

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/098171

発行日 平成29年9月28日 (2017. 9. 28)

(43) 国際公開日 平成28年6月23日 (2016. 6. 23)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 3	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 C	
	A 6 1 B 1/04 5 3 1	
	A 6 1 B 1/00 5 1 2	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

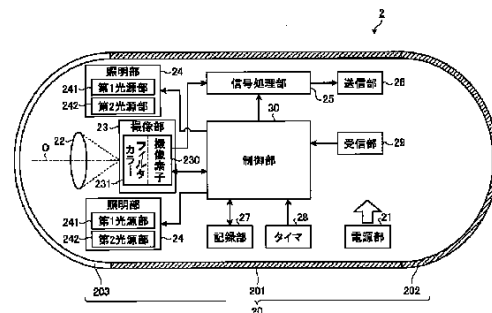
出願番号	特願2016-564483 (P2016-564483)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2014/083180		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成26年12月15日 (2014. 12. 15)		東京都八王子市石川町2951番地
(81) 指定国	AP (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP (AL, AT, BE, BG, CH, CY, 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	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	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	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】 撮像装置およびカプセル型内視鏡

(57) 【要約】

通常画像と特殊画像とを同時に撮影する場合であっても、高画質な通常画像を得ることができる撮像装置およびカプセル型内視鏡を提供する。撮像装置は、複数の第1帯域フィルタと、第2帯域フィルタと、を含むフィルタユニットを、複数の画素に対応させて配置したカラーフィルタ231と、複数の第1帯域フィルタそれぞれの透過スペクトルの範囲を照射する第1光源部241と、強度の波長スペクトルが上に凸状の分布をなし、広帯域より狭い狭帯域の光スペクトルの光であって、光スペクトルにおける最大値の半分の値をとる波長の上限値と下限値とが、第2帯域フィルタの透過スペクトルにおける最大値の半分の値をとる波長の上限値と下限値との間である光を照射する第2光源部242と、第1光源部241と第2光源部242とを同時に照射させる制御部30と、を備える。



- 21 Power source unit
- 23 Imaging unit
- 24 Lighting unit
- 25 Signal processing unit
- 26 Transmission unit
- 27 Recording unit
- 28 Timer
- 29 Receiving unit
- 30 Control unit
- 230 Imaging element
- 231 Color filter
- 241 First light source unit
- 242 Second light source unit

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

二次元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電気信号を生成する撮像素子と、

原色または補色の波長帯域の光を透過する複数の第 1 帯域フィルタと、前記複数の第 1 帯域フィルタそれぞれを透過する光の波長帯域の範囲外に透過スペクトルの最大値を有する狭帯域の光を透過させる第 2 帯域フィルタと、を含むフィルタユニットを、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、

前記複数の第 1 帯域フィルタそれぞれの透過スペクトルの範囲を含む広帯域の光を照射する第 1 光源部と、

強度の波長スペクトルが上に凸上の分布をなし、前記広帯域より狭い狭帯域の光スペクトルの光であって、光スペクトルにおける最大値の半分の値をとる波長の上限値と下限値とが、前記第 2 帯域フィルタの透過スペクトルにおける最大値の半分の値をとる波長の上限値と下限値との間である光を照射する第 2 光源部と、

前記第 1 光源部と前記第 2 光源部とを同時に照射させる制御部と、
を備えたことを特徴とする撮像装置。

【請求項 2】

前記カラーフィルタは、

前記複数の第 1 帯域フィルタおよび前記第 2 帯域フィルタの透過スペクトルそれぞれと異なる波長帯域の範囲外に透過スペクトルの最大値を有する狭帯域の光を透過させる第 3 帯域フィルタをさらに有し、

強度の波長スペクトルが上に凸状の分布をなし、前記広帯域より狭い狭帯域の光スペクトルの光であって、光スペクトルにおける最大値の半分の値をとる波長の上限値と下限値とが、前記第 3 帯域フィルタの透過スペクトルにおける最大値の半分の値をとる波長の上限値と下限値との間である光を照射する第 3 光源部と、

をさらに備え、

前記制御部は、前記第 1 光源部、前記第 2 光源部および前記第 3 光源部を同時に照射させることを特徴とする請求項 1 に記載の撮像装置。

【請求項 3】

前記第 1 光源部、前記第 2 光源部および前記第 3 光源部は、1 つの光源モジュールによって構成されていることを特徴とする請求項 2 に記載の撮像装置。

【請求項 4】

前記第 2 光源部が照射する光のピーク波長は、 $415\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$ であり、

前記第 3 光源部が照射する光のピーク波長は、赤外領域であることを特徴とする請求項 3 に記載の撮像装置。

【請求項 5】

前記第 2 光源部が照射する光のピーク波長は、赤外領域であり、

前記第 3 光源部が照射する光のピーク波長は、前記赤外領域と異なる近赤外領域であることを特徴とする請求項 3 に記載の撮像装置。

【請求項 6】

被検体内に導入可能なカプセル型の筐体と、

前記筐体の内部に設けられる請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の撮像装置と、

を備えたことを特徴とするカプセル型内視鏡。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体に導入され、被検体の体腔内を撮像する撮像装置およびカプセル型内視鏡に関する。

【背景技術】**【0002】**

近年、内視鏡において、白色の波長帯域より狭く、青色と緑色の波長帯域にそれぞれ含まれる狭帯域の光（以下、「狭帯域光」という）を被検体の観察部位に照射し、この観察部位で反射した反射光を画像化して粘膜表層の毛細血管および粘膜微細模様を表示する技術が知られている（特許文献 1 参照）。この技術では、青色の狭帯域光と、緑色の波長帯域の光と、赤色の波長帯域の光とを順次照射することによって、カラーの通常画像と、粘膜表層の毛細血管および粘膜微細模様を観察可能な特殊画像とを同時に取得する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2012 - 125395 号公報

10

【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、狭帯域光の青色の成分を用いてカラーの通常画像を取得しているため、通常画像を生成する際に青色の成分の光量が不足、通常画像の画質が劣化するという問題点があった。

【0005】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、通常画像と特殊画像とを同時に撮影する場合であっても、高画質な通常画像を得ることができる撮像装置およびカプセル型内視鏡を提供することを目的とする。

20

【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、本発明に係る撮像装置は、二次元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電気信号を生成する撮像素子と、原色または補色の波長帯域の光を透過する複数の第 1 帯域フィルタと、前記複数の第 1 帯域フィルタそれぞれを透過する光の波長帯域の範囲外に透過スペクトルの最大値を有する狭帯域の光を透過させる第 2 帯域フィルタと、を含むフィルタユニットを、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、前記複数の第 1 帯域フィルタそれぞれの透過スペクトルの範囲を含む広帯域の光を照射する第 1 光源部と、強度の波長スペクトルが上に凸上の分布をなし、前記広帯域より狭い狭帯域の光スペクトルの光であって、光スペクトルにおける最大値の半分の値をとる波長の上限値と下限値とが、前記第 2 帯域フィルタの透過スペクトルにおける最大値の半分の値をとる波長の上限値と下限値との間である光を照射する第 2 光源部と、前記第 1 光源部と前記第 2 光源部とを同時に照射させる制御部と、を備えたことを特徴とする。

30

【0007】

また、本発明に係る撮像装置は、上記発明において、前記カラーフィルタは、前記複数の第 1 帯域フィルタおよび前記第 2 帯域フィルタの透過スペクトルそれぞれと異なる波長帯域の範囲外に透過スペクトルの最大値を有する狭帯域の光を透過させる第 3 帯域フィルタをさらに有し、強度の波長スペクトルが上に凸状の分布をなし、前記広帯域より狭い狭帯域の光スペクトルの光であって、光スペクトルにおける最大値の半分の値をとる波長の上限値と下限値とが、前記第 3 帯域フィルタの透過スペクトルにおける最大値の半分の値をとる波長の上限値と下限値との間である光を照射する第 3 光源部と、をさらに備え、前記制御部は、前記第 1 光源部、前記第 2 光源部および前記第 3 光源部を同時に照射させることを特徴とする。

40

【0008】

また、本発明に係る撮像装置は、上記発明において、前記第 1 光源部、前記第 2 光源部および前記第 3 光源部は、1つの光源モジュールによって構成されていることを特徴とする。

【0009】

また、本発明に係る撮像装置は、上記発明において、前記第 2 光源部が照射する光のビ

50

ーク波長は、 $415\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$ であり、前記第3光源部が照射する光のピーク波長は、赤外領域であることを特徴とする。

【0010】

また、本発明に係る撮像装置は、上記発明において、前記第2光源部が照射する光のピーク波長は、赤外領域であり、前記第3光源部が照射する光のピーク波長は、前記赤外領域と異なる近赤外領域であることを特徴とする。

【0011】

また、本発明に係るカプセル型内視鏡は、被検体内に導入可能なカプセル型の筐体と、前記筐体の内部に設けられる上記発明の撮像装置と、備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

10

【0012】

本発明によれば、通常画像と特殊画像とを同時に撮影する場合であっても、高画質な通常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1に係るカプセル型内視鏡システムの概略構成を示す模式図である。

【図2】図2は、本発明の実施の形態1に係るカプセル型内視鏡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。

