

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/006266

発行日 平成29年4月27日(2017. 4. 27)

(43) 国際公開日 平成28年1月14日(2016. 1. 14)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 6 2 A	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 O	4 C 1 6 1
G O 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B	
	G O 2 B 23/24 B	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

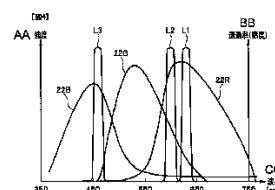
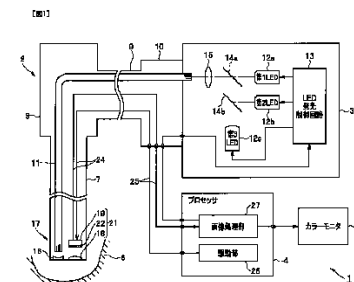
出願番号	特願2015-561814 (P2015-561814)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/054211		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成27年2月17日(2015. 2. 17)		東京都八王子市石川町2951番地
(11) 特許番号	特許第5981056号 (P5981056)	(74) 代理人	100076233
(45) 特許公報発行日	平成28年8月31日(2016. 8. 31)		弁理士 伊藤 進
(31) 優先権主張番号	特願2014-141656 (P2014-141656)	(74) 代理人	100101661
(32) 優先日	平成26年7月9日(2014. 7. 9)		弁理士 長谷川 靖
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(74) 代理人	100135932
			弁理士 篠浦 治
		(72) 発明者	五十嵐 誠
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
		(72) 発明者	森田 恵仁
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内

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、第1の波長帯域において感度を有する第1の画素と、第1の波長帯域の一部を含む第2の波長帯域において感度を有する第2の画素と、を有する撮像素子と、被検体に照射するための、第2の波長帯域に含まれる第1の波長帯域の一部において強度がピークとなる第1の光を発生する光源部と、第1の画素において第1の光が照射された際の被検体の戻り光を受光して得られる撮像信号と、第2の画素において第1の光が照射された際の被検体の戻り光を受光して得られる撮像信号と、を加算した第1の加算信号を生成する加算部と、を有する。



4 Processor
5 Color monitor
12a First LED
12b Second LED
12c Third LED
13 LED light generation control circuit
26 Drive unit
27 Image processing unit
AA Intensity
BB Transmittance (sensitivity)
CC Wavelength

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第1の波長帯域において感度を有する第1の画素と、前記第1の波長帯域の一部を含む第2の波長帯域において感度を有する第2の画素と、を有する撮像素子と、
被検体に照射するための、前記第2の波長帯域に含まれる前記第1の波長帯域の一部において強度がピークとなる第1の光を発生するよう構成された光源部と、
前記第1の画素において前記第1の光が照射された際の前記被検体の戻り光を受光して得られる撮像信号と、前記第2の画素において前記第1の光が照射された際の前記被検体の戻り光を受光して得られる撮像信号と、を加算した第1の加算信号を生成するよう構成された加算部と、

10

を有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

更に、前記光源部は、前記第1の光とは異なるタイミングにおいて前記第1の波長帯域に強度がピークとなる第2の光を発生し、

更に、前記第1の加算信号と、前記第1の画素において前記第2の光が照射された際の前記被検体の戻り光を受光して得られる撮像信号とを、それぞれ異なる色に割り当てた画像を生成するよう構成された画像生成部と、

を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】

更に、前記光源部は、前記第1の画素及び前記第2の画素が感度を有しない波長帯域の光である第3の光を発生し、

20

更に、前記撮像素子は、前記第3の光の波長帯域に感度を有する第3の画素を有し、

前記画像生成部は、前記加算部において生成された第1の加算信号と、前記第1の画素において第1の光が照射された際の前記被検体の戻り光を受光して得られる撮像信号と、前記第3の画素において前記第3の光が照射された際の前記被検体の戻り光を受光して得られる撮像信号と、をそれぞれ異なる色に割り当てた画像を生成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】

更に、前記第2の光は、前記第2の波長帯域に含まれる前記第1の波長帯域の一部以内において前記第1の光とは異なる波長において強度がピークとなり、

30

更に、前記加算部は、前記第1の画素において前記第2の光が照射された際の前記被検体からの戻り光を受光して得られる撮像信号と、前記第2の画素において前記第2の光が照射された際の前記被検体の戻り光を受光して得られる撮像信号と、を加算した第2の加算信号を生成し、

前記画像生成部は、前記加算部において生成された第1の加算信号と、前記第2の加算信号と、をそれぞれ異なる色に割り当てた画像を生成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 5】

前記光源部は、前記第1及び第2の光として、波長が600nm及び630nm、又は波長が630nm及び600nmの狭帯域光を発生することを特徴とする請求項2に記載の内視鏡装置。

40

【請求項 6】

更に、前記第1の加算信号と、前記第2の加算信号と、前記第3の画素による撮像信号に基づいて調光を行うための調光信号を生成する調光回路を有し、前記調光信号により、前記光源部における前記第1の光の発光量と前記第2の光の発光量と調整し、表示装置に表示される画像の明るさを調整することを特徴とする請求項4に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記光源部は、前記第1の光、前記第2の光及び前記第3の光をそれぞれ発生する第1の光源、第2の光源及び第3の光源を備え、

更に、前記第1の光源、前記第2の光源及び前記第3の光源の各発光の制御を行う発光

50

制御回路、を有し、

前記発光制御回路は、前記第 1 の光源及び前記第 2 の光源を交互に発光させると共に、前記第 3 の光源を連続発光させる制御を行うことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記光源部は、前記第 1 の光及び前記第 3 の光を同時に発生する第 1 の光源と、前記第 2 の光及び前記第 3 の光を同時に発生する第 2 の光源と、を備え、

更に、前記第 1 の光源及び前記第 2 の光源の発光を交互に行う制御を行う発光制御回路、を有することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記撮像素子は、前記第 1 の光及び前記第 2 の光をそれぞれ透過する透過率を有する第 1 及び第 2 のカラーフィルタと、前記第 3 の光のみを透過する透過率を有する第 3 のカラーフィルタとを備え、

前記第 1、前記第 2 及び前記第 3 のカラーフィルタをそれぞれ透過した光を受光する画素により、前記第 1 の画素、前記第 2 の画素及び前記第 3 の画素をそれぞれ形成するカラー撮像素子により構成されることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

前記光源部は、前記第 1 の光と、前記第 3 の画素のみが感度を有する第 3 の光とを同時に発生する第 1 の光源と、前記第 2 の光と、前記第 2 の画素及び前記第 3 の画素が感度を有する第 4 の光とを同時に発生する第 2 の光源と、を備え、

前記加算部は、前記第 1 の加算信号の他に、前記第 4 の光が照射された際の前記被検体からの戻り光を、前記第 2 の画素及び前記第 3 の画素によりそれぞれ受光して得た第 2 及び第 3 の撮像信号を加算した第 2 の加算信号を生成し、

更に、前記第 1 の光源及び前記第 2 の光源を交互に発光させる制御を行う発光制御回路を備え、

前記画像生成部は、前記第 1 の加算信号と、前記第 2 の加算信号とをそれぞれ異なる色に割り当てた画像を生成すると共に、前記第 3 の光と前記第 4 の光の照射のもとで生成した 2 つの画像から選択された一方を 1 つの色に割り当てた画像として生成することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は複数の波長帯域の照明光を用いて内視鏡画像を生成する内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、医療分野において、内視鏡を用いた低侵襲な各種検査や手術が行われている。術者は、体腔内に内視鏡を挿入し、内視鏡挿入部の先端部に設けられた撮像装置により撮像された被写体を観察し、必要に応じて処置具チャンネル内に挿通した処置具を用いて病变部に対して処置をすることができる。内視鏡を用いた手術は、開腹等を行うことがないため、患者の身体的負担が少ないというメリットがある。

また、内視鏡装置には、白色光を用いた通常観察だけでなく、内部の血管を観察するために、赤外光等の特殊光を用いた特殊光観察ができるものもある。

例えば、第 1 の従来例としての日本国特開 2011-92690 号公報は、この公報中における図 3 において一部が互いに重なり合い、それぞれ異なる波長帯域の光を透過する R、G、B フィルタと、第 1～第 3 狭帯域光源を順次 ON させて第 1～第 3 狭帯域光を順次発光させることにより、第 1～第 3 狭帯域撮像信号を生成する内容を開示している。第 3 狭帯域光 N3 は、G、B フィルタにおいて、重なり合う波長帯域内の狭帯域光となっている。

また、第 2 の従来例としての日本国特開 2010-193421 号公報は、一部が互い

10

20

30

40

50

に重なり合う波長帯域を含むような透過率を有する R , G , B フィルタと、それぞれ異なる発光波長域を持つ特殊光 1 , 2 , 3 を同時に発光させる内容 (この公報中の段落 [0 0 6 4]) や、選択的に発光させる内容 (この公報中の段落 [0 0 6 8]) を開示している。

【 0 0 0 3 】

上記第 1 及び第 2 の従来例の場合においては、一部が互いに重なり合う波長帯域においてそれぞれ透過させる色フィルタを備えた撮像素子を用いた場合において、重なり合う波長帯域内において発光した光の戻り光を撮像した場合、撮像素子の感度が低下するために、S N R が低下してしまう欠点がある。

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、撮像素子における互いに異なる波長領域に対してそれぞれ感度を有する 2 つの画素が、共に感度を有する一部の波長領域の光の戻り光で撮像した場合においても、S N R の高い信号を生成することができる内視鏡装置を提供することを目的とする。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 4 】

本発明の一態様の内視鏡装置は、第 1 の波長帯域において感度を有する第 1 の画素と、前記第 1 の波長帯域の一部を含む第 2 の波長帯域において感度を有する第 2 の画素と、を有する撮像素子と、被検体に照射するための、前記第 2 の波長帯域に含まれる前記第 1 の波長帯域の一部において強度がピークとなる第 1 の光を発生する光源部と、前記第 1 の画素において前記第 1 の光が照射された際の前記被検体の戻り光を受光して得られる撮像信号と、前記第 2 の画素において前記第 1 の光が照射された際の前記被検体の戻り光を受光して得られる撮像信号と、を加算した第 1 の加算信号を生成する加算部と、を有する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 5 】

【図 1】図 1 は本発明の第 1 の実施形態の内視鏡装置の全体構成を示す図。

【図 2】図 2 は第 1 の実施形態の機能的な構成を示す図。

【図 3】図 3 は撮像素子の色フィルタを備えた画素配列を示す図。

【図 4】図 4 は光源装置の光源としての L E D が発生する光の波長帯域を撮像素子の分光感度の特性と共に示す図。

【図 5】図 5 は画像処理部の構成を示すブロック図。

【図 6】図 6 は第 1 の実施形態の動作説明図。

【図 7】図 7 は本発明の第 1 の実施形態の第 1 変形例の内視鏡装置の全体構成を示す図。

【図 8】図 8 は図 7 の内視鏡装置に用いられる回転フィルタを示す図。

【図 9】図 9 は図 8 の回転フィルタの外周側と内周側に設けられたフィルタの分光特性を示す図。

【図 1 0】図 1 0 は本発明の第 1 の実施形態の第 2 変形例における回転フィルタを示す図。

【図 1 1】図 1 1 は図 1 0 の回転フィルタの外周側と内周側に設けられたフィルタの分光特性を示す図。

【図 1 2】図 1 2 は第 2 変形例における画像処理部の構成を示すブロック図。

【図 1 3】図 1 3 は第 2 変形例の動作説明図。

【図 1 4】図 1 4 は第 3 変形例における回転フィルタを示す図。

【図 1 5】図 1 5 は図 1 4 の回転フィルタに設けた 3 つのフィルタの分光特性を示す図。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 0 6 】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

