

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号  
特許第6385465号  
(P6385465)

(45) 発行日 平成30年9月5日 (2018.9.5)

(24) 登録日 平成30年8月17日 (2018.8.17)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 5 3 0

A 6 1 B 1/00 5 1 1

請求項の数 14 (全 21 頁)

|               |                              |           |                  |
|---------------|------------------------------|-----------|------------------|
| (21) 出願番号     | 特願2016-570395 (P2016-570395) | (73) 特許権者 | 000000376        |
| (86) (22) 出願日 | 平成27年1月21日 (2015.1.21)       |           | オリンパス株式会社        |
| (86) 国際出願番号   | PCT/JP2015/051505            |           | 東京都八王子市石川町2951番地 |
| (87) 国際公開番号   | W02016/117049                | (74) 代理人  | 100106909        |
| (87) 国際公開日    | 平成28年7月28日 (2016.7.28)       |           | 弁理士 棚井 澄雄        |
| 審査請求日         | 平成29年11月7日 (2017.11.7)       | (74) 代理人  | 100064908        |
|               |                              |           | 弁理士 志賀 正武        |
|               |                              | (74) 代理人  | 100094400        |
|               |                              |           | 弁理士 鈴木 三義        |
|               |                              | (74) 代理人  | 100086379        |
|               |                              |           | 弁理士 高柴 忠夫        |
|               |                              | (74) 代理人  | 100139686        |
|               |                              |           | 弁理士 鈴木 史朗        |
|               |                              | (74) 代理人  | 100161702        |
|               |                              |           | 弁理士 橋本 宏之        |

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】

可視光と励起光とを発生する光源と、  
撮像部と、  
第1の信号に基づく可視光画像信号と、第2の信号および第3の信号に基づく蛍光画像信号とを生成する演算部と、  
第1の状態と第2の状態とを切り替え、前記第1の状態では前記可視光が被写体に照射され、前記第2の状態では前記励起光が前記被写体に照射される切替部と、  
を有し、  
前記撮像部は、  
前記可視光が前記被写体に照射されたときに前記被写体によって反射された前記可視光を透過し、前記励起光が前記被写体に照射されたときに発生する蛍光を透過し、前記励起光が被写体に照射されたときに前記被写体によって反射された前記励起光を遮断する励起光カットフィルタと、  
複数の第1のフォトダイオードを有し、前記複数の第1のフォトダイオードは、前記励起光カットフィルタを透過した前記可視光に応じた前記第1の信号と、前記励起光カットフィルタを透過した前記蛍光に応じた前記第2の信号とを生成する第1のイメージセンサと、  
複数の第2のフォトダイオードを有し、前記複数の第2のフォトダイオードは、前記複数の第1のフォトダイオードを透過した前記蛍光に応じた前記第3の信号を生成する第2

のイメージセンサと、  
を有する内視鏡装置。

【請求項 2】

前記複数の第 2 のフォトダイオードのそれぞれのサイズは前記複数の第 1 のフォトダイオードのそれぞれのサイズよりも大きい請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

2 つ以上の前記第 1 のフォトダイオードと 1 つの前記第 2 のフォトダイオードとが重なり、

前記 2 つ以上の前記第 1 のフォトダイオードを透過した前記蛍光が前記 1 つの前記第 2 のフォトダイオードに入射する

10

請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記演算部は、前記第 2 の信号と前記第 3 の信号とに基づいて、前記複数の第 2 のフォトダイオードのそれぞれの領域に対応する画素値を演算することにより前記蛍光画像信号を生成する請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記演算部は、前記第 2 の信号と前記第 3 の信号とに基づいて、前記複数の第 1 のフォトダイオードのそれぞれの領域に対応する画素値を演算することにより前記蛍光画像信号を生成する請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

20

前記演算部は、前記可視光画像信号における 1 つの画素に対応する前記蛍光画像信号における画素の数が異なる場合、前記可視光画像信号における 1 つの画素に対応する前記蛍光画像信号における画素の数が一致するように前記可視光画像信号と前記蛍光画像信号との少なくとも一方に基づく演算を行い、

前記演算部は、前記演算が行われた前記可視光画像信号と前記蛍光画像信号とを重畳する

請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記可視光画像信号と前記蛍光画像信号とが重畳されるときの前記可視光画像信号と前記蛍光画像信号との重み付けは変更可能である請求項 6 に記載の内視鏡装置。

30

【請求項 8】

前記演算部は、前記蛍光画像信号の画素値に基づいて前記重み付けを決定する請求項 7 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記演算部は、ユーザの指示に基づいて前記重み付けを決定する請求項 7 に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

前記演算部は、前記可視光画像信号と前記蛍光画像信号とを重畳するとき、相対的に波長が長い光が強調された画像に相当する前記可視光画像信号を用いる請求項 6 に記載の内視鏡装置。

40

【請求項 11】

前記切替部は、前記第 1 の状態から前記第 2 の状態への切替を一定の周期で行い、前記第 2 の状態から前記第 1 の状態への切替を前記一定の周期で行い、

前記内視鏡装置が前記第 2 の状態であるときに前記第 1 のイメージセンサと前記第 2 のイメージセンサとが行う撮像のフレームの数は、前記内視鏡装置が前記第 1 の状態であるときに前記第 1 のイメージセンサが行う撮像のフレームの数と同一である請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 12】

前記切替部は、前記第 1 の状態から前記第 2 の状態への切替を一定の周期で行い、前記第 2 の状態から前記第 1 の状態への切替を前記一定の周期で行い、

50

前記内視鏡装置が前記第２の状態であるときに前記第１のイメージセンサと前記第２のイメージセンサとが行う撮像のフレームの数は、前記内視鏡装置が前記第１の状態であるときに前記第１のイメージセンサが行う撮像のフレームの数よりも多い請求項１に記載の内視鏡装置。

【請求項１３】

前記切替部は、前記第１の状態から前記第２の状態への切替を一定の周期で行い、前記第２の状態から前記第１の状態への切替を前記一定の周期で行い、

前記内視鏡装置が前記第２の状態であるときに前記第１のイメージセンサと前記第２のイメージセンサとが行う撮像のフレーム長は、前記内視鏡装置が前記第１の状態であるときに前記第１のイメージセンサが行う撮像のフレーム長よりも長い請求項１に記載の内視鏡装置。

10

【請求項１４】

近赤外光に対する前記第２のイメージセンサの感度は、近赤外光に対する前記第１のイメージセンサの感度よりも高い請求項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、内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【０００２】

20

癌などの病巣に蓄積された蛍光物質からの蛍光を検出し、その蛍光に基づく蛍光画像の明るさから病変の有無を判断する診断法が知られている。例えば、インドシアニンググリーン（ＩＣＧ）と呼ばれる蛍光物質が検査対象者の体内に予め投与される。また、蛍光物質を励起する励起光が蛍光物質に照射される。ＩＣＧは病巣に親和性をもち、赤外領域で励起し、蛍光を発する。蛍光観察が可能な内視鏡は、可視光に基づく可視光画像を用いる通常観察に加えて蛍光画像の観察が可能である。蛍光観察が可能な内視鏡は上記の診断に用いられている。

【０００３】

例えば、蛍光観察が可能な内視鏡が特許文献１と特許文献２とに開示されている。特許文献１に開示された第１の従来技術では、光源装置により生成された可視光と励起光とは、被検査体に照射される。被検査体により反射された可視光および励起光と、励起光がＩＣＧに照射されたときに励起した蛍光とが、対物レンズに入射する。対物レンズは、体腔内に挿入する内視鏡挿入部の先端部に配置されている。内視鏡挿入部内にイメージガイドファイバが配置されている。イメージガイドファイバの後端面にカメラヘッドが配置されている。対物レンズからイメージガイドファイバを介してカメラヘッドに入射した光は、ダイクロイックミラーにより可視光と、励起光および蛍光とに分離される。可視光はＣＣＤにより検出される。励起光カットフィルタにより、励起光と蛍光とから励起光が遮断される。蛍光のみが、可視光を検出するＣＣＤと異なるＣＣＤにより検出される。

30

【０００４】

特許文献１に開示された第２の従来技術では、光源装置により、可視光の撮影時には可視光のみが生成され、蛍光の撮影時には励起光のみが生成される。可視光の撮影時には、被検査体により反射された可視光がＣＣＤにより検出される。蛍光の撮影時には、被検査体により反射された励起光と、励起光がＩＣＧに照射されたときに励起した蛍光とが対物レンズに入射する。励起光カットフィルタにより、励起光が遮断される。蛍光のみが、可視光を検出するＣＣＤと同一のＣＣＤにより検出される。

