(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
2014 年 10 月 2 日(02.10.2014)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2014/156604 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) *A61B 5/1455* (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2014/056268

(22) 国際出願日: 2014 年 3 月 11 日(11.03.2014)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願 2013-064663 2013 年 3 月 26 日(26.03.2013) JP

(71) 出願人: 富士フイルム株式会社(FUJIFILM CORPORATION) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布２丁目２６番３０号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 繁田　典雅(SHIGETA, Norimasa); 〒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). 山口博司(YAMAGUCHI, Hiroshi); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台７９８番地　富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP).

(74) 代理人: 小林　和憲(KOBAYASHI, Kazunori); 〒1700004 東京都豊島区北大塚２丁目２５番１号 太陽生命大塚ビル３階 Tokyo (JP).

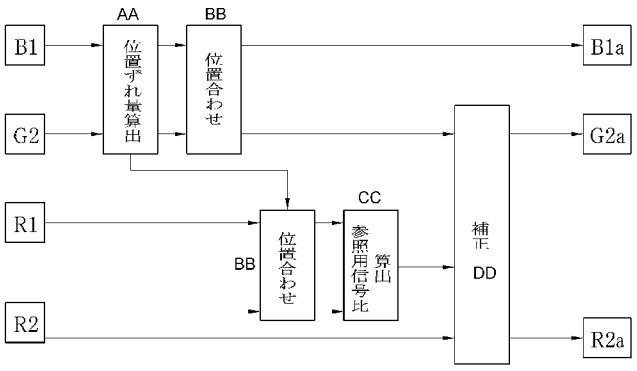
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:
— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）
— 補正された請求の範囲（条約第 19 条(1)）

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

(54) 発明の名称 : 内視鏡システム及びその作動方法並びにプロセッサ装置



AA Calculation of displacement
BB Alignment
CC Calculation of reference signal ratio
DD Correction

(57) **Abstract**: Provided are: an endoscope system which accurately calculates oxygen saturation of blood hemoglobin even when there are regions with different brightness in an image; an operational method therefor; and a processor device. A first white light that includes a first blue laser light and a first fluorescence and a second white light that includes a second blue laser light and a second fluorescence are applied into a subject alternately. Out of image signals obtained by imaging the subject with an image sensor, the B1 image signal, G2 image signal, R1 image signal and R2 image signal are used to calculate oxygen saturation. From the B1 image signal and G2 image signal, displacement of the subject is calculated. On the basis of this displacement of the subject, the R1 image signal and R2 image signal are aligned. From the aligned R1 image signal and R2 image signal, a reference signal ratio (R2/R1) is calculated. On the basis of this reference signal ratio, the G2 image signal or R2 image signal is corrected. On the basis of the B1 image signal and the corrected G2 image signal or R2 image signal, the oxygen saturation is calculated.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2014/156604 A1

画像中に明るさが異なる領域が存在しても、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を精度良く算出する内視鏡システム及びその作動方法並びにプロセッサ装置を提供する。　第１青色レーザ光と第１蛍光を含む第１白色光と、第２青色レーザ光と第２蛍光を含む第２白色光は、交互に検体内に照射される。検体をイメージセンサで撮像して得られる画像信号のうち、Ｂ１画像信号、Ｇ２画像信号、Ｒ１画像信号、Ｒ２画像信号を酸素飽和度の算出に使用する。Ｂ１画像信号とＧ２画像信号から、検体の位置ずれ量を算出する。この検体の位置ずれ量に基づいて、Ｒ１画像信号及びＲ２画像信号間の位置合わせを行う。位置合わせ済みのＲ１画像信号及びＲ２画像信号から、参照用信号比（Ｒ２／Ｒ１）を求める。この参照用信号比に基づいて、Ｇ２画像信号又はＲ２画像信号を補正する。Ｂ１画像信号と補正後のＧ２画像信号又はＲ２画像信号に基づいて、酸素飽和度を算出する。

明　細　書

発明の名称 ：

内視鏡システム及びその作動方法並びにプロセッサ装置

技術分野

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

背景技術

[0002] 医療分野においては、光源装置、内視鏡、プロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いて、診断することが一般的になっている（特開２０１２－１２５４０２号公報、特開２０１３－１３６５６号公報、特開２００１－２１８２１７号公報、特開２０１１－２３４８４４号公報、特開２００９－１３５９０７号公報、特開２０１０－２２７２５３号公報）。また、近年においては、生体機能情報の中でも血中ヘモグロビンの酸素飽和度を用いた病変部の診断が行われつつある。血中ヘモグロビンの酸素飽和度を取得する方法としては、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる第１信号光と、この第１信号光と異なる波長域の第２信号光を交互に粘膜内の血管に照射して、それら第１及び第２信号光の反射光を内視鏡先端部のイメージセンサで検出する。

[0003] イメージセンサで検出した第１信号光の反射光に対応する第１信号用画像信号と第２信号光の反射光に対応する第２信号用画像信号の比率を示す測定用信号比は、内視鏡の自動露光制御（ＡＥ）が理想的に作動している状況下においては、血管内の酸素飽和度に変化が無ければ、一定値を維持する。その一方で、酸素飽和度に変化が生ずれば、それに伴って測定用信号比も変化する。したがって、測定用信号比から、酸素飽和度を算出することができる。

[0004] しかしながら、内視鏡先端部と検体との距離が急激に変化した場合など自

動露光制御が不安定になった場合には、第１信号光と第２信号光の反射光の強度比（フレーム間強度比）が予め定めたフレーム間強度比（基準フレーム間強度比）から外れてしまうことがある。この場合には、酸素飽和度に変化が無い場合であっても、フレーム間強度比の変化とともに、測定用信号比も変化する。これは、酸素飽和度の算出精度を低下させる要因の一つとなる。

[0005] そこで、特開２０１２－１２５４０２号公報では、自動露光制御の不安定化でフレーム間強度比が基準フレーム間強度比から外れた場合であっても、それによって測定用信号比が変動しないように、フレーム間強度比の変化に応じて、第１信号用画像信号又は第２信号用画像信号を補正している。

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] 特開２０１２－１２５４０２号公報では、フレーム間強度比の変化を把握するために、第１信号光と同時に第１参照光（蛍光体から発せられる蛍光のうちイメージセンサのＲ画素で検出される赤色成分）を発光するとともに、第２信号光と同時に第２参照光（蛍光体から発せられる蛍光のうちイメージセンサのＲ画素で検出される赤色成分）を発光している。そして、第１参照光に対応する第１参照用画像信号と第２参照光に対応する第２参照用画像信号との比率を示す参照用信号比を参照して、画素毎に、第１信号用画像信号又は第２信号用画像信号の補正を行っている。

[0007] 参照用信号比は、第１参照用画像信号の平均値と第２参照用画像信号の平均値から算出される。そのため、画面内の一部の領域が他の領域よりも暗くなった場合など、明るさが大きく異なる領域が画像中に存在する場合には、参照用信号比を用いても、正確に補正することができない場合がある。このような状況は、内視鏡先端部が湾曲して旋回動作する場合（画面内の一部の領域が検体に接近し、その他の領域が遠ざかるような場合）や、内視鏡先端部の前方に突然隆起物が出現した場合などに発生する。したがって、画像中に明るさが異なる領域が存在しても、フレーム間強度比の変動に応じて、信号用画像信号を正確に補正することによって、酸素飽和度を精度良く算出す

ることが求められている。

[0008] 本発明は、画像中に明るさが異なる領域が存在しても、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を精度良く算出することができる内視鏡システム及びその作動方法並びにプロセッサ装置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

[0009] 上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、第１光源と、第２光源と、光源制御部と、撮像部と、第１位置合わせ部と、第２位置合わせ部と、参照情報算出部と、補正部と、生体機能情報算出部とを備える。第１光源は、第１信号光、及び第１参照光を含む第１照明光を発する。第２光源は、第１信号光と波長域が異なる第２信号光、及び第２参照光を含む第２照明光を発する。光源制御部は、第１照明光と第２照明光が交互に検体に照射されるように、第１照明光と第２照明光の照射タイミングを制御する。撮像部は、第１照明光による検体への照明中には、第１照明光の反射光を第１信号光と第１参照光に波長分離して撮像することにより、第１信号光に対応する第１信号用画像信号を出力し、且つ第１参照光に対応する第１参照用画像信号を出力する。また、撮像部は、第２照明光による検体への照明中には、第２照明光の反射光を第２信号光と第２参照光に波長分離して撮像することにより、第２信号光に対応する第２信号用画像信号を出力し、且つ第２参照光に対応する第２参照用画像信号を出力する。第１位置合わせ部は、第１信号用画像信号と第２信号用画像信号との位置ずれ量を算出し、且つ信号用画像信号間の位置合わせを行う。第２位置合わせ部は、位置ずれ量に基づいて、第１参照用画像信号と第２参照用画像信号の位置合わせを行う。参照情報算出部は、位置合わせ済みの第１参照用画像信号と第２参照用画像信号に基づいて、画素毎に、第１及び第２信号光の強度に関する参照情報を算出する。補正部は、参照情報に基づいて、第１信号用画像信号又は第２信号用画像信号を補正する。生体機能情報算出部は、補正後の第１信号用画像信号又は第２信号用画像信号に基づいて、生体機能情報を算出する。

[0010] 第１信号用画像信号と第２信号用画像信号に対して、高周波成分を抽出す

る高周波フィルタリングを施す高周波成分抽出部を備え、第１位置合わせ部は、高周波フィルタリング後の第１信号用画像信号と第２信号用画像信号に基づいて、位置ずれ量の算出及び位置合わせを行うことが好ましい。位置合わせ済みの第１参照用画像信号と第２参照用画像信号に対して、低周波成分を抽出する低周波フィルタリングを施す低周波成分抽出部を備え、第２位置合わせ部は、低周波フィルタリング後の第１参照用画像信号と第２参照用画像信号間の位置合わせを行うことが好ましい。

[0011] 第１信号用画像信号及び第２信号用画像信号のうち、一方の画像信号の複数のエリアにそれぞれ基準ポイントを設定し、且つ他方の画像信号内に、基準ポイントに対応する位置に探索ポイントを設定する探索条件設定部を備え、第１位置合わせ部は、探索ポイントを所定の探索範囲で移動させることにより、基準ポイントと最も近い特徴量を有する目標ポイントを検出する検出処理を行い、位置ずれ量は、目標ポイントを検出したときの探索ポイントの移動量であることが好ましい。

[0012] 複数のエリアのうち暗部が存在する暗エリアについては、前記暗エリアのうち前記暗部以外の部分に基準ポイント及び探索ポイントを設定することが好ましい。検体との距離が一定値以上の場合の探索範囲を、距離が一定値を下回る場合の探索範囲よりも広くすることが好ましい。検体を拡大する検体拡大部を備え、検体拡大部の非使用時における探索範囲を、検体拡大部の使用時における探索範囲よりも広くすることが好ましい。

[0013] 撮像部は、第１信号光を受光して第１信号用画像信号を出力する複数の第１画素と、第２信号光を受光して第２信号用画像信号を出力する複数の第２画素と、第１又は第２参照光を受光して第１参照用画像信号又は第２参照用画像信号を出力する複数の第３画素とが設けられたカラーのイメージセンサを有することが好ましい。

[0014] 第１及び第２信号光は第１及び第２参照光よりも短波長の波長域を有することが好ましい。第１参照光と第２参照光は波形が同じで、第１参照光と前記第２参照光の強度比がいずれの波長においても同じであることが好ましい

。

[0015] 生体機能情報は、補正後の第１信号用画像信号及び第２信号用画像信号間の測定用信号比に基づいて算出される酸素飽和度であり、参照情報は、第１参照用画像信号と第２参照用画像信号間の比率を示す参照用信号比であり、参照用信号比は、第１照明光の反射光の強度と第２照明光の反射光の強度との比率を示すフレーム間強度比に合わせて変化することが好ましい。

[0016] 本発明では、プロセッサ装置は内視鏡システムに接続されている。内視鏡システムは、第１光源と、第２光源と、光源制御部と、撮像部とを備えており、プロセッサ装置は、第１位置合わせ部と、第２位置合わせ部と、参照情報算出部と、補正部と、生体機能情報算出部とを備える。第１光源は、第１信号光、及び第１参照光を含む第１照明光を発する。第２光源は、第１信号光と波長域が異なる第２信号光、及び第２参照光を含む第２照明光を発する。光源制御部は、第１照明光と第２照明光が交互に検体に照射されるように、第１照明光と第２照明光の発生タイミングを制御する。撮像部は、第１照明光による検体への照明中には、第１照明光の反射光を第１信号光と第１参照光に波長分離して撮像することにより、第１信号光に対応する第１信号用画像信号を出力し、且つ第１参照光に対応する第１参照用画像信号を出力するまた、撮像部は、第２照明光による検体への照明中には、第２照明光の反射光を第２信号光と第２参照光に波長分離して撮像することにより、第２信号光に対応する第２信号用画像信号を出力し、且つ第２参照光に対応する第２参照用画像信号を出力する。

[0017] 本発明の内視鏡システムの作動方法は、制御ステップと、撮像ステップと、第１位置合わせステップと、第２位置合わせステップと、参照情報算出ステップと、補正ステップと、生体機能情報算出ステップとを有する。制御ステップでは、光源制御部が、第１信号光及び第１参照光を含む第１照明光と、第１信号光と波長域が異なる第２信号光及び第２参照光を含む第２照明光を、異なるタイミングで発生するように、第１照明光と第２照明光の発生タイミングを制御する。撮像ステップでは、撮像部が、第１照明光による検体

への照明中には、第１照明光の反射光を第１信号光と第１参照光に波長分離して撮像することにより、第１信号光に対応する第１信号用画像信号を出力し、且つ第１参照光に対応する第１参照用画像信号を出力する。また、撮像ステップでは、第２照明光による検体への照明中には、第２照明光の反射光を第２信号光と第２参照光に波長分離して撮像することにより、第２信号光に対応する第２信号用画像信号を出力し、且つ第２参照光に対応する第２参照用画像信号を出力する。第１位置合わせステップでは、第１位置合わせ部が、第１信号用画像信号と第２信号用画像信号との位置ずれ量を算出し、且つ信号用画像信号間の位置合わせを行う。第２位置合わせステップでは、第２位置合わせ部が、位置ずれ量に基づいて、第１参照用画像信号と第２参照用画像信号の位置合わせを行う。参照情報算出ステップでは、参照情報算出部が、位置合わせ済みの第１参照用画像信号と第２参照用画像信号に基づいて、画素毎に、第１及び第２信号光の強度に関する参照情報を算出する。補正ステップでは、補正部が、参照情報に基づいて、第１信号用画像信号又は第２信号用画像信号を補正する。生体機能情報算出ステップでは、生体機能情報算出部が、補正後の第１信号用画像信号又は第２信号用画像信号に基づいて、生体機能情報を算出する。

発明の効果

[0018] 本発明によれば、画像中に明るさが異なる領域が存在しても、第１及び第２信号光の強度比の変動に応じて、第１又は第２信号用画像信号を正確に補正することによって、酸素飽和度を精度良く算出することができる。

図面の簡単な説明

[0019] [図1]内視鏡システムの外観図である。

[図2]第１実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

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

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

[図5]第１及び第２白色光の発光スペクトルを比較するための説明図である。

[図6]ＢＧＲカラーフィルタの分光透過率を示すグラフである。

[図7A]第１実施形態における通常観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

[図7B]第１実施形態における特殊観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

[図8]酸素飽和度画像生成部のブロック図である。

[図9]信号補正部での処理フローを示す説明図である。

[図10A]基準ポイントを示す説明図である。

[図10B]探索ポイントと目標ポイントを示す説明図である。

[図11A]各エリアの明るさがほぼ同じ場合の基準ポイント及び探索ポイントの位置設定方法を示す説明図である。

[図11B]内視鏡の先端部前方に隆起物が無い場合の管腔内の断面図である。

[図12A]暗部が存在するエリアがある場合の基準ポイント及び探索ポイントの位置設定方法を示す説明図である。

[図12B]内視鏡の先端部前方に隆起物が有る場合の管腔内の断面図である。

[図13]探索範囲Ｘの設定方法を示す説明図である。

[図14]探索範囲Ｙの設定方法を示す説明図である。

[図15]測定用信号比Ｂ１／Ｇ２、Ｒ２／Ｇ２と酸素飽和度との相関関係を表すグラフである。

[図16]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17]図１５の相関関係を参照して酸素飽和度を算出する方法を示す説明図である。

[図18]本発明の一連の流れを表したフローチャートである。

[図19]蛍光体が光源装置内に設けられた内視鏡システムのブロック図である。

[図20]第２実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

[図21A]第２実施形態における通常観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

[図21B]第２実施形態における特殊観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

[図22]第３実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

[図23]第３実施形態の回転フィルタの平面図である。

[図24]第３実施形態のＢＰＦの分光透過率を示すグラフである。

[図25A]第３実施形態における通常観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

[図25B]第３実施形態における特殊観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

[図26]第４実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

[図27]第４実施形態の回転フィルタの平面図である。

[図28]第４実施形態のＢＰＦの分光透過率を示すグラフである。

[図29A]第４実施形態における通常観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

[図29B]第４実施形態における特殊観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

発明を実施するための形態

[0020] ［第１実施形態］

図１に示すように、第１実施形態の内視鏡システム１０は、内視鏡１２と、光源装置１４と、プロセッサ装置１６と、モニタ１８と、コンソール２０とを有する。内視鏡１２は光源装置１４と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置１６と電気的に接続される。内視鏡１２は、検体内に挿入される挿入部２１と、挿入部の基端部分に設けられた操作部２２と、挿入部２１の先端側に設けられる湾曲部２３及び先端部２４を有している。操作部２２のアングルノブ２２aを操作することにより、湾曲部２３は湾曲動作する。この湾曲動作に伴って、先端部２４が所望の方向に向けられる。

[0021] また、操作部２２には、アングルノブ２２aの他、モード切替SW２２ｂと、ズーム操作部２２ｃが設けられている。モード切替SW２２ｂは、通常観察モードと、特殊観察モードの２種類のモード間の切り替え操作に用いられる。通常観察モードは、検体内をフルカラー画像化した通常光画像をモニタ１８に表示するモードである。特殊観察モードは、検体内の血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像をモニタ１８に表示するモードである。ズーム操作部２２ｃは、内視鏡１２内のズーミングレンズ（検体拡大部）４７（図２参照）を駆動させて、検体を拡大させるズーム操作に用いられる。

[0022] プロセッサ装置１６は、モニタ１８及びコンソール２０と電気的に接続される。モニタ１８は、画像情報等を出力表示する。コンソール２０は、機能設定等の入力操作を受け付けるUI（ユーザーインターフェース）として機能する。なお、プロセッサ装置１６には、画像情報等を記録する外付けの記録部（図示省略）を接続してもよい。

[0023] 図２に示すように、光源装置１４は、中心波長４７３ｎｍの第１青色レーザ光を発する第１青色レーザ光源（４７３ＬＤ）３４と、中心波長４４５ｎｍの第２青色レーザ光を発する第２青色レーザ光源（４４５ＬＤ）３４とを発光源として備えている。これら各光源３４、３６の半導体発光素子からの発光は、光源制御部４０により個別に制御されており、第１青色レーザ光源３４の出射光と、第２青色レーザ光源３６の出射光の光量比は変更自在になっている。光源制御部４０は、通常観察モードの場合には、第２青色レーザ光源３６を駆動させて、第２青色レーザ光を発光している。

[0024] これに対して、特殊観察モードの場合には、１フレーム間隔で、第１青色レーザ光源３４と第２青色レーザ光源３６を交互に点灯させる。これにより、第１青色レーザ光と第２青色レーザ光が交互に発光する。なお、第１、第２青色レーザ光の半値幅は±１０nm程度にすることが好ましい。また、第１青色レーザ光源３４及び第２青色レーザ光源３６は、ブロードエリア型のＩｎＧａＮ系レーザダイオードが利用でき、また、ＩｎＧａＮＡｓ系レーザダ

イオードやＧａＮＡｓ系レーザダイオードを用いることもできる。また、上記光源として、発光ダイオード等の発光体を用いた構成としてもよい。

[0025] 各光源３４、３６から出射されるレーザ光は、集光レンズ、光ファイバ、合波器などの光学部材（いずれも図示せず）を介して、ライトガイド（ＬＧ）４１に入射する。ライトガイド４１は、光源装置１４と内視鏡１２を接続するユニバーサルコード（図示せず）内に内蔵されている。ライトガイド４１は、各光源３４，３６からのレーザ光を、内視鏡１２の先端部２４まで伝搬する。なお、ライトガイド４１としては、マルチモードファイバを使用することができる。一例として、コア径１０５μｍ、クラッド径１２５μｍ、外皮となる保護層を含めた径がφ０．３～０．５ｍｍの細径なファイバケーブルを使用することができる。

[0026] 内視鏡１２の先端部２４は照明光学系２４aと撮像光学系２４ｂを有している。照明光学系２４aには、蛍光体４４と、照明レンズ４５が設けられている。蛍光体４４には、ライトガイド４１からのレーザ光が入射する。この蛍光体４４においては、第１又は第２青色レーザ光が照射されることで、蛍光体４４から蛍光が発せられる。また、一部の第１又は第２青色レーザ光は、そのまま蛍光体４４を透過する。蛍光体４４を出射した光は、照明レンズ４５を介して、検体内に照射される。

[0027] ここで、通常観察モードにおいては、第２青色レーザ光が蛍光体４４に入射するため、図３に示すような第２白色光が検体内に照射される。この第２白色光は、第２青色レーザ光と、この第２青色レーザ光により蛍光体４４から励起発光する緑色～赤色の第２蛍光とから構成される。したがって、第２白色光は、波長範囲が可視光全域に及んでいる。

[0028] 一方、特殊観察モードにおいては、第１青色レーザ光と第２青色レーザ光が蛍光体４４交互に入射することにより、図４に示すように、第１白色光と第２白色光が交互に発光する。この交互に発光する第１及び第２白色光は、検体内に照射される。第１白色光は、第１青色レーザ光と、この第１青色レーザ光により蛍光体４４から励起発光する緑色～赤色の第１蛍光とから構成

される。したがって、信号光は、波長範囲が可視光全域に及んでいる。第２白色光は、通常観察モード時に発光する第２白色光と同様である。図５に示すように、第１蛍光と第２蛍光とは、波形が同じである。また、第１蛍光の強度（Ｉ１（λ））と第２蛍光の強度（Ｉ２（λ））の比を示すフレーム間強度比（Ｉ２（λ）／Ｉ１（λ））は、いずれの波長λにおいてもほぼ同じである（例えば、Ｉ２（λ1）／Ｉ１（λ1）＝Ｉ２（λ2）／Ｉ１（λ2））。

