(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2015 年 4 月 2 日(02.04.2015)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2015/045703 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2014/072186

(22) 国際出願日: 2014 年 8 月 25 日(25.08.2014)

(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 2013-202544 2013 年 9 月 27 日(27.09.2013) 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: 白石　泰士 (**SHIRAISHI Yasushi**); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台７９８番地　富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP).

(74) 代理人: 小田原　修一, 外(**ODAHARA Shuichi** et al.); 〒2500111 神奈川県南足柄市竹松１２５０番地　ＦＦＴＰ　ＭＯ棟６Ｆ Kanagawa (JP).

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

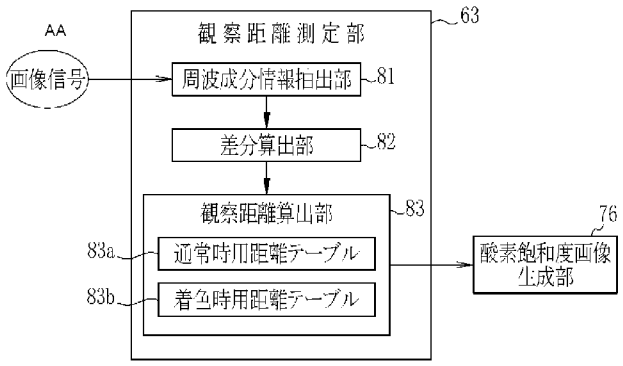
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK,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

WO 2015/045703 A1

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

(54) 発明の名称 : 内視鏡システム及びプロセッサ装置並びに作動方法並びに距離測定装置



63 Observation distance measurement unit
76 Oxygen saturation image generation unit
81 Frequency component information extraction unit
82 Differential calculation unit
83 Observation distance calculation unit
83a Distance table for normal use
83b Distance table for use during coloring
AA Image signal

(57) **Abstract**: Provided are an endoscope system, a processor device, an operation method, and a distance measurement device, whereby observation distance can be accurately measured even if a pigment or residue, etc., are present within a specimen. The endoscope system (10) comprises a light source device (14), an endoscope (12), and an observation distance measurement unit (63). The light source device (14) irradiates a signal light having a wavelength band that is absorbed by hemoglobin in the specimen, on to the specimen. The endoscope (12) has an image sensor (48) that captures images of the specimen, by using the reflected signal light, and outputs an image signal. The observation distance measurement unit (63) measures the observation distance on the basis of the image signal.

(57) 要約: 着色剤や残渣等が検体内に存在する場合でも正確に観察距離を測定する内視鏡システム及びプロセッサ装置並びに作動方法並びに距離測定装置を提供する。内視鏡システム１０は、光源装置１４と、内視鏡１２と、観察距離測定部６３と、を備える。光源装置１４は、検体に含まれるヘモグロビンに吸収される波長帯域を有する信号光を検体に照射する。内視鏡１２は、信号光の反射光で検体を撮像して画像信号を出力するイメージセンサ４８を有する。観察距離測定部６３は、画像信号に基づいて観察距離を測定する。

明　細　書

発明の名称 ：

内視鏡システム及びプロセッサ装置並びに作動方法並びに距離測定装置

技術分野

[0001] 本発明は、検体内を観察するための内視鏡システム及びプロセッサ装置並びに作動方法並びに距離測定装置に関する。

背景技術

[0002] 医療分野においては、内視鏡システムを用いる診断が一般的になっている。内視鏡システムは、例えば、検体に照射するための光を発生する光源装置と、検体を撮像する内視鏡と、検体を撮像して得た画像信号の処理等をするプロセッサ装置とを備える。

[0003] 内視鏡システムを用いて検体を観察する場合、様々な理由から、検体と内視鏡の先端部との距離（以下、観察距離という）を知りたいという要望がある。例えば、特許文献１に記載の内視鏡システムは、先端部の接触によって検体を傷つけてしまうことを防ぐために、内視鏡内に干渉計を設け、この干渉計により観察距離を計測している。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開平０９－２９４７０８号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 特許文献１のように、観察距離を測定するための干渉計を設ける場合、コストが増大してしまうという問題がある。また、特許文献１の内視鏡システムでは、内視鏡の挿入部が太径化し難い構成になっているものの、干渉計を形成する部材を配置するスペースが必要になり、内視鏡システムの各部の内部空間を圧迫するので、設計の自由度が下がる。例えば、観察距離を測定するための干渉計を設ける場合、この干渉計がない場合と比較して、小型化や

省スペース化が難しい。

[0006] 本発明は、干渉計等を追加せずに観察距離を測定することができる内視鏡システム及びプロセッサ装置並びに作動方法並びに距離測定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

[0007] 本発明の内視鏡システムは、光源装置と、内視鏡と、観察距離測定部と、を備える。光源装置は、検体に含まれるヘモグロビンに吸収される波長帯域を有する信号光を検体に照射する。内視鏡は、信号光の反射光を受光することにより検体を撮像して画像信号を出力するイメージセンサを有する。観察距離測定部は、画像信号に基づいて観察距離を測定する。

[0008] 観察距離測定部は、検体に含まれるヘモグロビンの他に、検体による信号光の反射量を変化させる非ヘモグロビン物質が存在しない場合に観察距離を測定する第１測定モードと、非ヘモグロビン物質が存在する場合に観察距離を測定する第２測定モードとが切り替え可能であり、第１測定モードと第２測定モードのいずれかで観察距離を算出することが好ましい。

[0009] 観察距離測定部は、画像信号から周波数成分情報を抽出する周波数成分情報抽出部と、画像信号の周波数成分情報に基づいて観察距離を算出する観察距離算出部と、を備える。

[0010] 周波数成分情報とは、例えば、特定の周波数成分の振幅である。周波数成分情報として特定周波数成分の振幅を用いる場合、観察距離算出部は、例えば、対応する波長帯域（Ｒ，Ｇ，Ｂ等の色）が異なる二つの画像信号についてそれぞれ抽出された振幅の差に基づいて観察距離を算出する。なお、特定の周波数成分とは、検体の表層血管に対応する周波数成分に関する情報である。

[0011] 観察距離算出部は、例えば、非ヘモグロビン物質が存在しない場合の周波数成分情報を観察距離に対応付ける第１距離テーブルと、非ヘモグロビン物質が存在する場合の周波数成分情報に対応付ける第２距離テーブルと、を有する。そして、第１測定モードでは第１距離テーブルを用い、第２測定モー

ドでは第２距離テーブルを用いて観察距離を算出する。

[0012] また、観察距離算出部は、周波数成分情報を観察距離に対応付ける関数を用いて観察距離を算出しても良い。この場合、周波数成分情報を観察距離に対応付ける関数として、第１測定モード用の第１距離算出関数と、第２測定モード用の第２距離算出関数とを備える。

[0013] 非ヘモグロビン物質を投入する非ヘモグロビン物質投入部を備えていても良い。非ヘモグロビン物質投入部は例えば鉗子チャネルである。

[0014] 非ヘモグロビン物質とは、検体を着色する着色剤、及び／または、検体内を洗浄するための洗浄剤である。着色剤は、例えば、インジゴカルミン、トルイジンブルー、メチレンブルー、複方ヨードグリセリン、クリスタルバイオレット、フルオレスチン、アクリジンオレンジ、インドシアニングリーン、及び、酢酸の少なくともいずれかを含む。或いは、非ヘモグロビン物質は、検体内に残存する残渣、及び／または、検体が分泌する分泌物の場合もある。

[0015] 観察距離とは、内視鏡の先端部と検体との距離である。また、内視鏡に第１信号光と第２信号光の各反射光によってイメージセンサに結像される像を拡大するためのズームレンズを備える場合、観察距離は、ズームレンズによる像の拡大率に基づいた距離である。

[0016] 観察距離算出部は、画像信号を複数の領域に分割し、領域毎に観察距離を算出することが好ましい。

[0017] 本発明の内視鏡システムは、光源装置が信号光として互いに異なる波長帯域を有する第１信号光と第２信号光を検体に照射し、イメージセンサが第１信号光の反射光と第２信号光の反射光とを受光することにより検体を撮像して第１画像信号と第２画像信号を出力し、同一の画素から出力される第１画像信号と第２画像信号の信号比に基づいて検体の酸素飽和度を画素毎に算出する酸素飽和度算出部と、観察距離に基づいて、酸素飽和度を補正する補正部と、補正部によって補正された酸素飽和度に基づいて検体の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する画像生成部と、をさらに備えることが好まし

い。

[0018] 本発明のプロセッサ装置は、検体に含まれるヘモグロビンに吸収される波長帯域を有する信号光を検体に照射する光源装置と、信号光の反射光を受光することにより検体を撮像して画像信号を出力するイメージセンサを有する内視鏡と、を有する内視鏡システムのプロセッサ装置であり、観察距離測定部を備える。観察距離測定部は、画像信号に基づいて内視鏡による検体の観察距離を測定する。

[0019] 本発明の作動方法は、検体に含まれるヘモグロビンに吸収される波長帯域を有する信号光を検体に照射する光源装置と、信号光の反射光を受光することにより検体を撮像して画像信号を出力するイメージセンサを有する内視鏡と、を有する内視鏡システムの作動方法であり、画像信号に基づいて内視鏡による検体の観察距離を測定する観察距離測定ステップを備える。

[0020] 本発明の距離測定装置は、光源装置と、イメージセンサと、観察距離測定部と、を備える。光源装置は、検体に含まれるヘモグロビンに吸収される波長帯域を有する信号光を検体に照射する。イメージセンサは、信号光の反射光を受光することにより検体を撮像して画像信号を出力する。観察距離測定部は、画像信号に基づいて検体の観察距離を測定する。

発明の効果

[0021] 本発明の内視鏡システム及びプロセッサ装置並びに作動方法並びに距離測定装置は、イメージセンサが出力する画像信号に基づいて観察距離を測定するので、干渉計等を追加せずに観察距離を測定することができる。このため、低コストであり、かつ、設計の自由度も低下しない。

図面の簡単な説明

[0022] [図1]内視鏡システムの外観図である。

[図2]内視鏡システムのブロック図である。

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

[図4]特殊観察モード時に発光する第１及び第２白色光のスペクトルを示すグ

ラフである。

[図5]ＲＧＢカラーフィルタの分光透過率を示すグラフである。

[図6]通常観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

[図7]特殊観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

[図8]観察距離測定部のブロック図である。

[図9]遠景での画像信号と周波数成分の振幅を示す説明図である。

[図10]近景での画像信号と周波数成分の振幅を示す説明図である。

[図11]インジゴカルミンの吸光スペクトルを示すグラフである。

[図12]通常時用距離テーブルを示す説明図である。

[図13]着色時用距離テーブルを示す説明図である。

[図14]酸素飽和度画像生成部のブロック図である。

[図15]信号比Ｂ１／Ｇ２，Ｒ２／Ｇ２と酸素飽和度の相関関係を示すグラフである。

[図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]酸素飽和度を算出する方法を示す説明図である。

[図18]通常時用誤差テーブルの説明図である。

[図19]着色時用誤差テーブルの説明図である。

[図20]距離テーブルや誤差テーブルを作成するためのファントムを示す説明図である。

[図21]ファントムの観察によって得られるデータを示す説明図である。

[図22]内視鏡システムの作用を示すフローチャートである。

[図23]通常時の観察距離に基づいた補正処理の作用を示す説明図である。

[図24]着色時の観察距離に基づいた補正処理の作用を示す説明図である。

[図25]第２実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

[図26]ＬＥＤの発光帯域とＨＰＦの特性を示すグラフである。

[図27]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28]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29]第３実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

[図30]回転フィルタの平面図である。

[図31]分割領域を示す説明図である。

[図32]分割領域と観察距離の関係を示す説明図である。

[図33]分割領域と観察距離の関係を示す説明図である。

発明を実施するための形態

[0023] ［第１実施形態］

図１に示すように、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、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２１の基端部分に設けられた操作部２２と、挿入部２１の先端側に設けられた湾曲部２３及び先端部２４を有している。操作部２２のアングルノブ２２ａを操作することにより、湾曲部２３は湾曲動作する。この湾曲動作にともなって、先端部２４が所望の方向に向けられる。

[0024] 挿入部２１の内部には鉗子等の処置具を挿通するための鉗子チャネル２１ａが設けられている。鉗子チャネル２１ａの入口は操作部２２に設けられ、出口は先端部２４に設けられる。挿入部２１を検体内に挿入した状態で、特定の組織を着色するための着色剤等を検体内に投入する場合には、この鉗子チャネル２１ａに着色剤等を投入するための処置具（図示しない）が挿通され、先端部２４から着色剤等が検体内に投入される。この場合の鉗子チャネル２１ａは、着色剤等を投入するための投入部を構成する。

[0025] 操作部２２には、アングルノブ２２ａの他、モード切替ＳＷ（モード切替スイッチ）２２ｂと、ズーム操作部２２ｃが設けられている。モード切替ＳＷ２２ｂは、通常観察モードと、特殊観察モードの２種類のモード間の切り替え操作に用いられる。通常観察モードは、検体内をフルカラー画像化した

通常光画像をモニタ１８に表示するモードである。特殊観察モードは、検体内の血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像をモニタ１８に表示するモードである。ズーム操作部２２ｃは、内視鏡１２内のズームレンズ４７（図２参照）を駆動させ、検体を拡大するズーム操作に用いられる。

[0026] 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、通常光画像や酸素飽和度画像等の画像、及びこれらの画像に関する情報（以下、画像情報等という）を表示する。コンソール２０は、機能設定等の入力操作を受け付けるＵＩ（ユーザインタフェース）として機能する。なお、プロセッサ装置１６には、画像情報等を記録する記録部（図示省略）を接続しても良い。

[0027] 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（レーザダイオード））３４と、中心波長４４５ｎｍの第２青色レーザ光を発する第２青色レーザ光源（４４５ＬＤ）３６とを発光源として備えている。これらの半導体発光素子からなる各光源３４，３６の発光は、光源制御部４０により個別に制御される。このため、第１青色レーザ光源３４の出射光と、第２青色レーザ光源３６の出射光の光量比は変更自在になっている。

[0028] 光源制御部４０は、通常観察モードの場合には、第２青色レーザ光源３６を点灯させ、第２青色レーザ光を発光させる。これに対して、特殊観察モードの場合には、１フレーム間隔で、第１青色レーザ光源３４と第２青色レーザ光源３６を交互に点灯させ、第１青色レーザ光と第２青色レーザ光を交互に発光させる。なお、第１，第２青色レーザ光の半値幅は±１０ｎｍ程度にすることが好ましい。また、第１青色レーザ光源３４と第２青色レーザ光源３６は、ブロードエリア型のＩｎＧａＮ系レーザダイオードが利用でき、また、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良い。

[0029] 各光源３４，３６から出射される第１，第２青色レーザ光は、集光レンズ、光ファイバ、合波器等の光学部材（いずれも図示せず）を介してライトガイド（ＬＧ）４１に入射する。ライトガイド４１は、光源装置１４と内視鏡１２を接続するユニバーサルコードに内蔵されている。ライトガイド４１は、各光源３４，３６からの第１，第２青色レーザ光を、内視鏡１２の先端部２４まで伝搬する。なお、ライトガイド４１としては、マルチモードファイバを使用することができる。一例として、コア径１０５μｍ、クラッド径１２５μｍ、外皮となる保護層を含めた径がφ０．３～０．５ｍｍの細径なファイバケーブルを使用することができる。

[0030] 内視鏡１２の先端部２４は、照明光学系２４ａと撮像光学系２４ｂを有している。照明光学系２４ａには、蛍光体４４と、照明レンズ４５が設けられている。蛍光体４４には、ライトガイド４１から第１，第２青色レーザ光が入射する。蛍光体４４は、第１または第２青色レーザ光が照射されることで蛍光を発する。また、一部の第１または第２青色レーザ光は、そのまま蛍光体４４を透過する。蛍光体４４を出射した光は、照明レンズ４５を介して検体内に照射される。

[0031] 通常観察モードにおいては、第２青色レーザ光が蛍光体４４に入射するため、図３に示すスペクトルの白色光（第２白色光）が検体内に照射される。この第２白色光は、第２青色レーザ光と、この第２青色レーザ光により蛍光体４４から励起発光する緑色～赤色の第２蛍光とから構成される。したがって、第２白色光は、波長範囲が可視光全域に及んでいる。

[0032] 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青色レーザ光とが蛍光体４４に交互に入射することにより、図４に示すスペクトルの第１白色光と第２白色光とが交互に検体内に照射される。第１白色光は、第１青色レーザ光と、この第１青色レーザ光により蛍光体４４から励起発光する緑色～赤色の第１蛍光とから構成される。したがって、第１白色光は、波長範囲が可視光全域に及んでいる。第２白色光は、通常観察モード時に照射される第２白色光と同様である。

[0033] 第１蛍光と第２蛍光は、波形（スペクトルの形状）がほぼ同じであり、第１蛍光の強度（Ｉ１（λ））と第２蛍光の強度（Ｉ２（λ））の比（以下、フレーム間強度比という）は、何れの波長λにおいても同じである。例えば、Ｉ２（λ１）／Ｉ１（λ１）＝Ｉ２（λ２）／Ｉ１（λ２）である。このフレーム間強度比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。

[0034] なお、蛍光体４４は、第１及び第２青色レーザ光の一部を吸収して、緑色～赤色に励起発光する複数種類の蛍光体（例えばＹＡＧ系蛍光体、あるいはＢＡＭ（$BaMgAl_{10}O_{17}$）等の蛍光体）を含んで構成されるものを使用することが好ましい。また、本実施形態のように、半導体発光素子を蛍光体４４の励起光源として用いれば、高い発光効率で高強度の第１白色光及び第２白色光が得られる。また、各白色光の強度を容易に調整できる上に、色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

[0035] 内視鏡１２の撮像光学系２４ｂは、撮像レンズ４６、ズームレンズ４７、イメージセンサ４８を有している（図２参照）。検体からの反射光は、撮像レンズ４６及びズームレンズ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。ズームレンズ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。ズームレンズ４７がワイド端側に移動すると検体の反射像が縮小する。一方、ズームレンズ４７がテレ端側に移動することで、検体の反射像が拡大する。なお、拡大観察をしない場合（非拡大観察時）には、ズームレンズ４７はワイド端に配置されている。そして、拡大観察を行う場合には、ズーム操作部２２ｃの操作によってズームレンズ４７はワイド端からテレ端側に移動される。

[0036] イメージセンサ４８は、カラーの撮像素子であり、検体から反射した反射光を受光することにより検体の反射像を撮像して画像信号を出力する。イメージセンサ４８は、例えばＣＣＤ（Charge Coupled Device）イメージセンサ

やＣＭＯＳ（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）イメージセンサである。また、イメージセンサ４８は、撮像面にＲＧＢカラーフィルタが設けられたＲＧＢ画素を有しており、ＲＧＢの各色の画素で光電変換をすることによってＲ，Ｇ，Ｂの三色の画像信号を出力する。

[0037] 図５に示すように、Ｂカラーフィルタは３８０～５６０ｎｍの分光透過率を有しており、Ｇカラーフィルタは４５０～６３０ｎｍの分光透過率を有しており、Ｒカラーフィルタは５８０～７６０ｎｍの分光透過率を有している。したがって、通常観察モード時に第２白色光が検体内に照射された場合には、Ｂ画素には第２青色レーザ光と第２蛍光の緑色成分の一部が入射し、Ｇ画素には第２蛍光の緑色成分の一部が入射し、Ｒ画素には第２蛍光の赤色成分が入射する。但し、第２青色レーザ光は第２蛍光よりも発光強度が極めて大きいのでＢ画素から出力するＢ画像信号の大部分は第２青色レーザ光の反射光成分で占められている。

[0038] 一方、特殊観察モード時に第１白色光が検体内に照射された場合には、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。但し、第１青色レーザ光は第１蛍光よりも発光強度が極めて大きいので、Ｂ画像信号の大部分は第１青色レーザ光の反射光成分で占められている。なお、特殊観察モード時に第２白色光が検体内に照射されたときのＲＧＢ各画素での光入射成分は、通常観察モードの場合と同様である。

[0039] 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（グリーン）の補色フィルタを備えた、いわゆる補色イメージセンサを用いても良い。イメージセンサ４８として補色イメージセンサを用いる場合は、ＣＭＹＧの四色の画像信号からＲＧＢの三色の画像信号に色変換する色変換部を、内視鏡１２、光源装置１４またはプロセッサ装置１６のいずれかに設けておけば良い。こうすれば補色イメージセンサを用いる場合でも、ＣＭＹＧの４色の画像信号から色変換によってＲＧＢ３色の画像信号を得ることができる。

