

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5981056号
(P5981056)

(45) 発行日 平成28年8月31日 (2016. 8. 31)

(24) 登録日 平成28年8月5日 (2016. 8. 5)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/04 (2006. 01)

A 6 1 B 1/04 3 6 2 A

A 6 1 B 1/06 (2006. 01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

A 6 1 B 1/06 B

請求項の数 10 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2015-561814 (P2015-561814)
 (86) (22) 出願日 平成27年2月17日 (2015. 2. 17)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2015/054211
 (87) 国際公開番号 W02016/006266
 (87) 国際公開日 平成28年1月14日 (2016. 1. 14)
 審査請求日 平成27年12月21日 (2015. 12. 21)
 (31) 優先権主張番号 特願2014-141656 (P2014-141656)
 (32) 優先日 平成26年7月9日 (2014. 7. 9)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都八王子市石川町2951番地
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (74) 代理人 100101661
 弁理士 長谷川 靖
 (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) 【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。

10

【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

20

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、

10

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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

一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、

10

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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

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変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。

30

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 [0064]）や、選択的に発光させる内容（この公報中の段落 [0068]）を開示している。

40

【0003】

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/NR 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/NR 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。

50

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【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。

10

【図面の簡単な説明】

【0005】

【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LED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。

20

【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10】図10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11】図11は図10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12】図12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13】図13は第2変形例の動作説明図。

【図14】図14は第3変形例における回転フィルタを示す図。

30

【図15】図15は図14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】

【0006】

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ー5とを有する。

40

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、LED12

50

a, 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側に出射して、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を構成することともできる。

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ベ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、が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, G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。

【0010】

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22を構成するR, G, Bフィルタ22R, 22G, 22Bの波長に対する透過特性を示す。また、R, G, Bフィルタ22R, 22G, 22B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LED12a, 12b, 12cがそれぞれ発生する第1の光としての第1の照明光L1、第2の光としての第2の照明光L2、第3の光としての第3の照明光L3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L1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。

【0011】

10

20

30

40

50

図4に示すようにR、G、Bフィルタ22R、22G、22B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22R、22G、22B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っている特性となっている。

第1の照明光L1、第2の照明光L2、第3の照明光L3は、それぞれ630nm付近、600nm付近、460nm付近において強度がピークとなり、半値幅が10～30nm程度となる狭帯域の光である。

460nm付近において強度がピークとなる第3の照明光L3による被検体6側からの反射光は、Bフィルタ22Bを透過した光を受光する画素23B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L1、L2の他に、第1、第2の画素（を形成する画素23R、23G）が感度を有しない第3の照明光L3を発生する。

10

【0012】

これに対して、630nm付近において強度がピークとなる第1の照明光L1による被検体側からの反射光と、600nm付近において強度がピークとなる第2の照明光L2による被検体側からの反射光とは、Gフィルタ22Gを透過した光を受光する画素23Gと、Rフィルタ22Rを透過した光を受光する画素23Rとの両方が感度を有する。

例えば、630nmでピークとなる第1の照明光L1による被検体6側からの反射光に対しては、Rフィルタ22Rの画素（例えば第1の画素）23Rの感度が、Gフィルタ22Gの画素（例えば第2の画素）23Gの感度よりもかなり大きい。

一方、600nmでピークとなる第2の照明光L2による被検体6側からの反射光に対しては、Rフィルタ22Rの画素23Rの感度が、Gフィルタ22Gの画素23Gの感度よりも大きい。第1の照明光L1の場合よりは差が小さい。

20

また、630nmでピークとなる第1の照明光L1による被検体6側からの反射光と、600nmでピークとなる第2の照明光L2による被検体6側からの反射光とは、Rフィルタ22Rの画素23Rが最も高い感度で撮像するが、これら600nmと630nmの各反射光を分離して撮像することができない。

