

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5302984号
(P5302984)

(45) 発行日 平成25年10月2日(2013.10.2)

(24) 登録日 平成25年6月28日(2013.6.28)

(51) Int.Cl.		F 1			
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 D
A 6 1 B	5/145	(2006.01)	A 6 1 B	5/14	3 1 0
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 0

請求項の数 14 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2011-4195 (P2011-4195)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成23年1月12日(2011.1.12)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2012-143399 (P2012-143399A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成24年8月2日(2012.8.2)	(74) 代理人	100075281
審査請求日	平成24年6月6日(2012.6.6)		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06-319695 (JP, A)
		(58) 調査した分野(Int.Cl., DB名)	A 6 1 B 1 / 0 0

(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】

被検体に照明光を照射する照射手段と、
 被検体からの反射光を撮像素子で撮像して、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の反射光に対応する画像信号を含む、波長範囲が異なる3以上の反射光に対応する画像信号を取得する画像信号取得手段と、
 取得した画像信号に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の情報を求める酸素飽和度算出手段と、
 前記画像信号の各画素毎に酸素飽和度の信頼度を算出する信頼度算出手段と、
 前記酸素飽和度算出手段で求めた酸素飽和度の情報量を信頼度に応じて変化させ、その変化させた酸素飽和度の情報量を用いて酸素飽和度画像を生成する画像処理手段と、
 前記酸素飽和度画像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】

前記画像処理手段は、
 酸素飽和度と関連付けられた色調情報を記憶する色調情報記憶部から、前記酸素飽和度算出手段で求めた酸素飽和度に対応する色調情報を求める色調情報算出手段と、
 前記色調情報算出手段で求めた色調情報を信頼度に応じて変化させ、その変化させた色調情報を用いて酸素飽和度画像を生成する酸素飽和度画像生成手段とを備え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】

前記信頼度算出手段は、

前記酸素飽和度の算出に用いられる酸素飽和度算出用の画像信号を少なくとも用いて、第1の信頼度を算出し、

前記酸素飽和度画像生成手段は、前記第1の信頼度に応じて変化させた色調情報を用いて酸素飽和度画像を生成することを特徴とする請求項2記載の内視鏡システム。

【請求項4】

前記酸素飽和度算出用の画像信号の画素値に応じて第1の信頼度を定めることを特徴とする請求項3記載の内視鏡システム。

【請求項5】

前記第1の信頼度は、前記画素値が上限値を超えた場合または前記画素値が下限値を下回った場合に、徐々に低くすることを特徴とする請求項4記載の内視鏡システム。

【請求項6】

前記酸素飽和度算出用の画像信号を含む複数の画像信号間の信号比のうち血中ヘモグロビンの吸光スペクトルに関連性がある信号比に応じて、第1の信頼度を定めることを特徴とする請求項3ないし5いずれか1項記載の内視鏡システム。

【請求項7】

前記信頼度算出手段は、画像信号における画素の位置に応じて第2の信頼度を決め、

前記酸素飽和度画像生成手段は、前記第2の信頼度に応じて変化させた色調情報を用いて酸素飽和度画像を生成することを特徴とする請求項2記載の内視鏡システム。

【請求項8】

前記第2の信頼度は、画像中心領域が最も高く、画像中心領域から画像周辺領域に向かうに従い徐々に低くなり、画像周辺領域が最も低くなることを特徴とする請求項7記載の内視鏡システム。

【請求項9】

前記信頼度算出手段は、

前記酸素飽和度の算出に用いられる酸素飽和度算出用の画像信号を少なくとも用いて第1の信頼度を算出するとともに、画像信号における画素の位置に応じて第2の信頼度を決め、

前記酸素飽和度画像生成手段は、

前記第1及び第2の信頼度に応じて変化させた色調情報を用いて酸素飽和度画像を生成することを特徴とする請求項2記載の内視鏡システム。

【請求項10】

前記色調情報は色差信号の信号値であることを特徴とする請求項2ないし9いずれか1項記載の内視鏡システム。

【請求項11】

前記画像信号取得手段は、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波長範囲の光で照明された被検体を、撮像面にRGBのカラーフィルタが設けられたカラーの撮像素子で撮像するとともに、広帯域光の白色光で照明された被検体を前記カラーの撮像素子で撮像することにより、画像信号を取得することを特徴とする請求項1ないし10いずれか1項記載の内視鏡システム。

【請求項12】

前記白色光は、特定波長の励起光を蛍光体に当てることで励起発光する疑似白色光であることを特徴とする請求項11記載の内視鏡システム。

【請求項13】

被検体に照明光を照射する照射手段、及び被検体からの反射光を撮像素子で撮像して、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の反射光に対応する画像信号を含む、波長範囲が異なる3以上の反射光に対応する画像信号を取得する画像信号取得手段を備える内視鏡装置から、前記画像信号を受信する受信手段と、

取得した画像信号に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の情報を求める酸素飽和度算出手段と、

10

20

30

40

50

前記画像信号の各画素毎に酸素飽和度の信頼度を算出する信頼度算出手段と、

前記酸素飽和度算出手段で求めた酸素飽和度の情報量を信頼度に応じて変化させ、その変化させた酸素飽和度の情報量を用いて酸素飽和度画像を生成する画像処理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 14】

内視鏡システムの作動方法であって、

照明光発生手段が被検体内で照明光を発生するステップと、

画像信号取得手段が、被検体からの反射光を撮像素子で撮像して、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の反射光に対応する画像信号を含む、波長範囲が異なる3つ以上の反射光に対応する画像信号を取得するステップと、

酸素飽和度算出手段が、取得した画像信号に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の情報を求めるステップと、

信頼度算出手段が、前記画像信号の各画素毎に酸素飽和度の信頼度を算出するステップと、

画像処理手段が、前記酸素飽和度算出手段で求めた酸素飽和度の情報量を信頼度に応じて変化させ、その変化させた酸素飽和度の情報量を用いて酸素飽和度画像を生成するステップとを行う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、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に関する情報を酸素飽和度画像として画像化する内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置及び内視鏡システムの作動方法に関する。

20

【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

30

【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いて疑似カラーの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、低酸素状態となる癌の発見が極めて容易になる。

【0004】

この酸素飽和度は、画像信号に所定の画像処理を施すことで得られるため、適切な撮像条件の下で得られた画像信号でなければ、酸素飽和度自体の正確性が低いものとなってしまう。例えば、被検体への照明光の光量が強すぎて、画像信号の画素値が異常に高くなる場合には、その画像信号から得られる酸素飽和度の正確性は低いと考えられる。

40

【0005】

この問題に対して、特許文献2及び3では、画像信号の画素値が規定値よりも大幅に外れている領域を異常領域として検出し、その異常領域については画素値が規定値の範囲内の正常領域と異なる表示にする処理や制御（例えばマスクするなど）を行うことで、酸素飽和度などの機能情報が正確に表された領域と不正確な領域とを、ユーザが認識しやすいようにしている。

