

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2017年9月21日(21.09.2017)



(10) 国際公開番号
WO 2017/159165 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/04 (2006.01) *A61B 1/00* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/005175
- (22) 国際出願日: 2017年2月13日(13.02.2017)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
PCT/JP2016/058002 2016年3月14日(14.03.2016) JP
- (71) 出願人: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 菊地 直 (KIKUCHI, Sunao); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人酒井国際特許事務所 (SAKAI INTERNATIONAL PATENT OFFICE); 〒1000013 東京都千代田区霞が関3丁目8番1号 虎の門三井ビルディング Tokyo (JP).

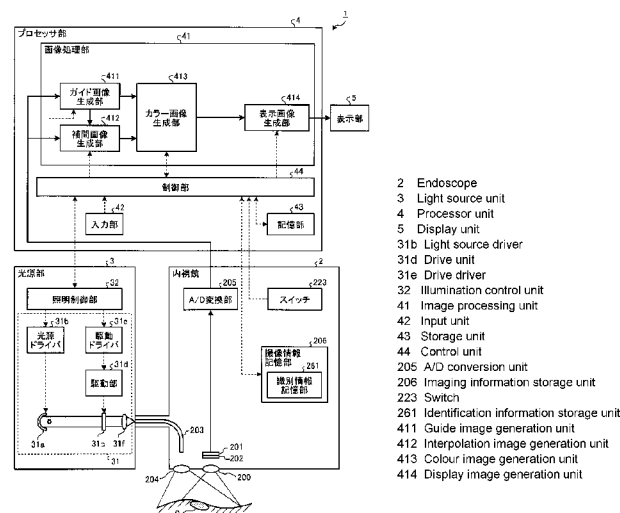
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, 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, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: ENDOSCOPE DEVICE, IMAGE PROCESSING DEVICE, IMAGE PROCESSING METHOD, AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 内視鏡装置、画像処理装置、画像処理方法およびプログラム



(57) Abstract: Provided are: an endoscope device which is capable of obtaining high resolution images in both a white light observation mode and a narrow-band light observation mode; an image processing device; an image processing method; and a program. This endoscope device 1 is characterized by being provided with an image processing unit 41 which, in cases when a light source unit 3 emits first illumination light or second illumination light, generates, on the basis of an imaging signal generated by an imaging element 201, a first image corresponding to light in the green wavelength band and a second image corresponding to light in one wavelength band. The endoscope device is further characterized in that: the resolution of the first image when the first illumination light is emitted by the light source unit is equal to or greater than that of the first image when the second illumination light is emitted by the light source unit; and the resolution of the second image when the second illumination light is emitted by the light source unit is higher than that of the second image when the first illumination light is emitted by the light source unit.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2017/159165 A1



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高い解像度の画像を得ることができる内視鏡装置、画像処理装置、画像処理方法およびプログラムを提供する。内視鏡装置1は、光源部3が第1照明光または第2照明光を出射した場合、撮像素子201が生成した撮像信号に基づいて、緑色の波長帯域の光に対応する第1画像および一方の波長帯域の光に対応する第2画像を生成する画像処理部41を備え、前記光源部によって前記第1照明光が出射された場合における前記第1画像の解像度は、前記光源部によって前記第2照明光が出射された場合における前記第1画像の解像度以上となり、前記光源部によって前記第2照明光が出射された場合における前記第2画像の解像度は、前記光源部によって前記第1照明光が出射された場合における前記第2画像の解像度よりも高くなることを特徴とする。

明 細 書

発明の名称：

内視鏡装置、画像処理装置、画像処理方法およびプログラム

技術分野

[0001] 本発明は、被検体に導入され、該被検体内の画像を取得する内視鏡装置、画像処理装置、画像処理方法およびプログラムに関する。

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体内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（白色光）を用いた白色光観察方式（W L I : White Light Imaging）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（狭帯域光）を用いた狭帯域光観察方式（N B I : Narrow Band Imaging）が広く知られている。白色光観察方式では緑色の波長帯域の信号を輝度信号としてカラー画像を生成し、狭帯域光観察方式では青色の波長帯域の信号を輝度信号として擬似カラー画像を生成する。このうち、狭帯域光観察方式は、生体の粘膜表層に存在する毛細血管および粘膜微細模様等を強調表示する画像を得ることができる。狭帯域光観察方式によれば、生体の粘膜表層における病変部をよりの確に発見することができる。このような内視鏡装置の観察方式に関して、白色光観察方式と、狭帯域光観察方式とを切り替えて観察することも知られている。

[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、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）および青色（B）の波長帯域の光を透過するフィルタ（以下、「Rフィルタ」、「Gフィルタ」および「Bフィルタ」という）を1つのフィルタ単位（ユニット）として画素毎に配列したものである。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。この電気信号を用いてカラー画像を生成する処理では、各画素においてフィルタを透過せずに欠落した色成分の信号値を補間する補間処理が行われる。このような補間処理は、デモザイキング処理と呼ばれる。

[0005] デモザイキング処理において、白色光観察方式では、Gフィルタを透過した光を受光する画素の信号値を用いることによって輝度信号として用いる緑色の波長帯域において高い解像度を得ることができるものの、狭帯域光観察方式では、GフィルタとBフィルタとの相関が低いことに加えて、Bフィルタの数が全体の1／4しか配置されていないため、白色光観察方式と同様の処理を行っても輝度信号として用いる青色の波長帯域において高い解像度の画像を得ることができない。この問題を解決するため、ベイヤ配列におけるGフィルタとBフィルタの位置を入れ替えて、1つのフィルタユニットにおいてBフィルタの数を最も多く配置する技術が知られている（特許文献1参照）。

先行技術文献

特許文献

[0006] 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

[0007] しかしながら、上述した特許文献1では、狭帯域光観察方式において、ベイヤ配列の画像と比べて輝度信号として用いる青色の波長帯域において解像度の高い画像を得ることができる一方、Gフィルタの数が従来のベイヤ配列に比べて少ないため、白色光観察方式において従来のベイヤ配列の画像と比

べて輝度信号として用いる緑色の波長帯域において解像度が低くなるという問題点があった。

[0008] 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ことができる内視鏡装置、画像処理装置、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

[0009] 上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る内視鏡装置は、赤色、緑色および青色それぞれの波長帯域の光を含む第1照明光、または前記緑色の波長帯域の光および前記青色の波長帯域の光もしくは前記赤色の波長帯域の光を含む第2照明光を出射する光源部と、2次元格子状に配置されてなる複数の画素がそれぞれ受光して光電変換することによって撮像信号を生成する撮像素子と、前記赤色、前記緑色および前記青色のいずれか1つの波長帯域の光をそれぞれ透過する少なくとも1種類の第1フィルタと、前記緑色の波長帯域の光を透過し、かつ、前記赤色および前記青色のうちの一方の波長帯域の光を透過する第2フィルタと、を有する複数のフィルタによって構成されたフィルタユニットであって、前記第2フィルタの数が少なくとも1種類の前記第1フィルタのうち一番多く配置されてなる種類の前記第1フィルタの数以上である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てなるカラーフィルタと、前記光源部が前記第1照明光または前記第2照明光を出射した場合、前記撮像素子が生成した前記撮像信号に基づいて前記緑色の波長帯域の光に対応する第1画像および前記一方の波長帯域の光に対応する第2画像を生成する画像処理部と、を備え、前記光源部によって前記第1照明光が出射された場合における前記第1画像の解像度は、前記光源部によって前記第2照明光が出射された場合における前記第1画像の解像度以上となり、前記光源部によって前記第2照明光が出射された場合における前記第2画像の解像度は、前記光源部によって前記第1照明光が出射された場合における前記第2画像の解像度よりも高くなることを特徴とする。

- [0010] また、本発明に係る内視鏡装置は、上記発明において、前記第2フィルタは、前記光源部が前記第1照明光を射出する場合、前記一方の波長帯域の光よりも前記緑色の波長帯域の光を多く透過する一方、前記光源部が前記第2照明光を射出する場合、前記緑色の波長帯域の光よりも前記一方の波長帯域の光を多く透過する特性を有することを特徴とする。
- [0011] また、本発明に係る内視鏡装置は、上記発明において、前記光源部は、前記第1照明光を射出する場合、前記一方の波長帯域の光よりも前記緑色の波長帯域の光を強く射出する一方、前記第2照明光を射出する場合、前記緑色の波長帯域の光よりも前記一方の波長帯域の光を強く射出することを特徴とする。
- [0012] また、本発明に係る内視鏡装置は、上記発明において、前記第2フィルタは、前記光源部が前記第1照明光または前記第2照明光を射出した場合、所定の波長を基準に短波長側および長波長側における前記一方の波長帯域の光および前記緑色の波長帯域の光の各々を透過する透過量の積分値が略等しい特性を有することを特徴とする。
- [0013] また、本発明に係る内視鏡装置は、上記発明において、前記光源部は、前記第1照明光または前記第2照明光を射出する場合、前記緑色の波長帯域の光と前記一方の波長帯域の光の各々の強度が略等しくなるように射出することを特徴とする。
- [0014] また、本発明に係る内視鏡装置は、上記発明において、前記撮像素子が生成した前記撮像信号に基づいて、前記光源部が射出する前記緑色の波長帯域の光の強度と前記一方の波長帯域の光の強度を変更する制御部をさらに備えたことを特徴とする。
- [0015] また、本発明に係る内視鏡装置は、上記発明において、前記フィルタユニットは、前記第2フィルタの数が当該フィルタユニットに配置してなる他のフィルタを合算した数以上であることを特徴とする。
- [0016] また、本発明に係る内視鏡装置は、上記発明において、前記フィルタユニットは、前記第2フィルタが市松状に配置されてなることを特徴とする。

- [0017] また、本発明に係る内視鏡装置は、上記発明において、前記第1フィルタは、グリーンフィルタおよびブルーフィルタであることを特徴とする。
- [0018] また、本発明に係る内視鏡装置は、上記発明において、前記フィルタユニットは、前記一方の波長帯域の光と異なる他方の波長帯域の光を透過する第3フィルタを有することを特徴とする。
- [0019] また、本発明に係る内視鏡装置は、上記発明において、前記第2フィルタは、シアンフィルタであり、前記第3フィルタは、マゼンダフィルタまたはイエローフィルタであることを特徴とする。
- [0020] また、本発明に係る内視鏡装置は、上記発明において、前記第2フィルタは、イエローフィルタであり、前記第3フィルタは、シアンフィルタまたはマゼンダフィルタであることを特徴とする。
- [0021] また、本発明に係る内視鏡装置は、上記発明において、前記画像処理部は、前記第2フィルタを介して前記画素が受光した光に基づき前記撮像素子が生成した電気信号に対して補間処理を行って、前記第2フィルタ以外のフィルタが配置された前記画素の前記撮像信号を補間するための第1補間画像を生成し、かつ、該第1補間画像に基づいて、前記第2フィルタ以外のフィルタを介して前記画素が受光した光に基づき前記撮像素子が生成した前記撮像信号に対して、前記第2フィルタ以外のフィルタが配置された前記画素の前記撮像信号を補間した第2補間画像を生成することを特徴とする。
- [0022] また、本発明に係る内視鏡装置は、上記発明において、前記画像処理部は、前記第2フィルタを介して前記画素が受光した光に基づき前記撮像素子が生成した電気信号を、前記第1フィルタを介して前記画素が受光した光とみなして前記第1画像を生成することを特徴とする。
- [0023] また、本発明に係る画像処理装置は、光源部と、撮像素子と、カラーフィルタと、を有する内視鏡が接続される画像処理装置であって、前記光源部は、赤色、緑色および青色それぞれの波長帯域の光を含む第1照明光、または前記緑色の波長帯域の光および前記青色の波長帯域あるいは前記赤色の波長帯域の光からなる第2照明光を出射し、前記撮像素子は、2次元格子状に配

置されてなる複数の画素がそれぞれ受光して光電変換することによって撮像信号を生成し、前記カラーフィルタは、前記赤色、前記緑色および前記青色のいずれか1つの波長帯域の光をそれぞれ透過する少なくとも1種類の第1フィルタと、前記緑色の波長帯域の光を透過し、かつ、前記赤色および前記青色のうち一方の波長帯域の光を透過する第2フィルタと、を有する複数のフィルタによって構成されたフィルタユニットであって、前記第2フィルタの数が少なくとも1種類の前記第1フィルタのうち一番多く配置されてなる種類の前記第1フィルタの数以上である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てなり、前記光源部が前記第1照明光または前記第2照明光を出射した場合、前記撮像素子が生成した前記撮像信号に基づいて前記緑色の波長帯域の光に対応する第1画像および前記一方の波長帯域の光に対応する第2画像を生成する画像処理部を備え、前記光源部によって前記第1照明光が出射された場合における前記第1画像の解像度は、前記光源部によって前記第2照明光が出射された場合における前記第1画像の解像度以上となり、前記光源部によって前記第2照明光が出射された場合における前記第2画像の解像度は、前記光源部によって前記第1照明光が出射された場合における前記第2画像の解像度よりも高くなることを特徴とする。

[0024] また、本発明に係る画像処理方法は、光源部と、撮像素子と、カラーフィルタと、を有する内視鏡が接続される画像処理装置が実行する画像処理方法であって、前記光源部は、赤色、緑色および青色それぞれの波長帯域の光を含む第1照明光、または前記緑色の波長帯域の光および前記青色の波長帯域あるいは前記赤色の波長帯域の光からなる第2照明光を出射し、前記撮像素子は、2次元格子状に配置されてなる複数の画素がそれぞれ受光して光を光電変換することによって撮像信号を生成し、前記カラーフィルタは、前記赤色、前記緑色および前記青色のいずれか1つの波長帯域の光をそれぞれ透過する少なくとも1種類の第1フィルタと、前記緑色の波長帯域の光を透過し、かつ、前記赤色および前記青色のうち一方の波長帯域の光を透過する第2フィルタと、を有する複数のフィルタによって構成されたフィルタユニット

であって、前記第2フィルタの数が少なくとも1種類の前記第1フィルタのうち一番多く配置されてなる種類の前記第1フィルタの数以上である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てなり、前記光源部が前記第1照明光または前記第2照明光を出射した場合、前記撮像素子が生成した前記撮像信号に基づいて前記緑色の波長帯域の光に対応する第1画像および前記一方の波長帯域の光に対応する第2画像を生成する画像処理ステップを含み、前記光源部によって前記第1照明光が出射された場合における前記第1画像の解像度は、前記光源部によって前記第2照明光が出射された場合における前記第1画像の解像度以上となり、前記光源部によって前記第2照明光が出射された場合における前記第2画像の解像度は、前記光源部によって前記第1照明光が出射された場合における前記第2画像の解像度よりも高くなることを特徴とする。

[0025] また、本発明に係るプログラムは、光源部と、撮像素子と、カラーフィルタと、を有する内視鏡が接続される画像処理装置に、前記光源部は、赤色、緑色および青色それぞれの波長帯域の光を含む第1照明光、または前記緑色の波長帯域の光および前記青色の波長帯域あるいは前記赤色の波長帯域の光からなる第2照明光を出射し、前記撮像素子は、2次元格子状に配置されてなる複数の画素がそれぞれ受光して光を光電変換することによって撮像信号を生成し、前記カラーフィルタは、前記赤色、前記緑色および前記青色のいずれか1つの波長帯域の光をそれぞれ透過する少なくとも1種類の第1フィルタと、前記緑色の波長帯域の光を透過し、かつ、前記赤色および前記青色のうち一方の波長帯域の光を透過する第2フィルタと、を有する複数のフィルタによって構成されたフィルタユニットであって、前記第2フィルタの数が少なくとも1種類の前記第1フィルタのうち一番多く配置されてなる種類の前記第1フィルタの数以上である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てなり、前記光源部が前記第1照明光または前記第2照明光を出射した場合、前記撮像素子が生成した前記撮像信号に基づいて前記緑色の波長帯域の光に対応する第1画像および前記一方の波長帯域の光に対応

する第2画像を生成する画像処理ステップを実行させ、前記光源部によって前記第1照明光が出射された場合における前記第1画像の解像度は、前記光源部によって前記第2照明光が出射された場合における前記第1画像の解像度以上となり、前記光源部によって前記第2照明光が出射された場合における前記第2画像の解像度は、前記光源部によって前記第1照明光が出射された場合における前記第2画像の解像度よりも高くなることを特徴とする。

発明の効果

[0026] 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高い解像度の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

[0027] [図1]図1は、本発明の実施の形態1に係る内視鏡装置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1に係る撮像素子の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1に係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1に係るカラーフィルタを構成する各フィルタの透過特性の一例を示す図である。

[図6]図6は、本発明の実施の形態1に係る光源部が出射する白色光の分光特性の一例を示す図である。

[図7]図7は、本発明の実施の形態1に係る光源部が出射する狭帯域光の分光特性の一例を示す図である。

[図8]図8は、本発明の実施の形態1に係る光源部によって白色光がC_yフィルタに出射された際のC_yフィルタの透過特性の一例を示す図である。

[図9]図9は、本発明の実施の形態1に係る光源部によって狭帯域光がC_yフィルタに出射された際のC_yフィルタの透過特性の一例を示す図である。

[図10A]図10Aは、C_yフィルタを各画素の受光面に配置した際の画像の一例を示す図である。

[図10B]図10Bは、C_yフィルタを各画素の受光面に配置した際の画像の一例を示す図である。

[図10C]図10Cは、C_yフィルタを各画素の受光面に配置した際の画像の一例を示す図である。

[図10D]図10Dは、C_yフィルタを各画素の受光面に配置した際の画像の一例を示す図である。

[図10E]図10Eは、C_yフィルタを各画素の受光面に配置した際の画像の一例を示す図である。

[図11]図11は、本発明の実施の形態1に係る内視鏡装置が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

[図12]図12は、本発明の実施の形態1に係る画像生成処理の概要を示すフローチャートである。

[図13]図13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生成処理の概要を説明する模式図である。

[図14]図14は、本発明の実施の形態1の変形例1に係る画像処理部が狭帯域光観察方式の際に生成するカラー画像の一例を示す図である。

[図15]図15は、本発明の実施の形態1の変形例2に係るカラーフィルタの構成の一例を示す模式図である。

[図16]図16は、本発明の実施の形態2に係るカラーフィルタの構成の一例を示す模式図である。

[図17]図17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特性の一例を示す図である。

[図18]図18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生成処理の概要を説明する模式図である。

[図19]図19は、本発明の実施の形態2の変形例1に係るカラーフィルタの構成の一例を示す模式図である。

[図20]図20は、本発明の実施の形態3に係るカラーフィルタの構成の別の一例を示す模式図である。

[図21]図21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特性の一例を示す図である。

[図22]図22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生成処理の概要を説明する模式図である。

[図23]図23は、本発明の実施の形態4に係るカラーフィルタの構成の一例を示す模式図である。

[図24]図24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特性の一例を示す図である。

[図25]図25は、本発明の実施の形態4に係る光源部が出射する白色光の分光特性の一例を示す図である。

[図26]図26は、本発明の実施の形態4に係る光源部が出射する狭帯域光の分光特性の一例を示す図である。

[図27]図27は、本発明の実施の形態4に係る画像処理部が実行する画像生成処理の概要を説明する模式図である。

[図28]図28は、本発明の実施の形態5に係る内視鏡装置の概略構成を示す模式図である。

[図29]図29は、本発明のその他の実施の形態に係るカラーフィルタのバリエーションと光源部が出射する照明光の波長帯域と効果とを対応付けた一覧を示す図である。

[図30]図30は、本発明のその他の実施の形態に係るカラーフィルタの構成の一例を示す図である。

[図31]図31は、本発明のその他の実施の形態に係るカラーフィルタの構成の一例を示す図である。

[図32]図32は、本発明のその他の実施の形態に係るカラーフィルタの構成の一例を示す図である。

[図33]図33は、本発明のその他の実施の形態に係るカラーフィルタの構成

の一例を示す図である。

[図34]図34は、本発明のその他の実施の形態に係るカラーフィルタの構成の一例を示す図である。

[図35]図35は、本発明のその他の実施の形態に係るカラーフィルタの構成の一例を示す図である。

[図36]図36は、本発明のその他の実施の形態に係るカラーフィルタの構成の一例を示す図である。

[図37]図37は、本発明のその他の実施の形態に係るカラーフィルタの構成の一例を示す図である。

[図38]図38は、本発明のその他の実施の形態に係るカラーフィルタの構成の一例を示す図である。

[図39]図39は、本発明のその他の実施の形態に係るカラーフィルタの構成の一例を示す図である。

[図40]図40は、本発明のその他の実施の形態に係るカラーフィルタの構成の一例を示す図である。

[図41]図41は、本発明のその他の実施の形態に係るカラーフィルタの構成の一例を示す図である。

[図42]図42は、本発明のその他の実施の形態に係るC_yフィルタの透過特性の一例を示す図である。

[図43]図43は、本発明のその他の実施の形態に係る光源部によって白色光がC_yフィルタに出射された際のC_yフィルタの透過特性の一例を示す図である。

[図44]図44は、本発明のその他の実施の形態に係る光源部によって狭帯域光がC_yフィルタに出射された際のC_yフィルタの透過特性の一例を示す図である。

[図45]図45は、本発明のその他の実施の形態に係るC_yフィルタの透過特性の一例を示す図である。

[図46]図46は、本発明のその他の実施の形態に係るC_yフィルタの透過特

性の一例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0028] 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。

