(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
2023年7月13日(13.07.2023)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2023/132188 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 1/045 (2006.01) *A61B 1/06* (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2022/045537

(22) 国際出願日： 2022年12月9日(09.12.2022)

(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 2022-000464 2022年1月5日(05.01.2022) JP
特願 2022-130626 2022年8月18日(18.08.2022) 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: 遠藤 麻依子 (**ENDO, Maiko**); 〒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: 特許業務法人 小林国際特許事務所 (**KYORITSU INSTITUTE**); 〒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).

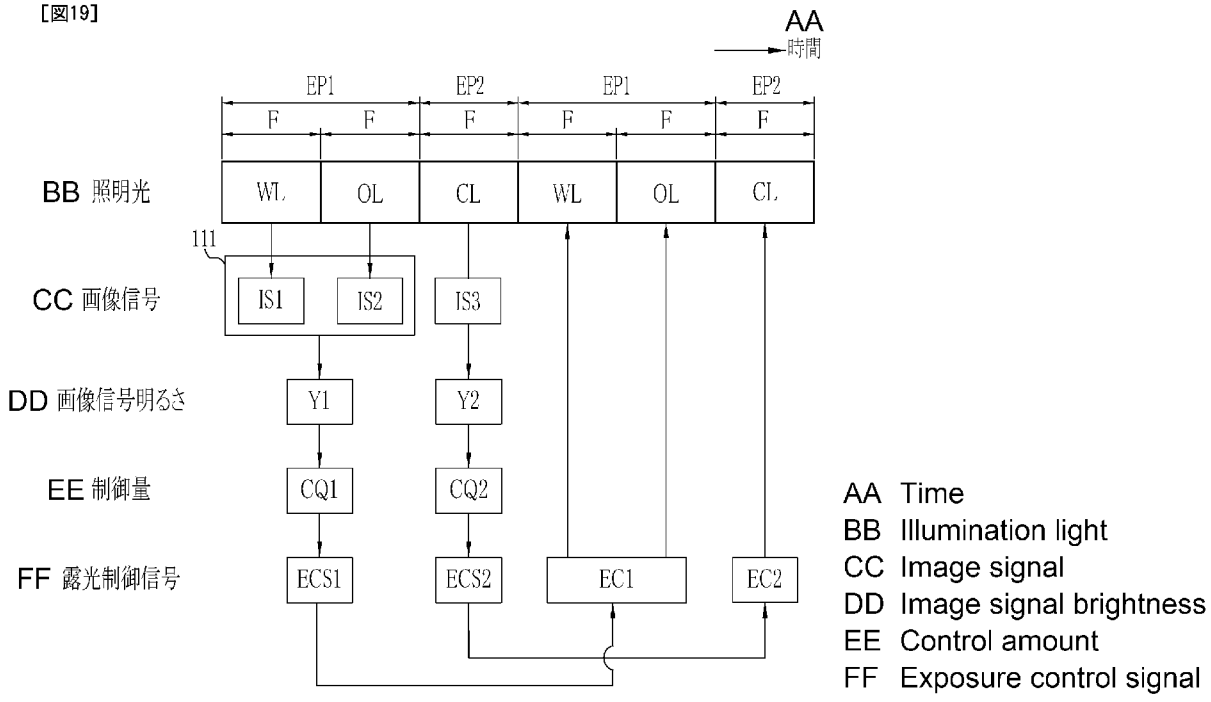
(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX,

WO 2023/132188 A1

(54) **Title:** ENDOSCOPE SYSTEM AND OPERATION METHOD OF SAME

(54) 発明の名称： 内視鏡システム及びその作動方法

[図19]



(57) **Abstract:** Provided is an endoscope system (10) configured such that in a case in which a plurality of types of illumination light are to be emitted and a plurality of types of image signals are to be obtained, a highly reliable image signal can be obtained for each type of image signal to be acquired. Also provided is a method for operating the endoscope system. A processor acquires a plurality of types of mutually different image signals in a first exposure period in which illumination light for observation is emitted and in a second exposure period in which illumination light for correction is

[続葉有]

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, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, 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, CV, 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, ME, 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))

emitted. The processor then calculates image signal brightness from some of the mutually different image signals among the image signals, outputs a control amount that varies according to the image signal brightness, generates mutually different exposure control signals on the basis of the image signals, and controls a light source and an imaging optical system according to the exposure control signals.

(57) 要約:複数種類の照明光を出射して複数種類の画像信号を得る場合に、取得される画像信号の種類毎に信頼性の高い画像信号を得ることができるようにする内視鏡システム(１０)及びその作動方法を提供する。 プロセッサが、観察用照明光が出射される第１露光期間と、補正用照明光が出射される第２露光期間とで、互いに異なる複数種類の画像信号を取得し、画像信号のうち、互いに異なる一部の画像信号から画像信号明るさを算出し、画像信号明るさに応じて変動する制御量を出力し、画像信号に基づいて互いに異なる露光制御信号を生成し、露光制御信号に応じて光源及び撮像光学系を制御する。

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、複数種類の画像信号を得る場合に露光制御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] 内視鏡を使用する医療分野において、病変部を検出しやすくする技術の一つとして酸素飽和度イメージングが知られている。酸素飽和度イメージングでは、観察対象に狭帯域光を照射し、観察対象の組織中の酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の差を利用して内視鏡画像から酸素飽和度を算出し、酸素飽和度が比較的低い悪性腫瘍等の病変を検出する。組織中には酸化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンとは異なる黄色色素等の特定色素が存在するが、これらの特定色素の光吸収の影響により、酸素飽和度の算出精度が低下する問題がある。この問題を解決するため、特定色素の影響を算出する補正用照明光を照射し、補正用の撮像で得られた信号に基づき、酸素飽和度演算のアルゴリズムを補正することが行われている（特許文献１参照）。

[0003] また、複数種類の照明光を順次に観察対象に出射する場合に、酸素飽和度の算出に用いる狭帯域光を用いて撮像した内視鏡画像の明るさ情報を用いて目標光量を算出し、時系列的に後のフレームに取得される複数種類の内視鏡画像信号の明るさを是正する光量制御について知られている（特許文献２参照）。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特許第６４１２２５２号公報

特許文献2：特開２０１３－１８８３６５号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 酸素飽和度を算出する場合と、酸素飽和度算出用の補正演算を行う場合とでは、最適な画像信号の明るさは異なる。酸素飽和度の算出とその補正の精度を担保するためには、画像信号が有する明るさを含む信号値が適切である必要がある。そのため、ある特定の種類の画像信号を用いて他の種類の画像信号の明るさを調節すると、取得される画像信号の種類によっては、暗すぎる、又は、明るすぎるといった問題が生じる可能性がある。そのため、複数種類の画像信号を得る場合に、それぞれの画像信号を取得する目的により適した信号値の信頼性が高い新たな画像信号を得ることができる技術が求められている。

[0006] 本発明は、複数種類の照明光を出射して複数種類の画像信号を得る場合に、取得される画像信号の種類毎に信頼性の高い画像信号を得ることができるようにす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

[0007] 本発明の内視鏡システムは、光源装置と、撮像光学系と、プロセッサと、を備え、観察対象を照明し、観察対象からの反射光を撮像する。光源装置は、少なくとも１つ以上の光源を発光させ、観察用照明光と、観察用照明光と異なるスペクトルを有する補正用照明光とを、観察対象に出射する。撮像光学系は、反射光を撮像する。プロセッサは、観察用照明光が出射される第１露光期間と、補正用照明光が出射される第２露光期間とで、互いに異なる複数種類の画像信号を取得し、画像信号のうち、互いに異なる一部の画像信号から画像信号明るさを算出し、画像信号明るさに応じて変動する制御量を出力し、制御量が互いに異なる複数種類の露光制御信号を生成し、露光制御信号に応じて光源及び撮像光学系を制御する。

[0008] 制御量は、画像信号から算出される画像信号明るさと、予め設定された目標明るさとの差分に基づいて出力されることが好ましい。

[0009] プロセッサは、第１露光期間に画像信号としての観察用画像信号を取得し、第２露光期間に画像信号としての補正用画像信号を取得し、観察用画像信

号を用いて算出する画像信号明るさである第１画像信号明るさと、目標明るさである第１目標明るさとの差分に基づいて制御量としての第１制御量を出力し、補正用画像信号を用いて算出する画像信号明るさである第２画像信号明るさと、画像信号明るさである第２目標明るさとの差分に基づいて第１制御量と異なる制御量としての第２制御量を出力し、第１制御量に基づく露光制御信号としての第１露光制御信号を生成し、第２制御量に基づく露光制御信号としての第２露光制御信号を生成することが好ましい。第２制御量は、第１制御量よりも大きいことが好ましい。

[0010] プロセッサは、画像信号のうち、特定色信号を用いて制御量を出力することが好ましい。特定色信号はＢ信号であることが好ましい。

[0011] プロセッサは、画像信号を用いて解析画像を生成し、解析画像から特定領域を抽出し、特定領域における画像信号を用いて制御量を出力することが好ましい。特定領域は、特定形状に従って抽出されることが好ましい。

[0012] プロセッサは、観察用画像信号を用いて生成する解析画像である第１解析画像から、特定領域としての第１領域を抽出し、第１領域を用いて算出する画像信号明るさとしての第１領域明るさと、第１目標明るさとの差分に基づいて制御量としての第１領域制御量を出力し、補正用画像信号を用いて生成した解析画像である第２解析画像から、特定領域としての第２領域を抽出し、第２領域を用いて算出する画像信号明るさとしての第２領域明るさと、第２目標明るさとの差分に基づいて制御量としての第２領域制御量を出力し、第１領域制御量に基づく露光制御信号としての第１領域露光制御信号を生成し、第２領域制御量に基づく露光制御信号としての第２領域露光制御信号を生成することが好ましい。

[0013] プロセッサは、観察用画像信号を取得する観察モード、並びに、観察用画像信号及び補正用画像信号を取得する補正モードを切り替え、観察モードで第１露光制御信号を生成し、補正モードで第１露光制御信号及び第２露光制御信号を生成することが好ましい。

[0014] 第１露光期間は、観察用照明光に含まれる白色相当光が出射される第１照

明期間と、観察用照明光に含まれる算出用照明光が出射される第２照明期間とを含み、第２露光期間は、補正用照明光を取得する第３照明期間を含み、プロセッサは、第１照明期間と、第２照明期間と、第３照明期間を自動的に切り替え、第１照明期間に画像信号としての白色光相当画像信号を取得し、第２照明期間に画像信号としての算出用画像信号を取得し、第３照明期間に補正用画像信号を取得し、白色光相当画像信号に基づいて露光制御信号としての第１Ａ露光制御信号を生成し、算出用画像信号に基づいて露光制御信号としての第１Ｂ露光制御信号を生成し、補正用画像信号に基づいて第２露光制御信号を生成し、第１Ａ露光制御信号、第１Ｂ露光制御信号及び第２露光制御信号に応じて光源及び撮像光学系を制御することが好ましい。

[0015] 光源の制御は、光量の制御を含み、撮像光学系の制御は、絞り値の制御、露光時間長さの制御、及びゲインの制御が含まれることが好ましい。

[0016] 本発明の内視鏡システムの作動方法は、観察対象を照明し、観察対象からの反射光を撮像する内視鏡システムの作動方法であって、光源装置と、撮像光学系と、プロセッサと、を備え、光源装置が、少なくとも１つ以上の光源を発光させ、観察用照明光と、観察用照明光と異なるスペクトルを有する補正用照明光とを、観察対象に順次に出射するステップと、撮像光学系が、反射光を撮像するステップと、プロセッサが、観察用照明光が出射される第１露光期間と、補正用照明光が出射される第２露光期間とで、互いに異なる複数種類の画像信号を取得するステップと、画像信号のうち、互いに異なる一部の画像信号から画像信号明るさを算出するステップと、画像信号明るさに応じて変動する制御量を出力するステップと、制御量が互いに異なる複数種類の露光制御信号を生成するステップと、露光制御信号に応じて光源及び撮像光学系を制御するステップと、を有する。

発明の効果

[0017] 本発明によれば、複数種類の照明光を出射して複数種類の画像信号を得る場合に、取得される画像信号の種類毎に信頼性の高い画像信号を得ることができる。

図面の簡単な説明

[0018] [図1]内視鏡システムの概略図である。

[図2]内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

[図3]光源部の構成を示すブロック図である。

[図4]通常光のスペクトルを示すグラフである。

[図5]白色相当光のスペクトルを示すグラフである。

[図6]算出用照明光のスペクトルを示すグラフである。

[図7]補正用照明光のスペクトルを示すグラフである。

[図8]第１発光パターンを示す説明図である。

[図9]第２発光パターンを示す説明図である。

[図10]第３発光パターンを示す説明図である。

[図11]青色透過帯域、緑色透過帯域及び赤色透過帯域を示すグラフである。

[図12]組織酸素飽和度画像生成部の機能を示すブロック図である。

[図13]Ｘ軸をｌｎ（Ｒ１／Ｇ１）、Ｙ軸をｌｎ（Ｂ２／Ｇ１）とする二次元空間における酸素飽和度の等高線の位置を示すグラフである。

[図14]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15]酸素飽和度の算出方法を示す説明図である。

[図16]黄色色素の吸光係数を示すグラフである。

[図17]Ｘ軸をｌｎ（Ｒ１／Ｇ１）、Ｙ軸をｌｎ（Ｂ２／Ｇ１）、Ｚ軸をｌｎ（Ｂ３／Ｇ３）とする三次元空間における曲面の位置を示すグラフである。

[図18]露光制御部の機能について示すブロック図である。

[図19]露光制御信号の生成について示す説明図である。

[図20]画像信号明るさと明るさ差分を算出して制御量を出力する方法について示す説明図である。

[図21]明るさ算出部の機能を示すブロック図である。

[図22]内視鏡画像のうち、解析精度が高い領域と低い領域を示す画像図である。

[図23]特定領域を、明るさ算出用画像領域の最も辺縁の領域のみ除いた領域とする場合を示した画像図である。

[図24]特定領域を、明るさ算出用画像領域のドーナツ状の領域とする場合を示した画像図である。

[図25]特定領域を、明るさ算出用画像領域の中心に近い領域とする場合を示した画像図である。

[図26]第１解析画像から第１領域を抽出して露光制御を行う例を示した説明図である。

[図27]第２解析画像から第２領域を抽出して露光制御を行う例を示した説明図である。

[図28]第１Ａ露光制御信号、第１Ｂ露光制御信号及び第２露光制御信号を生成して露光制御を行う場合について示す説明図である。

[図29]露光制御の具体的内容について示す説明図である。

[図30]露光制御の流れを示すフローチャートである。

[図31]補正用画像の例を示す画像図である。

[図32]補正用画像生成部、信頼度算出部及び補正判定部の機能について示すブロック図である。

[図33]第１信頼度算出用テーブルを示すグラフである。

[図34]第２信頼度算出用テーブルを示すグラフである。

[図35]第３信頼度算出用テーブルを示すグラフである。

[図36]信頼度によって補正用画像の彩度を変更する場合の補正用画像の例を示す画像図である。

[図37]信頼度によって補正用特定領域を枠で囲う場合の補正用画像の例を示す画像図である。

[図38]補正処理が適切に行えることを示す場合の補正用画像の例を示す画像図である。

[図39]警告表示を行う場合の補正用画像の例を示す画像図である。

[図40]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41]回転フィルタの平面図である。

[図42]算出値補正処理に用いる差分値ΔＺを示す説明図である。

[図43]第３実施形態の内視鏡システムの概略図である。

[図44]第１青色光、第２青色光、緑色光及び赤色光を含む混合光のスペクトルを示すグラフである。

[図45]第３実施形態のカメラヘッドの機能を示す説明図である。

[図46]撮像センサ５１１に入射する光のスペクトルを示すグラフである。

[図47]撮像センサ５１２に入射する光のスペクトルを示すグラフである。

[図48]撮像センサ５１３に入射する光のスペクトルを示すグラフである。

[図49]撮像センサ５１４に入射する光のスペクトルを示すグラフである。

[図50]第４実施形態のカメラヘッドの機能を示す説明図である。

[図51]（Ａ）は、第２混合光のスペクトルを示すグラフである。（Ｂ）は、第４実施形態のダイクロイックミラーに入射した光の反射率及び透過率と、光の波長との関係を示すグラフである。（Ｃ）は、撮像センサ６１１の感度と、光の波長との関係を示すグラフである。

[図52]（Ａ）は、第２混合光のスペクトルを示すグラフである。（Ｂ）は、第４実施形態のダイクロイックミラーに入射した光の反射率及び透過率と、光の波長との関係を示すグラフである。（Ｃ）は、撮像センサ６１２の感度と、光の波長との関係を示すグラフである。

[図53]第４実施形態の酸素飽和度モードの発光パターンを示す説明図である。

[図54]第４実施形態の補正モードの発光パターンを示す説明図である。

[図55]（Ａ）は、補正用照明光のスペクトルを示すグラフである。（Ｂ）は、第４実施形態のダイクロイックミラーに入射した光の反射率及び透過率と、光の波長との関係を示すグラフである。（Ｃ）は、撮像センサ６１１の感度と、光の波長との関係を示すグラフである。

[図56]（Ａ）は、補正用照明光のスペクトルを示すグラフである。（Ｂ）は、第４実施形態のダイクロイックミラーに入射した光の反射率及び透過率と

、光の波長との関係を示すグラフである。（Ｃ）は、撮像センサ６１２の感度と、光の波長との関係を示すグラフである。

[図57]第４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58]（Ａ）は、補正用領域について示す画像図である。（Ｂ）は、（Ａ）に示す補正用領域を拡大した図である。

[図59]第４実施形態の信頼度算出部、補正判定部及び拡張表示制御部の機能を示すブロック図である。

[図60]横軸をＧ１画像信号の信号値とした第１信頼度算出用テーブルを示すグラフである。

[図61]縦軸を信号比Ｉｎ（Ｂ２／Ｇ１）とした第３信頼度算出用テーブルを示すグラフである。

[図62]第４実施形態の補正モードにおける発光パターンと、生成される内視鏡画像と、画像セットとの関係を示す説明図である。

[図63]白色光相当画像、第２青色光画像及び補正用照明光画像の間で対応する補正用領域を示す説明図である。

[図64]相関係数の算出方法を示す説明図である。

[図65]第４実施形態における警告表示を行う場合のディスプレイ表示の例を示す画像図である。

発明を実施するための形態

[0019] ［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、光源装置１３、プロセッサ装置１４、ディスプレイ１５及びユーザーインターフェース１６を有する。内視鏡１２は、光源装置１３と光学的に接続され、且つ、プロセッサ装置１４と電気的に接続される。

[0020] 光源装置１３は、照明光を内視鏡１２に供給する。ディスプレイ１５は、通常光画像、白色光相当画像及び／又は組織酸素飽和度画像（酸素飽和度画像及び／又は補正酸素飽和度画像）を表示する。ユーザーインターフェース１６は、キーボード、マウス、マイク、タブレット及びタッチペン等を有し

、機能設定等の入力操作を受け付ける。プロセッサ装置１４は、光源装置１３の制御や、内視鏡１２から送信された画像信号に対する画像処理、解析、表示に関する制御を行う。

[0021] 内視鏡１２は、挿入部１２ａ、操作部１２ｂ、湾曲部１２ｃ及び先端部１２ｄを有している。挿入部１２ａは、被写体の体内に挿入される。操作部１２ｂは、挿入部１２ａの基端部分に設けられる。湾曲部１２ｃ及び先端部１２ｄは、挿入部１２ａの先端側に設けられる。湾曲部１２ｃは、操作部１２ｂのアングルノブ１２ｅを操作することにより湾曲動作する。先端部１２ｄは、湾曲部１２ｃの湾曲動作によって所望の方向に向けられる。先端部１２ｄは、照明光を観察対象に向けて照射し、且つ、観察対象からの反射光を受光して観察対象を撮像する。挿入部１２ａから先端部１２ｄにわたり、処置具などを挿通するための鉗子チャンネル（図示しない）を設けてもよい。処置具は、鉗子口１２ｊから鉗子チャンネル内に挿入する。

[0022] 操作部１２ｂには、アングルノブ１２ｅ、モード切替スイッチ１２ｆ、静止画像取得指示スイッチ１２ｈ及びズーム操作部１２ｉが設けられる。モード切替スイッチ１２ｆは、モードの切り替え操作に用いる。静止画像取得指示スイッチ１２ｈは、被写体の静止画像の取得指示に用いる。ズーム操作部１２ｉは、ズームレンズ４２の操作に用いる。

[0023] 内視鏡システム１０は、通常観察モード（通常モード）、組織酸素飽和度観察モード（観察モード）、及び補正組織酸素飽和度算出モード（補正モード）の３つのモードを有する。これら３つのモードは、ユーザーがモード切替スイッチ１２ｆを操作することで、中央制御部５０を介して切り替えられる。通常モードは、広帯域の白色光である通常光を観察対象に照射し、通常光画像信号に基づいて通常光画像を生成し、表示するモードである。通常光はスクリーニング観察に適した照明光である。

[0024] 観察モードは、白色相当光及び酸素飽和度算出用照明光（算出用照明光）を観察対象に照射し、白色光相当画像信号及び酸素飽和度算出用画像信号（算出用画像信号）を取得し、算出用画像信号に基づいて観察対象の酸素飽和

度を算出し、算出した酸素飽和度を白色光相当画像信号から生成したベース画像に重畳して酸素飽和度画像を表示するモードである。

[0025] 観察モードで用いる白色相当光及び算出用照明光は、後述の通り、複数の光源を点灯し、複数色の光が組み合わせられた酸素飽和度画像観察用の照明光である。このため、以下、白色相当光及び算出用照明光を特に分けて記載しない場合、まとめて観察用照明光と呼ぶ。また、白色光相当画像信号及び／又は算出用画像信号を示す場合、観察用画像信号と呼ぶ。

[0026] 補正モードは、観察用照明光に加え、補正酸素飽和度算出用照明光（補正用照明光）を観察対象に照射し、酸素飽和度の算出の際、補正酸素飽和度算出用画像信号（補正用画像信号）に基づいて、観察対象に含まれる特定色素の影響を加味する演算を行って補正酸素飽和度を算出するモードである。なお、本明細書における「組織酸素飽和度」は、観察モードで算出される酸素飽和度、又は、補正モードで算出される補正酸素飽和度のいずれか一方、又は、両方を指す言葉である。

[0027] 通常モードでは、自然な色合いの通常光画像をディスプレイ１５に表示する。観察モードでは、白色光相当画像と、算出した酸素飽和度を擬似カラーなどで画像化した酸素飽和度画像とをディスプレイ１５に表示する。補正モードでは、白色光相当画像と、補正酸素飽和度を画像化した補正酸素飽和度画像とをディスプレイ１５に表示する。

[0028] 図２において、光源装置１３は、光源部２０、光源制御部２１及び光路結合部２２を備える。光源部２０は、例えば、複数色のＬＥＤ（Light Emitting Diode）等の半導体光源、レーザー光源、レーザダイオードと蛍光体との組み合わせ、又はキセノンランプやハロゲン光源で構成する。光源部２０は、複数の光源を有し、これら複数の光源をそれぞれ点灯または消灯し、点灯する場合には各光源の発光量を制御することにより、観察対象を照明する照明光を発する。

[0029] 第１実施形態では、図３に示すように、光源部２０は、Ｖ－ＬＥＤ（Violet Light Emitting Diode）２０ａ、ＢＳ－ＬＥＤ（Blue Short -wavelength

Light Emitting Diode）２０ｂ、ＢＬ－ＬＥＤ（Blue Long-wavelength Light Emitting Diode）２０ｃ、Ｇ－ＬＥＤ（Green Light Emitting Diode）２０ｄ、及びＲ－ＬＥＤ（Red Light Emitting Diode）２０ｅの５色のＬＥＤ（半導体光源）を有する。なお、各色ＬＥＤの組み合わせはこれに限られない。

[0030] Ｖ－ＬＥＤ（Violet Light Emitting Diode）２０ａは、中心波長が４１０±１０ｎｍの紫色光Ｖを発する。ＢＳ－ＬＥＤ２０ｂは、中心波長が４５０ｎｍ±１０ｎｍの第１青色光ＢＳを発する。ＢＬ－ＬＥＤ２０ｃは、中心波長が４７０ｎｍ±１０ｎｍの第２青色光ＢＬを発する。Ｇ－ＬＥＤ２０ｄは、中心波長が約５４０ｎｍの緑色帯域の緑色光Ｇを発することが好ましい。Ｒ－ＬＥＤ２０ｅは、中心波長が約６３０ｎｍの赤色帯域の赤色光Ｒを発することが好ましい。なお、各ＬＥＤ２０ｂ～２０ｅにおける中心波長とピーク波長は、同じであってもよく、異なっても良い。

[0031] 光源制御部２１は、各ＬＥＤ２０ａ～２０ｅに対して独立に制御信号を入力する。各ＬＥＤ２０ａ～２０ｅの点灯又は消灯、点灯時の発光量などを独立に制御する光源制御により、少なくとも１種類以上の照明光を発することで、設定されたモードによって、最終的に通常光、白色相当光、算出用照明光又は補正用照明光を出射する。光源制御部２１の制御による露光制御については後述する。

[0032] 図４に示すようなスペクトルを有する通常光を出射する場合、Ｖ－ＬＥＤ２０ａ、ＢＳ－ＬＥＤ２０ｂ、Ｇ－ＬＥＤ２０ｄ及びＲ－ＬＥＤ２０ｅを同時に点灯することで、紫色光Ｖ、第１青色光ＢＳ、緑色光Ｇ及び赤色光Ｒが組み合わされる。図５に示すようなスペクトルを有する白色相当光を出射する場合、ＢＳ－ＬＥＤ２０ｂ、Ｇ－ＬＥＤ２０ｄ及びＲ－ＬＥＤ２０ｅを同時に点灯することで、第１青色光ＢＳ、緑色光Ｇ及び赤色光Ｒが組み合わされる。図６に示すようなスペクトルを有する算出用照明光を出射する場合、ＢＬ－ＬＥＤ２０ｃ、Ｇ－ＬＥＤ２０ｄ及びＲ－ＬＥＤ２０ｅを同時に点灯することで、第２青色光ＢＬ、緑色光Ｇ及び赤色光Ｒが組み合わされる。図

７に示すようなスペクトルを有する補正用照明光を出射する場合、Ｇ－ＬＥＤ２０ｄを点灯し、緑色光Ｇを発する。図４～図７に示すように、通常光、観察用照明光（白色相当光及び算出用照明光）、及び、補正用照明光は、異なるスペクトルを有する照明光である。

[0033] また、光源制御部２１は、各モードにおいて設定される特定のパターンに従い、１フレームＦ毎に、Ｖ－ＬＥＤ２０ａ、ＢＳ－ＬＥＤ２０ｂ、ＢＬ－ＬＥＤ２０ｃ、Ｇ－ＬＥＤ２０ｄ及びＲ－ＬＥＤ２０ｅの光量を変化させ、それぞれのフレームで通常光、白色相当光、算出用照明光又は補正用照明光を出射することが好ましい。フレームとは、照明光の発光のタイミングから撮像センサ４３による画像信号の読み出し完了までの間の期間を少なくとも含む期間の単位のことをいう。光源制御部２１は、１フレーム毎の照明期間につき、光源部２０から出射される照明光を自動的に切り替える。

[0034] 通常モードでは、各フレームＦの通常光照明期間に通常光を発する発光パターンが繰り返される。観察モードでは、例えば、図８に示すように、白色相当光ＷＬにより観察対象を照明する白色相当光照明期間（第１照明期間）Ｐ１に１フレーム分の白色相当光ＷＬを発光し、算出用照明光ＯＬにより観察対象を照明する算出用照明期間（第２照明期間）Ｐ２に１フレーム分の算出用照明光ＯＬを順次発光する発光パターン（第１発光パターン）を繰り返す。後述する第１露光期間ＥＰ１には、第１照明期間Ｐ１と第２照明期間Ｐ２とが含まれる。第１照明期間Ｐ１と第２照明期間Ｐ２が連続する場合は、連続する第１照明期間Ｐ１と第２照明期間Ｐ２を第１露光期間ＥＰ１に含めることが好ましい。

[0035] 補正モードでは、例えば、図９に示すように、白色相当光照明期間Ｐ１に１フレーム分の白色相当光ＷＬを発光し、算出用照明期間Ｐ２に１フレーム分の算出用照明光ＯＬを発光し、補正用照明光ＣＬにより観察対象を照明する補正用照明期間（第３照明期間）Ｐ３に１フレーム分の算出用照明光ＯＬを順次発光する発光パターン（第２発光パターン）を繰り返す。後述する第２露光期間ＥＰ２には、第３照明期間Ｐ３が含まれる。それぞれの照明期間

は、光源制御部２１により自動的に切り替えられる。なお、発光パターンはこれに限られず、任意に設定できる。例えば、図１０に示すように、１フレーム毎に白色相当光ＷＬ、算出用照明光ＯＬ、白色相当光ＷＬ、補正用照明光ＣＬと発光する発光パターン（第３発光パターン）で順次発光してもよい。このような場合、第１照明期間、第２照明期間、第１照明期間と、第１照明期間又は第２照明期間が連続する期間を第１露光期間とする。

[0036] 内視鏡１２の先端部１２ｄには、照明光学系３０と撮像光学系４０が設けられる。照明光学系３０は、観察対象に照明光を照射するための光学系であり、照明レンズ３１を有する。通常光、白色相当光、算出用照明光及び補正用照明光等の照明光は、ライトガイド２３によって伝搬され、照明レンズ３１を介して観察対象に照射される。

[0037] 一方、光源部２０が内視鏡１２の先端部１２ｄに内蔵される場合は、ライトガイド２３を介さずに、照明光学系３０の照明レンズ３１を透過して通常光、白色相当光、算出用照明光及び補正用照明光等の照明光が出射される。撮像光学系４０は、照明光により照明された観察対象からの反射光を撮像する光学系であり、対物レンズ４１、ズームレンズ４２、撮像センサ４３を備える。また、撮像光学系４０は、後述する絞り４７（図示しない）及びシャッター４８を備える。絞り４７及びシャッター４８は、部品として備えられるものでなく、電子的に制御される電子絞りや電子シャッターであってもよい。照明光が照射された観察対象からの反射光が対物レンズ４１及びズームレンズ４２を介して撮像センサ４３に入射することで、撮像センサ４３に観察対象の像が結像される。ズームレンズ４２は観察対象を拡大するためのレンズであり、ズーム操作部１２ｉを操作することによって、テレ端とワイド端と間を移動する。

[0038] 撮像センサ４３は、照明光で照明中の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４３の各画素には、Ｂ（青色）カラーフィルタを有するＢ画素（青色画素）、Ｇ（緑色）カラーフィルタを有するＧ画素（緑色画素）、Ｒ（赤色）カラーフィルタを有するＲ画素（赤色画素）のいずれかが

設けられている。撮像センサ４３は、例えば、Ｂ画素とＧ画素とＲ画素の画素数の比率が、１：２：１であるベイヤー配列のカラー撮像センサであることが好ましい。

[0039] 図１１に示すように、ＢカラーフィルタＢＦは、主として青色帯域の光、具体的には、波長帯域が３８０～５６０ｎｍ（青色透過帯域）の光を透過させる。透過率が最大となるピーク波長は４６０～４７０ｎｍ付近に存在する。ＧカラーフィルタＧＦは、主として緑色帯域の光、具体的には、波長帯域が４５０～６３０ｎｍ（緑色透過帯域）の光を透過させる。ＲカラーフィルタＲＦは、主として赤色帯域の光、具体的には５８０～７６０ｎｍ（赤色透過帯域）の光を透過させる。

[0040] 撮像センサ４３としては、ＣＣＤ（Charge Coupled Device）撮像センサやＣＭＯＳ（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）撮像センサを利用可能である。また、原色の撮像センサ４３の代わりに、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色の画像信号が出力されるので、補色－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４３と同様のＲＧＢ各色の画像信号を得ることができる。撮像センサ４３は、撮像制御部４４によって駆動制御される。

[0041] 撮像センサ４３は、通常光が照射された観察対象からの反射光を感知し、通常光画像信号（Ｂｃ画像信号、Ｇｃ画像信号、Ｒｃ画像信号）を出力する。また、白色相当光が照射された観察対象からの反射光を感知し、白色光相当画像信号（Ｂ１画像信号、Ｇ１画像信号、Ｒ１画像信号）を出力する。又、算出用照明光を照射したことによる観察対象からの反射光を感知し、算出用画像信号（Ｂ２画像信号、Ｇ２画像信号、Ｒ２画像信号）を出力する。さらに、補正用照明光を照射したことによる観察対象からの反射光を感知し、補正用画像信号（Ｂ３画像信号、Ｇ３画像信号、Ｒ３画像信号）を出力する。撮像制御部４４は、撮像センサ４３が、通常モードの場合は通常光画像信

号を、観察モードの場合は白色光相当画像信号及び算出用画像信号を、補正モードの場合は白色光相当画像信号、算出用画像信号及び補正用画像信号を、それぞれ出力するように制御する。

[0042] すなわち、表１に示すように、通常モードで通常光画像信号を得る場合、光源制御部２１が、通常光照明期間にＶ－ＬＥＤ２０ａ、ＢＳ－ＬＥＤ２０ｂ、Ｇ－ＬＥＤ２０ｄ及びＲ－ＬＥＤ２０ｅを点灯して通常光を出射するように制御し、撮像制御部４４が１フレーム毎に撮像を行い、撮像センサ４３のＢ画素からＢｃ画像信号を、Ｇ画素からＧｃ画像信号を、Ｒ画素からＲｃ画像信号を出力するように撮像センサ４３を制御する。

[0043] [表1]

照明期間	照明光	点灯する光源（照明光）	画像信号
通常光照明期間	通常光	V-LED（紫色光） BS-LED（第1青色光） R-LED（赤色光） G-LED（緑色光）	通常光画像信号 （Bc、Gc、Rc）

[0044] 又、表２に示すように、観察モードでは、白色光相当画像信号及び算出用画像信号を取得する。白色光相当画像信号を得る場合、光源制御部２１が、白色相当光照明期間Ｐ１にＢＳ－ＬＥＤ２０ｂ、Ｇ－ＬＥＤ２０ｄ及びＲ－ＬＥＤ２０ｅを点灯して白色相当光ＷＬを出射するように制御し、撮像制御部４４が１フレーム毎に撮像を行い、撮像センサ４３のＢ画素からＢ１画像信号を、Ｇ画素からＧ１画像信号を、Ｒ画素からＲ１画像信号を出力するように撮像センサ４３を制御する。算出用画像信号を得る場合、光源制御部２１が算出用照明期間Ｐ２にＢＬ－ＬＥＤ２０ｃ、Ｇ－ＬＥＤ２０ｄ及びＲ－ＬＥＤ２０ｅを点灯して算出用照明光ＯＬを出射するように制御し、撮像制御部４４が１フレーム毎に撮像を行い、撮像センサ４３のＢ画素からＢ２画像信号を、Ｇ画素からＧ２画像信号を、Ｒ画素からＲ２画像信号を出力するように撮像センサ４３を制御する。

[0045] [表2]

照明期間	照明光	点灯する光源（照明光）	画像信号
白色相当光照明期間	白色相当光	BS-LED（第1青色光） R-LED（赤色光） G-LED（緑色光）	白色光相当画像信号 （B1、G1、R1）
算出用照明期間	算出用照明光	BL-LED（第2青色光） R-LED（赤色光） G-LED（緑色光）	算出用画像信号 （B2、G2、R2）

[0046] さらに、表３に示すように、補正モードでは、白色光相当画像信号、算出用画像信号及び補正用画像信号を取得する。補正モードで白色光相当画像信号又は算出用画像信号を得る場合、観察モードと同様の制御を行う。補正用画像信号を得る場合、光源制御部２１がＧ－ＬＥＤ２０ｄを点灯して補正用照明光を出射するように制御し、撮像制御部４４が１フレーム毎に撮像を行って、撮像センサ４３のＢ画素からＢ３画像信号を、Ｇ画素からＧ３画像信号を、Ｒ画素からＲ３画像信号を出力するように撮像センサ４３を制御する。撮像制御部４４の制御による露光制御については後述する。なお、補正用照明光は表３のような単色の光に限られず、複数色の光を用いた照明光であってもよい。

[0047] [表3]

照明期間	照明光	点灯する光源（照明光）	画像信号
白色相当光照明期間	白色相当光	BS-LED（第1青色光） R-LED（赤色光） G-LED（緑色光）	白色光相当画像信号 （B1、G1、R1）
算出用照明期間	算出用照明光	BL-LED（第2青色光） R-LED（赤色光） G-LED（緑色光）	算出用画像信号 （B2、G2、R2）
補正用照明期間	補正用照明光	G-LED（緑色光）	補正用画像信号 （B3、G3、R3）

[0048] ＣＤＳ／ＡＧＣ（Correlated Double Sampling／Automatic Gain Control

）回路４５は、撮像センサ４３から得ら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４５を経た画像信号は、Ａ／Ｄ（Analog／Digital）コンバータ４６により、デジタルの画像信号に変換される。これにより、Ａ／Ｄ変換後のデジタル画像信号がプロセッサ装置１４に入力される。

[0049] プロセッサ装置１４は、中央制御部５０、画像信号取得部６０、ＤＳＰ（Digital Signal Processor）６１、ノイズ低減部６２、画像処理切替部６３、通常光画像生成部７０、組織酸素飽和度画像生成部８０、表示制御部１００、露光制御部１１０を備える（図２参照）。プロセッサ装置１４には、各処理に関するプログラムがプログラム用メモリ（図示しない）に組み込まれる。プロセッサによって構成される中央制御部５０がプログラム用メモリ内のプログラムを実行することによって、画像信号取得部６０、ＤＳＰ６１、ノイズ低減部６２、画像処理切替部６３、通常光画像生成部７０、組織酸素飽和度画像生成部８０、表示制御部１００、露光制御部１１０の機能が実現する。これに伴い、組織酸素飽和度画像生成部８０に含まれる後述の白色光相当画像生成部８１、ベース画像生成部８２、信号比算出部８３、酸素飽和度算出部８４、酸素飽和度画像生成部８５、補正酸素飽和度算出部８６、及び、補正酸素飽和度画像生成部８７、並びに、露光制御部１１０に含まれる露光制御信号生成部１２０、制御量出力部１３０、明るさ算出部１４０、解析領域設定部１４１、領域明るさ算出部１４２及び明るさ差分算出部１５０の機能が実現する。

[0050] 画像信号取得部６０は、内視鏡１２から入力される画像信号（通常光画像信号、白色光相当画像信号、算出用画像信号及び補正用画像信号）を受信し、受信した画像信号をＤＳＰ６１に送信する。ＤＳＰ６１は、受信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、デモザイク処理、及びＹＣ変換処理等の各種信号処理を行う。欠陥補正処理では、撮像センサ４３の欠陥画素の信号が補正される。オフセット処理では、欠陥補正処理を施した画像信号から暗電

流成分を除かれ、正確な零レベルを設定される。ゲイン補正処理は、オフセット処理後の各色の画像信号に特定のゲインを乗じることにより各画像信号の信号レベルを整える。ゲイン補正処理後の各色の画像信号には、色再現性を高めるリニアマトリクス処理が施される。

[0051] その後、ガンマ変換処理によって、各画像信号の明るさや彩度が整えられる。リニアマトリクス処理後の画像信号には、デモザイク処理（等方化処理，同時化処理とも言う）が施され、補間により各画素の欠落した色の信号を生成される。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。ＤＳＰ６１は、デモザイク処理後の各画像信号にＹＣ変換処理を施し、輝度信号Ｙと色差信号Ｃｂ及び色差信号Ｃｒをノイズ低減部６２に出力する。

[0052] ノイズ低減部６２は、ＤＳＰ６１で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す。ノイズを低減した画像信号は、画像処理切替部６３及び後述する露光制御部１１０に入力される。

