

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/129062

発行日 平成29年12月7日(2017.12.7)

(43) 国際公開日 平成28年8月18日(2016.8.18)

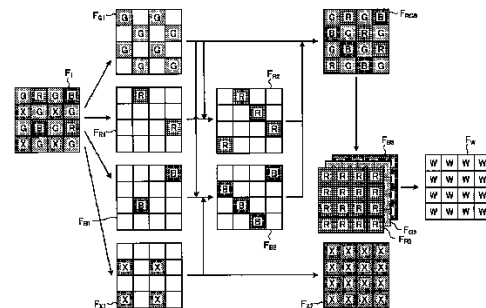
(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 O	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 5 3 1	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 3	
A 6 1 B 1/05 (2006.01)	A 6 1 B 1/05	
G O 2 B 23/24 (2006.01)	G O 2 B 23/24 B	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 28 頁)		

出願番号	特願2016-574559 (P2016-574559)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/053687		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成27年2月10日(2015.2.10)		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	100089118 弁理士 酒井 宏明
		(72) 発明者	井岡 健 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内
		(72) 発明者	吉崎 和徳 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内
		(72) 発明者	菊地 直 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内
最終頁に続く			

(54) 【発明の名称】 画像処理装置、内視鏡システム、撮像装置、画像処理方法およびプログラム

(57) 【要約】

通常画像および狭帯域画像それぞれを高解像度で得ることができる画像処理装置、内視鏡システムおよび撮像装置を提供する。画像処理装置4は、撮像装置から入力される画像信号に基づいて、複数の広帯域フィルタの各々を透過した広帯域光に対応する複数の広帯域画像信号と複数の狭帯域フィルタの各々を透過した狭帯域光に対応する複数の狭帯域画像信号とを分離する分離部401aと、分離部401aが分離した複数の狭帯域画像信号に基づいて、複数の広帯域画像信号のいずれか1つを補間するデモザイク処理を行うデモザイク部401bと、デモザイク部401bがデモザイク処理によって補間した広帯域画像信号を用いて広帯域画像を生成するとともに、狭帯域画像信号を用いて狭帯域画像を生成する画像生成部401cと、を備える。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

2次元格子状に配置された複数の画素がそれぞれ受光した光を光電変換して画像信号を生成する撮像素子と、互いに異なる原色の波長帯域を含む広帯域光を透過する複数の広帯域フィルタ、および前記複数の広帯域フィルタの各々が透過する前記広帯域光の波長帯域よりも狭い波長帯域を有し、前記広帯域光の波長帯域の一部に含まれる狭帯域光を透過する狭帯域フィルタを用いて構成され、前記狭帯域フィルタのフィルタ数が前記複数の広帯域フィルタのうちいずれか1つのフィルタ数以上であるカラーフィルタであって、前記複数の画素に対応させて配置したカラーフィルタと、を備えた撮像装置から入力される前記画像信号に基づいて、前記複数の広帯域フィルタの各々を透過した前記広帯域光に対応する複数の広帯域画像信号と前記狭帯域フィルタを透過した前記狭帯域光に対応する狭帯域画像信号とを分離する分離部と、

10

前記分離部が分離した前記狭帯域画像信号に基づいて、前記複数の広帯域画像信号の1つを補間するデモザイク処理を行うデモザイク部と、

前記デモザイク部が前記デモザイク処理によって補間した前記広帯域画像信号を用いて広帯域画像を生成するとともに、前記狭帯域画像信号を用いて狭帯域画像を生成する画像生成部と、

を備えたことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記狭帯域フィルタは、

20

前記狭帯域光を透過する透過スペクトルの最大値が前記複数の広帯域フィルタのいずれか1つの透過スペクトルの半値幅の間に含まれ、

前記デモザイク部は、

前記複数の広帯域画像信号のうち、前記半値幅の間に前記最大値が含まれる前記広帯域フィルタに対応する広帯域画像信号を前記デモザイク処理によって補間することを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記複数の広帯域フィルタは、青色の波長帯域の光を透過する青色フィルタ、緑色の波長帯域の光を透過する緑色フィルタおよび赤色の波長帯域の光を透過する赤色フィルタを含み、

30

前記狭帯域フィルタは、

前記狭帯域光を透過する透過スペクトルの最大値が前記青色フィルタの透過スペクトルの半値幅の間に含まれる第1狭帯域フィルタを有し、

前記デモザイク部は、

前記青色フィルタに対応する広帯域画像信号を、前記第1狭帯域フィルタを透過した前記狭帯域光に対応する第1狭帯域画像信号を用いて前記デモザイク処理を行うことによって補間し、

前記第1狭帯域フィルタのフィルタ数は、前記青色フィルタのフィルタ数以上であることを特徴とする請求項2に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

40

前記狭帯域フィルタは、

前記狭帯域光を透過する透過スペクトルの最大値が前記緑色フィルタの透過スペクトルの半値幅の間に含まれる第2狭帯域フィルタを有し、

前記緑色フィルタに対応する広帯域画像信号を、前記第2狭帯域フィルタを透過した前記狭帯域光に対応する第2狭帯域画像信号を用いて前記デモザイク処理を行うことによって補間することを特徴とする請求項3に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記デモザイク部は、前記緑色フィルタに対応する広帯域画像信号と前記第1狭帯域フィルタを透過した前記狭帯域光に対応する第1狭帯域画像信号がある場合において、前記青色フィルタに対応する広帯域画像信号を補間するとき、前記第1狭帯域画像信号を用い

50

て前記デモザイク処理を行うことを特徴とする請求項 3 または 4 に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

請求項 1 ~ 4 のいずれか一つの画像処理装置と、

2 次元格子状に配置された複数の画素がそれぞれ受光した光を光電変換して画像信号を生成する撮像素子と、互いに異なる原色の波長帯域を含む広帯域光を透過する複数の広帯域フィルタ、および前記複数の広帯域フィルタの各々が透過する前記広帯域光の波長帯域よりも狭い波長帯域を有し、前記広帯域光の波長帯域の一部に含まれる狭帯域光を透過する狭帯域フィルタを用いて構成され、前記狭帯域フィルタのフィルタ数が前記複数の広帯域フィルタのうちいずれか 1 つのフィルタ数以上であるカラーフィルタであって、前記複数の画素に対応させて配置したカラーフィルタと、を備えた撮像装置と、

10

前記撮像装置が先端に設けられ、被検体に挿入される挿入部と、
を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 7】

2 次元格子状に配置された複数の画素がそれぞれ受光した光を光電変換して画像信号を生成する撮像素子と、

互いに異なる原色の波長帯域を含む広帯域光を透過する複数の広帯域フィルタ、および前記複数の広帯域フィルタの各々が透過する前記広帯域光の波長帯域よりも狭い波長帯域を有し、前記広帯域光の波長帯域の一部に含まれる狭帯域光を透過する狭帯域フィルタを用いて構成され、前記狭帯域フィルタのフィルタ数が前記複数の広帯域フィルタのうちいずれか 1 つのフィルタ数以上であるカラーフィルタであって、前記複数の画素に対応させて配置したカラーフィルタと、

20

を備えたことを特徴とする撮像装置。

【請求項 8】

2 次元格子状に配置された複数の画素がそれぞれ受光した光を光電変換して画像信号を生成する撮像素子と、互いに異なる原色の波長帯域を含む広帯域光を透過する複数の広帯域フィルタ、および前記複数の広帯域フィルタの各々が透過する前記広帯域光の波長帯域よりも狭い波長帯域を有し、前記広帯域光の波長帯域の一部に含まれる狭帯域光を透過する狭帯域フィルタを用いて構成され、前記狭帯域フィルタのフィルタ数が前記複数の広帯域フィルタのうちいずれか 1 つのフィルタ数以上であるカラーフィルタであって、前記複数の画素に対応させて配置したカラーフィルタと、を備えた撮像装置から入力される前記画像信号に基づいて、前記複数の広帯域フィルタの各々を透過した前記広帯域光に対応する複数の広帯域画像信号と前記狭帯域フィルタを透過した前記狭帯域光に対応する狭帯域画像信号とを分離する分離ステップと、

30

前記分離ステップにおいて分離した前記狭帯域画像信号に基づいて、前記複数の広帯域画像信号の 1 つを補間するデモザイク処理を行うデモザイクステップと、

前記デモザイクステップにおいて前記デモザイク処理によって補間した前記広帯域画像信号を用いて広帯域画像を生成するとともに、前記狭帯域画像信号を用いて狭帯域画像を生成する画像生成ステップと、

を含むことを特徴とする画像処理方法。

【請求項 9】

40

2 次元格子状に配置された複数の画素がそれぞれ受光した光を光電変換して画像信号を生成する撮像素子と、互いに異なる原色の波長帯域を含む広帯域光を透過する複数の広帯域フィルタ、および前記複数の広帯域フィルタの各々が透過する前記広帯域光の波長帯域よりも狭い波長帯域を有し、前記広帯域光の波長帯域の一部に含まれる狭帯域光を透過する狭帯域フィルタを用いて構成され、前記狭帯域フィルタのフィルタ数が前記複数の広帯域フィルタのうちいずれか 1 つのフィルタ数以上であるカラーフィルタであって、前記複数の画素に対応させて配置したカラーフィルタと、を備えた撮像装置から入力される前記画像信号に基づいて、前記複数の広帯域フィルタの各々を透過した前記広帯域光に対応する複数の広帯域画像信号と前記狭帯域フィルタを透過した前記狭帯域光に対応する狭帯域画像信号とを分離する分離ステップと、

50

前記分離ステップにおいて分離した前記狭帯域画像信号に基づいて、前記複数の広帯域画像信号の1つを補間するデモザイク処理を行うデモザイクステップと、

前記デモザイクステップにおいて前記デモザイク処理によって補間した前記広帯域画像信号を用いて広帯域画像を生成するとともに、前記狭帯域画像信号を用いて狭帯域画像を生成する画像生成ステップと、