(第 1 の実施形態)

図 1 に示すように本発明の第 1 の実施形態の内視鏡装置 1 は、体内又は体腔内に挿入される内視鏡 2 と、内視鏡 2 に照明光を供給する光源装置 3 と、内視鏡 2 に搭載した撮像部

10

20

30

40

50

を駆動すると共に、撮像された撮像信号に対する画像処理を行う画像処理装置としてのプロセッサ４と、プロセッサ４により生成された表示用画像信号が入力されることにより、表示用画像信号の画像を内視鏡画像として表示する表示部（図２では４３）を形成するカラーモニタ５とを有する。

内視鏡２は、被検体６内に挿入される細長の挿入部７と、挿入部７の後端に設けられた操作部８と、操作部８から延出されたケーブル９とを有し、ケーブル９の端部に設けたコネクタ１０は光源装置３に着脱自在に接続される。

内視鏡２内には照明光を伝送するライトガイド１１が挿通され、このライトガイド１１の後端（端部）はコネクタ１０において入射端部１１ａとなる。

【０００７】

光源装置３は、照明光を発生する複数の光源としての第１の発光ダイオード（第１のＬＥＤと略記）１２ａ、第２のＬＥＤ１２ｂ、第３のＬＥＤ１２ｃを有する。また、光源装置３内の発光制御回路（発光制御部）を形成するＬＥＤ発光制御回路１３は、ＬＥＤ１２ａ、１２ｂ、１２ｃを発光させる電源を供給し、ＬＥＤ１２ａ、１２ｂ、１２ｃに供給する電流等を可変して、発光量を制御する。

ＬＥＤ１２ａが発光した光は、ダイクロイックミラー１４ａを選択的に透過し、集光レンズ１５により集光される。また、ＬＥＤ１２ｂが発光した光は、ダイクロイックミラー１４ｂで選択的に反射され、ダイクロイックミラー１４ａで選択的に反射されて、集光レンズ１５により集光される。ＬＥＤ１２ｃが発光した光は、ダイクロイックミラー１４ｂを選択的に透過し、ダイクロイックミラー１４ａで選択的に反射されて、集光レンズ１５により集光される。

ＬＥＤ１２ａ、１３ｂ、１３ｃがそれぞれ発光した光は、それぞれ第１の照明光Ｌ１、第２の照明光Ｌ２、第３の照明光Ｌ３となり、第１の照明光Ｌ１、第２の照明光Ｌ２、第３の照明光Ｌ３からなる照明光は集光レンズ１５により、集光されてライトガイド１１の入射端部１１ａに入射される。

【０００８】

ライトガイド１１は、入射された照明光を伝送し、挿入部７の先端部に配置されたライトガイド１１の先端面からさらに照明レンズ１６を介して、被検体６内の粘膜６ａ側に照射して、粘膜６ａ側を照明する。ＬＥＤ１２ａ、１２ｂ、１２ｃ、ダイクロイックミラー１４ａ、１４ｂ、発光制御回路１３、集光レンズ１５、ライトガイド１１、照明レンズ１６は、被検体６内の粘膜６ａ側を照明する照明部１７を形成する。なお、ライトガイド１１及び照明レンズ１６が照明部１７を構成するということもできる。

図２は、照明部１７により粘膜６ａ側を照明する様子を示している。図１に示すように挿入部７の先端部には、照明窓に配置された照明レンズ１６に隣接して観察窓が設けられ、観察窓には対物レンズ１８が取り付けられ、その結像位置には、電荷結合素子（ＣＣＤと略記）等の撮像素子１９の撮像面１９ａ（図３参照）が配置されている。対物レンズ１８と撮像素子１９は、照明部１７で照明された粘膜６ａ側からの戻り光を形成する反射光を受光して粘膜６ａ側を撮像する撮像部２１を形成する。

【０００９】

本実施形態における撮像素子１９は、撮像面１９ａに結像される光学像を結ぶ光を３つの波長帯域の光に分離する３つのＲ、Ｇ、Ｂフィルタ２２Ｒ、２２Ｇ、２２Ｂを有するカラーフィルタ２２を有する。図３は、撮像面１９ａにおける画素配列を示す。

図３に示すように撮像面１９ａには、光電変換する受光素子を構成する画素が２次元的に配置され、各画素の前には、赤（Ｒ）、緑（Ｇ）、青（Ｂ）の波長帯域の光をそれぞれ透過するＲ、Ｇ、Ｂフィルタ２２Ｒ、２２Ｇ、２２Ｂが画素単位で規則的に配置されて原色ペイヤー方式のカラーフィルタ２２が形成されている。図３の場合には、Ｇ、Ｂフィルタ２２Ｇ、２２Ｂが水平方向に配列される第１の配列と、Ｒ、Ｇフィルタ２２Ｒ、２２Ｇが水平方向に配列される第２の配列と、縦方向に交互に繰り返される配列となっている。本明細書においては、図３に示すようにＲ、Ｇ、Ｂフィルタ２２Ｒ、２２Ｇ、２２Ｂをそれぞれ透過した光を受光する各画素をそれぞれ画素２３Ｒ、２３Ｇ、２３Ｂと記す。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 0 】

そして、図 3 の場合には、縦方向の 2 画素分と横方向の 2 画素分とからなる 4 画素がカラー 1 画素分を形成するのに必要となる 1 単位の配列画素となり、プロセッサ 4 においては単位となる配列画素毎に R , G , B 信号を生成する。

図 4 は、カラーフィルタ 2 2 を構成する R , G , B フィルタ 2 2 R , 2 2 G , 2 2 B の波長に対する透過特性を示す。また、R , G , B フィルタ 2 2 R , 2 2 G , 2 2 B をそれぞれ透過した光を各画素が受光する場合には、各画素における波長に対する感度の特性となる。

また、図 4 においては、上記 3 つの L E D 1 2 a , 1 2 b , 1 2 c がそれぞれ発生する第 1 の光としての第 1 の照明光 L 1、第 2 の光としての第 2 の照明光 L 2、第 3 の光としての第 3 の照明光 L 3 の強度分布の特性を示す。本明細書においては、第 1 の光は、第 1 の照明光 L 1 と同じ意味で用いており、第 2 の光、第 3 の光に関しても同様である。

10

【 0 0 1 1 】

図 4 に示すように R , G , B フィルタ 2 2 R , 2 2 G , 2 2 B の波長に対する透過特性は、それぞれ一部が重なりあっているため、R , G , B フィルタ 2 2 R , 2 2 G , 2 2 B をそれぞれ透過した光を受光する画素の感度も一部が重なりある特性となっている。

第 1 の照明光 L 1、第 2 の照明光 L 2、第 3 の照明光 L 3 は、それぞれ 6 3 0 n m 付近、6 0 0 n m 付近、4 6 0 n m 付近において強度がピークとなり、半値幅が 1 0 ~ 3 0 n m 程度となる狭帯域の光である。

4 6 0 n m 付近において強度がピークとなる第 3 の照明光 L 3 による被検体 6 側からの反射光は、B フィルタ 2 2 B を透過した光を受光する画素 2 3 B のみが実質的に感度を有する。換言すると、光源装置 3 は、第 1、第 2 の照明光 L 1 , L 2 の他に、第 1、第 2 の画素（を形成する画素 2 3 R , 2 3 G）が感度を有しない第 3 の照明光 L 3 を発生する。

20

【 0 0 1 2 】

これに対して、6 3 0 n m 付近において強度がピークとなる第 1 の照明光 L 1 による被検体側からの反射光と、6 0 0 n m 付近において強度がピークとなる第 2 の照明光 L 2 による被検体側からの反射光とは、G フィルタ 2 2 G を透過した光を受光する画素 2 3 G と、R フィルタ 2 2 R を透過した光を受光する画素 2 3 R との両方が感度を有する。

例えば、6 3 0 n m でピークとなる第 1 の照明光 L 1 による被検体 6 側からの反射光に対しては、R フィルタ 2 2 R の画素（例えば第 1 の画素）2 3 R の感度が、G フィルタ 2 2 G の画素（例えば第 2 の画素）2 3 G の感度よりもかなり大きい。

30

一方、6 0 0 n m でピークとなる第 2 の照明光 L 2 による被検体 6 側からの反射光に対しては、R フィルタ 2 2 R の画素 2 3 R の感度が、G フィルタ 2 2 G の画素 2 3 G の感度よりも大きい、第 1 の照明光 L 1 の場合よりは差が小さい。

また、6 3 0 n m でピークとなる第 1 の照明光 L 1 による被検体 6 側からの反射光と、6 0 0 n m でピークとなる第 2 の照明光 L 2 による被検体 6 側からの反射光とは、R フィルタ 2 2 R の画素 2 3 R が最も高い感度で撮像するが、これら 6 0 0 n m と 6 3 0 n m の各反射光を分離して撮像することができない。

【 0 0 1 3 】

このため、本実施形態においては、第 1 の照明光 L 1 と第 2 の照明光 L 2 とを時分割して交互に照明を行い、第 3 の照明光 L 3 による被検体側からの反射光に対しては、B フィルタ 2 2 B の画素（第 3 の画素）2 3 B のみが実質的に感度を有するので、第 3 の照明光 L 3 に関しては連続照明を行う。L E D 発光制御回路 1 3 は、L E D 1 2 c を常時発光させ、これに対して L E D 1 2 a 及び 1 2 b を交互に発光させるように制御する（図 6 を参照）。

40

なお、本実施形態においては、波長の長い方から順にピークとなる光としての 6 3 0 n m、6 0 0 n m、4 6 0 n m の各光を、それぞれ第 1 の照明光 L 1、第 2 の照明光 L 2、第 3 の照明光 L 3 として説明しているが、第 1 の照明光 L 1 で撮像する場合と、第 2 の照明光 L 2 で撮像する場合に関しては、定性的には類似した特徴を有するために、6 0 0 n m の光を第 1 の照明光 L 1（又は第 1 の光）、6 3 0 n m の光を第 2 の照明光 L 2（第 2

50

の光)と定義又は解釈することもできる。

【0014】

図4の特性図では、630nmの光においては、画素23Gの感度は画素23Rの感度に比較するとかなり小さく、これに対して600nmの光においては、前者の場合(つまり630nmの場合)より画素23Gの感度は高い(大きい)。このため、600nmの光を第1の照明光L1として、この600nmの光を照明光とした場合において、2つの画素の撮像信号を加算した加算信号を生成すると、1つの画素のみから撮像信号を生成する場合よりもSNRを十分に大きくすることができる。

