

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2011-194028
(P2011-194028A)

(43) 公開日 平成23年10月6日(2011.10.6)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2010-64049 (P2010-64049)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成22年3月19日 (2010. 3. 19)		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	100080159
			弁理士 渡辺 望穂
		(74) 代理人	100090217
			弁理士 三和 晴子
		(72) 発明者	齋藤 孝明
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	4C061 AA22 BB02 BB08 CC06 HH51
			JJ17 LL02 MM05 NN01 QQ02
			QQ07 QQ09 RR04 RR26 SS21
			WW08 WW15

最終頁に続く

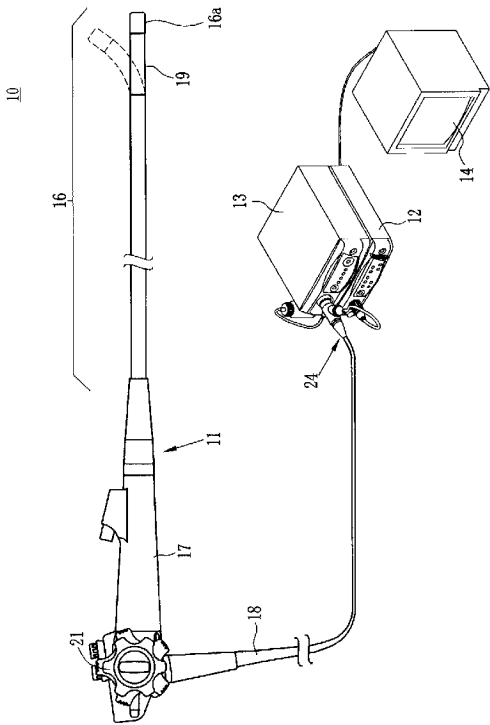
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム、電子内視鏡用のプロセッサ装置、および血管情報取得方法

(57) 【要約】

【課題】血管情報のロバスト性を向上させた分布画像を提供する。

【解決手段】照明光を照射する照射手段と、反射光を受光して被写体組織の画像を撮像して、反射光の輝度を表す撮像信号を出力する撮像素子を有する電子内視鏡と、撮像信号から波長帯域の異なる複数の第1画像データを出力する第1画像データ生成手段と、第1画像データから血管情報を生成する血管情報生成手段と、画像内の所定の領域を基準値領域として設定する基準値領域設定手段と、基準値領域内の第2画像データに基づいて血管情報の基準値を算出し、基準値血管情報を取得する基準値血管情報算出手段と、血管情報と基準値血管情報との差分から相対値血管情報を算出する相対値血管情報算出手段と、相対値血管情報から疑似カラーの相対値血管情報画像を生成する画像生成手段と、相対値血管情報画像を表示する画像表示手段とを有することにより、上記課題を解決する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内の血管を含む被写体組織に照明光を照射する照射手段と、

前記照射手段から前記被写体組織に照射される照明光の反射光を受光して該被写体組織の画像を撮像して、前記反射光の輝度を表す撮像信号を出力する撮像素子を有する電子内視鏡と、

前記撮像信号から波長帯域の異なる複数の第 1 画像データを出力する第 1 画像データ生成手段と、

前記第 1 画像データから、前記血管に関する血管情報を生成する血管情報生成手段と、

前記電子内視鏡により撮像される画像内の所定の領域を基準値領域として設定する基準値領域設定手段と、

前記基準値領域設定手段により設定される基準値領域内の第 2 画像データに基づいて前記血管情報の基準値を算出し、基準値血管情報を取得する基準値血管情報算出手段と、

前記血管情報と前記基準値血管情報との差分から相対値血管情報を算出する相対値血管情報算出手段と、

前記相対値血管情報から、該血管情報の相対値を疑似カラーで表す相対値血管情報画像を生成する画像生成手段と、

前記画像生成手段により生成される相対値血管情報画像を表示する画像表示手段とを有することを特徴とする電子内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記画像生成手段は、さらに、前記血管情報生成手段により生成される血管情報から、該血管情報の絶対値を疑似カラーで表す絶対値血管情報画像を生成するものであり、

当該電子内視鏡システムは、さらに、前記絶対値血管情報画像と前記相対値血管情報画像とを切り換える画像切換手段を備え、

前記画像表示手段は、前記画像切換手段により切り換えられる前記絶対値血管情報画像および前記相対値血管情報画像の一方を表示することを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。

20

【請求項 3】

前記撮像信号は、波長帯域の異なる第 1 および第 2 狭帯域光に対応する、第 1 および第 2 狭帯域信号であることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の電子内視鏡システム。

30

【請求項 4】

前記撮像信号は、さらに、前記第 1 および第 2 狭帯域光とは異なる波長領域を持つ第 3 狭帯域光に対応する第 3 狭帯域信号を含み、

前記血管情報は、前記血管中の血中ヘモグロビンの酸素飽和度であることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の電子内視鏡システム。

【請求項 5】

前記第 1 および第 2 狭帯域光は、酸素と結合した酸化ヘモグロビンと結合していない還元ヘモグロビンに対して異なる吸光度を示し、かつ、酸素飽和度によって各ヘモグロビンのそれぞれに対する吸光度に差が生じるような波長を含んでいることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の電子内視鏡システム。

40

【請求項 6】

前記第 1 狭帯域光の波長領域は $440 \pm 10 \text{ nm}$ であり、前記第 2 狭帯域光の波長領域は $470 \pm 10 \text{ nm}$ であり、前記第 3 狭帯域光の波長領域は $400 \pm 10 \text{ nm}$ であることを特徴とする請求項 4 または 5 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 7】

前記基準値領域設定手段は、第 1 および第 3 狭帯域信号に対応する、それぞれの前記第 1 画像データ間の第 1 輝度比と、第 2 および第 3 狭帯域信号に対応する、それぞれの前記第 1 画像データ間の第 2 輝度比とを算出し、さらに、前記第 1 輝度比と前記第 2 輝度比とから血管深さ情報を算出し、前記血管深さ情報から表層血管領域と非表層血管領域とを判別し、該非表層血管領域を前記基準値領域として設定するものであることを特徴とする請

50

求項 4 ~ 6 のいずれかに記載の電子内視鏡システム。

【請求項 8】

前記第 1 狭帯域光の波長領域は $540 \pm 10 \text{ nm}$ であり、前記第 2 狭帯域光の波長領域は $560 \pm 10 \text{ nm}$ であり、前記第 3 狭帯域光の波長領域は $500 \pm 10 \text{ nm}$ であって、

前記基準値領域設定手段は、さらに、第 3 および第 1 狭帯域信号に対応する、それぞれの前記第 1 画像データ間の第 3 輝度比を算出し、前記第 3 輝度比に基づき太い血管領域を判別し、該太い血管領域を前記基準値領域として設定し、該基準値領域内の第 1 および第 2 狭帯域信号に対応する、それぞれの前記第 1 画像データ間の第 4 輝度比を算出し、

前記画像生成手段は、前記第 4 輝度比の分布に基づき相対値酸素飽和度画像を生成することを特徴とする請求項 4 または 5 に記載の電子内視鏡システム。

10

【請求項 9】

前記撮像素子は、R 色、G 色、B 色の 3 色のカラーフィルタが設けられた R 画素、G 画素、B 画素の 3 色の画素を有しており、

前記撮像信号は、G 画素の撮像信号 G と R 画素の撮像信号 R とを含み、

前記血管情報は、血液濃度であることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 10】

前記基準値領域設定手段は、該電子内視鏡システムの操作者により入力される、前記電子内視鏡により撮像される画像内の所定の領域を前記基準値領域として設定するものであることを特徴とする請求項 1 ~ 6、または 9 のいずれかに記載の電子内視鏡システム。

20

【請求項 11】

体腔内の血管を含む被写体組織に照明光を照射して、前記被写体組織に照射される照明光の反射光を電子内視鏡の撮像素子で撮像することにより得られる、前記反射光の輝度を表す撮像信号を前記電子内視鏡から受信する受信手段と、

前記撮像信号から波長帯域の異なる複数の第 1 画像データを出力する第 1 画像データ生成手段と、

前記第 1 画像データから、前記血管に関する血管情報を生成する血管情報生成手段と、

前記電子内視鏡により撮像される画像内の所定の領域を基準値領域として設定する基準値領域設定手段と、

前記基準値領域設定手段により設定される基準値領域内の第 2 画像データに基づいて前記血管情報の基準値を算出し、基準値血管情報を取得する基準値血管情報算出手段と、

30

前記血管情報と前記基準値血管情報との差分から相対値血管情報を算出する相対値血管情報算出手段と、

前記相対値血管情報から、該血管情報の相対値を疑似カラーで表す相対値血管情報画像を生成する画像生成手段と、

前記画像生成手段により生成される相対値血管情報画像を表示する画像表示手段とを有することを特徴とする電子内視鏡用のプロセッサ装置。

【請求項 12】

体腔内の血管を含む被写体組織に照明光を照射する照射ステップと、

前記照射手段から前記被写体組織に照射される照明光の反射光を受光して該被写体組織の画像を撮像して、前記反射光の輝度を表す撮像信号を得る撮像ステップと、

40

前記撮像信号から波長帯域の異なる複数の第 1 画像データを出力する第 1 画像データ生成ステップと、

前記第 1 画像データから、前記血管に関する血管情報を生成する血管情報生成ステップと、

前記電子内視鏡により撮像される画像内の所定の領域を基準値領域として設定する基準値領域設定ステップと、

前記基準値領域設定手段により設定される基準値領域内の第 2 画像データに基づいて前記血管情報の基準値を算出し、基準値血管情報を取得する基準値血管情報算出ステップと

50

前記血管情報と前記基準値血管情報との差分から相対値血管情報を算出する相対値血管情報算出ステップと、

前記相対値血管情報から、該血管情報の相対値を疑似カラーで表す相対値血管情報画像を生成する画像生成ステップと、

前記画像生成手段により生成される相対値血管情報画像を表示する画像表示ステップとを有することを特徴とする血管情報取得方法。

【請求項 13】

体腔内の血管を含む被写体組織に照明光を照射する照射手段と、

前記照射手段から前記被写体組織に照射される照明光の反射光を受光して該被写体組織の画像を撮像して、前記反射光の輝度を表す撮像信号を出力する撮像素子を有する観察手段と、

前記撮像信号から波長帯域の異なる複数の第1画像データを出力する第1画像データ生成手段と、

前記第1画像データから、前記血管に関する血管情報を生成する血管情報生成手段と、

前記電子内視鏡により撮像される画像内の所定の領域を基準値領域として設定する基準値領域設定手段と、

前記基準値領域設定手段により設定される基準値領域内の第2画像データに基づいて前記血管情報の基準値を算出し、基準値血管情報を取得する基準値血管情報算出手段と、

前記血管情報と前記基準値血管情報との差分から相対値血管情報を算出する相対値血管情報算出手段と、

前記相対値血管情報から、該血管情報の相対値を疑似カラーで表す相対値血管情報画像を生成する画像生成手段と、

前記画像生成手段により生成される相対値血管情報画像を表示する画像表示手段とを有することを特徴とする病理観察装置。

【請求項 14】

体腔内の血管を含む被写体組織に照明光を照射する照射手段と、

前記照射手段から前記被写体組織に照射される照明光の反射光を受光して該被写体組織の画像を撮像して、前記反射光の輝度を表す撮像信号を出力する撮像素子を有する観察手段と、

前記撮像信号から波長帯域の異なる複数の第1画像データを出力する第1画像データ生成手段と、

前記第1画像データから、前記血管に関する血管情報を生成する血管情報生成手段と、

前記電子内視鏡により撮像される画像内の所定の領域を基準値領域として設定する基準値領域設定手段と、

前記基準値領域設定手段により設定される基準値領域内の第2画像データに基づいて前記血管情報の基準値を算出し、基準値血管情報を取得する基準値血管情報算出手段と、

前記血管情報と前記基準値血管情報との差分から相対値血管情報を算出する相対値血管情報算出手段と、

前記相対値血管情報から、該血管情報の相対値を疑似カラーで表す相対値血管情報画像を生成する画像生成手段と、

前記画像生成手段により生成される相対値血管情報画像を表示する画像表示手段とを有することを特徴とする病理顕微鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子内視鏡で撮像した画像から血管に関する情報を取得するとともに、取得した情報を画像化する電子内視鏡システム、電子内視鏡用のプロセッサ装置、および血管情報取得方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