【先行技術文献】

50

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特許2648494号公報

【特許文献2】特許2768936号公報

【特許文献3】特許3217343号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、特許文献2及び3では、異常領域と正常領域とを明確に区別しているため、異常領域と正常領域の境界値を示す閾値の設定の仕方によっては、正確な酸素飽和度を示している領域が異常領域とされたり、反対に不正確な酸素飽和度を示している領域が正常領域とされるおそれがある。

10

【0008】

さらには、酸素飽和度が不正確になる理由としては、特許文献2及び3で示されている照明光の強度の他に、以下の要因がある。

- ・人工物の写り込み
- ・粘膜表面の汚れ（不透明な粘膜や残渣の付着）
- ・異なる波長帯域の分光画像において配光分布が異なる

したがって、特許文献2及び3では、これらの要因による酸素飽和度の異常を検出することができない。

20

【0009】

本発明は、酸素飽和度の情報をその正確性に依りて適切に表示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】

【0010】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、被検体に照明光を照射する照射手段と、被検体からの反射光を撮像素子で撮像して、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の反射光に対応する画像信号を含む、波長範囲が異なる3つ以上の反射光に対応する画像信号を取得する画像信号取得手段と、取得した画像信号に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の情報を求める酸素飽和度算出手段と、前記画像信号における各画素毎に酸素飽和度の信頼度を算出する信頼度算出手段と、前記酸素飽和度算出手段で求めた酸素飽和度の情報量を信頼度に応じて変化させ、その変化させた酸素飽和度の情報量を用いて酸素飽和度画像を生成する画像処理手段と、前記酸素飽和度画像を表示する表示手段とを備えることを特徴とする。

30

【0011】

前記画像処理手段は、酸素飽和度と関連付けられた色調情報を記憶する色調情報記憶部から、前記酸素飽和度算出手段で求めた酸素飽和度に対応する色調情報を求める色調情報算出手段と、前記色調情報算出手段で求めた色調情報を信頼度に応じて変化させ、その変化させた色調情報を用いて酸素飽和度画像を生成する酸素飽和度画像生成手段とを備えている。

40

【0012】

前記信頼度算出手段は、前記酸素飽和度の算出に用いられる酸素飽和度算出用の画像信号を少なくとも用いて、第1の信頼度を算出し、前記酸素飽和度画像生成手段は、前記第1の信頼度に応じて変化させた色調情報を用いて酸素飽和度画像を生成する。前記第1の信頼度は前記酸素飽和度算出用の画像信号の画素値に応じて決めてもよい。前記第1の信頼度は、前記画素値が上限値を超えた場合または前記画素値が下限値を下回った場合に、徐々に低くすることが好ましい。前記第1の信頼度は、前記酸素飽和度算出用の画像信号を含む複数の画像信号間の信号比のうち血中ヘモグロビンの吸光スペクトルに関連性があ

50

る信号比に応じて決めてもよい。

【0013】

前記信頼度算出手段は、画像信号における画素の位置に応じて第2の信頼度を決め、前記酸素飽和度画像生成手段は、前記第2の信頼度に応じて変化させた色調情報を用いて酸素飽和度画像を生成する。前記第2の信頼度は、画像中心領域が最も高く、画像中心領域から画像周辺領域に向かうに従い徐々に低くなり、画像周辺領域が最も低くなることが好ましい。

【0014】

前記信頼度算出手段は、前記酸素飽和度の算出に用いられる酸素飽和度算出用の画像信号を少なくとも用いて第1の信頼度を算出するとともに、画像信号における画素の位置に応じて第2の信頼度を決め、前記酸素飽和度画像生成手段は、前記第1及び第2の信頼度に応じて変化させた色調情報を用いて酸素飽和度画像を生成する。

【0015】

前記色調情報は色差信号の信号値である。前記画像信号取得手段は、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波長範囲の光で照明された被検体を、撮像面にRGBのカラーフィルタが設けられたカラーの撮像素子で撮像するとともに、広帯域光の白色光で照明された被検体を前記カラーの撮像素子で撮像することにより、画像信号を取得する。前記白色光は、特定波長の励起光を蛍光体に当てることで励起発光する疑似白色光であることが好ましい。

【0016】

本発明の内視鏡システムは、被検体に照明光を照射する照射手段、及び被検体からの反射光を撮像素子で撮像して、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の反射光に対応する画像信号を含む、波長範囲が異なる3つ以上の反射光に対応する画像信号を取得する画像信号取得手段を備える内視鏡装置から、前記画像信号を受信する受信手段と、取得した画像信号に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の情報を求める酸素飽和度算出手段と、前記画像信号の各画素毎に酸素飽和度の信頼度を算出する信頼度算出手段と、前記酸素飽和度算出手段で求めた酸素飽和度の情報量を信頼度に応じて変化させ、その変化させた酸素飽和度の情報量を用いて酸素飽和度画像を生成する画像処理手段とを備えることを特徴とする。

【0017】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、照明光発生手段が被検体内で照明光を発生するステップと、画像信号取得手段が、被検体からの反射光を撮像素子で撮像して、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の反射光に対応する画像信号を含む、波長範囲が異なる3つ以上の反射光に対応する画像信号を取得するステップと、酸素飽和度算出手段が、取得した画像信号に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の情報を求めるステップと、信頼度算出手段が、前記画像信号の各画素毎に酸素飽和度の信頼度を算出するステップと、画像処理手段が、前記酸素飽和度算出手段で求めた酸素飽和度の情報量を信頼度に応じて変化させ、その変化させた酸素飽和度の情報量を用いて酸素飽和度画像を生成するステップとを行うことを特徴とする。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、酸素飽和度画像の生成に用いられる色調情報を、酸素飽和度の信頼度に応じて変化させていることから、特許文献2及び3のような従来技術のように、正常領域と異常領域とを別々に分けることなく、酸素飽和度の情報をその正確性に応じて適切に表示することができる。また、信頼度は、画像信号の画素値を用いて求める以外に、血中ヘモグロビンの吸光スペクトルに関連性がある信号比や画像信号における画素の位置に基づいて求められるため、特許文献2及び3のような従来技術では検出できなかった異常（粘膜表面の汚れ、色素の存在、配光ムラなど）に関する情報を、信頼度に反映させることができる。

【図面の簡単な説明】

10

20

30

40

50

【 0 0 1 9 】

【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】スコープ先端部の正面図である。
 【図 4】酸素飽和度測定光及び白色光の発光スペクトルを表すグラフである。
 【図 5】R G B のカラーフィルタの分光透過率を示すグラフである。
 【図 6 A】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 6 B】酸素飽和度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。

