

(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
2015年3月5日(05.03.2015)



(10) 国際公開番号
WO 2015/029709 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) G02B 23/24 (2006.01)
A61B 1/04 (2006.01) H04N 7/18 (2006.01)
A61B 1/06 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/070553
- (22) 国際出願日: 2014年8月5日(05.08.2014)
- (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:
特願 2013-175615 2013年8月27日(27.08.2013) JP
- (71) 出願人: 富士フイルム株式会社(FUJIFILM CORPORATION) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布2丁目26番30号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 大橋 永治(OHASHI, Eiji); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP). 小澤 聡(OZAWA, Satoshi); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP). 森本 美範(MORIMOTO, Yoshinori); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP). 寺川 祐樹(TERAKAWA, Yuki); 〒2588538 神奈川県

足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP).

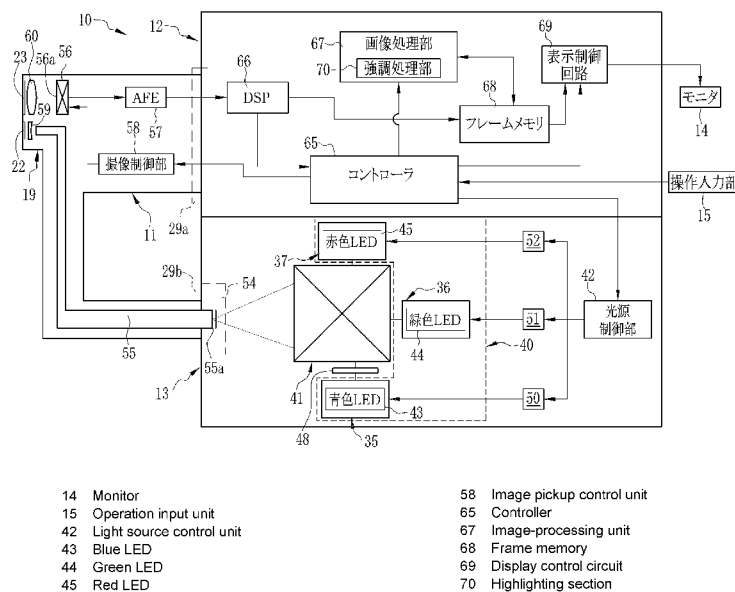
- (74) 代理人: 小林 和憲(KOBAYASHI, Kazunori); 〒1700004 東京都豊島区北大塚2丁目25番1号 アミックス大塚ビル2階 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, 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, 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).

[続葉有]

(54) Title: ENDOSCOPE SYSTEM

(54) 発明の名称: 内視鏡システム

[図3]



- | | |
|------------------------------|------------------------------|
| 14 Monitor | 58 Image pickup control unit |
| 15 Operation input unit | 65 Controller |
| 42 Light source control unit | 67 Image-processing unit |
| 43 Blue LED | 68 Frame memory |
| 44 Green LED | 69 Display control circuit |
| 45 Red LED | 70 Highlighting section |

(57) Abstract: The purpose of the present invention is to obtain observed images in which the contrast of superficial blood vessels has been enhanced and to observe superficial blood vessels in more detail. A long cut filter (LCF)(48) is provided on the front surface of a blue semiconductor light source (35). Of the blue light (LB) emitted by the blue semiconductor light source (35), the LCF (48) cuts the long wavelength components at or above the wavelength (450 nm) of the intersection point (P) of the reflectances of the superficial blood vessels and the intermediate layer blood vessels in the reflection spectra of the superficial blood vessels present in the superficial layer of the mucosa of living tissue and the intermediate layer blood vessels present in the intermediate layer and generates a long cut blue light (LB1c1). A mixed light of said long cut blue light (LB1c1), green light (LG) and red light (LR) is irradiated on a region to be observed and an image is captured by an image pickup element (56). A highlighting section (70) performs processing on the image signal output from the image pickup element (56) to highlight the superficial blood vessels.

(57) 要約:

[続葉有]



添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

— 補正された請求の範囲 (条約第 19 条(1))

表層血管のコントラストをより際立たせた観察画像を得て、表層血管をより精細に観察する。青色半導体光源 35 の前面には、ロングカットフィルタ (LCF) (48) が設けられている。LCF (48) は、青色半導体光源 (35) が発する青色光 LB のうち、生体組織の粘膜表層に存在する表層血管と中層に存在する中層血管の反射スペクトルにおいて、表層血管と中層血管の反射率の交点 P の波長 (450 nm) 以上の長波長成分をカットして、ロングカット青色光 LB1c1 を生成する。このロングカット青色光 LB1c1、緑色光 LG、赤色光 LR の混合光が観察部位に照射され、撮像素子 (56) で撮像される。強調処理部 (70) は、撮像素子 (56) から出力された画像信号に対して、表層血管を強調する処理を施す。

明 細 書

発明の名称：内視鏡システム

技術分野

[0001] 本発明は、内視鏡システムに関する。

背景技術

- [0002] 医療分野において、内視鏡システムを用いた内視鏡診断が普及している。内視鏡システムは、内視鏡と、内視鏡に照明光を供給する内視鏡用光源装置（以下、単に光源装置という）と、内視鏡が出力する画像信号を処理するプロセッサ装置とを備えている。内視鏡は生体内に挿入される挿入部を有する。挿入部の先端には、観察部位（被写体）に照明光を照射する照明窓と、観察部位を撮影するための観察窓が配されている。内視鏡には、光ファイバをバンドル化したファイババンドルからなるライトガイドが内蔵されている。ライトガイドは、光源装置から供給された照明光を照明窓に導光する。観察窓の奥にはCCD等の撮像素子が配されている。照明光が照射された観察部位は撮像素子で撮像され、撮像素子が出力する画像信号に基づいてプロセッサ装置で観察画像が生成される。観察画像はモニタに表示され、生体内の観察が行われる。
- [0003] 近年の内視鏡診断においては、白色光のもとで生体組織の表面の全体的な性状を把握する従来の観察に対して、特定の波長帯域に制限された特殊光（狭帯域光）を用いた観察も盛んに行われている。特殊光を用いた観察には各種のものがあるが、波長によって生体組織内への光の深達度が異なるという光学特性を利用して、生体組織の粘膜に存在する血管を強調して表示する血管強調観察が知られている（特許文献1、2参照）。生体組織に発生する癌等の異常組織においては血管の状態が正常組織と異なるため、血管強調観察は早期癌の発見等に有用性が認められている。
- [0004] 特許文献1、2に記載の光源装置には、白色光を発する光源に加えて、粘膜表層に存在する表層血管によく吸収される、例えば中心波長445nm程

度の狭帯域な青色光を発する青色半導体光源が特殊光の光源として設けられている。これら各光源を点灯させて白色光と青色光を同時に観察部位に照射し、その反射光を撮像素子で撮像することで、表層血管を強調した観察画像を得ている。特許文献1、2では、より表層血管を強調した観察画像を得るために、撮像素子から出力された画像信号に対して、表層血管を強調する処理を施している。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2011-098088号公報

特許文献2：特開2012-152459号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] ところで、本発明者らは、図29に示す粘膜、表層血管、および中層血管の反射スペクトルの関係を見出した。図29において、粘膜の反射スペクトルを2点鎖線、表層血管の反射スペクトルを実線、中層血管の反射スペクトルを点線でそれぞれ示す。表層血管は、粘膜表面からの深さ10 μ mの位置に存在する太さ10 μ mの血管、中層血管は、粘膜表面からの深さ50 μ mの位置に存在する太さ10～20 μ mの血管をそれぞれ代表例として示している。

[0007] 表層血管の反射率は、450nmを下回る波長帯域で大きく低下し、中層血管および粘膜の反射率との差が大きくなっている。一方、中層血管の反射率は、表層血管ほどではないが530nm～560nmの波長帯域で低下し、表層血管および粘膜の反射率との差が大きくなっている。粘膜の反射率は、全波長帯域において表層血管、中層血管の反射率よりも大きくなっている。

[0008] 表層血管と中層血管の反射率の変化に着目すると、450nmを下回る波長帯域では表層血管のほうが中層血管よりも反射率が低く、450nm付近

で表層血管と中層血管の反射率が同じになり、450nm以上の波長帯域では反射率の大小が逆転して中層血管のほうが表層血管よりも反射率が低くなっている。つまり、450nmを下回る波長帯域の光を照射すると、表層血管のほうが光をよく吸収するため観察画像上で強調され、450nm以上の波長帯域の光を照射すると、逆に表層血管よりも中層血管のほうが観察画像上で強調される。このため、表層血管を観察対象とする場合は、符号Pで示す表層血管と中層血管の反射率の交点である450nm以上の波長帯域の光成分は少ないほうが、表層血管と中層血管との違いが明確に区別された高コントラストな観察画像を得ることができるのでよいことが分かる。

[0009] しかしながら、特許文献1、2において特殊光として用いられる中心波長445nm程度の青色光には、観察画像上の表層血管のコントラストを低下させる450nm以上の波長帯域の光成分が含まれている。このため、特許文献1、2では画像処理によって表層血管のコントラストを向上させているものの、真に表層血管と中層血管との違いが明確に区別された高コントラストな観察画像が得られているとは言い難かった。したがって、中層血管が邪魔になって表層血管を精細に観察することができないことがあった。

[0010] 本発明は、上記課題に鑑みてなされたもので、生体組織の粘膜表層に存在する表層血管を強調して観察する表層血管強調観察において、表層血管のコントラストをより際立たせた観察画像を得ることができ、表層血管をより精細に観察することができる内視鏡システ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

[0011] 上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、青色光源と、ロングカットフィルタとを有する。青色光源は、青色の波長帯域の青色光を発する。ロングカットフィルタは、青色光の光路上に設けられ、青色光のうち、生体組織の粘膜表層に存在する表層血管と中層に存在する中層血管の反射スペクトルにおいて、表層血管と中層血管の反射率の交点の波長以上の長波長成分の少なくとも一部をカットする。

[0012] 交点の波長は、445nm～460nmの範囲の値であり、例えば450

nmである。

[0013] 青色光源は、青色半導体発光素子を有する青色半導体光源であることが好ましい。青色半導体発光素子は、例えば青色発光ダイオードである。

[0014] 緑色の波長帯域の緑色光を発する緑色半導体光源と、赤色の波長帯域の赤色光を発する赤色半導体光源と、緑色半導体光源、赤色半導体光源、および青色半導体光源が発する各色光の光路を統合する光路統合部とを有することが好ましい。

[0015] 緑色半導体光源、赤色半導体光源、および青色半導体光源は、各色光を同時に発し、撮像素子は、青色、緑色、赤色のマイクロカラーフィルタを有するカラー撮像素子であり、青色、緑色、赤色の画像信号を出力することが好ましい。

[0016] ロングカットフィルタのカット機能を有効化して、表層血管を強調して観察する表層血管強調観察モードと、カット機能を無効化して、観察部位を観察する通常観察モードとを切り替えるモード切替部を備えることが好ましい。モード切替部は、例えば、モード切替を指示するための指示信号を発する操作部材と、青色光の光路上に配置するセット位置と、青色光の光路上から退避させる退避位置との間で、ロングカットフィルタを移動させるロングカットフィルタ移動機構と、操作部材からの指示信号に応じて、ロングカットフィルタ移動機構の駆動を制御する制御部とを有する。

[0017] 内視鏡用光源装置は、生体組織の粘膜表層に存在する表層血管のうちの粘膜表層により近い近表層血管を強調して観察するための紫色の波長帯域の紫色光を発する紫色半導体光源を有していてもよい。

[0018] 交点の波長以上の長波長成分の少なくとも一部がカットされたロングカット青色光を含む照明光によって照明された観察対象を撮像して、画像信号を出力する撮像素子と、画像信号に対して、表層血管を強調する処理を施す強調処理部とを有することが好ましい。

発明の効果

[0019] 本発明によれば、青色光源が発する青色の波長帯域の青色光のうち、生体

組織の粘膜表層に存在する表層血管と中層に存在する中層血管の反射スペクトルにおいて、表層血管と中層血管の反射率の交点の波長以上の長波長成分の少なくとも一部をカットしているので、表層血管のコントラストをより際立たせた観察画像を得ることができ、表層血管をより精細に観察することができる。

図面の簡単な説明

- [0020] [図1]本発明の内視鏡システムの外観図である。
- [図2]内視鏡の先端部の正面図である。
- [図3]内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。
- [図4]青色半導体光源を示す図である。
- [図5]青色半導体光源が発する青色光の発光スペクトルを示すグラフである。
- [図6]緑色半導体光源が発する緑色光の発光スペクトルを示すグラフである。
- [図7]赤色半導体光源が発する赤色光の発光スペクトルを示すグラフである。
- [図8]ロングカットフィルタの透過特性を示すグラフである。
- [図9]ロングカット青色光の発光スペクトルを示すグラフである。
- [図10]ロングカット青色光、緑色光、赤色光により構成される照明光の発光スペクトルを示すグラフである。
- [図11]撮像素子のマイクロカラーフィルタの分光特性を示すグラフである。
- [図12]照明光の照射タイミングおよび撮像素子の動作タイミングを示す説明図である。
- [図13]B画像に描出される表層血管および中層血管を示す図である。
- [図14]G画像に描出される表層血管および中層血管を示す図である。
- [図15]各半導体光源の配置と光路統合部の詳細構成を示す図である。
- [図16]緑色光と赤色光の光路を統合するダイクロイックミラーのダイクロイックフィルタの透過特性を示すグラフである。
- [図17]青色光、緑色光、赤色光の光路を統合するダイクロイックミラーのダイクロイックフィルタの透過特性を示すグラフである。
- [図18]表層血管と中層血管の反射率の交点Pの波長が460nmである場合

のロングカットフィルタの透過特性を示すグラフである。

[図19]図18の例のロングカット青色光の発光スペクトルを示すグラフである。

[図20]図18の例のロングカット青色光、緑色光、赤色光により構成される照明光の発光スペクトルを示すグラフである。

[図21]モード切替部を設けた第2実施形態の光源装置を示す図である。

[図22]青色光、緑色光、赤色光により構成される照明光の発光スペクトルを示すグラフである。

[図23]紫色半導体光源を設けた第3実施形態の光源装置を示す図である。

[図24]紫色半導体光源が発する紫色光の発光スペクトルを示すグラフである。

[図25]ロングカット青色光、緑色光、赤色光、紫色光により構成される照明光の発光スペクトルを示すグラフである。

[図26]青色光、紫色光の光路を統合するダイクロイックミラーのダイクロイックフィルタの透過特性を示すグラフである。

[図27]生体組織の散乱係数を示すグラフである。

[図28]極表層血管の強調観察における照明光の照射タイミングおよび撮像素子の動作タイミングを示す説明図である。

[図29]粘膜、表層血管、および中層血管の反射スペクトルを示すグラフである。

発明を実施するための形態

[0021] [第1実施形態]

図1において、内視鏡システム10は、生体内の観察部位を撮像する内視鏡11と、撮像により得られた画像信号に基づいて観察部位の観察画像を生成するプロセッサ装置12と、観察部位を照射する照明光を内視鏡11に供給する光源装置13と、観察画像を表示するモニタ14とを備えている。プロセッサ装置12には、キーボードやマウス等の操作入力部15が接続されている。

