

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6099518号
(P6099518)

(45) 発行日 平成29年3月22日 (2017.3.22)

(24) 登録日 平成29年3月3日 (2017.3.3)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/06 (2006.01)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)
G 0 2 B 23/26 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 A
A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
A 6 1 B 1/04 3 7 0
A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y
G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 11 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2013-171694 (P2013-171694)
(22) 出願日 平成25年8月21日 (2013.8.21)
(65) 公開番号 特開2015-39503 (P2015-39503A)
(43) 公開日 平成27年3月2日 (2015.3.2)
審査請求日 平成27年10月16日 (2015.10.16)

(73) 特許権者 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100075281
弁理士 小林 和憲
(72) 発明者 加▲来▼ 俊彦
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 増淵 俊仁

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及び作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検体に挿入される挿入部を有する内視鏡と、
前記検体を撮像して画像信号を出力するセンサと、
前記挿入部を通じて前記検体に第1照明光を照射する第1光源装置と、
前記挿入部に設けられたチャンネルに挿通されるプローブと、
前記プローブを通じ、少なくとも2つの波長帯域で前記第1照明光と等価なスペクトル
を有する第2照明光を前記第1照明光に重ねて照射する第2光源装置と、
を備え、
前記第1光源装置は、前記第2照明光が照射される場合に、前記第1照明光を減光する
内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記第1照明光と前記第2照明光の反射光を同時に受光して前記センサが出力する前記
画像信号に基づいて前記検体の画像を生成する画像生成部を備える請求項1に記載の内視
鏡システム。

【請求項 3】

前記2つの波長帯域に対応する各前記画像信号に基づいて、前記検体の酸素飽和度を算
出する酸素飽和度算出部を備え、
前記画像生成部は、前記画像信号と前記酸素飽和度とに基づいて前記検体の酸素飽和度
を表す酸素飽和度画像を生成する請求項2に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 4】

前記 2 つの波長帯域は青色の波長帯域と緑色の波長帯域であり、

前記第 2 照明光は、前記青色の波長帯域と前記緑色の波長帯域で前記第 1 照明光と等価なスペクトルを有する請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記 2 つの波長帯域はいずれも緑色の波長帯域であり、

前記第 2 照明光は、2 つの前記緑色の波長帯域で前記第 1 照明光と等価なスペクトルを有する請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記プローブは、先端を前記挿入部の先端に固定する固定部を有する請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。 10

【請求項 7】

前記プローブは、先端に前記センサの周囲を囲むリング型の照明光射出部を備える請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記センサに結像される前記検体の像を拡大または縮小するズームングレンズと、

前記ズームングレンズの操作状況を監視し、拡大観察をしているか否かを検出するズーム検出部と、

を備え、

前記第 2 光源装置は、前記ズーム検出部によって拡大観察をしていることが検出された場合に前記第 2 照明光を照射する請求項 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】

前記センサが出力する前記画像信号に基づいてアーチファクトを検出するアーチファクト検出部を備え、

前記第 2 光源装置は、前記アーチファクト検出部が前記アーチファクトを検出した場合に前記第 2 照明光を照射する請求項 2 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

検体に挿入される挿入部を有する内視鏡と、前記検体を撮像するセンサと、前記センサに結像される前記検体の像を拡大または縮小するズームングレンズと、前記挿入部を通じて第 1 照明光を照射する第 1 光源装置と、前記挿入部に設けられたチャンネルに挿通されるプローブと、前記プローブを通じ、少なくとも 2 つの波長帯域で前記第 1 照明光と等価なスペクトルを有する第 2 照明光を前記第 1 照明光に重ねて照射する第 2 光源装置と、を備える内視鏡システムの作動方法において、 30

前記ズームングレンズの操作状況を監視し、拡大観察をしているか否かを検出するズーム検出ステップと、

前記ズーム検出ステップで拡大観察をしていることが検出された場合に前記第 2 照明光を照射する第 2 照明光照射ステップと、

前記第 1 照明光と前記第 2 照明光の反射光を同時に受光して前記センサが出力する画像信号に基づいて前記検体の画像を生成する画像生成ステップと、

を備える内視鏡システムの作動方法。 40

【請求項 11】

検体に挿入される挿入部を有する内視鏡と、前記検体を撮像するセンサと、前記挿入部を通じて第 1 照明光を照射する第 1 光源装置と、前記挿入部に設けられたチャンネルに挿通されるプローブと、前記プローブを通じ、少なくとも 2 つの波長帯域で前記第 1 照明光と等価なスペクトルを有する第 2 照明光を前記第 1 照明光に重ねて照射する第 2 光源装置と、を備える内視鏡システムの作動方法において、

前記センサが出力する画像信号に基づいてアーチファクトを検出するアーチファクト検出ステップと、

前記アーチファクト検出ステップで前記アーチファクトを検出された場合に前記第 2 照明光を照射する第 2 照明光照射ステップと、 50

前記第 1 照明光と前記第 2 照明光の反射光を同時に受光して前記センサが出力する画像信号に基づいて前記検体の画像を生成する画像生成ステップと、

を備え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、検体内の撮像により得られる画像信号から血中ヘモグロビンの酸素飽和度に関する生体機能情報を求める内視鏡システム及び作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

10

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。血中ヘモグロビンの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第 1 信号光画像信号と、第 2 信号光の反射光に対応する第 2 信号光画像信号の比率（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

20

なって変化する。したがって、第 1 信号光画像信号と第 2 信号光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】

また、検体の生体機能情報を算出したり表示したりする内視鏡システムとしては、酸素飽和度を算出及び表示するもの以外のものも知られている。例えば、赤外光や紫外光等の励起光を照射して検体の特定の組織を励起し、この特定の組織が発する自家蛍光光によって検体を撮像する内視鏡システムが知られている。この自家蛍光で検体を観察する内視鏡システムでは、通常の光源装置では発生させることができない励起光を照射するために、鉗子等の処置具を挿通するチャンネルに、励起光を照射するための専用のプローブを挿通し

30

て用いるものが知られている（特許文献 2 ～ 7）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2012 - 125402 号公報

【特許文献 2】特開昭 63 - 160632 号公報

【特許文献 3】特開 2004 - 194821 号公報

【特許文献 4】特開 2005 - 319212 号公報

【特許文献 5】特開 2011 - 005002 号公報

【特許文献 6】特開 2012 - 010962 号公報

40

【特許文献 7】特開平 03 - 080212 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

内視鏡システムでは、通常の観察（例えば白色光による観察）をする場合に観察範囲の全範囲で検体を鮮明に観察できるように、照明の照射範囲や光量の分布等を予め厳密に調節してある。しかし、通常の観察が問題なく行えるように照明の照射範囲や光量の分布等が調節してあっても、検体の生体機能情報を算出及び表示すると、検体の性状によるものではない大きな誤差（以下、アーチファクトという）が発生してしまう場合がある。

【0007】

50

例えば、酸素飽和度を算出及び表示する場合、遠景を観察する非拡大観察から、内視鏡先端部を検体に極めて接近させた観察、またはズームレンズを作動して検体を拡大する観察（拡大観察）に切り替えると、非拡大観察時には発生していなかった低酸素領域や高酸素領域が発生するようになる。すなわち、拡大観察時には、非拡大観察時には起こりえなかった酸素飽和度のアーチファクトが発生する。これは、酸素飽和度が照明（第1及び第2信号光）の光量分布等に対して極めて敏感であることと、極めて小さな照明の光量分布等の誤差でも拡大観察時には拡大率に応じて酸素飽和度への寄与が大きくなってしまふことが主な原因である。

【0008】

拡大観察時に酸素飽和度等の生体機能情報にアーチファクトが発生しないようにするためには、さらに厳密に照明を均一にすれば良いが、当然ながら、文字通り完全に照明を均一化することは不可能である。また、所定の拡大率での拡大観察時に酸素飽和度のアーチファクトが発生しないようにしたとしても、拡大率を上げれば再び同じ問題が発生するので根本的な解決にはならない。

【0009】

本発明の内視鏡システム及び作動方法は、拡大観察時に発生する生体機能情報のアーチファクトを低減し、拡大観察時にも生体機能情報を正確に算出及び表示することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の内視鏡システムは、内視鏡と、センサと、第1光源装置と、プローブと、第2光源装置とを備える。内視鏡は、検体に挿入される挿入部を有する。センサは、検体を撮像して画像信号を出力する。第1光源装置は、挿入部を通じて検体に第1照明光を照射する。プローブは、挿入部に設けられたチャンネルに挿通される。第2光源装置は、プローブを通じ、少なくとも2つの波長帯域で第1照明光と等価なスペクトルを有する第2照明光を第1照明光に重ねて照射する。そして、第1光源装置は、第2照明光が照射される場合に、第1照明光を減光する。