[0040] 撮像制御部４９はイメージセンサ４８の撮像制御を行う。図６に示すように、イメージセンサ４８の１フレームの期間は、検体からの反射光を光電変換して電荷を蓄積する蓄積期間と、その後に蓄積した電荷を読み出して画像信号を出力する読出期間とからなる。通常観察モード時には、１フレームの期間毎に、第２白色光で照明された検体内をイメージセンサ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の各画像信号が出力される。

[0041] 撮像制御部４９は、特殊観察モード時も、通常観察モード時と同様にしてイメージセンサ４８に電荷の蓄積と画像信号の出力を行わせる。但し、特殊観察モード下ではイメージセンサ４８の撮像のフレームに同期して第１白色光と第２白色光が交互に検体内に照射されるので、図７に示すように、イメージセンサ４８は、１フレーム目に第１白色光によって照明された検体内を撮像し、次の２フレーム目では第２白色光によって照明された検体内を撮像する。イメージセンサ４８は、１フレーム目，２フレーム目ともＲＧＢの各色の画像信号を出力するが、依拠する白色光のスペクトルが異なるので、以下では区別のために、１フレーム目に第１白色光によって照明された検体を撮像して得られるＲＧＢ各色の画像信号をそれぞれＲ１画像信号，Ｇ１画像信号，Ｂ１画像信号といい、２フレーム目に第２白色光によって照明された検体を撮像して得られるＲＧＢ各色の画像信号をＲ２画像信号，Ｇ２画像信号，Ｂ２画像信号という。

[0042] なお、酸素飽和度の算出には、Ｂ１画像信号とＧ２画像信号の信号比Ｂ１／Ｇ２と、Ｒ２画像信号とＧ２画像信号の信号比Ｒ２／Ｇ２が用いられる。これらのうち、酸素飽和度の算出に必須な信号比は、Ｂ１画像信号とＧ２画像信号の信号比Ｂ１／Ｇ２である。このため、本実施形態では、第１白色光中のＢ１画像信号になる成分（蛍光体４４を透過した第１青色レーザ光）が第１信号光であり、第２白色光中のＧ２画像信号になる成分（第２蛍光の緑色帯域成分）が第２信号光である。

[0043] イメージセンサ４８から出力される各色の画像信号は、ＣＤＳ（correlate

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

[0044] プロセッサ装置１６は、受信部５４と、画像処理切替部６０と、通常観察画像処理部６２と、観察距離測定部６３と、特殊観察用画像処理部６４と、画像表示信号生成部６６とを備えている。受信部５４は、内視鏡１２から入力される画像信号を受信する。受信部５４はＤＳＰ（Digital Signal Processor）５６とノイズ除去部５８を備えており、ＤＳＰ５６は、受信した画像信号に対して色補正処理等のデジタル信号処理を行う。ノイズ除去部５８は、ＤＳＰ５６で色補正処理等が施された画像信号に対して、例えば移動平均法やメディアンフィルタ法等によるノイズ除去処理を施す。ノイズが除去された画像信号は、画像処理切替部６０に入力される。

[0045] 画像処理切替部６０は、モード切替ＳＷ２２ｂが通常観察モードにセットされている場合には、画像信号を通常観察画像処理部６２に入力する。一方、モード切替ＳＷ２２ｂが特殊観察モードに設定されている場合、画像処理切替部６０は、画像信号を観察距離測定部６３と特殊観察用画像処理部６４に入力する。

[0046] 通常観察画像処理部６２は、色変換部６８と、色彩強調部７０と、構造強調部７２とを有する。色変換部６８は、入力された１フレーム分のＲＧＢの各画像信号を、それぞれＲ画素、Ｇ画素、Ｂ画素に割り当てたＲＧＢ画像データを生成する。そして、ＲＧＢ画像データに対して、さらに３×３のマトリックス処理、階調変換処理、３次元ＬＵＴ処理等の色変換処理を施す。

[0047] 色彩強調部７０は、色変換処理済みのＲＧＢ画像データに対して、各種色彩強調処理を施す。構造強調部７２は、色彩強調処理済みのＲＧＢ画像データに対して、空間周波数強調等の構造強調処理を施す。構造強調部７２で構

造強調処理が施されたＲＧＢ画像データは、通常観察画像として画像表示信号生成部６６に入力される。

[0048] 観察距離測定部６３は、画像信号に基づいて検体と先端部２４との距離（観察距離）を測定する。観察距離測定部６３が算出した観察距離は、特殊観察画像処理部６４（酸素飽和度生成部７６）に入力される。なお、ズームレンズ４７を駆動して拡大観察を行う場合は、先端部２４と検体との距離は自体は変わらないが、先端部２４を検体に近づけた場合と同様に検体が拡大して観察される。このため、ズームレンズ４７を駆動した拡大観察は、先端部２４を検体に近づけるのと実質的に同じ作用がある。このため、観察距離測定部６３が測定する観察距離には、ズームレンズ４７を駆動した拡大観察時のズーム倍率に基づく実質的な観察距離を含む。

[0049] 特殊観察画像処理部６４は、酸素飽和度画像生成部７６と、構造強調部７８とを有する。酸素飽和度画像生成部７６は、酸素飽和度を算出するとともに、算出した酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する。また、酸素飽和度画像生成部７６は、観察距離に応じて補正した酸素飽和度を算出する。このため、酸素飽和度画像生成部７６が算出する酸素飽和度は、観察距離が変化した場合でも正確性が高い値になっている。

[0050] 構造強調部７８は、酸素飽和度画像生成部７６から入力される酸素飽和度画像に対して、空間周波数強調処理等の構造強調処理を施す。構造強調部７２で構造強調処理が施された酸素飽和度画像は、画像表示信号生成部６６に入力される。

[0051] 表示用画像信号生成部６６は、通常観察画像または酸素飽和度画像を表示用形式の信号（表示用画像信号）に変換し、モニタ１８に入力する。これにより、モニタ１８には通常観察画像または酸素飽和度画像が表示される。

[0052] 図８に示すように、観察距離測定部６３は、周波数情報抽出部８１と差分算出部８２と観察距離算出部８３とを備える。

[0053] 周波数情報抽出部８１は、酸素飽和度の算出に用いられるＢ１画像信号、Ｇ２画像信号、及びＲ２画層信号を取得して、周波数成分情報を抽出する。

具体的には、取得した各画像信号をフーリエ変換し、その振幅Ｐ（Ｂ１），Ｐ（Ｇ２），及びＰ（Ｒ２）を算出し、これらの各振幅Ｐ（Ｂ１），Ｐ（Ｇ２），Ｐ（Ｒ２）から特定周波数成分の振幅を抽出する。特定周波数成分とは、例えば、先端部２４を検体に接近させることにより、観察距離が短い近景での観察をする場合に主な観察対象になる表層血管や腺管構造等に対応する周波数成分である。

[0054] 差分算出部８２は、周波数成分情報抽出部８１が抽出した振幅Ｐ（Ｂ１），Ｐ（Ｇ２），Ｐ（Ｒ２）の特定周波成分の差を算出する。すなわち、Ｂ１画像信号とＧ２画像信号の特定周波数成分の振幅の差ΔＢＧ（＝Ｐ（Ｂ１）－Ｐ（Ｇ２））、Ｇ２画像信号とＲ２画像信号の特定周波数成分の振幅の差ΔＧＲ（＝Ｐ（Ｇ２）－Ｐ（Ｒ２））、Ｒ２画像信号とＢ１画像信号の特定周波数成分の振幅の差ΔＲＢ（＝Ｐ（Ｒ２）－Ｐ（Ｂ１））をそれぞれ特定周波数成分について算出する。

[0055] 例えば、図９に示すように、観察距離が長い遠景での観察の場合に得られるＢ１画像信号（遠景），Ｇ２画像信号（遠景），及びＲ２画像信号（遠景）では、表層血管等の細かな像は見られない。このため、表層血管等に対応する特定周波数ω_Vの振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢにはほとんど違いはない。なお、図９では、便宜上、任意方向に沿ったフーリエ変換による振幅を表しているが、周波数成分情報抽出部８４が行うフーリエ変換は２次元フーリエ変換である。また周波数成分情報抽出部８１は、特定周波数ω_Vの振幅値を抽出する。差分算出部８５が算出する各振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢは、この特定周波数ω_Vにおける各振幅Ｐ（Ｂ１），Ｐ（Ｇ２），Ｐ（Ｒ２）のピーク値の差である。

[0056] 一方、図１０に示すように、先端部２４を検体に近づけることにより（あるいはズームレンズ４７によって拡大観察をすることにより）得られるＢ１画像信号（近景）には、表層血管等の細かな像が表れる。但し、Ｇ２画像信号（近景）に表れる像は、Ｂ１画像信号（近景）よりもぼやけている。また、Ｒ２画像信号（近景）では、Ｇ２画像信号（近景）に表れる像よりもさら

にぼやけている。このような各色の画像信号に表れる像のぼけ具合の違いは、検体内への光の深達度や検体による吸収（特にヘモグロビンの吸光）及び散乱等が、波長帯域毎に異なるためである。このため、各振幅Ｐ（Ｂ１），Ｐ（Ｇ２），Ｐ（Ｒ２）は、観察距離が近い場合（近景の場合）の表層血管等に対応する特定周波数Ω_Vにおいて、顕著な差が生じるようになり、各振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢにも違いが出てくる。このため、各振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢは、各色間の像のぼけ具合のバランスを表している。

[0057] なお、観察距離が短くなると、表層血管等も太く（大きく）見えるようになるので、表層血管等に対応する特定周波数Ω_Vは、遠景時の周波数ω_Vよりも低周波数側にシフトしている。拡大観察時の各振幅Ｐ（Ｂ１），Ｐ（Ｇ２），Ｐ（Ｒ２）は、観察距離が長い遠景のものに比べて全体的に概ね低周波数側にシフトしたものなので、観察距離が短い場合の特定周波数ω_Vと拡大観察時の特定周波数Ω_Vとの対応関係は、各振幅Ｐ（Ｂ１），Ｐ（Ｇ２），Ｐ（Ｒ２）の全体的な波形から容易に検出することができる。

[0058] 観察距離が一定の場合には、波長に応じた像のぼけ具合もほぼ一定なので、上記各振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢも、ズーム倍率や先端部２４と検体との距離に応じた特定値になる。観察距離算出部８３は、この事実を利用して、各振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢに基づいて観察距離を算出する。

[0059] 但し、特定の組織を観察しやすくするために検体内に着色剤を投入（散布や投与）した場合には、これらの着色剤の存在によって特定周波数Ω_Vの振幅のバランスが崩れ、各振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢのバランスも崩れる。

[0060] 内視鏡による検査では着色剤（色素液）として例えばインジゴカルミンが検体内に散布される場合がある。インジゴカルミンは、図１１に示す吸収スペクトルを有する紺色（濃青色）の着色剤である。インジゴカルミンを検体内に散布すると腺管構造（ピットパターン）に溜まるので、腺管構造が紺色に着色されて強調される。そして、この強調された腺管構造のパターン（分布や密度）によって病変の凹凸が観察しやすくなる。一方、インジゴカルミ

ンはほぼ腺管構造にだけ溜まるので、これに対応する特定周波数Ω_Vにおいて各色の画像信号の振幅のバランスが崩れる。具体的には、Ｂ１画像信号では特定周波数Ω_Vの振幅が大きくなり、Ｇ２画像信号及びＲ２画像信号では特定周波数Ω_Vの振幅が小さくなるので、これに応じて各振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢも、インジゴカルミンを散布しない場合の特定値から変化する。

[0061] なお、インジゴカルミンは上記のいわゆるコントラスト法に用いられるが、インジゴカルミンの他にも、特定の組織を染色して強調する染色法ではトルイジンブルーやメチレンブルーが用いられる。また、特定の組織との反応によって強調観察をする反応法では、複方ヨードグリセリン（ルゴール液）やクリスタルバイオレットが用いられ、蛍光で特定組織を強調観察する蛍光法では、フルオレスチンやアクリジンオレンジが用いられる。また、血管内に投与して組織の強調を行う血管内色素投与法では例えばインドシアニングリーンが用いられる。この他、酢酸の散布により、検体の表層組織を白色化させる強調法もある。こうした各種着色剤等を検体に投入（散布、あるいは投与）した場合、上記インジゴカルミンを散布した場合と同様に、各色の画像信号のバランス（特に特定周波数Ω_Vの振幅のバランス）が、これらを投入しない場合と比較して変動する。もちろん、変動の仕方は投入した着色剤等によって異なる。

[0062] こうしたことから、観察距離測定部６３は、第１測定モードと第２測定モードの２つの観察距離を測定するための測定モードを切り替え自在に有しており、各測定モードに対応して観察距離算出部８３は、通常用距離テーブル８３ａと着色時用距離テーブル８３ｂを有している。

[0063] 第１測定モードは、着色剤等が検体に投入されておらず、ほぼヘモグロビンの吸光特性だけで検体を観察する場合、すなわち、通常の観察環境の場合に観察距離を算出するモードである。通常時用距離テーブル８３ａはこの第１測定モードで使用されるテーブルであり、図１２に示すように、通常時の各振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢとそのバランスに応じた観察距離を対応付けるテーブルである。観察距離算出部８３は、通常の観察時には、通常時

用距離テーブル８３ａを参照し、差分算出部８２から入力される各振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢに対応する観察距離を算出する。

[0064] 第２測定モードは、ヘモグロビン以外に、各色の画像信号のバランスを変化させるような支配的な吸光特性を有する着色剤等の物質（非ヘモグロビン物質）が検体内に存在し、各色の画像信号及びその特定周波数の振幅のバランスが、投入された着色剤等の吸光特性によって変動している場合（以下、着色時という）に観察距離を算出するモードである。着色時用距離テーブル８３ｂは、この第２測定モードで使用されるテーブルであり、図１３に示すように、着色時の各振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢとそのバランスに応じた観察距離を対応付けるテーブルである。観察距離算出部８３は、検体が着色剤等によって着色された場合には、着色時用距離テーブル８３ｂを参照し、差分算出部８２から入力される各振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢに対応する観察距離を算出する。

[0065] なお、通常時用距離テーブル８３ａと着色時用距離テーブル８３ｂを比較すると、例えば、観察距離が同じ場合でも、着色剤の有無によって、対応する各振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢは異なる。逆に、各振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢの値（バランス）が同じ値でも、着色剤の有無によって、対応する観察距離は異なる。

[0066] 図１４に示すように、酸素飽和度画像生成部７６は、信号比算出部８４と、相関関係記憶部８５と、酸素飽和度算出部８６と、補正部８７、画像生成部８８と、を備えている。

[0067] 信号比算出部８４には、酸素飽和度画像生成部７６に入力される２フレーム分の画像信号のうち、Ｂ１画像信号、Ｇ２画像信号、及びＲ２画像信号が入力される。信号比算出部８４は、Ｂ１画像信号とＧ２画像信号の信号比Ｂ１／Ｇ２と、Ｇ２画像信号とＲ２画像信号の信号比Ｒ２／Ｇ２とを、画素毎に算出する。

[0068] 相関関係記憶部８５は、信号比Ｂ１／Ｇ２及び信号比Ｒ２／Ｇ２と、酸素飽和度の相関関係を記憶している。この相関関係は、図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。信号比Ｂ１／Ｇ２及び信号比Ｒ２／Ｇ２に対す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によって予め得られ、各等値線の間隔は、血液量（信号比Ｒ２／Ｇ２）に応じて変化する。なお、信号比Ｂ１／Ｇ２及び信号比Ｒ２／Ｇ２と、酸素飽和度との相関関係はｌｏｇスケールで記憶されている。

[0069] なお、上記相関関係は、図１６に示すように、酸化ヘモグロビン（グラフ９０）や還元ヘモグロビン（グラフ９１）の吸光特性や光散乱特性と密接に関連し合っている。例えば、第１青色レーザ光の中心波長４７３ｎｍのように、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の差が大きい波長では、酸素飽和度の情報を取り扱いやすい。しかしながら、４７３ｎｍの光に対応する信号を含むＢ１画像信号は、酸素飽和度だけでなく、血液量にも依存度が高い。そこで、Ｂ１画像信号に加え、主として血液量に依存して変化する光に対応するＲ２画像信号と、Ｂ１画像信号とＲ２画像信号のリファレンス信号となるＧ２画像信号から得られる信号比Ｂ１／Ｇ２及びＲ２／Ｇ２を用いることで血液量に依存することなく、酸素飽和度を正確に算出することができる。

[0070] 酸素飽和度算出部８６は、相関関係記憶部８５に記憶された相関関係を参照し、信号比算出部８４で算出された信号比Ｂ１／Ｇ２及び信号比Ｒ２／Ｇ２に対応する酸素飽和度を画素毎に算出する。例えば、特定画素における信号比Ｂ１／Ｇ２及び信号比Ｒ２／Ｇ２がそれぞれＢ１*／Ｇ２*及びＲ２*／Ｇ２*である場合、図１７に示すように、相関関係を参照すると、信号比Ｂ１*／Ｇ２*及び信号比Ｒ２*／Ｇ２*に対応する酸素飽和度は「６０％」である。したがって、酸素飽和度算出部８６は、この画素の酸素飽和度を「６０％」と算出する。このように、酸素飽和度算出部８６は、同一の画素から出力される画像信号の信号比に基づいて検体の酸素飽和度を画素毎に算出する。

[0071] なお、信号比Ｂ１／Ｇ２及び信号比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、信号比Ｂ１／Ｇ

２や信号比Ｒ２／Ｇ２の値が、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を下回ったりすることはほとんどない。但し、算出する酸素飽和度が下限ライン９３を下回ってしまった場合には酸素飽和度算出部８３は酸素飽和度を０％とし、上限ライン９４を上回ってしまった場合には酸素飽和度を１００％とする。また、信号比Ｂ１／Ｇ２及び信号比Ｒ２／Ｇ２に対応する点が下限ライン９３と上限ライン９４の間から外れた場合には、その画素における酸素飽和度の信頼度が低いことが分かるように表示をしても良いし、酸素飽和度を算出しないようにしても良い。

[0072] 補正部８７は、観察距離測定部６３で測定（算出）された観察距離が入力され、入力された観察距離に応じて酸素飽和度算出部８６で算出された酸素飽和度の誤差を補正する。補正部８７は、観察距離測定部６３の第１，第２測定モードに対応して、通常時用誤差テーブル８７ａと着色時用誤差テーブル８７ｂとを有し、これらの各誤差テーブル８７ａ，８７ｂを用いて酸素飽和度の誤差を補正する。

[0073] 図１８に示すように、通常時用誤差テーブル８７ａは、着色剤等が検体に投入されていない場合の観察距離と、この観察距離のもとで算出される酸素飽和度の誤差とが対応付けられたデータである。補正部８７は、まず、通常時用誤差テーブル８７ａを参照することにより、差分算出部８２から取得する各振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢに対応する酸素飽和度の誤差を算出する。そして、酸素飽和度算出部８６が算出した酸素飽和度のデータに、誤差を除く補正処理を施す。例えば、誤差が＋１０％になる画素では、対応する酸素飽和度の値から、誤差を減算（－１０％）する。なお、通常時用誤差テーブル８７ａに記憶された各振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢと酸素飽和度の誤差との対応関係にばらつきがある場合、さらに最尤法等によって最も尤もらしい酸素飽和度の誤差を推定して酸素飽和度の補正処理を行う。

[0074] 着色剤等が検体に投入されていない通常時には、例えば、第１白色光や第２白色光が検体に均一に照射されているとみなせないほど、ズーム倍率を上

げる、又は先端部２４を検体に極めて近接させることによって、酸素飽和度に誤差が生じることがある。酸素飽和度の算出は、第１白色光や第２白色光が均一に照射されていることを前提としているので、第１白色光や第２白色光の不均一性が目立つようになると、これに応じてＢ１画像信号，Ｇ２画像信号，及びＲ２画像信号のバランスが崩れる。その結果、算出する酸素飽和度には、観察距離が近すぎる場合に発生する第１白色光や第２白色光の不均一性による誤差（以下、アーチファクトという）が生じる。補正部８７が通常時用誤差テーブル８７ａを用いて行う通常時の補正処理は、このアーチファクトを補正するための補正処理である。

[0075] 図１９に示すように、着色時誤差テーブル８７ｂは、着色剤等が検体に投入された場合の観察距離と、この観察距離のもとで算出される酸素飽和度の誤差とが対応付けられたデータである。通常時誤差テーブル８７ａと着色時誤差テーブル８７ｂには、同じ観察距離に対して酸素飽和度の誤差が記憶されているが、着色剤の有無によって、対応する酸素飽和度の誤差は異なる。