【0015】

上記撮像素子19は、内視鏡2内を挿通された信号線24の一端が接続され、信号線24の他端は、コネクタ10の接点に至る。コネクタ10の接点は、さらに接続ケーブル内の信号線25を介してプロセッサ4に着脱自在に接続される。

プロセッサ4は、撮像素子19を駆動する撮像素子駆動信号を発生する駆動部26と、撮像素子19から出力される撮像信号に対する画像処理を行い、カラーモニタ5にカラー表示する表示用画像信号を生成する画像処理部(又は画像処理回路)27とを有する。

撮像素子19は、駆動部26を形成する駆動回路から撮像素子駆動信号が印加されることにより、光電変換した撮像信号を画像処理部27に出力する。

画像処理部27により生成された表示用画像信号は、カラーモニタ5に出力され、撮像素子19で撮像した画像が内視鏡画像として表示される。本実施形態においては、上述したように、強度がピークとなる波長がそれぞれ異なる3つの狭帯域光を被検体6の粘膜6aに照射し、カラーフィルタ22を備えた撮像素子19により撮像する。

【0016】

狭帯域光はその波長に応じて、図2に示す粘膜6aの表層付近における深さ方向の深達度が異なるために、狭帯域光の波長に応じて粘膜6aの表層付近における血管の走行状態を選択的に抽出した画像情報を取得することができる。

具体的には、630nmの狭帯域光は最も深達度が大きく、この狭帯域光の照射のもとで撮像した場合には深部側の太径血管6bの走行状態の情報を取得できる。また、600nmの光は、630nmより若干長い波長であるために630nmよりも少し浅くなる領域における血管の走行状態の情報を取得するのに適する。換言すると、630nmと600nmの波長の狭帯域光のもとで、撮像すると、太径血管6bの走行状態の情報と、これより若干浅くなる深さ位置付近において走行する血管の走行状態の情報を取得できる。

また、460nmの狭帯域は、粘膜6aの表層付近における浅い深さ位置において走行する毛細血管等の走行状態の情報を取得することができる。そして、後述するように3つの狭帯域光の照射のもとで撮像素子19により撮像した撮像信号をそれぞれ異なる色に割り当ててカラーの内視鏡画像として表示することにより、術者は、粘膜6aの表層付近における血管の走行状態を詳細に視認できる。

【0017】

従って、本実施形態の内視鏡装置1による観察下で、電気メス等を用いて手術を行うと、特に深部側の太径血管6bの走行状態と共に、切除等による変化の様子を視認できるように手術を円滑に行い易くなる。

図5は、画像処理部27の構成を示す。画像処理部27は、画像処理部27内の複数の回路の制御を行う制御回路31を有し、画像処理部27に入力される入力信号としての撮像信号は、前処理回路32に入力され、前処理回路32は、制御回路31内のメモリ31aに予め格納されているパラメータ値を用いて、撮像信号におけるOB(オプティカルブラック)をクランプして黒レベルを決定する処理や、撮像素子19の欠陥画素に対する補正処理、ノイズ低減処理等を行う。

前処理回路32の出力信号は、ゲイン調整用のアンプ33に入力され、後述する調光検波された検波値に基づき、アンプ33のゲインを調整することにより撮像信号に基づいてカラーモニタ5に表示される内視鏡画像の明るさを調整する。アンプ33の出力信号は、

A / D 変換回路 3 4 に入力され、アナログの撮像信号は、デジタルの撮像信号に変換される。

【 0 0 1 8 】

A / D 変換回路 3 4 の出力信号は、色分離回路 3 5 に入力され、色分離回路 3 5 は、撮像素子 1 9 の R , G , B フィルタ 2 2 R , 2 2 G , 2 2 B の配列に応じて、入力される撮像信号を色成分に分離して出力する。

上述したように第 3 の照明光 L 3 は連続の照明を行う照明光となるのに対して、第 1 の照明光 L 1 と第 2 の照明光 L 2 とは交互（時分割）に照明を行う面順次照明光となる。そして、色分離回路 3 5 は、第 3 の照明光 L 3 の下で B フィルタ 2 2 B の画素 2 3 B で撮像した信号（図 5 では B と略記）を連続して出力する（図 5 において実線で示す）のに対し 10
て第 1 の照明光 L 1 と第 2 の照明光 L 2 の下で R、G フィルタ 2 2 R , 2 2 G の画素 2 3 R , 2 3 G で撮像した信号（図 5 では R , G と略記）を交互に出力する（図 5 において点線で示す）。

色分離回路 3 5 の出力信号は、補間処理回路としてのデモザイキング回路 3 6 に入力され、補間処理が行われる。この補間処理は、例えば日本国特開 2 0 0 8 - 3 5 4 7 0 号公報に開示されている。このような補間処理に限らず、例えば公知のバイキュービック等の補間処理を行うようにしても良い。

【 0 0 1 9 】

デモザイキング回路 3 6 の出力信号は、加算部を形成する加算処理回路 3 7 に入力され、加算処理回路 3 7 は、面順次で撮像した信号を加算して、同時化回路 3 8 に出力する。 20
同時化回路 3 8 は、同時化するために例えば 3 つのメモリ 3 9 R , 3 9 G , 3 9 B を備えたメモリ部 3 9 を有する。

後述するように、第 1 の照明光 L 1 の下で撮像し、加算した第 1 の加算信号を、同時化回路 3 8 が R チャンネルの R 信号として出力するように同時化回路 3 8（のメモリ 3 9 R）に出力し、第 2 の照明光 L 2 の下で撮像し、加算した第 2 の加算信号を、同時化回路 3 8 が G チャンネルの G 信号として出力するように同時化回路 3 8（のメモリ 3 9 G）に出力する。なお、図 5 においては同時化回路 3 8 の外側にメモリ部 3 9 を配置した構成で示しているが、メモリ部 3 9 を同時化回路 3 8 の内部に設けた構成にしても良い。

【 0 0 2 0 】

なお、図 5 における加算処理回路 3 7 から点線で示す加算した R + G , R + G の信号は 30
、第 1 の照明光の下で撮像した信号を加算した第 1 の加算信号と、第 2 の照明光の下で撮像した信号を加算した第 2 の加算信号とを簡略的に示す。また、R + G , R + G の信号は、同時化回路 3 8 における異なるメモリ 3 9 R , 3 9 G にそれぞれ格納され、同時化回路 3 8 は、互いに異なる色となる R、G チャンネルの R , G 信号として出力する。

また、加算処理回路 3 7 は、B フィルタ 2 2 B の画素 2 3 B で撮像した B 信号は、（加算すること無く）そのまま同時化回路 3 8 に出力し、この B 信号はメモリ 3 9 B に格納される。同時化回路 3 8 は、メモリ 3 9 B に格納された B 信号を、B チャンネルの B 信号として、R、G チャンネルの R、G 信号と同時に出力する。

このように同時化回路 3 8 は、第 1 の加算信号と、第 2 の加算信号と、第 3 の画素を形成する画素 2 3 B による B 信号とをそれぞれ異なる色に割り当てた画像を生成する色割り 40
当て部（色割り当て回路）又は画像生成部を形成する。

【 0 0 2 1 】

同時化回路 3 8 は、時分割の照明光 L 1 , L 2 と連続した照明光 L 3 の照明下で撮像し、3 つのメモリ 3 9 R , 3 9 B , 3 9 c に格納された 3 つの撮像信号を同時に読み出すことにより同時化した信号（図 5 において実線で示す R , G , B）をホワイトバランス回路 4 0 に出力する。

ホワイトバランス回路 4 0 は、例えば 3 つのゲイン可変アンプにより構成され、基準となる白色の被写体を撮像した場合におけるホワイトバランス回路 4 0 から出力する 3 つの R , G , B 信号における例えば G 信号の信号レベルに他の 2 つの信号 R、B の信号レベルが等しくなるように調整する。具体的には、第 1 の加算信号と、第 2 の加算信号と、B 信 50

号との信号レベルが等しくなるように３つのゲイン可変アンプのゲインを可変調整する。

ホワイトバランス回路４０は、出力信号を後処理回路４１と調光回路４２に出力する。後処理回路４１は、例えば、制御回路３１のメモリ３１ａに予め保存されている階調変換係数や色変換係数、輪郭強調係数を用いて、階調変換処理や、色強調処理、輪郭強調処理を行い、処理後のＲ，Ｇ，Ｂ信号を表示用画像信号として表示部（又は表示装置）４３を構成するカラーモニタ５に出力する。カラーモニタ５は、撮像部２１により撮像した被検体６の画像を表示する。

【００２２】

調光回路４２は、ホワイトバランス回路４０から入力される信号から輝度信号Ｙを生成し、さらに輝度信号Ｙの１フレーム～数フレーム期間の平均値の信号を明るさ信号として生成し、目標とする明るさとの差分となる信号を調光信号としてＬＥＤ発光制御回路１３に出力する。

明るさ信号が調光目標の明るさよりも小さい調光信号となる場合には、ＬＥＤ発光制御回路１３がＬＥＤ１２ａ，１２ｂ，１２ｃの発光量を増大させる調光信号となり、明るさ信号が調光目標とする明るさよりも大きい調光信号となる場合には、ＬＥＤ発光制御回路１３がＬＥＤ１２ａ，１２ｂ，１２ｃの発光量を減少させる調光信号となる。

また、画像処理部２７又はプロセッサ４は、操作パネル４４を有し、ユーザは、操作パネル４４から画像処理部２７が画像処理を行う場合の、パラメータの設定、目標の明るさの設定等の操作や入力を行うことにより、制御回路３１は、対応する制御動作を行う。なお、図３に示す表示画像生成回路４５は、図５における前処理回路３２から、アンプ３３，…，後処理回路４１により構成されるが、後処理回路４１により構成されると定義しても良い。

【００２３】

このような構成の内視鏡装置１は、第１の波長帯域において感度を有する第１の画素を形成する画素２３Ｒと、前記第１の波長帯域の一部を含む第２の波長帯域において感度を有する第２の画素を形成する画素２３Ｇと、を有する撮像素子１９と、被検体６に照射するための、前記第２の波長帯域に含まれる前記第１の波長帯域の一部において強度がピークとなる第１の光を発生する光源部を形成する光源装置３と、前記第１の画素において前記第１の光が照射された際の前記被検体６の戻り光を受光して得られる撮像信号と、前記第２の画素において前記第１の光が照射された際の前記被検体６の戻り光を受光して得られる撮像信号と、を加算した第１の加算信号を生成する加算部を形成する加算処理回路３７と、を有することを特徴とする。

次に本実施形態の動作を説明する。上述したように術者は、被検体６内に内視鏡２を挿入し、粘膜６ａに狭帯域光となる照明光を照射し、カラーモニタ５に表示されるカラーの内視鏡画像を観察して、電気メス等を用いて、病変部を切除する等の手術を行う。図６は、本実施形態の内視鏡装置１によりカラーモニタ５にカラーの内視鏡画像を表示する場合の動作説明用のタイミングチャートを示す。

