

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6109695号
(P6109695)

(45) 発行日 平成29年4月5日(2017.4.5)

(24) 登録日 平成29年3月17日(2017.3.17)

(51) Int.Cl.	F 1			
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00
			A 6 1 B	1/00
				3 0 0 E
				3 0 0 D

請求項の数 18 (全 30 頁)

(21) 出願番号	特願2013-202544 (P2013-202544)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成25年9月27日 (2013. 9. 27)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2015-66127 (P2015-66127A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成27年4月13日 (2015. 4. 13)	(74) 代理人	100075281
審査請求日	平成27年10月16日 (2015.10.16)		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
		審査官	森口 正治

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びプロセッサ装置並びに作動方法並びに距離測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検体に含まれるヘモグロビンに吸収される波長帯域を有する信号光を前記検体に照射する光源装置と、

前記信号光の反射光で前記検体を撮像して画像信号を出力するイメージセンサを有する内視鏡と、

前記画像信号に基づいて観察距離を測定する手段であり、前記検体に含まれるヘモグロビンの他に、前記検体による前記信号光の反射量を変化させる非ヘモグロビン物質が存在しない場合に前記観察距離を測定する第1測定モードと、前記非ヘモグロビン物質が存在する場合に前記観察距離を測定する第2測定モードとが切り替え可能であり、前記第1測定モードと前記第2測定モードのいずれかで前記観察距離を算出する観察距離測定部と、

を備える内視鏡システム。

【請求項 2】

前記観察距離測定部は、前記画像信号から周波数成分情報を抽出する周波数成分情報抽出部と、前記画像信号の前記周波数成分情報に基づいて前記観察距離を算出する観察距離算出部と、を備える請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記周波数成分情報は、特定の周波数成分の振幅である請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

10

20

前記観察距離算出部は、対応する波長帯域が異なる二つの前記画像信号についてそれぞれ抽出された前記振幅の差に基づいて前記観察距離を算出する請求項3に記載の内視鏡システム。

【請求項5】

前記特定の周波数成分は、前記検体の表層血管に対応する周波数成分に関する情報である請求項3または4に記載の内視鏡システム。

【請求項6】

前記観察距離算出部は、前記非ヘモグロビン物質が存在しない場合の前記周波数成分情報を前記観察距離に対応付ける第1距離テーブルと、前記非ヘモグロビン物質が存在する場合の前記周波数成分情報に対応付ける第2距離テーブルと、を有し、前記第1測定モードでは前記第1距離テーブルを用い、前記第2測定モードでは前記第2距離テーブルを用いて前記観察距離を算出する請求項2～5のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

10

【請求項7】

前記観察距離算出部は、前記周波数成分情報を前記観察距離に対応付ける関数を用いて前記観察距離を算出し、前記関数として、前記第1測定モード用の第1距離算出関数と、前記第2測定モード用の第2距離算出関数とを備える請求項2～5のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

【請求項8】

前記非ヘモグロビン物質を投入する非ヘモグロビン物質投入部を備える請求項1～7のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

20

【請求項9】

前記非ヘモグロビン物質は、前記検体を着色する着色剤、または、前記検体内を洗浄するための洗浄剤である請求項1～8のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

【請求項10】

前記着色剤は、インジゴカルミン、トルイジンブルー、メチレンブルー、複方ヨードグリセリン、クリスタルバイオレット、フルオレスチン、アクリジンオレンジ、インドシアニングリーン、または、酢酸のいずれかを含む請求項9に記載の内視鏡システム。

【請求項11】

前記非ヘモグロビン物質は、前記検体内に残存する残渣または前記検体が分泌する分泌物である請求項1～8のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

30

【請求項12】

前記観察距離は、前記内視鏡の先端部と前記検体との距離である請求項1～11のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

【請求項13】

前記内視鏡は、前記信号光の前記反射光によって前記イメージセンサに結像される像を拡大するためのズームレンズを備え、

前記観察距離は、前記ズームレンズによる前記像の拡大率に基づいた距離である請求項1～12のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

【請求項14】

前記観察距離算出部は、前記画像信号を複数の領域に分割し、各前記領域毎に前記観察距離を算出する請求項1～13のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

40

【請求項15】

前記光源装置は、前記信号光として互いに異なる波長帯域を有する第1信号光と第2信号光を前記検体に照射し、

前記イメージセンサは、前記第1、第2信号光の反射光で前記検体を撮像して第1画像信号と第2画像信号を出力し、

同一の画素の前記第1画像信号と前記第2画像信号の信号比に基づいて前記検体の酸素飽和度を前記画素毎に算出する酸素飽和度算出部と、

前記観察距離に基づいて、前記酸素飽和度を補正する補正部と、

前記補正部によって補正された前記酸素飽和度に基づいて前記検体の酸素飽和度を表す

50

酸素飽和度画像を生成する画像生成部と、

をさらに備える請求項 1 ~ 14 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 16】

検体に含まれるヘモグロビンに吸収される波長帯域を有する信号光を前記検体に照射する光源装置と、前記信号光の反射光で前記検体を撮像して画像信号を出力するイメージセンサを有する内視鏡と、を有する内視鏡システムのプロセッサ装置において、

前記画像信号に基づいて観察距離を測定する手段であり、前記検体に含まれるヘモグロビンの他に、前記検体による前記信号光の反射量を変化させる非ヘモグロビン物質が存在しない場合に前記観察距離を測定する第 1 測定モードと、前記非ヘモグロビン物質が存在する場合に前記観察距離を測定する第 2 測定モードとが切り替え可能であり、前記第 1 測定モードと前記第 2 測定モードのいずれかで前記観察距離を算出する観察距離測定部を備えるプロセッサ装置。

10

【請求項 17】

検体に含まれるヘモグロビンに吸収される波長帯域を有する信号光を前記検体に照射する光源装置と、前記信号光の反射光で前記検体を撮像して画像信号を出力するイメージセンサを有する内視鏡と、を有する内視鏡システムの作動方法であり、

前記画像信号に基づいて観察距離を測定するステップであり、前記検体に含まれるヘモグロビンの他に、前記検体による前記信号光の反射量を変化させる非ヘモグロビン物質が存在しない場合に前記観察距離を測定する第 1 測定モードと、前記非ヘモグロビン物質が存在する場合に前記観察距離を測定する第 2 測定モードとが切り替え可能であり、前記第 1 測定モードと前記第 2 測定モードのいずれかで前記観察距離を算出する観察距離測定ステップを備える内視鏡システムの作動方法。

20

【請求項 18】

検体に含まれるヘモグロビンに吸収される波長帯域を有する信号光を前記検体に照射する光源装置と、

前記信号光の反射光で前記検体を撮像して画像信号を出力するイメージセンサと、

前記画像信号に基づいて観察距離を測定する手段であり、前記検体に含まれるヘモグロビンの他に、前記検体による前記信号光の反射量を変化させる非ヘモグロビン物質が存在しない場合に前記観察距離を測定する第 1 測定モードと、前記非ヘモグロビン物質が存在する場合に前記観察距離を測定する第 2 測定モードとが切り替え可能であり、前記第 1 測定モードと前記第 2 測定モードのいずれかで前記観察距離を算出する観察距離測定部と、

30

を備える距離測定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、検体内を観察するための内視鏡システム及びプロセッサ装置並びに作動方法並びに距離測定装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、内視鏡システムを用いる診断が一般的になっている。内視鏡システムは、例えば、検体に照射するための光を発生する光源装置と、検体を撮像する内視鏡と、検体を撮像して得た画像信号の処理等をするプロセッサ装置とを備える。

40

【0003】

内視鏡システムを用いて検体を観察する場合、様々な理由から、検体と内視鏡の先端部との距離（以下、観察距離という）を知りたいという要望がある。例えば、特許文献 1 に記載の内視鏡システムは、先端部の接触によって検体を傷つけてしまうことを防ぐために、内視鏡内に干渉計を設け、この干渉計により観察距離を計測している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

50

【特許文献1】特開平09-294708号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1のように、観察距離を測定するための干渉計を設ける場合、コストが増大してしまうという問題がある。また、特許文献1の内視鏡システムでは、内視鏡の挿入部が太径化し難い構成になっているものの、干渉計を形成する部材を配置するスペースが必要になり、内視鏡システムの各部の内部空間を圧迫するので、設計の自由度が下がる。例えば、観察距離を測定するための干渉計を設ける場合、この干渉計がない場合と比較して、小型化や省スペース化が難しい。

10

【0006】

本発明は、干渉計等を追加せずに観察距離を測定することができる内視鏡システム及びプロセッサ装置並びに作動方法並びに距離測定装置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】

【0007】

本発明の内視鏡システムは、光源装置と、内視鏡と、観察距離測定部と、を備える。光源装置は、検体に含まれるヘモグロビンに吸収される波長帯域を有する信号光を検体に照射する。内視鏡は、信号光の反射光で検体を撮像して画像信号を出力するイメージセンサを有する。観察距離測定部は、画像信号に基づいて観察距離を測定する。また、観察距離測定部は、検体に含まれるヘモグロビンの他に、検体による信号光の反射量を変化させる非ヘモグロビン物質が存在しない場合に観察距離を測定する第1測定モードと、非ヘモグロビン物質が存在する場合に観察距離を測定する第2測定モードとが切り替え可能であり、第1測定モードと第2測定モードのいずれかで観察距離を算出する。

20

【0009】

観察距離測定部は、画像信号から周波数成分情報を抽出する周波数成分情報抽出部と、画像信号の周波数成分情報に基づいて観察距離を算出する観察距離算出部と、を備える。

【0010】

周波数成分情報とは、例えば、特定の周波数成分の振幅である。周波数成分情報として特定周波数成分の振幅を用いる場合、観察距離算出部は、例えば、対応する波長帯域(R, G, B等の色)が異なる二つの画像信号についてそれぞれ抽出された振幅の差に基づいて観察距離を算出する。なお、特定の周波数成分とは、検体の表層血管に対応する周波数成分に関する情報である。

30

【0011】

観察距離算出部は、例えば、非ヘモグロビン物質が存在しない場合の周波数成分情報を観察距離に対応付ける第1距離テーブルと、非ヘモグロビン物質が存在する場合の周波数成分情報に対応付ける第2距離テーブルと、を有する。そして、第1測定モードでは第1距離テーブルを用い、第2測定モードでは第2距離テーブルを用いて観察距離を算出する。

【0012】

また、観察距離算出部は、周波数成分情報を観察距離に対応付ける関数を用いて観察距離を算出しても良い。この場合、周波数成分情報を観察距離に対応付ける関数として、第1測定モード用の第1距離算出関数と、第2測定モード用の第2距離算出関数とを備える。

40

【0013】

非ヘモグロビン物質を投入する非ヘモグロビン物質投入部を備えていても良い。非ヘモグロビン物質投入部は例えば鉗子チャンネルである。

【0014】

非ヘモグロビン物質とは、検体を着色する着色剤、または、検体内を洗浄するための洗浄剤である。着色剤は、例えば、インジゴカルミン、トルイジンブルー、メチレンブルー、複方ヨードグリセリン、クリスタルバイオレット、フルオレスチン、アクリジンオレン

50

ジ、インドシアニンググリーン、または、酢酸のいずれかを含む。また、非ヘモグロビン物質は、検体内に残存する残渣または検体が分泌する分泌物の場合もある。

【0015】

観察距離とは、内視鏡の先端部と検体との距離である。また、内視鏡に第1信号光と第2信号光の各反射光によってイメージセンサに結像される像を拡大するためのズームレンズを備える場合、観察距離は、ズームレンズによる像の拡大率に基づいた距離である。