[0053] 画像処理切替部６３は、ノイズ低減部６２からの画像信号を、通常モードの場合、通常光画像生成部７０に、観察モード又は補正モードの場合、組織酸素飽和度画像生成部８０に送信する。通常光画像生成部７０は、入力された１フレーム分のＢｃ画像信号、Ｇｃ画像信号、Ｒｃ画像信号に対して、さらに３×３のマトリックス処理、階調変換処理、３次元ＬＵＴ（Look Up Table）処理等の色変換処理を施す。次いで、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。この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。構造強調処理を施したＲＧＢ画像データは、通常光画像として表示制御部１００に送信される。

[0054] 組織酸素飽和度画像生成部８０は、図１２に示すように、白色光相当画像生成部８１、ベース画像生成部８２、信号比算出部８３、酸素飽和度算出部８４、酸素飽和度画像生成部８５、補正酸素飽和度算出部８６及び補正酸素

飽和度画像生成部８７を備える。

[0055] 白色光相当画像生成部８１は、入力された１フレーム分のＢ１画像信号、Ｇ１画像信号、Ｒ１画像信号に対して、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。次いで、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。この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。構造強調処理を施したＲＧＢ画像データは、白色光相当画像として表示制御部１００に送信される。白色光相当画像は、通常モードの場合に得られる通常光画像に相当する画像であるが、観察対象に照射する照明光のスペクトルが異なるため、通常光画像とは色合いが異なる画像である。

[0056] ベース画像生成部８２は、入力された１フレーム分の画像信号、例えば、Ｂ１画像信号、Ｇ１画像信号、Ｒ１画像信号に対して各種信号処理を行い、酸素飽和度画像又は補正酸素飽和度画像を生成するためのベース画像を生成する。ベース画像生成部８２に入力される画像信号は、Ｂ１画像信号、Ｇ１画像信号、Ｒ１画像信号に限られず、ユーザーがベース画像としたい任意の画像を生成するための画像信号であってよい。ベース画像は、観察モードの場合、酸素飽和度画像生成部８５に送信され、補正モードの場合、補正酸素飽和度画像生成部８７に送信される。

[0057] 酸素飽和度算出部８４は、観察モードにおいて、白色光相当画像信号及び算出用画像信号に基づき、酸素飽和度を算出する。酸素飽和度の算出方法については後述する。算出した酸素飽和度の情報は、酸素飽和度画像生成部８５に送信される。酸素飽和度画像生成部８５は、酸素飽和度の情報を、疑似カラーとしてベース画像に表した酸素飽和度画像を生成する。ベース画像は、例えば、白色光相当画像や、白色光相当画像の彩度を調整した画像である。彩度を下げた白色光相当画像をベース画像として用いると、酸素飽和度を表示する領域が小さい場合に視認性が向上する利点がある。なお、他の照明光を用いて取得した画像信号に基づく内視鏡画像をベース画像としてもよい。また、通常光画像をベース画像としてもよい。酸素飽和度画像は、表示制

御部１００に送信される。

[0058] 補正酸素飽和度算出部８６は、補正モードにおいて、白色光相当画像信号、算出用画像信号及び補正用画像信号に基づき、補正酸素飽和度を算出する。補正酸素飽和度の算出方法については後述する。算出した補正酸素飽和度の情報は、補正酸素飽和度画像生成部８７に送信される。補正酸素飽和度画像生成部８７は、補正酸素飽和度の情報を、疑似カラーとしてベース画像に重畳した酸素飽和度画像を生成する。補正酸素飽和度画像は、表示制御部１００に送信される。

[0059] 表示制御部１００は、通常光画像生成部７０からの通常光画像、並びに、組織酸素飽和度画像生成部８０からの白色光相当画像、酸素飽和度画像及び補正酸素飽和度画像を、ディスプレイ１５上においてフルカラーの表示を可能にする映像信号に変換する。変換済みの映像信号はディスプレイ１５に入力される。これにより、ディスプレイ１５には通常光画像、白色光相当画像、酸素飽和度画像及び／又は補正酸素飽和度画像が表示される。なお、複数のディスプレイ１５をプロセッサ装置１４に接続し、表示制御部１００が、通常光画像、白色光相当画像、酸素飽和度画像又は補正酸素飽和度画像をそれぞれ異なるディスプレイに表示させるようにしてもよい。

[0060] 以下、酸素飽和度の算出方法について説明する。組織酸素飽和度画像生成部８０の信号比算出部８３は、Ｂ２画像信号、Ｇ１画像信号、及び、Ｒ１画像信号に基づく信号比処理によって酸素飽和度算出用演算値を算出する。具体的には、信号比算出部８３は、酸素飽和度の算出に用いる酸素飽和度算出用演算値として、Ｂ２画像信号とＧ１画像信号の信号比Ｂ２／Ｇ１と、Ｒ１画像信号とＧ１画像信号の信号比Ｒ１／Ｇ１とを算出する。なお、信号比Ｂ２／Ｇ１と信号比Ｒ１／Ｇ１については、それぞれ対数化（ｌｎ）することが好ましい。また、酸素飽和度算出用演算値としては、Ｂ２画像信号、Ｇ１画像信号、及びＲ１画像信号から算出される色差信号Ｃｒ、Ｃｂ、又は、彩度Ｓ、色相Ｈなどを用いてもよい。

[0061] 酸素飽和度算出部８４は、酸素飽和度算出用テーブル８４ａを参照し、信

号比Ｂ２／Ｇ１及び信号比Ｒ１／Ｇ１等の酸素飽和度算出用演算値を用いて酸素飽和度を算出する。酸素飽和度算出用テーブル８４ａには、シミュレーションや、複数段階のある酸素飽和度である生体を模した複数のファントムを撮像した内視鏡画像によって得た、信号比Ｂ２／Ｇ１及びＲ１／Ｇ１を対数化した値と、酸素飽和度との相関関係が記憶されている。相関関係を、信号比Ｒ１／Ｇ１を対数化したＸ軸方向の値であるＸ（Ｘ＝ｌｎ（Ｒ１／Ｇ１））と、信号比Ｂ２／Ｇ１を対数化したＹ軸方向の値であるＹ（Ｙ＝ｌｎ（Ｂ２／Ｇ１））とで形成される二次元空間で表現した場合には、図１３に示すように、酸素飽和度が同じ部分を繋ぎあわせた等高線が、ほぼＸ軸（横軸）方向に沿って形成されている。また、等値線は、酸素飽和度が大きくなるほど、Ｙ軸（縦軸）方向に対して、より下方側に位置している。例えば、酸素飽和度が１００％の等値線８４ｂは、酸素飽和度が０％の等値線８４ｃよりも下方に位置している。

[0062] 信号比Ｂ２／Ｇ１、Ｒ１／Ｇ１と、酸素飽和度との相関関係は、図１４に示す酸化ヘモグロビン（グラフ８４ｄ）や還元ヘモグロビン（グラフ８４ｅ）の吸光特性や光散乱特性と密接に関連し合っている。図１４に示すように第２青色光ＢＬの波長帯域４７０±１０ｎｍのような、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帯域では、ヘモグロビンの酸素飽和度によって吸光量が変化するため、酸素飽和度の情報を取り扱いやすい。また、緑色光Ｇの波長帯域５４０±２０ｎｍは、ヘモグロビンの吸光係数が比較的高いため、血液濃度によって吸光量が変化しやすい波長帯域である。

[0063] 第２青色光ＢＬを含む算出用照明光を観察対象に照射することで得られるＢ２画像信号は、特に、酸素飽和度に大きく依存して信号値が変化する。また、白色相当光を観察対象に照射することで得られるＧ１画像信号は、特に、血液濃度に大きく依存して信号値が変化する。さらに、白色相当光を観察対象に照射することで得られるＲ１画像信号は、酸素飽和度に中程度に依存して信号値が変化する。なお、Ｂ２画像信号、Ｇ１画像信号及びＲ１画像信

号は、いずれも、その信号値が酸素飽和度、血液濃度及び明るさに依って変動する。また、「血液濃度」とは、血液中のヘモグロビン濃度（血色素量）のことを指す。

[0064] ここで、Ｂ２画像信号、Ｇ１画像信号及びＲ１画像信号から、明るさの影響を無くすため、主として酸素飽和度に依存する信号比Ｂ２／Ｇ１と、主として血液濃度に依存する信号比Ｒ１／Ｇ１とを用いることで、血液濃度の影響が考慮された酸素飽和度の算出が可能となる。なお、信号比Ｂ２／Ｇ１は、中程度に血液濃度に依存する値である。信号比Ｒ１／Ｇ１は、中程度に酸素飽和度に依存する値である。

[0065] 酸素飽和度算出部８４は、酸素飽和度算出用テーブル８４ａを参照し、信号比Ｂ２／Ｇ１、Ｒ１／Ｇ１に対応する酸素飽和度を画素毎に算出する。例えば、図１５に示すように、特定画素の信号比Ｂ２＊／Ｇ１＊、Ｒ１＊／Ｇ１＊に対応する酸素飽和度は「４０％」である。従って、酸素飽和度算出部８４は、特定画素の酸素飽和度を「４０％」と算出する。

[0066] なお、信号比Ｂ２／Ｇ１、Ｒ１／Ｇ１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Ｂ２／Ｇ１、Ｒ１／Ｇ１の各値の組み合わせが、酸素飽和度１００％の上限の等値線８４ｃ（図１３参照）よりも下方に分布したり、反対に、酸素飽和度０％の下限の等値線８４ｂ（図１３参照）よりも上方に分布したりすることはほとんどない。但し、上限の等値線８４ｃより上方に分布する場合には酸素飽和度を１００％とし、下限の等値線８４ｂより下方に分布する場合には、酸素飽和度算出部８４は酸素飽和度を０％とする。また、信号比Ｂ２／Ｇ１、Ｒ１／Ｇ１に対応する点が上限の等値線８４ｃと下限の等値線８４ｂとの間に分布しない場合には、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し、酸素飽和度を算出しないようにしても良い。

[0067] 酸素飽和度画像生成部８５は、酸素飽和度算出部８４で算出した酸素飽和度を用いて、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、酸素飽和度画像生成部８５は、Ｂ２画像信号，Ｇ１画像信号，及びＲ１

画像信号を取得し、これらの画像信号に対して酸素飽和度に応じた酸素飽和度画像生成用ゲインを画素毎に施す。そして、酸素飽和度画像生成用ゲインを施したＢ２画像信号，Ｇ１画像信号，及びＲ１画像信号を用いてＲＧＢ画像データを生成し、ベース画像に重畳して酸素飽和度画像とする。

[0068] 例えば、Ｂチャンネル及びＧチャンネルのゲインを相対的に上げ、Ｒチャンネルのゲインを相対に下げるように酸素飽和度画像生成用ゲインを乗じる。具体的には、酸素飽和度画像生成部８３は、酸素飽和度が６０％以上の画素ではＢ２画像信号，Ｇ１画像信号，及びＲ１画像信号のいずれにも同じ酸素飽和度画像生成用ゲイン「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」以上の酸素飽和度画像生成用ゲインを乗じ、Ｇ１画像信号及びＲ１画像信号に対しては「１」未満の酸素飽和度画像生成用ゲインを乗じる。このような酸素飽和度画像生成用ゲイン処理後のＢ２画像信号，Ｇ１画像信号，及びＲ１画像信号を用いて生成し、疑似カラーとしてベース画像に重畳したＲＧＢ画像データが酸素飽和度画像である。なお、酸素飽和度画像を生成するために酸素飽和度画像生成用ゲインを施す画像信号は、上記の例に挙げた画像信号に限られない。

[0069] 酸素飽和度画像生成部８３が生成した酸素飽和度画像では、例えば、高酸素の領域（酸素飽和度が６０～１００％の領域）は、ベース画像と同様の色で表し、一方、酸素飽和度が特定値を下回る低酸素の領域（酸素飽和度が０～６０％の領域）は、ベース画像とは異なる色（疑似カラー）で表すことが好ましい。この場合、酸素飽和度画像生成部８３は、低酸素の領域に、疑似カラー化する酸素飽和度画像生成用ゲインを乗じることで低酸素領域を表す。

[0070] また、高酸素領域に酸素飽和度に応じた酸素飽和度画像生成用ゲインを乗じることで高酸素領域を表すようにしてもよい。さらに、酸素飽和度を疑似カラーのグラデーションで表したカラーマップを生成し、酸素飽和度画像としてもよい。また、低酸素領域と高酸素領域を６０％の酸素飽和度で分けているが、この境界も任意である。例えば、多段階の特定値を設け、低酸素領

域、中酸素領域、高酸素領域に分けたカラーマップを生成してもよい。さらに、酸素飽和度を「Ａ％」といった文字情報で表示した酸素飽和度画像を生成してもよい。

[0071] 以下、補正酸素飽和度の算出方法について説明する。補正酸素飽和度画像生成部８７組織酸素飽和度画像生成部８０の信号比算出部８３は、Ｂ２画像信号、Ｇ１画像信号、Ｒ１画像信号、Ｂ３画像信号及びＧ３画像信号に基づく信号比処理によって、補正酸素飽和度算出用演算値を算出する。具体的には、信号比算出部８３は、酸素飽和度の算出に用いる酸素飽和度算出用演算値として、Ｂ２画像信号とＧ１画像信号の信号比Ｂ２／Ｇ１、Ｒ１画像信号とＧ１画像信号の信号比Ｒ１／Ｇ１、さらに、Ｂ３画像信号とＧ３画像信号の信号比Ｂ３／Ｇ３を算出する。なお、信号比Ｂ２／Ｇ１、Ｒ１／Ｇ１及びＢ３／Ｇ３については、それぞれ対数化（ｌｎ）することが好ましい。なお、酸素飽和度算出用演算値としては、Ｂ２画像信号、Ｇ１画像信号、Ｒ１画像信号、Ｂ３画像信号及びＧ３画像信号から算出される色差信号Ｃｒ、Ｃｂ、又は、彩度Ｓ、色相Ｈなどを用いてもよい。また、信号比Ｂ３／Ｇ３の代わりに、Ｂ１画像信号とＧ３画像信号の信号比Ｂ１／Ｇ３を用いてもよい。この場合、後述する色素値算出用テーブル８６ａとして、信号比Ｂ１／Ｇ３を用いた色素値算出用テーブル８６ａが参照される。

[0072] 観察対象には、酸化又は還元ヘモグロビン以外の色素であって、酸素飽和度の算出に影響を与える色素である特定色素が含まれることがある。特定色素としては、例えば、黄色色素が含まれる。黄色色素の吸光係数は、図１６に示すように、波長４５０±１０ｎｍ付近で最も高くなるピークを有している。従って、中心波長が４７０ｎｍ±１０ｎｍの第２青色光ＢＬを含む観察用照明光のうちＢカラーフィルタＢＦを透過した光に基づいて取得されるＢ２画像信号の信号値は、黄色色素量依存性が高く、黄色色素の量に応じてその値が大きく変動することから、酸素飽和度の算出に影響を及ぼす。

[0073] 具体的には、黄色色素の量が多いほど、Ｂ２画像信号の信号値が低下するため、信号比Ｂ２／Ｇ１の値が低下し、酸素飽和度が見かけ上高くなってし

まう。そのため、観察対象に黄色色素が含まれる場合は、黄色色素量依存性が比較的低い画像信号（例えば、Ｂ３画像信号及びＧ３画像信号）をさらに取得することで、黄色色素の影響が考慮された組織酸素飽和度である補正酸素飽和度を算出することができる。なお、Ｇ１画像信号の黄色色素依存性は低度～中程度であり、Ｒ１画像信号の黄色色素依存性は低度である。

[0074] 緑色光Ｇを含む補正用照明光を観察対象に照射することで得られるＢ３画像信号の信号値は、明るさ依存性があり、酸素飽和度依存性が低く、血液濃度依存性が高く、黄色色素量依存性が中程度の値である。また、緑色光Ｇを含む補正用照明光を観察対象に照射することで得られるＧ３画像信号の信号値は、明るさ依存性があり、酸素飽和度依存性が低く、血液濃度依存性が高く、黄色色素量依存性が低度～中程度の値である。

[0075] 補正酸素飽和度算出部８６は、Ｂ２画像信号、Ｇ１画像信号、Ｒ１画像信号、Ｂ３画像信号、Ｇ３画像信号から、明るさの影響を無くした、信号比Ｂ２／Ｇ１、Ｒ１／Ｇ１及びＢ３／Ｇ３を用い、色素値算出用テーブル８６ａ、及び、補正酸素飽和度算出用テーブル８６ｂを参照して黄色色素の量に応じた補正酸素飽和度を得る。色素値算出用テーブル８６ａには、信号比Ｂ２／Ｇ１、信号比Ｒ１／Ｇ１及び信号比Ｂ３／Ｇ３、並びに、特定色素の量に応じた色素値との相関関係が記憶されている。色素値は、シミュレーションや、複数段階のある酸素飽和度である生体を模した複数のファントムを撮像した内視鏡画像を用いて予め得られた値である。

[0076] 相関関係を、Ｘ軸方向の値であるＸ＝ｌｎ（Ｒ１／Ｇ１）と、Ｙ軸方向の値であるＹ＝ｌｎ（Ｂ２／Ｇ１）と、Ｚ軸方向の値であるＺ＝ｌｎ（Ｂ３／Ｇ３）とで形成される三次元空間で表現した場合には、図１７に示すように、複数段階の色素値毎の曲面８６ｃ～８６ｇが形成されている。曲面８６ｃ～８６ｇは、それぞれ色素値がある一定の値である組織酸素飽和度の等高線である。図１７では、信号比ｌｎ（Ｒ１／Ｇ１）、ｌｎ（Ｂ２／Ｇ１）及びｌｎ（Ｂ３／Ｇ３）に応じて、色素値「０」の曲面８６ｃ、色素値「１」の曲面８６ｄ、色素値「２」の曲面８６ｅ、色素値「３」の曲面８６ｆ、及び

、色素値「４」の曲面８６ｇが形成されている。すなわち、信号比ｌｎ（Ｒ１／Ｇ１）、ｌｎ（Ｂ２／Ｇ１）及びｌｎ（Ｂ３／Ｇ３）の値によって、補正酸素飽和度の算出に用いる曲面（補正酸素飽和度算出用テーブル８６ｂ）がそれぞれ決定されている。なお、図１７に示す色素値算出用テーブル８６ａでは、黄色色素の量が増えると、Ｙ＝ｌｎ（Ｂ２／Ｇ１）が低くなり、Ｘ＝ｌｎ（Ｒ１／Ｇ１）が高くなり、Ｚ＝ｌｎ（Ｂ３／Ｇ３）が低くなる。

[0077] 補正酸素飽和度算出部８６は、色素値に応じた補正酸素飽和度算出用テーブル８６ｂを参照し、補正酸素飽和度を算出する。補正酸素飽和度算出用テーブル８６ｂは、酸素飽和度算出用テーブル８４ａと同様に、信号比Ｂ２／Ｇ１及び信号比Ｒ１／Ｇ１と、補正酸素飽和度飽和度との相関関係（図１３に示すような、Ｘ軸方向の値であるＸ＝ｌｎ（Ｒ１／Ｇ１）と、Ｙ軸方向の値であるＹ＝ｌｎ（Ｂ２／Ｇ１）と、とで形成される二次元空間）が記憶されている。

[0078] なお、補正酸素飽和度算出用テーブル８６ｂは予め記憶されたものでなくてもよい。この場合、補正酸素飽和度算出部８６は、色素値に応じて、その都度、信号比Ｂ２／Ｇ１及び信号比Ｒ１／Ｇ１、並びに、補正酸素飽和度の相関関係である補正酸素飽和度算出用テーブル８６ｂを作成する。作成された補正酸素飽和度算出用テーブル８６ｂは、酸素飽和度算出用テーブル８４ａとして、観察モードで用いるようにしてもよい。

[0079] また、色素値算出用テーブル８６ａを用いずに、信号比Ｒ１／Ｇ１、Ｂ２／Ｇ１及びＢ３／Ｇ３、並びに、組織酸素飽和度との相関関係を予め記憶した補正酸素飽和度算出用テーブル８６ｂを用いて黄色色素の影響が考慮された補正酸素飽和度を求めるようにしてもよい。

[0080] 補正酸素飽和度画像生成部８７は、補正酸素飽和度算出部８６で算出した補正酸素飽和度を用いて、補正酸素飽和度を画像化した補正酸素飽和度画像を生成する。具体的には、補正酸素飽和度画像生成部８７は、Ｂ２画像信号、Ｇ１画像信号及びＲ１画像信号を取得し、これらの画像信号に対して酸素飽和度に応じた補正酸素飽和度画像生成用ゲインを画素毎に施す。そして、

補正酸素飽和度画像生成用ゲインを施したＢ２画像信号、Ｇ１画像信号及びＲ１画像信号を用いてＲＧＢ画像データを生成し、疑似カラーとしてベース画像に重畳して補正酸素飽和度画像とする。なお、補正酸素飽和度画像を生成するために補正酸素飽和度画像生成用ゲインを施す画像信号は、上記の例に挙げた画像信号に限られない。

[0081] 補正酸素飽和度画像では、酸素飽和度画像と同様に、低酸素の領域（酸素飽和度が０～６０％の領域）を疑似カラーで示すものであってもよく、高酸素の領域（酸素飽和度が６０～１００％の領域）と、低酸素の領域（酸素飽和度が０～６０％の領域）とを異なる色（疑似カラー）で示すものでもよい。また、補正酸素飽和度に応じたカラーマップを生成し、補正酸素飽和度画像としてもよく、補正酸素飽和度を「Ｂ％」と文字情報で示した補正酸素飽和度画像を生成してもよい。

[0082] なお、酸素飽和度画像生成部８５又は補正酸素飽和度画像生成部８７は、観察対象が内視鏡１２の先端部１２ｄから大きく離れている場合や、例えば光量が足りずに照明光が観察対象に十分照射されていない場合等、組織酸素飽和度画像生成用ゲイン（酸素飽和度画像生成用ゲイン、又は、補正酸素飽和度画像生成用ゲイン）を施す画像信号の画像信号明るさが極端に小さい領域が存在する場合は、その領域を黒く表示した組織酸素飽和度画像を生成してもよい。また、観察対象からの反射光に正反射光が多く含まれる場合等、組織酸素飽和度画像生成用ゲインを施す画像信号の画像信号明るさが極端に大きい領域が存在する場合は、その領域を白く表示した組織酸素飽和度画像を生成してもよい。

[0083] 以下、本実施形態における露光制御について説明する。露光制御部１１０は、第１露光期間と第２露光期間とに取得される画像信号に基づき、異なる露光制御信号を生成し、それぞれの露光制御信号に応じた制御（露光制御）を行う。露光制御部１１０は、図１８に示すように、露光制御信号生成部１２０及び制御量出力部１３０を備える。制御量出力部１３０は、さらに明るさ算出部１４０及び明るさ差分算出部１５０を備える。露光期間とは、各種

の照明光が出射されるタイミングから、観察対象からの反射光を撮像センサ４３が感知して画像信号を出力するまでタイミングまでを指す期間のことである。露光制御とは、露光期間において作動するユニット、例えば、光源部２０や撮像光学系４０を制御することである。

[0084] 各露光期間で異なる露光制御信号を生成する具体例について、図１９を用いて説明する。図１９では、第２発光パターンで各種照明光が出射される場合の露光制御について示しているが、発光パターンはこれに限られない。まず、露光制御部１１０は、第１露光期間ＥＰ１に取得される白色光相当画像信号ＩＳ１又は算出用画像信号ＩＳ２である観察用画像信号１１１をノイズ低減部６２から受信する。また、第２露光期間ＥＰ２に取得される補正用画像信号ＩＳ３を受信する。

[0085] 次に、制御量出力部１３０の明るさ算出部１４０が、観察用画像信号１１１から観察用画像信号明るさＹ１を、補正用画像信号ＩＳ３から補正用画像信号明るさＹ２を算出する。ここで、明るさ算出部１４０は、受信した画像信号の種類に応じて、それぞれ異なる一部の画像信号から画像信号明るさを出力する。異なる画像信号の一部分から、制御量の出力を行うための画像信号明るさを算出することで、観察用画像信号と、補正用画像信号との、それぞれ画像信号に対するより適した露光制御を行うことができるためである。取得した画像信号の一部から画像信号明るさを算出する具体的な方法については後述する。画像信号明るさとは、各種類の画像信号が有する明るさ情報のことを指す。

[0086] 次に、制御量出力部１３０は、観察用画像信号１１１に基づいて第１制御量ＣＱ１を出力し、また、補正用画像信号ＩＳ３に基づいて第２制御量ＣＱ２を出力する。制御量は、画像信号明るさに応じて変動する値である。適切な露光量は取得する画像信号の種類によって異なり、さらに、同じ種類の照明光を出射したとしても、１フレーム毎得られる画像信号によっても異なるからである。

[0087] 取得する画像信号の種類によって制御量が異なる理由を説明する。白色光

及び算出用照明光は、両者とも複数色の光を組み合わせた照明光であって、似たスペクトルの光であるため（図３及び図４参照）、露光制御のために出力される制御量も互いに近い値となる。一方、補正用照明光は、観察用照明光とはスペクトルが大きく異なる光であるため（図３～図５参照）、露光制御のために出力される補正用画像信号に基づく制御量も、観察用画像信号に基づく制御量とは異なる値となる。

[0088] 露光制御信号生成部１２０は、第１制御量ＣＱ１に基づいて第１露光制御信号ＥＣＳ１を生成し、また、第２制御量ＣＱ２に基づいて第２露光制御信号ＥＣＳ２を生成する。それぞれの露光制御信号は、露光制御部１１０から中央制御部５０に送信され、第１露光制御信号ＥＣＳ１に応じた第１露光制御ＥＣ１と、第２露光制御信号ＥＣＳ２に応じた第２露光制御ＥＣ２が、光源部２０及び撮像光学系４０に対して行われる。第１露光制御ＥＣ１と、第２露光制御ＥＣ２とは、画像信号を取得した露光期間よりも時系列的に後の露光期間に行われる照明光の発光や、画像信号の取得を制御する。露光制御の具体的な内容については後述する。それぞれの露光制御信号の内容を決定する制御量がそれぞれ異なるため、第１露光制御ＥＣ１と、第２露光制御ＥＣ２とは、互いにその内容が異なる制御である。

[0089] 上記構成により、複数種類のフレームで取得された互いに異なる画像信号に基づき、それぞれの画像信号が有する画像信号明るさに基づいて露光制御を行い、異なる種類の画像信号の間に生じる明るさの不足や過剰を防ぎ、制御量に基づいたより適切な条件で、時系列的に後のフレームで撮像された画像信号を得ることができる。

[0090] 制御量は、画像信号から算出される画像信号明るさと、目標明るさとの差分に基づいて出力されることが好ましい。明るさ算出部１４０は、画像信号を用いて画像信号明るさを算出する。明るさ差分算出部１５０は、予め設定された目標明るさと、画像信号明るさとの差分（明るさ差分）を算出する。目標明るさとは、各種類の画像信号に対して予め設定された、各種類の画像信号が有する明るさ情報の目標値のことを指す。次いで、制御量出力部１３

０は、明るさ差分に基づいて制御量を出力する。なお、制御量の出力方法はこれに限られない。例えば、画像信号を取得する際に発光する光源の光量、絞り値又は露光時間長さ等を記憶し、これらの値と、それぞれの目標値との差分を算出して制御量を出力してもよい。上記構成により、観察目的に応じて得たそれぞれの画像信号明るさに基づいて、適切な露光制御を順次行うことができる。

[0091] それぞれの露光期間に応じて取得される画像信号から、画像信号明るさを算出した上で明るさ差分を算出し、明るさ差分から制御量を出力し、時系列的に後のフレームにおいて制御量に基づく露光制御信号を順次生成することが好ましい。具体的には、図２０に示すように、まず、明るさ算出部１４０が、観察用画像信号１１１から観察用画像信号明るさ（第１画像信号明るさ）Ｙ１を、補正用画像信号ＩＳ３から補正用画像信号明るさ（第２画像信号明るさ）Ｙ２を算出する。画像信号明るさは、各モードで得られる画像信号に応じてそれぞれ算出される。

[0092] 次に、明るさ差分算出部１５０は、予め設定された目標明るさと、それぞれの画像信号明るさとの差分を算出する。目標明るさとしては、観察用画像信号用目標明るさ（第１目標明るさ）と、補正用画像信号用目標明るさ（第２目標明るさ）が設定されている。第１目標明るさと第２目標明るさは、同値であっても、異なる値であってもよい。図２０に示すように、観察用画像信号明るさＹ１と観察用画像信号用目標明るさとの明るさ差分である観察用画像信号明るさ差分ΔＹ１が算出される。また、補正用画像信号明るさＹ２と補正用画像信号用目標明るさとの明るさ差分である補正用画像信号明るさ差分ΔＹ２が算出される。明るさ差分は、各モードによってそれぞれ算出される。

[0093] 次に、制御量出力部１３０は、明るさ差分に基づいて制御量を出力する。図２０に示すように、観察用画像信号明るさ差分ΔＹ１に基づいて第１制御量ＣＱ１が算出される。また、補正用画像信号明るさ差分ΔＹ２に基づいて第２制御量ＣＱ１が算出される。具体的には、例えば、観察用画像信号明る

さＹ１と観察用画像信号明るさ差分ΔＹ１を、第１制御量算出関数ｆ（Ｙ１，ΔＹ１）に代入して第１制御量ＣＱ１を算出し、補正用画像信号明るさＹ２と補正用画像信号明るさ差分ΔＹ２を、第２制御量算出関数ｆ（Ｙ２，ΔＹ２）に代入して第２制御量ＣＱ１を算出する。なお、制御量の算出方法はこれに限られない。

[0094] 次に、露光制御信号生成部１２０は、制御量に基づいて露光制御信号を生成する。図２０に示すように、第１制御量ＣＱ１に基づいて第１露光制御信号ＥＣＳ１が、第２制御量ＣＱ２に基づいて第２露光制御信号ＥＣＳ２が生成される。生成された露光制御信号は中央制御部５０に送信され、第１露光制御信号ＥＣＳ１に応じた第１露光制御ＥＣ１と、第２露光制御信号ＥＣＳ２に応じた第２露光制御ＥＣ２が行われる。上記構成により、観察用照明光が出射される露光期間と、補正用照明光が出射される露光期間とにそれぞれの適した露光制御を行うことができる。

[0095] 第２制御量ＣＱ２は、第１制御量ＣＱ１よりも大きいことが好ましい。その理由としては、観察用照明光は複数色の光を組み合わせた明るい照明光である一方、補正用照明光は単色の光を有する暗い照明光であることが挙げられる。出射される照明光が暗い第２露光期間における撮像センサ４３に対する露光量は、第１露光期間における露光量よりも小さい。そこで、制御量を大きくすることで、第１露光期間に得られる画像信号の明るさを大きくすることができる。他の理由としては、補正酸素飽和度を正確に算出するためには、ある程度の画像信号明るさを有する画像信号を継続的に取得することが好ましいことが挙げられる。撮像倍率等によって取得される画像信号明るさは変動するが、観察用画像信号より精密な信号値を必要とする補正用画像信号は、撮像シーンごとに特に必要な画像信号明るさを精密に制御する必要がある。従って、第２制御量を第１制御量よりも大きくすることで、撮像シーンに最適な露光制御を継続的に行い、精密な信号値を得ることができる。

[0096] 制御量出力部１３０の明るさ算出部１４０は、特定の色の画素から得た画像信号（特定色信号）を用いて画像信号明るさを出力することが好ましい。

例えば、特定色信号としてＢ画像信号（Ｂ信号）を用いることが好ましい。取得される特定色信号のうち、Ｂ信号（Ｂ１画像信号、Ｂ２画像信号及びＢ３画像信号）の画像信号明るさが、Ｇ画像信号（Ｇ信号）やＲ画像信号（Ｒ信号）と比べると比較的小さいため、Ｂ信号に合わせた露光制御を行うことで、大きな画像信号明るさを有する画像信号を取得することができるからである。この場合、観察用画像信号としてＢ１画像信号及び／又はＢ２画像信号を、補正用画像信号としてＢ３画像信号を用い、画像信号明るさ及び明るさ差分を算出し、第１制御量及び第２制御量を出力する。

[0097] 具体的には、Ｂ信号に対する目標明るさが「Ｂ＝１００」と設定されている場合、Ｂ信号（Ｂ１画像信号、Ｂ２画像信号又はＢ３画像信号）明るさの多寡に応じて明るさ差分を算出する。また、特定色信号に対する目標明るさは、それぞれの画像信号に応じて変更してもよい。例えば、Ｂ１画像信号及びＢ２画像信号に対する目標明るさを「Ｂ＝５０」、Ｂ３画像信号に対する目標明るさを「Ｂ＝１００」と設定してもよい。なお、特定色信号をＧ信号、Ｒ信号又はＣＭＹＧの４色の画像信号や、その組み合わせとしてもよく、それぞれの特定色信号に応じて目標明るさを任意に設定できる。また、画像信号明るさを算出するために用いる特定色信号を、画像信号の種類によって変えてもよい。例えば、観察用画像信号ではＧ１画像信号、補正用画像信号ではＢ３画像信号を用いるようにしてもよい。

[0098] また、撮像センサ４３のＧ画素をＧｂ画素とＧｒ画素に分け、Ｇｂ画素からＧｂ画像信号を、Ｇｒ画素からＧｒ画像信号を得て、Ｙ＝（Ｋ１＊Ｇｂ＋Ｋ２＊Ｇｒ＋Ｋ３＊Ｂ＋Ｋ４＊Ｒ＋Ｋ５）／２５６（Ｇｂ、Ｇｒ、Ｂ及びＲは画素値であり、Ｋ１、Ｋ２、Ｋ３、Ｋ４及びＫ５は任意に設定される係数である）の式に当てはめて画像信号明るさを算出する場合に、画像信号の種類に応じて係数を変更した上で明るさ差分を算出し、制御量を出力してもよい。

[0099] 制御量出力部１３０は、画像信号から生成された解析画像の一部の領域における画像信号を用いて画像信号明るさを算出することが好ましい。この場

合、図２１に示すように、明るさ算出部１４０に解析領域設定部１４１及び領域明るさ算出部１４２を設けることが好ましい。解析領域設定部１４１は、それぞれの画像信号から解析画像を生成し、解析画像から特定領域を抽出する。領域明るさ算出部１４２は、特定画像領域における画像信号から明るさを算出する。

[0100] 特定領域は、画像信号が有する信号値に対する信頼性や解析精度が高い領域であることが好ましい。図２２に示すように、食道、胃、小腸及び大腸の管腔臓器の内腔を観察対象として生成された内視鏡画像１４１ａは、管腔奥が見えるように観察を行う場合、手前側、すなわち、内視鏡１２の先端部１２ｄからの距離が近い側の領域１４１ｂと、奥側、すなわち、内視鏡１２の先端部１２ｄからの距離が遠い側とに分けられる。奥側の領域１４１ｂは、照明光が届きにくく、十分な明るさを有さないため、解析精度が低い。一方、手前側の領域１４１ｂは、十分な光量で照明されているために明るいため、解析精度が高く、特定領域として好適である。また、一般的に、内視鏡画像１４１ａの辺縁であるほど、画像の歪みが大きいため、解析精度は低くなる。一方、内視鏡画像１４１ａの中心であるほど、画像の歪みが少ないため、解析精度は高くなり、特定領域として好適である。

[0101] 特定領域は、取得される画像信号の種類によって予め設定されている特定形状に従って抽出されることが好ましい。特定形状は、解析精度を考慮して設定された形状である。例えば、図２３のような、最も辺縁の領域のみ除いた形状１４１ｄ（斜線部）、図２４のような、辺縁に近い領域と、管腔奥側に相当する中心に近い領域を除いたドーナツ型の形状１４１ｅ（斜線部）、図２５のような、中心に近い領域を抽出する形状１４１ｆ（斜線部）がある。また、特定領域は、それぞれの画像信号から輝度を算出し、輝度に基づいて抽出してもよい。管腔奥が内視鏡画像の辺縁に映る場合や、粘膜を接写する高倍率撮像を行った結果、管腔奥が内視鏡画像に含まれない場合等、所定の形状に抽出する方法が適さない場合に対応することができる。

[0102] 解析領域設定部１４１は、観察用画像信号である白色光相当画像信号又は

算出用画像信号を用いて特定領域を抽出する。また、補正用画像信号を用いて特定領域を抽出する。この場合、観察用画像信号を用いて観察用解析画像（第１解析画像）を生成し、特定領域として観察用解析領域（第１領域）を抽出する。また、補正用画像信号を用いて補正用解析画像（第２解析画像）を生成し、特定領域として補正用解析領域（第２領域）を抽出する。次に、領域明るさ算出部１４２は第１領域から領域明るさとして観察用領域明るさ（第１領域明るさ）を算出する。また、第２領域から補正用領域明るさ（第２領域明るさ）を算出する。

[0103] 次に、第１領域明るさ及び第２領域明るさは明るさ差分算出部１５０に送信される。明るさ差分算出部１５０は、第１領域明るさと第１目標明るさとの明るさ差分として、観察用画像信号領域明るさ差分を算出する。また、第２領域明るさと第２目標明るさの明るさ差分として、補正用画像信号領域明るさ差分を算出する。制御量出力部１３０は、観察用画像信号領域明るさ差分に基づいて第１領域制御量を出力し、また、補正用画像信号領域明るさ差分に基づいて第２領域制御量を出力する。

[0104] 露光制御信号生成部１２０は、第１領域制御量に基づいて第１領域露光制御信号を生成し、また、第２領域制御量に基づいて第２露光制御信号を生成する。最終的に、第１領域露光制御信号に応じた第１露光制御ＥＣ１と、第２領域露光制御信号に応じた第２露光制御ＥＣ２とが順次行われ、結果としてそれぞれの露光期間に応じた適切な露光制御が行われる。

[0105] 医師等のユーザーによる白色光相当画像（又は通常光画像）と酸素飽和度画像を用いた診断は、歪みの大きい辺縁近くや、管腔奥にあたり観察が行いにくい領域を除いた、内視鏡画像の広い範囲（例えば、図２３や図２４のような形状に含まれる領域）で行われることが望ましい。また、補正酸素飽和度を算出する際は、高い精度をもって補正酸素飽和度を算出するために、解析精度の高い画像の中心に近い領域（例えば、図２５に含まれる形状の領域）の画像信号を用いることが望ましい。このため、観察用画像信号（白色光相当画像信号及び／又は算出用画像信号）と、補正用画像信号とでは、露光

制御のために用いる画像信号を、解析領域を変えることで異ならせることが好ましい。

[0106] 具体的には、観察用画像信号１１１を取得した場合、図２６に示すように、第１解析画像１５１（図２６では前のフレームの観察用解析画像）から特定領域１５１ａ（第１領域）を抽出し、第１領域の観察用画像信号を用いて第１領域露光制御信号を生成する。その結果、後の第１露光期間に取得された観察用画像信号１５２（図２６では後のフレームの内視鏡画像（観察用照明光））の明るさが調整される。一方、補正用画像信号を取得した場合は、例えば、図２７に示すように、第２解析画像１５３（図２７では前のフレームの補正用解析画像）から特定領域１５３ａ（第２領域）を抽出し、第２領域の補正用画像信号を用いて第２領域露光制御信号を生成する。その結果、時系列的に後の第２露光期間に取得された補正用画像信号１５４（図２７では後のフレームの内視鏡画像（補正用照明光））の明るさが調整される。

[0107] 図２６及び図２７では、斜線部の濃さで画像信号の明るさを示している。すなわち、元々比較的明るい観察用画像信号の中でも診断を行うことに適した比較的明るい領域である第１領域１５１ａを用いて露光制御を行う場合は制御量が小さく、後に取得される画像信号との明るさの変化量も小さい。一方、元が暗い補正用画像信号のうち、さらに暗い領域であるが解析精度が高い第２領域１５３ａを用いて露光制御を行う場合は制御量が大きく、後に取得される画像信号との明るさの変化量も大きい。このように、目的に応じて露光制御のために用いる画像信号を変えることができる。上記構成により、画像信号の種類に応じてより適切な明るさの画像信号を得ることができる。