【００２４】

光源装置３は、１フレームの照明期間Ｔ１，Ｔ２，Ｔ３，…Ｔ_i…毎に第１の照明光Ｌ１と第２の照明光Ｌ２とを交互に発生し、交互の照明光Ｌ１，Ｌ２が被検体６側に照射される。図６では照明期間Ｔ_iの_iが奇数の場合には、第１の照明光Ｌ１―１，Ｌ１―３，Ｌ１―５，…が被検体６に順次照射され、照明期間Ｔ_iの_iが偶数の場合には、第２の照明光Ｌ２―２，Ｌ２―４，Ｌ２―６，…が被検体６に順次照射される。また、第３の照明光Ｌ３は、Ｌ３―１，Ｌ３―２，Ｌ３―３，…で示すように被検体６に連続的に照射される。

このような照明光の照射の際に、被検体６からの戻り光となる反射光を撮像素子１９は受光して、光電変換した撮像信号を画像処理部２７に出力する。画像処理部２７は、前処理回路３２，アンプ３３，Ａ／Ｄ変換回路３４を経た撮像信号は、色分離回路３５に入力される。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

色分離回路 3 5 は、図 6 において示す 3 つの出力端 3 5 a , 3 5 b、3 5 c から色分離した撮像信号を出力する。例えば、照明期間 T 1 において、第 1 の照明光 L 1 と第 3 の照明光 L 3 の下で撮像素子 1 9 により撮像した場合には、照明期間 T 1 が終了した（照明期間 T 2 が開始する）期間において、出力端 3 5 a は、R フィルタの画素 2 3 R で撮像した撮像信号 R (L 1 __ 1) を出力し、出力端 3 5 b は、G フィルタの画素 2 3 G で撮像した撮像信号 G (L 1 __ 1) を出力し、出力端 3 5 c は、B フィルタの画素 2 3 B で撮像した撮像信号 B (L 3 __ 1) を出力する。

また、照明期間 T 2 が終了した（照明期間 T 3 が開始する）期間において、出力端 3 5 a は、R フィルタの画素 2 3 R で撮像した撮像信号 R (L 2 __ 2) を出力し、出力端 3 5 b は、G フィルタの画素 2 3 G で撮像した撮像信号 G (L 2 __ 2) を出力し、出力端 3 5 c は、B フィルタの画素 2 3 B で撮像した撮像信号 B (L 3 __ 2) を出力する。

照明期間 T 3 , T 4 , ... 等も同様の処理となる。色分離回路 3 5 の出力信号は、デモザイキング回路 3 6 において補間処理が行われた後、加算処理回路 3 7 に入力される。

【 0 0 2 6 】

加算処理回路 3 7 は、図 6 に示すように（第 1 の加算処理回路 3 7 a (R) が）第 1 の照明光 L 1 のもとで画素 2 3 R と画素 2 3 G とでそれぞれ撮像した撮像信号 R (L 1 __ 1) と G (L 1 __ 1) とを加算した第 1 の加算信号を生成する。

また、加算処理回路 3 7（における第 2 の加算処理回路 3 7 b）は、第 2 の照明光 L 2 のもとで画素 2 3 R と画素 2 3 G とでそれぞれ撮像した撮像信号 R (L 2 __ 2) と G (L 2 __ 2) とを加算した第 2 の加算信号を生成する。図 6 に示すように照明期間 T 4 , ... 等における加算処理も同様の処理となる。なお、例えば、第 1 の加算処理回路 3 7 a (R) は生成した第 1 の加算信号を同時化回路 3 8 における R の色に割り当てる R メモリ 3 9 R に格納されることを表している。

このように本実施形態においては、加算部を形成する加算処理回路 3 7 は、2 つの画素 2 3 R , 2 3 G における感度が重なる一部の波長領域中において、強度がピークとなる光としての第 1 の照明光 L 1、又は第 2 の照明光 L 2 が照射された場合において、2 つの画素 2 3 R , 2 3 G でそれぞれ撮像した 2 つの撮像信号を加算した第 1 の加算信号又は第 2 の加算信号を生成することにより、S N R の高い撮像信号（画像信号）を生成し、画質の良い内視鏡画像を表示可能にする。

【 0 0 2 7 】

換言すると、2 つの画素がそれぞれ感度を有する波長帯域の光（本実施形態においては第 1 の照明光 L 1 又は第 2 の照明光 L 2）が被検体 6 に照射されて、その戻り光を受光する場合（又は撮像する場合）、2 つの画素の撮像信号を加算した加算信号を生成することにより、加算しない場合の撮像信号よりも S N R の高い撮像信号を生成する。なお、加算することにより、2 つの画素の撮像情報を（加算しない場合よりも）有効利用しているとも言える。

【 0 0 2 8 】

加算処理回路 3 7 は、第 1 の加算信号と第 2 の加算信号とを 2 照明期間 2 T 保持する。なお、2 照明期間 2 T (T = T i、i = 1 , 2 , ...) は、1 フレーム分のカラー画像の生成期間となる。

加算処理回路 3 7 は、画素 2 3 B の撮像信号に対しては、加算することなく、スルーしてそのまま出力する。図 6 においては、加算処理出力の (B) は、色分離回路 3 5 の出力端 3 5 c から出力された B 信号がそのまま出力されることを示している。

加算処理回路 3 7 から出力される第 1 の加算信号は同時化回路 3 8 の R メモリ 3 9 R に、第 2 の加算信号は G メモリ 3 9 G に、画素 2 3 B の撮像信号は B メモリ 3 9 B にそれぞれ格納される。

同時化回路 3 8 により同時化されて R メモリ 3 9 R から出力される R 信号、G メモリ 3 9 G から出力される G 信号、B メモリ 3 9 B から出力される B 信号は、ホワイトバランス回路 4 0 にて、ホワイトバランスの調整が行われる。

【 0 0 2 9 】

ホワイトバランス回路 4 0 の出力信号は、後処理回路 4 1 を経て表示用画像信号となり、カラーモニタ 5 において内視鏡画像が表示される。また、ホワイトバランス回路 4 0 の出力信号は、調光回路 4 2 に入力され、カラーモニタ 5 に表示される内視鏡画像の明るさが調光目標の明るさとなるように照明光の発光量などが調整される。

このように動作する本実施形態によれば、撮像素子 1 9 における第 1 の画素と第 2 の画素とが感度を有する波長帯域において発光した光の戻り光を撮像した場合においても、加算信号を生成するようにしているので、S N R の高い信号を生成することができる。

また、第 1 の加算信号、第 2 の加算信号をそれぞれ異なる色に割り当てた撮像信号又は画像信号を生成するようにしているので、手術や内視鏡検査に適した内視鏡画像を生成できる。特に赤と緑との境界の波長付近における狭帯域光を照明光として、粘膜 6 a の表層付近における太径血管 6 b を視認し易いようにカラーで表示するようにしているので、手術の際に太径血管 6 b を切ったような場合においても、凝固等の処置を行っている最中の血管の走行状態の様子を視認し易い状態で行うことができる。

【 0 0 3 0 】

上述した第 1 の実施形態においては、光源装置 3 は、L E D 1 2 a , 1 2 b , 1 2 c を用いた場合の構成を示したが、図 7 に示す第 1 変形例の内視鏡装置 1 B のようにキセノンランプ 5 1 を用いて構成しても良い。

図 7 に示す第 1 変形例の内視鏡装置 1 B は、図 1 に示す内視鏡装置 1 における光源装置 3 における L E D 1 2 a , 1 2 b , 1 2 c 、L E D 発光制御回路 1 3 、ダイクロイックミラー 1 4 a , 1 4 b の代わりに、可視の波長帯域をカバーする光を発生する光源としてのキセノンランプ 5 1 , 回転フィルタ 5 2 , 発光制御回路 5 3 、回転フィルタ 5 2 を回転するモータ 5 4 、回転フィルタ 5 2 を移動するモータ 5 5 等を有する光源装置 3 B を採用している。

本変形例においては、回転フィルタ 5 2 は、図 8 に示すように外周側と内周側とに R , G , B フィルタ 6 1 R , 6 1 B , 6 1 B と、第 1 フィルタ 6 2 a と第 2 フィルタ 6 2 b とを備える。

【 0 0 3 1 】

回転フィルタ 5 2 を回転するために回転フィルタ 5 2 の中心に回転軸が連結されたモータ 5 4 は、ラック 5 6 に取り付けられており、モータ 5 5 は、ラック 5 6 の凹凸に噛合するギア 5 7 を備える。そして、モータ 5 5 の回転により、回転フィルタ 5 2 、モータ 5 4 , ラック 5 6 を昇降させて、光路上に臨む回転フィルタ 5 2 の位置を切り替えることができるようにしている。

また、光源装置 3 B には、通常光観察用の照明光を出射する通常光観察モード (W B I モード) と上述した狭帯域光を出射して狭帯域光観察モード (N B I モード) とを切り替えるモード切替スイッチ 5 8 が設けてある。ユーザは、モード切替スイッチ 5 8 を操作することにより、モード切替信号を光源装置 3 B のモータ 5 5 に印加し、モータ 5 5 を回転させて、回転フィルタ 5 2 を移動させることができる。

回転フィルタ 5 2 の移動により、光路上に臨む回転フィルタ 5 2 の位置が変更され、回転フィルタ 5 2 を透過する照明光が切り替えられる。なお、図 7 に示す状態においては、光路上には外周側のフィルタが臨む W B I モードの状態である。

【 0 0 3 2 】

この状態においてモード切替スイッチ 5 8 が操作されると、モード切替信号が印加されたモータ 5 5 は、回転フィルタ 5 2 を矢印 A で示すように上方向に移動し、光路上に内周側のフィルタが臨む N B I モードの状態に切り替える。

また、モード切替信号は、光源装置 3 B からプロセッサ 4 (の画像処理部 2 7) に出力され、画像処理部 2 7 は、モード切替信号に対応した画像処理を行う。

図 8 は回転フィルタ 5 2 を示す。回転フィルタ 5 2 における例えば外周側には、広帯域の R , G , B の波長帯域を通す R , G , B フィルタ 6 1 R , 6 1 B , 6 1 B が配置され、内周側には狭帯域の第 1 フィルタ 6 2 a と第 2 フィルタ 6 2 b とが配置されている。

図 9 は、広帯域の R , G , B フィルタ 6 1 R , 6 1 B , 6 1 B の分光特性と、狭帯域の第 1 フィルタ 6 2 a と第 2 フィルタ 6 2 b の分光特性とを示す。R , G , B フィルタ 6 1 R , 6 1 B , 6 1 B は、広帯域の R , G , B の波長帯域を通すように設定されている。なお、R , G , B フィルタ 6 1 R , 6 1 B , 6 1 B として、図 4 の R , G , B フィルタ 2 2 R , 2 2 G , 2 2 B と同じ特性のフィルタを採用しても良い。

【 0 0 3 3 】

これに対して、(点線で示す)狭帯域の第 1 フィルタ 6 2 a は、6 3 0 n m 付近と 4 6 0 n m 付近の狭帯域光を透過するように設定され、(実線で示す)狭帯域の第 2 フィルタ 6 2 b は、6 0 0 n m 付近と 4 6 0 n m 付近の狭帯域光を透過するように設定されている。

