

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第6039639号
(P6039639)

(45) 発行日 平成28年12月7日(2016. 12. 7)

(24) 登録日 平成28年11月11日(2016. 11. 11)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/04 (2006. 01)

A 6 1 B 1/06 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/04 3 7 0

A 6 1 B 1/06 A

請求項の数 12 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2014-257364 (P2014-257364)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成26年12月19日 (2014. 12. 19)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2015-177961 (P2015-177961A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成27年10月8日 (2015. 10. 8)	(74) 代理人	110001988
審査請求日	平成27年7月9日 (2015. 7. 9)		特許業務法人小林国際特許事務所
(31) 優先権主張番号	特願2014-37596 (P2014-37596)	(72) 発明者	齋藤 孝明
(32) 優先日	平成26年2月27日 (2014. 2. 27)		神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		富士フイルム株式会社内
		審査官	原 俊文
		(56) 参考文献	特開2012-143349(JP, A)
			)
			特開2013-165776(JP, A)
			)
		最終頁に続く	

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

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光量が変化する第1波長帯域に対応する第1画像信号と、観察対象の血液量に応じて吸光量が変化する第2波長帯域に対応する第2画像信号と、前記第1画像信号に対して前記酸素飽和度に対する吸光量の変化が小さく、かつ、前記第2画像信号に対して前記血液量に対する吸光量の変化が小さい第3波長帯域に対応する第3画像信号と、前記第1波長帯域に対して中心波長の差が20nm以上100nm以下の第4波長帯域に対応する第4画像信号と、を取得する画像信号取得部と、

前記第2画像信号に対する前記第1画像信号の比である第1信号比と、前記第2画像信号に対する前記第3画像信号の比である第2信号比と、前記第4画像信号に対する前記第2画像信号の比である第3信号比とを、それぞれ画素毎に算出する信号比算出部と、

前記第1信号比と、前記第2信号比と、さらに前記第3信号比とに基いて、前記観察対象の酸素飽和度を画素毎に算出する酸素飽和度算出部と、

を備える内視鏡システム。

【請求項2】

前記第1信号比及び前記第2信号比と、前記酸素飽和度との相関関係を表す二次元の相関関係テーブルを、前記第3信号比の値に応じて複数有する相関関係記憶部を備え、前記酸素飽和度算出部は、複数の前記相関関係テーブルの中から前記第3信号比の値に応じた特定の相関関係テーブルを選択し、前記第1信号比と前記第2信号比と選択した特定の相関関係テーブルとを用いて前記酸素飽和度を算出する請求項1に記載の内視鏡シ

10

20

ステム。

【請求項 3】

前記第 1 ～ 第 3 信号比と、前記酸素飽和度との相関関係を表す三次元の相関関係テーブルを有する相関関係記憶部を備え、

前記酸素飽和度算出部は、前記三次元の相関関係テーブルを用いて前記第 1 ～ 第 3 信号比に応じた前記酸素飽和度を算出する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記第 4 波長帯域は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光量が変化しない等吸収点を含む請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記第 3 信号比が特定範囲の値である場合に、警告を報知するための警告報知信号を生成する警告報知部を備える請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する画像生成部と、

前記酸素飽和度画像を表示部に表示するための表示用画像信号を生成する表示用画像信号生成部と、を備え、

前記表示用画像信号生成部は、前記警告報知信号に基づいて、前記第 3 信号比が前記特定範囲の画素と、前記第 3 信号比が前記特定範囲外の画素とで表示を異ならせる請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記表示用画像信号生成部は、前記第 3 信号比が前記特定範囲の画素の色差信号を零にし、前記第 3 信号比が前記特定範囲外の画素の色差信号を前記酸素飽和度の値に応じた値にした前記酸素飽和度画像を生成する請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記第 1 波長帯域及び前記第 4 波長帯域は 350 nm 以上 500 nm 以下の波長帯域である請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記第 1 波長帯域は 450 nm 以上 650 nm 以下の波長帯域である請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光量が変化する第 1 波長帯域に対応する第 1 画像信号と、観察対象の血液量に応じて吸光量が変化する第 2 波長帯域に対応する第 2 画像信号と、前記第 1 画像信号に対して前記酸素飽和度に対する吸光量の変化が小さく、かつ、前記第 2 画像信号に対して前記血液量に対する吸光量の変化が小さい第 3 波長帯域に対応する第 3 画像信号と、前記第 1 波長帯域に対して中心波長の差が 20 nm 以上 100 nm 以下の第 4 波長帯域に対応する第 4 画像信号と、を取得する画像信号取得部と、

前記第 2 画像信号に対する前記第 1 画像信号の比である第 1 信号比と、前記第 2 画像信号に対する前記第 3 画像信号の比である第 2 信号比と、前記第 4 画像信号に対する前記第 2 画像信号の比である第 3 信号比とを、それぞれ画素毎に算出する信号比算出部と、

前記第 1 信号比と、前記第 2 信号比と、さらに前記第 3 信号比とに基づいて、前記観察対象の酸素飽和度を画素毎に算出する酸素飽和度算出部と、

を備える内視鏡システム用プロセッサ装置。

【請求項 11】

画像信号取得部が、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光量が変化する第 1 波長帯域に対応する第 1 画像信号と、観察対象の血液量に応じて吸光量が変化する第 2 波長帯域に対応する第 2 画像信号と、前記第 1 画像信号に対して前記酸素飽和度に対する吸光量の変化が小さく、かつ、前記第 2 画像信号に対して前記血液量に対する吸光量の変化が小さい第 3 波長帯域に対応する第 3 画像信号と、前記第 1 波長帯域に対して中心波長の差が 20 nm 以上 100 nm 以下の第 4 波長帯域に対応する第 4 画像信号と、を取得する画像信号取得ステップと、

10

20

30

40

50

信号比算出部が、前記第 2 画像信号に対する前記第 1 画像信号の比である第 1 信号比と、前記第 2 画像信号に対する前記第 3 画像信号の比である第 2 信号比と、前記第 4 画像信号に対する前記第 2 画像信号の比である第 3 信号比とを、それぞれ画素毎に算出する信号比算出ステップと、

酸素飽和度算出部が、前記第 1 信号比と、前記第 2 信号比と、さらに前記第 3 信号比とに基づいて前記観察対象の酸素飽和度を画素毎に算出する酸素飽和度算出ステップと、

を備える内視鏡システムの作動方法。

【請求項 12】

画像信号取得部が、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光量が変化する第 1 波長帯域に対応する第 1 画像信号と、観察対象の血液量に応じて吸光量が変化する第 2 波長帯域に対応する第 2 画像信号と、前記第 1 画像信号に対して前記酸素飽和度に対する吸光量の変化が小さく、かつ、前記第 2 画像信号に対して前記血液量に対する吸光量の変化が小さい第 3 波長帯域に対応する第 3 画像信号と、前記第 1 波長帯域に対して中心波長の差が 20 nm 以上 100 nm 以下の第 4 波長帯域に対応する第 4 画像信号と、を取得する画像信号取得ステップと、

信号比算出部が、前記第 2 画像信号に対する前記第 1 画像信号の比である第 1 信号比と、前記第 2 画像信号に対する前記第 3 画像信号の比である第 2 信号比と、前記第 4 画像信号に対する前記第 2 画像信号の比である第 3 信号比とを、それぞれ画素毎に算出する信号比算出ステップと、

酸素飽和度算出部が、前記第 1 信号比と、前記第 2 信号比と、さらに前記第 3 信号比とに基づいて前記観察対象の酸素飽和度を画素毎に算出する酸素飽和度算出ステップと、

を備える内視鏡システム用プロセッサ装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内の観察対象を撮像する内視鏡システム、内視鏡システム用プロセッサ装置、内視鏡システムの作動方法、及び内視鏡システム用プロセッサ装置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が強調された観察画像を得る内視鏡システムが普及している。

【0003】

このような内視鏡システムでは、観察対象に汚れ（残渣や有色の粘液の付着等）がある場合や、着色用の色素が用いられている場合には、目的の特定組織が上手く強調されなかったり、汚れ等が強調されてしまったりする等の不具合が生じることがあるので、例えば特許文献 1 の血管を強調表示する内視鏡システムでは、分光推定画像に基づいて残渣等に含まれる色素を検出し、その影響を補正した画像を生成している。

【0004】

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機能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を用いた病変部の診断が行われつつある。酸素飽和度を取得する方法としては、波長帯域と、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第 1 信号光と第 2 信号光を交互に粘膜内の血管に照射して、第 1 及び第 2 信号光の各反射光を内視鏡先端部のセンサで検出する方法が知られている（特許文献 2）。

【0005】

センサで検出した第 1 信号光の反射光に対応する画像信号と、第 2 信号光の反射光に対

10

20

30

40

50

応する画像信号の各画素の信号値の比率（以下、信号比という）は、血管内の酸素飽和度に変化がなければ一定値を維持するが、酸素飽和度の変化が生じれば、それにもとによって変化する。したがって、上記画像信号の信号比に基づいて酸素飽和度を算出することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特許第5191329号

【特許文献2】特許第5231511号

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

酸素飽和度は上記のように信号比に基づいて算出されるので、観察対象に信号比を狂わせる汚れ等があると、算出精度が低下する。例えば、観察対象が下部消化管の粘膜である場合、ビリルビンやステルコビリンの黄色（あるいは黄褐色）の色素を含む粘液等が粘膜に付着していることがある。これらの黄色色素は青色波長域の光を吸収するので、特許文献1のように青色波長域の光を信号光として用いる場合、血中ヘモグロビンだけでなく、黄色色素によっても信号光が吸収されてしまうので、酸素飽和度の算出精度が低下してしまうことがある。

【0008】

20

観察対象は事前に洗浄されるが、残渣があることも珍しくなく、観察しているうちに有色色素を含む粘液が新たに分泌されてしまうこともある。また、残渣や有色粘液等の付着量によっても酸素飽和度の算出精度の低下度合いが異なるので、酸素飽和度を正確に算出するためには、残渣や有色粘液等の有無だけでなく、その量も考慮する必要がある。

【0009】

本発明は、観察対象に有色の粘液等の汚れが付着している場合でも、正確な酸素飽和度を算出することができる内視鏡システム、内視鏡システム用プロセッサ装置、内視鏡システムの作動方法、及び内視鏡システム用プロセッサ装置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】

30

【0010】

本発明の内視鏡システムは、画像信号取得部と、信号比算出部と、酸素飽和度算出部と、を備える。画像信号取得部は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光量が変化する第1波長帯域に対応する第1画像信号と、観察対象の血液量に応じて吸光量が変化する第2波長帯域に対応する第2画像信号と、第1画像信号に対して酸素飽和度に対する吸光量の変化が小さく、かつ、第2画像信号に対して血液量に対する吸光量の変化が小さい第3波長帯域に対応する第3画像信号と、第1波長帯域に対して中心波長の差が20nm以上100nm以下の第4波長帯域に対応する第4画像信号と、を取得する。信号比算出部は、第2画像信号に対する第1画像信号の比である第1信号比と、第2画像信号に対する第3画像信号の比である第2信号比と、第4画像信号に対する第2画像信号の比である第3信号比とを、それぞれ画素毎に算出する。酸素飽和度算出部は、第1信号比と、第2信号比と、さらに第3信号比とに基づいて、観察対象の酸素飽和度を画素毎に算出する。

