

(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
2018年4月5日(05.04.2018)



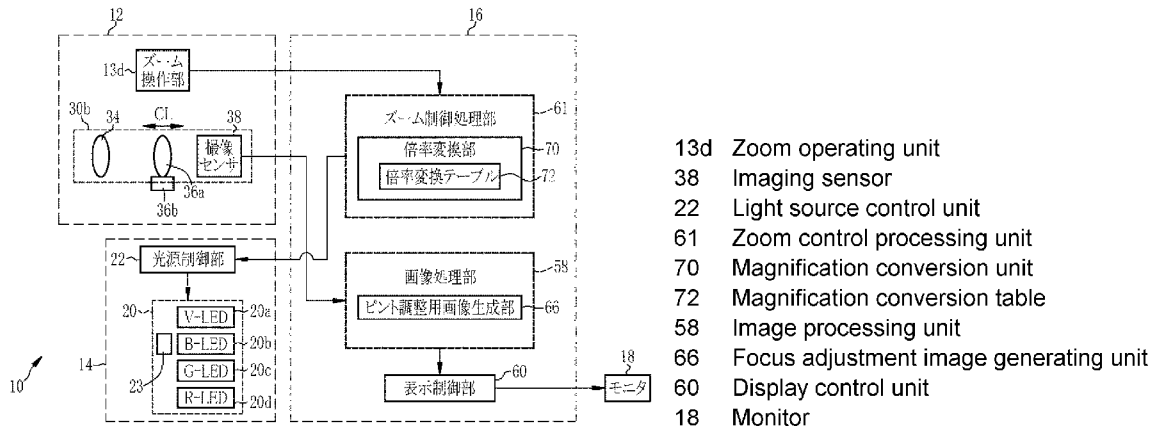
(10) 国際公開番号

WO 2018/061392 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/024894
- (22) 国際出願日: 2017年7月7日(07.07.2017)
- (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:
特願 2016-193133 2016年9月30日(30.09.2016) 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2番30号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 青山 達也 (AOYAMA Tatsuya); 〒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: 中島 順子, 外 (NAKASHIMA Junko et al.); 〒2500111 神奈川県南足柄市竹松1250番地 F F T P M O 棟6F Kanagawa (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, JO, 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,

(54) Title: ENDOSCOPE SYSTEM AND METHOD FOR OPERATING SAME

(54) 発明の名称: 内視鏡システム及びその作動方法



(57) Abstract: Provided are an endoscope system capable of reliably focusing even when illuminating an observation object with light containing long-wave light, and a method for operating the endoscope system. A moving lens moves in an optical axis direction. A lens driving unit moves the moving lens from a first lens position where the moving lens is focused on the observation object illuminated with short-wave light, to a second lens position where the moving lens focuses on the observation object illuminated with long-wave light having a wavelength longer than that of the short-wave light.

(57) 要約: 長波光を含む光を観察対象に照明する場合であっても、確実にピント合わせをすることができる内視鏡システム及びその作動方法を提供する。移動レンズは、光軸方向に移動する。レンズ駆動部は、短波光で照明された観察対象にピントが合っている場合における移動レンズの第1のレンズ位置から、短波光よりも長波長の長波光で照明された観察対象にピントが合う移動レンズの第2のレンズ位置に、移動レンズを移動させる。

WO 2018/061392 A1

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:

一 国際調査報告(条約第21条(3))

明 細 書

発明の名称：内視鏡システム及びその作動方法

技術分野

[0001] 本発明は、観察対象に対してピント合わせを行う内視鏡システム及びその作動方法に関する。

背景技術

[0002] 医療分野においては、光源装置、内視鏡、及びプロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断が広く行われている。内視鏡システムは、光源装置が発する照明光を、内視鏡を介して観察対象に照射し、その照明光により照明中の観察対象を撮像して得た画像信号に基づいて、プロセッサ装置が観察対象の画像を生成する。この画像をモニタに表示することにより、医師は、モニタ上の画像を見ながら診断を行うことができる。

[0003] 医師による診断の際には、撮像センサが設けられた内視鏡の先端部を、体内への挿入方向に沿って移動させるとともに、また、状況に応じて、観察対象に近づけたり離したりすることがある。このように内視鏡の先端部が動くことにより、観察対象との距離が変化し、観察対象にピントが合わなくなつて、画像が見にくくなることがある。また、ズームレンズにより観察対象を拡大した場合にも、観察対象にピントが合わなくなることがある。このような問題に対して、特許文献1では、内視鏡にオートフォーカス機能を加えることにより、観察対象に自動でピントが合うようにしている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2012-110481号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 特許文献1のように、内視鏡にオートフォーカス機能を追加する場合には、内視鏡の先端部にフォーカスレンズとそれを駆動する駆動部を加える必要

がある。そのため、オートフォーカス機能の追加は、内視鏡先端部のコンパクト化を妨げることになる。したがって、現在においては、ズームレンズを使って、また、先端部の位置を微調整することによって、観察対象にピントを合わせることが一般的である。

[0006] ズームレンズを用いてピント合わせを行う場合には、医師が、ズーム操作部を操作して、モニタ上の観察対象にピントが合っているかどうかを確認している。しかしながら、赤色光のような長波光を含む広い帯域の照明光により観察対象を照明した場合には、組織内部の深い部分にまで深達するため、モニタの画像上において、観察対象にピントが合っているかどうかを確認しにくいことがあった。

[0007] 本発明は、ズームレンズを用いてピント合わせを行う場合において、長波光を含む光を観察対象に照明する場合であっても、確実にピント合わせをすることができる内視鏡システム及びその作動方法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

[0008] 本発明の内視鏡システムは、光軸方向に移動する移動レンズと、短波光により照明された観察対象にピントが合っている場合における移動レンズの第1のレンズ位置から、短波光よりも長波長の長波光により照明された観察対象にピントが合う移動レンズの第2のレンズ位置に、移動レンズを移動させるレンズ駆動部とを備える。

[0009] 移動レンズが、観察対象を拡大するズームレンズである場合において、ズームレンズが第1のレンズ位置のある場合の第1倍率と、ズームレンズが第2のレンズ位置にある場合の第2倍率とを関連付けて記憶する倍率変換テーブルと、倍率変換テーブルを参照して、第1倍率から第2倍率に変換する倍率変換部とを有し、レンズ駆動部は、ズームレンズを第2倍率にして、第2のレンズ位置に移動させることが好ましい。第1のレンズ位置と第2のレンズ位置との関係を記憶する位置変換テーブルと、位置変換テーブルを参照して、第1のレンズ位置から第2のレンズ位置を求めるレンズ位置算出部とを

有することが好ましい。

[0010] 紫色光、青色光、又は赤色光を含む複数色の光を独立して発光可能な光源を有し、短波光は、紫色光又は青色光であり、長波光は、複数色の光のうち赤色光を含む光であり、紫色光又は青色光で照明された観察対象を撮像して得られる第1画像を表示部に表示することが好ましい。短波光を発光するための制御を、光源に対して行い、第1のレンズ位置から第2のレンズ位置に移動レンズを移動させた後に、短波光から長波光に切り替える制御を、光源に対して行う光源制御部を有することが好ましい。短波光を発光するための制御を、光源に対して行い、第1のレンズ位置から第2のレンズ位置に移動レンズを移動させる前に、短波光から長波光に切り替える制御を、光源に対して行う光源制御部を有することが好ましい。

[0011] 短波光は、短波帯域に第1のピークを持ち、且つ短波帯域よりも長波側に裾を持つスペクトルを有する光であり、長波光は、第1のピークよりも長波長側に第2のピークを持つ光であり、短波光で照明された観察対象を撮像して得られる第1画像を表示部に表示することが好ましい。複数色の光を独立して発光可能な光源を有し、短波光又は長波光は、複数色の光を組み合わせ得られる多色光であることが好ましい。短波光又は長波光は、1又は複数の短波の狭帯域光と、短波の狭帯域光を波長変換部材により波長変換して得られる蛍光とを含む広帯域光であることが好ましい。

[0012] 短波光及び長波光を含む波長帯域を有する広帯域光を発光する光源と、広帯域光で照明された観察対象の情報を有する複数帯域の画像のうち、短波光に対応する波長情報を有する第1画像を取得する画像取得部と、第1画像を表示する表示部とを有することが好ましい。短波光と長波光とを順次発光する光源と、短波光により照明された観察対象を撮像して得られる第1画像を取得する画像取得部と、第1画像を表示する表示部とを有することが好ましい。長波光により照明された観察対象を撮像して得られる第2画像を取得する画像取得部と、第2画像を表示する表示部を有することが好ましい。

[0013] 本発明の内視鏡システムは、光軸方向に移動する移動レンズと、短波光に

より照明された観察対象にピントが合っている場合における移動レンズの第1のレンズ位置から、短波光よりも長波長の長波光により照明された観察対象にピントが合う移動レンズの第2のレンズ位置に移動レンズを移動させるレンズ駆動部とを備え、移動レンズが、観察対象を拡大するズームレンズである場合において、ズームレンズが第1のレンズ位置のある場合の第1倍率と、ズームレンズが第2のレンズ位置にある場合の第2倍率とを関連付けて記憶する倍率変換テーブルと、倍率変換テーブルを参照して、第1倍率から第2倍率に変換する倍率変換部とを有し、レンズ駆動部は、ズームレンズを第2倍率にして、第2のレンズ位置に移動させる。

[0014] 本発明は、光軸方向に移動する移動レンズを有する内視鏡システムの作動方法において、レンズ駆動部が、短波光により照明された観察対象にピントが合っている場合における移動レンズの第1のレンズ位置から、短波光よりも長波長の長波光により照明された観察対象にピントが合う移動レンズの第2のレンズ位置に、移動レンズを移動させるステップとを有する。

発明の効果

[0015] 本発明によれば、長波光を含む光を観察対象に照明する場合であっても、確実にピント合わせをすることができる。

図面の簡単な説明

[0016] [図1]内視鏡システムの外観図である。

[図2]第1実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

[図3]紫色光V、青色光B、青色光B_x、緑色光G、赤色光Rの分光スペクトルを示すグラフである。

[図4]第1実施形態の通常光の分光スペクトルを示すグラフである。

[図5]第1実施形態の特殊光の分光スペクトルを示すグラフである。

[図6]第1実施形態のズーム制御処理部等を示すブロック図である。

[図7]ピント調整用画像を示す画像図である。

[図8]倍率変換テーブルを示す表である。

[図9]第1実施形態において、ズームレンズを用いてピント合わせをする一連

の流れを示すフローチャートである。

[図10]第2実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

[図11]第2実施形態の通常光の分光スペクトルを示すグラフである。

[図12]第2実施形態の特殊光の分光スペクトルを示すグラフである。

[図13]第2実施形態において、ズームレンズを用いてピント合わせをする一連の流れを示すフローチャートである。

[図14]第3実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

[図15]回転フィルタの平面図である。

[図16]第1実施形態と異なる実施形態におけるズーム制御処理部等を示すブロック図である。

発明を実施するための形態

[0017] [第1実施形態]

図1に示すように、内視鏡システム10は、内視鏡12と、光源装置14と、プロセッサ装置16と、モニタ18（表示部）と、コンソール19とを有する。内視鏡12は、光源装置14と光学的に接続し、かつ、プロセッサ装置16と電氣的に接続する。内視鏡12は、被検体内に挿入する挿入部12aと、挿入部12aの基端部分に設けた操作部12bと、挿入部12aの先端側に設けた湾曲部12c及び先端部12dを有している。操作部12bのアングルノブ13aを操作することにより、湾曲部12cが湾曲動作する。この湾曲動作によって、先端部12dを所望の方向に向ける。

[0018] また、操作部12bには、アングルノブ13aの他、静止画像の取得操作に用いる静止画像取得部13b、観察モードの切り替え操作に用いるモード切替部13c、ズーム倍率の変更操作に用いるズーム操作部13dを設けている。静止画像取得部13bは、モニタ18に観察対象の静止画像を表示するフリーズ操作と、ストレージに静止画像を保存するリリース操作が可能である。

