

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02018/043726

発行日 平成31年3月14日 (2019.3.14)

(43) 国際公開日 平成30年3月8日 (2018.3.8)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 7	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 3	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
	G 0 2 B 23/24 C	

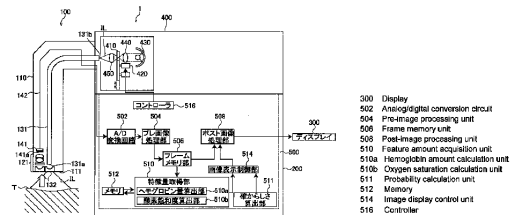
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 31 頁)

出願番号	特願2018-537576 (P2018-537576)	(71) 出願人	000113263
(21) 国際出願番号	PCT/JP2017/031673		H O Y A 株式会社
(22) 国際出願日	平成29年9月1日 (2017.9.1)		東京都新宿区西新宿六丁目10番1号
(31) 優先権主張番号	特願2016-171950 (P2016-171950)	(74) 代理人	110000165
(32) 優先日	平成28年9月2日 (2016.9.2)		グローバル・アイピー東京特許業務法人
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	福田 雅明
			東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H O Y A 株式会社内
		F ターム (参考)	2H040 CA04 CA10 CA11 CA12 CA23
			DA12 GA02 GA06 GA11
			4C161 BB02 CC06 HH51 JJ17 LL02
			MM05 NN01 NN05 QQ02 QQ09
			RR04 RR14 RR18 RR26 SS21
			WW04 WW08 WW15
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(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。



【特許請求の範囲】**【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を算出部と、前記確からしさを算出結果に応じて、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、

10

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、

前記確からしさを算出部は、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。

20

【請求項 2】

前記確からしさを算出部は、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。

30

【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、

前記確からしさを算出部は、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。

40

【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、

前記確からしさを算出部は、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。

50

【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、500 nm ~ 600 nm 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、

10

20

30

40

50

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 1 4】

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 1 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 5】

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 1 3 または 1 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 6】

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 1 3 または 1 4 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【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】

【 0 0 0 2 】

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。

【 0 0 0 3 】

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。

10

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 1 3 - 2 4 0 4 0 1 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

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。

20

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。

【 0 0 0 6 】

30

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 】

【 0 0 0 7 】

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、

40

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、

50

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】

10

(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】

20

(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】

30

(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】

40

(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、

50

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。

【 0 0 1 3 】

(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。

【 0 0 1 4 】

(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。

【 0 0 1 5 】

(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。

【 0 0 1 6 】

(形態 1 0)

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。

【 0 0 1 7 】

(形態 1 1)

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 ~ 1 0 のいずれか 1 つに記載の内視鏡システム。

【 0 0 1 8 】

(形態 1 2)

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、500 nm ~ 600 nm 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 ~ 1 1 のいずれか 1 つに記載の内視鏡システム。

【 0 0 1 9 】

(形態 1 3)

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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 2 0 】

(形態 1 4)

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 1 3 に記載の内視鏡システム。

【 0 0 2 1 】

(形態 1 5)

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 1 3 または 1 4 に記載の内視鏡システム。

【 0 0 2 2 】

(形態 1 6)

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 1 3 または 1 4 に記載の内視鏡システム。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 3 】

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。

10

20

30

40

50

【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。

10

【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】

20

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。

30

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。

40

【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

50

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 S a t の確からしさは、下限閾値以上の値における酸素飽和度 S a t 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 S a t の確からしさは、上限閾値以下の値における酸素飽和度 S a t 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。

10

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。

20

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。

30

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。

【 0 0 2 8 】

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

40

50

、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。

10

【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131a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。

20

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を通してその先端部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。

30

【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。

40

【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

50

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。

10

20

30

40

50

なお、特徴量取得部 5 1 0 及び画像表示制御部 5 1 4 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。

【 0 0 4 1 】

このように、プロセッサ 2 0 0 は、電子内視鏡 1 0 0 の撮像素子 1 4 1 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 1 0 0、光源装置 4 0 0、及びディスプレイ 3 0 0 の動作を指示し制御する機能とを兼ね備える。

【 0 0 4 2 】

光源装置 4 0 0 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 4 0 0 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 1 3 1 に入射させる。光源装置 4 0 0 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 4 0 0 は、光源ランプ 4 3 0 の他に、集光レンズ 4 4 0、回転フィルタ 4 1 0、フィルタ制御部 4 2 0 及び集光レンズ 4 5 0 を備えている。光源ランプ 4 3 0 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 4 4 0 によって集光され、回転フィルタ 4 1 0 を通過した後、集光レンズ 4 5 0 によって再度集光されて、ライトガイド 1 3 1 の基端 1 3 1 b に入射する。なお、回転フィルタ 4 1 0 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 4 3 0 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 4 1 0 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 4 3 0 から放射される光の光路を横切る回転フィルタ 4 1 0 の種類によって、光源装置 4 0 0 から出射する光の波長帯域は異なる。