【0016】

観察距離算出部は、画像信号を複数の領域に分割し、各領域毎に観察距離を算出することが好ましい。

【0017】

本発明の内視鏡システムは、光源装置が信号光として互いに異なる波長帯域を有する第1信号光と第2信号光を検体に照射し、イメージセンサが第1、第2信号光の反射光で検体を撮像して第1画像信号と第2画像信号を出力し、同一の画素の第1画像信号と第2画像信号の信号比に基づいて検体の酸素飽和度を画素毎に算出する酸素飽和度算出部と、観察距離に基づいて、酸素飽和度を補正する補正部と、補正部によって補正された酸素飽和度に基づいて検体の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する画像生成部と、をさらに備えるものであることが好ましい。

【0018】

本発明のプロセッサ装置は、検体に含まれるヘモグロビンに吸収される波長帯域を有する信号光を検体に照射する光源装置と、信号光の反射光で検体を撮像して画像信号を出力するイメージセンサを有する内視鏡と、を有する内視鏡システムのプロセッサ装置であり、観察距離測定部を備える。観察距離測定部は、画像信号に基づいて内視鏡による検体の観察距離を測定する。また、観察距離測定部は、検体に含まれるヘモグロビンの他に、検体による信号光の反射量を変化させる非ヘモグロビン物質が存在しない場合に観察距離を測定する第1測定モードと、非ヘモグロビン物質が存在する場合に観察距離を測定する第2測定モードとが切り替え可能であり、第1測定モードと第2測定モードのいずれかで観察距離を算出する。

【0019】

本発明の作動方法は、検体に含まれるヘモグロビンに吸収される波長帯域を有する信号光を検体に照射する光源装置と、信号光の反射光で検体を撮像して画像信号を出力するイメージセンサを有する内視鏡と、を有する内視鏡システムの作動方法であり、画像信号に基づいて内視鏡による検体の観察距離を測定する観察距離測定ステップを備える。観察距離測定ステップでは、検体に含まれるヘモグロビンの他に、検体による信号光の反射量を変化させる非ヘモグロビン物質が存在しない場合に観察距離を測定する第1測定モードと、非ヘモグロビン物質が存在する場合に観察距離を測定する第2測定モードとが切り替え可能であり、第1測定モードと第2測定モードのいずれかで観察距離を算出する。

【0020】

本発明の距離測定装置は、光源装置と、イメージセンサと、観察距離測定部と、を備える。光源装置は、検体に含まれるヘモグロビンに吸収される波長帯域を有する信号光を検体に照射する。イメージセンサは、信号光の反射光で検体を撮像して画像信号を出力する。観察距離測定部は、画像信号に基づいて検体の観察距離を測定する。また、観察距離測定部は、検体に含まれるヘモグロビンの他に、検体による信号光の反射量を変化させる非ヘモグロビン物質が存在しない場合に観察距離を測定する第1測定モードと、非ヘモグロビン物質が存在する場合に観察距離を測定する第2測定モードとが切り替え可能であり、第1測定モードと第2測定モードのいずれかで観察距離を算出する。

【発明の効果】

【0021】

本発明の内視鏡システム及びプロセッサ装置並びに作動方法並びに距離測定装置は、イ

10

20

30

40

50

メージセンサが出力する画像信号に基づいて観察距離を測定するので、干渉計等を追加せずに観察距離を測定することができる。このため、低コストであり、かつ、設計の自由度も低下しない。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】内視鏡システムの外観図である。

【図2】内視鏡システムのブロック図である。

【図3】通常観察モード時に発光する第2白色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第1及び第2白色光のスペクトルを示すグラフである。

10

【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】観察距離測定部のブロック図である。

【図9】遠景での画像信号と周波数成分の振幅を示す説明図である。

【図10】近景での画像信号と周波数成分の振幅を示す説明図である。

【図11】インジゴカルミンの吸光スペクトルを示すグラフである。

【図12】通常時用距離テーブルを示す説明図である。

【図13】着色時用距離テーブルを示す説明図である。

【図14】酸素飽和度画像生成部のブロック図である。

20

【図15】信号比 $B1/G2$, $R2/G2$ と酸素飽和度の相関関係を示すグラフである。

【図16】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17】酸素飽和度を算出する方法を示す説明図である。

【図18】通常時用誤差テーブルの説明図である。

【図19】着色時用誤差テーブルの説明図である。

【図20】距離テーブルや誤差テーブルを作成するためのファントムを示す説明図である。

【図21】ファントムの観察によって得られるデータを示す説明図である。

【図22】内視鏡システム的作用を示すフローチャートである。

【図23】通常時の観察距離に基づいた補正処理的作用を示す説明図である。

30

【図24】着色時の観察距離に基づいた補正処理的作用を示す説明図である。

【図25】第2実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

【図26】LEDの発光帯域とHPFの特性を示すグラフである。

【図27】第2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28】第2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29】第3実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

【図30】回転フィルタの平面図である。

【図31】分割領域を示す説明図である。

【図32】分割領域と観察距離の関係を示す説明図である。

【図33】分割領域と観察距離の関係を示す説明図である。

40

【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、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られる。

50

【 0 0 2 4 】

挿入部 2 1 の内部には鉗子等の処置具を挿通するための鉗子チャンネル 2 1 a が設けられている。鉗子チャンネル 2 1 a の入口は操作部 2 2 に設けられ、出口は先端部 2 4 に設けられる。挿入部 2 1 を検体内に挿入した状態で、特定の組織を着色するための着色剤等を検体内に投入する場合には、この鉗子チャンネル 2 1 a に着色剤等を投入するための処置具（図示しない）が挿通され、先端部 2 4 から着色剤等が検体内に投入される。この場合の鉗子チャンネル 2 1 a は、着色剤等を投入するための投入部を構成する。

【 0 0 2 5 】

操作部 2 2 には、アングルノブ 2 2 a の他、モード切替 S W（モード切替スイッチ）2 2 b と、ズーム操作部 2 2 c が設けられている。モード切替 S W 2 2 b 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、検体内をフルカラー画像化した通常光画像をモニタ 1 8 に表示するモードである。特殊観察モードは、検体内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 1 8 に表示するモードである。ズーム操作部 2 2 c は、内視鏡 1 2 内のズームレンズ 4 7（図 2 参照）を駆動させ、検体を拡大するズーム操作に用いられる。

10

【 0 0 2 6 】

プロセッサ装置 1 6 は、モニタ 1 8 及びコンソール 2 0 と電氣的に接続される。モニタ 1 8 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 2 0 は、機能設定等の入力操作を受け付ける U I（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 1 6 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。

20

【 0 0 2 7 】

図 2 に示すように、光源装置 1 4 は、中心波長 4 7 3 n m の第 1 青色レーザ光を発する第 1 青色レーザ光源（4 7 3 L D（レーザダイオード））3 4 と、中心波長 4 4 5 n m の第 2 青色レーザ光を発する第 2 青色レーザ光源（4 4 5 L D）3 6 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 3 4 , 3 6 の発光は、光源制御部 4 0 により個別に制御される。このため、第 1 青色レーザ光源 3 4 の出射光と、第 2 青色レーザ光源 3 6 の出射光の光量比は変更自在になっている。

【 0 0 2 8 】

光源制御部 4 0 は、通常観察モードの場合には、第 2 青色レーザ光源 3 6 を点灯させ、第 2 青色レーザ光を発光させる。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 3 4 と第 2 青色レーザ光源 3 6 を交互に点灯させ、第 1 青色レーザ光と第 2 青色レーザ光が交互に発光させる。なお、第 1 , 第 2 青色レーザ光の半値幅は $\pm 1 0$ n m 程度にすることが好ましい。また、第 1 青色レーザ光源 3 4 と第 2 青色レーザ光源 3 6 は、ブロードエリア型の I n G a N 系レーザダイオードが利用でき、また、I n G a N A s 系レーザダイオードや G a N A s 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。

30

【 0 0 2 9 】

各光源 3 4 , 3 6 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（L G）4 1 に入射する。ライトガイド 4 1 は、光源装置 1 4 と内視鏡 1 2 を接続するユニバーサルコードに内蔵されている。ライトガイド 4 1 は、各光源 3 4 , 3 6 からの第 1 , 第 2 青色レーザ光を、内視鏡 1 2 の先端部 2 4 まで伝搬する。なお、ライトガイド 4 1 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 1 0 5 μ m、クラッド径 1 2 5 μ m、外皮となる保護層を含めた径が 0 . 3 ~ 0 . 5 m m の細径なファイバケーブルを使用することができる。

40

【 0 0 3 0 】

内視鏡 1 2 の先端部 2 4 は、照明光学系 2 4 a と撮像光学系 2 4 b を有している。照明光学系 2 4 a には、蛍光体 4 4 と、照明レンズ 4 5 が設けられている。蛍光体 4 4 には、ライトガイド 4 1 から第 1 , 第 2 青色レーザ光が入射する。蛍光体 4 4 は、第 1 または第

50

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を介して検体内に照射される。

【0031】

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(第2白色光)が検体内に照射される。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。

【0032】

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に示すスペクトルの第1白色光と第2白色光が交互に検体内に照射される。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。

【0033】

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 ())と第2蛍光の強度(I_2 ())の比(以下、フレーム間強度比という)は、何れの波長においても同じである。例えば、 I_2 (1) / I_1 (1) = I_2 (2) / I_1 (2) である。このフレーム間強度比 I_2 () / I_1 () 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。

【0034】

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。

【0035】

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

【0036】

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

【0037】

図5に示すように、Bカラーフィルタは380~560nmの分光透過率を有しており、Gカラーフィルタは450~630nmの分光透過率を有しており、Rカラーフィルタ

10

20

30

40

50

580～760nm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白色光が検体内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。但し、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B画素から出力するB画像信号の大部分は第2青色レーザ光の反射光成分で占められている。

【0038】

一方、特殊観察モード時に第1白色光が検体内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が入射し、R画素には第1蛍光の赤色成分が入射する。但し、第1青色レーザ光は第1

10

【0039】

なお、イメージセンサ48としては、撮像面にC(シアン)、M(マゼンタ)、Y(イエロー)及びG(グリーン)の補色フィルタを備えた、いわゆる補色イメージセンサを用いても良い。イメージセンサ48として補色イメージセンサを用いる場合は、CMYGの四色の画像信号からRGBの三色の画像信号に変換する色変換部を、内視鏡12、光源装置14またはプロセッサ装置16のいずれかに設けておけば良い。こうすれば補色イメージセンサを用いる場合でも、CMYGの4色の画像信号から色変換によってRGB3色

20

【0040】

撮像制御部49はイメージセンサ48の撮像制御を行う。図6に示すように、イメージセンサ48の1フレームの期間は、検体からの反射光を光電変換して電荷を蓄積する蓄積期間と、その後に蓄積した電荷を読み出して画像信号を出力する読出期間とからなる。通常観察モード時には、1フレームの期間毎に、第2白色光で照明された検体内をイメージセンサ48で撮像する。これにより、1フレーム毎にイメージセンサ48からRGBの各画像信号が出力される。

【0041】

撮像制御部49は、特殊観察モード時も、通常観察モード時と同様にしてイメージセンサ48に蓄積期間と読出期間を行わせる。但し、特殊観察モード下ではイメージセンサ48の撮像のフレームに同期して第1白色光と第2白色光が交互に検体内に照射されるので、図7に示すように、イメージセンサ48は、1フレーム目に第1白色光で検体内を撮像し、次の2フレーム目では第2白色光で検体内を撮像する。イメージセンサ48は、1フレーム目、2フレーム目ともRGBの各色の画像信号を出力するが、依拠する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、1フレーム目に第1白色光で撮像して得られるRGB各色の画像信号をそれぞれR1画像信号、G1画像信号、B1画像信号といい、2フレーム目に第2白色光で撮像して得られるRGB各色の画像信号をR2画像信号、G2画像信号、B2画像信号という。

30

【0042】

なお、酸素飽和度の算出には、B1画像信号とG2画像信号の信号比 $B1/G2$ と、R2画像信号とG2画像信号の信号比 $R2/G2$ 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、B1画像信号とG2画像信号の信号比 $B1/G2$ である。このため、本実施形態では、第1白色光中のB1画像信号になる成分(蛍光体44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G2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。