を画像処理装置に実行させるプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、広帯域の光を透過する複数の広帯域フィルタおよび狭帯域の光を透過する複数の狭帯域フィルタを2次元マトリクス状に配置したカラーフィルタを有する撮像素子から出力された画像データに対して画像処理を行う画像処理装置、内視鏡システム、撮像装置、画像処理方法およびプログラムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡の分野では、可視領域における広帯域の光を透過する複数の広帯域フィルタおよび狭帯域の光を透過する複数の狭帯域フィルタを2次元マトリクス状に配列したカラーフィルタを撮像素子の受光面に設けることによって、粘膜表層の毛細血管および粘膜微細模様を観察可能な狭帯域画像と通常の広帯域画像とを同時に取得する技術が知られている（特許文献1参照）。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2007-20880号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、上述した特許文献1では、狭帯域フィルタの数および広帯域フィルタの数が、通常の広帯域フィルタのみの場合より少ないため、狭帯域画像および広帯域画像それぞれの解像度が低いという問題点があった。

30

【0005】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、通常の広帯域画像および狭帯域画像それぞれを高解像度で得ることができる画像処理装置、内視鏡システム、撮像装置、画像処理方法およびプログラム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】

【0006】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る画像処理装置は、2次元格子状に配置された複数の画素がそれぞれ受光した光を光電変換して画像信号を生成する撮像素子と、互いに異なる原色の波長帯域を含む広帯域光を透過する複数の広帯域フィルタ、および前記複数の広帯域フィルタの各々が透過する前記広帯域光の波長帯域よりも狭い波長帯域を有し、前記広帯域光の波長帯域の一部に含まれる狭帯域光を透過する狭帯域フィルタを用いて構成され、前記狭帯域フィルタのフィルタ数が前記複数の広帯域フィルタのうちいずれか1つのフィルタ数以上であるカラーフィルタであって、前記複数の画素に対応させて配置したカラーフィルタと、を備えた撮像装置から入力される前記画像信号に基づいて、前記複数の広帯域フィルタの各々を透過した前記広帯域光に対応する複数の広帯域画像信号と前記狭帯域フィルタを透過した前記狭帯域光に対応する狭帯域画像信号とを分離する分離部と、前記分離部が分離した前記狭帯域画像信号に基づいて、前記複数の広帯域画像信号の少なくとも1つを補間するデモザイク処理を行うデモザイク部と、前記デモザイク部が前記デモザイク処理によって補間した少なくとも1つの前記広帯域画像信号を用いて広帯域画像を生成するとともに、前記狭帯域画像信号を用いて狭帯域画像を

40

50

生成する画像生成部と、を備えたことを特徴とする。

【0007】

また、本発明に係る画像処理装置は、上記発明において、前記狭帯域フィルタは、前記狭帯域光を透過する透過スペクトルの最大値が前記複数の広帯域フィルタのいずれか1つの透過スペクトルの半値幅の間に含まれ、前記デモザイク部は、前記複数の広帯域画像信号のうち、前記半値幅の間に前記最大値が含まれる前記広帯域フィルタに対応する広帯域画像信号を前記デモザイク処理によって補間することを特徴とする。

【0008】

また、本発明に係る画像処理装置は、上記発明において、前記複数の広帯域フィルタは、青色の波長帯域の光を透過する青色フィルタ、緑色の波長帯域の光を透過する緑色フィルタおよび赤色の波長帯域の光を透過する赤色フィルタを含み、前記狭帯域フィルタは、前記狭帯域光を透過する透過スペクトルの最大値が前記青色フィルタの透過スペクトルの半値幅の間に含まれる第1狭帯域フィルタを有し、前記デモザイク部は、前記青色フィルタに対応する広帯域画像信号を、前記第1狭帯域フィルタを透過した前記狭帯域光に対応する第1狭帯域画像信号を用いて前記デモザイク処理を行うことによって補間し、前記第1狭帯域フィルタのフィルタ数は、前記青色フィルタのフィルタ数以上であることを特徴とする。

10

【0009】

また、本発明に係る画像処理装置は、上記発明において、前記狭帯域フィルタは、前記狭帯域光を透過する透過スペクトルの最大値が前記緑色フィルタの透過スペクトルの半値幅の間に含まれる第2狭帯域フィルタを有し、前記緑色フィルタに対応する広帯域画像信号を、前記第2狭帯域フィルタを透過した前記狭帯域光に対応する第2狭帯域画像信号を用いて前記デモザイク処理を行うことによって補間することを特徴とする。

20

【0010】

また、本発明に係る画像処理装置は、上記発明において、前記デモザイク部は、前記緑色フィルタに対応する広帯域画像信号と前記第1狭帯域フィルタを透過した前記狭帯域光に対応する第1狭帯域画像信号がある場合において、前記青色フィルタに対応する広帯域画像信号を補間するとき、前記第1狭帯域画像信号を用いて前記デモザイク処理を行うことを特徴とする。

【0011】

また、本発明に係る内視鏡システムは、上記の画像処理装置と、2次元格子状に配置された複数の画素がそれぞれ受光した光を光電変換して画像信号を生成する撮像素子と、互いに異なる原色の波長帯域を含む広帯域光を透過する複数の広帯域フィルタ、および前記複数の広帯域フィルタの各々が透過する前記広帯域光の波長帯域よりも狭い波長帯域を有し、前記広帯域光の波長帯域の一部に含まれる狭帯域光を透過する狭帯域フィルタを用いて構成され、前記狭帯域フィルタのフィルタ数が前記複数の広帯域フィルタのうちいずれか1つのフィルタ数以上であるカラーフィルタであって、前記複数の画素に対応させて配置したカラーフィルタと、を備えた撮像装置と、前記撮像装置が先端に設けられ、被検体に挿入される挿入部と、を備えたことを特徴とする。

30

【0012】

また、本発明に係る撮像装置は、2次元格子状に配置された複数の画素がそれぞれ受光した光を光電変換して画像信号を生成する撮像素子と、互いに異なる原色の波長帯域を含む広帯域光を透過する複数の広帯域フィルタ、および前記複数の広帯域フィルタの各々が透過する前記広帯域光の波長帯域よりも狭い波長帯域を有し、前記広帯域光の波長帯域の一部に含まれる狭帯域光を透過する狭帯域フィルタを用いて構成され、前記狭帯域フィルタのフィルタ数が前記複数の広帯域フィルタのうちいずれか1つのフィルタ数以上であるカラーフィルタであって、前記複数の画素に対応させて配置したカラーフィルタと、を備えたことを特徴とする。

40

【0013】

また、本発明に係る画像処理方法は、2次元格子状に配置された複数の画素がそれぞれ

50

受光した光を光電変換して画像信号を生成する撮像素子と、互いに異なる原色の波長帯域を含む広帯域光を透過する複数の広帯域フィルタ、および前記複数の広帯域フィルタの各々が透過する前記広帯域光の波長帯域よりも狭い波長帯域を有し、前記広帯域光の波長帯域の一部に含まれる狭帯域光を透過する狭帯域フィルタを用いて構成され、前記狭帯域フィルタのフィルタ数が前記複数の広帯域フィルタのうちいずれか1つのフィルタ数以上であるカラーフィルタであって、前記複数の画素に対応させて配置したカラーフィルタと、を備えた撮像装置から入力される前記画像信号に基づいて、前記複数の広帯域フィルタの各々を透過した前記広帯域光に対応する複数の広帯域画像信号と前記狭帯域フィルタを透過した前記狭帯域光に対応する狭帯域画像信号とを分離する分離ステップと、前記分離ステップにおいて分離した前記狭帯域画像信号に基づいて、前記複数の広帯域画像信号の少なくとも1つを補間するデモザイク処理を行うデモザイクステップと、前記デモザイクステップにおいて前記デモザイク処理によって補間した少なくとも1つの前記広帯域画像信号を用いて広帯域画像を生成するとともに、前記狭帯域画像信号を用いて狭帯域画像を生成する画像生成ステップと、を含むことを特徴とする。

10

20

30

40

50

【0014】

また、本発明に係るプログラムは、2次元格子状に配置された複数の画素がそれぞれ受光した光を光電変換して画像信号を生成する撮像素子と、互いに異なる原色の波長帯域を含む広帯域光を透過する複数の広帯域フィルタ、および前記複数の広帯域フィルタの各々が透過する前記広帯域光の波長帯域よりも狭い波長帯域を有し、前記広帯域光の波長帯域の一部に含まれる狭帯域光を透過する狭帯域フィルタを用いて構成され、前記狭帯域フィルタのフィルタ数が前記複数の広帯域フィルタのうちいずれか1つのフィルタ数以上であるカラーフィルタであって、前記複数の画素に対応させて配置したカラーフィルタと、を備えた撮像装置から入力される前記画像信号に基づいて、前記複数の広帯域フィルタの各々を透過した前記広帯域光に対応する複数の広帯域画像信号と前記狭帯域フィルタを透過した前記狭帯域光に対応する狭帯域画像信号とを分離する分離ステップと、前記分離ステップにおいて分離した前記狭帯域画像信号に基づいて、前記複数の広帯域画像信号の少なくとも1つを補間するデモザイク処理を行うデモザイクステップと、前記デモザイクステップにおいて前記デモザイク処理によって補間した少なくとも1つの前記広帯域画像信号を用いて広帯域画像を生成するとともに、前記狭帯域画像信号を用いて狭帯域画像を生成する画像生成ステップと、を画像処理装置に実行させる。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、広帯域画像および狭帯域画像それぞれを高解像度で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】

【0016】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1に係る内視鏡システムの概略構成を示す図である。

【図2】図2は、本発明の実施の形態1に係る内視鏡システムの要部の機能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に係るカラーフィルタの構成を模式的に示す図である。

【図4】図4は、本発明の実施の形態1に係るカラーフィルタを構成する各フィルタの透過率の特性を示す図である。

【図5】図5は、本発明の実施の形態1に係る画像処理部が実行する画像処理の概要を模式的に説明する図である。

【図6】図6は、本発明の実施の形態1の変形例に係るカラーフィルタの構成を模式的に示す図である。

【図7】図7は、本発明の実施の形態2に係るカラーフィルタの構成を模式的に示す図である。

【図 8】図 8 は、本発明の実施の形態 2 に係るカラーフィルタを構成する各フィルタの透過率の特性を示す図である。

【図 9】図 9 は、本発明の実施の形態 2 に係る画像処理部が実行する画像処理の概要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 3 に係るカラーフィルタの構成を模式的に示す図である。

【図 11】図 11 は、本発明の実施の形態 3 に係るカラーフィルタを構成する各フィルタの透過率の特性を示す図である。

【図 12】図 12 は、本発明の実施の形態 3 に係る画像処理部が実行する画像処理の概要を模式的に説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