【 0 0 4 3 】

なお、光源装置 4 0 0 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 4 3 0 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 4 3 0 からの放射される光を集光レンズ 4 4 0 の手前で集光させ、拡散光として集光レンズ 4 4 0 に入射させる構成を採用してもよい。また、集光レンズ 4 4 0 を使用せず、光源ランプ 4 3 0 が発生する略平行光を直接回転フィルタ 4 1 0 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 4 4 0 の代わりにコリメータレンズを使用して、略平行光の状態での光を回転フィルタ 4 1 0 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 4 1 0 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 4 1 0 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 4 3 0 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 4 4 0 の代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 4 1 0 に入射させる構成を採用することができる。

【 0 0 4 4 】

また、光源装置 4 0 0 は、1 つの光源ランプ 4 3 0 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 4 3 0 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 4 0 0 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 4 1 0 を用いなくてもよい。また、光源装置 4 0 0 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 4 0 0 を構成することもできる。

光源装置 4 0 0 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 4 0 0 は、電子内視鏡 1 0 0 に外付けされた外部装置であるが、光源装置 4 0 0 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 4 0 0 は、電子内視鏡 1 0 0 の挿入管先端部 1 1 1 に設けられてもよい。この場合、ライトガイド 1 3 1 は不要と

10

20

30

40

50

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。

10

【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。

20

【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415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。

30

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。

40

【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、

50

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 413 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、556nm 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。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 8 】

ここで、酸素飽和度は次の式（１）により定義される。

【 0 0 5 9 】

式（１）：

【 数 １ 】

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

10

但し、

S a t ：酸素飽和度

[H b] ：還元ヘモグロビンの濃度

[H b O] ：酸素化ヘモグロビンの濃度

[H b] + [H b O] ：ヘモグロビンの量（ t H b ）

【 0 0 6 0 】

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

【 0 0 6 1 】

式（２）：

【 数 ２ 】

20

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

【 0 0 6 2 】

式（３）：

【 数 ３ 】

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

30

【 0 0 6 3 】

したがって、ヘモグロビンの吸収 A R １、A R ２及び A R ３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。

【 0 0 6 4 】

ここで、波長帯域 R ０における吸光度の合計値は、酸素飽和度 S a t 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 R ０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 R １、波長帯域 R ２、あるいは波長帯域 R ３における吸光度の合計値と、波長帯域 R ０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 S a t を定量することができる。

40

【 0 0 6 5 】

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 ５１０ a 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 ５１０ b 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

50

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。

10

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。

20

30

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。

40

【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

50

度の合計値が低下すること、及び、波長帯域 R 0 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 S a t の変化に係わらず一定であることから、特徴量取得部 5 1 0 の酸素飽和度算出部 5 1 0 b 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 5 1 0 の酸素飽和度算出部 5 1 0 b は、光学フィルタ 4 1 6 を通過した波長帯域 R 2 の光である N a r r o w 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 N a r r o w (Y h) と、W i d e 光（光学フィルタ 4 1 6 を透過した波長帯域 R 0 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 W i d e (Y h) との比率 N a r r o w (Y h) / W i d e (Y h) 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 S a t = 0 % における第 2 比率の下限値及び酸素飽和度 S a t = 1 0 0 % における第 2 比率 N a r r o w (Y h) / W i d e (Y h) 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 5 1 2 に予め記憶しておく。特徴量取得部 5 1 0 の酸素飽和度算出部 5 1 0 b 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 5 1 0 b は、求めた下限値と上限値の間で酸素飽和度 S a t 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 N a r r o w (Y h) / W i d e (Y h) 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 5 1 0 の酸素飽和度算出部 5 1 0 b は、酸素飽和度 S a t 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 S a t 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 5 1 2 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 S a t を算出することもできる。

【 0 0 6 9 】

一実施形態では、第 2 比率を、N a r r o w 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 N a r r o w (Y h) と、W i d e 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 W i d e (Y h) との比率として用いるが、N a r r o w 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 N a r r o w (G) と、W i d e 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 W i d e (G) との比率を用いることもできる。