40

【0043】

イメージセンサ48から出力される各色の画像信号は、CDS(correlated double sampling)/AGC(automatic gain control)回路50に送信される(図2参照)。CDS/AGC回路50は、イメージセンサ48から出力されるアナログの画像信号に相関二

50

重サンプリング（CDS）や自動利得制御（AGC）を行う。CDS/AGC回路50を経た画像信号は、A/D変換器52によってデジタル画像信号に変換される。こうしてデジタル化された画像信号はプロセッサ装置16に入力される。

【0044】

プロセッサ装置16は、受信部54と、画像処理切替部60と、通常観察画像処理部62と、観察距離測定部63と、特殊観察用画像処理部64と、画像表示信号生成部66とを備えている。受信部54は、内視鏡12から入力される画像信号を受信する。受信部54はDSP（Digital Signal Processor）56とノイズ除去部58を備えており、DSP56は、受信した画像信号に対して色補正処理等のデジタル信号処理を行う。ノイズ除去部58は、DSP56で色補正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、画像処理切替部60に入力される。

10

【0045】

画像処理切替部60は、モード切替SW22bが通常観察モードにセットされている場合には、画像信号を通常観察画像処理部62に入力する。一方、モード切替SW22bが特殊観察モードに設定されている場合、画像処理切替部60は、画像信号を観察距離測定部63と特殊観察用画像処理部64に入力する。

【0046】

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

20

【0047】

色彩強調部70は、色変換処理済みのRGB画像データに対して、各種色彩強調処理を施す。構造強調部72は、色彩強調処理済みのRGB画像データに対して、空間周波数強調等の構造強調処理を施す。構造強調部72で構造強調処理が施されたRGB画像データは、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。

【0048】

観察距離測定部63は、画像信号に基づいて検体と先端部24との距離（観察距離）を測定する。観察距離測定部63が算出した観察距離は、特殊観察画像処理部64（酸素飽和度生成部76）に入力される。なお、ズームレンズ47を駆動して拡大観察を行う場合は、先端部24と検体との距離は自体は変わらないが、先端部24を検体に近づけた場合と同様に検体が拡大して観察される。このため、ズームレンズ47を駆動した拡大観察は、先端部24を検体に近づけると実質的に同じ作用がある。このため、観察距離測定部63が測定する観察距離には、ズームレンズ47を駆動した拡大観察時のズーム倍率に基づく実質的な観察距離を含む。

30

【0049】

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、酸素飽和度を算出するとともに、算出した酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する。また、酸素飽和度画像生成部76は、観察距離に応じて補正した酸素飽和度を算出する。このため、酸素飽和度画像生成部76が算出する酸素飽和度は、観察距離が変化した場合でも正確性が高い値になっている。

40

【0050】

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。

【0051】

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

50

観察画像または酸素飽和度画像が表示される。

【 0 0 5 2 】

図 8 に示すように、観察距離測定部 6 3 は、周波数情報抽出部 8 1 と差分算出部 8 2 と観察距離算出部 8 3 を備える。

【 0 0 5 3 】

周波数情報抽出部 8 1 は、酸素飽和度の算出に用いられる B 1 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画層信号を取得して、周波数成分情報を抽出する。具体的には、取得した各画像信号をフーリエ変換し、その振幅 $P(B1)$ 、 $P(G2)$ 、 $P(R2)$ を求め、これらの各振幅 $P(B1)$ 、 $P(G2)$ 、 $P(R2)$ から特定周波数成分の振幅を抽出する。特定周波数成分とは、例えば、先端部 2 4 を検体に接近させることにより、観察距離が短い近景での観察をする場合に主な観察対象になる表層血管や腺管構造等に対応する周波数成分である。

【 0 0 5 4 】

差分算出部 8 2 は、周波数成分情報抽出部 8 1 が抽出した振幅 $P(B1)$ 、 $P(G2)$ 、 $P(R2)$ の特定周波成分の差を算出する。すなわち、B 1 画像信号と G 2 画像信号の特定周波数成分の振幅の差 $BG (= P(B1) - P(G2))$ 、G 2 画像信号と R 2 画像信号の特定周波数成分の振幅の差 $GR (= P(G2) - P(R2))$ 、R 2 画像信号と B 1 画像信号の特定周波数成分の振幅の差 $RB (= P(R2) - P(B1))$ をそれぞれ特定周波数成分について算出する。

【 0 0 5 5 】

例えば、図 9 に示すように、観察距離が長い遠景での観察の場合に得られる B 1 画像信号（遠景）、G 2 画像信号（遠景）、R 2 画像信号（遠景）では、表層血管等の細かな像は見られない。このため、表層血管等に対応する特定周波数 ν の振幅の差 BG 、 GR 、 RB にはほとんど違いはない。なお、図 9 では、便宜上、任意方向に沿ったフーリエ変換による振幅を表しているが、周波数成分情報抽出部 8 4 が行うフーリエ変換は 2 次元フーリエ変換である。また周波数成分情報抽出部 8 1 は、特定周波数 ν の振幅値を抽出する。差分算出部 8 5 が算出する各振幅の差 BG 、 GR 、 RB は、この特定周波数 ν における各振幅 $P(B1)$ 、 $P(G2)$ 、 $P(R2)$ のピーク値の差である。

【 0 0 5 6 】

一方、図 10 に示すように、先端部 2 4 を検体に近づけることにより（あるいはズームレンズ 4 7 によって拡大観察をすることにより）得られる B 1 画像信号（近景）には、表層血管等の細かな像が表れる。但し、G 2 画像信号（近景）に表れる像は、B 1 画像信号（近景）よりもぼやけている。また、R 2 画像信号（近景）では、G 2 画像信号（近景）に表れる像よりもさらにぼやけている。このような各色の画像信号に表れる像のぼけ具合の違いは、波長帯域毎に異なる検体内への光の深達度や検体による吸収（特にヘモグロビンの吸光）及び散乱等によるものである。このため、各振幅 $P(B1)$ 、 $P(G2)$ 、 $P(R2)$ は、観察距離が近い場合（近景の場合）の表層血管等に対応する特定周波数 ν において、顕著な差が生じるようになり、各振幅の差 BG 、 GR 、 RB にも違いが出てくる。このため、各振幅の差 BG 、 GR 、 RB は、各色間の像のぼけ具合のバランスを表している。

【 0 0 5 7 】

なお、観察距離が短くなると、表層血管等も太く（大きく）見えるようになるので、表層血管等に対応する特定周波数 ν は、遠景時の周波数 ν よりも低周波数側にシフトしている。拡大観察時の各振幅 $P(B1)$ 、 $P(G2)$ 、 $P(R2)$ は、観察距離が長い遠景のものに比べて全体的に概ね低周波数側にシフトしたものである。観察距離が短い場合の特定周波数 ν と拡大観察時の特定周波数 ν と対応関係は、各振幅 $P(B1)$ 、 $P(G2)$ 、 $P(R2)$ の全体的な波形から容易に検出することができる。

【 0 0 5 8 】

観察距離が一定の場合には、波長に応じた像のぼけ具合もほぼ一定なので、上記各振幅の差 BG 、 GR 、 RB も、ズーム倍率や先端部 2 4 と検体との距離に応じた特定値

10

20

30

40

50

になる。観察距離算出部 8 3 は、この事実を利用して、各振幅の差 $B G$, $G R$, $R B$ に基づいて観察距離を算出する。

【 0 0 5 9 】

但し、特定の組織を観察しやすくするために検体内に着色剤を投入（散布や投与）した場合には、これらの着色剤の存在によって特定周波数 ν の振幅のバランスが崩れ、各振幅の差 $B G$, $G R$, $R B$ のバランスも崩れる。

【 0 0 6 0 】

内視鏡による検査では着色剤（色素液）として例えばインジゴカルミンが検体内に散布される場合がある。インジゴカルミンは、図 1 1 に示す吸収スペクトルを有する紺色（濃青色）の着色剤である。インジゴカルミンを検体内に散布すると腺管構造（ピットパターン）に溜まるので、腺管構造が紺色に着色されて強調される。そして、この強調された腺管構造のパターン（分布や密度）によって病変の凹凸が観察しやすくなる。一方、インジゴカルミンはほぼ腺管構造にだけ溜まるので、これに対応する特定周波数 ν において各色の画像信号の振幅のバランスが崩れる。具体的には、 $B 1$ 画像信号では特定周波数 ν の振幅が大きくなり、 $G 2$ 画像信号及び $R 2$ 画像信号では特定周波数 ν の振幅が小さくなるので、これに応じて各振幅の差 $B G$, $G R$, $R B$ も、インジゴカルミンを散布しない場合の特定値から変化する。

【 0 0 6 1 】

なお、インジゴカルミンは上記のいわゆるコントラスト法に用いられるが、インジゴカルミンの他にも、特定の組織を染色して強調する染色法ではトルイジンブルーやメチレンブルーが用いられる。また、特定の組織との反応によって強調観察をする反応法では、複方ヨードグリセリン（ルゴール液）やクリスタルバイオレットが用いられ、蛍光で特定組織を強調観察する蛍光法では、フルオレスチンやアクリジンオレンジが用いられる。また、血管内に投与して組織の強調を行う血管内色素投与法では例えばインドシアニングリーンが用いられる。この他、酢酸の散布により、検体の表層組織を白色化させる強調法もある。こうした各種着色剤等を検体に投入（散布、あるいは投与）した場合、上記インジゴカルミンを散布した場合と同様に、各色の画像信号のバランス（特に特定周波数 ν の振幅のバランス）が、これらを投入しない場合と比較して変動する。もちろん、変動の仕方は投入した着色剤等によって異なる。

【 0 0 6 2 】

こうしたことから、観察距離測定部 6 3 は、第 1 測定モードと第 2 測定モードの 2 つの観察距離を測定するための測定モードを切り替え自在に有しており、各測定モードに対応して観察距離算出部 8 3 には、通常用距離テーブル 8 3 a と着色時距離テーブル 8 3 b を有している。

【 0 0 6 3 】

第 1 測定モードは、着色剤等が検体に投入されておらず、ほぼヘモグロビンの吸光特性だけで検体を観察する場合、すなわち、通常観察環境の場合に観察距離を算出するモードである。通常時距離テーブル 8 3 a はこの第 1 測定モードで使用されるテーブルであり、図 1 2 に示すように、通常時の各振幅の差 $B G$, $G R$, $R B$ とそのバランスに応じた観察距離を対応付けるテーブルである。観察距離算出部 8 3 は、通常観察時には、通常時距離テーブル 8 3 a を参照し、差分算出部 8 2 から入力される各振幅の差 $B G$, $G R$, $R B$ に対応する観察距離を求める。

【 0 0 6 4 】

第 2 測定モードは、ヘモグロビン以外に、各色の画像信号のバランスを変化させるような支配的な吸光特性を有する着色剤等の物質（非ヘモグロビン物質）が検体内に存在し、各色の画像信号及びその特定周波数振幅のバランスが、投入された着色剤等の吸光特性によって変動している場合（以下、着色時という）に観察距離を算出するモードである。着色時距離テーブル 8 3 b は、この第 2 測定モードで使用されるテーブルであり、図 1 3 に示すように、着色時の各振幅の差 $B G$, $G R$, $R B$ とそのバランスに応じた観察距離を対応付けるテーブルである。観察距離算出部 8 3 は、検体が着色剤等によって着色

10

20

30

40

50

された場合には、着色時用距離テーブル 8 3 a を参照し、差分算出部 8 2 から入力される各振幅の差 $B G$, $G R$, $R B$ に対応する観察距離を求める。

【 0 0 6 5 】

なお、通常時用距離テーブル 8 3 a と着色時用距離テーブル 8 3 b を比較すると、例えば、観察距離が同じ場合でも、着色剤の有無によって対応する各振幅の差 $B G$, $G R$, $R B$ は異なる。逆に、各振幅の差 $B G$, $G R$, $R B$ の値 (バランス) が同じ値でも、着色剤の有無によって、対応する観察距離は異なる。