10

【 0 0 3 4 】

換言すると、第 1 変形例における光源装置 3 B は、6 3 0 n m 付近の第 1 の照明光 L 1 と 4 6 0 n m 付近の第 3 の照明光 L 3 とを同時に発生する第 1 の光源と、6 0 0 n m 付近の第 2 の照明光 L 2 と 4 6 0 n m 付近の第 3 の照明光 L 3 とを同時に発生する第 2 の光源と、を備え、発光制御回路 5 3 は、第 1 の光源と第 2 の光源とを交互に発光及び発光停止させるように制御する。

【 0 0 3 5 】

なお、第 1 の実施形態の光源装置 3 においても以下のような構成にすることにより同様の機能を実現できる。図 1 において L E D 1 2 a と L E D 1 2 c とを第 1 の光源とし、L E D 1 2 b と L E D 1 2 c とを第 2 の光源として、L E D 発光制御回路 1 3 が第 1 の光源と第 2 の光源とを交互に発光及び発光停止させるように制御する。

20

【 0 0 3 6 】

図 7 に示す W B I モードの状態において回転フィルタ 5 2 が 1 回転すると、R , G , B フィルタ 6 1 R , 6 1 B , 6 1 B が順次光路上に配置され、光源装置 3 B はライトガイド 1 1 に対して広帯域の R , G , B の照明光を出射する。

これに対して、回転フィルタ 5 2 の内周側のフィルタが光路上に臨む N B I モードの状態において、回転フィルタ 5 2 が 1 回転すると、第 1 フィルタ 6 2 a と第 2 フィルタ 6 2 b とが順次光路上に配置され、光源装置 3 B はライトガイド 1 1 に対して狭帯域の第 1 の照明光 L 1 及び第 3 の照明光 L 3 と、狭帯域の第 2 の照明光 L 2 及び第 3 の照明光 L 3 とを順次出射する。

30

【 0 0 3 7 】

従って、N B I モードの状態においては、光源装置 3 B は、第 3 の照明光 L 3 を連続的に出射し、第 1 の照明光 L 1 と第 2 の照明光 L 2 とを交互に出射するため、第 1 の実施形態の光源装置 3 と実質的に同じ照明光を出射する。

また、N B I モードの状態においては、画像処理部 2 7 は、第 1 の実施形態と実質的に同様の画像処理を行う。

一方、W B I モードの状態においては、画像処理部 2 7 は、面順次照明光に対応した画像処理を行う。具体的には、R フィルタ 6 1 R の透過光となる広帯域の R の光で撮像した信号を同時化回路 3 8 の R メモリ 3 9 R に格納し、G フィルタ 6 1 G の透過光となる広帯域の G の光で撮像した信号を同時化回路 3 8 の G メモリ 3 9 G に格納し、B フィルタ 6 1 B の透過光となる広帯域の B の光で撮像した信号を同時化回路 3 8 の B メモリ 3 9 B に格納する。

40

同時化回路 3 8 の R , G , B メモリ 3 9 R , 3 9 G , 3 9 B に格納後、同時化回路 3 8 は、同時に読み出して、同時化された R , G , B 信号を出力する。そして、カラーモニタ 5 には W B I モードの通常光画像を表示する。

【 0 0 3 8 】

本変形例は、N B I モードの状態においては、第 1 の実施形態と殆ど同様の効果を有する。また、本変形例は、W B I モードの画像を表示することもできる。

なお、本変形例において、図 8 に示す R , G , B フィルタ 6 1 R , 6 1 B , 6 1 B の代わりに可視の波長帯域を透過する可視光透過フィルタを採用しても良い。つまり、外周側

50

のフィルタとして、常時可視の波長帯域を透過するフィルタを採用しても良い。

このフィルタを採用した場合には、WBIモードにおける色分離回路35は、R、G、Bフィルタ22R、22G、22Bをそれぞれ備えた画素23R、23G、23B毎に分離して、R、G、B信号を生成する。

図8の回転フィルタ52の代わりに、図10に示す回転フィルタ52Bを採用した第2変形例の内視鏡装置にしても良い。第1変形例においては、第3の照明光L3を実質的に連続して照射する場合と同様の構成にしていたが、第2変形例においては、第3の照明光L3と第4の照明光L4とを交互に、又は時分割で照明する構成にしている。

【0039】

本変形例における回転フィルタ52Bは、図8の回転フィルタ52における内周側のフィルタにおける例えば第1フィルタ62aを、第1フィルタ62a'に変更した構成である。

図11は、本変形例の場合の回転フィルタ52Bを構成するフィルタの分光特性を示す。図11において、第1フィルタ62a'以外のフィルタの特性は、図9に示した特性と同様であり、点線で示す第1フィルタ62a'は、630nm付近と540nm付近でピークの透過率を有する特性となっている。

なお、外周側のフィルタとしてのR、G、Bフィルタ61R、61G、61Bは、第1変形例における図8と同じであり、従ってWBIモードにおける動作は第1変形例と同じになるためにその説明を省略する。

本変形例においては、ピークが630nmの第1の照明光L1(630nm)、ピークが600nmの第2の照明光L2(600nm)、ピークが460nmの第3の照明光L3(460nm)、ピークが540nmの第4の照明光L4(540nm)を用いるために、図5に示した画像処理部27の代わりに図12に示す画像処理部27Bを採用する。図12に示す画像処理部27Bは、図5におけるメモリ部39として、3つのメモリの他に、さらに(第2の)Bメモリ39B'を有する。

【0040】

また、第1変形例における加算処理回路37は、第1の加算処理回路、第2の加算処理回路が37a、37bであったが、本変形例における加算処理回路37においては、以下に説明するように37c、37b(又は入れ替えた37b、37c)となる。

また、操作パネル44には、カラーモニタ5で表示する場合、2つの画像における一方の画像を選択する画像選択ボタン44aが設けてある。

本変形例においては、以下に説明するように2つの画像におけるR、G画像は、共通であるがB画像として第3の照明光L3のもとで撮像した撮像信号と、第4の照明光L4のもとで撮像した撮像信号とを選択できるようにしている。図13にて説明するように、第3の照明光L3のもとで撮像した撮像信号は例えばBメモリ39B'に、第4の照明光L4のもとで撮像した撮像信号は、Bメモリ39Bに格納される。

そして、ユーザは、画像選択ボタン44aにより、第1の画像と、第2の画像とを選択でき、第1の画像が選択された場合には、制御回路31は、共通となるR、G画像と共に、選択に対応するBメモリ39B'のB画像を同時化回路38から出力されるように制御し、第2の画像が選択された場合には、制御回路31は、共通となるR、G画像と共に、選択に対応するBメモリ39BのB画像を同時化回路38から出力されるように制御する。

【0041】

次に本変形例の動作を説明する。

図13は、本変形例の動作説明図を示す。図13の動作説明図は、図6の動作説明図と同様の表記方法を採用しており、図6では第3の照明光が連続照明であったが、本変形例では、第3の照明光L3(460nm)は、第2の照明光L2(600nm)と同じタイミング(図13では照明期間T2、T4、...となる偶数の照明期間)で照明を行い、また第1の照明光L1(630nm)は、第4の照明光L4(540nm)と同じタイミング(図13では照明期間T1、T3、...となる奇数の照明期間)で照明を行う。なお、第

10

20

30

40

50

1の実施形態においても言及したように、600nmの光を第1の(照明)光、630nmの光を第2の(照明)光と解釈(定義)しても良い。

【0042】

第1の照明光L1(630nm)と第4の照明光L4(540nm)で照明を行った場合においては、撮像素子19における画素23Rは第1の照明光L1(630nm)の反射光に対する感度を有し、色分離によりR信号を主に出力し、画素23Gは第4の照明光L4(540nm)の反射光に対する感度を有し、色分離によりG信号を主に出力する。

【0043】

具体的には、図11に示す630nmと540nmでピーク(の透過率)を持つ第1フィルタ62a'を用いて照明した場合における図4に示した特性のカラーフィルタ22を備えた撮像素子19により撮像した場合には、630nmでピークの強度となる第1の照明光L1の反射光と、540nmでピークの強度となる第4の照明光L4の反射光とは、それぞれRフィルタ22Rの画素23RとGフィルタ22Gの画素23Gとにより混色することなく分離して撮像できる。

なお、画素23Bは、第4の照明光L4(540nm)の反射光に対して高い感度を有する画素23Gよりはかなり低い感度で受光し、色分離によりB信号として出力する。そして、図13において説明するように加算処理回路37において画素23Gと画素23Bでそれぞれ撮像した撮像信号を加算する。

例えば、照明期間T1において第1の照明光L1__1と第4の照明光L4__1の下で画素23R, 23G, 23Bで撮像した信号は、照明期間T1が終了した照明期間T2において、色分離回路35は、出力端35a, 35b, 35cからR(L1__1), G(L4__1), B(L4__1)の撮像信号を色分離した出力信号として出力する。

【0044】

第2の照明光L2(600nm)と第3の照明光L3(460nm)で照明を行った場合において撮像素子19の画素23Rは、第2の照明光L2(600nm)の反射光に対して大きな感度で受光し、画素23Gは、第2の照明光L2(600nm)の反射光に対して画素23Rよりは低い感度で受光し、画素23Bは、第3の照明光L3(460nm)の反射光に対して大きな感度で受光する。

具体的には、600nmと460nmでピーク(の透過率)を持つ第2フィルタ62bを用いて照明した場合におけるカラーフィルタ22を備えた撮像素子19により撮像した場合には、600nmでピークとなる第2の照明光L2の反射光と、460nmでピークとなる第3の照明光L3の反射光とは、それぞれRフィルタ22Rの画素23RとBフィルタ22Bの画素23Bとにより混色することなく分離して撮像できる。

但し、第1変形例において説明したように、600nmでピークとなる第2の照明光L2の反射光を撮像する場合、画素23Rと23Gとが感度を有するために色分離回路35の出力信号を加算処理回路37において加算する。

【0045】

例えば、図13における照明期間T2において第2の照明光L2__2と第3の照明光L3__2の下で画素23R, 23G, 23Bで撮像した信号は、照明期間T2が終了した照明期間T3において、色分離回路35は、出力端35a, 35b, 35cからR(L2__2), G(L2__2), B(L3__2)の撮像信号を色分離した出力信号として出力する。

照明期間T3以後は、照明期間T1, T2の動作の繰り返しとなる。

加算処理回路37(の第2の加算処理回路37c、第1の加算処理回路37b)は、図13に示すように撮像信号B(L4__1)とG(L4__1)を加算した第2の加算信号B(L4__1)+G(L4__1)と、撮像信号G(L2__2)とR(L2__2)を加算した第1の加算信号G(L2__2)+R(L2__2)とを交互に出力する。なお、図13においては、加算処理出力37b(G), 37c(B)と共に、加算しない撮像信号出力(R), (B')も、加算処理出力として示している。図13に示すように加算処理回路37から加算処理出力(R), 37b(G), 37c(B), (B')として出力される(加