20

【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と照明部が照射する光の強度との関係を示す図である。

【図5】図5は、本発明の実施の形態2に係るカプセル型内視鏡の機能構成を示すブロック図である。

【図6】図6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7】図7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と照明部が照射する光の強度との関係を示す図である。

【図8】図8は、本発明の実施の形態3に係るカプセル型内視鏡の機能構成を示すブロック図である。

30

【図9】図9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10】図10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と照明部が照射する光の強度との関係を示す図である。

【図11】図11は、本発明の実施の形態4に係るカプセル型内視鏡の機能構成を示すブロック図である。

【図12】図12は、本発明の実施の形態4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13】図13は、本発明の実施の形態4に係るカラーフィルタを構成する各フィルタの透過率と照明部が照射する光の強度との関係を示す図である。

40

【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を図面とともに詳細に説明する。なお、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。また、以下の説明において参照する各図は、本発明の内容を理解でき得る程度に形状、大きさ、および位置関係を概略的に示してあるに過ぎない。即ち、本発明は、各図で例示された形状、大きさ、および位置関係のみに限定されるものではない。また、以下の説明において、被検体の体内に導入されて被検体の体内画像を撮像するカプセル型内視鏡から無線信号を受信して被検体の体内画像を表示する処理装置を含むカプセル型内視鏡システムを例示するが、この実施の形態によって

50

本発明が限定されるものではない。また、同一の構成には同一の符号を付して説明する。

【 0 0 1 5 】

(実施の形態 1)

〔カプセル型内視鏡システムの概略構成〕

図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係るカプセル型内視鏡システムの概略構成を示す模式図である。

【 0 0 1 6 】

図 1 に示すカプセル型内視鏡システム 1 は、被検体 1 0 0 内の体内画像を撮像するカプセル型内視鏡 2 と、被検体 1 0 0 内に導入されるカプセル型内視鏡 2 から送信される無線信号を受信する受信アンテナユニット 3 と、受信アンテナユニット 3 が着脱自在に接続され、受信アンテナユニット 3 が受信した無線信号に所定の処理を行って記録または表示する受信装置 4 と、カプセル型内視鏡 2 によって撮像された被検体 1 0 0 内の画像データに対応する画像の処理および / または表示する画像処理装置 5 と、を備える。

10

【 0 0 1 7 】

カプセル型内視鏡 2 は、被検体 1 0 0 内を撮像する撮像機能と、被検体 1 0 0 内を撮像して得られた画像データを含む体内情報を受信アンテナユニット 3 へ送信する無線通信機能と、を有する。カプセル型内視鏡 2 は、被検体 1 0 0 内に飲み込まれることによって被検体 1 0 0 内の食道を通過し、消化管腔の蠕動運動によって被検体 1 0 0 の体腔内を移動する。カプセル型内視鏡 2 は、被検体 1 0 0 の体腔内を移動しながら微小な時間間隔、例えば 0.5 秒間隔 (2 f p s) で被検体 1 0 0 の体腔内を逐次撮像し、撮像した被検体 1 0 0 内の画像データを生成して受信アンテナユニット 3 へ順次送信する。なお、カプセル型内視鏡 2 の詳細な構成は後述する。

20

【 0 0 1 8 】

受信アンテナユニット 3 は、受信アンテナ 3 a ~ 3 h を備える。受信アンテナ 3 a ~ 3 h は、カプセル型内視鏡 2 から無線信号を受信して受信装置 4 へ送信する。受信アンテナ 3 a ~ 3 h は、ループアンテナを用いて構成され、被検体 1 0 0 の体外表面上の所定位置、例えばカプセル型内視鏡 2 の通過径路である被検体 1 0 0 内の各臓器に対応した位置に配置される。

【 0 0 1 9 】

受信装置 4 は、受信アンテナ 3 a ~ 3 h を介してカプセル型内視鏡 2 から送信された無線信号に含まれる被検体 1 0 0 内の画像データを記録または被検体 1 0 0 内の画像データに対応する画像を表示する。受信装置 4 は、カプセル型内視鏡 2 の位置情報および時間を示す時間情報等を、受信アンテナ 3 a ~ 3 h を介して受信した画像データに対応付けて記録する。受信装置 4 は、カプセル型内視鏡 2 による検査が行われている間、例えば被検体 1 0 0 の口から導入され、消化管内を通過して被検体 1 0 0 内から排出されるまでの間、受信装置ホルダ (図示せず) に収納されて被検体 1 0 0 に携帯される。受信装置 4 は、カプセル型内視鏡 2 による検査の終了後、被検体 1 0 0 から取り外され、カプセル型内視鏡 2 から受信した画像データ等の転送のため、画像処理装置 5 と接続される。

30

【 0 0 2 0 】

画像処理装置 5 は、受信装置 4 を介して取得した被検体 1 0 0 内の画像データに対応する画像を表示する。画像処理装置 5 は、受信装置 4 から画像データ等を読み取るクレードル 5 1 と、キーボードやマウス等の操作入力デバイス 5 2 と、を備える。クレードル 5 1 は、受信装置 4 が装着される際に、受信装置 4 から画像データや、この画像データに関連付けられた位置情報、時間情報およびカプセル型内視鏡 2 の識別情報等の関連情報を取得し、取得した各種情報を画像処理装置 5 へ転送する。操作入力デバイス 5 2 は、ユーザによる入力を受け付ける。ユーザは、操作入力デバイス 5 2 を操作しつつ、画像処理装置 5 が順次表示する被検体 1 0 0 内の画像を見ながら、被検体 1 0 0 内部の生体部位、例えば食道、胃、小腸および大腸等を観察し、被検体 1 0 0 を診断する。

40

【 0 0 2 1 】

〔カプセル型内視鏡の構成〕

50

次に、図 1 で説明したカプセル型内視鏡 2 の詳細な構成について説明する。図 2 は、カプセル型内視鏡 2 の機能構成を示すブロック図である。図 2 に示すカプセル型内視鏡 2 は、筐体 2 0 と、電源部 2 1 と、光学系 2 2 と、撮像部 2 3 と、照明部 2 4 と、信号処理部 2 5 と、送信部 2 6 と、記録部 2 7 と、タイマ 2 8 と、受信部 2 9 と、制御部 3 0 と、を有する。

【 0 0 2 2 】

筐体 2 0 は、被検体 1 0 0 に挿入し易い大きさに形成されたカプセル型の形状をなす。筐体 2 0 は、筒状の筒部 2 0 1、筒部 2 0 1 の両側開口端をそれぞれ塞ぐドーム形状のドーム部 2 0 2 およびドーム部 2 0 3 を有する。筒部 2 0 1 およびドーム部 2 0 2 は、可視光を遮光する不透明な有色の部材を用いて形成される。ドーム部 2 0 3 は、可視光等の所定の波長帯域の光を透過可能な光学部材を用いて構成される。これらの筒部 2 0 1、ドーム部 2 0 2 およびドーム部 2 0 3 によって形成される筐体 2 0 は、図 2 に示すように、電源部 2 1 と、光学系 2 2 と、撮像部 2 3 と、照明部 2 4 と、信号処理部 2 5 と、送信部 2 6 と、記録部 2 7 と、タイマ 2 8 と、受信部 2 9 と、制御部 3 0 と、を収容する。

10

【 0 0 2 3 】

電源部 2 1 は、カプセル型内視鏡 2 内の各部に電源を供給する。電源部 2 1 は、ボタン電池等の一次電池または二次電池と、ボタン電池から供給された電力の昇圧等を行う電源回と、を用いて構成される。また、電源部 2 1 は、磁気スイッチを有し、外部から印加された磁界によって電源のオンオフ状態を切り替える。

20

【 0 0 2 4 】

光学系 2 2 は、複数のレンズを用いて構成され、照明部 2 4 が照射した照明光の反射光を撮像部 2 3 の撮像面に集光して被写体像を結像する。光学系 2 2 は、光軸が筐体 2 0 の長手方向の中心軸 O と一致するように筐体 2 0 内に配置される。

【 0 0 2 5 】

撮像部 2 3 は、制御部 3 0 の制御のもと、光学系 2 2 が受光面に結像した被写体像を受光して光電変換を行うことによって、被検体 1 0 0 の画像データを生成する。具体的には、撮像部 2 3 は、制御部 3 0 の制御のもと、基準のフレームレート、例えば 4 f p s のフレームレートによって被検体 1 0 0 を撮像して被検体 1 0 0 の画像データを生成する。撮像部 2 3 は、二次元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、電気信号を生成する C C D (Charge Coupled Device) や C M O S (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 等の撮像素子 2 3 0 と、原色または補色の波長帯域の光を透過する複数の第 1 帯域フィルタ (以下、「広帯域フィルタ」という) と、この第 1 帯域フィルタを透過する光の波長帯域の範囲外に最大値を有する狭帯域の光を透過させる第 2 帯域フィルタ (以下、「狭帯域フィルタ」という) と、を含むフィルタユニットを複数の画素に対応させて配置したカラーフィルタ 2 3 1 と、を用いて構成される。

