

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5558331号
(P5558331)

(45) 発行日 平成26年7月23日(2014.7.23)

(24) 登録日 平成26年6月13日(2014.6.13)

(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
A 6 1 B	5/1455	(2006.01)	A 6 1 B	5/14	3 2 0

請求項の数 9 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2010-279512 (P2010-279512)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成22年12月15日(2010.12.15)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2012-125402 (P2012-125402A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成24年7月5日(2012.7.5)	(74) 代理人	100075281
審査請求日	平成25年6月21日(2013.6.21)		弁理士 小林 和憲
		(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	井上 香緒梨
		(56) 参考文献	特開平08-229000 (JP, A)
			特開2000-262459 (JP, A)
)
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、内視鏡システムの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】

血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により吸光係数が変化する第1の波長範囲と前記第1の波長範囲と異なる第2の波長範囲を含む第1の照明光を被検体内に照射する第1の照明手段と、

前記第2の波長範囲において前記第1の照明光の光量分布と一定の関係がある光量分布を有する第2の照明光を被検体内に照射する第2の照明手段と、

前記第2の波長範囲の光を透過させる透過フィルタが設けられた補正用画素を有するカラーの撮像素子を用いて、被検体内で反射した第1の照明光を撮像して第1の画像信号を取得するとともに、被検体内で反射した第2の照明光を撮像して第2の画像信号を取得する画像信号取得手段と、

前記第1の画像信号のうち前記補正用画素から出力される信号と、前記第2の画像信号のうち前記補正用画素から出力される信号とに基づいて、前記第1及び第2の照明光間の光量比のズレに基づく信号値のズレを無くすように、前記第1または第2の画像信号を補正する信号補正手段と、

前記補正後の第1及び第2の画像信号を用いて、酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段と、

前記酸素飽和度の分布を表示する表示手段とを備えることを特徴とする内視鏡システム

。

【請求項 2】

前記第 1 の波長範囲は青色帯域に含まれ、

前記透過フィルタは、前記第 1 または第 2 の照明光のうち赤色帯域の光を透過させる R 色のフィルタであることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記第 1 の波長範囲は 460 ~ 480 nm であることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記第 1 の照明光は、460 ~ 480 nm の波長範囲を有する第 1 励起光を蛍光体に当てたときに励起発光する白色光であり、

前記第 2 の照明光は、440 ~ 460 nm の波長範囲を有する第 2 励起光を蛍光体に当てたときに励起発光する白色光であり、

前記第 1 励起光を前記蛍光体に当てたときの蛍光スペクトルと前記第 2 励起光を前記蛍光体に当てたときの蛍光スペクトルとは概形が変わらないことを特徴とする請求項 1 ないし 3 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記信号補正手段は、前記第 1 及び第 2 の画像信号から前記第 1 及び第 2 の照明光間の光量比のズレを検出し、前記光量比のズレが規定値を外れているときに、前記第 1 または第 2 の画像信号を補正することを特徴とする請求項 1 ないし 4 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記酸素飽和度算出手段は、

前記補正後の第 1 及び第 2 の画像信号間の信号比を算出する信号比算出部と、

前記信号比と酸素飽和度との相関関係を記憶する相関関係記憶部と、

前記相関関係記憶部に記憶された相関関係から、前記信号比算出部で算出した信号比に対応する酸素飽和度を求める酸素飽和度算出部とを備えることを特徴とする請求項 1 ないし 5 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記表示手段は、前記酸素飽和度の情報を疑似カラー画像化した酸素飽和度画像を表示することを特徴とする請求項 1 ないし 6 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により吸光係数が変化する第 1 の波長範囲と前記第 1 の波長範囲と異なる第 2 の波長範囲を含む第 1 の照明光と、前記第 2 の波長範囲において前記第 1 の照明光の光量分布と一定の関係がある光量分布を有する第 2 の照明光とを被検体内に照射し、前記第 2 の波長範囲の光を透過させる透過フィルタが設けられた補正用画素を有するカラーの撮像素子を用いて、被検体内で反射した第 1 の照明光を撮像して第 1 の画像信号を取得するとともに、被検体内で反射した第 2 の照明光を撮像して第 2 の画像信号を取得する内視鏡装置から、前記第 1 及び第 2 の画像信号を受信する受信手段と、

前記第 1 の画像信号のうち前記補正用画素から出力される信号と、前記第 2 の画像信号のうち前記補正用画素から出力される信号とに基づいて、前記第 1 及び第 2 の照明光間の光量比のズレに基づく信号値のズレを無くすように、前記第 1 または第 2 の画像信号を補正する信号補正手段と、

前記補正後の第 1 及び第 2 の画像信号を用いて、酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段とを備えることを特徴とする内視鏡システムのプロセッサ装置。

【請求項 9】

照明手段が、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により吸光係数が変化する第 1 の波長範囲と前記第 1 の波長範囲と異なる第 2 の波長範囲を含む第 1 の照明光と、前記第 2 の波長範囲において前記第 1 の照明光の光量分布と一定の関係がある光量分布を有する第 2 の照明光とを、それぞれ別々に発するステップと、

10

20

30

40

50

画像信号取得手段が、前記第2の波長範囲の光を透過させる透過フィルタが設けられた補正用画素を有するカラーの撮像素子を用いて、被検体内で反射した第1の照明光を撮像して第1の画像信号を取得するとともに、被検体内で反射した第2の照明光を撮像して第2の画像信号を取得するステップと、

信号補正手段が、前記第1の画像信号のうち前記補正用画素から出力される信号と、前記第2の画像信号のうち前記補正用画素から出力される信号とに基づいて、前記第1及び第2の照明光間の光量比のズレに基づく信号値のズレを無くすように、前記第1または第2の画像信号を補正するステップと、

酸素飽和度算出手段が、前記補正後の第1及び第2の画像信号を用いて、酸素飽和度を算出するステップとを有することを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の撮像により得られる画像信号から血中ヘモグロビンの酸素飽和度に関する情報などの機能情報を求める内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置及び機能情報取得方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年の医療においては、内視鏡装置を用いた診断等が広く行われている。内視鏡装置による被検体内の観察としては、照明光として広帯域光の白色光を用いる通常光観察の他、波長を狭帯域化した狭帯域光を用いて、被検体内の血管を強調表示等させる特殊光観察も行われるようになってきている。