10

【図 7】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 8】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 9】ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。
 【図 10】図 8 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 11】画素値と信頼度との関係を示すグラフである。
 【図 12】酸素飽和度と色差信号との関係を示すグラフである。
 【図 13】本発明の作用を示すフローチャートである。
 【図 14】酸素飽和度画像の作成手順を示すブロック図である。
 【図 15】信号比 $B 1 / B 2$ と信頼度との関係を示すグラフである。
 【図 16】信号比 $B 1 / G 2$ と信頼度との関係を示すグラフである。
 【図 17】信号比 $R 2 / G 2$ と信頼度との関係を示すグラフである。
 【図 18】画素の位置に応じて信頼度を変化させた信頼度分布を説明するための説明図である。

20

【図 19】光源装置に回転フィルタ方式を採用した内視鏡システムの概略図である。
 【図 20】白色光の発光スペクトルを表すグラフである。
 【図 21】回転フィルタの正面図である。
 【図 22】図 21 の回転フィルタとは別の透過特性を有する回転フィルタの正面図である

。【図 23】図 21、22 の回転フィルタとは別の透過特性を有する回転フィルタの正面図である。

30

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 0 】

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。

【 0 0 2 1 】

内視鏡システム 10 は、波長範囲が青色から赤色に及び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の情報が疑似カラーで表された酸素飽和度画像を表示装置 14 に表示する酸素飽和度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。

40

【 0 0 2 2 】

光源装置 11 は、2 種のレーザ光源 $L D 1$ 、 $L D 2$ と、光源制御部 20 と、コンパイン 21 と、カプラ 22 とを備えている。レーザ光源 $L D 1$ は、酸素飽和度の測定に用いられる狭帯域光（酸素飽和度測定光）を発生させる。レーザ光源 $L D 2$ は、内視鏡装置の先端部に配置された蛍光体 50 から白色光（疑似白色光）を発生させるための励起光を発生さ

50

せる。各レーザ光源LD1, LD2から発せられる光は、集光レンズ(図示省略)を介してそれぞれ対応する光ファイバ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。

【0023】

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、酸素飽和度観察モードのときには、レーザ光源LD1をオンにしたときはレーザ光源LD2をオフにし、反対にレーザ光源LD1をオフにしたときはレーザ光源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。

10

【0024】

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、分波器であるカップラ22によって4系統の光に分波される。分波された4系統の光のうち、レーザ光源LD1からの光はライトガイド26, 27で伝送され、レーザ光源LD2からの光はライトガイド28, 29で伝送される。ライトガイド26~29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及びカップラ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。

【0025】

20

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26~29で伝送される4系統(4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と、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。

【0026】

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とすることができる。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。

30

【0027】

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、酸素飽和度測定光と白色光の2種類の光を被観察領域に向けて照射する。

【0028】

一方の照明窓43の奥には2つの投光ユニット46, 47が収納されている。一方の投光ユニット46では、ライトガイド26からの酸素飽和度測定光を、レンズ48を介して被観察領域に向けて照射する。もう一方の投光ユニット47では、ライトガイド28からの励起光を蛍光体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。なお、他方の照明窓44の奥にも、上記投光ユニット46と同様の投光ユニット53と、上記投光ユニット47と同様の投光ユニット54の2つが収納されている。

40

【0029】

照明窓43, 44は、スコープ先端部40において、観察窓42を挟んでその両側に配置されている。また、4つの投光ユニット46, 47, 53, 54は、蛍光体50を備える投光ユニット47, 54の出射面間を結ぶ直線L1と、蛍光体50を備えていない投光

50

ユニット46, 53の出射面間を結ぶ直線L2とが、観察窓42の中心部で交差するように、互い違いに配置されている。このような配置にすることによって、照明ムラの発生を防止することができる。

【0030】

蛍光体50は、レーザー光源LD2からの励起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(BaMgAl₁₀O₇)等の蛍光物質)を含んで構成される。励起光が蛍光体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。

10

【0031】

したがって、蛍光体50を備える投光ユニット47, 54から発せられる白色光は、図4に示すように、中心波長445nmの励起光の波長範囲と、その励起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450nm～700nmの波長範囲とを有する発光スペクトルとなる。一方、蛍光体50を備えていない投光ユニット46, 53から発せられる酸素飽和度測定光は、中心波長473nmの近傍に波長範囲を有する発光スペクトルとなる。

【0032】

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。

20

【0033】

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。

【0034】

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。

30

【0035】

B色、G色、R色のカラーフィルタは、それぞれ図5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。一方、酸素飽和度測定光は、中心波長が473nmであるため、主としてB画素から撮像信号が出力される。

40

【0036】

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。

【0037】

撮像制御部70は撮像素子60の撮像制御を行う。図6A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、白色光(445nm+蛍光体(本実施形態では445nmの励起光を蛍光体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

50

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。

【0038】

一方、酸素飽和度観察モード時には、図6Bに示すように、1フレーム期間内で、酸素飽和度測定光(473nmの狭帯域光)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、白色光(445nm+蛍光体)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、酸素飽和度観察モード

10

【0039】

なお、1フレーム目の画像信号は、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フレーム目の画像信号は通常光画像信号と同じであり、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。この青色信号B2には、単色光である中心波長445nmの励起光を主とし、蛍光体50により励起発光する白色光のうち少量の青色成分を含む光に対応する信号を含んでいる。また、緑色信号G2には蛍光体50により励起発光する白色光のうち主として540~580nmの波長範囲の光に対応する信号が含まれている。また、赤色信号R2には、白色光のうち590~7

20

【0040】

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。

【0041】

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。

30

【0042】

画像処理部73は通常光画像処理部80と酸素飽和度画像処理部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、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。

【0043】

酸素飽和度画像処理部82は、内視鏡装置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。酸素飽和度画像処理部82は、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、信頼度算出部87と、酸素飽和度画像生成部88とを備えている。

40

【0044】

信号比算出部84は、酸素飽和度観察モード時に取得する1フレーム目の画像信号と2フレーム目の画像信号において、同じ位置にある画素間の信号比を算出する。信号比は画像信号の全ての画素に対して算出される。本実施形態では、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。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。

【0045】

50

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 7 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。

【0046】

一方、信号比と酸素飽和度との相関関係は、図 8 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。

10

【0047】

なお、上記相関関係は、図 9 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。曲線 90 は酸化ヘモグロビンの吸光係数を、曲線 91 は還元ヘモグロビンの吸光係数を示している。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 $B1$ 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。

20

【0048】

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 470 nm 近辺（例えば、中心波長 $470 \text{ nm} \pm 10 \text{ nm}$ 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。

【0049】

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。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 10 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。

30

【0050】

そして、図 10 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 10 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。

40

【0051】

信頼度算出部 87 は、血液量及び酸素飽和度算出部 86 で求めた酸素飽和度の正確性を数値化した信頼度を算出する。第 1 実施形態では、信頼度は、酸素飽和度の算出に用いられる青色信号 $B1$ 、緑色信号 $G2$ 、赤色信号 $R2$ の画素値に応じて決められる。信頼度と各信号の画素値との関係は図 11 に示すようなグラフで表され、この関係は ROM 87a

