

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-131559

(P2017-131559A)

(43) 公開日 平成29年8月3日(2017.8.3)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 300Y	2H040
A61B 1/04 (2006.01)	A61B 1/04 370	4C161
G02B 23/24 (2006.01)	G02B 23/24 B	5C065
H04N 9/04 (2006.01)	H04N 9/04 A	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 34 頁)

(21) 出願番号	特願2016-16430 (P2016-16430)	(71) 出願人	313009556
(22) 出願日	平成28年1月29日 (2016.1.29)		ソニー・オリンパスメディカルソリューションズ株式会社
			東京都八王子市子安町四丁目7番1号
		(74) 代理人	110002147
			特許業務法人酒井国際特許事務所
		(72) 発明者	小林 素明
			東京都八王子市子安町四丁目7番1号 ソニー・オリンパスメディカルソリューションズ株式会社内
		(72) 発明者	山田 雄一
			東京都八王子市子安町四丁目7番1号 ソニー・オリンパスメディカルソリューションズ株式会社内

最終頁に続く

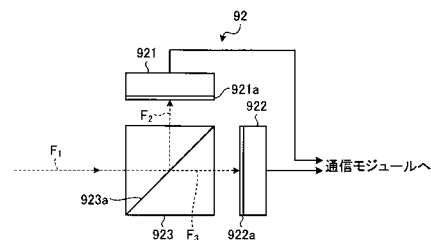
(54) 【発明の名称】 医療用撮像装置、医療用画像取得システム及び内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】装置の大型化、重量化を抑制しつつ、高品位な観察画像を取得することができる医療用撮像装置、医療用画像取得システム及び内視鏡装置を提供すること。

【解決手段】外部からの光を、赤色、緑色及び青色の波長帯域のうちのいずれか一つの色の波長帯域の第1の光と、第1の光の波長帯域とは異なる二つの波長帯域の光を含む第2の光とに分光する分光手段と、第1の光を受光して電気信号に変換する複数の第1の画素を有する第1の撮像素子と、複数の第1の画素と同一の配列及び間隔で並べられた複数の第2の画素と、第2の光に含まれる二つの色の波長帯域の光のうちの一方の色の波長帯域の光を透過する第1のフィルタ、及び、他方の色の波長帯域を少なくとも含む複数の波長帯域の光を透過する第2のフィルタが第2の画素の配置にしたがって並べられてなる第1のカラーフィルタと、を有する第2の撮像素子と、を備えた。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

外部からの光を、赤色、緑色及び青色の波長帯域のうちのいずれか一つの色の波長帯域の第 1 の光と、該第 1 の光の波長帯域とは異なる二つの波長帯域の光を含む第 2 の光とに分光する分光手段と、

前記分光手段により分光された前記第 1 の光を受光して電気信号に変換する複数の第 1 の画素を有する第 1 の撮像素子と、

前記第 1 の撮像素子における前記複数の第 1 の画素と同一の配列及び間隔で並べられた複数の第 2 の画素と、前記第 2 の光に含まれる二つの色の波長帯域の光のうちの一方の色の波長帯域の光を透過する第 1 のフィルタ、及び、前記二つの色の波長帯域の光のうちの他方の色の波長帯域を少なくとも含む複数の波長帯域の光を透過する第 2 のフィルタが前記第 2 の画素の配置にしたがって該第 2 の画素の受光面側に並べられてなる第 1 のカラーフィルタと、を有する第 2 の撮像素子と、

を備えたことを特徴とする医療用撮像装置。

【請求項 2】

前記第 1 及び第 2 のフィルタのうち少なくとも一方のフィルタは、赤外線波長帯域の光を透過する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の医療用撮像装置。

【請求項 3】

前記第 1 の撮像素子は、前記第 1 の光を透過する第 3 のフィルタが前記第 1 の画素の配置にしたがって該第 1 の画素の受光面側に並べられてなる第 2 のカラーフィルタをさらに有する

ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の医療用撮像装置。

【請求項 4】

前記分光手段は、入射した前記第 1 の光と前記第 2 の光のうち一方の光を一回のみ反射するとともに、他方の光を透過することによって分光する

ことを特徴とする請求項 1 ～ 3 のいずれか一つに記載の医療用撮像装置。

【請求項 5】

前記第 2 のフィルタは、少なくとも前記赤色、緑色及び青色の波長帯域の光を透過する白色フィルタである

ことを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか一つに記載の医療用撮像装置。

【請求項 6】

前記第 2 のフィルタは、透過する光の波長帯域が異なる複数の透過フィルタからなり、前記複数の透過フィルタは、少なくとも前記赤色、緑色及び青色の波長帯域の光を透過する白色フィルタを含む

ことを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか一つに記載の医療用撮像装置。

【請求項 7】

被写体を撮像して撮像信号を生成する撮像素子として、前記第 1 及び第 2 の撮像素子の二つのみ有することを特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれか一つに記載の医療用撮像装置。

【請求項 8】

請求項 1 ～ 7 のいずれか一つに記載の医療用撮像装置と、前記医療用撮像装置に電氣的に接続し、受信した前記撮像信号を処理して該撮像信号に応じた画像信号を生成する画像処理装置と、を備えたことを特徴とする医療用画像取得システム。

【請求項 9】

請求項 1 ～ 7 のいずれか一つに記載の医療用撮像装置を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、医療用撮像装置、医療用画像取得システム及び内視鏡装置に関する。

10

20

30

40

50

【背景技術】

【0002】

近年、白色による通常観察とは別に、特殊光による特殊光観察を行なう観察方法が考案されている。具体的に、特殊光観察として、NBI (Narrow Band Imaging) と呼ばれる技術、IRI (Infra-Red Imaging) と呼ばれる技術、AFI (Auto Fluorescence Imaging) と呼ばれる技術、PDD (Photodynamic Diagnosis) と呼ばれる技術、などが挙げられる。

NBIでは、波長415nm及び540nmを中心波長とする狭帯域の照明光を照射して、各波長の光のヘモグロビンに対する吸収の差を利用して粘膜表層とそれより深い層との血管の状態を観察する。ここで、415nmの光は粘膜表層のヘモグロビンに吸収され、540nmの光はそれよりやや深い層のヘモグロビンに吸収される。

IRIでは、血中内で波長805nm付近の近赤外光に吸収ピークを持つインドシアニンググリーン (ICG) という薬剤を造影剤として静脈注射し、中心波長805nm及び中心波長940nmの近赤外光を照射して、ICGの吸収による粘膜下層の血管部分の陰影を観察し、血管、リンパ管の走行状態を診断する。IRIでは、腫瘍の有無により、中心波長805nmの光の強度が変化する。

AFIでは、蛍光剤を被検体内に予め投与しておき、励起光を照射することによって、被検体から発せられる蛍光像を観察し、その蛍光像の有無や、形状を観察することにより腫瘍部分を診断する。正常な組織では粘膜表層において蛍光剤からの蛍光が発せられ、病変による粘膜表層において血管の集積や粘膜の肥厚が起こると蛍光体からの蛍光が著しく低下する。

PDDでは、アミノレブリン酸 (5-ALA) の溶解液を患者に服用させると体内の正常組織では、血液原料 (ヘム) に代謝されるが、癌細胞では、代謝されずに、その中間産物のPpIXという物質として蓄積され、このPpIXに青色光 (中心波長410nm) を照射すると赤色 (ピーク波長630nm) に蛍光発光するという性質を利用して、癌細胞と正常細胞を区別しやすい画像を得る。なお、正常細胞は、照射された青色光の光、例えば照射された青色光の裾野の460nmの光を受けて青色の光を発する。

【0003】

特殊光観察が行える内視鏡装置は、専用の内視鏡装置を用いるものや、特殊光用にもう一つの撮像素子を用いるものが知られている。しかしながら、専用の内視鏡装置の場合、通常観察と特殊光観察で内視鏡を術中に差し替える必要がある、という問題を持っている。これに対し、特殊光用の撮像素子を用いた内視鏡の場合、通常観察時には、特殊光用の撮像素子の画素情報は使用せず、またその逆も同様に、特殊光観察時には、通常光用の撮像素子の画素情報は使用せず、二つの撮像素子のうちの一方のみしか使用されず、構成として有効とはいえない。

【0004】

特殊光観察において、NBIでは、青色の波長帯域の光を受光する画素 (以下、B画素ともいう)、及び緑色の波長帯域の光を受光する画素 (以下、G画素ともいう) を使用して撮像する。通常のベイア配列の単板式の撮像素子を用いた場合、G画素が総画素数の1/2、B画素が1/4での撮像となり、通常光に対して解像度が劣化した画像になってしまう。

【0005】

また、IRIでは、通常のベイア配列の単板式の撮像素子では、赤色の波長帯域の光を受光する画素 (以下、R画素ともいう)、G画素及びB画素の赤外感度領域を使用して撮像を行う。この際、B画素は赤外線波長帯域の受光感度が低い領域があり、取得画像中の1/4は、この低感度撮像の情報で画像を生成しているので、感度の低下が発生する。

【0006】

また、AFIでは、500nm以下をカットするバリアフィルターを撮像光学系の光路中に設ける必要があり、通常観察と切り替えるために挿抜させなければならない。スペース上バリアフィルターの挿抜が難しい場合は、別に専用の光学系と撮像系を設けなければ

10

20

30

40

50

ならず、装置構成が大型化してしまうため、スペース成立のために画素数が少ない小型の撮像素子を採用せざるを得ないという問題がある。

【0007】

また、PDDでは、R画素及びB画素を使用して撮像するので、通常のベイヤ配列の単板式の撮像素子を用いる場合、総画素数の各 $1/4$ の画素数での撮像となるので、通常光に対して解像度が劣化した画像になってしまう。

【0008】

例えば、特許文献1には、単板式の撮像素子として、B画素と、白色の波長帯域の光を受光する画素（以下、W画素ともいう）、シアン色の波長帯域の光を受光する画素（以下、Cy画素ともいう）、又は、マゼンタ色の波長帯域の光を受光する画素（以下、Mg画素ともいう）を配置し、緑色の波長帯域を受光する画素の数が全画素の半数以上、かつ青色の波長帯域を受光する画素が緑色の波長帯域を受光する画素の半数以上である撮像素子が開示されている。

10

【0009】

これに対し、より精緻な観察画像を得るために、複数の撮像素子を用いて観察光を受光する撮像装置が知られている（例えば、特許文献2を参照）。特許文献2が開示する撮像装置では、緑色の波長帯域の光を反射し、赤色および青色の波長帯域の光を透過するダイクロイックミラーと、ダイクロイックミラーが反射した光を受光する撮像素子と、赤色の波長帯域の光を透過するフィルタ、及び青色の波長帯域の光を透過するフィルタとが並べられてなり、ダイクロイックミラーが透過した光のうち、フィルタを通過した光を受光する撮像素子とを用いて、各撮像素子が生成した電気信号をもとに画像を生成している。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

【特許文献1】特開2007-135951号公報

【特許文献2】特開2015-116328号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

しかしながら、特許文献1が開示する技術では、通常観察とNBIとにおいて高画質な画像を得ることができる一方、NBI以外の特殊光観察に対する考慮がなされていない。また、特許文献2が開示する技術では、特殊光観察についての考慮はなされておらず、上述した様々な特殊光観察に対応できるものにはなっていない。

30

【0012】

単板式や2板式の撮像素子に対し、3板式の撮像素子を備える撮像装置とする構成も考えられる。3板式の撮像素子では、R画素、G画素及びB画素の全色を色分解して、各色用の撮像素子で画像を得るため、色再現性が高いメリットを有しているが、3板式ゆえ、サイズや重量が大きくなるという問題がある。加えて、3つの撮像素子の光学的な相対位置を合致させる固定精度を得るために、精密で高度な調整技術や高価な調整装置が必要となり、製造の難易度が高く、品質確保が困難であったり、製造コストが高騰したりという問題点がある。

40

【0013】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、装置の大型化、重量化を抑制しつつ、通常観察及び複数の特殊光観察において高品位な観察画像を取得することができる医療用撮像装置、医療用画像取得システム及び内視鏡装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0014】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかる医療用撮像装置は、外部からの光を、赤色、緑色及び青色の波長帯域のうちのいずれか一つの色の波長帯域の第1の光と、該第1の光の波長帯域とは異なる二つの波長帯域の光を含む第2の光とに分光

50

する分光手段と、前記分光手段により分光された前記第 1 の光を受光して電気信号に変換する複数の第 1 の画素を有する第 1 の撮像素子と、前記第 1 の撮像素子における前記複数の第 1 の画素と同一の配列及び間隔で並べられた複数の第 2 の画素と、前記第 2 の光に含まれる二つの色の波長帯域の光のうちの一方の色の波長帯域の光を透過する第 1 のフィルタ、及び、前記二つの色の波長帯域の光のうちの他方の色の波長帯域を少なくとも含む複数の波長帯域の光を透過する第 2 のフィルタが前記第 2 の画素の配置にしたがって該第 2 の画素の受光面側に並べられてなる第 1 のカラーフィルタと、を有する第 2 の撮像素子と、を備えたことを特徴とする。