【0013】

このため、本実施形態においては、第1の照明光L1と第2の照明光L2とを時分割して交互に照明を行い、第3の照明光L3による被検体側からの反射光に対しては、Bフィルタ22Bの画素（第3の画素）23Bのみが実質的に感度を有するので、第3の照明光L3に関しては連続照明を行う。LED発光制御回路13は、LED12cを常時発光させ、これに対してLED12a及び12bを交互に発光させるように制御する（図6を参照）。

30

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630nm、600nm、460nmの各光を、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として説明しているが、第1の照明光L1で撮像する場合と、第2の照明光L2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、600nmの光を第1の照明光L1（又は第1の光）、630nmの光を第2の照明光L2（第2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。

40

【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、

50

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 34 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。

【0018】

A/D 変換回路 34 の出力信号は、色分離回路 35 に入力され、色分離回路 35 は、撮像素子 19 の R、G、B フィルタ 22R、22G、22B 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 L3 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 L1 と第 2 の照明光 L2 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 35 は、第 3 の照明光 L3 の下で B フィルタ 22B の画素 23B 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）のに対して第 1 の照明光 L1 と第 2 の照明光 L2 の下で R、G フィルタ 22R、22G の画素 23R、23G 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）。

10

20

30

40

50

色分離回路 35 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 36 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 2008-35470 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。

【0019】

デモザイキング回路 36 の出力信号は、加算部を形成する加算処理回路 37 に入力され、加算処理回路 37 は、面順次で撮像した信号を加算して、同時化回路 38 に出力する。同時化回路 38 は、同時化するために例えば 3 つのメモリ 39R, 39G, 39B を備えたメモリ部 39 を有する。

後述するように、第 1 の照明光 L1 の下で撮像し、加算した第 1 の加算信号を、同時化回路 38 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 38 (のメモリ 39R) に出力し、第 2 の照明光 L2 の下で撮像し、加算した第 2 の加算信号を、同時化回路 38 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 38 (のメモリ 39G) に出力する。なお、図 5 においては同時化回路 38 の外側にメモリ部 39 を配置した構成で示しているが、メモリ部 39 を同時化回路 38 の内部に設けた構成にしても良い。

【0020】

なお、図 5 における加算処理回路 37 から点線で示す加算した R + G, R + G の信号は、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 38 における異なるメモリ 39R, 39G にそれぞれ格納され、同時化回路 38 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 37 は、B フィルタ 22B の画素 23B 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 38 に出力し、この B 信号はメモリ 39B に格納される。同時化回路 38 は、メモリ 39B 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 38 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 23B 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当て部 (色割り当て回路) 又は画像生成部を形成する。

【0021】

同時化回路 38 は、時分割の照明光 L1, L2 と連続した照明光 L3 の照明下で撮像し、3 つのメモリ 39R, 39B, 39c 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 40 に出力する。

ホワイトバランス回路 40 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 40 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。

10

20

30

40

50

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。

10

【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。

20

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 T_1 , T_2 , T_3 , ..., T_i ...毎に第1の照明光 L_1 と第2の照明光 L_2 とを交互に発生し、交互の照明光 L_1 , L_2 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 L_{1_1} , L_{1_3} , L_{1_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 L_{2_2} , L_{2_4} , L_{2_6} , ...が被検体6に順次照射される。また、第3の照明光 L_3 は、 L_{3_1} , L_{3_2} , L_{3_3} , ...で示すように被検体6に連続的に照射される。

30

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。

【0025】

色分離回路35は、図6において示す3つの出力端35a, 35b, 35c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19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35aは、Rフィルタの画素23Rで撮像した撮像信号 $R(L_{1_1})$ を出力し、出力端35bは、Gフィルタの画素23Gで撮像した撮像信号 $G(L_{1_1})$ を出力し、出力端35cは、Bフィルタの画素23Bで撮像した撮像信号 $B(L_{3_1})$ を出力する。

40

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35aは、Rフィルタの画素23Rで撮像した撮像信号 $R(L_{2_2})$ を出力し、出力端35bは、Gフィルタの画素23Gで撮像した撮像信号 $G(L_{2_2})$ を出力し、出力端35cは、Bフィルタの画素23B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35の出力信号は、デモザ