40

【０００５】

特許文献２に開示された第３の従来技術では、光源で生成された可視光と励起光とは、被検査体に照射される。被検査体により反射された可視光および励起光と、励起光がＩＣＧに照射されたときに励起した蛍光とが内視鏡先端部に入射する。励起光カットフィルタにより、励起光が遮断される。撮像装置は、積層された第１の基板と第２の基板とを有す

50

る。第1の基板で可視光が検出される。可視光は、第1の基板と第2の基板との間に配置された可視光カットフィルタにより遮断される。蛍光のみが第2の基板で検出される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】日本国特許第3962122号公報

【特許文献2】日本国特開2014-135535号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

10

第1の従来技術では、ダイクロイックミラーによる光の分離のためにスペースが必要である。このため、イメージセンサであるCCDが搭載されるカメラヘッドの小型化が難しい。

【0008】

第2の従来技術では、蛍光と可視光とが同一のCCDにより検出される。このため、ダイクロイックミラーは不要である。しかし、蛍光は微弱であるため、蛍光の高感度な検出のためには、より大きな画素サイズが必要である。つまり、画素数が減るため、分解能が低下する。この結果、可視光の検出結果に基づく可視光画像の画質が大幅に劣化する。一方、大きな画素サイズが保持される場合、すなわち画素数が保持される場合、イメージセンサのサイズはより大きい。このため、イメージセンサの搭載された撮像部（内視鏡挿入部の先端部）の小型化が難しい。可視光の検出が優先される場合、画素サイズは保持される。しかし、蛍光の高感度な検出が難しい。

20

【0009】

第3の従来技術では、ダイクロイックミラーは不要である。可視光と蛍光とは、異なる基板で検出される。このため、蛍光検出の高感度化すなわち画素サイズの大型化は、可視光画像の画質に影響しない。しかし、蛍光を検出する第2の基板の光学的前方には、少なくとも第1の基板と可視光カットフィルタとが配置される。これらは、非常に微弱な蛍光を減衰させて更に微弱にするため、第2の基板において蛍光の検出が難しい。これを解決するために第2の基板の画素サイズを大きくすると、蛍光の検出結果に基づく蛍光画像の画質が大幅に劣化する。この結果、病変位置の特定が困難になる場合がある。

30

【0010】

上記のように、第1から第3の従来技術では、イメージセンサが搭載される領域（撮像部）の小型化と、蛍光および可視光の高精度（高感度、高分解能）な検出との両立は難しい。

【0011】

本発明は、撮像部の小型化と、蛍光および可視光の高精度な検出とを両立することができる内視鏡装置を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0012】

40

本発明の第1の態様によれば、内視鏡装置は、光源と、撮像部と、演算部と、切替部と、を有する。前記光源は、可視光と励起光とを発生する。前記演算部は、第1の信号に基づく可視光画像信号と、第2の信号および第3の信号に基づく蛍光画像信号とを生成する。前記切替部は、第1の状態と第2の状態とを切り替える。前記第1の状態では前記可視光が被写体に照射される。前記第2の状態では前記励起光が前記被写体に照射される。前記撮像部は、励起光カットフィルタと、第1のイメージセンサと、第2のイメージセンサと、を有する。前記励起光カットフィルタは、前記可視光が前記被写体に照射されたときに前記被写体によって反射された前記可視光を透過し、前記励起光が前記被写体に照射されたときに発生する蛍光を透過し、前記励起光が被写体に照射されたときに前記被写体によって反射された前記励起光を遮断する。前記第1のイメージセンサは、複数の第1のフォトダイオードを有する。前記複数の第1のフォトダイオードは、前記励起光カットフィ

50

ルタを透過した前記可視光に応じた前記第 1 の信号と、前記励起光カットフィルタを透過した前記蛍光に応じた前記第 2 の信号とを生成する。前記第 2 のイメージセンサは、複数の第 2 のフォトダイオードを有する。前記複数の第 2 のフォトダイオードは、前記複数の第 1 のフォトダイオードを透過した前記蛍光に応じた前記第 3 の信号を生成する。

【 0 0 1 3 】

本発明の第 2 の態様によれば、第 1 の態様において、前記複数の第 2 のフォトダイオードのそれぞれのサイズは前記複数の第 1 のフォトダイオードのそれぞれのサイズよりも大きくてもよい。

【 0 0 1 4 】

本発明の第 3 の態様によれば、第 2 の態様において、2 つ以上の前記第 1 のフォトダイオードと 1 つの前記第 2 のフォトダイオードとが重なってもよい。前記 2 つ以上の前記第 1 のフォトダイオードを透過した前記蛍光が前記 1 つの前記第 2 のフォトダイオードに入射してもよい。

10

【 0 0 1 5 】

本発明の第 4 の態様によれば、第 1 の態様において、前記演算部は、前記第 2 の信号と前記第 3 の信号とに基づいて、前記複数の第 2 のフォトダイオードのそれぞれの領域に対応する画素値を演算することにより前記蛍光画像信号を生成してもよい。

【 0 0 1 6 】

本発明の第 5 の態様によれば、第 1 の態様において、前記演算部は、前記第 2 の信号と前記第 3 の信号とに基づいて、前記複数の第 1 のフォトダイオードのそれぞれの領域に対応する画素値を演算することにより前記蛍光画像信号を生成してもよい。

20

【 0 0 1 7 】

本発明の第 6 の態様によれば、第 1 の態様において、前記演算部は、前記可視光画像信号における 1 つの画素に対応する前記蛍光画像信号における画素の数が異なる場合、前記可視光画像信号における 1 つの画素に対応する前記蛍光画像信号における画素の数が一致するように前記可視光画像信号と前記蛍光画像信号との少なくとも一方に基づく演算を行ってもよい。前記演算部は、前記演算が行われた前記可視光画像信号と前記蛍光画像信号とを重畳してもよい。

【 0 0 1 8 】

本発明の第 7 の態様によれば、第 6 の態様において、前記可視光画像信号と前記蛍光画像信号とが重畳されるときの前記可視光画像信号と前記蛍光画像信号との重み付けは変更可能であってもよい。

30

【 0 0 1 9 】

本発明の第 8 の態様によれば、第 7 の態様において、前記演算部は、前記蛍光画像信号の画素値に基づいて前記重み付けを決定してもよい。

【 0 0 2 0 】

本発明の第 9 の態様によれば、第 7 の態様において、前記演算部は、ユーザの指示に基づいて前記重み付けを決定してもよい。

【 0 0 2 1 】

本発明の第 1 0 の態様によれば、第 6 の態様において、前記演算部は、前記可視光画像信号と前記蛍光画像信号とを重畳するとき、相対的に波長が長い光が強調された画像に相当する前記可視光画像信号を用いてもよい。

40

【 0 0 2 2 】

本発明の第 1 1 の態様によれば、第 1 の態様において、前記切替部は、前記第 1 の状態から前記第 2 の状態への切替を一定の周期で行い、前記第 2 の状態から前記第 1 の状態への切替を前記一定の周期で行ってもよい。前記内視鏡装置が前記第 2 の状態であるときに前記第 1 のイメージセンサと前記第 2 のイメージセンサとが行う撮像のフレームの数は、前記内視鏡装置が前記第 1 の状態であるときに前記第 1 のイメージセンサが行う撮像のフレームの数と同一であってもよい。

【 0 0 2 3 】

50

本発明の第１２の態様によれば、第１の態様において、前記切替部は、前記第１の状態から前記第２の状態への切替を一定の周期で行い、前記第２の状態から前記第１の状態への切替を前記一定の周期で行ってもよい。前記内視鏡装置が前記第２の状態であるときに前記第１のイメージセンサと前記第２のイメージセンサとが行う撮像のフレームの数は、前記内視鏡装置が前記第１の状態であるときに前記第１のイメージセンサが行う撮像のフレームの数よりも多くてもよい。

【００２４】

本発明の第１３の態様によれば、第１の態様において、前記切替部は、前記第１の状態から前記第２の状態への切替を一定の周期で行い、前記第２の状態から前記第１の状態への切替を前記一定の周期で行ってもよい。前記内視鏡装置が前記第２の状態であるときに前記第１のイメージセンサと前記第２のイメージセンサとが行う撮像のフレーム長は、前記内視鏡装置が前記第１の状態であるときに前記第１のイメージセンサが行う撮像のフレーム長よりも長くてもよい。

【００２５】

本発明の第１４の態様によれば、第１の態様において、近赤外光に対する前記第２のイメージセンサの感度は、近赤外光に対する前記第１のイメージセンサの感度よりも高くてもよい。

