

(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2015-136397
(P2015-136397A)

(43) 公開日 平成27年7月30日(2015.7.30)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	5 C 0 5 4
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2014-8166 (P2014-8166)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成26年1月20日 (2014.1.20)		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	白石 泰士
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 GA02 GA10 GA11
			4C161 CC06 HH51 JJ17 NN01 QQ04
			QQ07 RR22 WW02 WW05 WW08
			WW13 WW17 WW18
			5C054 CA04 CC02 HA12

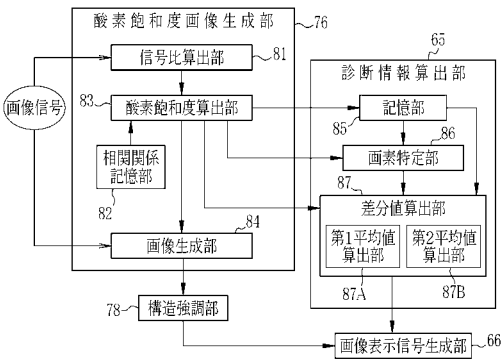
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム用プロセッサ装置、内視鏡システム、内視鏡システム用プロセッサ装置の作動方法、内視鏡システムの作動方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】酸素飽和度をもとに、酸素飽和度よりもさらに分かりやすく客観的な診断情報を算出する内視鏡システム用プロセッサ装置、内視鏡システム、内視鏡システム用プロセッサ装置の作動方法、内視鏡システムの作動方法を提供する。

【解決手段】内視鏡システム用プロセッサ装置は、内視鏡によって観察対象を撮像して得た画像信号を受信する受信部と、画像信号に基づいて、酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部83と、酸素飽和度が特定範囲から外れた範囲外面素を特定する画素特定部86と、範囲外面素の情報を用いて、診断情報を数値として算出する診断情報算出部65と、を備える。

【選択図】 図8



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡によって観察対象を撮像して得た画像信号を受信する受信部と、
前記画像信号に基づいて、酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部と、
前記酸素飽和度が特定範囲から外れた範囲外画素を特定する画素特定部と、
前記範囲外画素の情報を用いて、診断情報を数値として算出する診断情報算出部と、
を備えることを特徴とする内視鏡システム用プロセッサ装置。

【請求項 2】

前記画素特定部は、前記酸素飽和度が前記特定範囲に収まる範囲内画素も特定し、
前記診断情報算出部は、前記範囲外画素の前記酸素飽和度と、前記範囲内画素の前記酸素飽和度との差分値を求める差分値算出部を備える請求項 1 に記載の内視鏡システム用プロセッサ装置。

10

【請求項 3】

前記差分値算出部は、前記範囲外画素の前記酸素飽和度の平均値を算出する第 1 平均値算出部と、前記範囲内画素の前記酸素飽和度の平均値を算出する第 2 平均値算出部と、を有し、前記第 1 平均値算出部が算出する第 1 平均値と前記第 2 平均値算出部が算出する第 2 平均値の差分値を求める請求項 2 に記載の内視鏡システム用プロセッサ装置。

【請求項 4】

前記第 1 平均値算出部は、一つの前記酸素飽和度を用いて前記第 1 平均値を算出し、前記第 2 平均値算出部は、複数の前記酸素飽和度を用いて前記第 2 平均値を算出する請求項 3 に記載の内視鏡システム用プロセッサ装置。

20

【請求項 5】

前記第 1 平均値算出部は、現在の前記酸素飽和度を用いて前記第 1 平均値を算出し、前記第 2 平均値算出部は、現在及び過去の前記酸素飽和度を用いて前記第 2 平均値を算出する請求項 4 に記載の内視鏡システム用プロセッサ装置。

【請求項 6】

前記第 1 平均値算出部は、前記複数の過去の前記酸素飽和度のうち特定の一つの前記酸素飽和度を用いて前記第 1 平均値を算出し、

前記第 2 平均値算出部は、複数の過去の前記酸素飽和度を用いて前記第 2 平均値を算出する請求項 4 に記載の内視鏡システム用プロセッサ装置。

30

【請求項 7】

前記診断情報算出部は、前記範囲外画素からなる領域の大きさを測定する測定部を備える請求項 1～6 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム用プロセッサ装置。

【請求項 8】

前記診断情報算出部は、設定された関心領域内において、前記範囲外画素が占める割合を示す占有率を求める占有率算出部を備える請求項 1～7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム用プロセッサ装置。

【請求項 9】

前記診断情報算出部は、設定された関心領域内において、前記範囲外画素の分布に関する統計量を求める統計量算出部を備える請求項 1～8 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム用プロセッサ装置。

40

【請求項 10】

観察対象に照射するための光を発する光源と、
前記観察対象を撮像して画像信号を出力する撮像素子と、
前記画像信号に基づいて、酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部と、
前記酸素飽和度が特定範囲から外れた範囲外画素を特定する画素特定部と、
前記範囲外画素の情報を用いて、診断情報を数値として算出する診断情報算出部と、
を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 11】

内視鏡が観察対象を撮像して得た画像信号を受信部が受信する受信する受信ステップと

50

、

酸素飽和度算出部が、前記画像信号に基づいて、酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出ステップと、

画素特定部が、前記酸素飽和度が特定範囲から外れた範囲外面素を特定する画素特定ステップと、

診断情報算出部が、前記範囲外面素の情報を用いて、診断情報を数値として算出する診断情報算出ステップと、

を備えることを特徴とする内視鏡システム用プロセッサ装置の作動方法。

【請求項 12】

光源が観察対象に照射する光のもとで、撮像素子が前記観察対象を撮像して画像信号を出力する撮像ステップと、

酸素飽和度算出部が、前記画像信号に基づいて、酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出ステップと、

画素特定部が、前記酸素飽和度が特定範囲から外れた範囲外面素を特定する画素特定ステップと、

診断情報算出部が、前記範囲外面素の情報を用いて、診断情報を数値として算出する診断情報算出ステップと、

を備えることを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

【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して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生体機能情報を求める内視鏡システム用プロセッサ装置、内視鏡システム、内視鏡システム用プロセッサ装置の作動方法、内視鏡システム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、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。また、近年においては、生体機能情報の中でも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1）。

【0003】

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。

【0004】

酸素飽和度の表示方法としては、予め設定した基準領域内の酸素飽和度を基準とした差分値を疑似カラー表示する方法が知られている（特許文献1，2）。算出した酸素飽和度を数値表示する例もある（特許文献3）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2011-194028号公報

【特許文献2】特開平06-319695号公報

【特許文献3】特許2810718号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

酸素飽和度は診断に有用な指標であるが、必ずしも診断に直結した分かりやすい指標ではない場合がある。例えば、癌等の病変では概ね酸素飽和度が低くなるので、特許文献1、2のように酸素飽和度に基づいて酸素飽和度が低い箇所を疑似カラー化して表示すれば、病変の疑いのある箇所を示すことができる。しかし、正常な組織や癌等の病変の酸素飽和度は、概ね一定の範囲に収まるものの、その範囲は比較的広く、被検体によってばらつきがある。このため、被検体に依らない一律な基準で疑似カラー表示をする場合、疑似カラー化されて表示された箇所が病変であるか、あるいは被検体の個体差によるもので正常な組織であるかを診断するためには、正常な組織に対する色の違い等を詳細に観察する必要がある等、医師の熟練を要する場合がある。特許文献3のように、酸素飽和度を数値表示する場合も同様である。

10

【0007】

こうしたことから、酸素飽和度を算出する内視鏡システムは、単に酸素飽和度を算出し、表示するだけでなく、算出した酸素飽和度を、さらに分かりやすく客観的な、診断に直結した情報（以下、診断情報という）にして提示することが望ましい。

【0008】

本発明は、酸素飽和度をもとに、酸素飽和度よりもさらに分かりやすく客観的な診断情報を求める内視鏡システム用プロセッサ装置、内視鏡システム、内視鏡システム用プロセッサ装置の作動方法、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】

20

【0009】

本発明の内視鏡システム用プロセッサ装置は、内視鏡によって観察対象を撮像して得た画像信号を受信する受信部と、画像信号に基づいて、酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部と、酸素飽和度が特定範囲から外れた範囲外画素を特定する画素特定部と、範囲外画素の情報を用いて、診断情報を数値として算出する診断情報算出部と、を備える。

【0010】

例えば、画素特定部は、酸素飽和度が特定範囲に収まる範囲内画素も特定し、診断情報算出部は、範囲外画素の酸素飽和度と、範囲内画素の酸素飽和度との差分値を求める差分値算出部を備える。

【0011】

30

この場合、差分値算出部は、範囲外画素の酸素飽和度の平均値を算出する第1平均値算出部と、範囲内画素の酸素飽和度の平均値を算出する第2平均値算出部と、を有し、第1平均値算出部が算出する第1平均値と第2平均値算出部が算出する第2平均値の差分値を求める。

【0012】

より具体的には、第1平均値算出部は、一つの酸素飽和度を用いて第1平均値を算出し、第2平均値算出部は、複数の酸素飽和度を用いて第2平均値を算出する。

【0013】

特に、第1平均値算出部は、現在の酸素飽和度を用いて第1平均値を算出し、第2平均値算出部は、現在及び過去の酸素飽和度を用いて第2平均値を算出することが好ましい。

40

【0014】

また、第1平均値算出部は、複数の過去の酸素飽和度のうち特定の一つの酸素飽和度を用いて第1平均値を算出し、第2平均値算出部は、複数の過去の酸素飽和度を用いて第2平均値を算出しても良い。

【0015】

診断情報算出部は、範囲外画素からなる領域の大きさを測定する測定部を備えていても良い。

【0016】

診断情報算出部は、設定された関心領域内において、範囲外画素が占める割合を示す占有率を求める占有率算出部を備えていても良い。

50

【0017】

診断情報算出部は、予め設定された範囲内において、範囲外面素の分布に関する統計量を求める統計量算出部を備えていても良い。

【0018】

本発明の内視鏡システムは、観察対象に照射するための光を発する光源と、観察対象を撮像して画像信号を出力する撮像素子と、画像信号に基づいて、酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部と、酸素飽和度が特定範囲から外れた範囲外面素を特定する画素特定部と、範囲外面素の情報を用いて、診断情報を数値として算出する診断情報算出部と、を備える。

