(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
2018年3月8日(08.03.2018)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2018/043726 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 1/045 (2006.01) *G02B 23/24* (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2017/031673

(22) 国際出願日: 2017年9月1日(01.09.2017)

(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 2016-171950 2016年9月2日(02.09.2016) JP

(71) 出願人: ＨＯＹＡ株式会社 (**HOYA CORPORATION**) [JP/JP]; 〒1608347 東京都新宿区西新宿六丁目１０番１号 Tokyo (JP).

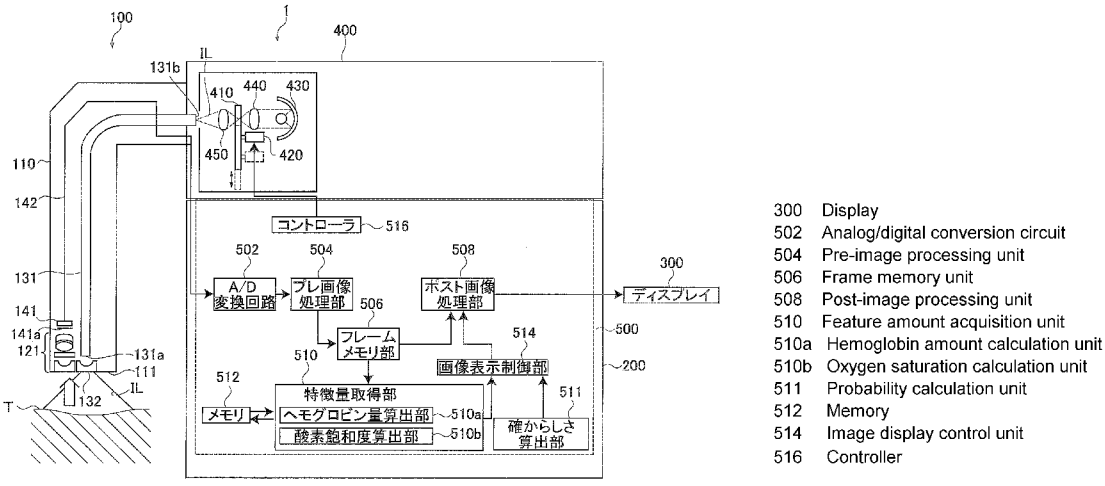
(72) 発明者: 福田 雅明 (**FUKUDA, Masaaki**); 〒1608347 東京都新宿区西新宿六丁目１０番１号ＨＯＹＡ株式会社内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: グローバル・アイピー東京特許業務法人(**GLOBAL IP TOKYO**); 〒1600023 東京都新宿区西新宿８丁目３番３０号 カーメルＩＩ Tokyo (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, 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,

(54) **Title:** ENDOSCOPE SYSTEM

(54) 発明の名称： 内視鏡システム



(57) **Abstract:** A processor of this endoscope system uses a component of color image data of a living tissue that has been illuminated by at least two lights to generate an oxygen saturation distribution image of hemoglobin in the living tissue, and uses a component of the color image data to calculate the probability of oxygen saturation. The display format of the saturation distribution image is controlled in accordance with the level of probability. In the probability calculation, the probability is calculated under conditions wherein a first value of a component a of the color image data is set as a minimum threshold value, where the probability drops if the value of the component a of the color image data becomes lower than this first value, and a second value of a component b of the color image data, said second value being greater than the first value, is set as a maximum threshold value, where the probability drops if the value of the component b of the color image data becomes greater than this second value. This minimum threshold value and this maximum threshold value are values from two different items of color image data.

WO 2018/043726 A1

［続葉有］

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:

一 国際調査報告(条約第21条(3))

(57) 要約:内視鏡システムのプロセッサは、少なくとも２つの光で照明された生体組織のカラー画像データの成分を用いて、前記生体組織におけるヘモグロビンの酸素飽和度分布画像を生成し、前記カラー画像データの成分を用いて酸素飽和度の確からしさを算出する。さらに、確からしさの程度に応じて、前記酸素飽和度分布画像の表示形態を制御する。前記確からしさの算出では、前記カラー画像データの成分ａの第１の値を、この値より前記カラー画像データの成分ａの値が低くなると前記確からしさが低下する下限閾値とし、前記第１の値よりも大きい前記カラー画像データの成分ｂの第２の値を、この値より前記カラー画像データの成分ｂの値が大きくなると前記確からしさが低下する上限閾値として設定した状態で確からしさを算出する。この下限閾値と上限閾値は、異なる２つのカラー画像データにおける値である。

明　細　書

発明の名称 ： 内視鏡システム

技術分野

[0001] 本発明は、生体組織の撮影により生成した画像データに基づいて、生体組織中の生体情報を画像表示する内視鏡システムに関する。

背景技術

[0002] 内視鏡によって得られた画像データから、被写体である生体組織中の生体物質、例えば、ヘモグロビンの量やヘモグロビンの酸素飽和度の情報を求め画像表示する機能を備えた内視鏡システムが知られている。このような内視システムの一例が特許文献１に記載されている。

[0003] 特許文献１に記載の内視鏡システムは、体腔内において所定波長領域の分光画像を撮影して分光画像データを得る撮影手段と、分光画像データに所定の処理を施して、生体組織の特徴量、例えば酸素飽和度を強調した合成画像データを生成する処理手段と、合成画像データに基づいて画面表示を行う表示手段と、を備える。内視鏡システムは、この合成画像を、病変部を健常部と区別して特定するための画像として表示することができる。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開２０１３－２４０４０１号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 上記内視鏡システムは、例えば、悪性腫瘍等の病変部の有無やその位置を、ディスプレイに表示された生体組織の特徴量、例えば酸素飽和度の分布を示す酸素飽和度分布画像を用いて操作者が判断し特定することを補助できる。酸素飽和度は、所定の処理によって生体組織の画像データから算出するので、酸素飽和度の値が異常値と見なされない部分であっても、処理の途中で画素値が極端に小さいあるいは極端に大きい等の画素値が存在する場合があ

る。このような部分の酸素飽和度の確からしさは本来低いといえる。

このため、上記操作者の病変部の有無の判断やその位置特定に際して、内視鏡システムでは、算出した酸素飽和度の確からしさの高い部分をディスプレイに表示することが好ましい。また、酸素飽和度の確からしさの情報を画像データから求める際、求める確からしさの情報が過剰にならないように画像データを効率よく用いて確からしさの情報を求めることが好ましい。

[0006] 本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、生体組織を照明し撮像することにより得られた生体組織の画像データを用いることで求められる生体組織のヘモグロビンの酸素飽和度の分布を示す酸素飽和度分布画像をディスプレイに表示する際、酸素飽和度の確からしさの情報を効率よく求めて精度の高い酸素飽和度分布画像を表示することができる内視鏡システムを提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0007] 本発明は、以下の形態を含む。

(形態１)

波長帯域の異なる少なくとも２つの光を出射するように構成された光源装置と、

少なくとも２つの前記光でそれぞれ照明された生体組織を撮像することにより前記光に対応した複数のカラー画像データを生成するように構成された撮像素子を備えた撮像部を含む内視鏡と、

前記カラー画像データの成分のうちの成分ａ及び成分ｂを少なくとも用いて、前記生体組織におけるヘモグロビンの酸素飽和度を前記生体組織の特徴量として取得し、前記特徴量の分布を示す酸素飽和度分布画像を生成するように構成された特徴量取得部と、前記カラー画像データの成分を用いて前記特徴量の確からしさを算出するように構成された確からしさ算出部と、前記確からしさの算出結果に応じて、前記酸素飽和度分布画像の表示の形態を制御するように構成された画像表示制御部と、を含むプロセッサと、

前記酸素飽和度分布画像の表示を行うように構成された画像表示装置と、

を備え、

前記確からしさ算出部は、前記カラー画像データのうちカラー画像データＡの成分ａの第１の値を、前記第１の値より前記カラー画像データＡの成分ａの値が低くなると前記確からしさが前記第１の値以上の値における確からしさよりも低下する確からしさ下限閾値として設定し、且つ、前記カラー画像データのうちカラー画像データＢの成分ｂの、前記第１の値よりも大きい第２の値を、前記カラー画像データＢの成分ｂの値が大きくなると前記確からしさが前記第２の値以下の値における確からしさよりも低下する確からしさ上限閾値として設定した状態で前記確からしさを算出するように構成され、前記カラー画像データＡと前記カラー画像データＢは、異なる２つの光に対応したカラー画像データである、ことを特徴とする内視鏡システム。

[0008]（形態２）

前記確からしさ算出部は、前記成分ａ及び前記成分ｂ毎に求めた確からしさ成分に基づいて画素毎に前記確からしさを算出するように構成され、

前記カラー画像データＡから求める確からしさ成分は、前記カラー画像データＡの成分の値が前記確からしさ下限閾値より大きい場合、前記確からしさ下限閾値における前記確からしさ成分と同じかそれより大きい値を有し、

前記カラー画像データＢから求める確からしさ成分は、前記カラー画像データＢの成分の値が前記確からしさ上限閾値より小さい場合、前記確からしさ上限閾値における前記確からしさ成分と同じかそれより大きい値を有する、形態１に記載の内視鏡システム。

[0009]（形態３）

前記特徴量取得部は、前記カラー画像データの前記成分ａ及び前記成分ｂの少なくとも一方を含む成分を用いて得られる第１比率に基づいて前記ヘモグロビンの量を算出するように構成されたヘモグロビン量算出部と、前記カラー画像データの前記成分ａ及び前記成分ｂの少なくとも一方を含む成分を用いて得られる第２比率と前記ヘモグロビンの量とに基づいて前記ヘモグロビンの酸素飽和度を算出するように構成された酸素飽和度算出部と、を含み

、

前記確からしさ算出部は、前記確からしさを、前記第１比率が所定範囲を外れると低下する補正をするように構成されている、形態１または２に記載の内視鏡システム。

[0010]（形態４）

前記特徴量取得部は、前記カラー画像データの前記成分ａ及び前記成分ｂの少なくとも一方を含む成分を用いて得られる第１比率に基づいて前記ヘモグロビンの量を算出するように構成されたヘモグロビン量算出部と、前記カラー画像データの前記成分ａ及び前記成分ｂの少なくとも一方を含む成分を用いて得られる第２比率と前記ヘモグロビンの量とに基づいて前記ヘモグロビンの酸素飽和度を算出するように構成された酸素飽和度算出部と、を含み、

前記確からしさ算出部は、前記確からしさを、前記第２比率が予め定めた範囲を外れると低下する補正をするように構成されている、形態１～３のいずれか１つに記載の内視鏡システム。

[0011]（形態５）

前記画像表示制御部は、前記生体組織の像に前記特徴量の分布の画像を重ねて表示するように制御し、前記第２比率の値が、前記ヘモグロビンの量に応じて定まる前記第２比率の許容範囲をはずれる画素については、当該画素の透過率を調整するように構成されている、形態３または４に記載の内視鏡システム。

[0012]（形態６）

前記光源装置は、波長帯域の異なる第１の光、第２の光、及び第３の光を含む少なくとも３以上の光を出射するように構成され、

前記撮像部は、前記第１の光、前記第２の光、及び前記第３の光でそれぞれ照明された生体組織を撮像することにより、前記第１の光に対応した第１のカラー画像データ、前記第２の光に対応した第２のカラー画像データ、及び前記第３の光に対応した第３のカラー画像データを生成するように構成さ

れ、

前記第１比率は、前記第１のカラー画像データの一成分と前記第２のカラー画像データの一成分との比率であり、

前記第２比率は、前記第２のカラー画像データの一成分と前記第３のカラー画像データの一成分との比率である、形態１～５のいずれか１つに記載の内視鏡システム。

[0013]（形態７）

前記第１の光の波長帯域は、前記第２の光の波長帯域及び前記第３の光の波長帯域に比べて広く、前記第２の光の波長帯域は、前記第３の光の波長帯域に比べて広く、

前記確からしさ上限閾値は、前記第１のカラー画像データあるいは前記第２のカラー画像データの輝度成分の値であり、前記確からしさ下限閾値は、前記第３のカラー画像データの輝度成分の値である、形態６に記載の内視鏡システム。

[0014]（形態８）

前記第１比率は、前記第２のカラー画像データの輝度成分と、前記第１のカラー画像データのＲ成分、あるいはＲ成分及びＧ成分の合計成分との比であり、

前記ヘモグロビン量算出部は、前記第１比率に基づいてヘモグロビンの量を算出する、形態６または７に記載の内視鏡システム。

[0015]（形態９）

前記第２比率は、前記第３のカラー画像データの輝度成分と前記第２のカラー画像データの輝度成分との比であり、

前記酸素飽和度算出部は、前記第２比率と、前記ヘモグロビンの量とに基づいて前記ヘモグロビンの酸素飽和度を算出する、形態６～８のいずれか１つに記載の内視鏡システム。

[0016]（形態１０）

前記第２の光の波長帯域は、前記第２のカラー画像データの成分が、前記

生体組織のヘモグロビン量の変化に対して感度を有するが、前記酸素飽和度の変化に対して感度を有しないような波長帯域を含む、形態６～９のいずれか１つに記載の内視鏡システム。

[0017]（形態１１）

前記第３の光の波長帯域は、前記第３のカラー画像データの成分が、前記酸素飽和度の変化に対して感度を有するような波長帯域を含む、形態６～１０のいずれか１つに記載の内視鏡システム。

[0018]（形態１２）

前記第２の光は、光学フィルタで、前記第１の光の波長帯域のうち、５００ｎｍ～６００ｎｍの範囲内の第１波長帯域を透過させた前記第１の光の濾過光であり、前記第３の光は、光学フィルタで、前記第１波長帯域の範囲内の前記第１波長帯域より狭い第２波長帯域を透過させた前記第１の光の濾過光である、形態６～１１のいずれか１つに記載の内視鏡システム。

[0019]（形態１３）

波長帯域の異なる少なくとも２つの光成分を含む第１の光を出射するように構成された光源装置と、

前記第１の光で照明された生体組織を撮像することにより第１のカラー画像データを生成するように構成された撮像素子を備えた撮像部を含む内視鏡と、

前記光成分の波長帯域それぞれに対応した前記第１のカラー画像データの対応成分のうちの成分ａ及び成分ｂを少なくとも用いて、前記生体組織におけるヘモグロビンの酸素飽和度を前記生体組織の特徴量として取得し、前記特徴量の分布を示す酸素飽和度分布画像を生成するように構成された特徴量取得部と、前記対応成分を用いて前記特徴量の確からしさを算出するように構成された確からしさ算出部と、前記確からしさの算出結果に応じて、前記酸素飽和度分布画像の表示の形態を制御するように構成された画像表示制御部と、を含むプロセッサと、

前記酸素飽和度分布画像の表示を行うように構成された画像表示装置と、

を備え、

前記確からしさ算出部は、前記成分ａの第１の値を、前記第１の値より前記成分ａの値が低くなると前記確からしさが前記第１の値以上の値における確からしさよりも低下する確からしさ下限閾値として設定し、且つ、前記成分ｂの、前記第１の値よりも大きい第２の値を、前記成分ｂの値が大きくなると前記確からしさが前記第２の値以下の値における確からしさよりも低下する確からしさ上限閾値として設定した状態で前記確からしさを算出するように構成され、前記成分ａと前記成分ｂは、互いに異なる２つの対応成分である、ことを特徴とする内視鏡システム。

[0020]（形態１４）

前記確からしさ算出部は、前記成分ａ及び前記成分ｂ毎に求めた確からしさ成分に基づいて画素毎に前記確からしさを算出するように構成され、

前記成分ａから求める確からしさ成分は、前記成分ａの値が前記確からしさ下限閾値より大きい場合、前記確からしさ下限閾値における前記確からしさ成分と同じかそれより大きい値を有し、

