

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第6448509号
(P6448509)

(45) 発行日 平成31年1月9日(2019.1.9)

(24) 登録日 平成30年12月14日(2018.12.14)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 7
G O 2 B 23/24 (2006.01)	G O 2 B 23/24 B
G O 2 B 23/26 (2006.01)	G O 2 B 23/24 A
	G O 2 B 23/26 B

請求項の数 19 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2015-213962 (P2015-213962)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成27年10月30日(2015.10.30)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2017-80246 (P2017-80246A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成29年5月18日(2017.5.18)	(74) 代理人	110001988
審査請求日	平成30年2月6日(2018.2.6)		特許業務法人小林国際特許事務所
		(72) 発明者	齋藤 孝明
			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	伊藤 昭治

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、プロセッサ装置、及び、内視鏡システムの作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

観察対象の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部を有する内視鏡システムにおいて、
前記観察対象の画像を取得する画像取得部と、
前記画像を用いて、前記酸素飽和度算出部が酸素飽和度の算出に使用するデータを校正する校正部と、
前記校正の成功または失敗を判定する判定部と、
前記判定部による判定結果が失敗の場合に警告する警告部と、
を備える内視鏡システム。

【請求項 2】

前記画像取得部は、波長帯域が異なる複数の照明光によってそれぞれ前記観察対象を撮影した複数の前記画像を取得し、
前記判定部は、前記画像ごとにそれぞれ前記校正の成功または失敗を判定する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記判定部は、前記画像の明るさによって前記校正の成功または失敗を判定する請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記判定部は、前記画像の画素値の分布によって前記校正の成功または失敗を判定する請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記判定部は、前記画像から明るすぎる部分または暗すぎる部分を検出し、前記明るすぎる部分または前記暗すぎる部分があった場合に前記校正を失敗と判定し、前記明るすぎる部分または前記暗すぎる部分がなかった場合に前記校正を成功と判定する請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記画像取得部は、波長帯域が異なる複数の照明光によってそれぞれ前記観察対象を撮影した複数の前記画像を取得し、

前記判定部は、複数の前記画像の比を用いて前記校正の成功または失敗を判定する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 7】

前記判定部は、前記観察対象に付着する付着物を検出し、前記付着物があった場合に前記校正を失敗と判定し、前記付着物がなかった場合に前記校正を成功と判定する請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記判定部は、複数の前記画像の比で表される前記観察対象の特性に関する情報によって前記校正の成功または失敗を判定する請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記判定部は、血液量によって前記校正の成功または失敗を判定する請求項 8 に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 10】

前記判定部は、人工物の写り込みを検出し、前記人工物の写り込みがない場合に前記校正を成功と判定し、前記人工物の写り込みがある場合に前記校正を失敗と判定する請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記判定部は、前記画像を撮影した際の照明光の発光量によって前記校正の成功または失敗を判定する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記判定部は、前記発光量を用いて観察距離を算出し、前記観察距離によって前記校正の成功または失敗を判定する請求項 11 に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 13】

前記判定部は、前記観察距離が特定距離よりも短い場合に前記校正を失敗と判定する請求項 12 に記載の内視鏡システム。

【請求項 14】

前記判定部は、前記画像を用いて前記観察対象と前記観察対象を撮像する内視鏡との相対的な動きを検出し、検出した前記動きの大きさによって前記校正の成功または失敗を判定する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 15】

前記判定部は、前記画像のうち、同じ照明光によって前記観察対象を撮影して得た複数の前記画像を用いて前記動きを検出する請求項 14 に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 16】

前記警告部は、表示部にメッセージを表示する請求項 1 ~ 15 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 17】

観察対象の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部を有する内視鏡システムにおいて、
前記観察対象の画像を取得する画像取得部と、
前記画像を用いて前記酸素飽和度算出部が算出する酸素飽和度に対する補正量を算出する補正量算出部と、
前記補正量にしたがって前記酸素飽和度算出部が算出した酸素飽和度を補正する補正部

50

と、

前記補正の成功または失敗を判定する判定部と、
前記判定部による判定結果が失敗の場合に警告する警告部と、
を備える内視鏡システム。

【請求項 18】

観察対象の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部を有するプロセッサ装置において、
前記観察対象の画像を取得する画像取得部と、
前記画像を用いて、前記酸素飽和度算出部が酸素飽和度の算出に使用するデータを校正
する校正部と、

前記校正の成功または失敗を判定する判定部と、
前記判定部による判定結果が失敗の場合に警告する警告部と、
を備えるプロセッサ装置。

10

【請求項 19】

観察対象の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部を有する内視鏡システムの作動方法
において、

画像取得部が、前記観察対象の画像を取得するステップと、
校正部が、前記画像を用いて、前記酸素飽和度算出部が酸素飽和度の算出に使用するデ
ータを校正するステップと、
判定部が、前記校正の成功または失敗を判定するステップと、
警告部が、前記判定部による判定結果が失敗の場合に警告するステップと、
を備える内視鏡システムの作動方法。

20

【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を算出する内視鏡システム、プロセッサ装置、及び、
内視鏡システムの作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、光源装置、内視鏡、及びプロセッサ装置を備える内視鏡システム
を用いて診断することが一般的になっている。特に、観察対象を自然に観察するだけでなく、
照明光の波長を工夫したり、観察対象を撮影した画像に分光推定処理等の処理を施し
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画像を得る内視
鏡システムが普及している。

30

【0003】

近年では、観察対象を撮影した画像を用いて生体機能情報を得る内視鏡システムもある。
例えば、観察対象が含むヘモグロビンの酸素飽和度を表す画像（以下、酸素飽和度画像
という）を用いた病変の診断が行われつつある。酸素飽和度を算出するためには、例えば
特許文献 1 に記載されているように、波長帯域が異なる複数の照明光によってそれぞれ観
察対象を撮影する。少なくとも、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとで吸光係数が異
なる波長帯域の光を照明光に使用して観察対象を撮影する。そして、得られた画像の画素
値を用いて所定の演算値を算出し、演算値を酸素飽和度に対応付ける相関関係を表すルッ
クアップテーブルを用いて、観察対象の酸素飽和度を算出する。演算値と酸素飽和度との
相関関係は、食道、胃、大腸等の各種部位や、性別、年齢等の患者の個体差等によって異
なる場合がある。このため、特許文献 1 では、実際に観察対象の酸素飽和度を算出する前
に、観察対象の正常部を撮影するブレ撮影を行って、ルックアップテーブルを校正してい
る。

40

【0004】

内視鏡画像では、照明光の反射が強く、部分的に白く潰れてしまうハレーションが部分
的に発生する場合があるが、ハレーションの部分については酸素飽和度を正確に算出でき
ない。これを考慮し、酸素飽和度画像のハレーションを検出する内視鏡システムが知られ

50

ている（特許文献２）。また、観察対象の動きが大きい場合には、酸素飽和度の正確性が低下する場合がある。このため、観察対象の動きが大きい場合に、酸素飽和度の信頼性が低下している可能性があることを示す警告表示を表示する内視鏡システムが知られている（特許文献３）。

【０００５】

この他、観察対象に残渣や残液等が付着している場合や、内視鏡と観察対象との相対距離（以下、観察距離という）が極端に短いまたは長い場合、処置具等の人工物が被検体内に挿入されている場合等に酸素飽和度が正確に算出できない場合がある。これらについては、酸素飽和度を算出する内視鏡システムではないが、観察対象に付着する残渣を検出する蛍光内視鏡システム（特許文献４）、処置具と観察対象の距離を検出し、処置具が観察対象に接近した場合に警告する腹腔鏡システム（特許文献５）、処置具等の人工物に対して不要な画像処理が行われなようにした内視鏡システム（特許文献６）が知られている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００６】

【特許文献１】特開２０１３－０２２３４１号公報

【特許文献２】国際公開２０１３－０３５５３１号明細書

【特許文献３】特開２０１３－１８８２４４号公報

【特許文献４】特開２００７－１２５２４５号公報

20

【特許文献５】特開２０１１－２１２２４５号公報

【特許文献６】特開２０１２－１５２２６６号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００７】

特許文献１のようにプレ撮影を行って、演算値を酸素飽和度に対応付けるルックアップテーブルを校正する場合、プレ撮影では、観察対象の正常な部分を適切に撮影することが必要である。例えば、プレ撮影で得るプレ撮影画像にハレーションがあるとルックアップテーブルを正しく補正できないので、プレ撮影画像にはハレーションがないことが求められる。同様に、観察対象と内視鏡との相対的な動きによってぶれがないこと、観察距離が近すぎずかつ遠すぎないこと、観察対象に残渣等の付着物がないこと、人工物の写り込みがないこと、等が求められる。ルックアップテーブルを校正する代わりに、算出した酸素飽和度を補正する場合も同様である。

30

【０００８】

しかし、プレ撮影も内視鏡で観察対象を撮影することに違いはないため、プレ撮影画像にもハレーションや動き、観察距離、付着物、人工物の写り込み等がある場合がある。このため、ルックアップテーブルの校正または算出した酸素飽和度の補正の成功または失敗を判定し、失敗の場合には、その旨を医師等に知らせることが望ましい。

【０００９】

本発明は、酸素飽和度の算出に用いるデータの校正、または、算出した酸素飽和度の補正が失敗の場合に警告し、は、酸素飽和度の算出に用いるデータの校正、または、算出した酸素飽和度の補正を確実にを行う内視鏡システム、プロセッサ装置、及び、内視鏡システムの作動方法を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【００１０】

本発明の内視鏡システムは、観察対象の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部を有する内視鏡システムにおいて、観察対象の画像を取得する画像取得部と、画像を用いて、酸素飽和度算出部が酸素飽和度の算出に使用するデータを校正する校正部と、校正の成功または失敗を判定する判定部と、判定部による判定結果が失敗の場合に警告する警告部と、を備える。

50

【 0 0 1 1 】

画像取得部は、波長帯域が異なる複数の照明光によってそれぞれ観察対象を撮影した複数の画像を取得し、判定部は、画像ごとにそれぞれ校正の成功または失敗を判定することが好ましい。

【 0 0 1 2 】

判定部は、画像の明るさによって校正の成功または失敗を判定することが好ましい。

【 0 0 1 3 】

判定部は、画像の画素値の分布によって校正の成功または失敗を判定することが好ましい。

【 0 0 1 4 】

判定部は、画像から明るすぎる部分または暗すぎる部分を検出し、明るすぎる部分または暗すぎる部分があった場合に校正を失敗と判定し、明るすぎる部分または暗すぎる部分なかった場合に校正を成功と判定することが好ましい。

【 0 0 1 5 】

画像取得部は、波長帯域が異なる複数の照明光によってそれぞれ観察対象を撮影した複数の画像を取得し、判定部は、複数の画像の比を用いて校正の成功または失敗を判定することが好ましい。