[0108] なお、取得された画像信号の一部を用いて制御量を出力し、露光制御信号を生成する場合、特定色信号を用いる方法と、特定領域における画像信号を用いる方法を組み合わせてもよい。例えば、観察用画像信号明るさを算出するために、図２３や図２４に示す特定領域に含まれるＧ１画像信号を用い、補正用画像信号明るさを算出するために、図２５に示す特定領域に含まれるＢ３画像信号を用いるようにしてもよい。

[0109] 観察用画像信号を取得する観察モードと、観察用画像信号に加えて補正用画像信号を取得する補正モードでは、互いに異なる露光制御信号を生成し、互いに異なる露光制御を行うことが好ましい。観察モードと補正モードとでは、取得される画像信号が異なるので、例えば、図１９に示すように、結果的に生成される露光制御信号も異なる。従って、モードに応じて異なる露光制御を行うことができる。

[0110] 取得される白色光相当画像信号ＩＳ１、算出用画像信号ＩＳ２及び補正用画像信号ＩＳ３の３種類の画像信号に基づいて、生成される露光制御信号を互いに異ならせ、互いに異なる露光制御を行うことが好ましい。具体例について、図２８を用いて説明する。この場合、第１照明期間に取得された白色光相当画像信号ＩＳ１に基づいて、露光制御信号生成部１２０が第１Ａ露光制御信号ＥＣＳ１を生成する。また、第２照明期間に取得された算出用光画像信号ＩＳ２に基づいて、露光制御信号生成部１２０が第１Ｂ露光制御信号ＥＣＳ１Ｂを生成する。さらに、第３照明期間に取得された補正用画像信号ＩＳ３に基づいて、露光制御信号生成部１２０が第２露光制御信号ＥＣＳ２を生成する。

[0111] 露光制御部１１０は、中央制御部５０にそれぞれの露光制御信号を送信し、最終的に、し、第１Ａ露光制御信号ＥＣＳ１Ａに応じた第１Ａ露光制御ＥＣ１Ａと、第１Ｂ露光制御信号ＥＣＳ１Ｂに応じた第１Ｂ露光制御ＥＣ１Ｂと、第２露光制御信号ＥＣＳ２に応じた第２露光制御ＥＣ２とが行われる。上記構成により、観察対象の観察や組織酸素飽和度の算出により適切な画像信号明るさを有する白色光相当画像信号、算出用画像信号及び補正用画像信号を得ることができる。

[0112] 露光制御部１１０が行う露光制御は、光源部２０を制御する光量の制御、撮像光学系４０のうち、絞り４７の絞り値の制御、シャッター４８を制御する露光時間長さの制御、又は、撮像センサ４３を制御するゲインの制御が含まれることが好ましい。図２９に示すように、露光制御部１１０はそれぞれの露光制御信号を送信することで、中央制御部５０を介し、光源制御部２１

又は撮像制御部４４を制御する。露光制御信号を光源制御部２１に送信する場合、光源制御部２１は光源部２０を制御し、光量や光量比を調節する。

[0113] 光量の制御を行う場合、目標光量が設定されてもよい。目標光量を設定する場合、露光制御部１１０は、画像信号に基づく画像信号明るさ及び明るさ差分に応じて露光制御信号としての光量制御信号を、中央制御部５０を介して光源制御部２１に送信する。光源制御部２１は、光量制御信号に基づき、光源部２０のそれぞれの光源の光量を制御する。

[0114] 具体的には、露光制御部１１０が観察用画像信号１１１を用いて出力した第１制御量ＣＱ１に基づいて光量制御信号を生成し、光源制御部２１がＢＳ－ＬＥＤ２０ｂ、ＢＬ－ＬＥＤ２０ｃ、Ｇ－ＬＥＤ２０ｄ及びＲ－ＬＥＤ２０ｅの光量や光量比を調節する。また、補正用画像信号ＩＳ３を用いて算出した第２制御量ＣＱ２に基づいて光量制御信号を生成し、光源制御部２１がＧ－ＬＥＤ２０ｄを調光する。上記構成により、それぞれのフレームに適した光量で次のフレームの照明光を順次発光させ、適切な露光量を得ることができる。光量の制御はこれに限られない。

[0115] 露光制御信号を撮像制御部４４に送信する場合、撮像制御部４４は、絞り４７、シャッター４８及び／又は撮像センサ４３を制御する。絞り４７を制御することによる露光制御を行う場合、例えば、露光制御部１１０が目標絞り値を設定して露光制御信号を生成し、絞り４７を制御することで絞り値を調節する。シャッター４８を制御することよる露光制御を行う場合、例えば、露光制御部１１０が目標フレームレートや目標シャッタースピードを設定して露光制御信号を生成し、シャッター４８を制御して露光時間長さを調節する。撮像センサ４３を制御することによる露光制御を行う場合、例えば、露光制御部１１０が目標ゲインを設定して撮像センサ４３を制御し、アナログゲインを調節する。撮像光学系の制御は、これに限られない。

[0116] 露光制御の方法は、上記に限られない。また、露光制御は、上記の方法を組み合わせて行うように設定してもよい。上記構成により、それぞれの露光期間で取得した画像信号に基づき、適切な方法を選択して露光制御を行うこ

とができる。

[0117] 本実施形態においては、内視鏡１２は軟性内視鏡を用いているが、外科手術等に使用する硬性内視鏡（腹腔鏡）を用いる場合も本発明は好適である。軟性内視鏡を用いる場合、観察対象を管腔臓器の内腔側から見た表層粘膜として、表層粘膜の組織酸素飽和度を算出した組織酸素飽和度画像等の内視鏡画像を表示する。腹腔鏡を用いる場合、観察対象を漿膜側から見た臓器として、臓器表面の組織酸素飽和度を算出した組織酸素飽和度画像等の内視鏡画像を表示する。

[0118] 本実施形態における、１フレーム毎の露光制御に関する一連の流れを説明する。図３０に示すように、画像信号取得部６０が画像信号を取得し（Ｓ１０１）、明るさ算出部１４０が画像信号の明るさを算出し（Ｓ１０２）、算出された明るさと目標明るさとの明るさ差分を明るさ差分算出部１５０が算出し（Ｓ１０３）、制御量出力部が制御量を出力し（Ｓ１０４）、露光制御信号生成部１２０が制御量に基づいて露光制御信号を生成し（Ｓ１０５）、露光制御部１１０が次のフレームの露光制御（Ｓ１０６）を行う。

[0119] 上記実施形態により、複数種類の画像信号を取得する場合に、より適切な条件で時系列的に後のフレームの画像信号を得ることができる。なお、「複数種類の画像信号」とは、表１から表３に示すような、通常光画像信号、白色光相当画像信号、算出用画像信号、又は、補正用画像信号のことを指す。

[0120] 本実施形態の露光制御は、取得する目的が互いに異なり、スペクトルが互いに大きく異なる照明光を観察対象に照射して得た複数種類の画像信号に基づき、その画像信号を取得する露光期間によって互いに異なる露光制御を順次行うため、１種類の画像信号に基づく露光制御により生じてしまう各画像信号の明るさの不足や過剰を防ぎ、より適切な条件で撮像された画像信号を得ることができる。

[0121] 補正モードにおいて、色素値に応じた補正酸素飽和度算出用テーブル８６ｂ（図１７に示す曲面８６ｃ～８６ｇ）を参照して補正酸素飽和度を算出する際に、補正モードにおいて得られる画像信号のうち、一部の画像信号を用

いるようにしてもよい。以下、色素値に応じた補正酸素飽和度算出用テーブル８６ｂを選択することを、「補正処理」と呼ぶ。一部の画像信号とは、後述する補正用画像のうち、補正用特定領域における画像信号のことである（後述する図３１参照）。この場合、補正用特定領域は、酸素飽和度の算出精度に影響を与える外乱の影響が少ない領域とすることが好ましい。補正用特定領域における外乱の影響の程度を判定するためには、補正用特定領域における画像信号の信頼度を算出する。

[0122] 外乱とは、内視鏡１２が撮影する内視鏡画像に写る観察対象のうち、特定色素以外の、酸素飽和度の算出精度を低下させる原因になり得る、ハレーション、暗部、出血、脂肪、粘膜表面の付着物等である。ハレーション及び暗部は、内視鏡画像の明るさに関係する。ハレーションとは、撮像センサ４３に強い光が入射することにより、画像が白飛びしている領域のことである。暗部は、ヒダ、結腸曲等の生体内の構造物、処置具等の影があるため、又は管腔奥であるために照明光が届きにくく、画像が暗くなっている領域のことである。

[0123] 出血は、漿膜外（腹腔内）又は消化管内腔への外出血、及び粘膜内での内出血を含む。脂肪は、大網、小網、腸間膜等の漿膜外（腹腔内）において観察される脂肪、及び消化管内腔の粘膜表面において観察される脂肪を含む。粘膜表面の付着物には、粘液、血液、滲出液等の生体由来の付着物、染色液、送水装置から送水された水等の生体外由来の付着物、生体由来及びの生体外由来の付着物が混合した残液又は残渣である付着物が含まれる。

[0124] 補正モードにおいて、補正用特定領域における画像信号を用いて補正処理を行う場合、補正モードに切り替わったタイミングにおいて、まず、図３１に示すような、補正用画像２００をディスプレイ１５に表示する。補正用画像２００の表示は、表示制御部１００によって制御される。補正用画像２００には、補正用特定領域２０１が、ユーザーが視認できる態様で表示されている。

[0125] なお、補正用特定領域２０１の形状は、図３１に示すような、円型に限ら

れない。また、補正用特定領域２０１の位置は、図３１に示すような、画像の中心部に限られない。例えば、レンズの曲率のため歪みの影響が大きくなる補正用画像２００の周縁部と、管腔奥に相当するため暗部となる補正用画像２００の中心部とを除いたドーナツ状の領域を補正用特定領域としてもよい。なお、補正用画像は、Ｂ１画像信号、Ｇ１画像信号及びＲ１画像信号を用いて生成されるカラーの画像（例えば、白色光相当画像）であることが好ましい。補正用画像は、その他の画像信号を用いて生成される画像であってもよい。

[0126] また、補正用画像を表示し、補正用特定領域における画像信号を用いて信頼度を算出する場合、補正用画像は、図３２に示すように、組織酸素飽和度画像生成部８０の補正用画像生成部２１０によって生成される。また、この場合、組織酸素飽和度画像生成部８０には、図３２に示すように、補正用画像生成部２１０に加えて、信頼度算出部２２０及び補正判定部２３０がさらに設けられる。

[0127] 図３１に示すような補正用画像２００がディスプレイ１５に表示されている場合において、信頼度算出指示が入力されると、信頼度算出部２２０が、補正用特定領域２０１における画像信号に基づき、補正用特定領域２０１に含まれる画素ごとに信頼度を算出する。なお、信頼度算出指示の入力は、ユーザーインターフェースを介した入力指示に従って行われてもよく、補正用画像２００の表示を行う制御と同じタイミングで、自動的に行われるものであってもよい。

[0128] 以下、信頼度の算出について説明する。信頼度には、（１）内視鏡画像の明るさについての信頼度、（２）内視鏡画像に含まれる出血の程度による信頼度、（３）内視鏡画像に含まれる脂肪の程度による信頼度等がある。

[0129] 明るさについての信頼度の算出について説明する。この場合、信頼度算出部２２０は、Ｇ２画像信号を用い、図３３に示すような、第１信頼度算出用テーブル２２１を参照することによって信頼度を算出する。第１信頼度算出用テーブル２２１は、Ｇ２画像信号の信号値と、信頼度との関係を示す、予

め生成されたテーブルである。Ｇ２画像信号の信号値とは、例えば、Ｇ２画像信号を用いて変換処理を行うことによって得られる輝度値である。この場合、信頼度は０から１までの値として算出される。第１信頼度算出用テーブル２２１では、図３３に示すように、Ｇ１画像信号の信号値が一定範囲Ｒｘ外の信頼度は、Ｇ１画像信号の輝度値が一定範囲Ｒｘ内の信頼度よりも低くなっている。Ｇ１画像信号の信号値が一定範囲Ｒｘ外である場合とは、具体的には、画素にハレーションが含まれることにより、高輝度値である場合、補正用特定領域に暗部が含まれることにより、極小輝度値である場合等である。なお、明るさについての信頼度の算出には、Ｇ２画像信号の代わりにＧ１画像信号を用いてもよい（後述する図６０参照）。

[0130] 出血の程度による信頼度の算出について説明する。この場合、信頼度算出部２２０は、信号比Ｉｎ（Ｒ１／Ｇ１）及び信号比Ｉｎ（Ｂ１／Ｇ１）を用い、図３４に示すような、第２信頼度算出用テーブル２２２を参照することによって信頼度を算出する。第２信頼度算出用テーブル２２２には、Ｘ軸をＩｎ（Ｒ１／Ｇ１）、Ｙ軸を信号比Ｉｎ（Ｂ１／Ｇ１）とする２次元座標系に、定義線ＤＦＸがプロットされている。この場合、Ｘ成分の値を信号値Ｉｎ（Ｒ１／Ｇ１）、Ｙ成分の値を信号比Ｉｎ（Ｂ１／Ｇ１）として算出した座標（Ｘ１，Ｙ１）＝（Ｉｎ（Ｒ１／Ｇ１），Ｉｎ（Ｂ１／Ｇ１））が第２信頼度算出用テーブル２２２において右下に位置するほど、信頼度が低くなるように算出される。また、座標（Ｘ１，Ｙ１）が、定義線ＤＦＸより左上の領域に位置する場合は、出血の程度による信頼度を、高信頼度である固定値とする。なお、信号比Ｉｎ（Ｒ１／Ｇ１）は、Ｒ１画像信号をＧ１画像信号で規格化し、対数化した値である。また、信号比Ｉｎ（Ｂ１／Ｇ１）は、Ｂ１画像信号をＧ１画像信号で規格化し、対数化した値である。

[0131] 脂肪の程度による信頼度の算出について説明する。この場合、信頼度算出部２２０は、信号値Ｉｎ（Ｒ２／Ｇ２）及び信号比Ｉｎ（Ｂ２／Ｇ２）を用い、図３５に示すような、第３信頼度算出用テーブル２２３を参照することによって信頼度を算出する。第３信頼度算出用テーブル２２３には、Ｘ軸を

Ｉｎ（Ｒ２／Ｇ２）、Ｙ軸を信号比Ｉｎ（Ｂ２／Ｇ２）とする２次元座標系に、定義線ＤＦＹがプロットされている。この場合、Ｘ成分の値を信号値Ｉｎ（Ｒ２／Ｇ２）、Ｙ成分の値を信号比Ｉｎ（Ｂ２／Ｇ２）として算出した座標（Ｘ２，Ｙ２）＝（Ｉｎ（Ｒ２／Ｇ２），Ｉｎ（Ｂ２／Ｇ２））が第３信頼度算出用テーブル２２３において左下に位置するほど、信頼度が低くなるように算出される。また、座標（Ｘ２，Ｙ２）が、定義線ＤＦYより右上の領域に位置する場合は、脂肪の程度による信頼度を、高信頼度である固定値とする。なお、信号比Ｉｎ（Ｒ２／Ｇ２）は、Ｒ２画像信号をＧ２画像信号で規格化し、対数化した値である。また、信号比Ｉｎ（Ｂ２／Ｇ２）は、Ｂ２画像信号をＧ２画像信号で規格化し、対数化した値である。また、Ｇ２画像信号の代わりにＧ１画像信号を、また、Ｒ２画像信号の代わりにＲ１画像信号を用いることにより、Ｘ成分の値を信号値Ｉｎ（Ｒ１／Ｇ１）、Ｙ成分の値を信号比Ｉｎ（Ｂ２／Ｇ１）として算出した座標（Ｘ２，Ｙ２）＝（Ｉｎ（Ｒ１／Ｇ１），Ｉｎ（Ｂ２／Ｇ１））の、信頼度算出用テーブルにおける位置によって脂肪の程度による信頼度を算出してもよい（後述する図６１参照）。

[0132] 信頼度算出部２２０は、明るさについての信頼度（第１信頼度）、出血の程度による信頼度（第２信頼度）、脂肪の程度による信頼度（第３信頼度）のうち、少なくとも１つ以上の信頼度を算出する。算出された信頼度は、補正用特定領域に信頼度が低い領域が入らないようにするための報知、又は補正処理に用いる画像信号の信号値（信号比Ｉｎ（Ｒ１／Ｇ１）、Ｉｎ（Ｂ２／Ｇ１）及びＩｎ（Ｂ３／Ｇ３））に対する重み付け処理に用いる。

[0133] 補正用特定領域に信頼度が低い領域が入らないようにするための報知を行う場合、算出された信頼度は、補正判定部２３０に送信される。補正判定部２３０は、予め設定された信頼度判定用閾値を用いることにより、補正用特定領域において画素ごとに算出された信頼度に対する判定を行い、各画素が、高信頼度画素であるか、又は低信頼度画素であるかの判定結果を出力する。

[0134] 補正判定部２３０は、例えば、信頼度が信頼度判定用閾値以上である画素を高信頼度画素とし、信頼度が信頼度判定用閾値未満である画素を低信頼度画素とする。補正判定部２３０は、各画素の信頼度に対する判定を行った判定結果を、表示制御部１００に送信する。表示制御部１００は、判定結果に応じて、ディスプレイ１５に表示されている補正用画像２００の表示態様を変更する制御を行う。

[0135] 表示制御部１００は、例えば、図３６に示すように、補正用特定領域２０１のうち、低信頼度領域２０１ａの彩度を高信頼度領域２０１ｂの彩度よりも高くする。低信頼度領域とは、低信頼度画素を有する画素の集合である。また、高信頼度領域とは、高信頼度画素有する画素の集合である。図３６に示すような、低信頼度領域２０１ａと高信頼度領域２０１ｂとの表示態様を異ならせた補正用画像２００を表示することで、ユーザーに対し、補正用特定領域に外乱を比較的多く含む低信頼度領域が含まれることを報知することができる。なお、低信頼度領域２０１ａと高信頼度領域２０１ｂとの表示態様を異ならせる方法は、領域ごとの彩度の変更に限られない。例えば、輝度、色調等を異ならせるようにしてもよい。

[0136] なお、第１信頼度、第２信頼度及び第３信頼度のうち、複数の信頼度を算出する場合、信頼度に対する判定に用いる信頼度は、第１信頼度、第２信頼度又は第３信頼度のうち、最小の信頼度を用いるようにしてもよい。また、信頼度ごとに信頼度判定用閾値を設定してもよい。例えば、第１信頼度に対する第１信頼度判定用閾値、第２信頼度に対する第２信頼度判定用閾値及び第３信頼度に対する第３信頼度判定用閾値を予め設定し、いずれかの信頼度が信頼度判定用閾値未満の場合に、その信頼度が算出された画素を低信頼度画素と判定するようにしてもよい。

[0137] また、補正判定部２３０は、画素ごとに算出された信頼度に対し、さらに高信頼度画素の数に対する判定を行うようにしてもよい。この場合、表示制御部１００は、補正用特定領域における高信頼度画素が、高信頼度画素数判定用閾値以上である場合と、高信頼度画素数判定用閾値未満である場合とで

、補正用特定領域の表示態様を変更する。例えば、補正用特定領域における高信頼度画素が、高信頼度画素数判定用閾値以上である場合は、図３７に示すように、補正用特定領域を第１判定結果色の枠２０２で囲むことによって強調表示した補正用画像２００を表示する。補正用特定領域を第１判定結果色の枠で囲う強調表示を行うことで、外乱の影響が少ない状態で補正処理を行えることをユーザーに報知することができる。

[0138] また、補正用特定領域における高信頼度画素が、高信頼度画素数判定用閾値未満である場合は、補正用特定領域を第１判定結果色とは異なる、第２判定結果色の枠で囲むことによって強調表示した補正用画像２００を表示するようにしてもよい。補正用特定領域を第２判定結果色の枠で囲う強調表示を行うことで、外乱の影響が少ない画素が一定値よりも少ないことをユーザーに報知することができる。

[0139] なお、補正判定部２３０が、低信頼度画素の数に対する判定を行うことにより、表示制御部１００が、補正用特定領域における低信頼度画素が低信頼度画素数判定用閾値以上である場合と、低信頼度画素数判定用閾値未満である場合とで、補正用特定領域の表示態様を変更するようにしてもよい。このように、信頼度画素数判定用閾値（高信頼度画素数判定用閾値又は低信頼度画素数判定用閾値）を用い、信頼度の高い又は低い画素の数により、補正用画像の表示態様を変更することで、補正用特定領域において外乱が含まれている程度を報知し、補正処理を適切に行うための内視鏡の操作をユーザーに促すことができる。

[0140] また、補正判定部２３０が、信頼度判定用閾値及び／又は信頼度画素数判定用閾値を用いて補正用特定領域における画素ごとの信頼度を判定し、補正用特定領域における外乱の影響が少ないと判定した場合は、補正処理が適切に行えることを示すメッセージを、補正用画像２００に表示するようにしてもよい。例えば、図３８に示すように、「補正処理は適正に行われます」のようなメッセージＭＳ１を補正用画像２００に重畳表示する。

[0141] さらに、補正判定部２３０が、信頼度判定用閾値及び／又は信頼度画素数

判定用閾値を用いて補正用特定領域における画素ごとの信頼度を判定し、補正用特定領域に低信頼度領域が含まれる場合、又は低信頼度画素が信頼度画素数判定用閾値以上含まれる場合に、警告表示を行うようにしてもよい。例えば、図３９に示すように、「補正処理のため内視鏡を操作してください」のようなメッセージＭＳ２を補正用画像２００に重畳表示する。また、明るさについての信頼度が特に影響が大きいと判定された場合に、図３９に示すように、「暗部を避けて下さい」のようなメッセージＭＳ３を補正用画像２００に重畳表示してもよい。

[0142] 上記のように、補正用画像２００における表示態様を変更することで、ユーザーに対し、補正用特定領域に外乱を比較的多く含む低信頼度領域が含まれることを報知し、又は補正処理が適切に行えること報知することができる。なお、ディスプレイ１５に表示する画像の他に、音声による報知を行うようにしてもよい。

[0143] このような報知を行うことにより、外乱の影響が少ない領域が補正用特定領域２０１内に入るように、内視鏡１２を操作することをユーザーに促すことができる。すなわち、ユーザーに対して、補正用特定領域の内部に、低信頼度領域がなるべく入らないように、かつ、高信頼度領域がなるべく入るように内視鏡１２を操作するよう促すことができる。

[0144] また、補正処理が適切に行えること報知し、補正処理の実施を指示する操作をユーザー操作により入力された場合、補正モードにおける補正処理が行われる。なお、信頼度判定用閾値及び／又は信頼度画素数判定用閾値を用い、補正用特定領域における画素ごとの信頼度を判定し、補正用特定領域２０１の外乱の影響が少ないと判定された場合、ユーザーによる補正処理の実施を指示する入力操作なしに、自動的に補正処理を実行するようにしてもよい。

[0145] また、補正用画像２００をディスプレイ１５に表示することなく、プロセッサ装置１４の内部処理として補正用特定領域における信頼度を算出し、画素ごとの信頼度に対する判定を行った上で、補正用特定領域における画像信

号を用いて補正処理を行うようにしてもよい。

[0146] なお、補正処理を行う場合に、特定領域において画素ごとに算出された信頼度を用いて、Ｂ１画像信号、Ｇ１画像信号、Ｒ１画像信号、Ｂ２画像信号、Ｂ３画像信号及び／又はＧ３画像信号の信号値に対する重み付け処理を行うことで、補正処理に信頼度を反映させるようにしてもよい。また、補正処理において、補正用特定領域におけるＢ１画像信号、Ｇ１画像信号、Ｒ１画像信号、Ｂ２画像信号、Ｂ３画像信号及び／又はＧ３画像信号の信号値の、それぞれの平均値（平均信号値）を用い、信号比Ｉｎ（Ｒ２／Ｇ２）、信号比Ｉｎ（Ｂ１／Ｇ２）及び信号比Ｉｎ（Ｂ３／Ｇ３）を算出する場合、平均信号値に重み付け処理を行った荷重平均値を用い、これらの信号比を算出するようにしてもよい。

[0147] ［第２実施形態］

第２実施形態においては、光源部２０を、第１実施形態に示す各色ＬＥＤ２０ａ～２０ｅの代わりに、白色ＬＥＤ、キセノンランプ、ハロゲン光源等の広帯域光を発光する広帯域光源４００とし、広帯域光源４００と、回転フィルタ４１０とを組み合わせることによって光源装置１３から出射される光を、被写体を照明する照明光とする。以下、内視鏡システム１０において、第１実施形態と相違する部分を説明し、共通する部分については、説明を省略する。

[0148] 第２実施形態では、図４０に示すように、内視鏡システム１０の光源装置１３には、広帯域光源４００、回転フィルタ４１０、フィルタ切替え部４２０が設けられる。フィルタ切替え部４２０は、光源制御部２１によって制御される。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１０と同様である。なお、第２実施形態においては、撮像センサ４３を、モノクロの撮像センサとすることが好ましい。

[0149] 広帯域光源４００は、青色から赤色に及ぶ波長帯域を有する広帯域光を発する。広帯域光は、例えば、白色光である。回転フィルタ４１０は、図４１に示すように、内側に設けられた内側フィルタ４１１と、外側に設けられた

外側フィルタ４１２とを備える。フィルタ切替え部４２０は、回転フィルタ４１０を径方向に移動させるものである。フィルタ切替え部４２０は、通常モードの場合には、回転フィルタ４１０の内側フィルタ４１１を白色光の光路に挿入する。また、フィルタ切替え部４２０は、観察モード又は補正モードの場合には、回転フィルタ４１０の外側フィルタ４１２を白色光の光路に挿入する。

[0150] 図４１に示すように、内側フィルタ４１１には、周方向に沿って、白色光のうち紫色光Ｖ及び第１青色光ＢＳが有する波長帯域の光を透過させるＢ１フィルタ４１１ａ、白色光のうち緑色光Ｇが有する波長帯域の光を透過させるＧフィルタ４１１ｂ、及び白色光のうち赤色光Ｒが有する波長帯域の光を透過させるＲフィルタ４１１ｃが設けられている。したがって、通常モードの場合、紫色光Ｖ及び第１青色光ＢＳの波長帯域を有する照明光、緑色光Ｇの波長帯域を有する照明光、赤色光Ｒの波長帯域を有する照明光が、回転フィルタ４１０の回転に合わせて光源装置１３から出射される。

[0151] また、図４１に示すように、外側フィルタ４１２には、周方向に沿って、白色光のうち第２青色光ＢＬが有する波長帯域の光を透過させるＢ１フィルタ４１２ａ、白色光のうち第１青色光ＢＳが有する波長帯域の光を透過させるＢ２フィルタ４１２ｂ、白色光のうち緑色光Ｇが有する波長帯域の光を透過させるＧフィルタ４１２ｃ、白色光のうち赤色光Ｒが有する波長帯域の光を透過させるＲフィルタ４１２ｄ、及び白色光のうち青緑光ＢＧを透過させるＢ３フィルタ４１２ｅが設けられている。青緑光ＢＧは、補正用照明光が、カラー撮像センサである撮像センサ４３のＢカラーフィルタＢＦを透過した場合に透過される波長帯域の光である（図１１参照）。したがって、観察モード又は補正モードの場合、第１青色光ＢＳ、第２青色光ＢＬ、緑色光Ｇ、赤色光Ｒ、青緑光ＢＧの波長帯域を有する照明光が、回転フィルタ４１０の回転に合わせて光源装置１３から出射される。

[0152] 内視鏡システム１０では、通常モードの場合、紫色光Ｖ及び第１青色光ＢＳの波長帯域を有する照明光を被写体に照明することで得られる反射光を、

モノクロ撮像センサで撮影することにより、Ｂｃ画像信号が出力される。また、緑色光Ｇの波長帯域を有する照明光を被写体に照明することで得られる反射光を、モノクロ撮像センサで撮影することにより、Ｇｃ画像信号が出力される。また、赤色光Ｒの波長帯域を有する照明光を被写体に照明することで得られる反射光を、モノクロ撮像センサで撮影することにより、Ｒｃ画像信号が出力される。次いで、Ｂｃ画像信号、Ｇｃ画像信号、Ｒｃ画像信号に基づき、第１実施形態と同様の方法により、通常光画像が生成される。

[0153] 一方、観察モード又は補正モードの場合、第１青色光ＢＳの波長帯域を有する照明光を被写体に照明することで得られる反射光を、モノクロ撮像センサで撮影することにより、Ｂ１画像信号が出力される。また、緑色光Ｇの波長帯域を有する照明光を被写体に照明することで得られる反射光を、モノクロ撮像センサで撮影することにより、Ｇ１画像信号が出力される。また、赤色光Ｒの波長帯域を有する照明光を被写体に照明することで得られる反射光を、モノクロ撮像センサで撮影することにより、Ｒ１画像信号が出力される。また、第２青色光ＢＬの波長帯域を有する照明光を被写体に照明することで得られる反射光を、モノクロ撮像センサで撮影することにより、Ｂ２画像信号が出力される。また、青緑光ＢＧの波長帯域を有する照明光を被写体に照明することで得られる反射光を、モノクロ撮像センサで撮影することにより、Ｂ３画像信号が出力される。次いで、Ｂ１画像信号、Ｂ２画像信号、Ｇ２画像信号、Ｒ２画像信号、Ｂ３画像信号に基づき、第１実施形態と同様の方法により、酸素飽和度画像が生成され、また、補正処理が行われることにより、補正酸素飽和度画像が生成される。ただし、第２実施形態では、信号比Ｉｎ（Ｂ３／Ｇ３）に代えて、Ｂ３画像信号をＧ１画像信号で規格化した信号比Ｉｎ（Ｂ３／Ｇ１）が用いられる。

[0154] 補正モードにおける補正酸素飽和度の算出に関する補正処理としては、色素値に応じた補正酸素飽和度算出用テーブル８６ｂを選択する処理を行ってもよく酸素飽和度算出用テーブル８４ａを参照することによって算出された酸素飽和度に対し、特定演算値から得られる補正値を加算又は減算する算出

値補正処理を行い、補正酸素飽和度を算出するようにしてもよい。

[0155] 算出値補正処理を行う場合、図４２に示す２次元座標系４３０を参照することにより、酸素飽和度の補正に用いる補正値を算出する。２次元座標系４３０の縦軸は、Ｂ１画像信号、Ｇ１画像信号、Ｒ１画像信号、Ｂ２画像信号及びＢ３画像信号に基づいて得られる特定演算値であり、横軸はｌｎ（Ｒ１／Ｇ１）である。特定演算値は、下記式Ａ）により定められる。

式Ａ）Ｂ２／Ｇ１×ｃｏｓφ－Ｂ３／Ｇ１×ｓｉｎφ

[0156] ２次元座標系４３０では、予め定められた基準ベースライン情報の分布を示す基準線４３１ａと、実際の観察対象の撮影によって得られた実測ベースライン情報の分布を示す実測線４３１ｂとが示されている。基準線４３１ａと実測線４３１ｂとの差分値ΔＺが、補正値として算出される。なお、基準ベースライン情報は、特定色素が無い状態で得られ、かつ、酸素飽和度に依存しない情報として定められている。具体的には、上記式Ａ）が、酸素飽和度が変化しても一定になるように、φを調整した値を、基準ベースライン情報としている。

[0157] ［第３実施形態］

第３実施形態においては、内視鏡１２を、図４３に示すような、挿入部１２ａの基端部分にカメラヘッド５００を備える硬性内視鏡とする。なお、内視鏡１２を腹腔鏡とする場合、挿入部１２ａは、被検者の腹腔内に挿入する部分である。カメラヘッド５００には、撮像光学系４０が備えられる。第１実施形態及び第２実施形態においては、内視鏡１２の先端部に、対物レンズ４１及び撮像センサ４３を有する撮像光学系４０が設けられているが、第３実施形態では、撮像光学系４０のうち撮像センサが、先端部ではなくカメラヘッド５００に備えられる。カメラヘッド５００では、内視鏡１２の先端部から導光された反射光が撮影される。カメラヘッド５００において撮影された画像信号は、プロセッサ装置１４に送信される。なお、図４３では、アングルノブ１２ｅ、モード切替スイッチ１２ｆ、静止画像取得指示スイッチ１２ｈ及びズーム操作部１２ｉは省略している。以下、内視鏡システム１０に

おいて、第１実施形態及び第２実施形態と相違する部分を説明し、共通する部分については、説明を省略する。

[0158] 光源装置１３は、通常モードの場合、紫色光Ｖ、第１青色光ＢＳ、緑色光Ｇ及び赤色光Ｒを含む通常光を出射する。また、光源装置１３は、観察モード及び補正モードの場合、図４４に示すような、第１青色光ＢＳ、第２青色光ＢＬ、緑色光Ｇ及び赤色光Ｒを含む混合光である照明光（第１混合光）を出射する。なお、図４４並びに後述する図４６、図４７、図４８及び図４９では、簡単のため、各色の照明光の光強度を一定の値として簡略化した各照明光のスペクトルを示しているが、各色の照明光の光強度は一定に限られない。

[0159] カメラヘッド５００は、図４５に示すように、ダイクロイックミラー５０１、５０２、５０３と、モノクロ撮像センサである撮像センサ５１１、５１２、５１３、５１４とを備える。ダイクロイックミラー５０１は、被写体からの反射光のうち、紫色光Ｖ及び第１青色光ＢＳが有する波長帯域の光を反射し、かつ、第２青色光ＢＬ、緑色光Ｇ及び赤色光Ｒが有する波長帯域の光を透過する。ダイクロイックミラー５０１が反射し、撮像センサ５１１に入射する光は、図４６に示すように、紫色光Ｖ又は第１青色光ＢＳの波長帯域を有する。撮像センサ５１１は、通常モードではＢｃ画像信号を出力し、酸素飽和度又は補正モードではＢ１画像信号を出力する。

[0160] ダイクロイックミラー５０２は、ダイクロイックミラー５０１を透過した光のうち、第２青色光ＢＬが有する波長帯域の光を反射し、かつ、緑色光Ｇ及び赤色光Ｒが有する波長帯域の光を透過させる。ダイクロイックミラー５０２が反射し、撮像センサ５１２に入射する光は、図４７に示すように、第２青色光ＢＬの波長帯域を有する。撮像センサ５１２は、通常モードでは画像信号の出力を停止し、観察モード又は補正モードではＢ２画像信号を出力する。

[0161] ダイクロイックミラー５０３は、ダイクロイックミラー５０２を透過した光のうち、緑色光Ｇが有する波長帯域の光を反射し、かつ、赤色光Ｒが有す

る波長帯域の光を透過させる。ダイクロイックミラー５０３が反射し、撮像センサ５１３に入射する光は、図４８に示すように、緑色光Ｇの波長帯域を有する。撮像センサ５１３は、通常モードではＧｃ画像信号を出力し、酸素飽和度又は補正モードではＧ１画像信号を出力する。

[0162] ダイクロイックミラー５０３で透過し、かつ、撮像センサ５１４に入射する光は、図４９に示すように、赤色光Ｒの波長帯域を有する。撮像センサ５１４は、通常モードではＲｃ画像信号を出力し、観察モード又は補正モードではＲ１画像信号を出力する。

[0163] すなわち、第３実施形態においては、通常モードでは、Ｂｃ画像信号、Ｇｃ画像信号及びＲｃ画像信号が、観察モード又は補正モードでは、Ｂ１画像信号、Ｇ１画像信号、Ｒ１画像信号及びＢ２画像信号が、カメラヘッドから出力される。撮像センサ５１１、５１２、５１３、５１４から出力された画像信号は、プロセッサ装置１４に送信される。

[0164] ［第４実施形態］

第４実施形態においては、第３実施形態と同じく、内視鏡１２を、挿入部１２ａの基端部分にカメラヘッドを備える硬性内視鏡とする。以下、第１実施形態、第２実施形態、第３実施形態とは異なる部分について説明し、共通する部分については省略する。第４実施形態においては、第３実施形態のカメラヘッド５００に代えて、図５０に示すような、カメラヘッド６００を備える。

[0165] カメラヘッド６００は、図５０に示すように、ダイクロイックミラー６０１と、撮像センサ６１１、６１２とを備える。ダイクロイックミラー６０１は、被写体からの反射光のうち、紫色光Ｖ、第１青色光ＢＳ、緑色光Ｇ及び赤色光Ｒが有する波長帯域の光を反射し、かつ、第２青色光ＢＬが有する波長帯域の光を透過する（後述する図５１（Ｂ）及び図５２（Ｂ）参照）。

[0166] ダイクロイックミラー６０１が反射した光を受光する撮像センサ６１１は、Ｂ画素にＢカラーフィルタＢＦが、Ｇ画素にＧカラーフィルタＧＦが、Ｒ画素にＲカラーフィルタＲＦが、それぞれ設けられるカラー撮像センサであ

る。また、ダイクロイックミラー６０１が透過した光を受光する撮像センサ６１２は、モノクロ撮像センサである。

[0167] 通常モードの場合、光源装置１３から白色光が出射され、ダイクロイックミラー６０１が反射した被写体からの反射光を、カラー撮像センサである撮像センサ６１１が受光することにより、Ｂｃ画像信号、Ｇｃ画像信号及びＲｃ画像信号が、それぞれ撮像センサ６１１から出力される。通常モードでは、モノクロ撮像センサである撮像センサ６１２は、画像信号の出力を停止する。

[0168] 観察モードの場合、光源装置１３からは、図５１（Ａ）に示すような、第１青色光ＢＳ、第２青色光ＢＬ、緑色光Ｇ及び赤色光Ｒを含む照明光（以下、第２混合光と呼ぶ。）が出射される。ダイクロイックミラー６０１は、第２混合光で照明された被写体からの反射光を、反射及び透過することによって分光する。図５１（Ｂ）は、ダイクロイックミラー６０１に入射した光の反射率（破線６０１ａ）及び透過率（実線６０１ｂ）と、光の波長との関係を示している。なお、図５１（Ａ）並びに後述する図５２（Ａ）、図５５（Ａ）及び図５５（Ａ）では、簡単のため、各色の照明光の光強度を一定の値として簡略化した各照明光のスペクトルを示しているが、各色の照明光の光強度は一定に限られない。

[0169] 第２混合光で照明された被写体からの反射光のうち、ダイクロイックミラー６０１に反射される光は、カラー撮像センサである撮像センサ６１１に受光される。撮像センサ６１１のＢ画素Ｂ、Ｇ画素Ｇ、Ｒ画素Ｒの感度と、光の波長とは、図５１（Ｃ）に示すような関係を有する。このため、撮像センサ６１１のＢ画素Ｂは、第１青色光ＢＳが有する波長帯域Ｂ１の光を感知することにより、Ｂ１画像信号を出力する。また、撮像センサ６１１のＧ画素Ｇは、緑色光Ｇが有する波長帯域Ｇ１の光を感知することにより、Ｇ１画像信号を出力する。さらに、撮像センサ６１１のＲ画素Ｒは、赤色光Ｒが有する波長帯域Ｒ１の光を感知することにより、Ｒ１画像信号を出力する。

[0170] 一方、第２混合光で照明された被写体からの反射光のうち、ダイクロイッ

クミラー６０１に透過される光は、モノクロ撮像センサである撮像センサ６１２に受光される。撮像センサ６１２の感度と、光の波長とは、図５２（Ｃ）に示すような関係を有する。このため、撮像センサ６１２は、ダイクロイックミラー６０１が透過する、第２青色光ＢＬが有する波長帯域Ｂ２の光を感知することにより、Ｂ２画像信号を出力する。なお、図５２（Ａ）は、図５１（Ａ）と同じく、第２混合光に含まれる光の波長帯域を示している。また、図５２（Ｂ）は、図５１（Ｂ）と同じく、ダイクロイックミラー６０１に入射した光の反射率（破線６０１ａ）及び透過率（実線６０１ｂ）と、光の波長との関係を示している。