40

【0012】

第1信号比及び第2信号比と、酸素飽和度との相関関係を表す二次元の相関関係テーブルを、第3信号比の値に応じて複数有する相関関係記憶部を備えることが好ましい。この場合、酸素飽和度算出部は、複数の相関関係テーブルの中から第3信号比の値に応じた特定の相関関係テーブルを選択し、第1信号比と第2信号比と選択した特定の相関関係テーブルとを用いて酸素飽和度を算出することが好ましい。

【0013】

第1～第3信号比と、酸素飽和度との相関関係を表す三次元の相関関係テーブルを有す

50

る相関関係記憶部を備えることが好ましい。この場合、酸素飽和度算出部は、三次元の相関関係テーブルを用いて第1～第3信号比に応じた酸素飽和度を算出する。

【0014】

第4波長帯域は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光量が変化しない等吸収点を含むことが好ましい。

【0015】

第3信号比が特定範囲の値である場合に、警告を報知するための警告報知信号を生成する警告報知部を備えることが好ましい。

【0016】

酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する画像生成部と、酸素飽和度画像を表示部に表示するための表示用画像信号を生成する表示用画像信号生成部と、を備え、表示用画像信号生成部は、警告報知信号に基づいて、第3信号比が前記特定範囲の画素と、第3信号比が特定範囲外の画素とで表示を異ならせることが好ましい。

10

【0017】

表示用画像信号生成部は、第3信号比が特定範囲の画素の色差信号を零にし、第3信号比が特定範囲外の画素の色差信号を酸素飽和度の値に応じた値にした酸素飽和度画像を生成することが好ましい。

【0018】

第1波長帯域及び第4波長帯域は350nm以上500nm以下の波長帯域であることが好ましい。また、第1波長帯域は450nm以上650nm以下の波長帯域であっても良い。

20

【0019】

本発明の内視鏡システム用プロセッサ装置は、画像信号取得部と、信号比算出部と、酸素飽和度算出部と、を備える。画像信号取得部は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光量が変化する第1波長帯域に対応する第1画像信号と、観察対象の血液量に応じて吸光量が変化する第2波長帯域に対応する第2画像信号と、第1画像信号に対して酸素飽和度に対する吸光量の変化が小さく、かつ、第2画像信号に対して血液量に対する吸光量の変化が小さい第3波長帯域に対応する第3画像信号と、第1波長帯域に対して中心波長の差が20nm以上100nm以下の第4波長帯域に対応する第4画像信号と、を取得する。信号比算出部は、第2画像信号に対する第1画像信号の比である第1信号比と、第2画像信号に対する第3画像信号の比である第2信号比と、第4画像信号に対する第2画像信号の比である第3信号比とを、それぞれ画素毎に算出する。酸素飽和度算出部は、第1信号比と、第2信号比と、さらに第3信号比とに基づいて、観察対象の酸素飽和度を画素毎に算出する。

30

【0020】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、画像信号取得ステップと、信号比算出ステップと、酸素飽和度算出ステップと、を備える。画像信号取得ステップでは、画像信号取得部が、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光量が変化する第1波長帯域に対応する第1画像信号と、観察対象の血液量に応じて吸光量が変化する第2波長帯域に対応する第2画像信号と、第1画像信号に対して酸素飽和度に対する吸光量の変化が小さく、かつ、第2画像信号に対して血液量に対する吸光量の変化が小さい第3波長帯域に対応する第3画像信号と、第1波長帯域に対して中心波長の差が20nm以上100nm以下の第4波長帯域に対応する第4画像信号と、を取得する。信号比算出ステップでは、信号比算出部が、第2画像信号に対する第1画像信号の比である第1信号比と、第2画像信号に対する第3画像信号の比である第2信号比と、第4画像信号に対する第2画像信号の比である第3信号比とを、それぞれ画素毎に算出する。酸素飽和度算出ステップでは、酸素飽和度算出部が、第1信号比と、第2信号比と、さらに第3信号比とに基づいて観察対象の酸素飽和度を画素毎に算出する。

40

【0021】

本発明の内視鏡システム用プロセッサ装置の作動方法は、画像信号取得ステップと、信

50

号比算出ステップと、酸素飽和度算出ステップと、を備える。画像信号取得ステップでは、画像信号取得部が、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光量が変化する第1波長帯域に対応する第1画像信号と、観察対象の血液量に応じて吸光量が変化する第2波長帯域に対応する第2画像信号と、第1画像信号に対して酸素飽和度に対する吸光量の変化が小さく、かつ、第2画像信号に対して血液量に対する吸光量の変化が小さい第3波長帯域に対応する第3画像信号と、第1波長帯域に対して中心波長の差が20nm以上100nm以下の第4波長帯域に対応する第4画像信号と、を取得する。信号比算出ステップでは、信号比算出部が、第2画像信号に対する第1画像信号の比である第1信号比と、第2画像信号に対する第3画像信号の比である第2信号比と、第4画像信号に対する第2画像信号の比である第3信号比とを、それぞれ画素毎に算出する。酸素飽和度算出ステップでは、酸素飽和度算出部が、第1信号比と、第2信号比と、さらに第3信号比とに基づいて観察対象の酸素飽和度を画素毎に算出する。

10

【発明の効果】

【0022】

本発明の内視鏡システム、内視鏡システム用プロセッサ装置、内視鏡システムの作動方法、及び内視鏡システム用プロセッサ装置の作動方法によれば、観察対象に有色の粘液等の汚れが付着している場合でも、正確な酸素飽和度を算出することができる。

【図面の簡単な説明】

20

【0023】

【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】白色光のスペクトルを示すグラフである。

【図4】回転フィルタの説明図である。

【図5】RGBカラーフィルタの分光透過率を示すグラフである。

【図6】通常観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

【図7】特殊観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

【図8】酸素飽和度画像生成部及び診断情報算出部のブロック図である。

【図9】信号比と酸素飽和度の相関関係テーブルを示す説明図である。

30

【図10】信号比 $G2/B2$ が任意値の場合の等値面の断面を示すグラフである。

【図11】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12】黄色色素の典型的な吸光係数スペクトルを示すグラフである。

【図13】酸素飽和度を算出する方法を示す説明図である。

【図14】内視鏡システムの作用を示すフローチャートである。

【図15】比較例の相関関係及び酸素飽和度の算出精度を示すグラフである。

【図16】信号比 $G2/B2$ に応じた複数の二次元相関関係を用いる変形例の説明図である。

【図17】第2実施形態の回転フィルタである。

【図18】第2実施形態の作用を示すグラフである。

40

【図19】第3実施形態の回転フィルタである。

【図20】第3実施形態の撮像制御を示す説明図である。

【図21】第3実施形態で使用する信号比と酸素飽和度の相関関係テーブルである。

【図22】第4実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

【図23】第4実施形態の作用を示す説明図である。

【図24】閾値と信号比 $R2/G2$ の関係を示すグラフである。

【図25】第4実施形態の変形例の作用を示す説明図である。

【図26】モノクロの撮像素子を用いる場合に使用する回転フィルタである。

【図27】CMOSイメージセンサを用いる場合の通常観察モードの撮像制御を示す説明図である。

50

【図 28】CMOS イメージセンサを用いる場合の特殊観察モードの撮像制御を示す説明図である。

【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、第1実施形態の内視鏡システム10は、内視鏡12と、光源装置14と、プロセッサ装置16、モニタ18（表示部）と、コンソール20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、被検体内に挿入される挿入部21と、挿入部21の基端部分に設けられた操作部22と、挿入部21の先端側に設けられた湾曲部23及び先端部24を有している。操作部22のアングルノブ22aを操作することにより、湾曲部23は湾曲動作する。この湾曲動作にともなって、先端部24が所望の方向に向けることができる。

10

【0025】

また、操作部22には、アングルノブ22aの他、観察モード切替SW（観察モード切替スイッチ）22bと、ズーム操作部22cと、静止画像を保存するためのフリーズボタン（図示しない）と、が設けられている。モード切替SW22bは、通常観察モードと、特殊観察モードの2種類のモード間の切り替え操作に用いられる。通常観察モードは、被検体内の観察対象をフルカラー画像化した通常光画像をモニタ18に表示するモードである。特殊観察モードは、観察対象の血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像をモニタ18に表示するモードである。ズーム操作部22cは、内視鏡12内のズームレンズ47（図2参照）を駆動させて、観察対象を拡大させるズーム操作に用いられる。

20

【0026】

プロセッサ装置16は、モニタ18及びコンソール20と電氣的に接続される。モニタ18は、通常光画像や酸素飽和度画像等の画像、及びこれらの画像に関する情報（以下、画像情報等という）を表示する。コンソール20は、機能設定等の入力操作を受け付けるUI（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、画像情報等を記録する記録部（図示省略）を接続しても良い。

【0027】

図2に示すように、光源装置14は、広帯域光源36と、回転フィルタ37と、フィルタ制御部38とを備える。広帯域光源36は、例えばキセノンランプや白色LED（Light Emitting Diode）等からなり、図3に示すように波長帯域が青色から赤色に及ぶ白色光を発する。広帯域光源36が発する白色光は、集光レンズ、光ファイバ、または合波器等の光学部材（いずれも図示せず）や回転フィルタ37を介してライトガイド（LG）41に入射する。ライトガイド41は、光源装置14と内視鏡12を接続するユニバーサルコード17（図1参照）と、内視鏡12に内蔵されている。ライトガイド41は入射した光を、内視鏡12の先端部24まで伝搬する。なお、ライトガイド41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105 μ m、クラッド径125 μ m、外皮となる保護層を含めた径が ϕ 0.3~0.5mmの細径なファイバケーブルを使用することができる。

30

40

【0028】

回転フィルタ37は、広帯域光源36が発生させる白色光がライトガイド41に入射される光路上に回転自在に配置される。回転フィルタ37は、図4に示すように、狭帯域フィルタ37Aと開口37Bとを備える。狭帯域フィルタ37は、透過する光の波長帯域を、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光量が変化する波長帯域である中心波長473 $\pm$ 10nmの光（以下、青色狭帯域光という）に制限し、それ以外の波長帯域の光をカットする。このため、狭帯域フィルタ37が光路上に配置されると、広帯域光源36が発する白色光のうち青色狭帯域光だけが狭帯域フィルタ37を透過し、ライトガイド41に入射する。この場合、観察対象に照射される照明光は、この青色狭帯域光になる。一方、

50

開口 37B が光路上に配置されると、広帯域光源 36 が発する白色光がそのままライトガイド 41 に入射する。この場合、観察対象に照射される照明光は、白色光である。

【0029】

フィルタ制御部 38 は、回転フィルタ 37 の回転を制御する。特殊観察モードの場合、フィルタ制御部 38 は、観察対象の撮像タイミングに同期して回転フィルタ 37 を回転させる。これにより、狭帯域フィルタ 37A と開口 37B とが交互に広帯域光源 36 が発する白色光の光路を通過し、観察対象には青色狭帯域光と白色光とが交互に照射される。一方、通常観察モードの場合、フィルタ制御部 38 は、広帯域光源 36 が発する白色光の光路上に開口 37B を配置した状態で、回転フィルタ 37 の回転を停止させる。これにより、通常観察モードでは白色光が観察対象に照射される。

