

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6561000号
(P6561000)

(45) 発行日 令和1年8月14日(2019.8.14)

(24) 登録日 令和1年7月26日(2019.7.26)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/045 (2006.01)

A 6 1 B 1/045 6 1 7

請求項の数 11 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2016-45505 (P2016-45505)
(22) 出願日 平成28年3月9日(2016.3.9)
(65) 公開番号 特開2017-158782 (P2017-158782A)
(43) 公開日 平成29年9月14日(2017.9.14)
審査請求日 平成30年3月2日(2018.3.2)

(73) 特許権者 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 110001988
特許業務法人小林国際特許事務所
(72) 発明者 山本 拓明
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内
審査官 後藤 順也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びその作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

異なるタイミングで観察対象を撮像して得られた計測用マルチフレーム画像に基づいて生体特徴量を算出する生体特徴量算出処理を行う生体特徴量算出部と、前記生体特徴量算出処理の内容を補正する補正部とを有する内視鏡システムであって、

異なるタイミングで観察対象を撮像することにより、補正用マルチフレーム画像を少なくとも1セット以上取得する画像取得部と、

前記補正用マルチフレーム画像に基づく画像状態について基準画像状態からの変動量を示す補正用画像変動量を算出する補正用画像変動量算出部と、

前記補正用画像変動量に基づいて、前記補正部での補正に用いる計測用補正値の候補となる仮補正値を算出する補正値算出部と、

前記補正用画像変動量と前記仮補正値とを対応付けて記憶する補正値用記憶部と、

前記計測用マルチフレーム画像に基づく画像状態について前記基準画像状態からの変動量を示す計測用画像変動量を算出する計測用画像変動量算出部と、

前記補正値用記憶部に記憶した前記補正用画像変動量と前記計測用画像変動量とを比較し、比較した結果に基づいて、前記補正値用記憶部に記憶した仮補正値の中から、特定の条件を満たす仮補正値を前記計測用補正値として決定する補正値決定部とを備える内視鏡システム。

【請求項2】

前記補正値決定部は、前記特定の条件を満たす仮補正値として、前記計測用画像変動量

10

20

に最も近い補正用画像変動量に対応付けられた仮補正値を前記計測用補正値に決定する請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記補正値決定部は、前記補正用画像変動量と前記計測用画像変動量から変動量指標値を算出し、前記特定の条件を満たす仮補正値として、前記変動量指標値が特定の範囲内に入った場合に算出した補正用画像変動量に対応付けられた仮補正値を前記計測用補正値に決定する請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記変動量指標値は、前記補正用画像変動量と前記計測用画像変動量との差分、または、前記補正用画像変動量と前記計測用画像変動量との比である請求項 3 記載の内視鏡システム。

10

【請求項 5】

前記補正値決定部は、前記特定の条件を満たす仮補正値が無い場合には、予め定めたデフォルトの仮補正値を前記計測用補正値として決定する請求項 3 または 4 記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記補正用画像変動量算出部は、前記補正用マルチフレーム画像のうち補正用画像変動量算出領域における変動量を前記補正用画像変動量として算出し、

前記計測用画像変動量算出部は、前記計測用マルチフレーム画像のうち計測用画像変動量算出領域における変動量を前記補正用画像変動量として算出する請求項 1 ないし 5 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

20

【請求項 7】

前記補正値決定部は、前記補正用画像変動量算出領域と前記計測用画像変動量算出領域とが重複する領域において、前記補正用画像変動量と前記計測用画像変動量の比較を行う請求項 6 記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記補正用画像変動量算出部は、前記基準画像状態に対して変動を生じさせる複数の種類の変動要因について、それぞれ補正用画像変動量を算出し、

前記計測用画像変動量算出部は、前記基準画像状態に対して変動を生じさせる前記複数の種類の変動要因について、それぞれ計測用画像変動量を算出し、

30

前記補正値決定部は、前記補正用画像変動量と前記計測用画像変動量について、変動要因の種類毎に比較する請求項 1 ないし 7 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記変動要因は、前記補正用マルチフレーム画像間の位置ズレ又は前記計測用マルチフレーム画像間の位置ズレ、前記補正用マルチフレーム画像内での動き又は前記計測用マルチフレーム画像内での動き、前記補正用マルチフレーム画像を取得した際の照明光の発光量の変化又は前記計測用マルチフレーム画像を取得した際の照明光の発光量の変化、前記補正用マルチフレーム画像の画素値の変化又は前記計測用マルチフレーム画像の画素値の変化、前記補正用マルチフレーム画像における残液の量の変化又は前記計測用マルチフレーム画像における残液の量の変化である請求項 8 記載の内視鏡システム。

40

【請求項 10】

前記補正部は、前記生体特徴量算出処理の内容の補正として、前記生体特徴量の算出に用いる演算テーブルの補正、前記計測用マルチフレーム画像に基づく補正、又は前記生体特徴量の補正の少なくともいずれかを行う請求項 1 ないし 9 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

生体特徴量算出部が、異なるタイミングで観察対象を撮像して得られた計測用マルチフレーム画像に基づいて生体特徴量を算出する生体特徴量算出処理を行うステップと、補正部が、前記生体特徴量算出処理の内容を補正するステップとを有する内視鏡システムの作動方法であって、

50

画像取得部が、異なるタイミングで観察対象を撮像することにより、補正用マルチフレーム画像を少なくとも1セット以上取得するステップと、

補正用画像変動量算出部が、前記補正用マルチフレーム画像に基づく画像状態について基準画像状態からの変動量を示す補正用画像変動量を算出するステップと、

補正值算出部が、前記補正用画像変動量に基づいて、前記補正部での補正に用いる計測用補正值の候補となる仮補正值を算出するステップと、

対応付け部が、前記補正用画像変動量と前記仮補正值とを対応付けて補正值用記憶部に記憶するステップと、

計測用画像変動量算出部が、前記計測用マルチフレーム画像に基づく画像状態について前記基準画像状態からの変動量を示す計測用画像変動量を算出するステップと、

補正值決定部が、前記補正值用記憶部に記憶した前記補正用画像変動量と前記計測用画像変動量とを比較し、比較した結果に基づいて、前記補正值用記憶部に記憶した仮補正值の中から、特定の条件を満たす仮補正值を前記計測用補正值として決定するステップとを有する内視鏡システムの作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、観察対象の酸素飽和度などの生体特徴量を算出する内視鏡システム及びその作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

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

【0003】

また、近年においては、観察対象を撮像して得られる画像信号に基づいて生体特徴量を得る内視鏡システムもある。例えば、生体特徴量の中でも、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を用いた病変部の診断が行われつつある。特許文献1では、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる波長帯域の光を用いて、酸素飽和度の算出を行っている。

【0004】

また、酸素飽和度の算出精度は、食道、胃、大腸などの各種部位や、男女、大人と子供などの患者の違いなどの様々な要因によって影響を受けることから、特許文献1では、本計測を行う前に、酸素飽和度のプレ計測を行っている。この特許文献1では、プレ計測して得た酸素飽和度と、予め定めた酸素飽和度の基準値との差分から得られる補正值に基づいて、酸素飽和度の算出に用いる酸素飽和度用演算テーブルを補正している。このような補正を行うことで、各種部位等によらず、酸素飽和度を正確に算出することが可能になる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2013-22341号公報（特許5426620号公報）

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

酸素飽和度の算出精度については、食道や胃など各種部位の違いなどの他に、画像信号中のブレやボケなどに影響を受ける。更には、酸素飽和度の算出処理に、異なるタイミングで観察対象を撮像して得られた複数フレーム分の画像信号を用いる場合には、フレーム間の位置ズレやフレーム間での光量の変動も酸素飽和度の算出精度に影響を与える。

【 0 0 0 7 】

したがって、特許文献 1 に示すように、プレ計測を行う際に、酸素飽和度の基準値を得られる領域において計測を行ったとしても、計測中に、ブレやボケ、フレーム間の位置ズレやフレーム間の光量変動など、様々な変動要因が生じた場合には、プレ計測において正確に酸素飽和度を算出することができない。このように、プレ計測で酸素飽和度を正確に算出できない場合には、本計測においても酸素飽和度を正確に算出できないことになる。したがって、フレーム間の位置ズレなど様々な変動要因が生ずる状況下においても、酸素飽和度などの生体特徴量を正確に算出できるようにすることが求められていた。

【 0 0 0 8 】

本発明は、フレーム間の位置ズレなど様々な変動要因が生ずる状況下においても、酸素飽和度などの生体特徴量を正確に算出できる内視鏡システム及びその作動方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

本発明は、異なるタイミングで観察対象を撮像して得られた計測用マルチフレーム画像に基づいて生体特徴量を算出する生体特徴量算出処理を行う生体特徴量算出部と、生体特徴量算出処理の内容を補正する補正部とを有する内視鏡システムであって、異なるタイミングで観察対象を撮像することにより、補正用マルチフレーム画像を少なくとも 1 セット以上取得する画像取得部と、補正用マルチフレーム画像に基づく画像状態について基準画像状態からの変動量を示す補正用画像変動量を算出する補正用画像変動量算出部と、補正用画像変動量に基づいて、補正部での補正に用いる計測用補正值の候補となる仮補正值を算出する補正值算出部と、補正用画像変動量と仮補正值とを対応付けて記憶する補正值用記憶部と、計測用マルチフレーム画像に基づく画像状態について基準画像状態からの変動量を示す計測用画像変動量を算出する計測用画像変動量算出部と、補正值用記憶部に記憶した補正用画像変動量と計測用画像変動量とを比較し、比較した結果に基づいて、補正值用記憶部に記憶した仮補正值の中から、特定の条件を満たす仮補正值を計測用補正值として決定する補正值決定部とを備える。

【 0 0 1 0 】

補正值決定部は、特定の条件を満たす仮補正值として、計測用画像変動量に最も近い補正用画像変動量に対応付けられた仮補正值を計測用補正值に決定することが好ましい。補正值決定部は、補正用画像変動量と計測用画像変動量から変動量指標値を算出し、特定の条件を満たす仮補正值として、変動量指標値が特定の範囲内に入った場合に算出した補正用画像変動量に対応付けられた仮補正值を計測用補正值に決定することが好ましい。変動量指標値は、補正用画像変動量と計測用画像変動量との差分、または、補正用画像変動量と計測用画像変動量との比であることが好ましい。補正值決定部は、特定の条件を満たす仮補正值が無い場合には、予め定めたデフォルトの仮補正值を計測用補正值として決定することが好ましい。

【 0 0 1 1 】

補正用画像変動量算出部は、補正用マルチフレーム画像のうち補正用画像変動量算出領域における変動量を補正用画像変動量として算出し、計測用画像変動量算出部は、計測用マルチフレーム画像のうち計測用画像変動量算出領域における変動量を補正用画像変動量として算出することが好ましい。補正值決定部は、補正用画像変動量算出領域と計測用画像変動量算出領域とが重複する領域において、補正用画像変動量と計測用画像変動量の比較を行うことが好ましい。