[0076] 検体を着色した場合には投入した着色剤に応じて特定の組織が通常とは異なる色で観察されるので、着色された組織の部分で、酸素飽和度を算出するための信号比Ｂ１／Ｇ２及び信号比Ｒ２／Ｇ２の値が通常時とは異なる値になってしまう。そのため、酸素飽和度が正しく算出されない。すなわち、酸素飽和度には着色剤を投入したことによる誤差が含まれている。補正部８７が着色時用誤差テーブル８７ｂを用いて行う補正処理は、このように検体内に着色剤が存在することによる酸素飽和度の誤差を補正するための補正処理である。また、検体内に着色剤が存在しない場合に観察距離に応じて表れるアーチファクトは、同様の観察距離の条件を満たせば検体内に着色剤が存在する場合でも同様に表れる。補正部８７が着色時用誤差テーブル８７ｂを用いて行う補正処理によれば、こうしたアーチファクトも同時に補正される。なお、補正部８７による補正処理の方法は、着色時誤差テーブル８７ｂを用いる場合も、用いるテーブルが異なるだけで、通常時用誤差テーブル８７ａを用いる場合と同様である。

[0077] 画像生成部８８は、補正部８７で誤差が補正された酸素飽和度（以下、補正酸素飽和度という）と、Ｂ２画像信号、Ｇ２画像信号、及びＲ２画像信号を用いて、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成する。具体的には、画像生成部８８は、入力される元のＢ２画像信号，Ｇ２画像信号，及びＲ２画像信号に対して、補正酸素飽和度に応じたゲインを画素毎に施し、ゲインを施したＢ２画像信号，Ｇ２画像信号，及びＲ２画像信号を用いてＲＧＢ画像データを生成する。例えば、画像生成部８８は、補正酸素飽和度が６０％以上の画素ではＢ２画像信号，Ｇ２画像信号，及びＲ２画像信号のいずれにも同じゲイン「１」を乗じる。これに対して、補正酸素飽和度が６０％未満の画素では、Ｂ２画像信号に対して「１」未満のゲインを乗じ、Ｇ２画像信号及びＲ２画像信号に対しては「１」以上のゲインを乗じる。このゲイン処理後のＢ２画像信号，Ｇ２画像信号，及びＲ２画像信号を用いて生成されたＲＧＢ画像データが酸素飽和度画像である。

[0078] 画像生成部８８が生成した酸素飽和度画像では、高酸素の領域（酸素飽和度が６０～１００％の領域）では、通常観察画像と同様の色で表される。一方、酸素飽和度が特定値を下回る低酸素の領域（酸素飽和度が０～６０％の領域）は、通常観察画像とは異なる色（疑似カラー）で表される。

[0079] なお、本実施形態では、画像生成部８４は、低酸素の領域のみ疑似カラー化するゲインを乗じているが、高酸素領域でも酸素飽和度に応じたゲインを施し、酸素飽和度画像の全体を疑似カラー化しても良い。また、低酸素領域と高酸素領域を酸素飽和度６０％で分けているがこの境界も任意である。

[0080] 内視鏡システム１０が、観察距離算出部８３に予め記憶する通常時用距離テーブル８３ａ及び着色時用距離テーブル８３ｂと、補正部８７に予め記憶する通常時用誤差テーブル８７ａ及び着色時用誤差テーブル８７ｂは、例えば図２０に示すファントム（検体を模した模擬体）８９を、内視鏡システム１０によって測定することにより作成される。ファントム８９は、例えば、酸素飽和度が特定値に制御された血液が入ったゼラチン（以下、血液入りゼラチンという）８９ａと、血液が入っていないゼラチン（以下、血液無しゼ

ラチンという）８９ｂとを検体の表層血管とほぼ同じ特定空間周波数で積層して形成される。病変等の異常がない場合、静脈血の酸素飽和度は概ね６０～８０％なので、血液入りゼラチン８９ａの酸素飽和度は、例えば７０％に制御される。

[0081] 通常時用距離テーブル８３ａと通常時用誤差テーブル８７ａの作成は以下の手順で行われる。まず、ファントム８９をズーム倍率や先端部２４との距離を変えながら観察し、酸素飽和度を算出する。また、周波数成分情報抽出部８１及び差分算出部８２によって、ファントム８９を観察して得られるＢ１画像信号，Ｇ２画像信号，及びＲ２画像信号をフーリエ変換して、ファントム８９の空間周波数の振幅を抽出し、これらの各振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢを算出する。

[0082] 例えば、ズームせず、先端部２４を十分にファントム８９から離した所定の観察距離で観察をした場合には、各振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢはほぼ一定値であり、かつ、酸素飽和度の誤差もほぼ零（酸素飽和度７０％）である。一方、ズームしたり、先端部２４をファントム８９に近づけたりして観察距離を短くすると、ズーム倍率、または先端部２４とファントム８９の距離、あるいはこれらの組み合わせ方によっては、各振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢが特定値よりも大きく（あるいは小さく）なる場合がある。この場合、算出される酸素飽和度も血液入りゼラチン８９ａの酸素飽和度７０％よりも大きく、あるいは逆に小さい値になって、誤差が生じる。

[0083] 観察距離を変えながらこうした測定を繰り返し行うことにより、図２１に示すように、各振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢと、観察距離と、酸素飽和度の誤差とを対応付ける測定データ９６が得られる。この測定データ９６のうち、各振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢと対応する観察距離の部分を記憶したテーブルが通常時用距離テーブル８３ａであり、観察距離と対応する酸素飽和度の誤差の部分を記憶したテーブルが通常時用誤差テーブル８７ａである。

[0084] 着色時用距離テーブル８３ｂと着色時用誤差テーブル８７ｂの作成方法も

、上記通常時用距離テーブル８３ａと通常時用誤差テーブル８７ａの作成方法と同様であり、ファントム８９を用いて行われる。但し、着色時用距離テーブル８３ｂと着色時用誤差テーブル８７ｂの作成時には、検体内に投入するのと同様にファントム８９の表面に着色剤を散布し（あるいは注入し）、観察距離を変化させながら、各振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢと、観察距離と、酸素飽和度の誤差を測定する。着色剤を散布して得られる測定データのうち、各振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢと対応する観察距離の部分を記憶したテーブルが着色時用距離テーブル８３ｂであり、観察距離と対応する酸素飽和度の誤差の部分を記憶したテーブルが着色時用誤差テーブル８７ｂである。

[0085] 次に、本実施形態の内視鏡システム１０による観察の流れを図２２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、最も遠景の状態からスクリーニングを行う（Ｓ１０）。通常観察モードでは、通常観察画像がモニタ１８に表示される。このスクリーニング時に、ブラウニッシュエリアや発赤等の病変の可能性がある部位（以下、病変可能性部位という）を発見した場合（Ｓ１１）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（Ｓ１２）。そして、この特殊観察モードにおいて、病変可能性部位が低酸素状態になっているか否かの診断を行う。

[0086] 特殊観察モードでは、第１及び第２白色光がイメージセンサ４８の撮像フレームに同期して交互に検体内に照射されるので、第１白色光が照射されたフレームではイメージセンサ４８はＲ１画像信号，Ｇ１画像信号，及びＢ１画像信号を出力し、第２白色光が照射されたフレームではＲ２画像信号，Ｇ２画像信号，及びＢ２画像信号を出力する。

[0087] そして、これらの２フレーム分の画像信号を用いて、まず観察距離測定部６３が観察距離の測定を行われる。具体的には、周波数成分情報抽出部８１においてＢ１画像信号、Ｇ２画像信号、及びＲ２画像信号はフーリエ変換され、例えば表層血管に対応する特定周波数成分の振幅（周波数成分情報）がそれぞれ抽出される（Ｓ１３）。次いで、差分算出部８２で各画像信号から

抽出された特定周波数成分の振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢが算出される（Ｓ１４）。

[0088] そして、観察距離算出部８３において、この振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢに基づいて観察距離が算出される（Ｓ１５）。この観察距離の算出は、医師がプロセッサ装置１６によって着色剤を投入することを示す設定をした場合には、観察距離測定部６３の測定モードは第２測定モードに設定され、観察距離算出部８３では着色時用距離テーブル８３ｂが用いられる。それ以外の場合には、観察距離測定部６３の測定モードは第１測定モードに設定され、観察距離算出部８３では通常時用距離テーブル８３ａが用いられる。このため、検体内に着色剤が存在するか否かに関わらず、正確な観察距離が算出される。

[0089] 一方、酸素飽和度画像生成部７６では、酸素飽和度が算出され、酸素飽和度画像が生成される（Ｓ１６～Ｓ１９）。具体的には、信号比算出部８４によって信号比Ｂ１／Ｇ２及び信号比Ｒ２／Ｇ２が画素毎に算出される（Ｓ１６）。そして、酸素飽和度算出部８６において、これらの信号比Ｂ１／Ｇ２及び信号比Ｒ２／Ｇ２に基づいて、画素毎に酸素飽和度が算出される（Ｓ１７）。

[0090] その後、補正部８７は、観察距離算出部８３が算出した観察距離に対応する酸素飽和度の誤差を求め、酸素飽和度算出部８３が算出した酸素飽和度に、求めた誤差を除去する補正処理をし、補正酸素飽和度を算出する（Ｓ１８）。この補正処理の方法は、観察距離測定部６３の測定モードに連動しており、観察距離測定部６３が着色時用の第２測定モードで動作した場合には、着色時用誤差テーブル８７ｂを用いて行われ、観察距離測定部６３が通常時用の第１測定モードで動作した場合には、通常時用誤差テーブル８７ａが用いられる。このため、検体内に着色剤が存在するか否かに関わらず、正確な補正処理が行われる。

[0091] 補正部８７で補正酸素飽和度が算出されると、画像生成部８８でＢ２画像信号、Ｇ２画像信号、Ｒ２画像信号に補正酸素飽和度に応じたゲインを施し

た酸素飽和度画像が生成され（Ｓ１９）、モニタ１８に表示される（Ｓ２０）。ドクターはモニタ１８に表示された酸素飽和度画像に基づいて、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。

[0092] 例えば、検体内に着色剤を投入せず、かつ、遠景で観察をした場合、図２３に示すように、遠景の酸素飽和度画像１０１で病変可能性部位が低酸素領域１０２になっていることが確認され、医師は先端部２４を低酸素領域１０２に近づけ（あるいはズームし）、この低酸素領域１０２を拡大観察したとする。この場合、補正部８７による酸素飽和度の補正処理を行わないと、酸素飽和度画像１０３のように、算出した酸素飽和度にアーチファクト１０４が表れるので、検体を拡大したことによって誤った（あるいは不正確な）領域が低酸素状態を示す擬似カラーで表示されてしまう。また、本来の低酸素領域１０２に高酸素飽和度のアーチファクトが重畳されると、遠景での観察時に観察されていた低酸素領域１０２すら観察し難くなってしまう場合もある。

[0093] しかし、内視鏡システム１０では、第１白色光や第２白色光が均一であることを前提に酸素飽和度算出部８６が算出した酸素飽和度をそのまま酸素飽和度画像の生成に用いるのではなく、酸素飽和度算出部８６が算出した酸素飽和度に対して補正部８７が観察距離に応じた補正処理を行なってから酸素飽和度画像の生成に用いている。このため、例えば酸素飽和度画像１０５のように、遠景で観察されていた低酸素領域１０２が誤差なくそのまま拡大表示される。このため、内視鏡システム１０では、正確な酸素飽和度の情報を表示することができる。

[0094] また、例えば、着色剤を検体内に投入して酸素飽和度画像１０１と同じ位置を観察する場合、図２４に示すように、通常観察モードでは、特定の組織等１１１が着色された通常観察画像１１０がモニタ１８に表示される。その後、観察距離を保ったまま、特殊観察モードに切り替えたとする。この時、着色剤が検体内に存在しない場合用の第１測定モードで観察距離を算出し、酸素飽和度を算出及び補正すると、酸素飽和度画像１１２のように、特定の

組織１１１が着色されたことによって、各色の画像信号のバランスが崩れるので、誤った（あるいは不正確な）部分が低酸素領域１１３として疑似カラーで表示されてしまう。これは、観察距離を算出せず、観察距離に応じた酸素飽和度の補正を行わない場合も同様である。

[0095] しかし、内視鏡システム１０では、プロセッサ装置１６で着色剤を検体内に投入することを示す設定をすれば、着色時用の第２測定モードで観察距離が算出され、この第２測定モードで求められた正確な観察距離に基づいて酸素飽和度の補正が行われる。このため、例えば、酸素飽和度画像１１６のように、特定の組織１１１が着色されていても、酸素飽和度画像１０１と同じ正しい低酸素領域１０２が表示される。また、先端部２４を検体に近づけて（あるいはズームをして）、観察距離を短くし、低酸素領域１０２を拡大した場合でも、着色時用の第２測定モードで観察距離が算出され、この第２測定モードで求められた正確な観察距離に基づいて酸素飽和度の補正が行われているので、酸素飽和度画像１１８のように、特定の組織１１１が着色されていても、酸素飽和度画像１０５と同様にアーチファクト１０４が表れることはなく、低酸素領域１０２の周辺を正しく拡大観察することができる。

[0096] なお、こうした酸素飽和度（酸素飽和度画像）の表示は、通常観察モードに切り替えられるまで継続して行われる（Ｓ２１）。また、診断を終了する場合には、内視鏡１２の挿入部２１を検体内から抜き出す（Ｓ２２）。

[0097] 以上のように、内視鏡システム１０は、イメージセンサ４８から得られる画像信号に基づいて観察距離の測定を行う。このため、観察距離を測定するための干渉計等を追加する必要がない。このため、低コストに生産可能であり、かつ、設計の自由度も低下しない。

[0098] また、観察距離の測定モードとして、検体内に着色剤が存在しない場合に観察距離を算出する第１測定モードと、検体内に着色剤が存在する場合に観察距離を測定する第２測定モードとを有しており、着色剤を検体内に投入する場合には、着色剤を投入した場合に適切な第２測定モードで観察距離の測定を行う。このため、内視鏡システム１０は、着色剤の投入により特定の組

織が着色され、着色剤を投入しない通常時に対して各色の画像信号のバランスが崩れてしまったとしても、正確に観察距離を算出することができる。

[0099] さらに、内視鏡システム１０は、この正確性の高い観察距離に基づいて酸素飽和度を補正し、この補正された酸素飽和度を用いて酸素飽和度画像を生成及び表示するので、着色剤で着色された組織の存在により、着色剤を投入しない通常時に対して各色の画像信号のバランスが崩れてしまったとしても、正確な酸素飽和度画像を生成及び表示することができる。

[0100] なお、観察距離を算出するための通常時用距離テーブル８３ａ及び着色時用距離テーブル８３ｂに、各振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢと、これらに対応する観察距離を記憶しているが、必ずしも各振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢを全て用いる必要はなく、これらのうちのいずれか一つ以上を用いることで上記第１実施形態と同様にして正確な観察距離を算出することができる。例えば振幅の差ΔＢＧ（Ｂ１画像信号とＧ２画像信号のぼけ具合のバランス）と、対応する観察距離だけを用いても良い。

[0101] なお、上記実施形態では、Ｂ１画像信号，Ｇ２画像信号，Ｒ２画像信号の特定周波数Ω_V成分の振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢと観察距離を対応付けた距離テーブル８３ａ，８３ｂを用いているが、Ｂ１画像信号，Ｇ２画像信号，Ｒ２画像信号の特定周波数Ω_V成分の振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢの代わりに、特定周波数Ω_V成分の振幅の比を用いても良い。また、上記実施形態では、表層血管の周波数を特定周波数Ω_Vとしているが、どのような組織の周波数を特定周波数とするかは任意である。

[0102] なお、上記実施形態では、遠景で低酸素領域１０２が確認された後、その低酸素領域１０２の拡大観察をしているが、遠景の酸素飽和度画像において低酸素領域１０２を検出しない場合でも、拡大観察をしてもよい。この場合、拡大観察をしてはじめて低酸素領域が観察されることがあるが、内視鏡システム１０は正確な観察距離を算出し、算出した正確な観察距離に応じて酸素飽和度の補正を行っているので、拡大観察をしてはじめて低酸素領域が観察される場合でも、正確な酸素飽和度の算出及び表示をすることができる。

[0103] なお、上記実施形態では、通常時用距離テーブル８３ａまたは着色時用距離テーブル８３ｂを用いて観察距離を算出しているが、こうしたテーブル形式のデータの代わりに、周波数成分情報を観察距離に対応付ける関数を用いても良い。例えば、通常時用距離テーブル８３ａに対応する第１測定モード用の第１距離算出関数と、着色時用距離テーブル８３ｂに対応する第２測定モード用の第２距離算出関数とを、これらの各距離テーブル８３ａ，８３ｂの代わりに予め用意し、演算により観察距離を算出しても良い。これらの関数は、通常時用距離テーブル８３ａや着色時用距離テーブル８３ｂからそれぞれ作成することができる。酸素飽和度の補正に用いる通常時用誤差テーブル８７ａや着色時用誤差テーブル８７ｂについても同様であり、これらのテーブルの代わりに対応する関数を記憶しておいても良い。

[0104] なお、上記実施形態では、周波数成分抽出部８１は、周波数成分情報としてＢ１画像信号，Ｇ２画像信号，及びＲ２画像信号から特定周波成分の振幅を抽出しているが、例えば、特定周波数の振幅を抽出する代わりに、特定の幅を持った周波数帯域の振幅を抽出し、その合計値を周波数成分情報として用いても良い。また、振幅だけでなく、位相を加味しても良いし、位相の情報だけを用いても良い。すなわち、周波数成分抽出部８１がＢ１画像信号，Ｇ２画像信号，及びＲ２画像信号から抽出する周波数成分情報は、観察距離と対応付けることができる特定の周波数成分に関する情報であれば任意である。

[0105] また、上記実施形態では、周波数成分抽出部８１は、Ｂ１画像信号，Ｇ２画像信号，及びＲ２画像信号をフーリエ変換することにより、周波数成分情報（特定の周波数成分の振幅）を抽出しているが、フーリエ変換をする代わりに、特定の周波数成分を抽出する画像フィルタ（２次元フィルタ）を用いてＢ１画像信号，Ｇ２画像信号，及びＲ２画像信号から周波数成分情報を抽出しても良い。もちろん、周波数成分情報を抽出することができれば、フーリエ変換や画像フィルタによる方法以外の任意の方法で周波数成分情報を抽出しても良い。こうした周波数成分抽出部８１が抽出する周波数成分情報や

、周波数成分情報の抽出方法の任意性は、後述する他の実施形態や変形例についても同様である。

[0106] なお、上記実施形態では、検体内に着色剤を投入する場合に第２測定モードで観察距離を測定しているが、内視鏡システム１０で検体を観察する場合に用いる着色剤は複数種類ある。また、着色剤の種類によって着色される組織やその色が異なる。このため、上記第１実施形態では、着色時用距離テーブル８３ｂ及び着色時用誤差テーブル８７ｂを１つ例示しているが、着色剤の種類ごとに（着色剤を複数併用する場合にはその組み合わせごとに）複数の着色時用距離テーブル及び着色時用誤差テーブルを設けておくことが好ましい。こうすれば、どの種類の着色剤を用いても、内視鏡システム１０で正確に観察距離を算出し、正確な酸素飽和度の算出及び表示をすることができる。

[0107] なお、上記実施形態では、着色剤を検体内に投入しているが、着色剤を投入する場合以外でも、通常時と比較して各色の画像信号のバランスが崩れ、観察距離や酸素飽和度が正しく求められない場合がある。例えば、検体内を洗浄するための洗浄液（洗浄剤）は、誤飲等を防止するために、通常は着色されている。このため、洗浄液が検体内に残存していると、着色剤を投入した場合のように、各色の画像信号のバランスが崩れ、観察距離や酸素飽和度が正しく求められない。このため、洗浄液等の残存に対応した距離テーブルや誤差テーブルを設けておくことが好ましい。洗浄液等の残存が確認された場合には、この距離テーブル及び誤差テーブルを用いる測定モードに設定することで、正確な観察距離及び酸素飽和度を算出することができる。

[0108] また、上記実施形態では、検体内に自然には存在しない着色剤等の非ヘモグロビン物質の投入によって各色の画像信号のバランスが崩れ、観察距離や酸素飽和度が正しく求められないケースを例にしているが、検体内に自然に存在し得る非ヘモグロビン物質によって各色の画像信号のバランスが崩れ、観察距離や酸素飽和度が正しく求められないケースもある。例えば、洗浄液で除去しきれなかった残渣等（便や便汁、その他有色の分泌物等）が検体内

