(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 2023/132138 A1

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

(21) 国際出願番号： PCT/JP2022/042708

(22) 国際出願日： 2022年11月17日(17.11.2022)

(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 2022-001732 2022年1月7日(07.01.2022) JP
特願 2022-130625 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: 齋藤 孝明(**SAITO, Takaaki**); 〒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).

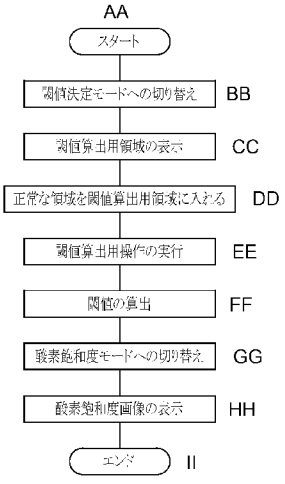
(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK,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

WO 2023/132138 A1

(54) **Title:** PROCESSOR DEVICE, OPERATION METHOD THEREFOR, AND ENDOSCOPE SYSTEM

(54) 発明の名称： プロセッサ装置及びその作動方法並びに内視鏡システム

[図31]



AA Start
BB Switch to the threshold determination mode
CC Display threshold calculation region
DD Include normal region in threshold calculation region
EE Execute threshold calculation operation
FF Calculate threshold
GG Switch to oxygen saturation degree mode
HH Display oxygen saturation degree image
II End

(57) **Abstract:** Provided are: a processor device that can determine adaptively a threshold, which is to be set according to the oxygen saturation degree; an operation method therefor; and an endoscope system. In an oxygen saturation degree mode, an oxygen saturation degree image is generated, the image including a high oxygen saturation region where the color tone of a base image is controlled by a first color tone control method, and a low oxygen saturation region where the color tone of the base image is controlled by a second color tone control method which is different from the first color tone control method. In a threshold determination mode, which is for determining the threshold, a threshold calculation region (83) is shown on a display, and the threshold is calculated on the basis of the oxygen saturation degree in the threshold calculation region (83) calculated at least in accordance with a threshold calculation operation.

(57) 要約：酸素飽和度に応じて定める閾値を適応的に決定することができるプロセッサ装置及びその作動方法並びに内視鏡システムを提供する。 酸素飽和度モードにおいて、ベース画像の色調を第１色調制御方法で制御した高酸素飽和度領域と、ベース画像の色調を、第１色調制御方法と異なる第２色調制御方法で制御した低酸素飽和度領域とを含む酸素飽和度画像を生成する。閾値を決定する閾値決定モードにおいては、ディスプレイに閾値算出用領域（８３）を表示し、少なくとも閾値算出用操作に従って算出される閾値算出用領域（８３）内の酸素飽和度に基づいて、閾値を算出する。

［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))

明　細　書

発明の名称 ：

プロセッサ装置及びその作動方法並びに内視鏡システム

技術分野

[0001]　本発明は、観察対象の酸素飽和度を算出するプロセッサ装置及びその作動方法並びに内視鏡システムに関する。

背景技術

[0002]　近年では、内視鏡を使用する医療分野においては、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、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により吸光係数が変化する波長帯域を含む照明光を観察対象に照明し、撮像することに行われる。そして、撮像により得られた画像に基づいて、酸素飽和度に応じて色調を変化させた酸素飽和度画像をディスプレイに表示する。

[0003]　ただし、画面全体を酸素飽和度に応じて色調を変化させた場合には、観察対象の形態観察を把握しにくくなる。そこで、特許文献１では、酸素飽和度が閾値以下となる低酸素の領域に限って、酸素飽和度に応じて色調（青色調）を変化させ、正常部位のように、酸素飽和度が閾値を超える領域については色調を維持することで、形態観察と低酸素の領域の観察の識別を両立させている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開２０１２－１３９４８２号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005]　上記特許文献１に示すように、形態観察と低酸素の領域の観察の識別を両立させるためには、色調を維持する色調維持領域と色調を変化させる色調変化領域を区別するための酸素飽和度の閾値を定める必要がある。このような

酸素飽和度の閾値は、正常部位と低酸素部位の境界を示す酸素飽和度の値（境界値）により定めることが好ましいが、境界値は、観察臓器の観察中の動態又は患者毎の個体差などによって変動する可能性がある。そのため、観察中の動態又は患者毎の個体差などを考慮して、閾値を適応的に決定することが求められていた。

[0006] 本発明は、酸素飽和度に応じて、正常部位と低酸素部位の境界を示す閾値を定める場合において、閾値を適応的に決定することができるプロセッサ装置及びその作動方法並びに内視鏡システムを提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0007] 本発明のプロセッサ装置は、プロセッサを備え、プロセッサが、ベース画像を生成し、酸素飽和度モードにおいて、酸素飽和度が閾値を超えている領域であってベース画像の色調を第１色調制御方法で制御した高酸素飽和度領域と、酸素飽和度が閾値以下の領域であって、ベース画像の色調を、第１色調制御方法と異なる第２色調制御方法で制御した低酸素飽和度領域とを含む酸素飽和度画像を生成し、閾値を決定する閾値決定モードにおいては、ディスプレイに閾値算出用領域を表示し、少なくとも閾値算出用操作に従って算出される閾値算出用領域内の酸素飽和度に基づいて、閾値を算出する。

[0008] プロセッサは、閾値算出用操作が行われたタイミングで閾値算出用領域内の酸素飽和度を算出し、閾値算出用領域内の酸素飽和度の代表値に基づいて閾値を算出することが好ましい。閾値は、閾値算出用領域内の酸素飽和度の代表値、及び、補正用酸素飽和度に基づいて算出されることが好ましい。閾値算出用領域には、正常な部位が含まれることが好ましい。

[0009] プロセッサは、複数回の前記閾値算出用操作を受け付け、前記複数回の前記閾値算出用操作の後に行われる確定操作を受け付ける場合において、閾値算出用操作が行われたタイミングで、閾値算出用領域内の酸素飽和度を、閾値算出用酸素飽和度として算出する第１処理と、確定操作が行われた場合に、各閾値算出用操作で算出された閾値算出用酸素飽和度に基づいて、閾値を算出する第２処理とを行うことが好ましい。

[0010] 閾値は、各閾値算出用操作で算出された閾値算出用酸素飽和度の代表値の平均値、及び、補正用酸素飽和度に基づいて算出されることが好ましい。閾値算出用領域には、正常な部位、又は、低酸素の部位が含まれることが好ましい。補正用酸素飽和度は、観察対象の動態、又は、患者毎の個体差に基づいて定められることが好ましい。

[0011] 第１色調制御方法が、酸素飽和度に関わらずベース画像の色調を維持する方法である場合には、第２色調制御方法は、酸素飽和度に応じて、ベース画像の色調を変更する方法であり、第１色調制御方法が、酸素飽和度に応じて、ベース画像の色調を変更する方法である場合には、第２色調制御方法は、酸素飽和度に関わらずベース画像の色調を維持する方法であることが好ましい。

[0012] 本発明の内視鏡システムは、上記記載の本発明のプロセッサ装置と、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により吸光係数が変化する短波長側の波長帯域を含む第１照明光、第２照明光、及び、特定帯域の第３照明光を発する光源装置とを備え、プロセッサは、第２照明光に基づく第２照明光画像に基づいて、ベース画像を生成し、第１照明光に基づく第１照明光画像、第２照明光画像、及び、第３照明光に基づく第３照明光画像に基づいて、酸素飽和度を算出する。

[0013] 本発明の内視鏡システムは、上記記載の本発明のプロセッサ装置と、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により吸光係数が変化する長波長側の波長帯域を含む第１照明光、第２照明光を発する光源装置とを備え、プロセッサは、第２照明光に基づく第２照明光画像に基づいて、ベース画像を生成し、第１照明光に基づく第１照明光画像、及び、第２照明光画像に基づいて、酸素飽和度を算出する。

[0014] 本発明の内視鏡システムは、上記記載の本発明のプロセッサ装置と、内視鏡に白色光を供給する光源装置と、内視鏡に取り付けられる撮像ユニットであって、内視鏡からの白色光を複数の波長帯域の光に分光し、且つ、分光した複数の波長帯域に基づいて、ベース画像の生成に必要なベース画像生成用

画像信号、及び、酸素飽和度の算出に必要な酸素飽和度算出用画像信号を取得する撮像ユニットとを備える。

[0015] 本発明のプロセッサ装置の作動方法は、プロセッサが、ベース画像を生成するステップと、酸素飽和度モードにおいて、酸素飽和度が閾値を超えている領域であってベース画像の色調を第１色調制御方法で制御した高酸素飽和度領域と、酸素飽和度が閾値以下の領域であって、ベース画像の色調を、第１色調制御方法と異なる第２色調制御方法で制御した低酸素飽和度領域とを含む酸素飽和度画像を生成するステップと、閾値を決定する閾値決定モードにおいては、ディスプレイに閾値算出用領域を表示し、少なくとも閾値算出用操作に従って算出される閾値算出用領域内の酸素飽和度に基づいて、閾値を算出するステップとを有する。

発明の効果

[0016] 本発明によれば、閾値を適応的に決定することができるため、正常部位と低酸素部位の判別をより正確に行うことができる。

図面の簡単な説明

[0017] [図1]消化管用の内視鏡システムの概略図である。

[図2]通常モードにおけるディスプレイ及び拡張ディスプレイでの表示態様を示す説明図である。

[図3]酸素飽和度モードにおけるディスプレイ及び拡張ディスプレイでの表示態様を示す説明図である。

[図4]酸素飽和度モードに切り替えたタイミングに表示される拡張ディスプレイの表示態様を示す説明図である。

[図5]（Ａ）は消化管内部酸素飽和度画像を表示し、（Ｂ）は漿膜側酸素飽和度画像を表示する拡張ディスプレイの画像図である。

[図6]第１実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

[図7]白色光の発光スペクトルを示すグラフである。

[図8]（Ａ）は第１照明光の発光スペクトルを、（Ｂ）は第２照明光の発光スペクトルを、（Ｃ）は第３照明光の発光スペクトルを示すグラフである。

[図9]撮像センサの分光感度を示すグラフである。

[図10]通常モードにおける照明及び取得する画像信号を示す表である。

[図11]酸素飽和度モード又は補正モードにおける照明及び取得する画像信号を示す表である。

[図12]酸素飽和度モード又は補正モードにおける発光制御及び表示制御を示す説明図である。

[図13]血液濃度によって異なるヘモグロビンの反射スペクトルを示すグラフである。

[図14]黄色色素の濃度によって異なるヘモグロビンの反射スペクトル及び黄色色素の吸収スペクトルを示すグラフである。

[図15]黄色色素による影響がない場合のＢ１画像信号、Ｇ２画像信号、Ｒ２画像信号の酸素飽和度依存性、血液濃度依存性、及び明るさ依存性を示す表である。

[図16]酸素飽和度を表す等高線を示すグラフである。

[図17]信号比ｌｎ（Ｒ２／Ｇ２）を示すＸ軸の値、及び信号比ｌｎ（Ｂ１／Ｇ２）を示すＹ軸の値に関する酸素飽和度依存性、血液濃度依存性、及び明るさ依存性を示す表である。

[図18]黄色色素による影響がある場合のＢ１画像信号、Ｇ２画像信号、Ｒ２画像信号の酸素飽和度依存性、血液濃度依存性、黄色色素依存性、及び明るさ依存性を示す表である。

[図19]観察対象で同一の酸素飽和度を有する場合における黄色色素有りの場合の酸素飽和度と黄色色素無しの場合の酸素飽和度を表す説明図である。

[図20]黄色色素による影響がある場合のＢ１画像信号、Ｂ３画像信号、Ｇ２、Ｇ３画像信号、Ｒ２画像信号、及びＢ２画像信号の酸素飽和度依存性、血液濃度依存性、黄色色素依存性、及び明るさ依存性を示す表である。

[図21]黄色色素に応じた酸素飽和度を表す曲面を示すグラフである。

[図22]Ｘ、Ｙ、Ｚの３次元座標で表現された酸素飽和度の状態を、Ｘ、Ｙの２次元座標で表現した場合の説明図である。

[図23]信号比Ｉｎ（Ｒ２／Ｇ２）を示すＸ軸の値、信号比Ｉｎ（Ｂ１／Ｇ２）を示すＹ軸の値、及び、信号比Ｉｎ（Ｂ３／Ｇ３）を示すＺ軸の値に関する酸素飽和度依存性、血液濃度依存性、黄色色素依存性及び明るさ依存性を示す表である。

[図24]拡張プロセッサ装置の機能を示すブロック図である。

[図25]酸素飽和度の算出方法を示す説明図である。

[図26]酸素飽和度に応じて変化する色調調整量を示す説明図である。

[図27]酸素飽和度に応じて変化する色調調整量（図２６と異なる）を示す説明図である。

[図28]特定色素濃度に対応する等高線の生成方法を示す説明図である。

[図29]第１実施形態の閾値決定部の機能を示すブロック図である。

[図30]閾値算出用領域を示す拡張ディスプレイの画像図である。

[図31]第１実施形態の閾値決定モードの流れを示すフローチャートである。

[図32]第２実施形態の閾値決定部の機能を示すブロック図である。

[図33]第２実施形態の閾値決定モードの流れを示すフローチャートである。

[図34]回転フィルタ方式の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

[図35]回転フィルタの平面図である。

[図36]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37]特定の酸素飽和度算出処理の算出方法を示す説明図である。

[図38]腹腔鏡用の内視鏡システムの概略図である。

[図39]混合光の発光スペクトルを示すグラフである。

[図40]撮像ユニットの機能を示すブロック図である。

[図41]紫色光及び第２青色光の発光スペクトルを示すグラフである。

[図42]第１青色光の発光スペクトルを示すグラフである。

[図43]緑色光の発光スペクトルを示すグラフである。

[図44]赤色光の発光スペクトルを示すグラフである。

[図45]黄色色素の濃度によって異なるヘモグロビンの反射スペクトルにおいて波長帯域Ｒｋを示すグラフである。

[図46]黄色色素による影響がある場合のＧ２、Ｇ３画像信号、Ｒ２画像信号、及びＲｋ画像信号の酸素飽和度依存性、血液濃度依存性、黄色色素依存性、及び明るさ依存性を示す表である。

[図47]カラー撮像センサとモノクロ撮像センサを有するカメラヘッドを有する２センサタイプの腹腔鏡用の内視鏡の説明図である。

[図48]２センサタイプの腹腔鏡用の内視鏡を用いる場合の発光パターンであり、（Ａ）は白色フレーム時の発光パターンを、（Ｂ）は緑色フレーム時の発光パターンを表すグラフである。

[図49]（Ａ）は白色フレーム時の発光パターンを、（Ｂ）はダイクロイックミラーの反射率を、（Ｃ）はモノクロ撮像センサの光透過率を、（Ｄ）は白色フレーム時のモノクロ撮像センサから出力される画像信号の画素値を表すグラフである。

[図50]（Ａ）は白色フレーム時の発光パターンを、（Ｂ）はダイクロイックミラーの反射率を、（Ｃ）はカラー撮像センサの光透過率を、（Ｄ）は白色フレーム時のカラー撮像センサから出力される画像信号の画素値を表すグラフである。

[図51]（Ａ）は緑色フレーム時の発光パターンを、（Ｂ）はダイクロイックミラーの反射率を、（Ｃ）はカラー撮像センサの光透過率を、（Ｄ）は緑色フレーム時のカラー撮像センサのＢ画素から出力される画像信号の画素値を、（Ｅ）は緑色フレーム時のカラー撮像センサのＧ画素から出力される画像信号の画素値をグラフである。

[図52]白色フレーム又は緑色フレームで得られる画像信号のうち酸素飽和度モード又は補正モードで使用する画像信号を表す表である。

[図53]ＦＰＧＡ処理又はＰＣ処理を示す説明図である。

[図54]２センサタイプの腹腔鏡用の内視鏡を用いる場合の発光制御及び画像信号セットを表す説明図である。

[図55]有効画素判定された有効画素データを表す説明図である。

[図56]ＲＯＩを表す説明図である。

[図57]ＰＣ処理で使用する有効画素データを表す説明図である。

[図58]信頼度算出、特定色素濃度算出、及び、特定色素濃度相関判定を表す説明図である。

[図59]Ｇ２画像信号の画素値と信頼度との関係を表すグラフである。

発明を実施するための形態

[0018] ［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、プロセッサ側ユーザーインターフェース１６、拡張プロセッサ装置１７、及び、拡張ディスプレイ１８を備える。内視鏡１２は、光源装置１３と光学的又は電気的に接続され、かつ、プロセッサ装置１４と電気的に接続される。拡張プロセッサ装置１７は、光源装置１３及びプロセッサ装置１４と電気的に接続される。なお、特許請求の範囲の「ディスプレイ」には、ディスプレイ１５の他、拡張ディスプレイ１８も含まれる。

[0019] 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。挿入部１２ａから先端部１２ｄにわたって、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）を設けている。処置具は、鉗子口１２ｊから鉗子チャンネル内に挿入する。

[0020] 内視鏡１２の内部には、被写体像を結像するための光学系、及び、被写体に照明光を照射するための光学系が設けられる。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、観察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、観察対象の拡大又は縮小の操作に用いる。なお、操作部１２ｂには、モード切替スイッチ１２ｆ及び静止画像取得指示スイッチ１２ｈの他、プロセッサ装置１４に対する各種の操作を行うためのスコープ側ユーザーインターフェース１９を設けてもよい。

[0021] 光源装置１３は、照明光を発生する。プロセッサ装置１４は、内視鏡システム１０のシステム制御を行い、さらに、内視鏡１２から送信された画像信号に対して画像処理等を行うことによって内視鏡画像を生成等する。ディスプレイ１５は、プロセッサ装置１４から送信される医療画像を表示する。プロセッサ側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、フットスイッチ、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。

[0022] 内視鏡システム１０は、通常モード、酸素飽和度モード、補正モード、閾値決定モードの４つのモードを有しており、これら４つのモードは、ユーザーがモード切替スイッチ１２ｆを操作することによって切り替えられる。図２に示すように、通常モードでは、照明光に白色光を用いて観察対象を撮像して得た自然な色合いの白色光画像をディスプレイ１５に表示する一方、拡張ディスプレイ１８には何も表示されない。

[0023] 図３に示すように、酸素飽和度モードでは、観察対象の酸素飽和度を算出し、算出した酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を拡張ディスプレイ１８に表示する。また、酸素飽和度モードにおいては、白色光画像よりも短波長成分が少ない白色光相当画像がディスプレイ１５に表示される。補正モードでは、黄色色素など血中ヘモグロビン以外の特定色素の特定色素濃度に基づいて、酸素飽和度の算出に関する補正処理を行う。なお、酸素飽和度モードに切り替えると、図４に示すように、拡張ディスプレイ１８に「補正処理を実施して下さい」とのメッセージＭＳ０が表示される。補正処理が完了すると、拡張ディスプレイ１８に酸素飽和度画像が表示される。閾値決定モードでは、酸素飽和度画像において、酸素飽和度に応じた色調にする領域を定

めるために用いる閾値を決定する。

[0024] なお、内視鏡システム１０は、胃、大腸などの消化管用の軟性鏡タイプであり、酸素飽和度モードにおいては、図５（Ａ）に示すように、消化管内部の酸素飽和度の状態を画像化した消化管内部酸素飽和度画像を拡張ディスプレイ１８に表示する。また、後述する内視鏡システムは、漿膜などの腹腔用の硬性鏡タイプの場合には、酸素飽和度モードにおいて、図５（Ｂ）に示すように、漿膜側の酸素飽和度の状態を画像化した腹腔側酸素飽和度画像を拡張ディスプレイ１８に表示する。

[0025] なお、酸素飽和度モードにおいては、以下の場合には、酸素飽和度を正確に算出することが可能である。

・予め定められた対象部位（例えば、食道、胃、大腸）を観察する場合

・周囲に照明がある体外環境以外の場合

・粘膜及び漿膜上に残渣や残液、粘液、血液、脂肪が残っていない場合

・粘膜上に色素を散布しない場合

・観察部位に対して、内視鏡１２が７ｍｍを超えて離れている場合

・観察部位に対して、内視鏡が大きく離れることなく適切な距離で観察する場合

・照明光が十分に当たっている領域

・観察部位からの正反射光が少ない場合

・酸素飽和度画像の２／３内部の領域

・内視鏡の動きが小さい場合、または、拍動や呼吸など患者の動きが少ない場合

・消化管粘膜深部の血管が観察されない場合

[0026] 図６に示すように、光源装置１３は、光源部２０と、光源部２０を制御する光源用プロセッサ２１とを備えている。光源部２０は、例えば、複数の半導体光源を有し、これらをそれぞれ点灯または消灯し、点灯する場合には各半導体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。本実施形態では、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を有する。

[0027] Ｖ－ＬＥＤ２０ａは、４１０ｎｍ±１０ｎｍの紫色光Ｖを発する。ＢＳ－ＬＥＤ２０ｂは、４５０ｎｍ±１０ｎｍの第２青色光ＢＳを発する。ＢＬ－ＬＥＤ２０ｃは、４７０ｎｍ±１０ｎｍの第１青色光ＢＬを発する。Ｇ－ＬＥＤ２０ｄは、緑色帯域の緑色光Ｇを発する。緑色光Ｇの中心波長は５４０ｎｍであることが好ましい。Ｒ－ＬＥＤ２０ｅは、赤色帯域の赤色光Ｒを発する。赤色光Ｒの中心波長は６２０ｎｍであることが好ましい。なお、各ＬＥＤ２０ａ～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。

[0028] 光源用プロセッサ２１は、各ＬＥＤ２０ａ～２０ｅに対して独立に制御信号を入力することによって、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。光源用プロセッサ２１における点灯又は消灯制御は、各モードによって異なっており、詳細は後述する。

[0029] 各ＬＥＤ２０ａ～２０ｅが発する光は、ミラーやレンズなどで構成される光路結合部２３を介して、ライトガイド２５に入射される。ライトガイド２５は、内視鏡１２及びユニバーサルコード（内視鏡１２と、光源装置１３及びプロセッサ装置１４を接続するコード）に内蔵されている。ライトガイド２５は、光路結合部２３からの光を、内視鏡１２の先端部１２ｄまで伝搬する。

[0030] 内視鏡１２の先端部１２ｄには、照明光学系３０と撮像光学系３１が設けられている。照明光学系３０は照明レンズ３２を有しており、ライトガイド２５によって伝搬した照明光は照明レンズ３２を介して観察対象に照射される。撮像光学系３１は、対物レンズ３５及び撮像センサ３６を有している。照明光が照射された観察対象からの光は、対物レンズ３５を介して撮像センサ３６に入射する。これにより、撮像センサ３６に観察対象の像が結像され

る。

[0031] 撮像センサ３６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３６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。Ｂカラーフィルタ、Ｇカラーフィルタ、及び、Ｒカラーフィルタの分光透過率については、後述する。なお、例えば、撮像センサ３６は、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。

[0032] 撮像センサ３６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３６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３６と同様のＲＧＢ各色の画像信号を得ることができる。

[0033] 撮像センサ３６、撮像用プロセッサ３７によって駆動制御される。撮像用プロセッサ３７における各モードの制御は後述する。ＣＤＳ／ＡＧＣ回路４０（Correlated Double Sampling／Automatic Gain Control）は、撮像センサ３６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４０を経た画像信号は、Ａ／Ｄコンバータ４１（Analog／Digital）により、デジタルの画像信号に変換される。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。

[0034] プロセッサ装置１４は、ＤＳＰ（Digital Signal Processor）４５と、画像処理部５０と、表示制御部５２と、中央制御部５３とを備えている。プロセッサ装置１４には、各種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）に組み込まれている。プロセッサによって構成される中央制御部５３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、ＤＳＰ４５と、画像処理部５０と、表示制御部５２と、中央制御部５３との機能が実現する。

[0035] ＤＳＰ４５は、内視鏡１２から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、ホワイトバランス処理、ＹＣ変換処理、及び、ノイズ低減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３６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。

[0036] 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。ＤＳＰ４５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ＤＳＰ４５に出力する。ＤＳＰ４５は、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。

[0037] 画像処理部５０は、ＤＳＰ４５からの画像信号に対して、各種の画像処理を施す。画像処理には、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、色彩強調処理、空間周波数強調等の構造強調処理などが含まれる。画像処理部５０では、モードに応じた画像処理が行われる。通常モードの場合においては、画像処理部５０は、通常モード用の画像処理が行われることによって、白色光画像を生成する。酸素飽和度モードの場合においては、画像処理部５０は、第２照明光画像に相

当する白色光相当画像を生成する。また、酸素飽和度モードの場合においては、画像処理部５０は、画像通信部５１を介して、ＤＳＰ４５からの画像信号を、拡張プロセッサ装置１７に送信する。補正モード及び閾値決定モードについても、酸素飽和度モードと同様に、画像処理部５０において白色光相当画像が生成され、また、画像通信部５１を介して、ＤＳＰ４５からの画像信号を、拡張プロセッサ装置１７に送信する。

[0038] 表示制御部５２は、画像処理部５０からの白色光画像、又は酸素飽和度画像などの画像情報、その他の情報を、ディスプレイ１５に表示するための表示制御を行う。表示制御に従って、ディスプレイ１５には、白色光画像又は白色光相当画像が表示される。

[0039] 拡張プロセッサ装置１７は、プロセッサ装置１４から画像信号を受信し、各種の画像処理を行う。拡張プロセッサ装置１７は、酸素飽和度モードにおいて、酸素飽和度を算出し、算出した酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成する。生成された酸素飽和度画像は、拡張ディスプレイ１８に表示される。また、拡張プロセッサ装置１７は、補正モードの場合には、ユーザー操作に従って、特定色素濃度を算出し、算出した特定色素濃度に基づいて酸素飽和度の算出に関する補正処理を行う。拡張プロセッサ装置１７で行う酸素飽和度モード及び補正モードの詳細については、後述する。

[0040] 各モードにおける点灯又は消灯制御について説明を行う。通常モードでは、Ｖ－ＬＥＤ２０ａ、ＢＳ－ＬＥＤ２０ｂ、Ｇ－ＬＥＤ２０ｄ、及び、Ｒ－ＬＥＤ２０ｅを同時に点灯することによって、図７に示すように、中心波長４１０ｎｍの紫色光Ｖ、中心波長４５０ｎｍの第２青色光ＢＳ、緑色帯域で広帯域の緑色光Ｇ、中心波長６２０ｎｍの赤色光Ｒを含む白色光として発光する。

[0041] 酸素飽和度モード、補正モード、及び閾値決定モードでは、発光パターンがそれぞれ異なる３フレーム分の発光が繰り返し行われる。１フレーム目においては、図８（Ａ）に示すように、ＢＬ－ＬＥＤ２０ｃ、Ｇ－ＬＥＤ２０ｄ、及び、Ｒ－ＬＥＤ２０ｅを同時に点灯することによって、中心波長４７

０ｎｍの第１青色光ＢＬ、緑色帯域で広帯域の緑色光Ｇ、及び、中心波長６２０ｎｍの赤色光Ｒを含む広帯域の第１照明光を発光する。２フレーム目においては、図８（Ｂ）に示すように、ＢＳ－ＬＥＤ２０ｂ、Ｇ－ＬＥＤ２０ｄ、及び、Ｒ－ＬＥＤ２０ｅを同時に点灯することによって、中心波長４５０ｎｍの第２青色光ＢＳ、緑色帯域で広帯域の緑色光Ｇ、中心波長６２０ｎｍの赤色光Ｒを含む広帯域の第２照明光を発光する。３フレーム目においては、図８（Ｃ）に示すように、Ｇ－ＬＥＤ２０ｄを点灯することによって、緑色帯域で広帯域の緑色光Ｇ（第３照明光）を発光する。なお、酸素飽和度モードにおいては、酸素飽和度の算出に必要な画像信号を得るために必要なフレームは１フレーム目と２フレーム目であるので、１フレーム目と２フレーム目のみ発光を行ってもよい。

[0042] 図９に示すように、撮像センサ３６のＢ画素に設けられる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。撮像センサ３６のＧ画素に設けられる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。撮像センサ３６のＲ画素に設けられる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。

[0043] 図１０に示すように、通常モードでは、撮像用プロセッサ３７は、紫色光Ｖ、第２青色光ＢＳ、緑色光Ｇ、赤色光Ｒで照明中の観察対象を１フレーム毎に撮像するように、撮像センサ３６を制御する。これにより、撮像センサ３６のＢ画素からＢｃ画像信号が出力され、Ｇ画素からＧｃ画像信号が出力され、Ｒ画素からＲｃ画像信号が出力される。

[0044] 図１１に示すように、酸素飽和度モード、補正モード、及び閾値決定モードでは、１フレーム目で、第１青色光ＢＬ、緑色光Ｇ、及び赤色光Ｒを含む第１照明光が観察対象に照明された場合には、撮像用プロセッサ３７によって、第１照明光画像として、撮像センサ３６のＢ画素からＢ１画像信号が出