前記成分ｂから求める確からしさ成分は、前記成分ｂの値が前記確からしさ上限閾値より小さい場合、前記確からしさ上限閾値における前記確からしさ成分と同じかそれより大きい値を有する、形態１３に記載の内視鏡システム。

[0021]（形態１５）

前記光源装置は、前記第１の光の他に、前記第１の光と波長帯域の異なる第２の光を出射するように構成され、

前記撮像部は、前記第１の光及び前記第２の光でそれぞれ照明された生体組織を撮像することにより、前記第１のカラー画像データ及び前記第２の光に対応した第２のカラー画像データを生成するように構成され、

前記特徴量取得部は、前記成分ａと前記成分ｂの第１比率に基づいて前記ヘモグロビンの量を算出するように構成されたヘモグロビン量算出部と、前記成分ａと前記成分ｂの１つと前記第２のカラー画像データの成分との第２

比率と前記ヘモグロビンの量とに基づいて前記ヘモグロビンの酸素飽和度を算出するように構成された酸素飽和度算出部と、を含む形態１３または１４に記載の内視鏡システム。

[0022] （形態１６）

前記第１の光は、３つの光成分を含み、

前記特徴量取得部は、前記対応成分を用いて得られる第１比率に基づいて前記ヘモグロビンの量を算出するように構成されたヘモグロビン量算出部と、前記対応成分を用いて得られる第２比率と前記ヘモグロビンの量とに基づいて前記ヘモグロビンの酸素飽和度を算出するように構成された酸素飽和度算出部と、を含む、形態１３または１４に記載の内視鏡システム。

発明の効果

[0023] 本発明の上述の内視鏡システムによれば、酸素飽和度の確からしさの情報を効率よく求めて精度の高い酸素飽和度分布画像を表示することができる。

図面の簡単な説明

[0024] [図1]一実施形態の内視鏡システムの一例の構成のブロック図である。

[図2]一実施形態で用いる撮像素子の赤（Ｒ）、緑（Ｇ）、青（Ｂ）の各フィルタの分光特性の一例を示す図である。

[図3]一実施形態の光源装置で用いる回転フィルタの一例の外観図（正面図）である。

[図4]５５０ｎｍ付近のヘモグロビンの吸収スペクトルの一例を示す図である。

[図5]一実施形態で用いる第１比率とヘモグロビンの量との関係の一例を示す図である。

[図6]一実施形態で用いる第２比率の上限値及び下限値とヘモグロビンの量の関係の一例を示す図である。

[図7]一実施形態の確からしさ算出部が定める確からしさ成分の一例を説明する図である。

[図8]一実施形態の確からしさ算出部が定める確からしさ成分の一例を説明す

る図である。

[図9]１つのカラー画像データに対して、確からしさ成分の下限閾値及び上限閾値を設定する一例を説明する図である。

[図10]一実施形態における酸素飽和度分画像の表示形態の一例を説明する図である。

発明を実施するための形態

[0025] 以下に説明する本発明の一実施形態の内視鏡システムは、波長域の異なる光で生体組織を被写体として照明し撮像した複数のカラー画像データに基づいて生体組織のヘモグロビンの量と酸素飽和度を定量的に算出して、酸素飽和度分布画像を表示するシステムである。しかし、後述するように、複数の光で生体組織を照明し撮像した複数のカラー画像データを得る実施形態に限定されない。別の一実施形態によれば、所望の波長帯域の光成分を含む１つの光で生体組織を照明し撮像した１つのカラー画像データに基づいて生体組織のヘモグロビンの量と酸素飽和度を定量的に算出して、酸素飽和度分布画像を表示することもできる。

[0026] 本発明の一実施形態の内視鏡システムでは、光源装置から出射した波長帯域の異なる少なくとも２つの光でそれぞれ照明された生体組織を撮像素子で撮像することにより、撮像素子は各光に対応した生体組織の像のカラー画像データを生成する。プロセッサは、生成したカラー画像データの成分ａ，ｂを少なくとも用いて生体組織におけるヘモグロビンの酸素飽和度を算出する。プロセッサは、さらに、カラー画像データの成分ａ，ｂを用いて酸素飽和度の確からしさを算出する。プロセッサは、この確からしさの算出結果に応じて、酸素飽和度の分布を示す酸素飽和度分布画像の表示を制御する。画像表示装置は、この制御された酸素飽和度分布画像を表示する。

この確からしさについて、プロセッサは、カラー画像データのうちあるカラー画像データＡの成分ａの第１の値を、この第１の値よりカラー画像データＡの成分ａの値が低くなると確からしさが第１の値以上の値における確からしさよりも低下する確からしさ下限閾値として設定する。さらに、プロセ

ッサは、カラー画像データのうちあるカラー画像データＢの成分ｂの、第１の値よりも大きい第２の値を、この第２の値よりカラー画像データの成分ｂの値が大きくなると確からしさが第２の値以下の値における確からしさよりも低下する確からしさ上限閾値として設定する。プロセッサはこのような状態で確からしさを算出する。確からしさ下限閾値及び確からしさ上限閾値の設定に用いる上記カラー画像データＡと上記カラー画像データＢは、異なる２つの光に対応したカラー画像データである。ここで、確からしさは、本来の酸素飽和度の値であるかについての信頼のできる程度を意味する。

[0027] 本発明の実施形態は、具体的に、異なる光で照明された生体組織を撮像することにより得られた複数のカラー画像データそれぞれにおける成分ａ，ｂの値毎に、確からしさを構成する確からしさ成分（この確からしさ成分は、以降、カラー画像データに基づく確からしさ成分ともいう）を求める。このカラー画像データそれぞれに基づく確からしさ成分の値を画素毎に１つの値に纏めることで、酸素飽和度の確からしさを求める。より具体的には、実施形態では、カラー画像データのうちあるカラー画像データＡの成分ａの第１の値を、確からしさ成分の下限閾値として設定し、カラー画像データＡと異なるカラー画像データＢの成分ｂの第２の値を、確からしさ成分の上限閾値として設定する。確からしさ成分の下限閾値は、確からしさ下限閾値と同様に、この値よりカラー画像データＡの成分ａの値が低くなると確からしさ成分が下限閾値以上の値における確からしさ成分よりも低下する閾値である。確からしさ成分の上限閾値は、確からしさ上限閾値と同様に、この値よりカラー画像データＢの成分ｂの値が高くなると確からしさ成分が上限閾値以下の値における確からしさ成分よりも低下する閾値である。したがって、上記確からしさ成分を設定することにより、カラー画像データＡの成分の下限閾値よりカラー画像データＡの成分の値が低くなると（他のカラー画像データの値は変化しない条件で）、酸素飽和度Ｓａｔの確からしさは、下限閾値以上の値における酸素飽和度Ｓａｔの確からしさよりも低下し、カラー画像データＢの成分ｂの上限閾値よりカラー画像データＢの成分の値が高くなると

（他のカラー画像データの値は変化しない条件で）、酸素飽和度Ｓａｔの確からしさは、上限閾値以下の値における酸素飽和度Ｓａｔの確からしさよりも低下するように設定することができる。

このように、カラー画像データのうち、カラー画像データＡの成分ａの値から確からしさ成分の下限閾値、すなわち酸素飽和度の確からしさの下限閾値を設定し、カラー画像データＡと異なるカラー画像データＢの成分ｂの値から確からしさ成分の上限閾値、すなわち酸素飽和度の確からしさの上限閾値を設定する。このとき、カラー画像データＡの成分の値から確からしさ成分の上限閾値を定めず、カラー画像データの成分ｂの値から確からしさ成分の下限閾値を定めない。

実施形態における確からしさの算出では、カラー画像データそれぞれの成分ａ，ｂから求めた確からしさ成分に基づいて酸素飽和度の確からしさを算出する。このとき、カラー画像データＡに基づく確からしさ成分は、このカラー画像データＡの成分ａの値が下限閾値より大きい場合、下限閾値における確からしさ成分と同じかそれより大きい値を有し、カラー画像データＢに基づく確からしさ成分ｂは、カラー画像データＢの成分の値が上限閾値より小さい場合、上限閾値における確からしさ成分と同じかそれより大きい値を有することが好ましい。言い換えると、同じカラー画像データの成分の値から確からしさ成分の上限閾値及び下限閾値を同時に定めない。したがって、異なるカラー画像データに基づく確からしさ成分の上限閾値及び下限閾値のそれぞれが、酸素飽和度の確からしさ下限閾値及び上限閾値として設定される。

なお、複数の確からしさ成分の値から１つの確からしさの値に纏める方法は、特に制限されないが、一実施形態では、各カラー画像データの値によって定まる確からしさ成分の値を掛け算することにより、１つの確からしさの値を求める方法を用いる。

[0028] カラー画像データには、光強度の異なる照明光で生体組織を照明し撮像して生成されたデータであるので、１つのカラー画像データの成分毎に、確か

らしさ成分の上限閾値及び下限閾値を設定した場合、光強度の弱い照明光に対応したカラー画像データの成分についても、確からしさ成分の下限閾値の他に、確からしさ成分の上限閾値を設定することになる。このため、カラー画像データとして信頼性のある適切なデータであっても確からしさ成分の上限閾値を越える値を持ったカラー画像データを用いて算出される酸素飽和度の確からしさは低いものとして扱われる可能性がある。さらに、光強度の強い照明光に対応したカラー画像データの成分を用いて確からしさ成分の上限閾値とともに、確からしさ成分の下限閾値を設定する場合、画像データとして信頼性のある適切なデータであっても確からしさ成分の下限閾値を下回る値を持ったカラー画像データを用いて算出される酸素飽和度の確からしさは低いものとして扱われる可能性がある。しかし、本発明の実施形態では、確からしさ成分の上限閾値及び下限閾値は、異なるカラー画像データの成分の値から設定されるので、酸素飽和度の確からしさを効率よく求めることができる。また、本発明の実施形態では、算出した酸素飽和度の確からしさの高い部分を画像表示装置に表示することができるので、精度の高い酸素飽和度分布画像を表示することができる。

以下、本発明の一実施形態について、図面を参照しながら説明する。

[0029] （内視鏡システムの構成）

図１は、一実施形態に係る内視鏡システム１の構成を示すブロック図である。内視鏡システム１は、電子内視鏡（内視鏡）１００、プロセッサ２００、ディスプレイ３００、及び光源装置４００を備える。電子内視鏡１００及びディスプレイ３００は、プロセッサ２００に着脱可能に接続されている。プロセッサ２００は、画像処理部５００を備える。光源装置４００は、プロセッサ２００に着脱自在に接続されている。光源装置４００は、プロセッサ２００の筐体内に組み込まれてもよい。

[0030] 電子内視鏡１００は、被検者の体内に挿入される挿入管１１０を有する。挿入管１１０の内部には、挿入管１１０の略全長に亘って延びるライトガイド１３１が設けられている。ライトガイド１３１の一端部である先端部１３

１ａは、挿入管１１０の先端部、すなわち挿入管先端部１１１近傍に位置し、ライトガイド１３１の他端部である基端部１３１ｂは、光源装置４００との接続部に位置する。したがって、ライトガイド１３１は、光源装置４００との接続部から挿入管先端部１１１近傍まで延びている。

光源装置４００は、キセノンランプ等の光量の大きい光を生成する光源ランプ４３０を光源として備える。光源装置４００から出射した光は照明光ＩＬとして、ライトガイド１３１の基端部１３１ｂに入射する。ライトガイド１３１の基端部１３１ｂに入射した光は、ライトガイド１３１を通ってその先端部１３１ａに導かれ、先端部１３１ａから出射される。電子内視鏡１００の挿入管先端部１１１には、ライトガイド１３１の先端部１３１ａと対向して配置された配光レンズ１３２が設けられている。ライトガイド１３１の先端部１３１ａから出射する照明光ＩＬは、配光レンズ１３２を通過して、挿入管先端部１１１の近傍の生体組織Ｔを照明する。

[0031] 電子内視鏡１００の挿入管先端部１１１には対物レンズ群１２１及び撮像素子１４１が設けられている。対物レンズ群１２１及び撮像素子１４１は撮像部を形成する。照明光ＩＬのうち、生体組織Ｔの表面で反射又は散乱された光は、対物レンズ群１２１に入射し、集光されて、撮像素子１４１の受光面上で結像する。撮像素子１４１は、その受光面にカラーフィルタ１４１ａを備えたカラー画像撮像用のＣＣＤ（Charge Coupled Device）イメージセンサ、あるいはＣＭＯＳ（Complementary Metal Oxide Semiconductor）イメージセンサ等の公知撮像素子を使用することができる。

[0032] カラーフィルタ１４１ａは、赤色の光を通過させるＲカラーフィルタと、緑色の光を通過させるＧカラーフィルタと、青色の光を通過させるＢカラーフィルタとが配列され、撮像素子１４１の各受光素子上に直接形成された、いわゆるオンチップフィルタである。図２は、一実施形態で用いる撮像素子の赤（Ｒ）、緑（Ｇ）、青（Ｂ）の各フィルタの分光特性の一例を示す図である。Ｒカラーフィルタは、波長約５７０ｎｍより長波長（例えば５８０ｎｍ～７００ｎｍ）の光を通過させるフィルタであり、Ｇカラーフィルタは、

波長約４７０ｎｍ～６２０ｎｍの光を通過させるフィルタであり、Ｂカラーフィルタは、波長約５３０ｎｍより短波長（例えば４２０ｎｍ～５２０ｎｍ）の光を通過させるフィルタである。

[0033] 撮像素子１４１は、複数の光のそれぞれで照明された生体組織Ｔを撮像して、各光に対応したカラー画像データを生成する撮像手段であり、波長範囲が異なる複数の光で生体組織Ｔを照明することにより生体組織Ｔ上で反射したあるいは散乱した光に対応するカラー画像データを生成する画像データ生成手段である。撮像素子１４１は、後述する画像処理部５００と同期して駆動するように制御され、受光面上で結像した生体組織Ｔの像に対応するカラー画像データを、周期的に（例えば、１／３０秒間隔で）出力する。撮像素子１４１から出力されたカラー画像データは、ケーブル１４２を介してプロセッサ２００の画像処理部５００に送られる。

[0034] 画像処理部５００は、Ａ／Ｄ変換回路５０２、プレ画像処理部５０４、フレームメモリ部５０６、ポスト画像処理部５０８、特徴量取得部５１０、確からしさ算出部５１１、メモリ５１２、画像表示制御部５１４、及びコントローラ５１６を主に備える。

[0035] Ａ／Ｄ変換回路５０２は、電子内視鏡１００の撮像素子１４１からケーブル１４２を介して入力されるカラー画像データをＡ／Ｄ変換してデジタルデータを出力する。Ａ／Ｄ変換回路５０２から出力されるデジタルデータは、プレ画像処理部５０４に送られる。

[0036] プレ画像処理部５０４は、デジタルデータを、Ｒカラーフィルタが装着された撮像素子１４１中の受光素子によって撮像されたＲデジタル画像データ、Ｇカラーフィルタが装着された撮像素子１４１中の受光素子によって撮像されたＧデジタル画像データ、及びＢカラーフィルタが装着された撮像素子１４１中の受光素子によって撮像されたＢデジタル画像データからデモザイク処理により、画像を構成するＲ，Ｇ，Ｂ成分あるいは所望の波長帯域の成分からなるカラー画像データを生成する。さらに、プレ画像処理部５０４は、生成したＲ，Ｇ，Ｂのカラー画像データに対して、色補正、マトリックス