にあると、各色の画像信号のバランスが崩れ、観察距離や酸素飽和度が正しく求められない。このため、検体内に自然に存在し得る残渣等に対応した距離テーブルや誤差テーブルを設けておくことが好ましい。残渣等の存在が確認された場合には、この距離テーブル及び誤差テーブルを用いる測定モードに設定することで、正確な観察距離及び酸素飽和度を算出することができる。

[0109] なお、通常時の検体は、主として血中に含まれるヘモグロビンの吸光量（あるいは反射量）に応じた各色の画像信号のコントラストで観察される。これに対し、上記着色剤、洗浄液、残渣等はいずれもヘモグロビンの吸光量（反射量）に応じた各色の画像信号のコントラストのバランスを崩す物質である。本明細書では、これらのような各色の画像信号のコントラストのバランスを崩すヘモグロビン以外の物質を非ヘモグロビン物質と総称する。

[0110] なお、上記実施形態では、特殊観察モード時に観察距離を測定し、算出した観察距離に基づいて酸素飽和度の補正をしているが、酸素飽和度の算出を行わない通常観察モード時にも観察距離測定部６３によって観察距離を測定しても良い。通常観察モード時に算出した観察距離を、通常画像とともにモニタ１８に表示すれば、先端部２４で検体を傷つけること等がないように、安全な操作をアシストすることができる。

[0111] 通常観察モード時の観察距離の測定は、上記実施形態と同様に行うことができるが、通常観察モード時の観察距離の測定は、イメージセンサ４８が１フレームに出力するＲ，Ｇ，Ｂ各色の画像信号を用いて観察距離を算出することができる。すなわち、わずか１フレームで得られる画像信号だけで正確な観察距離の測定が可能である。

[0112] なお、上記実施形態では、特殊観察モード時における観察距離の測定に、酸素飽和度の算出に用いるＢ１画像信号、Ｇ２画像信号、及びＲ２画像信号を用いているが、１フレーム目に得られるＢ１画像信号、Ｇ１画像信号、及びＲ１画像信号を用いて観察距離の測定を行っても良く、２フレーム目に得られるＢ２画像信号、Ｇ２画像信号、及びＲ２画像信号を用いて観察距離の

測定を行っても良い。こうすれば、特殊観察モード時でも、通常観察モード時の観察距離の測定と同様に、わずか１フレームで得られる画像信号だけで正確な観察距離の測定をすることができる。

[0113] なお、上記実施形態では、信号比Ｂ１／Ｇ２及び信号比Ｒ２／Ｇ２に基づいて酸素飽和度を算出し、算出された酸素飽和度のデータに補正処理を施しているが、酸素飽和度の算出に用いる画像信号を観察距離に応じて補正し、補正した画像信号を用いて酸素飽和度を算出しても良い。

[0114] なお、内視鏡システム１０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、光源装置１４の内部に蛍光体４４を設けても良い。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。そして、第１青色レーザ光源３４または第２青色レーザ光源３６に、第１青色レーザ光または第２青色レーザ光を蛍光体４４に向けて照射させる。これにより、第１白色光または第２白色光が発せられる。この第１または第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１０と同様である。

[0115] また、第１及び第２青色レーザ光を同一の蛍光体４４に入射させているが、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良い。

[0116] ［第２実施形態］

図２５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と光源制御部４０の代わりに、ＬＥＤ（Light Emitting Diode）光源ユニット３０１と、ＬＥＤ光源制御部３０４が設けられている。また、内視鏡システム３００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。

[0117] ＬＥＤ光源ユニット３０１は、特定の波長帯域に制限された光を発光する光源として、Ｒ－ＬＥＤ３０１ａ，Ｇ－ＬＥＤ３０１ｂ，Ｂ－ＬＥＤ３０１

ｃを有する。図２６に示すように、Ｒ－ＬＥＤ３０１ａは、６００～７２０ｎｍの赤色領域の赤色帯域光（以下、単に赤色光という）を発光し、Ｇ－ＬＥＤ３０１ｂは、４８０～６２０ｎｍの緑色領域の緑色帯域光（以下、単に緑色光）を発光する。また、Ｂ－ＬＥＤ３０１ｃは、４００～５００ｎｍの青色領域の青色帯域光（以下、単に青色光という）を発光する。

[0118] また、ＬＥＤ光源ユニット３０１は、Ｂ－ＬＥＤ３０１ｃが発する青色光の光路上に挿抜されるハイパスフィルタ（ＨＰＦ）３０２を有する。ハイパスフィルタ３０２は、４５０ｎｍ以下の波長帯域の青色光をカットし、４５０ｎｍより長波長帯域の光を透過する。

[0119] ハイパスフィルタ３０２のカットオフ波長（４５０ｎｍ）は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数がほぼ等しい波長であり（図１６参照）、この波長を境に酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が逆転する。本実施形態の場合、相関関係記憶部８５に記憶された相関関係は、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも大きい場合のものなので、カットオフ波長以下の波長帯域に基づくシグナルは、信号比Ｂ１／Ｇ２が４７３ｎｍで測定する本来の値よりも低下し、不正確な酸素飽和度が算出される原因になる。このため、ハイパスフィルタ３０２は、酸素飽和度を算出するためのＢ１画像信号を取得する時に、カットオフ波長以下の波長帯域の光が検体に照射されないようにする。

[0120] したがって、ハイパスフィルタ３０２は、特殊観察モード時にＢ－ＬＥＤ３０１ｃの前に挿入され、通常観察モード時には退避位置に退避される。ハイパスフィルタ３０２の挿抜は、ＬＥＤ光源制御部３０４の制御の下、ＨＰＦ挿抜部３０３によって行われる。

[0121] ＬＥＤ光源制御部３０４は、ＬＥＤ光源ユニット３０１の各ＬＥＤ３０１ａ～３０１ｃの点灯／消灯、及びハイパスフィルタ３０２の挿抜を制御する。具体的には、図２７に示すように、通常観察モードの場合、ＬＥＤ光源制御部３０４は、各ＬＥＤ３０１ａ～３０１ｃを全て点灯させ、ハイパスフィルタ３０２はＢ－ＬＥＤ３０１ｃの光路上から退避させる。

[0122] 一方、図２８に示すように、特殊観察モードの場合、ＬＥＤ光源制御部３０４は、ハイパスフィルタ３０２をＢ－ＬＥＤ３０１ｃの光路上に挿入する。そして、１フレーム目は、Ｂ－ＬＥＤ３０１ｃを点灯させ、Ｒ－ＬＥＤ３０１ａ及びＧ－ＬＥＤ３０１ｂを消灯させることにより、４５０ｎｍ以下の波長帯域がカットされた青色光を検体内に照射させる。そして、２フレーム目は、Ｒ－ＬＥＤ３０１ａ、Ｇ－ＬＥＤ３０１ｂ、Ｂ－ＬＥＤ３０１ｃを全て点灯させ、Ｂ－ＬＥＤ３０１ｃが発する青色光のうち４５０ｎｍ以下の波長帯域がカットされた青色光と、Ｒ－ＬＥＤ３０１ａが発する赤色光と、Ｇ－ＬＥＤ３０１ｂが発する緑色光からなる白色光を検体内に照射させる。これにより、イメージセンサ４８は、１フレーム目には、Ｂ１画像信号を出力し、２フレーム目にはＲ２画像信号，Ｇ２画像信号，及びＢ２画像信号をそれぞれ出力する。したがって、その後の処理は第１実施形態の内視鏡システム１０と同様に行うことができる。

[0123] なお、本実施形態では、特殊観察モード時の１フレーム目、２フレーム目ともハイパスフィルタ３０２を挿入したまま検体を撮像しているが、１フレーム目だけハイパスフィルタ３０２を挿入し、２フレーム目にはハイパスフィルタ３０２を退避させても良い。また、特殊観察モード時の１フレーム目では、Ｂ－ＬＥＤ３０１ｃだけを点灯させ、青色光だけを検体に照射しているが、１フレーム目でもＲ－ＬＥＤ３０１ａ及びＧ－ＬＥＤ３０１ｂを点灯させ、Ｒ１画像信号及びＧ１画像信号をイメージセンサ４８に出力させても良い。

[0124] ［第３実施形態］

図２９に示すように、内視鏡システム４００の光源装置１４には、第１及び第２青色レーザ光３４，３６と光源制御部４０の代わりに、広帯域光源４０１と、回転フィルタ４０２と、回転フィルタ制御部４０３とが設けられている。また、内視鏡システム４００のイメージセンサ４０５は、カラーフィルタが設けられていないモノクロの撮像素子である。それ以外については、第１～第３実施形態の内視鏡システムと同じである。

[0125] 広帯域光源４０１は、例えばキセノンランプ、白色ＬＥＤ等からなり、波長帯域が青色から赤色に及ぶ白色光を発する。回転フィルタ４０２は、通常観察モード用フィルタ４１０と特殊観察モード用フィルタ４１１とを備えており（図３０参照）、広帯域光源４０１から発せられる白色光がライトガイド４１に入射される光路上に、通常観察モード用フィルタ４１０を配置する通常観察モード用の第１位置と、特殊観察モード用フィルタ４１１を配置する特殊観察モード用の第２位置との間で径方向に移動可能である。この第１位置と第２位置への回転フィルタ４０２の相互移動は、選択された観察モードに応じて回転フィルタ制御部４０３によって制御される。また、回転フィルタ４０２は、第１位置または第２位置に配置された状態で、イメージセンサ４０５の撮像フレームに応じて回転する。回転フィルタ４０２の回転速度は、選択された観察モードに応じて回転フィルタ制御部４０３によって制御される。

[0126] 図３０に示すように、通常観察モード用フィルタ４１０は、回転フィルタ４０２の内周部に設けられている。通常観察モード用フィルタ４１０は、赤色光を透過するＲフィルタ４１０ａと、緑色光を透過するＧフィルタ４１０ｂと、青色光を透過するＢフィルタ４１０ｃと有する。したがって、回転フィルタ４０２を通常光観察モード用の第１位置に配置すると、広帯域光源４０１からの白色光は、回転フィルタ４０２の回転に応じてＲフィルタ４１０ａ、Ｇフィルタ４１０ｂ、Ｂフィルタ４１０ｃのいずれかに入射する。このため、検体には、透過したフィルタに応じて、赤色光、緑色光、青色光が順次照射され、イメージセンサ４０５は、これらの反射光を受光することによりそれぞれ検体を撮像して、Ｒ画像信号、Ｇ画像信号、Ｂ画像信号を順次出力する。

[0127] また、特殊観察モード用フィルタ４１１は、回転フィルタ４０２の外周部に設けられている。特殊観察モード用フィルタ４１１は、赤色光を透過するＲフィルタ４１１ａと、緑色光を透過するＧフィルタ４１１ｂと、青色光を透過するＢフィルタ４１１ｃと、４７３±１０ｎｍの狭帯域光を透過する狭

帯域フィルタ５１１ｄとを有する。したがって、回転フィルタ４０２を通常光観察モード用の第２位置に配置すると、広帯域光源４０１からの白色光は、回転フィルタ４０２の回転に応じてＲフィルタ４１１ａ、Ｇフィルタ４１１ｂ、Ｂフィルタ４１１ｃ、狭帯域フィルタ４１１ｄのいずれかに入射する。このため、検体には、透過したフィルタに応じて、赤色光、緑色光、青色光，狭帯域光（４７３ｎｍ）が順次照射され、イメージセンサ４０５は、これらの反射光を受光することによりそれぞれ検体を撮像して、Ｒ画像信号、Ｇ画像信号、Ｂ画像信号、及び狭帯域画像信号を順次出力する。

[0128] 特殊観察モードで得られるＲ画像信号とＧ画像信号は、第１実施形態のＲ１（またはＲ２）画像信号とＧ１（またはＧ２）画像信号にそれぞれ対応する。また、特殊観察モードで得られるＢ画像信号は、第１実施形態のＢ２画像信号に対応し、狭帯域画像信号はＢ１画像信号に対応する。したがって、その後の処理は第１～第３実施形態の内視鏡システムと同様に行うことができる。

[0129] なお、第１～第３実施形態（特に第１，第２実施形態）では、観察距離の測定及び測定した観察距離に応じた酸素飽和度の誤差の補正を画像信号全体に対して行なっているが、観察距離の測定及び測定した観察距離に応じた酸素飽和度の誤差の補正は、Ｂ１画像信号、Ｇ２画像信号、及びＲ２画像信号をそれぞれ複数の領域に分割し、各分割領域で行うことが好ましい。例えば、図３１に示すように、Ｂ１画像信号５０１を縦横に３×３の合計９個の分割領域５０１ａ～５０１ｉに分割する。次いで、各分割領域５０１ａ～５０１ｉで、特定周波数Ω_V成分を抽出して、それぞれ振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢの算出を行う。そして、各分割領域５０１ａ～５０１ｉで求めた振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢに基づいて、分割領域５０１ａ～５０１ｉ毎に酸素飽和度の誤差の補正や画像信号の補正を行うことが好ましい。Ｇ２画像信号、Ｒ２画像信号についても同様である。

[0130] このように、Ｂ１画像信号，Ｇ２画像信号，Ｒ２画像信号を複数の分割領域５０１ａ～５０１ｉに分け、各分割領域５０１ａ～５０１ｉで、観察距離

の測定及び酸素飽和度の誤差の補正を行うと、測定及び補正の精度が向上する。例えば、図３２に示すように、先端部２４で検体５０５（例えば管腔壁）を正面に捉えて観察をする場合、画像信号５１０を９個に分割した各分割エリアのうち、中央の分割領域５１０ｉに写し出された検体５０５と、先端部２４の距離（観察距離）をｄ１とすると、その他の分割領域５１０ａ～５１０ｈでは、各分割領域５０１ａ～５１０ｈに対応する被写体５０５の各部分と先端部２４との距離はｄ２（ｄ２＞ｄ１）であり中央の分割領域５１０ｉよりも観察距離が長い。

[0131] このため、画像信号５１０の全体を一括でフーリエ変換して特定周波数Ω_V成分の振幅を抽出し、振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢを算出すると、中央の分割領域５１０ｉと周辺の分割領域５１０ａ～５１０ｈとで振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢが異なる値になる。また、ズーム倍率が高いほど、あるいは先端部２４が検体５０５に近いほど、この違いは顕著になる。したがって、全ての分割領域５１０ａ～５０１ｉで同じように観察距離の測定及び酸素飽和度の誤差の補正を行うと、中央の分割領域５１０ｉまたは周辺の分割領域５１０ａ～５１０ｈ、あるいはこれらの両方の領域で誤差が生じる。一方、分割領域５１０ａ～５１０ｉ毎に酸素飽和度の誤差の補正や画像信号の補正を行えば、各領域で正確な補正をすることができる。

[0132] また、図３３に示すように、先端部２４が検体５０５に平行に近い状態で検体５０５を観察する場合、得られる画像信号５２０内の各分割領域５２０ａ～５２０ｉ間での観察距離の差がさらに大きくなる。例えば、画像信号５２０の下段の３つの分割領域５２０ｅ～５２０ｇでは、先端部２４と検体５０５の距離はｄ３で最も短いが、中段の３つの分割領域５２０ｄ，５２０ｉ，５２０ｈではｄ３よりも長いｄ４となり、さらに上段の３つの分割領域５２０ａ～５２０ｃでは、最も長いｄ５となる（ｄ３＜ｄ４＜ｄ５）。このように画像信号５２０内での観察距離に差が大きい場合に、画像信号５２０の全体（全分割領域５２０ａ～５２０ｉ）に対して一括して振幅の差ΔＢＧ，ΔＧＲ，ΔＲＢを算出すると、酸素飽和度の誤差の補正は不正確になりやす

い。しかし、各分割領域５２０ａ～５２０ｉで補正を行えば、画像信号５２０の全体に対して一括した補正を行う場合よりも正確に酸素飽和度の誤差の補正や画像信号の補正を行うことができる。

[0133] なお、図３１～図３３では、画像信号を３×３の９個の分割領域に分け、各分割領域で酸素飽和度の誤差の補正や画像信号の補正を行なっているが、領域の分割数は任意である。但し、分割が細かいほど補正精度が向上するが、補正処理に時間を要する。このため、補正処理の速度と補正精度を両立させるためには、上記のように３×３の全９個程度の領域に画像信号を分割することが好ましい。

[0134] なお、第１～第３実施形態では、信号比Ｂ１／Ｇ２と信号比Ｒ２／Ｇ２に基づいて酸素飽和度を算出しているが、信号比Ｂ１／Ｇ２のみに基づいて酸素飽和度を算出しても良い。この場合には、相関関係記憶部８２には信号比Ｂ１／Ｇ２と酸素飽和度の相関関係を記憶しておけば良い。

[0135] なお、第１～第３実施形態では、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成及び表示しているが、これに加えて、血液量を画像化した血液量画像を生成及び表示しても良い。血液量は信号比Ｒ２／Ｇ２と相関があるので、信号比Ｒ２／Ｇ２に応じて異なる色を割り当てることで、血液量を画像化した血液量画像を作成することができる。

[0136] なお、第１～第３実施形態では酸素飽和度を算出しているが、これに代えて、あるいはこれに加えて、「血液量（信号比Ｒ２／Ｇ２）×酸素飽和度（％）」から算出される酸化ヘモグロビンインデックスや、「血液量×（１－酸素飽和度）（％）」から算出される還元ヘモグロビンインデックス等、他の生体機能情報を算出しても良い。

符号の説明

[0137] １０，３００，４００　内視鏡システム

６３　観察距離測定部

７６　酸素飽和度画像生成部

８１　周波数情報抽出部

８２　差分算出部

８３　観察距離算出部

８７　補正部

請求の範囲

[請求項1] 検体に含まれるヘモグロビンに吸収される波長帯域を有する信号光を前記検体に照射する光源装置と、

前記信号光の反射光を受光することにより前記検体を撮像して画像信号を出力するイメージセンサを有する内視鏡と、

前記画像信号に基づいて観察距離を測定する観察距離測定部と、

を備える内視鏡システム。

[請求項2] 前記観察距離測定部は、前記画像信号に基づいて観察距離を測定する手段であり、前記検体に含まれるヘモグロビンの他に、前記検体による前記信号光の反射量を変化させる非ヘモグロビン物質が存在しない場合に前記観察距離を測定する第１測定モードと、前記非ヘモグロビン物質が存在する場合に前記観察距離を測定する第２測定モードとが切り替え可能であり、前記第１測定モードと前記第２測定モードのいずれかで前記観察距離を算出する請求項１に記載の内視鏡システム。

[請求項3] 前記観察距離測定部は、前記画像信号から周波数成分情報を抽出する周波数成分情報抽出部と、前記画像信号の前記周波数成分情報に基づいて前記観察距離を算出する観察距離算出部と、を備える請求項２に記載の内視鏡システム。

[請求項4] 前記周波数成分情報は、特定の周波数成分の振幅である請求項３に記載の内視鏡システム。

[請求項5] 前記観察距離算出部は、対応する波長帯域が異なる二つの前記画像信号についてそれぞれ抽出された前記振幅の差に基づいて前記観察距離を算出する請求項４に記載の内視鏡システム。

[請求項6] 前記特定の周波数成分は、前記検体の表層血管に対応する周波数成分に関する情報である請求項４または５に記載の内視鏡システム。

[請求項7] 前記観察距離算出部は、前記非ヘモグロビン物質が存在しない場合の前記周波数成分情報を前記観察距離に対応付ける第１距離テーブル

と、前記非ヘモグロビン物質が存在する場合の前記周波数成分情報を前記観察距離に対応付ける第２距離テーブルと、を有し、前記第１測定モードでは前記第１距離テーブルを用い、前記第２測定モードでは前記第２距離テーブルを用いて前記観察距離を算出する請求項３～６のいずれか１項に記載の内視鏡システム。

[請求項8] 前記観察距離算出部は、前記周波数成分情報を前記観察距離に対応付ける関数を用いて前記観察距離を算出し、前記関数として、前記第１測定モード用の第１距離算出関数と、前記第２測定モード用の第２距離算出関数とを備える請求項３～６のいずれか１項に記載の内視鏡システム。

[請求項9] 前記非ヘモグロビン物質を投入する非ヘモグロビン物質投入部を備える請求項２～８のいずれか１項に記載の内視鏡システム。

[請求項10] 前記非ヘモグロビン物質は、前記検体を着色する着色剤、及び／または、前記検体内を洗浄するための洗浄剤である請求項２～９のいずれか１項に記載の内視鏡システム。

