

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6346501号
(P6346501)

(45) 発行日 平成30年6月20日 (2018. 6. 20)

(24) 登録日 平成30年6月1日 (2018. 6. 1)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/045 (2006. 01)
A 6 1 B 1/04 (2006. 01)
A 6 1 B 1/06 (2006. 01)
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/045 6 1 0
A 6 1 B 1/04 5 3 1
A 6 1 B 1/06 5 1 0
A 6 1 B 1/00 5 1 3

請求項の数 8 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2014-123403 (P2014-123403)
(22) 出願日 平成26年6月16日 (2014. 6. 16)
(65) 公開番号 特開2016-2188 (P2016-2188A)
(43) 公開日 平成28年1月12日 (2016. 1. 12)
審査請求日 平成29年6月15日 (2017. 6. 15)

(73) 特許権者 000000376
オリンパス株式会社
東京都八王子市石川町2951番地
(74) 代理人 100089118
弁理士 酒井 宏明
(72) 発明者 高橋 順平
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス株式会社内
審査官 増淵 俊仁

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】

赤色、緑色および青色の波長帯域の光を含む白色照明光、または前記青色および前記緑色の波長帯域にそれぞれ含まれる狭帯域の光からなる狭帯域照明光を出射する光源部と、マトリックス状に配置された複数の画素を有し、各画素が受光した光を光電変換して電気信号を生成する撮像素子と、

前記青色の波長帯域の光を透過する青色フィルタと、前記緑色の波長帯域の光を透過する緑色フィルタと、前記赤色の波長帯域の光を透過する赤色フィルタと、を用いて構成されるフィルタユニットであって、前記青色フィルタの数および前記緑色フィルタの数が前記赤色フィルタの数より大きいフィルタユニットを複数並べてなり、前記撮像素子の受光面に配置したカラーフィルタと、

前記光源部が出射する照明光の種類に応じて前記複数の画素から輝度成分の光を受光する輝度成分画素を選択する輝度成分画素選択部と、

前記輝度成分画素選択部が選択した前記輝度成分画素に基づいて複数の色成分を有するカラー画像信号を生成するデモザイキング処理部と、
を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記フィルタユニットは、

前記青色フィルタおよび前記緑色フィルタの各々の数が、当該フィルタユニットを構成する全フィルタ数の 1 / 3 以上であり、

かつ前記赤色フィルタの数が、前記全フィルタ数の1/3未満であることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項3】

複数の前記青色フィルタは、市松状のパターンの少なくとも一部をなすことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項4】

前記輝度成分画素選択部は、

前記光源部が前記白色照明光を出射する場合、前記緑色フィルタを介して光を受光する画素を前記輝度成分画素として選択し、

前記光源部が前記狭帯域照明光を出射する場合、前記青色フィルタを介して光を受光する画素を前記輝度成分画素として選択することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

10

【請求項5】

前記デモザイキング処理部は、

前記輝度成分画素選択部により選択された前記輝度成分画素の画素値に基づき前記輝度成分画素以外の画素の輝度成分を補間して該輝度成分の画像信号を生成する輝度成分生成部と、

前記輝度成分生成部が生成した輝度成分をもとに輝度成分以外の色成分を補間して該色成分の画像信号を生成する色成分生成部と、

を有することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

20

【請求項6】

赤色、緑色および青色の波長帯域の光を含む白色照明光、または前記青色および前記緑色の波長帯域にそれぞれ含まれる狭帯域の光からなる狭帯域照明光を出射する光源部と、

マトリックス状に配置された複数の画素を有し、各画素が受光した光を光電変換して電気信号を生成する撮像素子と、

前記青色の波長帯域の光を透過する青色フィルタと、前記緑色の波長帯域の光を透過する緑色フィルタと、前記赤色の波長帯域の光を透過する赤色フィルタと、を用いて構成されるフィルタユニットであって、前記青色フィルタの数および前記緑色フィルタの数が前記赤色フィルタの数より大きいフィルタユニットを複数並べてなり、前記撮像素子の受光面に配置したカラーフィルタと、

30

前記複数の画素から輝度成分の光を受光する輝度成分画素を前記光源部が出射する照明光の種類に応じて選択する輝度成分画素選択部と、

前記画素が時系列に沿って生成した電気信号であって、前記輝度成分画素選択部が選択した輝度成分の電気信号をもとに生成される撮像画像の動きを検出する動き検出処理部と、

を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項7】

前記輝度成分画素選択部は、

前記光源部が前記白色照明光を出射する場合、前記緑色フィルタを介して光を受光する画素を前記輝度成分画素として選択し、

前記光源部が前記狭帯域照明光を出射する場合、前記青色フィルタを介して光を受光する画素を前記輝度成分画素として選択する

ことを特徴とする請求項6に記載の内視鏡装置。

40

【請求項8】

前記動き検出処理部が検出した前記動きに基づいて前記撮像画像に含まれるノイズ成分を低減するノイズ低減処理部

をさらに備えたことを特徴とする請求項6に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明は、生体内に導入され、該生体内の画像を取得する内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、医療分野および工業分野において、各種検査のために内視鏡装置が広く用いられている。このうち、医療用の内視鏡装置は、患者等の被検体の体腔内に、複数の画素を有する撮像素子が先端に設けられた細長形状をなす可撓性の挿入部を挿入することによって、被検体を切開しなくても体腔内の画像を取得できるため、被検体への負担が少なく、普及が進んでいる。

【0003】

このような内視鏡装置の観察方式として、白色の照明光（白色照明光）を用いた白色光観察（WLI：White Light Imaging）方式と、青色および緑色の波長帯域にそれぞれ含まれる二つの狭帯域光からなる照明光（狭帯域照明光）を用いた狭帯域光観察（NBI：Narrow Band Imaging）方式とが該技術分野では既に広く知られている。このような内視鏡装置の観察方式に関して、白色照明光観察方式（WLIモード）と、狭帯域光観察方式（NBIモード）とを切り替えて観察することが望まれている。

【0004】

上述した観察方式でカラー画像を生成して表示するため、単板の撮像素子により撮像画像を取得すべく、当該撮像素子の受光面上には、一般的にベイヤ配列と呼ばれるフィルタ配列を単位として複数のフィルタがマトリックス状に並べられたカラーフィルタが設けられている。ベイヤ配列は、赤色（R）、緑色（G）、緑色（G）および青色（B）の波長帯域の光を各々透過する四つのフィルタを2行2列に配列し、かつ緑色の波長帯域の光を透過するGフィルタを対角に配置してなる。この場合、各画素はフィルタを透過した波長帯域の光を受光し、撮像素子はその波長帯域の光に応じた色成分の電気信号を生成する。

【0005】

WLIモードでは、生体の血管や腺管構造が明瞭に描出される緑色成分の信号、すなわちG画素（Gフィルタが配置された画素のことをいう。R画素、B画素も同様の定義）で取得された信号（G信号）が、画像の輝度への寄与度が最も高い。一方、NBIモードでは、生体表層の血管や腺管構造が明瞭に描出される青色成分の信号、すなわちB画素で取得された信号（B信号）が、画像の輝度への寄与度が最も高い。

【0006】

ベイヤ配列のカラーフィルタが設けられた撮像素子は、基本パターン内にG画素が2画素存在するのに対し、B画素は半分の1画素しか存在しない。そのため、ベイヤ配列の場合、NBIモードで取得されるカラー画像の解像度が低いという問題があった。

【0007】

NBIモードにおける解像度を向上するため、B画素をR画素およびG画素よりも密に配置したカラーフィルタが設けられた撮像素子が開示されている（例えば、特許文献1を参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2006-297093号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかしながら、特許文献1が開示するカラーフィルタを用いると、NBIモードでは解像度の高いカラー画像を取得できるものの、WLIモードでは、G画素の密度がB画素の密度よりも低く、解像度が低くなるという問題が生じる。このため、どちらの観察モードにおいても解像度の高い画像を得ることができる技術が望まれていた。

【0010】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、白色光観察方式および狭帯域光観察方

10

20

30

40

50

式のどちらの観察方式においても解像度の高い画像を得ることができる内視鏡装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかる内視鏡装置は、赤色、緑色および青色の波長帯域の光を含む白色照明光、または前記青色および前記緑色の波長帯域にそれぞれ含まれる狭帯域の光からなる狭帯域照明光を出射する光源部と、マトリックス状に配置された複数の画素を有し、各画素が受光した光を光電変換して電気信号を生成する撮像素子と、前記青色の波長帯域の光を透過する青色フィルタと、前記緑色の波長帯域の光を透過する緑色フィルタと、前記赤色の波長帯域の光を透過する赤色フィルタと、を用いて構成されるフィルタユニットであって、前記青色フィルタの数および前記緑色フィルタの数が前記赤色フィルタの数より大きいフィルタユニットを複数並べてなり、前記撮像素子の受光面に配置したカラーフィルタと、を備えたことを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、白色光観察方式および狭帯域光観察方式のどちらの観察方式においても解像度の高い画像を得ることができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0013】