【発明の効果】

【００２６】

上記の各態様によれば、複数の第１のフォトダイオードと複数の第２のフォトダイオードとが異なるイメージセンサに配置されている。このため、複数の第１のフォトダイオードの各々のサイズを複数の第２のフォトダイオードの各々のサイズよりも小さく設定することで、可視光の高分解能な検出が可能である。また、第１のイメージセンサと第２のイメージセンサとを積層することでダイクロックミラー等による光の分離が不要となり、撮像部の小型化が可能である。更に、蛍光画像信号は、２つのイメージセンサの信号（第１のイメージセンサによって生成された第２の信号および第２のイメージセンサによって生成された第３の信号）に基づいて生成される。このため、蛍光の高感度な検出が可能である。したがって、撮像部の小型化と、蛍光および可視光の高精度な検出とを両立することができる。

【図面の簡単な説明】

【００２７】

【図１】本発明の実施形態の内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

【図２】本発明の実施形態の撮像部の構成を示すブロック図である。

【図３】本発明の実施形態において、第１のイメージセンサが有する複数の第１のフォトダイオードと、第２のイメージセンサが有する複数の第２のフォトダイオードとを示す模式図である。

【図４】本発明の実施形態において、第１のイメージセンサが有する複数の第１のフォトダイオードと、第２のイメージセンサが有する複数の第２のフォトダイオードとを示す模式図である。

【図５】本発明の実施形態において、第１のイメージセンサが有する複数の第１のフォトダイオードと、第２のイメージセンサが有する複数の第２のフォトダイオードとを示す模式図である。

【図６】本発明の実施形態において、可視光画像信号と蛍光画像信号との画素値を示す模式図である。

【図７】本発明の実施形態において、可視光画像信号と蛍光画像信号との画素値を示す模式図である。

【図８】本発明の実施形態において、可視光画像信号と蛍光画像信号との画素値を示す模式図である。

【図９】本発明の実施形態において、可視光画像信号と蛍光画像信号との画素値を示す模式図である。

10

20

30

40

50

【図１０】本発明の実施形態の変形例の内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

【図１１】本発明の実施形態において、可視光と励起光とが切り替わる様子を示す参考図である。

【図１２】本発明の実施形態において、可視光と励起光とが切り替わる様子を示す参考図である。

【図１３】本発明の実施形態において、可視光と励起光とが切り替わる様子を示す参考図である。

【発明を実施するための形態】

【００２８】

図面を参照し、本発明の実施形態を説明する。図１は、本発明の実施形態の内視鏡装置１の構成を示している。図１に示すように、内視鏡装置１は、内視鏡挿入部１０と、光源１１と、ライトガイド１２と、プロセッサ１３と、ディスプレイ１４とを有する。内視鏡挿入部１０は、撮像部１００を先端部に有する。

10

【００２９】

内視鏡挿入部１０は、被写体（被検査体）に挿入される。光源１１は、可視光と、可視光の波長よりも波長が長い励起光とを発生する。例えば、光源１１は、可視光を発生する第１の光源と、励起光を発生する第２の光源とを有する。光源１１は撮像部１００に配置されてもよい。ライトガイド１２は、光源１１で発生した可視光と励起光とを内視鏡挿入部１０に導く。

【００３０】

20

プロセッサ１３は、演算部１３０と、切替部１３１とを有する。演算部１３０は、第１の信号に基づく可視光画像信号と、第２の信号および第３の信号に基づく蛍光画像信号とを生成する。第１の信号は、可視光が被写体に照射されたときに撮像部１００で生成される信号である。第２の信号および第３の信号は、励起光が被写体に照射されたときに撮像部１００で生成される信号である。

【００３１】

切替部１３１は、第１の状態と第２の状態とを切り替える。第１の状態では可視光が被写体に照射される。第２の状態では励起光が被写体に照射される。つまり、切替部１３１は、可視光と励起光とが被写体に時分割で照射されるように可視光と励起光との切替を制御する。

30

【００３２】

ディスプレイ１４は、演算部１３０によって生成された可視光画像信号に基づく可視光画像と、演算部１３０によって生成された蛍光画像信号に基づく蛍光画像とを表示する。ディスプレイ１４は、可視光画像信号と蛍光画像信号とが重畳された重畳画像信号に基づく画像を表示してもよい。

【００３３】

図２は、内視鏡挿入部１０の先端部に配置された撮像部１００の構成を示している。図２に示すように、撮像部１００は、レンズ１０１と、励起光カットフィルタ１０２と、第１のイメージセンサ１０３と、第２のイメージセンサ１０４とを有する。また、ライトガイド１２が撮像部１００内に配置されている。ライトガイド１２によって撮像部１００に伝送された可視光と励起光とは、撮像部１００の先端面から被写体に照射される。第１のイメージセンサ１０３と、第２のイメージセンサ１０４とは積層されている。

40

【００３４】

レンズ１０１は、被検査体からの光を集光する。レンズ１０１を通過した光は励起光カットフィルタ１０２に入射する。励起光カットフィルタ１０２は、可視光が被写体に照射されたときに被写体によって反射された可視光を透過する。また、励起光カットフィルタ１０２は、励起光が被写体に照射されたときに発生する蛍光を透過する。また、励起光カットフィルタ１０２は、励起光が被写体に照射されたときに被写体によって反射された励起光を遮断する。

【００３５】

50

第1のイメージセンサ103は、複数の第1のフォトダイオードを有する。複数の第1のフォトダイオードは、励起光カットフィルタ102を透過した可視光に応じた第1の信号と、励起光カットフィルタ102を透過した蛍光に応じた第2の信号とを生成する。つまり、第1のイメージセンサ103は、撮像を行い、第1の信号と第2の信号とを生成する。可視光と励起光とは被写体に時分割で照射されるので、第1のイメージセンサ103は、第1の信号と第2の信号とを時分割で生成する。

【0036】

第2のイメージセンサ104は、複数の第2のフォトダイオードを有する。複数の第2のフォトダイオードは、複数の第1のフォトダイオードを透過した蛍光に応じた第3の信号を生成する。つまり、第2のイメージセンサ104は、撮像を行い、第3の信号を生成する。

10

【0037】

上記のように、可視光および蛍光を検出するための複数の第1のフォトダイオードと、蛍光を検出するための複数の第2のフォトダイオードとが、異なるイメージセンサに配置されている。このため、複数の第2のフォトダイオードのサイズに関わらず、複数の第1のフォトダイオードの数を増加させることが可能である。つまり、可視光の高分解能な検出が可能である。また、第1のイメージセンサ103と、第2のイメージセンサ104とは積層されているため、ダイクロイックミラー等による光の分離が不要となり、撮像部100の小型化が可能である。

【0038】

20

また、蛍光画像信号は、第1のイメージセンサ103によって生成された第2の信号と、第2のイメージセンサ104によって生成された第3の信号とに基づいて生成される。このため、蛍光の高感度な検出が可能である。したがって、撮像部100の小型化と、蛍光および可視光の高精度な検出とを両立することができる。

【0039】

図3は、第1のイメージセンサ103が有する複数の第1のフォトダイオード1030と、第2のイメージセンサ104が有する複数の第2のフォトダイオード1040とを示している。図3に示すように、第1のイメージセンサ103と第2のイメージセンサ104とは積層されている。複数の第1のフォトダイオード1030は行列状に配置されている。複数の第2のフォトダイオード1040は行列状に配置されている。複数の第1のフォトダイオード1030のそれぞれのサイズ(面積)と複数の第2のフォトダイオード1040のそれぞれのサイズ(面積)とは異なる。このため、複数の第1のフォトダイオード1030の数と複数の第2のフォトダイオード1040の数とは異なる。

30

【0040】

複数の第1のフォトダイオード1030の表面にはカラーフィルタが配置されている。例えば、赤(R)の波長の光を透過するRカラーフィルタと、緑(G)の波長の光を透過するGカラーフィルタと、青(B)の波長の光を透過するBカラーフィルタとが配置されている。Rカラーフィルタと、Gカラーフィルタと、Bカラーフィルタとの配列はバイヤー配列である。

【0041】

40

複数の第2のフォトダイオード1040のそれぞれのサイズは複数の第1のフォトダイオード1030のそれぞれのサイズよりも大きい。このため、可視光検出の分解能を損なわずに高感度な蛍光検出が可能である。

【0042】

2つ以上の第1のフォトダイオード1030と1つの第2のフォトダイオード1040とが重なる。2つ以上の第1のフォトダイオード1030を透過した蛍光が1つの第2のフォトダイオード1040に入射する。図3では、4つの第1のフォトダイオード1030と1つの第2のフォトダイオード1040とが重なる。また、4つの第1のフォトダイオード1030を透過した蛍光が1つの第2のフォトダイオード1040に入射する。このため、第2のイメージセンサ104において、第1のイメージセンサ103を透過した