力され、Ｇ画素からＧ１画像信号が出力され、Ｒ画素からＲ１画像信号が出力される。２フレーム目で、第２青色光ＢＳ、緑色光Ｇ、及び赤色光Ｒを含む第２照明光が観察対象に照明された場合には、撮像用プロセッサ３７によって、第２照明光画像として、撮像センサ３６のＢ画素からＢ２画像信号が出力され、Ｇ画素からＧ２画像信号が出力され、Ｒ画素からＲ２画像信号が出力される。

[0045] ３フレーム目で、緑色光Ｇである第３照明光が観察対象に照明された場合には、撮像用プロセッサ３７によって、第３照明光画像として、撮像センサ３６のＢ画素からＢ３画像信号が出力され、Ｇ画素からＧ３画像信号が出力され、Ｒ画素からＲ３画像信号が出力される。

[0046] 酸素飽和度モードでは、図１２に示すように、１フレーム目（１ｓｔＦ）で第１照明光を発光し、２フレーム目（２ｎｄＦ）で第２照明光を発光し、３フレーム目（３ｒｄＦ）で第３照明光を発光した後は、２フレーム目の第２照明光を発光し、１フレーム目の第１照明光を発光する。２フレーム目の第２照明光の発光に基づいて得られる白色光相当画像は、ディスプレイ１５に表示される。また、１～３フレーム目の第１～第３照明光の発光に基づいて得られる酸素飽和度画像は、拡張ディスプレイ１８に表示される。

[0047] 酸素飽和度モードでは、上記の３フレーム分の画像信号のうち、第１照明光画像に含まれるＢ１画像信号、及び、第２照明光画像に含まれるＧ２画像信号、Ｒ２画像信号が用いられる。また、補正モードでは、酸素飽和度の算出精度に影響を与える特定色素（黄色色素など）の濃度を測定するために、Ｂ１画像信号、Ｇ２画像信号、及び、Ｒ２画像信号に加えて、第３照明光画像に含まれるＢ３画像信号及びＧ３画像信号が用いられる。

[0048] Ｂ１画像信号は、第１照明光の中でＢカラーフィルタＢＦを透過した光のうち、少なくとも第１青色光ＢＬに関する画像情報が含まれている。Ｂ１画像信号（酸素飽和度用画像信号）には、第１青色光ＢＬに関する画像情報として、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により反射スペクトルが変化する短波長側の波長帯域Ｂ１の画像情報を含んでいる。波長帯域Ｂ１としては

、例えば、図１３に示すように、曲線５５ｂ、５６ｂで示す酸化ヘモグロビンの反射スペクトルと曲線５５ａ、５６ａで示す還元ヘモグロビンの反射スペクトルの差が極大化する４７０ｎｍを含む４６０ｎｍ～４８０ｎｍの波長帯域とすることが好ましい。

[0049] なお、図１３では、曲線５５ａは、血液濃度が高い場合の還元ヘモグロビンの反射スペクトルを表し、曲線５５ｂは、血液濃度が高い場合の酸化ヘモグロビンの反射スペクトルを表している。一方、曲線５６ａは、血液濃度が低い場合の還元ヘモグロビンの反射スペクトルを表し、曲線５６ｂは、血液濃度が低い場合の酸化ヘモグロビンの反射スペクトルを表している。

[0050] Ｇ２画像信号は、第１照明光の中でＧカラーフィルタＧＦを透過した光のうち、少なくとも緑色光Ｇに関する波長帯域Ｇ２の画像情報が含まれている。波長帯域Ｇ２は、例えば、図１３に示すように、５００ｎｍ～５８０ｎｍの波長帯域とすることが好ましい。Ｒ２画像信号は、第１照明光の中でＲカラーフィルタＲＦを透過した光のうち、少なくとも赤色光Ｒに関する波長帯域Ｒ２の画像情報が含まれている。波長帯域Ｒ２は、例えば、図１３に示すように、６１０ｎｍ～６３０ｎｍの波長帯域とすることが好ましい。

[0051] また、図１４に示すように、波長帯域Ｂ１の画像情報には、第１青色光ＢＬに関する画像情報が入っており、波長帯域Ｂ３の画像情報には緑色光Ｇに関する画像情報が入っている。それら第１青色光ＢＬ及び緑色光Ｇに関する画像情報は、黄色色素などの特定色素の濃度の変化により特定色素の吸光スペクトルが変化する画像情報である。特定色素の吸光スペクトルの変化に伴って、ヘモグロビンの反射スペクトルについても変化が生ずる。曲線５５ａは、黄色色素の影響がない場合の還元ヘモグロビンの反射スペクトルを表しており、曲線５５ｃは、黄色色素の影響が有る場合の還元ヘモグロビンの反射スペクトルを表している。これら曲線５５ａ、５５ｃに示すように、黄色色素の有無によって還元ヘモグロビンの反射スペクトルが変化する（酸化ヘモグロビンの反射スペクトルも同様）。したがって、波長帯域Ｂ１及び波長帯域Ｂ３は、黄色色素などの特定色素の影響を受けて、血中ヘモグロビンの

酸素飽和度の変化により反射スペクトルが変化する。

[0052] 内視鏡１２を用いた観察対象において、黄色色素などの特定色素による影響がない理想的な場合には、図１５に示すように、Ｂ１画像信号（「Ｂ１」と表記）、Ｇ２画像信号（「Ｇ２」と表記）、Ｒ２画像信号（「Ｒ２」と表記）は、それぞれ酸素飽和度依存性、血液濃度依存性、又は、明るさ依存性の影響を受ける。Ｂ１画像信号は、上記したように、酸化ヘモグロビンの反射スペクトルと還元ヘモグロビンの反射スペクトルの差が極大化する波長帯域Ｂ１を含んでいるため、酸素飽和度によって変化する酸素飽和度依存性が「大」程度である。また、Ｂ１画像信号は、曲線５５ａ、５５ｂと曲線５６ａ、５６ｂに示すように、血液濃度によって変化する血液濃度依存性が「中」程度である。また、Ｂ１画像信号は、観察対象の明るさによって変化する明るさ依存性が「有」る。なお、依存性の程度として、「大」、「中」、「小」を用いるが、「大」は他の画像信号と比較して依存性が大きいことを表しており、「中」は他の画像信号と比較して依存性が中程度であることを表しており、「小」は他の画像信号と比較して依存性が低いことを表している。

[0053] Ｇ２画像信号は、広帯域な波長帯域において酸化ヘモグロビンの反射スペクトルと還元ヘモグロビンの反射スペクトルの大小関係が入れ替わることから、酸素飽和度依存性が「小」である。また、Ｇ２画像信号は、曲線５５ａ、５５ｂと曲線５６ａ、５６ｂに示すように、血液濃度依存性が「大」程度である。また、Ｇ２画像信号は、Ｂ１画像信号と同様、明るさ依存性が「有」る。

[0054] Ｒ２画像信号は、Ｂ１画像信号ほど酸素飽和度によって変化することがないものの、酸素飽和度依存性は「中」程度である。また、Ｒ２画像信号は、曲線５５ａ、５５ｂと曲線５６ａ、５６ｂに示すように、血液濃度依存性が「小」程度である。また、Ｇ２画像信号は、Ｂ１画像信号と同様、明るさ依存性が「有」る。

[0055] 上記したように、Ｂ１画像信号、Ｇ２画像信号、Ｒ２画像信号のいずれも

明るさ依存性を有するため、Ｇ２画像信号を規格化信号に用いることによって、Ｂ１画像信号をＧ２画像信号で規格化した信号比Ｉｎ（Ｂ１／Ｇ２）と、Ｒ２画像信号をＧ２画像信号で規格化した信号比Ｉｎ（Ｒ２／Ｇ２）を用いて、酸素飽和度を算出するための酸素飽和度算出用テーブル７３が作成される。なお、信号比Ｉｎ（Ｂ１／Ｇ２）の「Ｉｎ」は自然対数である（信号比Ｉｎ（Ｒ２／Ｇ２）も同様）。

[0056] 信号比Ｉｎ（Ｂ１／Ｇ２）及び信号比Ｉｎ（Ｒ２／Ｇ２）と酸素飽和度との関係を、信号比Ｉｎ（Ｒ２／Ｇ２）をＸ軸、信号比Ｉｎ（Ｂ１／Ｇ２）をＹ軸の２次元座標で表した場合、図１６に示すように、酸素飽和度は、Ｙ軸方向に沿った等高線ＥＬで表される。等高線ＥＬＨは、酸素飽和度が「１００％」であることを表していており、等高線ＥＬＬは、酸素飽和度が「０％」であることを表している。等高線ＥＬＨから等高線ＥＬＬに向けて、酸素飽和度が徐々に小さくなるように、等高線が分布している（図１６では「８０％」、「６０％」、「４０％」、「２０％」の等高線が分布している）。

[0057] Ｘ軸の値（信号比Ｉｎ（Ｒ２／Ｇ２））、Ｙ軸の値（信号比Ｉｎ（Ｂ１／Ｇ２））は、それぞれ酸素飽和度依存性、血液濃度依存性の影響を受ける。ただし、明るさ依存性に関しては、図１７に示すように、Ｘ軸の値、Ｙ軸の値はそれぞれＧ２画像信号で規格化されているため、影響を受けない「無」とされる。Ｘ軸の値については、酸素飽和度依存性は「中」程度であり、血液濃度依存性は「大」程度とされる。一方、Ｙ軸の値については、酸素飽和度依存性は「大」程度であり、血液濃度依存性は「中」程度とされる。

[0058] 一方、内視鏡１２を用いた観察対象において、黄色色素などの特定色素の影響を受ける現実的な場合には、図１８に示すように、Ｂ１画像信号（「Ｂ１」と表記）、Ｇ２画像信号（「Ｇ２」と表記）、Ｒ２画像信号（「Ｒ２」と表記）は、それぞれ酸素飽和度依存性、血液濃度依存性、黄色色素依存性、又は、明るさ依存性の影響を受ける。Ｂ１画像信号は、黄色色素などの特定色素の濃度の変化により特定色素の吸光スペクトルが変化する画像情報を含んでいるため、黄色色素によって変化する黄色色素依存性が「大」程度で

ある。これに対して、Ｇ２画像信号は、Ｂ１画像信号と比較すると、黄色色素による変化が少ないため、黄色色素依存性は「小～中」程度である。Ｒ１画像信号は、黄色色素による変化が少ないため、黄色色素依存性は「小」程度である。

[0059] また、信号比Ｌｎ（Ｒ２／Ｇ２）をＸ軸、信号比Ｌｎ（Ｂ１／Ｇ２）をＹ軸の２次元座標で表した場合、観察対象で同一の酸素飽和度を有する場合であっても、図１９に示すように、黄色色素無しの場合の酸素飽和度ＳｔＯ２Ａと、黄色色素有りの場合の酸素飽和度ＳｔＯ２ｂとは異なって表される。酸素飽和度ＳｔＯ２Ｂは、黄色色素の存在によって、見かけ上、酸素飽和度ＳｔＯ２Ａよりも高くシフトしている。

[0060] そこで、黄色色素依存性の場合にも酸素飽和度を正確に算出することができるようにするために、酸素飽和度の算出に際して、第３照明光画像に含まれるＢ３画像信号及びＧ３画像信号を用いる。Ｂ３画像信号は、第３照明光の中でＢカラーフィルタＢＦを透過した光に関する画像情報が含まれている。Ｂ３画像信号には、黄色色素などのヘモグロビン以外の特定色素に感度を持つ波長帯域Ｂ３の画像情報が含まれる（図１４参照）。Ｂ３画像信号は、Ｂ１画像信号ほど、特定色素に対する感度が大きくないものの、特定色素に対して一定の感度を有している。したがって、図２０に示すように、Ｂ１画像信号が黄色色素の依存性が「大」であるのに対して、Ｂ３画像信号の黄色色素依存性は「中」程度である。なお、Ｂ３画像信号は、酸素飽和度依存性が「小」であり、血液濃度依存性が「大」であり、明るさ依存性が「有」りである。

[0061] Ｇ３画像信号についても、Ｂ３画像信号ほど特定色素に感度を有しないものの、ある程度の特定色素に感度を持つ波長帯域Ｇ３の画像信号が含まれる（図１４参照）。したがって、Ｇ３画像信号の黄色色素依存性は「小～中」程度である。なお、Ｇ３画像信号は、酸素飽和度依存性が「小」であり、血液濃度依存性が「大」であり、明るさ依存性が「有」である。また、Ｂ２画像信号についても、黄色色素依存性が「大」であるため、酸素飽和度の算出

に際して、Ｂ３画像信号の代わりに、Ｂ２画像信号を用いてもよい。Ｂ２画像信号は、酸素飽和度依存性が「小」であり、血液濃度依存性が「大」であり、明るさ依存性が「有」である。

[0062] 信号比Ｌｎ（Ｂ１／Ｇ２）及び信号比Ｌｎ（Ｒ２／Ｇ２）と黄色色素と酸素飽和度との関係を、信号比Ｌｎ（Ｒ２／Ｇ２）をＸ軸、信号比Ｌｎ（Ｂ１／Ｇ２）をＹ軸、信号比Ｌｎ（Ｂ３／Ｇ３）をＺ軸の３次元座標で表した場合、図２１に示すように、酸素飽和度を表す曲面ＣＶ０～ＣＶ４が、黄色色素の色素濃度に応じて、Ｚ軸方向に分布される。曲面ＣＶ０は、黄色色素が濃度「０」（黄色色素の影響無し）の場合の酸素飽和度を表している。曲面ＣＶ１～ＣＶ４は、それぞれ黄色色素が濃度「１」～「４」の場合の酸素飽和度を表している。濃度の数字は、大きくなるほど、黄色色素の濃度が大きいことを表している。なお、曲面ＣＶ０～ＣＶ４に示すように、黄色色素の濃度が大きくなるほど、Ｚ軸の値が低くなる方向に変化する。

[0063] 図２２（Ａ）に示すように、Ｘ、Ｙ、Ｚの３次元座標で表現された酸素飽和度の状態を、Ｘ、Ｙの２次元座標で表現した場合には、図２２（Ｂ）に示すように、酸素飽和度の状態を表す領域ＡＲ０～ＡＲ４は、それぞれ黄色色素の濃度に応じて異なる位置に分布する。領域ＡＲ０～ＡＲ４は、それぞれ黄色色素の濃度が「０」～「４」の場合の酸素飽和度の分布を表している。これら領域ＡＲ０～ＡＲ４ごとに酸素飽和度を表す等高線ＥＬを定めることによって、黄色色素の濃度に対応した酸素飽和度を求めることができる（図１６参照）。なお、領域ＡＲ０～ＡＲ４に示すように、黄色色素の濃度が大きくなるほど、Ｘ軸の値が高くなり、Ｙ軸の値が低くなる。

[0064] なお、図２３に示すように、Ｘ軸の値（信号比Ｌｎ（Ｒ２／Ｇ２））、Ｙ軸の値（信号比Ｌｎ（Ｂ１／Ｇ２））、Ｚ軸の値（信号比Ｌｎ（Ｂ３／Ｇ３））は、黄色色素依存性を受ける。Ｘ軸の値の黄色色素依存性は「小～中」であり、Ｙ軸の値の黄色色素依依存性は「大」であり、Ｚ軸の値の黄色色素依存性は「中」である。また、Ｚ軸の値については、酸素飽和度依存性が「小～中」であり、血液濃度依存性が「小～中」である。また、Ｚ軸の値につ

いては、Ｇ３画像信号で規格化されていることから、明るさ依存性が「無」い。

[0065] 図２４に示すように、拡張プロセッサ装置１７は、酸素飽和度画像生成部６０、閾値決定部６１、特定色素濃度算出部６２、テーブル補正部６３を備えている。拡張プロセッサ装置１７には、各種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）に組み込まれている。プロセッサによって構成される中央制御部（図示しない）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、酸素飽和度画像生成部６０、閾値決定部６１、特定色素濃度算出部６２、テーブル補正部６３の機能が実現する。

[0066] 酸素飽和度画像生成部６０は、ベース画像生成部７０と、演算値算出部７１と、酸素飽和度算出部７２と、酸素飽和度算出用テーブル７３と、色調調整部７４とを備えている。ベース画像生成部７０は、プロセッサ装置１４からの画像信号に基づいて、ベース画像を生成する。ベース画像は、観察対象の形状など形態情報を把握することができる画像であることが好ましい。ベース画像は、Ｂ２画像信号、Ｇ２画像信号、及び、Ｒ２画像信号から構成される。なお、ベース画像は、狭帯域光などによって、血管又は構造（腺管構造）などを強調表示された狭帯域光画像であってもよい。この場合、第２照明光として狭帯域光を用い、狭帯域光による観察対象の撮像によって、第２照明光画像として狭帯域光画像が得られる。

[0067] 演算値算出部７１は、酸素飽和度用画像信号に含まれるＢ１画像信号、Ｇ２画像信号、Ｒ２画像信号に基づく演算処理によって演算値を算出する。具体的には、演算値算出部７１は、酸素飽和度の算出に用いる演算値として、Ｂ１画像信号とＧ２画像信号の信号比Ｂ１／Ｇ２と、Ｒ２画像信号とＧ２画像信号の信号比Ｒ２／Ｇ２とを算出する。なお、信号比Ｂ１／Ｇ２と信号比Ｒ２／Ｇ２については、それぞれ対数化（ｌｎ）することが好ましい。また、演算値としては、Ｂ１画像信号、Ｇ２画像信号、及びＲ２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。

[0068] 酸素飽和度算出部７２は、酸素飽和度算出用テーブル７３を参照し、演算

値に基づいて、酸素飽和度を算出する。酸素飽和度算出用テーブル７３には、演算値の一つである信号比Ｂ１／Ｇ２、Ｒ２／Ｇ２と、酸素飽和度との相関関係が記憶されている。相関関係については、信号比Ｌｎ（Ｂ１／Ｇ２）を縦軸、信号比Ｌｎ（Ｒ２／Ｇ２）を横軸の２次元座標で表現した場合には、酸素飽和度の状態は横軸方向に延びた等高線ＥＬで表現され、酸素飽和度が異なると等高線ＥＬは縦軸方向に異なる位置に分布する（図１６参照）。

[0069] 酸素飽和度算出部７２は、酸素飽和度算出用テーブル７３を参照し、信号比Ｂ１／Ｇ２，Ｒ２／Ｇ２に対応する酸素飽和度を画素毎に算出する。例えば、図２５に示すように、特定の画素の信号比がＬｎ（Ｂ１*／Ｇ２*）、Ｌｎ（Ｒ２*／Ｇ２*）である場合には、信号比がＬｎ（Ｂ１*／Ｇ２*）、Ｌｎ（Ｒ２*／Ｇ２*）に対応する酸素飽和度は「４０％」である。したがって、酸素飽和度算出部７２は、特定の画素の酸素飽和度を「４０％」と算出する。

[0070] 色調調整部７４は、酸素飽和度算出部７２で算出した酸素飽和度に応じて、ベース画像の色調を制御することによって、酸素飽和度画像を生成する。酸素飽和度画像には、酸素飽和度が閾値を超えている領域であってベース画像の色調を第１色調制御方法で制御した高酸素飽和度領域と、酸素飽和度が閾値以下の領域であって、ベース画像の色調を、第１色調制御方法と異なる第２色調制御方法で制御した低酸素飽和度領域が含まれる。

[0071] 本実施形態では、第１色調制御方法が、酸素飽和度に関わらずベース画像の色調を維持する方法とし、第２色調制御方法は、酸素飽和度に応じて、ベース画像の色調を変更する方法としている。このような第１色調制御方法及び第２色調制御方法を用いることによって、高酸素飽和度領域のように、酸素飽和度が閾値を超える正常な部位の色調が維持される一方、低酸素飽和度領域のように、酸素飽和度が低くなる閾値以下の異常な部位の色調のみを変化させることができる。これにより、正常な部位の形態情報を観察可能な状況下で、異常な部位の酸素状態を把握することが可能となる。なお、第１色調制御方法を、酸素飽和度に応じて、ベース画像の色調を変更する方法とす

る場合には、第２色調制御方法は、酸素飽和度に関わらずベース画像の色調を維持する方法とすることが好ましい。

[0072] 色調調整部７４では、上記のように、ベース画像の色調を調整するために、Ｂ１画像信号に対して掛け合わされる青色用の色調調整量ＣＢｂ、Ｇ１画像信号に対して掛け合わされる緑色用の色調調整量ＣＢｇ、Ｒ１画像信号に対して掛け合わされる色調調整量ＣＢｒが用いられる。色調調整量ＣＢｂ、ＣＢｂ、ＣＢｒは、０よりも大きい値で表される。

例えば、図２６に示すように、閾値Ｔｈが６０％の場合には、ベース画像のうち閾値Ｔｈを超える高酸素飽和度領域については、色調を維持するために、色調調整量ＣＢｂ、ＣＢｇ、ＣＢｒは「１」とされる。これに対して、ベース画像のうち閾値Ｔｈ以下の低酸素飽和度領域については、酸素飽和度に応じて色調を変化させるために、色調調整量ＣＢｂ、ＣＢｇは、「１」よりも大きく、且つ、酸素飽和度が小さくなるほど更に大きく設定される。また、色調調整量ＣＢｒは、「１」よりも小さく、且つ、酸素飽和度が小さくなるほど更に小さく設定される。

[0073] 閾値Ｔｈは、後述する閾値決定モードにおいて決定される。なお、閾値は、１つだけでなく、複数設けてもよい。例えば、図２７に示すように、酸素飽和度が６０％の閾値Ｔｈ１の他に、酸素飽和度が２０％の閾値Ｔｈ２を設けてもよい。この場合、酸素飽和度がＴｈ１よりも大きい場合については、図２６と同様であるが、酸素飽和度が閾値Ｔｈ２を下回る領域については、酸素飽和度の低下に合わせて変化する色調調整量ＣＢｇの変化量と色調調整量ＣＢｂの変化量が異なる。また、酸素飽和度の低下に合わせて変化する色調調整量ＣＢｒの変化量については、閾値Ｔｈ２を上回る場合と比較して、小さくなっている。なお、複数の閾値を設ける場合においても、複数の閾値間の関係性（例えば、Ｔｈ１：Ｔｈ２＝３：１など）を定めておいて、閾値算出部８１で算出した１つの閾値から、他の閾値を算出するようにすることが好ましい。なお、閾値Ｔｈ１、Ｔｈ２を用いる場合、酸素飽和度が閾値Ｔｈ１よりも大きい領域が高酸素飽和度領域で、酸素飽和度が閾値Ｔｈ１以下

の領域が低酸素飽和度領域となる。

[0074] 特定色素濃度算出部６２は、補正モードにおいて、観察対象に含まれる色素のうち血中ヘモグロビン以外の特定色素に感度を持つ波長帯域の画像情報を含む特定色素画像信号に基づいて、特定色素濃度を算出する。特定色素としては、例えば、ビリルビンなどの黄色色素が含まれる。特定色素画像信号には、少なくともＢ３画像信号を含めることが好ましい。具体的には、特定色素濃度算出部６２は、信号比Ｌｎ（Ｂ１／Ｇ２）、Ｌｎ（Ｒ２／Ｇ２）、Ｌｎ（Ｂ３／Ｇ３）を算出する。そして、特定色素濃度算出部６２は、特定色素濃度算出用テーブル６２ａを参照して、信号比Ｌｎ（Ｂ１／Ｇ２）、Ｌｎ（Ｒ２／Ｇ２）、Ｌｎ（Ｂ３／Ｇ３）に対応する特定色素濃度を算出する。

[0075] 特定色素濃度算出用テーブル６２ａには信号比Ｌｎ（Ｂ１／Ｇ２）、Ｌｎ（Ｒ２／Ｇ２）、Ｌｎ（Ｂ３／Ｇ３）と特定色素濃度との相関関係が記憶されている。例えば、信号比Ｌｎ（Ｂ１／Ｇ２）、Ｌｎ（Ｒ２／Ｇ２）、Ｌｎ（Ｂ３／Ｇ３）の範囲を５段階に分けた場合には、それら５段階の範囲の信号比Ｌｎ（Ｂ１／Ｇ２）、Ｌｎ（Ｒ２／Ｇ２）、Ｌｎ（Ｂ３／Ｇ３）に対して、それぞれ特定色素濃度が「０」～「４」が対応付けて特定色素濃度算出用テーブル６２ａに記憶されている。なお、信号比Ｂ３／Ｇ３は、対数化（Ｌｎ）することが好ましい。

[0076] テーブル補正部６３は、補正モード時に行う補正処理として、特定色素濃度に基づいて、酸素飽和度算出用テーブル７３を補正するテーブル補正処理を行う。テーブル補正処理では、酸素飽和度算出用テーブル７３で記憶されている信号比Ｂ１／Ｇ２、Ｒ２／Ｇ２と酸素飽和度との相関関係を補正する。具体的には、テーブル補正部６３は、特定色素濃度が「２」の場合において、図２８に示すように、特定色素濃度に応じて定められる領域ＡＲ０～ＡＲ４のうち、特定色素濃度が「２」に対応する領域ＡＲ２において、酸素飽和度の状態を表す等高線ＥＬを生成する。テーブル補正部６３は、生成された等高線ＥＬになるように、酸素飽和度算出用テーブル７３を補正する。

[0077] 以下、閾値決定モードの詳細について、説明する。閾値決定モードは、酸素飽和度モードを実行する前に行うことが好ましいが、酸素飽和度モード実行中においても、適宜、行ってもよい。図２９に示すように、閾値決定部６１は、ユーザー操作受付部８０と、閾値算出部８１とを備えている。

[0078] ユーザー操作受付部８０は、閾値算出用操作を受け付ける。閾値算出用操作は、酸素飽和度画像の色調調整で使用する閾値の算出に用いる操作である。閾値算出用操作は、ユーザーは、プロセッサ側ユーザーインターフェース１６又はスコープ側ユーザーインターフェース１９を操作することより行われる。閾値決定モードに切り替えられると、ユーザー操作受付部８０は、プロセッサ側ユーザーインターフェース１６又はスコープ側ユーザーインターフェース１９による閾値算出用操作を受付可能な状態にする。

[0079] 閾値決定モードに切り替えられると、図３０に示すように、酸素飽和度画像上に、閾値算出用領域８３を拡張ディスプレイ１８に表示する。閾値算出用領域８３は、円形などの特定の形状を有する。また、閾値算出用領域８３は、ディスプレイ１５の観察画像表示領域８４において、画面中央など特定の位置に表示される。閾値決定モードにおいては、酸素飽和度モードと異なり、観察画像表示領域８４には、通常画像のように、正常な部位（正常粘膜など）と異常な部位（低酸素部位など）が分かりやすい画像を表示することが好ましい。本実施形態では、閾値決定モードでは、Ｂ１画像信号、Ｇ１画像信号、Ｒ１画像信号からなる通常画像が観察画像表示領域８４に表示される。

[0080] 第１実施形態においては、閾値決定モードでは、ユーザーは、閾値算出用領域８３の内部に、正常な部位が入るように、内視鏡の先端部１２ｄを操作する。閾値算出用領域８３の内部に正常な部位が入ったタイミングで、ユーザーは、プロセッサ側ユーザーインターフェース１６又はスコープ側ユーザーインターフェース１９を用いて、閾値算出用操作を行う。これに従って、閾値算出部８１は、閾値算出用操作が行われたタイミングで閾値算出用領域８３内の酸素飽和度を算出する。閾値算出用領域８３内の酸素飽和度の算出

は、酸素飽和度モードと同様の方法で、閾値算出用領域８３内の画像（演算値等の算出）に基づいて酸素飽和度算出部７２によって行われる。

[0081] 閾値算出部８１は、閾値算出用領域８３内の酸素飽和度に基づいて、閾値Ｔｈを算出する。閾値Ｔｈの算出方法としては、閾値算出用領域８３内の酸素飽和度の代表値ＲＰと、補正用酸素飽和度Ｃとに基づいて、下記（式１）に従って求められる。閾値算出部８１で算出した閾値Ｔｈは、色調調整部７４での色調調整に用いられる。なお、閾値Ｔｈの算出が完了すると、酸素飽和度モードに自動的に切り替えられることが好ましい。

（式１）：閾値Ｔｈ＝閾値算出用領域８３内の酸素飽和度の代表値ＲＰ－補正用酸素飽和度Ｃ

[0082] なお、（式１）において、閾値算出用領域８３内の酸素飽和度の代表値ＲＰは、平均値、中央値、最大値などであることが好ましい。補正用酸素飽和度Ｃは、観察臓器など観察対象の動態、患者毎の個体差に基づいて定められる固定値である。閾値Ｔｈの算出に補正用酸素飽和度Ｃを用いることで、観察対象の動態又は患者毎の個体差に適応させた閾値Ｔｈにすることができる。なお、（式１）においては、補正用酸素飽和度Ｃを減算しているが、加算などその他の演算方法としてもよい。また、補正用酸素飽和度Ｃは、内視鏡診断前などに、プロセッサ側ユーザーインターフェース１６の操作により、予め入力することが好ましい。