【 0 0 1 6 】

判定部は、観察対象に付着する付着物を検出し、付着物があった場合に校正を失敗と判定し、付着物がなかった場合に校正を成功と判定することが好ましい。

【 0 0 1 7 】

判定部は、複数の画像の比で表される観察対象の特性に関する情報によって校正の成功または失敗を判定することが好ましい。

【 0 0 1 8 】

判定部は、血液量によって校正の成功または失敗を判定することが好ましい。

【 0 0 1 9 】

判定部は、人工物の写り込みを検出し、人工物の写り込みがない場合に校正を成功と判定し、人工物の写り込みがある場合に校正を失敗と判定することが好ましい。

【 0 0 2 0 】

判定部は、画像を撮影した際の照明光の発光量によって校正の成功または失敗を判定することが好ましい。

【 0 0 2 1 】

判定部は、発光量を用いて観察距離を算出し、観察距離によって校正の成功または失敗を判定することが好ましい。

【 0 0 2 2 】

判定部は、観察距離が特定距離よりも短い場合に校正を失敗と判定することが好ましい。

【 0 0 2 3 】

判定部は、画像を用いて観察対象と観察対象を撮像する内視鏡との相対的な動きを検出し、検出した動きの大きさによって校正の成功または失敗を判定することが好ましい。

【 0 0 2 4 】

判定部は、画像のうち、同じ照明光によって観察対象を撮影して得た複数の画像を用いて動きを検出することが好ましい。

【 0 0 2 5 】

警告部は、表示部にメッセージを表示することが好ましい。

【 0 0 2 6 】

本発明の別の内視鏡システムは、観察対象の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部を有する内視鏡システムにおいて、観察対象の画像を取得する画像取得部と、画像を用いて酸素飽和度算出部が算出する酸素飽和度に対する補正量を算出する補正量算出部と、補正量にしたがって酸素飽和度算出部が算出した酸素飽和度を補正する補正部と、補正の成功

10

20

30

40

50

または失敗を判定する判定部と、判定部による判定結果が失敗の場合に警告する警告部と、を備える。

【 0 0 2 7 】

本発明のプロセッサ装置は、観察対象の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部を有するプロセッサ装置において、観察対象の画像を取得する画像取得部と、画像を用いて、酸素飽和度算出部が酸素飽和度の算出に使用するデータを校正する校正部と、校正の成功または失敗を判定する判定部と、判定部による判定結果が失敗の場合に警告する警告部と、を備える。

【 0 0 2 8 】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、観察対象の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部を有する内視鏡システムの作動方法において、画像取得部が、観察対象の画像を取得するステップと、校正部が、画像を用いて、酸素飽和度算出部が酸素飽和度の算出に使用するデータを校正するステップと、判定部が、校正の成功または失敗を判定するステップと、警告部が、判定部による判定結果が失敗の場合に警告するステップと、を備える。

【発明の効果】

【 0 0 2 9 】

本発明の内視鏡システム、プロセッサ装置、及び、内視鏡システムの作動方法は、酸素飽和度の算出に用いるデータの校正、または、算出した酸素飽和度の補正が失敗の場合に警告するので、酸素飽和度の算出に用いるデータの校正または算出した酸素飽和度の補正を確実に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 0 】

【図 1】内視鏡システムの外観図である。

【図 2】内視鏡システムのブロック図である。

【図 3】特殊処理部のブロック図である。

【図 4】酸素飽和度の算出に用いる L U T の内容を示すグラフである。

【図 5】酸素飽和度画像である。

【図 6】理想的な観察対象と実際の観察対象のずれを表すグラフである。

【図 7】酸素飽和度の算出に用いる L U T の校正方法を示すグラフである。

【図 8】暗すぎるプレ撮影画像である。

【図 9】明るすぎるプレ撮影画像である。

【図 10】警告を表示したモニタの表示画面である。

【図 11】酸素飽和度モードの動作の流れを示すフローチャートである。

【図 12】ハレーションがあるプレ撮影画像である。

【図 13】画素値の出現頻度ヒストグラムである。

【図 14】付着物を検出して L U T の校正の成功または失敗を判定する第 2 実施形態のフローチャートである。

【図 15】血液量によって L U T の校正の成功または失敗を判定する場合のフローチャートである。

【図 16】第 3 実施形態の特殊処理部のブロック図である。

【図 17】動きを検出するプレ撮影で取得する画像を示す説明図である。

【図 18】第 6 実施形態の特殊処理部のブロック図である。

【図 19】補正量の算出方法を示すグラフである。

【図 20】カプセル内視鏡の概略図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 3 1 】

[第 1 実施形態]

図 1 に示すように、内視鏡システム 10 は、内視鏡 12 と、光源装置 14 と、プロセッサ装置 16 と、モニタ 18 (表示部) 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

10

20

30

40

50

視鏡 12 は、被検体内に挿入される挿入部 12 a と、挿入部 12 a の基端部分に設けられた操作部 12 b と、挿入部 12 a の先端側に設けられた湾曲部 12 c 及び先端部 12 d を有している。操作部 12 b のアングルノブ 12 e を操作することにより、湾曲部 12 c は湾曲動作する。この湾曲動作によって、先端部 12 d が所望の方向に向けられる。

【0032】

また、操作部 12 b には、アングルノブ 12 e の他、モード切り替えスイッチ 13 a、ズーム操作部 13 b が設けられている。モード切り替えスイッチ 13 a は、観察モードの切り替え操作に用いる。内視鏡システム 10 は、通常観察モードと酸素飽和度観察モードの 2 つの観察モードを有している。通常観察モードは、白色光を照射して観察対象を撮影し、自然な色合いの画像（以下、通常画像という）をモニタ 18 に表示する観察モードである。酸素飽和度観察モードは、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとで吸光係数が異なる波長帯域の光等を用いて観察対象を撮影して得た画像を用いて観察対象の酸素飽和度を算出し、酸素飽和度画像をモニタ 18 に表示する観察モードである。

【0033】

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、各観察モードの画像や画像に付帯する画像情報等を出力表示する。コンソール 19 は、機能設定等の入力操作を受け付けるユーザインタフェースとして機能する。なお、プロセッサ装置 16 には、画像や画像情報等を記録する外付けの記録部（図示省略）を接続してもよい。

【0034】

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

【0035】

光源部 20 は、B1 光源 20 a、B2 光源 20 b、G 光源 20 c、及び、R 光源 20 d の 4 個の光源を備える。本実施形態では、B1 光源 20 a、B2 光源 20 b、G 光源 20 c、及び、R 光源 20 d はいずれも LED (Light Emitting Diode) である。光源部 20 には、これらの LED の代わりに、LD (Laser Diode) と蛍光体と帯域制限フィルタとの組み合わせや、キセノンランプ等のランプと帯域制限フィルタとの組み合わせ等を用いることができる。

【0036】

B1 光源 20 a 及び B2 光源 20 b は両方とも青色光を発光する青色光源である。但し、B1 光源 20 a が発光する青色光（以下、B1 光という）と、B2 光源 20 b が発光する青色光（以下、B2 光という）とでは、中心波長及び波長帯域が異なる。B1 光は、中心波長及び波長帯域が $470 \pm 10 \text{ nm}$ の狭帯域な青色光である。この B1 光の中心波長及び波長帯域は、青色波長帯域の中で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概ね極大になる中心波長及び波長帯域である。したがって、B1 光は、酸素飽和度観察モードで使用する。一方、B2 光は、中心波長が約 $450 \pm 10 \text{ nm}$ であり、波長帯域が約 $400 \sim 500 \text{ nm}$ の広帯域な青色光である。B2 光は、通常観察モード及び酸素飽和度観察モードで使用する。

【0037】

G 光源 20 c は、中心波長が $540 \pm 20 \text{ nm}$ であり、波長帯域が約 $480 \sim 600 \text{ nm}$ の広帯域な緑色光（以下、G 光という）を発光する緑色光源である。R 光源 20 d は、中心波長が $640 \pm 20 \text{ nm}$ であり、波長帯域が約 $600 \sim 700 \text{ nm}$ の広帯域な赤色光（以下、R 光という）を発する赤色光源である。G 光及び R 光は、通常観察モード及び酸素飽和度観察モードで使用する。

【0038】

光源制御部 22 は、光源部 20 を構成する各光源 20 a ~ 20 d の点灯や消灯のタイミングや発光量等をそれぞれ制御することで、照明光の分光スペクトルや光量を制御する。通常観察モードの場合、光源制御部 22 は、B2 光源 20 b、G 光源 20 c、及び R 光源 20 d を点灯する。このため、通常観察モードでは、B2 光、G 光、及び R 光からなる白

10

20

30

40

50

色光が照明光になる。

【 0 0 3 9 】

酸素飽和度観察モードでは、光源制御部 2 2 は、撮影フレームごとに照明光を切り替える。具体的には、ある撮影フレーム（以下、第 1 フレームという）では B 1 光源 2 0 a を点灯し、次の撮影フレーム（以下、第 2 フレームという）では B 2 光源 2 0 b、G 光源 2 0 c、及び R 光源 2 0 d を点灯する。すなわち、第 1 フレームの照明光は B 1 光であり、第 2 フレームの照明光は、B 2 光、G 光、及び R 光からなる白色光である。また、通常観察モードから酸素飽和度観察モードに移行した際には、光源制御部 2 2 は、少なくとも一度、撮影フレームに合わせて B 1 光源 2 0 a、B 2 光源 2 0 b、G 光源 2 0 c、及び R 光源 2 0 d を順次点灯し、照明光を B 1 光、B 2 光、G 光、及び R 光に順次切り替える。これは酸素飽和度の算出に用いる L U T（ルックアップテーブル）7 5（図 3 及び図 4 参照）の校正のためである。

10

【 0 0 4 0 】

光源部 2 0 が発光した上記各種照明光は、ライトガイド 4 1 に入射する。ライトガイド 4 1 は、内視鏡 1 2 及びユニバーサルコード（内視鏡 1 2 と光源装置 1 4 及びプロセッサ装置 1 6 とを接続するコード）内に内蔵されており、照明光を内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d まで伝搬する。なお、ライトガイド 4 1 としては、マルチモードファイバを使用することができる。一例として、コア径 1 0 5 μm 、クラッド径 1 2 5 μm 、外皮となる保護層を含めた径が $\phi 0.3 \sim 0.5 \text{ mm}$ の細径なファイバケーブルを使用することができる。