[請求項11] 前記着色剤は、インジゴカルミン、トルイジンブルー、メチレンブルー、複方ヨードグリセリン、クリスタルバイオレット、フルオレスチン、アクリジンオレンジ、インドシアニングリーン、及び、酢酸の少なくともいずれかを含む請求項１０に記載の内視鏡システム。

[請求項12] 前記非ヘモグロビン物質は、前記検体内に残存する残渣、及び／または、前記検体が分泌する分泌物である請求項２～９のいずれか１項に記載の内視鏡システム。

[請求項13] 前記観察距離は、前記内視鏡の先端部と前記検体との距離である請求項１～１２のいずれか１項に記載の内視鏡システム。

[請求項14] 前記内視鏡は、前記信号光の前記反射光によって前記イメージセンサに結像される像を拡大するためのズームレンズを備え、

前記観察距離は、前記ズームレンズによる前記像の拡大率に基づいた距離である請求項１～１３のいずれか１項に記載の内視鏡システム

。

[請求項15] 前記観察距離算出部は、前記画像信号を複数の領域に分割し、前記領域毎に前記観察距離を算出する請求項１～１４のいずれか１項に記載の内視鏡システム。

[請求項16] 前記光源装置は、前記信号光として互いに異なる波長帯域を有する第１信号光と第２信号光を前記検体に照射し、

前記イメージセンサは、前記第１信号光の反射光と前記第２信号光の反射光とを受光することにより前記検体を撮像して第１画像信号と第２画像信号とを出力し、

同一の画素から出力される前記第１画像信号と前記第２画像信号の信号比に基づいて前記検体の酸素飽和度を前記画素毎に算出する酸素飽和度算出部と、

前記観察距離に基づいて、前記酸素飽和度を補正する補正部と、

前記補正部によって補正された前記酸素飽和度に基づいて前記検体の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する画像生成部と、

をさらに備える請求項１～１５のいずれか１項に記載の内視鏡システム。

[請求項17] 検体に含まれるヘモグロビンに吸収される波長帯域を有する信号光を前記検体に照射する光源装置と、前記信号光の反射光を受光することにより前記検体を撮像して画像信号を出力するイメージセンサを有する内視鏡と、を有する内視鏡システムのプロセッサ装置において、

前記画像信号に基づいて観察距離を測定する観察距離測定部を備えるプロセッサ装置。

[請求項18] 検体に含まれるヘモグロビンに吸収される波長帯域を有する信号光を前記検体に照射する光源装置と、前記信号光の反射光を受光することにより前記検体を撮像して画像信号を出力するイメージセンサを有する内視鏡と、を有する内視鏡システムの作動方法であり、

前記画像信号に基づいて観察距離を測定する観察距離測定ステップ

を備える内視鏡システムの作動方法。

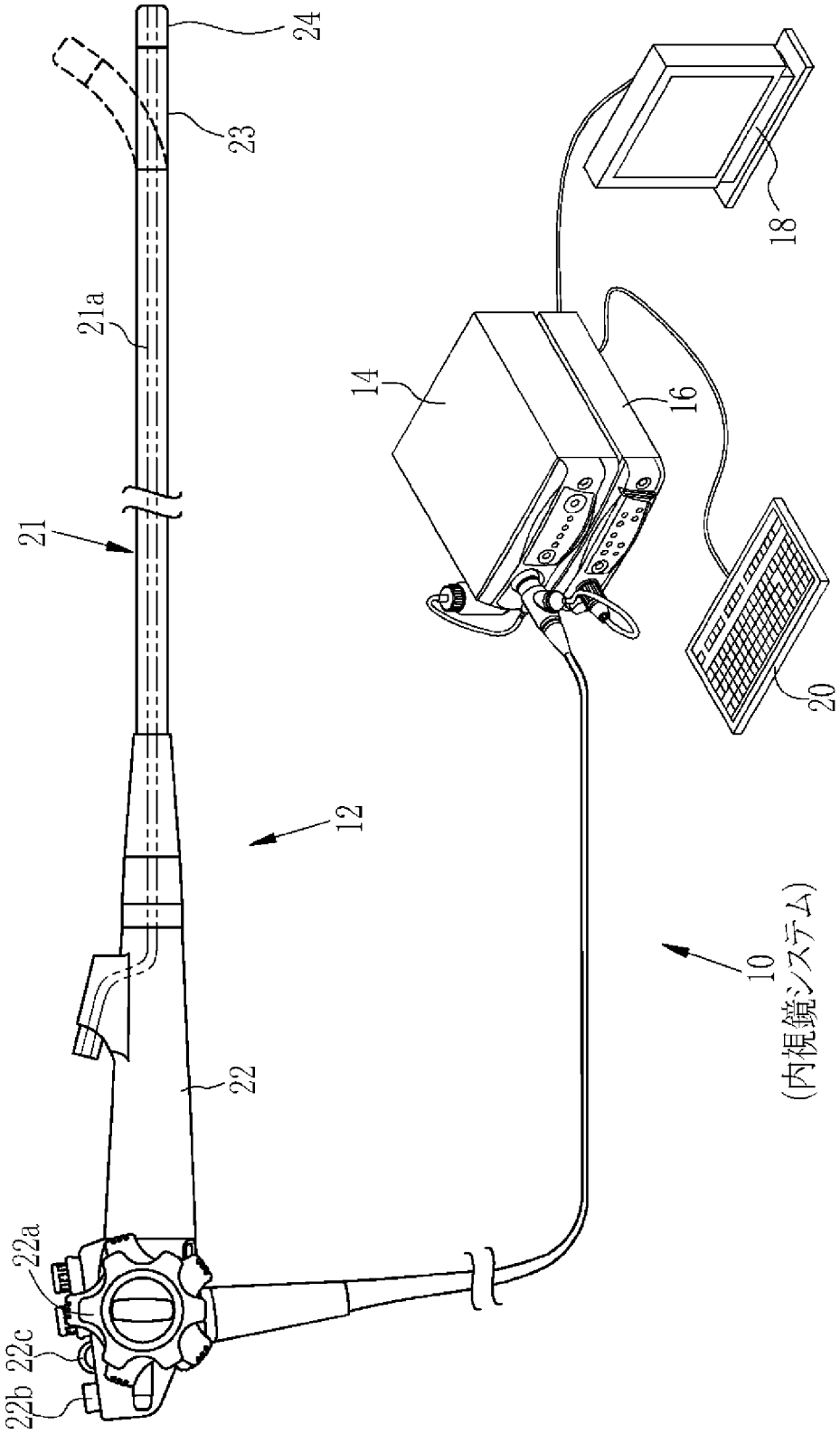
[請求項19] 検体に含まれるヘモグロビンに吸収される波長帯域を有する信号光を前記検体に照射する光源装置と、

前記信号光の反射光を受光することにより前記検体を撮像して画像信号を出力するイメージセンサと、

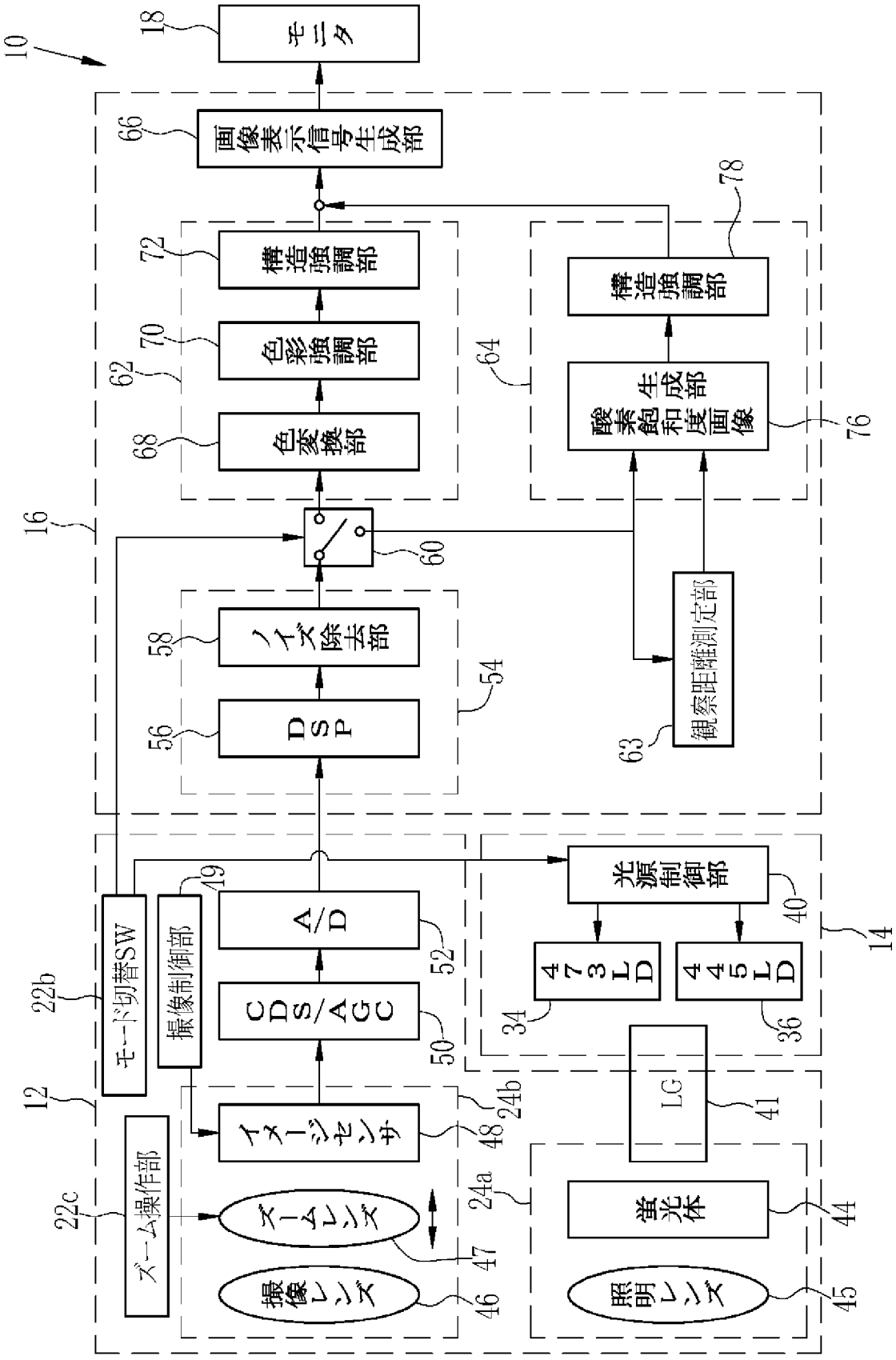
前記画像信号に基づいて観察距離を測定する観察距離測定部と、

を備える距離測定装置。

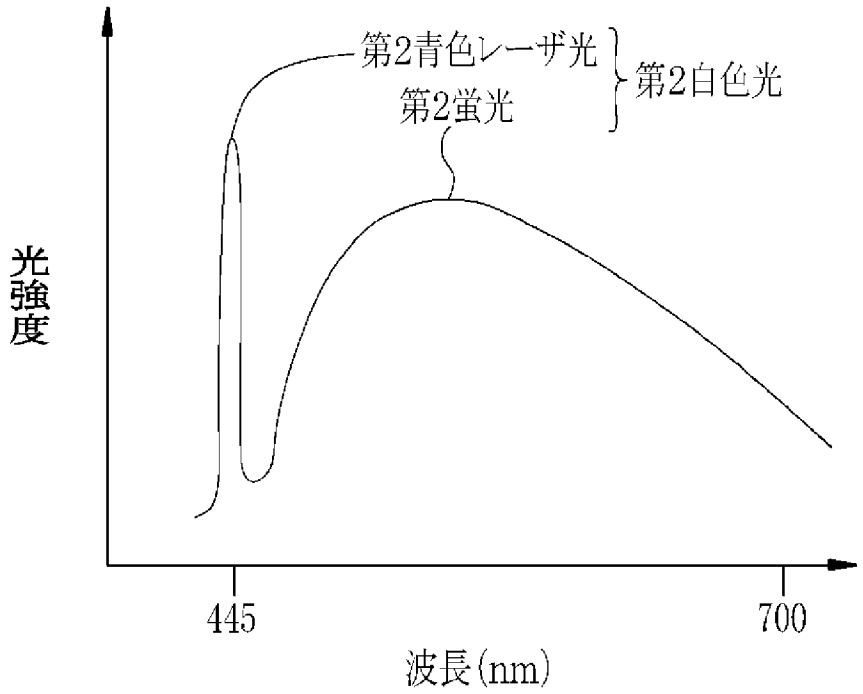
[図1]



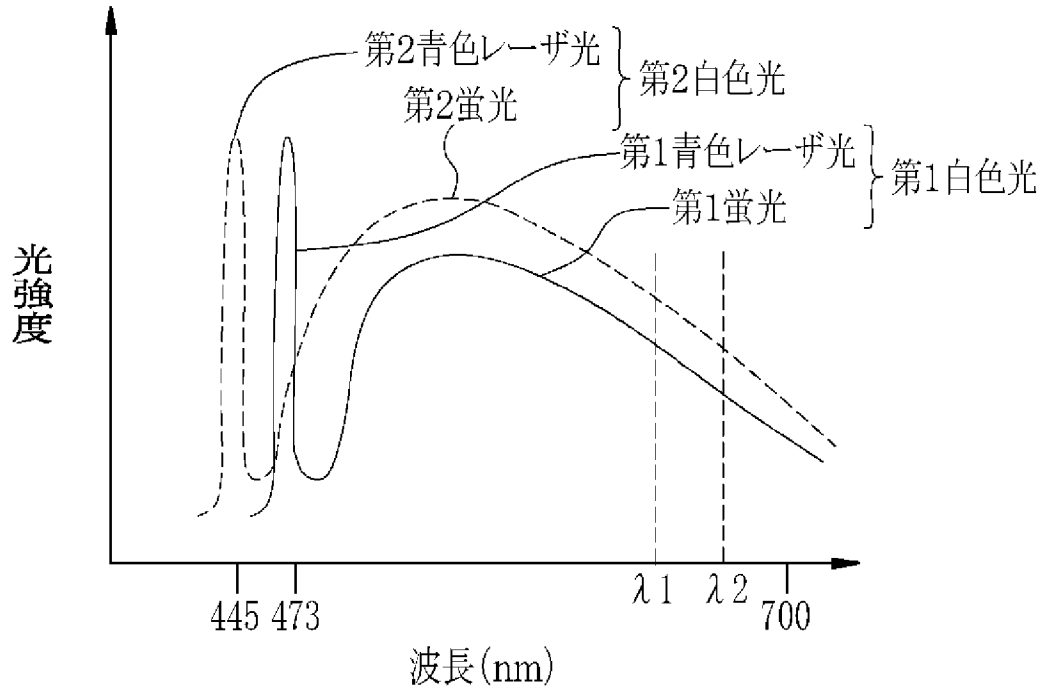
[図2]


10
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
68
色変換部
62
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
観察距離測定部
63
19
モード切替SW
22b
撮像制御部
A/D
52
CDS/AGC
50
光源制御部
40
473LD
34
445LD
36
14
12
イメージセンサ
48
24b
LG
41
ズーム操作部
22c
ズームレンズ
47
24a
蛍光体
44
撮像レンズ
46
照明レンズ
45

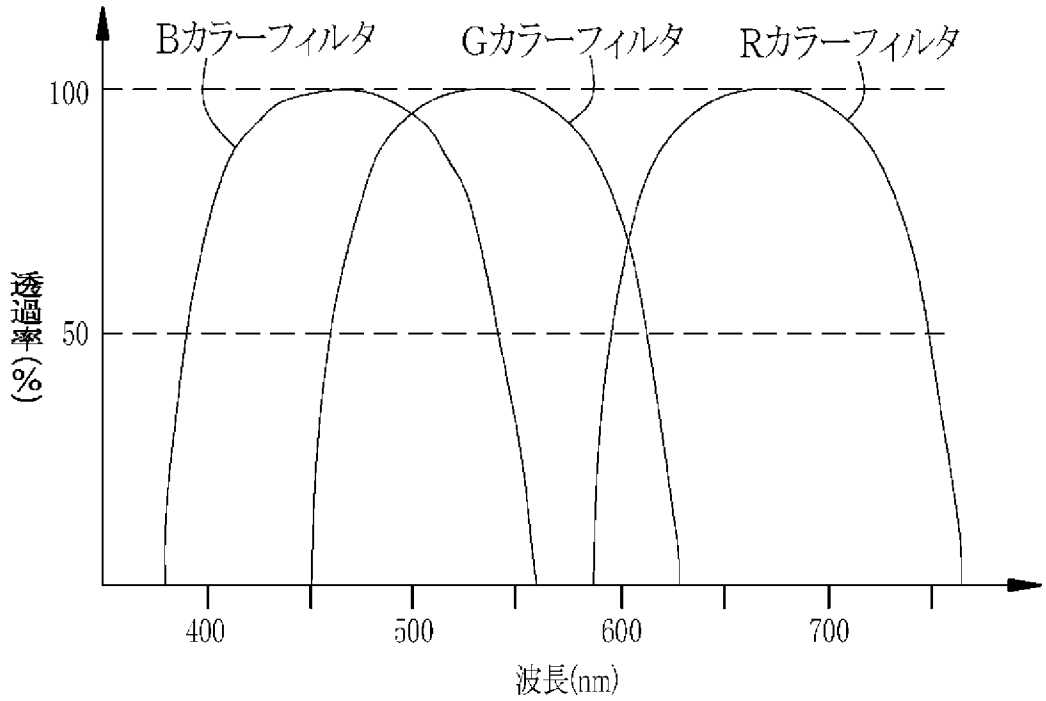
[図3]


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)

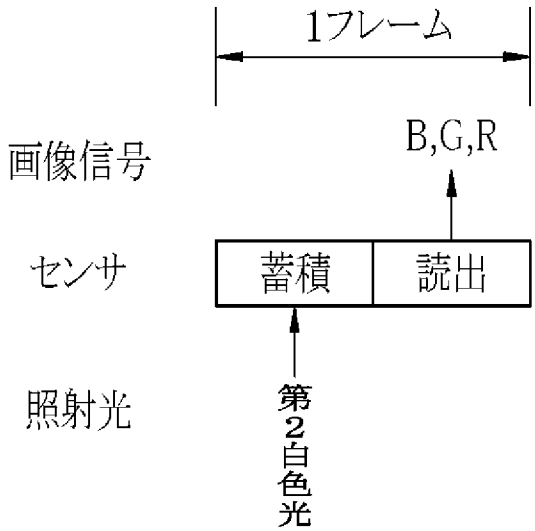
[図4]


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)

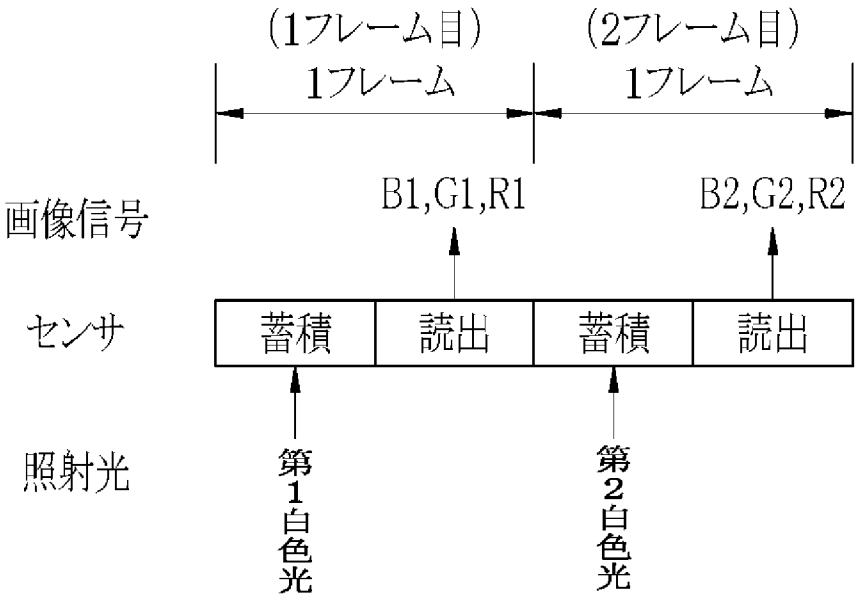
[図5]


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)

