、スコープ 2 とプロセッサ 4 とが接続された際に、カラーフィルタ 23a の各フィルタ (R フィルタ、G フィルタ及び B フィルタ) の分光感度特性を示す情報と、蛍光観察モードにおいて被写体から発せられる戻り光である FL 光及び REF 光のスペクトル分布を示す情報と、が記憶部 26 から出力され、さらに、当該出力された各情報に基づいてマトリクス C の取得等に係る処理が行われるような構成を具備するものに限らない。

【0109】

具体的には、本実施例に係る内視鏡装置 1 は、例えば、スコープ 2 に設けられた撮像素子 23 (及びカラーフィルタ 23a) の種類を識別可能な撮像素子識別情報と、スコープ 2 による観察に対応した (励起光カットフィルタ 24a の透過波長帯域に適合した) 蛍光プローブの種類を識別可能な蛍光プローブ識別情報と、を予め記憶部 26 に記憶させておくとともに、撮像素子の種類と蛍光プローブの種類との組み合わせに応じて予め算出した複数のマトリクス C をスペクトル分布補正部 43a に記憶させておくような構成を具備していてもよい。そして、このような構成によれば、スペクトル分布補正部 43a は、スコープ 2 とプロセッサ 4 とが接続された際に記憶部 26 から出力される撮像素子識別情報及び蛍光プローブ識別情報に基づき、マトリクス MAUA の取得に係る処理に用いられる 1 つのマトリクス C を、予め算出された複数のマトリクス C の中から簡易かつ高速に取得できる。

【0110】

なお、本実施例によれば、蛍光観察モードにおいて使用される蛍光プローブに関する情報 (例えば蛍光薬剤の名称または識別コード等) が入力装置 6 の操作により入力され、当該入力された蛍光プローブの情報に応じたマトリクス C が (スペクトル分布補正部 43a により) 設定されるような構成を具備していてもよい。

【0111】

また、本実施例によれば、マトリクス MAUA の各係数を、入力装置 6 の入力操作に応じた任意の値に変更できるように構成してもよい。

【0112】

また、本実施例によれば、例えば、NBX 光の波長帯域に含まれる相互に略同一の励起波長を具備するとともに、相互に異なる蛍光波長を具備するような複数の蛍光プローブの蛍光像を撮像できるようにスコープ 2 が構成されている場合において、当該複数の蛍光プローブの中から選択した 1 つの蛍光プローブの情報を入力装置 6 の操作により入力できるようにし、さらに、当該入力された蛍光プローブの情報と前述の撮像素子識別情報とに基づき、予め算出された複数のマトリクス C の中から、マトリクス MAUA の取得に係る処理に用いられる 1 つのマトリクス C が (スペクトル分布補正部 43a により) 取得される (選択される) ような構成を具備していてもよい。

【0113】

また、前述のような処理を経て取得されたマトリクス MAUA は、Cy5、Cy5.5、Cy7、ICG、及び、IR-Dye800 等の、赤色域から近赤外域の間の蛍光波長を具備する蛍光プローブを観察対象部位 101 に投与して観察を行う場合に適合したものとなっている。但し、例えば、マトリクス MAUA の取得に係る処理の一部を適宜変更することにより、フルオレセイン等の緑色域の蛍光波長を具備する蛍光プローブを観察対象部位 101 に投与して観察を行う場合に適合したマトリクス MAUA を取得することでも

きる。なお、このような場合においては、F L 光が緑色域の光になることを考慮し、R E F 光の波長帯域を、例えば赤色域のような、F L 光に対して重複しない波長帯域に設定することが望ましい。

【0114】

また、本実施例は、例えば、観察対象部位101に投与されたフルオレセインから発せられる緑色域の蛍光と、観察対象部位101に投与されたI C G から発せられる近赤外域の蛍光と、を同時に観察するような場合、すなわち、相互に異なる蛍光波長を具備する複数の蛍光プローブが投与された被写体から発せられる蛍光を同時に観察するような場合においても適用できる。

【0115】

また、本実施例により取得されるマトリクスC及びマトリクスM A U A は、蛍光観察モードにおいて発生する戻り光としてのF L 光及びR E F 光に適合するように各係数が設定されるものに限らず、例えば、生体粘膜の表層に存在する毛細血管及び生体粘膜の表層よりも深い位置（以降、中層とも称する）に存在する血管を観察する狭帯域光観察モードにおいて発生する戻り光（反射光）としての青色の狭帯域光及び緑色の狭帯域光に適合するように各係数が設定されるものであってもよい。このような場合の具体例について以下に説明する。図7は、本発明の実施例における第1の変形例に係る内視鏡装置の要部の構成を示す図である。なお、以降においては、簡単のため、内視鏡装置1に係る既述の構成等を適用可能な部分に関する詳細な説明を省略するとともに、内視鏡装置1とは異なる構成等に有する部分に関して主に説明を行う。

【0116】

内視鏡装置1Aは、図7に示すように、スコープ2からフィルタ切替装置24を除いて構成されたスコープ2Aと、光源装置3のLED光源部31をLED光源部311に置き換えて構成された光源装置3Aと、プロセッサ4からフィルタ切替制御部48を除いて構成されたプロセッサ4Aと、を有している。

【0117】

スコープ2Aのモード切替スイッチ25は、内視鏡装置1A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狭帯域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。

【0118】

LED光源部311は、広帯域光であるWB光を発するLED31aと、生体粘膜の中層に存在する血管を観察可能な光であるNB G光を発するLED31fと、生体粘膜の表層に存在する毛細血管を観察可能な光であるNB B光を発するLED31gと、光学素子31hと、光学素子31iと、を有して構成されている。

【0119】

LED31fは、例えば、中心波長が540nmに設定された狭帯域な光をNB G光として発することができるように構成されている。

【0120】

LED31gは、例えば、中心波長が415nmに設定された狭帯域な光をNB B光として発することができるように構成されている。

【0121】

光学素子31hは、例えばハーフミラー等により構成されており、LED31aから発せられたWB光を光学素子31i側へ透過させるとともに、LED31fから発せられたNB G光を光学素子31i側へ反射するような光学特性を具備している。

【0122】

光学素子31i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31hを経て出射されたWB光及びNB G光を集光光学系33側へ透過させるとともに、LED31gから発せられたNB 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。

【0123】

10

20

30

40

50

プロセッサ 4 A のスペクトル分布補正部 4 3 a は、スコープ 2 A とプロセッサ 4 A との接続に伴って記憶部 2 6 から出力される所定の情報に基づいて処理を行うことにより、スペクトル分布補正機能を具備するマトリクス C a を取得する。

【 0 1 2 4 】

プロセッサ 4 A のマトリクス演算部 4 3 b は、スコープ 2 A とプロセッサ 4 A との接続に伴って記憶部 2 6 から出力される所定の情報と、スペクトル分布補正部 4 3 a により取得されたマトリクス C a と、に基づいて処理を行うことにより、スペクトル分布補正機能及び画像分離機能を兼ね備えたマトリクス M A U B を取得するための演算処理を行う。また、プロセッサ 4 A のマトリクス演算部 4 3 b は、狭帯域光観察モードにおいて画像処理部 4 3 に入力される画像データに対してマトリクス M A U B を適用して演算を行い、さら

10

【 0 1 2 5 】

プロセッサ 4 A の調光部 4 5 は、モード切替制御部 4 6 から出力されるモード切替信号と、前処理部 4 1 から出力される撮像信号とに基づき、内視鏡装置 1 A 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、L E D 3 1 f 及び L E D 3 1 g を消光させるとともに、L E D 3 1 a を白色光観察モードの観察に適した強度で発光させるための調光信号を L E D 駆動部 3 2 へ出力する。また、プロセッサ 4 A の調光部 4 5 は、モード切替制御部 4 6 から出力されるモード切替信号と、前処理部 4 1 から出力される撮像信号とに基づき、内視鏡装置 1 A が狭帯域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、L E D 3 1 a を消光させるとともに、L E D 3 1 f 及び L E D 3 1 g を狭帯域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 L E D 駆動部 3 2 へ出力する。

20

【 0 1 2 6 】

プロセッサ 4 A のモード切替制御部 4 6 は、モード切替スイッチ 2 5 において、内視鏡装置 1 A 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画像処理部 4 3、調光部 4 5、及び、撮像素子駆動部 4 7 の各部に対して出力する。また、プロセッサ 4 A のモード切替制御部 4 6 は、モード切替スイッチ 2 5 において、内視鏡装置 1 A の観察モードを狭帯域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、狭帯域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画像処理部 4 3、調光部 4 5、及び、撮像素子駆動部 4 7 の各部に対して出力する。

30

【 0 1 2 7 】

次に、第 1 の変形例の内視鏡装置 1 A の作用について説明する。なお、内視鏡装置 1 A の観察モードが白色光観察モードに設定された場合の各部の動作等については、内視鏡装置 1 と同様であるため、説明を省略する。

