(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
2017 年 6 月 29 日(29.06.2017)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2017/110469 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) *G02B 23/24* (2006.01)
A61B 1/04 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2016/086341

(22) 国際出願日: 2016 年 12 月 7 日(07.12.2016)

(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 2015-250538 2015 年 12 月 22 日(22.12.2015) 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).

(74) 代理人: 中島　順子, 外(**NAKASHIMA Junko** et al.); 〒2500111 神奈川県南足柄市竹松１２５０番地　ＦＦＴＰ　Ｍ０棟６Ｆ Kanagawa (JP).

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

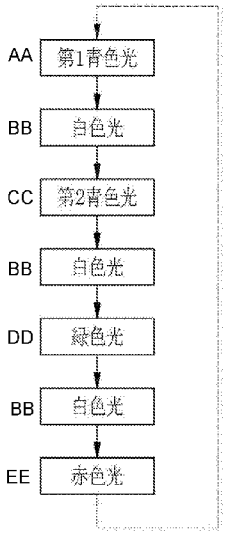
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK,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

[続葉有]

(54) **Title**: ENDOSCOPE SYSTEM AND OPERATION METHOD FOR ENDOSCOPE SYSTEM

(54) 発明の名称 : 内視鏡システム及び内視鏡システムの作動方法

[図4]



AA First blue light
BB White light
CC Second blue light
DD Green light
EE Red light

(57) **Abstract**: Provided is an endoscope system having a biological information observation mode and a calibration mode for calibrating the biological information observation mode, the endoscope system wherein the biological information observation mode can be calibrated more reliably and accurately than in the prior art, and an operation method for an endoscope system. An endoscope system (10) is provided with a light source unit (20) for emitting calibration illumination light used for calibration during a calibration mode for calibrating a biological information observation mode and emitting white light at least one time, a correction amount calculation unit (76) for calculating correction amount for data used in the biological information observation mode using a calibration image obtained using the calibration illumination light, a calibration unit (77) for calibrating the biological information observation mode by correcting data using the correction amount, and a display control unit (66) for displaying, in the display unit, a white-light image obtained by capturing an image of an observation object using white light during the calibration mode.

(57) 要約: 生体情報観察モードと、生体情報観察モードを校正する校正モードと、を有する内視鏡システムにおいて、従来よりも確実かつ正確に生体情報観察モードを校正できる内視鏡システム及び内視鏡システムの作動方法を提供する。内視鏡システム（１０）は、生体情報観察モードを校正する校正モード時に、校正に使用する校正用照明光を発光し、かつ、少なくとも１回は白色光を発光する光源部（２０）と、校正用照明光を用いて得る校正用画像を用いて生体情報観察モードにおいて使用するデータの補正量を算出する補正量算出部（７６）と、補正量を用いてデータを補正することにより、生体情報観察モードを校正する校正部（７７）と、校正モード時に、白色光を用いて観察対象を撮影して得る白色光画像を表示部に表示する表示制御部（６６）と、を備える。

WO 2017/110469 A1

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)）

明　細　書

発明の名称 ： 内視鏡システム及び内視鏡システムの作動方法

技術分野

[0001] 本発明は、観察対象の生体情報を算出する内視鏡システム及び内視鏡システムの作動方法に関する。

背景技術

[0002] 医療分野においては、光源装置、内視鏡、及びプロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いて診断することが一般的になっている。特に観察対象を撮像するだけでなく、血管や腺管構造等の特定の組織や構造を強調した観察画像を得る内視鏡システムが普及している。こうした内視鏡システムは、例えば、観察対象に照射する照明光の波長を工夫したり、観察対象を撮像して得た画像に分光推定処理を施したりする。その結果、特定の組織や構造を強調した観察画像を得る。

[0003] また、近年においては、観察対象を撮像して得る画像に基づいて生体情報を得る内視鏡システムもある。例えば、血中ヘモグロビンの酸素飽和度（生体情報）を用いた病変部の診断が行われつつある。酸素飽和度を算出する方法としては、例えば、特許文献１に記載されているように、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる波長帯域の光を観察対象に照射して得る画像を取得し、少なくともこの画像を含む複数の画像（以下、本撮影画像という）を用いて所定の演算値を算出し、この演算値と酸素飽和度とを対応付ける相関関係を用いて酸素飽和度を算出する方法がある。

[0004] 上記のような演算値と酸素飽和度との相関関係は、食道、胃、または大腸などの各種部位の違い、または、男女の別もしくは大人と子供などの患者の違いなどに起因して異なる場合がある。これに対して、特許文献１においては、実際に酸素飽和度を用いて体内の観察を行う前に、その患者及び部位の正常部を撮影（以下、プレ撮影という）し、複数の画像（以下、プレ撮影画像という）を得て、正常部の酸素飽和度を算出する。そして、その患者及び

部位の実際の正常部の酸素飽和度と、相関関係が定める一般的な正常部の酸素飽和度の基準値（例えば７０％）との差分を算出し、算出した差分に基づいて相関関係を補正する。これにより、特許文献１においては、部位や患者の個体差等によらず、正確に酸素飽和度を算出できるように、酸素飽和度を算出し、その値を示す画像を生成及び表示する観察モード（以下、酸素飽和度観察モードという）を校正している。

[0005] この他、白色光を用いて得る白色光画像と、いわゆる狭帯域光や蛍光等の特殊光を用いて得る特殊光画像と、を交互に取得し、特殊光画像を処理して得られる注目領域を白色光画像上において強調表示する内視鏡システムが知られている（特許文献２）。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：特開２０１３－０２２３４１号公報（特許５４２６６２０号公報）

特許文献2：特開２０１１－１０４０１１号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] 酸素飽和度観察モード時に酸素飽和度の算出に使用する複数の本撮影画像を得るためには、照明光の波長等を変えて観察対象を複数回撮影する必要がある。これらの撮影の間に観察対象に動きがあると、各本撮影画像の観察対象の位置ずれに起因して酸素飽和度の算出精度が低下する。このため、本撮影画像は、基本的には、全てほぼ同時に得られたとみなせるように、できるかぎり短期間のうちに連続して取得することが好ましい。

[0008] 酸素飽和度観察モードを校正する際も複数のプレ撮影画像が必要になるので、これら複数のプレ撮影画像を撮影する間に観察対象に動きがあれば、校正の精度が低下する。このため、本撮影画像と同様に、基本的には、観察対象の動きがないうちに複数のプレ撮影画像を得ることが好ましい。特に、校

正が不正確であると、その後に算出する酸素飽和度が全て不正確になってしまうので、酸素飽和度観察モードを正確に校正することは、酸素飽和度の算出精度が低下しないようにするよりもさらに重要である。

[0009] 特許文献１の場合、酸素飽和度観察モードを校正することで、それ以前の酸素飽和度観察モードの校正をしない内視鏡システムよりも正確に酸素飽和度を算出できるようになっているが、校正精度にまでは言及していない。また、特許文献２は、白色光画像と特殊光画像を交互に得ているが、酸素飽和度観察モードはないので、当然ながら、酸素飽和度観察モードの校正についても言及がない。

[0010] また、特許文献１においては、生体情報の１つである酸素飽和度を観察しているが、本撮影画像を複数使用して、酸素飽和度以外の生体情報を算出する他の生体情報観察モードを設ける場合も同様である。すなわち、上記と同様に、複数のプレ撮影画像を観察対象の動きがないうちに取得して、正確に生体情報観察モードを校正する必要がある。

[0011] 本発明は、生体情報観察モードと、生体情報観察モードを校正する校正モードと、を有する内視鏡システムにおいて、従来よりも確実かつ正確に生体情報観察モードを校正できる内視鏡システム及び内視鏡システムの作動方法を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0012] 本発明の内視鏡システムは、観察対象の生体情報を観察する生体情報観察モードと、生体情報観察モードを校正する校正モードと、を有する内視鏡システムにおいて、校正モード時に、校正に使用する校正用照明光を発光し、かつ、少なくとも１回は白色光を発光する光源部と、校正用照明光を用いて観察対象を撮像して得る校正用画像を用いて生体情報観察モードにおいて使用するデータの補正量を算出する補正量算出部と、補正量を用いてデータを補正することにより、生体情報観察モードを校正する校正部と、校正モード時に、白色光を用いて観察対象を撮影して得る白色光画像を表示部に表示する表示制御部と、を備える。

[0013] 生体情報は、観察対象の酸素飽和度であることが好ましい。

[0014] 校正用画像の一部を、生体情報観察モードの校正に使用する領域に設定する領域設定部を備え、表示制御部は、領域設定部が設定した領域を白色光画像に重畳表示することが好ましい。

[0015] 校正モード時に、複数の校正用画像を取得し、かつ、複数の白色光画像を取得することが好ましい。

[0016] 複数の白色光画像の光量比を算出する光量比算出部と、光量比算出部が算出した光量比を用いて、複数の校正用画像の光量比を補正する光量比補正部と、を備えることが好ましい。

[0017] 観察対象の動き量を算出する動き量算出部と、動き量を用いて、複数の校正用画像の位置ずれを補正する位置ずれ補正部と、を備えることが好ましい。

[0018] 補正量算出部は、複数の校正用画像のうち一部の校正用画像を用い、かつ、使用する校正用画像の組み合わせを変更することにより、複数の補正量を算出し、校正部は、複数の補正量、または、複数の補正量のうち１つを用いて生体情報観察モードにおいて使用するデータを補正することが好ましい。

[0019] 観察対象の動き量を算出する動き量算出部を備え、校正部は、動き量を用いて複数の補正量を重み付け平均した値を用いて生体情報観察モードにおいて使用するデータを補正することが好ましい。

[0020] 観察対象の動き量を算出する動き量算出部を備え、動き量を用いて複数の補正量のなかから選択した１つの補正量を用いて、校正部は、生体情報観察モードにおいて使用するデータを補正することが好ましい。

[0021] 光源部は、複数の校正用照明光のうち、補正量の算出精度への寄与が最も大きい組み合わせの２つの校正用照明光の発光間隔を、他の校正用照明光の発光間隔よりも短くすることが好ましい。

[0022] 本発明の内視鏡システムの作動方法は、観察対象の生体情報を観察する生体情報観察モードと、生体情報観察モードを校正する校正モードと、を有する内視鏡システムの作動方法において、光源部が、校正モード時に、校正に

使用する校正用照明光を発光し、かつ、少なくとも１回は白色光を発光するステップと、補正量算出部が、校正用照明光を用いて観察対象を撮像して得る校正用画像を用いて生体情報観察モードにおいて使用するデータの補正量を算出するステップと、校正部が、補正量を用いてデータを補正することにより、生体情報観察モードを校正するステップと、表示制御部が、校正モード時に、白色光を用いて観察対象を撮影して得る白色光画像を表示部に表示するステップと、を備える。

発明の効果

[0023] 本発明の内視鏡システム及び内視鏡システムの作動方法においては、校正モードの際に、単に校正用画像を取得するだけでなく、白色光画像を取得して表示する。このため、複数の校正用画像を取得している間に、観察対象に動きがあった場合や、校正には不適当な部分を撮影してしまっている場合等、校正が正確に行えない状況を容易に察知して、校正用画像を取得し、校正をやり直すことができる。このため、本発明の内視鏡システム及び内視鏡システムの作動方法は、従来よりも確実かつ正確に、生体情報観察モードを校正できる。

図面の簡単な説明

[0024] [図1]内視鏡システムの外観図である。

[図2]内視鏡システムのブロック図である。

[図3]酸素飽和度観察モード（生体情報観察モード）時の発光パターンである。

[図4]校正モード時の発光パターンである。

[図5]カラーフィルタの分光透過率を示すグラフである。

[図6]特殊処理部のブロック図である。

[図7]演算値と酸素飽和度との相関関係を表す第１特徴空間である。

[図8]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9]黄色色素の吸光係数を示すグラフである。

[図10]補正量の算出に使用する第２特徴空間である。

[図11]特殊観察モードの動作の流れを示すフローチャートである。

[図12]校正モードの動作の流れを示すフローチャートである。

[図13]酸素飽和度観察モード（生体情報観察モード）の動作の流れを示すフローチャートである。

[図14]第２実施形態の特殊処理部のブロック図である。

[図15]使用領域を重畳表示した白色光画像である。

[図16]第３実施形態の特殊処理部のブロック図である。

[図17]第４実施形態の特殊処理部のブロック図である。

[図18]第５実施形態の校正モードにおける発光パターンである。

[図19]変形例の特殊処理部のブロック図である。

[図20]変形例の特殊処理部のブロック図である。

[図21]変形例の特殊処理部及びその周辺のブロック図である。

[図22]変形例の特殊処理部のブロック図である。

[図23]校正モードの発光パターンである。

[図24]校正モードの発光パターンである。

[図25]広帯域光源と回転フィルタを用いる内視鏡システムのブロック図である。

[図26]回転フィルタの構成を示す説明図である。

[図27]カプセル内視鏡の概略図である。

発明を実施するための形態

[0025] ［第１実施形態］

図１に示すように、内視鏡システム１０は、内視鏡１２と、光源装置１４と、プロセッサ装置１６と、表示部であるモニタ１８と、コンソール１９とを有する。内視鏡１２は、光源装置１４と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置１６に電気的に接続される。内視鏡１２は、被検体内に挿入される挿入部１２ａと、挿入部１２ａの基端部分に設けられた操作部１２ｂと、挿入部１２ａの先端側に設けられた湾曲部１２ｃと、先端部１２ｄとを有している。操作部１２ｂのアングルノブ１２ｅを操作することにより、湾曲

部１２ｃが湾曲する。この湾曲部１２ｃが湾曲した結果、先端部１２ｄが所望の方向に向く。なお、先端部１２ｄには、観察対象に向けて空気や水等を噴射する噴射口（図示しない）が設けられている。

[0026] また、操作部１２ｂには、アングルノブ１２ｅの他、モード切り替えスイッチ１３ａ、ズーム操作部１３ｂが設けられている。モード切り替えスイッチ１３ａは、観察モードの切り替え操作に用いる。内視鏡システム１０は、通常観察モードと特殊観察モードを有する。通常観察モードは、照明光に白色光を用いて観察対象を撮影して得る自然な色合いの画像（以下、通常画像という）をモニタ１８に表示する観察モードである。

[0027] 特殊観察モードは、生体情報観察モードと校正モードとを含む。生体情報観察モードは、観察対象の生体情報を観察する（少なくとも生体情報を観察し得る状態で観察対象を観察する）観察モードである。生体情報とは、例えば、酸素飽和度や、血管の密度等の数値情報や、“特定の深さにある血管の像”のように、観察可能な組織等のなかから一部の組織等を抽出した結果の像情報等である。本実施形態においては、生体情報観察モードは、観察対象の酸素飽和度を算出する酸素飽和度観察モードであるから、酸素飽和度観察モードは、観察対象を撮像して得る複数の本撮影画像を用いて観察対象の酸素飽和度を算出し、算出した酸素飽和度の値を、疑似カラーを用いて示す画像（以下、酸素飽和度画像という）を生成して、モニタ１８に表示する。酸素飽和度画像は生体情報画像の一例であり、生体情報観察モードにおいて他の生体情報を算出や抽出等（以下、算出等という）する場合には、算出等する生体情報に関する生体情報画像を生成及び表示する。

[0028] 校正モードは、生体情報観察モードを校正するモードである。校正モードは、少なくとも生体情報観察モードにおいて生体情報を算出等する前に自動的に行う。また、校正モードにおいては、明らかな病変等がない正常部をプレ撮影し、プレ撮影において得たプレ撮影画像を用いて生体情報の算出等に用いるデータの補正量を算出する。そして、算出した補正量を用いて生体情報の算出等に用いるデータを補正することにより、生体情報観察モードを校

正する。

[0029] すなわち、生体情報観察モードは酸素飽和度観察モードであるため、校正モードは酸素飽和度観察モードを校正する。すなわち、校正モードにおいては、プレ撮影画像を用いて、酸素飽和度観察モードにおいて酸素飽和度の算出に用いるデータの補正量ΔＤを算出する。そして、算出した補正量ΔＤを用いて酸素飽和度の算出に用いるデータを補正する。酸素飽和度の算出に用いるデータは、例えば、複数の本撮影画像を用いて算出する演算値と、酸素飽和度とを対応付ける相関関係である。なお、校正モードは、コンソール１９等からの操作入力により、生体情報観察モード中に任意のタイミングで実行できる。すなわち生体情報観察モードの実行中に、必要に応じて任意に校正モードを割り込ませて実行できる。

[0030] プロセッサ装置１６は、モニタ１８及びコンソール１９と電気的に接続される。モニタ１８は、各観察モードの画像や画像に付帯する画像情報等を出力表示する。コンソール１９は、機能設定等の入力操作を受け付けるユーザインタフェースとして機能する。なお、プロセッサ装置１６には、画像や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。

[0031] 図２に示すように、光源装置１４は、照明光を発光する光源部２０と、光源部２０の駆動を制御する光源制御部２２と、を備えている。

[0032] 光源部２０は、ＢＳ光源２０ａ、ＢＬ光源２０ｂ、Ｇ光源２０ｃ、及び、Ｒ光源２０ｄの４個の光源を備える。本実施形態においては、ＢＳ光源２０ａ、ＢＬ光源２０ｂ、Ｇ光源２０ｃ、及び、Ｒ光源２０ｄはいずれもＬＥＤ(Light Emitting Diode)である。光源部２０には、これらのＬＥＤの代わりに、ＬＤ(Laser Diode)と蛍光体と帯域制限フィルタとの組み合わせや、キセノンランプ等のランプと帯域制限フィルタの組み合わせ等を用いることができる。

[0033] ＢＳ光源２０ａは、中心波長が約４５０±１０ｎｍ、波長帯域が約４２０ｎｍ～５００ｎｍの第１青色光ＢＳを発光する青色光源である。ＢＬ光源２０ｂは、中心波長及び波長帯域が約４７０ｎｍ±１０ｎｍであり、青色のい

わゆる狭帯域光（以下、第２青色光ＢＬという）を発光する青色光源である。Ｇ光源２０ｃは、中心波長が約５４０±２０ｎｍ、波長帯域が約４８０ｎｍ～６００ｎｍに及ぶ緑色光Ｇを発光する緑色光源である。Ｒ光源２０ｄは、中心波長が約６４０±２０ｎｍ、波長帯域が約６００ｎｍ～６５０ｎｍに及ぶ赤色光Ｒを発光する赤色光源である。

[0034] 光源制御部２２は、光源部２０を構成する各光源２０ａ～２０ｄの点灯や消灯のタイミング、及び点灯時の発光量等をそれぞれ独立に制御する。この光源制御部２２の制御により、光源部２０は、通常観察モードにおいて使用する通常観察用照明光と、特殊観察モードの生体情報観察モードにおいて使用する生体情報観察用照明光と、校正モードにおいて使用する校正用照明光と、を発光する。すなわち、生体情報観察モードは酸素飽和度観察モードであるため、生体情報観察用照明光は、酸素飽和度観察用照明光である。

[0035] 通常観察モードの場合、光源制御部２２は、ＢＳ光源２０ａ、Ｇ光源２０ｃ、及びＲ光源２０ｄを同時に点灯する。このため、通常観察用照明光は、第１青色光ＢＳと、緑色光Ｇと、赤色光Ｒとを含む白色光である。本実施形態においては、通常観察モードの場合、光源部２０は上記白色光を常時発光するが、観察対象の撮影タイミング（以下、撮影フレームという）に合わせて、白色光を発光しても良い。

[0036] 酸素飽和度観察モードの場合、光源制御部２２は、第１パターンと第２パターンで各光源２０ａ～２０ｄの点灯または消灯を交互に繰り返す。第１パターンは、ＢＬ光源２０ｂを単独で点灯する発光パターンである。このため、第１パターンの際には、第２青色光ＢＬが照明光になる。一方、第２パターンは、ＢＳ光源２０ａと、Ｇ光源２０ｃと、Ｒ光源２０ｄを同時に点灯するパターンである。このため、第２パターンの際には、第１青色光ＢＳと、緑色光Ｇと、赤色光Ｒとを含む白色光が照明光になる。したがって、酸素飽和度観察モードでは、図３に示すように、第２青色光ＢＬと白色光が撮影フレームに合わせて交互に繰り返し発光する。

[0037] 第１パターンの照明光である第２青色光ＢＬを用いて観察対象を撮像して

得る本撮影画像は、観察対象に照射した際に、直接的に最も多くの酸素飽和度の情報を担持することになる。一方、第２パターンの照明光である白色光を用いて観察対象を撮像して得る本撮影画像は、第２青色光ＢＬが担持する酸素飽和度の情報をより正確に算出するために用いる。したがって、酸素飽和度用照明光とは、第２青色光ＢＬのことである。

