

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-158628

(P2017-158628A)

(43) 公開日 平成29年9月14日(2017.9.14)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 29 頁)

(21) 出願番号	特願2016-43421 (P2016-43421)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成28年3月7日 (2016.3.7)		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
		Fターム(参考)	2H040 BA03 CA09 CA11 CA23 GA02
			GA06 GA11
			4C161 CC06 GG01 HH51 LL02 NN01
			QQ03 RR03 WW02 WW08

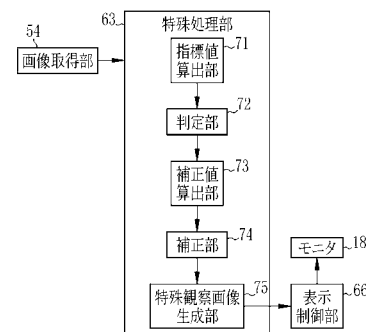
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、プロセッサ装置、及び、内視鏡システムの作動方法

(57) 【要約】

【課題】撮影の条件が適切であるか否かを判断して自動的に生体情報の算出に使用するデータ等を補正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を提供する。

【解決手段】内視鏡システム10は、生体情報の算出に使用するデータ等の補正値を算出する補正値算出部73と、補正値の算出の可否等を判断する判断基準となる指標値を1種類または複数種類算出する指標値算出部71と、内視鏡画像が補正に適切か否かを、指標値を用いて判定する判定部72と、内視鏡画像が補正に適切であると判定部72が判定した場合に、補正に適切と判定した内視鏡画像を用いて算出した補正値を用いて、内視鏡画像、生体情報、または、データを補正する補正部74と、を備える。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡を用いて観察対象を撮影した内視鏡画像を取得する画像取得部と、
前記内視鏡画像を用いて、前記内視鏡画像、前記内視鏡画像を用いて算出する生体情報、または、前記生体情報の算出に使用するデータの補正値を算出する補正値算出部と、
前記内視鏡画像を用いて、前記補正値の使用の可否を判断する判断基準となる指標値を 1 種類または複数種類算出する指標値算出部と、
前記内視鏡画像が補正に適切か否かを、前記指標値を用いて判定する判定部と、
前記内視鏡画像が補正に適切であると前記判定部が判定した場合に、補正に適切と判定した前記内視鏡画像を用いて算出した前記補正値を用いて、前記内視鏡画像、前記生体情報、または、前記データを補正する補正部と、
を備える内視鏡システム。

【請求項 2】

前記画像取得部は、前記指標値の算出に使用する前記内視鏡画像を複数回に取得し、
前記指標値算出部は、各回の前記内視鏡画像についてそれぞれ前記指標値を算出し、かつ、
前記判定部は、各回の前記内視鏡画像がそれぞれ補正に適切か否かを判定する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記指標値算出部が複数種類の前記指標値を算出する場合、
前記判定部は、前記指標値ごとに、前記内視鏡画像が補正に適切か否かを判定する請求項 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、前記指標値を閾値と比較して、前記内視鏡画像が補正に適切か否かを判定する請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記画像取得部は、前記内視鏡を用いて各々異なるタイミングにおいて前記観察対象を撮影した複数の前記内視鏡画像を取得し、
前記補正値算出部は、複数の前記内視鏡画像を用いて前記補正値を算出し、
前記指標値算出部は、1 または複数の前記内視鏡画像を用いて前記指標値を算出する請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

照明光または照明光の照射条件を制御する制御部を備え、
前記画像取得部は、前記照明光または前記照明光の照射条件、及び、撮影のタイミングが異なる複数の前記内視鏡画像を取得する請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記画像取得部は、前記内視鏡画像として、前記補正値の算出に使用する補正値算出用画像と、前記生体情報の算出に使用する生体情報算出用画像と、を取得する請求項 5 または 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記指標値算出部は、前記生体情報算出用画像を用いて前記指標値を算出し、
前記判定部は、前記生体情報算出用画像を用いて算出した前記指標値を用いて判定し、かつ、
前記判定部が適切であると判定した場合に、前記画像取得部は、前記補正値算出用画像を取得する請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記指標値算出部は、前記補正値算出用画像を用いて前記指標値を算出し、
前記判定部は、前記補正値算出用画像を用いて算出した前記指標値を用いて適切か否かを判定し、かつ、
前記判定部が適切であると判定した場合に、前記画像取得部は、前記補正値算出用画像

の取得を停止する請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記内視鏡画像を用いて生成した観察画像と、前記判定部が行う判定の結果、または、補正に適切な前記内視鏡画像を取得済みであるか否かのうちいずれかを表示する表示部を備える請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記指標値算出部は、前記内視鏡画像間で比較した前記観察対象の動き量、1 つの前記内視鏡画像内における前記観察対象の動き量、明るさ、画素値、または、付着物の有無もしくは付着量について、前記指標値を算出する請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 12】

内視鏡を用いて観察対象を撮影した内視鏡画像を取得する画像取得部と、
前記内視鏡画像を用いて、前記内視鏡画像、前記内視鏡画像を用いて算出する生体情報、または、前記生体情報の算出に使用するデータの補正値を算出する補正値算出部と、
前記内視鏡画像を用いて、前記補正値の使用の可否を判断する判断基準となる指標値を 1 種類または複数種類算出する指標値算出部と、
前記内視鏡画像が補正に適切か否かを、前記指標値を用いて判定する判定部と、
前記内視鏡画像が補正に適切であると前記判定部が判定した場合に、補正に適切と判定した前記内視鏡画像を用いて算出した前記補正値を用いて、前記内視鏡画像、前記生体情報、または、前記データを補正する補正部と、
を備えるプロセッサ装置。

20

【請求項 13】

画像取得部が、内視鏡を用いて観察対象を撮影した内視鏡画像を取得するステップと、
補正値算出部が、前記内視鏡画像を用いて、前記内視鏡画像、前記内視鏡画像を用いて算出する生体情報、または、前記生体情報の算出に使用するデータの補正値を算出するステップと、
指標値算出部が、前記内視鏡画像を用いて、前記補正値の使用の可否を判断する判断基準となる指標値を 1 種類または複数種類算出するステップと、
判定部が、前記内視鏡画像が補正に適切か否かを、前記指標値を用いて判定するステップと、
前記内視鏡画像が補正に適切であると前記判定部が判定した場合に、補正部が、補正に適切と判定した前記内視鏡画像を用いて算出した前記補正値を用いて、前記内視鏡画像、前記生体情報、または、前記データを補正するステップと、
を備える内視鏡システムの作動方法。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡を用いて観察対象を撮影して得る内視鏡画像を用いて演算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】

40

【0002】

医療分野においては、光源装置、内視鏡、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、内視鏡を用いて観察対象を撮影して内視鏡画像を得るだけでなく、内視鏡画像を用いて血管等の組織や腺管構造等の構造を強調した表示用の画像（以下、観察画像という）を生成及び表示する内視鏡システムが普及している。また、近年においては、内視鏡画像を用いて生体情報を得る内視鏡システムもある。例えば、血中ヘモグロビンの酸素飽和度（生体情報）を用いた病変部の診断が行われつつある。例えば、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等を観察対象に照射して複数の内視鏡画像を取得し、これら複数の内視鏡画像を用いて所定の演算をして酸素飽和度を算出する方法がある（特許文献 1 及び特許文献 2）。

50

【 0 0 0 3 】

酸素飽和度等の生体情報は、食道、胃、もしくは大腸等の部位の違い、または、患者の性別若しくは年齢といった患者の個体差に起因して異なる場合がある。このため、特許文献 1 の内視鏡システムにおいては、実際に観察する患者及び部位を撮影した内視鏡画像を用いて、酸素飽和度の算出に使用するデータを補正（キャリブレーション）しておくことによって、観察する部位の違いや患者の個体差等に依らずに、正確な酸素飽和度を算出できるようにしている。また、特許文献 2 の内視鏡システムにおいては、現在と過去の酸素飽和度を比較して、算出した酸素飽和度を補正し、正確な酸素飽和度を求めるようにしている。

【 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 - 0 2 2 3 4 1 号 公 報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 1 5 - 1 3 9 6 5 7 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 】

酸素飽和度等の生体情報の算出に使用するデータ等を補正するためには、当然ながら、どの程度補正すればよいかを表す補正值を求める必要がある。例えば生体情報として酸素飽和度を算出する場合、特許文献 2 の内視鏡システムのように、患者及び部位に関して過去の酸素飽和度等のデータを蓄積している場合を除けば、特許文献 1 の内視鏡システムのように、通常はリアルタイムに患者を撮影して得た内視鏡画像を用いて補正值を求めなければならない。

【 0 0 0 6 】

また、補正值が不正確な場合、この不正確な補正值を用いて補正したデータ等を使用して生体情報を算出すれば、当然に、算出した生体情報も不正確になる。このため、補正值の算出に使用する内視鏡画像（以下、補正值算出用画像という）は、補正值の算出誤差が許容範囲に収まる適切な条件において観察対象を撮影した画像でなければならない。

【 0 0 0 7 】

しかしながら、補正值算出用画像を得る際に、撮影の条件が適切であるか否かをリアルタイムに判断するのは容易ではない。例えば、観察対象に動きがある状況で観察対象を撮影して得た内視鏡画像を補正值算出用画像として用いると、補正值の算出誤差が大きくなってしまふので、動きがない状況で観察対象を撮影して得た内視鏡画像を補正值算出用画像として用いることが好ましい。しかし、生体である観察対象の動きを停止することはできないので、補正值算出用画像を得る際の撮影条件としてどの程度の動きまでが補正值の算出の際に許容できるのかをリアルタイムに判断する必要がある。これは補正值の算出方法等に精通していなければできない判断であるから、内視鏡システムの利用者である医師等には通常は困難な判断である。照明光の光量等の他の撮影の条件についても同様である。

【 0 0 0 8 】

本発明は、撮影の条件が適切であるか否かを判断して自動的に生体情報の算出に使用するデータ等を補正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 】

本発明の内視鏡システムは、内視鏡を用いて観察対象を撮影した内視鏡画像を取得する画像取得部と、内視鏡画像を用いて、内視鏡画像、内視鏡画像を用いて算出する生体情報、または、生体情報の算出に使用するデータの補正值を算出する補正值算出部と、内視鏡画像を用いて、補正值の使用の可否を判断する判断基準となる指標値を 1 種類または複数種類算出する指標値算出部と、内視鏡画像が補正に適切か否かを、指標値を用いて判定す

る判定部と、内視鏡画像が補正に適切であると判定部が判定した場合に、補正に適切と判定した内視鏡画像を用いて算出した補正值を用いて、内視鏡画像、生体情報、または、データを補正する補正部と、を備える。

【0010】

画像取得部は、指標値の算出に使用する内視鏡画像を複数回に取得し、指標値算出部は、各回の内視鏡画像についてそれぞれ指標値を算出し、かつ、判定部は、各回の内視鏡画像がそれぞれ補正に適切か否かを判定することが好ましい。

【0011】

指標値算出部が複数種類の指標値を算出する場合、判定部は、指標値ごとに、内視鏡画像が補正に適切か否かを判定することが好ましい。

10

【0012】

判定部は、指標値を閾値と比較して、内視鏡画像が補正に適切か否かを判定することが好ましい。

【0013】

画像取得部は、内視鏡を用いて各々異なるタイミングにおいて観察対象を撮影した複数の内視鏡画像を取得し、補正值算出部は、複数の内視鏡画像を用いて補正值を算出し、指標値算出部は、1または複数の内視鏡画像を用いて指標値を算出することが好ましい。

【0014】

照明光または照明光の照射条件を制御する制御部を備え、画像取得部は、照明光または照明光の照射条件、及び、撮影のタイミングが異なる複数の内視鏡画像を取得することが好ましい。

20

【0015】

画像取得部は、内視鏡画像として、補正值の算出に使用する補正值算出用画像と、生体情報の算出に使用する生体情報算出用画像と、を取得することが好ましい。

【0016】

指標値算出部は、生体情報算出用画像を用いて指標値を算出し、判定部は、生体情報算出用画像を用いて算出した指標値を用いて判定し、かつ、判定部が適切であると判定した場合に、画像取得部は、補正值算出用画像を取得することが好ましい。

【0017】

指標値算出部は、補正值算出用画像を用いて指標値を算出し、判定部は、補正值算出用画像を用いて算出した指標値を用いて適切か否かを判定し、かつ、判定部が適切であると判定した場合に、画像取得部は、補正值算出用画像の取得を停止することが好ましい。

30

【0018】

内視鏡画像を用いて生成した観察画像、判定部が行う判定結果、または、補正に適切な内視鏡画像を取得済みであるか否かのうちいずれか1以上を表示する表示部を備えることが好ましい。

【0019】

指標値算出部は、内視鏡画像間で比較した観察対象の動き量、1つの内視鏡画像内における観察対象の動き量、明るさ、画素値、または、付着物の有無もしくは付着量について、指標値を算出することが好ましい。

