

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5698186号
(P5698186)

(45) 発行日 平成27年4月8日(2015.4.8)

(24) 登録日 平成27年2月20日(2015.2.20)

(51) Int.Cl.		F I			
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	23/24	(2006.01)	G 0 2 B	23/24	B

請求項の数 12 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2012-117725 (P2012-117725)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成24年5月23日(2012.5.23)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2013-244041 (P2013-244041A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成25年12月9日(2013.12.9)	(74) 代理人	100075281
審査請求日	平成26年2月3日(2014.2.3)		弁理士 小林 和憲
		(72) 発明者	山口 博司
			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	野田 洋平

最終頁に続く

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

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

各波長の中に酸化、還元ヘモグロビンの等吸収波長を挟んでいる第1、第2照明光を発生する第1、第2半導体光源と、

前記第1照明光または第2照明光で照明された被写体組織の反射像を撮像する撮像手段と、

前記撮像手段により得られた画像信号に基づいて、血管強調画像を生成する画像生成手段と、

前記被写体組織又は前記血管強調画像の少なくとも一方において、血中ヘモグロビンの酸素飽和度によって血管の見え方が変化することがないように、血管とそれ以外の部分との血管コントラストを調整するコントラスト調整手段とを備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項2】

前記コントラスト調整手段は、前記血管コントラストが一定になるように、前記第1及び第2照明光の光量比を所定値に調整することを特徴とする請求項1記載の内視鏡システム。

【請求項3】

前記コントラスト調整手段は、前記第2照明光の光量が前記第1照明光の光量よりも大きい光量比、又は、前記第1照明光の光量が前記第2照明光の光量よりも大きい光量比に設定した場合に、前記血管コントラストが基準コントラストと一致しているか否かを判定

し、一致していない場合には、前記第 1、第 2 照明光の光量比の調整、又は血管の濃淡を変換する濃淡変換処理により、前記血管コントラストを前記基準コントラストに一致させることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記血管強調画像の色調を調整する色調調整手段を備えることを特徴とする請求項 2 または 3 記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記第 1 及び第 2 照明光は同時に前記被写体組織に照射されることを特徴とする請求項 1 ないし 4 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記第 1 及び第 2 照明光は異なるタイミングで前記被写体組織に照射されることを特徴とする請求項 1 ないし 4 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記血管強調画像をモニタに表示する血管強調モードと、前記画像信号に基づいて、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に表示する酸素飽和度モードとを切り替えるモード切替手段を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 6 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記酸素飽和度モードでは、第 1 及び第 2 照明光のうち一方の照明光の光量を他方の照明光の光量よりも増加させることにより、酸化、還元ヘモグロビンの吸光特性の差を増加させることを特徴とする請求項 7 記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記第 1 照明光と前記第 2 照明光は、酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数の差の絶対値が同じであることを特徴とする請求項 1 ないし 8 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記第 1 及び第 2 照明光と波長が異なり、且つ前記第 2 照明光の同様の吸光特性を有する第 3 照明光を被写体組織に照射する第 3 半導体光源を備え、

前記第 1 照明光の波長域における酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数の差の絶対値 D_x は、前記第 2 照明光の波長域における酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数の差の絶対値 $D_y 1$ と前記第 3 照明光の波長域における酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数の差の絶対値 $D_y 2$ を加えたものに略等しいことを特徴とする請求項 1 ないし 8 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

各波長の間には酸化、還元ヘモグロビンの等吸収波長を挟んでいる第 1、第 2 照明光を被写体組織に照射し、その被写体組織の反射像を撮像する内視鏡に接続された内視鏡システムのプロセッサ装置において、

前記被写体組織の反射像の撮像により得られた画像信号に基づいて、血管強調画像を生成する画像生成手段と、

前記被写体組織又は前記血管強調画像の少なくとも一方において、血中ヘモグロビンの酸素飽和度によって血管の見え方が変化することがないように、血管とそれ以外の部分との血管コントラストを調整するコントラスト調整手段とを備えることを特徴とする内視鏡システムのプロセッサ装置。

【請求項 12】

第 1、第 2 半導体光源が、各波長の間には酸化、還元ヘモグロビンの等吸収波長を挟んでいる第 1、第 2 照明光を発するステップと、

撮像手段が、被写体組織の反射像を撮像手段で撮像するステップと、

画像生成手段が、前記撮像手段により得られた画像信号に基づいて、血管強調画像を生成するステップと、

コントラスト調整手段が、前記被写体組織又は前記血管強調画像の少なくとも一方において、血中ヘモグロビンの酸素飽和度によって血管の見え方が変化することがないように

10

20

30

40

50

、血管とそれ以外の部分との血管コントラストを調整す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、生体組織上における血管を強調して観察する内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び内視鏡システムの作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年の医療においては、内視鏡装置を用いた診断等が広く行われている。この内視鏡診断では、被検体内の照明光として広帯域光の白色光を用いる通常光観察の他、特定波長の狭帯域光を照明光として用いた特殊光観察も行われるようになってきている。

【0003】

特殊光観察としては、青色波長域と緑色波長域において血中ヘモグロビンの吸光係数が高い波長域に制限した狭帯域光を被写体組織に照射することにより、被写体組織における表層血管と中深層血管を強調表示する血管強調観察がある。この血管強調観察では、表層血管等の強調表示で血管パターンを明瞭化することによって、ガンか否かの鑑別や、ガンの生体組織深さ方向への深達度の診断を行い易くしている。

【0004】

血管強調観察で使用する狭帯域光は、これまで、キセノンランプ等の広帯域光をバンドパスフィルタで狭帯域化した光が用いられてきたが、近年では、特許文献1に示すように、複数のレーザ光源から発せられる複数波長のレーザ光を混色させた光も用いられてつある。この特許文献1では、中心波長405nmの第1レーザ光と中心波長445nmの第2レーザ光の2つのレーザ光と、第2レーザ光を波長変換した緑色～赤色の蛍光とを混色させた光を用い、第1レーザ光と第2レーザ光の光量比を調整することによって、所定深さの血管を強調する血管強調観察を行っている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2011-10998号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献1では、第1及び第2レーザ光の他、広帯域波長の蛍光も組み合わせで照射しているため、キセノン光を狭帯域化した光のみを用いる場合と比較して、極めて明るい状態で血管強調観察が可能となる。しかしながら、レーザ光は蛍光と比較して高輝度であるため、生体組織における様々な変化を捉えやすくなっている。例えば、レーザ光として、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の大小関係の入れ替わりがない波長域（即ち、酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数の大小関係が常に同じである波長域）にあるものを使用した場合には、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化によって、血管パターンの見え方が大きく異なるようになる。このように血管パターンの見え方が変わってしまうと、ガンの鑑別や深達度診断を確実に行うことができないことが起こり得る。即ち、血管パターンの見え方について、ロバスト性を保つことができないことがある。