[0019] 内視鏡システム10は、観察モードとして、通常モードと、特殊モードとを有している。観察モードが通常モードである場合、光源装置14は、複数

色の光を通常モード用の光量比 L_c で合波した通常光を発光するとともに、この通常光で照明中の観察対象を撮像して得られた画像信号に基づき、通常画像をモニタ18に表示する。また、光源装置14は、観察モードが特殊モードである場合、複数色の光を特殊モード用の光量比 L_s で合波した特殊光を発光するとともに、この特殊光で照明中の観察対象を撮像して得られた画像信号に基づき、特殊画像をモニタ18に表示する。

[0020] プロセッサ装置16は、モニタ18及びコンソール19と電氣的に接続する。モニタ18は、観察対象の画像や、画像に付帯する情報等を出力表示する。コンソール19は、関心領域 (ROI : Region Of Interest) の指定等や機能設定等の入力操作を受け付けるユーザインタフェースとして機能する。

[0021] 図2に示すように、光源装置14は、観察対象の照明に用いる照明光を発する光源20と、光源20を制御する光源制御部22とを備えている。光源20は、複数色のLED (Light Emitting Diode) 等の半導体光源である。光源制御部22は、LED等のオン/オフや、LED等の駆動電流や駆動電圧の調整によって、照明光の発光量を制御する。また、光源制御部22は、光学フィルタの変更等によって、照明光の波長帯域を制御する。

[0022] 第1実施形態では、光源20は、V-LED (Violet Light Emitting Diode) 20a、B-LED (Blue Light Emitting Diode) 20b、G-LED (Green Light Emitting Diode) 20c、及びR-LED (Red Light Emitting Diode) 20dの4色のLEDと、波長カットフィルタ23とを有している。図3に示すように、V-LED 20aは、波長帯域380nm~420nmの紫色光Vを発する。

[0023] B-LED 20bは、波長帯域420nm~500nmの青色光Bを発する。B-LED 20bから出射した青色光Bのうち少なくともピーク波長の450nmよりも長波長側は、波長カットフィルタ23によりカットされる。これにより、波長カットフィルタ23を透過した後の青色光 B_x は、420~460nmの波長範囲になる。このように、460nmよりも長波長側の波長域の光をカットしているのは、この460nmよりも長波長側の波長域の

光は、観察対象である血管の血管コントラストを低下させる要因であるためである。なお、波長カットフィルタ23は、460nmよりも長波長側の波長域の光をカットする代わりに、460nmよりも長波長側の波長域の光を減光させてもよい。

[0024] G-LED20cは、波長帯域が480nm~600nmに及ぶ緑色光Gを発する。R-LED20dは、波長帯域が600nm~650nmに及び赤色光Rを発する。なお、各LED20a~20dから発せられる光は、それぞれの中心波長とピーク波長とが同じであっても良いし、異なっても良い。

[0025] 光源制御部22は、各LED20a~20dの点灯や消灯、及び点灯時の発光量等を独立に制御することによって、照明光の発光タイミング、発光期間、光量、及び分光スペクトルの調節を行う。光源制御部22における点灯及び消灯の制御は、観察モードごとに異なっている。

[0026] 通常モードの場合、光源制御部22は、V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c、及びR-LED20dを全て点灯させる。その際、図4に示すように、紫色光V、青色光B、緑色光G、及び赤色光R間の光量比Lcは、青色光Bxの発光量が、紫色光V、緑色光G、及び赤色光Rのいずれの発光量よりも大きくなるように、設定されている。これにより、通常モードでは、光源装置14から、紫色光V、青色光Bx、緑色光G、及び赤色光Rを含む通常モード用の多色光が、通常光として、が発せられる。通常光は、青色帯域から赤色帯域まで一定以上の強度を有しているため、ほぼ白色となっている。

[0027] 特殊モードの場合についても、光源制御部22は、V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c、及びR-LED20dを全て点灯させる。その際、図5に示すように、紫色光V、青色光B、緑色光G、及び赤色光R間の光量比Lsは、紫色光Vの発光量が、青色光Bx、緑色光G、及び赤色光Rのいずれの発光量よりも大きくなるように、また、緑色光G及び赤色光Rは紫色光V及び青色光Bxよりも小さくなるように、設定されている。これに

より、特殊モードでは、光源装置14から、紫色光V、青色光Bx、緑色光G、及び赤色光Rを含む特殊モード用の多色光が、特殊光として発せられる。特殊光は、紫色光Vの発光量が大きいことから、青みを帯びた光となっている。

[0028] なお、通常光と特殊光のスペクトルをそれぞれ比較すると、特殊光は、青色帯域などの短波帯域に、紫色光Vのピークなど光強度のピーク（本発明の「第1のピーク」に対応する）を持ち、且つ緑色光Gや赤色光Rなど短波帯域よりも長波長側に裾を持つスペクトルを有する光となっている。一方、通常光は、青色帯域など短波帯域に、青色光Bxのピークなど光強度のピーク（本発明の「第2のピーク」に対応する）を有し、且つこの通常光のピークは特殊光のピークよりも長波長側にあるスペクトルを有する光となっている。

[0029] 通常モード及び特殊モードのいずれにおいても、ズーム操作部13dを操作したときには、光源制御部22は、一定時間の間だけ、B-LED20b、G-LED20c、R-LED20dを消灯して、V-LED20aのみを点灯させる制御を行う。このV-LED20aから発せられる紫色光Vは、観察対象のピント合わせに用いられる。光源制御部22は、一定時間の経過後は、再び、全てのV-LED20a、B-LED20b、G-LED20c、R-LED20dを点灯して、通常光又は特殊光を発光する。

[0030] 図2に示すように、光源20が発した照明光は、ミラーやレンズ等により形成される光路結合部（図示しない）を介して、挿入部12a内に挿通したライトガイド24に入射する。ライトガイド24は、内視鏡12及びユニバーサルコードに内蔵しており、照明光を内視鏡12の先端部12dまで伝搬する。ユニバーサルコードは、内視鏡12と光源装置14及びプロセッサ装置16とを接続するコードである。なお、ライトガイド24としては、マルチモードファイバを使用することができる。一例として、ライトガイド24には、コア径105 μ m、クラッド径125 μ m、外皮となる保護層を含めた径が ϕ 0.3mm \sim ϕ 0.5mmの細径なファイバケーブルを使用するこ

とができる。

[0031] 内視鏡12の先端部12dには、照明光学系30aと撮像光学系30bとを設けている。照明光学系30aは、照明レンズ32を有している。この照明レンズ32を介して、ライトガイド24を伝搬した照明光によって観察対象を照明する。撮像光学系30bは、対物レンズ34と、拡大光学系36と、撮像センサ38とを有している。これら対物レンズ34及び拡大光学系36を介して、観察対象からの反射光、散乱光、及び蛍光等の各種の光が撮像センサ38に入射する。これにより、撮像センサ38に観察対象の像が結像する。

[0032] 拡大光学系36は、観察対象を拡大するズームレンズ36aと、ズームレンズ36aを光軸方向CLに移動させるレンズ駆動部36bとを備えている。ズームレンズ36aは、レンズ駆動部36bによるズーム制御に従って、テレ端とワイド端の間で自在に移動させることにより、撮像センサ38に結像する観察対象を拡大又は縮小させる。また、ズームレンズ36aは、通常光又は特殊光により照明された観察対象に対するピント合わせにも用いられる。このズームレンズ36aを用いるピント合わせの詳細については、後述する。

[0033] 撮像センサ38は、照明光が照射された観察対象を撮像するカラー撮像センサである。撮像センサ38の各画素には、R（赤色）カラーフィルタ、G（緑色）カラーフィルタ、B（青色）カラーフィルタのいずれかを設けている。撮像センサ38は、Bカラーフィルタが設けられているB画素により紫色から青色の光を受光し、Gカラーフィルタが設けられているG画素により緑色の光を受光し、Rカラーフィルタが設けられているR画素により赤色の光を受光する。そして、各色の画素から、RGB各色の画像信号を出力する。撮像センサ38は、出力した画像信号を、CDS/AGC回路40に送信する。

[0034] 通常モードにおいては、撮像センサ38は、通常光が照明された観察対象を撮像することにより、B画素からBc画像信号を出力し、G画素からGc画像信

号を出力し、R画素からR_c画像信号を出力する。また、特殊モードにおいては、撮像センサ38は、特殊光が照明された観察対象を撮像することにより、B画素からB_s画像信号を出力し、G画素からG_s画像信号を出力し、R画素からR_s画像信号を出力する。また、通常モード及び特殊モードにおいて、ズーム作動中に紫色光Vが観察対象に照明された場合には、紫色光Vにより照明された観察対象を撮像することにより、B画素からB_p画像信号を出力し、G画素からG_p画像信号を出力し、R画素からR_p画像信号を出力する。

[0035] 撮像センサ38としては、CCD (Charge Coupled Device) 撮像センサやCMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 撮像センサ等を利用可能である。また、RGBの原色のカラーフィルタを設けた撮像センサ38の代わりに、C (シアン)、M (マゼンタ)、Y (イエロー) 及びG (緑) の補色フィルタを備えた補色撮像センサを用いても良い。補色撮像センサを用いる場合には、CMYGの4色の画像信号を出力する。このため、補色ー原色色変換によって、CMYGの4色の画像信号をRGBの3色の画像信号に変換することにより、撮像センサ38と同様のRGB各色の画像信号を得ることができる。また、撮像センサ38の代わりに、カラーフィルタを設けていないモノクロセンサを用いても良い。

[0036] CDS/AGC回路40は、撮像センサ38から受信したアナログの画像信号に、相関二重サンプリング (CDS : Correlated Double Sampling) や自動利得制御 (AGC : Automatic Gain Control) を行う。A/D (Analog to Digital) 変換回路42は、CDS/AGC回路40を経たアナログ画像信号を、デジタルの画像信号に変換する。A/D変換回路42は、A/D変換後のデジタル画像信号を、プロセッサ装置16に入力する。

[0037] プロセッサ装置16は、画像信号取得部50と、DSP (Digital Signal Processor) 52と、ノイズ低減部54と、画像処理部58と、表示制御部60と、ズーム制御処理部61とを備えている。画像信号取得部50と、ノイズ低減部54と、画像処理部58と、表示制御部60と、ズーム制御処理部61といった各部のハードウェア的な構造は、次に示すような各種のプロセ

ッサである。各種のプロセッサには、ソフトウェア（プログラム）を実行して各種の処理部として機能する汎用的なプロセッサであるCPU（Central Processing Unit）、FPGA（Field Programmable Gate Array）などの製造後に回路構成を変更可能なプロセッサであるプログラマブルロジックデバイス（Programmable Logic Device: PLD）、ASIC（Application Specific Integrated Circuit）などの特定の処理を実行させるために専用に設計された回路構成を有するプロセッサである専用電気回路などが含まれる。なお、内視鏡12や光源装置14の内部の各部についても同様である。

[0038] 画像信号取得部50（本発明の「画像取得部」に相当する）は、内視鏡12から、観察モードに対応したデジタル画像信号を取得する。通常モードの場合には、通常画像として、Bc画像信号、Gc画像信号、Rc画像信号を取得する。特殊モードの場合には、特殊画像として、Bs画像信号、Gs画像信号、Rs画像信号を取得する。通常モード及び特殊モードにおいて、ズーム作動中に紫色光Vが観察対象に照明された場合には、Bp画像信号、Gp画像信号、Rp画像信号を取得する。