【 0 0 4 1 】

20

内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d には、照明光学系 3 0 a と撮像光学系 3 0 b が設けられている。照明光学系 3 0 a は照明レンズ 4 5 を有しており、この照明レンズ 4 5 を介して照明光が観察対象に照射される。撮像光学系 3 0 b は、対物レンズ 4 6、ズームレンズ 4 7、イメージセンサ 4 8 を有している。イメージセンサ 4 8 は、対物レンズ 4 6 及びズームレンズ 4 7 を介して、観察対象から戻る照明光の反射光や散乱光等（観察対象が発する蛍光や観察対象に投与した薬剤による蛍光を含む）によって観察対象を撮影する。なお、ズームレンズ 4 7 は、ズーム操作部 1 3 b の操作によって移動し、イメージセンサ 4 8 で撮影する観察対象を拡大または縮小する。

【 0 0 4 2 】

イメージセンサ 4 8 は、原色系のカラーセンサであり、青色カラーフィルタが設けられた B 画素（青色画素）、緑色カラーフィルタが設けられた G 画素（緑色画素）、及び、赤色カラーフィルタが設けられた R 画素（赤色画素）の 3 種類の画素を有する。このため、イメージセンサ 4 8 で観察対象を撮影すると、B 画像（青色画像）、G 画像（緑色画像）、R 画像（赤色画像）の 3 種類の画像が得られる。

30

【 0 0 4 3 】

なお、イメージセンサ 4 8 は、原色系のカラーセンサであるが、補色系のカラーセンサを用いることもできる。補色系のカラーセンサは、例えば、シアンカラーフィルタが設けられたシアン画素、マゼンタカラーフィルタが設けられたマゼンタ画素、イエローカラーフィルタが設けられたイエロー画素、及びグリーンカラーフィルタが設けられたグリーン画素を有する。補色系カラーセンサを用いる場合に得られる各色の画像は上記実施形態と同様の B 画像、G 画像、R 画像に変換することができる。

40

【 0 0 4 4 】

酸素飽和度観察モードの場合、第 1 フレームの照明光は B 1 光であり、緑色光や赤色光を含まないので、酸素飽和度観察モードの第 1 フレームでは実質的に B 画像のみが得られる。一方、酸素飽和度観察モードの第 2 フレームの照明光は白色光なので、B 画像、G 画像、R 画像が得られる。以下、区別のため、第 1 フレームで得る B 画像を B 1 画像といい、第 2 フレームで得る B 画像を B 2 画像という。

【 0 0 4 5 】

酸素飽和度観察モードでは、上記のように実際に観察対象の酸素飽和度を算出し、酸素飽和度画像を生成に使用する画像を得る「本撮影」の他、酸素飽和度の算出に用いる L U

50

T 7 5 の校正に使用する画像を得る「プレ撮影」がある。プレ撮影は校正用の撮影なので観察対象の正常な部分を撮影する。観察対象の正常な部分とは、明らかな病変や付着物等がなく酸素飽和度に異常が発生しないと考える部分である。以下、実際に酸素飽和度を算出する部分を本撮影して得る B 1 画像、B 2 画像、G 画像、及び R 画像を本撮影画像 9 1 (図 3 参照) といい、校正用に観察対象の正常な部分をプレ撮影して得る B 1 画像、B 2 画像、G 画像、及び R 画像をプレ撮影画像 9 2 (図 3 参照) という。本実施形態では、通常観察モードから酸素飽和度観察モードに移行すると、本撮影に先立ってプレ撮影をするが、プレ撮影は本撮影の後に行うこともできる。

【0046】

プロセッサ装置 1 6 は、制御部 5 2 と、画像取得部 5 4 と、画像処理部 6 1 と、表示制御部 6 6 と、を備える。制御部 5 2 は、モード切り替えスイッチ 1 3 a からモード切り替え信号の入力を受け、光源制御部 2 2 及びイメージセンサ 4 8 を制御し、観察モードを切り替える。具体的には、制御部 5 2 は、光源制御部 2 2 に対する照明光の種類や光量の指定、イメージセンサ 4 8 の露光時間の長さや画像出力時のゲイン等の制御、及び、撮影フレームと照明光の切り替えタイミングの同期制御等をする。

【0047】

画像取得部 5 4 は、イメージセンサ 4 8 から各色の観察対象の画像を取得する。通常観察モードの場合には、B 画像、G 画像、及び R 画像をイメージセンサ 4 8 から取得する。また、酸素飽和度観察モードの場合、第 1 フレームで B 1 画像を取得し、第 2 フレームでは B 2 画像、G 画像、及び R 画像を取得する。すなわち、画像取得部 5 4 は、波長帯域が異なる複数の照明光によってそれぞれ観察対象を撮影した複数の画像を取得する。また、画像取得部 5 4 は、DSP (Digital Signal Processor) 5 6 と、ノイズ低減部 5 8 と、変換部 5 9 と、を有し、これらによって取得した画像に各種処理を施す。

【0048】

DSP 5 6 は、取得した画像に対して、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 Y C 変換処理等の各種処理を施す。

【0049】

欠陥補正処理は、イメージセンサ 4 8 の欠陥画素に対応する画素の画素値を補正する処理である。オフセット処理は、欠陥補正処理を施した画像から暗電流成分を除き、正確な零レベルが設定する処理である。ゲイン補正処理は、オフセット処理をした画像にゲインを乗じることにより各画像の信号レベルを整える処理である。リニアマトリクス処理は、オフセット処理をした画像の色再現性を高める処理であり、ガンマ変換処理は、リニアマトリクス処理後の画像の明るさや彩度を整える処理である。デモザイク処理 (等方化処理や同時化処理とも言う) は、欠落した画素の画素値を補間する処理であり、ガンマ変換処理後の画像に対して施す。欠落した画素とは、イメージセンサ 4 8 において他の色の画素が配置されているために画素値がない画素である。例えば、B 画像は B 画素で観察対象を撮影して得る画像なので、イメージセンサ 4 8 の G 画素や R 画素に対応する位置の画素には画素値がない。デモザイク処理は、B 画像を補間して、イメージセンサ 4 8 の G 画素及び R 画素の位置にある画素の画素値を生成する。Y C 変換処理は、デモザイク処理後の画像を、輝度画像 Y と色差画像 C b 及び色差画像 C r に変換する処理である。

【0050】

ノイズ低減部 5 8 は、輝度画像 Y、色差画像 C b 及び色差画像 C r 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。変換部 5 9 は、ノイズ低減処理後の輝度画像 Y、色差画像 C b 及び色差画像 C r を再び B G R の各色の画像に再変換する。

【0051】

画像処理部 6 1 は、通常処理部 6 2 と、特殊処理部 6 3 とを有する。通常処理部 6 2 は、通常観察モード時に作動し、B G R 各色の画像に対して、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を施し、通常画像を生成する。色変換処理は、B G R 各色の画像に対し

10

20

30

40

50

て 3×3 のマトリックス処理、階調変換処理、及び 3 次元 LUT (ルックアップテーブル) 処理などを行う。色彩強調処理は、画像の色彩を強調する処理であり、構造強調処理は、例えば、血管やピットパターン等の観察対象の構造を強調する処理である。表示制御部 66 は、通常処理部 62 から取得する通常画像を表示に適した形式に変換してモニタ 18 に入力する。これにより、モニタ 18 は通常画像を表示する。

【0052】

特殊処理部 63 は、酸素飽和度観察モード時に作動し、本撮影画像を用いて観察対象の酸素飽和度を算出し、酸素飽和度画像を生成する。図 3 に示すように、特殊処理部 63 は、演算値算出部 71、相関関係記憶部 72、酸素飽和度算出部 73、及び、酸素飽和度画像生成部 74 を備える。

10

【0053】

演算値算出部 71 は、画像取得部 54 から本撮影画像 91 を取得し、本撮影画像 91 の画素値を用いて演算をし、酸素飽和度の算出に使用する演算値を算出する。具体的には、演算値算出部 71 は、B1 画像と G 画像の比 $B1/G$ と、R 画像と G 画像の比 R/G と、をそれぞれ画素毎に算出する。これらの比 $B1/G$ 及び比 R/G は、演算値算出部 71 が算出する演算値であり、画像取得部 54 が取得した画像の画素値を用いた演算の演算結果である。比 $B1/G$ は主に酸素飽和度と血液量に依存し、比 R/G は主に血液量に依存する。このため、比 $B1/G$ と比 R/G のバランスを見れば、血液量への依存性を除いて、観察対象の酸素飽和度を求めることができる。

【0054】

20

相関関係記憶部 72 は、演算値算出部 71 の演算結果である比 $B1/G$ 及び比 R/G を、酸素飽和度に対応付ける相関関係を LUT (ルックアップテーブル) 75 に記憶している。LUT 75 は、酸素飽和度算出部 73 が酸素飽和度の算出に用いるデータである。図 4 に示すように、LUT 75 が記憶する相関関係は、比 $B1/G$ と比 R/G を軸とする 2 次元空間に、酸素飽和度の等値線を定義した 2 次元テーブルである。比 $B1/G$ 及び比 R/G に対する等値線の位置及び形状は、光散乱の物理的なシミュレーションによって予め得られる。なお、相関関係記憶部 72 は、比 $B1/G$ 及び比 R/G と、酸素飽和度との相関関係は log スケールで記憶している。

【0055】

酸素飽和度算出部 73 は、相関関係記憶部 72 が記憶する LUT 75 を参照して、演算値算出部 71 が算出する比 $B1/G$ 及び比 R/G に対応する酸素飽和度を算出する。例えば、特定の画素において比 $B1/G$ の値が $B1^*/G^*$ であり、比 R/G の値が R^*/G^* である場合、LUT 75 を参照すると、この値に対応する酸素飽和度は「70%」である (図 4 参照)。このため、酸素飽和度算出部 73 は、この特定の画素の酸素飽和度を「70%」と算出する。

30

【0056】

なお、比 $B1/G$ 及び比 R/G が極めて大きい値になっていしまったり、逆に極めて小さい値になったりすることは殆どない。すなわち、比 $B1/G$ 及び比 R/G の組み合わせが、酸素飽和度「100%」を表す上限の等値線を上回る組み合わせや、酸素飽和度「0%」を表す下限の等値線を下回る組み合わせになってしまうことは殆どない。酸素飽和度算出部 73 は、酸素飽和度が 100% を超える場合には酸素飽和度を 100% とし、酸素飽和度が 0% を下回る場合には酸素飽和度を 0% とする。

40

【0057】

酸素飽和度画像生成部 74 は、本撮影画像 91 と、酸素飽和度算出部 73 が算出した酸素飽和度とを用いて、酸素飽和度画像を生成する。具体的には、酸素飽和度画像生成部 74 は、本撮影画像 91 のうち、第 2 フレームに得る B2 画像と G 画像と R 画像を用いて酸素飽和度画像のベースになる画像 (以下、ベース画像という) を生成する。ベース画像は、B2 画像、G 画像、及び R 画像に対して、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を施して生成する。すなわち、ベース画像は、酸素飽和度観察モードの第 2 フレームで得る画像を用いて生成する通常画像である。ベース画像を生成すると、酸素飽和度画像生