30

【 0 0 2 6 】

図 3 は、カラーフィルタ 2 3 1 の構成を模式的に示す図である。図 3 に示すように、カラーフィルタ 2 3 1 は、赤色の成分を透過する広帯域フィルタ R、緑色の成分を透過する広帯域フィルタ G、青色の成分を透過する広帯域フィルタ B および各広帯域フィルタを透過する光の波長帯域の範囲外に透過スペクトルの最大値を有する狭帯域の光を透過させる狭帯域フィルタ λ_1 を一組 T 1 とする配列のフィルタユニットを用いて構成される。ここで、本実施の形態 1 における狭帯域の光の波長帯域とは、 $415\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$ である。このように構成されたカラーフィルタ 2 3 1 を用いて撮像部 2 3 で生成された画像データは、受信装置 4 または画像処理装置 5 によって、所定の画像処理 (例えばデモザイキング処理等の補間) が行われることによって、カラーの通常画像 F 1 および狭帯域の特殊画像 F 2 に変換される。ここで、透過スペクトルとは、各フィルタの透過率の波長スペクトルである。なお、カラーフィルタ 2 3 1 の各フィルタの透過率の詳細は後述する。

40

【 0 0 2 7 】

照明部 2 4 は、制御部 3 0 の制御のもと、撮像部 2 3 のフレームレートに同期して、撮像部 2 3 の撮像視野内の被写体に向けて光を照射する。照明部 2 4 は、第 1 光源部 2 4 1

50

と、第 2 光源部 2 4 2 と、を有する。

【 0 0 2 8 】

第 1 光源部 2 4 1 は、広帯域フィルタ R、広帯域フィルタ G および広帯域フィルタ B それぞれの透過スペクトルの範囲の光を照射する。具体的には、第 1 光源部 2 4 1 は、白色の光を照射する。第 1 光源部 2 4 1 は、白色 L E D (Light Emitting Diode) 光源を用いて構成される。

【 0 0 2 9 】

第 2 光源部 2 4 2 は、強度の波長スペクトルが上に凸状の分布をなし、広帯域より狭い狭帯域の光スペクトル（以下、「狭線スペクトル」という）の光であって、光スペクトルにおける最大値の半分の値をとる波長の上限値と下限値とが、狭帯域フィルタ λ 1 の透過スペクトルにおける最大値の半分の値をとる波長の上限値と下限値との間である光を照射する。具体的には、第 2 光源部 2 4 2 は、狭線スペクトルにおける最大値の半分の値をとる波長の上限値と下限値が狭帯域フィルタ λ 1 の透過スペクトルにおける最大値の半分の値をとる上限値と下限値との間である光を照射する。より具体的には、第 2 光源部 2 4 2 は、狭線スペクトルの最大値が $415\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$ の光を照射する。第 2 光源部 2 4 2 は、L E D 光源を用いて構成される。また、第 1 光源部 2 4 1 および第 2 光源部 2 4 2 は、1 つの光源モジュールによって構成される。

【 0 0 3 0 】

信号処理部 2 5 は、撮像部 2 3 から入力された画像データに対して所定の画像処理を行って送信部 2 6 へ出力する。ここで、所定の画像処理とは、ノイズ低減処理やゲインアップ処理等である。

【 0 0 3 1 】

送信部 2 6 は、信号処理部 2 5 から順次入力された画像データを外部に無線送信する。送信部 2 6 は、送信アンテナと、画像データを変調等の信号処理を施して無線信号に変調する変調回路と、を用いて構成される。

【 0 0 3 2 】

記録部 2 7 は、カプセル型内視鏡 2 が実行する各種動作を示すプログラムおよびカプセル型内視鏡 2 を識別する識別情報等を記録する。

【 0 0 3 3 】

タイマ 2 8 は、計時機能を有する。タイマ 2 8 は、計時データを制御部 3 0 へ出力する。

【 0 0 3 4 】

受信部 2 9 は、外部から送信された無線信号を受信して制御部 3 0 へ出力する。受信部 2 9 は、受信アンテナと、無線信号を復調等の信号処理を行って制御部 3 0 へ出力する復調回路と、を用いて構成される。

【 0 0 3 5 】

制御部 3 0 は、カプセル型内視鏡 2 の各部の動作を制御する。制御部 3 0 は、第 1 光源部 2 4 1 および第 2 光源部 2 4 2 を同時に照射させる。また、制御部 3 0 は、第 1 光源部 2 4 1 および第 2 光源部 2 4 2 の照射タイミングに同期させて、撮像素子 2 3 0 に撮像させて画像データを生成させる。制御部 3 0 は、C P U (Central Processing Unit) を用いて構成される。

【 0 0 3 6 】

このように構成されたカプセル型内視鏡 2 は、被検体 1 0 0 の体腔内を移動しながら微小な時間間隔で被検体 1 0 0 の体腔内を逐次撮像し、撮像した被検体 1 0 0 内の画像データを生成して受信アンテナユニット 3 へ順次送信する。

【 0 0 3 7 】

次に、上述したカラーフィルタ 2 3 1 を構成する各フィルタの透過率と、第 1 光源部 2 4 1 が照射する光の強度と、第 2 光源部 2 4 2 が照射する光の強度との関係について説明する。

【 0 0 3 8 】

10

20

30

40

50

図 4 は、カラーフィルタ 2 3 1 を構成する各フィルタの透過率と、第 1 光源部 2 4 1 が照射する光の強度と、第 2 光源部 2 4 2 が照射する光の強度との関係を示す図である。図 4 において、図 4 (a) がカラーフィルタ 2 3 1 を構成する各フィルタの透過率と波長との関係を示し、図 4 (b) が照明部 2 4 によって照射される光スペクトルの波長と強度との関係を示す。また、図 4 (a) において、曲線 L_B が広帯域フィルタ B の透過率と波長との関係を示し、曲線 L_G が広帯域フィルタ G の透過率と波長との関係を示し、曲線 L_R が広帯域フィルタ R の透過率と波長との関係を示し、曲線 L_{λ_1} が狭帯域フィルタ λ_1 の透過率と波長との関係を示す。さらに、図 4 (b) において、曲線 L_1 が第 1 光源部 2 4 1 によって照射された光の強度と波長との関係を示し、曲線 L_2 が第 2 光源部 2 4 2 によって照射された光の強度と波長との関係を示す。さらにまた、図 4 においては、狭帯域フィルタ λ_1 のピーク波長を $415\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$ として説明する。

10

【 0 0 3 9 】

図 4 の曲線 L_1 に示すように、第 1 光源部 2 4 1 は、広帯域フィルタ B、広帯域フィルタ G および広帯域フィルタ R それぞれの透過スペクトルの範囲の光を照射する。また、図 4 の曲線 L_2 に示すように、第 2 光源部 2 4 2 は、狭線スペクトルにおける最大値 $P_{\max 2}$ の半分の値をとる波長の上限值 P_{12} と下限値 P_{11} とが、狭帯域フィルタ λ_1 の透過スペクトルにおける最大値 $P_{\max 1}$ の半分の値をとる波長の下限值 P_1 と上限値 P_2 との間である光を照射する。さらに、曲線 L_2 に示すように、第 2 光源部 2 4 2 は、狭線スペクトルの最大値 $P_{\max 2}$ が狭帯域フィルタ λ_1 の透過スペクトルの最大値 $P_{\max 1}$ にほぼ一致する光を照射する。

20

【 0 0 4 0 】

このように、第 1 光源部 2 4 1 および第 2 光源部 2 4 2 によって照射された光は、対象物で反射され、光学系 2 2 およびカラーフィルタ 2 3 1 を介して撮像素子 2 3 0 に受光される。撮像素子 2 3 0 で光電変換された電気信号 (画像情報) は、受信装置 4 または画像処理装置 5 によって所定の画像処理が行われることによって、通常画像 F 1 (図 3 を参照) と、狭帯域の特殊画像 F 2 (図 3 を参照) とを得ることができる。

【 0 0 4 1 】

以上説明した本実施の形態 1 によれば、第 2 光源部 2 4 2 が強度の波長スペクトルが上に凸状の分布をなし、狭線スペクトルの光であって、狭線スペクトルにおける最大値 $P_{\max 2}$ の半分の値をとる波長の上限值 P_{12} と下限値 P_{11} とが、狭帯域フィルタ λ_1 の透過スペクトルにおける最大値 $P_{\max 1}$ の半分の値をとる波長の下限值 P_1 と上限値 P_2 との間である光を照射するので、通常画像と特殊画像とを同時に撮影する場合であっても、高画質な通常画像を得ることができる。

30

【 0 0 4 2 】

また、本実施の形態 1 によれば、通常画像と狭帯域の特殊画像とを同時に取得することができるため、位置ずれのない画像を得ることができる。

【 0 0 4 3 】

さらに、本実施の形態 1 によれば、通常画像と狭帯域の特殊画像とを同時に取得することができるため、通常画像と狭帯域の特殊画像とを重畳する際に画像の位置合わせのための画像処理を省略することができる。

40

【 0 0 4 4 】

さらにまた、本実施の形態 1 によれば、第 2 光源部 2 4 2 が照射する狭線スペクトルの最大値 $P_{\max 2}$ と狭帯域フィルタ λ_1 の透過スペクトルの最大値 $P_{\max 1}$ とがほぼ一致するので、より高画質な狭帯域画像を取得することができる。