【0019】

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、内視鏡が観察対象を撮像して得た画像信号を受信部が受信する受信する受信ステップと、酸素飽和度算出部が、画像信号に基づいて、酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出ステップと、画素特定部が、酸素飽和度が特定範囲から外れた範囲外面素を特定する画素特定ステップと、診断情報算出部が、範囲外面素の情報を用いて、診断情報を数値として算出する診断情報算出ステップと、を備える。

【0020】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、光源が観察対象に照射する光のもとで、撮像素子が観察対象を撮像して画像信号を出力する撮像ステップと、酸素飽和度算出部が、画像信号に基づいて、酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出ステップと、画素特定部が、酸素飽和度が特定範囲から外れた範囲外面素を特定する画素特定ステップと、診断情報算出部が、範囲外面素の情報を用いて、診断情報を数値として算出する診断情報算出ステップと、を備える。

【発明の効果】

【0021】

本発明の内視鏡システム用プロセッサ装置、内視鏡システム、内視鏡システム用プロセッサ装置の作動方法、内視鏡システムの作動方法によれば、酸素飽和度をもとに、酸素飽和度よりもさらに分かりやすく客観的な診断情報を求めて医師に提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】内視鏡システムの外觀図である。

【図2】内視鏡システムのブロック図である。

【図3】通常観察モード時に発光する光のスペクトルを示すグラフである。

【図4】特殊観察モード時に発光する光のスペクトルを示すグラフである。

【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を示すグラフである。

【図10】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11】酸素飽和度を算出する方法を示す説明図である。

【図12】内視鏡システムの作用を示すフローチャートである。

【図13】診断情報の算出方法を表すフローチャートである。

【図14】第1実施形態の作用を示す説明図である。

【図15】第2実施形態の酸素飽和度画像生成部及び診断情報算出部を示すブロック図である。

【図16】第2実施形態の作用を示す説明図である。

【図17】第3実施形態の酸素飽和度画像生成部及び診断情報算出部を示すブロック図である。

【図18】第3実施形態の作用を示す説明図である。

10

20

30

40

50

【図 19】第 4 実施形態のプロセッサ装置を示すブロック図である。

【図 20】第 5 実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

【図 21】LED の発光帯域と HPF の特性を示すグラフである。

【図 22】第 5 実施形態における通常観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

【図 23】第 5 実施形態における特殊観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

【図 24】第 6 実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

【図 25】回転フィルタの平面図である。

【図 26】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。

【図 27】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。

10

【発明を実施するための形態】

【0023】

[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。

20

【0024】

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 SW 22b 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。

30

【0025】

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。

【0026】

図 2 に示すように、光源装置 14 は、中心波長 473 nm の第 1 青色レーザ光を発する第 1 青色レーザ光源（473 LD（レーザダイオード））34 と、中心波長 445 nm の第 2 青色レーザ光を発する第 2 青色レーザ光源（445 LD）36 とを発光源として備えている。これらの半導体発光素子からなる各光源 34、36 の発光量及び発光タイミングは、光源制御部 40 により個別に制御される。このため、第 1 青色レーザ光源 34 の出射光と、第 2 青色レーザ光源 36 の出射光の光量比は変更自在になっている。なお、第 1、第 2 青色レーザ光の半値幅は ±10 nm 程度にすることが好ましい。また、第 1 青色レーザ光源 34 と第 2 青色レーザ光源 36 は、ブロードエリア型の InGaInGaAs 系レーザダイオードが利用でき、また、InGaInGaAs 系レーザダイオードや GaInGaAs 系レーザダイオードを用いることもできる。また、上記光源として、発光ダイオード等の発光体を用いた構成としても良い。

40

50

【0027】

光源制御部40は、通常観察モードの場合には、第2青色レーザ光源36を点灯させる。これに対して、特殊観察モードの場合には、1フレーム間隔で、第1青色レーザ光源34と第2青色レーザ光源36を交互に点灯させる。

【0028】

各光源34, 36から出射される第1, 第2青色レーザ光は、集光レンズ、光ファイバ、合波器等の光学部材（いずれも図示せず）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、各光源34, 36からの第1, 第2青色レーザ光を、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。

【0029】

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、蛍光体44と、照明レンズ45が設けられている。蛍光体44には、ライトガイド41から第1, 第2青色レーザ光が入射する。蛍光体44は、第1または第2青色レーザ光が照射されることで蛍光を発する。また、一部の第1または第2青色レーザ光は、そのまま蛍光体44を透過する。蛍光体44を出射した光は、照明レンズ45を介して観察対象に照射される。第1青色レーザ光源34と、第2青色レーザ光源36と、蛍光体44は観察対象に照明光を照射する光源を構成する。

【0030】

通常観察モードにおいては、第2青色レーザ光が蛍光体44に入射するため、図3に示すスペクトルの白色光（以下、第2白色光という）が照明光として観察対象に照射される。この第2白色光は、第2青色レーザ光と、この第2青色レーザ光により蛍光体44から励起発光する緑色～赤色の第2蛍光とから構成される。したがって、第2白色光は、波長範囲が可視光全域に及んでいる。

【0031】

一方、特殊観察モードにおいては、第1青色レーザ光と第2青色レーザ光が蛍光体44に交互に入射することにより、図4に示すように、互いに発光スペクトルが異なる第1白色光と第2白色光が交互に照明光として観察対象に照射される。第1白色光は、第1青色レーザ光と、この第1青色レーザ光により蛍光体44から励起発光する緑色～赤色の第1蛍光とから構成される。したがって、第1白色光は、波長範囲が可視光全域に及んでいる。第2白色光は、通常観察モード時に照射される第2白色光と同様である。本実施形態の場合、第1白色光が第1照明光であり、第2白色光が第2照明光である。

【0032】

第1蛍光と第2蛍光は、波形（スペクトルの形状）がほぼ同じであり、第1蛍光の強度（ $I_1(\lambda)$ ）と第2蛍光の強度（ $I_2(\lambda)$ ）の比（以下、フレーム間強度比という）は、何れの波長 λ においても同じである。例えば、 $I_2(\lambda_1)/I_1(\lambda_1) = I_2(\lambda_2)/I_1(\lambda_2)$ である。このフレーム間強度比 $I_2(\lambda)/I_1(\lambda)$ は、酸素飽和度の算出精度に影響を与えるものであるため、光源制御部40により、予め設定された基準フレーム間強度比を維持するように高精度に制御されている。

【0033】

なお、蛍光体44は、第1及び第2青色レーザ光の一部を吸収して、緑色～赤色に励起発光する複数種類の蛍光体（例えばYAG系蛍光体、あるいはBAM（BaMgAl₁₀O₁₇）等の蛍光体）を含んで構成されるものを使用することが好ましい。また、本実施形態のように、半導体発光素子を蛍光体44の励起光源として用いれば、高い発光効率で高強度の第1白色光及び第2白色光が得られる。また、各白色光の強度を容易に調整できる上に、色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

【0034】

内視鏡 1 2 の撮像光学系 2 4 b は、撮像レンズ 4 6、ズームレンズ 4 7、センサ 4 8 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 4 6 及びズームレンズ 4 7 を介してセンサ 4 8 に入射する。これにより、センサ 4 8 に観察対象の反射像が結像される。ズームレンズ 4 7 は、ズーム操作部 2 2 c 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 4 7 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 4 7 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 4 7 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 2 2 c の操作によってズームレンズ 4 7 はワイド端からテレ端側に移動される。

【0035】

センサ 4 8 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 4 8 としては、例えば C C D（Charge Coupled Device）イメージセンサや C M O S（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 4 8 は C C D イメージセンサである。また、センサ 4 8 は、撮像面に R G B カラーフィルタが設けられた R G B 画素を有しており、R G B 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。

【0036】

図 5 に示すように、B カラーフィルタは 380～560 nm の分光透過率を有しており、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。したがって、通常観察モード時に第 2 白色光が観察対象に照射された場合には、B 画素には第 2 青色レーザ光と第 2 蛍光の緑色成分の一部が入射し、G 画素には第 2 蛍光の緑色成分の一部が入射し、R 画素には第 2 蛍光の赤色成分が入射する。B 画素から出力される B 画像信号は、第 2 青色レーザ光は第 2 蛍光よりも発光強度が極めて大きいので、大部分が第 2 青色レーザ光の反射光成分で占められている。

【0037】

一方、特殊観察モード時に第 1 白色光が観察対象に照射された場合には、B 画素には第 1 青色レーザ光と第 1 蛍光の緑色成分の一部が入射し、G 画素には第 1 蛍光の緑色成分の一部と G カラーフィルタによって減衰した第 1 青色レーザ光が入射し、R 画素には第 1 蛍光の赤色成分が入射する。第 1 青色レーザ光は第 1 蛍光よりも発光強度が極めて大きいので、B 画素から出力される B 画像信号の大部分は第 1 青色レーザ光の反射光成分で占められている。

【0038】

特殊観察モード時に第 2 白色光が観察対象に照射されたときの R G B 各画素での光入射成分は、通常観察モードの場合と同様である。

【0039】

センサ 4 8 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 4 8 として補色イメージセンサを用いる場合は、C M Y G の四色の画像信号から R G B の三色の画像信号に色変換する色変換部を、内視鏡 1 2、光源装置 1 4 またはプロセッサ装置 1 6 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、C M Y G の 4 色の画像信号から色変換によって R G B 3 色の画像信号を得ることができる。

【0040】

撮像制御部 4 9 はセンサ 4 8 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、第 2 白色光で照明された観察対象をセンサ 4 8 で撮像する。これにより、1 フレーム毎にセンサ 4 8 から R G B 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 4 8 は C C D 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 4 8 は

10

20

30

40

50

C C D 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 4 9 は、こうした電荷蓄積期間の長さの調節等の制御も行う。

【0041】

撮像制御部 4 9 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 4 8 の撮像制御を行う。但し、特殊観察モード時には、センサ 4 8 の撮像のフレームに同期して第 1 白色光と第 2 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 4 8 は、第 1 白色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、R G B 各色の画像信号を出力する。そして、第 2 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、R G B 各色の画像信号を出力する。センサ 4 8 は、1 フレーム目、2 フレーム目とも R G B の各色の画像信号を出力するが、依拠する白色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 4 8 が 1 フレーム目に出力する R G B 各色の画像信号をそれぞれ R 1 画像信号、G 1 画像信号、B 1 画像信号といい、2 フレーム目に出力する R G B 各色の画像信号を R 2 画像信号、G 2 画像信号、B 2 画像信号という。