[0038] 校正モードの場合、光源制御部２２は、基本的に、ＢＳ光源２０ａ、ＢＬ光源２０ｂ、Ｇ光源２０ｃ、及びＲ光源２０ｄをそれぞれ単独で順次点灯する。また、光源制御部２２は、これらの各光源２０ａ～２０ｄをそれぞれ単独で点灯する間または前後に少なくとも１回は、ＢＳ光源２０ａ、Ｇ光源２０ｃ、及びＲ光源２０ｄを同時点灯する。したがって、校正モードにおいては、光源部２０は、第１青色光ＢＳ、第２青色光ＢＬ、緑色光Ｇ、及び赤色光Ｒを順次発光し、かつ、これら各色光の間または前後に少なくとも１回は白色光を発光する。これらの照明光のうち、第１青色光ＢＳ、第２青色光ＢＬ、緑色光Ｇ、及び赤色光Ｒが、酸素飽和度観察モード（生体情報観察モード）の校正に使用する校正用照明光である。そして、校正用照明光を発光する間または前後に発光する白色光は、各校正用照明光を用いて校正用画像を得る際にモニタ１８に表示する白色光画像２０２（図１５参照）を得るための照明光である。

[0039] 本実施形態の校正モードにおいては、校正用照明光は、第１青色光ＢＳ、第２青色光ＢＬ、緑色光Ｇ、赤色光Ｒの順に順次点灯する。また、これら各色の校正用照明光を点灯する間に白色光を必ず１回発光することにより、光源部２０は白色光の発光を複数回挿入する。したがって、本実施形態の校正モードにおいては、図４に示すように、光源部２０は、第１青色光ＢＳ、白色光、第２青色光ＢＬ、白色光、緑色光Ｇ、白色光、及び赤色光Ｒをこの順に撮影フレームに合わせて発光する。校正モードを繰り返す場合にはこの発光パターンを繰り返す。

[0040] 光源部２０が発光した照明光は、ライトガイド４１に入射する。ライトガイド４１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１

４及びプロセッサ装置１６とを接続するコード）内に内蔵されており、照明光を内視鏡１２の先端部１２ｄ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できる。

[0041] 内視鏡１２の先端部１２ｄには、照明光学系３０ａと撮影光学系３０ｂが設けられている。照明光学系３０ａは、照明レンズ４５を有しており、この照明レンズ４５を介して照明光が観察対象に照射される。撮影光学系３０ｂは、対物レンズ４６、ズームレンズ４７、及びイメージセンサ４８を有している。イメージセンサ４８は、対物レンズ４６及びズームレンズ４７を介して、観察対象から戻る照明光の反射光等（散乱光、観察対象が発する蛍光、または、観察対象に投与等した薬剤に起因した蛍光等を含む）を用いて観察対象を撮影する。なお、ズームレンズ４７は、ズーム操作部１３ｂの操作をすることで移動し、イメージセンサ４８を用いて撮影する観察対象を拡大または縮小する。

[0042] イメージセンサ４８は、原色系のカラーセンサであり、青色カラーフィルタを有するＢ画素（青色画素）、緑色カラーフィルタを有するＧ画素（緑色画素）、及び、赤色カラーフィルタを有するＲ画素（赤色画素）の３種類の画素を備える。図５に示すように、青色カラーフィルタは、主として青色帯域の光、具体的には波長帯域が３８０～５６０ｎｍの波長帯域の光を透過する。青色カラーフィルタの透過率は、波長４６０～４７０ｎｍ付近においてピークになる。緑色カラーフィルタは、主として緑色帯域の光、具体的には、４６０～４７０ｎｍの波長帯域の光を透過する。赤色カラーフィルタは、主として赤色帯域の光、具体的には、５８０～７６０ｎｍの波長帯域の光を透過する。

[0043] イメージセンサ４８を用いて観察対象を撮影すると、１回の撮影において最大で、Ｂ画素において撮影して得るＢ画像（青色画像）、Ｇ画素において撮像して得るＧ画像（緑色画像）、及び、Ｒ画素において撮影して得るＲ画

像（赤色画像）の３種類の画像を得ることができる。通常観察モードの場合、使用する通常観察用照明光は白色光なので、表１に示すように、Ｂｃ画像、Ｇｃ画像、及びＲｃ画像が得られる。Ｂｃ画像は、主に通常観察用照明光が含む第１青色光ＢＳの反射光等を用いて観察対象を撮影した画像であり、Ｇｃ画像は、主に通常観察用照明光が含む緑色光Ｇの反射光等を用いて観察対象を撮影した画像である。同様に、Ｒｃ画像は、主に通常観察用照明光が含む赤色光Ｒの反射光等を用いて観察対象を撮影した画像である。

[0044] [表1]

	通常観察モード		
照明光	白色光		
撮影する画素	B画素	G画素	R画素
対応する照明光の成分	第1青色光BS	緑色光G	赤色光R
得られる画像	Bc画像	Gc画像	Rc画像

[0045] 一方、本実施形態の特殊観察モードにおいては、生体情報観察モードである酸素飽和度観察モードと、校正モードとでは、照明光の種類や発光パターンが異なるので各モードで画像が異なる。酸素飽和度観察モードの場合、照明光は、撮影フレームに合わせて交互に第２青色光ＢＬ（酸素飽和度用照明光）と白色光とで切り替わる。このため、表２に示すように、第２青色光ＢＬを用いて、Ｂ１画像、Ｇ１画像、及びＲ１画像を取得し、白色光を用いてＢ２画像、Ｇ２画像、及びＲ２画像を得る。Ｂ１画像は、第２青色光ＢＬの反射光等を用いてＢ画素において観察対象を撮影して得る画像である。同様に、Ｇ１画像は、第２青色光ＢＬの反射光等を用いてＧ画素において観察対象を撮影して得る画像であり、Ｒ１画像は第２青色光ＢＬの反射光等を用いてＲ画素において観察対象を撮影して得る画像である。但し、第２青色光ＢＬの反射光は、Ｇ画素の緑色カラーフィルタやＲ画素の赤色カラーフィルタをあまり透過しないので、観察対象から蛍光等が発生しない場合、第２青色光ＢＬを照明光に使用する撮影フレームにおいては、実質的に得られる画像

はＢ１画像だけである。また、白色光を照明光に使用する撮影フレームは、通常観察モードと同様の画像が得られるが、区別のため、酸素飽和度観察モードにおいて白色光を照明光に使用する撮影フレームにおいて得る各画像をＢ２画像、Ｇ２画像、及びＲ２画像という。なお、酸素飽和度観察モードにおいて取得するＢ１画像、Ｇ１画像、Ｒ１画像、Ｂ２画像、Ｇ２画像、及びＲ２画像は、本撮影画像である。

[0046] [表2]

	酸素飽和度観察モード（生体情報観察モード）					
照明光	第２青色光ＢＬ			白色光		
撮影する画素	Ｂ画素	Ｇ画素	Ｒ画素	Ｂ画素	Ｇ画素	Ｒ画素
対応する照明光の成分	第２青色光BL	(第２青色光BL)	(第２青色光BL)	第１青色光BS	緑色光Ｇ	赤色光Ｒ
得られる画像	B1画像	(G1画像)	(R1画像)	B2画像	G2画像	R2画像

[0047] 校正モードの場合、撮影フレームに合わせて、照明光は、第１青色光ＢＳ、第２青色光ＢＬ、緑色光Ｇ、及び赤色光Ｒの順に切り替わり、これらの間に白色光を照明光に使用した撮影フレームを挿入する。表３に示すように、第１青色光ＢＳを照明光に使用する撮影フレームにおいては、Ｂｐ画像、Ｇｐ画像、及びＲｐ画像を得る。Ｂｐ画像は、第１青色光ＢＳの反射光等を用いてＢ画像において観察対象を撮影して得る画像である。同様に、Ｇｐ画像は、第１青色光ＢＳの反射光等を用いてＧ画像において観察対象を撮影して得る画像であり、Ｒｐ画像は、第１青色光ＢＳの反射光等を用いてＲ画像において観察対象を撮影して得る画像である。但し、第１青色光ＢＳの反射光は、Ｇ画素の緑色カラーフィルタやＲ画素の赤色カラーフィルタをあまり透過しないので、観察対象から蛍光等が発生しない場合、第１青色光ＢＳを照明光に使用する撮影フレームにおいては、実質的に得られる画像はＢｐ画像だけである。

[0048] また、第２青色光ＢＬを照明光に使用する撮影フレームにおいては、Ｂｑ

画像、Ｇｑ画像、及びＲｑ画像を得る。Ｂｑ画像は、第２青色光ＢＬの反射光等を用いてＢ画像において観察対象を撮影して得る画像である。同様に、Ｇｑ画像は、第２青色光ＢＬの反射光等を用いてＧ画像において観察対象を撮影して得る画像であり、Ｒｑ画像は、第２青色光ＢＬの反射光等を用いてＲ画像において観察対象を撮影して得る画像である。但し、第２青色光ＢＬの反射光は、Ｇ画素の緑色カラーフィルタやＲ画素の赤色カラーフィルタをあまり透過しないので、観察対象から蛍光等が発生しない場合、第２青色光ＢＬを照明光に使用する撮影フレームにおいては、実質的に得られる画像はＢｑ画像だけである。

[0049] [表3]

	校正モード							
照明光	第１青色光ＢＳ			…	第２青色光ＢＬ			…
撮影する画素	Ｂ画素	Ｇ画素	Ｒ画素	…	Ｒ画素	Ｇ画素	Ｒ画素	…
対応する照明光の成分	第１青色光BS	(第１青色光BS)	(第１青色光BS)	…	第２青色光BL	(第２青色光BL)	(第２青色光BL)	…
得られる画像	Bp画像	(Gp画像)	(Rp画像)	…	Bq画像	(Gq画像)	(Rq画像)	…

[0050] 表４に示すように、校正モードにおいて、緑色光Ｇを照明光に使用する撮影フレームでは、Ｂｒ画像、Ｇｒ画像、及びＲｒ画像を得る。Ｇｒ画像は、緑色光Ｇの反射光等を用いてＧ画素において観察対象を撮影して得る画像である。同様に、Ｂｒ画像は、緑色光Ｇの反射光等を用いてＢ画素において観察対象を撮影して得る画像であり、Ｒｒ画像は、緑色光Ｇの反射光等を用いてＲ画素において観察対象を撮影して得る画像である。但し、緑色光Ｇは、Ｂ画素の青色カラーフィルタ及びＲ画素の赤色カラーフィルタをあまり透過しないので、観察対象から蛍光等が発生しない場合、緑色光Ｇを照明光に使用する撮影フレームにおいては、実質的に得られる画像はＧｒ画像だけである。

[0051] また、校正モードにおいて、赤色光Ｒを照明光に使用する撮影フレームにおいては、Ｂｓ画像、Ｇｓ像、及びＲｓ画像が得られる。Ｒｓ画像は、赤色光Ｒの反射光等を用いてＲ画素において観察対象を撮影して得る画像である。同様に、Ｂｓ画像は、赤色光Ｒの反射光等を用いてＢ画素において観察対象を撮影して得る画像であり、Ｇｓ画像は、赤色光Ｒの反射光等を用いてＧ画素において観察対象を撮影して得る画像である。但し、赤色光Ｒは、Ｂ画素の青色カラーフィルタ及びＧ画素の緑色カラーフィルタをあまり透過しないので、観察対象から蛍光等が発生しない場合、赤色光Ｒを照明光に使用する撮影フレームにおいては、実質的に得られる画像はＲｓ画像だけである。

[0052] [表4]

	校正モード							
照明光	…	緑色光G			…	赤色光R		
撮影する画素	…	B画素	G画素	R画素	…	B画素	G画素	R画素
対応する照明光の成分	…	(緑色光G)	緑色光G	(緑色光G)	…	(赤色光R)	(赤色光R)	赤色光R
得られる画像	…	(Bc画像)	Gc画像	(Rc画像)	…	(Bq画像)	(Gq画像)	Rq画像

[0053] また、表５に示すように、校正モードにおいて白色光を照明光に使用する撮影フレームにおいては、Ｂｔ画像、Ｇｔ画像、及びＲｔ画像を得る。Ｂｔ画像は、主に白色光が含む第１青色光ＢＳの反射光等を用いてＢ画素において観察対象を撮影して得る画像である。同様に、Ｇｔ画像は、主に白色光が含む緑色光Ｇの反射光等を用いてＧ画素において観察対象を撮影して得る画像であり、Ｒｔ画像は、主に白色光が含む赤色光Ｒの反射光等を用いてＲ画素において観察対象を撮影して得る画像である。したがって、これらの画像は、通常観察モードにおいて得るＢｃ画像、Ｇｃ画像、Ｒｃ画像と同じものであるが、区別のためにそれぞれＢｔ画像、Ｇｔ画像、及びＲｔ画像という。なお、校正モードにおいて取得するＢｐ画像、Ｇｐ画像、Ｒｐ画像、Ｂｑ

画像、Ｇｑ画像、Ｒｑ画像、Ｂｓ画像、Ｇｓ画像、Ｒｓ画像、Ｂｔ画像、Ｇｔ画像、及びＲｔ画像は、プレ撮影画像である。また、これらの画像のうち、Ｂｐ画像、Ｂｑ画像、Ｇｒ画像、及びＲｓ画像は、酸素飽和度観察モードの校正に実際に使用する校正用画像である。

[0054] [表5]

		校正モード			
照明光	…	白色光			…
撮影する画素	…	B画素	G画素	R画素	…
対応する照明光の成分	…	第1青色光BS	緑色光G	赤色光R	…
得られる画像	…	Bt画像	Gt画像	Rt画像	…

[0055] なお、イメージセンサ４８としては、ＣＣＤ（Charge Coupled Device）センサや、ＣＭＯＳ（Complementary Metal Oxide Semiconductor）センサを利用可能である。また、本実施形態のイメージセンサ４８は、原色系のカラーセンサであるが、補色系のカラーセンサを用いることもできる。補色系のカラーセンサは、例えば、シアンカラーフィルタが設けられたシアン画素、マゼンタカラーフィルタが設けられたマゼンタ画素、イエローカラーフィルタが設けられたイエロー画素、及び、グリーンカラーフィルタが設けられたグリーン画素を有する。補色系カラーセンサを用いる場合に上記各色の画素から得る画像は、補色－原色色変換をすれば、Ｂ画像、Ｇ画像、及びＲ画像に変換できる。また、カラーセンサの代わりに、カラーフィルタを設けていないモノクロセンサをイメージセンサ４８として使用できる。この場合、ＢＧＲ等各色の照明光を用いて観察対象を順次撮影することにより、上記各色の画像を得ることができる。

[0056] プロセッサ装置１６は、制御部５２と、画像取得部５４と、画像処理部６１と、表示制御部６６と、を有する。

[0057] 制御部５２は、モード切り替えスイッチ１３ａからモード切り替え信号の入力を受けて、光源制御部２２及びイメージセンサ４８に制御信号を入力す

ることにより、観察モードを切り替える。また、特殊観察モードのなかでは、酸素飽和度観察モードと校正モードとを切り替える。この他、制御部５２は、照明光の照射タイミングと撮影のタイミングの同期制御等もする。

[0058] 画像取得部５４は、イメージセンサ４８から観察対象の画像を取得する。通常観察モードの場合、画像取得部５４は、撮影フレーム毎にＢｃ画像、Ｇｃ画像、及びＲｃ画像を取得する。本実施形態の特殊観察モードの場合、酸素飽和度観察モード（生体情報観察モード）においては、画像取得部５４は、照明光に第２青色光ＢＬを使用する撮影フレームにおいては、Ｂ１画像、Ｇ１画像、及びＲ１画像を取得し、照明光に白色光を使用する撮影フレームにおいては、Ｂ２画像、Ｇ２画像、及びＲ２画像を取得する。一方、校正モードにおいては、画像取得部５４は、第１青色光ＢＳを照明光に使用する撮影フレームにＢｐ画像、Ｇｐ画像、及びＲｐ画像を取得し、第２青色光ＢＬを照明光に使用する撮影フレームにＢｑ画像、Ｇｑ画像、及びＲｑ画像を取得し、緑色光Ｇを照明光に使用する撮影フレームにＢｒ画像、Ｇｒ画像、及びＲｒ画像を取得し、かつ、赤色光Ｒを照明光に使用する撮影フレームにＢｓ画像、Ｇｓ画像、及びＲｓ画像を取得する。さらに、これらの間に挿入される、白色光を照明光に使用した撮影フレームにおいては、Ｂｔ画像、Ｇｔ画像、及びＲｔ画像を取得する。

[0059] また、画像取得部５４は、ＤＳＰ（Digital Signal Processor）５６と、ノイズ低減部５８と、変換部５９と、を有し、これらを用いて、取得した画像に各種処理を施す。

[0060] ＤＳＰ５６は、取得した画像に対し、必要に応じて欠陥補正処理、オフセット処理、ゲイン補正処理、リニアマトリクス処理、ガンマ変換処理、デモザイク処理、及びＹＣ変換処理等の各種処理を施す。

[0061] 欠陥補正処理は、イメージセンサ４８の欠陥画素に対応する画素の画素値を補正する処理である。オフセット処理は、欠陥補正処理を施した画像から暗電流成分を低減し、正確な零レベルを設定する処理である。ゲイン補正処理は、オフセット処理をした画像にゲインを乗じることにより各画像の信号

レベルを整える処理である。リニアマトリクス処理は、オフセット処理をした画像の色再現性を高める処理であり、ガンマ変換処理は、リニアマトリクス処理後の画像の明るさや彩度を整える処理である。デモザイク処理（等方化処理や同時化処理とも言う）は、欠落した画素の画素値を補間する処理であり、ガンマ変換処理後の画像に対して施す。欠落した画素とは、カラーフィルタの配列のため、イメージセンサ４８において他の色の画素を配置しているために、画素値がない画素である。例えば、Ｂ画像はＢ画素において観察対象を撮影して得る画像なので、イメージセンサ４８のＧ画素やＲ画素に対応する位置の画素には画素値がない。デモザイク処理は、Ｂ画像を補間して、イメージセンサ４８のＧ画素及びＲ画素の位置にある画素の画素値を生成する。ＹＣ変換処理は、デモザイク処理後の画像を、輝度チャンネルＹと色差チャンネルＣｂ及び色差チャンネルＣｒに変換する処理である。

[0062] ノイズ低減部５８は、輝度チャンネルＹ、色差チャンネルＣｂ及び色差チャンネルＣｒに対して、例えば、移動平均法またはメディアンフィルタ法等を用いてノイズ低減処理を施す。変換部５９は、ノイズ低減処理後の輝度チャンネルＹ、色差チャンネルＣｂ及び色差チャンネルＣｒを再びＢＧＲの各色の画像に再変換する。

[0063] 画像処理部６１は、通常処理部６２と、特殊処理部６３とを有する。通常処理部６２は、通常観察モード時に作動し、上記各種処理を施した１撮影フレーム分のＢｃ画像、Ｇｃ画像、及びＲｃ画像に対して、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を施し、通常画像を生成する。色変換処理は、ＢＧＲ各色の画像に対して３×３のマトリクス処理、階調変換処理、３次元ＬＵＴ（ルックアップテーブル）処理等を行う。色彩強調処理は、画像の色彩を強調する処理であり、構造強調処理は、例えば、血管やピットパターン等の観察対象の組織や構造を強調する処理である。表示制御部６６は、通常処理部６２から通常画像を順次取得し、取得した通常画像を表示に適した形式に変換してモニタ１８に順次出力表示する。これにより、通常観察モードの場合、医師等は、通常画像の動画を用いて観察対象を観察できる。

[0064] 特殊処理部６３は、図６に示すように、演算値算出部７０、データ記憶部７１、生体情報算出部７２、画像生成部７３、校正情報算出部７５、補正量算出部７６、及び校正部７７を備える。これらのうち、演算値算出部７０、生体情報算出部７２、及び画像生成部７３は酸素飽和度観察モードの際に機能する。