【 0 1 2 8 】

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 A 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 1 0 1 の近傍にスコープ 2 A 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 2 5 を操作することにより、内視鏡装置 1 A の観察モードを狭帯域光観察モードに切り替える指示を行う。

40

【 0 1 2 9 】

モード切替制御部 4 6 は、モード切替スイッチ 2 5 において、内視鏡装置 1 A の観察モードを狭帯域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、狭帯域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画像処理部 4 3、調光部 4 5、及び、撮像素子駆動部 4 7 の各部に対して出力する。

【 0 1 3 0 】

L E D 駆動部 3 2 は、調光部 4 5 から出力される調光信号に基づき、L E D 光源部 3 1 の L E D 3 1 a を消光させるとともに、L E D 3 1 f 及び L E D 3 1 g を狭帯域光観察モ

50

ードの観察に適した強度となるように同時に発光させる。

【0131】

そして、このようなLED駆動部32の動作により、狭帯域光観察モードにおいては、光源装置3Aから供給されたNBG光及びNBB光がライトガイド7及び照明光学系21を経て観察対象部位101へ出射されるとともに、NBG光の反射光であるREG光と、NBB光の反射光であるREB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。

【0132】

一方、撮像素子23は、カラーフィルタ23aのRフィルタを通過した光と、カラーフィルタ23aのGフィルタを通過した光と、カラーフィルタ23aのBフィルタを通過した光と、をそれぞれ受光し、当該受光した各光を撮像して得た撮像信号を生成して出力する。

10

【0133】

前処理部41は、スコープ2Aから出力される撮像信号に対して信号増幅及びノイズ除去等の処理を施し、当該処理を施した撮像信号をA/D変換部42へ出力する。

【0134】

A/D変換部42は、前処理部41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画像処理部43へ出力する。そして、このようなA/D変換部42の処理により、撮像素子23(の撮像面)において受光されたREG光及びREB光の強度に応じた赤色成分RD1と、緑色成分GD1と、青色成分BD1と、を含む画像データが生成される。

20

【0135】

画像処理部43は、モード切替制御部46から出力されるモード切替信号に基づき、内視鏡装置1Aが狭帯域光観察モードに切り替えられたことを検出すると、マトリクスMAUBを用いた演算処理をマトリクス演算部43bにおいて実施させるように動作する。

【0136】

ここで、スペクトル分布補正機能及び画像分離機能を兼ね備えたマトリクスMAUBの取得に係る処理について説明する。なお、マトリクスMAUBの取得に係る処理は、内視鏡装置1Aの観察モードが狭帯域光観察モードに切り替えられる前のいずれかのタイミングで実施されるものとする。

30

【0137】

記憶部26は、スコープ2Aとプロセッサ4Aとが接続されたことを検出した際に、マトリクスMAUBを取得するための演算処理に用いられる所定の情報として、例えば、カラーフィルタ23aの各フィルタ(Rフィルタ、Gフィルタ及びBフィルタ)の分光感度特性を示す情報と、狭帯域光観察モードにおいて被写体から発せられる戻り光であるREG光及びREB光のスペクトル分布を示す情報と、をプロセッサ4Aの画像処理部43へ出力する。

【0138】

スペクトル分布補正部43aは、カラーフィルタ23aの各フィルタ(Rフィルタ、Gフィルタ及びBフィルタ)を備えた撮像素子23の分光感度特性を示す情報と、狭帯域光観察モードにおいて被写体から発せられるREG光及びREB光のスペクトル分布を示す情報と、に基づき、狭帯域光観察モードにおいて画像処理部43に入力される画像データに含まれる赤色成分RD1、緑色成分GD1及び青色成分BD1のスペクトル分布を取得する。

40

【0139】

また、スペクトル分布補正部43aは、前述のように取得した赤色成分RD1、緑色成分GD1及び青色成分BD1のスペクトル分布を既述の手法(各ピーク波長における信号強度のピーク値をそれぞれ1.0にするような手法)で正規化する。そして、このような正規化が行われることにより、各色成分間のスペクトル分布の相異が顕在化する。

【0140】

50

さらに、スペクトル分布補正部 4 3 a は、正規化されたスペクトル分布の形状を相互に一致させるように各係数を設定した、3 行 3 列のマトリクス C_a を取得する。

【0 1 4 1】

以上に述べたようなスペクトル分布補正部 4 3 a の処理を経て取得されるマトリクス C_a は、正規化される前の各色成分（赤色成分 R_{D1} 、緑色成分 G_{D1} 及び青色成分 B_{D1} ）のスペクトル分布、すなわち、狭帯域光観察モード時に撮像素子 2 3 の撮像面で受光される R_{EG} 光及び R_{EB} 光に基づいて生成される画像データの各色成分（赤色成分 R_{D1} 、緑色成分 G_{D1} 及び青色成分 B_{D1} ）のスペクトル分布の形状が互いに相似な形状となるように補正可能なスペクトル分布補正機能を具備している。

【0 1 4 2】

一方、マトリクス演算部 4 3 b は、以上に述べたようなスペクトル分布補正部 4 3 a の処理により取得された 3 行 3 列のマトリクス C_a と、カラーフィルタ 2 3 a の各フィルタ（R フィルタ、G フィルタ及び B フィルタ）の分光感度特性を示す情報と、狭帯域光観察モードにおいて被写体から発せられる R_{EG} 光及び R_{EB} 光のスペクトル分布を示す情報と、に基づいて以下のような処理等を行うことによりマトリクス $MAUB$ を取得する。

【0 1 4 3】

まず、マトリクス演算部 4 3 b は、カラーフィルタ 2 3 a の各フィルタ（R フィルタ、G フィルタ及び B フィルタ）の分光感度特性を示す情報と、狭帯域光観察モードにおいて被写体から発せられる R_{EG} 光及び R_{EB} 光のスペクトル分布を示す情報と、に基づき、狭帯域光観察モードにおいて画像処理部 4 3 に入力される画像データ I'_{RGB} に含まれる赤色成分 R_{D1} 、緑色成分 G_{D1} 及び青色成分 B_{D1} の強度に対応するマトリクスを以下の数式（7）のように定める。なお、以下の数式（7）において、 R_{REB} 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 R_{EB} 光の波長成分に基づく赤色成分の強度を表し、 G_{REB} 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 R_{EB} 光の波長成分に基づく緑色成分の強度を表し、 B_{REB} はカラーフィルタ 2 3 a の B フィルタを経て受光された R_{EB} 光の波長成分に基づく青色成分の強度を表し、 R_{REG} 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 R_{EG} 光の波長成分に基づく赤色成分の強度を表し、 G_{REG} 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 R_{EG} 光の波長成分に基づく緑色成分の強度を表し、 B_{REG} はカラーフィルタ 2 3 a の B フィルタを経て受光された R_{EG} 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。

【0 1 4 4】

$$I'_{RGB} = \begin{pmatrix} R_{REB} & R_{REG} \\ G_{REB} & G_{REG} \\ B_{REB} & B_{REG} \end{pmatrix} \cdot \cdot \cdot (7)$$

ここで、狭帯域光観察モードにおいて画像処理部 4 3 に入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が $MAUb$ として設定され、さらに、分離後の 2 つの色成分の画像データを示すマトリクスが S として設定された場合、以下の数式（8）及び（9）に示すような関係が成立する。

【0 1 4 5】

$$S = MAUb \cdot Ca \cdot I'_{RGB} \cdot \cdot \cdot (8)$$

$$S = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \cdots (9)$$

そして、マトリクス演算部 43b は、上記の数式 (8) 及び (9) に基づく以下の数式 (10) の演算を行うことにより、2 行 3 列のマトリクス $MAUb$ を求める。なお、以下の数式 (10) における $(Ca \cdot I'_{RGB})^+$ は、3 行 3 列のマトリクス C と、上記の数式 (7) として示したような 3 行 2 列のマトリクス I'_{RGB} と、の積の擬似逆行列を表すものとする。

【0146】

$$MAUb = S \cdot (Ca \cdot I'_{RGB})^+ = \begin{pmatrix} M31 & M32 & M33 \\ M41 & M42 & M43 \end{pmatrix} \cdots (10)$$

上記の数式 (10) の演算を経て求められるマトリクス $MAUb$ を用いた処理によれば、狭帯域光観察モードにおいて画像処理部 43 に入力される画像データに含まれる各色成分から、REB 光の波長成分に基づく青色成分 REBB のみを含む画像データを分離することができる。

【0147】

また、上記の数式 (10) の演算を経て求められるマトリクス $MAUb$ を用いた処理によれば、狭帯域光観察モードにおいて画像処理部 43 に入力される画像データに含まれる各色成分から、REG 光の波長成分に基づく緑色成分 REGD のみを含む画像データを分離することができる。