【 0 0 1 2 】

補正用画像変動量算出部は、基準画像状態に対して変動を生じさせる複数の種類の変動要因について、それぞれ補正用画像変動量を算出し、計測用画像変動量算出部は、基準画像状態に対して変動を生じさせる複数の種類の種類の変動要因について、それぞれ計測用画像変動量を算出し、補正值決定部は、補正用画像変動量と計測用画像変動量について、変動要因の種類毎に比較することが好ましい。変動要因は、補正用マルチフレーム画像間の位置

ズレ又は計測用マルチフレーム画像間の位置ズレ、補正用マルチフレーム画像内での動き又は計測用マルチフレーム画像内での動き、補正用マルチフレーム画像を取得した際の照明光の発光量の変化又は計測用マルチフレーム画像を取得した際の照明光の発光量の変化、補正用マルチフレーム画像の画素値の変化又は計測用マルチフレーム画像の画素値の変化、補正用マルチフレーム画像における残液の量の変化又は計測用マルチフレーム画像における残液の量の変化であることが好ましい。補正部は、生体特徴量算出処理の内容の補正として、生体特徴量の算出に用いる演算テーブルの補正、計測用マルチフレーム画像に基づく補正、又は生体特徴量の補正の少なくともいずれかを行うことが好ましい。

【 0 0 1 3 】

本発明は、生体特徴量算出部が、異なるタイミングで観察対象を撮像して得られた計測用マルチフレーム画像に基づいて生体特徴量を算出する生体特徴量算出処理を行うステップと、補正部が、生体特徴量算出処理の内容を補正するステップとを有する内視鏡システムの作動方法であって、画像取得部が、異なるタイミングで観察対象を撮像することにより、補正用マルチフレーム画像を少なくとも1セット以上取得するステップと、補正用画像変動量算出部が、補正用マルチフレーム画像に基づく画像状態について基準画像状態からの変動量を示す補正用画像変動量を算出するステップと、補正值算出部が、補正用画像変動量に基づいて、補正部での補正に用いる計測用補正值の候補となる仮補正值を算出するステップと、対応付け部が、補正用画像変動量と仮補正值とを対応付けて補正值用記憶部に記憶するステップと、計測用画像変動量算出部が、計測用マルチフレーム画像に基づく画像状態について基準画像状態からの変動量を示す計測用画像変動量を算出するステップと、補正值決定部が、補正值用記憶部に記憶した補正用画像変動量と計測用画像変動量とを比較し、比較した結果に基づいて、補正值用記憶部に記憶した仮補正值の中から、特定の条件を満たす仮補正值を計測用補正值として決定するステップとを有する。

【発明の効果】

【 0 0 1 4 】

本発明によれば、フレーム間の位置ズレなど様々な変動要因が生ずる状況下においても、酸素飽和度などの生体特徴量を正確に算出することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 5 】

【図1】内視鏡システムの外観図である。

【図2】第1実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図3】撮像センサの分光感度を示すグラフである。

【図4】通常モードにおける照明光の発光及び観察対象の撮像を示す説明図である。

【図5】酸素飽和度モードにおける照明光の発光及び観察対象の撮像を示す説明図である。

【図6】キャリブレーションモードにおける照明光の発光及び観察対象の撮像を示す説明図である。

【図7】キャリブレーション部の機能を示すブロック図である。

【図8】補正值用記憶部で記憶する情報を示す説明図である。

【図9】黄色色素の吸光係数を示すグラフである。

【図10】縦軸が演算値M、横軸が $\text{Log}(R_s / G_r)$ である特徴空間Mにおける基準線と実測線の位置を示すグラフである。

【図11】酸素飽和度画像生成部の機能を示すブロック図である。

【図12】縦軸が $\text{Log}(B_1 / G_2)$ 、横軸が $\text{Log}(R_2 / G_2)$ である特徴空間Nにおける酸素飽和度の等値線の位置を示すグラフである。

【図13】酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

【図14】酸素飽和度の算出方法を示す説明図である。

【図 1 5】計測用補正値の決定方法を示す説明図である。

【図 1 6】酸素飽和度用演算テーブルの補正を示す説明図である。

【図 1 7】第 1 実施形態における本発明の一連の流れを示すフローチャートである。

【図 1 8】回転フィルタ式の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図 1 9】回転フィルタの平面図である。

【図 2 0】血管密度画像生成部の機能を示すブロック図である。

【図 2 1】第 2 実施形態における本発明の一連の流れを示すフローチャートである。

【図 2 2】第 2 実施形態において、図 2 1 とは異なる本発明の一連の流れを示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

10

【0016】

[第 1 実施形態]

図 1 において、内視鏡システム 10 は、内視鏡 12 と、光源装置 14 と、プロセッサ装置 16 と、モニタ 18 と、コンソール 19 とを有する。内視鏡 12 は、光源装置 14 と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置 16 と電氣的に接続される。内視鏡 12 は、観察対象の体内に挿入される挿入部 12a と、挿入部 12a の基端部分に設けられた操作部 12b と、挿入部 12a の先端側に設けられた湾曲部 12c 及び先端部 12d とを有している。湾曲部 12c は、操作部 12b のアングルノブ 12e を操作することにより湾曲動作する。先端部 12d は、湾曲部 12c の湾曲動作によって所望の方向に向けられる。なお、先端部 12d には、観察対象に向けて洗浄液を噴射する噴射口（図示しない）が設けられている。

20

【0017】

また、操作部 12b には、アングルノブ 12e の他、観察モードの切り替え操作に用いるモード切替 SW（モード切替スイッチ）12f と、観察対象の静止画の取得指示に用いられる静止画取得指示部 12g とが設けられている。

【0018】

内視鏡システム 10 は、通常モード、酸素飽和度モード（本発明の「計測モード」）、キャリブレーションモードの 3 つの観察モードを有している。通常モードは、照明光に白色光を用いて観察対象を撮像して得た自然な色合いの画像（以下、通常画像という）をモニタ 18 に表示する。酸素飽和度モード（本発明の「計測モード」に対応する）は、観察対象の酸素飽和度を算出するとともに、算出した酸素飽和度を擬似カラーなどで画像化した画像（以下、酸素飽和度画像という）をモニタ 18 に表示する。キャリブレーションモードでは、酸素飽和度の算出精度を向上させる補正に使用する補正値を取得する。

30

【0019】

プロセッサ装置 16 は、モニタ 18 及びコンソール 19 と電氣的に接続される。モニタ 18 は、観察対象の画像や、観察対象の画像に付帯する情報などを出力表示する。コンソール 19 は、機能設定などの入力操作を受け付けるユーザインタフェースとして機能する。なお、プロセッサ装置 16 には、画像や画像情報などを記録する外付けの記録部（図示省略）を接続してもよい。

【0020】

40

図 2 において、光源装置 14 は、光源 20 と、光源 20 を制御する光源制御部 21 とを備えている。光源 20 は、例えば、複数の半導体光源を有し、これらをそれぞれ点灯または消灯し、点灯する場合には各半導体光源の発光量を制御することにより、観察対象を照明する照明光を発する。光源 20 は、BS-LED（Blue Short-wavelength Light Emitting Diode）20a、BL-LED（Blue Long-wavelength Light Emitting Diode）20b、G-LED（Green Light Emitting Diode）20c、及び R-LED（Red Light Emitting Diode）20d の 4 色の LED を有する。

【0021】

BS-LED 20a は、波長帯域 $450 \pm 10 \text{ nm}$ の第 1 青色光 BS を発する。BL-LED 20b は、波長帯域 $470 \pm 10 \text{ nm}$ の第 2 青色光 BL を発する。G-LED 20c は、波長帯域 5

50

40 ± 10 nmの緑色光Gを発する。R - LED 20 dは、波長帯域640 ± 20 nmの赤色光Rを発する。なお、各LED 20 a ~ 20 dにおける中心波長とピーク波長は、同じであってもよく、異なっても良い。

【0022】

光源制御部21は、各LED 20 a ~ 20 dに対して独立に制御信号を入力することによって、各LED 20 a ~ 20 dの点灯や消灯、点灯時の発光量などを独立に制御する。光源制御部21における点灯又は消灯制御は、各モードによって異なっている。通常モードでは、BS - LED 20 a、G-LED 20 c、R-LED 20 dを同時に点灯することによって、第1青色光BS、緑色光G、赤色光Rを同時に発光する。酸素飽和度モードでは、BL-LED 20 bの点灯により第2青色光BLを発光する第1計測用発光モードと、BS - LED 20 a、G-LED 20 c、R-LED 20 dを同時に点灯することによって、第1青色光BS、緑色光G、赤色光Rを同時に発光する第2計測用発光モードを交互に繰り返す。

10

【0023】

キャリブレーションモードでは、BS-LED 20 a、BL-LED 20 b、G-LED 20 c、R-LED 20 dを順次点灯することによって、第1青色光BS、第2青色光BL、緑色光G、赤色光Rを順次発光する。このキャリブレーションモードにおいて、第1青色光BSを発光するモードを第1校正用発光モードとし、第2青色光BLを発光するモードを第2校正用発光モードとし、緑色光Gを発光するモードを第3校正用発光モードとし、赤色光Rを発光するモードを第4校正用発光モードとする。

【0024】

20

各LED 20 a ~ 20 dが発する光は、ミラーやレンズなどで構成される光路結合部23を介して、ライトガイド25に入射される。ライトガイド25は、内視鏡12及びユニバーサルコード（内視鏡12と、光源装置14及びプロセッサ装置16を接続するコード）に内蔵されている。ライトガイド25は、ライトガイド25からの光を、内視鏡12の先端部12 dまで伝搬する。

【0025】

内視鏡12の先端部12 dには、照明光学系30 aと撮像光学系30 bが設けられている。照明光学系30 aは照明レンズ32を有しており、ライトガイド25によって伝搬した照明光は照明レンズ32を介して観察対象に照射される。撮像光学系30 bは、対物レンズ42、撮像センサ44を有している。照明光が照射された観察対象からの光は、対物レンズ42を介して撮像センサ44に入射する。これにより、撮像センサ44に観察対象の像が結像される。

30

【0026】

撮像センサ44は、照明光で照明中の観察対象を撮像するカラー撮像センサである。撮像センサ44の各画素には、B（青色）カラーフィルタを有するB画素（青色画素）、G（緑色）カラーフィルタを有するG画素（緑色画素）、R（赤色）カラーフィルタを有するR画素（赤色画素）のいずれかが設けられている。図3に示すように、Bカラーフィルタは、主として青色帯域の光、具体的には、波長帯域が380 ~ 560 nmの光を透過させる。透過率が最大となるピーク波長は460 ~ 470 nm付近に存在する。Gカラーフィルタは、主として緑色帯域の光、具体的には、波長帯域が450 ~ 630 nmの光を透過させる。Rカラーフィルタは、主として赤色帯域の光、具体的には580 ~ 760 nmの光を透過させる。

40

【0027】

撮像センサ44としては、CCD（Charge Coupled Device）撮像センサやCMOS（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）撮像センサを利用可能である。また、原色の撮像センサ44の代わりに、C（シアン）、M（マゼンタ）、Y（イエロー）及びG（グリーン）の補色フィルタを備えた補色撮像センサを用いても良い。補色撮像センサを用いる場合には、CMYGの4色の画像信号が出力されるので、補色 - 原色色変換によって、CMYGの4色の画像信号をRGBの3色の画像信号に変換することにより、撮像センサ44と同様のRGB各色の画像信号を得ることができる。