- [0022] 内視鏡 11 は、生体の消化管内に挿入される挿入部 16 と、挿入部 16 の基端部分に設けられた操作部 17 と、内視鏡 11 とプロセッサ装置 12 および光源装置 13 を連結するユニバーサルコード 18 とを備えている。
- [0023] 挿入部 16 は、先端から順に連設された、先端部 19、湾曲部 20、可撓管部 21 で構成される。図 2 に示すように、先端部 19 の先端面には、観察部位に照明光を照射する照明窓 22、観察部位の像を取り込むための観察窓 23、観察窓 23 を洗浄するために送気・送水を行う送気・送水ノズル 24、鉗子や電気メスといった処置具を突出させて各種処置を行うための鉗子出口 25 が設けられている。観察窓 23 の奥には、撮像素子 56 や結像用の対物光学系 60（ともに図 3 参照）が内蔵されている。
- [0024] 湾曲部 20 は、連結された複数の湾曲駒からなり、操作部 17 のアングルノブ 26 を操作することにより、上下左右方向に湾曲動作する。湾曲部 20 が湾曲することにより、先端部 19 の向きが所望の方向に向けられる。可撓管部 21 は、食道や腸等曲がりくねった管道に挿入できるように可撓性を有している。挿入部 16 には、撮像素子 56 を駆動する駆動信号や撮像素子 56 が出力する画像信号を通信する通信ケーブル、光源装置 13 から供給される照明光を照明窓 22 に導光するライトガイド 55（図 3 参照）等が挿通されている。
- [0025] 操作部 17 には、アングルノブ 26 の他、処置具を挿入するための鉗子口 27、送気・送水ノズル 24 から送気・送水を行う際に操作される送気・送水ボタン 28、静止画像を撮影するためのリリースボタン（図示せず）等が設けられている。
- [0026] ユニバーサルコード 18 には、挿入部 16 から延設される通信ケーブルやライトガイド 55 が挿通されており、プロセッサ装置 12 および光源装置 13 側の一端には、コネクタ 29 が取り付けられている。コネクタ 29 は、通信用コネクタ 29a と光源用コネクタ 29b からなる複合タイプのコネクタである。通信用コネクタ 29a と光源用コネクタ 29b はそれぞれ、プロセッサ装置 12 と光源装置 13 に着脱自在に接続される。通信用コネクタ 29

aには通信ケーブルの一端が配設されており、光源用コネクタ29bにはライトガイド55の入射端55a（図3参照）が配設されている。

[0027] 図3において、光源装置13は、青色、緑色、赤色の3つの半導体光源35、36、37で構成される光源部40と、各半導体光源35～37の各色光の光路を統合する光路統合部41と、各半導体光源35～37の駆動を制御する光源制御部42とを備えている。

[0028] 各半導体光源35～37は、半導体発光素子として、青色の波長帯域の光を発する青色発光ダイオード（LED：Light Emitting Diode）43、緑色の波長帯域の光を発する緑色LED44、赤色の波長帯域の光を発する赤色LED45をそれぞれ有している。各LED43～45は、周知のようにP型半導体とN型半導体を接合したものである。そして、電圧を掛けるとPN接合部付近においてバンドギャップを超えて電子と正孔が再結合して電流が流れ、再結合時にバンドギャップに相当するエネルギーを光として放出する。各LED43～45は、供給電力の値を増加させると、発する光の光量が増加する。

[0029] 図4に示すように、青色半導体光源35は、青色LED43が実装される基板35aと、基板35a上に形成され、青色LED43を収容するキャビティが形成されたモールド35bと、キャビティに封入された樹脂35cとで構成される。キャビティの内面は光を反射するリフレクタとして機能する。樹脂35cには光を拡散する拡散材が分散されている。青色LED43は配線35dによって基板35aと導通可能に接続される。このような青色半導体光源35の実装形態は、一般的に表面実装型と呼ばれる。なお、各半導体光源35～37は基本的に同じ構成であるため、青色半導体光源35を例として挙げて説明し、緑色、赤色半導体光源36、37の説明は省略する。

[0030] 図5に示すように、青色半導体光源35は、例えば青色の波長帯域である440nm～470nm付近の波長成分を有し、中心波長455±10nm、ピーク波長455nmの青色光LBを発光する。また、図6に示すように、緑色半導体光源36は、例えば緑色の波長帯域である500nm～600

n m 付近の波長成分を有し、中心波長 520 ± 10 n m、ピーク波長 520 n m の緑色光 L G を発光する。さらに図 7 に示すように、赤色半導体光源 37 は、例えば赤色の波長帯域である 615 n m ~ 635 n m 付近の波長成分を有し、中心波長 620 ± 10 n m、ピーク波長 625 n m の赤色光 L R を発光する。なお、中心波長は各色光の発光スペクトルの幅の中心の波長を示し、ピーク波長は各色光の発光スペクトルの山型の頂点の波長を示す。

[0031] 図 3 において、青色半導体光源 35 の前面には、ロングカットフィルタ（以下、L C F と略す）48 が設けられている。L C F 48 は、青色半導体光源 35 が発する青色光 L B のうち、図 29 に示す、生体組織の粘膜表層に存在する表層血管と中層に存在する中層血管の反射スペクトルにおいて、表層血管と中層血管の反射率の交点 P の波長（450 n m）以上の長波長成分をカットする。より具体的には、図 8 に示すように、L C F 48 は、波長 450 n m 以上の緑色、赤色の波長帯域の光を反射し、それ未満の青色の波長帯域の光を透過する特性を有している。

[0032] L C F 48 によって、青色光 L B は、図 9 に示すロングカット青色光 L B l c 1 となる。ロングカット青色光 L B l c 1 は、青色光 L B のうち、図 29 を用いて説明した、表層血管のコントラスト向上の妨げになる 450 n m 以上の波長帯域の光成分が全てカットされた光である。光路統合部 41 には、このロングカット青色光 L B l c 1 が入射する。

[0033] なお、L C F 48 では、交点 P の波長（450 n m）以上の長波長成分を完全にカット（即ち、100%カット）することなく、表層血管のコントラスト向上を十分に確保できる程度に、交点 P の波長（450 n m）以上の長波長成分の少なくとも一部（例えば、80~95%）をカットする。これにより、ロングカット青色光 L B l c 1 のスペクトルは、それよりも長波長側の緑色光 L G のスペクトルと離散的にならず、連続的になる。

[0034] 各 L E D 43 ~ 45 には、ドライバ 50、51、52 がそれぞれ接続されている。光源制御部 42 は、これら各ドライバ 50 ~ 52 を介して、各 L E D 43 ~ 45 の点灯、消灯および光量の制御を行う。光量の制御は、プロセ

ッサ装置 12 から受信する露出制御信号に基づいて、各 LED 43～45 に供給する電力を変更することで行う。

[0035] 各ドライバ 50～52 は、光源制御部 42 の制御の下、各 LED 43～45 に駆動電流を連続的に与えることで各 LED 43～45 を点灯させる。そして、プロセッサ装置 12 から受信した露出制御信号に応じて、与える駆動電流値を変化させることにより各 LED 43～45 への供給電力を変更し、青色光 LB、緑色光 LG、赤色光 LR の光量をそれぞれ独立に制御する。なお、駆動電流を連続的に与えるのではなくパルス状に与え、駆動電流パルスの振幅を変化させる PAM (Pulse Amplitude Modulation) 制御や、駆動電流パルスのデューティ比を変化させる PWM (Pulse Width Modulation) 制御を行ってもよい。

[0036] 光路統合部 41 は、ロングカット青色光 LB1c1、緑色光 LG、赤色光 LR の光路を 1 つの光路に統合する。光路統合部 41 の光出射部は、光源用コネクタ 29b が接続されるレセプタクルコネクタ 54 の近傍に配置されている。光路統合部 41 は、各半導体光源 35～37 から入射された光を、内視鏡 11 のライトガイド 55 の入射端 55a に出射する。なお、図示は省略するが、光源用コネクタ 29b とレセプタクルコネクタ 54 にはそれぞれ保護ガラスが設けられている。

[0037] 光路統合部 41 で統合されたロングカット青色光 LB1c1、緑色光 LG、赤色光 LR の混合光の発光スペクトルを図 10 に示す。この混合光は照明光 LW1 として利用される。なお、図 10 に示す照明光 LW1 の発光スペクトルは一例であり、所望の観察画像の色味等に応じて目標とする照明光 LW1 の発光スペクトルを様々に変更してもよい。具体的には、ロングカット青色光 LB1c1、緑色光 LG、赤色光 LR の光量の割合（各 LED 43～45 の駆動電流値の割合）を変更し、目標とする発光スペクトルの照明光 LW1 を生成する。ここで、上記したように、ロングカット青色光 LB1c1 と緑色光 LG とはスペクトルが連続的になっており、更に、緑色光 LG と赤色光 LR ともスペクトルが連続的になっていることから、照明光 LW1 のスペクトル

は波長帯域（約400～約670nm）全体で連続的である。したがって、照明光LW1は、波長帯域全体でスペクトルが連続的であるキセノンランプとの同等又は類似の演色性を持つ。

[0038] 光源制御部42は、目標とする発光スペクトルを維持しつつ、照明光の露出制御を行う。照明光を構成する各色光の光量の割合が変わると、照明光の発光スペクトルが変化して観察画像の色味が変わってしまう。このため光源制御部42は、各色光の光量の割合が一定となるよう、各ドライバ50～52を通じて各LED43～45に与える駆動電流値を独立に変化させ、各色光の光量を増減させる。

[0039] 内視鏡11は、ライトガイド55、撮像素子56、アナログ処理回路57（AFE：Analog Front End）、および撮像制御部58を備えている。ライトガイド55は、複数本の光ファイバをバンドル化したファイババンドルである。光源用コネクタ29bが光源装置13に接続されたときに、光源用コネクタ29bに配置されたライトガイド55の入射端55aが光路統合部41の光出射部と対向する。先端部19に位置するライトガイド55の出射端は、2つの照明窓22に光が導光されるように、照明窓22の前段で2本に分岐している。

[0040] 照明窓22の奥には、照射レンズ59が配置されている。光源装置13から供給された照明光は、ライトガイド55により照射レンズ59に導光されて照明窓22から観察部位に向けて照射される。照射レンズ59は凹レンズからなり、ライトガイド55から出射する光の発散角を広げる。これにより、観察部位の広い範囲に照明光を照射することができる。

[0041] 観察窓23の奥には、対物光学系60と撮像素子56が配置されている。観察部位の像は、観察窓23を通して対物光学系60に入射し、対物光学系60によって撮像素子56の撮像面56aに結像される。

[0042] 撮像素子56は、CCDイメージセンサやCMOSイメージセンサ等からなり、その撮像面56aには、フォトダイオード等の画素を構成する複数の光電変換素子がマトリックス状に配列されている。撮像素子56は、撮像面

56aで受光した光を光電変換して、各画素においてそれぞれの受光量に応じた信号電荷を蓄積する。信号電荷はアンプによって電圧信号に変換されて読み出される。電圧信号は画像信号として撮像素子56からAFE57に出力される。

[0043] AFE (Analog Front End) 57は、相関二重サンプリング回路、自動ゲイン制御回路、およびアナログ／デジタル変換器（いずれも図示省略）で構成されている。相関二重サンプリング回路は、撮像素子56からのアナログの画像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、信号電荷のリセットに起因するノイズを除去する。自動ゲイン制御回路は、相関二重サンプリング回路によりノイズが除去された画像信号を増幅する。アナログ／デジタル変換器は、自動ゲイン制御回路で増幅された画像信号を、所定のビット数に応じた階調値を持つデジタルな画像信号に変換してプロセッサ装置12に入力する。

[0044] 撮像制御部58は、プロセッサ装置12内のコントローラ65に接続されており、コントローラ65から入力される基準クロック信号に同期して、撮像素子56に対して駆動信号を入力する。撮像素子56は、撮像制御部58からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレートで画像信号をAFE57に出力する。

[0045] 撮像素子56は、カラー撮像素子であり、撮像面56aには、図11に示すような分光特性を有するB、G、Rの3色のマイクロカラーフィルタが設けられ、各マイクロカラーフィルタが各画素に割り当てられている。マイクロカラーフィルタの配列は例えばベイヤー配列である。

[0046] Bフィルタが割り当てられたB画素は約380nm～560nmの波長帯域の光に感応し、Gフィルタが割り当てられたG画素は約450nm～630nmの波長帯域の光に感応する。また、Rフィルタが割り当てられたR画素は約580nm～800nmの波長帯域の光に感応する。照明光LW1を構成するロングカット青色光LB1c1、緑色光LG、赤色光LRは、ロングカット青色光LB1c1に対応する反射光が主としてB画素、緑色光LG

に対応する反射光が主としてG画素、赤色光L Rに対応する反射光が主としてR画素でそれぞれ受光される。

[0047] 図12に示すように、撮像素子56は、1フレームの取得期間内で、画素に信号電荷を蓄積する蓄積動作と、蓄積した信号電荷を読み出す読み出し動作を行う。撮像素子56の蓄積動作のタイミングに合わせて、各半導体光源35～37が点灯し、ロングカット青色光LB1c1、緑色光LG、赤色光LRの混合光からなる照明光LW1 (LB1c1+LG+LR) が観察部位に照射され、その反射光が撮像素子56に入射する。撮像素子56は、照明光LW1の反射光をマイクロカラーフィルタで色分離する。ロングカット青色光LB1c1に対応する反射光をB画素が受光し、緑色光LGに対応する反射光をG画素が、赤色光LRに対応する反射光をR画素がそれぞれ受光する。撮像素子56は、読み出しタイミングに合わせて、B、G、Rの各画素の画素値が混在した1フレーム分の画像信号B、G、Rをフレームレートに従って順次出力する。

[0048] 図3において、プロセッサ装置12は、コントローラ65の他、DSP (Digital Signal Processor) 66と、画像処理部67と、フレームメモリ68と、表示制御回路69とを備えている。コントローラ65は、CPU (Central Processing Unit)、制御プログラムや制御に必要な設定データを記憶するROM (Read Only Memory)、プログラムをロードして作業メモリとして機能するRAM (Random Access Memory) 等を有し、CPUが制御プログラムを実行することにより、プロセッサ装置12の各部を制御する。

[0049] DSP66は、撮像素子56が出力する画像信号を取得する。DSP66は、B、G、Rの各画素に対応する信号が混在した画像信号を、B、G、Rの画像信号に分離し、各色の画像信号に対して画素補間処理を行う。これにより、各画素にB、G、Rの画像信号が割り当てられる。この他、DSP66は、ガンマ補正や、B、G、Rの各画像信号に対してホワイトバランス補正等の信号処理を施す。

[0050] また、DSP66は、画像信号B、G、Rに基づいて露出値を算出して、

画像全体の光量が不足している場合（露出アンダー）には照明光の光量を上げるように、一方、光量が高すぎる場合（露出オーバー）には照明光の光量を下げないように制御する露出制御信号をコントローラ 65 に出力する。コントローラ 65 は、光源装置 13 の光源制御部 42 に露出制御信号を送信する。