【0148】

ところで、上記の数式 (10) の演算を経て求められるマトリクス $MAUb$ を用いた処理によれば、前述の青色成分 REBB 及び緑色成分 REGD の画像データをそれぞれ得ることができる一方で、赤色成分の画像データを得ることができない。そのため、第 1 の変形例のマトリクス演算部 43b は、例えば、前述の緑色成分 REGD の画像データと同じ強度を具備する赤色成分 RERD 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 (11) として表されるような 3 行 3 列のマトリクス $MAUB$ を取得する。なお、以下の数式 (11) における係数 $M31$ 、 $M32$ 、 $M33$ 、 $M41$ 、 $M42$ 、及び、 $M43$ は、上記の数式 (10) の演算を経て求められる 2 行 3 列のマトリクス $MAUb$ に含まれる各係数と同じ値であるとする。

【0149】

$$MAUB = \begin{pmatrix} M31 & M32 & M33 \\ M31 & M32 & M33 \\ M41 & M42 & M43 \end{pmatrix} \cdots (11)$$

すなわち、マトリクス演算部 43b は、3 行 3 列のマトリクス Ca と、カラーフィルタ 23a の各フィルタ (R フィルタ、G フィルタ及び B フィルタ) の分光感度特性を示す情報と、狭帯域光観察モードにおいて被写体から発せられる REG 光及び REB 光のスペクトル分布を示す情報と、に基づいて以上に述べたような処理等を行うことにより、上記の数式 (11) として表されるようなマトリクス $MAUB$ を取得する。

【 0 1 5 0 】

そして、マトリクス演算部 4 3 b は、狭帯域光観察モードにおいて画像処理部 4 3 に入力される画像データに含まれる赤色成分 R D 1、緑色成分 G D 1 及び青色成分 B D 1 に対し、予め取得したマトリクス M A U B を適用して演算を行うことにより、以下の数式 (1 2) として表されるような、係数 M 3 1、M 3 2 及び M 3 3 に応じた強度を具備する赤色成分 R E R R D の画像データと、係数 M 3 1、M 3 2 及び M 3 3 に応じた強度を具備する緑色成分 R E G G D の画像データと、係数 M 4 1、M 4 2 及び M 4 3 に応じた強度を具備する青色成分 R E B B D の画像データと、を取得する。

【 0 1 5 1 】

10

$$\begin{pmatrix} RGRRD \\ REGGD \\ REBBD \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} M31 \cdot RD1 + M32 \cdot GD1 + M33 \cdot BD1 \\ M31 \cdot RD + M32 \cdot GD1 + M33 \cdot BD1 \\ M41 \cdot RD + M42 \cdot GD1 + M43 \cdot BD1 \end{pmatrix} \cdots (12)$$

また、マトリクス演算部 4 3 b は、赤色成分 R E R R D 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 R E G G D 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 R E B B D 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。

【 0 1 5 2 】

20

その後、画像処理部 4 3 は、マトリクス演算部 4 3 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、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 4 へ出力する。

【 0 1 5 3 】

そして、表示装置 5 は、D / A 変換部 4 4 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。

【 0 1 5 4 】

すなわち、以上に述べたような動作等が狭帯域光観察モードにおいて行われることにより、狭帯域光観察モードに対応した観察画像が表示装置 5 に表示される。

【 0 1 5 5 】

30

ところで、例えば、上記の数式 (8) 及び数式 (1 0) に含まれるマトリクス C a が単位行列であると仮定した場合、すなわち、マトリクス M A U B が実質的にスペクトル分布補正機能を具備しないと仮定した場合には、マトリクス M A U B を用いた演算が行われることにより、図 8 のようなスペクトル分布を具備する各色成分の信号の出力値が得られる。図 8 は、スペクトル分布補正機能を具備しないマトリクスを用いて画像分離に係る演算が行われた場合の演算結果として得られるスペクトル分布の、図 5 とは異なる例を示す図である。

【 0 1 5 6 】

図 8 の B 成分のスペクトル分布によれば、4 1 5 n m 付近のピーク波長を具備する青色域の光としての R E B 光に相当する波長帯域成分以外に、R E G 光に相当する波長帯域成分においても明確な出力値の変動が生じており、すなわち、R E B 光の波長成分については適切に分離されていないことがわかる。

40

【 0 1 5 7 】

また、図 8 の G 成分のスペクトル分布によれば、5 4 0 n m 付近のピーク波長を具備する緑色域の光としての R E G 光に相当する波長帯域成分以外に、R E B 光に相当する波長帯域成分においても明確な出力値の変動が生じており、すなわち、R E G 光の波長成分についても適切に分離されていないことがわかる。

【 0 1 5 8 】

一方、第 1 の変形例によれば、スペクトル分布補正機能を具備するマトリクス M A U B を用いた演算が行われることにより、例えば、図 9 のようなスペクトル分布を具備する各

50

色成分の信号の出力値が得られる。図 9 は、スペクトル分布補正機能を具備するマトリクスを用いて画像分離に係る演算が行われた場合の演算結果として得られるスペクトル分布の、図 6 とは異なる例を示す図である。

【0159】

図 9 の B 成分のスペクトル分布によれば、415 nm 付近のピーク波長を具備する青色域の光としての R E B 光に相当する波長帯域成分以外の他の波長帯域成分における明確な出力値の変動が生じておらず、すなわち、R E B 光の波長成分については適切に分離されている。

【0160】

また、図 9 の G 成分のスペクトル分布によれば、540 nm 付近のピーク波長を具備する緑色域の光としての R E G 光に相当する波長帯域成分以外の他の波長帯域成分における明確な出力値の変動が生じておらず、すなわち、R E G 光の波長成分についても適切に分離されていることがわかる。

【0161】

従って、第 1 の変形例によれば、同時式の撮像方式により得られる複数の色成分を含む画像を、相互に独立した各波長帯域成分毎の画像として好適に分離することができる。

【0162】

一方、本実施例により取得されるマトリクス C 及びマトリクス M A U A は、蛍光観察モードにおいて発生する戻り光としての F L 光及び R E F 光に適合するように各係数が設定されるものに限らず、例えば、生体粘膜の中層に存在する血管及び生体粘膜の中層よりも深い位置（以降、深層とも称する）に存在する太い血管を観察する深層血管観察モードにおいて発生する戻り光（反射光）としての赤色の狭帯域光及び緑色の狭帯域光に適合するように各係数が設定されるものであってもよい。このような場合の具体例について以下に説明する。図 10 は、本発明の実施例における第 2 の変形例に係る内視鏡装置の要部の構成を示す図である。なお、以降においては、簡単のため、内視鏡装置 1 に係る既述の構成等を適用可能な部分に関する詳細な説明を省略するとともに、内視鏡装置 1 とは異なる構成等に有する部分に関して主に説明を行う。

【0163】

内視鏡装置 1 B は、図 10 に示すように、スコープ 2 からフィルタ切替装置 24 を除くとともに、スコープ 2 のカラーフィルタ 23 a をカラーフィルタ 23 b に置き換えて構成されたスコープ 2 B と、光源装置 3 の L E D 光源部 31 を L E D 光源部 312 に置き換えて構成された光源装置 3 B と、プロセッサ 4 からフィルタ切替制御部 48 を除いて構成されたプロセッサ 4 B と、を有している。

【0164】

スコープ 2 B のカラーフィルタ 23 b は、4 原色のカラーフィルタとして構成されている。具体的には、スコープ 2 B のカラーフィルタ 23 b は、所定の分光感度特性（光学特性）をそれぞれ具備する複数の R（赤）フィルタ、G（緑）フィルタ、B（青）フィルタ、及び、Y e（黄）フィルタを、撮像素子 23 の各画素に対応する位置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 11 に示すような分光感度特性をそれぞれ具備する R フィルタ、G フィルタ、B フィルタ、及び、Y e フィルタがカラーフィルタ 23 b に設けられているものとする。図 11 は、図 10 の内視鏡装置のカラーフィルタに設けられた R フィルタ、G フィルタ、B フィルタ、及び、Y e フィルタの分光感度特性の一例を示す図である。

【0165】

カラーフィルタ 23 b の R フィルタは、カラーフィルタ 23 a の R フィルタと同様に、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な分光感度特性（光学特性）を具備して構成されている（図 11 参照）。

【0166】

カラーフィルタ 23 b の G フィルタは、カラーフィルタ 23 a の G フィルタと同様に、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な分光感度特性

(光学特性)を具備して構成されている(図11参照)。

【0167】

カラーフィルタ23bのBフィルタは、カラーフィルタ23aのBフィルタと同様に、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な分光感度特性(光学特性)を具備して構成されている(図11参照)。

【0168】

カラーフィルタ23bのYeフィルタは、黄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な分光感度特性(光学特性)を具備して構成されている(図11参照)。