[0083] 次に、第１実施形態における閾値決定モードの一連の流れについて、図３１のフローチャートに沿って説明する。観察対象について酸素飽和度画像の表示を望む場合には、ユーザーは、モード切替スイッチ１２ｆを操作して、閾値決定モードに切り替える。これに従って、ディスプレイ１５には閾値算出用領域８３が表示される。

[0084] ユーザーは、閾値算出用領域８３の内部に、正常な部位が入るように、内視鏡の先端部１２ｄを操作する。閾値算出用領域８３の内部に正常な部位が入ったタイミングで、ユーザーは、プロセッサ側ユーザーインターフェース１６又はスコープ側ユーザーインターフェース１９を用いて、閾値算出用操

作を行う。これに従って、閾値算出部８１は、閾値算出用操作が行われたタイミングで閾値算出用領域８３内の酸素飽和度が算出される。閾値算出部８１は、閾値算出用領域８３内の酸素飽和度に基づいて、閾値Ｔｈを算出する。

[0085] 閾値Ｔｈの算出が完了すると、閾値決定モードが終了して、酸素飽和度モードに自動的に切り替えられる。酸素飽和度モードでは、酸素飽和度画像をディスプレイ１５に表示する場合において、ベース画像のうち、酸素飽和度が閾値を超えている領域については、色調を維持し、酸素飽和度が閾値以下の領域については、酸素飽和度に応じて変化する色調に変更する。

[0086] ［第２実施形態］

第１実施形態では、閾値決定モードにおいて、１回の閾値算出用操作によって閾値を決定しているが、第２実施形態では、複数回の閾値算出用操作を行った後に、確定操作を行うことによって、閾値を決定する。

[0087] 第２実施形態では、ユーザー操作受付部８０は、プロセッサ側ユーザーインターフェース１６又はスコープ側ユーザーインターフェース１９の操作に従って、複数回の閾値算出用操作を受け付け、且つ、確定操作を受け付ける。閾値算出部８１は、閾値算出用操作が行われたタイミングで、閾値算出用領域８３内の酸素飽和度を、閾値算出用酸素飽和度として算出する第１処理を行う。閾値算出用酸素飽和度は、図３２に示すように、算出される毎に、閾値算出用メモリ８６に記憶される。第２実施形態では、低酸素の部位など観察対象に異常な部位が含まれる場合に、観察対象に適応した閾値を定めるために、複数回の閾値算出用操作を通して、閾値算出用領域８３に含まれる領域として、正常な部位だけでなく、低酸素の部位を含めることが好ましい。

[0088] また、閾値算出部８１は、確定操作が行われると、各閾値算出用操作で算出された閾値算出用酸素飽和度に基づいて、閾値を算出する第２処理を行う。閾値Ｔｈの算出方法としては、各閾値算出用操作で算出された閾値算出用酸素飽和度の代表値ＲＰから得られる複数回代表値ＭＲＰ（例えば、代表値

ＲＰの平均値Ａｖｅ（ＲＰ））と、補正用酸素飽和度Ｃとに基づいて、下記（式２）に従って求められる。閾値算出部８１で算出した閾値Ｔｈについては、第１実施形態と同様、色調調整部７４での色調調整に用いられる。

（式２）：閾値Ｔｈ＝閾値算出用領域８３内の酸素飽和度の代表値から得られる複数回代表値ＭＲＰ－補正用酸素飽和度Ｃ

ここで、（式２）において、閾値算出用酸素飽和度の代表値ＲＰは、平均値、中央値、最大値などであることが好ましい。補正用酸素飽和度Ｃは、第１実施形態と同様である。

[0089] なお、第２実施形態で閾値を算出する場合には、各閾値算出用操作で算出された閾値算出用酸素飽和度として、閾値算出用メモリ８６に記憶された閾値算出用酸素飽和度が読み出され、閾値の算出に使用される。また、スコープ側ユーザーインターフェース１９に含まれるモード切替スイッチ１２ｆで確定操作を行う場合には、例えば、確定操作は、モード切替スイッチ１２ｆを連続で２回操作することとしてもよい。

[0090] 以下、第２実施形態における閾値決定モードの一連の流れについて、図３３のフローチャートに沿って説明する。ユーザーは、モード切替スイッチ１２ｆを操作して、閾値決定モードに切り替える。これに従って、ディスプレイ１５には閾値算出用領域８３が表示される。第２実施形態では、複数回の閾値算出用操作によって、第１領域、第２領域を含む複数の対象領域について閾値算出用酸素飽和度を算出する。

[0091] ユーザーは、閾値算出用領域８３の内部に、第１領域（例えば、正常な部位）が入るように、内視鏡の先端部１２ｄを操作する。閾値算出用領域８３の内部に第１領域が入ったタイミングで、ユーザーは、プロセッサ側ユーザーインターフェース１６又はスコープ側ユーザーインターフェース１９を用いて、閾値算出用操作を行う。これに従って、閾値算出部８１は、閾値算出用操作が行われたタイミングで閾値算出用領域８３内の閾値算出用酸素飽和度が算出される。この場合、第１領域における閾値算出用酸素飽和度の算出が完了したことを知らせるガイダンスを報知することが好ましい（第２領域

の閾値算出用酸素飽和度の算出が完了した場合も同様）。

[0092] 次に、ユーザーが、閾値算出用領域８３の内部に、第２領域（例えば、低酸素の部位）が入るように、内視鏡の先端部１２ｄを操作する。閾値算出用領域８３の内部に第２領域が入ったタイミングで、ユーザーは、プロセッサ側ユーザーインターフェース１６又はスコープ側ユーザーインターフェース１９を用いて、閾値算出用操作を行う。これに従って、閾値算出部８１は、閾値算出用操作が行われたタイミングで閾値算出用領域８３内の閾値算出用酸素飽和度が算出される。

[0093] 複数の対象領域について閾値算出用酸素飽和度の算出が完了すると、閾値算出部８１は、各閾値算出用操作で算出された閾値算出用領域８３内の酸素飽和度に基づいて、閾値Ｔｈを算出する。閾値Ｔｈの算出が完了すると、閾値決定モードが終了して、酸素飽和度モードに自動的に切り替えられる。酸素飽和度モードにおける酸素飽和度の色調調整については、第１実施形態と同様である。

[0094] なお、第１及び第２実施形態に示すＬＥＤ２０ａ～２０ｅの代わりに、キセノンランプなどの広帯域光源と回転フィルタを用いて観察対象の照明を行ってもよい。この場合には、図３４に示すように、内視鏡システム１００において、光源装置１３において、ＬＥＤ２０ａ～２０ｅに代えて、広帯域光源１０２、回転フィルタ１０４、フィルタ切替部１０５が設けられる。また、撮像光学系３１には、カラーの撮像センサ３６の代わりに、カラーフィルタが設けられていないモノクロの撮像センサ１０６が設けられている。それ以外については、上記内視鏡システム１０と同様である。

[0095] 広帯域光源１０２はキセノンランプ、白色ＬＥＤなどであり、波長域が青色から赤色に及ぶ白色光を発する。回転フィルタ１０４は、内側に設けられた内側フィルタ１０８と、外側に設けられた外側フィルタ１０９とを備えている（図３５参照）。フィルタ切替部１０５は、回転フィルタ１０４を径方向に移動させるものであり、モード切替スイッチ１２ｆにより通常モードにセットしたときに、回転フィルタ１０４の内側フィルタ１０８を白色光の光

路に挿入し、酸素飽和度モード、補正モード、又は閾値決定モードにセットしたときに、回転フィルタ１０４の外側フィルタ１０９を白色光の光路に挿入する。

[0096] 図３５に示すように、内側フィルタ１０８には、周方向に沿って、白色光のうち紫色光Ｖ及び第２青色光ＢＳを透過させるＢ１フィルタ１０８ａ、白色光のうち緑色光Ｇを透過させるＧフィルタ１０８ｂ、白色光のうち赤色光Ｒを透過させるＲフィルタ１０８ｃが設けられている。したがって、通常モード時には、回転フィルタ１０４の回転により、紫色光Ｖ及び第２青色光ＢＳ、緑色光Ｇ、赤色光Ｒが交互に観察対象に照射される。

[0097] 外側フィルタ１０９には、周方向に沿って、白色光のうち第１青色光ＢＬを透過させるＢ１フィルタ１０９ａと、白色光のうち第２青色光ＢＳを透過させるＢ２フィルタ１０９ｂと、白色光のうち緑色光Ｇを透過させるＧフィルタ１０９ｃと、白色光のうち赤色光Rを透過させるＲフィルタ１０９ｄと、白色光のうち波長帯域Ｂ３の青緑光ＢＧを透過させるＢ３フィルタ１０９ｅが設けられている。したがって、酸素飽和度モード時には、回転フィルタ１０４が回転することで、第１青色光ＢＬ、第２青色光ＢＳ、緑色光Ｇ、赤色光Ｒ、青緑光ＢＧが交互に観察対象に照射される。

[0098] 内視鏡システム１００では、通常モード時には、紫色光Ｖ及び第２青色光ＢＳ、緑色光Ｇ、赤色光Ｒで観察対象が照明される毎にモノクロの撮像センサ１０６で観察対象を撮像する。これにより、Ｂｃ画像信号、Ｇｃ画像信号、Ｒｃ画像信号が得られる。そして、それら３色の画像信号に基づいて、上記第１実施形態と同様の方法で、白色光画像が生成される。

[0099] 一方、酸素飽和度モード、補正モード、又は、閾値決定モード時には、第１青色光ＢＬ、第２青色光ＢＳ、緑色光Ｇ、赤色光Ｒ、青緑光ＢＧで観察対象が照明される毎にモノクロの撮像センサ１０６で観察対象を撮像する。これにより、Ｂ１画像信号と、Ｂ２画像信号と、Ｇ２画像信号、Ｒ２画像信号、Ｂ３画像信号が得られる。これら５色の画像信号に基づいて、第１実施形態と同様の方法で、酸素飽和度モード又は補正モードが行われる。ただし、

第２実施形態では、信号比Ｌｎ（Ｂ３／Ｇ３）に代えて、信号比Ｌｎ（Ｂ３／Ｇ２）が用いられる。

[0100] 上記第１及び第２実施形態においては、補正モードにおける酸素飽和度の算出に関する補正処理として、酸素飽和度算出用テーブル７３を補正するテーブル補正処理を行っているが、酸素飽和度算出用テーブル７３に基づいて算出した酸素飽和度に対して、特定色素濃度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ってもよい。

[0101] 具体的には、算出値補正処理については、図３６に示す２次元座標９０を用いて、酸素飽和度算出用テーブル７３に基づいて算出した酸素飽和度の補正に用いる補正値を算出する。２次元座標の縦軸は、Ｂ１画像信号、Ｇ２画像信号、Ｒ２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（Ｒ２／Ｇ２）である。特定演算値は、下記式Ａ）により定められる。

式Ａ）Ｂ１／Ｇ２×ｃｏｓφ－Ｂ３／Ｇ２×ｓｉｎφ

[0102] ２次元座標９０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９１と、実際の観察対象の撮像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９２とが示されている。基準線９１と実測線９２との差分値ΔZが、補正値として算出される。算出値補正処理では、酸素飽和度算出用テーブル７３に基づいて算出した酸素飽和度に対して、前記補正値を加算又は減算する。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、且つ、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。

[0103] また、補正モードにおいては、補正処理に代えて、少なくとも酸素飽和度用画像信号及び特定色素画像信号に基づいて、特定色素濃度に応じて酸素飽和度を算出する特定の酸素飽和度算出処理を行ってもよい。具体的には、特定の酸素飽和度算出処理には、図３７に示す３次元座標９３が用いられる。３次元座標９３では、Ｘ軸に信号比Ｌｎ（Ｒ２／Ｇ２）が割り当てられ、Ｙ

軸に信号比Ｉｎ（Ｂ１／Ｇ２）が割り当てられ、Ｚ軸にＩｎ（Ｂ３／Ｇ３）が割り当てられている。曲面ＣＶ０～ＣＶ４は、３次元座標９３において、特定色素濃度が「０」～「４」に対応する酸素飽和度の状態を表している。

[0104] 特定の酸素飽和度算出処理においては、３次元座標９３において、Ｂ１画像信号、Ｇ２画像信号、Ｒ２画像信号、Ｂ３画像信号、及びＧ３画像信号に基づいて算出される信号比Ｉｎ（Ｒ１*／Ｇ１*）、Ｉｎ（Ｂ２*／Ｇ１*）、Ｉｎ（Ｂ３*／Ｇ３*）を３次元座標９３上にプロットした値が、酸素飽和度として算出される。算出された酸素飽和度は、特定色素濃度の影響を受けていないため、正確な値となっている。

[0105] なお、第１及び第２実施形態においては、消化管用の軟性鏡である内視鏡１２を用いているが、腹腔鏡用の硬性鏡である内視鏡を用いてもよい。硬性鏡の内視鏡を用いる場合には、図３８に示す内視鏡システム２００が用いられる。内視鏡２０１と、光源装置１３と、プロセッサ装置１４と、ディスプレイ１５と、プロセッサ側ユーザーインターフェース１６と、拡張プロセッサ装置１７と、拡張ディスプレイ１８とを備えている。なお、以下、内視鏡システム２００において、第１及び第２実施形態と共通する部分は省略し、相違する部分のみ説明を行う。

[0106] 内視鏡２０１は、腹腔鏡手術などに用いられ、硬質で細長く形成され、被検体内に挿入される。内視鏡２０１は、光源装置１３からライトガイド２０２を介して供給される照明光を観察対象に照明する。また、内視鏡２０１は、照明光で照明中の観察対象からの反射光を受光する。撮像ユニット２０３は、内視鏡２０１に取り付けられ、内視鏡２０１から導光された反射光に基づいて、観察対象を撮像する。撮像ユニット２０３で撮像された画像信号は、プロセッサ装置１４に送信される。

[0107] 光源装置１３は、通常モードにおいては、紫色光Ｖ、第２青色光ＢＳ、緑色光Ｇ、及び、赤色光Ｒを含む白色光を内視鏡２０１に供給する。また、光源装置１３は、酸素飽和度モード、補正モード、又は閾値決定モードにおいては、図３９に示すように、第１青色光ＢＬ、第２青色光ＢＳ、緑色光Ｇ、

及び、赤色光Ｒを含む混合光を内視鏡１２に供給する。

[0108] 図４０に示すように、撮像ユニット２０３は、内視鏡２０１からの白色光を複数の波長帯域の光に分光し、且つ、分光した複数の波長帯域に基づいて、ベース画像の生成に必要なベース画像生成用画像信号、及び、酸素飽和度の算出に必要な酸素飽和度算出用画像信号を取得する。

[0109] 撮像ユニット２０３は、ダイクロイックミラー２０５、２０６、及び、２０７と、モノクロの撮像センサ２１０、２１１、２１２、及び２１３とを備えている。ダイクロイックミラー２０５は、内視鏡２０１からの白色光の反射光のうち、紫色光Ｖ及び第２青色光ＢＳを反射させ、第１青色光ＢＬ、緑色光Ｇ、及び、赤色光Ｒを透過させる。図４１に示すように、ダイクロイックミラー２０５で反射した紫色光Ｖ又は第２青色光ＢＳは撮像センサ２１０に入射する。撮像センサ２１０は、通常モードでは紫色光Ｖ及び第２青色光ＢＳの入射に基づいてＢｃ画像信号を出力し、酸素飽和度モード、補正モード、又は閾値決定モードでは第２青色光ＢＳの入射に基づいてＢ２画像信号を出力する。

[0110] ダイクロイックミラー２０６は、ダイクロイックミラー２０５を透過した光のうち、第１青色光ＢＬを反射させ、緑色光Ｇ及び赤色光Ｒを透過させる。図４２に示すように、ダイクロイックミラー２０６で反射した第１青色光ＢＬは、撮像センサ２１１に入射する。撮像センサ２１１は、通常モードでは画像信号の出力を停止し、酸素飽和度モード、補正モード、又は閾値決定モードでは第１青色光ＢＬの入射に基づいてＢ１画像信号を出力する。

[0111] ダイクロイックミラー２０７は、ダイクロイックミラー２０６を透過した光のうち、緑色光Ｇを反射させ、赤色光を透過させる。図４３に示すように、ダイクロイックミラー２０７で反射した緑色光Ｇは撮像センサ２１２に入射する。撮像センサ２１２は、通常モードでは緑色光Ｇの入射に基づいてＧｃ画像信号を出力し、酸素飽和度モード、補正モード、又は閾値決定モードで緑色光Ｇの入射に基づいてＧ２画像信号を出力する。

[0112] 図４４に示すように、ダイクロイックミラー２０７で透過した赤色光Ｒは

撮像センサ２１３に入射する。撮像センサ２１３は、通常モードでは赤色光Ｒの入射に基づいてＲｃ画像信号を出力し、酸素飽和度モード、補正モード、又は閾値決定モードで赤色光Ｒの入射に基づいてＲ２画像信号を出力する。以上により、酸素飽和度モード、補正モード、又は閾値決定モードにおいては、ベース画像生成用画像信号として、Ｂ２画像信号、Ｇ２画像信号、及び、Ｒ２画像信号が得られ、酸素飽和度算出用画像信号として、Ｂ１画像信号、Ｇ２画像信号、及び、Ｒ２画像信号が得られる。

[0113] なお、上記第１及び第２実施形態においては、酸素飽和度の算出に、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により反射スペクトルが変化する短波長側の波長帯域Ｂ１の画像情報を含むＢ１画像信号、Ｇ２画像信号、及び、Ｒ２画像信号を用いているが、Ｂ１画像信号に代えて、その他の画像信号を用いてもよい。例えば、図４５に示すように、Ｂ１画像信号の代わりに、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により反射スペクトルが変化する長波長側の波長帯域Ｒｘの画像情報を含むＲｋ画像信号を用いてもよい。この場合には、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により反射スペクトルが変化する長波長側の波長帯域Ｒｘを含む第１照明光が用いられる。波長帯域Ｒｘは６８０ｎｍ±１０ｎｍであることが好ましい。図４６に示すように、Ｒｋ画像信号は、酸素飽和度依存性が「中～小」であるものの、血液濃度依存性が「小」であり、また、黄色色素依存性が「小」である。したがって、観察対象に黄色色素が存在する状況下であっても、３つのＧ２画像信号、Ｒ２画像信号、Ｒｋ画像信号の３つの画像信号だけで（第１照明光画像と第２照明光画像のみの使用だけで）、酸素飽和度を正確に算出することができる。

[0114] なお、腹腔鏡用の硬性鏡である内視鏡（図３８参照）を用いる場合には、４つのモノクロの撮像センサ２１０～２１３を用いて観察対象の撮像を行う内視鏡２０１（図４３参照）と異なり、他の撮像方式で観察対象の撮像を内視鏡を用いてもよい。図４７に示す様に、内視鏡３００は、１つのカラー撮像センサ３０１及び１つのモノクロ撮像センサ３０２を有する２センサタイプの腹腔用の内視鏡である。内視鏡３００のカメラヘッド３０３には、カラ

一撮像センサ３０１及びモノクロ撮像センサ３０２に加えて、カメラヘッド３０３に入射した光のうち一部の光を透過させ、その他の光を反射させるダイクロイックミラー３０５が設けられている。

[0115] 内視鏡３００を用いる場合の光源装置１３の発光制御においては、図４８に示すように、第１青色光ＢＬ、第２青色光ＢＳ、緑色光Ｇ、及び、赤色光Ｒを同時に発光する白色フレーム（同図（Ａ）参照）と、緑色光Ｇのみを発光する緑色フレーム（同図（Ｂ）参照）とを、特定の発光パターンに従って、切り替えて発光される。

[0116] 図４９に示すように、白色フレームで、第１青色光ＢＬ、第２青色光ＢＳ、緑色光Ｇ、及び、赤色光Ｒを同時に発光した場合（同図（Ａ）参照）には、ダイクロイックミラー３０５で、カメラヘッド３０３に入射した光のうち、第１青色光ＢＬが透過し（同図（Ｂ）参照）、その他の第２青色光ＢＳ、緑色光Ｇ、及び、赤色光Ｒがダイクロイックミラー３０５で反射される（図５２（Ｂ）参照）。ダイクロイックミラー３０５で透過した第１青色光ＢＬは、モノクロ撮像センサ３０２に入射する（同図（Ｃ）参照）。モノクロ撮像センサ３０２は、入射した第１青色光ＢＬに対応する画素値を有するＢ１画像信号を出力する（同図（Ｄ）参照）。

[0117] また、図５０に示すように、白色フレームでは、ダイクロイックミラー３０５で反射した第２青色光ＢＳ、緑色光Ｇ、及び、赤色光Ｒは、カラー撮像センサ３０１に入射する（図５３（Ｃ）参照）。カラー撮像センサ３０１のうち、Ｂ画素は、第２青色光のうちＢカラーフィルタＢＦを透過した光に対応する画素値を有するＢ２画像信号を出力する。また、Ｇ画素は、緑色光Ｇのうち Ｇカラーフィルタ ＧＦを透過した光に対応する画素値を有するＧ２画像信号を出力する。Ｒ画素は、赤色光Ｒのうち Ｒカラーフィルタ ＲＦを透過した光に対応する画素値を有するＲ２画像信号を出力する。

[0118] 一方、図５１に示すように、緑色フレームで、緑色光Ｇのみを発光した場合（同図（Ａ）参照）には、カメラヘッド３０３に入射した緑色光Ｇは、ダイクロイックミラー３０５で反射される。ダイクロイックミラー３０５で反

射した緑色光Ｇは、カラー撮像センサ３０１に入射する。カラー撮像センサ３０１のうち、Ｂ画素は、緑色光ＧのうちＢカラーフィルタＢＦを透過した光に対応する画素値を有するＢ３画像信号を出力する。Ｇ画素は、緑色光ＧのうちＧカラーフィルタＧＦを透過した光に対応する画素値を有するＧ３画像信号を出力する。なお、緑色フレームでは、モノクロ撮像センサ３０２から出力される画像信号と、カラー撮像センサ３０１のうちＲ画素から出力される画像信号は、その後の処理工程で使用されない。

[0119] 以上、図５２に示すように、白色フレームでは、モノクロ撮像センサ３０２からＢ１画像信号が出力され、カラー撮像センサ３０１から、Ｂ２画像信号、Ｇ２画像信号、Ｒ２画像信号が出力され、それらＢ１、Ｂ２、Ｇ２、Ｒ２画像信号は、その後の処理工程で使用される。一方、緑色フレームでは、カラー撮像センサ３０１から、Ｂ３画像信号及びＧ３画像信号が出力され、その後の処理工程で使用される。

[0120] 図５３に示すように、カメラヘッド３０３から出力された画像信号は、プロセッサ装置１４に送られ、プロセッサ装置１４で各種処理が施されたデータは、拡張プロセッサ装置１７に送られる。内視鏡３００を用いる場合には、プロセッサ装置１４での処理負荷を考慮して、酸素飽和度モード及び補正モードで行われる処理についてプロセッサ装置１４で負荷が低い処理を行った後に、拡張プロセッサ装置１７で負荷が大きい処理を行う。酸素飽和度モード及び補正モードで行われる処理のうち、プロセッサ装置１４で行われる処理は、主として、ＦＰＧＡ（Field-Programmable Gate Array）で行われることから、ＦＰＧＡ処理と称する。一方、拡張プロセッサ装置１７で行われる処理は、拡張プロセッサ装置がＰＣ（Personal Computer）で行われることから、ＰＣ処理と称する。

[0121] なお、内視鏡３００にＦＰＧＡ（図示しない）が設けられている場合には、内視鏡３００のＦＰＧＡでＦＰＧＡ処理を行ってもよい。また、以下においては、補正モードにおけるＦＰＧＡ処理とＰＣ処理について説明を行うが、酸素飽和度モードにおいても、ＦＰＧＡ処理とＰＣ処理に分けることで、

処理負荷を分担することが好ましい。

[0122] 内視鏡３００を用い、白色フレームWと緑色フレームを特定の発光パターンに従って発光制御を行う場合には、図５４に示すように、特定の発光パターンとしては、白色フレームWを２フレーム分発光した後に、光源装置１３から発光を行わないブランクフレームＢＬを２フレーム分行う。その後に、緑色フレームＧを２フレーム分発光した後に、２フレーム以上のブランクフレームを数フレーム分（例えば、７フレーム分）行う。その後に、再度、白色フレームWを２フレーム分発光する。以上の特定の発光パターンを繰り返し行う。なお、上記の特定の発光パターンのように、白色フレームWと緑色フレームＧｒとを発光するのは少なくとも補正モードであり、酸素飽和度モードでは、緑色フレームＧｒを発光せずに、白色フレームWのみを発光してもよい。

[0123] 以下、特定の発光パターンにおいて発光を行う各発光フレームを区別するために、最初の２フレーム分の白色フレームのうち最初の白色フレームを白色フレームＷ１、次の白色フレームを白色フレームＷ２とする。２フレーム分の緑色フレームのうち最初の緑色フレームを緑色フレームＧｒ１、次の緑色フレームを緑色フレームＧｒ２とする。そして、最後の２フレーム分の白色フレームのうち最初の白色フレームを白色フレームＷ３、次の白色フレームを白色フレームＷ４とする。

[0124] また、白色フレームＷ１で得られる補正モード用の画像信号（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、Ｇ３画像信号）については、画像信号セットＷ１と称する。同様にして、白色フレームＷ２で得られる補正モード用の画像信号については、画像信号セットＷ２と称する。また、緑色フレームＧｒ１で得られる補正モード用の画像信号については、画像信号セットＧｒ１と称する。また、緑色フレームＧｒ２で得られる酸素飽和度モード及び補正モード用の画像信号については、画像信号セットＧｒ２と称する。また、白色フレームＷ３で得られる補正モード用の画像信号については、画像信号セットＷ３と称する。また、白色フレームW

４で得られる補正モード用の画像信号については、画像信号セットＷ４と称する。なお、閾値決定モード用又は酸素飽和度モード用の画像信号は、白色フレームに含まれる画像信号（Ｂ１画像信号、Ｂ２画像信号、Ｇ２画像信号、Ｒ２画像信号）である。

[0125] なお、白色フレームＷと緑色フレームＷとの間のブランクフレームが２フレーム程度で良いのは、緑色光Ｇ以外の光を消すだけで済むのに対して、緑色フレームＧと白色フレームＷとの間のブランクフレームを２フレーム以上とするのは、緑色光Ｇ以外の点灯開始により、時間をかけて発光状態を安定化させる必要があるためである。

[0126] ＦＰＧＡ処理においては、図５５に示すように、各画像信号セットＷ１、Ｗ２、Ｇｒ１、Ｇｒ２、Ｗ３、Ｗ４に含まれる全ての画像信号の画素について、酸素飽和度モード又は補正モードで精度良く処理行うことができるか否かの有効画素判定を行う。有効画素判定は、図５６に示すように、画像中心部に設けられた１６個の関心領域ＲＯＩ内の画素値に基づいて行われる。具体的には、ＲＯＩ内の各画素について、画素値が上限閾値と下限閾値の間の範囲内に収まっている場合には、有効画素と判定する。有効画素判定は、画像信号セットに含まれる全ての画像信号の画素に対して行われる。また、上限閾値又は下限閾値は、カラー撮像センサ３０１のＢ画素、Ｇ画素、Ｒ画素の感度、又は、モノクロ撮像センサ３０２の感度に合わせて、予め設定されている。

[0127] 以上の有効画素判定に基づいて、ＲＯＩ毎に、有効画素の画素数、有効画素の画素値総和、及び、有効画素の画素値の二乗和を算出する。これらＲＯＩ毎の有効画素の画素数、有効画素の画素値総和、及び、有効画素の画素値の二乗和は、それぞれ有効画素データＷ１、Ｗ２、Ｇｒ１、Ｇｒ２、Ｗ３、Ｗ４として、拡張プロセッサ装置１７に出力される。ＦＰＧＡ処理は、有効画素判定のように、同一フレームの画像信号での演算処理であり、後述のＰＣ処理のように、発光フレームが異なるフレーム間画像信号での演算処理と比較して、処理負荷が軽くなっている。なお、有効画素データＷ１、Ｗ２、

Ｇｒ１、Ｇｒ２、Ｗ３、Ｗ４は、それぞれ画像信号セットＷ１、Ｗ２、Ｇｒ１、Ｇｒ２、Ｗ３、Ｗ４に含まれる全ての画像信号に対して有効画素判定されたデータに対応している。

[0128] ＰＣ処理では、有効画素データＷ１、Ｗ２、Ｇｒ１、Ｇｒ２、Ｗ３、Ｗ４のうち、同一フレームの画像信号に対する同一フレーム用ＰＣ処理と、異なるフレームの画像信号に対するフレーム間用ＰＣ処理が行われる。同一フレーム用ＰＣ処理では、各有効画素データに含まれる全ての画像信号に対して、ＲＯＩ内における画素値の平均値、画素値の標準偏差値、及び、有効画素率が算出される。これら同一フレーム用ＰＣ処理で得られるＲＯＩ内の画素値の平均値等は、酸素飽和度モード又は補正モードで、特定の結果を得るための演算で使用される。