50

【 0 0 2 8 】

撮像センサ 4 4 は、撮像制御部 4 5 によって駆動制御される。撮像制御部 4 5 における制御は、各モードによって異なっている。図 4 に示すように、通常モードでは、撮像制御部 4 5 は、第 1 青色光BS、緑色光G、赤色光Rで照明中の観察対象を 1 フレーム毎に撮像するように、撮像センサ 4 4 を制御する。これにより、撮像センサ 4 4 のB画素からBc 画像信号が出力され、G画素からGc 画像信号が出力され、R画素からRc画像信号が出力される。

【 0 0 2 9 】

図 5 に示すように、酸素飽和度モードでは、撮像制御部 4 5 は撮像センサ 4 4 に対する制御により、第 1 計測用発光モードにおいて第 2 青色光BLで照明中の観察対象を 1 フレーム分撮像する第 1 計測用撮像モードと、第 2 計測用発光モードにおいて第 1 青色光BS、緑色光G、赤色光Rで照明中の観察対象を 1 フレーム分撮像する第 2 計測用撮像モードとを交互に繰り返すようにする。これにより、第 1 計測用撮像モード時には、撮像センサ 4 4 のB画素からB1画像信号が出力され、G画素からG1 画像信号が出力され、R画素からR1 画像信号が出力される。また、第 2 計測用撮像モード時には、撮像センサ 4 4 のB画素からB2 画像信号が出力され、G画素からG2 画像信号が出力され、R画素からR2 画像信号が出力される。

【 0 0 3 0 】

図 6 に示すように、キャリブレーションモードでは、撮像制御部 4 5 は撮像センサ 4 4 に対する制御により、第 1 校正用発光モードにおいて第 1 青色光BSで照明中の観察対象を 1 フレーム分撮像する第 1 校正用撮像モードと、第 2 校正用発光モードにおいて第 2 青色光BLで照明中の観察対象を 1 フレーム分撮像する第 2 校正用撮像モードと、第 3 校正用発光モードにおいて緑色光Gで照明中の観察対象を 1 フレーム分撮像する第 3 校正用撮像モードと、第 4 校正用発光モードにおいて赤色光Rで照明中の観察対象を 1 フレーム分撮像する第 4 校正用撮像モードを順次行うようにする。

【 0 0 3 1 】

これにより、第 1 校正用撮像モード時には、撮像センサ 4 4 のB画素からBp 画像信号が出力され、G画素からGp 画像信号が出力され、R画素からRp 画像信号が出力される。また、第 2 校正用撮像モード時には、撮像センサ 4 4 のB画素からBq 画像信号が出力され、G画素からGq 画像信号が出力され、R画素からRq 画像信号が出力される。また、第 3 校正用撮像モード時には、撮像センサ 4 4 のB画素からBr 画像信号が出力され、G画素からGr 画像信号が出力され、R画素からRr 画像信号が出力される。また、第 4 校正用撮像モード時には、撮像センサ 4 4 のB画素からBs 画像信号が出力され、G画素からGs 画像信号が出力され、R画素からRs 画像信号が出力される。

【 0 0 3 2 】

図 2 に示すように、CDS / AGC (Correlated Double Sampling / Automatic Gain Control) 回路 4 6 は、撮像センサ 4 4 から得られるアナログの画像信号に相関二重サンプリング (CDS) や自動利得制御 (AGC) を行う。CDS / AGC 回路 4 6 を経た画像信号は、A / D (Analog / Digital) コンバータ 4 8 により、デジタルの画像信号に変換される。A / D 変換後のデジタル画像信号がプロセッサ装置 1 6 に入力される。

【 0 0 3 3 】

プロセッサ装置 1 6 は、画像信号取得部 5 0 と、DSP (Digital Signal Processor) 5 2 と、ノイズ低減部 5 4 と、画像処理切替部 5 6 と、通常画像生成部 5 8 と、酸素飽和度画像生成部 6 0 と、キャリブレーション部 6 2 と、映像信号生成部 6 4 とを備えている。画像信号取得部 5 0 (本発明の「画像取得部」に対応する) は、内視鏡 1 2 から入力される画像信号を受信し、受信した画像信号をDSP 5 2 に送信する。

【 0 0 3 4 】

DSP 5 2 は、受信した画像信号に対して、欠陥補正処理、オフセット処理、ゲイン補正処理、リニアマトリクス処理、ガンマ変換処理、デモザイク処理、及びYC 変換処理等の各種信号処理を行う。欠陥補正処理では、撮像センサ 4 4 の欠陥画素の信号が補正され

10

20

30

40

50

る。オフセット処理では、欠陥補正処理を施した画像信号から暗電流成分を除かれ、正確な零レベルを設定される。ゲイン補正処理は、オフセット処理後の各色の画像信号に特定のゲインを乗じることにより各画像信号の信号レベルを整える。ゲイン補正処理後の各色の画像信号には、色再現性を高めるリニアマトリクス処理が施される。

【 0 0 3 5 】

その後、ガンマ変換処理によって、各画像信号の明るさや彩度が整えられる。リニアマトリクス処理後の画像信号には、デモザイク処理（等方化処理，同時化処理とも言う）が施され、補間により各画素の欠落した色の信号を生成される。デモザイク処理によって、全画素がRGB各色の信号を有するようになる。DSP52は、デモザイク処理後の各画像信号にYC変換処理を施し、輝度信号Yと色差信号Cb及び色差信号Crをノイズ低減部54に出力する。

10

【 0 0 3 6 】

ノイズ低減部54は、DSP56でデモザイク処理等を施した画像信号に対して、例えば移動平均法やメディアンフィルタ法等によるノイズ低減処理を施す。ノイズを低減した画像信号は、画像処理切替部56に入力される。

【 0 0 3 7 】

画像処理切替部56は、設定されているモードによって、ノイズ低減部54からの画像信号の送信先を、通常画像生成部58、酸素飽和度画像生成部60、キャリブレーション部62のいずれかに切り替える。具体的には、通常モードにセットされている場合には、ノイズ低減部54からの画像信号を通常画像生成部58に入力する。また、酸素飽和度モードに設定されている場合、ノイズ低減部54からの画像信号を酸素飽和度画像生成部60に入力する。また、キャリブレーションモードに設定されている場合、ノイズ低減部54からの画像信号をキャリブレーション部62に入力する。

20

【 0 0 3 8 】

通常画像生成部58は、通常モードに設定されている場合に作動し、入力した1フレーム分のRc画像信号、Gc画像信号、Bc画像信号に対して、さらに3×3のマトリックス処理、階調変換処理、3次元LUT（Look Up Table）処理等の色変換処理を施す。そして、色変換処理済みのRGB画像データに対して、各種色彩強調処理を施す。この色彩強調処理済みのRGB画像データに対して、空間周波数強調等の構造強調処理を施す。構造強調処理を施したRGB画像データは、通常画像として映像信号生成部64に入力される。

30

【 0 0 3 9 】

酸素飽和度画像生成部60は、酸素飽和度モード時に異なるタイミングで照明及び撮像を行うことにより得られる計測用マルチフレーム画像信号（本発明の「計測用マルチフレーム画像」に対応する）を用いて、酸素飽和度を算出する。計測用マルチフレーム画像信号には、第1計測用発光モード及び撮像モードで得られたB1画像信号と、第2計測用発光モード及び撮像モードで得られたG2画像信号、R2画像信号が含まれる。また、酸素飽和度画像生成部60では、観察対象の部位や患者の違い、黄色色素の影響、及び画像ブレなどによって生じる酸素飽和度の算出誤差を補正するための計測用補正值を用いて演算を行うことで、画像ブレなど複数の変動要因によらず、酸素飽和度が正確に算出するようにしている。酸素飽和度画像生成部60による酸素飽和度の算出方法については後述する。算出した酸素飽和度を疑似カラーなどで画像化した酸素飽和度画像を生成する。この酸素飽和度画像は、映像信号生成部64に入力される。

40

【 0 0 4 0 】

キャリブレーション部62は、酸素飽和度モードに行う前のキャリブレーションモード時に作動し、キャリブレーションモード時に異なるタイミングで照明及び撮像を行うことにより得られる補正用マルチフレーム画像信号（本発明の「補正用マルチフレーム画像」に対応する）を少なくとも1セット以上取得する。このキャリブレーション部62では、補正用マルチフレーム画像信号毎に、酸素飽和度モードで使用する計測用補正值の候補となり得る仮補正值を算出するとともに、補正用画像変動量を算出する。そして、キャリブ

50

レーション部 6 2 は、算出した仮補正值とこの仮補正值に対応する補正用マルチフレーム画像の補正用画像変動量とを対応付けて補正值用記憶部 6 6 に記憶する。以上のキャリブレーション部 6 2 の詳細については後述する。

【 0 0 4 1 】

なお、補正用マルチフレーム画像信号には、第 1 校正用発光モード及び撮像モードで得られた B p 画像信号、第 2 校正用発光モード及び撮像モードで得られた B q 画像信号、第 3 校正用発光モード及び撮像モードで得られた G r 画像信号、第 4 校正用発光モード及び撮像モードで得られた R s 画像信号が含まれる。

【 0 0 4 2 】

映像信号生成部 6 4 は、通常画像生成部 5 8 からの通常画像の画像データ、又は酸素飽和度画像生成部 6 0 からの酸素飽和度画像の画像データを、モニタ 1 8 上においてフルカラーの表示を可能にする映像信号に変換する。変換済みの映像信号はモニタ 1 8 に入力される。これにより、モニタ 1 8 には通常画像または酸素飽和度画像が表示される。

【 0 0 4 3 】

次に、酸素飽和度画像生成部 6 0 とキャリブレーション部 6 2 の詳細について説明する。なお、キャリブレーション部 6 2 で仮補正值と補正用画像変動量を算出し、その後に、酸素飽和度画像生成部 6 0 で最も小さい補正用画像変動量に対応付けられた仮補正值を計測用補正值として使用することから、まず、キャリブレーション部 6 2 について説明し、その後に、酸素飽和度画像生成部 6 0 について説明する。

【 0 0 4 4 】

図 7 に示すように、キャリブレーション部 6 2 は、補正用画像変動量算出部 7 0 と、補正值算出部 7 2 と、対応付け部 7 6 とを備えている。補正用画像変動量算出部 7 0 は、補正用マルチフレーム画像信号である B p 画像信号、B q 画像信号、G r 画像信号、R s 画像信号から、補正用画像変動量を算出する。この補正用画像変動量の算出方法の具体例については後述する。ここで、補正用画像変動量とは、補正用マルチフレーム画像信号に基づく画像状態が、フレーム間の位置ズレなど様々な変動要因によって、基準画像状態からの程度変動しているかを示すものである。

【 0 0 4 5 】

画像状態とは、例えば、補正用マルチフレーム画像信号のいずれかの画像信号の画素値のことをいい、また、補正用マルチフレーム画像信号を組み合わせた演算により得られる演算値（例えば、信号比など）の大きさのことをいう。また、基準画像状態とは、フレーム間の位置ズレが無い又はほとんど無いなど様々な変動要因が存在しない又はほとんど存在しない状況下で得られた画像信号に基づく画像状態のことをいう。以上から、補正用画像変動量は、例えば、補正用マルチフレーム画像信号に基づく画像状態と基準画像状態との差分又は比などで表される。なお、補正用画像変動量算出部 7 0 には、少なくとも 1 セット以上の補正用マルチフレーム画像信号が入力され、これら入力される補正用マルチフレーム画像信号毎に補正用画像変動量の算出が行われる。