【0042】

なお、酸素飽和度の算出には、例えば、B 1 画像信号と G 2 画像信号の信号比 $B 1 / G 2$ と、R 2 画像信号と G 2 画像信号の信号比 $R 2 / G 2$ 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、B 1 画像信号と G 2 画像信号の信号比 $B 1 / G 2$ である。このため、第 1 白色光中の B 1 画像信号になる成分（蛍光体 4 4 を透過した第 1 青色レーザ光）が第 1 信号光であり、第 2 白色光中の G 2 画像信号になる成分（第 2 蛍光の緑色帯域成分）が第 2 信号光である。

【0043】

センサ 4 8 から出力される各色の画像信号は、C D S (correlated double sampling) / A G C (automatic gain control) 回路 5 0 に送信される（図 2 参照）。C D S / A G C 回路 5 0 は、センサ 4 8 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（C D S）や自動利得制御（A G C）を行う。C D S / A G C 回路 5 0 を経た画像信号は、A / D 変換器 5 2 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 1 6 に入力される。

【0044】

プロセッサ装置 1 6 は、受信部 5 4 と、画像処理切替部 6 0 と、通常観察画像処理部 6 2 と、特殊観察画像処理部 6 4 と、診断情報算出部 6 5 と、画像表示信号生成部 6 6 とを備えている。受信部 5 4 は、内視鏡 1 2 から入力される画像信号を受信する。受信部 5 4 は D S P (Digital Signal Processor) 5 6 とノイズ除去部 5 8 と信号変換部 5 9 とを備えている。

【0045】

D S P 5 6 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、Y C 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 4 8 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 R G B 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 R G B 各色の信号を有するようになる。D S P 5 9 は、デモザイク処理後の各画像信号に Y C 変換処理を施し、輝度信号 Y と色差信号 C b, C r をノイズ除去部 5 8 に出力する。

【0046】

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。

【0047】

画像処理切替部 60 は、観察モード切替 SW 22b 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 SW 22b 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。

【0048】

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。

【0049】

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 画像データは、通常観察画像として画像表示信号生成部 66 に入力される。

【0050】

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。

【0051】

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、画像表示信号生成部 66 に入力される。

【0052】

診断情報算出部 65 は、酸素飽和度画像生成部 76 が酸素飽和度画像を生成する過程で算出する酸素飽和度を取得する。そして、酸素飽和度を用いて、酸素飽和度よりもさらに分かりやすく診断に直結した診断情報を数値として算出する。本実施形態では、診断情報算出部 65 は、正常な組織を示す酸素飽和度が高い領域（以下、高酸素領域という）に対する、病変組織を示す酸素飽和度が低い領域（以下、低酸素領域という）の酸素飽和度の差分値を診断情報として算出する。この差分値は、被検体によって個体差がある高酸素領域の酸素飽和度を基準として、低酸素領域の酸素飽和度の低さを表す。すなわち、差分値は個体差に依らない数値なので、酸素飽和度と比較して、さらに客観的で分かりやすい診断の指標になる。

【0053】

画像表示信号生成部 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。また、特殊観察モード時には、画像表示信号生成部 66 には診断情報算出部 65 から診断情報が入力される。このため、画像表示信号生成部 66 は、酸素飽和度画像と診断情報とをモニタ 18 に表示する。

【0054】

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。

【0055】

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 G 2 画像信号の信号比 B

10

20

30

40

50

1 / G 2 を画素毎に算出し、かつ、R 2 画像信号と G 2 画像信号の信号比 R 2 / G 2 を画素毎に算出する。なお、信号比算出部 8 1 は、信号比 B 1 / G 2 を算出する際に、B 1 画像信号、G 1 画像信号、R 1 画像信号を用いた画素間演算によって、B 1 画像信号から第 1 蛍光による信号値を除去して色の分離性を高める補正処理を施し、ほぼ第 1 青色レーザー光だけによる信号値に補正した B 1 画像信号を用いる。

【0056】

相関関係記憶部 8 2 は、信号比算出部 8 1 が算出する信号比と、酸素飽和度との相関関係を記憶している。この相関関係は、図 9 に示す二次元空間上に酸素飽和度の等値線を定義した 2 次元テーブルで記憶されており、本実施形態では第 1、第 2 算出モードで共通して用いられる。信号比に対する等値線の位置及び形状は、光散乱の物理的なシミュレーションによって予め得られ、各等値線の間隔は血液量（図 9 の横軸）に応じて変化する。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。

10

【0057】

なお、上記相関関係は、図 10 に示すように、酸化ヘモグロビン（グラフ 9 0）や還元ヘモグロビン（グラフ 9 1）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、第 1 青色レーザー光の中心波長 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 の光に対応する信号を含む B 1 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、B 1 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する R 2 画像信号と、B 1 画像信号と R 2 画像信号のリファレンス信号となる G 2 画像信号から得られる信号比 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。

20

【0058】

酸素飽和度算出部 8 3 は、信号比算出部 8 1 で算出された信号比を用いることによって、動き量に基づ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 8 3 は、相関関係記憶部 8 2 に記憶された相関関係を参照し、信号比算出部 8 1 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 B 1 / G 2 及び信号比 R 2 / G 2 がそれぞれ B 1 * / G 2 * 及び R 2 * / G 2 * である場合、図 11 に示すように、相関関係を参照すると、信号比 B 1 * / G 2 * 及び信号比 R 2 * / G 2 * に対応する酸素飽和度は「60%」である。したがって、酸素飽和度算出部 8 3 は、この特定画素の酸素飽和度を「60%」と算出する。

30

【0059】

なお、信号比 B 1 / G 2 及び信号比 R 2 / G 2 が極めて大きくなったり、極めて小さくなったりすることはほとんどない。すなわち、信号比 B 1 / G 2 や信号比 R 2 / G 2 の値が、酸素飽和度 0% の下限ライン 9 3 を上回ったり、反対に酸素飽和度 100% の上限ライン 9 4 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ライン 9 3 を下回ってしまった場合には酸素飽和度算出部 8 3 は酸素飽和度を 0% とし、上限ライン 9 4 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 B 1 / G 2 及び信号比 R 2 / G 2 に対応する点が下限ライン 9 3 と上限ライン 9 4 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。

40

【0060】

画像生成部 8 4 は、酸素飽和度算出部 8 3 で算出された酸素飽和度を用いて、酸素飽和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、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、R 2 画像信号を用いて RGB 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 60% 以上の画素では B 2 画像信号、G 2 画像信号、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 60% 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「

50

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、R 2 画像信号を用いて生成された RGB 画像データが酸素飽和度画像である。

【0061】

画像生成部 84 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 60～100% 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 0～60% 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。

【0062】

なお、本実施形態では、画像生成部 84 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 60% で分けているがこの境界も任意である。

【0063】

また、診断情報算出部 65 は、記憶部 85 と、画素特定部 86 と、差分値算出部 87 と、を備えている。

【0064】

記憶部 85 は、酸素飽和度算出部 83 が算出した酸素飽和度を記憶する。本実施形態の場合、記憶部 85 は、過去数枚分（例えば 10 枚分程度）の酸素飽和度画像に対応する酸素飽和度のデータを記憶する。記憶部 85 は、少なくとも過去 1 枚分以上の酸素飽和度画像の酸素飽和度のデータが記憶されていれば良い。記憶部 85 が記憶する過去の酸素飽和度は、画素特定部 86 と差分値算出部 87 とで用いられる。

【0065】

なお、本明細書では、観察対象を撮像して酸素飽和度画像がリアルタイムに生成される中で、最新の酸素飽和度画像及びその生成に用いる酸素飽和度を“現在”の酸素飽和度画像及び“現在”の酸素飽和度と称する。そして、現在の酸素飽和度画像よりも以前に生成された酸素飽和度画像を“過去”の酸素飽和度画像、及びこの過去の酸素飽和度画像の生成に用いられた酸素飽和度を“過去”の酸素飽和度と称する。

【0066】

画素特定部 86 は、酸素飽和度算出部 83 から現在の酸素飽和度を取得し、現在の酸素飽和度を予め設定された特定範囲と画素毎に比較し、現在の酸素飽和度画像において酸素飽和度の値が特定範囲から外れる範囲外画素の位置を特定する。また、画素特定部 86 は、現在の酸素飽和度を上記特定範囲との画素毎に比較することによって、酸素飽和度の値が特定範囲に収まる範囲内画素の位置を特定する。

【0067】

さらに、画素特定部 86 は、記憶部 85 から過去の酸素飽和度を読み出し、特定範囲と画素毎に比較して、過去の酸素飽和度画像において、酸素飽和度の値が特定範囲を外れた範囲外画素の位置を特定し、かつ、酸素飽和度の値が特定範囲に収まる範囲内画素の位置を特定する。過去の酸素飽和度との比較に用いる特定範囲は、現在の酸素飽和度との比較に用いる特定範囲と同じものである。また、この過去の酸素飽和度画像における範囲外画素及び範囲内画素の特定は、記憶部 85 に複数枚分の過去の酸素飽和度が記憶されている場合には、設定に応じて全部あるいは一部（少なくとも 1 枚分）について行う。本実施形態では、画素特定部 86 は、記憶部 85 に記憶されている全ての過去の酸素飽和度に対して範囲外画素及び範囲内画素を特定する。

【0068】

より具体的には、特定範囲は、例えば酸素飽和度が 60% 以上（上限 100%）の範囲である。この場合、画素特定部 86 は、現在の酸素飽和度画像のなかで、酸素飽和度が 60% 未満（下限 0%）の低酸素画素（範囲外画素）を特定し、かつ、酸素飽和度が 60% 以上の高酸素画素（範囲内画素）を特定する。また、過去の酸素飽和度についても同様に、低酸素画素（範囲外画素）と高酸素画素（範囲内画素）を特定する。もちろん特定範囲は任意であり、上限及び下限の値を別の値で定めても良い。

10

20

30

40

50

【0069】

差分値算出部87は、第1平均値算出部87Aと第2平均値算出部87Bとを備える。第1平均値算出部87Aは、酸素飽和度算出部83から現在の酸素飽和度画像の酸素飽和度を取得し、かつ、画素特定部86から現在の酸素飽和度画像の範囲外画素の位置情報を取得する。そして、これらを用いて現在の酸素飽和度画像について、範囲外画素の酸素飽和度の平均値（以下、第1平均値という）を算出する。例えば、第1平均値は、現在の酸素飽和度画像における低酸素画素の酸素飽和度の平均値である。

