

(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2月26日(26.02.2015)



(10) 国際公開番号
WO 2015/025595 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/06 (2006.01) A61B 1/04 (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01) G02B 23/26 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/065754
- (22) 国際出願日: 2014年6月13日(13.06.2014)
- (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 2013-171694 2013年8月21日(21.08.2013) 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: 加来 俊彦(KAKU Toshihiko); 〒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: 小田原 修一, 外(ODAHARA Shuichi et al.); 〒2500111 神奈川県南足柄市竹松1250番地 FFTP MO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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, 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).

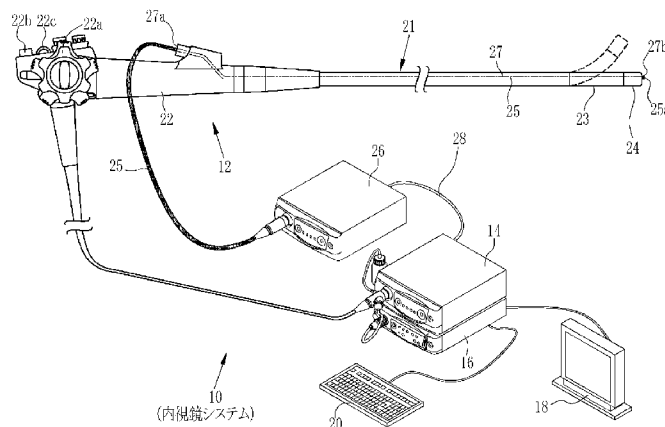
添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: ENDOSCOPE SYSTEM AND OPERATION METHOD

(54) 発明の名称: 内視鏡システム及び作動方法

FIG.1



10 (Endoscope system)

(57) Abstract: Provided are an endoscope system and operation method that reduce artifacts in *in vivo* function information generated during magnified observation. The endoscope system is provided with an endoscope, a sensor, a first light source device, a probe, and a second light source device. The endoscope has an insertion section inserted into a sample. The sensor detects an image signal resulting from imaging the sample. The first light source device radiates first illumination light to the sample through the insertion section. The probe is inserted into a forceps channel provided to the insertion section. The second light source device radiates second illumination light, which has a spectrum equivalent to that of the first illumination light in at least two wavelength bands, overlapping the first illumination light through the probe.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2015/025595 A1



拡大観察時に発生する生体機能情報のアーチファクトを低減する内視鏡システム及び作動方法を提供する。内視鏡システムは、内視鏡と、センサと、第1光源装置と、プローブと、第2光源装置とを備える。内視鏡は、検体に挿入される挿入部を有する。センサは、検体を撮像して画像信号を出力する。第1光源装置は、挿入部を通じて検体に第1照明光を照射する。プローブは、挿入部に設けられた鉗子チャンネルに挿通される。第2光源装置は、プローブを通じ、少なくとも2つの波長帯域で第1照明光と等価なスペクトルを有する第2照明光を第1照明光に重ねて照射する。

明 細 書

発明の名称：内視鏡システム及び作動方法

技術分野

[0001] 本発明は、検体内の撮像により得られる画像信号から血中ヘモグロビンの酸素飽和度に関する生体機能情報を求める内視鏡システム及び作動方法に関する。

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て診断することが一般的になっている。また、近年においては、生体機能情報の中でも血中ヘモグロビンの酸素飽和度を用いた病変部の診断が行われつつある。血中ヘモグロビンの酸素飽和度を取得する方法としては、波長帯域と、酸化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンの吸光係数と、が異なる第1信号光及び第2信号光を交互に粘膜内の血管に照射して、第1及び第2信号光の各反射光を内視鏡先端部のセンサで検出する方法が知られている（特許文献1）。

[0003] センサで検出した第1信号光の反射光に対応する第1信号光画像信号と、第2信号光の反射光に対応する第2信号光画像信号の比率（以下、信号比という）は、血管内の酸素飽和度に変化がなければ一定値を維持するが、酸素飽和度の変化が生じれば、それにともなって変化する。したがって、第1信号光画像信号と第2信号光画像信号の信号比に基づいて酸素飽和度を算出することができる。

[0004] また、検体の生体機能情報を算出したり表示したりする内視鏡システムとしては、酸素飽和度を算出及び表示するもの以外のものも知られている。例えば、赤外光や紫外光等の励起光を照射して検体の特定の組織を励起し、この特定の組織が発する自家蛍光光によって検体を撮像する内視鏡システムが知られている。この自家蛍光で検体を観察する内視鏡システムでは、通常の光源装置では発生させることができない励起光を照射するために、鉗子等の

処置具を挿通するチャンネルに、励起光を照射するための専用のプローブを挿通して用いるものが知られている（特許文献2～7）。

先行技術文献

特許文献

- [0005] 特許文献1：特開2012-125402号公報
特許文献2：特開昭63-160632号公報
特許文献3：特開2004-194821号公報
特許文献4：特開2005-319212号公報
特許文献5：特開2011-005002号公報
特許文献6：特開2012-010962号公報
特許文献7：特開平03-080212号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0006] 内視鏡システムでは、通常の観察（例えば白色光による観察）をする場合に観察範囲の全範囲で検体を鮮明に観察できるように、照明の照射範囲や光量の分布等を予め厳密に調節してある。しかし、通常の観察が問題なく行えるように照明の照射範囲や光量の分布等が調節してあっても、検体の生体機能情報を算出及び表示すると、検体の性状によるものではない大きな誤差（以下、アーチファクトという）が発生してしまう場合がある。
- [0007] 例えば、酸素飽和度を算出及び表示する場合、遠景を観察する非拡大観察から、内視鏡先端部を検体に極めて接近させた観察、またはズームレンズを作動して検体を拡大する観察（拡大観察）に切り替えると、非拡大観察時には発生していなかった低酸素領域や高酸素領域が発生するようになる。すなわち、拡大観察時には、非拡大観察時には起こりえなかった酸素飽和度のアーチファクトが発生する。これは、酸素飽和度が照明（第1及び第2信号光）の光量分布等に対して極めて敏感であることと、極めて小さな照明の光量分布等の誤差でも拡大観察時には拡大率に応じて酸素飽和度への寄与が大き

くなってしまうことが主な原因である。

[0008] 拡大観察時に酸素飽和度等の生体機能情報にアーチファクトが発生しないようにするためには、さらに厳密に照明を均一にすれば良いが、当然ながら、文字通り完全に照明を均一化することは不可能である。また、所定の拡大率での拡大観察時に酸素飽和度のアーチファクトが発生しないようにしたとしても、拡大率を上げれば再び同じ問題が発生するので根本的な解決にはならない。

[0009] 本発明の内視鏡システム及び作動方法は、拡大観察時に発生する生体機能情報のアーチファクトを低減し、拡大観察時にも生体機能情報を正確に算出及び表示することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0010] 本発明の内視鏡システムは、内視鏡と、センサと、第1光源装置と、プローブと、第2光源装置とを備える。内視鏡は、検体に挿入される挿入部を有する。センサは、検体を撮像して画像信号を出力する。第1光源装置は、挿入部を通じて検体に第1照明光を照射する。プローブは、挿入部に設けられたチャンネルに挿通される。第2光源装置は、プローブを通じ、少なくとも2つの波長帯域で第1照明光と等価なスペクトルを有する第2照明光を第1照明光に重ねて照射する。

[0011] また、第1照明光の反射光と第2照明光の反射光を同時に受光してセンサが出力する画像信号に基づいて検体の画像を生成する画像生成部を備えることが好ましい。なお、第1照明光の反射光と第2照明光の反射光を「同時に」受光するとは、センサが検体からの反射光を受光して光電変換をし、受光量に応じた電荷を蓄積する蓄積期間中に、第1照明光と第2照明光が照射され、第1照明光の反射光と第2照明光の反射光を、同じ蓄積期間中に受光することを言う。したがって、例えば、一つの蓄積期間中に、第1照明光と第2照明光を交互に照射したとしても、本明細書では、第1照明光と第2照明光は同時に照射され、センサはこれらの各反射光を同時に受光しているものとする。

- [0012] また、2つの波長帯域に対応する各画像信号に基づいて、検体の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部を備えることが好ましい。この場合、画像生成部は、画像信号と酸素飽和度とに基づいて検体の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する。
- [0013] 2つの波長帯域は、例えば、青色の波長帯域と緑色の波長帯域である。この場合、第2照明光は、青色の波長帯域と緑色の波長帯域で第1照明光と等価なスペクトルを有することが好ましい。また、2つの波長帯域がいずれも緑色の波長帯域である場合、第2照明光は、これらの2つの緑色の波長帯域で第1照明光と等価なスペクトルを有することが好ましい。
- [0014] プローブは、先端を挿入部の先端に固定する固定部を有することが好ましい。
- [0015] 第1光源装置は、第2照明光が照射される場合に、第1照明光を減光することが好ましい。
- [0016] プローブは、先端にセンサの周囲を囲むリング型の照明光射出部を備えることが好ましい。
- [0017] センサに結像される検体の像を拡大または縮小するズーミングレンズと、ズーミングレンズの操作状況を監視し、拡大観察をしているか否かを検出するズーム検出部と、を備え、第2光源装置は、ズーム検出部によって拡大観察をしていることが検出された場合に第2照明光を照射することが好ましい。
- [0018] センサが出力する画像信号に基づいてアーチファクトを検出するアーチファクト検出部を備え、第2光源装置は、アーチファクト検出部がアーチファクトを検出した場合に第2照明光を照射することが好ましい。
- [0019] 本発明の内視鏡システムの作動方法は、検体に挿入される挿入部を有する内視鏡と、検体を撮像するセンサと、センサに結像される検体の像を拡大または縮小するズーミングレンズと、挿入部を通じて第1照明光を照射する第1光源装置と、挿入部に設けられたチャネルに挿通されるプローブと、このプローブを通じ、少なくとも2つの波長帯域で第1照明光と等価なスペクトル

ルを有する第2照明光を第1照明光に重ねて照射する第2光源装置と、を備える内視鏡システムの作動方法であり、ズーム検出ステップと、第2照明光照射ステップと、画像生成ステップとを備える。ズーム検出ステップでは、ズーミングレンズの操作状況を監視し、拡大観察をしているか否かを検出する。第2照明光照射ステップでは、第2照明光照射ステップでは、ズーム検出ステップで拡大観察をしていることが検出された場合に第2照明光を照射する。画像生成ステップでは、第1照明光の反射光と第2照明光の反射光を同時に受光してセンサが出力する画像信号に基づいて検体の画像を生成する。

[0020] また、本発明の別の内視鏡システムの作動方法は、検体に挿入される挿入部を有する内視鏡と、検体を撮像するセンサと、挿入部を通じて第1照明光を照射する第1光源装置と、挿入部に設けられたチャンネルに挿通されるプローブと、プローブを通じ、少なくとも2つの波長帯域で第1照明光と等価なスペクトルを有する第2照明光を第1照明光に重ねて照射する第2光源装置と、を備える内視鏡システムの作動方法であり、アーチファクト検出ステップと、第2照明光照射ステップと、画像生成ステップと、を備える。アーチファクト検出ステップでは、センサが出力する画像信号に基づいてアーチファクトを検出する。第2照明光照射ステップでは、アーチファクト検出ステップでアーチファクトを検出された場合に第2照明光を照射する。画像生成ステップでは、第1照明光の反射光と第2照明光の反射光を同時に受光してセンサが出力する画像信号に基づいて検体の画像を生成する。

発明の効果

[0021] 本発明の内視鏡システム及び作動方法によれば、拡大観察時に発生する生体機能情報のアーチファクトを低減し、拡大観察時にも生体機能情報を正確に算出及び表示することができる。

図面の簡単な説明

[0022] [図1]内視鏡システムの外観図である。

[図2]内視鏡システムのブロック図である。

[図3]通常観察モード時に発光する第2白色光のスペクトルを示すグラフである。

[図4]特殊観察モード時に発光する第1及び第2白色光のスペクトルを示すグラフである。

[図5]RGBカラーフィルタの分光透過率を示すグラフである。

[図6]通常観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

[図7]特殊観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

[図8]酸素飽和度画像生成部のブロック図である。

[図9]信号比 $B1/G2$, $R2/G2$ と酸素飽和度の相関関係を示すグラフである。

[図10]酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

[図11]酸素飽和度を算出する方法を示す説明図である。

[図12]内視鏡システムの作用を示すフローチャートである。

[図13]内視鏡システムの作用を示す説明図である。

[図14]第2実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

[図15]第3実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

[図16]第4実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

[図17]LEDの発光帯域とHPFの特性を示すグラフである。

[図18]第4実施形態における通常観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

[図19]第4実施形態における特殊観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

[図20]変形例の内視鏡システムのブロック図である。

[図21]バンドパスフィルタの特性を示すグラフである。

[図22]変形例の特殊観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

[図23]第5実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

[図24]回転フィルタの平面図である。

[図25]内視鏡先端部への固定部を有するプローブの断面図である。

[図26]リング型の照明光出射部を有するプローブの斜視図である。

発明を実施するための形態

[0023] [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、第1光源装置14と、プロセッサ装置16と、モニタ18と、コンソール20と、を有する。さらに、内視鏡システム10は、プローブ25と、第2光源装置26とを有する。内視鏡12は、第1光源装置14と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置16と電氣的に接続される。内視鏡12は、検体内に挿入される挿入部21と、挿入部21の基端部分に設けられた操作部22と、挿入部21の先端側に設けられた湾曲部23及び先端部24を有している。操作部22のアングルノブ22aを操作することにより、湾曲部23は湾曲動作する。この湾曲動作にともなって、先端部24が所望の方向に向けられる。

[0024] また、操作部22には、アングルノブ22aの他、モード切替SW（モード切替スイッチ）22bと、ズーム操作部22cが設けられている。モード切替SW22bは、通常観察モードと、特殊観察モードの2種類のモード間の切り替え操作に用いられる。通常観察モードは、検体内をフルカラー画像化した通常光画像をモニタ18に表示するモードである。特殊観察モードは、検体内の血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像をモニタ18に表示するモードである。ズーム操作部22cは、内視鏡12内のズーミングレンズ47（図2参照）を駆動させて、検体を拡大させるズーム操作に用いられる。

[0025] プロセッサ装置16は、モニタ18及びコンソール20と電氣的に接続される。モニタ18は、通常光画像や酸素飽和度画像等の画像、及びこれらの画像に関する情報（以下、画像情報等という）を表示する。コンソール20は、機能設定等の入力操作を受け付けるUI（ユーザインタフェース）として機能する。なお、プロセッサ装置16には、画像情報等を記録する記録部

(図示省略)を接続しても良い。

[0026] 第1光源装置14は、照明光を発生し、挿入部21に内蔵されたライトガイド(LG)41(図2参照)を通じて、先端部24から検体に照明光を照射する。すなわち、第1光源装置14及びライトガイド41等からなる照明系は、内視鏡12自体を通じて検体に照明光を照射する主照明系である。以下では、第1光源装置14等からなる主照明系が照射する照明光を第1照明光という。

[0027] プローブ25は、挿入部21に設けられた鉗子チャネル27に挿通して用いられる補助照明具である。プローブ25は、操作部22に設けられた鉗子入口27aから鉗子チャネル27に挿通され、少なくともプローブ25の先端25aは、先端部24の鉗子出口27bから露呈される。

[0028] 第2光源装置26は、プローブ25を通じて、拡大観察時の第1照明光の不均一さを補うための照明光を検体に補助的に照射する。すなわち、第2光源装置26とプローブ25からなる第2の照明系は、補助照明系である。第2光源装置26が照射する照明光は、少なくとも青色の波長帯域または緑色の波長帯域で第1照明光と等価なスペクトルを有する。本実施形態では、第2光源装置26は、青色、緑色、赤色の全波長帯域で第1照明光と等価なスペクトルを有する。すなわち、第2光源装置26がプローブ25を通じて照射する照明光は、光量の違いはあるが、実質的に第1照明光と同じ光である。以下、第2光源装置26が照射する照明光を第2照明光という。

[0029] なお、第2光源装置26は、第1光源装置14とケーブル28で電氣的に接続されており、第2光源装置26は、第1光源装置14の第1照明光の照射タイミングと同期して第2照明光を照射する。

[0030] 図2に示すように、第1光源装置14は、中心波長473nmの第1青色レーザ光を発する第1青色レーザ光源(473LD(レーザダイオード))34と、中心波長445nmの第2青色レーザ光を発する第2青色レーザ光源(445LD)36とを発光源として備えている。これらの半導体発光素子からなる各光源34、36の発光は、第1光源制御部40により個別に制

御される。このため、第1青色レーザ光源34の出射光と、第2青色レーザ光源36の出射光の光量比は変更自在になっている。

[0031] 第1光源制御部40は、通常観察モードの場合には、第2青色レーザ光源36を点灯させ、第2青色レーザ光を発光させる。これに対して、特殊観察モードの場合には、1フレーム間隔で、第1青色レーザ光源34と第2青色レーザ光源36を交互に点灯させ、第1青色レーザ光と第2青色レーザ光を交互に発光させる。なお、第1、第2青色レーザ光の半値幅は±10nm程度にすることが好ましい。また、第1青色レーザ光源34と第2青色レーザ光源36は、ブロードエリア型のInGaN系レーザダイオードが利用でき、また、InGaAs系レーザダイオードやGaAs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、発光ダイオード等の発光体を用いた構成としても良い。

[0032] 各光源34、36から出射される第1、第2青色レーザ光は、集光レンズ、光ファイバ、合波器等の光学部材（いずれも図示せず）を介してライトガイド（LG）41に入射する。ライトガイド41は、第1光源装置14と内視鏡12を接続するユニバーサルコードに内蔵されている。ライトガイド41は、各光源34、36からの第1、第2青色レーザ光を、内視鏡12の先端部24まで伝搬する。なお、ライトガイド41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、コア径105μm、クラッド径125μm、外皮となる保護層を含めた径がφ0.3~0.5mmの細径なファイバケーブルを使用することができる。