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。本実施の形態では、画像処理装置として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システムを例に説明する。また、以下の実施の形態により本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。

【0018】

（実施の形態 1）

〔内視鏡システムの構成〕

図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る内視鏡システムの概略構成を示す図である。図 2 は、本発明の実施の形態 1 に係る内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

【0019】

図 1 および図 2 に示す内視鏡システム 1 は、被検体の体腔内に先端部を挿入することによって被検体の体内画像を撮像する内視鏡 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装置 3 と、内視鏡 2 が撮像した画像信号に所定の画像処理を施して画像を生成するとともに、内視鏡システム 1 全体の動作を統括的に制御する処理装置 4（プロセッサ）と、処理装置 4 が画像処理を施して生成した画像を表示する表示装置 5 と、を備える。

【0020】

〔内視鏡の構成〕

まず、内視鏡 2 の構成について説明する。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、光源装置 3 および処理装置 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。

【0021】

挿入部 21 は、光を受光して光電変換を行うことにより信号を生成する画素が 2 次元状に配列された撮像素子 244（撮像装置）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。

【0022】

先端部 24 は、ライトガイド 241 と、照明レンズ 242 と、光学系 243 と、カラーフィルタ 245 と、撮像素子 244 と、アナログフロントエンド部 246（以下、「AFE 部 246」という）と、タイミングジェネレータ部 247（以下、「TG 部 247」という）と、撮像制御部 248 と、を有する。

【0023】

ライトガイド 241 は、グラスファイバ等を用いて構成され、光源装置 3 が出射した光の導光路をなす。照明レンズ 242 は、ライトガイド 241 の先端に設けられ、ライトガイド 241 が導光した光を被写体に向けて発散する。

【0024】

10

20

30

40

50

光学系 2 4 3 は、一または複数のレンズおよびプリズム等を用いて構成され、画角を変化させる光学ズーム機能および焦点を変化させるフォーカス機能を有する。

【 0 0 2 5 】

撮像素子 2 4 4 は、光学系 2 4 3 およびカラーフィルタ 2 4 5 を透過した光を受光し、光電変換を行うことによって電気信号を生成し、この電気信号を画像信号として出力する。撮像素子 2 4 4 は、光学系 2 4 3 からの光を受光する複数の画素が、2 次元マトリックス状に配列される C C D (Charge Coupled Device) または C M O S (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 等の撮像センサを用いて構成される。撮像素子 2 4 4 は、撮像制御部 2 4 8 の制御のもと、T G 部 2 4 7 から入力される信号および処理装置 4 から入力されるクロック信号に従って画像信号を生成する。

10

【 0 0 2 6 】

カラーフィルタ 2 4 5 は、撮像素子 2 4 4 の受光面に積層して設けられる。カラーフィルタ 2 4 5 は、互いに異なる原色の波長帯域を含む広帯域光を透過する複数の広帯域フィルタと、複数の広帯域フィルタの各々が広帯域光を透過する波長帯域より狭い波長帯域を有し、広帯域光の波長帯域の一部に含まれる狭帯域光を透過する狭帯域フィルタを用いて構成され、狭帯域フィルタのフィルタ数が複数の広帯域フィルタのうちいずれか 1 つのフィルタ数以上であるフィルタユニットを、複数の画素に対応させて配置する。

【 0 0 2 7 】

図 3 は、カラーフィルタ 2 4 5 の構成を模式的に示す図である。図 3 に示すカラーフィルタ 2 4 5 は、例えば 4×4 (1 6) のマトリクス状に並べられたフィルタを 1 つのパターンとして繰り返すフィルタユニット T 1 を撮像素子 2 4 4 の画素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。フィルタが設けられた画素は、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広帯域フィルタ G が設けられた画素は、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、および狭帯域光を受光する画素を X 画素という。

20

【 0 0 2 8 】

図 3 に示すフィルタユニット T 1 は、赤色の波長帯域 ($620\text{ nm} \sim 750\text{ nm}$) の光を透過する 2 つの広帯域フィルタ R、緑色の波長帯域 ($495\text{ nm} \sim 570\text{ nm}$) の光を透過する 8 つの広帯域フィルタ G、青色の波長帯域 ($450\text{ nm} \sim 495\text{ nm}$) の光を透過する 2 つの広帯域フィルタ B および青色の波長帯域の一部の光を透過し、各広帯域フィルタが透過する波長帯域より狭い波長帯域を有する狭帯域光を透過する 4 つの狭帯域フィルタ X を 1 つのパターンとして繰り返す。また、フィルタユニット T 1 は、狭帯域フィルタ X のフィルタ数が広帯域フィルタ B のフィルタ数以上 ($4 > 2$) である。フィルタユニット T 1 は、白色画像の解像度を保つため、広帯域フィルタ G の数をベイヤー配列と同じ 8 つとし、狭帯域画像の解像度を高くするため、狭帯域フィルタ X の数を 4 つとする。また、フィルタユニット T 1 は、広帯域フィルタ B と狭帯域フィルタ X とが互いに相関性が高いため、広帯域フィルタ B の数を 2 つとし、大腸内に赤色が少ないため、広帯域フィルタ R の数を 2 つとする。

30

【 0 0 2 9 】

図 4 は、カラーフィルタ 2 4 5 を構成する各フィルタの透過率の特性を示す図である。図 4 において、横軸が波長を示し、縦軸が透過率を示す。また、図 4 において、曲線 L_B が広帯域フィルタ B の透過率の特性を示し、曲線 L_G が広帯域フィルタ G の透過率の特性を示し、曲線 L_R が広帯域フィルタ R の透過率の特性を示し、曲線 L_X が狭帯域フィルタ X の透過率の特性を示す。さらに、図 4 においては、狭帯域フィルタ X のピーク波長を $415\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$ として説明する。

40

【 0 0 3 0 】

図 4 の曲線 L_X に示すように、狭帯域フィルタ X は、広帯域フィルタ B が透過する広帯域光の波長帯域より狭い波長帯域を有し、広帯域フィルタ B が透過する波長帯域の一部に含まれる狭帯域光を透過する透過スペクトルを有する。さらに、図 4 の曲線 L_X に示すよ

50

うに、広帯域フィルタBを透過する光の波長帯域と狭帯域フィルタXを透過する光の波長帯域は、互いに相関性が高い。具体的には、曲線 L_X および曲線 L_B に示すように、狭帯域フィルタXは、透過スペクトルの最大値 P_{max1} が広帯域フィルタBの透過スペクトルにおける最大値の半分の値をとる下限値 P_1 と上限値 P_2 との半値幅の間に含まれる。また、曲線 L_G および曲線 L_R に示すように、広帯域フィルタGおよび広帯域フィルタRの各々の分光スペクトルは、互いに重なるので、相関性が高い。

【0031】

図1および図2に戻り、内視鏡2の構成の説明を続ける。

A F E部246は、撮像素子244から入力された画像信号に含まれるノイズ成分を低減するとともに、画像信号の増幅率を調整して一定の出力レベルを維持するCDS (Correlated Double Sampling) 処理および画像信号をA/D変換するA/D変換処理等を行って処理装置4へ出力する。

10

【0032】

T G部247は、撮像素子244および撮像制御部248それぞれを駆動するための各種信号処理のパルスを発生する。T G部247は、パルス信号を撮像素子244および撮像制御部248へ出力する。

【0033】

撮像制御部248は、撮像素子244の撮像を制御する。撮像制御部248は、CPU (Central Processing Unit) や各種プログラムを記録するレジスタ等を用いて構成される。

20

【0034】

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、処理装置4、光源装置3に加えて、送気手段、送水手段、画面表示制御等の周辺機器の操作指示信号を入力する操作入力部である複数のスイッチ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。

【0035】

ユニバーサルコード23は、ライトガイド241と、一または複数の信号線を少なくとも内蔵している。ユニバーサルコード23は、は、後述する処理装置4から出力されたクロック信号と同期信号とを伝送するための信号と、画像信号を伝送するための信号と、を少なくとも含む。

30

【0036】

〔光源装置の構成〕

次に、光源装置3の構成について説明する。光源装置3は、照明部31と、照明制御部32と、を備える。

【0037】

照明部31は、照明制御部32の制御のもと、被写体(被検体)に対して、波長帯域が互いに異なる複数の照明光を順次切り替えて出射する。照明部31は、光源部311と、光源ドライバ312と、を有する。

40

【0038】

光源部311は、キセノンランプや白色LED (Light Emitting Diode) 等の光源および一または複数のレンズ等を用いて構成され、光源ドライバ312の制御のもと、白色光を出射する。なお、光源部311を赤色LED、緑色LEDおよび青色LEDで構成し、赤色LED、緑色LEDおよび青色LEDから同時に光を出射させることによって、白色光を被写体に照射してもよい。

【0039】

光源ドライバ312は、照明制御部32の制御のもと、光源部311に対して電流を供給することにより、光源部311に白色光を出射させる。

【0040】

50

照明制御部 3 2 は、処理装置 4 の制御のもと、所定の周期で光源部 3 1 1 に白色光を出射させる。

【 0 0 4 1 】

〔 処理装置の構成 〕

次に、処理装置 4 の構成について説明する。処理装置 4 は、画像処理部 4 0 1 と、明るさ検出部 4 0 2 と、調光部 4 0 3 と、入力部 4 0 4 と、記録部 4 0 5 と、基準クロック生成部 4 0 6 と、同期信号生成部 4 0 7 と、制御部 4 0 8 と、を備える。

【 0 0 4 2 】

画像処理部 4 0 1 は、内視鏡 2 から入力された画像信号に基づいて、表示装置 5 が表示する体内画像を生成して表示装置 5 へ出力する。画像処理部 4 0 1 は、画像信号に対して、所定の画像処理を施して体内画像を生成する。

10

【 0 0 4 3 】

ここで、画像処理部 4 0 1 の詳細な構成について説明する。画像処理部 4 0 1 は、少なくとも分離部 4 0 1 a と、デモザイク部 4 0 1 b と、画像生成部 4 0 1 c と、を有する。