【0007】

本発明は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に変化が生じても、血管パターンの見え方を変化させない内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び内視鏡システムの作動方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の内視鏡システムは、各波長の間、酸化、還元ヘモグロビンの等吸収波長を挟ん

10

20

30

40

50

でいる第1、第2照明光を発する第1、第2半導体光源と、第1照明光または第2照明光で照明された被写体組織の反射像を撮像する撮像手段と、撮像手段により得られた画像信号に基づいて、血管強調画像を生成する画像生成手段と、被写体組織又は血管強調画像の少なくとも一方において、血中ヘモグロビンの酸素飽和度によって血管の見え方が変化することがないように、血管とそれ以外の部分との血管コントラストを調整するコントラスト調整手段とを備えることを特徴とする。

【0009】

コントラスト調整手段は、血管コントラストが一定になるように、第1及び第2照明光の光量比を所定値に調整することが好ましい。コントラスト調整手段は、第2照明光の光量が第1照明光の光量よりも大きい光量比、又は、第1照明光の光量が第2照明光の光量よりも大きい光量比に設定した場合に、血管コントラストが基準コントラストと一致しているか否かを判定し、一致していない場合には、第1、第2照明光の光量比の調整、又は血管の濃淡を変換する濃淡変換処理により、血管コントラストを基準コントラストに一致させることが好ましい。光量比に応じて前記血管強調画像の色調を調整する色調調整手段を備える。

10

【0010】

コントラスト調整手段は、血管強調画像を濃淡変換処理することにより、血管コントラストを調整する濃淡変換処理部であることが好ましい。第1及び第2照明光の光量比の調整によって血管コントラストが変化した血管強調画像を濃淡変換処理することが好ましい。

【0011】

血管強調画像は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により血管コントラストが変化した画像であることが好ましい。第1及び第2照明光は同時に被写体組織に照射されることが好ましい。第1及び第2照明光は異なるタイミングで被写体組織に照射されることが好ましい。

20

【0012】

血管強調画像をモニタに表示する血管強調モードと、画像信号に基づいて、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に表示する酸素飽和度モードとを切り替えるモード切替手段を備えることが好ましい。酸素飽和度モードでは、第1及び第2照明光のいずれか一方の光量を増加させることにより、酸化、還元ヘモグロビンの吸光特性の差を増加させることが好ましい。

30

【0013】

第1照明光と第2照明光は、酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数の差の絶対値が同じであることが好ましい。第1及び第2照明光と異なる第3照明光を被写体組織に照射する第3半導体光源を備え、第1照明光の波長域における酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数の差の絶対値 D_x は、第2照明光の波長域における酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数の差の絶対値 D_{y1} と第3照明光の波長域における酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数の差の絶対値 D_{y2} を加えたものに略等しいことが好ましい。

【0014】

本発明は、各波長の間には酸化、還元ヘモグロビンの等吸収波長を挟んでいる第1、第2照明光を被写体組織に照射し、その被写体組織の反射像を撮像する内視鏡に接続された内視鏡システムのプロセッサ装置において、被写体組織の反射像の撮像により得られた画像信号に基づいて、血管強調画像を生成する画像生成手段と、被写体組織又は血管強調画像の少なくとも一方において、血管とそれ以外の部分との血管コントラストを調整するコントラスト調整手段とを備えることを特徴とする。

40

【0015】

本発明の画像生成方法は、各波長の間には酸化、還元ヘモグロビンの等吸収波長を挟んでいる第1、第2照明光を、第1、第2半導体光源から発し、第1照明光または第2照明光で照明された被写体組織の反射像を撮像手段で撮像し、撮像手段により得られた画像信号に基づいて、血管強調画像を生成し、被写体組織又は血管強調画像の少なくとも一方において、血管とそれ以外の部分との血管コントラストをコントラスト調整手段で調整すること

50

を特徴とする。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、各波長の間に酸化、還元ヘモグロビンの等吸収波長を挟んでいる第1及び第2照明光で被写体組織を照明するとともに、被写体組織又は被写体組織の撮像で得られた血管強調画像の少なくとも一方において、血管とそれ以外の部分との血管コントラストを調整しているため、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に変化が生じても、血管パターン見え方が変化することがない（即ち、血管の見え方に関してロバスト性を保持することができる。）

【図面の簡単な説明】

10

【0017】

【図1】内視鏡システムの外観を示す図である。

【図2】内視鏡システムの機能的構成を示す図である。

【図3】通常モード時の発光パターンを示す図である。

【図4】酸化ヘモグロビンHbO₂と還元ヘモグロビンHbの吸光係数を示すグラフである。

【図5A】第1特殊モードにおける酸素飽和度（StO₂）100%、50%、0%のときの画像を示す図である。

【図5B】AEが作動した場合の血管コントラストを説明するための図である。

【図6A】第2特殊モード時の発光パターンを示す図である。

20

【図6B】第2特殊モードにおける酸素飽和度（StO₂）100%、50%、0%のときの画像を示す図である。

【図7A】第3特殊モード時の発光パターンを示す図である。

【図7B】第3特殊モードにおける酸素飽和度（StO₂）100%、50%、0%のときの画像を示す図である。

【図8A】酸素飽和度モード時の発光パターンを示す図である。

【図8B】酸素飽和度モードにおける酸素飽和度（StO₂）100%、50%、0%のときの画像を示す図である。

【図9】CCDのB、G、Rのカラーフィルタの透過特性を示すグラフである。

【図10A】通常モード時におけるCCDの撮像制御を説明するための図である。

30

【図10B】第1～第3特殊モード及び酸素飽和度モードにおけるCCDの撮像制御を説明するための図である。

【図11】特殊画像生成部の各部を示す図である。

【図12】血管コントラストを説明するための図である。

【図13A】第2特殊モードにおける基準コントラストを説明するための図である。

【図13B】第3特殊モードにおける基準コントラストを説明するための図である。

【図14】光量比微調整を説明するための図である。

【図15】濃淡変換処理を説明するための図である。

【図16】第2特殊モードの一連の流れを表すフローチャートである。

【図17】3波長の狭帯域光を使用した場合の血管強調を説明するための図である。

40

【発明を実施するための形態】

【0018】

図1に示すように、内視鏡システム10は、被検体内を撮像する電子内視鏡11と、電子内視鏡11で撮像した画像に各種画像処理を施すプロセッサ装置12と、被検体を照明する光を電子内視鏡11に供給する光源装置13と、プロセッサ装置12で各種画像処理が施された画像を表示するモニタ14とを備えている。