演算、及びホワイトバランス補正等の所定の信号処理を施す部分である。

[0037] フレームメモリ部５０６は、撮像素子１４１で撮像され、信号処理の施された１画像毎のカラー画像データを一時記憶する。

[0038] ポスト画像処理部５０８は、フレームメモリ部５０６に記憶されたカラー画像データを読み出して、あるいは後述する画像表示制御部５１４で生成された画像データを信号処理（γ補正等）してディスプレイ表示用の画面データを生成する。画像表示制御部５１４で生成された画像データは、後述するように、生体組織Ｔのヘモグロビンの酸素飽和度の分布を示した酸素飽和度分布画像のデータを含む。生成された画面データ（ビデオフォーマット信号）は、ディスプレイ３００に出力される。これにより、生体組織Ｔの画像や生体組織Ｔの酸素飽和度分布画像等がディスプレイ３００の画面に表示される。

[0039] 特徴量取得部５１０は、コントローラ５１６の指示に応じて、後述するように、撮像された生体組織Ｔのヘモグロビンの量とヘモグロビンの酸素飽和度を特徴量として算出し、これらの特徴量の、撮像した生体組織Ｔの像上の分布画像、すなわち、ヘモグロビンの量の分布を示した分布画像やヘモグロビンの酸素飽和度の分布を示した酸素飽和度分布画像を生成する。

特徴量取得部５１０は、生体組織Ｔのカラー画像データを用いて演算することにより特徴量を算出するので、フレームメモリ部５０６あるいはメモリ５１２から、特徴量取得部５１０で用いるカラー画像データ及び各種情報を呼び出す。

[0040] 画像表示制御部５１４は、撮像した生体組織Ｔの像に、特徴量取得部５１０で生成したヘモグロビンの酸素飽和度分布画像を重ねて表示するように制御する。その際、画像表示制御部５１４は、酸素飽和度分布画像の表示形態を、後述する確からしさの程度の算出結果に応じて制御する。

コントローラ５１６は、画像処理部５００の各部分の動作指示及び動作制御を行う他、光源装置４００、撮像素子１４１を含む電子内視鏡１００の各部分の動作指示及び動作制御を行う部分である。

なお、特徴量取得部５１０及び画像表示制御部５１４は、コンピュータ上でプログラムを起動して実行することで上述した各機能を担うソフトウェアモジュールで構成されてもよいし、ハードウェアで構成されてもよい。

[0041] このように、プロセッサ２００は、電子内視鏡１００の撮像素子１４１から出力されるカラー画像データを処理する機能と、電子内視鏡１００、光源装置４００、及びディスプレイ３００の動作を指示し制御する機能とを兼ね備える。

[0042] 光源装置４００は、一実施形態によれば、波長帯域の異なる少なくとも２つの光を出射する。具体的には、光源装置４００は、第１の光、第２の光、及び第３の光を出射する光出射手段であり、第１の光、第２の光、及び第３の光をライトガイド１３１に入射させる。光源装置４００は、波長帯域の異なる第１の光、第２の光、及び第３の光を出射するが、１つまたは２つの光を出射させてもよく、４つ以上の光を出射させてもよい。４つ以上の光を出射させる場合、第４の光は、第１の光と同じ波長帯域の光としてもよい。光源装置４００は、光源ランプ４３０の他に、集光レンズ４４０、回転フィルタ４１０、フィルタ制御部４２０及び集光レンズ４５０を備えている。光源ランプ４３０から射出される略平行光である光は、例えば白色光であり、集光レンズ４４０によって集光され、回転フィルタ４１０を通過した後、集光レンズ４５０によって再度集光されて、ライトガイド１３１の基端１３１ｂに入射する。なお、回転フィルタ４１０は、リニアガイドウェイ等の図示されない移動機構によって、光源ランプ４３０から放射される光の光路上の位置と光路外の退避位置との間で移動可能になっている。回転フィルタ４１０は、透過特性の異なる複数のフィルタを含むので、光源ランプ４３０から放射される光の光路を横切る回転フィルタ４１０の種類によって、光源装置４００から出射する光の波長帯域は異なる。

[0043] なお、光源装置４００の構成は、図１に示されるものに限定されない。例えば、光源ランプ４３０に平行光でなく収束光を発生するランプを採用してもよい。この場合、例えば、光源ランプ４３０からの放射される光を集光レ

ンズ４４０の手前で集光させ、拡散光として集光レンズ４４０に入射させる構成を採用してもよい。また、集光レンズ４４０を使用せず、光源ランプ４３０が発生する略平行光を直接回転フィルタ４１０に入射させる構成を採用してもよい。また、収束光を発生するランプを使用する場合、集光レンズ４４０の替わりにコリメータレンズを使用して、略平行光の状態で光を回転フィルタ４１０に入射させる構成を採用してもよい。例えば、回転フィルタ４１０に誘電体多層膜フィルタ等の干渉型の光学フィルタを使用する場合、略平行光の光を回転フィルタ４１０に入射させることで、光学フィルタへの光の入射角を均一にすることにより、より良好なフィルタ特性を得ることができる。また、光源ランプ４３０に発散光を発生するランプを採用してもよい。この場合にも、集光レンズ４４０の替わりにコリメータレンズを使用して、略平行光の光を回転フィルタ４１０に入射させる構成を採用することができる。

[0044] また、光源装置４００は、１つの光源ランプ４３０から放射された光を光学フィルタに透過させることで、異なる波長帯域の複数の光を出射する構成であるが、光源ランプ４３の代わりに、異なる波長帯域の異なる複数の光、例えば発光ダイオードやレーザ光を出力するレーザ素子等の半導体光源を光源装置４００の光源として用いることもできる。この場合、回転フィルタ４１０を用いなくてもよい。また、光源装置４００は、例えば、所定の波長帯域の励起光とその励起光によって励起発光する蛍光とを含む合成白色光と、所定の狭い波長帯域の光を別々に出射するように光源装置４００を構成することもできる。

光源装置４００は、波長帯域の異なる複数の光を出射するものであれば構成は特に制限されない。

光源装置４００は、電子内視鏡１００に外付けされた外部装置であるが、光源装置４００がレーザ素子のような小型の光源で構成される場合、光源装置４００は、電子内視鏡１００の挿入管先端部１１１に設けられてもよい。この場合、ライトガイド１３１は不要となる。

[0045] 回転フィルタ４１０は、複数の光学フィルタを備えた円盤型の光学ユニットであり、その回転角度に応じて光の通過波長域が切り替わるように構成されている。回転フィルタ４１０は、通過波長帯域が異なる３つの光学フィルタを備えるが、４つ、５つ、または６以上の光学フィルタを備えてもよい。回転フィルタ４１０の回転角度は、コントローラ５１６に接続されたフィルタ制御部４２０によって制御される。コントローラ５１６がフィルタ制御部４２０を介して回転フィルタ４１０の回転角度を制御することにより、回転フィルタ４１０を通過してライトガイド１３１に供給される照明光ＩＬの波長帯域が切り替えられる。

[0046] 図３は、回転フィルタ４１０の外観図（正面図）である。回転フィルタ４１０は、略円盤状のフレーム４１１と、３つの扇形の光学フィルタ４１５、４１６及び４１８を備えている。フレーム４１１の中心軸の周りには３つの扇状の窓４１４ａ、４１４ｂ及び４１４ｃが等間隔で形成されており、各窓４１４ａ、４１４ｂ及び４１４ｃには、それぞれ光学フィルタ４１５、４１６及び４１８が嵌め込まれている。なお、光学フィルタは、いずれも誘電体多層膜フィルタであるが、他の方式の光学フィルタ（例えば、吸収型の光学フィルタや誘電体多層膜を反射膜として用いたエタロンフィルタ等）を用いてもよい。

[0047] また、フレーム４１１の中心軸上にはボス穴４１２が形成されている。ボス穴４１２には、フィルタ制御部４２０が備える図示されないサーボモータの出力軸が差し込まれて固定され、回転フィルタ４１０はサーボモータの出力軸と共に回転する。

[0048] 回転フィルタ４１０が図３中の矢印で示される方向に回転すると、この光が入射する光学フィルタが、光学フィルタ４１５、４１６、４１８の順に切り替わり、これにより回転フィルタ４１０を通過する照明光ＩＬの波長帯域が順次切り替えられる。

[0049] 光学フィルタ４１５及び４１６は、５５０ｎｍ帯の光を選択的に通過させる光バンドパスフィルタである。図４に示されるように、光学フィルタ４１

５は、等吸収点Ｅ１からＥ４までの波長帯域Ｒ０（W帯）の光を低損失で通過させ、それ以外の波長領域の光を遮断するように構成されている。また、光学フィルタ４１６は、等吸収点Ｅ２からＥ３までの波長帯域Ｒ２（Ｎ帯）の光を低損失で通過させ、それ以外の波長領域の光を遮断するように構成されている。

また、光学フィルタ４１８は、紫外線カットフィルタであり、可視光波長領域では、光源ランプ４３０から放射された光は光学フィルタ４１８を透過する。光学フィルタ４１８を透過した光は、白色光ＷＬとして通常観察像の撮像に使用される。なお、光学フィルタ４１８を使用せず、フレーム４１１の窓４１４ｃを開放した構成としてもよい。

したがって、光源ランプ４３０から放射される光のうち光学フィルタ４１５を透過した光を、以降Ｗｉｄｅ光といい、光源ランプ４３０から放射される光のうち光学フィルタ４１６を透過した光を、以降Ｎａｒｒｏｗ光といい、光源ランプ４３０から放射される光のうち光学フィルタ４１８を透過した光を、以降白色光ＷＬという。

[0050] 図４に示されるように、波長帯域Ｒ１は酸素化ヘモグロビンに由来する吸収ピークＰ１のピーク波長が含まれる帯域であり、波長帯域Ｒ２は還元ヘモグロビンに由来する吸収ピークＰ２のピーク波長が含まれる帯域であり、波長帯域Ｒ３は酸素化ヘモグロビンに由来する吸収ピークＰ３のピーク波長が含まれる帯域である。また、波長域Ｒ０には、３つの吸収ピークＰ１、Ｐ２、Ｐ３の各ピーク波長が含まれている。なお、図４は、５５０ｎｍ付近のヘモグロビンの吸収スペクトルの一例を示す図である。

[0051] また、光学フィルタ４１５の波長帯域Ｒ０及び光学フィルタ４１６の波長帯域Ｒ２は、カラーフィルタ１４１ａのＧカラーフィルタの通過波長域（図２）に含まれている。従って、光学フィルタ４１５又は４１６を通過した光によって形成される生体組織Ｔの像は、撮像素子１４１で撮像されたカラー画像データのＧ成分の像として得られる。

[0052] フレーム４１１の周縁部には、貫通孔４１３が形成されている。貫通孔４

１３は、フレーム４１１の回転方向において、窓４１４ａと窓４１４ｃとの境界部と同じ位置（位相）に形成されている。フレーム４１１の周囲には、貫通孔４１３を検出するためのフォトインタラプタ４２２が、フレーム４１１の周縁部の一部を囲むように配置されている。フォトインタラプタ４２２は、フィルタ制御部４２０に接続されている。

[0053] このように、光源装置４００は、複数の光学フィルタ４１５，４１６，４１８を光源ランプ４３０の放射した光の光路中で順次切り替えることにより波長帯域の異なる光、すなわちＷｉｄｅ光、Ｎａｒｒｏｗ光、及び白色光ＷＬを照明光ＩＬとして出射する構成を備えることが好ましい。

[0054] （生体組織の特徴量の算出）

生体組織Ｔの特徴量は、プロセッサ５００の特徴量取得部５１０で算出される。撮像した生体組織Ｔの画像から生体組織Ｔのヘモグロビンの量、及びヘモグロビンの酸素飽和度Ｓａｔを特徴量として算出する処理を以下説明する。

[0055] 図４に示すように、ヘモグロビンは、５５０ｎｍ付近にポルフィリンに由来するＱ帯と呼ばれる強い吸収帯を有する。ヘモグロビンの吸収スペクトルは、全ヘモグロビンのうち酸素化ヘモグロビンＨｂＯが占める割合を表す酸素飽和度Ｓａｔに応じて変化する。図４における実線の波形は、酸素飽和度Ｓａｔが１００％、すなわち、酸素化ヘモグロビンＨｂＯの吸収スペクトルであり、長破線の波形は、酸素飽和度Ｓａｔが０％、すなわち、還元ヘモグロビンＨｂの吸収スペクトルである。また、短破線は、その中間の酸素飽和度Ｓａｔ＝１０、２０、３０、・・・９０％におけるヘモグロビン、すなわち酸素化ヘモグロビンＨｂＯと還元ヘモグロビンＨｂの混合物の吸収スペクトルである。

[0056] 図４に示すように、Ｑ帯において、酸素化ヘモグロビンＨｂＯと還元ヘモグロビンＨｂは互いに異なるピーク波長を有する。具体的には、酸素化ヘモグロビンＨｂＯは、波長５４２ｎｍ付近の吸収ピークＰ１と、波長５７６ｎｍ付近の吸収ピークＰ３を有している。一方、還元ヘモグロビンＨｂは、５

５６ｎｍ付近に吸収ピークＰ２を有している。図４は、酸素化ヘモグロビンＨｂＯ、還元ヘモグロビンＨｂの濃度の和が一定となる場合の吸収スペクトルであるため、酸素化ヘモグロビンＨｂＯ及び還元ヘモグロビンＨｂの比率、すなわち、酸素飽和度によらず吸光度が一定となる等吸収点Ｅ１、Ｅ２、Ｅ３、Ｅ４が現れる。以下の説明では、等吸収点Ｅ１とＥ２とで挟まれた波長帯域は、先に光学フィルタ４１０で説明した波長帯域Ｒ１であり、等吸収点Ｅ２とＥ３とで挟まれた波長領域は波長帯域Ｒ２であり、等吸収点Ｅ３とＥ４とで挟まれた波長帯域は波長帯域Ｒ３であり、等吸収点Ｅ１とＥ４とで挟まれた波長帯域、すなわち波長帯域Ｒ１、Ｒ２及びＲ３を合わせた帯域は、波長帯域Ｒ０である。したがって、光源ランプ４３０から放射された光のうち光学フィルタ４１５を透過した透過光であるＷｉｄｅ光の波長帯域は、波長帯域Ｒ０であり、光源ランプ４３０から放射された光のうち光学フィルタ４１６を透過した透過光であるＮａｒｒｏｗ光の波長帯域は、波長帯域Ｒ２である。

[0057] 図４に示されるように、波長帯域Ｒ１，Ｒ２，Ｒ３では、ヘモグロビンの吸収は酸素飽和度に対して線形的に増加又は減少する。具体的には、波長帯域Ｒ１，Ｒ３におけるヘモグロビンの吸収ＡＲ１，ＡＲ３は、酸素化ヘモグロビンの濃度、すなわち酸素飽和度に対して線形的に増加する。また、波長帯域Ｒ２におけるヘモグロビンの吸収ＡＲ２は、還元ヘモグロビンの濃度に対して線形的に増加する。