【 0 0 4 6 】

変動要因としては、補正用マルチフレーム画像信号間の位置ズレ、補正用マルチフレーム画像信号内での動き、補正用マルチフレーム画像信号を取得した際の照明光の発光量の変化、補正用マルチフレーム画像信号の画素値の変化、補正用マルチフレーム画像信号における残液の量の変化などが挙げられる。

【 0 0 4 7 】

したがって、上記変動要因によって発生する補正用画像変動量としては、補正用マルチフレーム画像信号間の動き量、補正用マルチフレーム画像信号のいずれかの画像信号内での動き量、補正用マルチフレーム画像信号が得られた時の照明光の発光量、補正用マルチフレーム画像信号の各画素値、補正用マルチフレーム画像信号が得られた時の観察対象上での残液の量などが挙げられる。補正用画像変動量算出部 7 0 では、上記の補正用画像変動量の全てについて算出してもよく、一部のみを算出してもよい。

【 0 0 4 8 】

また、補正用画像変動量算出部 70 では、補正用マルチフレーム画像信号において、全ての画素領域にて補正用画像変動量を算出してもよく、一部の画素領域を補正用画像変動量算出領域に設定し、設定した補正用画像変動量算出領域内で補正用画像変動量を算出してもよい。補正用画像変動量算出領域の設定は、補正用マルチフレーム画像信号の各画像信号毎に行ってもよく、いずれかの画像信号（例えば、補正用画像変動量が顕著にでる画像信号）についてのみ行ってもよい。

【0049】

また、補正用画像変動量算出領域において補正用画像変動量を算出する場合には、画素領域の設定を、コンソール 19 などの UI (User Interface (ユーザーインターフェース)) により行ってもよい。また、補正用マルチフレーム画像信号において、補正用画像変動量が大きい部分を画像解析で自動判別し、その自動判別した領域の補正用画像変動量を算出するようにしてもよい。なお、本実施形態では、黄色色素の補正用画像変動量などを算出するために、4 フレーム分の補正用マルチフレーム画像信号を使用するが、算出する補正用画像変動量の種類と数に合わせて、補正用マルチフレーム画像のフレーム数を増減してもよい。

【0050】

補正值算出部 72 は、補正用画像変動量算出部 70 で得られた補正用画像変動量に基づいて、仮補正值を算出する。仮補正值の算出は、補正用画像変動量算出部 70 で算出された補正用画像変動量毎、即ち、補正用マルチフレーム画像信号毎に行われる。仮補正值の算出方法の具体例については後述する。対応付け部 76 は、補正用画像変動量算出部 70 で算出された補正用画像変動量と、この補正用画像変動量に基づいて算出された仮補正值とを対応付けて補正值用記憶部 66 に記憶する。

【0051】

例えば、補正值用記憶部 66 には、図 8 に示すように、キャリブレーションモード中の第 1 タイミング T1 (図 8 では「T1」と記載。以下同様) に取得した補正用マルチフレーム画像信号から得られる黄色色素の変動量 X1 とこれに対する黄色色素用の仮補正值 A X1 が記憶されており、キャリブレーションモード中の第 1 タイミング T1 よりも後の第 2 タイミング T2 (図 8 では「T2」と記載。以下同様) に取得した黄色色素の変動量 X2 とこれに対する黄色色素用の仮補正值 A X2 が記憶されている。なお、補正值用記憶部 66 には、第 1 タイミング T1 と第 2 タイミング T2 の補正用マルチフレーム画像信号のみならず、それら異なるタイミングの補正用マルチフレーム画像信号から得られる補正用画像変動量とその仮補正值を記憶してもよい。また、補正值用記憶部 66 には、黄色色素の変動量とその仮補正值に加えて又は代えて、その他の補正用画像変動量とその仮補正值を記憶してもよい。

【0052】

以下においては、補正用画像変動量の算出方法と仮補正值の算出方法の一例として、黄色色素の変動量の算出方法と、黄色色素の変動量に基づく黄色色素用の仮補正值の算出方法について説明する。まず、補正用画像変動量算出部 70 は、生体内における黄色色素に関する情報を持ち、且つ酸素飽和度によって影響を受けない生体内情報を算出する。具体的には、Bp 画像信号と Gr 画像信号の信号比 Bp / Gr を画素毎に算出し、Bq 画像信号と Gr 画像信号の信号比 Bq / Gr を画素毎に算出し、Rs 画像信号と Gr 画像信号との信号比 Rs / Gr を画素毎に算出する。

【0053】

ここで、信号比 Bp / Gr のうち Bp については第 1 青色光 BS に対応する画像信号である。この第 1 青色光 BS の波長帯域 $450 \pm 10 \text{ nm}$ は、ヘモグロビンの吸光係数が比較的高い青色帯域に属し、且つ酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が同じ等吸収波長である (図 13 参照)。また、第 1 青色光 BS の波長帯域 $450 \pm 10 \text{ nm}$ は、図 9 に示すように、黄色色素の吸光係数が最も高くなる吸収ピーク波長を有していることから、黄色色素の濃度に応じて吸光量が変化しやすい波長帯域である。したがって、信号比 Bp / Gr は、酸素飽和度によって信号値は変化しないものの、黄色色素の濃度や血液

10

20

30

40

50

量によって信号値が変化する。なお、G r 画像信号に含まれる緑色光の波長帯域 $540 \pm 20 \text{ nm}$ は、上記したように、血液量に応じて吸光量が変化しやすい波長帯域である。

【0054】

信号比 B q / G r のうち B q については第2青色光 B L に対応する画像信号である。この第2青色光 B L の波長帯域 $470 \pm 10 \text{ nm}$ は、上記したように、ヘモグロビンの吸光係数が比較的高い青色帯域に属し、且つ酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる異吸収波長である（図13参照）ことから、ヘモグロビンの酸素飽和度によって吸光量が変化しやすい波長帯域である。また、第2青色光 B L の中心波長 470 nm は、黄色色素の吸収ピーク波長からはやや吸収係数が低くなるものの、他の波長帯域と比較すると大きな吸収係数を有している（図13参照）。したがって、信号比 B q / G r は、酸素飽和度、黄色色素の濃度、血液量によって信号値が変化する。これに対して、信号比 R s / G r については、酸素飽和度及び黄色色素の濃度によって信号値はほとんど変化せず、血液量によって信号値が変化する。

【0055】

次に、下記式Aにより得られる演算値Mが、酸素飽和度が変化しても一定になるように、 φ を調整する。この φ 調整後の演算値Mと信号比 R s / G r からなる情報を、生体内情報とする。この生体内情報は、黄色色素の濃度に応じて変化する情報であり、且つ酸素飽和度によって変化しない情報である。

（式A）演算値 $M = \text{信号比 } B p / G r \times \cos \varphi - \text{信号比 } B q / G r \times \sin \varphi$

【0056】

ここで、縦軸が式（A）に基づく演算値Mで形成される特徴空間M上において、黄色色素が無い状態で得られ、且つ酸素飽和度によって変化しないである予め設定済みの基準情報と、上記の生体内情報を表した場合、図10に示すような分布になる。図10に示すように、黄色色素の影響が無い基準情報の分布を示す基準線78と、黄色色素の影響を受けた生体内情報が分布する実測線80とは、それぞれ、ほぼ横軸方向にそって形成されている。実測線80においては、黄色色素の濃度は同じである等濃度線となっている。また、特徴空間Mにおいて、基準線78は実測線80よりも上方に位置している。また、特徴空間Mにおいて、黄色色素の影響が大きくなるほど、実測線80は下方に位置するようになって、基準線78と実測線80との差が大きくなる。したがって、補正用画像変動量算出部70は、基準線78と実測線80との差分 ΔZ を、黄色色素の変動量として算出する。

【0057】

補正值算出部72は、補正用画像変動量算出部70で算出した黄色色素の変動量に対して、補正部93での補正態様に対応させた変換係数 α を掛け合わせることによって、仮補正值を算出する（仮補正值 = 差分 $\Delta Z \times$ 係数 α ）。補正部93での補正には、酸素飽和度算出部88で使用する信号比 B 1 / G 2、R 2 / G 2 の補正、又は酸素飽和度算出部88で算出した酸素飽和度の補正の3パターンあることから、上記の変換係数 α も3パターンあり、それぞれ異なっている。なお、仮補正值は、B p 画像信号、B q 画像信号、G r 画像信号、R s 画像信号に対してマトリックス処理と1D - LUT（1 dimensional Look UP Tabel）とを組み合わせた変換処理によって算出してもよい。

【0058】

図11に示すように、酸素飽和度画像生成部60は、信号比算出部84と、酸素飽和度用演算テーブル86と、酸素飽和度算出部88と、画像生成部90と、計測用画像変動量算出部91と、補正值決定部92と、補正部93と、を備えている。信号比算出部84は、計測用マルチフレーム画像信号であるB1画像信号、G2画像信号、R2画像信号に基づいて、酸素飽和度算出部88で酸素飽和度の算出に用いる信号比を算出する。具体的には、信号比算出部84は、B1画像信号とG2画像信号の信号比 B 1 / G 2 と、R2画像信号とG2画像信号の信号比 R 2 / G 2 と、G2画像信号とB2画像信号の信号比 G 2 / B 2 とをそれぞれ画素毎に算出する。

【0059】

酸素飽和度用演算テーブル86（本発明の「演算テーブル」に対応する）は信号比算出

10

20

30

40

50

部 8 4 が算出する各信号比と、酸素飽和度との相関関係を記憶している。この相関関係を、縦軸 $\text{Log}(B1/G2)$ 、横軸 $\text{Log}(R2/G2)$ で形成される特徴空間 N 上で表した場合、図 1 2 に示すように、特徴空間 N において、酸素飽和度が同じ部分を繋ぎあわせた等値線が、ほぼ横軸方向に沿って、形成されている。また、等値線は、酸素飽和度が大きくなるほど、縦軸方向に対して、より下方側に位置している。例えば、酸素飽和度が 1 0 0 % の等値線 9 5 は、酸素飽和度が 0 % の等値線 9 6 よりも下方に位置している。以上の等値線に関する情報は、基準画像状態で得られた画像信号に基づいて作成されている。

【 0 0 6 0 】

なお、特徴空間 N における等値線の位置及び形状は、光散乱の物理的なシミュレーションによって予め得られる。また、酸素飽和度用演算テーブル 8 6 では、信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ と酸素飽和度との相関関係を記憶しているが、信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ との相関関係に限らず、 $B1$ 画像信号、 $G2$ 画像信号、 $R2$ 画像信号に基づく特定の演算（例えば、差分処理）を行って得られる第 1 演算値と酸素飽和度との相関関係を記憶するようにしてもよい。