20

【0003】

また、特殊光観察の他に、血管の吸光特性や生体組織の散乱特性を利用して、内視鏡装置で得られた画像信号から血中ヘモグロビンの酸素飽和度や血管深さなどの血管に関する機能情報を取り出し、それを画像化することも行われている。例えば、特許文献1では、酸素飽和度の大小に応じて異なる色を割り当て、その割り当てた色に基づく疑似カラーからなる酸素飽和度画像を生成している。このような酸素飽和度画像を用いることで、例えば、酸素飽和度が特異的に低くなる癌の発見が容易になるため、診断能が向上する。

【先行技術文献】

30

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許2648494号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

血中ヘモグロビンの酸素飽和度を算出するためには、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により吸光度が変化する波長範囲を少なくとも含む複数波長の光を体腔内に照射する必要がある。特許文献1では、キセノンランプから発せられる白色光から、帯域制限フィルタによって複数波長の光に分離し、分離した光を順に被検体に照射して撮像を行っている（面順次方式）。

40

【0006】

しかしながら、特許文献1のように、面順次方式で複数波長の光を照射及び撮像した場合には、フレーム間で内視鏡スコープと被写体との距離が変わってしまうと、フレーム間の光量比が変化してしまう。このようにフレーム間の光量比が変わってしまうと、得られる画像信号からは、酸素飽和度を適切に算出できないおそれがある。

【0007】

本発明は、フレーム間の光量比に変化が生じたとしても、酸素飽和度を適切に算出することができる内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置及び機能情報取得方法を提供することを目的とする。

50

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により吸光係数が変化する第1の波長範囲と前記第1の波長範囲と異なる第2の波長範囲を含む第1の照明光を被検体内に照射する第1の照明手段と、前記第2の波長範囲において前記第1の照明光の光量分布と一定の関係がある光量分布を有する第2の照明光を被検体内に照射する第2の照明手段と、前記第2の波長範囲の光を透過させる透過フィルタが設けられた補正用画素を有するカラーの撮像素子を用いて、被検体内で反射した第1の照明光を撮像して第1の画像信号を取得するとともに、被検体内で反射した第2の照明光を撮像して第2の画像信号を取得する画像信号取得手段と、前記第1の画像信号のうち前記補正用画素から出力される信号と、前記第2の画像信号のうち前記補正用画素から出力される信号とに基づいて、前記第1及び第2の照明光間の光量比のズレに基づく信号値のズレを無くすように、前記第1または第2の画像信号を補正する信号補正手段と、前記補正後の第1及び第2の画像信号を用いて、酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段と、前記酸素飽和度の分布を表示する表示手段とを備えることを特徴とする。

10

【0009】

前記第1の波長範囲は青色帯域に含まれ、前記透過フィルタは、前記第1または第2の照明光のうち赤色帯域の光を透過させるR色のフィルタであることが好ましい。前記第1の波長範囲は460～480nmである。

【0010】

前記第1の照明光は、460～480nmの波長範囲を有する第1励起光を蛍光体に当てたときに励起発光する白色光であり、前記第2の照明光は、440～460nmの波長範囲を有する第2励起光を蛍光体に当てたときに励起発光する白色光であり、前記第1励起光を前記蛍光体に当てたときの蛍光スペクトルと前記第2励起光を前記蛍光体に当てたときの蛍光スペクトルとは概形が変わらないことが好ましい。

20

【0011】

前記信号補正手段は、前記第1及び第2の画像信号から前記第1及び第2の照明光間の光量比のズレを検出し、前記光量比のズレが規定値を外れているときに、前記第1または第2の画像信号を補正する。

30

【0012】

前記酸素飽和度算出手段は、前記補正後の第1及び第2の画像信号間の信号比を算出する信号比算出部と、前記信号比と酸素飽和度との相関関係を記憶する相関関係記憶部と、前記相関関係記憶部に記憶された相関関係から、前記信号比算出部で算出した信号比に対応する酸素飽和度を求める酸素飽和度算出部とを備えている。

【0013】

前記表示手段は、前記酸素飽和度の情報を疑似カラー画像化した酸素飽和度画像を表示する。

【0014】

本発明の内視鏡システムのプロセッサ装置は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により吸光係数が変化する第1の波長範囲と前記第1の波長範囲と異なる第2の波長範囲を含む第1の照明光と、前記第2の波長範囲において前記第1の照明光の光量分布と一定の関係がある光量分布を有する第2の照明光とを被検体内に照射し、前記第2の波長範囲の光を透過させる透過フィルタが設けられた補正用画素を有するカラーの撮像素子を用いて、被検体内で反射した第1の照明光を撮像して第1の画像信号を取得するとともに、被検体内で反射した第2の照明光を撮像して第2の画像信号を取得内視鏡装置から、前記第1及び第2の画像信号を受信する受信手段と、前記第1の画像信号のうち前記補正用画素から出力される信号と、前記第2の画像信号のうち前記補正用画素から出力される信号とに基づいて、前記第1及び第2の照明光間の光量比のズレに基づく信号値のズレを無くすように、前記第1または第2の画像信号を補正する信号補正手段と、前記補正後の第1及び

40

50

第2の画像信号を用いて、酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段とを備えることを特徴とする。

【0015】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、照明手段が、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により吸光係数が変化する第1の波長範囲と前記第1の波長範囲と異なる第2の波長範囲を含む第1の照明光と、前記第2の波長範囲において前記第1の照明光の光量分布と一定の関係がある光量分布を有する第2の照明光とを、それぞれ別々に発するステップと、画像信号取得手段が、前記第2の波長範囲の光を透過させる透過フィルタが設けられた補正用画素を有するカラーの撮像素子を用いて、被検体内で反射した第1の照明光を撮像して第1の画像信号を取得するとともに、被検体内で反射した第2の照明光を撮像して第2の画像信号を取得するステップと、信号補正手段が、前記第1の画像信号のうち前記補正用画素から出力される信号と、前記第2の画像信号のうち前記補正用画素から出力される信号とに基づいて、前記第1及び第2の照明光間の光量比のズレに基づく信号値のズレを無くすように、前記第1または第2の画像信号を補正するステップと、酸素飽和度算出手段が、前記補正後の第1及び第2の画像信号を用いて、酸素飽和度を算出するステップとを有することを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、特定の波長範囲における光量分布に一定の関係がある第1及び第2の照明光をそれぞれ別々に被検体に照射し、それぞれの反射光をカラーの撮像素子によって撮像することにより第1及び第2の画像信号を取得し、その取得した第1または第2の画像信号について、前記第1及び第2の照明光間の光量比のズレに基づく信号値のズレを無くすように補正を行い、その補正後の第1及び第2の画像信号を用いて酸素飽和度を算出していることから、第1及び第2の照明光間の光量比、即ちフレーム間の光量比に変化が生じたとしても、酸素飽和度を適切に算出することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】第1実施形態の内視鏡システムの外觀図である。