[0058] ここで、酸素飽和度は次の式（１）により定義される。

[0059] 式（１）：

[数1]

$$Sat = \frac{[HbO]}{[Hb]+[HbO]}$$

但し、

Ｓａｔ：酸素飽和度

［Ｈｂ］：還元ヘモグロビンの濃度

［ＨｂＯ］：酸素化ヘモグロビンの濃度

［Ｈｂ］＋［ＨｂＯ］：ヘモグロビンの量（ｔＨｂ）

[0060] また、式（１）より、酸素化ヘモグロビンＨｂＯ及び還元ヘモグロビンＨｂの濃度を表す式（２）、式（３）が得られる。

[0061] 式（２）：

[数2]

$$[HbO] = Sat \cdot ([Hb] + [HbO])$$

[0062] 式（３）：

[数3]

$$[Hb] = (1 - Sat) \cdot ([Hb] + [HbO])$$

[0063] したがって、ヘモグロビンの吸収ＡＲ１、ＡＲ２及びＡＲ３は、酸素飽和度とヘモグロビンの量の両方に依存する特徴量となる。

[0064] ここで、波長帯域Ｒ０における吸光度の合計値は、酸素飽和度Ｓａｔには依存せず、ヘモグロビンの量によって決まる値となることが判明している。したがって、波長帯域Ｒ０における吸光度の合計値に基づいてヘモグロビンの量を定量することができる。また、波長帯域Ｒ１、波長帯域Ｒ２、あるいは波長帯域Ｒ３における吸光度の合計値と、波長帯域Ｒ０の合計値に基づいて定量したヘモグロビンの量とに基づいて、酸素飽和度Ｓａｔを定量することができる。

[0065] 特徴量取得部５１０は、生体組織Ｔのヘモグロビンの量の変化に対して感度を有する後述する第１比率に基づいて生体組織Ｔのヘモグロビンの量を算出し取得するヘモグロビン量算出部５１０ａと、算出したヘモグロビンの量とヘモグロビンの酸素飽和度の変化に対して感度を有する後述する第２比率

に基づいて生体組織Ｔのヘモグロビンの酸素飽和度を算出し取得する酸素飽和度算出部５１０ｂと、を含む。第１比率あるいは第２比率がヘモグロビンの量の変化あるいは酸素飽和度の変化に対して感度を有するとは、第１比率あるいは第２比率が、ヘモグロビンの量の変化あるいは酸素飽和度の変化に対して変化することをいう。

[0066] Ｗｉｄｅ光（光学フィルタ４１５を透過した波長帯域Ｒ０の光）で照明した生体組織Ｔのカラー画像データの輝度成分の値が、上述の波長帯域Ｒ０における吸光度の合計値に対応することから、特徴量取得部５１０のヘモグロビン量算出部５１０ａは、波長帯域Ｒ０のカラー画像データの輝度成分に基づいてヘモグロビンの量を算出する。ここで、輝度成分は、カラー画像データのＲ成分に所定の係数を掛け算し、カラー画像データのＧ成分に所定の係数を掛け算し、カラー画像データのＢ成分の値に所定の係数を掛け算し、これらの掛け算した結果を合算することで算出することができる。

特徴量取得部５１０のヘモグロビン量算出部５１０ａは、具体的には、Ｗｉｄｅ光（第２の光）を照明光ＩＬとして用いた生体組織Ｔのカラー画像データ（第２のカラー画像データ）の輝度成分Ｗｉｄｅ（Ｙｈ）を、白色光ＷＬ（第１の光）を照明光ＩＬとして用いた生体組織Ｔのカラー画像データ（第１のカラー画像データ）のＲ成分ＷＬ（Ｒ）、あるいはＲ成分ＷＬ（Ｒ）及びＧ成分ＷＬ（Ｇ）の合計成分ＷＬ（Ｒ）＋ＷＬ（Ｇ）で割った比率Ｗｉｄｅ（Ｙｈ）／ＷＬ（Ｒ）またはＷｉｄｅ（Ｙｈ）／｛ＷＬ（Ｒ）＋ＷＬ（Ｇ）｝（第１比率）に基づいてヘモグロビンの量を算出する。ヘモグロビンの量の算出において、輝度成分Ｗｉｄｅ（Ｙｈ）を、ＷＬ（Ｒ）あるいは｛ＷＬ（Ｒ）＋ＷＬ（Ｇ）｝で割った比率Ｗｉｄｅ（Ｙｈ）／ＷＬ（Ｒ）またはＷｉｄｅ（Ｙｈ）／｛ＷＬ（Ｒ）＋ＷＬ（Ｇ）｝を用いるのは、照明光ＩＬが生体組織Ｔの表面で散乱する程度によって生体組織Ｔの分光特性が変化することを除去するためである。特に、消化管内壁等の生体組織Ｔの反射スペクトルは、生体組織Ｔを構成する成分による吸収の波長特性（具体的には、酸素化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンの吸収スペクトル特性）に加え

て、生体組織Ｔによる照明光の散乱の波長特性の影響を受け易い。白色光ＷＬ（第１の光）を照明光ＩＬとして用いた生体組織Ｔのカラー画像データ（第１のカラー画像データ）のＲ成分ＷＬ（Ｒ）、あるいはＲ成分及びＧ成分の合計成分ＷＬ（Ｒ）＋ＷＬ（Ｇ）は、ヘモグロビンの量や酸素飽和度Ｓａｔの影響を受けず、照明光ＩＬの生体組織Ｔにおける散乱の程度を表す。したがって、生体組織Ｔの反射スペクトルから、照明光ＩＬの生体組織Ｔにおける散乱の影響を除去するために、白色光ＷＬ（基準光）の波長帯域は、カラー画像データの成分の１つが、生体組織Ｔのヘモグロビンの量の変化に対して感度を有しないような波長帯域を含むように設定されていることが好ましい。これに加えて、白色光ＷＬ（基準光）の波長帯域は、カラー画像データの成分の１つが、酸素飽和度の変化に対して感度を有しないような波長帯域を含むように設定されていることが好ましい。

一実施形態によれば、ヘモグロビンの量が既知の生体組織における上述の第１比率の情報とヘモグロビンの量の対応関係を表した参照テーブルをメモリ５１２に予め記憶しておき、特徴量取得部５１０のヘモグロビン量算出部５１０ａは、この参照テーブルを用いて、生体組織Ｔの撮像したカラー画像データにおける上記第１比率の値に基づいてヘモグロビンの量を算出する。

[0067] 一実施形態のヘモグロビンの量の算出では、第１比率として、Ｗｉｄｅ光（第２の光）を照明光ＩＬとして用いた生体組織Ｔのカラー画像データ（第２のカラー画像データ）の輝度成分Ｗｉｄｅ（Ｙｈ）と、白色光ＷＬ（第１の光）を照明光ＩＬとして用いた生体組織Ｔのカラー画像データ（第１のカラー画像データ）のＲ成分ＷＬ（Ｒ）、あるいはＲ成分及びＧ成分の合計成分ＷＬ（Ｒ）＋ＷＬ（Ｇ）の比率Ｗｉｄｅ（Ｙｈ）／ＷＬ（Ｒ）またはＷｉｄｅ（Ｙｈ）／｛ＷＬ（Ｒ）＋ＷＬ（Ｇ）｝を用いることが好ましいが、Ｗｉｄｅ光（第２の光）を照明光ＩＬとして用いた生体組織Ｔのカラー画像データ（第２のカラー画像データ）の輝度成分Ｗｉｄｅ（Ｙｈ）の代わりにＧ成分Ｗｉｄｅ（Ｇ）を用いることも好ましい。

[0068] さらに、上述したように、酸素飽和度Ｓａｔの上昇とともに波長帯域Ｒ２

における吸光度の合計値が低下すること、及び、波長帯域Ｒ０における吸光度の合計値はヘモグロビンの量に応じて変化するが、酸素飽和度Ｓａｔの変化に係わらず一定であることから、特徴量取得部５１０の酸素飽和度算出部５１０ｂは、以下に定める第２比率に基づいて酸素飽和度を算出する。すなわち、特徴量取得部５１０の酸素飽和度算出部５１０ｂは、光学フィルタ４１６を通過した波長帯域Ｒ２の光であるＮａｒｒｏｗ光で照明した生体組織Ｔのカラー画像データ（第３のカラー画像データ）の輝度成分Ｎａｒｒｏｗ（Ｙｈ）と、Ｗｉｄｅ光（光学フィルタ４１６を透過した波長帯域Ｒ０の光）で照明した生体組織Ｔのカラー画像データ（第２のカラー画像データ）の輝度成分Ｗｉｄｅ（Ｙｈ）との比率Ｎａｒｒｏｗ（Ｙｈ）／Ｗｉｄｅ（Ｙｈ）を、第２比率として算出する。一方、ヘモグロビンの量と、酸素飽和度Ｓａｔ＝０％における第２比率の下限値及び酸素飽和度Ｓａｔ＝１００％における第２比率Ｎａｒｒｏｗ（Ｙｈ）／Ｗｉｄｅ（Ｙｈ）の上限値との関係を表した対応関係を、既知の試料から求めてメモリ５１２に予め記憶しておく。特徴量取得部５１０の酸素飽和度算出部５１０ｂは、生体組織Ｔの撮像によって生成したカラー画像データから得られるヘモグロビンの量の算出結果と上記対応関係を用いて、第２比率の下限値及び上限値を求める。さらに、酸素飽和度算出部５１０ｂは、求めた下限値と上限値の間で酸素飽和度Ｓａｔは第２比率に応じて線形的に変化することを利用して、撮像した生体組織Ｔの第２比率Ｎａｒｒｏｗ（Ｙｈ）／Ｗｉｄｅ（Ｙｈ）の値が、上限値と下限値の間の範囲のどの位置にあるかを算出する。このようにして、特徴量取得部５１０の酸素飽和度算出部５１０ｂは、酸素飽和度Ｓａｔの算出を行う。

また、一実施形態によれば、ヘモグロビンの量及び第２比率の値とヘモグロビンの酸素飽和度Ｓａｔとの対応関係を表した参照テーブルを既知の試料から求めて予めメモリ５１２に記憶しておき、この参照テーブルを参照して、算出した第２比率からヘモグロビンの酸素飽和度Ｓａｔを算出することもできる。

[0069] 一実施形態では、第２比率を、Ｎａｒｒｏｗ光で照明した生体組織Ｔのカラー画像データ（第３のカラー画像データ）の輝度成分Ｎａｒｒｏｗ（Ｙｈ）と、Ｗｉｄｅ光で照明した生体組織Ｔのカラー画像データ（第２のカラー画像データ）の輝度成分Ｗｉｄｅ（Ｙｈ）との比率として用いるが、Ｎａｒｒｏｗ光で照明した生体組織Ｔのカラー画像データ（第３のカラー画像データ）のＧ成分Ｎａｒｒｏｗ（Ｇ）と、Ｗｉｄｅ光で照明した生体組織Ｔのカラー画像データ（第２のカラー画像データ）のＧ成分Ｗｉｄｅ（Ｇ）との比率を用いることもできる。

[0070] また、上記実施形態では、第２比率の算出のために、生体組織Ｔの照明のために波長帯域Ｒ２のＮａｒｒｏｗ光を用いるが、Ｎａｒｒｏｗ光には限られない。例えば、酸素飽和度Ｓａｔの変化に対して吸光度の合計値が変化する波長帯域Ｒ１あるいは波長帯域Ｒ２を利用することを意図して、波長帯域Ｒ１あるいは波長帯域Ｒ２を波長帯域とする光を用いることもできる。この場合、光学フィルタ４１６のフィルタ特性を波長帯域Ｒ１あるいは波長帯域Ｒ２に設定するとよい。

[0071] このように、一実施形態によれば、酸素飽和度Ｓａｔを正確に算出するには、Ｎａｒｒｏｗ光（第３の光）の波長帯域は、Ｗｉｄｅ光（第２の光）の波長帯域に含まれることが好ましい。また、Ｗｉｄｅ光（第２の光）の波長帯域は、第２のカラー画像データの成分の１つ、例えば輝度成分やＧ成分が、ヘモグロビンの量の変化に対して感度を有するが、酸素飽和度の変化に対して感度を有しないような波長帯域Ｒ０を含むように設定されていることが、正確に酸素飽和度Ｓａｔを算出することができる点から好ましい。Ｎａｒｒｏｗ光（第３の光）の波長帯域は、第３のカラー画像データの成分の１つ、例えば輝度成分やＧ成分が、生体組織Ｔの酸素飽和度Ｓａｔの変化に対して感度を有するような波長帯域Ｒ２を含むように設定されていることが、正確に酸素飽和度Ｓａｔを算出することができる点から好ましい。

また、白色光ＷＬ（第１の光）の波長帯域は、第１のカラー画像データの成分の１つが、生体組織Ｔのヘモグロビンの量の変化に対して感度を有しな

い波長帯域を含むように設定されていることが、生体組織Ｔにおける散乱光の分光特性の影響を除去することができる点から好ましい。

[0072] また、上述のＷｉｄｅ光（第２の光）は、光学フィルタの１つで、白色光ＷＬ（第１の光）の波長帯域のうち、例えば５００ｎｍ～６００ｎｍの範囲内の第１波長帯域、例えば等吸収点Ｅ１と等吸収点Ｅ４間の波長帯域を透過させた白色光ＷＬ（第１の光）の濾過光であり、Ｎａｒｒｏｗ光（第３の光）は、光学フィルタの１つで、第１波長帯域の範囲内の第１波長帯域より狭い第２波長帯域、例えば等吸収点Ｅ２と等吸収点Ｅ３間の波長帯域を透過させた白色光ＷＬ（第１の光）の濾過光であることが好ましい。上記第１波長帯域は、例えば、５１０ｎｍ～５９０ｎｍの範囲内の帯域であることが好ましい。また、上記第２波長帯域は、例えば、５１０ｎｍ～５９０ｎｍの範囲内の帯域であることが好ましく、５３０ｎｍ～５８０ｎｍの範囲内の帯域であることがより好ましい。

[0073] また、上述の実施形態では、ヘモグロビンの吸光度を利用してヘモグロビン量及び酸素飽和度を算出するときに、５５０ｎｍ付近の波長帯域の光を照明光として利用するが、これは一例である。ヘモグロビンの吸光度において、５５０ｎｍ付近の波長帯域以外にも、大きな吸収ピークが４２０～４５０ｎｍに存在し、かつ等吸収点を備える。この等吸収点の周りで、酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸収スペクトルの波形が交互に入れ替わる。このため、一実施形態では、４００～４６０ｎｍの波長帯域内の、異なる波長あるいは波長帯域の光を照明光として利用して、ヘモグロビン量及び酸素飽和度を算出することも好ましい。

[0074] 図５は、第１比率とヘモグロビンの量との関係の一例を示す図である。特徴量取得部５１０のヘモグロビン量算出部５１０ａは、上述したように第１比率を求めると、図５に示すような関係を表した参照テーブルを参照して、求めた第１比率に基づいてヘモグロビンの量を求める。図５は、第１比率の値に基づいてヘモグロビンの量Ｈ１を求めたことを表している。図５の横軸及び縦軸の数値は、便宜的に０～１０２４の値で表されている。

[0075] 図６は、第２比率の上限値及び下限値とヘモグロビンの量の関係の一例を示す図である。６の横軸及び縦軸の数値は、便宜的に０～１０２４の値で表されている。

特徴量取得部５１０の酸素飽和度量算出部５１０ｂは、上述したように第２比率を求めると、ヘモグロビン量算出部５１０ａで求めたヘモグロビンの量と第２比率とに基づいて、図６に示す対応関係を用いて、求めたヘモグロビンの量における第２比率の上限値及び下限値を求める。この上限値が酸素飽和度Ｓａｔ＝１００％を示し、下限値が酸素飽和度Ｓａｔ＝０％を示す。この上限値と下限値の間のどの位置に求めた第２比率はあるかを求めることで、酸素飽和度量算出部５１０ｂは、酸素飽和度Ｓａｔの値を求める。図６では、第２比率の値がＹである。図６では、ヘモグロビンの量がＨ１であるときの上限値Ｍａｘ（１００％）と下限値Ｍｉｎ（０％）を求めている。この上限値Ｍａｘ（１００％）と下限値Ｍｉｎ（０％）と第２比率の値Ｙから、酸素飽和度Ｓａｔの値が求められる。