【 0 0 4 4 】

分離部 4 0 1 a は、内視鏡 2 から入力される画像信号に基づいて、複数の広帯域フィルタの各々を透過した広帯域光に対応する複数の広帯域画像信号と複数の狭帯域フィルタの各々を透過した狭帯域光に対応する複数の狭帯域画像信号とを分離する。具体的には、分離部 4 0 1 a は、内視鏡 2 から入力される画像信号（RAW データ）に対して、広帯域フィルタ R を透過した広帯域光に対応する広帯域画像信号と、広帯域フィルタ G を透過した広帯域光に対応する広帯域画像信号と、広帯域フィルタ B を透過した広帯域光に対応する広帯域画像信号と、狭帯域フィルタ X を透過した狭帯域光に対応する狭帯域画像信号と、に分離する。

20

【 0 0 4 5 】

デモザイク部 4 0 1 b は、分離部 4 0 1 a が分離した狭帯域画像信号に基づいて、複数の広帯域画像信号のいずれか 1 つを補間するデモザイク処理を行う。具体的には、デモザイク部 4 0 1 b は、分離部 4 0 1 a が分離した狭帯域画像信号に基づいて、広帯域フィルタ B を透過した広帯域光に対応する広帯域画像信号を補間するデモザイク処理を行う。また、デモザイク部 4 0 1 b は、G 画素の画像信号を用いて、R 画素の画像信号を補間するデモザイク処理を実行する。

30

【 0 0 4 6 】

画像生成部 4 0 1 c は、デモザイク部 4 0 1 b がデモザイク処理によって補間した広帯域画像信号を用いて広帯域画像を生成するとともに、狭帯域画像信号を用いて狭帯域画像を生成する。具体的には、画像生成部 4 0 1 c は、デモザイク部 4 0 1 b がベイヤール配列にした RGB 画像信号に基づいて、カラーの通常画像を生成する。また、画像生成部 4 0 1 c は、X 画素の画像信号に基づいて、デモザイク処理を行うことによって欠けている画素の画像信号を補間することで、狭帯域画像を生成する。

【 0 0 4 7 】

明るさ検出部 4 0 2 は、画像処理部 4 0 1 から入力される画像信号に含まれる RGB 画像情報に基づいて、各画像に対応する明るさレベルを検出し、この検出した明るさレベルを内部に設けられたメモリに記録するとともに、制御部 4 0 8 へ出力する。

40

【 0 0 4 8 】

調光部 4 0 3 は、制御部 4 0 8 の制御のもと、明るさ検出部 4 0 2 が検出した明るさレベルに基づいて、光源装置 3 が発生する光量や発光タイミング等の発光条件を設定し、この設定した発光条件を含む調光信号を光源装置 3 へ出力する。

【 0 0 4 9 】

入力部 4 0 4 は、内視鏡システム 1 の動作を指示する動作指示信号等の各種信号の入力を受け付ける。入力部 4 0 4 は、スイッチ等を用いて構成される。

【 0 0 5 0 】

記録部 4 0 5 は、内視鏡システム 1 を動作させるための各種プログラムおよび内視鏡シ

50

ステム 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。また、記録部 405 は、処理装置 4 の識別情報を記録する。ここで、識別情報には、処理装置 4 の固有情報 (ID)、年式、スペック情報、伝送方法および伝送レート等が含まれる。

【0051】

基準クロック生成部 406 は、内視鏡システム 1 の各構成部の動作の基準となるクロック信号を生成し、内視鏡システム 1 の各構成部に対してクロック信号を供給する。なお、本実施の形態 1 では、基準クロック生成部 406 がクロック信号生成部として機能する。

【0052】

同期信号生成部 407 は、基準クロック生成部 406 から入力されるクロック信号に基づいて、同期信号を生成し、この同期信号を内視鏡 2 の T G 部 247 へ出力するとともに、画像処理部 401 へ出力する。

10

【0053】

制御部 408 は、撮像素子 244 および光源装置 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等を行う。制御部 408 は、CPU を用いて構成される。

【0054】

〔表示装置の構成〕

次に、表示装置 5 について説明する。表示装置 5 は、映像ケーブルを介して処理装置 4 から入力される画像信号に対応する体内画像を表示する。表示装置 5 は、液晶または有機 EL (Electro Luminescence) 等を用いて構成される。

20

【0055】

〔画像処理部の処理〕

次に、画像処理部 401 が実行する画像処理について説明する。図 5 は、画像処理部 401 が実行する画像処理の概要を模式的に説明する図である。

【0056】

図 5 に示すように、まず、分離部 401a は、内視鏡 2 の撮像素子 244 から入力された RAW データ F_1 を、各画素の画像信号に分離する。具体的には、分離部 401a は、RAW データ F_1 を、G 画素に対応する広帯域画像信号をベイヤー配列の画像データ F_{G1} 、R 画素に対応する広帯域画像信号を画像データ F_{R1} 、B 画素に対応する広帯域画像信号を画像データ F_{B1} および X 画素に対応する狭帯域画像信号を画像データ F_{X1} それぞれに分離する。

30

【0057】

図 5 に示すように、画像データ F_{R1} は、広帯域フィルタ R に対応する R 画素からの広帯域画像信号がベイヤー配列と比べて少ない。このため、デモザイク部 401b は、広帯域フィルタ G と広帯域フィルタ R との透過スペクトル (分光特性) が互いに重なり、相関性が高いため (図 4 を参照)、画像データ F_{G1} の広帯域画像信号に基づいて、欠けている R 画素の広帯域画像信号をデモザイク処理によって補間することで、ベイヤー配列の画像データ F_{R2} を生成する。

【0058】

また、画像データ F_{B1} は、広帯域フィルタ B に対応する B 画素からの広帯域画像信号がベイヤー配列と比べて少ない。さらに、画像データ F_{B1} は、広帯域であるため、深層および表層血管の各々が撮影されているが、エッジ情報がぼけていることで、解像度が低くなる。このため、デモザイク部 401b は、広帯域フィルタ B の分光特性が狭帯域フィルタ X の分光特性を包含し、かつ、広帯域フィルタ G と狭帯域フィルタ X との透過スペクトルが互いに重なり、相関性が高いため (図 4 を参照)、画像データ F_{G1} の広帯域画像信号および画像データ F_{X1} の狭帯域画像信号に基づいて、欠けている B 画像の広帯域画像信号をデモザイク処理によって補間することで、ベイヤー配列の画像データ F_{B2} を生成する。この場合において、デモザイク部 401b は、欠けている B 画素に対して、画像データ F_{G1} の広帯域画像信号および画像データ F_{X1} の狭帯域画像信号があるとき、消化器粘膜の表層血管をより明確に捉えるため、狭帯域画像信号により多くの細かいエッジ情報が含まれる

40

50

ので、画像データ F_{x1} の狭帯域画像信号を優先して用いることによって、欠けている B 画素の広帯域画像信号をデモザイク処理によって補間する。これにより、従来のベイヤー配列の RAW データ F_{RGB} を得ることができるとともに、画像データ F_{B1} を高解像度で得ることができる。

【0059】

続いて、デモザイク部 401b は、ベイヤー配列の RAW データ F_{RGB} に基づいて、ベイヤーのデモザイク処理を行うことによって、RGB それぞれの画像データ F_{R3} 、画像データ F_{G3} および画像データ F_{B3} を生成する。

【0060】

その後、画像生成部 401c は、デモザイク部 401b が生成した RGB それぞれの画像データ F_{R3} 、画像データ F_{G3} および画像データ F_{B3} に基づいて、カラーの通常画像データ F_w (白色画像) を生成して表示装置 5 へ出力する。

10

【0061】

また、画像生成部 401c は、画像データ F_{x1} の画像信号に基づいて、欠けている X 画素に対して、デモザイク処理を行うことによって補間することで、狭帯域画像データ F_{x2} を生成して表示装置 5 へ出力する。

【0062】

以上説明した本発明の実施の形態 1 によれば、デモザイク部 401b が狭帯域フィルタ X を透過した狭帯域光に対応する狭帯域画像信号に基づいて、広帯域フィルタ B に対応する広帯域画像信号を補間するデモザイク処理を行う。これによって、広帯域画像および狭帯域画像それぞれを高解像度で得ることができる。

20

【0063】

(実施の形態 1 の変形例)

次に、本発明の実施の形態 1 の変形例について説明する。本実施の形態 1 の変形例に係る内視鏡システムは、上述した実施の形態 1 に係る内視鏡システム 1 のカラーフィルタ 245 の構成が異なる。このため、以下において、本実施の形態 1 の変形例に係るカラーフィルタの構成のみ説明する。なお、上述した実施の形態 1 に係る内視鏡システム 1 と同一の構成には同一の符号を付して説明を省略する。

【0064】

図 6 は、本発明の実施の形態 1 の変形例に係るカラーフィルタの構成を模式的に示す図である。

30

【0065】

図 6 に示すカラーフィルタ 245a は、撮像素子 244 の受光面に積層して設けられる。カラーフィルタ 245a は、例えば 4×4 (16) のマトリクス状に並べられたフィルタを 1 つのパターンとして繰り返すフィルタユニット T2 を撮像素子 244 の画素の配置に応じてマトリクス状に並べて配置したものである。カラーフィルタ 245a は、互いに異なる原色の波長帯域を含む広帯域光を透過する複数の広帯域フィルタと、複数の広帯域フィルタの各々が広帯域光を透過する波長帯域より狭い波長帯域を有し、広帯域光の波長帯域の一部に含まれる狭帯域光を透過する狭帯域フィルタを用いて構成され、狭帯域フィルタのフィルタ数が複数の広帯域フィルタのうちいずれか 1 つのフィルタ数以上であるフィルタユニット T2 を、複数の画素に対応させて配置する。

40

【0066】

図 6 に示すフィルタユニット T2 は、赤色の成分を透過する 2 つの広帯域フィルタ R、緑色の成分を透過する 8 つの広帯域フィルタ G、青色の成分を透過する 2 つの広帯域フィルタ B および広帯域フィルタ B を透過する光の波長帯域より狭い波長帯域を有し、広帯域フィルタ B が透過する波長帯域の一部に含まれる狭帯域光を透過する 4 つの狭帯域フィルタ X を 1 つのパターンとして繰り返す。フィルタユニット T2 は、白色画像の解像度を保つため、広帯域フィルタ G の数をベイヤー配列と同じ 8 つとし、狭帯域画像の解像度を高くするため、狭帯域フィルタ X の数を 4 つとし、広帯域フィルタ B と狭帯域フィルタ X とが互いに相関性が高いため、広帯域フィルタ B の数を 2 つとし、大腸内に赤色が少ないた