【図2】内視鏡システムの内部構成を表すブロック図である。

【図3】白色光の発光スペクトルを表すグラフである。

【図4】RGBのカラーフィルタの分光透過率を示すグラフである。

【図5A】通常光観察モードにおける撮像素子の撮像制御を説明するための説明図である。

。

【図5B】機能情報観察モードにおける撮像素子の撮像制御を説明するための説明図である。

【図6】血液量と信号比 R_2 / G_2 との相関関係を示すグラフである。

【図7】酸素飽和度と信号比 B_1 / G_2 、 R_2 / G_2 との相関関係を示すグラフである。

【図8】ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

【図9】図7のグラフにおいて信号比から酸素飽和度を求める方法を説明するための説明図である。

40

【図10】血液量と色差信号との関係を示すグラフである。

【図11】酸素飽和度と色差信号との関係を示すグラフである。

【図12】血液量画像と酸素飽和度画像を並列表示する表示装置の画像図である。

【図13】血液量画像と酸素飽和度画像のいずれか一方を表示する表示装置の画像図である。

【図14】本発明の作用を示すフローチャートである。

【図15】血液量画像及び酸素飽和度画像の作成手順を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

50

図 1 及び 2 に示すように、第 1 実施形態の内視鏡システム 10 は、所定の波長範囲の光を発生する光源装置 11 と、光源装置 11 から発せられる光を導光して被検体の被観察領域に照明光を照射し、その反射光等を撮像する内視鏡装置 12 と、内視鏡装置 12 で得られた画像信号を画像処理するプロセッサ装置 13 と、画像処理によって得られた内視鏡画像等を表示する表示装置 14 と、キーボード等で構成される入力装置 15 とを備えている。

【0019】

内視鏡システム 10 は、波長範囲が青色から赤色に及ぶ可視光の被検体像からなる通常光画像を表示装置 14 に表示する通常光観察モードと、被検体における血中ヘモグロビンの酸素飽和度を疑似カラー化した酸素飽和度画像及び血液量が疑似カラー化した血液量画像を表示装置 14 に表示する機能情報観察モードを備えている。観察モードは、内視鏡装置の切り替えスイッチ 17 や入力装置 15 から入力される指示に基づき、適宜切り替えられる。

10

【0020】

光源装置 11 は、2 種のレーザ光源 LD1, LD2 と、光源制御部 20 とを備えている。レーザ光源 LD1 は、中心波長が 473 nm の第 1 レーザ光を照射して、内視鏡装置の先端部に配置された蛍光体 50 から第 1 白色光（疑似白色光）を発生させる。レーザ光源 LD2 は、中心波長が 445 nm の第 2 レーザ光を照射して、蛍光体 50 から第 2 白色光（疑似白色光）を発生させる。なお、第 1 レーザ光の波長範囲は 460 ~ 480 nm にすることが好ましく、第 2 レーザ光の波長範囲は 440 ~ 460 nm にすることが好ましい。

20

【0021】

各レーザ光源 LD1, LD2 から発せられる第 1 または第 2 レーザ光は、集光レンズ（図示省略）を介してそれぞれ光ファイバ 24, 25 に入射する。なお、レーザ光源 LD1, LD2 は、ブロードエリア型の InGaN 系レーザダイオードが使用でき、また、InGaAs 系レーザダイオードや GaAs 系レーザダイオード等を用いることもできる。

【0022】

光源制御部 20 は、レーザ光源 LD1, LD2 を制御することによって、各レーザ光源 LD1, LD2 の発光タイミングや各レーザ光源 LD1, LD2 間の光量比を調節する。本実施形態では、通常光観察モードのときには、レーザ光源 LD1 をオフにし、レーザ光源 LD2 をオンにする。一方、機能情報観察モードのときには、レーザ光源 LD1 をオンにするときにはレーザ光源 LD2 をオフにし、レーザ光源 LD1 をオフにするときにはレーザ光源 LD2 をオンにする。この切替は一定時間毎に繰り返し行われる。

30

【0023】

コンバイナ 21 は、各光ファイバ 24, 25 からの光を合波させる。合波した光は、分波器であるカプラ 22 によって 2 系統の光に分波される。分波された 2 系統の光は、ライトガイド 28, 29 で伝送される。ライトガイド 28, 29 は多数の光ファイバを束ねたバンドルファイバなどから構成される。なお、コンバイナ 21 及びカプラ 22 を用いずに、各レーザ光源 LD1, LD2 からの光を直接ライトガイド 26 ~ 29 に入れる構成としてもよい。

40

【0024】

内視鏡装置 12 は電子内視鏡から構成され、内視鏡スコープ 32 と、ライトガイド 28, 29 で伝送される 2 系統（2 灯）の光を照射する照明部 33 と、被観察領域を撮像する 1 系統の撮像部 34、内視鏡スコープ 32 の先端部の湾曲操作や観察のための操作を行う操作部 35 と、内視鏡スコープ 32 と光源装置 11 及びプロセッサ装置 13 とを着脱自在に接続するコネクタ部 36 を備えている。

【0025】

内視鏡スコープ 32 には、操作部 35 側から順に、軟性部 38、湾曲部 39、スコープ先端部 40 が設けられている。軟性部 38 は、可撓性を有しているため、内視鏡スコープ

50

挿入時には被検体内で屈曲自在にすることができる。湾曲部 39 は、操作部 35 に配置されたアングルノブ 35a の回動操作により湾曲自在に構成されている。この湾曲部 39 は、被検体の部位等に応じて、任意の方向、任意の角度に湾曲させることができるため、スコープ先端部 40 を所望の観察部位に向けることができる。

【0026】

スコープ先端部 40 には照明部 33 と撮像部 34 が設けられている。撮像部 34 は、スコープ先端部 40 の略中心位置に、被写体領域からの反射光等を撮像する 1 つの観察窓 42 を備えている。照明部 33 は、撮像部 34 の両脇に設けられた 2 つの照明窓 43, 44 を備えており、各照明窓 43, 44 は、第 1 または第 2 白色光を被観察領域に向けて照射する。

10

【0027】

照明窓 43, 44 の奥には、それぞれ投光ユニット 47, 54 が収納されている。各投光ユニット 47, 54 は、ライトガイド 28, 29 からの第 1 または第 2 レーザ光を蛍光体 50 に当てて白色光を励起発光させ、その白色光をレンズ 51 を介して被観察領域に向けて照射する。