【 0 0 4 5 】

また、本実施の形態 1 によれば、第 1 光源部 2 4 1 と第 2 光源部 2 4 2 を 1 つの光源モジュールとして構成しているので、照明部 2 4 を小型化することができる。

【 0 0 4 6 】

(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 は、上述した実施の形

50

態 1 に係る狭帯域フィルタが透過する透過スペクトルと、第 2 光源部が照射する光の波長帯域が異なる。このため、以下においては、本実施の形態 2 に係るカプセル型内視鏡の構成を説明後、本実施の形態 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と、第 1 光源部が照射する光の強度と、第 2 光源部が照射する光の強度との関係について説明する。なお、上述した実施の形態 1 に係るカプセル型内視鏡 2 と同一の構成には同一の符号を付して説明を省略する。

【 0 0 4 7 】

〔カプセル型内視鏡の構成〕

図 5 は、本実施の形態 2 に係るカプセル型内視鏡の機能構成を示すブロック図である。図 5 に示すカプセル型内視鏡 2 a は、上述した実施の形態 1 に係るカプセル型内視鏡 2 の撮像部 2 3 および照明部 2 4 に換えて、撮像部 2 3 a および照明部 2 4 a を備える。

10

【 0 0 4 8 】

撮像部 2 3 a は、制御部 3 0 の制御のもと、光学系 2 2 が受光面に結像した被写体像を受光して光電変換を行うことによって、被検体 1 0 0 の画像データを生成する。撮像素子 2 3 0 と、カラーフィルタ 2 3 1 a を有する。

【 0 0 4 9 】

図 6 は、カラーフィルタ 2 3 1 a の構成を模式的に示す図である。図 6 に示すように、カラーフィルタ 2 3 1 a は、赤色の成分を透過する広帯域フィルタ R、緑色の成分を透過する広帯域フィルタ G、青色の成分を透過する広帯域フィルタ B および各広帯域フィルタを透過する光の波長帯域の範囲外に透過スペクトルの最大値を有する狭帯域の光を透過させる狭帯域フィルタ λ_2 を一組 T 2 とする配列のフィルタユニットを用いて構成される。ここで、本実施の形態 2 における狭帯域の光の波長帯域とは、赤外領域であり、より好ましくは近赤外領域である。このように構成されたカラーフィルタ 2 3 1 a を用いて撮像部 2 3 a で生成された画像データは、受信装置 4 または画像処理装置 5 によって、所定の画像処理が行われることによって、カラーの通常画像 F 1 および赤外の特殊画像 F 3 に変換される。なお、カラーフィルタ 2 3 1 a の各フィルタの透過率の詳細は後述する。

20

【 0 0 5 0 】

照明部 2 4 a は、制御部 3 0 の制御のもと、撮像部 2 3 a のフレームレートに同期して、撮像部 2 3 a の撮像視野内の被写体に向けて光を照射する。第 1 光源部 2 4 1 と、第 2 光源部 2 4 2 a と、を有する。

30

【 0 0 5 1 】

第 2 光源部 2 4 2 a は、強度の波長スペクトルが上に凸状の分布をなし、狭線スペクトルの光であって、狭線スペクトルにおける最大値の半分の値をとる波長の上限值と下限値とが、狭帯域フィルタ λ_2 の透過スペクトルにおける最大値の半分の値をとる波長の上限值と下限値との間である光を照射する。具体的には、第 2 光源部 2 4 2 a は、狭線スペクトルの最大値が赤外領域の光を照射する。第 2 光源部 2 4 2 a は、LED 光源を用いて構成される。また、第 1 光源部 2 4 1 および第 2 光源部 2 4 2 a は、1 つの光源モジュールによって構成される。

【 0 0 5 2 】

次に、上述したカラーフィルタ 2 3 1 a を構成する各フィルタの透過率と、第 1 光源部 2 4 1 が照射する光の強度と、第 2 光源部 2 4 2 a が照射する光の強度との関係について説明する。

40

【 0 0 5 3 】

図 7 は、カラーフィルタ 2 3 1 a を構成する各フィルタの透過率と、第 1 光源部 2 4 1 が照射する光の強度と、第 2 光源部 2 4 2 a が照射する光の強度との関係を示す図である。図 7 において、図 7 (a) がカラーフィルタ 2 3 1 a を構成する各フィルタの透過率と波長との関係を示し、図 7 (b) が照明部 2 4 a によって照射される光スペクトルの波長と強度との関係を示す。また、図 7 (a) において、曲線 L_B が広帯域フィルタ B の透過率と波長との関係を示し、曲線 L_G が広帯域フィルタ G の透過率と波長との関係を示し、曲線 L_R が広帯域フィルタ R の透過率と波長との関係を示し、曲線 L_{λ_2} が狭帯域フィル

50

タ λ 2の透過率と波長との関係を示す。さらに、図7(b)において、曲線 L_1 が第1光源部241によって照射された光の強度と波長との関係を示し、曲線 L_3 が第2光源部242aによって照射された光の強度と波長との関係を示す。さらにまた、図7においては、狭帯域フィルタ λ 2のピーク波長を赤外領域として説明する。

【0054】

図7の曲線 L_1 に示すように、第1光源部241は、広帯域フィルタB、広帯域フィルタGおよび広帯域フィルタRそれぞれの透過スペクトルの範囲の光を照射する。また、図7の曲線 L_3 に示すように、第2光源部242aは、強度の波長スペクトルが上に凸状の分布をなし、狭線スペクトルにおける最大値 P_{max4} の半分の値をとる波長の上限值 P_{22} と下限値 P_{21} とが、狭帯域フィルタ λ 2の透過スペクトルにおける最大値 P_{max3} の半分の値をとる波長の下限値 P_3 と上限値 P_4 との間である光を照射する。さらに、図7の曲線 L_3 に示すように、第2光源部242aは、光の狭線スペクトルの最大値 P_{max4} が狭帯域フィルタ λ 2の透過スペクトルの最大値 P_{max3} 付近の光を照射する。

【0055】

以上説明した本実施の形態2によれば、通常画像と赤外の特殊画像とを同時に撮影する場合であっても、高画質な通常画像を得ることができるとともに、上述した実施の形態1と同様の効果を得ることができる。

【0056】

(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は、上述した実施の形態1に係るカラーフィルタに透過スペクトルが互いに異なる2種類の狭帯域フィルタが複数設けられるとともに、照明部が第2光源部によって照射される光の波長帯域と異なる狭線スペクトルの光を照射する第2光源部をさらに有する。このため、以下においては、本実施の形態3に係るカプセル型内視鏡の構成を説明後、本実施の形態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と、第1光源部が照射する光の強度と、第2光源部が照射する光の強度と、第3光源部が照射する光の強度との関係について説明する。なお、上述した実施の形態1に係るカプセル型内視鏡2と同一の構成には同一の符号を付して説明を省略する。

【0057】

〔カプセル型内視鏡の構成〕

図8は、本実施の形態3に係るカプセル型内視鏡の機能構成を示すブロック図である。図8に示すカプセル型内視鏡2bは、上述した実施の形態1に係るカプセル型内視鏡2の撮像部23および照明部24に換えて、撮像部23bおよび照明部24bを備える。

【0058】

撮像部23bは、制御部30の制御のもと、光学系22が受光面に結像した被写体像を受光して光電変換を行うことによって、被検体100の画像データを生成する。撮像部23bは、撮像素子230と、カラーフィルタ231bと、を有する。

【0059】

図9は、カラーフィルタ231bの構成を模式的に示す図である。図9に示すように、カラーフィルタ231bは、赤色の成分を透過する2つの広帯域フィルタRと、緑色の成分を透過する2つの広帯域フィルタGと、青色の成分を透過する2つの広帯域フィルタBと、各広帯域フィルタを透過する光の波長帯域の範囲外に透過スペクトルの最大値を有する狭帯域の光を透過させる1つの狭帯域フィルタ λ 1と、広帯域フィルタR、G、Bおよび狭帯域フィルタ λ 1それぞれと異なる波長帯域の範囲外に透過スペクトルの最大値を有する狭帯域の光を透過させる2つの狭帯域フィルタ λ 2(第3帯域フィルタ)と、を一組T3とするフィルタユニットと、1つの広帯域フィルタRと、4つの広帯域フィルタGと、1つの広帯域フィルタBと、2つの狭帯域フィルタ λ 1と、1つの狭帯域フィルタ λ 2と、を一組T4とするフィルタユニットを用いて構成される。このように構成されたカラーフィルタ231bを用いて撮像部23bで生成された画像データは、受信装置4または画像処理装置5によって、所定の画像処理が行われることによって、カラーの通常画像F1

10

20

30

40

50

、特殊画像 $F_2(\lambda_1)$ および赤外の特殊画像 $F_3(\lambda_2)$ に変換される。なお、カラーフィルタ 231b の各フィルタの透過率の詳細は後述する。

【0060】

照明部 24b は、制御部 30 の制御のもと、撮像部 23b のフレームレートに同期して、撮像部 23b の撮像視野内の被写体に向けて光を照射する。第 1 光源部 241 と、第 2 光源部 242 と、第 3 光源部 243 と、を有する。

