

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/117049

発行日 平成29年10月26日 (2017.10.26)

(43) 国際公開日 平成28年7月28日 (2016.7.28)

(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 7 2	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

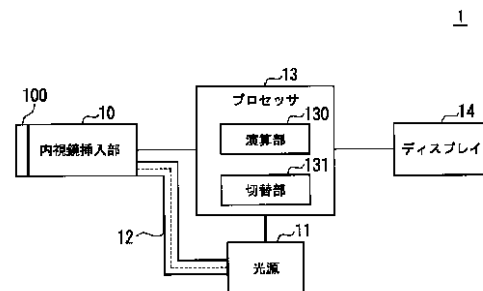
出願番号	特願2016-570395 (P2016-570395)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/051505		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成27年1月21日 (2015.1.21)		東京都八王子市石川町2951番地
(81) 指定国	AP (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, 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	(74) 代理人	100106909 弁理士 棚井 澄雄
		(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) 【要約】

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。第1の状態では前記可視光が被写体に照射される。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。励起光カットフィルタは、前記可視光と蛍光とを透過し、前記励起光を遮断する。前記第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は、前記可視光に応じた前記第1の信号と、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のイメージセンサが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。



10... ENDOSCOPE INSERTION UNIT
11... LIGHT SOURCE
13... PROCESSOR
14... DISPLAY
130... OPERATION UNIT
131... SWITCHING UNIT

【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

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】

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。

10

20

30

40

50

【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。

10

【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、

20

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。

30

【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】**

40

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

50

、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 I C G 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 C C D 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 C C D と異なる C C D により検出される。

【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 C C D 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 I C G 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 C C D と同一の C C D により検出される。

【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 I C G 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 3 9 6 2 1 2 2 号公報

【特許文献 2】日本国特開 2 0 1 4 - 1 3 5 5 3 5 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

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 C C D 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 C C D 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。

【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。

【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】

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。

【0013】

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。

【0014】

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。

【0015】

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。

【0016】

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。

【0017】

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。

【0018】

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。

【0019】

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。

【0020】

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。

【0021】

本発明の第10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。

10

【0022】

本発明の第11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。

【0023】

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。

20

【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。

30

【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。

40

【図面の簡単な説明】

50

【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。

【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。

【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】

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。

10

20

30

40

50

【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。

10

【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】

20

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。

30

【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】

40

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

50

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。

【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ベイヤー配列である。

【0041】

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 を透過した蛍光を効率的に受光することができる。

【0043】

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 130 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 1040 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。

【0044】

図 4 は、図 3 と同様に複数の第 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 102 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 103 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 1030 で吸収される。残りの蛍光は第 1 のイメージセンサ 103 を透過し、第 2 のイメージセンサ 104 に入射する。

【0045】

図 4 では、16 個の第 1 のフォトダイオード 1030 が示されている。16 個の第 1 のフォトダイオード 1030 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。

【0046】

図 4 では、4 個の第 2 のフォトダイオード 1040 が示されている。4 個の第 2 のフォトダイオード 1040 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。

【0047】

例えば、演算部 130 は、1 つの第 2 のフォトダイオード 1040 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。

$$S_IR1 = IR1 + R1_IR + Gr1_IR + B1_IR + Gb1_IR \quad (1)$$

【0048】

（1）式では、1 つの第 2 のフォトダイオード 1040 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 1030 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

10

20

30

40

50

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1040a以外の第2のフォトダイオード1040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。

【0049】

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。

【0050】

蛍光画像信号の第2の生成方法では、演算部130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1030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。

【0051】

図5は、図3と同様に複数の第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とを示している。図5では、16個の第1のフォトダイオード1030と4個の第2のフォトダイオード1040とが示されている。16個の第1のフォトダイオード1030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1040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。

【0052】

例えば、演算部130は、1つの第1のフォトダイオード1030a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($R1_IR \times n1$)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】

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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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（I R 1 ～ I R 4）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。