[0039] DSP52は、画像信号取得部50が取得した画像信号に対して、欠陥補正処理、オフセット処理、ゲイン補正処理、リニアマトリクス処理、ガンマ変換処理、及びデモザイク処理等の各種信号処理を施す。欠陥補正処理は、撮像センサ38の欠陥画素の信号を補正する。オフセット処理は、欠陥補正処理した画像信号から暗電流成分を除き、正確なゼロレベルを設定する。ゲイン補正処理は、オフセット処理した画像信号に特定のゲインを乗じることにより信号レベルを整える。

[0040] リニアマトリクス処理は、ゲイン補正処理した画像信号の色再現性を高める。ガンマ変換処理は、リニアマトリクス処理した画像信号の明るさや彩度を整える。ガンマ変換処理した画像信号には、デモザイク処理（等方化処理、又は同時化処理とも言う）を施すことによって、各画素において不足した色の信号を補間によって生成する。このデモザイク処理によって、全画素がRGB各色の信号を有するようになる。ノイズ低減部54は、DSP52に

においてデモザイク処理等を施した画像信号に対して、例えば、移動平均法やメディアンフィルタ法等によるノイズ低減処理を施し、ノイズを低減する。

[0041] 画像処理部58は、通常画像生成部62と、特殊画像処理部64と、ピント調整用画像生成部66とを備えている。通常画像処理部62は、通常モードに設定されている場合に作動し、受信した通常画像に対して、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を行う。色変換処理では、RGB画像信号に対して3×3のマトリックス処理、階調変換処理、及び3次元LUT (Look Up Table) 処理などにより色変換処理を行う。

[0042] 色彩強調処理は、色変換処理済みの通常画像に対して行われる。構造強調処理は、観察対象の構造を強調する処理であり、色彩強調処理後の通常画像に対して行われる。上記のように、構造強調処理まで各種画像処理等を施した通常画像は、紫色光V、青色光Bx、緑色光G、赤色光Rがバランス良く発せられた通常モード用照明光に基づいて得られた画像であるため、自然な色合いの画像となっている。通常画像は、通常モードに設定されている場合はそのまま表示制御部60に入力される。

[0043] 特殊画像処理部64は、特殊モードに設定されている場合に作動する。特殊画像処理部64では、受信した特殊画像に対して、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を行う。色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理の処理内容は、通常画像処理部62と同様である。特殊画像は、血管のヘモグロビンの吸収係数が高い紫色光Vが、他の色の青色光Bx、緑色光G、赤色光Rよりも大きい発光量となっている特殊モード用照明光に基づいて得られた画像であるため、血管構造の解像度が他の構造よりも高くなっている。特殊画像は、特殊モードに設定されている場合にはそのまま表示制御部60に入力される。

[0044] ピント調整用画像生成部66は、通常モード及び特殊モードにおいて、ズーム作動中に作動する。ピント調整用画像生成部66では、Bp画像信号に基づいて、観察対象にピントを合わせるためのピント調整用画像を生成する。生成したピント調整用画像は、表示制御部60に入力される。ピント調整

用画像生成部66の詳細については、後述する。

[0045] 表示制御部60は、画像処理部58から画像をモニタ18に表示するための表示制御を行う。通常モードに設定されている場合には、表示制御部60は、通常画像をモニタ18に表示する制御を行う。特殊モードに設定されている場合には、表示制御部60は、特殊画像をモニタ18に表示する制御を行う。また、通常モード及び特殊モードにおいて、ズーム作動中の一定条件下の元では、表示制御部60は、ピント調整用画像をモニタ18に表示する制御を行う。

[0046] 図6に示すように、ズーム制御処理部61は、ズーム操作部13dの操作がおこなわれた場合において、内視鏡12、光源装置14、プロセッサ装置16の全体を制御する。ズーム制御処理部61は、ズーム操作部13dが操作されると、光源制御部22に対して、紫色光V（本発明の「短波光」に対応する）のみを発光するように指示する。これにより、観察対象には、紫色光Vが照明される。撮像センサ38は、紫色光Vにより照明された観察対象を撮像することにより、Bp画像信号、Gp画像信号、及びRp画像信号を出力する。

[0047] ピント調整用画像生成部66は、撮像センサ38から出力された画像信号のうちBp画像信号に基づいて、ピント調整用画像（本発明の「第1画像」に対応する）を生成する。生成されたピント調整用画像は、表示制御部60によって、モニタ18に表示される。ユーザーは、ピント調整用画像を観察しながら、観察対象を目標の大きさになるように、ズーム操作部13dを操作する。ここで、図7に示すように、ピント調整用画像Paは、血管のヘモグロビンの吸光係数が高い波長域の紫色光Vにより得られるBp画像信号から生成されているため、血管構造Vsなどのエッジ構造が高解像度で表示されている。なお、ピント調整用画像はモノクロの画像であるため、このピント調整用画像を、ズーム操作部13dの操作前に取得した通常画像と並列表示して、ピント合わせを行い易いようにしてもよい。また、モノクロのピント調整用画像に対して、階調バランスを複数の段階、例えば3段階で変え、

それぞれの段階の画像をRGBの各chに割り当てたカラーのピント調整用画像をモニタ18に表示するようにしてもよい。

[0048] ピント調整用画像上では、観察対象にピントが合っていない場合には、血管構造などのエッジがぼけて表示される一方、観察対象にピントが合っている場合には、エッジが明確に表示される。したがって、ユーザーは、観察対象を目標の大きさに拡大した後は、ピント調整用画像におけるエッジがくっきり明確に表示されるように、ズーム操作部13dを操作する。そして、エッジがくっきり明確に表示されて、ズームレンズ36aが第1のレンズ位置になったときに、ズーム操作部13dの操作を停止する。ズーム操作部13dに対して一定時間以上操作がされない場合には、観察対象にピントが合ったものとみなし、この時点でのズームレンズ36aの倍率が、第1倍率としてズーム制御処理部61に送信される。

[0049] ズーム制御処理部61は、紫色光Vで照明された観察対象にピントが合ったときのズームレンズ36aの第1倍率を、通常光又は特殊光で照明された観察対象にピント合わせするための第2倍率に変換する倍率変換部70を有している。倍率変換部70は、倍率変換テーブル72を用いて、第1倍率から第2倍率への変換を行う。倍率変換テーブル72は、図8に示すように、第1倍率と、この第1倍率と同じような大きさで観察対象を拡大しつつ、且つ通常光により照明された観察対象にピント合わせするための通常光用の第2倍率とを関連付けている。係るテーブルは図示しないハードディスクやSSD(Solid State Drive)といった記録媒体に保存されている。合わせて、倍率変換テーブル72は、第1倍率とこの第1倍率と同じような大きさで観察対象を拡大しつつ、且つ特殊光で照明された観察対象にピント合わせするための特殊光用の第2倍率とを関連付けて記憶している。

[0050] なお、通常光用の第2倍率と特殊光用の第2倍率とが異なっているのは、通常光と特殊光とでは、赤色光Rのような長波光を含む割合が違っており、この長波光の割合の違いにより、通常光で照明した場合の観察対象にピントが合う位置と、観察対象とではピントが合う位置が異なるためである。また

、倍率変換テーブル72は、食道、胃、大腸など部位毎に設けてもよい。この場合には、観察する部位の種類を、コンソール等を用いて手動で設定する、又は、画像による自動判定で設定することが好ましい。

[0051] また、倍率変換テーブル72は、例えば、人間の組織内における光散乱係数を模擬したファントムを用いて作成される。ファントムを用いる場合のテーブル作成方法としては、まず、紫色光Vをファントムに照明し、ズームレンズ36aを動かして、観察対象にピント合わせを行う。観察対象にピントが合ったときの倍率を、第1倍率とする。次に、通常光をファントムに照明して観察対象のピント合わせを行う。その際、第1倍率の前後で、ズームレンズ36aを動かして、ピント合わせを行う。ピントが合った時の倍率を通常光用の第2倍率とする。

[0052] これら第1倍率と通常光用の第2倍率とを関連付けて、倍率変換テーブル72に記憶する。一連の方法を、ズームレンズ36aの倍率を変えて行う。また、通常光を照明する場合のテーブルを作成したら、特殊光についても同様の方法でテーブルを作成する。なお、ファントムを用いてテーブルを作成する他、人間の組織内における光散乱係数を表現したモデリングに基づくシミュレーション計算により、テーブルを作成してもよい。

[0053] 倍率変換部70は、設定されている観察モード及び倍率変換テーブル72を参照して、ズームレンズ36aの第1倍率に対応する第2倍率を選択する。例えば、図8に示す倍率変換テーブル72を用いる場合において、観察モードが通常モードに設定されており、第1倍率が10倍である場合には、第2倍率は、第1倍率を1.1倍した11倍となる。また、観察モードが通常モードに設定されており、第1倍率が10倍である場合には、第2倍率は、第1倍率を1.2倍した12倍となる。

[0054] ズーム制御処理部61は、ズームレンズ36aの倍率が、倍率変換部70において選択された第2倍率となるように、レンズ駆動部36bに対して指示を行う。これにより、ズームレンズ36aの倍率が、第1倍率から第2倍率に変更される。レンズ駆動部36bは公知のモーターにより構成される。

これにより、ズームレンズ36aの位置が、第1のレンズ位置から第2のレンズ位置に移動する。また、ズーム制御処理部61は、光源制御部22に対して、観察モードに対応した照明光を発光するように指示する。この指示に従って、光源装置14から、通常モードの場合には通常光が観察対象に照明され、特殊モードの場合には特殊光が観察対象に照明される。そして、撮像センサ38により観察対象の撮像が行われることによって、観察モードに対応した画像（本発明の「第2画像」に対応する）が得られる。得られた画像はモニタ18に表示される。モニタ18に表示される画像は、観察対象がほぼ目標の大きさに拡大されており、且つ観察対象にピントが合っている画像となっている。

[0055] 次に、ズームレンズを用いて、観察対象にピント合わせをする一連の流れについて、図9に示すフローチャートを用いて説明する。通常モード又は特殊モードに設定されている場合において、ズーム操作部13dが操作された場合には、光源制御部22は、V-LED20aを駆動して、紫色光Vを発光する。これにより、紫色光Vが観察対象に照明され、この紫色光Vにより照明された観察対象を撮像センサ38によって撮像して、Bp画像信号、Gp画像信号、Rp画像信号を得る。

[0056] ピント調整用画像生成部66は、Bp画像信号に基づいて、ピント調整用画像を生成する。ピント調整用画像はモニタ18に表示され、ユーザーはピント調整用画像を見て、観察対象にピントが合っているかどうかを確認する。その際、ユーザーは、観察対象にピントが合うように、ズーム操作部13dを操作してズームレンズ36aの位置を微調整する。そして、ユーザーが観察対象にピントが合ったと判断した場合には、ズーム操作部13dの操作を停止する。このときのズームレンズ36aの位置を第1のレンズ位置とする。このズーム操作部13dの操作を停止して一定時間経過した後、ズーム操作部13dの操作を停止した時のズームレンズ36aの第1倍率を、ズーム制御処理部61に送信する。

[0057] 倍率変換部70は、ズームレンズ36aの第1倍率を、通常光又は特殊光

により照明された観察対象にピント合わせするための第2倍率に変換する。ズーム制御処理部61は、ズームレンズ36aの倍率が、第1倍率から第2倍率に切り替えるように、レンズ駆動部36bに指示を行う。これにより、ズームレンズ36aの倍率が第2倍率に変更され、ズームレンズ36aの位置が第1のレンズ位置から第2のレンズ位置に移動する。また、ズーム制御処理部61は、V-LED20aの他、B-LED20b、G-LED20c、R-LED20dの全てを点灯して、通常光又は特殊光を発光するように、光源制御部22に対して指示を行う。これにより、観察対象には通常光又は特殊光が照明された、これら通常光又は特殊光で照明された観察対象を撮像することにより、通常画像又は特殊画像が得られる。通常画像又は特殊画像はモニタ18に表示される。