【 0 0 7 0 】

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 R 2 の N a r r o w 光を用いるが、N a r r o w 光には限られない。例えば、酸素飽和度 S a t の変化に対して吸光度の合計値が変化する波長帯域 R 1 あるいは波長帯域 R 2 を利用することを意図して、波長帯域 R 1 あるいは波長帯域 R 2 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 4 1 6 のフィルタ特性を波長帯域 R 1 あるいは波長帯域 R 2 に設定するとよい。

【 0 0 7 1 】

このように、一実施形態によれば、酸素飽和度 S a t を正確に算出するには、N a r r o w 光（第 3 の光）の波長帯域は、W i d e 光（第 2 の光）の波長帯域に含まれることが好ましい。また、W i d e 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 R 0 を含むように設定されていることが、正確に酸素飽和度 S a t を算出することができる点から好ましい。N a r r o w 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 S a t の変化に対して感度を有するような波長帯域 R 2 を含むように設定されていることが、正確に酸素飽和度 S a t を算出することができる点から好ましい。

また、白色光 W L （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 500 nm ~ 600 nm 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、510 nm ~ 590 nm 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、510 nm ~ 590 nm の範囲内の帯域であることが好ましく、530 nm ~ 580 nm の範囲内の帯域であることがより好ましい。

10

【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、550 nm 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、550 nm 付近の波長帯域以外にも、大きな吸収ピークが 420 ~ 450 nm 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 ~ 460 nm 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。

20

【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 510 a 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と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。

30

特徴量取得部 510 の酸素飽和度量算部 510 b 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 510 a 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、酸素飽和度量算部 510 b 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。

40

【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

50

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。

10

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。

20

【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。

30

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。

40

【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

50

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 $S a t$ の確からしさの値とする。

確からしさ算出部 5 1 1 は、算出した画素毎の確からしさの値を、画素表示制御部 5 1 4 に送る。

【 0 0 8 4 】

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 $S a t$ 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。

10

【 0 0 8 5 】

このように、実施形態では、酸素飽和度 $S a t$ 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 $S a t$ の確からしさを効率よく算出することができる。

【 0 0 8 6 】

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 $S a t$ 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。

20

【 0 0 8 7 】

画像表示制御部 5 1 4 は、確からしさ算出部 5 1 1 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 5 1 4 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。

30

また、画像表示制御部 5 1 4 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 $S a t$ 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。

40

【 0 0 8 8 】

また、画像表示制御部 5 1 4 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 $S a t$ 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、 $W i d e (Y h) / W L (R)$ または $W i d e (Y h) / \{ W L (R) + W L (G) \}$ 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 5 1 4 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

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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）を含めるとよい。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、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。

10

【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。

20

【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。

30

【符号の説明】

【０１００】

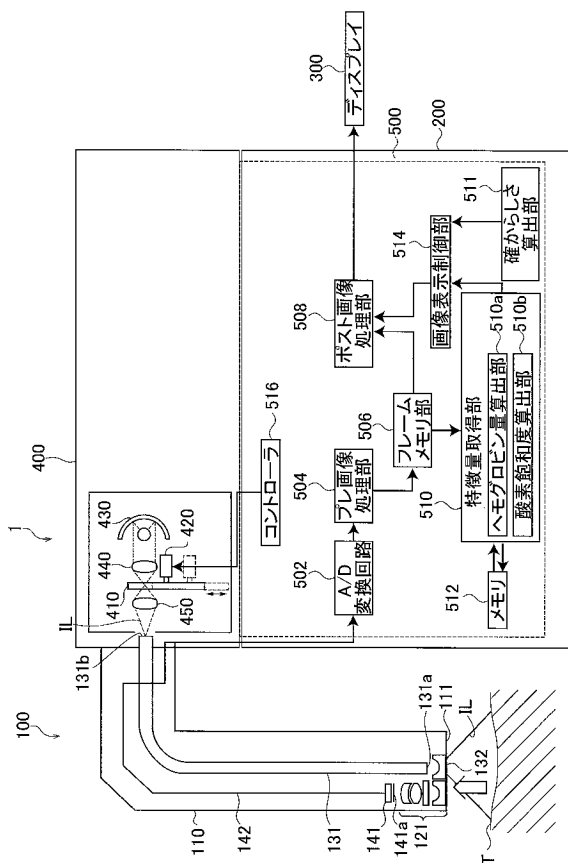
- １ 内視鏡システム
- １００ 電子内視鏡
- １１０ 挿入管
- １１１ 挿入管先端部
- １２１ 対物レンズ群
- １３１ ライトガイド
- １３１ａ 先端部
- １３１ｂ 基端部
- １３２ レンズ
- １４１ 撮像素子
- １４１ａ カラーフィルタ
- １４２ ケーブル
- ２００ プロセッサ
- ３００ ディスプレイ
- ４００ 光源装置
- ４１０ 回転フィルタ
- ４２０ フィルタ制御部