50

蛍光を効率的に受光することができる。

【 0 0 4 3 】

蛍光画像信号の生成方法を説明する。蛍光画像信号の第 1 の生成方法では、演算部 1 3 0 は、第 2 の信号と第 3 の信号とに基づいて、複数の第 2 のフォトダイオード 1 0 4 0 のそれぞれの領域に対応する画素値を演算することにより蛍光画像信号を生成する。

【 0 0 4 4 】

図 4 は、図 3 と同様に複数の第 1 のフォトダイオード 1 0 3 0 と複数の第 2 のフォトダイオード 1 0 4 0 とを示している。被写体に励起光が照射されたとき、被写体で蛍光が発生する。励起光カットフィルタ 1 0 2 によって励起光が遮断されるので、蛍光が第 1 のイメージセンサ 1 0 3 に入射する。蛍光の一部は複数の第 1 のフォトダイオード 1 0 3 0 で吸収される。残りの蛍光は第 1 のイメージセンサ 1 0 3 を透過し、第 2 のイメージセンサ 1 0 4 に入射する。

【 0 0 4 5 】

図 4 では、16 個の第 1 のフォトダイオード 1 0 3 0 が示されている。16 個の第 1 のフォトダイオード 1 0 3 0 によって生成される第 2 の信号の値（画素値）はそれぞれ、 $R1\_IR \sim R4\_IR$ 、 $Gr1\_IR \sim Gr4\_IR$ 、 $Gb1\_IR \sim Gb4\_IR$ 、 $B1\_IR \sim B4\_IR$  である。

【 0 0 4 6 】

図 4 では、4 個の第 2 のフォトダイオード 1 0 4 0 が示されている。4 個の第 2 のフォトダイオード 1 0 4 0 によって生成される第 3 の信号の値（画素値）はそれぞれ、 $IR1 \sim IR4$  である。

【 0 0 4 7 】

例えば、演算部 1 3 0 は、1 つの第 2 のフォトダイオード 1 0 4 0 a に対応する蛍光画像信号の画素値  $S\_IR1$  を ( 1 ) 式により算出する。

$$S\_IR1 = IR1 + R1\_IR + Gr1\_IR + B1\_IR + Gb1\_IR \quad (1)$$

【 0 0 4 8 】

( 1 ) 式では、1 つの第 2 のフォトダイオード 1 0 4 0 a に対応する第 3 の信号 (  $IR1$  ) に、4 つの第 1 のフォトダイオード 1 0 3 0 のそれぞれに対応する第 2 の信号の演算結果 (  $R1\_IR + Gr1\_IR + B1\_IR + Gb1\_IR$  ) が加算される。( 1 ) 式では、第 2 の信号の演算は加算である。しかし、第 2 の信号の演算は加算以外でもよい。第 2 のフォトダイオード 1 0 4 0 a 以外の第 2 のフォトダイオード 1 0 4 0 に対応する蛍光画像信号の画素値は ( 1 ) 式と同様の演算により算出される。

【 0 0 4 9 】

蛍光画像信号の第 1 の生成方法では、蛍光検出の感度が向上する。

【 0 0 5 0 】

蛍光画像信号の第 2 の生成方法では、演算部 1 3 0 は、第 2 の信号と第 3 の信号とに基づいて、複数の第 1 のフォトダイオード 1 0 3 0 のそれぞれの領域に対応する画素値を演算することにより蛍光画像信号を生成する。

【 0 0 5 1 】

図 5 は、図 3 と同様に複数の第 1 のフォトダイオード 1 0 3 0 と複数の第 2 のフォトダイオード 1 0 4 0 とを示している。図 5 では、16 個の第 1 のフォトダイオード 1 0 3 0 と 4 個の第 2 のフォトダイオード 1 0 4 0 とが示されている。16 個の第 1 のフォトダイオード 1 0 3 0 によって生成される第 2 の信号の値（画素値）と、4 個の第 2 のフォトダイオード 1 0 4 0 によって生成される第 3 の信号の値（画素値）とは、図 4 を用いて説明した値と同様である。

【 0 0 5 2 】

例えば、演算部 1 3 0 は、1 つの第 1 のフォトダイオード 1 0 3 0 a に対応する蛍光画像信号の画素値  $S\_R1$  を ( 2 ) 式により算出する。( 2 ) 式において、 $n1$  は補正パラメータである。例えば、 $n1$  の値は、蛍光に対するカラーフィルタの透過率に応じた値で

ある。

$$S\_R1 = IR1 + R1\_IR \times n1 \quad (2)$$

【0053】

(2)式では、1つの第2のフォトダイオード1040に対応する第3の信号(IR1)に、第1のフォトダイオード1030aに対応する第2の信号の演算結果(R1\\_IR × n1)が加算される。(2)式では、第2の信号の演算は乗算である。しかし、第2の信号の演算は乗算以外でもよい。第1のフォトダイオード1030a以外の第1のフォトダイオード1030に対応する蛍光画像信号の画素値は(2)式と同様の演算により算出される。

【0054】

10

蛍光画像信号の第2の生成方法では、蛍光検出の感度が向上する。第1のフォトダイオード1030のサイズは第2のフォトダイオード1040のサイズよりも小さいため、第2のフォトダイオード1040よりも多くの第1のフォトダイオード1030が配置される。このため、蛍光画像信号の第2の生成方法では、蛍光画像信号の第1の生成方法と比較して、蛍光画像信号の分解能が向上する。

【0055】

可視光画像信号と蛍光画像信号とが重畳されてもよい。以下では、可視光画像信号と蛍光画像信号とを重畳する方法を説明する。

【0056】

ここで、複数の第1のフォトダイオード1030により生成された、可視光に応じた信号に基づく可視光画像信号を構成する複数の画素を複数の第1の画素と定義する。複数の第1のフォトダイオード1030と複数の第2のフォトダイオード1040とにより生成された、蛍光に応じた信号に基づく蛍光画像信号を構成する複数の画素を複数の第2の画素と定義する。例えば、第2の画素の画素値は、(1)式または(2)式と同様の演算により算出された値である。演算部130は、1つの第1の画素に対応する第2の画素の数が異なる(1でない)場合、これが一致する(1になる)ように可視光画像信号と蛍光画像信号との少なくとも一方に基づく演算を行う。演算部130は、演算が行われた可視光画像信号と蛍光画像信号とを重畳する。

20

【0057】

可視光画像信号と蛍光画像信号とを重畳する第1の例を説明する。図6は、可視光画像信号と蛍光画像信号とを重畳する第1の例における可視光画像信号と蛍光画像信号との画素値を示している。

30

【0058】

図6では、可視光画像信号と蛍光画像信号との一部の画素値が代表として示されており、可視光画像信号と蛍光画像信号との全体の画素値は示されていない。図6では、蛍光画像信号の4つの第2の画素の画素値(IR1~IR4)が示されている。また、図6では、可視光画像信号の4つの第1の画素の画素値(R, G, G, B)が示されている。可視光画像信号は、ベイヤー配列を構成する色毎の第1の画素の画素値を有する。

【0059】

例えば、蛍光画像信号の第2の画素の画素値は、図5と(2)式とで示される、蛍光画像信号の第2の生成方法により生成される。蛍光画像信号に対してエッジ強調処理が行われてもよい。

40

【0060】

例えば、可視光画像信号に対してデモザイキングが行われる。デモザイキングでは、図6に示す4つの第1の画素の画素値と、その周囲の複数の第1の画素の画素値とが使用される。デモザイキングによって、ベイヤー配列を構成する色毎に画素値が補間される。図6では、デモザイキングが行われた後の可視光画像信号は、赤(R)に対応する4つの第1の画素の画素値(R1~R4)と、緑(G)に対応する4つの第1の画素の画素値(G1~G4)と、青(B)に対応する4つの第1の画素の画素値(B1~B4)とを有する。つまり、デモザイキングが行われた後の可視光画像信号において、それぞれの第1の画

50

素に対応する画素値は、色毎の画素値を有する。

#### 【 0 0 6 1 】

デモザイキングによって、可視光画像信号の 1 つの画素に対応する蛍光画像信号の画素の数が同一になる。デモザイキングが行われた後の可視光画像信号に対して、ホワイトバランス処理またはエッジ強調処理等が行われてもよい。