[0171] 第４実施形態の観察モードでは、図５３に示すように、１フレームＦにつき１回ずつ、第２混合光ＭＬが発光される発光パターンを繰り返す。したがって、第４実施形態の観察モードでは、１フレームにつき、カラー撮像センサである撮像センサ６１１からＢ１画像信号、Ｇ１画像信号及びＲ１画像信号が出力され、かつ、モノクロ撮像センサである撮像センサ６１２からＢ２画像信号が出力される。観察モードにおいて撮像センサ６１１又は撮像センサ６１２から出力されたＢ１画像信号、Ｇ１画像信号及びＲ１画像信号及びＢ２画像信号は、プロセッサ装置１４に送信される。観察モードにおける酸素飽和度の算出方法は、第１実施形態と同様である。

[0172] 第４実施形態の補正モードでは、図５４に示すように、第２混合光ＭＬが発光されている場合に、ユーザー操作によって発光切替え指示が入力されると、２フレームＦ分の無発光状態ＮＬを経て、補正用照明光ＣＬを２フレームＦ分発光し、さらに複数フレーム分の無発光状態ＮＬを経て、２フレームＦ分の第２混合光ＭＬを発光する発光パターンの態様をとる。無発光状態ＮＬのフレームは、第２混合光ＭＬと補正用照明光とを切替えるための期間であり、いずれの照明光も発光されない。発光切替え指示は、内視鏡１２又はユーザーインターフェースに設けられる照明光切替え用スイッチ（図示しない）の操作によって入力されてもよく、モード切替スイッチ１２ｆのトグル操作によって入力されてもよい。

[0173] 補正モードにおいて、第２混合光ＭＬが発光されるフレームでは、観察モードと同じく、撮像センサ６１１からＢ１画像信号、Ｇ１画像信号及びＲ１画像信号が出力され、かつ、撮像センサ６１２からＢ２画像信号が出力される。

[0174] 補正モードにおいて、補正用照明光ＣＬが発光されるフレームでは、光源装置１３から、図５５（Ａ）に示すような、緑色光Ｇを含む補正用照明光（補正用照明光）が出射される。また、ダイクロイックミラー６０１が反射した被写体からの反射光（図５５（Ｂ）参照）をカラー撮像センサである撮像センサ６１１が受光する。結果として、図５５（Ｃ）に示すように、撮像センサ６１１のＢ画素Ｂは、緑色光Ｇが有する波長帯域Ｂ３の光を感知することにより、Ｂ３画像信号を出力する。加えて、図５６（Ｃ）に示すように、撮像センサ６１１のＧ画素Ｇは、緑色光Ｇが有する波長帯域Ｇ３の光を感知することにより、Ｇ３画像信号を出力する。また、撮像センサ６１１のＲ画素Ｒは、緑色光Ｇが有する波長帯域の光を感知することにより、Ｒ３画像信号を出力する（図示しない）。

[0175] なお、図５６（Ａ）は、図５５（Ａ）と同じく、補正用照明光に含まれる光の波長帯域を示している。また、図５５（Ｂ）及び図５６（Ｂ）は、図５１（Ｂ）と同じく、ダイクロイックミラー６０１に入射した光の反射率（破線６０１ａ）及び透過率（実線６０１ｂ）と、光の波長との関係を示している。また、図５５（Ｃ）及び図５６（Ｃ）には、図５
１（Ｃ）と同じく、撮像センサ６１１のＢ画素Ｂ、Ｇ画素Ｇ、Ｒ画素Ｒの感度と、光の波長との関係を示している。

[0176] 補正モードにおいて撮像センサ６１１又は撮像センサ６１２から出力されたＢ１画像信号、Ｇ１画像信号及びＲ１画像信号、Ｂ２画像信号、Ｂ３画像信号及びＧ３画像信号は、プロセッサ装置１４に送信される。以下、第４実施形態における信頼度の算出について説明する。

[0177] 第１実施形態では、補正用画像２００を表示し、補正用画像２００に含まれる補正用特定領域２０１について、補正用特定領域２０１に含まれる画素

ごとに信頼度を算出する例を示した。第４実施形態では、第１実施形態と異なり、第２混合光ＭＬが発光されるフレームにおいて得られる画像（白色光相当画像及び第２青色光画像）と、補正用照明光ＣＬが発光されるフレームとにおいて得られる画像（補正用照明光画像）とを用い、補正用領域ごとに信頼度を算出する。補正用領域は、第1実施形態における補正用特定領域に相当する。また、「補正用領域」の用語は、後述するように、「複数に分割されたの小領域の集合」又は「小領域そのもの（第Ｎ補正用領域、Ｎは１以上の自然数）」を指す用語として用いる。

[0178] 白色光相当画像は、第２混合光ＭＬが発光されるフレームにおいて出力される、Ｂ１画像信号、Ｇ１画像信号及びＲ１画像信号を用いて生成される内視鏡画像である。第２青色光画像は、第２混合光ＭＬが発光されるフレームにおいて出力されるＢ２画像信号を用いて生成される内視鏡画像である。補正用照明光画像は、補正用照明光ＣＬが発光されるフレームにおいて出力される、Ｂ３画像信号、Ｇ３画像信号及びＲ３画像信号を用いて生成される内視鏡画像である。なお、白色光相当画像、第２青色光画像、補正用照明光画像は、ＤＳＰ６１によって生成される。

[0179] 白色光相当画像、第２青色光画像、補正用照明光画像は、図５７に示す、プロセッサ装置１４の特徴量算出部６２０に送信される。特徴量算出部６２０は、プロセッサ装置１４において、中央制御部５０とは異なるプロセッサによって構成されることが好ましい。例えば、特徴量算出部６２０は、ＦＰＧＡ（Field Programmable Gate Array）によって構成されることが好ましい。

[0180] 特徴量算出部６２０は、白色光相当画像、第２青色光画像及び補正用照明光画像のうち、図５８に示す、複数の補正用領域について、それぞれ領域特徴量を算出する。領域特徴量については後述する。補正用領域６２２は、図５８に示すように、白色光相当画像６２１において、複数個の領域に分割された小領域である。図５８に示す例では、補正用領域６２２は、白色光相当画像６２１の横の長さａを、ａ１、ａ２及びａ３に、縦の長さｂを、ｂ１、

ｂ２及びｂ３に、それぞれ３等分し、ａ２の列とｂ２の行とが交差する領域を、さらに１６等分に分けた領域である（図５８（Ａ）参照）。補正用領域６２２とする領域の位置、補正用領域６２２とする領域を分ける数はこれに限らない。例えば、補正用領域６２２を９等分としてもよく、２５等分としてもよい。

[0181] 図５８（Ｂ）は、図５８（Ａ）に示す補正用領域６２２を、拡大した図である。図５８（Ｂ）に示すように、補正用領域６２２は、第１補正用領域６２２ａから第１６補正用領域６２２ｐまでの１６個に分けた領域である。図５８（Ｂ）では、補正用領域６２２が第１補正用領域６２２ａから第１６補正用領域６２２ｐまでの１６個に分けられていることを、１から１６までの数字を付して示している。

[0182] 特徴量算出部６２０は、第Ｎ補正用領域（図５８に示す例の場合は、第１補正用領域から第１６補正用領域まで）のそれぞれの補正用領域について、各補正用領域を構成する画素が、有効画素であるかどうかの判定を行う。有効画素であるかどうかの判定は、各画素の各チャンネル（Ｂチャンネル、Ｇチャンネル、Ｒチャンネル）について、それぞれ下限値と上限値のチャンネル閾値を設けることで行う。

[0183] Ｂチャンネルについては、Ｂチャンネル下限閾値及びＢチャンネル上限閾値が設けられる。Ｇチャンネルについては、Ｇチャンネル下限閾値及びＧチャンネル上限閾値が設けられる。Ｒチャンネルについては、Ｒチャンネル下限閾値及びＲチャンネル上限閾値が設けられる。

[0184] 特徴量算出部６２０は、白色光相当画像、第２青色光画像及び補正用照明光画像について、各補正用領域の各画素の、すべての色のチャンネルの画素値が、各色のチャンネル下限閾値以上チャンネル上限閾値未満の範囲内である場合に、その画素を有効画素と判定する。

[0185] 白色光相当画像及び補正用照明光画像については、白色光相当画像及び補正用照明光画像を構成する各画素の、Ｂチャンネルの画素値がＢチャンネル下限閾値以上Ｂチャンネル上限閾値未満の範囲内、かつ、Ｇチャンネルの画

素値がＧチャンネル下限閾値以上Ｇチャンネル上限閾値未満の範囲内、かつ、Ｒチャンネルの画素値がＲチャンネル下限閾値以上Ｒチャンネル上限閾値未満の範囲内である場合に、その画素を有効画素と判定する。

[0186] 第２青色光画像については、各画素の画素値が、モノクロ画像用チャンネル下限値以上モノクロ画像用チャンネル上限値未満の範囲内である場合に、その画素を有効画素と判定する。

[0187] 次いで、特徴量算出部６２０は、第１補正用領域から第１６補正用領域までのそれぞれの補正用領域について領域特徴量を算出する。領域特徴量は、有効画素数、有効画素の画素値の総和、有効画素の画素値の２乗総和、有効画素の画素値の分散等である。

[0188] すなわち、特徴量算出部６２０は、白色光相当画像の各チャンネルの各補正用領域について領域特徴量をそれぞれ算出する。また、補正用照明光画像の各チャンネルの各補正用領域について領域特徴量をそれぞれ算出する。また、第２青色光画像の各補正用領域についてそれぞれ領域特徴量を算出する。特徴量算出部６２０が算出したそれぞれの内視鏡画像の、各チャンネルの各補正用領域の領域特徴量は、組織酸素飽和度画像生成部８０の信頼度算出部２２０に送信される。

[0189] 第４実施形態において、信頼度算出部２２０は、補正用領域における外乱の影響の程度を判定するための信頼度を算出する。また、信頼度算出部２２０は、内視鏡１２の動きの程度を判定するための色素値を算出する。内視鏡１２の動きの程度とは、第４実施形態の補正モードにおける照明光の切替え中（つまり、無発光状態ＮＬ）において、内視鏡１２が動かされたかどうかを判定するための程度である。無発光状態ＮＬにおいて内視鏡１２が動くと、内視鏡画像に映る観察対象も動くため、補正処理が適切に行われない場合がある。このため、補正用領域における内視鏡１２の動きの程度を算出することにより、後述のように、内視鏡１２の動きの程度によって内視鏡１２の動きに関する判定を行い、内視鏡１２の動きの程度が大きい場合は、内視鏡１２を動かさないよう、ユーザーに報知を行うことができる。

[0190] また、第４実施形態において、組織酸素飽和度画像生成部８０の補正判定部２３０は、信頼度を用いて外乱の影響の程度を判定し、及び／又は色素値を用いて内視鏡１２の動きの程度を判定する。

[0191] 以下、第４実施形態において、外乱の影響の程度を判定する方法と、内視鏡１２の動きの程度を判定する方法とについて説明する。第４実施形態において、図５９に示すように、信頼度算出部２２０は、領域信頼度算出部６３０及び色素値算出部６５０を有する。また、補正判定部２３０は、領域信頼度判定部６４０及び色素値判定部６６０を有する。

[0192] 信頼度算出部２２０の領域信頼度算出部６３０は、各フレームにおいて出力された画像信号から生成される白色光相当画像、第２青色光画像及び補正用照明光画像の、各チャンネルの各補正用領域の領域特徴量を用いて領域信頼度を算出する。領域信頼度には、補正用領域内の画素値の平均値、補正用領域内の画素値の標準偏差、補正用領域内の有効画素率、補正用領域内の明るさについての信頼度、補正用領域内に含まれる出血の程度による信頼度、補正用領域内に含まれる脂肪の程度による信頼度等がある。なお、領域信頼度は、第１実施形態における「信頼度」の一態様である。

[0193] 補正用領域内の画素値の平均値は、補正用領域内の画素数と、補正用領域内の有効画素の画素値を用いて算出する。補正用領域内の画素値の標準偏差は、補正用領域内の画素数と、有効画素の画素値の分散を用いて算出する。補正用領域内の有効画素率は、補正用領域内の画素数と、有効画素数とを用いて算出する。補正用領域内の明るさについての信頼度は、補正用領域内のＧ１画像信号の平均値（すなわち、白色光相当画像のＧチャンネルの、補正用領域内の画素値）を、図６０に示すような、第１信頼度算出用テーブル２２１（図３３参照）の横軸を、Ｇ１画像信号の信号値とした第１信頼度算出用テーブル２２１に適用して算出する。なお、Ｇ１画像信号の平均値は、Ｇ１画像信号を用いて変換処理を行うことによって得られる輝度値の平均値とすることが好ましい。

[0194] 補正用領域内に含まれる出血の程度による信頼度は、白色光相当画像の各

補正用領域内における、Ｂ１画像信号の平均値、Ｇ１画像信号の平均値及びＲ１画像信号の平均値（すなわち、白色光相当画像の各色チャンネルの、各補正用領域内の画素値の平均）を用いて、領域平均信号比Ｉｎ（Ｒ１／Ｇ１）及び領域平均信号比Ｉｎ（Ｂ１／Ｇ１）を算出し、これらの信号比を、第２信頼度算出用テーブル２２２に適用して算出する（図３４参照）。

[0195] 補正用領域内に含まれる脂肪の程度による信頼度は、白色光相当画像の各補正用領域内における、Ｇ１画像信号の平均値及びＲ１画像信号の平均値（すなわち、白色光相当画像のＧチャンネル及びＲチャンネルの、各補正用領域内の画素値の平均）と、第２青色光画像の各補正用領域内における、Ｂ２画像信号の平均値とを用いて、領域平均信号比Ｉｎ（Ｒ１／Ｇ１）及び領域平均信号比Ｉｎ（Ｂ２／Ｇ１）を算出し、これらの信号比を、図６１に示すような、第３信頼度算出用テーブル２２３（図３５参照）の縦軸を、信号比Ｉｎ（Ｂ２／Ｇ１）とした第３信頼度算出用テーブル２２３に適用して算出する。領域信頼度算出部６３０が算出した領域信頼度は、補正判定部２３０の領域信頼度判定部６４０に送信される（図５９参照）。

[0196] 以下、第４実施形態において、外乱の影響の程度を判定し、報知を行う方法について説明する。領域信頼度判定部６４０は、予め設定されている領域信頼度判定用閾値を用いて、白色光相当画像、第２青色光画像及び補正用照明光画像における各補正用領域について、高信頼度補正用領域であるか、又は低信頼度補正用領域であるかの判定結果を出力する。

[0197] 領域信頼度判定用閾値は、領域信頼度の種類に応じて設定してもよい。例えば、「補正用領域内の画素値の平均値」に対して第１領域信頼度判定用閾値を設定し、「補正用領域内の画素値の平均値」が第１領域信頼度判定用閾値以上である場合は、その補正用領域を「高信頼度補正用領域」であると判定する。一方、「補正用領域内の画素値の平均値」が第１領域信頼度判定用閾値未満である場合は、その補正用領域を「低信頼度補正用領域」であると判定する。

[0198] 同様に、「補正用領域内の画素値の標準偏差」に対して第２領域信頼度判

定用閾値を、「補正用領域内の有効画素率」に対して第３領域信頼度判定用閾値を、「補正用領域内の明るさについての信頼度」に対して第４領域信頼度判定用閾値を、「補正用領域内に含まれる脂肪の程度による信頼度」に対して第５領域信頼度判定用閾値を、それぞれ設定し、判定結果を出力する。

[0199] 領域信頼度判定部６４０は、各補正用領域についての、高信頼度補正用領域であるか、低信頼度補正用領域であるかの判定結果を用いて、さらに、白色光相当画像、第２青色光画像及び補正用照明光画像における信頼度の判定を行う。この場合、白色光相当画像、第２青色光画像及び補正用照明光画像におけるすべての補正用領域のうち、「低信頼度補正用領域」と判定された補正用領域の数に応じて、画像判定結果を出力する。画像判定結果は、例えば、第１画像判定結果出力用閾値を予め設定することにより、出力される。

[0200] 例えば、第１画像判定結果出力用閾値を「１０個」とする場合であって、白色光相当画像の補正用領域を１６個とする場合、白色光相当画像の低信頼度補正用領域が１０個以上であれば、補正用領域全体として信頼度が高い、すなわち、外乱の影響が少なく、補正処理を適切に行えるとする画像判定結果を出力する。一方、白色光相当画像の低信頼度補正用領域が１０個未満であれば、補正用領域全体として信頼度が低い、すなわち、何らかの外乱の影響があり、補正処理を適切に行えないとする画像判定結果を出力する。

[0201] なお、領域信頼度の算出及び画像判定結果の出力は、すべての白色光相当画像、第２青色光画像及び補正用照明光画像に対して行ってもよく、一部の白色光相当画像、第２青色光画像及び補正用照明光画像に対して行ってもよい。計算処理を早く行うためである。

[0202] 領域信頼度判定部６４０が出力する画像判定結果は、表示制御部１００に送信される。表示制御部１００は、画像判定結果に応じて、ディスプレイ１５における表示態様を変更することが好ましい。例えば、「補正用領域全体として信頼度が低い」画像判定結果が出力された場合、表示制御部１００は、補正処理が適切に行えることを示すメッセージをディスプレイ１５に表示する（図３８参照）。一方、「補正用領域全体として信頼度が高い」画像判

定結果が出力された場合、「補正処理のため内視鏡を操作してください」のようなメッセージを、警告表示としてディスプレイ１５に表示する（図３９参照）。なお、このようなメッセージは、ディスプレイに表示される白色光相当画像に重畳表示されてもよい。

[0203] また、領域信頼度判定部６４０は、白色光相当画像、第２青色光画像及び補正用照明光画像における各補正用領域を用いて、画像判定用平均信頼度を算出してもよい。画像判定用平均信頼度は、例えば、白色光相当画像のすべての補正用領域の信頼度の総和を、補正用領域の数で除算することで算出する。この場合、領域信頼度判定部６４０は、画像判定用平均信頼度に対して第２画像判定結果出力用閾値を予め設定し、画像判定用平均信頼度が第２画像判定結果出力用閾値以上であれば、「補正用領域全体として信頼度が高い」と画像判定結果を出力する。一方、画像判定用平均信頼度が第２画像判定結果出力用閾値未満であれば、「補正用領域全体として信頼度が低い」と画像判定結果を出力する。この場合においても、表示制御部１００は、画像判定結果に応じて、ディスプレイ１５における表示態様を変更することが好ましい。

[0204] 以下、第４実施形態において、内視鏡１２の動きの程度を判定し、報知を行う方法について説明する。この場合、領域信頼度判定部６４０が出力する、白色光相当画像、第２青色光画像及び補正用照明光画像における各補正用領域についての、高信頼度補正用領域であるか、低信頼度補正用領域であるかの判定結果を、色素値算出部６５０に送信する（図５９参照）。

[0205] 色素値算出部６５０は、白色光相当画像、第２青色光画像及び補正用照明光画像における各補正用領域のうち、「低信頼度補正用領域」と判定された補正用領域を、色素値の算出から除外する、除外処理を行うことが好ましい。

[0206] また、色素値算出部６５０は、除外処理を行う画像を、白色光相当画像、第２青色光画像及び補正用照明光画像の一部とすることが好ましい。具体的には、例えば、図６２に示すように、第４実施形態の補正モードにおける発

光パターンにおいて（図５４参照）、第２混合光ＭＬ又は補正用照明光ＣＬが発光される各フレーム６５１ａ、６５１ｂ、６５１ｃ、６５１ｄ、６５１ｅ、６５１ｆのうち、フレーム６５１ｂにおいて出力される画像信号に基づいて生成される白色光相当画像６５２ａ及び第２青色光画像６５２ｂ、フレーム６５１ｃにおいて出力される画像信号に基づいて生成される補正用照明光画像６５２ｃ、フレーム６５１ｄにおいて出力される画像信号に基づいて生成される補正用照明光画像６５３ｃ、並びにフレーム６５１ｅにおいて出力される画像信号に基づいて生成される白色光相当画像６５３ａ及び第２青色光画像６５３ｂである。

[0207] このうち、白色光相当画像６５２ａ、第２青色光画像６５２ｂ及び補正用照明光画像６５２ｃを第１画像セット６５２ｄと呼ぶ。また、白色光相当画像６５３ａ、第２青色光画像６５３ｂ及び補正用照明光画像６５３ｃを、第２画像セット６５３ｄと呼ぶ。色素値算出部６５０は、第１画像セット６５２ｄに含まれる画像及び第２画像セット６５３ｄに含まれる画像に対し、除外処理を行うことが好ましい。以降、除外処理の対象とされない、「高信頼度補正用領域」と判定された補正用領域を、有効領域と呼ぶ。一方、除外処理の対象となる、「低信頼度補正用領域」と判定された補正用領域を、除外領域と呼ぶ。

[0208] 色素値算出部６５０は、第１画像セット６５２ｄに含まれる各有効領域の位置と、各除外領域の位置とは、白色光相当画像６５２ａ、第２青色光画像６５２ｂ及び補正用照明光画像６５２ｃの間で対応するように除外処理を行う。

[0209] 具体的には、例えば、図６３に示すように、白色光相当画像６５２ａの除外領域を補正用領域６５４ｄ、６５４ｈとし、全体の補正用領域６５４のうち、補正用領域６５４ｄ、６５４ｈ以外の補正用領域を有効領域とする。同様に、第２青色光画像６５２ｂの除外領域を補正用領域６５５ｄ、６５５ｈとし、全体の補正用領域６５５のうち、補正用領域６５５ｄ、６５５ｈ以外の補正用領域を有効領域とする。また、補正用照明光画像６５２ｃの除外領

域を補正用領域６５６ｄ、６５６ｈとし、全体の補正用領域６５６のうち、補正用領域６５６ｄ、６５６ｈ以外の補正用領域を有効領域とする。このような除外処理を行うことで、第１画像セット６５２ｄに含まれる画像間で、有効領域の位置を対応させることができる。

[0210] 除外処理の方法について説明する。色素値算出部６５０は、予め設定された除外処理用閾値を用い、各画像セットに対する除外処理を行う。除外処理用閾値は、各補正用領域の領域信頼度を「１」から「５」までの５段階で評価して算出できるように、複数の値として設定される。なお、除外処理用閾値は、領域信頼度の種類に応じて設定することが好ましい。

[0211] 色素値算出部６５０は、まず、画像セットに含まれる白色光相当画像、第２青色光画像、補正用照明光画像の各補正用領域について、５段階の領域判定用信頼度を算出する。次に、画像セットに含まれる白色光相当画像、第２青色光画像、補正用照明光画像の、対応する各補正用領域のうち、最小の領域判定用信頼度を有する補正用領域を選択する。

[0212] 次に、最小の領域判定用信頼度を有する補正用領域に、「高信頼度補正用領域」又は「低信頼度補正用領域」と判定するための領域信頼度判定用閾値を適用し、「低信頼度補正用領域」と判定された補正用領域を、除外領域とする。この場合、「低信頼度補正用領域」と判定された補正用領域と対応する、白色光相当画像、第２青色光画像及び補正用照明光画像のすべての補正用領域を、除外領域とする。

[0213] 色素値算出部６５０は、第１画像セット６５２ｄ及び第２画像セット６５３ｄから、それぞれ色素値を算出する。以下、色素値の算出について、具体的に説明する。第１画像セット６５２ｄの色素値を算出する場合、白色光相当画像６５２ａ、第２青色光画像６５２ｂ及び補正用照明光画像６５２ｃにおいて、互いに対応する位置にある各有効領域における信号値に基づき、領域平均信号比ｌｎ（Ｒ１／Ｇ１）、領域平均信号比ｌｎ（Ｂ２／Ｇ１）、領域平均信号比ｌｎ（Ｂ３／Ｇ３）を、有効領域ごとに算出する。

[0214] 領域平均信号比ｌｎ（Ｒ１／Ｇ１）は、白色光相当画像６５２ａの、各有

効領域内のＲ１画像信号の平均値と、各有効領域内のＧ１画像信号の平均値（すなわち、白色光相当画像のＲチャンネルの各有効領域内の画素値の平均と、Ｇチャンネルの各有効領域内の画素値の平均）とを用いて算出される。

[0215] 領域平均信号比Ｉｎ（Ｂ２／Ｇ１）は、第２青色光画像６５２ｂの各有効領域内のＢ１画像信号の平均値（すなわち、第２青色光画像の各有効領域内の画素値の平均）と、白色光相当画像６５２ａの各有効領域内のＧ１画像信号の平均値とを用いて算出される。

[0216] 領域平均信号比Ｉｎ（Ｂ３／Ｇ３）は、補正用照明光画像６５２ｃの、各有効領域内のＢ３画像信号の平均値と、各有効領域内のＧ３画像信号の平均値（すなわち、補正用照明光画像のＢチャンネルの各有効領域内の画素値の平均と、Ｇチャンネルの各有効領域内の画素値の平均）とを用いて算出される。

[0217] 色素値算出部６５０は、第１画像セット６５２ｄの対応する各有効領域について算出した、領域平均信号比Ｉｎ（Ｒ１／Ｇ１）、領域平均信号比Ｉｎ（Ｂ２／Ｇ１）及び領域平均信号比Ｉｎ（Ｂ３／Ｇ３）を、色素値算出用テーブル８６ａを参照することによって算出する（図１７参照）。色素値算出用テーブル８６ａには、信号比Ｉｎ（Ｒ１／Ｇ１）をＸ軸、信号比Ｉｎ（Ｂ２／Ｇ１）をＹ軸、信号比Ｉｎ（Ｂ３／Ｇ３）をＺ軸とする３次元座標系に、黄色色素の濃度に応じて曲面ＣＶ０～ＣＶ４が分布する。

[0218] 色素値算出部６５０は、３次元座標系である色素値算出用テーブル８６ａを参照し、曲面ＣＶ０～ＣＶ４のうち、座標（Ｘ３，Ｙ３，Ｚ３）＝（領域平均信号比Ｉｎ（Ｒ１／Ｇ１），領域平均信号比Ｉｎ（Ｂ２／Ｇ１），領域平均信号比Ｉｎ（Ｂ３／Ｇ３））が、重なる、又は距離が最も近くなる曲面によって、色素値を算出する。曲面ＣＶ０～ＣＶ４は、それぞれ色素値が「０」～「４」であることを示している。例えば、座標（Ｘ３，Ｙ３，Ｚ３）が、曲面ＣＶ２と重なる場合は、色素値を「２」と算出する。色素値算出部６５０は、色素値を第１画像セット６５２ｄの有効領域ごとに算出する。同様にして、第２画像セット６５３ｄの色素値も、有効領域ごとに算出する。

[0219] 第１画像セット６５２ｄの有効領域ごとに算出された色素値と、第２画像セット６５３ｄの有効領域ごとに算出された色素値とは、補正判定部２３０の色素値判定部６６０に送信される。また、第１画像セット６５２ｄの有効領域ごとに算出された座標（Ｘ３，Ｙ３，Ｚ３）の、Ｘ成分の値、Ｙ成分の値及びＺ成分の値と、第２画像セット６５３ｄの有効領域ごとに算出された座標（Ｘ３，Ｙ３，Ｚ３）の、Ｘ成分の値、Ｙ成分の値及びＺ成分の値とを色素値判定部６６０に送信することが好ましい。

[0220] 色素値判定部６６０は、図６４において説明するように、第１画像セット６５２ｄの有効領域ごとに算出された色素値６６１と、第２画像セット６５３ｄの有効領域ごとに算出された色素値６６２との相関係数６６３を求める。図６４では、説明のため、有効領域ごとに算出された色素値６６１、６６２を、縦軸を色素値、横軸を有効領域に割り当てられた補正用領域の番号（すなわち、第Ｎ補正用領域の「Ｎ」の番号）を示している。

[0221] 色素値判定部６６０は、相関係数が、予め設定されている動き判定用閾値より小さい場合、「内視鏡の動きの程度が大きい」と判定される。一方、相関係数が、動き判定用閾値より大きい場合、「内視鏡の動きの程度が小さい」と判定する。この場合、色素値判定部６６０は、「内視鏡の動きの程度が大きい」又は「内視鏡の動きの程度が小さい」の判定結果を、動き判定結果として出力し、表示制御部１００に送信する。

[0222] 表示制御部１００は、動き判定結果に応じて、ディスプレイ１５における表示態様を変更することが好ましい。例えば、「内視鏡の動きの程度が小さい」動き判定結果が出力された場合、表示制御部１００は、補正処理が適切に行えることを示すメッセージをディスプレイ１５に表示する（図３８参照）。一方、「内視鏡の動きの程度が大きい」動き判定結果が出力された場合、図６５に示すような、「補正処理のため内視鏡を静止させてください」のようなメッセージＭＳ４を、警告表示としてディスプレイ１５に表示する。

[0223] 手動入力によって発光切替え指示を入力し、照明光を切り替える場合は、切替え中に内視鏡１２の動きが大きくなる場合がある。このような場合は、

特定色素の濃度の影響に応じた補正処理を適切に行うことができない可能性がある。そこで、内視鏡１２の動きの程度を判定し、動きの程度が大きい場合にはユーザーに報知を行うことで、ユーザーが内視鏡１２を動かさないように促すことができる。結果として、内視鏡１２の動きの程度を小さくした場合は、補正処理を適切に行うことができる。

[0224] 上記のように、外乱の影響の程度を判定した画像判定結果及び／又は内視鏡１２の動きの程度を判定した動き判定結果を報知することで、補正処理を適切に行うための操作を、ユーザーに促すことができる。なお、補正処理において、色素値に応じたテーブル補正処理を行うために、第１画像セット及び第２画像セットを用いて算出された、補正用領域ごとの色素値に基づき、ロバスト推定法によって色素値を求め、色素値に対応する補正酸素飽和度算出用テーブル８６ｂを選択する補正処理を行うことが好ましい。また、「内視鏡の動きの程度が小さい」動き判定結果が出力された場合であって、「補正用領域全体として信頼度が高い」の画像判定結果が出力された場合に、「高信頼度補正用領域」と判定された補正用領域における領域平均信号比を用いて色素値を求めることにより、補正処理を行ってもよい。

[0225] 上記実施形態において、中央制御部５０、画像信号取得部６０、ＤＳＰ６１、ノイズ低減部６２、画像処理切替部６３、通常光画像生成部７０、組織酸素飽和度画像生成部８０、表示制御部１００、露光制御部１１０といった各種の処理を実行する処理部（processing unit)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（processor）である。各種のプロセッサには、ソフトウエア（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)、ＧＰＵ（Graphical Processing Unit）、ＦＰＧＡ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）、各種の処理を実行す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。

[0226] １つの処理部は、これら各種のプロセッサのうちの１つで構成されてもよ

いし、同種または異種の２つ以上のプロセッサの組み合せ（例えば、複数のＦＰＧＡ、ＣＰＵとＦＰＧＡの組み合わせ、またはＣＰＵとＧＰＵの組み合わせ等）で構成されてもよい。また、複数の処理部を１つのプロセッサで構成してもよい。複数の処理部を１つのプロセッサで構成する例としては、第１に、クライアントやサーバなどのコンピュータに代表されるように、１つ以上のＣＰＵとソフトウエアの組み合わせで１つのプロセッサを構成し、このプロセッサが複数の処理部として機能する形態がある。第２に、システムオンチップ（System On Chip:ＳｏＣ）などに代表されるように、複数の処理部を含むシステム全体の機能を１つのＩＣ（Integrated Circuit）チップで実現するプロセッサを使用する形態がある。このように、各種の処理部は、ハードウェア的な構造として、上記各種のプロセッサを１つ以上用いて構成される。

[0227] さらに、これらの各種のプロセッサのハードウェア的な構造は、より具体的には、半導体素子などの回路素子を組み合わせた形態の電気回路（circuitry）である。また、記憶部のハードウェア的な構造はＨＤＤ（hard disc drive）やＳＳＤ（solid state drive）等の記憶装置である。

符号の説明

[0228] 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

１２ｅ　アングルノブ

１２ｆ　モード切替スイッチ

１２ｈ　静止画取得指示スイッチ

１２ｉ　ズーム操作部

１２ｊ　鉗子口

１３　光源装置

１４　プロセッサ装置

１５　ディスプレイ

１６　ユーザーインターフェース

２０　光源部

２０ａ　Ｖ－ＬＥＤ

２０ｂ　ＢＳ－ＬＥＤ

２０ｃ　ＢＬ―ＥＬＤ

２０ｄ　Ｇ－ＬＥＤ

２０ｅ　Ｒ－ＬＥＤ

２１　光源制御部

２２　光路結合部

２３　ライトガイド

３０　照明光学系

３１　照明レンズ

４０　撮像光学系

４１　対物レンズ

４２　ズームレンズ

４３、５１１、５１２、５１３、５１４、６１１、６１２　撮像センサ

４４　撮像制御部

４５　ＣＤＳ／ＡＧＣ回路

４６　Ａ／Ｄコンバータ

４７　絞り

４８　シャッター

５０　中央制御部

６０　画像信号取得部

６１　ＤＳＰ

６２　ノイズ低減部

６３　画像処理切替部

７０　通常光画像生成部

８０　組織酸素飽和度画像生成部

８１　白色光相当画像生成部

８２　ベース画像生成部

８３　信号比算出部

８４　酸素飽和度画像算出部

８４ａ　酸素飽和度算出用テーブル

８６ｂ　補正酸素飽和度算出用テーブル

８４ｂ、８４ｃ　等高線

８４ｄ、８４ｅ　吸光係数グラフ

８５　酸素飽和度画像生成部

８６　補正酸素飽和度算出部

８６ａ　色素値算出用テーブル

８６ｃ、８６ｄ、８６ｅ、８６ｆ、８６ｇ　曲面

８７　補正酸素飽和度画像生成部

１００　表示制御部

１１１　観察用画像信号

１１０　露光制御部

１２０　露光制御信号生成部

１３０　制御量出力部

１４０　明るさ算出部

１４１　解析領域設定部

１４１ａ　内視鏡画像

１４１ｂ、１４１ｃ　内視鏡画像の領域

１４１ｄ、１４１ｅ、１４１ｆ　解析画像の領域

１４２　領域明るさ算出部

１５０　明るさ差分算出部

１５１　第１解析画像

１５１ａ　第１領域

１５２　観察用画像信号

１５３　第２解析画像

１５３ａ　第２領域

１５４　補正用画像信号

２００　補正用画像

２０１　補正用特定領域

２０１ａ　低信頼度領域

２０１ｂ　高信頼度領域

２０２　枠

２１０　補正用画像生成部

２２０　信頼度算出部

２２１　第１信頼度算出用テーブル

２２２　第２信頼度算出用テーブル

２２３　第３信頼度算出用テーブル

２３０　補正判定部

４００　広帯域光源

４１０　回転フィルタ

４１１　内側フィルタ

４１１ａ、４１２ａ　Ｂ１フィルタ

４１１ｂ、４１２ｃ　Ｇフィルタ

４１１ｃ、４１２ｄ　Ｒフィルタ

４１２　外側フィルタ

４１２ｂ　Ｂ２フィルタ

４１２ｅ　Ｂ３フィルタ

４２０　フィルタ切替え部

４３０　２次元座標系

４３１ａ　基準線

４３１ｂ　実測線

５００、６００　カメラヘッド

５０１、５０２、５０３、６０１　ダイクロイックミラー

６２０　特徴量算出部

６２１、６５２ａ、６５３ａ　白色光相当画像

６２２、６５４、６５４ｄ、６５４ｈ、６５５、６５５ｄ、６５５ｈ、６５６、６５６ｄ、６５６ｈ　補正用領域

６２２ａ　第１補正用領域

６２２ｐ　第１６補正用領域

６３０　領域信頼度算出部

６４０　領域信頼度判定部

６５０　色素値算出部

６０１ａ　反射率

６０１ｂ　透過率

６５１ａ、６５１ｂ、６５１ｃ、６５１ｄ、６５１ｅ、６５１ｆ　フレーム

６５２ｂ、６５３ｂ　第２青色光画像

６５２ｃ、６５３ｃ　補正用照明光画像

６５２ｄ　第１画像セット

６５３ｄ　第２画像セット

６６０　色素値判定部

６６１、６６２　色素値

６６３　相関係数

請求の範囲

[請求項1] 観察対象を照明し、前記観察対象からの反射光を撮像する内視鏡システムにおいて、

少なくとも１つ以上の光源を発光させ、観察用照明光と、前記観察用照明光と異なるスペクトルを有する補正用照明光とを、前記観察対象に出射する光源装置と、

前記反射光を撮像する撮像光学系と、

プロセッサと、を備え、

前記プロセッサは、

前記観察用照明光が出射される第１露光期間と、前記補正用照明光が出射される第２露光期間とで、互いに異なる複数種類の画像信号を取得し、

前記画像信号のうち、互いに異なる一部の前記画像信号から画像信号明るさを算出し、

前記画像信号明るさに応じて変動する制御量を出力し、

前記制御量が互いに異なる複数種類の露光制御信号を生成し、

前記露光制御信号に応じて前記光源及び前記撮像光学系を制御する内視鏡システム。

[請求項2] 前記制御量は、前記画像信号明るさと、予め設定された目標明るさとの差分に基づいて出力される請求項１に記載の内視鏡システム。

[請求項3] 前記プロセッサは、

前記第１露光期間に前記画像信号としての観察用画像信号を取得し、

前記第２露光期間に前記画像信号としての補正用画像信号を取得し、

前記観察用画像信号を用いて算出する前記画像信号明るさである第１画像信号明るさと、前記目標明るさである第１目標明るさとの差分に基づいて前記制御量としての第１制御量を出力し、

前記補正用画像信号を用いて算出する前記画像信号明るさである第２画像信号明るさと、前記画像信号明るさである第２目標明るさとの差分に基づいて前記第１制御量と異なる前記制御量としての第２制御量を出力し、

前記第１制御量に基づく前記露光制御信号としての第１露光制御信号を生成し、

前記第２制御量に基づく前記露光制御信号としての第２露光制御信号を生成する請求項２に記載の内視鏡システム。

[請求項4] 前記第２制御量は、前記第１制御量よりも大きい請求項３に記載の内視鏡システム。

[請求項5] 前記プロセッサは、

前記画像信号のうち、特定色信号を用いて前記画像信号明るさを算出する請求項３又は４に記載の内視鏡システム。

[請求項6] 前記特定色信号はＢ信号である請求項５に記載の内視鏡システム。

[請求項7] 前記プロセッサは、

前記画像信号を用いて解析画像を生成し、

前記解析画像から特定領域を抽出し、

前記特定領域における前記画像信号を用いて前記画像信号明るさを算出する請求項３又は４に記載の内視鏡システム。

[請求項8] 前記特定領域は、特定形状に従って抽出される請求項７に記載の内視鏡システム。

[請求項9] 前記プロセッサは、

前記観察用画像信号を用いて生成する前記解析画像である第１解析画像から、前記特定領域としての第１領域を抽出し、

前記第１領域を用いて算出する前記画像信号明るさとしての第１領域明るさと、前記第１目標明るさとの差分に基づいて前記制御量としての第１領域制御量を出力し、

前記補正用画像信号を用いて生成した前記解析画像である第２解析

画像から、前記特定領域としての第２領域を抽出し、

前記第２領域を用いて算出する前記画像信号明るさとしての第２領域明るさと、前記第２目標明るさとの差分に基づいて前記制御量としての第２領域制御量を出力し、

前記第１領域制御量に基づく前記露光制御信号としての第１領域露光制御信号を生成し、

前記第２領域制御量に基づく前記露光制御信号としての第２領域露光制御信号を生成する請求項８に記載の内視鏡システム。

[請求項10] 前記プロセッサは、

前記観察用画像信号を取得する観察モード、並びに、前記観察用画像信号及び前記補正用画像信号を取得する補正モードを切り替え、

前記観察モードで前記第１露光制御信号を生成し、

前記補正モードで前記第１露光制御信号及び前記第２露光制御信号を生成する請求項３に記載の内視鏡システム。

[請求項11] 前記第１露光期間は、前記観察用照明光に含まれる白色相当光が出射される第１照明期間と、前記観察用照明光に含まれる算出用照明光が出射される第２照明期間とを含み、