【 0 0 6 1 】

上記相関関係は、図 1 3 に示す酸化ヘモグロビン（グラフ 9 7）や還元ヘモグロビン（グラフ 9 8）の吸光特性や光散乱特性と密接に関連し合っている。例えば、第 2 青色光 B_L の波長帯域 $470 \pm 10 \text{ nm}$ のように、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の差が大きい波長帯域では、ヘモグロビンの酸素飽和度によって吸光量が変化するため、酸素飽和度の情報を取り扱いやすい。したがって、中心波長 470 nm の第 2 青色光 B_L の光に対応する $B1$ 画像信号を含む信号比 $B1/G2$ を用いることで、酸素飽和度の算出が可能となる。しかしながら、信号比 $B1/G2$ は酸素飽和度だけでなく、血液量にも依存度が高い。そこで、信号比 $B1/G2$ に加えて、主として血液量に依存して変化する信号比 $R2/G2$ を用いることで、血液量に影響されることなく、酸素飽和度を正確に求めることができる。なお、 $G2$ 画像信号に含まれる緑色光の波長帯域 $540 \pm 20 \text{ nm}$ は、ヘモグロビンの吸光係数が比較的高いため、血液量によって吸光量が変化しやすい波長帯域である。

【 0 0 6 2 】

酸素飽和度算出部 8 8 は、酸素飽和度用演算テーブル 8 6 に記憶した相関関係を参照し、信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ に対応する酸素飽和度を画素毎に算出する。例えば、図 1 4 に示すように、酸素飽和度用演算テーブル 8 6 に記憶した相関関係を参照した場合、特定画素の信号比 $B1^*/G2^*$ 、 $R2^*/G2^*$ に対応する酸素飽和度は「40%」である。したがって、酸素飽和度算出部 8 8 は、酸素飽和度を「40%」と算出する。

【 0 0 6 3 】

なお、信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ が極めて大きくなったり、極めて小さくなったりすることはほとんどない。すなわち、信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ の各値の組み合わせが、酸素飽和度 1 0 0 % の上限の等値線 9 5（図 1 3 参照）よりも下方に分布したり、反対に、酸素飽和度 0 % の下限の等値線 9 6（図 1 3 参照）よりも上方に分布したりすることはほとんどない。但し、上限の等値線 9 5 より下方に分布する場合には酸素飽和度を 1 0 0 % とし、下限の等値線 9 6 より上方に分布する場合には酸素飽和度算出部 8 8 は酸素飽和度を 0 % とする。また、信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ に対応する点が上限の等値線 9 5 と下限の等値線 9 6 との間に分布しない場合には、その画素における酸素飽和度の信頼度が低いことが分かるように表示をし、酸素飽和度を算出しないようにしても良い。

【 0 0 6 4 】

画像生成部 9 0 は、酸素飽和度算出部 8 8 で算出した酸素飽和度を用いて、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成する。具体的には、画像生成部 9 0 は、 $B2$ 画像信号、 $G2$ 画像信号、及び $R2$ 画像信号を取得し、これらの画像信号に対して酸素飽和度に応じたゲインを画素毎に施す。そして、ゲインを施した $B2$ 画像信号、 $G2$ 画像信号、及び $R2$ 画像信号を用いて RGB 画像データを生成する。例えば、画像生成部 9 0 は、酸素飽和度が 6 0 % 以上の画素では $B2$ 画像信号、 $G2$ 画像信号、及び $R2$ 画像信号のいずれに

も同じゲイン「1」を乗じる。これに対して、酸素飽和度が60%未満の画素では、B2画像信号に対して「1」未満のゲインを乗じ、G2画像信号及びR2画像信号に対しては「1」以上のゲインを乗じる。このゲイン処理後のB2画像信号、G2画像信号、及びR2画像信号を用いて生成したRGB画像データが酸素飽和度画像である。

【0065】

画像生成部90が生成した酸素飽和度画像では、高酸素の領域（酸素飽和度が60～100%の領域）では、通常観察画像と同様の色で表される。一方、酸素飽和度が特定値を下回る低酸素の領域（酸素飽和度が0～60%の領域）は、通常観察画像とは異なる色（疑似カラー）で表される。

【0066】

なお、本実施形態では、画像生成部90は、低酸素の領域のみ疑似カラー化するゲインを乗じているが、高酸素領域でも酸素飽和度に応じたゲインを施し、酸素飽和度画像の全体を疑似カラー化しても良い。また、低酸素領域と高酸素領域を酸素飽和度60%で分けているがこの境界も任意である。

【0067】

計測用画像変動量算出部91は、計測用マルチフレーム画像信号であるB1画像信号、G2画像信号、R2画像信号から、計測用画像変動量を算出する。計測用画像変動量とは、補正用画像変動量と同様、計測用マルチフレーム画像信号に基づく画像状態が、フレーム間の位置ズレなど様々な変動要因によって、基準画像状態からどの程度変動しているかを示すものである。計測用画像変動量算出部91では、補正用画像変動量算出部70で算出した補正用画像変動量の全ての種類について、計測用画像変動量の算出を行う。例えば、補正用画像変動量として、黄色色素の変動量とフレーム間の位置ズレを算出した場合には、計測用画像変動量として、同じようにして、黄色色素の変動量とフレーム間の位置ズレを算出する。計測用画像変動量算出部91で算出した計測用画像変動量については、補正值決定部92に送信される。

【0068】

なお、計測用画像変動量の算出方法については、補正用画像変動量の算出方法と同様である。また、補正用画像変動量を算出した場合と同様に、計測用マルチフレーム画像信号において、全ての画素領域にて計測用画像変動量を算出してもよく、一部の画素領域を計測用画像変動量算出領域に設定し、設定した計測用画像変動量算出領域内で計測用画像変動量を算出してもよい。計測用画像変動量算出領域については、補正用画像変動量算出領域と同様の方法で設定される。

【0069】

補正值決定部92では、入力された計測用画像変動量と補正值用記憶部66に記憶された補正用画像変動量とを比較する。そして、補正值決定部92は、両変動量を比較した結果、計測用画像変動量に最も近い補正用画像変動量に対応付けられた仮補正值を、計測用補正值として決定する。補正值決定部92では、補正值用記憶部66に記憶された全種類の補正用画像変動量について、計測用画像変動量との比較を行い、計測用補正值の決定を行う。なお、補正用画像変動量算出領域と計測用画像変動量算出領域を設定した場合には、補正用画像変動量算出領域と計測用画像変動量算出領域とが重複する領域において、補正用画像変動量と計測用画像変動量とを比較することが好ましい。

【0070】

例えば、補正值用記憶部66において、図15に示すような変動量と仮補正值が記憶されている場合には、計測用補正值の決定方法は以下になる。なお、補正值用記憶部66には、第1タイミングT1の補正用マルチフレーム画像信号から得られた黄色色素の変動量X1及び黄色色素用の仮補正值AX1とフレーム間位置ズレ量Y1及びフレーム間位置ズレ用の仮補正值AY1とが記憶されている。また、補正值用記憶部66には、第2タイミングT2の補正用マルチフレーム画像信号から得られた黄色色素の変動量X2及び黄色色素用の仮補正值AX2とフレーム間位置ズレ量Y2及びフレーム間位置ズレ用の仮補正值AY2とが記憶されている。例えば、計測用画像変動量として、黄色色素の変動量

10

20

30

40

50

X 1 が入力された場合には、黄色色素用の計測用補正值として、第 1 タイミング T 1 の黄色色素用の仮補正值 A X 1 が決定される。また、計測用画像変動量として、フレーム間位置ズレ量 Y 2 が入力された場合には、フレーム間位置ズレ用の計測用補正值として、第 2 タイミング T 2 のフレーム間位置ズレ用の仮補正值 A Y 2 が決定される。

【 0 0 7 1 】

補正部 9 3 は、補正值決定部 9 2 で決定した計測用補正值に基づいて、酸素飽和度算出部 8 8 における酸素飽和度算出処理の内容を補正する。この補正部 9 3 では、酸素飽和度算出処理の内容の補正として、酸素飽和度用演算テーブル 8 6 の補正、酸素飽和度算出部 8 8 で使用する信号比 $B 1 / G 2$ 、 $R 2 / G 2$ の補正、又は酸素飽和度算出部 8 8 で算出した酸素飽和度の補正のいずれかを行う。酸素飽和度用演算テーブル 8 6 の補正については、補正部 9 3 が、特徴空間 N において、等値線の全体を縦軸 $\text{Log} (B 1 / G 2)$ 方向又は横軸 $\text{Log} (R 2 / G 2)$ 方向に、テーブル補正用の計測用補正值分だけ移動させる補正を行う。

10

【 0 0 7 2 】

例えば、補正用画像変動量として、図 1 0 で示した差分 ΔZ を黄色色素の変動量とする場合には、図 1 6 に示すように、黄色色素用の計測用補正值分だけ、等値線の全体 9 9 を縦軸 $\text{Log} (B 1 / G 2)$ 方向に移動させる補正を行う。これにより、酸素飽和度用演算テーブル 8 6 の相関関係が更新される。この相関関係更新後の酸素飽和度用演算テーブル 8 6 を用いて酸素飽和度を算出することで、各種部位や患者が異なる場合の他、観察対象上で黄色色素の影響や、フレーム間の位置ズレなどの様々な変動要因が発生する状況においても、酸素飽和度を正確に算出することができる。

20

【 0 0 7 3 】

酸素飽和度算出部 8 8 で使用する信号比 $B 1 / G 2$ 、 $R 2 / G 2$ の補正については、酸素飽和度算出部 8 8 において、酸素飽和度用演算テーブル 8 6 を参照する前に、補正部 9 3 が、入力された信号比 $B 1 / G 2$ 、 $R 2 / G 2$ の少なくとも一方に対して、信号比用の計測用補正值分だけ加算する。そして、酸素飽和度算出部 8 8 は、酸素飽和度用演算テーブル 8 6 から、信号比用の計測用補正值を加算済みの信号比 $B 1 / G 2$ 、 $R 2 / G 2$ に対応する酸素飽和度を算出する。

【 0 0 7 4 】

酸素飽和度算出部 8 8 で算出した酸素飽和度の補正については、まず、酸素飽和度算出部 8 8 において、酸素飽和度用演算テーブル 8 6 に基づいて、仮の酸素飽和度を算出する。そして、補正部 9 3 が、仮の酸素飽和度に対して、酸素飽和度用の計測用補正值分だけ加算する。酸素飽和度算出部 8 8 は、酸素飽和度用の計測用補正值を加算済みの酸素飽和度を、正式な酸素飽和度として算出する。

30

【 0 0 7 5 】

次に、本発明の一連の流れについて、図 1 7 のフローチャートに沿って説明する。モード切替 S W 1 2 f を操作して、キャリブレーションモードに設定する。これにより、各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d の順次点灯により、第 1 青色光 B S、第 2 青色光 B L、緑色光 G、赤色光 R が順次発光される。これら 4 色の光は観察対象に照射され、撮像センサ 4 4 によって撮像される。これにより、Bp画像信号、Bq画像信号、Gr画像信号、Rs画像信号を含む補正用マルチフレーム画像信号が得られる。なお、キャリブレーションモードに設定した場合、観察対象上において、黄色色素などによる汚染が懸念される場合には、ユーザーは、洗浄液を内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d から観察対象に噴射することにより、予め黄色色素などの影響の大部分を除去することができる。この洗浄は、黄色色素などによる汚染が懸念される場合に行えばよく、予め洗浄が確実に行われていれば、必ずしも行う必要はない。