[0065] 演算値算出部７０は、画像取得部５４から生体情報観察モードにおいて得る本撮影画像を取得し、本撮影画像を用いて生体情報算出部７２が生体情報の算出に用いる演算値を算出する。すなわち、生体情報観察モードは酸素飽和度観察モードであり、酸素飽和度を生体情報として算出するので、演算値算出部７０は、画像取得部５４から酸素飽和度観察モードにおいて得る本撮影画像を取得し、本撮影画像を用いて生体情報算出部７２が酸素飽和度の算出に用いる演算値を算出する。より具体的には、演算値算出部７０は、酸素飽和度観察モード時に画像取得部５４から、Ｂ１画像、Ｂ２画像、Ｇ２画像、及びＲ２画像を取得する。そして、Ｇ２画像に対するＢ１画像の比Ｂ１／Ｇ２と、Ｇ２画像に対するＲ２画像の比Ｒ２／Ｇ２と、をそれぞれ画素ごとに算出する。これらの比Ｂ１／Ｇ２、及び、比Ｒ２／Ｇ２が、酸素飽和度の算出に用いる演算値である。

[0066] データ記憶部７１は、演算値算出部７０が算出する上記演算値を用いて、生体情報算出部７２が生体情報を算出する際に使用するデータを記憶する。すなわち、酸素飽和度を生体情報として算出するので、データ記憶部７１は、演算値算出部７０が算出する上記演算値と、酸素飽和度との相関関係を、ＬＵＴ等の形式で記憶している。図７に示すように、この相関関係を、縦軸Ｌｏｇ（Ｂ１／Ｇ２）及び横軸Ｌｏｇ（Ｒ２／Ｇ２）を用いて形成する第１特徴空間において表すと、酸素飽和度が同じ値の点を結ぶ等値線が、ほぼ横方向に沿って形成される。また、等値線は、酸素飽和度が大きくなるほど縦軸方向の下方に位置する。例えば、酸素飽和度が１００％の等値線８３は、酸素飽和度が０％の等値線８４よりも下方に位置する。

[0067] 上記相関関係は、図８に示す酸化ヘモグロビン（グラフ８６）及び還元ヘ

モグロビン（グラフ８７）の吸光特性と密接に関連している。具体的には、第２青色光ＢＬの波長（約４７０±１０ｎｍ）は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の差が大きいので、ヘモグロビンの酸素飽和度に起因して吸光量が変化する。このため、第２青色光ＢＬは、酸素飽和度の情報を取り扱いやすい。したがって、照度ムラ等の補正のためにＧ２画像を用いてＢ１画像を規格化した比Ｂ１／Ｇ２を用いれば、酸素飽和度を算出できる。しかし、比Ｂ１／Ｇ２は酸素飽和度だけでなく、血液量にも依存する。そこで、比Ｂ１／Ｇ２に加えて、主として血液量に依存して変化する比Ｒ２／Ｇ２を用いることで、血液量に影響されることなく、酸素飽和度を算出できるようにしている。なお、Ｇ２画像に含まれる緑色光Ｇの波長（約５４０±２０ｎｍ）は、ヘモグロビンの吸光係数が比較的高いので、血液量に起因して吸光係数が変化しやすい波長である。

[0068] なお、上記第１特徴空間における等値線の位置及び形状は、光散乱の物理的なシミュレーションをした結果として予め得られる。また、データ記憶部７１は、比Ｂ１／Ｇ２及び比Ｒ２／Ｇ２と、酸素飽和度との相関関係を記憶しているが、データ記憶部７１はこの他の相関関係を記憶しておくことができる。例えば、Ｂ１画像、Ｂ２画像、Ｇ２画像、及びＲ２画像に基づく上記とは異なる他の演算（例えば差分処理）をした結果として得る演算値（以下、他の演算値という）を用いて酸素飽和度を算出する場合、データ記憶部７１は、この他の演算値を酸素飽和度に対応付ける相関関係を記憶しておくことができる。

[0069] 生体情報算出部７２は、データ記憶部７１が記憶するデータを参照し、演算値算出部７０が算出した演算値を用いて生体情報を算出等する。本実施形態では、生体情報算出部７２は酸素飽和度算出部として機能する。具体的には、生体情報算出部７２は、データ記憶部７１が記憶する相関関係を参照し、比Ｂ１／Ｇ２及び比Ｒ２／Ｇ２に対応する酸素飽和度を画素ごとに算出する。例えば、特定画素の比Ｂ１*／Ｇ２*及び比Ｒ２*／Ｇ２*に対応する酸素飽和度は、データ記憶部７１が記憶する相関関係を参照すると「４０％」で

ある。したがって、生体情報算出部７２は、この特定画素の酸素飽和度を「４０％」と算出する。

[0070] なお、比Ｂ１／Ｇ２及び比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。すなわち、比Ｂ１／Ｇ２及び比Ｒ２／Ｇ２の各値の組み合わせが、酸素飽和度１００％の上限の等値線８３（図７参照）よりも下方に分布したり、反対に、酸素飽和度０％の下限の等値線８４（図７参照）よりも上方に分布したりすることはほとんどない。万が一、比Ｂ１／Ｇ２及び比Ｒ２／Ｇ２の各値の組み合わせが、上限の等値線８３より下方に分布する場合には、生体情報算出部７２はその画素の酸素飽和度を１００％と算出する。同様に、比Ｂ１／Ｇ２及び比Ｒ２／Ｇ２の各値の組み合わせが、下限の等値線８４より上方に分布する場合には、生体情報算出部７２は、その画素の酸素飽和度を０％と算出する。また、比Ｂ１／Ｇ２及びＲ２／Ｇ２に対応する点が上限の等値線８３と下限の等値線８４との間に分布しない場合には、その画素における酸素飽和度の信頼度が低いことを表示しても良いし、酸素飽和度を算出しないようにしても良い。

[0071] 画像生成部７３は、生体情報観察モードの場合、生体情報算出部７２が算出した生体情報を表す生体情報画像を生成する。すなわち、画像生成部７３は、生体情報算出部７２において算出した酸素飽和度を用いて、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成する。具体的には、画像生成部７３は、Ｂ２画像、Ｇ２画像、及びＲ２画像を取得し、これらの画像に対して酸素飽和度に応じたゲインを画素ごとに施す。例えば、画像生成部７３は、酸素飽和度が６０％以上の画素にはＢ２画像、Ｇ２画像、及びＲ２画像のいずれにも同じゲイン「１」を乗じる。これに対して、酸素飽和度が６０％未満の画素には、Ｂ２画像に対して「１」未満のゲインを乗じ、Ｇ２画像及びＲ２画像に対しては「１」以上のゲインを乗じる。その後、画像生成部７３は、上記のようにゲインを施したＢ２画像、Ｇ２画像、及びＲ２画像を用いてカラーの酸素飽和度画像を生成する酸素飽和度画像する。画像生成部７３が生成した酸素飽和度画像は、表示制御部６６が取得し、モニタ１８に順次表示す

る。

[0072] 画像生成部７３が生成した酸素飽和度画像においては、高酸素の領域（本実施形態においては、酸素飽和度が６０％以上１００％以下の領域）は、通常画像と同様、自然な色になる。一方、酸素飽和度が特定値を下回る低酸素の領域（本実施形態においては酸素飽和度が０％以上６０％未満）は、通常画像とは異なる色（いわゆる疑似カラー）になる。なお、本実施形態においては、酸素飽和度観察モードの場合に、画像生成部７３は、低酸素の領域だけを疑似カラー化するゲインを乗じているが、高酸素の領域においても酸素飽和度に応じたゲインを施し、酸素飽和度画像の全体を疑似カラー化しても良い。また、低酸素の領域と高酸素の領域を、酸素飽和度６０％を境界にして分けているが、この境界も任意である。

[0073] 一方、校正モードにおいては、特殊処理部６３の各部のうち、校正情報算出部７５、補正量算出部７６、校正部７７、及び画像生成部７３が機能する。

[0074] 校正情報算出部７５は、画像取得部５４からプレ撮影画像を取得し、プレ撮影画像を用いて、生体情報観察モードの校正に使用する生体情報（以下、校正情報という）を算出する。校正情報とは、例えば、観察対象の部位や状態等を表す観察対象に固有の生体情報である。具体的には、校正情報算出部７５は、まず、画像取得部５４から少なくともＢｐ画像、Ｂｑ画像、Ｇｒ画像、及びＲｓ画像を取得する。そして、観察対象に付着した黄色色素（ビリルビンやステルコビリン等）に関連し、かつ、酸素飽和度への依存性が低い生体情報と、酸素飽和度観察モードの校正に使用するその他の生体情報と、を算出する。黄色色素に関連するとは、黄色色素の付着量または濃度に相関があることをいう。また、酸素飽和度への依存性が低いとは、酸素飽和度の値に起因して、黄色色素情報の値が概ね変化しないことをいう。

[0075] より具体的には、校正情報算出部７５は、まず、Ｇｒ画像に対するＢｐ画像の比Ｂｐ／Ｇｒと、Ｇｒ画像に対するＢｑ画像の比Ｂｑ／Ｇｒと、Ｇｒ画像に対するＲｓ画像の比Ｒｓ／Ｇｒと、を画素ごとに算出する。

[0076] Ｂｐ画像は第１青色光ＢＳに対応する画像であり、第１青色光ＢＳの波長帯域（中心波長約４５０±１０ｎｍ）は、ヘモグロビンの吸光係数が比較的高く、かつ、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数がほぼ等しい等吸収波長である（図８参照）。このため、Ｂｐ画像は、酸素飽和度に起因しては値が変化しにくい画像である。また、第１青色光ＢＳは、図９に示すように、黄色色素の吸光係数が概ね最も高くなる波長帯域を有しているので、黄色色素の付着量または濃度に応じて吸光量が変化しやすい。これらのことから、照度ムラ等の補正のためにＧｒ画像を用いてＢｐ画像を規格化した比Ｂｐ／Ｇｒの値は、酸素飽和度に起因してはほとんど変化しないものの、黄色色素の付着量または濃度に起因して変化する。なお、Ｇｒ画像に対応する緑色光Ｇの波長帯域は、血液量に起因して吸光量が変化しやすい波長帯域なので、比Ｂｐ／Ｇｒは血液量に起因して変化する。

[0077] また、Ｂｑ画像は第２青色光ＢＬに対応する画像であり、第２青色光ＢＬの波長帯域（約４７０±１０ｎｍ）は、ヘモグロビンの吸光係数が比較的高く、かつ、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波長帯域である（図８参照）。このため、Ｂｑ画像は、酸素飽和度に起因して変化しやすい画像である。また、第２青色光ＢＬの波長帯域は、黄色色素の吸収ピークからはややずれているものの、他の波長帯域と比べれば、大きな吸光係数を有している（図９参照）。これらのことから、照度ムラ等の補正のためにＧｒ画像を用いてＢｑ画像を規格化した比Ｂｑ／Ｇｒの値は、酸素飽和度と、黄色色素の付着量または濃度と、に起因して値が変化する。また、Ｇｒ画像は血液量に依存性があるので、比Ｂｑ／Ｇｒの値は血液量に起因して変化する。

[0078] 一方、Ｒｓ画像は、赤色光Ｒに対応する画像であり、赤色光Ｒの波長帯域（中心波長約６４０±２０ｎｍ）は、第１青色光ＢＳや第２青色光ＢＬの波長帯域に比べれば、ヘモグロビンの吸光係数はごく小さい（図８参照）。このため、Ｒｓ画像は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数に差があるものの、吸光量が少なすぎるので、実質的には酸素飽和度には依存性

がない。また、黄色色素に関しても、赤色光Ｒの波長帯域における黄色色素の吸光係数は、第１青色光ＢＳや第２青色光ＢＬの波長帯域に比べるとごく小さい値なので、Ｒｓ画像は、黄色色素の付着量または濃度に起因してはほとんど変化しない。したがって、照度ムラ等の補正のためにＧｒ画像を用いてＲｓ画像を規格化した比Ｒｓ／Ｇｒの値は、酸素飽和度にも黄色色素の付着量や濃度にもほとんど依存しない。但し、比Ｒｓ／Ｇｒは、Ｇｒ画像の血液量依存性を反映して、血液量に起因して変化する。

[0079] 上記のことから、少なくとも比Ｂｐ／Ｇｒは、観察対象に付着した黄色色素に関連し、かつ、酸素飽和度への依存性が低い生体情報に該当する。しかし、本実施形態においては、校正情報算出部７５は、より正確に観察対象に付着した黄色色素に関連し、かつ、酸素飽和度への依存性がより低い生体情報（以下、黄色色素情報という）Ｖｙを、下記式Ａに基づいて算出する。位相φは、式Ａに基づく演算により得られる黄色色素情報Ｖｙが、酸素飽和度が変化しても一定になるように予め調整した既知量である。校正情報算出部７５は、この位相φの調整後の黄色色素情報Ｖｙと、比Ｒｓ／Ｇｒを、校正情報として補正量算出部７６に入力する。

［式Ａ］ Ｖｙ＝（Ｂｐ／Ｇｒ）×ｃｏｓφ＋（Ｂｑ／Ｇｒ）×ｓｉｎφ

[0080] 補正量算出部７６は、予め定められた基準情報と、校正情報算出部７５が算出した校正情報とから、生体情報の算出に用いるデータの補正量を算出する。すなわち、補正量算出部７６は、黄色色素情報Ｖｙを用いて、酸素飽和度の算出に用いる相関関係の補正量ΔＤを算出する。また、校正情報算出部７５が算出した校正情報を使用することで、補正量算出部７６は、補正量の算出に、実質的に校正用画像を用いている。基準情報とは、本実施形態の場合、ほぼ黄色色素がないといえる状態において取得した黄色色素情報Ｖｙと比Ｒｓ／Ｇｒの相関関係である。基準情報を構成する黄色色素情報Ｖｙは、ほぼ黄色色素がないといえる状態において取得したこれらのＢｐ画像、Ｂｑ画像、及びＧｒ画像を用いて、酸素飽和度に起因した変化がないように位相

φを調整することにより、式Ａにしたがって算出する黄色色素情報Ｖｙである。この過程において、式Ａの位相φも定まる。基準情報は、例えば生体を模したファントム等を撮影や、シミュレーション等により予め定めることができる。なお、上記の通り、生体情報観察モードにおいて生体情報の算出に用いるデータとは、本実施形態においては、データ記憶部７１が記憶する相関関係である。

[0081] 図１０に示すように、補正量算出部７６は、縦軸を黄色色素情報Ｖｙとし、横軸をＬｏｇ（Ｒｓ／Ｇｒ）とした第２特徴空間を用いて補正量ΔＤを算出する。横軸に用いる比Ｒｓ／Ｇｒは血液量を表すので、第２特徴空間は血液量に対する黄色色素情報Ｖｙの分布を表し、第２特徴空間において黄色色素情報Ｖｙが等しい点を結ぶ線は、黄色色素の濃度（または付着量）が等しい等値線（以下、等濃度線という）である。

[0082] 基準情報は、第２特徴空間に基準等濃度線９４を形成する。このため、実際に黄色色素がなければ、観察対象を実際にプレ撮影して得る黄色色素情報Ｖｙ及び比Ｒｓ／Ｇｒが第２特徴空間内に定める点は、基準等濃度線９４にのる。しかし、黄色色素があれば、その付着量または濃度に起因して、基準等濃度線９４からずれた位置にある別の等濃度線９６上にのる。したがって、第２特徴空間において、観察対象を実際にプレ撮影して得る黄色色素情報Ｖｙ及び比Ｒｓ／Ｇｒが表す点がのる等濃度線９６と、基準等濃度線９４と、縦軸方向に沿った差分ΔＺが、黄色色素の付着量または濃度を表す。したがって、補正量算出部７６は、基準等濃度線９４と等濃度線９６の差分ΔＺを算出し、所定の係数αをかけることにより、補正量ΔＤ（＝ΔＺ×α）を算出する。なお、係数αは、差分ΔＺを、データ記憶部７１が記憶する相関関係の補正に適した値にスケール変換するための値である。黄色色素の付着量または濃度が小さいほど黄色色素情報Ｖｙの値が大きくなるので、第２特徴空間の等濃度線は、基準等濃度線９４の下方に形成される。

[0083] 校正部７７は、補正量算出部７６が算出した補正量ΔＤを用いて、生体情報の算出等で使用するデータを補正することにより、生体情報観察モードを

校正する。本実施形態においては、校正部７７は、補正量ΔＤを用いて、データ記憶部７１が記憶する相関関係を補正することにより、酸素飽和度観察モードを校正する。具体的には、校正部７７は、第１特徴空間（図７参照）において、全ての等値線に縦軸のＬｏｇ（Ｂ１／Ｇ２）の値に補正量ΔＤを加算する。すなわち、校正部７７は、第１特徴空間の全ての等値線を補正量ΔＤだけ縦軸上方にシフトする。こうして校正部７７が補正した第１特徴空間には、部位や実際の状態等の実際の観察対象に固有の誤差要因（本実施形態においては黄色色素の付着量または濃度）が反映される。したがって、酸素飽和度観察モードにおいて、校正部７７が補正した第１特徴空間を用いることにより、生体情報算出部７２は、観察対象に固有の誤差要因に依らない正確な酸素飽和度を算出できる。

[0084] 上記のように、校正情報算出部７５、補正量算出部７６、及び校正部７７を用いて生体情報観察モード（酸素飽和度観察モード）を校正する一方、校正モードにおいては、画像生成部７３は、画像取得部５４からＢｔ画像、Ｇｔ画像、及びＲｔ画像（すなわち校正モード中に白色光を用いて得られる画像）を順次取得する。そして、画像生成部７３は、１撮影フレーム分のＢｔ画像、Ｇｔ画像、及びＲｔ画像に対して、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を施し、白色光画像２０２を生成する。この白色光画像２０２は、校正モード中に生成することを除けば、通常観察モードの通常画像と同じである。したがって、白色光画像２０２を用いれば、自然な色合いの観察対象を観察できる。

[0085] 表示制御部６６は、校正モード時には、画像生成部７３が生成する上記白色光画像２０２を順次取得して、モニタ１８に表示する。このため、校正モードにおいてプレ撮影画像を撮影している最中であっても、白色光画像２０２、あるいは白色光画像２０２からなる動画を用いて、途切れることなく、観察対象の観察を継続できる。

[0086] 次に、特殊観察モードの一連の動作の流れを、図１１～図１３に示すフローチャートに沿って説明する。まず、図１１に示すように、モード切り替え

スイッチ１３ａを操作して、特殊観察モードに切り替えると（Ｓ１０）、制御部５２は、光源制御部２２及びイメージセンサ４８に制御信号を入力することにより、校正モードを実行する（Ｓ１１）。校正モードにおいては、プレ撮影して得るプレ撮影画像を用いて、酸素飽和度の算出に使用する相関関係を補正することにより、酸素飽和度観察モード（生体情報観察モード）を校正する。さらに、校正モードにおいては、プレ撮影画像を得る合間に、白色光を用いて観察対象を撮影し、白色光画像２０２をモニタ１８に表示する。このため、医師等は、白色光画像２０２（または白色光画像２０２からなる動画）を見て、酸素飽和度観察モードの校正が正確に行えたか否かを判断する（Ｓ１２）。具体的には、プレ撮影が不適切な条件において行われると酸素飽和度の校正が正確に行えないので、校正モード中にモニタ１８に表示される白色光画像２０２を見て、プレ撮影が適切に行われたことを確認する。例えば、観察対象に明らかな病変がないか等の撮影位置に関する条件や、明るさが適切か、観察対象の動きに起因して観察対象が不鮮明になっていないか等、撮影の状況に関する条件を、プレ撮影画像とほぼ同時に得られた白色光画像２０２から判断する。

[0087] 白色光画像２０２からして、プレ撮影が適切に行えておらず、生体情報観察モードが正確に校正されていない可能性があると判断した場合（Ｓ１２：ＮＯ）、コンソール１９等からの操作入力により、再び校正モードを実行する。一方、白色光画像２０２からして、プレ撮影が適切に行えており、生体情報観察モードが観察対象に合わせて正確に校正できたと判断した場合（Ｓ１２：ＹＥＳ）、コンソール１９等からの操作入力により、本実施形態の生体情報観察モードである酸素飽和度観察モードに移行する（Ｓ１３）。酸素飽和度観察モードにおいては、内視鏡システム１０は本撮影を行って得る本撮影画像を用いて酸素飽和度を算出し、酸素飽和度の値を、疑似カラーを用いて示す酸素飽和度画像をモニタ１８に表示する。このため、医師等は、酸素飽和度画像を見て診断する。酸素飽和度画像を用いて診断する際に、酸素飽和度の値が全体的に高い、あるいは全体的に低い等、示された酸素飽和度