【0015】

また、本発明にかかる医療用撮像装置は、上記発明において、前記第 1 及び第 2 のフィルタのうち少なくとも一方のフィルタは、赤外線波長帯域の光を透過することを特徴とする。

10

【0016】

また、本発明にかかる医療用撮像装置は、上記発明において、前記第 1 の撮像素子は、前記第 1 の光を透過する第 3 のフィルタが前記第 1 の画素の配置にしたがって該第 1 の画素の受光面側に並べられてなる第 2 のカラーフィルタをさらに有することを特徴とする。

【0017】

また、本発明にかかる医療用撮像装置は、上記発明において、前記分光手段は、入射した前記第 1 の光と前記第 2 の光のうち一方の光を一回のみ反射するとともに、他方の光を透過することによって分光することを特徴とする。

20

【0018】

また、本発明にかかる医療用撮像装置は、上記発明において、前記第 2 のフィルタは、少なくとも前記赤色、緑色及び青色の波長帯域の光を透過する白色フィルタであることを特徴とする。

【0019】

また、本発明にかかる医療用撮像装置は、上記発明において、前記第 2 のフィルタは、透過する光の波長帯域が異なる複数の透過フィルタからなり、前記複数の透過フィルタは、少なくとも前記赤色、緑色及び青色の波長帯域の光を透過する白色フィルタを含むことを特徴とする。

【0020】

また、本発明にかかる医療用撮像装置は、上記発明において、被写体を撮像して撮像信号を生成する撮像素子として、前記第 1 及び第 2 の撮像素子の二つのみ有することを特徴とする。

30

【0021】

また、本発明にかかる医療用画像取得システムは、上記発明にかかる医療用撮像装置と、前記医療用撮像装置に電氣的に接続し、受信した前記撮像信号を処理して該撮像信号に応じた画像信号を生成する画像処理装置と、を備えたことを特徴とする。

【0022】

また、本発明にかかる内視鏡装置は、上記発明にかかる医療用撮像装置を備えたことを特徴とする。

40

【発明の効果】

【0023】

本発明によれば、装置の大型化、重量化を抑制しつつ、高品位な観察画像を取得することができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図 1】図 1 は、本発明の実施の形態 1 にかかる内視鏡装置の概略構成を示す図である。

【図 2】図 2 は、図 1 に示したカメラヘッド、制御装置及び光源装置の構成を示すブロック図である。

【図 3】図 3 は、本発明の実施の形態 1 にかかる撮像部の構成を説明する模式図である。

50

【図４】図４は、本発明の実施の形態１にかかる撮像部の撮像素子の画素の構成を示す模式図である。

【図５】図５は、本発明の実施の形態１にかかる撮像部のカラーフィルタの構成を説明する模式図である。

【図６】図６は、本発明の実施の形態１にかかる撮像部のカラーフィルタの構成を説明する模式図である。

【図７】図７は、本発明の実施の形態１にかかるカラーフィルタの各フィルタが透過する光の波長帯域を説明する図である。

【図８】図８は、本発明の実施の形態１の変形例１にかかる撮像素子の画素配列を説明する図である。

10

【図９】図９は、本発明の実施の形態１の変形例２にかかる撮像素子の画素配列を説明する図である。

【図１０】図１０は、本発明の実施の形態１の変形例２にかかるカラーフィルタのＣｙフィルタが透過する光の波長帯域を説明する図である。

【図１１】図１１は、本発明の実施の形態１の変形例３にかかる撮像素子の画素配列を説明する図である。

【図１２】図１２は、本発明の実施の形態１の変形例３にかかる撮像素子の画素配列を説明する図である。

【図１３】図１３は、本発明の実施の形態１の変形例５にかかる撮像素子の画素配列を説明する図である。

20

【図１４】図１４は、本発明の実施の形態１の変形例６にかかる撮像素子の画素配列を説明する図である。

【図１５】図１５は、本発明の実施の形態２にかかる内視鏡装置の概略構成を示す図である。

【図１６】図１６は、本発明の実施の形態２にかかる撮像部の構成を説明する模式図である。

【図１７】図１７は、本発明の実施の形態３にかかる医療用撮像装置を備えた医療用観察システムである手術用顕微鏡システムの全体構成を模式的に示す図である。

【発明を実施するための形態】

【００２５】

30

以下、本発明を実施するための形態（以下、「実施の形態」という）を説明する。実施の形態では、本発明にかかる医療用撮像装置を含む医療用画像取得システムの一例として、患者等の被検体内の画像を撮像して表示する医療用の内視鏡装置について説明する。また、この実施の形態により、この発明が限定されるものではない。さらに、図面の記載において、同一部分には同一の符号を付して説明する。

【００２６】

（実施の形態１）

図１は、本発明の実施の形態１にかかる内視鏡装置１の概略構成を示す図である。内視鏡装置１は、医療分野において用いられ、人等の観察対象物の内部（生体内）の被写体を観察する装置である。この内視鏡装置１は、図１に示すように、内視鏡２と、撮像装置３（医療用撮像装置）と、表示装置４と、制御装置５（画像処理装置）と、光源装置６とを備え、撮像装置３と制御装置５とで、医療用画像取得システムを構成している。なお、本実施の形態１では、内視鏡２及び撮像装置３とで、硬性鏡を用いた内視鏡装置を構成している。

40

【００２７】

光源装置６は、ライトガイド７の一端が内視鏡２に接続され、当該ライトガイド７の一端に生体内を照明するための白色の照明光を供給する。ライトガイド７は、一端が光源装置６に着脱自在に接続されるとともに、他端が内視鏡２に着脱自在に接続される。そして、ライトガイド７は、光源装置６から供給された光を一端から他端に伝達し、内視鏡２に供給する。

50

【 0 0 2 8 】

撮像装置 3 は、内視鏡 2 からの被写体像を撮像して撮像結果を出力する。この撮像装置 3 は、図 1 に示すように、信号伝送部である伝送ケーブル 8 と、カメラヘッド 9 とを備える。本実施の形態 1 では、伝送ケーブル 8 とカメラヘッド 9 とにより医療用撮像装置が構成される。

【 0 0 2 9 】

内視鏡 2 は、硬質で細長形状を有し、生体内に挿入される。この内視鏡 2 の内部には、1 または複数のレンズを用いて構成され、被写体像を集光する光学系が設けられている。内視鏡 2 は、ライトガイド 7 を介して供給された光を先端から出射し、生体内に照射する。そして、生体内に照射された光（被写体像）は、内視鏡 2 内の光学系（レンズユニット 9 1）により集光される。

10

【 0 0 3 0 】

カメラヘッド 9 は、内視鏡 2 の基端に着脱自在に接続される。そして、カメラヘッド 9 は、制御装置 5 による制御の下、内視鏡 2 にて集光された被写体像を撮像し、当該撮像による撮像信号を出力する。なお、カメラヘッド 9 の詳細な構成については、後述する。

【 0 0 3 1 】

伝送ケーブル 8 は、一端がコネクタを介して制御装置 5 に着脱自在に接続されるとともに、他端がコネクタを介してカメラヘッド 9 に着脱自在に接続される。具体的に、伝送ケーブル 8 は、最外層である外被の内側に複数の電気配線（図示略）が配設されたケーブルである。当該複数の電気配線は、カメラヘッド 9 から出力される撮像信号、制御装置 5 から出力される制御信号、同期信号、クロック、及び電力をカメラヘッド 9 にそれぞれ伝送するための電気配線である。

20

【 0 0 3 2 】

表示装置 4 は、制御装置 5 による制御のもと、制御装置 5 により生成された画像を表示する。表示装置 4 は、観察時の没入感を得やすくするために、表示部が 5.5 インチ以上を有するものが好ましいが、これに限らない。

【 0 0 3 3 】

制御装置 5 は、カメラヘッド 9 から伝送ケーブル 8 を経由して入力された撮像信号を処理し、表示装置 4 へ画像信号を出力するとともに、カメラヘッド 9 及び表示装置 4 の動作を統括的に制御する。なお、制御装置 5 の詳細な構成については、後述する。

30

【 0 0 3 4 】

次に、カメラヘッド 9、制御装置 5 及び光源装置 6 の構成について説明する。図 2 は、カメラヘッド 9、制御装置 5 及び光源装置 6 の構成を示すブロック図である。なお、図 2 では、カメラヘッド 9 及び伝送ケーブル 8 同士を着脱可能とするコネクタの図示を省略している。

【 0 0 3 5 】

以下、制御装置 5 の構成、光源装置 6 の構成、カメラヘッド 9 の構成の順に説明する。なお、以下では、制御装置 5 の構成として、本発明の要部を主に説明する。制御装置 5 は、図 2 に示すように、信号処理部 5 1 と、画像生成部 5 2 と、通信モジュール 5 3 と、入力部 5 4 と、モード設定部 5 5 と、制御部 5 6 と、メモリ 5 7 とを備える。なお、制御装置 5 には、制御装置 5、カメラヘッド 9 及び光源装置 6 を駆動するための電源電圧を生成し、制御装置 5 の各部にそれぞれ供給するとともに、伝送ケーブル 8 を介してカメラヘッド 9 に供給する電源部（図示略）などが設けられていてもよい。

40

【 0 0 3 6 】

信号処理部 5 1 は、カメラヘッド 9 が出力した撮像信号に対してノイズ除去や、必要に応じて A/D 変換等の信号処理を行うことによって、デジタル化された撮像信号（パルス信号）を画像生成部 5 2 に出力する。

【 0 0 3 7 】

また、信号処理部 5 1 は、撮像装置 3、制御装置 5 及び光源装置 6 の同期信号、及びクロックを生成する。撮像装置 3 への同期信号（例えば、カメラヘッド 9 の撮像タイミング

50

を指示する同期信号等)やクロック(例えばシリアル通信用のクロック)は、図示しないラインで撮像装置3に送られ、この同期信号やクロックを基に、撮像装置3は駆動する。

【0038】

画像生成部52は、信号処理部51から入力される撮像信号をもとに、表示装置4が表示する表示用の画像信号を生成する。画像生成部52は、撮像信号に対して、所定の信号処理を実行して被写体画像を含む表示用の画像信号を生成する。ここで、画像処理としては、補間処理や、色補正処理、色強調処理、及び輪郭強調処理等の各種画像処理等が挙げられる。画像生成部52は、生成した画像信号を表示装置4に出力する。

【0039】

通信モジュール53は、制御部56から送信された後述する制御信号を含む制御装置5からの信号を撮像装置3に出力する。また、撮像装置3からの信号を制御装置5に出力する。つまり通信モジュール53は、撮像装置3へ出力する制御装置5の各部からの信号を、例えばパラレルシリアル変換等によりまとめて出力し、また撮像装置3から入力される信号を、例えばシリアルパラレル変換等により振り分け、制御装置5の各部に出力する、中継デバイスである。

【0040】

入力部54は、キーボード、マウス、タッチパネル等のユーザインタフェースを用いて実現され、各種情報の入力を受け付ける。

【0041】

モード設定部55は、入力部54が受け付けた観察方法の設定情報に基づいて、観察モードの設定を行う。

【0042】

制御部56は、制御装置5、カメラヘッド9及び光源装置6を含む各構成部の駆動制御、及び各構成部に対する情報の入出力制御などを行う。制御部56は、メモリ57に記録されている通信情報データ(例えば、通信用フォーマット情報など)を参照して制御信号を生成し、該生成した制御信号を、通信モジュール53を介して撮像装置3へ送信する。また、制御部56は、伝送ケーブル8を介して、カメラヘッド9に対して制御信号を出力する。

【0043】

メモリ57は、フラッシュメモリやDRAM(Dynamic Random Access Memory)等の半導体メモリを用いて実現され、通信情報データ(例えば、通信用フォーマット情報など)が記録されている。なお、メモリ57は、制御部56が実行する各種プログラム等が記録されていてもよい。

【0044】

なお、信号処理部51が、入力されたフレームの撮像信号を基に、各フレームの所定のAF用評価値を出力するAF処理部、及び、AF処理部からの各フレームのAF用評価値から、最も合焦位置として適したフレームまたはフォーカスレンズ位置等を選択するようなAF演算処理を行うAF演算部を有していてもよい。

【0045】

なお、上述した信号処理部51、画像生成部52、通信モジュール53及び制御部56は、プログラムが記録された内部メモリ(図示略)を有するCPU(Central Processing Unit)等の汎用プロセッサやASIC(Application Specific Integrated Circuit)等の特定の機能を実行する各種演算回路等の専用プロセッサを用いて実現される。また、プログラマブル集積回路の一種であるFPGA(Field Programmable Gate Array: 図示略)を用いて構成するようにしてもよい。なおFPGAにより構成される場合は、コンフィグレーションデータを記憶するメモリを設け、メモリから読み出したコンフィグレーションデータにより、プログラマブル集積回路であるFPGAをコンフィグレーションしてもよい。

【0046】

次に、光源装置6の構成として、本発明の要部を主に説明する。光源装置6は、図2に

10

20

30

40

50

示すように、光源部 6 1 と、波長選択部 6 2 と、駆動部 6 3 と、光源制御部 6 4 とを備える。

【0047】

光源部 6 1 は、光源制御部 6 4 の制御のもと、赤色、緑色および青色の波長帯域の光を含む白色光を出射する。光源部 6 1 が発生した白色光は、波長選択部 6 2 を介してライトガイド 7 に入射される。光源部 6 1 は、LED や、キセノンランプ、レーザーなどの白色光を発する光源を用いて実現される。

