

(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2012-125402

(P2012-125402A)

(43) 公開日 平成24年7月5日(2012.7.5)

(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	4 C 0 3 8
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	4 C 1 6 1
A 6 1 B 5/1455 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 2 0	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2010-279512 (P2010-279512)
 (22) 出願日 平成22年12月15日 (2010.12.15)

(71) 出願人 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100075281
 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
 Fターム(参考) 4C038 KK01 KL05 KL07 KX01
 4C061 AA00 BB00 CC06 DD03 GG01
 HH54 JJ17 LL02 MM02 NN01
 NN05 QQ04 QQ06 QQ07 RR02
 RR03 RR05 RR14 WW03 WW08
 WW10 WW17

最終頁に続く

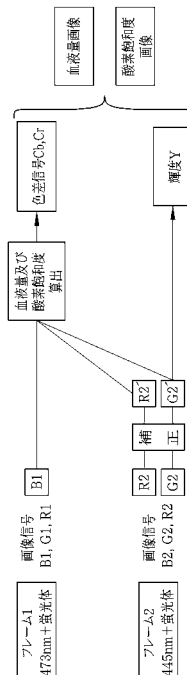
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置及び機能情報取得方法

(57) 【要約】

【課題】フレーム間で光量に変化が生じたとしても、酸素飽和度を適切に算出する。

【解決手段】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波長範囲を含む広帯域の第1の照明光を被検体内に照射し、その反射光等をカラーの撮像素子で撮像することにより第1の画像信号(フレーム1)を取得する。波長範囲が広帯域に及ぶ第2の照明光を体腔内に照射し、その反射光等をカラーの撮像素子で撮像することにより第2の画像信号(フレーム2)を取得する。第1及び第2の画像信号のうち赤色信号R1と赤色信号R2との相関関係を用いて、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が無くなるように、第2の画像信号を補正する。第1の画像信号及び補正後の第2の画像信号から酸素飽和度を求める。求めた酸素飽和度の情報を疑似カラー画像化して酸素飽和度画像を生成し、その酸素飽和度画像を表示装置14に表示する。

【選択図】 図15



【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 の波長範囲を含む広帯域の第 1 の照明光を被検体内に照射する第 1 の照明手段と、

波長範囲が広帯域であり、前記第 1 の照明光における前記第 2 の波長範囲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る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

10

20

30

40

50

第 1 の波長範囲と異なる第 2 の波長範囲を含む広帯域の第 1 の照明光と、波長範囲が広帯域であり、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】

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 の波長範囲を含む広帯域の第 1 の照明光と、波長範囲が広帯域であり、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 の画像信号を取得し、

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 の画像信号を補正し、

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ことを特徴とする機能情報取得方法。

【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。

【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】

【特許文献】

【0004】

10

20

30

40

50

【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）。

【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。

【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の波長範囲を含む広帯域の第1の照明光を被検体内に照射する第1の照明手段と、波長範囲が広帯域であり、前記第1の照明光における前記第2の波長範囲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。

【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る。

【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。

【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

10

20

30

40

50

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の波長範囲を含む広帯域の第1の照明光と、波長範囲が広帯域であり、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の画像信号を取得し、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。

10

【0015】

本発明の機能情報取得方法は、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の波長範囲を含む広帯域の第1の照明光と、波長範囲が広帯域であり、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の画像信号を取得し、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の画像信号を補正し、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ことを特徴とする。

20

30

【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。

40

【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観図である。

【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。

50

【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。

【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。

10

【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】

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。

20

【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。

【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。

30

【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 InGaIn 系レーザダイオードが使用でき、また、InGaInAs 系レーザダイオードや GaInAs 系レーザダイオード等を用いることもできる。

40

【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。

【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

50

波器であるカブラ 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 及びカブラ 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。

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

【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。

10

【0033】

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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

、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。

【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。

(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 473 nm）と第 2 レーザ光（中心波長 445 nm）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。

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

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

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

10

20

30

40

50

きる。なお、1フレーム目の赤色信号 R 1 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 R 2 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】

なお、C' は、以下の式に基づいて算出することが好ましい。

$$C' = (\text{赤色信号 R 2 の画素値の平均値}) / (\text{赤色信号 R 1 の画素値の平均値})$$

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、

$$C' = (\text{赤色信号 R 2 の画素値の平均値}) - (\text{赤色信号 R 1 の画素値の平均値})$$

とし、補正緑色信号 G 2' と補正赤色信号 R 2' を以下の式に基づいて算出してもよい。

$$R 2' = R 2 - C' + C$$

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

なお、C は R 2 と R 1 の規定信号比から定まる定数である。

【0047】

信号比算出部 8 4 は、1フレーム目の青色信号 B 1 と2フレーム目の緑色信号 G 2 との信号比 B 1 / G 2 と、2フレーム目の緑色信号 G 2 と赤色信号 R 2 との信号比 R 2 / G 2 とを求める。一方、信号補正部 8 3 で信号補正をした場合には、信号比 B 1 / G 2 は B 1 / G 2' となり、信号比 R 2 / G 2 は R 2' / G 2' 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 B 1 / G 2 と R 2 / G 2 に統一する。