【0011】

また、第1照明光と第2照明光の反射光を同時に受光してセンサが出力する画像信号に基づいて検体の画像を生成する画像生成部を備えることが好ましい。なお、第1照明光と第2照明光の反射光を「同時に」受光するとは、センサが検体からの反射光を受光して光電変換をし、受光量に応じた電荷を蓄積する蓄積期間中に、第1照明光と第2照明光が照射され、第1照明光の反射光と第2照明光の反射光を、同じ蓄積期間中に受光することを言う。したがって、例えば、一つの蓄積期間中に、第1照明光と第2照明光を交互に照射したとしても、本明細書では、第1照明光と第2照明光は同時に照射され、センサはこれらの各反射光を同時に受光しているものとする。

【0012】

また、2つの波長帯域に対応する各画像信号に基づいて、検体の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部を備えることが好ましい。この場合、画像生成部は、画像信号と酸素飽和度と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。

【0013】

2つの波長帯域は、例えば、青色の波長帯域と緑色の波長帯域である。この場合、第2照明光は、青色の波長帯域と緑色の波長帯域で第1照明光と等価なスペクトルを有することが好ましい。また、2つの波長帯域がいずれも緑色の波長帯域である場合、第2照明光は、これらの2つの緑色の波長帯域で第1照明光と等価なスペクトルを有することが好ましい。

【0014】

プローブは、先端を前記挿入部の先端に固定する固定部を有することが好ましい。

【0016】

プローブは、先端にセンサの周囲を囲むリング型の照明光射出部を備えることが好まし

10

20

30

40

50

い。

【0017】

センサに結像される検体の像を拡大または縮小するズームレンズと、ズームレンズの操作状況を監視し、拡大観察をしているか否かを検出するズーム検出部と、を備え、第2光源装置は、ズーム検出部によって拡大観察をしていることが検出された場合に第2照明光を照射することが好ましい。

【0018】

センサが出力する画像信号に基づいてアーチファクトを検出するアーチファクト検出部を備え、第2光源装置は、アーチファクト検出部がアーチファクトを検出した場合に第2照明光を照射することが好ましい。

10

【0019】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、検体に挿入される挿入部を有する内視鏡と、検体を撮像するセンサと、センサに結像される検体の像を拡大または縮小するズームレンズと、挿入部を通じて第1照明光を照射する第1光源装置と、挿入部に設けられたチャンネルに挿通されるプローブと、このプローブを通じ、少なくとも2つの波長帯域で第1照明光と等価なスペクトルを有する第2照明光を第1照明光に重ねて照射する第2光源装置と、を備える内視鏡システムの作動方法であり、ズーム検出ステップと、第2照明光照射ステップと、画像生成ステップとを備える。ズーム検出ステップでは、ズームレンズの操作状況を監視し、拡大観察をしているか否かを検出する。第2照明光照射ステップでは、第2照明光照射ステップでは、ズーム検出ステップで拡大観察をしていることが検出された場合に第2照明光を照射する。画像生成ステップでは、第1照明光と第2照明光の反射光を同時に受光してセンサが出力する画像信号に基づいて検体の画像を生成する。

20

【0020】

また、本発明の別の内視鏡システムの作動方法は、検体に挿入される挿入部を有する内視鏡と、検体を撮像するセンサと、挿入部を通じて第1照明光を照射する第1光源装置と、挿入部に設けられたチャンネルに挿通されるプローブと、プローブを通じ、少なくとも2つの波長帯域で前記第1照明光と等価なスペクトルを有する第2照明光を前記第1照明光に重ねて照射する第2光源装置と、を備える内視鏡システムの作動方法であり、アーチファクト検出ステップと、第2照明光照射ステップと、画像生成ステップと、を備える。アーチファクト検出ステップでは、センサが出力する画像信号に基づいてアーチファクトを検出する。第2照明光照射ステップでは、アーチファクト検出ステップでアーチファクトを検出された場合に第2照明光を照射する。画像生成ステップでは、第1照明光と第2照明光の反射光を同時に受光してセンサが出力する画像信号に基づいて検体の画像を生成する。

30

【発明の効果】

【0021】

本発明の内視鏡システム及び作動方法によれば、拡大観察時に発生する生体機能情報のアーチファクトを低減し、拡大観察時にも生体機能情報を正確に算出及び表示することができる。

【図面の簡単な説明】

40

【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。

【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のブロック図である。

50

【図 9】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 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】内視鏡システムの作用を示す説明図である。

【図 14】第 2 実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

【図 15】第 3 実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

【図 16】第 4 実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

【図 17】LED の発光帯域と H P F の特性を示すグラフである。

【図 18】第 4 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。

10

【図 19】第 4 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 20】変形例の内視鏡システムのブロック図である。

【図 21】バンドパスフィルタの特性を示すグラフである。

【図 22】変形例の特殊観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

【図 23】第 5 実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

【図 24】回転フィルタの平面図である。

【図 25】内視鏡先端部への固定部を有するプローブの断面図である。

【図 26】リング型の照明光出射部を有するプローブの斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0023】

20

[第 1 実施形態]

図 1 に示すように、内視鏡システム 10 は、内視鏡 12 と、第 1 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。さらに、内視鏡システム 10 は、プローブ 25 と、第 2 光源装置 26 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。

【0024】

30

また、操作部 22 には、アングルノブ 22a の他、モード切替 SW (モード切替スイッチ) 22b と、ズーム操作部 22c 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、検体内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、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 18 に表示するモードである。ズーム操作部 22c は、内視鏡 12 内のズームングレンズ 47 (図 2 参照) を駆動させて、検体を拡大させるズーム操作に用いられる。

【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。

40

【0026】

第 1 光源装置 14 は、照明光を発生し、挿入部 21 に内蔵されたライトガイド (LG) 41 (図 2 参照) を通じて、先端部 24 から検体に照明光を照射する。すなわち、第 1 光源装置 14 及びライトガイド 41 等からなる照明系は、内視鏡 12 自体を通じて検体に照明光を照射する主照明系である。以下では、第 1 光源装置 14 等からなる主照明系が照射する照明光を第 1 照明光という。

50

【0027】

プローブ25は、挿入部21に設けられた鉗子チャネル27に挿通して用いられる補助照明具である。プローブ25は、操作部22に設けられた鉗子入口27aから鉗子チャネル27に挿通され、少なくともプローブ25の先端25aは、先端部24の鉗子出口27bから露呈される。

【0028】

第2光源装置26は、プローブ25を通じて、拡大観察時の第1照明光の不均一さを補うための照明光を検体に補助的に照射する。すなわち、第2光源装置26とプローブ25からなる第2の照明系は、補助照明系である。第2光源装置26が照射する照明光は、少なくとも青色の波長帯域または緑色の波長帯域で第1照明光と等価なスペクトルを有する。本実施形態では、第2光源装置26は、青色、緑色、赤色の全波長帯域で第1照明光と等価なスペクトルを有する。すなわち、第2光源装置26がプローブ25を通じて照射する照明光は、光量の違いはあるが、実質的に第1照明光と同じ光である。以下、第2光源装置26が照射する照明光を第2照明光という。

10

【0029】

なお、第2光源装置26は、第1光源装置14とケーブル28で電氣的に接続されており、第2光源装置26は、第1光源装置14の第1照明光の照射タイミングと同期して第2照明光を照射する。

【0030】

図2に示すように、第1光源装置14は、中心波長473nmの第1青色レーザ光を発する第1青色レーザ光源(473LD(レーザダイオード))34と、中心波長445nmの第2青色レーザ光を発する第2青色レーザ光源(445LD)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の発光は、第1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。

20

【0031】

第1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、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34と第2青色レーザ光源36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±10nm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InGaAs系レーザダイオードが利用でき、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

【0032】

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105μm、クラッド径125μm、外皮となる保護層を含めた径がφ0.3~0.5mmの細径なファイバケーブルを使用することができる。

40

【0033】

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を介して検体内に照射される。

50

【 0 0 3 4 】

通常観察モードにおいては、第 2 青色レーザ光が蛍光体 4 4 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 4 4 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。