50

成部 74 は、酸素飽和度算出部 73 が算出した酸素飽和度を用いてベース画像に色付けをし、色によって酸素飽和度を表す酸素飽和度画像 77 (図 5 参照) を生成する。

【0058】

表示制御部 66 は、酸素飽和度観察モードの場合、酸素飽和度画像生成部 74 から酸素飽和度画像 77 を取得する。表示制御部 66 は取得した酸素飽和度画像を表示に適した形式に変換してモニタ 18 に入力することにより、図 5 に示すように、モニタ 18 に酸素飽和度画像 77 を表示する。また、酸素飽和度画像 77 をモニタ 18 に表示する際には、表示制御部 66 は、着色した色と酸素飽和度の高低との対応関係を示すカラースケール 78 をモニタ 18 に表示する。

【0059】

上記のように、特殊処理部 63 は、酸素飽和度観察モード時に本撮影画像 91 を用いて酸素飽和度を算出し、酸素飽和度画像 77 を生成する際に、特殊処理部 63 は、酸素飽和度の算出に使用する LUT 75 を校正する。このため、特殊処理部 63 は、上記各部の他に、校正部 81 を備える。

【0060】

校正部 81 は、画像取得部 54 からプレ撮影画像 92 を取得し、プレ撮影画像 92 を用いて LUT 75 を校正する。具体的には、校正部 81 は、プレ撮影画像 92 の B1 画像、G 画像、及び R 画像を用いて、比 $B1/G$ 及び比 R/G を画素毎に算出し、算出した比 $B1/G$ の代表値及び比 R/G の代表値を用いて LUT 75 を校正する。本実施形態では、比 $B1/G$ 及び比 R/G の代表値は平均値であるが、中央値や最頻値等、その他の統計量を代表値とすることができる。

【0061】

プレ撮影では観察対象の正常な部分を撮影するので、観察対象が LUT 75 を算出するシミュレーションで想定する理想的な観察対象であれば、比 $B1/G$ の代表値、比 R/G の代表値、及び、LUT 75 がこれらの比の代表値を対応付ける酸素飽和度の値は、特定の値になる。例えば、図 6 に示すように、理想的な観察対象の正常な部分を撮影して得る画像を用いて算出する比 $B1/G$ の代表値は $B1^a/G^a$ になり、かつ、比 R/G の代表値は R^a/G^a になり、その酸素飽和度は 70% である。一方、実際の観察対象には個体差等があるので、実際の観察対象を撮影したプレ撮影画像 92 を用いて算出する比 $B1/G$ 及び比 R/G の代表値にはずれがあり、比 $B1/G$ の代表値が $B1^b/G^b$ であり、比 R/G の代表値は R^b/G^b であったとする。この場合、LUT 75 を用いて酸素飽和度を算出すると、酸素飽和度の値は 60% である。

【0062】

しかし、酸素飽和度の値は観察対象の個体差等に影響され難く、正常な部分を観察すればどのような観察対象でも概ね一定 (例えば 70%) になる。このため、図 7 に示すように、校正部 81 は、LUT 75 が表す等値線を移動し、プレ撮影画像 92 を用いて算出した比 $B1^b/G^b$ 及び比 R^b/G^b から正常な部分を観察した場合の値 (70%) になるように LUT 75 の内容を修正する。これが校正部 81 の行う校正である。

【0063】

なお、比 $B1^a/G^a$ 及び比 R^a/G^a に対する校正前の LUT 75 の等値線の相対的な位置関係と、比 $B1^b/G^b$ 及び比 R^b/G^b に対する校正後の LUT 76 の等値線の相対的な位置関係は等しい。また、校正部 81 が LUT 75 を校正した際には、酸素飽和度算出部 73 は校正後の LUT 76 を使用して酸素飽和度を算出する。このため、酸素飽和度算出部 73 が算出する酸素飽和度は、観察対象の個体差等の影響が低減される。

【0064】

校正部 81 が LUT 75 を正しく校正できるのは、例えば、プレ撮影画像 92 が観察対象の正常な部分を適切に撮影した画像の場合である。しかし、観察対象の正常な部分を撮影した場合でも、例えば観察距離が不適切な場合、図 8 に示すようにプレ撮影画像 92 が暗すぎる場合がある。逆に、図 9 に示すようにプレ撮影画像 92 が明るすぎる場合もある。このようにプレ撮影画像 92 の明るさが適切でない場合、校正部 81 が行う LUT 75

10

20

30

40

50

の校正は不正確になる。

【 0 0 6 5 】

このため、特殊処理部 6 3 は、上記校正部 8 1 の他に、さらに、校正部 8 1 が行う校正の成功または失敗を判定する判定部 8 2 と、判定部 8 2 の判定結果が失敗の場合に警告する警告部 8 3 と、を備える。

【 0 0 6 6 】

判定部 8 2 は、画像取得部 5 4 から校正部 8 1 が用いるプレ撮影画像 9 2 を取得し、プレ撮影画像 9 2 の明るさによって、校正部 8 1 が行う校正の成功または失敗を判定する。また、画像取得部 5 4 は、プレ撮影画像 9 2 として複数の画像を取得するので、判定部 8 2 は、これらの画像ごとに判定部 8 2 が行う校正の成功または失敗をそれぞれ判定する。すなわち、判定部 8 2 は、取得したプレ撮影画像 9 2 のうち、B 1 画像、G 画像、及び R 画像についてそれぞれ判定をし、これらの判定結果が全て「成功」の場合に、判定部 8 2 が行う校正を成功と判定し、これらの判定結果のうちいずれかが「失敗」の場合に、判定部 8 2 が行う校正を「失敗」と判定する。

10

【 0 0 6 7 】

判定部 8 2 は、B 1 画像、G 画像、及び R 画像についてそれぞれ代表値（例えば、画素値の平均値、中央値、または最頻値等）を算出し、予め設定している下限閾値（最小値） T_{h1} 及び上限閾値（最大値） T_{h2} と比較して、各色の画像について判定する。例えば、B 1 画像の代表値が下限閾値 T_{h1} 以上上限閾値 T_{h2} 以下の場合に、B 1 画像での判定を「成功」とし、それ以外の場合、B 1 画像での判定を「失敗」とする。G 画像及び R 画像についても同様である。

20

【 0 0 6 8 】

なお、判定部 8 2 は、各色の画像の代表値を算出する際には、各色の画像のうち所定の領域について代表値を算出する。所定の領域は、例えば、画像の中心領域、画像の中心部分を除く領域、画像の全体、または、その他の指定した領域である。画素値の頻度分布において上下所定の割合（例えば 10 %）を除くことで、各色の画像中で極端に暗い部分や極端に明るい部分を除外して代表値を算出することもできる。

【 0 0 6 9 】

さらに、判定部 8 2 は、校正部 8 1 による校正を「失敗」と判定した場合、その原因を特定する。例えば、B 1 画像、G 画像、または R 画像の各代表値のうちいずれかが上限閾値 T_{h2} を超えて校正を失敗と判定した場合、プレ撮影画像 9 2 が明るすぎるのが校正失敗の原因と特定する。また、B 1 画像、G 画像、または R 画像の各代表値のうちいずれかが下限閾値 T_{h1} を下回って校正を失敗と判定した場合、プレ撮影画像 9 2 が暗すぎるのが校正失敗の原因と特定する。

30

【 0 0 7 0 】

警告部 8 3 は、判定部 8 2 による判定結果が失敗の場合に、失敗の原因を示して警告する。例えば、判定部 8 2 の判定が「失敗」であり、特定された原因が「プレ撮影画像 9 2 が明るすぎる」ことである場合、図 10 に示すように、警告部 8 3 は、モニタ 18 に警告メッセージ 96 を表示する。警告メッセージ 96 は、例えば、LUT 75 の校正に失敗した原因（「プレ撮影画像が明るすぎます」）を表示する。警告メッセージ 96 は、LUT 75 の校正に失敗したこと（「LUT の校正に失敗しました」）、LUT 75 の校正に失敗した原因、及び、対処方法（「観察距離を調整して下さい」）を表示することが好ましい。本実施形態では、警告メッセージ 96 をモニタ 18 に表示するが、LUT 75 の校正に失敗した場合に、その原因を知らせることができれば、警告の方法は任意である。例えば、警告部 8 3 は、上記警告メッセージ 96 の表示の他、ランプ等の点灯や消灯、振動する部材がある場合にはその振動パターン、警告音の発報、または音声メッセージの再生等によって警告することができる。

40

【 0 0 7 1 】

次に、酸素飽和度画像によって観察対象を観察する場合の内視鏡システム 10 の動作の流れを図 11 に示すフローチャートに沿って説明する。まず、モード切り替えスイッチ 1

50

3 aを用いて観察モードを酸素飽和度観察モードに切り替え（S 1 1）、アングルノブ 1 2 e等の操作により、内視鏡 1 2の先端部 1 2 dを観察対象の正常な部分に向け、プレ撮影をする（S 1 2）。プレ撮影画像 9 2を得ると、校正部 8 1はプレ撮影画像 9 2を用いてLUT 7 5を校正する（S 1 3）。一方、判定部 8 2は、プレ撮影画像 9 2を用いて、校正部 8 1が行うLUT 7 5の校正の成功または失敗を判定する（S 1 4）。判定の結果、校正が失敗の場合には、警告部 8 3は、校正の失敗原因を示す警告メッセージ 9 6（図 8 参照）をモニタ 1 8に表示する（S 1 6）。そして、警告メッセージ 9 6にしたがって再度プレ撮影をする。プレ撮影及びLUT 7 5の校正は、判定部 8 2が校正部 8 1による校正を成功と判定するまで繰り返し行う。

【0072】

10

判定部 8 2が校正部 8 1による校正を成功と判定すると（S 1 4）、制御部 5 2は各部を制御して本撮影をする（S 1 7）。画像取得部 5 4は本撮影画像 9 1を取得し、演算値算出部 7 1は本撮影画像 9 1を用いて比 $B1/G$ 及び比 R/G を算出し（S 1 8）、酸素飽和度算出部 7 3は、比 $B1/G$ 及び比 R/G と校正後のLUT 7 6を用いて観察対象の酸素飽和度を算出する（S 1 9）。そして、酸素飽和度画像生成部 7 4は、本撮影画像 9 1を用いてベース画像を生成し、生成したベース画像に酸素飽和度を用いて色付けをして酸素飽和度画像を生成する（S 2 0）。酸素飽和度画像は、表示制御部 6 6によって表示に適した形式に変換され、モニタ 1 8に表示される。この酸素飽和度画像の生成及び表示は、モード切り替えスイッチ 1 3 aを用いて観察モードを通常観察モードに切り替えるまで繰り返し行う（S 2 1）。