【0070】

一方、第2平均値算出部87Bは、酸素飽和度算出部83から現在の酸素飽和度画像の酸素飽和度を取得し、かつ、記憶部86から過去の酸素飽和度画像の酸素飽和度を取得する。さらに、第2平均値算出部87Bは、画素特定部86から、現在の酸素飽和度画像の範囲内画素の位置情報と、過去の酸素飽和度画像の範囲内画素の位置情報を取得する。そして、これらを用いて、過去から現在の各酸素飽和度画像について、範囲内画素の酸素飽和度の平均値（以下、第2平均値という）を算出する。例えば、過去から現在までの高酸素画素の酸素飽和度の平均値である。

【0071】

差分値算出部87は、これら第1平均値と第2平均値との差分値（第1平均値から第2平均値を減算した値）を算出する。そして、算出した差分値を診断情報として画像表示信号生成部66に入力する。このため、画像表示信号生成部66は、酸素飽和度画像をモニタ18に表示する場合、さらに差分値算出部87が算出した差分値をモニタ18に表示する。

【0072】

次に、本実施形態の内視鏡システム10による観察の流れを図12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（S10）。通常観察モードでは、通常観察画像がモニタ18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（S11）には、モード切替SW22bを操作して、特殊観察モードに切り替える（S12）。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。

【0073】

特殊観察モードでは、第1及び第2白色光がセンサ48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48は1フレーム目にR1画像信号、G1画像信号、B1画像信号を出力し、2フレーム目にR2画像信号、G2画像信号、B2画像信号を出力する（撮像ステップ）。そして、プロセッサ装置16は受信部54でこれらの撮像信号を受信されると（受信ステップ）、信号比算出部81によって信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ が算出され、さらにこれらの信号比に基づき、酸素飽和度算出部83によって酸素飽和度が画素毎に算出される（S13：酸素飽和度算出ステップ）。その後、画像生成部84によって、画像信号B2、G2、R2と酸素飽和度算出部83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（S14：酸素飽和度画像生成ステップ）。

【0074】

一方、酸素飽和度算出部83が酸素飽和度を算出すると、酸素飽和度に基づき、診断情報算出部65によって差分値が診断情報として算出される（S15：診断情報算出ステップ）。詳細には、診断情報算出ステップS15は、図13に示すように、画素特定部86が現在及び過去の酸素飽和度画像について範囲外画素及び範囲内画素を特定する画素特定ステップS151と、第1平均値算出部87Aが現在の酸素飽和度画像について範囲外画素の酸素飽和度の平均値（第1平均値）を求める第1平均値算出ステップS152と、第2平均値算出部87Bが現在及び過去の酸素飽和度画像について範囲内画素の酸素飽和度の平均値（第2平均値）を求める第2平均値算出ステップS153と、第1平均値から第2平均値を減算した差分値を算出する差分値算出ステップS154と、を備える。

【0075】

図14に示すように、こうして生成及び算出された酸素飽和度画像161及び差分値162（診断情報）は、モニタ18に表示される（S16：表示ステップ）。酸素飽和度画像161は、現在の酸素飽和度に基づいて疑似カラー化されているので、酸素飽和度が低い低酸素領域163が例えば青味がかった表示になっており、その色味によって酸素飽和度の低さが表示されている。このため、熟練した医師であれば、低酸素領域163とその他の酸素飽和度が高い高酸素領域164の色味を見れば、低酸素領域163が病変であるか否かの判断が可能である。しかし、酸素飽和度の値は被検体によって個体差があるので、医師によっては必ずしもこの判断は容易ではない。

【0076】

そこで、内視鏡システム10は、酸素飽和度画像161によって病変可能性部位の酸素飽和度を表示するだけでなく、酸素飽和度を用いて算出した差分値162を診断情報として酸素飽和度画像161とともに表示する。差分値162は、その算出方法からわかるように、検査をしている被検体の高酸素領域164の酸素飽和度を基準として、低酸素領域163の酸素飽和度の低さを客観的に示す数値である。このため、医師は、差分値の数値を参酌すれば、酸素飽和度画像161に表示されている低酸素領域163が検査をしている被検体にとって、深刻な病変と判断するほど低酸素状態であるか否かを容易に判断するための材料になる。例えば、差分値162が小さい場合、他の被検体と比較して、検査している被検体は正常組織を含めて全体的に低酸素状態に観察されやすい個体であって、酸素飽和度画像161に低酸素領域163が表れていても、この低酸素領域163が深刻な病変でない可能性を容易に検討することができる。一方、差分値が大きければ、酸素飽和度画像161に表示された低酸素領域163は、この被検体にとって深刻な低酸素状態にあることは明らかであり、深刻な病変を疑う景気になり得る。

【0077】

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（S17）、診断終了（S18）まで繰り返し行われる

【0078】

上記のように、内視鏡システム10は、観察対象を撮像して酸素飽和度を算出し、酸素飽和度を用いて差分値162を診断情報として算出する。このため、酸素飽和度画像161（あるいは酸素飽和度の値）だけを医師に提供する場合と比較すると、内視鏡システム10は、酸素飽和度よりもさらに分かりやすく客観的な診断情報を求め、医師に提供することができる。

【0079】

なお、本第1実施形態では、差分値162を求めるために、現在及び過去の範囲内画素を特定し、その酸素飽和度の平均値を第2平均値として算出しているが、現在の酸素飽和度に含まれる範囲内画素の酸素飽和度の平均値を算出し、これを第2平均値としても良い。すなわち、正常組織の酸素飽和度の目安を表す第2平均値の算出のために、過去の酸素飽和度を用いなくても良い。この場合、記憶部85は不要である。但し、現在の酸素飽和度だけを用いて第2平均値を算出する場合、観察対象と先端部24の相対的な位置や向き（角度）、観察対象の動き方等によっては、観察対象の撮像の度に第2平均値の値が変動してしまう場合がある。第2平均値は、検査している被検体が有する正常な組織のほぼ普遍的な酸素飽和度の値を表す値であるから、こうした誤差はできる限り少ないことが好ましい。したがって、上記第1実施形態のように、現在及び過去の範囲内画素を特定し、その酸素飽和度の平均値を第2平均値として用いることが好ましい。こうすれば、少なくとも第2平均値の算出誤差を抑えることができるので、差分値162の診断情報としての正確性が向上する。

【0080】

また、上記のとおり、第2平均値は、検査している被検体が有する正常な組織のほぼ普遍的な酸素飽和度の値を表す値であるから、その算出に、現在の酸素飽和度に含まれる範囲内画素の酸素飽和度を用いなくても良い。すなわち、現在の酸素飽和度を用いずに、過

去の酸素飽和度画像から範囲内画素を特定し、その酸素飽和度の平均値を第2平均値としてもよい。また、複数の過去の酸素飽和度を用いて正確な第2平均値が求められている場合には、第2平均値は1度だけ算出し、以後は同じ値を使用し続けても良い。但し、リアルタイムに酸素飽和度画像161及び差分値162を算出及び表示する場合、状況によっては第2平均値が過去の第2平均値から変遷している場合もある。このため、現在の酸素飽和度を含め、現在の酸素飽和度から過去数フレーム分の酸素飽和度を用いて第2平均値を算出することが好ましい。こうすれば、刻々と変化する観察対象について、リアルタイムに酸素飽和度画像161及び差分値162を表示する場合でも、正確な差分値162を算出できる可能性が高くなる。

【0081】

上記第1実施形態では、画素特定部86は、範囲外画素及び範囲内画素を特定するために酸素飽和度と比較する特定範囲を酸素飽和度が60%以上の範囲としたが、病変の可能性のある低酸素領域163と正常組織の可能性が高い高酸素領域164を上手く区別することができれば、特定範囲の定め方は任意である。例えば、酸素飽和度算出部83が算出した酸素飽和度の統計データに基づいて、範囲外画素と範囲内画素を特定しても良い。具体的には、標準偏差 σ を用いて、酸素飽和度が例えば $\pm 3\sigma$ や $\pm 6\sigma$ の範囲に収まる画素を範囲内画素とし、この範囲から外れるものを範囲外画素としても良い。また、範囲外画素と特定された画素がノイズによる誤特定である可能性があるので、酸素飽和度の値が孤立した画素が範囲外画素として特定された場合はノイズとして除去し（範囲内画素に含める）、例えば数10画素が連結しているものだけを範囲外画素として特定するとさらに精度をあげることができる。

【0082】

また、画素特定部86は、酸素飽和度の勾配を算出し、勾配が一定以上の部分を抽出するようにし、抽出した勾配が一定以上の部分が閉曲線を構成するときその内部の画素を範囲外画素として特定し、外部の画素を範囲内画素として特定してもよい。勾配はゾーベル・オペレータなどでフィルタリングすることにより簡便に求めることができる。閉曲線かどうかの判定をする前に、モルフォロジー等を用いて、エッジを補完するとより検出精度が上がる。Hough変換を用いて、エッジの描く線が円になっている部分を抽出してもよい。

【0083】

さらに、画素特定部86に、病変の典型的な酸素飽和度分布の形状を予めテンプレートとして保持させておき、このテンプレートとマッチする部分を範囲外画素、それ以外の部分を範囲内画素として特定してもよい。テンプレートはあらかじめ典型的なものを与えておいてもよいし、機械学習を行って更新するとなおよい。

【0084】

〔第2実施形態〕

第2実施形態の内視鏡システムは、第1実施形態の診断情報算出部65を、図15に示す診断情報算出部265に置き換えたものである。それ以外の構成は第1実施形態の内視鏡システム10と同じである。

【0085】

診断情報算出部265は、画素特定部286と、撮影情報取得部287と、測定部288とを備える。画素特定部286は、酸素飽和度算出部83から現在の酸素飽和度を取得して、範囲外画素及び範囲内画素を特定する。範囲外画素及び範囲内画素を特定する方法は第1実施形態と同様である。すなわち、範囲外画素は酸素飽和度が低い低酸素画素であり、範囲内画素は酸素飽和度が高い高酸素画素である。

【0086】

撮影情報取得部287は、プロセッサ装置16のCPU（図示しない）等から、接続されている内視鏡12の種別を示すIDやズームレンズの駆動状態に関する情報を取得することにより、センサ48の画素数や画素サイズ、撮影距離に関する情報を取得する。

【0087】

測定部 288 は、画素特定部 286 が特定した範囲外画素の情報と、撮影情報取得部 287 から入力されるセンサ 48 の画素数や画素サイズ、撮影距離に関する情報等と、面積を対応付ける予めルックアップテーブル (LUT) として保有しており、入力された各情報とこの LUT を用いて、範囲外画素が存在する範囲の面積を測定する。測定部 288 が算出した面積が診断情報として画像表示信号生成部 66 に出力される。