【0048】

信号比算出部 8 4 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。

【0049】

相関関係記憶部 8 5 は、信号比 B 1 / G 2 及び R 2 / G 2 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 R 2 / G 2 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 R 2 / G 2 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 B 1 / G 2 , R 2 / G 2 は log スケールで記憶されている。

【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 9 0 は酸化ヘモグロビンの吸光係数を、グラフ 9 1 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、473 nm 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、473 nm 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 B 1 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 R 2 と、青色信号 B 1 と赤色信号 R 2 のリファレンス信号となる緑色信号 G 2 から得られる信号比 B 1 / G 2 及び R 2 / G 2 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。

【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。

10

20

30

40

50

・波長 470 nm 近辺（例えば、中心波長 470 nm ± 10 nm 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 ~ 580 nm 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 ~ 700 nm 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。

【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、フレーム間光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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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。

【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

50

号値が正、色差信号C b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C rの信号値が負、色差信号C b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C rの信号値と色差信号C b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。

【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。

10

【0061】

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。

20

【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。

【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。

30

【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。

40

【0065】

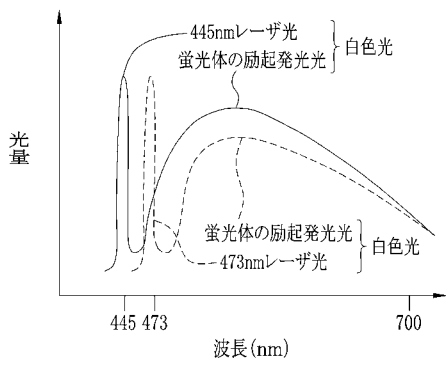
全ての画素について血液量及び酸素飽和度が求まると、血液量画像生成部87内のカラーテーブル87aを参照し、血液量に対応する色差信号C b, C rを求める。そして、この求めた色差信号C b, C rと、通常光画像信号の緑色信号G2が割り当てられた輝度Yとから、血液量が疑似カラーで表された血液量画像が生成される。また、この血液量画像と同様に、カラーテーブル88aを用いて、酸素飽和度が疑似カラーで表された酸素飽和度画像を生成する。生成された血液量画像及び酸素飽和度画像は、表示装置14に表示される。