[0129] フレーム間用ＰＣ処理においては、図５７に示すように、ＦＰＧＡ処理で得られた有効画素データＷ１、Ｗ２、Ｇｒ１、Ｇｒ２、Ｗ３、Ｗ４のうち、白色フレームと緑色フレームとの時間的間隔が近いものが使用され、それ以外は、フレーム間用ＰＣ処理では使用されない。具体的には、有効画素データＷ２と有効画素データＧｒ１のペアと、有効画素データＧｒ２と有効画素データＷ３のペアが、フレーム間用ＰＣ処理で使用される。その他の有効画素データＷ１、Ｗ４は、フレーム間用ＰＣ処理では使用されない。なお、時間的間隔が近い画像信号をペアにすることで、画素間の位置ずれがない精度の良いフレーム間用ＰＣ処理を行うことができる。

[0130] 図５８に示すように、有効画素データＷ２と有効画素データＧｒ１のペアを用いるフレーム間用ＰＣ処理では、信頼度算出、及び、特定色素濃度算出が行われ、有効画素データＧｒ２と有効画素データＷ３のペアを用いるフレーム間ＰＣ処理においても、同様に、信頼度算出、及び、特定色素濃度算出が行われる。そして、算出された特定色素濃度に基づいて、特定色素濃度相関判定が行われる。

[0131] 信頼度の算出においては、１６個のＲＯＩ毎に、信頼度を算出する。信頼度の算出方法としては、例えば、図５９に示すように、Ｇ２画像信号の輝度

値が一定範囲Ｒｘ外の信頼度を、Ｇ２画像信号の輝度値が一定範囲Ｒｘ内の信頼度を低くすることが好ましい。有効画素データＷ２と有効画素データＧｒ１のペアの場合であれば、各有効画素データに含まれるＧ２画像信号に対するＲＯＩ毎の信頼度算出によって、合計３２の信頼度が算出される。同様にして、有効画素データＧｒ２と有効画素データＷ３のペアの場合にも、合計３２の信頼度が算出される。信頼度を算出した場合には、信頼度が低いＲＯＩが存在する場合、又は、各ＲＯＩの信頼度平均値が所定値に満たない場合などにおいては、信頼度に関するエラー判定を行う。信頼度に関するエラー判定の結果は、拡張ディスプレイ１８への表示などによってユーザーに報知する。

[0132] 特定色素濃度算出においては、１６個のＲＯＩ毎に、特定色素濃度を算出する。特定色素濃度の算出方法は、上記の特定色素濃度算出部６２による算出方法と同様である。例えば、有効画素データＷ２及び有効画素データＧｒ１に含まれるＢ１画像信号、Ｇ２画像信号、Ｒ２画像信号、Ｂ３画像信号、及び、Ｇ３画像信号を用い、特定色素濃度算出テーブル６２ａを参照して、信号比Ｌｎ（Ｂ１／Ｇ２）、Ｌｎ（Ｇ２／Ｒ２）、Ｌｎ（Ｂ３／Ｇ３）に対応する特定色素濃度を算出する。これにより、ＲＯＩ毎に合計１６の特定色素濃度ＰＧ１が算出される。なお、有効画素データＧｒ２と有効画素データＷ３のペアの場合にも、同様に、ＲＯＩ毎に合計１６の特定色素濃度ＰＧ２が算出される。

[0133] 特定色素濃度ＰＧ１と特定色素濃度ＰＧ２が算出されると、ＲＯＩ毎に、特定色素濃度ＰＧ１と特定色素濃度ＰＧ２との相関値を算出する。相関値は、同じ位置のＲＯＩ毎に算出することが好ましい。相関値が所定値よりも低いＲＯＩが一定数以上ある場合には、フレーム間で、動きが生じたと判定し、動きに関するエラー判定を行う。動きに関するエラー判定の結果は、拡張ディスプレイ１８への表示などによってユーザーに報知する。

[0134] 動きに関するエラー判定でエラー無しの場合には、合計３２の特定色素濃度ＰＧ１と特定色素濃度ＰＧ２の中から、特定の推定方法（例えば、ロバス

ト推定方法）を用いて、１つの特定色素濃度を算出する。算出された特定色素濃度は、補正モードの補正処理で使用される。補正モードの補正処理については、テーブル補正処理など、上記と同様である。

[0135] 上記実施形態において、酸素飽和度画像生成部６０、閾値決定部６１、特定色素濃度算出部６２、テーブル補正部６３、モード切替部６４、表示態様制御部６５、信頼度算出部６６、第１補正判定部６７、第２補正判定部６８、判定報知部６９、ベース画像生成部７０、演算値算出部７１、酸素飽和度算出部７２、色調調整部７４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（Field Programmable Gate Array）などの製造後に回路構成を変更可能なプロセッサであるプログラマブルロジックデバイス（Programmable Logic Device:ＰＬＤ）、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。

[0136] 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。

[0137] 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

[0138] １０、１００　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

１２ｇ　静止画像取得指示スイッチ

１２ｈ　静止画像取得指示スイッチ

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　プロセッサ側ユーザーインターフェース

１７　拡張プロセッサ装置

１８　拡張ディスプレイ

１９　スコープ側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　光源用プロセッサ

２３　光路結合部

２５　ライトガイド

３０　照明光学系

３１　撮像光学系

３２　照明レンズ

３５　対物レンズ

３６、１０６　撮像センサ

３７　撮像用プロセッサ

４０　ＣＤＳ／ＡＧＤ回路

４１　Ａ／Ｄコンバータ

４５　ＤＳＰ

５０　画像処理部

５２　表示制御部

５３　中央制御部

５５ａ、ｂ、ｃ　曲線

６０　酸素飽和度画像生成部

６１　閾値決定部

６２　特定色素濃度算出部

６２ａ　特定色素濃度算出用テーブル

６３　テーブル補正部

７０　ベース画像生成部

７１　演算値算出部

７２　酸素飽和度算出部

７３　酸素飽和度算出用テーブル

７４　色調調整部

８０　ユーザー操作受付部

８１　閾値算出部

８３　閾値算出用領域

８４　観察画像表示領域

８６　閾値算出用メモリ

９０　２次元座標

９１　基準線

９２　実測線

９３　３次元座標

１０２　広帯域光源

１０４　回転フィルタ

１０５　フィルタ切替部

１０８　内側フィルタ

１０８ａ　Ｂ１フィルタ

１０８ｂ　Ｇフィルタ

１０８ｃ　Ｒフィルタ

１０９　外側フィルタ

１０９ａ　Ｂ１フィルタ

１０９ｂ　Ｂ２フィルタ

１０９ｃ　Ｇフィルタ

１０９ｄ　Ｒフィルタ

１０９ｅ　Ｂ３フィルタ

２００　内視鏡システム

２０１　内視鏡

２０２　ライトガイド

２０３　撮像ユニット

２０５～２０７　ダイクロイックミラー

２１０～２１４　撮像センサ

３００　内視鏡

３０１　カラー撮像センサ

３０２　モノクロ撮像センサ

３０３　カメラヘッド

３０５　ダイクロイックミラー

ＡＲ０～ＡＲ４　領域

ＤＦＸ、ＤＦＹ　定義線

ＢＦ　Ｂカラーフィルタ

ＧＤ　操作ガイダンス

ＧＦ　Ｇカラーフィルタ

ＭＳ０　メッセージ

ＲＦ　Ｒカラーフィルタ

Ｒｘ　長波長側の波長帯域

ＣＶ０～ＣＶ４　曲面

ＥＬ、ＥＬＬ、ＥＬＨ　等高線

請求の範囲

[請求項1] プロセッサを備え、

前記プロセッサが、

ベース画像を生成し、

酸素飽和度モードにおいて、酸素飽和度が閾値を超えている領域であって前記ベース画像の色調を第１色調制御方法で制御した高酸素飽和度領域と、前記酸素飽和度が前記閾値以下の領域であって、前記ベース画像の色調を、前記第１色調制御方法と異なる第２色調制御方法で制御した低酸素飽和度領域とを含む酸素飽和度画像を生成し、

前記閾値を決定する閾値決定モードにおいては、ディスプレイに閾値算出用領域を表示し、少なくとも閾値算出用操作に従って算出される前記閾値算出用領域内の酸素飽和度に基づいて、前記閾値を算出するプロセッサ装置。

[請求項2] 前記プロセッサは、

前記閾値算出用操作が行われたタイミングで前記閾値算出用領域内の酸素飽和度を算出し、前記閾値算出用領域内の酸素飽和度の代表値に基づいて前記閾値を算出する請求項１記載のプロセッサ装置。

[請求項3] 前記閾値は、前記閾値算出用領域内の酸素飽和度の代表値、及び、補正用酸素飽和度に基づいて算出される請求項２記載のプロセッサ装置。

[請求項4] 前記閾値算出用領域には、正常な部位が含まれる請求項２または３記載のプロセッサ装置。

[請求項5] 前記プロセッサは、

複数回の前記閾値算出用操作を受け付け、前記複数回の前記閾値算出用操作の後に行われる確定操作を受け付ける場合において、前記閾値算出用操作が行われたタイミングで、前記閾値算出用領域内の酸素飽和度を、閾値算出用酸素飽和度として算出する第１処理と、前記確定操作が行われた場合に、各閾値算出用操作で算出された前記閾値算

出用酸素飽和度に基づいて、前記閾値を算出する第２処理とを行う請求項１記載のプロセッサ装置。

[請求項6] 前記閾値は、各閾値算出用操作で算出された前記閾値算出用酸素飽和度の代表値から得られる複数回代表値、及び、補正用酸素飽和度に基づいて算出される請求項５記載のプロセッサ装置。

[請求項7] 前記閾値算出用領域には、正常な部位、又は、低酸素の部位が含まれる請求項５または６記載のプロセッサ装置。

[請求項8] 前記補正用酸素飽和度は、観察対象の動態、又は、患者毎の個体差に基づいて定められる請求項３または６記載のプロセッサ装置。

[請求項9] 前記第１色調制御方法が、前記酸素飽和度に関わらず前記ベース画像の色調を維持する方法である場合には、前記第２色調制御方法は、前記酸素飽和度に応じて、前記ベース画像の色調を変更する方法であり、

前記第１色調制御方法が、前記酸素飽和度に応じて、前記ベース画像の色調を変更する方法である場合には、前記第２色調制御方法は、前記酸素飽和度に関わらず前記ベース画像の色調を維持する方法である請求項１ないし７いずれか１項記載のプロセッサ装置。

[請求項10] 請求項１ないし９いずれか１項記載のプロセッサ装置と、

血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により吸光係数が変化する短波長側の波長帯域を含む第１照明光、第２照明光、及び、特定帯域の第３照明光を発する光源装置とを備え、

前記プロセッサは、

前記第２照明光に基づく第２照明光画像に基づいて、前記ベース画像を生成し、

前記第１照明光に基づく第１照明光画像、前記第２照明光画像、及び、前記第３照明光に基づく第３照明光画像に基づいて、前記酸素飽和度を算出する内視鏡システム。

[請求項11] 請求項１ないし９いずれか１項記載のプロセッサ装置と、

血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により吸光係数が変化する長波長側の波長帯域を含む第１照明光、第２照明光を発する光源装置とを備え、

前記プロセッサは、

前記第２照明光に基づく第２照明光画像に基づいて、前記ベース画像を生成し、

前記第１照明光に基づく第１照明光画像、及び、前記第２照明光画像に基づいて、前記酸素飽和度を算出する内視鏡システム。

[請求項12] 請求項１ないし９いずれか１項記載のプロセッサ装置と、

内視鏡に白色光を供給する光源装置と、

前記内視鏡に取り付けられる撮像ユニットであって、前記内視鏡からの白色光を複数の波長帯域の光に分光し、且つ、分光した複数の波長帯域に基づいて、前記ベース画像の生成に必要なベース画像生成用画像信号、及び、前記酸素飽和度の算出に必要な酸素飽和度算出用画像信号を取得する撮像ユニットとを備える内視鏡システム。

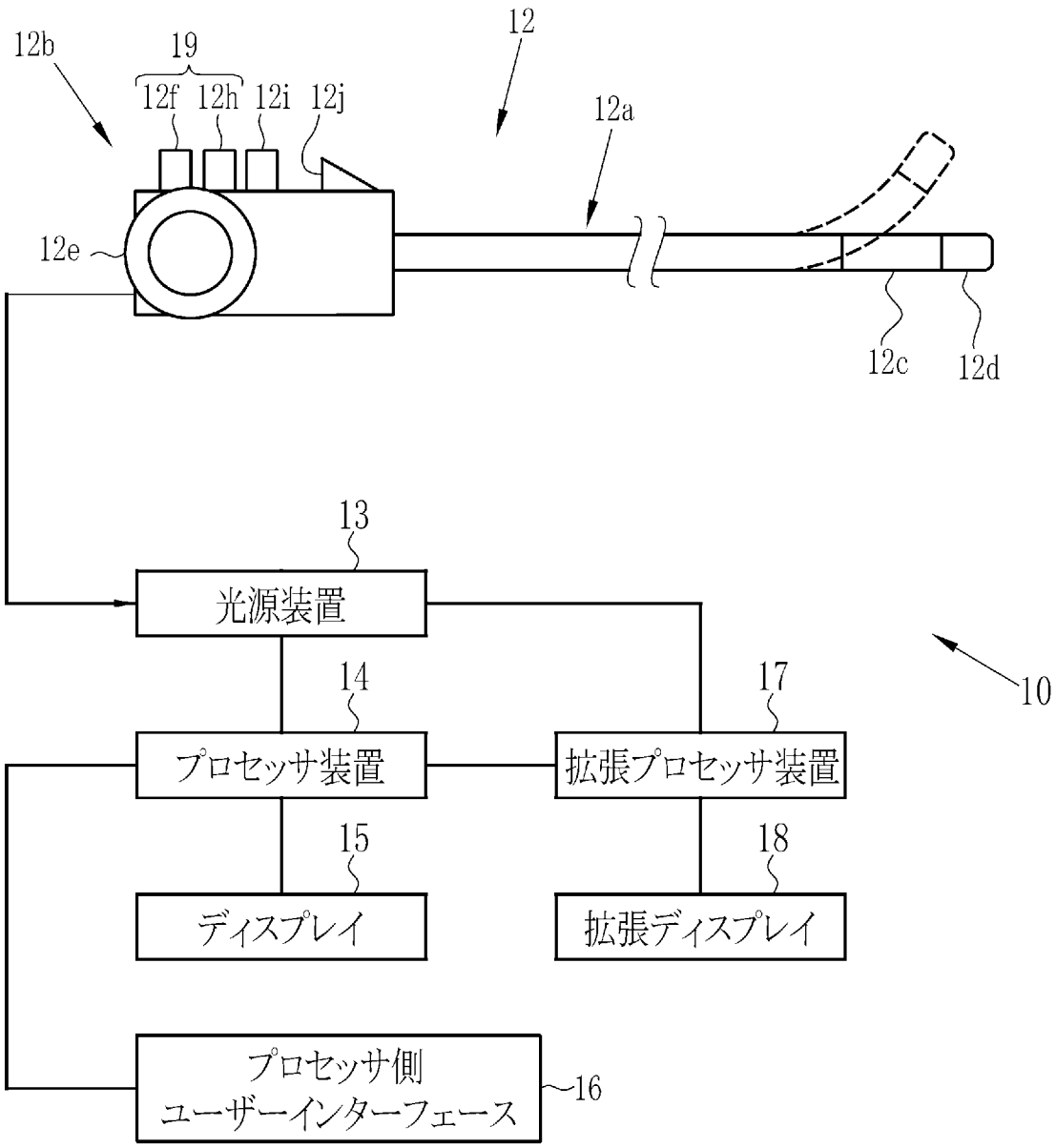
[請求項13] プロセッサが、

ベース画像を生成するステップと、

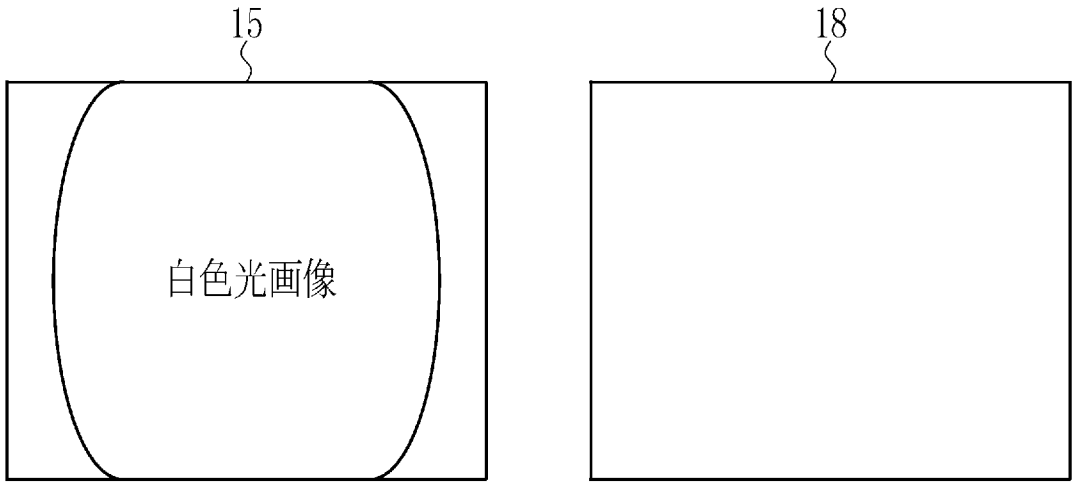
酸素飽和度モードにおいて、酸素飽和度が閾値を超えている領域であって前記ベース画像の色調を第１色調制御方法で制御した高酸素飽和度領域と、前記酸素飽和度が前記閾値以下の領域であって、前記ベース画像の色調を、前記第１色調制御方法と異なる第２色調制御方法で制御した低酸素飽和度領域とを含む酸素飽和度画像を生成するステップと、

前記閾値を決定する閾値決定モードにおいては、ディスプレイに閾値算出用領域を表示し、少なくとも閾値算出用操作に従って算出される前記閾値算出用領域内の酸素飽和度に基づいて、前記閾値を算出するステップとを有するプロセッサ装置の作動方法。

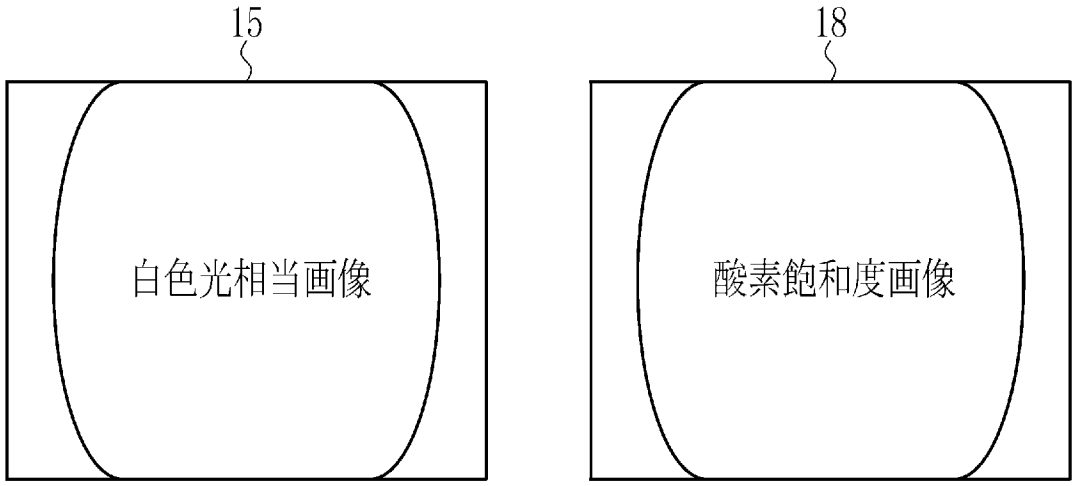
[図1]


12b
19
12f
12h
12i
12j
12
12a
12e
12c
12d
13
光源装置
14
17
10
プロセッサ装置
拡張プロセッサ装置
15
18
ディスプレイ
拡張ディスプレイ
プロセッサ側
ユーザーインターフェース
16

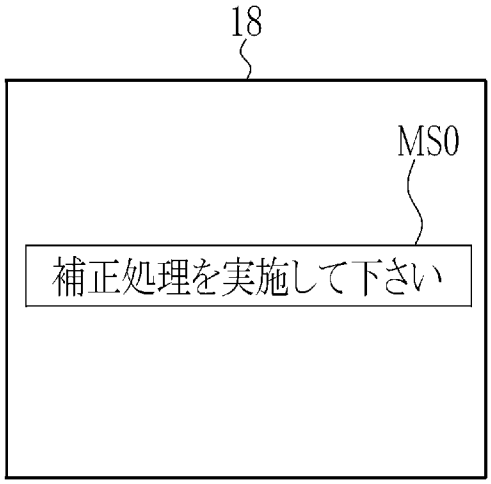
[図2]



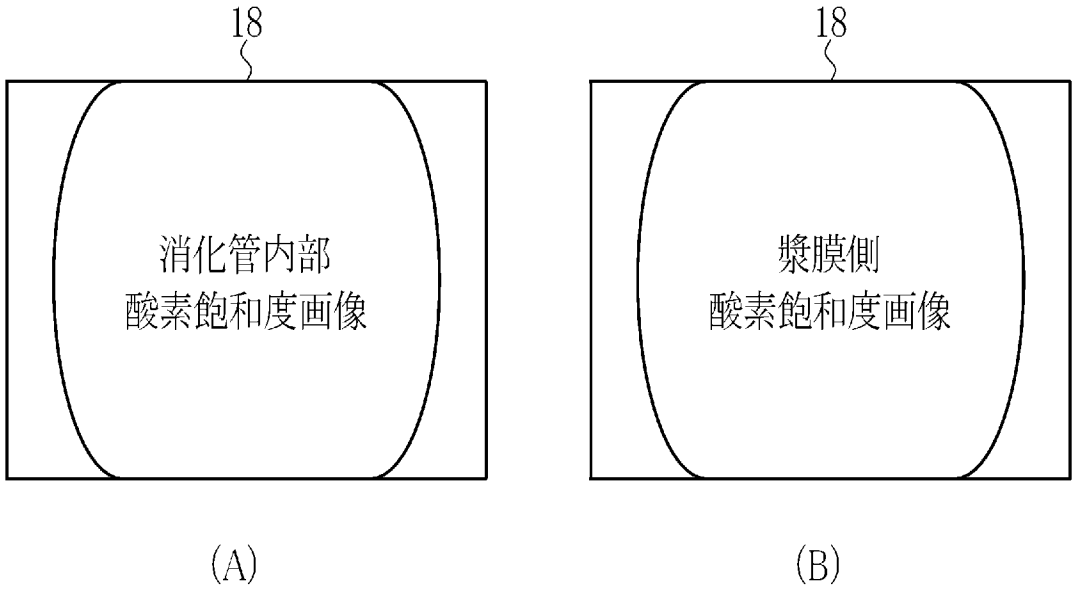
[図3]



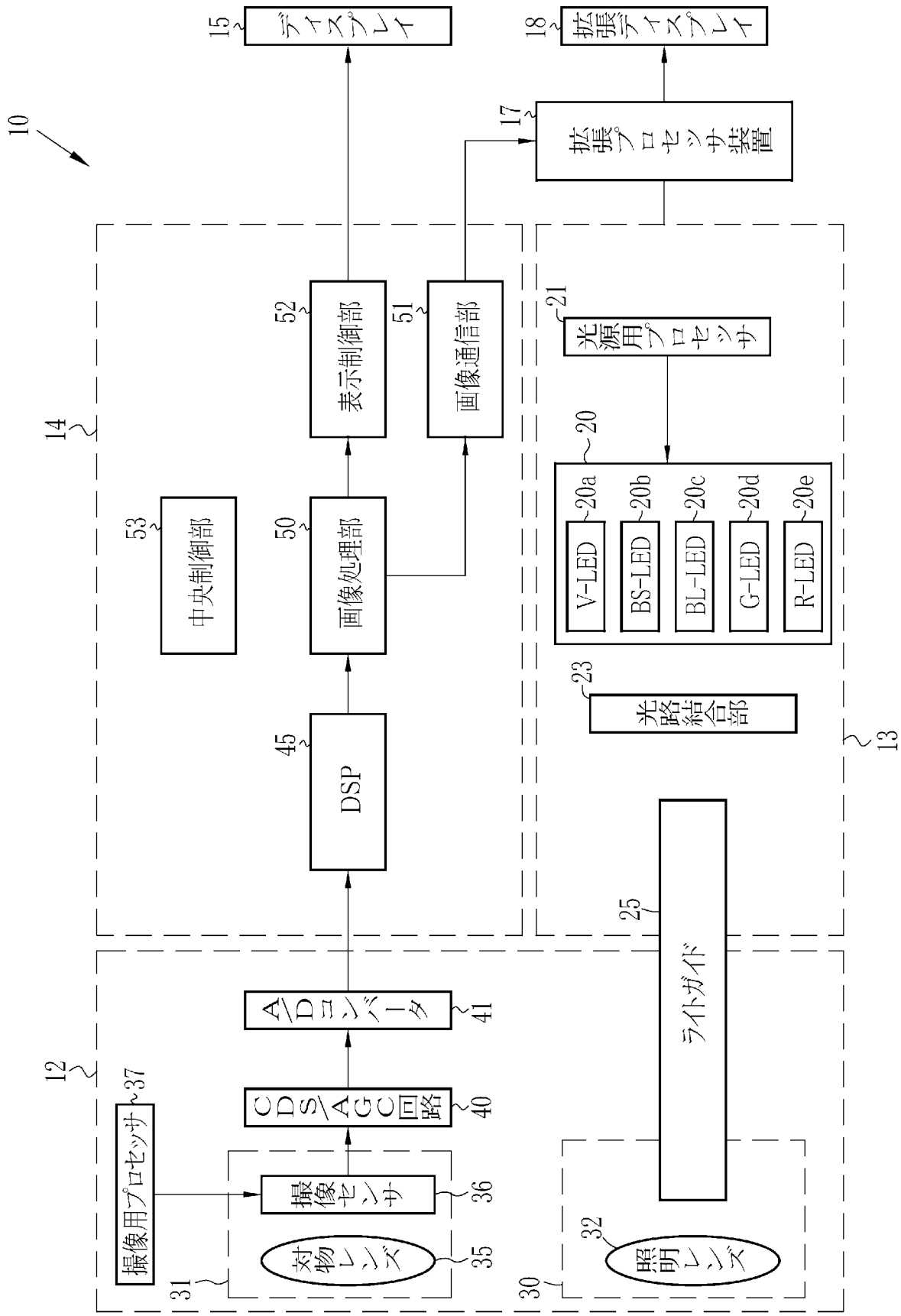
[図4]



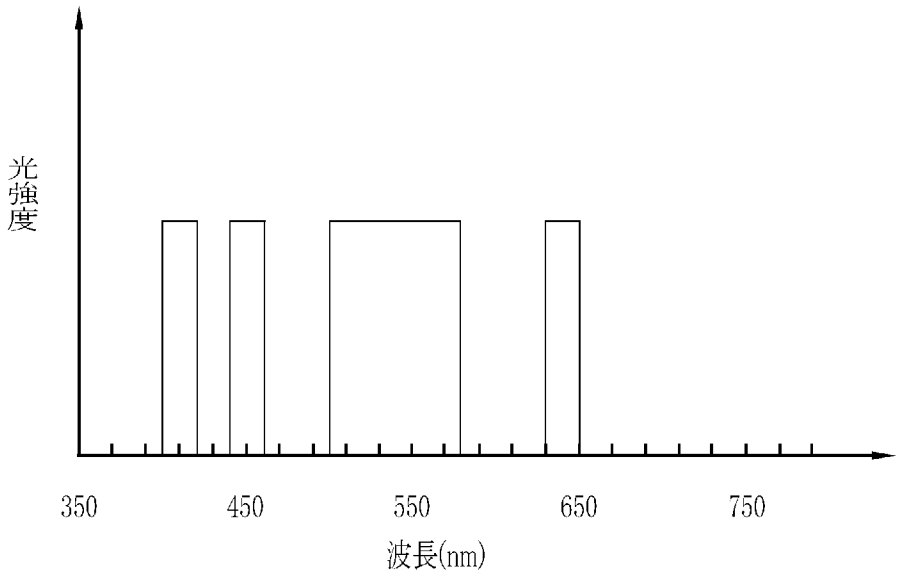
[図5]