[0029] （実施の形態１）

〔内視鏡装置の構成〕

図１は、本発明の実施の形態１に係る内視鏡装置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、患者等の被検体に挿入して被検体の体内を撮像し、この体内画像を表示する。医師等の使用者は、表示され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、腫瘍部位（病変部Ｓ）および異常部位それぞれの有無を検査する。

[0030] 内視鏡装置１は、被検体に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が生成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。

[0031] 〔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、光源部３およびプロセッサ部４に接続され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。

[0032] 挿入部２１は、光を受光する画素（フォトダイオード）が２次元マトリッ

クス状に配置されてなり、各画素が受光した光に対して光電変換を行うことによって画像信号を生成する撮像素子201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。

[0033] 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等の入力を受け付ける複数のスイッチ223と、を有する。

[0034] 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201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等を含む。

[0035] また、内視鏡2は、撮像光学系200と、撮像素子201と、カラーフィルタ202と、ライトガイド203と、照明用レンズ204と、A/D変換部205と、撮像情報記憶部206と、を備える。

[0036] 撮像光学系200は、挿入部21の先端部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200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200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を設けてもよい。

[0037] 撮像素子201は、撮像光学系200の光軸に対して垂直に設けられ、撮像光学系200によって結像された被写体像を受光して光電変換を行うことによって電気信号（画像信号）を生成し、この電気信号をA/D変換部205へ出力する。撮像素子201は、CCD (Charge Coupled Device) やCMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 等のイメージセンサを用いて実現される。なお、撮像素子201の詳細な構成は、後述する。

[0038] カラーフィルタ 202 は、撮像素子 201 の受光面上に配置されてなり、各々が個別に設定された波長帯域の光を透過する複数のフィルタを有する。なお、カラーフィルタ 202 の詳細な構成については、後述する。

[0039] 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。

[0040] 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 によって、導光された光を拡散して先端部 24 の外部に出射する。照明用レンズ 204 は、一または複数のレンズを用いて構成される。

[0041] A/D変換部 205 は、撮像素子 201 が生成したアナログの電気信号を A/D変換し、この変換したデジタルの電気信号をプロセッサ部 4 へ出力する。

[0042] 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内視鏡 2 の識別情報を含むデータを記憶する。また、撮像情報記憶部 206 は、識別情報を記録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 202 におけ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。

[0043] [光源部の構成]

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

[0044] 照明部 31 は、照明制御部 32 の制御のもと、複数の照明光を切り替えてライトガイド 203 へ出射する。照明部 31 は、光源 31a と、光源ドライバ 31b と、切替フィルタ 31c と、駆動部 31d と、駆動ドライバ 31e と、を有する。

[0045] 光源 31a は、光源ドライバ 31b から入力される電流に応じて、赤色、緑色および青色それぞれの波長帯域 H_R 、波長帯域 H_G および波長帯域 H_B の光を含む白色光を出射する。光源 31a は、白色 LED やキセノンランプ等を

用いて実現される。

[0046] 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って、光源31aに白色光を出射させる。

[0047] 切替フィルタ31cは、光源31aが出射する白色光の光路上に挿脱自在に配置されてなり、光源31aが出射した白色光のうち所定の波長帯域の光を透過する。本実施の形態1において、切替フィルタ31cは、青色の狭帯域光および緑色の狭帯域光を透過する。即ち、本実施の形態1において、切替フィルタ31cは、白色光の光路上に配置された場合、2つの狭帯域光を透過する。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、390nm～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、を透過する。切替フィルタ31cを透過した光は、狭帯域T_Bおよび狭帯域T_Gからなる狭帯域照明光となる。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。この狭帯域照明光による画像の観察を狭帯域光観察方式（NB1）という。

[0048] 駆動部31dは、ステッピングモータやDCモータ等を用いて構成され、照明制御部32の制御のもと、切替フィルタ31cを光源31aが出射する白色光の光路上に配置または退避させる。具体的には、駆動部31dは、照明制御部32の制御のもと、内視鏡装置1が第1照明光である白色光観察方式（WL1方式）を行う場合、切替フィルタ31cを光源31aが出射する白色光の光路上から退避させる一方、内視鏡装置1が第2照明光である狭帯域光観察方式（NB1方式）を行う場合、切替フィルタ31cを光源31aが出射する白色光の光路上に配置する。

[0049] 駆動ドライバ31eは、照明制御部32の制御のもと、駆動部31dに所定の電流を供給する。

[0050] 集光レンズ31fは、光源31aが発した白色光を集光してライトガイド203へ出射する。また、集光レンズ31fは、切替フィルタ31cを透過した光を集光してライトガイド203へ出射する。集光レンズ31fは、一

または複数のレンズを用いて構成される。

[0051] 照明制御部 3 2 は、CPU 等を用いて構成される。照明制御部 3 2 は、プロセッサ部 4 から入力される指示信号に基づいて、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る。また、照明制御部 3 2 は、プロセッサ部 4 から入力される指示信号に基づいて、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 が出射する白色光の光路上に配置したり、退避させたりすることによって、照明部 3 1 が出射する照明光の種類を制御する。

[0052] [プロセッサ部の構成]

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 と、入力部 4 2 と、記憶部 4 3 と、制御部 4 4 と、を備える。

[0053] 画像処理部 4 1 は、内視鏡 2 から入力された電気信号に対して、所定の画像処理を施して表示部 5 が表示する表示画像を生成する。具体的には、画像処理部 4 1 は、光源部 3 が白色光（第 1 照明光）または狭帯域光（第 2 照明光）を出射した場合、撮像素子 2 0 1 が生成した撮像信号に基づいて、緑色の波長帯域の光に対応する第 1 画像および一方の波長帯域の光（本実施の形態 1 では、青色の波長帯域の光）に対応する第 2 画像を生成する。ここで、光源部 3 によって白色光が出射された場合における第 1 画像の解像度は、光源部 3 によって狭帯域光が出射された場合における第 1 画像の解像度以上となる。また、光源部 3 によって狭帯域光が出射された場合における第 2 画像の解像度は、光源部 3 によって白色光が出射された場合における第 2 画像の解像度よりも高くなる。画像処理部 4 1 は、ガイド画像生成部 4 1 1 と、補間画像生成部 4 1 2 と、カラー画像生成部 4 1 3 と、表示画像生成部 4 1 4 と、を有する。

[0054] ガイド画像生成部 4 1 1 は、内視鏡 2 から入力される電気信号に基づいて、補間画像生成部 4 1 2 が補間処理を行う際に他の画素の電気信号を補間するためのガイドとなるガイド画像を生成し、このガイド画像を補間画像生成部 4 1 2 およびカラー画像生成部 4 1 3 へ出力する。なお、本実施の形態 1

では、ガイド画像が第1補間画像として機能する。

[0055] 補間画像生成部412は、内視鏡2から入力される電気信号に対して、ガイド画像生成部411から入力されたガイド画像に基づいて、補間処理を行って補間画像を生成し、この補間画像（第2補間画像）をカラー画像生成部413へ出力する。

[0056] カラー画像生成部413は、ガイド画像生成部411から入力されたガイド画像に基づいて、補間画像生成部412から入力される補間画像を用いてカラー画像を生成し、このカラー画像を表示画像生成部414へ出力する。

[0057] 表示画像生成部414は、カラー画像生成部413によって生成された電気信号に対して、階調変換、拡大処理、または粘膜表層の毛細血管や粘膜微細模様などの構造の構造強調処理などを施す。表示画像生成部414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。

[0058] 入力部42は、プロセッサ部4に対する使用者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。

[0059] 記憶部43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。また、記憶部43は、内視鏡2に係る情報、例えば内視鏡2の固有情報（ID）とカラーフィルタ202のフィルタ配置に係る情報との関係テーブルなどを記憶してもよい。記憶部43は、フラッシュメモリやDRAM（Dynamic Random Access Memory）等の半導体メモリを用いて実現される。

[0060] 制御部44は、CPU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44は、記憶部43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、撮像タイミングに係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 の配置に係る情報を光源部 3 に出力する。

[0061] 〔表示部の構成〕

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、この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。

[0062] 〔撮像素子の構成〕

次に、撮像素子 201 の詳細な構成について説明する。図 3 は、撮像素子 201 の画素の構成を示す模式図である。

[0063] 図 3 に示すように、撮像素子 201 は、撮像光学系 200 からの光を受光する複数の画素 P が 2 次元格子状（2 次元マトリックス状）に配置されてなる。各画素 P は、撮像光学系 200 から入射された光を受光して光電変換を行うことによって電気信号を生成する。この電気信号には、各画素 P の輝度値（画素値）および画素の位置情報等が含まれる。図 3 において、 i 行 j 列目に配置されてなる画素を画素 P_{ij} と記して表現する。なお、 i および j は、1 以上の整数を示す。

[0064] 〔カラーフィルタの構成〕

次に、カラーフィルタ 202 の詳細な構成について説明する。図 4 は、カラーフィルタ 202 の構成の一例を示す模式図である。

[0065] 図 4 に示すように、カラーフィルタ 202 は、 5×5 で 2 次元格子状に並べられた 25 個のフィルタからなるフィルタユニット U1 を画素 P_{ij} の配置に応じて並べられて配置したものである。フィルタが設けられた画素 P_{ij} は、フィルタを透過した波長帯域の光を受光する。具体的には、赤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、赤色の波長帯域の光を受光する。以下、赤色の波長帯域の光を受光する画素 P_{ij} を R 画素という。同様に、緑色の波長帯域の光を受光する画素 P_{ij} を G 画素、青色の波長帯域

の光を受光する画素 P_{ij} をB画素、緑色の波長帯域の光と青色の波長帯域の光とを受光する画素 P_{ij} を C_y 画素という。

[0066] 図4に示すようにフィルタユニット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。ここで、青色、緑色および赤色の波長帯域 H_B 、 H_G および H_R は、波長帯域 H_B が390nm～500nm、波長帯域 H_G が500nm～600nm、波長帯域 H_R が600nm～700nmである。また、フィルタユニットU1は、赤色の波長帯域 H_R の光を透過するRフィルタと、青色の波長帯域の光を透過するBフィルタと、青色の波長帯域の光および緑色の波長帯域の光を透過する C_y フィルタと、を有する。具体的には、フィルタユニットU1は、1個のRフィルタ、4個のBフィルタおよび20個の C_y フィルタによって構成される。さらに、フィルタユニットU1は、 C_y フィルタの数が複数種類の第1フィルタのうち、カラーフィルタ202に一番多く設けられた種類のBフィルタの数以上に設けられている。具体的には、 C_y フィルタの数とBフィルタの数との比が5:1となる。また、Rフィルタは、隣接する全ての位置において、 C_y フィルタが配置されてなる。以下、画素 P_{ij} に対応する位置にBフィルタが配置されている場合、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Rフィルタが配置されている場合、このRフィルタを R_{ij} 、画素 P_{ij} に対応する位置に C_y フィルタが配置されている場合、この C_y フィルタを C_{yij} と記す。なお、本実施の形態1では、BフィルタおよびRフィルタが第1フィルタとして機能し、 C_y フィルタが第2フィルタとして機能する。

[0067] [各フィルタの透過特性]

次に、カラーフィルタ202を構成する各フィルタの透過特性について説明する。図5は、カラーフィルタ202を構成する各フィルタの透過特性の一例を示す図である。図5において、各フィルタの透過率の最大値が等しくなるように透過率曲線を模擬的に規格化している。図5において、曲線 L_B がBフィルタの透過率曲線を示し、曲線 L_R がRフィルタの透過率曲線を示し、

曲線 L_{Cy} が Cy フィルタの透過率曲線を示す。また、図5において、横軸が波長を示し、縦軸が透過率を示す。

[0068] 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。 Cy フィルタは、波長帯域 H_B および波長帯域 H_G それぞれの光を透過し、波長帯域 H_R の光を吸収（遮光）する。即ち、 Cy フィルタは、補色であるシアン色の波長帯域の光を透過する。 R フィルタは、波長帯域 H_R の光を透過する。なお、本明細書において、補色とは、波長帯域 H_B 、 H_G 、 H_R のうち少なくとも二つの波長帯域を含む光により構成される色のことをいう。

[0069] [光源部が出射する光の分光特性]

次に、光源部3が出射する光の分光特性について説明する。図6は、光源部3が出射する白色光の分光特性の一例を示す図である。図7は、光源部3が出射する狭帯域光の分光特性の一例を示す図である。図6および図7において、横軸が波長を示し、縦軸が強度を示す。図6において、曲線 L_w が光源部3によって出射される白色光の分光特性を示す。また、図7において、曲線 L_1 および曲線 L_2 が光源部3によって出射される狭帯域光の分光特性を示す。

[0070] 図6の曲線 L_w に示すように、光源部3が出射する白色光は、青色の波長帯域 H_B の強度より緑色の波長帯域 H_G の強度が大きい。また、図7の曲線 L_1 および曲線 L_2 に示すように、光源部3が出射する狭帯域光は、緑色の波長帯域 H_G の強度よりも青色の波長帯域 H_B の強度が大きい。このように各画素 P_{ij} が受光する光は、光源部3によって出射される光の分光特性と各フィルタの透過特性とを掛け合わせた情報である。即ち、光源部3は、第1照明光として白色光を出射する場合、青色の波長帯域 H_B の光よりも緑色の波長帯域 H_G の光を強く出射し、第2照明光として狭帯域光を出射する場合、緑色の波長帯域 H_G の光よりも青色の波長帯域 H_B の光を強く出射する。本実施の形態において、波長帯域の強度とはピーク強度ではなく、波長帯域内の積分値を指す。

[0071] [各光と Cy フィルタとの関係]

次に、光源部 3 によって各光が C_y フィルタに出射された際における C_y フィルタの透過特性について説明する。図 8 は、光源部 3 によって白色光が C_y フィルタに出射された際の C_y フィルタの透過特性の一例を示す図である。図 9 は、光源部 3 によって狭帯域光が C_y フィルタに出射された際の C_y フィルタの透過特性の一例を示す図である。図 8 および図 9 において、横軸が波長を示し、縦軸が強度を示す。図 8 において、曲線 L_{CyW} が光源部 3 によって白色光が C_y フィルタに出射された際の C_y フィルタの透過特性を示す。また、図 9 において、曲線 L_{CyB} および曲線 L_{CyG} が光源部 3 によって狭帯域光が C_y フィルタに出射された際の C_y フィルタの透過特性を示す。

[0072] 図 8 の曲線 L_{CyW} に示すように、 C_y フィルタは、光源部 3 によって白色光が C_y フィルタに出射された場合、青色の波長帯域 H_B の透過率より緑色の波長帯域 H_G の透過率が大きく、かつ、相対的に緑色の波長帯域 H_G の光を多く透過する特性を有する。即ち、 C_{yij} 画素は、青色の波長帯域 H_B の情報より緑色の波長帯域 H_G の情報を多く取得する。

[0073] これに対して、図 9 の曲線 L_{CyB} および曲線 L_{CyG} に示すように、 C_y フィルタは、光源部 3 によって狭帯域光が C_y フィルタに出射された場合、緑色の波長帯域 H_G の透過率より青色の波長帯域 H_B の透過率が大きく、かつ、相対的に青色の波長帯域 H_B の光を多く透過する特性を有する。即ち、 C_{yij} 画素は、緑色の波長帯域 H_G の情報より青色の波長帯域 H_B の情報を多く取得する。

[0074] [C_y 画素が取得する情報]

次に、 C_y 画素が取得する情報について説明する。図 10A～図 10E は、 C_y フィルタを各画素 P_{ij} の受光面に配置した際の画像の一例を示す図である。

[0075] C_y 画素は、青色の波長帯域 H_B および緑色の波長帯域 H_G それぞれに感度を有する。このため、 C_y 画素は、青色の波長帯域 H_B の情報である表層の毛細血管 B1 の情報（図 10A を参照）と、緑色の波長帯域 H_G の情報である太い血管 B2 の情報（図 10E を参照）とが混在する情報を得ることができる。

。C y画素は、図8および図9に示す光源部3によって出射される光を含めた感度特性において、青色の波長帯域H_Bと緑色の波長帯域H_Gとの割合が1:1である場合、図10Cのように、図10Aに示す画像W11と図10Eに示す画像W15とを平均した情報が画像W13として得られる。これに対して、C y画素は、青色の波長帯域H_Bが緑色の波長帯域H_Gとの割合が異なる場合、図10Bに示す画像W12や図10Dに示す画像W14のような画像の情報を得ることができる。

[0076] C y画素は、撮像素子201上において、一番多く配置されている。このため、C y画素は、光源部3によって第2照明光が出射された場合、C y画素から得られる青色の波長帯域H_Bの情報を多く取得することができる。即ち、画像処理部41によって生成される第2画像は、光源部3によって第2照明光が照射された場合、C y画素から得られる青色の波長帯域H_Bの情報とB画素から得られる青色の波長帯域H_Bの情報とを加算したものとなる。このため、光源部3によって第2照明光（狭帯域光）が出射された場合における第2画像の解像度は、光源部3によって第1照明光（白色光）が出射された場合における第2画像の解像度よりも高くなる。

[0077] これに対して、C y画素は、光源部3によって第1照明光が出射された場合、C y画素から得られる緑色の波長帯域H_Gの情報を多く取得することができる。即ち、画像処理部41によって生成される第1画像は、図20のカラーフィルタ202dのようにG画素を含む場合、光源部3によって第1照明光が照射された場合、C y画素から得られる緑色の波長帯域H_Gの情報とG画素から得られる緑色の波長帯域H_Gの情報とを加算したものとなる。このため、光源部3によって第1照明光が出射された場合の第1画像の解像度は、光源部3によって第2照明光が出射された場合における第1画像の解像度よりも高くなる。図4のカラーフィルタ202のようにG画素を含まない場合、緑色の波長帯域H_Gの情報を得られるのはC y画素のみであるため、第1照明光が射出された場合も第2照明光が射出された場合も同じ解像度となる。

[0078] このように、光源部3によって第1照明光（白色光）が出射された場合に

おける第1画像の解像度は、光源部3によって第2照明光（狭帯域光）が出射された場合の第1画像の解像度以上となる。さらに、光源部3によって第2照明光（狭帯域光）が出射された場合における第2画像の解像度は、光源部3によって第1照明光（白色光）が出射された場合の第2画像の解像度よりも高くなる。さらにまた、光源部3によって第1照明光（白色光）が出射された場合、第1画像は、第2画像の解像度よりも高くなる一方、光源部3によって第2照明光（狭帯域光）が出射された場合、第1画像は、第2画像の解像度よりも低くなる。

[0079] 〔内視鏡装置の処理〕

次に、内視鏡装置1の処理について説明する。図11は、内視鏡装置1が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

[0080] 図11に示すように、まず、照明制御部32は、プロセッサ部4からの情報に基づいて、観察方式が白色光観察方式か否かを判断し（ステップS101）、白色光観察方式である場合（ステップS101：Yes）、照明制御部32は、駆動部31dを駆動することによって切替フィルタ31cを光源31aによって出射される白色光の光路上から退避させ（ステップS102）、光源部3に白色光を出射させる（ステップS103）。ステップS103の後、内視鏡装置1は、後述するステップS106へ移行する。

[0081] ステップS101において、白色光観察方式でない場合（ステップS101：No）、照明制御部32は、駆動部31dを駆動することによって切替フィルタ31cを光源31aによって出射される白色光の光路上に挿入し（ステップS104）、光源部3に狭帯域光を出射させる（ステップS105）。ステップS105の後、内視鏡装置1は、後述するステップS106へ移行する。

[0082] ステップS106において、内視鏡2は、被検体の撮像を行う。この場合、内視鏡2は、撮像素子201が生成した電気信号をプロセッサ部4へ出力する。

[0083] 続いて、プロセッサ部4は、内視鏡2から入力された電気信号に対して、

画像処理を行うことによって、表示部5に表示するための画像を生成する画像生成処理を実行する（ステップS107）。なお、画像生成処理の詳細は、後述する。

[0084] その後、入力部42から被検体の観察を終了する指示信号が入力された場合（ステップS108：Yes）、内視鏡装置1は、本処理を終了する。これに対して、入力部42から被検体の観察を終了する指示信号が入力されていない場合（ステップS108：No）、内視鏡装置1は、上述したステップS101へ戻る。

[0085] [画像生成処理]

次に、図11のステップS107において説明した画像生成処理の詳細について説明する。図12は、画像生成処理の概要を示すフローチャートである。図13は、画像処理部41が実行する画像生成処理の概要を説明する模式図である。

[0086] 図12に示すように、まず、画像処理部41は、内視鏡2から画像データを取得する（ステップS201）。具体的には、図13に示すように、画像処理部41は、内視鏡2から画像データに対応する画像F1を取得する。

[0087] 続いて、ガイド画像生成部411は、撮像素子201において最も密度が高く配置されているCy画素の補間画像をガイド画像として生成する（ステップS202）。具体的には、図13に示すように、ガイド画像生成部411は、画像F1からCy画素の輝度値を分離した分離画像 F_{Cy1} における各Cy画素の輝度値（画素値）に基づいて、撮像素子201におけるB画素およびR画素それぞれが配置された画素位置のCy画素の輝度値を補間処理によって算出することによって、全画素位置にCy画素の輝度値を有する補間画像 F_{Cy2} をガイド画像（以下、「ガイド画像 F_{Cy2} 」という）として生成する。図13に示すように、分離画像 F_{Cy1} におけるB画素およびR画素それぞれが配置された画素位置は、隣接する8方向（水平方向、垂直方向および斜め方向）が全てCy画素によって囲まれている。このため、ガイド画像生成部411は、周知のバイリニア補間、キュービック補間および方向判別補間等