【0169】

スコープ2Bのモード切替スイッチ25は、内視鏡装置1B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深層血管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。

【0170】

LED光源部312は、広帯域光であるWB光を発するLED31aと、生体粘膜の中層に存在する血管を観察可能な光であるNBG光を発するLED31fと、生体粘膜の深層に存在する血管を観察可能な光であるNBR1光を発するLED31kと、生体粘膜の深層に存在する血管を観察可能な光であるNBR2光を発するLED31mと、光学素子31hと、光学素子31nと、光学素子31pと、を有して構成されている。

【0171】

LED31fは、例えば、中心波長が540nmに設定された狭帯域な光をNBG光として発することができるように構成されている。

【0172】

LED31kは、例えば、中心波長が630nmに設定された狭帯域な光をNBR1光として発することができるように構成されている。

【0173】

LED31mは、例えば、中心波長が650nmに設定された狭帯域な光をNBR2光として発することができるように構成されている。

【0174】

光学素子31hは、例えばハーフミラー等により構成されており、LED31aから発せられたWB光を光学素子31n側へ透過させるとともに、LED31fから発せられたNBG光を光学素子31n側へ反射するような光学特性を具備している。

【0175】

光学素子31n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31hを経て出射されたWB光及びNBG光を光学素子31p側へ透過させるとともに、LED31kから発せられたNBR1光を光学素子31p側へ反射するような光学特性を具備している。

【0176】

光学素子31p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31nを経て出射されたWB光、NBG光及びNBR1光を集光光学系33側へ透過させるとともに、LED31mから発せられたNBR2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。

【0177】

プロセッサ4Bのスペクトル分布補正部43aは、スコープ2Bとプロセッサ4Bとの接続に伴って記憶部26から出力される所定の情報に基づいて処理を行うことにより、スペクトル分布補正機能を具備するマトリクスCbを取得する。

【0178】

プロセッサ4Bのマトリクス演算部43bは、スコープ2Bとプロセッサ4Bとの接続に伴って記憶部26から出力される所定の情報と、スペクトル分布補正部43aにより取得されたマトリクスCbと、に基づいて処理を行うことにより、スペクトル分布補正機能

10

20

30

40

50

及び画像分離機能を兼ね備えたマトリクスM A U Cを取得するための演算処理を行う。

【0179】

また、プロセッサ4 Bのマトリクス演算部4 3 bは、深層血管観察モードにおいて画像処理部4 3に入力される画像データに対してマトリクスM A U C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波長帯域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。

【0180】

プロセッサ4 Bの調光部4 5は、モード切替制御部4 6から出力されるモード切替信号と、前処理部4 1から出力される撮像信号とに基づき、内視鏡装置1 B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、L E D 3 1 f、L E D 3 1 k及びL E D 3 1 mを消光させるとともに、L E D 3 1 aを白色光観察モードの観察に適した強度で発光させるための調光信号をL E D駆動部3 2へ出力する。また、プロセッサ4 Bの調光部4 5は、モード切替制御部4 6から出力されるモード切替信号と、前処理部4 1から出力される撮像信号とに基づき、内視鏡装置1 Bが深層血管観察モードに切り替えられたことを検出した場合には、L E D 3 1 aを消光させるとともに、L E D 3 1 f、L E D 3 1 k及びL E D 3 1 mを深層血管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L E D駆動部3 2へ出力する。

10

【0181】

プロセッサ4 Bのモード切替制御部4 6は、モード切替スイッチ2 5において、内視鏡装置1 B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画像処理部4 3、調光部4 5、及び、撮像素子駆動部4 7の各部に対して出力する。また、プロセッサ4 Bのモード切替制御部4 6は、モード切替スイッチ2 5において、内視鏡装置1 Bの観察モードを深層血管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、深層血管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画像処理部4 3、調光部4 5、及び、撮像素子駆動部4 7の各部に対して出力する。

20

【0182】

次に、第2の変形例の内視鏡装置1 Bの作用について説明する。なお、内視鏡装置1 Bの観察モードが白色光観察モードに設定された場合の各部の動作等については、内視鏡装置1と同様であるため、説明を省略する。

30

【0183】

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 B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1 0 1の近傍にスコープ2 B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2 5を操作することにより、内視鏡装置1 Bの観察モードを深層血管観察モードに切り替える指示を行う。

【0184】

モード切替制御部4 6は、モード切替スイッチ2 5において、内視鏡装置1 Bの観察モードを深層血管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、深層血管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画像処理部4 3、調光部4 5、及び、撮像素子駆動部4 7の各部に対して出力する。

40

【0185】

L E D駆動部3 2は、調光部4 5から出力される調光信号に基づき、L E D光源部3 1のL E D 3 1 aを消光させるとともに、L E D 3 1 f、L E D 3 1 k及びL E D 3 1 mを深層血管観察モードの観察に適した強度となるように同時に発光させる。

【0186】

そして、このようなL E D駆動部3 2の動作により、深層血管観察モードにおいては、光源装置3 Bから供給されたN B G光、N B R 1光及びN B R 2光がライトガイド7及び照明光学系2 1を経て観察対象部位1 0 1へ出射されるとともに、N B G光の反射光であるR E G光と、N B R 1光の反射光であるR E R A光と、N B R 2光の反射光であるR E

50

R B 光と、の混合光が観察対象部位 1 0 1 からの戻り光として対物光学系 2 2 に入射される。

【 0 1 8 7 】

一方、撮像素子 2 3 は、カラーフィルタ 2 3 b の R フィルタを通過した光と、カラーフィルタ 2 3 b の G フィルタを通過した光と、カラーフィルタ 2 3 b の B フィルタを通過した光と、カラーフィルタ 2 3 b の Y e フィルタを通過した光と、をそれぞれ受光し、当該受光した各光を撮像して得た撮像信号を生成して出力する。

【 0 1 8 8 】

前処理部 4 1 は、スコープ 2 B から出力される撮像信号に対して信号増幅及びノイズ除去等の処理を施し、当該処理を施した撮像信号を A / D 変換部 4 2 へ出力する。

10

【 0 1 8 9 】

A / D 変換部 4 2 は、前処理部 4 1 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画像処理部 4 3 へ出力する。そして、このような A / D 変換部 4 2 の処理により、撮像素子 2 3 (の撮像面) において受光された R E G 光、 R E R A 光及び R E R B 光の強度に応じた赤色成分 R D 2 と、緑色成分 G D 2 と、青色成分 B D 2 と、黄色成分 Y e D と、を含む画像データが生成される。

【 0 1 9 0 】

画像処理部 4 3 は、モード切替制御部 4 6 から出力されるモード切替信号に基づき、内視鏡装置 1 B が深層血管観察モードに切り替えられたことを検出すると、マトリクス M A U C を用いた演算処理をマトリクス演算部 4 3 b において実施させるように動作する。

20

【 0 1 9 1 】

ここで、スペクトル分布補正機能及び画像分離機能を兼ね備えたマトリクス M A U C の取得に係る処理について説明する。なお、マトリクス M A U C の取得に係る処理は、内視鏡装置 1 B の観察モードが深層血管観察モードに切り替えられる前のいずれかのタイミングで実施されるものとする。

【 0 1 9 2 】

記憶部 2 6 は、スコープ 2 B とプロセッサ 4 B とが接続されたことを検出した際に、マトリクス M A U C を取得するための演算処理に用いられる所定の情報として、例えば、カラーフィルタ 2 3 b の各フィルタ (R フィルタ、 G フィルタ、 B フィルタ及び Y e フィルタ) の分光感度特性を示す情報と、深層血管観察モードにおいて被写体から発せられる戻り光である R E G 光、 R E R A 光及び R E R B 光のスペクトル分布を示す情報と、をプロセッサ 4 B の画像処理部 4 3 へ出力する。

30

【 0 1 9 3 】

スペクトル分布補正部 4 3 a は、カラーフィルタ 2 3 b の各フィルタ (R フィルタ、 G フィルタ、 B フィルタ及び Y e フィルタ) を備えた撮像素子 2 3 の分光感度特性を示す情報と、深層血管観察モードにおいて被写体から発せられる R E G 光、 R E R A 光及び R E R B 光のスペクトル分布を示す情報と、に基づき、深層血管観察モードにおいて画像処理部 4 3 に入力される画像データに含まれる赤色成分 R D 2 、緑色成分 G D 2 、青色成分 B D 2 、及び、黄色成分 Y e D のスペクトル分布を取得する。

【 0 1 9 4 】

40

また、スペクトル分布補正部 4 3 a は、前述のように取得した赤色成分 R D 2 、緑色成分 G D 2 、青色成分 B D 2 、及び、黄色成分 Y e D のスペクトル分布を既述の手法 (各ピーク波長における信号強度のピーク値をそれぞれ 1 . 0 にするような手法) で正規化する。そして、このような正規化が行われることにより、各色成分間のスペクトル分布の相異が顕在化する。