【0088】

診断情報算出部 265 を上記のように構成する場合、図 16 に示すように、モニタ 18 には、擬似カラー化されていることにより低酸素領域 163 と高酸素領域 164 が表れた酸素飽和度画像 161 と、低酸素領域 163 の面積 292 が表示される。酸素飽和度画像 161 によれば、低酸素領域 163 の面積 292 を見積もるはできるが、必ずしも容易なことではない。このため、本実施形態のように、病変の可能性のある低酸素領域 163 の面積 292 を具体的に算出し、表示するは診断の助けになる。

10

【0089】

なお、上記第 2 実施形態では、特定した範囲外画素の情報等に基づいて低酸素領域 163 の面積 292 を表示しているが、その代わりに、低酸素領域 163 の特定方向の長さ、例えば酸素飽和度画像 161 の縦方向、横方向の各長さや、低酸素領域 163 を含む円形範囲の半径や直径等を診断情報として算出及び表示してもよい。すなわち、診断情報算出部 265 は、低酸素領域 163 の大きさに関する情報を診断情報として表示するものであれば、具体的な診断情報の内容は任意である。

【0090】

また、第 2 実施形態における低酸素領域 163 の大きさに関する情報と、第 1 実施形態の差分値を両方とも算出及び表示しても良い。

20

【0091】

[第 3 実施形態]

第 3 実施形態の内視鏡システムは、第 1 実施形態の診断情報算出部 65 を、図 17 に示す診断情報算出部 365 に置き換えたものである。これ以外の構成は、第 1 実施形態の内視鏡システム 10 と同じである。

【0092】

診断情報算出部 365 は、画素特定部 386 と、関心領域設定部 387 と、占有率算出部 388 とを備える。画素特定部 386 は、酸素飽和度算出部 83 から現在の酸素飽和度を取得して、範囲外画素及び範囲内画素を特定する。範囲外画素及び範囲内画素を特定する方法は第 1 実施形態と同様である。すなわち、範囲外画素は酸素飽和度が低い低酸素画素であり、範囲内画素は酸素飽和度が高い高酸素画素である。

30

【0093】

関心領域設定部 387 は、医師によるコンソール 20 を用いた設定入力を受け、占有率算出部 388 で用いる関心領域を設定する。関心領域は、例えば、モニタ 18 に表示された酸素飽和度画像 161 を参照して設定される。

【0094】

占有率算出部 388 は、関心領域中の範囲外画素の割合（以下、占有率という）を診断情報として算出する。占有率は、設定された関心領域の画素数に対する関心領域中の範囲外画素の画素数の比を百分率で表した数値である。占有率算出部 388 は、算出した占有率を画像表示信号生成部 66 に出力する。

40

【0095】

このため、図 18 に示すように、モニタ 18 には、擬似カラー化されていることにより低酸素領域 163 と高酸素領域 164 が表れた酸素飽和度画像 161 と、設定された関心領域 391 と、低酸素領域 163 の占有率 392 が表示される。占有率 392 は、酸素飽和度画像 161 を観察すれば、占有率 392 の概ねの値を把握することができるが、具体的に客観的な値を把握することは困難である。特に、図 18 に示すような斑点模様状の低酸素領域 163 を形成している病変可能性部位が、ヨード等で染色した場合に斑点模様状に染色されるような癌の場合、その斑点模様の密集度合いが診断の目安になる。したがっ

50

て、占有率 392 を診断情報として表示すると、こうした癌の診断に役立つ。

【0096】

なお、上記第 3 実施形態では、関心領域 391 を医師によって、酸素飽和度画像 161 の一部の領域に設定させているが、関心領域 391 は酸素飽和度画像 161 の全体に設定しても良い。また、関心領域設定部 387 は、特定された範囲外画素を含む範囲を検出して、自動的に関心領域 391 を設定してもよい。これらの場合には、医師による関心領域 391 の設定は不要である。

【0097】

また、関心領域 391 を円形の領域に設定しているが、関心領域 391 の形状は任意である。例えば、関心領域 391 は四角形に設定しても良い。

10

【0098】

第 3 実施形態の占有率 392 の算出及び表示は、第 1、第 2 実施形態と組み合わせることができる。すなわち、差分値 162 と占有率 392 を算出し表示しても良く、面積等の低酸素領域 163 の大きさと占有率 392 を算出及び表示しても良い。また、差分値 162 と、面積等の低酸素領域 163 の大きさと、占有率 392 を全て算出及び表示しても良い。

【0099】

また、上記第 3 実施形態では、診断情報として占有率 392 を算出及び表示しているが、占有率 392 の代わりに、関心領域 391 において、分散等の範囲外画素の分布に関する統計量を診断情報として算出及び表示しても良い。この場合、占有率算出部 388 を、上記統計量を算出する統計量算出部とすれば良い。もちろん、占有率算出部 388 が統計量算出部を兼ねるものとし、占有率と上記統計量を両方とも算出及び表示しても良い。このように、分散等の統計量を診断情報として算出及び表示する場合も、第 1、第 2 実施形態の差分値 162 や大きさをさらに算出及び表示可能である。

20

【0100】

〔第 4 実施形態〕

図 19 に示すように、第 4 実施形態のプロセッサ装置 416 は、第 1 実施形態のプロセッサ装置 16 に加えて、第 2 受信部 417 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 10 と同じである。

【0101】

第 2 受信部 417 は、データベース 418 と接続し、データベース 418 から過去に撮影された酸素飽和度画像やその動画、酸素飽和度画像の生成に使用された各種画像信号等（以下、過去データという）を受信するためのインタフェースである。第 2 受信部 417 は、受信した過去データを酸素飽和度画像生成部 76 に入力する。

30

【0102】

これにより、酸素飽和度画像生成部 76 は過去データから過去の任意時点の酸素飽和度と、それ以前の酸素飽和度と取得する。この場合、「過去の任意時点の酸素飽和度」が第 1 実施形態の現在の酸素飽和度に対応し、「それ以前の酸素飽和度」が第 1 実施形態の過去の酸素飽和度に対応する。したがって、第 1 実施形態のプロセッサ装置 16 は、リアルタイムに観察対象を撮像して得られる画像信号に基づいて、酸素飽和度及び診断情報を算出及び生成しているが、本第 4 実施形態のプロセッサ装置 416 は過去データに対して同様に診断情報を算出及び表示させることができる。

40

【0103】

なお、データベース 418 は、プロセッサ装置 416 が内蔵していてもよく、病院内ネットワーク等を介してプロセッサ装置 416 に接続されていても良い。

【0104】

〔第 5 実施形態〕

図 20 に示すように、内視鏡システム 700 の光源装置 14 には、第 1 及び第 2 青色レーザ光源 34、36 と光源制御部 40 の代わりに、LED (Light Emitting Diode) 光源ユニット 501 と、LED 光源制御部 504 が設けられている。また、内視鏡システム 5

50

00の照明光学系24aには蛍光体44が設けられていない。それ以外については、第1実施形態の内視鏡システム10と同様である。

【0105】

LED光源ユニット501は、特定の波長帯域に制限された光を発光する光源として、R-LED501a、G-LED501b、B-LED501cを有する。図21に示すように、R-LED501aは、例えば約600～650nmの赤色帯域光（以下、単に赤色光という）を発光する。この赤色光の中心波長は約620～630nmである。G-LED501bは、正規分布で表される約500～600nmの緑色帯域光（以下、単に緑色光）を発光する。B-LED501cは、445～460nmを中心波長とする青色帯域光（以下、単に青色光という）を発光する。

10

【0106】

また、LED光源ユニット501は、B-LED501cが発する青色光の光路上に挿抜されるハイパスフィルタ（HPF）502を有する。ハイパスフィルタ502は、約450nm以下の波長帯域の青色光をカットし、約450nmより長波長帯域の光を透過する。

【0107】

ハイパスフィルタ502のカットオフ波長（約450nm）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波長であり（図10参照）、この波長を境に酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が逆転する。本実施形態の場合、相関関係記憶部82に記憶された相関関係は、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よりも大きい場合のものであるので、カットオフ波長以下の波長帯域に基づくシグナルは、不正確な酸素飽和度が算出される原因になる。このため、少なくとも酸素飽和度を算出するためのB1画像信号を取得する時に、ハイパスフィルタ502を用いてカットオフ波長以下の波長帯域の光が観察対象に照射されないようにすることで、酸素飽和度の算出精度が向上する。

20

【0108】

したがって、ハイパスフィルタ502は、特殊観察モード時にB-LED501cの前の挿入位置に挿入され、通常観察モード時には退避位置に退避される。ハイパスフィルタ502の挿抜は、LED光源制御部504の制御のもとで、HPF挿抜部503によって行われる。

30

【0109】

LED光源制御部504は、LED光源ユニット501の各LED501a～501cの点灯／消灯、及びハイパスフィルタ502の挿抜を制御する。具体的には、図22に示すように、通常観察モードの場合、LED光源制御部504は、各LED501a～501cを全て点灯させ、ハイパスフィルタ502はB-LED501cの光路上から退避させる。これにより、青色光、緑色光、赤色光が重畳した白色光が観察対象に照射され、センサ48はその反射光により観察対象を撮像し、B、G、R各色の画像信号を出力する。

【0110】

一方、図23に示すように、特殊観察モードの場合、LED光源制御部504は、各LED501a～501cを全て点灯させた状態で、ハイパスフィルタ502をフレーム毎に挿入または退避させる。これにより、観察対象には、450nm以下の波長帯域がカットされた青色光と緑色光と赤色光とからなる第1混色光と、450nm以下の波長帯域がカットされていない青色光と緑色光と赤色光とからなる第2混色光とが交互に照射される。第1混色光は第1実施形態の第1白色光に対応し、第2混色光は第1実施形態の第2白色光に対応する。

40

【0111】

そして、撮像制御部49では、第1混色光のもとで観察対象を撮像して得た信号電荷を1フレーム目の読出し期間に読み出して、B1画像信号、G1画像信号、R1画像信号を出力する。また、第2混色光のもとで観察対象を撮像して得た信号電荷を2フレーム目の読出し期間に読み出して、B2画像信号、G2画像信号、R2画像信号を出力する。その後