【0048】

波長選択部 6 2 は、光源部 6 1 が出射した白色光のうち、モード設定部 5 5 により設定された観察モードに応じた波長帯域を選択して、選択した波長帯域の光をライトガイド 7 に入射させる。波長選択部 6 2 は、例えば、光源部 6 1 が出射する白色光の光路上に配置可能な複数のフィルタが設けられた回転フィルタを用いて実現され、光源制御部 6 4 の制御のもと、回転フィルタを回転させることで光路上に配置するフィルタを切り替えることによってライトガイドに入射させる光の波長帯域を変更可能である。

10

【0049】

駆動部 6 3 は、モータ等を用いて構成され、例えば、波長選択部 6 2 の回転フィルタを回転駆動する。

【0050】

光源制御部 6 4 は、光源部 6 1 を制御して白色光の出射をオンオフするとともに、駆動部 6 3 を制御して回転フィルタのいずれかのフィルタが光源部 6 1 の光路に配置するように回転させることによって、光源装置 6 により出射される照明光の種類（波長帯域）を制御する。

20

【0051】

表 1 に、各観察方法に応じた照明光の波長帯域を示す。具体的に、通常観察では、400 nm ~ 700 nm の波長帯域 W b の光が出射される。NBI では、415 nm を中心波長とする波長帯域 B n (390 nm ~ 445 nm)、及び 540 nm を中心波長とする波長帯域 G n (530 nm ~ 550 nm) の狭帯域光が出射される。IRI では、805 nm を中心波長とする波長帯域 I R - 1 (790 nm ~ 820 nm)、及び 940 nm を中心波長とする波長帯域 I R - 2 (905 nm ~ 970 nm) の近赤外光を出射する。AFI では、390 nm ~ 470 nm の波長帯域 B a、及び 540 nm ~ 560 nm の波長帯域 G a - 1 の光が出射される。PDD では、波長 410 nm を中心波長とし、この中心波長前後を含む波長帯域 B p の狭帯域光が出射される。また、通常観察では、光源装置 6 またはカメラヘッド 9 に赤外光をカットするフィルタが配置される。NBI、AFI 及び PDD では、赤外光をカットしてもよいし、赤外光もライトガイド 7 に入射するようにしてもよい。IRI では、赤外光をカットせずに、ライトガイド 7 に入射させる。

30

【表 1】

(表1)

観察方法	照明光		IRカット 要否	面順次/ 同時	受光する光	
	帯域名	波長(nm)			帯域名	波長(nm)
通常	Wb	400～700	要	いずれも可	Wb	400～700
NBI	Bn	415(390～445)	-	いずれも可	Bn	415(390～445)
	Gn	540(530～550)			Gn	540(530～550)
IRI	IR-1	805(790～820)	否	面順次	IR-1	805(790～820)
	IR-2	940(905～970)			IR-2	940(905～970)
AFI	Ga-1	540～560	-	面順次	Ga-1	540～560
	Ba	390～470			Ga-2	500～630
PDD	Bp	410前後	-	いずれも可	Bp-1	460～
					Rp	630前後

10

20

【0052】

表1に示すように、通常観察、NBI及びPDDは、照明光の受光方式が面順次であってもよいし、同時式であってもよい。また、IRIとAFIは、照明光の受光方式が面順次式となる。ここで、同時式とは、画像を構成する複数の色の光を同時に受光する方式である。一方、面順次式とは、画像を構成する複数の色の光を別々に受光する方式である。以下、本実施の形態では、カメラヘッド9が、通常観察、NBI及びPDDでは同時式で受光し、IRIとAFIでは面順次式で受光するものとして説明する。

【0053】

また、表1に示すように、通常観察において、内視鏡2は、波長帯域Wbの光を受光する。NBIにおいて、内視鏡2は、波長帯域Bn及び波長帯域Gnの狭帯域光を受光する。IRIにおいて、内視鏡2は、波長帯域IR-1及び波長帯域IR-2の近赤外光を受光する。AFIでは、被写体で反射した540nm～560nmの波長帯域Ga-1の光と、被写体から反射された光や、被写体が励起されることにより発せられた自家蛍光を含む500nm～630nmの波長帯域Ga-2の光とを受光する。PDDにおいて、内視鏡2は、波長帯域Bpの光によって励起された組織が発する蛍光であって、正常な組織の場合は460nm以上の波長帯域Bp-1の光を受光し、癌細胞の場合は630nm前後の波長帯域Rpの光を受光する。なお、AFIでは、内視鏡2は、励起光として用いられる390nm～470nmの波長帯域Baの光も受光するが、画像生成には用いないため受光する光として扱っていない。

30

【0054】

なお、光源装置6は、波長選択部62の回転フィルタにより出射する光の波長帯域を変更するもののほか、回転フィルタを設けずに、光源部61が、各観察方法に応じた波長帯域の光を出射する複数の光源を有するものであってもよい。複数の光源は、例えば、各々出射する光の波長帯域が異なる複数のLEDを用いて実現される。

40

【0055】

次に、カメラヘッド9の構成として、本発明の要部を主に説明する。カメラヘッド9は、図2に示すように、レンズユニット91と、撮像部92と、駆動部93と、通信モジュール94と、カメラヘッド制御部95とを備える。

【0056】

レンズユニット91は、1または複数のレンズを用いて構成され、内視鏡2にて集光さ

50

れた被写体像を、撮像部 9 2 を構成する撮像素子の撮像面に結像する。当該 1 または複数のレンズは、光軸に沿って移動可能に構成されている。そして、レンズユニット 9 1 には、当該 1 または複数のレンズを移動させて、画角を変化させる光学ズーム機構（図示略）や焦点を変化させるフォーカス機構が設けられている。なお、レンズユニット 9 1 は、光学ズーム機構及びフォーカス機構のほか、絞り機構や、光軸上に挿脱自在な光学フィルタ（例えば赤外光をカットするフィルタ）が設けられていてもよい。

【0057】

撮像部 9 2 は、カメラヘッド制御部 9 5 による制御の下、被写体を撮像する。この撮像部 9 2 は、レンズユニット 9 1 が結像した被写体像を受光して電気信号に変換する C C D（Charge Coupled Device）または C M O S（Complementary Metal Oxide Semiconductor）等の二つの撮像素子と、観察光を分光して、分光した光を二つの撮像素子にそれぞれ入射させるプリズムと、を用いて構成されている。C C D の場合は、例えば、当該撮像素子からの電気信号（アナログ信号）に対して信号処理（A / D 変換等）を行って撮像信号を出力する信号処理部（図示略）がセンサチップなどに実装される。C M O S の場合は、例えば、光から電気信号に変換された電気信号（アナログ信号）に対して信号処理（A / D 変換等）を行って撮像信号を出力する信号処理部が撮像素子に含まれる。撮像部 9 2 の構成については、後述する。

【0058】

図 3 は、撮像部 9 2 の構成を説明する模式図である。撮像部 9 2 は、図 3 に示すように、第 1 撮像素子 9 2 1 と、第 2 撮像素子 9 2 2 と、プリズム 9 2 3 と、を有する。撮像部 9 2 では、外部からの観察光が、レンズユニット 9 1 を介してプリズム 9 2 3 に入射し、プリズム 9 2 3 によって分光された光が、第 1 撮像素子 9 2 1 及び第 2 撮像素子 9 2 2 に入射する。

【0059】

図 4 は、撮像素子の画素の構成を示す模式図である。以下、第 1 撮像素子 9 2 1 の画素構成について、図 4 を用いて説明するが、第 2 撮像素子 9 2 2 についても同様であり、第 2 撮像素子 9 2 2 の画素配列は、第 1 撮像素子 9 2 1 の画素配列と同一の配列及び間隔である。第 1 撮像素子 9 2 1 は、レンズユニット 9 1 及びプリズム 9 2 3 からの光を受光する複数の画素が、二次元的に正方配列（マトリックス状に配列）されている。そして、第 1 撮像素子 9 2 1 は、それぞれの画素が受光した光に対して光電変換を行うことにより電気信号（画像信号等とも呼ばれる）を生成する。この電気信号には、各画素の画素値（輝度値）や画素の位置情報などが含まれる。図 4 では、 x 行 y 列目に配置されている画素を画素 P_{xy} と記している（ x, y は自然数）。

【0060】

第 1 撮像素子 9 2 1 及び第 2 撮像素子 9 2 2 は、各画素が光を受光する受光面が、レンズユニット 9 1 の焦点面に対して共役な位置に配置されるとともに、観察光の光軸に対して、第 1 撮像素子 9 2 1 の画素 P_{xy} の位置と、第 2 撮像素子 9 2 2 の画素 P_{xy} の位置とが、行方向及び列方向で一致している。例えば、第 1 撮像素子 9 2 1 と、第 2 撮像素子 9 2 2 とを観察光の光軸を揃えて重ねた際に、第 1 撮像素子 9 2 1 の画素 P_{11} の位置と、第 2 撮像素子 9 2 2 の画素 P_{11} の位置とが重なる。第 1 撮像素子 9 2 1 及び第 2 撮像素子 9 2 2 は、図示しない固定部材によって、観察光の光軸方向、ヨー方向、ロール方向、ピッチ方向、及び光軸に垂直な平面において直交する二つの軸方向（水平方向及び垂直方向）が調整された状態で固定されている。

【0061】

また、第 1 撮像素子 9 2 1 及び第 2 撮像素子 9 2 2 は、受光面に設けられた第 1 カラーフィルタ 9 2 1 a 及び第 2 カラーフィルタ 9 2 2 a をそれぞれ有している。第 1 カラーフィルタ 9 2 1 a 及び第 2 カラーフィルタ 9 2 2 a は、各々が個別に設定される波長帯域の光を透過する複数のフィルタを有する。第 1 カラーフィルタ 9 2 1 a 及び第 2 カラーフィルタ 9 2 2 a は、第 1 撮像素子 9 2 1 及び第 2 撮像素子 9 2 2 の各々の受光面に貼り合わせるように設けてもよく、第 1 撮像素子 9 2 1 及び第 2 撮像素子 9 2 2 の各々に一体的に設

けてもよい。また、第1カラーフィルタ921a及び第2カラーフィルタ922aは、複数のフィルタを一体的に設けてもよく、個々のフィルタを各々の受光面に設けても良い。

【0062】

第1カラーフィルタ921a及び第2カラーフィルタ922aは、所定の波長帯域の光を透過するフィルタを画素 P_{xy} の配置に応じてマトリックス状に並べて配置したものである。換言すれば、各画素の受光面には、所定の波長帯域の光を透過する一つのフィルタが配置される。このため、フィルタが設けられた画素 P_{xy} は、該フィルタが透過する波長帯域の光を受光する。例えば、青色の波長帯域の光を透過するフィルタが設けられた画素 P_{xy} は、青色の波長帯域の光を受光する。以下、青色の波長帯域の光を受光する画素 P_{xy} をB画素ということもある。同様に、緑色の波長帯域の光を受光する画素をG画素、赤色の波長帯域の光を受光する画素をR画素ということもある。ここで、青色、緑色及び赤色の波長帯域は、例えば、青色の波長帯域が380nm～500nm、緑色の波長帯域が480nm～600nm、赤色の波長帯域が580nm～650nmである。

【0063】

図5は、本発明の実施の形態1にかかる撮像部の第1カラーフィルタの構成を説明する模式図であって、第1撮像素子921に設けられた第1カラーフィルタ921aの構成の一例を示す模式図である。第1カラーフィルタ921aは、青色の波長帯域の光を透過するBフィルタを画素 P_{xy} の配置にしたがってマトリックス状に並べてなる。このため、第1撮像素子921では、各画素 P_{xy} が、第1カラーフィルタ921aを通過した青色の波長帯域の光を受光する。

【0064】

図6は、本発明の実施の形態1にかかる撮像部の第2カラーフィルタの構成を説明する模式図であって、第2撮像素子922に設けられた第2カラーフィルタ922aの構成の一例を示す模式図である。第2カラーフィルタ922aは、緑色の波長帯域の光を透過するGフィルタと、白色の波長帯域の光を透過するWフィルタとを画素 P_{xy} の配置にしたがってマトリックス状に並べてなる。第2カラーフィルタ922aにおいて、Gフィルタは行方向及び列方向において1画素おきに配置されており、Wフィルタは、Gフィルタが配置されていない位置に配置されている。このため、第2撮像素子922では、各画素 P_{xy} が、第2カラーフィルタ922aを通過した緑色の波長帯域の光、または緑色および赤色の波長帯域の光を受光する。