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

20

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

【図3】図3は、本発明の実施の形態にかかる画素の構成を示す模式図である。

【図4】図4は、本発明の実施の形態にかかるカラーフィルタの構成の一例を示す模式図である。

【図5】図5は、本発明の実施の形態にかかるカラーフィルタの各フィルタの特性の一例を示す図であって、光の波長と各フィルタの透過率との関係を示す図である。

【図6】図6は、本発明の実施の形態にかかる内視鏡装置の照明部が出射する照明光の波長と光量との関係を示すグラフである。

【図7】図7は、本発明の実施の形態にかかる内視鏡装置の照明部が有する切替フィルタによる照明光の波長と透過率との関係を示すグラフである。

30

【図8】図8は、本発明の実施の形態にかかる内視鏡装置のプロセッサ部の要部の構成を示すブロック図である。

【図9】図9は、本発明の実施の形態にかかる内視鏡装置の動きベクトル検出処理部が行う撮像タイミングが異なる画像間の動きを模式的に説明する図である。

【図10】図10は、本発明の実施の形態にかかる内視鏡装置のプロセッサ部が行う信号処理を示すフローチャートである。

【図11】図11は、本発明の実施の形態の変形例1にかかるカラーフィルタの構成を示す模式図である。

【図12】図12は、本発明の実施の形態の変形例2にかかるカラーフィルタの構成を示す模式図である。

40

【図13】図13は、本発明の実施の形態の変形例3にかかるカラーフィルタの構成を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

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、患者等の被検体の体腔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。

【0015】

50

図１は、本発明の実施の形態にかかる内視鏡装置の概略構成を示す図である。図２は、本実施の形態にかかる内視鏡装置の概略構成を示す模式図である。図１および図２に示す内視鏡装置１は、被検体の体腔内に挿入部２１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と、内視鏡２の先端から出射する照明光を発生する光源部３と、内視鏡２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全体の動作を統括的に制御するプロセッサ部４と、プロセッサ部４が画像処理を施した体内画像を表示する表示部５と、を備える。内視鏡装置１は、患者等の被検体の体腔内に、挿入部２１を挿入して体腔内の体内画像を取得する。医師等の使用者は、取得した体内画像の観察を行うことによって、検出対象部位である出血部位や腫瘍部位の有無を検査する。なお、図２では、実線の矢印が画像にかかる電気信号の伝送を示し、破線の矢印が制御にかかる電気信号の伝送を示している。

10

【００１６】

内視鏡２は、可撓性を有する細長形状をなす挿入部２１と、挿入部２１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２２と、操作部２２から挿入部２１が延びる方向と異なる方向に延び、光源部３およびプロセッサ部４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２３と、を備える。

【００１７】

挿入部２１は、光を受光する画素（フォトダイオード）がマトリックス状に配列され、当該画素が受光した光に対して光電変換を行うことにより画像信号を生成する撮像素子２０２を内蔵した先端部２４と、複数の湾曲駒によって構成された湾曲自在な湾曲部２５と、湾曲部２５の基端側に接続され、可撓性を有する長尺状の可撓管部２６と、を有する。

20

【００１８】

操作部２２は、湾曲部２５を上下方向および左右方向に湾曲させる湾曲ノブ２２１と、被検体の体腔内に生体鉗子、電気メスおよび検査プローブ等の処置具を挿入する処置具挿入部２２２と、光源部３に照明光の切替動作を行わせるための指示信号、処置具や、プロセッサ部４と接続する外部機器の操作指示信号、送水を行うための送水指示信号、および吸引を行うための吸引指示信号などを入力する複数のスイッチ２２３と、を有する。処置具挿入部２２２から挿入される処置具は、先端部２４の先端に設けられる処置具チャンネル（図示せず）を経由して開口部（図示せず）から表出する。なお、スイッチ２２３は、光源部３の照明光（観察方式）を切り替えるための照明光切替スイッチを含んで構成されてもよい。

30

【００１９】

ユニバーサルコード２３は、ライトガイド２０３と、一または複数の信号線をまとめた集合ケーブルと、を少なくとも内蔵している。集合ケーブルは、内視鏡２および光源部３とプロセッサ部４との間で信号を送受信する信号線であって、設定データを送受信するための信号線、画像信号を送受信するための信号線、撮像素子２０２を駆動するための駆動用のタイミング信号を送受信するための信号線などを含む。

【００２０】

また、内視鏡２は、撮像光学系２０１、撮像素子２０２、ライトガイド２０３、照明用レンズ２０４、Ａ／Ｄ変換部２０５および撮像情報記憶部２０６を備える。

40

【００２１】

撮像光学系２０１は、先端部２４に設けられ、少なくとも観察部位からの光を集光する。撮像光学系２０１は、一または複数のレンズを用いて構成される。なお、撮像光学系２０１には、画角を変化させる光学ズーム機構および焦点を変化させるフォーカス機構が設けられていてもよい。

【００２２】

撮像素子２０２は、撮像光学系２０１の光軸に対して垂直に設けられ、撮像光学系２０１によって結ばれた光の像を光電変換して電気信号（画像信号）を生成する。撮像素子２０２は、ＣＣＤ（Charge Coupled Device）イメージセンサやＣＭＯＳ（Complementary Metal Oxide Semiconductor）イメージセンサ等を用いて実現される。

50

【0023】

図3は、本実施の形態にかかる撮像素子の画素の構成を示す模式図である。撮像素子202は、撮像光学系201からの光を受光する複数の画素を有し、該複数の画素がマトリックス状に配列されてなる。そして、撮像素子202は、各画素が受光した光に対して光電変換を行うことにより生成された電気信号からなる撮像信号を生成する。この撮像信号には、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3では、 i 行 j 列目に配置されている画素を画素 P_{ij} と記している。

【0024】

撮像素子202には、撮像光学系201と当該撮像素子202との間に設けられ、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カラーフィルタ202aが設けられている。カラーフィルタ202aは、撮像素子202の受光面上に設けられる。

10

【0025】

図4は、本実施の形態にかかるカラーフィルタの構成の一例を示す模式図である。本実施の形態にかかるカラーフィルタ202aは、4行4列のマトリックス状に並べられた16個のフィルタからなるフィルタユニットU1を画素 P_{ij} 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、カラーフィルタ202aは、フィルタユニットU1のフィルタ配列を基本パターンとして、該基本パターンで繰り返し配置したものである。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各々配置される。このため、フィルタが設けられた画素 P_{ij} 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、緑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_{ij} は、緑色の波長帯域の光を受光する。以下、緑色の波長帯域の光を受光する画素 P_{ij} をG画素という。同様に、青色の波長帯域の光を受光する画素をB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。

20

【0026】

ここでのフィルタユニットU1は、青色（B）の波長帯域 H_B 、緑色（G）の波長帯域 H_G および赤色（R）の波長帯域 H_R の光を透過する。加えて、フィルタユニットU1は、波長帯域 H_B の光を透過する青色フィルタ（Bフィルタ）、波長帯域 H_G の光を透過する緑色フィルタ（Gフィルタ）、波長帯域 H_R の光を透過する赤色フィルタ（Rフィルタ）を各々一つまた複数用いて構成され、かつBフィルタ、およびGフィルタの数の各々が、Rフィルタの数より大きくなるように選択されてなる。青色、緑色および赤色の波長帯域 H_B 、 H_G および H_R は、例えば、波長帯域 H_B が400nm～500nm、波長帯域 H_G が480nm～600nm、波長帯域 H_R が580nm～700nmである。

30

【0027】

図4に示されるとおり、本実施の形態にかかるフィルタユニットU1は、波長帯域 H_B の光をそれぞれ透過する八つのBフィルタと、波長帯域 H_G の光をそれぞれ透過する六つのGフィルタと、波長帯域 H_R の光をそれぞれ透過する二つのRフィルタと、で構成されている。フィルタユニットU1では、同色の波長帯域の光を透過するフィルタ（同色フィルタ）が、行方向および列方向で隣接しないように配置されている。以下、画素 P_{ij} に対応する位置にBフィルタが設けられる場合、このBフィルタを B_{ij} と記す。同様に画素 P_{ij} に対応する位置にGフィルタが設けられる場合、 G_{ij} 、Rフィルタが設けられる場合、 R_{ij} と記す。

40

【0028】

フィルタユニットU1は、BフィルタおよびGフィルタの数が、当該フィルタユニットU1を構成する全フィルタ数（16個）の1/3以上であり、かつRフィルタの数が、全フィルタ数の1/3未満である。また、カラーフィルタ202a（フィルタユニットU1）において、複数のBフィルタは、市松状のパターンをなしている。

【0029】

図5は、本実施の形態にかかるカラーフィルタの各フィルタの特性の一例を示す図であって、光の波長と各フィルタの透過率との関係を示す図である。図5では、各フィルタの

50

透過率の最大値が等しくなるように透過率曲線を規格化している。図5に示す曲線 L_b （実線）はBフィルタの透過率曲線を示し、曲線 L_g （破線）はGフィルタの透過率曲線を示し、曲線 L_r （一点鎖線）はRフィルタの透過率曲線を示す。図5に示すように、Bフィルタは、波長帯域 H_B の光を透過する。Gフィルタは、波長帯域 H_G の光を透過する。Rフィルタは、波長帯域 H_R の光を透過する。