[0051] フレームメモリ 68 は、DSP 66 が出力する画像データや、画像処理部 67 が処理した処理済みの画像データを記憶する。表示制御回路 69 は、フレームメモリ 68 から画像処理済みの画像データを読み出して、コンポジット信号やコンポーネント信号等のビデオ信号に変換してモニタ 14 に出力する。

[0052] 画像処理部 67 は、DSP 66 によって B、G、R の各色に色分離された画像信号 B、G、R に基づいて、観察画像を生成する。この観察画像がモニタ 14 に出力される。画像処理部 67 は、フレームメモリ 68 内の画像信号 B、G、R が更新される毎に、観察画像を更新する。画像信号 B には、照明光 LW1 を構成するロングカット青色光 LB1c1 に対応する反射光の成分が含まれている。前述のように、ロングカット青色光 LB1c1 は、表層血管のコントラスト向上の妨げになる 450nm 以上の波長帯域の光成分が全てカットされた光であるため、表層血管が高コントラストで描出される。癌等の病変においては、正常組織と比較して表層血管の密集度が高くなる傾向がある等、血管のパターンに特徴があるため、腫瘍の良悪鑑別を目的とする観察においては、表層血管が鮮明に描出されることが好ましい。

[0053] 画像処理部 67 は、画像信号 B、G、R に対して表層血管を強調する処理を施す強調処理部 70 を有している。

[0054] ここで、各画素の画像信号 B で表される画像（以下、B 画像という）71 には、図 13 に太線および薄いハッチングで示すように、表層血管 72 が高コントラストで描出されるが、細線のみで示すように中層血管 73 も多少映り込んでいる。これは中層血管も 450nm を下回る波長帯域の光を多少なりとも吸収するためである。ただし、450nm 以上の波長帯域の光が照射

された場合よりも、B画像71内の中層血管73の映り込みは多くはない。一方、各画素の画像信号Gで表される画像（以下、G画像という）74には、図14に太線および薄いハッチングで示すように、B画像71とは逆に中層血管73が高コントラストで描出される。そして、細線のみで示すように表層血管72も多少映り込んでいる。画像信号Gには、表層血管72よりも中層血管73の吸収が大きい530nm～560nmの波長帯域の緑色光L_Gに対応する反射光の成分が含まれているので、G画像74は強調される血管がB画像71とは逆に中層血管73となる。

[0055] 強調処理部70は、中層血管73の輪郭を抑制し、相対的に表層血管72の輪郭を強調する処理を行う。具体的には、G画像74内の中層血管73の領域を抽出し、画像信号B、G、Rを元に生成したフルカラー画像において、G画像74で抽出した中層血管73の領域の画素値と、中層血管73の領域に隣接する他の領域（表層血管72や粘膜表面）の画素値の差を縮めて、中層血管73の領域と他の領域を同化させる。画像処理部67は、輪郭抑制処理が施されたフルカラー画像を観察画像として出力する。なお、B画像71内の表層血管72の領域を抽出して、抽出した表層血管72の領域と他の領域との画素値の差を広げて、表層血管72の領域に対して輪郭強調処理を施したフルカラー画像を観察画像としてもよい。

[0056] 図15において、光路統合部41は、各半導体光源35～37が発する各色光をコリメートするコリメータレンズ80、81、82と、ダイクロイックミラー83、84と、光路統合部41から出射する光をライトガイド55の入射端55aに集光する集光レンズ85とで構成されている。各ダイクロイックミラー83、84は、透明なガラス板に所定の透過特性を有するダイクロイックフィルタを形成した光学部材である。

[0057] 緑色半導体光源36は、その光軸がライトガイド55の光軸と一致する位置に配置されている。そして、緑色半導体光源36と赤色半導体光源37は、互いの光軸が直交するように配置されている。これら緑色半導体光源36と赤色半導体光源37の光軸が直交する位置に、ダイクロイックミラー83

が設けられている。同様に、青色半導体光源 35 も、緑色半導体光源 36 の光軸と直交するように配置され、これらの光軸が直交する位置に、ダイクロイックミラー 84 が設けられている。ダイクロイックミラー 83 は緑色半導体光源 36、赤色半導体光源 37 の光軸、ダイクロイックミラー 84 は青色半導体光源 35、緑色半導体光源 36 の光軸に対して、それぞれ 45° 傾けた姿勢で配置されている。

[0058] 図 16 に示すように、ダイクロイックミラー 83 のダイクロイックフィルタは、約 610 nm 以上の赤色の波長帯域の光を反射し、それ未満の青色、緑色の波長帯域の光を透過する特性を有している。ダイクロイックミラー 83 は、コリメータレンズ 81 を介して緑色半導体光源 36 から入射した緑色光 L_G を下流側に透過させ、コリメータレンズ 82 を介して赤色半導体光源 37 から入射した赤色光 L_R を反射させる。これにより緑色光 L_G と赤色光 L_R の光路が統合される。

[0059] 図 17 に示すように、ダイクロイックミラー 84 のダイクロイックフィルタは、約 470 nm 未満の青色の波長帯域の光を反射し、それ以上の緑色、赤色の波長帯域の光を透過する特性を有している。このため、ダイクロイックミラー 84 は、ダイクロイックミラー 83 を透過した緑色光 L_G 、およびダイクロイックミラー 83 で反射した赤色光 L_R を透過させる。さらに、ダイクロイックミラー 84 は、LCF 48、およびコリメータレンズ 80 を介して入射したロングカット青色光 L_{B1c1} を反射させる。このダイクロイックミラー 84 により、ロングカット青色光 L_{B1c1} 、緑色光 L_G 、および赤色光 L_R の全ての光路が統合され、照明光 $LW1$ が生成される。

[0060] 以下、上記構成による作用について説明する。内視鏡診断を行う場合には、内視鏡 11 をプロセッサ装置 12 と光源装置 13 に接続し、プロセッサ装置 12 と光源装置 13 の電源を入れて、内視鏡システム 10 を起動する。

[0061] 内視鏡 11 の挿入部 16 を被検者の消化管内に挿入して、消化管内の観察を開始する。光源制御部 42 は、各 LED 43~45 に与える駆動電流値を設定して、各半導体光源 35~37 の点灯を開始する。そして、目標とする

発光スペクトルを維持しつつ光量制御を行う。

[0062] 各半導体光源 35～37 は、各 LED 43～45 による青色光 LB、緑色光 LG、赤色光 LR をそれぞれ発する。青色光 LB は LCF 48 を透過してロングカット青色光 LB_{lc1} となる。ロングカット青色光 LB_{lc1}、緑色光 LG、赤色光 LR は光路統合部 41 のコリメータレンズ 80～82 にそれぞれ入射する。

[0063] 青色光 LB は、ピーク波長が 455 nm で、440 nm～470 nm 付近の波長成分を有する。図 29 を用いて説明したように、青色光 LB のうちの 450 nm 以上の波長帯域の光成分は、表層血管と中層血管のコントラスト差を高めて表層血管を高コントラストで描出するためには、カットしたほうがよい。そこで、本実施形態では、LCF 48 により、450 nm 以上の長波長成分をカットし、表層血管のコントラストの悪化を招かないようにしている。

[0064] ロングカット青色光 LB_{lc1} はダイクロイックミラー 84 で反射される。緑色光 LG はダイクロイックミラー 83、84 を透過する。赤色光 LR はダイクロイックミラー 83 で反射し、ダイクロイックミラー 84 を透過する。ダイクロイックミラー 83、84 によって、ロングカット青色光 LB_{lc1}、緑色光 LG、赤色光 LR の光路が統合される。これらロングカット青色光 LB_{lc1}、緑色光 LG、赤色光 LR は、集光レンズ 85 に入射する。これにより、ロングカット青色光 LB_{lc1}、緑色光 LG、赤色光 LR で構成される照明光 LW1 が生成される。集光レンズ 85 は、照明光 LW1 を内視鏡 11 のライトガイド 55 の入射端 55a に集光し、照明光 LW1 を内視鏡 11 に供給する。

[0065] 内視鏡 11 において、照明光 LW1 はライトガイド 55 を通じて照明窓 22 に導光されて、照明窓 22 から観察部位に照射される。観察部位で反射した照明光 LW1 の反射光は、観察窓 23 から撮像素子 56 に入射する。撮像素子 56 は画像信号 B、G、R をプロセッサ装置 12 の DSP 66 に出力する。DSP 66 は画像信号 B、G、R を色分離して、画像処理部 67 に入力

する。撮像素子 56 による撮像動作は所定のフレームレートで繰り返される。

[0066] 強調処理部 70 は、入力された画像信号 B、G、R に対して表層血管を強調する処理を施す。画像処理部 67 は、この強調処理を施した画像信号 B、G、R を元に観察画像を生成する。観察画像は表示制御回路 69 を通じてモニタ 14 に出力される。観察画像は撮像素子 56 のフレームレートに従って更新される。

[0067] また、DSP 66 は、画像信号 B、G、R に基づいて露出値を算出し、算出した露出値に応じた露出制御信号を光源装置 13 の光源制御部 42 に送信する。光源制御部 42 は、受信した露出制御信号に基づいて、各色光の光量の割合が一定となるよう（目標とする発光スペクトルが変化しないよう）各半導体光源 35～37 の駆動電流値を決定する。そして、決定した駆動電流値で各半導体光源 35～37 を駆動する。これにより、各半導体光源 35～37 による、照明光 LW1 を構成するロングカット青色光 LB1c1、緑色光 LG、赤色光 LR の光量を、観察に適した割合に一定に保つことができる。

[0068] 青色光 LB、緑色光 LG、赤色光 LR の光量をそれぞれ独立に制御可能であるため、目標とする発光スペクトルの照明光 LW1 の生成が容易であり、また、目標とする発光スペクトルを維持しつつ、照明光の露出制御を行うことも容易である。

[0069] 照明光 LW1 を構成するロングカット青色光 LB1c1 には、観察画像上の表層血管のコントラストを悪化させる成分が全く含まれていない。また、強調処理部 70 で表層血管を強調する処理が施される。従来は表層血管を強調する処理のみを行っていたが、本発明ではこれに加えて、観察画像上の表層血管のコントラストを悪化させる光成分を LCF48 で取り除いている。このため、表層血管と中層血管との違いが明確に弁別された、表層血管のより精細な観察に好適な観察画像を得ることができる。

[0070] なお、LCF48 の位置は、上記第 1 実施形態で例示した青色半導体光源

35とコリメータレンズ80の間に限らず、青色光LBの光路上にあればよい。例えば、コリメータレンズ80とダイクロミックミラー84の間にLCF48を配置してもよい。

[0071] LCF48は、例えば、400nm以上450nm未満の光を透過するバンドパス特性を有するものでもよい。ただし、バンドパス特性を有するフィルタは、上記第1実施形態で例示したショートパス特性を有するものよりも製造コストが嵩むので、上記第1実施形態のように、ショートパス特性を有するLCF48のほうがコスト面で有利である。

[0072] 表層血管と中層血管の反射率の交点Pの波長は、上記第1実施形態で例示した、表層血管の太さが10 μ mの場合の450nmに限らず、観察対象とする表層血管の太さに応じて変化し、表層血管の太さが太くなるにつれ、交点Pの波長も長波長側にシフトする。具体的には、交点Pの波長は445nm～460nmの範囲の値をとり得る。このため、LCF48でカットする波長も、観察対象とする表層血管の太さに応じて決定される。

[0073] 例えば、交点Pの波長が460nmである場合は、LCF48として、波長460nm以上の緑色、赤色の波長帯域の光を反射し、それ未満の青色の波長帯域の光を透過する、図18に示す特性を有するものが用いられる。図18に示す透過特性のLCF48によって、青色光LBは、図19に示すロングカット青色光LB1c2となる。図9に示すロングカット青色光LB1c1には、青色光LBのピーク波長455nmの光成分が含まれていないが、ロングカット青色光LB1c2には、青色光LBのピーク波長455nmの光成分が含まれている。このため、ロングカット青色光LB1c2のほうが、ロングカット青色光LB1c1よりも光量大きい。この場合、光路統合部41で統合されたロングカット青色光LB1c2、緑色光LG、赤色光LRの混合光である照明光LW2の発光スペクトルは、図20に示すようになる。なお、照明光LW2についても、照明光LW1と同様、波長帯域全体においてスペクトルが連続している。

[0074] なお、表層血管を強調する処理としては、上記第1実施形態で例示した方

法の他に、特許文献１の特開２０１１－０９８０８８号公報、特許文献２の特開２０１２－１５２４５９号公報に記載された方法を採用してもよい。例えば、表層血管は観察画像上で比較的細く映るので、周波数成分が比較的高周波に偏ることを利用して、Ｂ画像７１に周波数フィルタリングを施して、表層血管に該当する高周波成分を抽出し、この抽出した高周波成分でＢ画像７１内の表層血管を強調することで、表層血管のコントラストを上げる。あるいは、中層血管に該当する中低周波成分を抽出し、抽出した中低周波成分でＢ画像７１内の中層血管のコントラストを抑制し、相対的に表層血管のコントラストを上げる。

[0075] 輪郭抑制処理や周波数強調処理の説明からも分かるように、表層血管を強調する処理は、表層血管と中層血管のコントラスト差が広がるものであればよく、中層血管に対して表層血管のコントラストを上げる処理に限らず、表層血管に対しては何もせず、代わりに中層血管のコントラストを抑制して、相対的に表層血管のコントラストを上げる処理、および表層血管のコントラストを上げ、かつ中層血管のコントラストを抑制する処理も含まれる。

[0076] [第２実施形態]

上記第１実施形態では、ＬＣＦ４８が青色半導体光源３５の前面に固定され、ＬＣＦ４８の長波長成分のカット機能が常に有効化されているが、本発明はこれに限定されない。ＬＣＦ４８のカット機能の有効化、無効化を切り替えてもよい。

[0077] 図２１に示すように、本実施形態の光源装置９０は、モード切替部９５を備えている。モード切替部９５は、ＬＣＦ４８のカット機能を有効化して、表層血管を強調して観察する表層血管強調観察モードと、ＬＣＦ４８のカット機能を無効化して、観察部位の全体の性状を観察する通常観察モードとを切り替える。なお、光源装置９０は、モード切替部９５が設けられている他は上記第１実施形態と同じ構成であるため、上記第１実施形態と同じ構成には同一の符号を付し、説明を省略する。

[0078] モード切替部９５は、モード切替ボタン９６と、ロングカットフィルタ移

動機構（以下、LCF移動機構と略す）97と、光源制御部98とで構成される。モード切替ボタン96は、光源制御部98に接続されている。モード切替ボタン96は、モード切替のための指示信号を光源制御部98に発する操作部材であり、例えば、光源装置90またはプロセッサ装置12の筐体の前面パネルや、内視鏡11の操作部17等に設けられている。光源制御部98は、上記第1実施形態の光源制御部42と同じく、各ドライバ50～52を介して、各LED43～45の点灯、消灯および光量の制御を行う他、モード切替ボタン96からの指示信号に応じて、LCF移動機構97の駆動を制御する。