[0058] なお、上記実施形態では、ピント調整用画像を生成するために、紫色光Vにより観察対象を照明しているが、紫色光Vに代えて又は加えて、青色光Bxにより観察対象を照明するようにしてもよい。また、上記実施形態では、紫色光V、青色光Bx、緑色光G、赤色光Rの4色の光を全て照明し、光量比だけ異ならせた通常光又は特殊光を発光しているが、通常光又は特殊光に加えて、これら4色の光のうち、赤色光Rなどの長波光を少なくとも含む多色光を発光するようにしてもよい。この場合には、多色光により照明された観察対象にピントを合わせるために、倍率変換テーブル72に、第1倍率と、多色光用の第2倍率を関連付けて記憶しておく。

[0059] なお、上記実施形態では、ズームレンズ36aを第1のレンズ位置から第2のレンズ位置に切り替えた後に、観察対象に照明する光を、紫色光Vから通常光又は特殊光に切り替えるようにしているが、紫色光Vが照明された観察対象にピントが合った場合であれば、ズームレンズ36aを第1のレンズ位置から第2のレンズ位置に切り替える前に、観察対象に照明する光を、紫色光Vから通常光又は特殊光に切り替えるようにしてもよい。

[0060] [第2実施形態]

第2実施形態では、上記第1実施形態で示した4色のLED20a~20

dの代わりに、レーザ光源と蛍光体を用いて観察対象の照明を行う。以下においては、第1実施形態と異なる部分のみ説明を行い、第1実施形態と略同様の部分については、説明を省略する。

[0061] 図10に示すように、第2実施形態の内視鏡システム100では、光源装置14の光源20において、4色のLED20a~20dの代わりに、中心波長 445 ± 10 nmの青色レーザ光を発する青色レーザ光源（「445LD」と表記。LDは「Laser Diode」を表す）104と、中心波長 405 ± 10 nmの青紫色レーザ光を発する青紫色レーザ光源（「405LD」と表記）106とが設けられている。これら各光源104、106の半導体発光素子からの発光は、光源制御部108により個別に制御されており、青色レーザ光源104の出射光と、青紫色レーザ光源106の出射光の光量比は変更自在になっている。

[0062] 光源制御部108は、通常モードの場合には、青色レーザ光源104を点灯させる。これに対して、特殊モードの場合には、青色レーザ光源104と青紫色レーザ光源106の両方を点灯させるとともに、青色レーザ光の発光比率を青紫色レーザ光の発光比率よりも大きくなるように制御している。また、第2実施形態においては、通常モード又は特殊モードにおいて、ズーム操作部13dが操作された場合であっても、青色レーザ光源104及び青紫色レーザ光源106に対する光源制御は変更されない。

[0063] なお、青色レーザ光又は青紫色レーザ光の半値幅は ± 10 nm程度にすることが好ましい。また、青色レーザ光源104及び青紫色レーザ光源106は、ブロードエリア型のInGa_nN系レーザダイオードが利用でき、また、InGa_nAs系レーザダイオードやGa_nAs系レーザダイオードを用いることもできる。また、上記光源として、発光ダイオードなどの発光体を用いた構成としてもよい。

[0064] 照明光学系30aには、照明レンズ32の他に、ライトガイド24からの青色レーザ光又は青紫色レーザ光が入射する蛍光体110（波長変換部材）が設けられている。蛍光体110は、青色レーザ光によって励起され、蛍光を

発する。また、青色レーザ光の一部は、蛍光体 110 を励起させることなく透過する。青紫色レーザ光は、蛍光体 110 を励起させることなく透過する。蛍光体 110 を出射した光は、照明レンズ 32 を介して、観察対象の体内を照明する。

[0065] ここで、通常モードにおいては、主として青色レーザ光が蛍光体 110 に入射するため、図 11 に示すような、青色レーザ光（本発明の「短波の狭帯域光」に対応する）、及び青色レーザ光により蛍光体 110 から励起発光する蛍光を合波した通常モード用の広帯域光が、通常光として、観察対象に照明される。この通常光で照明された観察対象を撮像センサ 38 により撮像することによって、Bc 画像信号、Gc 画像信号、Rc 画像信号からなる通常画像が得られる。なお、第 2 実施形態では、本発明の「光源」は、青色レーザ光源 104、青紫色レーザ光源 106、及び蛍光体 110 を含む構成に対応する。

[0066] 一方、特殊モードにおいては、青紫色レーザ光（本発明の「短波の狭帯域光」に対応する）と青色レーザ光の両方が蛍光体 110 に入射するため、図 12 に示すような、青紫色レーザ光、青色レーザ光、及び青色レーザ光により蛍光体 110 から励起発光する蛍光を合波した特殊モード用の広帯域光が、特殊光として、観察対象に照明される。この特殊光により照明された観察対象を撮像センサ 38 で撮像することによって、Bs 画像信号、Gs 画像信号、Rs 画像信号からなる特殊画像が得られる。

[0067] なお、蛍光体 110 は、青色レーザ光の一部を吸収して、緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光体（例えば YAG 系蛍光体、或いは BAM (BaMgAl₁₀O₁₇) などの蛍光体) を含んで構成されるものを使用することが好ましい。本構成例のように、半導体発光素子を蛍光体 110 の励起光源として用いれば、高い発光効率で高強度の白色光が得られ、白色光の強度を容易に調整できる上に、白色光の色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

[0068] なお、通常光と特殊光のスペクトルをそれぞれ比較すると、特殊光は、青

色帯域などの短波帯域に、青紫色レーザ光のピークなどの光強度のピーク（本発明の「第1のピーク」に対応する）を持ち、且つ蛍光など短波帯域よりも長波長側に裾を持つスペクトルを有する光となっている。一方、通常光は、青色帯域など短波帯域に、青色レーザ光のピークなど光強度のピーク（本発明の「第2のピーク」に対応する）を有し、この通常光のピークは特殊光のピークよりも長波長側にあるスペクトルを有する光となっている。

[0069] 第2実施形態では、ズーム操作部13dが操作された場合であっても光源制御の変更が無いことから、ズームレンズを用いて観察対象にピント合わせをする一連の流れが、第1実施形態と異なっている。この第2実施形態における一連の流れについて、図13に示すフローチャートを用いて説明する。通常モード又は特殊モードに設定されている場合において、ズーム操作部13dが操作された場合には、ピント調整用画像生成部66は、各モードで得られる画像信号のうち、短波光に対応する波長情報を有する画像信号に基づいて、ピント調整用画像を生成する。通常モードの場合であれば、Bc画像信号に基づいて、ピント調整用画像を生成し、特殊モードの場合であれば、Bs画像信号に基づいて、ピント調整用画像を生成する。

[0070] ピント調整用画像はモニタ18に表示され、ユーザーはピント調整用画像を見て、ズーム操作部13dの操作を行う。そして、ユーザーが観察対象にピントが合ったと判断した場合には、ズーム操作部13dの操作を停止する。このズーム操作部13dの操作を停止して一定時間経過した後、ズーム操作部13dの操作を停止した時のズームレンズ36aの第1倍率を、ズーム制御処理部61に送信する。

[0071] 倍率変換部70は、ズームレンズ36aの第1倍率を、通常光又は特殊光により照明された観察対象にピント合わせするための第2倍率に変換する。レンズ駆動部36bは、ズームレンズ36aの倍率を、第1倍率から第2倍率に変更する。第2倍率への変更後に、通常光又は特殊光で観察対象を照明し、これら通常光又は特殊光により照明された観察対象を撮像する。これにより、観察対象にピントが合った通常画像又は特殊画像が得られる。通常画

像又は特殊画像はモニタ 18 に表示される。

[0072] [第3実施形態]

第3実施形態では、4色のLED 20a~20dの代わりに、キセノンランプ等の白色光源と回転フィルタを用いて観察対象の照明を行う。また、カラーの撮像センサ38に代えて、モノクロの撮像センサで観察対象の撮像を行っても良い。以下においては、第1実施形態と異なる部分のみ説明を行い、第1実施形態と略同様の部分については、説明を省略する。

[0073] 図14に示す内視鏡システム200では、光源装置14において、内視鏡システム10の各LED 20a~20dに代えて、白色光光源202と、回転フィルタ204と、フィルタ切替部206とが設けられている。また、撮像光学系30bには、カラーの撮像センサ38の代わりに、カラーフィルタが設けられていないモノクロの撮像センサ208が設けられている。なお、第3実施形態では、本発明の「光源」は、白色光光源202と回転フィルタ204とを含む構成に対応する。

[0074] 白色光光源202はキセノンランプや白色LED等であり、波長域が青色から赤色に及ぶ白色光を発する。回転フィルタ204は、回転軸に近い一番近い内側に設けた通常モード用フィルタ210と、この通常モード用フィルタ210の外側に設けた特殊モード用フィルタ212とを備えている(図15参照)。

[0075] フィルタ切替部206は、回転フィルタ204を径方向に移動する。具体的には、フィルタ切替部206は、モード切替部13cにより通常モードにセットした場合に、通常モード用フィルタ210を白色光の光路に挿入する。フィルタ切替部206は、特殊モードにセットした場合に、特殊モード用フィルタ212を白色光の光路に挿入する。

[0076] 図15に示すように、通常モード用フィルタ210には、周方向に沿って、Bbフィルタ210aと、Gフィルタ210bと、Rフィルタ210cとが設けられている。Bbフィルタ210aは、白色光のうち400~500nmの波長範囲を持つ広帯域の青色光Bbを透過する。Gフィルタ210bは、

白色光のうち緑色光Gを透過する。Rフィルタ210cは、白色光のうち赤色光Rを透過する。したがって、通常モード時には、回転フィルタ204が回転することにより、通常光として、広帯域の青色光Bb（本発明の「短波光」に対応する）、緑色光G、赤色光R（本発明の「長波光」に対応する）が、観察対象に向けて、順次照射される。なお、第3実施形態では、通常モードにおいて、ズーム操作部13dが操作された場合であっても、回転フィルタ204は同様に駆動する。これは、特殊モードの場合も同様である。

[0077] 特殊モード用フィルタ212には、周方向に沿って、Bnフィルタ212aと、Gnフィルタ212bとが設けられている。Bnフィルタ212aは、白色光のうち400～450nmの青色狭帯域光Bnを透過する。Gnフィルタ212bは、白色光のうち530～570nmの緑色狭帯域光Gnを透過する。したがって、特殊モード時には、回転フィルタ204が回転することにより、特殊光として、青色狭帯域光（本発明の「短波光」に対応する）、緑色狭帯域光（本発明の「長波光」に対応する）が、観察対象に向けて、順次照射される。

[0078] 内視鏡システム200では、通常モード時には、広帯域の青色光Bb、緑色光G、赤色光Rで観察対象を照明する毎にモノクロの撮像センサ208で観察対象を撮像する。これにより、広帯域の青色光Bbの照明時にBc画像信号が得られ、緑色光Gの照明時にGc画像信号が得られ、赤色光Rの照明時にRc画像信号が得られる。これらBn画像信号、Gc画像信号とRc通常画像によって、通常画像が構成される。

[0079] 特殊モード時には、青色狭帯域光Bn、緑色狭帯域光Gnで観察対象を照明する毎にモノクロの撮像センサ208で観察対象を撮像する。これにより、青色狭帯域光Bnの照明時にBn画像信号が得られ、緑色狭帯域光Gnの照射時にGn画像信号が得られる。これらBn画像信号とGn画像信号によって、特殊画像が構成される。

[0080] 第3実施形態では、ズーム操作部13dが操作された場合であっても、観察対象に照明する光の切替は発生しないため、ズームレンズを用いて観察対

象にピント合わせをする一連の流れが、第1実施形態と異なっている。この第3実施形態における一連の流れは、第2実施形態と同様であるため、説明を省略する（図13参照）。