[0076] こうして求められた酸素飽和度Ｓａｔは、生体組織Ｔの画像の画素毎に行われるので、生体組織Ｔの像上の酸素飽和度Ｓａｔの分布は、酸素飽和度分布画像として表すことができる。酸素飽和分布画像は、各画素における酸素飽和度Ｓａｔの値によって画素の色を変化させた（例えば赤色から青色に変化させた）グラデーションで表される。酸素飽和分布画像は、例えば、生体組織Ｔの画像の一部分の領域に、予め定めた酸素飽和度の範囲にある画素のみをグラデーションで表した分布画像を含む。

[0077] （酸素飽和度の確からしさの算出）

上述したように、内視鏡システム１では、光で生体組織Ｔを照明し撮像することにより生成される各光に対応するカラー画像データの成分から求められる第１比率及び第２比率を用いてヘモグロビンの酸素飽和度Ｓａｔを算出するので、酸素飽和度Ｓａｔの値が異常値でなくても、第１比率や第２比率の算出に用いるカラー画像データの成分の値が極端に大きい場合や小さい場合がある。例えば、カラー画像データの成分の値が極端に大きい場合、撮像

素子１４１の受光量に対する出力特性が非線形に近い領域の出力である可能性がある。また、カラー画像データの成分の値が極端に小さい場合、ＳＮ比（信号雑音比）が小さくなるので、算出される酸素飽和度Ｓａｔの値は異常値でなくても、本来の酸素飽和度からずれている可能性がある。実施形態では、このような本来の酸素飽和度からのずれの可能性の高低を確からしさとして表す。すなわち、確からしさが高いほど、本来の酸素飽和度からのずれの可能性が低く、酸素飽和度の値は信頼のできる程度が高いことを示す。

画像処理部５００は、上記確からしさを算出するための確からしさ算出部５１１を備える。確からしさ算出部５１１は、特徴量取得部５１０と接続され、酸素飽和度Ｓａｔを算出する際、第１比率及び第２比率の算出に用いる各カラー画像データを用いて酸素飽和度Ｓａｔの確からしさを構成する確からしさ成分を画素毎に算出し、さらに確からしさ成分から酸素飽和度Ｓａｔの確からしさを算出する。確からしさは、一実施形態では、確からしさ成分同士を掛け算した積である。確からしさ算出部５１１は、算出した確からしさを画像表示制御部５１４に送る。確からしさ及び確からしさ成分は、一実施形態では、０～１の範囲の値で表され、値が大きいほど確からしさが高い。

確からしさ算出部５１１は、特徴量取得部５１０及び画像表示制御部５１４とともに、コンピュータ上でプログラムを起動して実行することで以下説明をする機能を担うソフトウェアモジュールで構成されてもよいし、ハードウェアで構成されてもよい。

[0078] 図７及び図８は、一実施形態の確からしさ算出部５１１が定める確からしさを構成する確からしさ成分の一例を説明する図である。具体的には、確からしさ算出部５１１は、カラー画像データＡの成分ａの第１の値を、第１の値よりカラー画像データの成分ａの値が低くなると確からしさ成分が第１の値以上の値における確からしさ成分よりも低下する（図７では一定値から低下する）下限閾値として設定した状態で、確からしさ成分を求める。

さらに、確からしさ算出部５１１は、第１の値よりも大きいカラー画像デ

ータＢの成分ｂの第２の値を、第２の値よりカラー画像データの成分ｂの値が大きくなると確からしさ成分が第２の値以下の値における確からしさ成分よりも低下する(図８では一定値から低下する)上限閾値として設定した状態で、確からしさ成分を求める。このとき、確からしさ成分の下限閾値と確からしさ成分の上限閾値は、異なる２つの光に対応したカラー画像データにおける成分の値である。なお、カラー画像データの各成分は、いずれも同じ数値範囲内で離散化された値を有し、例えば、０～２５５、０～１０２３、０～４０９５のような範囲内で整数の値が各成分に設定されている。

図７に示す例では、カラー画像データＡの成分ａの値が下限閾値より大きい場合、確からしさ成分は下限閾値における確からしさ成分と同じ値になり、図８に示す例では、カラー画像データＢの成分ｂの値が上限閾値より小さい場合、確からしさ成分は上限閾値における確からしさ成分と同じ値になるように設定されているが、カラー画像データＡの成分の値が下限閾値より大きい場合、確からしさ成分は、下限閾値における確からしさ成分よりも大きな値を有し、カラー画像データＢの成分の値が上限閾値より小さい場合、確からしさ成分は、上限閾値における確からしさ成分よりも大きな値を有するように設定した状態にすることもできる。すなわち、カラー画像データＡから確からしさ成分の上限閾値は設定されず、カラー画像データＢから確からしさ成分の下限閾値は設定されない。

[0079] このように、実施形態では、確からしさ成分を定めることにより、カラー画像データＡの成分の下限閾値よりカラー画像データＡの成分ａの値が低くなると（他のカラー画像データの値は変化しない条件で）、酸素飽和度Ｓａｔの確からしさは、下限閾値以上の値における酸素飽和度Ｓａｔの確からしさよりも低下し、カラー画像データＢの成分ｂの上限閾値よりカラー画像データＢの成分ｂの値が高くなると（他のカラー画像データの値は変化しない条件で）、酸素飽和度Ｓａｔの確からしさは、上限閾値以下の値における酸素飽和度Ｓａｔの確からしさよりも低下するように設定することができる。

[0080] 酸素飽和度Ｓａｔの算出のために用いるカラー画像データは、上述したよ

うに、白色光ＷＬで照明した生体組織Ｔの第１のカラー画像データ、Ｗｉｄｅ光で照明した生体組織Ｔの第２のカラー画像データ、及びＮａｒｒｏｗ光で照明した生体組織Ｔの第３のカラー画像データを含む。

[0081] 確からしさ算出部５１１は、確からしさ成分の下限閾値として、第３のカラー画像データの成分の値、例えば、輝度成分の値を用いることが好ましい。確からしさ算出部５１１は、確からしさ成分の上限閾値として、第１のカラー画像データの成分の値あるいは第２のカラー画像データの成分の値、例えば、輝度成分の値を用いることが好ましい。すなわち、第３のカラー画像データをカラー画像データＡとして用い、第１のカラー画像データあるいは第２のカラー画像データをカラー画像データＢとして用いることが好ましい。

第３のカラー画像データは、Ｎａｒｒｏｗ光で生体組織Ｔを照明することで得られるデータであり、Ｎａｒｒｏｗ光は、光源ランプ４３０から放射された光を光学フィルタ４１６に透過させることで生成される濾過光であり、Ｎａｒｒｏｗ光の波長帯域は、白色光ＷＬやＷｉｄｅ光に比べて狭いので、Ｎａｒｒｏｗ光の光強度は、白色光ＷＬやＷｉｄｅ光の光強度に比べて低くなり易い。このため、第３のカラー画像データの成分の値は、第１のカラー画像データの成分の値や第２のカラー画像データの成分の値に比べて小さい。このため、確からしさ算出部５１１は、値が小さい傾向にある第３のカラー画像データについては、ＳＮ比等を考慮して、許容範囲をはずれた小さな値を用いて算出される確からしさを低く設定する。一方、第１のカラー画像データあるいは第２のカラー画像データの成分の値は、光学フィルタにおける光の透過波長帯域は広く、第３のカラー画像データの成分の値に比べて大きくなり易い。このため、確からしさ算出部５１１は、値が大きい傾向にある第１のカラー画像データあるいは第２のカラー画像データについては、撮像素子１４１の出力特性等を考慮して許容範囲をはずれた大きな値を用いて算出される酸素飽和度Ｓａｔの確からしさを低く設定する。したがって、一実施形態によれば、図７に示すように、下限閾値を設定するカラー画像デー

タＡは、照明光として用いる複数の光の中で光強度が最も弱い光を用いて得られるカラー画像データであることが好ましい。また、一実施形態によれば、図８に示すようにカラー画像データの成分の値に上限閾値を設定するカラー画像データＢは、照明光として用いる複数の光の中で光強度が最も強い光を用いて得られるカラー画像データが含まれることが好ましい。

したがって、第３のカラー画像データを用いて確からしさ成分の下限閾値は設定されるが、上限閾値は設定されず、第１のカラー画像データ及び第２のカラー画像データを用いて確からしさ成分の上限閾値は設定されるが、下限閾値は設定されない。

[0082] 確からしさ算出部５１１は、第１のカラー画像データと第２のカラー画像データのそれぞれに対して、確からしさ成分の上限閾値を設定してもよく、第１のカラー画像データ及び第２のカラー画像データのいずれか一方に対して、確からしさ成分の上限閾値を設定してもよい。第１のカラー画像データと第２のカラー画像データのそれぞれに対して確からしさ成分の上限閾値を設定する場合、上限閾値は同じでもよいが、異なることが好ましい。

[0083] このようなカラー画像データに基づく確からしさ成分は、少なくとも２つのカラー画像データの成分毎に、画素毎に求められるので、確からしさ算出部５１１は、１つの酸素飽和度Ｓａｔの確からしさとして纏めるために、少なくとも２つのカラー画像データにおける対応した画素同士の確からしさ成分の値を掛け算する。確からしさ算出部５１１０は、掛け算して得られた画素毎の値を、酸素飽和度Ｓａｔの確からしさの値とする。

確からしさ算出部５１１は、算出した画素毎の確からしさの値を、画素表示制御部５１４に送る。

[0084] 図９は、１つのカラー画像データに対して、確からしさ成分の下限閾値及び上限閾値を設定する一例を説明する図である。図９に示すように、カラー画像データに対して、確からしさ成分の下限閾値及び上限閾値を設定すると、本来上限閾値を設定する必要のないカラー画像データの大きな値や本来下限閾値を設定する必要のないカラー画像データの小さな値を用いて算出した

酸素飽和度Ｓａｔの確からしさを低く定めることになり、酸素飽和度分布画像から、生体組織Ｔの状態を正しく判断できない可能性がある。

[0085] このように、実施形態では、酸素飽和度Ｓａｔの算出に用いるカラー画像データの成分の値に対して上限閾値と下限閾値を設定する場合、上限閾値と下限閾値は、異なるカラー画像データの成分に対して設定するので、確からしさ成分の上限閾値を設定する必要のないカラー画像データの大きな値や確からしさ成分の下限閾値を設定する必要のないカラー画像データの小さな値を用いて酸素飽和度Ｓａｔの確からしさを効率よく算出することができる。

[0086] 図７及び図８に示す例では、確からしさを構成する確からしさ成分の下限閾値よりカラー画像データＡの成分ａの値が小さくなると、カラー画像データＡに基づく確からしさ成分を一定値である１から０にステップ状に急激に変更し、上限閾値よりカラー画像データＢの成分ｂの値が大きくなると、カラー画像データＢに基づく確からしさ成分を一定値である１から０にステップ状に急激に変更するように設定しているが、カラー画像データＡ，Ｂの成分ａ，ｂの値が確からしさ成分の下限閾値、上限閾値から遠くに外れるにつれて、確からしさ成分を徐々に小さくするように設定することで、酸素飽和度Ｓａｔの確からしさも、閾値から遠くに外れるにつれて、確からしさを徐々に小さくすることも好ましい。

[0087] 画像表示制御部５１４は、確からしさ算出部５１１から送られる画素毎の確からしさに応じて、酸素飽和度分布画像の表示形態を制御する。画像表示制御部５１４は、確からしさの値が予め定めた値より低い画素について、確からしさの値に応じて画素の明度や彩度や色相を変化させること、あるいは、画素の透過率を変化させることが好ましい。この場合、明度、彩度、色相、あるいは透過率によって、確からしさの程度を知ることができるので、操作者は、確からしさの低い部分を、高い部分に対して視覚的に区別して、精度の高い酸素飽和度分布画像を観察することができる。

また、画像表示制御部５１４は、予め設定した酸素飽和度の範囲にある領域の酸素飽和度Ｓａｔの分布の画像を生体組織Ｔの像に重ねて表示するよう

に制御し、確からしさの値が予め定めた値より低い画素について、確からしさの値に応じて画素の透過率を調整することも好ましい。例えば、確からしさの値が小さくなるほど、画素の透過率を高め、生体組織Ｔの像が透けて見えるようにすることが好ましい。

[0088] また、画像表示制御部５１４は、ヘモグロビンの量を求めるために用いる第１比率が所定範囲外、例えば、実際には有り得ない範囲になると、酸素飽和度Ｓａｔの確からしさが低下するように、確からしさを補正することが好ましい。第１比率は、上述の実施形態では、Ｗｉｄｅ（Ｙｈ）／ＷＬ（Ｒ）またはＷｉｄｅ（Ｙｈ）／｛ＷＬ（Ｒ）＋ＷＬ（Ｇ）｝を用いるので、第１比率が所定範囲を外れると第１の比率自体が正常な値でない可能性がある。この場合、画像表示制御部５１４は、第１比率に基づく確からしさ成分を生成し、第１比率が所定範囲を超えると確からしさ成分を０にする、あるいは、所定範囲を外れる程度が大きくなるにつれて確からしさ成分が徐々に低下するように定めることが好ましい。これにより、正常な値でない可能性がある第１比率の値に基づいて算出された酸素飽和度Ｓａｔの確からしさを低くすることができる。このような第１の比率に基づく確からしさ成分は、カラー画像データそれぞれに基づいて定まる確からしさ成分の積に更に掛け算されて、補正された１つの確からしさの値に纏めることが好ましい。したがって、第１比率が所定範囲を外れると酸素飽和度Ｓａｔの確からしさが低下するように、酸素飽和度Ｓａｔの確からしさを構成することができる。

[0089] 画像表示制御部５１４は、第２比率が予め定めた範囲外となると確からしさが低下するように確からしさを補正することが好ましい。第２比率は、上述の実施形態では、Ｎａｒｒｏｗ（Ｙｈ）／Ｗｉｄｅ（Ｙｈ）を用いるので、第２比率が予め定めた範囲を超えると第２の比率自体が正常な値でない可能性がある。この場合、画像表示制御部５１４は、第２比率に基づく確からしさ成分を生成し、第２比率が、予め定めた範囲を外れると確からしさ成分を０にする、あるいは、予め定めた範囲を外れる程度が大きくなるにつれて確からしさ成分が徐々に低下する、ように定めることが好ましい。これによ

り、正常な値でない可能性がある第２比率の値に基づいて算出された酸素飽和度Ｓａｔの確からしさを低くすることができる。このような第２の比率に基づく確からしさ成分は、カラー画像データそれぞれに基づいて定まる確からしさ成分の積に更に掛け算されて、補正された１つの確からしさの値に纏めることが好ましい。したがって、第２比率が所定範囲を外れると酸素飽和度Ｓａｔの確からしさが低下するように、酸素飽和度Ｓａｔの確からしさを構成することができる。

[0090] また、画像表示制御部５１４は、酸素飽和度Ｓａｔの分布の画像、例えば、酸素飽和度の設定された範囲にある酸素飽和度Ｓａｔの分布の画像を、生体組織Ｔの像に重ねて表示するように制御し、上記第２比率の値が、ヘモグロビンの量に応じて定まる第２比率の許容範囲をはずれる正常でない画素については、図１０に示すように、第２比率の値が許容範囲から外れる場合、当該画素の透過率を調整するように制御することも好ましい。これにより、正常な値でない可能性がある第２比率の値に基づいて算出された酸素飽和度Ｓａｔの表示を抑えることができる。この場合、上述した第２比率に基づく確からしさ成分に応じて、明度、彩度あるいは透過率を変更する表示形態の制御と併用することも好ましい。