#### 【 0 0 6 2 】

演算部 130 は、デモザイキングが行われた後の可視光画像信号と、蛍光画像信号とを重畳することにより、重畳画像信号を生成する。例えば、演算部 130 は、1 つの第 1 の画素に対応する重畳画像信号の画素値  $R1'$ 、 $G1'$ 、 $B1'$  を (3) ~ (5) 式により算出する。(3) ~ (5) 式において、 $\alpha$  は、可視光画像信号と蛍光画像信号との割合を決定する重み付け係数である。(3) ~ (5) 式において、 $\beta_r$  と、 $\beta_g$  と、 $\beta_b$  とは、色毎の蛍光画像信号の割合を決定する係数である。例えば、 $\beta_r$  が 0、 $\beta_g$  が 1、 $\beta_b$  が 0 である場合、重畳画像信号に基づく画像において、蛍光が緑で表示される。

$$R1' = \alpha \times R1 + (1 - \alpha) \times IR1 \times \beta_r \quad (3)$$

$$G1' = \alpha \times G1 + (1 - \alpha) \times IR1 \times \beta_g \quad (4)$$

$$B1' = \alpha \times B1 + (1 - \alpha) \times IR1 \times \beta_b \quad (5)$$

#### 【 0 0 6 3 】

他の第 1 の画素に対応する重畳画像信号の画素値は (3) ~ (5) 式と同様の演算により算出される。

#### 【 0 0 6 4 】

可視光画像信号と蛍光画像信号とを重畳することにより、重畳画像信号に基づく画像において、蛍光の発光位置すなわち病変の位置を表示することができる。このため、画像を見たユーザが病変の位置を特定することが容易である。

#### 【 0 0 6 5 】

可視光画像信号と蛍光画像信号とを重畳する第 2 の例を説明する。図 7 は、可視光画像信号と蛍光画像信号とを重畳する第 2 の例における可視光画像信号と蛍光画像信号との画素値を示している。

#### 【 0 0 6 6 】

図 7 では、可視光画像信号と蛍光画像信号との一部の画素値が代表として示されており、可視光画像信号と蛍光画像信号との全体の画素値は示されていない。図 7 では、蛍光画像信号の 1 つの第 2 の画素の画素値 ( $IR$ ) が示されている。また、図 7 では、可視光画像信号の 4 つの第 1 の画素の画素値 ( $R$ ,  $G$ ,  $G$ ,  $B$ ) が示されている。可視光画像信号は、ペイヤー配列を構成する色毎の第 1 の画素の画素値を有する。例えば、蛍光画像信号の第 2 の画素の画素値は、図 4 と (1) 式とで示される、蛍光画像信号の第 1 の生成方法により生成される。

#### 【 0 0 6 7 】

例えば、可視光画像信号に対してデモザイキングが行われる。図 7 では、デモザイキングが行われた後の可視光画像信号は、赤 ( $R$ ) に対応する 4 つの第 1 の画素の画素値 ( $R1 \sim R4$ ) と、緑 ( $G$ ) に対応する 4 つの第 1 の画素の画素値 ( $G1 \sim G4$ ) と、青 ( $B$ ) に対応する 4 つの第 1 の画素の画素値 ( $B1 \sim B4$ ) とを有する。つまり、デモザイキングが行われた後の可視光画像信号において、それぞれの第 1 の画素に対応する第 1 の画素の画素値は、色毎の画素値を有する。

#### 【 0 0 6 8 】

例えば、デモザイキングが行われた後の可視光画像信号に対して、画素混合が行われる。画素混合では、色毎に画素値が混合される。図 7 では、画素混合が行われた後の可視光画像信号は、赤 ( $R$ ) に対応する 1 つの第 1 の画素の画素値 ( $R5$ ) と、緑 ( $G$ ) に対応する 1 つの第 1 の画素の画素値 ( $G5$ ) と、青 ( $B$ ) に対応する 1 つの第 1 の画素の画素値 ( $B5$ ) とを有する。

#### 【 0 0 6 9 】

画素混合によって、可視光画像信号の 1 つの画素に対応する蛍光画像信号の画素の数が

同一になる。

#### 【0070】

演算部130は、画素混合が行われた後の可視光画像信号と、蛍光画像信号とを重畳することにより、重畳画像信号を生成する。例えば、演算部130は、1つの第1の画素に対応する重畳画像信号の画素値 $R5'$ 、 $G5'$ 、 $B5'$ を(6)~(8)式により算出する。(6)~(8)式において、 $\alpha$ は、可視光画像信号と蛍光画像信号との割合を決定する重み付け係数である。(6)~(8)式において、 $\beta_r$ と、 $\beta_g$ と、 $\beta_b$ とは、色毎の蛍光画像信号の割合を決定する係数である。

$$R5' = \alpha \times R5 + (1 - \alpha) \times IR \times \beta_r \quad (6)$$

$$G5' = \alpha \times G5 + (1 - \alpha) \times IR \times \beta_g \quad (7)$$

$$B5' = \alpha \times B5 + (1 - \alpha) \times IR \times \beta_b \quad (8)$$

10

#### 【0071】

他の第1の画素に対応する重畳画像信号の画素値は(6)~(8)式と同様の演算により算出される。

#### 【0072】

可視光画像信号と蛍光画像信号とを重畳する第3の例を説明する。図8は、可視光画像信号と蛍光画像信号とを重畳する第3の例における可視光画像信号と蛍光画像信号との画素値を示している。

#### 【0073】

図8では、可視光画像信号と蛍光画像信号との一部の画素値が代表として示されており、可視光画像信号と蛍光画像信号との全体の画素値は示されていない。図8では、蛍光画像信号の1つの第2の画素の画素値( $IR$ )が示されている。また、図8では、可視光画像信号の4つの第1の画素の画素値( $R$ 、 $G$ 、 $G$ 、 $B$ )が示されている。可視光画像信号は、バイヤー配列を構成する色毎の第1の画素の画素値を有する。例えば、蛍光画像信号の第2の画素の画素値は、図4と(1)式とで示される、蛍光画像信号の第1の生成方法により生成される。

20

#### 【0074】

例えば、蛍光画像信号に対して、画素補間が行われる。画素補間では、可視光画像信号の各画素に対応する位置の画素値が補間される。例えば、公知のニアレストネイバーの補間処理が行われる。バイリニアまたはバイキュービックの補間処理が行われてもよい。図8では、画素補間が行われた後の蛍光画像信号は、4つの第2の画素の画素値( $IR1 \sim IR4$ )を有する。画素補間が行われた後の蛍光画像信号に、可視光画像がガイド画像として用いられるフィルタ処理、または輪郭強調フィルタ処理が行われてもよい。例えば、可視光画像がガイド画像として用いられるフィルタ処理は、公知のGuided filterまたはjoint bilateral filterによる処理である。例えば、輪郭強調フィルタ処理は、公知のラプラシアンフィルタまたはSobelフィルタによる処理である。

30

#### 【0075】

例えば、可視光画像信号に対してデモザイキングが行われる。図8では、デモザイキングが行われた後の可視光画像信号は、赤( $R$ )に対応する4つの第1の画素の画素値( $R1 \sim R4$ )と、緑( $G$ )に対応する4つの第1の画素の画素値( $G1 \sim G4$ )と、青( $B$ )に対応する4つの第1の画素の画素値( $B1 \sim B4$ )とを有する。つまり、デモザイキングが行われた後の可視光画像信号において、それぞれの第1の画素に対応する第1の画素の画素値は、色毎の画素値を有する。

40

#### 【0076】

演算部130は、デモザイキングが行われた後の可視光画像信号と、画素補間が行われた後の蛍光画像信号とを重畳することにより、重畳画像信号を生成する。例えば、演算部130は、(3)~(5)式と同様の演算により、重畳画像信号を生成する。

#### 【0077】

可視光画像信号と蛍光画像信号とを重畳する第4の例を説明する。演算部130は、可

50

視光画像信号と蛍光画像信号とを重畳するとき、相対的に波長が長い光が強調された画像に相当する可視光画像信号を用いてもよい。図9は、可視光画像信号と蛍光画像信号とを重畳する第4の例における可視光画像信号と蛍光画像信号との画素値を示している。

#### 【0078】

図9では、可視光画像信号と蛍光画像信号との一部の画素値が代表として示されており、可視光画像信号と蛍光画像信号との全体の画素値は示されていない。図9では、蛍光画像信号の4つの第2の画素の画素値（ $IR1 \sim IR4$ ）が示されている。また、図9では、可視光画像信号の4つの第1の画素の画素値（ $R, G, G, B$ ）が示されている。可視光画像信号は、ペイヤー配列を構成する色毎の第1の画素の画素値を有する。例えば、蛍光画像信号の第2の画素の画素値は、図5と（2）式とで示される、蛍光画像信号の第2の生成方法により生成される。