[0081] なお、上記第1～第3実施形態では、観察対象を拡大するズームレンズを使用しているが、その他、光軸方向に移動する移動レンズであれば、本発明の実施は可能である。また、上記実施形態では、ズームレンズ36aの倍率を第1倍率から第2倍率に変えることによって、ズームレンズ36aの位置を、紫色光Vにより照明された観察対象にピントが合う第1のレンズ位置から、通常光又は特殊光で照明された観察対象にピントが合う第2のレンズ位置に移動させているが、その他の方法でズームレンズ36aの位置を変えてもよい。

[0082] 例えば、図16に示すように、ズーム制御処理部61において、第1のレンズ位置と第2のレンズ位置の関係を予め記憶する位置変換テーブル80と、レンズ位置算出部82とを設けて、ズームレンズ36aの位置を変える方法を以下説明する。まず、上記実施形態と同様の方法で、紫色光Vにより照明された観察対象にピントを合わせて、このピントが合ったときのズームレンズ36aの第1のレンズ位置をレンズ位置算出部82に送信する。レンズ位置算出部82は、位置変換テーブル80を参照して、第1のレンズ位置から、通常光又は特殊光により照明された観察対象にピントが合う第2のレンズ位置を求める。第2のレンズ位置が求まると、レンズ駆動部36bは、ズームレンズ36aの位置を第1のレンズ位置から第2のレンズ位置に移動させる。

[0083] また、上記第1～第3実施形態において、通常モードにより通常画像をモニタ18に表示している場合においては、ズーム操作が行われたときに、一時的に、特殊モードに切り替えて、特殊画像をピント調整用画像としてモニタ18に表示するようにしてもよい。特殊画像は、血管構造などのエッジ構造が高解像度により表示される。したがって、特殊画像も、観察対象のピント合わせに適した画像となっている。なお、ピントが合ってズーム操作を停

止した場合には、再び通常モードに切り替えて、通常画像をモニタ 18 に表示する。

符号の説明

- [0084] 10 内視鏡システム
 - 12 内視鏡
 - 12a 挿入部
 - 12b 操作部
 - 12c 湾曲部
 - 12d 先端部
 - 13a アンクルノブ
 - 13b 静止画像取得部
 - 13c モード切替部
 - 13d ズーム操作部
 - 14 光源装置
 - 16 プロセッサ装置
 - 18 モニタ
 - 19 コンソール
 - 20 光源
 - 20a V-LED
 - 20b B-LED
 - 20c G-LED
 - 20d R-LED
 - 22 光源制御部
 - 23 波長カットフィルタ
 - 24 ライトガイド
 - 30a 照明光学系
 - 30b 撮像光学系
 - 32 照明レンズ

- 3 4 対物レンズ
- 3 6 拡大光学系
 - 3 6 a ズームレンズ
 - 3 6 b レンズ駆動部
- 3 8 撮像センサ
- 4 0 C D S / A G C 回路
- 4 2 A / D 変換回路
- 4 2 変換回路
- 5 0 画像信号取得部
- 5 2 D S P
- 5 4 ノイズ低減部
- 5 8 画像処理部
- 6 0 表示制御部
- 6 1 ズーム制御処理部
- 6 2 通常画像処理部
- 6 4 特殊画像処理部
- 6 6 ピント調整用画像生成部
- 7 0 倍率変換部
- 7 2 倍率変換テーブル
- 1 0 0 内視鏡システム
 - 1 0 4 青色レーザ光源
 - 1 0 6 青紫色レーザ光源
 - 1 0 8 光源制御部
 - 1 1 0 蛍光体
- 2 0 0 内視鏡システム
 - 2 0 2 白色光光源
 - 2 0 4 回転フィルタ
 - 2 0 6 フィルタ切替部

- 208 撮像センサ
- 210 通常モード用フィルタ
 - 210a B bフィルタ
 - 210b Gフィルタ
 - 210c Rフィルタ
- 212 特殊モード用フィルタ
 - 212a B nフィルタ
 - 212b G nフィルタ

請求の範囲

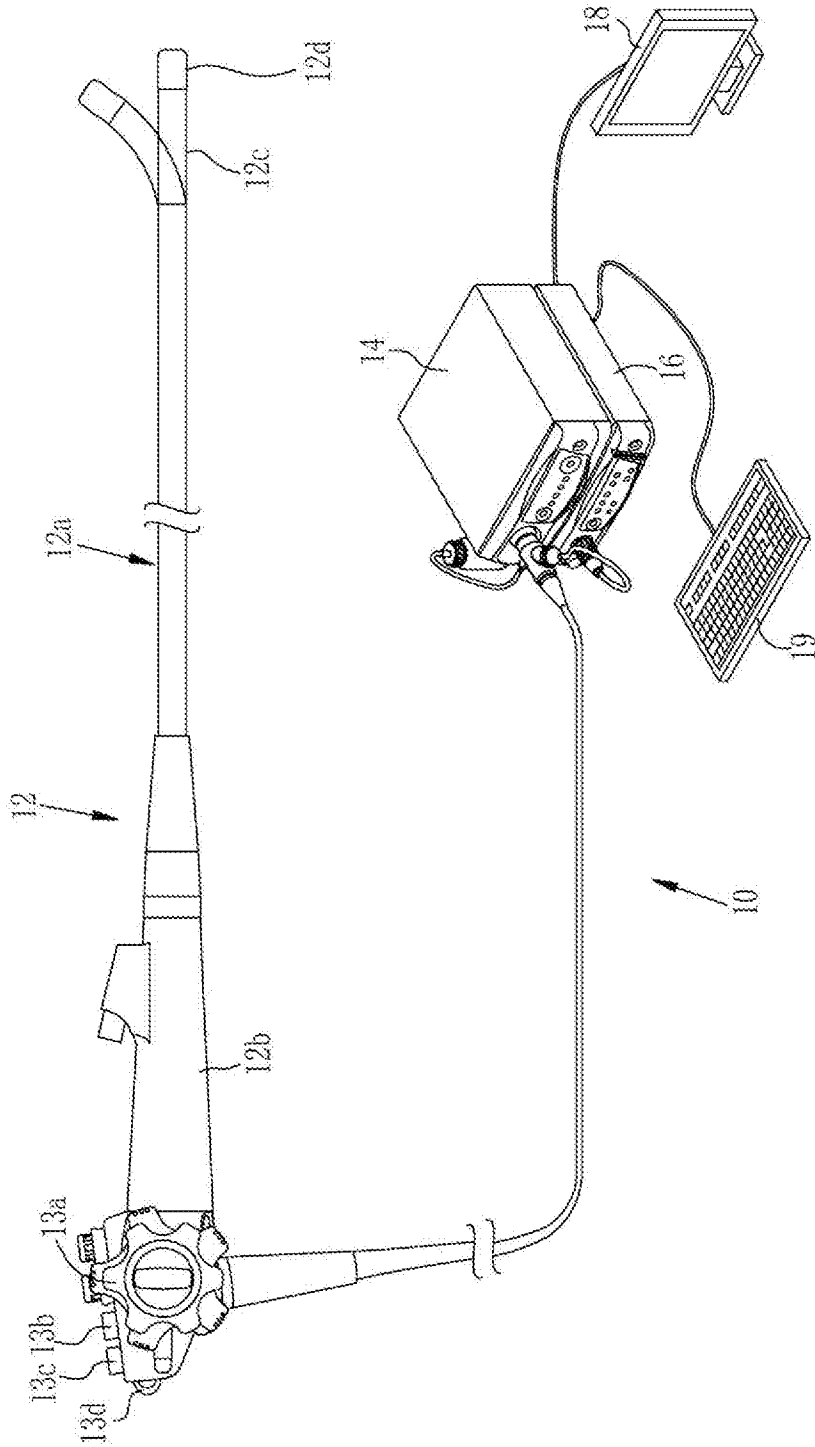
- [請求項1] 光軸方向に移動する移動レンズと、
短波光により照明された観察対象にピントが合っている場合における前記移動レンズの第1のレンズ位置から、前記短波光よりも長波長の長波光により照明された観察対象にピントが合う前記移動レンズの第2のレンズ位置に、前記移動レンズを移動させるレンズ駆動部とを備える内視鏡システム。
- [請求項2] 前記移動レンズが、観察対象を拡大するズームレンズである場合において、
前記ズームレンズが前記第1のレンズ位置のある場合の第1倍率と、前記ズームレンズが前記第2のレンズ位置にある場合の第2倍率とを関連付けて記憶する倍率変換テーブルと、
前記倍率変換テーブルを参照して、前記第1倍率から前記第2倍率に変換する倍率変換部とを有し、
前記レンズ駆動部は、前記ズームレンズを前記第2倍率にして、前記第2のレンズ位置に移動させる請求項1記載の内視鏡システム。
- [請求項3] 前記第1のレンズ位置と前記第2のレンズ位置との関係を記憶する位置変換テーブルと、
前記位置変換テーブルを参照して、前記第1のレンズ位置から前記第2のレンズ位置を求めるレンズ位置算出部とを有する請求項1記載の内視鏡システム。
- [請求項4] 紫色光、青色光、又は赤色光を含む複数色の光を独立して発光可能な光源を有し、
前記短波光は、前記紫色光又は前記青色光であり、
前記長波光は、前記複数色の光のうち前記赤色光を含む光であり、
前記紫色光又は前記青色光により照明された観察対象を撮像して得られる第1画像を表示部に表示する請求項1ないし3いずれか1項記載の内視鏡システム。

- [請求項5] 前記短波光を発光するための制御を、前記光源に対して行い、前記第1のレンズ位置から前記第2のレンズ位置に前記移動レンズを移動させた後に、前記短波光から前記長波光に切り替える制御を、前記光源に対して行う光源制御部を有する請求項4記載の内視鏡システム。
- [請求項6] 前記短波光を発光するための制御を、前記光源に対して行い、前記第1のレンズ位置から前記第2のレンズ位置に前記移動レンズを移動させる前に、前記短波光から前記長波光に切り替える制御を、前記光源に対して行う光源制御部を有する請求項4記載の内視鏡システム。
- [請求項7] 前記短波光は、短波帯域に第1のピークを持ち、且つ前記短波帯域よりも長波側に裾を持つスペクトルを有する光であり、
前記長波光は、前記第1のピークよりも長波長側に第2のピークを持つ光であり、
前記短波光により照明された観察対象を撮像して得られる第1画像を表示部に表示する請求項1ないし3いずれか1項記載の内視鏡システム。
- [請求項8] 複数色の光を独立して発光可能な光源を有し、
前記短波光又は前記長波光は、前記複数色の光を組み合わせ得られる多色光である請求項7記載の内視鏡システム。
- [請求項9] 前記短波光又は前記長波光は、1又は複数の短波の狭帯域光と、前記短波の狭帯域光を波長変換部材により波長変換して得られる蛍光とを含む広帯域光である請求項7記載の内視鏡システム。
- [請求項10] 前記短波光及び前記長波光を含む波長帯域を有する広帯域光を発光する光源と、
前記広帯域光により照明された観察対象の情報を有する複数帯域の画像のうち、前記短波光に対応する波長情報を有する第1画像を取得する画像取得部と、
前記第1画像を表示する表示部とを有する請求項1記載の内視鏡システム。