【0065】

図7は、本発明の実施の形態1にかかるカラーフィルタの各フィルタが透過する光の波長帯域を説明する図である。なお、図7には、Gフィルタ、Bフィルタ及びWフィルタに加え、他の原色フィルタとして、赤色の波長帯域の光を透過するRフィルタの透過曲線も図示している。図7では、Rフィルタを透過する光の透過曲線を曲線 L_R で示し、Gフィルタを透過する光の透過曲線を曲線 L_G で示し、Bフィルタを透過する光の透過曲線を曲線 L_B で示し、Wフィルタを透過する光の透過曲線を曲線 L_W で示している。図7に示すように、本実施の形態1にかかる各フィルタは、近赤外の波長帯域にも感度を有している。具体的に、Wフィルタは、少なくとも400nm～1000nmに感度を有している。Rフィルタは、およそ580nm～1000nmに感度を有している。Gフィルタは、およそ、480nm～600nm、及び680nm～1000nmに感度を有している。Bフィルタは、およそ、380nm～500nm、及び800nm～1000nmに感度を有している。

【0066】

プリズム923は、三角柱状をなす二つのプリズムを貼り合せてなる立方体状をなし、貼り合せ面の間には、薄膜のダイクロイック膜923aが設けられている。ダイクロイック膜923aは、青色の波長帯域（例えば、380nm～480nm）の光を反射するとともに、赤色及び緑色の波長帯域（例えば、480nm～650nm）、および近赤外線の波長帯域を含む第2の光を透過する。このため、プリズム923に入射した観察光 F_1 は、青色の波長帯域を含む第1の光 F_2 と、赤色及び緑色の波長帯域、および近赤外線の

10

20

30

40

50

波長帯域を含む第2の光 F_3 とに分光され、分光された各々の光(第1の光 F_2 及び第2の光 F_3)が、プリズム923の異なる外表面(平面)から外部に出射される(図3参照)。プリズム923は、一回反射、及び透過によって観察光 F_1 を第1の光 F_2 と第2の光 F_3 とに分光する。本実施の形態1では、青色の波長帯域を含む第1の光 F_2 が第1撮像素子921(第1カラーフィルタ921a)に入射し、赤色及び緑色の波長帯域を含む第2の光 F_3 が第2撮像素子922(第2カラーフィルタ922a)に入射する。なお、プリズム923は、入射した光を分光し、該分光した光を出射できるものであれば、立方体状のほか、長方体状や、多角形状をなすものであってもよい。

【0067】

ここで、第1撮像素子921及び第2撮像素子922が、各観察方式によって取得する光の波長帯域を表2に示す。具体的に、表2に示すように、通常観察では、第1撮像素子921は、B画素において青色の波長帯域Bbの光を受光する。また、第2撮像素子922は、G画素において緑色の波長帯域Gbの光を受光するとともに、W画素において緑色の波長帯域Gb及び赤色の波長帯域Rbの光を受光する。

【表2】

(表2)

観察方法	帯域				
	画素	第1撮像素子	画素	第2撮像素子	
通常	B	Bb	G	Gb	
			W	Gb	Rb
NBI	B	Bn	G	Gn	
			W	Gn	
IRI	B	-	G	(IR-1)	IR-2
			W	IR-1	IR-2
AFI	B	-	G	Ga-1	(Ga-2)
			W	Ga-1	Ga-2
PDD	B	Bp	G	-	
			W	Rp	

【0068】

NBIでは、第1撮像素子921は、B画素において波長帯域Bnの光を受光する。また、第2撮像素子922は、G画素及びW画素において波長帯域Gnの光を受光する。

【0069】

IRIでは、第1撮像素子921は、光を受光しない。また、第2撮像素子922は、G画素において波長帯域IR-2の光を受光するとともに、W画素において波長帯域IR-1及び波長帯域IR-2の光を受光する。なお、G画素は、感度は小さいが、波長帯域IR-1の光も受光する。G画素及びW画素は、面順次式の照明によって波長帯域IR-1の光と波長帯域IR-2の光とを別々に受光する。

【0070】

AFIでは、第1撮像素子921は、B画素が、波長帯域Baの光を受光するが、画像生成には用いないため、信号を取得しないものとする。また、第2撮像素子922は、G画素において波長帯域Ga-1の光を受光するとともに、W画素において波長帯域Ga-1及び波長帯域Ga-2の光を受光する。なお、G画素は、感度は小さいが、波長帯域Ga-2の光も受光する。G画素及びW画素は、面順次式の照明によって波長帯域Ga-1

の光と波長帯域 G a - 2 の光とを別々に受光する。この際、ダイクロイック膜 9 2 3 a は、第 2 撮像素子 9 2 2 に励起光である波長帯域 B a の光が入射しないようにするためのバリアフィルターとして機能する。

【 0 0 7 1 】

P D D では、第 1 撮像素子 9 2 1 は、B 画素において波長帯域 B p の光を受光する。また、第 2 撮像素子 9 2 2 は、G 画素においては光を受光せず、W 画素において波長帯域 R p の光を受光する。

【 0 0 7 2 】

駆動部 9 3 は、カメラヘッド制御部 9 5 による制御の下、光学ズーム機構やフォーカス機構を動作させ、レンズユニット 9 1 の画角や焦点位置を変化させるドライバを有する。

【 0 0 7 3 】

通信モジュール 9 4 は、制御装置 5 から送信された信号をカメラヘッド制御部 9 5 等のカメラヘッド 9 内の各部に出力する。また、通信モジュール 9 4 は、カメラヘッド 9 の現在の状態に関する情報などを予め決められた伝送方式に応じた信号形式に変換し、伝送ケーブル 8 を介して当該変換した信号を制御装置 5 に出力する。つまり通信モジュール 9 4 は、制御装置 5 や伝送ケーブル 8 から入力される信号を、例えばシリアルパラレル変換等により振り分け、カメラヘッド 9 の各部に出力し、また制御装置 5 や伝送ケーブル 8 へ出力するカメラヘッド 9 の各部からの信号を、例えばパラレルシリアル変換等によりまとめて出力する、中継デバイスである。

【 0 0 7 4 】

カメラヘッド制御部 9 5 は、伝送ケーブル 8 を介して入力した駆動信号や、カメラヘッド 9 の外面に露出して設けられたスイッチ等の操作部へのユーザ操作により操作部から出力される指示信号等に応じて、カメラヘッド 9 全体の動作を制御する。また、カメラヘッド制御部 9 5 は、伝送ケーブル 8 を介して、カメラヘッド 9 の現在の状態に関する情報を制御装置 5 に出力する。

【 0 0 7 5 】

なお、上述した駆動部 9 3、通信モジュール 9 4 及びカメラヘッド制御部 9 5 は、プログラムが記録された内部メモリ（図示略）を有する C P U（Central Processing Unit）等の汎用プロセッサや A S I C（Application Specific Integrated Circuit）等の特定の機能を実行する各種演算回路等の専用プロセッサを用いて実現される。また、プログラマブル集積回路の一種である F P G A を用いて構成するようにしてもよい。なお、F P G A により構成される場合は、コンフィグレーションデータを記憶するメモリを設け、メモリから読み出したコンフィグレーションデータにより、プログラマブル集積回路である F P G A をコンフィグレーションしてもよい。

【 0 0 7 6 】

なお、カメラヘッド 9 や伝送ケーブル 8 に、通信モジュール 9 4 や撮像部 9 2 により生成された撮像信号に対して信号処理を施す信号処理部を構成するようにしてもよい。また、カメラヘッド 9 内部に設けられた発振器（図示略）で生成された基準クロックに基づいて、撮像部 9 2 を駆動するための撮像用クロック、及び駆動部 9 3 を駆動するための駆動用クロックを生成し、撮像部 9 2 及び駆動部 9 3 にそれぞれ出力するようにしてもよいし、伝送ケーブル 8 を介して制御装置 5 から入力した同期信号に基づいて、撮像部 9 2、駆動部 9 3、及びカメラヘッド制御部 9 5 における各種処理のタイミング信号を生成し、撮像部 9 2、駆動部 9 3、及びカメラヘッド制御部 9 5 にそれぞれ出力するようにしてもよい。また、カメラヘッド制御部 9 5 をカメラヘッド 9 ではなく伝送ケーブル 8 や制御装置 5 に設けてもよい。

【 0 0 7 7 】

続いて、制御装置 5 の信号処理部 5 1 及び画像生成部 5 2 が行う信号処理について説明する。信号処理部 5 1 は、各観察方法に対応する光に応じて生成された撮像信号に対してノイズ除去や、必要に応じて A / D 変換等の信号処理を行うことによって、デジタル化された撮像信号（パルス信号）を画像生成部 5 2 に出力する。

10

20

30

40

50

50

50

50

50

【0083】

上述したように、第1撮像素子921及び第2撮像素子922に第1カラーフィルタ921a及び第2カラーフィルタ922aを設けて、各画素 P_{xy} がフィルタに応じた波長帯域の光を受光することによって、通常観察及び複数の特殊光観察のいずれの観察方法であっても、撮像素子の切り替えや、カメラヘッドの交換を行わなくてもそれぞれの観察方法に対応する画像を取得することが可能である。

【0084】

上述した実施の形態1によれば、プリズム923が、外部から入射した光に対し、青色成分の波長帯域で選択的に分光し、該分光した光を第1撮像素子921及び第2撮像素子922の2つの撮像素子のみにそれぞれ入射させるとともに、第1撮像素子921に設けられる第1カラーフィルタ921aが、青色の波長帯域の光を透過するBフィルタからなり、第2撮像素子922に設けられる第2カラーフィルタ922aが、緑色の波長帯域の光を透過するGフィルタと、白色の波長帯域の光を透過するWフィルタとからなり、Bフィルタ、Gフィルタ及びWフィルタが赤外線波長帯域の光を透過するようにしたので、通常観察及び複数の特殊光観察において高品位な観察画像をそれぞれ取得することができる。

10

【0085】

また、上述した実施の形態1によれば、二つの撮像素子（第1撮像素子921及び第2撮像素子922）によって、通常観察及び複数の特殊光観察による画像を生成するようにしたので、単板の撮像素子を用いて取得する画像と比して高画質な画像を取得することができる。また、三板の撮像素子を用いる場合と比して、小型化及び軽量化をはかることができる。

20

【0086】

また、上述した実施の形態1によれば、プリズム923による一回反射、及び透過によって分光するようにしたので、複数回折り返して分光した光を外部に出射するプリズムと比して構成を簡易なものとして小型化することができ、その結果、装置全体を小型化、軽量化することができる。また、観察光がプリズムに入射されてから出射されるまでの間の、観察光の反射や透過の回数を最小限の1回にすることで、第1撮像素子921及び第2撮像素子922までの光路における観察光の減衰を抑制し、撮像感度を向上することができる。

30

【0087】

なお、上述した実施の形態1では、第1撮像素子921のカラーフィルタがBフィルタからなり、第2撮像素子922のカラーフィルタがGフィルタ及びWフィルタからなるものとして説明したが、例えば、プリズム923が反射及び透過する光の波長帯域を、上述した波長帯域とは逆にし、第1撮像素子921のカラーフィルタがGフィルタ及びWフィルタからなり、第2撮像素子922のカラーフィルタがBフィルタからなるものとしてもよい。

【0088】

また、上述した実施の形態1では、第1撮像素子921が、Bフィルタからなる第1カラーフィルタ921aを介して受光するものとして説明したが、本実施の形態1のように、単色の波長帯域の光を受光する場合は、第1カラーフィルタ921aを設けずにプリズム923からの光を第1撮像素子921が直接受光するものであってもよい。

40

【0089】

また、上述した実施の形態1では、プリズム932が、三角柱状をなす二つのプリズムを貼り合せてなる立方体状をなし、貼り合せ面の間には、薄膜のダイクロイック膜923aが設けられているものとして説明したが、このプリズム923に代えて、ダイクロイック膜が設けられた板状の薄膜ミラーを用いるものであってもよい。

【0090】

続いて、本発明の実施の形態1の変形例について説明する。上述した実施の形態1では、第1撮像素子921に設けられる第1カラーフィルタ921aが、青色の波長帯域の光

50

を透過するＢフィルタからなり、第２撮像素子９２２に設けられる第２カラーフィルタ９２２ａが、緑色の波長帯域の光を透過するＧフィルタと、白色の波長帯域の光を透過するＷフィルタとからなるものとして説明したが、これに限らない。２つの撮像素子に配設されるフィルタの組み合わせは、通常観察及び複数の特殊光観察において画像を取得することができるものであれば、任意に設定可能である。

【００９１】

（実施の形態１の変形例１）

図８は、本発明の実施の形態１の変形例１にかかる撮像素子の画素配列を説明する図であって、第２カラーフィルタのフィルタ配列を示す図である。本変形例１にかかる内視鏡装置は、上述した内視鏡装置１の構成に対し、第２カラーフィルタ９２２ａに代えて第２カラーフィルタ９２２ｂを備える。具体的に、第２カラーフィルタ９２２ｂは、第２カラーフィルタ９２２ａのＧフィルタに代えてＲフィルタを有する。

10

【００９２】

ここで、本変形例１にかかる第１撮像素子９２１及び第２撮像素子９２２が、各観察方式によって取得する光の波長帯域を表３に示す。具体的に、表３に示すように、通常観察では、第１撮像素子９２１は、Ｂ画素において青色の波長帯域Ｂｂの光を受光する。また、第２撮像素子９２２は、Ｒ画素において赤色の波長帯域Ｒｂの光を受光するとともに、Ｗ画素において緑色の波長帯域Ｇｂ及び赤色の波長帯域Ｒｂの光を受光する。