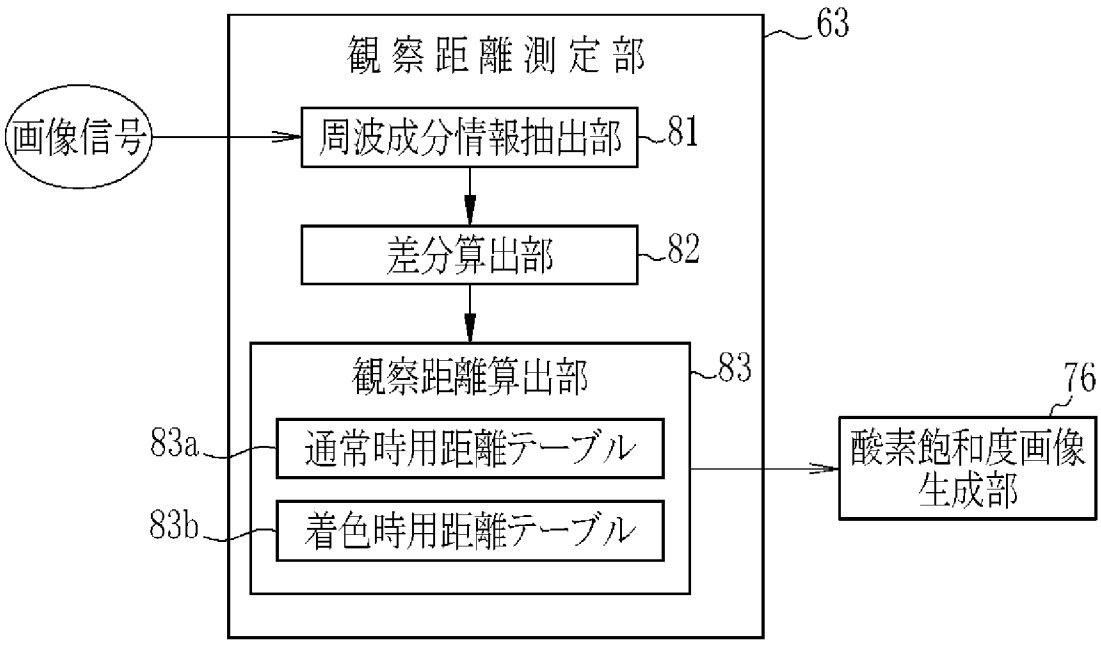
[図6]


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

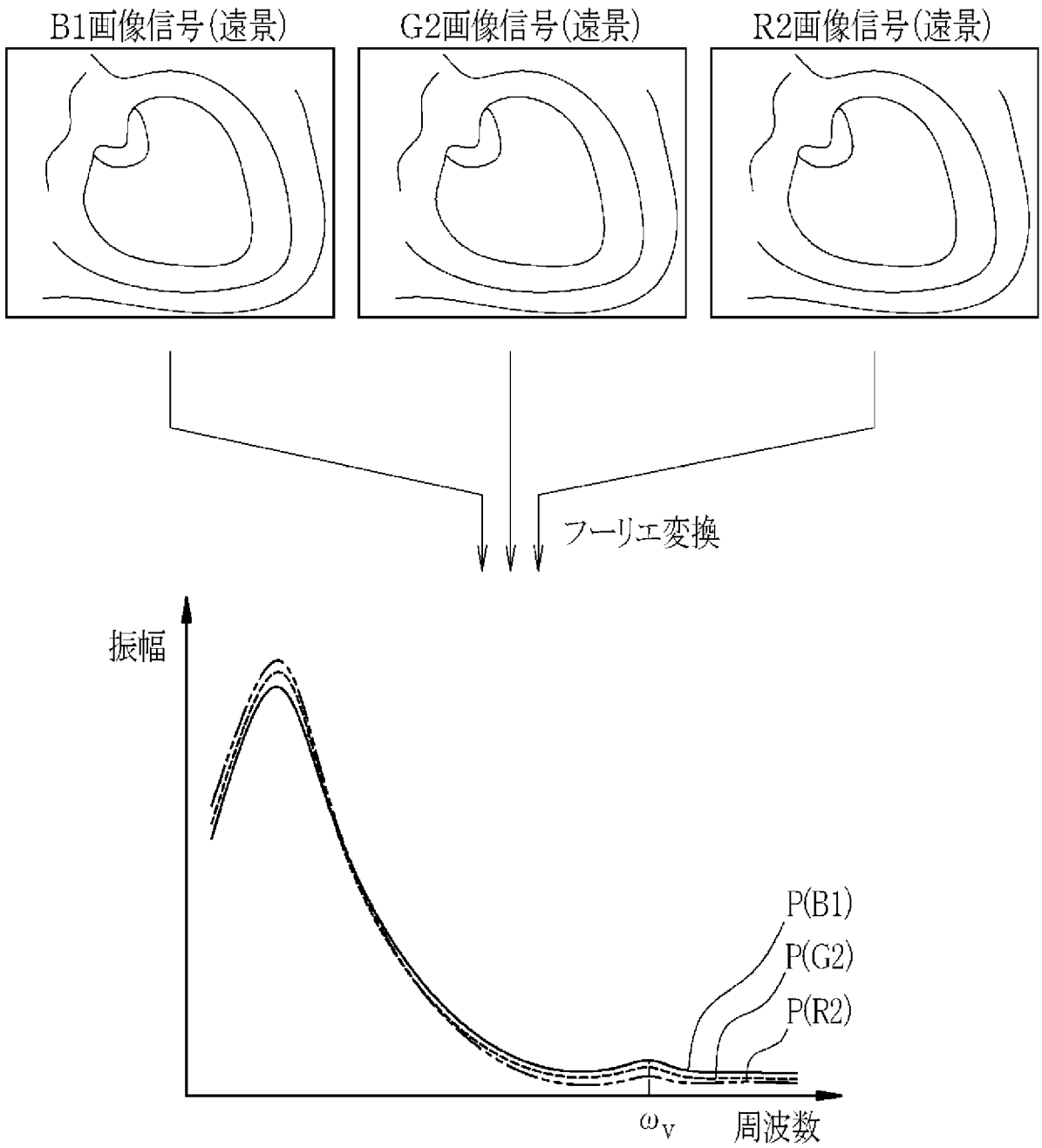
[図7]


(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

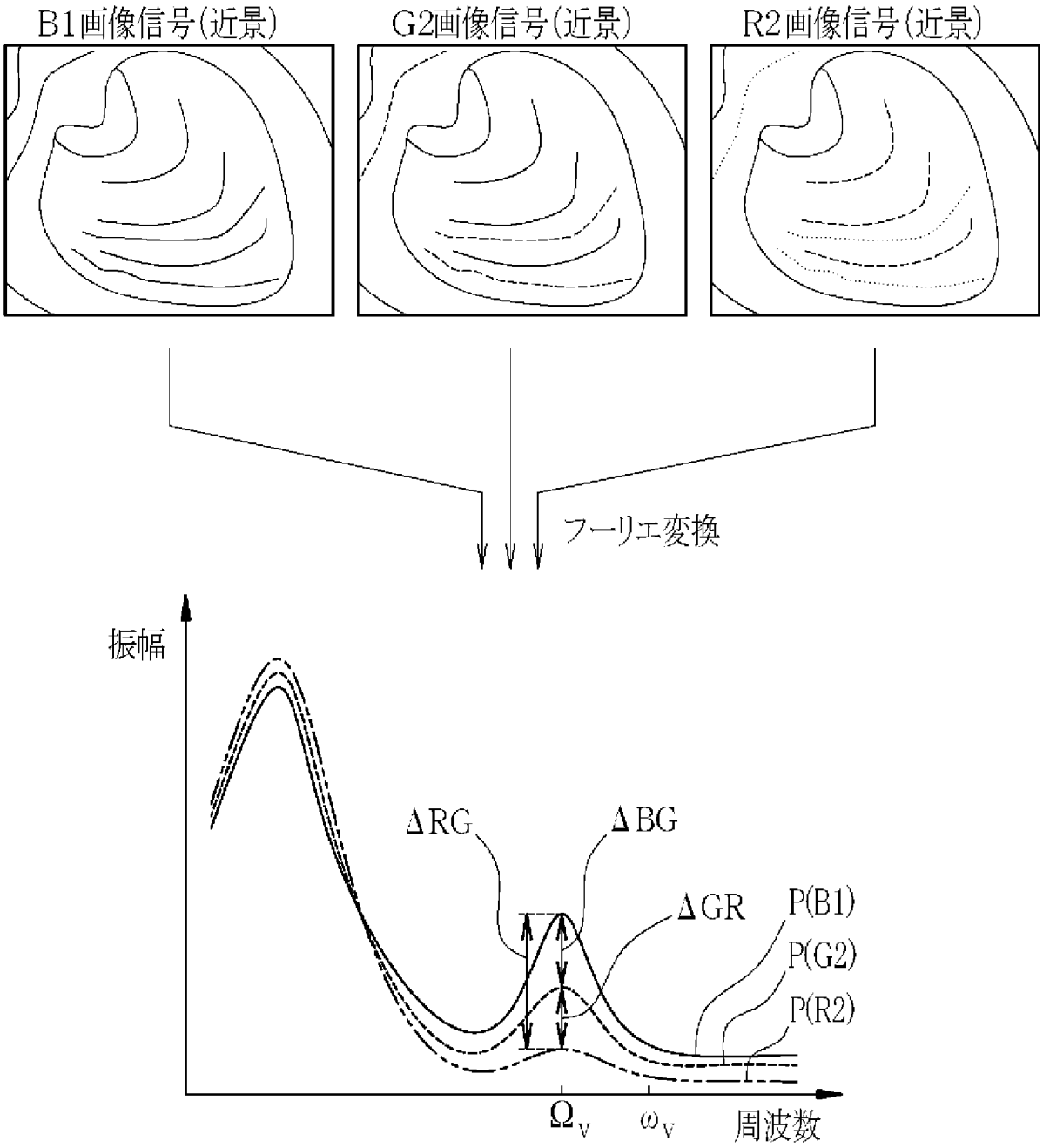
[図8]


観察距離測定部
63
画像信号
周波成分情報抽出部
81
差分算出部
82
観察距離算出部
83
83a
通常時用距離テーブル
83b
着色時用距離テーブル
76
酸素飽和度画像生成部

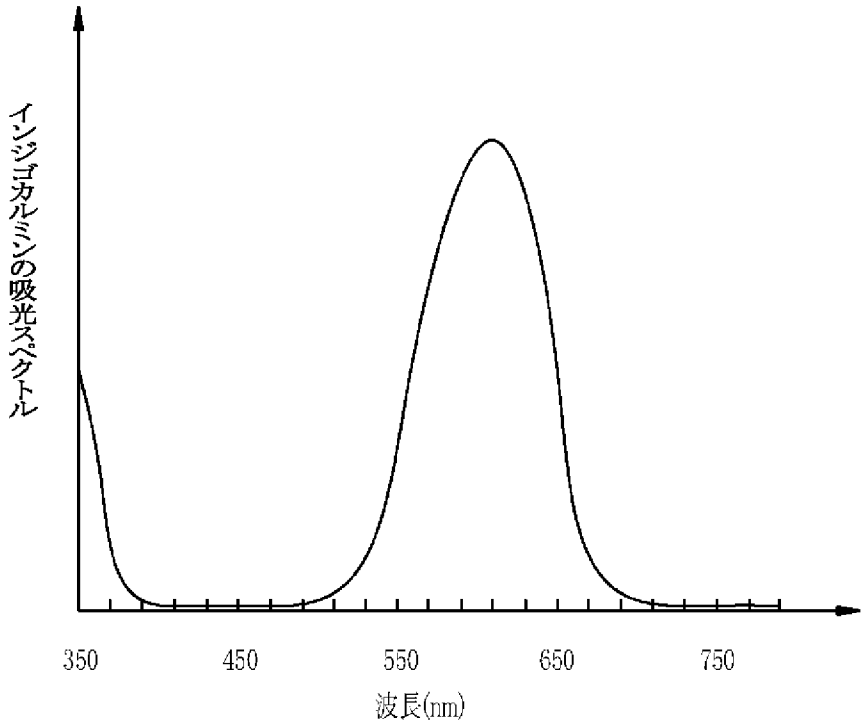
[図9]


B1画像信号(遠景)
G2画像信号(遠景)
R2画像信号(遠景)
フーリエ変換
振幅
P(B1)
P(G2)
P(R2)
ω_V
周波数

[図10]


B1画像信号(近景)
G2画像信号(近景)
R2画像信号(近景)
フーリエ変換
振幅
ΔRG
ΔBG
ΔGR
P(B1)
P(G2)
P(R2)
Ωv
ωv
周波数

[図11]



[図12]

83a

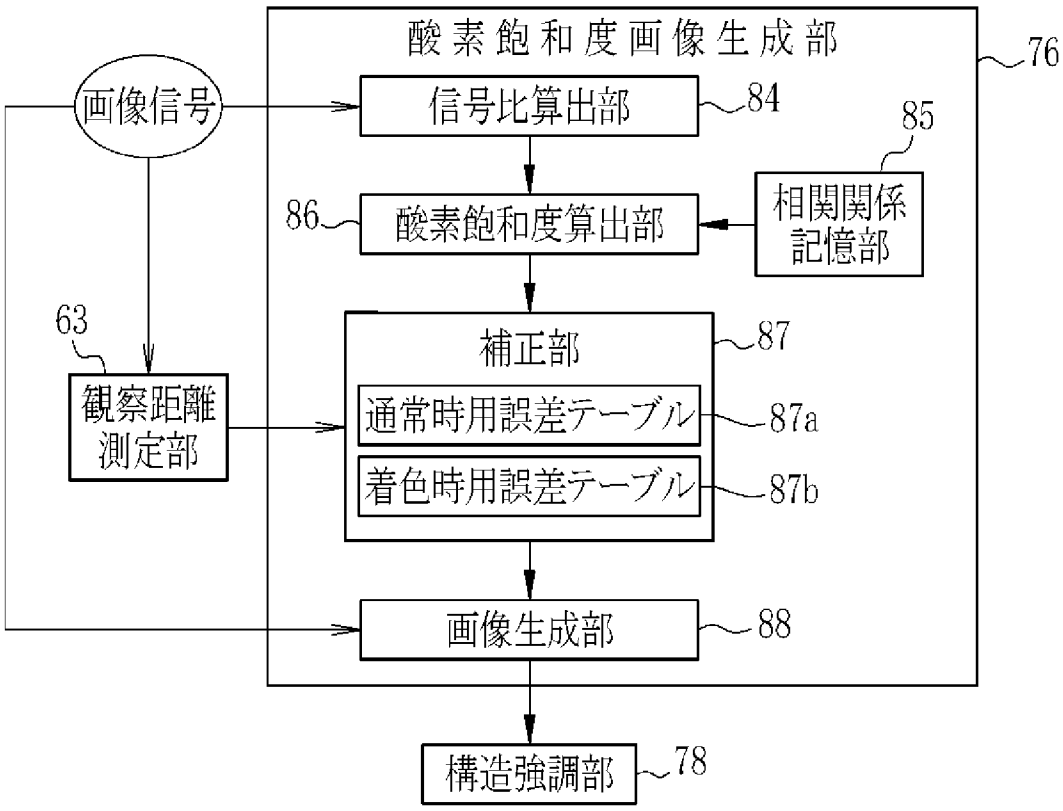
ΔBG, ΔGR, ΔRB	観察距離
k1, k2, k3	10.5 mm
k4, k5, k6	8.2 mm
k7, k8, k9	2.5 mm
⋮	⋮

[図13]

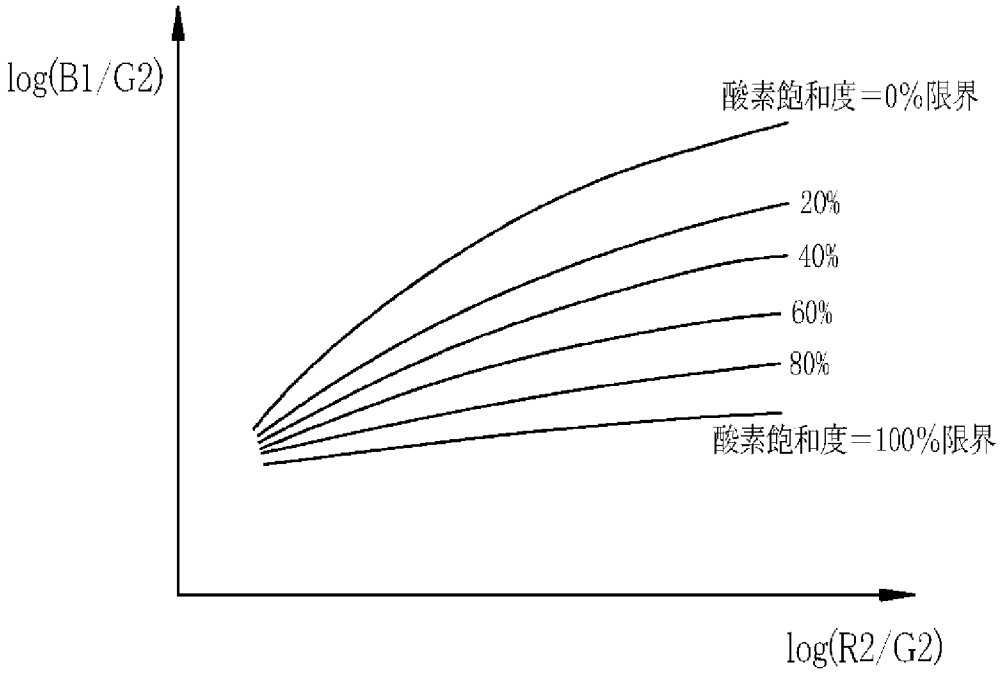
83b

ΔBG, ΔGR, ΔRB	観察距離
k101, k102, k103	8.2 mm
k104, k105, k106	3.7 mm
k107, k108, k109	1.2 mm
⋮	⋮

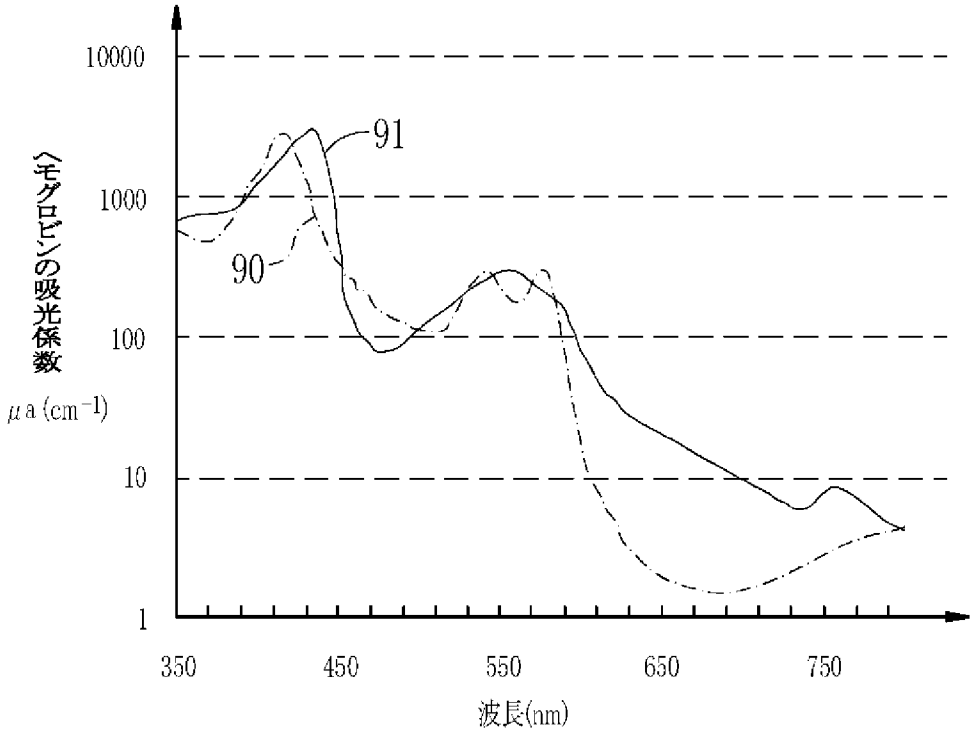
[図14]