40

【0020】

本発明のプロセッサ装置は、内視鏡を用いて観察対象を撮影した内視鏡画像を取得する画像取得部と、内視鏡画像を用いて、内視鏡画像、内視鏡画像を用いて算出する生体情報、または、生体情報の算出に使用するデータの補正值を算出する補正值算出部と、内視鏡画像を用いて、補正值の使用の可否を判断する判断基準となる指標値を1種類または複数種類算出する指標値算出部と、内視鏡画像が補正に適切か否かを、指標値を用いて判定する判定部と、内視鏡画像が補正に適切であると判定部が判定した場合に、補正に適切と判定した内視鏡画像を用いて算出した補正值を用いて、内視鏡画像、生体情報、または、データを補正する補正部と、を備える。

【0021】

50

本発明の内視鏡システムの作動方法は、画像取得部が、内視鏡を用いて観察対象を撮影した内視鏡画像を取得するステップと、補正值算出部が、内視鏡画像を用いて、内視鏡画像、内視鏡画像を用いて算出する生体情報、または、生体情報の算出に使用するデータの補正值を算出するステップと、指標値算出部が、内視鏡画像を用いて、補正值の使用の可否を判断する判断基準となる指標値を１種類または複数種類算出するステップと、判定部が、内視鏡画像が補正に適切か否かを、指標値を用いて判定するステップと、内視鏡画像が補正に適切であると判定部が判定した場合に、補正部が、補正に適切と判定した内視鏡画像を用いて算出した補正值を用いて、内視鏡画像、生体情報、または、データを補正するステップと、を備える。

【発明の効果】

10

【００２２】

本発明によれば、撮影の条件が適切であるか否かを判断して自動的に生体情報の算出に使用するデータ等を補正する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を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【００２３】

【図１】内視鏡システムの外觀図である。

【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】第１実施形態における特殊画像生成部のブロック図である。

20

【図５】演算値と酸素飽和度との相関関係を表す特徴空間である。

【図６】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７】特殊観察モード（酸素飽和度観察モード）のフローチャートである。

【図８】補正動作におけるモニタの表示画面である。

【図９】本動作におけるモニタの表示画面である。

【図１０】変形例の特殊観察画像生成部のブロック図である。

【図１１】変形例の特殊観察画像生成部のブロック図である。

【図１２】生体情報表示部を設けたモニタの表示画面である。

【図１３】判定結果表示部を設けたモニタの表示画面である。

【図１４】補正值算出用画像取得状況表示部を設けたモニタの表示画面である。

30

【図１５】内視鏡画像の取得等に関するタイミングチャートである。

【図１６】内視鏡画像の取得等に関するタイミングチャートである。

【図１７】内視鏡画像の取得等に関するタイミングチャートである。

【図１８】内視鏡画像の取得等に関するタイミングチャートである。

【図１９】内視鏡画像の取得等に関するタイミングチャートである。

【図２０】内視鏡画像の取得等に関するタイミングチャートである。

【図２１】内視鏡画像の取得等に関するタイミングチャートである。

【図２２】第２実施形態の補正動作のフローチャートである。

【図２３】変形例の内視鏡システムのブロック図である。

【図２４】カプセル内視鏡の概略図である。

40

【発明を実施するための形態】

【００２４】

[第１実施形態]

図１に示すように、内視鏡システム１０は、観察対象を撮影する内視鏡１２と、光源装置１４と、プロセッサ装置１６と、表示部であるモニタ１８と、コンソール１９とを有する。内視鏡１２は、光源装置１４と光学的に接続するとともに、プロセッサ装置１６に電氣的に接続する。内視鏡１２は、被検体内に挿入する挿入部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と、先端部１２ｄとを有している。操作部１２ｂのアンクルノブ１２ｅを操作することにより、湾曲部１２ｃが湾曲する。この湾曲部１２ｃが湾曲した結果、先端部１２ｄが所望の

50

方向に向く。なお、先端部 12d には、観察対象に向けて空気や水等を噴射する噴射口（図示しない）が設けられている。

【0025】

また、操作部 12b には、アングルノブ 12e の他、モード切り替えスイッチ 13a、ズーム操作部 13b が設けられている。モード切り替えスイッチ 13a 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、通常観察モードと特殊観察モードを有する。通常観察モードは、照明光に白色光を用いて観察対象を撮影して得る自然な色合いの観察画像（以下、通常観察画像という）をモニタ 18 に表示する観察モードである。

【0026】

特殊観察モードは、内視鏡 12 を用いて観察対象を撮影した内視鏡画像を用いて、観察対象の生体情報を算出及び表示し、または、観察対象の特定の組織もしくは構造を強調等した観察画像を生成及び表示する。以下において、観察対象の生体情報を算出及び表示する場合の特殊観察モードを、生体情報観察モードといい、観察対象の特定の組織もしくは構造を強調等した観察画像を生成及び表示する場合の特殊観察モードを、強調観察モードという。なお、これらは例であり、特殊観察モードは、観察対象の生体情報を算出及び表示し、かつ、観察対象の特定の組織もしくは構造を強調等した観察画像を生成及び表示することができる。

10

【0027】

生体情報とは、通常観察画像からは一見して知得することが容易でない生体に関する情報であり、例えば、酸素飽和度または血管の密度等の観察対象に関する数値的な情報である。また、強調観察モードにおける「特定の組織もしくは構造の強調等」には、観察可能な組織または構造の中から、1 または複数種類の特定の組織または構造を強調等することのみならず、1 種類の特定の組織または構造の中から、一部の共通の特性を有する組織または構造を強調等することを含む。すなわち、強調観察モードにおいては、観察可能な組織または構造のうち、例えば血管という特定の組織を強調等するが、設定によっては、全ての血管を強調等するのではなく、例えば粘膜表面等の所定の基準点からの特定の深さにある血管のみを選択的に強調等することができる。また、例えば、強調観察モードにおいては、太さが特定の範囲内にある血管のみを選択的に強調等することができる。

20

【0028】

また、特殊観察モードは、上記のように、内視鏡画像を用いて、生体情報を算出及び表示し、または、特定の組織もしくは構造を強調等して表示する動作（以下、本動作という）の他に、補正動作を含む。補正動作は、「本動作において使用する内視鏡画像」、「本動作において算出する生体情報」、または、「本動作において生体情報の算出に使用するデータ」の補正をする動作である。

30

【0029】

補正動作時に、上記「本動作において使用する内視鏡画像」、「本動作において算出する生体情報」、または、「本動作において生体情報の算出に使用するデータ」の補正に使用する内視鏡画像が補正值算出用画像である。本実施形態においては、補正動作時に、内視鏡 12 を用いて各々異なるタイミングにおいて観察対象を撮影して得る複数の内視鏡画像が正值算出用画像である。

40

【0030】

具体的には、生体情報観察モードの場合、「本動作において使用する内視鏡画像」とは、本動作において生体情報の算出に用いる内視鏡画像（以下、生体情報算出用画像という）、または、本動作において算出した生体情報を表示する観察画像の生成に用いる内視鏡画像である。また、強調観察モードの場合には、「本動作において使用する内視鏡画像」とは、本動作において強調等する組織もしくは構造の特定に用いる内視鏡画像、または、本動作において特定の組織もしくは構造を強調等した観察画像の生成に用いる内視鏡画像である。

【0031】

「本動作において算出する生体情報」とは、特殊観察モードが生体情報観察モードの場合

50

合に算出する酸素飽和度等の生体情報である。また、「本動作において生体情報の算出に使用するデータ」とは、内視鏡画像の他に、生体情報の算出に使用するデータである。例えば、生体情報として酸素飽和度を算出する場合、複数の内視鏡画像を用いて算出する演算値を、酸素飽和度に対応付けるためのデータテーブルまたは変換関数等である。

【0032】

なお、「本動作において使用する内視鏡画像」、「本動作において算出する生体情報」、または、「本動作において生体情報の算出に使用するデータ」の補正は、正確な生体情報を算出するための、または、正確に特定の組織や構造を強調等するために行う特殊観察モードの校正（キャリブレーション）である。

【0033】

特殊観察モードの一例である生体情報観察モードにおいては、内視鏡システム10は、内視鏡画像を用いて演算し、その演算結果を生体情報に対応付ける予め用意したデータを用いて、目的とする生体情報を算出する。これが、生体情報観察モードの本動作である。一方、補正動作においては、内視鏡画像を用いて補正值を算出する。そして、算出した補正值を用いて、「本動作において使用する内視鏡画像」、「本動作において算出する生体情報」、または、「本動作において生体情報の算出に使用するデータ」を補正する。これにより、生体情報観察モードの場合には、本動作において、生体情報を正確に算出することができ、強調観察モードの場合には、特定の組織もしくは構造を正確に強調等した観察画像を生成及び表示することができる。

【0034】

以下、本実施形態においては、特殊観察モードは酸素飽和度を算出及び表示する生体情報観察モードである。すなわち、本実施形態の特殊観察モードは、酸素飽和度観察モードである。本実施形態の酸素飽和度観察モードは、本動作において、複数の内視鏡画像を用いて、酸素飽和度と相関がある演算値を算出する。そして、算出した演算値と、演算値を酸素飽和度に対応付けるデータとを用いて酸素飽和度を算出する。その後、複数の内視鏡画像と、算出した酸素飽和度とを用いて、酸素飽和度の値を疑似カラーを用いて示す観察画像（以下、酸素飽和度画像110（図9参照）という）を生成及び表示する。また、本実施形態の酸素飽和度観察モードは、補正動作において、内視鏡12を用いて各々異なるタイミングにおいて観察対象を撮影して得る複数の内視鏡画像（補正值算出用画像）を用いて補正值を算出する。そして、算出した補正值を用いて、本動作時に酸素飽和度の算出に使用するデータ（すなわち、上記「演算値を酸素飽和度に対応付けるデータ」）を補正する。

【0035】

プロセッサ装置16は、モニタ18及びコンソール19と電氣的に接続する。モニタ18は、各観察モードの観察画像や観察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入力部の1つである。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。

【0036】

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。

【0037】

光源部20は、BS光源20a、BL光源20b、G光源20c、及び、R光源20dの4個の光源を備える。本実施形態においては、BS光源20a、BL光源20b、G光源20c、及び、R光源20d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の組み合わせ等を用いることができる。

【0038】

BS光源20aは、中心波長が約 450 ± 10 nm、波長帯域が約 420 nm ~ 500

10

20

30

40

50

n mの第1青色光BSを発光する青色光源である。BL光源20bは、中心波長及び波長帯域が約470nm±10nmであり、青色のいわゆる狭帯域光（以下、第2青色光BLという）を発光する青色光源である。G光源20cは、中心波長が約540±20nm、波長帯域が約480nm～600nmに及ぶ緑色光Gを発光する緑色光源である。R光源20dは、中心波長が約640±20nm、波長帯域が約600nm～650nmに及ぶ赤色光Rを発光する赤色光源である。

【0039】

光源制御部22は、照明光または照明光の照射条件のうち少なくとも一方を制御する制御部である。照明光を制御するとは、照明光の波長帯域または波長（分光スペクトル、中心波長、平均波長、最長波長もしくは最小波長等）を変更することをいう。照明光の照射条件とは、例えば照明光の光量、発光時間もしくは照射時間、または、発光タイミングもしくは照射タイミング等であり、照射条件の制御とはこれら照射条件の少なくとも1つを調節することをいう。

10

【0040】

具体的には、光源制御部22は、光源部20を構成する各光源20a～20dの点灯や消灯のタイミング、及び点灯時の発光量等をそれぞれ独立に制御する。この光源制御部22の制御により、光源部20は、通常観察モードにおいて使用する通常観察用照明光と、特殊観察モードにおいて使用する特殊観察用照明光と、をそれぞれ適切な光量及びタイミング等で発光する。

20

【0041】

通常観察モードの場合、光源制御部22は、BS光源20a、G光源20c、及びR光源20dを同時に点灯する。このため、通常観察用照明光は、第1青色光BSと、緑色光Gと、赤色光Rとを含む白色光である。本明細書においては、白色光には、白色光とみなすことができる擬似白色光を含む。また、本実施形態においては、通常観察モードの場合、光源部20は上記白色光を常時点灯するが、撮影フレームに合わせて、白色光を発光しても良い。

【0042】

特殊観察用照明光は、本動作において用いる本動作用照明光と、補正動作において用いる補正動作用照明光と、を含む。本動作用照明光及び補正動作用照明光は、特殊観察モードの実際の態様に応じて、それぞれ、1または複数の色の光（波長、波長帯域、または分光スペクトルが異なる複数種類の光）を含む。また、本動作用照明光と補正動作用照明光とは、特殊観察モードの実際の態様によっては、互いに異なる場合があり、また、互いに等しい場合がある。