【0028】

蛍光体 50 は、レーザ光源 LD1, LD2 からの第 1 または第 2 レーザ光の一部を吸収して緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光物質（例えば YAG 系蛍光物質、或いは BAM (BaMgAl₁₀O₁₇) 等の蛍光物質）を含んで構成される。第 1 または第 2 レーザ光が蛍光体 50 に照射されると、蛍光体 50 から発せられる緑色～黄色の励起発光光（蛍光）と、蛍光体 50 により吸収されず透過した第 1 または第 2 レーザ光の励起光とが合わされて、白色光（疑似白色光）が生成される。なお、蛍光体は、商品名としてマイクロホワイト（登録商標）（Micro White (MW)）とも呼ばれている。

20

【0029】

したがって、第 1 レーザ光が投光ユニット 47, 54 に入射したときには、図 3 に示すような、中心波長 473 nm の第 1 レーザ光の波長範囲と、その第 1 レーザ光によって励起発光する蛍光において発光強度が増大する概ね 480 nm～700 nm の波長範囲とを有する白色光が被検体に照射される。一方、第 2 レーザ光が投光ユニット 47, 54 に入射したときには、中心波長 445 nm の第 1 レーザ光の波長範囲と、その第 1 レーザ光によって励起発光する蛍光において発光強度が増大する概ね 450 nm～700 nm の波長範囲とを有する白色光が被検体に照射される。

30

【0030】

なお、ここで、本発明でいう白色光とは、厳密に可視光の全ての波長成分を含むものに限らず、例えば、上述した疑似白色光を始めとして、基準色である R（赤）、G（緑）、B（青）等、特定の波長帯の光を含むものであればよい。つまり、本発明のいう白色光には、例えば、緑色から赤色にかけての波長成分を含む光や、青色から緑色にかけての波長成分を含む光等も広義に含まれるものとする。

【0031】

観察窓 42 の奥には、被検体の被観察領域の像光を取り込むための対物レンズユニット（図示省略）等の光学系が設けられており、さらにその対物レンズユニットの奥には、被観察領域の像光を受光して被観察領域を撮像する CCD (Charge Coupled Device) や CMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) などの撮像素子 60 が設けられている。

40

【0032】

撮像素子 60 は、対物レンズユニットからの光を受光面（撮像面）で受光し、受光した光を光電変換して撮像信号（アナログ信号）を出力する。撮像素子 60 はカラー CCD であり、その受光面には、R 色のカラーフィルタが設けられた R 画素、G 色のカラーフィルタが設けられた G 画素、B 色のカラーフィルタが設けられた B 画素を 1 組とする画素群が、多数マトリックス状に配列されている。

【0033】

50

B色、G色、R色のカラーフィルタは、それぞれ図4に示すような分光透過率63, 64, 65を有している。したがって、被観察領域からの反射光等のうち白色光はR色、G色、B色のカラーフィルタの全てを透過するため、撮像素子60のR画素、G画素、B画素の全てから撮像信号が出力される。

【0034】

撮像素子60から出力される撮像信号(アナログ信号)は、スコープケーブル67を通じてA/D変換器68に入力される。A/D変換器68は、撮像信号(アナログ信号)をその電圧レベルに対応する画像信号(デジタル信号)に変換する。変換後の画像信号は、コネクタ部36を介して、プロセッサ装置13の画像処理部73に入力される。

【0035】

撮像制御部70は撮像素子60の撮像制御を行う。図5Aに示すように、通常光観察モード時には、1フレーム期間内で、第2白色光(445nm+蛍光体(本実施形態では445nmの第2レーザ光を蛍光体50に当てて白色光を発生させるため、このように表記する))を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷を読み出すステップの合計2ステップが行われる。これは通常光観察モードに設定されている間、繰り返し行われる。

【0036】

一方、機能情報観察モード時には、図5Bに示すように、1フレーム期間内で、第1白色光(473nm+蛍光体(本実施形態では473nmの第1レーザ光を蛍光体50に当てて白色光を発生させるため、このように表記する))を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷を読み出すステップの合計2ステップが行われる(1フレーム目)。そして、その次に、1フレーム期間内で、第2白色光(445nm+MW)を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷を読み出すステップの合計2ステップが行われる(2フレーム目)。これら合計2フレームの撮像制御は、機能情報観察モードに設定されている間、繰り返し行われる。

【0037】

なお、1フレーム目で得られる画像信号は、撮像素子60のB画素からの青色信号B1と、G画素からの緑色信号G1と、R画素からの赤色信号R1とから構成される。また、2フレーム目で得られる画像信号は、B画素からの青色信号B2と、G画素からの緑色信号G2と、R画素からの赤色信号R2とから構成される。

【0038】

なお、図示はしていないが、内視鏡装置12における操作部35及び内視鏡スコープ32の内部には、組織採取用処置具等を挿入する鉗子チャンネルや、送気・送水用のチャンネル等、各種のチャンネルが設けられている。

【0039】

プロセッサ装置13は、制御部72と、画像処理部73と、記憶部74とを備えており、制御部72には表示装置14及び入力装置15が接続されている。制御部72は、内視鏡装置12の切り替えスイッチ17や入力装置15から入力される観察モード等の指示に基づいて、画像処理部73、光源装置11の光源制御部20、内視鏡装置12の撮像制御部70、及び表示装置14の動作を制御する。

【0040】

画像処理部73は通常光画像処理部80と機能画像処理部82とを備えており、内視鏡装置12からの画像信号に対して、所定の画像処理を施す。通常光画像処理部80は、通常光観察モード時に得られる画像信号に対して所定の画像処理を施すことによって、通常光画像を生成する。

【0041】

機能画像処理部82は、内視鏡装置12から入力される画像信号に基づき被検体の血液量及び血中ヘモグロビンの酸素飽和度の情報を算出するとともに、算出した血液量を疑似カラー画像化した血液量画像と酸素飽和度を疑似カラー画像化した酸素飽和度画像を生成する。血液量及び酸素飽和度の算出には、機能情報観察モード時に得られた画像信号のう

10

20

30

40

50

ち1フレーム目の青色信号B1と2フレーム目の緑色信号G2及び赤色信号R2が用いられる。機能画像処理部82は、信号補正部83と、信号比算出部84と、相関関係記憶部85と、血液量及び酸素飽和度算出部86と、血液量画像生成部87と、酸素飽和度画像生成部88とを備えている。