50

の処理は内視鏡システム 10 と同様に行うことができる。

【0112】

なお、第 1, 第 2 混色光は互いに発光スペクトルが異なる第 1, 第 2 照明光であり、R-LED501a, G-LED501b, B-LED501c、及びハイパスフィルタ 502 は、観察対象に互いに発光スペクトルが異なる第 1, 第 2 照明光を発光する光源を構成する。

【0113】

[第 6 実施形態]

図 24 に示すように、内視鏡システム 600 の光源装置 14 には、第 1 及び第 2 青色レーザ光源 34, 36 と光源制御部 40 の代わりに、広帯域光源 601 と、回転フィルタ 602 と、回転フィルタ制御部 603 が設けられている。また、内視鏡システム 600 のセンサ 605 は、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である。このため、DSP56 は、デモザイク処理等のカラー撮像素子に特有の処理は行わない。それ以外については、第 1 実施形態の内視鏡システム 10 と同じである。

【0114】

広帯域光源 601 は、例えばキセノンランプ、白色 LED 等からなり、波長帯域が青色から赤色に及ぶ白色光を発する。回転フィルタ 602 は、通常観察モード用フィルタ 610 と特殊観察モード用フィルタ 611 とを備えており（図 25 参照）、広帯域光源 601 から発せられる白色光がライトガイド 41 に入射される光路上に、通常観察モード用フィルタ 610 を配置する通常観察モード用の第 1 位置と、特殊観察モード用フィルタ 611 を配置する特殊観察モード用の第 2 位置との間で径方向に移動可能である。この第 1 位置と第 2 位置への回転フィルタ 602 の相互移動は、選択された観察モードに応じて回転フィルタ制御部 603 によって制御される。また、回転フィルタ 602 は、第 1 位置または第 2 位置に配置された状態で、センサ 605 の撮像フレームに応じて回転する。回転フィルタ 602 の回転速度は、選択された観察モードに応じて回転フィルタ制御部 603 によって制御される。

【0115】

図 25 に示すように、通常観察モード用フィルタ 610 は、回転フィルタ 602 の内周部に設けられている。通常観察モード用フィルタ 610 は、赤色光を透過する R フィルタ 610a と、緑色光を透過する G フィルタ 610b と、青色光を透過する B フィルタ 610c とを有する。したがって、回転フィルタ 602 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 601 からの白色光は、回転フィルタ 602 の回転に応じて R フィルタ 610a、G フィルタ 610b、B フィルタ 610c 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、センサ 605 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。

【0116】

また、特殊観察モード用フィルタ 611 は、回転フィルタ 602 の外周部に設けられている。特殊観察モード用フィルタ 611 は、赤色光を透過する R フィルタ 611a と、緑色光を透過する G フィルタ 611b と、青色光を透過する B フィルタ 611c と、 $473 \pm 10 \text{ nm}$ の狭帯域光を透過する狭帯域フィルタ 611d とを有する。したがって、回転フィルタ 602 を通常光観察モード用の第 2 位置に配置すると、広帯域光源 601 からの白色光は、回転フィルタ 602 の回転に応じて R フィルタ 611a、G フィルタ 611b、B フィルタ 611c、狭帯域フィルタ 611d 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、狭帯域光（ 473 nm ）が順次照射され、センサ 605 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。

【0117】

特殊観察モードで得られる R 画像信号と G 画像信号は、第 1 実施形態の R1（または R

10

20

30

40

50

2) 画像信号とG 1 (またはG 2) 画像信号に対応する。また、特殊観察モードで得られるB画像信号は、第1実施形態のB 2画像信号に対応し、狭帯域画像信号はB 1画像信号に対応する。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。

【0118】

なお、広帯域光源601と回転フィルタ602は、互いに発光スペクトルが異なる第1、第2照明光を発光する光源を構成する。本実施形態の場合、特殊観察モード用フィルタ611を用いることによって観察対象に照射される一連の光が第1照明光であり、通常観察モード用フィルタ610を用いることによって観察対象に照射される一連の光が第2照明光である。

10

【0119】

なお、第1～第6実施形態では、信号比 $B1/G2$ と信号比 $R2/G2$ に基づいて酸素飽和度を算出しているが、信号比 $B1/G2$ 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 $B1/G2$ と酸素飽和度の相関関係を記憶しておけば良い。

【0120】

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。

20

【0121】

第1～第6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。

【0122】

第1～第6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、第1白色光と第2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26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、第2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、第2白色光の照射を停止させる。また、図27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、第2白色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、第2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、第1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、第1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、第1白色光による信号と第2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。第1、第2青色レーザ光源34、36の代わりに、LED光源ユニット501や、広帯域光源601及び回転フィルタ602を用いる場合も同様である。

30

40

【符号の説明】

【0123】

10, 400, 500, 600 内視鏡システム

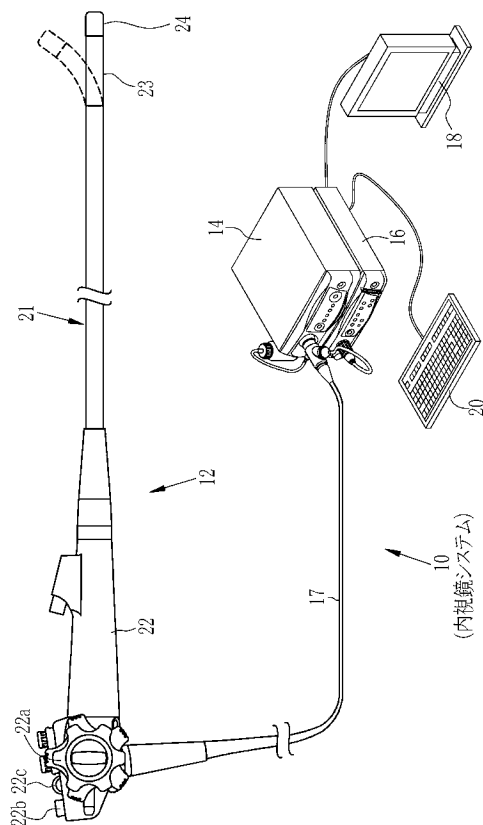
16, 416 プロセッサ装置

50

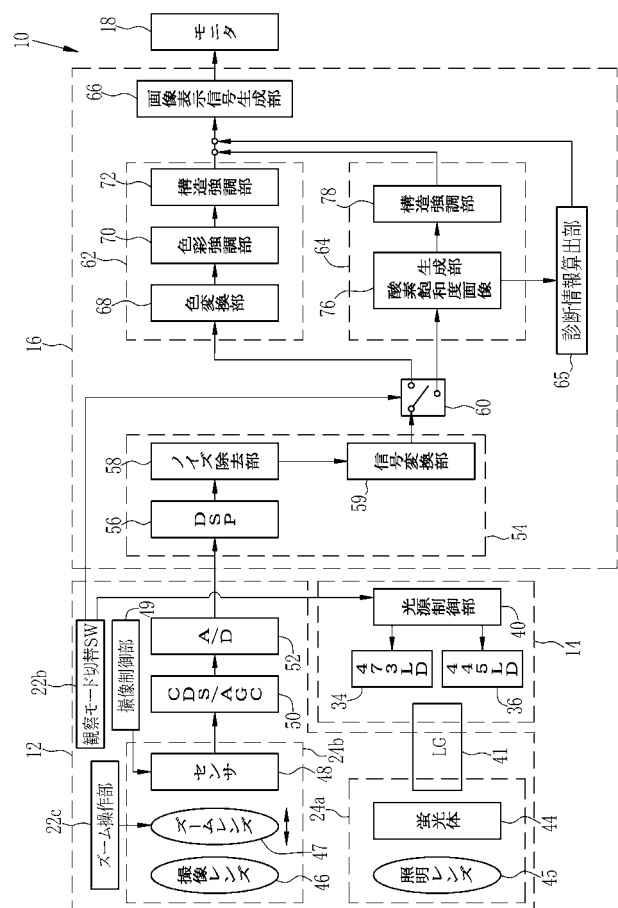
- | | |
|---------------------|------------|
| 1 8 | モニタ |
| 6 5 , 2 6 5 , 3 6 5 | 診断情報算出部 |
| 7 6 | 酸素飽和度画像生成部 |
| 8 3 | 酸素飽和度算出部 |
| 8 4 | 画像生成部 |
| 8 5 | 記憶部 |
| 8 6 , 2 8 6 , 3 8 6 | 画素特定部 |
| 8 7 | 差分値算出部 |
| 8 7 A | 第1 平均値算出部 |
| 8 7 B | 第2 平均値算出部 |
| 2 8 7 | 撮影情報取得部 |
| 2 8 8 | 測定部 |
| 3 8 7 | 関心領域設定部 |
| 3 8 8 | 占有率算出部 |
| 4 1 7 | 第2 受信部 |
| 4 1 8 | データベース |