50

め、広帯域フィルタ R の数を 2 つとする。

【 0 0 6 7 】

以上説明した本実施の形態 1 の変形例によれば、上述した実施の形態 1 と同様の効果を奏する。

【 0 0 6 8 】

(実施の形態 2)

次に、本発明の実施の形態 2 について説明する。本実施の形態 2 に係る内視鏡システムは、上述した実施の形態 1 に係る内視鏡システム 1 とカラーフィルタの構成および画像処理部の処理が異なる。このため、以下においては、本実施の形態 2 に係るカラーフィルタの構成を説明後、本実施の形態 2 に係る画像処理部が実行する処理について説明する。なお、上述した実施の形態 1 に係る内視鏡システム 1 と同一の構成には同一の符号を付して説明を省略する。

10

【 0 0 6 9 】

〔 カラーフィルタの構成 〕

図 7 は、本実施の形態 2 に係るカラーフィルタの構成を模式的に示す図である。図 7 に示すカラーフィルタ 2 4 5 b は、例えば 4×4 (1 6) のマトリクス状に並べられたフィルタを 1 つのパターンとして繰り返すフィルタユニット T 3 を撮像素子 2 4 4 の画素の配置に応じてマトリクス状に並べて配置したものである。カラーフィルタ 2 4 5 b は、カラーフィルタ 2 4 5 a は、互いに異なる原色の波長帯域を含む広帯域光を透過する複数の広帯域フィルタと、複数の広帯域フィルタの各々が広帯域光を透過する波長帯域より狭い波長帯域を有し、広帯域光の波長帯域の一部に含まれる狭帯域光を透過する狭帯域フィルタを用いて構成され、狭帯域フィルタのフィルタ数が複数の広帯域フィルタのうちいずれか 1 つのフィルタ数以上であるフィルタユニット T 3 を、複数の画素に対応させて配置する。

20

【 0 0 7 0 】

具体的には、図 7 に示すように、フィルタユニット T 3 は、赤色の波長帯域の光を透過する 2 つの広帯域フィルタ R、緑色の波長帯域の光を透過する 4 つの広帯域フィルタ G、青色の波長帯域の光を透過する 2 つの広帯域フィルタ B および広帯域フィルタを透過する光の波長帯域より狭い波長帯域を有し、広帯域フィルタが透過する波長帯域の一部に含まれる狭帯域光を透過する 8 つの狭帯域フィルタ X を 1 つのパターンとして繰り返す。

30

【 0 0 7 1 】

図 8 は、カラーフィルタ 2 4 5 b を構成する各フィルタの透過率の特性を示す図である。図 8 において、横軸が波長を示し、縦軸が透過率を示す。また、図 8 において、曲線 L_{B1} が広帯域フィルタ B の透過率の特性を示し、曲線 L_{G1} が広帯域フィルタ G の透過率の特性を示し、曲線 L_{R1} が広帯域フィルタ R の透過率の特性を示し、曲線 L_{X1} が狭帯域フィルタ X の透過率の特性を示す。さらに、図 8 においては、狭帯域フィルタ X のピーク波長を $415\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$ として説明する。

【 0 0 7 2 】

図 8 の曲線 L_{X1} および曲線 L_{B1} に示すように、狭帯域フィルタ X は、広帯域フィルタ B が透過する波長帯域より狭い波長帯域を有し、広帯域フィルタ B が透過する波長帯域の一部に含まれる狭帯域光を透過する透過スペクトルを有する。さらに、広帯域フィルタ B が透過する波長帯域と狭帯域フィルタ X が透過する波長帯域は、互いに相関性が高い。さらにまた、狭帯域フィルタ X は、光が透過する透過スペクトルの最大値 $P_{\max 2}$ が広帯域フィルタ B を透過する光の透過スペクトルの下限値と上限値 P_2 との間の半値幅をとる。また、曲線 L_{G1} および曲線 L_{R1} が示すように、広帯域フィルタ G および広帯域フィルタ R の各々の透過スペクトルは、互いに重なるので、相関性が高い。

40

【 0 0 7 3 】

〔 画像処理部の処理 〕

次に、画像処理部 4 0 1 が実行する処理について説明する。図 9 は、画像処理部 4 0 1 が実行する画像処理の概要を模式的に説明する図である。

50

【 0 0 7 4 】

図 9 に示すように、まず、分離部 4 0 1 a は、内視鏡 2 の撮像素子 2 4 4 から入力された R A W データ F_2 を、各画素の画像信号に分離する。具体的には、分離部 4 0 1 a は、R A W データ F_2 を、G 画素に対応する広帯域画像信号をベイヤー配列の画像データ F_{G10} 、R 画素に対応する広帯域画像信号を画像データ F_{R10} 、B 画素に対応する広帯域画像信号を画像データ F_{B10} および X 画素に対応する狭帯域画像信号を画像データ F_{X10} それぞれに分離する。

【 0 0 7 5 】

次に、画像生成部 4 0 1 c は、画像データ F_{X10} の狭帯域画像信号に基づいて、欠けている X 画素に対して、デモザイク処理を行うことによって狭帯域画像信号を補間することで、狭帯域画像データ F_{X20} を生成して表示装置 5 へ出力する。

10

【 0 0 7 6 】

狭帯域画像データ F_{X20} は、狭帯域画像信号に毛細血管の細かいエッジ情報が含まれている。このため、デモザイク部 4 0 1 b は、狭帯域画像データ F_{X20} の狭帯域画像信号に基づいて、画像データ F_{B10} において欠けている B 画素の広帯域画像信号を、デモザイク処理を行うことによって補間することで、広帯域画像データ F_{B20} を生成する。狭帯域画像データ F_{X20} は、狭帯域画像信号に毛細血管の細かいエッジ情報が含まれている。

【 0 0 7 7 】

その後、デモザイク部 4 0 1 b は、狭帯域画像データ F_{X20} の狭帯域画像信号に含まれるエッジ情報および広帯域画像データ F_{B20} に基づいて、画像データ F_{G10} において欠けている G 画素の広帯域画像信号を、デモザイク処理を行うことによって補間することで、広帯域画像データ F_{G20} を生成する。

20

【 0 0 7 8 】

続いて、デモザイク部 4 0 1 b は、広帯域画像データ F_{G20} の広帯域画像信号に基づいて、画像データ F_{R10} において欠けている R 画素の広帯域画像信号を、デモザイク処理を行うことによって補間することで、広帯域画像データ F_{R20} を生成する。

【 0 0 7 9 】

その後、画像生成部 4 0 1 c は、デモザイク部 4 0 1 b が生成した R G B それぞれの広帯域画像データ F_{R20} 、広帯域画像データ F_{G20} および広帯域画像データ F_{B20} に基づいて、カラー通常画像データ F_{W10} (白色画像) を生成して表示装置 5 へ出力する。

30

【 0 0 8 0 】

以上説明した本発明の実施の形態 2 によれば、デモザイク部 4 0 1 b が X 画素によって出力された狭帯域画像信号を用いて、B 画素の広帯域画像信号をデモザイク処理によって補間する。これにより、通常画像および狭帯域画像の各々を高解像度で得ることができる。

【 0 0 8 1 】

(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。本実施の形態 3 に係る内視鏡システムは、上述した実施の形態 1 に係る内視鏡システム 1 とカラーフィルタの構成および画像処理部の処理が異なる。具体的には、本実施の形態 3 に係るカラーフィルタは、互いに透過スペクトルが異なる 2 種類の狭帯域フィルタを有する。このため、以下においては、本実施の形態 3 に係るカラーフィルタの構成を説明後、本実施の形態 3 に係る画像処理部が実行する処理について説明する。なお、上述した実施の形態 1 に係る内視鏡システム 1 と同一の構成には同一の符号を付して説明を省略する。

40

【 0 0 8 2 】

〔カラーフィルタの構成〕

図 1 0 は、本実施の形態 3 に係るカラーフィルタの構成を模式的に示す図である。図 1 0 に示すカラーフィルタ 2 4 5 c は、例えば 4×4 (16) のマトリクス状に並べられたフィルタを 1 つのパターンとして繰り返すフィルタユニット T 4 を撮像素子 2 4 4 の画素の配置に応じてマトリクス状に並べて配置したものである。カラーフィルタ 2 4 5 c は、

50

カラーフィルタ 245a は、互いに異なる原色の波長帯域を含む広帯域光を透過する複数の広帯域フィルタと、複数の広帯域フィルタの各々が広帯域光を透過する波長帯域より狭い波長帯域を有し、広帯域光の波長帯域の一部に含まれる狭帯域光を透過する狭帯域フィルタを用いて構成され、狭帯域フィルタのフィルタ数が複数の広帯域フィルタのうちいずれか 1 つのフィルタ数以上であるフィルタユニット T4 を、複数の画素に対応させて配置する。

【0083】

図 10 に示すフィルタユニット T4 は、赤色の波長帯域の光を透過する 2 つの広帯域フィルタ R、緑色の波長帯域の光を透過する 4 つの広帯域フィルタ G、青色の波長帯域の光を透過する 2 つの広帯域フィルタ B、広帯域フィルタ B を透過する光の波長帯域より狭い波長帯域を有し、広帯域フィルタ B が透過する波長帯域の一部に含まれる狭帯域光を透過する 4 つの狭帯域フィルタ X_1 、広帯域フィルタ G を透過する光の波長帯域より狭い波長帯域を有し、広帯域フィルタ G が透過する波長帯域の一部に含まれる狭帯域光を透過する 4 つの狭帯域フィルタ X_2 を 1 つのパターンとして繰り返す。

【0084】

図 11 は、カラーフィルタ 245c を構成する各フィルタの透過率の特性を示す図である。図 11 において、横軸が波長を示し、縦軸が透過率を示す。また、図 11 において、曲線 L_{B10} が広帯域フィルタ B の透過率の特性を示し、曲線 L_{G10} が広帯域フィルタ G の透過率の特性を示し、曲線 L_{R10} が広帯域フィルタ R の透過率の特性を示し、曲線 L_{X10} が狭帯域フィルタ X_1 の透過率の特性を示し、曲線 L_{X20} が狭帯域フィルタ X_2 の透過率の特性を示す。さらに、図 11 においては、狭帯域フィルタ X_1 のピーク波長を $415\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$ 、狭帯域フィルタ X_2 のピーク波長を $540\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$ として説明する。