30

【0043】

本実施形態の特殊観察モードである酸素飽和度観察モードにおいては、光源制御部22は本動作において第1パターンと第2パターンで各光源20a～20dの点灯及び消灯を交互に繰り返す。第1パターンは、BL光源20bを単独で点灯する発光パターンである。このため、第1パターンの際には、第2青色光BLが特殊観察用照明光になる。一方、第2パターンは、BS光源20aと、G光源20cと、R光源20dを同時に点灯するパターンである。このため、第2パターンの際には、第1青色光BSと、緑色光Gと、赤色光Rとを含む白色光が特殊観察用照明光になる。したがって、酸素飽和度観察モードは、本動作において、第2青色光BLと白色光が撮影フレームに合わせて交互に発光する。

40

【0044】

また、光源制御部22は、補正動作においても上記第1パターンと第2パターンの点灯及び消灯を撮影フレームに合わせて交互に繰り返す。したがって、本実施形態の特殊観察モードである酸素飽和度観察モードにおいては、本動作用照明光と補正動作用照明光は等しく、発光のパターンも同じである。このように、補正動作においても、本動作用照明光と等しい補正用照明光を発光するのは、補正動作においても酸素飽和度を算出し、補正動作において算出した酸素飽和度を補正值として、本動作において酸素飽和度の算出に用いるデータの補正をするからである。

50

【 0 0 4 5 】

光源部 2 0 が発光した照明光は、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。ユニバーサルコードは、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である。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できる。

【 0 0 4 6 】

内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d には、照明光学系 3 0 a と撮影光学系 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。撮影光学系 3 0 b は、対物レンズ 4 6、ズームレンズ 4 7、及びイメージセンサ 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等（反射光の他、散乱光、観察対象が発する蛍光、または、観察対象に投与等した薬剤に起因した蛍光等を含む）を用い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 の操作をすることで移動し、イメージセンサ 4 8 を用いて撮影する観察対象を拡大または縮小する。

【 0 0 4 7 】

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を有する B 画素（青色画素）、緑色カラーフィルタを有する G 画素（緑色画素）、及び、赤色カラーフィルタを有する R 画素（赤色画素）の 3 種類の画素を備える。青色カラーフィルタは、主として青色帯域の光、具体的には波長帯域が 3 8 0 ~ 5 6 0 nm の波長帯域の光を透過する。青色カラーフィルタの透過率は、波長 4 6 0 ~ 4 7 0 nm 付近においてピークになる。緑色カラーフィルタは、主として緑色帯域の光、具体的には、4 6 0 ~ 4 7 0 nm の波長帯域の光を透過する。赤色カラーフィルタは、主として赤色帯域の光、具体的には、5 8 0 ~ 7 6 0 nm の波長帯域の光を透過する。

【 0 0 4 8 】

イメージセンサ 4 8 を用いて観察対象を撮影すると、最大で、B 画素において撮影して得る B 画像（青色画像）、G 画素において撮像して得る G 画像（緑色画像）、及び、R 画素において撮影して得る R 画像（赤色画像）の 3 種類の内視鏡画像を同時に得ることができる。通常観察モードの場合、使用する通常観察用照明光は白色光であり、青色、緑色、及び赤色の成分を含むので、撮影フレーム毎に、B 画像、G 画像、及び R 画像を得ることができる。

【 0 0 4 9 】

照明光または照明光の照射条件を変更する場合、イメージセンサ 4 8 は、照明光または照明光の照射条件ごとに各々異なるタイミングにおいて観察対象を撮影する。例えば、本実施形態の特殊観察モードにおける特殊観察用照明光は、撮影フレーム毎に、第 2 青色光 B L と、第 1 青色光 B S、緑色光 G、及び赤色光 R からなる白色光とで切り替わる。このため、特殊観察用照明光が第 2 青色光 B L である撮影フレームにおいては実質的に B 画像のみが得られる。また、特殊観察用照明光が白色光である撮影フレームにおいては B 画像、G 画像、及び R 画像が得られる。以下、特殊観察用照明光が第 2 青色光 B L である撮影フレームで取得する B 画像を B 1 画像といい、特殊観察用照明光が白色光である撮影フレームにおいて取得する B 画像、G 画像、及び R 画像を、それぞれ B 2 画像、G 2 画像、及び R 2 画像という。

【 0 0 5 0 】

B 1 画像と、B 2 画像、G 2 画像、及び R 2 画像は、内視鏡 1 2 を用いて各々異なるタイミングにおいて観察対象を撮影した内視鏡画像であり、相互の撮影タイミングの関係においてマルチフレーム画像という場合がある。例えば、本実施形態の酸素飽和度観察モードにおいては、B 1 画像、B 2 画像、G 2 画像、及び R 2 画像はそれぞれがマルチフレーム画像である。また、複数のマルチフレーム画像という場合には、例えば、B 1 画像と、B 2 画像、G 2 画像、または R 2 画像のうちのいずれか 1 以上の画像とを組み合わせた 2

10

20

30

40

50

以上の内視鏡画像である。

【 0 0 5 1 】

なお、イメージセンサ 4 8 としては、C C D (Charge Coupled Device) センサや、C M O S (Complementary Metal Oxide Semiconductor) センサを利用可能である。また、本実施形態のイメージセンサ 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上記各色の画素から得る画像は、補色 - 原色色変換をすれば、B 画像、G 画像、及び R 画像に変換できる。また、カラーセンサの代わりに、カラーフィルタを設けていないモノクロセンサをイメージセンサ 4 8 として使用できる。この場合、B G R 等各色の照明光を用いて観察対象を順次撮影することにより、上記各色の画像を得ることができる。

10

【 0 0 5 2 】

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、を有する。

【 0 0 5 3 】

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て、光源制御部 2 2 及びイメージセンサ 4 8 に制御信号を入力することにより、観察モードを切り替える。例えば、制御部 5 2 は、光源制御部 2 2 を介して間接的に照明光または照明光の照射条件を制御する制御部として機能する。この他、制御部 5 2 は、照明光の照射タイミングと撮影のタイミングの同期制御等の内視鏡システム 1 0 の統括的制御も行う。

20

【 0 0 5 4 】

画像取得部 5 4 は、イメージセンサ 4 8 から観察対象の画像を取得する。通常観察モードの場合、画像取得部 5 4 は、撮影フレーム毎に、B 画像、G 画像、及び R 画像の組を取得する。また、特殊観察モードの場合、画像取得部 5 4 は、撮影フレーム毎に、各撮影フレームにおける特殊観察用照明光に応じた画像を取得する。例えば、特殊観察モードの場合、画像取得部 5 4 は、照明光または照明光の照射条件、及び、撮影のタイミングが異なる複数の内視鏡画像を取得する。本実施形態の特殊観察モードである酸素飽和度観察モードの場合、画像取得部 5 4 は、少なくとも、B 1 画像と、B 2 画像、G 2 画像、及び R 2 画像の組とを撮影フレーム毎に交互に取得する。

30

【 0 0 5 5 】

画像取得部 5 4 は、D S P (Digital Signal Processor) 5 6 と、ノイズ低減部 5 8 と、変換部 5 9 と、を有し、これらを用いて、取得した画像に各種処理を施す。

【 0 0 5 6 】

D S P 5 6 は、取得した画像に対し、必要に応じて欠陥補正処理、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。

【 0 0 5 7 】

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低減し、正確な零レベルを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、カラーフィルタの配列のため、イメージセンサ 4 8 において他の色の画素を配置しているために、画素値がない画素である。例えば、B 画像は B 画素において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

40

50

間して、イメージセンサ 48 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、輝度チャンネル Y と色差チャンネル C b 及び色差チャンネル C r に変換する処理である。

【0058】

ノイズ低減部 58 は、輝度チャンネル Y、色差チャンネル C b 及び色差チャンネル C r に対して、例えば、移動平均法またはメディアンフィルタ法等を用いてノイズ低減処理を施す。変換部 59 は、ノイズ低減処理後の輝度チャンネル Y、色差チャンネル C b 及び色差チャンネル C r を再び B G R の各色の画像に再変換する。

【0059】

画像処理部 61 は、通常処理部 62 と、特殊処理部 63 とを有する。通常処理部 62 は、通常観察モード時に作動し、上記各種処理を施した 1 撮影フレーム分の B 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、通常観察画像を生成する。色変換処理は、B G R 各色の画像に対して 3×3 のマトリクス処理、階調変換処理、3 次元 L U T (ルックアップテーブル) 処理等を行う。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組織や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 から通常観察画像を順次取得し、取得した通常観察画像を表示に適した形式に変換してモニタ 18 に順次出力表示する。これにより、通常観察モードの場合、医師等は、通常観察画像の動画を用いて観察対象を観察できる。

10

【0060】

特殊処理部 63 は、図 3 に示すように、指標値算出部 71、判定部 72、補正值算出部 73、補正部 74、及び特殊観察画像生成部 75 を備える。

20

【0061】

指標値算出部 71 は、画像取得部 54 から取得する内視鏡画像を用いて、1 種類または複数種類の指標値を算出する。指標値とは、補正值の算出の可否、または、補正值の使用の可否を判断する判断基準となる数値である。但し、補正值の算出の可否の判断基準とする場合も、補正值の使用の可否の判断基準とする場合も、指標値は実質的に同じである。指標値を「補正值の算出の可否」の判断基準とする場合とは、補正值算出部 73 が補正值を算出するか否かを、判定部 72 の判定結果を用いて決定する場合である。指標値を「補正值の使用の可否」の判断基準とする場合とは、補正部 74 が補正を実行するか否かを、判定部 72 の判定結果を用いて決定する場合である。本実施形態においては、判定部 72 の判定結果を用いて、補正值算出部 73 が補正值を算出するか否かを決定する。このため、本実施形態は、上記の通り、指標値を「補正值の算出の可否」の判断基準とする場合である。

30

【0062】

より具体的には、指標値算出部 71 は、内視鏡画像間で比較した観察対象の動き量（以下、画像間動き量という）、1 つの内視鏡画像内における観察対象の動き量（以下、画像内動き量という）、観察対象もしくは内視鏡画像の明るさ、内視鏡画像の画素値、または、付着物の有無もしくは付着量のうちいずれか 1 以上について指標値を算出する。

【0063】

画像間動き量とは、例えば、B 1 画像と B 2 画像等、内視鏡 12 を用いて各々異なるタイミングで取得した内視鏡画像を比較した際の観察対象の移動、回転、もしくは変形の向きや大きさ、または、これらを用いて演算して得る複合的な数値である。移動等の向きや大きさは、複数の内視鏡画像間の対応する点について算出する。複数点について、移動等の向きや大きさを算出する場合には、それらの平均値、中央値、または最大値等の統計量を動き量にすることができる。なお、画像間動き量には、撮影位置の変化、及び、撮影角度の変化に起因した観察対象の動き（内視鏡 12 の動きに起因した相対的な観察対象の動き）の大きさ等に関する情報も自動的に含んでいる。

40

【0064】

画像内動き量とは、内視鏡画像を撮影した際に観察対象の移動、回転、もしくは変形に

50

起因した内視鏡画像の不鮮明度を表す数値であり、例えば内視鏡画像を周波数解析して得られる数値である。画像内動き量には、内視鏡画像を撮影した際の撮影位置の変化、及び、撮影角度の変化に起因した観察対象の動き（内視鏡１２の動きに起因した相対的な観察対象の動き）の大きさ等に関する情報も自動的に含んでいる。

【００６５】

観察対象もしくは内視鏡画像の明るさとは、例えば、観察対象もしくは内視鏡画像の全体もしくは特定の部分（例えば中央部分）の輝度もしくは明度等である。指標値算出部７１は、例えば、内視鏡画像の全体または特定の部分にある画素の輝度または明度等の平均値または中央値等の統計量を、明るさに関する指標値として算出する。

【００６６】

内視鏡画像の画素値とは、例えば、特定の画素の画素値、または、内視鏡画像の特定の部分もしくは全体における画素値の平均値、中央値、最大値、もしくは最小値等の統計量である。指標値算出部７１は、内視鏡画像の特定の部分または全体における画素値の出現頻度、画素値の分布、または、画素値の分布に関する統計量（標準偏差等）等を、内視鏡画像の画素値に関する指標値として算出することができる。

【００６７】

付着物とは、例えば、残渣、粘液、または散布等（散布の他、塗布、注入または内視鏡１２を用いない投与等を含む）した薬剤である。付着物の付着量とは、付着物がある箇所個数、面積、色、または濃度（付着物に起因した着色濃度）等である。

【００６８】

判定部７２は、内視鏡画像が補正に適切か否かを、指標値を用いて判定する。具体的には、指標値算出部７１から指標値を取得すると、判定部７２は、取得した指標値を、指標値の種類に応じて予め定めた閾値と比較する。そして、指標値が閾値で定める範囲内にある場合、判定部７２は、内視鏡画像が補正に適切であると判定する（以下、ＯＫ判定という）。一方、指標値が閾値で定める範囲外である場合、判定部７２は、内視鏡画像が補正に適切でないと判定する（以下、ＮＧ判定という）。