[0029] ここで、フレーム間強度比（Ｉ２（λ）／Ｉ１（λ））は、酸素飽和度の算出精度に影響を与えるものであるため、光源制御部４０により、予め設定された基準フレーム間強度比を維持するように高精度に制御されている。しかしながら、光源制御部４０は、第１及び第２白色光の発光後にイメージセンサ４８で取得する画像信号に基づいて制御するため、内視鏡１２の先端部２４と検体との距離が急激に変化する場合などにおいては、光源制御部４０での制御は不安定になることがある。本実施形態では、このように、光源制御部４０での制御が不安定になった場合であっても、プロセッサ装置１６でその不安定性を解消する画像処理が行われている。

[0030] なお、本発明では、「第１信号光」は「第１青色レーザ光」に対応しており、「第１参照光」は「第１蛍光のうちイメージセンサ４８のＲ画素で受光する赤色成分の光」に対応している。したがって、本発明の「第１光源」は、第１青色レーザ光源３４と蛍光体４４を有することになる。また、本発明では、「第２信号光」は「第２蛍光のうちイメージセンサ４８のＧ画素で受光する緑色成分の光」に対応しており、「第２参照光」は「第２蛍光のうちイメージセンサ４８のＲ画素で受光する赤色成分の光」に対応している。したがって、本発明の「第２光源」は、第２青色レーザ光源３６と蛍光体４４を有することになる。

[0031] なお、蛍光体４４は、第１及び第２青色レーザ光の一部を吸収して、緑色～赤色に励起発光する複数種の蛍光体（例えばＹＡＧ系蛍光体、或いはＢＡＭ（$BaMgAl_{10}O_{17}$）等の蛍光体）を含んでいることが好ましい。本構成例のように、半導体発光素子を蛍光体４４の励起光源として用いれば、高

い発光効率で高強度の第１及び第２白色光が得られ、それら白色光の強度を容易に調整できる上に、色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

[0032] 図２に示すように、内視鏡１２の撮像光学系２４ｂは、対物レンズ４６、ズーミングレンズ４７、イメージセンサ４８を有している。検体からの反射光は、対物レンズ４６及びズーミングレンズ４７を介して、イメージセンサ４８に入射する。これにより、イメージセンサ４８に検体の反射像が結像される。ズーミングレンズ４７は、ズーム操作部２２ｃを操作することで、テレ端とワイド端との間を移動する。ズーミングレンズ４７がテレ端側に移動すると検体の反射像が拡大する一方で、ワイド端側に移動することで、検体の反射像が縮小する。

[0033] イメージセンサ（撮像部）４８はカラーのイメージセンサであり、検体の反射像を撮像して画像信号を出力する。なお、イメージセンサ４８は、ＣＣＤ(Charge Coupled Device) イメージセンサやＣＭＯＳ(Complementary Metal-Oxide Semiconductor) イメージセンサ等であることが好ましい。本発明で用いられるイメージセンサは、撮像面にＲＧＢカラーフィルタが設けられたＲＧＢ画素を有するＲＧＢイメージセンサであり、各ｃｈで光電変換をすることによってＲ、Ｇ、Ｂの３色の画像信号を出力する。

[0034] 図６に示すように、Bカラーフィルタは３８０～５６０nmの分光透過率を有しており、Gカラーフィルタは４５０～６３０nmの分光透過率を有しており、Rカラーフィルタは５８０～７６０nmの分光透過率を有している。したがって、通常観察モード時で第２白色光が検体内に照射されたときには、B画素には第２青色レーザ光と第２蛍光の緑色成分の一部が入射し、G画素には第２蛍光の緑色成分の一部が入射し、R画素には第２蛍光の赤色成分が入射する。ただし、第２青色レーザ光は第２蛍光よりも発光強度が極めて大きいので、B画素から出力するB画像信号の大部分は、第２青色レーザ光の反射光成分で占められている。

[0035] 一方、特殊観察モード時で第１白色光が検体内に照射されたときには、B画素には第１青色レーザ光と第１蛍光の緑色成分の一部が入射し、G画素には第

１蛍光の緑色成分の一部が入射し、R画素には第１蛍光の赤色成分が入射する。ただし、第１青色レーザ光は第１蛍光よりも発光強度が極めて大きいので、B画像信号の大部分は、第１青色レーザ光の反射光成分で占められている。なお、特殊観察モード時で第２白色光が検体内に照射されたときのBGR画素での光入射成分は、通常観察モードの場合と同様である。

[0036] なお、イメージセンサ４８としては、撮像面にＣ（シアン）、Ｍ（マゼンタ）、Ｙ（イエロー）及びＧ（緑）の補色フィルタを備えた、いわゆる補色イメージセンサであっても良い。補色イメージセンサの場合には、ＣＭＹＧの４色の画像信号から色変換によってＲＧＢの３色の画像信号を得ることができる。この場合には、ＣＭＹＧの４色の画像信号からＲＧＢの３色の画像信号に色変換する色変換手段を、内視鏡１２、光源装置１４又はプロセッサ装置１６のいずれかに備えている必要がある。

[0037] 撮像制御部４９は、観察モードに応じたイメージセンサ４８の撮像制御を行う。図７Aに示すように、通常観察モード時には、１フレームの期間毎に、第２白色光で照明された検体内をカラーのイメージセンサ４８で撮像する。これにより、１フレーム毎に、イメージセンサ４８からRGBの画像信号が出力する。図７Bに示すように、特殊観察モード時には、１フレーム目に、第１白色光で照明された検体内をカラーのイメージセンサ４８で撮像し、その次の２フレーム目に、第２白色光で照明された検体をカラーのイメージセンサ４８で撮像する。これにより、１フレーム目には、イメージセンサ４８からR１画像信号、G１画像信号、B1画像信号が出力し、２フレーム目には、イメージセンサ４８からR２画像信号、G２画像信号、B２画像信号が出力する。なお、イメージセンサ４８の１フレーム分の期間は、検体からの反射光を光電変換して蓄積する蓄積期間と、その後に蓄積した電荷を読み出して画像信号を出力する読出期間とからなる。

[0038] 図２に示すように、イメージセンサ４８から出力される画像信号は、ＣＤＳ・ＡＧＣ回路５０に送信される。ＣＤＳ・ＡＧＣ回路５０は、アナログ信号である画像信号に相関二重サンプリング（ＣＤＳ）や自動利得制御（ＡＧ

Ｃ）を行う。ＣＤＳ・ＡＧＣ回路５０を経た画像信号は、ガンマ変換部５１でガンマ変換が施される。これにより、モニタ１８などの出力デバイスに適した階調を有する画像信号が得られる。このガンマ変換後の画像信号は、Ａ／Ｄ変換器（Ａ／Ｄコンバータ）５２により、デジタル画像信号に変換される。Ａ／Ｄ変換されたデジタル画像信号は、プロセッサ装置１６に入力される。

[0039] プロセッサ装置１６は、受信部５４と、画像処理切替部６０と、通常光画像処理部６２と、特殊光画像処理部６４と、画像表示信号生成部６６とを備えている。受信部５４は内視鏡１２からのデジタル画像信号を受信する。この受信部５４は、ＤＳＰ（Digital Signal Processor）５６とノイズ除去部５８を備えている。ＤＳＰ５６は、デジタル画像信号に対して色補正処理を行う。ノイズ除去部５８は、ＤＳＰ５６で色補正処理等が施されたデジタル画像信号に対してノイズ除去処理（例えば移動平均法やメディアンフィルタ法等）を施すことによって、デジタル画像信号からノイズを除去する。ノイズが除去されたデジタル画像信号は、画像処理切替部６０に送信される。

[0040] 画像処理切替部６０は、モード切替ＳＷ２２ｂにより通常観察モードにセットされている場合には、デジタル画像信号を通常光画像処理部６２に送信し、特殊観察モードに設定されている場合には、デジタル画像信号を特殊光画像処理部６４に送信する。なお、本発明においては、区別のため、通常光画像処理部６２及び特殊光画像処理部６４による画像処理前のデジタル画像信号を画像信号といい、画像処理後のデジタル画像信号を画像データと呼ぶことにする。

[0041] 通常光画像処理部６２は、色変換部６８と、色彩強調部７０と、構造強調部７２とを有する。色変換部６８は、入力された１フレーム分のB、G、R画像信号を、それぞれＲ画像データ、Ｇ画像データ、Ｂ画像データに割り付ける。これらＲＧＢの画像データに対しては、更に、３×３のマトリックス処理、階調変換処理、３次元ＬＵＴ処理などの色変換処理を行い、色変換処理済ＲＧＢ画像データに変換する。

[0042] 色彩強調部７０は、色変換済ＲＧＢ画像データに対して、各種色彩強調処理を施す。構造強調部７２は、色彩強調処理済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行う。構造強調部７２で構造強調処理が施されたＲＧＢ画像データは、通常光画像として通常光画像処理部６２から画像表示信号生成部６６に入力される。

[0043] 特殊光画像処理部６４は、入力された２フレーム分のB１，Ｒ１画像信号及びG２、Ｒ２画像信号に基づいて、酸素飽和度画像を生成する酸素飽和度画像生成部７６と、酸素飽和度画像に対して、空間周波数強調等の構造強調処理を行う構造強調部７８とを有する。構造強調部７８で構造強調処理が施されたＲＧＢ画像データは、特殊光画像として特殊光画像処理部６４から画像表示信号生成部６６に入力される。

[0044] 画像表示信号生成部６６は、通常光画像処理部６２又は特殊光画像処理部６４から入力された通常光画像又は特殊光画像を、モニタ１８で表示可能画像として表示するための表示画像信号に変換する。この変換後の表示画像信号に基づいて、モニタ１８は、通常光画像又は特殊光画像を表示する。なお、特殊光画像としては、２フレーム分のRGB画像信号から、１フレームの酸素飽和度画像が表示される。

[0045] 図８に示すように、酸素飽和度画像生成部７６は、信号補正部８０と、測定用信号比算出部８１と、相関関係記憶部８２と、酸素飽和度算出部（生体機能情報算出部）８３と、画像生成部８４とを備えている。信号補正部８０は探索条件設定部８０ａと、位置合わせ部８０ｂと、参照用信号比算出部（参照情報算出部）８０ｃと、補正部８０ｄとを備えており、酸素飽和度の算出に用いるB１画像信号、G２画像信号、Ｒ２画像信号について、基準フレーム間強度比の下で得られる画像信号と同等になるように補正する。

[0046] 信号補正部８０では、まず、探索条件設定部８０ａが、第１及び第２位置合わせ部８０ｂ，８０ｃでの位置合わせ処理に用いる探索ポイントの各種条件（探索条件）を設定する。探索条件設定後は、図９に示すように、第１位置合わせ部８０ｂが、Ｂ１画像信号とＧ２画像信号間の検体の位置ずれ量を算

出するとともに、Ｂ１画像信号とＧ２画像信号間の検体像の位置合わせを行う。この第１位置合わせ部８０ｂでは、Ｂ１画像信号を変形してＧ２画像信号に位置合わせするため、位置合わせ後のＢ１画像信号を「Ｂ１ａ画像信号」とする。

[0047] そして、第２位置合わせ部８０ｃが、第１位置合わせ部８０ｂで算出した位置ずれ量に基づいて、Ｒ１画像信号とＲ２画像信号間の検体像の位置合わせを行う。そして、参照用信号比算出部８０ｄが、位置合わせ済みのＲ１画像信号とＲ２画像信号から、Ｇ２画像信号、Ｒ２画像信号の補正に用いる参照用信号比を算出する。最後に、補正部８０ｅが、参照用信号比に基づいて、Ｇ２画像信号、Ｒ２画像信号を、基準フレーム間強度比の下で得られる画像信号と同等となるように補正する。これにより、Ｇ２ａ画像信号及びＲ２ａ画像信号が得られる。以上の一連の処理により得られるＢ１ａ画像信号、Ｇ２ａ画像信号、Ｒ２ａ画像信号が、酸素飽和度の算出に用いられる。

[0048] 探索条件設定部８０ａは、探索条件として、基準ポイントの位置設定と、探索ポイントの位置設定と探索範囲の設定を行う。図１０Ａに示すように、基準ポイントＰ１～Ｐ９は、Ｂ１画像信号内の９つエリアＡ１～Ａ９（３×３）の所定位置に設けられる。探索ポイントＤ１～Ｄ９は、図１０Ｂに示すように、Ｇ２画像信号内の９つのエリアＡ１～Ａ９（３×３）内で、基準ポイントＰ１～Ｐ９と同じ画素位置に設けられる。これら探索ポイントＤ１～Ｄ９は、Ｇ２画像信号内の９つのエリアＡ１～Ａ９内で、所定の探索範囲でX方向又はY方向に平行移動（探索）する。この探索ポイントＤ１～Ｄ９の探索により、基準ポイントＰ１～Ｐ９と最も近い特徴量（例えば、画素値や画素値分布）を有する画素もしくは画素領域（目標ポイントＴ）を検出する。なお、基準ポイントＰ１～Ｐ９をＧ２画像信号内に設定し、探索ポイントＤ１～Ｄ９をＢ１画像信号内に設定してもよい。

[0049] 基準ポイントＰ１～Ｐ９及び探索ポイントＤ１～Ｄ９については、図１１Ａに示すように、各エリアＡ１～Ａ９の明るさがほぼ同じである場合には、各エリアＡ１～Ａ９の中央にセットする。このように各エリアＡ１～Ａ９の明

るさがほぼ同じである場合としては、例えば、図１１Ｂに示すように、管腔内において、内視鏡１２の先端部２４の前方に、隆起物などが存在しない場合が考えられる。

[0050] これに対して、図１２Ａに示すように、エリアＡ１～Ａ９の中で、画素値が一定値以下となる暗部ＢＰが存在する暗エリア（図１２Ａでは「エリアＡ５」）がある場合には、暗エリアのうち暗部ＢＰ以外の部分に、基準ポイントＰ５及び探索ポイントＤ５を設定する。これは、暗部ＢＰに基準ポイントＰ５及び探索ポイントＤ５を設定した場合には、探索直後に目標ポイントＴを検出することになるため、位置合わせを正確に行うことができないためである。このように一部のエリアが暗くなる場合としては、例えば、図１２Ｂに示すように、管腔内において、内視鏡１２の先端部２４の前方に、隆起物８６が現れる場合が考えられる。なお、各エリアの明るさは、各エリアの画素値の平均値から求める。また、血管構造などの位置合わせに必要なランドマークがほとんどないエリアについては、基準ポイント及び探索ポイントを設定しなくてもよい。

[0051] 探索範囲については、内視鏡１２の先端部２４や検体の動きがほとんどない動き無し状態の場合には、図１３に示すように、探索ポイントＤ１～Ｄ９の移動範囲を狭くした第１の探索範囲Ｘに設定する。これは、動き無し状態の場合には、遠くまで探索しなくても、目標ポイントＴの検出が可能だからである。これに対して、内視鏡１２の先端部２４が大きく湾曲するときや検体に大きな動きがあるときなど動き有り状態の場合には、図１４に示すように、第１の探索範囲Ｘよりも探索ポイントＤ１～Ｄ９の範囲を広くした第２の探索範囲Ｙに設定する。これは、動き有り状態の場合には、遠くまで探索しないと、目標ポイントＴの検出が難しいからである。

[0052] なお、動き無し状態又は動き有り状態のいずれの状態にあるかの判別方法としては、以下の方法が考えられる。例えば、スクリーニング時のように、ズーミングレンズ４７を作動させない場合には、内視鏡１２の先端部２４を動かす頻度が大きいため、検体に動きがあると考えられる。したがって、ズ

ーミングレンズ４７の非作動時には、動き有り状態と判別する。これに対して、拡大観察時のように、ズーミングレンズ４７を作動させる場合には、内視鏡１２の先端部２４はほぼ静止状態で動く頻度は少ないと考えられるため、検体に動きは少ないと考えられる。したがって、ズーミングレンズ４７の作動時には、動き無し状態と判別する。また、モード切替SW２２ｂにより、動き無し状態と動き有り状態の切り替えを行えるようにしてもよい。

[0053] また、拡大観察時のように、内視鏡１２の先端部２４と検体との検体間距離が一定値を下回る場合には、探索範囲が狭い第１の探索範囲Ｘで探索を行う一方で、検体間距離が一定値以上の場合には、探索範囲が広い第２の探索範囲Ｙで探索を行うことが好ましい。なお、検体間距離は、イメージセンサ４８の露光量に基づいて定めることが好ましい。即ち、露光量が小さい場合は、検体間距離は遠く、反対に露光量が大きい場合は、検体間距離は近いものとする。

[0054] 第１位置合わせ部８０ｂは、Ｂ１画像信号とＧ２画像信号に対して、それぞれ高周波の周波数フィルタリング処理を施す高周波フィルタリング部（高周波成分抽出部）ＨＦを備えている。高周波の周波数フィルタリング処理のＢ１画像信号とＧ２画像信号は、位置合わせ時に目印となるランドマーク（例えば、血管構造）などの高周波成分の情報がシャープに抽出されるため、探索ポイントＤ１～Ｄ９による目標ポイントＴの検出を精度良く行うことができる。

[0055] そして、第１位置合わせ部８０ｂは、設定された探索条件に従って、Ｂ１画像信号内に９つの基準ポイントＰ１～Ｐ９を設定するとともに、Ｇ２画像信号内に９つの探索ポイントＤ１～Ｄ９を設定する。そして、各探索ポイントＤ１～Ｄ９を所定の探索範囲内で探索させる。そして、各エリア毎に、探索ポイントＤ１～Ｄ９が目標ポイントＴを検出したときの探索ポイントＤ１～Ｄ９の移動量を算出する。これら各エリアにおける探索ポイントＤ１～Ｄ９の移動量が、Ｂ１画像信号及びＧ２画像信号の各エリアにおける検体像の位置ずれ量となる。なお、第１位置合わせ部８０ｂでは、Ｂ１画像信号及びＧ

２画像信号を所定の画像信号で規格化し、規格化した信号をピラミッド画像にしてから、位置ずれ量の算出を行ってもよい。

[0056] そして、各エリア毎の位置ずれ量に基づき、Ｂ１画像信号の各画素の画素値を補間して検体像を変形する。この変形処理により、Ｂ１画像信号の検体像の位置をＧ２画像信号の検体像の位置に合わせ込む。これにより、Ｂ１画像信号のＧ２画像信号間の位置合わせが完了する。ここで、位置合わせ後のＢ１画像信号をＢ１ａ画像信号とする。なお、所定エリアの探索ポイントの移動量が、他のエリアの探索ポイントの移動量よりも大きく外れている場合には、その所定エリアの探索ポイントの移動量は、他のエリアの探索ポイントの移動量に基づいて、補正することが好ましい。また、Ｇ２画像信号の各画素の画素値を補間して検体像を変形することにより、Ｇ２画像信号の検体像をＢ１画像信号の検体像の位置を合わせ込んでもよい。

[0057] 第２位置合わせ部８０ｃは、Ｒ１画像信号とＲ２画像信号に対して、それぞれ低周波の周波数フィルタリング処理を施す低周波フィルタリング部（低周波成分抽出部）ＬＦを備えている。低周波の周波数フィルタリング後のＲ１画像信号とＲ２画像信号は、高周波成分が除去されているため、明るさ情報が多く含まれる画像信号となっている。Ｒ１画像信号とＲ２画像信号の各エリア毎に、第１位置合わせ部８０ｂで算出された各エリア毎の位置ずれ量に基づいて、各エリアの画素の画素値を補間して検体像を変形する。これにより、Ｒ１画像信号とＲ２画像信号間の位置合わせが完了する。

[0058] ここで、Ｒ１画像信号とＲ２画像信号間の位置合わせに、Ｂ１画像信号とＧ２画像信号間の位置ずれ量を用いるのは、以下の理由からである。Ｒ１画像信号とＲ２画像信号は、粘膜の吸収体（ヘモグロビン）の吸光係数が低い赤色波長成分を多く有しているため、光量に関する情報は多く含まれているものの、位置合わせのランドマークとなり得る構造物の像は多く含まれていない。したがって、Ｒ１画像信号とＲ２画像信号については、探索ポイントＤが目標ポイントＴを検出することが困難であるため、探索ポイントＤの移動量、即ち、位置ずれ量を正確に算出できない場合が多い。

[0059] これに対して、Ｂ１画像信号とＧ２画像信号は、粘膜の吸収体（ヘモグロビン）の吸光係数が高い青色波長成分を多く有しているため、血管構造などランドマークとなり得る構造物の像が多く含まれている。したがって、Ｂ１画像信号とＧ２画像信号については、探索ポイントＤによる目標ポイントＴの検出が容易であるため、探索ポイントＤの移動量、即ち、位置ずれ量を正確に求めることができる。そこで、Ｒ１画像信号とＲ２画像信号間の位置合わせには、Ｒ１画像信号とＲ２画像信号の位置ずれ量ではなく、Ｂ１画像信号とＧ２画像信号間の位置ずれ量を用いている。

[0060] 参照用信号比算出部８０ｄは、位置合わせ済みのＲ１画像信号及びＲ２画像信号間の比率（Ｒ２／Ｒ１）を示す参照用信号比Ｃを、画素毎に算出する。この参照用信号比Ｃは、以下の（１）～（３）の３つの理由により、実際のフレーム間強度比（Ｉ２（λ）／Ｉ１（λ））に連動して増減する。

（１）：第１蛍光と第２蛍光は、波形が同一であり、また第１蛍光と第２蛍光のフレーム間強度比（Ｉ２（λ）／Ｉ１（λ））は、いずれの波長においても同一である（図５参照）。

（２）：イメージセンサ４８のＲ画素は、第１及び第２蛍光のうち長波長側の裾の部分のみ感度がある（図６参照）

（３）：（１）、（２）から、Ｒ１画像信号とＲ２画像信号は、いずれも被写体となる生体組織についてほとんど同じ情報を持っている。

[0061] 以上から、参照用信号比Ｃは、実際のフレーム間強度比をほぼ正確に表している。ここで、参照用信号比Ｃの算出に用いたＲ１画像信号とＲ２画像信号は精度良く位置合わせがされているため、仮に、画像中に明るさが異なる領域が存在したとしても、各画素における参照用信号比Ｃは、実際のフレーム間強度比を正確に示している。なお、光源制御部４０による光量制御が理想的に動作している状況下での参照用信号比については、基準参照用信号比「Ｃａ」として予めメモリ（図示しない）に記憶されている。

[0062] 補正部８０ｅは、参照用信号比算出部８０ｄで算出した参照用信号比Ｃと基準参照用信号比Ｃａを用いて、Ｇ２画像信号とＲ２画像信号を補正する。

これらＧ２画像信号とＲ２画像信号は、以下に式に基づいて補正することで、Ｇ２ａ画像信号とＲ２ａ画像信号となる。補正は、Ｇ２画像信号とＲ２画像信号の画素毎に行われる。