【0085】

図 11 の曲線 L_{X10} および曲線 L_{B10} に示すように、狭帯域フィルタ X_1 は、広帯域フィルタ B が透過する波長帯域より狭い波長帯域を有し、広帯域フィルタ B が透過する波長帯域の一部に含まれる狭帯域光を透過する透過スペクトルを有する。さらに、曲線 L_{X10} および曲線 L_{B10} に示すように、広帯域フィルタ B が透過する透過スペクトルと狭帯域フィルタ X_1 が透過する透過スペクトルは、互いに相関性が高い。さらにまた、曲線 L_{X10} および曲線 L_{B10} に示すように、狭帯域フィルタ X_1 は、光が透過する透過スペクトルにおける最大値 $P_{\max 3}$ が広帯域フィルタ B を透過する光の透過スペクトルにおける下限値 P_{31} と上限値 P_{32} との間である半値幅になる。

【0086】

また、図 11 の曲線 L_{X20} および曲線 L_{G10} に示すように、狭帯域フィルタ X_2 は、広帯域フィルタ G が光を透過する波長帯域より狭い波長帯域を有し、広帯域フィルタ G が光を透過する波長帯域の一部に含まれる狭帯域光を透過する透過スペクトルを有する。さらに、曲線 L_{X20} および曲線 L_{G10} に示すように、広帯域フィルタ G が透過する透過スペクトルと狭帯域フィルタ X_2 が透過する透過スペクトルは、互いに相関性が高い。さらにまた、曲線 L_{X20} および曲線 L_{G10} に示すように、狭帯域フィルタ X_2 は、光が透過する透過スペクトルにおける最大値 $P_{\max 4}$ が広帯域フィルタ G を透過する光の透過スペクトルにおける下限値 P_{41} と上限値 P_{42} との間である半値幅になる。

【0087】

〔画像処理部の処理〕

次に、画像処理部 401 が実行する処理について説明する。図 12 は、画像処理部 401 が実行する画像処理の概要を模式的に説明する図である。

【0088】

図 12 に示すように、まず、分離部 401a は、内視鏡 2 の撮像素子 244 から入力された RAW データ F_3 を、各画素の画像信号に分離する。具体的には、分離部 401a は、RAW データ F_3 を、R 画素に対応する広帯域画像信号を画像データ F_{R30} 、B 画素に対応する広帯域画像信号を画像データ F_{B30} 、 X_1 画素に対応する狭帯域画像信号を画像データ F_{X30} 、G 画素に対応する広帯域画像信号をベイヤール配列の画像データ F_{G30} 、および X

2画素に対応する狭帯域画像信号を画像データ F_{X50} それぞれに分離する。

【0089】

続いて、デモザイク部401bは、画像データ F_{X30} に基づいて、欠けている X_1 画素に対して、デモザイク処理を行うことによって X_1 画素の狭帯域画像信号を補間することで、狭帯域画像データ F_{X40} を生成する。また、デモザイク部401bは、画像データ F_{X50} に基づいて、欠けている X_2 画素に対して、デモザイク処理を行うことによって X_2 画素の狭帯域画像信号を補間することで、狭帯域画像データ F_{X60} を生成する。

【0090】

画像データ F_{G30} は、広帯域であるため、深層血管をシャープに撮影することができない。広帯域フィルタGの分光特性は、狭帯域フィルタ X_2 の分光特性を包含し、かつ、広帯域フィルタGと狭帯域フィルタ X_2 との透過スペクトルが互いに重なり、相関性が高く（図11を参照）、 X_2 画素の狭帯域画像信号に深層血管のエッジ情報が含まれている。このため、デモザイク部401bは、狭帯域画像データ F_{X60} の狭帯域画像信号に基づいて、デモザイク処理を行うことによって画像データ F_{G30} において欠けているG画素の広帯域画像信号を補間することで、広帯域画像データ F_{G40} を生成する。

【0091】

また、画像データ F_{B30} は、広帯域であるため、表層血管をシャープに撮影することができない。広帯域フィルタBの分光特性は、狭帯域フィルタ X_1 の分光特性を包含し、かつ、広帯域フィルタBと狭帯域フィルタ X_1 との透過スペクトルが互いに重なり、相関性が高く（図11を参照）、 X_1 画素の狭帯域画像信号に表層血管のエッジ情報が含まれている。このため、デモザイク部401bは、画像データ F_{X30} 、狭帯域画像データ F_{X40} および広帯域画像データ F_{G40} に基づいて、デモザイク処理を行うことによって画像データ F_{B30} において欠けているB画素の画像信号を補間することで、広帯域画像データ F_{B40} を生成する。この場合において、デモザイク部401bは、補間するB画素において、狭帯域画像データ F_{X40} の狭帯域画像信号および広帯域画像データ F_{G40} の広帯域画像信号があるとき、狭帯域画像データ F_{X40} の狭帯域画像信号を優先して用いることによって、欠けているB画像の広帯域画像信号をデモザイク処理によって補間する。

【0092】

その後、デモザイク部401bは、画像データ F_{R30} および広帯域画像データ F_{G40} に基づいて、デモザイク処理を行うことによって画像データ F_{R30} において欠けているR画像の広帯域画像信号を補間することで、広帯域画像データ F_{R40} を生成する。

【0093】

続いて、画像生成部401cは、広帯域画像データ F_{R40} 、広帯域画像データ F_{B40} および広帯域画像データ F_{G40} に基づいて、白色画像データ F_{W30} を生成して表示装置5へ出力する。また、画像生成部401cは、狭帯域画像データ F_{X40} および狭帯域画像データ F_{X60} に基づいて、NBI (Narrow Band Imaging) 画像データ F_{X100} を生成して表示装置5へ出力する。

【0094】

以上説明した本発明の実施の形態3によれば、生体撮影において、G画素よりもX画素およびB画素に毛細血管のような細かいエッジ情報に基づいて、デモザイク処理を行うことによって、表層の血管の解像度を上げることができる。

【0095】

(その他の実施の形態)

本発明では、カラーフィルタが原色フィルタで構成されていたが、例えば補色の波長成分を有する光を透過する補色フィルタ (C y, M g, Y e) を用いてもよい。さらに、カラーフィルタを、原色フィルタと、オレンジおよびシアン波長成分を有する光を透過するフィルタ (O r, C y) とによって構成されたカラーフィルタ (R, G, B, O r, C y) を用いてもよい。さらにまた、原色フィルタと、白色の波長成分を有する光を透過させるフィルタ (W) とによって構成されたカラーフィルタ (R, G, B, W) を用いてもよい。

【0096】

10

20

30

40

50

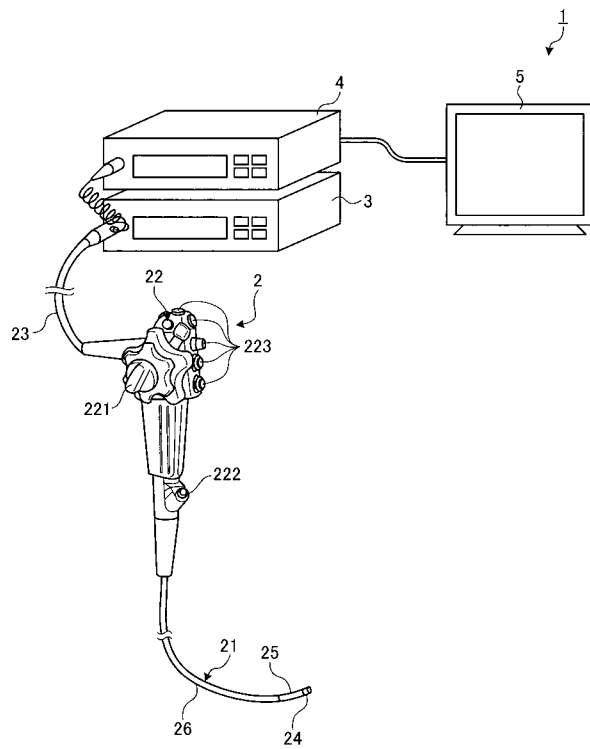
また、本発明では、画像処理装置を備えた内視鏡システムを例に説明していたが、例えばカプセル型の筐体内に本実施の形態の画像処理装置および撮像素子を設け、被検体に経口されることによって被検体の体腔内を撮像するカプセル型内視鏡であっても適用することができる。

【符号の説明】

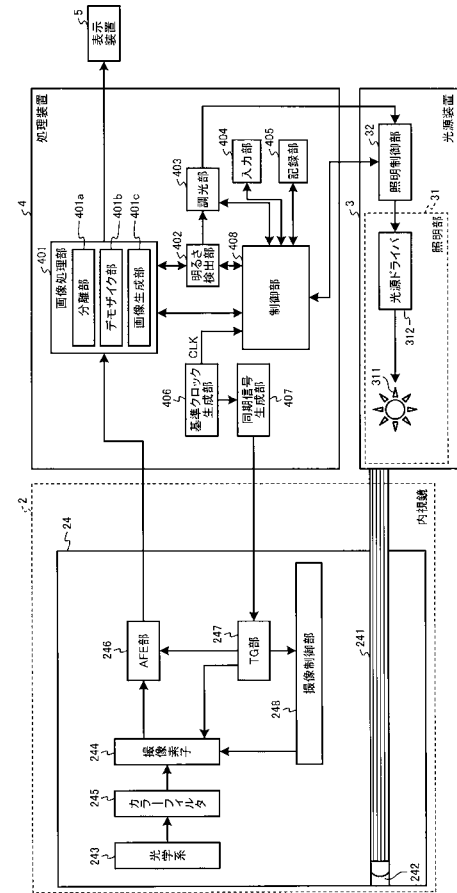
【0097】

1	内視鏡システム	
2	内視鏡	
3	光源装置	
4	処理装置	10
5	表示装置	
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	
2 5	湾曲部	
2 6	可撓管部	
3 1	照明部	
3 2	照明制御部	
2 2 1	湾曲ノブ	20
2 2 2	処置具挿入部	
2 2 3	スイッチ	
2 4 1	ライトガイド	
2 4 2	照明レンズ	
2 4 3	光学系	
2 4 4	撮像素子	
2 4 5 , 2 4 5 a , 2 4 5 b , 2 4 5 c	カラーフィルタ	
2 4 6	A F E 部	
2 4 7	T G 部	
2 4 8	撮像制御部	30
2 5 0	集合ケーブル	
3 1 1	光源部	
3 1 2	光源ドライバ	
4 0 1	画像処理部	
4 0 1 a	分離部	
4 0 1 b	デモザイク部	
4 0 1 c	画像生成部	
4 0 2	明るさ検出部	
4 0 3	調光部	
4 0 4	入力部	40
4 0 5	記録部	
4 0 6	基準クロック生成部	
4 0 7	同期信号生成部	
4 0 8	制御部	
B , G , R	広帯域フィルタ	
T 1 , T 2 , T 3 , T 4	フィルタユニット	
X , X ₁ , X ₂	狭帯域フィルタ	