【0066】

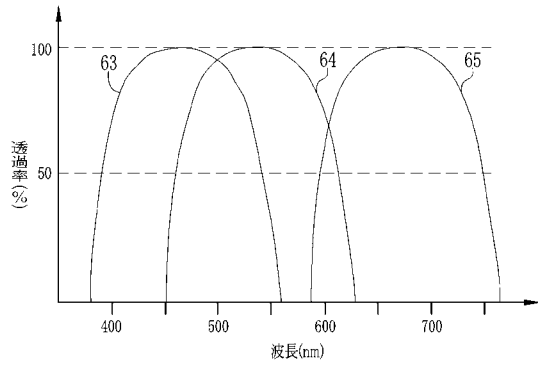
なお、上記実施形態では、第1または第2レーザ光を蛍光体に当てることにより第1ま

50

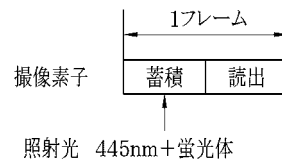
【 図 3 】



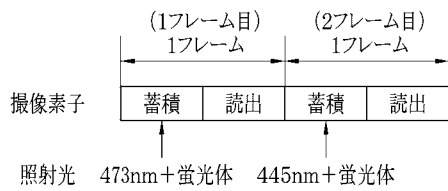
【 図 4 】



【 図 5 A 】



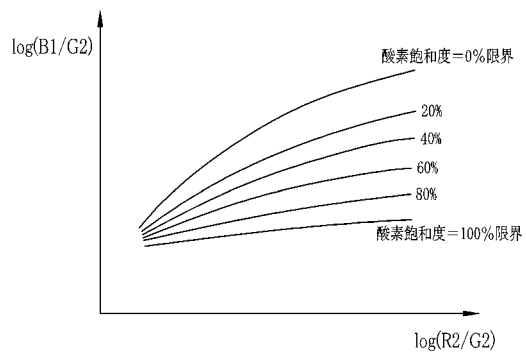
【 図 5 B 】



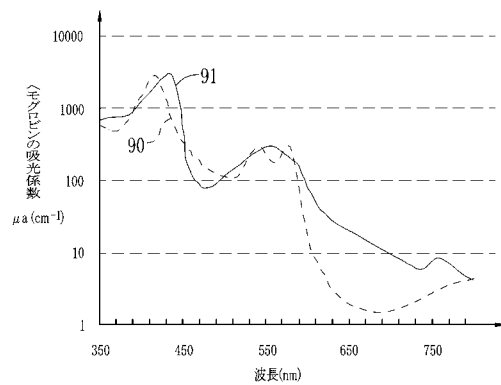
【 図 6 】



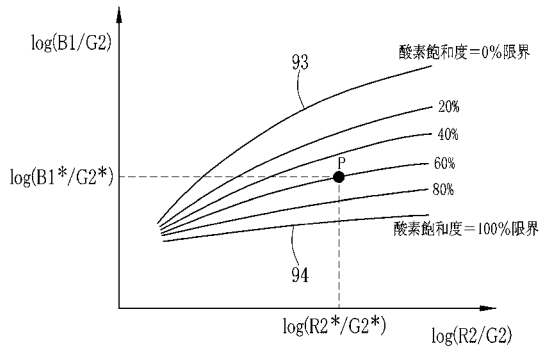
【 図 7 】



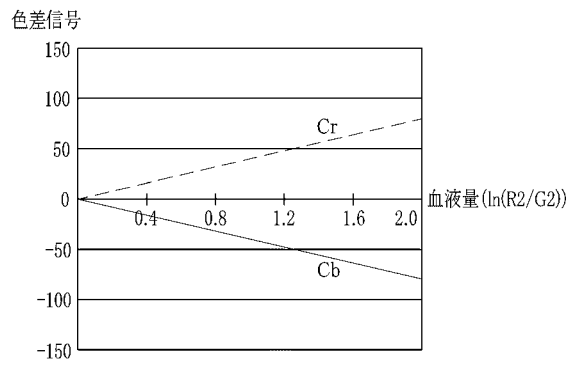
【 図 8 】



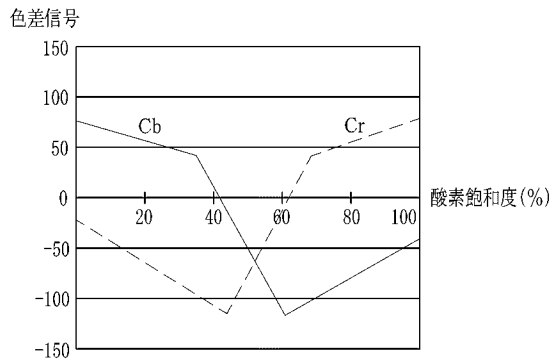
【 图 9 】



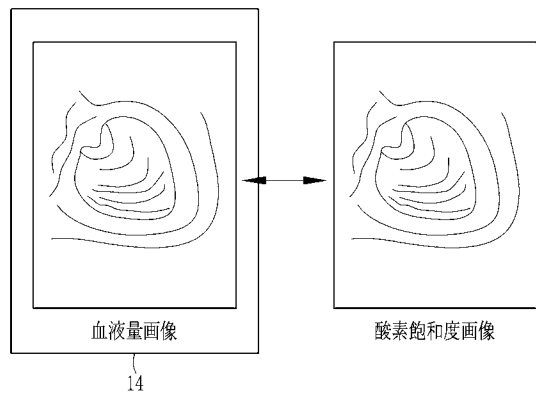
【 图 10 】



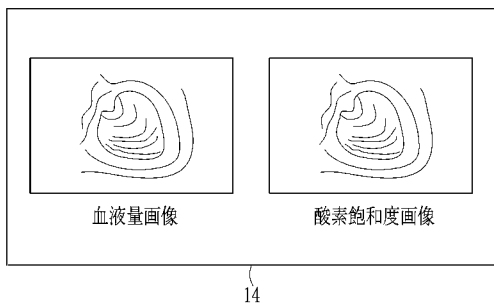
【 图 11 】



【 图 13 】



【 图 12 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C161 AA00 BB00 CC06 DD03 GG01 HH54 JJ17 LL02 MM02 NN01
NN05 QQ04 QQ06 QQ07 RR02 RR03 RR05 RR14 WW03 WW08
WW10 WW17

专利名称(译)	内窥镜系统，内窥镜系统的处理器装置以及内窥镜系统的操作方法		
公开(公告)号	JP2012125402A5	公开(公告)日	2013-06-13
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		
[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		
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	JP5558331B2 JP2012125402A		

摘要(译)

解决的问题：即使光量在两帧之间变化，也要适当地计算氧饱和度。解决方案：第一照明光具有宽的波长范围，该波长范围包括吸收系数根据血液中血红蛋白的氧饱和度变化而变化的波长范围，并通过彩色图像传感器对反射光等进行成像。因此，获取第一图像信号（帧1）。通过用具有宽波长范围的第二照明光照射体腔并用彩色图像传感器捕获反射光等来获得第二图像信号（帧2）。利用第一和第二图像信号的红色信号R1和红色信号R2之间的相关性，以消除基于第一和第二照明光之间的光量比的偏差的信号值的偏差，校正第二个图像信号。从第一图像信号和校正后的第二图像信号获得氧饱和度。所获得的氧饱和度信息被转换成伪彩色图像以产生氧饱和度图像，并且该氧饱和度图像被显示在显示装置14上。[选择图]图15