を用いてガイド画像 F_{Cy2} を生成する。これにより、ガイド画像生成部 411 は、高精度なガイド画像 F_{Cy2} を生成することができる。

[0088] 続いて、補間画像生成部 412 は、上述したステップ S202 においてガイド画像生成部 411 が生成したガイド画像 F_{Cy2} に基づいて、他の色の画素、本実施の形態 1 において R 画素および B 画素それぞれの補間画像を生成する（ステップ S203）。具体的には、図 13 に示すように、補間画像生成部 412 は、ガイド画像生成部 411 が生成したガイド画像 F_{Cy2} に基づいて、分離画像 F_{B1} における C y 画素および R 画素それぞれが配置された画素位置の B 画素の輝度値を補間処理によって算出することによって、全画素位置に B 画素の輝度値を有する補間画像 F_{B2} （第 2 画像）を生成する。さらに、図 13 に示すように、補間画像生成部 412 は、ガイド画像生成部 411 が生成したガイド画像 F_{Cy2} に基づいて、分離画像 F_{R1} における C y 画素および B 画素それぞれが配置された画素位置の R 画素の輝度値を補間処理によって算出することによって、全画素位置に R 画素の輝度値を有する補間画像 F_{R2} を生成する。ここで、補間画像生成部 412 によるガイド画像 F_{Cy2} に基づく補間方法としては、既知のジョイントバイラテラル補間処理またはガイドッドフィルタ補間処理等である。これにより、補間画像生成部 412 は、撮像素子 201 において密度が低く配置されている B 画素および R 画素それぞれの高精度な補間画像 F_{B2} および補間画像 F_{R2} を生成することができる。

[0089] また、本実施の形態 1 において、ガイド画像 F_{Cy2} は、C y 画素によって構成されるため、B 成分も含まれており、C y 画素と B 画素との相関が非常に高い。このため、補間画像生成部 412 は、ガイド画像 F_{Cy2} に基づく補間処理を精度よく行うことができる。また、一般的に白色光において高周波成分は、R 画素、G 画素および B 画素それぞれの相関が高い。このため、補間画像生成部 412 は、C y 画像をガイド画像 F_{Cy2} として R 画素を補間する場合であっても、補間処理を精度よく行うことができる。なお、補間画像生成部 412 は、狭帯域光観察方式の場合、B 画像および G 画像を用いてカラー画像を生成するため、R 補間画像を生成する必要がない。さらに、画像処理部

41は、狭帯域光観察方式の場合、撮像素子201が生成した撮像信号に基づいて、Cy画素が緑色の波長帯域H_Gの光および青色の波長帯域H_Bの光に感度を有するため、白色光観察方式の場合よりも解像度が高い第2画像としての補間画像F_{B2}（図13のガイド画像F_{Cy2}と分離画像F_{B1}とを加算した画像）を生成することができる。さらにまた、画像処理部41は、狭帯域光観察方式において、第1画像である補間画像F_{G2}よりも解像度が高い第2画像としての補間画像F_{B2}を生成することができる。

[0090] その後、カラー画像生成部413は、上述したステップS202においてガイド画像生成部411が生成したガイド画像F_{Cy2}およびステップS203において補間画像生成部412が生成した補間画像F_{B2}を用いて全画素値にG画素の輝度値を有する補間画像F_{G2}（第1画像）を生成する。具体的には、カラー画像生成部413は、Cy画素のガイド画像F_{Cy2}からB画素の補間画像F_{B2}を画素毎に輝度値を減算処理することによって、ガイド画像F_{Cy2}からG成分を分離し、G画素の補間画像F_{G2}を生成する。より具体的には、カラー画像生成部413は、以下の式（1）によって、G画素の補間画像F_{G2}を生成する。

$$G(i, j) = Cy(i, j) - \alpha \times B(i, j) \quad \dots (1)$$

ここで、G(i, j)は、補間画像F_{G2}における各G画素の輝度値（画素値）を示し、Cy(i, j)は、補間画像F_{Cy2}における各Cy画素の輝度値（画素値）を示し、B(i, j)は、補間画像F_{B2}における各B画素の輝度値（画素値）を示し、αは、G補正係数であり、光源31aとCy画素との分光特性における青色の波長帯域H_Bおよび緑色の波長帯域H_Gの比率から予め算出されたパラメータである。

[0091] 続いて、カラー画像生成部413は、内視鏡装置1が白色光観察方式を行う場合、補間画像F_{G2}、補間画像F_{B2}および補間画像F_{R2}を用いてカラー画像F_wを生成する。具体的には、カラー画像生成部413は、図13に示す補間画像F_{G2}、補間画像F_{B2}および補間画像F_{R2}を加算することによって、カラー画像F_wを生成する。これに対して、カラー画像生成部413は、内視鏡

装置 1 が狭帯域光観察方式を行う場合、補間画像 F_{G2} および補間画像 F_{B2} を用いてカラー画像を生成する（ステップ S 2 0 4）。

[0092] その後、表示画像生成部 4 1 4 は、カラー画像生成部 4 1 3 が生成したカラー画像 F_w を用いて表示画像を生成する（ステップ S 2 0 5）。具体的には、表示画像生成部 4 1 4 は、カラー画像 F_w に対して、階調変調処理、拡大処理、デノイズ処理、および粘膜表層の毛細血管や粘膜微細模様等の構造の構造強調処理等を施して表示用の表示画像を生成する。この場合において、表示画像生成部 4 1 4 は、ステップ S 2 0 2 においてガイド画像 F_{Cy2} の情報、例えばエッジ情報や輝度情報を用いて構造強調処理を行ってもよい。補間画像 F_{Cy2} は、観察方式に関わらず、高い解像度を有しているため、構造強調処理等の各種処理を高精度に行うことができる。ステップ S 2 0 5 の後、内視鏡装置 1 は、図 1 1 のメインルーチンへ戻る。

[0093] 以上説明した本発明の実施の形態 1 によれば、カラーフィルタ 2 0 2 に C_y フィルタ、B フィルタおよび R フィルタを設け、C_y フィルタの数がカラーフィルタ 2 0 2 に一番多く設けられた種類の B フィルタの数以上に設けているので、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式においても高い解像度の画像を得ることができる。

[0094] さらに、本発明の実施の形態 1 によれば、光源部 3 が第 1 照明光として白色光を出射する場合、青色の波長帯域 H_B の光よりも緑色の波長帯域 H_G の光を強く出射し、第 2 照明光として狭帯域光を出射する場合、緑色の波長帯域 H_G の光よりも青色の波長帯域 H_B の光を強く出射するので、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式においても高い解像度の画像を得ることができる。

[0095] また、本発明の実施の形態 1 によれば、補間画像生成部 4 1 2 がガイド画像生成部 4 1 1 によって生成されたガイド画像 F_{Cy2} に基づいて、分離画像 F_{B1} における C_y 画素および R 画素それぞれが配置された画素位置の B 画素の輝度値を補間処理によって算出することによって、全画素位置に B 画素の輝度値を有する補間画像 F_{B2} を生成するとともに、分離画像 F_{R1} における C_y

画素およびB画素それぞれが配置された画素位置のR画素の輝度値を補間処理によって算出することによって、全画素位置にR画素の輝度値を有する補間画像 F_{R2} を生成するので、補間処理を精度よく行うことができる。

[0096] また、本実施の形態1によれば、光源部3が射出する白色光が青色の波長帯域 H_B の強度より緑色の波長帯域 H_G の強度が大きく、光源部3が出射する狭帯域光が緑色の波長帯域 H_G の強度よりも青色の波長帯域 H_B の強度が大きいものであったが、光源部3が射出する波長帯域の強度はこれに限るものではない。青色の波長帯域 H_B および緑色の波長帯域 H_G を含む光であればよい。光源の特性に関わらず、C_y画素では青色の波長帯域 H_B の情報と緑色の波長帯域 H_G の情報を取得できるため、光源部3によって第2照明光が照射された場合、第2画像はC_y画素から得られる青色の波長帯域 H_B の情報とB画素から得られる青色の波長帯域 H_B の情報とを加算したものとなり、光源部3によって第1照明光が照射された場合、第1画像はC_y画素から得られる緑色の波長帯域 H_G の情報とG画素から得られる緑色の波長帯域 H_G の情報とを加算したものとなる。すなわち、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高い解像度の画像を得ることができる。

[0097] (実施の形態1の変形例1)

次に、本発明の一実施の形態に係る変形例1について説明する。図14は、本発明の実施の形態1の変形例1に係る画像処理部が狭帯域光観察方式の際に生成するカラー画像の一例を示す図である。

[0098] 図14に示すように、補間画像生成部412は、内視鏡装置1が狭帯域光観察方式を行う場合、C_y画素がG画素またはB画素と非常に近い情報を取得することができるため、C_y画素をB画素の画像 F_{B10} とみなして補間画像 F_{B2} を生成してもよい。そして、カラー画像生成部413は、補間画像生成部412が生成した補間画像 F_{B2} および補間画像 F_{G2} を用いて狭帯域光のカラー画像を生成してもよい。また、補間画像生成部412は、内視鏡装置1が白色光観察方式を行う場合、狭帯域光観察方式と同様に、C_y画素をG画素とみなして補間画像 F_{G2} を生成してもよい。すなわち、補間画像生成部4

12は、補間画像 F_{B2} および分離画像 F_{G1} を用いて補間画像 F_{G2} を生成してもよい。

[0099] 以上説明した本発明の実施の形態1の変形例1によれば、上述した実施の形態1と比べて、画像処理部41による画像処理を簡略化することができる。

[0100] (実施の形態1の変形例2)

次に、本発明の実施の形態1に係る変形例2について説明する。図15は、本発明の実施の形態1の変形例2に係るカラーフィルタの構成の一例を示す模式図である。

[0101] 図15に示すカラーフィルタ202aは、 4×4 で2次元格子状に並べられた16個のフィルタからなるフィルタユニットU2を画素 P_{ij} の配置に応じて並べて配置したものである。フィルタユニットU2は、従来のベイア配列において、Gフィルタが配置されている箇所にGフィルタに換えて、Cyフィルタを配置したものである。具体的には、フィルタユニットU2は、4個のRフィルタ、4個のBフィルタおよび8個のCyフィルタによって構成される。さらに、フィルタユニットU2は、Cyフィルタの数がカラーフィルタ202aに一番多く設けられたBフィルタまたはRフィルタの数以上に設けられている。即ち、フィルタユニットU2は、Cyフィルタが市松模様で配置されてなる。さらに、Cyフィルタの数とBフィルタの数との比が2:1となる。

[0102] 以上説明した本発明の実施の形態1の変形例2によれば、上述した実施の形態1と同様に、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高い解像度の画像を得ることができる。

[0103] (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。上述した実施の形態1では、フィルタユニットにおいて1種類の補色フィルタが配置されていたが、本実施の形態2では、他の種類の補色フィルタをフィルタユニットに配置してなる。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画像処理について説明する。なお、上述した実施の形態 1 に係る内視鏡装置 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。

[0104] 〔カラーフィルタの構成〕

図 1 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の一例を示す模式図である。図 1 6 に示すように、カラーフィルタ 2 0 2 b は、上述した R フィルタに換えて、マゼンタフィルタ（以下、「M g フィルタ」という）が配置されてなるフィルタユニット U 3 によって構成される。画素 P_{ij} に対応する位置に M g フィルタが配置されている場合、この M g フィルタを $M g_{ij}$ と記す。なお、本実施の形態 2 では、M g フィルタが第 3 フィルタとして機能する。

[0105] 〔各フィルタの透過特性〕

次に、カラーフィルタ 2 0 2 b を構成する各フィルタの透過特性について説明する。図 1 7 は、カラーフィルタ 2 0 2 b を構成する各フィルタの透過特性の一例を示す図である。図 1 7 において、横軸が波長を示し、縦軸が透過率を示す。また、図 1 7 において、曲線 L_B が B フィルタの透過率曲線を示し、曲線 L_{Cy} が C y フィルタの透過率曲線を示し、曲線 L_{Mg} が M g フィルタの透過率曲線を示す。

[0106] 図 1 7 に示すように、M g フィルタは、赤色の波長帯域 H_R および青色の波長帯域 H_B それぞれの光を透過する。即ち、M g フィルタは、補色であるマゼンタ色の波長帯域の光を透過する。画素 $M g_{ij}$ は、光源部 3 によって狭帯域光が出射された場合、赤色の波長帯域 H_R の情報を得ることができないため、B 画素と同様の情報を取得する画素とみなすことができる。これにより、内視鏡装置 1 が狭帯域光観察方式を行う場合、B 画素の情報が増加することによって、さらに高い解像度を有する画像を得ることができる。

[0107] 〔画像生成処理〕

次に、画像処理部 4 1 が実行する画像生成処理について説明する。図 1 8 は、画像処理部 4 1 が実行する画像生成処理の概要を説明する模式図である

。

[0108] 図18に示すように、ガイド画像生成部411は、上述した実施の形態1と同様に、画像F2からC_y画素の輝度値を分離した分離画像F_{C_y1}の各C_y画素の輝度値（画素値）に基づいて、撮像素子201におけるB画素およびM_g画素それぞれが配置された画素位置のC_y画素の輝度値を補間処理によって算出することによって、全画素位置にC_y画素の輝度値を有するガイド画像F_{C_y2}を生成する。

[0109] その後、補間画像生成部412は、ガイド画像生成部411が生成したガイド画像F_{C_y2}に基づいて、分離画像F_{B1}におけるC_y画素およびM_g画素それぞれが配置された画素位置のB画素の輝度値を補間処理によって算出することによって、全画素位置にB画素の輝度値を有する補間画像F_{B2}（第2画像）を生成する。これにより、画像処理部41は、狭帯域光観察方式の場合、撮像素子201が生成した撮像信号に基づいて、白色光観察方式の場合よりも解像度が高い第2画像としての補間画像F_{B2}を生成することができる。さらにまた、画像処理部41は、狭帯域光観察方式において、第1画像である補間画像F_{G2}よりも解像度が高い第2画像としての補間画像F_{B2}を生成することができる。

[0110] 続いて、補間画像生成部412は、補間画像F_{B2}に基づいて、分離画像F_{M_g1}におけるC_y画素およびB画素それぞれが配置された画素位置のM_g画素の輝度値を補間処理によって算出することによって、全画素位置にM_g画素の輝度値を有する補間画像F_{M_g2}を生成する。

[0111] そして、カラー画像生成部413は、補間画像生成部412が生成したM_g画素の補間画像F_{M_g2}からB画素の補間画像F_{B2}を画素毎に輝度値を減算処理することによって、補間画像F_{M_g2}からR成分を分離し、R画素の補間画像F_{R2}を生成する。これにより、カラー画像生成部413は、補間画像生成部412が補間画像F_{B2}を用いて生成した補間画像F_{M_g2}から補間画像F_{R2}を生成することによって、カラー画像生成処理時における減算処理を施す色の情報を用いた補間処理が行われているため、減算処理時のノイズ増加を軽減

することができる。

[0112] 以上説明した本発明の実施の形態2によれば、上述した実施の形態1と同様に、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高い解像度の画像を得ることができる。

[0113] さらに、本発明の実施の形態2によれば、フィルタユニットU3においてMgフィルタを配置することによって、カラー画像生成処理時における減算処理を施す色の情報を用いた補間処理が行われているため、減算処理時のノイズ増加を軽減することができる。

[0114] (実施の形態2の変形例1)

次に、本発明の実施の形態2の変形例1について説明する。図19は、本発明の実施の形態2の変形例1に係るカラーフィルタの構成の一例を示す模式図である。

[0115] 図19に示すカラーフィルタ202cは、4×4で2次元格子状に並べられた16個のフィルタからなるフィルタユニットU4を画素P_{ij}の配置に応じて並べて配置したものである。フィルタユニットU4は、従来のベイア配列において、Gフィルタが配置されている箇所にGフィルタに換えて、Cyフィルタを配置するとともに、Rフィルタが配置されている箇所にRフィルタに換えて、Mgフィルタを配置したものである。具体的には、フィルタユニットU4は、4個のMgフィルタ、4個のBフィルタおよび8個のCyフィルタによって構成される。さらに、フィルタユニットU4は、Cyフィルタの数がカラーフィルタ202cに一番多く設けられたBフィルタまたはMgフィルタの数以上に設けられている。さらに、フィルタユニットU4において、Cyフィルタが市松模様になるように配置されてなる。さらにまた、Cyフィルタの数、Bフィルタの数およびMgフィルタの数それぞれの比は、2:1:1となる。

[0116] このように構成されたカラーフィルタ202cによれば、上述した実施の形態2と同様に、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高い解像度の画像を得ることができる。

[0117] (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。上述した実施の形態1では、フィルタユニットにおいて3種類のフィルタを用いて構成されていたが、本実施の形態3では、フィルタユニットにおいて4種類のフィルタを用いて構成する。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画像処理について説明する。なお、上述した実施の形態1に係る内視鏡装置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。

[0118] [カラーフィルタの構成]

図20は、本発明の実施の形態3に係るカラーフィルタの構成の別の一例を示す模式図である。

[0119] 図20に示すカラーフィルタ202dは、 5×5 で2次元格子状に並べられた25個のフィルタからなるフィルタユニットU5を画素 P_{ij} の配置に応じて並べられて配置したものである。フィルタユニットU5は、1個のRフィルタ、4個のBフィルタ、4個のGフィルタおよび16個のCyフィルタによって構成される。さらに、フィルタユニットU5は、Cyフィルタの数がカラーフィルタ202dに一番多く設けられたBフィルタおよびGフィルタそれぞれの数以上に設けられている。

[0120] [各フィルタの透過特性]

次に、カラーフィルタ202dを構成する各フィルタの透過特性について説明する。図21は、カラーフィルタ202dを構成する各フィルタの透過特性の一例を示す図である。図21において、曲線 L_B がBフィルタの透過率曲線を示し、曲線 L_R がRフィルタの透過率曲線を示し、曲線 L_G がGフィルタの透過率曲線を示し、曲線 L_{Cy} がCyフィルタの透過率曲線を示す。また、図21において、横軸が波長を示し、縦軸が透過率を示す。図21に示すように、Gフィルタは、波長帯域 H_G の光を透過する。

[0121] [画像生成処理]

次に、画像処理部41が実行する画像生成処理について説明する。図22

は、画像処理部 4 1 が実行する画像生成処理の概要を説明する模式図である。

[0122] 図 2 2 に示すように、補間画像生成部 4 1 2 は、ガイド画像生成部 4 1 1 が生成したガイド画像に基づいて、他の色の画素、本実施の形態 3 において R 画素および B 画素それぞれの補間画像を生成する。具体的には、補間画像生成部 4 1 2 は、ガイド画像生成部 4 1 1 が生成したガイド画像 F_{Cy2} に基づいて、補間画像 F_{B2} （第 2 画像）、補間画像 F_{R2} および補間画像 F_{G2} （第 1 画像）それぞれを生成する。これにより、カラー画像生成部 4 1 3 は、ガイド画像 F_{Cy2} から B 画素の補間画像 F_{B2} を画素毎に輝度値を減算する減算処理を省略することができる。この結果、内視鏡装置 1 が白色光観察方式を行う場合において、高い色再現性を確保することができる。さらに、画像処理部 4 1 は、狭帯域光観察方式の場合、撮像素子 2 0 1 が生成した撮像信号に基づいて、白色光観察方式の場合よりも解像度が高い第 2 画像としての補間画像 F_{B2} を生成することができる。また、狭帯域光観察方式において、第 1 画像である補間画像 F_{G2} よりも解像度が高い第 2 画像としての補間画像 F_{B2} を生成することができる。

[0123] 以上説明した本発明の実施の形態 3 によれば、上述した実施の形態 1 と同様に、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高い解像度の画像を得ることができる。

[0124] さらに、本発明の実施の形態 3 によれば、カラー画像生成部 4 1 3 がガイド画像 F_{Cy2} から B 画素の補間画像 F_{B2} を画素毎に輝度値を減算する減算処理を省略することができるので、内視鏡装置 1 が白色光観察方式を行う場合において、高い色再現性を確保することができる。

[0125] （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。上述した実施の形態 1 では、補色フィルタとして C_y フィルタが配置されていたが、本実施の形態 4 では、補色フィルタとして黄色の Y_e フィルタを配置してなる。以下においては、本実施の形態 4 に係るカラーフィルタの構成を説明後、画像処理部が

実行する画像生成処理について説明する。なお、上述した実施の形態 1 に係る内視鏡装置 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。

[0126] 〔カラーフィルタの構成〕

図 2 3 は、本発明の実施の形態 4 に係るカラーフィルタの構成の一例を示す模式図である。

[0127] 図 2 3 に示すカラーフィルタ 2 0 2 e は、 5×5 で 2 次元格子状に並べられた 2 5 個のフィルタからなるフィルタユニット U 6 を画素 P_{ij} の配置に応じて並べられて配置したものである。フィルタユニット U 6 は、4 個の R フィルタ、1 個の B フィルタおよび 2 0 個の Y e フィルタによって構成される。さらに、フィルタユニット U 6 は、Y e フィルタの数がカラーフィルタ 2 0 2 e に一番多く設けられた R フィルタの数以上に設けられている。