10

【0030】

なお、広帯域光源 36 と回転フィルタ 37 とによって、観察対象に照射するための照明光を発生する光源が構成される。また、本実施形態では、上記のようにフィルタ制御部 38 が回転フィルタ 37 の回転及び停止を制御しているが、回転フィルタ 37 が白色光の光路上から退避可能に設けられている場合には、フィルタ制御部 38 は通常観察モード時に回転フィルタ 37 を退避させ、白色光が回転フィルタ 37 を介さず、ライトガイド 41 に直接入射するようにしても良い。

【0031】

内視鏡 12 の先端部 24 は、照明光学系 24a と撮像光学系 24b を有している。照明光学系 24a には、照明レンズ 45 が設けられており、ライトガイド 41 から白色光または青色狭帯域光が照明レンズ 45 を介して観察対象に照射される。

20

【0032】

内視鏡 12 の撮像光学系 24b は、撮像レンズ 46、ズームレンズ 47、及びセンサ 48 を有している（図 2 参照）。観察対象からの反射光は、撮像レンズ 46 及びズームレンズ 47 を介してセンサ 48 に入射する。これにより、センサ 48 に観察対象の反射像が結像される。ズームレンズ 47 は、ズーム操作部 22c を操作することでテレ端とワイド端との間を移動する。ズームレンズ 47 がテレ端側に移動すると観察対象の反射像が拡大する。一方、ズームレンズ 47 がワイド端側に移動することで、観察対象の反射像が縮小する。なお、拡大観察をしない場合（非拡大観察時）には、ズームレンズ 47 はワイド端に配置されている。そして、拡大観察を行う場合には、ズーム操作部 22c の操作によってズームレンズ 47 はワイド端からテレ端側に移動される。

30

【0033】

センサ 48 は、カラーの撮像素子であり、観察対象の反射像を撮像して画像信号を出力する。センサ 48 としては、例えば CCD（Charge Coupled Device）イメージセンサや CMOS（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）イメージセンサを用いることができる。本実施形態では、センサ 48 は CCD イメージセンサである。また、センサ 48 は、撮像面に RGB カラーフィルタが設けられた RGB 画素を有しており、RGB の各色の画素で光電変換をすることによって R、G、B の三色の画像信号を出力する。

【0034】

図 5 に示すように、B カラーフィルタは 390 ~ 510 nm の分光透過率を有しており、B カラーフィルタが透過する光の波長帯域は、本実施形態では中心波長が 450 nm に定められている。B カラーフィルタの中心波長は、青色狭帯域光の波長帯域（473 ± 10 nm）に対して、中心波長の差が 20 nm 以上 100 nm 以下になるように定められていれば良い。また、G カラーフィルタは 450 ~ 630 nm の分光透過率を有しており、R カラーフィルタは 580 ~ 760 nm の分光透過率を有している。このため、G カラーフィルタは、観察対象の血液量に応じて吸光量が変化する波長帯域の光を透過し、R カラーフィルタは、B カラーフィルタや G カラーフィルタと比較して、酸素飽和度及び血液量による吸光量の変化が小さい波長帯域の光を透過する。

40

【0035】

センサ 48 は、上記特性のカラーフィルタを有しているので、青色狭帯域光が照明光と

50

して観察対象に照射されると、少なくともB画素から、青色狭帯域光の反射光に対応する画像信号が得られる。一方、観察対象に白色光が照射されると、各色のカラーフィルタに対応する画像信号がRGB各画素から得られる。

【0036】

センサ48としては、撮像面に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、いわゆる補色イメージセンサを用いても良い。センサ48として補色イメージセンサを用いる場合は、CMYGの四色の画像信号からRGBの三色の画像信号に色変換する色変換部を、内視鏡12、光源装置14またはプロセッサ装置16のいずれかに設けておけば良い。こうすれば補色イメージセンサを用いる場合でも、CMYGの4色の画像信号から色変換によってRGB3色の画像信号を得ることができる。

10

【0037】

撮像制御部49はセンサ48の撮像制御を行う。図6に示すように、通常観察モード時には、1フレームの期間（以下、単に1フレームという）毎に、白色光で照明された観察対象をセンサ48で撮像する。これにより、1フレーム毎にセンサ48からRGBの各画像信号が出力される。なお、本実施形態の場合、センサ48はCCDイメージセンサなので、1フレームは例えば電荷蓄積期間（露光期間とも言う）の終了時（時刻 T_A ）から次の電荷蓄積期間の終了時（時刻 T_B ）までの長さの期間である。また、センサ48はCCDイメージセンサであるため、図6では読出期間と電荷蓄積期間を分けているが、ほぼ1フレームの全てを電荷蓄積期間にし、信号電荷の蓄積中に前のフレームで蓄積された信号電荷の読み出すこともできる。撮像制御部49は、こうした電荷蓄積期間の長さの調節等の制御も行う。

20

【0038】

撮像制御部49は、特殊観察モード時も、通常観察モード時と同様にしてセンサ48の撮像制御を行う。但し、特殊観察モード時には、センサ48の撮像のフレームに同期して青色狭帯域光と白色光が交互に観察対象に照射される。このため、図7に示すように、センサ48は、青色狭帯域光のもとで観察対象を撮像して得た信号電荷を1フレーム目の読出期間に読み出して、少なくともB画素から画像信号を出力する。そして、白色光のもとで観察対象を撮像して得た信号電荷を2フレーム目の読出期間に読み出して、RGB各色の画像信号を出力する。センサ48は、1フレーム目、及び2フレーム目ともRGBの各色の画像信号を出力するが、依拠する照明光のスペクトルが異なるので、以下では区別のために、センサ48が1フレーム目にB画素から出力する画像信号をB1画像信号という。また、本実施形態では使用しないが、1フレーム目にR及びG画素から出力される画像信号は、それぞれR1画像信号、及びG1画像信号という。2フレーム目に出力するRGB各色の画像信号はR2画像信号、G2画像信号、及びB2画像信号という。

30

【0039】

なお、B1画像信号は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光量が変化する青色狭帯域光の波長帯域（第1波長帯域）に対応する第1画像信号である。また、G2画像信号は、観察対象の血液量に応じて吸光量が変化するGカラーフィルタの波長帯域（第2波長帯域）に対応する第2画像信号であり、R2画像信号は、酸素飽和度及び血液量による吸光量の変化が小さいRカラーフィルタの波長帯域（第3波長帯域）に対応する第3画像信号である。本実施形態では、G2画像信号は、B1画像信号やR2画像信号のリファレンスとなる画像信号として用い、B1画像信号やR2画像信号の規格化のために用いるが、他の画像信号を規格化用にしても良い。B2画像信号は、Bカラーフィルタの波長帯域（第4波長帯域）に対応する第4画像信号である。

40

【0040】

また、酸素飽和度の算出には、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 $R2/G2$ と、G2画像信号とB2画像信号の信号比 $G2/B2$ とが用いられる。これらのうち、酸素飽和度の算出に必須な信号比は、青色狭帯域光の波長帯域に対応するB1画像信号を用いたB1画像信号とG2画像信号との信号

50

比 $B1/G2$ である。このため、青色狭帯域光が酸素飽和度を算出するための第1信号光であり、白色光中の $G2$ 画像信号になる成分 (G カラーフィルタを透過する成分) が酸素飽和度を算出するための第2信号光である。

【0041】

センサ48から出力される各色の画像信号は、 CDS (correlated double sampling) / AGC (automatic gain control) 回路50に送信される(図2参照)。 CDS/AGC 回路50は、センサ48から出力さ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50を経た画像信号は、 A/D 変換器52によってデジタル画像信号に変換される。こうしてデジタル化された画像信号はプロセッサ装置16に入力される。

10

【0042】

プロセッサ装置16は、画像信号取得部54と、画像処理切替部60と、通常観察画像処理部62と、特殊観察画像処理部64と、表示用画像信号生成部66とを備えている。画像信号取得部54は、内視鏡12から入力される画像信号を受信する。画像信号取得部54は DSP (Digital Signal Processor) 56とノイズ除去部58と信号変換部59とを備えている。

【0043】

DSP 56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、センサ48の欠陥画素の信号が補正される。オフセット処理では、欠陥補正処理が施され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 RGB 各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、色再現性を高めるためのリニアマトリクス処理が施される。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。 DSP 59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 をノイズ除去部58に出力する。

20

30

【0044】

ノイズ除去部58は、 DSP 56でデモザイク処理等が施され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除去処理を施す。ノイズが除去された画像信号は、信号変換部59に入力され、 RGB の画像信号に再変換され、画像処理切替部60に入力される。

【0045】

画像処理切替部60は、観察モード切替 $SW22b$ が通常観察モードにセットされている場合には、画像信号を通常観察画像処理部62に入力する。一方、観察モード切替 $SW22b$ が特殊観察モードに設定されている場合、画像処理切替部60は、画像信号を特殊観察画像処理部64に入力する。

40

【0046】

通常観察画像処理部62は、色変換部68と、色彩強調部70と、構造強調部72とを有する。色変換部68は、入力された1フレーム分の RGB の各画像信号を、それぞれ R 画素、 G 画素、 B 画素に割り当てた RGB 画像データを生成する。そして、 RGB 画像データに対して、さらに 3×3 のマトリックス処理、階調変換処理、3次元 LUT 処理等の色変換処理を施す。

【0047】

色彩強調部70は、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。構造強調部72は、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。構造強調部72で構造強調処理が施された RGB 画像データ

50

は、通常観察画像として表示用画像信号生成部 66 に入力される。

【0048】

特殊観察画像処理部 64 は、酸素飽和度画像生成部 76 と、構造強調部 78 とを有する。酸素飽和度画像生成部 76 は、酸素飽和度を算出し、算出した酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する。

【0049】

構造強調部 78 は、酸素飽和度画像生成部 76 から入力される酸素飽和度画像に対して、空間周波数強調処理等の構造強調処理を施す。構造強調部 72 で構造強調処理が施された酸素飽和度画像は、表示用画像信号生成部 66 に入力される。

【0050】

表示用画像信号生成部 66 は、通常観察画像または酸素飽和度画像を表示用形式の信号（表示用画像信号）に変換し、モニタ 18 に入力する。これにより、モニタ 18 には通常観察画像または酸素飽和度画像が表示される。

【0051】

図 8 に示すように、酸素飽和度画像生成部 76 は、信号比算出部 81 と、相関関係記憶部 82 と、酸素飽和度算出部 83 と、画像生成部 84 と、を備えている。

【0052】

信号比算出部 81 は、酸素飽和度算出部 83 で酸素飽和度の算出のために用いる信号比を算出する。具体的には、信号比算出部 81 は、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 $R2/G2$ と、G2 画像信号と B2 画像信号の信号比 $G2/B2$ とをそれぞれ画素毎に算出する。

【0053】

相関関係記憶部 82 は、信号比算出部 81 が算出する各信号比と、酸素飽和度との相関関係テーブルを記憶している。この相関関係テーブルは、図 9 に示す三次元空間上に酸素飽和度の等値面を定義した三次元で記憶されており、信号比に対する等値面の位置及び形状は、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。例えば、図 10 に示す信号比 $G2/B2$ が任意値の場合の等値面の断面から分かるように、各等値面の間隔は血液量を表す信号比 $R2/G2$ に応じて変化する。また、図 9 及び図 10 から分かるように、信号比 $B1/G2$ 及び信号比 $R2/G2$ に対する各等値面の位置は、ビリルビン等の黄色色素の量（あるいは濃度）に対応する信号比 $G2/B2$ に応じて変化する。すなわち、信号比 $B1/G2$ 及び信号比 $R2/G2$ が同じ値でも、信号比 $G2/B2$ が異なれば、対応する酸素飽和度の値は異なる。なお、信号比と、酸素飽和度との相関関係は log スケールで記憶されている。