20

【0073】

上記のように、観察モードを酸素飽和度観察モードに切り替え、プレ撮影を行うと、内視鏡システム 1 0は、単にプレ撮影画像 9 2を用いて元から備えるLUT 7 5を校正するだけでなく、LUT 7 5の校正の成功または失敗を判定し、かつ、LUT 7 5の校正が失敗の場合には警告して再度のプレ撮影を促す。このため、内視鏡システム 1 0では、LUT 7 5の校正を確実に行うことができる。

【0074】

また、警告部 8 3は、LUT 7 5の校正が失敗した原因を示すので、プレ撮影をやり直す際には、警告メッセージ 9 6によってLUT 7 5の校正に失敗した原因が明らかになっている。このため、LUT 7 5の校正が成功するように適切に調整してプレ撮影をやり直すことができる。すなわち、内視鏡システム 1 0は、LUT 7 5の校正が失敗した際にその原因を警告メッセージ 9 6によって示すので、同じ原因で続けてLUT 7 5の校正に失敗する可能性を低減し、2回目のLUT 7 5の校正の成功率を向上することができる。

30

【0075】

なお、上記第 1 実施形態では、観察モードを酸素飽和度観察モードに切り替えた際に、LUT 7 5を校正し（S 1 3）、その後、LUT 7 5の校正が成功か失敗かの判定をしているが（S 1 4）、これらの順序を入れ替え、実際にLUT 7 5を校正する前に、LUT 7 5の校正が成功するか、または失敗するかを判定しても良い。もちろん、LUT 7 5の校正と、LUT 7 5の校正の成功または失敗の判定を並行して行っても良い。

【0076】

40

また、上記第 1 実施形態では、判定部 8 2はプレ撮影画像 9 2に含むB 1画像、G画像、及びR画像についてそれぞれ算出する代表値を閾値（下限閾値 $Th1$ 及び上限閾値 $Th2$ ）と比較して校正部 8 1によるLUT 7 5の校正の成功または失敗を判定しているが、プレ撮影画像 9 2の画素値の分布によってLUT 7 5の校正の成功または失敗を判定することができる。プレ撮影画像 9 2の画素値の分布とは、例えば、画素値の出現頻度ヒストグラムであり、B 1画像等の単色画像の場合にはプレ撮影画像 9 2に写る観察対象の明るさの分布に等しい。

【0077】

より具体的には、観察対象の正常な部分を適切に撮影したつもりでも、図 1 2に示すように、撮影の瞬間に、プレ撮影画像 9 2にハレーション 1 0 1が発生してしまう場合があ

50

るが、ハレーション 101 の部分では比 $B1/G$ 及び比 R/G の値が観察対象の正常な部分を撮影した場合とは異なる値になってしまうので、プレ撮影画像 92 にハレーション 101 があると LUT75 の校正も正しく行うことができない。このようにプレ撮影画像 92 にハレーション 101 がある場合でも、上記実施形態のようにプレ撮影画像 92 の代表値を算出し、算出した代表値を閾値と比較して判定をすれば、LUT75 の校正を失敗と判定することができる。しかし、ハレーション 101 の部分の画素は、観察対象を通常に撮影した場合とは明らかにかけ離れた明るすぎる画素値を有するので、多くの場合、代表値を算出するまでもなく、図 13 に示すように画素値の出現頻度ヒストグラムの形状を見れば、ハレーション 101 の有無が分かる。このため、判定部 82 は、プレ撮影画像 92 の画素値の出現頻度ヒストグラムによって LUT75 の校正の成功または失敗を判定することができる。LUT75 の校正失敗の原因がハレーション 101 である場合には、警告部 83 は、プレ撮影画像 92 にハレーション 101 があったことを警告メッセージ 96 等で知らせる。

【0078】

また、判定部 82 は、プレ撮影画像 92 から明るすぎる部分または暗すぎる部分を検出し、明るすぎる部分または暗すぎる部分があった場合に、LUT75 の校正を失敗と判定し、明るすぎる部分または暗すぎる部分なかった場合に、LUT75 の校正を成功と判定することもできる。すなわち、判定部 82 は、プレ撮影画像 92 から、ハレーション 101 や、照明光が届かずに潰れてしまった部分（画素値が小さい部分）の検出を試みることで LUT75 の校正を成功または失敗と判定することもできる。この場合、判定部 82 は、ハレーション検出部、または、黒潰れ検出部として機能する。

【0079】

上記第 1 実施形態では、酸素飽和度算出部 73 が酸素飽和度の算出に用いるデータが LUT75 なので、LUT75 を校正しているが、酸素飽和度算出部 73 が LUT75 以外のデータを使用して酸素飽和度を算出する場合には、上記第 1 実施形態と同様にそのデータを校正する。例えば、LUT75 の代わりに、酸素飽和度を所定の計算式によって算出する場合には、この計算式の種類や計算式が含む係数の値が、酸素飽和度の算出に用いるデータに該当する。したがって、酸素飽和度算出部 73 が酸素飽和度の算出に用いるデータの校正には、こうした計算式や係数等の校正を含む。

【0080】

[第 2 実施形態]

第 1 実施形態では、判定部 82 は、プレ撮影画像 92 の画素値（明るさ）によって LUT75 の校正の成功または失敗を判定しているが、代わりに、プレ撮影画像 92 の明るさ以外の情報によって LUT75 の校正の成功または失敗を判定しても良い。例えば、判定部 82 は、プレ撮影画像 92 を用いて観察対象に付着する付着物を検出し、付着物があった場合に LUT75 の校正を失敗と判定し、付着物がなかった場合に LUT75 の校正を成功と判定することができる。この場合、判定部 82 は観察対象の付着物を検出する付着物検出部として機能する。本実施形態の付着物とは、例えば、残渣や残液等の黄色色素（ビリルビン等）を含む付着物である。

【0081】

判定部 82 が付着物を検出して LUT75 の校正の成功または失敗を判定する場合、図 14 に示すように、判定部 82 は、プレ撮影画像 92 に含む B2 画像と G 画像の代表値を算出し（S211）、これらの代表値の比 $B2/G$ を算出する（S212）。残渣や残液等の量が多いほど比 $B2/G$ の値は小さくなるので、判定部 82 は比 $B2/G$ に対して許容できる最小値 $m_{B/G}$ を設定しておき、算出した比 $B2/G$ を最小値 $m_{B/G}$ と比較する（S213）。そして、比 $B2/G$ が最小値 $m_{B/G}$ 以上の場合には LUT75 の校正を成功と判定し（S214）、比 $B2/G$ が最小値 $m_{B/G}$ 未満であり、LUT75 の校正に許容できない量の残渣や残液等を検出した場合には、LUT75 の校正を失敗と判定する（S215）。この場合、警告部 83 は、警告メッセージ 96 によって付着物を検出したことを知らせ、プレ撮影のやり直しの前に観察対象の洗浄を促す（S216）。

【 0 0 8 2 】

このように、残渣や残液等の付着物を検出して L U T 7 5 の校正の成功または失敗を判定すると、一見、観察対象の正常な部分を適切に撮影したプレ撮影画像 9 2 に見える場合でも、プレ撮影画像 9 2 に写る観察対象に残渣や残液等の付着物があって L U T 7 5 の校正に不適な場合には、プレ撮影のやり直しを促すことができる。また、警告部 8 3 は、L U T 7 5 の校正失敗の原因が残渣や残液等の付着物であることを知らせるので、撮影条件（観察距離等）だけを変えるなど、L U T 7 5 の校正失敗の原因に関連しない調整だけをして同じ部分をプレ撮影し、再び L U T 7 5 の校正に再び失敗する事態を防ぐことができる。

【 0 0 8 3 】

10

また、上記第 2 実施形態では、判定部 8 2 は、残渣や残液等の付着物を検出しているが、観察対象の特性に関する情報（生体機能情報等）によって L U T 7 5 の校正の成功または失敗を判定することもできる。

【 0 0 8 4 】

例えば、観察対象の血液量に範囲を設定し、血液量が設定した範囲内に収まらない場合に L U T 7 5 の校正を失敗と判定することができる。この場合、図 1 5 に示すように、判定部 8 2 は、プレ撮影画像 9 2 のうち R 画像と G 画像の代表値を算出し（S 2 2 1）、これらの代表値の比 R / G を算出する（S 2 2 2）。判定部 8 2 は、比 R / G に対して許容する最大値 $M_{R/G}$ 及び最小値 $m_{R/G}$ を設定しておき、算出した比 R / G と最大値 $M_{R/G}$ 及び最小値 $m_{R/G}$ を比較する（S 2 2 3）。比 R / G が最大値 $M_{R/G}$ 以下、かつ、比 R / G が最小値 $m_{R/G}$ 以上の場合には、判定部 8 2 は L U T 7 5 の校正を成功と判定する（S 2 2 4）。一方、比 R / G が最大値 $M_{R/G}$ を超える場合、または、比 R / G が最小値 $m_{R/G}$ を下回る場合に、判定部 8 2 は L U T 7 5 の校正を失敗と判定する（S 2 2 5）。そして、警告部 8 3 は、血液量が過多（比 $R / G > \text{最大値 } M_{R/G}$ の場合）、または、血液量が不足（比 $R / G < \text{最小値 } m_{R/G}$ ）していることを警告メッセージ 9 6 で知らせ、プレ撮影で撮影する部分を変更することを促す（S 2 2 6）。これにより、例えばごく軽度な発赤や萎縮等が広範囲にある部分など、一見正常に見えてしまうが、L U T 7 5 の校正には不適な部分をプレ撮影してしまった場合でも、プレ撮影のやり直しを促すことができる。特に、警告部 8 3 は血液量が不適な範囲にあることを知らせるので、やり直しのプレ撮影では、撮影条件（観察距離等）だけを変えるなど、L U T 7 5 の校正失敗の原因に関連しない調整だけをして同じ部分をプレ撮影し、L U T 7 5 の校正に再び失敗する事態を防ぐことができる。

20

30

【 0 0 8 5 】

上記血液量の許容範囲による判定は、付着物を検出して行う判定に組み合わせることが特に好ましい。比 $B 2 / G$ の値は残渣や残液等によって変化するが、血液量によっても変化するからである。具体的には、判定部 8 2 は、比 $B 2 / G$ が最小値 $m_{B/G}$ 未満の場合、比 R / G が最大値 $M_{R/G}$ を超える場合、または、比 R / G が最小値 $m_{R/G}$ を下回る場合のいずれかに該当した際に、L U T 7 5 の校正を失敗と判定する。そして、警告部 8 3 は、付着物の検出（比 $B 2 / G < \text{最小値 } m_{B/G}$ の場合）、血液量が過多（比 $R / G > \text{最大値 } M_{R/G}$ の場合）、血液量が不足（比 $R / G < \text{最小値 } m_{R/G}$ ）のうち、いずれかまたは複数を警告メッセージ 9 6 で知らせる。