【 0 0 3 5 】

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 4 4 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 4 4 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。なお、第 1 照明光は、第 1 光源装置 1 4 等からなる主照明系が照射する第 1 白色光及び第 2 白色光の総称である。

【 0 0 3 6 】

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 4 0 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。

【 0 0 3 7 】

なお、蛍光体 4 4 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 4 4 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。

【 0 0 3 8 】

第 2 光源装置 2 6 とプローブ 2 5 で構成される補助照明系は、第 1 光源装置 1 4 , ライトガイド 4 1 , 蛍光体 4 4 , 照明レンズ 4 5 とで構成される上記主照明系と同様に構成される。すなわち、第 2 光源装置 2 6 には、第 1 光源装置 1 4 の各青色レーザ光源 3 4 , 3 6 や第 1 光源制御部 4 0 に対応する光源 1 3 4 , 1 3 6 及び第 2 光源制御部 1 4 0 を備える。また、プローブ 2 5 には、内視鏡 1 2 のライトガイド 4 1 , 蛍光体 4 4 , 照明レンズ 4 5 に対応するライトガイド 1 4 1 , 蛍光体 1 4 4 , 照明レンズ 1 4 5 を備える。

【 0 0 3 9 】

第 2 光源装置 2 6 の第 1 青色レーザ光源 1 3 4 及び第 2 青色レーザ光源 1 3 6 は、第 1 光源装置 1 4 の第 1 青色レーザ光源 3 4 及び第 2 青色レーザ光源 3 6 とそれぞれ同じものである。これらの青色レーザ光源 1 3 4 , 1 3 6 の発光は、第 2 光源制御部 1 4 0 により個別に制御され、第 1 青色レーザ光源 1 3 4 の出射光と、第 2 青色レーザ光源 1 3 6 の出射光の光量比は変更自在である。

【 0 0 4 0 】

第 2 光源制御部 1 4 0 は、第 1 光源制御部 4 0 から入力される発光タイミング信号に基づいて、各青色レーザ光源 1 3 4 , 1 3 6 の発光タイミングを制御する。具体的には、第 1 光源制御部 4 0 は、通常観察モード時には発光タイミング信号を第 2 光源制御部 1 4 0 に入力せず、特殊観察モード時に発光タイミング信号を第 2 光源制御部 1 4 0 に入力する。このため、第 2 光源制御部 1 4 0 は、通常観察モードの場合には、第 2 青色レーザ光源 1 3 6 を消灯し、第 2 青色レーザ光を照射しないようにする。一方、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 1 3 4 と第 2 青色レーザ光源 1 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。すなわち、第

2 光源制御部 1 4 0 は、各青色レーザ光源 1 3 4 , 1 3 6 の発光タイミングは、第 1 光源制御部 4 0 の各青色レーザ光源 3 4 , 3 6 の発光タイミングと同期される。

【 0 0 4 1 】

第 2 光源装置 2 6 の各光源 1 3 4 , 1 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）を介してプローブ 2 5 に内蔵されたライトガイド（L G）1 4 1 に入射する。ライトガイド 1 4 1 は、各光源 1 3 4 , 1 3 6 からの第 1 , 第 2 青色レーザ光を、プローブ 2 5 の先端 2 5 a まで伝搬する。

【 0 0 4 2 】

また、プローブ 2 5 が有する蛍光体 1 4 4 は、内視鏡 1 2 の先端部 2 4 にある蛍光体 4 4 と同じものである。このため、第 2 光源装置 2 6 が第 1 , 第 2 青色レーザ光をライトガイド 1 4 1 に入射させれば、プローブ 2 5 の先端 2 5 a からは、主照明系の第 1 白色光あるいは第 2 白色光のスペクトルに対して、青色、緑色、赤色の全波長帯域で等価なスペクトルを有する第 1 白色光あるいは第 2 白色光が検体に照射される。なお、第 2 照明光は、第 2 光源装置 2 6 とプローブ 2 5 とからなる補助照明系が照射するこれらの第 1 白色光及び第 2 白色光の総称である。

【 0 0 4 3 】

なお、補助照明系の照明レンズ 1 4 5 は、プローブ 2 5 の先端 2 5 a から照射する第 2 照明光が、主照明系が照射する第 1 照明光の照射範囲に重なるように設計されている。

【 0 0 4 4 】

内視鏡 1 2 の撮像光学系 2 4 b は、撮像レンズ 4 6、ズームングレンズ 4 7、センサ 4 8 を有している（図 2 参照）。検体からの反射光は、撮像レンズ 4 6 及びズームングレンズ 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 に検体の反射像が結像される。ズームングレンズ 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。ズームングレンズ 4 7 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、ズームングレンズ 4 7 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、ズームングレンズ 4 7 はワイド端に配置されている。そして、ズーム操作部 2 2 c を操作して拡大観察を行う場合に、ズームングレンズ 4 7 はワイド端からテレ端側に移動される。

【 0 0 4 5 】

センサ 4 8 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。センサ 4 8 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。

【 0 0 4 6 】

図 5 に示すように、B カラーフィルタは 3 8 0 ~ 5 6 0 n m の分光透過率を有しており、G カラーフィルタは 4 5 0 ~ 6 3 0 n m の分光透過率を有しており、R カラーフィルタ 5 8 0 ~ 7 6 0 n m 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主照明系から第 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。

【 0 0 4 7 】

一方、特殊観察モード時に主照明系及び補助照明系から第 1 白色光が検体内に照射された場合には、B 画素には各第 1 白色光に含まれる第 1 青色レーザ光と第 1 蛍光の緑色成分の一部が入射する。また、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 蛍光よりも発光強度が極めて大きいので、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。

10

20

30

40

50

なお、特殊観察モード時に第2白色光が検体内に照射されたときのRGB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。

【0048】

なお、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。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色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色の画像信号を得ることができる。

10

【0049】

撮像制御部49はセンサ48の撮像制御を行う。図6に示すように、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、主照明系により第2白色光で照明された検体内をセンサ48で撮像する。これにより、1フレーム毎にセンサ48からRGBの各画像信号が出力される。

【0050】

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センサ48の撮像のフレームに同期して主照明系及び補助照明系からそれぞれ第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、センサ48は、1フレーム目には第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。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。

20

【0051】

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、センサ48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（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。

30

【0052】

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、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。

40

【0053】

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、画像信号を特殊観察用画像処理部64に入力する。

【0054】

50

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。

【0055】

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。

10

【0056】

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。

【0057】

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。

【0058】

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 には通常観察画像または酸素飽和度画像が表示される。

20

【0059】

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。

【0060】

信号比算出部 81 には、酸素飽和度画像生成部 76 に入力される 2 フレーム分の画像信号のうち、B1 画像信号、G2 画像信号、R2 画像信号が入力される。信号比算出部 81 は、B1 画像信号と G2 画像信号の信号比 $B1 / G2$ と、G2 画像信号と R2 画像信号の信号比 $R2 / G2$ とを、画素毎に算出する。

30

【0061】

相関関係記憶部 82 は、信号比 $B1 / G2$ 及び信号比 $R2 / G2$ 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 9 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。信号比 $B1 / G2$ 及び信号比 $R2 / G2$ に対する等高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、各等高線の間隔は、血液量（信号比 $R2 / G2$ ）に応じて変化する。なお、信号比 $B1 / G2$ 及び信号比 $R2 / G2$ 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。

【0062】

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 90）や還元ヘモグロビン（グラフ 91）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 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 B1 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、B1 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 R2 画像信号と、B1 画像信号と R2 画像信号のリファレンス信号となる G2 画像信号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。

40

【0063】

酸素飽和度算出部 83 は、相関関係記憶部 82 に記憶された相関関係を参照し、信号比

50

算出部 8 1 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、所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 1 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、この画素の酸素飽和度を「60%」と算出する。

【0064】

本実施形態では、主光学系から発せられた第 1 照明光（第 1 及び第 2 白色光）に重なるように、補助光学系から第 2 照明光（第 1 及び第 2 白色光）を照射しているため、検体上の第 1 及び第 2 白色光は、青色の波長帯域、緑色の波長帯域、赤色の波長帯域のいずれにおいても強度分布の均一性は維持されている。これにより、第 1 白色光の青色帯域に基づく $B 1$ 及び第 2 白色光の緑色帯域に基づく $G 2$ 画像信号から得られる信号比 $B 1 / G 2$ は、酸素飽和度以外の照明ムラなどの要因によって変動することがなくなる。同様にして、第 2 白色光の緑色帯域に基づく $G 2$ 画像信号及び第 2 白色光の赤色帯域に基づく $R 2$ 画像信号から得られる信号比 $R 2 / G 2$ についても、酸素飽和度以外の照明ムラなどの要因によって変動することがなくなる。これにより、拡大観察をしたとしても、酸素飽和度のアーチファクトが発生することはない。