【0019】

電子内視鏡11は、被検体内に挿入される可撓性の挿入部16と、挿入部16の基端部分に設けられた操作部17と、操作部17とプロセッサ装置12及び光源装置13との間を連結するユニバーサルコード18とを備えている。挿入部16の先端には、複数の湾曲

50

駒を連結した湾曲部 19 が形成されている。湾曲部 19 は、操作部 17 のアングルノブ 21 を操作することにより、上下左右方向に湾曲動作する。湾曲部 19 の先端には、体腔内撮影用の光学系等を内蔵した先端部 16 a が設けられている。先端部 16 a は、湾曲部 19 の湾曲動作によって被検体内の所望の方向に向けられる。

【0020】

また、操作部 17 には、各種モードに切り替えるためのモード切替 SW 15 が設けられている。各種モードとしては、広帯域の白色光で照明された被検体を観察するための通常モードと、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化によらず一定の血管コントラスト（血管と粘膜のコントラスト）で観察するための第 1 特殊モードと、生体組織上の血管を疑似カラー表示して強調するための第 2 特殊モードと、被検体の明るさを保った状態で生体組織上の血管を強調するための第 3 特殊モードと、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を観察するための酸素飽和度モードの合計 4 つのモードがある。

10

【0021】

ユニバーサルコード 18 には、プロセッサ装置 12 および光源装置 13 側にコネクタ 24 が取り付けられている。コネクタ 24 は、通信用コネクタと光源用コネクタからなる複合タイプのコネクタであり、電子内視鏡 11 は、このコネクタ 24 を介して、プロセッサ装置 12 および光源装置 13 に着脱自在に接続される。

【0022】

図 2 に示すように、光源装置 13 は、レーザ光源 LD 1、LD 2 と、蛍光体 30 と、第 1 光ファイバ 32 と、第 2 光ファイバ 33 と、レーザ光源 LD 1、LD 2 の駆動を制御する光量制御部 35 を備えている。レーザ光源 LD 1、LD 2 はレーザーダイオードなどの半導体光源で構成される。レーザ光源 LD 1 は $445 \text{ nm} \pm 10 \text{ nm}$ の青色狭帯域光 BN 1 を発し、レーザ光源 LD 2 は $405 \pm 10 \text{ nm}$ の青色狭帯域光 BN 2 を発する。青色狭帯域光 BN 1 は、レーザ光源 LD 1 と第 1 光ファイバ 32 との間に設けられた蛍光体 30 に照射され、青色狭帯域光 BN 2 は、集光レンズ 33 a を介して、第 2 光ファイバ 33 に入射する。なお、半導体光源として、レーザ光源 LD 1, 2 に代えて、LED (Light Emitting Diode) を用いてもよい。

20

【0023】

蛍光体 30 は、複数種の蛍光物質（例えば YAG 系蛍光物質、或いは BAM (BaMgAl₁₁O₁₇) 等の蛍光物質) を含有している。蛍光体 30 では、レーザ光源 LD 1 からの青色狭帯域光のうち、大部分が複数の蛍光物質で吸収されて緑色～赤色 (460～700 nm) の蛍光 FL を励起発光し、残りはそのまま透過する。したがって、蛍光体 30 からは、青色狭帯域光 BN と蛍光 FL とが混色した白色光 W が発せられる。この白色光 W は、集光レンズ 32 a を介して、第 1 光ファイバ 32 に入射する。

30

【0024】

第 1 光ファイバ 32 と第 2 光ファイバ 33 は、カブラ 36 によって、電子内視鏡内のライトガイド 43 と接続されている。これにより、第 1 光ファイバ 32 からの白色光 W と第 2 光ファイバ 33 からの青色狭帯域光 BN 2 とが、選択的にまたは同時にライトガイド 43 に入射する。

【0025】

光源制御部 35 はプロセッサ装置内のコントローラ 59 に接続されており、モードに応じて、レーザ光源 LD 1、LD 2 の ON (点灯)、OFF (消灯) と各レーザ光源の光量を制御する。通常モードに設定されている場合には、レーザ光源 LD 1 のみが常時 ON にされる。これにより、図 3 に示すように、被検体には白色光 W のみが常時照射される。

40

【0026】

一方、第 1～第 3 特殊モード及び酸素飽和度モードに設定されている場合には、レーザ光源 LD 1、LD 2 が ON にされる。これにより、図 6 A、図 7 A、図 8 に示すように、白色光 W (青色狭帯域光 BN 1 + 蛍光 FL) 及び青色狭帯域光 BN 2 の混色光が、被検体に照射される。青色狭帯域光 BN 1 と青色狭帯域光 BN 2 の光量比は、各モード別に予め定められており、これら各モードの光量比は光源制御部内の光量比記憶部 35 a に記憶さ

50

れている。

【 0 0 2 7 】

第 1 特殊モードに設定されている場合には、所定の第 1 光量比で青色狭帯域光 B N 1、B N 2 が発光される。この第 1 光量比で発光したときには、図 4 に示すように、中心波長 4 0 5 nm の青色狭帯域光 B N 2 を含む、酸化ヘモグロビン H b O 2 の吸光係数が還元ヘモグロビン H b の吸光係数よりも大きい波長域の光（第 1 異吸収波長の光）と、中心波長 4 4 5 nm の青色狭帯域光 B N 1 を含む、還元ヘモグロビン H b の吸光係数が酸化ヘモグロビン H b O 2 の吸光係数よりも大きい光（第 2 異吸収波長の光）とが、それぞれ略同じ光量で被検体に照射される。なお、青色狭帯域光 B N 1、B N 2 の各波長域の間には、酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数が同じ等吸収波長を挟んでいる。

10

【 0 0 2 8 】

この第 1 特殊モードの場合には、図 5 A に示すように、酸素飽和度 1 0 0 % のとき、5 0 %、0 % のいずれの場合においても、血管と粘膜の血管コントラストは同じである。即ち、第 1 特殊モードにおいては、酸素飽和度 S t O 2 の変化によらず、同じ血管コントラストで血管を観察することができる。この血管コントラストは、A E（Auto Exposure）が作動して全体光量（青色狭帯域光 B N 1、B N 2 と蛍光 F L の総光量）が変化した場合であっても、変化しない。

【 0 0 2 9 】

例えば、図 5 B に示すように、電子内視鏡の先端部 1 6 a を被写体組織に接近させて全体的に明るくなった（近景状態）場合には、全体光量を小さくする A E が行われる。このとき、血管の明るさは A E により暗くなるものの、これに合わせて粘膜の明るさも暗くなっているため、血管コントラストは A E の前後で変化しない。これは、第 1 ~ 第 3 特殊モード及び酸素飽和度モードにおいても同様である。なお、図 5 においては、血管と粘膜の輝度値については 1 0 段階評価し、「1 0」が一番明るく、「1 0」から「1」にかけて徐々に暗くなり、「1」が一番暗いことを示している。以下においても、同様に表記する。