【００６９】

判定部７２は、判定結果（ＯＫ判定またはＮＧ判定）を補正值算出部７３または補正部７４に入力する。判定部７２が判定結果を補正值算出部７３に入力する場合、補正值算出部７３は判定結果がＯＫ判定の場合に補正值を算出し、判定結果がＮＧ判定の場合には補正值を算出しない。したがって、判定部７２が判定結果を補正值算出部７３に入力する場合、判定部７２の判定結果は、補正值の算出の可否の判断基準となる。一方、判定部７２が判定結果を補正部７４に入力する場合、補正部７４は判定結果がＯＫ判定の場合に補正を実行し、補正值算出部７３が補正值を算出したとしても、判定結果がＮＧ判定の場合には補正を実行しない。したがって、判定部７２が判定結果を補正部７４に入力する場合、判定部７２の判定結果は、補正值の使用の可否（補正実行の可否）の判断基準となる。本実施形態においては、判定部７２は判定結果を補正值算出部７３に入力する。

【００７０】

なお、指標値算出部７１が複数種類の指標値を算出する場合、判定部７２は指標値算出部７１が算出した複数種類の指標値を全て取得する。そして、各指標値を、各指標値の種類に応じて予め定められた閾値と比較して、指標値ごとに、内視鏡画像が補正に適切か否かの判定をする。そして、全ての指標値の判定結果がＯＫ判定の場合、総合してＯＫ判定を出力する。複数種類の指標値の各判定結果のうちいずれか１以上がＮＧ判定の場合、総合してＮＧ判定を出力する。

【００７１】

補正值算出部７３は、画像取得部５４から取得する内視鏡画像を補正值算出用画像として用いて、「本動作において使用する内視鏡画像」、「本動作において算出する生体情報」、または、「本動作において生体情報の算出に使用するデータ」の補正に使用する補正值を算出する。補正值算出部７３が、「本動作において使用する内視鏡画像」、「本動作において算出する生体情報」、または、「本動作において生体情報の算出に使用するデー

10

20

30

40

50

タ」のうち、どの対象の補正に使用する補正值を算出するかは、特殊観察モードの実際の態様に依存する。本実施形態の特殊観察モードは酸素飽和度観察モードであり、かつ、本動作時に酸素飽和度の算出に使用するデータを補正するので、本実施形態においては、補正值算出部 73 は、「本動作において生体情報の算出に使用するデータ」の補正に使用する補正值を算出する。

【0072】

補正部 74 は、補正值算出部 73 が算出した補正值を用いて、「本動作において使用する内視鏡画像」、「本動作において算出する生体情報」、または、「本動作において生体情報の算出に使用するデータ」を補正する。当然ながら、補正值算出部 73 が、「本動作において使用する内視鏡画像」を対象とする補正值を算出した場合、補正部 74 は、補正值算出部 73 が算出した補正值を用いて「本動作において使用する内視鏡画像」を補正する。「本動作において算出する生体情報」、または、「本動作において生体情報の算出に使用するデータ」の場合も同様である。

10

【0073】

特殊観察画像生成部 75 は、本動作において、画像取得部 54 から取得する内視鏡画像を用いて、特殊観察モードの実際の態様に応じた観察画像（以下、特殊観察画像という）を生成する。特殊観察モードが生体情報観察モードである場合、特殊観察画像生成部 75 は、内視鏡画像を用いて生体情報を算出し、かつ、生体情報を表す特殊観察画像（以下、生体情報画像という）を生成する。特殊観察モードが強調観察モードである場合、特殊観察画像生成部 75 は、内視鏡画像を用いて、特定の組織または構造を抽出等（選択その他、強調等しない他の組織または構造と区別する処理を含む）し、かつ、抽出等した特定の組織または構造を強調等した特殊観察画像（以下、強調観察画像という）を生成する。

20

【0074】

また、特殊観察画像生成部 75 は、補正動作において、内視鏡画像を用いて、上記特殊観察画像の代わりに自然な観察画像を生成する。ここでいう自然な観察画像とは、特定の組織または構造が強調等しておらず、かつ、生体情報の表示のために着色等をしていない観察画像である。すなわち、特殊観察画像生成部 75 は、補正動作において、通常観察モードの通常観察画像と同様の観察画像 101（以下、「通常観察画像」という。図 8 参照）を生成する。

【0075】

30

特殊観察画像生成部 75 は、生成した特殊観察画像または通常観察画像 101 を、表示制御部 66 を介して、モニタ 18 に表示する。すなわち、モニタ 18 は、本動作においては特殊観察画像を表示し、補正動作においては通常観察画像 101 を表示する。なお、表示制御部 66 は、必要に応じて、特殊観察画像または通常観察画像 101 に関連する情報、医師等の判断を支援する情報、及び、操作入力のボタン等もモニタ 18 に表示する。例えば、酸素飽和度画像 110 をモニタ 18 に表示する際には、表示制御部 66 は、疑似カラーの色と酸素飽和度との対応関係を示すインジケータ（酸素飽和度画像 110 に関連する情報）をモニタ 18 に表示する。上記の通り、モニタ 18 は、通常観察画像 101 または酸素飽和度画像 110 のように、内視鏡画像を用いて生成した観察画像を表示する表示部である。

40

【0076】

本実施形態の特殊観察モードは酸素飽和度観察モードなので、図 4 に示すように、特殊観察画像生成部 75 は、演算値算出部 81、データ記憶部 82、酸素飽和度算出部 83、及び、画像生成部 84 を備える。

【0077】

演算値算出部 81 は、画像取得部 54 から複数の内視鏡画像を取得し、これら複数の内視鏡画像を用いて、酸素飽和度算出部 83 が酸素飽和度の算出に用いる演算値を算出する。具体的には、演算値算出部 81 は、B1 画像、B2 画像、G2 画像、及び R2 画像を取得する。そして、G2 画像に対する B1 画像の比 $B1/G2$ と、G2 画像に対する R2 画像の比 $R2/G2$ と、をそれぞれ画素ごとに算出する。これらの比 $B1/G2$ 及び比 $R2$

50

/ G 2 が酸素飽和度の算出に用いる演算値である。

【 0 0 7 8 】

データ記憶部 8 2 は、演算値算出部 8 1 が算出した上記演算値を用いて、酸素飽和度算出部 8 3 が酸素飽和度を算出する際に使用するデータを記憶する。すなわち、データ記憶部 8 2 は、演算値と酸素飽和度との相関関係を L U T 等の形式で記憶している。図 5 に示すように、この相関関係を、縦軸 L o g (B 1 / G 2) 及び横軸 L o g (R 2 / G 2) を用いて形成する特徴空間において表すと、酸素飽和度が同じ値の点を結ぶ等値線が、概ね横方向に沿って形成される。また、等値線は、酸素飽和度が大きくなるほど縦軸方向の下方に位置する。例えば、酸素飽和度が 1 0 0 % の等値線 9 3 は、酸素飽和度が 0 % の等値線 9 4 よりも下方に位置する。

10

【 0 0 7 9 】

上記相関関係は、図 6 に示す酸化ヘモグロビン (グラフ 9 6) 及び還元ヘモグロビン (グラフ 9 7) の吸光特性と密接に関連している。具体的には、第 2 青色光 B L の波長 (約 $470 \pm 10 \text{ nm}$) は、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ので、ヘモグロビンの酸素飽和度に起因して吸光量が変化する。このため、第 2 青色光 B L は、酸素飽和度の情報を取り扱いやすい。したがって、照度ムラ等の補正のために G 2 画像を用いて B 1 画像を規格化した比 $B 1 / G 2$ を用いれば、酸素飽和度を算出できる。しかし、比 $B 1 / G 2$ は酸素飽和度だけでなく、血液量にも依存する。そこで、比 $B 1 / G 2$ に加えて、主として血液量に依存して変化する比 $R 2 / G 2$ を用いることで、血液量に影響されることなく、酸素飽和度を算出できるようにしている。なお、G 2 画像に含まれる緑色光 G の波長 (約 $540 \pm 20 \text{ nm}$) は、ヘモグロビンの吸光係数が比較的高いので、血液量に起因して吸光係数が変化しやすい波長である。

20

【 0 0 8 0 】

なお、上記特徴空間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をした結果として予め得られる。また、データ記憶部 8 2 は、比 $B 1 / G 2$ 及び比 $R 2 / G 2$ と、酸素飽和度との相関関係を記憶しているが、データ記憶部 8 2 はこの他の相関関係を記憶しておくことができる。例えば、B 1 画像、B 2 画像、G 2 画像、及び R 2 画像に基づく上記とは異なる他の演算 (例えば差分処理) をした結果として得る演算値 (以下、他の演算値という) を用いて酸素飽和度を算出する場合、データ記憶部 8 2 は、この他の演算値を酸素飽和度に対応付ける相関関係を記憶しておくことができる。

30

【 0 0 8 1 】

酸素飽和度算出部 8 3 は、データ記憶部 8 2 が記憶するデータである上記相関関係と、演算値算出部 8 1 が算出した演算値と、を用いて酸素飽和度を算出する。具体的には、酸素飽和度算出部 8 3 は、データ記憶部 8 2 が記憶する相関関係を参照し、比 $B 1 / G 2$ 及び比 $R 2 / G 2$ に対応する酸素飽和度を画素ごとに算出する。例えば、ある画素の比 $B 1 / G 2$ 及び比 $R 2 / G 2$ に対応する酸素飽和度は、データ記憶部 8 2 が記憶する相関関係を参照すると「 4 0 % 」である。したがって、酸素飽和度算出部 8 3 は、この画素における酸素飽和度を「 4 0 % 」と算出する (図 5 参照) 。データ記憶部 8 2 が記憶する相関関係が補正部 7 4 によって補正された場合には、酸素飽和度算出部 8 3 は、補正後の相関関係を参照して酸素飽和度を算出する。

40

【 0 0 8 2 】

なお、比 $B 1 / G 2$ 及び比 $R 2 / G 2$ 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、比 $B 1 / G 2$ 及び比 $R 2 / G 2$ 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 3 (図 5 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 4 (図 5 参照) よりも情報に分布したりすることはほとんどない。万が一、比 $B 1 / G 2$ 及び比 $R 2 / G 2$ の各値の組み合わせが、上限の等値線 9 3 よりも下方に分布する場合には、酸素飽和度算出部 8 3 はその画素の酸素飽和度を上限の「 1 0 0 % 」と算出する。同様に、比 $B 1 / G 2$ 及び比 $R 2 / G 2$ の各値の組み合わせが、下限の等値線 9 3 よりも上方に分布する場合には、酸素飽和度算出部 8 3 は、その画素の酸素飽和度を「 0 % 」と算出する。また、比 $B 1 / G 2$ 及び比 $R 2 / G 2$ に対

50

応する点が上限の等値線 9 3 と下限の等値線 9 4 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を表示しても良いし、酸素飽和度を算出しないようにしても良い。

【0083】

画像生成部 8 4 は、本動作においては、画像取得部 5 4 から取得する複数の内視鏡画像と、酸素飽和度算出部 8 3 が算出した酸素飽和度と、を用いて酸素飽和度画像 1 1 0 を生成する。より具体的には、画像生成部 8 4 は、B 2 画像、G 2 画像、及び R 2 画像を取得し、これらの内視鏡画像に対して酸素飽和度に応じたゲインを画素ごとに施す。例えば、画像生成部 8 4 は、酸素飽和度が 6 0 % 以上の画素には B 2 画像、G 2 画像、及び R 2 画像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 6 0 % 未満の画素には、B 2 画像に対して「1」未満のゲインを乗じ、G 2 画像及び R 2 画像に対しては「1」以上のゲインを乗じる。その後、画像生成部 8 4 は、上記のようにゲインを施した B 2 画像、G 2 画像、及び R 2 画像を用いてカラーの観察画像を生成する。このように、酸素飽和度に応じて画素ごとにゲインを施した B 2 画像、G 2 画像、及び R 2 画像を用いて生成した観察画像が酸素飽和度画像 1 1 0 である。画像生成部 8 4 は、生成した酸素飽和度画像 1 1 0 を、表示制御部 6 6 を介してモニタ 1 8 に順次表示する。