10

20

30

40

50

近年の医療分野では、電子内視鏡を用いた診断や治療が数多く行なわれている。電子内視鏡は、被検者の体腔内に挿入される細長の挿入部を備えており、この挿入部の先端にはＣＣＤなどの撮像装置が内蔵されている。また、電子内視鏡は光源装置に接続されており、光源装置で発せられた光は、挿入部の先端から体腔内部に対して照射される。このように体腔内部に光が照射された状態で、体腔内の被写体組織が、挿入部の先端の撮像装置によって撮像される。撮像により得られた画像は、電子内視鏡に接続されたプロセッサ装置で各種処理が施された後、モニタに表示される。したがって、電子内視鏡を用いることによって、被検者の体腔内の画像をリアルタイムに確認することができるため、診断などを確実に行うことができる。

【０００３】

光源装置には、波長が青色領域から赤色領域にわたる白色の広帯域光を発することができるキセノンランプなどの白色光源が用いられている。体腔内の照射に白色の広帯域光を用いることで、撮像画像から被写体組織全体を把握することができる。しかしながら、広帯域光を照射したときに得られる撮像画像からは、被写体組織全体を大まかに把握することはできるものの、微細血管、深層血管、ピットパターン（腺口構造）、陥凹や隆起といった凹凸構造などの被写体組織は明瞭に観察することが難しいことがある。このような被写体組織に対しては、波長を特定領域に制限した狭帯域光を照射することで、明瞭に観察できるようになることが知られている。また、狭帯域光を照射したときの画像データからは、血管中の酸素飽和度など被写体組織に関する各種情報を得られることが知られている。

【０００４】

例えば、特許文献１では、内視鏡画像の信号レベルに基づき、血液情報量算出部で被検体における血液情報量を算出すると共に、領域設定部で内視鏡画像の所定領域を設定し、これらの所定領域の情報と算出された血液情報量から定量的な変化が認識可能な疑似画像データを疑似画像データ生成部で生成して、画像合成部で内視鏡画像と合成して出力している。

【０００５】

また、特許文献２では、酸素飽和度によって血管の吸光度が変化する近赤外領域の狭帯域光ＩＲ１、ＩＲ３と、血管の吸光度が変化しない近赤外領域の狭帯域光ＩＲ２とを照射し、各光の照射毎に撮像を行なっている。そして、血管の吸光度が変化する狭帯域光ＩＲ１、ＩＲ３を照射したときの画像と吸光度が変化しない狭帯域光ＩＲ２を照射したときの画像とに基づいて画像間の輝度の変化を算出し、算出した輝度の変化をモノクロあるいは疑似カラーで画像に反映させている。この画像から、血管中の酸素飽和度の情報を得ることができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００６】

【特許文献１】特開２００１－３７７１８号公報

【特許文献２】特許２６４８４９４号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００７】

しかしながら、特許文献１および２には、特定領域の血液情報量（血管情報）を基準として相対値を算出することはできず、血液情報量、例えば酸素飽和度のロバスト性に問題がある場合があった。

【０００８】

本発明の目的は、血管情報のロバスト性を向上させた分布画像を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【０００９】

上記課題を解決するために、本発明は、体腔内の血管を含む被写体組織に照明光を照射

10

20

30

40

50

する照射手段と、前記照射手段から前記被写体組織に照射される照明光の反射光を受光して該被写体組織の画像を撮像して、前記反射光の輝度を表す撮像信号を出力する撮像素子を有する電子内視鏡と、前記撮像信号から波長帯域の異なる複数の第1画像データを出力する第1画像データ生成手段と、前記第1画像データから、前記血管に関する血管情報を生成する血管情報生成手段と、前記電子内視鏡により撮像される画像内の所定の領域を基準値領域として設定する基準値領域設定手段と、前記基準値領域設定手段により設定される基準値領域内の第2画像データに基づいて前記血管情報の基準値を算出し、基準値血管情報を取得する基準値血管情報算出手段と、前記血管情報と前記基準値血管情報との差分から相対値血管情報を算出する相対値血管情報算出手段と、前記相対値血管情報から、該血管情報の相対値を疑似カラーで表す相対値血管情報画像を生成する画像生成手段と、前記画像生成手段により生成される相対値血管情報画像を表示する画像表示手段とを有することを特徴とする電子内視鏡システムを提供する。

10

【0010】

また、前記画像生成手段は、さらに、前記血管情報生成手段により生成される血管情報から、該血管情報の絶対値を疑似カラーで表す絶対値血管情報画像を生成するものであり、当該電子内視鏡システムは、さらに、前記絶対値血管情報画像と前記相対値血管情報画像とを切り換える画像切換手段を備え、前記画像表示手段は、前記画像切換手段により切り換えられる前記絶対値血管情報画像および前記相対値血管情報画像の一方を表示するのが好ましい。

20

【0011】

さらに、前記撮像信号は、波長帯域の異なる第1および第2狭帯域光に対応する、第1および第2狭帯域信号であるのが好ましい。

また、前記撮像信号は、さらに、前記第1および第2狭帯域光とは異なる波長領域を持つ第3狭帯域光に対応する第3狭帯域信号を含み、前記血管情報は、前記血管中の血中ヘモグロビンの酸素飽和度であるのが好ましい。

【0012】

さらに、前記第1および第2狭帯域光は、酸素と結合した酸化ヘモグロビンと結合していない還元ヘモグロビンに対して異なる吸光度を示し、かつ、酸素飽和度によって各ヘモグロビンのそれぞれに対する吸光度に差が生じるような波長を含んでいるのが好ましい。

さらに、前記第1狭帯域光の波長領域は $440 \pm 10 \text{ nm}$ であり、前記第2狭帯域光の波長領域は $470 \pm 10 \text{ nm}$ であり、前記第3狭帯域光の波長領域は $400 \pm 10 \text{ nm}$ であるのが好ましい。

30

また、前記基準値領域設定手段は、第1および第3狭帯域信号に対応する、それぞれの前記第1画像データ間の第1輝度比と、第2および第3狭帯域信号に対応する、それぞれの前記第1画像データ間の第2輝度比とを算出し、さらに、前記第1輝度比と前記第2輝度比とから血管深さ情報を算出し、前記血管深さ情報から表層血管領域と非表層血管領域とを判別し、該非表層血管領域を前記基準値領域として設定するものであるのが好ましい。

【0013】

また、前記第1狭帯域光の波長領域は $540 \pm 10 \text{ nm}$ であり、前記第2狭帯域光の波長領域は $560 \pm 10 \text{ nm}$ であり、前記第3狭帯域光の波長領域は $500 \pm 10 \text{ nm}$ であって、前記基準値領域設定手段は、さらに、第3および第1狭帯域信号に対応する、それぞれの前記第1画像データ間の第3輝度比を算出し、前記第3輝度比に基づき太い血管領域を判別し、該太い血管領域を前記基準値領域として設定し、該基準値領域内の第1および第2狭帯域信号に対応する、それぞれの前記第1画像データ間の第4輝度比を算出し、前記画像生成手段は、前記第4輝度比の分布に基づき相対値酸素飽和度画像を生成するのが好ましい。

40

【0014】

また、前記撮像素子は、R色、G色、B色の3色のカラーフィルタが設けられたR画素、G画素、B画素の3色の画素を有しており、前記撮像信号は、G画素の撮像信号GとR

50

画素の撮像信号 R とを含み、前記血管情報は、血液濃度であるのが好ましい。

さらに、前記基準値領域設定手段は、該電子内視鏡システムの操作者により入力される、前記電子内視鏡により撮像される画像内の所定の領域を前記基準値領域として設定するものであるのが好ましい。

【0015】

また、上記課題を解決するために、本発明は、体腔内の血管を含む被写体組織に照明光を照射して、前記被写体組織に照射される照明光の反射光を電子内視鏡の撮像素子で撮像することにより得られる、前記反射光の輝度を表す撮像信号を前記電子内視鏡から受信する受信手段と、前記撮像信号から波長帯域の異なる複数の第1画像データを出力する第1画像データ生成手段と、前記第1画像データから、前記血管に関する血管情報を生成する血管情報生成手段と、前記電子内視鏡により撮像される画像内の所定の領域を基準値領域として設定する基準値領域設定手段と、前記基準値領域設定手段により設定される基準値領域内の第2画像データに基づいて前記血管情報の基準値を算出し、基準値血管情報を取得する基準値血管情報算出手段と、前記血管情報と前記基準値血管情報との差分から相対値血管情報を算出する相対値血管情報算出手段と、前記相対値血管情報から、該血管情報の相対値を疑似カラーで表す相対値血管情報画像を生成する画像生成手段と、前記画像生成手段により生成される相対値血管情報画像を表示する画像表示手段とを有することを特徴とする電子内視鏡用のプロセッサ装置を提供する。

10

【0016】

また、上記課題を解決するために、本発明は、体腔内の血管を含む被写体組織に照明光を照射する照射ステップと、前記照射手段から前記被写体組織に照射される照明光の反射光を受光して該被写体組織の画像を撮像して、前記反射光の輝度を表す撮像信号を得る撮像ステップと、前記撮像信号から波長帯域の異なる複数の第1画像データを出力する第1画像データ生成ステップと、前記第1画像データから、前記血管に関する血管情報を生成する血管情報生成ステップと、前記電子内視鏡により撮像される画像内の所定の領域を基準値領域として設定する基準値領域設定ステップと、前記基準値領域設定手段により設定される基準値領域内の第2画像データに基づいて前記血管情報の基準値を算出し、基準値血管情報を取得する基準値血管情報算出ステップと、前記血管情報と前記基準値血管情報との差分から相対値血管情報を算出する相対値血管情報算出ステップと、前記相対値血管情報から、該血管情報の相対値を疑似カラーで表す相対値血管情報画像を生成する画像生成ステップと、前記画像生成手段により生成される相対値血管情報画像を表示する画像表示ステップとを有することを特徴とする血管情報取得方法を提供する。

20

30

【0017】

また、上記課題を解決するために、本発明は、体腔内の血管を含む被写体組織に照明光を照射する照射手段と、前記照射手段から前記被写体組織に照射される照明光の反射光を受光して該被写体組織の画像を撮像して、前記反射光の輝度を表す撮像信号を出力する撮像素子を有する観察手段と、前記撮像信号から波長帯域の異なる複数の第1画像データを出力する第1画像データ生成手段と、前記第1画像データから、前記血管に関する血管情報を生成する血管情報生成手段と、前記電子内視鏡により撮像される画像内の所定の領域を基準値領域として設定する基準値領域設定手段と、前記基準値領域設定手段により設定される基準値領域内の第2画像データに基づいて前記血管情報の基準値を算出し、基準値血管情報を取得する基準値血管情報算出手段と、前記血管情報と前記基準値血管情報との差分から相対値血管情報を算出する相対値血管情報算出手段と、前記相対値血管情報から、該血管情報の相対値を疑似カラーで表す相対値血管情報画像を生成する画像生成手段と、前記画像生成手段により生成される相対値血管情報画像を表示する画像表示手段とを有することを特徴とする病理観察装置を提供する。

40

【0018】

また、上記課題を解決するために、本発明は、体腔内の血管を含む被写体組織に照明光を照射する照射手段と、前記照射手段から前記被写体組織に照射される照明光の反射光を受光して該被写体組織の画像を撮像して、前記反射光の輝度を表す撮像信号を出力する撮