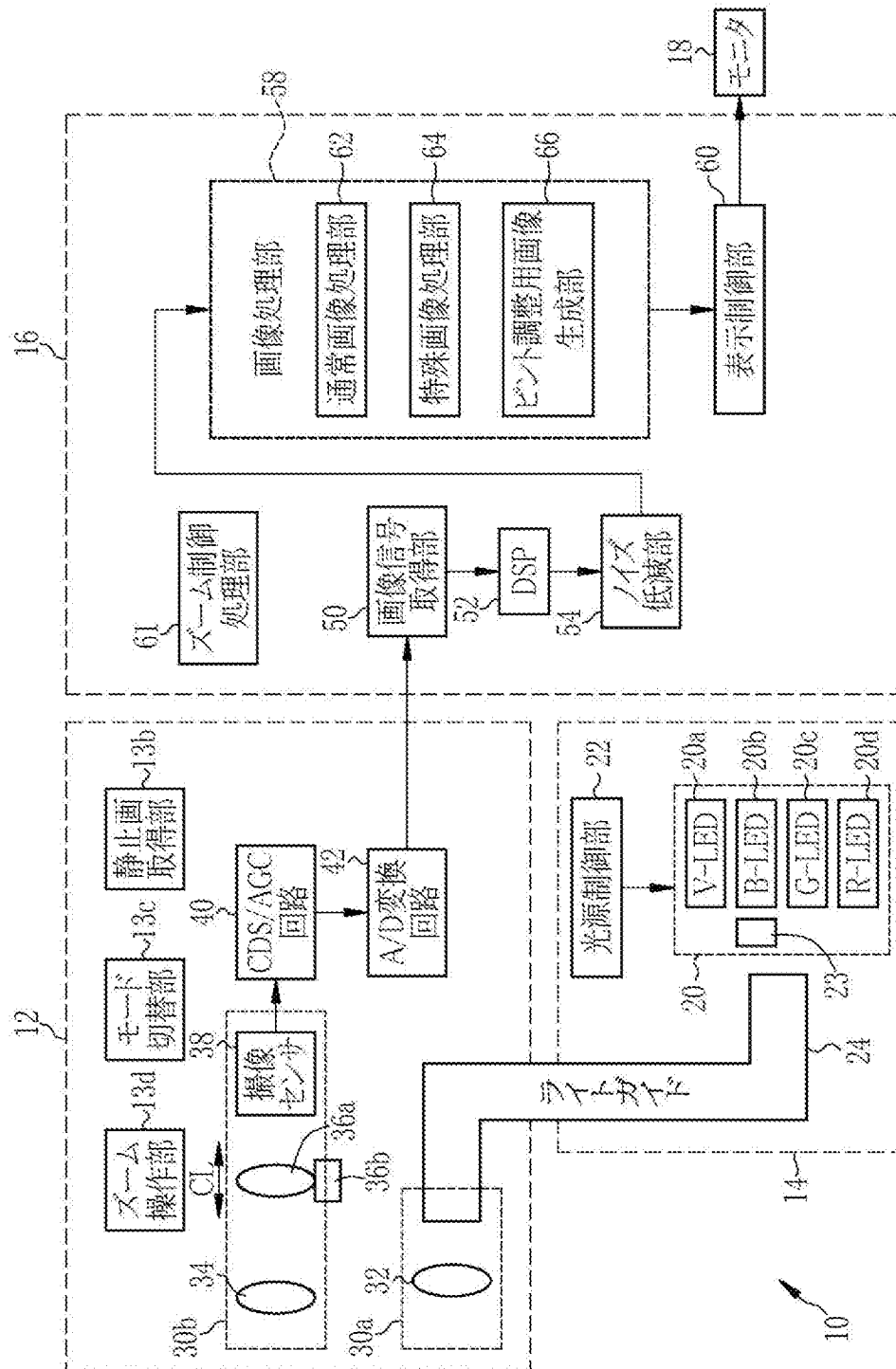
- [請求項11] 前記短波光と前記長波光とを順次発光する光源と、
前記短波光により照明された観察対象を撮像して得られる第1画像を取得する画像取得部と、
前記第1画像を表示する表示部とを有する請求項1記載の内視鏡システム。
- [請求項12] 前記長波光により照明された観察対象を撮像して得られる第2画像を取得する画像取得部と、
前記第2画像を表示する表示部を有する請求項1ないし11いずれか1項記載の内視鏡システム。
- [請求項13] 光軸方向に移動する移動レンズと、
短波光により照明された観察対象にピントが合っている場合における前記移動レンズの第1のレンズ位置から、前記短波光よりも長波長の長波光により照明された観察対象にピントが合う前記移動レンズの第2のレンズ位置に前記移動レンズを移動させるレンズ駆動部とを備え、
前記移動レンズが、観察対象を拡大するズームレンズである場合において、
前記ズームレンズが前記第1のレンズ位置のある場合の第1倍率と、前記ズームレンズが前記第2のレンズ位置にある場合の第2倍率とを関連付けて記憶する倍率変換テーブルと、
前記倍率変換テーブルを参照して、前記第1倍率から前記第2倍率に変換する倍率変換部とを有し、
前記レンズ駆動部は、前記ズームレンズを前記第2倍率にして、前記第2のレンズ位置に移動させる内視鏡システム。
- [請求項14] 光軸方向に移動する移動レンズを有する内視鏡システムの作動方法において、
レンズ駆動部が、短波光により照明された観察対象にピントが合っている場合における前記移動レンズの第1のレンズ位置から、前記短

波光よりも長波長の長波光により照明された観察対象にピントが合う前記移動レンズの第2のレンズ位置に、前記移動レンズを移動させるステップとを有する内視鏡システムの作動方法。

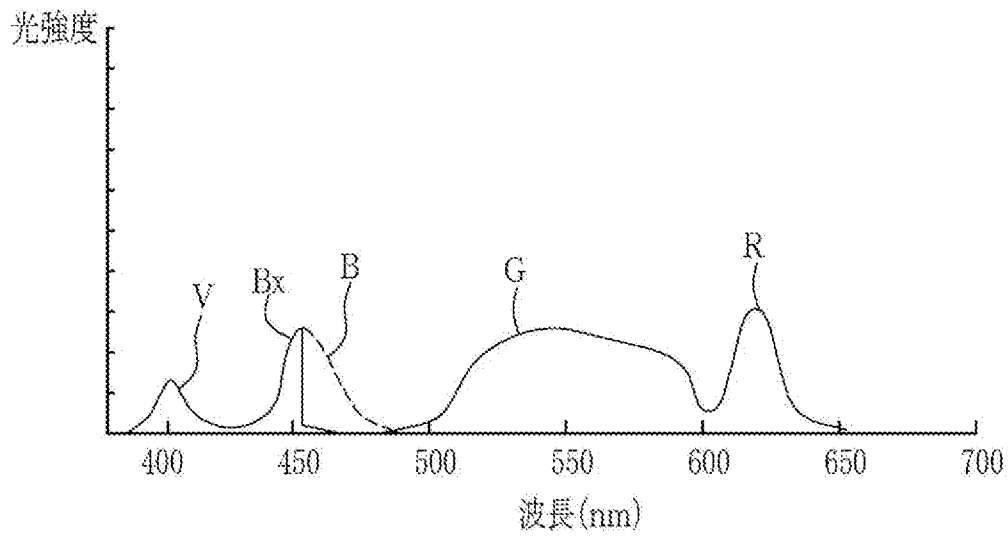
[図1]



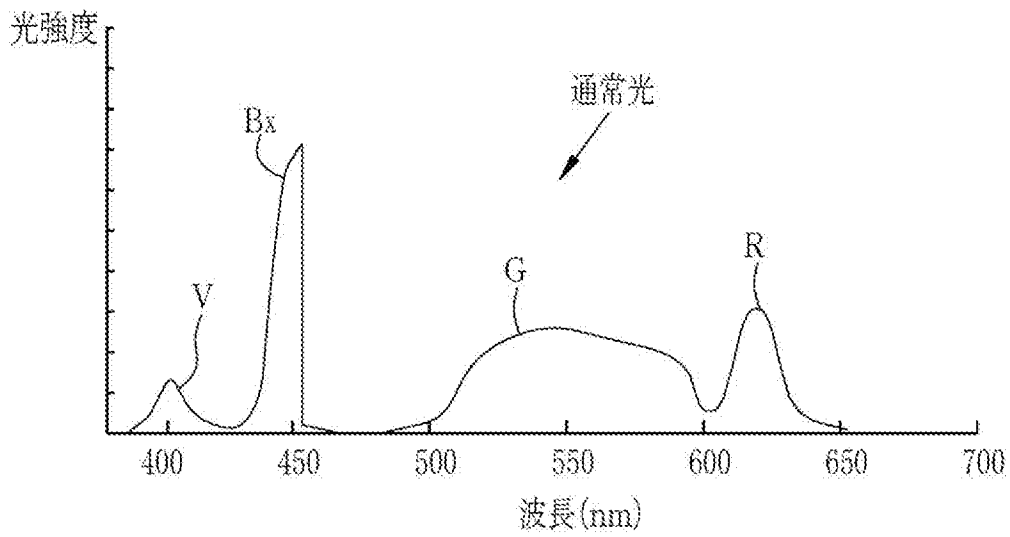
[図2]



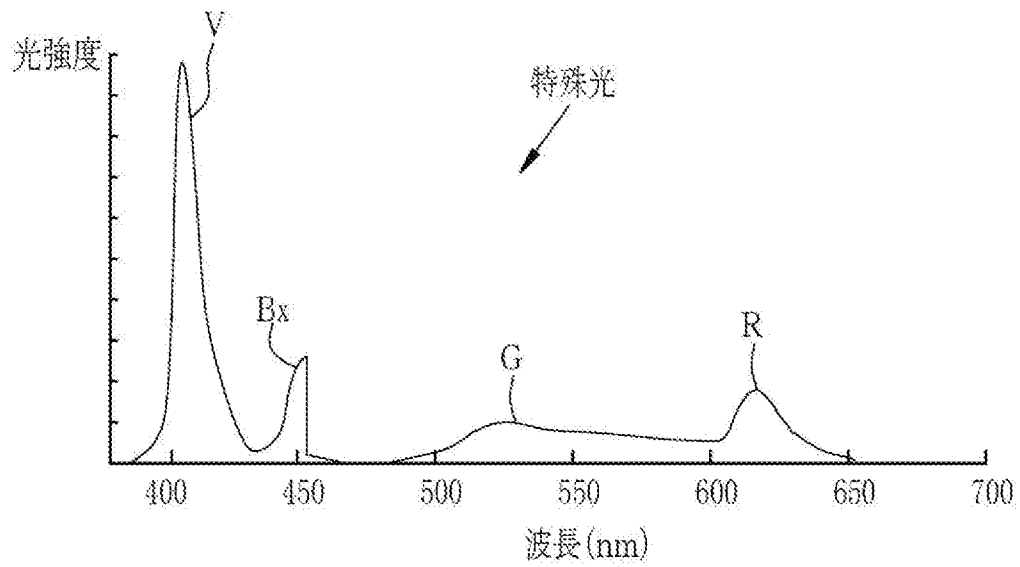
[図3]



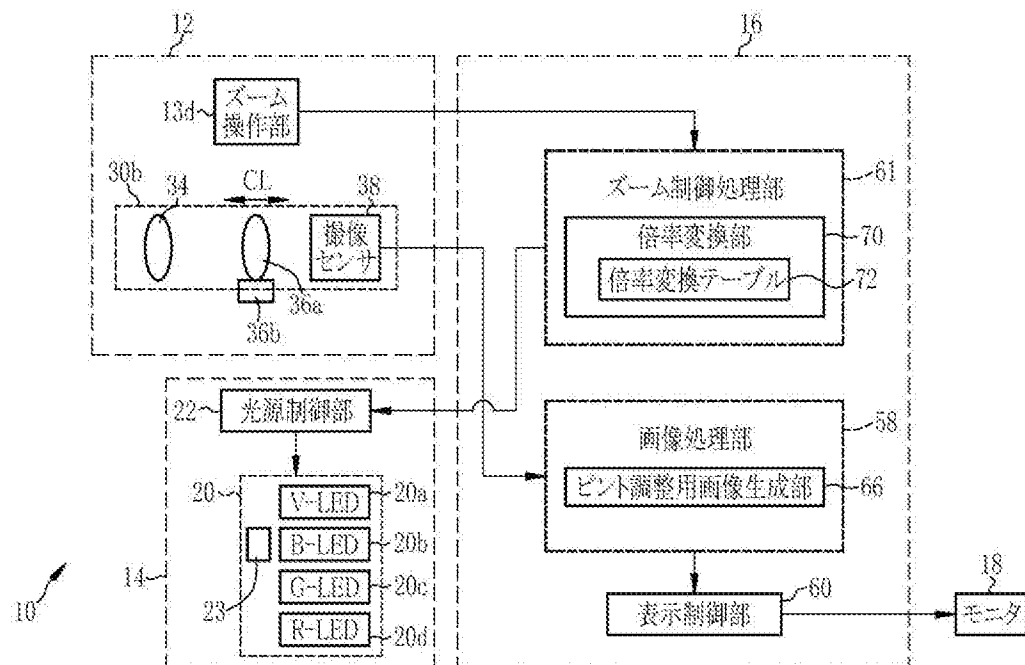
[図4]