40

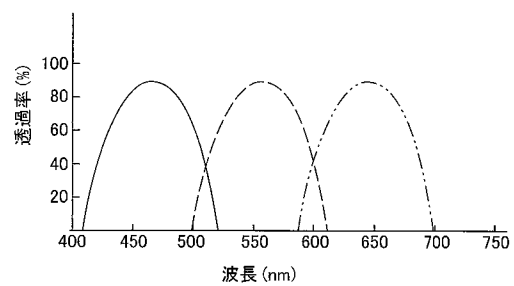
50

4 3 0	光源ランプ
4 4 0	集光レンズ
4 5 0	集光レンズ
5 0 0	画像処理部
5 0 2	A / D 変換回路
5 0 4	プレ画像処理部
5 0 6	フレームメモリ部
5 0 8	ポスト画像処理部
5 1 0	特徴量取得部
5 1 1	確からしさ算出部
5 1 2	メモリ
5 1 4	画像表示制御部
5 1 6	コントローラ

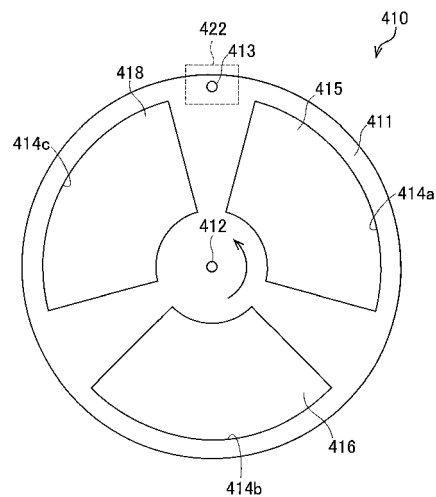
【 図 1 】



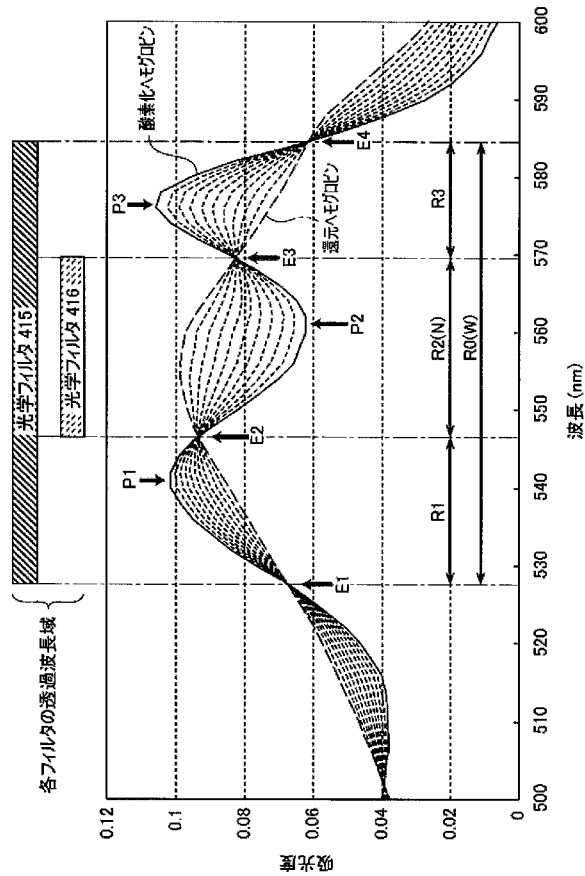
【 図 2 】



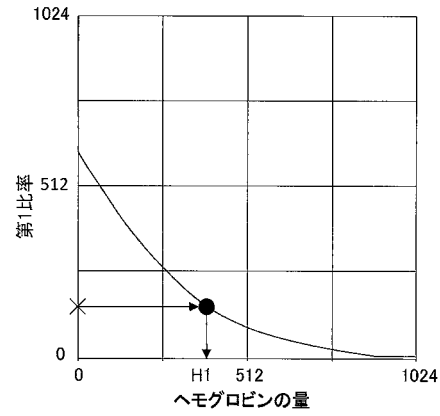
【 図 3 】



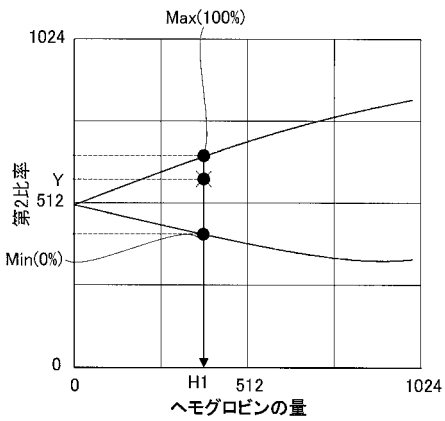
【図 4】



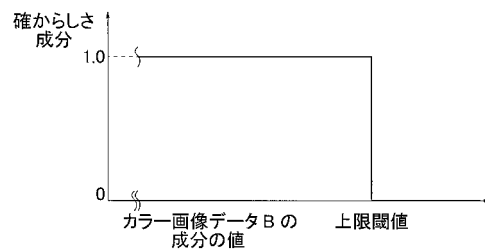
【図 5】



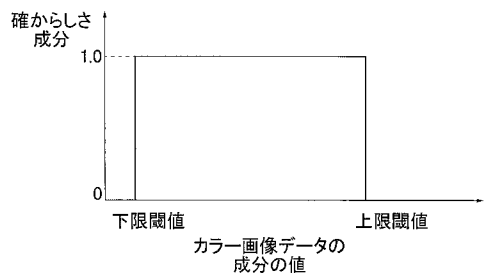
【図 6】



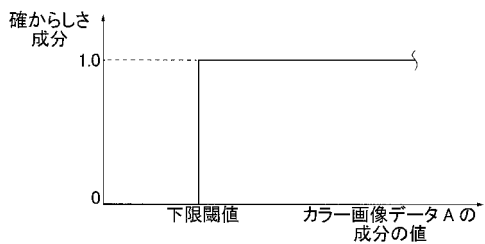
【図 8】



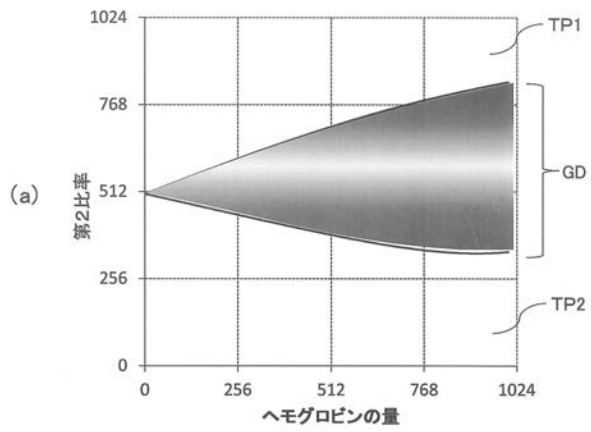
【図 9】



【図 7】



【図 10】



【国際調査報告】

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
30 October 2017 (30.10.17)Date of mailing of the international search report
07 November 2017 (07.11.17)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 3 1 6 7 3										
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2017年</td> </tr> </table>				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	
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 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) 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	1-5, 13-16 6-12 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。												
<table border="0"> <tr> <td> * 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 </td> <td> 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 </td> </tr> </table>				* 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							