の値に疑義があり、校正し直す必要があれば（Ｓ１４）、コンソール１９等からの操作入力により、再び校正モード（Ｓ１３）に移行し、酸素飽和度観察モードを再校正する。また、内視鏡システム１０は、モード切り替えスイッチ１３ａの操作により、酸素飽和度観察モードを終了するまで（Ｓ１５）、酸素飽和度観察モードを繰り返し実行し、継続的に酸素飽和度画像をモニタ１８に表示する。

[0088] 図１２に示すように、校正モード（図１１のステップＳ１１）においては、まず、光源部２０が第１青色光ＢＳを発光し（Ｓ２１）、イメージセンサ４８はこの第１青色光ＢＳを用いて、自動的に観察対象をプレ撮影し、画像取得部５４は酸素飽和度観察モードの校正に使用するＢｐ画像を取得する（Ｓ２２）。次いで、光源部２０は白色光を発光する（Ｓ２３）。このため、Ｂｐ画像を得た次の撮影フレームにおいては、イメージセンサ４８は白色光を用いて自動的に観察対象を撮影し、画像取得部５４はＢｔ画像、Ｇｔ画像、及びＲｔ画像を取得する（Ｓ２４）。プレ撮影の途中であるが、画像生成部７３は、ここにおいて得るＢｔ画像、Ｇｔ画像、及びＲｔ画像を用いて白色光画像２０２を生成し、表示制御部６６は白色光画像２０２をモニタ１８に表示する（Ｓ２５）。

[0089] 白色光画像２０２を得た撮影フレームの次の撮影フレームにおいては、光源部２０は第２青色光ＢＬを発光する（Ｓ２６）。そして、イメージセンサ４８は第２青色光ＢＬを用いて自動的に観察対象を撮影し、画像取得部５４は、酸素飽和度観察モードの校正に必要なＢｑ画像を取得する（Ｓ２７）。Ｂｑ画像を得た次の撮影フレームにおいては、光源部２０は、次のプレ撮影画像を得るための照明光を発光するのではなく、再び白色光を発光する（Ｓ２８）。このため、イメージセンサ４８は白色光を用いて観察対象を自動的に撮影し、画像取得部５４は再びＢｔ画像、Ｇｔ画像、及びＲｔ画像を取得する（Ｓ２９）。画像生成部７３は、これらのＢｔ画像、Ｇｔ画像、及びＲｔ画像から白色光画像２０２を生成し、表示制御部６６は生成した白色光画像２０２をモニタ１８に表示する（Ｓ３０）。

[0090] 次の撮影フレームにおいては、光源部２０は緑色光Ｇを発光する（Ｓ３１）。そして、イメージセンサ４８はこの緑色光Ｇを用いて自動的に観察対象を撮影し、画像取得部５４は、酸素飽和度観察モードの校正に必要なＧｒ画像を取得する（Ｓ３２）。次いで、光源部２０は、白色光を再び発光し（Ｓ３３）、イメージセンサ４８が白色光を用いて自動的に観察対象を撮影して、画像取得部５４がＢｔ画像、Ｇｔ画像、及びＲｔ画像を取得する（Ｓ３４）。このため、画像生成部７３はこれらを用いて白色光画像２０２を生成し、表示制御部６６が白色光画像２０２をモニタ１８に表示する（Ｓ３５）。

[0091] そして、次の撮影フレームにおいて、光源部２０は赤色光Ｒを発光し（Ｓ３６）、イメージセンサ４８がこの赤色光Ｒを用いて自動的に観察対象を撮影して、画像取得部５４が酸素飽和度観察モードの校正に必要な最後の画像であるＲｓ画像を取得する（Ｓ３７）。

[0092] 上記のように、白色光画像２０２の生成及び表示を挿入しつつ、酸素飽和度観察モードの校正に必要な複数のプレ撮影画像（すなわちＢｐ画像、Ｂｑ画像、Ｇｒ画像、及びＲｓ画像）を取得すると、校正情報算出部７５はこれらのプレ撮影画像を用いて、観察対象の部位や状態等を表す観察対象に固有の生体情報を校正情報として算出する（Ｓ３８）。校正情報算出部７５が校正情報を算出すると、補正量算出部７６は、校正情報算出部７５が算出した校正情報を用いて酸素飽和度の算出に使用する相関関係を補正することにより、酸素飽和度観察モードを校正する（Ｓ４０）。

[0093] 図１３に示すように、酸素飽和度観察モード（図１１のステップＳ１３）においては、光源部２０は、まず、第２青色光ＢＬを発光する（Ｓ５１）。そして、イメージセンサ４８は第２青色光ＢＬを用いて自動的に観察対象を撮影し、画像取得部５４は、酸素飽和度の算出に必須のＢ１画像を取得する（Ｓ５２）。その後、次の撮影フレームにおいては、光源部２０は白色光を発光し（Ｓ５３）、イメージセンサ４８がこの白色光を用いて自動的に観察対象を撮影することにより、画像取得部５４は、酸素飽和度の算出及び酸素飽和度画像の生成に必要なＢ２画像、Ｇ２画像、及びＲ２画像を取得する（

Ｓ５４）。

[0094] こうしてＢ１画像、Ｂ２画像、Ｇ２画像、及びＲ２画像が得られたら、演算値算出部７０が酸素飽和度の算出に必要な演算値を算出する（Ｓ５５）。具体的には、演算値算出部７０は、比Ｂ１／Ｇ２と比Ｒ２／Ｇ２をそれぞれ画素ごとに算出する。

[0095] そして、生体情報算出部７２は、データ記憶部７１の相関関係を参照し、演算値算出部７０が算出した比Ｂ１／Ｇ２及び比Ｒ２／Ｇ２から、観察対象の酸素飽和度を画素ごとに算出する（Ｓ５６）。当然ながら、生体情報算出部７２は、データ記憶部７１が予め記憶するデフォルトの相関関係でなはなく、校正モードにおいて校正部７７が補正した相関関係を使用する。このため、観察対象に固有の誤差要因の影響を受けないので、生体情報算出部７２が算出した酸素飽和度は正確である。

[0096] 生体情報算出部７２が酸素飽和度を算出すると、画像生成部７３は、Ｂ２画像、Ｇ２画像、及びＲ２画像に対して酸素飽和度に応じたゲインを施し、酸素飽和度の値を、疑似カラーを用いて表す酸素飽和度画像を生成し、表示制御部６６が酸素飽和度画像をモニタ１８に表示する（Ｓ５７）。

[0097] 上記のように、内視鏡システム１０は、生体情報観察モードと、この生体情報観察モードを校正する校正モードと、を有しており、校正モード時には、単にプレ撮影画像を得て、生体情報観察モードを校正するだけでなく、プレ撮影画像を得る合間（または前後）に、白色光画像２０２を生成及び表示する。このため、医師等は、校正モード中においても、観察対象を継続して観察できる。

[0098] さらに、校正モード中にモニタ１８に表示する白色光画像２０２は、プレ撮影画像とほぼ同時に取得するので、プレ撮影画像を得る合間または前後の観察対象の状態を表している。このため、医師等は、校正モード中の白色光画像２０２の表示により、プレ撮影が適切に行えたかどうか、すなわち、生体情報観察モードである酸素飽和度観察モードが正確に校正されたか否かを判断する機会が得られる。

[0099] 特殊観察モードへの切り替え時に自動的に行う校正モードにおいてプレ撮影に失敗し、校正が正確でなかった場合にそのまま酸素飽和度観察モード（生体情報観察モード）を実行すれば、当然、酸素飽和度は不正確なので酸素飽和度画像を診断に利用できない。これに対して、内視鏡システム１０においては、校正モード中に白色光画像２０２を表示することで、校正が適切にできたかどうかを判断する機会があるので、必要であれば、酸素飽和度観察モードに移行する前に、再度校正モードを実行して、酸素飽和度観察モードを確実かつ正確に校正できる。したがって、内視鏡システム１０においては、校正が再度必要になるような観察対象の変化（例えば、粘液の分泌等）がなければ、酸素飽和度観察モードに移行した時点において、酸素飽和度を確実かつ正確に算出できるようになっている。

[0100] なお、上記第１実施形態においては、補正量算出部７６は、第２特徴空間を用いて補正量ΔＤを算出しているが、補正量ΔＤは、Ｂｐ画像、Ｂｑ画像、Ｇｒ画像、及びＲｓ画像に対してマトリックス処理と１Ｄ－ＬＵＴ（1 Dimensional Look Up Table）とを組み合わせた変換処理をして算出することもできる。

[0101] 上記第１実施形態においては、黄色色素の付着量または濃度に関して酸素飽和度観察モードを校正しているが、他の観察対象に固有の状態等について酸素飽和度観察モードを校正できる。この場合、校正情報算出部７５は、黄色色素の付着量または濃度に関する生体情報の代わりに、校正の対象とする観察対象に固有の状態等に関する生体情報を校正情報として算出すれば良い。補正量算出部７６や校正部７７の動作は上記第１実施形態と同様である。

[0102] 上記第１実施形態の校正モードにおいては、プレ撮影画像を得るために、第１青色光ＢＳ、第２青色光ＢＬ、緑色光Ｇ、及び赤色光Ｒを発光する間に、全て白色光を発光して白色光画像２０２を得ているが（図４参照）、これらの白色光を発光するタイミングのうちいずれかを省略できる。また、第１青色光ＢＳの発光前に、白色光を発光して白色光画像２０２を得ても良いし、赤色光Ｒの発行後にも白色光を跛行して白色光画像２０２を得ても良い。

すなわち、校正モード中に、少なくとも１回白色光を発光して、白色光画像２０２を生成及び表示できれば良い。

[0103] 上記第１実施形態の校正モードにおいては、白色光画像２０２を除けば、プレ撮影画像を、Ｂｐ画像、Ｂｑ画像、Ｇｒ画像、及びＲｓ画像の順に取得するが（図１２参照）、プレ撮影画像の取得順序は任意である。例えば、Ｒｓ画像、Ｂｑ画像、Ｂｐ画像、及びＧｒ画像の順にプレ撮影画像を取得できる。但し、これらのプレ撮影画像の中でも、Ｂｐ画像とＢｑ画像とで観察対象のずれ（動き）があると、酸素飽和度観察モードの校正精度が特に低下しやすい。このため、できる限りＢｐ画像とＢｑ画像は連続して取得することが好ましい。すなわち、複数の校正用照明光のうち、酸素飽和度観察モードの校正に使用する補正量ΔＤの算出精度への寄与が最も大きい組み合わせの２つの校正用照明光の発光間隔を、他の校正用照明光の発光間隔よりも短くすることが好ましい。もちろん、あくまでもプレ撮影画像の取得順に関してＢｐ画像とＢｑ画像を連続して取得するのであって、白色光画像２０２を生成及び表示するための撮影フレームをＢｑ画像とＢｑ画像の間に挿入して構わない。

[0104] ［第２実施形態］

第１実施形態においては、プレ撮影画像の全体を使用して生体情報観察モード（酸素飽和度観察モード）を校正しているが、プレ撮影画像の全体ではなく、プレ撮影画像の一部だけを使用して生体情報観察モードを校正できる。このように、プレ撮影画像の一部を使用して生体情報観察モードを校正する場合、図１４に示すように、特殊処理部６３に、校正モードの際に作動する領域設定部２０１を設ける。

[0105] 領域設定部２０１は、画像取得部５４から、生体情報観察モードである酸素飽和度観察モードの校正に使用するプレ撮影画像（すなわちＢｐ画像、Ｂｑ画像、Ｇｒ画像、及びＲｓ画像）を取得し、これらのプレ撮影画像の一部を、酸素飽和度観察モードの校正に使用する領域（以下、使用領域という）２０３（図１５参照）に設定する。領域設定部２０１がプレ撮影画像に対し

て使用領域２０３を設定した場合、校正情報算出部７５は、領域設定部２０１が設定した使用領域２０３についてだけ校正情報を算出する。これにより、補正量算出部７６も使用領域について補正量ΔＤの算出することになるので、校正部７７が行う相関関係の補正（すなわち酸素飽和度観察モードの校正）には、プレ撮影画像の全体ではなく、プレ撮影画像の一部である使用領域２０３だけが使用される。このように、プレ撮影画像の一部に使用領域２０３を設定し、プレ撮影画像の全体ではなく、使用領域２０３だけを使用して酸素飽和度観察モードを校正すると、校正の誤差要因を低減できるので、酸素飽和度観察モードをより正確に校正できる。

[0106] 領域設定部２０１は、例えば、プレ撮影画像から、明るすぎる部分（ハレーションを起こしている部分）や、暗すぎる部分（光量不足により黒く潰れてしまっている部分）、残渣や残液が付着している部分等の校正の誤差要因になる部分を検出し、これらを除いた領域を使用領域２０３に設定する。領域設定部２０１は、観察対象の形状等から判断して病変等がないといえる正常部を検出し、検出した正常部を使用領域２０３に設定することもできる。また、領域設定部２０１は、照度ムラが起きやすい画像の周縁部や、観察対象の奥の方の部分の一定範囲を除いた領域を使用領域２０３に設定できる。この他、コンソール１９等からの操作入力により、手動で使用領域２０３を設定することもできる。

[0107] 上記のように、領域設定部２０１がプレ撮影画像の一部を使用領域２０３に設定し、使用領域２０３だけを酸素飽和度観察モードの校正に使用する場合には、画像生成部７３は、領域設定部２０１から、領域設定部２０１が設定した使用領域２０３の位置及び範囲の情報（以下、位置情報という）を取得する。例えば、図１５に示すように、表示制御部６６は、白色光画像２０２をモニタ１８に表示する際に、位置情報に基づいて、領域設定部２０１が設定した使用領域２０３を白色光画像２０２に重畳表示する。

[0108] こうして使用領域２０３を白色光画像２０２に重畳表示すると、どの領域を酸素飽和度観察モードの校正に使用したかを視認できる。したがって、医

師等は、白色光画像２０２を用いて、観察対象の動き等の誤差要因になり得る状態かどうかを確認する他、使用領域２０３が不適切でないかを確認し、領域設定部２０１が設定した使用領域２０３が不適切な場合には、酸素飽和度の校正をやり直すことができる。

[0109] 上記第２実施形態においては、領域設定部２０１は、プレ撮影画像を用いて使用領域２０３を検出及び設定しているが、この代わりに、領域設定部２０１は、白色光画像２０２を用いて使用領域２０３を設定することができる。

[0110] 上記第２実施形態においては、使用領域２０３を白色光画像２０２に重畳表示しているが、さらに、補正量ΔＤの数値や補正量ΔＤの数値を示すインジケータを白色光画像２０２に重畳表示してもよい。具体的な補正量ΔＤの数値等も酸素飽和度観察モードの校正が正確に行われたか否かの判断材料になるからである。例えば、補正量ΔＤが極端に大きい場合には、撮影した箇所全体に病変が広がっている等、観察対象の状態が正常な状態から程遠い可能性がある。補正量ΔＤの具体的な数値等を見れば、こうした異常性を察知することができる。補正量ΔＤの数値等の重畳表示は、第１実施形態の場合にも有効である。

[0111] ［第３実施形態］

第１実施形態においては、光源部２０は、校正モード時に、プレ撮影画像を得るための校正用照明光を順次発光する間に、白色光の発光を複数回挿入する。これにより、モニタ１８には、白色光を発光した各撮影フレームにおいて得る画像から、それぞれ白色光画像２０２を生成及び表示している。

[0112] このように、校正モードにおいて、光源部２０が、プレ撮影画像を得るための校正用照明光を順次発光する間に白色光の発光を複数回挿入し、白色光画像２０２を複数得る場合には、図１６に示すように、特殊処理部６３には、さらに、校正モード時に作動する動き量算出部３０１と位置ずれ補正部３０２を設けることが好ましい。

[0113] 動き量算出部３０１は、画像生成部７３が生成する白色光画像２０２を順

次取得し、取得した複数の白色光画像２０２から観察対象の動き量を算出する。具体的には、動き量算出部３０１は、順次取得する２つの白色光画像２０２のマッチングにより、これらの白色光画像２０２間の観察対象の動きを表す複数のベクトル（以下、動きベクトル）を検出する。そして、これらの動きベクトルから、観察対象の移動や回転、変形等の方向及び大きさを算出する。こうして算出する観察対象の移動や回転、変形等の方向及び大きさが動き量である。

[0114] 位置ずれ補正部３０２は、動き量算出部３０１が算出した動き量を用いて、校正用画像の観察対象の位置ずれを補正する。すなわち、位置ずれ補正部３０２は、校正用画像であるＢｐ画像、Ｂｑ画像、Ｇｒ画像、及びＲｓ画像の観察対象の位置ずれを補正する。

[0115] 例えば、校正モードにおいて最初に得る白色光画像２０２（図１２のステップＳ２５において得る白色光画像２０２）と、次に得る白色光画像２０２（図１２のステップＳ３０において得る白色光画像２０２）とから動き量を算出すると、この動き量は、最初に得る白色光画像２０２と次に得る白色光画像２０２の前後に取得したＢｐ画像、Ｂｑ画像、及びＧｒ画像間の観察対象の動き量に概ね等しい。同様に、校正モードにおいて２番目に得る白色光画像２０２（図１２のステップＳ３０において得る白色光画像２０２）と、３番目に得る白色光画像２０２（図１２のステップＳ３５において得る白色光画像２０２）とから動き量を算出すると、この動き量は、これらの前後に取得したＢｑ画像、Ｇｒ画像、及びＲｓ画像間の観察対象の動き量に概ね等しい。したがって、これらの動き量を用いれば、Ｂｐ画像、Ｂｑ画像、Ｇｒ画像、及びＲｓ画像の観察対象に多少の動きがあっても、これらの各画像間の観察対象の位置ずれを補正できる。

[0116] 校正情報算出部７５は、上記のように位置ずれ補正部３０２を用いて観察対象の位置ずれを補正したＢｐ画像、Ｂｑ画像、Ｇｒ画像、及びＲｓ画像を用いて校正情報を算出する。このため、観察対象の位置ずれを補正しない場合よりも、正確に校正情報を算出できる。したがって、本実施形態において

は、観察対象の動きに起因する誤差を低減できるので、酸素飽和度観察モードの校正がより正確になる。

[0117] なお、上記第３実施形態においては、動き量算出部３０１は、画像生成部７３が生成した白色光画像２０２を用いて動き量を算出するが、動き量算出部３０１は、白色光画像２０２の代わりに、白色光画像２０２を生成するための画像を用いて動き量を算出できる。具体的には、画像生成部７３は、Ｂｔ画像、Ｇｔ画像、及びＲｔ画像を用いて白色光画像２０２を生成するので、動き量算出部３０１は、Ｂｔ画像、Ｇｔ画像、またはＲｔ画像のいずれか、または全てを用いて、動き量を算出できる。

[0118] ［第４実施形態］

上記第３実施形態においては、校正モードにおいて、複数の白色光画像２０２から動き量を算出して校正用画像の観察対象の位置ずれを補正しているが、この代わりに、複数の白色光画像２０２の光量比を算出し、算出した光量比を用いて、校正用画像の光量比を補正しても良い。

[0119] この場合、図１７に示すように、特殊処理部６３に、校正モード時に機能する光量比算出部４０１及び光量比補正部４０２を設ける。光量比算出部４０１は、画像生成部７３から白色光画像２０２を順次取得し、それらの光量比を算出する。画像の光量とは、例えば、全画素または一部の画素の輝度の平均値（以下、平均輝度という）であり、画像の光量比とは、対比する画像の平均輝度の比である。したがって、複数の白色光画像２０２の光量比とは、各白色光画像２０２の平均輝度の比である。

[0120] 光量比補正部４０２は、光量比算出部４０１が算出した光量比を用いて、校正用画像の光量比を補正する。例えば、光量比算出部４０１が、校正モードにおいて最初に得る白色光画像２０２（図１２のステップＳ２５において得る白色光画像２０２）と、次に得る白色光画像２０２（図１２のステップＳ３０において得る白色光画像２０２）との光量比を算出すると、この光量比は、概ね、これらの白色光画像２０２の前後に取得するＢｐ画像、Ｂｑ画像、及びＧｒ画像の光量の変化を表す。また、光量比算出部４０１が、校正

モードにおいて２番目に得る白色光画像２０２（図１２のステップＳ３０において得る白色光画像２０２）と、３番目に得る白色光画像２０２（図１２のステップＳ３５において得る白色光画像２０２）との光量比を算出すると、この光量比は、概ね、これらの白色光画像２０２の前後に取得するＢｑ画像、Ｇｒ画像、及びＲｓ画像の光量の変化を表す。したがって、これらの光量比を用いることで、光量比補正部４０２は、Ｂｐ画像、Ｂｑ画像、Ｇｒ画像、及びＲｓ画像の光量比を補正できる。

