

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5393554号
(P5393554)

(45) 発行日 平成26年1月22日(2014.1.22)

(24) 登録日 平成25年10月25日(2013.10.25)

(51) Int. Cl.	F 1		
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
A 6 1 B 1/06	(2006.01)	A 6 1 B 1/06	B
G 0 2 B 23/24	(2006.01)	G 0 2 B 23/24	B
G 0 2 B 23/26	(2006.01)	G 0 2 B 23/26	B

請求項の数 4 (全 19 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2010-66783 (P2010-66783)	(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
(22) 出願日	平成22年3月23日(2010.3.23)	(74) 代理人	100080159 弁理士 渡辺 望稔
(65) 公開番号	特開2011-194151 (P2011-194151A)	(74) 代理人	100090217 弁理士 三和 晴子
(43) 公開日	平成23年10月6日(2011.10.6)	(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
審査請求日	平成24年7月2日(2012.7.2)	審査官	大塚 裕一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

波長帯域の異なる3種の光を順次照射する光源装置と、
前記光源装置から体腔内の血管を含む被写体組織に順次照射される光の反射光を受光して、該受光した光の波長帯域に対応する画像データを順次出力する電子内視鏡と、
前記電子内視鏡から出力される波長帯域の異なる光に対応する各々の画像データのうちの、第1画像データから第1太さの血管の位置を抽出し、第2画像データから前記第1太さの血管および該第1太さの血管よりも太い第2太さの血管の位置を抽出し、第3画像データから前記第2太さの血管の位置を抽出する血管抽出手段と、
前記血管抽出手段により抽出された前記第1太さの血管の位置に基づいて、前記第1および第2画像データの画像間の位置合わせを行い、前記第2太さの血管の位置に基づいて、前記第2および第3画像データの画像間の位置合わせを行う位置合わせ手段と、
前記位置合わせ手段により位置合わせが行われた各々の画像の画像データから、前記血管中の酸素飽和度の分布を表す酸素飽和度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酸素飽和度画像を疑似カラー表示する画像表示手段とを備えることを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項2】

前記位置合わせ手段は、前記波長帯域の異なる3種の光のうちの中間の波長帯域の光の画像データの画像に対して、他の波長帯域の光の画像データの画像の位置合わせを行うものであ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。

【請求項 3】

前記光源装置は、 $540 \pm 10 \text{ nm}$ 、 $560 \pm 10 \text{ nm}$ および $580 \pm 10 \text{ nm}$ の光を順次照射するもの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 4】

前記光源装置は、 $405 \pm 10 \text{ nm}$ 、 $440 \pm 10 \text{ nm}$ および $470 \pm 10 \text{ nm}$ の光を順次照射するもの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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【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に関する。

【背景技術】

【0002】

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。

20

【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生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。

30

【0004】

しかし、一般的に狭帯域光の照射により得られる画像は、面順次画像であり、各画像間での比較や合成は、時間経過による位置ずれによって、行うことが難しい。このような面順次画像間の位置ずれを補正する方法として、特許文献 1 ~ 3 に記載の方法が挙げられる。

40

【0005】

例えば、特許文献 1 では、面順次で波長を切り替えて画像を取得し、フレーム間の色ずれ量を検出し、それが許容範囲外である場合には、無効領域である旨の情報を付与して、酸素飽和度画像を表示するものである。

【0006】

また、特許文献 2 では、単一色の画像を比較して、位置ずれ量に基づいて被写体の動き量を検出し、それに基づいて他の色の画像を移動させるものである。

【0007】

そして、特許文献 3 では、面順次画像について、輪郭抽出を行って画像を 2 値化し、2 値化画像の重心座標を算出し、2 つの単一色面順次画像の重心から移動量を算出し、移動

50

量に基づいて面順次画像を同時化するものである。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開平3-21186号公報

【特許文献2】特開2001-218217号公報

【特許文献3】特許2002-85344号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

近年では、面順次で取得した異なる波長帯域の複数フレーム画像を、血管の位置に基づいて位置合わせを行い酸素飽和度画像を生成したいという要望がある。しかしながら、特許文献1に記載の方法では、色ずれがある場合にそれを補正することができず、正確な位置合わせを行った画像の生成には対応していなかった。

【0010】

また、特許文献2および特許文献3に記載の発明は、酸素飽和度等の血液情報機能表示に関して、何ら言及しておらず、また、血管に着目して位置合わせを行う形とはなっていないため、正確な位置合わせを行った酸素飽和度画像を生成することはできなかった。

【0011】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、面順次で取得した異なる波長帯域の複数フレーム画像について、血管の位置に基づいてフレーム間位置合わせを行い、酸素飽和度画像を生成することで、診断上重要な血管の酸素飽和度を精度よく求めることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記目的を達成するために、本発明は、波長帯域の異なる光を順次照射する光源装置と、前記光源装置から体腔内の血管を含む被写体組織に順次照射される光の反射光を受光して、該受光した光の波長帯域に対応する画像データを順次出力する電子内視鏡と、前記電子内視鏡から出力される波長帯域の異なる光に対応する各々の画像データから、所定太さの血管の位置を抽出する血管抽出手段と、前記血管抽出手段により抽出された血管の位置に基づいて、前記波長帯域の異なる光の画像データに対応する各々の画像間の位置合わせを行う位置合わせ手段と、前記位置合わせ手段により位置合わせが行われた各々の画像の画像データから、前記血管中の酸素飽和度の分布を表す酸素飽和度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酸素飽和度画像を疑似カラー表示する画像表示手段とを備えることを特徴とする電子内視鏡システムを提供する。

【0013】

また、前記光源装置は、波長帯域の異なる3種の光を順次照射し、前記位置合わせ手段は、前記波長帯域の異なる3種の光のうちの中間の波長帯域の光の画像データの画像に対して、他の波長帯域の光の画像データの画像の位置合わせを行うものであることが好ましい。

【0014】

また、前記光源装置は、波長帯域の異なる3種の光を順次照射し、前記血管抽出手段は、前記波長帯域の異なる光に対応する各々の画像データのうちの、第1画像データから第1太さの血管の位置を抽出し、第2画像データから前記第1太さの血管および該第1太さの血管よりも太い第2太さの血管の位置を抽出し、第3画像データから前記第2太さの血管の位置を抽出し、前記位置合わせ手段は、前記第1太さの血管の位置に基づいて、前記第1および第2画像データの画像間の位置合わせを行い、前記第2太さの血管の位置に基づいて、前記第2および第3画像データの画像間の位置合わせを行うものであることが好ましい。