10

【0084】

画像生成部 8 4 が生成した酸素飽和度画像 1 1 0 においては、高酸素の領域（本実施形態においては酸素飽和度が 6 0 % 以上 1 0 0 % 以下の領域）は、通常観察画像 1 0 1 と同様、自然な色になる。一方、酸素飽和度が特定値を下回る低酸素の領域（本実施形態においては酸素飽和度が 0 % 以上 6 0 % 未満の領域）は、算出した酸素飽和度の値に応じて、通常観察画像 1 0 1 とは異なる色に着色した疑似カラーになる。なお、本実施形態においては、酸素飽和度観察モードの場合に、画像生成部 8 4 は、低酸素の領域だけを疑似カラー化するゲインを乗じているが、高酸素の領域においても酸素飽和度に応じたゲインを施し、酸素飽和度画像 1 1 0 の全体を疑似カラー化しても良い。また、低酸素の領域と高酸素の領域を、酸素飽和度 6 0 % を境界にして分けているが、この境界の酸素飽和度の値も任意である。

20

【0085】

本動作においては上記のように酸素飽和度画像 1 1 0 を生成するのに対し、補正動作においては、画像生成部 8 4 は通常観察画像 1 0 1 を生成する。具体的には、補正動作においては、画像生成部 8 4 は、画像取得部 5 4 から、B 2 画像、G 2 画像、及び R 2 画像を取得し、これらの内視鏡画像を用いてカラーの観察画像を生成する。このように、画像取得部 5 4 から取得した B 2 画像、G 2 画像、及び R 2 画像をそのまま使用して生成した観察画像は、酸素飽和度観察モード時の通常観察画像 1 0 1 である。すなわち、画像生成部 8 4 が生成する通常観察画像 1 0 1 は、通常観察モード時に通常処理部 6 2 で生成する通常観察画像とほぼ同様に、観察対象を自然な色で表す。画像生成部 8 4 は、補正動作において生成した通常観察画像 1 0 1 を表示制御部 6 6 を介してモニタ 1 8 に順次表示する。

30

【0086】

また、本実施形態においては、補正值算出部 7 3 は、判定部 7 2 の判定結果が OK 判定の場合に、画像取得部 5 4 から、B 1 画像、B 2 画像、G 2 画像、及び R 2 画像を取得する。そして、これらの複数の内視鏡画像を用いて、G 2 画像に対する B 1 画像の比 $B1/G2$ と、G 2 画像に対する R 2 画像の比 $R2/G2$ と、をそれぞれ画素ごとに算出する。すなわち、補正值算出部 7 3 は、演算値算出部 8 1 と同様の演算値を算出する。その後、算出した演算値と、データ記憶部 8 2 に予め記憶した補正前の相関関係（以下、デフォルトの相関関係という）を用いて、酸素飽和度算出部 8 3 と同様に画素ごとに酸素飽和度を算出して、その代表値を求める。代表値とは、本実施形態においては平均値であるが、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。

40

【0087】

補正值算出部 7 3 が取得した複数の内視鏡画像が補正值の算出に適した状況において観察対象を撮影して得たものであれば、上記代表値は、概ね一定の値になる。例えば、補正

50

動作のために明らかな病変がない適切な箇所を撮影しており、かつ、撮影条件が適切であれば、酸素飽和度の代表値は特定の値（観察部位にもよるが例えば概ね 70 % 程度）になる。また、特徴空間内での各等値線の形状及び相互関係は、観察対象の個体差等に依らず概ね一定である。したがって、補正值算出部 73 が算出した酸素飽和度の値と、この特定の値を比較すれば、デフォルトの相関関係の特徴空間内でどの程度シフトすれば、観察中の観察対象の酸素飽和度を正確に算出することができるようになるかを求めることができる。このデフォルトの相関関係のシフト量及びシフト方向が補正值算出部 73 が算出する補正量である。

【0088】

補正部 74 は、補正值算出部 73 が算出したシフト量及びシフト方向にしたがってデフォルトの相関関係を補正する。そして、本動作において、酸素飽和度算出部 83 は、この補正後の相関関係を用いて酸素飽和度を算出する。

【0089】

次に、本実施形態の特殊観察モードである酸素飽和度観察モードの一連の動作の流れを、図 7 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 13a を操作して、酸素飽和度観察モードに切り替えると（S10）、特殊処理部 63 は補正動作を開始する（S11）。補正動作が開始すると、画像取得部 54 は、複数の内視鏡画像を順次取得する（S12）。そして、特殊観察画像生成部 75 は、画像生成部 84 において通常観察画像 101 を生成し、かつ、図 8 に示すように生成した通常観察画像 101 をモニタ 18 に表示する（S13）。

【0090】

一方、指標値算出部 71 は、画像取得部 54 から取得する複数の内視鏡画像を用いて、指標値を算出する（S14）。そして、判定部 72 は、指標値を用いて、内視鏡画像が補正に適切か否かの判定をする（S15）。内視鏡画像が補正に不適切であり、判定部 72 の判定結果が NG 判定である場合（S15：NO）、判定結果が OK 判定になるまで、内視鏡画像の取得（S12）と、通常観察画像 101 の生成及び表示（S13）と、指標値の算出（S14）と、内視鏡画像が補正に適切か否かの判定（S15）を繰り返し行う。すなわち、判定結果が OK 判定になるまで、画像取得部 54 は、補正值の算出に使用する内視鏡画像を複数回取得し、指標値算出部 71 は、各回の内視鏡画像についてそれぞれ指標値を算出し、かつ、判定部 72 は、各回の内視鏡画像がそれぞれ補正に適切か否かを判定する。

【0091】

補正に適切な内視鏡画像が得られ、判定部 72 の判定結果が OK 判定になると（S15：YES）、補正值算出部 73 は、画像取得部 54 から取得した複数の内視鏡画像を用いて補正值を算出する（S16）。そして、補正部 74 は、補正值算出部 73 が算出した補正值を用いて、データ記憶部 82 が記憶する相関関係の補正を実行する（S17）。その後、制御部 52 は、酸素飽和度観察モードの補正動作を終了して本動作に移行する（S18）。

【0092】

本動作に移行すると、特殊観察画像生成部 75 は、画像取得部 54 から複数の内視鏡画像を改めて取得し（S19）、これらの複数の内視鏡画像を用いて演算値算出部 81 において演算値を算出する（S20）。そして、酸素飽和度算出部 83 は、演算値と、データ記憶部 82 から補正部 74 が補正した補正後の相関関係を用いて、画素ごとに酸素飽和度を算出する（S21）。酸素飽和度算出部 83 が酸素飽和度を算出すると、画像生成部 84 は、酸素飽和度算出部 83 が算出した酸素飽和度と、複数の内視鏡画像と、を用いて酸素飽和度画像 110（図 9 参照）を生成し、図 9 に示すように、表示制御部 66 を介してモニタ 18 に酸素飽和度画像 110 を表示する（S22）。このとき、表示制御部 66 は、酸素飽和度画像 110 の色と、酸素飽和度の関係を示すインジケータ 111 を酸素飽和度画像 110 に並べて表示する。これら本動作の動作（S19～S22）は、特殊観察モードの終了まで繰り返し行う（S23）。

【 0 0 9 3 】

上記のように、内視鏡システム 10 は、撮影条件が適切であるか否かを判断して自動的に生体情報の算出に使用するデータを補正するので、本動作においては、個体差等に依らず、常に正確な生体情報が得られる。また、医師等は、補正值算出用画像として用いる内視鏡画像が適切に得られるか否かを判断する必要がなく、単に、観察モードを通常観察モードから特殊観察モードに切り替えるだけで良い。このため、内視鏡システム 10 は生体情報等を算出する従来の内視鏡システムと比較して利便性が良い。

【 0 0 9 4 】

さらに、内視鏡システム 10 は、観察モードを通常観察モードから特殊観察モードに切り替えた際に補正動作を行うが、補正值算出用画像は、特殊観察モードへの切り替え直後に必ず得るというわけではなく、補正動作の開始後、判定部 72 の判定結果が OK 判定となって、内視鏡システム 10 が撮影条件が適切であると判断した適切なタイミングで補正值算出用画像を取得する。このため、内視鏡システム 10 は失敗しない適切なタイミングを見極めて生体情報の算出に使用するデータの補正をすることができる。

【 0 0 9 5 】

上記第 1 実施形態においては、補正部 74 は「本動作において酸素飽和度の算出に用いるデータ」である相関関係を補正しているが、補正部 74 は、「本動作において使用する内視鏡画像」または「本動作において算出する生体情報」を補正することができる。

【 0 0 9 6 】

補正部 74 が「本動作において使用する内視鏡画像」を補正する場合、図 10 に示すように、補正部 74 は、本動作において演算値算出部 81 が用いる複数の内視鏡画像を画像取得部 54 から取得する。そして、補正後の複数の内視鏡画像を演算値算出部 81 に入力する。こうすれば、上記第 1 実施形態と同様に、正確な酸素飽和度を算出できるようになる。なお、この場合の補正值算出部 73 は、例えば、酸素飽和度の代表値が、デフォルトの相関関係を参照した際に特定の値（例えば 70 %）になるように、B1 画像、G2 画像、及び R2 画像の 1 以上に施すゲインを算出し、このゲインを補正值として補正部 74 に入力する。

【 0 0 9 7 】

また、補正部 74 が「本動作において算出する生体情報」を補正する場合、図 11 に示すように、補正部 74 は、酸素飽和度算出部 83 が算出した酸素飽和度を取得する。そして、補正後の酸素飽和度を、画像生成部 84 に入力する。こうすれば、上記第 1 実施形態と同様に、正確な酸素飽和度を示す酸素飽和度画像 110 を生成及び表示できる。なお、この場合の補正值算出部 73 は、例えば、上記第 1 実施形態と同様に、酸素飽和度の代表値と、特定の値（例えば 70 %）の差分等を補正值として算出する。補正部 74 は、酸素飽和度算出部 83 が算出した酸素飽和度に、補正值を加減乗除等することで、正確な酸素飽和度の値に補正することができる。

【 0 0 9 8 】

上記第 1 実施形態は本動作において酸素飽和度画像 110 を生成及び表示しているが、酸素飽和度画像 110 にすれば酸素飽和度を容易に把握できるからである。しかし、酸素飽和度以外の生体情報の場合、その種類によっては、酸素飽和度画像 110 のように画像化できない場合、または、画像化せず数値を表示した方が内容の把握がしやすい場合がある。こうした事情があるときには、図 12 に示すように、本動作においても、モニタ 18 には、通常観察画像 101 を表示する。そして、モニタ 18 に生体情報表示部 121 を設けて、算出した生体情報の数値を表示することができる。この場合、特殊観察画像生成部 75 は、例外的に、本動作においても補正動作時と同様に通常観察画像 101 を生成する。また、特殊観察画像生成部 75 は、表示制御部 66 を介して、算出した生体情報を生体情報表示部 121 に表示する。

【 0 0 9 9 】

上記第 1 実施形態の補正動作においては、モニタ 18 は通常観察画像 101 のみを表示するが、補正動作においては、図 13 に示すように、判定結果表示部 122 を設け、モニ

10

20

30

40

50

タ 1 8 はさらに判定部 7 2 の判定結果を表示することが好ましい。このように判定部 7 2 の判定結果をモニタ 1 8 に表示すれば、医師等が補正動作の進行状況等を把握できるからである。図 1 3 のように、判定結果表示部 1 2 2 に N G 判定が表示されれば、医師等は、通常観察画像 1 0 1 を見ながら、判定結果が O K 判定になるように撮影位置等を積極的に調整することができるようになる。もちろん、モニタ 1 8 には、生体情報表示部 1 2 1 と判定結果表示部 1 2 2 を両方設けても良い。

【 0 1 0 0 】

上記第 1 実施形態の補正動作においては、モニタ 1 8 は通常観察画像 1 0 1 のみを表示するが、図 1 4 に示すように、補正動作においては、モニタ 1 8 には補正值算出用画像取得状況表示部 1 2 3 を設け、補正に適切な内視鏡画像を取得済みか否かを表示することが好ましい。このように、補正に適切な内視鏡画像を取得済みか否かを表示すれば、判定結果表示部 1 2 2 を設ける場合と同様に、医師等は補正動作の進行状況等を把握できる。なお、生体情報表示部 1 2 1、判定結果表示部 1 2 2、及び、補正值算出用画像取得状況表示部 1 2 3 は、これらのうち 2 以上を組み合わせることができる。表示部であるモニタ 1 8 には、少なくとも判定結果表示部 1 2 2 または補正值算出用画像取得状況表示部 1 2 3 を設け、内視鏡画像を用いて生成した観察画像とともに、判定部 7 2 が行う判定の結果、または、補正に適切な内視鏡画像を取得済みであるか否かのうちいずれかを表示することが好ましい。

10

【 0 1 0 1 】

なお、上記第 1 実施形態においては、補正動作及び本動作において取得する複数の内視鏡画像は同じである。また、補正動作において取得する複数の内視鏡画像は、補正值の算出に使用できる他、通常観察画像 1 0 1 の生成に使用できる。このため、上記第 1 実施形態においては、補正動作において補正值の算出に使用する補正值算出用画像（以下、補正值算出用画像 P_C という）と、補正動作において通常観察画像 1 0 1 の生成に使用する内視鏡画像（以下、画像生成用画像 P_N という）と、本動作において生体情報の算出等使用する生体情報算出用画像（以下、生体情報算出用画像 P_S という）と、を区別する必要がない。