10

20

30

40

50

算された加算信号の場合を含む)撮像信号は、同時化回路38におけるメモリ39R, 39G, 39B, 39B'にそれぞれ格納される。

【0046】

そして、上述したようにユーザによる選択に応じて、Bメモリ39B, 39B'に格納された540nmの第4の照明光L4と460nmの第3の照明光L3の下で撮像されたB画像の撮像信号における一方の撮像信号を選択することができる。

第1の画像が選択された場合には、カラーモニタ5には、630nm、600nm、460nmの照明光の下で撮像された画像がR, G, B画像として表示され、第2の画像が選択された場合には、カラーモニタ5には、630nm、600nm、540nmの照明光の下で撮像された画像がR, G, B画像として表示される。

本変形例によればB画像として、異なる狭帯域光の照明の下で撮像された画像を選択することができる。また、本変形例においても、加算処理回路37において、加算信号を生成しているので、SNRの良い撮像信号(又は画像信号)を生成(又は取得)できる。従って、画質の良い内視鏡画像を表示でき、診断や処置する場合に有効に利用できる。

【0047】

なお、本変形例においては、630nmの第1の照明光L1と、540nmの第4の照明光L4とを同時に発光させ、また600nmの第2の照明光L2と、460nmの第3の照明光L3とを同時に発光させ、かつ前者と後者とを交互に発光させる場合を説明したが、同時に発光させる組み合わせを変更しても良い。

【0048】

具体的には、630nmの第1の照明光L1と、460nmの第3の照明光L3とを同時に発光させ、また600nmの第2の照明光L2と、540nmの第4の照明光L4とを同時に発光させ、かつ前者と後者とを交互に発光させるようにしても良い。

【0049】

なお、図7に示す第1変形例の内視鏡装置において、図8に示す回転フィルタ52の代わりに図14に示す回転フィルタ52Cを採用しても良い。この回転フィルタ52Cは、図8における内周側の第1フィルタ62aと第2フィルタ62bの代わりにそれぞれ630nm、600nm、460nmの狭帯域光のみをそれぞれ透過する3つのフィルタ72a, 72b, 72cを周方向に設けた構成にしている。図15は、3つのフィルタ72a, 72b, 72cの透過特性を示している。

本変形例の場合には、光学的に色分離するカラーフィルタ22は、不必要となり、また、電氣的に色分離する色分離回路も不要となる。

なお、上述した実施形態、変形例を部分的に組み合わせて構成される実施形態は、本発明に属する。

【0050】

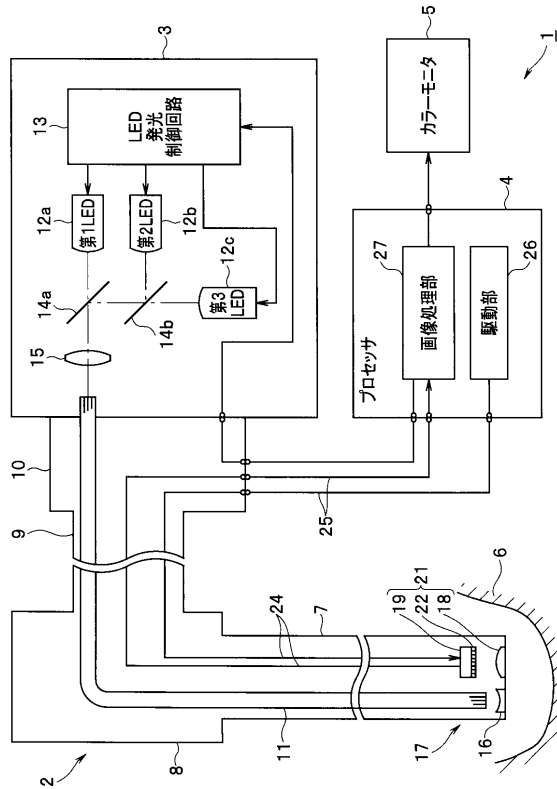
本出願は、2014年7月9日に日本国に出願された特願2014-141656号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