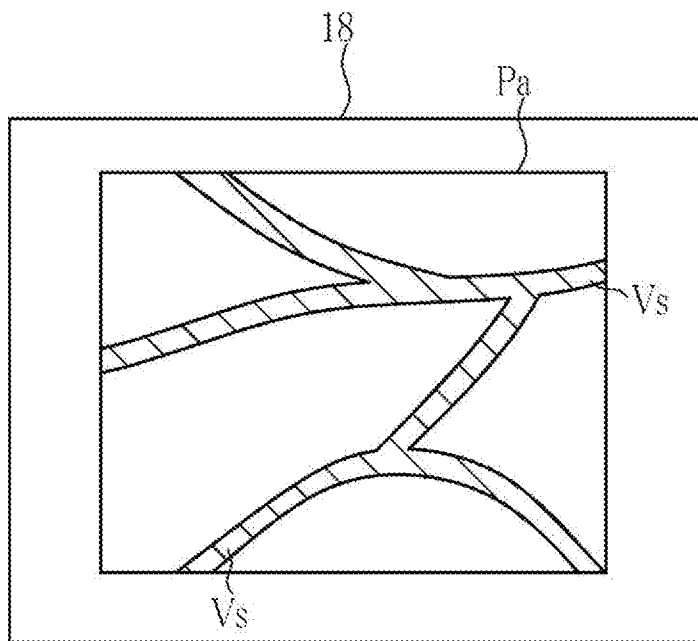
[図5]



[図6]



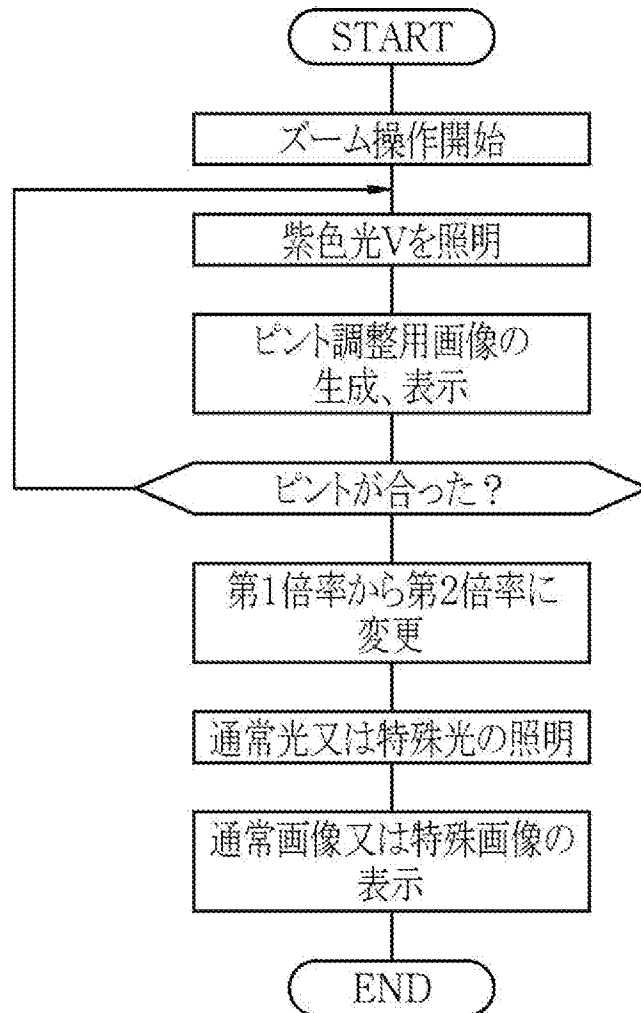
[図7]



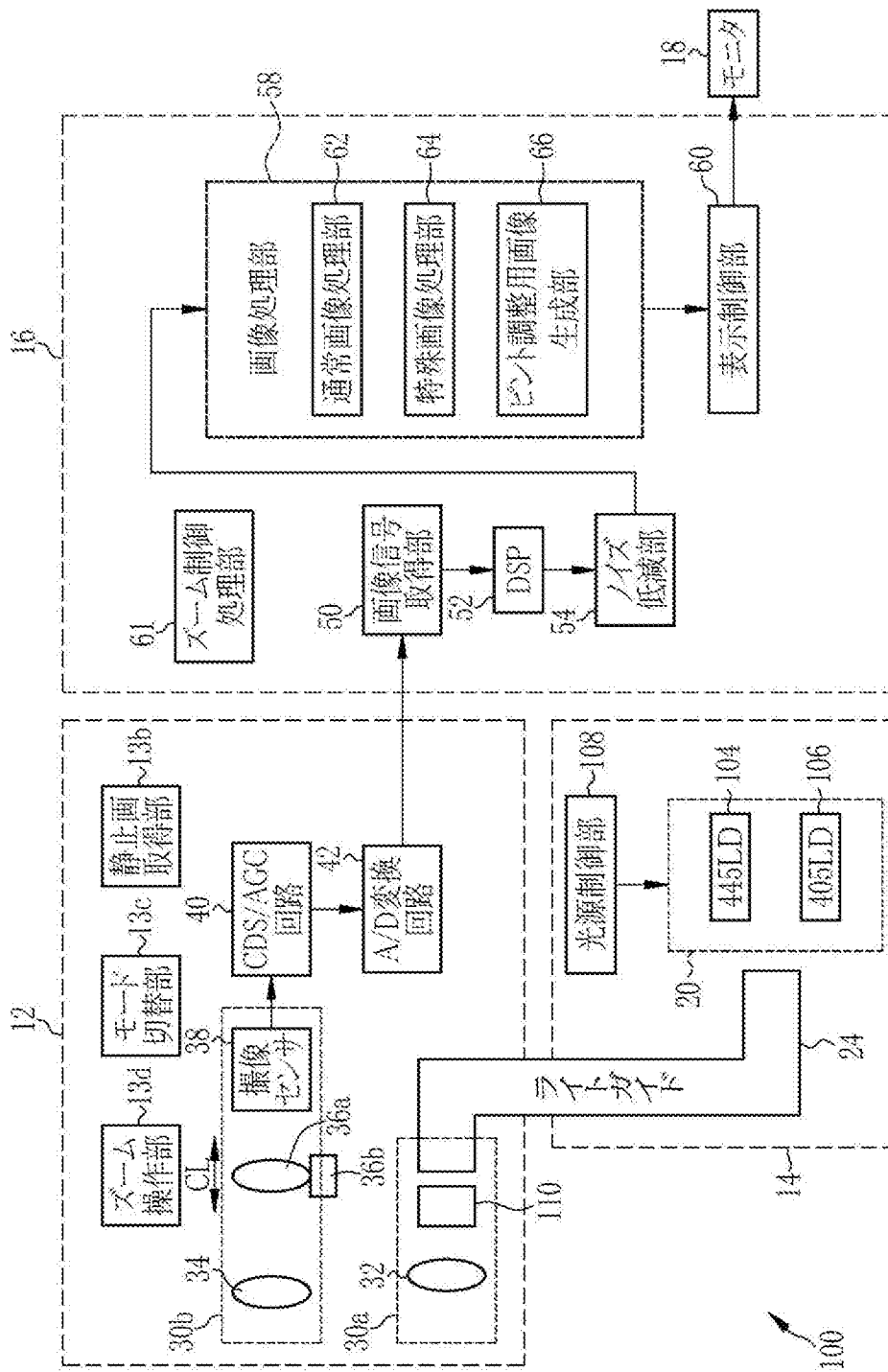
[図8]

第1倍率	通常光用の 第2倍率	特殊光用の 第2倍率
1.1倍	1.15倍	1.18倍
10倍	11倍	12倍

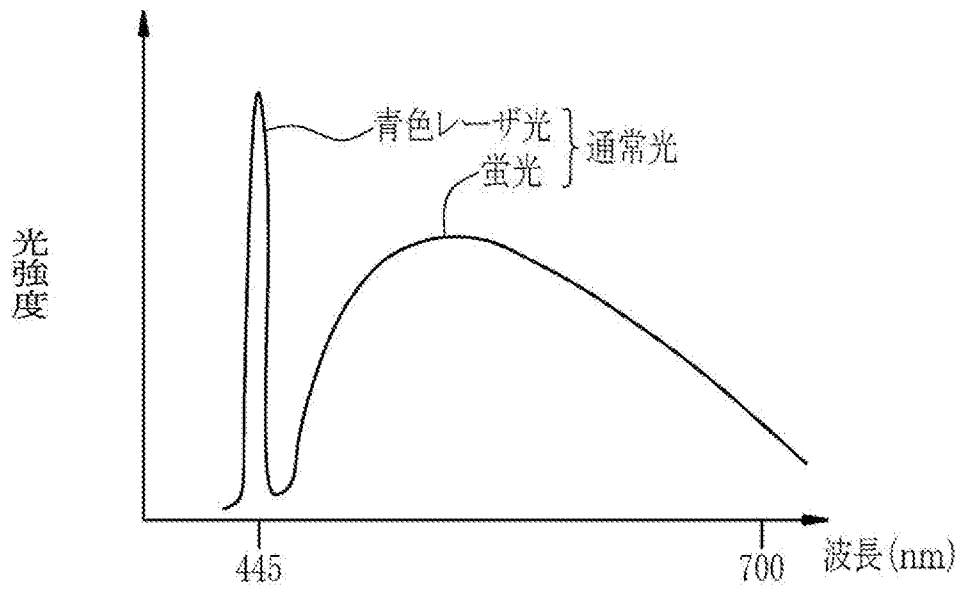
[図9]



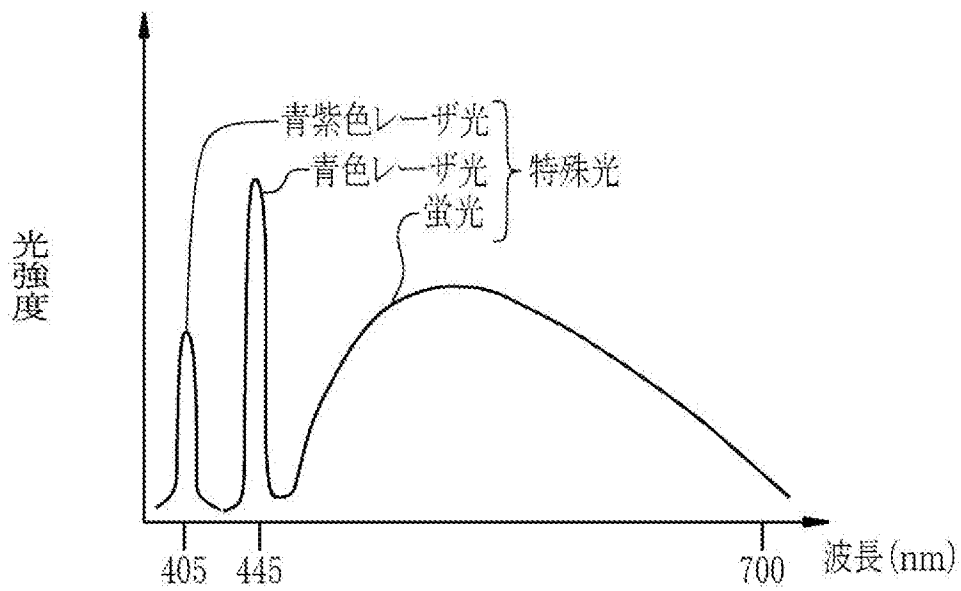
[図10]