[0033] 内視鏡12の先端部24は、照明光学系24aと撮像光学系24bを有している。照明光学系24aには、蛍光体44と、照明レンズ45が設けられている。蛍光体44には、ライトガイド41から第1、第2青色レーザ光が入射する。蛍光体44は、第1または第2青色レーザ光が照射されることで蛍光を発する。また、一部の第1または第2青色レーザ光は、そのまま蛍光体44を透過する。蛍光体44を出射した光は、照明レンズ45を介して検体内に照射される。

[0034] 通常観察モードにおいては、第2青色レーザ光が蛍光体44に入射するため、図3に示すスペクトルの白色光（第2白色光）が検体内に照射される。この第2白色光は、第2青色レーザ光と、この第2青色レーザ光により蛍光体44から励起発光する緑色～赤色の第2蛍光とから構成される。したがって、第2白色光は、波長範囲が可視光全域に及んでいる。

[0035] 一方、特殊観察モードにおいては、第1青色レーザ光と第2青色レーザ光が蛍光体44に交互に入射することにより、図4に示すスペクトルの第1白色光と第2白色光が交互に検体内に照射される。第1白色光は、第1青色レーザ光と、この第1青色レーザ光により蛍光体44から励起発光する緑色～赤色の第1蛍光とから構成される。したがって、第1白色光は、波長範囲が可視光全域に及んでいる。第2白色光は、通常観察モード時に照射される第2白色光と同様である。なお、第1照明光は、第1光源装置14等からなる主照明系が照射する第1白色光及び第2白色光の総称である。

[0036] 第1蛍光と第2蛍光は、波形（スペクトルの形状）がほぼ同じであり、第1蛍光の強度（ $I_1(\lambda)$ ）と第2蛍光の強度（ $I_2(\lambda)$ ）の比（以下、フレーム間強度比という）は、何れの波長 λ においても同じである。例えば、 $I_2(\lambda_1) / I_1(\lambda_1) = I_2(\lambda_2) / I_1(\lambda_2)$ である。このフレーム間強度比 $I_2(\lambda) / I_1(\lambda)$ は、酸素飽和度の算出精度に影響を与えるものであるため、第1光源制御部40により、予め設定された基準フレーム間強度比を維持するように高精度に制御されている。

[0037] なお、蛍光体44は、第1及び第2青色レーザ光の一部を吸収して、緑色～赤色に励起発光する複数種類の蛍光体（例えばYAG系蛍光体、あるいはBAM（ $\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$ ）等の蛍光体）を含んで構成されるものを使用することが好ましい。また、本実施形態のように、半導体発光素子を蛍光体44の励起光源として用いれば、高い発光効率で高強度の第1白色光及び第2白色光が得られる。また、各白色光の強度を容易に調整できる上に、色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

[0038] 第2光源装置26とプローブ25で構成される補助照明系は、第1光源装

置 1 4, ライトガイド 4 1, 蛍光体 4 4, 照明レンズ 4 5 とで構成される上記主照明系と同様に構成される。すなわち、第 2 光源装置 2 6 には、第 1 光源装置 1 4 の各光源 3 4, 3 6 や第 1 光源制御部 4 0 に対応する光源 1 3 4, 1 3 6 及び第 2 光源制御部 1 4 0 を備える。また、プローブ 2 5 には、内視鏡 1 2 のライトガイド 4 1, 蛍光体 4 4, 照明レンズ 4 5 に対応するライトガイド 1 4 1, 蛍光体 1 4 4, 照明レンズ 1 4 5 を備える。

[0039] 第 2 光源装置 2 6 の第 1 青色レーザ光源 1 3 4 及び第 2 青色レーザ光源 1 3 6 は、第 1 光源装置 1 4 の第 1 青色レーザ光源 3 4 及び第 2 青色レーザ光源 3 6 とそれぞれ同じものである。これらの青色レーザ光源 1 3 4, 1 3 6 の発光は、第 2 光源制御部 1 4 0 により個別に制御され、第 1 青色レーザ光源 1 3 4 の出射光と、第 2 青色レーザ光源 1 3 6 の出射光の光量比は変更自在である。

[0040] 第 2 光源制御部 1 4 0 は、第 1 光源制御部 4 0 から入力される発光タイミング信号に基づいて、各光源 1 3 4, 1 3 6 の発光タイミングを制御する。具体的には、第 1 光源制御部 4 0 は、通常観察モード時には発光タイミング信号を第 2 光源制御部 1 4 0 に入力せず、特殊観察モード時に発光タイミング信号を第 2 光源制御部 1 4 0 に入力する。このため、第 2 光源制御部 1 4 0 は、通常観察モードの場合には、第 2 青色レーザ光源 1 3 6 を消灯し、第 2 青色レーザ光を照射しないようにする。一方、特殊観察モードの場合には、1 フレーム間隔で、第 1 青色レーザ光源 1 3 4 と第 2 青色レーザ光源 1 3 6 を交互に点灯させ、第 1 青色レーザ光と第 2 青色レーザ光が交互に発光させる。すなわち、第 2 光源制御部 1 4 0 は、各光源 1 3 4, 1 3 6 の発光タイミングは、第 1 光源制御部 4 0 の各光源 3 4, 3 6 の発光タイミングと同期される。

[0041] 第 2 光源装置 2 6 の各光源 1 3 4, 1 3 6 から出射される第 1, 第 2 青色レーザ光は、集光レンズ、光ファイバ、合波器等の光学部材（いずれも図示せず）を介してプローブ 2 5 に内蔵されたライトガイド（LG）1 4 1 に入射する。ライトガイド 1 4 1 は、各光源 1 3 4, 1 3 6 からの第 1, 第 2 青

色レーザ光を、プローブ25の先端25aまで伝搬する。

[0042] また、プローブ25が有する蛍光体144は、内視鏡12の先端部24にある蛍光体44と同じものである。このため、第2光源装置26が第1、第2青色レーザ光をライトガイド141に入射させれば、プローブ25の先端25aからは、主照明系の第1白色光あるいは第2白色光のスペクトルに対して、青色、緑色、赤色の全波長帯域で等価なスペクトルを有する第1白色光あるいは第2白色光が検体に照射される。なお、第2照明光は、第2光源装置26とプローブ25とからなる補助照明系が照射するこれらの第1白色光及び第2白色光の総称である。

[0043] なお、補助照明系の照明レンズ145は、プローブ25の先端25aから照射する第2照明光が、主照明系が照射する第1照明光の照射範囲に重なるように設計されている。

[0044] 内視鏡12の撮像光学系24bは、撮像レンズ46、ズーミングレンズ47、センサ48を有している（図2参照）。検体からの反射光は、撮像レンズ46及びズーミングレンズ47を介してセンサ48に入射する。これにより、センサ48に検体の反射像が結像される。ズーミングレンズ47は、ズーム操作部22cを操作することでテレ端とワイド端との間を移動する。ズーミングレンズ47がワイド端側に移動すると検体の反射像が拡大する。一方、ズーミングレンズ47がテレ端側に移動することで、検体の反射像が縮小する。なお、拡大観察をしない場合（非拡大観察時）には、ズーミングレンズ47はワイド端に配置されている。そして、ズーム操作部22cを操作して拡大観察を行う場合に、ズーミングレンズ47はワイド端からテレ端側に移動される。

[0045] センサ48は、カラーの撮像素子であり、検体の反射像を撮像して画像信号を出力する。センサ48は、例えばCCD（Charge Coupled Device）イメージセンサやCMOS（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）イメージセンサである。また、センサ48は、撮像面にRGBカラーフィルタが設けられたRGB画素を有しており、RGBの各色の画素で光電変換をするこ

とによってR, G, Bの三色の画像信号を出力する。

[0046] 図5に示すように、Bカラーフィルタは380～560nmの分光透過率を有しており、Gカラーフィルタは450～630nmの分光透過率を有しており、Rカラーフィルタ580～760nmの分光透過率を有している。したがって、通常観察モード時に主照明系から第2白色光が検体内に照射された場合には、B画素には第2青色レーザ光と第2蛍光の緑色成分の一部が入射し、G画素には第2蛍光の緑色成分の一部が入射し、R画素には第2蛍光の赤色成分が入射する。但し、第2青色レーザ光は第2蛍光よりも発光強度が極めて大きいのでB画素から出力するB画像信号の大部分は第2青色レーザ光の反射光成分で占められている。

[0047] 一方、特殊観察モード時に主照明系及び補助照明系から第1白色光が検体内に照射された場合には、B画素には各第1白色光に含まれる第1青色レーザ光と第1蛍光の緑色成分の一部が入射する。また、G画素には第1蛍光の緑色成分の一部が入射し、R画素には第1蛍光の赤色成分が入射する。但し、第1青色レーザ光は第1蛍光よりも発光強度が極めて大きいので、B画像信号の大部分は第1青色レーザ光の反射光成分で占められている。なお、特殊観察モード時に第2白色光が検体内に照射されたときのRGB各画素での光入射成分は、通常観察モードの場合と同様である。

[0048] なお、センサ48としては、撮像面にC（シアン）、M（マゼンタ）、Y（イエロー）及びG（グリーン）の補色フィルタを備えた、いわゆる補色イメージセンサを用いても良い。センサ48として補色イメージセンサを用いる場合は、CMYGの四色の画像信号からRGBの三色の画像信号に色変換する色変換部を、内視鏡12、第1光源装置14またはプロセッサ装置16のいずれかに設けておけば良い。こうすれば補色イメージセンサを用いる場合でも、CMYGの4色の画像信号から色変換によってRGB3色の画像信号を得ることができる。

[0049] 撮像制御部49はセンサ48の撮像制御を行う。図6に示すように、センサ48の1フレームの期間は、検体からの反射光を光電変換して電荷を蓄積

する蓄積期間と、その後に蓄積した電荷を読み出して画像信号を出力する読出期間とからなる。通常観察モード時には、1フレームの期間毎に、主照明系により第2白色光で照明された検体内をセンサ48で撮像する。これにより、1フレーム毎にセンサ48からRGBの各画像信号が出力される。

[0050] 撮像制御部49は、特殊観察モード時も、通常観察モード時と同様にしてセンサ48に蓄積期間と読出期間を行わせる。但し、特殊観察モード下ではセンサ48の撮像のフレームに同期して主照明系及び補助照明系からそれぞれ第1白色光と第2白色光が交互に検体内に照射されるので、図7に示すように、センサ48は、1フレーム目には第1白色光で検体内を撮像し、次の2フレーム目では第2白色光で検体内を撮像する。センサ48は、1フレーム目、2フレーム目ともRGBの各色の画像信号を出力するが、依拠する白色光のスペクトルが異なるので、以下では区別のために、1フレーム目に第1白色光で撮像して得られるRGB各色の画像信号をそれぞれR1画像信号、G1画像信号、B1画像信号といい、2フレーム目に第2白色光で撮像して得られるRGB各色の画像信号をR2画像信号、G2画像信号、B2画像信号という。

[0051] センサ48から出力される各色の画像信号は、CDS (correlated double sampling) / AGC (automatic gain control) 回路50に送信される (図2参照)。CDS / AGC回路50は、センサ48から出力されるアナログの画像信号に相関二重サンプリング (CDS) や自動利得制御 (AGC) を行う。CDS / AGC回路50を経た画像信号は、A / D変換器52によってデジタル画像信号に変換される。こうしてデジタル化された画像信号はプロセッサ装置16に入力される。

[0052] プロセッサ装置16は、受信部54と、画像処理切替部60と、通常観察画像処理部62と、特殊観察用画像処理部64と、画像表示信号生成部66とを備えている。受信部54は、内視鏡12から入力される画像信号を受信する。受信部54はDSP (Digital Signal Processor) 56とノイズ除去部58を備えており、DSP56は、受信した画像信号に対して色補正処理

等のデジタル信号処理を行う。ノイズ除去部 58 は、DSP 56 で色補正処理等が施され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除去処理を施す。ノイズが除去された画像信号は、画像処理切替部 60 に入力される。

[0053] 画像処理切替部 60 は、モード切替 SW 22b が通常観察モードにセットされている場合には、画像信号を通常観察画像処理部 62 に入力する。一方、モード切替 SW 22b が特殊観察モードに設定されている場合、画像処理切替部 60 は、画像信号を特殊観察用画像処理部 64 に入力する。

[0054] 通常観察画像処理部 62 は、色変換部 68 と、色彩強調部 70 と、構造強調部 72 とを有する。色変換部 68 は、入力された 1 フレーム分の RGB の各画像信号を、それぞれ R 画素、G 画素、B 画素に割り当てた RGB 画像データを生成する。そして、RGB 画像データに対して、さらに 3×3 のマトリックス処理、階調変換処理、3 次元 LUT 処理等の色変換処理を施す。

[0055] 色彩強調部 70 は、色変換処理済みの RGB 画像データに対して、各種色彩強調処理を施す。構造強調部 72 は、色彩強調処理済みの RGB 画像データに対して、空間周波数強調等の構造強調処理を施す。構造強調部 72 で構造強調処理が施された RGB 画像データは、通常観察画像として画像表示信号生成部 66 に入力される。

[0056] 特殊観察用画像処理部 64 は、酸素飽和度画像生成部 76 と、構造強調部 78 とを有する。酸素飽和度画像生成部 76 は、酸素飽和度を算出するとともに、算出した酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する。

[0057] 構造強調部 78 は、酸素飽和度画像生成部 76 から入力される酸素飽和度画像に対して、空間周波数強調処理等の構造強調処理を施す。構造強調部 72 で構造強調処理が施された酸素飽和度画像は、画像表示信号生成部 66 に入力される。

[0058] 画像表示信号生成部 66 は、通常観察画像または酸素飽和度画像を表示用形式の信号（表示用画像信号）に変換し、モニタ 18 に入力する。これにより、モニタ 18 には通常観察画像または酸素飽和度画像が表示される。

- [0059] 図8に示すように、酸素飽和度画像生成部76は、信号比算出部81と、相関関係記憶部82と、酸素飽和度算出部83と、画像生成部84と、を備えている。
- [0060] 信号比算出部81には、酸素飽和度画像生成部76に入力される2フレーム分の画像信号のうち、B1画像信号、G2画像信号、R2画像信号が入力される。信号比算出部81は、B1画像信号とG2画像信号の信号比 $B1/G2$ と、G2画像信号とR2画像信号の信号比 $R2/G2$ とを、画素毎に算出する。
- [0061] 相関関係記憶部82は、信号比 $B1/G2$ 及び信号比 $R2/G2$ と、酸素飽和度の相関関係を記憶している。この相関関係は、図9に示す二次元空間上に酸素飽和度の等高線を定義した2次元テーブルで記憶されている。信号比 $B1/G2$ 及び信号比 $R2/G2$ に対する等高線の位置及び形状は、光散乱の物理的なシミュレーションによって予め得られ、各等高線の間隔は、血液量（信号比 $R2/G2$ ）に応じて変化する。なお、信号比 $B1/G2$ 及び信号比 $R2/G2$ と、酸素飽和度との相関関係はlogスケールで記憶されている。
- [0062] なお、上記相関関係は、図10に示すように、酸化ヘモグロビン（グラフ90）や還元ヘモグロビン（グラフ91）の吸光特性や光散乱特性と密接に関連し合っている。例えば、第1青色レーザ光の中心波長473nmのように、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の差が大きい波長では、酸素飽和度の情報を取り扱いやすい。しかしながら、473nmの光に対応する信号を含むB1画像信号は、酸素飽和度だけでなく、血液量にも依存度が高い。そこで、B1画像信号に加え、主として血液量に依存して変化する光に対応するR2画像信号と、B1画像信号とR2画像信号のリファレンス信号となるG2画像信号から得られる信号比 $B1/G2$ 及び $R2/G2$ を用いることで血液量に依存することなく、酸素飽和度を正確に求めることができる。
- [0063] 酸素飽和度算出部83は、相関関係記憶部82に記憶された相関関係を参

照し、信号比算出部 8 1 で算出された信号比 $B 1 / G 2$ 及び信号比 $R 2 / G 2$ に対応する酸素飽和度を画素毎に算出する。例えば、所定画素における信号比 $B 1 / G 2$ 及び信号比 $R 2 / G 2$ がそれぞれ $B 1^* / G 2^*$ 及び $R 2^* / G 2^*$ である場合、図 1 1 に示すように、相関関係を参照すると、信号比 $B 1^* / G 2^*$ 及び信号比 $R 2^* / G 2^*$ に対応する酸素飽和度は「60%」である。したがって、酸素飽和度算出部 8 3 は、この画素の酸素飽和度を「60%」と算出する。

[0064] 本実施形態では、主光学系から発せられた第 1 照明光（第 1 及び第 2 白色光）に重なるように、補助光学系から第 2 照明光（第 1 及び第 2 白色光）を照射しているため、検体上の第 1 及び第 2 白色光は、青色の波長帯域、緑色の波長帯域、赤色の波長帯域のいずれにおいても強度分布の均一性は維持されている。これにより、第 1 白色光の青色帯域に基づく $B 1$ 及び第 2 白色光の緑色帯域に基づく $G 2$ 画像信号から得られる信号比 $B 1 / G 2$ は、酸素飽和度以外の照明ムラなどの要因によって変動することがなくなる。同様にして、第 2 白色光の緑色帯域に基づく $G 2$ 画像信号及び第 2 白色光の赤色帯域に基づく $R 2$ 画像信号から得られる信号比 $R 2 / G 2$ についても、酸素飽和度以外の照明ムラなどの要因によって変動することがなくなる。これにより、拡大観察をしたとしても、酸素飽和度のアーチファクトが発生することはない。