10

#### 【0079】

例えば、可視光画像信号に対して画素補間が行われる。可視光画像信号に対する画素補間では、赤（ $R$ ）に対応する第1の画素の画素値のみが使用される。例えば、可視光画像信号に対する画素補間では、バイリニアの補間処理が行われる。図9では、画素補間が行われた後の可視光画像信号は、赤（ $R$ ）に対応する4つの第1の画素の画素値（ $R1 \sim R4$ ）を有する。つまり、画素補間が行われた後の可視光画像信号において、それぞれの第1の画素に対応する第1の画素の画素値は、赤（ $R$ ）に対応する画素値を有する。画素補間が行われた後の可視光画像信号は、緑（ $G$ ）および青（ $B$ ）の光よりも波長が長い赤（ $R$ ）の光が強調された画像に相当する。

20

#### 【0080】

画素補間によって、可視光画像信号の1つの画素に対応する蛍光画像信号の画素の数が同一になる。

#### 【0081】

演算部130は、画素補間が行われた後の可視光画像信号と、蛍光画像信号とを重畳することにより、重畳画像信号を生成する。例えば、演算部130は、1つの第1の画素に対応する重畳画像信号の画素値 $R1'$ 、 $G1'$ 、 $B1'$ を（9）～（11）式により算出する。（9）～（11）式において、 $\alpha$ は、可視光画像信号と蛍光画像信号との割合を決定する重み付け係数である。（9）～（11）式において、 $\beta_r$ と、 $\beta_g$ と、 $\beta_b$ とは、色毎の蛍光画像信号の割合を決定する係数である。

30

$$R1' = \alpha \times R1 + (1 - \alpha) \times IR1 \times \beta_r \quad (9)$$

$$G1' = (1 - \alpha) \times IR1 \times \beta_g \quad (10)$$

$$B1' = (1 - \alpha) \times IR1 \times \beta_b \quad (11)$$

#### 【0082】

他の第1の画素に対応する重畳画像信号の画素値は（9）～（11）式と同様の演算により算出される。

#### 【0083】

相対的に波長が長い光が強調された画像では、深い位置の血管等の病変の位置に比較的近い領域が強調される。相対的に波長が長い光が強調された画像に相当する可視光画像信号を用いて可視光画像信号と蛍光画像信号とを重畳することにより、病変位置の特定がより容易になる。

40

#### 【0084】

可視光画像信号と蛍光画像信号とが重畳されるとき、可視光画像信号と蛍光画像信号との重み付け（（3）～（11）式の重み付け係数 $\alpha$ ）は変更可能である。可視光画像信号と蛍光画像信号との重み付けに応じて、可視光画像に対する蛍光画像の強調の程度が変化する。例えば、可視光画像信号と蛍光画像信号との重み付けは、被写体に応じて変更される。これによって、重畳画像信号に基づく画像において、被写体に応じて蛍光が見やすくなる。

#### 【0085】

演算部130は、蛍光画像信号の複数の第2の画素の画素値に基づいて、可視光画像信

50

号と蛍光画像信号との重み付けを決定してもよい。例えば、演算部 130 は、可視光画像信号と蛍光画像信号との重み付けを(9)式により決定する。

【0086】

【数1】

$$\alpha = \frac{\text{蛍光画像信号において画素値が所定値を超えている画素の平均画素値}}{\text{可視光画像信号において上記の画素に対応する画素の平均画素値}} \times n2 \quad \dots (9)$$

10

【0087】

(9)式において、第2の平均値を第1の平均値で割った値に補正パラメータ n2 が乗算される。第2の平均値は、蛍光画像信号において画素値が所定値を超えている画素の平均画素値である。第1の平均値は、可視光画像信号において上記の画素に対応する画素の平均画素値である。可視光画像信号に対するデモザイキング等により、可視光画像信号の1つの画素の数に対応する蛍光画像信号の画素の数とは同一である。このため、蛍光画像信号の各画素の第2の画素の画素値は可視光画像信号の各画素の第1の画素の画素値と対応する。ある画素に対応する蛍光画像信号の画素値が所定値を超えている場合、同じ画素に対応する可視光画像信号の画素値から第1の平均値が算出される。

【0088】

20

上記により、演算部 130 は、蛍光の強度に基づいて可視光画像信号と蛍光画像信号との重み付けを決定することができる。

【0089】

図10は、本発明の実施形態の変形例の内視鏡装置 1a の構成を示している。図10に示すように、内視鏡装置 1a は、内視鏡挿入部 10 と、光源 11 と、ライトガイド 12 と、プロセッサ 13 と、ディスプレイ 14 と、設定ボタン 15 とを有する。内視鏡挿入部 10 は、撮像部 100 を先端部に有する。

【0090】

図10に示す構成について、図1に示す構成と異なる点を説明する。設定ボタン 15 は、ユーザによって操作され、ユーザからの指示を受け付ける。演算部 130 は、ユーザの指示に基づいて可視光画像信号と蛍光画像信号との重み付けを決定する。

30

【0091】

上記以外の点については、図10に示す構成は図1に示す構成と同様である。

【0092】

例えば、演算部 130 は、可視光画像信号と蛍光画像信号との重み付けを所定値に設定する。演算部 130 は、設定された重み付けを用いて、重畳画像信号を生成する。ディスプレイ 14 は、重畳画像信号に基づく画像を表示する。ユーザは、ディスプレイ 14 に表示された画像を確認しながら、設定ボタン 15 を操作する。設定ボタン 15 の操作により、可視光画像信号と蛍光画像信号との重み付けの変更が指示される。演算部 130 は、ユーザの指示に基づいて可視光画像信号と蛍光画像信号との重み付けを決定する。演算部 130 は、決定された重み付けを用いて、重畳画像信号を生成する。ディスプレイ 14 は、重畳画像信号に基づく画像を表示する。

40

【0093】

上記により、演算部 130 は、ユーザの好みに応じて、可視光画像信号と蛍光画像信号との重み付けを決定することができる。

【0094】

可視光と励起光との切替方法を説明する。可視光と励起光との第1の切替方法では、切替部 131 は、第1の状態から第2の状態への切替を一定の周期で行い、第2の状態から第1の状態への切替を一定の周期で行う。第1の状態から第2の状態への切替の周期と、第2の状態から第1の状態への切替の周期とは同一である。第1の状態が継続する時間と

50

、第2の状態が継続する時間とは同一である。内視鏡装置1が第2の状態であるときに第1のイメージセンサ103と第2のイメージセンサ104とが行う撮像のフレームの数は、内視鏡装置1が第1の状態であるときに第1のイメージセンサ103が行う撮像のフレームの数と同一である第1の状態では可視光が被写体に照射される。第2の状態では励起光が被写体に照射される。

【0095】

図11は、可視光と励起光との第1の切替方法により可視光と励起光とが切り替わる様子を示している。第1のイメージセンサ103と第2のイメージセンサ104とは一定のフレーム周期で撮像を行う。第1のイメージセンサ103と第2のイメージセンサ104とによる撮像に同期して、可視光の照射と励起光の照射とが交互に行われる。つまり、可視光の照射と励起光の照射とは撮像の1フレーム毎に交互に行われる。可視光の照射が行われるとき、第1のイメージセンサ103は撮像を行う。可視光の照射が行われるとき、第2のイメージセンサ104は撮像を停止してもよい。励起光の照射が行われるとき、第1のイメージセンサ103と第2のイメージセンサ104とは撮像を行う。

【0096】

図11では、撮像の1フレームが拡大されて示されている。撮像の1フレームにおいて、複数の第1のフォトダイオードまたは複数の第2のフォトダイオードの配列の行毎に撮像の制御が順次行われる。1行の撮像の制御は、以下のように行われる。第1のフォトダイオードまたは第2のフォトダイオードがリセットされる。続いて、第1のフォトダイオードまたは第2のフォトダイオードにおいて露光が行われる。続いて、第1のフォトダイオードまたは第2のフォトダイオードに蓄積された電荷が容量等の蓄積部に転送された後、蓄積部から信号が読み出される。

【0097】

可視光と励起光との第1の切替方法では、撮像の1フレームに同期して可視光と励起光とが切り替わる。可視光画像の撮像と蛍光画像の撮像とのタイミングのずれは1フレームのみである。このため、ほぼ同一時刻で撮像された可視光画像と蛍光画像との取得が可能である。この結果、可視光画像と蛍光画像との被写体のずれ量が抑制される。さらに、ユーザが可視光画像と蛍光画像との比較を行いやすい。可視光画像信号と蛍光画像信号とが重畳された場合においても、ユーザは、重畳画像信号に基づく画像において、可視光画像信号に基づく部分と蛍光画像信号に基づく部分との比較を行いやすい。