10

【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（R 1 ～ R 4）と、緑（G）に対応する 4 つの第 1 の画素の画素値（G 1 ～ G 4）と、青（B）に対応する 4 つの第 1 の画素の画素値（B 1 ～ B 4）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 の画素に対応する画素値は、色毎の画素値を有する。

20

【0061】

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。

【0062】

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 R 1', G 1', B 1' を（3）～（5）式により算出する。（3）～（5）式において、α 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、β_r と、β_g と、β_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、β_r が 0、β_g が 1、β_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。

30

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

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

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

【0063】

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。

【0064】

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。

40

【0065】

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。

【0066】

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

50

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、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。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。

【0067】

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～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。

10

【0068】

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。

【0069】

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。

20

【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、α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、βrと、βgと、βbとは、色毎の蛍光画像信号の割合を決定する係数である。

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

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

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

30

【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、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。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。

40

【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クの補間処理が行われてもよい。図

50

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～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。

【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～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。

【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～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、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。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。

【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～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。

【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、 α 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、 β_r と、 β_g と、 β_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。

10

20

30

40

50

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

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

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

【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。

10

【0084】

可視光画像信号と蛍光画像信号とが重畳されるときに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 α)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。

20

【0086】

【数1】

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

30

【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。

40

【0088】

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

50

、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。

【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。

【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、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。

10

【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。

20

【0100】

図12では、撮像の1フレームが拡大されて示されている。図12における撮像の1フレームは、図11における撮像の1フレームと同様である。

【0101】

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。

30

【0102】

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。

【0103】

可視光と励起光との第3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103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。

40

【0104】

図13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。

【0105】

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

50

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ため、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。

【0106】

図13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103と第2のイメージセンサ104とによる撮像における動作の手順は、図11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13に示すように、励起光が照射されるとき、撮像における露光期間は、可視光が照射されるとき、撮像における露光期間よりも長い。

【0107】

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。

【0108】

近赤外光に対する第2のイメージセンサ104の感度は、近赤外光に対する第1のイメージセンサ103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103には、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。

【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。

【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

20

30

40

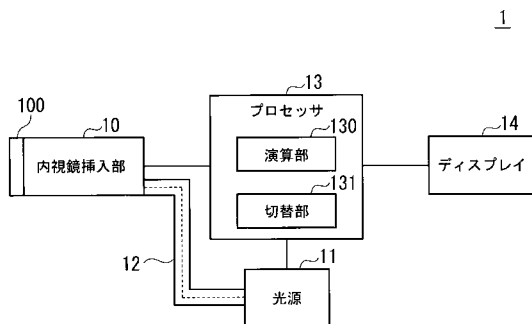
50

- 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

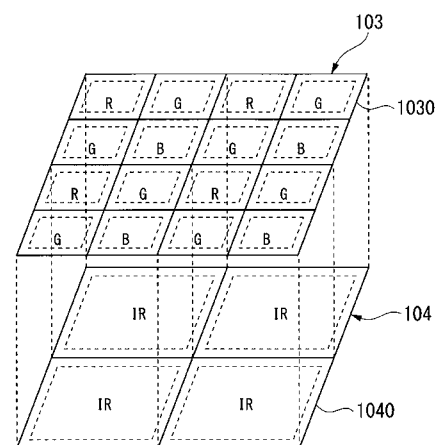
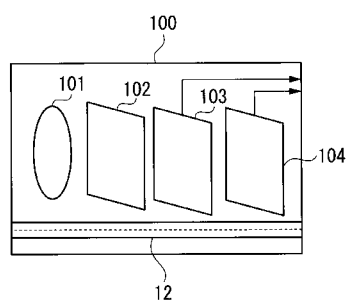
10