[0121] そして、校正情報算出部７５は、上記のように光量比補正部４０２を用いて光量比を補正したＢｐ画像、Ｂｑ画像、Ｇｒ画像、及びＲｓ画像を用いて校正情報を算出する。このため、照明光を第１青色光ＢＳ、第２青色光ＢＬ、緑色光Ｇ、及び赤色光Ｒの間において発光量にばらつきがあった等の理由で、Ｂｐ画像、Ｂｑ画像、Ｇｒ画像、及びＲｓ画像の光量に変化があるとしても、本実施形態においては、これら各校正用画像の光量比を補正するので、正確に校正情報を算出できる。したがって、本実施形態においては、校正用画像の光量変化に起因する誤差を低減できるので、酸素飽和度観察モードの校正がより正確になる。

[0122] なお、上記第４実施形態においては、光量比算出部４０１は、画像生成部７３が生成した白色光画像２０２を用いて光量比を算出しているが、光量比算出部４０１は、白色光画像２０２の代わりに、白色光画像２０２を生成するための画像を用いて光量比を算出できる。具体的には、画像生成部７３は、Ｂｔ画像、Ｇｔ画像、及びＲｔ画像を用いて白色光画像２０２を生成するので、光量比算出部４０１は、Ｂｔ画像、Ｇｔ画像、またはＲｔ画像のいずれか、または全てを用いて、光量比を算出できる。

[0123] なお、上記第４実施形態は、第３実施形態とも組み合わせることができる。すなわち、校正モードにおいて得る複数の白色光画像２０２から、動き量と光量比を両方とも算出し、これらを用いて、校正用画像の観察対象の位置ずれを補正し、かつ、校正用画像の光量比を補正できる。この場合、第３実施形態の動き量算出部３０１及び位置ずれ補正部３０２と、第４実施形態の

光量比算出部４０１及び光量比補正部４０２と、を特殊処理部６３に設ければ良い。

[0124] ［第５実施形態］

上記第１～第４実施形態の校正モードにおいては、１セットの校正用画像（１組のＢｐ画像、Ｂｑ画像、Ｇｒ画像、及びＲｓ画像）を取得して酸素飽和度観察モードを校正するが、校正モードにおいては複数セットの校正用画像を得るようにしても良い。例えば、図１８に示すように、第１実施形態と同様に第１青色光ＢＳ、白色光、第２青色光ＢＬ、緑色光Ｇ、及び、赤色光Ｒの発光を１セットとして、例えば、第１セットから第５セットまでをまとめて実行できる。各光の発光時に得る画像は第１実施形態と同様なので、上記の場合、校正用画像に限って言えば、Ｂｐ画像、Ｂｑ画像、Ｇｒ画像、及びＲｓ画像を１セットとして、５セット分の校正用画像が得られる。

[0125] このように、校正モード時に、複数セット分の校正用画像を得ると、これらのうち一部の校正用画像を用い、かつ、使用する校正用画像の組み合わせを変更することにより、複数の補正量ΔＤを算出できる。上記の５セット分の校正用画像を得る場合には、補正量算出部７６は、少なくとも、第１セットの校正用画像を使用して算出した校正情報を用いることで、第１セットの校正用画像に起因した第１セットの補正量（以下、区別のため、補正量ΔＤ１という。他のセットについても同様である。）を算出できる。同様に、第２セットの補正量ΔＤ２と、第３セットの補正量ΔＤ３と、第４セットの補正量ΔＤ４と、第５セットの補正量ΔＤ５を算出できる。

[0126] そして、例えば、上記補正量ΔＤ１～ΔＤ５の平均値を上記第１実施形態の補正量ΔＤにすれば、データのばらつき等に起因する誤差を低減し、上記第１実施形態よりもさらに正確な補正量ΔＤを算出できる。したがって、本実施形態のように、校正モード時に複数セット分の校正用画像を得るようにすることで、より正確に酸素飽和度観察モードを校正できる。

[0127] なお、上記第５実施形態においては、セットごとに補正量ΔＤ１～ΔＤ５を算出しているが、異なるセットにおいて得た校正用画像を組み合わせて用

いることで補正量を算出することもできる。例えば、第１セットにおいて得るＢｑ画像、Ｇｒ画像、及びＲｓ画像と、第２セットにおいて得るＢｐ画像と、を用いて補正量ΔＤを算出できる。また、第１セットにおいて得るＧｒ画像及びＲｓ画像と、第２セットにおいて得るＢｐ画像及びＢｑ画像と、を用いて補正量を算出できる。同様に、２撮影フレーム分ずつ、使用する校正用画像を変更することで、全部で１２個の補正量ΔＤを算出できる。このように、異なるセットにおいて得た校正用画像を組み合わせて算出する補正量ΔＤも加えて、５以上の補正量ΔＤを平均すれば、補正量ΔＤは上記第５実施形態よりもさらに正確な値になる。したがって、結果として、酸素飽和度観察モードをさらに正確に校正できる。

[0128] また、上記第５実施形態及び変形例においては、校正モードにおいて複数の補正量ΔＤを算出した後、これらを平均しているが、平均する代わりに、複数の補正量ΔＤの中央値等を校正部７７が用いる補正量ΔＤにしてもよい。

[0129] 上記第５実施形態のように、校正モードにおいて複数セット分の校正用画像を取得して複数の補正量Δを算出する場合には、図１９に示すように、特殊処理部６３には、さらに動き量算出部５１１を設けることが好ましい。この動き量算出部５１１は、第３実施形態の動き量算出部３０１と同様に、画像生成部７３から白色光画像２０２を順次取得し、取得した複数の白色光画像２０２間の観察対象の動き量を算出する。但し、動き量算出部５１１は、算出した動き量を補正量算出部７６に入力する。

[0130] そして、補正量算出部７６においては、上記第５実施形態の通り、複数の補正量ΔＤを算出し、かつ、算出した複数の補正量ΔＤを、動き量を用いて重み付け平均した値を、校正部７７において使用する補正量ΔＤとする。例えば、セットごとに５個の補正量ΔＤ１～ΔＤ５を算出し、第１セットから第５セットの各動き量（または各セットの動き量の平均値等）がそれぞれα１～α５である場合、補正量算出部７６は、これらの動き量α１～α５を各セットの補正量ΔＤ１～ΔＤ５にそれぞれ乗じて平均し、校正部７７におい

て使用する補正量ΔＤを算出する。このように、動き量を用いて重み付け平均した値を用いて校正部７７が相関関係を補正すれば、上記第５実施形態よりもさらに正確に酸素飽和度観察モードを校正できる。

[0131] また、補正量算出部７６は、上記のように動き量を用いて重み付けをして複数の補正量ΔＤを平均する代わりに、動き量を用いて、複数の補正量ΔＤのなかから、酸素飽和度観察モードの校正に最適な補正量ΔＤを選択することもできる。例えば、セットごとに５個の補正量ΔＤ１～ΔＤ５を算出し、第１セットから第５セットの各動き量（または各セットの動き量の平均値等）がそれぞれα１～α５であり、かつ、これらの動き量α１～α５のなかで第３セットの動き量α３が最小であるとすると、補正量算出部７６は、第３セットの補正量ΔＤ３を、校正部７７が使用する補正量ΔＤに選択する。このように、動き量が最も小さいセットの補正量ΔＤ、あるいは、動き量が最も小さい組み合わせの校正用画像を使用して算出した補正量ΔＤを選択して、酸素飽和度観察モードの補正に使用すれば、重み付け平均をする場合よりも簡易に、かつ、第５実施形態よりも正確に、酸素飽和度観察モードを校正できる。

[0132] 図２０に示すように、動き量算出部５１１の代わりに、第４実施形態と同様に複数の白色光画像２０２の光量比を算出する光量比算出部５２１を設けても良い。但し、光量比算出部５２１は、例えばセットごとに、複数の光量比を算出する。この場合、光量比算出部５２１が算出する光量比を、動き量算出部５１１が算出する動き量の代わりに使用できる。すなわち、光量比算出部５２１が算出する光量比を用いて、複数の補正量ΔＤに重み付けして平均し、校正部７７において使用する補正量ΔＤを算出することができる。また、光量比算出部５２１が算出する光量比を用いて、複数の補正量ΔＤのなかから、酸素飽和度観察モードの校正に最適な補正量ΔＤ（例えば、光量比が最小になるセットの補正量ΔＤ）を選択することができる。

[0133] なお、上記第５実施形態においては、校正モード中に何セットの校正用画像を得るかを定めているが、この代わりに、校正モードを実行する時間を定

めても良い。例えば、校正モードの継続時間を５秒等と設定し、この時間内に、白色光画像２０２を取得する時間も含め、できる限り校正用画像を多く取得するようにしても良い。

[0134] 上記第１～第５実施形態においては、観察モードを特殊観察モードに切り替えた際に、自動的に校正モードを実行しているが、校正モードは自動実行せずに、特殊観察モードに切り替えた際には自動的に酸素飽和度観察モードを実行し、校正モードは酸素飽和度観察モード中に任意に実行するようにしてもよい。

[0135] 例えば、図２１に示すように、プロセッサ装置１６に、酸素飽和度画像を順次取得して動き量を算出する動き量算出部６１１と、動き量算出部６１１が算出した動き量を用いて校正モードを実行するか否かを判定する判定部６１２を設けるとよい。判定部６１２は、例えば、動き量が閾値以下になって観察対象の動きが小さいときに、校正モードを実行すると判定し、その旨の制御信号を制御部５２に入力することにより、酸素飽和度観察モード中に校正モードを自動的に挿入する。このように、動き量を用いて酸素飽和度観察モードの校正に最適な状況を判定し、校正モードの校正に最適な状況になったときに校正モードを実行すれば、酸素飽和度観察モードの校正が成功しやすい。

[0136] 動き量算出部６１１は、酸素飽和度画像から動き量を算出しているが、酸素飽和度画像の代わりに、酸素飽和度画像を生成するための画像（Ｂ１画像、Ｂ２画像、Ｇ２画像、及びＲ２画像）を用いて動き量を算出することができる。また、判定部６１２は、校正モードを実行すると判定した場合、制御部５２に制御信号を入力することで、酸素飽和度観察モード中に自動的に校正モードを挿入するが、この代わりに、校正モードに適した状況であることをモニタ１８等の表示（メッセージ等）を用いて報知し、校正モードへの手動切替を促しても良い。また、動き量算出部６１１及び判定部６１２は特殊処理部６３に設けても良い。

[0137] 図２２に示すように、特殊処理部６３に、粘膜の状態を判定する粘膜判定

部６２１を設ければ、粘膜判定部６２１の判定結果にしたがって、酸素飽和度観察モード中に校正モードを挿入することができる。粘膜判定部６２１は、例えば、画像取得部５４からＢ１画像、Ｂ２画像、Ｇ２画像、またはＲ２画像を取得し、これらのいずれか、または全てを用いて、観察対象の粘膜の状態を検出する。そして、病変の疑いがある隆起等の変異形状や変異構造がない場合に、観察対象の粘膜が校正モードに適した状態にあると判定し、校正モードの実行を促す制御信号を制御部５２に入力する。これにより、酸素飽和度観察モード中に自動的に校正モードを挿入することができる。

[0138] 粘膜判定部６２１は、粘膜の色を判定しても良い。例えば、病変の疑いがある変色（例えば発赤）等がない場合や、内視鏡１２が食道から胃に入った等により、粘膜の色が変化し、観察対象が異なる器官になったと判定した場合に、粘膜判定部６２１は校正モードの実行を促す制御信号を制御部５２に入力して、酸素飽和度観察モード中に自動的に校正モードを挿入することができる。なお、粘膜判定部６２１を設ける場合も、自動的に校正モードを挿入する代わりに、校正モードに適した状況であることをモニタ１８等の表示（メッセージ等）を用いて報知し、校正モードへの手動切替を促すようにしてもよい。

[0139] 上記第１～第５実施形態においては、校正モード時に、第１青色光ＢＳ、第２青色光ＢＬ、緑色光Ｇ、及び赤色光Ｒをそれぞれ単独発光して校正用画像を得ているが、一部の光を同時に発光し、一部の校正用画像を同時に取得することができる。例えば、図２３に示すように、緑色光Ｇと赤色光Ｒを同時に発光して、Ｇｒ画像とＲｓ画像を同時に取得することができる。また、図２４に示すように、第１青色光ＢＳと緑色光Ｇと赤色光Ｒを同時発光して、Ｂｐ画像とＧｒ画像とＲｓ画像を同時に取得し、第２青色光ＢＬを単独発光して、Ｂｑ画像だけ別に取得することができる。同様に、第１青色光ＢＳを単独発光してＢｐ画像を取得し、第２青色光ＢＬと緑色光Ｇと赤色光Ｒを同時発光してＢｑ画像とＧｒ画像とＲｓ画像を同時に取得することができる。すなわち、Ｂ画素において受光する第１青色光ＢＳと第２青色光ＢＬをそ

れぞれ異なる撮影フレームにおいて発光して、Ｂｐ画像とＢｑ画像が別々に得られれば、その他の校正用画像は同時に得ることができる。

[0140] 上記第１～第５実施形態においては、基本的に１回の校正モードにおいて酸素飽和度観察モードを校正するが、校正モードを手動または自動で複数回実行する場合には、以前に実行した校正モードにおける校正結果に重ねて校正することができる。すなわち、校正モードを複数回実行する場合には、常にデータ記憶部７１が予め記憶するデフォルトの相関関係を補正するのではなく、以前の校正モードにおいて補正した相関関係を補正することができる。こうすれば、１回の校正モードにおける校正精度が多少低くても、段階的に校正精度を向上することができる。

[0141] 上記第１～第５実施形態においては、生体情報観察モードは酸素飽和度観察モードであるが、本発明は、酸素飽和度以外の生体情報を算出等する生体情報観察モードにも適用可能である。

[0142] 上記第１～第５実施形態においては、校正モードにおいて色（波長）が異なる複数の校正用照明光を使用しているが、同じ色の校正用照明光を用いて観察対象を複数回撮影して得る複数のプレ撮影画像を用いて生体情報観察モードの校正をすることができる。

[0143] 上記第１～第５実施形態においては、光源部２０が複数の光源２０ａ～２０ｄを有し、これらが発光する光を重ね合わせて照明光を形成しているが、この他に、光源部２０は、広帯域光源が発する光から一部の成分を抽出して使用することにより照明光を形成することができる。例えば、図２５に示す内視鏡システム６７０は、第１実施形態の各光源２０ａ～２０ｄ及び光源制御部２２の代わりに、光源部２０に、広帯域光源６７６と、回転フィルタ６７７と、フィルタ切り替え部６７８と、を備える。また、内視鏡システム６７０においては、イメージセンサ４８は、カラーフィルタが設けられていないモノクロのセンサである。これ以外は、第１実施形態の内視鏡システムと同様である。

[0144] 広帯域光源６７６はキセノンランプや白色ＬＥＤ等であり、波長帯域が青

色から赤色に及ぶ白色光を発光する。回転フィルタ６７７は、広帯域光源６７６の光路中に回転自在に配置されており、広帯域光源６７６が発光した白色光の帯域を制限し、一部の成分を照明光としてライトガイド４１に入射する。

[0145] 図２６に示すように、回転フィルタ６７７は円形であり、その内周と外周にそれぞれ帯域制限フィルタを有している。内周の帯域制限フィルタ（以下、内側フィルタという）６８８は周方向に沿って４区画に区切ってあり、各区画には、第１青色光ＢＳを透過するＢＳフィルタ６８８ａと、緑色光Ｇを透過するＧフィルタ６８８ｂと、赤色光Ｒを透過するＲフィルタ６８８ｃがそれぞれ設けられている。外周の帯域制限フィルタ（以下、外側フィルタという）６８９は周方向に沿って５区画に区切ってあり、各区画には、第１青色光ＢＳを透過するＢＳフィルタ６８９ａと、第２青色光ＢＬを透過するＢＬフィルタ６８９ｂと、緑色光Ｇを透過するＧフィルタ６８９ｃと、赤色光Ｒを透過するＲフィルタ６８９ｄと、白色光を透過するＷフィルタ６８９ｅと、がそれぞれ設けられている。

[0146] フィルタ切り替え部６７８は、制御部５２が入力する制御信号にしたがって、観察モードに応じて、広帯域光源６７６の光路に対して回転フィルタ６７７の位置を切り替える。また、フィルタ切り替え部６７８は、観察モードに応じて回転フィルタ６７７の回転速度の調整もする。通常観察モードの場合、フィルタ切り替え部６７８は、内側フィルタ６８８を広帯域光源６７６の光路中に配置し、撮影フレームに合わせて回転フィルタ６７７を回転する。ＢＳフィルタ６８８ａが広帯域光源６７６の光路の通過する撮影フレームにおいては、Ｂｃ画像を得ることができる。同様に、Ｇフィルタ６８８ｂが広帯域光源６７６の光路の通過する撮影フレームにおいては、Ｇｃ画像を得ることができ、Ｒフィルタ６８８ｃが広帯域光源６７６の光路を通過する撮影フレームにおいては、Ｒｃ画像を得ることができる。

[0147] 一方、特殊観察モードの場合、フィルタ切り替え部６７８は、外側フィルタ６８９を広帯域光源６７６の光路中に配置し、撮影フレームに合わせて回

転フィルタ６７７を回転する。これにより、校正モードにおいては、外側フィルタ６８９の各フィルタ６８９ａ～６８９ｅが広帯域光源６７６の光路を通過する各撮影フレームにおいて、Ｂｐ画像、Ｂｑ画像、Ｇｒ画像、Ｒｓ画像、及び白色光画像２０２を得ることができる。また、酸素飽和度観察モードにおいては、外側フィルタ６８９のＢＳフィルタ６８９ａ、ＢＬフィルタ６８９ｂ、Ｒフィルタ６８９ｃ、及びＲフィルタ６８９ｄが広帯域光源６７６の光路を通過する各撮影フレームにおいて、Ｂ１画像、Ｂ２画像、Ｇ２画像、及びＲ２画像をそれぞれ得ることができる。

[0148] 回転フィルタ６７７の上記構成は一例である。例えば、外側フィルタ６８９のＷフィルタ６８９ｅの区画を増やし、ＢＳフィルタ６８９ａとＢＬフィルタ６８９ｂの間、ＢＬフィルタ６８９ｂとＧフィルタ６８９ｃの間、及び、Ｇフィルタ６８９ｃとＲフィルタ６８９ｄの間にもそれぞれＷフィルタ６８９ｅを配置すれば、校正モードにおいて、第１実施形態と同様に、各校正用画像の間または前後の撮影フレームにおいて白色光画像２０２を得ることができる。この他、画像生成部７３がＢｑ画像、Ｇｒ画像、及びＲｓ画像から白色光画像２０２を生成するようにすれば、Ｗフィルタ６８９ｅを省略することもできる。また、外側フィルタ６８９をさらに内外周で分割して、校正用モード用の部分と、酸素飽和度観察モード用の部分とを設けても良い。

[0149] 上記第１～第５実施形態においては、イメージセンサ４８が設けられた内視鏡１２を被検体内に挿入して観察を行う内視鏡システムにおいて本発明を実施しているが、カプセル内視鏡システムにおいても本発明は好適である。図２７に示すように、例えば、カプセル内視鏡システムにおいては、カプセル内視鏡７００と、プロセッサ装置（図示しない）とを少なくとも有する。

[0150] カプセル内視鏡７００は、光源部７０２と制御部７０３と、イメージセンサ７０４と、画像処理部７０６と、送受信アンテナ７０８と、を備えている。光源部７０２は、光源部２０に対応する。制御部７０３は、光源制御部２２及び制御部５２と同様に機能する。また、制御部７０３は、送受信アンテナ７０８を用いて、カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置と無線を使用

して通信可能である。カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置は、上記第１～第５実施形態のプロセッサ装置１６とほぼ同様であるが、画像取得部５４及び画像処理部６１に対応する画像処理部７０６はカプセル内視鏡７００に設けられ、生成した酸素飽和度画像等は、送受信アンテナ７０８を介してプロセッサ装置に送信される。イメージセンサ７０４はイメージセンサ４８と同様に構成される。