【0015】

10

20

30

40

50

さらに、前記光源装置は、波長帯域の異なる3種の第1光、および、該第1光の全ての波長帯域の光を含む第2光を順次照射し、前記位置合わせ手段は、前記第2光の画像データの画像に対して、前記第1光の各々の画像データの画像の位置合わせを行うものであることが好ましい。

【0016】

前記光源装置は、 $540 \pm 10 \text{ nm}$ 、 $560 \pm 10 \text{ nm}$ および $580 \pm 10 \text{ nm}$ の光を順次照射するものであることが好ましく、また、 $405 \pm 10 \text{ nm}$ 、 $440 \pm 10 \text{ nm}$ および $470 \pm 10 \text{ nm}$ の光を順次照射するものであることが好ましい。

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、血管の位置に基づいてフレーム間位置合わせを行う機能と、酸素飽和度導出機能との両方の機能を備えることで、診断上重要な血管の酸素飽和度を精度よく求めることができる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明の第1実施形態の電子内視鏡システムの外観図である。

【図2】第1実施形態の電子内視鏡システムの電気的構成を示すブロック図である。

【図3】ロータリーフィルタの概略図である。

【図4】本発明の第1実施形態におけるCCD（撮像素子）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及び第2輝度比 S_1/S_3 、 S_2/S_3 と血管深さ及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及び第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】狭帯域画像、広帯域画像又は酸素飽和度画像が表示されるモニタの画像図である。

【図9】狭帯域画像または広帯域画像と酸素飽和度画像との両方が同時表示されるモニタの画像図である。

【図10】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酸素飽和度画像を生成する手順を示すフローチャートの前半である。

【図11】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酸素飽和度画像を生成する手順を示すフローチャートの後半である。

【図12】第2実施形態の電子内視鏡システムの電気的構成を示すブロック図である。

【図13】第3実施形態の電子内視鏡システムの電気的構成を示すブロック図である。

【図14】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。

【発明を実施するための形態】

【0019】

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（画像表示手段）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。

【0020】

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

10

20

30

40

50

おり、この先端部 16 a 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。

【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、広帯域光源 30 と、ロータリーフィルタ 31 と、ロータリーフィルタ駆動部 32 と、集光レンズ 39 とを備えている。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 から発生された広帯域光 BB は、ロータリーフィルタ 31 に入射し、所定帯域の狭帯域光として出射し、集光レンズ 39 により集光されて、光ガイド 43 に入射する。

10

【0023】

前記ロータリーフィルタ 31 は、前記広帯域光源 30 と前記集光レンズ 39 との間に設けられ、前記広帯域光 BB の入射を受け、その透過領域に対応する所定の狭帯域光のみを透過させる。

ロータリーフィルタ駆動部 32 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、コントローラ 59 からの指示に基づいてロータリーフィルタ 31 を回転させることで、その透過領域の位置を制御する。

20

【0024】

図 3 に示すロータリーフィルタ 31 は、広帯域光 BB のうち波長が 540 ± 10 nm に、好ましくは 540 nm に制限された狭帯域光（以下「第 1 狭帯域光 N1」とする）を透過させる第 1 狭帯域光透過領域 131 と、広帯域光 BB のうち波長が 560 ± 10 nm に、好ましくは 560 nm に制限された狭帯域光（以下「第 2 狭帯域光 N2」とする）を透過させる第 2 狭帯域光透過領域 132 と、広帯域光 BB のうち波長が 580 ± 10 nm に、好ましくは 580 nm に制限された狭帯域光（以下「第 3 狭帯域光 N3」とする）を透過させる第 3 狭帯域光透過領域 133 とを備えている。

ロータリーフィルタ 31 は回転自在であり、光源装置 13 から第 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 131 ~ 133 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 31 を回転させる。

30

【0025】

具体的には、まず、コントローラ 59 からの指示を受け、ロータリーフィルタ駆動部 32 によりロータリーフィルタ 31 が回転され、第 1 狭帯域光透過領域 131 が、広帯域光源 30 の光軸上にセットされる。そして、第 1 狭帯域光 N1 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 59 からフィルタ回転の指示がなされ、第 1 狭帯域透過領域 131 に替えて、第 2 狭帯域透過領域 132 がセットされる。そして、第 2 狭帯域光 N2 を体腔内に照射した状態での撮像が完了すると、同様に、第 2 狭帯域透過領域 132 に替えて、第 3 狭帯域透過領域 133 がセットされる。さらに、第 3 狭帯域光 N3 を体腔内に照射した状態での撮像が完了すると、第 3 狭帯域領域 133 に替えて、再び第 1 狭帯域透過領域 131 がセットされる。

40

【0026】

電子内視鏡 11 は、ライトガイド 43、CCD 44（撮像素子）、アナログ処理回路 45（AFE: 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、入射端が光源装置内に挿入されており、出射端が先端部 16 a に設けられた照射レンズ 48 に向けられている。光源装置 13 で発生された光は、ライトガイド 43 により導光された後、照射レンズ 48 に向けて出射する。照射レンズ 48 に入射した光は、先端部 16 a の端面に取り付けられ

50

た照明窓 49 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 BB 及び第 1 ~ 第 3 狭帯域光 N1 ~ N3 は、先端部 16a の端面に取り付けられた観察窓 50 を通して、集光レンズ 51 に入射する。

【0027】

CCD44 は、集光レンズ 51 からの光を撮像面 44a 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、AFE45 に送られる。また、本実施形態では、CCD44 はカラー CCD でもモノクロ CCD でもどちらでもよい。

【0028】

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)、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。

【0029】

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。

【0030】

第 1 実施形態では、図 4 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。

【0031】

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、第 1 ~ 第 3 狭帯域画像データを作成する。フレームメモリ 56 は、DSP55 で作成された第 1 ~ 第 3 狭帯域画像データを記憶する。

【0032】

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、血管抽出手段 65 と、位置合わせ手段 66 とを備えている。