【0030】

図1および図2の説明に戻り、ライトガイド203は、グラスファイバ等を用いて構成され、光源部3が出射した光の導光路をなす。

【0031】

照明用レンズ204は、ライトガイド203の先端に設けられ、ライトガイド203により導光された光を拡散して先端部24の外部に出射する。

10

【0032】

A/D変換部205は、撮像素子202が生成した撮像信号をA/D変換し、該変換した撮像信号をプロセッサ部4に出力する。

【0033】

撮像情報記憶部206は、内視鏡2を動作させるための各種プログラム、内視鏡2の動作に必要な各種パラメータおよび当該内視鏡2の識別情報等を含むデータを記憶する。また、撮像情報記憶部206は、識別情報を記憶する識別情報記憶部261を有する。識別情報には、内視鏡2の固有情報（ID）、年式、スペック情報、伝送方式およびカラーフィルタ202aにかかるフィルタの配列情報等が含まれる。撮像情報記憶部206は、フラッシュメモリ等を用いて実現される。

20

【0034】

つぎに、光源部3の構成について説明する。光源部3は、照明部31および照明制御部32を備える。

【0035】

照明部31は、照明制御部32の制御のもと、波長帯域が互いに異なる複数の照明光を切り替えて出射する。照明部31は、光源31a、光源ドライバ31b、切替フィルタ31c、駆動部31d、駆動ドライバ31eおよび集光レンズ31fを有する。

【0036】

光源31aは、照明制御部32の制御のもと、赤色、緑色および青色の波長帯域 H_R 、 H_G および H_B の光を含む白色照明光を出射する。光源31aが発生した白色照明光は、切替フィルタ31cや、集光レンズ31fおよびライトガイド203を経由して先端部24から外部に出射される。光源31aは、白色LEDや、キセノンランプなどの白色光を発する光源を用いて実現される。

30

【0037】

光源ドライバ31bは、照明制御部32の制御のもと、光源31aに対して電流を供給することにより、光源31aに白色照明光を出射させる。

【0038】

切替フィルタ31cは、光源31aが出射した白色照明光のうち青色の狭帯域光および緑色の狭帯域光のみを透過する。切替フィルタ31cは、照明制御部32の制御のもと、光源31aが出射する白色照明光の光路上に挿脱自在に配置されている。切替フィルタ31cは、白色照明光の光路上に配置されることにより、二つの狭帯域光のみを透過する。具体的には、切替フィルタ31cは、波長帯域 H_B に含まれる狭帯域 T_B （例えば、400nm～445nm）の光と、波長帯域 H_G に含まれる狭帯域 T_G （例えば、530nm～550nm）の光と、からなる狭帯域照明光を透過する。この狭帯域 T_B 、 T_G は、血液中のヘモグロビンに吸収されやすい青色光および緑色光の波長帯域である。なお、狭帯域 T_B は、少なくとも405nm～425nmが含まれていればよい。この帯域に制限されて射出される光を狭帯域照明光といい、当該狭帯域照明光による画像の観察をもって狭帯域光観察（NBI）方式という。

40

【0039】

50

駆動部 3 1 d は、ステッピングモータや D C モータ等を用いて構成され、切替フィルタ 3 1 c を光源 3 1 a の光路から挿脱動作させる。

【 0 0 4 0 】

駆動ドライバ 3 1 e は、照明制御部 3 2 の制御のもと、駆動部 3 1 d に所定の電流を供給する。

【 0 0 4 1 】

集光レンズ 3 1 f は、光源 3 1 a が出射した白色照明光、または切替フィルタ 3 1 c を透過した狭帯域照明光を集光して、光源部 3 の外部（ライトガイド 2 0 3 ）に出射する。

【 0 0 4 2 】

照明制御部 3 2 は、光源ドライバ 3 1 b を制御して光源 3 1 a をオンオフ動作させ、および駆動ドライバ 3 1 e を制御して切替フィルタ 3 1 c を光源 3 1 a の光路に対して挿脱動作させることによって、照明部 3 1 により出射される照明光の種類（帯域）を制御する。

10

【 0 0 4 3 】

具体的には、照明制御部 3 2 は、切替フィルタ 3 1 c を光源 3 1 a の光路に対して挿脱動作させることによって、照明部 3 1 から出射される照明光を、白色照明光および狭帯域照明光のいずれかに切り替える制御を行う。換言すれば、照明制御部 3 2 は、波長帯域 H_B 、 H_G および H_R の光を含む白色照明光を用いた白色照明光観察（W L I）方式と、狭帯域 T_B 、 T_G の光からなる狭帯域照明光を用いた狭帯域光観察（N B I）方式とのいずれかの観察方式に切り替える制御を行う。

20

【 0 0 4 4 】

図 6 は、本実施の形態にかかる内視鏡装置の照明部が出射する照明光の波長と光量との関係を示すグラフである。図 7 は、本実施の形態にかかる内視鏡装置の照明部が有する切替フィルタによる照明光の波長と透過率との関係を示すグラフである。照明制御部 3 2 の制御により切替フィルタ 3 1 c を光源 3 1 a の光路から外すと、照明部 3 1 は、波長帯域 H_B 、 H_G および H_R の光を含む白色照明光を出射する（図 6 参照）。これに対し、照明制御部 3 2 の制御により切替フィルタ 3 1 c を光源 3 1 a の光路に挿入すると、照明部 3 1 は、狭帯域 T_B 、 T_G の光からなる狭帯域照明光を出射する（図 7 参照）。

【 0 0 4 5 】

次に、プロセッサ部 4 の構成について説明する。プロセッサ部 4 は、画像処理部 4 1、入力部 4 2、記憶部 4 3 および制御部 4 4 を備える。

30

【 0 0 4 6 】

画像処理部 4 1 は、内視鏡 2（A / D 変換部 2 0 5）からの撮像信号をもとに所定の画像処理を実行して、表示部 5 が表示するための表示画像信号を生成する。画像処理部 4 1 は、輝度成分画素選択部 4 1 1、動きベクトル検出処理部 4 1 2（動き検出処理部）、ノイズ低減処理部 4 1 3、フレームメモリ 4 1 4、デモザイキング処理部 4 1 5 および表示画像生成処理部 4 1 6 を有する。

【 0 0 4 7 】

輝度成分画素選択部 4 1 1 は、照明制御部 3 2 による照明光の切替動作、すなわち照明部 3 1 が出射する照明光が、白色照明光および狭帯域照明光のうちのどちらであるかを判断する。輝度成分画素選択部 4 1 1 は、判断した照明光に応じて、動きベクトル検出処理部 4 1 2 やデモザイキング処理部 4 1 5 で用いる輝度成分画素（輝度成分の光を受光する画素）の選択を行う。

40

【 0 0 4 8 】

動きベクトル検出処理部 4 1 2 は、内視鏡 2（A / D 変換部 2 0 5）からの撮像信号に応じた同時化前画像と、当該同時化前画像の直前に取得され、ノイズ低減処理部 4 1 3 によりノイズ低減処理が施された同時化前画像（以下、巡回画像）と、を用いて、画像の動きを動きベクトルとして検出する。本実施の形態では、動きベクトル検出処理部 4 1 2 は、輝度成分選択部 4 1 1 で選択された輝度成分画素の色成分（輝度成分）の同時化前画像および巡回画像を用いて、画像の動きを動きベクトルとして検出する。換言すれば、動き

50

ベクトル検出処理部 4 1 2 は、撮像タイミングが異なる（時系列に撮像された）同時化前画像と巡回画像との間の画像の動きを動きベクトルとして検出する。

【 0 0 4 9 】

ノイズ低減処理部 4 1 3 は、同時化前画像および巡回画像を用いた画像間の加重平均処理により、同時化前画像（撮像信号）のノイズ成分を低減する。巡回画像は、フレームメモリ 4 1 4 に記憶されている同時化前画像を出力することにより取得される。また、ノイズ低減処理部 4 1 3 は、ノイズ低減処理を施した同時化前画像をフレームメモリ 4 1 4 に出力する。

【 0 0 5 0 】

フレームメモリ 4 1 4 は、一つの画像（同時化前画像）を構成する 1 フレーム分の画像情報を記憶する。具体的には、フレームメモリ 4 1 4 は、ノイズ低減処理部 4 1 3 によりノイズ低減処理が施された同時化前画像の情報を記憶する。フレームメモリ 4 1 4 では、ノイズ低減処理部 4 1 3 により新たに同時化前画像が生成されると、該新たに生成された同時化前画像の情報に更新される。フレームメモリ 4 1 4 は、V R A M（Video Random Access Memory）等の半導体メモリを用いるものであってもよいし、記憶部 4 3 の記憶領域の一部を用いるものであってもよい。

10

【 0 0 5 1 】

デモザイキング処理部 4 1 5 は、ノイズ低減処理部 4 1 3 によりノイズ低減処理が施された撮像信号をもとに、複数の画素の色情報（画素値）の相関から補間方向を判別し、判別した補間方向に並んだ画素の色情報に基づいて補間を行うことによって、カラー画像信号を生成する。デモザイキング処理部 4 1 5 は、輝度成分画素選択部 4 1 1 によって選択された輝度成分画素に基づいて、該輝度成分の補間処理を行った後、輝度成分以外の色成分の補間処理を行ってカラー画像信号を生成する。

20

【 0 0 5 2 】

表示画像生成処理部 4 1 6 は、デモザイキング処理部 4 1 5 により生成された電気信号に対して、階調変換、拡大処理、または生体の血管及び腺管構造に対する強調処理などを施す。表示画像生成処理部 4 1 6 は、所定の処理を施した後、表示用の表示画像信号として表示部 5 に出力する。