20

【 0 0 3 0 】

第 2 特殊モードに設定されている場合には、図 6 A に示すように、青色狭帯域光 B N 2 の光量 L 2 が青色狭帯域光 B N 1 の光量 L 1 よりも大きい第 2 光量比で、各狭帯域光が発光される。この場合には、中心波長 4 0 5 nm の青色狭帯域光 B N 1 を含む第 1 異吸収波長の光（H b O 2 > H b）の光量が、第 2 異吸収波長の光（H b > H b O 2）の光量よりも大きくなる。したがって、図 6 B に示すように、酸素飽和度 1 0 0 %、5 0 %、0 % と低酸素状態となるにつれて、血管の明るさが明るくなるため（A E が作動していないことを前提）、血管コントラストも変化する。この血管コントラストの変化は、光量比微調整部 6 2 又は濃淡変換処理部 6 3 により補正される。

30

【 0 0 3 1 】

第 3 特殊モードに設定されている場合には、図 7 A に示すように、青色狭帯域光 B N 1 の光量 L 1 が青色狭帯域光 B N 2 の光量 L 1 よりも大きい第 3 光量比で、各狭帯域光が発光される。この場合には、中心波長 4 4 5 nm の青色狭帯域光 B N 1 を含む第 2 異吸収波長の光（H b > H b O 2）の全体光量が、第 1 異吸収波長の光（H b O 2 > H b）の全体光量よりも大きくなる。したがって、図 7 B に示すように、酸素飽和度 1 0 0 %、5 0 %、0 % と低酸素状態となるにつれて、血管の明るさが暗くなるため（A E が作動していないことを前提）、血管コントラストも変化する。この血管コントラストの変化は、第 2 特殊モードと同様、光量比微調整部 6 2 又は濃淡変換処理部 6 3 により補正される。

40

【 0 0 3 2 】

酸素飽和度モードに設定されている場合には、図 8 A に示すように、青色狭帯域光 B N 2 の光量 L 2 が青色狭帯域光 B N 1 の光量 L 1 よりもかなり大きい酸素飽和度用光量比で、各狭帯域光が発光される。この場合には、中心波長 4 0 5 nm の青色狭帯域光 B N 2 を含む第 1 異吸収波長の光（H b O 2 > H b）の全体光量が、第 2 異吸収波長の光（H b > H b O 2）の全体光量よりも、かなり大きくなる。したがって、図 8 B に示すように、酸素飽和度 1 0 0 %、5 0 %、0 % と低酸素状態となるにつれて、血管の明るさが、大きく変化

50

するため（A E が作動していないことを前提）。酸素飽和度モードでは、その血管の明るさの変化を用いて、酸素飽和度画像の変化を画像化する。

【0033】

図2に示すように、電子内視鏡11は、ライトガイド43、CCD44、アナログ処理回路45（A F E : Analog Front End）、撮像制御部46を備えている。ライトガイド43は大口径光ファイバ、バンドルファイバなどであり、入射端が光源装置13に接続されており、出射端が照射レンズ48に向けられている。ライトガイド43内で導光された光は、照射レンズ48及び照明窓49を通して、被検体内に照射される。

【0034】

観察窓50は、被検体からの戻り光を受光する。受光した光は、結像レンズ51を介してCCD44に入射する。CCD44は、結像レンズ51からの光が入射する撮像面44aを有しており、この撮像面44aで受光した光を光電変換して信号電荷を蓄積する。蓄積された信号電荷は撮像信号として読み出され、A F E 45に送られる。

10

【0035】

CCD44はカラーCCDであり、撮像面44aには、B色のカラーフィルタが設けられたB画素、G色のカラーフィルタが設けられたG画素、R色のカラーフィルタが設けられたR画素の3色の画素が配列されている。これらB色、G色、R色のカラーフィルタは、図9に示す透過曲線52、53、54で示される分光透過率を有している。したがって、B画素は380～560nmの光を受光し、G画素は450～630nmの光を受光し、R画素は580～760nmの光を受光する。なお、CCDに代えて、RGBカラーフィルタが設けられたCMOSを用いてもよい。また、RGBのカラーフィルタに代えて、補色系のCMYのカラーフィルタが設けられたCCD、CMOSを用いてもよい。

20

【0036】

A F E 45は、相関二重サンプリング回路（CDS）、自動ゲイン制御回路（AGC）、及びアナログ/デジタル変換器（A/D）（いずれも図示省略）から構成されている。CDSは、CCD44からの撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、CCD44の駆動により生じたノイズを除去する。AGCは、CDSによりノイズが除去された撮像信号を増幅する。A/Dは、AGCで増幅された撮像信号を、所定のビット数のデジタルな撮像信号に変換してプロセッサ装置12に入力する。

【0037】

撮像制御部46は、プロセッサ装置12内のコントローラ59に接続されており、コントローラ59から指示がなされたときにCCD44に対して駆動信号を送る。CCD44は、撮像制御部46からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレートで撮像信号をA F E 45に出力する。

30

【0038】

通常観察モードに設定されている場合には、図10Aに示すように、1フレーム期間内で、白色光W（青色狭帯域光BN1 + 蛍光FL）を光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷として読み出すステップとが行なわれる。この撮像制御は、通常観察モードに設定されている間、繰り返し行なわれる。これにより、CCD44のB画素、G画素、R画素からは、撮像信号として、それぞれ青色信号Bc、緑色信号Gc、赤色信号Rcが読み出される。

40

【0039】

一方、第1～第3特殊モード及び酸素飽和度モードに設定されている場合には、図10Bに示すように、1フレーム期間内で、白色光W（青色狭帯域光BN1 + 蛍光FL）及び青色狭帯域光BN2の混色光を光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷として読み出すステップとが行なわれる。これにより、CCD44のB画素、G画素、R画素からは、撮像信号として、それぞれ青色信号Bs、緑色信号Gs、赤色信号Rsが読み出される。

【0040】

図2に示すように、プロセッサ装置12は、通常画像生成部55と、フレームメモリ5

50

6と、特殊画像生成部57と、表示制御回路58を備えており、コントローラ59が各部を制御している。通常画像生成部55は、通常モード時に得られる撮像信号Bc、Gc、Rcから、通常画像を作成する。通常画像のB画像、G画像、R画像は、それぞれモニタ14のB、G、Rチャンネルに割り当てられる。なお、通常画像は、モニタ14に表示される前に、フレームメモリ56に一時的に記憶される。