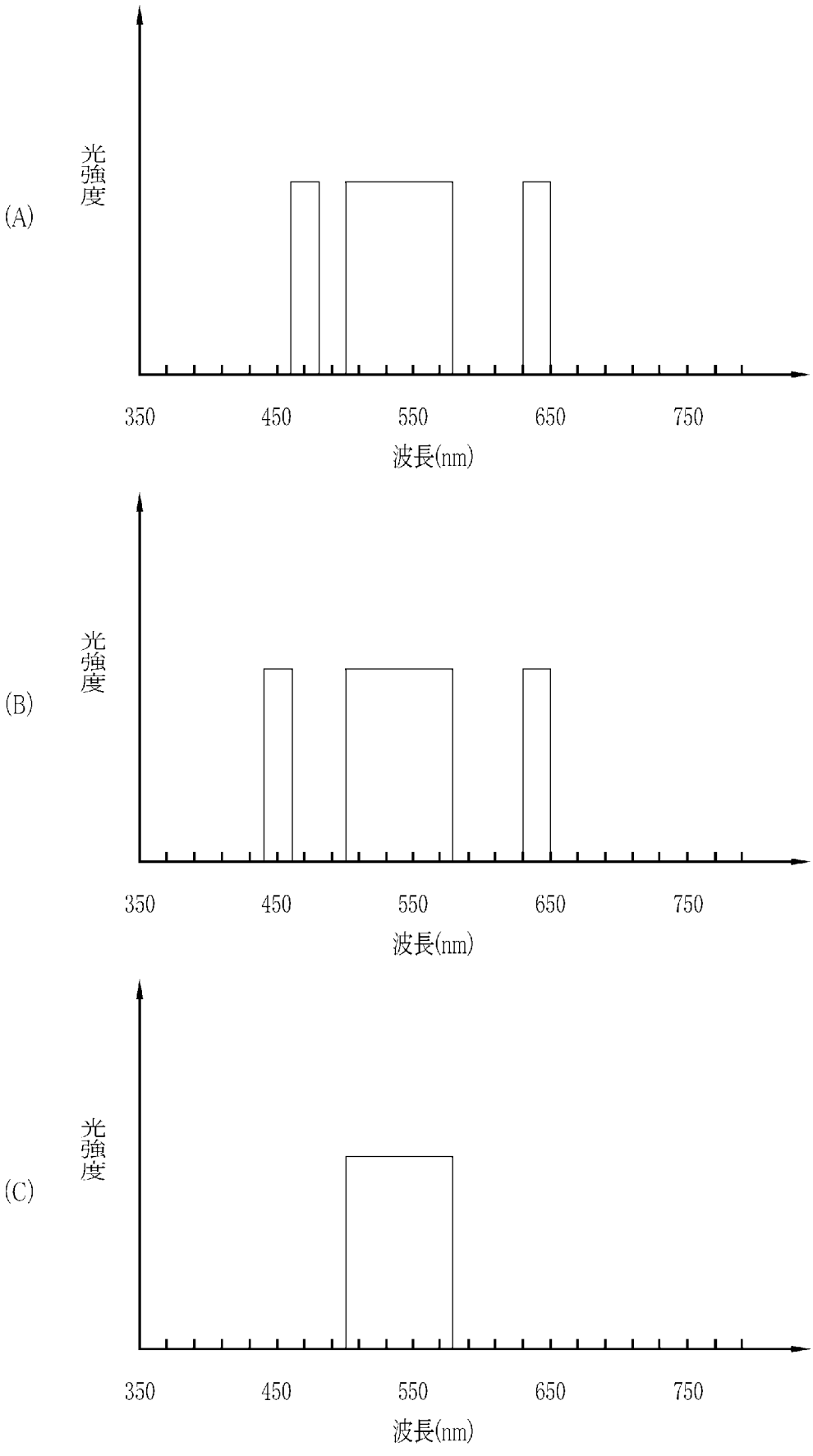
[図6]


10
15
ディスプレイ
18
拡張ディスプレイ
17
拡張プロセッサ装置
14
52
表示制御部
51
画像通信部
21
光源用プロセッサ
20
20a
V-LED
20b
BS-LED
20c
BL-LED
20d
G-LED
20e
R-LED
53
中央制御部
50
画像処理部
23
光路結合部
13
45
DSP
25
ライトガイド
12
A/Dコンバータ
41
37
撮像用プロセッサ
CDS/AGC回路
40
撮像センサ
36
対物レンズ
35
31
32
照明レンズ
30

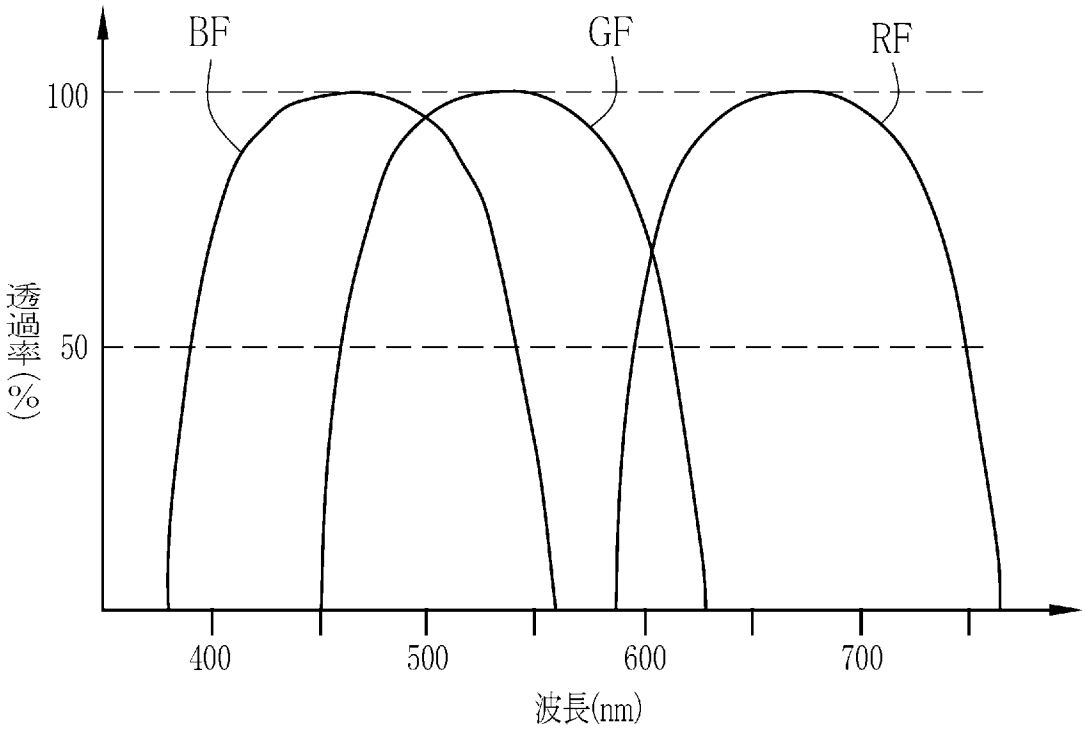
[図7]



[図8]


(A)
光強度
350
450
550
650
750
波長(nm)
(B)
光強度
350
450
550
650
750
波長(nm)
(C)
光強度
350
450
550
650
750
波長(nm)

[図9]



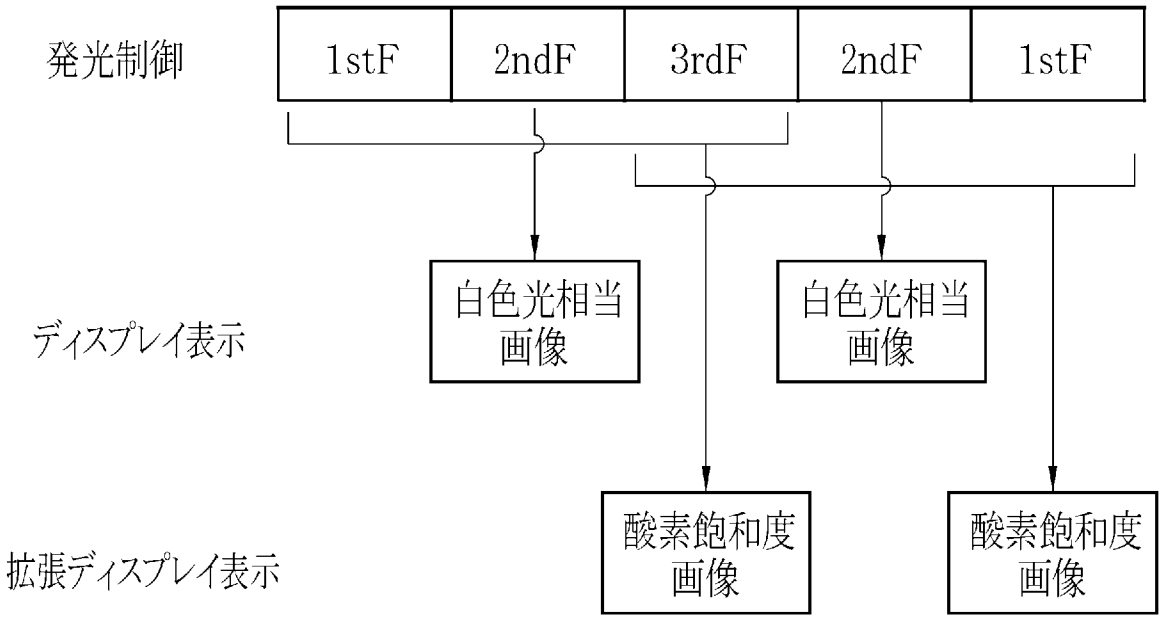
[図10]

照明	画像信号
紫色光の発光 第2青色光の発光 緑色光の発光 赤色光の発光	(Bc、Gc、Rc)

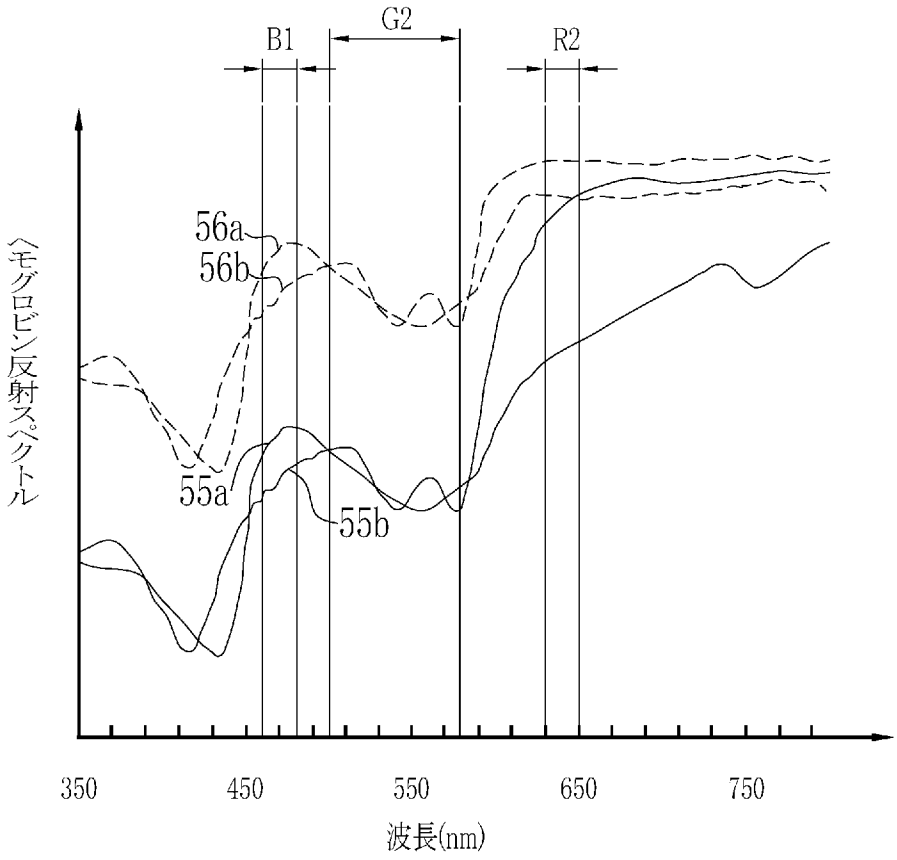
[図11]

	照明	画像信号
1フレーム目	第1青色光の発光 緑色光の発光 赤色光の発光	(B1,G1,R1)
2フレーム目	第2青色光の発光 緑色光の発光 赤色光の発光	(B2,G2,R2)
3フレーム目	緑色光の発光	(B3,G3,R3)

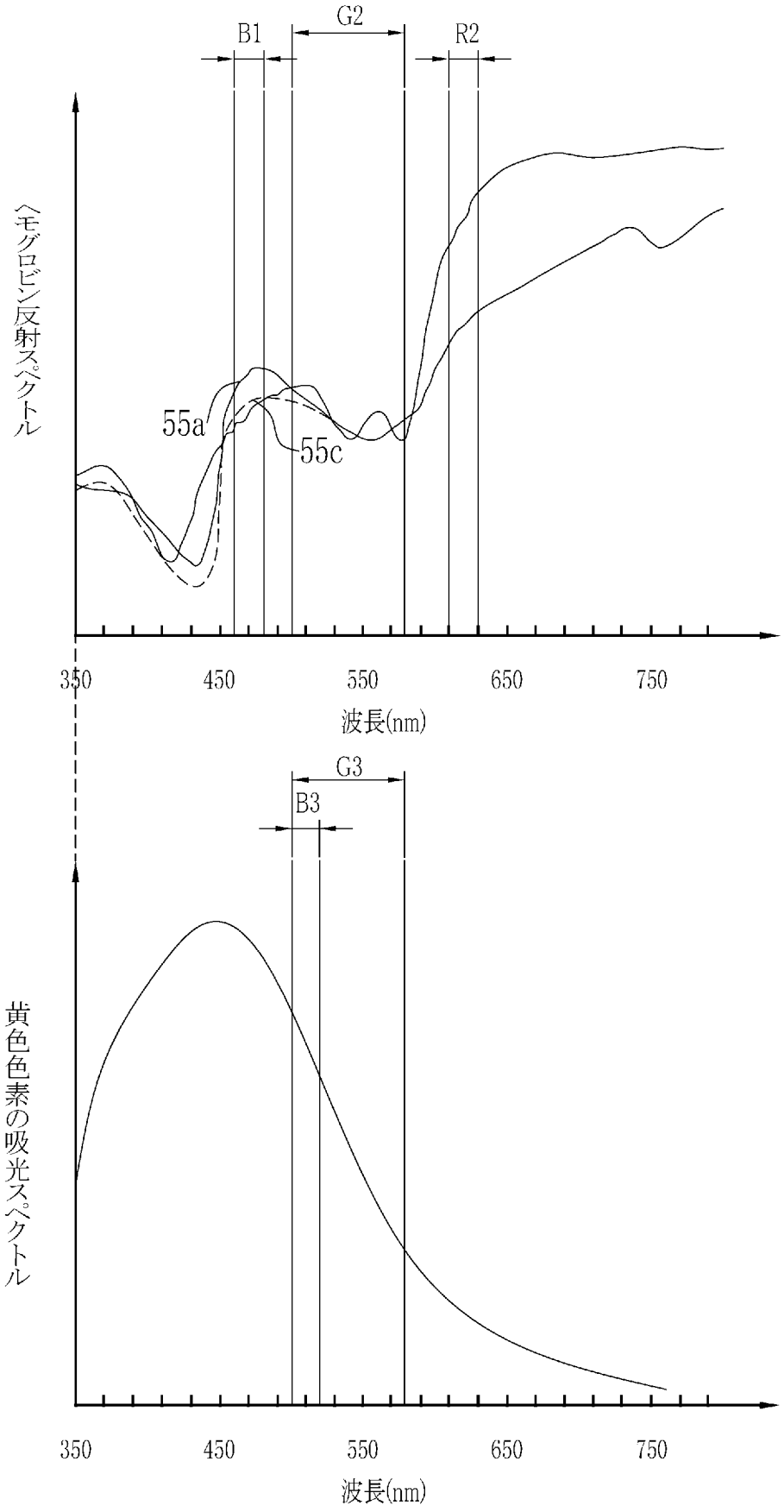
[図12]



[図13]



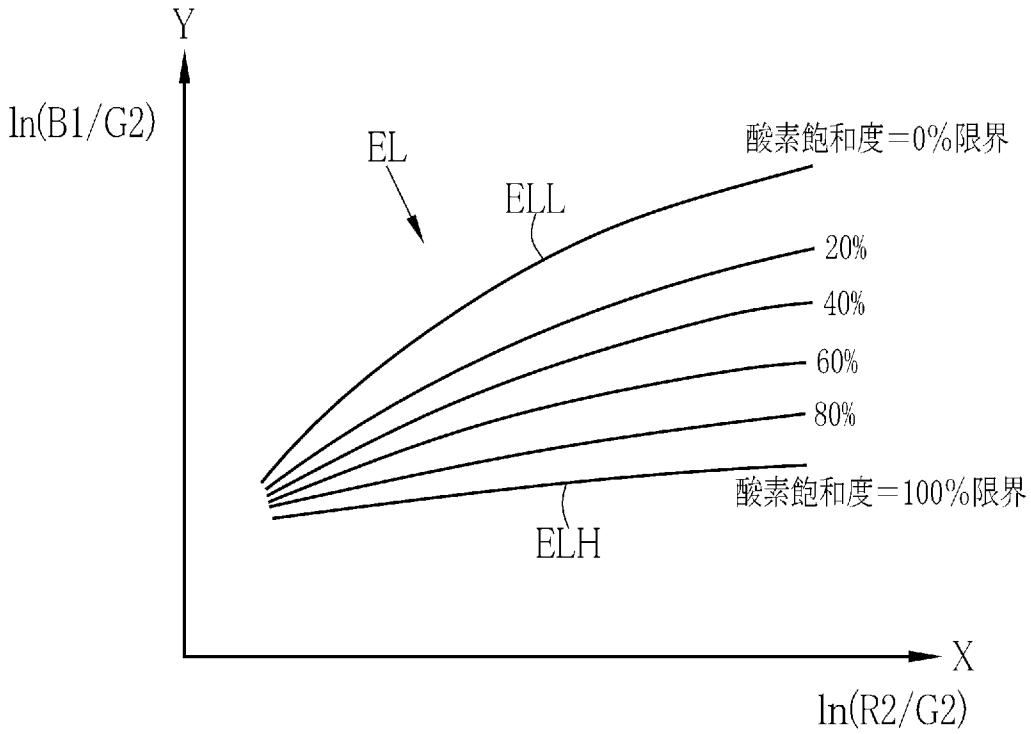
[図14]


B1
G2
R2
〈モグロビン反射スペクトル
55a
55c
350
450
550
650
750
波長(nm)
G3
B3
黄色色素の吸光スペクトル
350
450
550
650
750
波長(nm)

[図15]

	B1	G2	R2
酸素飽和度依存性	大	小	中
血液濃度依存性	中	大	小
明るさ依存性	有	有	有

[図16]



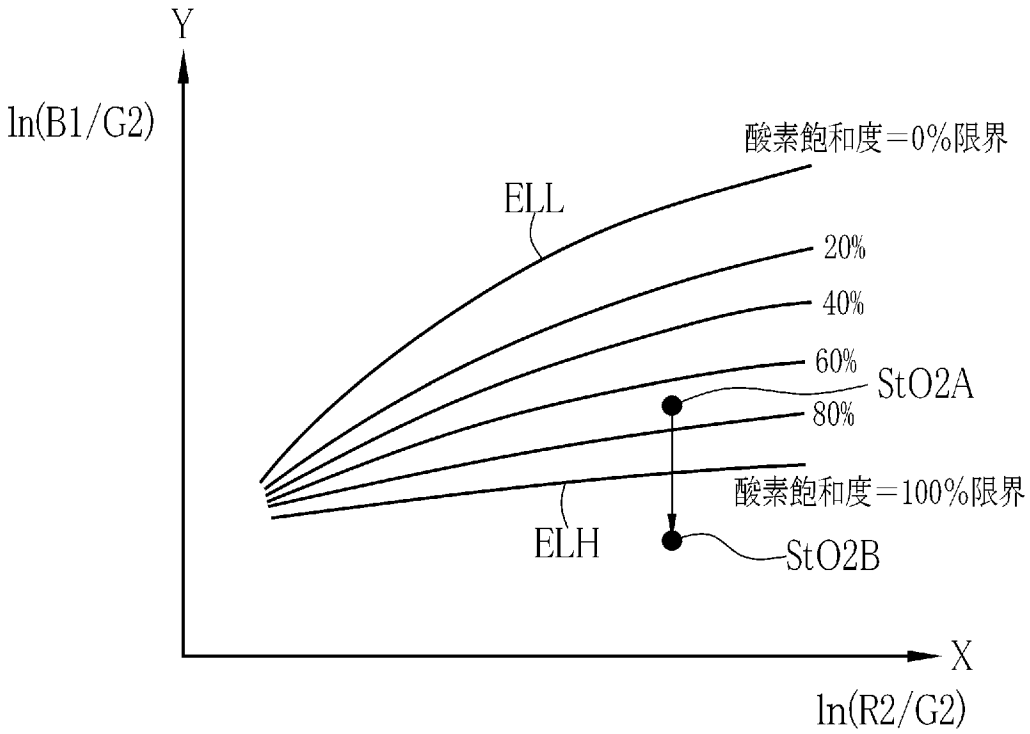
[図17]

	X	Y
酸素飽和度依存性	中	大
血液濃度依存性	大	中
明るさ依存性	無	無

[図18]

	B1	G2	R2
酸素飽和度依存性	大	小	中
血液濃度依存性	中	大	小
黄色色素依存性	大	小～中	小
明るさ依存性	有	有	有

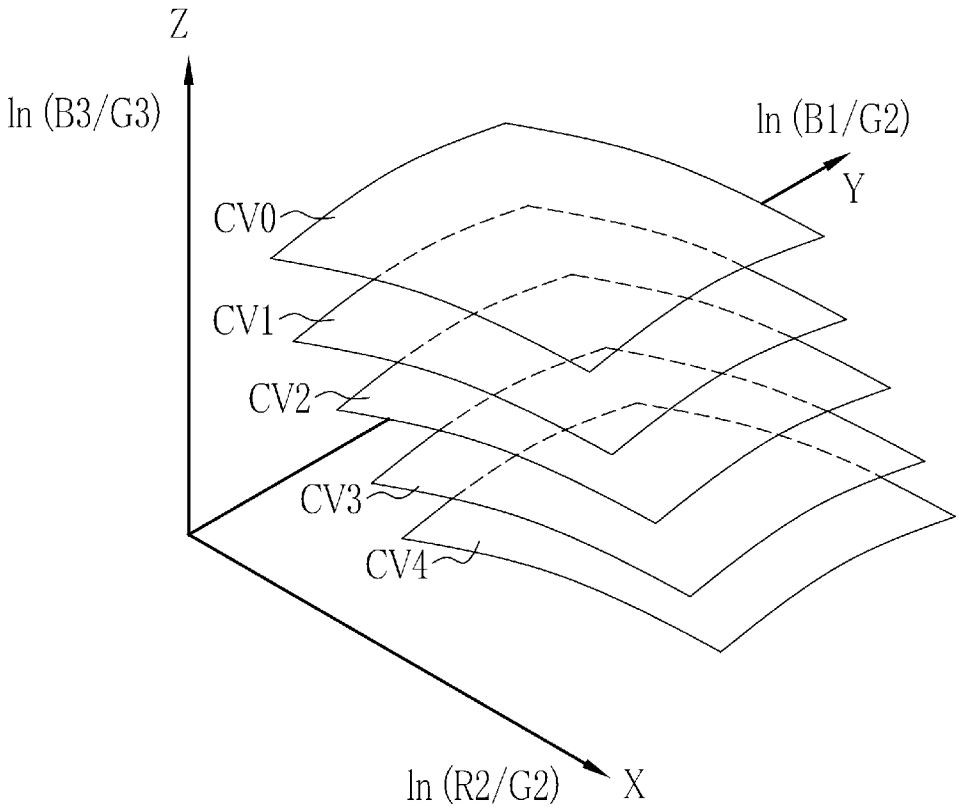
[図19]



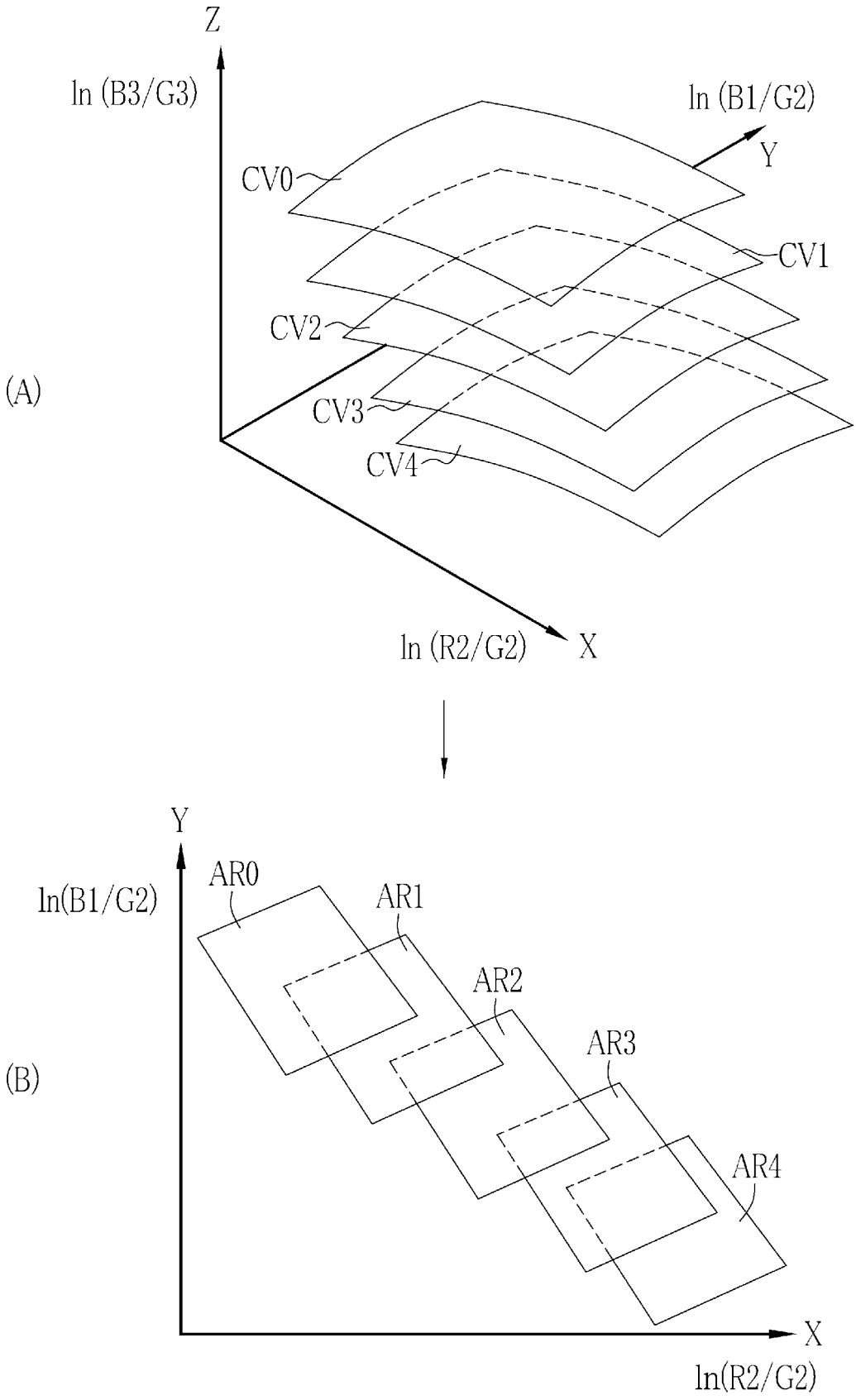
[図20]

	B1	B3	G2、G3	R2	B2
酸素飽和度依存性	大	小	小	中	小
血液濃度依存性	中	大	大	小	大
黄色色素依存性	大	中	小～中	小	大
明るさ依存性	有	有	有	有	有

[図21]