[0079] LCF移動機構97は、例えば、モータと、モータの回転力を直線運動に変えるラックアンドピニオンギヤ（ともに図示せず）とで構成され、青色半導体光源35の前面に配置する実線で示すセット位置と、青色半導体光源35の前面から退避させる点線で示す退避位置との間で、LCF48をスライド移動させる。

[0080] LCF48がセット位置にある場合（LCF48のカット機能が有効化された場合）は、上記第1実施形態と同じく、青色光LBは、450nm以上の長波長成分がカットされてロングカット青色光LB1c1となり、観察部位には、ロングカット青色光LB1c1、緑色光LG、赤色光LRの混合光である照明光LW1が照射される。一方、LCF48が退避位置にある場合（LCF48のカット機能が無効化された場合）は、青色光LBはそのまま光路統合部41に入射する。観察部位には、青色光LB、緑色光LG、赤色光LRの混合光である、図22に示すような発光スペクトルの照明光LW0が照射される。

[0081] 照明光LW0は、緑色光LG、赤色光LRに、青色光LBがそのまま重畳されたもので、従来の観察部位の全体の性状を観察する際に照射される白色光に近い発光スペクトルを有する。照明光LW0は、照明光LW1のように青色光LBに表層血管のコントラストを向上させるための加工を施していないので、照明光LW1と比べて、観察部位の全体の性状の観察に適している

。また、青色光ＬＢの光成分がカットされていないため照明光ＬＷ１よりも光量が多い。

[0082] このように、モード切替部９５を設けて、ＬＣＦ４８のカット機能を有効化または無効化する選択を術者が可能な構成とすれば、従来行われている白色光による観察部位の全体の性状の観察（通常観察モード）と、表層血管の強調観察（表層血管強調観察モード）とを両方行うことができる。観察の初期段階では、観察部位の全体の性状を観察するために通常観察モードを選択し、病変部と疑わしき観察部位が発見された場合は、表層血管強調観察モードを選択するといった使い分けができる。また、観察部位の全体の性状を観察する際には、観察部位から先端部１９を離して、比較的遠景で観察部位を撮像することが多いので、照明光ＬＷ１よりも光量が増した照明光ＬＷ０を用いるほうが有利である。

[0083] なお、通常観察モードと表層血管強調観察モードとでは照明光の発光スペクトルが異なるので、ＤＳＰ６６で行うホワイトバランス補正等の信号処理を、例えば各モードで観察画像の色味が同じになるようにする等、各モードに応じて変更することが好ましい。

[0084] 強調処理部７０は、両モードで作動してもよいし、表層血管強調観察モードのときのみ作動してもよい。

[0085] ＬＣＦ４８の移動機構は上記に例示したモータとラックアンドピニオンギヤで構成したものに限らない。例えば、可視光透過ガラス製の円板（ターレット）の半面にＬＣＦ４８を形成し、あとの半分は何も設けずに、青色光ＬＢがそのまま透過できるようにしておき、モータで円板を回転移動させることで、ＬＣＦ４８のカット機能を有効化または無効化してもよい。

[0086] なお、光源制御部がＬＣＦ移動機構９７の駆動を制御する例を記載したが、光源制御部とは別にＬＣＦ移動機構９７の駆動を制御する制御部を設けてもよい。

[0087] ＬＣＦ４８は、上記各実施形態のような透過特性が変化しないものに限らない。例えば、圧電素子等のアクチュエータを駆動することにより、２枚の

高反射光フィルタからなる基板の面間隔を変更することで、透過光の波長帯域を制御するエタロンフィルタや、偏光フィルタ間に複屈折フィルタとネマティック液晶セルを挟んで構成され、液晶セルへの印加電圧を変更することで透過光の波長帯域を制御する液晶チューナブルフィルタ等、透過特性が可変のフィルタを用いてもよい。エタロンフィルタや液晶チューナブルフィルタ等の透過特性が可変のフィルタを用いれば、LCF移動機構がいらないので、コスト、スペースの点で有利である。なお、エタロンフィルタや液晶チューナブルフィルタ等の透過特性が可変のフィルタを用いる場合、上記第2実施形態のモード切替部は、エタロンフィルタや液晶チューナブルフィルタを駆動して透過光の波長帯域を変更するドライバと、ドライバを介してエタロンフィルタや液晶チューナブルフィルタの駆動を制御する制御部とで構成される。

[0088] [第3実施形態]

上記各実施形態では、光源部を青色、緑色、赤色の3つの半導体光源35～37で構成しているが、上記各実施形態で観察対象とした表層血管のうちの粘膜表層により近い表層血管（以下、上記各実施形態で観察対象とした表層血管と区別するため極表層血管という）を強調して観察するための紫色の波長帯域の光を発する紫色半導体光源を追加してもよい。

[0089] 図23において、本実施形態の光源装置110は、上記各実施形態の各半導体光源35～37に加えて、紫色半導体光源115を有する光源部116と、各半導体光源35～37、115の各色光の光路を統合する光路統合部117とを備えている。なお、光源装置110は、光源部と光路統合部の一部の構成が異なる他は上記第1実施形態と同じ構成であるため、上記第1実施形態と同じ構成には同一の符号を付し、説明を省略する。

[0090] 紫色半導体光源115は、発光素子として、紫色の波長帯域の光を発する紫色LED（図示せず）を有している。紫色半導体光源115の具体的な構造は、図4に示す青色半導体光源35と同じである。図24に示すように、紫色半導体光源115は、例えば紫色の波長帯域である395nm～415

n m 付近の波長成分を有し、中心波長 405 ± 10 nm、ピーク波長 405 nm の紫色光 L V を発光する。

[0091] 光路統合部 117 は、上記各実施形態の光路統合部 41 に、紫色光 L V をコリメートするコリメータレンズ 118 と、ロングカット青色光 L B l c 1 と、紫色光 L V の光路を統合するダイクロイックミラー 119 を追加した構成である。光路統合部 117 は、ロングカット青色光 L B l c 1、緑色光 L G、赤色光 L R、および紫色光 L V の光路を 1 つの光路に統合する。光路統合部 117 で統合されたロングカット青色光 L B l c 1、緑色光 L G、赤色光 L R、紫色光 L V の混合光の発光スペクトルを図 25 に示す。この混合光は照明光 L W 3 として利用される。

[0092] 青色半導体光源 35 と紫色半導体光源 115 は、互いの光軸が直交するように配置され、これらの光軸が直交する位置に、ダイクロイックミラー 119 が設けられている。ダイクロイックミラー 119 は青色半導体光源 35、紫色半導体光源 115 の光軸に対して 45° 傾けた姿勢で配置されている。

[0093] 図 26 に示すように、ダイクロイックミラー 119 のダイクロイックフィルタは、約 430 nm 未満の紫色の波長帯域の光を反射し、それ以上の青色、緑色、赤色の波長帯域の光を透過する特性を有している。ダイクロイックミラー 119 は、コリメータレンズ 80 を介して入射したロングカット青色光 L B l c 1 を下流側に透過させ、コリメータレンズ 118 を介して紫色半導体光源 38 から入射した紫色光 L V を反射させる。これによりロングカット青色光 L B l c 1 と紫色光 L V の光路が統合される。ダイクロイックミラー 119 で反射した紫色光 L V は、ダイクロイックミラー 84 が図 17 に示すように約 470 nm 未満の青色の波長帯域の光を反射する特性を有するので、ダイクロイックミラー 84 で反射して集光レンズ 85 に向かう。これにより、ロングカット青色光 L B l c 1、緑色光 L G、赤色光 L R、および紫色光 L V の全ての光の光路が統合される。

[0094] 図 29 において、表層血管の反射率は、450 nm を下回る波長帯域で大きく落ち込み、405 nm 付近において最も落ち込んでいる。反射率が低い

波長帯域の光を観察部位に照射すると、血管においては吸収が大きいので、血管とそれ以外の部分とのコントラストに差がある観察画像が得られる。

[0095] また、図 27 に示すように、生体組織の光の散乱特性にも波長依存性があり、短波長になるほど散乱係数 μ_s は大きくなる。散乱は生体組織内への光の深達度に影響する。すなわち、散乱が大きいほど、生体組織の粘膜表層付近で反射される光が多く、中深層に到達する光が少ない。そのため、短波長であるほど深達度は低く、長波長になるほど深達度は高い。

[0096] 紫色半導体光源 115 が発する中心波長 $405 \pm 10 \text{ nm}$ の紫色光 L V は、比較的短波長で深達度が低いので、上記各実施形態で観察対象とした表層血管のうちの粘膜表層により近い極表層血管による吸収が大きい。このため紫色光 L V は極表層血管強調用の特殊光として用いられる。紫色光 L V を用いることにより、ロングカット青色光 L B l c 1 によって強調される表層血管に加えて、極表層血管が高コントラストで描出された観察画像を得ることができる。

[0097] 図 28 において、極表層血管を強調観察する場合は、撮像素子 56 の蓄積動作のタイミングに合わせて、各半導体光源 35 ~ 37 に加えて紫色半導体光源 115 が点灯する。各半導体光源 35 ~ 37、115 が点灯すると、照明光 L W 1 とともに、紫色光 L V が追加されて、これらの混合光 (L W 1 + L V) である図 25 に示す照明光 L W 3 が観察部位に照射される。

[0098] 照明光 L W 1 に紫色光 L V が追加された照明光 L W 3 は、撮像素子 56 のマイクロカラーフィルタで分光される。B 画素は、ロングカット青色光 L B l c 1 に対応する反射光に加えて、紫色光 L V に対応する反射光を受光する。G 画素、R 画素は、上記第 1 実施形態と同じく、緑色光 L G に対応する反射光、赤色光 L R に対応する反射光をそれぞれ受光する。撮像素子 56 は、読み出しタイミングに合わせて、画像信号 B、G、R をフレームレートに従って順次出力する。

[0099] この場合における画像信号 B には、照明光 L W 1 を構成するロングカット青色光 L B l c 1 に対応する反射光の成分に加えて、紫色光 L V に対応する

反射光の成分が含まれているため、表層血管だけでなく極表層血管が高コントラストで描出される。表層血管と同様に、癌等の病変においては、正常組織と比較して極表層血管の密集度が高くなる傾向がある等、極表層血管のパターンに特徴があるため、本実施形態の光源装置 110 によれば極表層血管が鮮明に描出されるので好ましい。

[0100] 上記第 1 実施形態では、プロセッサ装置 12 からの露出制御信号に基づいて、各 LED 43～45 に与える駆動電流値を変化させることで各色光の光量制御を行っているが、LED の発熱の影響や経時劣化の影響により、半導体光源は駆動電流値に対する出力光量の変動する場合がある。そこで、各色光の光量を測定する光量測定センサを設けて、光量測定センサが出力する光量測定信号に基づいて、各色光の光量が目標値に達しているか否かを監視してもよい。

[0101] この場合、光源制御部は、光量測定信号と目標とする光量とを比較し、この比較結果に基づいて、光量が目標値となるように、露出制御で設定した各半導体光源 35～37 に与える駆動電流値を微調整する。このように各色光の光量を光量測定センサで常に監視し、光量の測定結果に基づき与える駆動電流値を微調整することで、常に目標値に沿うように光量を制御することができる。このため目標とする発光スペクトルの照明光をより安定して得ることができる。

[0102] 上記各実施形態では、LED のみで構成された半導体光源を挙げているが、例えば、緑色半導体光源を、紫色から青色の波長帯域の青色励起光を発する青色励起光 LED、および青色励起光で励起されて緑色の波長帯域の緑色光を発する緑色蛍光体で構成された蛍光型半導体光源としてもよい。また、緑色半導体光源に代えて、あるいは加えて、赤色半導体光源を、紫色から青色の波長帯域の青色励起光を発する青色励起光 LED、および青色励起光で励起されて赤色の波長帯域の赤色蛍光を発する赤色蛍光体で構成してもよい。赤色半導体光源を蛍光型半導体光源で構成する場合は、励起光 LED は紫色から青色の波長帯域の青色励起光を発する青色励起光発光素子に限らず、

緑色の波長帯域の緑色励起光を発する緑色励起光発光素子であってもよい。
この場合、上記第1実施形態の図4に示すモールド35bのキャビティに、
樹脂35cの代わりに蛍光体を封入して蛍光型半導体光源を構成する。

[0103] 蛍光型半導体光源の励起光発光素子が発する光が、表層血管と中層血管の
反射率の交点Pの波長以上の成分を含んでいる場合は、その光成分をカット
するフィルタを設けることが好ましい。

[0104] また、図4に示したLEDの実装形態は1例であり、他の形態を採用して
もよい。例えば、封止樹脂35cの光出射面に発散角を調整するマイクロレ
ンズを設けてもよいし、あるいは表面実装型でなく、マイクロレンズが形成
された砲弾型のケースにLEDを収容した形態でもよい。また、緑色半導体
光源や赤色半導体光源として蛍光型半導体光源を使用する場合は、蛍光型半
導体光源は励起光LEDと蛍光体を一体的に設けたものに限らず、これらを
別に設けたものでもよい。この場合には、励起光LEDと蛍光体の間にレン
ズや光ファイバ等の導光部材を追加して、導光部材を介して励起光LEDの
励起光を蛍光体に導光する。

[0105] さらに、蛍光型半導体の発光素子として、LEDの代わりにレーザダイオ
ード（LD（Laser Diode））を用いてもよい。LEDやLDの他に有機EL
（Electro-Luminescence）素子を用いてもよい。蛍光型半導体光源に限らず
、他の半導体光源の発光素子に、LDや有機EL素子を用いてもよい。

[0106] 光源部の構成としては、上記各実施形態で例示した青色、緑色、赤色の各
半導体光源35～37を有するものに代えて、白色光源と青色半導体光源と
の組み合わせでもよい。白色光源としては、白色LEDや、青色励起光発光
素子と、青色励起光で励起されて緑色から赤色のブロードな波長帯域の蛍光
を発する蛍光体とで構成した蛍光型白色半導体光源等を用いてもよいし、半
導体光源に限らずキセノンランプやメタルハライドランプを用いてもよい。

[0107] また、白色光源と、白色光源が発する白色光の光路上に配置されたフィル
タターレットとで光源部を構成してもよい。フィルタターレットは、可視光
透過ガラス製の円板の半面にLCF48が形成され、あとの半分は何も設け

られず、白色光源が発した白色光をそのまま透過するもので、モータ等により回転される。LCF48は、白色光のうちの表層血管と中層血管の反射率の交点Pの波長以上の光成分をカットしてロングカット青色光を生成する。この場合は白色光源が青色光源を兼ねる。

[0108] この場合、撮像素子56の蓄積動作と同期してフィルタターレットが順次回転され、観察部位には照明光として白色光とロングカット青色光が交互に照射される。画像処理部67は、白色光を照射して得られた画像信号とロングカット青色光を照射して得られた画像信号を元に観察画像を生成する。強調処理部70は、例えば、青色光を照射して得られたB画像を、白色光を照射して得られたフルカラー画像に合成することで、表層血管を強調する。

[0109] 白色光源が青色光源を兼ねる上記の場合は、青色光の光量を独立して制御することが難しいので、上記各実施形態のように青色光源を単独の青色半導体光源とし、青色光の光量を独立して制御可能な構成とするほうがより好ましい。また、青色光源を単独の青色半導体光源とすることで、白色光源が青色光源を兼ねる場合と比べて、青色光LBひいてはロングカット青色光の光量を稼ぐことができ、表層血管の視認性を向上させることができるのでより好ましい。