20

【 0 1 0 2 】

しかし、特殊観察モードの内容によっては、これらを区別しなければならない場合がある。例えば、本動作用照明光と補正動作用照明光が、波長等や波長等の組み合わせが異なる場合には、補正值算出用画像 P_C と生体情報算出用画像 P_S は異なるので、これらを区別しなければならない。このように、補正值算出用画像 P_C 、画像生成用画像 P_N 、及び、生体情報算出用画像 P_S を区別しなければならない場合、これらを取得するタイミングや使用する内視鏡画像の種類に注意を必要である。このため、以下では、補正值算出用画像 P_C 、画像生成用画像 P_N 、及び、生体情報算出用画像 P_S の取得タイミング等を例示する。

30

【 0 1 0 3 】

まず、画像生成用画像 P_N と、補正值算出用画像 P_C とに区別が必要であり、補正值算出用画像 P_C を用いて通常観察画像 1 0 1 を生成できないとする。この場合、図 1 5 に示すように、時刻 T_0 において観察モードを通常観察モードから特殊観察モードに切り替えて補正動作が開始したとすると、時刻 T_0 以降の補正動作においては、画像取得部 5 4 は、画像生成用画像 P_N と補正值算出用画像 P_C とを、例えば交互に、両方とも取得する。このため、特殊観察画像生成部 7 5 は、補正動作においては、画像取得部 5 4 から画像生成用画像 P_N を取得して、通常観察画像 1 0 1 を生成及び表示する。一方、指標値算出部 7 1 は、画像取得部 5 4 から補正值算出用画像 P_C を取得して指標値を算出し、かつ、判定部 7 2 は、この補正值算出用画像 P_C を用いて算出した指標値を用いて判定をする。

40

【 0 1 0 4 】

また、時刻 T_0 以後の時刻 T_1 に判定部 7 2 の判定結果が O K 判定になったとすると、特殊観察モードは補正動作から本動作に移行し、画像取得部 5 4 は生体情報算出用画像 P_S を取得する。そして、特殊観察画像生成部 7 5 は、生体情報算出用画像 P_S を用いて特殊観察画像を生成及び表示する。また、補正值算出部 7 3 は、指標値算出部 7 1 が指標値の

50

算出に使用した補正值算出用画像 P_C を用いて補正值を算出する。

【0105】

上記のように、画像生成用画像 P_N と、補正值算出用画像 P_C とに区別が必要な場合、補正動作においては、画像生成用画像 P_N と補正值算出用画像 P_C を両方とも取得する必要がある。これは、補正動作において、途切れることなく通常観察画像 101 をモニタ 18 に表示し続けるためである。

【0106】

なお、生体情報の種類によっては、酸素飽和度画像 110 のように画像化して示すことが適当でなく、算出した生体情報を数値で示す必要がある（図 12 参照）。この場合、時刻 T_1 以降の本動作においても画像生成用画像 P_N を取得する必要がある。したがって、例えば、図 16 に示すように、時刻 T_1 以降においては、画像生成用画像 P_N と生体情報算出用画像 P_S とを、例えば交互に、両方とも取得する。そして、特殊観察画像生成部 75 は、画像生成用画像 P_N を用いて通常観察画像 101 を生成し、かつ、生体情報算出用画像 P_S を用いて生体情報を算出する。

10

【0107】

あるいは、モニタ上に通常観察画像 101 と特殊観察画像のそれぞれを並べて表示する場合や、通常観察画像 101 と特殊観察画像を重畳して表示したい場合がある。この場合も、時刻 T_1 以降においては、画像生成用画像 P_N と生体情報算出用画像 P_S とを、例えば交互に、両方とも取得する。そして、特殊観察画像生成部 75 は、画像生成用画像 P_N を用いて通常観察画像 101 を生成し、かつ、生体情報算出用画像 P_S を用いて特殊観察画像を生成する。

20

【0108】

また、指標値を、画像生成用画像 P_N を用いて算出できるが、補正值は、画像生成用画像 P_N を用いて算出することができない場合がある。この場合、図 17 に示すように、時刻 T_0 以降の補正動作においては、画像取得部 54 は、画像生成用画像 P_N だけを取得すれば良い。そして、特殊観察画像生成部 75 は、画像生成用画像 P_N を用いて通常観察画像 101 を生成及び表示する。また、指標値算出部 71 もまた画像生成用画像 P_N を用いて指標値を算出し、かつ、判定部 72 は、この画像生成用画像 P_N を用いて算出した指標値を用いて判定をする。あるいは、通常観察画像 101 と特殊観察画像の両方、または重畳した画像を表示したい場合には、画像生成用画像 P_N と生体情報算出用画像 P_S とを、例えば交互に取得すれば良い。

30

【0109】

時刻 T_1 において判定部 72 の判定結果が OK 判定になったとすると、画像取得部 54 は補正值算出用画像 P_C の取得を開始する。その後、時刻 T_2 において、補正值の算出に必要な補正值算出用画像 P_C が揃ったとすると、特殊観察モードは、補正動作から本動作に移行する。また、補正值算出部 73 は、時刻 T_1 から時刻 T_2 の間に取得した補正值算出用画像 P_C を用いて補正值を算出する。なお、時刻 T_2 以降の本動作においては、画像取得部 54 は、生体情報算出用画像 P_S を取得する。このため、特殊観察画像生成部 75 は、生体情報算出用画像 P_S を用いて特殊観察画像を生成及び表示する。生体情報を数値で示す必要があり、生体情報算出用画像 P_S から通常観察画像 101 を生成できない場合には、時刻 T_2 以降の本動作において、画像生成用画像 P_N と生体情報算出用画像 P_S とを、例えば交互に取得すれば良い。

40

【0110】

また、生体情報算出用画像 P_S を用いて、指標値を算出可能であり、かつ、通常観察画像 101 を生成可能である場合、画像取得部 54 は、内視鏡画像として、補正值算出用画像 P_C と、生体情報算出用画像 P_S との 2 種類の内視鏡画像を取得すれば良い。この場合、図 18 に示すように、時刻 T_0 以降の補正動作においては、画像取得部 54 は、生体情報算出用画像 P_S を取得し、指標値算出部 71 は生体情報算出用画像 P_S を用いて指標値を算出し、かつ、特殊観察画像生成部 75 は生体情報算出用画像 P_S を用いて通常観察画像 101 を生成す及び表示する。また、判定部 72 は、生体情報算出用画像 P_S を用いて算出

50

した指標値を用いて判定する。そして、時刻 T_1 において、判定部 72 の判定結果が OK 判定となった場合（すなわち判定部 72 が適切と判定した場合）に、時刻 T_1 以降において、画像取得部 54 は、補正值算出用画像 P_C を取得する。その後、時刻 T_2 において、補正值の算出に必要な補正值算出用画像 P_C が揃ったとすると、特殊観察モードは、補正動作から本動作に移行する。また、補正值算出部 73 は、時刻 T_1 から時刻 T_2 の間に取得した補正值算出用画像 P_C を用いて補正值を算出し、かつ、補正部 74 がこの補正值を用いて補正を実行する。時刻 T_2 以降の本動作においては、例えば生体情報算出用画像 P_S のみを取得し、生体情報算出用画像 P_S を用いて特殊観察画像を生成及び表示する。

【0111】

また、生体情報算出用画像 P_S を用いて通常観察画像 101 を生成可能であり、かつ、補正值算出用画像 P_C を用いて指標値を算出可能である場合も、画像取得部 54 は、内視鏡画像として、補正值算出用画像 P_C と、生体情報算出用画像 P_S との 2 種類の内視鏡画像を取得すれば良い。この場合、図 19 に示すように、時刻 T_0 以降の補正動作においては、画像取得部 54 は、生体情報算出用画像 P_S と補正值算出用画像 P_C を例えば交互に取得する。そして、特殊観察画像生成部 75 は、生体情報算出用画像 P_S を用いて通常観察画像 101 を生成及び表示し、かつ、指標値算出部 71 は補正值算出用画像 P_C を用いて指標値を算出する。また、判定部 72 は、補正值算出用画像 P_C を用いて算出した指標値を用いて判定する。そして、時刻 T_1 において、判定部 72 の判定結果が OK 判定となった場合（すなわち判定部 72 が適切と判定した場合）に、時刻 T_1 以降において、画像取得部 54 は、補正值算出用画像 P_C の取得を停止する。一方、補正值算出部 73 は、判定結果が OK 判定となった際に指標値の算出に使用した補正值算出用画像 P_C を用いて補正值を算出し、かつ、補正部 74 はこの補正值を用いて補正を実行する。時刻 T_1 以降の本動作においては、例えば、画像取得部 54 は、生体情報算出用画像 P_S のみを取得し、特殊観察画像生成部 75 は、生体情報算出用画像 P_S を用いて特殊観察画像を生成及び表示する。

【0112】

また、指標値を、画像生成用画像 P_N 及び補正值算出用画像 P_C を用いて算出できないが、生体情報算出用画像 P_S からは算出でき、かつ、生体情報算出用画像 P_S を用いて通常観察画像 101 が生成できない場合がある。この場合は、図 20 に示すように、時刻 T_0 以降の補正動作においては、画像取得部 54 は、画像生成用画像 P_N と生体情報算出用画像 P_S とを、例えば交互に取得する。そして、特殊観察画像生成部 75 は、画像生成用画像 P_N を用いて通常観察画像 101 を生成及び表示し、かつ、指標値算出部 71 は生体情報算出用画像 P_S を用いて指標値を算出する。

【0113】

時刻 T_1 において判定部 72 の判定結果が OK 判定になったとすると、画像取得部 54 は、補正值算出用画像 P_C を取得する。その後、時刻 T_2 において、補正值の算出に必要な補正值算出用画像 P_C が揃ったとすると、特殊観察モードは補正動作から本動作に移行する。本動作においては、生体情報算出用画像 P_S のみを取得しても良いし、生体情報算出用画像 P_S と画像生成用画像 P_N を例えば交互に取得しても良い。

【0114】

指標値及び補正值が生体情報算出用画像 P_S を用いて算出可能であるが、通常観察画像 101 は生体情報算出用画像 P_S から生成できない場合は、図 21 に示すように、時刻 T_0 以降の補正動作において、画像取得部 54 は、画像生成用画像 P_N と生体情報算出用画像 P_S とを例えば交互に取得する。そして、特殊観察画像生成部 75 は、画像生成用画像 P_N を用いて通常観察画像 101 を生成及び表示し、かつ、指標値算出部 71 は、生体情報算出用画像 P_S を用いて指標値を算出する。

【0115】

時刻 T_1 において判定部 72 の判定結果が OK 判定になったとすると、特殊観察モードは補正動作から本動作に移行するが、本例においては、本動作においても画像生成用画像 P_N と生体情報算出用画像 P_S とを例えば交互に取得する。そして、特殊観察画像生成部 7

5 は、生体情報算出用画像 P_S を用いて生体情報を算出し、かつ、算出した生体情報と画像生成用画像 P_N とを用いて特殊観察画像を生成及び表示する。

【0116】

上記のように、補正值算出用画像 P_C 、画像生成用画像 P_N 、及び、生体情報算出用画像 P_S を区別しなければならない場合には、指標値、補正值、及び生体情報等を、どの内視鏡画像から算出できるかを考慮する。もちろん、上記は例に過ぎないので、上記の例を参考に、実際には特殊観察モードの実際の態様に応じて決める必要がある。

【0117】

[第2実施形態]

第1実施形態においては、判定部72の判定結果がOK判定になったら、補正值算出部73は補正值を1個算出し、補正部74はこの1個の補正值を用いて相関関係等を補正する。しかし、撮影条件等については、内視鏡画像が補正に適切である場合でも、補正值には計測の誤差が含まれる。このため、補正動作においては、補正值を複数算出し、算出した複数の補正值の平均値または中央値等を、補正部74で使用する補正值にすることが好ましい。

【0118】

この場合、図22に示すように、内視鏡システム10は、補正動作を開始すると(S31)、画像取得部54が内視鏡画像を取得し(S32)、特殊観察画像生成部75は取得した内視鏡画像を用いて通常観察画像101を生成及び表示する(S33)。一方、指標値算出部71は、取得した内視鏡画像を用いて指標値を算出し(S34)、かつ、判定部72は、指標値を用いて、取得した内視鏡画像が補正に適切か否かを判定する(S35)。また、判定部72の判定結果がNG判定の場合には上記ステップS31からステップS35を繰り返し(S35:NO)、判定部72の判定結果がOK判定の場合には補正值算出部73は取得した内視鏡画像を用いて補正值を算出する(S35:YES)。