【 0 1 9 5 】

さらに、スペクトル分布補正部 4 3 a は、正規化されたスペクトル分布の形状を相互に一致させるように各係数を設定した、4 行 4 列のマトリクス C b を取得する。

【 0 1 9 6 】

以上に述べたようなスペクトル分布補正部 4 3 a の処理を経て取得されるマトリクス C

50

b は、正規化される前の各色成分（赤色成分 R D 2、緑色成分 G D 2、青色成分 B D 2、及び、黄色成分 Y e D）のスペクトル分布、すなわち、深層血管観察モード時に撮像素子 2 3 の撮像面で受光される R E G 光、R E R A 光及び R E R B 光に基づいて生成される画像データの各色成分（赤色成分 R D 2、緑色成分 G D 2、青色成分 B D 2、及び、黄色成分 Y e D）のスペクトル分布の形状が互いに相似な形状となるように補正可能なスペクトル分布補正機能を具備している。

【 0 1 9 7 】

一方、マトリクス演算部 4 3 b は、以上に述べたようなスペクトル分布補正部 4 3 a の処理により取得された 4 行 4 列のマトリクス C b と、カラーフィルタ 2 3 b の各フィルタ（R フィルタ、G フィルタ、B フィルタ及び Y e フィルタ）の分光感度特性を示す情報と、深層血管観察モードにおいて被写体から発せられる R E G 光、R E R A 光及び R E R B 光のスペクトル分布を示す情報と、に基づいて以下のような処理等を行うことによりマトリクス M A U B を取得する。

【 0 1 9 8 】

まず、マトリクス演算部 4 3 b は、カラーフィルタ 2 3 b の各フィルタ（R フィルタ、G フィルタ、B フィルタ及び Y e フィルタ）の分光感度特性を示す情報と、深層血管観察モードにおいて被写体から発せられる R E G 光、R E R A 光及び R E R B 光のスペクトル分布を示す情報と、に基づき、深層血管観察モードにおいて画像処理部 4 3 に入力される画像データ I_{RGBYe} に含まれる赤色成分 R D 2、緑色成分 G D 2、青色成分 B D 2 及び黄色成分 Y e D の強度に対応するマトリクスを以下の数式（1 3）のように定める。なお、以下の数式（1 3）において、 R_{REG} はカラーフィルタ 2 3 b の R フィルタを経て受光された R E G 光の波長成分に基づく赤色成分の強度を表し、 G_{REG} はカラーフィルタ 2 3 b の G フィルタを経て受光された R E G 光の波長成分に基づく緑色成分の強度を表し、 B_{REG} はカラーフィルタ 2 3 b の B フィルタを経て受光された R E G 光の波長成分に基づく青色成分の強度を表し、 Ye_{REG} はカラーフィルタ 2 3 b の Y e フィルタを経て受光された R E G 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。また、以下の数式（1 3）において、 R_{RERA} はカラーフィルタ 2 3 b の R フィルタを経て受光された R E R A 光の波長成分に基づく赤色成分の強度を表し、 G_{RERA} はカラーフィルタ 2 3 b の G フィルタを経て受光された R E R A 光の波長成分に基づく緑色成分の強度を表し、 B_{RERA} はカラーフィルタ 2 3 b の B フィルタを経て受光された R E R A 光の波長成分に基づく青色成分の強度を表し、 Ye_{RERA} はカラーフィルタ 2 3 b の Y e フィルタを経て受光された R E R A 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。また、以下の数式（1 3）において、 R_{RERB} はカラーフィルタ 2 3 b の R フィルタを経て受光された R E R B 光の波長成分に基づく赤色成分の強度を表し、 G_{RERB} はカラーフィルタ 2 3 b の G フィルタを経て受光された R E R B 光の波長成分に基づく緑色成分の強度を表し、 B_{RERB} はカラーフィルタ 2 3 b の B フィルタを経て受光された R E R B 光の波長成分に基づく青色成分の強度を表し、 Ye_{RERB} はカラーフィルタ 2 3 b の Y e フィルタを経て受光された R E R B 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。

【 0 1 9 9 】

$$I_{RGBYe} = \begin{pmatrix} R_{REG} & R_{RERA} & R_{RERB} \\ G_{REG} & G_{RERA} & G_{RERB} \\ B_{REG} & B_{RERA} & B_{RERB} \\ Ye_{REG} & Ye_{RERA} & Ye_{RERB} \end{pmatrix} \cdot \cdot \cdot (13)$$

ここで、深層血管観察モードにおいて画像処理部 4 3 に入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 3 つの色成分の画像データを分離するためのマトリクス

が $MAUC$ として設定され、さらに、分離後の 3 つの色成分の画像データを示すマトリクスが S' として設定された場合、以下の数式 (14) 及び (15) に示すような関係が成立する。

【0200】

$$S' = MAUC \cdot Cb \cdot I_{RGBYe} \quad \dots (14)$$

$$S' = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \dots (15)$$

10

そして、マトリクス演算部 43b は、上記の数式 (14) 及び (15) に基づく以下の数式 (16) の演算を行うことにより、3 行 4 列のマトリクス $MAUC$ を求める。なお、以下の数式 (16) における $(Cb \cdot I_{RGBYe})^+$ は、4 行 4 列のマトリクス Cb と、上記の数式 (13) として示したような 4 行 3 列のマトリクス I'_{RGB} と、の積の擬似逆行列を表すものとする。なお、下記数式 (16) の $M51 \sim M54$ 、 $M61 \sim M64$ 及び $M71 \sim M74$ は、それぞれ任意の係数を示すものとする。

20

【0201】

$$MAUC = S' \cdot (Cb \cdot I_{RGBYe})^+ \\ = \begin{pmatrix} M51 & M52 & M53 & M54 \\ M61 & M62 & M63 & M64 \\ M71 & M72 & M73 & M74 \end{pmatrix} \quad \dots (16)$$

30

上記の数式 (16) の演算を経て求められるマトリクス $MAUC$ を用いた処理によれば、深層血管観察モードにおいて画像処理部 43 に入力される画像データに含まれる各色成分から、 REG 光の波長成分に応じた色成分のみを含む第 1 の画像データ ING と、 $ERRA$ 光の波長成分に応じた色成分のみを含む第 2 の画像データ $INR1$ と、 $ERRB$ 光の波長成分に応じた色成分のみを含む第 3 の画像データ $INR2$ と、を分離することができる。

【0202】

すなわち、マトリクス演算部 43b は、4 行 4 列のマトリクス Cb と、カラーフィルタ 23b の各フィルタ (R フィルタ、 G フィルタ、 B フィルタ及び Ye フィルタ) の分光感度特性を示す情報と、深層血管観察モードにおいて被写体から発せられる REG 光、 $ERRA$ 光及び $ERRB$ 光のスペクトル分布を示す情報と、に基づいて以上に述べたような処理等を行うことにより、上記の数式 (16) として表されるようなマトリクス $MAUC$ を取得する。

40

【0203】

そして、マトリクス演算部 43b は、深層血管観察モードにおいて画像処理部 43 に入力される画像データに含まれる赤色成分 $RD2$ 、緑色成分 $GD2$ 、青色成分 $BD2$ 及び黄色成分 YeD に対し、予め取得したマトリクス $MAUC$ を適用して演算を行うことにより、 REG 光の波長成分に応じた色成分のみを含む画像データ ING と、 $ERRA$ 光の波長成分に応じた色成分のみを含む画像データ $INR1$ と、 $ERRB$ 光の波長成分に応じた色成分のみを含む画像データ $INR2$ と、を取得する。

50

【 0 2 0 4 】

また、マトリクス演算部 4 3 b は、前述のように取得した画像データ I N G と、画像データ I N R 1 と、画像データ I N R 2 と、を表示装置 5 の任意の色チャンネル（ R 、 G 及び B チャンネル）にそれぞれ割り当てる。

【 0 2 0 5 】

その後、画像処理部 4 3 は、マトリクス演算部 4 3 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、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 4 へ出力する。

【 0 2 0 6 】

そして、表示装置 5 は、 D / A 変換部 4 4 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。

10

【 0 2 0 7 】

すなわち、以上に述べたような動作等が深層血管観察モードにおいて行われることにより、深層血管観察モードに対応した観察画像が表示装置 5 に表示される。

【 0 2 0 8 】

ところで、例えば、上記の数式（ 1 4 ）及び数式（ 1 6 ）に含まれるマトリクス C b が単位行列であると仮定した場合、すなわち、マトリクス M A U C が実質的にスペクトル分布補正機能を具備しないと仮定した場合には、マトリクス M A U C を用いた演算が行われることにより、図 1 2 のようなスペクトル分布を具備する各色成分の信号の出力値が得られる。図 1 2 は、スペクトル分布補正機能を具備しないマトリクスを用いて画像分離に係る演算が行われた場合の演算結果として得られるスペクトル分布の、図 5 及び図 8 とは異なる例を示す図である。