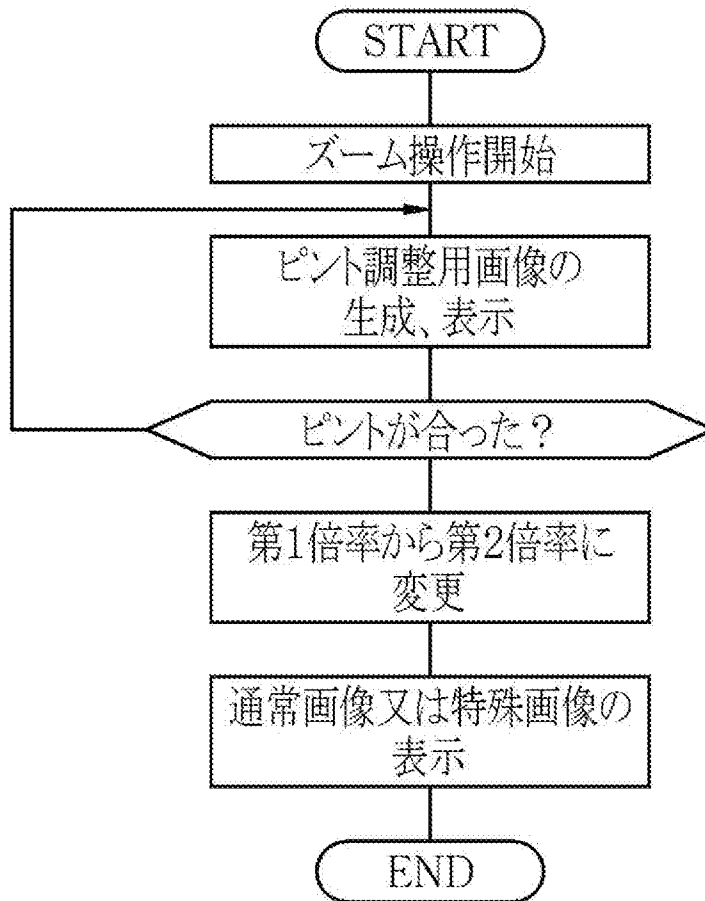
[図11]



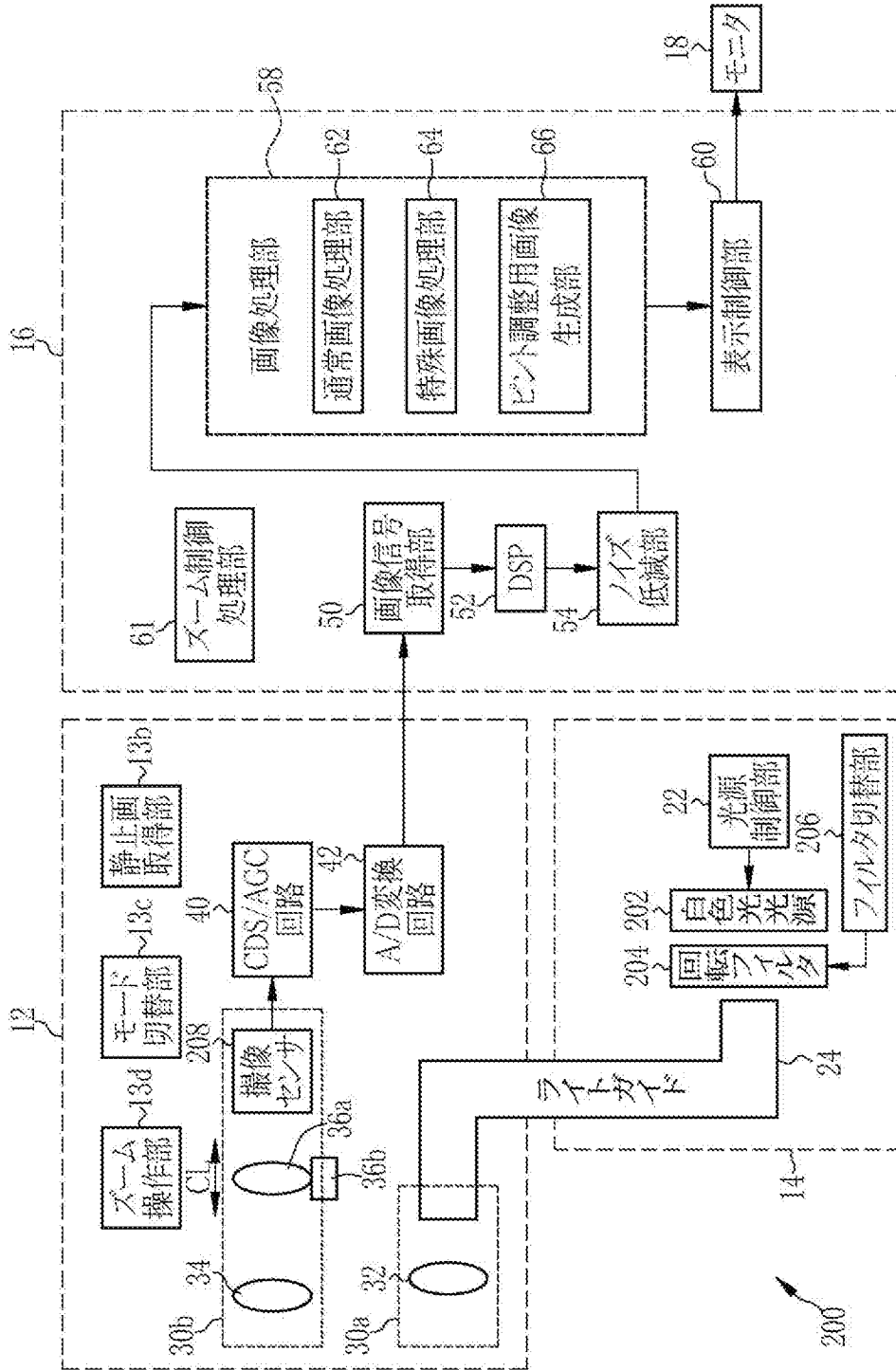
[図12]



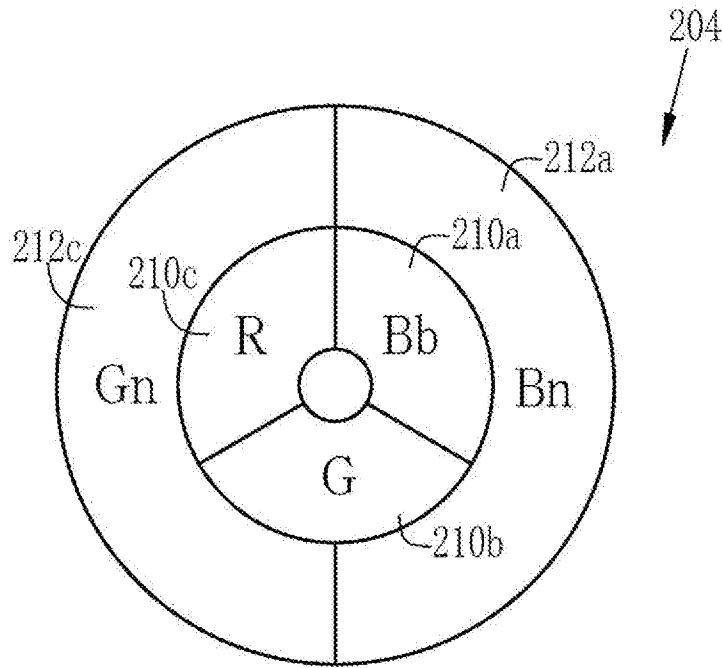
[図13]



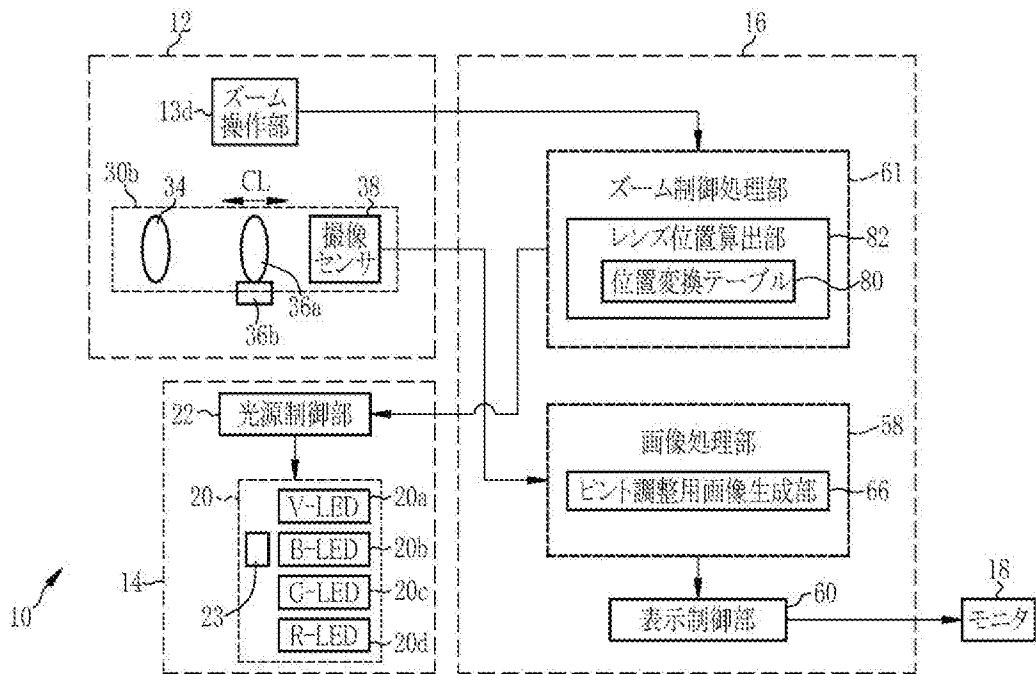
[図14]



[図15]



[図16]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2017/024894

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B1/00(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B1/00-1/317

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.
X Y A	JP 2009-22376 A (Hoya Corp.), 05 February 2009 (05.02.2009), abstract; paragraphs [0011], [0013] to [0016], [0025] to [0028], [0032], [0035] to [0039]; fig. 1 to 3 (Family: none)	1, 10-12, 14 4-9 2-3, 13
Y	JP 2014-14716 A (Fujifilm Corp.), 30 January 2014 (30.01.2014), paragraphs [0014] to [0019], [0037], [0082] to [0083] (Family: none)	4-9
A	JP 2012-110481 A (Olympus Corp.), 14 June 2012 (14.06.2012), abstract; paragraphs [0016] to [0018] (Family: none)	1-14

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search 14 September 2017 (14.09.17)	Date of mailing of the international search report 26 September 2017 (26.09.17)
---	--

Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.
--	---

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B1/00-1/317

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
X Y A	JP 2009-22376 A（HOYA株式会社）2009.02.05, 要約, [0011], [0013]-[0016], [0025]-[0028], [0032], [0035]-[0039], 図 1-3（ファミリーなし）	1, 10-12, 14 4-9 2-3, 13
Y	JP 2014-14716 A（富士フイルム株式会社）2014.01.30, [0014]-[0019], [0037], [0082]-[0083]（ファミリーなし）	4-9
A	JP 2012-110481 A（オリンパス株式会社）2012.06.14, 要約, [0016]-[0018]（ファミリーなし）	1-14

☐ 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	の日の後に公表された文献
「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	「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
「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	「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
「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）	「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
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日 14.09.2017	国際調査報告の発送日 26.09.2017
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） 門田 宏 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q 9224