符号の説明

[0151] １０，６７０　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

１３ａ　スイッチ

１３ｂ　ズーム操作部

１４　光源装置

１６　プロセッサ装置

１８　モニタ

１９　コンソール

２０，７０２　光源部

２０ａ　ＢＳ光源

２０ｂ　ＢＬ光源

２０ｃ　Ｇ光源

２０ｄ　Ｒ光源

２２　光源制御部

３０ａ　照明光学系

３０ｂ　撮影光学系

４１　ライトガイド

４５　照明レンズ

４６　対物レンズ

４７　ズームレンズ

４８，７０４　イメージセンサ

５２，７０３　制御部

５４　画像取得部

５６　ＤＳＰ

５８　ノイズ低減部

５９　変換部

６１，７０６　画像処理部

６２　通常処理部

６３　特殊処理部

６６　表示制御部

７０　演算値算出部

７１　データ記憶部

７２　生体情報算出部

７３　画像生成部

７５　校正情報算出部

７６　補正量算出部

７７　校正部

８３　等値線

８４　等値線

８６，８７　グラフ

９４　基準等濃度線

９６　等濃度線

２０１　領域設定部

２０２　白色光画像

２０３　使用領域

３０１，５１１，６１１　動き量算出部

３０２　位置ずれ補正部

４０１，５２１　光量比算出部

４０２　光量比補正部

６１２　判定部

６２１　粘膜判定部

６７６　広帯域光源

６７７　回転フィルタ

６７８　フィルタ切り替え部

６８８，６８９　帯域制限フィルタ

６８８ａ，６８９ａ　ＢＳフィルタ

６８８ｂ，６８９ｃ　Ｇフィルタ

６８８ｃ，６８９ｄ　Ｒフィルタ

６８９ｂ　ＢＬフィルタ

６８９ｅ　Ｗフィルタ

７００　カプセル内視鏡

７０８　送受信アンテナ

請求の範囲

[請求項1] 観察対象の生体情報を観察する生体情報観察モードと、前記生体情報観察モードを校正する校正モードと、を有する内視鏡システムにおいて、

前記校正モード時に、前記校正に使用する校正用照明光を発光し、かつ、少なくとも１回は白色光を発光する光源部と、

前記校正用照明光を用いて前記観察対象を撮像して得る複数の校正用画像を用いて前記生体情報観察モードにおいて使用するデータの補正量を算出する補正量算出部と、

前記補正量を用いて前記データを補正することにより、前記生体情報観察モードを校正する校正部と、

前記校正モード時に、前記白色光を用いて前記観察対象を撮影して得る白色光画像を表示部に表示する表示制御部と、

を備える内視鏡システム。

[請求項2] 前記生体情報は、前記観察対象の酸素飽和度である請求項１に記載の内視鏡システム。

[請求項3] 前記校正用画像の一部を、前記生体情報観察モードの校正に使用する領域に設定する領域設定部を備え、

前記表示制御部は、前記領域設定部が設定した前記領域を前記白色光画像に重畳表示する請求項１または２に記載の内視鏡システム。

[請求項4] 前記校正モード時に、複数の前記校正用画像を取得し、かつ、複数の前記白色光画像を取得する請求項１～３のいずれか１項に記載の内視鏡システム。

[請求項5] 複数の前記白色光画像の光量比を算出する光量比算出部と、

前記光量比算出部が算出した前記光量比を用いて、複数の前記校正用画像の光量比を補正する光量比補正部と、

を備える請求項４に記載の内視鏡システム。

[請求項6] 前記観察対象の動き量を算出する動き量算出部と、

前記動き量を用いて、複数の前記校正用画像の位置ずれを補正する位置ずれ補正部と、

を備える請求項４に記載の内視鏡システム。

[請求項7] 前記補正量算出部は、複数の前記校正用画像のうち一部の前記校正用画像を用い、かつ、使用する前記校正用画像の組み合わせを変更することにより、複数の前記補正量を算出し、

前記校正部は、複数の前記補正量、または、複数の前記補正量のうち１つを用いて前記生体情報観察モードにおいて使用する前記データを補正する請求項４に記載の内視鏡システム。

[請求項8] 前記観察対象の動き量を算出する動き量算出部を備え、

前記校正部は、前記動き量を用いて複数の前記補正量を重み付け平均した値を用いて前記生体情報観察モードにおいて使用する前記データを補正する請求項７に記載の内視鏡システム。

[請求項9] 前記観察対象の動き量を算出する動き量算出部を備え、

前記動き量を用いて複数の前記補正量のなかから選択した１つの前記補正量を用いて、前記校正部は、前記生体情報観察モードにおいて使用する前記データを補正する請求項７に記載の内視鏡システム。

[請求項10] 前記光源部は、複数の前記校正用照明光のうち、前記補正量の算出精度への寄与が最も大きい組み合わせの２つの前記校正用照明光の発光間隔を、他の前記校正用照明光の発光間隔よりも短くする請求項４～９のいずれか１項に記載の内視鏡システム。

[請求項11] 観察対象の生体情報を算出する生体情報観察モードと、前記生体情報観察モードを校正する校正モードと、を有する内視鏡システムの作動方法において、

光源部が、前記校正モード時に、前記校正に使用する校正用照明光を発光し、かつ、少なくとも１回は白色光を発光するステップと、

補正量算出部が、前記校正用照明光を用いて前記観察対象を撮像して得る校正用画像を用いて前記生体情報観察モードにおいて使用する

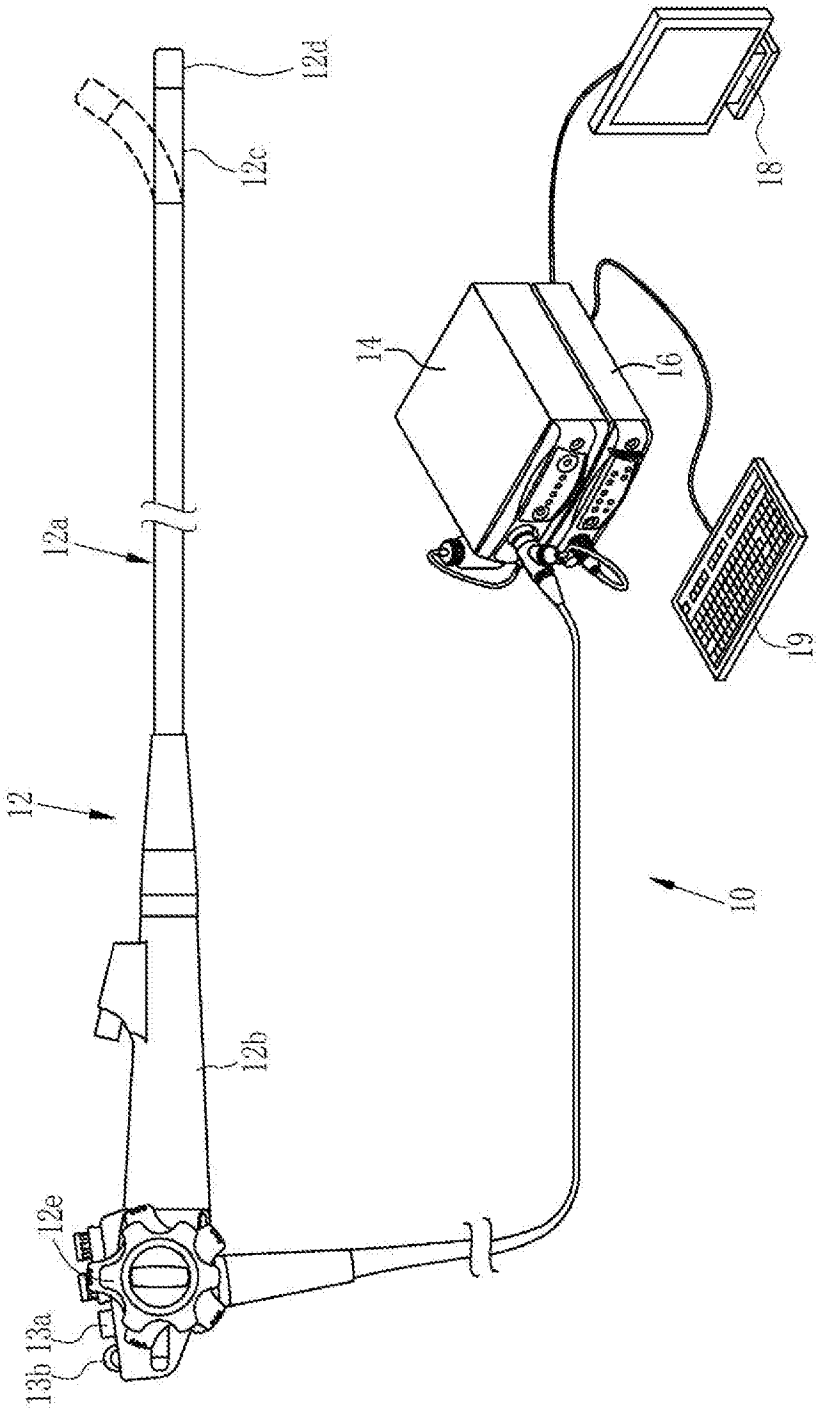
データの補正量を算出するステップと、

校正部が、前記補正量を用いて前記データを補正することにより、前記生体情報観察モードを校正するステップと、

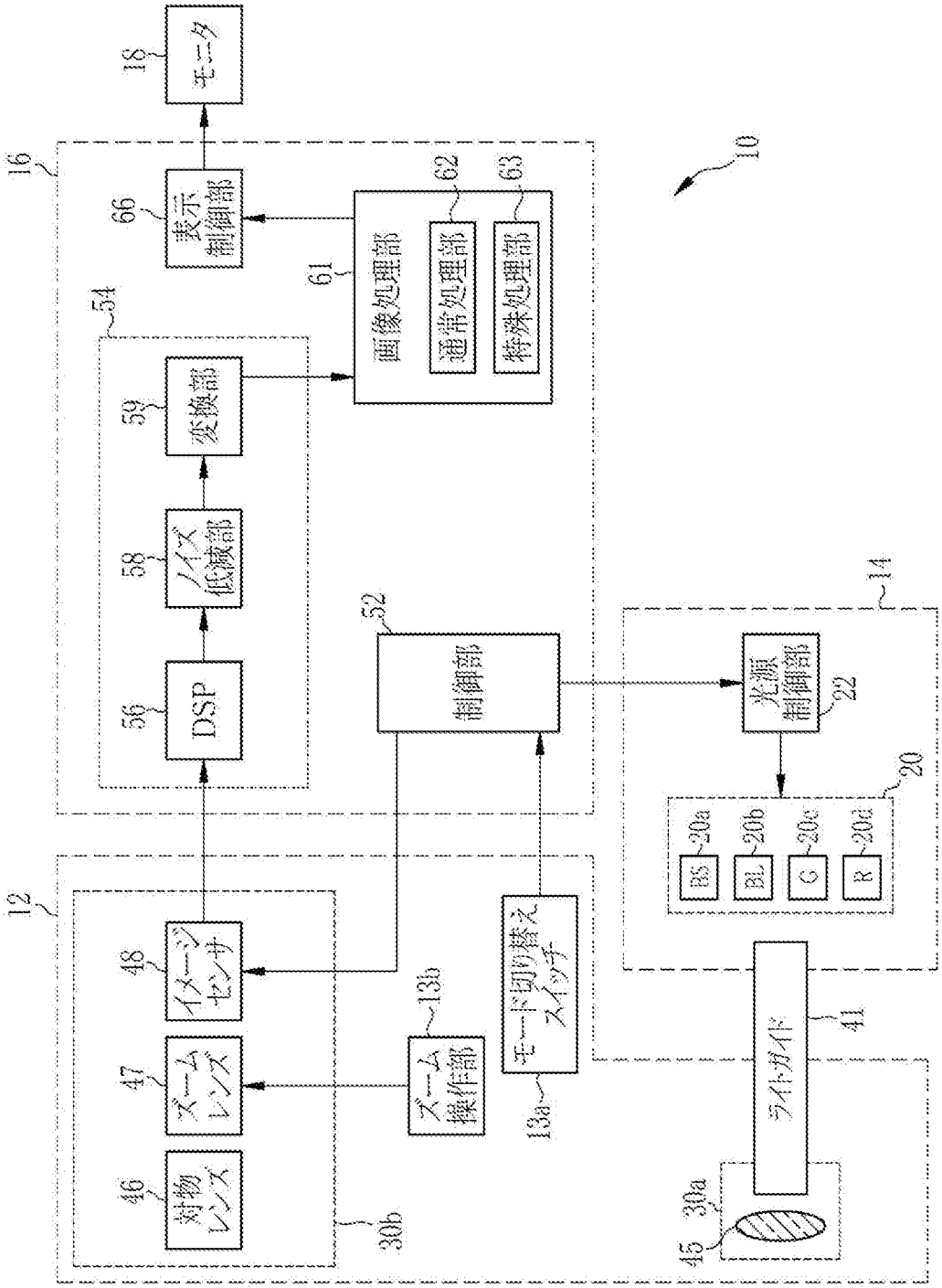
表示制御部が、前記校正モード時に、前記白色光を用いて前記観察対象を撮影して得る白色光画像を表示部に表示するステップと、

を備える内視鏡システムの作動方法。

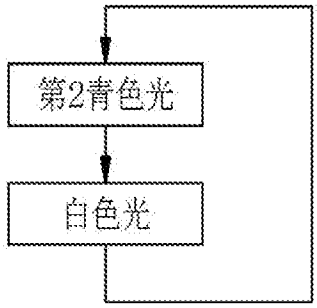
[図1]



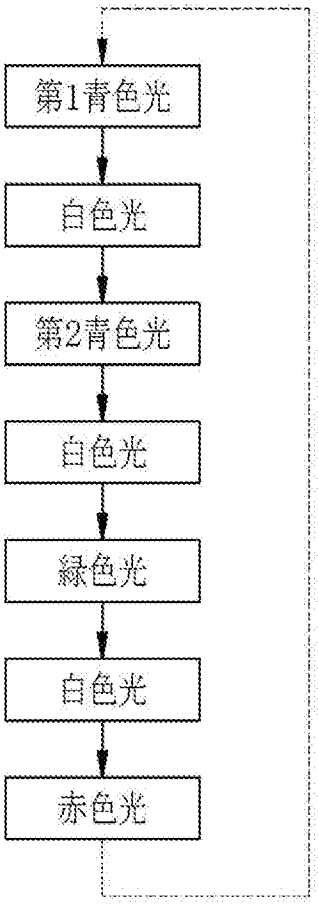
[図2]


18
モニタ
16
66
表示制御部
62
63
61
画像処理部
通常処理部
特殊処理部
10
54
59
変換部
58
ノイズ低減部
56
DSP
52
制御部
14
光源制御部
22
20
BS
20a
BL
20b
G
20c
R
20d
12
48
イメージセンサ
47
ズームレンズ
46
対物レンズ
13b
ズーム操作部
モード切り替えスイッチ
13a
ライトガイド
41
30a
45
30b

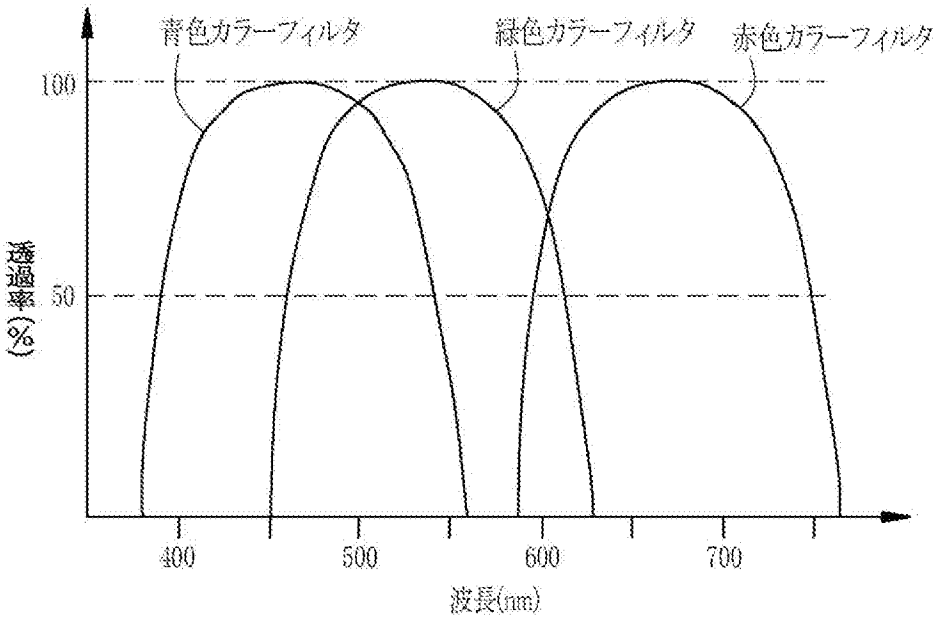
[図3]



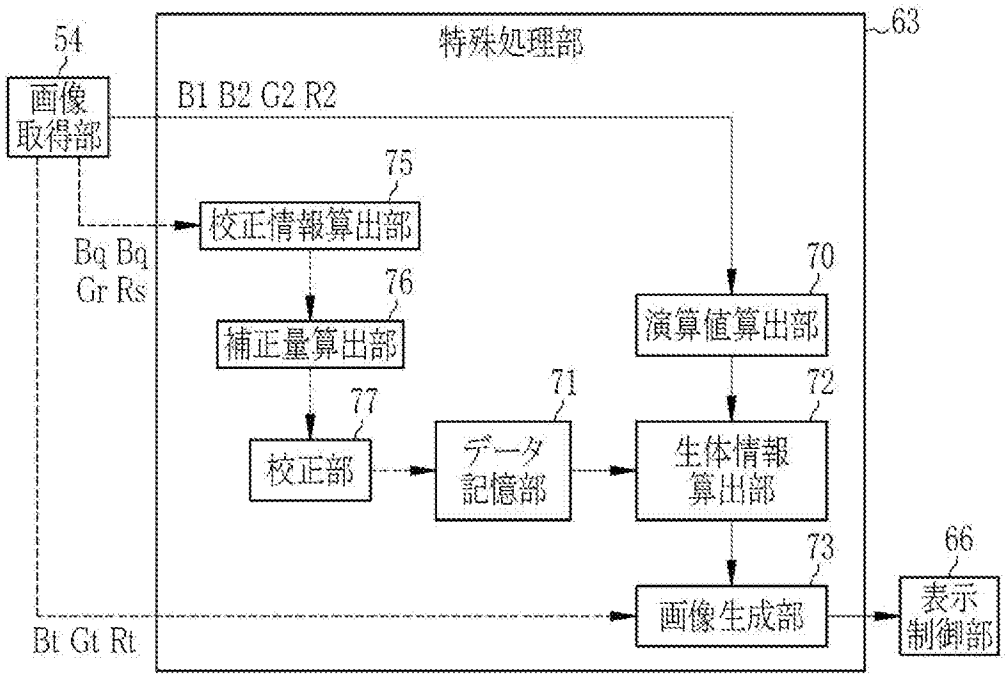
[図4]



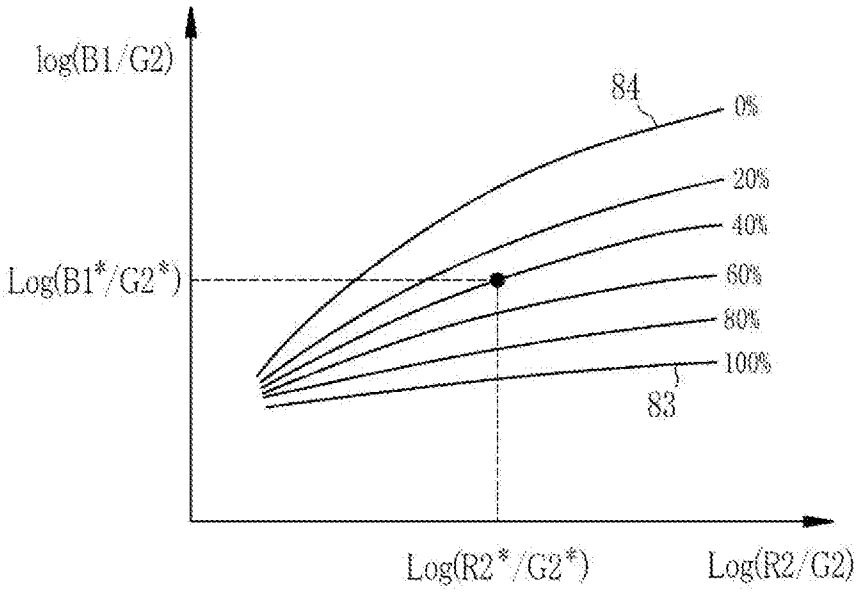
[図5]


青色カラーフィルタ
緑色カラーフィルタ
赤色カラーフィルタ
100
50
透過率(%)
400
500
600
700
波長(nm)