【 0 0 5 3 】

画像処理部 4 1 は、上述したデモザイキング処理のほか、O B クランプ処理や、ゲイン調整処理などを行う。O B クランプ処理では、内視鏡 2（A / D 変換部 2 0 5）から入力された電気信号に対し、黒レベルのオフセット量を補正する処理を施す。ゲイン調整処理では、デモザイキング処理を施した画像信号に対し、明るさレベルの調整処理を施す。

30

【 0 0 5 4 】

入力部 4 2 は、プロセッサ部 4 に対するユーザからの入力等を行うためのインターフェースであり、電源のオン / オフを行うための電源スイッチ、撮影モードやその他各種のモードを切り替えるためのモード切替ボタン、光源部 3 の照明光（観察方式）を切り替えるための照明光切替ボタンなどを含んで構成されている。

【 0 0 5 5 】

記憶部 4 3 は、内視鏡装置 1 を動作させるための各種プログラム、および内視鏡装置 1 の動作に必要な各種パラメータ等を含むデータを記録する。記憶部 4 3 は、内視鏡 2 にかかる情報、例えば内視鏡 2 の固有情報（I D）とカラーフィルタ 2 0 2 a のフィルタ配置にかかる情報との関係テーブルなどを記憶してもよい。記憶部 4 3 は、フラッシュメモリや D R A M（Dynamic Random Access Memory）等の半導体メモリを用いて実現される。

40

【 0 0 5 6 】

制御部 4 4 は、C P U 等を用いて構成され、内視鏡 2 および光源部 3 を含む各構成部の駆動制御、およ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 4 4 は、記憶部 4 3 に記録されている撮像制御のための設定データ（例えば、読み出し対象の画素など）や、撮像タイミングにかかるタイミング信号等を、所定の信号線を介して内視鏡 2 へ送信

50

する。制御部 44 は、撮像情報記憶部 206 を介して取得したカラーフィルタ情報（識別情報）を画像処理部 41 に出力するとともに、カラーフィルタ情報に基づいて切替フィルタ 31c の配置にかかる情報を光源部 3 に出力する。

【0057】

次に、表示部 5 について説明する。表示部 5 は、映像ケーブルを介してプロセッサ部 4 が生成した表示画像信号を受信して該表示画像信号に対応する体内画像を表示する。表示部 5 は、液晶または有機 EL（Electro Luminescence）を用いて構成される。

【0058】

続いて、内視鏡装置 1 のプロセッサ部 4 の各部が行う信号処理について図 8 を参照して説明する。図 8 は、本実施の形態にかかる内視鏡装置のプロセッサ部の要部の構成を示すブロック図である。

10

【0059】

輝度成分画素選択部 411 は、入力された撮像信号が、白色照明光観察方式および狭帯域光観察方式のうちどちらの観察方式により生成されたものかを判断する。具体的には、輝度成分画素選択部 411 は、例えば制御部 44 からの制御信号（例えば、照明光にかかる情報や、観察方式を示す情報）に基づいて、どちらの観察方式により生成されたものかを判断する。

【0060】

輝度成分画素選択部 411 は、入力された撮像信号が、白色照明光観察方式により生成されたものであると判断すると、輝度成分画素として G 画素を選択して設定し、該設定した設定情報を動きベクトル検出処理部 412 およびデモザイキング処理部 415 に出力する。具体的には、輝度成分画素選択部 411 は、識別情報（カラーフィルタ 202a の情報）に基づいて輝度成分画素として設定する G 画素の位置情報、例えば G 画素の行および列に関する情報を出力する。

20

【0061】

これに対し、輝度成分画素選択部 411 は、入力された撮像信号が、狭帯域光観察方式により生成されたものであると判断すると、輝度成分画素として B 画素を選択して設定し、該設定した設定情報を動きベクトル検出処理部 412 およびデモザイキング処理部 412 に出力する。

【0062】

30

次に、動きベクトル検出処理部 412 およびノイズ低減処理部 413 が行う処理について説明する。図 9 は、本発明の実施の形態にかかる内視鏡装置の動きベクトル検出処理部が行う撮像タイミングが異なる画像間の動きを模式的に説明する図である。図 9 に示すように、動きベクトル検出処理部 412 は、巡回画像に基づく第 1 動き検出用画像 F1、および処理対象の同時化前画像に基づく第 2 動き検出用画像 F2 を用いて、公知のブロックマッチング法を用いて、第 1 動き検出用画像 F1 と第 2 動き検出用画像 F2 との間の画像の動きを動きベクトルとして検出する。なお、第 1 動き検出用画像 F1 および第 2 動き検出用画像 F2 は、時系列に連続した二つのフレームの撮像信号に基づく画像である。

【0063】

動きベクトル検出処理部 412 は、動き検出用画像生成部 412a およびブロックマッチング処理部 412b を有する。動き検出用画像生成部 412a は、輝度成分画素選択部 411 で選択された輝度成分画素に応じた輝度成分の補間処理を施し、各画素に応じて輝度成分の画素値、または補間された画素値（以下、補間値という）が付与された動き検出用画像（第 1 動き検出用画像 F1 および第 2 動き検出用画像 F2）を生成する。補間処理は同時化前画像、および巡回画像のそれぞれに施す。補間処理の方法は、後述する輝度成分生成部 415a と同様の処理を用いればよい。

40

【0064】

ブロックマッチング処理部 412b は、ブロックマッチング法を用いて、動き検出用画像生成部 412a が生成した動き検出用画像から画素毎に動きベクトルを検出する。具体的には、ブロックマッチング処理部 412b は、例えば、第 2 動き検出用画像 F2 の画素

50

M 1 が第 1 動き検出用画像 F 1 のどの位置に移動したかを検出する。動きベクトル検出処理部 4 1 2 は、画素 M 1 を中心としたブロック B 1 (小領域)をテンプレートとして、第 1 動き検出用画像 F 1 において第 2 動き検出用画像 F 2 の画素 M 1 の位置と同じ位置の画素 f_1 を中心に、第 1 動き検出用画像 F 1 をブロック B 1 のテンプレートで走査し、テンプレート間の差分絶対値和が最も小さい位置の中心画素を画素 M 1' とする。動きベクトル検出処理部 4 1 2 は、第 1 動き検出用画像 F 1 において画素 M 1 (画素 f_1) から画素 M 1' への動き量 V_1 を動きベクトルとして検出し、この処理を画像処理対象の全ての画素に対して行う。以下、画素 M 1 の座標を (x, y) とし、座標 (x, y) における動きベクトルの x 成分を $V_x(x, y)$ 、 y 成分を $V_y(x, y)$ と記載する。また、第 1 動き検出用画像 F 1 における画素 M 1' の座標を (x', y') とすると、 x' および y' は、下式 (1)、(2) でそれぞれ定義される。ブロックマッチング処理部 4 1 2 b は、検出した動きベクトル (画素 M 1, M 1' の位置を含む) 情報をノイズ低減処理部 4 1 3 に出力する。

10

【数 1】

$$x' = x + V_x(x, y) \quad \dots (1)$$

$$y' = y + V_y(x, y) \quad \dots (2)$$

【0065】

ノイズ低減処理部 4 1 3 は、同時化前画像と巡回画像との画像間の加重平均処理により、同時化前画像のノイズを低減する。以下、注目画素、例えば、画素 M 1 (座標 (x, y)) におけるノイズ低減処理後の信号を $I_{nr}(x, y)$ と記載する。ノイズ低減処理部 4 1 3 は、動きベクトル情報を参照し、注目画素に対応する参照画素が同色画素であるか否かを判断し、同色の場合と異色の場合とで異なる処理を実行する。ノイズ低減処理部 4 1 3 は、例えば、フレームメモリ 4 1 4 に記憶されている巡回画像の情報を参照して、画素 M 1 に対応する参照画素である画素 M 1' (座標 (x', y')) の情報 (信号値や透過光の色情報) を取得し、画素 M 1' が画素 M 1 と同色画素であるか否かを判断する。

20

【0066】

1) . 注目画素と参照画素とが同色の場合

注目画素と参照画素とが同色 (同一の色成分の光を受光する画素) の場合、ノイズ低減処理部 4 1 3 は、下式 (3) を用いて同時化前画像および巡回画素の各 1 画素を用いた加重平均処理を行うことにより信号 $I_{nr}(x, y)$ を生成する。

30

【数 2】

$$I_{nr}(x, y) = \text{coef} \times I(x, y) + (1 - \text{coef}) \times I'(x', y') \quad \dots (3)$$

但し、 $I(x, y)$: 同時化前画像の注目画素の信号値

$I'(x', y')$: 巡回画像の参照画素の信号値

なお、信号値は、画素値または補間値を含む。係数 coef は、 $0 < \text{coef} < 1$ を満たす任意の実数である。係数 coef は、所定値が予め設定されているものであってもよいし、ユーザにより入力部 4 2 を介して任意の値が設定されるものであってもよい。

40

【0067】

2) . 注目画素と参照画素とが異色の場合

注目画素と参照画素とが異色 (異なる色成分の光を受光する画素) の場合、ノイズ低減処理部 4 1 3 は、巡回画像の参照画素における信号値を周辺同色画素から補間する。ノイズ低減処理部 4 1 3 は、例えば下式 (4) を用いてノイズ低減処理後の信号 $I_{nr}(x, y)$ を生成する。

【数 3】

$$\text{Inr}(x, y) = \text{coef} \times I(x, y) + (1 - \text{coef}) \times \frac{\sum_{i=-K}^K \sum_{j=-K}^K w(x' + i, y' + j) \times I'(x' + i, y' + j)}{\sum_{i=-K}^K \sum_{j=-K}^K w(x' + i, y' + j)} \quad \dots (4)$$