【表３】

（表３）

20

観察方法	帯域			
	画素	第１撮像素子	画素	第２撮像素子
通常	Ｂ	Ｂｂ	Ｒ	Ｒｂ
			Ｗ	Ｇｂ Ｒｂ
ＮＢＩ	Ｂ	Ｂｎ	Ｒ	－
			Ｗ	Ｇｎ
ＩＲＩ	Ｂ	－	Ｒ	（ＩＲ－１） ＩＲ－２
			Ｗ	ＩＲ－１ ＩＲ－２
ＡＦＩ	Ｂ	－	Ｒ	－
			Ｗ	Ｇａ－１ Ｇａ－２
ＰＤＤ	Ｂ	Ｂｐ	Ｒ	Ｒｐ
			Ｗ	Ｒｐ

30

【００９３】

40

ＮＢＩでは、第１撮像素子９２１は、Ｂ画素において波長帯域Ｂｎの光を受光する。また、第２撮像素子９２２は、Ｗ画素において波長帯域Ｇｎの光を受光する。

【００９４】

ＩＲＩでは、第１撮像素子９２１は、光を受光しない。また、第２撮像素子９２２は、Ｒ画素において波長帯域ＩＲ－２の光を受光するとともに、Ｗ画素において波長帯域ＩＲ－１及び波長帯域ＩＲ－２の光を受光する。なお、Ｒ画素は、感度は小さいが、波長帯域ＩＲ－１の光も受光する。

【００９５】

ＡＦＩでは、第１撮像素子９２１は、Ｂ画素が、波長帯域Ｂａの光を受光するが、画像生成には用いないため、信号を取得しないものとする。また、第２撮像素子９２２は、面

50

順次式の照明によりW画素において波長帯域G a - 1及び波長帯域G a - 2の光を別々に受光する。

【0096】

PDDでは、第1撮像素子921は、B画素において波長帯域B pの光を受光する。また、第2撮像素子922は、R画素及びW画素において波長帯域R pの光を受光する。

【0097】

本変形例1において、画像生成部52は、上述した実施の形態1と同様にして、補間処理を行ってRGBの各色成分の色信号を生成し、表示装置4が表示する表示用の画像信号を生成する。具体的に、画像処理部52は、例えば通常観察において第2撮像素子922からR画素が取得した赤色成分の電気信号、及びW画素が取得した緑色成分と赤色成分とが混在した電気信号を取得すると、W画素の周囲に位置するR画素の信号値 S_R から、このW画素における赤色成分の信号値(信号値 S_R')を補間し、W画素の信号値 S_{GR} と補間した信号値 S_R' との差分($S_{GR} - S_R'$)を算出することによってW画素における緑色成分の信号値 S_G を取得する。その後、画像生成部52は、取得したW画素位置における緑色成分の信号値 S_G から、R画素位置における緑色成分の信号値 S_G' を取得する。画像生成部52は、上述したように、R画素の周囲のW画素の信号値 S_G からこのR画素の位置の緑色成分の信号値 S_G' を取得する。

10

【0098】

画像生成部52は、実施の形態1と同じように信号処理を行うことによって、IRIでは、波長帯域IR - 1の色信号、波長帯域IR - 2の色信号を生成する。また、画像生成部52は、AFIでは、W画素が生成した波長帯域G a - 1, G a - 2の電気信号をもとに、R画素における各波長帯域の信号値を補間して、波長帯域G a - 1, G a - 2の色信号をそれぞれ生成する。

20

【0099】

また、画像生成部52は、NBIでは、第1撮像素子921が波長帯域B nの光のみを受光するため、取得した電気信号をもとに波長帯域B nの色信号を生成し、第2撮像素子922のW画素が波長帯域G nの光のみを受光するため、R画素における波長帯域G nの信号値を補間することで波長帯域G nの色信号を生成する。また、画像生成部52は、PDDでは、R画素およびW画素が波長帯域R pの光をそれぞれ受光するため、第2撮像素子922が取得した電気信号をもとに、波長帯域R pの色信号を生成する。

30

【0100】

本変形例1によれば、赤色成分を多く取得可能な構成であるため、PDDにおいて、上述した実施の形態1よりも高画質な画像を得ることができる。

【0101】

(実施の形態1の変形例2)

図9は、本発明の実施の形態1の変形例2にかかる撮像素子の画素配列を説明する図であって、第2カラーフィルタのフィルタ配列を示す図である。本変形例2にかかる内視鏡装置は、上述した内視鏡装置1の構成に対し、第2カラーフィルタ922aに代えて第2カラーフィルタ922cを備える。具体的に、第2カラーフィルタ922cは、第2カラーフィルタ922aのGフィルタに代えて、緑色及び青色の波長帯域の光(シアン色の光)を透過するCyフィルタを有する。

40

【0102】

図10は、本発明の実施の形態1の変形例2にかかるカラーフィルタのCyフィルタが透過する光の波長帯域を説明する図である。なお、図10には、説明のため、Cyフィルタ、Gフィルタ及びWフィルタと、赤色及び緑色の波長帯域の光(黄色の光)を透過するYeフィルタ、及び赤色及び青色の波長帯域の光(マゼンタ色の光)を透過するMgフィルタとの透過曲線も図示している。図10では、Cyフィルタを透過する光の透過曲線を曲線 L_{Cy} で示し、Yeフィルタを透過する光の透過曲線を曲線 L_{Ye} で示し、Mgフィルタを透過する光の透過曲線を曲線 L_{Mg} で示している。図10に示すように、本変形例2にかかる各フィルタは、近赤外の波長帯域にも感度を有している。

50

【 0 1 0 3 】

ここで、本変形例 2 にかかる第 1 撮像素子 9 2 1 及び第 2 撮像素子 9 2 2 が、各観察方式によって取得する光の波長帯域を表 4 に示す。具体的に、表 4 に示すように、通常観察では、第 1 撮像素子 9 2 1 は、B 画素において青色の波長帯域 B b の光を受光する。また、第 2 撮像素子 9 2 2 は、C y 画素において緑色の波長帯域 G b の光を受光するとともに、W 画素において緑色の波長帯域 G b 及び赤色の波長帯域 R b の光を受光する。

【表 4】

(表4)

観察方法	帯域			
	画素	第1撮像素子	画素	第2撮像素子
通常	B	Bb	Cy	Gb
			W	Gb Rb
NBI	B	Bn	Cy	Gn
			W	Gn
IRI	B	—	Cy	(IR-1) IR-2
			W	IR-1 IR-2
AFI	B	—	Cy	Ga-1 (Ga-2)
			W	Ga-1 Ga-2
PDD	B	Bp	Cy	—
			W	Rp

10

20

【 0 1 0 4 】

N B I では、第 1 撮像素子 9 2 1 は、B 画素において波長帯域 B n の光を受光する。また、第 2 撮像素子 9 2 2 は、C y 画素及び W 画素において波長帯域 G n の光を受光する。

30

【 0 1 0 5 】

I R I では、第 1 撮像素子 9 2 1 は、光を受光しない。また、第 2 撮像素子 9 2 2 は、C y 画素において波長帯域 I R - 2 の光を受光するとともに、W 画素において波長帯域 I R - 1 及び波長帯域 I R - 2 の光を受光する。なお、C y 画素は、感度は小さいが、波長帯域 I R - 1 の光も受光する。

【 0 1 0 6 】

A F I では、第 1 撮像素子 9 2 1 は、B 画素が、波長帯域 B a の光を受光するが、画像生成には用いないため、信号を取得しないものとする。また、第 2 撮像素子 9 2 2 は、C y 画素において波長帯域 G a - 1 の光を受光するとともに、W 画素において波長帯域 G a - 1 及び波長帯域 G a - 2 の光を受光する。なお、C y 画素は、感度は小さいが、波長帯域 G a - 2 の光も受光する。

40

【 0 1 0 7 】

P D D では、第 1 撮像素子 9 2 1 は、B 画素において波長帯域 B p の光を受光する。また、第 2 撮像素子 9 2 2 は、W 画素において波長帯域 R p の光を受光する。

【 0 1 0 8 】

本変形例 2 において、画像生成部 5 2 は、上述した実施の形態 1 と同様にして、補間処理を行って R G B の各色成分の色信号を生成し、表示装置 4 が表示する表示用の画像信号を生成する。具体的に、画像処理部 5 2 は、例えば通常観察において第 2 撮像素子 9 2 2 から C y 画素が取得した緑色成分の電気信号、及び W 画素が取得した緑色成分と赤色成分とが混在した電気信号を取得すると、W 画素の周囲に位置する C y 画素の信号値 S_G から

50

、このW画素における緑色成分の信号値（信号値 S_G' ）を補間し、W画素の信号値 S_{GR} と補間した信号値 S_G' との差分（ $S_{GR} - S_G'$ ）を算出することによってW画素における赤色成分の信号値 S_R を取得する。その後、画像生成部52は、取得したW画素位置における赤色成分の信号値 S_R から、Cy画素位置における赤色成分の信号値 S_R' を取得する。

【0109】

画像生成部52は、上述した実施の形態1と同じような信号処理を行うことによって、IRIでは、波長帯域IR-1の色信号、波長帯域IR-2の色信号を生成する。また、画像生成部52は、AFIでは、波長帯域Ga-1の色信号、波長帯域Ga-2の色信号を生成する。

10

【0110】

また、画像生成部52は、NBIでは、第1撮像素子921が波長帯域Bnの光のみを受光するため、取得した電気信号をもとに波長帯域Bnの色信号として生成し、第2撮像素子922のCy画素及びW画素が波長帯域Gnの光のみを受光するため、第2撮像素子922が取得した電気信号をもとに波長帯域Gnの色信号を生成する。また、画像生成部52は、PDDでは、W画素が波長帯域Rpの光を受光するため、Cy画素における信号値を補間することで波長帯域Rpの色信号を生成する。

【0111】

（実施の形態1の変形例3）

図11は、本発明の実施の形態1の変形例3にかかる撮像素子の画素配列を説明する図であって、第1カラーフィルタのフィルタ配列を示す図である。図12は、本発明の実施の形態1の変形例3にかかる撮像素子の画素配列を説明する図であって、第2カラーフィルタのフィルタ配列を示す図である。本変形例3にかかる内視鏡装置は、上述した内視鏡装置1の構成に対し、第1カラーフィルタ921a及び第2カラーフィルタ922aに代えて第1カラーフィルタ921b及び第2カラーフィルタ922dを備える。具体的に、第1カラーフィルタ921bは、第1カラーフィルタ921aのBフィルタに代えて、緑色の波長帯域の光を透過するGフィルタを有する。第2カラーフィルタ922dは、第2カラーフィルタ922aのGフィルタに代えて、青色の波長帯域の光を透過するBフィルタを有する。なお、本変形例3では、プリズム923のダイクロイック膜が、緑色の波長帯域の光を反射するものとして説明する。

20

30

【0112】

ここで、本変形例3にかかる第1撮像素子921及び第2撮像素子922が、各観察方式によって取得する光の波長帯域を表5に示す。具体的に、表5に示すように、通常観察では、第1撮像素子921は、G画素において緑色の波長帯域Gbの光を受光する。また、第2撮像素子922は、B画素において青色の波長帯域Bbの光を受光するとともに、W画素において青色の波長帯域Bb及び赤色の波長帯域Rbの光を受光する。

【表 5】

(表5)

観察方法	帯域					
	画素	第1撮像素子		画素	第2撮像素子	
通常	G	Gb		B	Bb	
				W	Rb	Bb
NBI	G	Gn		B	Bn	
				W	Bn	
IRI	G	—		B	(IR-1)	IR-2
				W	IR-1	IR-2
AFI	G	Ga-1	Ga-2	B	—	
				W	—	
PDD	G	—		B	Bp	
				W	Rp	Bp

10

20

【0113】

NBIでは、第1撮像素子921は、G画素において波長帯域Gnの光を受光する。また、第2撮像素子922は、B画素及びW画素において波長帯域Bnの光を受光する。

【0114】

IRIでは、第1撮像素子921は、光を受光しない。また、第2撮像素子922は、B画素において波長帯域IR-2の光を受光するとともに、W画素において波長帯域IR-1及び波長帯域IR-2の光を受光する。なお、B画素は、感度は小さいが、波長帯域IR-1の光も受光する。

【0115】

AFIでは、第1撮像素子921は、G画素が、波長帯域Ga-1及び波長帯域Ga-2の光を受光する。一方で、第2撮像素子922は、B画素及びW画素において波長帯域Baの光を受光するが、画像生成には用いないため、信号を取得しないものとする。

【0116】

PDDでは、第1撮像素子921は、光を受光しない。一方、第2撮像素子922は、B画素において波長帯域Bpの光を受光するとともに、W画素において波長帯域Bp、Rpの光を受光する。