【0033】

血管抽出手段 65 は、CCD44 により得られた第 1 ~ 第 3 狭帯域画像データにおいて、血管抽出処理を行う。

本実施形態における第 1 ~ 第 3 狭帯域では、ヘモグロビンの吸収特性、消化管粘膜の散乱特性が同様であるため、第 1 ~ 第 3 狭帯域で観察される血管の形態はあまり変わらない。具体的には、粘膜表層 (表面から 100 μm 程度の深さまで) よりもやや深い層 (中層) にある血管が最もコントラスト高く描出される。よって、中層にある 20 ~ 50 μm 程度の血管に対応する周波数成分の信号を取り出す。

【0034】

10

20

30

40

50

前記中層血管に対応する周波数信号を取り出すためには、例えば、所定の2次元フィルタを用いることで取り出すことができる。

前記2次元フィルタを作成するためには、まず、内視鏡先端16aと被写体間の距離・拡大倍率を想定して、前記中層血管の太さ(20~50 μ m)に対応する前記画像上の周波数を求める。次に、その周波数帯域のみ強調するようなフィルタを周波数空間で設計して、それを実空間に対応するようフーリエ変換する。ここでは、2次元フィルタのサイズが、例えば、5×5程度の現実的なサイズに収まるように、周波数空間において2次元フィルタ特性を調整する必要がある。

【0035】

こうして作成された前記2次元フィルタを前記第1~第3狭帯域画像データに適用することで、中層血管に対応する周波数成分のデータを取り出すことができる。

10

【0036】

よって、前記2次元フィルタを適用することで、前記第1~第3狭帯域画像データにおいて前記中層血管に対応する周波数成分のデータの抽出が行われる。

前記第1~第3狭帯域画像データについて前記血管に対応する成分が抽出された画像データを強調第1~第3狭帯域画像データとする。前記強調第1~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。

また、前記血管抽出処理により、前記第1~第3狭帯域画像データにおいて、中層血管部分を表示する画素の画素位置が血管領域として特定され、前記第1~第3狭帯域画像データとともにフレームメモリ56に記憶される。

20

【0037】

位置合わせ手段66は、前記フレームメモリ56に記憶された前記強調第1~第3狭帯域画像データを読み出し、強調された血管画像に基づいて、前記強調第1~第3狭帯域画像の位置合わせを行う。

本実施形態の場合は、撮像された順番から強調第2狭帯域画像に対して、強調第1および第3狭帯域画像を位置合わせする。補正すべき位置ずれ量(移動量)が1フレーム分で済むためである。

【0038】

また、位置合わせの方法としては、例えば、特許文献2に記載の方法を用いてもよい。

まず、最初に、前記強調第1狭帯域画像を上下左右に数画素分移動し、前記強調第2狭帯域画像との差分をとる。これらを、複数回繰り返し、各画素の差分信号の絶対値の和が最小になる移動量を求め、前記移動量と同様の移動量分、前記第1狭帯域画像を移動し、移動第1狭帯域画像を得て、その画像データをフレームメモリ56に記憶する。

30

前記強調第3狭帯域画像および前記第3狭帯域画像についても同様の処理を行い、移動第3狭帯域画像を得て、その画像データをフレームメモリ56に記憶する。

【0039】

輝度比算出部60は、フレームメモリ56に記憶した移動第1および移動第3狭帯域画像データ、ならびに第2狭帯域画像データを読み出して、各画像間の輝度比を算出する。

前記移動第1および移動第3狭帯域画像データおよび第2狭帯域画像データは、前記太さ20~50 μ m程度の血管に基づいて、前記位置合わせ手段66により位置合わせが行われているため、各画素位置および各血管位置が各画像データにおいて共通する。

40

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おいて、前記移動第1及び前記移動第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、前記第2及び前記移動第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 は前記移動第1狭帯域画像データの画素の輝度値を、 S_2 は前記第2狭帯域画像データの画素の輝度値を、 S_3 は前記移動第3狭帯域画像データの画素の輝度値を表している。

【0040】

相関関係記憶部61は、第1及び第2輝度比 S_1/S_3 、 S_2/S_3 と、血管中の酸素飽和度及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

50

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。

【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。

10

【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、及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。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及び第2輝度比 S_1/S_3 、 S_2/S_3 を表す輝度座標系66の座標と、酸素飽和度及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 S_1/S_3 を、Y軸は第2輝度比 S_2/S_3 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 540 ± 10 nmである第1狭帯域光N1を照射した場合には、酸素飽和度が高い酸化ヘモグロビン71の吸光係数は、還元ヘモグロビン70の吸光係数よりも大きくなるのに対して、波長が 560 ± 10 nmである第2狭帯域光N2を照射した場合には、還元ヘモグロビン70の吸光係数のほうが酸化ヘモグロビン71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。

40

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。

【0045】

血管深さ-酸素飽和度算出部62は、相関関係記憶部61の相関関係に基づき、輝度比算出部60で算出された第1及び第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60で算出された第1及び第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。

50

【 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 及び第 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^* 及び酸素飽和度情報 V^* が求まる。

【 0 0 4 7 】

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 (C o l o r M a p)) 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、血管深さ画像生成部と同様に、カラーマップ 6 4 a から血管深さ - 酸素飽和度算出部で算出された酸素飽和度情報 V^* に対応するカラー情報を特定する。そして、このカラー情報を所定の狭帯域画像データまたは広帯域画像データに反映させることにより、酸素飽和度画像データを生成する。生成された酸素飽和度画像データは、フレームメモリ 5 6 に記憶される。

10

【 0 0 4 8 】

表示制御回路 5 8 は、フレームメモリ 5 6 から 1 又は複数の画像を読み出し、読み出した画像をモニタ 1 4 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。

20

例えば、図 8 に示すように、単純に、モニタ 1 4 に酸素飽和度画像 7 3 を表示してもよい。酸素飽和度画像 7 3 では、血管画像 7 5 は低酸素飽和度を示すシアンで、血管画像 7 6 は中酸素飽和度を示すマゼンダで、血管画像 7 7 は高酸素飽和度を示すイエローで表されている。