Ｒ２ａ＝Ｒ２／Ｃ×Ｃａ

Ｇ２ａ＝Ｇ２／Ｃ×Ｃａ

この式において、「Ｒ２」、「Ｇ２」は、補正前の「Ｒ２画像信号」、「Ｇ２画像信号」を示しており、「Ｒ２ａ」、「Ｇ２ａ」は、補正後の「Ｇ２ａ画像信号」、「Ｒ２ａ画像信号」を示している。これらＧ２ａ画像信号とＲ２ａ画像信号は、基準フレーム間強度比の下で得られる画像信号と同等になるように補正されたものになっている。即ち、光源制御部４０での光源制御（ＡＥ）が理想的に作動している場合は、参照用信号比Ｃは基準参照用信号比Ｃａと一致するため、補正前と補正後でＧ２画像信号とＲ２画像信号の値はほぼ同じとなっている。

[0063] これに対して、ＡＥが不安定化した場合には、実際のフレーム間強度比が基準フレーム間強度比からズレてしまうことがある。例えば、実際のフレーム間強度比が基準フレーム間強度比よりも大きくなった場合（即ち、参照用信号比Ｃ＞基準参照用信号比Ｃａの場合）には、この増加分を打ち消すように、Ｇ２画像信号とＲ２画像信号の画素値を小さくする。反対に、実際のフレーム間強度比が基準フレーム間強度比よりも小さくなった場合（即ち、参照用信号比Ｃ＜基準参照用信号比Ｃａの場合）には、この減少分を打ち消すように、Ｇ２画像信号とＲ２画像信号の画素値を大きくする。これにより、ＡＥが不安定化して、実際のフレーム間強度比が基準フレーム間強度比から変動したしても、この変動分を打ち消すように画像信号を補正することで、理想的にＡＥが作動したときと同様の画像信号を得ることができる。

[0064] また、Ｇ２画像信号とＲ２画像信号の補正には、各画素のフレーム間強度比を正確に表した参照用信号比Ｃを用いているため、仮に、画像中に明るさが異なる領域が存在したとしても、各領域において適切な明るさ補正が行われる。即ち、画像中の明るい領域については、Ｇ２画像信号とＲ２画像信号

の画素値を小さくすることにより、明るさを低減させる補正が行われ、画像中の暗い領域については、Ｇ２画像信号とＲ２画像信号の画素値を大きくすることにより、明るさを増加させる補正が行われる。

[0065] 測定用信号比算出部８１は、Ｂ１ａ画像信号及びＧ２ａ画像信号間の測定用信号比Ｂ１／Ｇ２と、Ｇ２ａ画像信号Ｇ２及びＲ２ａ画像信号間の測定用信号比Ｒ２／Ｇ２とを、画素毎に求める。ここで、測定用信号比Ｂ１／Ｇ２、Ｒ２／Ｇ２の算出に用いる「Ｂ１ａ画像信号、Ｇ２ａ画像信号、Ｒ２ａ画像信号」は、信号補正部８０での信号補正処理により補正されているため、これら測定用信号比Ｂ１／Ｇ２、Ｒ２／Ｇ２により、酸素飽和度を正確に算出することができる。

[0066] 相関関係記憶部８２は、測定用信号比Ｂ１／Ｇ２及びＲ２／Ｇ２と酸素飽和度との相関関係を記憶している。この相関関係は、図１５に示す二次元空間上に酸素飽和度の等値線を定義した２次元テーブルで記憶されている。この等値線の位置、形は光散乱の物理的なシミュレーションで得られ、血液量に応じて変わるように定義されている。例えば、血液量の変化があると、各等値線間の間隔が広くなったり、狭くなったりする。なお、測定用信号比Ｂ１／Ｇ２，Ｒ２／Ｇ２はlogスケールで記憶されている。

[0067] なお、上記相関関係は、図１６に示すような酸化ヘモグロビンや還元ヘモグロビンの吸光特性や光散乱特性と密接に関連性し合っている。この図１６において、グラフ９０は酸化ヘモグロビンの吸光係数を、グラフ９１は還元ヘモグロビンの吸光係数を示している。例えば、第１青色レーザ光の中心波長４７３ｎｍのように吸光係数の差が大きい波長では、酸素飽和度の情報を取り易い。しかしながら、４７３ｎｍの光に対応する信号を含むＢ１ａ画像信号は、酸素飽和度だけでなく血液量にも依存度が高い。そこで、Ｂ１ａ画像信号に加え、主として血液量に依存して変化する光に対応するＲ２ａ画像信号と、Ｂ１ａ画像信号とＲ２ａ画像信号のリファレンス信号となるＧ２ａ画像信号から得られる測定用信号比Ｂ１／Ｇ２及びＲ２／Ｇ２を用いることで、血液量に依存することなく、酸素飽和度を正確に求めることができる。

[0068] 酸素飽和度算出部８３は、相関関係記憶部８２に記憶された相関関係を参照して、測定用信号比算出部８１で求めた測定用信号比Ｂ１／Ｇ２、Ｒ２／Ｇ２に対応する酸素飽和度を求める。酸素飽和度の算出は画素毎に求める。酸素飽和度算出部８３では、以下のようにして酸素飽和度を算出する。例えば、所定画素における測定用信号比がＢ１*／Ｇ２*、Ｒ２*／Ｇ２*である場合には、図１７に示すように、相関関係を参照すると、測定用信号比Ｂ１*／Ｇ２*、Ｒ２*／Ｇ２*に対応する酸素飽和度は「６０％」となっている。したがって、酸素飽和度は「６０％」として算出される。

[0069] なお、測定用信号比Ｂ１／Ｇ２、Ｒ２／Ｇ２は、Ｂ１画像信号と、信号補正部８０で補正されたＧ２ａ画像信号及びＲ２ａ画像信号とに基づいて算出されたものであるため、測定用信号比Ｂ１／Ｇ２、Ｒ２／Ｇ２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。即ち、測定用信号比Ｂ１／Ｇ２、Ｒ２／Ｇ２は、相関関係上において、酸素飽和度０％の下限ライン９３を上回ったり、反対に、酸素飽和度１００％の上限ライン９４よりも下回ったりすることはほとんどない。

[0070] ただし、仮に、測定用信号比Ｂ１／Ｇ２、Ｒ２／Ｇ２が相関関係上で下限ライン９３よりも上方に位置するときには酸素飽和度を０％とし、測定用信号比Ｂ１／Ｇ２、Ｒ２／Ｇ２が上限ライン９４よりも下方に位置するときには酸素飽和度を１００％とする。なお、対応点が下限ライン９３と上限ライン９４との間から外れている場合には、その画素における酸素飽和度の信頼度を下げて表示しないようにしてもよい。

[0071] 画像生成部８４は、酸素飽和度算出部８３で算出した酸素飽和度と、Ｂ２画像信号、Ｇ２画像信号、Ｒ２画像信号とを用いて、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成する。この画像生成部８４では、Ｂ２画像信号、Ｇ２画像信号、Ｒ２画像信号に対して、酸素飽和度に応じたゲインが施される。例えば、酸素飽和度が６０％以上の場合には、Ｂ２画像信号、Ｇ２画像信号、Ｒ２画像信号のいずれも、同じゲイン「１」が施される。これに対して、酸素飽和度が６０％未満の場合は、Ｂ２画像信号に対して「１」未満のゲ

インが施される一方で、Ｇ２画像信号、Ｒ２画像信号に対しては「１」を超えるゲインが施される。このゲイン処理後のＢ２画像信号、Ｇ２画像信号、Ｒ２画像信号がＢＧＲ画像データに割り付けられる。

[0072] これらＢＧＲ画像データに基づいてモニタ１８に表示される酸素飽和度画像は、高酸素の領域（酸素飽和度が６０～１００％の領域）は、ゲインがいずれも「１」でＢ２画像信号、Ｇ２画像信号、Ｒ２画像信号の画素値が変動しないため、通常光画像と同様の色で表示される。これに対して、酸素飽和度が一定値を下回る低酸素の領域（酸素飽和度が０～６０％の領域）では、酸素飽和度に応じてゲインが「１」未満もしくは「１」を超えるため、通常光画像と異なる色、即ち疑似カラーで表示される。なお、画像生成部では、低酸素の領域のみ疑似カラーで表示したが、低酸素領域だけでなく高酸素の領域（６０～１００％）も疑似カラーで表示してもよい。

[0073] 次に、本実施形態における一連の流れを図１８のフローチャートに沿って説明する。まず、通常観察モードにおいて、遠景状態からスクリーニングを行う。通常観察モードでは、通常光画像がモニタ１８に表示される。このスクリーニング時に、ブラウニッシュエリアや発赤など病変の可能性がある部位（病変可能性部位）を検出したときには、モード切替ＳＷ２２ｂを操作して、特殊観察モードに切り替える。この特殊観察モードにおいて、病変可能性部位が低酸素状態になっているか否かの診断を行う。

[0074] 特殊観察モードでは、第１及び第２白色光が交互に発光される。そして、第１白色光で照明された検体像をイメージセンサ４８で撮像することにより、イメージセンサ４８からＢ１画像信号、Ｇ１画像信号、Ｒ１画像信号が出力され、第２白色光で照明された検体像をイメージセンサ４８で撮像することにより、イメージセンサ４８からＢ２画像信号、Ｇ２画像信号、Ｒ２画像信号が出力される。これら２フレーム分の画像信号が、１フレームの酸素飽和度画像の作成に用いられる。

[0075] 次に、位置合わせ２フレーム分の画像信号を取得したときの露光量、ズーミングレンズの作動状況、検体の動き量などに基づいて、Ｂ２画像信号及び

Ｇ２画像信号内の各エリアＡ１～Ａ９毎に、基準ポイントＰ１～Ｐ９と探索ポイントＤ１～Ｄ９を設定するとともに、探索ポイントＤ１～Ｄ９の探索範囲を設定する。そして、各エリアＡ１～Ａ９において、探索ポイントＤ１～Ｄ９を、設定された探索範囲内で探索する。そして、探索ポイントＤ１～Ｄ９が目標ポイントＴを検出したときの移動量を、フレーム間の位置ずれ量とする。このフレーム間の位置ずれ量に基づいて、Ｂ１画像信号とＧ２画像信号間の位置合わせを行う。

[0076] 次に、Ｂ１画像信号とＧ２画像信号間の位置ズレ量に基づいて、Ｒ１画像信号とＲ２画像信号間の位置合わせを行う。そして、位置合わせ済みのＲ１画像信号とＲ２画像信号に基づいて、参照用信号比Ｃを算出する。そして、参照用信号比Ｃと基準参照用信号比Ｃａとを用いて、Ｇ２画像信号とＲ２画像信号を補正する。これにより、理想的にＡＥが作動したときと同様の画像信号であるＧ２ａ画像信号及びＲ２ａ画像信号が得られる。そして、位置合わせ済みのＢ１ａ画像信号とＧ２ａ画像信号及びＲ２ａ画像信号に基づいて、酸素飽和度を算出する。この算出した酸素飽和度とＢ２画像信号、Ｇ２画像信号、Ｒ２画像信号に基づいて、酸素飽和度画像が生成される。

[0077] 生成された酸素飽和度画像は、特殊光画像として、モニタ１８に表示される。このモニタ１８に表示された酸素飽和度画像に基づいて、ドクターは、病変可能性部位が低酸素状態になっているかどうかを確認する。酸素飽和度の表示は、通常観察モードに切り替えられるまで、継続して表示される。そして、診断を終了する場合には、内視鏡１２の挿入部２１を検体内から抜き出す。

[0078] なお、上記第１実施形態では、内視鏡１２の先端部２４に蛍光体４４を設けたが、これに代えて、図１９の内視鏡システム１００に示すように、光源装置１４の内部に蛍光体４４を設けてもよい。この場合には、第１青色レーザ光源（４７３ＬＤ）３４及び第２青色レーザ光源（４４５ＬＤ）３６と、ライトガイド４１との間に、蛍光体４４を設ける。第１青色レーザ光源３４又は第２青色レーザ光源３６は、第１青色レーザ光又は第２青色レーザ光を

蛍光体４４に向けて照射する。これにより、第１白色光又は第２白色光が発せられる。この第１又は第２白色光は、ライトガイド４１を介して、検体内に照射される。それ以外については、内視鏡システム１００は、内視鏡システム１０と同様である。

[0079] なお、上記第１実施形態では、第１及び第２青色レーザ光を同一の蛍光体４４に入射したが、第１青色レーザ光と第２青色レーザ光を、それぞれ別々の第１蛍光体、第２蛍光体に入射させてもよい。この場合には、第１蛍光体から発せられる蛍光のうちイメージセンサ４８のＲ画素に入射する第１赤色成分の光と、第２蛍光体から発せられる蛍光のうちイメージセンサ４８のＲ画素に入射する第２赤色成分の光について、同一の波形にする必要がある。また、第１赤色成分の光と第２赤色成分の光の強度比を、波長によらず一定にする必要がある。これは、参照用信号比Ｃを、実際のフレーム間強度比の増減に連動させるためである。

[0080] ［第２実施形態］

図２０に示すように、内視鏡システム２００の光源装置１４には、第１及び第２青色レーザ光源３４，３６、光源制御部４０の代わりに、ＬＥＤ光源ユニット２０２と、ＬＥＤ光源制御部（光源制御部）２０４が設けられている。また、内視鏡２００の照明光学系２４ａには、蛍光体４４が設けられていない。それ以外については、第１実施形態の内視鏡システム１０と同様である。

[0081] ＬＥＤ光源ユニット２０２は、特定の波長域に制限された光を発光する光源として、４つのＬＥＤを有する。具体的には、ＬＥＤ光源ユニット２０２は、４００～５００ｎｍの青色領域の青色帯域光Ｂ（以下、単に青色光という）を発光するＬＥＤ（Ｂ）と、４７３ｎｍ±１０ｎｍに制限された青色狭帯域光Ｎｂを発光するＬＥＤ（４７３）と、４８０～６２０ｎｍの緑色領域の緑色帯域光Ｇ（以下、単に緑色光という）を発光するＬＥＤ（Ｇ）と、６００～７２０ｎｍの赤色領域の赤色帯域光Ｒ（以下、単に赤色光という）を発光するＬＥＤ（Ｒ）とを有している。なお、ＬＥＤ光源ユニット２０２は

、各ＬＥＤがブロードな波長域の光を発光するように、波長域が少しずつ異なった狭帯域光を発光するＬＥＤを複数設けてもよい。

[0082] なお、本発明では、「第１信号光」は「青色狭帯域光Ｎｂ」に対応し、「第１参照光」は「赤色光Ｒ」に対応している。したがって、本発明の「第１光源」は、LED（４７３）と、LED（R）を有することになる。また、本発明では、「第２信号光」が「緑色光Ｇ」に対応し、「第２参照光」は「赤色光Ｒ」に対応している。したがって、本発明の「第２光源」は、LED（G）と、LED（R）を有することになる。

[0083] ＬＥＤ光源制御部２０４は、ＬＥＤ光源ユニット２０２の各ＬＥＤを個別に制御している。また、ＬＥＤ光源制御部２０４は、通常観察モードの場合には、ＬＥＤ（Ｂ）、（Ｇ）、（Ｒ）を駆動する。これに対して、特殊観察モードの場合には、ＬＥＤ（Ｇ）、（Ｒ）を常時点灯させた状態で、ＬＥＤ（４７３）とＬＥＤ（Ｂ）とが交互に点灯するように制御している。

[0084] また、撮像制御部４９では、観察モード毎に、以下のような撮像制御を行っている。図２１Ａに示すように、通常観察モード時には、１フレームの期間毎に、青色光Ｂ、緑色光Ｇ及び赤色光Ｒが同時に照明された検体内をカラーのイメージセンサ４８で撮像、すなわち、青色光Ｂ、緑色光Ｇ及び赤色光Ｒを光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷をＢ画像信号、Ｇ画像信号、Ｒ画像信号として読み出すステップが行われる。こうした動作は通常観察モードに設定されている間、繰り返し行われる。そして、それら１フレーム分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、通常光画像が生成される。

[0085] 一方、図２１Ｂに示すように、特殊観察モード時には、１フレーム目に、青色狭帯域光Ｎｂ、緑色光Ｇ、赤色光Ｒを光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷をＢ１画像信号、Ｇ１画像信号、Ｒ１画像信号として読み出すステップが行われ、その次の２フレーム目に、青色光Ｂ、緑色光Ｇ及び赤色光Ｒを光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷をＢ２画像信号、Ｇ２画像信号、Ｒ２画像信号として読み出す

ステップが行われる。こうした動作は特殊観察モードに設定されている間、繰り返し行われる。そして、それら２フレーム分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、酸素飽和度画像が生成される。

[0086] ここで、１フレーム目の赤色光Ｒと２フレーム目の赤色光Ｒは、同一のＬＥＤ（Ｒ）から発光しているため、それぞれの波形は同一であり、また、それらの強度比は波長によらず同一である。したがって、１フレーム目の赤色光発光時に得られるＲ１画像信号と２フレーム目の赤色光発光時に得られるＲ２画像信号との比率を示す参照用信号比Ｃは、実際のフレーム間強度比に連動して増減する。したがって、第２実施形態においても、参照用信号比Ｃは、実際のフレーム間強度比を正確に表していることになる。

[0087] 上記第２実施形態では、特殊観察モードにおいて、１フレーム目の赤色光Ｒ、２フレーム目の赤色光Ｒは、それぞれ同一のＬＥＤ（Ｒ）から発光したが、別々のＬＥＤ（Ｒ）から発光してもよい。ただし、この場合には、１フレーム目に第１ＬＥＤ（Ｒ）から発光する第１赤色光と、２フレーム目に第２ＬＥＤ（Ｒ）から発光する第２赤色光とは、それぞれ同じスペクトルにするとともに、各波長における強度比を同じにする必要がある。これは、参照用信号比Ｃを、実際のフレーム間強度比の増減に連動させるためである。

[0088] ［第３実施形態］

図２２に示すように、内視鏡システム３００の光源装置１４には、第１及び第２青色レーザ光源３４，３６、光源制御部４０の代わりに、広帯域光源３０２、回転フィルタ３０４、フィルタ切替部３０５が設けられている。それ以外については、第１実施形態の内視鏡システム１０と同様である。

[0089] 広帯域光源３０２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３０４は回転軸３０４ａを中心として回転するものであり、内側に設けられた通常観察モード用フィルタ３０８と、外側に設けられた特殊観察モード用フィルタ３０９とを備えている（図２３参照）。フィルタ切替部３０５は、回転フィルタ３０４を径方向に移動させるものであり、モード切替ＳＷ２２ｂにより通常観察モードに

セットされたときに、回転フィルタ３０４の通常観察モード用フィルタ３０８を白色光の光路に挿入し、特殊観察モードにセットされたときに、回転フィルタ３０４の特殊観察モード用フィルタ３０９を白色光の光路に挿入する。なお、回転軸３０４ａは２本の支持棒３０４ｂによって支持されている。

[0090] 図２３に示すように、通常観察モード用フィルタ３０８には、白色光をそのまま透過させる開口部３０８ａが設けられている。したがって、通常観察モード時には、白色光が検体内に照射される。特殊観察モード用フィルタ３０９には、周方向に沿って、白色光のうち所定帯域の帯域制限光（４７３，ＧＲ）を透過させるバンドパスフィルタ（ＢＰＦ）３０９ａと、白色光をそのまま透過させる開口部３０９ｂが設けられている。したがって、特殊観察モード時には、回転フィルタ３０４が回転することで、帯域制限光（４７３，ＧＲ）、白色光が交互に検体内に照射される。なお、第３実施形態では、回転フィルタ３０４とこの回転フィルタ３０４の回転速度を制御する駆動部（図示しない）が、本発明の「光源制御部」を構成する。

[0091] バンドパスフィルタ３０９ａは、図２４に示すように、４７３ｎｍ±１０ｎｍと、５００～７００ｎｍ（緑色領域～赤色領域）に透過性を有し、それ以外の波長は遮断する。したがって、帯域制限光（４７３，ＧＲ）は、４７３ｎｍ±１０ｎｍと５００～７００ｎｍの波長を有している。

[0092] なお、本発明では、「第１信号光」は「帯域制限光のうちイメージセンサ４８のＢ画素に入射する光」に対応し、「第１参照光」は「帯域制限光のうちイメージセンサ４８のＲ画素に入射する光」に対応する。したがって、本発明の「第１光源」は、広帯域光源３０２とバンドパスフィルタ３０９aとを有することになる。また、本発明では、「第２信号光」は「白色光のうちイメージセンサ４８のＧ画素に入射する光」に対応し、「第２参照光」は「白色光のうちイメージセンサ４８のＲ画素に入射する光」に対応する。したがって、本発明の「第２光源」は、広帯域光源３０２を有することになる。

[0093] また、撮像制御部４９では、各観察モード毎に、以下のような撮像制御を行っている。図２５Ａに示すように、通常観察モード時には、１フレームの

期間毎に、白色光を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷をＢ画像信号、Ｇ画像信号、Ｒ画像信号として読み出すステップが行われる。こうした動作は通常観察モードに設定されている間、繰り返し行われる。そして、それら１フレーム分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、通常光画像が生成される。

[0094] 一方、図２５Ｂに示すように、特殊観察モード時には、１フレーム目に、帯域制限光（４７３,ＧＲ）を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷をＢ１画像信号、Ｇ１画像信号、Ｒ１画像信号として読み出すステップが行われ、その次の２フレーム目に、白色光を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷をＢ２画像信号、Ｇ２画像信号、Ｒ２画像信号として読み出すステップが行われる。こうした動作は特殊観察モードに設定されている間、繰り返し行われる。そして、それら２フレーム分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、酸素飽和度画像が生成される。

[0095] ここで、１フレーム目の帯域制限光のうちイメージセンサのＲ画素で受光する赤色成分と、２フレーム目の白色光のうちＲ画素で受光する赤色成分は、同一の広帯域光源３０２から発光したものであるため、それぞれの波形は同一であり、また、それらの強度比は波長によらず同一である。したがって、１フレーム目の帯域制限光発光時に得られるＲ１画像信号と２フレーム目の白色光発光時に得られるＲ２画像信号との比率を示す参照用信号比Ｃは、実際のフレーム間強度比に連動して増減する。したがって、第３実施形態においても、参照用信号比Ｃは、フレーム間強度比を表していることになる。

[0096] ［第４実施形態］

上記第３実施形態では、広帯域光源３０２、回転フィルタ３０４、フィルタ切替部３０５を設けた内視鏡システム３００の例で説明したが、図２６に示すように、第４実施形態の内視鏡システム４００に、回転フィルタ４０４、半導体光源ＬＤ（４７３）４０６と、半導体光源制御部４０８と、光合流部４１０とを設けてもよい。それ以外については、第３実施形態の内視鏡シ