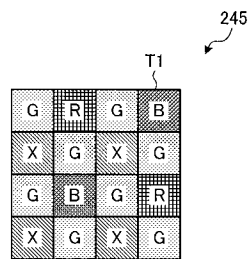
【図 1】



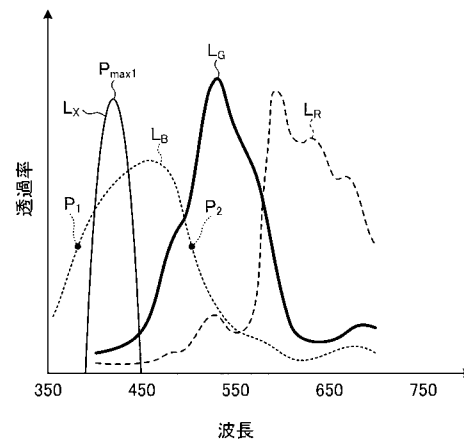
【図 2】



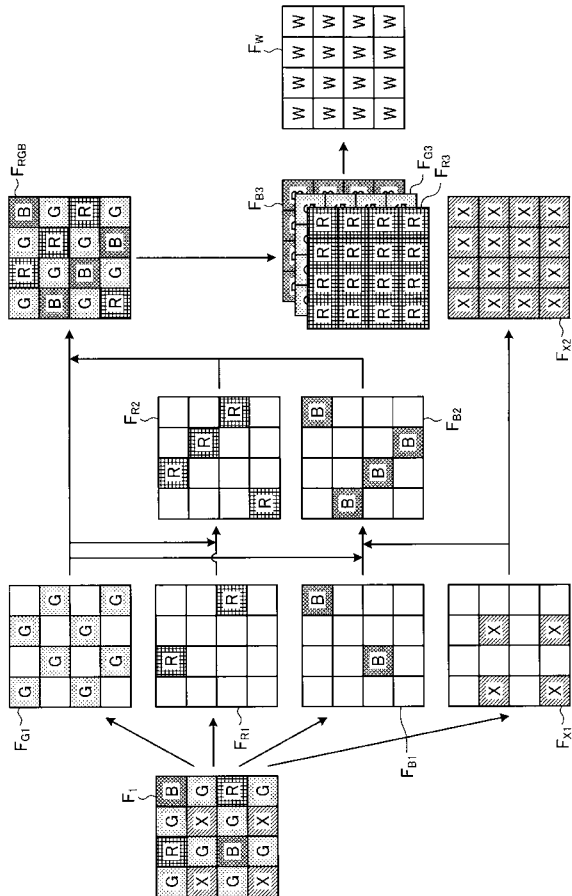
【図 3】



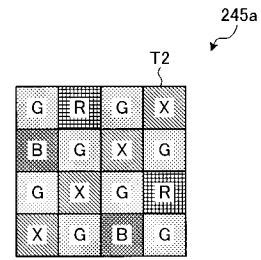
【図 4】



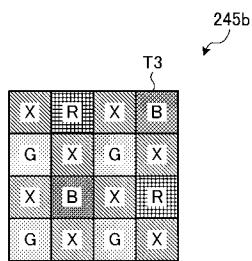
【図 5】



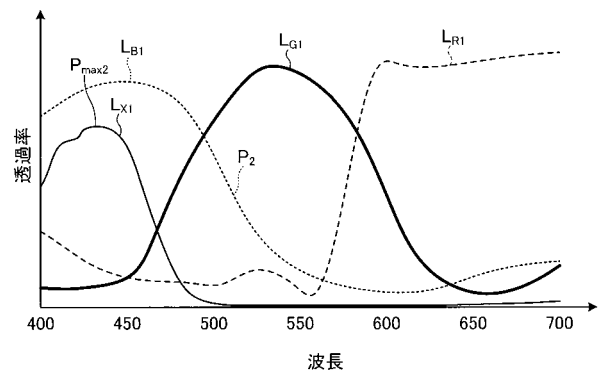
【図 6】



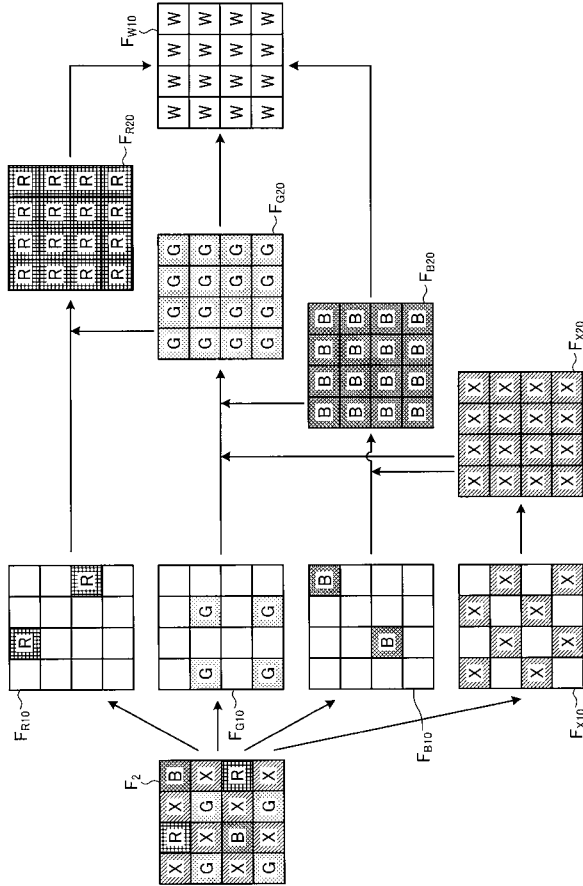
【図 7】



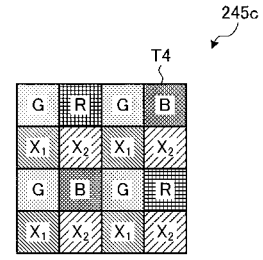
【図 8】



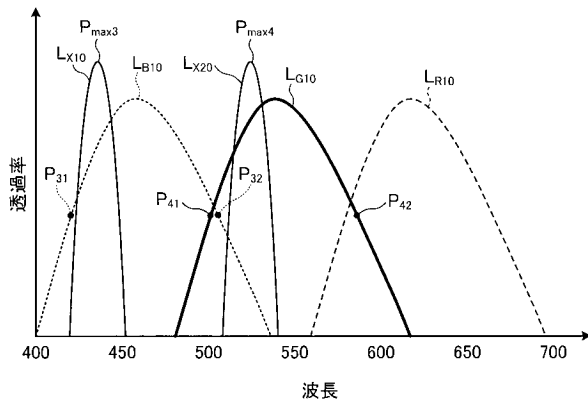
【図 9】



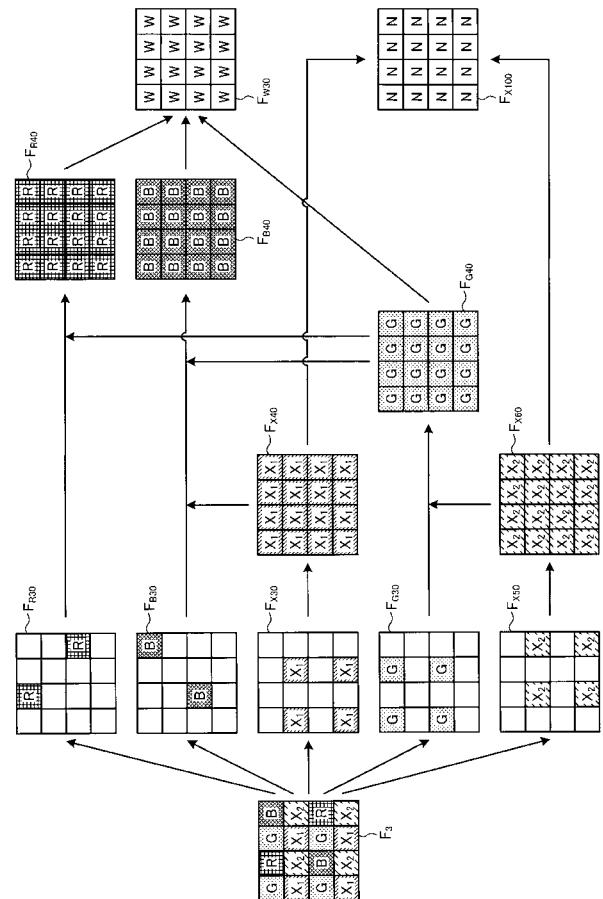
【図 10】



【図 11】



【図 12】



【手続補正書】

【提出日】平成27年8月19日(2015.8.19)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

2次元格子状に配置された複数の画素がそれぞれ受光した光を光電変換して画像信号を生成する撮像素子と、互いに異なる原色の波長帯域を含む広帯域光を透過する複数の広帯域フィルタ、および前記複数の広帯域フィルタの各々が透過する前記広帯域光の波長帯域よりも狭い波長帯域を有し、前記広帯域光の波長帯域の一部に含まれる狭帯域光を透過する狭帯域フィルタを用いて構成され、前記狭帯域フィルタのフィルタ数が前記複数の広帯域フィルタのうちいずれか1つのフィルタ数以上であるカラーフィルタであって、前記複数の画素に対応させて配置したカラーフィルタと、を備えた撮像装置から入力される前記画像信号に基づいて、前記複数の広帯域フィルタの各々を透過した前記広帯域光に対応する複数の広帯域画像信号と前記狭帯域フィルタを透過した前記狭帯域光に対応する狭帯域画像信号とを分離する分離部と、

前記分離部が分離した前記狭帯域画像信号に含まれるエッジ情報に基づいて、前記複数の広帯域画像信号の1つを補間するデモザイク処理を行うデモザイク部と、

前記デモザイク部が前記デモザイク処理によって補間した前記広帯域画像信号を用いて広帯域画像を生成するとともに、前記狭帯域画像信号を用いて狭帯域画像を生成する画像生成部と、