【図1】

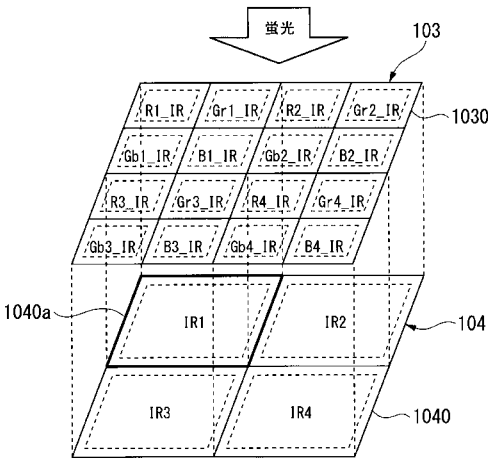
【図3】



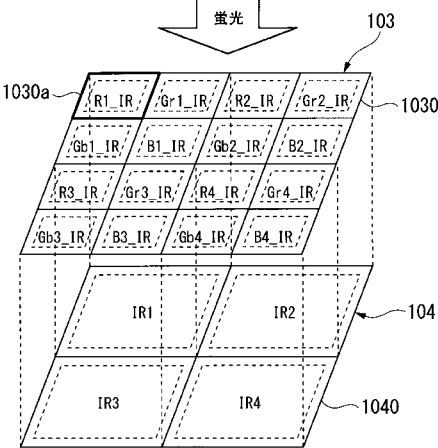
【図2】



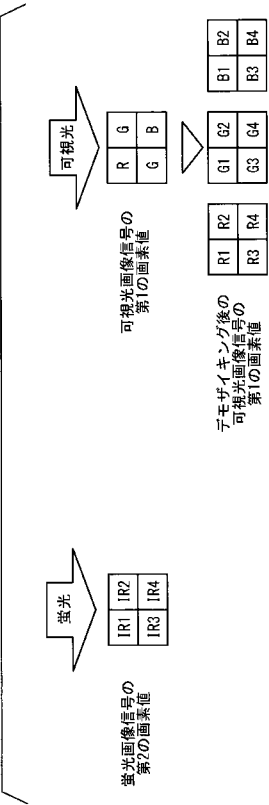
【図 4】



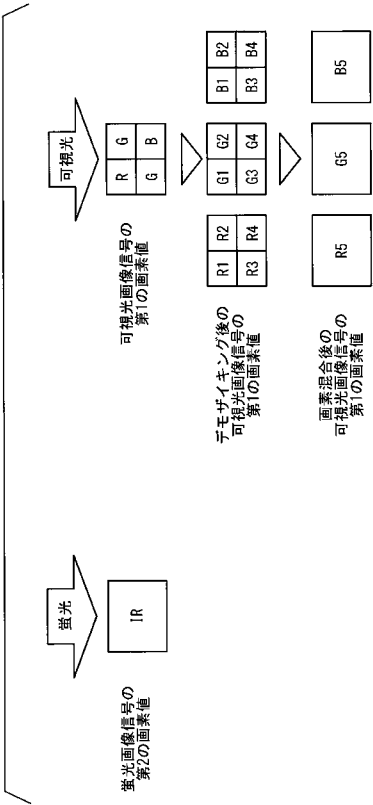
【図 5】



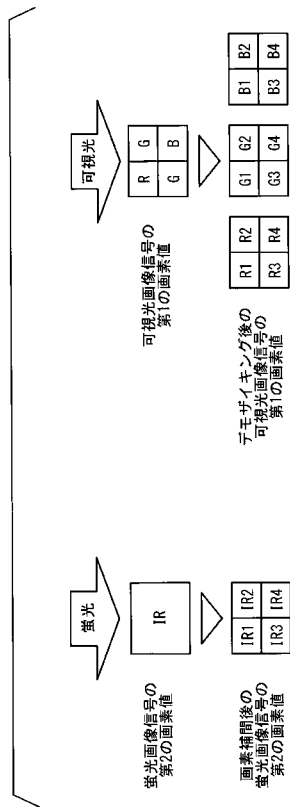
【図 6】



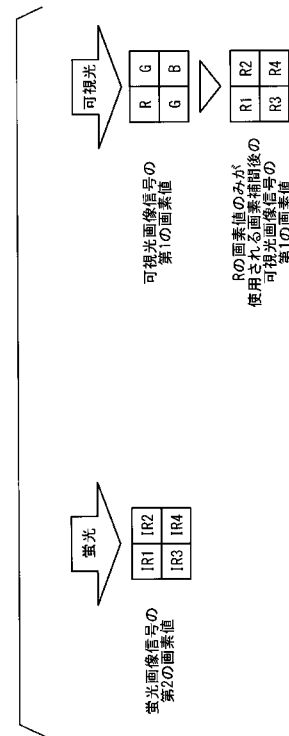
【図 7】



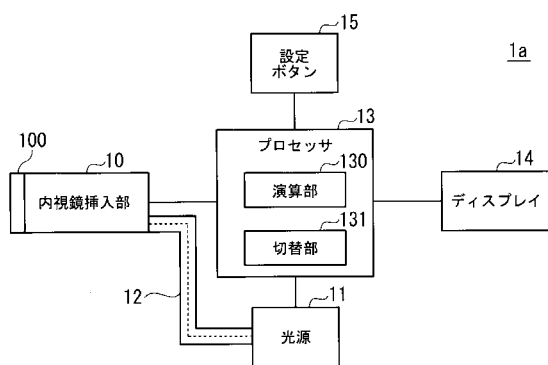
【図 8】



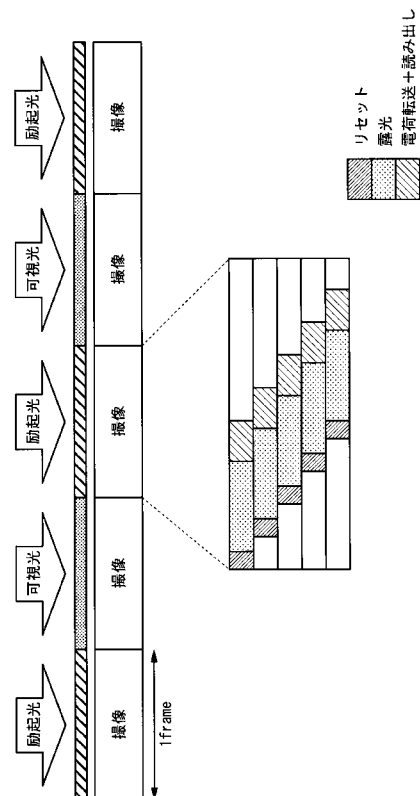
【図 9】



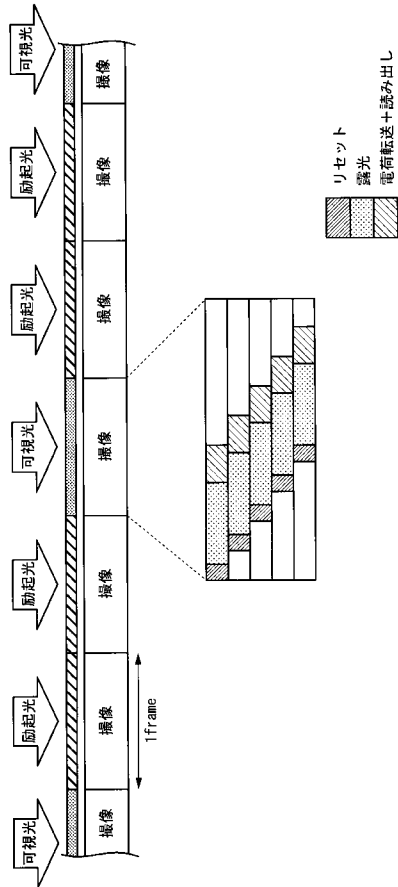
【図 10】



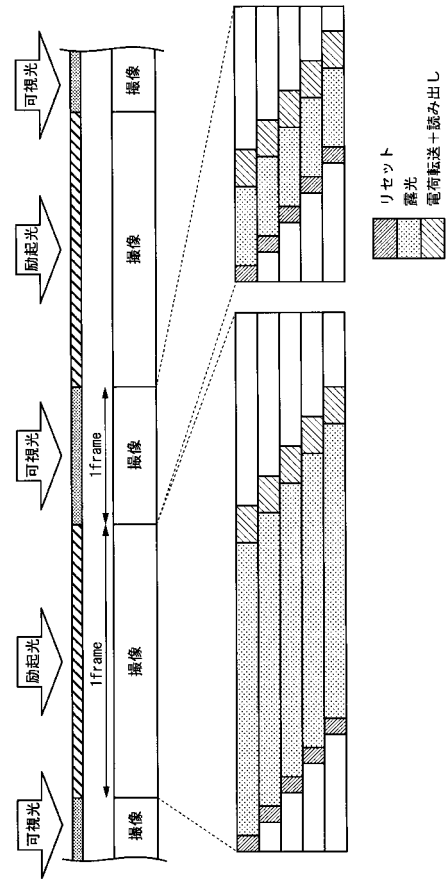
【図 11】



【図 12】



【図 13】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/051505

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

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

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00-1/317, G02B23/24-23/26

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 2014-135535 A (Olympus Corp.), 24 July 2014 (24.07.2014), paragraphs [0003], [0026] to [0069], [0074] to [0091]; fig. 1 to 13, 15 to 20 & US 2014/0194748 A1	1-14