ステム３００と同様である。

[0097] 図２７に示すように、回転フィルタ４０４は回転軸４０４ａを中心として回転するものであり、内側に設けられた通常観察モード用フィルタ４１２と、外側に設けられた特殊観察モード用フィルタ４１３とを備えている。通常観察モード用フィルタ４１２には、白色光をそのまま透過させる開口部４１２ａが設けられている。したがって、通常観察モード時には、白色光が検体内に照射される。なお、回転軸４０４ａは２本の支持棒４０４ｂによって支持されている。

[0098] 特殊観察モード用フィルタ４１３には、周方向に沿って、白色光のうち所定帯域の帯域制限光（ＧＲ）を透過させるバンドパスフィルタ（ＢＰＦ）４１３ａと、白色光をそのまま透過させる開口部４１３ｂが設けられている。したがって、特殊観察モード時には、回転フィルタ４０４が回転することで、帯域制限光（ＧＲ）、白色光が交互に検体内に照射される。バンドパスフィルタ４１３ａは、図２８に示すように、５００～７００ｎｍの波長域に透過性を有し、それ以外の波長は遮断する。したがって、帯域制限光（ＧＲ）は、５００～７００ｎｍの波長を有する。

[0099] 半導体光源ＬＤ（４７３）４０６は、４７３ｎｍ±１０ｎｍの青色狭帯域光Ｎｂを発光する。半導体光源制御部４０８は、回転フィルタ４０４の回転を検出するイメージセンサ（図示省略）から検出信号を取得し、取得した検出信号に応じて、半導体光源ＬＤ（４７３）４０６の駆動タイミング、同期タイミング、点灯、消灯などの制御を行う。これにより、半導体光源制御部４０８は、白色光が検体内に照射される照射期間内には青色狭帯域光Ｎｂを発光せず、帯域制限光（ＧＲ）が検体内に照射される照射期間内に青色狭帯域光Ｎｂを発光する。なお、第４実施形態では、回転フィルタ４０４と、この回転フィルタ４０４の回転速度を制御する駆動部（図示しない）と、半導体光源制御部４０８とが、本発明の「光源制御部」を構成する。

[0100] 光合流部４１０は、ダイクロイックミラーからなり、回転フィルタ４０４からの光を透過してＬＧ４１に入射させるとともに、青色半導体光源ＬＤ（

４７３）４０６からの光を反射して、ＬＧ４１に入射させる。

[0101] なお、本発明では、「第１信号光」は「青色狭帯域光Ｎｂ」に対応し、「第１参照光」は「帯域制限光のうちイメージセンサ４８のＲ画素に入射する光」に対応する。したがって、本発明の「第１光源」は、広帯域光源３０２と、半導体光源ＬＤ（４７３）４０６と、バンドパスフィルタ（ＢＰＦ）４１３ａとを有することになる。また、本発明では、「第２信号光」は「白色光のうちイメージセンサ４８のＧ画素に入射する光」に対応し、「第２参照光」は「白色光のうちイメージセンサ４８のＲ画素に入射する光」に対応する。したがって、本発明の「第２光源」は、広帯域光源３０２を有することになる。

[0102] 図２９Ａに示すように、通常観察モード時には、１フレームの期間毎に、白色光を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷をＢ画像信号、Ｇ画像信号、Ｒ画像信号として読み出すステップが行われる。こうした動作は通常観察モードに設定されている間、繰り返し行われる。そして、それら１フレーム分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、通常光画像が生成される。

[0103] 一方、図２９Ｂに示すように、特殊観察モード時には、１フレーム目に、青色狭帯域光Ｎｂ、帯域制限光（ＧＲ）を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷をＢ１画像信号、Ｇ１画像信号、Ｒ１画像信号として読み出すステップが行われ、その次の２フレーム目に、白色光を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷をＢ２画像信号、Ｇ２画像信号、Ｒ２画像信号として読み出すステップが行われる。こうした動作は特殊観察モードに設定されている間、繰り返し行われる。そして、それら２フレーム分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、酸素飽和度画像が生成される。

[0104] ここで、１フレーム目の帯域制限光のうちイメージセンサのＲ画素で受光する赤色成分と、２フレーム目の白色光のうちＲ画素で受光する赤色成分は、同一の広帯域光源３０２から発光したものであるため、それぞれの波形は

同一であり、また、それらの強度比は波長によらず同一である。したがって、１フレーム目の帯域制限光発光時に得られるＲ１画像信号と２フレーム目の白色光発光時に得られるＲ２画像信号との比率を示す参照用信号比Ｃは、実際のフレーム間強度比に連動して増減する。したがって、第４実施形態においても、参照用信号比Ｃは、フレーム間強度比を正確表していることになる。

[0105] なお、上記実施形態では、２つの測定用信号比Ｂ１／Ｇ２、Ｒ２／Ｇ２から酸素飽和度を産出したが、測定用信号比Ｂ１／Ｇ２のみから酸素飽和度を算出してもよい。この場合には、酸素飽和度の算出に、測定用信号比Ｂ１／Ｇ２と酸素飽和度の相関関係を記憶した相関関係記憶部が用いられる。

[0106] なお、上記実施形態では、酸素飽和度の画像化した酸素飽和度画像の作成を行ったが、これに加えて、血液量を画像化した血液量画像の作成を行ってもよい。血液量は、測定用信号比算出部で求めた測定用信号比Ｒ２／Ｇ２と相関関係がある。そのため、測定用信号比Ｒ２／Ｇ２に応じて異なる色を割り当てることで、血液量を画像化した血液量画像を作成することができる。

[0107] なお、上記実施形態では、血液量（酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの和）のうち酸化ヘモグロビンの占める割合である酸素飽和度を算出したが、これに代えて又は加えて、「血液量×酸素飽和度（％）」から求まる酸化ヘモグロビンインデックスや、「血液量×（１００－酸素飽和度）（％）」から求まる還元ヘモグロビンインデックスなど他の生体機能情報を算出してもよい。

請求の範囲

[請求項1] 第１信号光、及び第１参照光を含む第１照明光を発する第１光源と、

前記第１信号光と波長域が異なる第２信号光、及び第２参照光を含む第２照明光を発する第２光源と、

前記第１照明光と前記第２照明光が交互に検体に照射されるように、前記第１照明光と前記第２照明光の照射タイミングを制御する光源制御部と、

前記第１照明光による前記検体への照明中には、前記第１照明光の反射光を前記第１信号光と前記第１参照光に波長分離して撮像することにより、前記第１信号光に対応する第１信号用画像信号を出力し、且つ前記第１参照光に対応する第１参照用画像信号を出力し、前記第２照明光による前記検体への照明中には、前記第２照明光の反射光を前記第２信号光と前記第２参照光に波長分離して撮像することにより、前記第２信号光に対応する第２信号用画像信号を出力し、且つ前記第２参照光に対応する第２参照用画像信号を出力する撮像部と、

前記第１信号用画像信号と前記第２信号用画像信号との位置ずれ量を算出し、且つ信号用画像信号間の位置合わせを行う第１位置合わせ部と、

前記位置ずれ量に基づいて、前記第１参照用画像信号と前記第２参照用画像信号の位置合わせを行う第２位置合わせ部と、

位置合わせ済みの前記第１参照用画像信号と前記第２参照用画像信号に基づいて、画素毎に、前記第１及び第２信号光の強度に関する参照情報を算出する参照情報算出部と、

前記参照情報に基づいて、前記第１信号用画像信号又は前記第２信号用画像信号を補正する補正部と、

補正後の前記第１信号用画像信号又は前記第２信号用画像信号に基づいて、生体機能情報を算出する生体機能情報算出部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

[請求項2] 前記第１信号用画像信号と前記第２信号用画像信号に対して、高周波成分を抽出する高周波フィルタリングを施す高周波成分抽出部を備え、

前記第１位置合わせ部は、前記高周波フィルタリングの後の前記第１信号用画像信号と前記第２信号用画像信号に基づいて、前記位置ずれ量の算出及び前記位置合わせを行うことを特徴とする請求項１記載の内視鏡システム。

[請求項3] 前記位置合わせ済みの前記第１参照用画像信号と前記第２参照用画像信号に対して、低周波成分を抽出する低周波フィルタリングを施す低周波成分抽出部を備え、

前記第２位置合わせ部は、前記低周波フィルタリングの後の前記第１参照用画像信号と前記第２参照用画像信号との位置合わせを行うことを特徴とする請求項１または２記載の内視鏡システム。

[請求項4] 前記第１信号用画像信号及び第２信号用画像信号のうち、一方の画像信号の複数のエリアにそれぞれ基準ポイントを設定し、且つ他方の画像信号内に、前記基準ポイントに対応する位置に探索ポイントを設定する探索条件設定部を備え、

前記第１位置合わせ部は、前記探索ポイントを所定の探索範囲で移動させることにより、前記基準ポイントと最も近い特徴量を有する目標ポイントを検出する検出処理を行い、

前記位置ずれ量は、前記目標ポイントを検出したときの前記探索ポイントの移動量であることを特徴とする請求項１記載の内視鏡システム。

[請求項5] 前記複数のエリアのうち暗部が存在する暗エリアについては、前記暗エリアのうち前記暗部以外の部分に前記基準ポイント及び探索ポイントを設定することを特徴とする請求項４記載の内視鏡システム。

[請求項6] 前記検体との距離が一定値以上の場合の探索範囲を、前記距離が一

定値を下回る場合の探索範囲よりも広くすることを特徴とする請求項４又は５記載の内視鏡システム。

[請求項7] 前記検体を拡大する検体拡大部を備え、

前記検体拡大部の非使用時における探索範囲を、前記検体拡大部の使用時における探索範囲よりも広くすることを特徴とする請求項４又は５記載の内視鏡システム。

[請求項8] 前記撮像部は、前記第１信号光を受光して前記第１信号用画像信号を出力する複数の第１画素と、前記第２信号光を受光して前記第２信号用画像信号を出力する複数の第２画素と、前記第１又は第２参照光を受光して前記第１参照用画像信号又は前記第２参照用画像信号を出力する複数の第３画素とが設けられたカラーのイメージセンサであることを特徴とする請求項１記載の内視鏡システム。

[請求項9] 前記第１及び第２信号光は、前記第１及び第２参照光よりも短波長の波長域を有することを特徴とする請求項１記載の内視鏡システム。

[請求項10] 前記第１参照光と前記第２参照光は波形が同じで、前記第１参照光と前記第２参照光の強度比がいずれの波長においても同じであることを特徴とする請求項１記載の内視鏡システム。

[請求項11] 前記生体機能情報は、補正後の前記第１信号用画像信号及び前記第２信号用画像信号間の測定用信号比に基づいて算出される酸素飽和度であり、

前記参照情報は、前記第１参照用画像信号と前記第２参照用画像信号間の比率を示す参照用信号比であり、

前記参照用信号比は、前記第１照明光の反射光の強度と前記第２照明光の反射光の強度との比率を示すフレーム間強度比に合わせて変化すること特徴とする請求項１記載の内視鏡システム。

[請求項12] 第１信号光、及び第１参照光を含む第１照明光を発する第１光源と、前記第１信号光と波長域が異なる第２信号光、及び第２参照光を含む第２照明光を発する第２光源と、前記第１照明光と前記第２照明光

が交互に検体に照射されるように、前記第１照明光と前記第２照明光の発生タイミングを制御する光源制御部と、前記第１照明光による前記検体への照明中には、前記第１照明光の反射光を前記第１信号光と前記第１参照光に波長分離して撮像することにより、前記第１信号光に対応する第１信号用画像信号を出力し、且つ前記第１参照光に対応する第１参照用画像信号を出力し、前記第２照明光による前記検体への照明中には、前記第２照明光の反射光を前記第２信号光と前記第２参照光に波長分離して撮像することにより、前記第２信号光に対応する第２信号用画像信号を出力し、且つ前記第２参照光に対応する第２参照用画像信号を出力する撮像部とを備える内視鏡システムのプロセッサ装置において、

前記第１信号用画像信号と前記第２信号用画像信号との位置ずれ量を算出し、且つ信号用画像信号間の位置合わせを行う第１位置合わせ部と、

前記位置ずれ量に基づいて、前記第１参照用画像信号と前記第２参照用画像信号の位置合わせを行う第２位置合わせ部と、

位置合わせ済みの前記第１参照用画像信号と前記第２参照用画像信号に基づいて、画素毎に、前記第１及び第２信号光の強度に関する参照情報を算出する参照情報算出部と、

前記参照情報に基づいて、前記第１信号用画像信号又は前記第２信号用画像信号を補正する補正部と、

補正後の前記第１信号用画像信号又は前記第２信号用画像信号に基づいて、生体機能情報を算出する生体機能情報算出部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システムのプロセッサ装置。

[請求項13] 光源制御部が、第１信号光及び第１参照光を含む第１照明光と、前記第１信号光と波長域が異なる第２信号光及び第２参照光を含む第２照明光を、異なるタイミングで発生するように、前記第１照明光と前記第２照明光の発生タイミングを制御する制御ステップと、

撮像部が、前記第１照明光による前記検体への照明中には、前記第１照明光の反射光を前記第１信号光と前記第１参照光に波長分離して撮像することにより、前記第１信号光に対応する第１信号用画像信号を出力し、且つ前記第１参照光に対応する第１参照用画像信号を出力し、前記第２照明光による前記検体への照明中には、前記第２照明光の反射光を前記第２信号光と前記第２参照光に波長分離して撮像することにより、前記第２信号光に対応する第２信号用画像信号を出力し、且つ前記第２参照光に対応する第２参照用画像信号を出力する撮像ステップと、

第１位置合わせ部が、前記第１信号用画像信号と前記第２信号用画像信号との位置ずれ量を算出し、且つ信号用画像信号間の位置合わせを行う第１位置合わせステップと、

第２位置合わせ部が、前記位置ずれ量に基づいて、前記第１参照用画像信号と前記第２参照用画像信号の位置合わせを行う第２位置合わせステップと、

参照情報算出部が、位置合わせ済みの前記第１参照用画像信号と前記第２参照用画像信号に基づいて、画素毎に、前記第１及び第２信号光の強度に関する参照情報を算出する参照情報算出ステップと、

補正部が、前記参照情報に基づいて、前記第１信号用画像信号又は前記第２信号用画像信号を補正する補正ステップと、

生体機能情報算出部が、補正後の前記第１信号用画像信号又は前記第２信号用画像信号に基づいて、生体機能情報を算出する生体機能情報算出ステップと、

を有することを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

補正された請求の範囲
[2014年7月15日(15.07.2014)国際事務局受理]

［請求項１］　第１信号光、及び第１参照光を含む第１照明光を発する第１光源と、

前記第１信号光と波長域が異なる第２信号光、及び第２参照光を含む第２照明光を発する第２光源と、

前記第１照明光と前記第２照明光が交互に検体に照射されるように、前記第１照明光と前記第２照明光の照射タイミングを制御する光源制御部と、

前記第１照明光による前記検体への照明中には、前記第１照明光の反射光を前記第１信号光と前記第１参照光に波長分離して撮像することにより、前記第１信号光に対応する第１信号用画像信号を出力し、且つ前記第１参照光に対応する第１参照用画像信号を出力し、前記第２照明光による前記検体への照明中には、前記第２照明光の反射光を前記第２信号光と前記第２参照光に波長分離して撮像することにより、前記第２信号光に対応する第２信号用画像信号を出力し、且つ前記第２参照光に対応する第２参照用画像信号を出力する撮像部と、

前記第１信号用画像信号と前記第２信号用画像信号との位置ずれ量を算出し、且つ信号用画像信号間の位置合わせを行う第１位置合わせ部と、

前記位置ずれ量に基づいて、前記第１参照用画像信号と前記第２参照用画像信号の位置合わせを行う第２位置合わせ部と、

位置合わせ済みの前記第１参照用画像信号と前記第２参照用画像信号に基づいて、画素毎に、前記第１及び第２信号光の強度に関する参照情報を算出する参照情報算出部と、

前記参照情報に基づいて、前記第１信号用画像信号又は前記第２信号用画像信号を補正する補正部と、

補正後の前記第１信号用画像信号又は前記第２信号用画像信号に基づいて、生体機能情報を算出する生体機能情報算出部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

［請求項２］　前記第１信号用画像信号と前記第２信号用画像信号に対して、高周波成分を抽出する高周波フィルタリングを施す高周波成分抽出部を備え、

前記第１位置合わせ部は、前記高周波フィルタリングの後の前記第１信号用画像信号と前記第２信号用画像信号に基づいて、前記位置ずれ量の算出及び前記位置合わせを行うことを特徴とする請求項１記載の内視鏡システム。

［請求項３］（補正後）　前記第１参照用画像信号と前記第２参照用画像信号に対して、低周波成分を抽出する低周波フィルタリングを施す低周波成分抽出部を備え、

前記第２位置合わせ部は、前記低周波フィルタリングの後の前記第１参照用画像信号と前記第２参照用画像信号との位置合わせを行うことを特徴とする請求項１または２記載の内視鏡システム。

［請求項４］ 前記第１信号用画像信号及び第２信号用画像信号のうち、一方の画像信号の複数のエリアにそれぞれ基準ポイントを設定し、且つ他方の画像信号内に、前記基準ポイントに対応する位置に探索ポイントを設定する探索条件設定部を備え、

前記第１位置合わせ部は、前記探索ポイントを所定の探索範囲で移動させることにより、前記基準ポイントと最も近い特徴量を有する目標ポイントを検出する検出処理を行い、

前記位置ずれ量は、前記目標ポイントを検出したときの前記探索ポイントの移動量であることを特徴とする請求項１記載の内視鏡システム。

［請求項５］ 前記複数のエリアのうち暗部が存在する暗エリアについては、前記暗エリアのうち前記暗部以外の部分に前記基準ポイント及び探索ポイントを設定することを特徴とする請求項４記載の内視鏡システム。

［請求項６］ 前記検体との距離が一定値以上の場合の探索範囲を、前記距離が一定値を下回る場合の探索範囲よりも広くすることを特徴とする請求項４又は５記載の内視鏡システム。

［請求項７］ 前記検体を拡大する検体拡大部を備え、

前記検体拡大部の非使用時における探索範囲を、前記検体拡大部の使用時における探索範囲よりも広くすることを特徴とする請求項４又は５記載の内視鏡システム。

［請求項８］ 前記撮像部は、前記第１信号光を受光して前記第１信号用画像信号を出力する複数の第１画素と、前記第２信号光を受光して前記第２信号用画像信号を出力する複数の第２画素と、前記第１又は第２参照光を受光して前記第１参照用画像信号又は前記第２参照用画像信号を出力する複数の第３画素とが設けられたカラーのイメージセンサであることを特徴とする請求項１記載の内視鏡システム。

［請求項９］ 前記第１及び第２信号光は、前記第１及び第２参照光よりも短波長の波長域を有することを特徴とする請求項１記載の内視鏡システム。

［請求項１０］ 前記第１参照光と前記第２参照光は波形が同じで、前記第１参照光と前記第２参照光の強度比がいずれの波長においても同じであることを特徴とする請求項１記載の内視鏡システム。

［請求項１１］ 前記生体機能情報は、補正後の前記第１信号用画像信号及び前記第２信号用画像信号間の測定用信号比に基づいて算出される酸素飽和度であり、

前記参照情報は、前記第１参照用画像信号と前記第２参照用画像信号間の比率を示す参照用信号比であり、

前記参照用信号比は、前記第１照明光の反射光の強度と前記第２照明光の反射光の強度との比率を示すフレーム間強度比に合わせて変化すること特徴とする請求項１記載の内視鏡システム。

［請求項１２］　第１信号光、及び第１参照光を含む第１照明光を発する第１光源と、前記第１信号光と波長域が異なる第２信号光、及び第２参照光を含む第２照明光を発する第２光源と、前記第１照明光と前記第２照明光が交互に検体に照射されるように、前記第１照明光と前記第２照明光の発生タイミングを制御する光源制御部と、前記第１照明光による前記検体への照明中には、前記第１照明光の反射光を前記第１信号光と前記第１参照光に波長分離して撮像することにより、前記第１信号光に対応する第１信号用画像信号を出力し、且つ前記第１参照光に対応する第１参照用画像信号を出力し、前記第２照明光による前記検体への照明中には、前記第２照明光の反射光を前記第２信号光と前記第２参照光に波長分離して撮像することにより、前記第２信号光に対応する第２信号用画像信号を出力し、且つ前記第２参照光に対応する第２参照用画像信号を出力する撮像部とを備える内視鏡システムのプロセッサ装置において、

前記第１信号用画像信号と前記第２信号用画像信号との位置ずれ量を算出し、且つ信号用画像信号間の位置合わせを行う第１位置合わせ部と、

前記位置ずれ量に基づいて、前記第１参照用画像信号と前記第２参照用画像信号の位置合わせを行う第２位置合わせ部と、

位置合わせ済みの前記第１参照用画像信号と前記第２参照用画像信号に基づいて、画素毎に、前記第１及び第２信号光の強度に関する参照情報を算出する参照情報算出部と、

前記参照情報に基づいて、前記第１信号用画像信号又は前記第２信号用画像信号を補正する補正部と、

補正後の前記第１信号用画像信号又は前記第２信号用画像信号に基づいて、生体機能情報を算出する生体機能情報算出部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システムのプロセッサ装置。

［請求項１３］（補正後）　光源制御部が、第１信号光及び第１参照光を含む第１照明光と、前記第１信号光と波長域が異なる第２信号光及び第２参照光を含む第２照明光を、異なるタイミングで発生するように、前記第１照明光と前記第２照明光の発生タイミングを制御する制御ステップと、

撮像部が、前記第１照明光による検体への照明中には、前記第１照明光の反射光を前記第１信号光と前記第１参照光に波長分離して撮像することにより、前記第１信号光に対応する第１信号用画像信号を出力し、且つ前記第１参照光に対応する第１参照用画像信号を出力し、前記第２照明光による前記検体への照明中には、前記第２照明光の反射光を前記第２信号光と前記第２参照光に波長分離して撮像することにより、前記第２信号光に対応する第２信号用画像信号を出力し、且つ前記第２参照光に対応する第２参照用画像信号を出力する撮像ステップと、