10

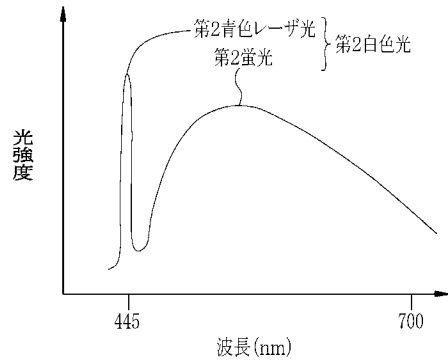
【図 1】



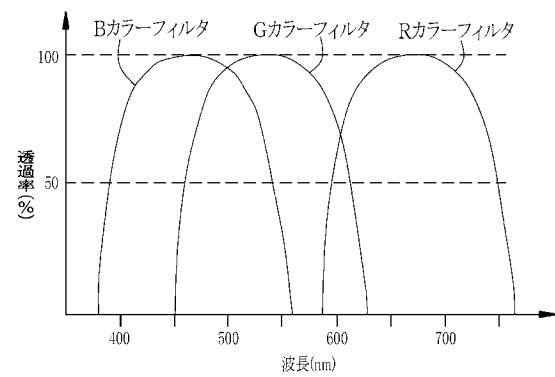
【図 2】



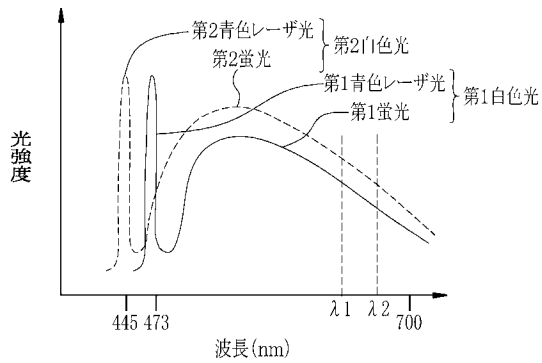
【図 3】



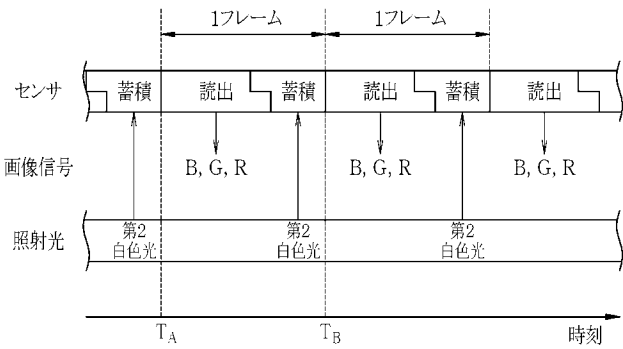
【図 5】



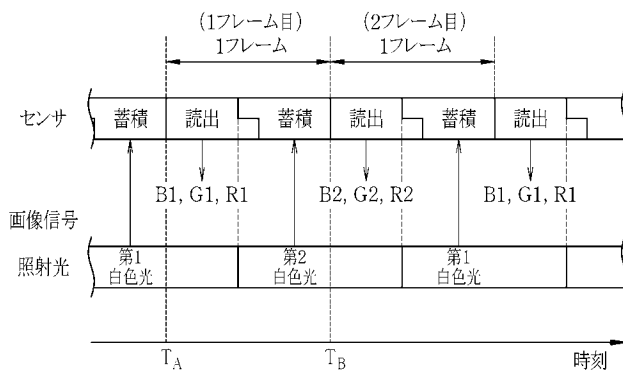
【図 4】



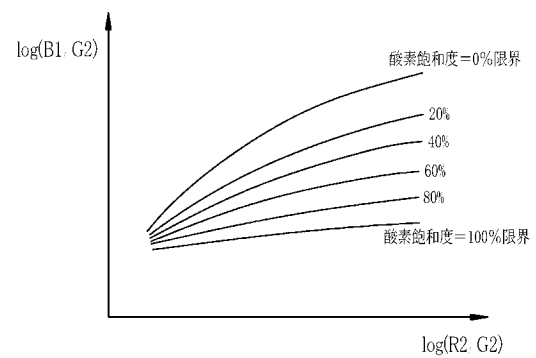
【図 6】



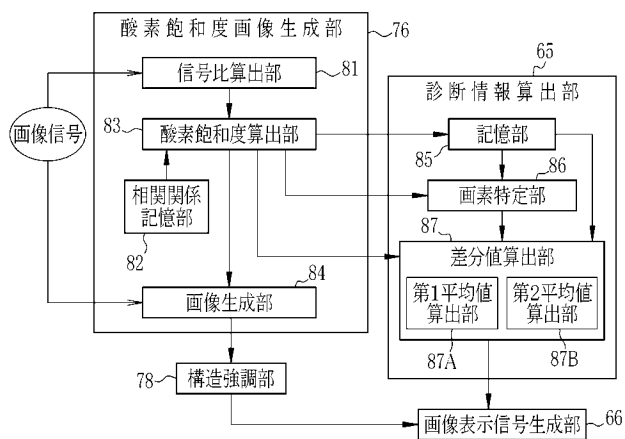
【図 7】



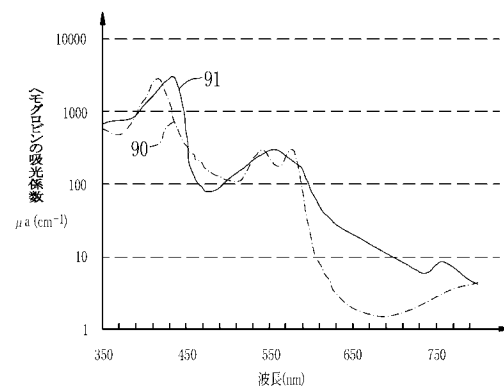
【図 9】



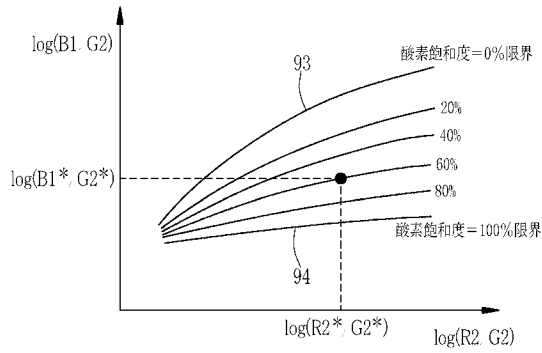
【図 8】



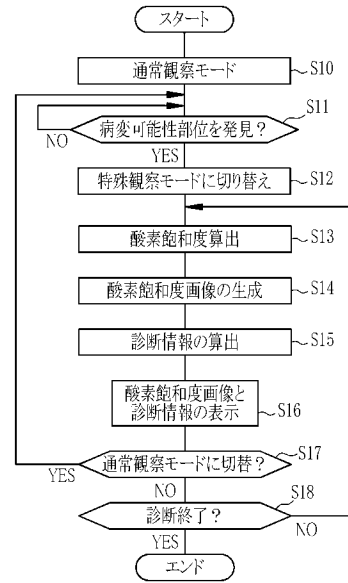
【図 10】



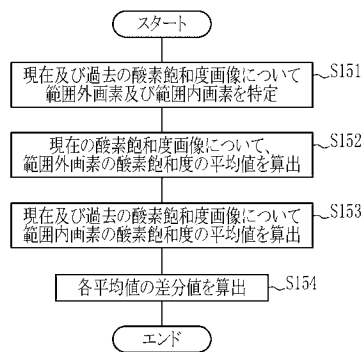
【図 1 1】



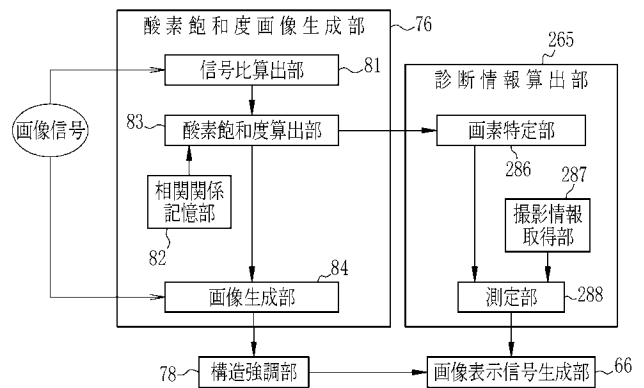
【図 1 2】



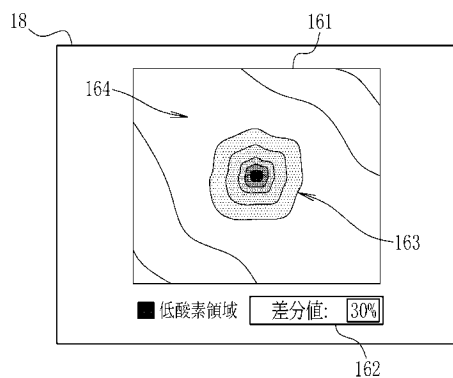
【図 1 3】



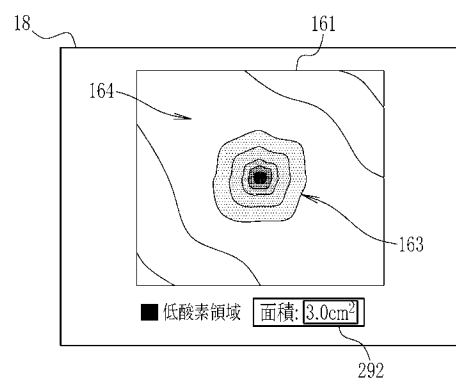
【図 1 5】



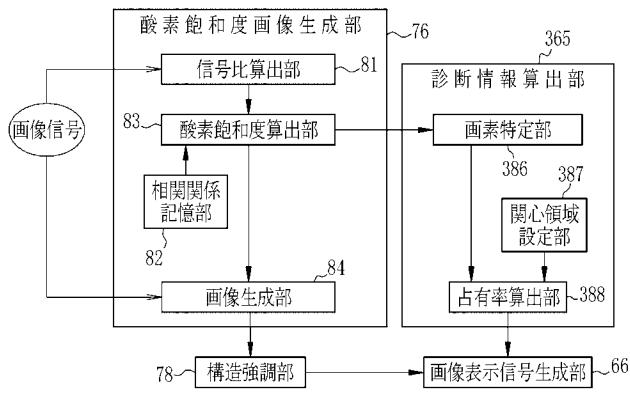
【図 1 4】



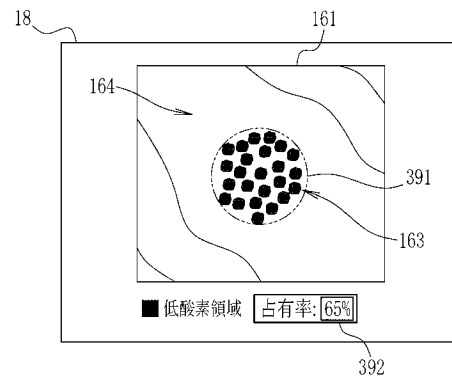
【図 1 6】



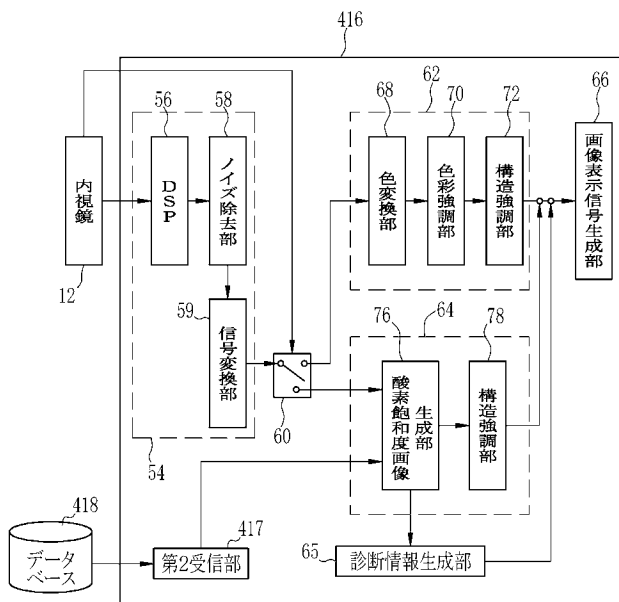
【図 17】



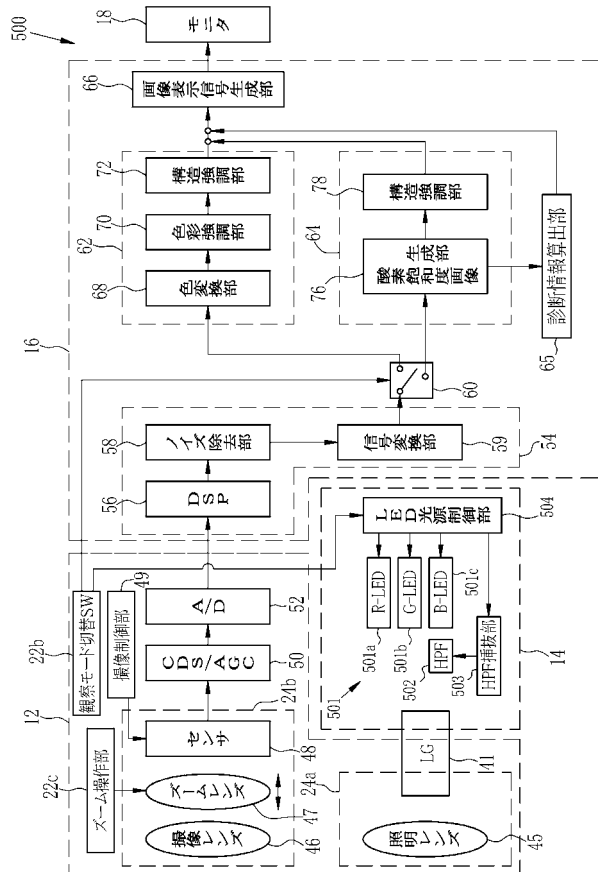
【図 18】



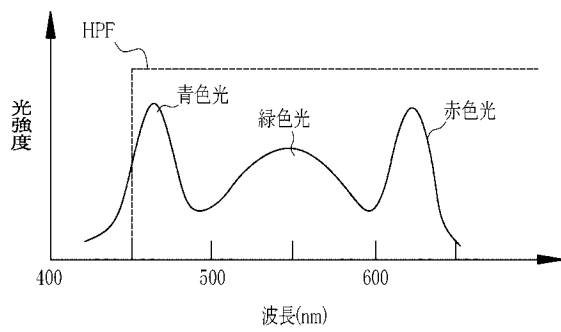
【図 19】



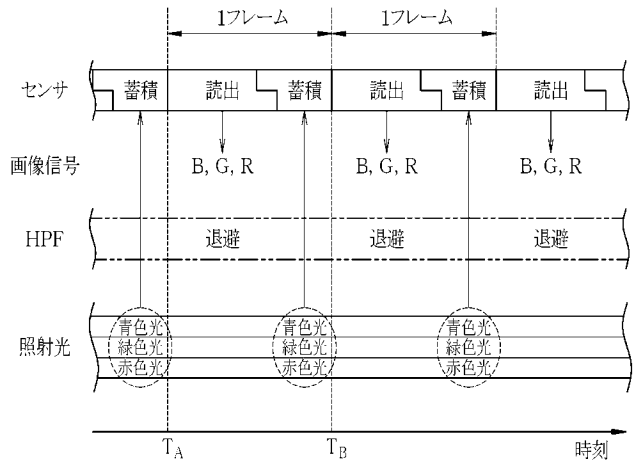
【図 20】



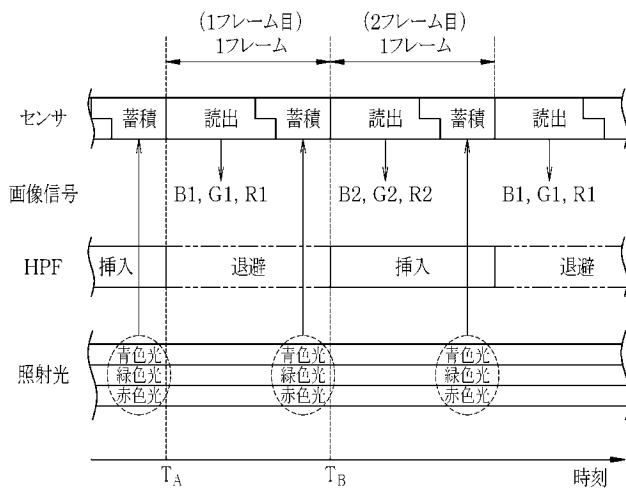
【図 2 1】



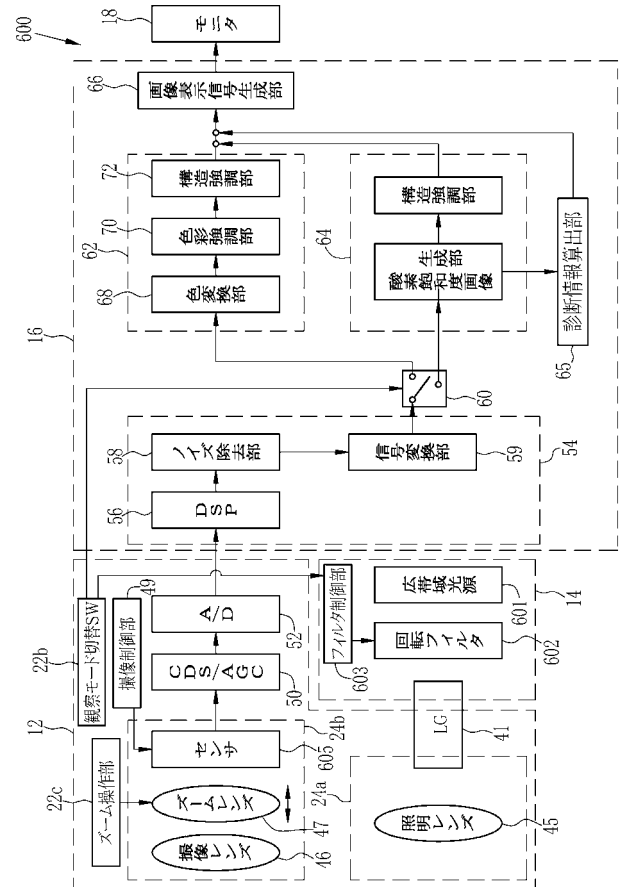
【図 2 2】



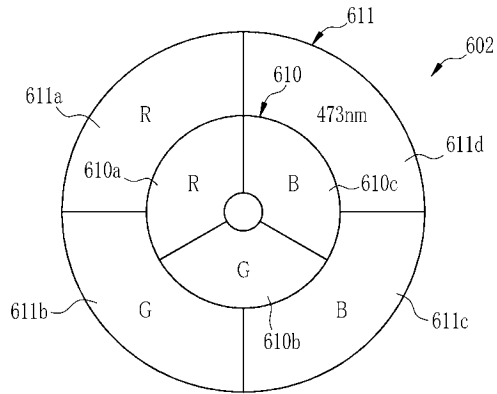
【図 2 3】



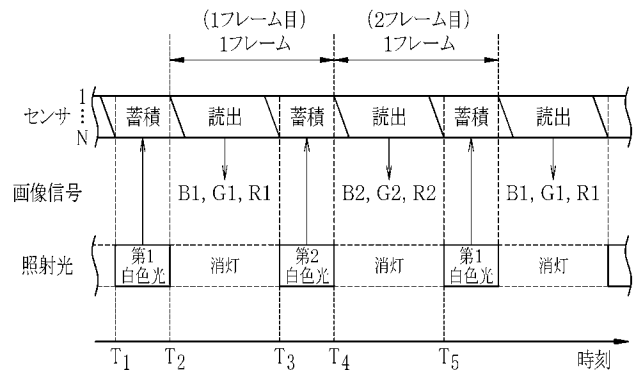
【図 2 4】



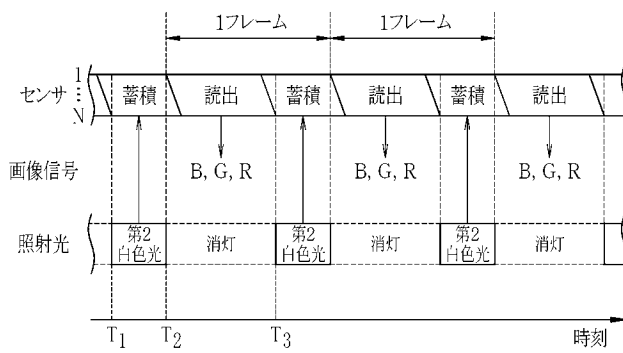
【図 2 5】



【図 2 7】



【図 2 6】