【 0 0 6 6 】

図 1 4 に示すように、酸素飽和度画像生成部 7 6 は、信号比算出部 8 4 と、相関関係記憶部 8 5 と、酸素飽和度算出部 8 6 と、補正部 8 7、画像生成部 8 8 と、を備えている。

10

【 0 0 6 7 】

信号比算出部 8 4 には、酸素飽和度画像生成部 7 6 に入力される 2 フレーム分の画像信号のうち、 $B 1$ 画像信号、 $G 2$ 画像信号、 $R 2$ 画像信号が入力される。信号比算出部 8 4 は、 $B 1$ 画像信号と $G 2$ 画像信号の信号比 $B 1 / G 2$ と、 $G 2$ 画像信号と $R 2$ 画像信号の信号比 $R 2 / G 2$ とを、画素毎に算出する。

【 0 0 6 8 】

相関関係記憶部 8 5 は、信号比 $B 1 / G 2$ 及び信号比 $R 2 / G 2$ と、酸素飽和度の相関関係を記憶している。この相関関係は、図 1 5 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いる。信号比 $B 1 / G 2$ 及び信号比 $R 2 / G 2$ 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 (信号比 $R 2 / G 2$) に応じて変化する。なお、信号比 $B 1 / G 2$ 及び信号比 $R 2 / G 2$ と、酸素飽和度との相関関係は $10g$ スケールで記憶されている。

20

【 0 0 6 9 】

なお、上記相関関係は、図 1 6 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 青色レーザ光の中心波長 473nm 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、 473nm 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 $B 1 / G 2$ 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。

30

【 0 0 7 0 】

酸素飽和度算出部 8 6 は、相関関係記憶部 8 5 に記憶された相関関係を参照し、信号比算出部 8 4 で算出された信号比 $B 1 / G 2$ 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 1 7 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 6 は、この画素の酸素飽和度を「 60% 」と算出する。

40

【 0 0 7 1 】

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

50

り、酸素飽和度を算出しないようにしても良い。

【0072】

補正部87は、観察距離測定部63で測定(算出)された観察距離が入力され、入力された観察距離に応じて酸素飽和度算出部86で算出された酸素飽和度の誤差を補正する。補正部87は、観察距離測定部63の第1,第2測定モードに対応して、通常時誤差テーブル87aと着色時誤差テーブル87bとを有し、これらの各誤差テーブル87a,87bを用いて酸素飽和度の誤差を補正する。

【0073】

図18に示すように、通常時誤差テーブル87aは、着色剤等が検体に投入されていない場合の観察距離と、この観察距離のもとで算出される酸素飽和度の誤差とが対応付けられたデータである。補正部87は、まず、通常時誤差テーブル87aを参照することにより、差分算出部82から取得する各振幅の差BG, GR, RBに対応する酸素飽和度の誤差を算出する。そして、酸素飽和度算出部86が算出した酸素飽和度のデータに、誤差を除く補正処理を施す。例えば、誤差が+10%になる画素では、対応する酸素飽和度の値から、誤差を減算(-10%)する。なお、通常時誤差テーブル87aに記憶された各振幅の差BG, GR, RBと酸素飽和度の誤差との対応関係にばらつきがある場合、さらに最尤法等によって最も尤もらしい酸素飽和度の誤差を推定して酸素飽和度の補正処理を行う。

【0074】

着色剤等が検体に投入されていない通常時には、例えば、第1白色光や第2白色光が検体に均一に照射されているとみなせないほど、ズーム倍率を上げたり、先端部24を検体に極めて近接させることによって酸素飽和度に誤差が生じることがある。酸素飽和度の算出が第1白色光や第2白色光が均一に照射されていることを前提としているので、第1白色光や第2白色光の不均一性が目立つようになると、これに応じてB1画像信号, G2画像信号, R2画像信号のバランスが崩れる。その結果、算出する酸素飽和度には、観察距離が近すぎる場合の第1白色光や第2白色光の不均一性による誤差(以下、アーチファクトという)が生じる。補正部87が通常時誤差テーブル87aを用いて行う通常時の補正処理は、このアーチファクトを補正するための補正処理である。

【0075】

図19に示すように、着色時誤差テーブル87bは、着色剤等が検体に投入された場合の観察距離と、この観察距離のもとで算出される酸素飽和度の誤差とが対応付けられたデータである。通常時誤差テーブル87aと着色時誤差テーブル87bには、同じ観察距離に対して酸素飽和度の誤差が記憶されているが、着色剤の有無によって、対応する酸素飽和度の誤差は異なる。

【0076】

検体を着色した場合には投入した着色剤に応じて特定の組織が通常とは異なる色で観察されるので、着色された組織の部分で、酸素飽和度を算出するための信号比B1/G2及び信号比R2/G2の値が通常時とは異なる値になってしまうので、酸素飽和度が正しく算出されない。すなわち、酸素飽和度には着色剤を投入したことによる誤差が含まれている。補正部87が着色時誤差テーブル87bを用いて行う補正処理は、このように検体内に着色剤が存在することによる酸素飽和度の誤差を補正するための補正処理である。また、検体内に着色剤が存在しない場合に観察距離に応じて表れるアーチファクトは、同様の観察距離の条件を満たせば検体内に着色剤が存在する場合でも同様に表れる。補正部87が着色時誤差テーブル87bを用いて行う補正処理によれば、こうしたアーチファクトも同時に補正される。なお、補正部87による補正処理の方法は、着色時誤差テーブル87bを用いる場合も、用いるテーブルが異なるだけで、通常時誤差テーブル87aを用いる場合と同様である。

【0077】

画像生成部88は、補正部87で誤差が補正された酸素飽和度(以下、補正酸素飽和度という)と、B2画像信号、G2画像信号、R2画像信号を用いて、酸素飽和度を画像化

10

20

30

40

50

した酸素飽和度画像を生成する。具体的には、画像生成部 88 は、入力される元の B2 画像信号、G2 画像信号、R2 画像信号に対して、補正酸素飽和度に応じたゲインを画素毎に施し、ゲインを施した B2 画像信号、G2 画像信号、R2 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 88 は、補正酸素飽和度が 60% 以上の画素では B2 画像信号、G2 画像信号、R2 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、B2 画像信号に対して「1」未満のゲインを乗じ、G2 画像信号及び R2 画像信号に対しては「1」以上のゲインを乗じる。このゲイン処理後の B1 画像信号、G2 画像信号、R2 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。

【0078】

10

画像生成部 88 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。

【0079】

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。

【0080】

20

内視鏡システム 10 が、観察距離算出部 83 に予め記憶する通常時用距離テーブル 83a 及び着色時用距離テーブル 83b と、補正部 87 に予め記憶する通常時用誤差テーブル 87a 及び着色時用誤差テーブル 87b は、例えば図 20 に示すファントム（検体を模した模擬体）89 を、内視鏡システム 10 によって測定することにより作成される。ファントム 89 は、例えば、酸素飽和度が特定値に制御された血液が入ったゼラチン（以下、血液入りゼラチンという）89a と、血液が入っていないゼラチン（以下、血液無しゼラチンという）89b とを検体の表層血管とほぼ同じ特定空間周波数で積層して形成される。病変等の異常がない場合、静脈血の酸素飽和度は概ね 60 ~ 80% なので、血液入りゼラチン 89a の酸素飽和度は、例えば 70% に制御される。

【0081】

30

通常時用距離テーブル 83a と通常時用誤差テーブル 87a の作成は以下の手順で行われる。まず、ファントム 89 をズーム倍率や先端部 24 との距離を変えながら観察し、酸素飽和度を算出する。また、周波数成分情報抽出部 81 及び差分算出部 82 によって、ファントム 89 を観察して得られる B1 画像信号、G2 画像信号、R2 画像信号をフーリエ変換して、ファントム 89 の空間周波数の振幅を抽出し、これらの各振幅の差 BG, GR, RB を求める。

【0082】

例えば、ズームせず、先端部 24 を十分にファントム 89 から離れた所定の観察距離で観察をした場合には、各振幅の差 BG, GR, RB はほぼ一定値であり、かつ、酸素飽和度の誤差もほぼ零（酸素飽和度 70%）である。一方、ズームしたり、先端部 24 をファントム 89 に近づけたりして観察距離を短くすると、ズーム倍率または先端部 24 とファントム 89 の距離、あるいはこれらの組み合わせ方によっては、各振幅の差 BG, GR, RB が特定値よりも大きく（あるいは小さく）なる場合がある。この場合、算出される酸素飽和度も血液入りゼラチン 89a の酸素飽和度 70% よりも大きく、あるいは逆に小さい値になって、誤差が生じる。

40

【0083】

観察距離を変えながらこうした測定を繰り返し行うことにより、図 21 に示すように、各振幅の差 BG, GR, RB と、観察距離と、酸素飽和度の誤差とを対応付ける測定データ 96 が得られる。この測定データ 96 のうち、各振幅の差 BG, GR, RB と対応する観察距離の部分を記憶したテーブルが通常時用距離テーブル 83a であり、

50

観察距離と対応する酸素飽和度の誤差の部分を記憶したテーブルが通常時用誤差テーブル 87a である。

【0084】

着色時用距離テーブル 83b と着色時用誤差テーブル 87b の作成方法も、上記通常時用距離テーブル 83a と通常時用誤差テーブル 87a の作成方法と同様であり、ファントム 89 を用いて行われる。但し、着色時用距離テーブル 83b と着色時用誤差テーブル 87b の作成時には、検体内に投入するのと同様に着色剤をファントム 89 の表面に着色剤を散布し（あるいは注入し）、観察距離を変化させながら、各振幅の差 BG, GR, RB と、観察距離と、酸素飽和度の誤差を測定する。着色剤を散布して得られる測定データのうち、各振幅の差 BG, GR, RB と対応する観察距離の部分を記憶したテーブルが着色時用距離テーブル 83b であり、観察距離と対応する酸素飽和度の誤差の部分を記憶したテーブルが着色時用誤差テーブル 87b である。

10

【0085】

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 22 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、病変可能性部位が低酸素状態になっているか否かの診断を行う。

20

【0086】

特殊観察モードでは、第 1 及び第 2 白色光がイメージセンサ 48 の撮像フレームに同期して交互に検体内に照射されるので、第 1 白色光が照射されたフレームではイメージセンサ 48 は R1 画像信号、G1 画像信号、B1 画像信号を出力し、第 2 白色光が照射されたフレームでは R2 画像信号、G2 画像信号、B2 画像信号を出力する。

【0087】

そして、これらの 2 フレーム分の画像信号を用いて、まず観察距離測定部 63 が観察距離の測定を行われる。具体的には、周波数成分情報抽出部 81 において B1 画像信号、G2 画像信号、R2 画像信号はフーリエ変換され、例えば表層血管に対応する特定周波数成分の振幅（周波数成分情報）がそれぞれ抽出される (S13)。次いで、差分算出部 82 で各画像信号から抽出された特定周波数成分の振幅の差 BG, GR, RB が算出される (S14)。

30

【0088】

そして、観察距離算出部 83 において、この振幅の差 BG, GR, RB に基づいて観察距離が算出される (S15)。この観察距離の算出は、医師がプロセッサ装置 16 によって着色剤を投入することを示す設定をした場合には、観察距離測定部 63 の測定モードは第 2 測定モードに設定され、観察距離算出部 83 では着色時用距離テーブル 83b が用いられる。それ以外の場合には、観察距離測定部 63 の測定モードは第 1 測定モードに設定され、観察距離算出部 83 では通常時用距離テーブル 83a が用いられる。このため、検体内に着色剤が存在するか否かに関わらず、正確な観察距離が算出される。