[0110] 上記各実施形態における光路統合部の構成は1例であり、種々の変更が可能である。例えばダイクロイックフィルタを形成した光学部材としてダイクロイックミラーを用いているが、代わりにプリズムにダイクロイックフィルタを形成したダイクロイックプリズムを用いてもよい。また、ダイクロイックミラーやダイクロイックプリズムといった、ダイクロイックフィルタを形成した光学部材の代わりに、例えば、各半導体光源に対峙する複数の入射端と、内視鏡のライトガイドの入射端に対峙する1つの出射端を有する分岐型ライトガイドを用いて光路を統合してもよい。分岐型ライトガイドは、光ファイバをバンドル化したファイババンドルであり、一端において光ファイバを所定本数ずつ複数の分割して、入射端を複数の分岐させたものである。この場合には、分岐した各入射端のそれぞれに対応させて各半導体光源を配置

する。

[0111] ロングカット青色光と緑色光L Gの混合光や、緑色光L Gと紫色光L Vの混合光を観察部位に照射し、緑色光L Gベースで観察画像を取得してもよい。

[0112] 上記各実施形態では、撮像素子5 6として、B、G、Rのマイクロカラーフィルタによって照明光を色分離するカラー撮像素子を有し、カラー撮像素子によってB、G、Rの画像信号を同時に取得する同時式の内視鏡システムおよびそれに用いられる光源装置を例に説明したが、モノクロ撮像素子を有し、青色、緑色、赤色の各色光を順次照射して、B、G、Rの画像信号を面順次で取得する面順次式の内視鏡システムおよびそれに用いられる光源装置に本発明を適用してもよい。

[0113] なお、言うまでもないが、上記各実施形態は、単独で実施することも、複合して実施することも可能である。

[0114] 上記各実施形態では、光源装置とプロセッサ装置が別体で構成される例で説明したが、2つの装置を一体で構成してもよい。また、本発明は、照明光の観察部位の反射光をイメージガイドで導光するファイバ스코プや、撮像素子と超音波トランスデューサが先端部に内蔵された超音波内視鏡を用いた内視鏡システムおよびそれに用いられる光源装置にも適用することができる。

符号の説明

- [0115] 1 0 内視鏡システム
1 1 内視鏡
1 3、9 0、1 1 0 光源装置
3 5 青色半導体光源
3 6 緑色半導体光源
3 7 赤色半導体光源
4 0、1 1 6 光源部
4 1、1 1 7 光路統合部

- 4 2、9 8 光源制御部
- 4 3 青色ＬＥＤ
- 4 8 ロングカットフィルタ（ＬＣＦ）
- 5 5 ライトガイド
- 5 6 撮像素子
- 9 5 モード切替部
- 9 6 モード切替ボタン
- 9 7 ロングカットフィルタ（ＬＣＦ）移動機構
- 1 1 5 紫色半導体光源

請求の範囲

- [請求項1] 青色の波長帯域の青色光を発する青色光源と、
前記青色光の光路上に設けられ、前記青色光のうち、生体組織の粘膜表層に存在する表層血管と中層に存在する中層血管の反射スペクトルにおいて、前記表層血管と前記中層血管の反射率の交点の波長以上の長波長成分の少なくとも一部をカットするロングカットフィルタと、
を有することを特徴とする内視鏡システム。
- [請求項2] 前記交点の波長は、445 nm～460 nmの範囲の値であることを特徴とする請求項1記載の内視鏡システム。
- [請求項3] 前記交点の波長は、450 nmであることを特徴とする請求項2に記載の内視鏡システム。
- [請求項4] 前記青色光源は、青色半導体発光素子を有する青色半導体光源であることを特徴とする請求項1ないし3のいずれか1項に記載の内視鏡システム。
- [請求項5] 前記青色半導体発光素子は、青色発光ダイオードであることを特徴とする請求項4に記載の内視鏡システム。
- [請求項6] 緑色の波長帯域の緑色光を発する緑色半導体光源と、
赤色の波長帯域の赤色光を発する赤色半導体光源と、
前記緑色半導体光源、前記赤色半導体光源、および前記青色半導体光源が発する各色光の光路を統合する光路統合部とを有することを特徴とする請求項4または5に記載の内視鏡システム。
- [請求項7] 前記緑色半導体光源、前記赤色半導体光源、および前記青色半導体光源は、各色光を同時に発することを特徴とする請求項6に記載の内視鏡システム。
- [請求項8] 前記ロングカットフィルタのカット機能を有効化して、前記表層血管を強調して観察する表層血管強調観察モードと、
前記カット機能を無効化して、観察部位を観察する通常観察モード

とを切り替えるモード切替部を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

[請求項9] 前記モード切替部は、モード切替を指示するための指示信号を発する操作部材と、

前記青色光の光路上に配置するセット位置と、前記青色光の光路上から退避させる退避位置との間で、前記ロングカットフィルタを移動させるロングカットフィルタ移動機構と、

前記操作部材からの指示信号に応じて、前記ロングカットフィルタ移動機構の駆動を制御する制御部とを有することを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡システム。

[請求項10] 生体組織の粘膜表層に存在する表層血管のうちの粘膜表層により近い極表層血管を強調して観察するための紫色の波長帯域の紫色光を発する紫色半導体光源を有することを特徴とする請求項 1 ないし 9 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

[請求項11] 前記交点の波長以上の長波長成分の少なくとも一部がカットされたロングカット青色光を含む照明光によって照明された観察対象を撮像して、画像信号を出力する撮像素子と、

前記画像信号に対して、前記表層血管を強調する処理を施す強調処理部とを有する請求項 1 ないし 10 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

補正された請求の範囲
[2014年12月16日(16.12.2014)国際事務局受理]

- [請求項 1] (補正後) 青色の波長帯域の青色光を発する青色半導体光源と、
緑色の波長帯域の緑色光を発する緑色半導体光源と、
赤色の波長帯域の赤色光を発する赤色半導体光源と、
前記緑色半導体光源、前記赤色半導体光源、および前記青色半導体光源が発する各色光の光路を統合する光路統合部と、
前記青色光の光路上に設けられ、前記青色光のうち、生体組織の粘膜表層に存在する表層血管と中層に存在する中層血管の反射スペクトルにおいて、前記表層血管と前記中層血管の反射率の交点の波長以上の長波長成分の少なくとも一部をカットするロングカットフィルタと、
を有することを特徴とする内視鏡システム。
- [請求項 2] 前記交点の波長は、445 nm～460 nmの範囲の値であることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。
- [請求項 3] 前記交点の波長は、450 nmであることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。
- [請求項 4] (削除)
- [請求項 5] (補正後) 前記青色半導体発光素子は、青色発光ダイオードであることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。
- [請求項 6] (削除)
- [請求項 7] (補正後) 前記緑色半導体光源、前記赤色半導体光源、および前記青色半導体光源は、各色光を同時に発することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。
- [請求項 8] 前記ロングカットフィルタのカット機能を有効化して、前記表層血管を強調して観察する表層血管強調観察モードと、
前記カット機能を無効化して、観察部位を観察する通常観察モードとを切り替えるモード切替部を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。
- [請求項 9] 前記モード切替部は、モード切替を指示するための指示信号を発する操作部材と、
前記青色光の光路上に配置するセット位置と、前記青色光の光路上から退

避させる退避位置との間で、前記ロングカットフィルタを移動させるロングカットフィルタ移動機構と、

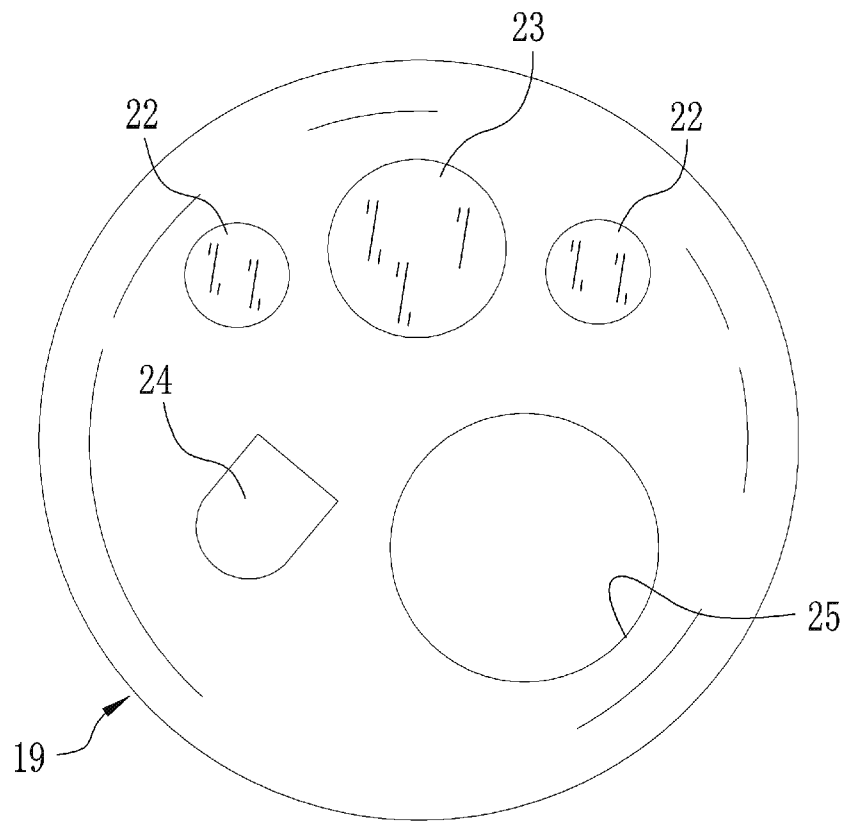
前記操作部材からの指示信号に応じて、前記ロングカットフィルタ移動機構の駆動を制御する制御部とを有することを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡システム。

[請求項 10] 生体組織の粘膜表層に存在する表層血管のうちの粘膜表層により近い極表層血管を強調して観察するための紫色の波長帯域の紫色光を発する紫色半導体光源を有することを特徴とする請求項 1 ないし 9 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

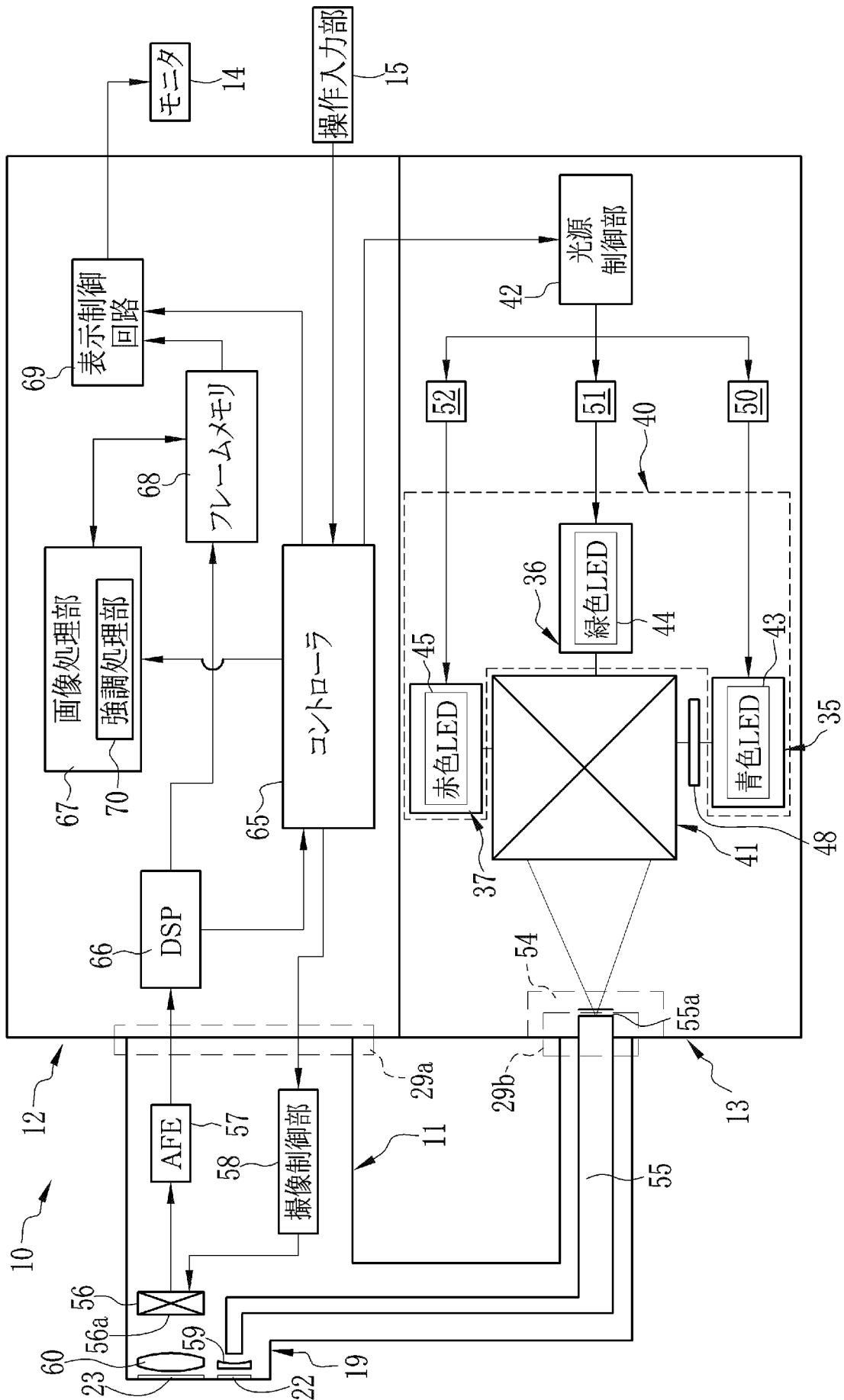
[請求項 11] 前記交点の波長以上の長波長成分の少なくとも一部がカットされたロングカット青色光を含む照明光によって照明された観察対象を撮像して、画像信号を出力する撮像素子と、

前記画像信号に対して、前記表層血管を強調する処理を施す強調処理部とを有する請求項 1 ないし 10 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

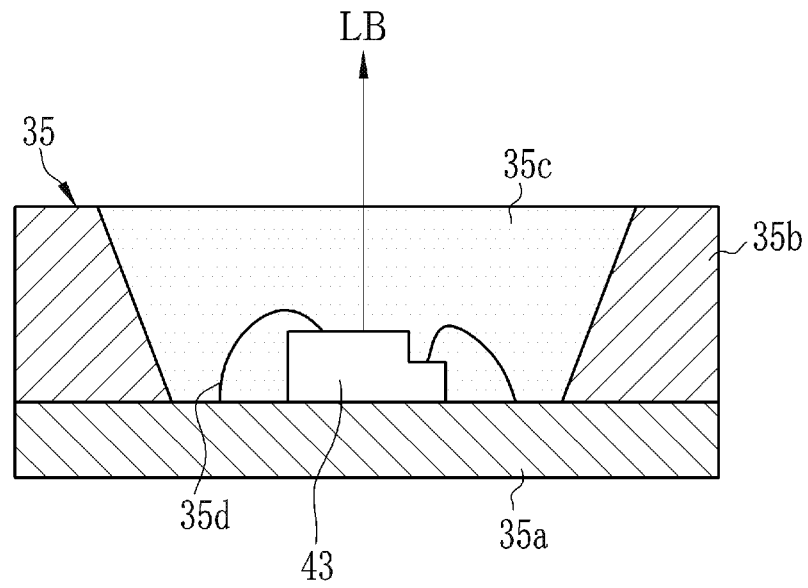
[図2]