40

【 0 0 8 6 】

なお、比 $B 2 / G$ の最小値 $m_{B/G}$ は、比 R / G の値によって変化させることが好ましい。比 $B 2 / G$ の値が血液量によっても変化するからである。比 $B 2 / G$ に対する最小値 $m_{B/G}$ は、比 R / G の値によって変化させると、より正確に付着物の有無を検出することができる。

【 0 0 8 7 】

上記第 2 実施形態の変形例では、血液量によって校正の成功または失敗を判定しているが、血液量以外のプレ撮影画像 9 2 の比で表される観察対象の特性に関する情報によって校正の成功または失敗を判定することができる。

50

【 0 0 8 8 】

上記第2実施形態及び変形例では、各色のプレ撮影画像92の代表値を算出し、算出した代表値の比を算出することで、いわゆる「プレ撮影画像92の比」を求めているが、他の方法でプレ撮影画像92の比を算出してもよい。例えば、比 $B2/G$ を画素ごとに算出した後、各画素の比 $B2/G$ の平均値等を求めることができる。いずれにしても、上記第2実施形態及び変形例の判定部82は、プレ撮影画像92の比を用いて校正の成功または失敗を判定する。

【 0 0 8 9 】

上記第2実施形態及び変形例では、プレ撮影画像92のうちB2画像を用いているが、B2画像の代わりにB1画像を使用しても良い。

10

【 0 0 9 0 】

[第3実施形態]

上記第1実施形態及び第2実施形態では、判定部82は、プレ撮影画像92を用いてLUT75の校正の成功または失敗を判定しているが、判定部82は、プレ撮影画像92以外の情報を用いてLUT75の校正の成功または失敗を判定することができる。例えば、図16に示すように、判定部382は、光源制御部22から、プレ撮影をした際の各光源20a~20dの発光量301を取得し、各光源20a~20dの発光量301によってLUT75の校正の成功または失敗を判定する。

【 0 0 9 1 】

光源制御部22は、観察距離に依らずできる限り一定の明るさで観察対象を撮影し続けることができるように、観察距離が長くなれば発光量301が大きくなる等、各光源20a~20dの発光量301を調整する。このため、各光源20a~20dの発光量301は概ね観察距離に依存し、観察距離が長い場合には発光量301は大きく、観察距離が短い場合には発光量301は小さい。このため、判定部382は、発光量301を用いて観察距離 D_a を算出し、予め設定するプレ撮影で許容できる最短観察距離 D_m と比較する。

20

【 0 0 9 2 】

算出した観察距離 D_a が最短観察距離 D_m (特定距離)よりも短い場合には($D_a < D_m$)、判定部82はLUT75の校正を失敗と判定する。観察距離が最短観察距離 D_m よりも短いと、内視鏡12の先端が観察対象に近づきすぎているために、照明光の照射ムラが発生するからである。この場合、警告部83は、観察距離が短すぎることを警告メッセージ96で知らせ、観察距離を調整してプレ撮影することを促す。

30

【 0 0 9 3 】

上記第3実施形態では、最短観察距離 D_m だけを設定しているが、最長観察距離 D_M も設定し、算出した観察距離 D_a が最長観察距離 D_M よりも長い場合($D_a > D_M$)にもLUT75の校正を失敗と判定しても良い。算出した観察距離 D_a が最長観察距離 D_M よりも長いと、各光源20a~20dが最大光量に到達して、プレ撮影画像92が暗くなりやすいからである。

【 0 0 9 4 】

上記第3実施形態では、発光量301によって観察距離を算出しているが、発光量301以外の情報(例えば、プレ撮影画像92)を用いて観察距離を算出することもできる。

40

【 0 0 9 5 】

[第4実施形態]

観察対象は生体の粘膜等であり、内視鏡12は可撓性で自在に動かすことができるので、観察対象と内視鏡12には相対的な動き(以下、単に動きという)がある。プレ撮影は、B1光、B2光、G光、及びR光によって観察対象を順次撮影が、これらの撮影の間に動きがあると、LUT75の校正が不正確になる場合がある。これを考慮し、判定部82は、プレ撮影画像92を用いて動きを検出し、検出した動きの大きさによってLUT75の校正の成功または失敗を判定することができる。この場合、判定部82が動き検出部として機能する。

【 0 0 9 6 】

50

上記のように判定部 8 2 が動きを検出する場合、光源制御部 2 2 は、プレ撮影の際に、例えば、白色光、B 1 光、白色光、B 2 光、白色光、G 光、白色光、及び R 光に順次切り替える。すなわち、B 1 光、B 2 光、G 光、及び R 光に順次切り替える各間に、白色光を挟む。これにより、図 1 7 に示すように、画像取得部 5 4 は、各々異なる時刻に観察対象を撮影した白色画像 W 1、B 1 画像、白色画像 W 2、B 2 画像、白色画像 W 3、G 画像、白色画像 W 4、及び R 画像を順次取得する。したがって、判定部 8 2 が動きを検出する場合、プレ撮影画像 9 2 にはこれら 8 個の画像が含まれる。

【 0 0 9 7 】

校正部 8 1 は、これらのプレ撮影画像 9 2 のうち、B 1 画像、B 2 画像、G 画像、及び R 画像のうち必要な画像を用いて L U T 7 5 を校正する。L U T 7 5 の校正の仕方は第 1 実施形態等と同様である。

10

【 0 0 9 8 】

判定部 8 2 は、これらのプレ撮影画像 9 2 のうち、4 個の白色画像 W 1 ~ W 4 を用いて動きを検出する。具体的には、例えば、これら 4 個の白色画像 W 1 ~ W 4 の赤色成分（以下、R 成分という）の代表値をそれぞれ算出し、さらに、算出した 4 個の代表値の標準偏差及び平均値を求め、これら比（標準偏差 / 平均値）を動きの大きさとする。そして、判定部 8 2 は、検出した動きの大きさ M d を、予め設定する上限値 T_M と比較する。検出した動きの大きさ M d が上限値 T_M よりも大きい場合に（ $M d > T_M$ ）、判定部 8 2 は L U T 7 5 の校正を失敗と判定し、警告部 8 3 は、動きが大きいために L U T 7 5 の校正に失敗したことを警告メッセージ 9 6 で知らせる。

20

【 0 0 9 9 】

上記のように、動きを検出し、動きの大きさによって L U T 7 5 の校正の成功または失敗を判定すると、動きがあったことで L U T 7 5 を正確に校正できない場合でも、L U T 7 5 の校正の成功または失敗を正しく判定することができる。

【 0 1 0 0 】

なお、判定部 8 2 が動きを検出し、動きの大きさによって L U T 7 5 の校正の成功または失敗を判定する場合に、B 1 画像、B 2 画像、G 画像、及び R 画像の間に白色画像 W 1 ~ W 4 を撮影するのは動きを正確に検出するためである。B 1 画像、B 2 画像、G 画像、及び R 画像を用いて動きを検出することもできるが、これらは各々照明光が異なるので、各色の画像に写る被写体には違いがある。例えば、B 1 画像や B 2 画像には粘膜の表面近傍にあるいわゆる表層血管がよく写るが、R 画像にはこれらはあまり見られない。このため、B 1 画像や R 画像等の単色照明光で観察対象を撮影して得た画像を組み合わせると、動きの検出に用いると、動きの検出精度が悪くなく、結果として、L U T 7 5 の校正の成功または失敗の判定の精度も良くない場合がある。これに対し、白色画像 W 1 ~ W 4 を動きの検出に用いれば、これらは照明光の条件が同じなので、精度良く動きを検出することができる。

30

【 0 1 0 1 】

上記第 4 実施形態では、白色画像 W 1 ~ W 4 を用いて動きを検出しているが、これら以外の画像を用いて動きを精度良く検出する事もできる。照明光の条件が等しい画像を動きの検出に用いれば、単色照明光で観察対象を撮影して得た画像を組み合わせると、動きの検出精度が向上する。このため、校正部 8 1 が L U T 7 5 の校正に使用する B 1 画像、B 2 画像、G 画像、または R 画像のうちいずれかをプレ撮影で 2 枚以上取得し、2 枚以上取得した同色の画像を用いて動きを検出することもできる。すなわち、判定部 8 2 は、複数のプレ撮影画像 9 2 のうち、同じ照明光によって観察対象を撮影して得た複数のプレ撮影画像 9 2 を用いて動きを検出することが好ましい。

40

【 0 1 0 2 】

[第 5 実施形態]

プレ撮影画像 9 2 に、内視鏡 1 2 の挿入部 1 2 a や鉗子等の処置具（以下、人工物という）の写り込みがあると、これらは観察対象の正常な部分ではないので、校正部 8 1 が L U T 7 5 の校正を正しく行えない場合がある。このため、判定部 8 2 は、プレ撮影画像 9

50

2の人工物の写り込みを検出し、人工物の写り込みの有無によってLUT75の校正の成功または失敗を判定することが好ましい。この場合、判定部82は、人工物を検出する人工物検出部として機能し、プレ撮影画像92に人工物の写り込みを検出した場合にはLUT75の校正を失敗と判定し、プレ撮影画像92に人工物の写り込みがない場合にLUT75の校正を成功と判定する。判定部82が人工物の写り込みを検出したためにLUT75の校正を失敗と判定した場合には、警告部83はその旨を警告メッセージ96によって知らせ、人工物の写り込みがない状態でプレ撮影をすることを促す。

【0103】

人工物の写り込みは、例えば、第2実施形態及び第2実施形態の変形例のように、プレ撮影画像92の比によって検出することができる。例えば、プレ撮影画像92の比が、観察対象の正常な部分や付着物がある場合等に取り得る範囲内にない異常値を示している際に、人工物の写り込みと判別することができる。

10

【0104】

[第6実施形態]

上記第1～第5実施形態では、特殊処理部63はLUT75を校正する校正部81を有しているが、LUT75を校正する代わりに、酸素飽和度算出部73が算出する酸素飽和度の値を補正しても良い。この場合、図18に示すように、特殊処理部63には、校正部81の代わりに補正量算出部601と補正部602を設ける。

【0105】

酸素飽和度算出部73は、第1実施形態と同様に、LUT75を参照して、演算値算出部71が算出する比 $B1/G$ 及び比 R/G に対応する酸素飽和度を算出する。但し、本実施形態では、プレ撮影を行うが、LUT75を校正しない。このため、酸素飽和度算出部73が酸素飽和度の算出に使用するLUT75は常に相関関係記憶部72が始めから記憶するLUT75である。