50

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。

10

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。

20

【 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。

30

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。

40

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

50

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。

【0030】

上述した第1の実施形態においては、光源装置3は、LED12a, 12b, 12c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1Bのようにキセノンランプ51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1B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LED12a, 12b, 12c、LED発光制御回路13、ダイクロイックミラー14a, 14b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51、回転フィルタ52、発光制御回路53、回転フィルタ52を回転するモータ54、回転フィルタ52を移動するモータ55等を有する光源装置3Bを採用している。

10

本変形例においては、回転フィルタ52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61R, 61B, 61Bと、第1フィルタ62aと第2フィルタ62bとを備える。

【0031】

回転フィルタ52を回転するために回転フィルタ52の中心に回転軸が連結されたモータ54は、ラック56に取り付けてあり、モータ55は、ラック56の凹凸に噛合するギア57を備える。そして、モータ55の回転により、回転フィルタ52、モータ54、ラック56を昇降させて、光路上に臨む回転フィルタ52の位置を切り替えることができるようにしている。

20

また、光源装置3B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(WBI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(NBIモード)とを切り替えるモード切替スイッチ58が設けてある。ユーザは、モード切替スイッチ58を操作することにより、モード切替信号を光源装置3Bのモータ55に印加し、モータ55を回転させて、回転フィルタ52を移動させることができる。

回転フィルタ52の移動により、光路上に臨む回転フィルタ52の位置が変更され、回転フィルタ52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WBIモードの状態である。

【0032】

この状態においてモード切替スイッチ58が操作されると、モード切替信号が印加されたモータ55は、回転フィルタ52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NBIモードの状態に切り替える。

30

また、モード切替信号は、光源装置3Bからプロセッサ4(の画像処理部27)に出力され、画像処理部27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52を示す。回転フィルタ52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61R, 61B, 61Bが配置され、内周側には狭帯域の第1フィルタ62aと第2フィルタ62bとが配置されている。

図9は、広帯域のR, G, Bフィルタ61R, 61B, 61Bの分光特性と、狭帯域の第1フィルタ62aと第2フィルタ62bの分光特性とを示す。R, G, Bフィルタ61R, 61B, 61B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61R, 61B, 61Bとして、図4のR, G, Bフィルタ22R, 22G, 22Bと同じ特性のフィルタを採用しても良い。

40

【0033】

これに対して、(点線で示す)狭帯域の第1フィルタ62aは、630nm付近と460nm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62bは、600nm付近と460nm付近の狭帯域光を透過するように設定されている。

【0034】

換言すると、第1変形例における光源装置3Bは、630nm付近の第1の照明光L1と460nm付近の第3の照明光L3とを同時に発生する第1の光源と、600nm付近

50

の第2の照明光L2と460nm付近の第3の照明光L3とを同時に発生する第2の光源と、を備え、発光制御回路53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。

【0035】

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LED12aとLED12cとを第1の光源とし、LED12bとLED12cとを第2の光源として、LED発光制御回路13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。

【0036】

図7に示すWBIモードの状態において回転フィルタ52が1回転すると、R, G, Bフィルタ61R, 61B, 61Bが順次光路上に配置され、光源装置3Bはライトガイド11に対して広帯域のR, G, Bの照明光を出射する。

10

これに対して、回転フィルタ52の内周側のフィルタが光路上に臨むNBIモードの状態において、回転フィルタ52が1回転すると、第1フィルタ62aと第2フィルタ62bとが順次光路上に配置され、光源装置3Bはライトガイド11に対して狭帯域の第1の照明光L1及び第3の照明光L3と、狭帯域の第2の照明光L2及び第3の照明光L3とを順次出射する。

【0037】

従って、NBIモードの状態においては、光源装置3Bは、第3の照明光L3を連続的に出射し、第1の照明光L1と第2の照明光L2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。

20

また、NBIモードの状態においては、画像処理部27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、WBIモードの状態においては、画像処理部27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61R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38のRメモリ39Rに格納し、Gフィルタ61G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38のGメモリ39Gに格納し、Bフィルタ61B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38のBメモリ39Bに格納する。