【0117】

本変形例3において、画像生成部52は、上述した実施の形態1と同様にして、補間処理を行ってRGBの各色成分の色信号を生成し、表示装置4が表示する表示用の画像信号を生成する。具体的に、画像処理部52は、例えば通常観察において第2撮像素子922からB画素が取得した青色成分の電気信号、及びW画素が取得した青色成分と赤色成分とが混在した電気信号を取得すると、W画素の周囲に位置するB画素の信号値 S_B から、このW画素における青色成分の信号値(信号値 S_B')を補間し、W画素の信号値 S_{BR} と補間した信号値 S_B' との差分($S_{BR} - S_B'$)を算出することによってW画素における赤色成分の信号値 S_R を取得する。その後、画像生成部52は、取得したW画素位置における赤色成分の信号値 S_R から、B画素位置における赤色成分の信号値 S_R' を取得する。画像生成部52は、上述したように、B画素の周囲のW画素の信号値 S_R からこのB画素の位置の赤色成分の信号値 S_R' を取得する。

30

40

【0118】

50

画像生成部 5 2 は、上述した実施の形態 1 と同じような信号処理を行うことによって、I R I では、例えば、B 画素及び W 画素が生成した電気信号をもとに、波長帯域 I R - 1 の色信号、波長帯域 I R - 2 の色信号をそれぞれ生成する。また、画像生成部 5 2 は、A F I では、G 画素が生成した波長帯域 G a - 1 , G a - 2 の電気信号をもとに、波長帯域 G a - 1 , G a - 2 の色信号をそれぞれ生成する。

【 0 1 1 9 】

また、画像生成部 5 2 は、N B I では、第 1 撮像素子 9 2 1 が波長帯域 G n の光のみを受光するため、取得した電気信号をもとに波長帯域 G n の色信号として生成し、第 2 撮像素子 9 2 2 の B 画素及び W 画素が波長帯域 B n の光のみを受光するため、第 2 撮像素子 9 2 2 が取得した電気信号をもとに波長帯域 B n の色信号を生成する。また、画像生成部 5 2 は、P D D では、第 2 撮像素子 9 2 2 の B 画素が波長帯域 B p の光を受光し、W 画素が波長帯域 B p , R p の光を受光するため、W 画素における波長帯域 B p の信号値を補間することで波長帯域 B p の色信号を生成するとともに、差分算出および補間によって波長帯域 R p の信号値を得ることによって、波長帯域 R p の色信号を生成する。

10

【 0 1 2 0 】

本変形例 3 によれば、人間の目の視感度特性として緑色の光を明るく感じることから、緑色成分を単板全体で取得するようにしたので、通常観察等において、上述した実施の形態 1 よりも高画質な画像を得ることができる。

【 0 1 2 1 】

(実施の形態 1 の変形例 4)

20

上述した変形例 3 では、第 2 カラーフィルタ 9 2 2 d を、図 9 に示す第 2 カラーフィルタ 9 2 2 b としてもよい。本変形例 4 にかかる内視鏡装置は、上述した変形例 3 の構成に対し、第 2 カラーフィルタ 9 2 2 d に代えて第 2 カラーフィルタ 9 2 2 b を備える。なお、本変形例 4 では、プリズム 9 2 3 のダイクロイック膜が、緑色の波長帯域の光を反射するものとして説明する。

【 0 1 2 2 】

ここで、本変形例 4 にかかる第 1 撮像素子 9 2 1 及び第 2 撮像素子 9 2 2 が、各観察方式によって取得する光の波長帯域を表 6 に示す。具体的に、表 6 に示すように、通常観察では、第 1 撮像素子 9 2 1 は、G 画素において緑色の波長帯域 G b の光を受光する。また、第 2 撮像素子 9 2 2 は、C y 画素において青色の波長帯域 B b の光を受光するとともに、W 画素において青色の波長帯域 B b 及び赤色の波長帯域 R b の光を受光する。

30

【表 6】

(表6)

観察方法	帯域					
	画素	第1撮像素子		画素	第2撮像素子	
通常	G	Gb		Cy	Bb	
				W	Rb	Bb
NBI	G	Gn		Cy	Bn	
				W	Bn	
IRI	G	-		Cy	(IR-1)	IR-2
				W	IR-1	IR-2
AFI	G	Ga-1	Ga-2	Cy	-	
				W	-	
PDD	G	-		Cy	Bp	
				W	Rp	Bp

10

20

【0123】

NBIでは、第1撮像素子921は、G画素において波長帯域Gnの光を受光する。また、第2撮像素子922は、Cy画素及びW画素において波長帯域Bnの光を受光する。

【0124】

IRIでは、第1撮像素子921は、光を受光しない。また、第2撮像素子922は、Cy画素において波長帯域IR-2の光を受光するとともに、W画素において波長帯域IR-1及び波長帯域IR-2の光を受光する。なお、Cy画素は、感度は小さいが、波長帯域IR-1の光を受光する。

【0125】

AFIでは、第1撮像素子921は、G画素が、波長帯域Ga-1及び波長帯域Ga-2の光を受光する。一方で、第2撮像素子922は、Cy画素及びW画素において波長帯域Baの光を受光するが、画像生成には用いないため、信号を取得しないものとする。

【0126】

PDDでは、第1撮像素子921は、光を受光しない。一方、第2撮像素子922は、Cy画素において波長帯域Bpの光を受光するとともに、W画素において波長帯域Bp, Rpの光を受光する。

【0127】

本変形例4において、画像生成部52は、上述した実施の形態1と同様にして、補間処理を行ってRGBの各色成分の色信号を生成し、表示装置4が表示する表示用の画像信号を生成する。具体的に、画像処理部52は、例えば通常観察において第2撮像素子922からCy画素が取得した青色成分の電気信号、及びW画素が取得した青色成分と赤色成分とが混在した電気信号を取得すると、W画素の周囲に位置するCy画素の信号値 S_{Cy} から、このW画素における青色成分の信号値(信号値 S_{Cy}')を補間し、W画素の信号値 S_{Cy} と補間した信号値 S_{Cy}' との差分($S_{CyR} - S_{Cy}'$)を算出することによってW画素における赤色成分の信号値 S_R を取得する。その後、画像生成部52は、取得したW画素位置における赤色成分の信号値 S_R から、B画素位置における赤色成分の信号値 S_R' を取得する。画像生成部52は、上述したように、Cy画素の周囲のW画素の信号値 S_R からこのCy画素の位置の赤色成分の信号値 S_R' を取得する。

【0128】

30

40

50

画像生成部 5 2 は、上述した実施の形態 1 と同じような信号処理を行うことによって、IRI では、例えば、C y 画素及び W 画素が生成した電気信号をもとに、波長帯域 IR - 1 の色信号、波長帯域 IR - 2 の色信号を生成する。また、画像生成部 5 2 は、AFI では、G 画素が生成した波長帯域 Ga - 1 , Ga - 2 の電気信号をもとに、波長帯域 Ga - 1 , Ga - 2 の色信号をそれぞれ生成する。

【 0 1 2 9 】

また、画像生成部 5 2 は、NBI では、第 1 撮像素子 9 2 1 が波長帯域 Gn の光のみを受光するため、取得した電気信号をもとに波長帯域 Gn の色信号として生成し、第 2 撮像素子 9 2 2 の C y 画素及び W 画素が波長帯域 Bn の光のみを受光するため、第 2 撮像素子 9 2 2 が取得した電気信号をもとに波長帯域 Bn の色信号を生成する。また、画像生成部 5 2 は、PDD では、C y 画素が波長帯域 Bp の光を受光し、W 画素が波長帯域 Bp , Rp の光を受光するため、W 画素における波長帯域 Bp の信号値を補間することで青色成分の色信号を生成するとともに、差分算出および補間によって波長帯域 Rp の信号値を得ることによって、波長帯域 Rp の色信号を生成する。

【 0 1 3 0 】

(実施の形態 1 の変形例 5)

図 1 3 は、本発明の実施の形態 1 の変形例 5 にかかる撮像素子の画素配列を説明する図であって、第 1 カラーフィルタのフィルタ配列を示す図である。本変形例 5 にかかる内視鏡装置は、上述した内視鏡装置 1 の構成に対し、第 1 カラーフィルタ 9 2 1 a に代えて第 1 カラーフィルタ 9 2 1 c を備える。具体的に、第 1 カラーフィルタ 9 2 1 c は、第 1 カラーフィルタ 9 2 1 a の G フィルタに代えて R フィルタを有する。なお、本変形例 5 では、プリズム 9 2 3 のダイクロイック膜が、赤色の波長帯域の光を反射するものとして説明する。

【 0 1 3 1 】

ここで、本変形例 5 にかかる第 1 撮像素子 9 2 1 及び第 2 撮像素子 9 2 2 が、各観察方式によって取得する光の波長帯域を表 7 に示す。具体的に、表 7 に示すように、通常観察では、第 1 撮像素子 9 2 1 は、R 画素において赤色の波長帯域 Rb の光を受光する。また、第 2 撮像素子 9 2 2 は、G 画素において緑色の波長帯域 Gb の光を受光するとともに、W 画素において緑色の波長帯域 Gb 及び青色の波長帯域 Bb の光を受光する。

【 表 7 】

(表7)

観察方法	帯域				備考
	画素	第1撮像素子	画素	第2撮像素子	
通常	R	Rb	G	Gb	
			W	Gb Bb	
NBI	R	-	G	Gn	
			W	Gn Bn	
IRI	R	-	G	(IR-1) IR-2	
			W	IR-1 IR-2	
AFI	R	-	G	Ga-1 (Ga-2)	受光側に波長帯域Baをカットするフィルタが設けられる
			W	Ga-1 Ga-2	
PDD	R	Rp	G	-	
			W	Bp	

10

20

30

40

50

【 0 1 3 2 】

N B I では、第 1 撮像素子 9 2 1 は、光を受光しない。また、第 2 撮像素子 9 2 2 は、G 画素において波長帯域 G_n の光を受光するとともに、W 画素において波長帯域 G_n , B_n の光を受光する。

【 0 1 3 3 】

I R I では、第 1 撮像素子 9 2 1 は、光を受光しない。また、第 2 撮像素子 9 2 2 は、G 画素において波長帯域 I R - 2 の光を受光するとともに、W 画素において波長帯域 I R - 1 及び波長帯域 I R - 2 の光を受光する。なお、G 画素は、感度は小さいが、波長帯域 I R - 1 の光を受光する。

【 0 1 3 4 】

A F I では、第 1 撮像素子 9 2 1 は、光を受光しない。また、第 2 撮像素子 9 2 2 は、G 画素において波長帯域 $G_a - 1$ の光を受光するとともに、W 画素において波長帯域 $G_a - 1$ 及び波長帯域 $G_a - 2$ の光を受光する。なお、G 画素は、感度は小さいが、波長帯域 $G_a - 2$ の光を受光する。なお、本変形例 5 では、第 2 カラーフィルタ 9 2 2 a に波長帯域 B_a の光が入射しないように、バリアフィルタが設けられる。

【 0 1 3 5 】

P D D では、第 1 撮像素子 9 2 1 は、R 画素において波長帯域 R_p の光を受光する。また、第 2 撮像素子 9 2 2 は、W 画素において波長帯域 B_p の光を受光する。

【 0 1 3 6 】

本変形例 5 において、画像生成部 5 2 は、上述した実施の形態 1 と同様にして、補間処理を行って R G B の各色成分の色信号を生成し、表示装置 4 が表示する表示用の画像信号を生成する。具体的に、画像処理部 5 2 は、例えば通常観察において第 2 撮像素子 9 2 2 から G 画素が取得した緑色成分の電気信号、及び W 画素が取得した緑色成分と青色成分とが混在した電気信号を取得すると、W 画素の周囲に位置する G 画素の信号値 S_G から、この W 画素における緑色成分の信号値 (信号値 S_G') を補間し、W 画素の信号値 S_{GB} と補間した信号値 S_G' との差分 ($S_{GB} - S_G'$) を算出することによって W 画素における青色成分の信号値 S_B を取得する。その後、画像生成部 5 2 は、取得した W 画素位置における青色成分の信号値 S_B から、G 画素位置における青色成分の信号値 S_B' を取得する。画像生成部 5 2 は、上述したように、G 画素の周囲の W 画素の信号値 S_B からこの G 画素の位置の青色成分の信号値 S_B' を取得する。

【 0 1 3 7 】

画像生成部 5 2 は、上述した実施の形態 1 と同じような信号処理を行うことによって、I R I では、例えば、G 画素及び W 画素が生成した電気信号をもとに、波長帯域 I R - 1 の色信号、波長帯域 I R - 2 の色信号を生成する。また、画像生成部 5 2 は、A F I では、G 画素及び W 画素が生成した電気信号をもとに、波長帯域 $G_a - 1$ の色信号、波長帯域 $G_a - 2$ の色信号を生成する。

【 0 1 3 8 】

また、画像生成部 5 2 は、N B I では、第 2 撮像素子 9 2 2 の G 画素が波長帯域 G_n の光を受光し、W 画素が波長帯域 G_n , B_n の光を受光するため、W 画素における波長帯域 G_n の信号値を補間することで波長帯域 G_n の色信号を生成するとともに、差分算出および補間によって波長帯域 G_n の信号値を得ることによって、波長帯域 G_n の色信号を生成する。また、画像生成部 5 2 は、P D D では、第 1 撮像素子 9 2 1 が波長帯域 R_p の光のみを受光するため、取得した電気信号をもとに波長帯域 R_p の色信号を生成し、第 2 撮像素子 9 2 2 の W 画素が波長帯域 B_p の光のみを受光するため、W 画素が取得した電気信号をもとに補間処理を行って波長帯域 B_p の色信号を生成する。