20

【0106】

その代わりに、補正量算出部601は、画像取得部54からプレ撮影画像92を取得し、プレ撮影画像92を用いて酸素飽和度算出部73が算出する酸素飽和度の値を補正する。具体的には、補正量算出部601は、プレ撮影画像92のB1画像、G画像、及びR画像を用いて、比 $B1/G$ 及び比 R/G を画素毎に算出し、かつ、算出した比 $B1/G$ 及び比 R/G の代表値を算出する。そして、LUT75を参照して、比 $B1/G$ 及び比 R/G の代表値に対応する酸素飽和度を求める。

30

【0107】

例えば、図19に示すように、理想的な観察対象の正常な部分を撮影して得る画像を用いて算出する比 $B1/G$ の代表値は $B1^a/G^a$ になり、かつ、比 R/G の代表値は R^a/G^a になり、プレ撮影画像92を用いて算出する比 $B1/G$ の代表値が $B1^b/G^b$ であり、かつ、プレ撮影画像92を用いて算出する比 R/G の代表値が R^b/G^b であったとする。図19では、例えば、 $B1^a/G^a$ 及び R^a/G^a に対応する酸素飽和度は70%であり、 $B1^b/G^b$ 及び R^b/G^b に対応する酸素飽和度は60%である。

【0108】

補正量算出部601は、理想的な観察対象の正常な部分を撮影した画像を用いる場合の基準となる酸素飽和度(70%)と、実際のプレ撮影画像92を用いて算出する酸素飽和度(60%)との関係から、酸素飽和度算出部73が算出する酸素飽和度に対する補正量603を算出する。上記図19の場合、補正量603は「+10%」である。

40

【0109】

補正部602は、補正量算出部601が算出した補正量603にしたがって酸素飽和度算出部73が算出した酸素飽和度を補正する。例えば、補正量603が「+10%」であり、酸素飽和度算出部73がある画素の酸素飽和度を「50%」と算出した場合、補正部602は、その画素の酸素飽和度を「60%(=50%+10%)」に補正する。

【0110】

酸素飽和度画像生成部74は、本撮影画像91を用いてベース画像を生成し、生成した

50

ベース画像に酸素飽和度を用いて色付けをして酸素飽和度画像を生成する。但し、本実施形態では、酸素飽和度画像生成部 7 4 は、酸素飽和度算出部 7 3 が算出した酸素飽和度をそのまま使用するのではなく、補正部 6 0 2 が補正した酸素飽和度を用いる。

【 0 1 1 1 】

また、本実施形態では校正部 8 1 の代わりに補正量算出部 6 0 1 及び補正部 6 0 2 を設けているので、判定部 8 2 は、画像取得部 5 4 から補正量算出部 6 0 1 が用いるプレ撮影画像 9 2 を取得し、補正部 6 0 2 が行う補正の成功または失敗を判定する。判定の方法や、補正を失敗と判定した場合に原因を特定する方法は、第 1 実施形態等と同様である。判定部 8 2 が、補正部 6 0 2 が行う補正を失敗と判定した場合に、警告部 8 3 が、補正の失敗原因を示して警告メッセージ 9 6 等で知らせ、プレ撮影のやり直しを促すのも第 1 実施形態等と同様である。

10

【 0 1 1 2 】

なお、上記第 1 ～ 第 6 実施形態では、イメージセンサ 4 8 が設けられた内視鏡 1 2 を被検体内に挿入して観察を行う内視鏡システムによって本発明を実施しているが、カプセル内視鏡システムでも本発明は好適である。例えば、図 2 0 に示すように、カプセル内視鏡システムでは、カプセル内視鏡 7 0 0 と、プロセッサ装置（図示しない）とを少なくとも有する。

【 0 1 1 3 】

カプセル内視鏡 7 0 0 は、光源 7 0 2 と制御部 7 0 3 と、イメージセンサ 7 0 4 と、画像処理部 7 0 6 と、送受信アンテナ 7 0 8 と、を備えている。光源 7 0 2 は、光源部 2 0 に対応する。制御部 7 0 3 は、光源制御部 2 2 及び制御部 5 2 と同様に機能する。また、制御部 7 0 3 は、送受信アンテナ 7 0 8 によって、カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置と無線で通信可能である。カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置は、上記第 1 ～ 第 6 実施形態のプロセッサ装置 1 6 とほぼ同様であるが、画像取得部 5 4 及び画像処理部 6 1 に対応する画像処理部 7 0 6 はカプセル内視鏡 7 0 0 に設けられ、生成した酸素飽和度画像 7 7 等は、送受信アンテナ 7 0 8 を介してプロセッサ装置に送信される。イメージセンサ 7 0 4 はイメージセンサ 4 8 と同様に構成される。

20

【 符号の説明 】

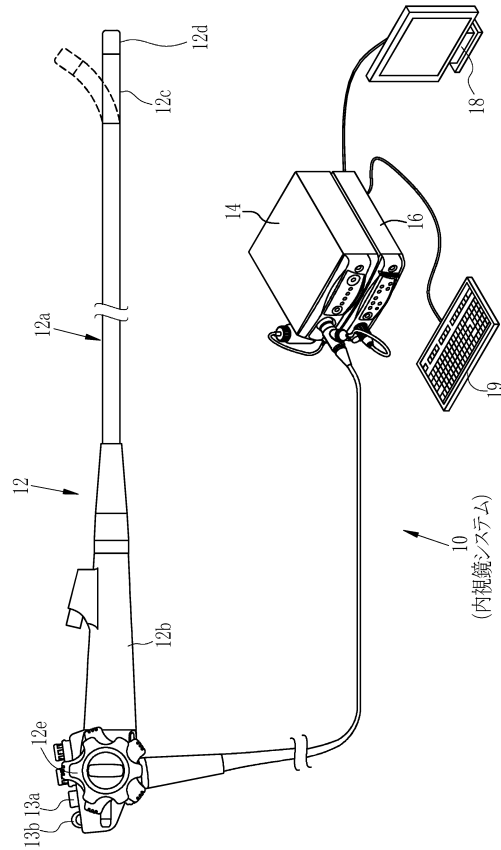
【 0 1 1 4 】

- 1 0 内視鏡システム
- 1 6 プロセッサ装置
- 5 4 画像取得部
- 6 1 画像処理部
- 6 2 通常処理部
- 6 3 特殊処理部
- 7 1 演算値算出部
- 7 3 酸素飽和度算出部
- 7 4 酸素飽和度画像生成部
- 7 5 L U T (ルックアップテーブル)
- 8 1 校正部
- 8 2 , 3 8 2 判定部
- 8 3 警告部
- 9 1 本撮影画像
- 9 2 プレ撮影画像
- 9 6 警告メッセージ
- 3 0 1 発光量
- 6 0 1 補正量算出部
- 6 0 2 補正部
- 7 0 0 カプセル内視鏡