[0128] 〔各フィルタの透過特性〕

次に、カラーフィルタ 2 0 2 e を構成する各フィルタの透過特性について説明する。図 2 4 は、カラーフィルタ 2 0 2 e を構成する各フィルタの透過特性の一例を示す図である。図 2 4 において、曲線 L_B が B フィルタの透過率曲線を示し、曲線 L_R が R フィルタの透過率曲線を示し、曲線 L_{Ye} が Y e フィルタの透過率曲線を示す。また、図 2 4 において、横軸が波長を示し、縦軸が透過率を示す。

[0129] 図 2 4 に示すように、Y e フィルタは、赤色の波長帯域 H_R および緑色の波長帯域 H_G それぞれの光を透過する。即ち、Y e フィルタは、補色である黄色の波長帯域の光を透過する。

[0130] 〔光源部が出射する光の分光特性〕

次に、光源部 3 が出射する光の分光特性について説明する。図 2 5 は、光源部 3 が出射する白色光の分光特性の一例を示す図である。図 2 6 は、光源部 3 が出射する狭帯域光の分光特性の一例を示す図である。図 2 5 および図 2 6 において、横軸が波長を示し、縦軸が強度を示す。図 2 5 において、曲線 L_w が光源部 3 によって出射される白色光の分光特性を示す。また、図 2 6 において、2 つの曲線 L_2 および曲線 L_{11} が光源部 3 によって出射される狭帯

域光の分光特性を示す。

[0131] 図25の曲線 L_W に示すように、光源部3が出射する白色光は、青色の波長帯域 H_B の強度より緑色の波長帯域 H_G の強度のほうが大きい。また、図26の曲線 L_2 および曲線 L_{11} に示すように、光源部3が出射する狭帯域光は、緑色の波長帯域 H_G の強度よりも赤色の波長帯域 H_R の強度が大きい。

[0132] [画像生成処理]

次に、画像処理部41が実行する画像生成処理について説明する。図27は、画像処理部41が実行する画像生成処理の概要を説明する模式図である。

[0133] 図27に示すように、まず、ガイド画像生成部411は、 Y_e 画素の補間画像をガイド画像として生成する。具体的には、図27に示すように、ガイド画像生成部411は、画像F4から Y_e 画素の輝度値を分離した分離画像 F_{Ye1} における各 Y_e 画素の輝度値に基づいて、B画素およびR画素それぞれが配置された画素位置の Y_e 画素の輝度値を補間処理によって算出することによって、全画素位置に Y_e 画素の輝度値を有するガイド画像 F_{Ye2} を生成する。図27に示すように、分離画像 F_{Ye1} におけるB画素およびR画素それぞれが配置された画素位置は、隣接する8方向（水平方向、垂直方向および斜め方向）が全て C_y 画素によって囲まれている。このため、ガイド画像生成部411は、周知のバイリニア補間、キュービック補間および方向判別補間等を用いてガイド画像 F_{Ye2} を生成する。これにより、ガイド画像生成部411は、高精度なガイド画像 F_{Ye2} を生成することができる。

[0134] 続いて、補間画像生成部412は、ガイド画像生成部411が生成したガイド画像 F_{Ye2} に基づいて、分離画像 F_{R1} における Y_e 画素およびB画素それぞれが配置された画素位置のR画素の輝度値を補間処理によって算出することによって、全画素位置にR画素の輝度値を有する補間画像 F_{R2} （第2画像）を生成する。さらに、補間画像生成部412は、ガイド画像生成部411が生成したガイド画像 F_{Ye2} に基づいて、分離画像 F_{B1} における Y_e 画素およびR画素それぞれが配置された画素位置のB画素の輝度値を補間処理によっ

て算出することによって、全画素位置にB画素の輝度値を有する補間画像 F_{B2} を生成する。ここで、補間画像生成部412によるガイド画像 F_{Ye2} に基づく補間方法としては、既知のジョイントバイラテラル補間処理またはガイドッドフィルタ補間処理等である。これにより、補間画像生成部412は、撮像素子201において密度が低く配置されているR画素およびB画素それぞれの高精度な補間画像 F_{R2} および補間画像 F_{B2} を生成することができる。さらに、画像処理部41は、狭帯域光観察方式の場合、撮像素子201が生成した撮像信号に基づいて、白色光観察方式の場合よりも解像度が高い第2画像としての補間画像 F_{R2} （図27のガイド画像 F_{Ye2} と分離画像 F_{R1} とを加算した画像）を生成することができる。また、狭帯域光観察方式において、第1画像である補間画像 F_{G2} よりも解像度が高い第2画像としての補間画像 F_{R2} を生成することができる。

[0135] その後、カラー画像生成部413は、 Ye 画素のガイド画像 F_{Ye2} からR画素の補間画像 F_{R2} を画素毎に輝度値を減算処理することによって、ガイド画像 F_{Ye2} からR成分を分離し、G画素の補間画像 F_{G2} を生成する。そして、カラー画像生成部413は、内視鏡装置1が白色光観察方式を行う場合、補間画像 F_{G2} 、補間画像 F_{B2} および補間画像 F_{R2} を用いてカラー画像 F_W を生成する。これに対して、カラー画像生成部413は、内視鏡装置1が蛍光観察を行う場合、補間画像 F_{G2} および補間画像 F_{R2} を用いてカラー画像を生成する。

[0136] 以上説明した本発明の実施の形態4によれば、蛍光観察方式において重要となる赤色の波長帯域 H_R の光および白色光観察方式において重要となる緑色の波長帯域 H_G の光それぞれを透過可能な Ye フィルタを設けることによって、白色光観察方式および蛍光観察方式それぞれにおいて高い解像度の画像を得ることができる。

[0137] （実施の形態5）

次に、本発明の実施の形態5について説明する。上述した実施の形態1では、1つの光源31aによって白色光を出射していたが、本実施の形態5では

、互いに異なる波長帯域の光を出射する３つの光源によって白色光を出射する。具体的には、上述した実施の形態１では、撮影中に光源部３によって出射される照明光の分光特性を調整していなかったが、本実施の形態５では、撮影中に光源部によって出射される照明光の分光特性を調整することができる。以下においては、本実施の形態５に係る内視鏡装置の構成について説明する。なお、上述した実施の形態１に係る内視鏡装置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。

[0138] 〔内視鏡装置の構成〕

図２８は、本発明の実施の形態５に係る内視鏡装置の概略構成を示す模式図である。図２８に示す内視鏡装置１ａは、上述した実施の形態１に係る内視鏡装置１の光源部３に換えて、光源部３ａを備える。

[0139] 〔光源部の構成〕

光源部３ａは、上述した実施の形態１に係る光源部３の照明部３１に換えて、照明部３１１を備える。照明部３１１は、上述した実施の形態１に係る光源３１ａに換えて、第１光源３１ｇ、第２光源３１ｈおよび第３光源３１ｉを有する。

[0140] 第１光源３１ｇは、照明制御部３２を介して制御部４４の制御のもと、光源ドライバ３１ｂから入力される駆動電圧に基づいて、赤色の波長帯域の光（波長帯域が６００ｎｍ～７００ｎｍ）を出射する。第１光源３１ｇは、ＬＥＤを用いて構成される。

[0141] 第２光源３１ｈは、照明制御部３２を介して制御部４４の制御のもと、光源ドライバ３１ｂから入力される駆動電圧に基づいて、緑色の波長帯域の光（波長帯域が６００ｎｍ～５００ｎｍ）を出射する。第２光源３１ｈは、ＬＥＤを用いて構成される。

[0142] 第３光源３１ｉは、照明制御部３２を介して制御部４４の制御のもと、光源ドライバ３１ｂから入力される駆動電圧に基づいて、青色の波長帯域の光（波長帯域が３９０ｎｍ～５００ｎｍ）を出射する。第３光源３１ｉは、ＬＥＤを用いて構成される。

[0143] このように構成された光源部 3 a は、第 1 光源 3 1 g、第 2 光源 3 1 h および第 3 光源 3 1 i の各々が出射することによって、白色光を照射することができる。

[0144] また、上述した構成を備える内視鏡装置 1 a によれば、制御部 4 4 が照明制御部 3 2 を介して内視鏡 2 の撮像素子 2 0 1 が生成した撮像信号に基づいて、照明部 3 1 1 が出射する緑色の波長帯域の光の強度と一方の波長帯域の光の強度を変更する。具体的には、制御部 4 4 は、画像処理部 4 1 によって生成されたカラー画像における各色成分の統計値を算出し、この統計値から算出された比率に応じて、照明制御部 3 2 を介して照明部 3 1 1 で出射される照明光の分光特性を制御する。ここで、各色成分の統計値とは、カラー画像における各色の各画素値の平均値や中央値等である。より具体的には、制御部 4 4 は、画像処理部 4 1 によって生成されたカラー画像における各色成分の統計値を算出し、この統計値から算出された比率に応じて、第 1 光源部 3 1 g、第 2 光源部 3 1 i および第 3 光源 3 1 i の各々が出射する光の強度を制御する。これにより、被写体に応じて照明光の分光特性を調整することができる。また、C y 画素で取得する情報は、被写体の分光反射率の影響も受けるものであり、体内画像の観察の際には被写体の視認性を向上させるためにインジゴカルミンなどの色素を散布して観察する手法も用いられる。上述したように、制御部 4 4 は、被写体に応じて照明部 3 1 1 が出射する照明光の分光特性を調整することによって、色素を散布して体内を観察するようなシーンにおいても同様の効果を得ることが可能である。

[0145] 以上説明した本発明の実施の形態 5 によれば、制御部 4 4 が照明制御部 3 2 を介して内視鏡 2 の撮像素子 2 0 1 が生成した撮像信号に基づいて、光源部 3 1 a が出射する緑色の波長帯域の光の強度と一方の波長帯域の光の強度を変更し、撮影中であっても、被写体に応じて光源部 3 1 a が出射する照明光の分光特性を調整することができるので、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式においても高い解像度の画像を得ることができる。

[0146] なお、本発明の実施の形態5では、観察者または出荷時における作業員が画像処理部41によって生成されたカラー画像における各色成分の統計値や表示部5で表示されるカラー画像に基づいて、照明光の分光特性の調整を手動で調整するようにしてもよい。この場合、観察者または作業者は、入力部42を介して第1光源部31g、第2光源部31iおよび第3光源31iの各々が出射する光の強度を指示する指示信号を入力し、制御部44が指示信号に基づいて、光源部3aを制御するようにすればよい。

[0147] また、本発明の実施の形態5では、照明部311が3種類の光源を有していたが、これに限定されることなく、例えば照明部311が4種類以上の光源を有する構成にしてもよい。この場合、照明光の分光特性をより細かく調整することが可能となる。

[0148] (その他の実施の形態)

本発明の実施の形態では、様々なフィルタの組み合わせを用いることができる。図29は、本発明のその他の実施の形態に係るカラーフィルタのバリエーションと光源部3が出射する照明光の波長帯域と効果とを対応付けた一覧を示す図である。図29において、補色画素を2種類用いる場合において、Cy画素とYe画素とを用いるとき、上述した図16のMgフィルタが配置された位置に、Mgフィルタに換えてYeフィルタを配置すればよい。さらに、図29において、補色画素を2種類用いる場合において、Ye画素とCy画素とを用いるとき、図23のBフィルタが配置された位置に、Bフィルタに換えてCyフィルタを配置すればよい。同様に、補色画素を2種類用いる場合において、Ye画素とMg画素とを用いるとき、図23のBフィルタが配置された位置に、Bフィルタに換えてMgフィルタを配置すればよい。

[0149] また、本発明の実施の形態では、図30に示すカラーフィルタ202fを用いてもよい。カラーフィルタ202fは、5×5で2次元格子状に並べられた25個のフィルタからなるフィルタユニットU7を画素P_{ij}の配置に応じて並べられて配置したものである。フィルタユニットU7は、4個のGフ

ィルタ、4個のBフィルタ、1個のMgフィルタおよび16個のCyフィルタによって構成される。さらに、フィルタユニットU7は、Cyフィルタの数がフィルタユニットU7に一番多く設けられたGフィルタまたはBフィルタの数以上に配置されてなる。

[0150] また、本発明の実施の形態では、図31に示すカラーフィルタ202gを用いてもよい。カラーフィルタ202gは、6×6で2次元格子状に並べられた36個のフィルタからなるフィルタユニットU8を画素 P_{ij} の配置に応じて並べられて配置したものである。フィルタユニットU8は、9個のGフィルタ、5個のBフィルタ、4個のMgフィルタおよび18個のCyフィルタによって構成される。さらに、フィルタユニットU8は、Cyフィルタの数がフィルタユニットU8に一番多く設けられたGフィルタの数以上に配置されてなる。

[0151] また、本発明の実施の形態では、図32に示すカラーフィルタ202hを用いてもよい。カラーフィルタ202hは、4×4で2次元格子状に並べられた16個のフィルタからなるフィルタユニットU9を画素 P_{ij} の配置に応じて並べられて配置したものである。フィルタユニットU9は、4個のGフィルタ、2個のBフィルタ、2個のMgフィルタ、8個のCyフィルタによって構成される。さらに、フィルタユニットU9は、Cyフィルタの数がフィルタユニットU9に一番多く設けられたGフィルタの数以上に配置されてなる。

[0152] また、本発明の実施の形態では、図33に示すカラーフィルタ202iを用いてもよい。カラーフィルタ202iは、4×4で2次元格子状に並べられた16個のフィルタからなるフィルタユニットU10を画素 P_{ij} の配置に応じて並べられて配置したものである。フィルタユニットU10は、4個のGフィルタ、2個のBフィルタ、2個のRフィルタ、8個のCyフィルタによって構成される。さらに、フィルタユニットU10は、Cyフィルタの数がフィルタユニットU10に一番多く設けられたGフィルタの数以上に配置されてなる。

[0153] また、本発明の実施の形態では、図34に示すカラーフィルタ202jを用いてもよい。カラーフィルタ202jは、 3×3 で2次元格子状に並べられた9個のフィルタからなるフィルタユニットU11を画素 P_{ij} の配置に応じて並べられて配置したものである。フィルタユニットU11は、2個のGフィルタ、2個のBフィルタ、1個のMgフィルタ、4個のCyフィルタによって構成される。さらに、フィルタユニットU11は、Cyフィルタの数がフィルタユニットU11に一番多く設けられたGフィルタ、Bフィルタの数以上に配置されてなる。

[0154] また、本発明の実施の形態では、図35に示すカラーフィルタ202kを用いてもよい。カラーフィルタ202kは、 3×3 で2次元格子状に並べられた9個のフィルタからなるフィルタユニットU12を画素 P_{ij} の配置に応じて並べられて配置したものである。フィルタユニットU12は、2個のGフィルタ、2個のBフィルタ、1個のMgフィルタ、4個のCyフィルタによって構成される。さらに、フィルタユニットU12は、Cyフィルタの数がフィルタユニットU12に一番多く設けられたGフィルタ、Bフィルタの数以上に配置されてなる。

[0155] また、本発明の実施の形態では、図36に示すカラーフィルタ202lを用いてもよい。カラーフィルタ202lは、 3×3 で2次元格子状に並べられた9個のフィルタからなるフィルタユニットU13を画素 P_{ij} の配置に応じて並べられて配置したものである。フィルタユニットU13は、2個のGフィルタ、1個のBフィルタ、1個のMgフィルタ、5個のCyフィルタによって構成される。さらに、フィルタユニットU13は、Cyフィルタの数がフィルタユニットU13に一番多く設けられたGフィルタの数以上に配置されてなる。

[0156] また、本発明の実施の形態では、図37に示すカラーフィルタ202mを用いてもよい。カラーフィルタ202mは、 5×5 で2次元格子状に並べられた25個のフィルタからなるフィルタユニットU14を画素 P_{ij} の配置に応じて並べられて配置したものである。フィルタユニットU14は、5個の

Gフィルタ、5個のBフィルタ、3個のMgフィルタ、12個のCyフィルタによって構成される。さらに、フィルタユニットU14は、Cyフィルタの数がフィルタユニットU14に一番多く設けられたGフィルタ、Bフィルタの数以上に配置されてなる。

[0157] また、本発明の実施の形態では、図38に示すカラーフィルタ202nを用いてもよい。カラーフィルタ202nは、5×5で2次元格子状に並べられた25個のフィルタからなるフィルタユニットU15を画素 P_{ij} の配置に応じて並べられて配置したものである。フィルタユニットU15は、6個のGフィルタ、3個のBフィルタ、3個のMgフィルタ、13個のCyフィルタによって構成される。さらに、フィルタユニットU15は、Cyフィルタの数がフィルタユニットU15に一番多く設けられたGフィルタの数以上に配置されてなる。

[0158] また、本発明の実施の形態では、図39に示すカラーフィルタ202oを用いてもよい。カラーフィルタ202oは、6×6で2次元格子状に並べられた36個のフィルタからなるフィルタユニットU16を画素 P_{ij} の配置に応じて並べられて配置したものである。フィルタユニットU16は、7個のGフィルタ、7個のBフィルタ、4個のMgフィルタ、18個のCyフィルタによって構成される。さらに、フィルタユニットU16は、Cyフィルタの数がフィルタユニットU16に一番多く設けられたGフィルタ、Bフィルタの数以上に配置されてなる。

[0159] また、本発明の実施の形態では、図40に示すカラーフィルタ202pを用いてもよい。カラーフィルタ202pは、6×6で2次元格子状に並べられた36個のフィルタからなるフィルタユニットU17を画素 P_{ij} の配置に応じて並べられて配置したものである。フィルタユニットU17は、8個のGフィルタ、4個のBフィルタ、4個のMgフィルタ、20個のCyフィルタによって構成される。さらに、フィルタユニットU17は、Cyフィルタの数がフィルタユニットU17に一番多く設けられたGフィルタの数以上に配置されてなる。

- [0160] また、本発明の実施の形態では、図41に示すカラーフィルタ202qを用いてもよい。カラーフィルタ202qは、2次元格子状に並べられたフィルタが画素 P_{ij} の配置に応じてランダムに並べられて配置したものである。カラーフィルタ202qはランダムに並べられたフィルタの6×6の領域を示しており、9個のGフィルタ、5個のBフィルタ、4個のMgフィルタ、18個のCyフィルタによって構成され、さらに、Cyフィルタの数が一番多く設けられたGフィルタの数以上に配置されてなる。
- [0161] 上述したカラーフィルタ202j～202qは、Mgフィルタを有するものであるが、Mgフィルタに代えてRフィルタを有するカラーフィルタでも上述した実施の形態と同様に、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高い解像度の画像を得ることができる。
- [0162] また、本発明の実施の形態では、Cyフィルタの透過特性が青色の波長帯域 H_B および緑色の波長帯域 H_G それぞれの全帯域の光を透過させていたが、図42の曲線 L_{Cy2} に示すように、2峰性の透過特性を有してもよい。この場合、画像処理部41は、カラー画像生成処理を高精度に行うことができるので、よりノイズの少ないカラー画像を生成することができる。
- [0163] また、本発明の実施の形態では、Cyフィルタの透過特性を変更してもよい。図43は、光源部3によって白色光がCyフィルタに出射された際のCyフィルタの透過特性の一例を示す図である。図44は、光源部3によって狭帯域光がCyフィルタに出射された際のCyフィルタの透過特性の一例を示す図である。図43の曲線 L_{30} 、図44の曲線 L_{31} および曲線 L_{32} に示すように、所定の波長を基準に短波長側および長波長側における青色の波長帯域 H_B の光および緑色の波長帯域 H_G の光の各々を透過する透過量の積分値が略等しくなるように、光源部3から照射する照明光の青色の波長帯域 H_B および緑色の波長帯域 H_G の強度を設定する。ここで、所定の波長とは、例えば500nmである。また、透過量の積分値が略等しくとは、所定の波長を基準に短波長側における青色の波長帯域 H_B の光の透過量の積分値と長波長側における緑色の波長帯域 H_G の光の各々を透過する透過量の積分値との誤

差が30%であればよく、好ましくは20%、より好ましくは10%であればよい。これにより、光源部3によって第2照明光が照射された場合の第1画像および光源部3によって第1照明光が照射された場合の第2画像を高精度に生成することができる。

[0164] また、本実施の形態では、Cyフィルタの透過特性の調整を光源部3によって照射される照明光の分光特性で調整するものであったが、光源部3によって照射される照明光の分光特性に応じてカラーフィルタの透過特性を設計したものを用いてもよい。例えば図45に示す曲線L41や図46に示す曲線L42のように青色の波長帯域H_Bの透過率と緑色の波長帯域H_Gの透過率が異なるCyフィルタを用いてもよい。これにより、内視鏡装置としてCy画素で取得する情報が図8や図9に示す特性であれば、同様の効果を得ることができる。

[0165] また、本実施の形態では、1つの光源31aから出射された白色光に対して、切替フィルタ31cを光路上に挿脱することによって、光源部3から出射される照明光を、白色光または狭帯域光に切り替えていたが、白色光を出射する光源および狭帯域光を出射する光源をそれぞれ設け、2つの光源の点灯を切り替えながら白色光または狭帯域光を出射してもよい。この2つの光源、カラーフィルタおよび撮像素子をカプセル型の筐体内に設けることによって、被検体に導入可能なカプセル型内視鏡に適用することができる。

[0166] また、本実施の形態では、画像処理部がCy補間画像またはYe補間画像をガイド画像として他の色の画素の補間画像を生成していたが、例えばB補間画像を生成する場合、Cy補間画像から画像内のエッジの方向を画素位置毎に判別し、この判別した結果に基づいてB画素の情報のみからB補間画像を生成してもよい。これにより、特にBフィルタが多く配置されているカラーフィルタを用いる場合、より信頼性の高い補間画像を生成することができる。