20

【 0 2 0 9 】

図 1 2 の画像データ I N G のスペクトル分布によれば、 5 4 0 n m 付近のピーク波長を具備する緑色域の光としての R E G 光に相当する波長帯域成分以外に、 R E R A 光及び R E R B 光に相当する波長帯域成分においても明確な出力値の変動が生じており、すなわち、 R E G 光の波長帯域成分については適切に分離されていないことがわかる。

【 0 2 1 0 】

また、図 1 2 の画像データ I N R 1 のスペクトル分布によれば、 6 3 0 n m 付近のピーク波長を具備する赤色域の光としての R E R A 光に相当する波長帯域成分以外に、 R E G 光及び R E R B 光に相当する波長帯域成分においても明確な出力値の変動が生じており、すなわち、 R E R A 光の波長帯域成分についても適切に分離されていないことがわかる。

30

【 0 2 1 1 】

また、図 1 2 の画像データ I N R 2 のスペクトル分布によれば、 6 5 0 n m 付近のピーク波長を具備する赤色域の光としての R E R B 光に相当する波長帯域成分以外に、 R E G 光及び R E R A 光に相当する波長帯域成分においても明確な出力値の変動が生じており、すなわち、 R E R B 光の波長帯域成分についても適切に分離されていないことがわかる。

【 0 2 1 2 】

一方、第 2 の変形例によれば、スペクトル分布補正機能を具備するマトリクス M A U C を用いた演算が行われることにより、例えば、図 1 3 のようなスペクトル分布を具備する各色成分の信号の出力値が得られる。図 1 3 は、スペクトル分布補正機能を具備するマトリクスを用いて画像分離に係る演算が行われた場合の演算結果として得られるスペクトル分布の、図 6 及び図 9 とは異なる例を示す図である。

40

【 0 2 1 3 】

図 1 3 の画像データ I N G のスペクトル分布によれば、 5 4 0 n m 付近のピーク波長を具備する緑色域の光としての R E G 光に相当する波長帯域成分以外の他の波長帯域成分における明確な出力値の変動が生じておらず、すなわち、 R E G 光の波長帯域成分については適切に分離されている。

【 0 2 1 4 】

また、図 1 3 の画像データ I N R 1 のスペクトル分布によれば、 6 3 0 n m 付近のピー

50

ク波長を具備する赤色域の光としての R E R A 光に相当する波長帯域成分以外の他の波長帯域成分における明確な出力値の変動が生じておらず、すなわち、R E R A 光の波長成分についても適切に分離されていることがわかる。

【 0 2 1 5 】

また、図 13 の画像データ IN R 2 のスペクトル分布によれば、650nm 付近のピーク波長を具備する赤色域の光としての R E R B 光に相当する波長帯域成分以外の他の波長帯域成分における明確な出力値の変動が生じておらず、すなわち、R E R B 光の波長成分についても適切に分離されていることがわかる。

【 0 2 1 6 】

従って、第 2 の変形例によれば、同時式の撮像方式により得られる複数の色成分を含む画像を、相互に独立した各波長帯域成分毎の画像として好適に分離することができる。

【 0 2 1 7 】

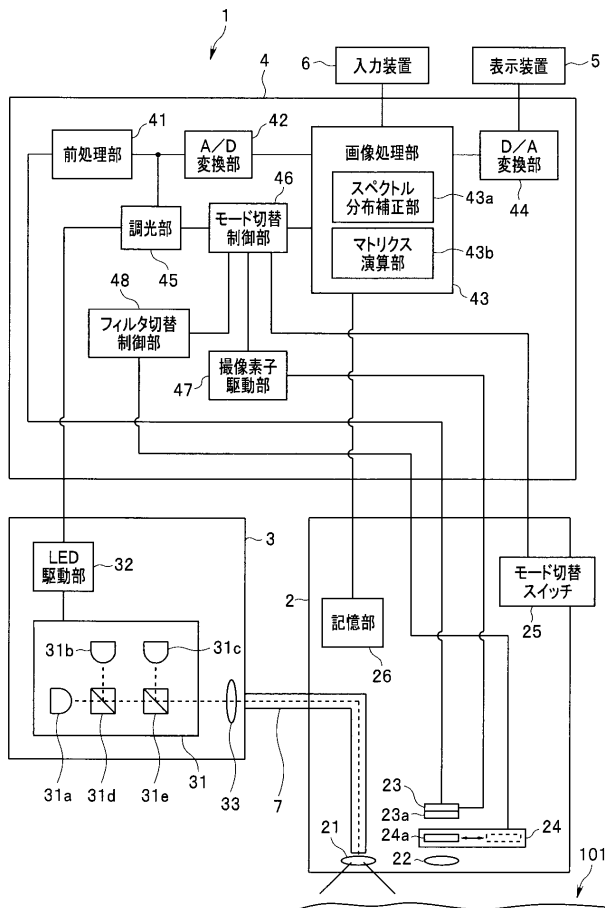
なお、本発明は、上述した実施例に限定されるものではなく、発明の趣旨を逸脱しない範囲内において種々の変更や応用が可能であることは勿論である。

【 0 2 1 8 】

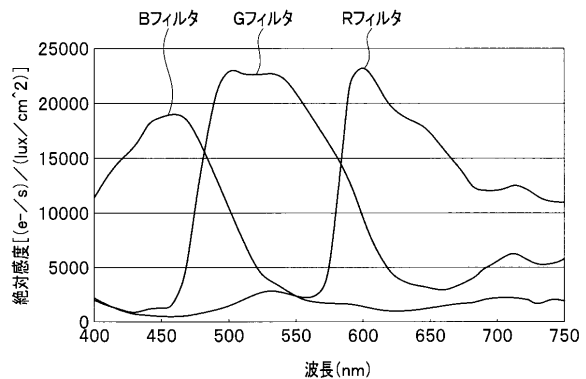
本出願は、２０１２年５月１日に日本国に出願された特願２０１２－１０４８３１号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