40

【0089】

一方、酸素飽和度画像生成部 76 では、酸素飽和度が算出され、酸素飽和度画像が生成される (S16 ~ S19)。具体的には、信号比算出部 84 によって信号比 B1/G2 及び信号比 R2/G2 が画素毎に算出される (S16)。そして、酸素飽和度算出部 86 において、これらの信号比 B1/G2 及び信号比 R2/G2 に基づいて、画素毎に酸素飽和度が算出される (S17)。

【0090】

その後、補正部 87 は、観察距離算出部 83 が算出した観察距離に対応する酸素飽和度の誤差を求め、酸素飽和度算出部 83 が算出した酸素飽和度に、求めた誤差を除去する補正処理をし、補正酸素飽和度を算出する (S18)。この補正処理の方法は、観察距離測

50

定部 63 の測定モードに連動しており、観察距離測定部 63 が着色時用の第 2 測定モードで動作した場合には、着色時用誤差テーブル 87b を用いて行われ、観察距離測定部 63 が通常時用の第 1 測定モードで動作した場合には、通常時用誤差テーブル 87a が用いられる。このため、検体内に着色剤が存在するか否かに関わらず、正確な補正処理が行われる。

【0091】

補正部 87 で補正酸素飽和度が算出されると、画像生成部 88 で B2 画像信号、G2 画像信号、R2 画像信号に補正酸素飽和度に応じたゲインを施した酸素飽和度画像が生成され (S19)、モニタ 18 に表示される (S20)。ドクターはモニタ 18 に表示された酸素飽和度画像に基づいて、病変可能性部位が低酸素状態になっているかどうかを確認する。

10

【0092】

例えば、検体内に着色剤を投入せず、かつ、遠景で観察をした場合、図 23 に示すように、遠景の酸素飽和度画像 101 で病変可能性部位が低酸素領域 102 になっていることが確認され、医師は先端部 24 を低酸素領域 102 に近づけ (あるいはズームし)、この低酸素領域 102 を拡大観察したとする。この場合、補正部 87 による酸素飽和度の補正処理を行わないと、酸素飽和度画像 103 のように、算出した酸素飽和度にアーチファクト 104 が表れるので、検体を拡大したことによって誤った (あるいは不正確な) 領域が低酸素状態を示す擬似カラーで表示されてしまう。また、本来の低酸素領域 102 に高酸素飽和度のアーチファクトが重畳されると、遠景での観察時に観察されていた低酸素領域 102 すら観察し難くなってしまう場合もある。

20

【0093】

しかし、内視鏡システム 10 では、酸素飽和度算出部 86 が第 1 白色光や第 2 白色光が均一であることを前提に算出した酸素飽和度をそのまま酸素飽和度画像の生成に用いるのではなく、酸素飽和度算出部 86 が算出した酸素飽和度に対して補正部 87 が観察距離に応じた補正処理を行ってから酸素飽和度画像の生成に用いている。このため、例えば酸素飽和度画像 105 のように、遠景で観察されていた低酸素領域 102 が誤差なくそのまま拡大表示される。このため、内視鏡システム 10 では、正確な酸素飽和度の情報を表示することができる。

【0094】

また、例えば、着色剤を検体内に投入して酸素飽和度画像 101 と同じ位置を観察する場合、図 24 に示すように、通常観察モードでは、特定の組織等 111 が着色された通常観察画像 110 がモニタ 18 に表示される。その後、観察距離を保ったまま、特殊観察モードに切り替えたとする。この時、着色剤が検体内に存在しない場合用の第 1 測定モードで観察距離を算出し、酸素飽和度を算出及び補正すると、酸素飽和度画像 112 のように、特定の組織 111 が着色されたことによって、各色の画像信号のバランスが崩れるので、誤った (あるいは不正確な) 部分が低酸素領域 113 として疑似カラーで表示されてしまう。これは、観察距離を算出せず、観察距離に応じた酸素飽和度の補正を行わない場合も同様である。

30

【0095】

しかし、内視鏡システム 10 では、プロセッサ装置 16 で着色剤を検体内に投入することを示す設定をすれば、着色時用の第 2 測定モードで観察距離が算出され、この第 2 測定モードで求められた正確な観察距離に基づいて酸素飽和度の補正が行われる。このため、例えば、酸素飽和度画像 116 のように、特定の組織 111 が着色されていても、酸素飽和度画像 101 と同じ正しい低酸素領域 102 が表示される。また、先端部 24 を検体に近づけて (あるいはズームをして)、観察距離を短くし、低酸素領域 102 を拡大した場合でも、着色時用の第 2 測定モードで観察距離が算出され、この第 2 測定モードで求められた正確な観察距離に基づいて酸素飽和度の補正が行われているので、酸素飽和度画像 118 のように、特定の組織 111 が着色されていても、酸素飽和度画像 105 と同様にアーチファクト 104 が表れることはなく、低酸素領域 102 の周辺を正しく拡大観察する

40

50

ことができる。

【 0 0 9 6 】

なお、こうした酸素飽和度（酸素飽和度画像）の表示は、通常観察モードに切り替えられるまで継続して行われる（S 2 1）。また、診断を終了する場合には、内視鏡 1 2 の挿入部 2 1 を検体内から抜き出す（S 2 2）。

【 0 0 9 7 】

以上のように、内視鏡システム 1 0 は、イメージセンサ 4 8 から得られる画像信号に基づいて観察距離の測定を行う。このため、観察距離を測定するための干渉計等を追加する必要がない。このため、低コストに生産可能であり、かつ、設計の自由度も低下しない。

【 0 0 9 8 】

また、観察距離の測定モードとして、検体内に着色剤が存在しない場合に観察距離を算出する第 1 測定モードと、検体内に着色剤が存在する場合に観察距離を測定する第 2 測定モードを有しており、着色剤を検体内に投入する場合には着色剤を投入した場合に適切な第 2 測定モードで観察距離の測定を行う。このため、内視鏡システム 1 0 は、着色剤の投入により特定の組織が着色され、着色剤を投入しない通常時に対して各色の画像信号のバランスが崩れてしまったとしても、正確に観察距離を算出することができる。

【 0 0 9 9 】

さらに、内視鏡システム 1 0 は、この正確性の高い観察距離に基づいて酸素飽和度を補正し、この補正された酸素飽和度を用いて酸素飽和度画像を生成及び表示するので、着色剤で着色された組織の存在により、着色剤を投入しない通常時に対して各色の画像信号のバランスが崩れてしまったとしても、正確な酸素飽和度画像を生成及び表示することができる。

【 0 1 0 0 】

なお、観察距離を算出するための通常時用距離テーブル 8 3 a 及び着色時用距離テーブル 8 3 b に、各振幅の差 $B G$, $G R$, $R B$ と、これらに対応する観察距離を記憶しているが、必ずしも各振幅の差 $B G$, $G R$, $R B$ を全て用いる必要はなく、これらのうちのいずれか一つ以上を用いることで上記第 1 実施形態と同様にして正確な観察距離を算出することができる。例えば振幅の差 $B G$ ($B 1$ 画像信号と $G 2$ 画像信号のばけ具合のバランス) と、対応する観察距離だけを用いても良い。

【 0 1 0 1 】

なお、 $B 1$ 画像信号、 $G 2$ 画像信号、 $R 2$ 画像信号の特定周波数 ν 成分の振幅の差 $B G$, $G R$, $R B$ と観察距離を対応付けた距離テーブル 8 3 a , 8 3 b を用いているが、 $B 1$ 画像信号、 $G 2$ 画像信号、 $R 2$ 画像信号の特定周波数 ν 成分の振幅の差 $B G$, $G R$, $R B$ の代わりに、特定周波数 ν 成分の振幅の比を用いても良い。また、表層血管の周波数を特定周波数 ν としているが、どのような組織の周波数を特定周波数とするかは任意である。

【 0 1 0 2 】

なお、遠景で低酸素領域 1 0 2 が確認された後、その低酸素領域 1 0 2 の拡大観察をしているが、遠景の酸素飽和度画像において低酸素領域 1 0 2 を検出しない場合でも、拡大観察をしてもよい。この場合、拡大観察をしてもはじめて低酸素領域が観察されることがあるが、内視鏡システム 1 0 は正確な観察距離を算出し、算出した正確な観察距離に応じて酸素飽和度の補正を行っているので、拡大観察をしてもはじめて低酸素領域が観察される場合でも、正確な酸素飽和度の算出及び表示をすることができる。

【 0 1 0 3 】

なお、通常時用距離テーブル 8 3 a または着色時用距離テーブル 8 3 b を用いて観察距離を算出しているが、こうしたテーブル形式のデータの代わりに、周波数成分情報を観察距離に対応付ける関数を用いても良い。例えば、通常時用距離テーブル 8 3 a に対応する第 1 測定モード用の第 1 距離算出関数と、着色時用距離テーブル 8 3 b に対応する第 2 測定モード用の第 2 距離算出関数とを、これらの各距離テーブル 8 3 a , 6 3 b の代わりに予め用意し、演算により観察距離を算出しても良い。これらの関数は、通常時用距離テー

10

20

30

40

50

ブル 8 3 a や着色時用距離テーブル 8 3 b からそれぞれ作成することができる。酸素飽和度の補正に用いる通常時用誤差テーブル 8 7 a や着色時用誤差テーブル 8 7 b についても同様であり、これらのテーブルの代わりに対応する関数を記憶しておいても良い。

【 0 1 0 4 】

なお、周波数成分抽出部 8 1 は、周波数成分情報として B 1 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号から特定周波成分の振幅を抽出しているが、例えば、特定周波数の振幅を抽出する代わりに、特定の幅を持った周波数帯域の振幅を抽出し、その合計値を周波数成分情報として用いても良い。また、振幅だけでなく、位相を加味しても良いし、位相の情報だけを用いても良い。すなわち、周波数成分抽出部 8 1 が B 1 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号から抽出する周波数成分情報は、観察距離と対応付けることができる特定の周波数成分に関する情報であれば任意である。

10

【 0 1 0 5 】

また、周波数成分抽出部 8 1 は、B 1 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号をフーリエ変換することにより、周波数成分情報（特定の周波数成分の振幅）を抽出しているが、フーリエ変換をする代わりに、特定の周波数成分を抽出する画像フィルタ（2次元フィルタ）を用いて B 1 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号から周波数成分情報を抽出しても良い。もちろん、周波数成分情報を抽出することができれば、フーリエ変換や画像フィルタによる方法以外の任意の方法で周波数成分情報を抽出しても良い。こうした周波数成分抽出部 8 1 が抽出する周波数成分情報や、周波数成分情報の抽出方法の任意性は、後述する他の実施形態や変形例についても同様である。

20

【 0 1 0 6 】

なお、検体内に着色剤を投入するに第 2 測定モードで観察距離を測定しているが、内視鏡システム 1 0 で検体を観察する場合に用いる着色剤は複数種類ある。また、着色剤の種類によって着色される組織やその色が異なる。このため、上記第 1 実施形態では、着色時用距離テーブル 8 3 b 及び着色時用誤差テーブル 8 7 b を 1 つ例示しているが、着色剤の種類ごとに（着色剤を複数併用する場合にはその組み合わせごとに）複数の着色時用距離テーブル及び着色時用誤差テーブルを設けておくことが好ましい。こうすれば、どの種類の着色剤を用いても、内視鏡システム 1 0 で正確に観察距離を算出し、正確な酸素飽和度の算出及び表示をすることができる。

30

【 0 1 0 7 】

なお、着色剤を検体内に投入しているが、着色剤を投入する場合以外でも、通常時と比較して各色の画像信号のバランスが崩れ、観察距離や酸素飽和度が正しく求められない場合がある。例えば、検体内を洗浄するための洗浄液は、誤飲等を防止するために、通常は着色されている。このため、洗浄液が検体内に残存していると、着色剤を投入した場合のように、各色の画像信号のバランスが崩れ、観察距離や酸素飽和度が正しく求められない。このため、洗浄液等の残存に対応した距離テーブルや誤差テーブルを設けておくことが好ましい。洗浄液等の残存が確認された場合には、この距離テーブル及び誤差テーブルを用いる測定モードに設定することで、正確な観察距離及び酸素飽和度を算出することができる。