50

像素子を有する観察手段と、前記撮像信号から波長帯域の異なる複数の第 1 画像データを出力する第 1 画像データ生成手段と、前記第 1 画像データから、前記血管に関する血管情報を生成する血管情報生成手段と、前記電子内視鏡により撮像される画像内の所定の領域を基準値領域として設定する基準値領域設定手段と、前記基準値領域設定手段により設定される基準値領域内の第 2 画像データに基づいて前記血管情報の基準値を算出し、基準値血管情報を取得する基準値血管情報算出手段と、前記血管情報と前記基準値血管情報との差分から相対値血管情報を算出する相対値血管情報算出手段と、前記相対値血管情報から、該血管情報の相対値を疑似カラーで表す相対値血管情報画像を生成する画像生成手段と、前記画像生成手段により生成される相対値血管情報画像を表示する画像表示手段とを有することを特徴とする病理顕微鏡装置を提供する。

10

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、血管情報の基準値領域の値を基準として、全領域について血管情報を相対値で算出することにより、血管情報のロバスト性を向上させた分布画像を取得することができる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図 1】本発明に係る第 1 実施形態の電子内視鏡システムの外観図である。

【図 2】本発明に係る第 1 実施形態および第 2 実施形態の電子内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

20

【図 3】R 色、G 色、B 色のカラーフィルタの分光透過率を示すグラフである。

【図 4】(A) は通常光画像モード時における CCD の撮像動作を、(B) は特殊光画像モード時における CCD の撮像動作を説明する説明図である。

【図 5】ヘモグロビンの吸収係数を示すグラフである。

【図 6】第 1 および第 2 輝度比 S_1 / S_3 、 S_2 / S_3 と血管深さおよび酸素飽和度との相関関係を示すグラフである。

【図 7】(A) は第 1 および第 2 輝度比 S_1^* / S_3^* 、 S_2^* / S_3^* から輝度座標系における座標 (X^*, Y^*) を求める方法を、(B) は座標 (X^*, Y^*) に対応する血管情報座標系の座標 (U^*, V^*) を求める方法を説明する説明図である。

【図 8】絶対値酸素飽和度画像または相対値酸素飽和度画像のいずれか一方が表示されるモニタの一例を示す画像図である。

30

【図 9】絶対値酸素飽和度画像または相対値酸素飽和度画像の両方が同時表示されるモニタの一例を示す画像図である。

【図 10】血管に関する血管深さ情報および絶対値酸素飽和度情報が文字情報として同時表示されるモニタの一例を示す画像図である。

【図 11】絶対値、基準値、および相対値酸素飽和度情報を算出する手順と、それら情報を反映した絶対値および相対値酸素飽和度画像を生成する手順を示すフローチャートである。

【図 12】図 11 のフローの続きを示すフローチャートである。

【図 13】本発明に係る第 3 実施形態の電子内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

40

【図 14】ロータリーフィルタの概略図である。

【図 15】本発明に係る第 4 実施形態の電子内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

本発明に係る電子内視鏡システムを、添付の図面に示す好適実施形態に基づいて以下に詳細に説明する。

【0022】

図 1 は、本発明の電子内視鏡システムの構成を表す第 1 実施形態の外観図である。

50

図 1 に示すように、本発明の第 1 実施形態の電子内視鏡システム 10 は、被検者の体腔内を撮像する電子内視鏡 11 と、撮像により得られた信号に基づいて体腔内の被写体組織の画像を生成するプロセッサ装置 12 と、体腔内を照射する光を供給する光源装置 13 と、体腔内の画像を表示するモニタ 14 とを備えている。

電子内視鏡 11 は、体腔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 および光源装置 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。

【0023】

挿入部 16 の先端には、複数の湾曲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 16a が設けられており、この先端部 16a は、湾曲部 19 の湾曲動作によって体腔内の所望の方向に向けられる。

10

【0024】

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。

【0025】

図 2 に示すように、光源装置 13 は、広帯域光源 30 と、シャッター 31 と、シャッター駆動部 32 と、第 1 ~ 第 3 狭帯域光源 33 ~ 35 と、カプラー 36 と、光源切替部 37 とを備えている。

20

広帯域光源 30 は、キセノンランプ、白色 LED、マイクロホワイト光源などであり、波長が赤色領域から青色領域（約 470 ~ 700 nm）にわたる広帯域光 BB を発生する。広帯域光源 30 は、電子内視鏡 11 の使用中、常時点灯している。広帯域光源 30 から発せられた広帯域光 BB は、集光レンズ 39 により集光されて、広帯域用光ファイバ 40 に入射する。

【0026】

シャッター 31 は、広帯域光源 30 と集光レンズ 39 との間に設けられており、広帯域光 BB の光路に挿入されて広帯域光 BB を遮光する挿入位置と、挿入位置から退避して広帯域光 BB が集光レンズ 39 に向かうことを許容する退避位置との間で移動自在となっている。

30

シャッター駆動部 32 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 からの指示に基づいてシャッター 31 の駆動を制御する。

【0027】

第 1 ~ 第 3 狭帯域光源 33 ~ 35 は、レーザーダイオードなどであり、第 1 狭帯域光源 33 は波長が 440 ± 10 nm に、好ましくは 445 nm に制限された狭帯域の光（以下「第 1 狭帯域光 N1」とする）を、第 2 狭帯域光源 34 は波長が 470 ± 10 nm に、好ましくは 473 nm に制限された狭帯域の光（以下「第 2 狭帯域光 N2」とする）を、第 3 狭帯域光源 35 は波長が 400 ± 10 nm に、好ましくは 405 nm に制限された狭帯域の光（以下「第 3 狭帯域光 N3」とする）を発生する。第 1 ~ 第 3 狭帯域光源 33 ~ 35 はそれぞれ第 1 ~ 第 3 狭帯域用光ファイバ 33a ~ 35a に接続されており、各光源で発せられた第 1 ~ 第 3 狭帯域光 N1 ~ N3 は第 1 ~ 第 3 狭帯域用光ファイバ 33a ~ 35a に入射する。

40

【0028】

カプラー 36 は、電子内視鏡内のライトガイド 43 と、広帯域用光ファイバ 40 および第 1 ~ 第 3 狭帯域用光ファイバ 33a ~ 35a とを連結する。これにより、広帯域光 BB は、広帯域用光ファイバ 40 を介して、ライトガイド 43 に入射することが可能となる。また、第 1 ~ 第 3 狭帯域光 N1 ~ N3 は、第 1 ~ 第 3 狭帯域用光ファイバ 33a ~ 35a を介して、ライトガイド 43 に入射することが可能となる。

50

【 0 0 2 9 】

光源切替部 3 7 は、プロセッサ装置内のコントローラ 5 9 に接続されており、コントローラ 5 9 からの指示に基づいて、第 1 ~ 第 3 狭帯域光源 3 3 ~ 3 5 を ON (点灯) または OFF (消灯) に切り替える。広帯域光 B B を用いた通常光画像モードに設定されている場合には、広帯域光 B B が体腔内に照射されて通常光画像の撮像が行なわれる一方、第 1 ~ 第 3 狭帯域光源 3 3 ~ 3 5 は OFF にされる。これに対して、第 1 ~ 第 3 狭帯域光 N 1 ~ N 3 を用いた特殊光画像モードに設定されている場合には、広帯域光 B B の体腔内への照射が停止される一方、第 1 ~ 第 3 狭帯域光源 3 3 ~ 3 5 が順次 ON に切り替えられて特殊光画像の撮像が行なわれる。

【 0 0 3 0 】

具体的には、まず、第 1 狭帯域光源 3 3 が光源切替部 3 7 により ON に切り替えられる。そして、第 1 狭帯域光 N 1 が体腔内に照射された状態で、被写体組織の撮像が行なわれる。撮像が完了すると、コントローラ 5 9 から光源切替の指示がなされ、第 1 狭帯域光源 3 3 が OFF に、第 2 狭帯域光源 3 4 が ON に切り替えられる。そして、第 2 狭帯域光 N 2 を体腔内に照射した状態での撮像が完了すると、同様にして、第 2 狭帯域光源 3 4 が OFF に、第 3 狭帯域光源 3 5 が ON に切り替えられる。さらに、第 3 狭帯域光 N 3 を体腔内に照射した状態での撮像が完了すると、第 3 狭帯域光源 3 5 が OFF に切り替えられる。

【 0 0 3 1 】

電子内視鏡 1 1 は、ライトガイド 4 3、CCD 4 4、アナログ処理回路 4 5 (AFE : Analog Front End)、撮像制御部 4 6 を備えている。

ライトガイド 4 3 は、大口径光ファイバ、バンドルファイバなどであり、入射端が光源装置内のカプラー 3 6 に挿入されており、出射端が先端部 1 6 a に設けられた照射レンズ 4 8 に向けられている。光源装置 1 3 で発せられた光は、ライトガイド 4 3 により導光された後、照射レンズ 4 8 に向けて出射する。照射レンズ 4 8 に入射した光は、先端部 1 6 a の端面に取り付けられた照明窓 4 9 を通して、体腔内に照射される。体腔内で反射した広帯域光 B B および第 1 ~ 第 3 狭帯域光 N 1 ~ N 3 は、先端部 1 6 a の端面に取り付けられた観察窓 5 0 を通して、集光レンズ 5 1 に入射する。

【 0 0 3 2 】

CCD 4 4 は、集光レンズ 5 1 からの光を撮像面 4 4 a で受光し、受光した光を光電変換して信号電荷を蓄積し、蓄積した信号電荷を撮像信号として読み出す。読み出された撮像信号は、AFE 4 5 に送られる。また、CCD 4 4 はカラー CCD であり、撮像面 4 4 a には、R 色、G 色、B 色のいずれかのカラーフィルタが設けられた R 画素、G 画素、B 画素の 3 色の画素が配列されている。

【 0 0 3 3 】

R 色、G 色、B 色のカラーフィルタは、図 3 に示すような分光透過率 5 2、5 3、5 4 を有している。集光レンズ 5 1 に入射する光のうち、広帯域光 B B は波長が約 4 7 0 ~ 7 0 0 nm にわたるため、R 色、G 色、B 色のカラーフィルタは、広帯域光 B B のうちそれぞれの分光透過率 5 2、5 3、5 4 に応じた波長の光を透過する。ここで、R 画素で光電変換された信号を撮像信号 R、G 画素で光電変換された信号を撮像信号 G、B 画素で光電変換された信号を撮像信号 B とすると、CCD 4 4 に広帯域光 B B が入射した場合には、撮像信号 R、撮像信号 G、および撮像信号 B からなる広帯域撮像信号が得られる。

【 0 0 3 4 】

一方、集光レンズ 5 1 に入射する光のうち第 1 狭帯域光 N 1 は、波長が 440 ± 10 nm であるため、B 色のカラーフィルタのみを透過する。したがって、CCD 4 4 に第 1 狭帯域光 N 1 が入射することで、撮像信号 B からなる第 1 狭帯域撮像信号が得られる。また、第 2 狭帯域光 N 2 は、波長が 470 ± 10 nm であるため、B 色および G 色のカラーフィルタの両方を透過する。したがって、CCD 4 4 に第 2 狭帯域光 N 2 が入射することで、撮像信号 B と撮像信号 G とからなる第 2 狭帯域撮像信号が得られる。また、第 3 狭帯域光 N 3 は、波長が 400 ± 10 nm であるため、B 色のカラーフィルタのみを透過する。

10

20

30

40

50

したがって、CCD44に第3狭帯域光N3が入射することで、撮像信号Bからなる第3狭帯域撮像信号が得られる。

【0035】

AFE45は、相関二重サンプリング回路(CDS)、自動ゲイン制御回路(AGC)、およびアナログ/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。

【0036】

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AFE45に出力する。通常光画像モードに設定されている場合、図4(A)に示すように、1フレームの取得期間内で、広帯域光BBを光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷を広帯域撮像信号として読み出すステップとの合計2つの動作が行なわれる。この動作は、通常光画像モードに設定されている間、繰り返し行なわれる。

【0037】

これに対して、通常光画像モードから特殊光画像モードに切り替えられると、図4(B)に示すように、まず最初に、1フレームの取得期間内で、第1狭帯域光N1を光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷を第1狭帯域撮像信号として読み出すステップとの合計2つの動作が行なわれる。第1狭帯域撮像信号の読み出しが完了すると、1フレームの取得期間内で、第2狭帯域光N2を光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷を第2狭帯域撮像信号として読み出すステップとが行なわれる。第2狭帯域撮像信号の読み出しが完了すると、1フレームの取得期間内で、第3狭帯域光N3を光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷を第3狭帯域撮像信号として読み出すステップとが行なわれる。