[0167] また、本実施の形態に係る内視鏡装置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、画像処理に係る構成を、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。

[0168] 以上、本願の実施形態のいくつかを図面に基づいて詳細に説明したが、これらは例示であり、発明の開示の欄に記載の態様を始めとして、当業者の知識に基づいて種々の変形、改良を施した他の形態で本発明を実施することが可能である。

[0169] また、上記してきた「部（section、module、unit）」は、「手段」や「回路」などに読み替えることができる。例えば、制御部は、制御手段や制御回路に読み替えることができる。

符号の説明

- [0170]
- 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
 - ２１ 挿入部
 - ２２ 操作部
 - ２３ ユニバーサルコード
 - ２４ 先端部
 - ２５ 湾曲部
 - ２６ 可撓管部
 - ３１ 照明部
 - ３１ 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 0 撮像光学系
- 2 0 1 撮像素子
- 2 0 2 ~ 2 0 2 q 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 2 1 湾曲ノブ
- 2 2 2 処置具挿入部
- 2 2 3 スイッチ
- 2 6 1 識別情報記憶部
- 4 1 1 ガイド画像生成部
- 4 1 2 補間画像生成部
- 4 1 3 カラー画像生成部
- 4 1 4 表示画像生成部
- U 1 ~ U 1 7 フィルタユニット

請求の範囲

[請求項1]

赤色、緑色および青色それぞれの波長帯域の光を含む第1照明光、または前記緑色の波長帯域の光および前記青色の波長帯域の光もしくは前記赤色の波長帯域の光を含む第2照明光を出射する光源部と、

2次元格子状に配置されてなる複数の画素がそれぞれ受光して光電変換することによって撮像信号を生成する撮像素子と、

前記赤色、前記緑色および前記青色のいずれか1つの波長帯域の光をそれぞれ透過する少なくとも1種類の第1フィルタと、前記緑色の波長帯域の光を透過し、かつ、前記赤色および前記青色のうち一方の波長帯域の光を透過する第2フィルタと、を有する複数のフィルタによって構成されたフィルタユニットであって、前記第2フィルタの数が少なくとも1種類の前記第1フィルタのうち一番多く配置されてなる種類の前記第1フィルタの数以上である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てなるカラーフィルタと、

前記光源部が前記第1照明光または前記第2照明光を出射した場合、前記撮像素子が生成した前記撮像信号に基づいて前記緑色の波長帯域の光に対応する第1画像および前記一方の波長帯域の光に対応する第2画像を生成する画像処理部と、

を備え、

前記光源部によって前記第1照明光が出射された場合における前記第1画像の解像度は、前記光源部によって前記第2照明光が出射された場合における前記第1画像の解像度以上となり、

前記光源部によって前記第2照明光が出射された場合における前記第2画像の解像度は、前記光源部によって前記第1照明光が出射された場合における前記第2画像の解像度よりも高くなることを特徴とする内視鏡装置。

[請求項2]

前記第2フィルタは、前記光源部が前記第1照明光を射出する場合、前記一方の波長帯域の光よりも前記緑色の波長帯域の光を多く透過

する一方、前記光源部が前記第 2 照明光を出射する場合、前記緑色の波長帯域の光よりも前記一方の波長帯域の光を多く透過する特性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。

[請求項3] 前記光源部は、前記第 1 照明光を出射する場合、前記一方の波長帯域の光よりも前記緑色の波長帯域の光を強く出射する一方、前記第 2 照明光を出射する場合、前記緑色の波長帯域の光よりも前記一方の波長帯域の光を強く出射することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

[請求項4] 前記第 2 フィルタは、前記光源部が前記第 1 照明光または前記第 2 照明光を出射した場合、所定の波長を基準に短波長側および長波長側における前記一方の波長帯域の光および前記緑色の波長帯域の光の各々を透過する透過量の積分値が略等しい特性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。

[請求項5] 前記光源部は、前記第 1 照明光または前記第 2 照明光を出射する場合、前記緑色の波長帯域の光と前記一方の波長帯域の光の各々の強度が略等しくなるように出射することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

[請求項6] 前記撮像素子が生成した前記撮像信号に基づいて、前記光源部が出射する前記緑色の波長帯域の光の強度と前記一方の波長帯域の光の強度を変更する制御部をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれか一つに記載の内視鏡装置。

[請求項7] 前記フィルタユニットは、前記第 2 フィルタの数が当該フィルタユニットに配置してなる他のフィルタを合算した数以上であることを特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれか一つに記載の内視鏡装置。

[請求項8] 前記フィルタユニットは、前記第 2 フィルタが市松状に配置されてなることを特徴とする請求項 1 ～ 7 のいずれか一つに記載の内視鏡装置。

[請求項9] 前記第 1 フィルタは、グリーンフィルタおよびブルーフィルタであ

ることを特徴とする請求項 1 ～ 8 のいずれか一つに記載の内視鏡装置。
。

[請求項10] 前記フィルタユニットは、前記一方の波長帯域の光と異なる他方の波長帯域の光を透過する第 3 フィルタを有することを特徴とする請求項 1 ～ 9 のいずれか一つに記載の内視鏡装置。

[請求項11] 前記第 2 フィルタは、シアンフィルタであり、
前記第 3 フィルタは、マゼンダフィルタまたはイエローフィルタであることを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡装置。

[請求項12] 前記第 2 フィルタは、イエローフィルタであり、
前記第 3 フィルタは、シアンフィルタまたはマゼンダフィルタであることを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡装置。

[請求項13] 前記画像処理部は、前記第 2 フィルタを介して前記画素が受光した光に基づき前記撮像素子が生成した電気信号に対して補間処理を行って、前記第 2 フィルタ以外のフィルタが配置された前記画素の前記撮像信号を補間するための第 1 補間画像を生成し、かつ、該第 1 補間画像に基づいて、前記第 2 フィルタ以外のフィルタを介して前記画素が受光した光に基づき前記撮像素子が生成した前記撮像信号に対して、前記第 2 フィルタ以外のフィルタが配置された前記画素の前記撮像信号を補間した第 2 補間画像を生成することを特徴とする請求項 1 ～ 12 のいずれか一つに記載の内視鏡装置。

[請求項14] 前記画像処理部は、前記第 2 フィルタを介して前記画素が受光した光に基づき前記撮像素子が生成した電気信号を、前記第 1 フィルタを介して前記画素が受光した光とみなして前記第 1 画像を生成することを特徴とする請求項 1 ～ 12 のいずれか一つに記載の内視鏡装置。

[請求項15] 光源部と、撮像素子と、カラーフィルタと、を有する内視鏡が接続される画像処理装置であって、

前記光源部は、赤色、緑色および青色それぞれの波長帯域の光を含む第 1 照明光、または前記緑色の波長帯域の光および前記青色の波長

帯域あるいは前記赤色の波長帯域の光からなる第2照明光を出射し、

前記撮像素子は、2次元格子状に配置されてなる複数の画素がそれぞれ受光して光電変換することによって撮像信号を生成し、

前記カラーフィルタは、前記赤色、前記緑色および前記青色のいずれか1つの波長帯域の光をそれぞれ透過する少なくとも1種類の第1フィルタと、前記緑色の波長帯域の光を透過し、かつ、前記赤色および前記青色のうち一方の波長帯域の光を透過する第2フィルタと、を有する複数のフィルタによって構成されたフィルタユニットであって、前記第2フィルタの数が少なくとも1種類の前記第1フィルタのうち一番多く配置されてなる種類の前記第1フィルタの数以上である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てなり、

前記光源部が前記第1照明光または前記第2照明光を出射した場合、前記撮像素子が生成した前記撮像信号に基づいて前記緑色の波長帯域の光に対応する第1画像および前記一方の波長帯域の光に対応する第2画像を生成する画像処理部を備え、

前記光源部によって前記第1照明光が出射された場合における前記第1画像の解像度は、前記光源部によって前記第2照明光が出射された場合における前記第1画像の解像度以上となり、

前記光源部によって前記第2照明光が出射された場合における前記第2画像の解像度は、前記光源部によって前記第1照明光が出射された場合における前記第2画像の解像度よりも高くなることを特徴とする画像処理装置。

[請求項16]

光源部と、撮像素子と、カラーフィルタと、を有する内視鏡が接続される画像処理装置が実行する画像処理方法であって、

前記光源部は、赤色、緑色および青色それぞれの波長帯域の光を含む第1照明光、または前記緑色の波長帯域の光および前記青色の波長帯域あるいは前記赤色の波長帯域の光からなる第2照明光を出射し、

前記撮像素子は、2次元格子状に配置されてなる複数の画素がそれ

ぞれ受光して光を光電変換することによって撮像信号を生成し、

前記カラーフィルタは、前記赤色、前記緑色および前記青色のいずれか1つの波長帯域の光をそれぞれ透過する少なくとも1種類の第1フィルタと、前記緑色の波長帯域の光を透過し、かつ、前記赤色および前記青色のうち一方の波長帯域の光を透過する第2フィルタと、を有する複数のフィルタによって構成されたフィルタユニットであって、前記第2フィルタの数が少なくとも1種類の前記第1フィルタのうち一番多く配置されてなる種類の前記第1フィルタの数以上である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てなり、

前記光源部が前記第1照明光または前記第2照明光を出射した場合、前記撮像素子が生成した前記撮像信号に基づいて前記緑色の波長帯域の光に対応する第1画像および前記一方の波長帯域の光に対応する第2画像を生成する画像処理ステップを含み、

前記光源部によって前記第1照明光が出射された場合における前記第1画像の解像度は、前記光源部によって前記第2照明光が出射された場合における前記第1画像の解像度以上となり、

前記光源部によって前記第2照明光が出射された場合における前記第2画像の解像度は、前記光源部によって前記第1照明光が出射された場合における前記第2画像の解像度よりも高くなることを特徴とする画像処理方法。

[請求項17]

光源部と、撮像素子と、カラーフィルタと、を有する内視鏡が接続される画像処理装置に、

前記光源部は、赤色、緑色および青色それぞれの波長帯域の光を含む第1照明光、または前記緑色の波長帯域の光および前記青色の波長帯域あるいは前記赤色の波長帯域の光からなる第2照明光を出射し、

前記撮像素子は、2次元格子状に配置されてなる複数の画素がそれぞれ受光して光を光電変換することによって撮像信号を生成し、

前記カラーフィルタは、前記赤色、前記緑色および前記青色のい

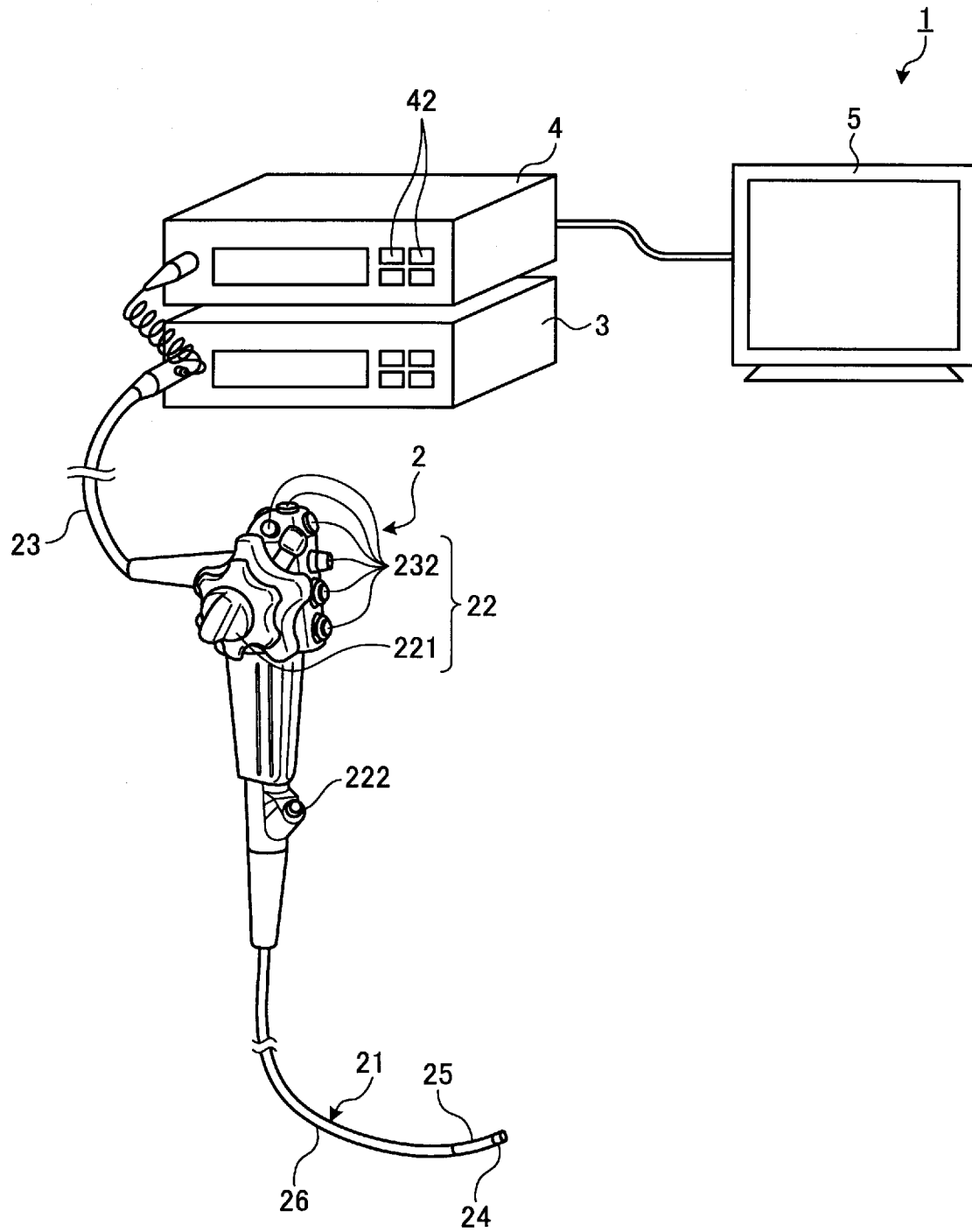
れか1つの波長帯域の光をそれぞれ透過する少なくとも1種類の第1フィルタと、前記緑色の波長帯域の光を透過し、かつ、前記赤色および前記青色のうち一方の波長帯域の光を透過する第2フィルタと、を有する複数のフィルタによって構成されたフィルタユニットであって、前記第2フィルタの数が少なくとも1種類の前記第1フィルタのうち一番多く配置されてなる種類の前記第1フィルタの数以上であるフィルタユニットを、前記複数の画素に対応させて配置してなり、

前記光源部が前記第1照明光または前記第2照明光を出射した場合、前記撮像素子が生成した前記撮像信号に基づいて前記緑色の波長帯域の光に対応する第1画像および前記一方の波長帯域の光に対応する第2画像を生成する画像処理ステップを実行させ、

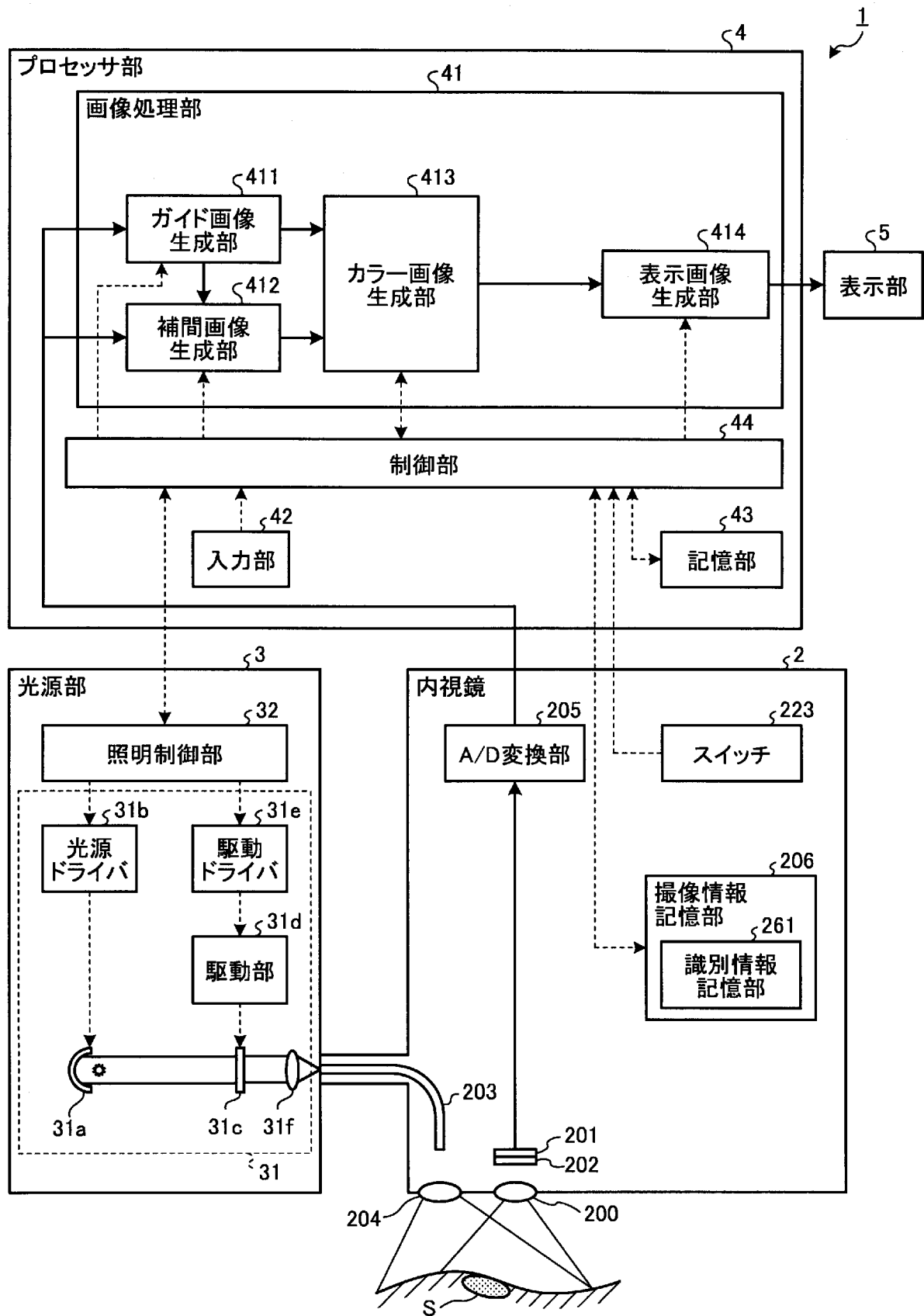
前記光源部によって前記第1照明光が出射された場合における前記第1画像の解像度は、前記光源部によって前記第2照明光が出射された場合における前記第1画像の解像度以上となり、

前記光源部によって前記第2照明光が出射された場合における前記第2画像の解像度は、前記光源部によって前記第1照明光が出射された場合における前記第2画像の解像度よりも高くなることを特徴とするプログラム。

[図1]



[図2]



[図3]

201

P_{11}	P_{12}	P_{13}	P_{14}	P_{15}	...
P_{21}	P_{22}	P_{23}	P_{24}	P_{25}	...
P_{31}	P_{32}	P_{33}	P_{34}	P_{35}	...
P_{41}	P_{42}	P_{43}	P_{44}	P_{45}	...
P_{51}	P_{52}	P_{53}	P_{54}	P_{55}	$\ddots$
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\ddots$

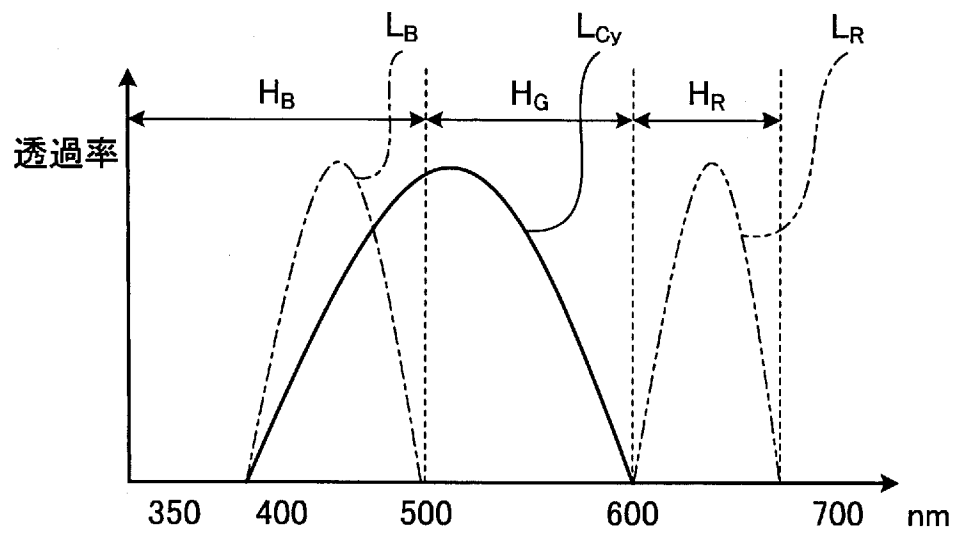
[図4]