【0041】

図11に示すように、特殊画像生成部57は、第1～第3特殊モード時に得た撮像信号から、生体組織上の血管を強調した血管強調画像を生成する血管強調画像生成部60と、酸素飽和度モード時に得た撮像信号から酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成する酸素飽和度画像生成部61とを備えている。血管強調画像生成部60は、血管コントラストが基準コントラストと一致しているか否かを判定する血管コントラスト判定部61と、第2及び第3光量比を微調整して血管コントラストを補正する光量比微調整部62と、血管の濃淡を変換して血管コントラストを補正する濃淡変換処理部63と、血管強調画像を生成する画像生成部64とを備えることを特徴とする。

10

【0042】

血管コントラスト判定部61は、第2及び第3特殊モード時に得た青色信号BsとGsに基づいて、青色信号Bsと緑色信号Gsの輝度比を示すB/G比画像を生成する。このB/G比画像において、B/G比が一定範囲内にある画素領域を粘膜と特定し、B/G比が一定範囲外にある画素領域を血管と特定する。血管と粘膜が特定されたら、図12に示すように、血管の輝度値Xと粘膜の輝度値Yの比(X:Y)を、血管コントラストとして算出する。そして、算出した血管コントラストが、基準コントラストに達しているか否かを判定する。

20

【0043】

基準コントラストは、酸素飽和度100%のときの血管コントラストとする。本実施形態の第2特殊モードでは、酸素飽和度100%のときに血管の明るさは一番暗く、低酸素状態となるほど血管の明るさは明るくなる。そこで、図13Aに示すように、酸素飽和度100%のときの血管の輝度値を「2」、粘膜の輝度値を「8」とした場合には、基準コントラストは「1:4」となる。

【0044】

一方、第3特殊モードでは、酸素飽和度100%のときに血管の明るさは一番明るく、低酸素状態となるほど血管の明るさは暗くなる。そこで、酸素飽和度100%のときの血管の輝度値を「6」、粘膜の輝度値を「8」とした場合には、図13Bに示すように、基準コントラストは「2:3」となる。なお、動脈が多い部位を観察する場合には、酸素飽和度100%のときの血管コントラストを基準コントラストとすることが好ましが、静脈が多い部位を観察している場合には、酸素飽和度70%のときの血管コントラストを基準コントラストとすることが好ましい。

30

【0045】

光量比微調整部62は、血管コントラストが基準コントラストに達していない場合に、第2及び第3光量比を微調整して血管コントラストを補正する。第2特殊モードでは、中心波長405nmの青色狭帯域光BN2を含む第1異吸収波長の全体光量が、中心波長445nmの青色狭帯域BN1を含む第2異吸収波長の全体光量よりも大きいため、酸素飽和度の低下により血管の明るさが明るくなると、血管コントラストが基準コントラストに一致しなくなる。

40

【0046】

そこで、光量比微調整部62は、光源装置の光源制御部36を駆動することによって、青色狭帯域光BN2の光量を下げて第1異吸収波長の光量を下げると同時に、青色狭帯域光BN1の光量を上げて第2異吸収波長の光量を上げる。これにより、第2光量比が微調整されて、血管の明るさが、酸素飽和度100%のときのように、暗くなる。また、この第2光量比の微調整に伴って、粘膜の色調も変化した場合には、粘膜の色調の調整も行う。これにより、血管コントラストが基準コントラストに一致するようになる。なお、第3特

50

殊モードの場合にも、上記と同様の手順で第3光量比の微調整が行われる。

【0047】

濃淡変換処理部63は、血管コントラストが基準コントラストに達していない場合に、血管の濃淡を変換して血管コントラストを補正する。第2特殊モードでは、上記のように、酸素飽和度の低下により血管の明るさが明るくなると、血管コントラストが基準コントラストに一致しなくなる。この場合、濃淡変換処理部63は、第2特殊モード時に得た撮像信号から、血管のみが写し出された血管画像と、血管以外の粘膜などが写し出された粘膜画像を生成する。血管画像は、撮像信号の中から、青色信号Bsと緑色信号Gs間の信号比(B/G比)が一定範囲外にある血管領域を抽出して生成する。粘膜画像は、B/G比が一定範囲内にある粘膜領域を抽出して生成する。

10

【0048】

そして、濃淡変換処理部63は、血管画像に対して、血管の輝度値「4」を酸素飽和度100%のときの輝度値「2」にする濃淡変換処理を施す。そして、この濃淡変換処理を施した血管画像と粘膜画像を合成処理する。これにより、血管コントラストが基準コントラストに一致する画像が得られる。なお、第3特殊モードの場合にも、上記と同様の手順で、濃淡変換処理が行われる。

【0049】

画像生成部64は、第1特殊モードに設定されている場合には、電子内視鏡11で得られた青色信号Bs、緑色信号Gs、赤色信号Rsに基づいて、第1血管強調画像を生成する。第1血管強調画像のB画像、G画像、R画像は、それぞれモニタ14のB、G、Rチャンネルに割り当てられる。この第1血管強調画像は、図5Aに示すように、酸素飽和度の変化が生じて血管コントラストが一定であるため、血管の見え方が変わらない。なお、第1血管強調画像は、モニタ14に表示される前に、フレームメモリ56に一時的に記憶される。以下の第2、第3血管強調画像についても、同様である。

20

【0050】

また、画像生成部64は、第2特殊モードに設定されている場合には、微調整後の第2光量比の下で得られた青色信号Bs、緑色信号Gs、または、濃淡変換処理が施された青色信号Bs、緑色信号Gsに基づいて、第2血管強調画像を生成する。第2血管強調画像のB画像はモニタ14のB、Gチャンネルに割り当てられ、G画像はモニタ14のRチャンネルに割り当てられる。これにより、第2血管強調画像においては、血管を含む全体の被検体像が疑似カラーで表示される。

30

【0051】

また、画像生成部64は、第3特殊モードに設定されている場合には、微調整後の第3光量比の下で得られた青色信号Bs、緑色信号Gs、赤色信号Rs、または、濃淡変換処理が施された青色信号Bs、緑色信号Gs、赤色信号Rsに基づいて、第3血管強調画像を生成する。第3血管強調画像のB画像、G画像、R画像は、それぞれモニタ14のB、G、Rチャンネルに割り当てられる。これにより、第3血管強調画像においては、明るさが一定以上のカラーの生体組織上に、血管像が強調されて表示される。