【0119】

ここまでは第1実施形態と同様であるが、本実施形態においては、その後、すぐに補正を実行するのではなく、補正值算出部73は算出した補正值を記憶し、かつ、規定数の補正值を蓄積したかをチェックする(S37)。規定数とは、設定等により予め定めた数量であり、例えば、「10個」である。規定数の補正值を蓄積していない場合(S35:NO)、上記ステップS32からステップS36を繰り返すことにより、補正值を複数回算出し蓄積する。補正值算出部73が規定数の補正值を蓄積すると(S35:YES)、補正值算出部73は蓄積した規定数の補正值の平均値等を算出する(S38)。そして、補正部74は、この規定数の補正值の平均値等を用いて補正を実行し(S39)、特殊観察モードは本動作に移行する(S40)。

【0120】

上記のように、このように、複数の補正值を平均等した値を補正に使用すれば、補正值の計測誤差が低減するので、生体情報の算出等をより正確にできるようになる。

【0121】

上記第1及び第2実施形態においては、光源部20が複数の光源20a~20dを有し、これらが発光する光を重ね合わせて照明光を形成しているが、この他に、光源部20は、広帯域光源が発する光から一部の成分を抽出して使用することにより照明光を形成することができる。例えば、図23に示す内視鏡システム670は、第1実施形態の各光源20a~20d及び光源制御部22の代わりに、光源部20に、広帯域光源676と、回転フィルタ677と、フィルタ制御部678と、を備える。また、内視鏡システム670においては、イメージセンサ48は、カラーフィルタが設けられていないモノクロのセンサである。これ以外は、第1及び第2実施形態の内視鏡システム10と同様である。

【0122】

広帯域光源676はキセノンランプや白色LED等であり、波長帯域が青色から赤色に及び白色光を発光する。回転フィルタ677は、広帯域光源676の光路中に回転自在に配置されており、広帯域光源676が発光した白色光の帯域を制限し、一部の成分を照明

10

20

30

40

50

光としてライトガイド 4 1 に入射する。このため、回転フィルタ 6 7 7 を適宜区切り、各
区画に、例えば、第 1 青色光 B S を透過する光学フィルタ、第 2 青色光 B L を透過するフ
ィルタ、緑色光 G を透過するフィルタ、及び赤色光 R を透過するフィルタを設ける。そし
て、フィルタ制御部 6 7 8 は、観察モード及び撮影フレームに合わせて、回転フィルタ 6
7 7 を位置や回転を制御する。これにより、第 1 実施形態等と同様に、特殊観察モードの
場合には B 1 画像、B 2 画像、G 画像、及び R 画像を、通常観察モードの場合には B 画像
、G 画像、及び R 画像を得ることができる。

【0123】

上記第 1 及び第 2 実施形態においては、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おいて本発明を実施しているが、カプセル
内視鏡システムにおいても本発明は好適である。図 2 4 に示すように、例えば、カプセル
内視鏡システムにおいては、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。

【0124】

カプセル内視鏡 7 0 0 は、光源部 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。光源部 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 を用いて、カプセル内視鏡システムのプロセ
ッサ装置と無線を使用して通信可能である。カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置は
、上記第 1 及び第 2 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等の観察画像は、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。

【0125】

上記第 1 及び第 2 実施形態においては、通常観察モードから特殊観察モードに観察モ
ードを切り替えた際に補正動作をするが、補正動作は、観察モードを特殊観察モードに切り
替えたタイミング以外にも任意のタイミングで実施することができる。例えば、コンソ
ール 1 9 等からの操作入力により、強制的に補正動作を行わせることができる。この機能は
、任意のタイミングで補正をやり直したいときに有益である。

【0126】

上記第 1 及び第 2 実施形態においては、画像取得部 5 4 は、異なるタイミングにおいて
観察対象を撮影した複数の内視鏡画像を取得し、補正值算出部 7 3 は、複数の内視鏡画像
を用いて補正值を算出し、かつ、指標値算出部 7 1 は、複数の内視鏡画像を用いて指標値
を算出しているが、これは第 1 及び第 2 実施形態の特殊観察モードが酸素飽和度観察モ
ードだからである。例えば、酸素飽和度観察モードを他の態様で実施する場合、または、特
殊観察モードが酸素飽和度観察モード以外の場合には、特殊観察モードの実際の態様に
応じて、画像取得部 5 4 は補正動作の際に 1 の内視鏡画像を取得し、かつ、補正值算出部 7
3 はこの 1 の内視鏡画像を用いて補正值を算出することができる。また、上記第 1 及び第
2 実施形態のように、画像取得部 5 4 が異なるタイミングにおいて観察対象を撮影した複
数の内視鏡画像を取得し、かつ、補正值算出部 7 3 が複数の内視鏡画像を用いて補正值を
算出する場合であっても、指標値算出部 7 1 は、画像取得部 5 4 が取得する複数の内視鏡
画像のうち 1 の内視鏡画像を用いて指標値を算出することができる。

【符号の説明】

【0127】

- 1 0、6 7 0 内視鏡システム
- 1 2 内視鏡
- 1 2 a 挿入部
- 1 2 b 操作部
- 1 2 c 湾曲部
- 1 2 d 先端部

10

20

30

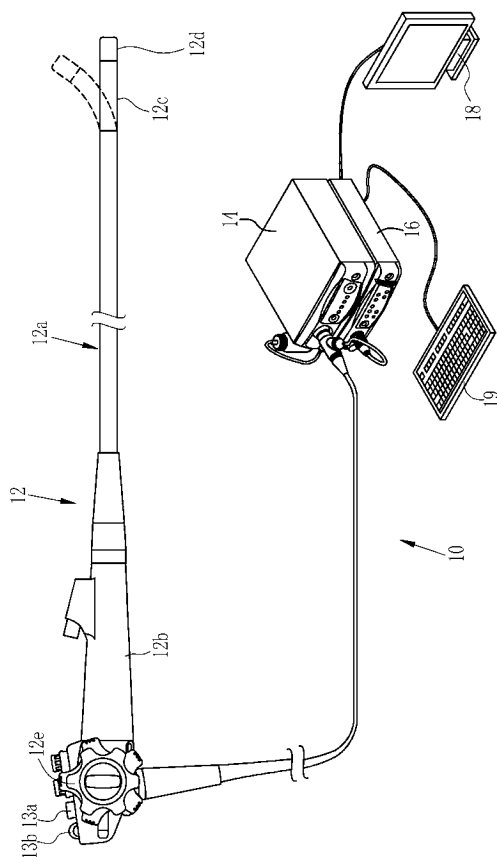
40

50

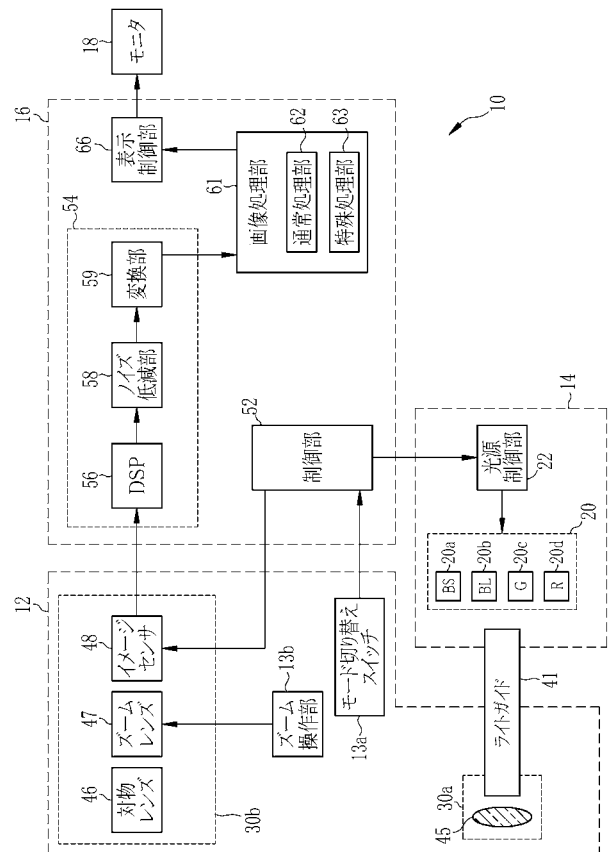
1 2 e	アングルノブ	
1 3 a	スイッチ	
1 3 b	ズーム操作部	
1 4	光源装置	
1 6	プロセッサ装置	
1 8	モニタ	
1 9	コンソール	
2 0	光源部	
2 0 a	B S 光源	
2 0 b	B L 光源	10
2 0 c	G 光源	
2 0 d	R 光源	
2 2	光源制御部	
3 0 a	照明光学系	
3 0 b	撮影光学系	
4 1	ライトガイド	
4 5	照明レンズ	
4 6	対物レンズ	
4 7	ズームレンズ	
4 8、7 0 4	イメージセンサ	20
5 2、7 0 3	制御部	
5 4	画像取得部	
5 6	D S P	
5 8	ノイズ低減部	
5 9	変換部	
6 1、7 0 6	画像処理部	
6 2	通常処理部	
6 3	特殊処理部	
6 6	表示制御部	
7 1	指標値算出部	30
7 2	判定部	
7 3	補正值算出部	
7 4	補正部	
7 5	特殊観察画像生成部	
8 1	演算値算出部	
8 2	データ記憶部	
8 3	酸素飽和度算出部	
8 4	画像生成部	
9 3、9 4	等値線	
9 6、9 7	グラフ	40
1 0 1	通常観察画像	
1 1 0	酸素飽和度画像	
1 1 1	インジケータ	
6 7 6	広帯域光源	
6 7 7	回転フィルタ	
6 7 8	フィルタ制御部	
7 0 0	カプセル内視鏡	
7 0 2	光源部	
7 0 8	送受信アンテナ	
P _c	補正值算出用画像	50