50

(ROM以外の記憶媒体であってもよい)に記憶されている。このグラフが示すように、画素値が適正な範囲に入っている場合には、信頼度は1となる。これに対して、画素値が上限値を上回るような極めて大きい場合(例えば、撮像素子の特性で電荷が飽和してしまうような場合)には、または画素値が下限値を下回るような極めて小さい場合(S/Nが悪化するような場合)には、信頼度は1よりも低くなる。

【0052】

信頼度は、青色信号B1、緑色信号G2、赤色信号R2の全ての画素について算出した上で、それら各色の信号間で同じ位置の画素についての信頼度Cpを以下の式により算出する。

$$C_p = C_p(B1) \times C_p(G2) \times C_p(R2)$$

この式において、Cp(B1)は青色信号B1の画素についての信頼度を、Cp(G2)は緑色信号G2の画素についての信頼度を、Cp(R2)は赤色信号R2の画素についての信頼度を表している。

【0053】

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86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、輝度と色差信号からなる映像信号で構成される。輝度は「Y」で表され、この輝度Yには通常光画像信号の緑色信号G2が割り当てられる。色差信号は、酸素飽和度と信頼度に応じて決められる。まず、酸素飽和度と色差信号とを関連付けたカラーテーブル88aに従って、血液量及び酸素飽和度算出部86で求めた酸素飽和度に対応する色差信号Cr, Cbを決定する。

【0054】

カラーテーブル88aは、図12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。

【0055】

次に、酸素飽和度に対応する色差信号Cb, Crを決めた後は、以下の式のように、その色差信号Cb, Crに対して信頼度Cpを掛け合わせて、色差信号Cb', Cr'を得る。

$$C_{b'} = C_b \times C_p$$

$$C_{r'} = C_r \times C_p$$

これら得られた色差信号Cb', Cr'と輝度Yとからなる酸素飽和度画像が、表示装置14に表示される。前記2つの式が示すように、信頼度Cpが低い領域では色差信号がゼロに近づくので、表示装置14に表示される疑似カラーの酸素飽和度画像の彩度は低下、即ちモノクロに近づく。したがって、信頼度が高い領域は彩度の高い鮮やかな疑似カラーで酸素飽和度の情報が確実に表示されるのに対して、信頼度が低い領域はその信頼度が低くなるほど彩度が低いモノクロ調で表示されるため、その低信頼度領域は酸素飽和度の情報量が低いことをユーザに訴えることができる。

【0056】

次に、本発明の作用について図13のフローチャート及び図14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、酸素飽和度観察モードに切り替えられると、スコープ先端部40から中心波長473nmの狭帯域光である酸素飽和度測定光が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。

【0057】

1フレーム目の画像信号が得られると、中心波長445nmの励起光で励起発光される

10

20

30

40

50

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 B 2、緑色信号 G 2、赤色信号 R 2 からなる 2 フレーム目の画像信号（通常光画像信号）が得られる。

【 0 0 5 8 】

2 フレーム目の画像信号が得られると、信号比算出部 84 は、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 $B1 / G2$ 、 $R2 / G2$ に対応する酸素飽和度を求める。酸素飽和度は、全ての画素について求める。また、信頼度算出部 87 は、酸素飽和度の算出に用いる B 1、G 2、R 2 間で、同じ位置にある画素についての信頼度 Cp を求める。

10

【 0 0 5 9 】

全ての画素について酸素飽和度及び信頼度 Cp が求まると、酸素飽和度画像生成部 88 内のカラーテーブル 88a を参照し、酸素飽和度に対応する色差信号 Cb 、 Cr を求める。これら求めた色差信号 Cb 、 Cr のそれぞれに信頼度 Cp を掛け合わせるにより、信頼度が反映された色差信号 Cb' 、 Cr' を得る。そして、色差信号 Cb' 、 Cr' と、通常光画像信号の緑色信号 G 2 が割り当てられた輝度 Y とから、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。生成された酸素飽和度画像は、表示装置 14 に表示される。

【 0 0 6 0 】

20

本発明の第 2 実施形態では、青色信号 B 1、緑色信号 G 2、赤色信号 R 2 の 3 つの信号の画素値の大小によって信頼度を決めた第 1 実施形態と異なり、青色信号 B 1、緑色信号 G 2、赤色信号 R 2 に青色信号 B 2 を加えた 4 つの信号の画素値に、血中ヘモグロビンの光吸収スペクトルに関する情報がどの程度含まれているかによって信頼度を定める。なお、信頼度の算出に関する部分以外は、第 1 実施形態と同様であるので、説明を省略する。

【 0 0 6 1 】

青色信号 B 1、青色信号 B 2、緑色信号 G 2、赤色信号 R 2 における各画素値は、それぞれ所定の規格化定数を掛けることで反射率に比例するように規格化されている場合、ヘモグロビンの光吸収スペクトルを考慮すると、通常は以下の 3 つの式 (M1) ~ (M3) による関係が成立する。

30

$B2 < B1 \cdots (M1)$ (ただし酸素飽和度が高い・血液量が大きいと逆転する場合がある)

$B1 > G2 \cdots (M2)$ (ただし酸素飽和度が低い・血液量が大きいと逆転する場合がある)

$G2 < R2 \cdots (M3)$

ここで、粘膜表面に不透明な粘液が付着したり、残渣が存在したり、人工物や散布した色素が写り込んだ場合、上記 3 つの式を同時に満足する可能性が低くなる。

【 0 0 6 2 】

そこで、図 15 に示すように、B 1 及び B 2 間の信号比 $\log(B1/B2)$ が一定値以上は、式 (M1) の大小関係が成立しているとして信頼度 $Cs(B1/B2)$ を「1」にし、一定値未満となった場合には信頼度 $Cs(B1/B2)$ を徐々に低下させる。また、図 16 及び図 17 に示すように、B 1 及び G 2 間の信号比 $\log(B1/G2)$ 及び R 2 及び G 2 間の信号比 $\log(R2/G2)$ についても、それぞれ一定値以上のときには式 (M2) 及び (M3) の大小関係が成立しているとして信頼度 $Cs(B1/G2)$ 、 $Cs(R2/G2)$ を「1」にし、それぞれが一定値未満となった場合には、信頼度 $Cs(B1/G2)$ 、 $Cs(R2/G2)$ を徐々に低下させる。これら図 15 ~ 図 17 に示す信号比と信頼度との関係は、ROM 87a に記憶されている。

40

【 0 0 6 3 】

なお、式 (M1) 及び (M2) については、酸素飽和度及び血液量によっては、大小関係が逆転する場合があるので、互いの画素値が等しくなる信号比「0」で信頼度 $Cs(B$