专利名称(译)	内窥镜系统的处理器装置，内窥镜系统，内窥镜系统的处理器装置的操作方法，内窥镜系统的操作方法		
公开(公告)号	JP2015136397A	公开(公告)日	2015-07-30
申请号	JP2014008166	申请日	2014-01-20
[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	白石泰士		
发明人	白石 泰士		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/043 A61B1/063 A61B5/14542 A61B5/1459 G06T7/0012 G06T2207/10024 G06T2207/10068 A61B1/04 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.617		
F-TERM分类号	2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR22 4C161/WW02 4C161/WW05 4C161/WW08 4C161/WW13 4C161/WW17 4C161/WW18 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/HA12		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP6092792B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(21) 出願番号	特願2014-8166 (P2014-8166)	(71) 出願人	306037311
	(22) 出願日	平成26年1月20日 (2014.1.20)		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
内窥镜系统处理器，内窥镜系统以及内窥镜系统处理器的操作方法，其基于氧饱和度来计算比氧饱和度更容易理解的客观诊断信息。提供一种操作内窥镜系统的方法。内窥镜系统的处理器设备包括：接收单元，其接收通过用内窥镜对观察对象成像而获得的图像信号；以及氧饱和度计算，该氧饱和度计算基于该图像信号来计算氧饱和度。单元83，指定氧饱和度超出特定范围的超出范围像素的像素指定单元86以及通过使用超出范围像素的信息将诊断信息计算为数值的诊断信息计算单元65，。	(74) 代理人		100075281	弁理士 小林 和憲
	(72) 発明者		白石 泰士	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
[选择图]图8	Fターム(参考)		2H040 GA02 GA10 GA11	
			4C161 CC06 HH51 JJ17 NN01 QQ04	
			QQ07 RR22 WW02 WW05 WW08	
			WW13 WW17 WW18	
			5C054 CA04 CC02 HA12	