【0038】

図2に示すように、プロセッサ装置12は、デジタル信号処理部55(DSP(Digital Signal Processor))と、フレームメモリ56と、血管画像生成部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。

DSP55は、電子内視鏡のAFE45から出力された広帯域撮像信号および第1~第3狭帯域撮像信号に対し、色分離、色補間、ホワイトバランス調整、ガンマ補正などを行うことによって、広帯域画像データおよび第1~第3狭帯域画像データ(第1画像データ)を生成する。つまり、DSP55は第1画像データ生成手段である。

フレームメモリ56は、DSP55で作成された広帯域画像データおよび第1~第3狭帯域画像データを記憶する。広帯域画像データは、R色、G色、B色が含まれるカラー画像データである。

【0039】

血管画像生成部57は、輝度比算出部60と、相関関係記憶部61と、血管深さ-酸素飽和度算出部62と、酸素飽和度画像生成部64と、相対画像生成部200と、基準値領域設定部210とを備えている。

輝度比算出部60は、フレームメモリ56に記憶した第1~第3狭帯域光画像データから、血管が含まれる血管領域を特定する。そして、輝度比算出部60は、血管領域内の同じ位置の画素について、第1および第3狭帯域画像データ間の第1輝度比 S_1/S_3 を求めるとともに、第2および第3狭帯域画像データ間の第2輝度比 S_2/S_3 を求める。ここで、 S_1 は第1狭帯域光画像データの画素の輝度値を、 S_2 は第2狭帯域光画像データの画素の輝度値を、 S_3 は第3狭帯域光画像データの画素の輝度値を表している。なお、血管領域の特定方法としては、例えば、血管部分の輝度値とそれ以外の輝度値の差から血管領域を求める方法がある。

10

20

30

40

50

【0040】

相関関係記憶部61は、第1および第2輝度比 $S1/S3$ 、 $S2/S3$ と、血管中の酸素飽和度および血管深さとの相関関係を記憶している。この相関関係は、血管が図5に示すヘモグロビンの吸光係数を有する場合の相関関係であり、これまでの診断等で蓄積された多数の第1～第3狭帯域光画像データを分析することにより得られたものである。図5に示すように、血管中のヘモグロビンは、照射する光の波長によって吸光係数 μ_a が変化する吸光特性を持っている。吸光係数 μ_a は、ヘモグロビンの光の吸収の大きさである吸光度を表すもので、ヘモグロビンに照射された光の減衰状況を表す $I_0 \exp(-\mu_a \times x)$ の式の係数である。ここで、 I_0 は光源装置から被写体組織に照射される光の強度であり、 x (cm)は被写体組織内の血管までの深さである。

10

【0041】

また、酸素と結合していない還元ヘモグロビン70と、酸素と結合した酸化ヘモグロビン71は、異なる吸光特性を持っており、同じ吸光度(吸光係数 μ_a)を示す等吸収点(図5における各ヘモグロビン70、71の交点)を除いて、吸光度に差が生じる。吸光度に差があると、同じ血管に対して、同じ強度かつ同じ波長の光を照射しても、輝度値が変化する。また、同じ強度の光を照射しても、波長が異なれば吸光係数 μ_a が変わるので、輝度値が変化する。

【0042】

以上のようなヘモグロビンの吸光特性を鑑みると、酸素飽和度によって吸光度に違いが出る波長が445nmと405nmにあること、および血管深さ情報抽出のためには深達度の短い短波長領域が必要となることから、第1～第3狭帯域光N1～N3には、中心波長が450nm以下の波長領域を持つ狭帯域光を少なくとも1つ含めることが好ましい。このような狭帯域光は、第1、第2実施形態では第1および第3狭帯域光に相当する。また、酸素飽和度が同じでも、波長が異なれば吸収係数の値も異なり、粘膜中の深達度も異なっている。したがって、波長によって深達度が異なる光の特性を利用することで、輝度比と血管深さの相関関係を得ることができる。

20

【0043】

相関関係記憶部61は、図6に示すように、第1および第2輝度比 $S1/S3$ 、 $S2/S3$ を表す輝度座標系66の座標と、酸素飽和度および血管深さを表す血管情報座標系67の座標との対応付けによって、相関関係を記憶している。輝度座標系66はXY座標系であり、X軸は第1輝度比 $S1/S3$ を、Y軸は第2輝度比 $S2/S3$ を表している。血管情報座標系67は輝度座標系66上に設けられたUV座標系であり、U軸は血管深さを、V軸は酸素飽和度を表している。U軸は、血管深さが輝度座標系66に対して正の相関関係があることから、正の傾きを有している。このU軸に関して、右斜め上に行くほど血管は浅いことを、左斜め下に行くほど血管が深いことを示している。一方、V軸は、酸素飽和度が輝度座標系66に対して負の相関関係を有することから、負の傾きを有している。このV軸に関して、左斜め上に行くほど酸素飽和度が低いことを、右斜め下に行くほど酸素飽和度が高いことを示している。

30

【0044】

また、血管情報座標系67においては、U軸とV軸とは交点Pで直交している。これは、第1狭帯域光N1の照射時と第2狭帯域光N2の照射時とで吸光の大小関係が逆転しているためである。即ち、図5に示すように、波長が 440 ± 10 nmである第1狭帯域光N1を照射した場合には、還元ヘモグロビン70の吸光係数は、酸素飽和度が高い酸化ヘモグロビン71の吸光係数よりも大きくなるのに対して、波長が 470 ± 10 nmである第2狭帯域光N2を照射した場合には、酸化ヘモグロビン71の吸光係数のほうが還元ヘモグロビン70の吸光係数よりも大きくなっているため、吸光の大小関係が逆転している。なお、第1～第3狭帯域光N1～N3に代えて、吸光の大小関係が逆転しない狭帯域光を照射したときには、U軸とV軸とは直交しなくなる。また、波長が 400 ± 10 nmである第3狭帯域光N3を照射したときには、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数はほぼ等しくなっている。

40

50

【 0 0 4 5 】

血管深さ - 酸素飽和度算出部 6 2 は、相関関係記憶部 6 1 の相関関係に基づき、輝度比算出部 6 0 で算出された第 1 および第 2 輝度比 S_1 / S_3 , S_2 / S_3 に対応する酸素飽和度と血管深さを特定する。ここで、輝度比算出部 6 0 で算出された第 1 および第 2 輝度比 S_1 / S_3 , S_2 / S_3 のうち、血管領域内の所定画素についての第 1 輝度比を S_1^* / S_3^* とし、第 2 輝度比を S_2^* / S_3^* とする。

【 0 0 4 6 】

血管深さ - 酸素飽和度算出部 6 2 は、図 7 (A) に示すように、輝度座標系 6 6 において、第 1 および第 2 輝度比 S_1^* / S_3^* , S_2^* / S_3^* に対応する座標 (X^* , Y^*) を特定する。座標 (X^* , Y^*) が特定されたら、図 7 (B) に示すように、血管情報座標系 6 7 において、座標 (X^* , Y^*) に対応する座標 (U^* , V^*) を特定する。これにより、血管領域内の所定位置の画素について、血管深さ情報 U^* および酸素飽和度情報 V^* が求まる。血管深さ情報 U^* および酸素飽和度情報 V^* は、基準値を求める場合、基準値血管深さ情報 U_{av}^* および基準値酸素飽和度情報 V_{av}^* であり、絶対値を求める場合、絶対値血管深さ情報 U_{ab}^* および絶対値酸素飽和度情報 V_{ab}^* となる。

【 0 0 4 7 】

血管深さ - 酸素飽和度算出部 6 2 では、後述する基準値領域設定部 2 1 0 で設定された基準値領域について、基準値血管深さ情報 U_{av}^* および基準値酸素飽和度情報 V_{av}^* が求められ、撮像された血管領域全体について、絶対値血管深さ情報 U_{ab}^* および絶対値酸素飽和度情報 V_{ab}^* が求められる。つまり、輝度比算出部 6 0 、相関関係記憶部 6 1 、および血管深さ - 酸素飽和度算出部 6 2 は、血管情報生成手段および基準値血管情報算出手段である。

ここで、血管深さ情報は、第 2 実施形態において表層血管領域 (微細血管領域) か、非表層血管領域 (中層血管、深層血管) であるかを判別するのに用いられる。

【 0 0 4 8 】

基準値領域設定部 2 1 0 は、基準値血管深さ情報 U_{av}^* および基準値酸素飽和度情報 V_{av}^* を求めるための、基準値領域を設定する。基準値領域は、相対値血管情報 (酸素飽和度情報、血液濃度情報) を求めるための基準値を算出するための領域である。基準値領域は、コンソール 2 3 からマウス等のポインティングデバイスによって入力されてもよいし、例えば、基準値領域を表層血管 (微細血管) 領域以外とするために、絶対値血管深さ情報 U_{ab}^* が、中層血管 (直径 2 0 ~ 1 0 0 μm 程度) または深層血管 (直径 1 0 0 μm 以上) である領域が、自動的に基準値領域に選択されるようにしてもよい。なお、基準値領域に設定された領域内の画像データを、第 2 画像データとする。

【 0 0 4 9 】

酸素飽和度画像生成部 6 4 は、酸素飽和度の程度に応じてカラー情報が割り当てられたカラーマップ 6 4 a (C M (Color Map)) を備えている。カラーマップ 6 4 a には、例えば、低酸素飽和度であるときにはシアン、中酸素飽和度であるときにはマゼンダ、高酸素飽和度であるときにはイエローというように、酸素飽和度の程度に応じて、明瞭に区別することができる色が割り当てられている。酸素飽和度画像生成部 6 4 は、カラーマップ 6 4 a から血管深さ - 酸素飽和度算出部 6 2 で算出された絶対値酸素飽和度情報 V_{ab}^* に対応するカラー情報を特定する。

【 0 0 5 0 】

酸素飽和度画像生成部 6 4 は、血管領域内の全ての画素についてカラー情報が特定されると、フレームメモリ 5 6 から広帯域画像データを読み出し、読み出された広帯域光画像データに対してカラー情報を反映させる。これにより、絶対値酸素飽和度の情報が反映された絶対値酸素飽和度画像データが生成される。生成された絶対値酸素飽和度画像データは再度フレームメモリ 5 6 に記憶される。なお、カラー情報は、広帯域光画像データではなく、第 1 ~ 第 3 狭帯域画像データのいずれか、あるいはこれらを合成した合成画像に対して反映させてもよい。

【 0 0 5 1 】

10

20

30

40

50

相対値画像生成部 200 は、酸素飽和度の相対値に応じてカラー情報が割り当てられたカラーマップ 200a (CM (Color Map)) を備えている。カラーマップ 200a には、例えば、基準値よりも低酸素飽和度であるときには青色、基準値と同じ酸素飽和度であるときには黄色、基準値よりも高酸素飽和度であるときには赤色というように、酸素飽和度の相対値に応じて、明瞭に区別することができる色が割り当てられている。

相対画像生成部 200 は、血管深さ - 酸素飽和度算出部 62 で算出された、絶対値酸素飽和度情報 V_{ab}^* と、基準値酸素飽和度情報 V_{av}^* とから、差分である相対値酸素飽和度情報 V_r^* を求める相対値血管情報算出手段である。

また、相対値画像生成部 200 は、酸素飽和度画像生成部 64 と同様に、カラーマップ 200a から相対値酸素飽和度情報 V_r^* に対応するカラー情報を特定する。そして、このカラー情報を広帯域画像データに反映させることにより、相対値酸素飽和度画像データを生成する。つまり、画像生成手段である。