同時化回路38のR, G, Bメモリ39R, 39G, 39Bに格納後、同時化回路38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WBIモードの通常光画像を表示する。

30

【0038】

本変形例は、NBI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、WBI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61R, 61B, 61B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。

40

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

50

。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 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】

10

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。

20

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。

30

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】

40

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

50

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。

10

【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。

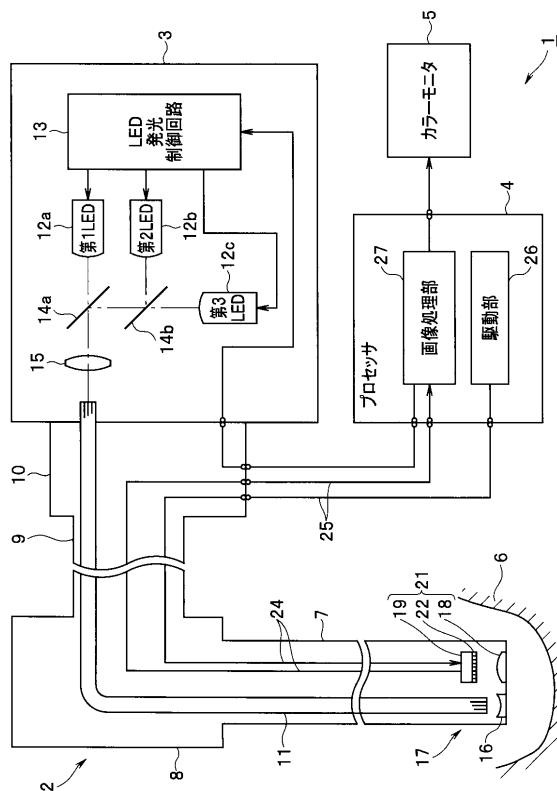
なお、上述した実施形態、変形例を部分的に組み合わせて構成される実施形態は、本発明に属する。