【 0 1 3 9 】

(実施の形態 1 の変形例 6)

図 1 4 は、本発明の実施の形態 1 の変形例 6 にかかる撮像素子の画素配列を説明する図であって、第 2 カラーフィルタのフィルタ配列を示す図である。本変形例 6 にかかる内視鏡装置は、上述した内視鏡装置 1 の構成に対し、第 2 カラーフィルタ 9 2 2 a に代えて第

10

20

30

40

50

２カラーフィルタ９２２eを備える。具体的に、第２カラーフィルタ９２２eは、格子状にWフィルタが配置されるとともに、Gフィルタ及びRフィルタが行ごとに交互に配置されている。第２カラーフィルタ９２２eは、行方向で見たときに、Wフィルタ及びGフィルタ、又はWフィルタ及びRフィルタが交互に配置されている。

【０１４０】

ここで、本変形例６にかかる第１撮像素子９２１及び第２撮像素子９２２が、各観察方式によって取得する光の波長帯域を表８に示す。具体的に、表８に示すように、通常観察では、第１撮像素子９２１は、Ｂ画素において青色の波長帯域Ｂｂの光を受光する。また、第２撮像素子９２２は、Ｒ画素において赤色の波長帯域Ｒｂの光を受光し、Ｇ画素において緑色の波長帯域Ｇｂの光を受光し、Ｗ画素において緑色の波長帯域Ｇｂ及び赤色の波長帯域Ｒｂの光を受光する。

10

【表８】

(表８)

観察方法	帯域			
	画素	第1撮像素子	画素	第2撮像素子
通常	B	Bb	G	Gb
			R	Rb
			W	Gb Rb
NBI	B	Bn	G	Gn
			R	—
			W	Gn
IRI	B	—	G	(IR-1) IR-2
			R	IR-1 IR-2
			W	IR-1 IR-2
AFI	B	—	G	Ga-1 (Ga-2)
			R	—
			W	Ga-1 Ga-2
PDD	B	Bp	G	—
			R	Rp
			W	Rp

20

30

【０１４１】

NBIでは、第１撮像素子９２１は、Ｂ画素において波長帯域Ｂｎの光を受光する。また、第２撮像素子９２２は、Ｇ画素及びＷ画素において波長帯域Ｇｎの光を受光する。

40

【０１４２】

IRIでは、第１撮像素子９２１は、光を受光しない。また、第２撮像素子９２２は、Ｇ画素において波長帯域ＩＲ－２の光を受光するとともに、Ｗ画素において波長帯域ＩＲ－１及び波長帯域ＩＲ－２の光を受光する。なお、Ｇ画素は、感度は小さいが、波長帯域ＩＲ－１の光を受光する。

【０１４３】

AFIでは、第１撮像素子９２１は、Ｂ画素が、波長帯域Ｂａの光を受光するが、画像生成には用いないため、信号を取得しないものとする。また、第２撮像素子９２２は、Ｇ

50

画素において波長帯域 $G a - 1$ の光を受光するとともに、 W 画素において波長帯域 $G a - 1$ 及び波長帯域 $G a - 2$ の光を受光する。なお、 G 画素は、感度は小さいが、波長帯域 $G a - 2$ の光を受光する。

【0144】

PDD では、第1撮像素子921は、 B 画素において波長帯域 $B p$ の光を受光する。また、第2撮像素子922は、 G 画素においては光を受光せず、 R 画素及び W 画素において波長帯域 $R p$ の光を受光する。

【0145】

本変形例6において、画像生成部52は、上述した実施の形態1と同様にして、補間処理を行って RGB の各色成分の色信号を生成し、表示装置4が表示する表示用の画像信号を生成する。具体的には、画像生成部52は、例えば通常観察において第2撮像素子922から G 画素が取得した緑色成分の電気信号、 R 画素が取得した赤色成分の電気信号、及び W 画素が取得した緑色成分と赤色成分とが混在した電気信号を取得すると、 W 画素の周囲に位置する G 画素の信号値 S_G から、この W 画素における緑色成分の信号値（信号値 S_G' ）を補間し、 W 画素の信号値 S_{GR} と補間した信号値 S_G' との差分（ $S_{GR} - S_G'$ ）を算出することによって W 画素における赤色成分の信号値 S_R を取得する。また、画像生成部52は、 R 画素の周囲に位置する G 画素の信号値 S_G から、 R 画素位置における緑色成分の信号値 S_G' を取得する。

【0146】

画像生成部52は、上述した実施の形態1と同じような信号処理を行うことによって、 IRI では、例えば、 G 画素、 R 画素及び W 画素が生成した電気信号をもとに、波長帯域 $IR - 1$ の色信号、波長帯域 $IR - 2$ の色信号を生成する。また、画像生成部52は、 AFI では、 G 画素及び W 画素が生成した電気信号をもとに、 R 画素における信号値を補間して波長帯域 $G a - 1$ の色信号、波長帯域 $G a - 2$ の色信号を生成する。

【0147】

また、画像生成部52は、 NBI では、第1撮像素子921が波長帯域 $B n$ の光のみを受光するため、取得した電気信号をもとに波長帯域 $B n$ の色信号を生成し、第2撮像素子922の G 画素及び W 画素が波長帯域 $G n$ の光のみを受光するため、 R 画素における波長帯域 $G n$ の信号値を補間することで波長帯域 $G n$ の色信号を生成する。また、画像生成部52は、 PDD では、第1撮像素子921が取得した電気信号をもとに波長帯域 $B p$ の色信号を生成し、 R 画素および W 画素が波長帯域 $R p$ の光をそれぞれ受光するため、各画素が取得した電気信号をもとに、波長帯域 $R p$ の色信号を生成する。

【0148】

本変形例6によれば、第2カラーフィルタにおいて R フィルタを設けることにより、上述した実施の形態1にかかる第2カラーフィルタ922aのフィルタと比して、赤色成分の信号値を単体で取得するようにしたので、通常観察等において、上述した実施の形態1よりも色再現性が向上した画像を得ることができる。

【0149】

上述したように、本変形例1～6においても、第1撮像素子921及び第2撮像素子922に第1カラーフィルタ及び第2カラーフィルタを設けて、各画素 P_{xy} がフィルタに応じた波長帯域の光を受光することによって、通常観察及び複数の特殊光観察のいずれの観察方法であっても、撮像素子の切り替えや、カメラヘッドの交換を行わなくてもそれぞれの観察方法に対応する画像を取得することが可能である。

【0150】

（実施の形態2）

続いて、本発明の実施の形態2について説明する。図15は、本発明の実施の形態2にかかる内視鏡装置1Aの概略構成を示す図である。上述した実施の形態1では、内視鏡2として、硬性鏡を用いた内視鏡装置1を説明したが、これに限られず、内視鏡2に軟性鏡を用いた内視鏡装置としても構わない。本実施の形態2では、軟性の内視鏡の挿入部の先端に撮像部を設ける場合の例を説明する。

10

20

30

40

50

【0151】

内視鏡装置 1 A は、被検体内に挿入部 2 0 1 を挿入することによって観察部位の体内画像を撮像して電気信号を生成する内視鏡 2 0 と、内視鏡 2 0 の先端から出射する照明光を発生する光源装置 2 1 と、内視鏡 2 0 が取得した電気信号に所定の画像処理を施すとともに、内視鏡装置 1 A 全体の動作を統括的に制御する制御装置 2 2 と、制御装置 2 2 が画像処理を施した体内画像を表示する表示装置 2 3 と、を備える。内視鏡装置 1 A は、患者等の被検体内に、挿入部 2 0 1 を挿入して被検体内の体内画像を取得する。なお、光源装置 2 1 は、上述した光源部 6 1、波長選択部 6 2 及び駆動部 6 3 を含む。また、制御装置 2 2 は、上述した信号処理部 5 1、画像生成部 5 2、モード設定部 5 5 などの機能を有している。

10

【0152】

内視鏡 2 0 は、可撓性を有する細長形状をなす挿入部 2 0 1 と、挿入部 2 0 1 の基端側に接続され、各種の操作信号の入力を受け付ける操作部 2 0 2 と、操作部 2 0 2 から挿入部 2 0 1 が延びる方向と異なる方向に延び、光源装置 2 1 及び制御装置 2 2 に接続する各種ケーブルを内蔵するユニバーサルコード 2 0 3 と、を備える。

【0153】

挿入部 2 0 1 は、本実施の形態 2 にかかる撮像部 9 2 a を内蔵した先端部 2 0 4 と、複数の湾曲駒によって構成された湾曲自在な湾曲部 2 0 5 と、湾曲部 2 0 5 の基端側に接続され、可撓性を有する長尺状の可撓管部 2 0 6 と、を有する。

【0154】

20

図 1 6 は、本発明の実施の形態 2 にかかる撮像部の構成を説明する模式図である。撮像部 9 2 a は、撮像部 9 2 と同様に、上述した第 1 カラーフィルタ 9 2 1 a などが設けられた第 1 撮像素子 9 2 1 と、上述した第 2 カラーフィルタ 9 2 2 a などが設けられた第 2 撮像素子 9 2 2 と、プリズム 9 2 3 と、を有する。撮像部 9 2 a では、プリズム 9 2 3 の異なる表面に第 1 撮像素子 9 2 1 及び第 2 撮像素子 9 2 2 の各受光面（第 1 カラーフィルタ 9 2 1 a 及び第 2 カラーフィルタ 9 2 2 a）がそれぞれ配設される。プリズム 9 2 3 における第 1 撮像素子 9 2 1 及び第 2 撮像素子 9 2 2 の配設面は、互いに直交する表面であることが好ましい。

【0155】

また、第 1 撮像素子 9 2 1 及び第 2 撮像素子 9 2 2 と通信モジュール 9 4 などとの電気的な接続に、F P C 基板などの薄膜基板を用いれば、撮像部 9 2 a を一層薄型化することができる。

30

【0156】

本実施の形態 2 にかかる撮像部 9 2 a を用いれば、軟性内視鏡の挿入部 2 0 1 の先端部 2 0 4 に 2 板式の撮像素子を設けた場合であっても、挿入部 2 0 1 の太径化を抑制することができる。

【0157】

（実施の形態 3）

次に、本発明の実施の形態 3 について説明する。図 1 7 は、本実施の形態 3 にかかる医療用撮像装置を備えた医療用観察システムである手術用顕微鏡システムの全体構成を模式的に示す図である。上述した実施の形態 1 では、硬性内視鏡を例に説明したが、本実施の形態 3 では、所定の視野領域を拡大して撮像し、撮像した画像を表示する機能を有する手術用顕微鏡システム（医療用画像取得システム）を例に説明する。

40

【0158】

手術用顕微鏡システム 1 0 0 は、被写体を観察するための画像を撮像することによって取得する医療用撮像装置である顕微鏡装置 1 1 0 と、顕微鏡装置 1 1 0 が撮像した画像を表示する表示装置 1 1 1 とを備える。なお、表示装置 1 1 1 を顕微鏡装置 1 1 0 と一体に構成することも可能である。

【0159】

顕微鏡装置 1 1 0 は、被写体の微小部位を拡大して撮像する顕微鏡部 1 1 2 と、顕微鏡

50

部 1 1 2 の基端部に接続し、顕微鏡部 1 1 2 を回動可能に支持するアームを含む支持部 1 1 3 と、支持部 1 1 3 の基端部を回動可能に保持し、床面上を移動可能なベース部 1 1 4 と、を有する。ベース部 1 1 4 は、手術用顕微鏡システム 1 0 0 の動作を制御する制御部 1 1 4 a を有する。なお、ベース部 1 1 4 は、床面上に移動可能に設けるのではなく、天井や壁面等に固定して支持部 1 1 3 を支持する構成としてもよい。また、ベース部 1 1 4 は、顕微鏡装置 1 1 0 から被写体に照射する照明光を生成する光源部を備えていてもよい。

【 0 1 6 0 】

顕微鏡部 1 1 2 は、例えば、円柱状をなして、その内部に上述した撮像部 9 2 を有する。顕微鏡部 1 1 2 の側面には、顕微鏡装置 1 1 0 の動作指示の入力を受け付けるスイッチが設けられている。顕微鏡部 1 1 2 の下端部の開口面には、内部を保護するカバーガラスが設けられている（図示せず）。

10

【 0 1 6 1 】

術者等のユーザは、顕微鏡部 1 1 2 を把持した状態で各種スイッチを操作しながら、顕微鏡部 1 1 2 を移動したりズーム操作を行ったりする。なお、顕微鏡部 1 1 2 の形状はユーザが把持して視野方向を変更しやすいように、観察方向に細長く延びる形状であれば好ましい。このため、顕微鏡部 1 1 2 の形状は、円柱状以外の形状であってもよく、例えば多角柱状であってもよい。