【0052】

酸素飽和度画像生成部61は、青色信号Bs、緑色信号Gs、赤色信号Rsと酸素飽和度との相関関係を予め記憶する相関関係記憶部(図示省略)を備えている。この相関関係記憶部から、酸素飽和度モード時に得た青色信号Bs、緑色信号Gs、赤色信号Rsの各画素に対応する酸素飽和度が求められる。この求めた酸素飽和度に基づいて酸素飽和度画像を生成する。なお、酸素飽和度画像としては、酸素飽和度に応じて異なる色を割り当てて表示する完全疑似カラー画像の他、酸素飽和度が一定値を下回る低酸素領域のみ疑似カラー表示し、その他は通常画像と同じ色味で表示する一部疑似カラー画像が考えられる。

40

【0053】

次に、第2特殊モード時の処理の流れについて、図16のフローチャートを使って説明する。なお、第3特殊モード時についても、第2特殊モードの場合と略同様の手順で行われるため、説明を省略する。第2特殊モードが設定されると、青色狭帯域光BN2の光量

50

が青色狭帯域光 B N 1 の光量よりも大きい第 2 光量比 (4 0 5 > 4 4 5) で、青色狭帯域光 B N 1、B N 2、蛍光 F L の混色光が被検体に照射される。この被検体をカラーの C C D 4 4 で撮像することにより、3 色分の青色信号 B s、緑色信号 G s、赤色信号 R s が得られる。

【 0 0 5 4 】

これら 3 色分の青色信号 B s、緑色信号 G s、赤色信号 R s から、血管と粘膜の血管コントラストを検出する。血管コントラストが予め定めた基準コントラストと一致している場合には、青色信号 B s、緑色信号 G s、赤色信号 R s に基づいて第 2 血管強調画像を生成する。一方、血管コントラストが基準コントラストと一致していない場合には、基準コントラストと一致するように、第 2 光量比を微調整する。この第 2 光量比の微調整では、全体光量 (青色狭帯域光 B N 1、B N 2、蛍光 F L の混色光の総光量) は一定に保持した状態で、青色狭帯域光 B N 2 の光量を小さくする一方で、青色狭帯域光 B N 1 の光量を大きくする。また、第 2 光量比の微調整で粘膜の色調が変化したときには、色調調整によって、微調整前の粘膜の色調に戻す。そして、第 2 光量比の微調整後に取得した青色信号 B s、緑色信号 G s、赤色信号 R s に基づいて、第 2 血管強調画像を生成する。生成された第 2 血管強調画像はモニタ 1 4 に表示される。

10

【 0 0 5 5 】

なお、上記実施形態では、第 1 特殊モードにおいて、等吸収波長を挟む 2 波長の青色狭帯域光 B N 1、B N 2 の光量比を所定値に設定することによって、酸素飽和度 S t O 2 の変化によらず、血管コントラストを一定に保持したが、等吸収波長を挟み、且つ酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数の差の絶対値が同じ 2 波長の狭帯域光を使用するか、もしくは、等吸収波長を挟む 2 波長の狭帯域光に加えて、もう 1 波長の狭帯域光を追加することによって、血管コントラストを一定にしてもよい。

20

【 0 0 5 6 】

例えば、図 1 7 に示すように、互いに酸化、還元ヘモグロビンの吸光特性が異なる 2 波長 S 1、S 2 の狭帯域光を被検体に同時照射する場合、波長 S 1 における酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数の差の絶対値 D x が、波長 S 2 における酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数の差の絶対値 D y 1 よりも上回っているため、両者の適切に光量比を設定しないと、酸素飽和度 S t O 2 の変化があると、血管コントラストを一定に保持できない。そこで、2 波長 S 1、S 2 の狭帯域光に加えて、波長 S 2 と同様の吸光特性 (H b O 2 > H b) を有する波長 S 3 の狭帯域光 (酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数の差の絶対値は D y 2) を組み合わせることで照射することにより、 $D x = D y 1 + D y 2$ にする。これにより、酸素飽和度 S t O 2 に変化が生じて、血管コントラストを一定に保持することができる。

30

【 0 0 5 7 】

なお、上記実施形態では、等吸収波長を挟む 2 波長の青色狭帯域光 B N 1、B N 2 を同時照射したが、それら 2 波長の青色狭帯域光 B N 1、B N 2 を順次照射し、その反射像を順次撮像してもよい。この撮像により得られた青色狭帯域光 B N 1 の画像と青色狭帯域光 B N 2 の画像と合成処理し、その合成処理後の画像に対して、血管コントラストを一定にする画像処理を施す。

40

【 0 0 5 8 】

なお、上記実施形態では、第 2 光量比の微調整後に、粘膜の色調の調整を行うことによって血管コントラストを一定にしたが、これに代えて、第 2 光量比の微調整後に得た画像に対して、血管だけでなく粘膜の濃淡変換処理も施すことによって、血管コントラストを一定にしてもよい。