前記第２露光期間は、前記補正用照明光を取得する第３照明期間を含み、

前記プロセッサは、

前記第１照明期間と、前記第２照明期間と、前記第３照明期間を自動的に切り替え、

前記第１照明期間に前記画像信号としての白色光相当画像信号を取得し、

前記第２照明期間に前記画像信号としての算出用画像信号を取得し、

前記第３照明期間に前記補正用画像信号を取得し、

前記白色光相当画像信号に基づいて前記露光制御信号としての第１

Ａ露光制御信号を生成し、

前記算出用画像信号に基づいて前記露光制御信号としての第１Ｂ露光制御信号を生成し、

前記補正用画像信号に基づいて前記第２露光制御信号を生成し、

前記第１Ａ露光制御信号、前記第１Ｂ露光制御信号及び前記第２露光制御信号に応じて前記光源及び前記撮像光学系を制御する請求項３に記載の内視鏡システム。

[請求項12] 前記光源の制御は、光量の制御を含み、

前記撮像光学系の制御は、絞り値の制御、露光時間長さの制御、及びゲインの制御が含まれる請求項１に記載の内視鏡システム。

[請求項13] 観察対象を照明し、前記観察対象からの反射光を撮像する内視鏡システムの作動方法において、光源装置と、撮像光学系と、プロセッサと、を備え、

前記光源装置が、少なくとも１つ以上の光源を発光させ、観察用照明光と、前記観察用照明光と異なるスペクトルを有する補正用照明光とを、前記観察対象に出射するステップと、

前記撮像光学系が、前記反射光を撮像するステップと、

前記プロセッサが、

前記観察用照明光が出射される第１露光期間と、前記補正用照明光が出射される第２露光期間とで、互いに異なる複数種類の画像信号を取得するステップと、

前記画像信号のうち、互いに異なる一部の前記画像信号から画像信号明るさを算出するステップと、

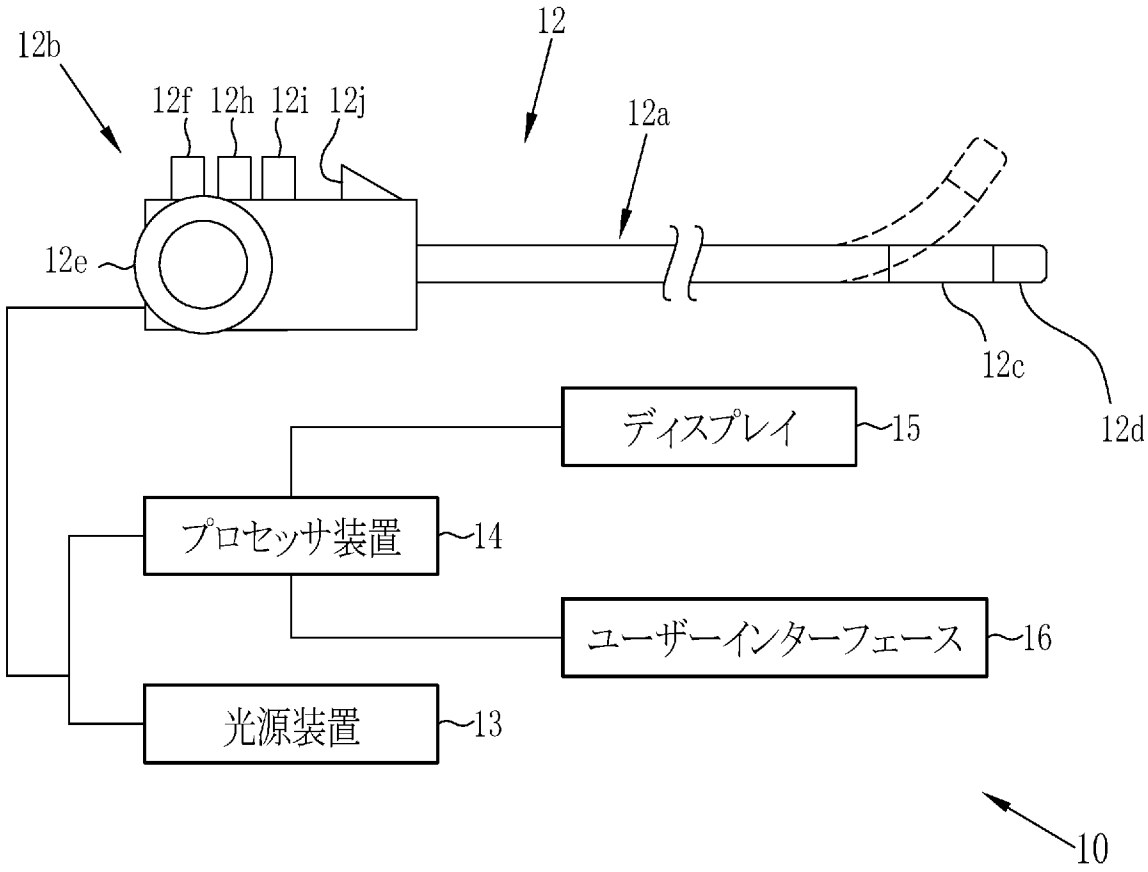
前記画像信号明るさに応じて変動する制御量を出力するステップと、

前記制御量が互いに異なる複数種類の露光制御信号を生成するステップと、

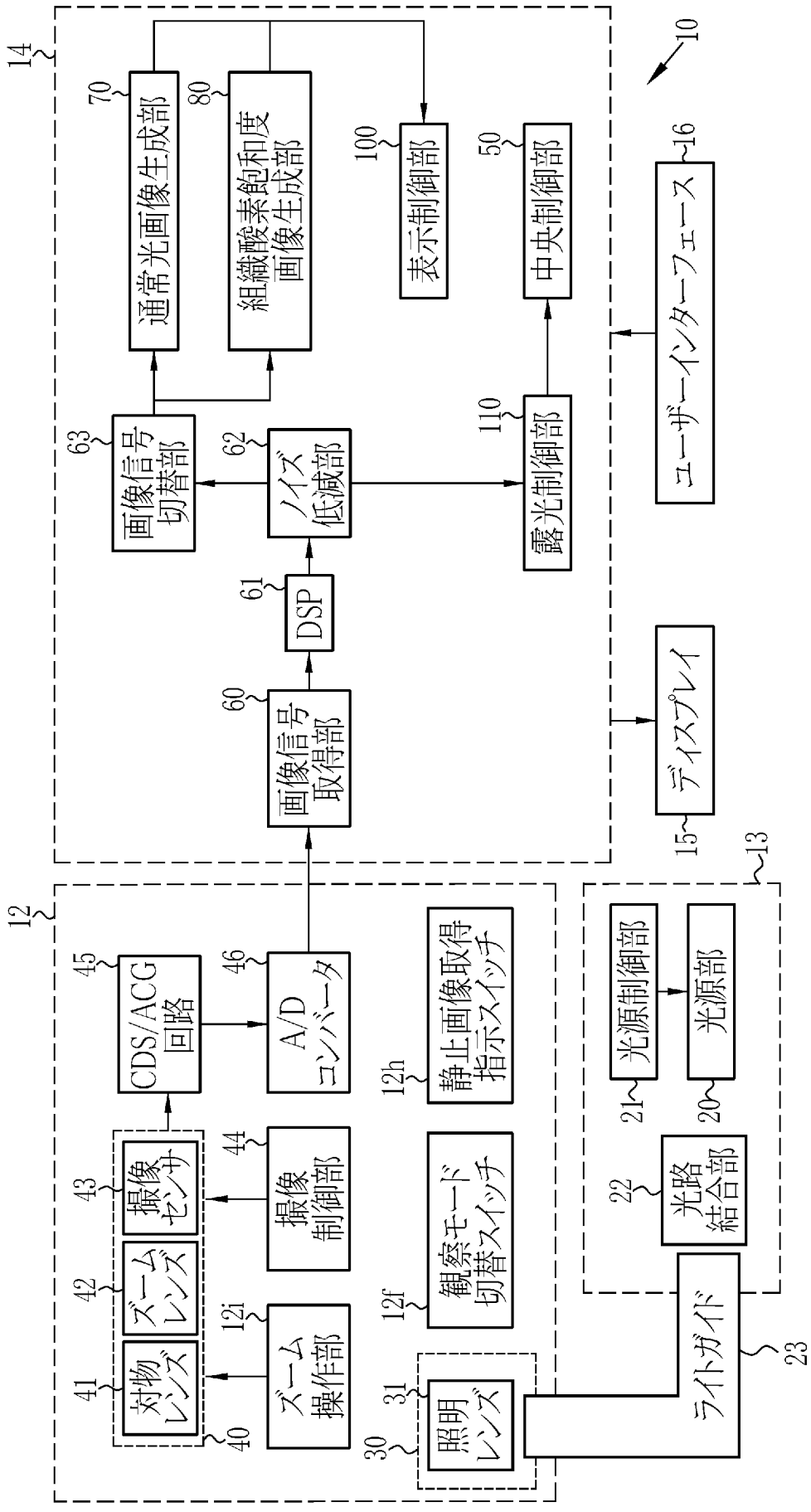
前記露光制御信号に応じて前記光源及び前記撮像光学系を制御する

ステップと、を有する内視鏡システムの作動方法。

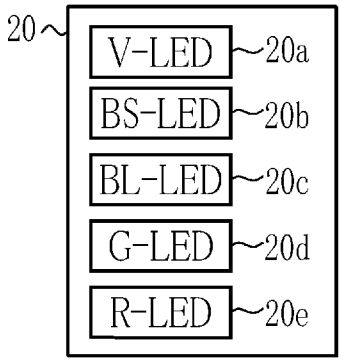
[図1]


12b
12f
12h
12i
12j
12
12a
12e
12c
12d
ディスプレイ
15
プロセッサ装置
14
ユーザーインターフェース
16
光源装置
13
10

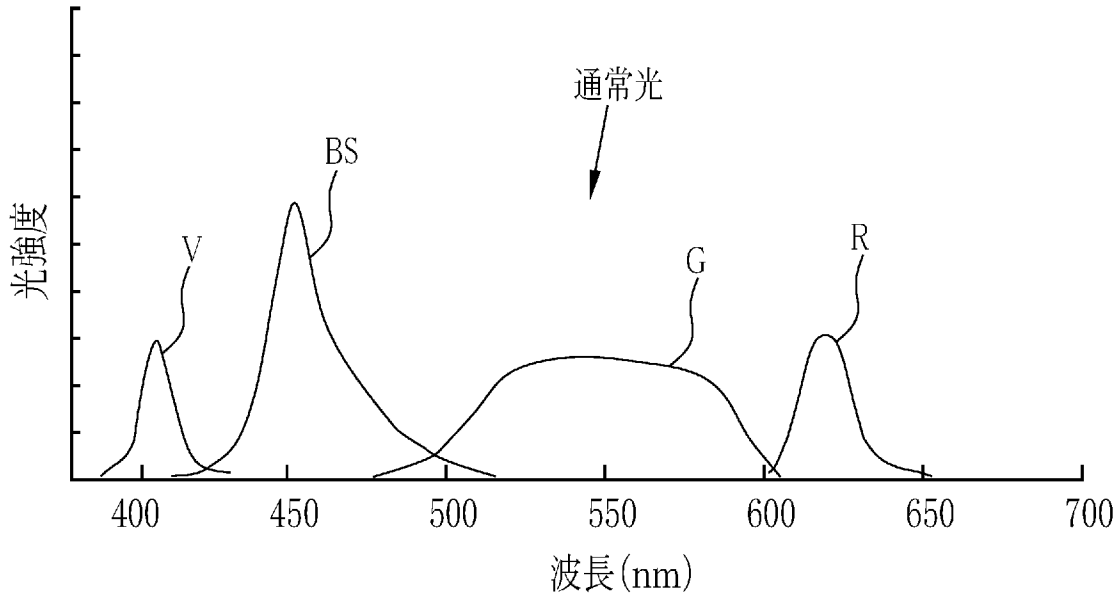
[図2]


14
10
70
通常光画像生成部
80
組織酸素飽和度
画像生成部
100
表示制御部
50
中央制御部
16
ユーザーインターフェース
63
画像信号
切替部
62
ノイズ
低減部
110
露光制御部
61
DSP
60
画像信号
取得部
15
ディスプレイ
12
45
CDS/ACG
回路
46
A/D
コンバータ
12h
静止画像取得
指示スイッチ
13
光源制御部
21
光源部
20
43
撮像
センサ
44
撮像
制御部
42
ズーム
レンズ
12i
ズーム
操作部
12f
観察モード
切替スイッチ
22
光路
結合部
41
対物
レンズ
40
31
照明
レンズ
30
ライトガイド
23

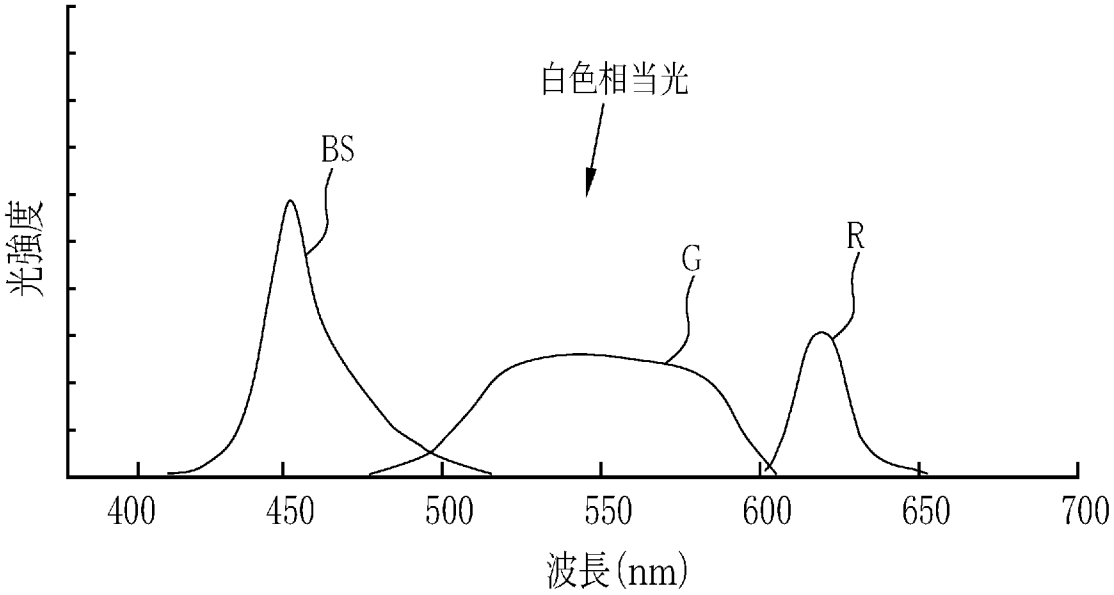
[図3]


20
V-LED
20a
BS-LED
20b
BL-LED
20c
G-LED
20d
R-LED
20e

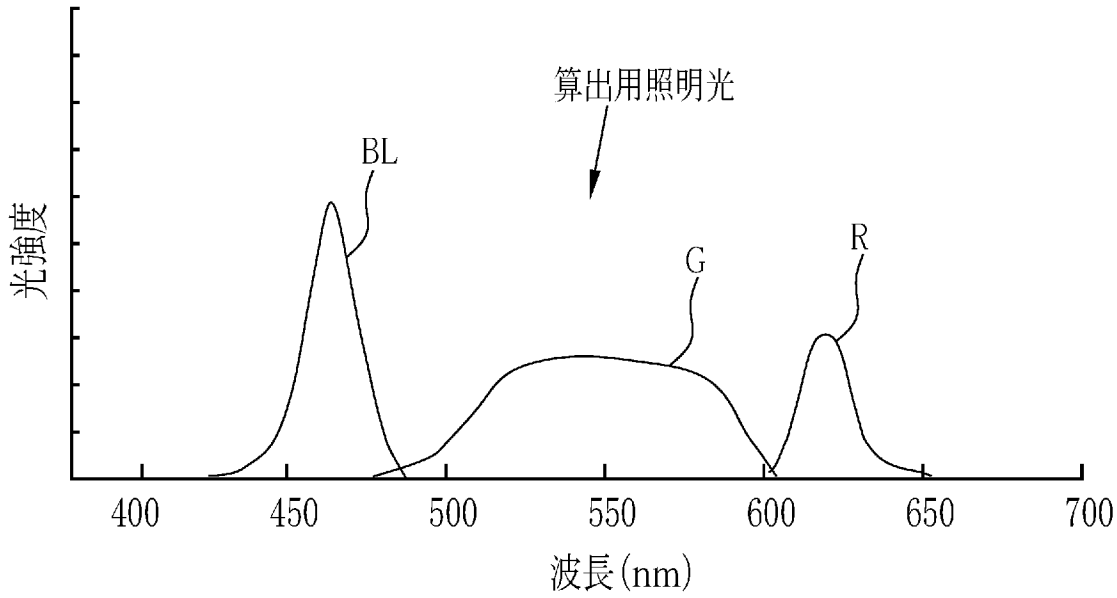
[図4]


通常光
BS
V
G
R
光強度
400
450
500
550
600
650
700
波長(nm)

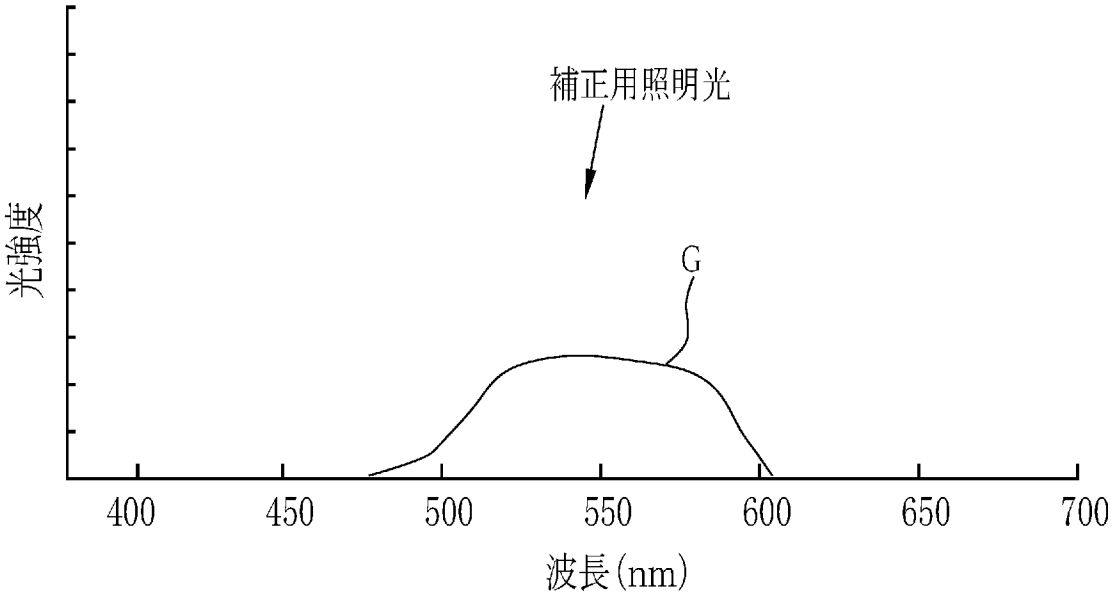
[図5]


白色相当光
BS
G
R
光強度
400
450
500
550
600
650
700
波長(nm)

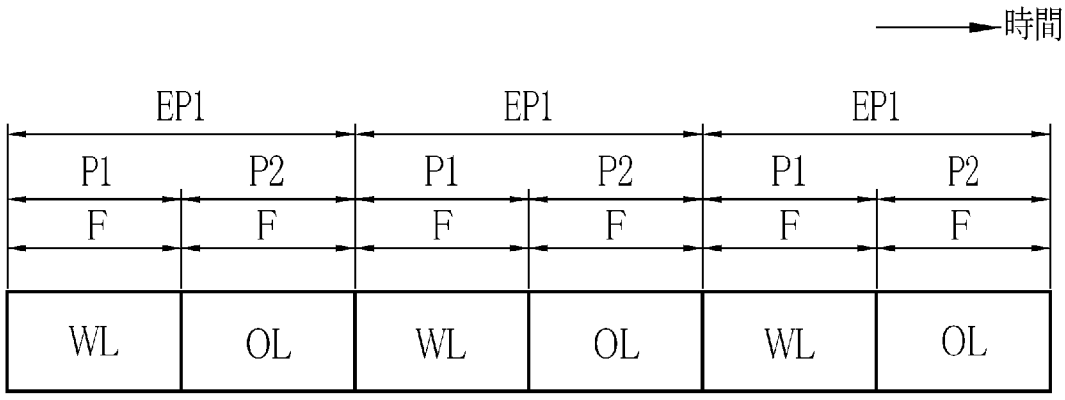
[図6]


算出用照明光
BL
G
R
光強度
400
450
500
550
600
650
700
波長(nm)

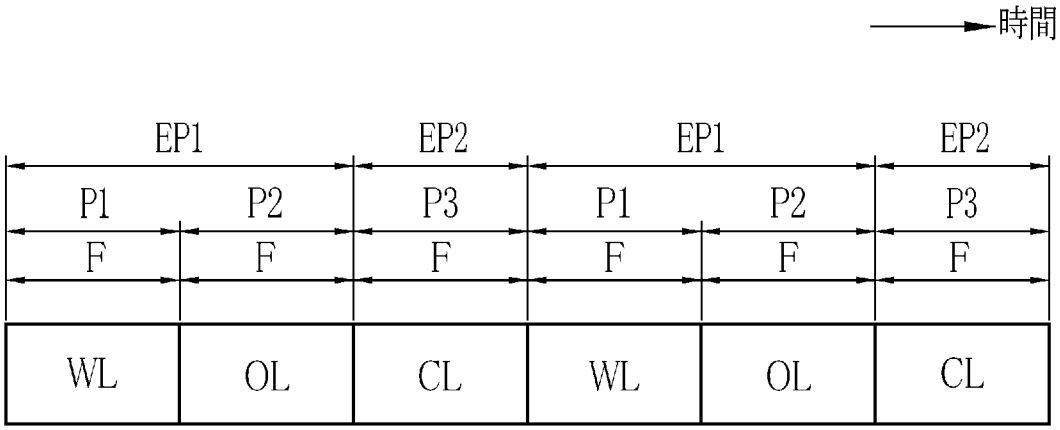
[図7]


補正用照明光
G
光強度
400
450
500
550
600
650
700
波長(nm)

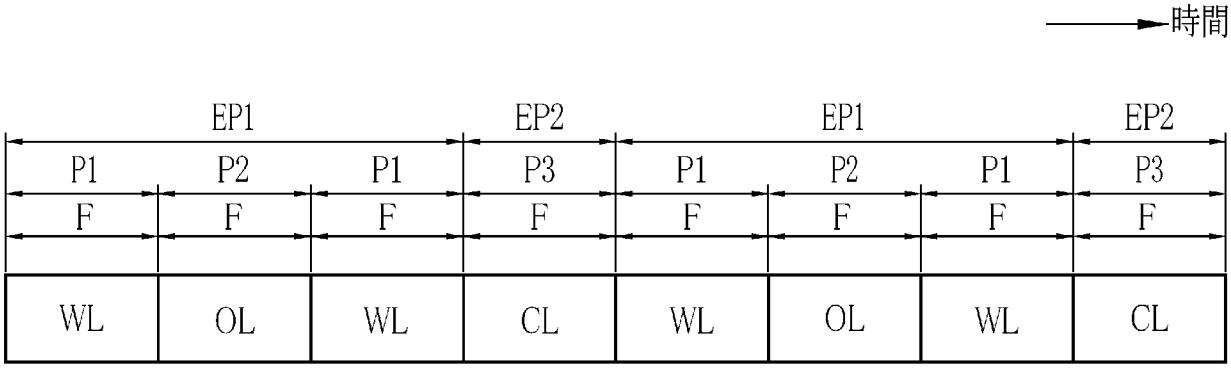
[図8]


時間
EP1
EP1
EP1
P1
P2
P1
P2
P1
P2
F
F
F
F
F
F
WL
OL
WL
OL
WL
OL

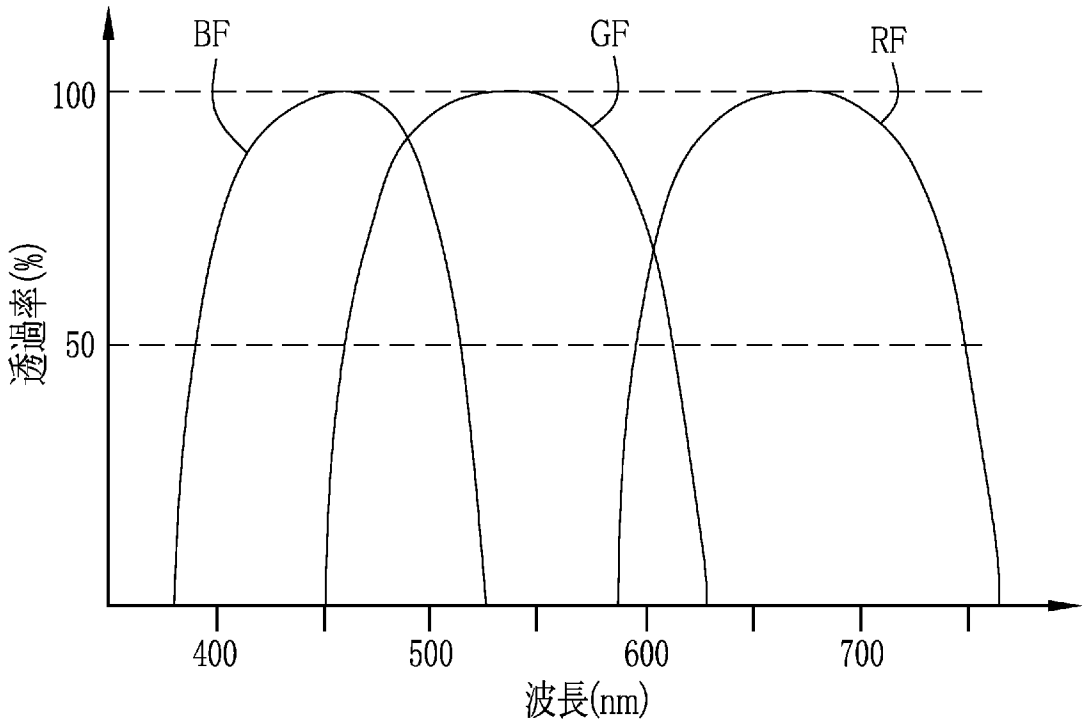
[図9]


時間
EP1
EP2
EP1
EP2
P1
P2
P3
P1
P2
P3
F
F
F
F
F
F
WL
OL
CL
WL
OL
CL

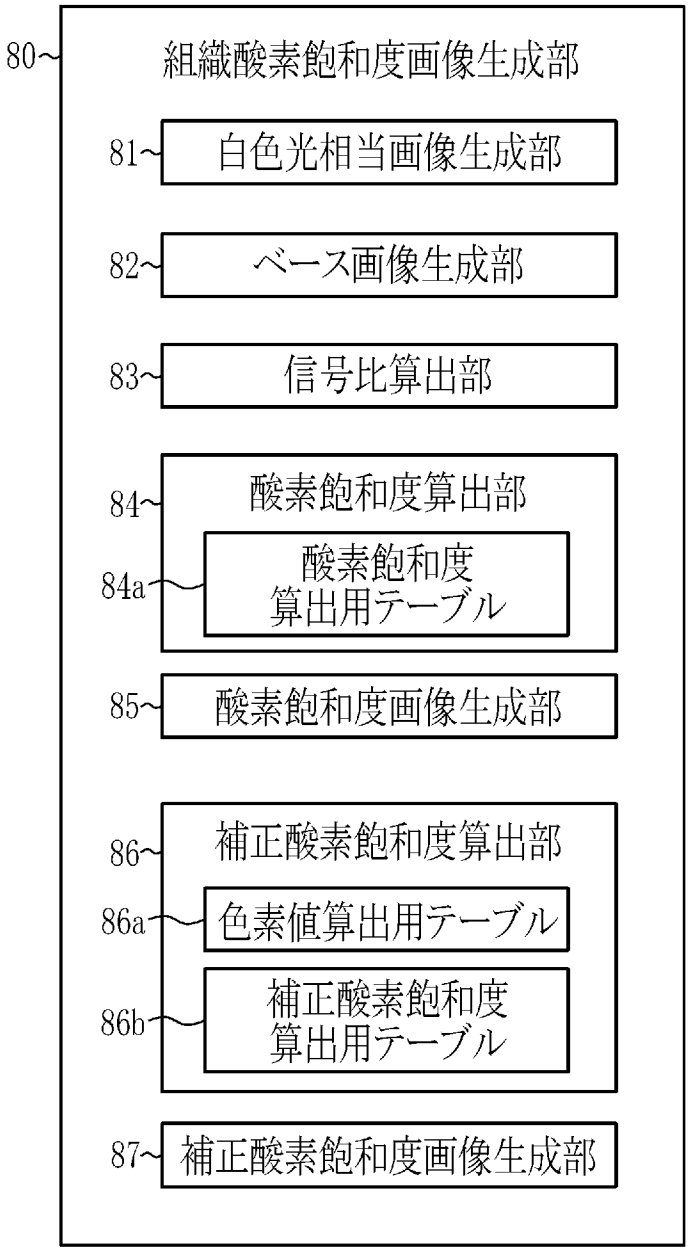
[図10]


時間
EP1
EP2
EP1
EP2
P1
P2
P1
P3
P1
P2
P1
P3
F
F
F
F
F
F
F
F
WL
OL
WL
CL
WL
OL
WL
CL

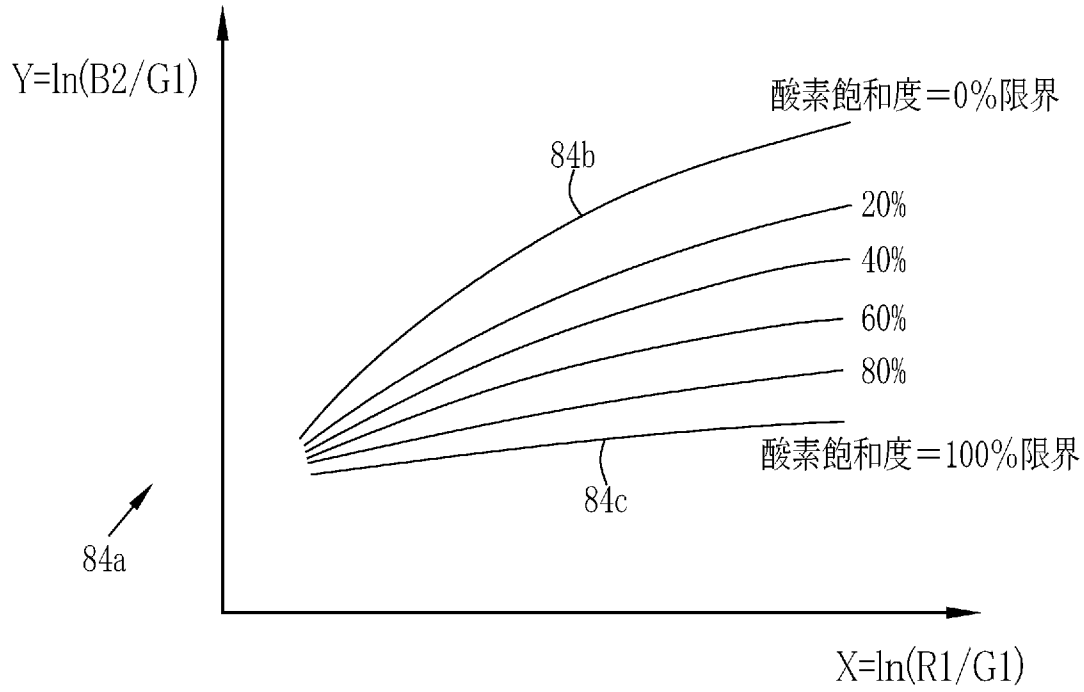
[図11]



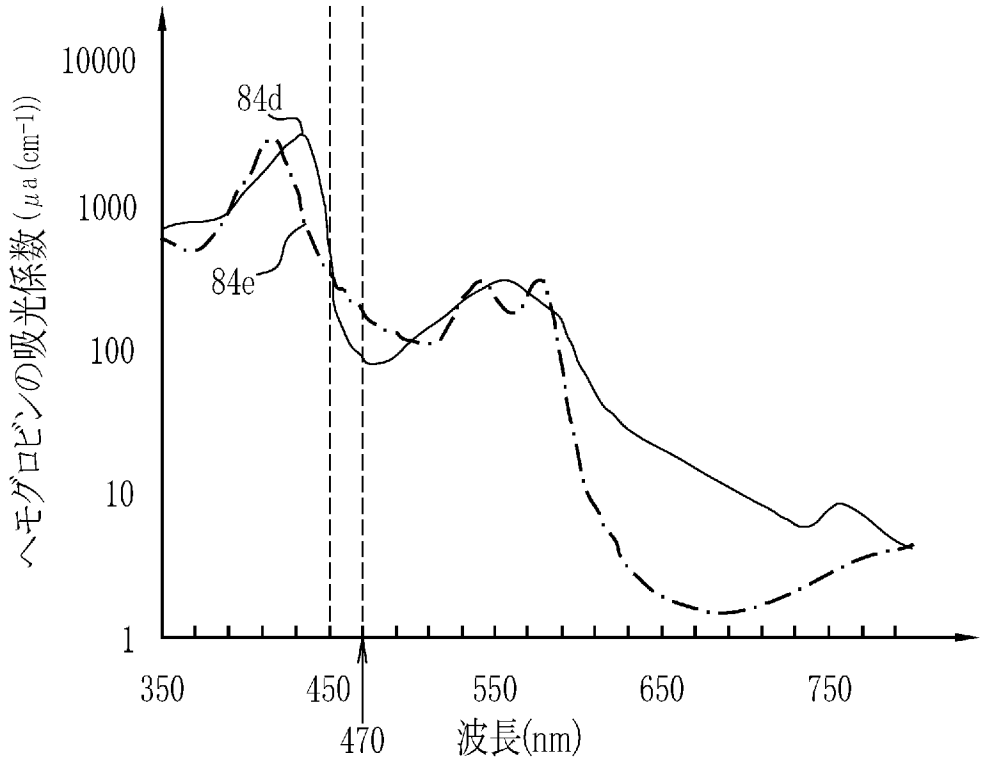
[図12]


80
組織酸素飽和度画像生成部
81
白色光相当画像生成部
82
ベース画像生成部
83
信号比算出部
84
酸素飽和度算出部
84a
酸素飽和度
算出用テーブル
85
酸素飽和度画像生成部
86
補正酸素飽和度算出部
86a
色素値算出用テーブル
86b
補正酸素飽和度
算出用テーブル
87
補正酸素飽和度画像生成部

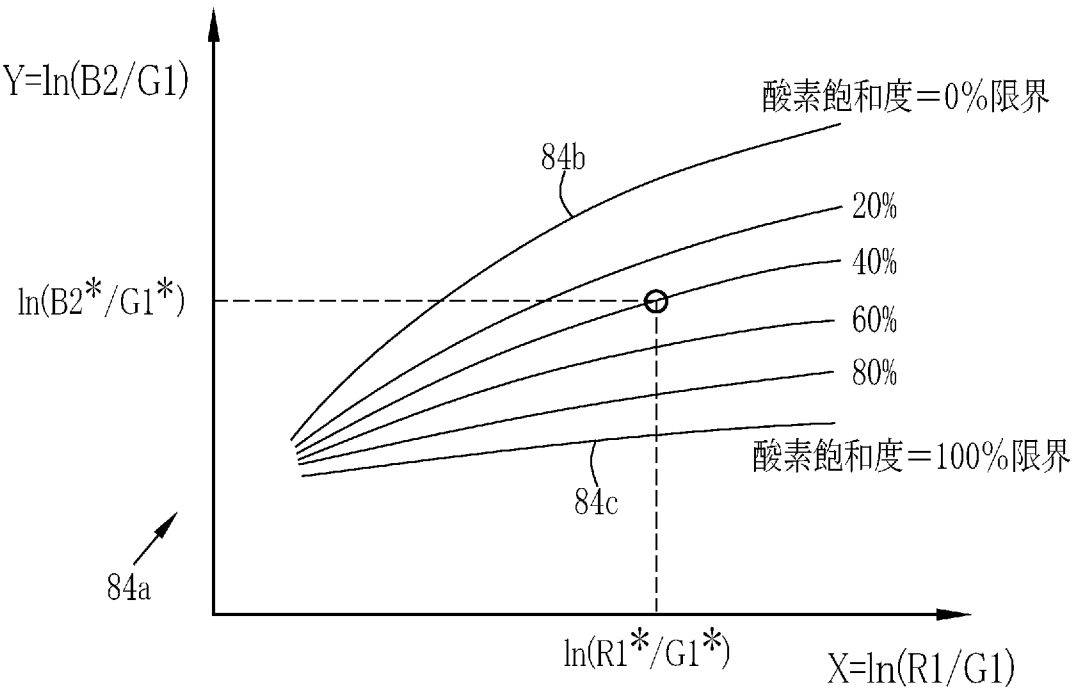
[図13]


Y=ln(B2/G1)
酸素飽和度＝0%限界
84b
20%
40%
60%
80%
酸素飽和度＝100%限界
84c
84a
X=ln(R1/G1)

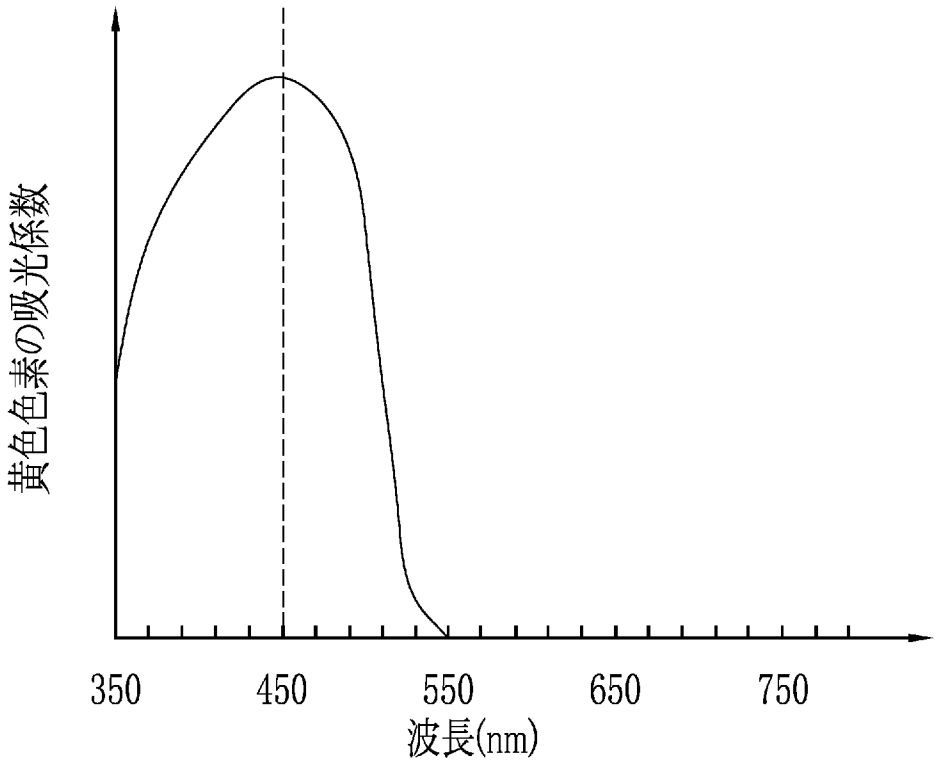
[図14]