を備えたことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記複数の広帯域フィルタは、青色の波長帯域の光を透過する青色フィルタ、緑色の波長帯域の光を透過する緑色フィルタおよび赤色の波長帯域の光を透過する赤色フィルタを含み、

前記狭帯域フィルタは、

前記狭帯域光を透過する透過スペクトルの最大値が前記青色フィルタの透過スペクトルの半値幅の間に含まれる第1狭帯域フィルタを有し、

前記デモザイク部は、

前記青色フィルタに対応する広帯域画像信号を、前記第1狭帯域フィルタを透過した前記狭帯域光に対応する第1狭帯域画像信号に含まれるエッジ情報を用いて前記デモザイク処理を行うことによって補間し、

前記第1狭帯域フィルタのフィルタ数は、前記青色フィルタのフィルタ数以上であることを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記狭帯域フィルタは、

前記狭帯域光を透過する透過スペクトルの最大値が前記緑色フィルタの透過スペクトルの半値幅の間に含まれる第2狭帯域フィルタを有し、

前記デモザイク部は、前記緑色フィルタに対応する広帯域画像信号を、前記第2狭帯域フィルタを透過した前記狭帯域光に対応する第2狭帯域画像信号に含まれるエッジ情報を用いて前記デモザイク処理を行うことによって補間することを特徴とする請求項2に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記デモザイク部は、前記緑色フィルタに対応する広帯域画像信号を、前記第1狭帯域フィルタを透過した前記狭帯域光に対応する第1狭帯域画像信号に含まれるエッジ情報と前記デモザイク処理が行われて補間済みの前記青色フィルタに対応する広帯域画像信号と

を用いて前記デモザイク処理を行うことによって補間することを特徴とする請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記デモザイク部は、前記緑色フィルタに対応する広帯域画像信号と前記第 1 狭帯域フィルタを透過した前記狭帯域光に対応する第 1 狭帯域画像信号がある場合において、前記青色フィルタに対応する広帯域画像信号を補間するとき、前記第 1 狭帯域画像信号に含まれるエッジ情報と前記緑色フィルタに対応する広帯域画像信号とを用いて前記デモザイク処理を行うことを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記複数の広帯域フィルタは、青色の波長帯域の光を透過する青色フィルタ、緑色の波長帯域の光を透過する緑色フィルタおよび赤色の波長帯域の光を透過する赤色フィルタを含み、

前記狭帯域フィルタは、前記狭帯域光を透過する透過スペクトルの最大値が前記青色フィルタの透過スペクトルの半値幅の間に含まれる第 1 狭帯域フィルタを有し、

前記デモザイク部は、前記緑色フィルタに対応する広帯域画像信号を、前記第 1 狭帯域フィルタを透過した前記狭帯域光に対応する第 1 狭帯域画像信号に含まれるエッジ情報を用いて前記デモザイク処理を行うことによって補間することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記デモザイク部は、前記青色フィルタに対応する広帯域画像信号を、前記第 1 狭帯域画像信号に含まれるエッジ情報を用いて前記デモザイク処理を行うことを特徴とする請求項 6 に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

請求項 1 ～ 7 のいずれか一つの画像処理装置と、

2 次元格子状に配置された複数の画素がそれぞれ受光した光を光電変換して画像信号を生成する撮像素子と、互いに異なる原色の波長帯域を含む広帯域光を透過する複数の広帯域フィルタ、および前記複数の広帯域フィルタの各々が透過する前記広帯域光の波長帯域よりも狭い波長帯域を有し、前記広帯域光の波長帯域の一部に含まれる狭帯域光を透過する狭帯域フィルタを用いて構成され、前記狭帯域フィルタのフィルタ数が前記複数の広帯域フィルタのうちいずれか 1 つのフィルタ数以上であるカラーフィルタであって、前記複数の画素に対応させて配置したカラーフィルタと、を備えた撮像装置と、

前記撮像装置が先端に設けられ、被検体に挿入される挿入部と、

を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 9】

2 次元格子状に配置された複数の画素がそれぞれ受光した光を光電変換して画像信号を生成する撮像素子と、互いに異なる原色の波長帯域を含む広帯域光を透過する複数の広帯域フィルタ、および前記複数の広帯域フィルタの各々が透過する前記広帯域光の波長帯域よりも狭い波長帯域を有し、前記広帯域光の波長帯域の一部に含まれる狭帯域光を透過する狭帯域フィルタを用いて構成され、前記狭帯域フィルタのフィルタ数が前記複数の広帯域フィルタのうちいずれか 1 つのフィルタ数以上であるカラーフィルタであって、前記複数の画素に対応させて配置したカラーフィルタと、を備えた撮像装置から入力される前記画像信号に基づいて、前記複数の広帯域フィルタの各々を透過した前記広帯域光に対応する複数の広帯域画像信号と前記狭帯域フィルタを透過した前記狭帯域光に対応する狭帯域画像信号とを分離する分離ステップと、

前記分離ステップにおいて分離した前記狭帯域画像信号に含まれるエッジ情報に基づいて、前記複数の広帯域画像信号の 1 つを補間するデモザイク処理を行うデモザイクステップと、

前記デモザイクステップにおいて前記デモザイク処理によって補間した前記広帯域画像信号を用いて広帯域画像を生成するとともに、前記狭帯域画像信号を用いて狭帯域画像を生成する画像生成ステップと、

を含むことを特徴とする画像処理方法。

【請求項 10】

2次元格子状に配置された複数の画素がそれぞれ受光した光を光電変換して画像信号を生成する撮像素子と、互いに異なる原色の波長帯域を含む広帯域光を透過する複数の広帯域フィルタ、および前記複数の広帯域フィルタの各々が透過する前記広帯域光の波長帯域よりも狭い波長帯域を有し、前記広帯域光の波長帯域の一部に含まれる狭帯域光を透過する狭帯域フィルタを用いて構成され、前記狭帯域フィルタのフィルタ数が前記複数の広帯域フィルタのうちいずれか1つのフィルタ数以上であるカラーフィルタであって、前記複数の画素に対応させて配置したカラーフィルタと、を備えた撮像装置から入力される前記画像信号に基づいて、前記複数の広帯域フィルタの各々を透過した前記広帯域光に対応する複数の広帯域画像信号と前記狭帯域フィルタを透過した前記狭帯域光に対応する狭帯域画像信号とを分離する分離ステップと、

前記分離ステップにおいて分離した前記狭帯域画像信号に含まれるエッジ情報に基づいて、前記複数の広帯域画像信号の1つを補間するデモザイク処理を行うデモザイクステップと、

前記デモザイクステップにおいて前記デモザイク処理によって補間した前記広帯域画像信号を用いて広帯域画像を生成するとともに、前記狭帯域画像信号を用いて狭帯域画像を生成する画像生成ステップと、

を画像処理装置に実行させるプログラム。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/053687

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(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)

A61B1/00-1/32, 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.
X Y	WO 2010/143692 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 16 December 2010 (16.12.2010), paragraph [0075]; fig. 30 & US 2011/273548 A1 & EP 2441374 A1 & CN 102458215 A	1, 2, 6-9 3-5
X Y	JP 2007-20880 A (Olympus Medical Systems Corp.), 01 February 2007 (01.02.2007), paragraphs [0013] to [0015]; fig. 3 to 5 & US 2009/0082625 A1 & WO 2007/010709 A1 & EP 1905344 A1 & CN 101184427 A & KR 10-0972248 B1	7 3-5

☒ 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
16 April 2015 (16.04.15)Date of mailing of the international search report
28 April 2015 (28.04.15)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/053687

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2014-103597 A (Olympus Corp.), 05 June 2014 (05.06.2014), paragraph [0049]; fig. 3(b) (Family: none)	7

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 5 3 6 8 7	
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			
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. A61B1/00-1/32, 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 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	
X Y	WO 2010/143692 A1（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2010.12.16, 段落 0075, 第 30 図 & US 2011/273548 A1 & EP 2441374 A1 & CN 102458215 A	1, 2, 6-9 3-5	
X Y	JP 2007-20880 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2007.02.01, 段落 0013-0015, 第 3-5 図 & US 2009/0082625 A1 & WO 2007/010709 A1 & EP 1905344 A1 & CN 101184427 A & KR 10-0972248 B1	7 3-5	
☒ 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 16.04.2015		国際調査報告の発送日 28.04.2015	
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） 島田 保	2Q 4004 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 5 3 6 8 7
C (続き) . 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
X	JP 2014-103597 A (オリンパス株式会社) 2014.06.05, 段落 0049, 第 3(b)図 (ファミリーなし)	7

フロントページの続き

(72)発明者 小宮 康宏

東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

(72)発明者 福永 康弘

東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

F ターム(参考) 2H040 DA11 GA02 GA05 GA06 GA11

4C161 AA04 CC06 DD03 HH54 LL02 MM05 QQ02 TT07

(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 1 8 4 条の 1 0 第 1 項 (実用新案法第 4 8 条の 1 3 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)	图像处理设备，内窥镜系统，成像设备，图像处理方法和程序		
公开(公告)号	JPWO2016129062A1	公开(公告)日	2017-12-07
申请号	JP2016574559	申请日	2015-02-10
[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	井岡健 吉崎和徳 菊地直 小宮康宏 福永康弘		
发明人	井岡 健 吉崎 和徳 菊地 直 小宮 康宏 福永 康弘		
IPC分类号	A61B1/045 A61B1/04 A61B1/00 A61B1/05 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/045.610 A61B1/04.531 A61B1/00.513 A61B1/05 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/DA11 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/AA04 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/QQ02 4C161/TT07		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP6588043B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种图像处理装置，内窥镜系统和成像装置，其能够以高分辨率获得正常图像和窄带图像。图像处理装置4基于从成像装置输入的图像信号，对应于通过多个宽带滤波器的每一个透射的宽带光和通过多个窄带滤波器的每一个透射的窄带的多个宽带图像信号。基于由分离单元401a分离的多个窄带图像信号，分离与光相对应的多个窄带图像信号的分离单元401a，对多个宽带图像信号中的任一个进行内插的去马赛克处理。执行去马赛克单元401b的去马赛克单元401b，以及使用通过去马赛克处理内插的宽带图像信号来生成宽带图像的宽带图像，图像生成单元401c，使用窄带图像信号来生成窄带图像，。