【0054】

上記相関関係は、図 11 に示す酸化ヘモグロビン（グラフ 90）や還元ヘモグロビン（グラフ 91）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、青色狭帯域光の中心波長 473 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では、酸素飽和度の情報を取り扱いやすい。しかしながら、473 nm の光に対応する B1 画像信号は、酸素飽和度だけでなく、血液量にも依存度が高い。そこで、B1 画像信号に加え、主として血液量に依存して変化する光に対応した G2 画像信号と、B1 画像信号と G2 画像信号のリファレンス信号となる R2 画像信号とから得られる信号比 $R2/G2$ を用いることで血液量に依存することなく、酸素飽和度を正確に求めることができる。

【0055】

さらに、上記相関関係は、残渣や粘液に含まれるビリルビンやステルコビリリン等の黄色色素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、これら黄色色素の吸光係数は、概ね図 12 に示すように波長に対して漸減するスペクトルを有しており、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青色狭帯域光の中心波長 473 nm では、黄色色素による吸光量も大きい。また、黄色色素の影響は、血液量との相対的な関係によって変化する。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 6 】

このため、血中ヘモグロビンの吸光係数が青色狭帯域光に近く、観察対象による散乱係数が青色狭帯域光に近く、かつ、青色狭帯域光に対して黄色色素の吸光係数が大きく異なるという3つの条件を満たす波長帯域の光に対応するB2画像信号と、血液量に依存して変化する光に対応したG2画像信号との信号比 $G2/B2$ を、信号比 $B1/G2$ と信号比 $R2/G2$ に加えて用いることで、黄色色素の有無や濃度等に依らず、正確な酸素飽和度を求めることができる。

【 0 0 5 7 】

血中ヘモグロビンの吸光係数が青色狭帯域光に近いという条件と、観察対象による散乱係数が青色狭帯域光に近いという条件を満たすためには、青色狭帯域光にできるだけ近い波長帯域の光に対応した画像信号を用いる必要があるが、これに加えて、黄色色素の吸光係数が青色狭帯域光と大きく異なるという条件を満たすためには、青色狭帯域光に対してある程度離れた波長帯域の光に対応した画像信号を用いる必要がある。これを考慮し、Bカラーフィルタが透過する光の中心波長と青色狭帯域光との中心波長の差が20nm以上100nm以下になるようにBカラーフィルタの分光透過率を定めることで上記3つの条件を満たすB2画像信号を得られるようにしている。特に、青色狭帯域光に対して、黄色色素の吸光係数の差を大きくし、黄色色素の依存度が低い正確な酸素飽和度を求めるためには、Bカラーフィルタが透過する光の中心波長と、青色狭帯域光との中心波長の差が50nm以上100nm以下にすることが好ましい。

【 0 0 5 8 】

また、本実施形態ではBカラーフィルタの中心波長は450nmであるが、これは酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数がほぼ等しい等吸収点の波長である。このように、Bカラーフィルタが透過する光の中心波長を、等吸収点あるいはその近傍の波長とすることで、血中ヘモグロビンの吸光係数が青色狭帯域光に近いという条件を満たしつつ、酸素飽和度に対する依存度が低いB2画像信号が得られる。これにより、黄色色素が存在する場合でも、黄色色素による影響をより厳密に排除した正確な酸素飽和度を算出可能にしている。

【 0 0 5 9 】

酸素飽和度算出部83は、信号比算出部81で算出された信号比を用いて酸素飽和度を算出する。より具体的には、酸素飽和度算出部83は、相関関係記憶部82に記憶された相関関係テーブルを参照し、信号比算出部81で算出された信号比に対応する酸素飽和度を画素毎に算出する。例えば、特定画素における信号比 $B1/G2$ 、信号比 $R2/G2$ 、及び信号比 $G2/B2$ がそれぞれ $B1^*/G2^*$ 、 $R2^*/G2^*$ 、及び $G2^*/B2^*$ である場合、図13に示すように、相関関係テーブルを参照すると、信号比 $B1^*/G2^*$ 、信号比 $R2^*/G2^*$ 及び信号比 $G2^*/B2^*$ 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83は、この特定画素の酸素飽和度を「40%」と算出する。

【 0 0 6 0 】

なお、信号比 $B1/G2$ 、信号比 $R2/G2$ 、及び信号比 $G2/B2$ 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 $B1/G2$ 、信号比 $R2/G2$ 、及び信号比 $G2/B2$ の各値の組み合わせが、酸素飽和度0%の下限等値面93（図9参照）を上回ったり、反対に酸素飽和度100%の上限等値面94（図9参照）を下回ったりすることはほとんどない。但し、算出する酸素飽和度が下限等値面93を下回ってしまった場合には酸素飽和度算出部83は酸素飽和度を0%とし、上限等値面94を上回ってしまった場合には酸素飽和度を100%とする。また、信号比 $B1/G2$ 、信号比 $R2/G2$ 、及び信号比 $G2/B2$ に対応する点が下限等値面93と上限等値面94の間から外れた場合には、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たり、酸素飽和度を算出しないようにしても良い。

【 0 0 6 1 】

画像生成部84は、酸素飽和度算出部83で算出された酸素飽和度を用いて、酸素飽和

10

20

30

40

50

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 8 4 は、B 2 画像信号、G 2 画像信号、及び R 2 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 B 2 画像信号、G 2 画像信号、及び R 2 画像信号を用いて R G B 画像データを生成する。例えば、画像生成部 8 4 は、補正酸素飽和度が 6 0 % 以上の画素では B 2 画像信号、G 2 画像信号、及び R 2 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、補正酸素飽和度が 6 0 % 未満の画素では、B 2 画像信号に対して「1」未満のゲインを乗じ、G 2 画像信号及び R 2 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 B 2 画像信号、G 2 画像信号、及び R 2 画像信号を用いて生成された R G B 画像データが酸素飽和度画像である。

【0062】

10

画像生成部 8 4 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 6 0 ~ 1 0 0 % 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 ~ 6 0 % 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。

【0063】

なお、本実施形態では、画像生成部 8 4 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 6 0 % で分けているがこの境界も任意である。

【0064】

20

次に、本実施形態の内視鏡システム 1 0 による観察の流れを図 1 4 のフローチャートに沿って説明する。まず、通常観察モードにおいて、最も遠景の状態からスクリーニングを行う（S 1 0）。通常観察モードでは、通常観察画像がモニタ 1 8 に表示される。このスクリーニング時に、ブラウニッシュエリアや発赤等の病変の可能性がある部位（以下、病変可能性部位という）を発見した場合（S 1 1）には、モード切替 S W 2 2 b を操作して、特殊観察モードに切り替える（S 1 2）。そして、この特殊観察モードにおいて、病変可能性部位の診断を行う。

【0065】

特殊観察モードでは、青色狭帯域光と白色光がセンサ 4 8 の撮像フレームに同期して交互に観察対象に照射されるので、センサ 4 8 は 1 フレーム目に B 1 画像信号を出力し、2 フレーム目に R 2 画像信号、G 2 画像信号、及び B 2 画像信号を出力する。そして、プロセッサ装置 1 6 は画像信号取得部 5 4 でこれらの撮像信号を取得されると（S 1 3 及び S 1 4：画像信号取得ステップ）、信号比算出部 8 1 によって信号比 $B 1 / G 2$ 、信号比 $R 2 / G 2$ 、及び信号比 $G 2 / B 2$ が算出され（S 1 5）、さらにこれらの信号比に基づき、酸素飽和度算出部 8 3 によって酸素飽和度が画素毎に算出される（S 1 6：酸素飽和度算出ステップ）。その後、画像生成部 8 4 によって、画像信号 B 2、G 2、及び R 2 と酸素飽和度算出部 8 3 が算出した酸素飽和度に基づいて、酸素飽和度画像が生成される（S 1 7：酸素飽和度画像生成ステップ）。なお、これらの動作は、通常観察モードに切り替えられるか（S 1 8）、診断終了（S 1 9）まで繰り返し行われる

30

【0066】

40

図 1 5 に示すように、信号比 $G 2 / B 2$ を用いず、信号比 $B 1 / G 2$ と信号比 $R 2 / G 2$ とを酸素飽和度に対応付ける二次元の相関関係テーブルを用いて酸素飽和度を算出する場合、観察対象が黄色色素を含む粘液等で汚れていると、酸素飽和度に誤差が発生する。例えば、特定画素における各画像信号の信号値が $B 1^*$ 、 $R 2^*$ 、 $G 2^*$ 、及び $B 2^*$ である場合に、二次元の相関関係テーブルを用いて酸素飽和度を算出すると「6 0 %」であるとする。観察対象に黄色色素を含む粘液等が付着していなければ、この値が観察対象の酸素飽和度を表す。しかし、観察対象に黄色色素を含む粘液等が付着していると、血中ヘモグロビンだけでなく、黄色色素による吸光があるので、測定された信号値 $B 1^*$ 、 $R 2^*$ 、 $G 2^*$ 、及び $B 2^*$ は、血中ヘモグロビンの吸光と黄色色素による吸光とを反映した信号値である。黄色色素は、青色の波長帯域の光を特に多く吸収するので（図 1 2 参照）

50

、簡単のため青色の波長帯域にだけ黄色色素による吸光があるとすると、信号値 $B1^*$ と信号値 $B2^*$ は、黄色色素がない場合の観察対象を撮像して得られる真の信号値 $B1^\#$ 及び $B2^\#$ よりも小さくなっている ($B1^* < B1^\#$, $B2^* < B2^\#$)。この場合、信号比 $B1^\# / G2^*$ と信号比 $R2^* / G2^*$ とに対応する「40%」が特定画素における観察対象の真の酸素飽和度である。このため、黄色色素を含む粘液等が観察対象に付着していると、信号比 $B1^* / G2^*$ と信号比 $R2^* / G2^*$ に基づいて算出された酸素飽和度「60%」は、観察対象の真の酸素飽和度「40%」よりも高く求められてしまう。

【0067】

一方、内視鏡システム10では、これら3つの信号比を酸素飽和度に対応付ける三次元の相関関係テーブル(図9参照)を用い、信号比 $B1 / G2$ と信号比 $R2 / G2$ だけでなく、信号比 $G2 / B2$ をも用いて酸素飽和度を求める。このため、内視鏡システム10は、観察対象が黄色色素を含む粘液等で汚れている場合に得られる各画像信号の信号値 $B1^*$, $R2^*$, $G2^*$, 及び $B2^*$ を用いて、観察対象の真の酸素飽和度「40%」を算出することができる。