☐ 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
06 April 2015 (06.04.15)Date of mailing of the international search report
14 April 2015 (14.04.15)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 2015/051505									
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/00-1/317, G02B23/24-23/26											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2015年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2015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
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										
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
A	JP 2014-135535 A（オリンパス株式会社）2014.07.24, 【0003】, 【0026】-【0069】, 【0074】-【0091】, 図 1-13, 15-20 & US 2014/0194748 A1	1-14									
☐ 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 06.04.2015		国際調査報告の発送日 14.04.2015									
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） 門田 宏 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9224								

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

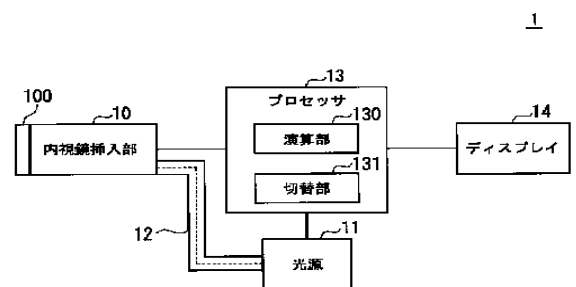
Fターム(参考) 4C161 BB01 BB08 FF40 HH54 LL08 PP01 WW17

(注) この公表は、国際事務局（W I P O）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	JPWO2016117049A1	公开(公告)日	2017-10-26
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		
[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	A61B1/04.372 A61B1/00.300.D		
F-TERM分类号	4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/FF40 4C161/HH54 4C161/LL08 4C161/PP01 4C161/WW17		
代理人(译)	塔奈澄夫 铃木史朗		
其他公开文献	JP6385465B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜装置包括光源，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生成可见光图像信号，并且基于第二信号和第三信号生成荧光图像信号。在第一状态下，可见光被施加到对象。在第二状态下，激发光被施加到对象。成像单元具有激发光截止滤光器，第一图像传感器和第二图像传感器。激发光截止滤光片透射可见光和荧光并阻挡激发光。第一图像传感器中包括的多个第一光电二极管根据可见光产生第一信号，并且根据荧光产生第二信号。包括在第二图像传感器中的多个第二光电二极管根据已经穿过多个第一光电二极管的荧光来产生第三信号。



- 10... ENDOSCOPE INSERTION UNIT
- 11... LIGHT SOURCE
- 13... PROCESSOR
- 14... DISPLAY
- 130... OPERATION UNIT
- 131... SWITCHING UNIT