【 0 1 6 2 】

上述した構成を有する手術用顕微鏡システム 1 0 0 の顕微鏡部 1 1 2 に、上述した撮像部 9 2 を設けることによって、顕微鏡部 1 1 2 の太径化を抑制することが可能となる。

20

【 0 1 6 3 】

ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は上述した実施の形態によってのみ限定されるべきものではない。上述した実施の形態では、制御装置 5 が信号処理などを行うものとして説明したが、カメラヘッド 9 側で行うものであってもよい。

【 0 1 6 4 】

以上のように、本発明にかかる医療用撮像装置、医療用画像取得システム及び内視鏡装置は、装置の大型化、重量化を抑制しつつ、高品位な観察画像を取得するのに有用である。

【 符号の説明 】

30

【 0 1 6 5 】

- 1 , 1 A 内視鏡装置
- 2 , 2 0 内視鏡
- 3 撮像装置
- 4 , 2 3 , 1 1 1 表示装置
- 5 , 2 2 制御装置
- 6 , 2 1 光源装置
- 7 ライトガイド
- 8 伝送ケーブル
- 9 カメラヘッド
- 5 1 信号処理部
- 5 2 画像生成部
- 5 3 通信モジュール
- 5 4 入力部
- 5 5 モード設定部
- 5 6 制御部
- 5 7 メモリ
- 9 1 レンズユニット
- 9 2 撮像部
- 9 3 駆動部

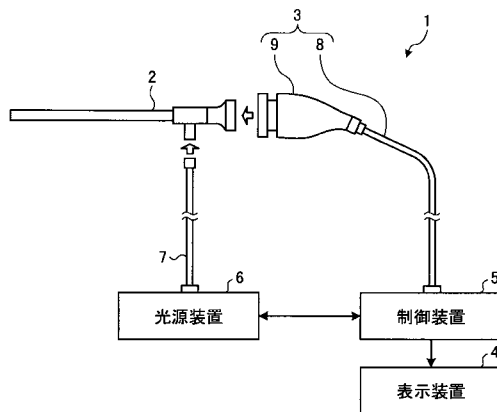
40

50

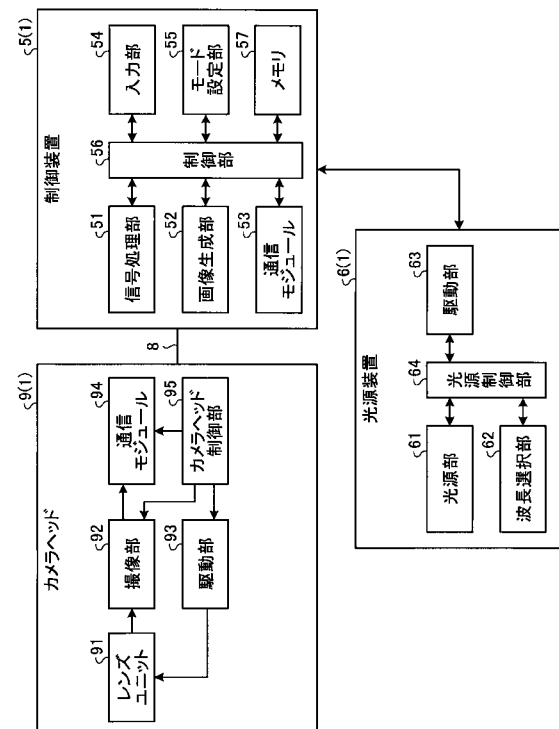
- 9 4 通信モジュール
- 9 5 カメラヘッド制御部
- 1 0 0 手術用顕微鏡システム
- 1 1 0 顕微鏡装置
- 1 1 2 顕微鏡部
- 1 1 3 支持部
- 1 1 4 ベース部
- 1 1 4 a 制御部
- 2 0 1 挿入部
- 2 0 2 操作部
- 2 0 3 ユニバーサルコード
- 2 0 4 先端部
- 2 0 5 湾曲部
- 2 0 6 可撓管部
- 9 2 1 第 1 撮像素子
- 9 2 1 a ~ 9 2 1 c 第 1 カラーフィルタ
- 9 2 2 第 2 撮像素子
- 9 2 2 a ~ 9 2 2 e 第 2 カラーフィルタ
- 9 2 3 プリズム

10

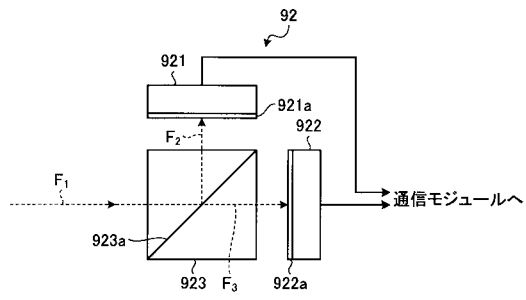
【 図 1 】



【 図 2 】



【図 3】



【図 5】

921a

B_{11}	B_{12}	B_{13}	B_{14}	...
B_{21}	B_{22}	B_{23}	B_{24}	...
B_{31}	B_{32}	B_{33}	B_{34}	...
B_{41}	B_{42}	B_{43}	B_{44}	...
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\ddots$

【図 4】

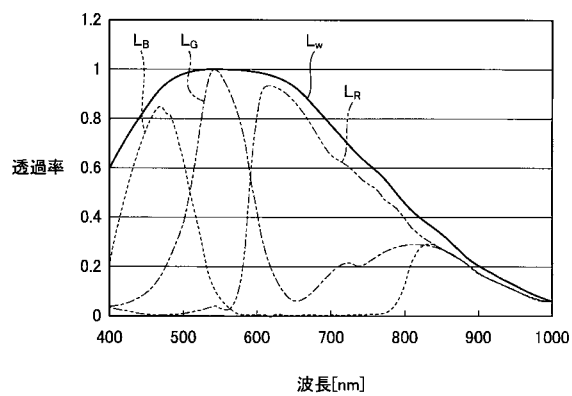
P_{11}	P_{12}	P_{13}	P_{14}	...
P_{21}	P_{22}	P_{23}	P_{24}	...
P_{31}	P_{32}	P_{33}	P_{34}	...
P_{41}	P_{42}	P_{43}	P_{44}	...
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\ddots$

【図 6】

922a

G_{11}	W_{12}	G_{13}	W_{14}	...
W_{21}	W_{22}	W_{23}	W_{24}	...
G_{31}	W_{32}	G_{33}	W_{34}	...
W_{41}	W_{42}	W_{43}	W_{44}	...
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\ddots$

【図 7】



【図 8】

922b

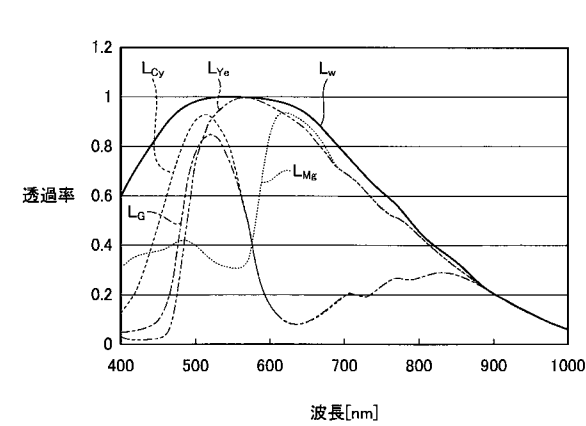
R_{11}	W_{12}	R_{13}	W_{14}	...
W_{21}	W_{22}	W_{23}	W_{24}	...
R_{31}	W_{32}	R_{33}	W_{34}	...
W_{41}	W_{42}	W_{43}	W_{44}	...
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\ddots$

【図 9】

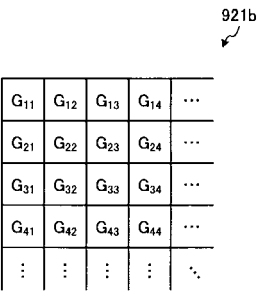
922c

Cy_{11}	W_{12}	Cy_{13}	W_{14}	...
W_{21}	W_{22}	W_{23}	W_{24}	...
Cy_{31}	W_{32}	Cy_{33}	W_{34}	...
W_{41}	W_{42}	W_{43}	W_{44}	...
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\ddots$

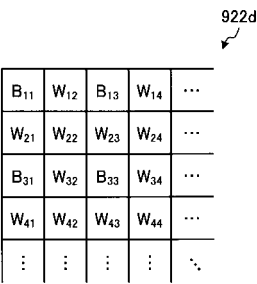
【図 1 0】



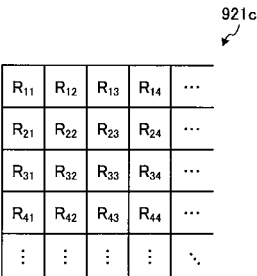
【図 1 1】



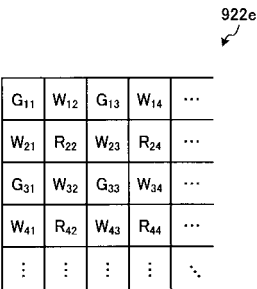
【図 1 2】



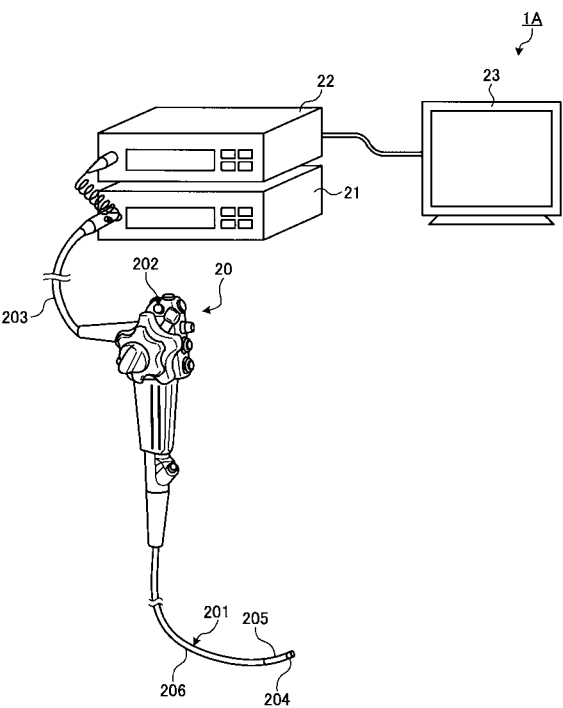
【図 1 3】



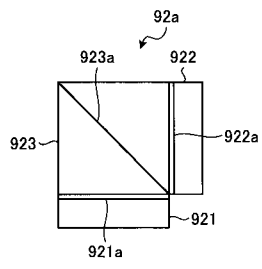
【図 1 4】



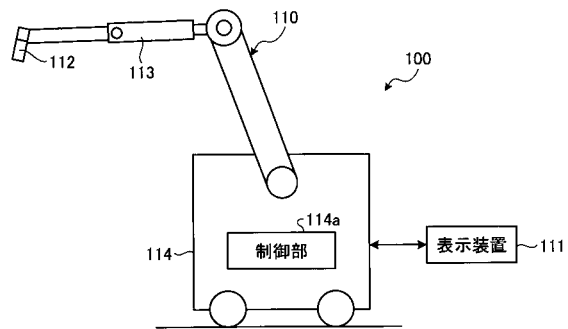
【図 1 5】



【図 16】



【図 17】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2H040 BA09 CA04 CA10 CA11 CA24 DA02 DA42 GA02 GA11
4C161 AA00 BB00 CC06 DD01 FF40 LL03 LL08 NN01 PP19 RR04
RR14
5C065 AA04 DD23 EE01 EE03 EE09

专利名称(译)	医学成像设备，医学图像获取系统和内窥镜设备		
公开(公告)号	JP2017131559A	公开(公告)日	2017-08-03
申请号	JP2016016430	申请日	2016-01-29
[标]申请(专利权)人(译)	索尼奥林巴斯医疗解决方案公司		
申请(专利权)人(译)	索尼奥林巴斯医疗系统有限公司		
[标]发明人	小林素明 山田雄一		
发明人	小林 素明 山田 雄一		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 H04N9/04		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/04.370 G02B23/24.B H04N9/04.A A61B1/00.731 A61B1/04 A61B1/04.530		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA24 2H040/DA02 2H040/DA42 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/FF40 4C161/LL03 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/PP19 4C161/RR04 4C161/RR14 5C065/AA04 5C065/DD23 5C065/EE01 5C065/EE03 5C065/EE09		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供医学成像装置，医学图像采集系统和能够获取高质量观察图像同时抑制装置的尺寸和重量增加的内窥镜装置。解决方案：来自外部的光被分成红色，绿色和蓝色波长带中的任何一个波长带的第一个光和不同于第一个光的波长带的两个光波长带。并且第二光包括接收第一光并将第一光转换为电信号的多个第一像素。多个第二像素以与多个第一像素相同的排列和间隔排列，多个第二像素以与多个第一像素相同的排列和间隔排列，透射光的第一滤光器和透射包括至少另一种颜色的波长带的多个波段的光的第二滤光器设置在第二滤光器中以及根据第一滤色器的像素排列布置的第二滤色器。