【0068】

なお、第1実施形態では、信号比 $B1 / G2$ と信号比 $R2 / G2$ と信号比 $G2 / B2$ を酸素飽和度に対応付ける三次元の相関関係テーブルを用いているが、代わりに、信号比 $B1 / G2$ と信号比 $R2 / G2$ とを酸素飽和度に対応付ける二次元の相関関係テーブルを、信号比 $G2 / B2$ に応じて複数用意しておき、これらの複数の二次元の相関関係から信号比 $G2 / B2$ に対応するものを用いて酸素飽和度を算出しても良い。例えば、図16に示すように、 $\log(G2 / B2)$ の値が $A1$ 以上 $A2$ 未満で用いる二次元相関関係テーブル111と、 $\log(G2 / B2)$ の値が $A2$ 以上 $A3$ 未満で用いる二次元相関関係テーブル112と、 $\log(G2 / B2)$ の値が $A3$ 以上 $A4$ 未満で用いる二次元相関関係テーブル113とを用意し、 $\log(G2 / B2)$ の値に応じて対応する二次元相関関係を選択して用いて酸素飽和度を求めても良い。

【0069】

[第2実施形態]

第2実施形態の内視鏡システムは、第1実施形態の回転フィルタ37の代わりに、図17に示す回転フィルタ237を用いる。これ以外の構成は第1実施形態の内視鏡システム10と同様である。

【0070】

回転フィルタ237は、狭帯域フィルタ237Aとバンドパスフィルタ237Bを備える。狭帯域フィルタ237Aは、中心波長 473 ± 10 nmの青色狭帯域光を透過する。すなわち、狭帯域フィルタ237Aは、第1実施形態における回転フィルタ37の狭帯域フィルタ37と同じものである。一方、バンドパスフィルタ237Bは、第1実施形態における回転フィルタ37の開口37Bの代わりに設けられており、490 nm以上700 nm以下の波長帯域の光を透過し、それ以外の波長帯域の光をカットする。なお、回転フィルタ237は、白色光の光路上から退避可能に設けられており、通常観察モード時には白色光の光路上から退避される。

【0071】

回転フィルタ237を用いる場合、特殊観察モードの2フレーム目に観察対象に照射される光は、バンドパスフィルタ237Bが透過する490 nm以上700 nm以下の波長帯域の光に制限された白色光になる。一方、Bカラーフィルタの透過波長帯域が390 ~ 510 nmなので、図18に示すように特殊観察モードの2フレーム目にB画素に入射する光は、 500 ± 10 nmの波長帯域になる。この波長帯域は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数がほぼ等しい等吸収点なので(図11参照)、回転フィルタ237を用いると、B2画像信号の酸素飽和度に対する依存性を低減され、信号比 $G2 / B2$ はより正確に黄色色素の吸光量に対応する値になる。したがって、回転フィルタ237を用いて、B2画像信号を等吸収点近傍の狭帯域光に対応する画像信号にすることで、第1実施形態の内視鏡システム10よりもさらに正確な酸素飽和度を算出することができるよ

10

20

30

40

50

うになる。

【 0 0 7 2 】

[第 3 実施形態]

第 3 実施形態の内視鏡システムは、第 1 実施形態の回転フィルタ 3 3 7 の代わりに、図 1 9 に示す回転フィルタ 3 3 7 を用いる。回転フィルタ 3 3 7 は、狭帯域フィルタ 3 3 7 A とバンドパスフィルタ 3 3 7 B を備える。狭帯域フィルタ 3 3 7 A は、中心波長 560 ± 5 nm の緑色狭帯域光を透過し、それ以外の波長帯域の光をカットする。この緑色狭帯域光の波長帯域は、青色狭帯域光 (473 ± 10 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ある (図 1 1 参照)。このため、緑色狭帯域光は血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光量が変化する。また、バンドパスフィルタ 3 3 7 B は、490 nm 以上 700 nm 以下の波長帯域の光を透過し、それ以外の波長帯域の光をカットする。すなわち、バンドパスフィルタ 3 3 7 B は、第 2 実施形態における回転フィルタ 2 3 7 のバンドパスフィルタ 2 3 7 B と同じものである。なお、回転フィルタ 3 3 7 は、白色光の光路上から退避可能に設けられており、通常観察モード時には白色光の光路上から退避される。

10

【 0 0 7 3 】

図 2 0 に示すように、回転フィルタ 3 3 7 を用いる場合、特殊観察モードの 1 フレーム目に観察対象に照射される光は、緑色狭帯域光になり、特殊観察モードの 2 フレーム目に観察対象に照射される光は、バンドパスフィルタ 3 3 7 B が透過する 490 nm 以上 700 nm 以下の波長帯域の白色光になる。このため、1 フレーム目には、B 1 画像信号の代わりに、G 画素が出力する G 1 画像信号を取得する。

20

【 0 0 7 4 】

そして、信号比算出部 8 1 では、信号比 $B 1 / G 2$ の代わりに、信号比 $G 1 / G 2$ を算出し、酸素飽和度算出部 8 3 では、信号比 $G 1 / G 2$ と信号比 $R 2 / G 2$ と信号比 $G 2 / B 2$ とに基づいて酸素飽和度を算出する。このため、相関関係記憶部 8 2 には、図 2 1 に示すように、信号比 $G 1 / G 2$ と信号比 $R 2 / G 2$ と信号比 $G 2 / B 2$ とを酸素飽和度に対応ける三次元の相関関係テーブルを記憶しておく。

【 0 0 7 5 】

こうすると、青色狭帯域光の代わりに、緑色狭帯域光を用いて酸素飽和度を算出することができる。また、第 3 実施形態の内視鏡システムは、信号比 $G 2 / B 2$ の値を考慮して酸素飽和度を算出しているため、黄色色素を含む粘液等によって観察対象が汚れていても、正確な酸素飽和度を算出可能なことは、第 1 実施形態の内視鏡システム 1 0 と同様である。

30

【 0 0 7 6 】

図 2 1 の相関関係テーブルにおいて、酸素飽和度の等値面の並びが図 9 の相関関係テーブルに対して逆転しているのは、青色狭帯域光の波長帯域では酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数を上回っているのに対し、緑色狭帯域光の波長帯域では還元ヘモグロビンの吸光係数が酸化ヘモグロビンの吸光係数を上回っているからである。

【 0 0 7 7 】

なお、第 3 実施形態では、回転フィルタ 3 3 7 に第 2 実施形態と同様のバンドパスフィルタ 3 3 7 B を用いているが、バンドパスフィルタ 3 3 7 B の代わりに第 1 実施形態のように開口を用いても良い。

40

【 0 0 7 8 】

また、第 3 実施形態のように、信号比 $G 1 / G 2$ に基づいて酸素飽和度を算出する場合、G 1 画像信号に対応する波長帯域の中心波長と G 2 画像信号に対応する波長帯域の中心波長の波長帯域はともに 450 nm 以上 650 nm 以下の波長帯域であることが好ましい。これに対して、第 1 実施形態のように、信号比 $B 1 / G 2$ に基づいて酸素飽和度を算出する場合には、B 1 画像信号に対応する波長帯域の中心波長と G 2 画像信号に対応する波長帯域の中心波長は 350 nm 以上 500 nm 以下の波長帯域であることが好ましい。これは、血中ヘモグロビンの吸光係数や観察対象による散乱係数を近い値にし、算出する酸

50

素飽和度の正確性を向上させるためである。

【 0 0 7 9 】

[第 4 実施形態]

図 2 2 に示すように、第 4 実施形態の内視鏡システム 4 0 0 は、第 1 実施形態の内視鏡システム 1 0 に加えて、プロセッサ装置 1 6 に警告報知部 4 0 1 を備える。それ以外の構成は第 1 実施形態の内視鏡システム 1 0 と同様である。

【 0 0 8 0 】

警告報知部 4 0 1 は、酸素飽和度画像生成部 7 6 の信号比算出部 8 1 から信号比 $G 2 / B 2$ を取得し、信号比 $G 2 / B 2$ を閾値 $Q_{T H}$ と比較して、信号比 $G 2 / B 2$ が閾値 $Q_{T H}$ 以上の値の画素がある場合に、警告報知信号を生成する。すなわち、警告報知信号は、信号比 $G 2 / B 2$ が大きく、観察対象が黄色色素を含む粘液等による汚れがひどい場合に生成される。警告報知信号は、表示用画像信号生成部 6 6 に入力される。

10

【 0 0 8 1 】

図 2 3 に示すように、表示用画像信号生成部 6 6 は警告報知信号が入力されると、酸素飽和度画像 4 1 1 とともに、観察対象の洗浄を促す警告メッセージ 4 1 2 をモニタ 1 8 に表示させる。内視鏡システム 4 0 0 は、信号比 $B 1 / G 2$ と信号比 $R 2 / G 2$ に加え、信号比 $G 2 / B 2$ に基づいて酸素飽和度を算出するので、黄色色素を含む粘液等が観察対象に付着していても正確な酸素飽和度を算出可能であるが、あまりにも汚れが酷い場合には、信号比 $G 2 / B 2$ に基づいて酸素飽和度を算出したとしても誤差が大きい場合がある。したがって、上記のように、警告メッセージ 4 1 2 を表示して、洗浄の必要性を報知すれば、内視鏡システム 4 0 0 を使用する医師は、観察対象の酸素飽和度に基づいて診断を行うに際し、観察対象に付着した汚れの酷さを的確に把握することができ、警告メッセージ 4 1 2 が表示された場合には、観察対象を洗浄してから酸素飽和度に基づいた診断をすることができるので、誤診を防ぐことができる。

20

【 0 0 8 2 】

また、警告報知部 4 0 1 は、信号比算出部 8 1 から信号比 $R 2 / G 2$ を取得し、例えば図 2 4 に示すように、信号比 $G 2 / B 2$ と比較するための閾値 $Q_{T H}$ を、信号比 $R 2 / G 2$ に応じて変更する。すなわち、警告報知部 4 0 1 は、観察対象の血液量に応じて閾値 $Q_{T H}$ を変更する。これは、相関関係テーブルにおける酸素飽和度の等値面の間隔が信号比 $R 2 / G 2$ に応じて変化するためである（図 9 及び図 1 0 参照）。例えば、黄色色素の量を反映した信号比 $G 2 / B 2$ が一定値であるとしても、信号比 $R 2 / G 2$ が小さく、血液量が少ない場合には、酸素飽和度の等値面の間隔が狭くなるので、信号比 $G 2 / B 2$ が僅かにずれるだけでも算出される酸素飽和度の誤差が大きい。このため、閾値 $Q_{T H}$ を血液量に応じて変更すれば、黄色色素の量が酸素飽和度の算出に与える影響の大きさを適切に判別して洗浄を促す警告を報知することができる。

30

【 0 0 8 3 】

なお、警告報知部 4 0 1 は、信号比算出部 8 1 から信号比 $B 1 / G 2$ を取得し、閾値 $Q_{T H}$ の値を信号比 $B 1 / G 2$ に応じて変更してもよい。このように信号比 $B 1 / G 2$ によって閾値 $Q_{T H}$ の値を変更すると、閾値 $Q_{T H}$ の酸素飽和度に対する依存性を低減することができるので、一定の閾値 $Q_{T H}$ を用いる場合よりも黄色色素の量が酸素飽和度の算出に与える影響の大きさを適切に判別して洗浄を促す警告を報知することができる。さらに、警告報知部 4 0 1 に信号比算出部 8 1 から信号比 $R 2 / G 2$ と信号比 $B 1 / G 2$ とを取得させ、これらの信号比に応じて閾値 $Q_{T H}$ を変更させれば、閾値 $Q_{T H}$ の血液量及び酸素飽和度に対する各依存性を低減できるので、黄色色素の量が酸素飽和度の算出に与える影響の大きさを特に適切に判別して洗浄を促す警告を報知することができる。