10000
1000
100
10
1
ヘモグロビンの吸光係数（μa (cm⁻¹)）
84d
84e
350
450
550
650
750
470
波長(nm)

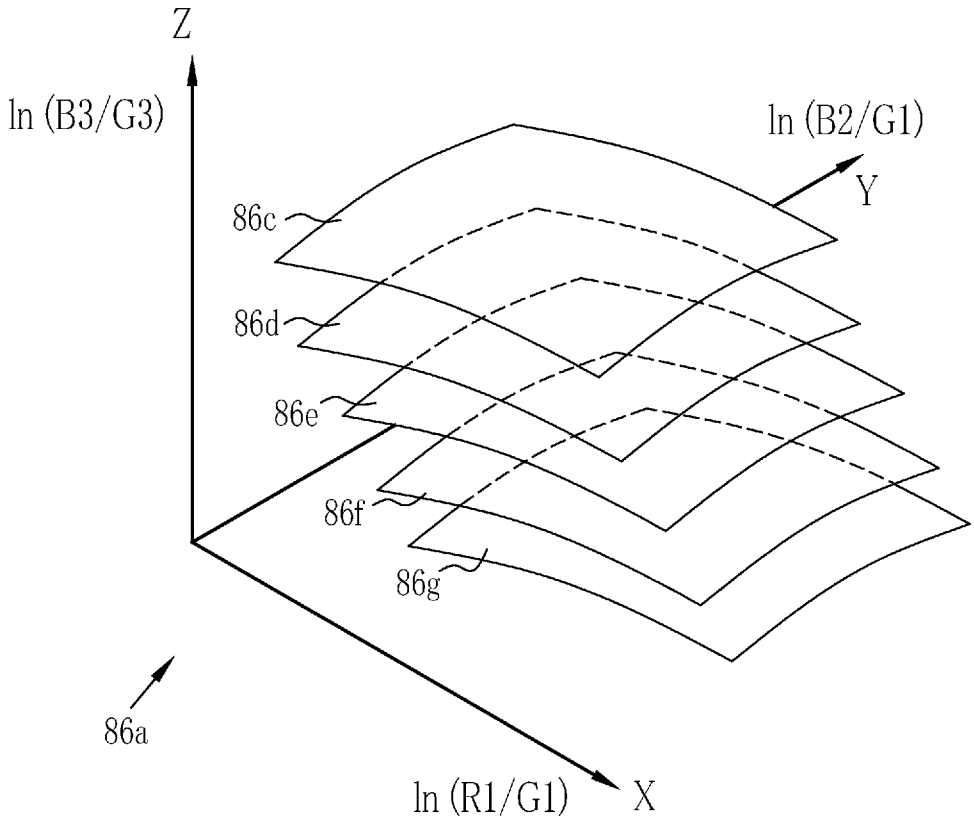
[図15]


Y=ln(B2/G1)
酸素飽和度＝0%限界
84b
20%
40%
ln(B2*/G1*)
60%
80%
酸素飽和度＝100%限界
84c
84a
ln(R1*/G1*)
X=ln(R1/G1)

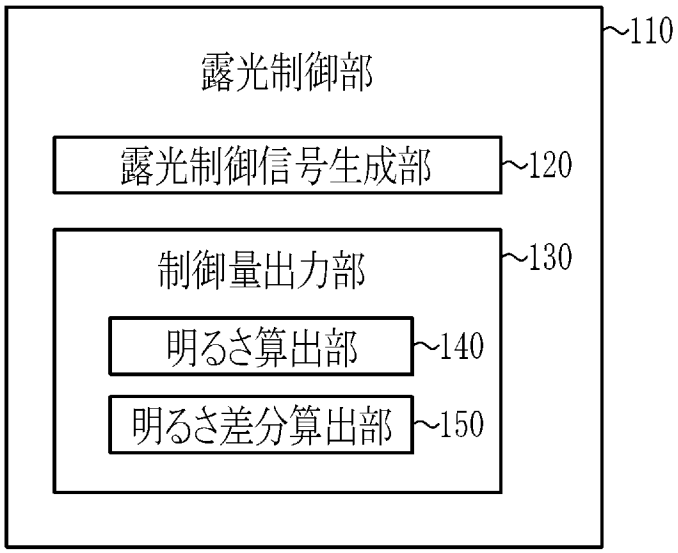
[図16]


黄色色素の吸光係数
350
450
550
650
750
波長(nm)

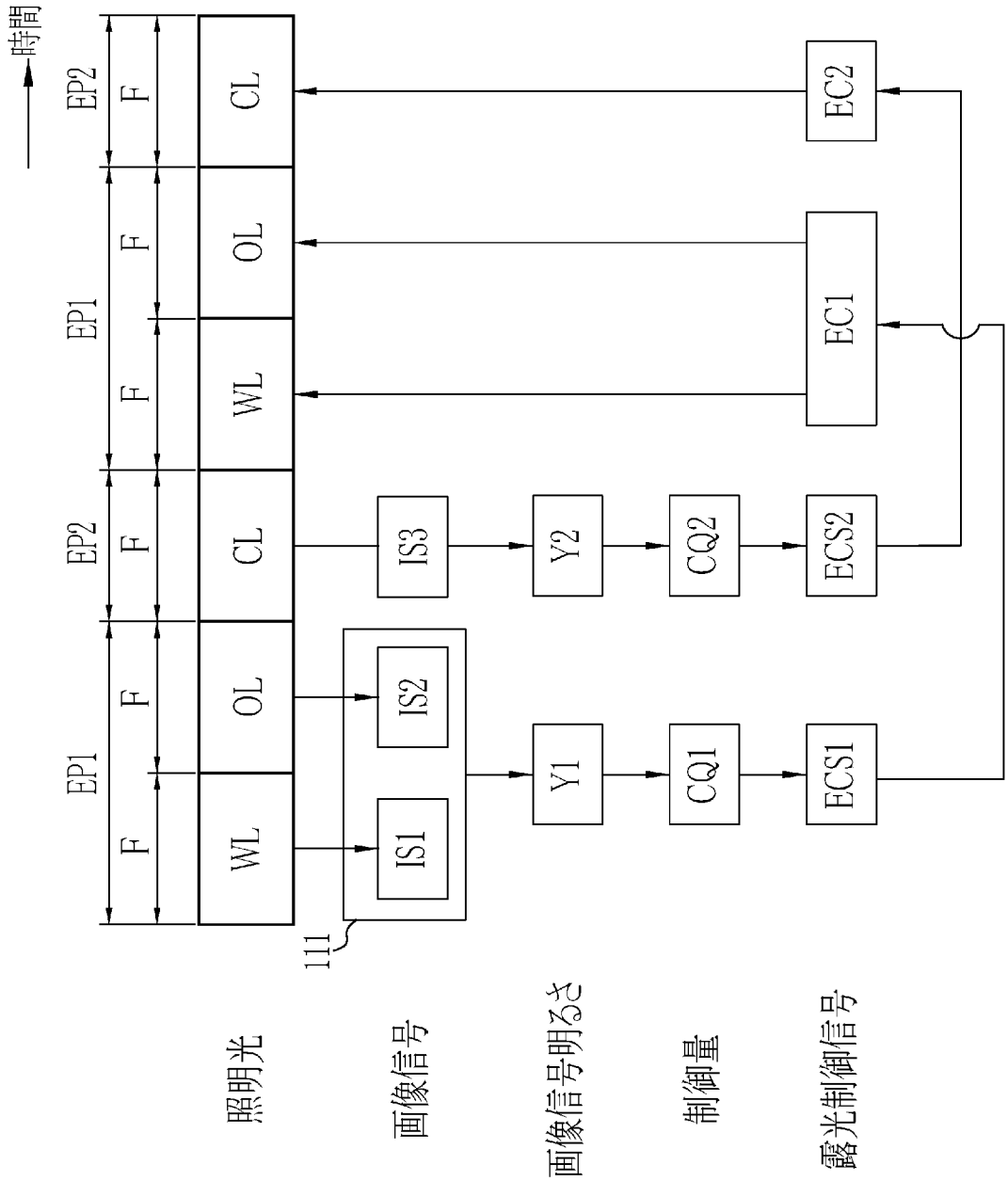
[図17]


Z
ln (B3/G3)
ln (B2/G1)
Y
86c
86d
86e
86f
86g
86a
ln (R1/G1)
X

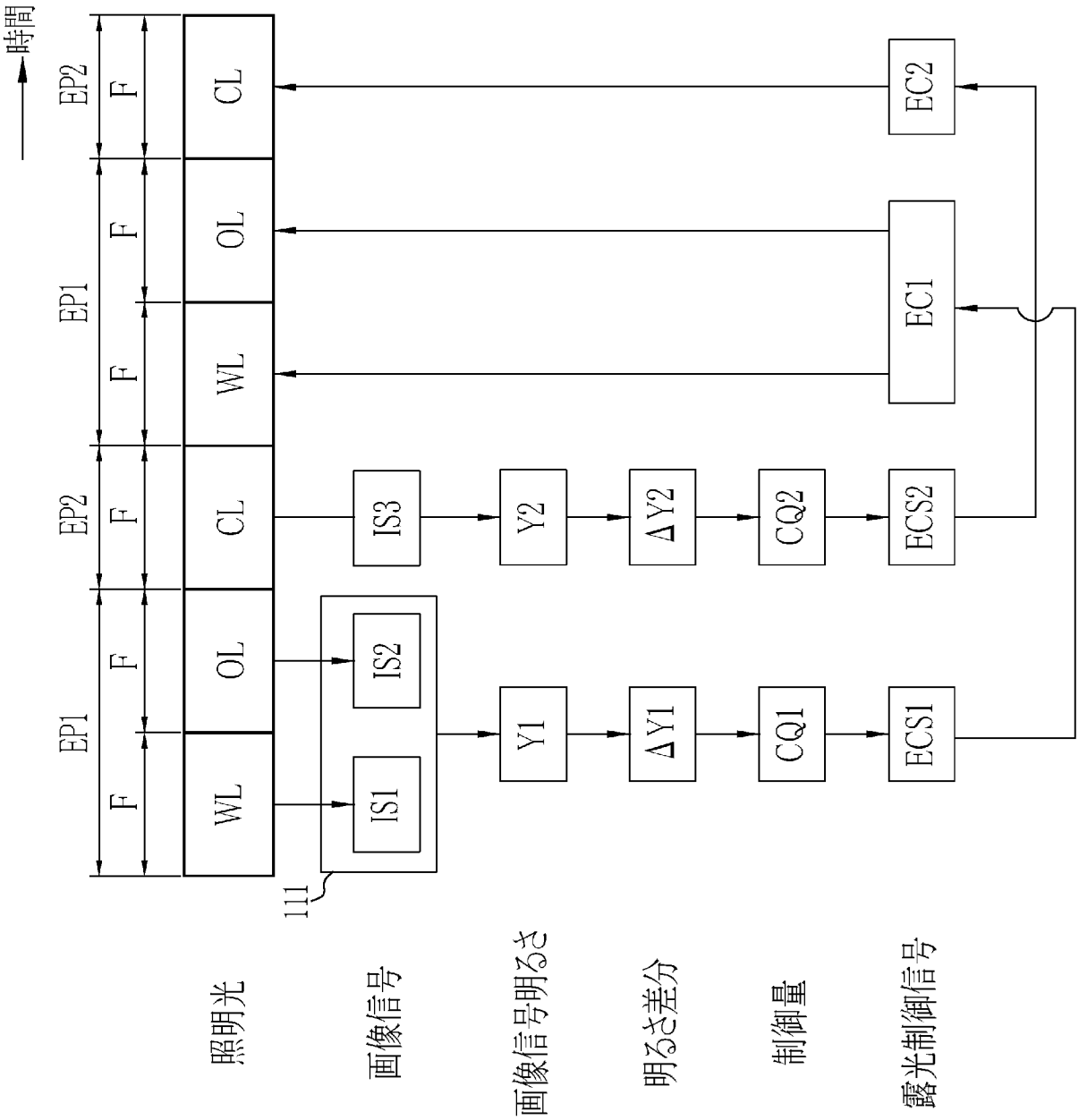
[図18]


110
露光制御部
露光制御信号生成部
120
制御量出力部
130
明るさ算出部
140
明るさ差分算出部
150

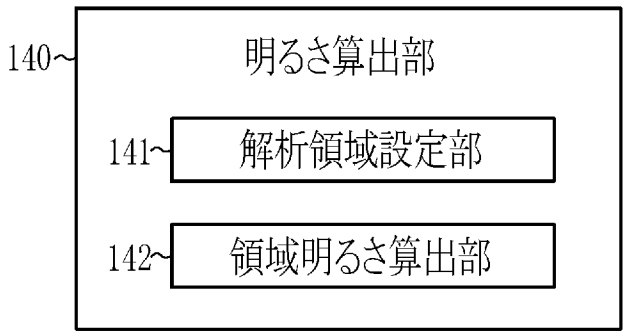
[図19]


時間
EP2
F
CL
EP1
F
OL
F
WL
EP2
F
CL
EP1
F
OL
F
WL
111
IS1
IS2
IS3
Y1
Y2
CQ1
CQ2
EC1
EC2
ECS1
ECS2
照明光
画像信号
画像信号明るさ
制御量
露光制御信号

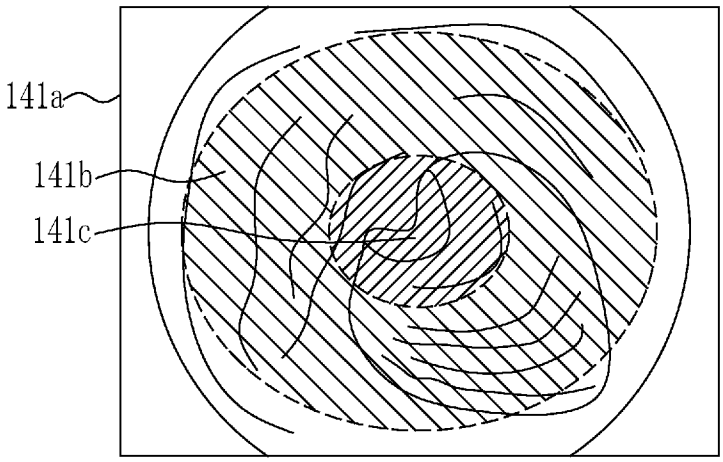
[図20]


時間
EP1
EP2
F
WL
OL
CL
111
IS1
IS2
IS3
Y1
Y2
ΔY1
ΔY2
CQ1
CQ2
ECS1
ECS2
EC1
EC2
照明光
画像信号
画像信号明るさ
明るさ差分
制御量
露光制御信号

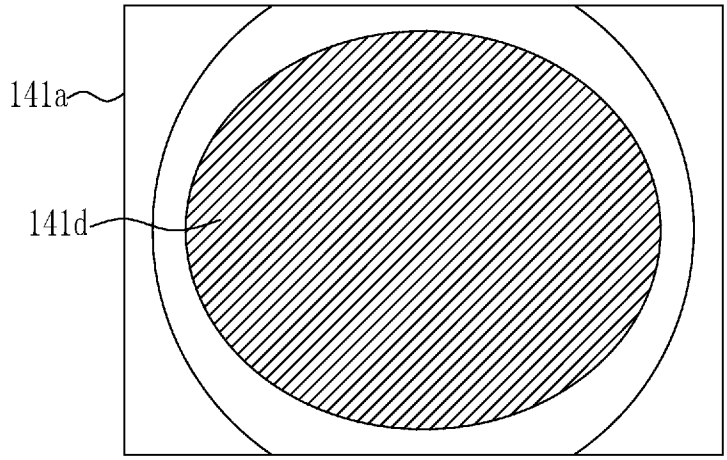
[図21]



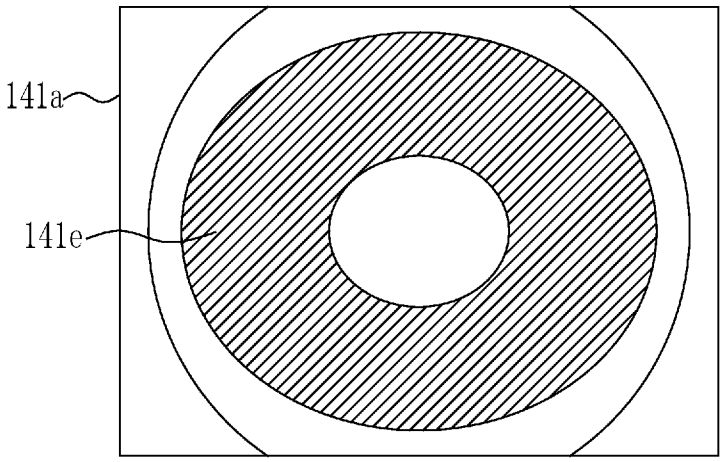
[図22]



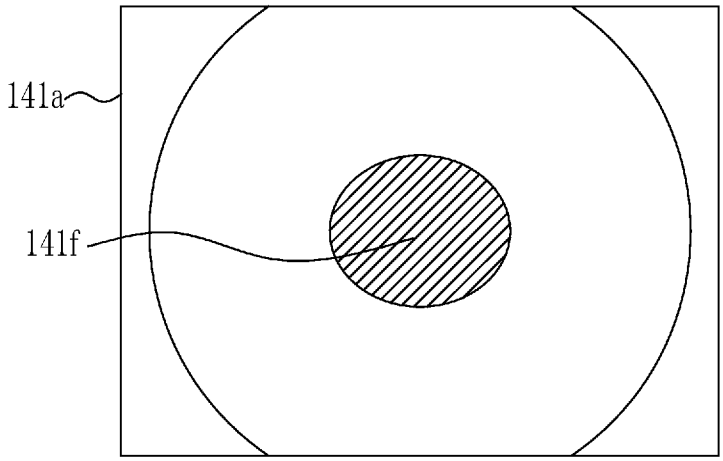
[図23]



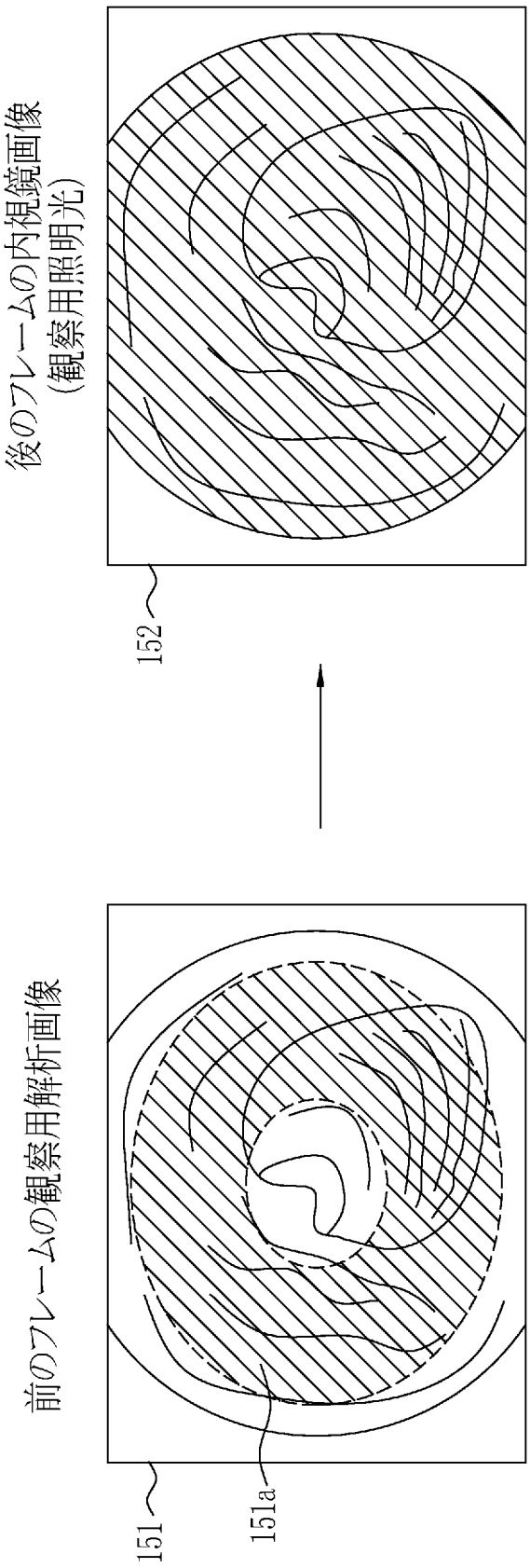
[図24]



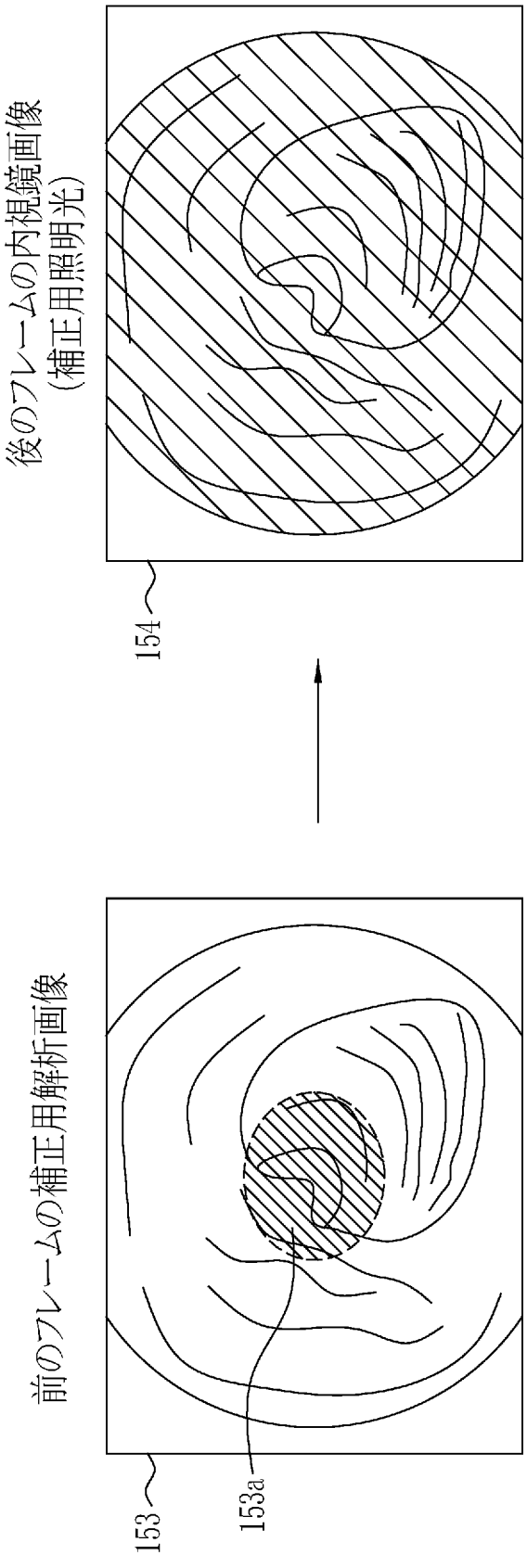
[図25]



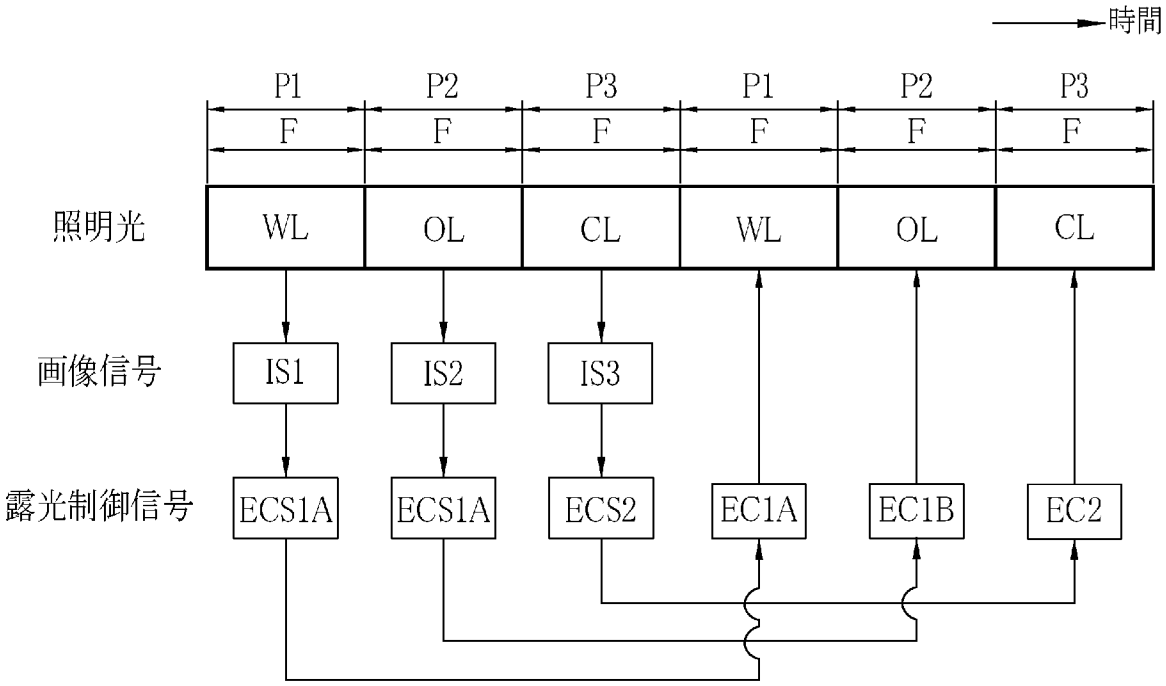
[図26]



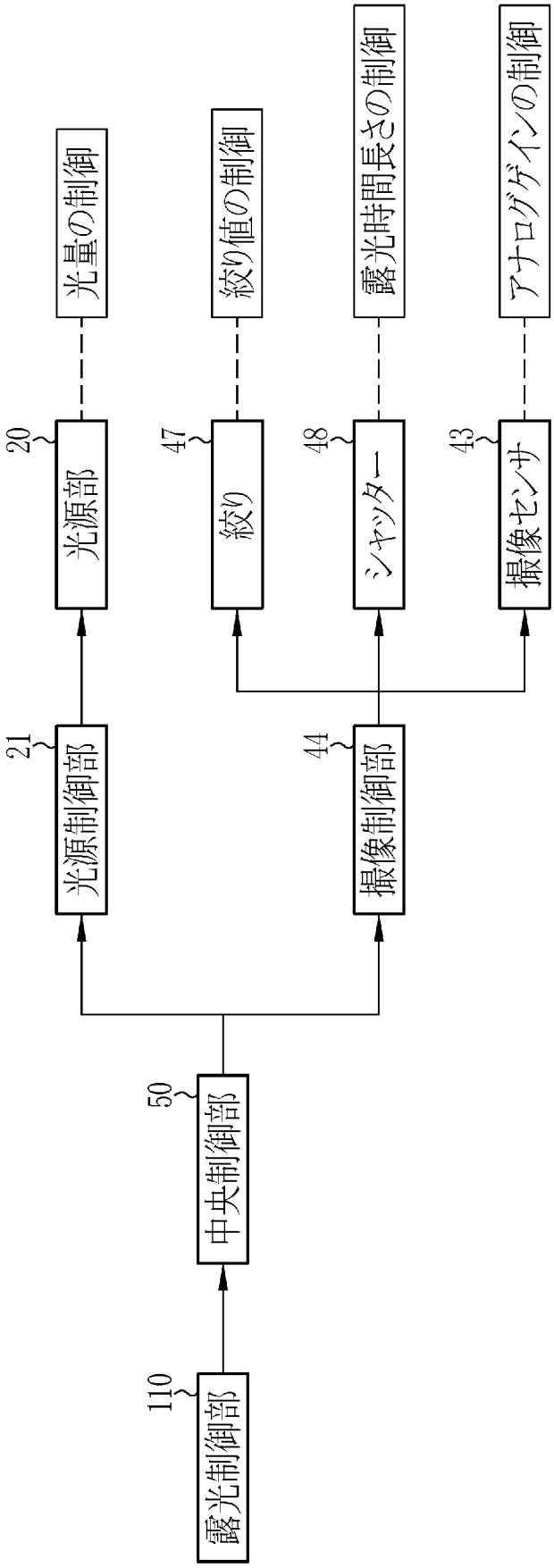
[図27]



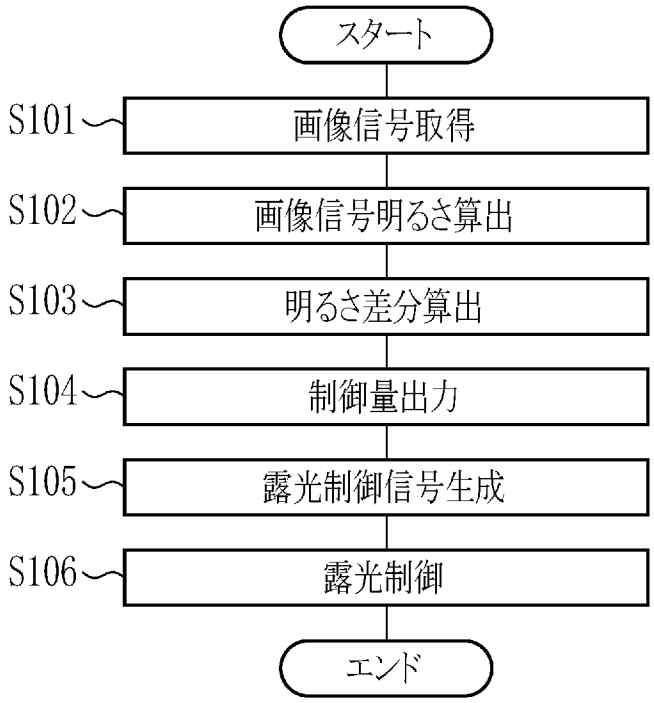
[図28]


時間
P1
P2
P3
P1
P2
P3
F
F
F
F
F
F
照明光
WL
OL
CL
WL
OL
CL
画像信号
IS1
IS2
IS3
露光制御信号
ECS1A
ECS1A
ECS2
EC1A
EC1B
EC2

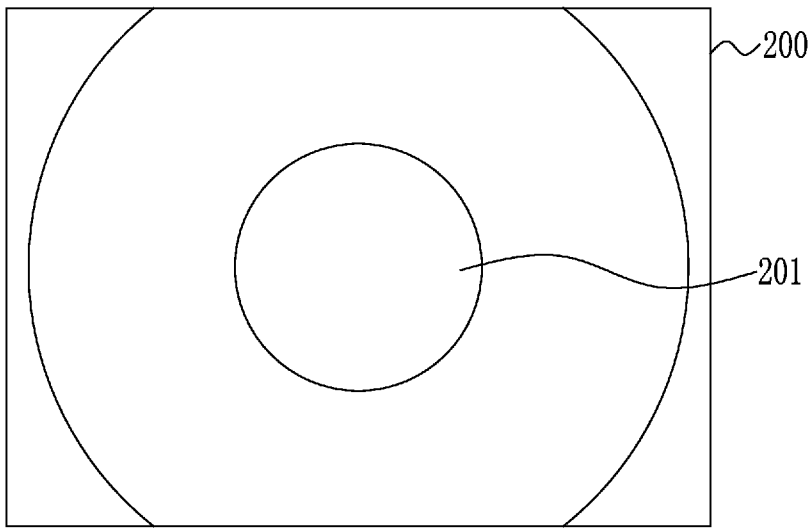
[図29]


露光制御部
110
中央制御部
50
光源制御部
21
撮像制御部
44
光源部
20
絞り
47
シャッター
48
撮像センサ
43
光量の制御
絞り値の制御
露光時間長さの制御
アナログゲインの制御

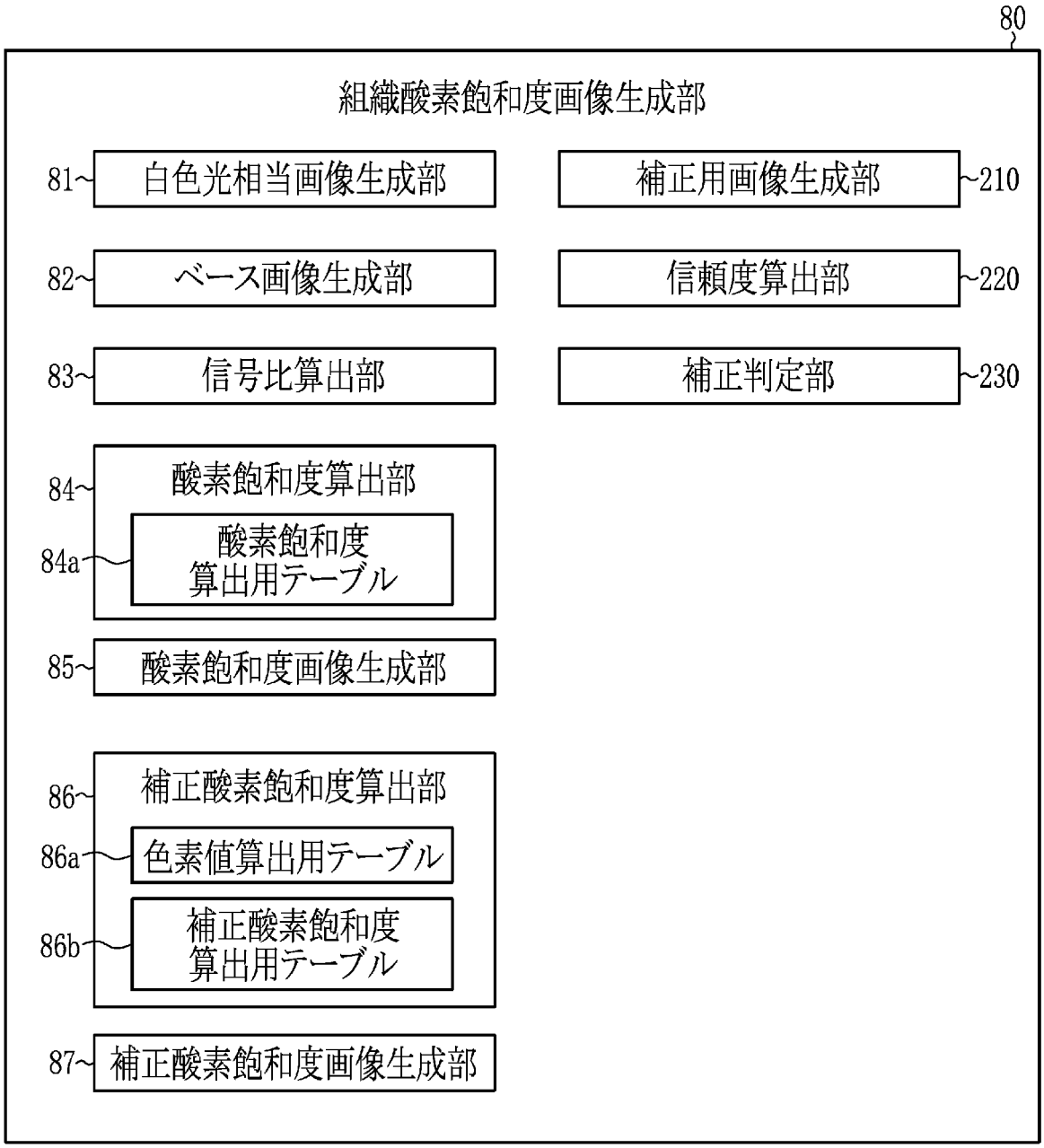
[図30]


スタート
S101
画像信号取得
S102
画像信号明るさ算出
S103
明るさ差分算出
S104
制御量出力
S105
露光制御信号生成
S106
露光制御
エンド

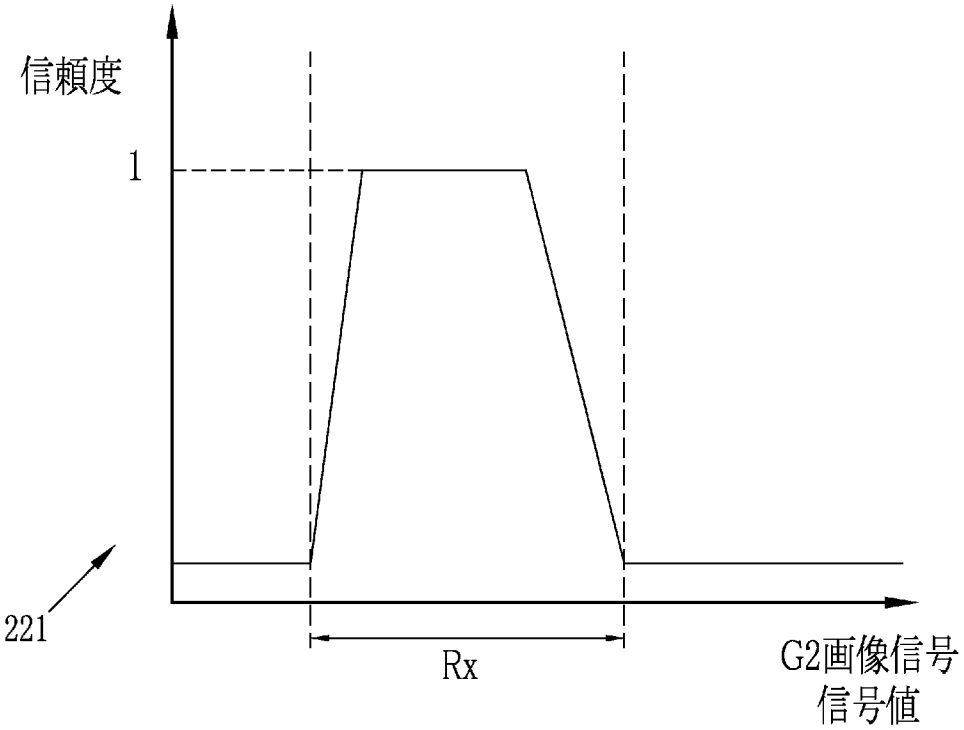
[図31]


200
201

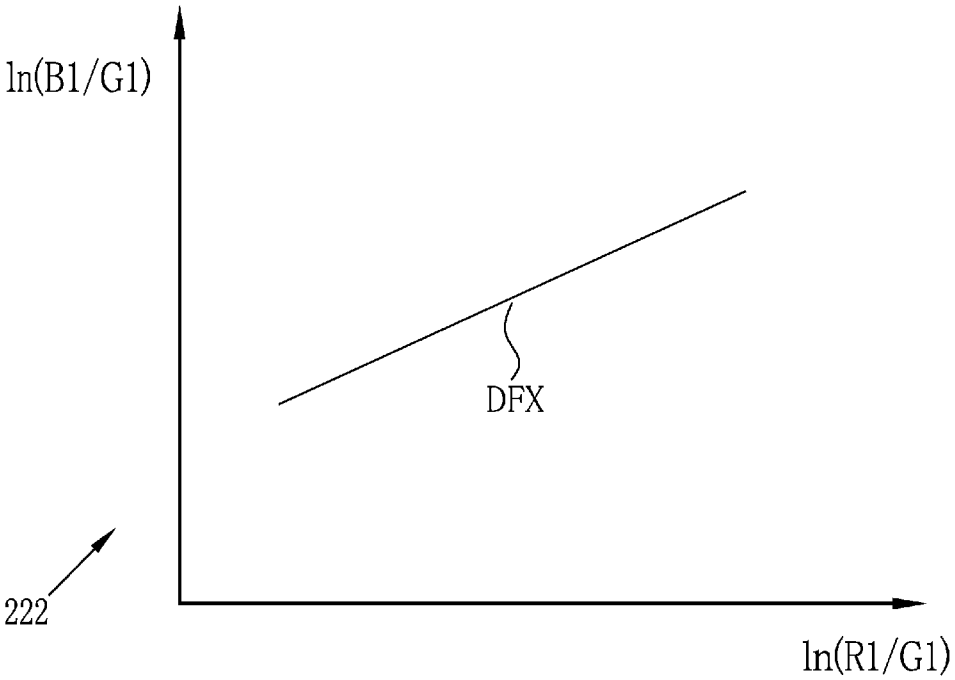
[図32]