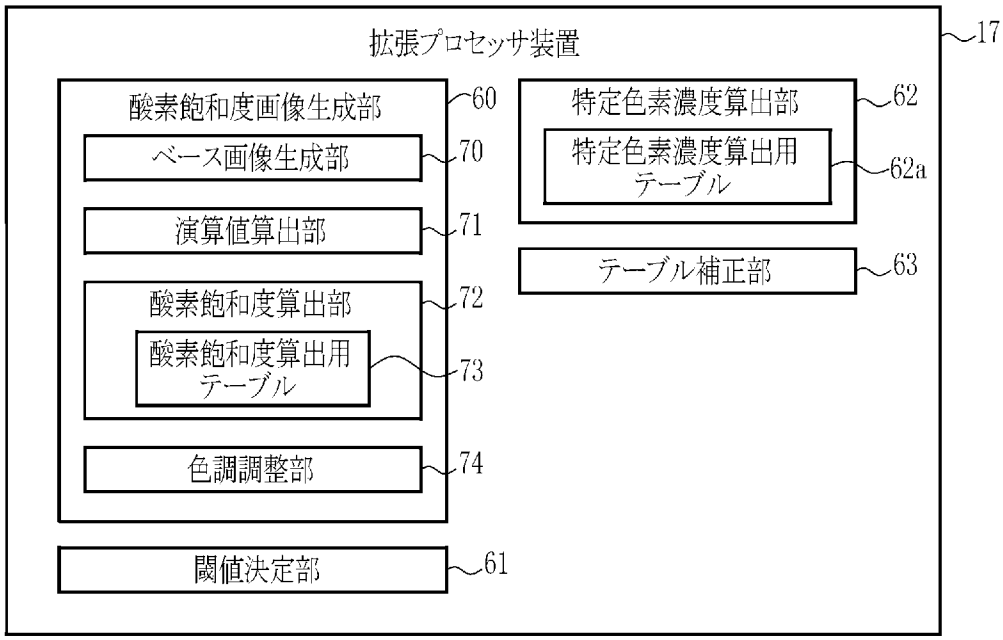
[図22]


Z
ln (B3/G3)
ln (B1/G2)
Y
CV0
CV1
CV2
CV3
CV4
(A)
ln (R2/G2)
X
Y
ln(B1/G2)
AR0
AR1
AR2
AR3
AR4
(B)
X
ln(R2/G2)

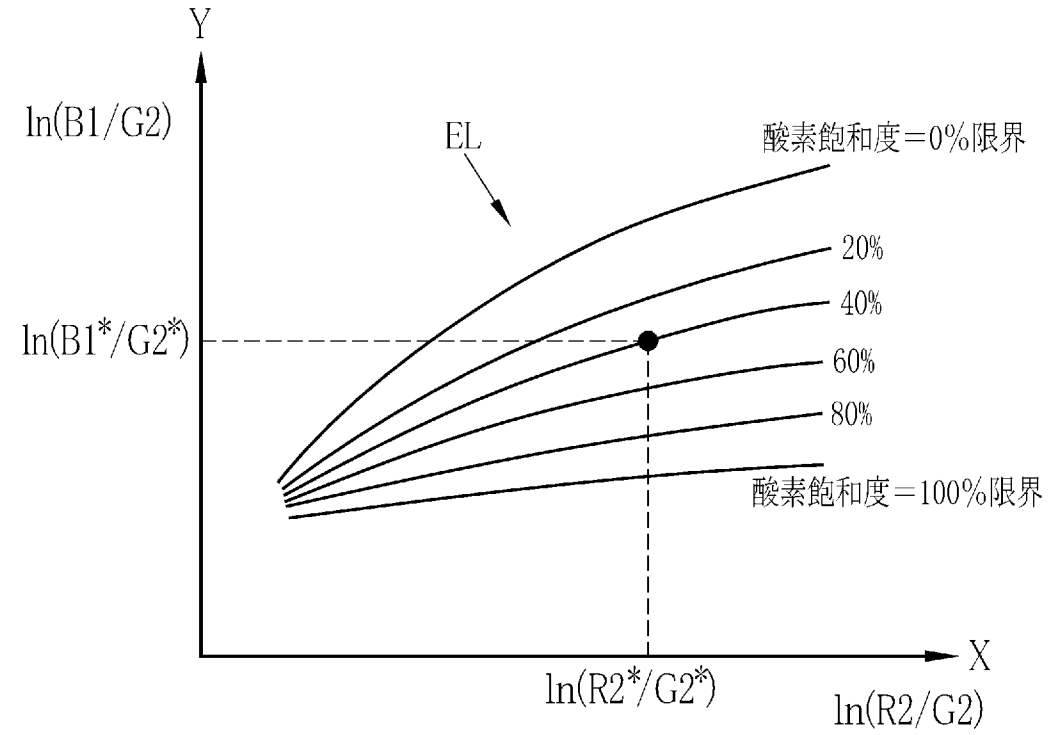
[図23]

	X	Y	Z
酸素飽和度依存性	中	大	小～中
血液濃度依存性	大	中	小～中
黄色色素依存性	小～中	大	中
明るさ依存性	無	無	無

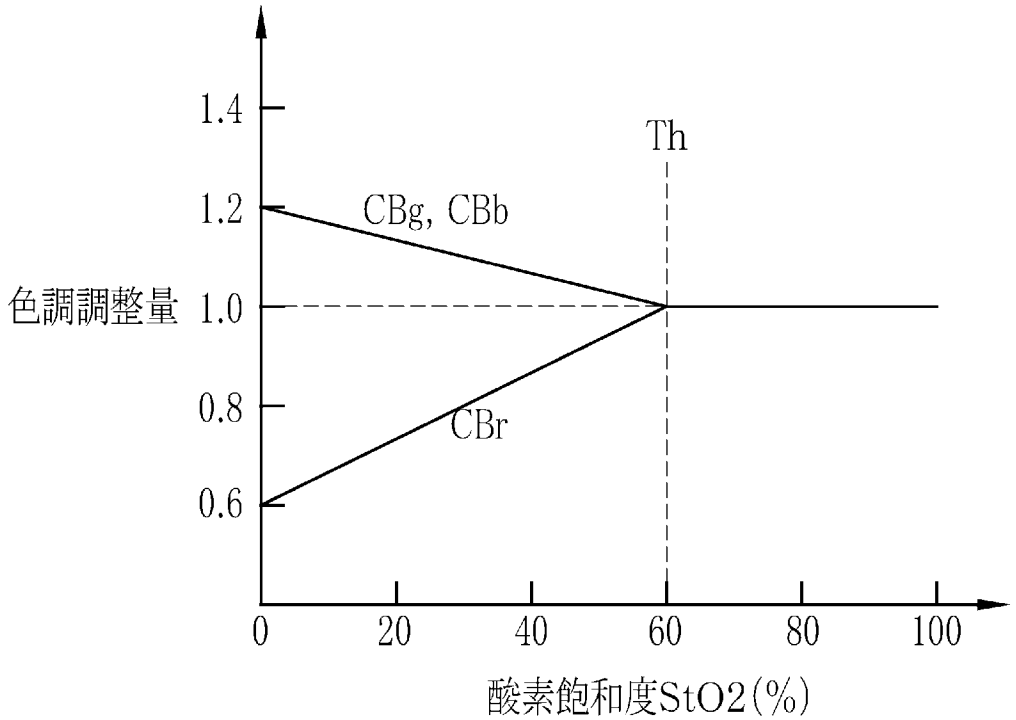
[図24]



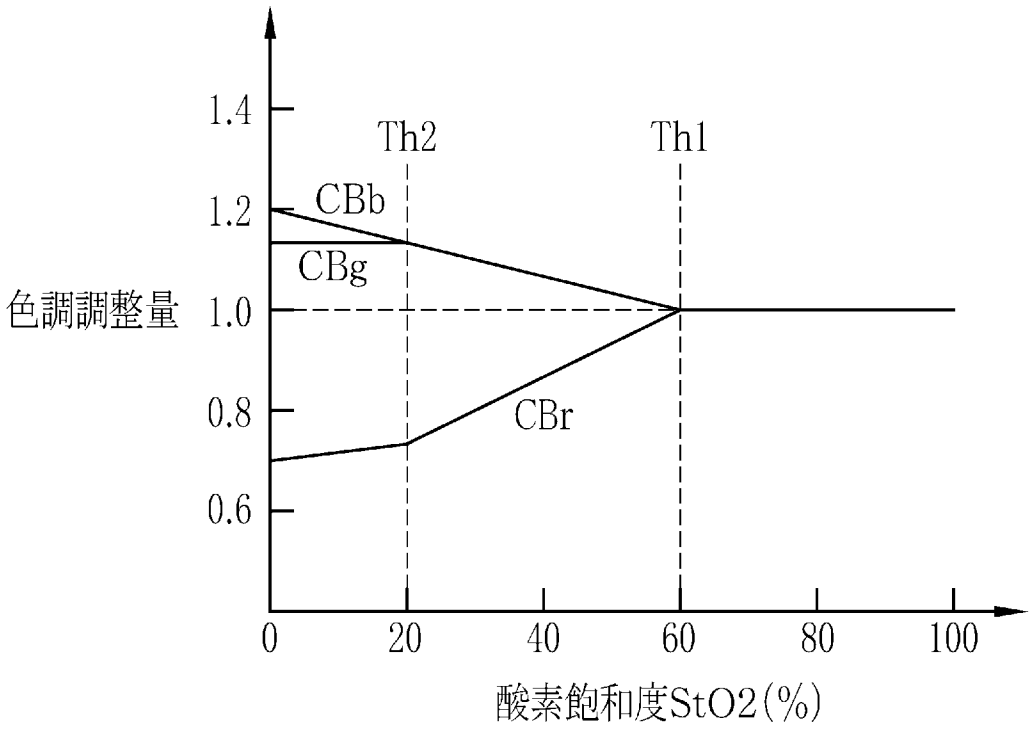
[図25]


Y
ln(B1/G2)
EL
酸素飽和度＝0%限界
20%
40%
60%
80%
酸素飽和度＝100%限界
ln(B1*/G2*)
X
ln(R2*/G2*)
ln(R2/G2)

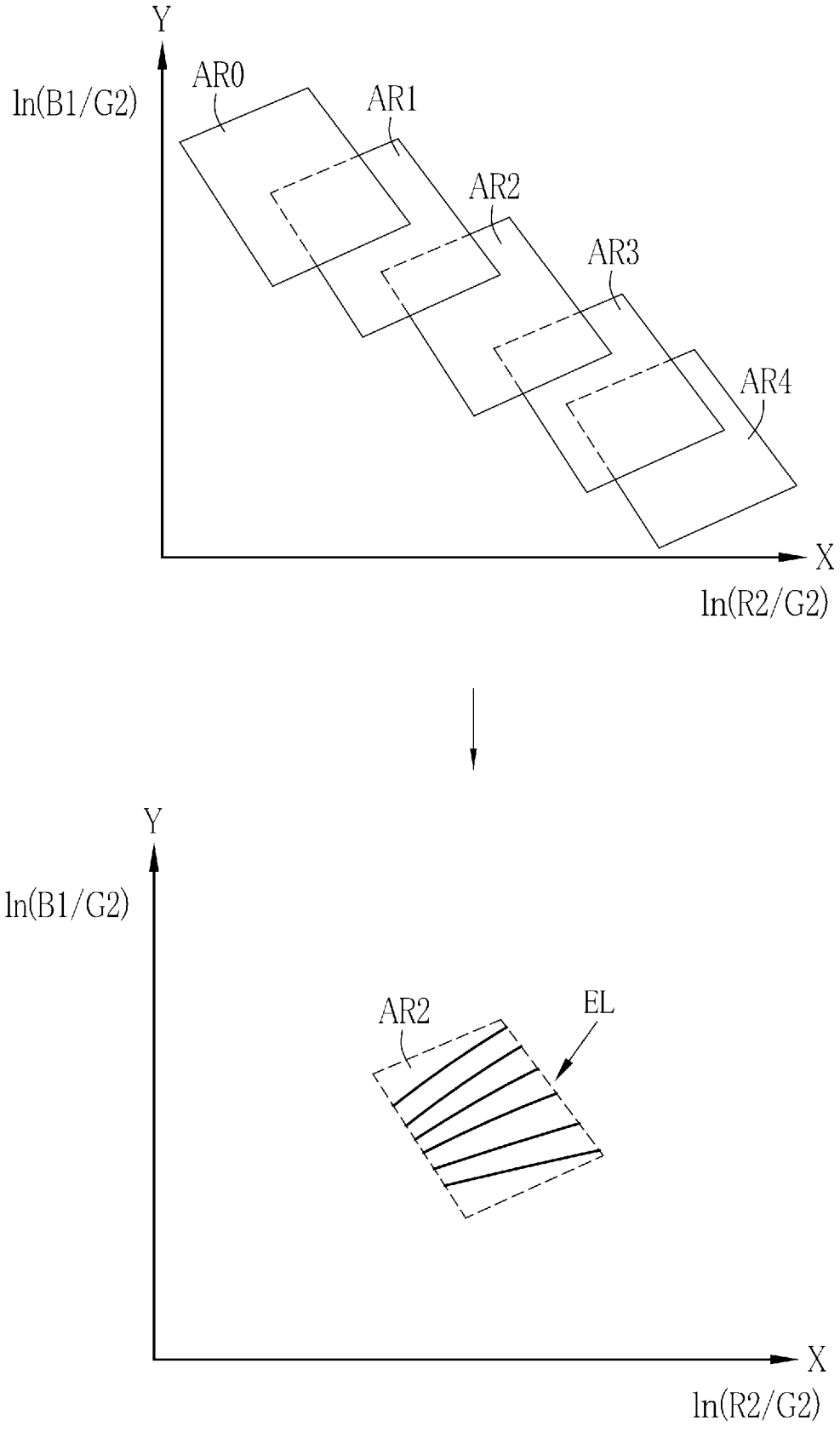
[図26]


1.4
1.2
1.0
0.8
0.6
色調調整量
Th
CBg, CBb
CBr
0
20
40
60
80
100
酸素飽和度StO2(%)

[図27]


1.4
1.2
1.0
0.8
0.6
色調調整量
Th2
Th1
CBb
CBg
CBr
0
20
40
60
80
100
酸素飽和度StO2(%)

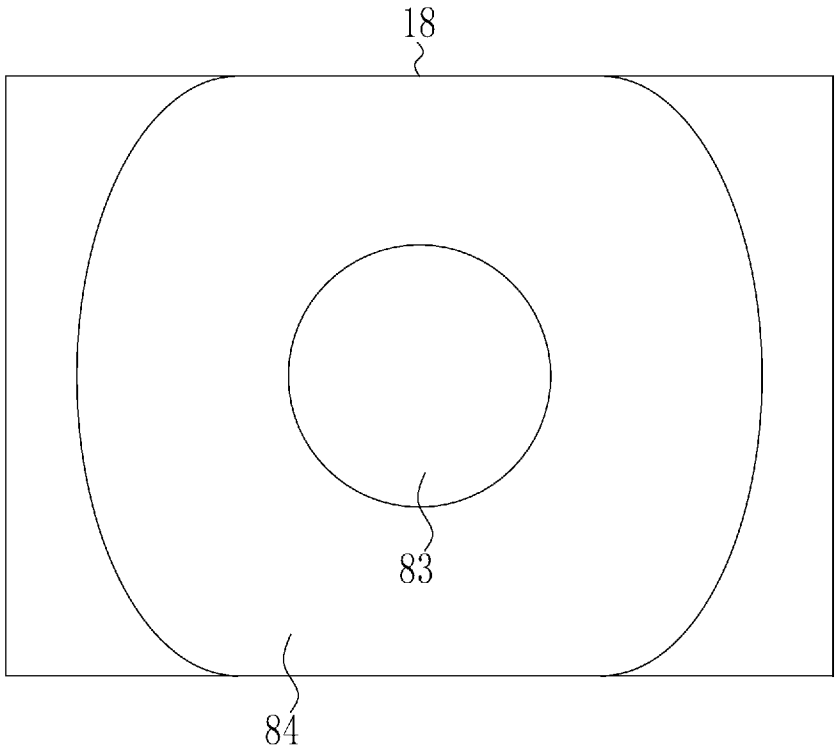
[図28]



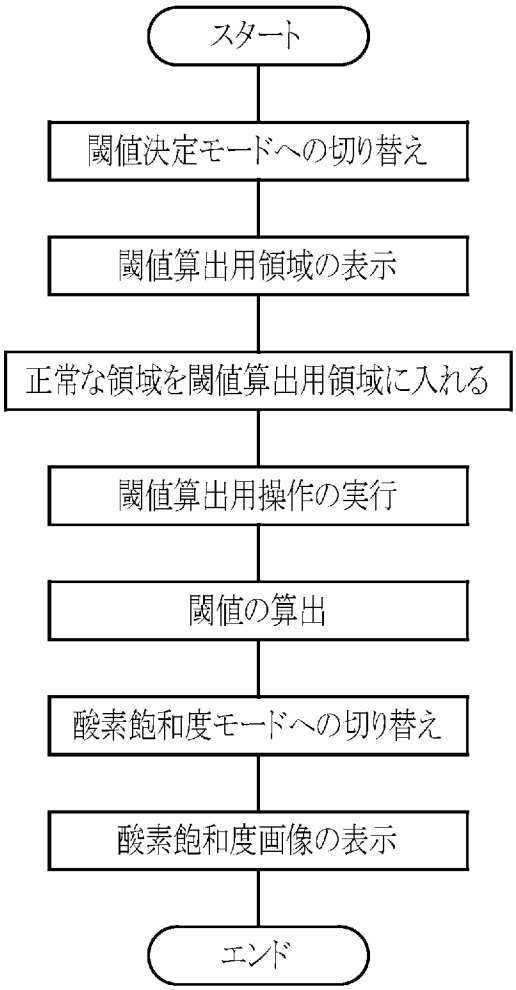
[図29]



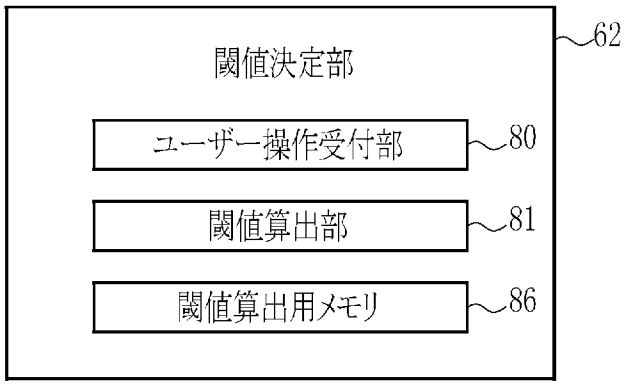
[図30]



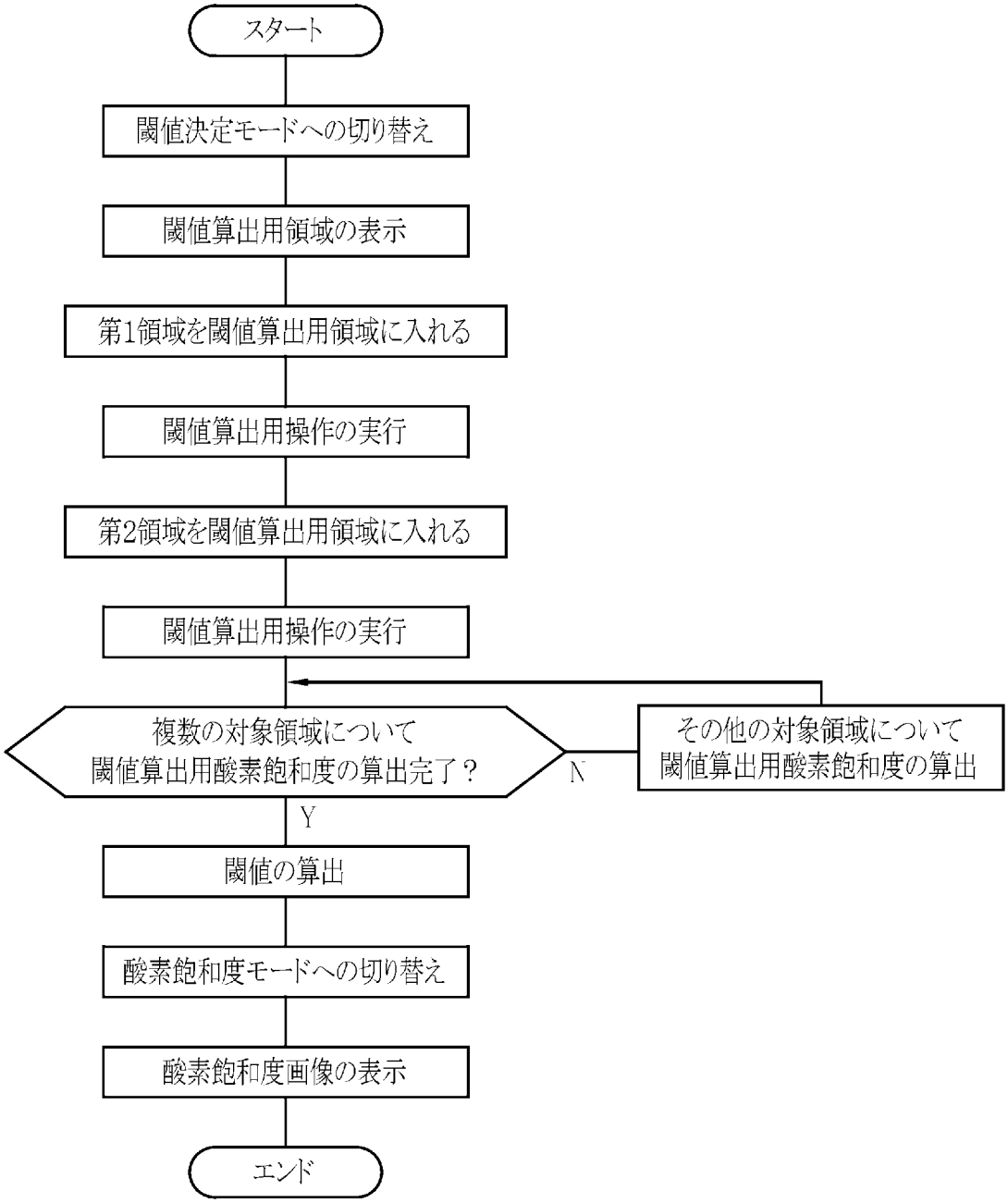
[図31]


スタート
閾値決定モードへの切り替え
閾値算出用領域の表示
正常な領域を閾値算出用領域に入れる
閾値算出用操作の実行
閾値の算出
酸素飽和度モードへの切り替え
酸素飽和度画像の表示
エンド

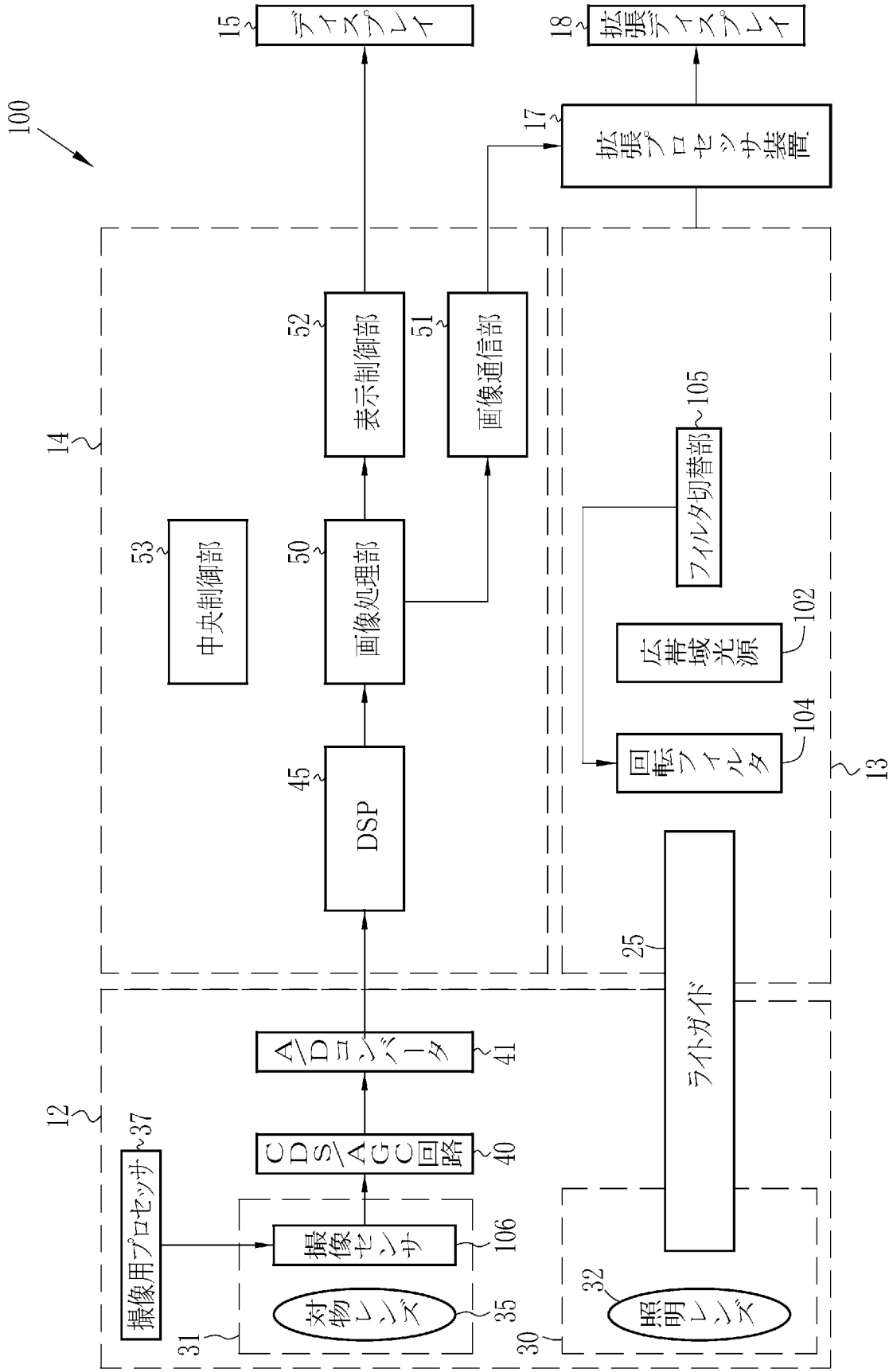
[図32]


閾値決定部
62
ユーザー操作受付部
80
閾値算出部
81
閾値算出用メモリ
86

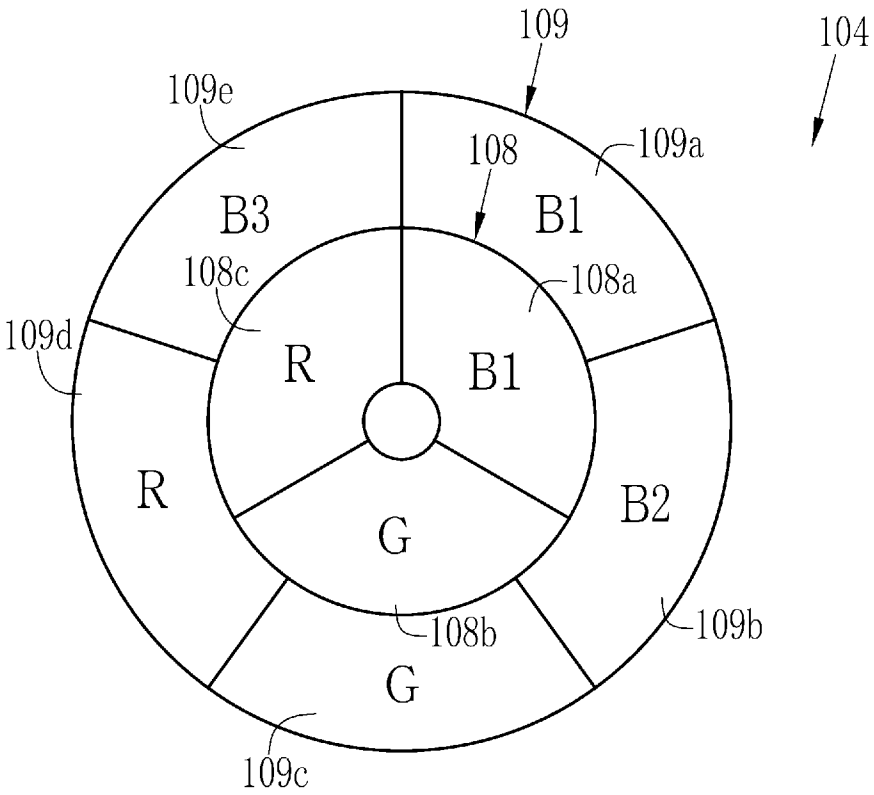
[図33]


スタート
閾値決定モードへの切り替え
閾値算出用領域の表示
第1領域を閾値算出用領域に入れる
閾値算出用操作の実行
第2領域を閾値算出用領域に入れる
閾値算出用操作の実行
複数の対象領域について
閾値算出用酸素飽和度の算出完了？
N
その他の対象領域について
閾値算出用酸素飽和度の算出
Y
閾値の算出
酸素飽和度モードへの切り替え
酸素飽和度画像の表示
エンド