【0065】

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。なお、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。

【0066】

画像生成部 8 4 は、酸素飽和度算出部 8 6 で算出された酸素飽和度と、 $B 2$ 画像信号、 $G 2$ 画像信号、 $R 2$ 画像信号を用いて、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、入力される元の $B 2$ 画像信号、 $G 2$ 画像信号、 $R 2$ 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し、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、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、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「1」以上のゲインを乗じる。このゲイン処理後の $B 1$ 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。

【0067】

画像生成部 8 4 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、酸素飽和度が所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。

【0068】

なお、本実施形態では、画像生成部 8 4 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。

【0069】

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 1 2 のフローチャートに

10

20

30

40

50

沿って説明する。まず、プローブ 25 を鉗子チャンネル 27 に挿通した内視鏡 12 を検体に挿入し、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 SW 22b 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。

【0070】

特殊観察モードでは、第 1 光源制御部 40 から第 2 光源制御部 140 に発光タイミング信号が入力されるので、補助照明系が点灯する (S13)。このため、特殊観察モードでは、主照明系及び補助照明系から第 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検体内に重ねて照射される。第 1 白色光が照射されたフレームではセンサ 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。これら 2 フレーム分の画像信号に基づいて、画素毎に酸素飽和度が算出され、酸素飽和度画像が生成される (S14)。

【0071】

そして、モニタ 18 に表示された酸素飽和度画像に基づいて、ドクターは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。こうした酸素飽和度の表示は、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 (S15)。また、診断を終了する場合には、内視鏡 12 の挿入部 21 を検体内から抜き出す (S16)。

【0072】

このように、内視鏡システム 10 では、特殊観察モード時に、内視鏡 12 から照射する第 1 照明光に重ねて、鉗子チャンネル 27 に挿通したプローブ 25 から第 2 照明光を照射する。

【0073】

図 13 に示すように、例えば、特殊観察モードの非拡大観察時にモニタ 18 に表示される遠景の酸素飽和度画像 151 に、疑似カラーで表示された低酸素領域 152 が観察され、ドクターがズーム操作部 22b を操作してこの低酸素領域 152 を拡大観察したとする。このとき、従来の内視鏡システムのように、第 1 照明光だけで検体を照明し、第 2 照明光が照射されていないと、酸素飽和度画像 153 のように第 1 照明光の極僅かな不均一さによって、酸素飽和度の算出誤差が生じ、酸素飽和度画像 153 には拡大観察時に特有のアーチファクト 154 が発生する。このため、第 2 照明光を照射せずに拡大観察した場合の酸素飽和度画像 153 では、低酸素領域 152 の仔細な性状が観察し難い。

【0074】

一方、本発明の内視鏡システム 10 によれば、第 1 照明光に加えて、プローブ 25 から第 2 照明光を照射して、検体に照射する照明光 (特に照明光の光量分布) の均一性を向上させているので、酸素飽和度の算出誤差は低減され、第 2 照明光を照射した場合に得られる酸素飽和度画像 155 にはアーチファクト 154 は発生しない。このため、第 1 照明光に加え、第 2 照明光を照射して得た酸素飽和度画像 155 によれば、低酸素領域 152 の仔細な性状を正確に観察することができる。ズーム操作によらず、内視鏡 12 の先端部 24 を検体に近づけて拡大観察をする場合も同様である。

【0075】

上述したように、酸素飽和度の算出には信号比 $B1/G2$ と信号比 $R2/G2$ が用いられる。これら信号比のうち、酸素飽和度によって、信号値が大きく変動するのは信号比 $B1/G2$ のほうである。したがって、拡大観察時のように、B1 画像信号に対応する青色の波長帯域の光の均一性、及び G2 画像信号に対応する緑色の波長帯域の光の均一性が維持されていない場合には、酸素飽和度の算出精度は大きく低下して、アーチファクトが発生する。そこで、第 1 照明光に対して第 2 照明光を重ねて照射することにより、青色の波長帯域において光の均一性を向上させるとともに、緑色の波長帯において光の均一性を向

10

20

30

40

50

上させて、酸素飽和度のアーチファクトを無くしている。

【0076】

したがって、第1実施形態の内視鏡システム10では、第2照明光のスペクトルが、青色、緑色、赤色の全波長帯域で第1照明光と等価なスペクトルを有しているが、第2照明光は、少なくとも青色または緑色の波長帯域で第1照明光と等価なスペクトルを有していれば良い。

【0077】

なお、酸素飽和度の算出には、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ある異吸収波長の光に基づく信号が必要である。この第1実施形態で、異吸収波長の光に基づく信号は、B1画像信号に対応している。したがって、青色の波長帯域で少なくとも第1、第2照明光のスペクトルが等価であることが好ましい。

10

【0078】

もちろん、緑色の波長帯域でだけ第1、第2照明光が等価なスペクトルを有する場合でも、第2照明光を照射しない場合に比べればアーチファクト154を低減される。また、第2照明光は、青色と緑色の両波長帯域で第1照明光と等価なスペクトルを有することがより好ましく、血液量も考慮すれば、さらに赤色の波長帯域においても第2照明光が第1照明光と等価なスペクトルを有することが好ましい。

【0079】

なお、第1実施形態の内視鏡システム10では、特殊観察モード時に第1照明光に重ねて補助照明系から第2照明光を照射しているが、通常観察モード時に第2照明光を照射しても良い。この場合、酸素飽和度画像に比べれば目立ちにくい、照明光の不均一さによる通常観察画像の不具合（例えばシェーディング等）が改善される。

20

【0080】

なお、第1実施形態の内視鏡システム10では、酸素飽和度を算出し、酸素飽和度画像を生成及び表示しているが、その他の生体機能情報を表示する内視鏡システムにも本発明は有用である。例えば、青色（あるいは紫外）の狭帯域光を検体に照射し、表層血管を疑似カラーで強調表示する、いわゆる狭帯域観察をする内視鏡システムに本発明を適用することができる。後述する他の実施形態も同様である。

【0081】

このように酸素飽和度以外の生体機能情報を算出及び表示する場合には、その生体機能情報の算出に用いる少なくとも2つの異なる波長帯域で、第1照明光と第2照明光が等価なスペクトルを有していれば良い。

30

【0082】

なお、第1実施形態の内視鏡システム10では、特殊観察モード時に、第1照明光に加えて、さらに第2照明光を照射しているが、第2照明光の照射時には、第1光源制御部40は、第1照明光を減光し、第1及び第2照明光の合計の光量を、第1照明光だけを照射する場合の第1照明光の光量と同じ一定の光量にしても良い。こうすると、第2照明光を照射したことにより、アーチファクト152の発生を防ぎつつ、かつ、画面（酸素飽和度画像）の明るさを一定に保つことができる。

【0083】

40

なお、第1実施形態の内視鏡システム10では、蛍光体44、144を内視鏡12の先端部24及びプローブ25に設けているが、蛍光体44は第1光源装置14の各光源34、36とライトガイド41の間に、蛍光体144は第2光源装置26の各光源134、16とライトガイド141の間に設けても良い。

【0084】

[第2実施形態]

第1実施形態の内視鏡システム10では、特殊観察モード時に補助照明系から第2照明光を照射しているが、特殊観察モード時かつズーム操作をして拡大観察をする場合に第2照明光を照射するようにしても良い。この場合、例えば、図14に示す内視鏡システム200のように、例えばプロセッサ装置16にズーム検出部201を設ける。それ以外の構

50

成については第1実施形態の内視鏡システム10と同様である。

【0085】

ズーム検出部201は、ズーム操作部22bの操作状況を監視し、ズームの有無（拡大観察をしているか否か）を検出し、検出結果を第1光源制御部40に入力する。そして、第1光源部40は、特殊観察モードに切り替えられた場合、かつ、ズーム検出部201により拡大観察をしていることが検出された場合に、同期のための発光タイミング信号を第2光源制御部140に入力する。