40

【 0 1 0 8 】

また、検体内に自然には存在しない着色剤の投入によって各色の画像信号のバランスが崩れ、観察距離や酸素飽和度が正しく求められないケースを例にしているが、検体内に自然に存在し得るものによって各色の画像信号のバランスが崩れ、観察距離や酸素飽和度が正しく求められないケースもある。例えば、洗浄液で除去しきれなかった残渣等（便や便汁、その他有色の分泌物等）が検体内にあると、各色の画像信号のバランスが崩れ、観察距離や酸素飽和度が正しく求められない。このため、検体内に自然に存在し得る残渣等に対応した距離テーブルや誤差テーブルを設けておくことが好ましい。残渣等の存在が確認された場合には、この距離テーブル及び誤差テーブルを用いる測定モードに設定することで、正確な観察距離及び酸素飽和度を算出することができる。

【 0 1 0 9 】

50

なお、通常時の検体は、主として血中に含まれるヘモグロビンの吸光量（あるいは反射量）に応じた各色の画像信号のコントラストで観察される。これに対し、上記着色剤、洗浄液、残渣等はいずれもヘモグロビンの吸光量（反射量）に応じた各色の画像信号のコントラストのバランスを崩す物質である。本明細書では、これらのような各色の画像信号のコントラストのバランスを崩すヘモグロビン以外の物質を非ヘモグロビン物質と総称する。

【0110】

なお、特殊観察モード時に観察距離を測定し、算出した観察距離に基づいて酸素飽和度の補正をしているが、酸素飽和度の算出を行わない通常観察モード時にも観察距離測定部63によって観察距離を測定しても良い。通常観察モード時に算出した観察距離を、通常画像とともにモニタ18に表示すれば、先端部24で検体を傷つけること等がないように、安全な操作をアシストすることができる。

10

【0111】

通常観察モード時の観察距離を測定は、上記実施形態と同様に行うことができるが、通常観察モード時の観察距離の測定は、イメージセンサ48が1フレームに出力するR、G、B各色の画像信号を用いて観察距離を算出することができる。すなわち、わずか1フレームで得られる画像信号だけで正確な観察距離の測定が可能である。

【0112】

なお、上記実施形態では、特殊観察モード時における観察距離の測定に、酸素飽和度の算出に用いるB1画像信号、G2画像信号、R2画像信号を用いているが、1フレーム目に得られるB1画像信号、G1画像信号、R1画像信号を用いて観察距離の測定を行っても良く、2フレーム目に得られるB2画像信号、G2画像信号、R2画像信号を用いて観察距離の測定を行っても良い。こうすれば、特殊観察モード時でも、通常観察モード時の観察距離の測定と同様に、わずか1フレームで得られる画像信号だけで正確な観察距離の測定をすることができる。

20

【0113】

なお、信号比 $B1/G2$ 及び信号比 $R2/G2$ に基づいて酸素飽和度を算出し、算出された酸素飽和度のデータに補正処理を施しているが、酸素飽和度の算出に用いる画像信号を観察距離に応じて補正し、補正した画像信号を用いて酸素飽和度を算出しても良い。

【0114】

なお、内視鏡システム10では、内視鏡12の先端部24に蛍光体44を設けたが、これに代えて、光源装置14の内部に蛍光体44を設けても良い。この場合には、第1青色レーザ光源(473LD)34及び第2青色レーザ光源(445LD)36と、ライトガイド41との間に蛍光体44を設ける。そして、第1青色レーザ光源34または第2青色レーザ光源36に、第1青色レーザ光または第2青色レーザ光を蛍光体44に向けて照射させる。これにより、第1白色光または第2白色光が発せられる。この第1または第2白色光は、ライトガイド41を介して、検体内に照射される。それ以外については、内視鏡システム10と同様である。

30

【0115】

また、第1及び第2青色レーザ光を同一の蛍光体44に入射させているが、第1青色レーザ光と第2青色レーザ光をそれぞれ別々の第1蛍光体、第2蛍光体に入射させても良い。

40

【0116】

[第2実施形態]

図25に示すように、内視鏡システム300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301と、LED光源制御部304が設けられている。また、内視鏡システム300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。

【0117】

50

LED光源ユニット301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-LED301a、G-LED301b、B-LED301cを有する。図26に示すように、R-LED301aは、600~720nmの赤色領域の赤色帯域光(以下、単に赤色光という)し、G-LED301bは、480~620nmの緑色領域の緑色帯域光(以下、単に緑色光)を発光する。また、B-LED301cは、400~500nmの青色領域の青色帯域光(以下、単に青色光という)を発光する。

【0118】

また、LED光源ユニット301は、B-LED301c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)302を有する。ハイパスフィルタ302は、450nm以下の波長帯域の青色光をカットし、450nmより長波長帯域の光を透過する。

10

【0119】

ハイパスフィルタ302のカットオフ波長(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16参照)、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85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ため、カットオフ波長以下の波長帯域に基づくシグナルは、信号比B1/G2が473nmで測定する本来の値よりも低下し、不正確な酸素飽和度が算出される原因になる。このため、ハイパスフィルタ302は、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、カットオフ波長以下の波長帯域の光が検体に照射されないようにする。

20

【0120】

したがって、ハイパスフィルタ302は、特殊観察モード時にB-LED301cの前に挿入され、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302の挿抜は、LED光源制御部304の制御の下、HPF挿抜部303によって行われる。

【0121】

LED光源制御部304は、LED光源ユニット301の各LED301a~301cの点灯/消灯、及びハイパスフィルタ302の挿抜を制御する。具体的には、図27に示すように、通常観察モードの場合、LED光源制御部304は、各LED301a~301cを全て点灯させ、ハイパスフィルタ302はB-LED301cの光路上から退避させる。

30

【0122】

一方、図28に示すように、特殊観察モードの場合、LED光源制御部304は、ハイパスフィルタ302をB-LED301cの光路上に挿入する。そして、1フレーム目は、B-LED301cを点灯させ、R-LED301a及びG-LED301bを消灯させることにより、450nm以下の波長帯域がカットされた青色光を検体内に照射させる。そして、2フレーム目は、R-LED301a、G-LED301b、B-LED301cを全て点灯させ、B-LED301cが発する青色光のうち450nm以下の波長帯域がカットされた青色光と、R-LED301aが発する赤色光と、G-LED301bが発する緑色光からなる白色光を検体内に照射させる。これにより、イメージセンサ48は、1フレーム目には、B1画像信号を出力し、2フレーム目にはR2画像信号、G2画像信号、B2画像信号をそれぞれ出力する。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。

40

【0123】

なお、本実施形態では、特殊観察モード時の1フレーム目、2フレーム目ともハイパスフィルタ302を挿入したまま検体を撮像しているが、1フレーム目だけハイパスフィルタ302を挿入し、2フレーム目にはハイパスフィルタ302を退避させても良い。また、特殊観察モード時の1フレーム目では、B-LED301cだけを点灯させ、青色光だけを検体に照射しているが、1フレーム目でもR-LED301a及びG-LED301bを点灯させ、R1画像信号及びG1画像信号をイメージセンサ48に出力させても良い。

50

【 0 1 2 4 】

[第 3 実施形態]

図 29 に示すように、内視鏡システム 400 の光源装置 14 には、第 1 及び第 2 青色レーザ光 34, 36 と光源制御部 40 の代わりに、広帯域光源 401 と、回転フィルタ 402 と、回転フィルタ制御部 403 が設けられている。また、内視鏡システム 400 のイメージセンサ 405 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。それ以外については、第 1 ~ 第 3 実施形態の内視鏡システムと同じである。

【 0 1 2 5 】

広帯域光源 401 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び白色光を発する。回転フィルタ 402 は、通常観察モード用フィルタ 410 と特殊観察モード用フィルタ 411 とを備えており (図 30 参照)、広帯域光源 401 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 410 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 411 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 402 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 403 によって制御される。また、回転フィルタ 402 は、第 1 位置または第 2 位置に配置された状態で、イメージセンサ 405 の撮像フレームに応じて回転する。回転フィルタ 402 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 403 によって制御される。

【 0 1 2 6 】

図 30 に示すように、通常観察モード用フィルタ 410 は、回転フィルタ 402 の内周部に設けられている。通常観察モード用フィルタ 410 は、赤色光を透過する R フィルタ 410a と、緑色光を透過する G フィルタ 410b と、青色光を透過する B フィルタ 410c とを有する。したがって、回転フィルタ 402 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 401 からの白色光は、回転フィルタ 402 の回転に応じて R フィルタ 410a、G フィルタ 410b、B フィルタ 410c のいずれかに入射する。このため、検体には、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、イメージセンサ 405 は、これらの反射光によりそれぞれ検体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。

【 0 1 2 7 】

また、特殊観察モード用フィルタ 411 は、回転フィルタ 402 の外周部に設けられている。特殊観察モード用フィルタ 411 は、赤色光を透過する R フィルタ 411a と、緑色光を透過する G フィルタ 411b と、青色光を透過する B フィルタ 411c と、 $473 \pm 10 \text{ nm}$ の狭帯域光を透過する狭帯域フィルタ 511d とを有する。したがって、回転フィルタ 402 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 401 からの白色光は、回転フィルタ 402 の回転に応じて R フィルタ 411a、G フィルタ 411b、B フィルタ 411c、狭帯域フィルタ 411d のいずれかに入射する。このため、検体には、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、イメージセンサ 405 は、これらの反射光によりそれぞれ検体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。

【 0 1 2 8 】

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 R2) 画像信号と G1 (または G2) 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 B2 画像信号に対応し、狭帯域画像信号は B1 画像信号に対応する。したがって、その後の処理は第 1 ~ 第 3 実施形態の内視鏡システムと同様に行うことができる。

【 0 1 2 9 】

なお、第 1 ~ 第 3 実施形態 (特に第 1, 第 2 実施形態) では、観察距離の測定及び測定した観察距離に応じた酸素飽和度の誤差の補正を画像信号全体に対して行なっているが、

10

20

30

40

50

観察距離の測定及び測定した観察距離に応じた酸素飽和度の誤差の補正は、B 1 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号をそれぞれ複数の領域に分割し、各分割領域で行うことが好ましい。例えば、図 3 1 に示すように、B 1 画像信号 5 0 1 を縦横に 3×3 の合計 9 個の分割領域 5 0 1 a ~ 5 0 1 i に分割する。次いで、各分割領域 5 0 1 a ~ 5 0 1 i で、特定周波数 ν 成分を抽出して、それぞれ振幅の差 $B G$ 、 $G R$ 、 $R B$ の算出を行う。そして、各分割領域 5 0 1 a ~ 5 0 1 i で求めた振幅の差 $B G$ 、 $G R$ 、 $R B$ に基づいて、分割領域 5 0 1 a ~ 5 0 1 i 毎に酸素飽和度の誤差の補正や画像信号の補正を行うことが好ましい。G 2 画像信号、R 2 画像信号についても同様である。

【 0 1 3 0 】

このように、B 1 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号を複数の分割領域 5 0 1 a ~ 5 0 1 i に分け、各分割領域 5 0 1 a ~ 5 0 1 i で、観察距離の測定及び酸素飽和度の誤差の補正を行うと、測定及び補正の精度が向上する。例えば、図 3 2 に示すように、先端部 2 4 で検体 5 0 5 (例えば管腔壁) を正面に捉えて観察をする場合、画像信号 5 1 0 を 9 個に分割した各分割エリアのうち、中央の分割領域 5 1 0 i に写し出された検体 5 0 5 と、先端部 2 4 の距離 (観察距離) を $d 1$ とすると、その他の分割領域 5 1 0 a ~ 5 1 0 h では、各分割領域 5 0 1 a ~ 5 1 0 h に対応する被写体 5 0 5 の各部分と先端部 2 4 との距離は $d 2$ ($d 2 > d 1$) であり中央の分割領域 5 1 0 i よりも観察距離が長い。