40

【 0 0 8 4 】

なお、第 4 実施形態の内視鏡システム 4 0 0 は、モニタ 1 8 に警告メッセージ 4 1 2 を表示するが、代わりに、警告音を発したり、警告メッセージを音声により再生したり、ランプや回転灯等を点灯させたりすることによって、観察対象の洗浄を促しても良い。

【 0 0 8 5 】

50

また、警告報知部 401 は、信号比 $G2/B2$ が閾値 Q_{TH} 以上の値の画素がある領域を検出し、警告報知信号を、信号比 $G2/B2$ が閾値 Q_{TH} 以上の値の画素の位置情報としてもよい。この場合、例えば、表示用画像信号生成部 66 は、RGB 画像データである酸素飽和度画像をモニタ 18 に表示するための輝度信号 Y と、色差信号 Cb 及び色差信号 Cr とに変換する場合に、信号比 $G2/B2$ が閾値 Q_{TH} 以上の値の画素の色差信号 Cb 及び色差信号 Cr を零に置き換える。こうすると、例えば、図 25 に示すように、信号比 $G2/B2$ が閾値 Q_{TH} 以上の汚染領域 443 と、信号比 $G2/B2$ が閾値 Q_{TH} 未満の清浄領域 446 に分かれた酸素飽和度画像 421 がモニタ 18 に表示される。この酸素飽和度画像 421 では、汚染領域 443 は無彩色で表示され、清浄領域 446 が酸素飽和度に応じて疑似カラー化された有彩色で表示される。このように、信号比 $G2/B2$ が特定範囲の画素と、信号比 $G2/B2$ が特定範囲外の画素と表示方法を異ならせて表示すると、黄色色素を含む粘液等によって酸素飽和度の誤差が大きい領域を判別することができる。汚染領域 443 の位置や面積を見れば、洗浄の必要性を判断できるので、警告メッセージ 412 の代わりになる。

【0086】

この例では、信号比 $G2/B2$ が閾値 Q_{TH} 以上の全画素の色差信号 Cb 及び色差信号 Cr を零に置き換えているが、信号比 $G2/B2$ が閾値 Q_{TH} 以上で、酸素飽和度が疑似カラー化される値（例えば 60% 未満）の画素についてだけ色差信号 Cb 及び色差信号 Cr を零にし、無彩色化しても良い。また、表示用画像信号を生成する段階で色彩の調節をしているが、酸素飽和度画像を生成する段階で、信号比 $G2/B2$ が閾値 Q_{TH} 以上の画素の表示色を変更しておいても良い。この場合、画像生成部 84 が警告報知信号を受け、この処理をする。

【0087】

なお、第 1 ～ 第 4 実施形態では、広帯域光源 36 を用いているが、これらの代わりに、RGB の LED で白色光を発生させる光源や、LD（レーザダイオード）と LD が発するレーザ光に励起されて発光する蛍光体で白色光を発生させる光源を用いることができる。これらの光源を用いる場合、上記実施形態のように回転フィルタ 37、237、及び 337 を併用しても良く、回転フィルタ 37、237、及び 337 の代わりに LED や LD の点灯や消灯、光量の配分の調節によって照明光の波長帯域や光量を調節しても良い。

【0088】

また、第 1 ～ 第 4 実施形態では、RGB カラーフィルタが設けられたカラー撮像素子をセンサ 48 として用いているが、カラーフィルタが設けられていないモノクロの撮像素子をセンサ 48 として用いても良い。この場合、図 26 に示す回転フィルタ 537 を用いる。

【0089】

回転フィルタ 537 は、通常観察モード用フィルタ 538 と特殊観察モード用フィルタ 539 を有し、通常観察モード用フィルタ 538 を白色光の光路上に配置する第 1 位置と、特殊観察モード用フィルタ 539 を白色光の光路上に配置する第 2 位置とで移動自在に設けられる。通常観察モード用フィルタ 538 は、回転フィルタ 537 の内周部に設けられ、赤色光を透過する R フィルタ 538a と、緑色光を透過する G フィルタ 538b と、青色光を透過する B フィルタ 538c と有する。したがって、回転フィルタ 537 を通常光観察モード用の第 1 位置に配置すると、広帯域光源 36 からの白色光は、回転フィルタ 537 の回転に応じて R フィルタ 538a、G フィルタ 538b、及び B フィルタ 538c のいずれかに入射する。このため、観察対象には、透過したフィルタに応じて、赤色光、緑色光、青色光が順次照射され、モノクロのセンサは、これらの反射光によりそれぞれ観察対象を撮像することにより、R 画像信号、G 画像信号、B 画像信号を順次出力する。

【0090】

また、特殊観察モード用フィルタ 539 は、回転フィルタ 537 の外周部に設けられている。特殊観察モード用フィルタ 539 は、赤色光を透過する R フィルタ 539a と、緑色光を透過する G フィルタ 539b と、青色光を透過する B フィルタ 539c と、473

10

20

30

40

50

±10nmの狭帯域光を透過する狭帯域フィルタ539dとを有する。したがって、回転フィルタ537を特殊観察モード用の第2位置に配置すると、広帯域光源36からの白色光は、回転フィルタ537の回転に応じてRフィルタ539a、Gフィルタ539b、Bフィルタ539c、及び狭帯域フィルタ539dのいずれかに入射する。このため、観察対象には、透過したフィルタに応じて、赤色光、緑色光、青色光、及び狭帯域光(473nm)が順次照射され、モノクロのセンサは、これらの反射光によりそれぞれ観察対象を撮像することにより、R画像信号、G画像信号、B画像信号、及び狭帯域画像信号を順次出力する。

【0091】

特殊観察モードで得られるRGB各画像信号は、それぞれ第1実施形態のR2画像信号、G2画像信号、及びB2画像信号に対応する。また、特殊観察モードで得られる狭帯域画像信号は、第1実施形態のB1画像信号に対応し、したがって、その後の処理は第1実施形態の内視鏡システム10と同様に行うことができる。

【0092】

なお、第1～第4実施形態では、信号比B1/G2と信号比R2/G2と信号比G2/B2に基づいて酸素飽和度を算出しているが、信号比B1/G2と信号比G2/B2のみに基づいて酸素飽和度を算出しても良い。この場合には、相関関係記憶部82には信号比B1/G2及び信号比G2/B2と、酸素飽和度との相関関係を記憶しておけば良い。

【0093】

第1～第6実施形態では、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成及び表示しているが、これに加えて、血液量を画像化した血液量画像を生成及び表示しても良い。血液量は信号比R2/G2と相関があるので、信号比R2/G2に応じて異なる色を割り当てることで、血液量を画像化した血液量画像を作成することができる。

【0094】

第1～第4実施形態では酸素飽和度を算出しているが、これに代えて、あるいはこれに加えて、「血液量×酸素飽和度(%)」から求まる酸化ヘモグロビンインデックスや、「血液量×(1-酸素飽和度)(%)」から求まる還元ヘモグロビンインデックス等、他の生体機能情報を算出しても良い。

【0095】

第1～第4実施形態では、センサ48としてCCDイメージセンサを用いているが、センサ48としてCMOSイメージセンサを用いても良い。但し、CMOSイメージセンサはいわゆるローリングシャッタ方式で駆動され、画素の行(1～N行の各行)毎に順に信号電荷の蓄積及び読み出しが行われる。このため、各行の信号電荷の蓄積及び読み出しのタイミングが行毎に異なるので、青色狭帯域光(または緑色狭帯域光)と白色光の切り替えは読み出しのタイミングに合わせて行うことが望ましい。例えば、図27に示すように、通常観察モード時には、N行目の蓄積開始(時刻 T_1)から1行目の蓄積完了(時刻 T_2)までの間、白色光の照射を行う一方、1行目の読み出し開始からN行目の読み出し完了までの間、白色光の照射を停止させる。また、図28に示すように、特殊観察モード時には、N行目の蓄積開始(時刻 T_1)から1行目の蓄積完了(時刻 T_2)までの間、青色狭帯域光の照射を行う一方、1行目の読み出し開始(時刻 T_2)からN行目の読み出し完了(時刻 T_3)までの間、青色狭帯域光及び白色光の照射を停止させる。そして、次のフレームにおいて、N行目の蓄積開始(時刻 T_3)から1行目の蓄積完了(時刻 T_4)までの間、白色光の照射を行う一方、1行目の読み出し開始(時刻 T_4)からN行目の読み出し完了(時刻 T_5)までの間、青色狭帯域光及び白色光の照射を停止させる。こうすると、各行の実質的な電荷蓄積期間の長さ(露光量)を統一し、かつ、青色狭帯域光による信号と白色光による信号が混ざるのを防ぐことができるので、センサ48としてCMOSイメージセンサを用いる場合でも上記各実施形態のように正確な酸素飽和度を算出することができる。

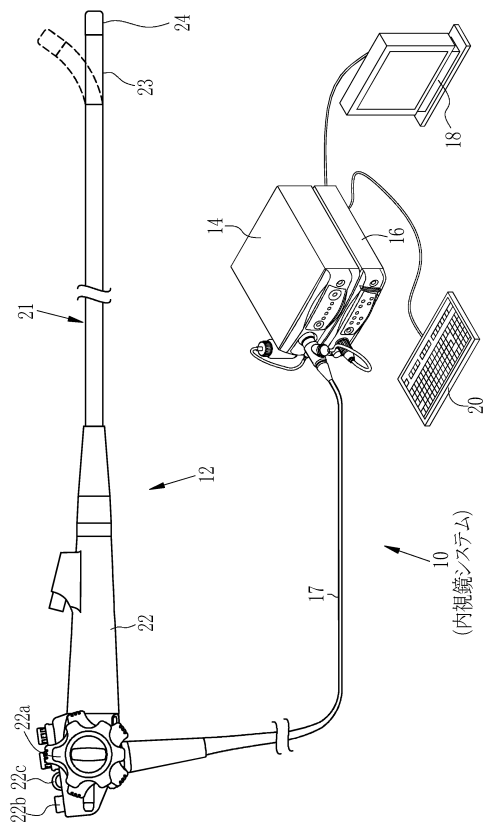
【符号の説明】

【0096】

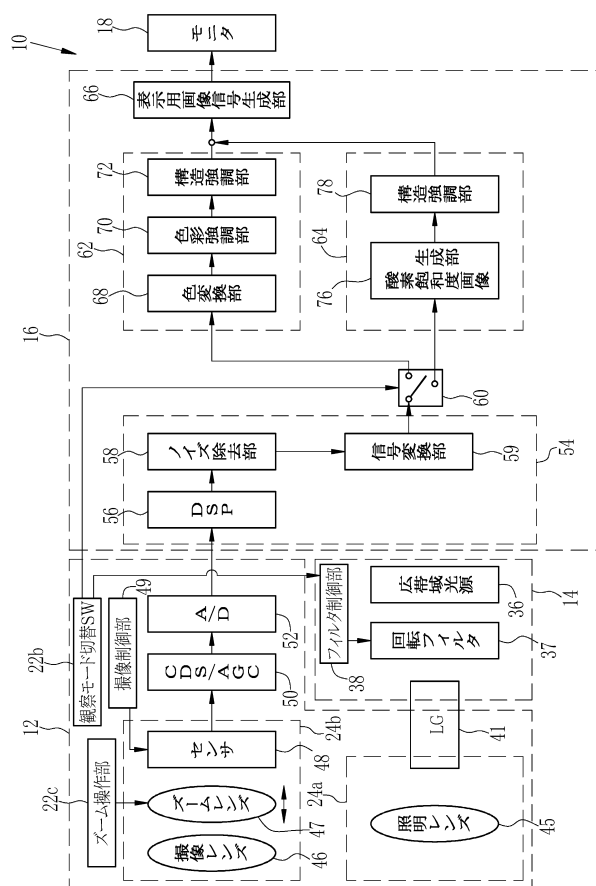
- 10, 400 内視鏡システム
 16 プロセッサ装置
 18 モニタ
 36 広帯域光源
 37、237, 337, 537 回転フィルタ
 76 酸素飽和度画像生成部
 81 信号比算出部
 82 相関関係記憶部
 83 酸素飽和度算出部
 84 画像生成部