40

【 0 0 7 6 】

次に、補正用画像変動量算出部 7 0 が、補正用マルチフレーム画像信号に基づいて、補正用画像変動量を算出する。補正用画像変動量を算出した後は、補正值算出部 7 2 が、補正用画像変動量に基づいて、仮補正值を算出する。対応付け部 7 6 は、補正用画像変動量と、この補正用画像変動量に基づいて算出された仮補正值とを対応付けて補正值用記憶部

50

66に記憶する。そして、以上に示した補正用マルチフレーム画像信号の取得、補正用画像変動量とその仮補正値の算出、及び補正值用記憶部66への記憶の一連のキャリブレーション処理を、予め定めた規定回数分だけ、繰り返し行う。

【0077】

キャリブレーション処理の処理回数が規定回数に達した場合には、キャリブレーションモードから酸素飽和度モードに自動的に切り替える。酸素飽和度モードでは、第2青色光BLと、第1青色光BS、緑色光、赤色光を含む光を交互に観察対象に照射し、撮像センサ44によって撮像する。これにより、酸素飽和度の算出に必要なB1画像信号、G2画像信号、R2画像信号を含む計測用マルチフレーム画像信号が得られる。

【0078】

計測用マルチフレーム画像信号を取得した後は、計測用画像変動量算出部91が、計測用マルチフレーム画像信号に基づいて、計測用画像変動量を算出する。計測用画像変動量を算出した後は、補正值決定部92が、計測用画像変動量と、補正值用記憶部66に記憶された補正用画像変動量とを比較する。比較した結果、計測用画像変動量に最も近い補正用画像変動量に対応付けられた仮補正値を、計測用補正値として決定する。この計測用補正値に基づいて、酸素飽和度用演算テーブル86の補正を行う。

【0079】

次に、B1画像信号とG2画像信号の信号比 $B1/G2$ と、R2画像信号とG2画像信号の信号比 $R2/G2$ を算出する。そして、酸素飽和度算出部88は、算出した信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ に基づいて、補正済みの酸素飽和度用演算テーブル86に記憶した相関関係を参照して、酸素飽和度を算出する。算出した酸素飽和度に基づいて酸素飽和度画像を生成し、モニタ18に表示する。なお、酸素飽和度の算出前に、酸素飽和度用演算テーブル86の補正を行ったが、信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ の補正を行ってもよい。または、仮の酸素飽和度の算出した後に、仮の酸素飽和度の補正を行うようにしてもよい。

【0080】

なお、上記で示した4色のLED20a~20dの代わりに、キセノンランプなどの広帯域光源と回転フィルタを用いて観察対象の照明を行ってもよい。図18に示すように、内視鏡システム100では、光源装置14において、4色のLED20a~20dに代えて、広帯域光源102、回転フィルタ104、フィルタ切替部105が設けられている。また、撮像光学系30bには、カラーの撮像センサ44の代わりに、カラーフィルタが設けられていないモノクロの撮像センサ106が設けられている。

【0081】

広帯域光源102はキセノンランプ、白色LEDなどであり、波長域が青色から赤色に及ぶ白色光を発する。回転フィルタ104は、内側に設けられた内側フィルタ108と、外側に設けられた外側フィルタ109とを備えている(図19参照)。フィルタ切替部105は、回転フィルタ104を径方向に移動させるものであり、モード切替SW12fにより通常モードにセットしたときに、回転フィルタ104の内側フィルタ108を白色光の光路に挿入し、酸素飽和度モード又はキャリブレーションモードにセットしたときに、回転フィルタ104の外側フィルタ109を白色光の光路に挿入する。

【0082】

図19に示すように、内側フィルタ108には、周方向に沿って、白色光のうち第1青色光BSを透過させるB1フィルタ108a、白色光のうち緑色光Gを透過させるGフィルタ108b、白色光のうち赤色光Rを透過させるRフィルタ108cが設けられている。したがって、通常モード時には、回転フィルタ104の回転により、第1青色光BS、緑色光G、赤色光Rが交互に観察対象に照射される。

【0083】

外側フィルタ109には、周方向に沿って、白色光のうち第1青色光BSを透過させるB1フィルタ109aと、白色光のうち第2青色光BLを透過させるB2フィルタ109bと、白色光のうち緑色光Gを透過させるGフィルタ109cと、白色光のうち赤色光Rを透過させるRフィルタ109dとが設けられている。したがって、酸素飽和度モード又は

10

20

30

40

50

キャリブレーションモード時には、回転フィルタ 104 が回転することで、第 1 青色光 B S、第 2 青色光 B L、緑色光 G、赤色光 R が交互に観察対象に照射される。

【0084】

内視鏡システム 100 では、通常モード時には、第 1 青色光 B S、緑色光 G、赤色光 R で観察対象が照明される毎にモノクロの撮像センサ 106 で観察対象を撮像する。これにより、Bc 画像信号、Gc 画像信号、Rc 画像信号が得られる。そして、それら 3 色の画像信号に基づいて、上記第 1 実施形態と同様の方法で、通常画像が生成される。

【0085】

一方、酸素飽和度モード時には、第 1 青色光 B S、第 2 青色光 B L、緑色光 G、赤色光 R で観察対象が照明される毎にモノクロの撮像センサ 106 で観察対象を撮像する。これにより、B2 画像信号と、B1 画像信号、G2 画像信号、R2 画像信号からなる計測用マルチフレーム画像信号が得られる。この計測用マルチフレーム画像信号に基づいて、上記と同様の方法で、酸素飽和度画像の生成が行われる。また、キャリブレーションモード時には、Bp 画像信号、Bq 画像信号、Gr 画像信号、Rs 画像信号からなる補正用マルチフレーム画像信号が得られる。これら 4 色の画像信号に基づいて、上記と同様の方法で、仮補正値の算出が行われる。

【0086】

なお、上記実施形態では、キャリブレーションモードにおいて相関関係の補正を行うために、波長帯域が $450 \pm 10 \text{ nm}$ の第 1 青色光 B S を用いているが、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が同じ波長帯域であり、且つ、黄色色素の吸光係数が他の波長帯域と比較して大きい波長帯域の光を用いてもよい。例えば、第 1 青色光 B S の代わりに、波長帯域が $500 \pm 10 \text{ nm}$ の緑色狭帯域光を用いてもよい。

【0087】

なお、上記の実施形態では、機能的生体特徴量としての酸素飽和度を例に説明を行っているが、本発明は、機能的生体特徴量の他に、形態的生体特徴量に対しても適用可能である。形態的生体特徴量とは、例えば、血管の本数、分岐数、分岐角度、分岐点間距離、交差数、太さ、太さの変化、太さの変化の複雑度、長さ、間隔、粘膜を基準とした深さ、高低差、傾き、面積、密度、コントラスト、色、色の变化、蛇行度、血液濃度、動脈の割合、静脈の割合、投与した色素の濃度、走行パターン、または、血流量である。

【0088】

例えば、形態的生体特徴量として、血管密度を算出する場合には、以下のように行うことが好ましい。まず、キャリブレーションモードに設定して、中心波長 405 nm の第 1 短波光 SL1 と、中心波長 445 nm の第 2 短波光 SL2 とを交互に観察対象に照射し、照射毎に、撮像センサ 44 によって観察対象の撮像を行う。これにより、第 1 短波光 SL1 に対応する Bx 画像信号と、第 2 短波光 SL2 に対応する By 画像信号からなる補正用マルチフレーム画像信号が得られる。この補正用マルチフレーム画像信号は、上記と同様に、少なくとも 1 セット以上取得する。

【0089】

そして、補正用マルチフレーム画像信号を用いて、上記と同様のキャリブレーション部 62 により、補正用画像変動量とその仮補正値とを算出し、それら算出した補正用画像変動量とその仮補正値とを対応付けて補正值用記憶部 66 に記憶する。なお、補正用画像変動量としては、例えば、Bx 画像信号と By 画像信号間の位置ズレ量が挙げられる。

【0090】

次に、キャリブレーションモードに行われる血管密度モード（本発明の「計測モード」に対応する）では、第 1 短波光 SL1 と第 2 短波光 SL2 とを交互に観察対象に照射し、撮像センサ 44 で撮像を行う。これにより、第 1 短波光 SL1 に対応する Bx 画像信号と、第 2 短波光 SL2 に対応する By 画像信号からなる計測用マルチフレーム画像信号が得られる。この計測用マルチフレーム画像信号に基づいて、図 20 に示す血管密度画像生成部 200 で血管密度画像を生成する。

【0091】

血管密度画像生成部 200 は、演算画像信号生成部 202、特定深さ血管強調画像生成部 204、又は画像生成部 206 を備えるとともに、上記の実施形態と同様の計測用画像変動量算出部 91、補正值決定部 92、又は補正部 93 を備えている。演算画像信号生成部 202 は、Bx 画像信号と By 画像信号とを用いて演算を画素毎に行い、演算画像信号を生成する。演算は差分処理又は比率計算であることが好ましい。差分処理を行う場合には、Bx 画像信号と By 画像信号を対数変換してから、対数変換後の Bx 画像信号と By 画像信号の差分処理を行う。また、比率計算の場合には、Bx 画像信号と By 画像信号とを対数変換することなく、Bx 画像信号を By 画像信号で除する、又は By 画像信号を Bx 画像信号で除する。

【0092】

特定深さ血管強調画像生成部 204 は、Bx 画像信号又は By 画像信号のいずれかを輝度チャンネル Y に割り当てるとともに、演算画像信号を二つの色差チャンネル Cb、Cr に割り当てることにより、特定深さの血管走行パターンを色で強調した特定深さ血管強調画像を生成する。生成された特定深さ血管強調画像は、後述の血管密度画像とともに、モニタ 18 に表示される。なお、演算画像信号を色差チャンネル Cb、Cr に割り当てる際には、演算画像信号に色係数 p を乗じたものを色差チャンネル Cb に割り当て、演算画像信号に色係数 q (色係数 p と異なる) を乗じたものを色差チャンネル Cr に割り当てることが好ましい。このように色係数 p、q を用いるのは、血管の色味と他の観察対象の色とを調整するためである。

【0093】

画像生成部 206 は、特定深さ血管強調画像において所定の領域毎に血管密度を算出し、算出した血管密度に応じて色を割り当てた血管密度画像を生成する。血管密度画像においては、血管密度が大きい高密度領域と血管密度が低い低密度領域とで違いが明確になる色設定とすることが好ましい。以上のように血管密度を算出する場合においては、補正部 93 は、計測用補正值に基づいて、血管密度の算出処理の内容を補正する。この補正部 93 による血管密度の算出処理の内容の補正は、血管密度の算出前と血管密度の算出後の少なくともいずれかに補正を行う。例えば、血管密度の算出後であれば、補正部 93 が、算出した血管密度に対して、血管密度用の計測用補正值を加算する補正を行うことが好ましい。

【0094】

[第2実施形態]