10

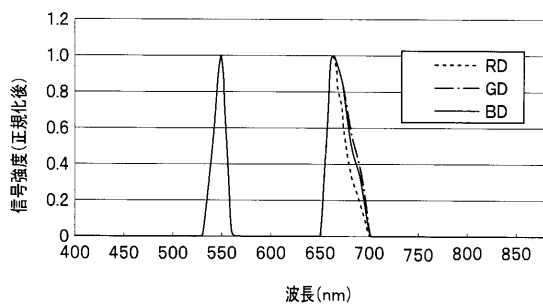
【 図 1 】



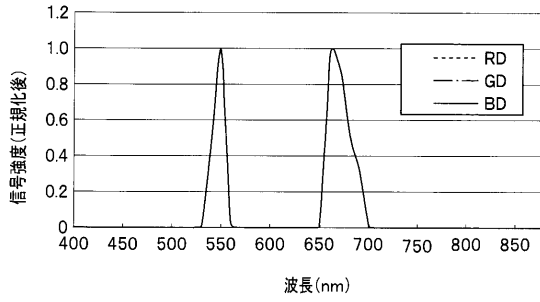
【 图 2 】



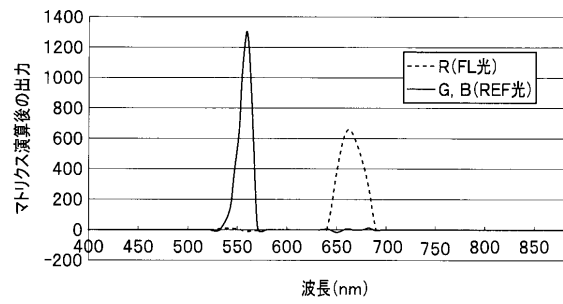
【 図 3 】



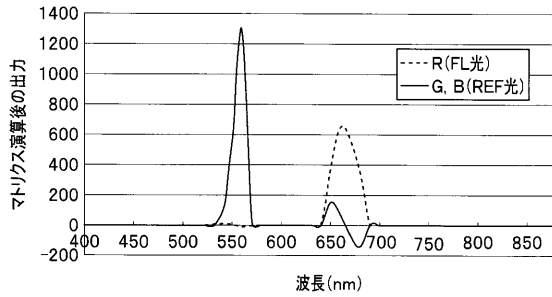
【図 4】



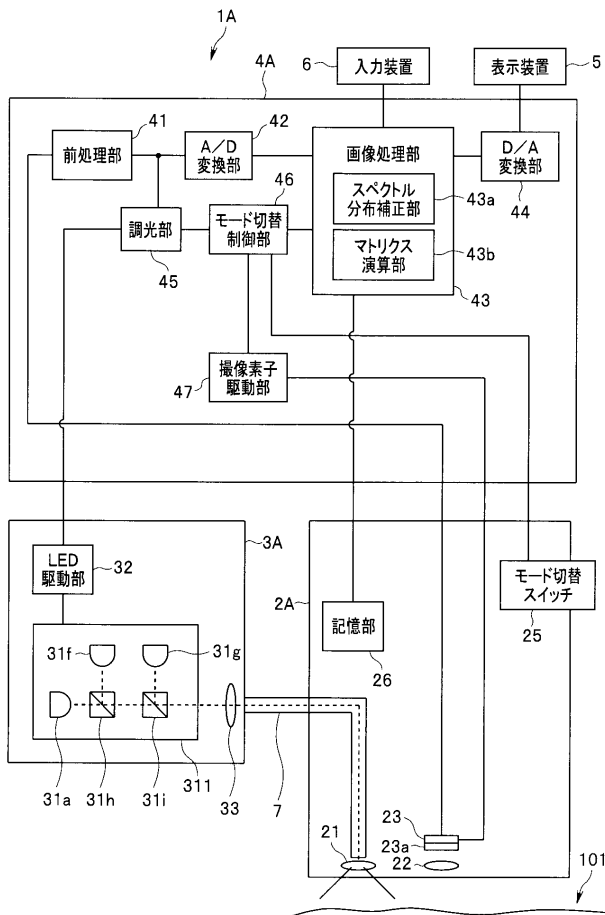
【図 6】



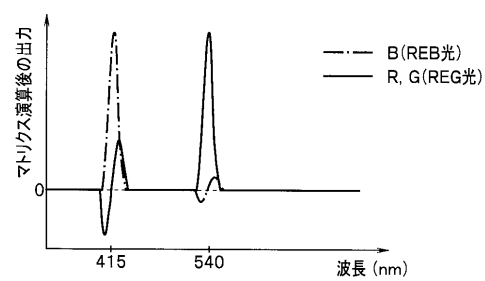
【図 5】



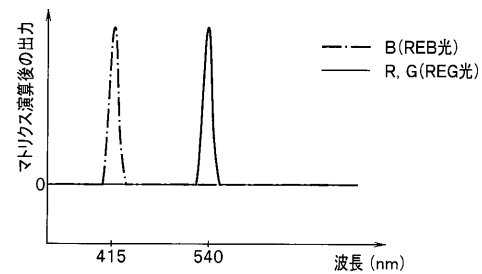
【図 7】



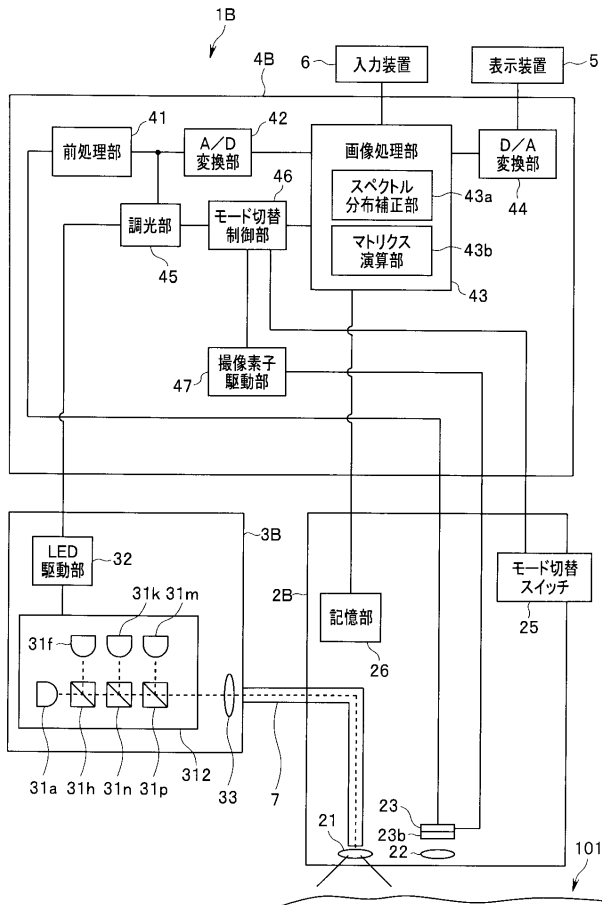
【図 8】



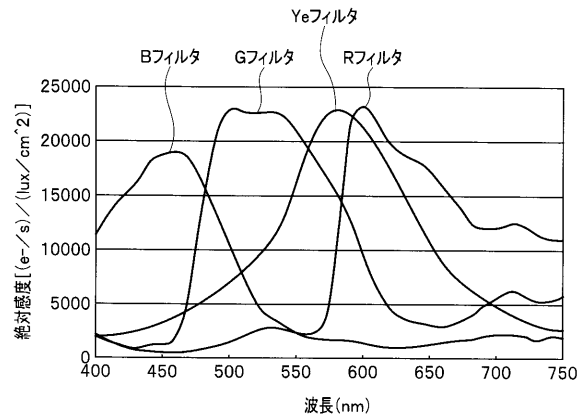
【図 9】



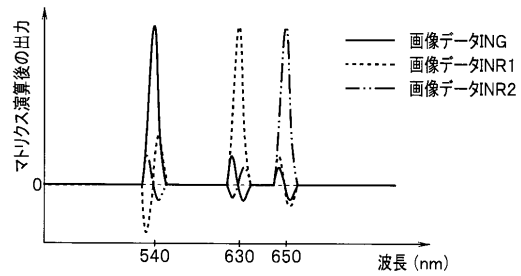
【図 10】



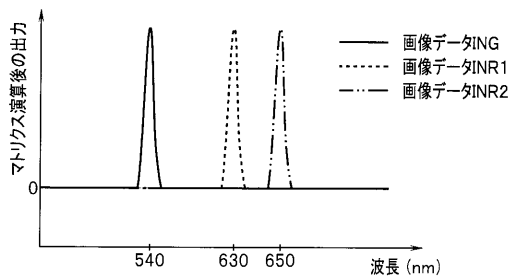
【図 11】



【図 12】



【図 13】



【手続補正書】

【提出日】平成25年7月25日(2013.7.25)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0013

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0013】

本発明の一態様の内視鏡装置は、被写体に対する照明光の照射に伴って発生する複数の波長帯域成分を含む戻り光を、複数の異なる分光感度で受光して前記分光感度毎の撮像信号を生成する撮像部と、前記被写体から発生する前記戻り光のスペクトル分布に関する情報に基づき、前記撮像部により生成された前記分光感度毎の撮像信号を補正するための補正係数を設定する補正部と、前記補正部において算出された前記補正係数に基づき、前記撮像部で生成された前記分光感度毎の撮像信号を前記戻り光に含まれる前記複数の波長帯域成分のうち各波長帯域成分毎に分離する演算を行う演算部と、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】

被写体に対する照明光の照射に伴って発生する複数の波長帯域成分を含む戻り光を、複数の異なる分光感度で受光して前記分光感度毎の撮像信号を生成する撮像部と、

前記被写体から発生する前記戻り光のスペクトル分布に関する情報に基づき、前記撮像部により生成された前記分光感度毎の撮像信号を補正するための補正係数を設定する補正部と、

前記補正部において算出された前記補正係数に基づき、前記撮像部で生成された前記分光感度毎の撮像信号を前記戻り光に含まれる前記複数の波長帯域成分のうち各波長帯域成分毎に分離する演算を行う演算部と、

を有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記補正部は、前記戻り光に含まれる前記複数の波長帯域成分のスペクトル分布を示す情報と、前記撮像部の分光感度特性を示す情報と、に基づき、前記撮像部により生成された前記撮像信号に含まれる前記各波長帯域成分毎のスペクトル分布を取得し、さらに、前記取得した各波長帯域成分毎のスペクトル分布が互いに相似な形状になるように前記補正係数を設定する

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】

前記戻り光に含まれる前記複数の波長帯域成分のスペクトル分布を示す情報と、前記撮像部の分光感度特性を示す情報と、が格納された記憶部をさらに有し、

前記補正部は、前記記憶部から出力される各情報に基づき、前記補正係数を設定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 4】

前記戻り光には、前記被写体としての生体組織に予め投与された蛍光物質が前記照明光により励起された際に発せられる蛍光に応じた一の波長帯域成分と、前記生体組織における前記照明光の反射により生じる反射光に応じた前記一の波長帯域成分とは異なる他の波長帯域成分と、が含まれている

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記生体組織に投与される蛍光物質に関する情報と、前記撮像部に含まれる撮像素子の種別を識別可能な情報と、が格納された記憶部をさらに有し、

前記補正部は、前記記憶部から出力される各情報に基づき、前記補正係数を設定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 6】