【0061】

第 3 光源部 243 は、強度の波長スペクトルが上に凸状の分布をなし、狭線スペクトルの光であって、狭線スペクトルにおける最大値の半分の値をとる波長の上限值と下限値とが、狭帯域フィルタ λ_2 の透過スペクトルにおける最大値の半分の値をとる波長の上限值と下限値との間である光を照射する。具体的には、第 3 光源部 243 は、狭線スペクトルの最大値が赤外領域の光を照射する。第 3 光源部 243 は、LED 光源を用いて構成される。また、第 1 光源部 241、第 2 光源部 242 および第 3 光源部 243 は、1 つの光源モジュールによって構成される。

【0062】

次に、カラーフィルタ 231b を構成する各フィルタの透過率と、第 1 光源部 241 が照射する光の強度と、第 2 光源部 242 が照射する光の強度と、第 3 光源部 243 が照射する光の強度との関係について説明する。

【0063】

図 10 は、カラーフィルタ 231b を構成する各フィルタの透過率と、第 1 光源部 241 が照射する光の強度と、第 2 光源部 242 が照射する光の強度と、第 3 光源部 243 が照射する光の強度との関係を示す図である。図 10 において、図 10(a) がカラーフィルタ 231b を構成する各フィルタの透過率と波長との関係を示し、図 10(b) が照明部 24b によって照射される光スペクトルの波長と強度との関係を示す。また、図 10(a) において、曲線 L_B が広帯域フィルタ B の透過率と波長との関係を示し、曲線 L_G が広帯域フィルタ G の透過率と波長との関係を示し、曲線 L_R が広帯域フィルタ R の透過率と波長との関係を示し、曲線 L_{λ_1} が狭帯域フィルタ λ_1 の透過率と波長との関係を示し、曲線 L_{λ_2} が狭帯域フィルタ λ_2 の透過率と波長との関係を示す。さらに、図 10(b) において、曲線 L_1 が第 1 光源部 241 によって照射された光の強度と波長との関係を示し、曲線 L_2 が第 2 光源部 242 によって照射された光の強度と波長との関係を示し、曲線 L_3 が第 3 光源部 243 によって照射された光の強度と波長との関係を示す。さらにまた、図 10 においては、狭帯域フィルタ λ_1 のピーク波長を $415\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$ とし、狭帯域フィルタ λ_2 のピーク波長を赤外領域として説明する。

【0064】

図 10 の曲線 L_1 に示すように、第 1 光源部 241 は、広帯域フィルタ B、広帯域フィルタ G および広帯域フィルタ R それぞれの透過スペクトルの範囲の光を照射する。また、図 10 の曲線 L_2 に示すように、第 2 光源部 242 は、強度の波長スペクトルが上に凸状の分布をなし、狭線スペクトルにおける最大値 $P_{\max 2}$ の半分の値をとる波長の上限值 P_{12} と下限値 P_{11} とが、狭帯域フィルタ λ_1 の透過スペクトルにおける最大値 $P_{\max 1}$ の半分の値をとる波長の下限值 P_1 と上限値 P_2 との間である光を照射する。さらに、図 10 の曲線 L_3 に示すように、第 3 光源部 243 は、強度の波長スペクトルが上に凸状の分布をなし、狭線スペクトルにおける最大値 $P_{\max 4}$ の半分の値をとる波長の上限值 P_{22} と下限値 P_{21} とが、狭帯域フィルタ λ_2 の透過スペクトルにおける最大値 $P_{\max 3}$ の半分の値をとる波長の下限值 P_3 と上限値 P_4 との間である光を照射する。さらにまた、図 10 の曲線 L_3 に示すように、第 3 光源部 243 は、照射する光の狭線スペクトルの最大値 $P_{\max 4}$ が狭帯域フィルタ λ_2 の透過スペクトルの最大値 $P_{\max 3}$ 付近の光を照射する。

【0065】

以上説明した本実施の形態 3 によれば、通常画像、狭帯域の特殊画像および赤外の特殊画像を同時に撮影する場合であっても、高画質な通常画像を取得することができるとともに、上述した実施の形態 1 と同様の効果を得ることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 6 】

(実施の形態 4)

次に、本発明の実施の形態 4 について説明する。本実施の形態 4 は、上述した実施の形態 3 に係る狭帯域フィルタが透過する透過スペクトルと、第 2 光源部および第 3 光源部それぞれが照射する光の波長帯域が異なる。このため、以下においては、本実施の形態 4 に係るカプセル型内視鏡の構成を説明後、本実施の形態 4 に係るカラーフィルタを構成する各フィルタの透過率と、第 1 光源部が照射する光の強度と、第 2 光源部が照射する光の強度と、第 3 光源部が照射する光の強度との関係について説明する。なお、上述した実施の形態 1 に係るカプセル型内視鏡 2 と同一の構成には同一の符号を付して説明を省略する。

【 0 0 6 7 】

〔カプセル型内視鏡の構成〕

図 1 1 は、本実施の形態 4 に係るカプセル型内視鏡の機能構成を示すブロック図である。図 1 1 に示すカプセル型内視鏡 2 c は、上述した実施の形態 3 に係るカプセル型内視鏡 2 b の撮像部 2 3 b および照明部 2 4 b に換えて、撮像部 2 3 c および照明部 2 4 c を備える。

【 0 0 6 8 】

撮像部 2 3 c は、制御部 3 0 の制御のもと、光学系 2 2 が受光面に結像した被写体像を受光して光電変換を行うことによって、被検体 1 0 0 の画像データを生成する。撮像部 2 3 c は、撮像素子 2 3 0 と、カラーフィルタ 2 3 1 c と、を有する。

【 0 0 6 9 】

図 1 2 は、カラーフィルタ 2 3 1 c の構成を模式的に示す図である。図 1 2 に示すように、カラーフィルタ 2 3 1 c は、赤色の成分を透過する 2 つの広帯域フィルタ R と、緑色の成分を透過する 2 つの広帯域フィルタ G と、青色の成分を透過する 2 つの広帯域フィルタ B と、各広帯域フィルタを透過する光の波長帯域の範囲外に透過スペクトルの最大値を有する狭帯域の光を透過させる 1 つの狭帯域フィルタ $\lambda 2$ と、広帯域フィルタ R, G, B および狭帯域フィルタ $\lambda 2$ それぞれと異なる波長帯域の範囲外に透過スペクトルの最大値を有する狭帯域の光を透過させる 2 つの狭帯域フィルタ $\lambda 3$ (第 3 帯域フィルタ) と、を一組 T 4 とするフィルタユニットと、1 つの広帯域フィルタ R と、4 つの広帯域フィルタ G と、1 つの広帯域フィルタ B と、2 つの狭帯域フィルタ $\lambda 2$ と、1 つの狭帯域フィルタ $\lambda 3$ と、を一組 T 5 とするフィルタユニットを用いて構成される。このように構成されたカラーフィルタ 2 3 1 c を用いて撮像部 2 3 c で生成された画像データは、受信装置 4 または画像処理装置 5 によって、所定の画像処理が行われることによって、カラーの通常画像 F 1、赤外の特異画像 F 3 ($\lambda 2$) および近赤外の特異画像 F 4 ($\lambda 3$) に変換される。なお、カラーフィルタ 2 3 1 c の各フィルタの透過率の詳細は後述する。

【 0 0 7 0 】

照明部 2 4 c は、制御部 3 0 の制御のもと、撮像部 2 3 c のフレームレートに同期して、撮像部 2 3 c の撮像視野内の被写体に向けて光を照射する。第 1 光源部 2 4 1 と、第 2 光源部 2 4 2 a と、第 3 光源部 2 4 3 と、を有する。

【 0 0 7 1 】

第 3 光源部 2 4 3 は、強度の波長スペクトルが上に凸状の分布をなし、狭線スペクトルの光であって、狭線スペクトルにおける最大値の半分の値をとる波長の上限値と下限値とが、狭帯域フィルタ $\lambda 3$ の透過スペクトルにおける最大値の半分の値をとる波長の上限値と下限値との間である光を照射する。具体的には、第 3 光源部 2 4 3 は、狭線スペクトルの最大値が近赤外領域の光を照射する。第 3 光源部 2 4 3 は、LED 光源を用いて構成される。また、第 1 光源部 2 4 1、第 2 光源部 2 4 2 a および第 3 光源部 2 4 3 は、1 つの光源モジュールによって構成される。

【 0 0 7 2 】

次に、カラーフィルタ 2 3 1 c を構成する各フィルタの透過率と、第 1 光源部 2 4 1 が照射する光の強度と、第 2 光源部 2 4 2 a が照射する光の強度と、第 3 光源部 2 4 3 が照射する光の強度との関係について説明する。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 3 】