【 符号の説明 】

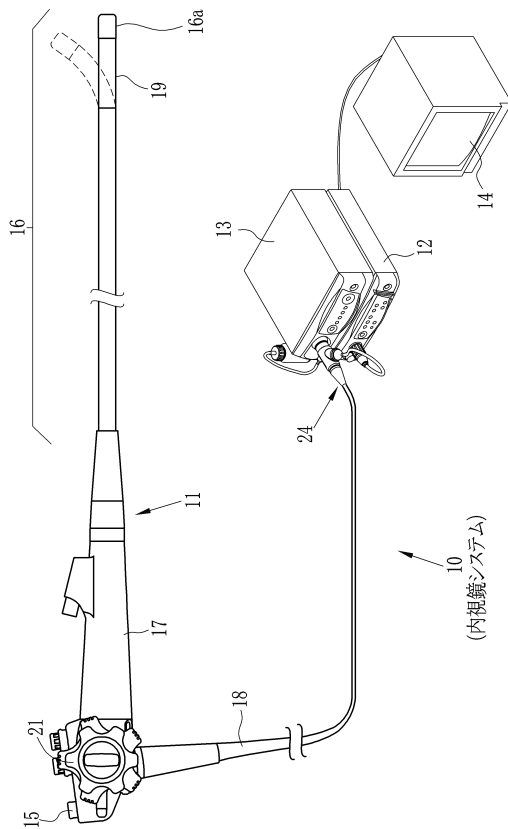
【 0 0 5 9 】

- 1 0 内視鏡システム
- 1 5 モード切替手段
- 3 5 光源制御部
- 5 7 特殊画像生成部

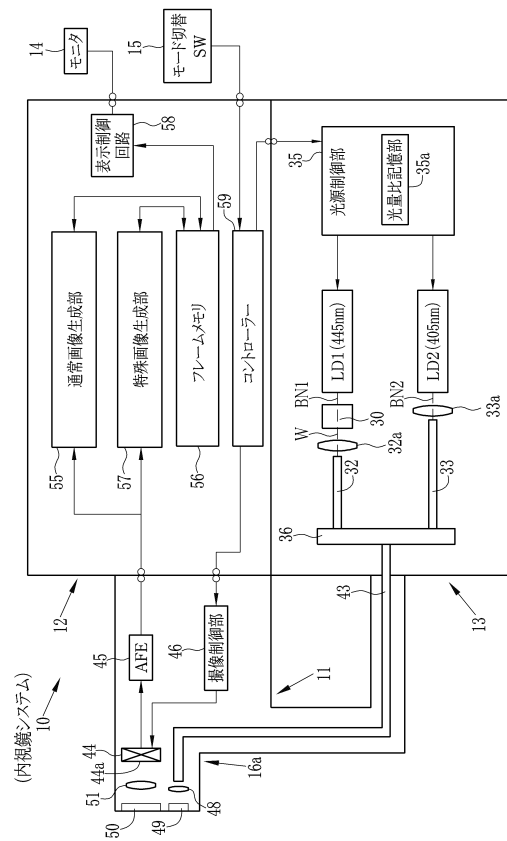
50

- 6 1 酸素飽和度画像生成部
- 6 2 光量比微調整部
- 6 3 濃淡変換処理部
- 6 4 血管強調画像生成部
- LD 1、LD 2 レーザ光源

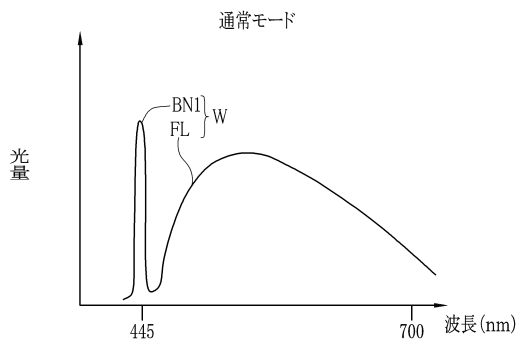
【図 1】



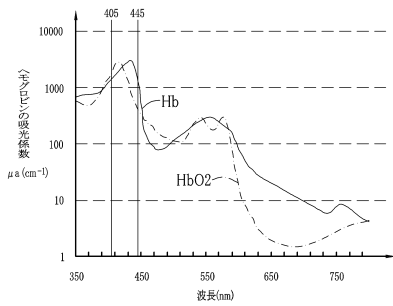
【図 2】



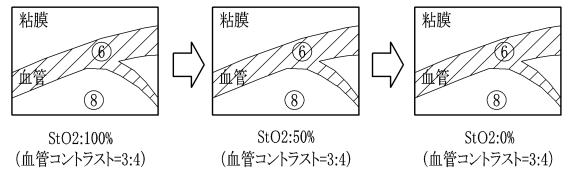
【図3】



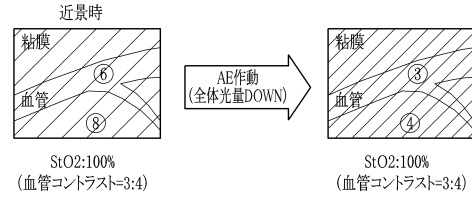
【図4】



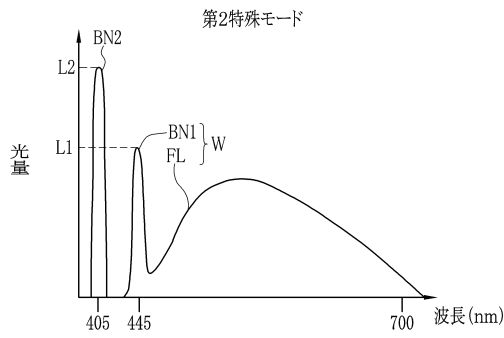
【図5A】



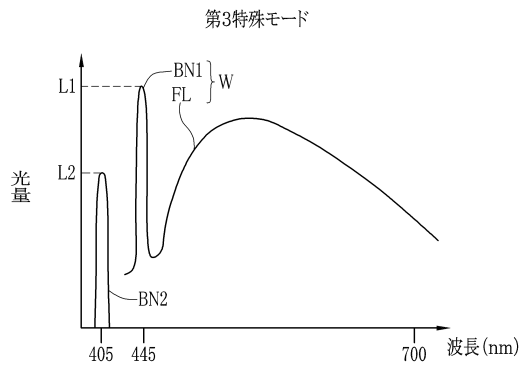
【図5B】



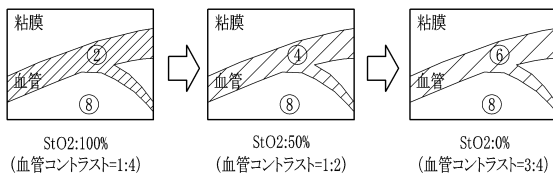
【図6A】



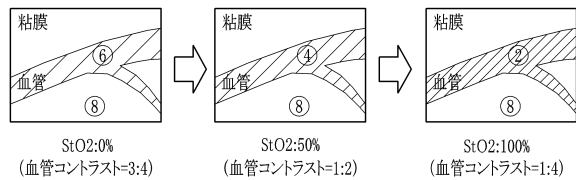
【図7A】



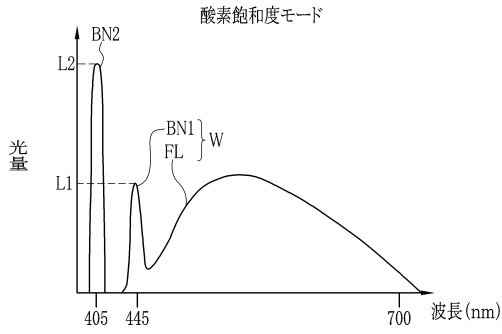
【図6B】



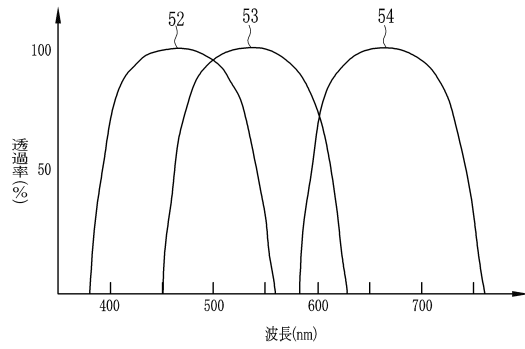
【図7B】



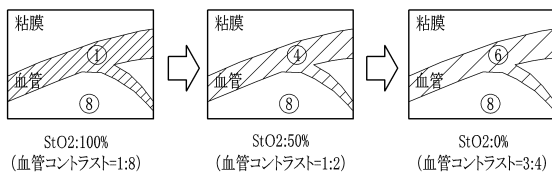
【図8A】



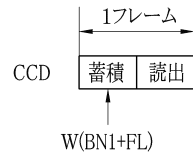
【図9】



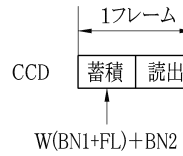
【図8B】



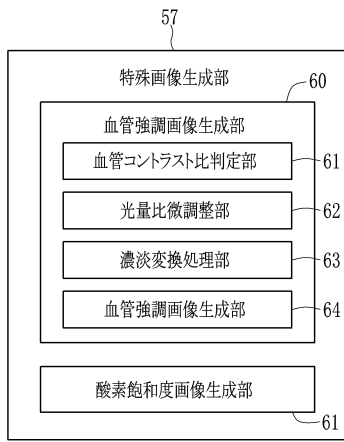
【図10A】



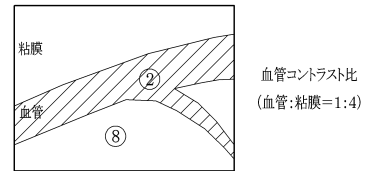
【図10B】



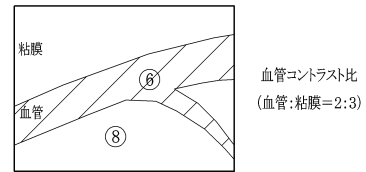
【図11】



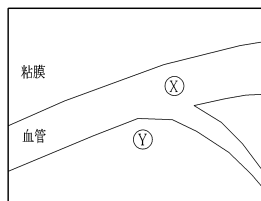
【図13A】



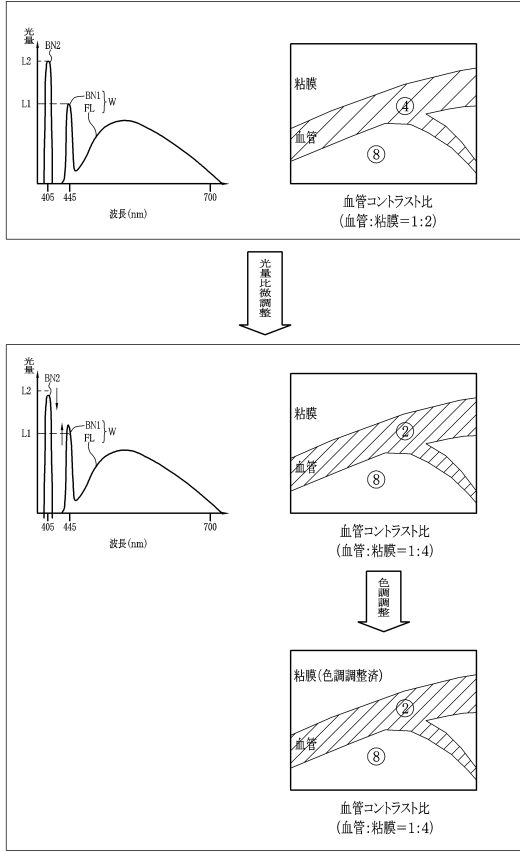
【図13B】



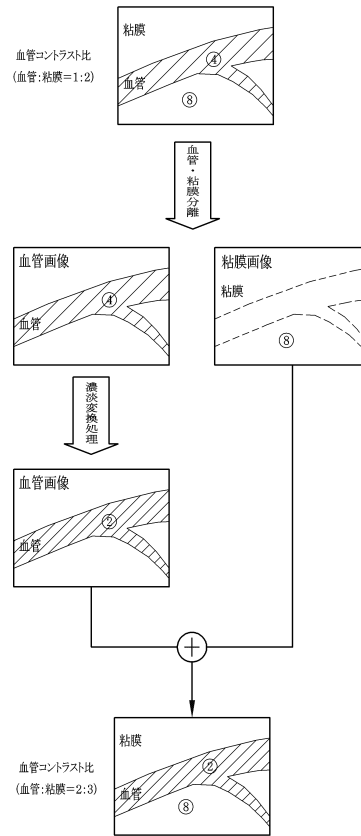
【図12】



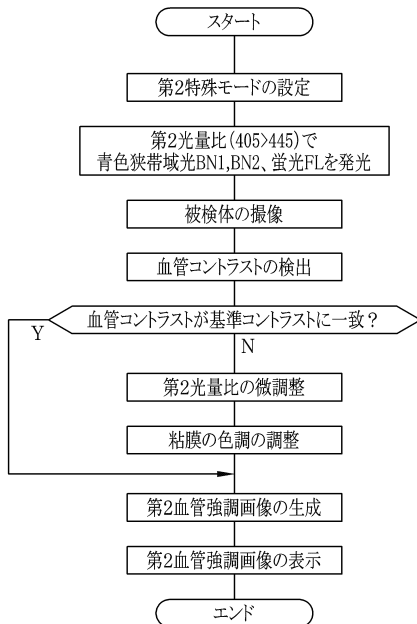
【図14】



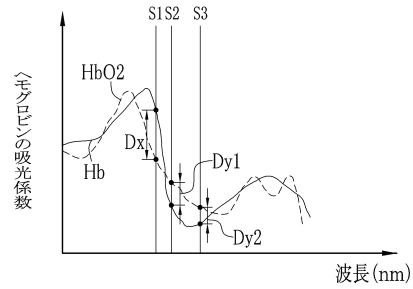