【0086】

こうすれば、酸素飽和度画像を生成及び表示する特殊観察モードでも、非拡大観察時には第2照明光は消灯され、拡大観察をしている場合にだけ無駄無く第2照明光を照射することができる。

10

【0087】

[第3実施形態]

第2実施形態の内視鏡システム200では、ズーム操作を監視して、拡大観察をしているか否かを検出し、特殊観察モードかつ拡大観察をしている場合に第2照明光を照射しているが、このようにズーム操作を監視する代わりに、酸素飽和度のアーチファクトの発生を監視して、アーチファクトが発生した場合に第2照明光を照射するようにしても良い。

【0088】

この場合、例えば、図15に示す内視鏡システム300のように、特殊観察用画像処理部64にアーチファクト検出部301を加える。それ以外の構成は第1実施形態の内視鏡システム10と同様である。

20

【0089】

アーチファクト検出部301は、酸素飽和度画像生成部76から酸素飽和度画像を取得し、取得した酸素飽和度画像からアーチファクト152を検出する。そして、アーチファクト検出部301は、検出結果（アーチファクトを検出したか否か）を第1光源制御部40に入力する。第1光源制御部40は、特殊観察モードに切り替えられた場合、かつ、アーチファクトが検出された場合に、同期のための発光タイミング信号を第2光源制御部140に入力する。

【0090】

こうすれば、酸素飽和度画像を生成及び表示する特殊観察モードでも、アーチファクト152が検出されない場合（特に拡大観察をしてもアーチファクト152が発生していない場合）には第2照明光は消灯され、アーチファクト152が発生するほど大きく拡大観察をしている場合にだけ無駄無く第2照明光を照射することができる。

30

【0091】

なお、拡大観察によって発生するアーチファクト152は、発生仕方（分布や強度等）が先端部24での照明光学系24aと撮像光学系24bの配置等の内視鏡12の構造と、検体の拡大率（または先端部24と検体の距離）によってほぼ定まっている。このため、アーチファクト検出部301は、酸素飽和度画像の任意の1点または複数点で画素値を監視することにより、アーチファクト152が発生しているか否かを検出する。

【0092】

例えば、必ず低酸素状態になるアーチファクトが発生する位置の画素を監視する場合、そのB画素値を第1閾値と比較し、ゲインによってB画素値が第1閾値以下になっている場合（低酸素の疑似カラーになっている場合）にアーチファクトの発生を検出する。監視している画素で検体自体がアーチファクトではなく本当に低酸素状態になっている場合もあるが、アーチファクトは検体で発生し得る低酸素状態よりも概ね大きいので、第1閾値をある程度大きく設定しておけば、誤検出することなく、アーチファクトの発生を検出可能である。

40

【0093】

なお、必ず高酸素状態になるアーチファクトが発生する位置の画素を監視しても良い。また、複数点で画素値を監視すれば検出精度が向上するので、2点以上で画素値を監視す

50

ることが好ましい。さらに、アーチファクトの検出方法は任意であり、画素値を閾値と比較する代わりに、アーチファクトの周波数成分を抽出することにより、アーチファクト 152 の発生を検出して良い。

【0094】

なお、第2実施形態と第3実施形態を組み合わせることも可能である。この場合、ズーム検出部201とアーチファクト検出部301の両方を設け、特殊観察モード時に、ズーム検出部201がズーム操作を検出した場合またはアーチファクト検出部301が酸素飽和度画像からアーチファクトを検出した場合に、第1光源制御部40が第2光源制御部140に発光タイミング信号を入力するようにすれば良い。

【0095】

10

[第4実施形態]

図16に示すように、内視鏡システム400の第1光源装置401には、第1及び第2青色レーザ光源34, 36と第1光源制御部40の代わりに、第1LED(Light Emitting Diode)光源ユニット402と、第1LED光源制御部403が設けられている。また、内視鏡システム400の第2光源装置410には、第1青色レーザ光源134, 136と第2光源制御部140の代わりに、第2LED光源ユニット412と第2LED光源制御部413が設けられている。また、内視鏡システム400には照明光学系24a及びプロンプ25に蛍光体44, 144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。

【0096】

20

第1LED光源ユニット402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-LED402a, G-LED402b, B-LED402cを有する。図17に示すように、R-LED402a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-LED402b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-LED402c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。

【0097】

また、第1LED光源ユニット402は、B-LED402c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)406を有する。ハイパスフィルタ406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。

30

【0098】

ハイパスフィルタ406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、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402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。

40

【0099】

したがって、ハイパスフィルタ406は、特殊観察モード時にB-LED402c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406の挿抜は、第1LED光源制御部403の制御の下、HPF挿抜部407によって行われる。第1LED光源制御部403は、第1LED光源ユニット402の各LED402a~402cの点灯/消灯、及びハイパスフィルタ406の挿抜を制御する。

【0100】

第2LEDユニット412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-LED412a, G-LED412b, B-LED412cを有する。R-LED4

50

12a, G-LED412b, B-LED412cは、第1LEDユニット402のR-LED402a, G-LED402b, B-LED402cとそれぞれ同じものである。また、第2LEDユニット412は、B-LED412c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)416を有する。

【0101】

ハイパスフィルタ416は、第1LEDユニット402のハイパスフィルタ406と同様に、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。また、ハイパスフィルタ416は、特殊観察モード時にB-LED412c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416の挿抜は、第2LED光源制御部413の制御の下、HPF挿抜部417によって行われる。第2LED光源制御部413は、第2LED光源ユニット412の各LED412a~412cの点灯/消灯、及びハイパスフィルタ416の挿抜を制御する。また、第2LED光源制御部413は、第1LED光源制御部403から発光タイミング信号を受けて上記制御を行うことは、第1実施形態の第1光源制御部40と第2光源制御部140の関係と同様である。

【0102】

上述のように構成される内視鏡システム400は、以下のように作動する。まず、図18に示すように、通常観察モードの場合、第1LED光源制御部403は、各LED402a~402cを全て点灯させ、ハイパスフィルタ406はB-LED402cの光路上から退避させる。また、通常観察モードでは、第1LED光源制御部403から発光タイミング信号が入力されないため、第2LED光源制御部413は、R-LED412a, G-LED412b, B-LED412cを全て消灯させる。

【0103】

一方、図19に示すように、特殊観察モードの場合、第1LED光源制御部403は、ハイパスフィルタ406をB-LED402cの光路上に挿入する。そして、1フレーム目は、B-LED402cを点灯させ、R-LED402a及びG-LED402bは消灯させる。また、第2LED光源制御部413も同様に、ハイパスフィルタ416をB-LED412cの光路上に挿入し、1フレーム目はB-LED412cを点灯させ、R-LED412a及びG-LED412bを消灯させる。これにより、特殊観察モードの1フレーム目では、第1光源装置401と第2光源装置410から450nm以下の波長帯域がカットされた青色光が重なって検体に照射される。センサ48は、1フレーム目の読出期間にB1画像信号を出力する。

【0104】

次に、特殊観察モードの2フレーム目では、第1LED光源制御部403及び第2LED光源制御部413はそれぞれ全LED402a~402c, 412a~412cを点灯させる。これにより、2フレーム目では、第1光源装置401と第2光源装置410から450nm以下の波長帯域がカットされた青色光と、緑色光と、赤色光が検体に重なって照射される。センサ48は、2フレーム目の読出期間にR2画像信号, G2画像信号, B2画像信号を出力する。その後の処理や作用は第1実施形態の内視鏡システム10と同様である。

【0105】

なお、第4実施形態の内視鏡システム400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406, 416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406, 416を挿入し、2フレーム目にはハイパスフィルタ406, 416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、450nm以下をカットした青色光だけを検体に照射しているが、1フレーム目では、信号比B1/G2の算出に用いる450nm以下をカットした青色光に基づくB1画像信号が得られていれば良い。したがって、1フレーム目にR-LED401a及びG-LED401bを点灯させ、R1画像信号及びG1画像信号をセンサ48に出力させても良い。

【0106】

また、第4実施形態の内視鏡システム400では、特殊観察モード時の2フレーム目に、第2光源装置410は赤色光、緑色光、青色光を全て照射しているが、2フレーム目では酸素飽和度の算出（信号比 $B1/G2$ 、及び信号比 $R2/G2$ ）に用いる $G2$ 画像信号と $R2$ 画像信号が均一な照明のもとで取得されていれば良いので、2フレーム目は、第2光源装置410は青色光を消灯しても良い。また、2フレーム目は、第2光源装置410は少なくとも緑色光だけを照射していれば、アーチファクトが低減される。