10

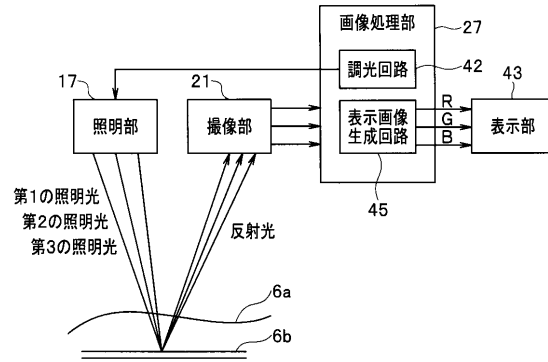
20

30

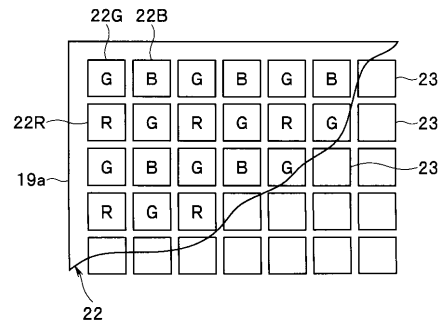
【図 1】



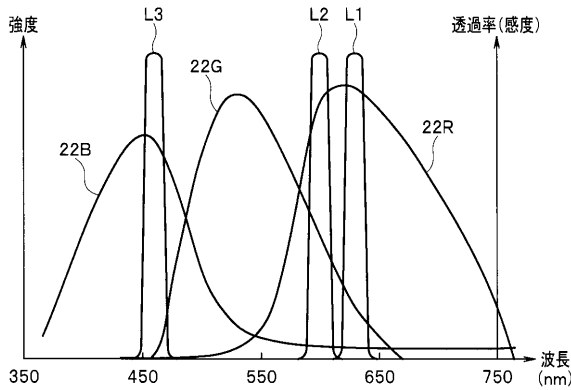
【図 2】



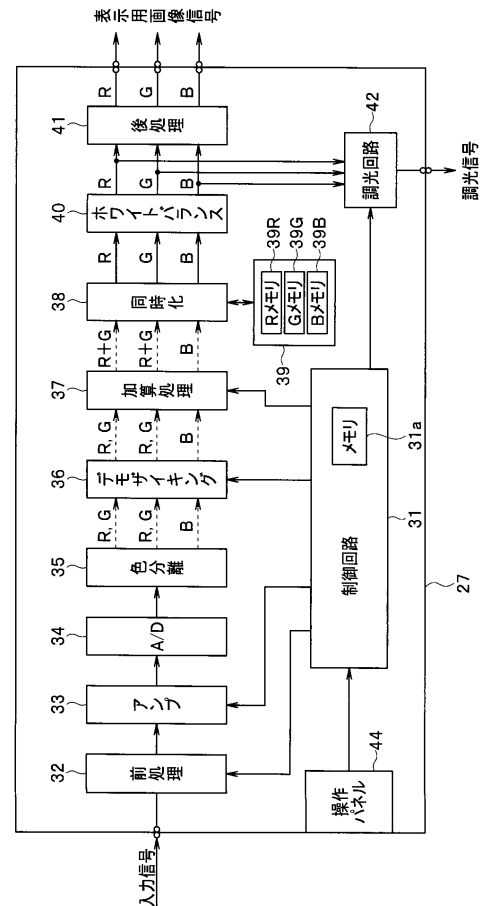
【図 3】



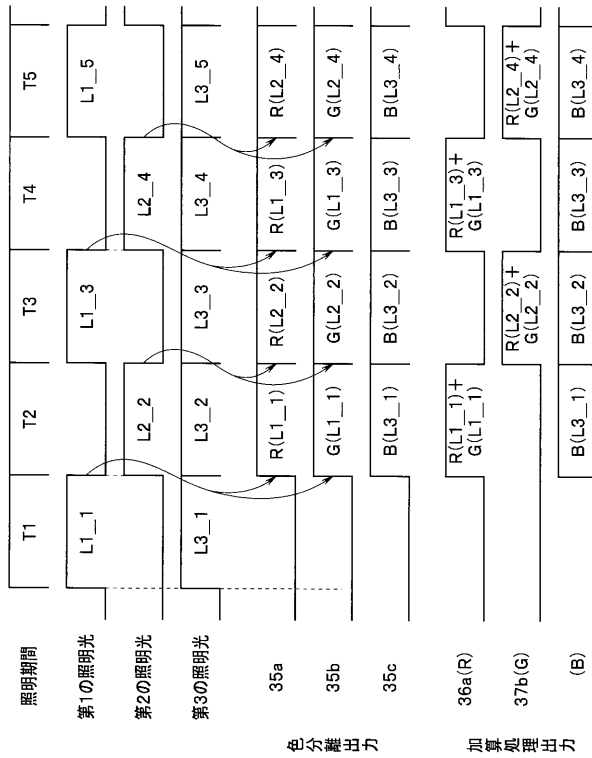
【図 4】



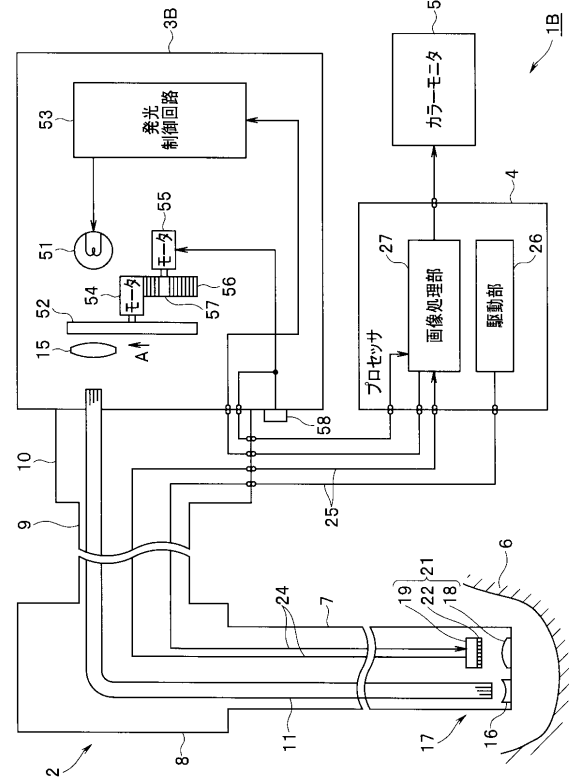
【図 5】



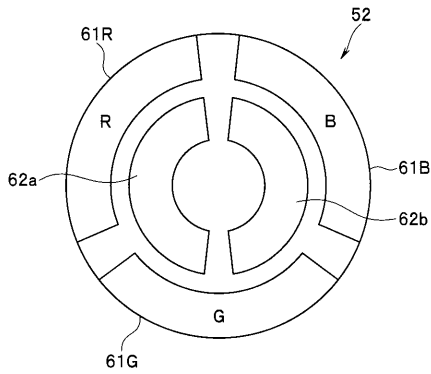
【図 6】



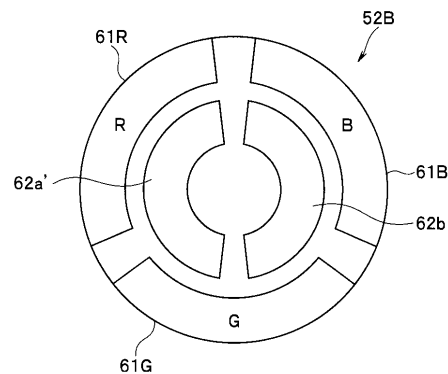
【図 7】



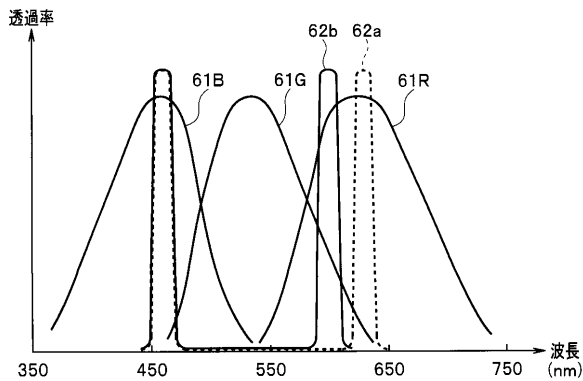
【図 8】



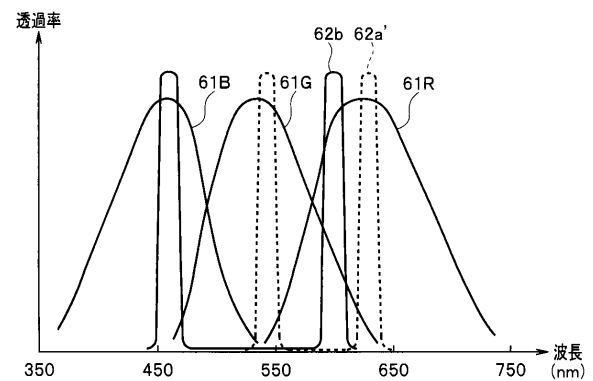
【図 10】



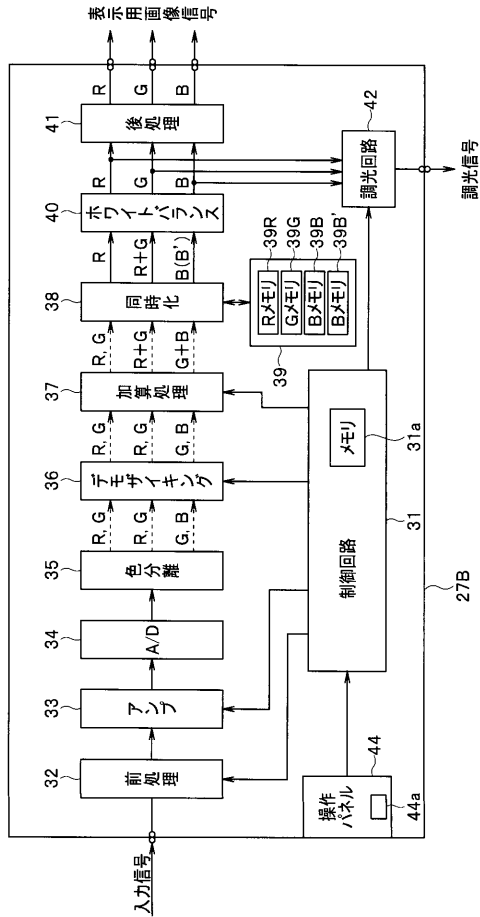
【図 9】



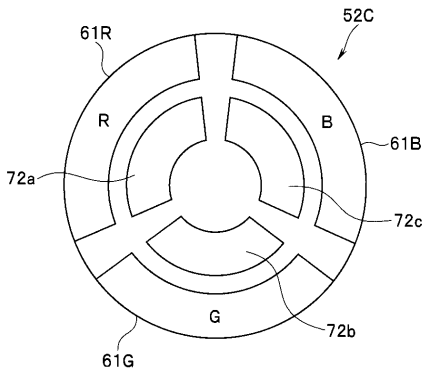
【図 11】



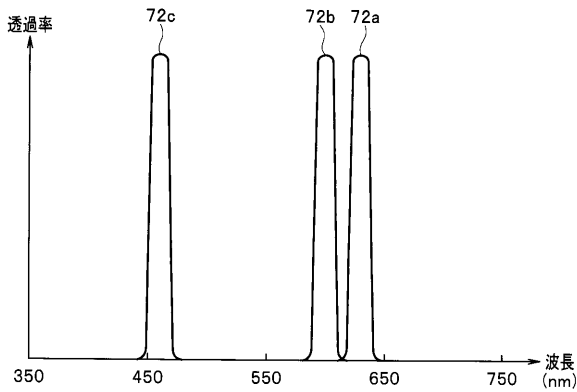
【図 1 2】



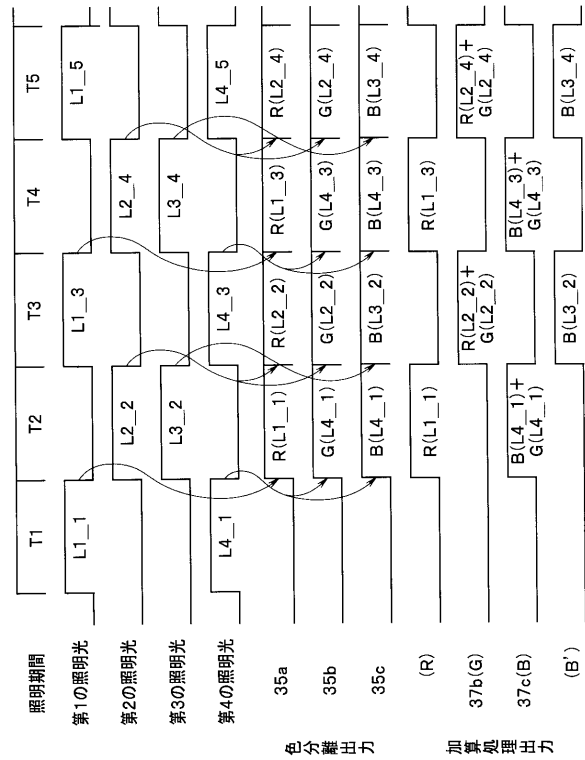
【図 1 4】



【図 1 5】



【図 1 3】



【手続補正書】

【提出日】平成27年12月21日(2015.12.21)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0004

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0004】

本発明の一態様の内視鏡装置は、所定の波長帯域において感度を有する第1の画素と、前記所定の波長帯域の一部を含む波長帯域において感度を有する第2の画素とを有する撮像素子と、被検体に照射するための、前記第2の画素が感度を有する前記所定の波長帯域の一部において強度がピークとなる光を発生する光源部と、前記第1の画素において前記被検体に照射された際の前記被検体からの戻り光を受光して得られる第1の撮像信号と、前記第2の画素において前記被検体からの戻り光を受光して得られる第2の撮像信号とを加算した加算信号を生成する加算部と、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】

所定の波長帯域において感度を有する第1の画素と、前記所定の波長帯域の一部を含む波長帯域において感度を有する第2の画素とを有する撮像素子と、被検体に照射するための、前記第2の画素が感度を有する前記所定の波長帯域の一部において強度がピークとなる光を発生する光源部と、前記第1の画素において前記被検体に照射された際の前記被検体からの戻り光を受光して得られる第1の撮像信号と、前記第2の画素において前記被検体からの戻り光を受光して得られる第2の撮像信号とを加算した加算信号を生成する加算部と、を有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

更に、前記光源部は、前記第2の画素が感度を有する前記所定の波長帯域の一部において強度がピークとなる光である第1の光を発生し、更に、前記第1の光とは異なるタイミングにおいて前記所定の波長帯域に強度がピークとなる第2の光を発生し、

更に、前記加算信号と、前記第1の画素において前記第2の光が照射された際の前記被検体の戻り光を受光して得られる第3の撮像信号とを、それぞれ異なる色に割り当てた画像を生成する画像生成部と、

を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】

更に、前記光源部は、前記第1の画素及び前記第2の画素が感度を有しない波長帯域の光である第3の光を発生し、

更に、前記撮像素子は、前記第3の光の波長帯域に感度を有する第3の画素を有し、

前記画像生成部は、前記加算部において生成された前記加算信号と、前記第1の画素において前記第1の光が照射された際の前記被検体からの戻り光を受光して得られる前記第1の撮像信号と、前記第3の画素において前記第3の光が照射された際の前記被検体からの戻り光を受光して得られる第4の撮像信号とをそれぞれ異なる色に割り当てた画像を生成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】

更に、前記第2の光は、前記第2の画素が感度を有する前記所定の波長帯域の一部内において前記第1の光とは異なる波長において強度がピークとなり、

前記加算部は、前記第 1 の画素において前記被検体に前記光が照射された際の前記被検体からの戻り光を受光して得られる第 1 の撮像信号と、前記第 2 の画素において前記被検体からの戻り光を受光して得られる第 2 の撮像信号とを加算した前記加算信号である第 1 の加算信号を生成し、前記第 1 の画素において前記第 2 の光が照射された際の前記被検体からの戻り光を受光して得られる第 5 の撮像信号と、前記第 2 の画素において前記第 2 の光が照射された際の前記被検体からの戻り光を受光して得られる第 6 の撮像信号とを加算した第 2 の加算信号を生成し、

前記画像生成部は、前記加算部において生成された前記第 1 の加算信号と、前記第 2 の加算信号と、をそれぞれ異なる色に割り当てた画像を生成することを特徴と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 5】

前記光源部は、前記第 1 及び第 2 の光として、波長が 600 nm 及び 630 nm、又は波長が 630 nm 及び 600 nm の狭帯域光を発生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 6】

更に、前記撮像素子は、前記第 1 の画素及び前記第 2 の画素が感度を有しない波長帯域に感度を有する第 3 の画素を有し、

更に、前記第 1 の加算信号と、前記第 2 の加算信号と、前記第 3 の画素による撮像信号に基づいて調光を行うための調光信号を生成する調光回路を有し、前記調光信号により、前記光源部における前記第 1 の光の発光量と前記第 2 の光の発光量と調整し、表示装置に表示される画像の明るさを調整することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記光源部は、前記第 1 の光、前記第 2 の光及び前記第 3 の光をそれぞれ発生する第 1 の光源、第 2 の光源及び第 3 の光源を備え、

更に、前記第 1 の光源、前記第 2 の光源及び前記第 3 の光源の各発光の制御を行う発光制御回路、を有し、

前記発光制御回路は、前記第 1 の光源及び前記第 2 の光源を交互に発光させると共に、前記第 3 の光源を連続発光させる制御を行うことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記光源部は、前記第 1 の光及び前記第 3 の光を同時に発生する第 1 の光源と、前記第 2 の光及び前記第 3 の光を同時に発生する第 2 の光源と、を備え、

更に、前記第 1 の光源及び前記第 2 の光源の発光を交互に行う制御を行う発光制御回路、を有することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記撮像素子は、前記第 1 の光及び前記第 2 の光をそれぞれ透過する透過率を有する第 1 及び第 2 のカラーフィルタと、前記第 3 の光のみを透過する透過率を有する第 3 のカラーフィルタとを備え、