第１位置合わせ部が、前記第１信号用画像信号と前記第２信号用画像信号との位置ずれ量を算出し、且つ信号用画像信号間の位置合わせを行う第１位置合わせステップと、

第２位置合わせ部が、前記位置ずれ量に基づいて、前記第１参照用画像信号と前記第２参照用画像信号の位置合わせを行う第２位置合わせステップと、

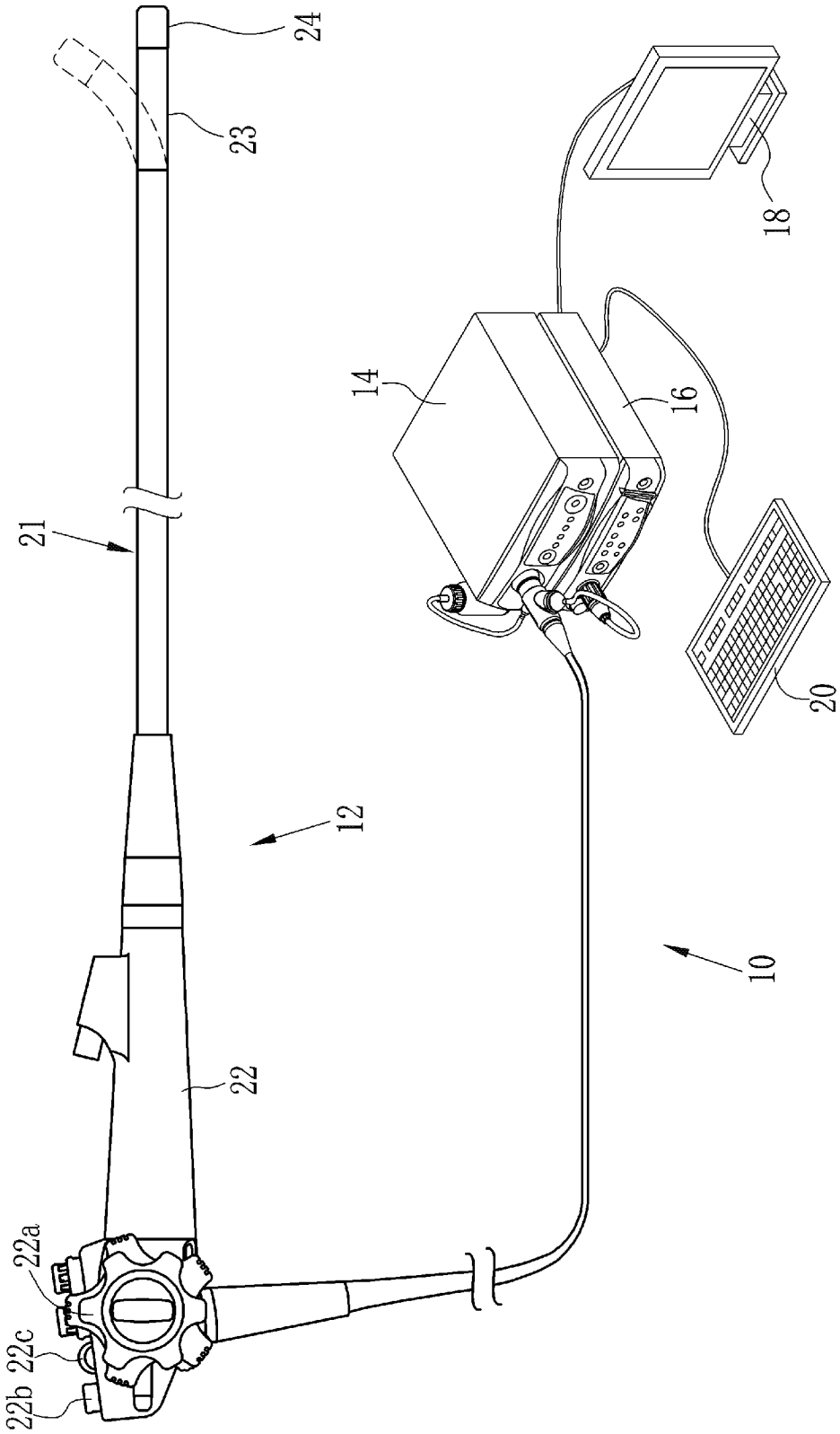
参照情報算出部が、位置合わせ済みの前記第１参照用画像信号と前記第２参照用画像信号に基づいて、画素毎に、前記第１及び第２信号光の強度に関する参照情報を算出する参照情報算出ステップと、

補正部が、前記参照情報に基づいて、前記第１信号用画像信号又は前記第２信号用画像信号を補正する補正ステップと、

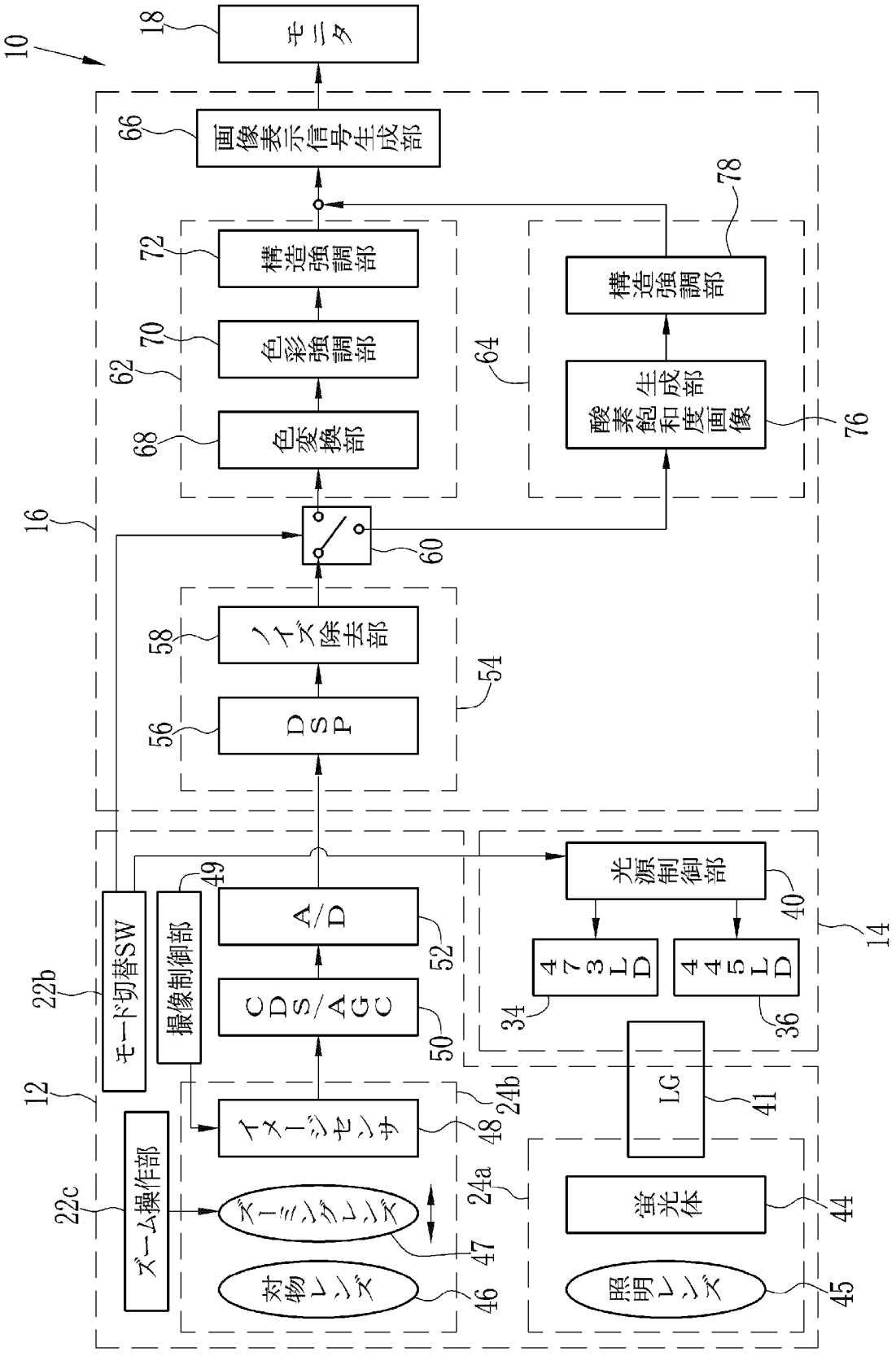
生体機能情報算出部が、補正後の前記第１信号用画像信号又は前記第２信号用画像信号に基づいて、生体機能情報を算出する生体機能情報算出ステップと、

を有することを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

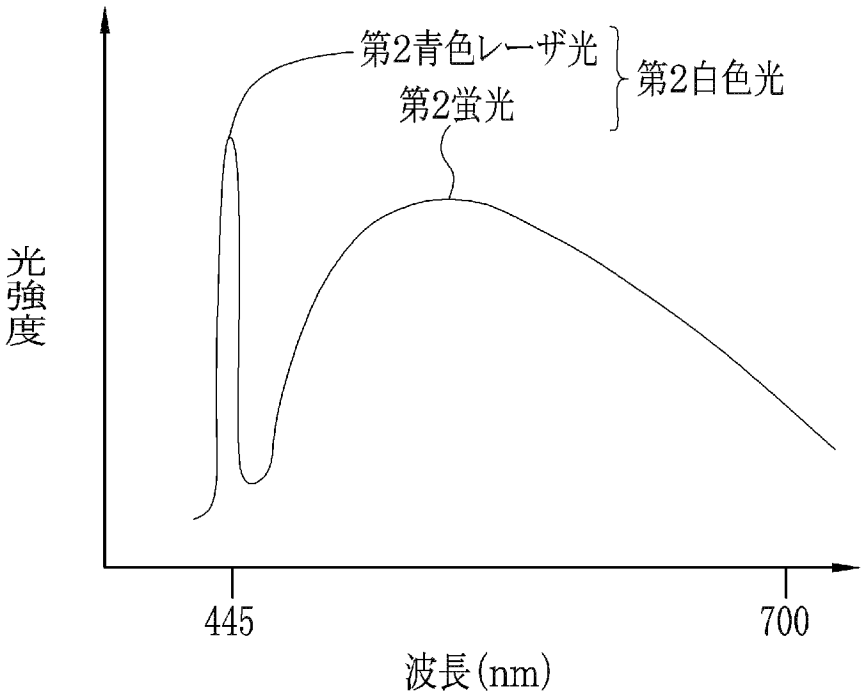
[図1]



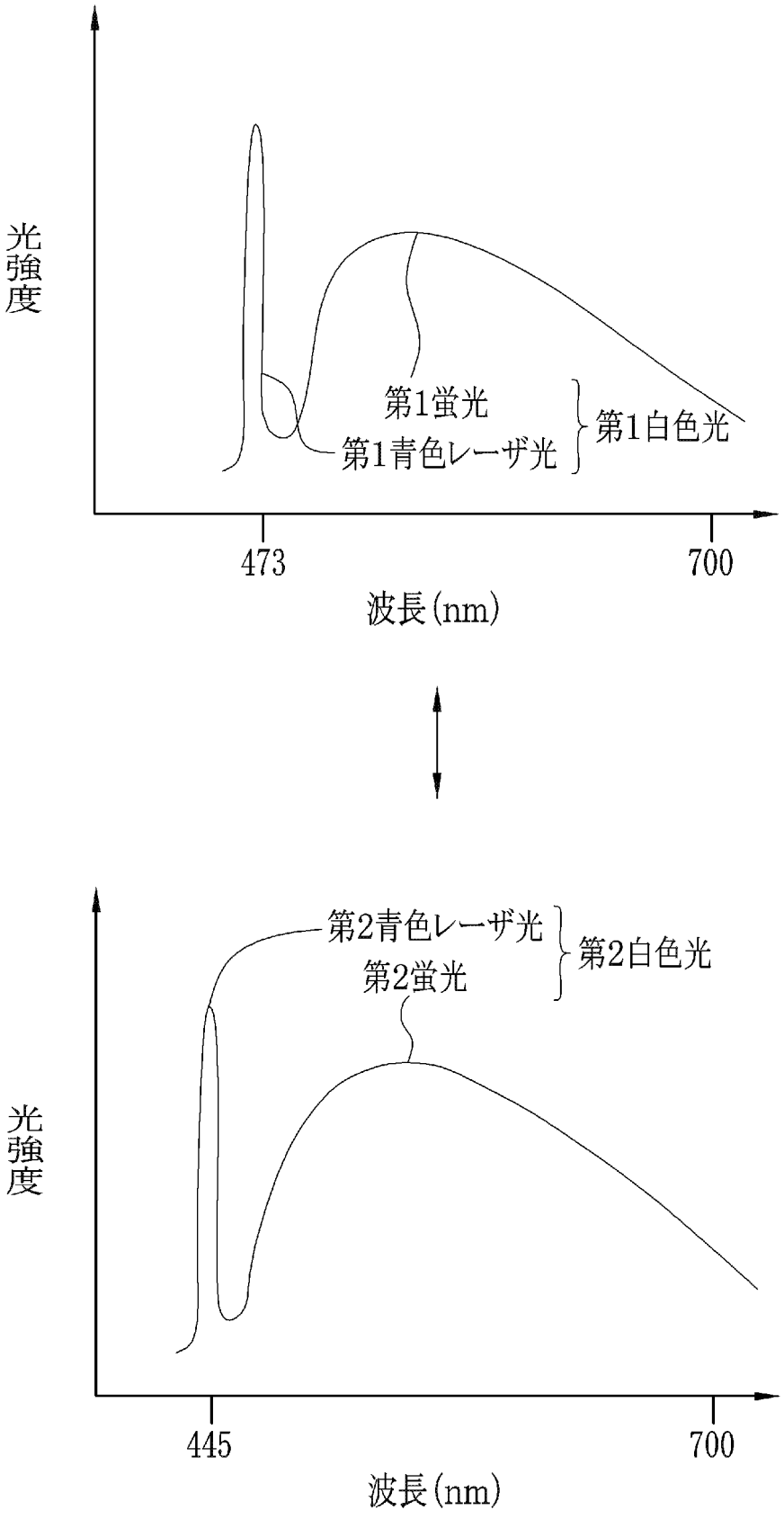
[図2]


10
モニタ
18
画像表示信号生成部
66
構造強調部
72
色彩強調部
70
色変換部
68
62
構造強調部
78
酸素飽和度生成部画像
76
64
16
60
ノイズ除去部
58
DSP
56
54
モード切替SW
22b
撮像制御部
49
A/D
52
CDS/AGC
50
イメージセンサ
48
24b
12
ズーム操作部
22c
ズームレンズ
47
対物レンズ
46
24a
光源制御部
40
14
473LD
34
445LD
36
LG
41
蛍光体
44
照明レンズ
45

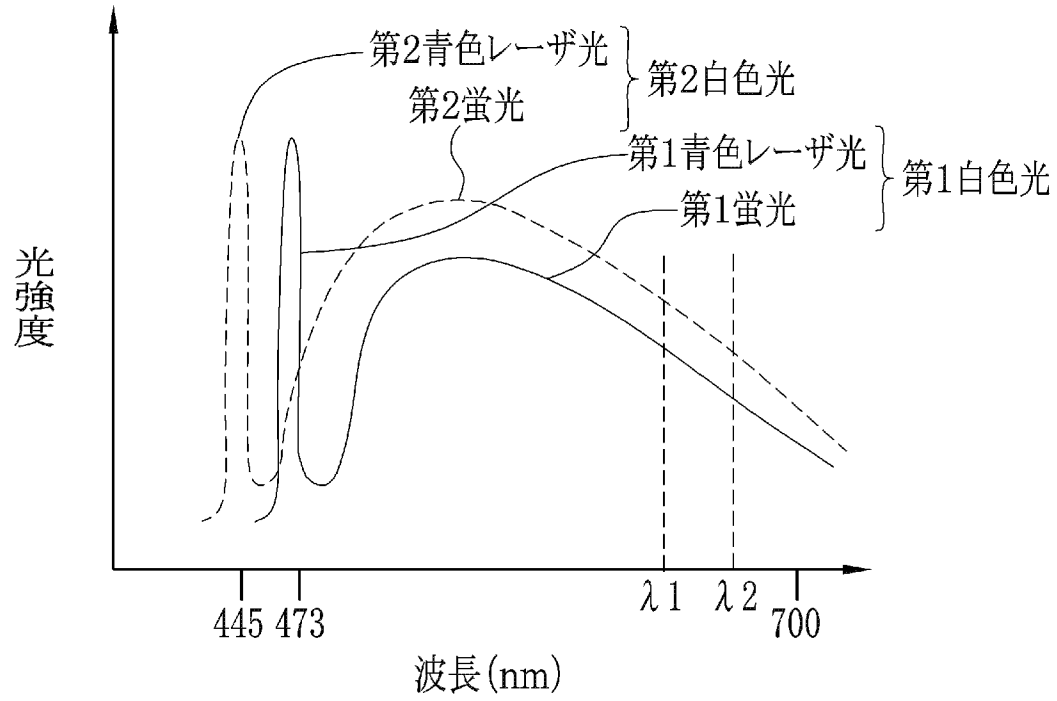
[図3]



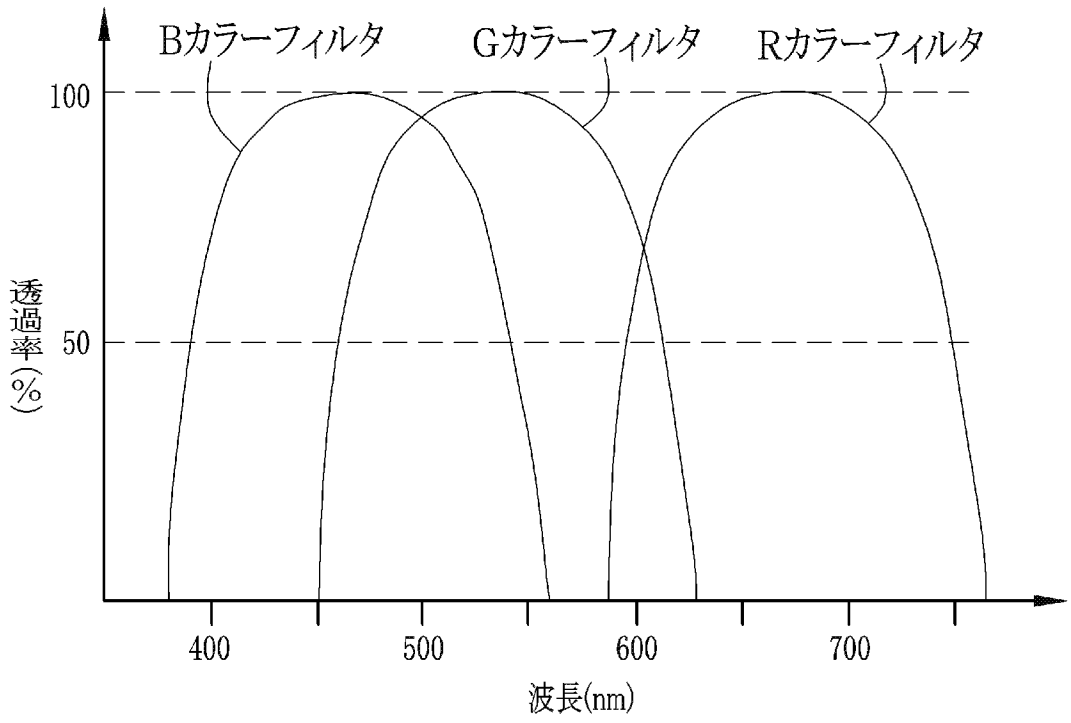
[図4]


光強度
第1蛍光
第1青色レーザ光
第1白色光
473
700
波長(nm)
第2青色レーザ光
第2蛍光
第2白色光
光強度
445
700
波長(nm)

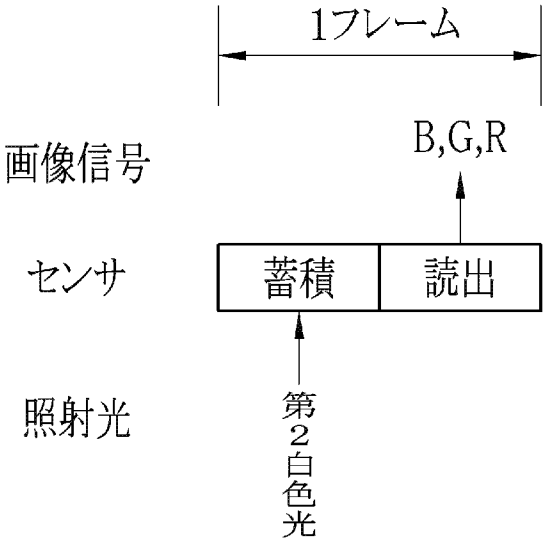
[図5]


第2青色レーザ光
第2蛍光
第2白色光
第1青色レーザ光
第1蛍光
第1白色光
光強度
445 473
λ1 λ2
700
波長(nm)

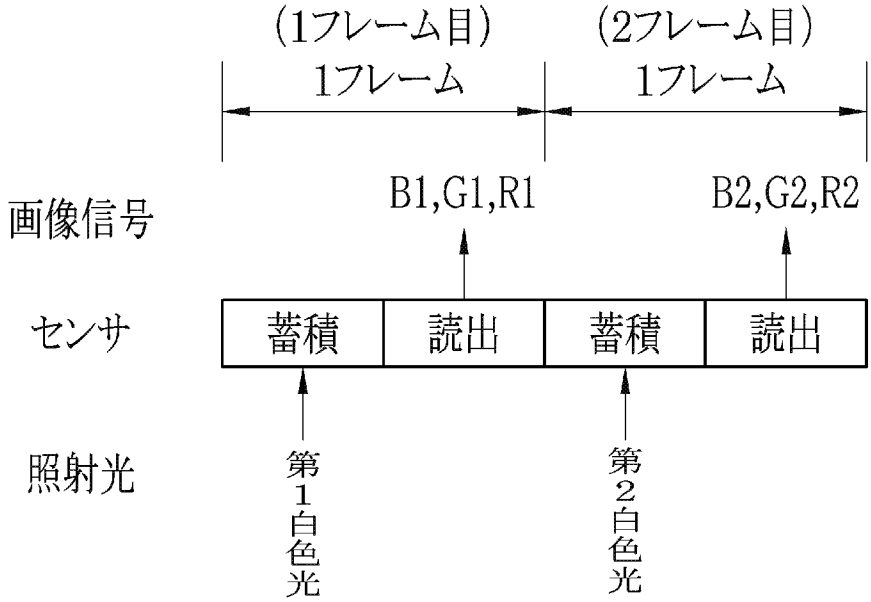
[図6]


Bカラーフィルタ
Gカラーフィルタ
Rカラーフィルタ
100
50
透過率(%)
400
500
600
700
波長(nm)