【0107】

なお、上記第1～第3実施形態では、信号比 $B1/G2$ と信号比 $R2/G2$ を用いて酸素飽和度を算出したが、上記第4実施形態では、信号比 $B1/G2$ に代えて、530～550nmの緑色狭帯域光に基づく緑色信号 Gn と、緑色光に基づく緑色信号 $G2$ からなる信号比 $Gn/G2$ と、信号比 $R2/G2$ とを用いて酸素飽和度を算出してもよい。緑色狭帯域光の波長域「530～550nm」は、ハイパスカットフィルタ406、416でカット後の光の波長域「450～500nm」と同様、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波長域である（図10参照）。そのため、酸素飽和度の変化に伴う信号比 $Gn/G2$ の変動は、信号比 $B1/G2$ の場合と同様である。したがって、信号比 $Gn/G2$ 及び $R2/G2$ と酸素飽和度の相関関係は、信号比 $B1/G2$ 及び $R2/G2$ と酸素飽和度の相関関係（図9参照）と、ほぼ同様である。

【0108】

以上のように、信号比 $Gn/G2$ を用いて酸素飽和度を算出する場合は、図20に示す内視鏡システム419のように、第1及び第2光源装置420、430が用いられる。第1及び第2光源装置420、430においては、図16に示す第1及び第2光源装置401、410のようなハイパスフィルタ406は設けられておらず、その代わりに、 $G-LED402b$ 、 $412b$ が発する緑色光の光路上に、挿抜可能なバンドパスフィルタ（ BPF ）が設けられる。バンドパスフィルタ422、432は、図21に示すように、緑色光のうち530～550nmの緑色狭帯域光を透過させる。また、バンドパスフィルタ422、432は、 BPF 挿抜部424、434により挿抜され、特殊観察モードの1フレーム目に $G-LED402b$ 、 $412b$ の前に挿入され、通常観察モード時及び特殊観察モードの2フレーム目には退避位置に退避される。なお、それら以外については、第1及び第2光源装置420、430は、第1及び第2光源装置401、410とほぼ同様である。

【0109】

また、第1及び第2光源装置420、430の発光制御については、通常観察モードの場合は、図18と同様の手順で行われる。一方、特殊観察モードの場合は、図19と異なっている。図22に示すように、まず、1フレーム目では、 $G-LED402b$ 、 $412b$ のみが点灯される。 $G-LED402b$ 、 $412b$ が発する緑色光は、バンドパスフィルタ422、432を通して、緑色狭帯域光になる。したがって、検体には緑色狭帯域光が照射され、その反射像をセンサ48が撮像して緑色狭帯域画像信号 Gn が出力される。

【0110】

次の2フレーム目では、バンドパスフィルタ422、432を退避させ、全ての $LED402a\sim402c$ 、 $412a\sim412c$ を点灯する。これにより、青色光、緑色光、赤色光が検体に照射され、その反射像をセンサ48が撮像して $B2$ 画像信号、 $G2$ 画像信号、 $R2$ 画像信号を出力する。

【0111】

そして、これらの1フレーム目及び2フレーム目で得た緑色狭帯域画像信号 Gn と $G2$ 画像信号に基づく信号比 $Gn/G2$ と、 $G2$ 画像信号と $R2$ 画像信号に基づく信号比 $R2/G2$ とから、酸素飽和度が算出される。酸素飽和度の算出方法及び酸素飽和度画像の作成方法に関しては、上記第1実施形態と同様である。

【0112】

[第5実施形態]

10

20

30

40

50

図23に示すように、内視鏡システム500の第1光源装置510には、第1及び第2青色レーザ光34, 36と第1光源制御部40の代わりに、広帯域光源521と、回転フィルタ522と、回転フィルタ制御部523が設けられている。また、第2光源装置530には、第1青色レーザ光134, 136と第2光源制御部140の代わりに、広帯域光源541と、回転フィルタ542と、回転フィルタ制御部543が設けられている。さらに、内視鏡システム500のセンサ505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り、内視鏡12の先端部24及びプローブ25には蛍光体44, 144は設けられていない。それ以外については、第1実施形態の内視鏡システム10と同じである。

【0113】

広帯域光源521, 541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522, 542は、いずれも同じものであり、通常観察モード用フィルタ550と特殊観察モード用フィルタ551とを備えている(図24参照)。また、回転フィルタ522, 542は、各広帯域光源521, 541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550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551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522, 542の相互移動は、選択された観察モードに応じて各回転フィルタ制御部523, 543によって制御される。また、回転フィルタ制御部543は回転フィルタ制御部523から入力される発光タイミング信号によって同期制御を行なう。これにより、回転フィルタ522, 542は、どちらも同じ第1位置または第2位置に配置された状態で、センサ505の撮像フレームに応じて回転する。回転フィルタ522, 542の回転速度は、選択された観察モードに応じて各回転フィルタ制御部523, 543によって同期して制御される。

【0114】

図24に示すように、通常観察モード用フィルタ550は、回転フィルタ522, 542の内周部に設けられている。通常観察モード用フィルタ550は、赤色光を透過するRフィルタ550aと、緑色光を透過するGフィルタ550bと、青色光を透過するBフィルタ550cとを有する。したがって、回転フィルタ522, 542を通常光観察モード用の第1位置に配置すると、各広帯域光源521, 541からの白色光は、回転フィルタ522, 542の回転に応じてRフィルタ550a、Gフィルタ550b、Bフィルタ550c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、センサ505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。

【0115】

また、特殊観察モード用フィルタ551は、回転フィルタ522, 542の外周部に設けられている。特殊観察モード用フィルタ551は、赤色光を透過するRフィルタ551aと、緑色光を透過するGフィルタ551bと、青色光を透過するBフィルタ551cと、 473 ± 10 nmの狭帯域光を透過する狭帯域フィルタ551dとを有する。したがって、回転フィルタ522, 542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521, 541からの白色光は、回転フィルタ522, 542の回転に応じてRフィルタ551a、Gフィルタ551b、Bフィルタ551c、狭帯域フィルタ551d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、センサ505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。

【0116】

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

10

20

30

40

50

に対応する。したがって、その後の処理や作用は第 1 実施形態の内視鏡システム 10 と同様である。

【0117】

なお、第 1 ～ 第 5 実施形態では、プローブ 25 の先端 25 a を単に鉗子出口 27 a から露呈させているが、図 25 に示すように、プローブ 25 は先端 25 a を内視鏡 12 の先端部 24 に固定する固定部 601 を備えることが好ましい。プローブ 25 が先端部 24 に固定されておらず、鉗子出口 27 a から自由に突出したり、鉗子チャネル 27 内に自由に退避したりすることが可能であると、こうしたプローブ 25 の動きによって第 2 照明光の照射ムラが発生する場合がある。プローブ 25 が固定部 601 によって内視鏡 12 の先端部 24 に固定されていれば、第 2 照明光の照射によってさらに確実にアーチファクトの発生を抑えることができる。なお、プローブ 25 の固定部 601 は、開口 601 a 等を設けることによって、照明光学系 24 a や撮像光学系 24 b 等、先端部 24 の各部の機能を損なわなくしておく必要がある。また、固定部 601 は、プローブ 25 と一体になっていても良く、プローブ 25 の先端 25 a に取り付けるものでも良い。

10

【0118】

なお、第 1 ～ 第 5 実施形態では、プローブ 25 は鉗子チャネル 27 に挿通可能な直線的形状に形成されており、プローブ 25 の先端 25 a だけ（ほぼ鉗子出口 27 b の一点）から第 2 照明光を照射しているが、図 26 に示すように、プローブ 25 の先端 25 a を、リング型先端部 626 と鉗子チャネル 27 に挿通する挿通部 627 とで形成しても良い。そして、リング型先端部 626 には、リング形状に沿って各々第 2 照明光を射出する複数の照明光射出部 626 a を設けておき、このリング型先端部 626 を、センサ 48（撮像光学系 24 b）を囲むように、撮影光軸 630 に中心を一致させて配置する。

20

【0119】

こうすると、センサ 48 の周りの複数箇所から第 2 照明光を照射することができるので、鉗子出口 27 b の一点から第 2 照明光を照射する場合よりも、さらに照明光の均一性を向上させることができる。但し、リング型先端部 626 を有するプローブは、内視鏡 12 を検体に挿入した後に鉗子入口 27 a から挿通することはできないので、内視鏡 12 を検体に挿入する前に鉗子出口 27 b 側から鉗子チャネル 27 に挿通させておく必要がある。