P_N 画像生成用画像
 P_S 生体情報算出用画像
 T_0, T_1, T_2 時刻

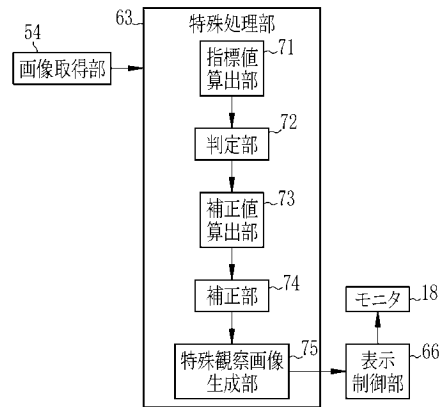
【図1】



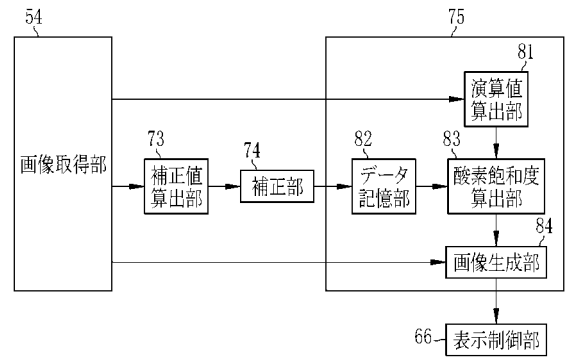
【図2】



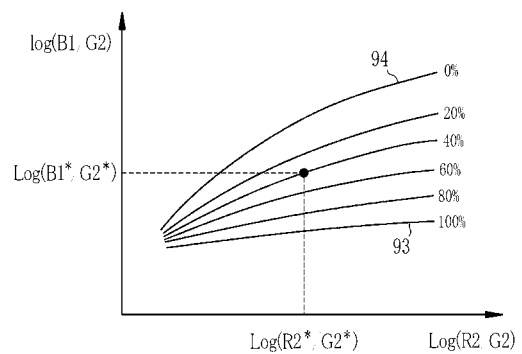
【図 3】



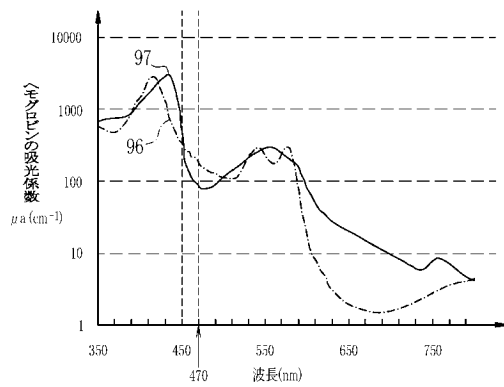
【図 4】



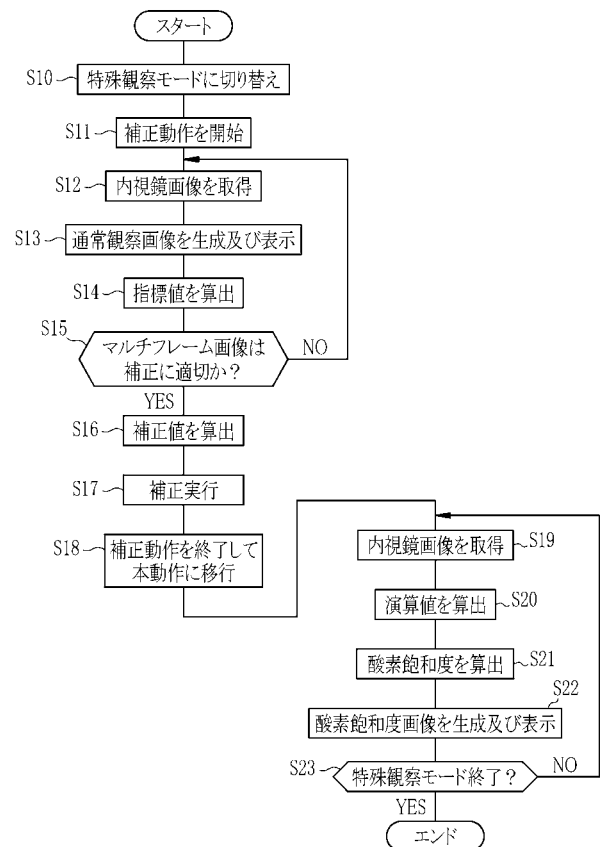
【図 5】



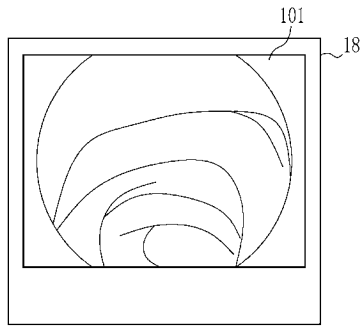
【図 6】



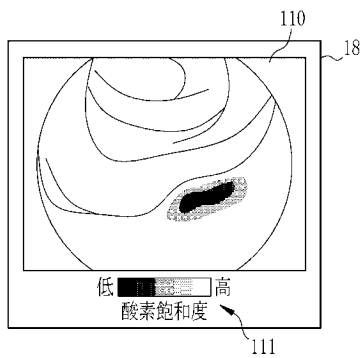
【図 7】



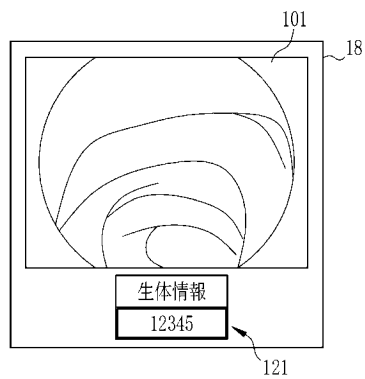
【図 8】



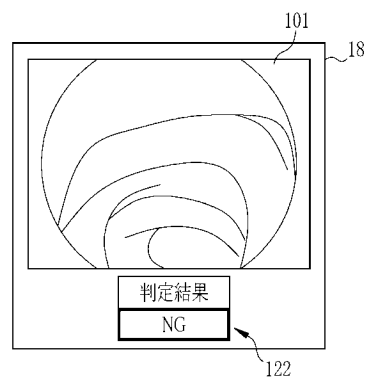
【図 9】



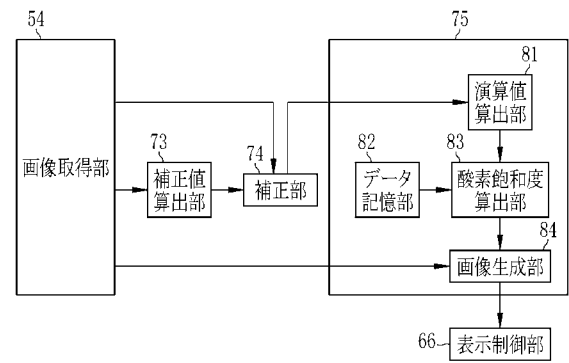
【図 12】



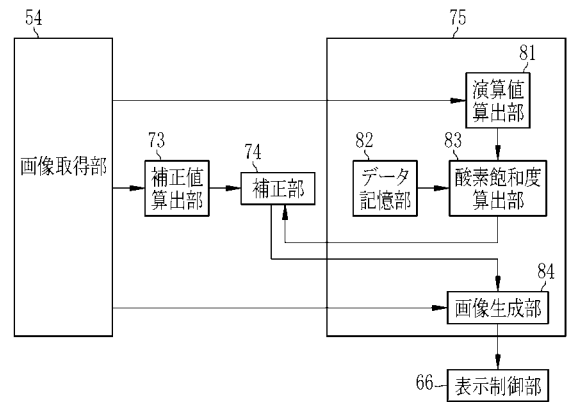
【図 13】



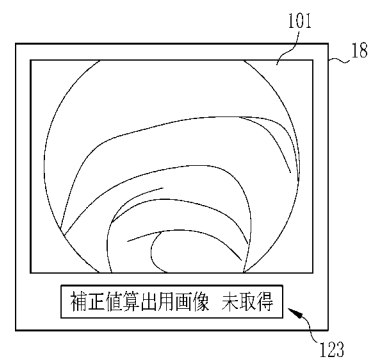
【図 10】



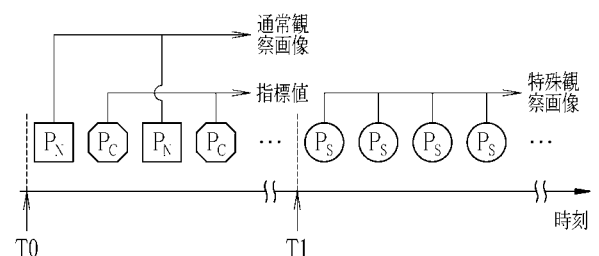
【図 11】



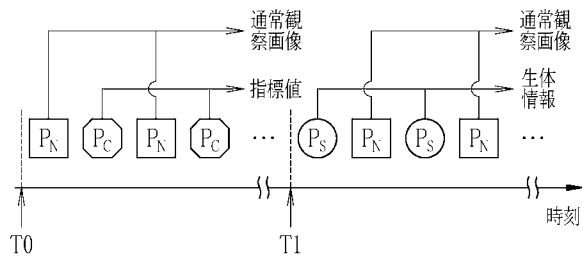
【図 14】



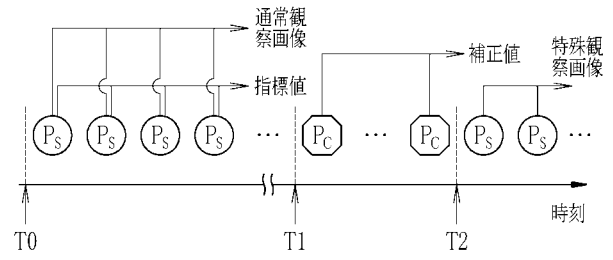
【図 15】



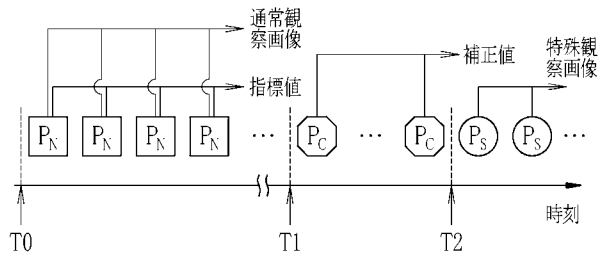
【図 16】



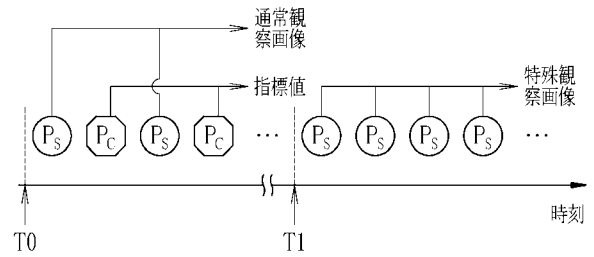
【図 18】



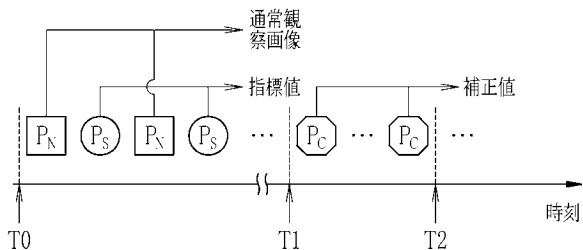
【図 17】



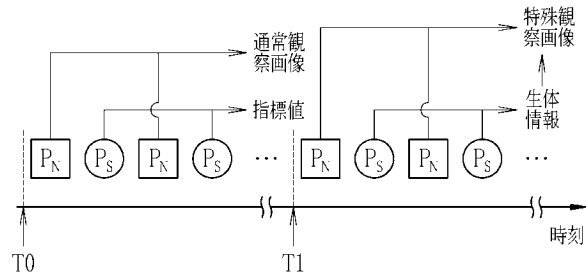
【図 19】



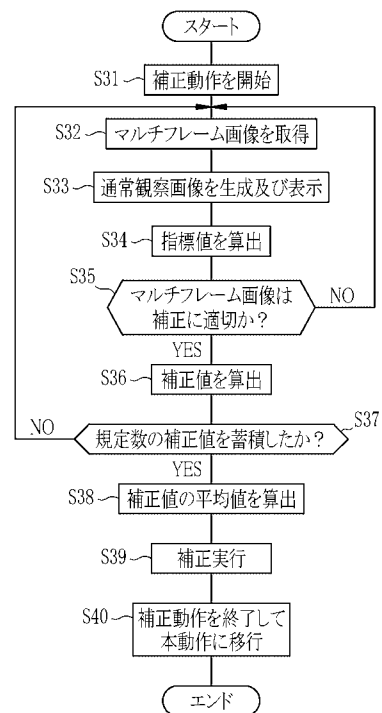
【図 20】



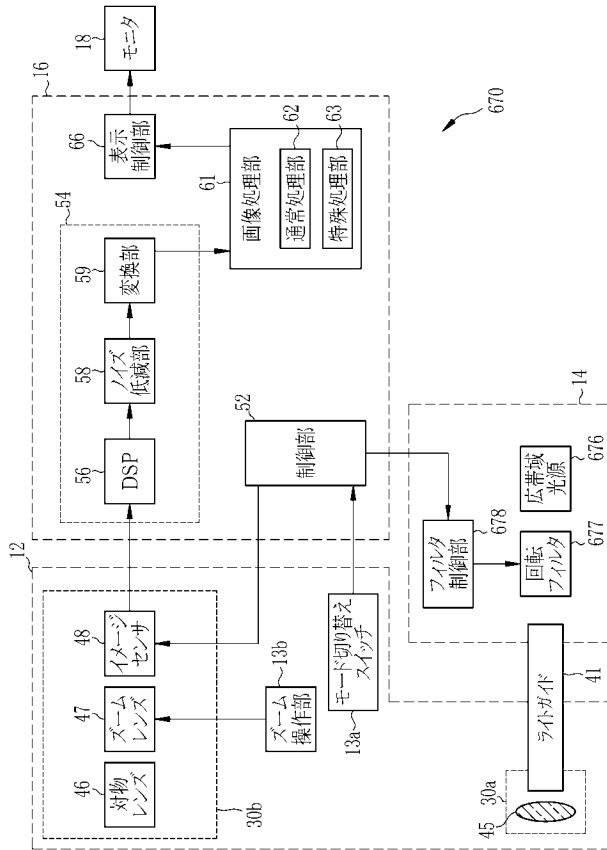
【図 21】



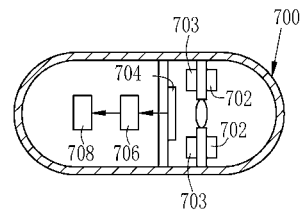
【図 22】



【図 23】



【図 24】



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	JP2017158628A	公开(公告)日	2017-09-14
申请号	JP2016043421	申请日	2016-03-07
[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		
[标]发明人	山本拓明		
发明人	山本 拓明		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00043 A61B1/00096 A61B1/04 A61B1/0676 G02B23/24 A61B1/00117 A61B1/05		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 G02B23/24.B A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/045.617 A61B1/045.622 A61B1/045.640 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/BA03 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ03 4C161/RR03 4C161/WW02 4C161/WW08		
其他公开文献	JP6629639B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供内窥镜系统，处理器装置和内窥镜系统的操作方法，其通过判断成像条件是否合适来校正自动用于计算生物信息的数据等提供。 解决方案：内窥镜系统10包括：校正值计算部分73，用于计算用于计算生物信息的数据等的校正值;指标值，作为判断是否可以计算校正值的标准等等。计算一种或多种类型的指标值计算单元71，使用指标值确定内窥镜图像是否适合于校正的确定单元72，并且内窥镜图像适于校正并且校正单元74通过使用在确定单元72确定时使用被确定为适合于校正的内窥镜图像计算的校正值来校正内窥镜图像，生物信息或数据提供。 点域