10

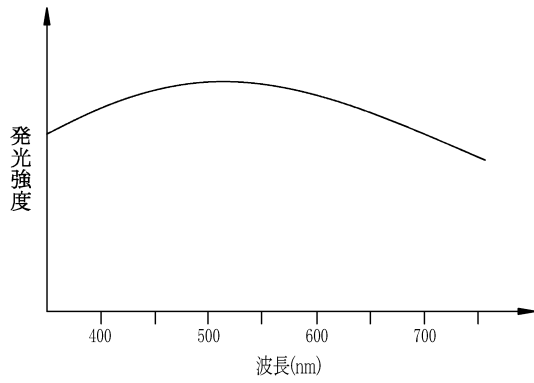
【図1】



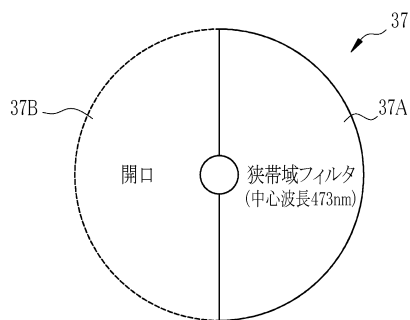
【図2】



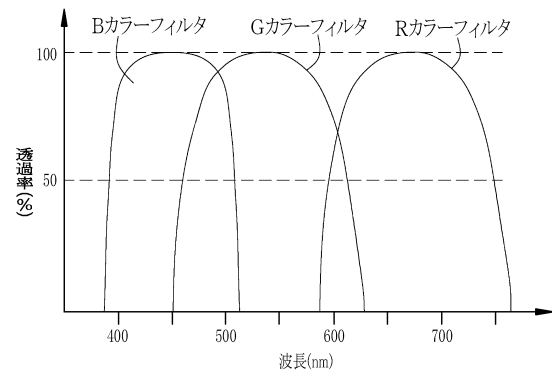
【図 3】



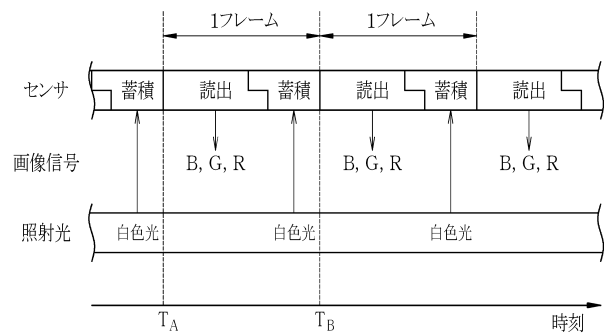
【図 4】



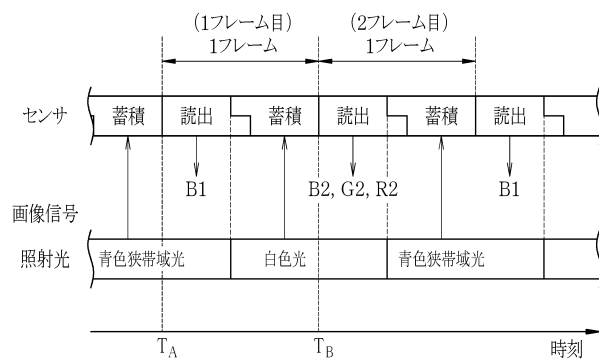
【図 5】



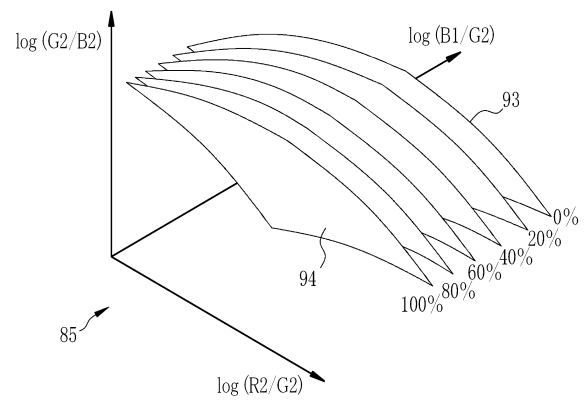
【図 6】



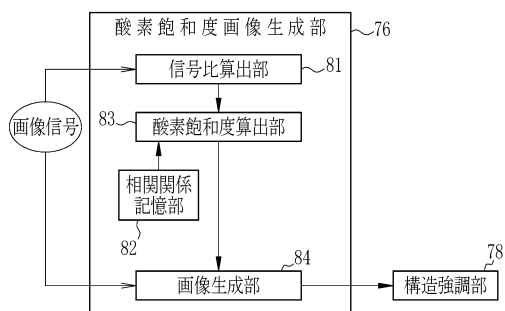
【図 7】



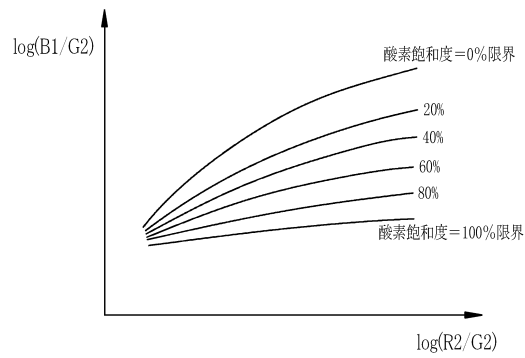
【図 9】



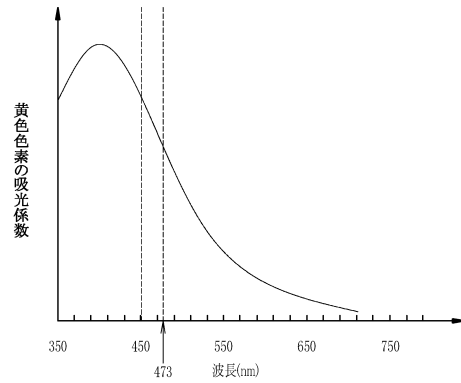
【図 8】



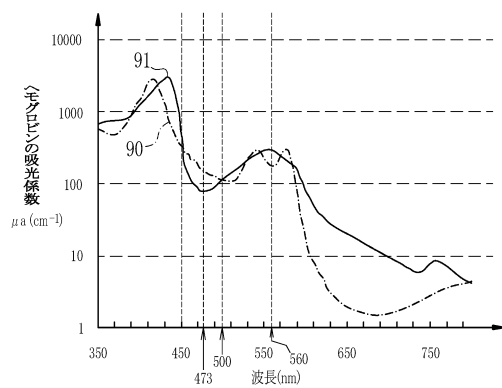
【図 10】



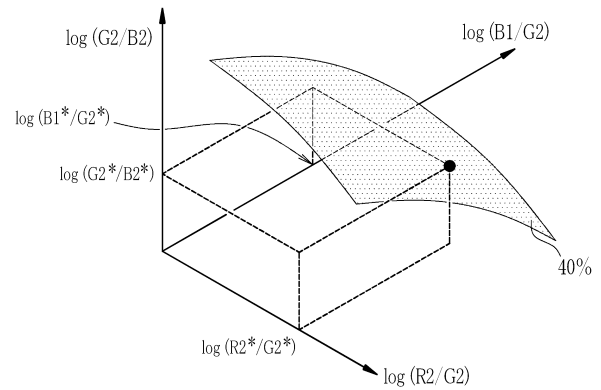
【図 12】



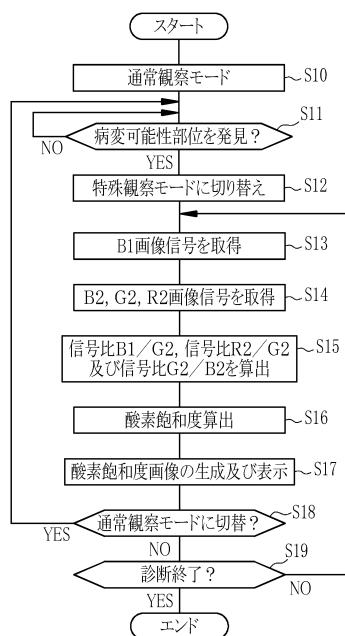
【図 11】



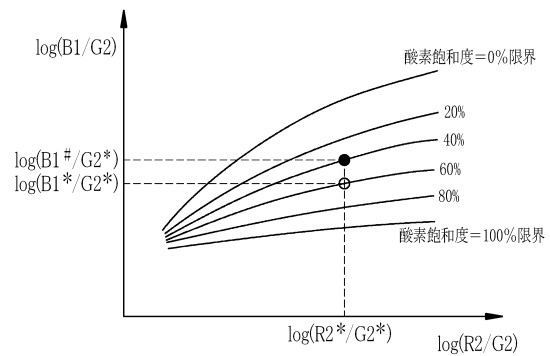
【図 13】



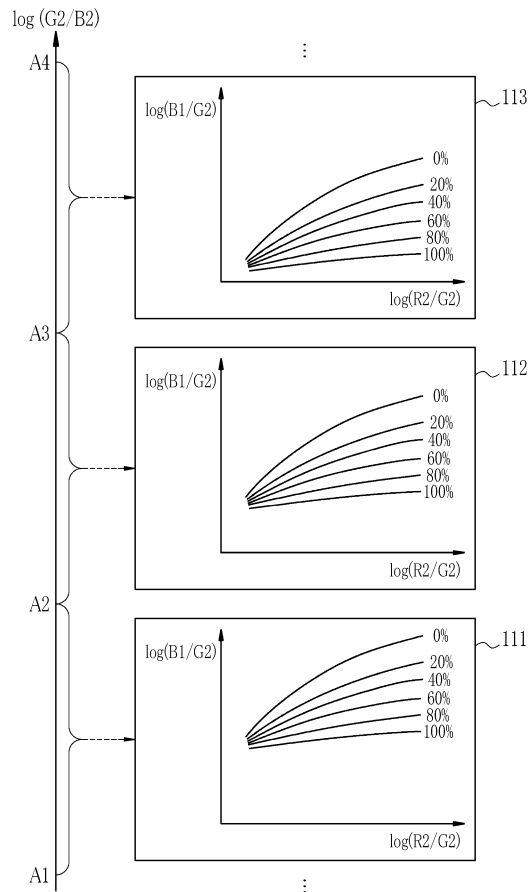
【図 14】



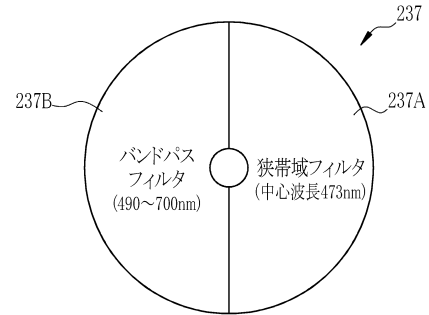
【図 15】



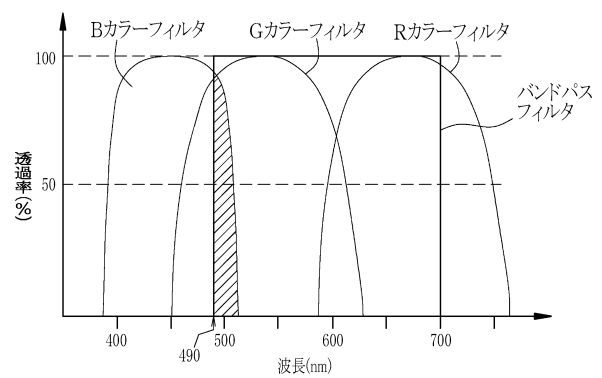
【図16】



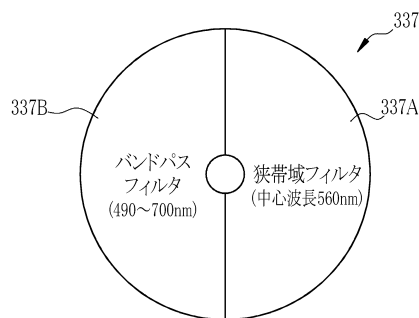
【図17】



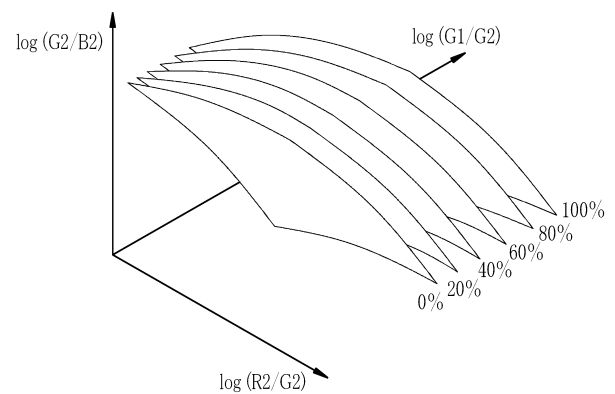
【図18】



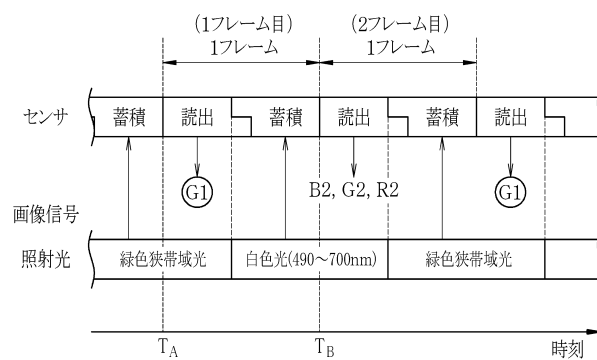
【図19】



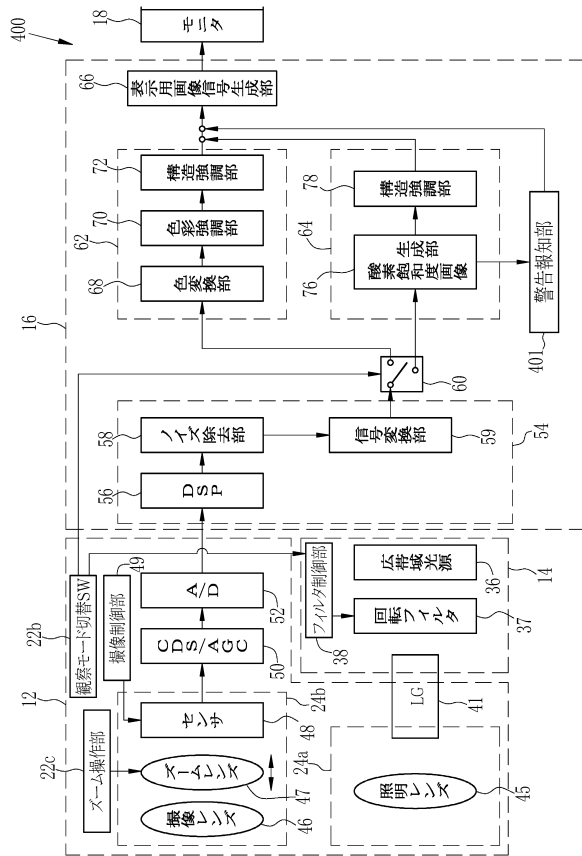
【図21】



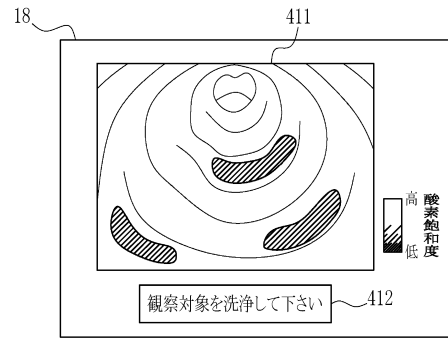
【図20】



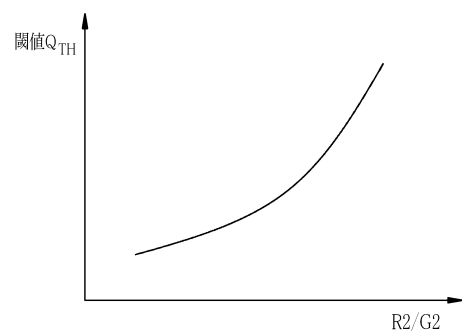
【 図 2 2 】



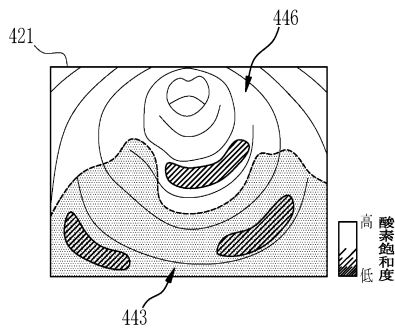
【 図 2 3 】



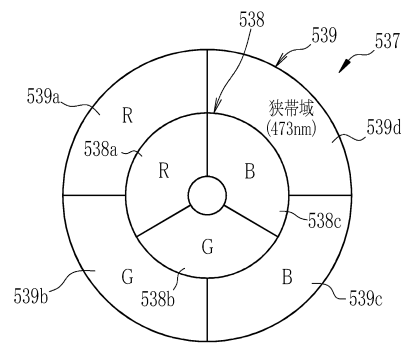
【 図 2 4 】



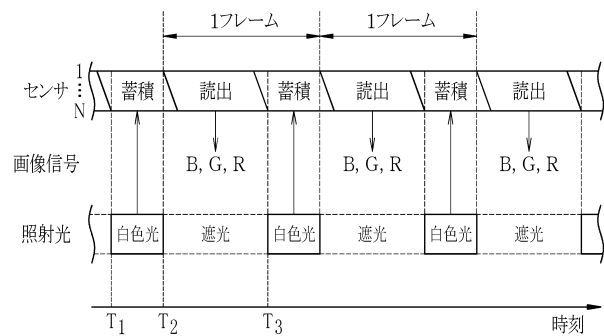
【 図 2 5 】



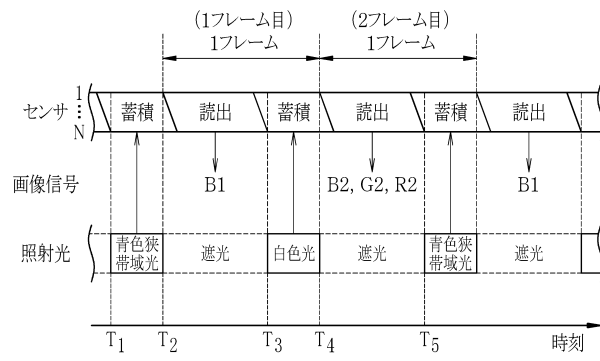
【 図 2 6 】



【图 27】



【図 28】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

专利名称(译)	内窥镜系统，内窥镜系统的处理器装置，内窥镜系统的操作方法，以及内窥镜的处理器装置的操作方法		
公开(公告)号	JP6039639B2	公开(公告)日	2016-12-07
申请号	JP2014257364	申请日	2014-12-19