【0120】

なお、リング型先端部 626 は、例えば、光ファイバをリング状に湾曲させ、この光ファイバのクラッドに孔を開けておくことで実現できる。この場合、蛍光体 144 は第 2 光源装置 26 に設けておけば良い。また、リング型先端部 626 は、プローブ 25 とは別体に形成し、プローブ 25 の先端に取り付けるアタッチメントとしても良い。また、リング型先端部 626 を有するプローブを用いる場合、プローブ 25 から射出される第 2 照明光だけで撮影に十分な照明光量が得られる場合には、第 1 照明光を減光したり、第 1 照明光の照射を停止（消灯）したりしても良い。

30

【0121】

なお、第 1 ～ 第 5 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。

40

【0122】

なお、第 1 ～ 第 5 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。

【0123】

なお、第 1 ～ 第 5 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

50

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】

【 0 1 2 4 】

10, 200, 300, 400, 419, 500 内視鏡システム

14, 401, 420, 510 第1光源装置

25 プローブ

26, 410, 430, 530 第2光源装置

27 鉗子チャンネル

47 ズーミングレンズ

48 センサ

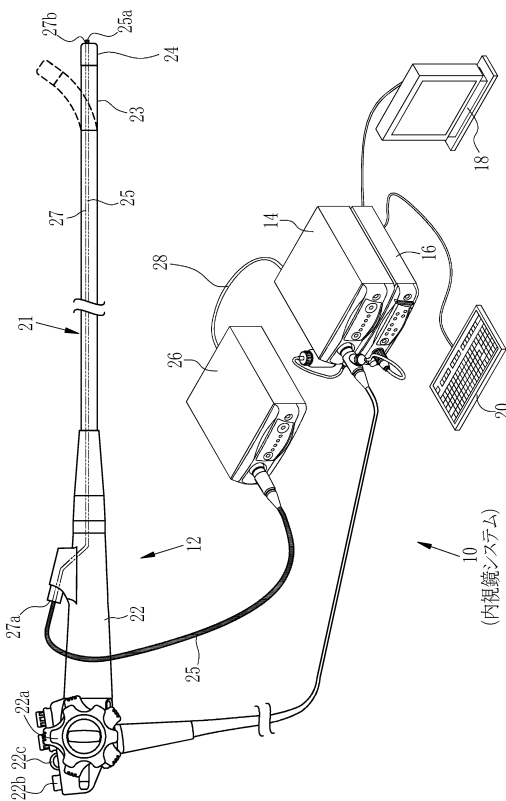
76 酸素飽和度画像生成部

154 アーチファクト

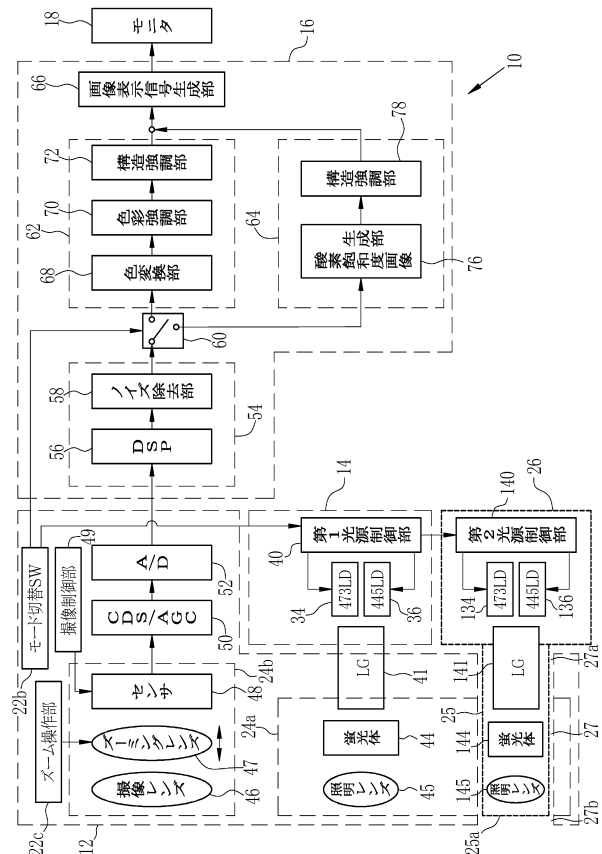
152 低酸素領域

10

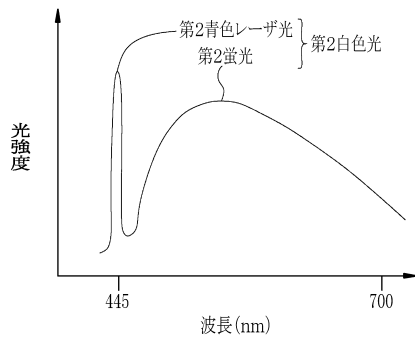
【図1】



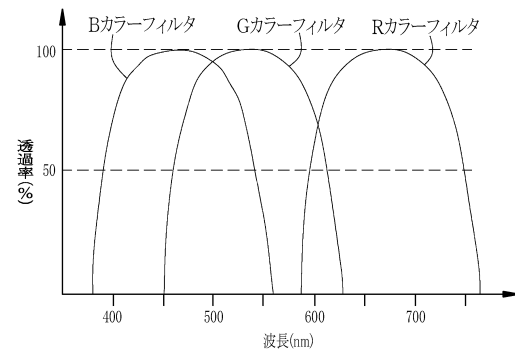
【図2】



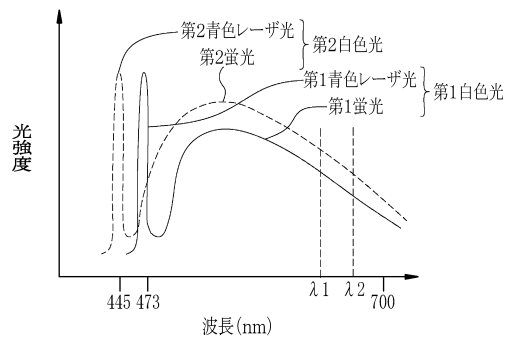
【図 3】



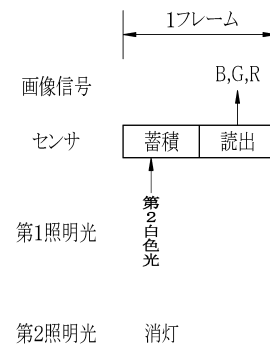
【図 5】



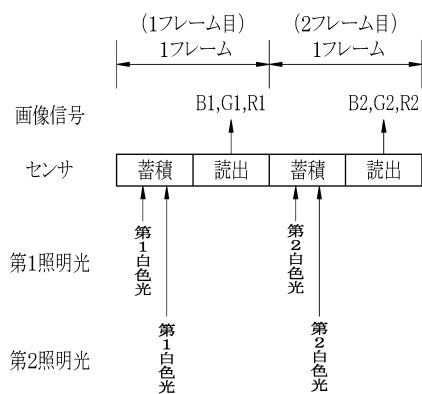
【図 4】



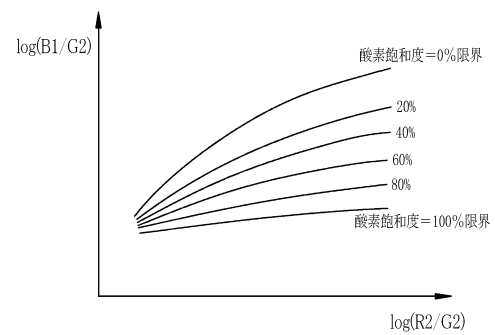
【図 6】



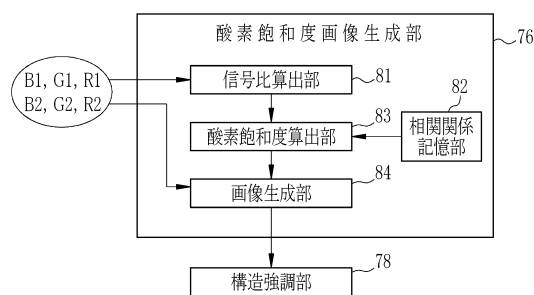
【図 7】



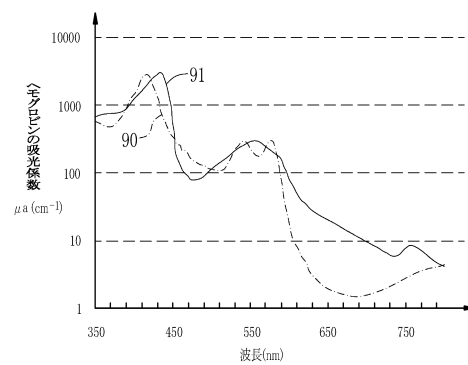
【図 9】



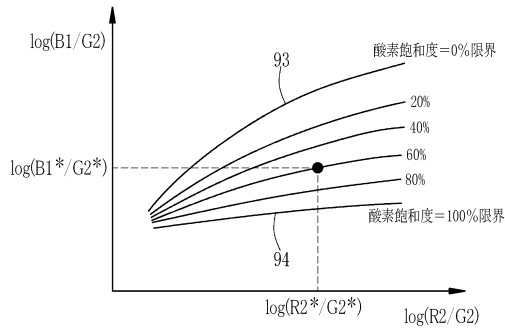
【図 8】



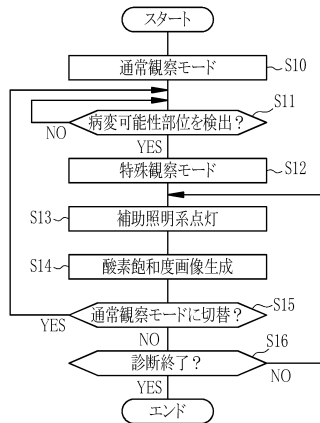
【図 10】



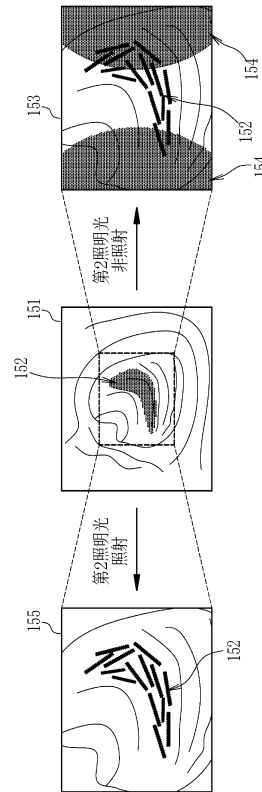
【図 1 1】



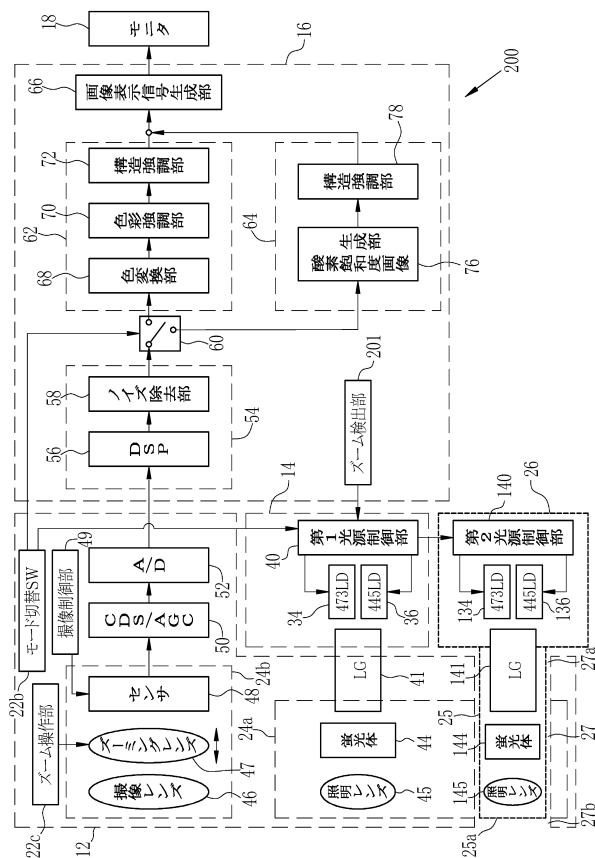
【図 1 2】



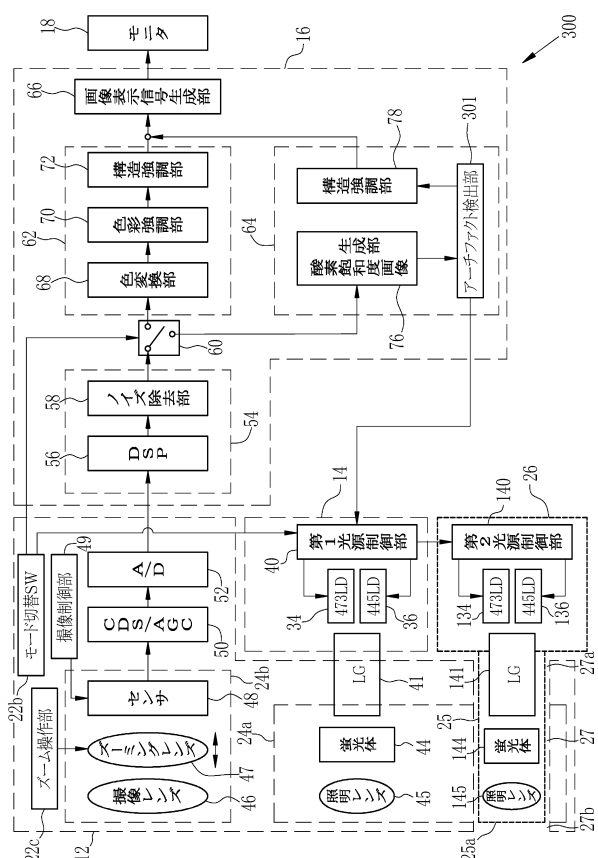
【図 1 3】



【図 1 4】



【図 1 5】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平 1 1 - 2 5 3 4 0 1 (J P , A)
特開 2 0 1 0 - 0 6 3 4 8 4 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 2 1 7 4 8 6 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 1 1 6 7 8 7 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 1 8 0 6 3 0 (J P , A)
特開 2 0 0 8 - 1 8 3 4 0 8 (J P , A)