前記生体組織に投与される蛍光物質に関する情報を入力可能な情報入力部と、前記撮像部に含まれる撮像素子の種別を識別可能な情報が格納された記憶部と、をさらに有し、

前記補正部は、前記情報入力部において入力された情報と、前記記憶部から出力される情報と、に基づき、予め算出された複数の補正係数の中から、前記分光感度毎の撮像信号を補正するための補正係数を設定する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記撮像部は、前記戻り光に含まれる波長帯域成分の数よりも多い複数の色成分毎に異なる分光感度を具備するように形成されたカラーフィルタと、前記カラーフィルタが撮像面に取り付けられた撮像素子と、を有して構成されている

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記戻り光には、前記被写体としての生体組織の表層に存在する毛細血管を観察可能な波長帯域成分と、前記生体組織の表層よりも深い位置である中層に存在する血管を観察可能な波長帯域成分と、が含まれている

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記戻り光には、前記被写体としての生体組織の中層に存在する血管を観察可能な波長帯域成分と、前記生体組織の中層よりも深い位置である深層に存在する血管を観察可能な波長帯域成分と、が含まれている

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

前記補正部は、前記補正係数として、前記取得した各波長帯域成分毎のスペクトル分布における強度のピーク値を所定の値に正規化したスペクトル分布を各波長帯域成分毎に同一にするための係数を算出する

ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【手続補正書】

【提出日】平成25年12月2日(2013.12.2)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0013

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0013】

本発明の一態様の内視鏡装置は、被写体に対する照明光の照射に伴って発生する複数の波長帯域成分を含む戻り光を、複数の異なる分光感度で受光して前記分光感度毎の撮像信号を生成する撮像部と、前記被写体から発生する前記戻り光のスペクトル分布に関する情報と、前記撮像部の分光感度特性を示す情報と、に基づき、前記撮像部により生成された前記撮像信号に含まれる前記複数の波長帯域成分毎のスペクトル分布が互いに相似な形状になるような補正係数を設定する補正部と、前記補正部において設定された前記補正係数に基づき、前記撮像部で生成された前記分光感度毎の撮像信号を前記戻り光に含まれる前記複数の波長帯域成分のうち各波長帯域成分毎に分離する演算を行う演算部と、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】

被写体に対する照明光の照射に伴って発生する複数の波長帯域成分を含む戻り光を、複数の異なる分光感度で受光して前記分光感度毎の撮像信号を生成する撮像部と、

前記被写体から発生する前記戻り光のスペクトル分布に関する情報と、前記撮像部の分光感度特性を示す情報と、に基づき、前記撮像部により生成された前記撮像信号に含まれる前記複数の波長帯域成分毎のスペクトル分布が互いに相似な形状になるような補正係数を設定する補正部と、

前記補正部において設定された前記補正係数に基づき、前記撮像部で生成された前記分光感度毎の撮像信号を前記戻り光に含まれる前記複数の波長帯域成分のうち各波長帯域成分毎に分離する演算を行う演算部と、

を有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記戻り光に含まれる前記複数の波長帯域成分のスペクトル分布を示す情報と、前記撮像部の分光感度特性を示す情報と、が格納された記憶部をさらに有し、

前記補正部は、前記記憶部から出力される各情報に基づき、前記補正係数を設定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】

前記戻り光には、前記被写体としての生体組織に予め投与された蛍光物質が前記照明光により励起された際に発せられる蛍光に応じた一の波長帯域成分と、前記生体組織における前記照明光の反射により生じる反射光に応じた前記一の波長帯域成分とは異なる他の波長帯域成分と、が含まれている

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記生体組織に投与される蛍光物質に関する情報と、前記撮像部に含まれる撮像素子の種別を識別可能な情報と、が格納された記憶部をさらに有し、

前記補正部は、前記記憶部から出力される各情報に基づき、前記補正係数を設定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 5】

前記生体組織に投与される蛍光物質に関する情報を入力可能な情報入力部と、前記撮像部に含まれる撮像素子の種別を識別可能な情報が格納された記憶部と、をさらに有し、

前記補正部は、前記情報入力部において入力された情報と、前記記憶部から出力される情報と、に基づき、予め算出された複数の補正係数の中から、前記分光感度毎の撮像信号を補正するための補正係数を設定する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記撮像部は、前記戻り光に含まれる波長帯域成分の数よりも多い複数の色成分毎に異なる分光感度を具備するように形成されたカラーフィルタと、前記カラーフィルタが撮像面に取り付けられた撮像素子と、を有して構成されている

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記戻り光には、前記被写体としての生体組織の表層に存在する毛細血管を観察可能な波長帯域成分と、前記生体組織の表層よりも深い位置である中層に存在する血管を観察可能な波長帯域成分と、が含まれている

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記戻り光には、前記被写体としての生体組織の中層に存在する血管を観察可能な波長

帯域成分と、前記生体組織の中層よりも深い位置である深層に存在する血管を観察可能な波長帯域成分と、が含まれている

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記補正部は、前記補正係数として、前記取得した各波長帯域成分毎のスペクトル分布における強度のピーク値を所定の値に正規化したスペクトル分布を各波長帯域成分毎に同一にするための係数を算出する

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/JP2013/061893

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(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)

A61B1/00-1/32

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	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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.
A	WO 2011/162111 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 29 December 2011 (29.12.2011), paragraphs [0010] to [0076] & JP 5076036 B2 & US 2012/0215066 A1 & EP 2537456 A1	1-9
A	JP 2012-016545 A (Fujifilm Corp.), 26 January 2012 (26.01.2012), paragraphs [0010] to [0139] & US 2012/0010465 A1 & EP 2404544 A1	1-9

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ 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
09 May, 2013 (09.05.13)Date of mailing of the international search report
21 May, 2013 (21.05.13)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/061893

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2008/015826 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 07 February 2008 (07.02.2008), paragraphs [0018] to [0070] & JP 2008-036035 A & US 2009/0141125 A1 & EP 2047792 A1	1-9

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 6 1 8 9 3									
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(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. A61B1/00-1/32											
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>1971-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2013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	1971-2013年	日本国実用新案登録公報	1996-2013年	日本国登録実用新案公報	1994-2013年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2013年										
日本国実用新案登録公報	1996-2013年										
日本国登録実用新案公報	1994-2013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									
A	WO 2011/162111 A1（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2011.12.29, 段落0010-0076 & JP 5076036 B2 & US 2012/0215066 A1 & EP 2537456 A1	1-9									
A	JP 2012-016545 A（富士フイルム株式会社） 2012.01.26, 段落0010-0139 & US 2012/0010465 A1 & EP 2404544 A1	1-9									
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。											
<table border="0"> <tr> <td> * 引用文献のカテゴリー 「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 「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 「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） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 </td> <td> の日の後に公表された文献 「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 「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 「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 「&」同一パテントファミリー文献 </td> </tr> </table>				* 引用文献のカテゴリー 「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 「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 「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） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「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 「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 「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 「&」同一パテントファミリー文献						
* 引用文献のカテゴリー 「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 「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 「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） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「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 「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 「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 「&」同一パテントファミリー文献										
国際調査を完了した日 09.05.2013		国際調査報告の発送日 21.05.2013									
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） 佐藤 高之 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3604								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 6 1 8 9 3
C (続き) . 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
A	WO 2008/015826 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2008.02.07, 段落 0 0 1 8 - 0 0 7 0 & JP 2008-036035 A & US 2009/0141125 A1 & EP 2047792 A1	1-9

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

Fターム(参考) 4C161 AA00 BB08 CC06 DD00 GG01 HH54 JJ18 LL02 MM05 NN01
NN05 NN07 QQ04 RR04 RR14 RR25 SS09 TT13 WW17 YY14

(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	JPWO2013164962A1	公开(公告)日	2015-12-24
申请号	JP2013533799	申请日	2013-04-23
[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 道口信行		
发明人	武井 俊二 道口 信行		
IPC分类号	A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0002 A61B1/00186 A61B1/043 A61B1/045 A61B1/06 A61B1/0638 A61B1/0684 A61B5/489 F04C2270/041 G02B23/2469 G02B27/102 H04N5/2173 H04N5/2256 H04N9/045 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.370		
F-TERM分类号	4C161/AA00 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/QQ04 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR25 4C161/SS09 4C161/TT13 4C161/WW17 4C161/YY14		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2012104831 2012-05-01 JP		
其他公开文献	JP5498626B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜装置包括：图像拾取部，该图像拾取部相对于包括随照明光照射到被检体上而产生的多个波长带成分的返回光，以其光谱灵敏度随每个而变化的方式接收并拾取该返回光的图像。颜色成分；校正处理部分，对由图像拾取部分拾取返回光的图像而获得的对象的图像中包括的每种颜色成分的光谱光谱分布进行校正处理；图像分离处理部基于校正处理的结果，进行将被摄体的图像分离为返回光所包含的各波长带成分的处理。