【0098】

可視光と励起光との第2の切替方法では、切替部131は、第1の状態から第2の状態への切替を一定の周期で行い、第2の状態から第1の状態への切替を一定の周期で行う。第1の状態から第2の状態への切替の周期と、第2の状態から第1の状態への切替の周期とは同一である。第1の状態が継続する時間と、第2の状態が継続する時間とは異なる。内視鏡装置1が第2の状態であるときに第1のイメージセンサ103と第2のイメージセンサ104とが行う撮像のフレームの数は、内視鏡装置1が第1の状態であるときに第1のイメージセンサ103が行う撮像のフレームの数よりも多い。第1の状態では可視光が被写体に照射される。第2の状態では励起光が被写体に照射される。

【0099】

図12は、可視光と励起光との第2の切替方法により可視光と励起光とが切り替わる様子を示している。第1のイメージセンサ103と第2のイメージセンサ104とは一定のフレーム周期で撮像を行う。可視光の照射は撮像の1フレームで行われる。励起光の照射は、連続する撮像の2フレームで行われる。可視光の照射と励起光の照射とは交互に行われる。つまり、連続する撮像の3フレームのうち1フレームで可視光の照射が行われ、残りの2フレームで励起光の照射が行われる。可視光の照射が行われるとき、第1のイメージセンサ103は撮像を行う。可視光の照射が行われるとき、第2のイメージセンサ104は撮像を停止してもよい。励起光の照射が行われるとき、第1のイメージセンサ103と第2のイメージセンサ104とは撮像を行う。

【0100】

図 1 2 では、撮像の 1 フレームが拡大されて示されている。図 1 2 における撮像の 1 フレームは、図 1 1 における撮像の 1 フレームと同様である。

【 0 1 0 1 】

可視光と励起光との第 2 の切替方法では、所定時間に占める励起光の照射時間が可視光の照射時間よりも長くなるように、可視光と励起光との切替が行われればよい。可視光の照射が継続する期間は、連続する撮像の 2 フレームに限らない。可視光の照射が継続する期間は、連続する撮像の 3 フレーム以上であってもよい。また、励起光の照射が継続する期間は、撮像の 1 フレームに限らない。励起光の照射が継続する期間は、連続する撮像の 2 フレーム以上であってもよい。

【 0 1 0 2 】

可視光と励起光との第 2 の切替方法では、可視光画像と蛍光画像との取得の同時性が大きく損なわれることなく、蛍光検出の感度が向上する。

【 0 1 0 3 】

可視光と励起光との第 3 の切替方法では、切替部 1 3 1 は、第 1 の状態から第 2 の状態への切替を一定の周期で行い、第 2 の状態から第 1 の状態への切替を一定の周期で行う。第 1 の状態から第 2 の状態への切替の周期と、第 2 の状態から第 1 の状態への切替の周期とは同一である。第 1 の状態が継続する時間と、第 2 の状態が継続する時間とは異なる。内視鏡装置 1 が第 2 の状態であるときに第 1 のイメージセンサ 1 0 3 と第 2 のイメージセンサ 1 0 4 とが行う撮像のフレーム長は、内視鏡装置 1 が第 1 の状態であるときに第 1 のイメージセンサ 1 0 3 が行う撮像のフレーム長よりも長い。第 1 の状態では可視光が被写体

【 0 1 0 4 】

図 1 3 は、可視光と励起光との第 3 の切替方法により可視光と励起光とが切り替わる様子を示している。励起光が照射されているときの撮像の 1 フレームは、可視光が照射されているときの撮像の 1 フレームよりも長い。第 1 のイメージセンサ 1 0 3 と第 2 のイメージセンサ 1 0 4 とによる撮像に同期して、可視光の照射と励起光の照射とが交互に行われる。つまり、可視光の照射と励起光の照射とは撮像の 1 フレーム毎に交互に行われる。

【 0 1 0 5 】

上記のように、可視光が照射される第 1 の状態と、励起光が照射される第 2 の状態とでは、撮像の 1 フレームの長さが異なる。このため、可視光の照射時間と励起光の照射時間とが異なる。励起光が照射されているときの撮像の 1 フレームは、可視光が照射されているときの撮像の 1 フレームよりも長い。励起光の照射時間は可視光の照射時間よりも長い。可視光の照射が行われるとき、第 1 のイメージセンサ 1 0 3 は撮像を行う。可視光の照射が行われるとき、第 2 のイメージセンサ 1 0 4 は撮像を停止してもよい。励起光の照射が行われるとき、第 1 のイメージセンサ 1 0 3 と第 2 のイメージセンサ 1 0 4 とは撮像を行う。

【 0 1 0 6 】

図 1 3 では、励起光が照射されているときの撮像の 1 フレームと、可視光が照射されているときの撮像の 1 フレームとがそれぞれ拡大されて示されている。第 1 のイメージセンサ 1 0 3 と第 2 のイメージセンサ 1 0 4 とによる撮像における動作の手順は、図 1 1 を参照して説明した手順と同様である。しかし、励起光が照射されているときの撮像と、可視光が照射されているときの撮像とでは、露光期間が異なる。図 1 3 に示すように、励起光が照射されるとき

【 0 1 0 7 】

可視光と励起光との第 3 の切替方法では、可視光画像と蛍光画像との取得の同時性が大きく損なわれることなく、蛍光検出の感度が向上する。

【 0 1 0 8 】

近赤外光に対する第 2 のイメージセンサ 1 0 4 の感度は、近赤外光に対する第 1 のイメージセンサ 1 0 3 の感度よりも高くてもよい。例えば、第 1 のイメージセンサ 1 0 3 には

10

20

30

40

50

、近赤外光の感度が低い、つまり近赤外光を比較的透過しやすい裏面照射（BSI：Back Side Illumination）型イメージセンサが用いられる。例えば、第2のイメージセンサ104には、近赤外光の感度が非常に高い表面照射（FSI：Front Side Illumination）型イメージセンサが用いられる。

#### 【0109】

励起光と蛍光との波長は、近赤外光の波長帯域にある。近赤外光に対する第2のイメージセンサ104の感度が高いことにより、蛍光検出の感度が向上する。

#### 【0110】

本発明の各態様の内視鏡装置は、ライトガイド12と、ディスプレイ14と、設定ボタン15との少なくとも1つに対応する構成を有していなくてもよい。

10

#### 【0111】

本発明の実施形態によれば、内視鏡装置1は、光源11と、撮像部100を有する内視鏡挿入部10と、演算部130と、切替部131とを有する。撮像部100は、励起光カットフィルタ102と、第1のイメージセンサ103と、第2のイメージセンサ104とを有する。

#### 【0112】

本発明の実施形態では、撮像部100の小型化と、蛍光および可視光の高精度な検出とを両立することができる。

#### 【0113】

以上、図面を参照して本発明の実施形態について詳述してきたが、具体的な構成は上記の実施形態に限られるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲の設計変更等も含まれる。

20

#### 【産業上の利用可能性】

#### 【0114】

本発明の各実施形態によれば、カメラヘッドの小型化と、蛍光および可視光の高精度な検出とを両立することができる。

#### 【符号の説明】

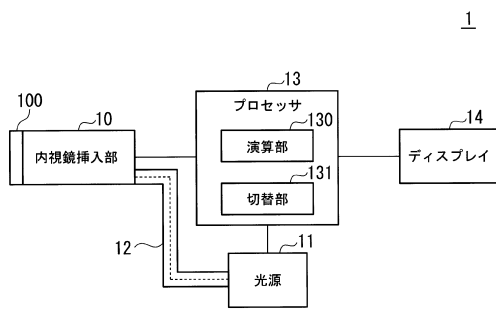
#### 【0115】

- 1, 1a 内視鏡装置
- 10 内視鏡挿入部
- 11 光源
- 12 ライトガイド
- 13 プロセッサ
- 14 ディスプレイ
- 15 設定ボタン
- 100 撮像部
- 101 レンズ
- 102 励起光カットフィルタ
- 103 第1のイメージセンサ
- 104 第2のイメージセンサ
- 130 演算部
- 131 切替部