50

1 / B 2) , C s (B 1 / G 2) を低下させるのではなく、信号比が負である且つ「 0 」から一定以上離れている場合に信頼度 C s (B 1 / B 2) , C s (B 1 / G 2) を低下させる。一方、式 (M 3) については、酸素飽和度及び血液量によって大小関係が変わる可能性は低いので、正の信号比が「 0 」に近づいたら、信頼度 C p (R 2 / G 2) を徐々に低下させる。

【 0 0 6 4 】

各信号比 $\log(B1/B2)$, $\log(B1/G2)$, $\log(R2/G2)$ に対応する信頼度 C s (B 1 / B 2) , C s (B 1 / G 2) , C s (R 2 / G 2) が得られたら、以下の式により各画素における信頼度 C s を算出する。

$$C s = C s (B 1 / G 2) \times C s (B 1 / B 2) \times C s (R 2 / G 2)$$

10

算出された信頼度 C s は、第 1 実施形態と同様に、以下の式のように色差信号 C b , C r に掛け合わされる。

$$C b ' = C b \times C s$$

$$C r ' = C r \times C s$$

これら色差信号 C b ' , C r ' と通常光画像信号の緑色信号 G 2 が割り当てられる輝度 Y から酸素飽和度画像が生成される。なお、色差信号 C b , C r には、以下の式のように、第 2 実施形態で示した信頼度 C s に加えて、第 1 実施形態で示した信頼度 C p を掛け合わせてもよい。

$$C b ' = C b \times C s \times C p$$

$$C r ' = C r \times C s \times C p$$

20

【 0 0 6 5 】

本発明の第 3 実施形態では、照明光の配光ムラを考慮して信頼度を設定する。配光ムラについては、蛍光体 5 0 有りの投光ユニット 4 7 , 5 4 から出射される光と蛍光体 5 0 無しの投光ユニット 4 6 , 5 3 から出射される光との配光の違いを考慮しない場合には、画像中心が一番ムラが少なく、画像周辺に向かうに従い徐々にムラが多くなることが分かっている。なお、第 3 実施形態は、信頼度の算出に関する部分以外は、第 1 実施形態と同様であるので説明を省略する。

【 0 0 6 6 】

上記のような配光ムラを有するのは、白色光の照明に用いられる蛍光体 5 0 の中で散乱体の散乱特性は波長によって異なり、また、照明光学系の収差によって、画像における光量分布は波長帯域によって微妙に異なるからである。この光量分布の違いは、特に画像の周辺部分になるほど顕著となる。また、配光分布の違いは、被写体の凹凸などにも依存する。以上の理由から、光量分布の違いを補正せずに酸素飽和度の算出を行った場合には、得られた酸素飽和度の正確性は低下する可能性が高い。

30

【 0 0 6 7 】

そこで、図 1 8 に示すように、画像中心領域については信頼度 C d を高くし、画像中心領域から画像周辺領域に向かうに従って信頼度 C d が徐々に低くなるようにし、画像周辺領域については最も信頼度 C d が低くなるように、信頼度 C d を予め設定する（同心円状の信頼度分布）。そして、この信頼度分布に従って、画像信号の各画素毎に信頼度を定める。信頼度は、画素の位置が信頼度分布のどの領域に入っているかによって、決められる。なお、図 1 8 に示す信頼度分布に関する情報は、信頼度算出部内の R O M 8 7 a に記憶されている。

40

【 0 0 6 8 】

このように第 3 実施形態における信頼度の算出方法は、第 1 及び第 2 実施形態のようにリアルタイムに得られる画像信号から順次信頼度を算出する動的な方法ではなく、蛍光体中の散乱体の散乱特性や照明光学系の収差その他の条件によって予め設定した信頼度分布から、一度決めたら変化させることの無い固定的な信頼度を求める方法を採用する。

【 0 0 6 9 】

図 1 8 に示す信頼度分布から、各画素における信頼度 C d が得られたら、第 1 実施形態と同様に、以下の式のように信頼度 C d を色差信号 C b , C r に掛け合わせて、色差信号

50

$C b'$, $C r'$ を得る。

$$C b' = C b \times C d$$

$$C r' = C r \times C d$$

これら得られた色差信号 $C b'$, $C r'$ と通常光画像信号の緑色信号 $G 2$ が割り当てられる輝度 Y とから酸素飽和度画像が生成される。なお、色差信号 $C b$, $C r$ には、以下の式のように、第 3 実施形態で示した信頼度 $C d$ に加えて、第 1 実施形態で示した信頼度 $C p$ または第 2 実施形態で示した $C s$ の少なくともいずれか一方を掛け合わせてもよい。

$$C b' = C b \times C d (\times C s \times C d)$$

$$C r' = C r \times C d (\times C p \times C s)$$

【 0 0 7 0 】

上記実施形態では、被検体内の照明にレーザ光源 $LD 1$, $LD 2$ と蛍光体 $5 0$ を用いて被検体内の観察を行ったが、これに代えて、例えば、図 1 9 に示すように、光源装置 $1 1$ に回転フィルタ方式を採用する内視鏡システム $1 2 0$ で被検体内の照明を行ってもよい。内視鏡システム $1 2 0$ には、上記実施形態におけるレーザ光源 $LD 1$, $LD 2$ 、光源制御部 $2 0$ 、及びコンバイナ $2 1$ に代えて、図 2 0 に示すような分光強度を有する白色光を発するキセノン光源等の広帯域光源 $1 2 1$ と、白色光のうち酸素飽和度測定光の波長成分または白色光をそのまま透過させる回転フィルタ $1 2 2$ と、回転フィルタ $1 2 2$ を透過した光が入射する光ファイバ $1 2 3$ と、回転フィルタ $1 2 2$ の回転を制御する回転制御部 $1 2 4$ が設けられている。光ファイバ $1 2 3$ に入射した光は、カプラ $2 2$ で 2 系統の光に分波され、分波された光はそれぞれライトガイド $2 6$ 及び $2 7$ を介して、投光ユニット $4 6$ 及び $5 3$ から被検体内に照射される。なお、これら以外については、内視鏡システム $1 2 0$ は内視鏡システム $1 0$ と同様の構成を有しているので、説明を省略する。

【 0 0 7 1 】

図 2 1 に示すように、回転フィルタ $1 2 2$ は、白色光のうち波長範囲が $4 6 0 \sim 4 8 0$ nm の酸素飽和度測定光 (図 4 参照) を透過させるバンドフィルタ $1 2 5$ と、白色光をそのまま透過させる開口部 $1 2 6$ とからなる。したがって、回転フィルタ $1 2 2$ が回転することで、酸素飽和度測定光と白色光とが交互に被検体内に照射される。このとき、上記実施形態と同様に、酸素飽和度測定光が照射されたときに 1 フレーム目の画像信号を取得し、白色光が照射されたときに 2 フレーム目の画像信号を取得する。これら取得した 2 フレーム分の画像信号から、上記実施形態と同様に、酸素飽和度画像を生成する。