[0065] なお、信号比 $B 1 / G 2$ 及び信号比 $R 2 / G 2$ が極めて大きくなったり、極めて小さくなったりすることはほとんどない。すなわち、信号比 $B 1 / G 2$ や信号比 $R 2 / G 2$ の値が、酸素飽和度 0% の下限ライン 9 3 を上回ったり、反対に酸素飽和度 100% の上限ライン 9 4 を下回ったりすることはほとんどない。但し、算出する酸素飽和度が下限ライン 9 3 を下回ってしまった場合には酸素飽和度算出部 8 3 は酸素飽和度を 0% とし、上限ライン 9 4 を上回ってしまった場合には酸素飽和度を 100% とする。なお、信号比 $B 1 / G 2$ 及び信号比 $R 2 / G 2$ に対応する点が下限ライン 9 3 と上限ライン 9 4 の間から外れた場合には、その画素における酸素飽和度の信頼度が低い

ことが分かるように表示をしたり、酸素飽和度を算出しないようにしても良い。

[0066] 画像生成部 84 は、酸素飽和度算出部 86 で算出された酸素飽和度と、B2 画像信号、G2 画像信号、R2 画像信号を用いて、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成する。具体的には、画像生成部 84 は、入力される元の B2 画像信号、G2 画像信号、R2 画像信号に対して、酸素飽和度に応じたゲインを画素毎に施し、ゲインを施した B2 画像信号、G2 画像信号、R2 画像信号を用いて RGB 画像データを生成する。例えば、画像生成部 84 は、酸素飽和度が 60% 以上の画素では B2 画像信号、G2 画像信号、R2 画像信号のいずれにも同じゲイン「1」を乗じる。これに対して、酸素飽和度が 60% 未満の画素では、B2 画像信号に対して「1」未満のゲインを乗じ、G2 画像信号及び R2 画像信号に対しては「1」以上のゲインを乗じる。このゲイン処理後の B1 画像信号、G2 画像信号、R2 画像信号を用いて生成された RGB 画像データが酸素飽和度画像である。

[0067] 画像生成部 84 が生成した酸素飽和度画像では、高酸素の領域（酸素飽和度が 60～100% の領域）では、通常観察画像と同様の色で表される。一方、酸素飽和度が所定値を下回る低酸素の領域（酸素飽和度が 0～60% の領域）は、通常観察画像とは異なる色（疑似カラー）で表される。

[0068] なお、本実施形態では、画像生成部 84 は、低酸素の領域のみ疑似カラー化するゲインを乗じているが、高酸素領域でも酸素飽和度に応じたゲインを施し、酸素飽和度画像の全体を疑似カラー化しても良い。また、低酸素領域と高酸素領域を酸素飽和度 60% で分けているがこの境界も任意である。

[0069] 次に、本実施形態の内視鏡システム 10 による観察の流れを図 12 のフローチャートに沿って説明する。まず、プローブ 25 を鉗子チャネル 27 に挿通した内視鏡 12 を検体に挿入し、通常観察モードにおいて、最も遠景の状態からスクリーニングを行う（S10）。通常観察モードでは、通常観察画像がモニタ 18 に表示される。このスクリーニング時に、ブラウニッシュエリアや発赤等の病変の可能性のある部位（以下、病変可能性部位という）を

発見した場合（S 1 1）には、モード切替SW 2 2 bを操作して、特殊観察モードに切り替える（S 1 2）。そして、この特殊観察モードにおいて、病変可能性部位が低酸素状態になっているか否かの診断を行う。

[0070] 特殊観察モードでは、第1光源制御部40から第2光源制御部140に発光タイミング信号が入力されるので、補助照明系が点灯する（S 1 3）。このため、特殊観察モードでは、主照明系及び補助照明系から第1及び第2白色光がセンサ48の撮像フレームに同期して交互に検体内に重ねて照射される。第1白色光が照射されたフレームではセンサ48はR 1画像信号、G 1画像信号、B 1画像信号を出力し、第2白色光が照射されたフレームではR 2画像信号、G 2画像信号、B 2画像信号を出力する。これら2フレーム分の画像信号に基づいて、画素毎に酸素飽和度が算出され、酸素飽和度画像が生成される（S 1 4）。

[0071] そして、モニタ18に表示された酸素飽和度画像に基づいて、ドクターは病変可能性部位が低酸素状態になっているかどうかを確認する。こうした酸素飽和度の表示は、通常観察モードに切り替えられるまで継続して行われる（S 1 5）。また、診断を終了する場合には、内視鏡12の挿入部21を検体内から抜き出す（S 1 6）。

[0072] このように、内視鏡システム10では、特殊観察モード時に、内視鏡12から照射する第1照明光に重ねて、鉗子チャンネル27に挿通したプローブ25から第2照明光を照射する。

[0073] 図13に示すように、例えば、特殊観察モードの非拡大観察時にモニタ18に表示される遠景の酸素飽和度画像151に、疑似カラーで表示された低酸素領域152が観察され、ドクターがズーム操作部22bを操作してこの低酸素領域152を拡大観察したとする。このとき、従来の内視鏡システムのように、第1照明光だけで検体を照明し、第2照明光が照射されていないと、酸素飽和度画像153のように第1照明光の極僅かな不均一さによって、酸素飽和度の算出誤差が生じ、酸素飽和度画像153には拡大観察時に特有のアーチファクト154が発生する。このため、第2照明光を照射せずに

拡大観察した場合の酸素飽和度画像 153 では、低酸素領域 152 の仔細な性状が観察し難い。

[0074] 一方、本発明の内視鏡システム 10 によれば、第 1 照明光に加えて、プローブ 25 から第 2 照明光を照射して、検体に照射する照明光（特に照明光の光量分布）の均一性を向上させているので、酸素飽和度の算出誤差は低減され、第 2 照明光を照射した場合に得られる酸素飽和度画像 155 にはアーチファクト 154 は発生しない。このため、第 1 照明光に加え、第 2 照明光を照射して得た酸素飽和度画像 155 によれば、低酸素領域 152 の仔細な性状を正確に観察することができる。ズーム操作によらず、内視鏡 12 の先端部 24 を検体に近づけて拡大観察をする場合も同様である。

[0075] 上述したように、酸素飽和度の算出には信号比 $B1/G2$ と信号比 $R2/G2$ が用いられる。これら信号比のうち、酸素飽和度によって、信号値が大きく変動するのは信号比 $B1/G2$ のほうである。したがって、拡大観察時のように、 $B1$ 画像信号に対応する青色の波長帯域の光の均一性、及び $G2$ 画像信号に対応する緑色の波長帯域の光の均一性が維持されていない場合には、酸素飽和度の算出精度は大きく低下して、アーチファクトが発生する。そこで、第 1 照明光に対して第 2 照明光を重ねて照射することにより、青色の波長帯域において光の均一性を向上させるとともに、緑色の波長帯において光の均一性を向上させて、酸素飽和度のアーチファクトを無くしている。

[0076] したがって、第 1 実施形態の内視鏡システム 10 では、第 2 照明光のスペクトルが、青色、緑色、赤色の全波長帯域で第 1 照明光と等価なスペクトルを有しているが、第 2 照明光は、少なくとも青色または緑色の波長帯域で第 1 照明光と等価なスペクトルを有していれば良い。

[0077] なお、酸素飽和度の算出には、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の差がある異吸収波長の光に基づく信号が必要である。この第 1 実施形態で、異吸収波長の光に基づく信号は、 $B1$ 画像信号に対応している。したがって、青色の波長帯域で少なくとも第 1、第 2 照明光のスペクトルが等価であることが好ましい。

[0078] もちろん、緑色の波長帯域でだけ第1、第2照明光が等価なスペクトルを有する場合でも、第2照明光を照射しない場合に比べればアーチファクト154を低減される。また、第2照明光は、青色と緑色の両波長帯域で第1照明光と等価なスペクトルを有することがより好ましく、血液量も考慮すれば、さらに赤色の波長帯域においても第2照明光が第1照明光と等価なスペクトルを有することが好ましい。

[0079] なお、第1実施形態の内視鏡システム10では、特殊観察モード時に第1照明光に重ねて補助照明系から第2照明光を照射しているが、通常観察モード時に第2照明光を照射しても良い。この場合、酸素飽和度画像に比べれば目立ちにくい照明光の不均一さによって生じる通常観察画像の不具合（例えばシェーディング等）が改善される。

[0080] なお、第1実施形態の内視鏡システム10では、酸素飽和度を算出し、酸素飽和度画像を生成及び表示しているが、その他の生体機能情報を表示する内視鏡システムにも本発明は有用である。例えば、青色（あるいは紫外）の狭帯域光を検体に照射し、表層血管を疑似カラーで強調表示する、いわゆる狭帯域観察をする内視鏡システムに本発明を適用することができる。後述する他の実施形態も同様である。

[0081] このように酸素飽和度以外の生体機能情報を算出及び表示する場合には、その生体機能情報の算出に用いる少なくとも2つの異なる波長帯域で、第1照明光と第2照明光が等価なスペクトルを有していれば良い。

[0082] なお、第1実施形態の内視鏡システム10では、特殊観察モード時に、第1照明光に加えて、さらに第2照明光を照射しているが、第2照明光の照射時には、第1光源制御部40は、第1照明光を減光し、第1及び第2照明光の合計の光量を、第1照明光だけを照射する場合の第1照明光の光量と同じ一定の光量にしても良い。こうすると、第2照明光を照射したことにより、アーチファクト154の発生を防ぎつつ、かつ、画面（酸素飽和度画像）の明るさを一定に保つことができる。

[0083] なお、第1実施形態の内視鏡システム10では、蛍光体44、144を内

視鏡 1 2 の先端部 2 4 及びプローブ 2 5 に設けているが、蛍光体 4 4 は第 1 光源装置 1 4 の各光源 3 4, 3 6 とライトガイド 4 1 の間に、蛍光体 1 4 4 は第 2 光源装置 2 6 の各光源 1 3 4, 1 3 6 とライトガイド 1 4 1 の間に設けても良い。

[0084] [第 2 実施形態]

第 1 実施形態の内視鏡システム 1 0 では、特殊観察モード時に補助照明系から第 2 照明光を照射しているが、特殊観察モード時かつズーム操作をして拡大観察をする場合に第 2 照明光を照射するようにしても良い。この場合、例えば、図 1 4 に示す内視鏡システム 2 0 0 のように、例えばプロセッサ装置 1 6 にズーム検出部 2 0 1 を設ける。それ以外の構成については第 1 実施形態の内視鏡システム 1 0 と同様である。

[0085] ズーム検出部 2 0 1 は、ズーム操作部 2 2 b の操作状況を監視し、ズームの有無（拡大観察をしているか否か）を検出し、検出結果を第 1 光源制御部 4 0 に入力する。そして、第 1 光源制御部 4 0 は、特殊観察モードに切り替えられた場合、かつ、ズーム検出部 2 0 1 により拡大観察をしていることが検出された場合に、同期のための発光タイミング信号を第 2 光源制御部 1 4 0 に入力する。

[0086] こうすれば、酸素飽和度画像を生成及び表示する特殊観察モードでも、非拡大観察時には第 2 照明光は消灯され、拡大観察をしている場合にだけ無駄無く第 2 照明光を照射することができる。

[0087] [第 3 実施形態]

第 2 実施形態の内視鏡システム 2 0 0 では、ズーム操作を監視して、拡大観察をしているか否かを検出し、特殊観察モードかつ拡大観察をしている場合に第 2 照明光を照射しているが、このようにズーム操作を監視する代わりに、酸素飽和度のアーチファクトの発生を監視して、アーチファクトが発生した場合に第 2 照明光を照射するようにしても良い。

[0088] この場合、例えば、図 1 5 に示す内視鏡システム 3 0 0 のように、特殊観察用画像処理部 6 4 にアーチファクト検出部 3 0 1 を加える。それ以外の構

成は第1実施形態の内視鏡システム10と同様である。

[0089] アーチファクト検出部301は、酸素飽和度画像生成部76から酸素飽和度画像を取得し、取得した酸素飽和度画像からアーチファクト154を検出する。そして、アーチファクト検出部301は、検出結果（アーチファクトを検出したか否か）を第1光源制御部40に入力する。第1光源制御部40は、特殊観察モードに切り替えられた場合、かつ、アーチファクトが検出された場合に、同期のための発光タイミング信号を第2光源制御部140に入力する。

[0090] こうすれば、酸素飽和度画像を生成及び表示する特殊観察モードでも、アーチファクト154が検出されない場合（特に拡大観察をしてもアーチファクト154が発生していない場合）には第2照明光は消灯され、アーチファクト154が発生するほど大きく拡大観察をしている場合にだけ無駄無く第2照明光を照射することができる。

[0091] なお、拡大観察によって発生するアーチファクト154は、発生仕方（分布や強度等）が先端部24での照明光学系24aと撮像光学系24bの配置等の内視鏡12の構造と、検体の拡大率（または先端部24と検体の距離）によってほぼ定まっている。このため、アーチファクト検出部301は、酸素飽和度画像の任意の1点または複数点で画素値を監視することにより、アーチファクト154が発生しているか否かを検出する。

[0092] 例えば、低酸素状態になるアーチファクトが必ず発生する位置の画素を監視する場合、そのB画素値を第1閾値と比較し、ゲインによってB画素値が第1閾値以下になっている場合（低酸素の疑似カラーになっている場合）にアーチファクトの発生を検出する。監視している画素で検体自体がアーチファクトではなく本当に低酸素状態になっている場合もあるが、アーチファクトは検体で発生し得る低酸素状態よりも概ね大きいので、第1閾値をある程度大きく設定しておけば、誤検出することなく、アーチファクトの発生を検出可能である。

[0093] なお、高酸素状態になるアーチファクトが必ず発生する位置の画素を監視

しても良い。

また、複数点で画素値を監視すれば検出精度が向上するので、2点以上で画素値を監視することが好ましい。さらに、アーチファクトの検出方法は任意であり、画素値を閾値と比較する代わりに、アーチファクトの周波数成分を抽出することにより、アーチファクト154の発生を検出しても良い。

[0094] なお、第2実施形態と第3実施形態を組み合わせることも可能である。この場合、ズーム検出部201とアーチファクト検出部301の両方を設け、特殊観察モード時に、ズーム検出部201がズーム操作を検出した場合またはアーチファクト検出部301が酸素飽和度画像からアーチファクトを検出した場合に、第1光源制御部40が第2光源制御部140に発光タイミング信号を入力するようにすれば良い。

[0095] [第4実施形態]

図16に示すように、内視鏡システム400の第1光源装置401には、第1及び第2青色レーザ光源34, 36と第1光源制御部40の代わりに、第1LED (Light Emitting Diode) 光源ユニット402と、第1LED光源制御部403が設けられている。また、内視鏡システム400の第2光源装置410には、第1青色レーザ光源134, 136と第2光源制御部140の代わりに、第2LED光源ユニット412と第2LED光源制御部413が設けられている。また、内視鏡システム400には照明光学系24a及びプローブ25に蛍光体44, 144が設けられていない。それ以外については、第1実施形態の内視鏡システム10と同様である。

[0096] 第1LED光源ユニット402は、特定の波長帯域に制限された光を発光する光源として、R-LED402a, G-LED402b, B-LED402cを有する。図17に示すように、R-LED402aは、600~720nmの赤色領域の赤色帯域光（以下、単に赤色光という）を発光し、G-LED402bは、480~620nmの緑色領域の緑色帯域光（以下、単に緑色光）を発光する。また、B-LED402cは、400~500nmの青色領域の青色帯域光（以下、単に青色光という）を発光する。

- [0097] また、第1LED光源ユニット402は、B-LED402cが発する青色光の光路上に挿抜されるハイパスフィルタ（HPF）406を有する。ハイパスフィルタ406は、450nm以下の波長帯域の青色光をカットし、450nmより長波長帯域の光を透過する。
- [0098] ハイパスフィルタ408のカットオフ波長（450nm）は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数がほぼ等しい波長であり（図10参照）、この波長を境に酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が逆転する。本実施形態の場合、相関関係記憶部82に記憶された相関関係は、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも大きい場合のものであるので、カットオフ波長以下の波長帯域に基づくシグナルは、信号比 $B1/G2$ が473nmで測定する本来の値よりも低下し、不正確な酸素飽和度が算出される原因になる。このため、ハイパスフィルタ402は、酸素飽和度を算出するためのB1画像信号を取得する時に、カットオフ波長以下の波長帯域の光が検体に照射されないようにする。
- [0099] したがって、ハイパスフィルタ406は、特殊観察モード時にB-LED402cの前に挿入され、通常観察モード時には退避位置に退避される。ハイパスフィルタ406の挿抜は、第1LED光源制御部403の制御の下、HPF挿抜部407によって行われる。第1LED光源制御部403は、第1LED光源ユニット402の各LED402a～402cの点灯／消灯、及びハイパスフィルタ406の挿抜を制御する。
- [0100] 第2LEDユニット412は、特定の波長帯域に制限された光を発光する光源として、R-LED412a、G-LED412b、B-LED412cを有する。R-LED412a、G-LED412b、B-LED412cは、第1LEDユニット402のR-LED402a、G-LED402b、B-LED402cとそれぞれ同じものである。また、第2LEDユニット412は、B-LED412cが発する青色光の光路上に挿抜されるハイパスフィルタ（HPF）416を有する。
- [0101] ハイパスフィルタ416は、第1LEDユニット402のハイパスフィル