【 0 0 4 9 】

図 8 に対して、図 9 に示すように、狭帯域画像 7 2 または広帯域画像 7 4 と酸素飽和度画像 7 3 との両方を同時に表示するようにしてもよい。

【 0 0 5 0 】

次に、第 1 ~ 第 3 狭帯域画像データを取得する手順、第 1 ~ 第 3 狭帯域画像を位置合わせする手順、血管深さ - 酸素飽和度情報を算出する手順、およびそれら情報を反映した酸素飽和度画像を生成する手順を、図 1 0 および図 1 1 に示すフローチャートを用いて説明する。まず、コンソール 2 3 の操作により、ロータリーフィルタ駆動部 3 2 がロータリーフィルタ 3 1 を回転し、第 1 狭帯域光透過領域 1 3 1 が、広帯域光源 3 0 の光軸上にセットされる。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。当該撮像において観測された第 1 狭帯域画像は、第 1 狭帯域画像データとしてフレームメモリ 5 6 に記憶される。

30

【 0 0 5 1 】

以下同様に、フローチャートの示すとおり、ロータリーフィルタ駆動部 3 2 がロータリーフィルタ 3 1 を回転し、第 2 狭帯域光透過領域 1 3 2、第 3 狭帯域光透過領域 1 3 3 が、広帯域光源 3 0 の光軸上にセットされ、第 2 狭帯域光 $N 2$ 、第 3 狭帯域光 $N 3$ 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、第 2 狭帯域画像、第 3 狭帯域画像が、第 2 狭帯域画像データ、第 3 狭帯域画像データとしてそれぞれ前記フレームメモリ 5 6 に記憶される。

40

【 0 0 5 2 】

第 1 ~ 第 3 狭帯域画像データが前記フレームメモリ 5 6 に記憶されると、血管抽出手段 6 5 において抽出すべき血管太さに基づいて、血管抽出フィルタが作成される。

前記血管抽出フィルタは、まず、内視鏡先端 1 6 a と被写体間の距離・拡大倍率を想定して、前記血管の太さ ($20 \sim 50 \mu m$) に対応する前記第 1 ~ 第 3 狭帯域画像上の周波数を求める。次に、その周波数帯域のみ強調するような 2 次元フィルタを周波数空間で設

50

計して、それを実空間に対応するようフーリエ変換する。ここでは、前記2次元フィルタのサイズが、例えば、5×5程度の現実的なサイズに収まるように、周波数空間においてフィルタ特性を調整する。

こうして作成された前記2次元フィルタを前記第1～第3狭帯域画像データに適用することで、太さ20～50μm程度の血管を抽出できる。

そして、前記血管を抽出された第1～第3狭帯域画像データを強調第1～第3狭帯域画像データとして前記フレームメモリ56に記憶する。

【0053】

次に、位置合わせ手段66において、前記フレームメモリ56から前記強調第1～第3狭帯域画像データを読み出して、各画像の位置合わせを行う。

10

当該位置合わせは、撮像された順番から前記強調第2狭帯域画像を基準とし、前記強調第1および第3狭帯域画像を位置合わせする。

【0054】

具体的には、まず最初に、前記強調第1狭帯域画像について位置合わせを行う。前記強調第1狭帯域画像を上下左右に数画素分移動し、前記第1狭帯域画像との差分をとる。これらを、複数回繰り返して、各画素の差分信号の絶対値の和が最小になる移動量を求める。

次に、前記フレームメモリ56より、前記第1狭帯域画像を読み出し、前記移動量と同様の移動量分、前記第1狭帯域画像を移動し、移動第1狭帯域画像を得て、当該移動第1狭帯域画像データをフレームメモリ56に記憶する。

【0055】

20

同様に、前記第3狭帯域画像についても前記位置合わせを行い、移動第3狭帯域画像を得て、当該移動第3狭帯域画像データをフレームメモリ56に記憶する。

【0056】

前記移動第1および移動第3狭帯域画像データならびに前記第2狭帯域画像データは、酸素飽和度画像の生成に用いられる。

【0057】

フレームメモリ56に前記移動第1および移動第3狭帯域画像データならびに前記第2狭帯域画像データが記憶されたら、輝度比算出部60は、当該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、移動第1及び移動第3狭帯域画像間の第1輝度比 $S1^*/S3^*$ と、第2狭帯域画像および移動第3狭帯域画像間の第2輝度比 $S2^*/S3^*$ が算出される。

30

【0058】

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及び第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血管深さ情報 U^* 及び酸素飽和度情報 V^* が求められる。

【0059】

血管深さ情報 U^* 及び酸素飽和度情報 V^* が求められると、血管深さ情報 U^* に対応するカラー情報が血管深さ画像生成部のCM63aから特定されるとともに、酸素飽和度情報 V^* に対応するカラー情報が酸素飽和度画像生成部の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。

40

【0060】

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、血管深さ情報 U^* 及び酸素飽和度情報 V^* を求めるとともに、それら血管深さ情報 U^* 及び酸素飽和度情報 V^* に対応するカラー情報を特定する。

【0061】

そして、血管領域内の全ての画素について血管深さ情報及び酸素飽和度情報とそれら情報に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、酸素飽和度画像データを生成する。酸素飽和度画像生成部64は、位置合わせ処理の基準となった画像の画

50

像データ（第2狭帯域画像データ）に対して、酸素飽和度情報を付与する。生成された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。

【0062】

そして、表示制御回路58は、フレームメモリ56から酸素飽和度画像データを含む複数の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または図9に示すような酸素飽和度画像73と狭帯域画像72または広帯域画像74をモニタ14に表示する。

【0063】

以上のとおり、本発明は、血管の位置に基づいてフレーム間位置合わせを行う機能と、酸素飽和度導出機能との両方の機能を備えることで、診断上重要な血管の酸素飽和度を精度よく求めることができる。

以上が本発明における第1実施形態である。

【0064】

本発明の第2実施形態は、キセノン光源等の広帯域光源30を使用するのではなく、所定波長の狭帯域光を発生する狭帯域光源を備えるものである。

第1実施形態との違いは、光源装置13の構成、血管抽出手段65における血管抽出処理、および位置合わせ手段66における位置合わせである。それ以外は第1実施形態と同様であるため説明を省略する。

【0065】

図12に示すように、光源装置13は、第4～第6狭帯域光源33～35と、カプラ36と、光源切替部37とを備えている。

【0066】

第4～第6狭帯域光源33～35はレーザーダイオードなどであり、第4狭帯域光源33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4狭帯域光N4」とする）を、第5狭帯域光源34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5狭帯域光N5」とする）を、第6狭帯域光源35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6狭帯域光N6」とする）を発生する。第4～第6狭帯域光源33～35はそれぞれ第4～第6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4～第6狭帯域光N4～N6は第4～第6狭帯域用光ファイバ33a～35aに入射する。