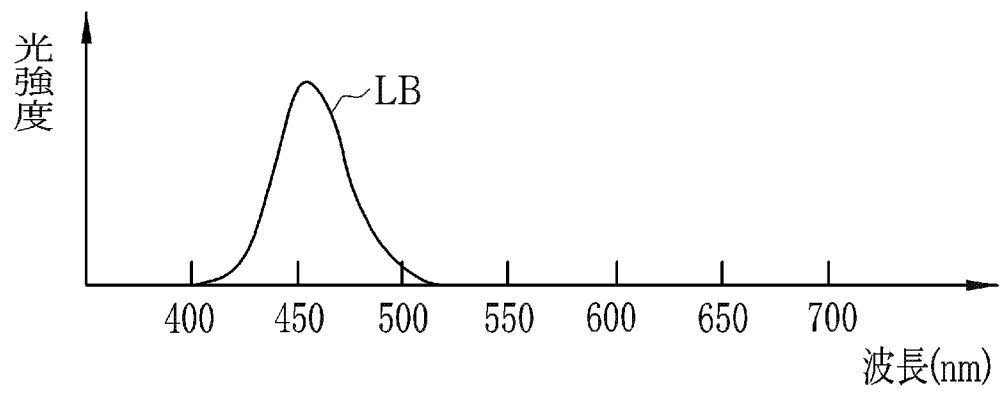
[図3]



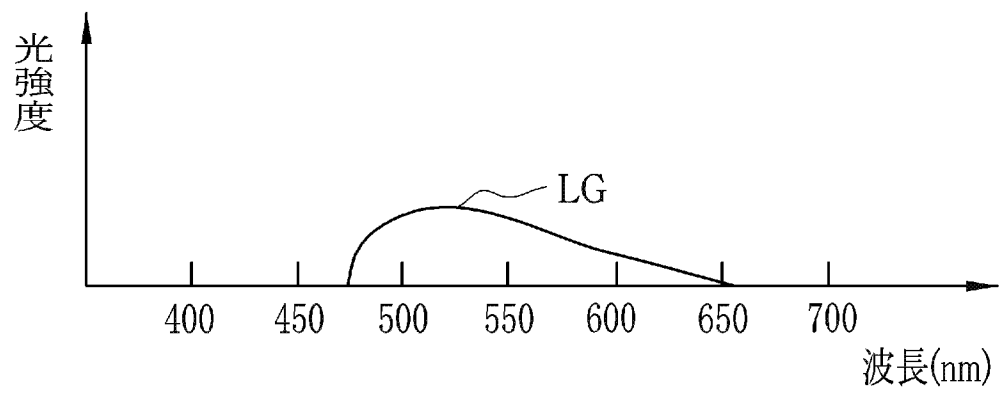
[図4]



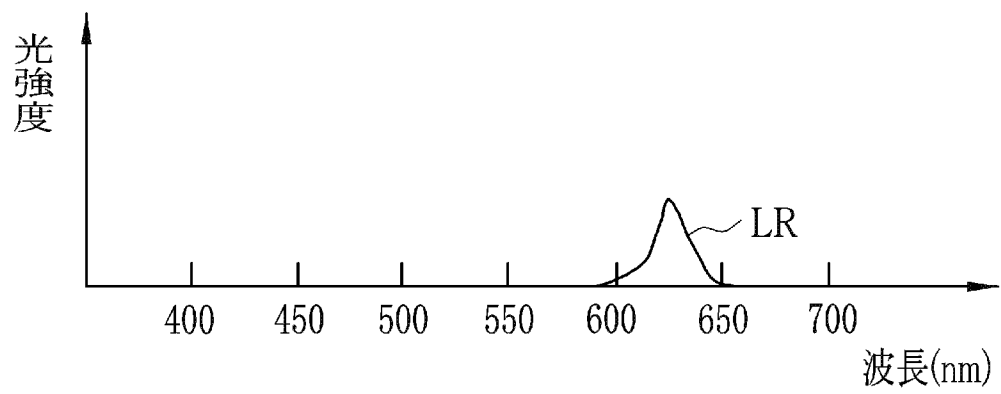
[図5]



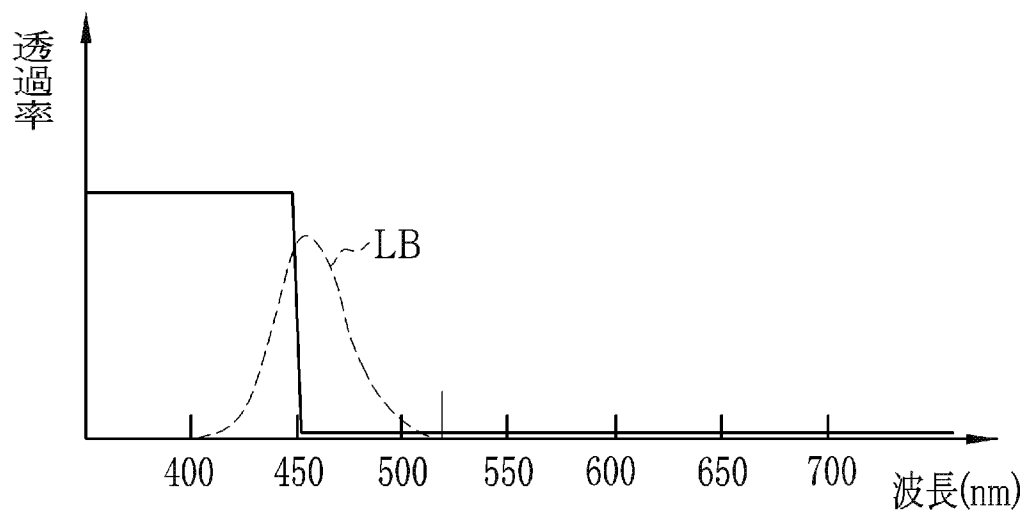
[図6]



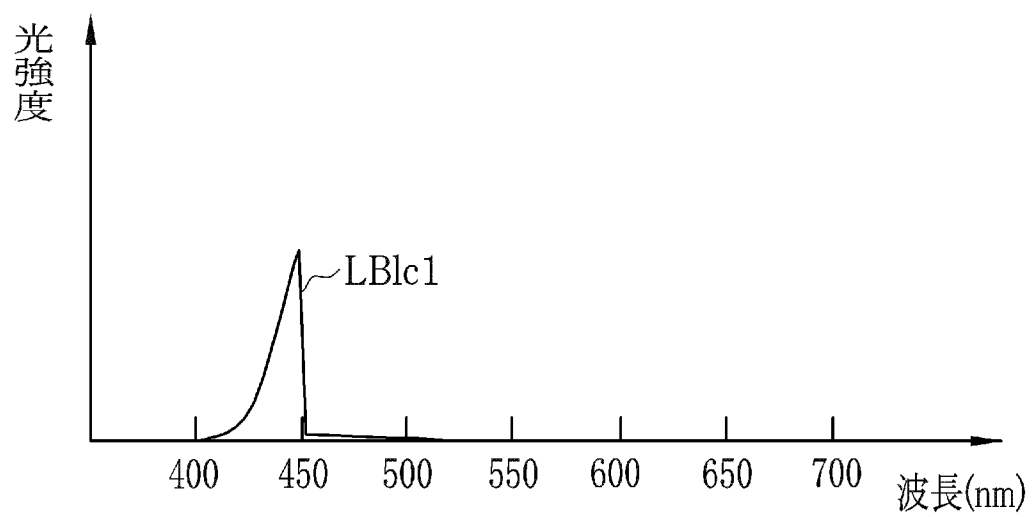
[図7]



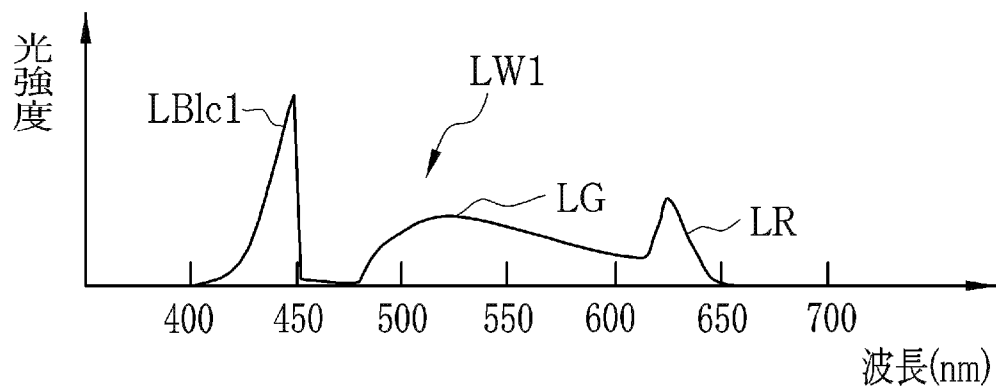
[図8]



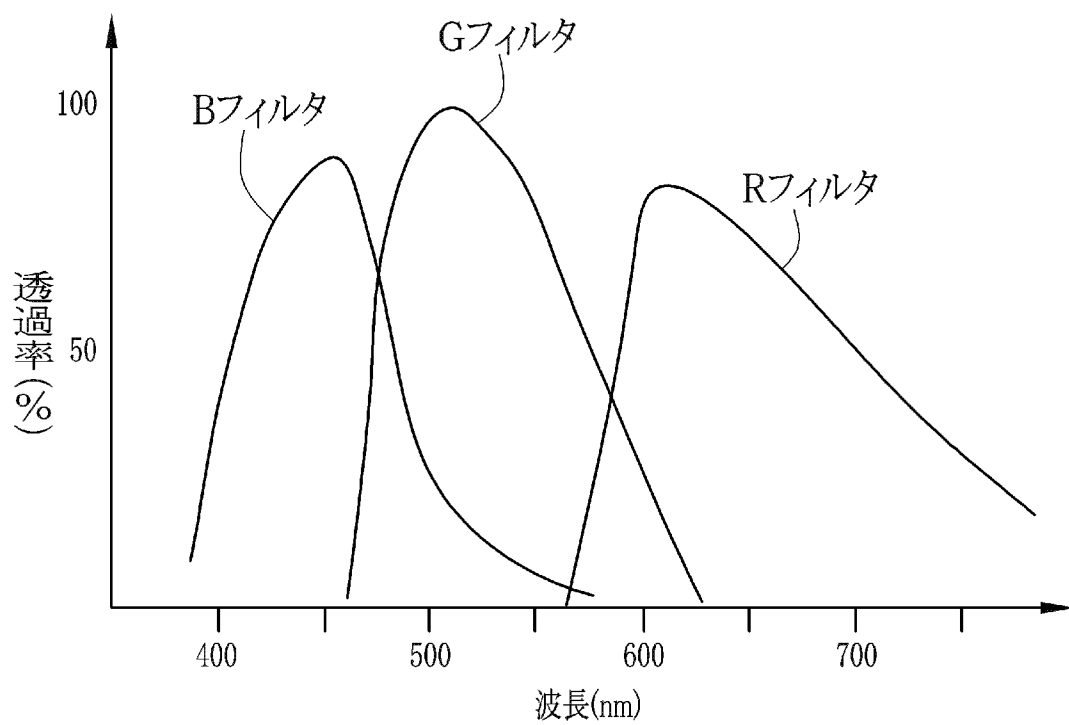
[図9]



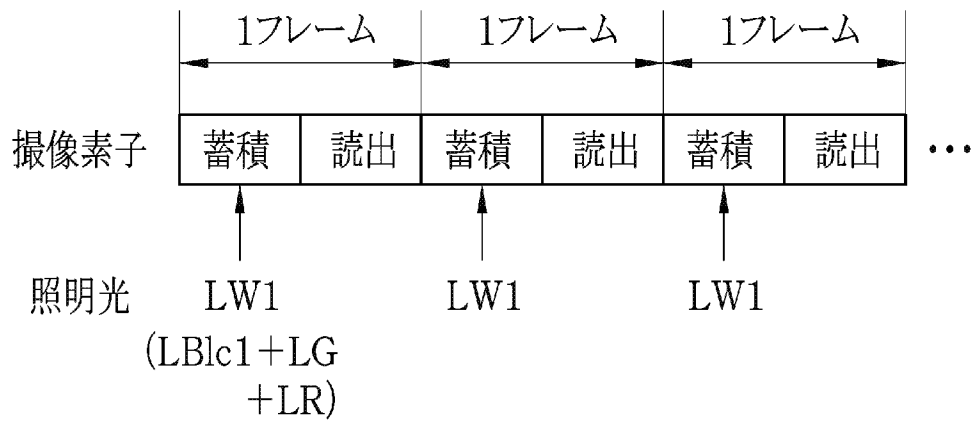
[図10]



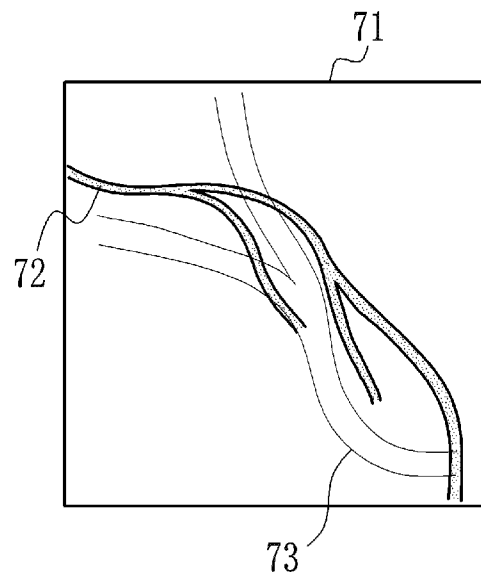
[図11]



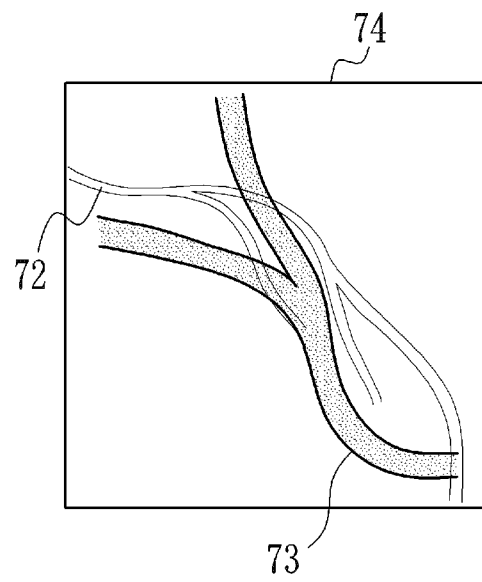
[図12]