タ406と同様に、450nm以下の波長帯域の青色光をカットし、450nmより長波長帯域の光を透過する。また、ハイパスフィルタ416は、特殊観察モード時にB-LED412cの前に挿入され、通常観察モード時には退避位置に退避される。ハイパスフィルタ416の挿抜は、第2LED光源制御部413の制御の下、HPF挿抜部417によって行われる。第2LED光源制御部413は、第2LED光源ユニット412の各LED412a~412cの点灯／消灯、及びハイパスフィルタ416の挿抜を制御する。また、第2LED光源制御部413は、第1LED光源制御部403から発光タイミング信号を受けて上記制御を行うことは、第1実施形態の第1光源制御部40と第2光源制御部140の関係と同様である。

[0102] 上述のように構成される内視鏡システム400は、以下のように作動する。まず、図18に示すように、通常観察モードの場合、第1LED光源制御部403は、各LED402a~402cを全て点灯させ、ハイパスフィルタ406はB-LED402cの光路上から退避させる。また、通常観察モードでは、第1LED光源制御部403から発光タイミング信号が入力されないため、第2LED光源制御部413は、R-LED412a、G-LED412b、B-LED412cを全て消灯させる。

[0103] 一方、図19に示すように、特殊観察モードの場合、第1LED光源制御部403は、ハイパスフィルタ406をB-LED402cの光路上に挿入する。そして、1フレーム目は、B-LED402cを点灯させ、R-LED402a及びG-LED402bは消灯させる。また、第2LED光源制御部413も同様に、ハイパスフィルタ416をB-LED412cの光路上に挿入し、1フレーム目はB-LED412cを点灯させ、R-LED412a及びG-LED412bを消灯させる。これにより、特殊観察モードの1フレーム目では、第1光源装置401と第2光源装置410から450nm以下の波長帯域がカットされた青色光が重なって検体に照射される。センサ48は、1フレーム目の読出期間にB1画像信号を出力する。

[0104] 次に、特殊観察モードの2フレーム目では、第1LED光源制御部403

及び第2LED光源制御部413はそれぞれ全LED402a~402c, 412a~412cを点灯させる。これにより、2フレーム目では、第1光源装置401と第2光源装置410から450nm以下の波長帯域がカットされた青色光と、緑色光と、赤色光が検体に重なって照射される。センサ48は、2フレーム目の読出期間にR2画像信号、G2画像信号、B2画像信号を出力する。その後の処理や作用は第1実施形態の内視鏡システム10と同様である。

[0105] なお、第4実施形態の内視鏡システム400では、特殊観察モード時の1フレーム目、2フレーム目ともハイパスフィルタ406, 416を挿入したまま検体を撮像しているが、1フレーム目だけハイパスフィルタ406, 416を挿入し、2フレーム目にはハイパスフィルタ406, 416を退避させても良い。また、特殊観察モード時の1フレーム目では、450nm以下をカットした青色光だけを検体に照射しているが、1フレーム目では、信号比 $B1/G2$ の算出に用いる450nm以下をカットした青色光に基づくB1画像信号が得られていれば良い。したがって、1フレーム目にR-LED401a及びG-LED401bを点灯させ、R1画像信号及びG1画像信号をセンサ48に出力させても良い。

[0106] また、第4実施形態の内視鏡システム400では、特殊観察モード時の2フレーム目に、第2光源装置410は赤色光、緑色光、青色光を全て照射しているが、2フレーム目では酸素飽和度の算出（信号比 $B1/G2$ 、及び信号比 $R2/G2$ ）に用いるG2画像信号とR2画像信号が均一な照明のもとで取得されていれば良いので、2フレーム目は、第2光源装置410は青色光を消灯しても良い。また、2フレーム目は、第2光源装置410は少なくとも緑色光だけを照射していれば、アーチファクトが低減される。

[0107] なお、上記第1~第3実施形態では、信号比 $B1/G2$ と信号比 $R2/G2$ を用いて酸素飽和度を算出したが、上記第4実施形態では、信号比 $B1/G2$ に代えて、530~550nmの緑色狭帯域光に基づく緑色狭帯域画像信号 G_n と、緑色光に基づく緑色信号 $G2$ からなる信号比 $G_n/G2$ と、信

号比 R_2 / G_2 とを用いて酸素飽和度を算出してもよい。緑色狭帯域光の波長域「 $530 \sim 550 \text{ nm}$ 」は、ハイパスフィルタ 406, 416 でカット後の光の波長域「 $450 \sim 500 \text{ nm}$ 」と同様、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも大きい波長域である（図 10 参照）。そのため、酸素飽和度の変化に伴う信号比 G_n / G_2 の変動は、信号比 B_1 / G_2 の場合と同様である。したがって、信号比 G_n / G_2 及び R_2 / G_2 と酸素飽和度の相関関係は、信号比 B_1 / G_2 及び R_2 / G_2 と酸素飽和度の相関関係（図 9 参照）と、ほぼ同様である。

[0108] 以上のように、信号比 G_n / G_2 を用いて酸素飽和度を算出する場合は、図 20 に示す内視鏡システム 419 のように、第 1 及び第 2 光源装置 420, 430 が用いられる。第 1 及び第 2 光源装置 420, 430 においては、図 16 に示す第 1 及び第 2 光源装置 401, 410 のようなハイパスフィルタ 406 は設けられておらず、その代わりに、 $G-LED$ 402b, 412b が発する緑色光の光路上に、挿抜可能なバンドパスフィルタ（BPF）が設けられる。バンドパスフィルタ 422, 432 は、図 21 に示すように、緑色光のうち $530 \sim 550 \text{ nm}$ の緑色狭帯域光を透過させる。また、バンドパスフィルタ 422, 432 は、BPF 挿抜部 424, 434 により挿抜され、特殊観察モードの 1 フレーム目に $G-LED$ 402b, 412b の前に挿入され、通常観察モード時及び特殊観察モードの 2 フレーム目には退避位置に退避される。なお、それら以外については、第 1 及び第 2 光源装置 420, 430 は、第 1 及び第 2 光源装置 401, 410 とほぼ同様である。

[0109] また、第 1 及び第 2 光源装置 420, 430 の発光制御については、通常観察モードの場合は、図 18 と同様の手順で行われる。一方、特殊観察モードの場合は、図 19 と異なっている。図 22 に示すように、まず、1 フレーム目では、 $G-LED$ 402b, 412b のみが点灯される。 $G-LED$ 402b, 412b が発する緑色光は、バンドパスフィルタ 422, 432 を通って、緑色狭帯域光になる。したがって、検体には緑色狭帯域光が照射され、その反射像をセンサ 48 が撮像して緑色狭帯域画像信号 G_n が出力され

る。

[0110] 次の2フレーム目では、バンドパスフィルタ422, 432を退避させ、全てのLED402a~402c, 412a~412cを点灯する。これにより、青色光、緑色光、赤色光が検体に照射され、その反射像をセンサ48が撮像してB2画像信号、G2画像信号、R2画像信号を出力する。

[0111] そして、これらの1フレーム目及び2フレーム目で得た緑色狭帯域画像信号G_nとG2画像信号に基づく信号比 G_n / G_2 と、G2画像信号とR2画像信号に基づく信号比 R_2 / G_2 とから、酸素飽和度が算出される。酸素飽和度の算出方法及び酸素飽和度画像の作成方法に関しては、上記第1実施形態と同様である。

[0112] [第5実施形態]

図23に示すように、内視鏡システム500の第1光源装置510には、第1及び第2青色レーザ光源34, 36と第1光源制御部40の代わりに、広帯域光源521と、回転フィルタ522と、回転フィルタ制御部523が設けられている。また、第2光源装置530には、第1青色レーザ光134, 136と第2光源制御部140の代わりに、広帯域光源541と、回転フィルタ542と、回転フィルタ制御部543が設けられている。さらに、内視鏡システム500のセンサ505は、カラーフィルタが設けられていないモノクロの撮像素子であり、内視鏡12の先端部24及びプローブ25には蛍光体44, 144は設けられていない。それ以外については、第1実施形態の内視鏡システム10と同じである。

[0113] 広帯域光源521, 541は、例えばキセノンランプ、白色LED等となり、波長帯域が青色から赤色に及ぶ白色光を発する。回転フィルタ522, 542は、いずれも同じものであり、通常観察モード用フィルタ550と特殊観察モード用フィルタ551とを備えている(図24参照)。また、回転フィルタ522, 542は、各広帯域光源521, 541から発せられる白色光がライトガイド41に入射される光路上において、通常観察モード用フィルタ550を配置する通常観察モード用の第1位置と、特殊観察モード

用フィルタ 551 を配置する特殊観察モード用の第 2 位置との間で径方向に移動可能である。この第 1 位置と第 2 位置への回転フィルタ 522, 542 の相互移動は、選択された観察モードに応じて各回転フィルタ制御部 523, 543 によって制御される。また、回転フィルタ制御部 543 は回転フィルタ制御部 523 から入力される発光タイミング信号によって同期制御を行なう。これにより、回転フィルタ 522, 542 は、どちらも同じ第 1 位置または第 2 位置に配置された状態で、センサ 505 の撮像フレームに応じて回転する。回転フィルタ 522, 542 の回転速度は、選択された観察モードに応じて各回転フィルタ制御部 523, 543 によって同期して制御される。

[0114] 図 24 に示すように、通常観察モード用フィルタ 550 は、回転フィルタ 522, 542 の内周部に設けられている。通常観察モード用フィルタ 550 は、赤色光を透過する R フィルタ 550a と、緑色光を透過する G フィルタ 550b と、青色光を透過する B フィルタ 550c とを有する。したがって、回転フィルタ 522, 542 を通常光観察モード用の第 1 位置に配置すると、各広帯域光源 521, 541 からの白色光は、回転フィルタ 522, 542 の回転に応じて R フィルタ 550a、G フィルタ 550b、B フィルタ 550c のいずれかに入射する。このため、検体には、透過したフィルタに応じて、赤色光、緑色光、青色光が順次照射され、センサ 505 は、これらの反射光によりそれぞれ検体を撮像することにより、R 画像信号、G 画像信号、B 画像信号を順次出力する。

[0115] また、特殊観察モード用フィルタ 551 は、回転フィルタ 522, 542 の外周部に設けられている。特殊観察モード用フィルタ 551 は、赤色光を透過する R フィルタ 551a と、緑色光を透過する G フィルタ 551b と、青色光を透過する B フィルタ 551c と、 $473 \pm 10 \text{ nm}$ の狭帯域光を透過する狭帯域フィルタ 551d とを有する。したがって、回転フィルタ 522, 542 を特殊観察モード用の第 2 位置に配置すると、広帯域光源 521, 541 からの白色光は、回転フィルタ 522, 542 の回転に応じて R

フィルタ 551 a、G フィルタ 551 b、B フィルタ 551 c、狭帯域フィルタ 551 d のいずれかに入射する。このため、検体には、透過したフィルタに応じて、赤色光、緑色光、青色光、狭帯域光（473 nm）が順次照射され、センサ 505 は、これらの反射光によりそれぞれ検体を撮像することにより、R 画像信号、G 画像信号、B 画像信号、及び狭帯域画像信号を順次出力する。

[0116] 特殊観察モードで得られる R 画像信号と G 画像信号は、第 1 実施形態の R 1（または R 2）画像信号と G 1（または G 2）画像信号に対応する。また、特殊観察モードで得られる B 画像信号は、第 1 実施形態の B 2 画像信号に対応し、狭帯域画像信号は B 1 画像信号に対応する。したがって、その後の処理や作用は第 1 実施形態の内視鏡システム 10 と同様である。

[0117] なお、第 1 ～ 第 5 実施形態では、プローブ 25 の先端 25 a を単に鉗子出口 27 b から露呈させているが、図 25 に示すように、プローブ 25 は、このプローブ 25 の先端 25 a を内視鏡 12 の先端部 24 に固定する固定部 601 を備えることが好ましい。プローブ 25 が先端部 24 に固定されておらず、鉗子出口 27 b から自由に突出したり、鉗子チャネル 27 内に自由に退避したりすることが可能であると、こうしたプローブ 25 の動きによって第 2 照明光の照射ムラが発生する場合がある。プローブ 25 が固定部 601 によって内視鏡 12 の先端部 24 に固定されていれば、第 2 照明光の照射によってさらに確実にアーチファクトの発生を抑えることができる。なお、プローブ 25 の固定部 601 は、開口 601 a 等を設けることによって、照明光学系 24 a や撮像光学系 24 b 等、先端部 24 の各部の機能を損なわなようにしておく必要がある。また、固定部 601 は、プローブ 25 と一体になっても良く、プローブ 25 の先端 25 a に取り付けられるものでも良い。

[0118] なお、第 1 ～ 第 5 実施形態では、プローブ 25 は鉗子チャネル 27 に挿通可能な直線的形状に形成されており、プローブ 25 の先端 25 a だけ（ほぼ鉗子出口 27 b の一点）から第 2 照明光を照射しているが、図 26 に示すように、プローブ 25 の先端 25 a を、リング型先端部 626 と、鉗子チャネ

ル 2 7 に挿通する挿通部 6 2 7 とで形成しても良い。そして、リング型先端部 6 2 6 には、リング形状に沿って各々第 2 照明光を射出する複数の照明光射出部 6 2 6 a を設けておき、このリング型先端部 6 2 6 を、センサ 4 8（撮像光学系 2 4 b）を囲むように、撮影光軸 6 3 0 に中心を一致させて配置する。

[0119] こうすると、センサ 4 8 の周りの複数箇所から第 2 照明光を照射することができるので、鉗子出口 2 7 b の一点から第 2 照明光を照射する場合よりも、さらに照明光の均一性を向上させることができる。但し、リング型先端部 6 2 6 を有するプローブは、内視鏡 1 2 を検体に挿入した後に鉗子入口 2 7 a から挿通することはできないので、内視鏡 1 2 を検体に挿入する前に鉗子出口 2 7 b 側から鉗子チャネル 2 7 に挿通させておく必要がある。

[0120] なお、リング型先端部 6 2 6 は、例えば、光ファイバをリング状に湾曲させ、この光ファイバのクラッドに孔を開けておくことで実現できる。この場合、蛍光体 1 4 4 は第 2 光源装置 2 6 に設けておけば良い。また、リング型先端部 6 2 6 は、プローブ 2 5 とは別体に形成し、プローブ 2 5 の先端に取り付けるアタッチメントとしても良い。また、リング型先端部 6 2 6 を有するプローブを用いる場合、プローブ 2 5 から射出される第 2 照明光だけで撮影に十分な照明光量が得られる場合には、第 1 照明光を減光したり、第 1 照明光の照射を停止（消灯）したりしても良い。

[0121] なお、第 1 ～ 第 5 実施形態では、信号比 $B1/G2$ と信号比 $R2/G2$ に基づいて酸素飽和度を算出しているが、信号比 $B1/G2$ のみに基づいて酸素飽和度を算出しても良い。この場合には、相関関係記憶部 8 2 には信号比 $B1/G2$ と酸素飽和度の相関関係を記憶しておけば良い。

[0122] なお、第 1 ～ 第 5 実施形態では、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成及び表示しているが、これに加えて、血液量を画像化した血液量画像を生成及び表示しても良い。血液量は信号比 $R2/G2$ と相関があるので、信号比 $R2/G2$ に応じて異なる色を割り当てることで、血液量を画像化した血液量画像を作成することができる。

[0123] なお、第1～第5実施形態では酸素飽和度を算出しているが、これに代えて、あるいはこれに加えて、「血液量（信号比 R_2/G_2 ）×酸素飽和度（％）」から求まる酸化ヘモグロビンインデックスや、「血液量×（1－酸素飽和度）（％）」から求まる還元ヘモグロビンインデックス等、他の生体機能情報を算出しても良い。

符号の説明

[0124] 10, 200, 300, 400, 419, 500 内視鏡システム
14, 401, 420, 510 第1光源装置
25 プロープ
26, 410, 430, 530 第2光源装置
27 鉗子チャネル
47 ズーミングレンズ
48 センサ
76 酸素飽和度画像生成部
154 アーチファクト
152 低酸素領域

請求の範囲

- [請求項1] 検体に挿入される挿入部を有する内視鏡と、
前記検体を撮像して画像信号を出力するセンサと、
前記挿入部を通じて前記検体に第1照明光を照射する第1光源装置と、
前記挿入部に設けられたチャンネルに挿通されるプローブと、
前記プローブを通じ、少なくとも2つの波長帯域で前記第1照明光と等価なスペクトルを有する第2照明光を前記第1照明光に重ねて照射する第2光源装置と、
を備える内視鏡システム。
- [請求項2] 前記第1照明光の反射光と前記第2照明光の反射光を同時に受光して前記センサが出力する前記画像信号に基づいて前記検体の画像を生成する画像生成部を備える請求項1に記載の内視鏡システム。
- [請求項3] 前記2つの波長帯域に対応する各前記画像信号に基づいて、前記検体の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部を備え、
前記画像生成部は、前記画像信号と前記酸素飽和度とに基づいて前記検体の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する請求項2に記載の内視鏡システム。
- [請求項4] 前記2つの波長帯域は、青色の波長帯域と緑色の波長帯域であり、
前記第2照明光は、前記青色の波長帯域と前記緑色の波長帯域とにおいて、前記第1照明光と等価なスペクトルを有する請求項1～3のいずれか1項に記載の内視鏡システム。
- [請求項5] 前記2つの波長帯域は、いずれも緑色の波長帯域であり、
前記第2照明光は、2つの前記緑色の波長帯域において、前記第1照明光と等価なスペクトルを有する請求項1～3のいずれか1項に記載の内視鏡システム。
- [請求項6] 前記プローブは、該プローブの先端を前記挿入部の先端に固定する固定部を有する請求項1～5のいずれか1項に記載の内視鏡システム