【0067】

カプラ36は、電子内視鏡内のライトガイド43と、第4～第6狭帯域用光ファイバ33a～35aとを連結する。これにより、第4～第6狭帯域光N4～N6は、第4～第6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。

【0068】

光源切替部37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、コントローラ59からの指示に基づいて、第4～第6狭帯域光源33～35をON（点灯）またはOFF（消灯）に切り替える。第2実施形態では、第4～第6狭帯域光源33～35が順次ONに切り替えられて第4～第6狭帯域光N4～N6を用いた撮像が行なわれる。

【0069】

具体的には、まず、第4狭帯域光源33が光源切替部37によりONに切り替えられる。そして、第4狭帯域光N4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59から光源切替の指示がなされ、第4狭帯域光源33がOFFに、第5狭帯域光源34がONに切り替えられる。そして、第5狭帯域光N5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5狭帯域光源34がOFFに、第6狭帯域光源35がONに切り替えられる。さらに、第6狭帯域光N6を体腔内に照射した状態での撮像が完了すると、第6狭帯域光源35がOFFに切り替えられる。

。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 0 】

第 1 実施形態と同様に、内視鏡 1 1 の C C D 4 4 には、第 4 狭帯域光 N 4 ~ 第 6 狭帯域信号 N 6 が入射することで、第 4 狭帯域撮像信号 ~ 第 6 狭帯域信号が得られる。

また、本実施形態は第 1 実施形態と同様に、C C D 4 4 は、カラー C C D でもモノクロ C C D でもどちらでもよい。

【 0 0 7 1 】

前記 3 つの狭帯域光 N 4 ~ N 6 における波長帯域では、ヘモグロビンの吸光特性、消化管粘膜の散乱特性が大きく異なるため、3 波長で観察される血管の形態は波長によって大きく変わる。

具体的には、第 4 狭帯域光 N 4 では、表層血管（表面深さ 1 0 0 μ m 程度までの、太さ 1 0 ~ 2 0 μ m 程度）が観察され、第 5 狭帯域光 N 5 では、表層血管と中層血管（表面深さ 1 0 0 μ m より深いところにあり、太さ 2 0 ~ 5 0 μ m 程度）の両方であって、かつ表層血管の方がコントラスト高く観察され、第 6 狭帯域光 N 6 では、中層血管のみがコントラスト高く観察される。

よって、照射する狭帯域光の波長と観察される血管画像が異なるため、第 2 実施形態における血管抽出処理は、第 1 実施形態における血管抽出処理と異なる。

【 0 0 7 2 】

血管抽出手段 6 5 は、C C D 4 4 により得られた第 4 ~ 第 6 狭帯域画像データにおいて、血管抽出処理を行う。

本実施形態では、第 4 ~ 第 6 狭帯域のヘモグロビン吸光特性、消化管粘膜の散乱特性の違いから、第 4 狭帯域画像においては表層血管を、第 5 狭帯域画像においては表層血管と中層血管の両方の血管を、第 6 狭帯域画像においては中層血管を、それぞれ抽出する。

よって、表層血管と中層血管のそれぞれの血管に対応する周波数成分の信号を取り出すために、それらに合った 2 種類の 2 次元フィルタを作成する。2 次元フィルタの作成方法は第 1 実施形態と同様である。

こうして作成された表層血管抽出フィルタを第 4 および第 5 狭帯域画像に、中層血管抽出フィルタを第 5 および第 6 狭帯域画像に適用することで、表層血管および中層血管をそれぞれ強調した強調狭帯域画像が作成される。

当該強調狭帯域画像は、表層強調第 4 狭帯域画像、表層強調第 5 狭帯域画像、中層強調第 5 狭帯域画像、中層強調第 6 狭帯域画像の 4 種類が作成される。

【 0 0 7 3 】

強調狭帯域画像が生成されると、位置合わせ手段 6 6 において、それら強調狭帯域画像から狭帯域画像の移動量（補正すべき位置ずれ量）を算出し、位置合わせ処理が行われる。

本実施形態においては、第 5 狭帯域画像に、第 4 および第 6 狭帯域画像を位置合わせする。位置合わせ処理の方法は、第 1 実施形態と同じであるが、表層血管について表層強調第 5 狭帯域画像を基準として、表層強調第 4 狭帯域画像の移動量を算出し、また、中層血管について中層強調第 5 狭帯域画像を基準として中層強調第 6 狭帯域画像の移動量を算出し、前記第 4 狭帯域画像と前記第 6 狭帯域画像とを、それぞれの移動量分だけ移動して、移動第 4 狭帯域画像と移動第 6 狭帯域画像とを得る。

これ以降は第 1 実施形態と同様である。

【 0 0 7 4 】

本発明の第 3 実施形態は、第 2 実施形態における 3 つの狭帯域光源の他に、広帯域光源 9 0 を備えるものである。

図 1 3 に示すように、光源装置 1 3 は、広帯域光源 9 0 および第 4 ~ 第 6 狭帯域光源 3 3 ~ 3 5 と、カプラ 3 6 と、光源切替部 3 7 とを備えている。

前記広帯域光源 9 0 は、例えば、励起光源を波長 4 4 5 nm のレーザーダイオード 9 0 a とし、励起光をマイクロホワイト蛍光体 9 0 b に照射することで広帯域光 B B を発生させるマイクロホワイト蛍光である。前記広帯域光源 9 0 は、その先に集光レンズ 3 9 と広帯域用光ファイバ 4 0 を備えており、前記広帯域用光ファイバ 4 0 は、カプラ 3 6 に接続

10

20

30

40

50

されている。

【0075】

光源切替部37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、コントローラ59からの指示に基づいて、広帯域光源90および第4～第6狭帯域光源33～35をON(点灯)またはOFF(消灯)に切り替える。第3実施形態では、前記広帯域光源90および第4～第6狭帯域光源33～35が順次ONに切り替えられて広帯域光BBおよび第4～第6狭帯域光N4～N6を用いた撮像が行なわれる。

【0076】

第2実施形態と同様に、内視鏡11のCCD44には、広帯域光BBおよび第4狭帯域光N4～第6狭帯域信号N6が入射することで、広帯域信号および第4狭帯域撮像信号～第6狭帯域信号が得られる。