但し、 $I(x, y)$ と $I(x' + i, y' + j)$ とが同色画素の信号値である場合、 $w(x' + i, y' + j) = 0$ であり、 $I(x, y)$ と $I(x' + i, y' + j)$ とが異色画素の信号値である場合、 $w(x' + i, y' + j) = 1$ となる。

10

【0068】

式(4)において、 $w()$ は同色画素を抽出するための関数であり、周辺画素 $(x' + i, y' + j)$ が注目画素 (x, y) と同色の場合に 1、異なる色の場合は 0 となる。また、 K は参照する周辺領域の大きさを設定するパラメータである。パラメータ K は、G 画素または B 画素である場合は 1 ($K = 1$)、R 画素である場合は 2 ($K = 2$) とする。

【0069】

続いて、デモザイキング処理部 415 による補間処理について説明する。デモザイキング処理部 415 は、ノイズ低減処理部 413 によりノイズ低減処理が施された信号 (信号 $\text{Inr}(x, y)$) をもとに補間処理を行うことによって、カラー画像信号を生成する。デモザイキング処理部 415 は、輝度成分生成部 415a、色成分生成部 415b およびカラー画像生成部 415c を有する。デモザイキング処理部 415 は、輝度成分画素選択部 411 が選択した輝度成分画素に基づいて、複数の画素の色情報 (画素値) の相関から補間方向を判別し、判別した補間方向に並んだ画素の色情報に基づいて補間を行うことによって、カラー画像信号を生成する。

20

【0070】

輝度成分生成部 415a は、輝度成分画素選択部 411 により選択された輝度成分画素が生成した画素値を用いて補間方向を判別し、該判別した補間方向に基づき輝度成分画素以外の画素における輝度成分を補間して、各画素が輝度成分の画素値または補間値を有する一枚の画像を構成する画像信号を生成する。

【0071】

30

具体的には、輝度成分生成部 415a は、既知の輝度成分 (画素値) からエッジ方向を補間方向として判別し、補間対象とする非輝度成分画素に対して該補間方向に沿った補間処理を施す。輝度成分生成部 415a は、例えば輝度成分画素として B 画素が選択されている場合、座標 (x, y) における非輝度成分画素の B 成分の信号値 $B(x, y)$ は、判別されたエッジ方向に基づいて下式(5) ~ (7) により算出する。

【0072】

輝度成分生成部 415a は、水平方向の輝度の変化が、垂直方向の輝度の変化より大きい場合、垂直方向をエッジ方向と判別し、下式(5) により信号値 $B(x, y)$ を算出する。

【数 4】

40

$$B(x, y) = \frac{1}{2} \{B(x, y-1) + B(x, y+1)\} \quad \dots (5)$$

なお、エッジ方向の判別では、図 3 に示す画素の配置の上下方向を垂直方向とし、左右方向を水平方向とする。また、垂直方向では下方向を正とし、左右方向では右方向を正とする。

【0073】

輝度成分生成部 415a は、垂直方向の輝度の変化が、水平方向の輝度の変化より大きい場合、水平方向をエッジ方向と判別し、下式(6) により信号値 $B(x, y)$ を算出する。

【数 5】

$$B(x,y)=\frac{1}{2}\{B(x-1,y)+B(x+1,y)\} \quad \dots (6)$$

【0074】

輝度成分生成部 415a は、垂直方向の輝度の変化と、水平方向の輝度の変化との差が小さい（両方向の輝度の変化が平坦な）場合は、エッジ方向を垂直方向でも水平方向でもないものと判別し、下式（7）により信号値 $B(x, y)$ を算出する。この場合、輝度成分生成部 415a は、垂直方向および水平方向に位置する画素の信号値を用いて信号値 $B(x, y)$ の算出を行う。

【数 6】

10

$$B(x,y)=\frac{1}{4}\{B(x-1,y)+B(x+1,y)+B(x,y+1)+B(x,y-1)\} \quad \dots (7)$$

【0075】

輝度成分生成部 415a は、上記式（5）～（7）により非輝度成分画素の B 成分の信号値 $B(x, y)$ を補間することにより、少なくとも画像を構成する画素について、輝度成分の信号の信号値（画素値または補間値）を有する画像信号を生成する。

【0076】

一方、輝度成分生成部 415a は、輝度成分画素として G 画素が選択されている場合、初めに R 画素における G 信号の信号値 $G(x, y)$ を、判別されたエッジ方向に基づいて下式（8）～（10）により補間する。その後、輝度成分生成部 415a は、信号値 $B(x, y)$ と同様の方法（式（5）～（7））で信号値 $G(x, y)$ を補間する。

20

【0077】

輝度成分生成部 415a は、斜め上方向の輝度の変化が、斜め下方向の輝度の変化より大きい場合、斜め下方向をエッジ方向と判別し、下式（8）により信号値 $B(x, y)$ を算出する。

【数 7】

$$G(x,y)=\frac{1}{2}\{G(x-1,y-1)+G(x+1,y+1)\} \quad \dots (8)$$

【0078】

輝度成分生成部 415a は、斜め下方向の輝度の変化が、斜め上方向の輝度の変化より大きい場合、斜め上方向をエッジ方向と判別し、下式（9）により信号値 $B(x, y)$ を算出する。

30

【数 8】

$$G(x,y)=\frac{1}{2}\{G(x+1,y-1)+G(x-1,y+1)\} \quad \dots (9)$$

【0079】

また、輝度成分生成部 415a は、斜め下方向の輝度の変化と、斜め上方向の輝度の変化との差が小さい（両方向の輝度の変化が平坦な）場合は、エッジ方向を斜め下方向でも斜め上方向でもないものと判別し、下式（10）により信号値 $B(x, y)$ を算出する。

【数 9】

40

$$G(x,y)=\frac{1}{4}\{G(x-1,y-1)+G(x+1,y-1)+G(x-1,y+1)+G(x+1,y+1)\} \quad \dots (10)$$

【0080】

なお、ここではエッジ方向（補間方向）に沿って R 画素の G 成分（輝度成分）の信号値 $G(x, y)$ を補間する方法（式（8）～（10））を示したが、この方法に限定されるものではない。他の方法としては、公知のバイキュービック補間を用いてもよい。

【0081】

色成分生成部 415b は、輝度成分画素および色成分画素（非輝度成分画素）の信号値

50

を用いて、少なくとも画像を構成する画素の色成分を補間して、各画素が色成分の画素値または補間値を有する一枚の画像を構成する画像信号を生成する。具体的には、色成分生成部 4 1 5 b は、輝度成分生成部 4 1 5 a により補間された輝度成分（例えば G 成分とする）の信号（G 信号）を使って、非輝度成分画素（B 画素および R 画素）位置における色差信号（ $R - G$ 、 $B - G$ ）を算出し、各色差信号に対して例えば公知のバイキュービック補間処理を施す。そして、色成分生成部 4 1 5 b は、補間後の色差信号に G 信号を加算し、画素ごとの R 信号および B 信号を補間する。このように、色成分生成部 4 1 5 b は、色成分の信号を補間することにより、少なくとも画像を構成する画素について、色成分の信号値（画素値または補間値）を付与した画像信号を生成する。この方法により、輝度の高周波成分が色成分に重畳され、解像度の高い画像を取得できる。なお、本発明はこれに限

10

【0082】

カラー画像生成処理部 4 1 5 c は、輝度成分生成部 4 1 5 a および色成分生成部 4 1 5 b により生成された輝度成分および色成分の画像信号を同時化し、各画素に応じて RGB 成分または GB 成分の信号値を付与したカラー画像（同時化後の画像）を含むカラー画像信号を生成する。カラー画像生成処理部 4 1 5 c は、輝度成分および色成分の信号を RGB の各チャンネルに割り当てる。観察モード（WLI / NBI）におけるチャンネルと信号との関係を以下に示す。本実施の形態では、G チャンネルに輝度成分の信号が割り当てられるものとする。

20

	WLI モード	NBI モード
R チャンネル	: R 信号	G 信号
G チャンネル	: G 信号	B 信号
B チャンネル	: B 信号	B 信号

【0083】

続いて、上述した構成を有するプロセッサ部 4 が行う信号処理について、図面を参照して説明する。図 10 は、本実施の形態にかかる内視鏡装置 1 のプロセッサ部 4 が行う信号処理を示すフローチャートである。制御部 4 4 は、内視鏡 2 から電気信号を取得すると、該電気信号に含まれる同時化前画像の読み込みを行う（ステップ S 101）。内視鏡 2 からの電気信号は、撮像素子 202 により生成され、A/D 変換部 205 によってデジタル

30

【0084】

制御部 4 4 は、同時化前画像の読み込み後、識別情報記憶部 261 を参照して制御情報（例えば、照明光（観察方式）にかかる情報や、カラーフィルタ 202 a の配列情報）を取得し、輝度成分画素選択部 4 1 1 に出力する（ステップ S 102）。