。

[請求項7] 前記第1光源装置は、前記第2照明光が照射される場合に、前記第1照明光を減光する請求項1～6のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

[請求項8] 前記プローブは、該プローブの先端に前記センサの周囲を囲むリング型の照明光射出部を備える請求項1～7のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

[請求項9] 前記センサに結像される前記検体の像を拡大または縮小するズーミングレンズと、

前記ズーミングレンズの操作状況を監視することによって、拡大観察をしているか否かを検出するズーム検出部と、

を備え、

前記第2光源装置は、前記ズーム検出部によって拡大観察をしていることが検出された場合に前記第2照明光を照射する請求項1～8のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

[請求項10] 前記センサが出力する前記画像信号に基づいてアーチファクトを検出するアーチファクト検出部を備え、

前記第2光源装置は、前記アーチファクト検出部が前記アーチファクトを検出した場合に前記第2照明光を照射する請求項1～8のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

[請求項11] 検体に挿入される挿入部を有する内視鏡と、前記検体を撮像するセンサと、前記センサに結像される前記検体の像を拡大または縮小するズーミングレンズと、前記挿入部を通じて第1照明光を照射する第1光源装置と、前記挿入部に設けられたチャネルに挿通されるプローブと、前記プローブを通じ、少なくとも2つの波長帯域で前記第1照明光と等価なスペクトルを有する第2照明光を前記第1照明光に重ねて照射する第2光源装置と、を備える内視鏡システムの作動方法において、

前記ズームングレンズの操作状況を監視することによって、拡大観察をしているか否かを検出するステップと、

拡大観察をしていることが検出された場合に前記第2照明光を照射するステップと、

前記第1照明光の反射光と前記第2照明光の反射光を同時に受光して前記センサが出力する画像信号に基づいて前記検体の画像を生成するステップと、

を備える内視鏡システムの作動方法。

[請求項12]

検体に挿入される挿入部を有する内視鏡と、前記検体を撮像するセンサと、前記挿入部を通じて第1照明光を照射する第1光源装置と、前記挿入部に設けられたチャンネルに挿通されるプローブと、前記プローブを通じ、少なくとも2つの波長帯域で前記第1照明光と等価なスペクトルを有する第2照明光を前記第1照明光に重ねて照射する第2光源装置と、を備える内視鏡システムの作動方法において、

前記センサが出力する画像信号に基づいてアーチファクトを検出するステップと、

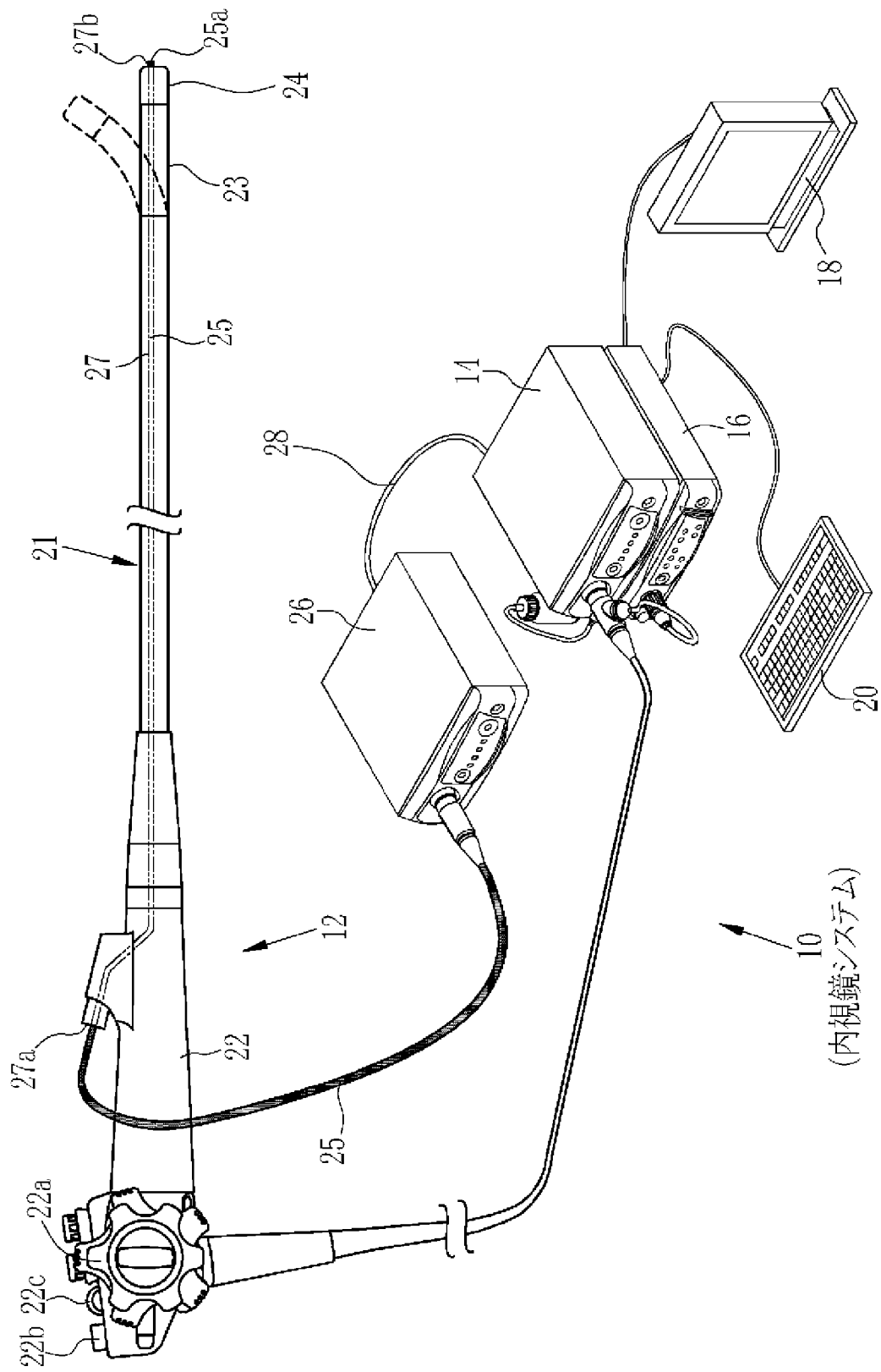
前記アーチファクトが検出された場合に前記第2照明光を照射するステップと、

前記第1照明光の反射光と前記第2照明光の反射光を同時に受光して前記センサが出力する画像信号に基づいて前記検体の画像を生成するステップと、

を備える内視鏡システムの作動方法。

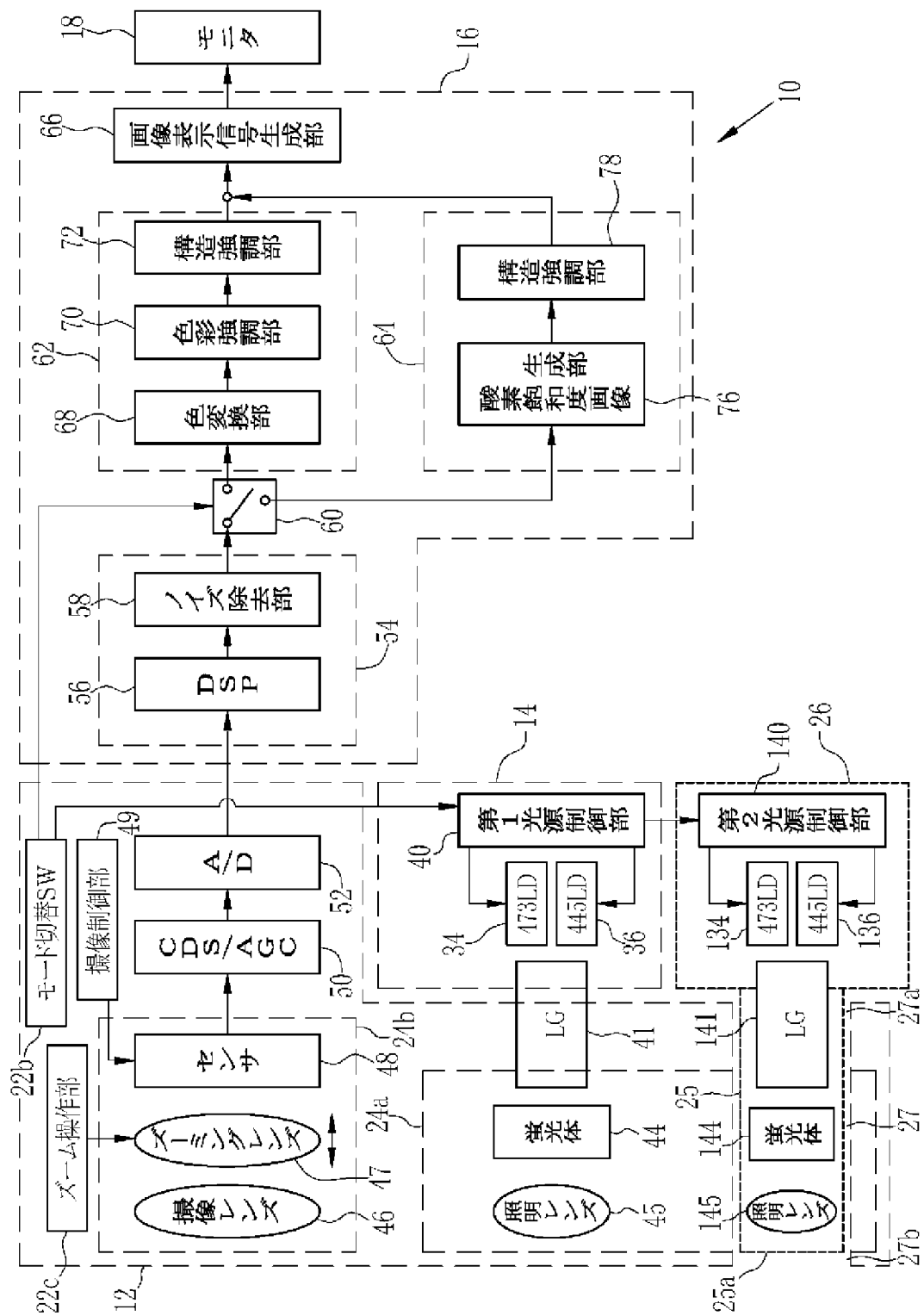
[図1]

FIG. 1

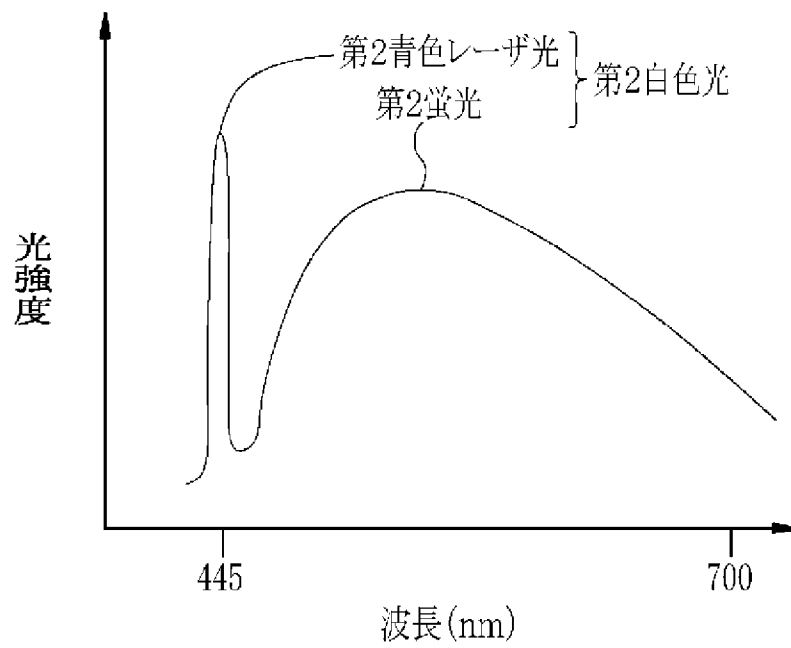


[図2]

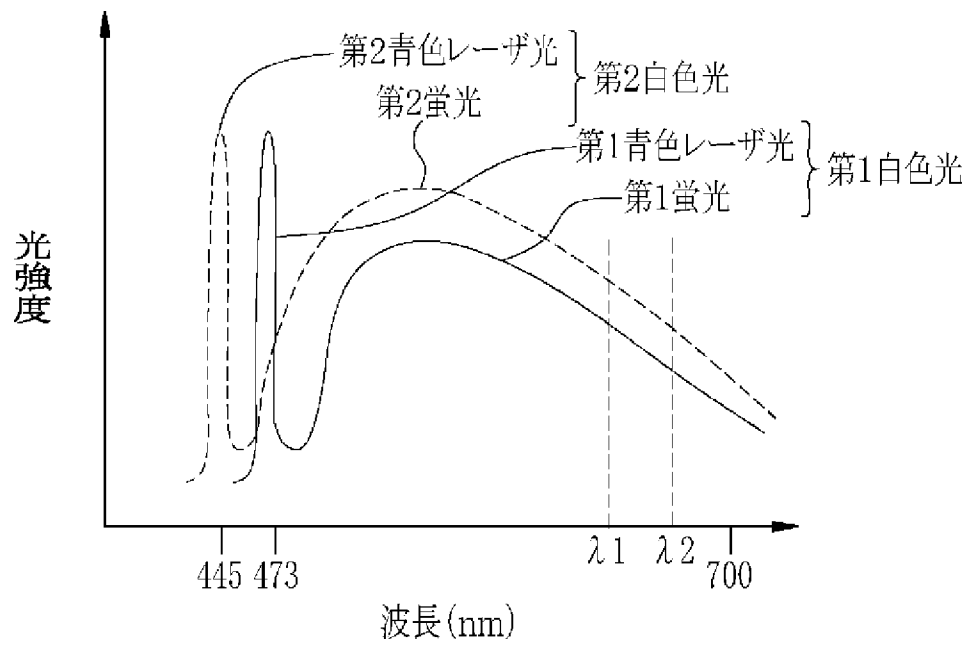
FIG. 2



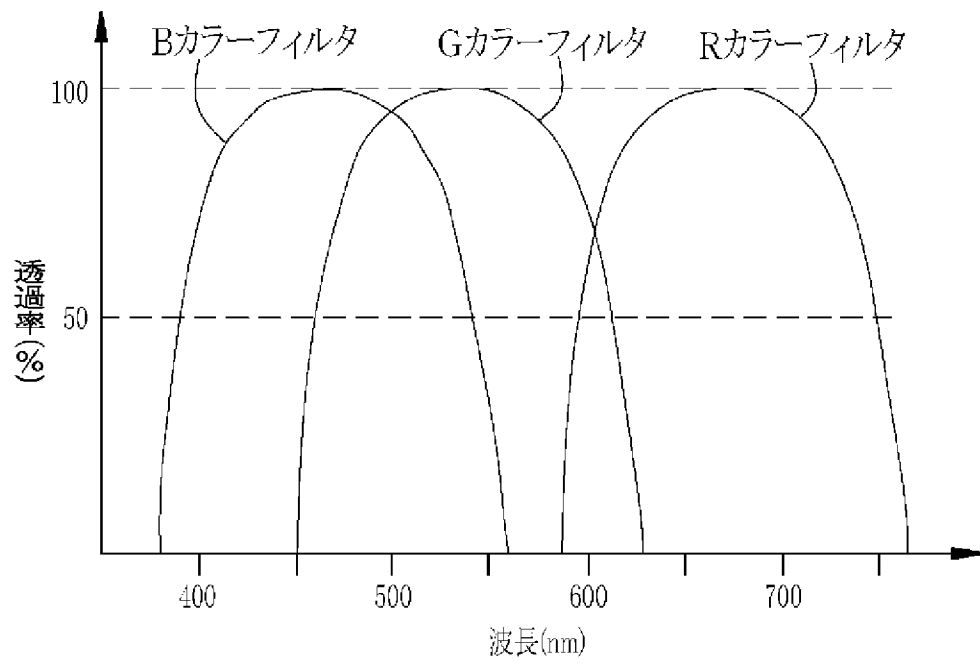
[図3]

FIG.3

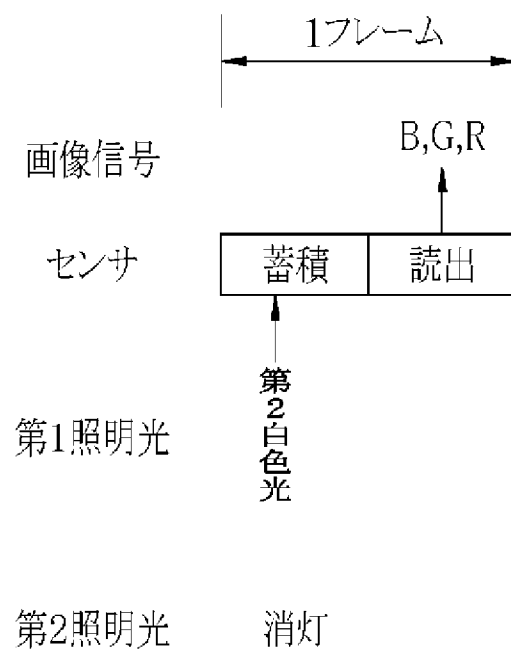
[図4]