図 1 3 は、カラーフィルタ 2 3 1 c を構成する各フィルタの透過率と、第 1 光源部 2 4 1 が照射する光の強度と、第 2 光源部 2 4 2 a が照射する光の強度と、第 3 光源部 2 4 3 が照射する光の強度との関係を示す図である。図 1 3 において、図 1 3 (a) がカラーフィルタ 2 3 1 c を構成する各フィルタの透過率と波長との関係を示し、図 1 3 (b) が照明部 2 4 c によって照射される光スペクトルの波長と強度との関係を示す。また、図 1 3 (a) において、曲線 L_B が広帯域フィルタ B の透過率と波長との関係を示し、曲線 L_G が広帯域フィルタ G の透過率と波長との関係を示し、曲線 L_R が広帯域フィルタ R の透過率と波長との関係を示し、曲線 L_{λ_2} が狭帯域フィルタ λ_2 の透過率と波長との関係を示し、曲線 L_{λ_3} が狭帯域フィルタ λ_3 の透過率と波長との関係を示す。さらに、図 1 3 (b) において、曲線 L_1 が第 1 光源部 2 4 1 によって照射された光の強度と波長との関係を示し、曲線 L_3 が第 2 光源部 2 4 2 a によって照射された光の強度と波長との関係を示し、曲線 L_4 が第 3 光源部 2 4 3 によって照射された光の強度と波長との関係を示す。さらにまた、図 1 3 においては、狭帯域フィルタ λ_2 のピーク波長を赤外領域として説明し、狭帯域フィルタ λ_3 のピーク波長を近赤外領域として説明する。

10

【 0 0 7 4 】

図 1 3 の曲線 L_1 に示すように、第 1 光源部 2 4 1 は、広帯域フィルタ B、広帯域フィルタ G および広帯域フィルタ R それぞれの透過スペクトルの範囲の光を照射する。また、図 1 3 の曲線 L_3 に示すように、第 2 光源部 2 4 2 a は、狭線スペクトルにおける最大値 $P_{\max 4}$ の半分の値をとる波長の上限値 P_{22} と下限値 P_{21} とが、狭帯域フィルタ λ_2 の透過スペクトルにおける最大値 $P_{\max 3}$ の半分の値をとる波長の下限値 P_3 と上限値 P_4 との間である光を照射する。さらに、図 1 3 の曲線 L_4 に示すように、第 3 光源部 2 4 3 は、狭線スペクトルにおける最大値 $P_{\max 6}$ の半分の値をとる波長の上限値 P_{24} と下限値 P_{23} とが、狭帯域フィルタ λ_3 の透過スペクトルにおける最大値 $P_{\max 5}$ の半分の値をとる波長の下限値 P_5 と上限値 P_6 との間である光を照射する。さらにまた、図 1 3 の曲線 L_4 に示すように、第 3 光源部 2 4 3 は、照射する光の狭線スペクトルの最大値 $P_{\max 6}$ が狭帯域フィルタ λ_3 の透過スペクトルの最大値 $P_{\max 5}$ 付近の光を照射する。

20

【 0 0 7 5 】

以上説明した本実施の形態 4 によれば、通常画像、赤外の特殊画像および近赤外の特殊画像を同時に撮影する場合であっても、高画質な通常画像を得ることができるとともに、上述した実施の形態 1 と同様の効果を得ることができる。

30

【 0 0 7 6 】

(その他の実施の形態)

また、上述した実施の形態では、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。

40

【 0 0 7 7 】

また、上述した実施の形態では、カラーフィルタに、1 つの種類の波長帯域を透過させる狭帯域フィルタが設けられていたが、カラーフィルタ内に、複数の狭帯域フィルタを設けてもよい。例えば、上述した実施の形態 1 の狭帯域フィルタ λ_1 と、上述した実施の形態 3 の狭帯域フィルタ λ_2 とを設けてもよい。

【 0 0 7 8 】

また、上述した実施の形態では、撮像装置をカプセル型内視鏡として説明していたが、被検体に挿入される挿入部を有する内視鏡であっても適用することができる。

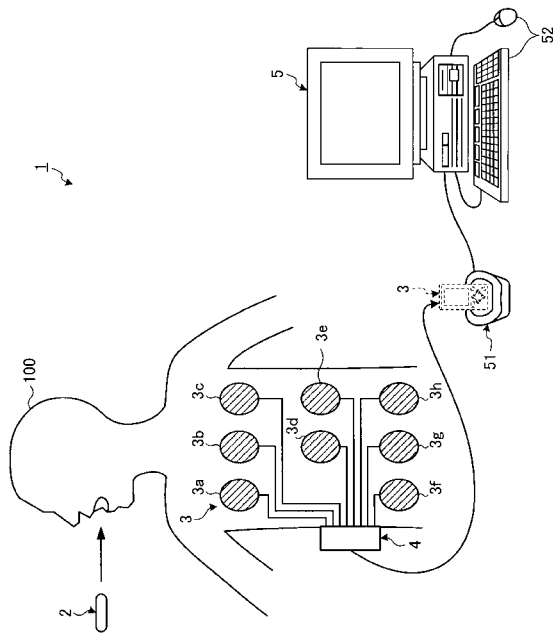
【 符号の説明 】

【 0 0 7 9 】

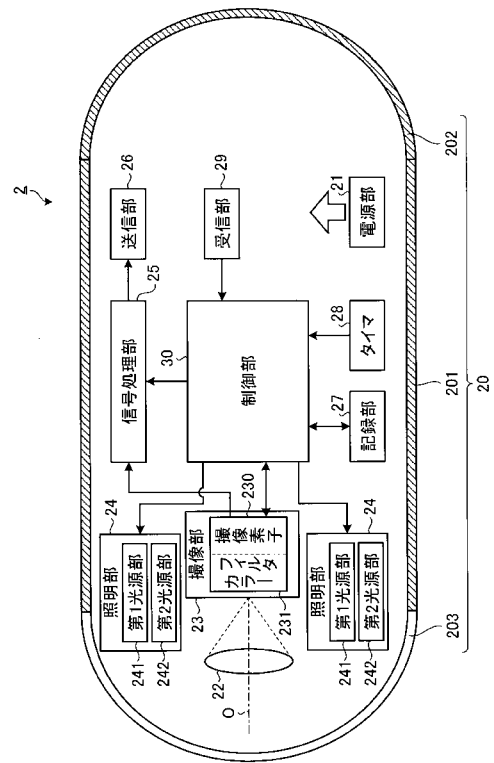
50

1	カプセル型内視鏡システム	
2, 2 a, 2 b, 2 c	カプセル型内視鏡	
3	受信アンテナユニット	
3 a ~ 3 h	受信アンテナ	
4	受信装置	
5	画像処理装置	
2 0	筐体	
2 1	電源部	
2 2	光学系	
2 3, 2 3 a, 2 3 b, 2 3 c	撮像部	10
2 4, 2 4 a, 2 4 b, 2 4 c	照明部	
2 4 1	第 1 光源部	
2 4 2, 2 4 2 a	第 2 光源部	
2 4 3	第 3 光源部	
2 5	信号処理部	
2 6	送信部	
2 7	記録部	
2 8	タイマ	
2 9	受信部	
3 0	制御部	20
5 1	クレードル	
5 2	操作入力デバイス	
1 0 0	被検体	
2 3 0	撮像素子	
2 3 1, 2 3 1 a, 2 3 1 b, 2 3 1 c	カラーフィルタ	
B, G, R	広帯域フィルタ	
$\lambda 1, \lambda 2, \lambda 3$	狭帯域フィルタ	