【0042】

信号補正部83は、第1及び第2の白色光間の光量比(フレーム間光量比)のズレに基づく信号値のズレを無くすように、画像信号を補正する。信号補正部83では、まず、1フレーム目の画像信号と2フレーム目の画像信号から、フレーム間光量比を検出する。この検出したフレーム間光量比は、光量制御部20による第1及び第2レーザ光の光量制御に用いられる。そして、フレーム間光量比が規定値から外れている場合には、1フレーム目の赤色信号R1と2フレーム目の赤色信号R2との相関関係を用いて、血液量及び酸素飽和度の算出に用いられる画像信号のうち2フレーム目の緑色信号G2と赤色信号R2を補正する。

10

【0043】

ここで、補正の際に用いられる赤色信号R1, R2は、光量制御部20による光量制御が理想的に動作していれば、画素によらず、 $R2 = C \times R1$ (Cは既知の定数)の関係で表される。一方、光量制御の動作が不安定で、光量比が規定値から外れた場合であっても、赤色信号R1, R2は、Cとは別の係数C'により $R2 = C' \times R1$ の関係で表すことができる。このように光量比のズレによらず、赤色信号R1, R2を一定の関係で表すことができるのは、以下の3つの理由による。

20

(1): 蛍光体50の蛍光スペクトル(励起発光光(図3参照))は、励起光である第1レーザ光(中心波長473nm)と第2レーザ光(中心波長445nm)のいずれの場合でも概形は変わらない(厳密には、第1レーザ光による蛍光のほうが全体的に長波長側にシフトするが、影響は軽微)

(2): 撮像素子60のR画素は、蛍光スペクトルのうち長波長側の裾の部分のみ感度がある。

(3): (1)、(2)から、赤色信号R1, R2は、いずれも被写体となる生体組織についてほとんど同じ情報を持っている。

【0044】

したがって、フレーム間で光量比が規定値から外れた場合には、 $R2 = C' \times R1$ の関係から、C'を算出する。そして、2フレーム目の緑色信号G2と赤色信号R2を、以下に式に基づいて補正することで、補正緑色信号G2'と補正赤色信号R2'を得る。

30

$$R2' = R2 / C' \times C$$

$$G2' = G2 / C' \times C$$

補正緑色信号G2'と補正赤色信号R2'は、フレーム間の光量比による信号値のズレが実質的に規定値に戻されているため、血液量及び酸素飽和度を安定して算出することができる。なお、1フレーム目の赤色信号R1を基準として2フレーム目の画像信号を補正したが、反対に、2フレーム目の赤色信号R2を基準として1フレーム目の画像信号を補正してもよい。

【0045】

40

なお、C'は、以下の式に基づいて算出することが好ましい。

$$C' = (\text{赤色信号R2の画素値の平均値}) / (\text{赤色信号R1の画素値の平均値})$$

この式において、平均値は、フレーム間で共通する領域のうち特定の範囲における画素値を平均化したものである。これにより、電荷飽和状態になった部分などの異常値を除くことができるため、画素ごとのノイズによる影響を低減することができる。

【0046】

あるいは、画像信号の信号値を光量に対してlogになるように変換した後で、

$$C' = (\text{赤色信号R2の画素値の平均値}) - (\text{赤色信号R1の画素値の平均値})$$

とし、補正緑色信号G2'と補正赤色信号R2'を以下の式に基づいて算出してもよい。

$$R2' = R2 - C' + C$$

50

$$G 2' = G 2 - C' + C$$

なお、CはR2とR1の規定信号比から定まる定数である。

【0047】

信号比算出部84は、1フレーム目の青色信号B1と2フレーム目の緑色信号G2との信号比B1/G2と、2フレーム目の緑色信号G2と赤色信号R2との信号比R2/G2とを求める。一方、信号補正部83で信号補正をした場合には、信号比B1/G2はB1/G2'となり、信号比R2/G2はR2'/G2'となる。なお、以下の説明においては、信号補正の有無にかかわらず、信号比はB1/G2とR2/G2に統一する。

【0048】

信号比算出部84では、信号比を求める際、信号間で同じ位置にある画素間の信号比を算出する。また、信号比は画像信号の全ての画素に対して算出される。なお、信号比は画像信号のうち血管部分の画素のみ求めてもよい。この場合、血管部分は、血管部分の画像信号とそれ以外の部分の画像信号との差に基づいて特定される。

10

【0049】

相関関係記憶部85は、信号比B1/G2及びR2/G2と血液量及び酸素飽和度との相関関係を記憶している。信号比と血液量との相関関係は、図6に示すように、信号比R2/G2が大きくなればなるほど血液量も大きくなるように定義されている1次元テーブルで記憶されている。なお、信号比R2/G2はlogスケールで記憶されている。

【0050】

一方、信号比と酸素飽和度との相関関係は、図7に示す二次元空間上に酸素飽和度の等高線を定義した2次元テーブルで記憶されている。この等高線の位置、形は光散乱の物理的なシミュレーションで得られ、血液量に応じて変わるように定義されている。例えば、血液量の変化があると、各等高線間の間隔が広くなったり、狭くなったりする。なお、信号比B1/G2, R2/G2はlogスケールで記憶されている。

20

【0051】

なお、上記相関関係は、図8に示すような酸化ヘモグロビンや還元ヘモグロビンの吸光特性や光散乱特性と密接に関連性し合っている。図8において、グラフ90は酸化ヘモグロビンの吸光係数を、グラフ91は還元ヘモグロビンの吸光係数を示している。この図9が示すように、例えば、473nmのように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易い。しかしながら、473nmの光に対応する信号を含む青色信号は、酸素飽和度だけでなく血液量にも依存度が高い。そこで、青色信号B1に加え、主として血液量に依存して変化する光に対応する赤色信号R2と、青色信号B1と赤色信号R2のリファレンス信号となる緑色信号G2から得られる信号比B1/G2及び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。

30

【0052】

また、血中ヘモグロビンの吸光係数の波長依存性から、以下の3つのことが言える。

- ・波長470nm近辺（例えば、中心波長470nm±10nmの青色の波長領域）では酸素飽和度の変化に応じて吸光係数が大きく変化する。
- ・540～580nmの緑色の波長範囲で平均すると、酸素飽和度の影響を受けにくい。
- ・590～700nmの赤色の波長範囲では、酸素飽和度によって一見吸光係数が大きく変化するように見えるが、吸光係数の値自体が非常に小さいので、結果的に酸素飽和度の影響を受けにくい。