【0085】

輝度成分画素選択部 4 1 1 は、制御情報に基づき、電気信号（読み込んだ同時化前画像）が、取得した白色照明光観察（WLI）方式および狭帯域観察（NBI）方式のうちどちらの観察方式により生成されたものかを判断し、該判断をもとに輝度成分画素を選択する（ステップ S 103）。具体的には、輝度成分画素選択部 4 1 1 は、WLI 方式であると判断した場合に G 画素を輝度成分画素として選択し、NBI 方式であると判断した場合に B 画素を輝度成分画素として選択する。輝度成分画素選択部 4 1 1 は、選択した輝度成分画素に関する制御信号を動きベクトル検出処理部 4 1 2 およびデモザイキング処理部 4 1 5 に出力する。

40

【0086】

動きベクトル検出処理部 4 1 2 は、輝度成分画素に関する制御信号を取得すると、輝度成分の同時化前画像および巡回画像とをもとに動きベクトルの検出を行う（ステップ S 104）。動きベクトル検出処理部 4 1 2 は、検出した動きベクトルをノイズ低減処理部 4 1 3 に出力する。

【0087】

50

ノイズ低減処理部 4 1 3 は、同時化前画像、巡回画像、および動きベクトル検出処理部 4 1 2 により検出された動きベクトルを用いて、電気信号（ステップ S 1 0 1 で読み込んだ同時化前画像）に対しノイズ低減処理を施す（ステップ S 1 0 5）。なお、本ステップ S 1 0 5 により生成されたノイズ低減処理後の電気信号（同時化前画像）は、デモザイキング処理部 4 1 5 に出力されるとともに、巡回画像としてフレームメモリ 4 1 4 に格納（更新）される。

【 0 0 8 8 】

デモザイキング処理部 4 1 5 は、ノイズ低減処理部 4 1 3 からノイズ低減処理後の電子信号が入力されると、該電子信号をもとにデモザイキング処理を行う（ステップ S 1 0 6）。デモザイキング処理では、輝度成分生成部 4 1 5 a が、輝度成分画素として設定した画素が生成した画素値を用いて補間対象の画素（輝度成分画素以外の画素）における補間方向を判別し、該判別した補間方向に基づき輝度成分画素以外の画素における輝度成分を補間して、各画素が輝度成分の画素値または補間値を有する一枚の画像を構成する画像信号を生成する。その後、色成分生成部 4 1 5 b が、輝度成分の画素値および補間値、ならびに輝度成分画素以外の画素の画素値をもとに、輝度成分以外の色成分の画素値または補間値を有する一枚の画像を構成する画像信号を色成分ごとに生成する。

【 0 0 8 9 】

色成分生成部 4 1 5 b により各色の成分の画像信号が生成されると、カラー画像生成部 4 1 5 c が、各色成分の各画像信号を用いてカラー画像を構成するカラー画像信号を生成する（ステップ S 1 0 7）。カラー画像生成部 4 1 5 c は、W L I モードの場合は赤色成分、緑色成分および青色成分の画像信号を用いてカラー画像信号を生成し、N B I モードの場合は緑色成分および青色成分の画像信号を用いてカラー画像信号を生成する。

【 0 0 9 0 】

デモザイキング処理部 4 1 5 によりカラー画像信号が生成された後、表示画像生成処理部 4 1 6 は、該カラー画像信号に対して、階調変換、拡大処理などを施して表示用の表示画像信号を生成する（ステップ S 1 0 8）。表示画像生成処理部 4 1 6 は、所定の処理を施した後、表示画像信号として表示部 5 に出力する。

【 0 0 9 1 】

表示画像生成処理部 4 1 6 により表示画像信号が生成されると、該表示画像信号に応じて画像表示処理が行われる（ステップ S 1 0 9）。画像表示処理により、表示部 5 には、表示画像信号に応じた画像が表示される。

【 0 0 9 2 】

制御部 4 4 は、表示画像生成処理部 4 1 6 による表示画像信号の生成処理、および画像表示処理後、この画像が最終画像であるか否かを判断する（ステップ S 1 1 0）。制御部 4 4 は、全ての画像に対して一連の処理が完了した場合は処理を終了し（ステップ S 1 1 0 : Y e s）、未処理画像が残っている場合はステップ S 1 0 1 に移行して同様の処理を継続する（ステップ S 1 1 0 : N o）。

【 0 0 9 3 】

本実施の形態では、プロセッサ部 4 を構成する各部をハードウェアで構成し、各部が処理を行うものとして説明したが、C P U が各部の処理を行う構成として、該 C P U がプログラムを実行することによって上述した信号処理をソフトウェアで実現するものであってもよい。例えば、カプセル型内視鏡などの撮像素子で予め取得された画像に対して、C P U が上述したソフトウェアを実行することで信号処理を実現することとしてもよい。また、各部が行う処理の一部をソフトウェアで構成することとしてもよい。この場合、C P U は、上述したフローチャートにしたがって信号処理を実行する。

【 0 0 9 4 】

上述した本実施の形態によれば、撮像素子 2 0 2 に設けたカラーフィルタ 2 0 2 a において、B フィルタ、および G フィルタの数の各々が、R フィルタの数より大きいフィルタユニット U 1 のフィルタ配列を基本パターンとして、該基本パターンを繰り返してフィルタを配置するようにしたので、白色光観察方式および狭帯域光観察方式のどちらの観察方

10

20

30

40

50

式においても解像度の高い画像を得ることができる。

【 0 0 9 5 】

また、上述した本実施の形態によれば、動きベクトル検出処理部 4 1 2 による動きベクトル検出処理を観察方式に対して適応的に切り替えることで、観察モード（NBIモードまたはWLIモード）によらず画像間の動きを高精度に検出可能である。具体的には、WLIモード時に生体の血管や腺管構造が明瞭に描出されるG画素を輝度成分画素として選択し、G画素を用いて画像間の動きベクトルを検出する。一方、NBIモード時には、生体表層の血管や腺管構造が明瞭に描出されるB画素を輝度成分画素として選択し、B画素を用いて動きベクトルを検出する。このような輝度成分画素の選択により得られた高精度な動きベクトルを用いることで、残像を抑制したノイズ低減が可能となり、より解像度の高い画像を取得できる。

10

【 0 0 9 6 】

また、上述した本実施の形態によれば、観察モードに応じてデモザイキング処理を切り替えることで、さらに解像度を向上可能である。具体的には、WLIモード時にはG画素を輝度成分画素として選択し、G画素に対してエッジ方向に沿った補間処理を施す。さらに、色差信号（R - G、B - G）に対する補間処理後にG信号を加算し、G信号の高周波成分を色成分にも重畳する。一方、NBIモード時にはB画素を輝度成分画素として選択し、B画素に対してエッジ方向に沿った補間処理を施す。さらに色差信号（G - B）に対する補間処理後にB信号を加算し、B信号の高周波成分を色成分にも重畳する。以上の構成により、公知のバイキュービック補間と比較して解像度を向上させることができる。また、本実施の形態の構成によれば、デモザイキング処理部 4 1 5 の前段にあるノイズ低減処理部 4 1 3 により、デモザイキング処理に用いる電気信号はノイズが低減されているため、エッジ方向の判別精度が向上する利点もある。

20

【 0 0 9 7 】

（変形例 1）

図 1 1 は、本実施の形態の変形例 1 にかかるカラーフィルタの構成を示す模式図である。本変形例 1 にかかるカラーフィルタは、3 行 3 列のマトリックス状に並べられた 9 個のフィルタからなるフィルタユニット U 2 を二次元的に並べて配列したものである。フィルタユニット U 2 は、四つの B フィルタと、四つの G フィルタと、一つの R フィルタと、からなる。フィルタユニット U 2 では、同色の波長帯域の光を透過するフィルタ（同色フィルタ）が、行方向および列方向で隣接しないように配置されている。

30

【 0 0 9 8 】

フィルタユニット U 2 は、B フィルタおよび G フィルタの数が、当該フィルタユニット U 2 を構成する全フィルタ数（9 個）の 1 / 3 以上であり、かつ R フィルタの数が、全フィルタ数の 1 / 3 未満の割合である。また、カラーフィルタ 2 0 2 a（フィルタユニット U 2）において、複数の B フィルタは、市松状のパターンの一部をなしている。

【 0 0 9 9 】

（変形例 2）

図 1 2 は、本実施の形態の変形例 2 にかかるカラーフィルタの構成を示す模式図である。本変形例 2 にかかるカラーフィルタは、2 行 3 列のマトリックス状に並べられた 6 個のフィルタからなるフィルタユニット U 3 を二次元的に並べて配列したものである。フィルタユニット U 3 は、三つの B フィルタと、二つの G フィルタと、一つの R フィルタと、からなる。フィルタユニット U 3 では、同色の波長帯域の光を透過するフィルタ（同色フィルタ）が、行方向および列方向で隣接しないように配置されている。

40

【 0 1 0 0 】

フィルタユニット U 3 は、B フィルタおよび G フィルタの数が、当該フィルタユニット U 3 を構成する全フィルタ数（6 個）の 1 / 3 以上であり、かつ R フィルタの数が、全フィルタ数の 1 / 3 未満である。

【 0 1 0 1 】

（変形例 3）

50

図 13 は、本実施の形態の変形例 3 にかかるカラーフィルタの構成を示す模式図である。本変形例 3 にかかるカラーフィルタは、2 行 6 列のマトリックス状に並べられた 12 個のフィルタからなるフィルタユニット U4 を二次元的に並べて配列したものである。フィルタユニット U4 は、六つの B フィルタと、四つの G フィルタと、二つの R フィルタと、からなる。フィルタユニット U4 では、同色の波長帯域の光を透過するフィルタ（同色フィルタ）が、行方向および列方向で隣接しないように配置され、かつ複数の B フィルタがジグザグ状に配置されている。