* 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 30.10.2017		国際調査報告の発送日 07.11.2017										
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		<table border="1"> <tr> <td>特許庁審査官 (権限のある職員)</td> <td>2Q</td> <td>4077</td> </tr> <tr> <td colspan="3">伊藤 昭治</td> </tr> <tr> <td>電話番号 03-3581-1101</td> <td>内線</td> <td>3292</td> </tr> </table>		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
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										

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(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), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), 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, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JPWO2018043726A1	公开(公告)日	2019-03-14
申请号	JP2018537576	申请日	2017-09-01
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	福田雅明		
发明人	福田 雅明		
IPC分类号	A61B1/045 A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00 A61B1/045 G02B23/24 A61B1/00009 A61B1/0008 A61B1/0638 A61B1/0676 G02B23/2461		
FI分类号	A61B1/045.617 A61B1/00.513 G02B23/24.B G02B23/24.C		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/DA12 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW15		
优先权	2016171950 2016-09-02 JP		
其他公开文献	JP6615369B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统的处理器使用由至少两个光照射的生物组织的彩色图像数据的分量来生成生物组织中的血红蛋白的氧饱和度分布图像，并计算该彩色图像数据的分量。用于计算氧饱和度的可能性。此外，根据确定度控制氧饱和度分布图像的显示形式。在概率的计算中，彩色图像数据的分量a的第一值是下限阈值，该下限阈值在彩色图像数据的分量a的值低于该值时降低概率，第一，通过将彩色图像数据的分量b的第二值大于设置为上限阈值的值的第二值来计算概率，该值减小了当彩色图像数据的分量b的值变得大于该值时的概率。要做。下限阈值和上限阈值是两个不同的彩色图像数据中的值。