40

【0053】

血液量及び酸素飽和度算出部86は、相関関係記憶部85に記憶された相関関係と信号比算出部84で求めた信号比B1/G2、R2/G2とを用いて、各画素における血液量及び酸素飽和度の両方を求める。なお、信号比B1/G2、R2/G2は、フレーム間量比のズレに基づく信号値のズレが補正されているため、血液量及び酸素飽和度算出部86は血液量及び酸素飽和度を正確に求めることができる。

【0054】

血液量については、相関関係記憶部85の1次元テーブルにおいて信号比算出部で求め

50

た信号比 $R2 / G2$ に対応する値が、血液量となる。一方、酸素飽和度については、まず、図9に示すように、二次元空間において信号比算出部84で求めた信号比 $B1^* / G2^*$ 、 $R2^* / G2^*$ に対応する対応点Pを特定する。

【0055】

そして、図9のように、対応点Pが酸素飽和度 = 0% 限界の下限ライン93と酸素飽和度 = 100% 限界の上限ライン94との間にある場合、その対応点Pが位置する等高線が示すパーセント値が、酸素飽和度となる。例えば、図9の場合であれば、対応点Pが位置する等高線は60%を示しているため、この60%が酸素飽和度となる。なお、対応点が下限ライン93と上限ライン94との間から外れている場合には、対応点が下限ライン93よりも上方に位置するときには酸素飽和度を0%とし、対応点が上限ライン94よりも下方に位置するときには酸素飽和度を100%とする。なお、対応点が下限ライン93と上限ライン94との間から外れている場合には、その画素における酸素飽和度の信頼度を下げて表示しないようにしてもよい。

10

【0056】

血液量画像生成部87は、血液量及び酸素飽和度算出部86で求めた血液量を疑似カラーで表す血液量画像を生成する。血液量画像は、輝度Yと色差信号Cb, Crからなる映像信号で構成される。輝度Yには、通常光画像信号の緑色信号G2が割り当てられる。この緑色信号G2は、ヘモグロビンによる吸収がやや強い波長帯域の反射光に対応しているので、これに基づく画像からは粘膜の凹凸や血管などを視認できる。したがって、緑色信号G2を輝度に割り当てることで、疑似カラー画像の全体的な明るさを定義することができる。

20

【0057】

一方、色差信号Cb, Crは、カラーテーブル87aに従って、血液量に応じた信号値が割り当てられる。カラーテーブル87aは、図10に示すように、色差信号Cbについては血液量が大きくなるほど信号値が低下するように定義され、色差信号Crについては血液量が大きくなるほど信号値が増加するように定義されている。したがって、血液量画像は、血液量が多いところでは赤味が増加し、血液量が低くなるにつれて赤味の彩度が下がりモノクロに近づいていく。

【0058】

酸素飽和度画像生成部88は、血液量及び酸素飽和度算出部87で求めた酸素飽和度を疑似カラーで表す酸素飽和度画像を生成する。酸素飽和度画像は、血液量画像と同様、輝度Yと色差信号Cb, Crからなる映像信号で構成される。輝度Yには、通常光画像信号の緑色信号G2が割り当てられる。色差信号Cb, Crは、カラーテーブル88aに従い、酸素飽和度に応じた信号値が割り当てられる。

30

【0059】

カラーテーブル88aは、図11に示すように、高酸素飽和度下では色差信号Crの信号値が正、色差信号Cbの信号値が負となるように定義され、低酸素飽和度下では、反対に色差信号Crの信号値が負、色差信号Cbの信号値が正となるように定義されている。そして、中酸素飽和度下において、色差信号Crの信号値と色差信号Cbの信号値の大小関係が逆転するように定義されている。したがって、酸素飽和度が低い方から高い方に行くにつれて、酸素飽和度画像の色味は青 水色 緑 黄色 橙 赤と変化するようになっている。

40

【0060】

以上のように生成された血液量画像及び酸素飽和度画像は表示装置14に表示される。表示方法としては、図12に示すように、酸素飽和度画像と血液量画像を縮小し、それら縮小した画像を並列して同時に表示してもよい。あるいは、入力装置15に設けられた画像選択手段をユーザが操作することによって、図13に示すように、酸素飽和度画像と血液量画像のいずれか一方を選択し、その選択した画像を表示装置14を表示するようにしてもよい。

【0061】

50

次に、本発明の作用について図14のフローチャート及び図15のブロック図に沿って説明する。内視鏡装置の切り替えスイッチ17によって、機能情報観察モードに切り替えられると、中心波長473nmの第1レーザ光で蛍光体50から励起発光される第1白色光が、スコープ先端部40から被検体内に照射される。被検体からの反射光等は、B画素、G画素、R画素からなるカラーCCDである撮像素子60で撮像される。これにより、青色信号B1、緑色信号G1、赤色信号R1からなる1フレーム目の画像信号が得られる。

【0062】

1フレーム目の画像信号が得られると、中心波長445nmの第2レーザ光で蛍光体50から励起発光される白色光が、スコープ先端部40から被検体内に照射される。被検体からの反射光等を撮像素子60で撮像することにより、青色信号B2、緑色信号G2、赤色信号R2からなる2フレーム目の画像信号が得られる。

10

【0063】

2フレーム目の画像信号が得られると、信号補正部83は、1フレーム目の画像信号と2フレーム目の画像信号から、フレーム間光量比を検出する。そして、フレーム間光量比が規定値から外れている場合には、1フレーム目の赤色信号R1と2フレーム目の赤色信号R2との相関関係を用いて、血液量及び酸素飽和度の算出に用いられる画像信号のうち2フレーム目の緑色信号G2と赤色信号R2を補正する。

【0064】

そして、信号比算出部84により、1フレーム目の画像信号と2フレーム目の画像信号間で同じ位置にある画素について、信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ を求める。信号比は全ての画素について求める。信号比が求まると、血液量及び酸素飽和度算出部86は、相関関係記憶部85に記憶している相関関係から、信号比算出部84で求めた信号比 $R2/G2$ に対応する血液量を求めるとともに、信号比算出部84で求めた信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ に対応する酸素飽和度を求める。血液量及び酸素飽和度は、全ての画素について求める。

20

【0065】

全ての画素について血液量及び酸素飽和度が求まると、血液量画像生成部87内のカラーテーブル87aを参照し、血液量に対応する色差信号 Cb 、 Cr を求める。そして、この求めた色差信号 Cb 、 Cr と、通常光画像信号の緑色信号G2が割り当てられた輝度Yとから、血液量が疑似カラーで表された血液量画像が生成される。また、この血液量画像と同様に、カラーテーブル88aを用いて、酸素飽和度が疑似カラーで表された酸素飽和度画像を生成する。生成された血液量画像及び酸素飽和度画像は、表示装置14に表示される。