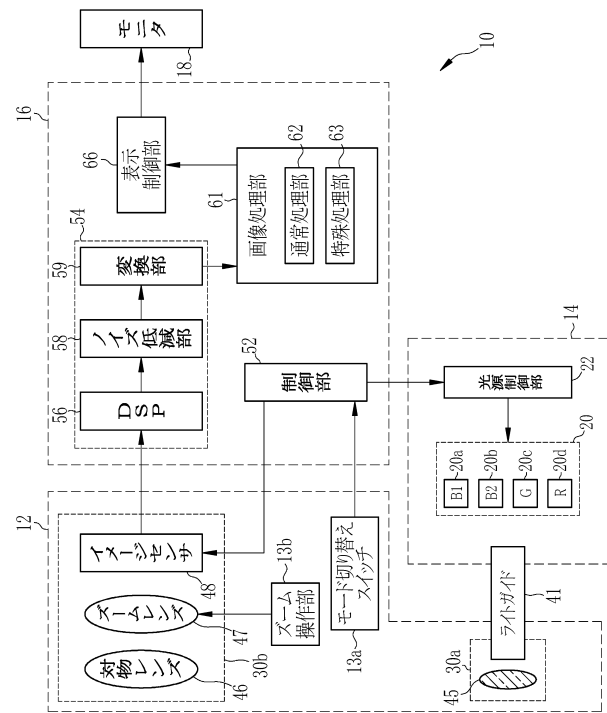
30

40

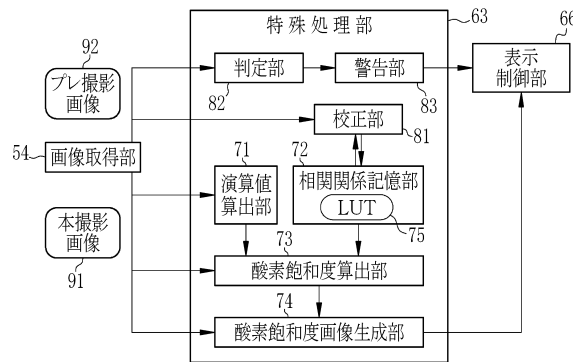
【図 1】



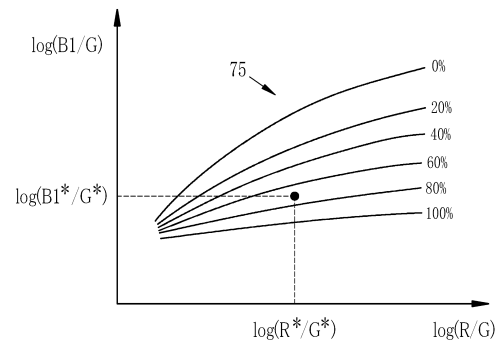
【図 2】



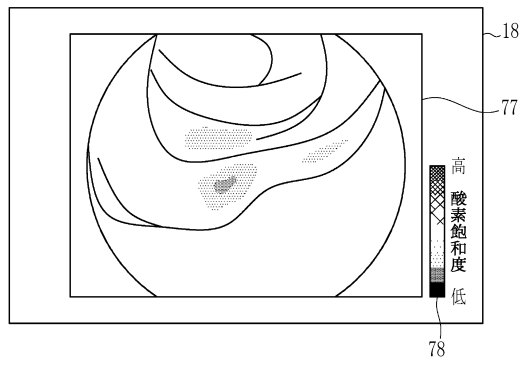
【図 3】



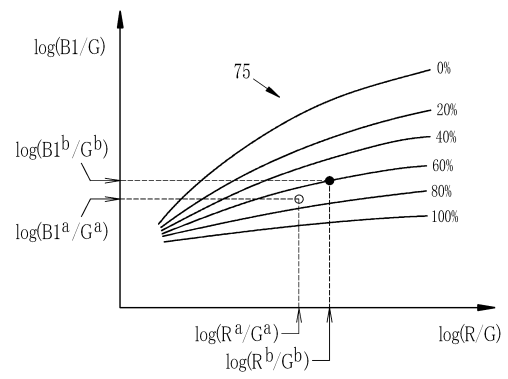
【図 4】



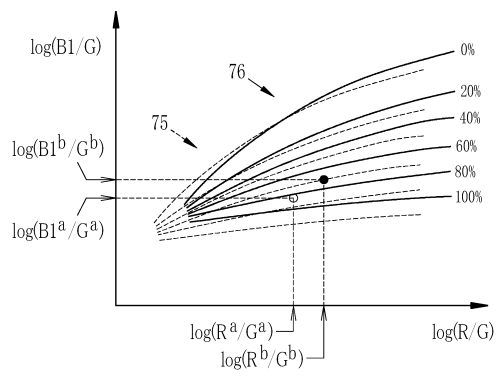
【図 5】



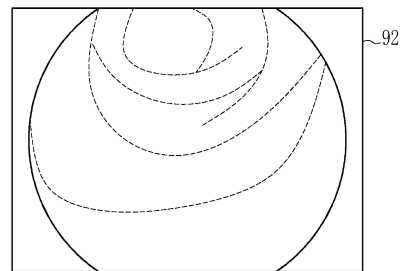
【図 6】



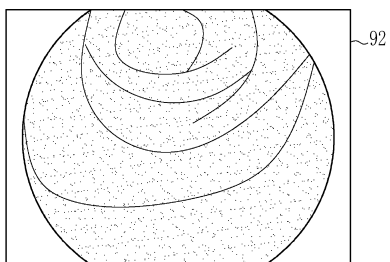
【図 7】



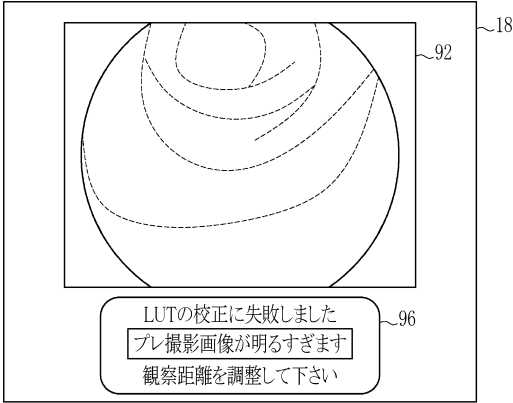
【図 9】



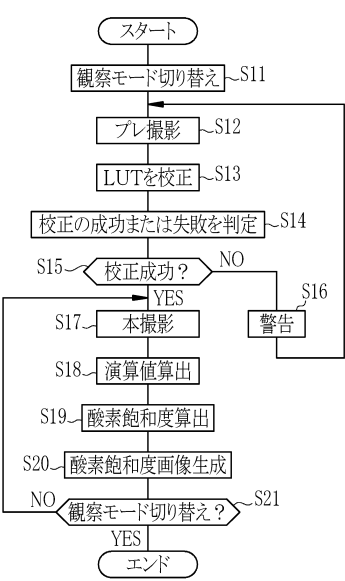
【図 8】



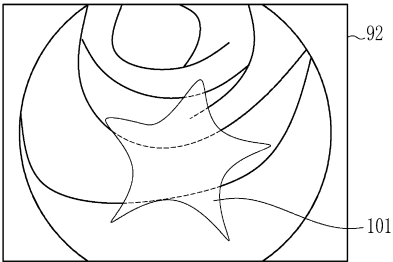
【図 1 0】



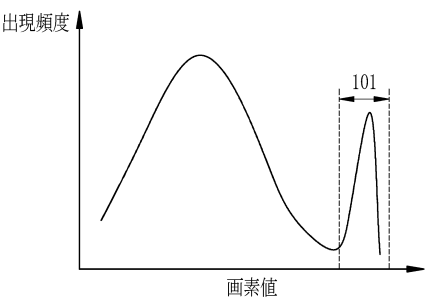
【図 1 1】



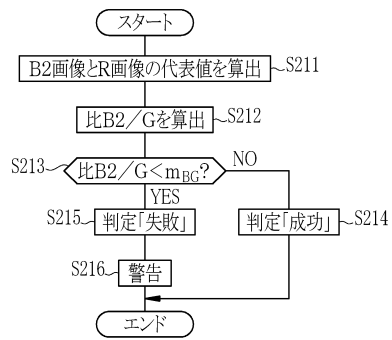
【図 1 2】



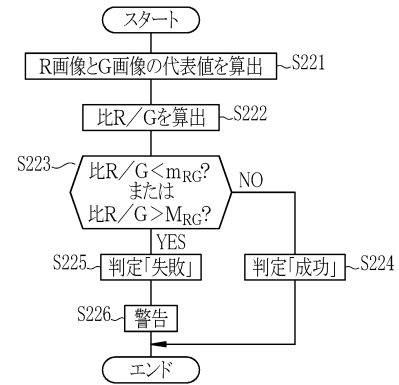
【図 1 3】



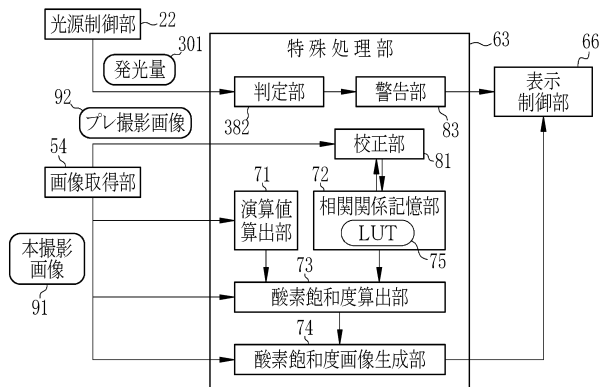
【図 14】



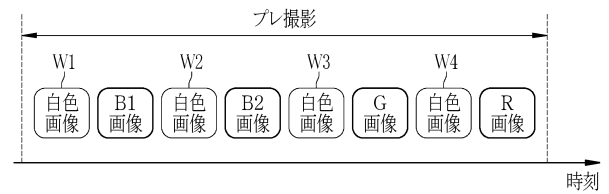
【図 15】



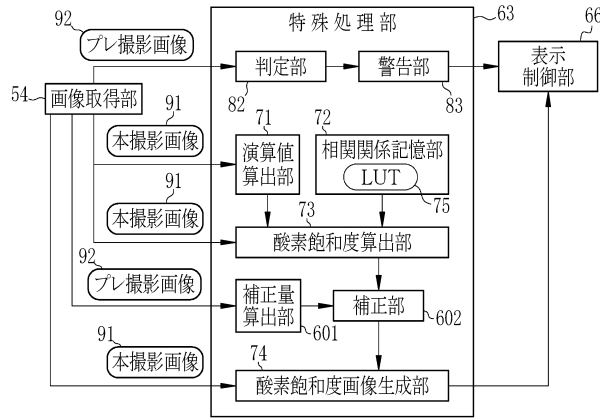
【図 16】



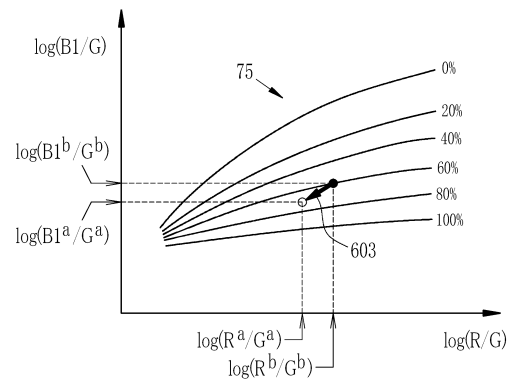
【図 17】



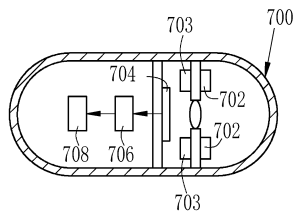
【図 18】



【図 19】



【図 20】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2014/132742(WO,A1)
特開2015-066127(JP,A)
特開2012-143464(JP,A)
国際公開第2013/035531(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B	1/00	-	1/32
G02B	23/24	-	23/26

专利名称(译)	内窥镜系统，处理器装置和内窥镜系统的操作方法		
公开(公告)号	JP6448509B2	公开(公告)日	2019-01-09
申请号	JP2015213962	申请日	2015-10-30
[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	齋藤孝明		
发明人	齋藤 孝明		
IPC分类号	A61B1/045 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/041 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B5/0084 A61B5/14552 A61B5/1459 A61B5/7246 A61B5/743 G02B23/24 G02B23/26 G06T5/009 G06T5/50 G06T2207/10068 G06T2207/10152 G06T2207/30104		
FI分类号	A61B1/045.617 G02B23/24.B G02B23/24.A G02B23/26.B A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.370 A61B1/045.610 A61B1/045.618 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	2H040/BA22 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/HH54 4C161/JJ15 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/SS18 4C161/SS21 4C161/TT01 4C161/WW02 4C161/WW08 4C161/WW11		
审查员(译)	伊藤商事		
其他公开文献	JP2017080246A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供内窥镜系统，处理器设备和内窥镜系统，当用于计算氧饱和度的数据校准失败时发出警告，并可靠地校准用于计算氧饱和度的数据提供操作方法。内窥镜系统包括图像获取单元，该图像获取单元具有氧饱和度计算单元，用于计算观察目标的氧饱和度并获取预先捕获的图像作为观察目标图像，用于校准由氧饱和度计算单元73用于使用图像92计算氧饱和度的LUT 75的校准单元81，用于判断校准的成功或失败的判断单元82，以及确定结果并且警告部分83用于在发生故障时发出警告。点域

(19) 日本国特許庁(JP)		(12) 特 許 公 報(B2)		(11) 特許番号 特許第6448509号 (P6448509)	
(45) 発行日 平成31年1月9日(2019.1.9)		(24) 登録日 平成30年12月14日(2018.12.14)			
(51) Int. Cl.		F I			
A 6 1 B 1/045 (2006.01)		A 6 1 B 1/045		6 1 7	
G 0 2 B 23/24 (2006.01)		G 0 2 B 23/24		B	
G 0 2 B 23/26 (2006.01)		G 0 2 B 23/24		A	
		G 0 2 B 23/26		B	
請求項の数 19 (全 25 頁)					
(21) 出願番号 特願2015-213962(P2015-213962)		(73) 特許権者 306037311			
(22) 出願日 平成27年10月30日(2015.10.30)		富士フイルム株式会社			
(65) 公開番号 特開2017-80246(P2017-80246A)		東京都港区西麻布2丁目2番30号			
(43) 公開日 平成29年5月18日(2017.5.18)		(74) 代理人 110001988			
審査請求日 平成30年2月6日(2018.2.6)		特許業務法人小林国際特許事務所			
		(72) 発明者 齋藤 孝明			
		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 伊藤 昭治			
最終頁に続く					
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、プロセッサ装置、及び、内視鏡システムの動作方法					

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、プロセッサ装置、及び、内視鏡システムの作動方法