【 0 1 3 1 】

このため、画像信号 5 1 0 の全体を一括でフーリエ変換して特定周波数 ν 成分の振幅を抽出し、振幅の差 $B G$ 、 $G R$ 、 $R B$ を求めると、中央の分割領域 5 1 0 i と周辺の分割領域 5 1 0 a ~ 5 1 0 h とで振幅の差 $B G$ 、 $G R$ 、 $R B$ が異なる値になる。また、ズーム倍率が高いほど、あるいは先端部 2 4 が検体 5 0 5 に近いほど、この違いは顕著になる。したがって、全ての分割領域 5 1 0 a ~ 5 0 1 i で同じように観察距離の測定及び酸素飽和度の誤差の補正を行うと、中央の分割領域 5 1 0 i または周辺の分割領域 5 1 0 a ~ 5 1 0 h、あるいはこれらの両方の領域で誤差が生じる。一方、分割領域 5 1 0 a ~ 5 1 0 i 毎に酸素飽和度の誤差の補正や画像信号の補正を行えば、各領域で正確な補正をすることができる。

【 0 1 3 2 】

また、図 3 3 に示すように、先端部 2 4 が検体 5 0 5 に平行に近い状態で検体 5 0 5 を観察する場合、得られる画像信号 5 2 0 内の各分割領域 5 2 0 a ~ 5 2 0 i 間での観察距離の差がさらに大きくなる。例えば、画像信号 5 2 0 の下段の 3 つの分割領域 5 2 0 e ~ 5 2 0 g では、先端部 2 4 と検体 5 0 5 の距離は $d 3$ で最も短い、中段の 3 つの分割領域 5 2 0 d、5 2 0 i、5 2 0 h では $d 3$ よりも長い $d 4$ となり、さらに上段の 3 つの分割領域 5 2 0 a ~ 5 2 0 c では、最も長い $d 5$ となる ($d 3 < d 4 < d 5$)。このように画像信号 5 2 0 内での観察距離に差が大きい場合に、画像信号 5 2 0 の全体 (全分割領域 5 2 0 a ~ 5 2 0 i) に対して一括して振幅の差 $B G$ 、 $G R$ 、 $R B$ を求めると、酸素飽和度の誤差の補正は不正確になりやすい。しかし、各分割領域 5 2 0 a ~ 5 2 0 i で補正を行えば、画像信号 5 2 0 の全体に対して一括した補正を行う場合よりも正確に酸素飽和度の誤差の補正や画像信号の補正を行うことができる。

【 0 1 3 3 】

なお、図 3 1 ~ 図 3 3 では、画像信号を 3×3 の 9 個の分割領域に分け、各分割領域で酸素飽和度の誤差の補正や画像信号の補正を行なっているが、領域の分割数は任意である。但し、分割が細かいほど補正精度が向上するが、補正処理に時間を要する。このため、補正処理の速度と補正精度を両立させるためには、上記のように 3×3 の全 9 個程度の領域に画像信号を分割することが好ましい。

【 0 1 3 4 】

なお、第 1 ~ 第 3 実施形態では、信号比 $B 1 / G 2$ と信号比 $R 2 / G 2$ に基づいて酸素飽和度を算出しているが、信号比 $B 1 / G 2$ 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 8 2 には信号比 $B 1 / G 2$ と酸素飽和度の相関関係を記憶しておけば良い。

10

20

30

40

50

【0135】

なお、第1～第3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。

【0136】

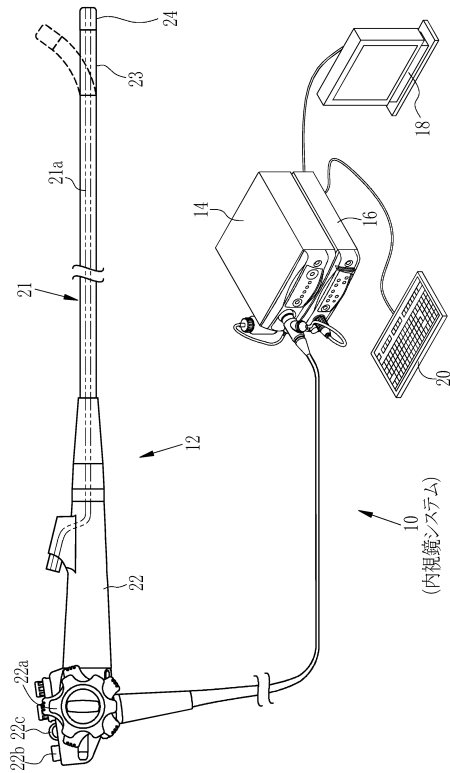
なお、第1～第3実施形態では酸素飽和度を算出しているが、これに代えて、あるいはこれに加えて、「血液量(信号比R2/G2)×酸素飽和度(%)」から求まる酸化ヘモグロビンインデックスや、「血液量×(1-酸素飽和度)(%)」から求まる還元ヘモグロビンインデックス等、他の生体機能情報を算出しても良い。

【符号の説明】

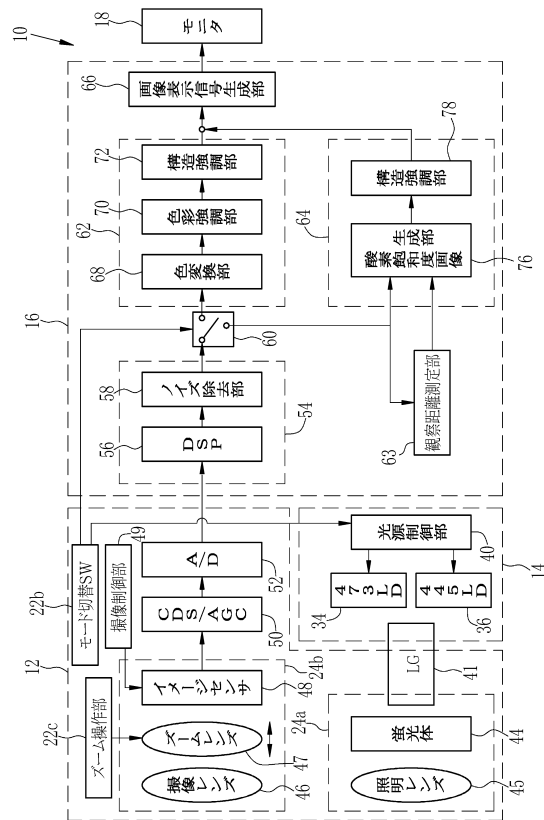
【0137】

- 10, 300, 400 内視鏡システム
- 63 観察距離測定部
- 76 酸素飽和度画像生成部
- 81 周波数情報抽出部
- 82 差分算出部
- 83 観察距離算出部
- 87 補正部

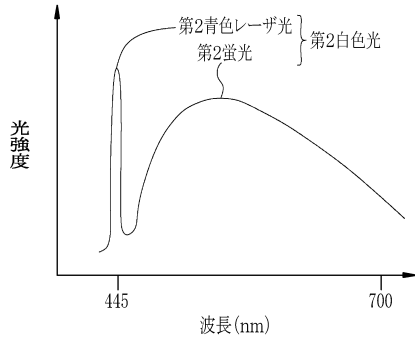
【図1】



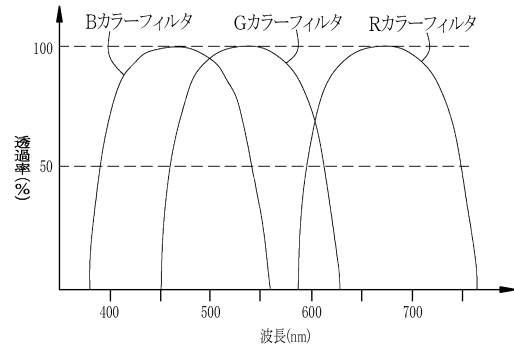
【図2】



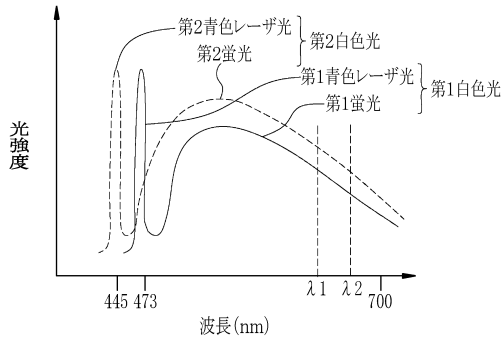
【図3】



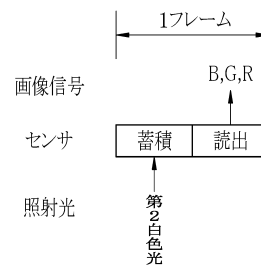
【図5】



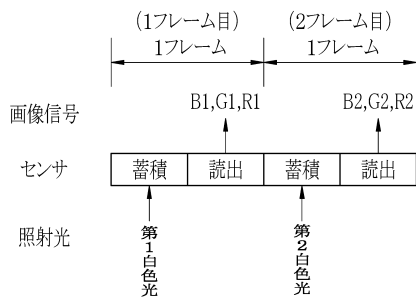
【図4】



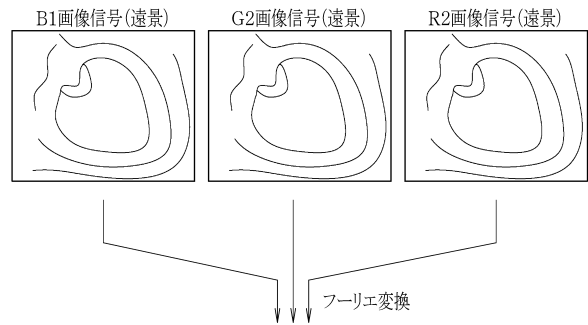
【図6】



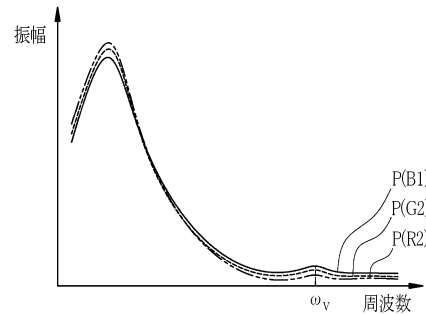
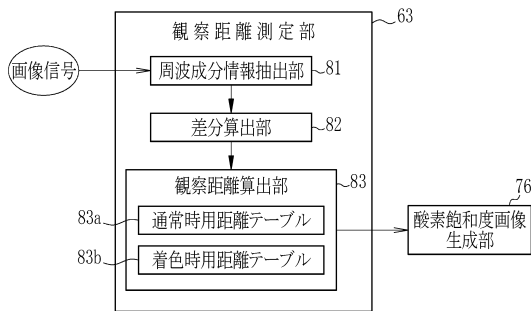
【図7】



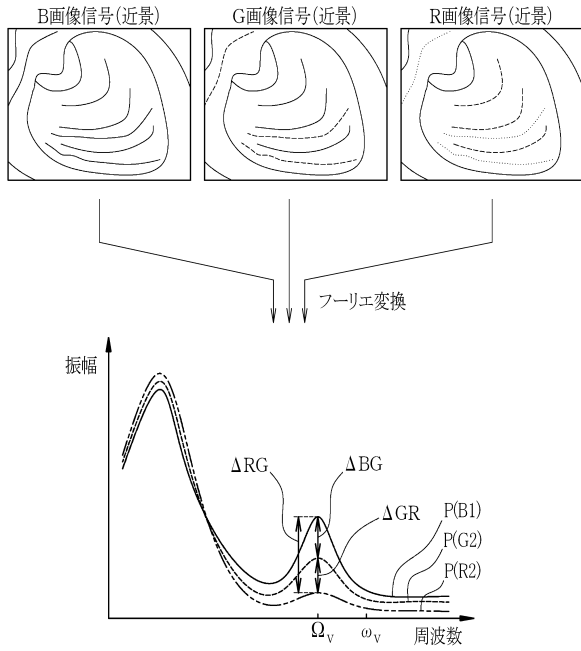
【図9】



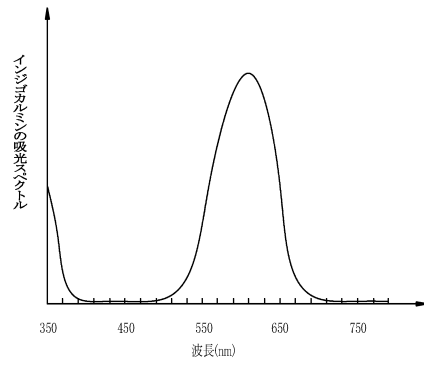
【図8】



【図10】



【図11】



【図12】

$\Delta BG, \Delta GR, \Delta RB$	観察距離
k1, k2, k3	10.5 mm
k4, k5, k6	8.2 mm
k7, k8, k9	2.5 mm
⋮	⋮