FIG. 4

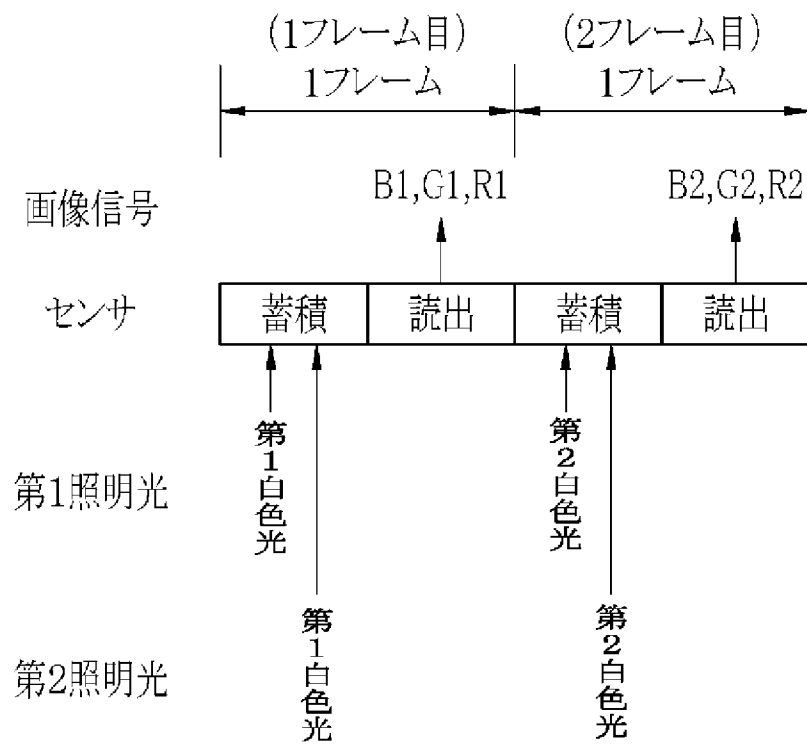
[図5]

FIG. 5

[図6]

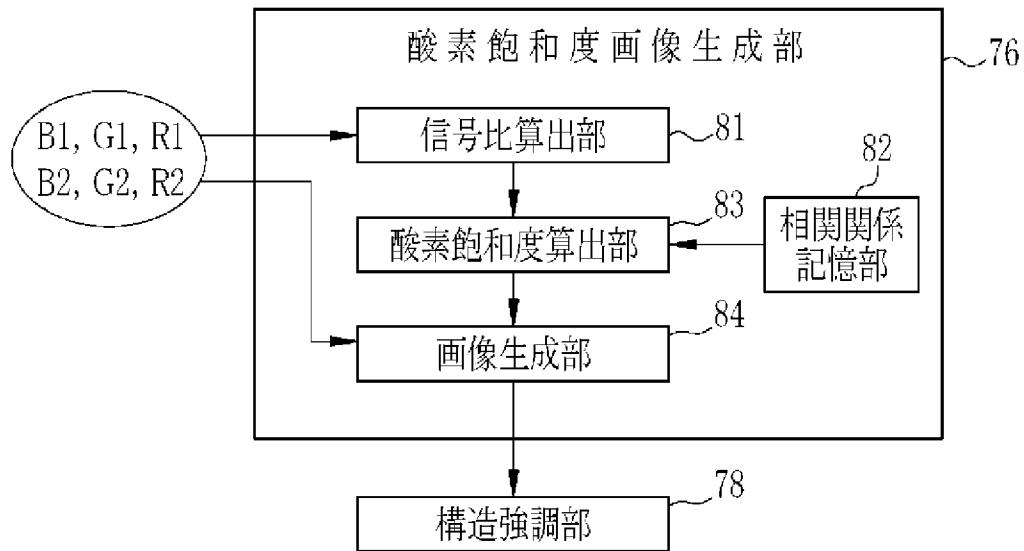
FIG. 6

[図7]

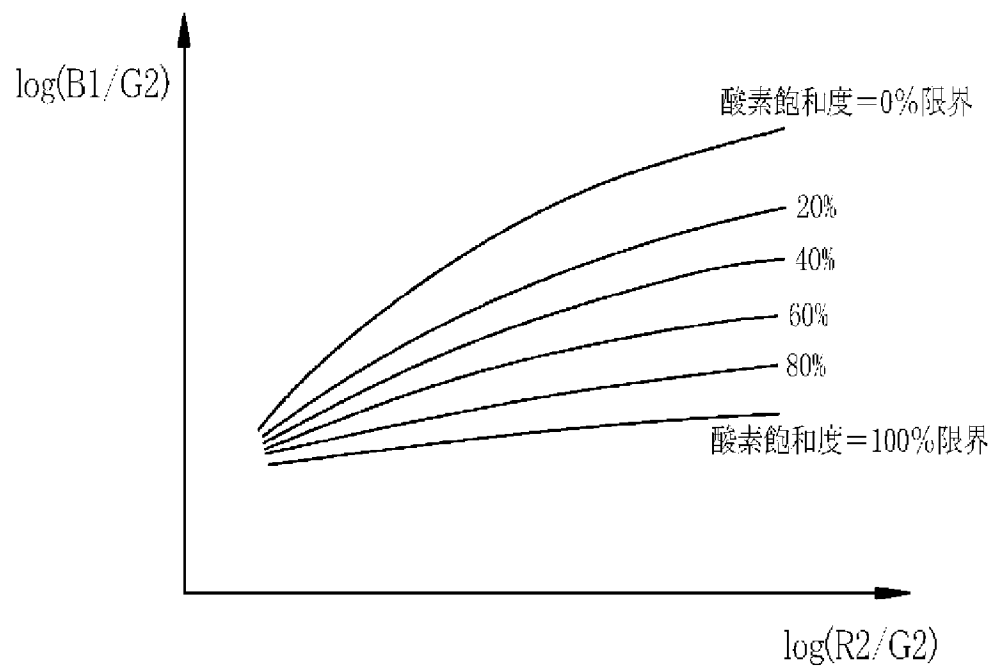
FIG. 7

[図8]

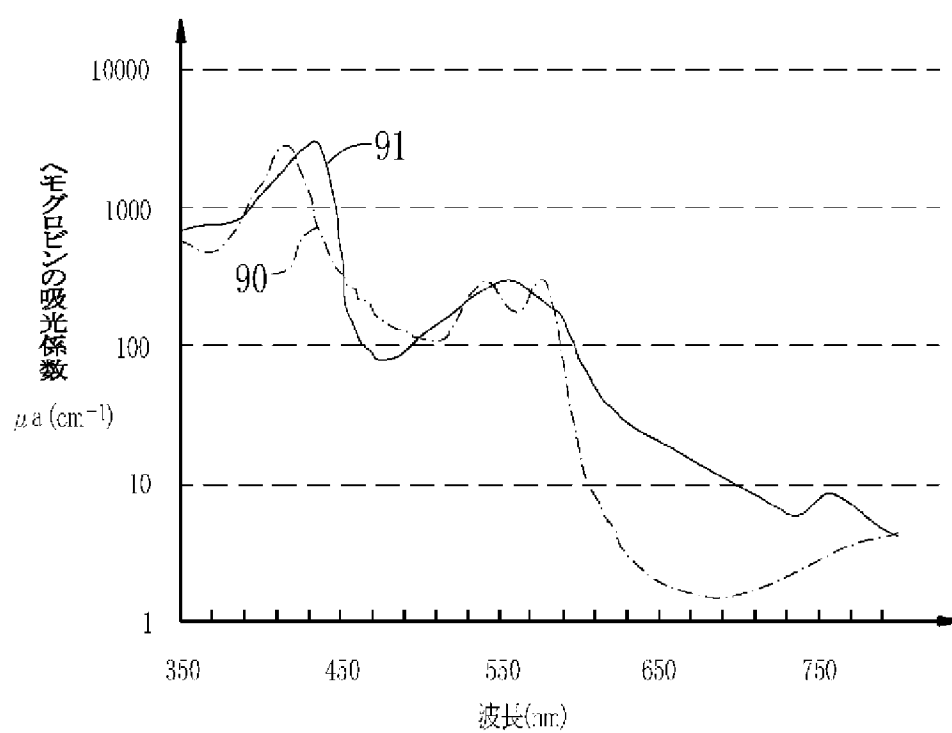
FIG. 8



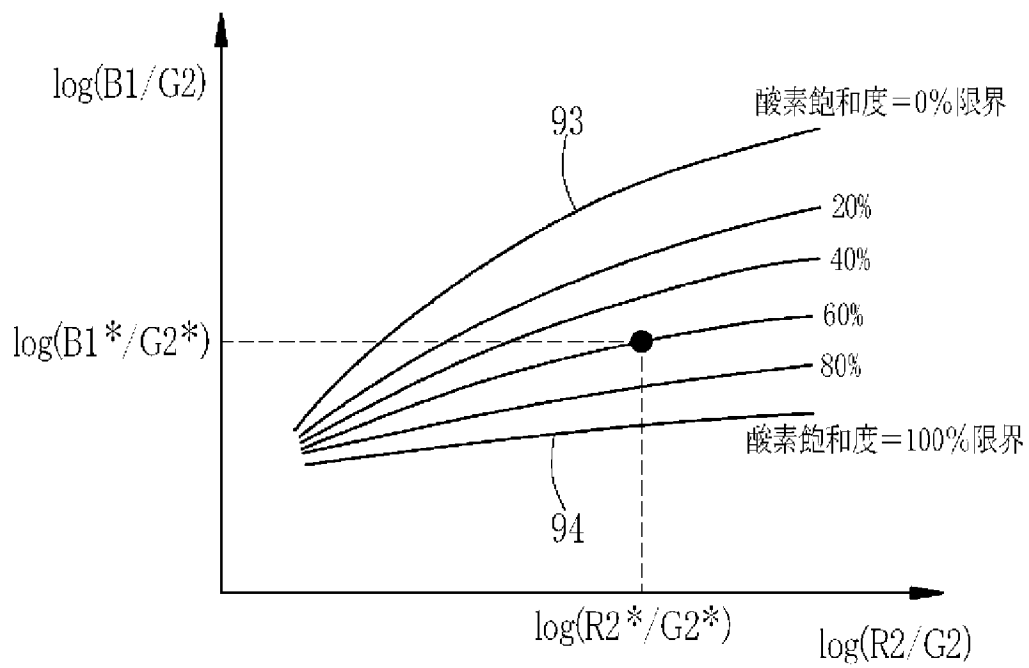
[図9]

FIG. 9

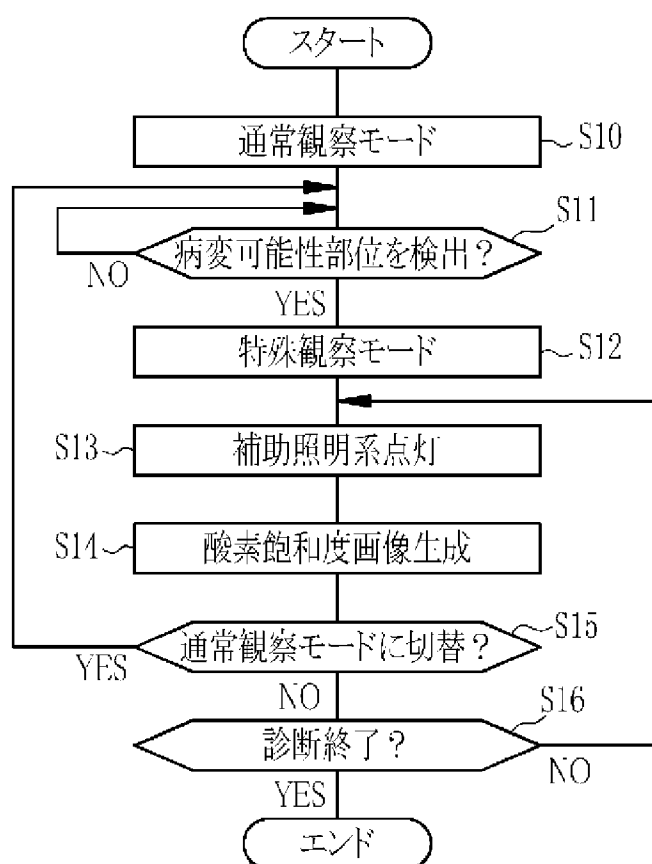
[図10]

FIG. 10

[図11]

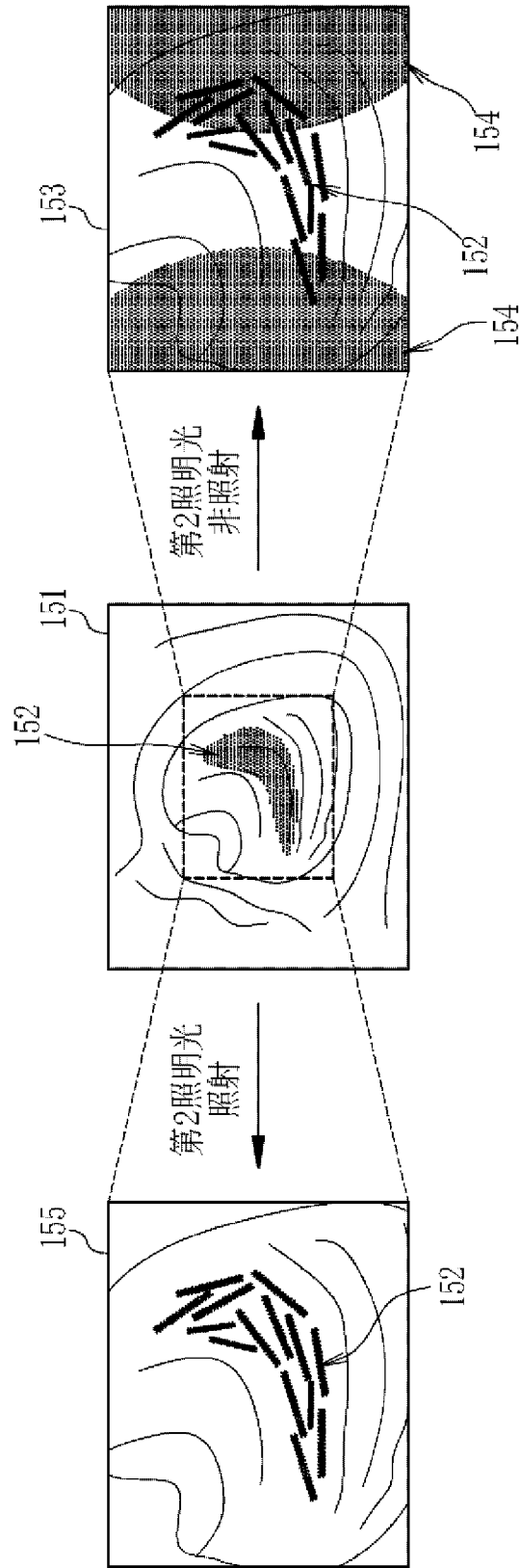
FIG. 11

[図12]

FIG. 12

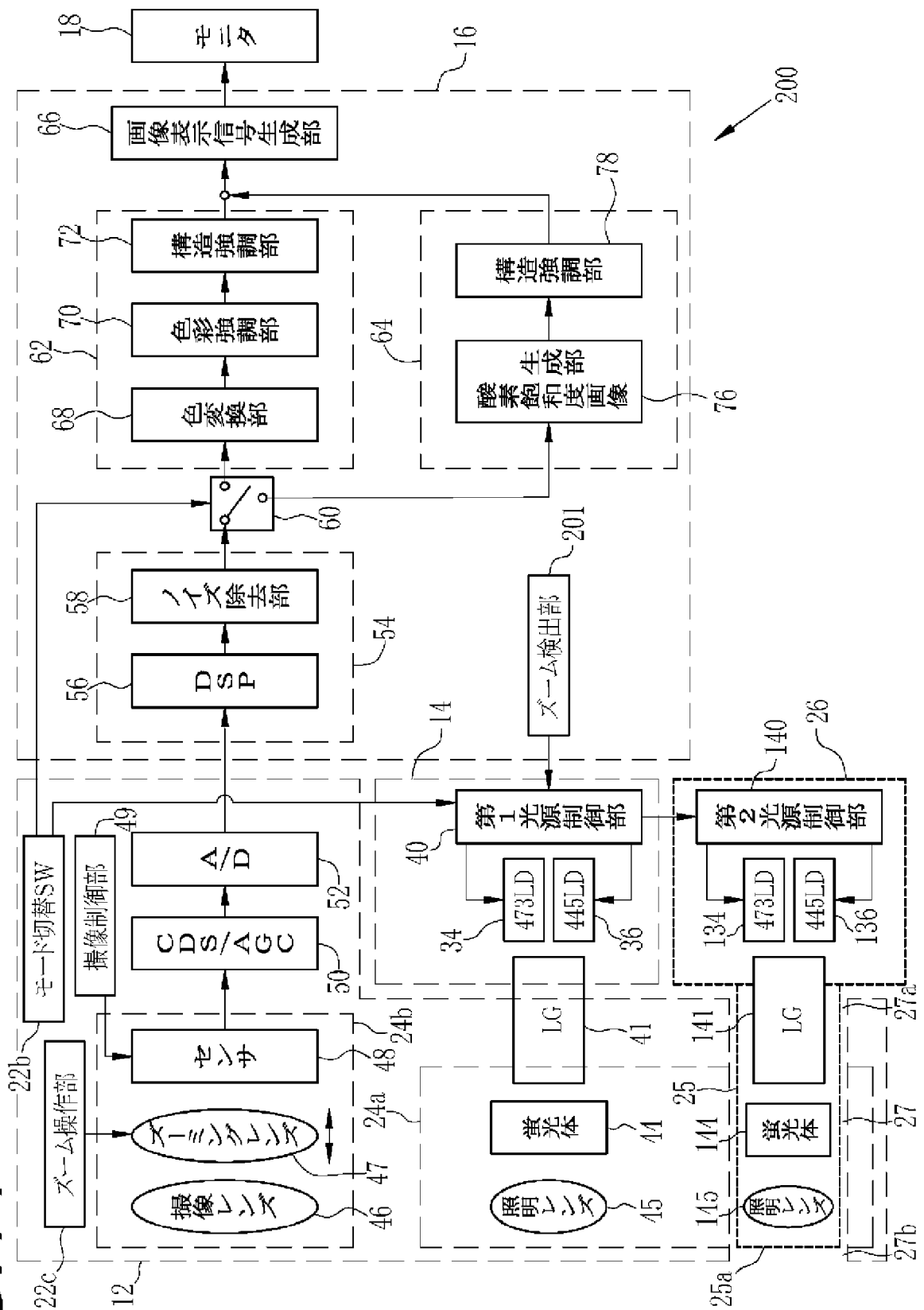
[図13]