U1

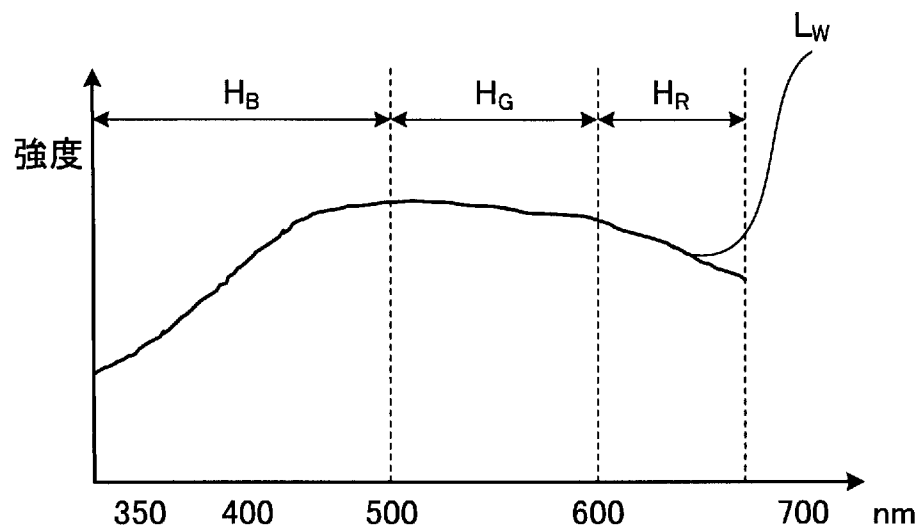
202

Cy_{11}	B_{12}	Cy_{13}	Cy_{14}	Cy_{15}	...
Cy_{21}	Cy_{22}	Cy_{23}	Cy_{24}	B_{25}	...
Cy_{31}	Cy_{33}	R_{34}	Cy_{35}	Cy_{36}	...
B_{41}	Cy_{42}	Cy_{43}	Cy_{44}	Cy_{45}	...
Cy_{51}	Cy_{52}	Cy_{53}	B_{54}	Cy_{55}	$\ddots$
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\ddots$

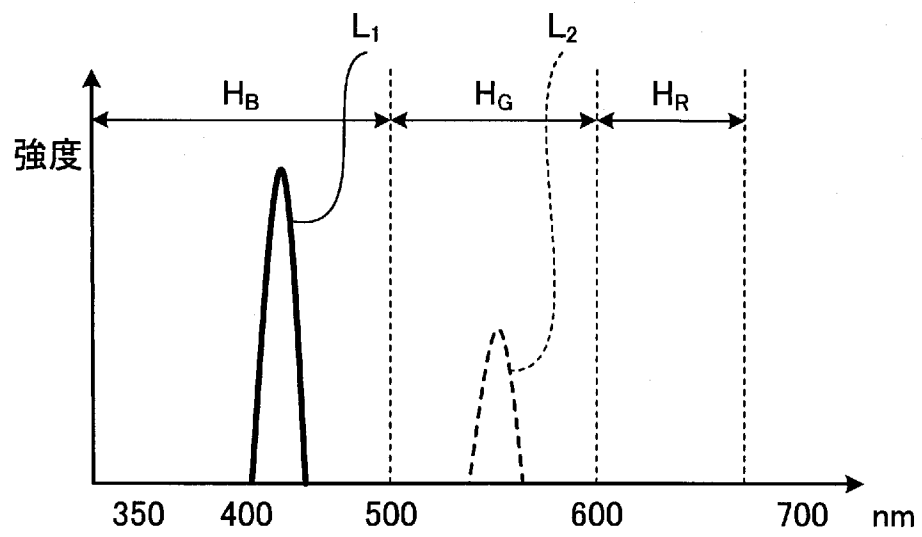
[図5]



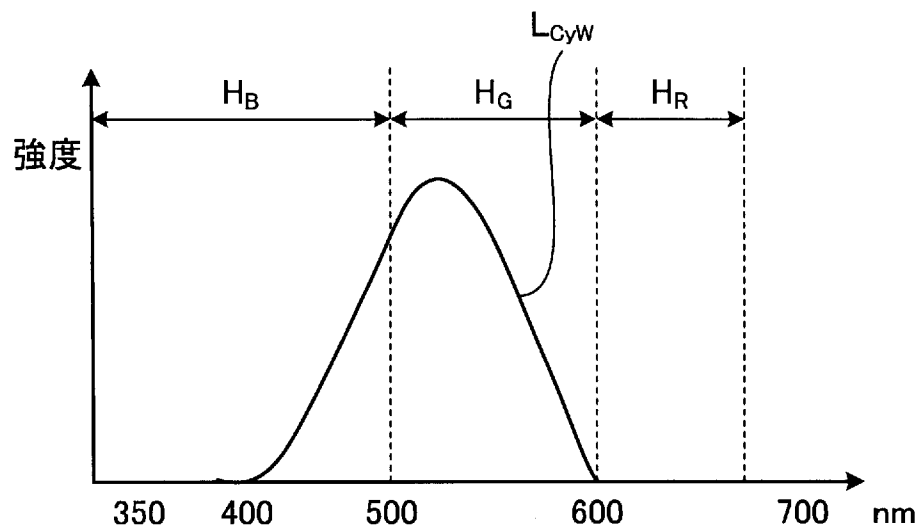
[図6]



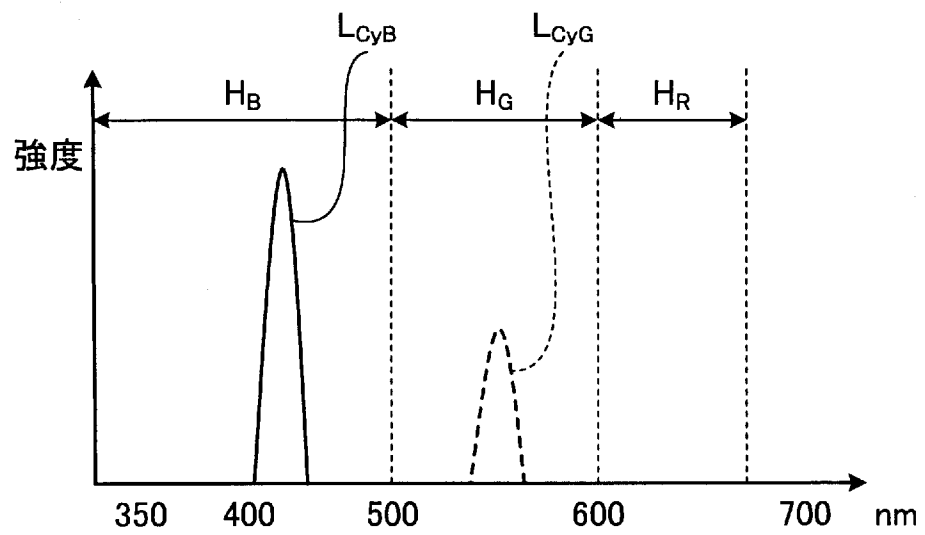
[図7]



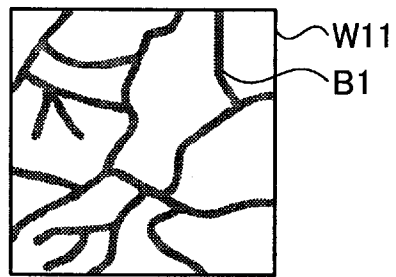
[図8]



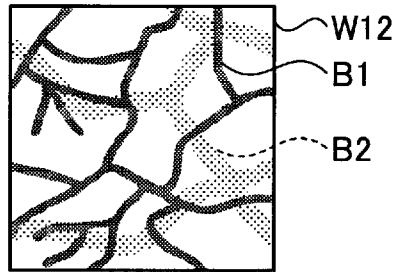
[図9]



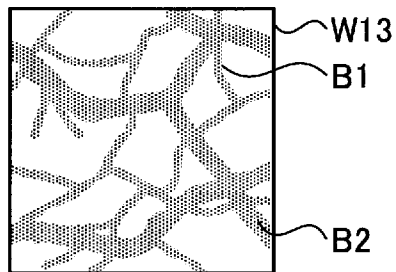
[図10A]



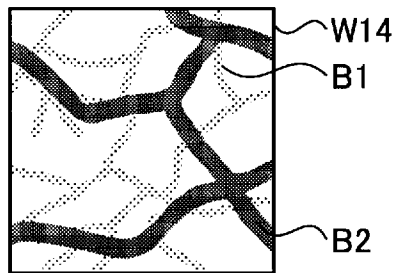
[図10B]



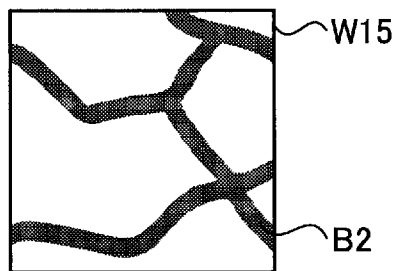
[図10C]



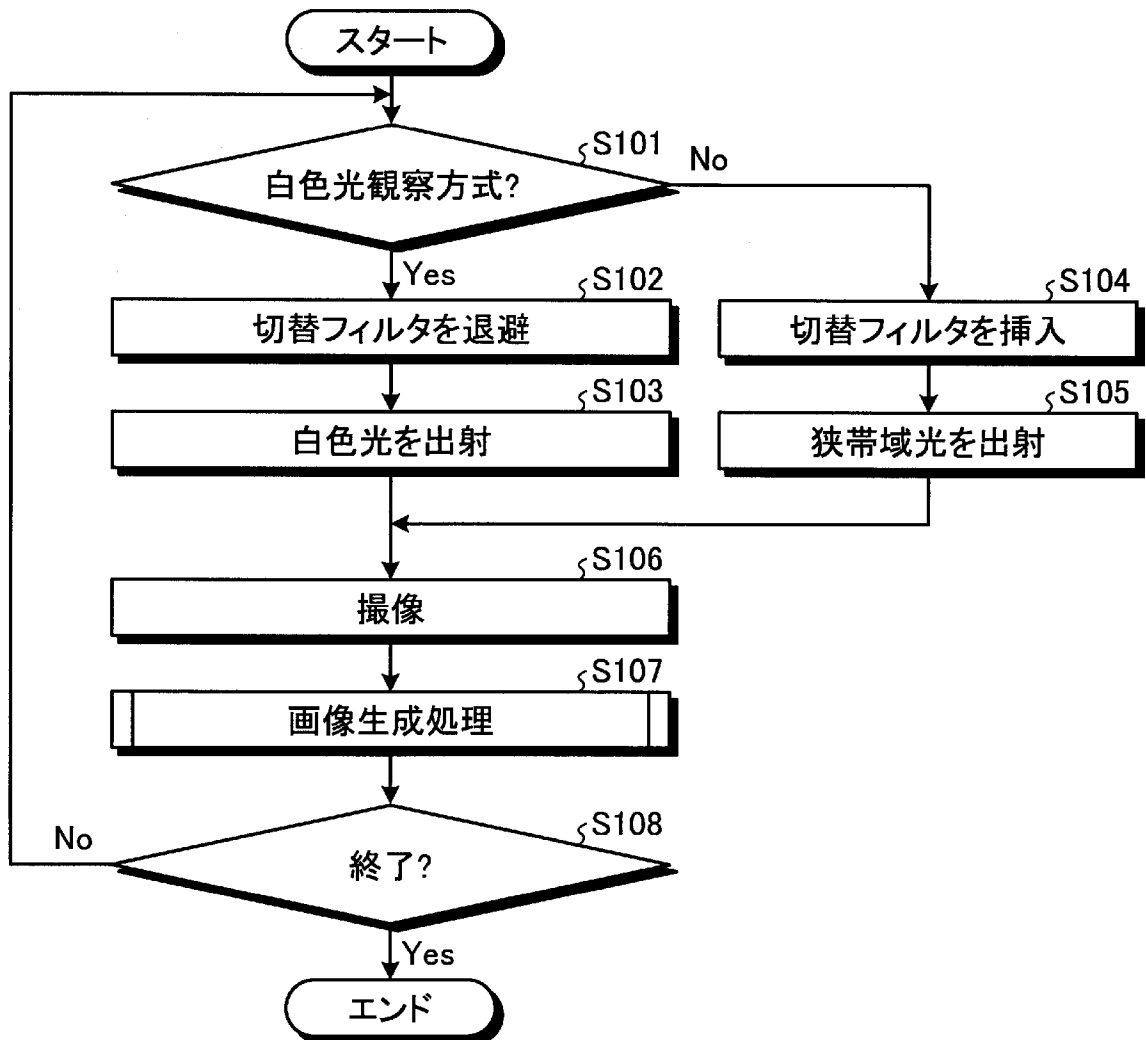
[図10D]



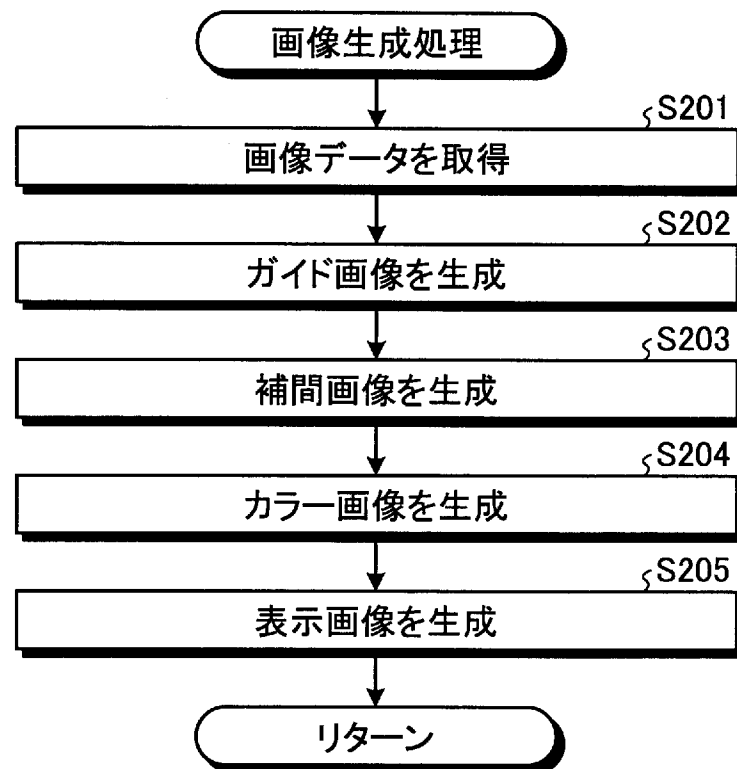
[図10E]



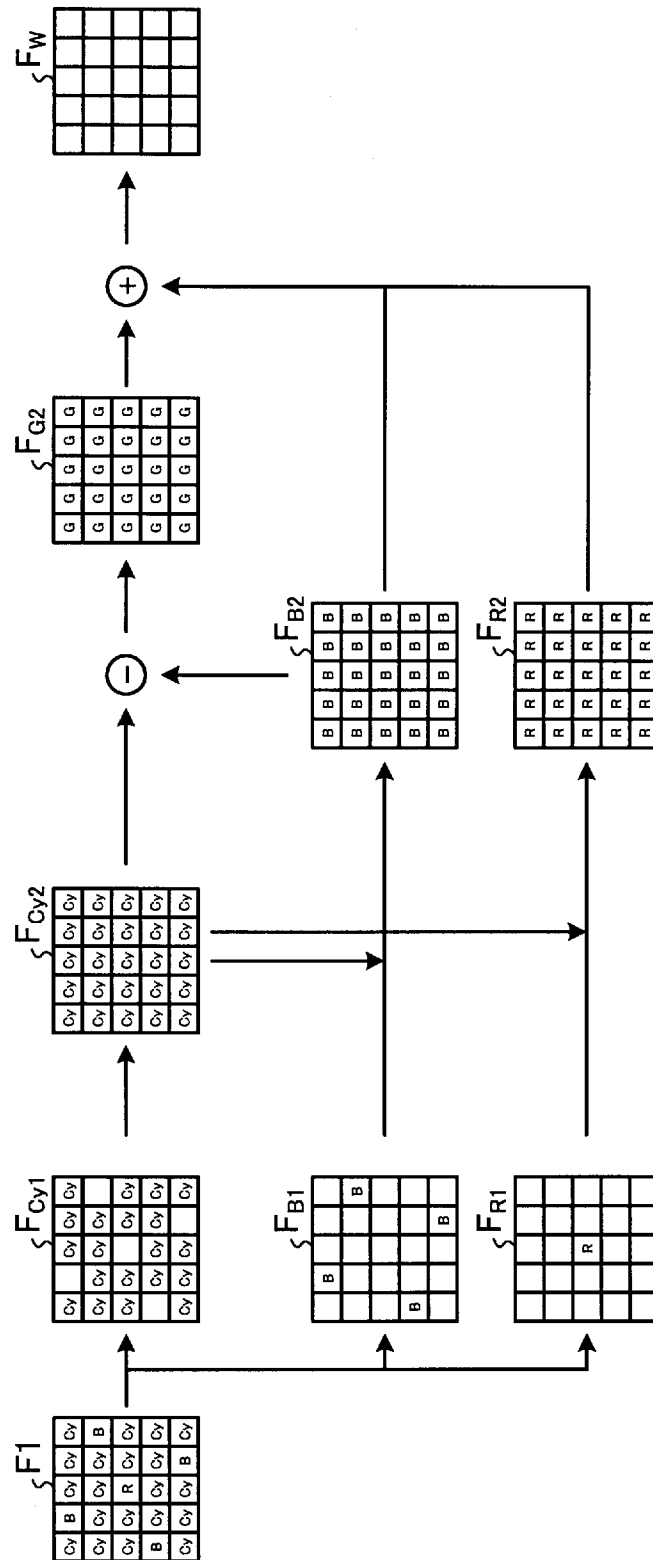
[図11]



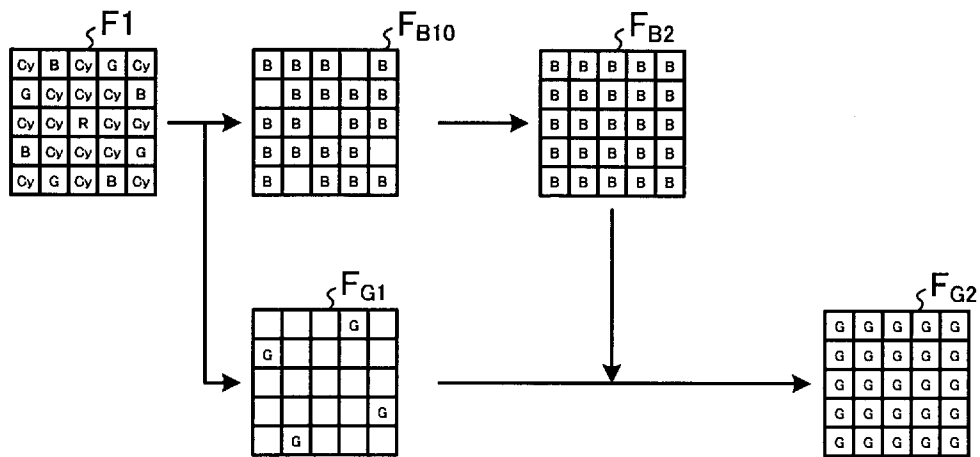
[図12]



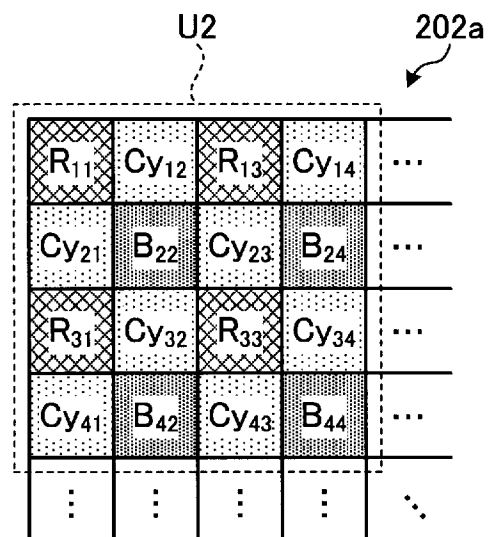
[図13]



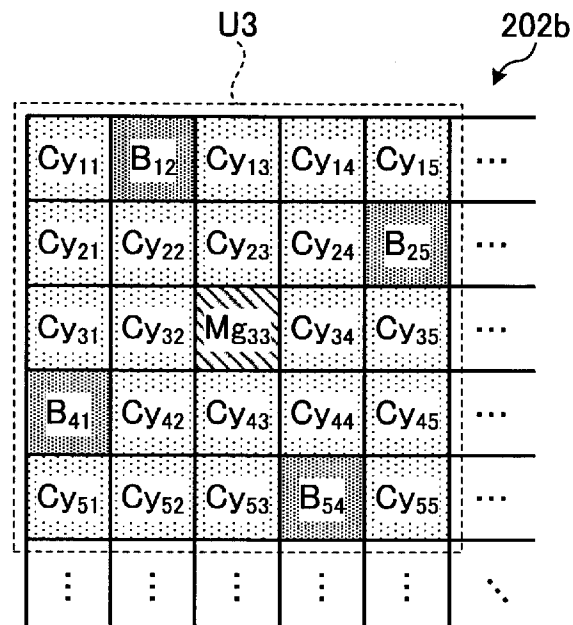
[図14]