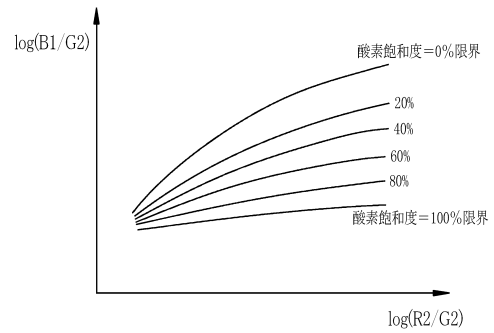
83a

【図13】

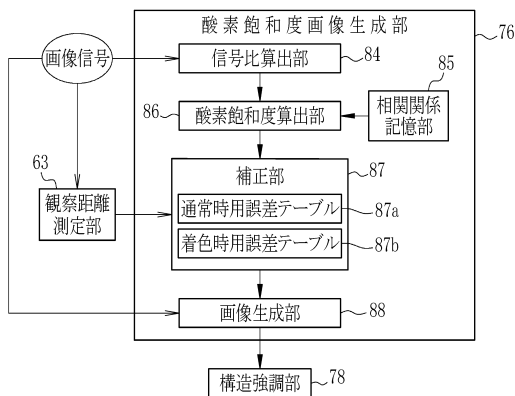
$\Delta BG, \Delta GR, \Delta RB$	観察距離
k101, k102, k103	8.2 mm
k104, k105, k106	3.7 mm
k107, k108, k109	1.2 mm
⋮	⋮

83b

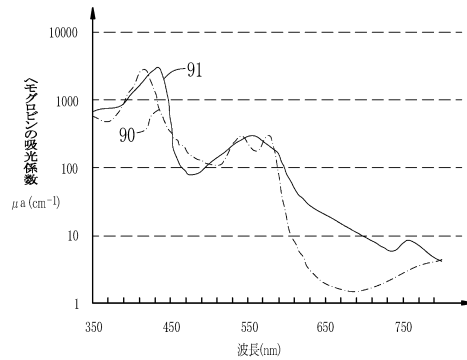
【図15】



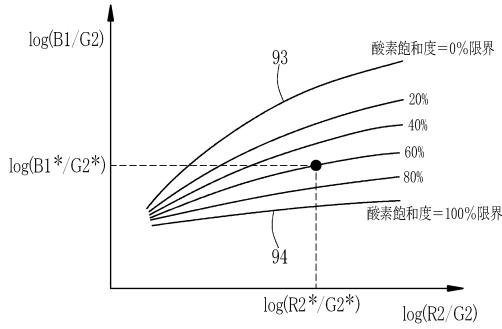
【図14】



【図16】



【図17】



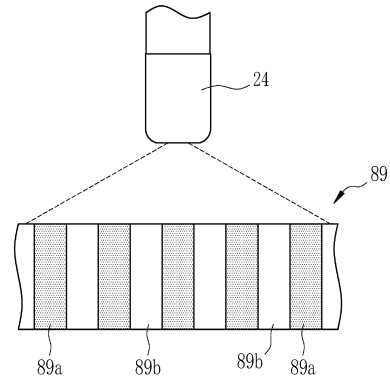
【図19】

観察距離	酸素飽和度の誤差
8.2 mm	+11%
3.7 mm	+4%
1.2 mm	-1.5%
⋮	⋮

【図18】

観察距離	酸素飽和度の誤差
10.5 mm	+10%
8.2 mm	±0%
2.5 mm	-2%
⋮	⋮

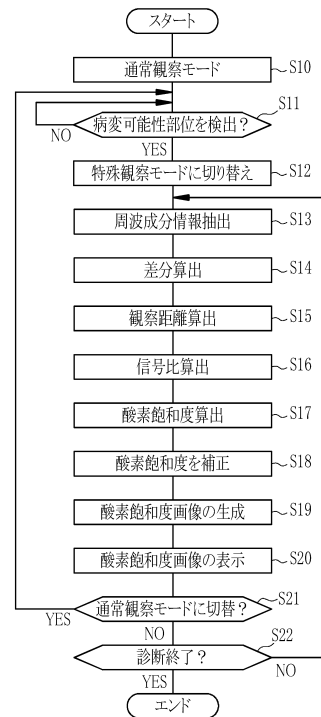
【図20】



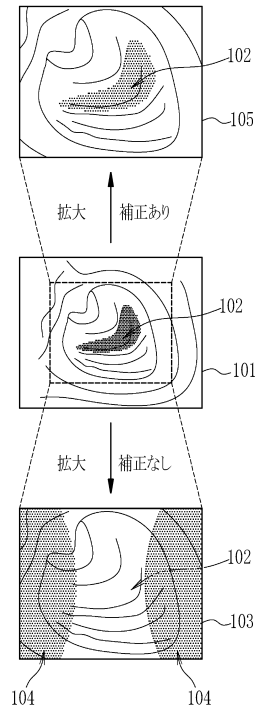
【図21】

$\Delta BG, \Delta GR, \Delta RB$	観察距離	酸素飽和度の誤差
k1, k2, k3	10.5 mm	+10%
k4, k5, k6	8.2 mm	±0%
k7, k8, k9	2.5 mm	-2%
⋮	⋮	⋮

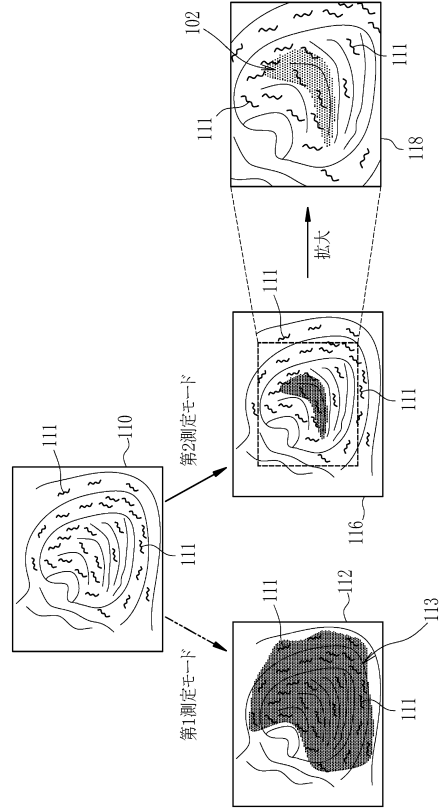
【図22】



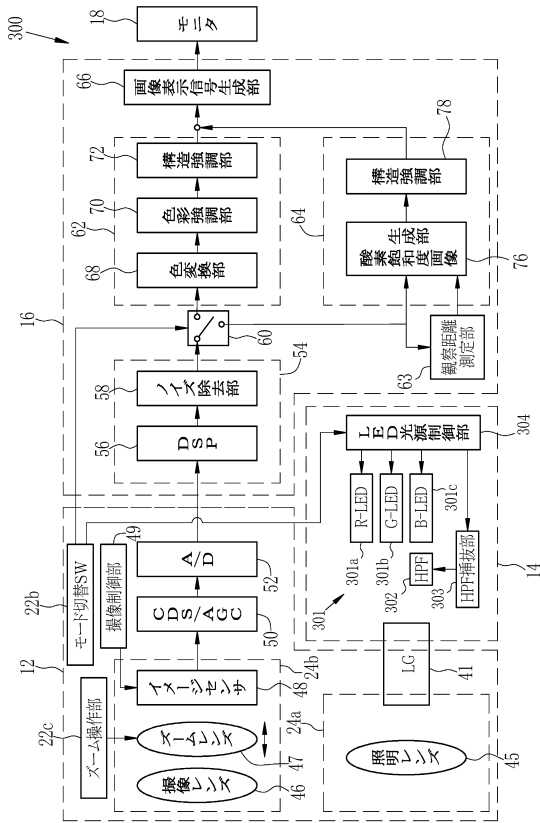
【図23】



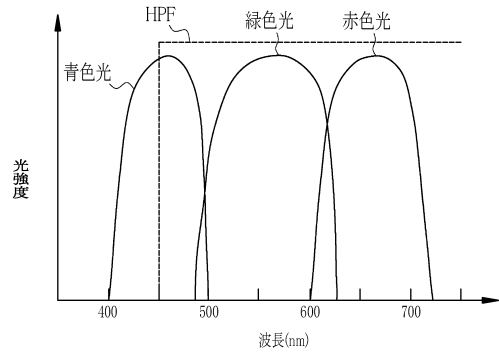
【図24】



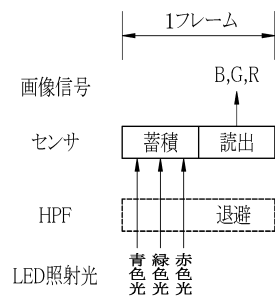
【図25】



【図26】



【図27】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2012-239816(JP,A)
特開2013-146484(JP,A)
特開2006-061683(JP,A)
特開2003-036436(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	内窥镜系统和处理器装置，操作方法		
公开(公告)号	JP6109695B2	公开(公告)日	2017-04-05
申请号	JP2013202544	申请日	2013-09-27
[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	白石泰士		
发明人	白石 泰士		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0653 A61B1/0661 A61B1/0684 A61B1/3137 A61B5/14546 A61B5/14556 A61B5/1459		
FI分类号	A61B1/00.300.E A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/00.551 A61B1/00.553 A61B1/00.735 A61B1/045.610 A61B1/045.617		
F-TERM分类号	4C161/CC06 4C161/FF12 4C161/FF40 4C161/HH51 4C161/HH52 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/QQ07 4C161/RR05 4C161/SS21		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2015066127A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜系统，处理器装置，操作方法以及距离测定装置，即使在检体内存在颜料或残渣等，也能够准确地测定观察距离。内窥镜系统(10)包括光源装置(14)，内窥镜(12)和观测距离测量单元(63)。光源装置(14)将试样中具有被血红蛋白吸收的波段的信号光照射到试样上。内窥镜(12)具有通过使用反射信号光来拍摄试样的图像并输出图像信号的图像传感器(48)。观测距离测量单元(63)基于图像信号测量观测距离。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6109695号 (P6109695)
(45) 発行日 平成29年4月5日(2017.4.5)	(24) 登録日 平成29年3月17日(2017.3.17)	
(51) Int. Cl. F1 A61B 1/00 (2006.01) A61B 1/00 300E A61B 1/00 300D		
請求項の数 18 (全 30 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-202544 (P2013-202544)	(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社	
(22) 出願日 平成25年9月27日(2013.9.27)	東京都港区西麻布2丁目2番30号	
(65) 公開番号 特開2015-66127 (P2015-66127A)	(74) 代理人 弁理士 小林 和憲	
(43) 公開日 平成27年4月13日(2015.4.13)	白石 泰士	
審査請求日 平成27年10月16日(2015.10.16)	(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	
	審査官 森口 正治	
	最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びプロセッサ装置並びに作動方法並びに距離測定装置