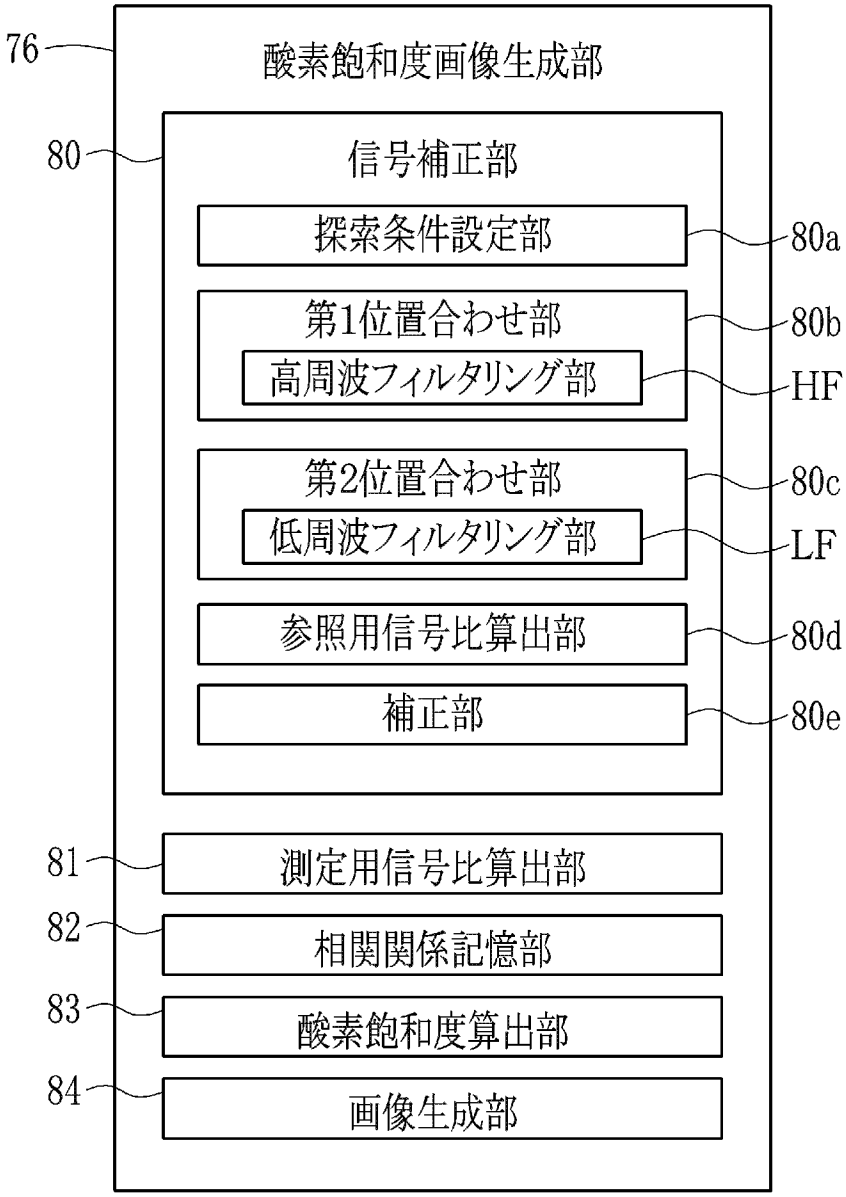
[図7A]


1フレーム
画像信号
B,G,R
センサ
蓄積
読出
照射光
第2白色光

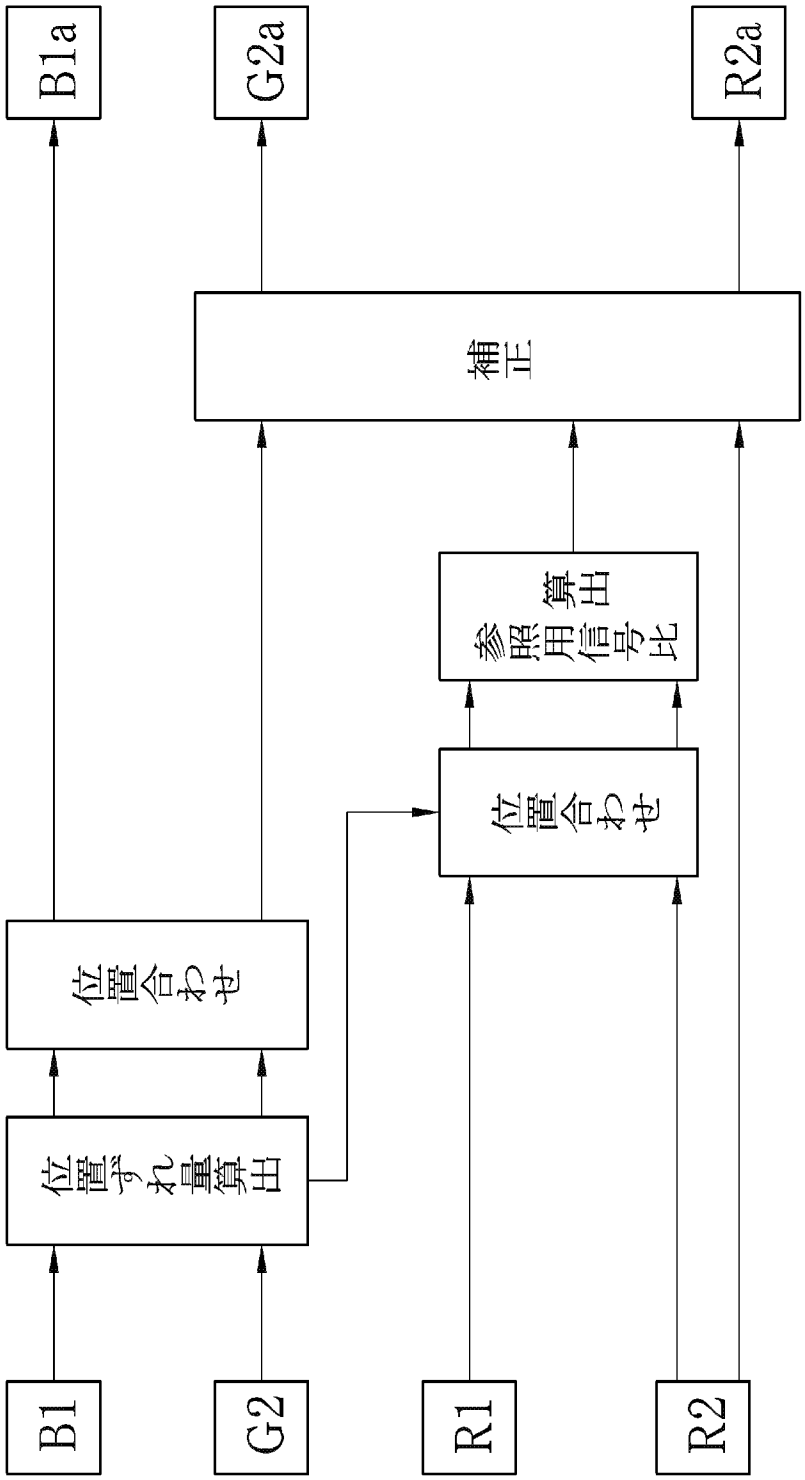
[図7B]


(1フレーム目)
1フレーム
(2フレーム目)
1フレーム
画像信号
B1,G1,R1
B2,G2,R2
センサ
蓄積
読出
蓄積
読出
照射光
第1白色光
第2白色光

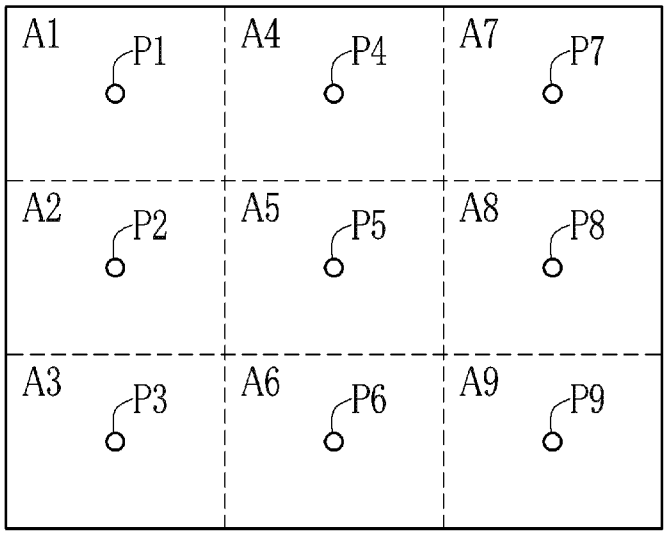
[図8]


76
酸素飽和度画像生成部
80
信号補正部
探索条件設定部
80a
第1位置合わせ部
80b
高周波フィルタリング部
HF
第2位置合わせ部
80c
低周波フィルタリング部
LF
参照用信号比算出部
80d
補正部
80e
81
測定用信号比算出部
82
相関関係記憶部
83
酸素飽和度算出部
84
画像生成部

[図9]

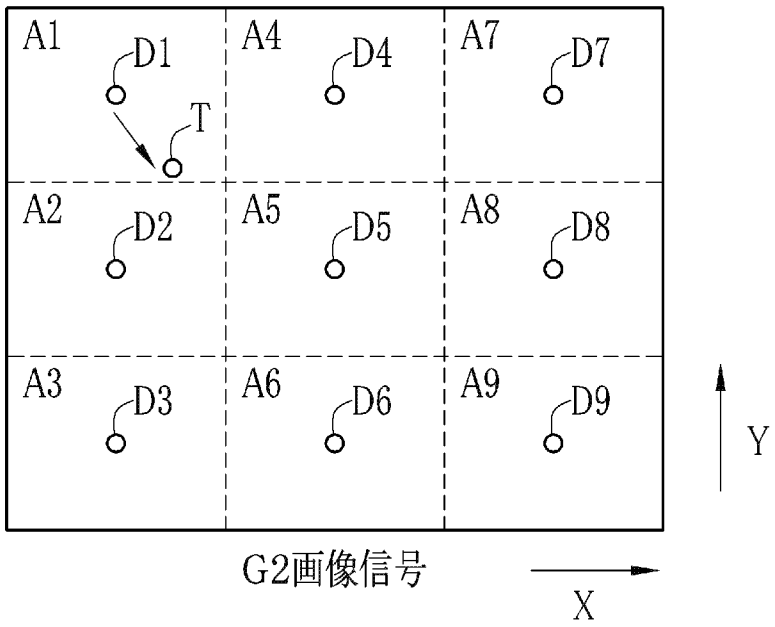


[図10A]



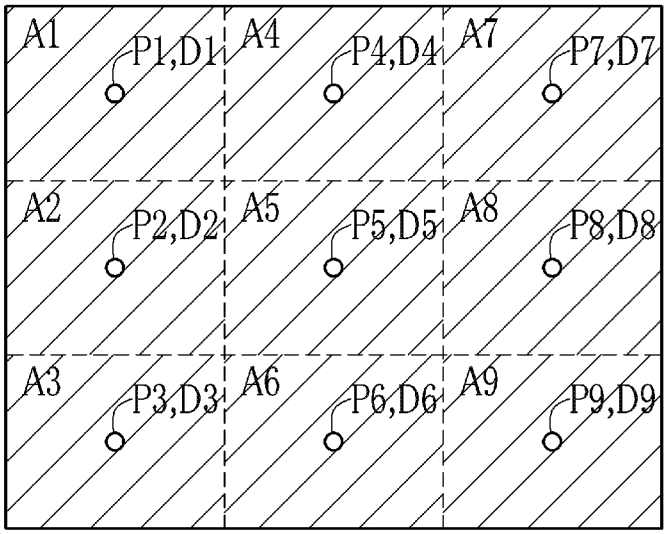
B1画像信号

[図10B]

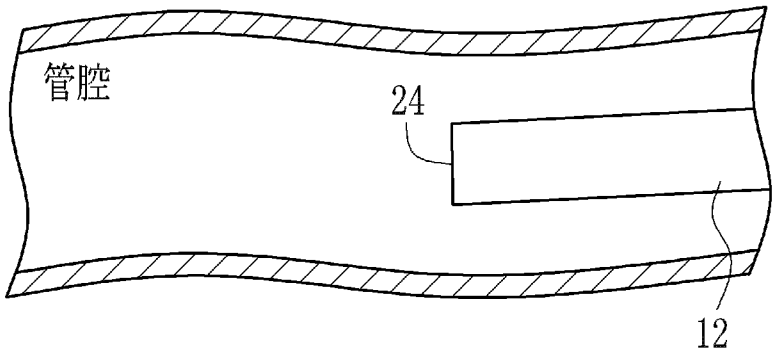


G2画像信号

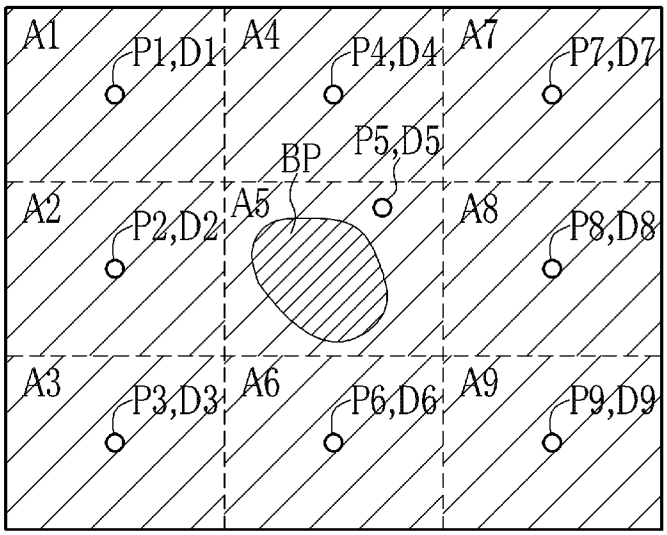
[図11A]



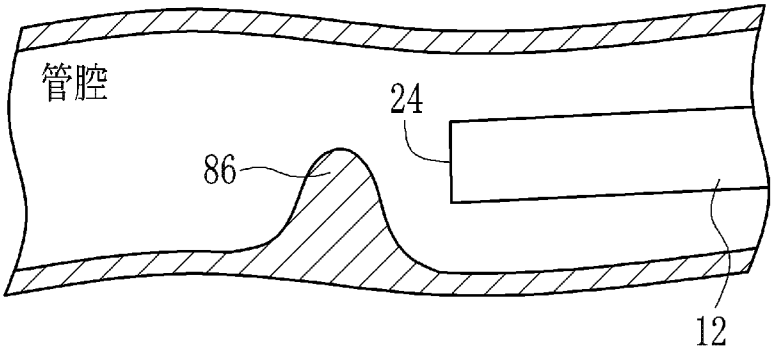
[図11B]



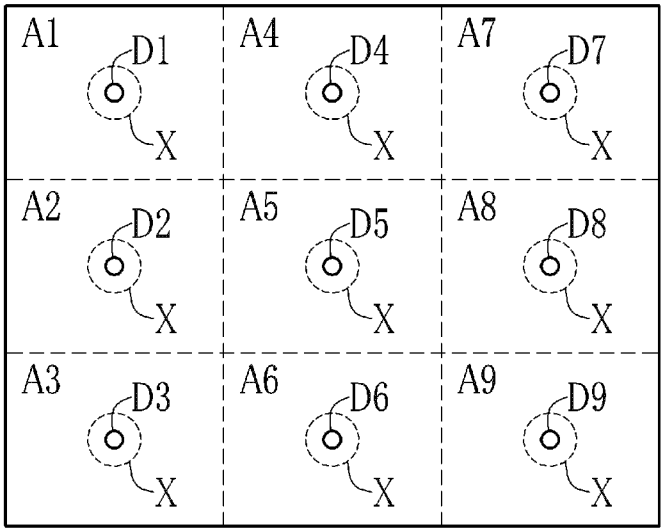
[図12A]



[図12B]

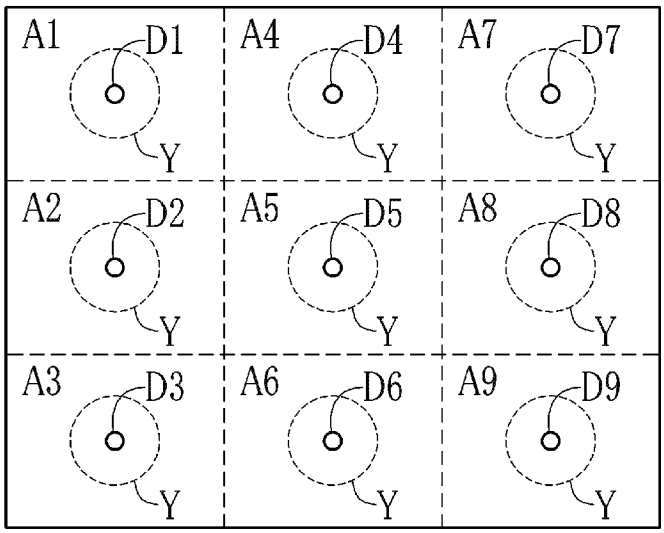


[図13]



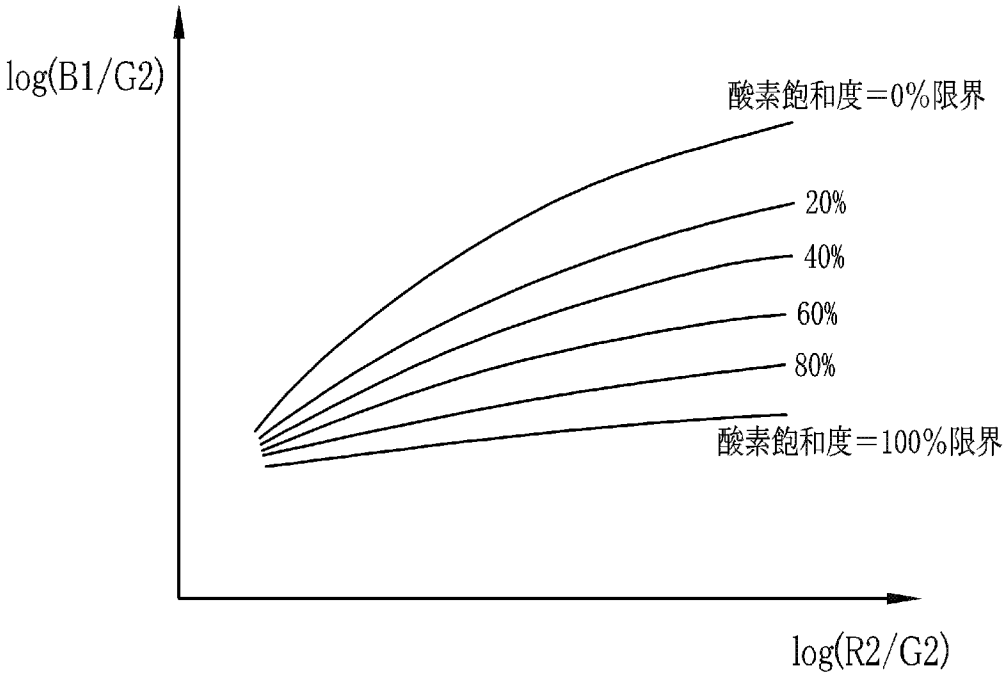
G2画像信号

[図14]

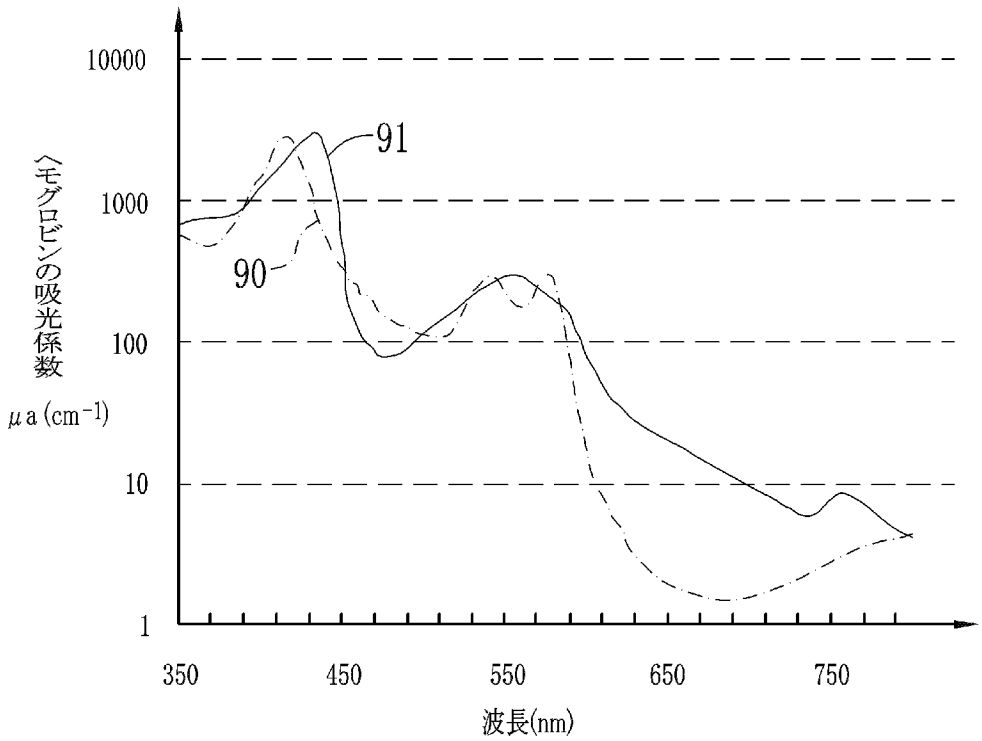


G2画像信号

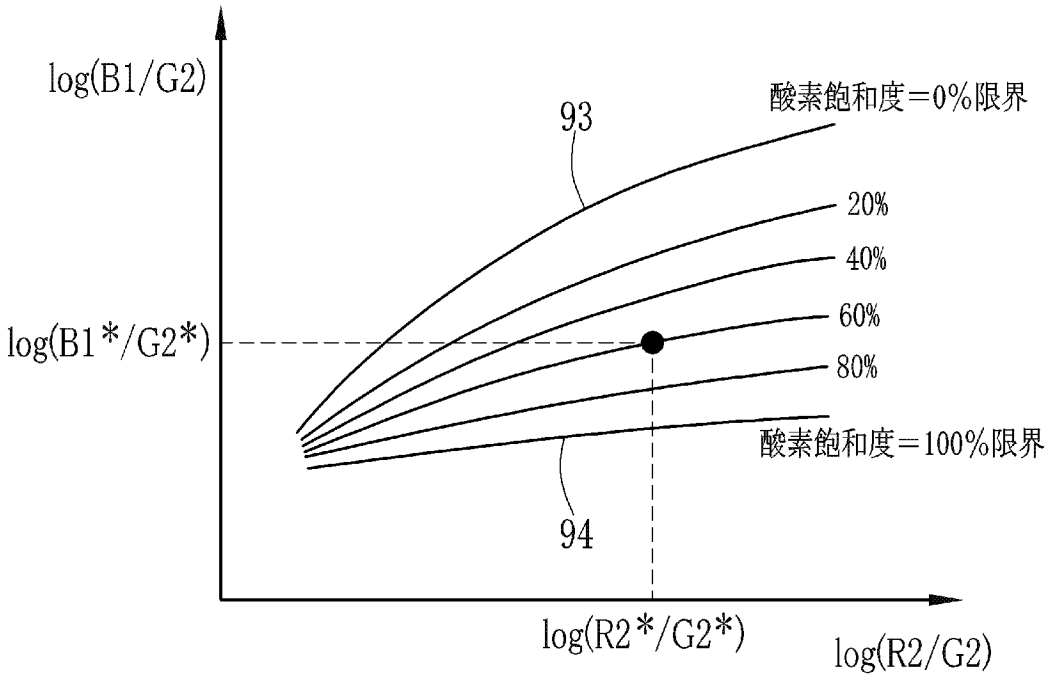
[図15]