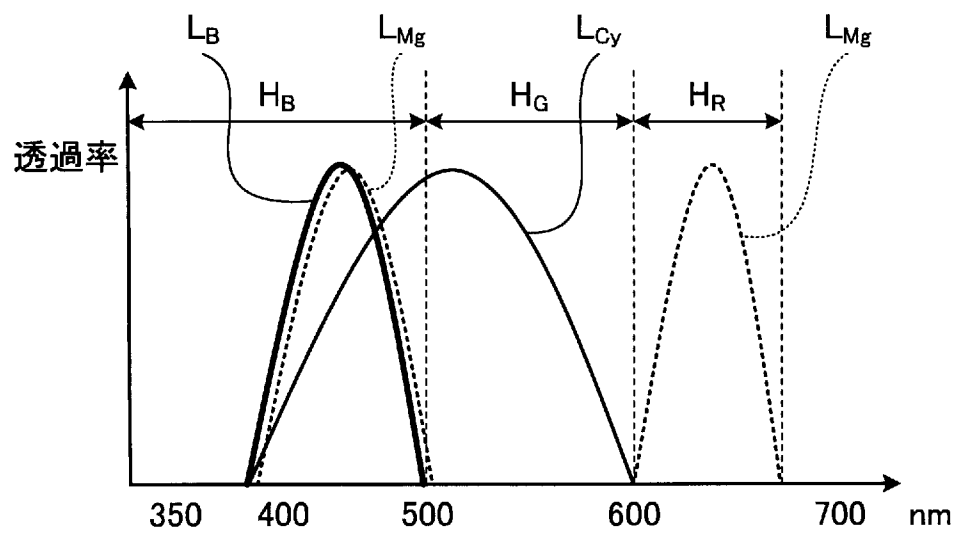
[図15]



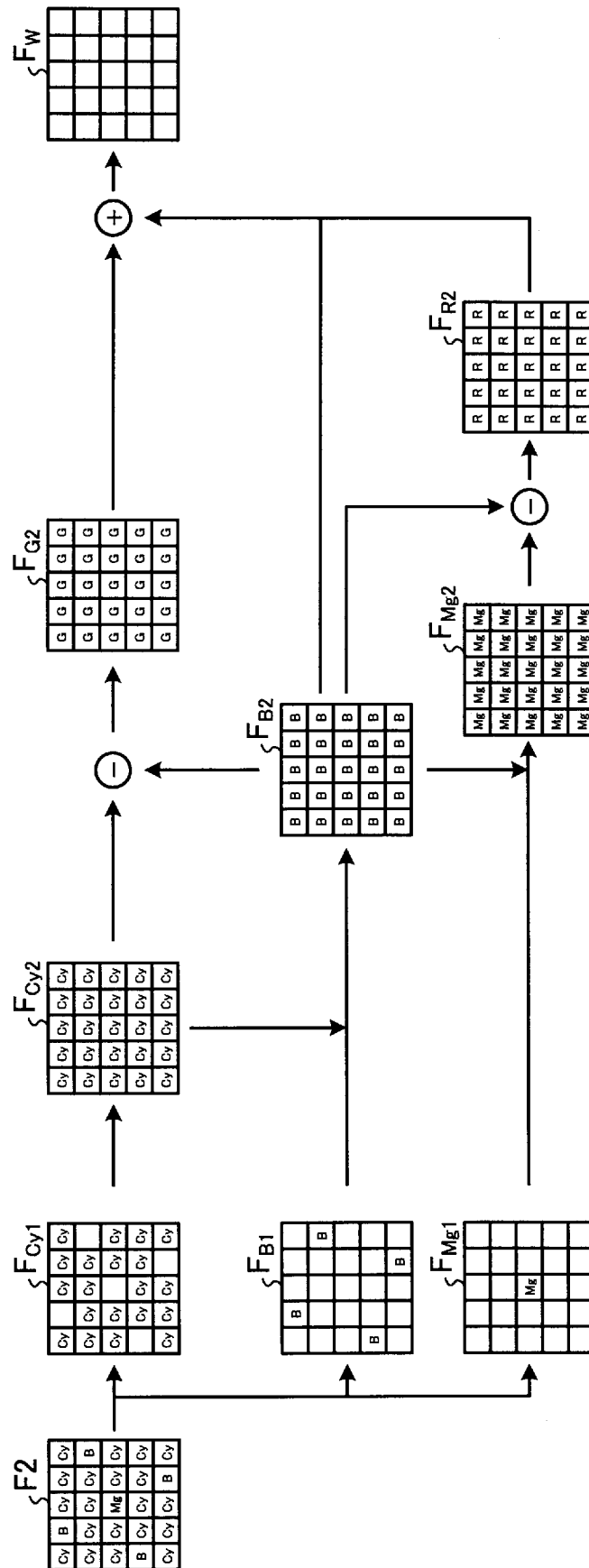
[図16]



[図17]



[図18]



[図19]

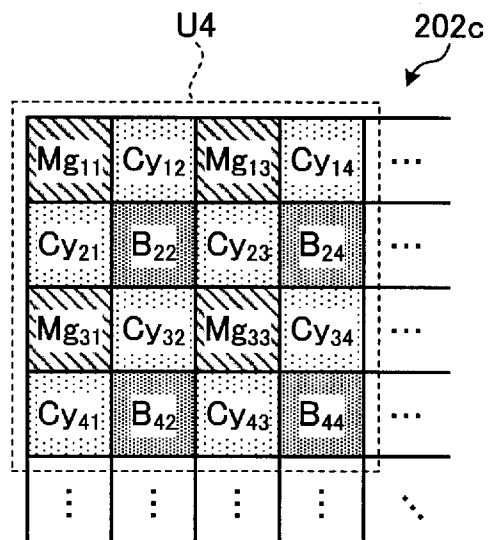
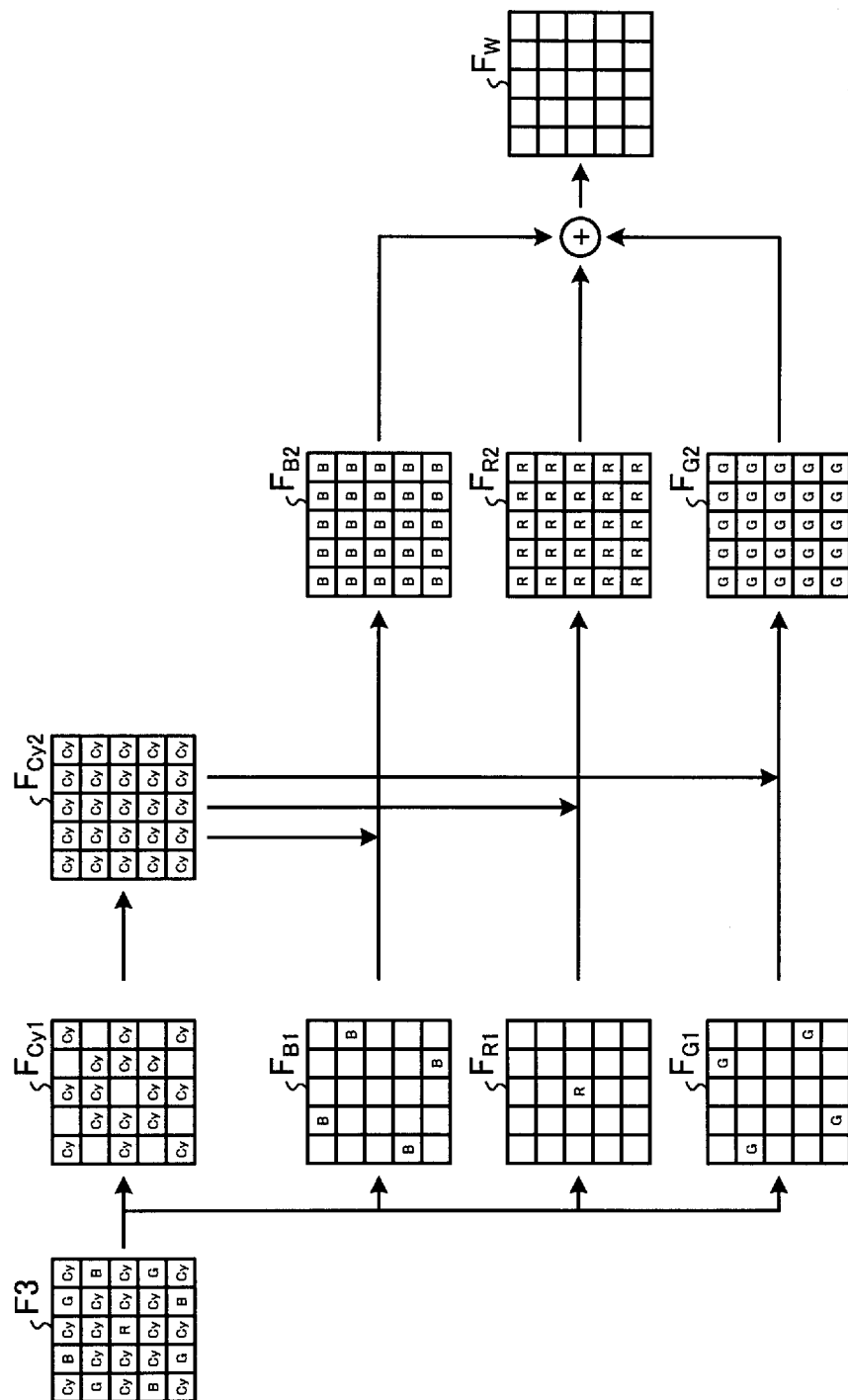


Diagram illustrating a grid structure (labeled U5) with a dashed border and a dashed line indicating a continuation of the grid (labeled 202d). The grid consists of 5 rows and 5 columns of cells. The cells are labeled as follows:

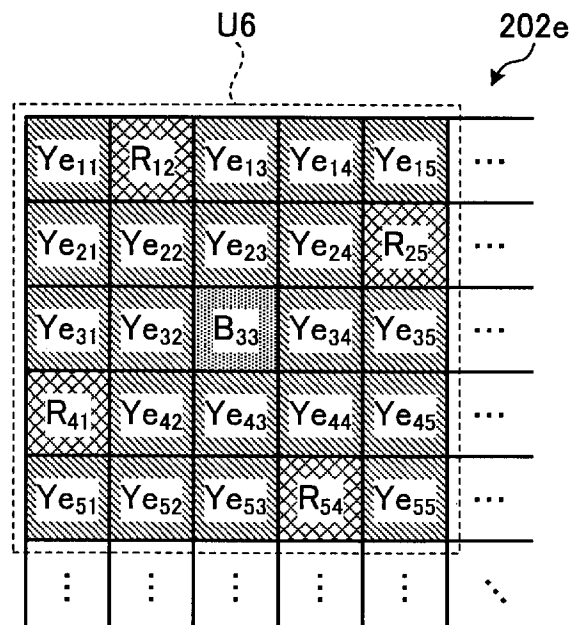
Cy ₁₁	B ₁₂	Cy ₁₃	G ₁₄	Cy ₁₅	...
G ₂₁	Cy ₂₂	Cy ₂₃	Cy ₂₄	B ₂₅	...
Cy ₃₁	Cy ₃₂	R ₃₃	Cy ₃₄	Cy ₃₅	...
B ₄₁	Cy ₄₂	Cy ₄₃	Cy ₄₄	G ₄₅	...
Cy ₅₁	G ₅₂	Cy ₅₃	B ₅₄	Cy ₅₅	...

The cells are filled with different patterns: Cy (dotted), B (horizontal lines), G (diagonal lines), R (cross-hatch), and B (horizontal lines). The grid is labeled U5 and 202d.

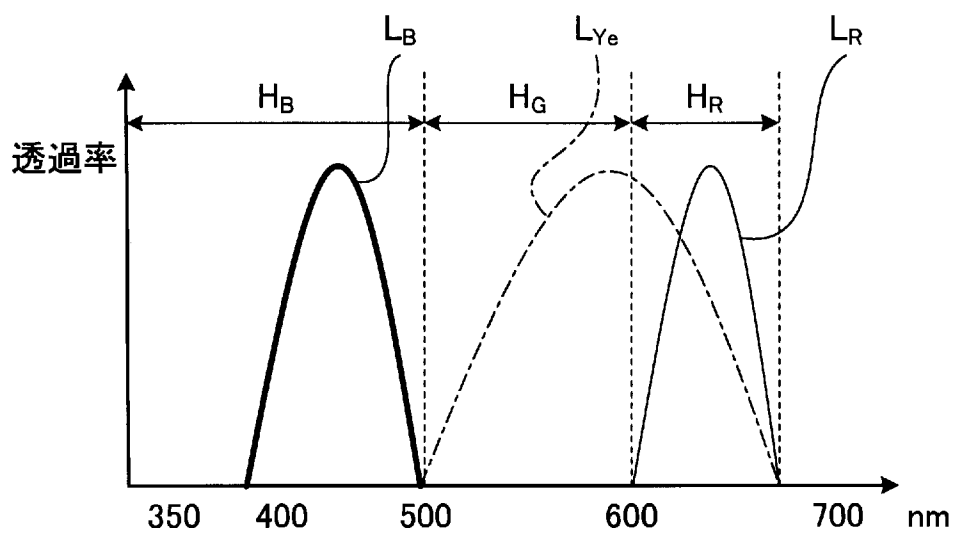
[図22]



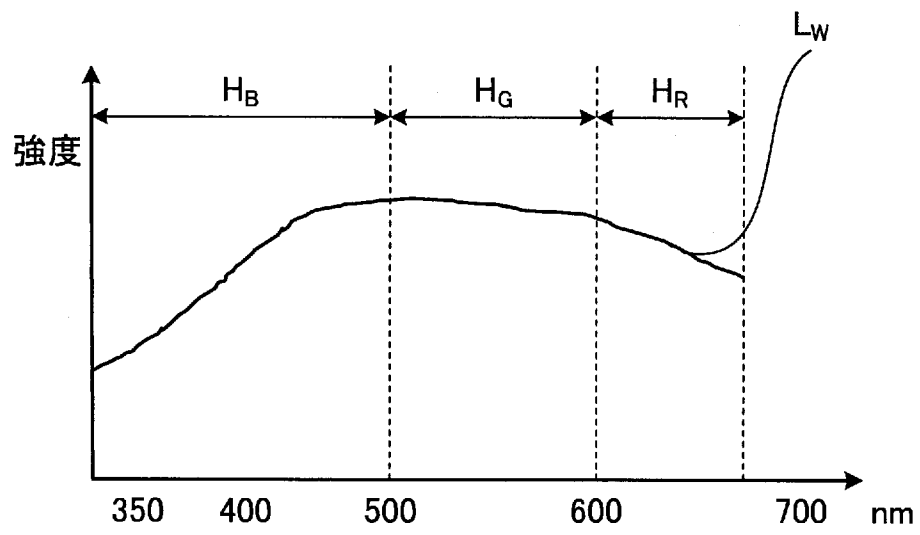
[図23]



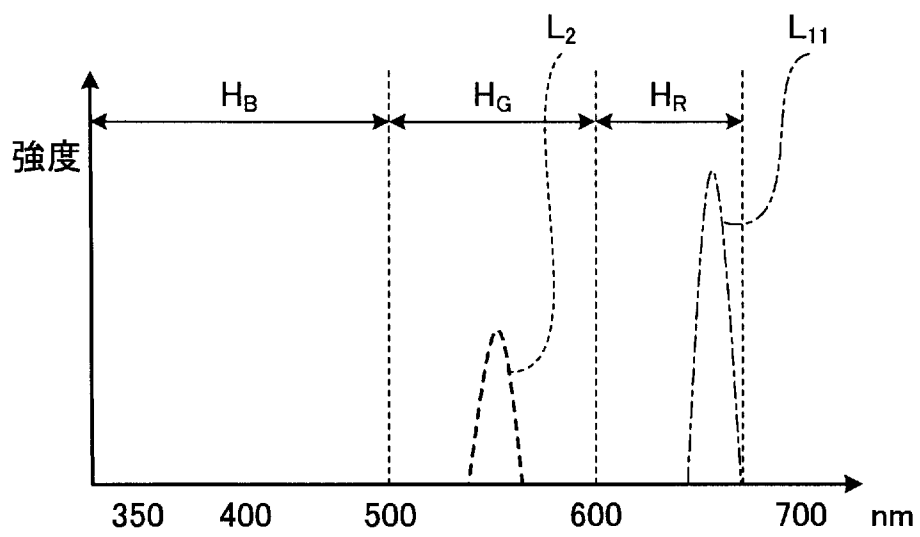
[図24]



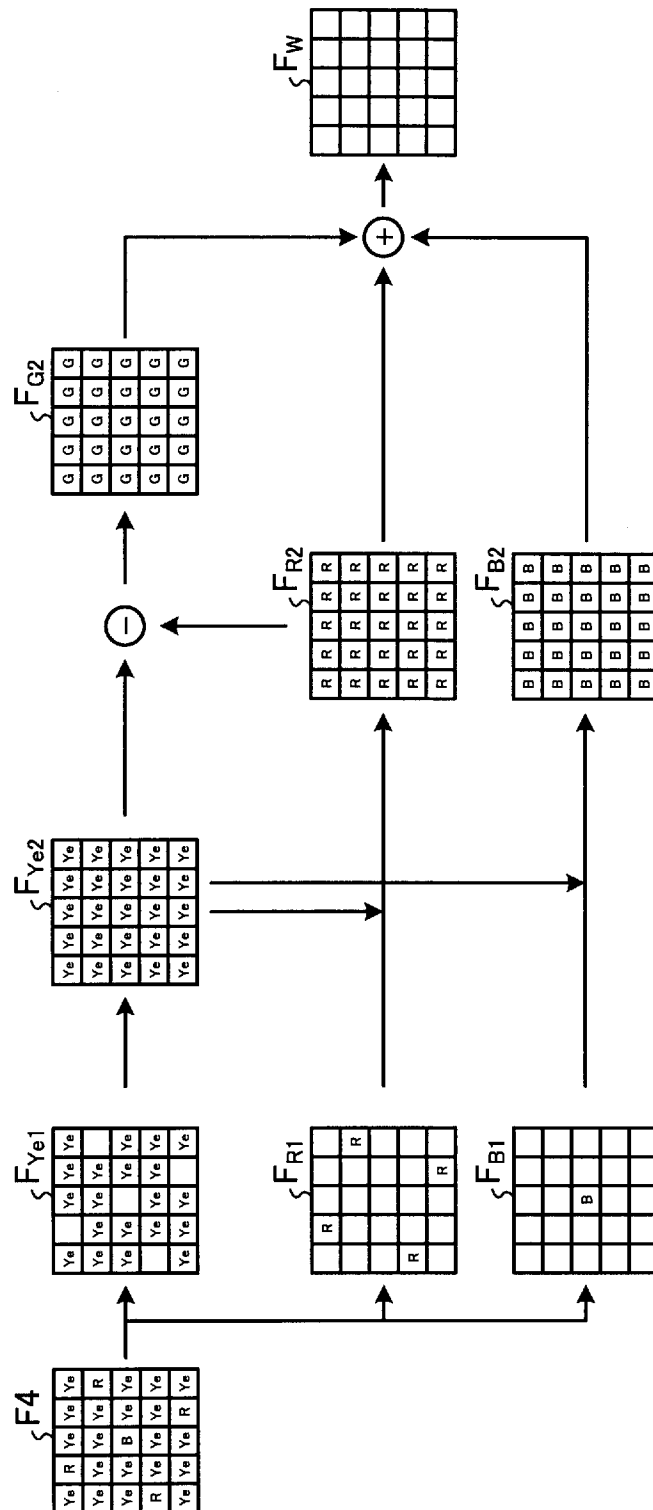
[図25]



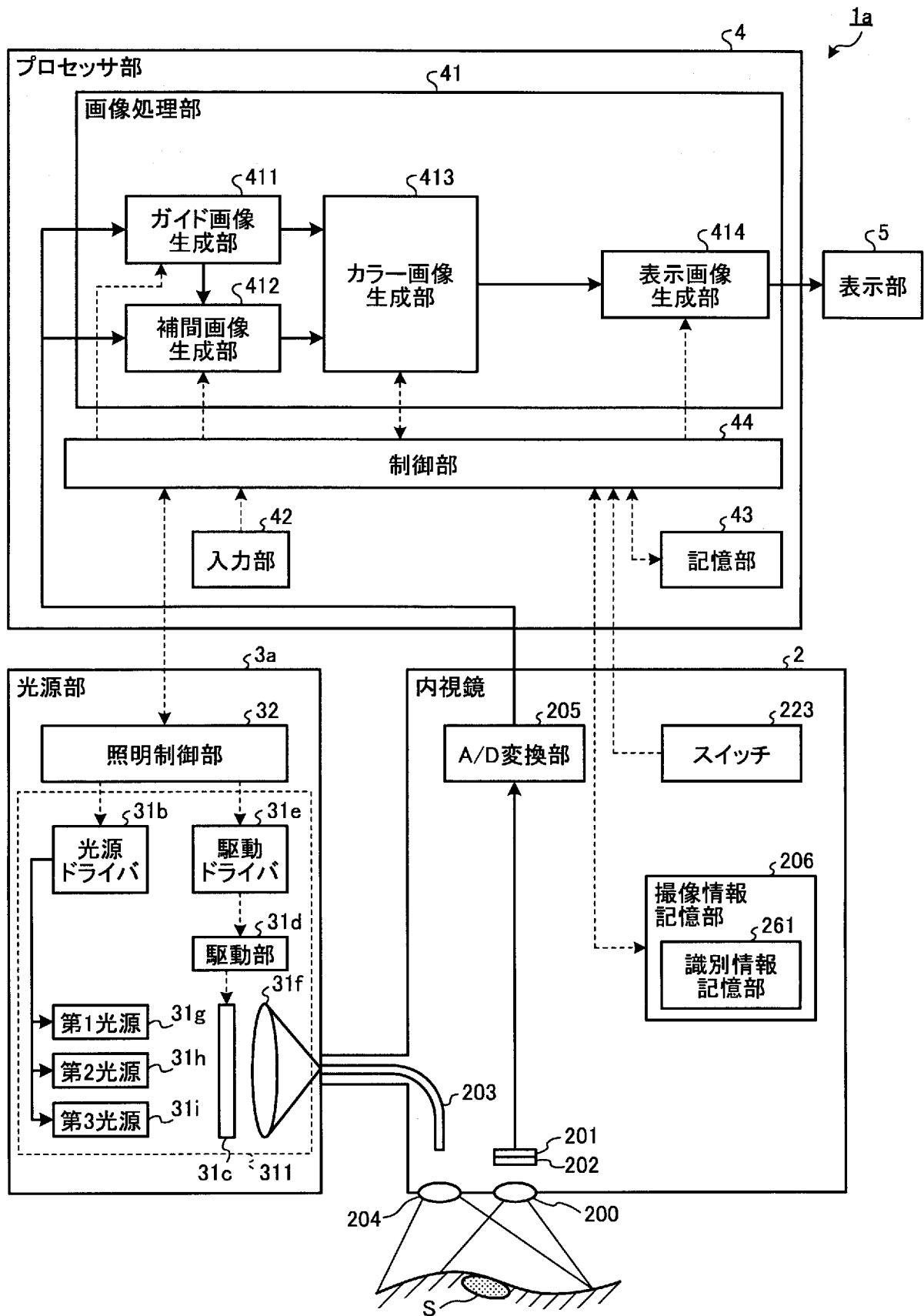
[図26]