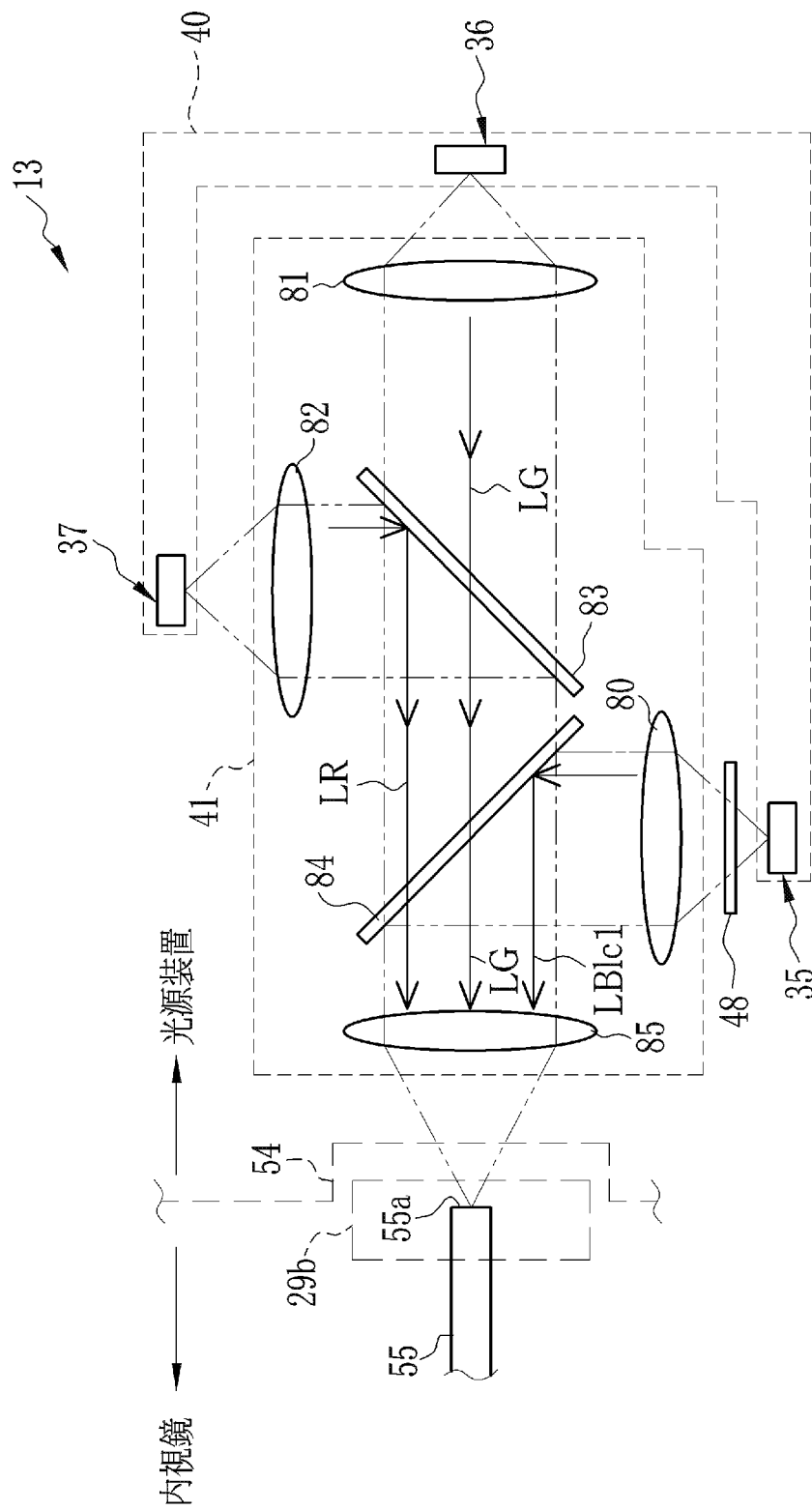
[図13]



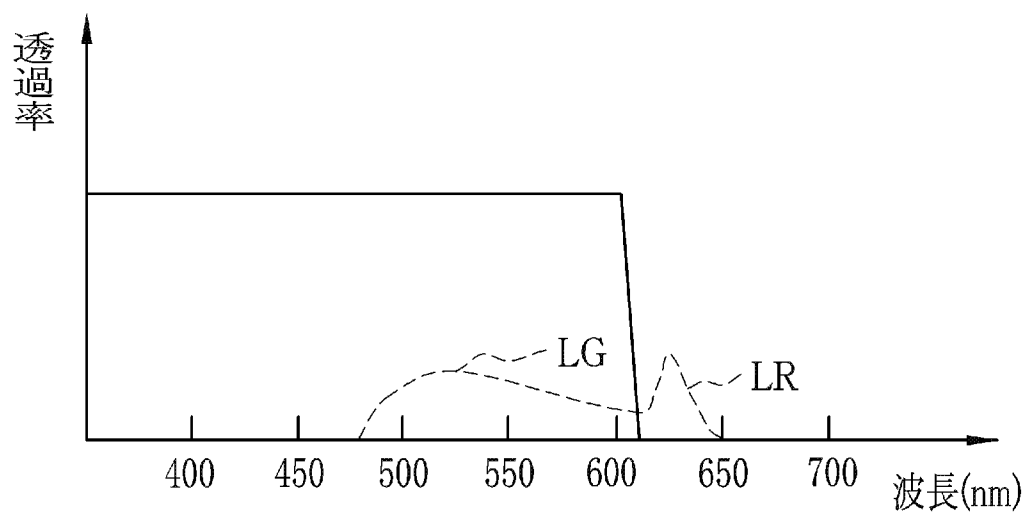
[図14]



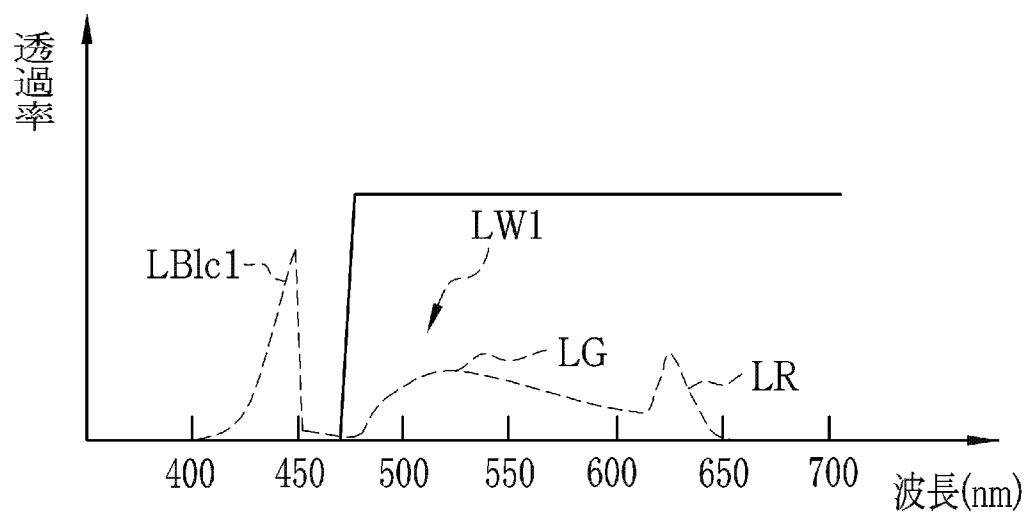
[図15]



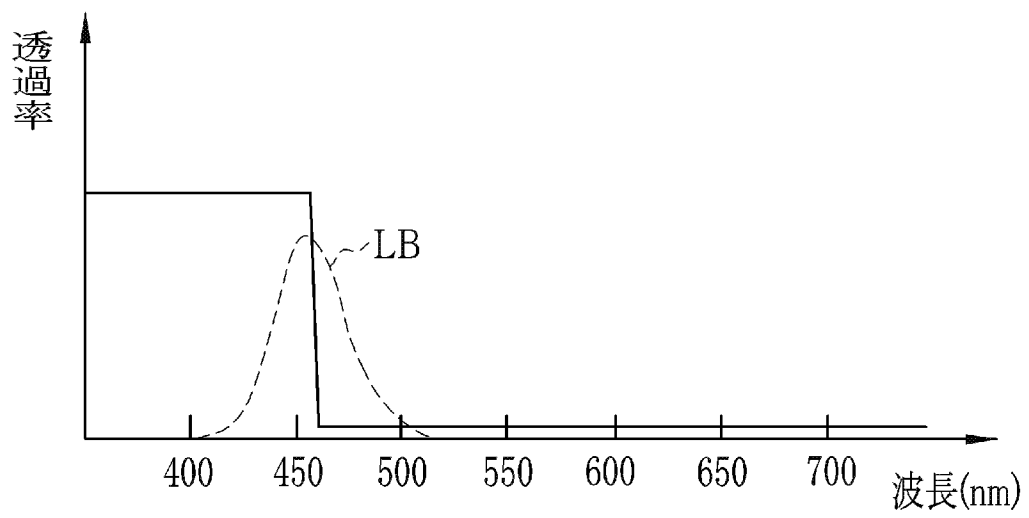
[図16]



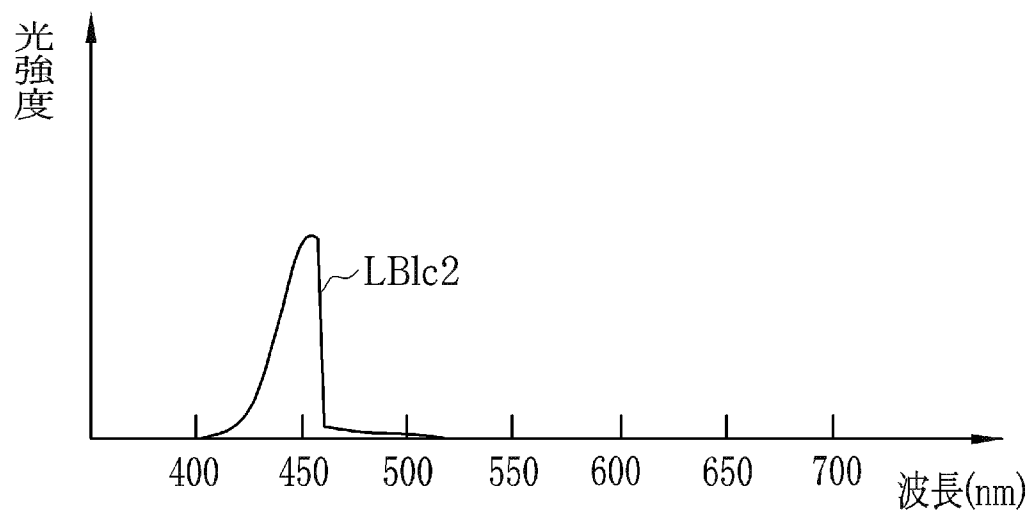
[図17]



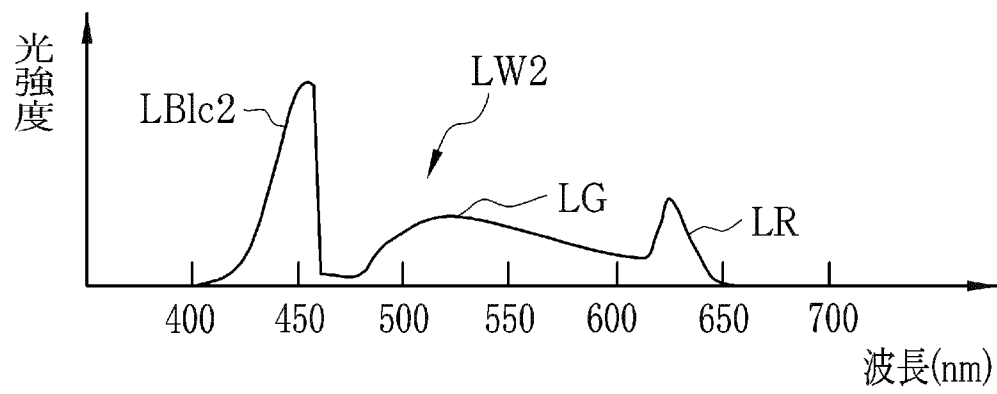
[図18]



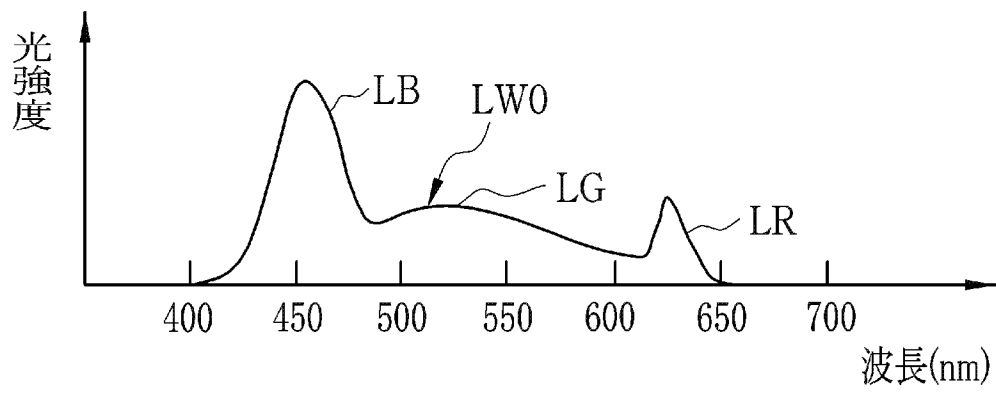
[図19]