前記第 1、前記第 2 及び前記第 3 のカラーフィルタをそれぞれ透過した光を受光する画素により、前記第 1 の画素、前記第 2 の画素及び前記第 3 の画素をそれぞれ形成するカラー撮像素子により構成されることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

前記光源部は、前記第 1 の光と、前記第 3 の画素のみが感度を有する前記第 3 の光とを同時に発生する第 1 の光源と、前記第 2 の光と、前記第 2 の画素及び前記第 3 の画素が感度を有する第 4 の光とを同時に発生する第 2 の光源と、を備え、

前記加算部は、前記第 1 の画素において前記被検体に前記光が照射された際の前記被検体からの戻り光を受光して得られる前記第 1 の撮像信号と、前記第 2 の画素において前記被検体からの戻り光を受光して得られる前記第 2 の撮像信号とを加算した前記加算信号である第 1 の加算信号を生成し、前記第 4 の光が照射された際の前記被検体からの戻り光を、前記第 2 の画素及び前記第 3 の画素によりそれぞれ受光して得た第 6 及び第 7 の撮像信

号を加算した第3の加算信号を生成し、

更に、前記第1の光源及び前記第2の光源を交互に発光させる制御を行う発光制御回路を備え、

前記画像生成部は、前記第1の加算信号と、前記第3の加算信号とをそれぞれ異なる色に割り当てた画像を生成すると共に、前記第3の光と前記第4の光の照射のもとで生成した2つの画像から選択された一方を1つの色に割り当てた画像として生成することを特徴とする請求項3に記載の内視鏡装置。

【手続補正書】

【提出日】平成28年5月30日(2016.5.30)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0004

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0004】

本発明の一態様の内視鏡装置は、所定の波長帯域において感度を有する第1の画素と、前記所定の波長帯域の一部を含む波長帯域において感度を有する第2の画素とを有する撮像素子と、被検体に照射するための、前記第2の画素が感度を有する前記所定の波長帯域の一部において強度がピークとなる光を発生する光源部と、前記第1の画素において前記被検体に照射された際の前記被検体からの戻り光を受光して得られる第1の撮像信号と、前記第2の画素において前記被検体からの戻り光を受光して得られる第2の撮像信号とを加算した加算信号を生成する加算部と、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】

所定の波長帯域において感度を有する第1の画素と、前記所定の波長帯域の一部を含む波長帯域において感度を有する第2の画素とを有する撮像素子と、

被検体に照射するための、前記第2の画素が感度を有する前記所定の波長帯域の一部において強度がピークとなる光を発生する光源部と、

前記第1の画素において前記被検体に照射された際の前記被検体からの戻り光を受光して得られる第1の撮像信号と、前記第2の画素において前記被検体からの戻り光を受光して得られる第2の撮像信号とを加算した加算信号を生成する加算部と、

を有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】

更に、前記光源部は、前記第2の画素が感度を有する前記所定の波長帯域の一部において強度がピークとなる光である第1の光を発生し、更に、前記第1の光とは異なるタイミングにおいて前記所定の波長帯域に強度がピークとなる第2の光を発生し、

更に、前記加算信号と、前記第1の画素において前記第2の光が照射された際の前記被検体の戻り光を受光して得られる第3の撮像信号とを、それぞれ異なる色に割り当てた画像を生成する画像生成部と、

を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】

更に、前記光源部は、前記第1の画素及び前記第2の画素が感度を有しない波長帯域の光である第3の光を発生し、

更に、前記撮像素子は、前記第3の光の波長帯域に感度を有する第3の画素を有し、

前記画像生成部は、前記加算部において生成された前記加算信号と、前記第1の画素に

において前記第 1 の光が照射された際の前記被検体からの戻り光を受光して得られる前記第 1 の撮像信号と、前記第 3 の画素において前記第 3 の光が照射された際の前記被検体からの戻り光を受光して得られる第 4 の撮像信号とをそれぞれ異なる色に割り当てた画像を生成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】

更に、前記第 2 の光は、前記第 2 の画素が感度を有する前記所定の波長帯域の一部内において前記第 1 の光とは異なる波長において強度がピークとなり、

前記加算部は、前記第 1 の画素において前記被検体に前記光が照射された際の前記被検体からの戻り光を受光して得られる第 1 の撮像信号と、前記第 2 の画素において前記被検体からの戻り光を受光して得られる第 2 の撮像信号とを加算した前記加算信号である第 1 の加算信号を生成し、前記第 1 の画素において前記第 2 の光が照射された際の前記被検体からの戻り光を受光して得られる第 5 の撮像信号と、前記第 2 の画素において前記第 2 の光が照射された際の前記被検体からの戻り光を受光して得られる第 6 の撮像信号とを加算した第 2 の加算信号を生成し、

前記画像生成部は、前記加算部において生成された前記第 1 の加算信号と、前記第 2 の加算信号と、をそれぞれ異なる色に割り当てた画像を生成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 5】

前記光源部は、前記第 1 及び第 2 の光として、波長が 600 nm 及び 630 nm、又は波長が 630 nm 及び 600 nm の狭帯域光を発生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 6】

更に、前記撮像素子は、前記第 1 の画素及び前記第 2 の画素が感度を有しない波長帯域に感度を有する第 3 の画素を有し、

更に、前記第 1 の加算信号と、前記第 2 の加算信号と、前記第 3 の画素による撮像信号に基づいて調光を行うための調光信号を生成する調光回路を有し、前記調光信号により、前記光源部における前記第 1 の光の発光量と前記第 2 の光の発光量と調整し、表示装置に表示される画像の明るさを調整することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記光源部は、前記第 1 の光、前記第 2 の光及び前記第 3 の光をそれぞれ発生する第 1 の光源、第 2 の光源及び第 3 の光源を備え、

更に、前記第 1 の光源、前記第 2 の光源及び前記第 3 の光源の各発光の制御を行う発光制御回路、を有し、

前記発光制御回路は、前記第 1 の光源及び前記第 2 の光源を交互に発光させると共に、前記第 3 の光源を連続発光させる制御を行うことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記光源部は、前記第 1 の光及び前記第 3 の光を同時に発生する第 1 の光源と、前記第 2 の光及び前記第 3 の光を同時に発生する第 2 の光源と、を備え、

更に、前記第 1 の光源及び前記第 2 の光源の発光を交互に行う制御を行う発光制御回路、を有することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記撮像素子は、前記第 1 の光及び前記第 2 の光をそれぞれ透過する透過率を有する第 1 及び第 2 のカラーフィルタと、前記第 3 の光のみを透過する透過率を有する第 3 のカラーフィルタとを備え、

前記第 1、前記第 2 及び前記第 3 のカラーフィルタをそれぞれ透過した光を受光する画素により、前記第 1 の画素、前記第 2 の画素及び前記第 3 の画素をそれぞれ形成するカラー撮像素子により構成されることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

前記光源部は、前記第 1 の光と、前記第 3 の画素のみが感度を有する前記第 3 の光とを

同時に発生する第 1 の光源と、前記第 2 の光と、前記第 2 の画素及び前記第 3 の画素が感度を有する第 4 の光とを同時に発生する第 2 の光源と、を備え、

前記加算部は、前記第 1 の画素において前記被検体に前記光が照射された際の前記被検体からの戻り光を受光して得られる前記第 1 の撮像信号と、前記第 2 の画素において前記被検体からの戻り光を受光して得られる前記第 2 の撮像信号とを加算した前記加算信号である第 1 の加算信号を生成し、前記第 4 の光が照射された際の前記被検体からの戻り光を、前記第 2 の画素及び前記第 3 の画素によりそれぞれ受光して得た第 6 及び第 7 の撮像信号を加算した第 3 の加算信号を生成し、

更に、前記第 1 の光源及び前記第 2 の光源を交互に発光させる制御を行う発光制御回路を備え、

前記画像生成部は、前記第 1 の加算信号と、前記第 3 の加算信号とをそれぞれ異なる色に割り当てた画像を生成すると共に、前記第 3 の光と前記第 4 の光の照射のもとで生成した 2 つの画像から選択された一方を 1 つの色に割り当てた画像として生成することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/054211

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

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

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	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

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	JP 2002-095635 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 02 April 2002 (02.04.2002), entire text; all drawings & US 2003/0176768 A1 & WO 2002/007588 A1 & EP 1302152 A1 & EP 2319390 A1	1-10
A	JP 2005-319212 A (Pentax Corp.), 17 November 2005 (17.11.2005), entire text; all drawings (Family: none)	1-10
A	JP 2006-239203 A (Fujinon Corp.), 14 September 2006 (14.09.2006), entire text; all drawings & US 2006/0198551 A1 & EP 1698271 A1	1-10

☐ 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
21 April 2015 (21.04.15)Date of mailing of the international search report
12 May 2015 (12.05.15)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 5 4 2 1 1	
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, G02B23/24(2006.01)n			
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 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2015年 日本国実用新案登録公報 1996-2015年 日本国登録実用新案公報 1994-2015年			
国際調査で利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	JP 2002-095635 A（オリンパス光学工業株式会社）2002.04.02, 全文、全図 & US 2003/0176768 A1 & WO 2002/007588 A1 & EP 1302152 A1 & EP 2319390 A1	1-10	
A	JP 2005-319212 A（ペンタックス株式会社）2005.11.17, 全文、全図（ファミリーなし）	1-10	
A	JP 2006-239203 A（フジノン株式会社）2006.09.14, 全文、全図 & US 2006/0198551 A1 & EP 1698271 A1	1-10	
☐ 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。			
* 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 21.04.2015		国際調査報告の発送日 12.05.2015	
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） 後藤 順也 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3101

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, ST, 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, KM, 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, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 滝沢 一博

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリパス株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA11 CA04 CA11 CA12 CA22 DA11 DA21 DA41 GA02 GA05

GA11

4C161 AA00 BB00 CC06 DD00 LL02 NN01 NN05 RR05 SS23 WW04

(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	JPWO2016006266A1	公开(公告)日	2017-04-27
申请号	JP2015561814	申请日	2015-02-17
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	五十嵐誠 森田惠仁 滝沢一博		
发明人	五十嵐 誠 森田 惠仁 滝沢 一博		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00 A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00045 A61B1/04 A61B1/045 A61B1/051 A61B1/0646 A61B1/0669 A61B1/0684 A61B1/07 G02B5/22 G02B23/2423 G02B23/2461 G02B23/2484		
FI分类号	A61B1/04.362.A A61B1/04.370 A61B1/06.B G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/BA11 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/DA11 2H040/DA21 2H040/DA41 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA11 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/RR05 4C161/SS23 4C161/WW04		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2014141656 2014-07-09 JP		
其他公开文献	JP5981056B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜装置包括图像传感器，该图像传感器具有在第一波长带中具有灵敏度的第一像素和在包括第一波长带的一部分的第二波长带中具有灵敏度的第二像素。并且，为了照射被摄体，产生光源单元，该光源单元产生在第二波长带中包括的第一波长带的一部分中具有强度峰值的第一光，以及第一像素中的第一像素。通过在照射光时接收对象的返回光而获得的成像信号，以及通过在第二像素中照射第一光时接收对象的返回光而获得的成像。信号和加法单元，其通过将信号和信号相加来生成第一相加信号。