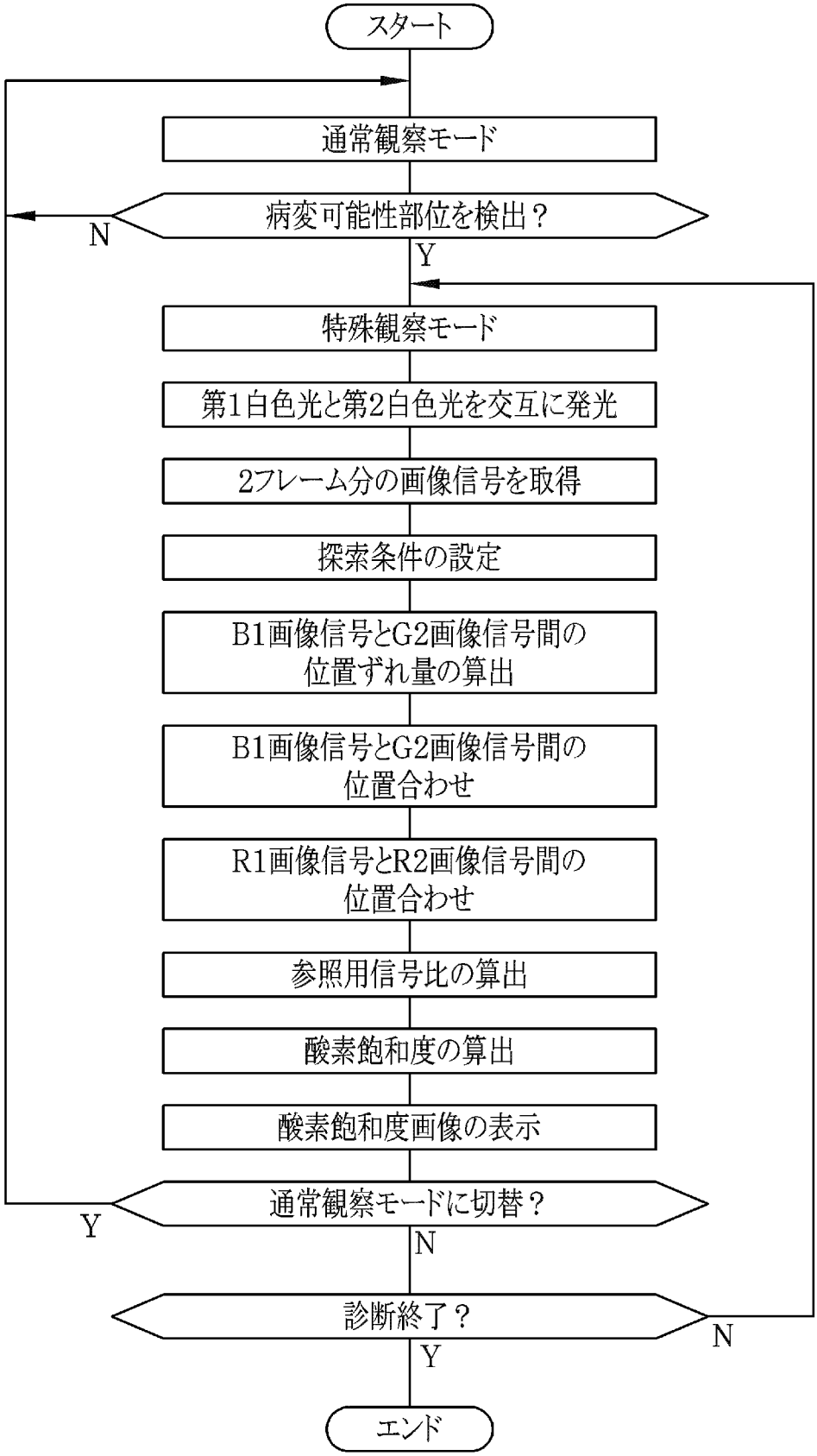
[図16]


10000
1000
100
10
1
〈モグロビンの吸光係数
μa (cm-1)
91
90
350
450
550
650
750
波長(nm)

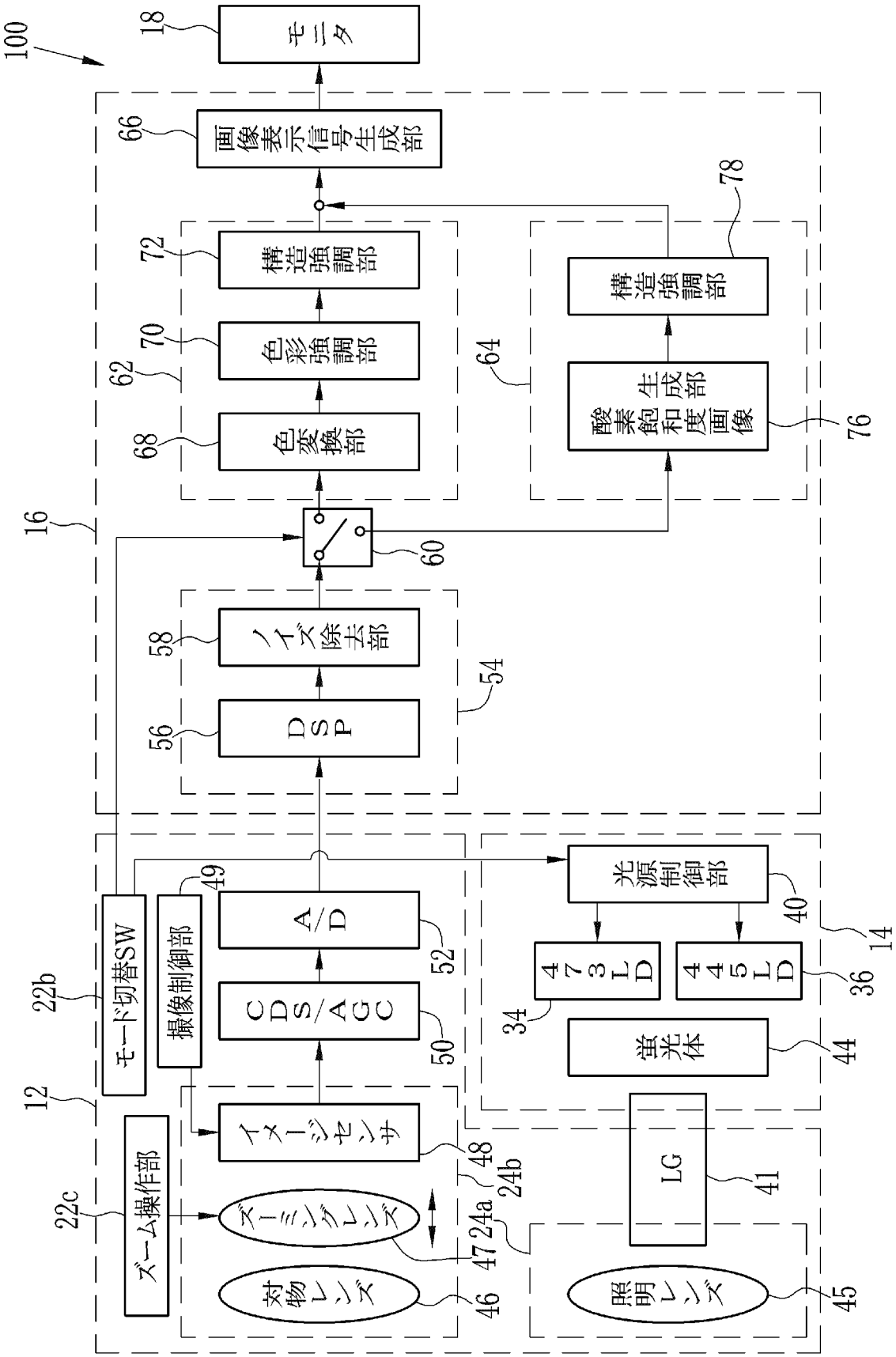
[図17]


log(B1/G2)
log(B1*/G2*)
93
酸素飽和度＝0%限界
20%
40%
60%
80%
酸素飽和度＝100%限界
94
log(R2*/G2*)
log(R2/G2)

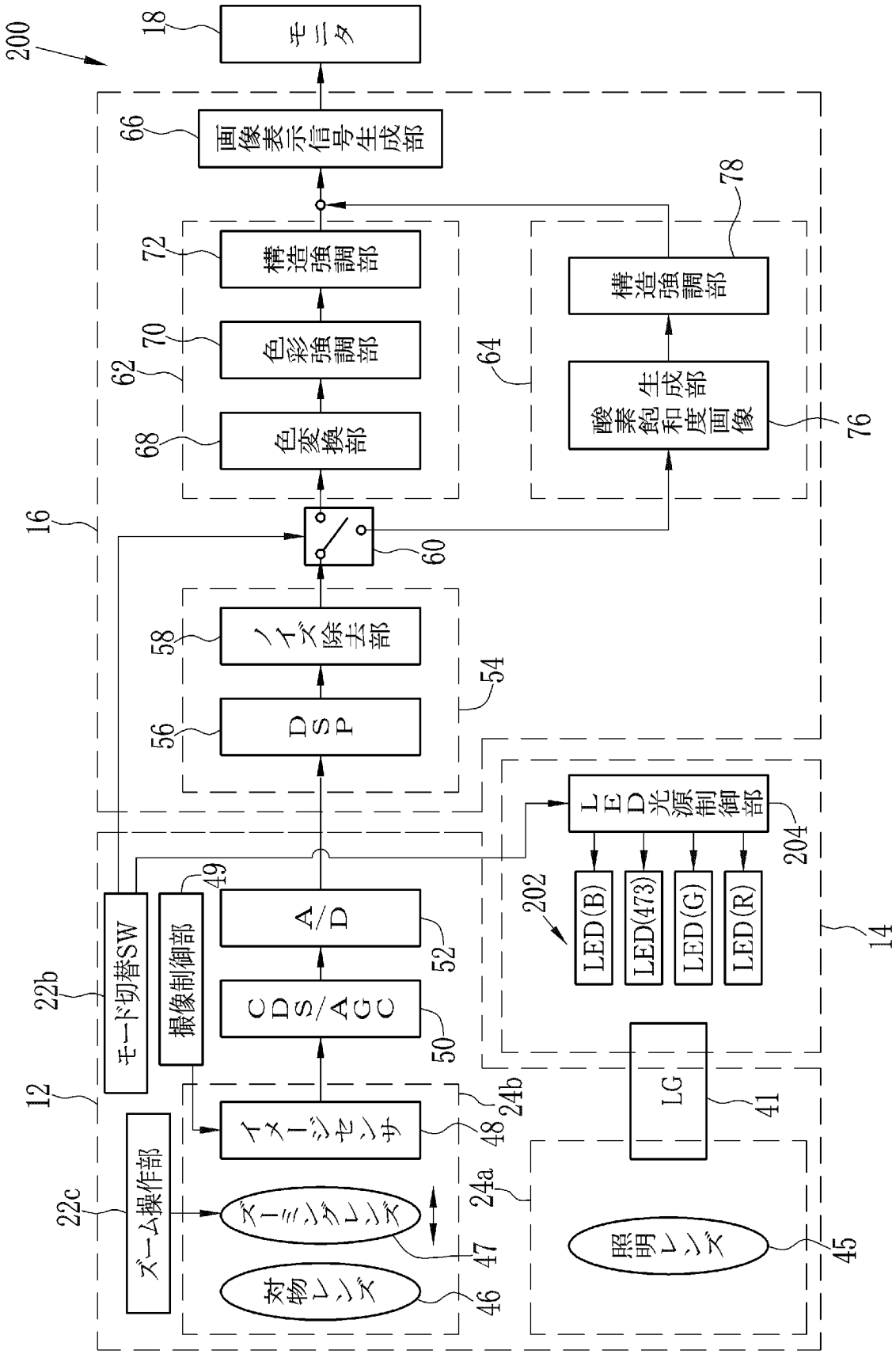
[図18]


スタート
通常観察モード
病変可能性部位を検出？
N
Y
特殊観察モード
第1白色光と第2白色光を交互に発光
2フレーム分の画像信号を取得
探索条件の設定
B1画像信号とG2画像信号間の
位置ずれ量の算出
B1画像信号とG2画像信号間の
位置合わせ
R1画像信号とR2画像信号間の
位置合わせ
参照用信号比の算出
酸素飽和度の算出
酸素飽和度画像の表示
通常観察モードに切替？
Y
N
診断終了？
N
Y
エンド

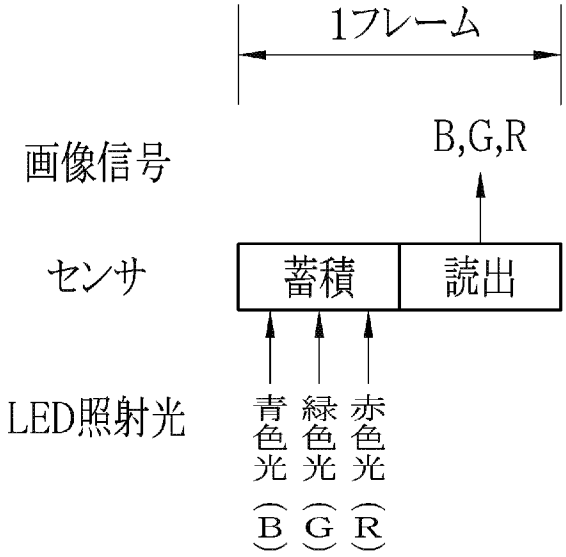
[図19]


100
モニタ
18
画像表示信号生成部
66
構造強調部
72
色彩強調部
70
色変換部
68
62
構造強調部
78
酸素飽和度画像生成部
76
64
16
60
ノイズ除去部
58
DSP
56
54
モード切替SW
22b
撮像制御部
49
A/D
52
CDS/AGC
50
イメージセンサ
48
12
ズーミングレンズ
47
24a
対物レンズ
46
ズーム操作部
22c
24b
光源制御部
40
473LD
34
445LD
36
蛍光体
44
LG
41
照明レンズ
45
14

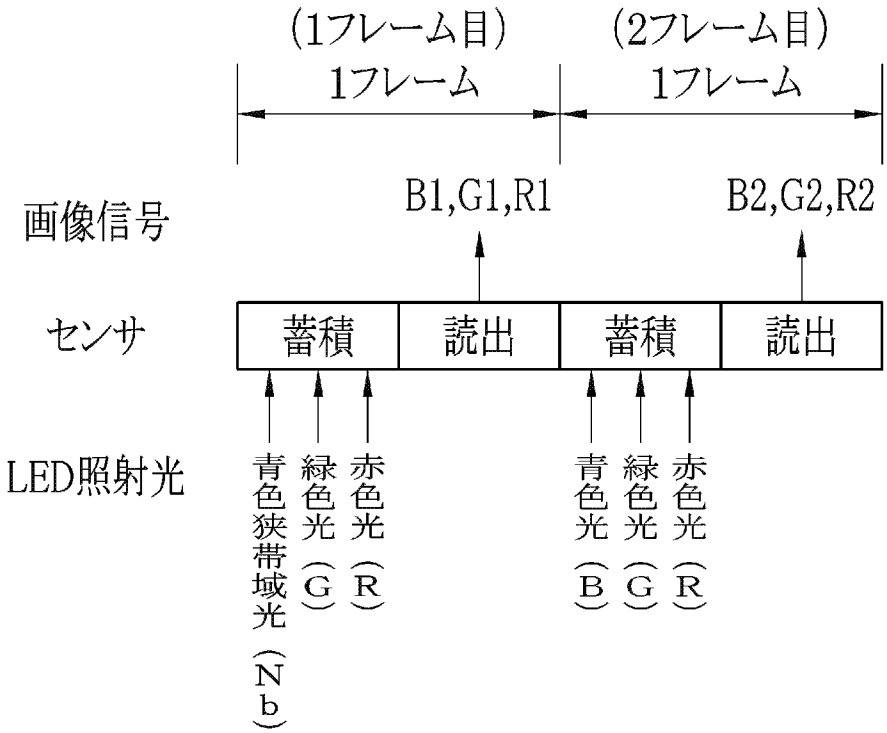
[図20]


200
18
モニタ
66
画像表示信号生成部
72
構造強調部
70
色彩強調部
62
68
色変換部
64
78
構造強調部
酸素飽和度画像生成部
76
16
60
58
ノイズ除去部
56
DSP
54
LED光源制御部
204
202
LED(B)
LED(473)
LED(G)
LED(R)
14
49
撮像制御部
モード切替SW
22b
CDS/AGC
50
A/D
52
イメージセンサ
48
24b
LG
41
12
ズーム操作部
22c
ズーミングレンズ
47
24a
対物レンズ
46
照明レンズ
45

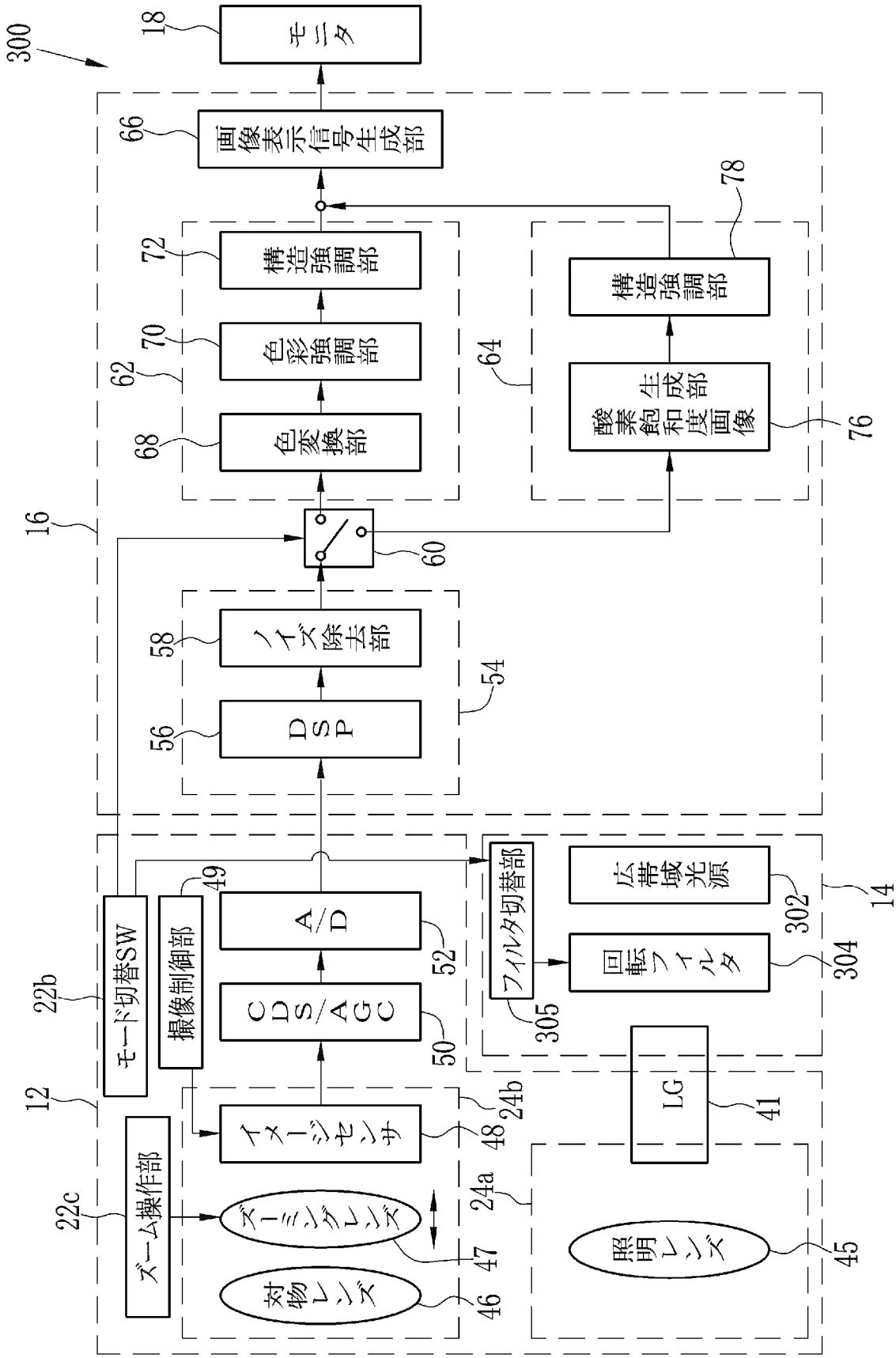
[図21A]


1フレーム
画像信号
B,G,R
センサ
蓄積
読出
LED照射光
青色光
(B)
緑色光
(G)
赤色光
(R)

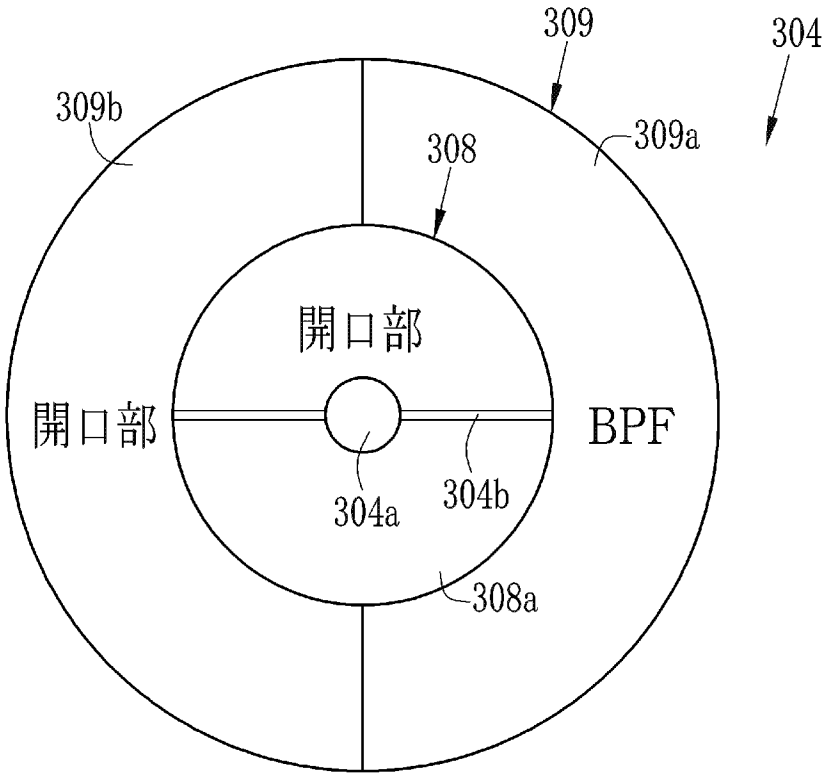
[図21B]