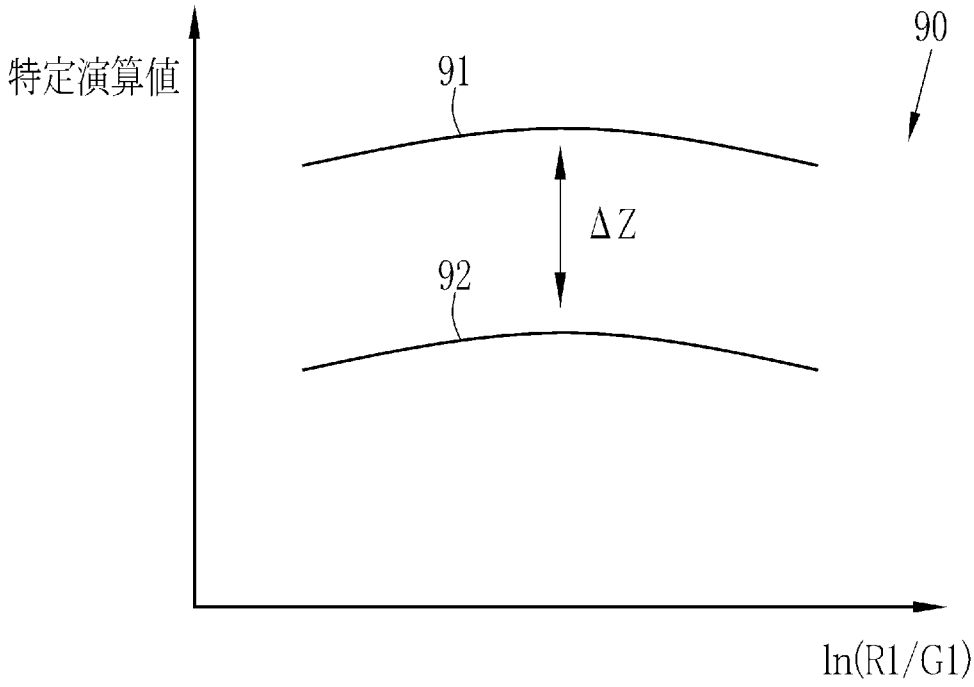
[図34]


100
15
ディスプレイ
18
拡張ディスプレイ
17
拡張プロセッサ装置
14
52
表示制御部
51
画像通信部
53
中央制御部
50
画像処理部
105
フィルタ切替部
102
広帯域光源
104
回転フィルタ
13
45
DSP
25
ライトガイド
12
A/Dコンバータ
41
CDS/AGC回路
40
撮像用プロセッサ
37
撮像センサ
106
対物レンズ
35
31
照明レンズ
32
30

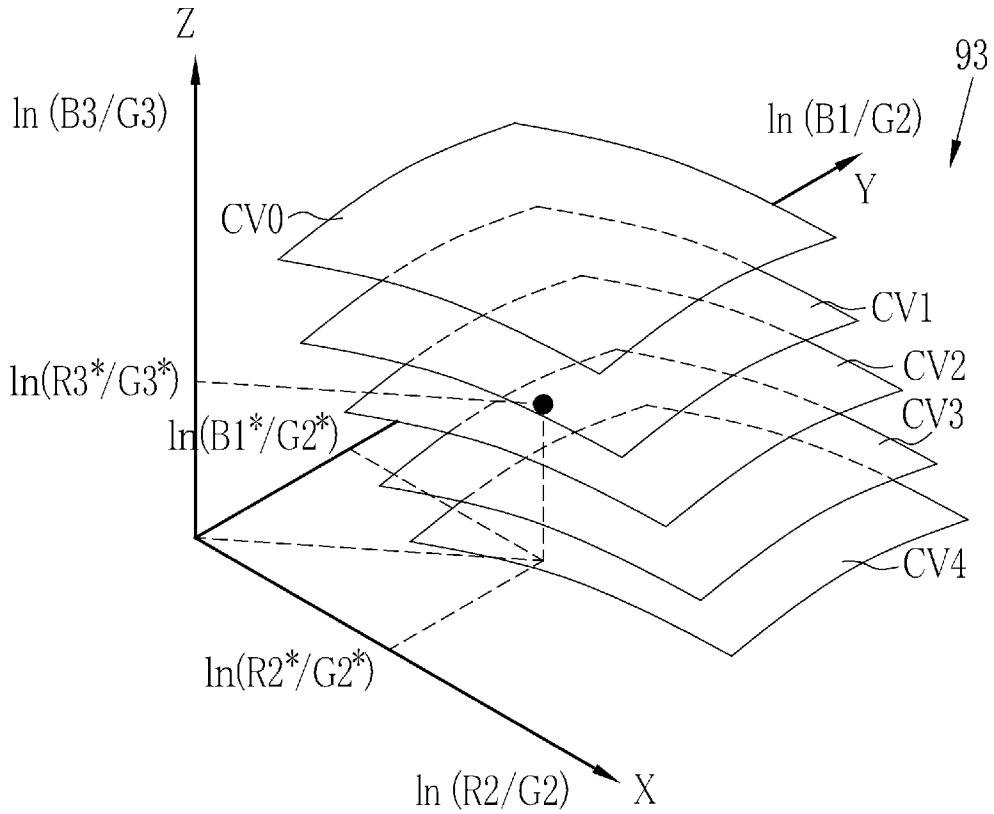
[図35]


109
104
109e
108
109a
B3
B1
108c
108a
109d
R
B1
R
B2
G
108b
109b
G
109c

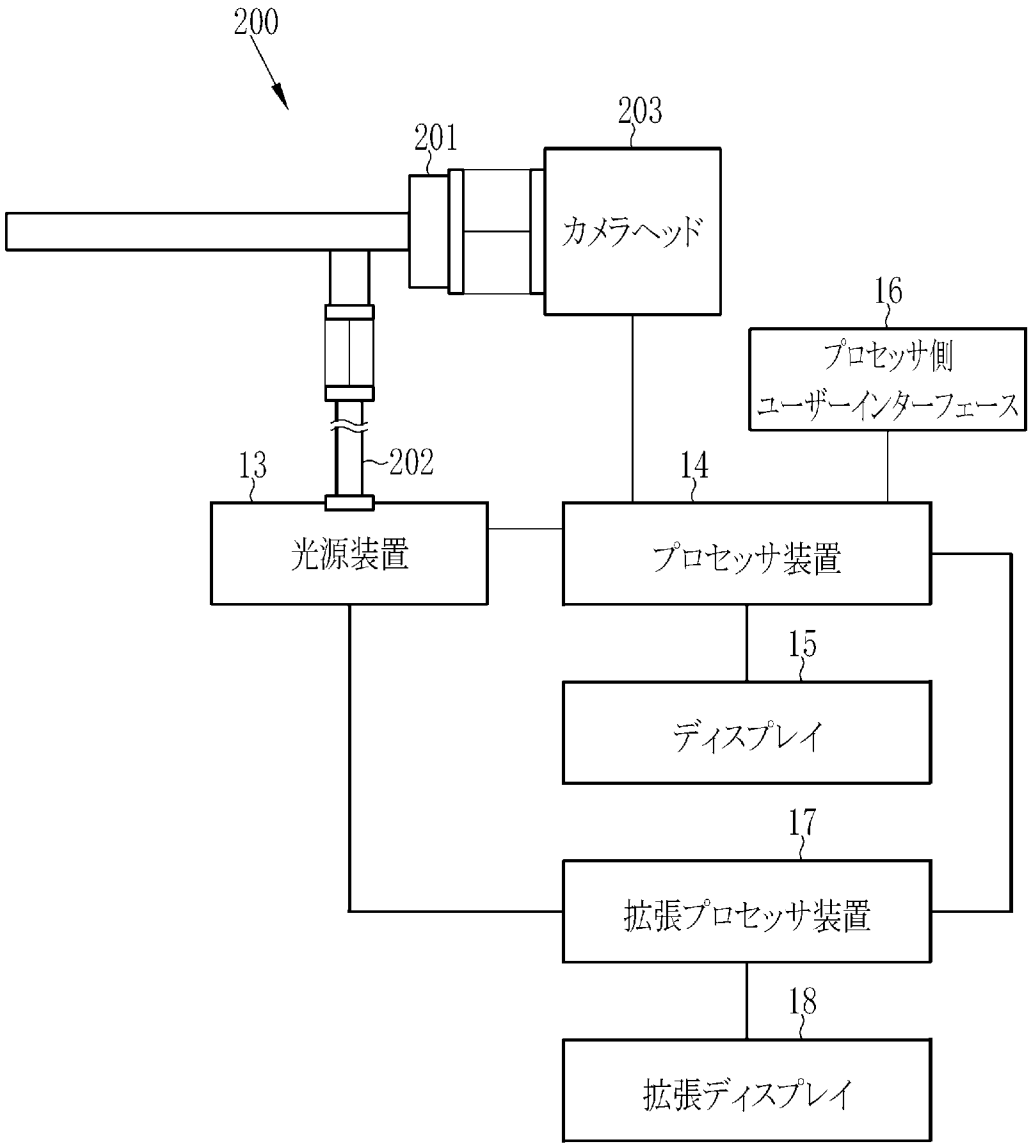
[図36]


90
特定演算値
91
ΔZ
92
ln(R1/G1)

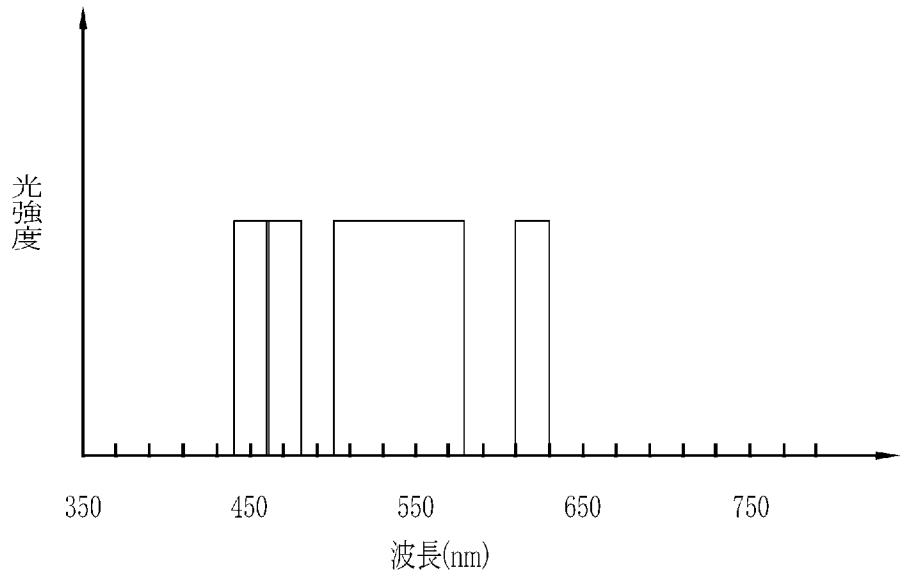
[図37]


Z
ln (B3/G3)
93
ln (B1/G2)
Y
CV0
CV1
CV2
CV3
CV4
ln(R3*/G3*)
ln(B1*/G2*)
ln(R2*/G2*)
ln (R2/G2)
X

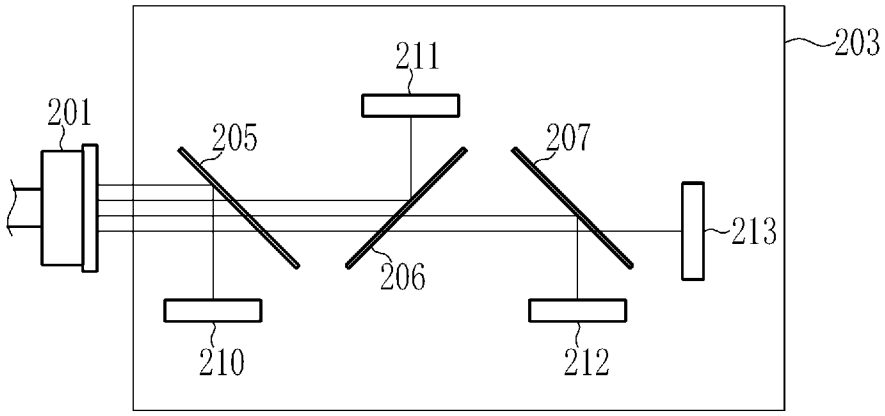
[図38]


200
201
203
カメラヘッド
16
プロセッサ側
ユーザーインターフェース
13
202
14
光源装置
プロセッサ装置
15
ディスプレイ
17
拡張プロセッサ装置
18
拡張ディスプレイ

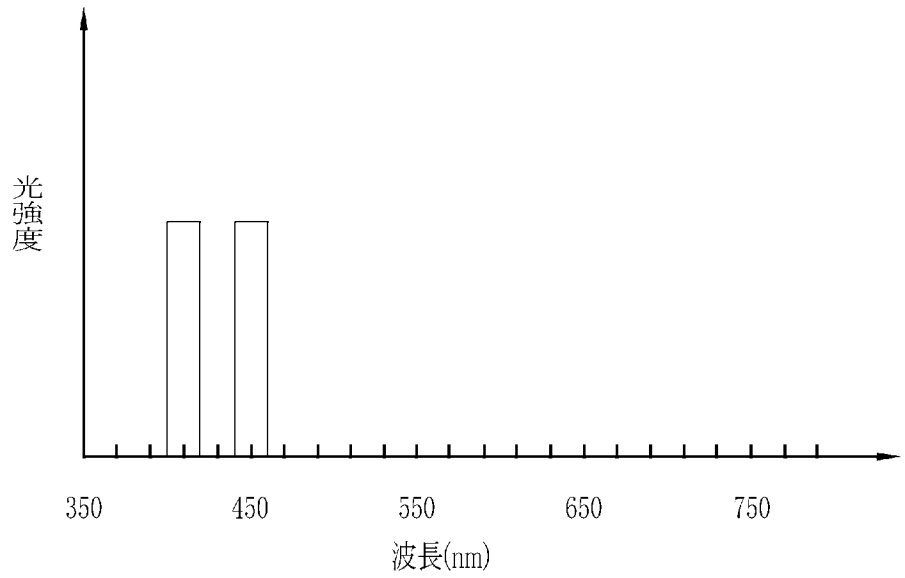
[図39]



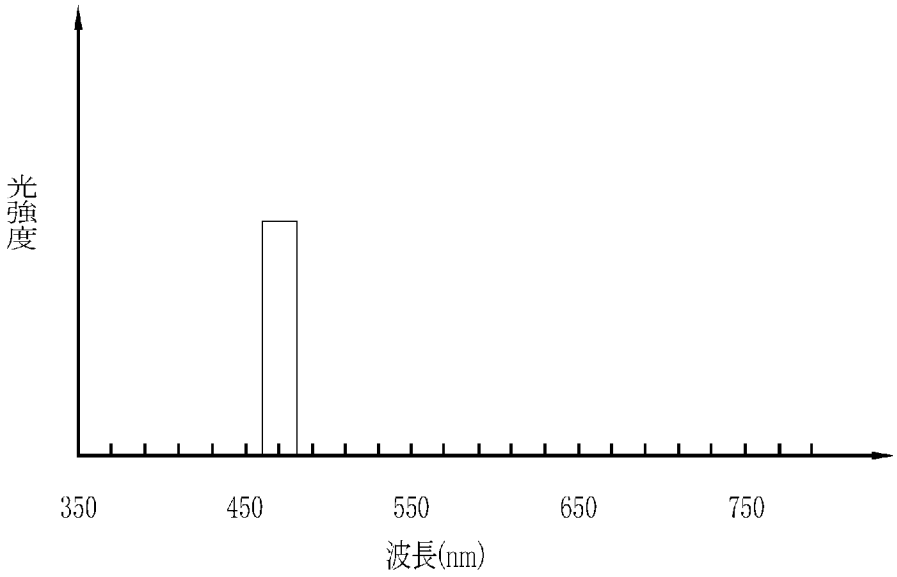
[図40]



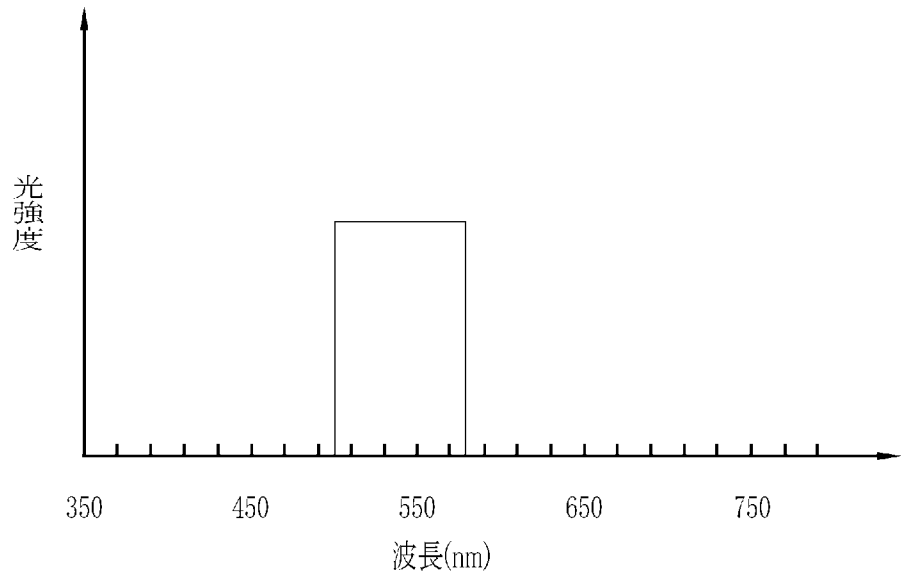
[図41]



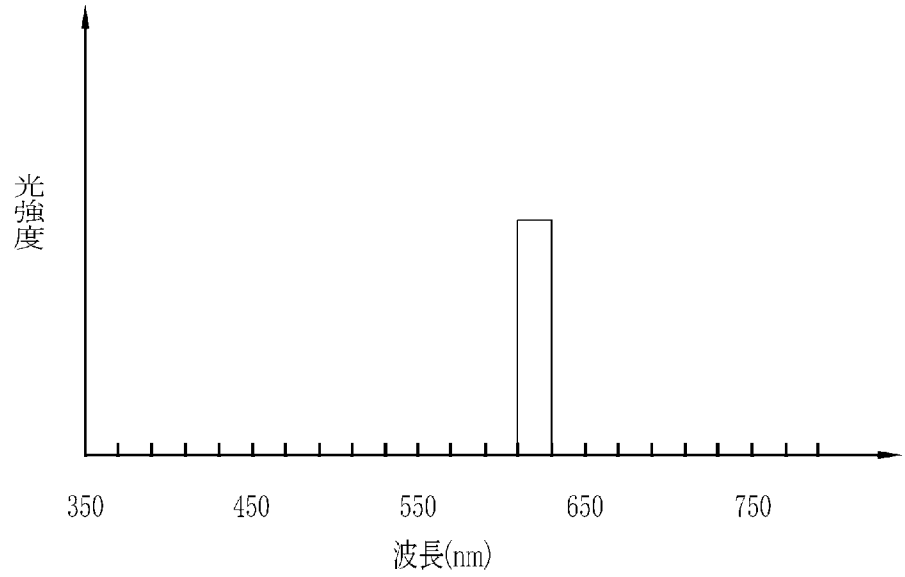
[図42]



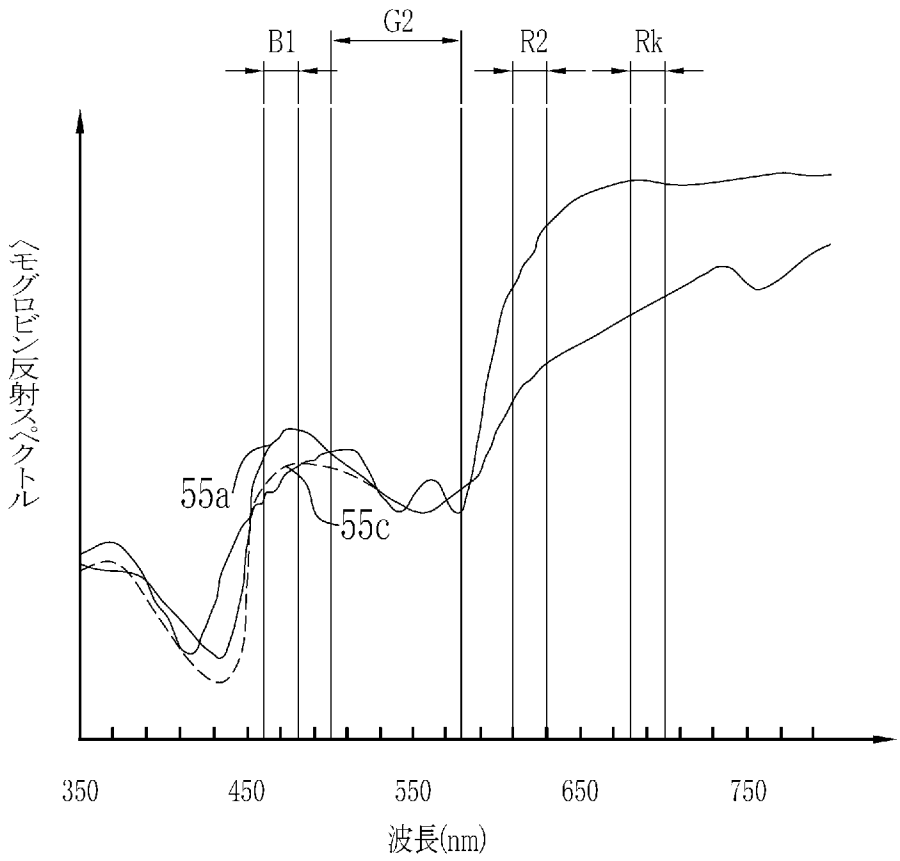
[図43]



[図44]



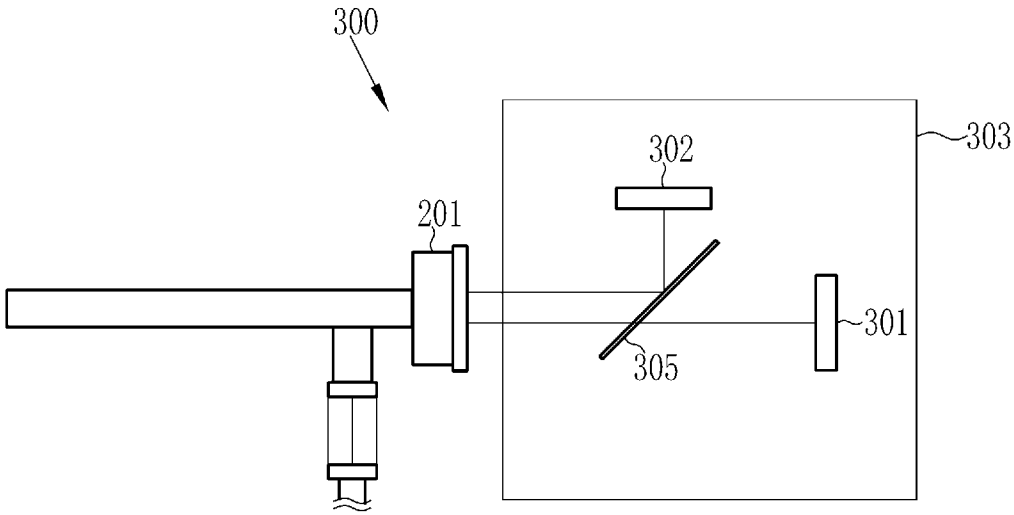
[図45]



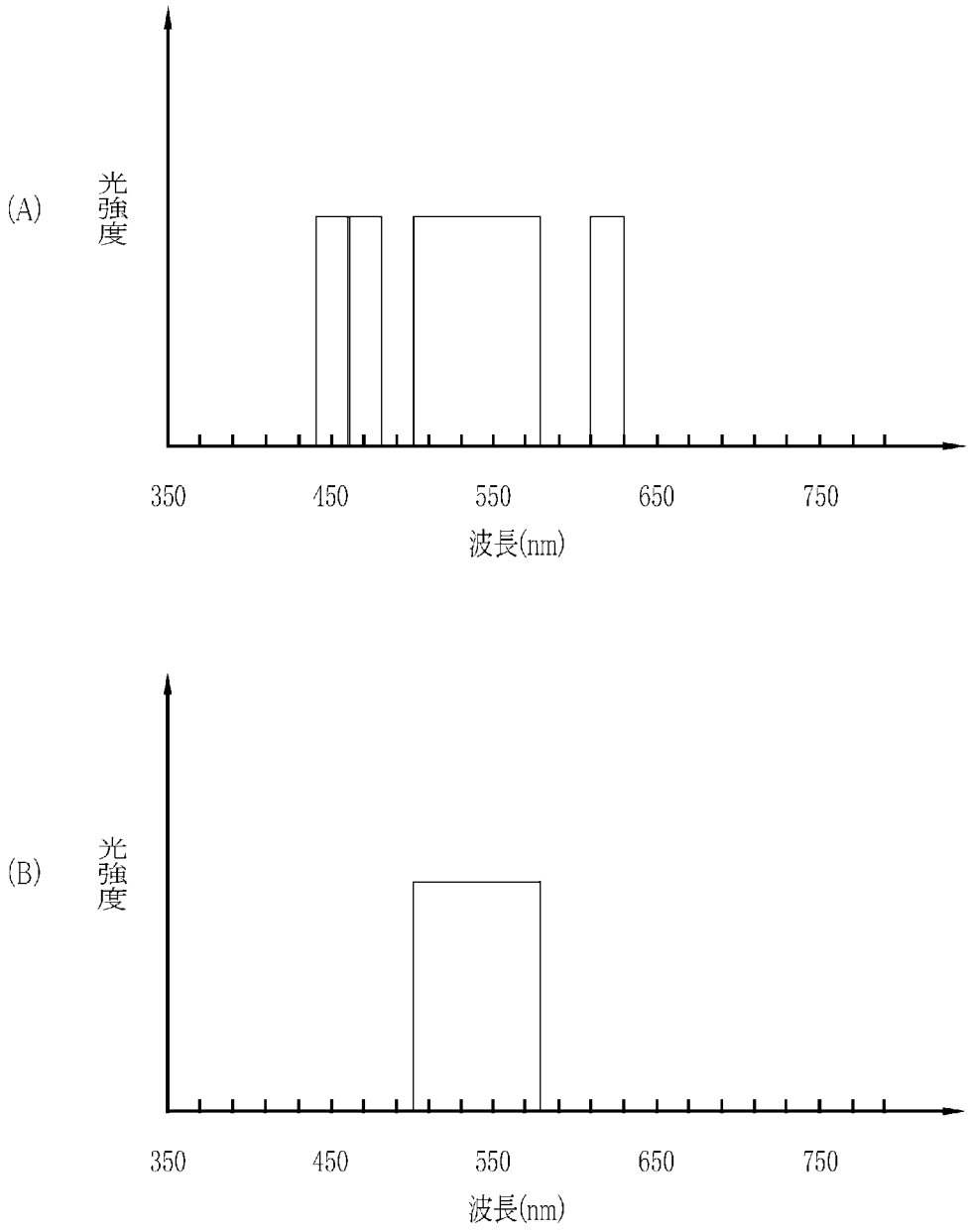
[図46]

	G2、G3	R2	Rk
酸素飽和度依存性	小	中	中～小
血液濃度依存性	大	小	小
黄色色素依存性	小	小	小
明るさ依存性	有	有	有

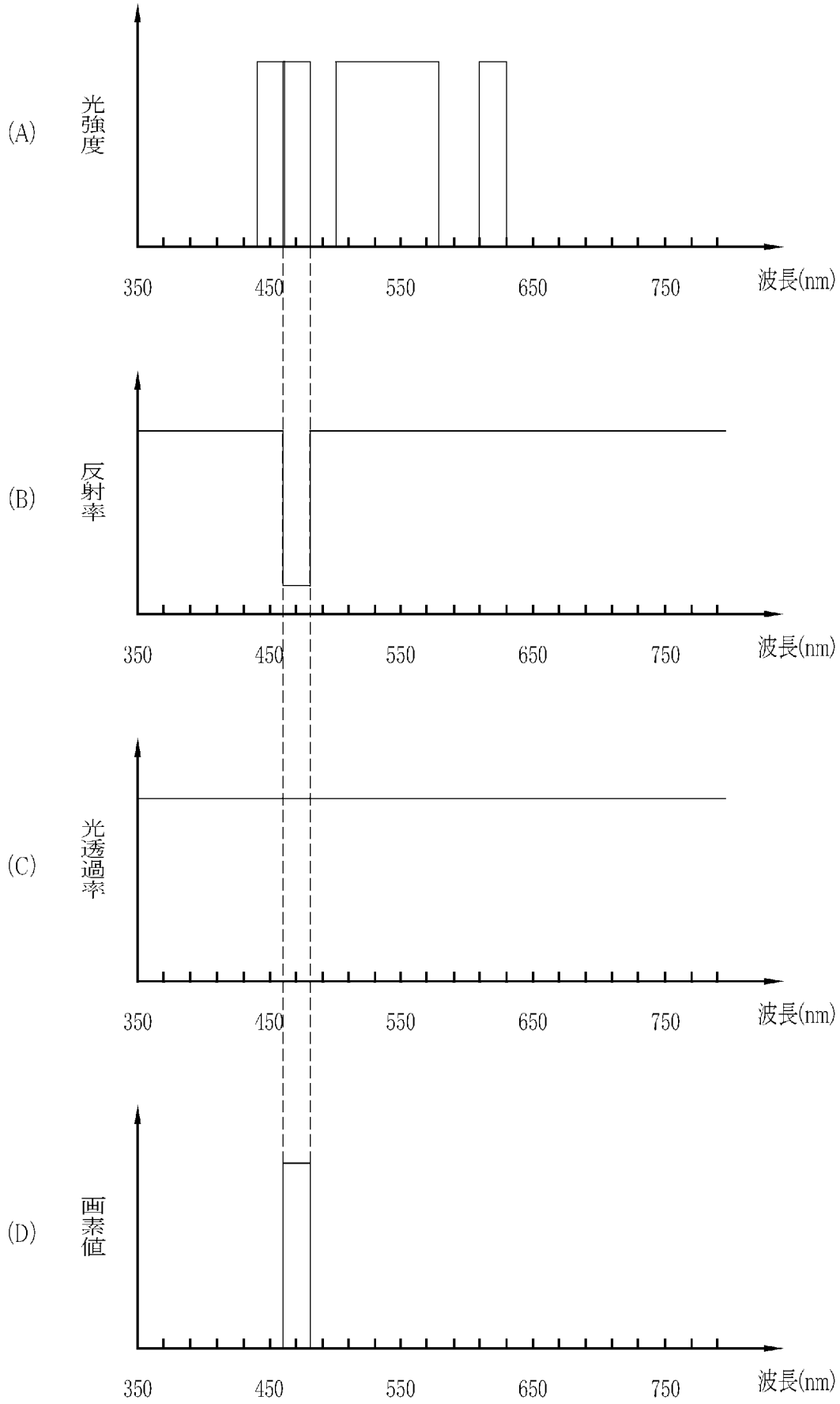
[図47]