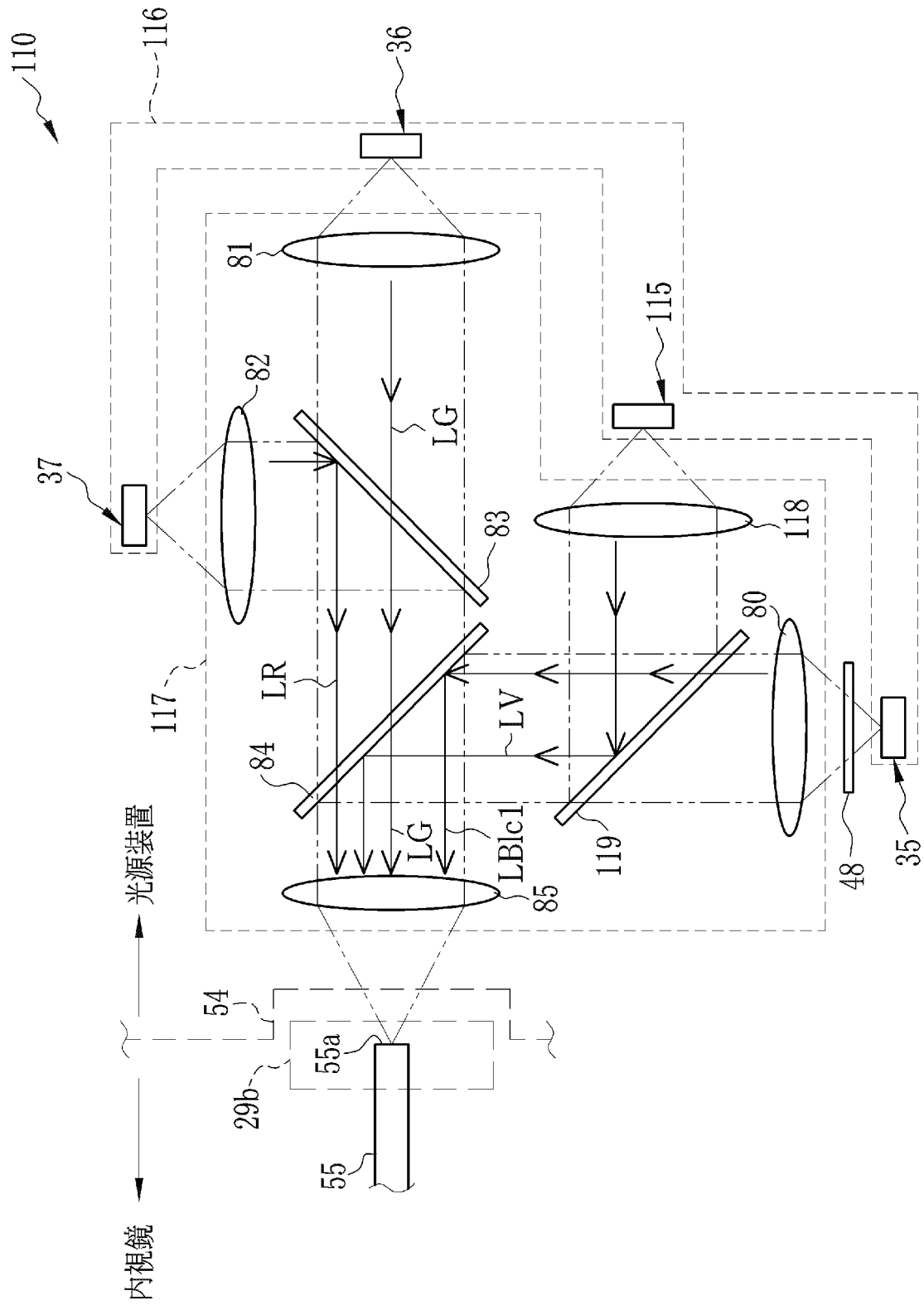
[図20]



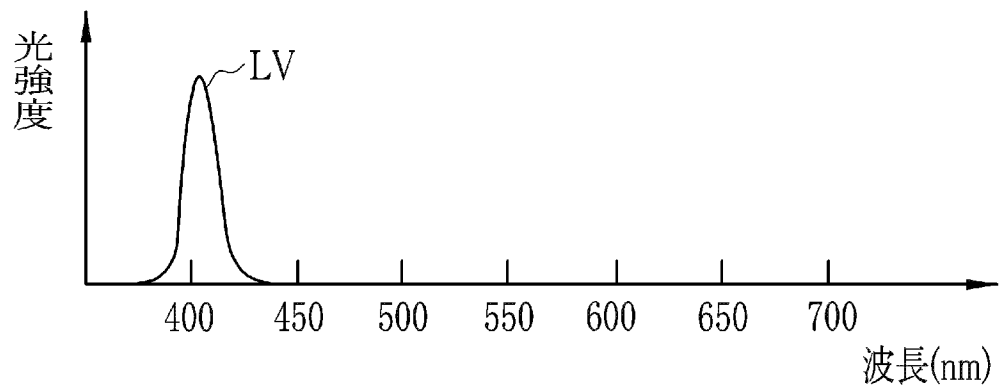
[図22]



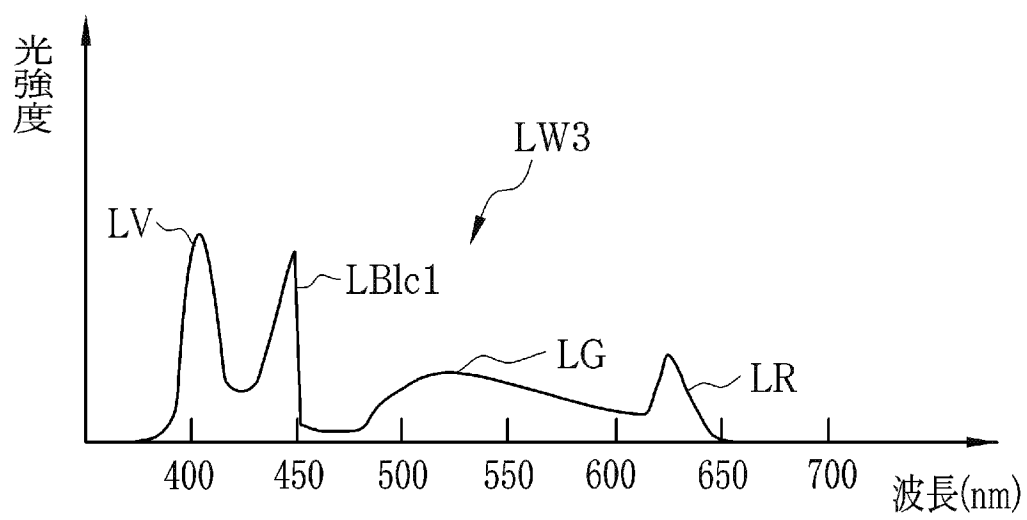
[図23]



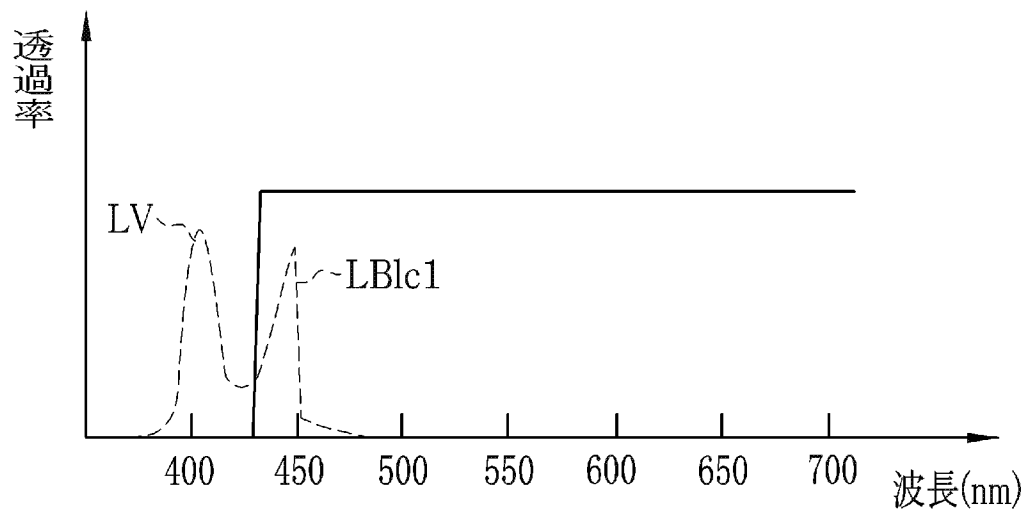
[図24]



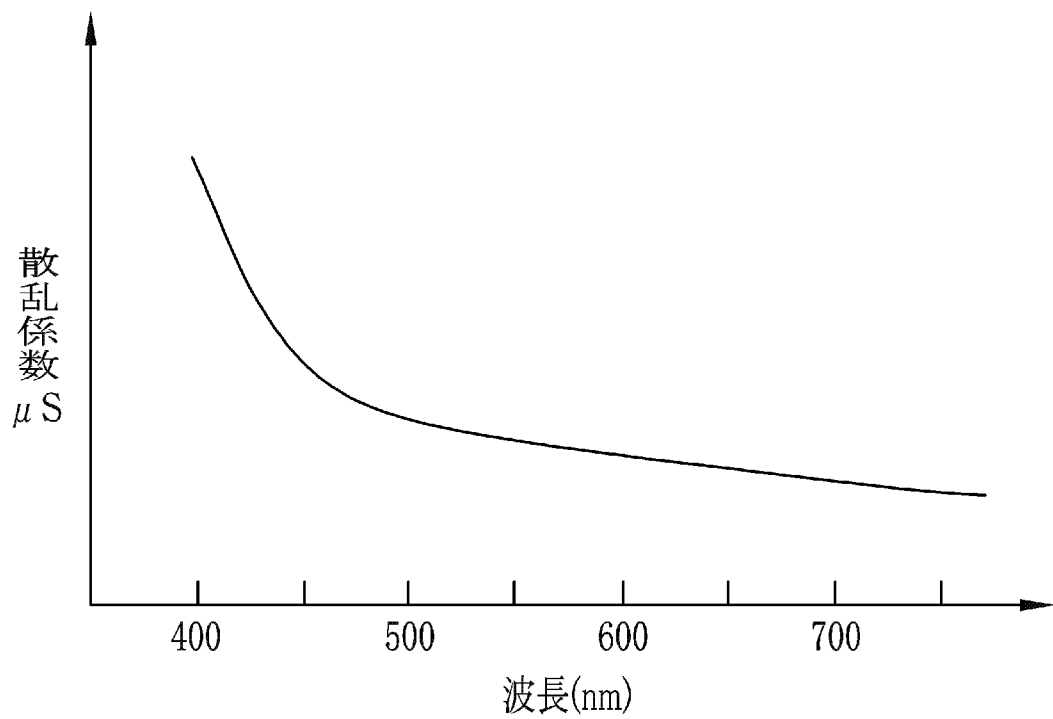
[図25]



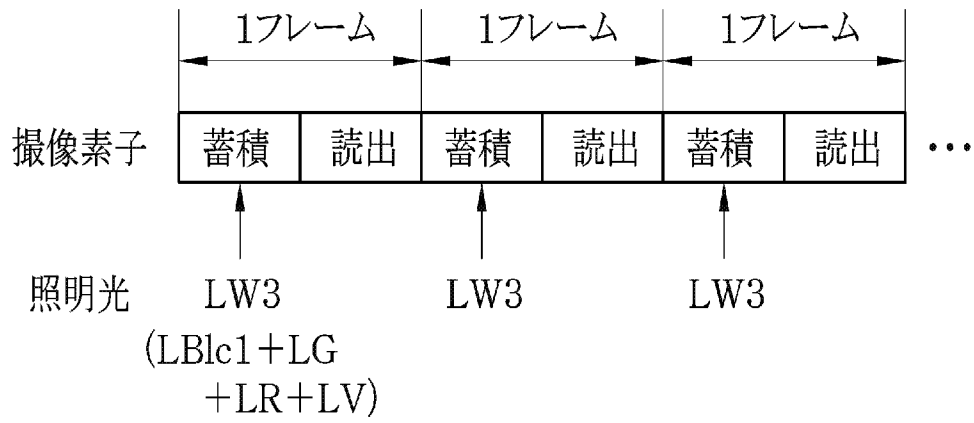
[図26]



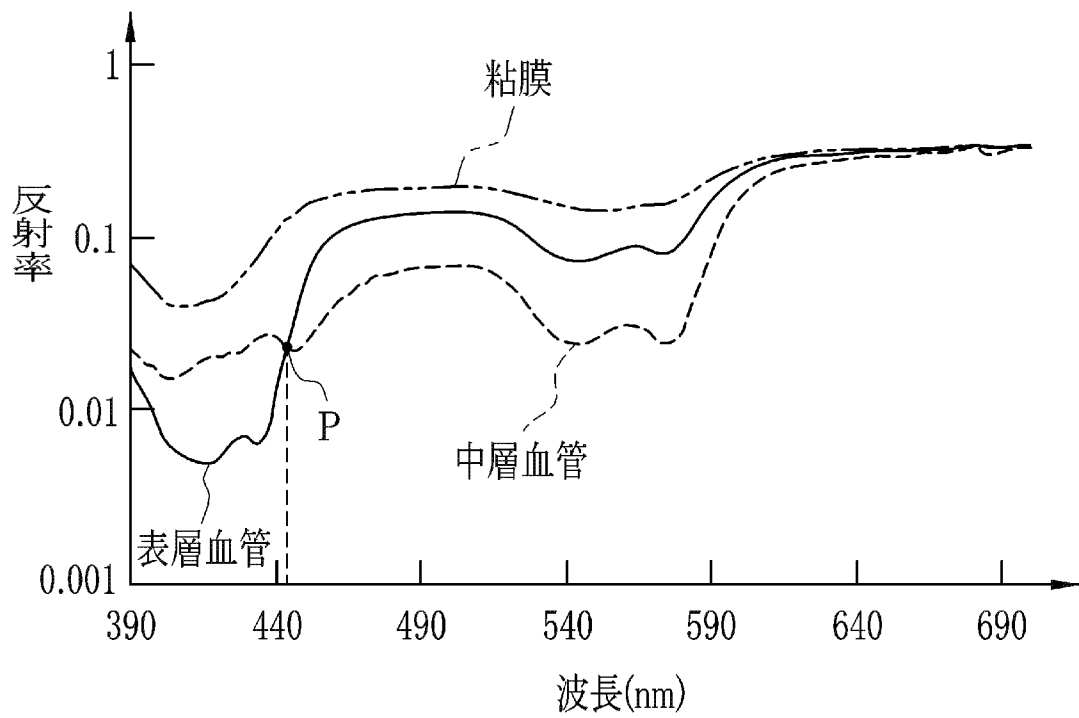
[図27]



[図28]



[図29]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/070553

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, H04N7/18(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, A61B1/04, A61B1/06, G02B23/24, H04N7/18

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	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2012-45265 A (Fujifilm Corp.), 08 March 2012 (08.03.2012), paragraphs [0030], [0062] & CN 102429621 A	1-5, 8, 11 6, 7, 9, 10
A	JP 2007-264537 A (Fujinon Corp.), 11 October 2007 (11.10.2007), paragraph [0020] (Family: none)	1-11
A	JP 2011-200364 A (Hoya Corp.), 13 October 2011 (13.10.2011), paragraph [0031] (Family: none)	1-11

☒ 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
04 November, 2014 (04.11.14)

Date of mailing of the international search report
18 November, 2014 (18.11.14)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/070553

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2013-99595 A (Fujifilm Corp.), 23 May 2013 (23.05.2013), entire text; all drawings (Family: none)	1-11

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, H04N7/18(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（I P C））

Int.Cl. A61B1/00, A61B1/04, A61B1/06, G02B23/24, H04N7/18

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 4 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 4 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 4 年

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

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X A	JP 2012-45265 A (富士フイルム株式会社) 2012.03.08, 【0030】, 【0062】 & CN 102429621 A	1 - 5, 8, 11 6, 7, 9, 10
A	JP 2007-264537 A (フジノン株式会社) 2007.10.11, 【0020】 (ファミリーなし)	1 - 11
A	JP 2011-200364 A (HOYA 株式会社) 2011.10.13, 【0031】 (ファミリーなし)	1 - 11

☒ 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

の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

0 4 . 1 1 . 2 0 1 4

国際調査報告の発送日

1 8 . 1 1 . 2 0 1 4

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

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）

伊藤 昭治

2 Q

4 0 7 7

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

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 2013-99595 A (富士フイルム株式会社) 2013.05.23, 全文、全図 (ファミリーなし)	1 - 11