【0102】

フィルタユニット U4 は、B フィルタおよび G フィルタの数が、当該フィルタユニット U4 を構成する全フィルタ数（12 個）の $1/3$ 以上であり、かつ R フィルタの数が、全フィルタ数の $1/3$ 未満である。また、カラーフィルタ 202a（フィルタユニット U4）において、複数の B フィルタは、市松状のパターンをなす。

10

【0103】

なお、上述した実施の形態にかかるカラーフィルタ 202a は、フィルタユニットにおいて、波長帯域 H_B の光を透過する B フィルタの数と、波長帯域 H_G の光を透過する G フィルタの数との各々が、波長帯域 H_R の光を透過する R フィルタの数より大きければよく、上述した配列のほか、上記の条件を満たす配列であれば適用可能である。また、上述したフィルタユニットは、4 行 4 列、3 行 3 列、2 行 3 列または 2 行 6 列でフィルタが配置されたものとして説明したが、これらの行数および列数に限定されるものではない。

【0104】

20

また、上述した実施の形態では、各々が所定の波長帯域の光を透過するフィルタを複数有するカラーフィルタ 202a が撮像素子 202 の受光面に設けられているものとして説明したが、各フィルタが撮像素子 202 の各画素に個別に設けられているものであってもよい。

【0105】

なお、上述した実施の形態にかかる内視鏡装置 1 は、一つの光源 31a から出射される白色光に対して、切替フィルタ 31c の挿脱により照明部 31 から出射される照明光を白色照明光および狭帯域照明光に切り替えるものとして説明したが、白色照明光および狭帯域照明光をそれぞれ出射する二つの光源を切り替えて白色照明光および狭帯域照明光のいずれかを出射するものであってもよい。二つの光源を切り替えて白色照明光および狭帯域照明光のいずれかを出射する場合、例えば、光源部、カラーフィルタおよび撮像素子を備え、被検体内に導入されるカプセル型の内視鏡にも適用することができる。

30

【0106】

また、上述した実施の形態にかかる内視鏡装置 1 は、A/D 変換部 205 が先端部 24 に設けられているものとして説明したが、プロセッサ部 4 に設けられるものであってもよい。また、画像処理にかかる構成を、内視鏡 2 や、内視鏡 2 とプロセッサ部 4 とを接続するコネクタ、操作部 22 などに設けるものであってもよい。また、上述した内視鏡装置 1 では、識別情報記憶部 261 に記憶された識別情報などを用いてプロセッサ部 4 に接続されている内視鏡 2 を識別するものとして説明したが、プロセッサ部 4 と内視鏡 2 との接続部分（コネクタ）に識別手段を設けてもよい。例えば、内視鏡 2 側に識別用のピン（識別手段）を設けて、プロセッサ部 4 に接続された内視鏡 2 を識別する。

40

【0107】

また、上述した実施の形態では、動き検出用画像生成部 412a により輝度成分について同時化した後に動きベクトルを検出するものとして説明したが、本発明はこれに限定されない。他の方法としては、同時化前の輝度信号（画素値）から動きベクトルを検出する構成としてもよい。この場合、同色画素間でマッチングを行う際、輝度成分画素以外の画素（非輝度成分画素）から画素値が得られないためマッチングの間隔が制限されるものの、ブロックマッチングに要する演算コストを低減できる。ここで、動きベクトルの検出は輝度成分画素のみのため、非輝度成分画素における動きベクトルを補間する必要がある。この際の補間処理には公知のバイキュービック補間を用いればよい。

50

【 0 1 0 8 】

また、上述した実施の形態では、デモザイキング処理部 4 1 5 によるデモザイキング処理前の同時化前画像に対してノイズ低減処理を施す構成としたが、デモザイキング処理部 4 1 5 から出力されるカラー画像に対してノイズ低減処理部 4 1 3 がノイズ低減処理を施すようにしてもよい。この場合、参照画素は全て同色画素のため式 (4) の演算処理が不要となり、ノイズ低減処理に要する演算コストを低減できる。

【 0 1 0 9 】

以上のように、本発明にかかる内視鏡装置は、白色照明光観察方式および狭帯域光観察方式のどちらの観察方式においても高い解像度の画像を得るのに有用である。

【 符号の説明 】

10

【 0 1 1 0 】

- 1 内視鏡装置
- 2 内視鏡
- 3 光源部
- 4 プロセッサ部
- 5 表示部
- 2 1 挿入部
- 2 2 操作部
- 2 3 ユニバーサルコード
- 2 4 先端部
- 3 1 照明部
- 3 1 a 光源
- 3 1 b 光源ドライバ
- 3 1 c 切替フィルタ
- 3 1 d 駆動部
- 3 1 e 駆動ドライバ
- 3 1 f 集光レンズ
- 3 2 照明制御部
- 4 1 画像処理部
- 4 2 入力部
- 4 3 記憶部
- 4 4 制御部
- 2 0 1 撮像光学系
- 2 0 2 撮像素子
- 2 0 2 a カラーフィルタ
- 2 0 3 ライトガイド
- 2 0 4 照明用レンズ
- 2 0 5 A / D 変換部
- 2 0 6 撮像情報記憶部
- 2 6 1 識別情報記憶部
- 4 1 1 輝度成分選択部
- 4 1 2 動きベクトル検出処理部 (動き検出処理部)
- 4 1 2 a 動き検出用画像生成部
- 4 1 2 b ブロックマッチング処理部
- 4 1 3 ノイズ低減処理部
- 4 1 4 フレームメモリ
- 4 1 5 デモザイキング処理部
- 4 1 5 a 輝度成分生成部
- 4 1 5 b 色成分生成部
- 4 1 5 c カラー画像生成部

20

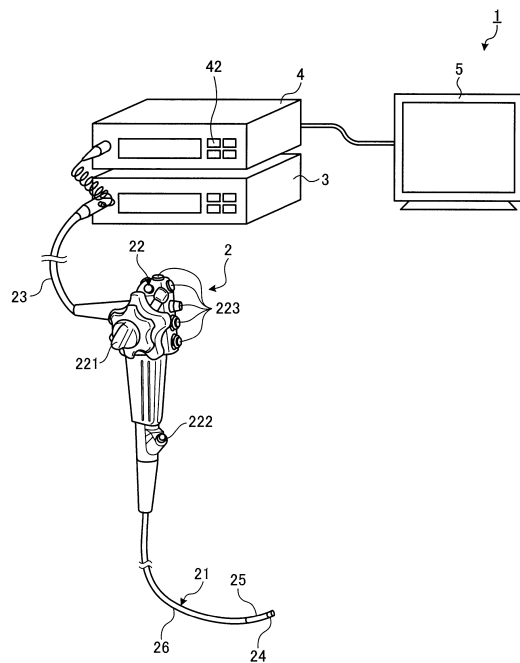
30

40

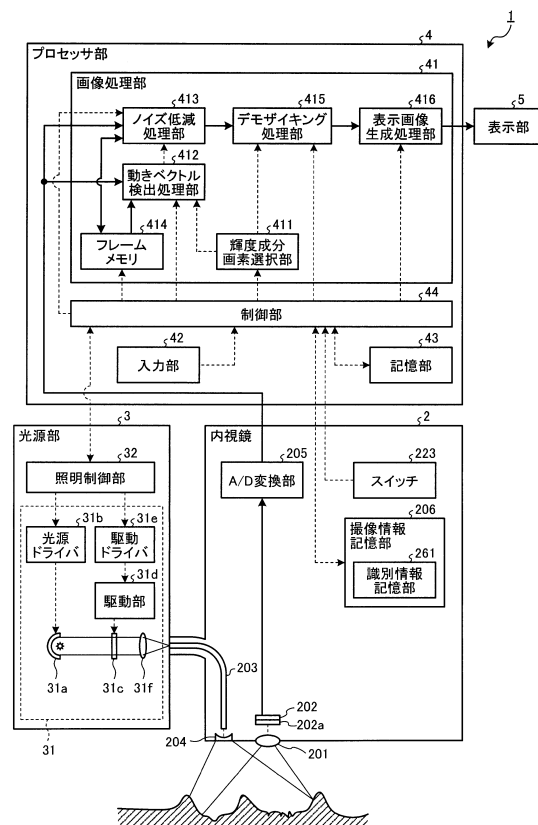
50

4 1 6 表示画像生成処理部
U 1 ~ U 3 フィルタユニット

【図 1】



【図 2】



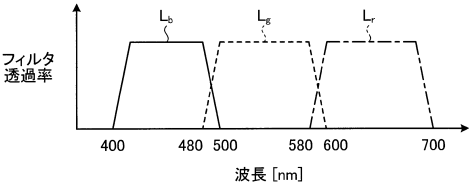
【図 3】

P ₁₁	P ₁₂	P ₁₃	P ₁₄	P ₁₅	P ₁₆	P ₁₇	P ₁₈	...
P ₂₁	P ₂₂	P ₂₃	P ₂₄	P ₂₅	P ₂₆	P ₂₇	P ₂₈	...
P ₃₁	P ₃₂	P ₃₃	P ₃₄	P ₃₅	P ₃₆	P ₃₇	P ₃₈	...
P ₄₁	P ₄₂	P ₄₃	P ₄₄	P ₄₅	P ₄₆	P ₄₇	P ₄₈	...
P ₅₁	P ₅₂	P ₅₃	P ₅₄	P ₅₅	P ₅₆	P ₅₇	P ₅₈	...
P ₆₁	P ₆₂	P ₆₃	P ₆₄	P ₆₅	P ₆₆	P ₆₇	P ₆₈	...
P ₇₁	P ₇₂	P ₇₃	P ₇₄	P ₇₅	P ₇₆	P ₇₇	P ₇₈	...
P ₈₁	P ₈₂	P ₈₃	P ₈₄	P ₈₅	P ₈₆	P ₈₇	P ₈₈	...
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