[0091] 図１０は、一実施形態における酸素飽和度分画像の表示方法の一例を説明する図である。図１０は、第２比率の値が図示する曲線で挟まれた許容範囲を超える領域に位置する画素について、透明率を１００％（完全に下層の画像が透けて見える）の透明画素とする例を示している。ＧＤは、２つの曲線間の許容範囲内の領域であり、酸素飽和度Ｓａｔの値に応じて色相を変化させたグラデーション画素領域を示す。ＴＰ１，ＴＰ２は、許容範囲外の領域であり、画素を透過率１００％の透明画素とする透明画素領域を示す。

[0092] 上述した確からしさ成分の上限閾値及び下限閾値に用いるカラー画像データの種類は特に限定されないが、確からしさ成分の上限閾値は、第１のカラー画像データあるいは第２のカラー画像データの輝度成分の値であり、確からしさ成分の下限閾値は、第３のカラー画像データの輝度成分の値であるこ

とが、適切な酸素飽和度Ｓａｔの確からしさを求めることができる点で好ましい。

[0093] 以上、ヘモグロビンの量及び酸素飽和度Ｓａｔを求める際に、酸素飽和度Ｓａｔの確からしさを算出することを説明したが、このときの上述の実施形態では、ヘモグロビンの量及び酸素飽和度Ｓａｔを求めるために、波長帯域の異なる３つの光が照明光として用いられる。しかし、照明光として用いる３つの光に代えて１つの光を用いて１つのカラー画像データを得て、このカラー画像データの成分を用いて、ヘモグロビン量及び酸素飽和度Ｓａｔを求めることもできる。この場合、１つの光を照明光として用いるので、光源装置４００の構成が簡素化する他、複数のカラー画像データを生成する必要が無いので、プロセッサ２００における各部分の構成が簡素化する。

[0094] この場合、１つの光に、例えば、４５０～５００ｎｍの波長帯域の光成分（青光成分）、５２５～５８２ｎｍの波長帯域の光成分（緑光成分）、６２０～６７０ｎｍの波長帯域の光成分（赤光成分）を含ませるとよい。このような光で得られたカラー画像データを、図１に示すプレ画像処理部５０４にてマトリックス演算を行って上記光成分に対応したカラー画像データの３つの対応成分を求めることができる。この場合、一実施形態によれば、ヘモグロビンの量を求めるための指標となる第１比率は、緑光成分に対応した対応成分の、３つの対応成分から得られる合成した対応成分（例えば、３つの対応成分の値を加重平均した値を有する対応成分）に対する比とすることができ、さらに、酸素飽和度Ｓａｔを求めるための指標となる第２比率は、青光成分に対応した対応成分の、緑光成分に対応した対応成分に対する比とすることができる。この実施形態においても、第１比率及び第２比率を構成する分子及び分母の値に基づいて確からしさ成分を求めることができ、酸素飽和度Ｓａｔの確からしさを算出することができる。すなわち、光源装置４００は、波長帯域の異なる少なくとも２つの光成分を含む第１の光を出射するように構成される。これにより電子内視鏡１００で生成された第１のカラー画像データから、プロセッサ２００のプレ画像処理部５０４（対応成分抽出部

）は、光成分の波長帯域それぞれに対応した第１のカラー画像データの対応成分を抽出する。抽出した対応成分のうちの成分ａ及び成分ｂを少なくとも用いて、特徴量取得部５１０はヘモグロビンの酸素飽和度Ｓａｔを生体組織の特徴量として取得する。例えば、ヘモグロビン量及び酸素飽和度Ｓａｔを求めるために照明光として用いる第１の光は、３つの光成分を含み、特徴量取得部５１０のヘモグロビン量算出部５１０ａは、３つの光成分の波長帯域に対応したカラー画像データの対応成分を用いて得られる第１比率に基づいてヘモグロビンの量を算出し、酸素飽和度算出部５１０ｂは、対応成分を用いて得られる第２比率とヘモグロビンの量とに基づいてヘモグロビンの酸素飽和度Ｓａｔを算出する。

このとき、確からしさ算出部５１１は、対応成分のうちの成分ａの第１の値を確からしさ下限閾値として設定し、かつ、成分ｂの第２の値を確からしさ上限閾値として設定した状態で確からしさを算出する。このとき、成分ａと成分ｂは、互いに異なる２つの対応成分である。この場合、確からしさ下限閾値を設定する成分ａには、第１比率の分子となる対応成分とすることが好ましく、確からしさ上限閾値を設定する成分ｂには、第１比率の分母となる対応成分とすることが好ましい。

[0095] この場合においても、確からしさ算出部５１１は、成分ａ及び成分ｂ毎に求めた確からしさ成分に基づいて画素毎に確からしさを算出するように構成される。このとき、成分ａから求める確からしさ成分は、成分ａの値が確からしさ下限閾値より大きい場合、確からしさ下限閾値における前記確からしさ成分と同じかそれより大きい値を有し、成分ｂから求める確からしさ成分は、成分ｂの値が確からしさ上限閾値より小さい場合、確からしさ上限閾値における確からしさ成分と同じかそれより大きい値を有する、ことが好ましい。このように、確からしさ上限閾値と確からしさ下限閾値は、カラー画像データの異なる対応成分に対して設定するので、確からしさ成分の上限閾値を設定する必要のないカラー画像データの大きな値や確からしさ成分の下限閾値を設定する必要のないカラー画像データの小さな値を用いて酸素飽和度

Ｓａｔの確からしさを効率よく算出することができる。

[0096] 一実施形態によれば、ヘモグロビンの量及び酸素飽和度Ｓａｔを求めるために、波長帯域の異なる３つの光成分を有する第１の光を照明光として用いる場合、光源装置４００は、第１の光の他に、第１の光と波長帯域の異なる第２の光も照明光として出射することも好ましい。この場合、ヘモグロビン量算出部５１０ａは、第１の光を照明光としたときに生成される第１のカラー画像データから抽出される光成分の波長帯域に対応した成分ａ，ｂの第１比率に基づいてヘモグロビンの量を算出し、酸素飽和度算出部５１０ｂは、上記成分ａと成分ｂの１つと、第２の光を照明光としたときに生成される第２のカラー画像データの成分の１つから第２比率を生成し、この第２比率と、ヘモグロビン量算出部５１０ａで算出されたヘモグロビンの量とに基づいてヘモグロビンの酸素飽和度Ｓａｔを算出することも好ましい。

[0097] 例えば、第１の光に、４５０～５００ｎｍの波長帯域の光成分（青光成分）、５２５～５８２ｎｍの波長帯域の光成分（緑光成分）、６２０～６７０ｎｍの波長帯域の光成分（赤光成分）を含ませる。第２の光の波長帯域は、５４５～５７０ｎｍとする。

この場合、一実施形態によれば、ヘモグロビンの量を求めるための指標となる第１比率は、対応成分のうちの緑光成分に対応した対応成分の、緑光成分に対応した対応成分と赤光成分に対応した対応成分の和、すなわち合成した対応成分に対する比とし、酸素飽和度Ｓａｔを求めるための指標となる第２比率は、第２のカラー画像データの５４５～５７０ｎｍの波長帯域に対応した成分の、上記第２のカラー画像データの緑光成分に対応した対応成分に対する比とすることができる。

[0098] 上述の実施形態では、内視鏡システム１を用いて精度の高い診断を行うために、酸素飽和度Ｓａｔの分布を示す酸素飽和度分布画像は高画質であることが求められる。このため、酸素飽和度分布画像は、好ましくは１００万画素以上、より好ましくは２００万画素以上、さらに好ましくは８００万画素以上である。一方、取り扱う画像の画素数が多くなる程、プロセッサ２００

の演算回路は大きくなり、処理負荷も大きくなる傾向にある。特に、１００万画素以上の高画素（高画質）では上記傾向は顕著である。一実施形態では、上述したように、ヘモグロビンの量や酸素飽和度Ｓａｔとカラー画像データを関連付けた参照テーブルや対応関係の情報を予め設けておき、この参照テーブル及び対応関係を用いてヘモグロビンの量及び酸素飽和度Ｓａｔを算出するので、上述の実施形態は、カラー画像データの取得の度にヘモグロビンの量及び酸素飽和度Ｓａｔを、参照テーブル及び対応関係を用いずに算出する場合に比べて効率よくヘモグロビンの量及び酸素飽和度Ｓａｔを算出することができる。このため、プロセッサ２００の演算回路を小さくすることができ、これにより、高画質な画像を生成するとしても、低コストで、低発熱量で、低省電力のプロセッサ２００を提供することができる。

[0099] 以上、実施形態について説明したが、本発明は、上記の構成に限定されるものではなく、本発明の技術的思想の範囲内において様々な変形が可能である。

符号の説明

[0100] １　内視鏡システム

１００　電子内視鏡

１１０　挿入管

１１１　挿入管先端部

１２１　対物レンズ群

１３１　ライトガイド

１３１ａ　先端部

１３１ｂ　基端部

１３２　レンズ

１４１　撮像素子

１４１ａ　カラーフィルタ

１４２　ケーブル

２００　プロセッサ

３００　ディスプレイ

４００　光源装置

４１０　回転フィルタ

４２０　フィルタ制御部

４３０　光源ランプ

４４０　集光レンズ

４５０　集光レンズ

５００　画像処理部

５０２　Ａ／Ｄ変換回路

５０４　プレ画像処理部

５０６　フレームメモリ部

５０８　ポスト画像処理部

５１０　特徴量取得部

５１１　確からしさ算出部

５１２　メモリ

５１４　画像表示制御部

５１６　コントローラ

請求の範囲

[請求項1] 波長帯域の異なる少なくとも２つの光を出射するように構成された光源装置と、

少なくとも２つの前記光でそれぞれ照明された生体組織を撮像することにより前記光に対応した複数のカラー画像データを生成するように構成された撮像素子を備えた撮像部を含む内視鏡と、

前記カラー画像データの成分のうちの成分ａ及び成分ｂを少なくとも用いて、前記生体組織におけるヘモグロビンの酸素飽和度を前記生体組織の特徴量として取得し、前記特徴量の分布を示す酸素飽和度分布画像を生成するように構成された特徴量取得部と、前記カラー画像データの成分を用いて前記特徴量の確からしさを算出するように構成された確からしさ算出部と、前記確からしさの算出結果に応じて、前記酸素飽和度分布画像の表示の形態を制御するように構成された画像表示制御部と、を含むプロセッサと、

前記酸素飽和度分布画像の表示を行うように構成された画像表示装置と、を備え、

前記確からしさ算出部は、前記カラー画像データのうちカラー画像データＡの成分ａの第１の値を、前記第１の値より前記カラー画像データＡの成分ａの値が低くなると前記確からしさが前記第１の値以上の値における確からしさよりも低下する確からしさ下限閾値として設定し、且つ、前記カラー画像データのうちカラー画像データＢの成分ｂの、前記第１の値よりも大きい第２の値を、前記カラー画像データＢの成分ｂの値が大きくなると前記確からしさが前記第２の値以下の値における確からしさよりも低下する確からしさ上限閾値として設定した状態で前記確からしさを算出するように構成され、前記カラー画像データＡと前記カラー画像データＢは、異なる２つの光に対応したカラー画像データである、ことを特徴とする内視鏡システム。

[請求項2] 前記確からしさ算出部は、前記成分ａ及び前記成分ｂ毎に求めた確

からしさ成分に基づいて画素毎に前記確からしさを算出するように構成され、

前記カラー画像データＡから求める確からしさ成分は、前記カラー画像データＡの成分の値が前記確からしさ下限閾値より大きい場合、前記確からしさ下限閾値における前記確からしさ成分と同じかそれより大きい値を有し、

前記カラー画像データＢから求める確からしさ成分は、前記カラー画像データＢの成分の値が前記確からしさ上限閾値より小さい場合、前記確からしさ上限閾値における前記確からしさ成分と同じかそれより大きい値を有する、請求項１に記載の内視鏡システム。

[請求項3] 前記特徴量取得部は、前記カラー画像データの前記成分ａ及び前記成分ｂの少なくとも一方を含む成分を用いて得られる第１比率に基づいて前記ヘモグロビンの量を算出するように構成されたヘモグロビン量算出部と、前記カラー画像データの前記成分ａ及び前記成分ｂの少なくとも一方を含む成分を用いて得られる第２比率と前記ヘモグロビンの量とに基づいて前記ヘモグロビンの酸素飽和度を算出するように構成された酸素飽和度算出部と、を含み、

前記確からしさ算出部は、前記確からしさを、前記第１比率が所定範囲を外れると低下する補正をするように構成されている、請求項１または２に記載の内視鏡システム。

[請求項4] 前記特徴量取得部は、前記カラー画像データの前記成分ａ及び前記成分ｂの少なくとも一方を含む成分を用いて得られる第１比率に基づいて前記ヘモグロビンの量を算出するように構成されたヘモグロビン量算出部と、前記カラー画像データの前記成分ａ及び前記成分ｂの少なくとも一方を含む成分を用いて得られる第２比率と前記ヘモグロビンの量とに基づいて前記ヘモグロビンの酸素飽和度を算出するように構成された酸素飽和度算出部と、を含み、

前記確からしさ算出部は、前記確からしさを、前記第２比率が予め

定めた範囲を外れると低下する補正をするように構成されている、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] 前記画像表示制御部は、前記生体組織の像に前記特徴量の分布の画像を重ねて表示するように制御し、前記第２比率の値が、前記ヘモグロビンの量に応じて定まる前記第２比率の許容範囲をはずれる画素については、当該画素の透過率を調整するように構成されている、請求項３または４に記載の内視鏡システム。

[請求項6] 前記光源装置は、波長帯域の異なる第１の光、第２の光、及び第３の光を含む少なくとも３以上の光を出射するように構成され、

前記撮像部は、前記第１の光、前記第２の光、及び前記第３の光でそれぞれ照明された生体組織を撮像することにより、前記第１の光に対応した第１のカラー画像データ、前記第２の光に対応した第２のカラー画像データ、及び前記第３の光に対応した第３のカラー画像データを生成するように構成され、

前記第１比率は、前記第１のカラー画像データの一成分と前記第２のカラー画像データの一成分との比率であり、

前記第２比率は、前記第２のカラー画像データの一成分と前記第３のカラー画像データの一成分との比率である、請求項１～５のいずれか１項に記載の内視鏡システム。

[請求項7] 前記第１の光の波長帯域は、前記第２の光の波長帯域及び前記第３の光の波長帯域に比べて広く、前記第２の光の波長帯域は、前記第３の光の波長帯域に比べて広く、

前記確からしさ上限閾値は、前記第１のカラー画像データあるいは前記第２のカラー画像データの輝度成分の値であり、前記確からしさ下限閾値は、前記第３のカラー画像データの輝度成分の値である、請求項６に記載の内視鏡システム。

[請求項8] 前記第１比率は、前記第２のカラー画像データの輝度成分と、前記第１のカラー画像データのＲ成分、あるいはＲ成分及びＧ成分の合計

成分との比であり、

前記ヘモグロビン量算出部は、前記第１比率に基づいてヘモグロビンの量を算出する、請求項６または７に記載の内視鏡システム。

[請求項9] 前記第２比率は、前記第３のカラー画像データの輝度成分と前記第２のカラー画像データの輝度成分との比であり、

前記酸素飽和度算出部は、前記第２比率と、前記ヘモグロビンの量とに基づいて前記ヘモグロビンの酸素飽和度を算出する、請求項６～８のいずれか１項に記載の内視鏡システム。

[請求項10] 前記第２の光の波長帯域は、前記第２のカラー画像データの成分が、前記生体組織のヘモグロビン量の変化に対して感度を有するが、前記酸素飽和度の変化に対して感度を有しないような波長帯域を含む、請求項６～９のいずれか１項に記載の内視鏡システム。