第1実施形態では、補正用画像変動量と計測用画像変動量とを直接比較して、計測用画像変動量に最も近い補正用画像変動量を選択するようにしているが、第2実施形態では、補正用画像変動量と計測用画像変動量との違いを定量化し、定量化した値に基づいて、補正用画像変動量の選択を行う。それ以外については、第1実施形態と同様である。

【0095】

第2実施形態では、酸素飽和度画像生成部 60 内の補正值決定部 92 では、補正用画像変動量と計測用画像変動量とを比較する際に、補正用画像変動量と計測用画像変動量との差分又は比などの演算を行って、両者の変動量の違いを定量化した変動量指標値を算出する。そして、図 21 に示すように、補正值決定部 92 は、変動量指標値が特定の範囲内に入っている場合には、そのときの補正用画像変動量に対応付けられた仮補正值を、計測用補正值として決定する。計測用補正值の決定後は、第1実施形態と同様にして、補正部 93 により補正を行う。なお、特定の範囲内の変動量指標値が複数存在して、複数の仮補正值を計測用補正值として決定した場合には、それら複数の仮補正值の代表値を正式な計測用補正值とすることが好ましい。代表値としては、複数の仮補正值の平均値や中央値とすることが好ましい。

【0096】

ここで、変動量指標値が補正用画像変動量と計測用画像変動量の差分である場合には、「特定の範囲」は「0」を含む一定の範囲(例えば、「0」よりも小さい「dx」から、「0」よりも大きい「dy」までの範囲)であることが好ましい。また、変動量指標値が補正用画像変動量と計測用画像変動量の比である場合には、「特定の範囲」は「1」を含

10

20

30

40

50

む一定の範囲（例えば、「1」よりも小さい「c x」から、「1」よりも大きい「c y」までの範囲）であることが好ましい。

【0097】

一方、変動量指標値が特定の範囲に入っていない場合には、他の補正用画像変動量に代えて、変動量指標値を再計算し、特定の範囲に入っているかどうかの判定を行う。この判定は、変動量指標値が特定の範囲に入るまで繰り返し行われる。なお、補正值用記憶部66に記憶された補正用画像変動量の全てについて、計測用画像変動量に対する変動量指標値が特定の範囲に入っていないと判定した場合には、図22に示すように、補正值決定部92は、予め定めたデフォルトの仮補正值を補正值用記憶部66から読み込む。そして、補正值決定部92は、読み込んだデフォルトの仮補正值を計測用補正值として決定する。

10

【符号の説明】

【0098】

10 内視鏡システム

12 内視鏡

12a 挿入部

12b 操作部

12c 湾曲部

12d 先端部

12e アングルノブ

12f モード切替SW

12g 静止画取得指示部

14 光源装置

16 プロセッサ装置

18 モニタ

19 コンソール

20 光源

20a B S - L E D

20b B L - L E D

20b B L - L E D

20c G - L E D

20d R - L E D

21 光源制御部

23 光路結合部

25 ライトガイド

30a 照明光学系

30b 撮像光学系

32 照明レンズ

42 対物レンズ

44 撮像センサ

45 撮像制御部

46 C D S / A G C 回路

48 A / D コンバータ

50 画像信号取得部

52 D S P

54 ノイズ低減部

56 画像処理切替部

58 通常画像生成部

60 酸素飽和度画像生成部

62 キャリブレーション部

64 映像信号生成部

20

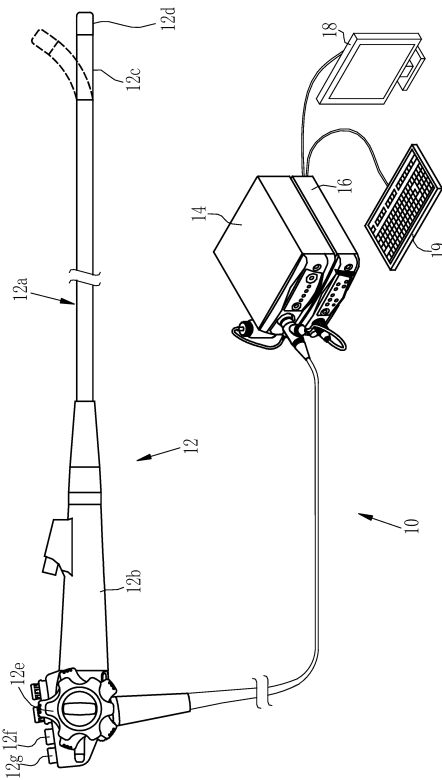
30

40

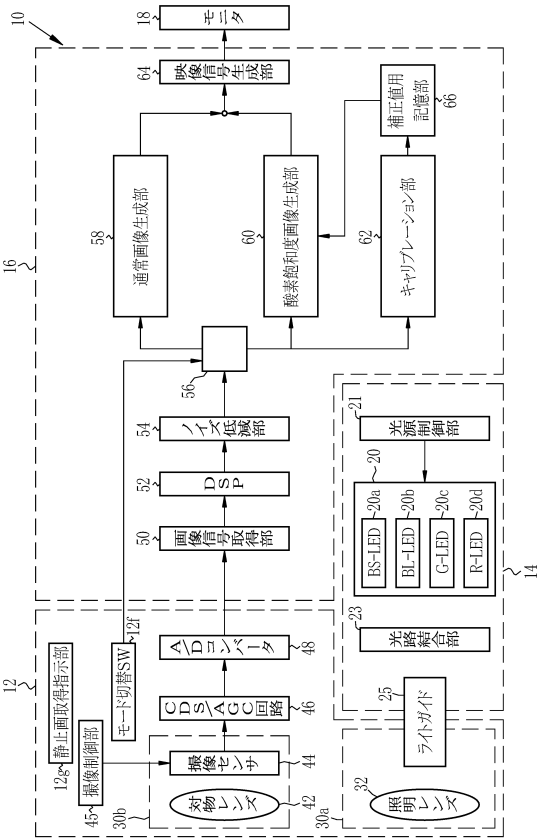
50

6 6	補正值用記憶部	
7 0	補正用画像変動量算出部	
7 2	補正值算出部	
7 6	対応付け部	
8 4	信号比算出部	
8 6	酸素飽和度用演算テーブル	
9 0	画像生成部	
9 1	計測用画像変動量算出部	
9 2	補正值決定部	
9 3	補正部	10
9 5	等値線	
9 6	等値線	
9 7	グラフ	
9 8	グラフ	
9 9	等値線の全体	
1 0 0	内視鏡システム	
1 0 2	広帯域光源	
1 0 4	回転フィルタ	
1 0 5	フィルタ切替部	
1 0 6	撮像センサ	20
1 0 8	内側フィルタ	
1 0 8 a	B 1 フィルタ	
1 0 8 b	G フィルタ	
1 0 8 c	R フィルタ	
1 0 9	外側フィルタ	
1 0 9 a	B 1 フィルタ	
1 0 9 b	B 2 フィルタ	
1 0 9 c	G フィルタ	
1 0 9 d	R フィルタ	
2 0 0	血管密度画像生成部	30
2 0 2	演算画像信号生成部	
2 0 4	特定深さ血管強調画像生成部	
2 0 6	画像生成部	

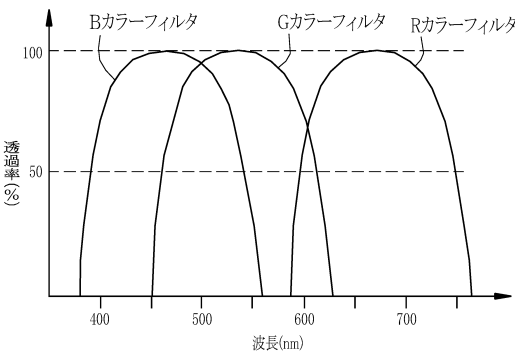
【図1】



【図2】



【図3】



【図5】

照明		撮像(画像信号)	
第1計測用発光モード	第2青色光の発光	第1計測用撮像モード	(B1、G1、R1)
第2計測用発光モード	第1青色光の発光 緑色光の発光 赤色光の発光	第2計測用撮像モード	(B2、G2、R2)

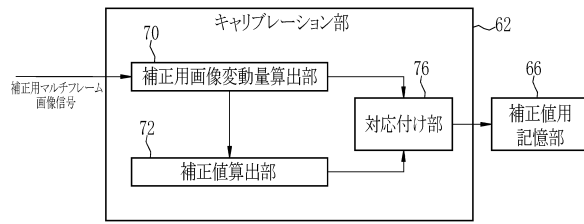
【図4】

照明	撮像(画像信号)
第1青色光の発光 緑色光の発光 赤色光の発光	(Bc、Gc、Rc)

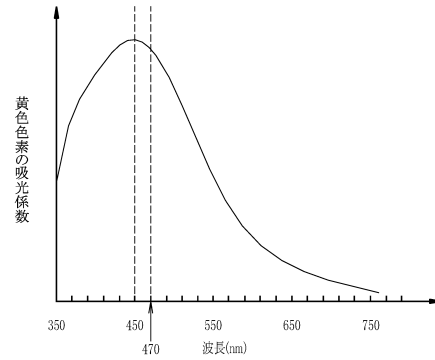
【図6】

照明		撮像(画像信号)	
第1校正用発光モード	第1青色光の発光	第1校正用撮像モード	(Bp、Gp、Rp)
第2校正用発光モード	第2青色光の発光	第2校正用撮像モード	(Bq、Gq、Rq)
第3校正用発光モード	緑色光の発光	第3校正用撮像モード	(Br、Gr、Rr)
第4校正用発光モード	赤色光の発光	第4校正用撮像モード	(Bs、Gs、Rs)

【図 7】



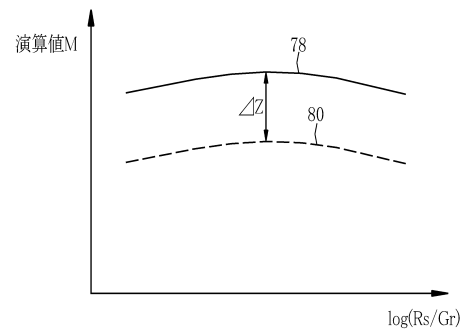
【図 9】



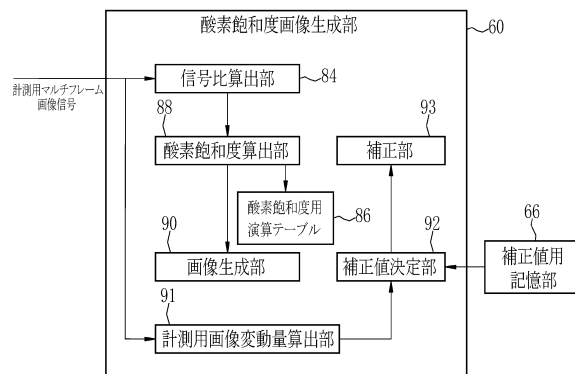
【図 8】

	補正画像変動量	仮補正値
T1	黄色色素の変動量X1	黄色色素用の仮補正値AX1
	⋮	⋮
T2	黄色色素の変動量X2	黄色色素用の仮補正値AX2
	⋮	⋮
	⋮	⋮