20

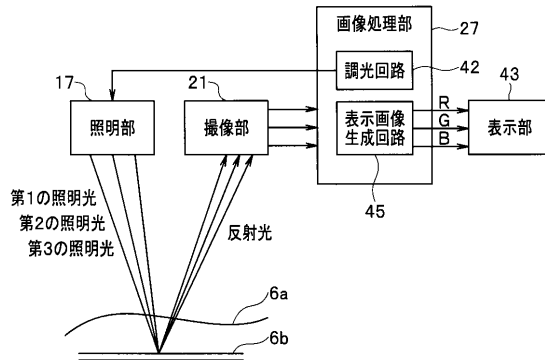
【0050】

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。

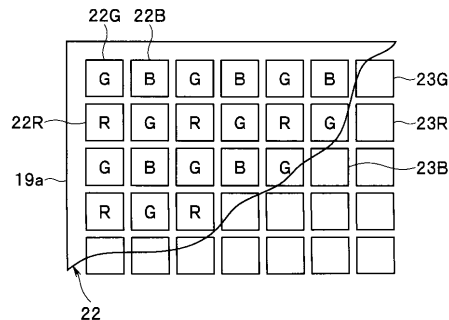
【図1】



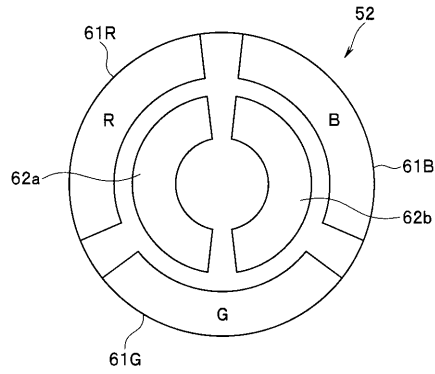
【図2】



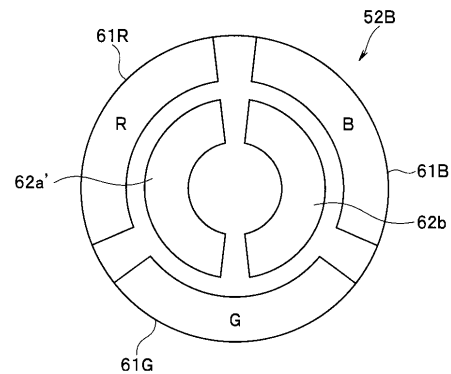
【図3】



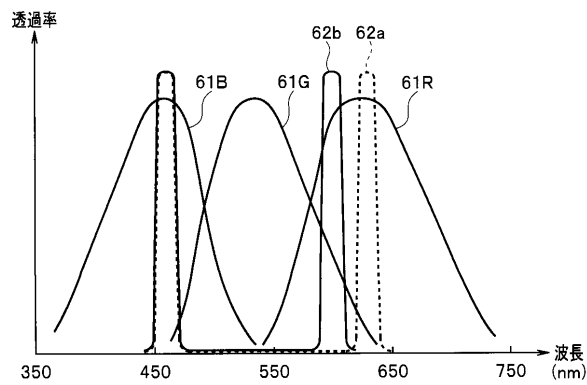
【図 8】



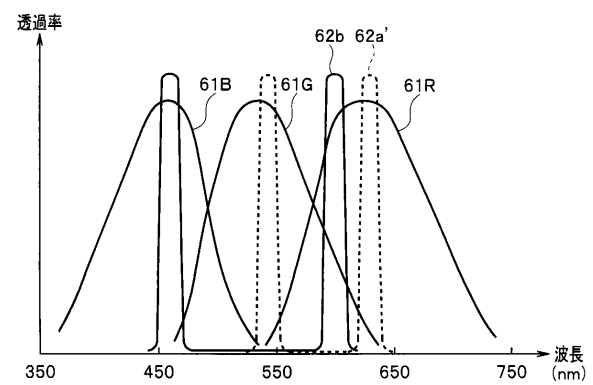
【図 10】



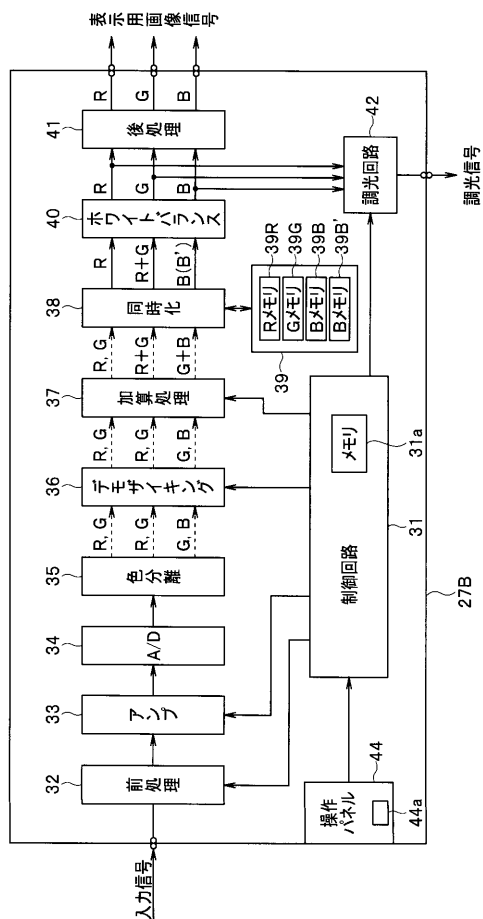
【図 9】



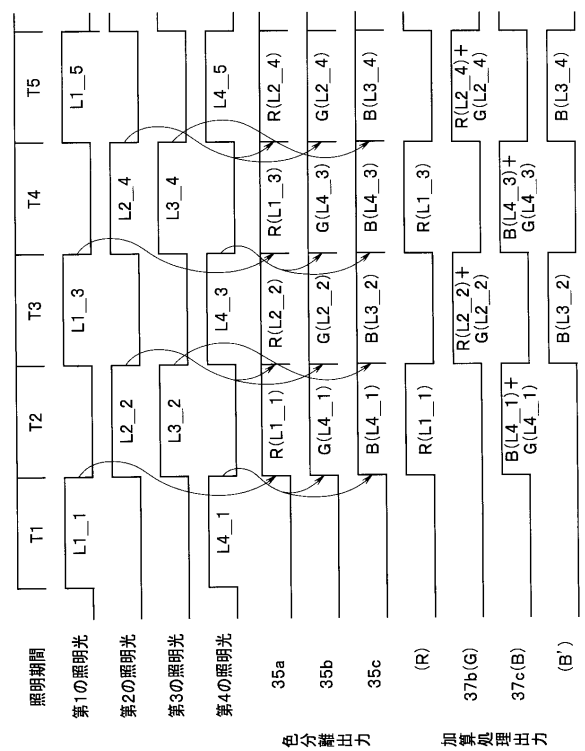
【図 11】



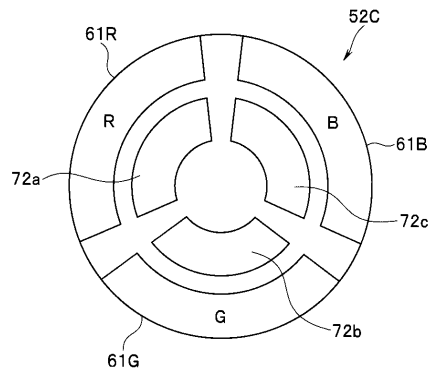
【図 12】



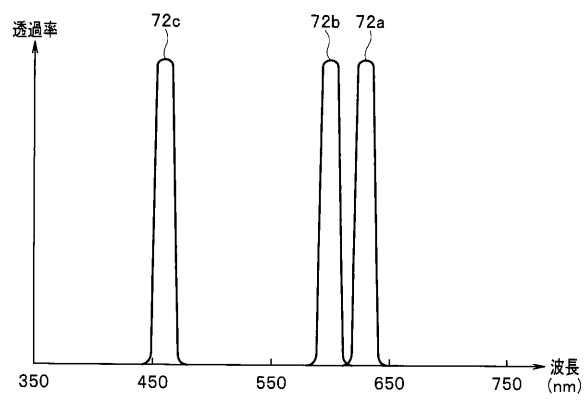
【図 13】



【図 1 4】



【図 1 5】



フロントページの続き

(72)発明者 滝沢 一博

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開2002-095635(JP,A)

特開2005-319212(JP,A)

特開2006-239203(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

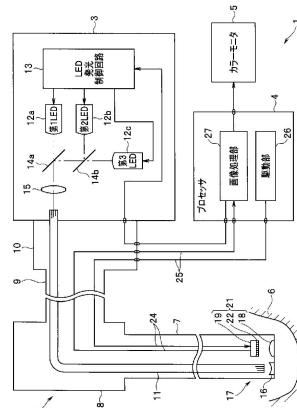
专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP5981056B2	公开(公告)日	2016-08-31
申请号	JP2015561814	申请日	2015-02-17
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	五十嵐誠 森田恵仁 滝沢一博		
发明人	五十嵐 誠 森田 恵仁 滝沢 一博		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00 A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00045 A61B1/04 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		
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	JPWO2016006266A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

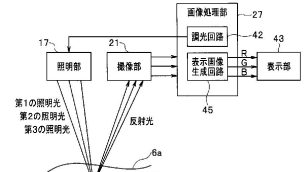
内窥镜装置具有摄像元件，该摄像元件具有：第一像素，其具有第一波长频带的灵敏度；以及第二像素，其具有包含该第一波长频带的一部分的第二波长频带的灵敏度，光源部，用于照射被摄体的第一光，其强度在包括在第二波长带中的第一波长带的部分中达到峰值；以及附加部，被配置为生成通过将接收获得的摄像信号相加而获得的第一相加信号在第一光被照射在第一像素中时的被摄体的返回光以及通过在第一光被照射在第二像素中时接收被摄体的返回光而获得的摄像信号。

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！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！、図面に引用されたものとする。

【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】