生成された相対値酸素飽和度画像データは、絶対値酸素飽和度画像データと同様、フレームメモリ 56 に記憶される。

【0052】

表示制御回路 58 は、フレームメモリ 56 から 1 または複数の画像を読み出し、読み出した画像をモニタ 14 に表示する。画像の表示形態としては様々なパターンが考えられる。例えば、図 8 に示すように、モニタ 14 の一方の側に広帯域画像 72 を表示させ、他方の側に、画像切替 SW 68 (図 2 参照) により選択された絶対値酸素飽和度画像 73 または相対値酸素飽和度画像 74 のいずれかを表示させるようにしてもよい。図 8 の絶対値酸素飽和度画像 73 では、血管画像 75 は低酸素飽和度を示すシアンで、血管画像 76 は中酸素飽和度を示すマゼンダで、血管画像 77 は高酸素飽和度を示すイエローで表されている。また、相対値酸素飽和度画像 74 では、血管画像 80 は基準値に対して低酸素飽和度を示すシアンで、血管画像 81 は基準値と同じ酸素飽和度を示すマゼンダで、血管画像 82 は基準値に対して高酸素飽和度を示すイエローで表されている。

【0053】

図 8 に対して、図 9 に示すように、絶対値酸素飽和度画像 73 および相対値酸素飽和度画像 74 の両方を同時に表示するようにしてもよい。なお、図 10 に示すように、絶対値酸素飽和度画像 73 および相対値酸素飽和度画像 74 を表示せず、広帯域画像 72 のうち所定の血管画像 85 を指定し、その指定した血管画像 85 について酸素飽和度 (StO_2 (Saturated Oxygen)) を文字情報として表示するようにしてもよい。

【0054】

次に、血管深さ - 酸素飽和度情報を算出する手順と、それら情報を反映した絶対値酸素飽和度画像、および相対値酸素飽和度画像を生成する手順を、図 11 および図 12 に示すフローチャートを用いて説明する。

まず、操作者のコンソール 23 の操作により、静止画を取得するフリーズ操作が行われ、併せて通常光画像モードから特殊光画像モードに切り替える (ステップ S10)。特殊光画像モードに切り替えられると、この切替時点での広帯域画像データが、酸素飽和度画像の生成に用いられる画像データとしてフレームメモリ 56 に記憶される (ステップ S12)。なお、酸素飽和度画像等の生成に用いる広帯域画像データは、コンソール操作前のものを使用してもよい。

【0055】

そして、コントローラ 59 からシャッター駆動部 32 に対して照射停止信号が送られると、シャッター駆動部 32 は、シャッター 31 を退避位置から挿入位置に移動させ、体腔内への広帯域光 BB の照射を停止する。広帯域光 BB の照射が停止されると、コントローラ 59 から光源切替部 37 に対して照射開始指示が送られる。これにより、光源切替部 37 は、第 1 狭帯域光源 33 を ON にし、第 1 狭帯域光 N1 を体腔内に照射する (ステップ S14)。第 1 狭帯域光 N1 が体腔内に照射されると、コントローラ 59 から撮像駆動部 46 に対して撮像指示が送られる。これにより、第 1 狭帯域光 N1 が照射された状態で撮像が行なわれ、撮像により得られた第 1 狭帯域撮像信号は、AFE 45 を介して、

10

20

30

40

50

DSP55に送られる。DSP55では第1狭帯域撮像信号に基づいて第1狭帯域画像データが生成される。生成された第1狭帯域画像データは、フレームメモリ56に記憶される(ステップS16)。

【0056】

第1狭帯域画像データがフレームメモリ56に記憶されたら、光源切替部37は、コントローラ59からの光源切替指示により、体腔内に照射する光を第1狭帯域光N1から第2狭帯域光N2へと切り替える(ステップS18)。そして、第1狭帯域光N1の場合と同様に撮像が行なわれ、撮像により得られた第2狭帯域撮像信号に基づいて第2狭帯域画像データが生成される。生成された第2狭帯域画像データは、フレームメモリ56に記憶される(ステップS20)。

10

【0057】

第2狭帯域画像データがフレームメモリ56に記憶されたら、光源切替部37は、コントローラ59からの光源切替指示により、体腔内に照射する光を第2狭帯域光N2から第3狭帯域光N3へと切り替える(ステップS22)。そして、第1および第2狭帯域光N1, N2の場合と同様に撮像が行なわれ、撮像により得られた第3狭帯域撮像信号に基づいて第3狭帯域画像データが生成される。生成された第3狭帯域画像データは、フレームメモリ56に記憶される(ステップS24)。つまり、面順次で各波長ごとの画像データが取得される。

【0058】

フレームメモリ56に広帯域画像データ、第1~第3狭帯域画像データが記憶されたら、輝度比算出部60は、第1狭帯域画像データ、第2狭帯域画像データ、第3狭帯域画像データの3つの画像データから、血管を含む血管領域を特定する。そして、血管領域内の同じ位置の画素について、第1および第3狭帯域画像データ間の第1輝度比 $S1^*/S3^*$ と、第2および第3狭帯域画像データ間の第2輝度比 $S2^*/S3^*$ が算出される(ステップS26)。

20

【0059】

次に、血管深さ-酸素飽和度算出部62は、相関関係記憶部61の相関関係に基づいて、第1および第2輝度比 $S1^*/S3^*$, $S2^*/S3^*$ に対応する輝度座標系の座標(X^* , Y^*)を特定する。さらに、座標(X^* , Y^*)に対応する血管情報座標系の座標(U^* , V^*)を特定することにより、血管領域内の所定画素についての絶対値血管深さ情報 Uab^* および絶対値酸素飽和度情報 Vab^* が求められる(ステップS28)。

30

【0060】

絶対値酸素飽和度情報 Vab^* が求められると、絶対値酸素飽和度情報 Vab^* に対応するカラー情報が酸素飽和度画像生成部64のCM64aから特定される。特定されたカラー情報は、プロセッサ装置12内のRAM(図示省略)に記憶される(ステップS30)。

【0061】

そして、カラー情報がRAMに記憶されると、血管領域内の全ての画素について、上述した手順で、絶対値血管深さ情報 Uab^* および絶対値酸素飽和度情報 Vab^* を求めるとともに、絶対値酸素飽和度情報 Vab^* に対応するカラー情報を特定する(ステップS32)。

40

【0062】

そして、血管領域内の全ての画素について絶対値酸素飽和度情報と対応するカラー情報が得られると、酸素飽和度画像生成部64は、フレームメモリ56から広帯域画像データを読み出し、この広帯域画像データに対して、RAMに記憶されたカラー情報を反映させることにより、擬似カラー画像である絶対値酸素飽和度画像データを生成する。生成された絶対値酸素飽和度画像データは、再度フレームメモリ56に記憶される(ステップS34)。

【0063】

そして、表示制御回路58は、フレームメモリ56から広帯域画像データ、および絶対

50

値酸素飽和度画像データを読み出し、これら読み出した画像データに基づいて、絶対値酸素飽和度画像をモニタ１４に表示する（ステップＳ３６）。

【００６４】

表示された絶対値酸素飽和度画像に対して、基準値領域設定部２１０は、操作者がコンソール２３のポインティングデバイス（例えば、マウス）によって、酸素飽和度の基準値を算出する基準値領域を設定することができるように、メッセージ等をモニタ１４に表示する。次に、操作者のポインティングデバイスの操作により、基準値領域が設定される（ステップＳ３８）。基準値領域としては、例えば、非病変部分の領域等が挙げられる。なお、メッセージ等を表示することなく、絶対値酸素飽和度画像が表示されたら、いつでも基準値領域が設定可能にしてもよい。

10

【００６５】

基準値領域が設定されると、相対値画像生成部２００は、基準値領域設定部２１０により設定された基準値領域内の画像データ（第２画像データ）の、絶対値酸素飽和度情報Ｖａｂの平均値を算出し、基準値酸素飽和度情報Ｖａｖを生成する（ステップＳ４０）。相対値画像生成部２００は、血管領域内全ての画素の絶対値酸素飽和度情報Ｖａｂと、基準値酸素飽和度情報Ｖａｖとの差分を算出し、血管領域内全ての画素の相対値酸素飽和度情報Ｖｒを生成する（ステップＳ４２）。

【００６６】

相対値酸素飽和度情報Ｖｒが生成されると、血管領域内全ての画素の相対値酸素飽和度情報Ｖｒに対応するカラー情報が相対値画像生成部２００のＣＭ２００ａから特定される。特定されたカラー情報は、プロセッサ装置１２内のＲＡＭ（図示省略）に記憶される（ステップＳ４４）。

20

【００６７】

そして、相対値画像生成部２００は、フレームメモリ５６から広帯域画像データを読み出し、この広帯域画像データに対して、ＲＡＭに記憶されたカラー情報を反映させることにより、擬似カラー画像である相対値酸素飽和度画像データを生成する。生成された相対値酸素飽和度画像データは、再度フレームメモリ５６に記憶される（ステップＳ４６）。

【００６８】

そして、表示制御回路５８は、フレームメモリ５６から広帯域画像データ、絶対値酸素飽和度画像データ、および相対値酸素飽和度画像データを読み出し、これら読み出した画像データに基づいて、図８に示すような広帯域画像７２、絶対値酸素飽和度画像７３、および相対値酸素飽和度画像７４をモニタ１４に表示する（ステップＳ４８）。図８に示すモニタ１４では、通常光画像である広帯域画像７２と、絶対値酸素飽和度画像７３が同時に並列表示され、画像切替ＳＷ６８によって表示画像が切り替えられると（ステップＳ５０）、通常光画像である広帯域画像７２と、相対値酸素飽和度画像７４とが同時に並列表示される（ステップＳ５２）。なお、絶対値酸素飽和度画像７３と、相対値酸素飽和度画像７４とは、操作者によって任意に切り替えることができる。また、図９に示すモニタ１４のように、広帯域画像７２、絶対値酸素飽和度画像７３、および相対値酸素飽和度画像７４の３つの画像が同時に並列表示されてもよい。

30

【００６９】

本発明の第２実施形態は、図２に示す上述の第１実施形態の電子内視鏡システムと比べ、絶対値血管深さ情報を用いて、血管領域内の全ての画素について、表層血管領域（微細血管領域）か、非表層血管領域（中層血管、深層血管）であるかを判別し、非表層血管領域を自動的に基準値領域とするものであり、基本的に同様の構成を有するものである。よって、同様の構成要素には同一の符号を付し、図示およびその詳細な説明は省略する。

40

【００７０】

第２実施形態の電子内視鏡システムの動作は、第１実施形態の電子内視鏡システムの場合とほぼ同様であるから、繰り返しの説明は省略し、異なる部分である図１１および図１２に示すフローチャートの、ステップＳ１０およびＳ３８について説明する。

本発明の第２実施形態では、ステップＳ１０において、操作者のコンソール２３の操作

50

によって、特殊光画像モードに切り替えられると、自動的にフリーズ操作がされるか（静止画）、あるいは、画像の出力を動画とする場合には、CCD44からの出力が順次、リアルタイム処理される。

【0071】

ステップS38では、基準値領域設定部210がステップS32で取得した、血管領域内の全ての画素についての絶対値血管深さ情報を用いて、血管領域内の全ての画素について、表層血管領域か、非表層血管領域（中層血管、深層血管）であるかを判別し、非表層血管領域を自動的に基準値領域とする。ここで、基準値領域は、非表層血管領域全域でもよいし、非表層血管領域の中の所定位置および所定サイズの領域でもよい。

各画素が表層血管領域であるか否かは、波長405nmと473nmの2画像における画像信号の比を用いて判別することができる。つまり、表層の微細血管ならば、画素値の比 $S(405)/S(473)$ が小さくなる性質があるため、閾値処理により当該比が大きい領域を選択することで、非表層血管領域（中層血管、深層血管）を判別することができる。ここで、表層血管領域（微細血管領域）とは、対象とする消化管粘膜表層に存在する、太さ10～20μm程度の血管部分をいう。また、非表層血管領域は、表層血管領域以外の領域、すなわち、中層血管および深層血管の領域をいう。なお、中層血管は直径20～100μm程度、深層血管は、直径100μm以上のものをいう。