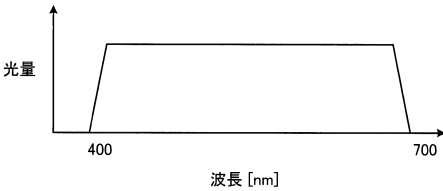
【図 4】

U1									
G ₁₁	B ₁₂	G ₁₃	B ₁₄	G ₁₅	B ₁₆	G ₁₇	B ₁₈	...	
B ₂₁	R ₂₂	B ₂₃	G ₂₄	B ₂₅	R ₂₆	B ₂₇	G ₂₈	...	
G ₃₁	B ₃₂	G ₃₃	B ₃₄	G ₃₅	B ₃₆	G ₃₇	B ₃₈	...	
B ₄₁	G ₄₂	B ₄₃	R ₄₄	B ₄₅	G ₄₆	B ₄₇	R ₄₈	...	
G ₅₁	B ₅₂	G ₅₃	B ₅₄	G ₅₅	B ₅₆	G ₅₇	B ₅₈	...	
B ₆₁	R ₆₂	B ₆₃	G ₆₄	B ₆₅	R ₆₆	B ₆₇	G ₆₈	...	
G ₇₁	B ₇₂	G ₇₃	B ₇₄	G ₇₅	B ₇₆	G ₇₇	B ₇₈	...	
B ₈₁	G ₈₂	B ₈₃	R ₈₄	B ₈₅	G ₈₆	B ₈₇	R ₈₈	...	
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	

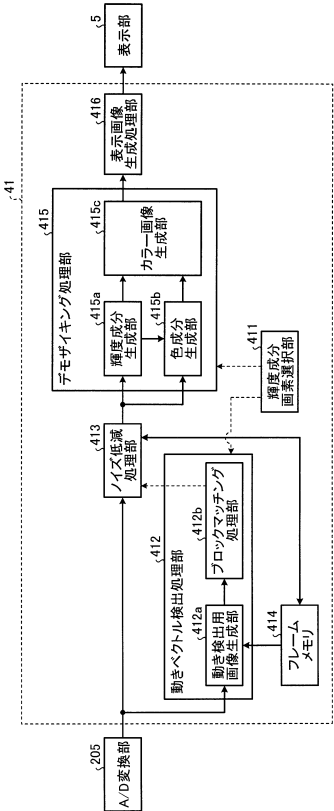
【図 5】



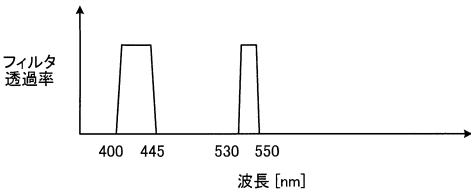
【図 6】



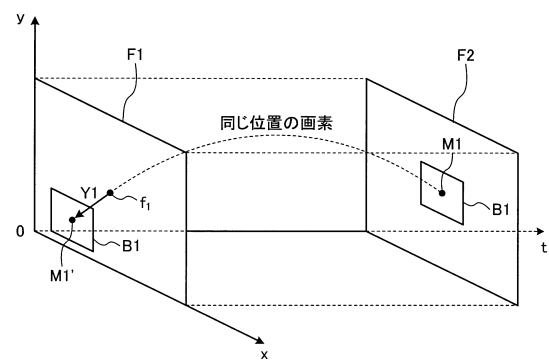
【図 8】



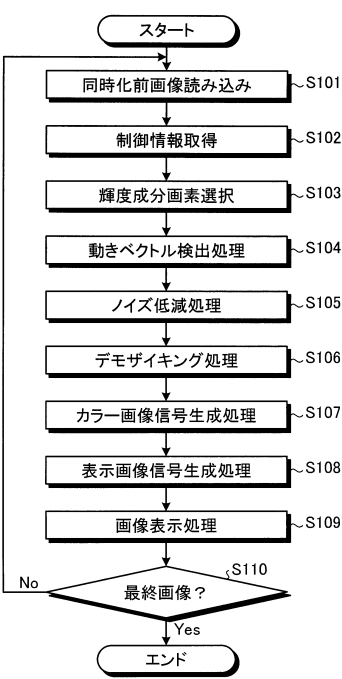
【図 7】



【図 9】



【図 10】



【図 11】

U2						
B ₁₁	G ₁₂	B ₁₃	B ₁₄	G ₁₅	B ₁₆	...
G ₂₁	B ₂₂	G ₂₃	G ₂₄	B ₂₅	G ₂₆	...
B ₃₁	G ₃₂	R ₃₃	B ₃₄	G ₃₅	R ₃₆	...
B ₄₁	G ₄₂	B ₄₃	B ₄₄	G ₄₅	B ₄₆	...
G ₅₁	B ₅₂	G ₅₃	G ₅₄	B ₅₅	G ₅₆	...
B ₆₁	G ₆₂	R ₆₃	B ₆₄	G ₆₅	R ₆₆	...
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

【図 13】

U4						
G ₁₁	B ₁₂	G ₁₃	B ₁₄	R ₁₅	B ₁₆	...
B ₂₁	R ₂₂	B ₂₃	G ₂₄	B ₂₅	G ₂₆	...
G ₃₁	B ₃₂	G ₃₃	B ₃₄	R ₃₅	B ₃₆	...
B ₄₁	R ₄₂	B ₄₃	G ₄₄	B ₄₅	G ₄₆	...
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

【図 12】

U3						
G ₁₁	B ₁₂	G ₁₃	G ₁₄	B ₁₅	G ₁₆	...
B ₂₁	R ₂₂	B ₂₃	B ₂₄	R ₂₅	B ₂₆	...
G ₃₁	B ₃₂	G ₃₃	G ₃₄	B ₃₅	G ₃₆	...
B ₄₁	R ₄₂	B ₄₃	B ₄₄	R ₄₅	B ₄₆	...
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平6 - 105805 (JP, A)
特開2011 - 177532 (JP, A)
特開2010 - 22595 (JP, A)
特開2006 - 297093 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP6346501B2	公开(公告)日	2018-06-20
申请号	JP2014123403	申请日	2014-06-16
[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	高橋 順平		
发明人	高橋 順平		
IPC分类号	A61B1/045 A61B1/04 A61B1/06 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00009 A61B1/04 A61B1/045 A61B1/0646 G02B5/201 G02B23/2461 G02B23/2484 G06T3/4015 G06T5/20 G06T2207/10024 H04N5/2256 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/045.610 A61B1/04.531 A61B1/06.510 A61B1/00.513 A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/04.372 A61B1/045.611 A61B1/05 A61B1/06.A A61B1/07.730 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/DA01 2H040/GA02 2H040/GA05 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/PP01 4C161/QQ02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR17		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP2016002188A5 JP2016002188A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在白色照明光观察系统和窄带光观察系统的任何观察系统中获得高分辨率的内窥镜装置。本发明的内窥镜装置包括：光源单元，用于发射包含红色，绿色和蓝色波段的光的白色照明光，或者包括包含在蓝色和绿色波段中的窄带光的窄带照明光，分别；成像元件，具有布置在所述矩阵中的两个或更多个像素，并且通过对由每个像素接收的光进行光电转换来生成电信号；以及滤色器，其是通过使用用于通过蓝色波带的光的蓝色滤光片，用于通过绿色波长带的光的绿色滤光片和用于通过绿色波长带的光的红色滤光片而构成的滤光单元通过布置两个或更多个滤光单元形成的红色波长带，所述两个或更多个滤光单元中蓝色滤光片的数量和绿色滤光片的数量大于红色滤光片的数量，并且设置在成像元件的光接收表面上。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6346501号 (P6346501)
(45) 発行日 平成30年6月20日 (2018. 6. 20)		(24) 登録日 平成30年6月1日 (2018. 6. 1)	
(51) Int. Cl.		F 1	
A 6 1 B 1/045 (2006. 01)		A 6 1 B 1/045 6 1 0	
A 6 1 B 1/04 (2006. 01)		A 6 1 B 1/04 5 3 1	
A 6 1 B 1/06 (2006. 01)		A 6 1 B 1/06 5 1 0	
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)		A 6 1 B 1/00 5 1 3	
		請求項の数 8 (全 22 頁)	
(21) 出願番号 特願2014-123403 (P2014-123403)		(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地	
(22) 出願日 平成26年6月16日 (2014. 6. 16)		(74) 代理人 100089118 弁理士 酒井 宏明	
(65) 公開番号 特開2016-2188 (P2016-2188A)		(72) 発明者 高橋 順平 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オ リンパス株式会社内	
(43) 公開日 平成28年1月12日 (2016. 1. 12)		審査官 増淵 俊仁	
審査請求日 平成29年6月15日 (2017. 6. 15)			
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置			
最終頁に続く			