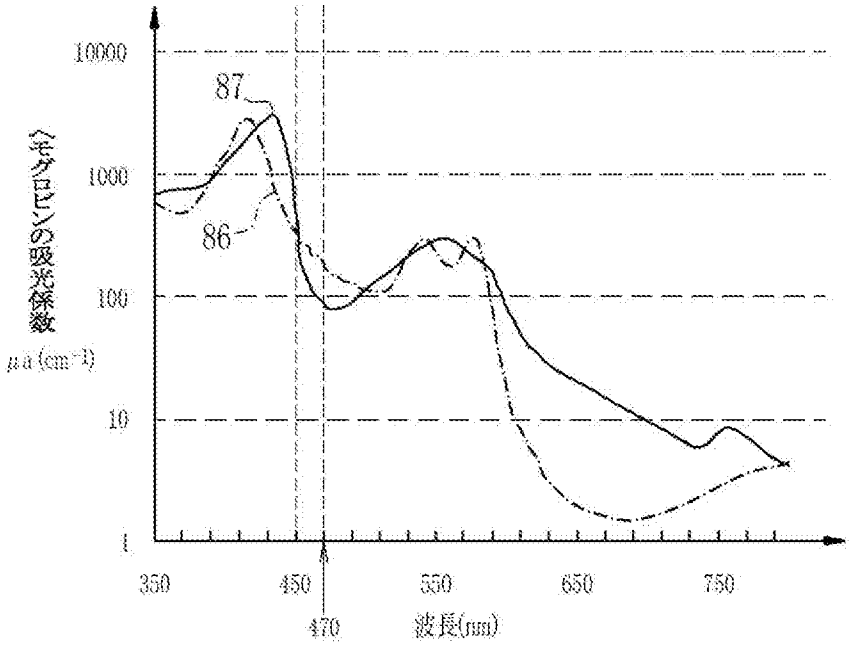
[図6]


54
画像取得部
特殊処理部
63
B1 B2 G2 R2
75
校正情報算出部
Bq Bq
Gr Rs
76
補正量算出部
70
演算値算出部
77
校正部
71
データ記憶部
72
生体情報算出部
73
画像生成部
66
表示制御部
Bt Gt Rt

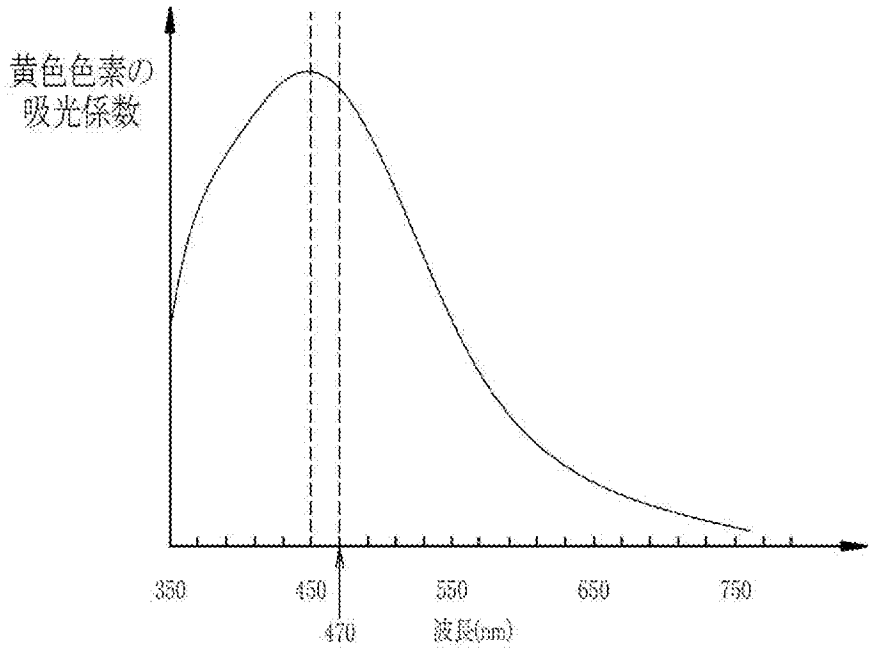
[図7]


log(B1/G2)
84
0%
20%
40%
60%
80%
100%
Log(B1*/G2*)
83
Log(R2*/G2*)
Log(R2/G2)

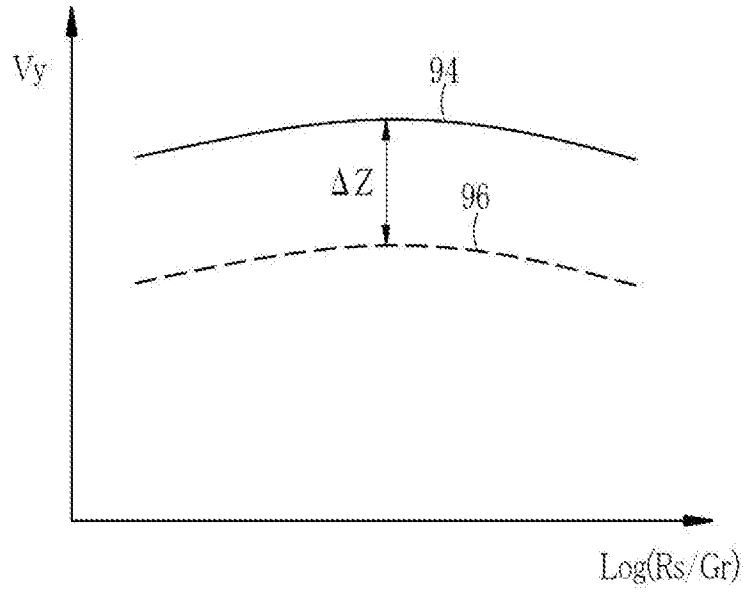
[図8]


10000
1000
100
10
1
87
86
350
450
550
650
750
470
波長(nm)

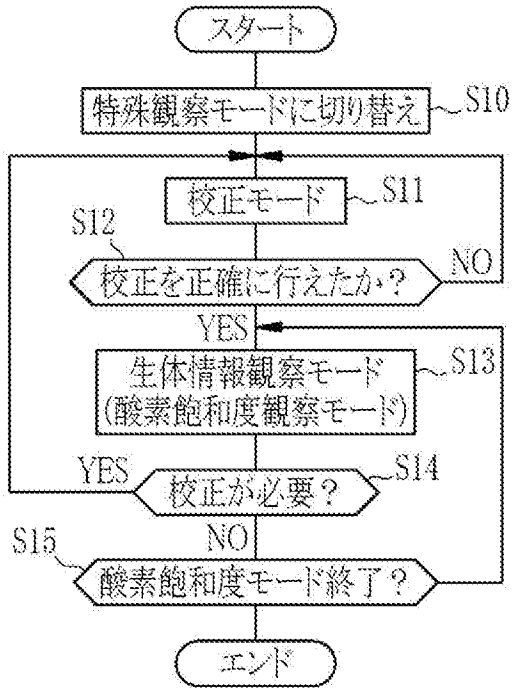
[図9]



[図10]



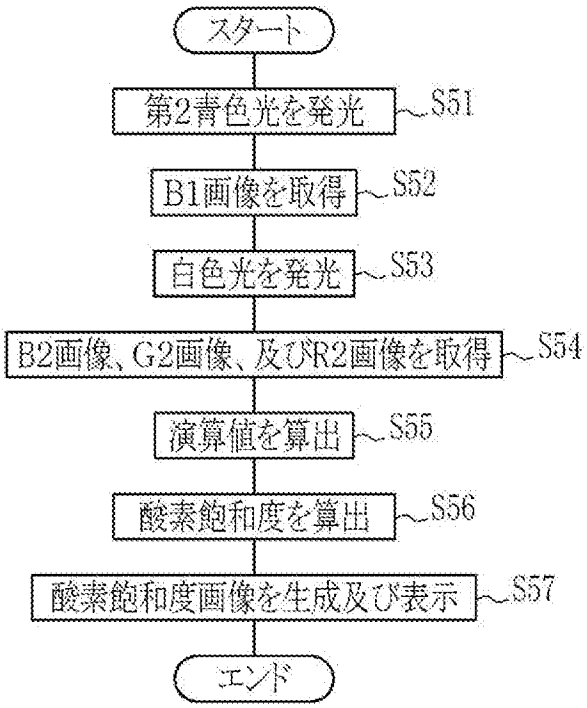
[図11]


スタート
特殊観察モードに切り替え
S10
校正モード
S11
S12
校正を正確に行えたか？
NO
YES
生体情報観察モード
(酸素飽和度観察モード)
S13
YES
校正が必要？
S14
S15
NO
酸素飽和度モード終了？
エンド

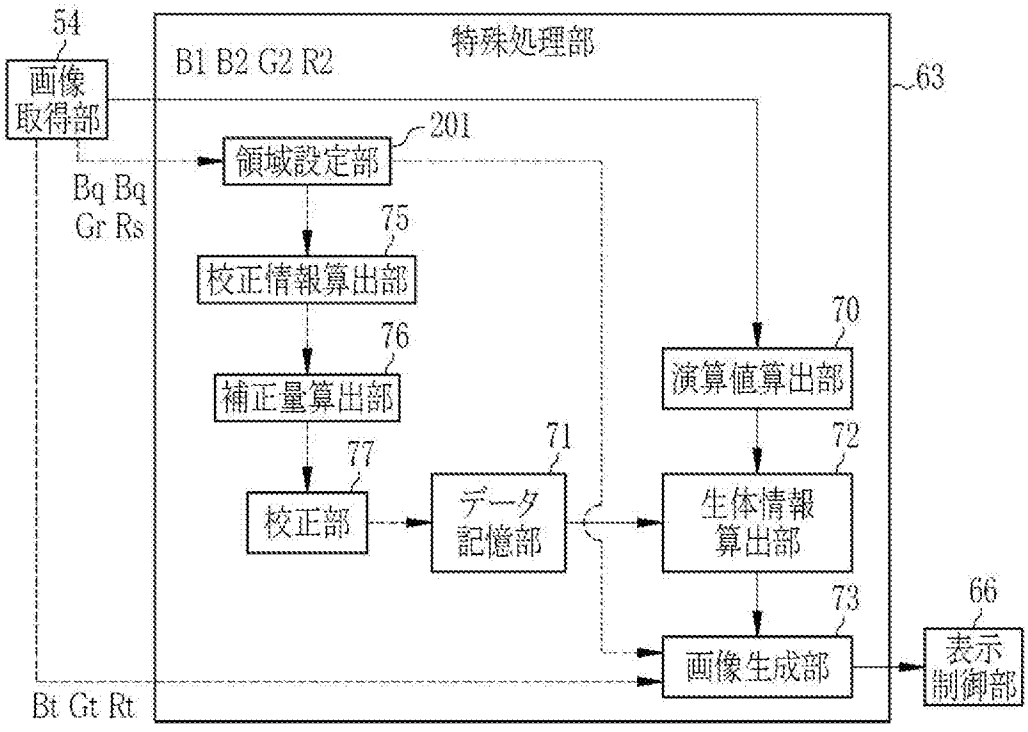
[図12]


スタート
第1青色光を発光
S21
Bp画像を取得
S22
白色光を発光
S23
Bt画像、Gt画像、及びRt画像を取得
S24
白色光画像を生成及び表示
S25
第2青色光を発光
S26
Bq画像を取得
S27
白色光を発光
S28
Bt画像、Gt画像、及びRt画像を取得
S29
白色光画像を生成及び表示
S30
緑色光Gを発光
S31
Gr画像を取得
S32
白色光を発光
S33
Bt画像、Gt画像、及びRt画像を取得
S34
白色光画像を生成及び表示
S35
赤色光Rを発光
S36
Rs画像を取得
S37
生体情報を算出
S38
補正量ΔDを算出
S39
相関関係を補正
S40
エンド

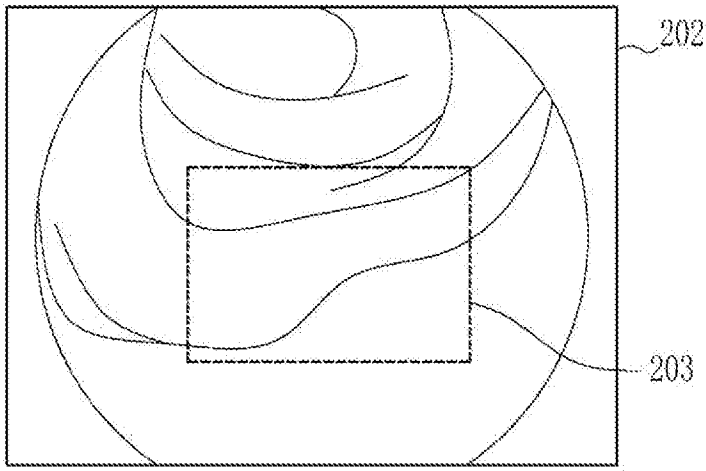
[図13]


スタート
第2青色光を発光
S51
B1画像を取得
S52
白色光を発光
S53
B2画像、G2画像、及びR2画像を取得
S54
演算値を算出
S55
酸素飽和度を算出
S56
酸素飽和度画像を生成及び表示
S57
エンド

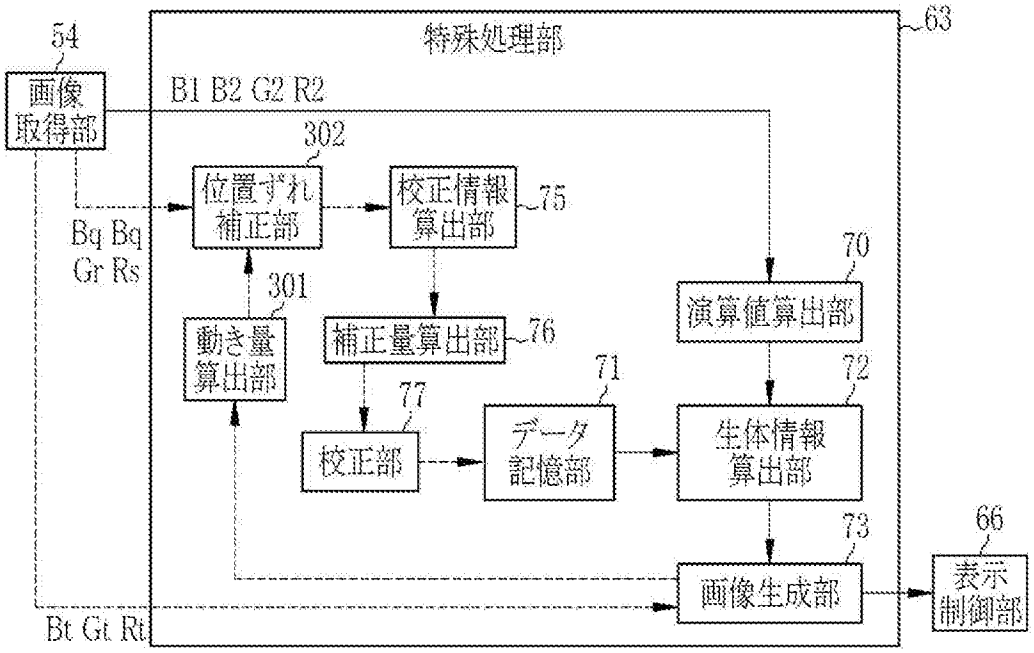
[図14]


54
画像取得部
B1 B2 G2 R2
特殊処理部
63
201
領域設定部
Bq Bq
Gr Rs
75
校正情報算出部
76
補正量算出部
77
校正部
71
データ記憶部
70
演算値算出部
72
生体情報算出部
73
画像生成部
66
表示制御部
Bt Gt Rt

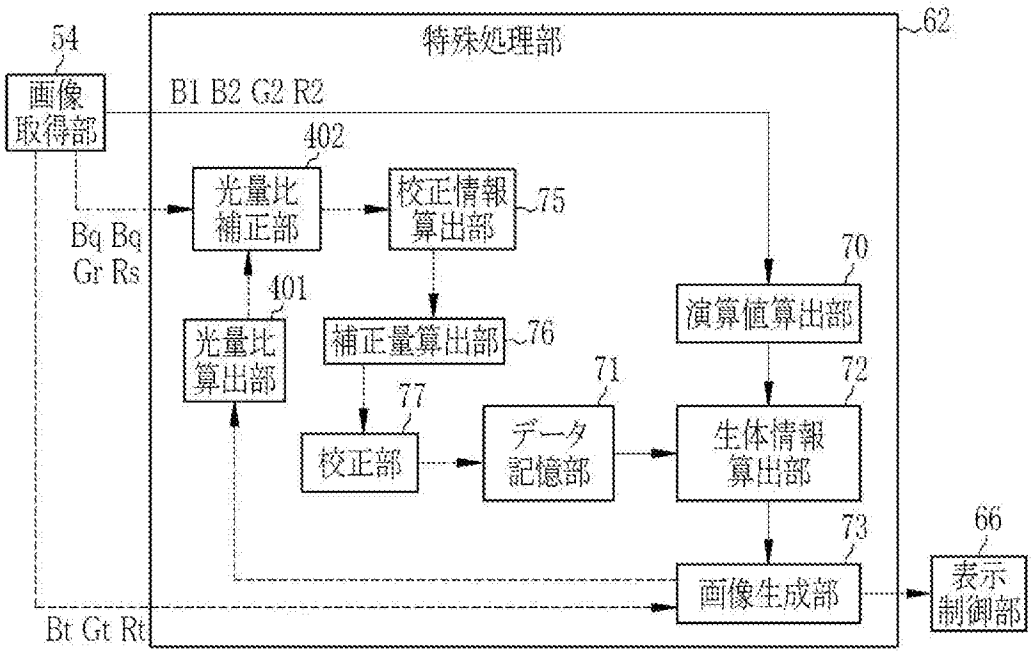
[図15]


202
203

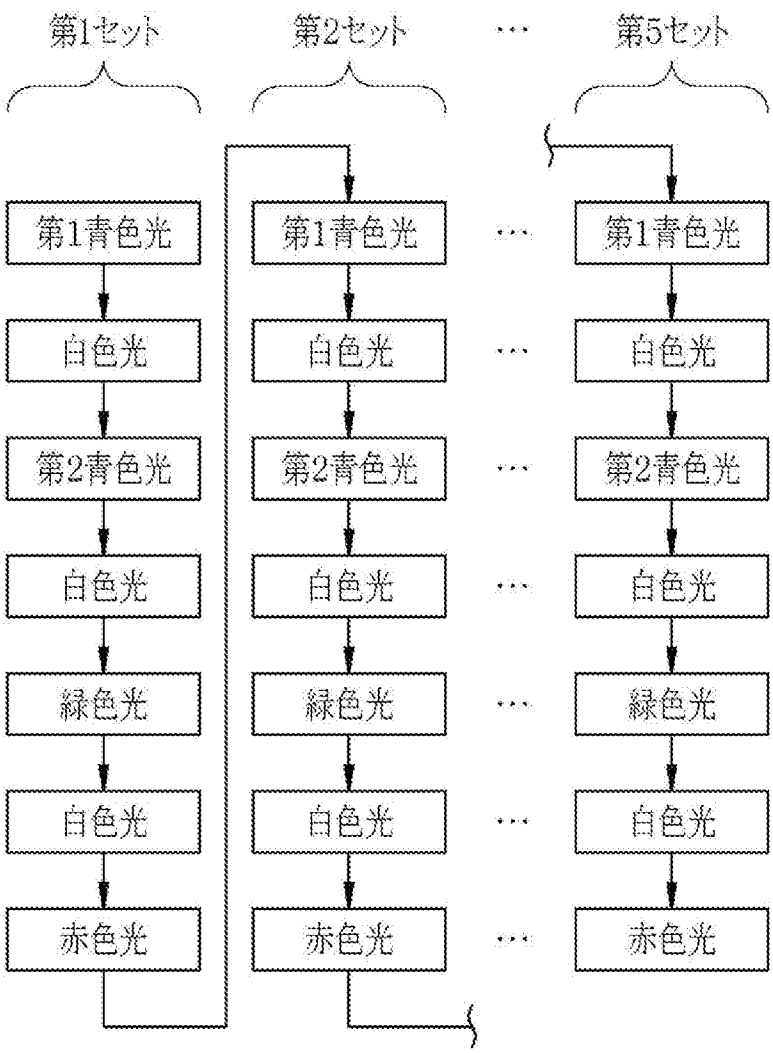
[図16]