【0072】

その後、第1実施形態と同様に、基準値酸素飽和度情報が取得され、絶対値酸素飽和度情報と基準値酸素飽和度情報との差分から相対値酸素飽和度情報が取得されて、相対値酸素飽和度画像が生成される。

このように、第2実施形態では非表層血管領域を自動的に基準値領域とすることで、操作者による基準値領域の設定を不要とすることができる。

【0073】

図13は上述の第1および第2実施形態と異なる、本発明に係る電子内視鏡システム110の構成を表す第3実施形態のブロック図である。

電子内視鏡システム110は、図2に示す本発明の第2実施形態の電子内視鏡システムと比べ、照明光の光源に広帯域光源と光学フィルタを用いて、第2実施形態と波長の異なる3つの狭帯域光を発生させるものであり、基本的に同様の構成を有するものである。よって、同様の構成要素には同一の符号を付し、その詳細な説明は省略する。

【0074】

フィルタ切替部202は、光学フィルタを切り替えるものであり、広帯域光源30から発せられた広帯域光BBが、集光レンズ39により集光されて入射される。フィルタ切替部202は、光学フィルタを切り替えることで第1～第3狭帯域光N1～N3を発生させ、第1～第3狭帯域光N1～N3および広帯域光BBを切り替える。電子内視鏡システム110では、第1～第3狭帯域光N1～N3として、それぞれ、中心波長が540nm、560nm、500nmの狭帯域光を用いる。

【0075】

光学フィルタは、例えば図14に示すようなロータリーフィルタ130を用いることができる。ロータリーフィルタ130は、広帯域光源30からの広帯域光BBをそのまま透過させる広帯域光透過領域131と、広帯域光BBのうち第1狭帯域光N1を透過させる第1狭帯域光透過領域132と、広帯域光BBのうち第2狭帯域光N2を透過させる第2狭帯域光透過領域133と、広帯域光BBのうち第3狭帯域光N3を透過させる第3狭帯域光透過領域134とを備えている。ロータリーフィルタ130は回転自在であり、広帯域光BBを発生させるときには広帯域光透過領域131が、第1～第3狭帯域光N1～N3いずれかの光を発生させるときにはその光に対応する第1～第3狭帯域光透過領域132～134が、広帯域光源30の光軸上にセットされるように、ロータリーフィルタ130を回転させる。

【0076】

第3実施形態の電子内視鏡システム110の動作は、第2実施形態の電子内視鏡システ

ムの場合と基本的に同様であるから、繰り返しの説明は省略し、異なる部分である図 1 1 および図 1 2 に示すフローチャートのステップ S 2 6 以降について説明する。

【0077】

本発明の第 3 実施形態では、ステップ S 2 6 に代わり、輝度比算出部 6 0 で第 3 輝度比 S_3^* / S_1^* が算出される。

第 3 輝度比 S_3^* / S_1^* は、波長 500 nm と 540 nm の 2 画像における画像信号の所定画素の比であり、中層以深の太い血管ならば、画素値の比 $S(500) / S(540)$ が特に小さくなる性質がある。なお、太い血管とは、対象とする消化管粘膜の中層以深（深さ 100 μm 以上）に存在する太さ 100 μm 以上の血管をいう。

基準値領域設定部 2 1 0 が、血管領域内の全ての画素について、第 3 輝度比の閾値処理を行って、当該比が小さい領域を判別する。つまり、太い血管（深層血管）領域であるかを判別する。次に、血管領域内のうち、該太い血管領域を自動的に基準値領域とする。ここで、基準値領域は、太い血管領域全域でもよいし、太い血管領域の中の所定位置および所定サイズの領域でもよい。

【0078】

次に、輝度比算出部 6 0 で基準値領域に設定された太い血管領域内について、第 4 輝度比 S_1^* / S_2^* が算出される。第 4 輝度比 S_1^* / S_2^* は、波長 540 nm と 560 nm の 2 画像における画像信号の所定画素の比であり、酸素飽和度が大きいほど、画素値の比 $S(540) / S(560)$ が大きくなる。

【0079】

太い血管領域は動脈か静脈のいずれかであり、正常な状態であれば、それぞれ典型的に酸素飽和度は 100%、70% 程度になることが知られている。そこで、基準値領域内の第 4 輝度比の分布を求め、上位 20% の平均値を酸素飽和度 100% に、下位 20% の平均値を酸素飽和度 70% に割り当て、それぞれ、第 1 基準値酸素飽和度情報、および第 2 基準値酸素飽和度情報とする。すると、動脈は第 1 基準値酸素飽和度情報を基準として相対値で表され、静脈は第 2 基準値酸素飽和度情報を基準として相対値で表される。また、動脈と静脈以外の部分は、例えば、第 1 基準値酸素飽和度情報と第 2 基準値酸素飽和度情報の値の間を等間隔で分割して相対値を割り当てることで、血管領域全体の相対値酸素飽和度画像を生成することができる。

【0080】

図 1 5 は上述の第 1 ~ 第 3 実施形態と異なる、本発明に係る電子内視鏡システム 1 2 0 の構成を表す第 4 実施形態のブロック図である。

電子内視鏡システム 1 2 0 は、図 2 に示す本発明の第 1 実施形態の電子内視鏡システムと比べ、広帯域光を直接体腔内に照射すること、および狭帯域光の代わりに CCD の R チャンネルと G チャンネルの画像を用いることを除いて、基本的に同様の構成を有するものである。よって、同様の構成要素には同一の符号を付し、その詳細な説明は省略する。

【0081】

血液濃度画像生成部 2 1 2 は、第 1 実施形態の酸素飽和度画像生成部 6 4 と同様に、血液濃度に応じてカラー情報が割り当てられたカラーマップ 2 1 2 a (CM (Color Map)) を備えている。血液濃度画像生成部 2 1 2 は、カラーマップ 2 1 2 a から輝度比算出部 6 0 で算出された信号比 G / R (絶対値血液濃度情報) に対応するカラー情報を特定する。

【0082】

血液濃度画像生成部 2 1 2 は、血管領域内の全ての画素についてカラー情報が特定されると、フレームメモリ 5 6 から広帯域画像データを読み出し、読み出された広帯域光画像データに対してカラー情報を反映させる。これにより、絶対値血液濃度の情報が反映された絶対値血液濃度画像データが生成される。

【0083】

第 4 実施形態の電子内視鏡システム 1 2 0 の動作は、広帯域光を直接体腔内に照射すること、および狭帯域光の代わりに CCD の R チャンネルと G チャンネルの画像を用いるこ

10

20

30

40

50

とを除いて、基本的に第 1 実施形態の電子内視鏡システムの場合と同様であるから、繰り返しの説明は省略して説明する。

【0084】

本発明の第 4 実施形態では、広帯域光源 30 から出射された広帯域光が体腔内に照射され、操作者のコンソール 23 の操作により、静止画を取得するフリーズ操作が行われ、第 1 実施形態の通常光画像モードと同様の、広帯域画像信号が取得される。

輝度比算出部 60 では、取得された広帯域画像信号の撮像信号 G、および撮像信号 R の画素値の比である信号比 G/R が算出される。信号比 G/R は、絶対値血液濃度情報であり、第 1 実施形態の絶対値酸素飽和度情報に相当する。つまり、撮像信号 G および撮像信号 R による画像データは、それぞれ第 1 実施形態の第 1、第 2 狭帯域画像データに相当する。

10

ここで、信号比 G/R は、CCD 44 の R チャンネルと G チャンネルの 2 画像における画像信号の比であり、血液が濃くなると、つまり血中ヘモグロビン濃度が濃くなると、信号比 G/R は小さくなる性質がある。なお、絶対値血液濃度情報は、信号比 G/R だけでなく、信号比 G/R の対数でもよい。

【0085】

その後、第 1 実施形態と同様に、血液濃度画像生成部 212 により絶対値血液濃度画像データが生成される。そして、操作者によってコンソール 23 が操作されて、基準値領域設定部 210 により基準値領域が設定され、基準値領域内の絶対値血液濃度情報の平均値から、基準値血液濃度情報が生成される。また、血管領域内の全ての絶対値血液濃度情報と基準値血液濃度情報との差分が算出され、相対値血液濃度情報が生成されて、擬似カラー画像である相対値血液濃度画像を生成することができる。

20

【0086】

上述のように、本発明の第 1 実施形態によれば、操作者の入力に応じて酸素飽和度の擬似カラー表示を絶対値表示と相対値表示とで、任意に切り替えることができる。また、本発明の第 2 実施形態によれば、自動的に非表層血管領域を判別し基準値領域として、相対値の酸素飽和度の擬似カラー表示をすることができる。さらに、本発明の第 3 実施形態によれば、太い血管領域を判別し、太い血管領域の相対値の酸素飽和度を擬似カラー表示することで、動脈と静脈を容易に判別することができる。また、本発明の第 4 実施形態によれば、操作者の入力に応じて血液濃度の擬似カラー表示を絶対値表示と相対値表示とで、任意に切り替えることができる。このように相対値表示を行うことで、酸素飽和度および血液濃度の口バスト性を向上させることができる。

30

【0087】

なお、上記第 1、第 2 実施形態では、第 1 ~ 第 3 狭帯域光源を用いて血管深さおよび酸素飽和度を求めたが、さらに波長が 532 nm 近傍（例えば 530 ± 10 nm）に制限された第 4 狭帯域光 N4 を発生する第 4 狭帯域光源を追加し、第 1 ~ 第 4 狭帯域光 N1 ~ N4 の照射によって第 1 ~ 第 4 狭帯域画像データを生成し、これら画像データに基づいて血管深さおよび酸素飽和度を求めてもよい。なお、光は波長が長くなるほど被写体組織の深い層に到達する性質を有するため、第 2 狭帯域光 N2 よりも波長が長い第 4 狭帯域光 N4 を用いることで、更に深い位置にある血管に関する情報を得ることができる。

40

【0088】

この場合、輝度比算出部 60 は、第 1 ~ 第 4 狭帯域画像データから血管領域を特定する。そして、第 1 実施形態と同様に、第 1 および第 2 輝度比 $S1/S3$ 、 $S2/S3$ を求めるとともに、第 1 および第 4 狭帯域画像データ間の第 3 輝度比 $S4/S3$ を求める。ここで、 $S4$ は、第 4 狭帯域画像データの画素の輝度値を表している。そして、血管深さ - 酸素飽和度算出部 62 は、予め実験等により得られた第 1 ~ 第 3 輝度比 $S1/S3$ 、 $S2/S3$ 、 $S4/S3$ と血管深さおよび酸素飽和度との相関関係に基づき、第 1 実施形態と同様の手順で、輝度比算出部 60 で算出した第 1 ~ 第 3 輝度比に対応する血管深さ情報および酸素飽和度情報を求める。

【0089】

50

また、第 1 ～ 第 4 狭帯域光 N 1 ～ N 4 の照射毎に撮像を行なうのではなく、第 1 ～ 第 4 狭帯域光 N 1 ～ N 4 のいずれかを合成した光を照射して撮像することにより、撮像信号のフレーム数を減らしてもよい。例えば、まず、最初に第 1 狭帯域光 N 1 と第 4 狭帯域光 N 4 とを同時に体腔内に照射して撮像する。その後、第 2 狭帯域光 N 2 と第 3 狭帯域光 N 3 とを同時に体腔内に照射して撮像をする。これにより、合計 2 フレームの撮像信号が得られる。

【 0 0 9 0 】

最初の撮像で得られる撮像信号は、以下に示すような輝度値を有する撮像信号 B 1 と撮像信号 G 1 である。また、次の撮像により得られる撮像信号は、以下のような輝度値を有する撮像信号 B 2 と撮像信号 G 2 である。