10

【0077】

CCD44は、R色、G色、B色のカラーフィルタを備えており、カラーフィルタは、図14に示すような分光透過率52、53、54を有している。第2実施形態とは広帯域光が入射する点において異なる。集光レンズ51に入射する光のうち、広帯域光BBは波長が約470～700nm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BBのうちそれぞれの分光透過率52、53、54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、CCD44に広帯域光BBが入射した場合には、撮像信号R、撮像信号G、及び撮像信号Bからなる広帯域撮像信号が得られる。また、狭帯域光N4～N6については第2実施形態と同じである。

20

【0078】

前記広帯域光および前記第4～第6狭帯域光N4～N6による撮像は、例えば、第4狭帯域光N4、第5狭帯域光N5、広帯域光BB、第6狭帯域光N6の順に行われ、第4狭帯域器画像データ、第5狭帯域画像データ、広帯域画像データ、および第6狭帯域画像データがフレームメモリ56に記憶される。

【0079】

第1および第2実施形態との違いは、光源装置13の構成、血管抽出手段65における血管抽出処理、および位置合わせ手段66における位置合わせである。それ以外は第1及び第2実施形態と同様であるため説明を省略する。

30

【0080】

前記広帯域画像データおよび前記第4～第6の狭帯域画像データ得られると、血管抽出手段65において血管抽出処理が行われる。

血管抽出処理は、第2実施形態と同じく、表層血管および中層血管に対応する周波数を抽出するために、表層血管抽出フィルタおよび中層血管抽出フィルタの2つの2次元フィルタが作成され、前記広帯域画像データおよび第4～第6狭帯域画像データに適用される。

【0081】

こうして作成された表層血管抽出フィルタを広帯域画像および第4狭帯域画像に、中層血管抽出フィルタを広帯域画像、第5および第6狭帯域画像に適用することで、表層血管および中層血管を強調した血管強調画像が作成される。

40

当該血管強調画像は、表層強調第4狭帯域画像、表層強調広帯域画像、中層強調広帯域画像、中層強調第5狭帯域画像および中層強調第6狭帯域画像の5種類が作成される。

【0082】

前記5種類の血管強調画像が生成されると、位置合わせ手段66において、それら血管強調画像から狭帯域画像の移動量を算出し、位置合わせ処理が行われる。

本実施形態においては、広帯域画像に、第4～第6狭帯域画像を位置合わせする。位置合わせ処理の方法は、第1実施形態と同じであるが、表層血管について表層強調広帯域像を基準として、表層強調第4狭帯域画像の移動量を算出し、また、中層血管について中層強調広帯域画像を基準として中層強調第5および中層強調第6狭帯域画像の移動量を算出

50

し、前記第4～第6狭帯域画像をそれぞれの移動量分だけ移動して、移動第4～移動第6狭帯域画像とを得る。

これ以降は第1実施形態と同様である。

【0083】

本発明は、基本的に以上のようなものである。また、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更が可能である。

また、第1～第3の実施形態はもちろん、これらに限定されない本発明の内視鏡装置は、静止画、動画のいずれの場合にも適用することができる。

【符号の説明】

【0084】

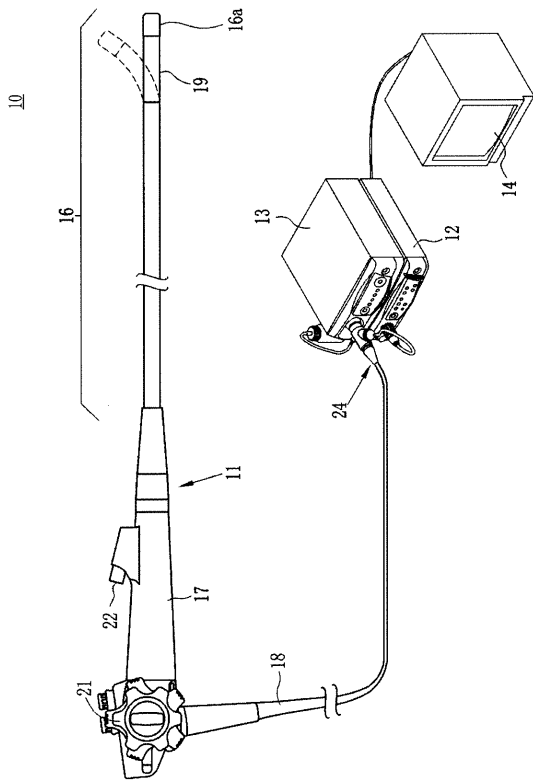
10、110、120	電子内視鏡システム	
11	内視鏡スコープ	
12	プロセッサ	
13	光源装置	
14	モニタ(画像表示手段)	
16	挿入部	
16a	先端部	
17	操作部	
18	ユニバーサルコード	
19	湾曲部	20
21	アングルノブ	
23	コンソール	
24	コネクタ	
30、90	広帯域光源(白色光源)	
31	ロータリーフィルタ	
32	ロータリーフィルタ駆動部	
33	第1狭帯域光源	
33a	第1狭帯域用光ファイバ	
34	第2狭帯域光源	
34a	第2狭帯域用光ファイバ	30
35	第3狭帯域光源	
35a	第3狭帯域用光ファイバ	
36	カブラ	
37	光源切替部	
39	集光レンズ	
40	広帯域用光ファイバ	
43	光ガイド	
44	撮像素子(CCD)	
44a	撮像面	
45	A F E (A n a l o g F r o n t E n d)	40
46	撮像制御部	
48	照射レンズ	
49	照射窓	
50	観察窓	
51	集光レンズ	
55	D S P	
56	フレームメモリ	
57	血管画像生成部	
58	表示制御回路	
59	コントローラ	50

- 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 カラーマップ (CM (Color Map))
- 6 5 血管抽出手段
- 6 6 位置合わせ手段
- 6 8 画像切替スイッチ
- 7 2 第 1 狭帯域画像
- 7 3 酸素飽和度画像
- 7 4 強調酸素飽和度画像
- 7 5、7 6、7 7 血管画像
- 9 0 a レーザーダイオード
- 9 0 b マイクロホワイト蛍光体
- 9 1 第 4 狭帯域光源
- 9 1 a 第 4 狭帯域用光ファイバ
- 9 2 第 5 狭帯域光源
- 9 2 a 第 5 狭帯域用光ファイバ
- 9 3 第 6 狭帯域光源
- 9 3 a 第 6 狭帯域用光ファイバ
- 1 3 1 第 1 狭帯域光透過領域
- 1 3 2 第 2 狭帯域光透過領域
- 1 3 3 第 3 狭帯域光透過領域