特開 2 0 1 0 - 1 6 2 3 5 9 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

专利名称(译)	内窥镜系统和操作方法		
公开(公告)号	JP6099518B2	公开(公告)日	2017-03-22
申请号	JP2013171694	申请日	2013-08-21
[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		
发明人	加▲来▼ 俊彦		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 A61B1/04 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/0653 A61B1/00009 A61B1/043 A61B1/0638 G01N21/3151 G01N21/6456 G01N2021/3144 G01N2021/3181 G01N2021/6419 G02B23/2438 G02B23/2461 G02B23/2469		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/00.300.Y G02B23/26.B A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/00.735 A61B1/04 A61B1/045.611 A61B1/045.617 A61B1/06.510 A61B1/06.610 A61B1/07.730 A61B1/07.733		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/GA02 2H040/GA06 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR06 4C161/RR17 4C161/RR24 4C161/WW15		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2015039503A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供减少放大观察中产生的体内功能信息的伪影的内窥镜系统及操作方法。内窥镜系统具有内窥镜，传感器，第一光源装置，探针和第二光源装置。内窥镜具有插入样品中的插入部分。传感器检测由样品成像产生的图像信号。第一光源装置通过插入部向样品照射第一照明光。探头插入提供给插入部分的钳子通道中。第二光源装置发射第二照明光，该第二照明光在至少两个波长带中具有与第一照明光的光谱等效的光谱，通过探头与第一照明光重叠。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6099518号 (P6099518)
(45) 発行日 平成29年3月22日 (2017.3.22)	(24) 登録日 平成29年3月3日 (2017.3.3)	
(51) Int. Cl.	F I	
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	
	G 0 2 B 23/26 B	
請求項の数 11 (全 26 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-171694 (P2013-171694)	(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目2番30号 100075281	
(22) 出願日 平成25年8月21日 (2013.8.21)	(74) 代理人 弁理士 小林 和憲	
(69) 公開番号 特開2015-39503 (P2015-39503A)	(72) 発明者 加▲来▼ 俊彦 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	
(43) 公開日 平成27年3月2日 (2015.3.2)	審査官 増岡 俊仁	
審査請求日 平成27年10月16日 (2015.10.16)		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及び作動方法		

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及び作動方法