[請求項11] 前記第３の光の波長帯域は、前記第３のカラー画像データの成分が、前記酸素飽和度の変化に対して感度を有するような波長帯域を含む、請求項６～１０のいずれか１項に記載の内視鏡システム。

[請求項12] 前記第２の光は、光学フィルタで、前記第１の光の波長帯域のうち、５００ｎｍ～６００ｎｍの範囲内の第１波長帯域を透過させた前記第１の光の濾過光であり、前記第３の光は、光学フィルタで、前記第１波長帯域の範囲内の前記第１波長帯域より狭い第２波長帯域を透過させた前記第１の光の濾過光である、請求項６～１１のいずれか１項に記載の内視鏡システム。

[請求項13] 波長帯域の異なる少なくとも２つの光成分を含む第１の光を出射するように構成された光源装置と、

前記第１の光で照明された生体組織を撮像することにより第１のカラー画像データを生成するように構成された撮像素子を備えた撮像部を含む内視鏡と、

前記光成分の波長帯域それぞれに対応した前記第１のカラー画像データの対応成分のうちの成分ａ及び成分ｂを少なくとも用いて、前記

生体組織におけるヘモグロビンの酸素飽和度を前記生体組織の特徴量として取得し、前記特徴量の分布を示す酸素飽和度分布画像を生成するように構成された特徴量取得部と、前記対応成分を用いて前記特徴量の確からしさを算出するように構成された確からしさ算出部と、前記確からしさの算出結果に応じて、前記酸素飽和度分布画像の表示の形態を制御するように構成された画像表示制御部と、を含むプロセッサと、

前記酸素飽和度分布画像の表示を行うように構成された画像表示装置と、を備え、

前記確からしさ算出部は、前記成分ａの第１の値を、前記第１の値より前記成分ａの値が低くなると前記確からしさが前記第１の値以上の値における確からしさよりも低下する確からしさ下限閾値として設定し、且つ、前記成分ｂの、前記第１の値よりも大きい第２の値を、前記成分ｂの値が大きくなると前記確からしさが前記第２の値以下の値における確からしさよりも低下する確からしさ上限閾値として設定した状態で前記確からしさを算出するように構成され、前記成分ａと前記成分ｂは、互いに異なる２つの対応成分である、ことを特徴とする内視鏡システム。

[請求項14] 前記確からしさ算出部は、前記成分ａ及び前記成分ｂ毎に求めた確からしさ成分に基づいて画素毎に前記確からしさを算出するように構成され、

前記成分ａから求める確からしさ成分は、前記成分ａの値が前記確からしさ下限閾値より大きい場合、前記確からしさ下限閾値における前記確からしさ成分と同じかそれより大きい値を有し、

前記成分ｂから求める確からしさ成分は、前記成分ｂの値が前記確からしさ上限閾値より小さい場合、前記確からしさ上限閾値における前記確からしさ成分と同じかそれより大きい値を有する、請求項１３に記載の内視鏡システム。

[請求項15] 前記光源装置は、前記第１の光の他に、前記第１の光と波長帯域の異なる第２の光を出射するように構成され、

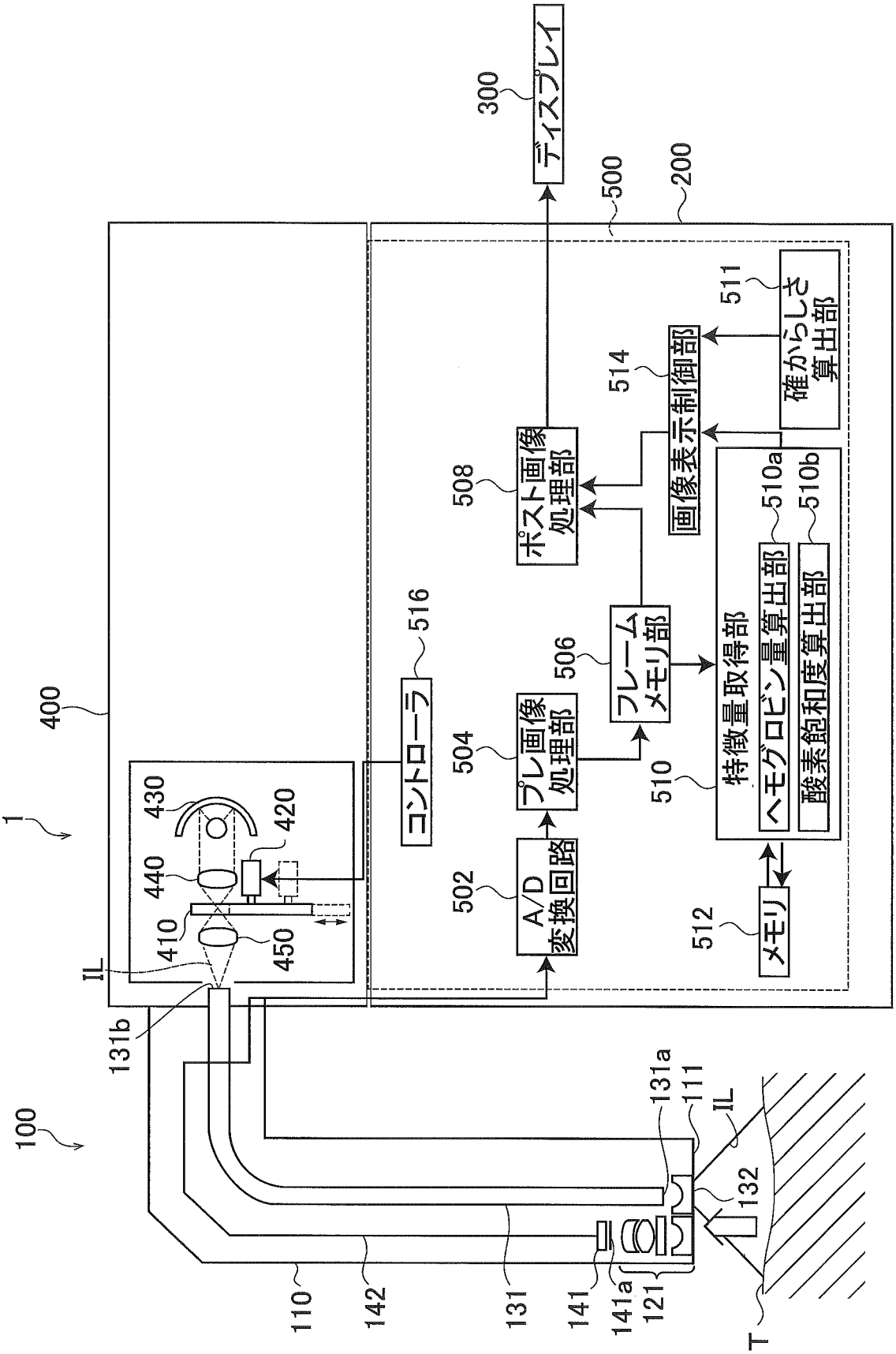
前記撮像部は、前記第１の光及び前記第２の光でそれぞれ照明された生体組織を撮像することにより、前記第１のカラー画像データ及び前記第２の光に対応した第２のカラー画像データを生成するように構成され、

前記特徴量取得部は、前記成分ａと前記成分ｂの第１比率に基づいて前記ヘモグロビンの量を算出するように構成されたヘモグロビン量算出部と、前記成分ａと前記成分ｂの１つと前記第２のカラー画像データの成分との第２比率と前記ヘモグロビンの量とに基づいて前記ヘモグロビンの酸素飽和度を算出するように構成された酸素飽和度算出部と、を含む請求項１３または１４に記載の内視鏡システム。

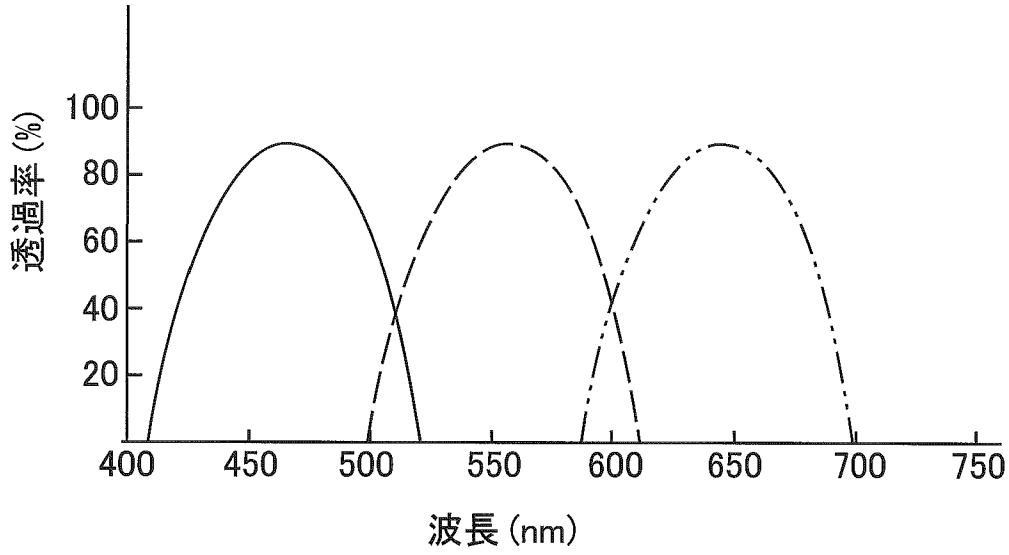
[請求項16] 前記第１の光は、３つの光成分を含み、

前記特徴量取得部は、前記対応成分を用いて得られる第１比率に基づいて前記ヘモグロビンの量を算出するように構成されたヘモグロビン量算出部と、前記対応成分を用いて得られる第２比率と前記ヘモグロビンの量とに基づいて前記ヘモグロビンの酸素飽和度を算出するように構成された酸素飽和度算出部と、を含む、請求項１３または１４に記載の内視鏡システム。

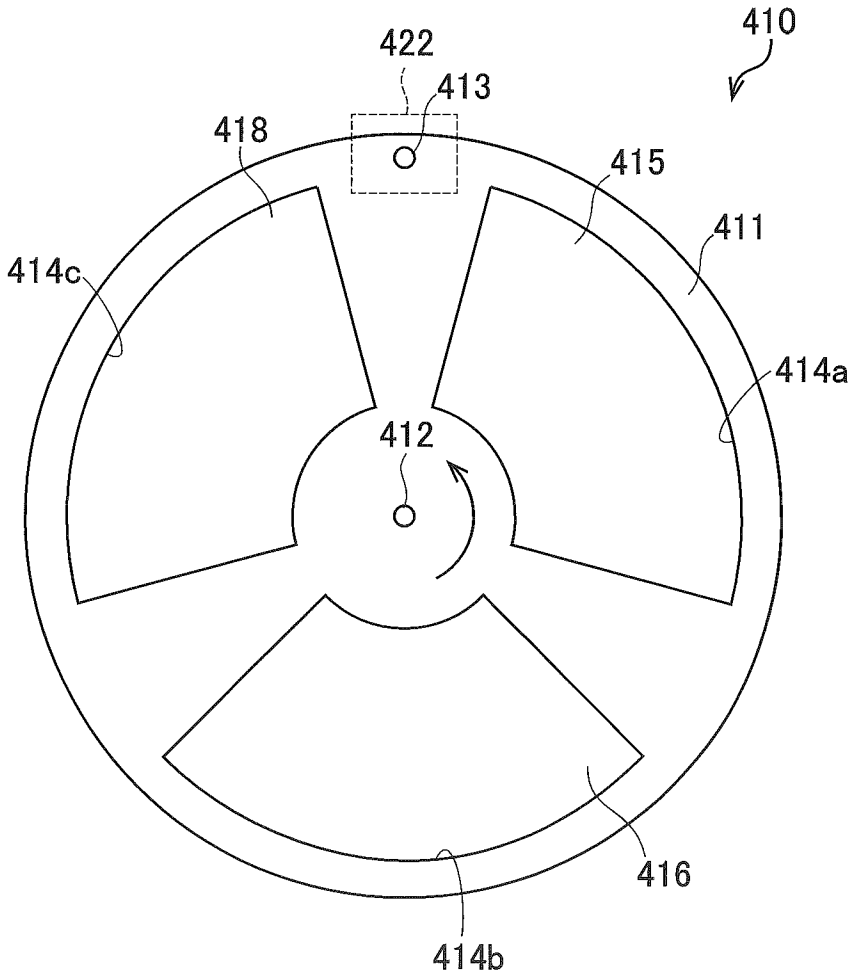
[図1]


300
ディスプレイ
500
200
400
1
100
430
420
440
410
450
IL
131b
516
コントローラ
502
A/D
変換回路
504
プレ画像
処理部
506
フレーム
メモリ部
508
ポスト画像
処理部
514
画像表示制御部
511
確からしさ
算出部
510
特徴量取得部
510a
ヘモグロビン量算出部
510b
酸素飽和度算出部
512
メモリ
131a
111
IL
132
110
142
131
141
141a
121
T

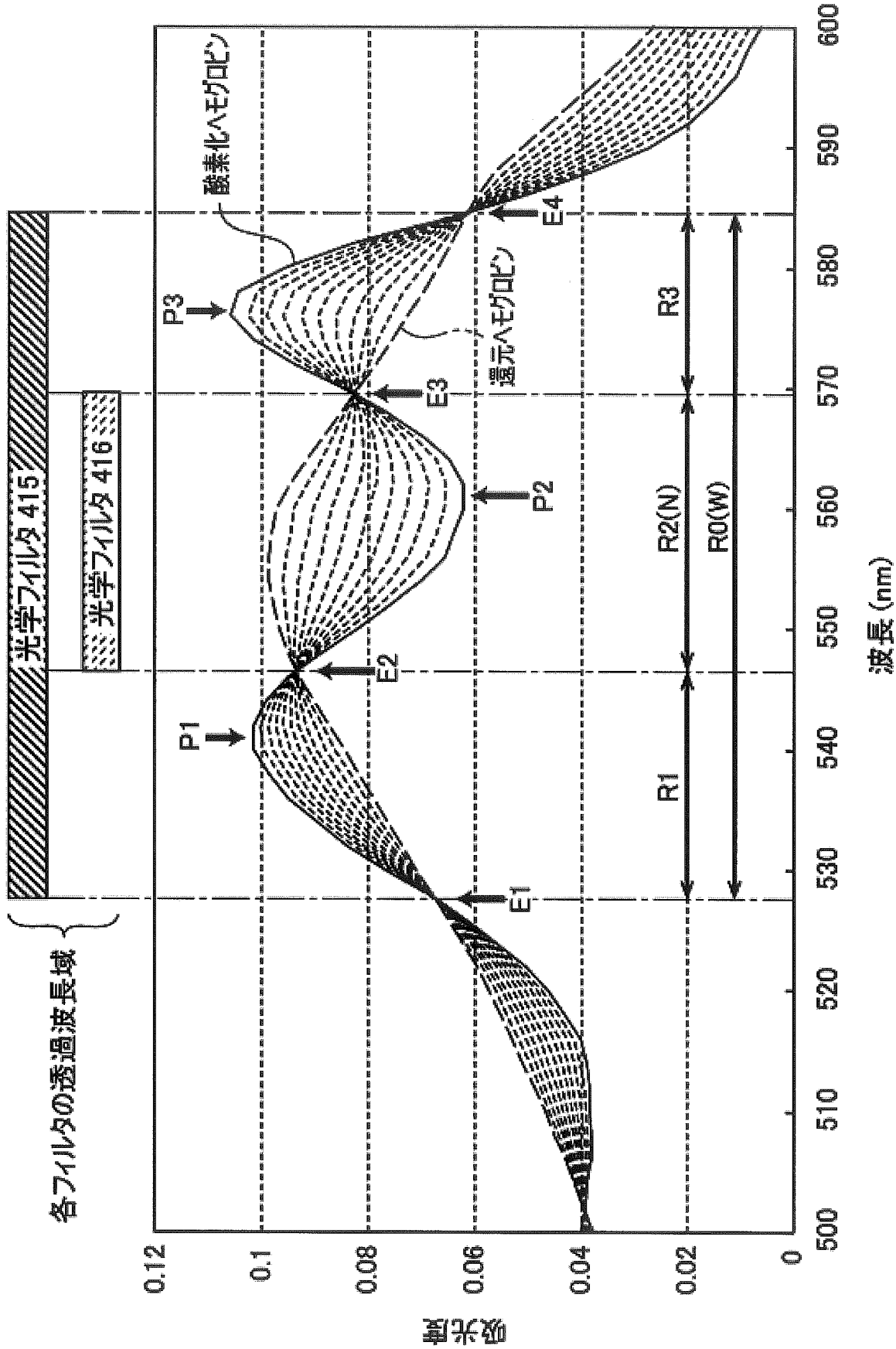
[図2]