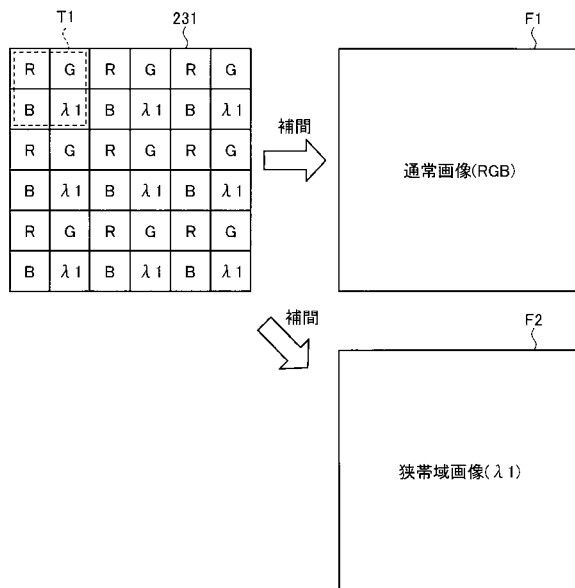
【図 1】



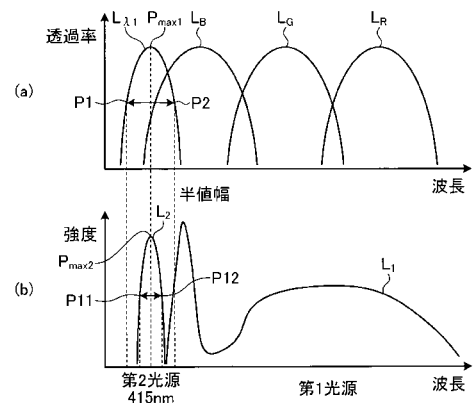
【図 2】



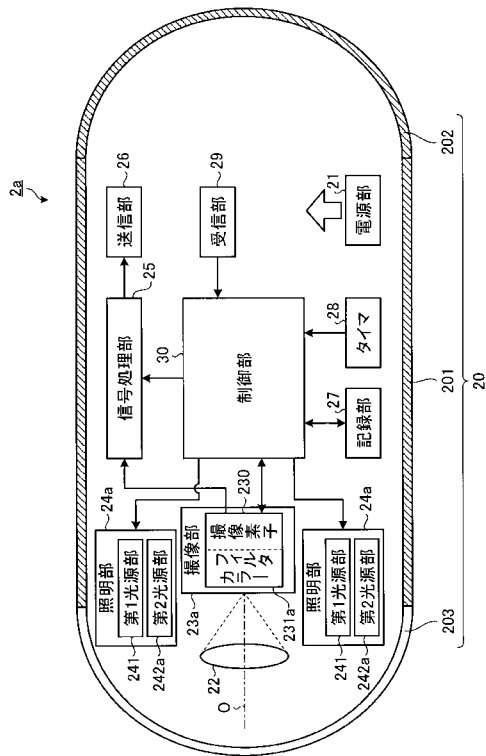
【図 3】



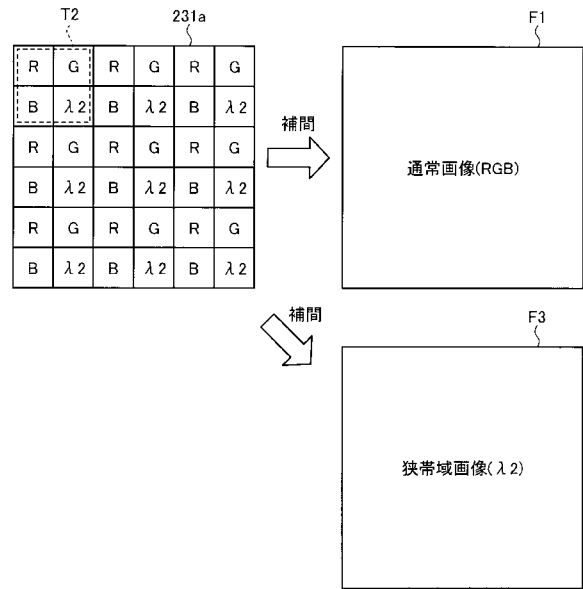
【図 4】



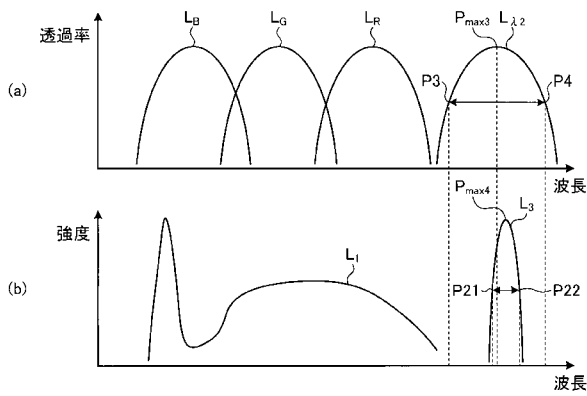
【図 5】



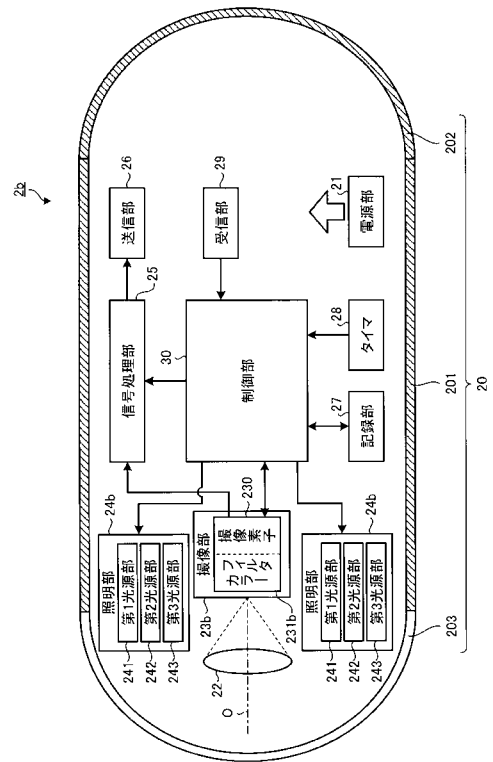
【図 6】



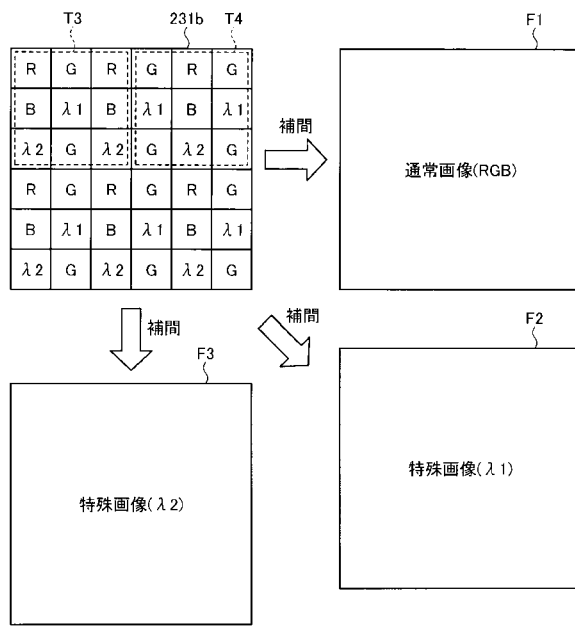
【図 7】



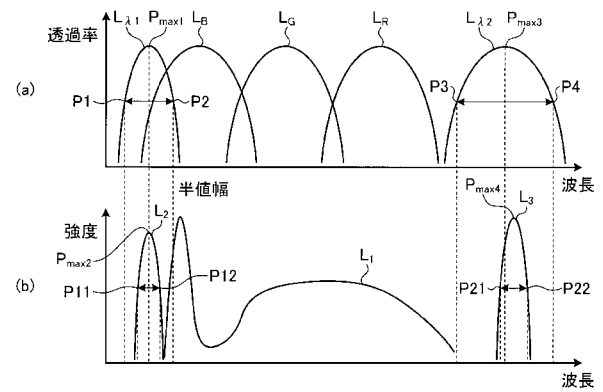
【図 8】



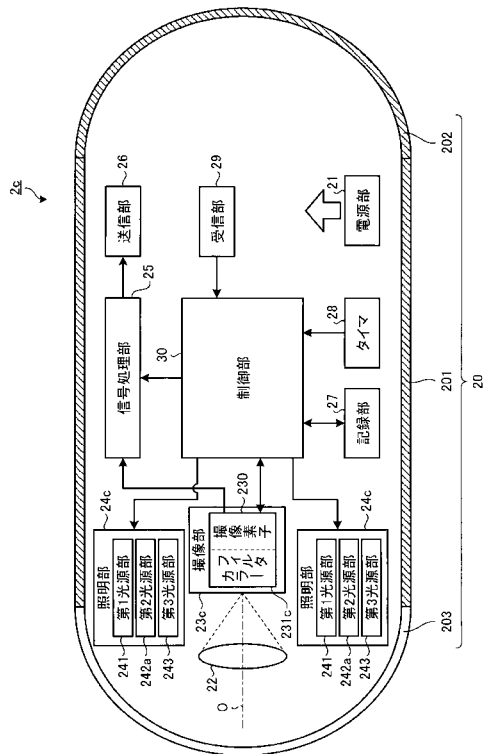
【図 9】



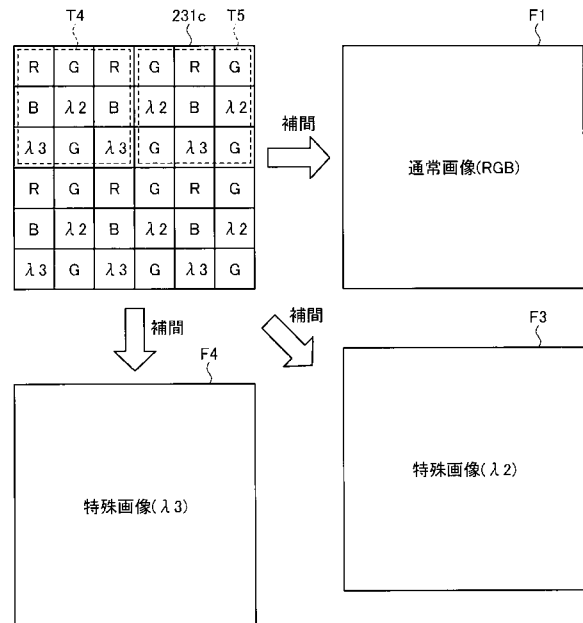
【図 10】



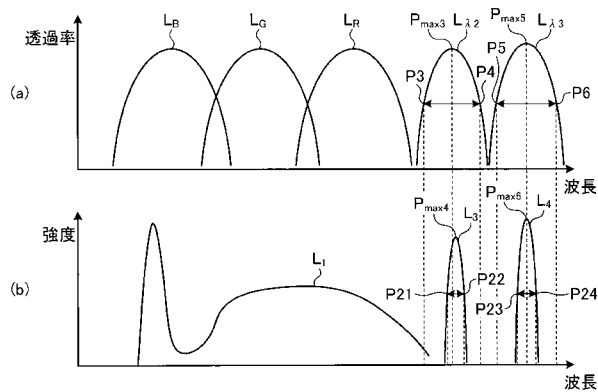
【図 11】



【図 12】



【図 13】



【手続補正書】

【提出日】平成27年11月20日(2015.11.20)