【 0 0 7 2 】

広帯域光源 $1 2 1$ から発せられる白色光は図 2 0 のような分光強度特性を有するため、通常光画像信号の青色信号 $B 2$ には $4 0 0$ nm ~ $5 3 0$ nm の波長範囲の光に対応する信号が含まれ、緑色信号 $G 2$ には $5 4 0$ nm ~ $5 8 0$ nm の波長範囲の光に対応する信号が含まれ、赤色信号 $R 2$ には $5 9 0$ nm ~ $7 0 0$ nm の波長範囲の光に対応する信号が含まれる。なお、血液量及び酸素飽和度の算出方法は、上記実施形態と同様であるため、説明を省略する。

【 0 0 7 3 】

なお、図 2 1 に示す回転フィルタ $1 2 2$ に代えて、図 2 2 に示すような回転フィルタ $1 3 0$ を用いてもよい。この回転フィルタ $1 3 0$ の第 1 透過部 $1 3 1$ は広帯域光源 $1 2 1$ からの白色光のうち $4 6 0 \sim 4 8 0$ nm の波長範囲の第 1 透過光を透過させ、第 2 透過部 $1 3 2$ は白色光のうち $5 4 0 \sim 5 8 0$ nm の波長範囲の第 2 透過光を透過させ、第 3 透過部 $1 3 3$ は白色光のうち $5 9 0 \sim 7 0 0$ nm の波長範囲の第 3 透過光を透過させる。この回転フィルタ $1 3 0$ が回転すると、第 1 ~ 第 3 透過光が順次被検体に照射される。

【 0 0 7 4 】

回転フィルタ $1 3 0$ を用いる場合には、モノクロの撮像素子 $6 0$ によって、各透過光が照射される毎に撮像を行う。したがって、第 1 ~ 第 3 透過光の照射により、3 フレーム分の画像信号が得られる。これら画像信号のうち、第 1 透過光を照射したときに得られる画像信号を青色信号 B とし、第 2 透過光を照射したときに得られる画像信号を緑色信号 G とし、第 3 透過光を照射したときに得られる画像信号を赤色信号 R とする。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 5 】

したがって、血液量の算出に用いられる信号比は R / G となり、酸素飽和度の算出に用いられる信号比は B / G 、 R / G となる。 R / G は上記実施形態の信号比 R_2 / G_2 に対応し、 B / G は上記実施形態の信号比 B_1 / G_2 に対応する。血液量及び酸素飽和度の算出方法は、上記実施形態と同様であるため、説明を省略する。なお、疑似カラー画像の血液量画像及び酸素飽和度画像を生成する際には、緑色信号 G を輝度に割り当てる。

【 0 0 7 6 】

なお、図 2 2 に示す回転フィルタ 1 3 0 の代わりに、図 2 3 に示すように、各透過部における透過率が回転フィルタ 1 3 0 と異なる回転フィルタ 1 5 0 を用いてもよい。回転フィルタ 1 5 0 の第 1 透過部は白色光のうち 5 3 0 ~ 5 5 0 nm の波長範囲の第 1 透過光を透過させ、第 2 透過部は白色光のうち 5 5 5 ~ 5 6 5 nm の波長範囲の第 2 透過光を透過させ、第 3 透過部は白色光のうち 5 9 0 ~ 7 0 0 nm の第 3 透過光を透過させる。この回転フィルタ 1 5 0 が回転すると、第 1 ~ 第 3 透過光が順次被検体に照射される。

【 0 0 7 7 】

回転フィルタ 1 5 0 を用いる場合には、カラーの撮像素子 6 0 によって各透過光が照射される毎に撮像を行う。第 1 及び第 2 透過光は撮像素子 6 0 の G 画素に主として感応するため、第 1 及び第 2 透過光を照射したときには、画像信号として緑色信号 G_a 、 G_b が得られる。一方、第 3 透過光は撮像素子 6 0 の R 画素に主として感応するため、画像信号として赤色信号 R_c が得られる。ここで、 G_a 及び R_c は血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する 2 つの波長範囲の反射光に対応する画像信号であり、 G_b は吸光係数が変化しない 1 つの波長範囲の反射光に対応する画像信号である。したがって、 G_a / G_b が酸素飽和度及び血液量に依存して変化し、 R_c / G_b が主に血液量に依存して変化する。

【 0 0 7 8 】

そのため、血液量の算出に用いられる信号比は R_c / G_b となり、酸素飽和度の算出に用いられる信号比は G_a / G_b 、 R_c / G_b となる。 R_c / G_b は上記実施形態の信号比 R_2 / G_2 に対応し、 G_a / G_b は上記実施形態の信号比 B_1 / G_2 に対応する。血液量及び酸素飽和度の算出方法は、上記実施形態と同様であるため、説明を省略する。なお、疑似カラー画像の血液量画像及び酸素飽和度画像を生成する際には、緑色信号 G_a または G_b を輝度に割り当てる。

【 0 0 7 9 】

なお、上記実施形態では、血液量及び酸素飽和度算出部で得られる酸素飽和度と信頼度に基づいて酸素飽和度画像を生成し、表示装置に表示したが、これに加えて、血液量及び酸素飽和度算出部で算出される血液量と信頼度に基づいて血液量画像を生成し、表示装置に表示してもよい。

【 0 0 8 0 】

なお、上記実施形態では、酸素飽和度に関連付けられた色差信号などの色調情報を信頼度に応じて変化させ、その変化させた色差信号を元に酸素飽和度画像を生成しているが、酸素飽和度自体の情報量を信頼度に応じて変化させ、その変化させた酸素飽和度の情報量を元に酸素飽和度画像を生成してもよい。

【 符号の説明 】

【 0 0 8 1 】

- 1 0 , 1 2 0 内視鏡システム
- 1 4 表示装置
- 6 0 撮像素子
- 7 3 画像処理部
- 8 4 信号比算出部
- 8 5 相関関係記憶部
- 8 6 血液量及び酸素飽和度算出部
- 8 7 信頼度算出部