30

【0066】

なお、上記実施形態では、第1または第2レーザ光を蛍光体に当てることにより第1または第2白色光を生成したが、これに代えて、キセノンランプや白色LED(Light Emitting Diode)等の広帯域光源によって、上記実施形態と同様の第1または第2白色光を生成してもよい。なお、この場合には、広帯域光源で発する白色光のうち、青色帯域については酸素飽和度の変化により吸光係数が変化する波長範囲に狭帯域化することが好ましい

40

【符号の説明】

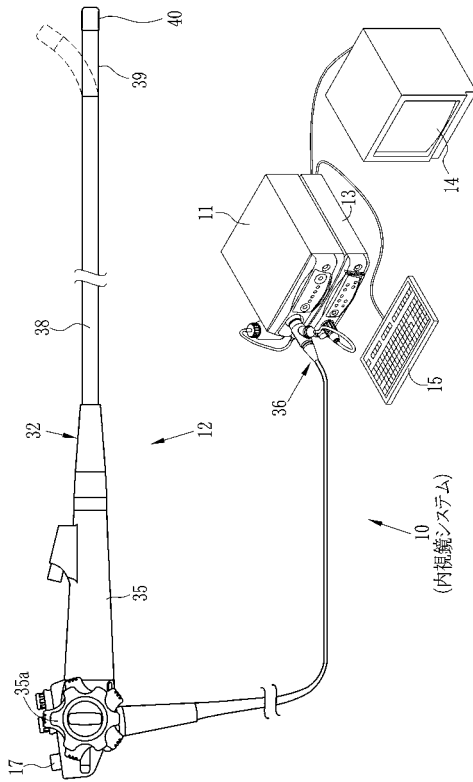
【0067】

- 10 内視鏡システム
- 14 表示装置
- 60 撮像素子
- 73 画像処理部
- 83 信号補正部
- 84 信号比算出部
- 85 相関関係記憶部

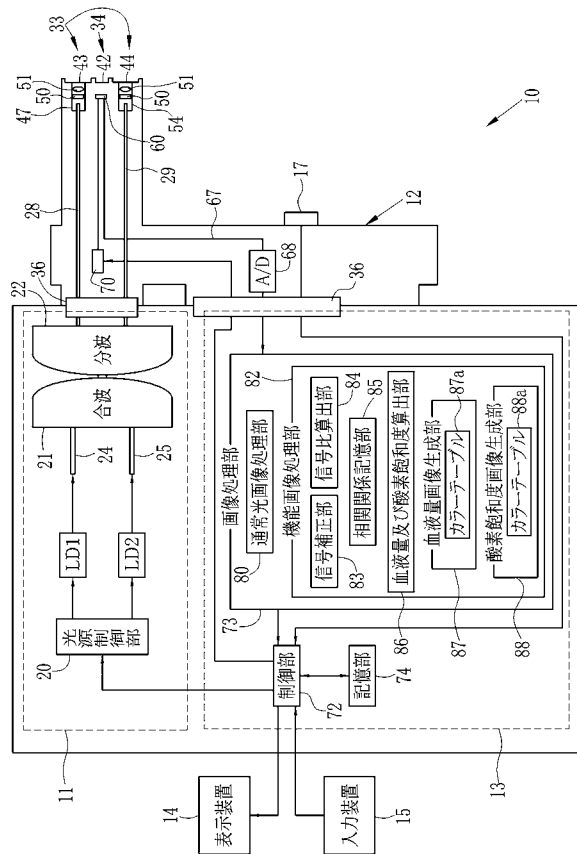
50

- 8 6 血液量及び酸素飽和度算出部
- 8 8 酸素飽和度画像生成部
- 8 8 a (酸素飽和度用の) カラーテーブル

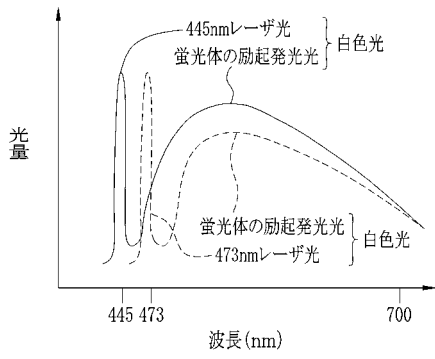
【 図 1 】



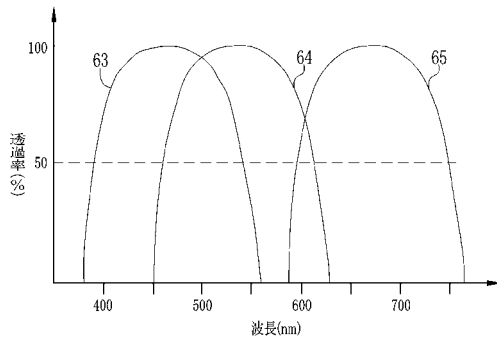
【 図 2 】



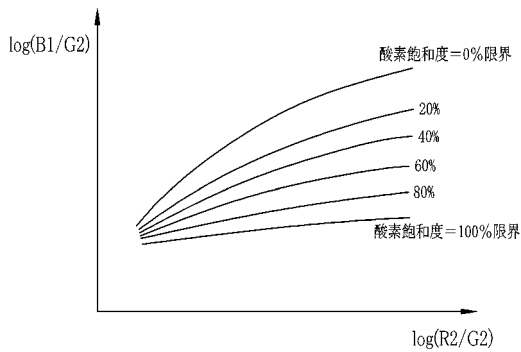
【図3】



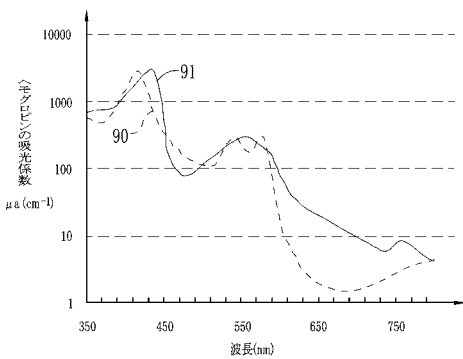
【図4】



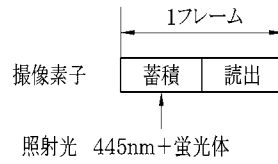
【図7】



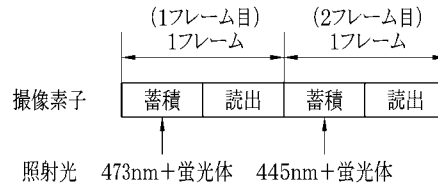
【図8】



【図5A】



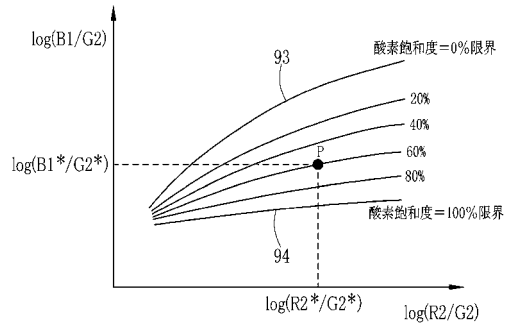
【図5B】



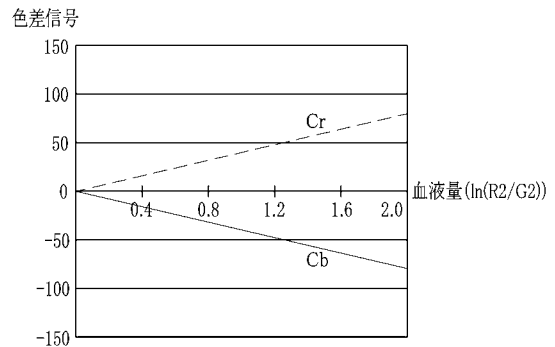
【図6】



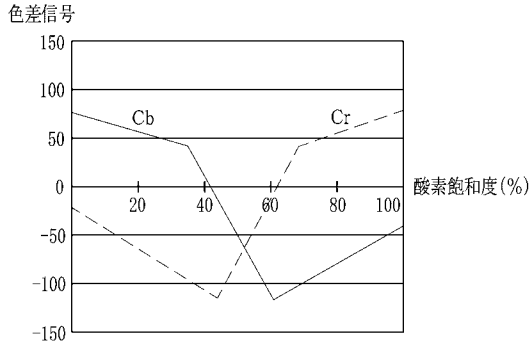
【図9】



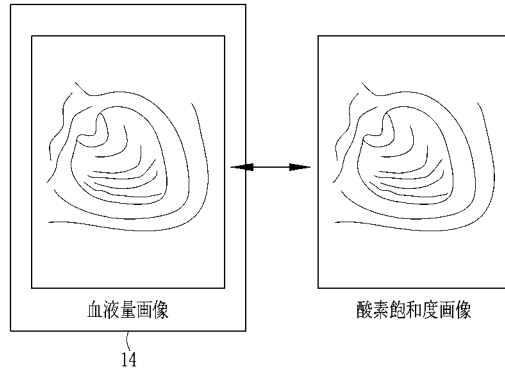
【図10】



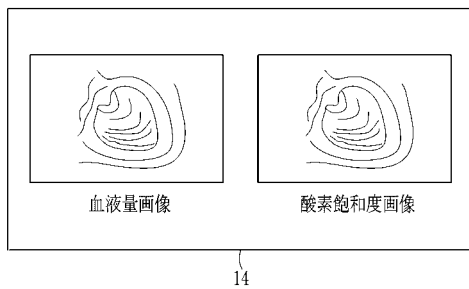
【図11】



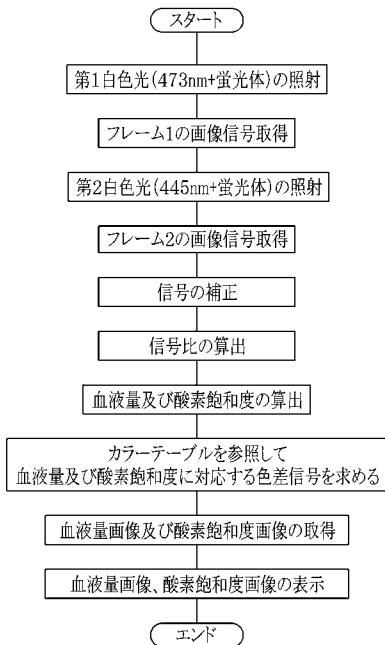
【図13】



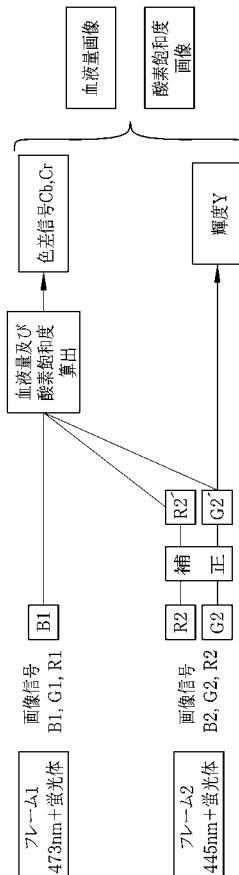
【図12】



【図14】



【図15】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A 6 1 B 1 / 0 0

专利名称(译)	内窥镜系统，内窥镜系统的处理器装置以及操作内窥镜系统的方法		
公开(公告)号	JP5558331B2	公开(公告)日	2014-07-23
申请号	JP2010279512	申请日	2010-12-15