【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】

二次元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電気信号を生成する撮像素子と、

原色または補色の波長帯域の光を透過する複数の第1帯域フィルタと、前記複数の第1帯域フィルタそれぞれを透過する光の波長帯域の範囲外に透過スペクトルの最大値を有する狭帯域の光を透過させる第2帯域フィルタと、を含むフィルタユニットを、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、

前記複数の第1帯域フィルタそれぞれの透過スペクトルの範囲を含む広帯域の光を照射する第1光源部と、

強度の波長スペクトルが上に凸上の分布をなし、前記広帯域より狭い狭帯域の光スペクトルの光であって、光スペクトルにおける最大値の半分の値をとる波長の上限値と下限値とが、前記第2帯域フィルタの透過スペクトルにおける最大値の半分の値をとる波長の上限値と下限値との間である光を照射する第2光源部と、

前記第1光源部と前記第2光源部とを同時に照射させる制御部と、

を備え、

前記第2光源部が照射する光のピーク波長は、赤外領域または近赤外領域であることを特徴とする撮像装置。

【請求項 2】

前記カラーフィルタは、

前記複数の第 1 帯域フィルタおよび前記第 2 帯域フィルタの透過スペクトルそれぞれと異なる波長帯域の範囲外に透過スペクトルの最大値を有する狭帯域の光を透過させる第 3 帯域フィルタをさらに有し、

強度の波長スペクトルが上に凸状の分布をなし、前記広帯域より狭い狭帯域の光スペクトルの光であって、光スペクトルにおける最大値の半分の値をとる波長の上限値と下限値とが、前記第 3 帯域フィルタの透過スペクトルにおける最大値の半分の値をとる波長の上限値と下限値との間である光を照射する第 3 光源部と、

をさらに備え、

前記制御部は、前記第 1 光源部、前記第 2 光源部および前記第 3 光源部を同時に照射させ、

前記第 2 光源部が照射する光のピーク波長と前記第 3 光源部が照射する光のピーク波長は、赤外領域、近赤外領域および $415\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$ のうちのいずれか 2 つであることを特徴とする請求項 1 に記載の撮像装置。

【請求項 3】

前記第 1 光源部、前記第 2 光源部および前記第 3 光源部は、1 つの光源モジュールによって構成されていることを特徴とする請求項 2 に記載の撮像装置。

【請求項 4】

被検体内に導入可能なカプセル型の筐体と、前記筐体の内部に設けられる請求項 1 または 2 に記載の撮像装置と、を備えたカプセル型内視鏡と、

前記カプセル型内視鏡と無線通信し、前記カプセル型内視鏡において、前記第 1 光源部、前記第 2 光源部および前記第 3 光源部が同時に照射している状態で前記撮像素子により撮像され、出力される前記電気信号に対応する 1 枚の画像受信し、該 1 枚の画像からカラー画像と狭帯域画像との両方を生成する受信装置と、

を備えたことを特徴とするカプセル型内視鏡システム。

【請求項 5】

(削除)

【請求項 6】

(削除)

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/083180

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

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.
Y	WO 2010/143692 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 16 December 2010 (16.12.2010), fig. 28, 29 & US 2011/273548 A1 & EP 2441374 A1 & CN 102458215 A	1-6
Y	JP 2014-33777 A (Fujifilm Corp.), 24 February 2014 (24.02.2014), paragraphs [0058] to [0062] (Family: none)	1-6
Y	JP 2013-150712 A (Fujifilm Corp.), 08 August 2013 (08.08.2013), abstract; fig. 3 & US 2014/316195 A1 & EP 2813172 A1 & CN 103997946 A	1-6

☒ 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
13 March 2015 (13.03.15)Date of mailing of the international search report
24 March 2015 (24.03.15)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/JP2014/083180

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2011-41758 A (Olympus Medical Systems Corp.), 03 March 2011 (03.03.2011), paragraph [0027] (Family: none)	1-6
Y	JP 2014-212801 A (Rohm Co., Ltd.), 17 November 2014 (17.11.2014), paragraphs [0019], [0020], [0024] & WO 2014/175223 A1	4,5
Y	JP 2013-128686 A (Fujifilm Corp.), 04 July 2013 (04.07.2013), paragraph [0046] (Family: none)	5
Y	JP 2013-39224 A (Fujifilm Corp.), 28 February 2013 (28.02.2013), paragraph [0061] (Family: none)	5
A	JP 2014-23591 A (Fujifilm Corp.), 06 February 2014 (06.02.2014), paragraphs [0024] to [0027] & US 2014/31628 A1 & EP 2689712 A1	1-6

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 8 3 1 8 0	
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			
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			
国際調査で使用了電子データベース (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	
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, 【図28】、【図29】 & US 2011/273548 A1 & EP 2441374 A1 & CN 102458215 A	1-6	
Y	JP 2014-33777 A (富士フイルム株式会社) 2014.02.24, 段落【0058】-【0062】 (ファミリーなし)	1-6	
☒ 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 13.03.2015		国際調査報告の発送日 24.03.2015	
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) 小田倉 直人	2Q 9163
		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 4 / 0 8 3 1 8 0
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
Y	JP 2013-150712 A (富士フイルム株式会社) 2013.08.08, 【要約】、【図3】 & US 2014/316195 A1 & EP 2813172 A1 & CN 103997946 A	1-6
Y	JP 2011-41758 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2011.03.03, 段落【0027】 (ファミリーなし)	1-6
Y	JP 2014-212801 A (ローム株式会社) 2014.11.17, 段落【0019】、【0020】、【0024】 & WO 2014/175223 A1	4, 5
Y	JP 2013-128686 A (富士フイルム株式会社) 2013.07.04, 段落【0046】 (ファミリーなし)	5
Y	JP 2013-39224 A (富士フイルム株式会社) 2013.02.28, 段落【0061】 (ファミリーなし)	5
A	JP 2014-23591 A (富士フイルム株式会社) 2014.02.06, 段落【0024】 - 【0027】 & US 2014/31628 A1 & EP 2689712 A1	1-6

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

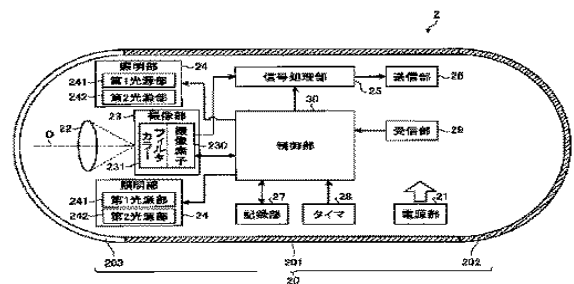
F ターム(参考) 4C161 CC06 DD07 FF14 HH51 LL01 MM05 QQ03 QQ07 TT15

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	成像设备和胶囊内窥镜		
公开(公告)号	JPWO2016098171A1	公开(公告)日	2017-09-28
申请号	JP2016564483	申请日	2014-12-15
[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	吉崎和德 井岡健 菊地直 小宮康宏 福永康弘		
发明人	吉崎 和德 井岡 健 菊地 直 小宮 康宏 福永 康弘		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00 A61B1/00009 A61B1/00016 A61B1/00186 A61B1/051 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0684 A61B5/0077 A61B5/061 A61B5/1032 A61B5/6861 A61B2560/0214 H04N5/2252 H04N5/2256 H04N5/33 H04N5/332 H04N9/045 H04N2005/2255 H04N2209/047		
FI分类号	A61B1/00.513 A61B1/00.C A61B1/04.531 A61B1/00.512		
F-TERM分类号	4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/HH51 4C161/LL01 4C161/MM05 4C161/QQ03 4C161/QQ07 4C161/TT15		
代理人(译)	酒井宏明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

即使同时捕获正常图像和特殊图像，也可以获得高质量的正常图像的成像装置和胶囊内窥镜。图像拾取装置包括：滤色器231，其中与多个像素相对地布置包括多个第一带滤光器和第二带滤光器的滤光器单元；以及多个第一带滤光器中的每个的透射光谱的范围。用于照射的第一光源单元241，其强度的波长光谱具有向上凸的分布，是具有比宽带窄的窄光谱的光，该窄光谱的波长是光谱中最大值的一半 第二光源单元242的上限值和下限值用于照射在第二频带滤波器的透射光谱中的最大值的一半以下的波长的上限值和下限值之间的光。光源部分241和控制部分30用于同时照射第二光源部分242。



- 21 Power source unit
- 23 Imaging unit
- 24 Lighting unit
- 25 Signal processing unit
- 26 Transmission unit
- 27 Recording unit
- 28 Timer
- 29 Receiving unit
- 30 Control unit
- 230 Imaging element
- 231 Color filter
- 241 First light source unit
- 242 Second light source unit