10

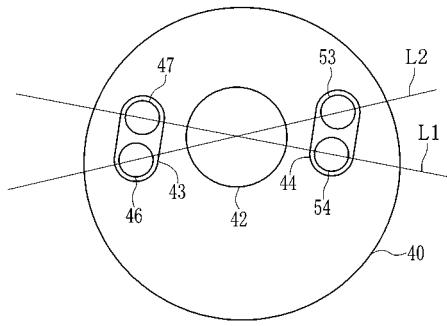
20

30

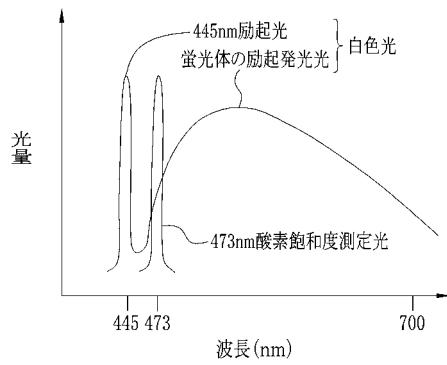
40

50

【図3】



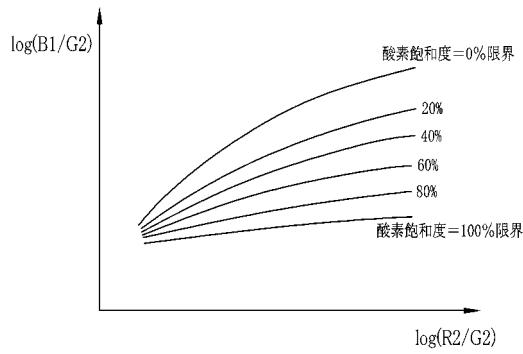
【図4】



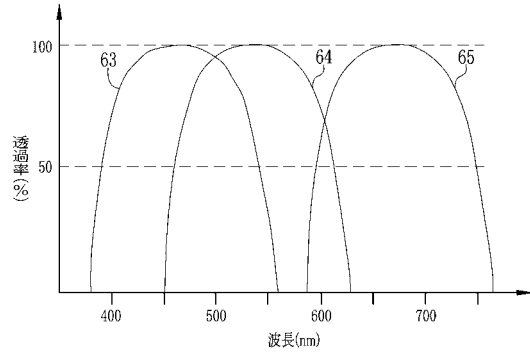
【図7】



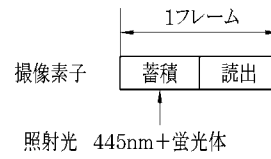
【図8】



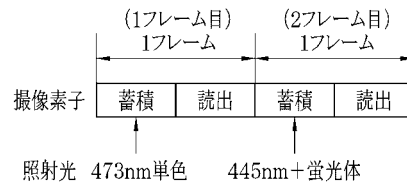
【図5】



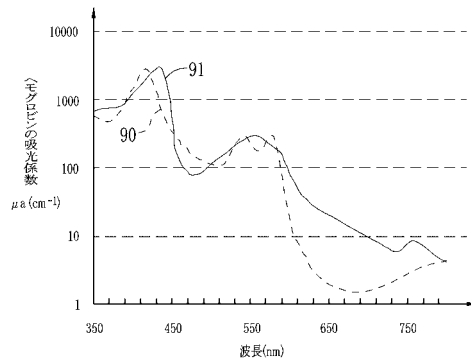
【図6A】



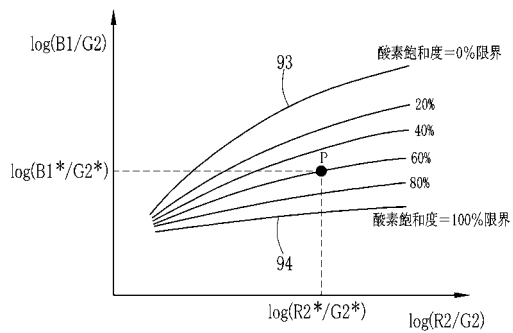
【図6B】



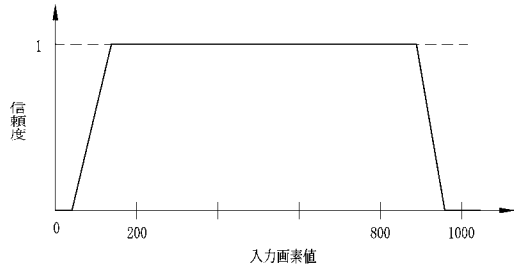
【図9】



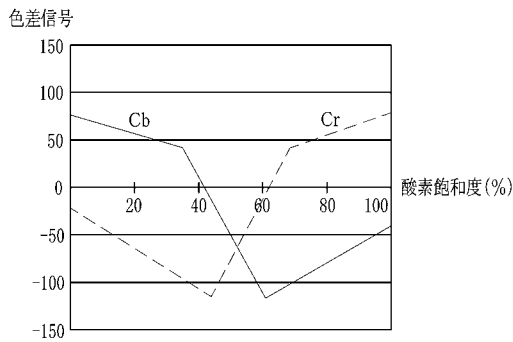
【図10】



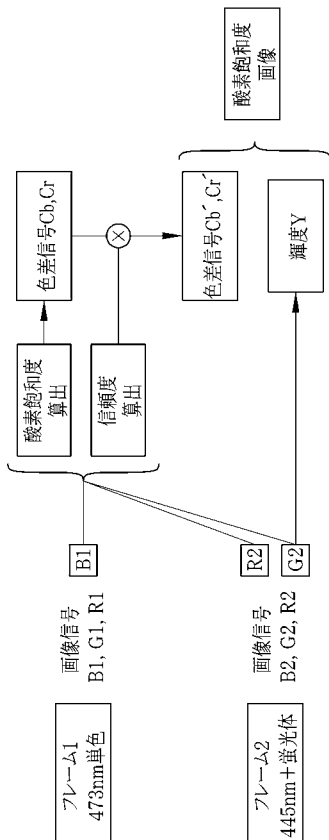
【図11】



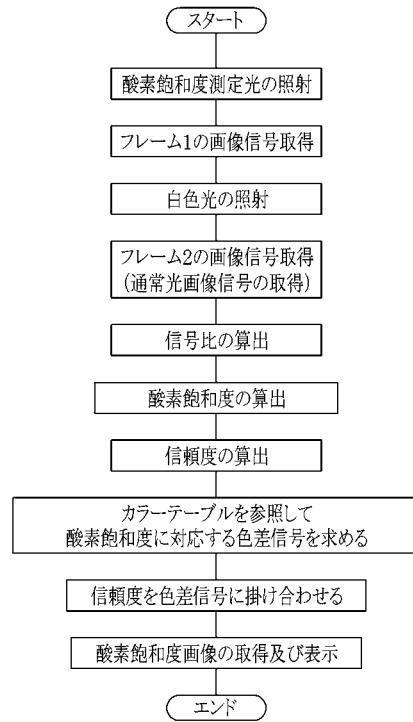
【図12】



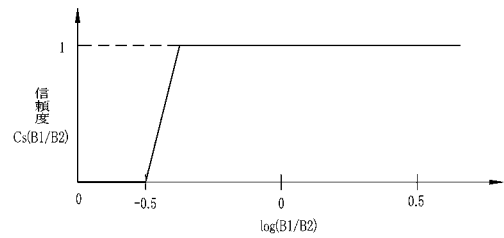
【図14】



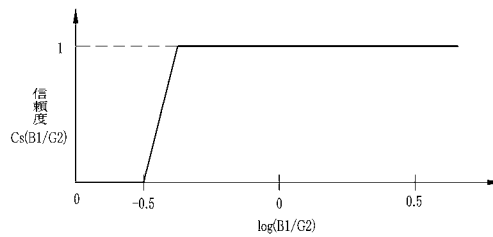
【図13】



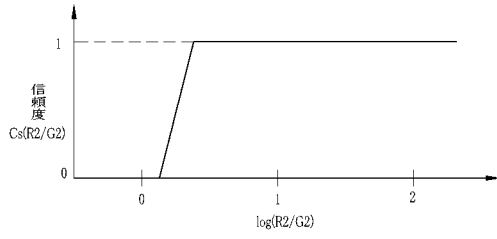
【図15】



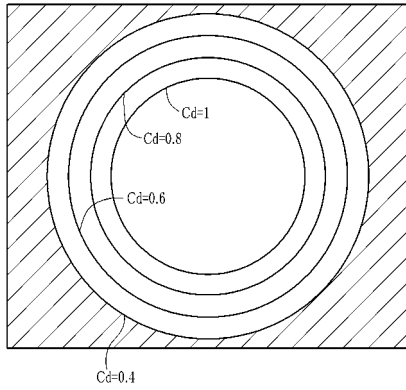
【図16】



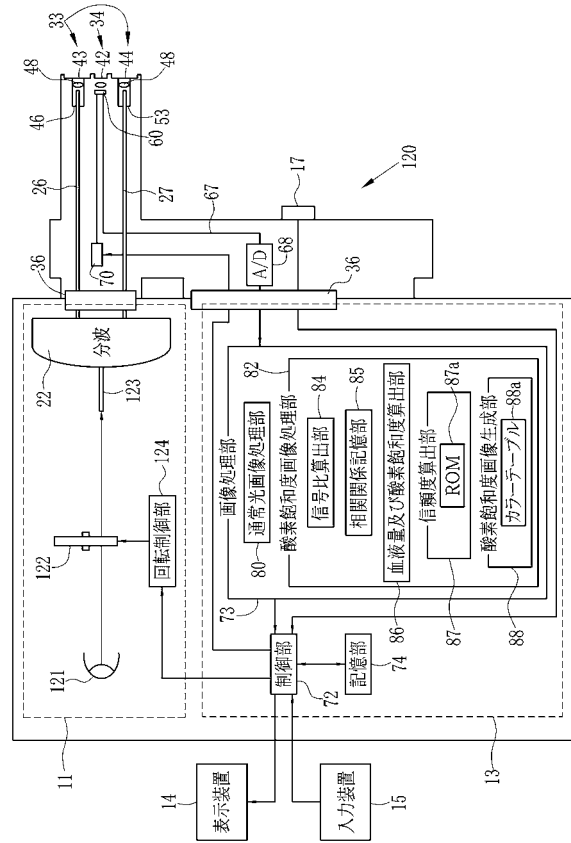
【図17】



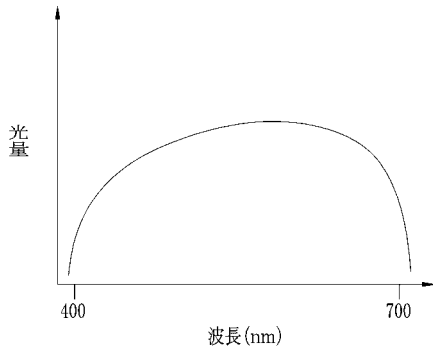
【図18】



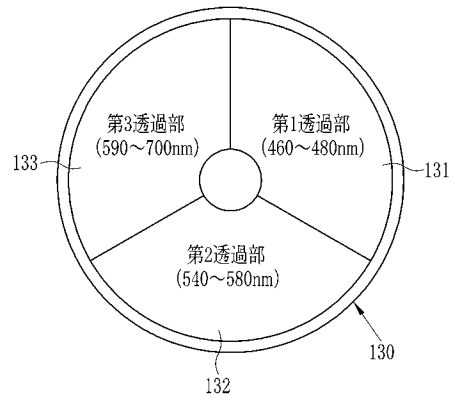
【図19】



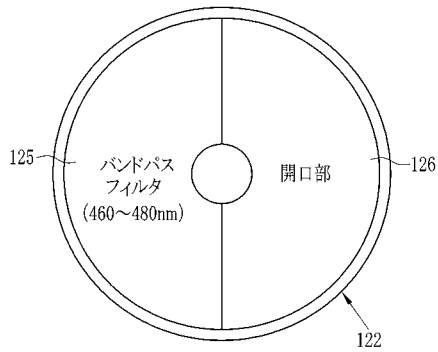
【図20】



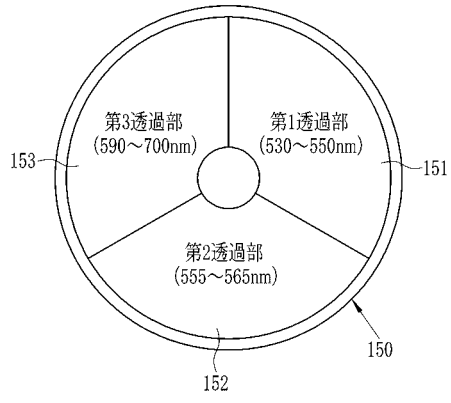
【図22】



【図21】



【図 23】



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	JP5302984B2	公开(公告)日	2013-10-02
申请号	JP2011004195	申请日	2011-01-12