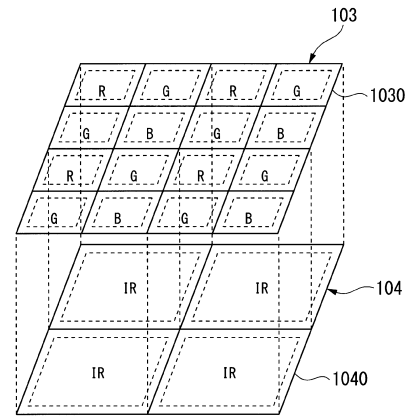
30

40

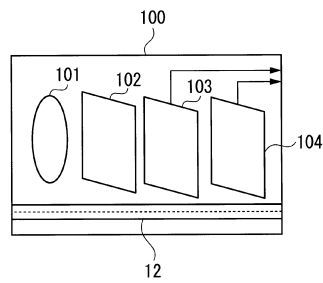
【図 1】



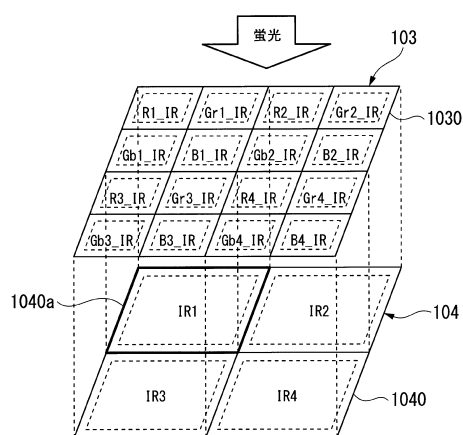
【図 3】



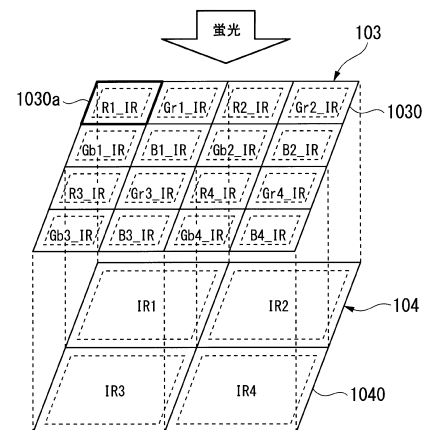
【図 2】



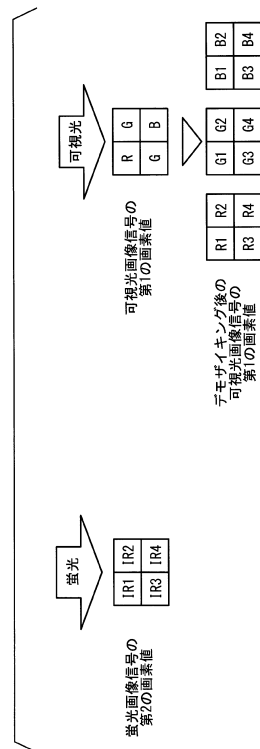
【図 4】



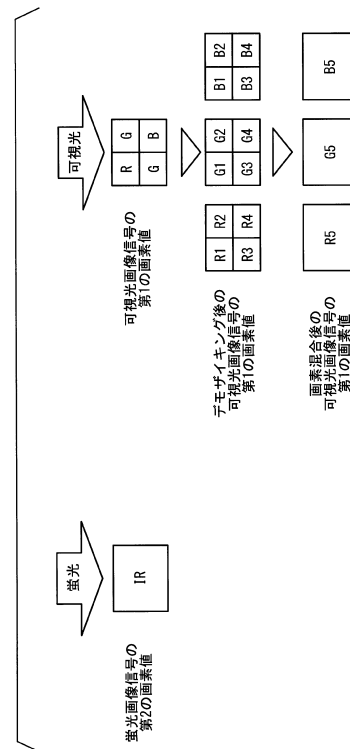
【図 5】



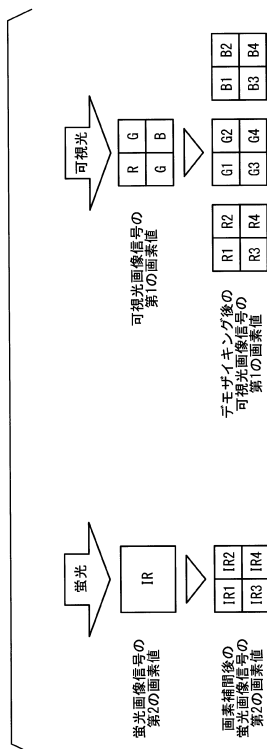
【図 6】



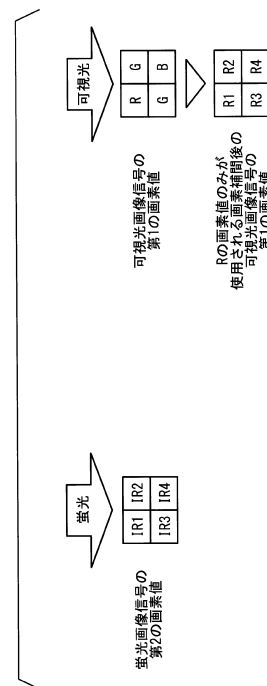
【図 7】



【図 8】



【図 9】





---

フロントページの続き

(72)発明者 加藤 秀一  
東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内

審査官 門田 宏

(56)参考文献 特開2014-135535(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

|      |       |   |       |
|------|-------|---|-------|
| A61B | 1/00  | - | 1/317 |
| G02B | 23/24 | - | 23/26 |

|                |                                                                                                            |         |            |
|----------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 内视镜装置                                                                                                      |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP6385465B2</a>                                                                                | 公开(公告)日 | 2018-09-05 |
| 申请号            | JP2016570395                                                                                               | 申请日     | 2015-01-21 |
| [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         | 加藤 秀一                                                                                                      |         |            |
| 发明人            | 加藤 秀一                                                                                                      |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/04 A61B1/00                                                                                          |         |            |
| CPC分类号         | A61B1/043 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/04 A61B1/051 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B5/0035 A61B5/0071 A61B5/0086 |         |            |
| FI分类号          | A61B1/04.530 A61B1/00.511                                                                                  |         |            |
| 代理人(译)         | 塔奈澄夫<br>铃木史朗                                                                                               |         |            |
| 审查员(译)         | 门田弘                                                                                                        |         |            |
| 其他公开文献         | JPWO2016117049A1                                                                                           |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                  |         |            |

## 摘要(译)

内窥镜设备包括光源，成像单元，计算单元和切换单元。光源产生可见光和激发光。计算单元基于第一信号和基于第二信号和第三信号的荧光图像信号生成可见光图像信号。在第一状态下，用可见光照射对象。在第二状态中，用激发光照射对象。成像单元包括激发光截止滤光器，第一图像传感器和第二图像传感器。激发光截止滤光器透射可见光和荧光，并阻挡激发光。第一图像传感器的多个第一光电二极管产生对应于可见光的第一信号和对应于荧光的第二信号。并且第二图像传感器的多个第二光电二极管产生与通过多个第一光电二极管传输的荧光相对应的第三信号。

|                                        |                                   |                                        |
|----------------------------------------|-----------------------------------|----------------------------------------|
| (19) 日本国特許庁 (JP)                       | (12) 特 許 公 報 (B2)                 | (11) 特許番号<br>特許第6385465号<br>(P6385465) |
| (45) 発行日 平成30年9月5日 (2018. 9. 5)        | (24) 登録日 平成30年8月17日 (2018. 8. 17) |                                        |
| <hr/>                                  |                                   |                                        |
| (51) Int. Cl.                          | F 1                               |                                        |
| A 6 1 B 1/04 (2006. 01)                | A 6 1 B 1/04                      | 5 3 0                                  |
| A 6 1 B 1/00 (2006. 01)                | A 6 1 B 1/00                      | 5 1 1                                  |
| <hr/>                                  |                                   |                                        |
| 請求項の数 14 (全 21 頁)                      |                                   |                                        |
| <hr/>                                  |                                   |                                        |
| (21) 出願番号 特願2016-570395 (P2016-570395) | (73) 特許権者 000000376               |                                        |
| (22) 出願日 平成27年1月21日 (2015. 1. 21)      | オリンパス株式会社                         |                                        |
| (23) 国際出願番号 PCT/JP2015/051505          | 東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地              |                                        |
| (24) 国際公開番号 WO2016/117049              | (74) 代理人 100106909                |                                        |
| (25) 国際公開日 平成28年7月28日 (2016. 7. 28)    | 弁理士 榎井 澄雄                         |                                        |
| 審査請求日 平成29年11月7日 (2017. 11. 7)         | (74) 代理人 100064908                |                                        |
|                                        | 弁理士 志賀 正武                         |                                        |
|                                        | (74) 代理人 100094400                |                                        |
|                                        | 弁理士 鈴木 三義                         |                                        |
|                                        | (74) 代理人 100086379                |                                        |
|                                        | 弁理士 高橋 忠夫                         |                                        |
|                                        | (74) 代理人 100139686                |                                        |
|                                        | 弁理士 鈴木 史朗                         |                                        |
|                                        | (74) 代理人 100161702                |                                        |
|                                        | 弁理士 橋本 宏之                         |                                        |
| <hr/>                                  |                                   |                                        |
| 最終頁に続く                                 |                                   |                                        |
| <hr/>                                  |                                   |                                        |
| (54) 【発明の名称】 内視鏡装置                     |                                   |                                        |