[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 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/043 A61B1/0653 A61B5/14556 A61B5/1459 G06T7/0012 G06T2207/10016 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/10152 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/06.A A61B5/14.320 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.611 A61B1/045.617 A61B1/07.730 A61B1/07.736 A61B5/1455		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL05 4C038/KL07 4C038/KX01 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/MM02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ04 4C061/QQ06 4C061/QQ07 4C061/RR02 4C061/RR03 4C061/RR05 4C061/RR14 4C061/WW03 4C061/WW08 4C061/WW10 4C061/WW17 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ04 4C161/QQ06 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR05 4C161/RR14 4C161/WW03 4C161/WW08 4C161/WW10 4C161/WW17		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2012125402A JP2012125402A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：正确计算氧饱和度，即使光量在不同帧之间变化也是如此。溶剂：一种宽带第一照明光束，其波长范围内吸收系数随血液氧饱和度的变化而变化血红蛋白变化适用于受试者的内部。利用彩色图像拾取元件拾取反射光束等的图像以获得第一图像信号（帧1）。将波长范围覆盖宽范围的第二照射光束施加到体腔内部，并用彩色图像拾取元件拾取反射光束等的图像，以获得第二图像信号（帧2）。第一和第二图像信号中的红色信号R1和红色信号R2之间的相关性用于校正第二图像信号，以消除由第一和第二照射光束之间的光量比差异引起的信号值差异。根据校正的第一图像信号和第二图像信号确定氧饱和度。将所确定的氧饱和度的信息转换为假彩色图像以产生氧饱和度图像。图像显示在显示设备14中。