[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 A61B5/145 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0653 A61B1/0669 A61B5/14551 A61B5/1459		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B5/14.310 A61B1/04.370 A61B1/00 A61B1/00.300.Z A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.617 A61B1/07.736 A61B5/14.321 A61B5/145 A61B5/1459		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL07 4C038/KX01 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/JJ11 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/QQ02 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR22 4C061/SS22 4C061/TT13 4C061/YY12 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/JJ11 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/QQ02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR22 4C161/SS22 4C161/TT13 4C161/YY12		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2012143399A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：根据其准确度适当显示氧饱和度信息。溶液：用第一次照射光照射被摄体内部，其波长范围根据血红蛋白氧饱和度的变化而改变消光系数。在血液中，通过拍摄其反射光等的图像来获取第一图像信号（帧1）。用宽带波长范围的第二照射光照射体腔内部，并通过拍摄其反射光等的图像来获取第二图像信号（帧2）。从第一和第二图像信号计算氧饱和度。从第一或第二图像信号计算氧饱和度的可靠性。从存储有与氧饱和度相关联的色差信号的色表中获得与计算出的氧饱和度对应的色差信号。根据可靠性改变色差信号的信号值，并且通过使用改变的色差信号产生氧饱和度图像。生成的氧饱和度图像显示在显示的设备上。

【图 1】