FIG. 13



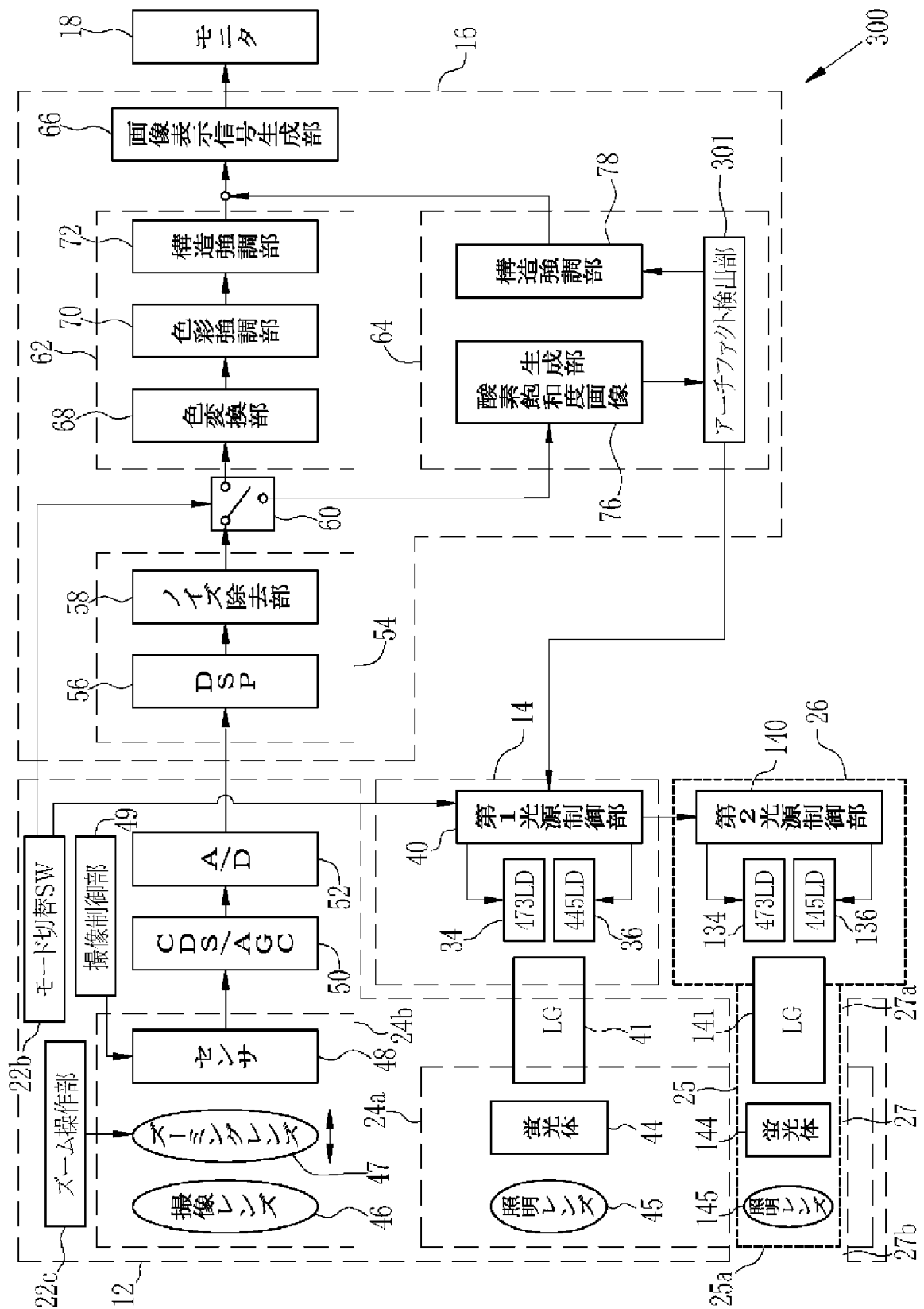
[図14]

FIG. 14



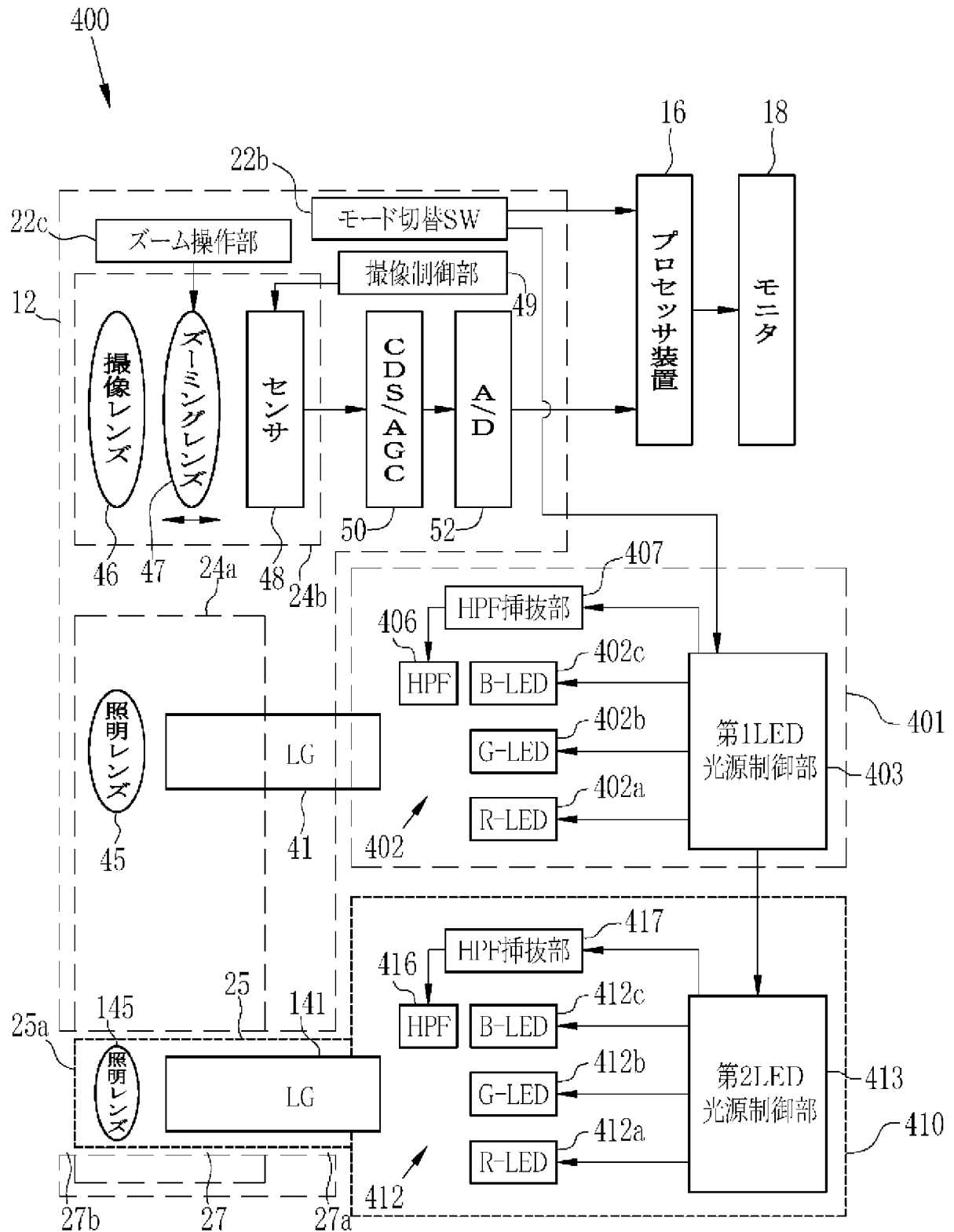
[図15]

FIG. 15

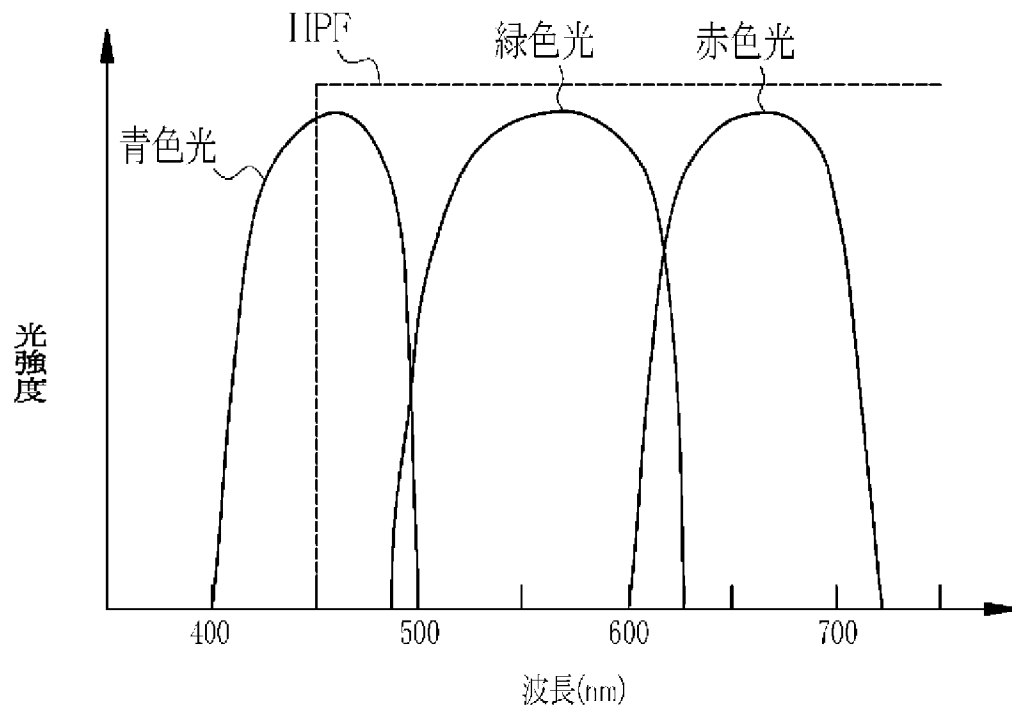


[図16]

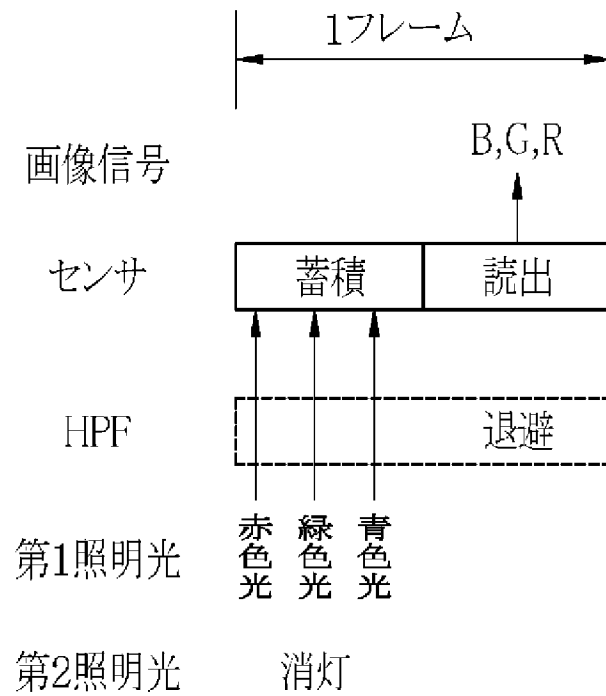
FIG. 16



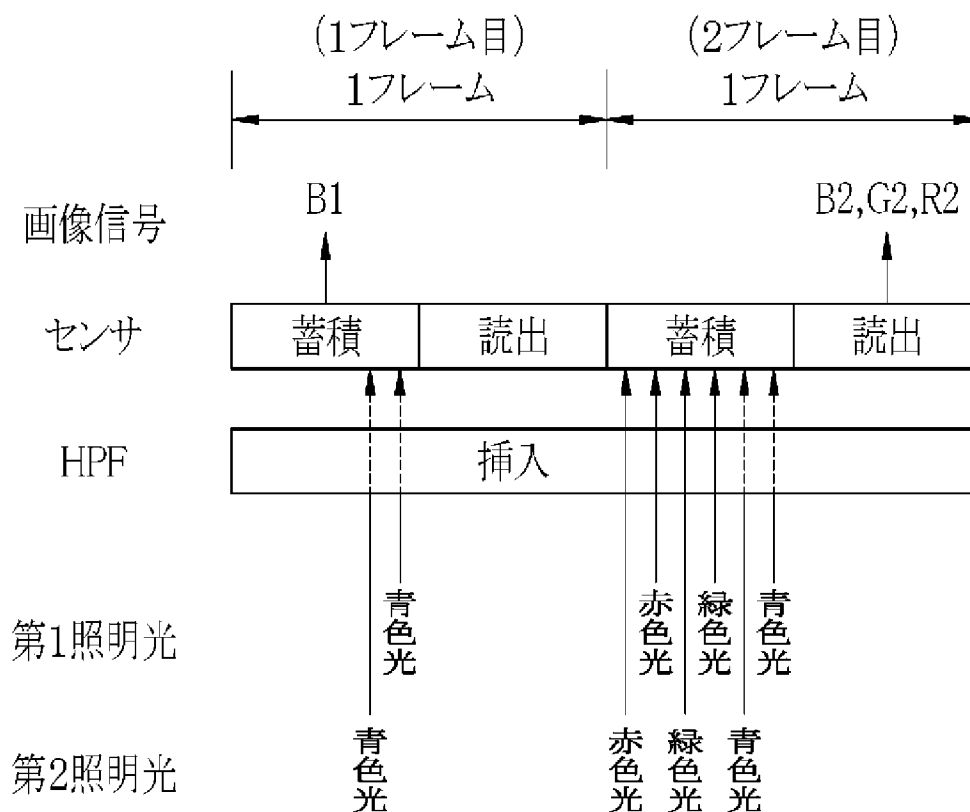
[図17]

FIG. 17

[図18]

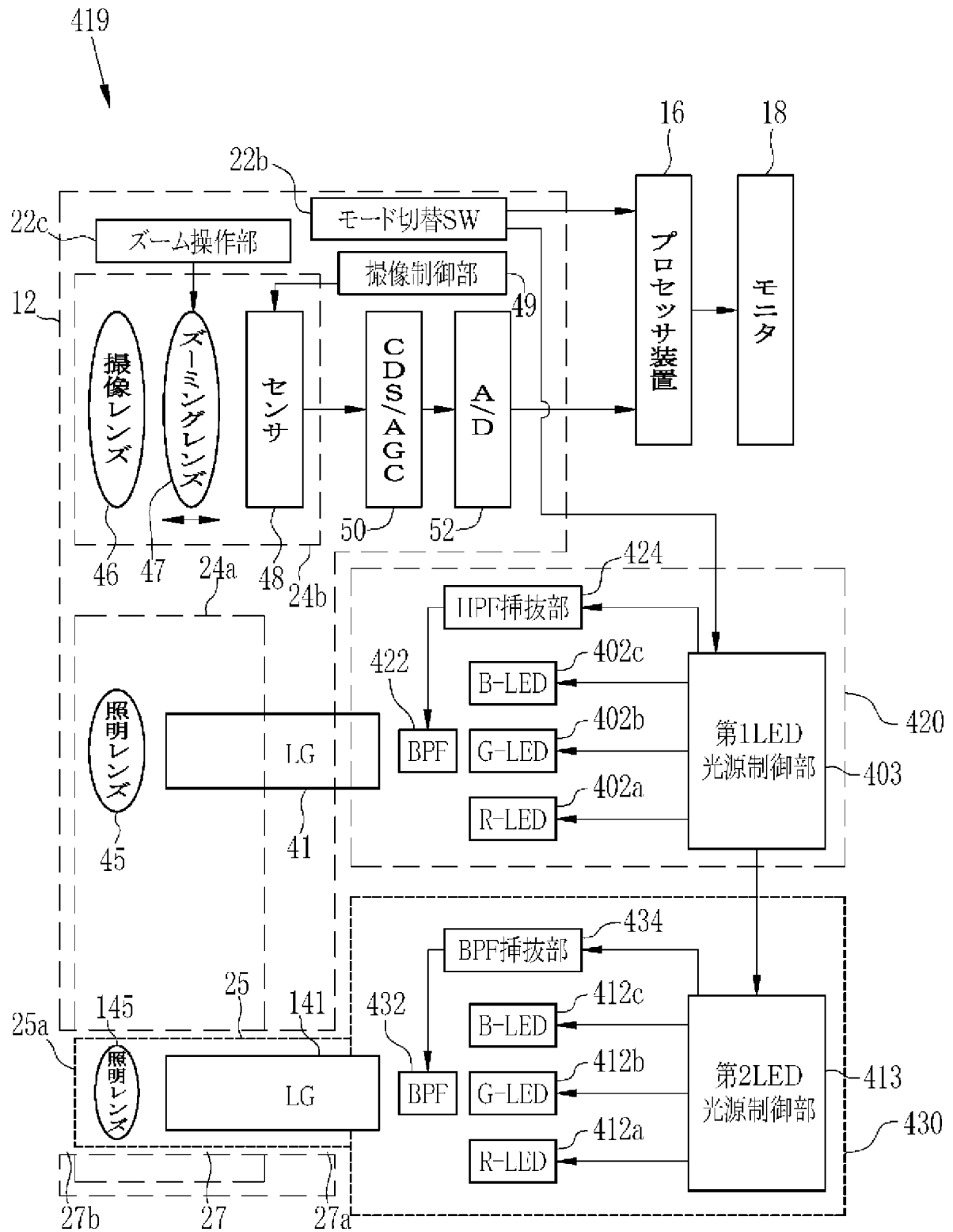
FIG. 18

[図19]