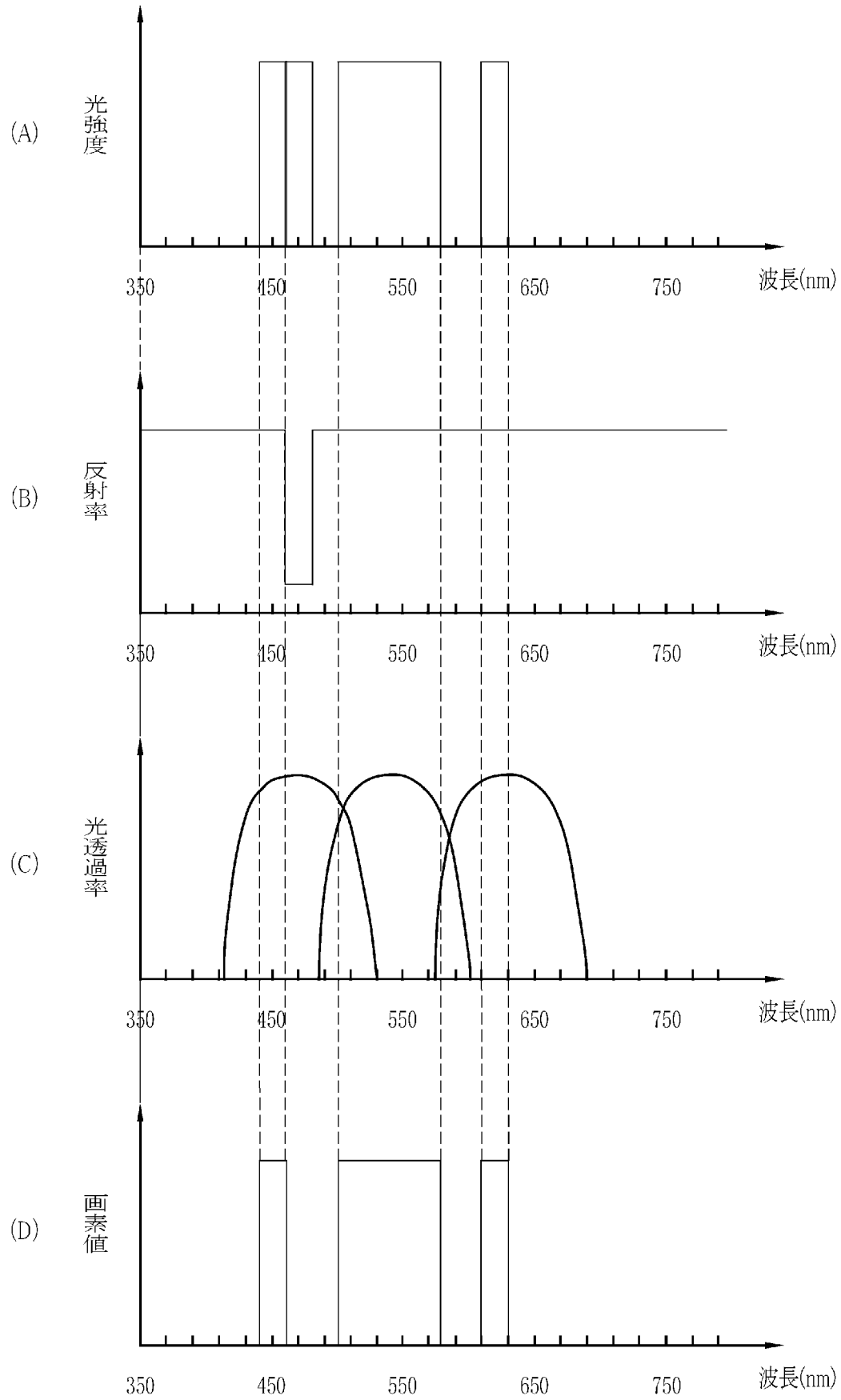
[図48]



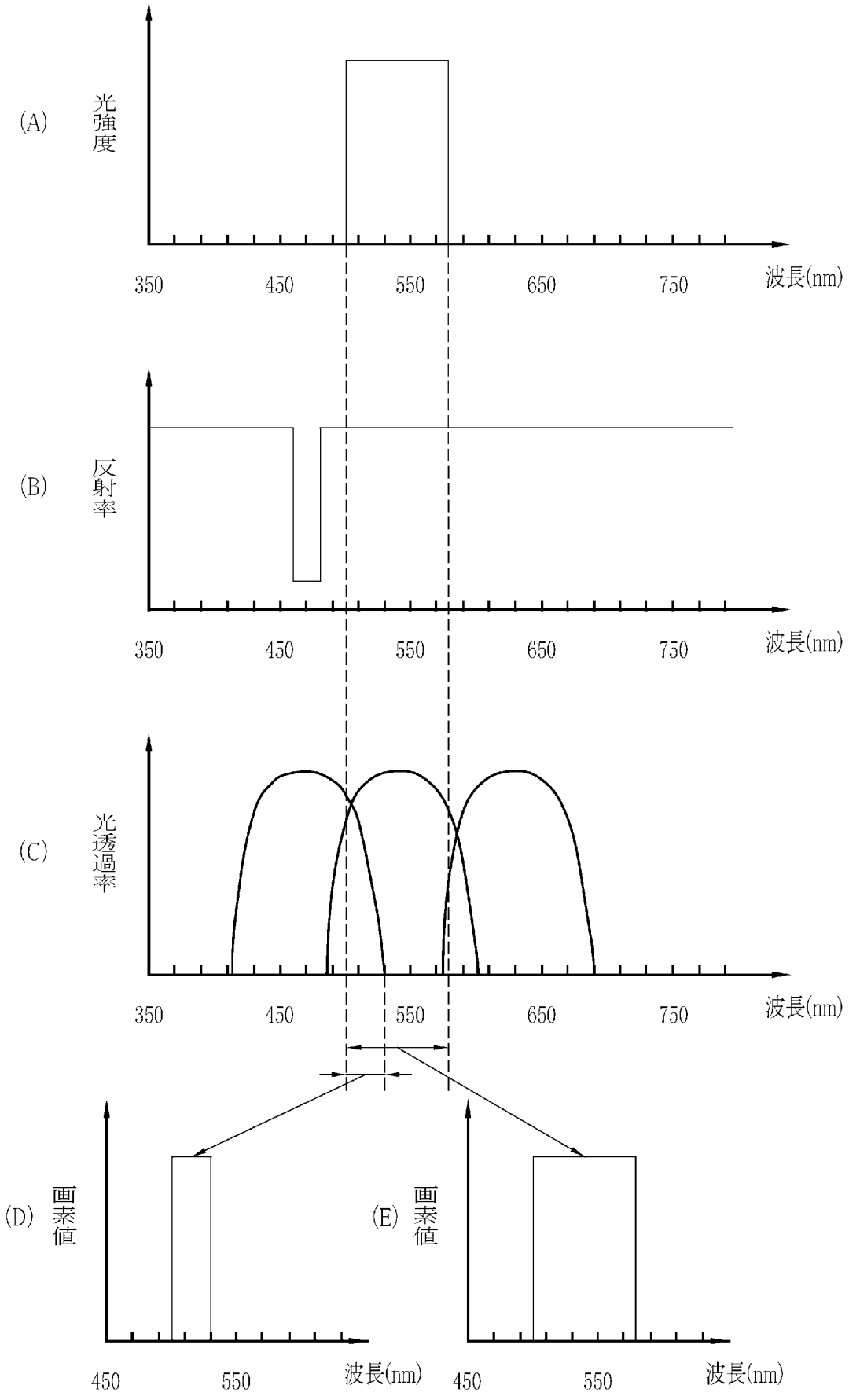
[図49]


(A)
光強度
350
450
550
650
750
波長(nm)
(B)
反射率
350
450
550
650
750
波長(nm)
(C)
光透過率
350
450
550
650
750
波長(nm)
(D)
画素値
350
450
550
650
750
波長(nm)

[図50]


(A)
光強度
350
450
550
650
750
波長(nm)
(B)
反射率
350
450
550
650
750
波長(nm)
(C)
光透過率
350
450
550
650
750
波長(nm)
(D)
画素値
350
450
550
650
750
波長(nm)

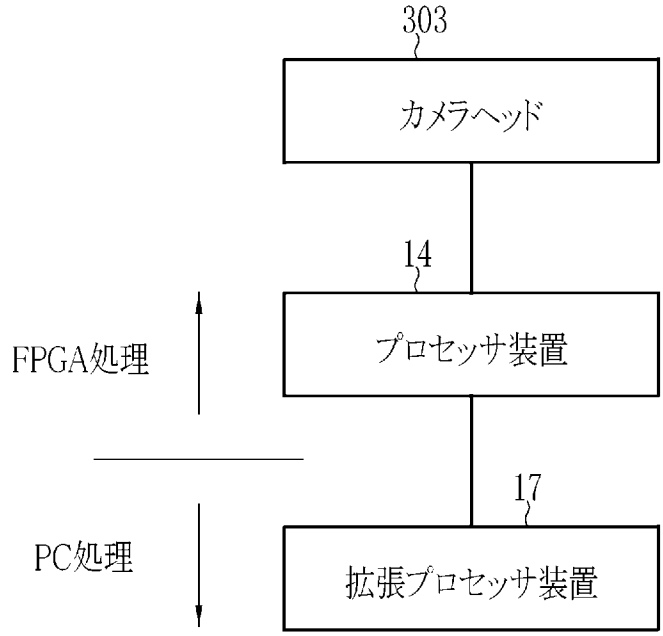
[図51]


(A)
光強度
350
450
550
650
750
波長(nm)
(B)
反射率
350
450
550
650
750
波長(nm)
(C)
光透過率
350
450
550
650
750
波長(nm)
(D)
画素値
450
550
波長(nm)
(E)
画素値
450
550
波長(nm)

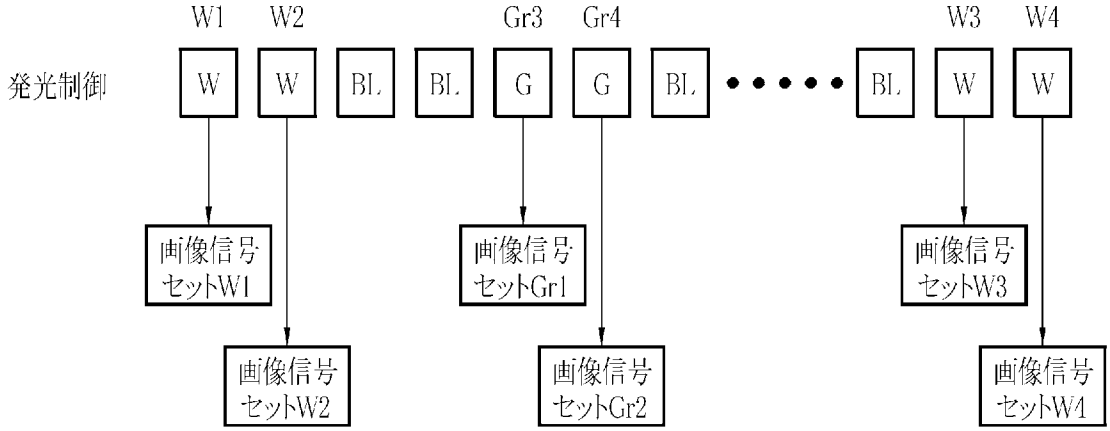
[図52]

	照明	モノクロ撮像センサ	カラー撮像センサ
白色フレーム	第1青色光の発光 第2青色光の発光 緑色光の発光 赤色光の発光	B1	(B2,G2,R2)
緑色フレーム	緑色光の発光	—	(B3,G3)

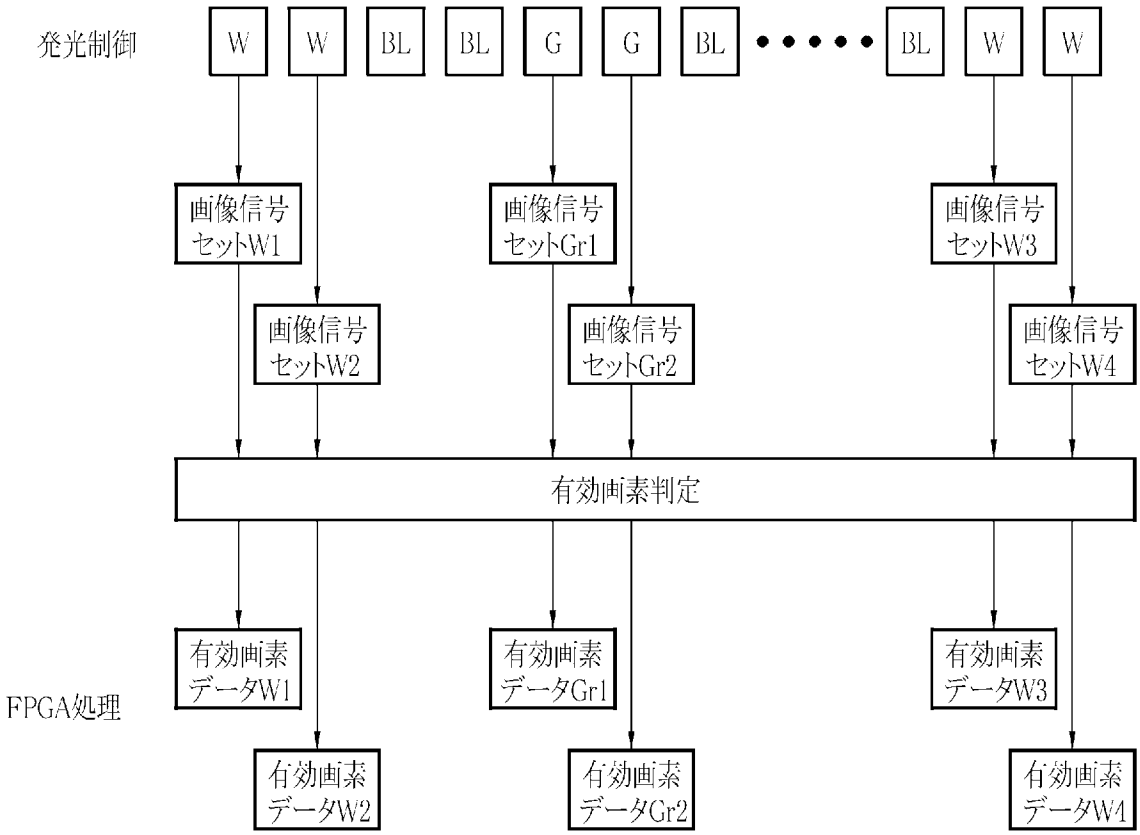
[図53]



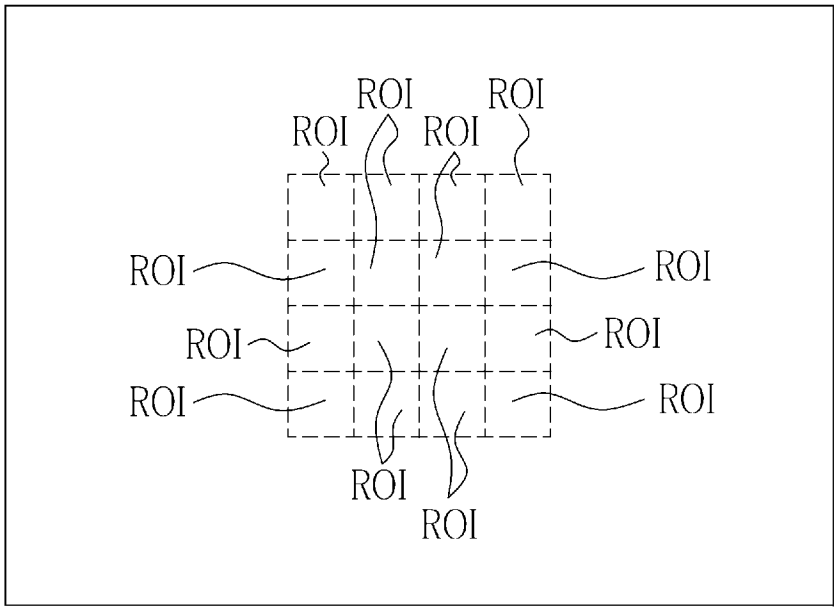
[図54]


W1
W2
Gr3
Gr4
W3
W4
発光制御
W
W
BL
BL
G
G
BL
BL
W
W
画像信号セットW1
画像信号セットGr1
画像信号セットW3
画像信号セットW2
画像信号セットGr2
画像信号セットW4

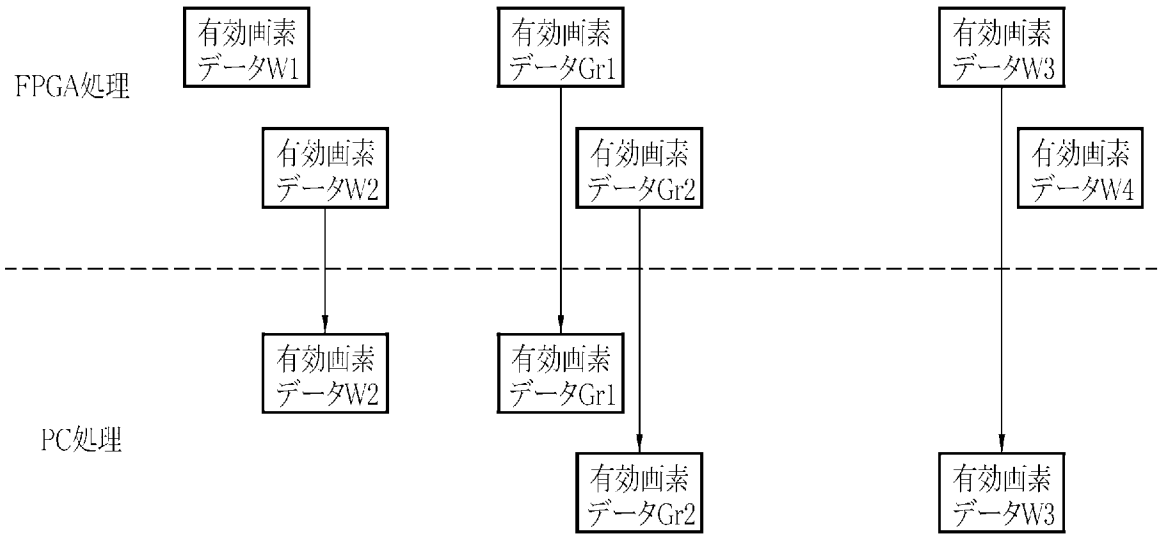
[図55]


発光制御
W
W
BL
BL
G
G
BL
BL
W
W
画像信号セットW1
画像信号セットGr1
画像信号セットW3
画像信号セットW2
画像信号セットGr2
画像信号セットW4
有効画素判定
FPGA処理
有効画素データW1
有効画素データGr1
有効画素データW3
有効画素データW2
有効画素データGr2
有効画素データW4

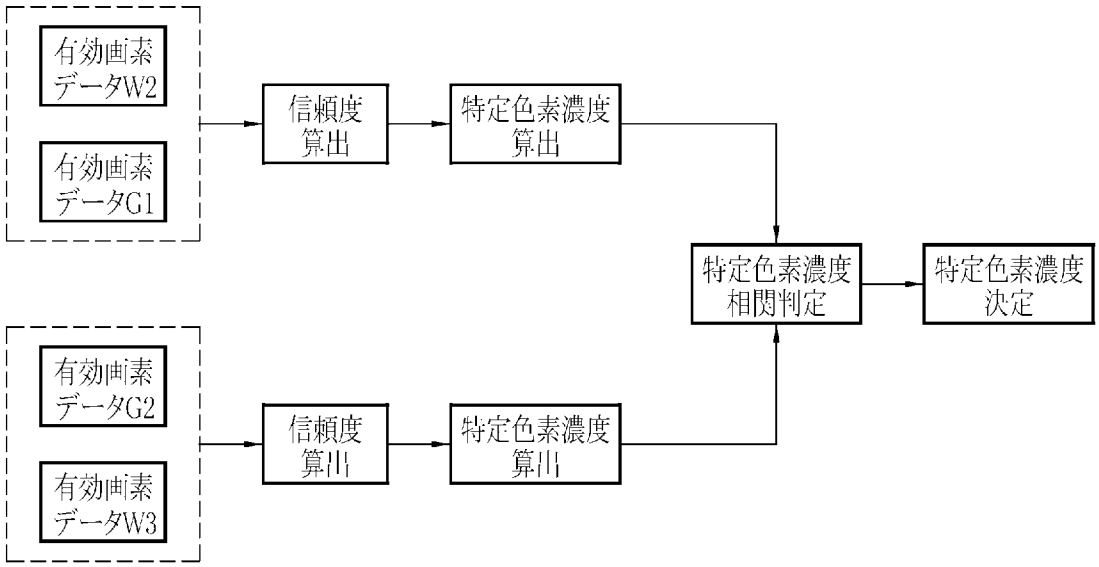
[図56]


ROI
ROI
ROI
ROI
ROI
ROI
ROI
ROI
ROI
ROI
ROI
ROI

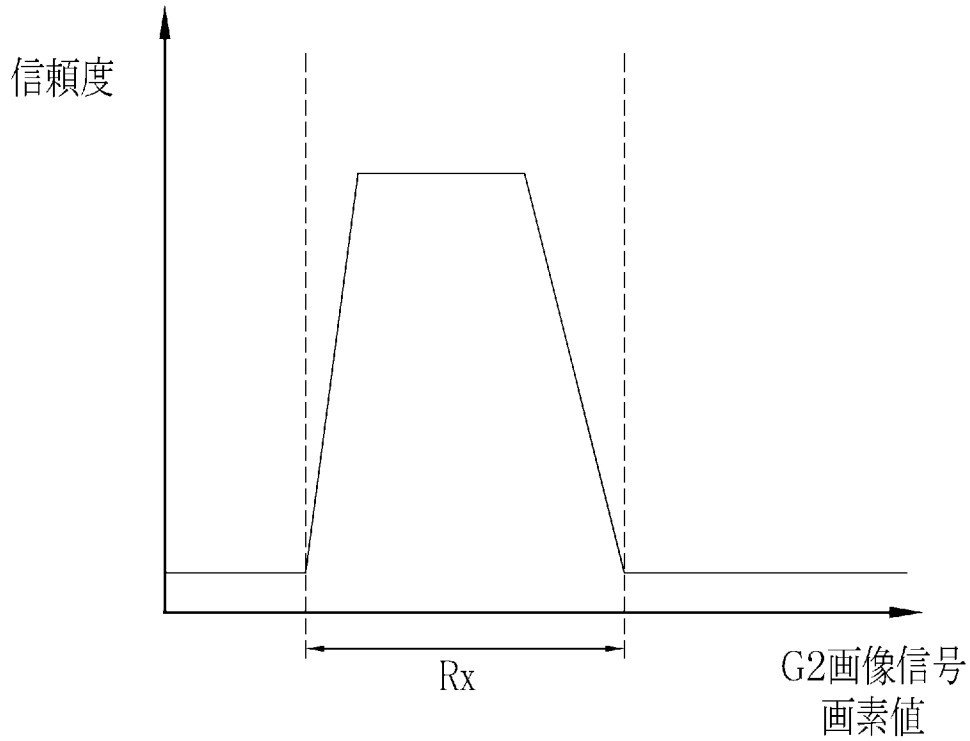
[図57]


FPGA処理
有効画素データW1
有効画素データW2
有効画素データGr1
有効画素データGr2
有効画素データW3
有効画素データW4
PC処理
有効画素データW2
有効画素データGr1
有効画素データGr2
有効画素データW3

[図58]


有効画素
データW2
有効画素
データG1
信頼度
算出
特定色素濃度
算出
特定色素濃度
相関判定
特定色素濃度
決定
有効画素
データG2
有効画素
データW3
信頼度
算出
特定色素濃度
算出

[図59]


信頼度
Rx
G2画像信号
画素値

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2022/042708

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 1/045(2006.01)i; ***A61B 1/00***(2006.01)i
FI: A61B1/045 617; A61B1/00 513; A61B1/045 640

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

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 1971-2022
Registered utility model specifications of Japan 1996-2022
Published registered utility model applications of Japan 1994-2022

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.
Y	JP 2012-139482 A (FUJIFILM CORP.) 26 July 2012 (2012-07-26) paragraphs [0020]-[0083], fig. 1-23	1-13
Y	WO 2019/172231 A1 (FUJIFILM CORP.) 12 September 2019 (2019-09-12) paragraphs [0025]-[0074], fig. 1-20	1-13
Y	WO 2020/235502 A1 (FUJIFILM CORP.) 26 November 2020 (2020-11-26) paragraphs [0021]-[0066], fig. 1-7	1-13
Y	WO 2020/235503 A1 (FUJIFILM CORP.) 26 November 2020 (2020-11-26) paragraphs [0027]-[0120], fig. 1-28	5-12

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

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
07 December 2022	**24 January 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/JP2022/042708

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
JP 2012-139482 A	26 July 2012	US 2012/0157768 A1 paragraphs [0056]-[0124], fig. 1-23 EP 2465431 A1	
WO 2019/172231 A1	12 September 2019	US 2020/0402235 A1 paragraphs [0066]-[0117], fig. 1-20	
WO 2020/235502 A1	26 November 2020	US 2022/0076458 A1 paragraphs [0038]-[0083], fig. 1-7	
WO 2020/235503 A1	26 November 2020	US 2022/0076400 A1 paragraphs [0053]-[0147], fig. 1-28 EP 3973845 A1 CN 113905653 A	

国際調査報告

国際出願番号
PCT/JP2022/042708

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
FI: A61B1/045 617; A61B1/00 513; A61B1/045 640

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

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	１９７１－２０２２年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０２２年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０２２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
Y	JP 2012-139482 A (富士フイルム株式会社) 26.07.2012 (2012-07-26) ［００２０］～［００８３］、図１～２３	1-13
Y	WO 2019/172231 A1 (富士フイルム株式会社) 12.09.2019 (2019-09-12) ［００２５］～［００７４］、図１～２０	1-13
Y	WO 2020/235502 A1 (富士フイルム株式会社) 26.11.2020 (2020-11-26) ［００２１］～［００６６］、図１～７	1-13
Y	WO 2020/235503 A1 (富士フイルム株式会社) 26.11.2020 (2020-11-26) ［００２７］～［０１２０］、図１～２８	5-12

☐ Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。

☑ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー
“A” 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
“E” 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
“L” 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
“O” 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
“P” 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願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
07.12.2022	24.01.2023

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）
山口　裕之 2Q 2913

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/JP2022/042708

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 2012-139482 A	26.07.2012	US 2012/0157768 A1 ［００５６］～［０１２４］、図１～２３ EP 2465431 A1	
WO 2019/172231 A1	12.09.2019	US 2020/0402235 A1 ［００６６］～［０１１７］、図１～２０	
WO 2020/235502 A1	26.11.2020	US 2022/0076458 A1 ［００３８］～［００８３］、図１～７	
WO 2020/235503 A1	26.11.2020	US 2022/0076400 A1 ［００５３］～［０１４７］、図１～２８ EP 3973845 A1 CN 113905653 A	