80
組織酸素飽和度画像生成部
81
白色光相当画像生成部
82
ベース画像生成部
83
信号比算出部
84
酸素飽和度算出部
84a
酸素飽和度
算出用テーブル
85
酸素飽和度画像生成部
86
補正酸素飽和度算出部
86a
色素値算出用テーブル
86b
補正酸素飽和度
算出用テーブル
87
補正酸素飽和度画像生成部
補正用画像生成部
210
信頼度算出部
220
補正判定部
230

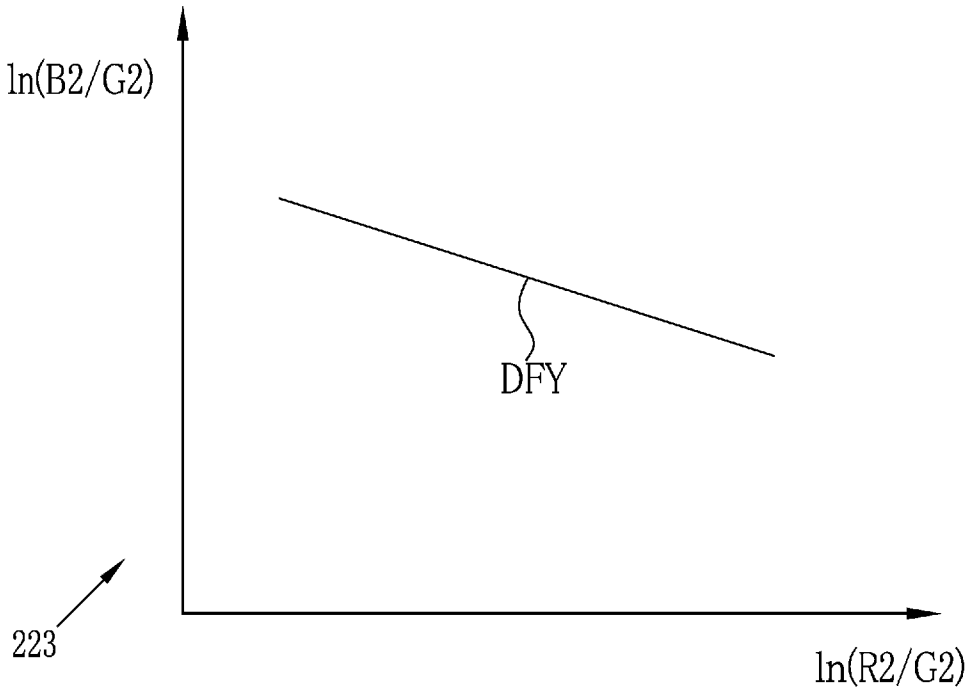
[図33]



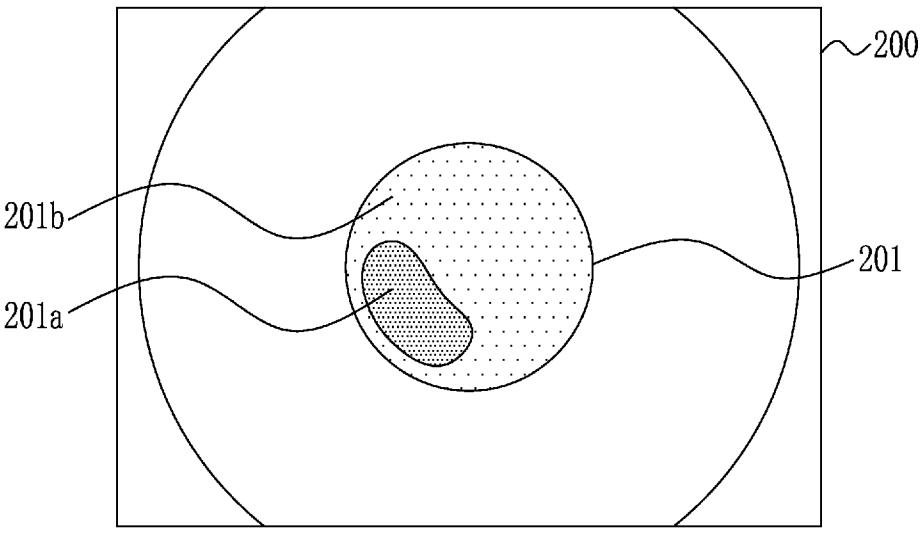
[図34]



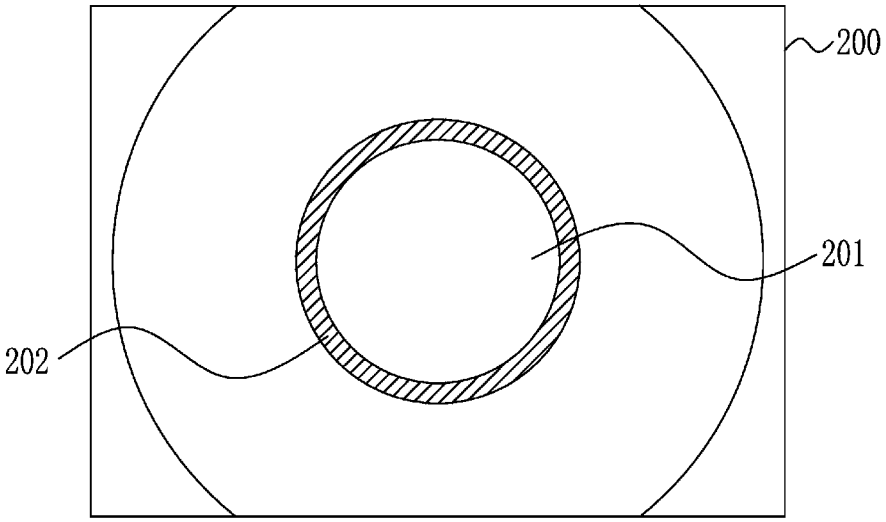
[図35]



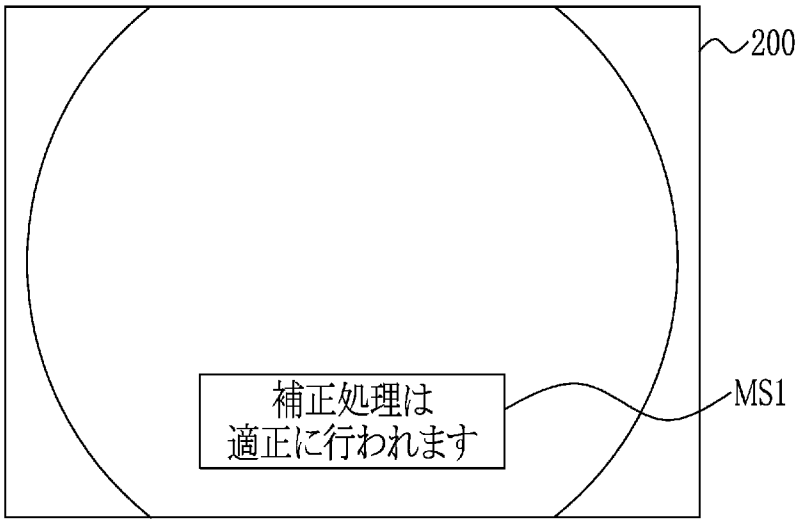
[図36]



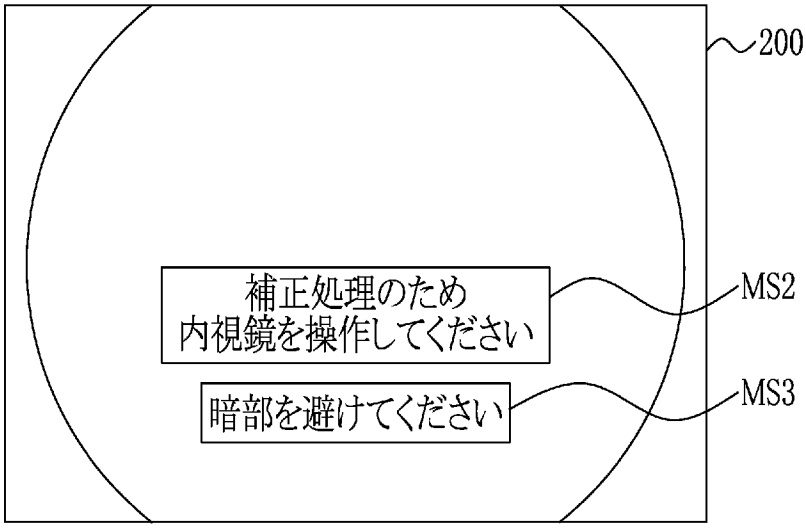
[図37]



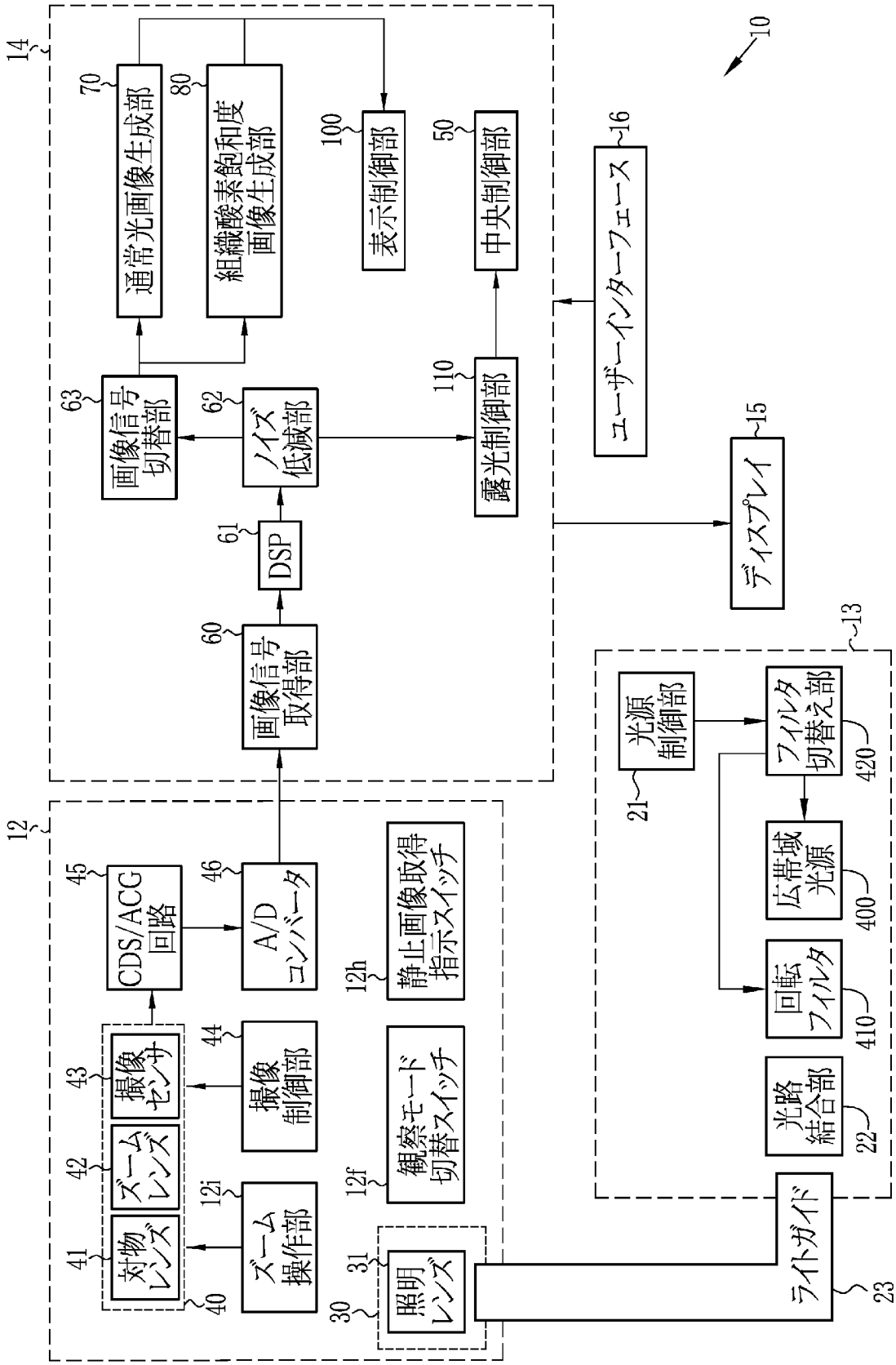
[図38]



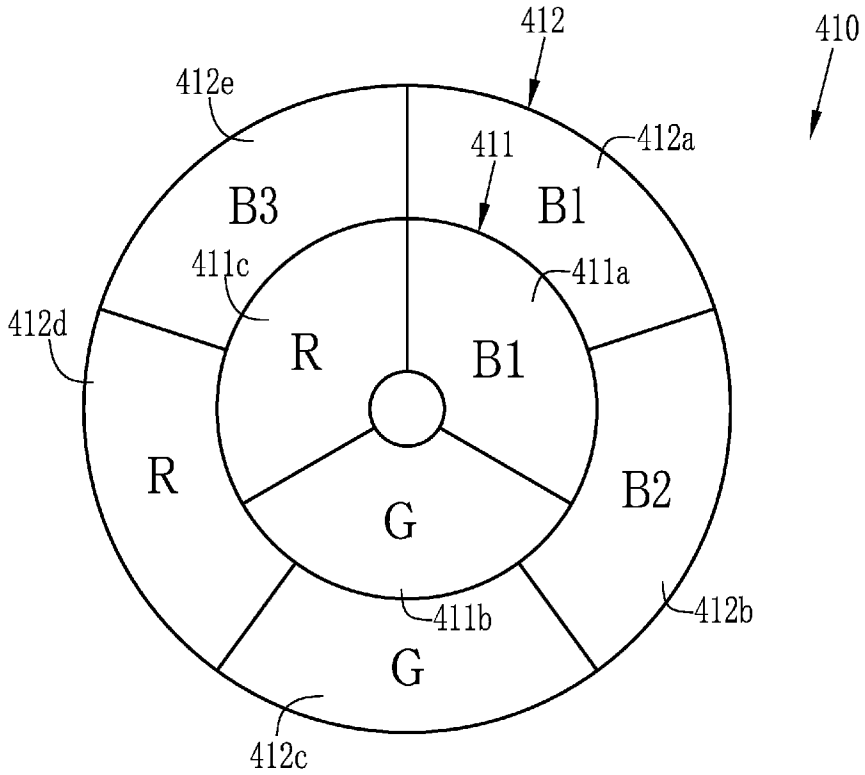
[図39]



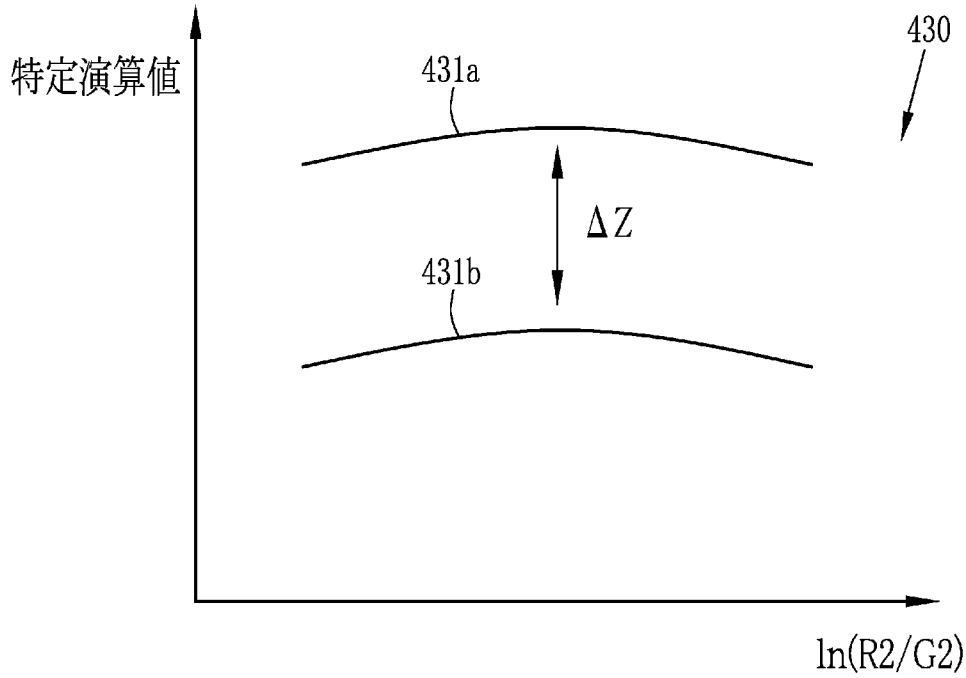
[図40]


10
14
70
通常光画像生成部
80
組織酸素飽和度画像生成部
100
表示制御部
50
中央制御部
16
ユーザーインターフェース
63
画像信号切替部
62
ノイズ低減部
110
露光制御部
15
ディスプレイ
61
DSP
60
画像信号取得部
13
光源制御部
21
フィルタ切替え部
420
12
45
CDS/ACG回路
46
A/Dコンバータ
12h
静止画像取得指示スイッチ
広帯域光源
400
43
撮像センサ
44
撮像制御部
12f
観察モード切替スイッチ
回転フィルタ
410
42
ズームレンズ
12i
ズーム操作部
光路結合部
22
41
対物レンズ
40
30
31
照明レンズ
ライトガイド
23

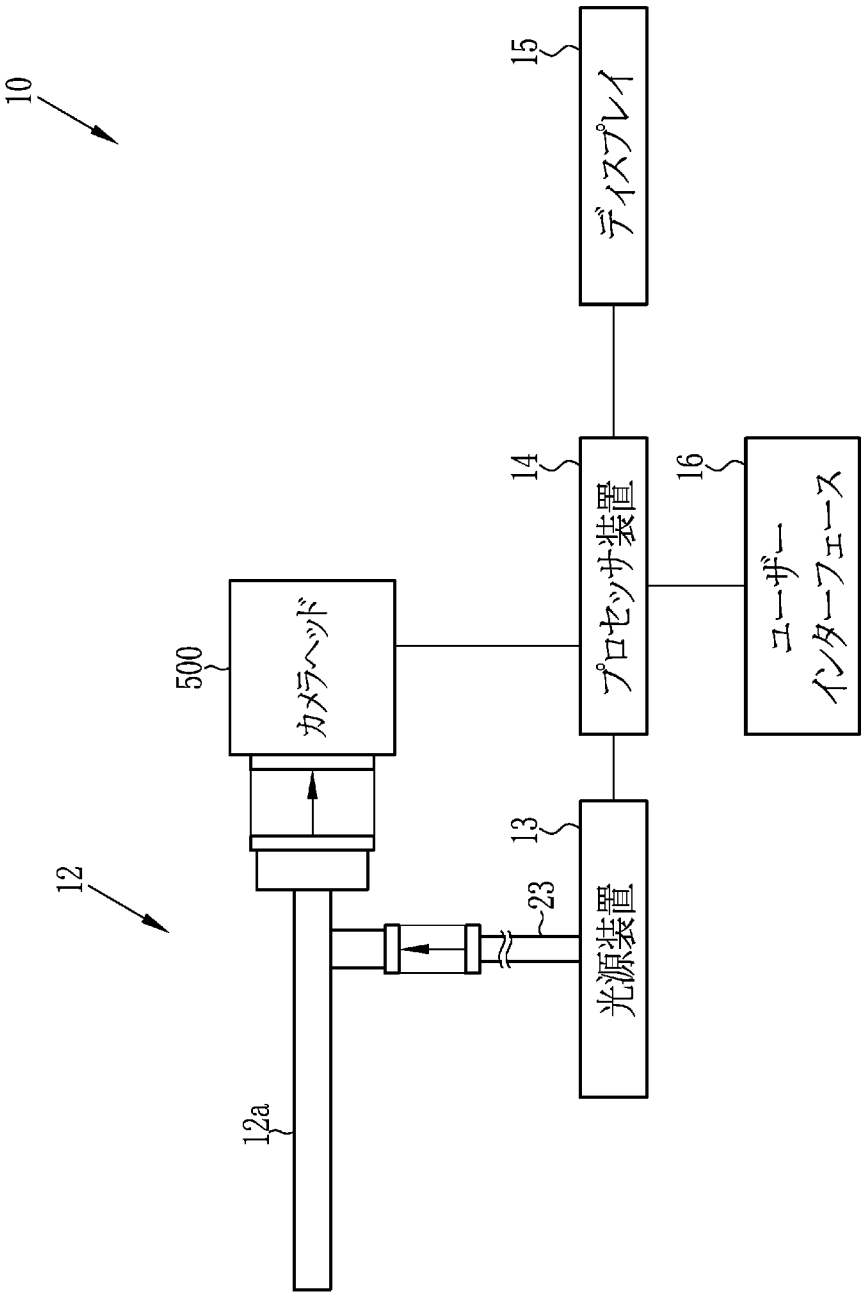
[図41]


412
410
412e
411
412a
B3
B1
411c
411a
412d
R
B1
R
B2
G
411b
412b
G
412c

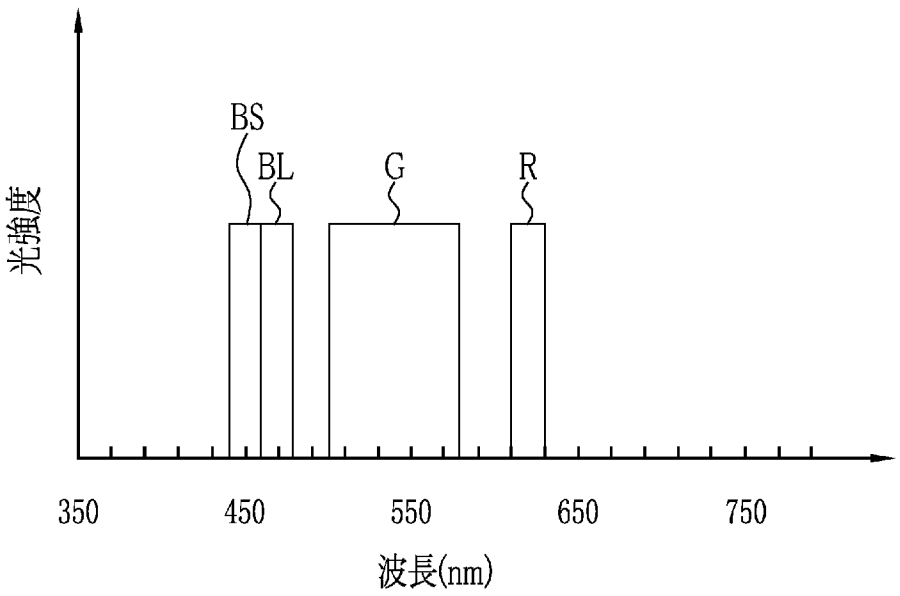
[図42]


特定演算値
430
431a
ΔZ
431b
ln(R2/G2)

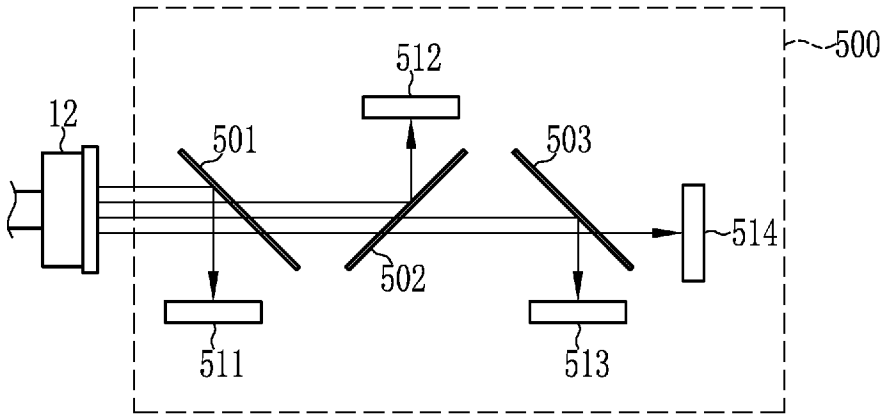
[図43]


10
15
ディスプレイ
14
プロセッサ装置
16
ユーザー
インターフェース
500
カメラヘッド
12
13
光源装置
23
12a

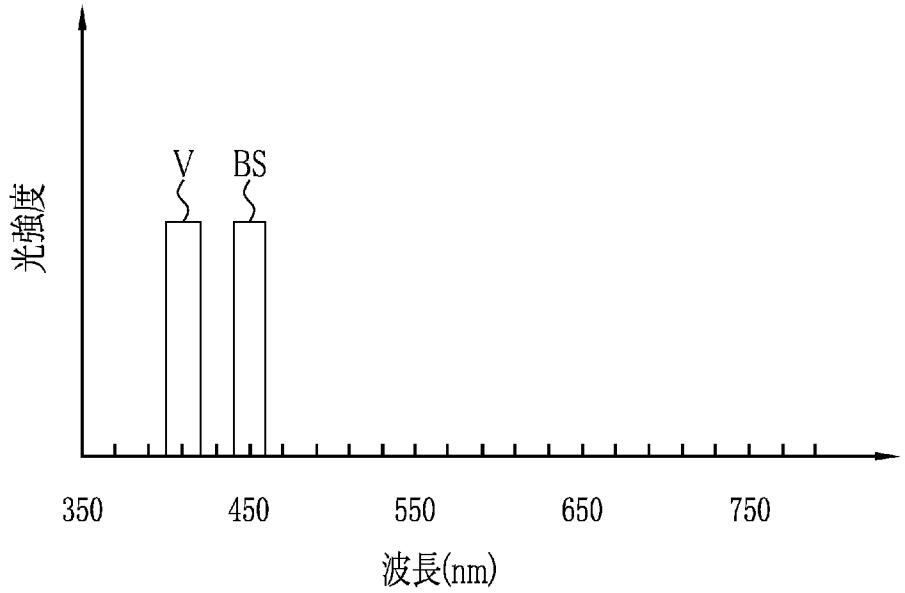
[図44]


BS
BL
G
R
光強度
350
450
550
650
750
波長(nm)

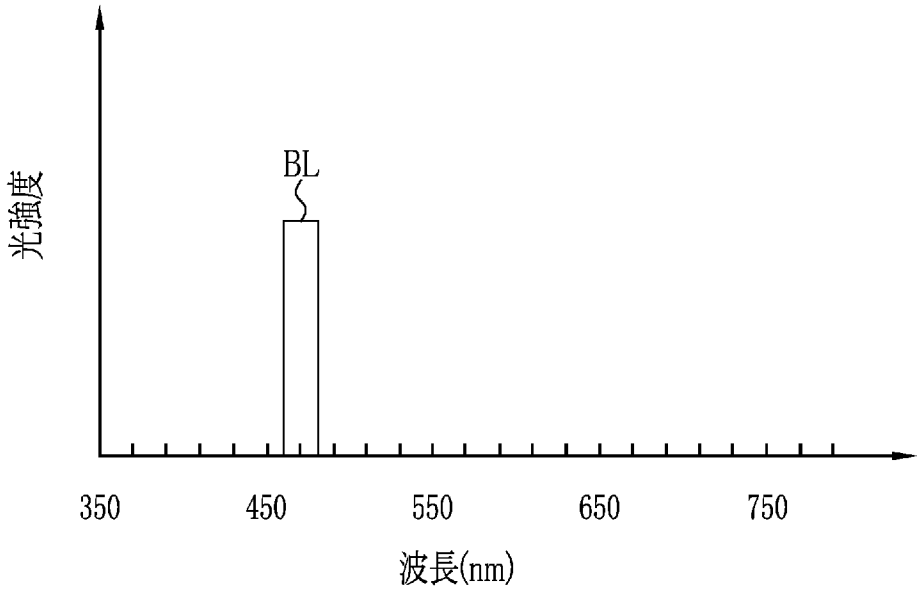
[図45]


500
512
12
501
503
514
502
511
513

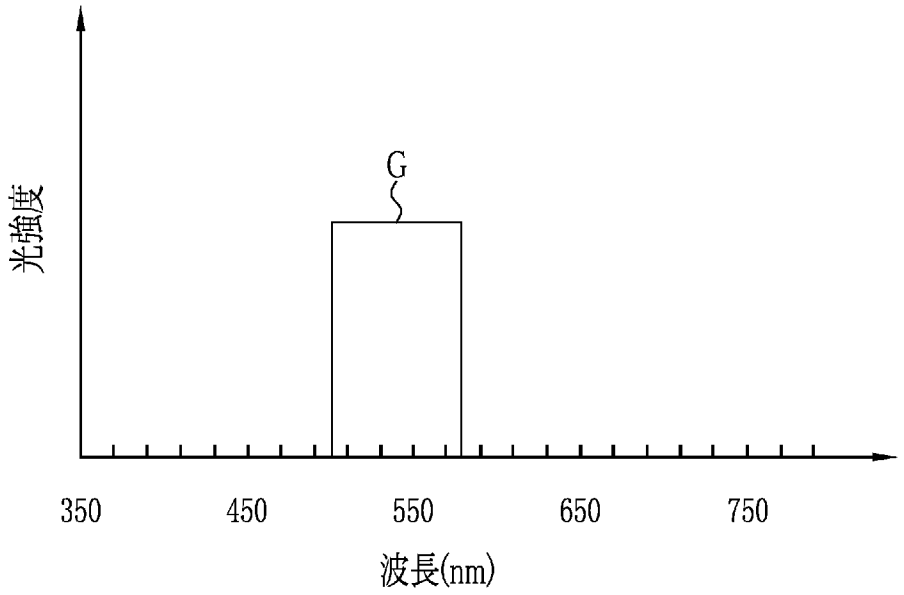
[図46]



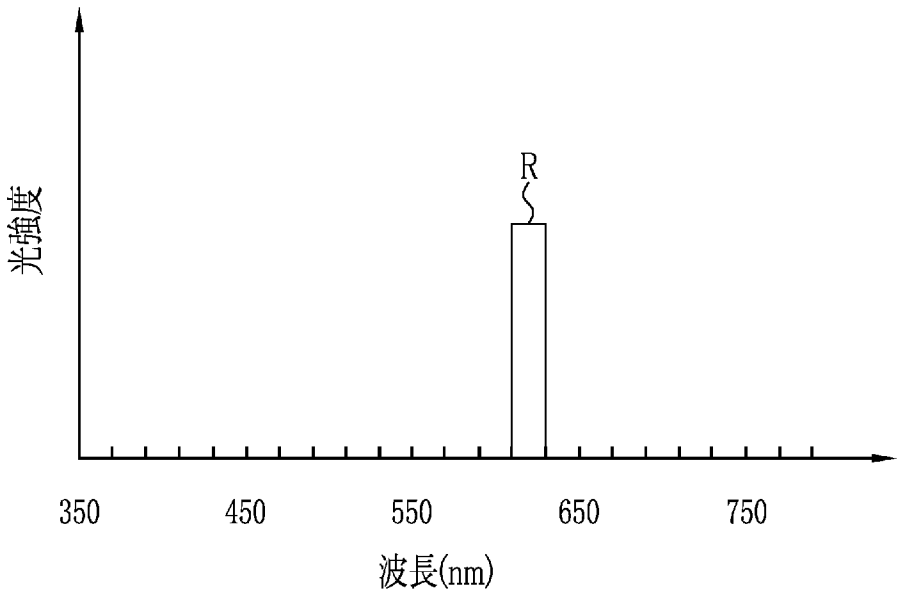
[図47]



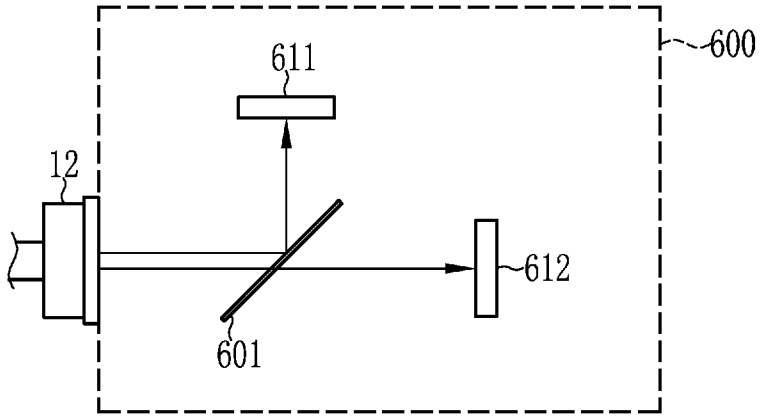
[図48]



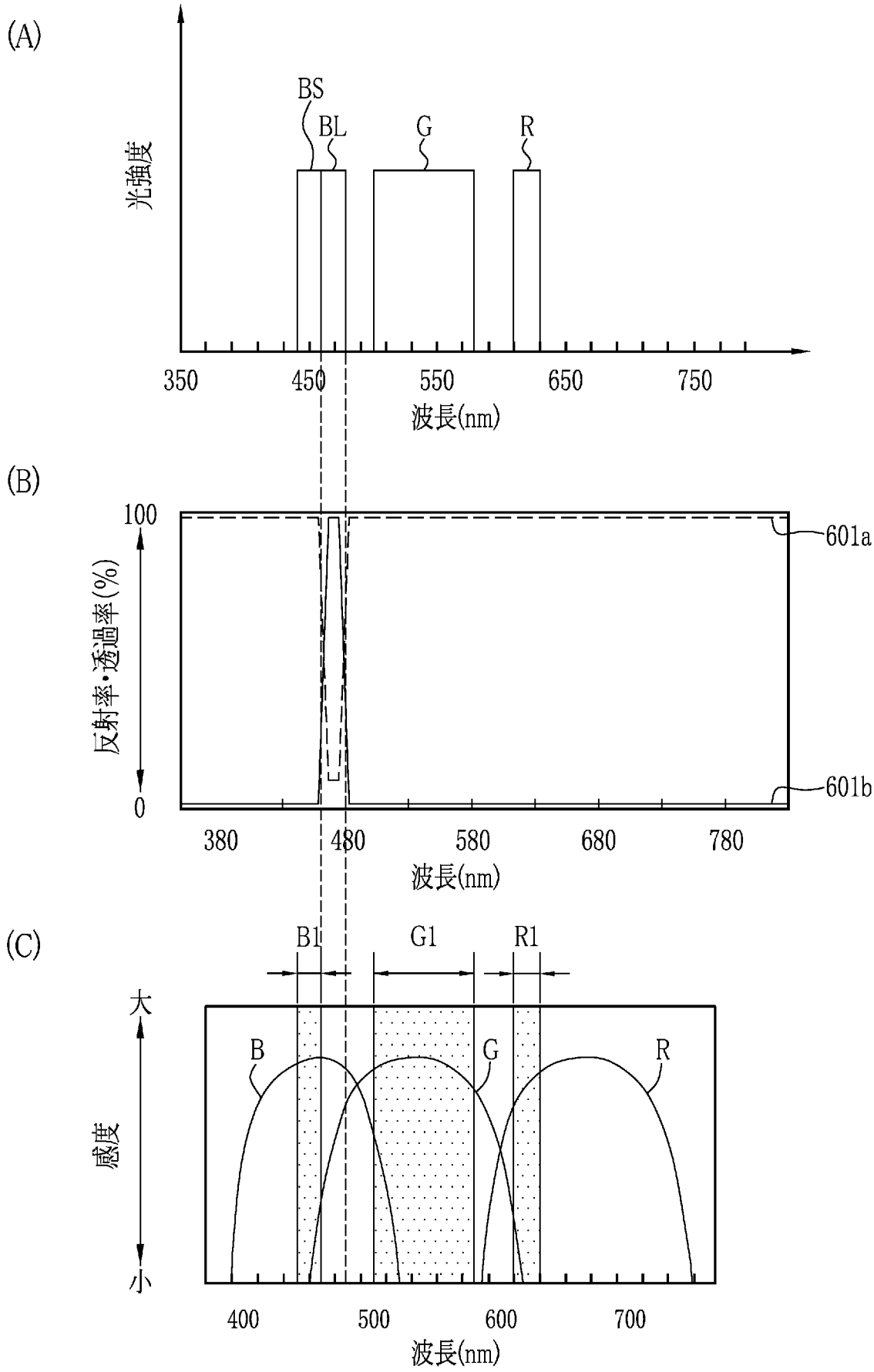
[図49]



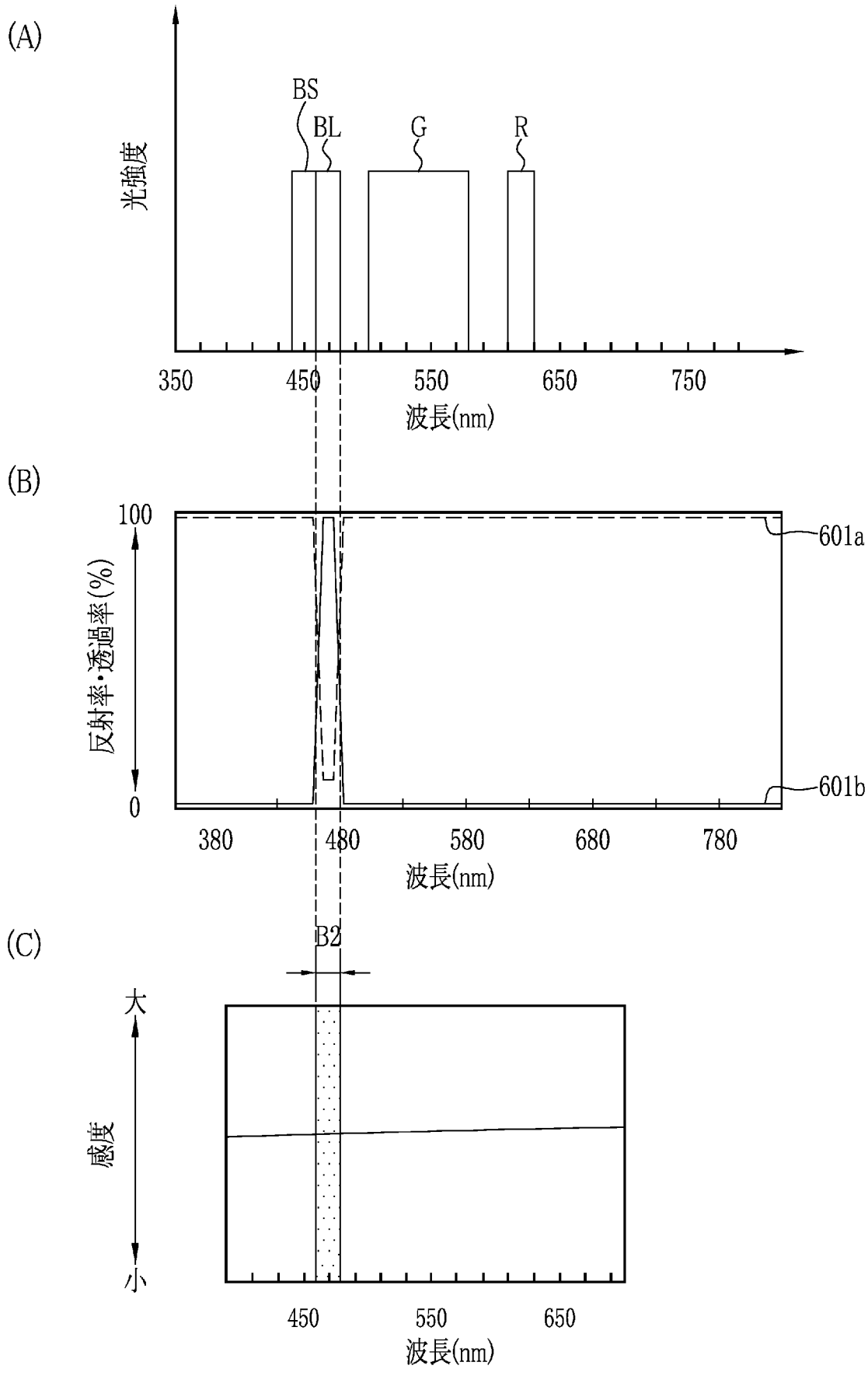
[図50]