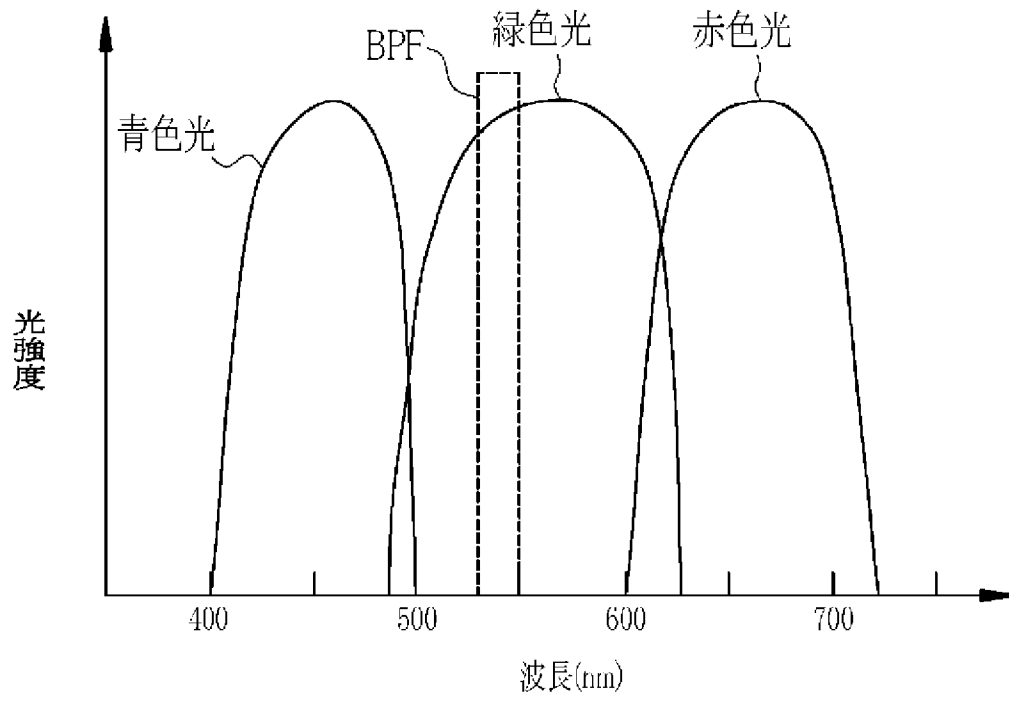
FIG. 19

[図20]

FIG. 20



[図21]

FIG.21

[図22]

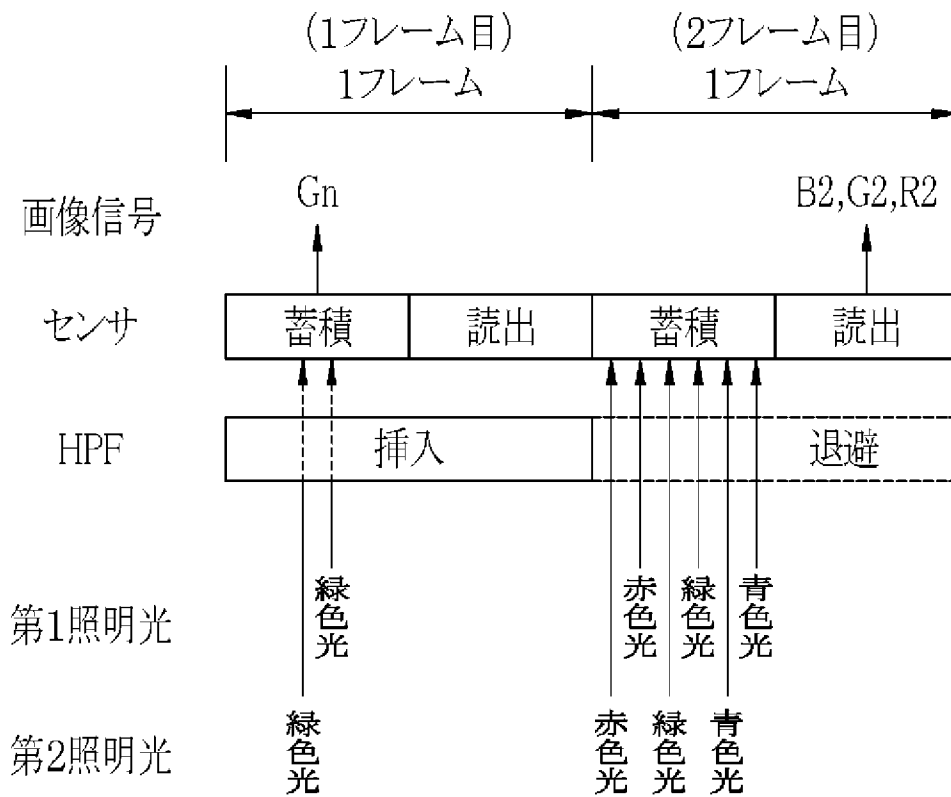
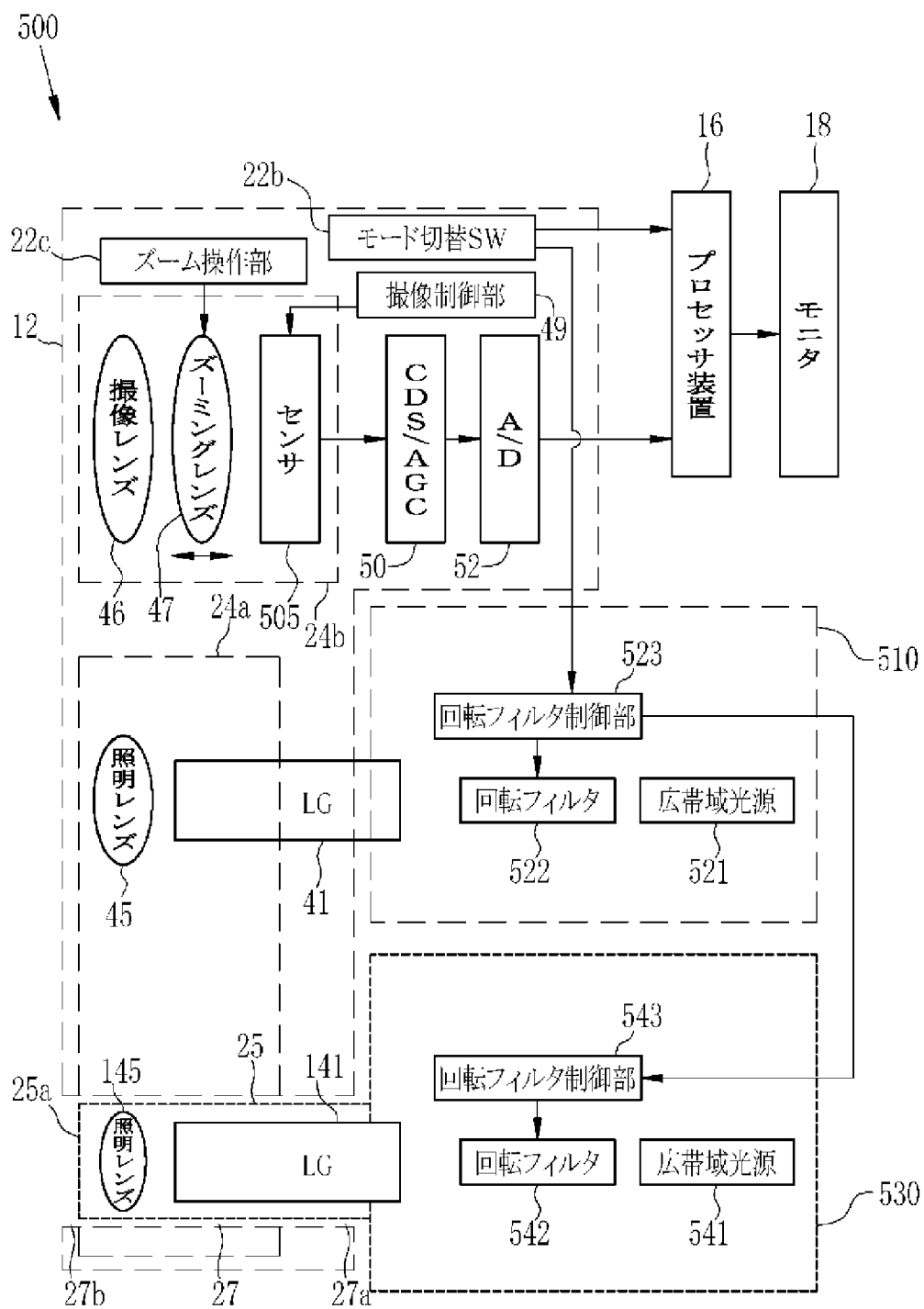
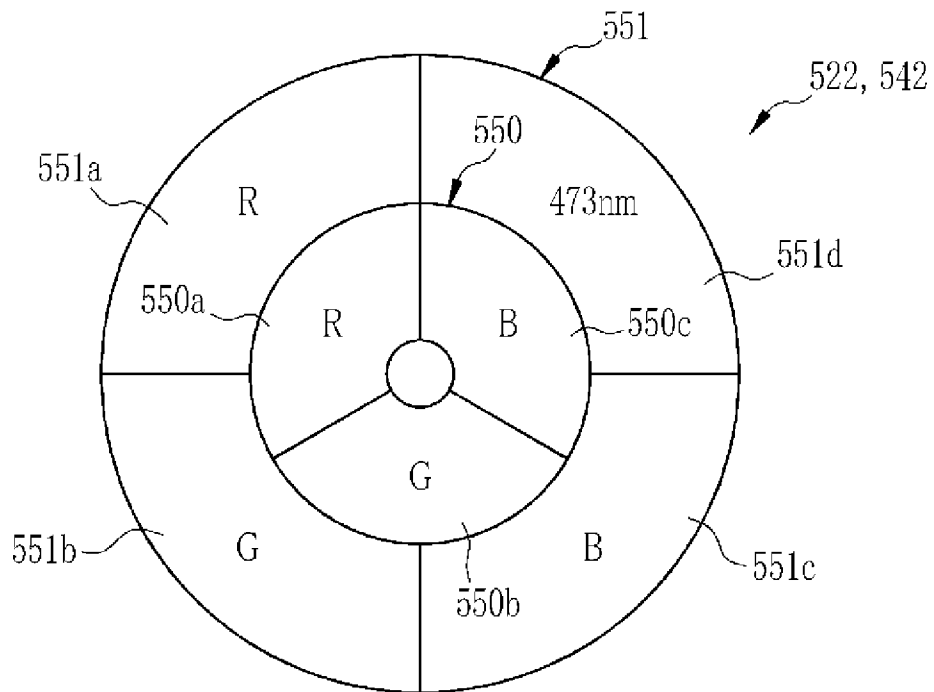
FIG. 22

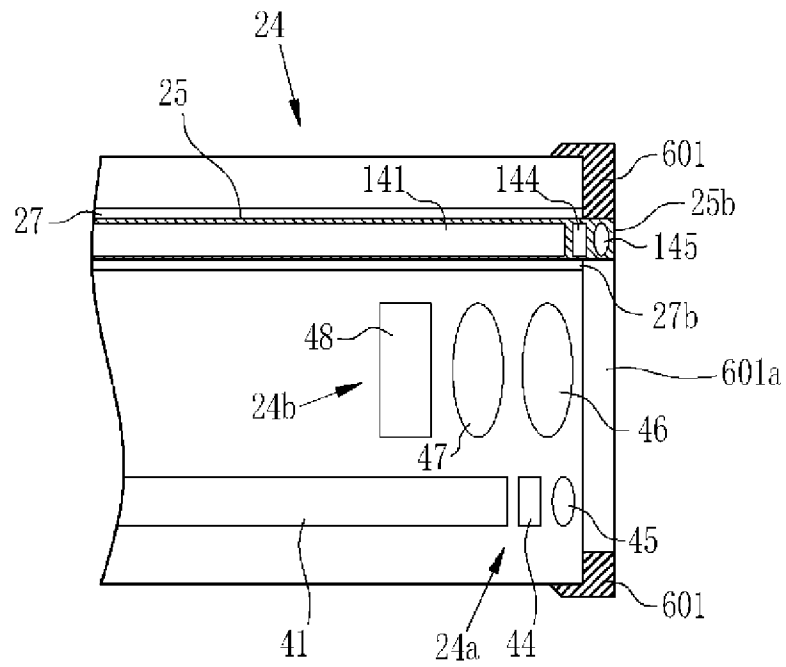
FIG. 23



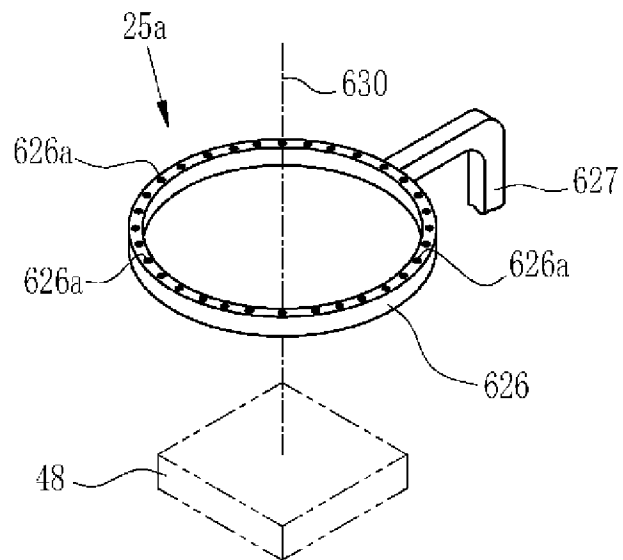
[図24]

FIG.24

[図25]

FIG. 25

[図26]

FIG.26

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/065754

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/06(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/26(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)

A61B1/06, A61B1/00, A61B1/04, G02B23/26

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2014
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 Y A	JP 11-253401 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 21 September 1999 (21.09.1999), paragraphs [0012], [0013], [0069] to [0076]; fig. 15 (Family: none)	1, 2, 4, 5 6 3, 7-12
Y A	JP 2010-63484 A (Fujifilm Corp.), 25 March 2010 (25.03.2010), paragraph [0024] & WO 2010/027109 A1 & CN 102149312 A	6 1-5, 7-12
A	JP 2012-217486 A (Fujifilm Corp.), 12 November 2012 (12.11.2012), paragraphs [0044], [0045]; fig. 4 (Family: none)	1-12

☒ 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 September, 2014 (04.09.14)

Date of mailing of the international search report
16 September, 2014 (16.09.14)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/065754

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 2003-116787 A (Pentax Corp.), 22 April 2003 (22.04.2003), paragraph [0021] (Family: none)	1-12
A	JP 2003-180630 A (Pentax Corp.), 02 July 2003 (02.07.2003), paragraph [0012]; fig. 3 (Family: none)	1-12
A	JP 2008-183408 A (Fraunhofer-Gesellschaft zur Foerderung der angewandten Forschung e.V.), 14 August 2008 (14.08.2008), paragraph [0052]; fig. 10a, 10b & US 2008/0183043 A1 & EP 1961371 A2	1-12
A	JP 2010-162359 A (Olympus Corp.), 29 July 2010 (29.07.2010), paragraphs [0016], [0017]; fig. 1, 3 (Family: none)	1-12

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/06(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/26(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. A61B1/06, A61B1/00, A61B1/04, G02B23/26											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2014年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2014年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2014年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2014年	日本国実用新案登録公報	1996-2014年	日本国登録実用新案公報	1994-2014年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2014年										
日本国実用新案登録公報	1996-2014年										
日本国登録実用新案公報	1994-2014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 11-253401 A (オリンパス光学工業株式会社) 1999.09.21, 【0012】, 【0013】, 【0069】 - 【0076】, 図 15 (ファミリーなし)	1, 2, 4, 5 6 3, 7-12									
Y A	JP 2010-63484 A (富士フイルム株式会社) 2010.03.25, 【0024】 & WO 2010/027109 A1 & CN 102149312 A	6 1-5, 7-12									
A	JP 2012-217486 A (富士フイルム株式会社) 2012.11.12, 【0044】, 【0045】, 図 4 (ファミリーなし)	1-12									
☒ 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 04.09.2014		国際調査報告の発送日 16.09.2014									
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) 増淵 俊仁 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 4747								

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 2003-116787 A (ペンタックス株式会社) 2003. 04. 22, 【0021】 (ファミリーなし)	1-12
A	JP 2003-180630 A (ペンタックス株式会社) 2003. 07. 02, 【0012】, 図 3 (ファミリーなし)	1-12
A	JP 2008-183408 A (フラウンホーファーゲゼルシャフト ツール フォルデルング デル アンゲヴァンテン フォルシユング エー. ファー.) 2008. 08. 14, 【0052】, 図 10a, 10b & US 2008/0183043 A1 & EP 1961371 A2	1-12
A	JP 2010-162359 A (オリンパス株式会社) 2010. 07. 29, 【0016】, 【0017】, 図 1, 3 (ファミリーなし)	1-12