(1フレーム目)
1フレーム
(2フレーム目)
1フレーム
画像信号
B1,G1,R1
B2,G2,R2
センサ
蓄積
読出
蓄積
読出
LED照射光
青色狭帯域光
(Nb)
緑色光
(G)
赤色光
(R)
青色光
(B)
緑色光
(G)
赤色光
(R)

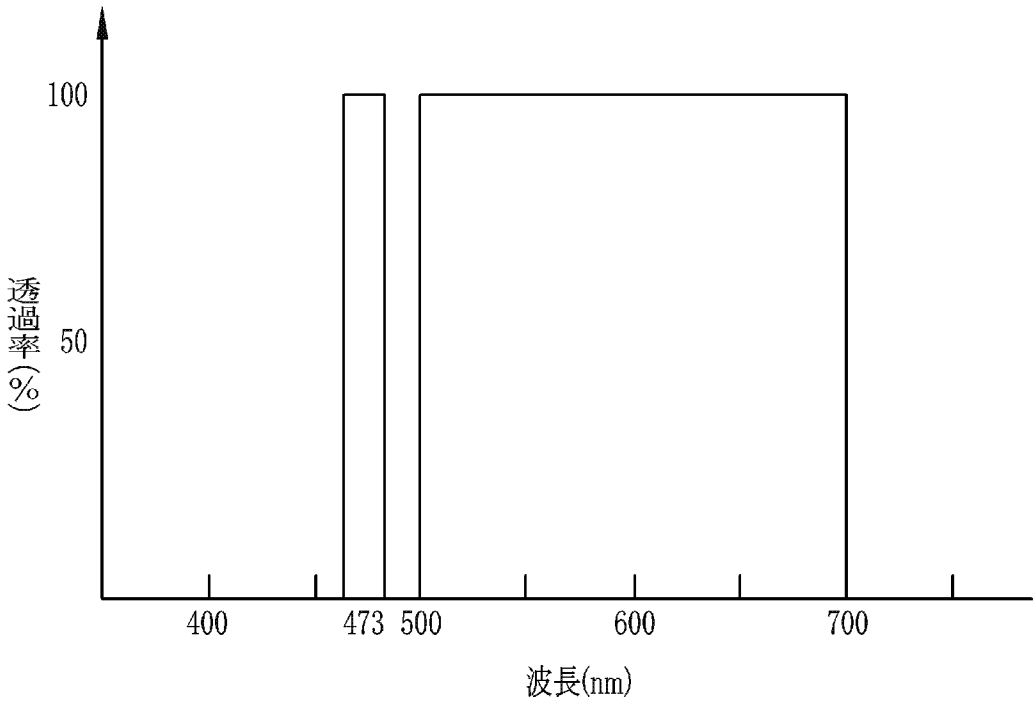
[図22]


300
18
モニタ
66
画像表示信号生成部
72
構造強調部
70
色彩強調部
62
68
色変換部
64
78
構造強調部
酸素飽和度画像生成部
76
16
60
58
ノイズ除去部
56
DSP
54
49
A/D
52
CDS/AGC
50
フィルタ切替部
305
広帯域光源
302
回転フィルタ
304
14
22b
モード切替SW
撮像制御部
12
イメージセンサ
48
24b
LG
41
22c
ズーム操作部
24a
ズームレンズ
47
対物レンズ
46
照明レンズ
45

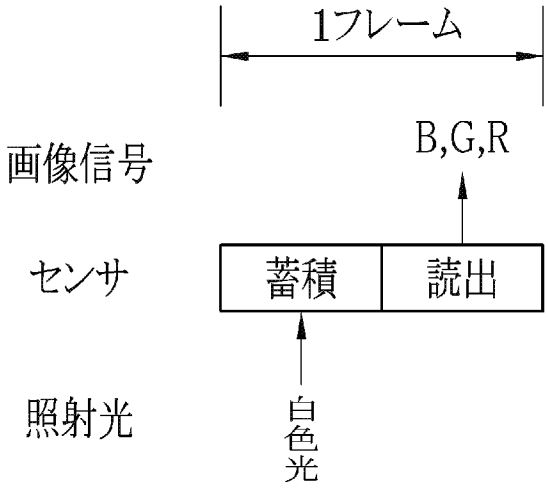
[図23]


309
304
309b
309a
308
開口部
開口部
BPF
304a
304b
308a

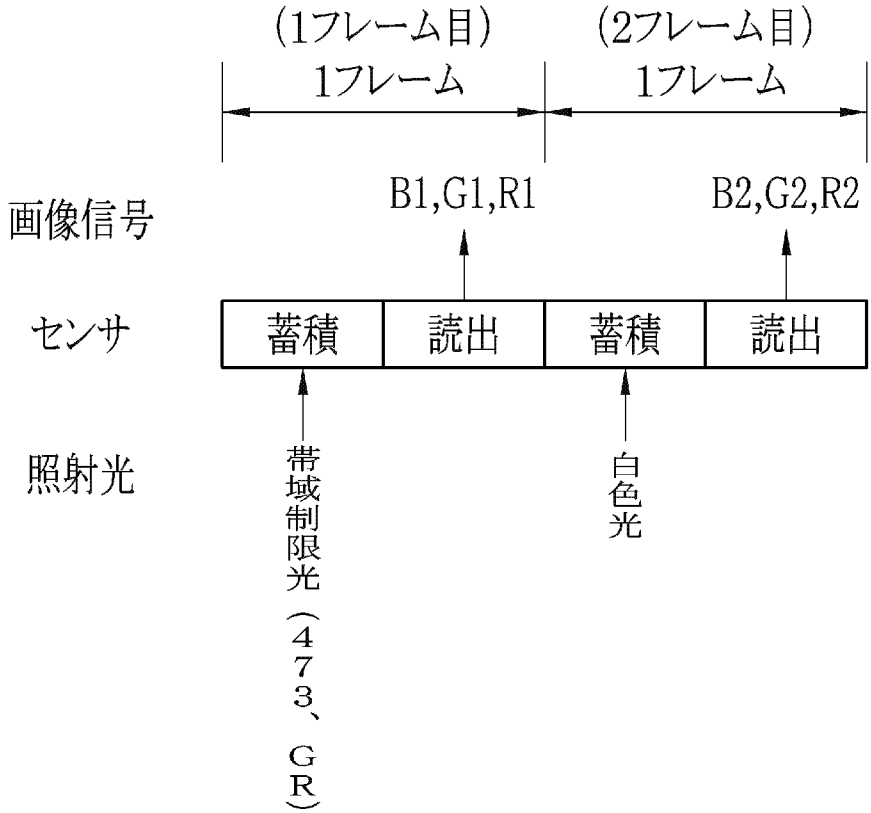
[図24]


100
50
透過率(%)
400
473
500
600
700
波長(nm)

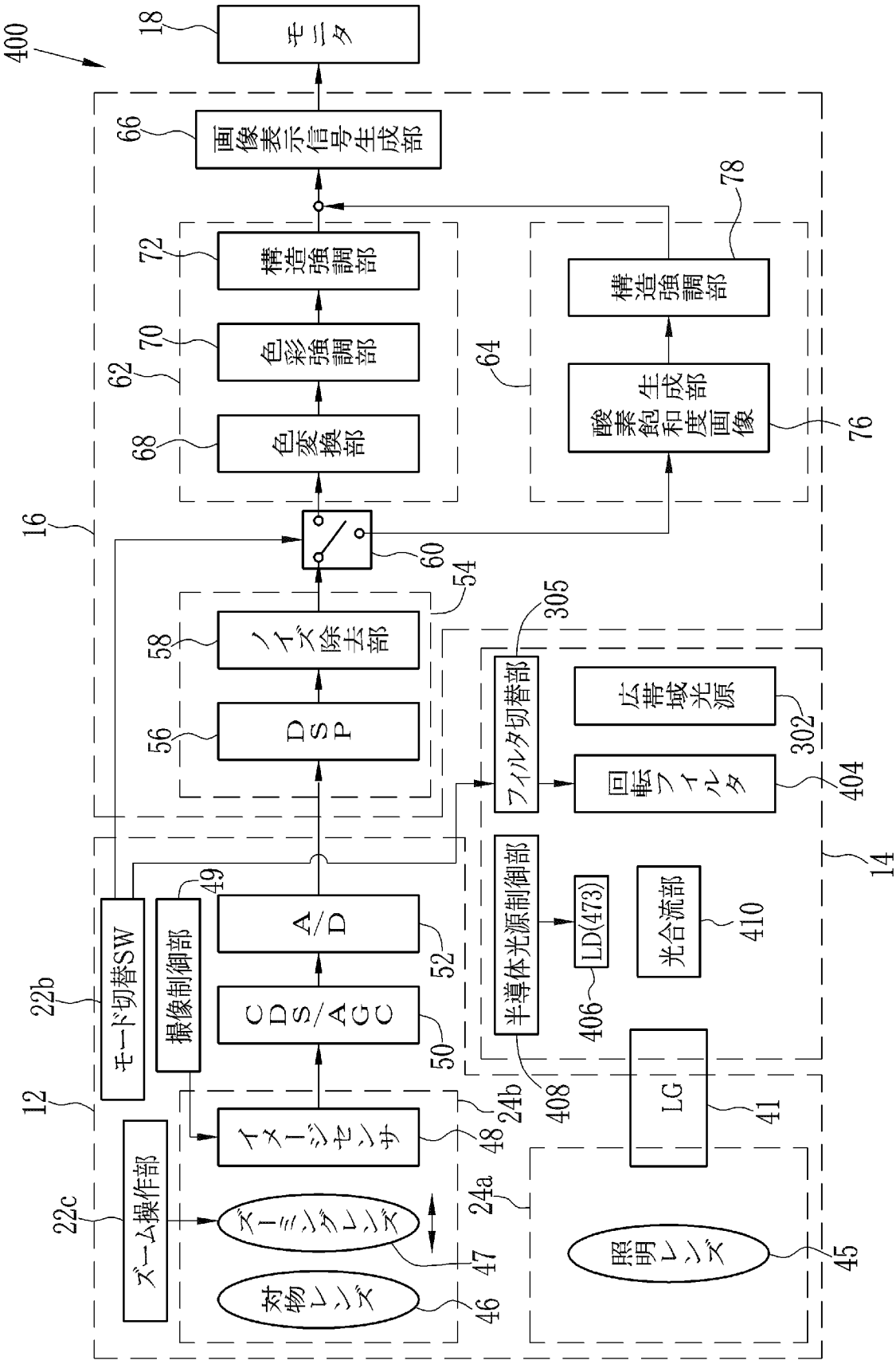
[図25A]


1フレーム
画像信号
B,G,R
センサ
蓄積
読出
照射光
白色光

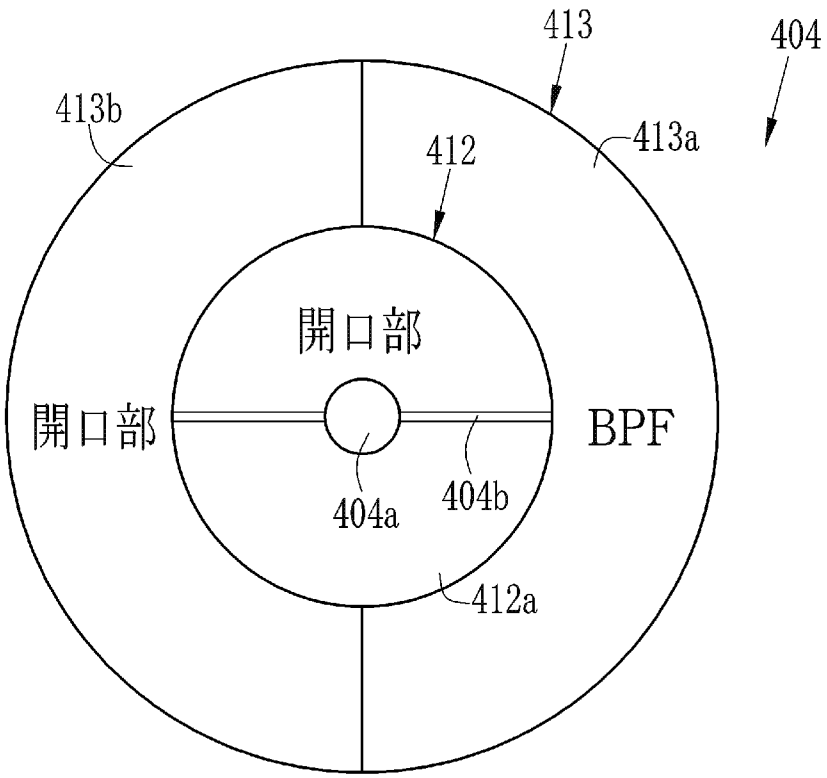
[図25B]


(1フレーム目)
1フレーム
(2フレーム目)
1フレーム
画像信号
B1,G1,R1
B2,G2,R2
センサ
蓄積
読出
蓄積
読出
照射光
帯域制限光（473、GR）
白色光

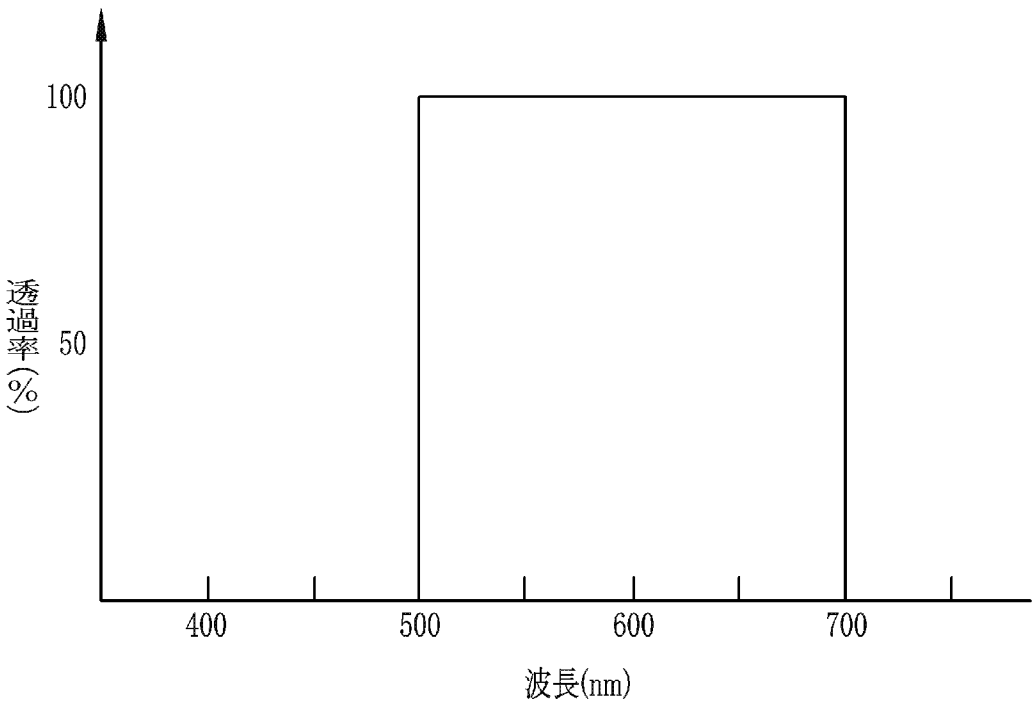
[図26]


400
18
モニタ
66
画像表示信号生成部
72
構造強調部
70
色彩強調部
62
68
色変換部
64
78
構造強調部
酸素飽和度画像生成部
76
16
60
54
58
ノイズ除去部
56
DSP
305
フィルタ切替部
広帯域光源
302
回転フィルタ
404
14
22b
モード切替SW
撮像制御部
49
A/D
52
CDS/AGC
50
半導体光源制御部
406
LD(473)
光合流部
410
12
イメージセンサ
48
24b
408
LG
41
22c
ズーム操作部
ズーミングレンズ
24a
47
対物レンズ
46
照明レンズ
45

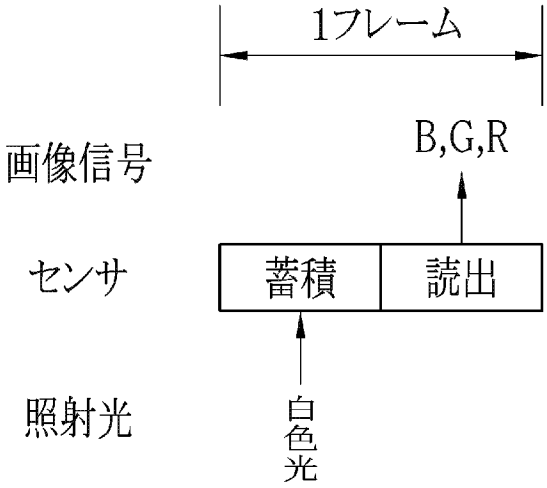
[図27]


413
404
413b
412
413a
開口部
開口部
BPF
404a
404b
412a

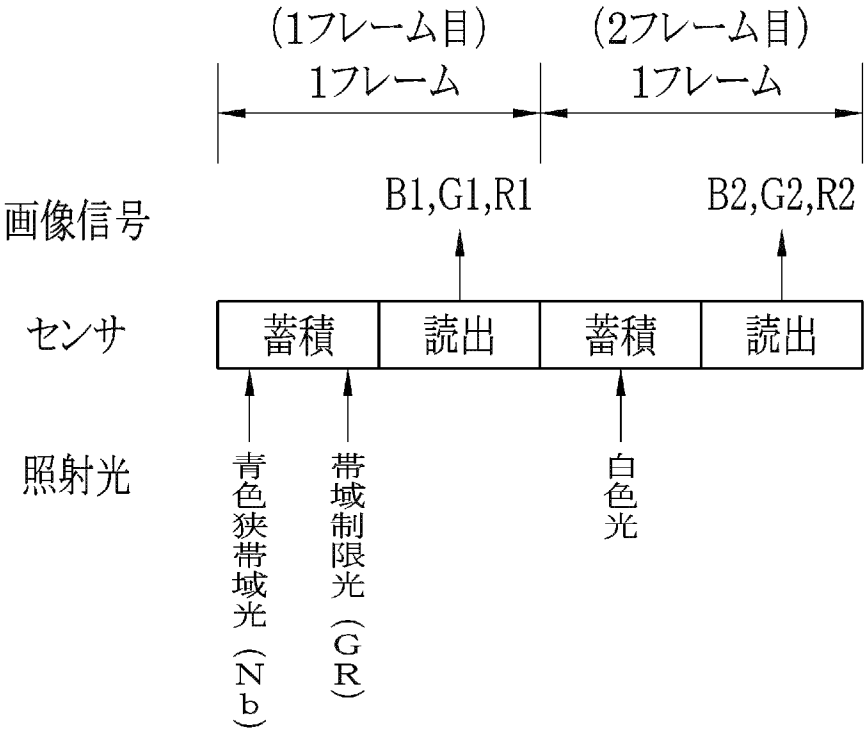
[図28]


100
50
透過率(%)
400
500
600
700
波長(nm)

[図29A]


1フレーム
画像信号
B,G,R
センサ
蓄積
読出
照射光
白色光

[図29B]


(1フレーム目)
1フレーム
(2フレーム目)
1フレーム
画像信号
B1,G1,R1
B2,G2,R2
センサ
蓄積
読出
蓄積
読出
照射光
青色狭帯域光（Nb）
帯域制限光（GR）
白色光

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2014/056268

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B1/00(2006.01)i, *A61B5/1455*(2006.01)i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B1/00, A61B5/1455

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2012-125402 A (Fujifilm Corp.), 05 July 2012 (05.07.2012), entire text; all drawings (Family: none)	1-4,8-13 5-7
Y A	JP 2011-200517 A (Fujifilm Corp.), 13 October 2011 (13.10.2011), paragraphs [0032], [0038], [0049] to [0050], [0059] & US 2011/0237883 A1 & EP 2368485 A2 & CN 102197983 A	1-4,8-13 5-7
Y A	JP 2013-013656 A (Fujifilm Corp.), 24 January 2013 (24.01.2013), paragraphs [0034] to [0035] & WO 2013/005533 A1	1-4,8-13 5-7

☒ 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 28 March, 2014 (28.03.14)	Date of mailing of the international search report 08 April, 2014 (08.04.14)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2014/056268

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2011-217886 A (Olympus Corp.), 04 November 2011 (04.11.2011), paragraph [0098] & US 2013/0028501 A1 & EP 2556787 A1 & WO 2011/126065 A1 & CN 102843951 A	3
Y	WO 2008/149674 A1 (Olympus Corp.), 11 December 2008 (11.12.2008), paragraph [0042]; fig. 6 & JP 2009-28407 A & US 2010/0061597 A1 & EP 2163183 A1 & WO 2008/149674 A1	4
A	JP 2009-11563 A (Olympus Corp.), 22 January 2009 (22.01.2009), paragraph [0026] & US 2009/0010551 A1 & WO 2009/004890 A1	5
A	JP 2012-205619 A (Olympus Medical Systems Corp.), 25 October 2012 (25.10.2012), paragraph [0160] (Family: none)	7

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１４／０５６２６８

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B1/00(2006.01)i, A61B5/1455(2006.01)i

Ｂ．　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B1/00, A61B5/1455

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	１９７１－２０１４年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１４年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１４年

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

Ｃ．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
Y A	JP 2012-125402 A（富士フイルム株式会社）2012.07.05, 全文、全図（ファミリーなし）	1-4,8-13 5-7
Y A	JP 2011-200517 A（富士フイルム株式会社）2011.10.13, 段落【００３２】、【００３８】、【００４９】－【００５０】、【００５９】 & US 2011/0237883 A1 & EP 2368485 A2 & CN 102197983 A	1-4,8-13 5-7
Y A	JP 2013-013656 A（富士フイルム株式会社）2013.01.24, 段落【００３４】－【００３５】 & WO 2013/005533 A1	1-4,8-13 5-7

☑　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。　　☐　パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊　引用文献のカテゴリー
「Ａ」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「Ｅ」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日
２８．０３．２０１４	０８．０４．２０１４

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
郵便番号１００－８９１５
東京都千代田区霞が関三丁目４番３号

特許庁審査官（権限のある職員）　２Ｑ　４４６０
樋熊　政一
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

Ｃ（続き）．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
Y	JP 2011-217886 A (オリンパス株式会社) 2011.11.04, 段落【００９８】 & US 2013/0028501 A1 & EP 2556787 A1 & WO 2011/126065 A1 & CN 102843951 A	3
Y	WO 2008/149674 A1 (オリンパス株式会社) 2008.12.11, 段落［００４２］、図６ & JP 2009-28407 A & US 2010/0061597 A1 & EP 2163183 A1 & WO 2008/149674 A1	4
A	JP 2009-11563 A (オリンパス株式会社) 2009.01.22, 段落【００２６】 & US 2009/0010551 A1 & WO 2009/004890 A1	5
A	JP 2012-205619 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2012.10.25, 段落【０１６０】 (ファミリーなし)	7