[図27]



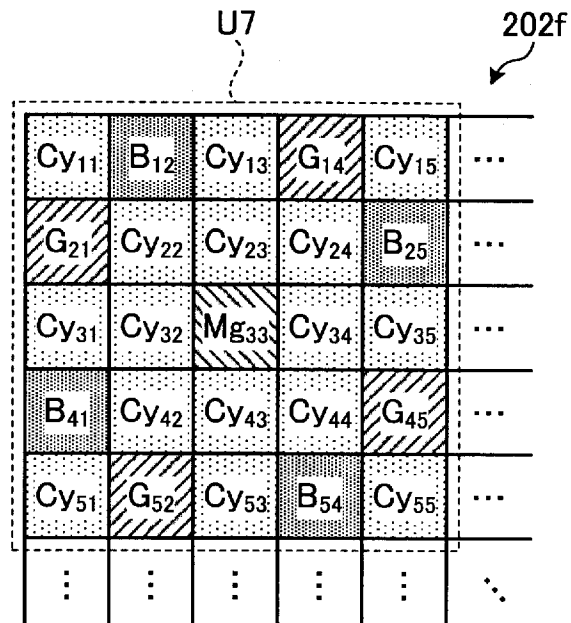
[図28]



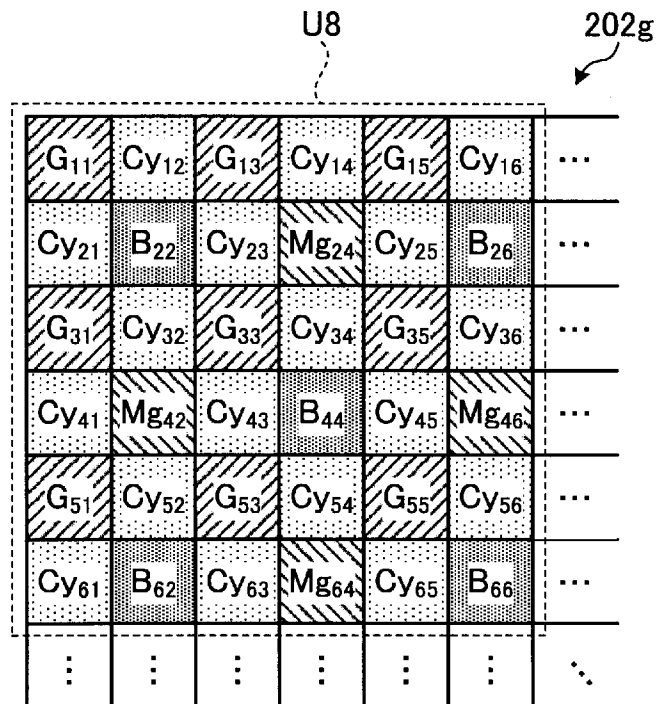
[図29]

補色 画素の種類	補色 画素1	補色 画素2	第1 波長帯域	第2 波長帯域	効果
1種類	シアン	-	緑	青	白色光観察の際の緑解像向上 特殊光観察の際の青解像向上
	イエロー	-	緑	赤	白色光観察の際の緑解像向上 特殊光観察の際の赤解像向上
2種類	シアン	マゼンタ	緑	青	白色光観察の際の緑解像向上 特殊光観察の際の青解像向上 (特殊光観察の際にマゼンタ画素が 青画素として扱える)
	シアン	イエロー	緑	青	白色光観察の際の緑解像向上 特殊光観察の際の青解像向上 (特殊光観察の際にイエロー画素が 緑画素として扱える)
	イエロー	シアン	緑	赤	白色光観察の際の緑解像向上 特殊光観察の際の赤解像向上 (特殊光観察の際にシアン画素が 緑画素として扱える)
	イエロー	マゼンタ	緑	赤	白色光観察の際の緑解像向上 特殊光観察の際の赤解像向上 (特殊光観察の際にマゼンタ画素が 赤画素として扱える)

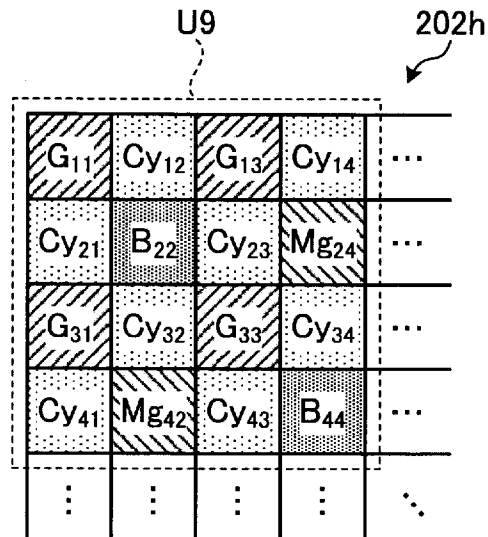
[図30]



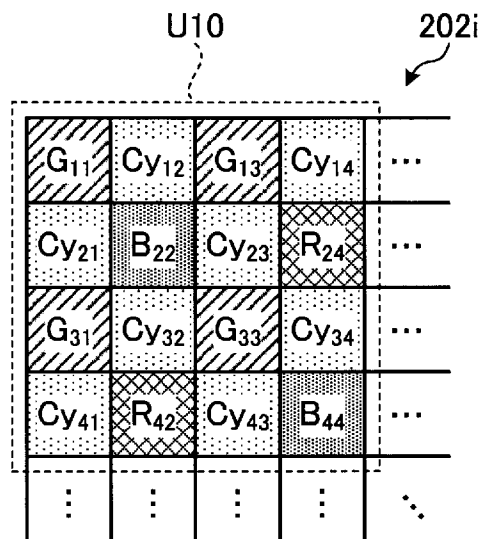
[図31]



[図32]



[図33]



[図34]

U11

202j

G ₁₁	Cy ₁₂	B ₁₃	...
Cy ₂₁	Mg ₂₂	Cy ₂₃	...
B ₃₁	Cy ₃₂	G ₃₃	...
⋮	⋮	⋮	↘

[図35]

U12

202k

Cy ₁₁	G ₁₂	Cy ₁₃	...
B ₂₁	Mg ₂₂	B ₂₃	...
Cy ₃₁	G ₃₂	Cy ₃₃	...
⋮	⋮	⋮	↘

[図36]

U13

202I

Cy ₁₁	G ₁₂	Cy ₁₃	...
B ₂₁	Cy ₂₂	Mg ₂₃	...
Cy ₃₁	G ₃₂	Cy ₃₃	...
⋮	⋮	⋮	⋮

[図37]

U14

202m

G ₁₁	Cy ₁₂	G ₁₃	Cy ₁₄	Mg ₁₅	...
Cy ₂₁	B ₂₂	Cy ₂₃	B ₂₄	Cy ₂₅	...
G ₃₁	Cy ₃₂	G ₃₃	Cy ₃₄	B ₃₅	...
Cy ₄₁	B ₄₂	Cy ₄₃	Mg ₄₄	Cy ₄₅	...
Mg ₅₁	Cy ₅₂	G ₅₃	Cy ₅₄	B ₅₅	...
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

[図38]

U15

202n

Cy ₁₁	G ₁₂	Cy ₁₃	G ₁₄	Cy ₁₅	...
B ₂₁	Cy ₂₂	Mg ₂₃	Cy ₂₄	B ₂₅	...
Cy ₃₁	G ₃₂	Cy ₃₃	G ₃₄	Gy ₃₅	...
Mg ₄₁	Cy ₄₂	B ₄₃	Cy ₄₄	Mg ₄₅	...
Cy ₅₁	G ₅₂	Cy ₅₃	G ₅₄	Cy ₅₅	...
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

[図39]

U16

202o

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

[図40]

U17

202p

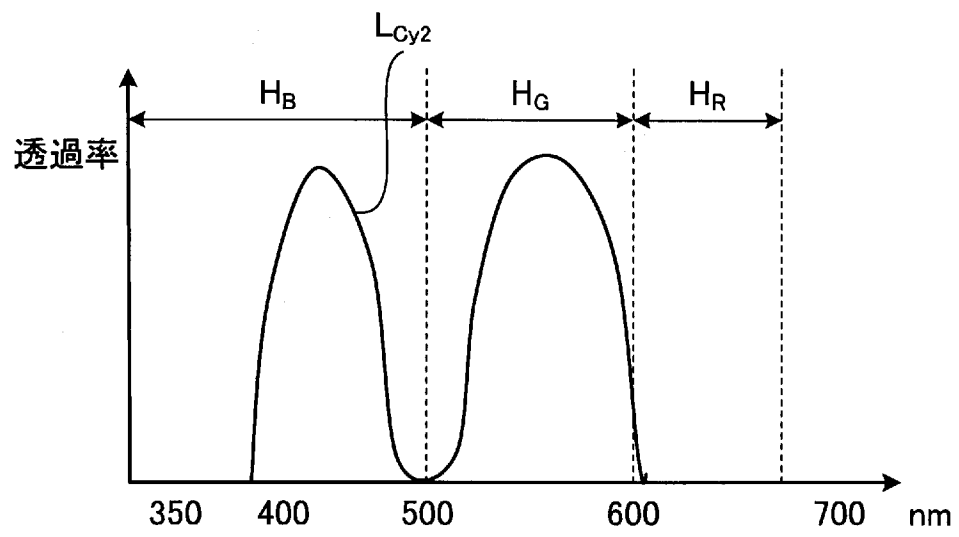
Cy ₁₁	G ₁₂	Cy ₁₃	Cy ₁₄	B ₁₅	Cy ₁₆	...
B ₂₁	Cy ₂₂	Mg ₂₃	G ₂₄	Cy ₂₅	G ₂₆	...
Cy ₃₁	G ₃₂	Cy ₃₃	Cy ₃₄	Mg ₃₅	Cy ₃₆	...
Cy ₄₁	B ₄₂	Cy ₄₃	Cy ₄₄	G ₄₅	Cy ₄₆	...
G ₅₁	Cy ₅₂	G ₅₃	B ₅₄	Cy ₅₅	Mg ₅₆	...
Cy ₆₁	Mg ₆₂	Cy ₆₃	Cy ₆₄	G ₆₅	Cy ₆₆	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

[図41]

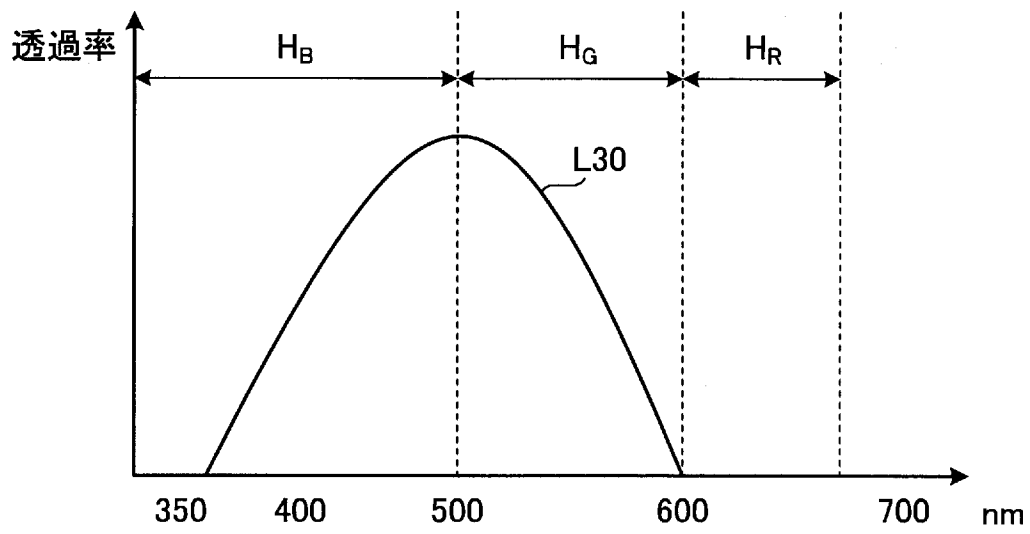
202q

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

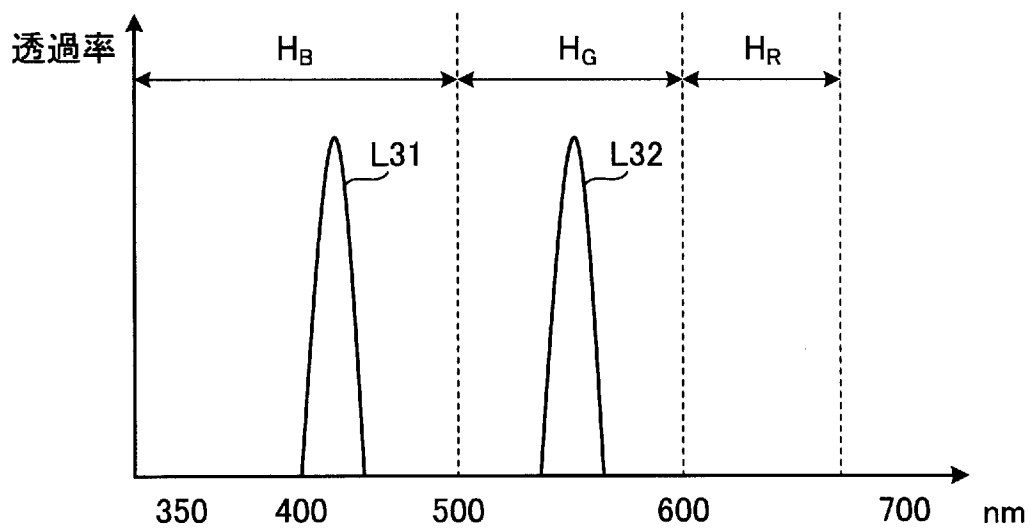
[図42]



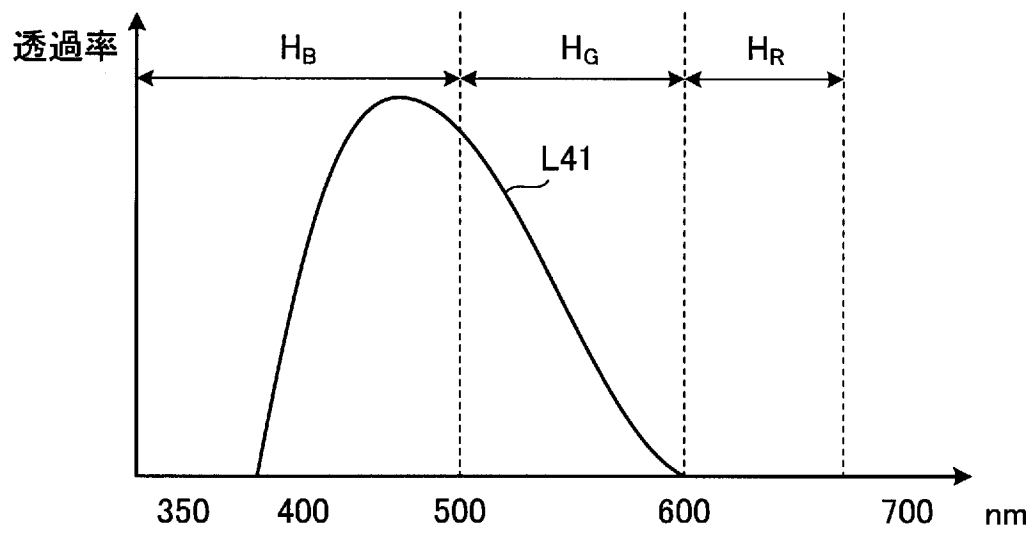
[図43]



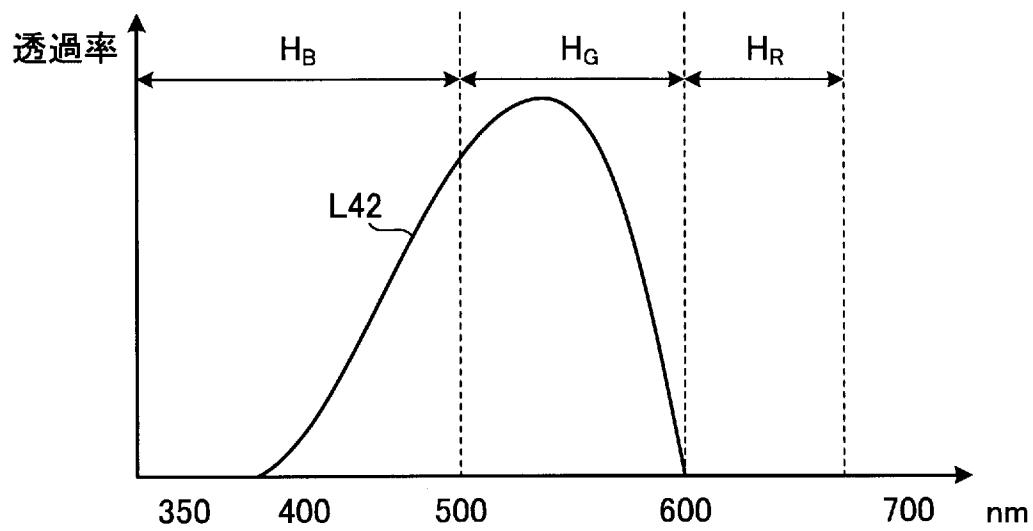
[図44]



[図45]



[図46]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/005175

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/04(2006.01)i, 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)

A61B1/04, 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	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2015-116328 A (Olympus Corp.), 25 June 2015 (25.06.2015), paragraphs [0059] to [0075]; fig. 6, 7 & US 2016/0270643 A1 paragraphs [0068] to [0084]; fig. 6, 7	1-17
A	JP 2015-119765 A (Olympus Corp.), 02 July 2015 (02.07.2015), paragraphs [0033] to [0035]; fig. 6 & US 2016/0278613 A1 paragraphs [0052] to [0056]; fig. 6 & CN 105828692 A	1-17
A	JP 2012-81048 A (Fujifilm Corp.), 26 April 2012 (26.04.2012), fig. 3 & CN 102551639 A	1-17

☒ 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 April 2017 (13.04.17)

Date of mailing of the international search report
25 April 2017 (25.04.17)

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/JP2017/005175

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2011/162111 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 29 December 2011 (29.12.2011), fig. 12 & US 2012/0215066 A1 fig. 12 & EP 2537456 A1 & CN 102883650 A	1-17
A	JP 2003-10114 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 14 January 2003 (14.01.2003), fig. 5 (Family: none)	1-17
A	US 2008/0239070 A1 (PAUL Westwick), 02 October 2008 (02.10.2008), fig. 5A, 6A & US 2013/0286176 A1 & US 2016/0249019 A1 & US 2017/0064257 A1 & US 2017/0064258 A1	1-17

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, 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. A61B1/04, 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	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2015-116328 A（オリンパス株式会社）2015.06.25, [0059]-[0075]、図 6, 7 & US 2016/0270643 A1, [0068]-[0084], 図 6, 7	1-17
A	JP 2015-119765 A（オリンパス株式会社）2015.07.02, [0033]-[0035]、図 6 & US 2016/0278613 A1, [0052]-[0056], 図 6 & CN 105828692 A	1-17

☒ 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

13.04.2017

国際調査報告の発送日

25.04.2017

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）

増渕 俊仁

2 Q

4 7 4 7

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

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
A	JP 2012-81048 A (富士フイルム株式会社) 2012. 04. 26, 図 3 & CN 102551639 A	1-17
A	WO 2011/162111 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2011. 12. 29, 図 12 & US 2012/0215066 A1, 図 12 & EP 2537456 A1 & CN 102883650 A	1-17
A	JP 2003-10114 A (富士写真フイルム株式会社) 2003. 01. 14, 図 5 (ファミリーなし)	1-17
A	US 2008/0239070 A1 (PAUL Westwick) 2008. 10. 02, FIG. 5A, 6A & US 2013/0286176 A1 & US 2016/0249019 A1 & US 2017/0064257 A1 & US 2017/0064258 A1	1-17