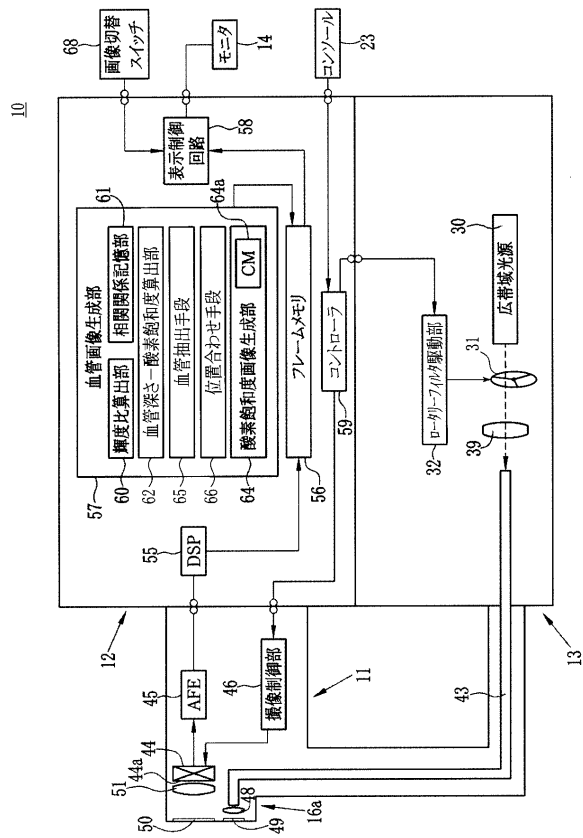
10

20

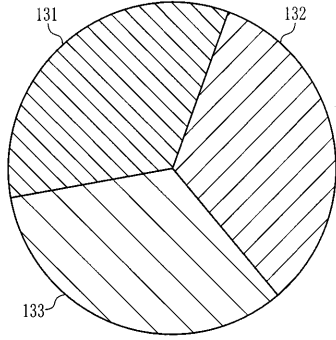
【図 1】



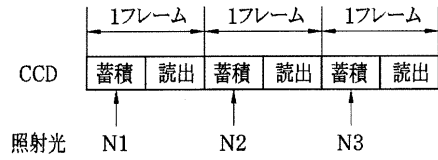
【図 2】



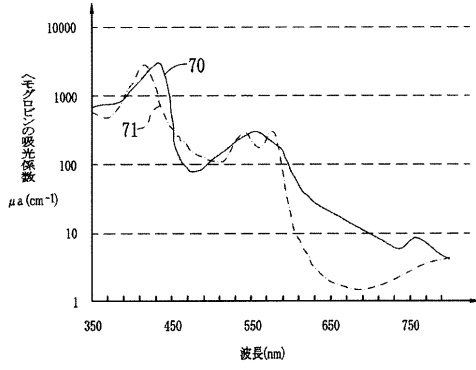
【図3】



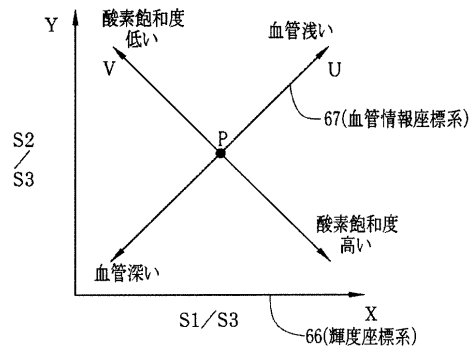
【図4】



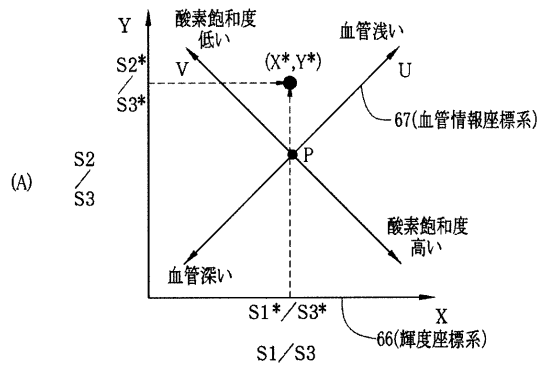
【図5】



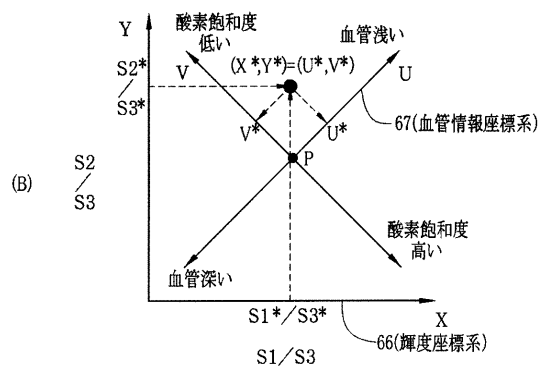
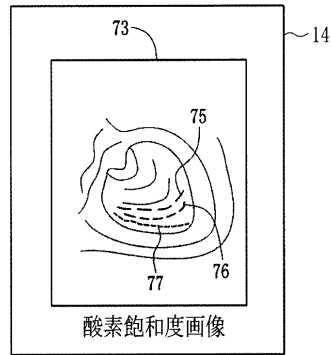
【図6】