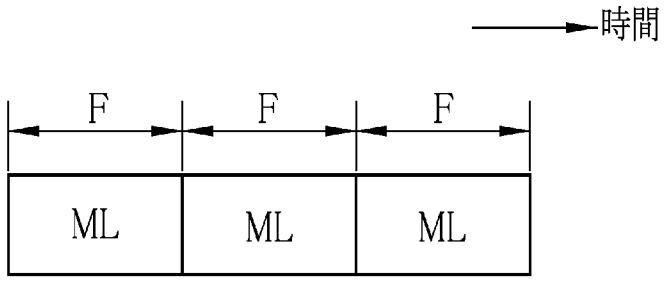
[図51]


(A)
光強度
BS
BL
G
R
350
450
550
650
750
波長(nm)
(B)
100
0
反射率・透過率(%)
601a
601b
380
480
580
680
780
波長(nm)
(C)
B1
G1
R1
大
小
感度
B
G
R
400
500
600
700
波長(nm)

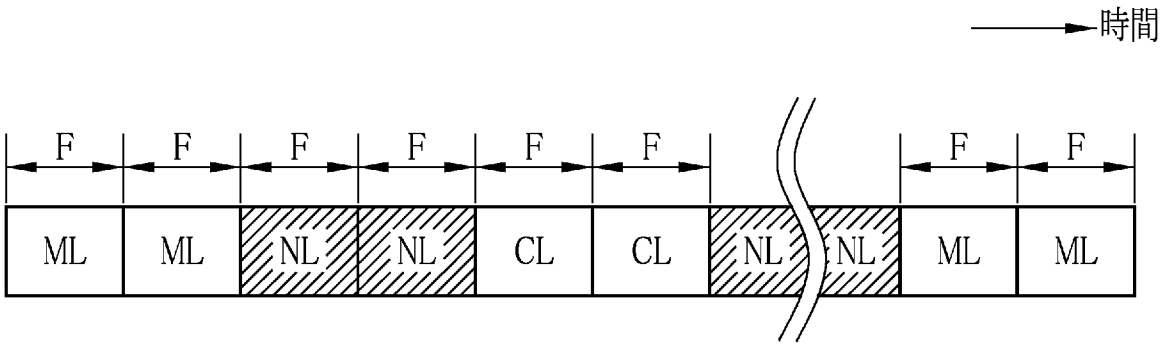
[図52]


(A)
光強度
BS
BL
G
R
350
450
550
650
750
波長(nm)
(B)
100
0
反射率・透過率(%)
601a
601b
380
480
580
680
780
波長(nm)
(C)
B2
大
小
感度
450
550
650
波長(nm)

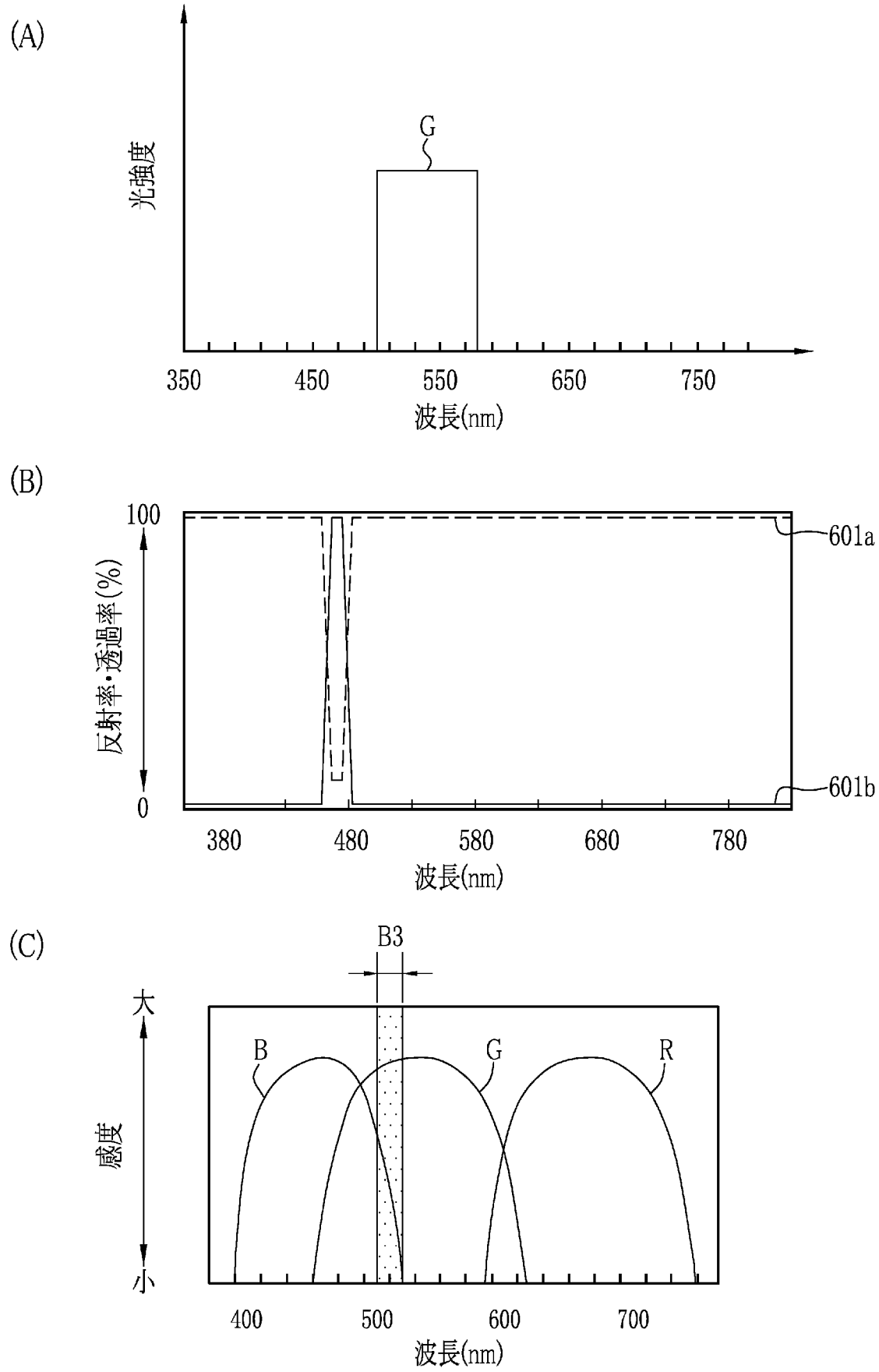
[図53]



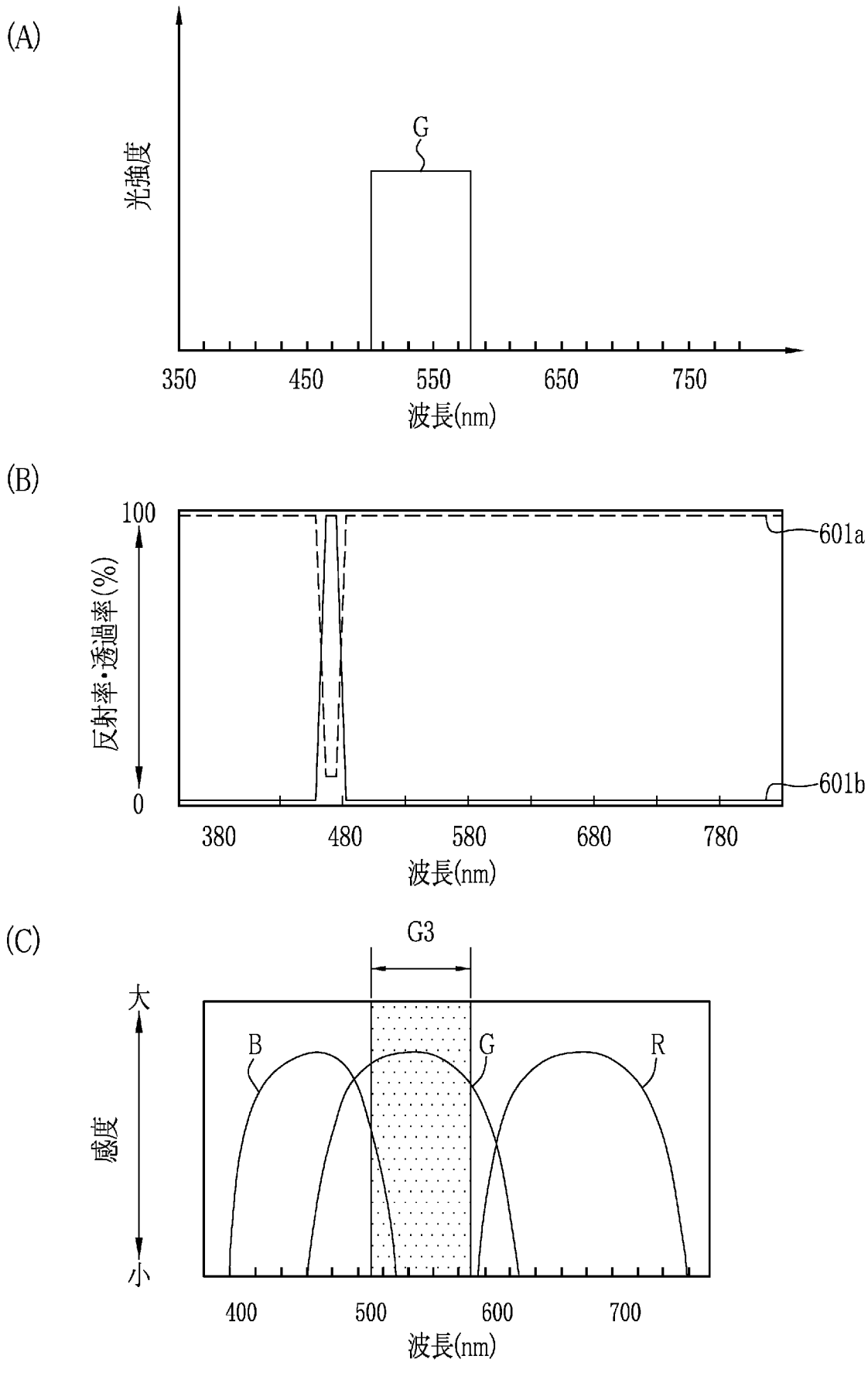
[図54]



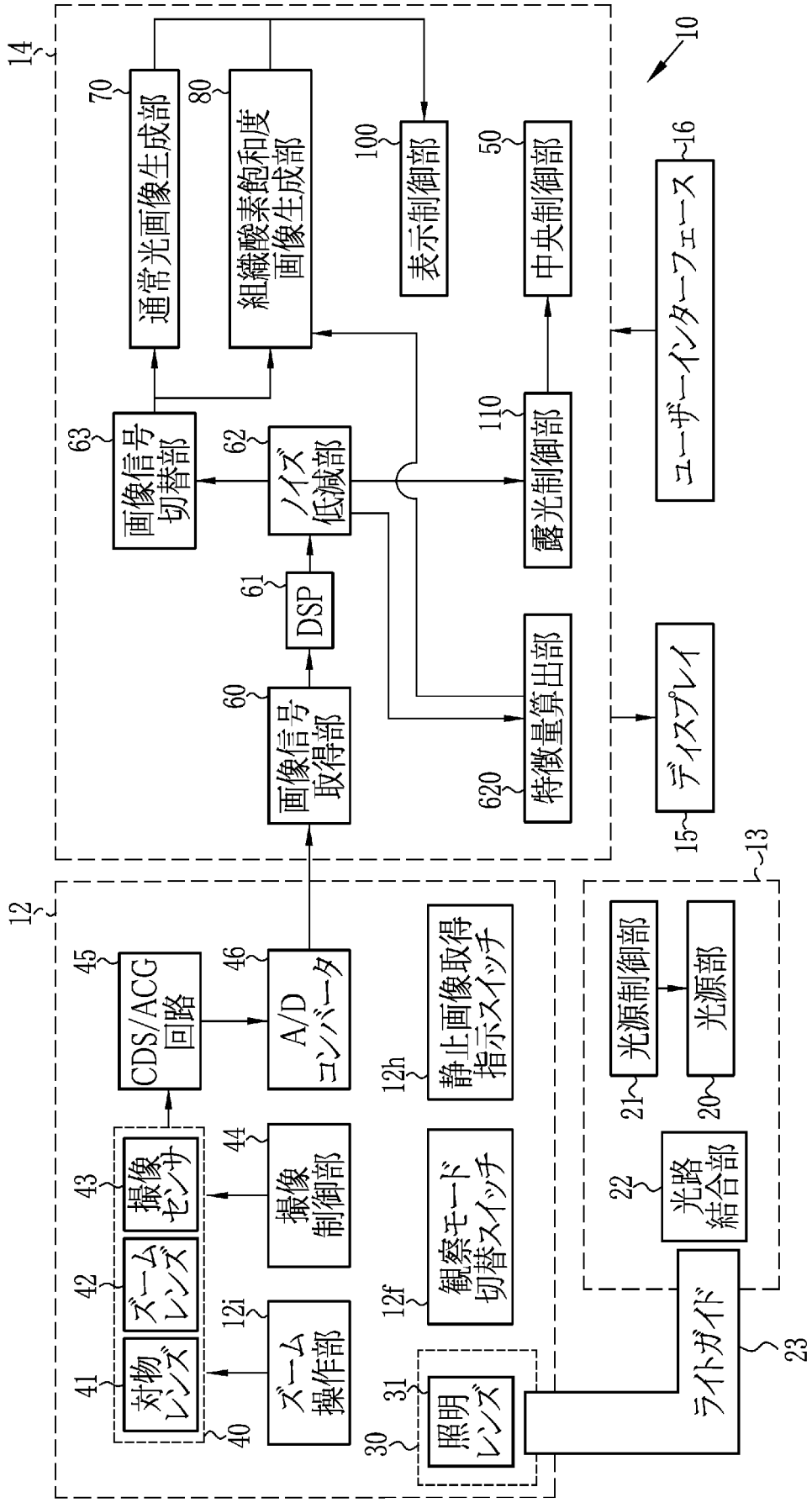
[図55]


(A)
光強度
G
350
450
550
650
750
波長(nm)
(B)
100
0
反射率・透過率(%)
601a
601b
380
480
580
680
780
波長(nm)
(C)
B3
大
小
感度
B
G
R
400
500
600
700
波長(nm)

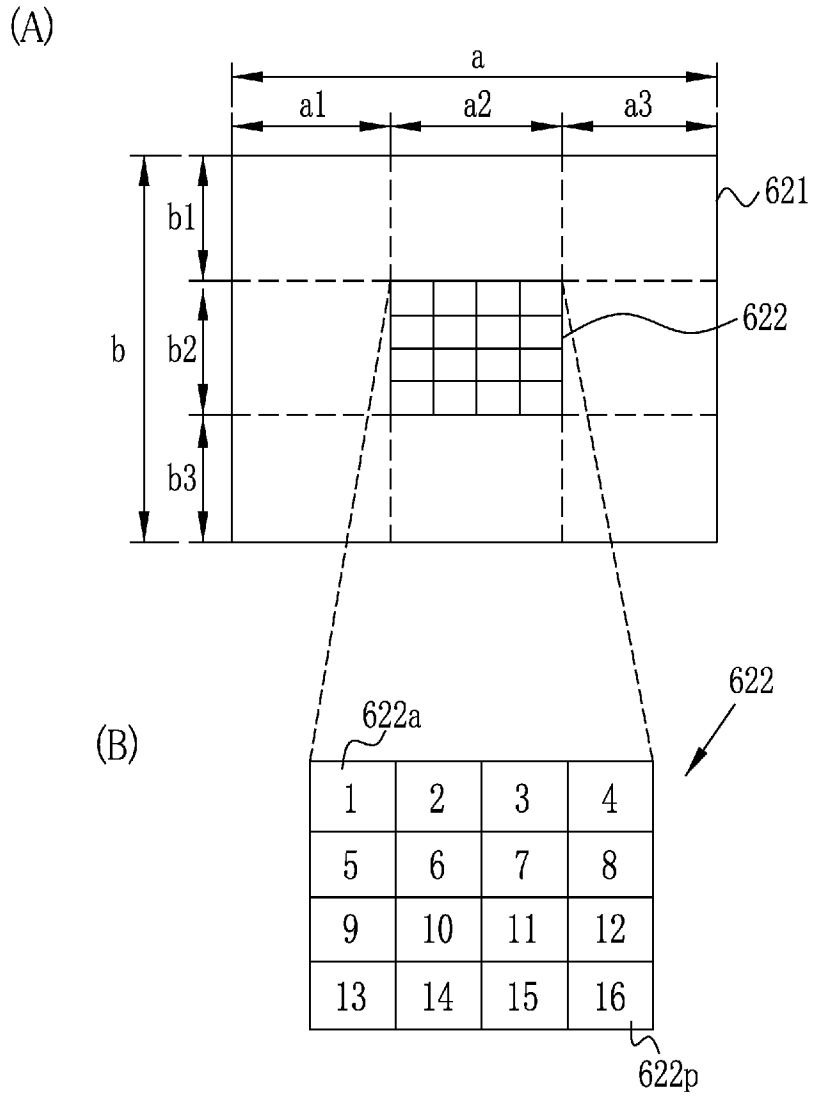
[図56]


(A)
光強度
G
350
450
550
650
750
波長(nm)
(B)
100
0
反射率・透過率(%)
601a
601b
380
480
580
680
780
波長(nm)
(C)
G3
大
小
感度
B
G
R
400
500
600
700
波長(nm)

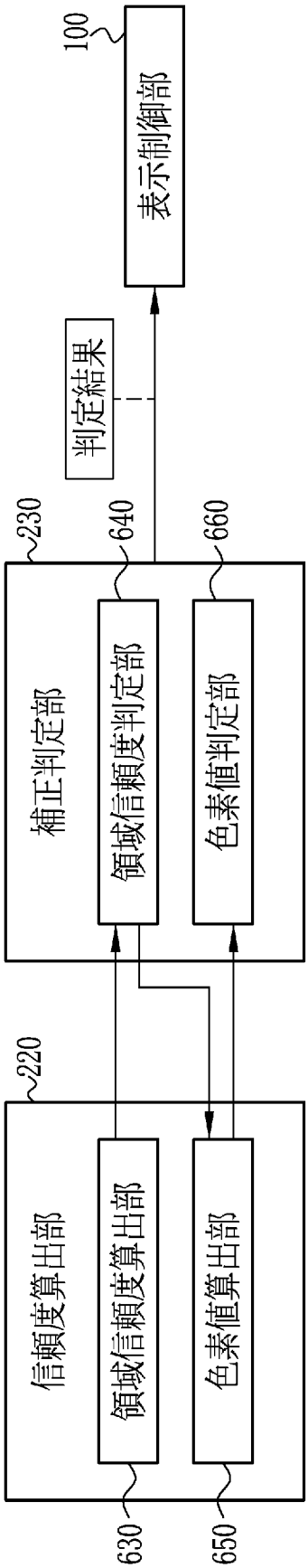
[図57]


14
10
70
通常光画像生成部
80
組織酸素飽和度画像生成部
100
表示制御部
50
中央制御部
16
ユーザーインターフェース
63
画像信号切替部
62
ノイズ低減部
110
露光制御部
61
DSP
60
画像信号取得部
620
特徴量算出部
15
ディスプレイ
13
12
45
CDS/ACG回路
46
A/Dコンバータ
12h
静止画像取得指示スイッチ
21
光源制御部
20
光源部
43
撮像センサ
44
撮像制御部
42
ズームレンズ
12i
ズーム操作部
12f
観察モード切替スイッチ
41
対物レンズ
40
31
照明レンズ
30
22
光路結合部
ライトガイド
23

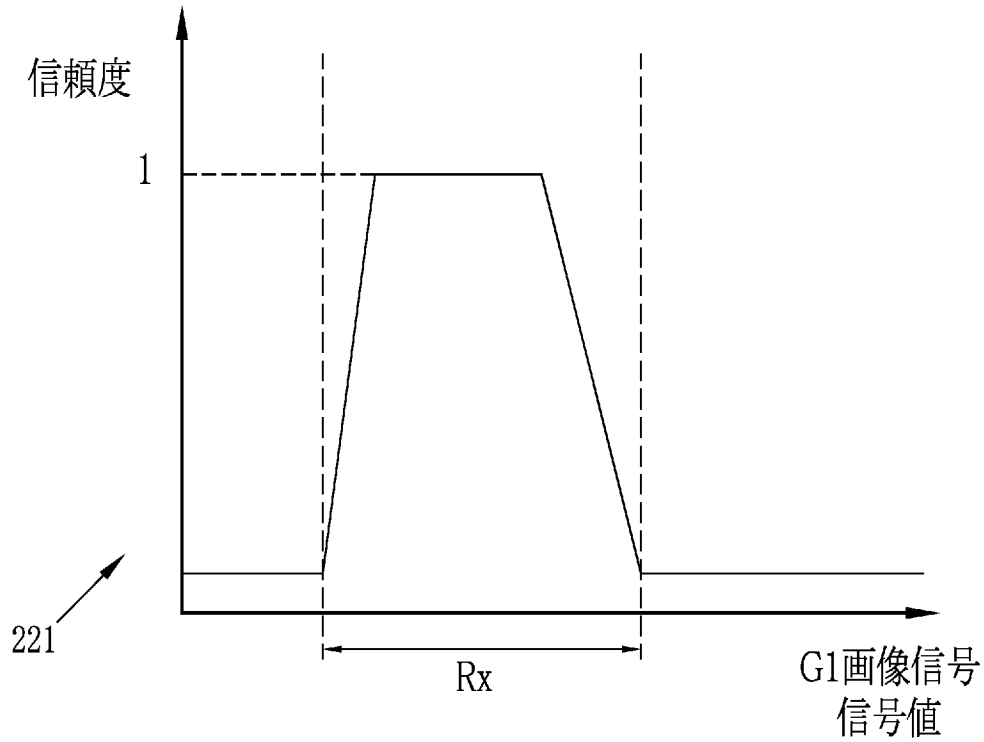
[図58]


(A)
a
a1
a2
a3
b1
b
b2
b3
621
622
(B)
622a
622
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
622p

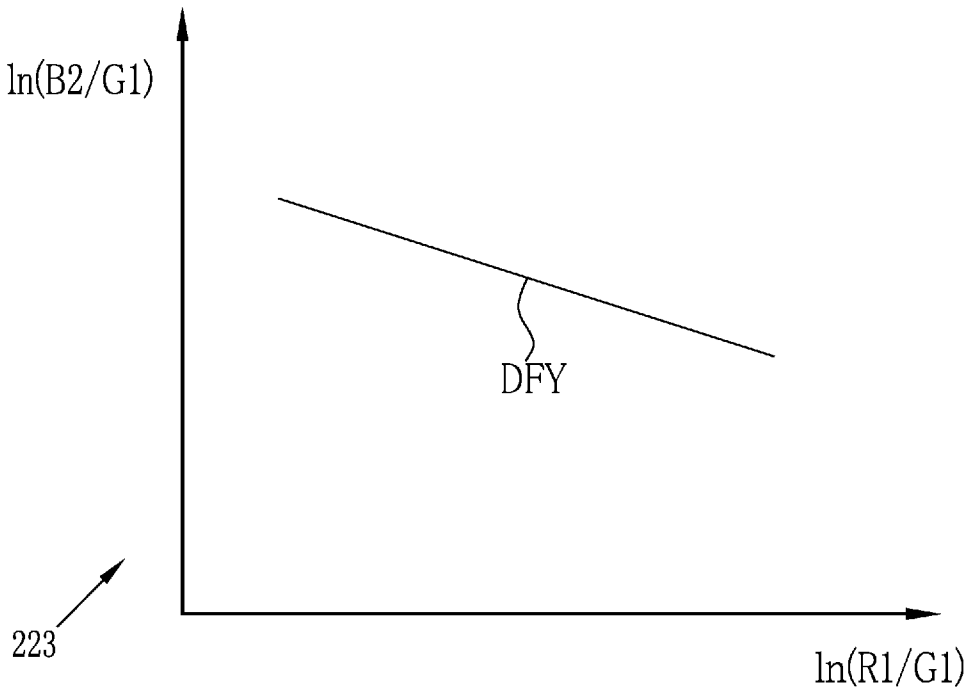
[図59]


100
表示制御部
判定結果
230
640
660
補正判定部
領域信頼度判定部
色素値判定部
220
信頼度算出部
領域信頼度算出部
色素値算出部
630
650

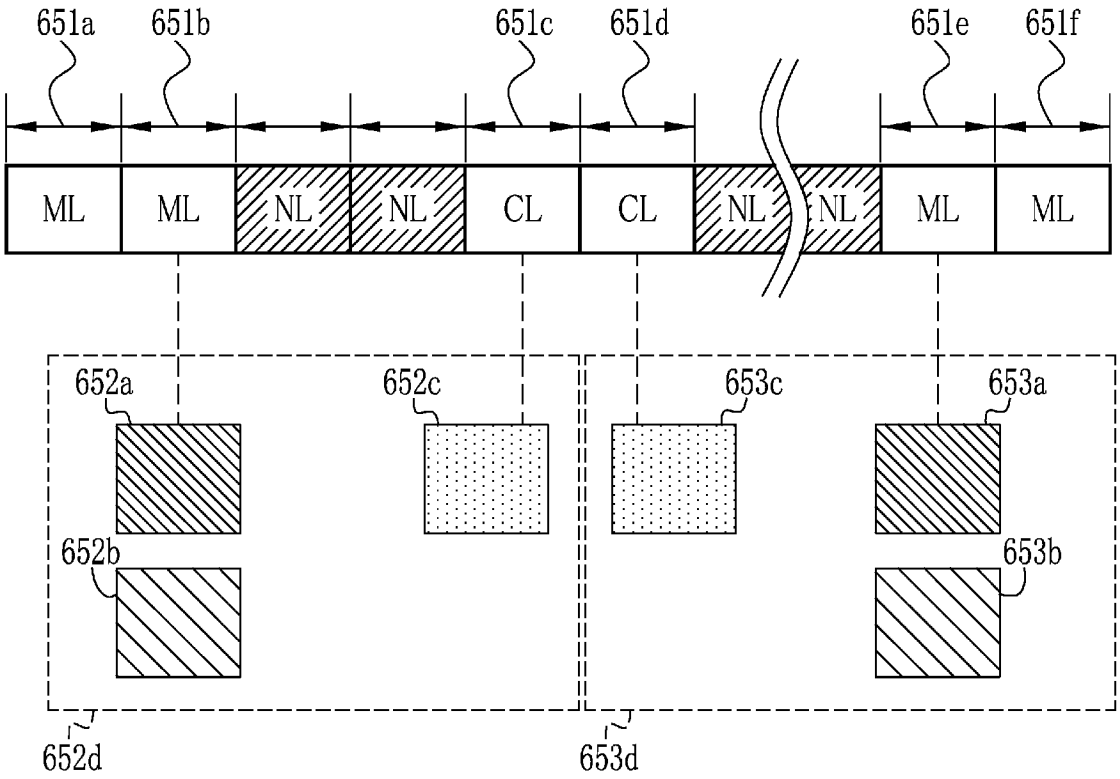
[図60]



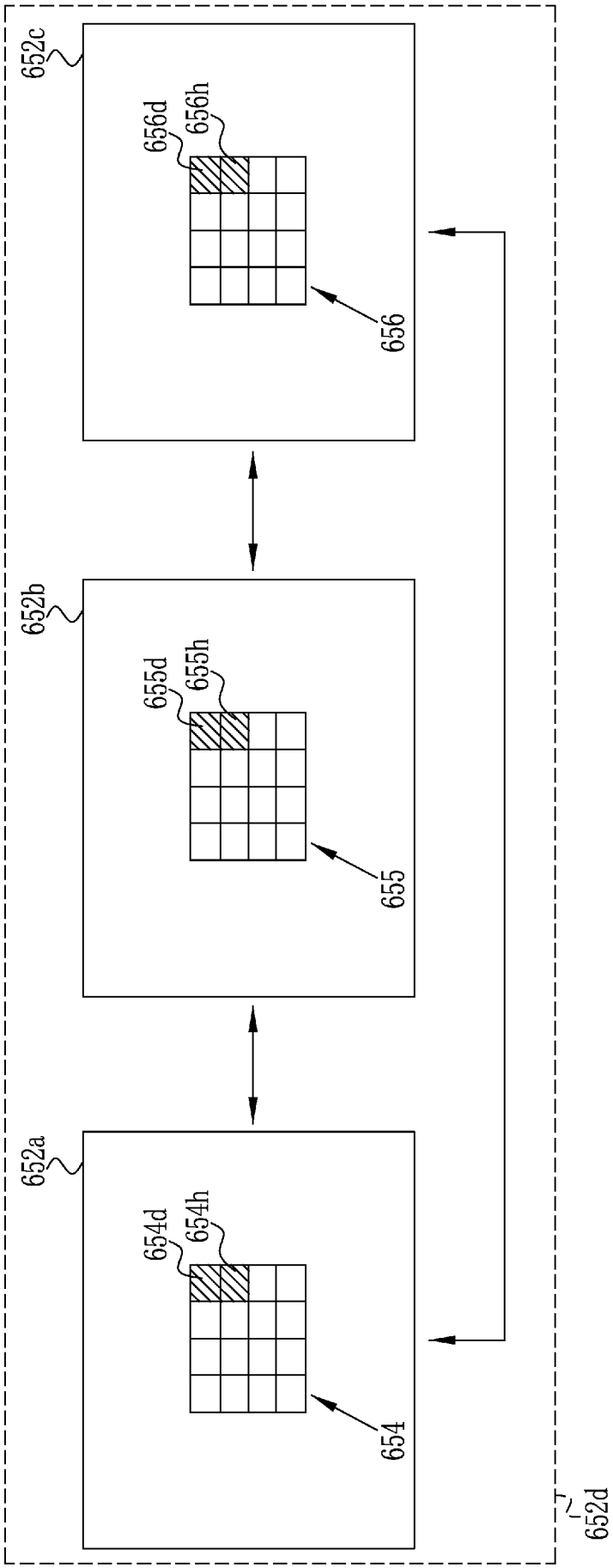
[図61]



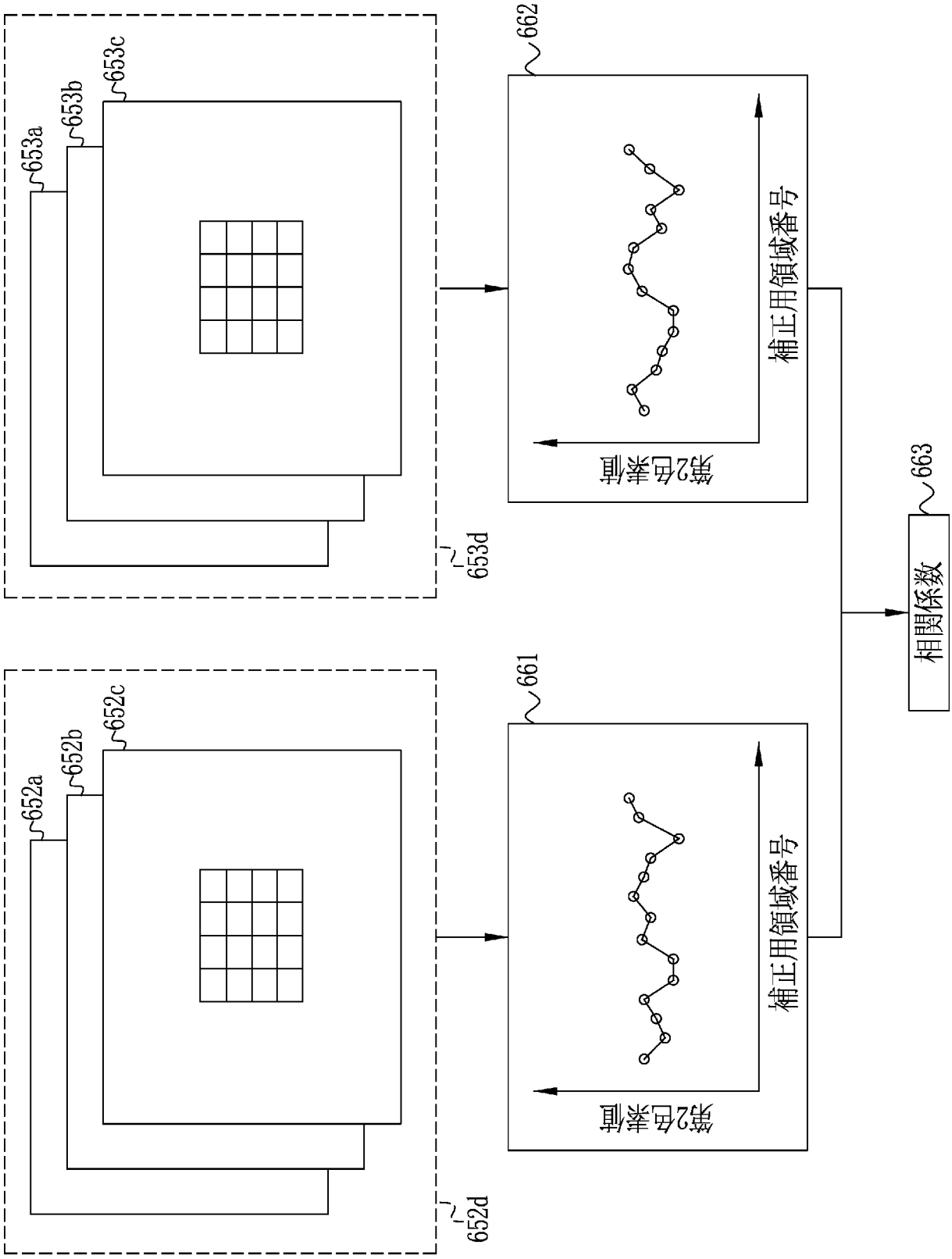
[図62]


651a
651b
651c
651d
651e
651f
ML
ML
NL
NL
CL
CL
NL
NL
ML
ML
652a
652c
653c
653a
652b
653b
652d
653d

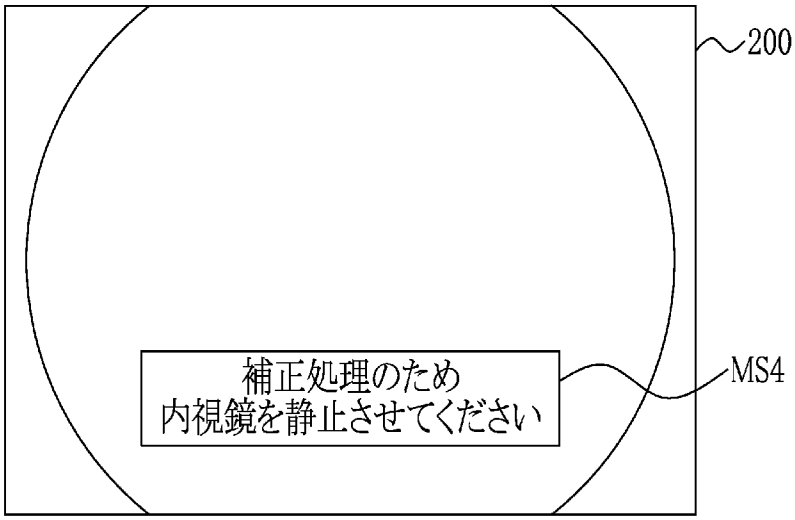
[図63]



[図64]


652a
652b
652c
652d
653a
653b
653c
653d
661
662
663
第2色素値
補正用領域番号
第2色素値
補正用領域番号
相関係数

[図65]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2022/045537

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 1/045(2006.01)i; ***A61B 1/00***(2006.01)i; ***A61B 1/06***(2006.01)i
FI: A61B1/045 617; A61B1/045 632; A61B1/00 513; A61B1/06 612

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)

A61B1/045; A61B1/00; A61B1/06

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

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2023
Registered utility model specifications of Japan 1996-2023
Published registered utility model applications of Japan 1994-2023

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 6412252 B2 (FUJIFILM CORP.) 24 October 2018 (2018-10-24) entire text, all drawings	1-13
A	JP 2016-7353 A (FUJIFILM CORP.) 18 January 2016 (2016-01-18) entire text, all drawings	1-13
A	JP 2017-18503 A (FUJIFILM CORP.) 26 January 2017 (2017-01-26) entire text, all drawings	1-13
A	JP 2015-160012 A (FUJIFILM CORP.) 07 September 2015 (2015-09-07) entire text, all drawings	1-13
A	JP 2013-188365 A (FUJIFILM CORP.) 26 September 2013 (2013-09-26) entire text, all drawings	1-13

☐ 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	Date of mailing of the international search report
30 January 2023	**07 February 2023**
Name and mailing address of the ISA/JP **Japan Patent Office (ISA/JP)** **3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915** **Japan**	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2022/045537

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
JP 6412252 B2	24 October 2018	US 2018/0020903 A1 whole document WO 2016/158276 A1 EP 3278710 A1	
JP 2016-7353 A	18 January 2016	(Family: none)	
JP 2017-18503 A	26 January 2017	US 2017/0014055 A1 whole document EP 3117759 A1	
JP 2015-160012 A	07 September 2015	US 2015/0238086 A1 whole document EP 2912990 A1	
JP 2013-188365 A	26 September 2013	US 2013/0245410 A1 whole document EP 2638844 A1	

国際調査報告

国際出願番号
PCT/JP2022/045537

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

A61B 1/045(2006.01)i; A61B 1/00(2006.01)i; A61B 1/06(2006.01)i
FI: A61B1/045 617; A61B1/045 632; A61B1/00 513; A61B1/06 612

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））

A61B1/045; A61B1/00; A61B1/06

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	１９７１－２０２３年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０２３年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０２３年

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

C. 関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー*	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
A	JP 6412252 B2 (富士フイルム株式会社) 24.10.2018 (2018-10-24) 全文、全図	1-13
A	JP 2016-7353 A (富士フイルム株式会社) 18.01.2016 (2016-01-18) 全文、全図	1-13
A	JP 2017-18503 A (富士フイルム株式会社) 26.01.2017 (2017-01-26) 全文、全図	1-13
A	JP 2015-160012 A (富士フイルム株式会社) 07.09.2015 (2015-09-07) 全文、全図	1-13
A	JP 2013-188365 A (富士フイルム株式会社) 26.09.2013 (2013-09-26) 全文、全図	1-13

☐ 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抵触するものではなく、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	国際調査報告の発送日
30.01.2023	07.02.2023

名称及びあて先
日本国特許庁(ISA/JP)
〒100-8915
日本国
東京都千代田区霞が関三丁目４番３号

権限のある職員（特許庁審査官）
門田　宏 2Q 9224

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

国際調査報告
パテントファミリーに関する情報

国際出願番号
PCT/JP2022/045537

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 6412252 B2	24.10.2018	US 2018/0020903 A1 whole document WO 2016/158276 A1 EP 3278710 A1	
JP 2016-7353 A	18.01.2016	（ファミリーなし）	
JP 2017-18503 A	26.01.2017	US 2017/0014055 A1 whole document EP 3117759 A1	
JP 2015-160012 A	07.09.2015	US 2015/0238086 A1 whole document EP 2912990 A1	
JP 2013-188365 A	26.09.2013	US 2013/0245410 A1 whole document EP 2638844 A1	