54
画像
取得部
特殊処理部
63
B1 B2 G2 R2
302
位置ずれ
補正部
校正情報
算出部
75
Bq Bq
Gr Rs
301
動き量
算出部
補正量算出部
76
70
演算値算出部
71
72
77
校正部
データ
記憶部
生体情報
算出部
73
66
画像生成部
表示
制御部
Bt Gt Rt

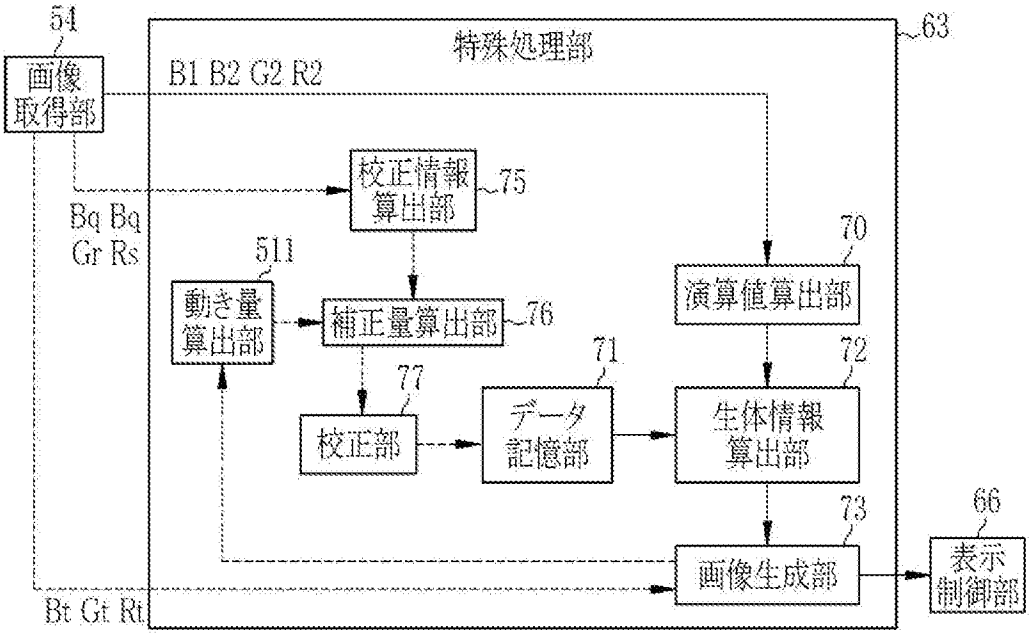
[図17]


54
画像
取得部
特殊処理部
62
B1 B2 G2 R2
402
光量比
補正部
校正情報
算出部
75
Bq Bq
Gr Rs
401
光量比
算出部
補正量算出部
76
77
校正部
71
データ
記憶部
70
演算値算出部
72
生体情報
算出部
73
画像生成部
66
表示
制御部
Bt Gt Rt

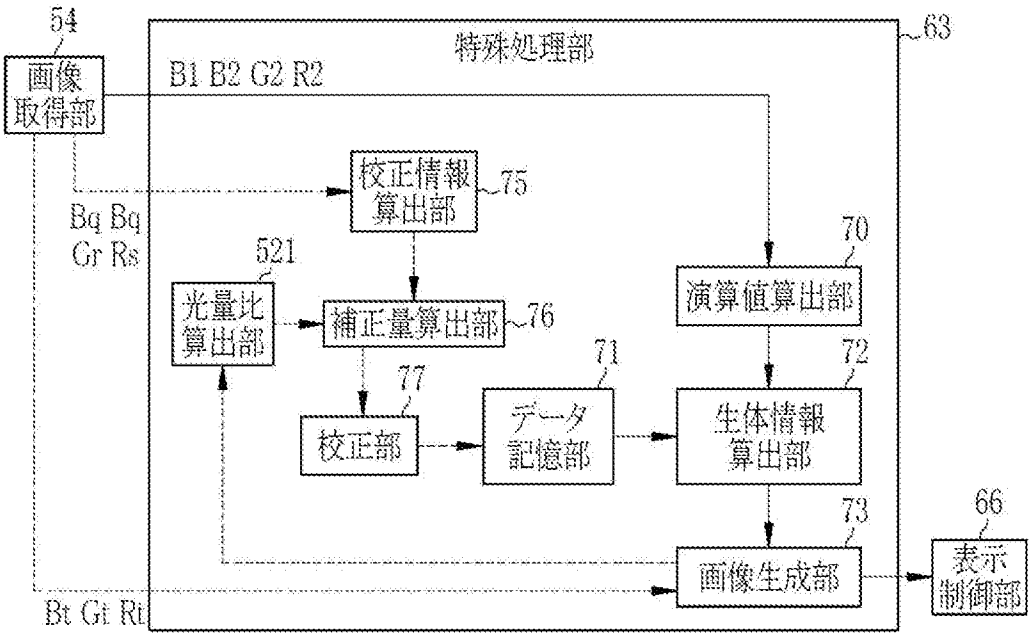
[図18]


第1セット
第2セット
…
第5セット
第1青色光
白色光
第2青色光
白色光
緑色光
白色光
赤色光
第1青色光
白色光
第2青色光
白色光
緑色光
白色光
赤色光
…
第1青色光
白色光
第2青色光
白色光
緑色光
白色光
赤色光

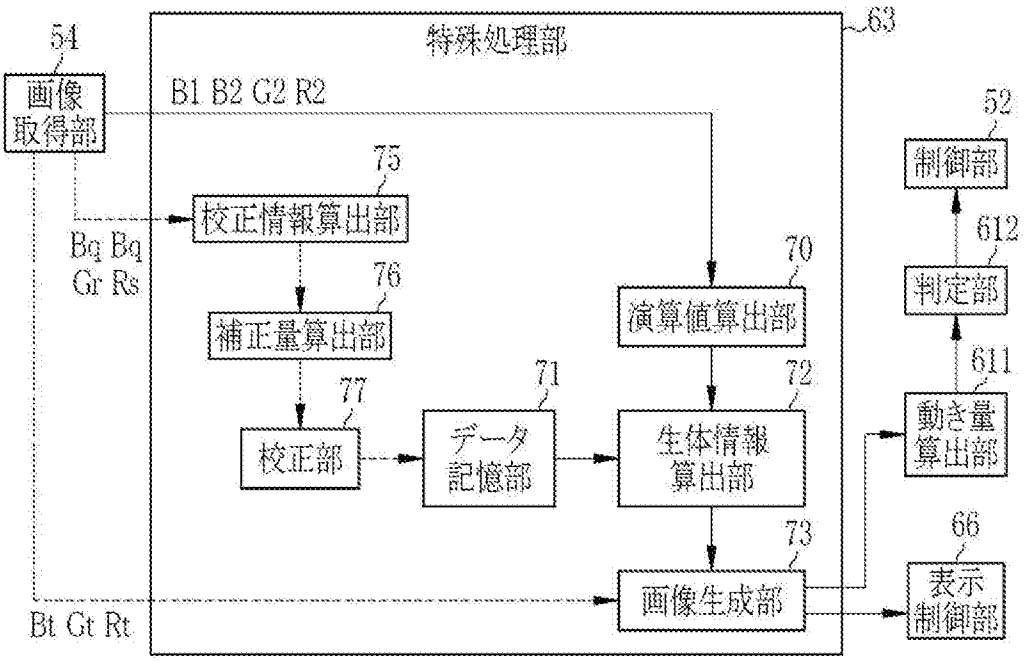
[図19]


54
画像
取得部
特殊処理部
63
B1 B2 G2 R2
校正情報
算出部
75
Bq Bq
Gr Rs
511
動き量
算出部
補正量算出部
76
演算値算出部
70
71
72
77
校正部
データ
記憶部
生体情報
算出部
73
66
画像生成部
表示
制御部
Bt Gt Rt

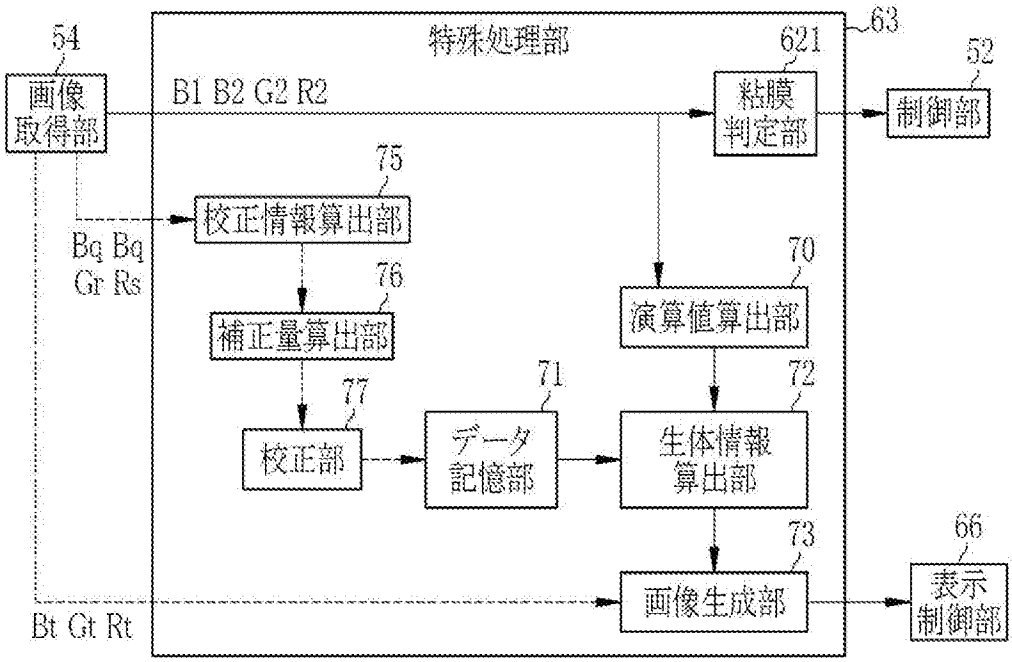
[図20]


54
画像
取得部
特殊処理部
63
B1 B2 G2 R2
校正情報
算出部
75
Bq Bq
Gr Rs
521
光量比
算出部
補正量算出部
76
演算値算出部
70
71
72
77
校正部
データ
記憶部
生体情報
算出部
73
66
画像生成部
表示
制御部
Bt Gt Rt

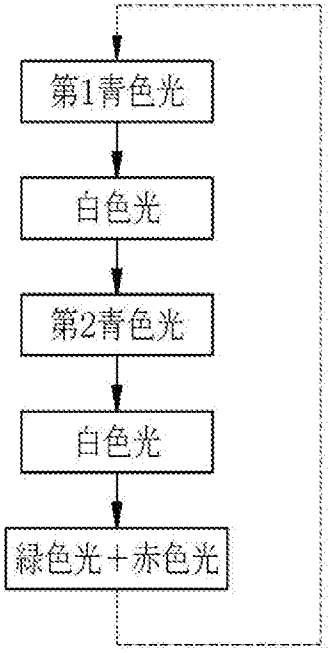
[図21]


54
画像取得部
特殊処理部
63
B1 B2 G2 R2
52
制御部
75
校正情報算出部
Bq Bq
Gr Rs
612
判定部
70
演算値算出部
76
補正量算出部
611
動き量算出部
71
72
77
校正部
データ記憶部
生体情報算出部
73
66
画像生成部
表示制御部
Bt Gt Rt

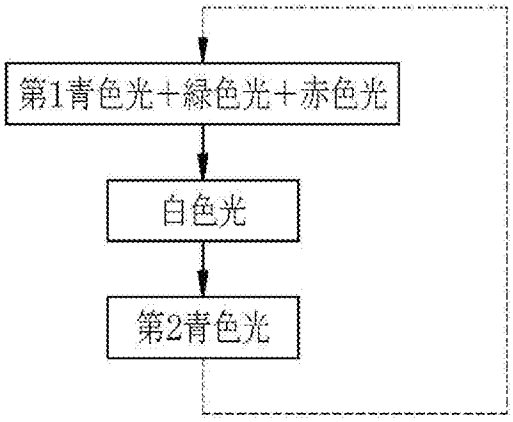
[図22]


54
画像取得部
特殊処理部
63
621
粘膜判定部
B1 B2 G2 R2
52
制御部
75
校正情報算出部
Bq Bq
Gr Rs
70
演算値算出部
76
補正量算出部
71
72
77
校正部
データ記憶部
生体情報算出部
73
66
画像生成部
表示制御部
Bt Gt Rt

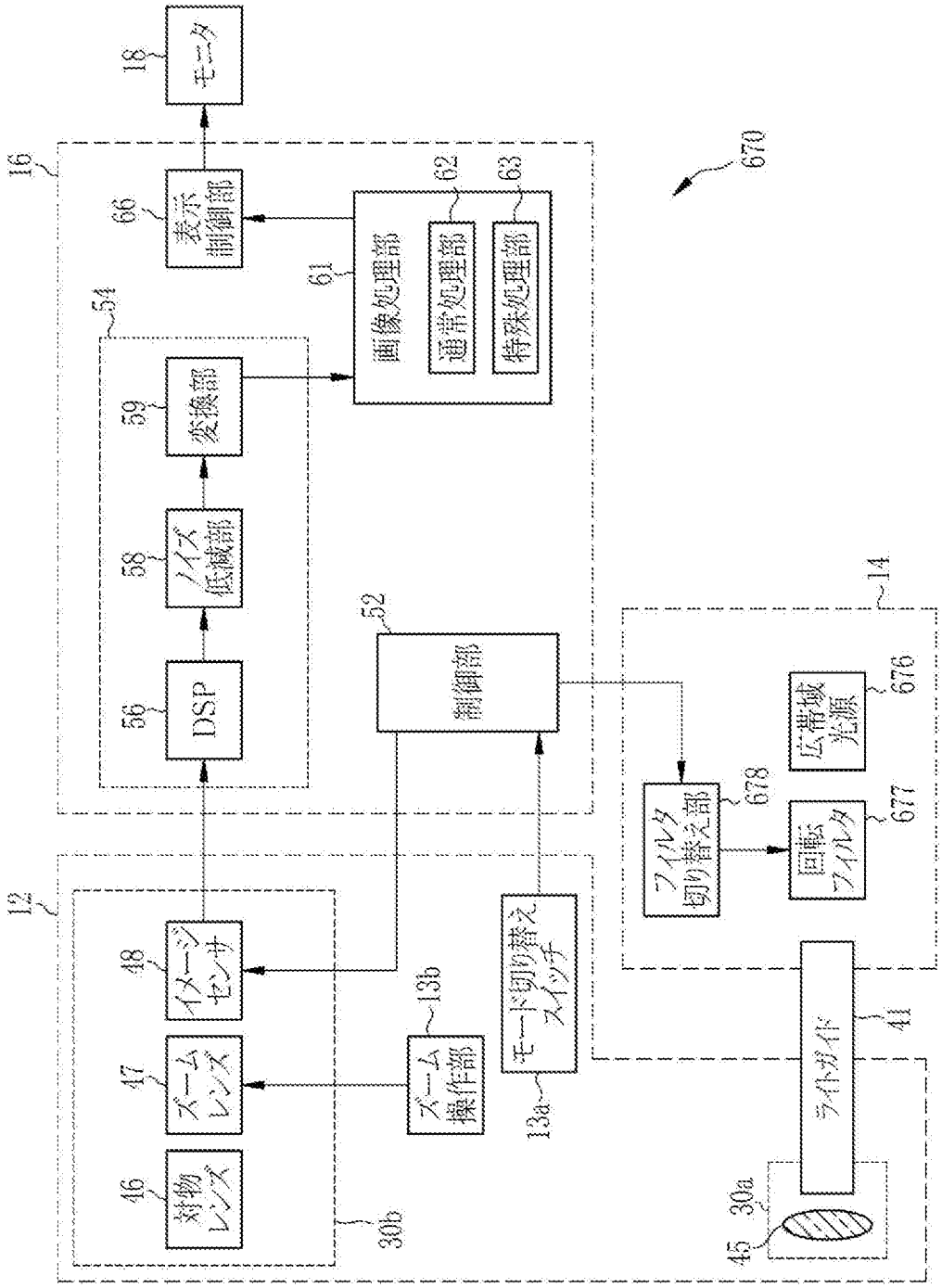
[図23]



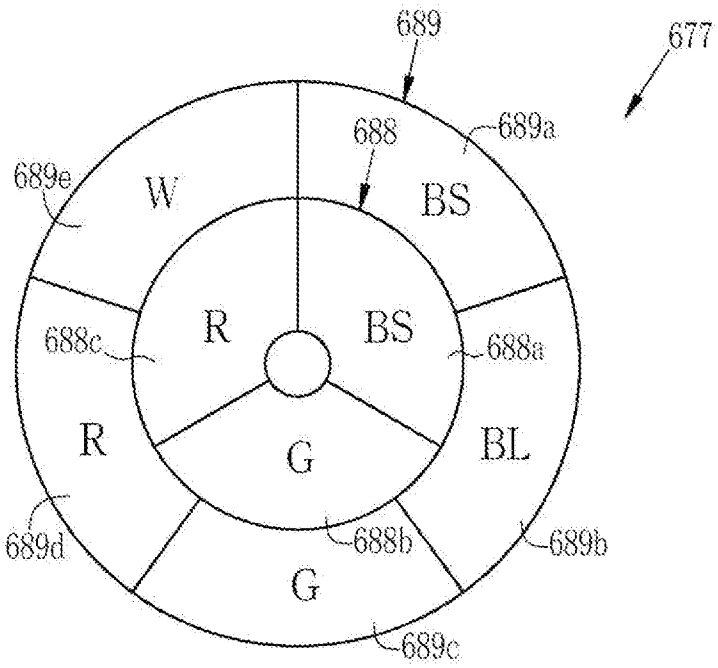
[図24]



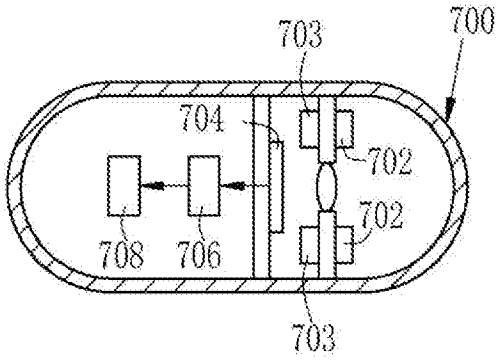
[図25]


モニタ
18
16
670
表示制御部
66
62
63
画像処理部
通常処理部
特殊処理部
61
54
変換部
59
ノイズ低減部
58
DSP
56
52
制御部
14
広帯域光源
676
フィルタ切り替え部
678
回転フィルタ
677
イメージセンサ
48
ズームレンズ
47
対物レンズ
46
12
ズーム操作部
13b
モード切り替えスイッチ
13a
ライトガイド
41
30a
45
30b

[図26]


689
677
688
689a
689e
W
BS
R
BS
688c
688a
R
G
BL
689d
688b
689b
G
689c

[図27]


703
700
704
702
702
708
706
703

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2016/086341

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B1/00(2006.01)i, *A61B1/04*(2006.01)i, *G02B23/24*(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, A61B1/04, G02B23/24

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2013-22341 A (Fujifilm Corp.), 04 February 2013 (04.02.2013), fig. 2, 6, 7, 13, 14; 0044, 0057, 0065, 0067 to 0070 & US 2013/0030268 A1 fig. 2, 6, 7, 13, 14; 0068, 0082, 0090, 0092 to 0095	1-11
A	WO 2015/064436 A1 (Fujifilm Corp.), 07 May 2015 (07.05.2015), abstract; fig. 4, 13 (Family: none)	1-11
A	JP 2006-341025 A (Olympus Corp.), 21 December 2006 (21.12.2006), abstract (Family: none)	1-11

☐ 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
23 February 2017 (23.02.17)	07 March 2017 (07.03.17)

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

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１６／０８６３４１

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, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(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, A61B1/04, G02B23/24

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１７年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１７年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１７年

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

Ｃ．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
A	JP 2013-22341 A（富士フイルム株式会社）2013.02.04 図 2,6,7,13,14、0044,0057,0065,0067-0070 & US 2013/0030268 A1, 図 2,6,7,13,14、0068,0082,0090,0092-0095	1-11
A	WO 2015/064436 A1（富士フイルム株式会社）2015.05.07 要約、図 4,13（ファミリーなし）	1-11
A	JP 2006-341025 A（オリンパス株式会社）2006.12.21 要約（ファミリーなし）	1-11

☐　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
２３．０２．２０１７	０７．０３．２０１７

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　９８０８
右▲高▼　孝幸
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２