撮像信号 B 1 = 第 1 狭帯域光 N 1 による輝度値 L 1 + 第 4 狭帯域光 N 4 による輝度値 L 4

撮像信号 G 1 = 第 4 狭帯域光 N 4 による輝度値 L 4

撮像信号 B 2 = 第 2 狭帯域光 N 2 による輝度値 L 2 + 第 3 狭帯域光 N 3 による輝度値 L 3

撮像信号 G 2 = 第 2 狭帯域光 N 2 による輝度値 L 2

【 0 0 9 1 】

ここで、輝度値 L 2 のみ有する撮像信号 G 2 から第 2 狭帯域画像データが、輝度値 L 4 のみ有する撮像信号 G 1 から第 4 狭帯域画像データが生成される。また、 $B 1 - (定数) \times G 1$ の演算により、撮像信号 B 1 から輝度値 L 4 を分離することで、第 1 狭帯域画像データが生成される。ここで、「定数」は第 1 狭帯域光 N 1 と第 4 狭帯域光 N 4 の強度比から決められる。さらに、 $B 2 - (定数) \times G 2$ の演算により、撮像信号 B 2 から輝度値 L 3 を分離することで、第 2 狭帯域画像データが生成される。ここで、「定数」は第 2 狭帯域光 N 2 と第 3 狭帯域光 N 3 の強度比から決められる。

【 0 0 9 2 】

なお、上述の第 1、第 4 実施形態では、絶対値酸素飽和度画像または絶対値血液濃度画像が一旦表示された後に基準値領域が操作者により設定されたが、絶対値酸素飽和度画像または絶対値血液濃度画像が表示される前に、広帯域画像上で基準値領域が操作者により設定されるようにしてもよい。また、第 2 実施形態では、広帯域画像の次に絶対値酸素飽和度画像が表示され、その後相対値酸素飽和度画像が表示されるのではなく、広帯域画像の次に相対値酸素飽和度画像が表示されてもよい。

【 0 0 9 3 】

また、第 1、第 2 実施形態では、第 1 ～ 第 3 狭帯域光 N 1 ～ N 3 の発生に第 1 ～ 第 3 狭帯域光源を用いたが、第 3 実施形態と同様に、第 1 ～ 第 3 狭帯域光源を設置せず、図 1 4 に示すロータリーフィルタ 1 3 0 を設けて、第 1 ～ 第 3 狭帯域光 N 1 ～ N 3 を発生させてもよい。

【 0 0 9 4 】

なお、本発明は、挿入部等を有する挿入型の電子内視鏡の他、CCD などの撮像素子等をカプセルに内蔵させたカプセル型の電子内視鏡に対しても適用することができる。

【 0 0 9 5 】

以上、本発明の電子内視鏡システム、電子内視鏡用のプロセッサ装置、および血管情報取得方法について詳細に説明したが、本発明は、上記実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変更を行ってもよい。

【 符号の説明 】

【 0 0 9 6 】

1 0 , 1 1 0 , 1 2 0 電子内視鏡システム

1 1 電子内視鏡

1 2 プロセッサ装置

1 3 光源装置

1 4 モニタ

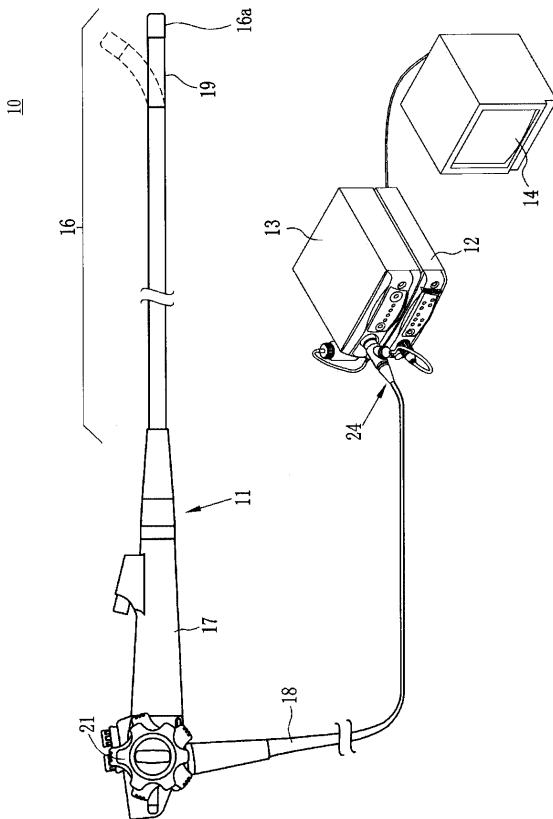
1 6 挿入部

1 6 a 先端部

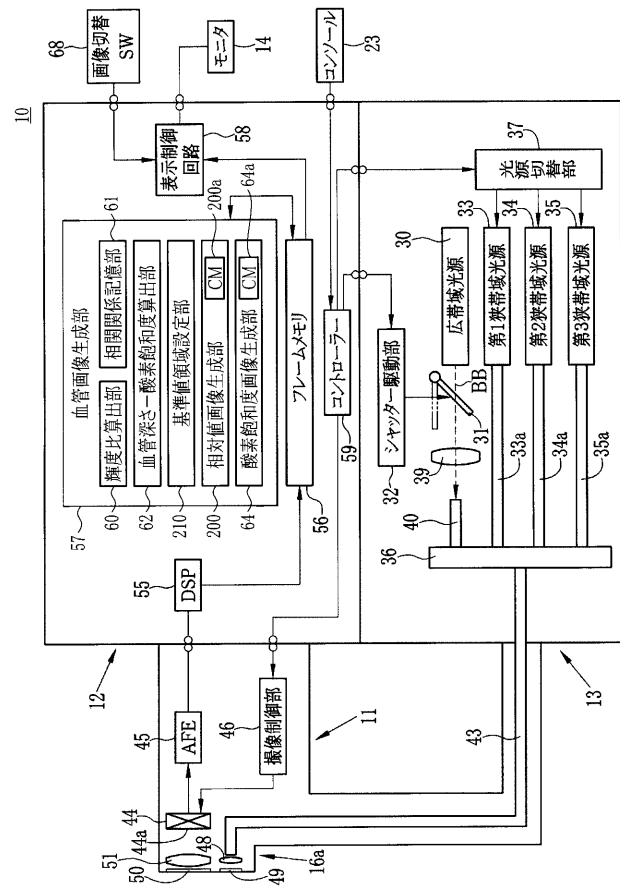
1 7	操作部	
1 8	ユニバーサルコード	
1 9	湾曲部	
2 1	アングルノブ	
2 3	コンソール	
2 4	コネクタ	
3 0	広帯域光源	
3 1	シャッター	
3 2	シャッター駆動部	
3 3 ~ 3 5	第 1 ~ 第 3 狭帯域光源	10
3 3 a ~ 3 5 a	第 1 ~ 第 3 狭帯域用光ファイバ	
3 6	カプラー	
3 7	光源切替部	
3 9	集光レンズ	
4 0	広帯域用光ファイバ	
4 3	ライトガイド	
4 4	C C D	
4 4 a	撮像面	
4 5	アナログ処理回路 (A F E)	
4 6	撮像制御部	20
4 8	照射レンズ	
4 9	照明窓	
5 0	観察窓	
5 1	集光レンズ	
5 2 , 5 3 , 5 4	分光透過率	
5 5	デジタル信号処理部 (D S P)	
5 6	フレームメモリ	
5 7	血管画像生成部	
5 8	表示制御回路	
5 9	コントローラ	30
6 0	輝度比算出部	
6 1	相関関係記憶部	
6 2	血管深さ - 酸素飽和度算出部	
6 4	酸素飽和度画像生成部	
6 4 a , 2 0 0 a , 2 1 2 a	カラーマップ	
6 6	輝度座標系	
6 7	血管情報座標系	
6 8	画像切替 S W	
7 0	還元ヘモグロビン	
7 1	酸化ヘモグロビン	40
7 2	広帯域画像	
7 3	絶対値酸素飽和度画像	
7 4	相対値酸素飽和度画像	
7 5 , 7 6 , 7 7 , 8 0 , 8 1 , 8 2 , 8 5	血管画像	
1 3 0	ロータリーフィルタ	
1 3 1	広帯域光透過領域	
1 3 2	第 1 狭帯域光透過領域	
1 3 3	第 2 狭帯域光透過領域	
1 3 4	第 3 狭帯域光透過領域	
2 0 0	相対画像生成部	50

- | | |
|-------|-----------|
| 2 0 2 | フィルタ切替部 |
| 2 1 0 | 基準値領域設定部 |
| 2 1 2 | 血液濃度画像生成部 |