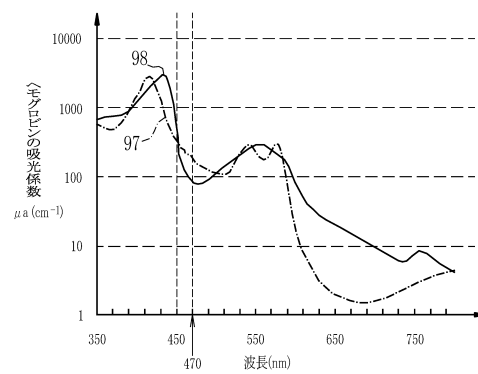
【図 10】



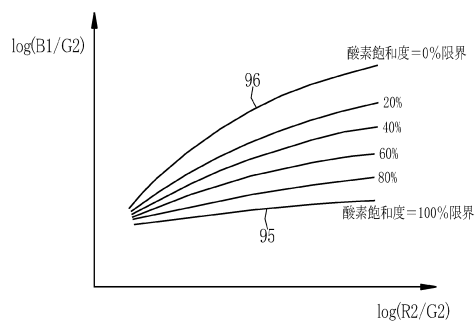
【図 11】



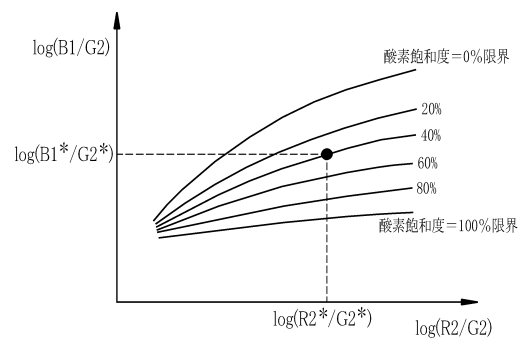
【図 13】



【図 12】



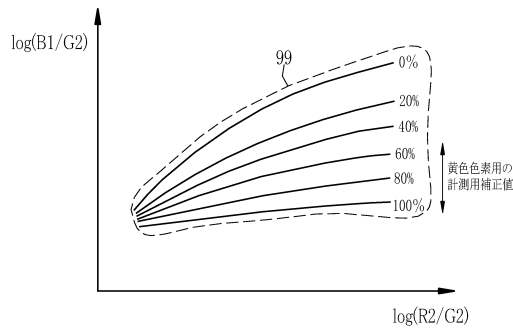
【図 14】



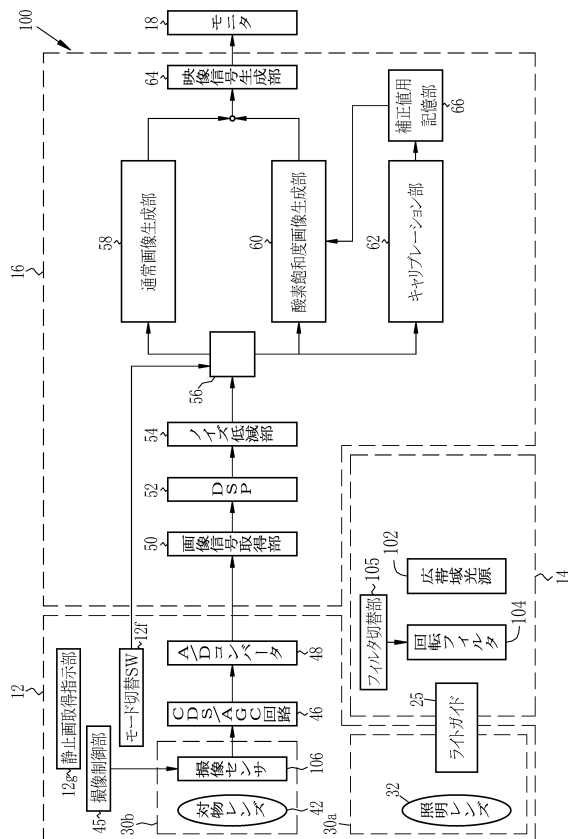
【図 15】

補正用画像変動量		仮補正値	
T1	黄色色素の変動量X1	黄色色素用の仮補正値AX1	→ 黄色色素用の計測用補正値
	フレーム間位置ズレ量Y1	フレーム間位置ズレ用の仮補正値AY1	
	⋮	⋮	
T2	黄色色素の変動量X2	黄色色素用の仮補正値AX2	→ フレーム間位置ズレ用の計測用補正値
	フレーム間位置ズレ量Y2	フレーム間位置ズレ用の仮補正値AY2	
	⋮	⋮	
	⋮	⋮	
	⋮	⋮	
	⋮	⋮	

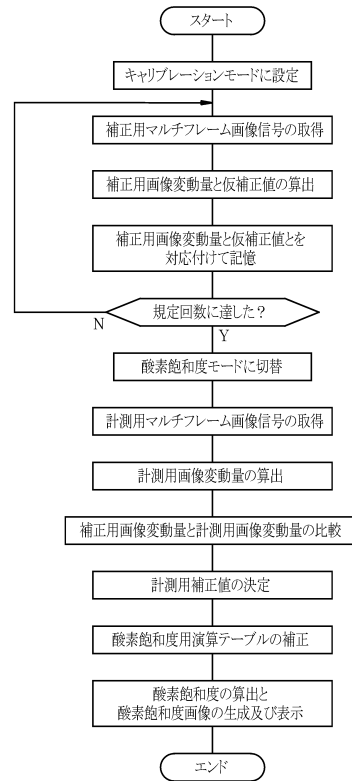
【図 16】



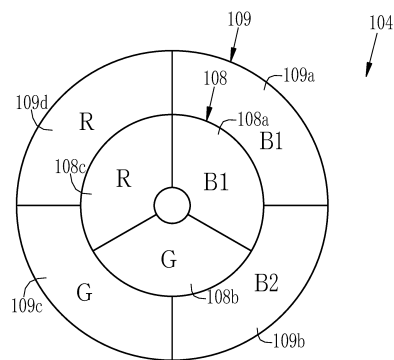
【図 18】



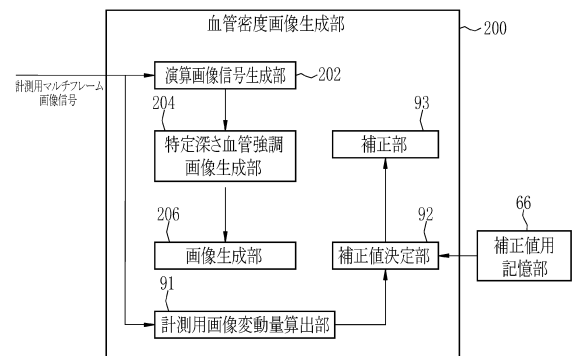
【図 17】



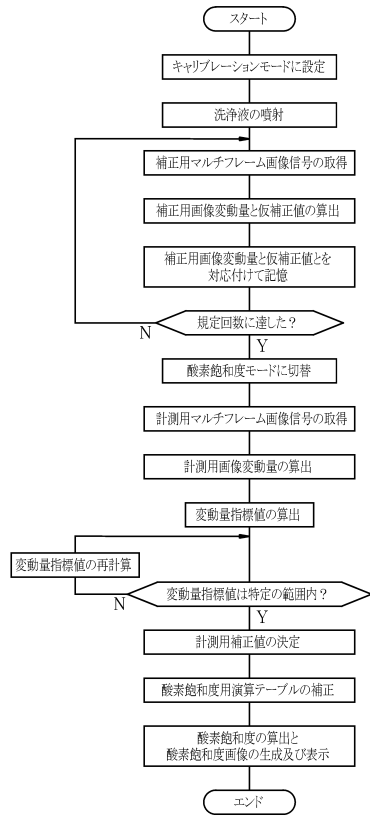
【図 19】



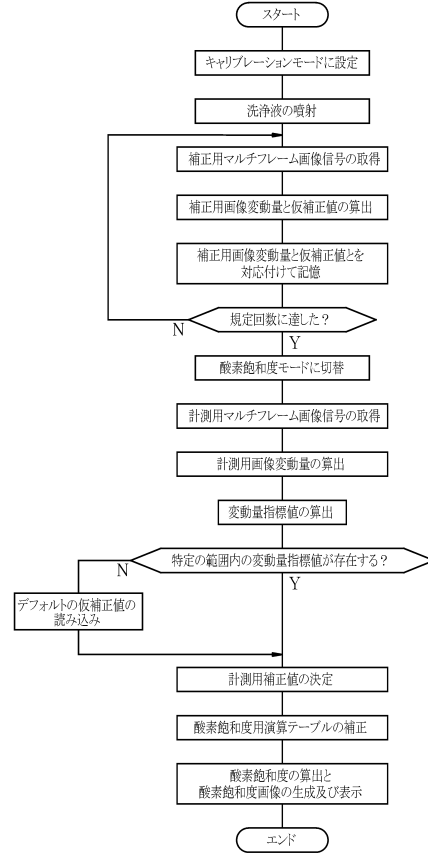
【図 20】



【図 21】



【図 22】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2012 - 66065 (JP, A)
特開 2012 - 217579 (JP, A)
特開 2009 - 159603 (JP, A)
特開 2015 - 39617 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 - 1/32

專利名稱(譯)	内窥镜系统及其操作方法		
公开(公告)号	JP6561000B2	公开(公告)日	2019-08-14
申请号	JP2016045505	申请日	2016-03-09
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	山本拓明		
发明人	山本 拓明		
IPC分类号	A61B1/045		
FI分类号	A61B1/045.617 A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/00.630 A61B1/04 A61B1/04.370 A61B1/045.610 A61B1/06.A A61B1/07.730 G02B23/24.B H04N7/18.M		
F-TERM分类号	2H040/GA05 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/HH54 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR22 4C161/SS22 4C161/WW02 4C161/WW05 4C161/WW08 4C161/WW15 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/HA12		
其他公开文献	JP2017158782A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜系统和内窥镜系统操作方法，即使在出现各种波动因素（例如帧之间的位置偏移）的情况下，该内窥镜系统和内窥镜系统操作方法也能够精确地计算诸如氧饱和度的生物体特征量。将在校准模式下获得的校正图像波动量和在测量模式中获得的测量图像波动量相互比较。基于比较结果，将满足存储在校正值存储单元中的临时校正值中的特定条件的临时校正值确定为要在校正单元中用于校正的测量校正值。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)		(11) 特許番号 特許第6561000号 (P6561000)	
(45) 発行日 令和1年8月14日 (2019. 8. 14)		(24) 登録日 令和1年7月26日 (2019. 7. 26)			
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1 / 0 4 5 (2006. 01)		F 1 A 6 1 B 1 / 0 4 5 6 1 7			
請求項の数 11 (全 25 頁)					
(21) 出願番号 特願2016-45505 (P2016-45505)		(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社			
(22) 出願日 平成28年3月9日 (2016. 3. 9)		東京都港区西麻布2丁目26番30号 110001988			
(65) 公開番号 特開2017-158782 (P2017-158782A)		(74) 代理人 特許業務法人小林国際特許事務所 山本 拓明			
(43) 公開日 平成29年9月14日 (2017. 9. 14)		(72) 発明者 神奈川県足柄上郡開成町宮台79番地 富士フイルム株式会社内			
審査請求日 平成30年3月2日 (2018. 3. 2)		審査官 後藤 順也			
		最終頁に続く			
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びその作動方法					