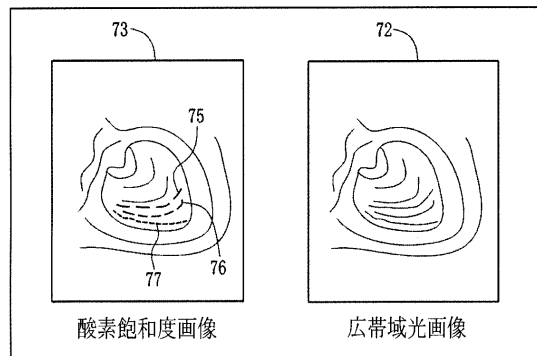
【図7】



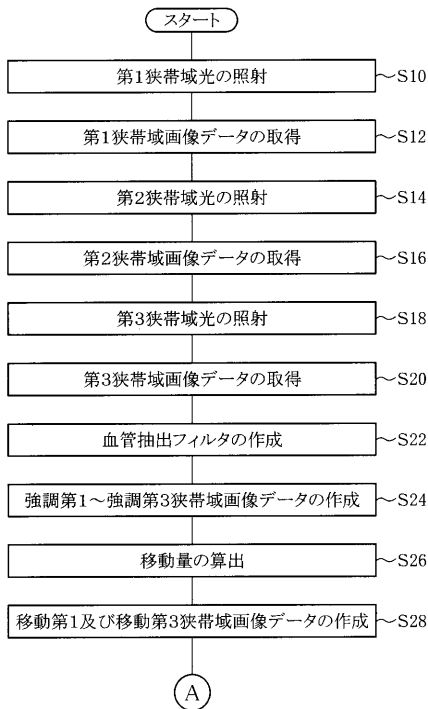
【図8】



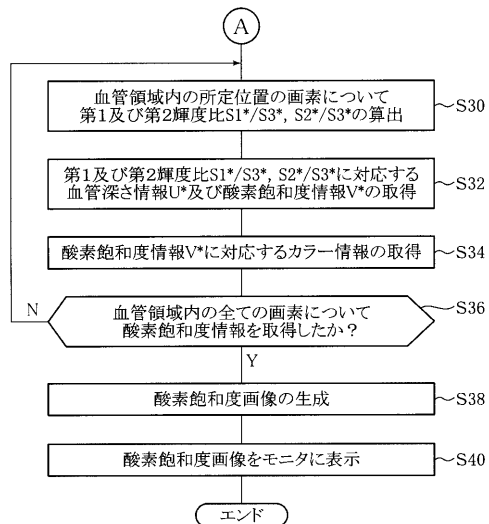
【図9】



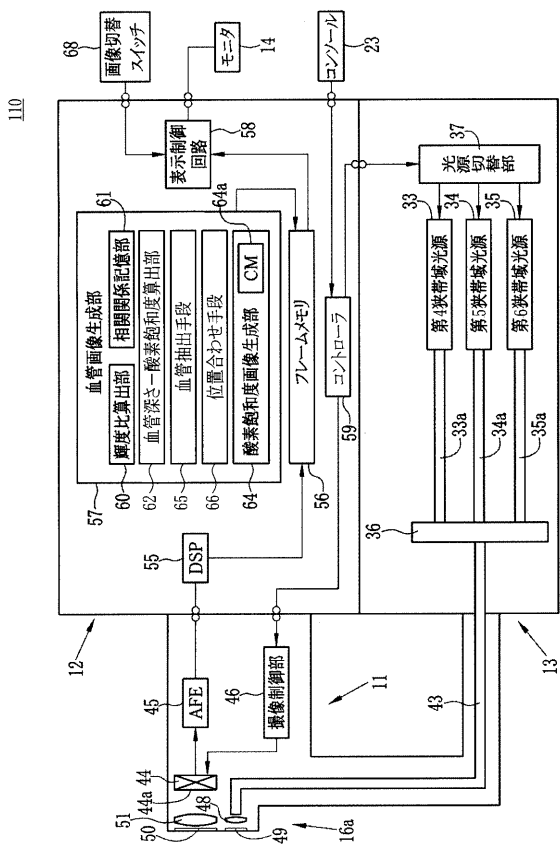
【図 10】



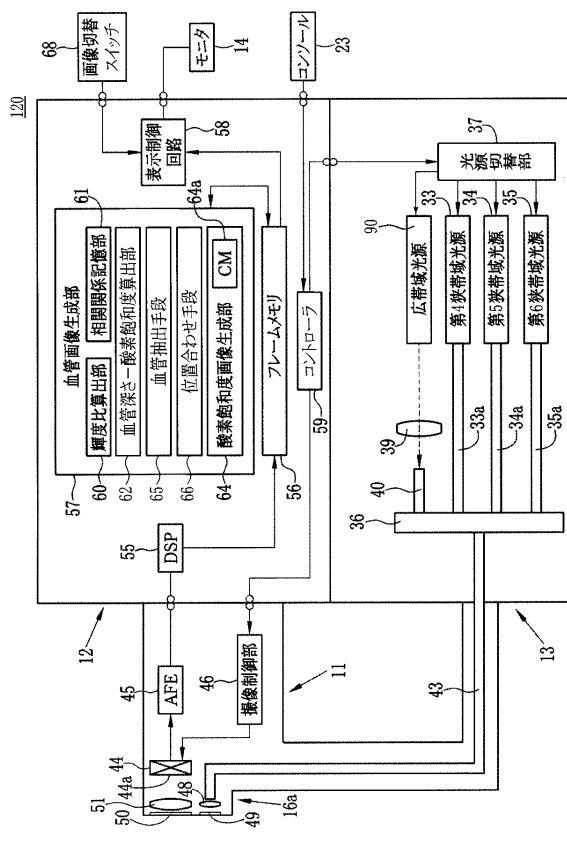
【図 11】



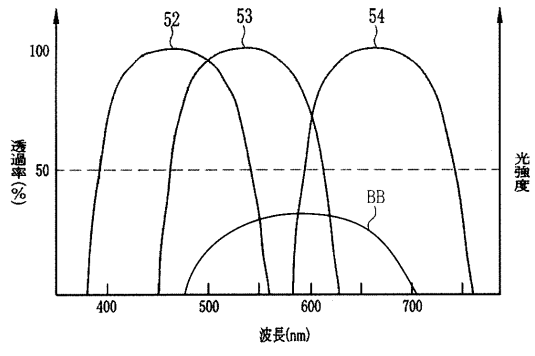
【図 12】



【図 13】



【 図 1 4 】



フロントページの続き

(51) Int.Cl. F I
G 0 6 T 7/60 (2006.01) G 0 6 T 7/60 1 5 0 B
H 0 4 N 7/18 (2006.01) H 0 4 N 7/18 M

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

(58) 調査した分野 (Int.Cl. , DB 名)
A 6 1 B 1 / 0 0 ~ 1 / 3 2
G 0 2 B 2 3 / 2 4 ~ 2 3 / 2 6
G 0 6 T 7 / 6 0
H 0 4 N 7 / 1 8