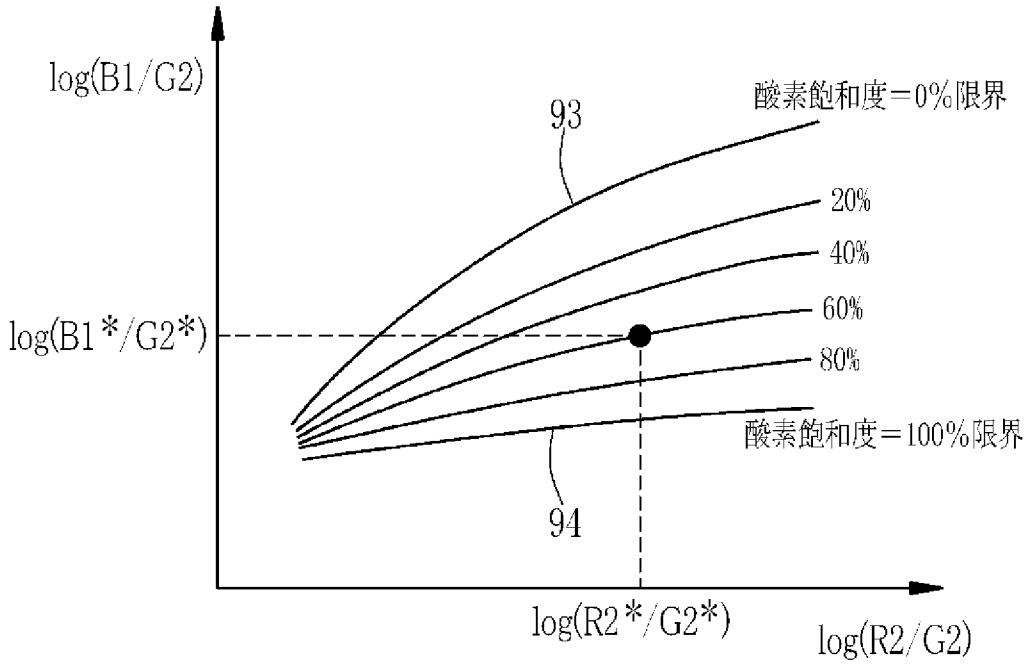
[図15]


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

[図16]


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

[図17]



[図18]

87a

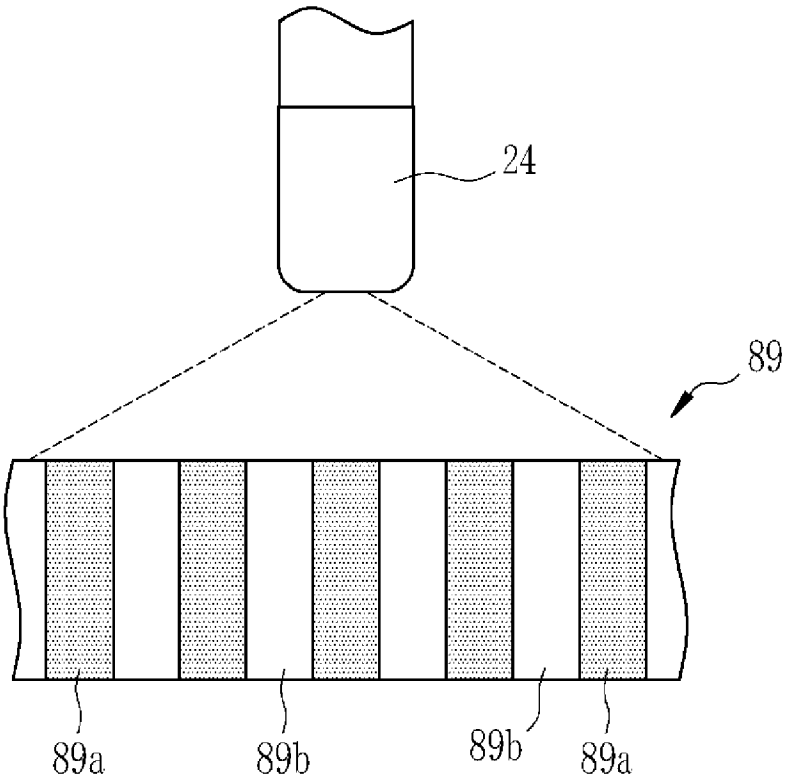
観察距離	酸素飽和度の誤差
10.5 mm	+10%
8.2 mm	±0%
2.5 mm	−2%
⋮	⋮

[図19]

87b

観察距離	酸素飽和度の誤差
8.2 mm	+11%
3.7 mm	+4%
1.2 mm	−1.5%
⋮	⋮

[図20]

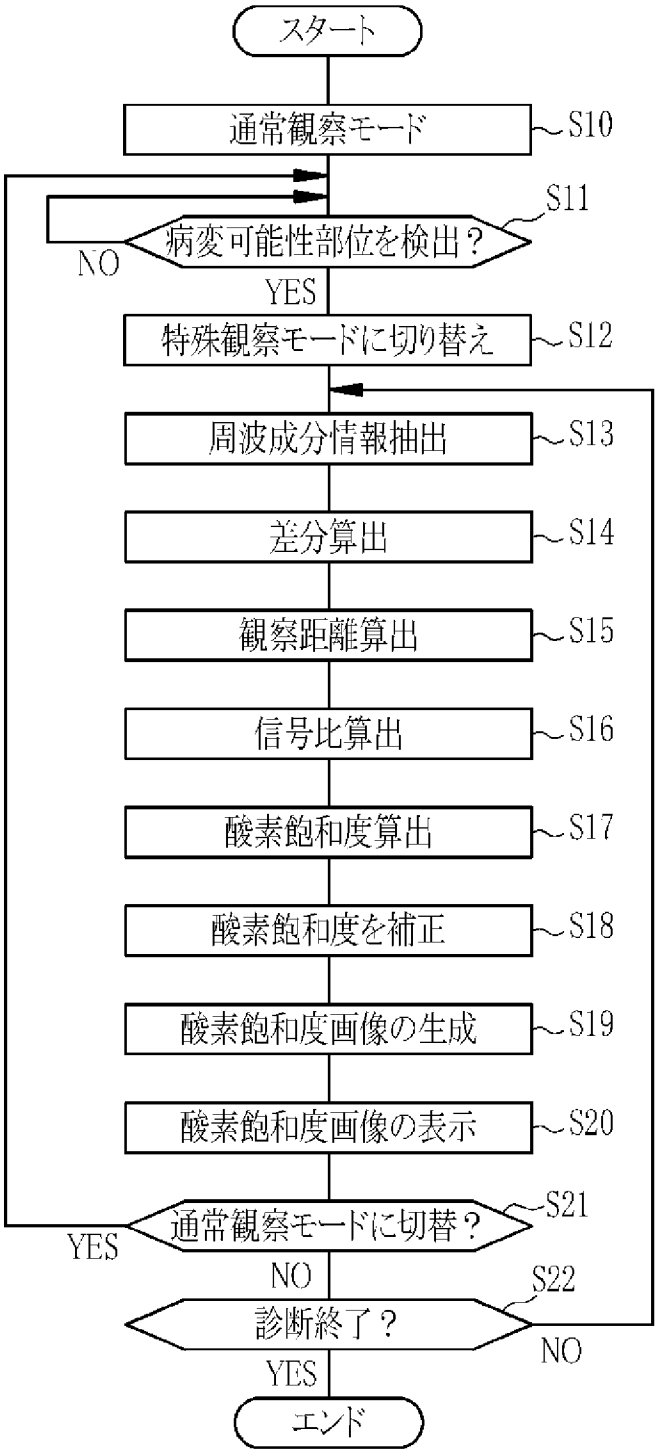


[図21]

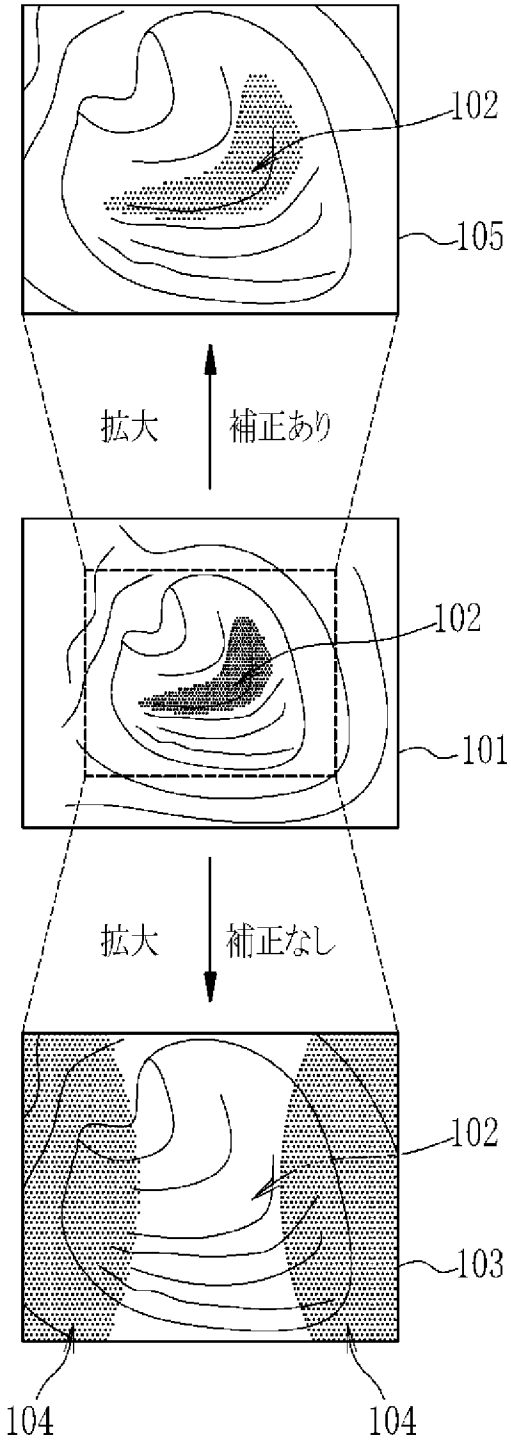
96

ΔBG, ΔGR, ΔRB	観察距離	酸素飽和度の誤差
k1, k2, k3	10.5 mm	+10%
k4, k5, k6	8.2 mm	±0%
k7, k8, k9	2.5 mm	−2%
⋮	⋮	⋮

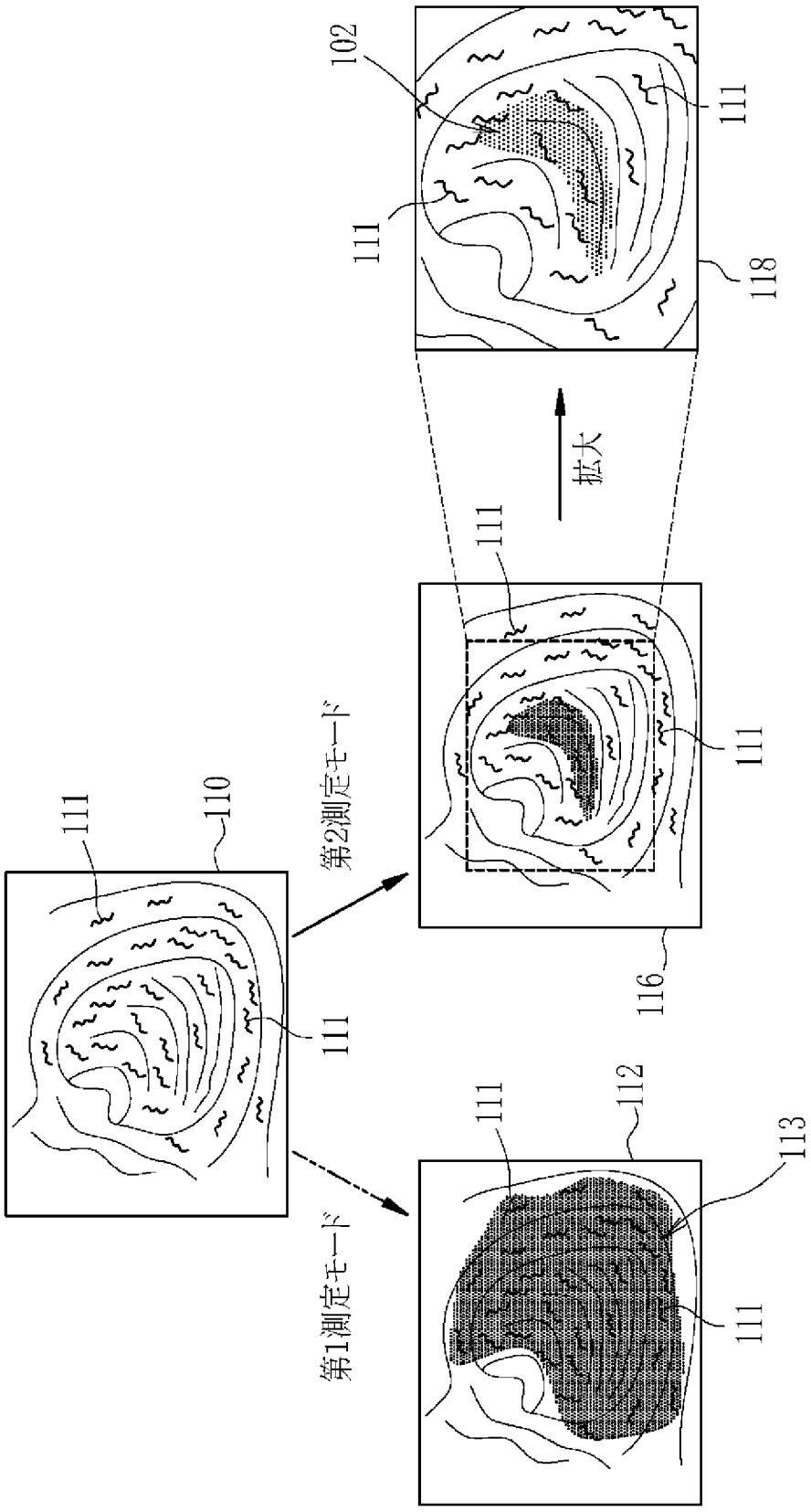
[図22]


スタート
通常観察モード
S10
S11
病変可能性部位を検出？
NO
YES
特殊観察モードに切り替え
S12
周波成分情報抽出
S13
差分算出
S14
観察距離算出
S15
信号比算出
S16
酸素飽和度算出
S17
酸素飽和度を補正
S18
酸素飽和度画像の生成
S19
酸素飽和度画像の表示
S20
S21
通常観察モードに切替？
YES
NO
S22
診断終了？
NO
YES
エンド

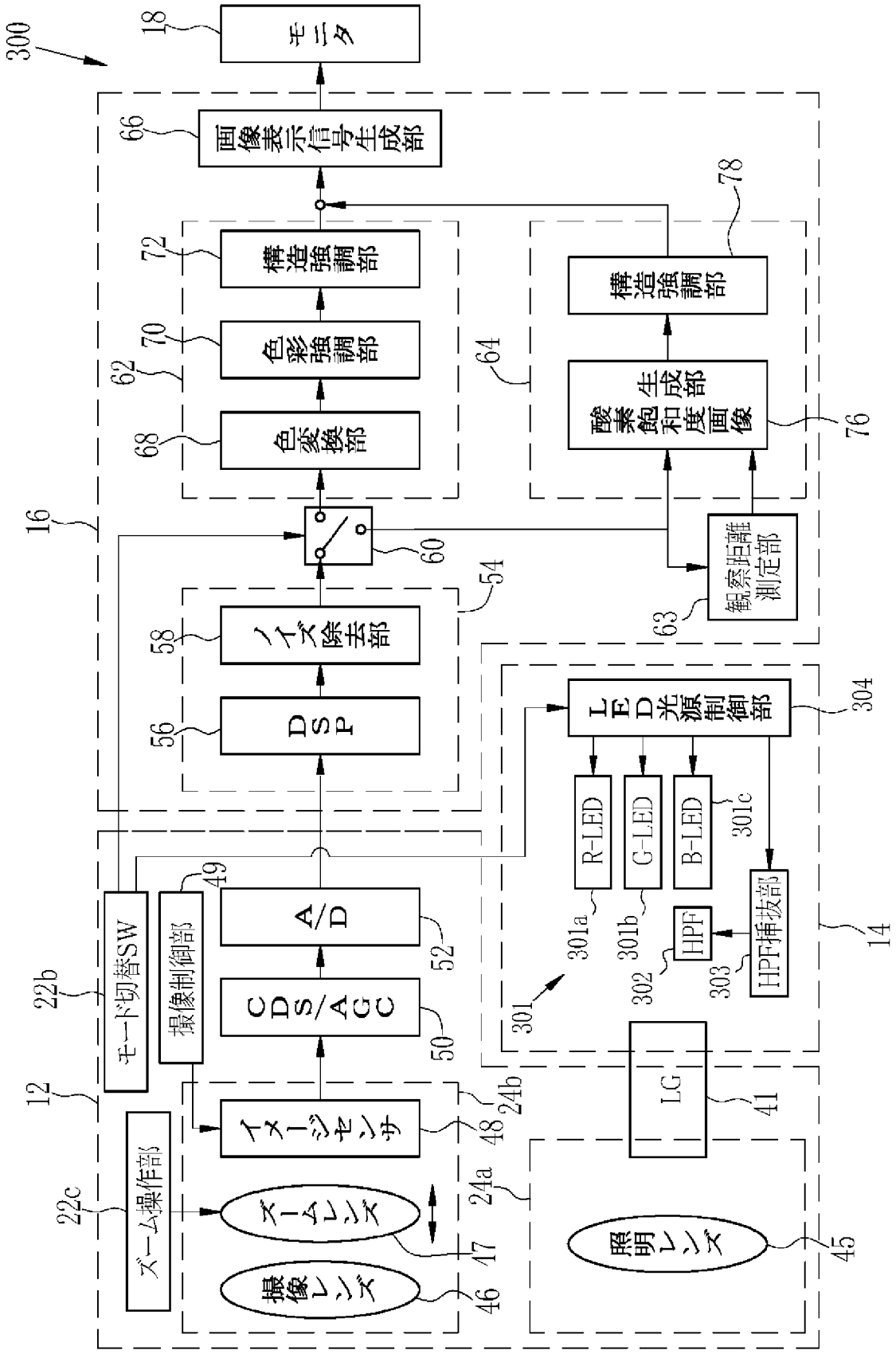
[図23]



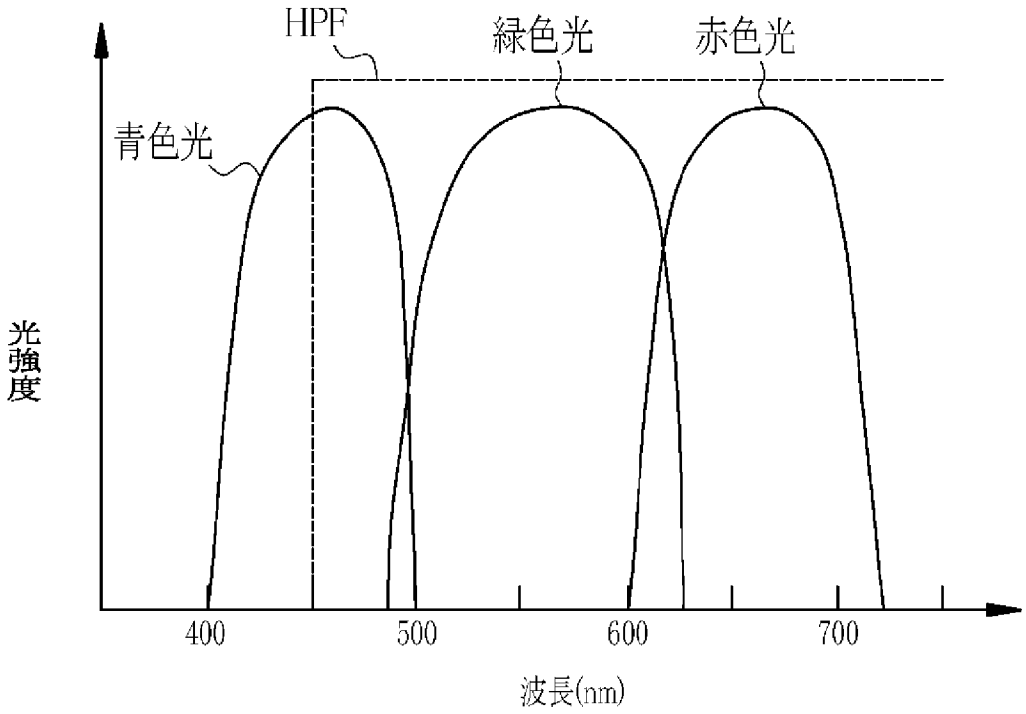
[図24]