[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	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B5/0084 A61B5/14551 A61B5/1459 A61B5/7246 A61B5/7278 A61B5/742 A61B5/746		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/06.A A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.617 A61B1/045.622 A61B1/07.730 A61B5/14.320 A61B5/1455 A61B5/1455.ZDM		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL05 4C038/KL07 4C038/KM01 4C038/KX02 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP12 4C161/QQ01 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR06 4C161/RR17 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/WW08 4C161/WW15 4C161/YY12 4C161/YY14		
优先权	2014037596 2014-02-27 JP		
其他公开文献	JP2015177961A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统包括：图像信号获取单元，获取对应于蓝色窄带的B1图像信号，其中光吸收量根据血液血红蛋白的氧饱和度而变化，G2图像信号对应于绿色波长带，其中光吸收量改变根据观察目标的血容量，对应于红色波长带的R2图像信号，其中相对于氧饱和度或血量的光吸收量的变化与B1和G2图像信号相比较小，并且B2对应于波长带的图像信号，波长带的中心波长与蓝色窄带的中心波长之差为20至100nm;氧饱和度计算单元基于B1，G2，R3和B2图像信号计算氧饱和度。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6039639号 (P6039639)
(45) 発行日 平成28年12月7日 (2016.12.7)	(24) 登録日 平成28年11月11日 (2016.11.11)	
(51) Int. Cl.	F I	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	
請求項の数 12 (全 25 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-257364 (P2014-257364)	(73) 特許権者 306037311	
(22) 出願日 平成28年12月19日 (2014.12.19)	富士フイルム株式会社	
(65) 公開番号 特開2015-177961 (P2015-177961A)	東京都港区西麻布2丁目2番30号	
(43) 公開日 平成27年10月8日 (2015.10.8)	110001988	
審査請求日 平成27年7月9日 (2015.7.9)	(74) 代理人 特許業務法人小林国際特許事務所	
(31) 優先権主張番号 特願2014-37596 (P2014-37596)	(72) 発明者 齋藤 孝明	
(32) 優先日 平成26年2月27日 (2014.2.27)	神奈川県足柄上郡開成町寛台798番地	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	富士フイルム株式会社内	
	審査官 原 俊文	
	(66) 参考文献 特開2012-143349 (JP, A)	
	)	
	特開2013-165776 (JP, A)	
	)	
	最終頁に続く	
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、内視鏡システム用プロセッサ装置、内視鏡システムの動作方法、及び内視鏡システム用プロセッサ装置の動作方法		