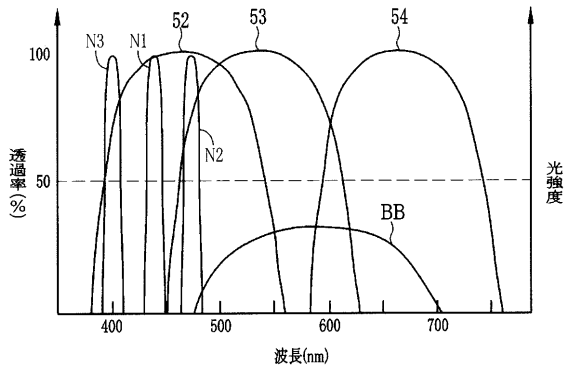
【 図 1 】



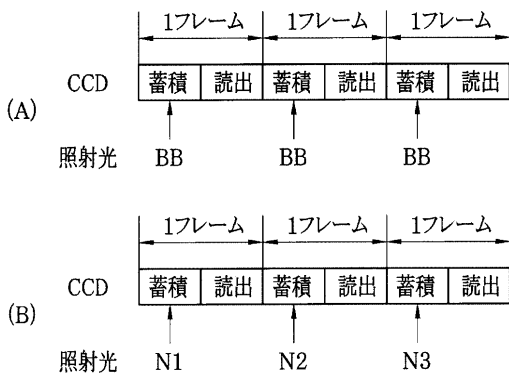
【 図 2 】



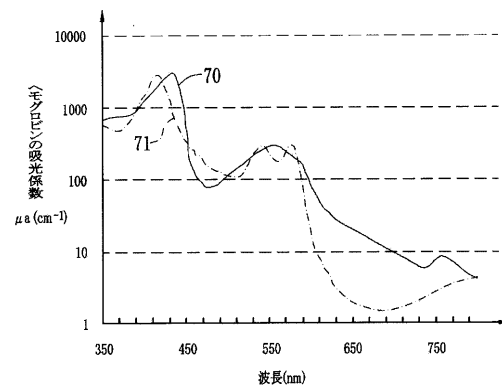
【図 3】



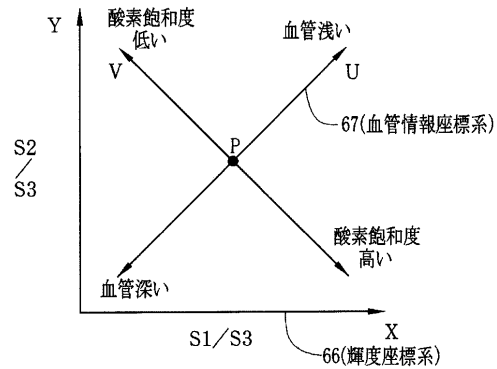
【図 4】



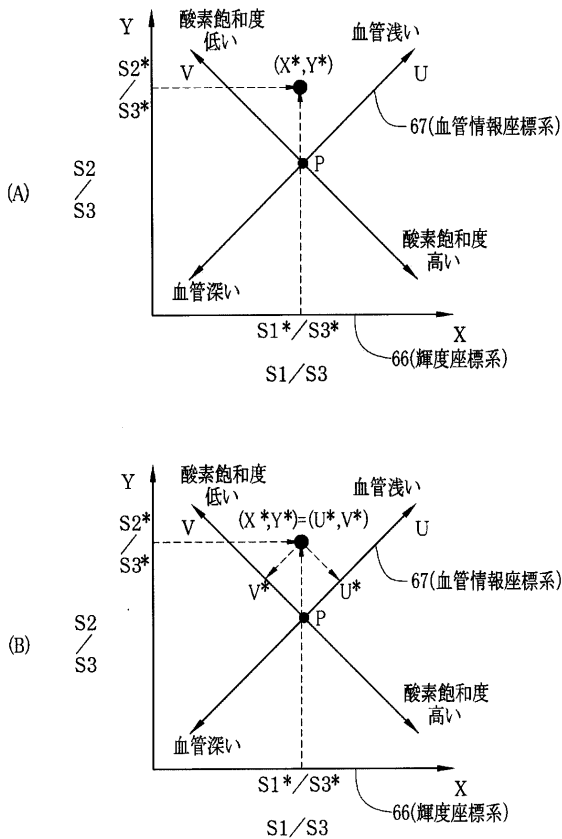
【図 5】



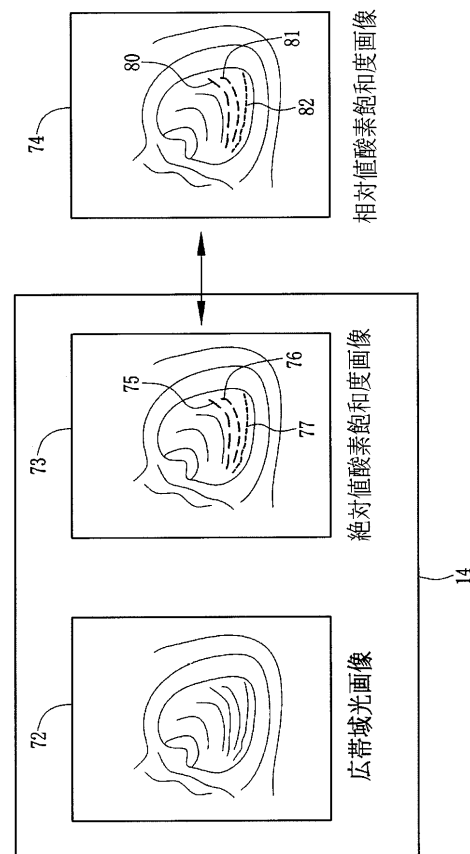
【図 6】



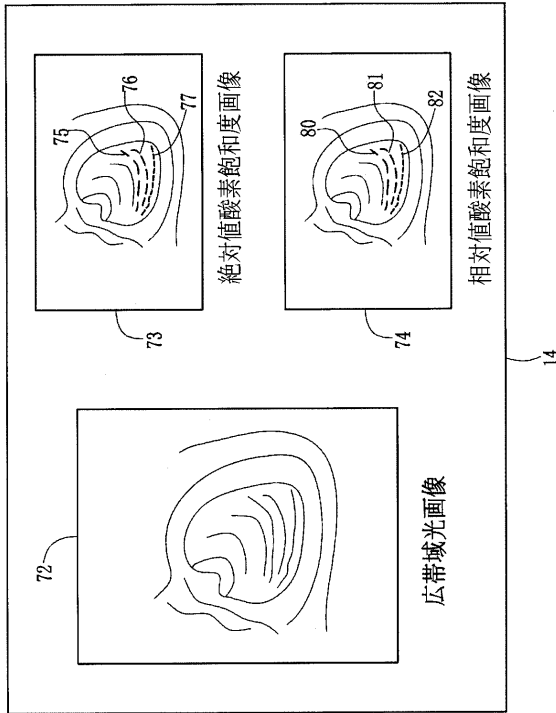
【図 7】



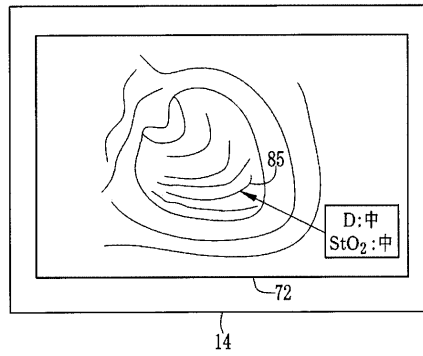
【図 8】



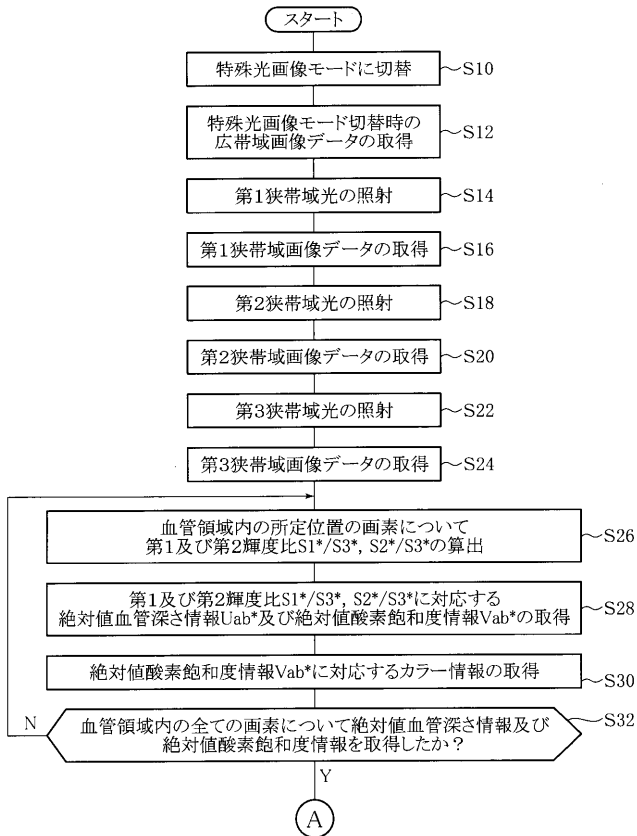
【図 9】



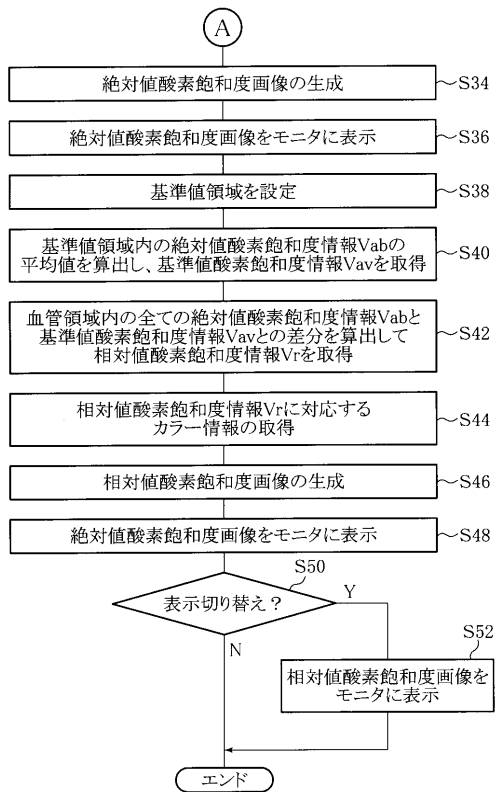
【図 10】



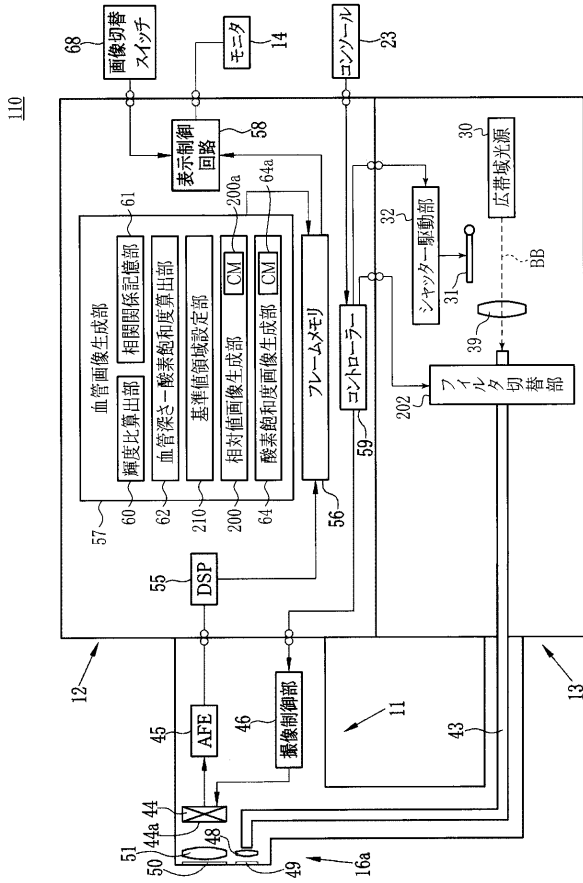
【図 11】



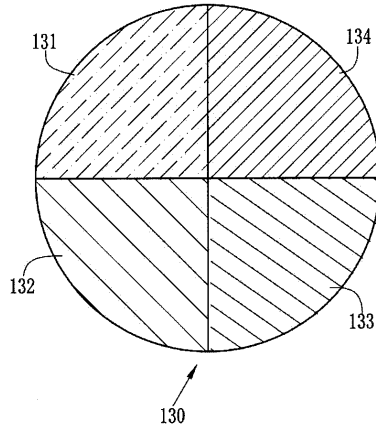
【図 12】



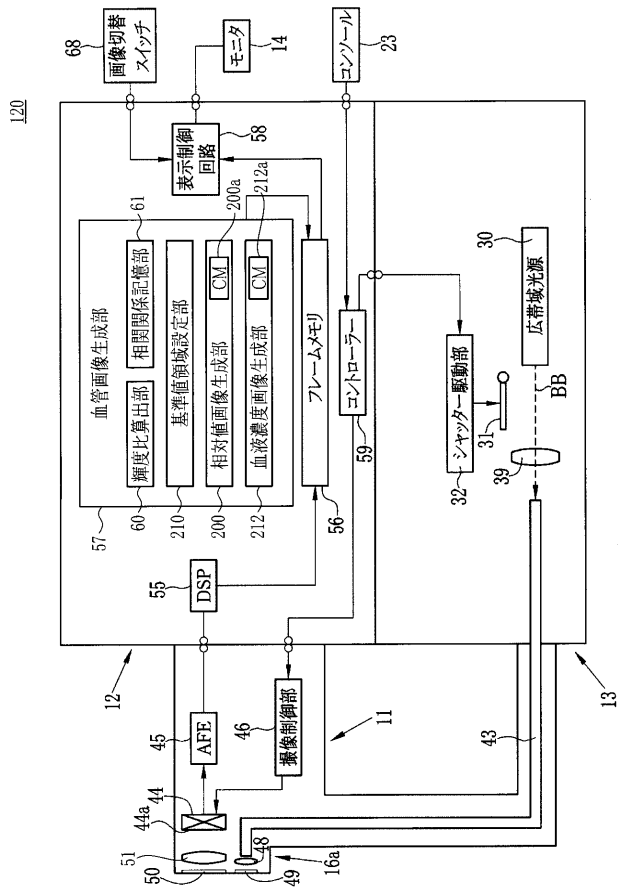
【図 13】



【図 14】



【図 15】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C161 AA22 BB02 BB08 CC06 HH51 JJ17 LL02 MM05 NN01 QQ02
QQ07 QQ09 RR04 RR26 SS21 WW08 WW15

专利名称(译)	电子内窥镜系统，电子内窥镜的处理器装置和血管信息获取方法		
公开(公告)号	JP2011194028A	公开(公告)日	2011-10-06
申请号	JP2010064049	申请日	2010-03-19
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	齋藤孝明		
发明人	齋藤 孝明		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B5/1459 A61B1/00009 A61B1/00045 A61B1/0005 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B5/0084 A61B5/14551 G06T7/0012 G06T2207/10068 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.531 A61B1/045.610 A61B1/045.617 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	4C061/AA22 4C061/BB02 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR26 4C061/SS21 4C061/WW08 4C061/WW15 4C161/AA22 4C161/BB02 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/WW08 4C161/WW15		
其他公开文献	JP5452300B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

该系统包括照明单元，电子内窥镜，用于从成像信号输出具有不同波长带的第一图像数据的单元，用于从第一图像数据产生血管信息的单元，用于在图像中设置给定区域的单元作为参考值区域，用于基于参考值区域内的区域的第二图像数据计算血管信息的参考值的单元，用于根据血管信息和血管信息之间的差异计算相对值血管信息的单元参考值血管信息，用于根据相对值血管信息产生模拟颜色相对值血管信息图像的单元，以及用于显示相对值血管信息图像的监视器。