102
111
111
118
拡大
111
111
116
第2測定モード
111
110
111
111
112
113
111
第1測定モード

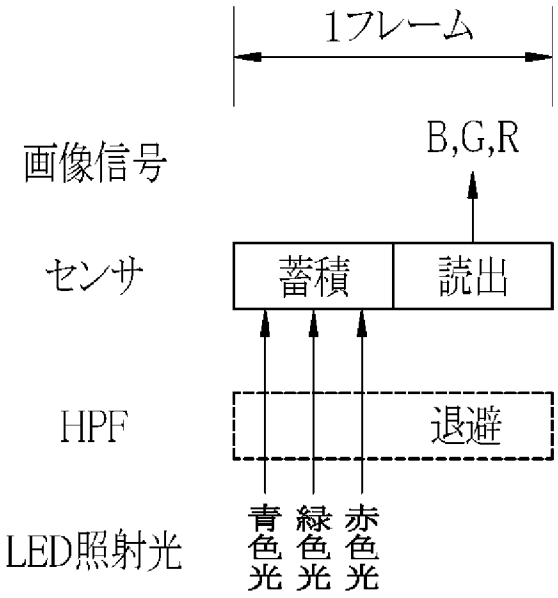
[図25]


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
54
58
ノイズ除去部
56
DSP
63
観察距離測定部
304
LED光源制御部
R-LED
G-LED
B-LED
301c
301a
301b
302
HPF
303
HPF挿抜部
14
301
22b
モード切替SW
撮像制御部
49
A/D
52
CDS/AGC
50
12
イメージセンサ
48
24b
LG
41
22c
ズーム操作部
ズームレンズ
24a
17
撮像レンズ
46
照明レンズ
45

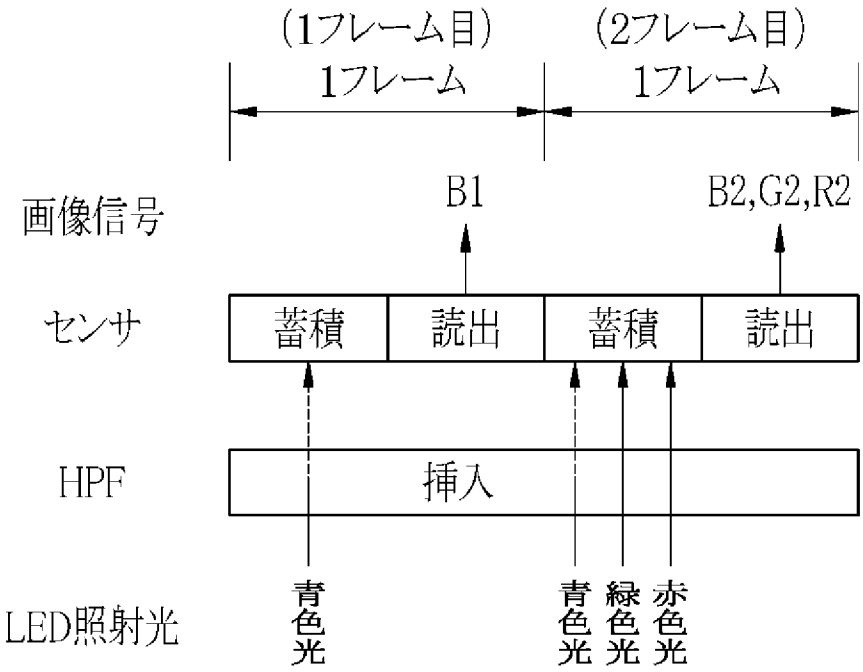
[図26]


HPF
緑色光
赤色光
青色光
光強度
400
500
600
700
波長(nm)

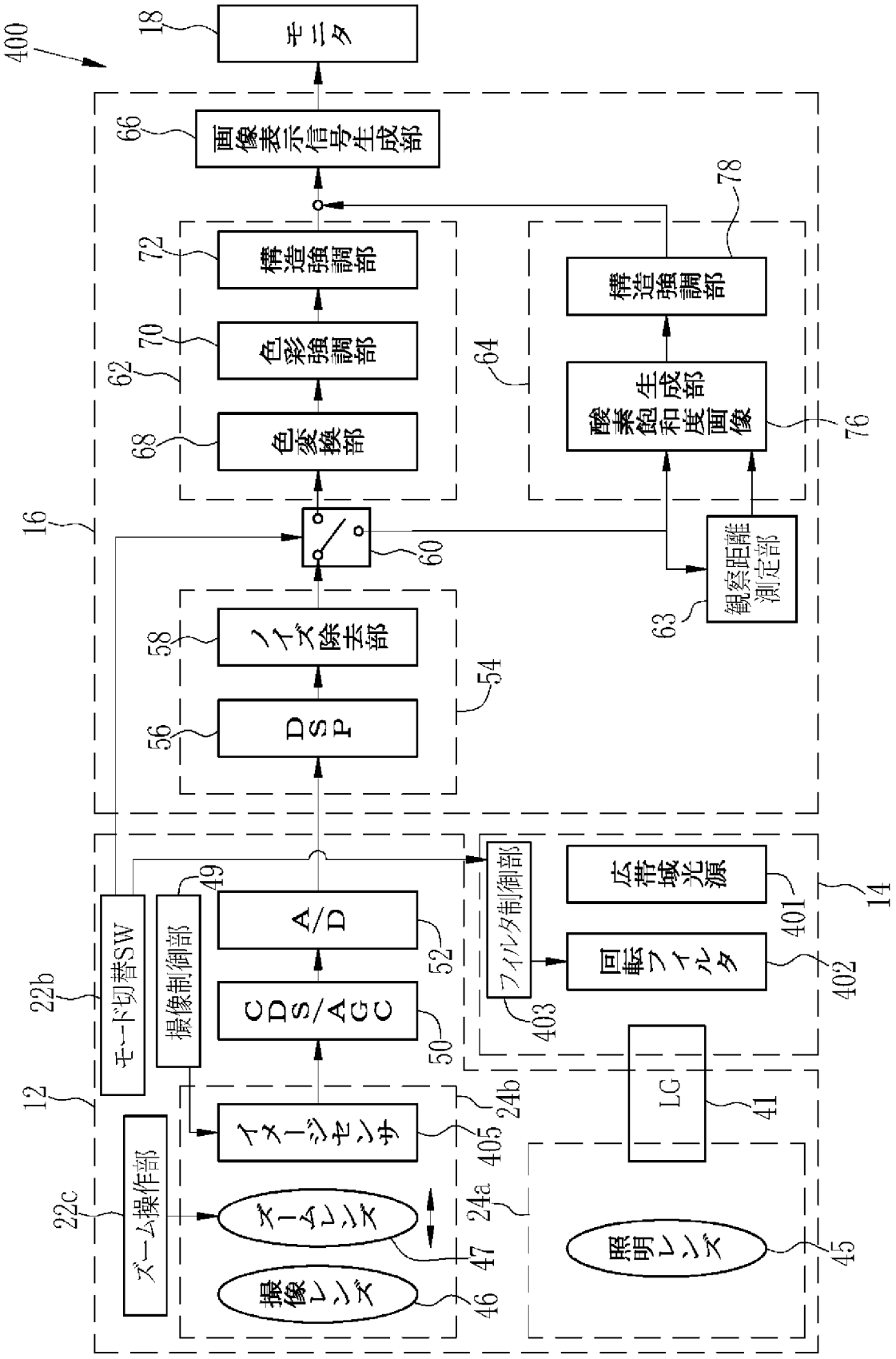
[図27]


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

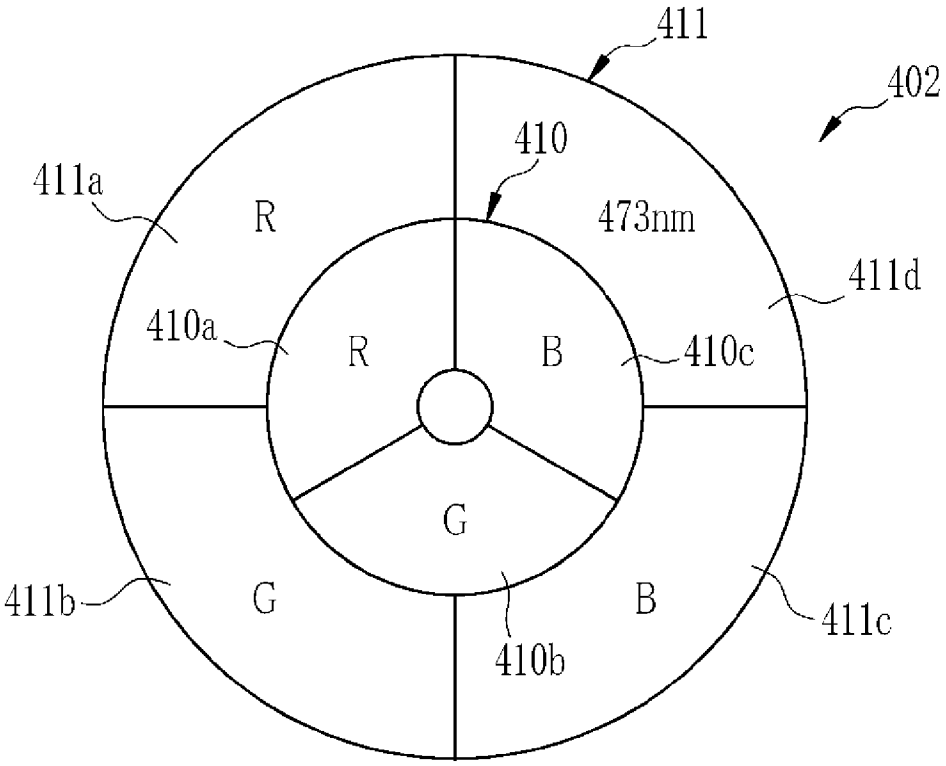
[図28]


(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
B2,G2,R2
センサ
蓄積
読出
蓄積
読出
HPF
挿入
LED照射光
青色光
青色光
緑色光
赤色光

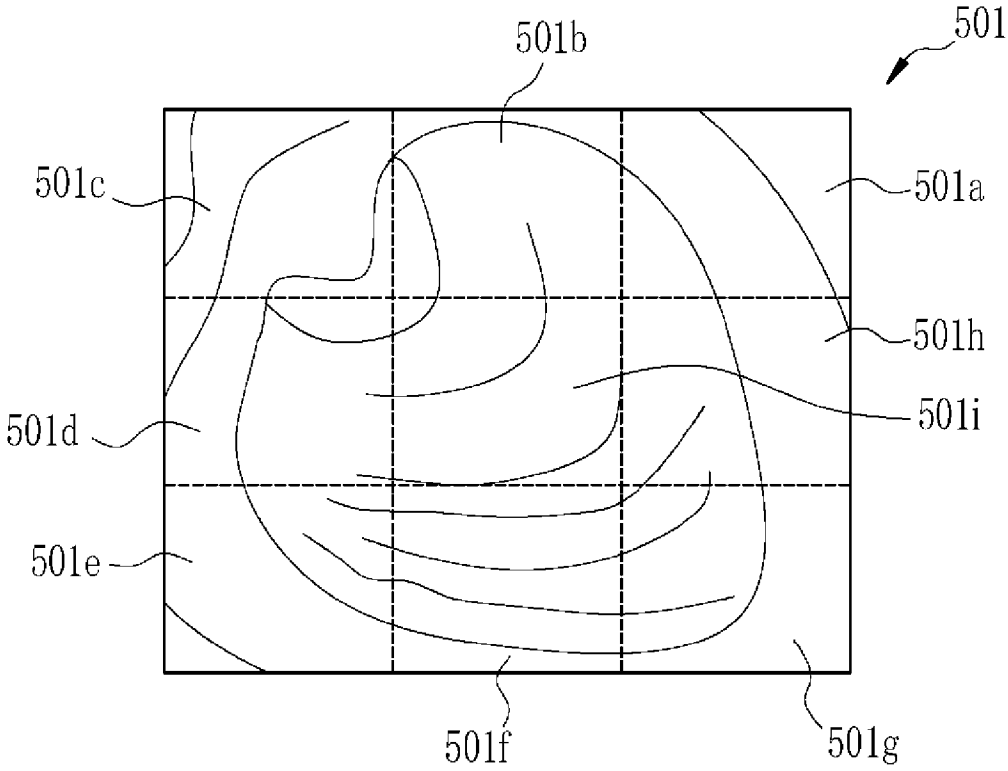
[図29]


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
63
観察距離測定部
58
ノイズ除去部
56
DSP
54
22b
モード切替SW
撮像制御部
49
A/D
52
CDS/AGC
50
イメージセンサ
405
24b
12
22c
ズーム操作部
ズームレンズ
47
24a
撮像レンズ
46
フィルタ制御部
403
広帯域光源
401
回転フィルタ
402
14
LG
41
照明レンズ
45

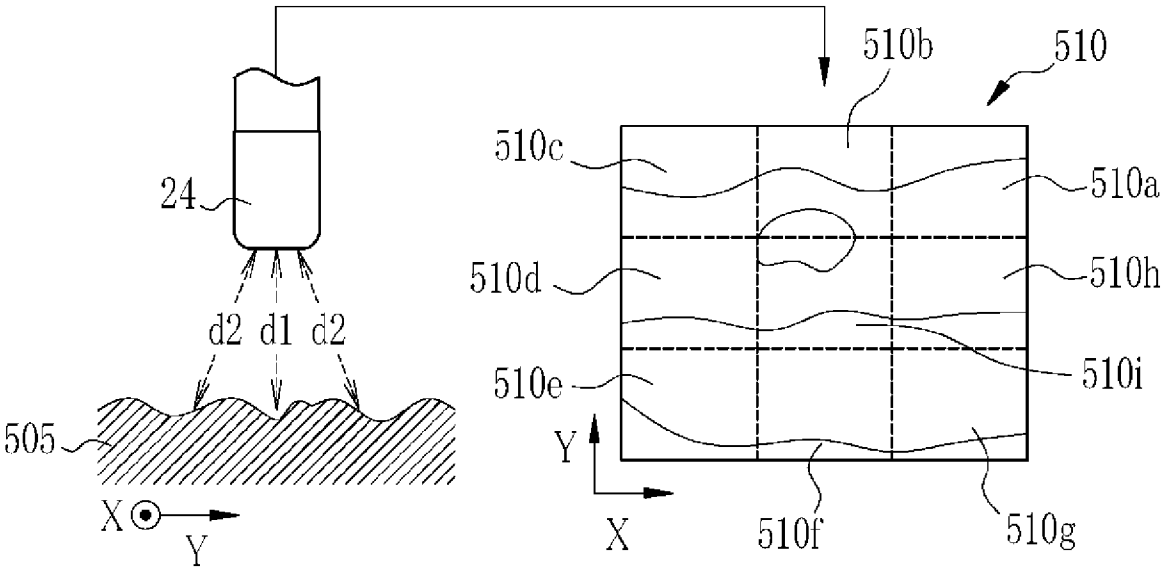
[図30]


411
402
410
411a
R
473nm
411d
410a
R
B
410c
G
411b
G
B
411c
410b

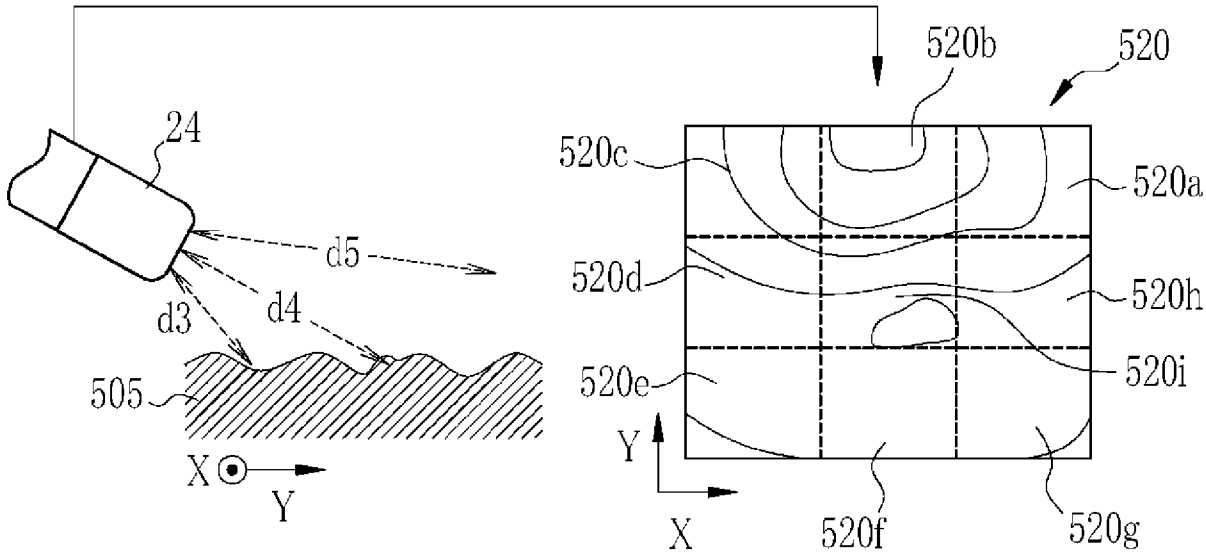
[図31]


501b
501
501c
501a
501h
501d
501i
501e
501f
501g

[図32]


510b
510
510c
510a
24
510d
510h
d2 d1 d2
510e
510i
505
Y
X
510f
510g
X
Y

[図33]


520b
520
24
520c
520a
d5
520d
520h
d3
d4
520e
520i
505
Y
X
520f
520g
X
Y

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2014/072186

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B1/00(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)
A61B1/00-1/32

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

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

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	JP 2012-239816 A (Fujifilm Corp.), 10 December 2012 (10.12.2012), paragraph [0058]; fig. 14 & US 2012/0302847 A1 & EP 2526854 A1	1,13,17-19 14-16 2-12
Y	JP 2013-146484 A (Fujifilm Corp.), 01 August 2013 (01.08.2013), paragraph [0080] (Family: none)	14
Y	JP 2006-61683 A (Olympus Corp.), 09 March 2006 (09.03.2006), paragraphs [0114] to [0115]; fig. 24 & US 2006/0025692 A1	15

☒ 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
04 November, 2014 (04.11.14)	18 November, 2014 (18.11.14)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2014/072186

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 2003-36436 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 07 February 2003 (07.02.2003), paragraphs [0068], [0104] & US 2002/0168096 A1	16
A	WO 2010/143692 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 16 December 2010 (16.12.2010), paragraphs [0042] to [0043] & US 8390679 B2 & EP 2441374 A1	1-19

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2014/072186

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The inventions of claims 1-19 have a common technical feature which is relevant to the invention definition matter set forth in claim 1.

However, the invention of claim 1 is disclosed in paragraph [0058] in JP 2012-239816 A, and therefore, does not have novelty and inventiveness.

Consequently, there is no common special technical feature among the inventions of claims 1-19, and therefore, it is obvious that the inventions of said claims do not comply with the requirement of unity of invention.

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☒ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.

☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.

☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１４／０７２１８６

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

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.　A61B1/00-1/32

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
X Y A	JP 2012-239816 A（富士フイルム株式会社）2012.12.10, 段落 0058, 第 14 図 & US 2012/0302847 A1 & EP 2526854 A1	1, 13, 17-19 14-16 2-12
Y	JP 2013-146484 A（富士フイルム株式会社）2013.08.01, 段落 0080（ファミリーなし）	14
Y	JP 2006-61683 A（オリンパス株式会社）2006.03.09, 段落 0114-0115, 第 24 図 & US 2006/0025692 A1	15

☑　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
０４．１１．２０１４	１８．１１．２０１４

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　４００４
島田　保
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 2003-36436 A (富士写真フイルム株式会社) 2003.02.07, 段落 0068,0104 & US 2002/0168096 A1	16
A	WO 2010/143692 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2010.12.16, 段落 0042-0043 & US 8390679 B2 & EP 2441374 A1	1-19

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１４／０７２１８６

第Ⅱ欄　請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第１ページの２の続き）

法第8条第3項（ＰＣＴ17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

１．☐ 請求項＿＿＿＿＿＿＿＿は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、

２．☐ 請求項＿＿＿＿＿＿＿＿は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、

３．☐ 請求項＿＿＿＿＿＿＿＿は、従属請求の範囲であってＰＣＴ規則6.4(a)の第２文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄　発明の単一性が欠如しているときの意見（第１ページの３の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

請求項１－１９に係る発明は、請求項１に記載された発明特定事項を共通の技術的特徴としている。しかし、請求項１に係る発明はJP 2012-239816 A の段落0058に記載されており、新規性、進歩性を有していない。よって、請求項１－１９に係る発明は共通する特別な技術的特徴を有しておらず、発明の単一性の要件を満たしていないことは明らかである。

１．☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。

２．☑ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。

３．☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。

４．☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。

☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。

☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。