透過率 (%)
100
80
60
40
20
400
450
500
550
600
650
700
750
波長 (nm)

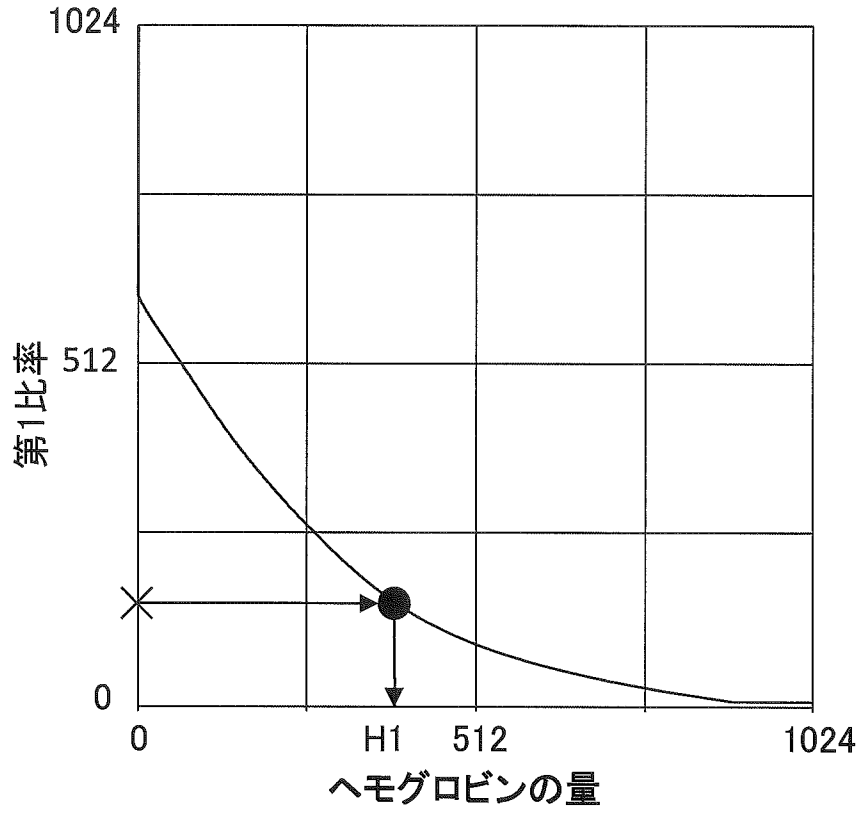
[図3]


410
422
413
418
415
411
414c
414a
412
416
414b

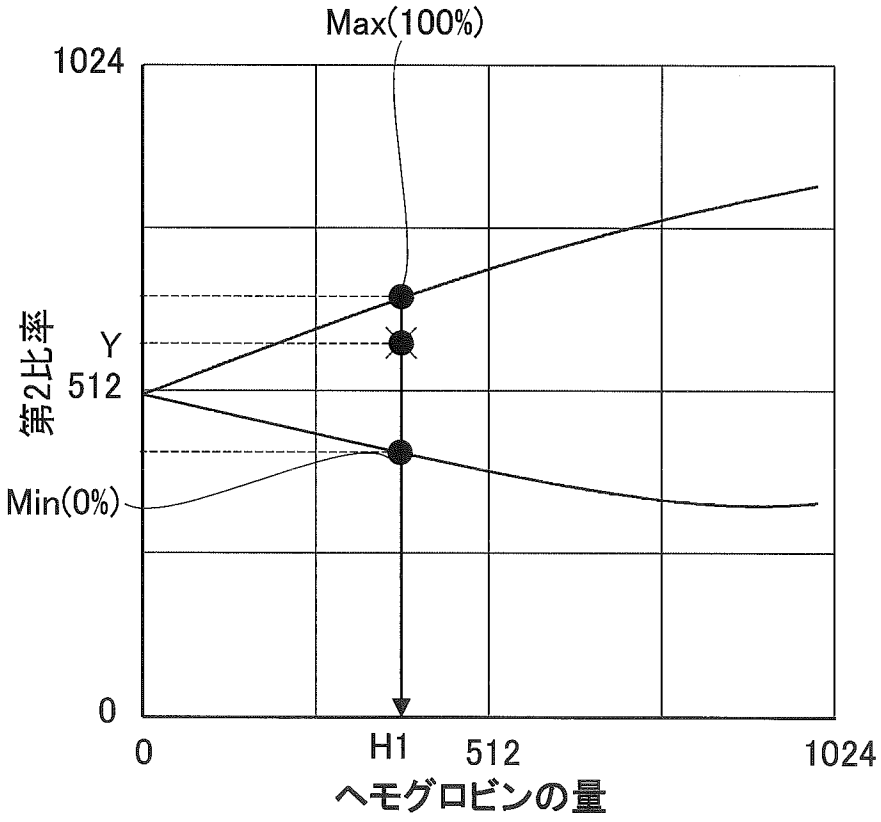
[図4]


光学フィルタ 415
光学フィルタ 416
各フィルタの透過波長域
酸素化ヘモグロビン
還元ヘモグロビン
P1
P2
P3
E1
E2
E3
E4
R1
R2(N)
R0(W)
R3
吸光度
波長 (nm)
0.12
0.1
0.08
0.06
0.04
0.02
0
500
510
520
530
540
550
560
570
580
590
600

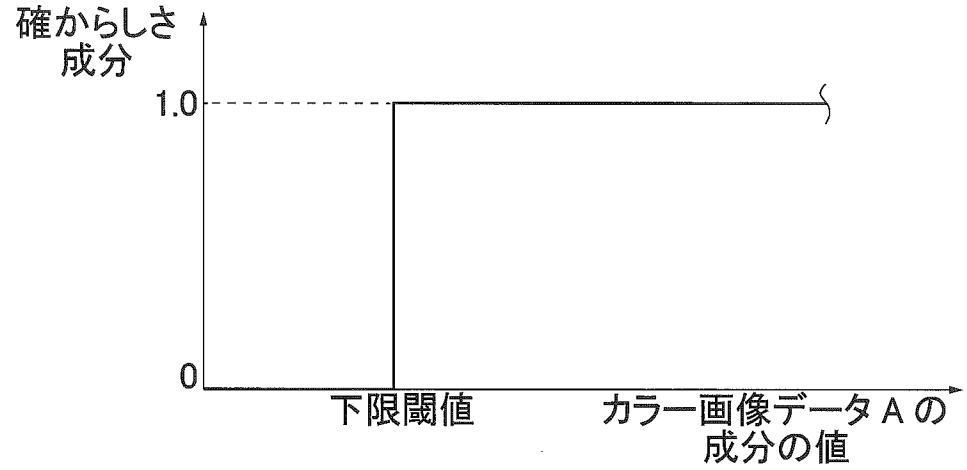
[図5]


1024
512
0
第1比率
0
H1
512
1024
ヘモグロビンの量

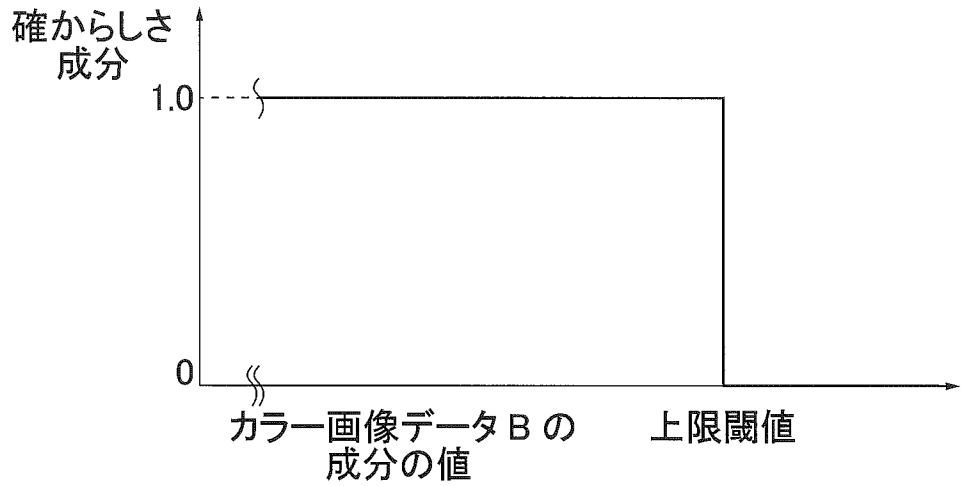
[図6]


Max(100%)
1024
Y
512
Min(0%)
0
第2比率
0
H1
512
1024
ヘモグロビンの量

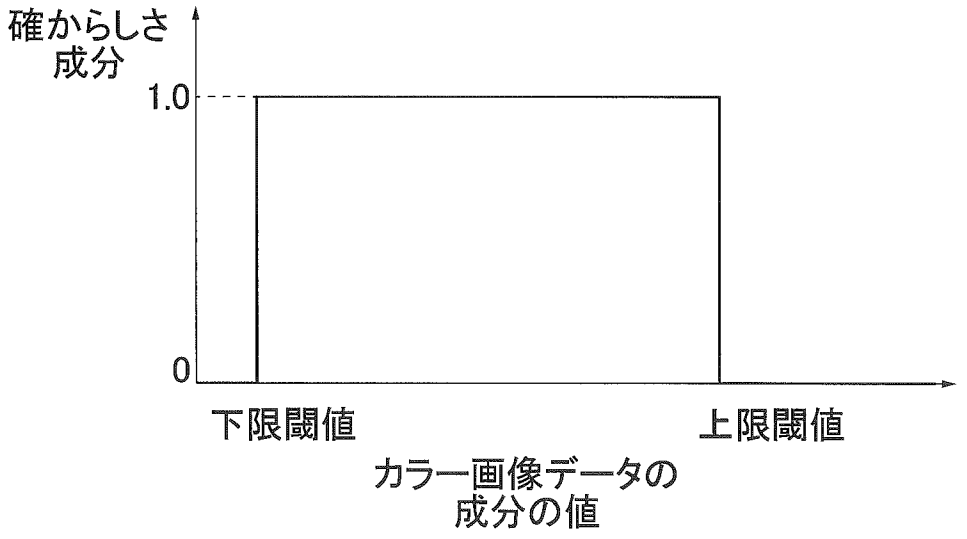
[図7]


確からしさ
成分
1.0
0
下限閾値
カラー画像データＡの
成分の値

[図8]

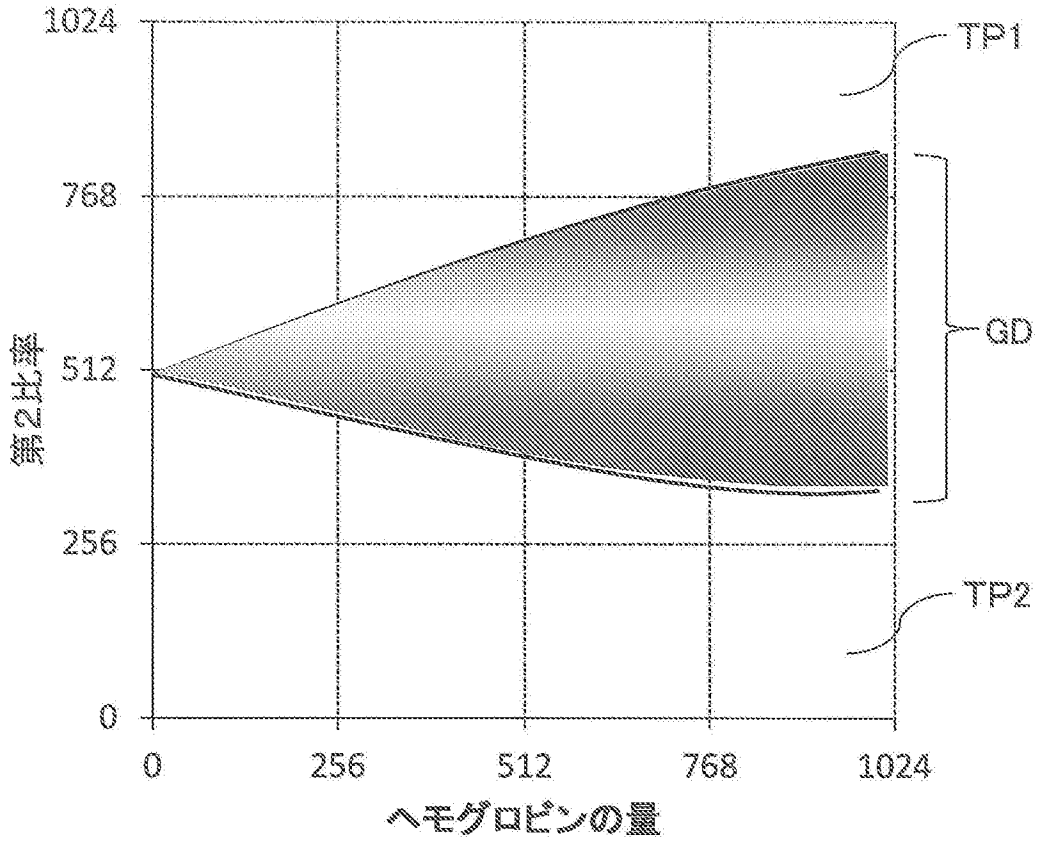

確からしさ
成分
1.0
0
カラー画像データＢの
成分の値
上限閾値

[図9]


確からしさ
成分
1.0
0
下限閾値
上限閾値
カラー画像データの
成分の値

[図10]

(a)



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2017/031673

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B1/045(2006.01)i, *A61B1/00*(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)
A61B1/045, A61B1/00, 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.
X A	JP 9-173285 A (Toshiba Corp.), 08 July 1997 (08.07.1997), paragraphs [0019], [0024]; fig. 4 (Family: none)	1-5,13-16 6-12
A	JP 2015-160012 A (Fujifilm Corp.), 07 September 2015 (07.09.2015), paragraph [0087]; fig. 23 & US 2015/0238086 A1 paragraph [0120] & EP 2912990 A1	1-16

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

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

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
30 October 2017 (30.10.17)	07 November 2017 (07.11.17)

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／ＪＰ２０１７／０３１６７３

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B1/045(2006.01)i, A61B1/00(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.　A61B1/045, A61B1/00, 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
X A	JP 9-173285 A（株式会社東芝）1997.07.08,　【００１９】, 【００２４】, 図４（ファミリーなし）	1-5, 13-16 6-12
A	JP 2015-160012 A（富士フイルム株式会社）2015.09.07, 【００８７】, 図２３ & US 2015/0238086 A1, [0120] & EP 2912990 A1	1-16

☐　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
３０．１０．２０１７	０７．１１．２０１７

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　４０７７
伊藤　昭治
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２