【図15】



【図16】



【図17】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2012-016545(JP,A)
特開2011-065291(JP,A)
特開2012-090725(JP,A)
特開2011-218135(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
G02B 23/24

专利名称(译)	内窥镜系统，内窥镜系统的处理器装置和内窥镜系统的操作方法		
公开(公告)号	JP5698186B2	公开(公告)日	2015-04-08
申请号	JP2012117725	申请日	2012-05-23
[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	山口博司		
发明人	山口 博司		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/0653		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 G02B23/24.B A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.617 A61B1/06.611 A61B1/06.612		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/CA13 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA07 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/QQ04 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/TT02 4C161/TT03 4C161/WW02 4C161/WW17		
代理人(译)	小林和典		
审查员(译)	野田洋平		
其他公开文献	JP2013244041A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在第二容器图案成像模式中，以第二强度比发射具有445nm波长的第一激光束和具有405nm波长的第二激光束，在第二强度比下第二激光束的光强度高于第二激光束的光强度。第一束激光束。氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白的等吸收波长存在于405nm和445nm的波长之间。电子内窥镜(11)拍摄被包括第一和第二激光束和荧光的照明光照射的体内部分的图像，并输出图像信号。当血管对比度(血管面积和从图像信号获得的粘膜区域之间的对比度)与标准值不一致时，调整第二强度比和粘膜区域的色调以产生具有血管图像的血管图案图像。标准血管对比。

