

(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2013-13656
(P2013-13656A)

(43) 公開日 平成25年1月24日(2013.1.24)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)	
A61B	1/00	(2006.01)	A61B	1/00	300D	4C038	
A61B	1/06	(2006.01)	A61B	1/06	A	4C161	
A61B	5/1455	(2006.01)	A61B	5/14	322	5C054	
H04N	7/18	(2006.01)	H04N	7/18	M		
A61B	1/04	(2006.01)	A61B	1/04	370		

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2011-149994 (P2011-149994)
(22) 出願日 平成23年7月6日 (2011.7.6)

(71) 出願人 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 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
(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
(72) 発明者 飯田 孝之
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) 4C038 KK01 KL05 KL07 KX01
最終頁に続く

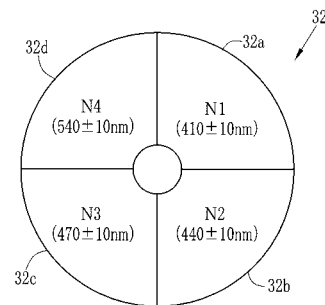
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び画像表示方法

(57) 【要約】

【課題】 ガンなどの病変部の診断において、表層微細血管等の血管形状情報と血中ヘモグロビンの酸素飽和度の両方を把握する。

【解決手段】 広帯域光源の光路上にセットされた特殊観察用ロータリフィルタ32を回転させることにより、第1～第4狭帯域光N1～N4を順次被検体に照射する。被検体からの第1及び第4狭帯域光N1, N4の戻り光に基づいて生成される画像は、表層血管及び中深層血管が強調された血管強調画像となる。被検体からの第2～第4狭帯域光N2～N4の戻り光に基づいて生成される画像は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度が画像化された酸素飽和度画像となる。これら生成された血管強調画像及び酸素飽和度画像は、モニタに並列表示される。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体組織内の特定層にまで深達度を有する波長帯域の光のうちヘモグロビンの吸光係数が高い波長域を有する第 1 照明光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波長域を有する第 2 照明光とを含む光を、被検体内に照射する照射手段と、

被検体からの第 1 照明光の戻り光を撮像することにより第 1 画像信号を取得するとともに、被検体からの第 2 照明光の戻り光を撮像することにより第 2 画像信号を取得する画像信号取得手段と、

前記第 1 画像信号に基づいて第 1 被検体画像を生成するとともに、前記第 2 画像信号に基づいて第 2 被検体画像を生成する画像生成手段と、

前記第 1 及び第 2 被検体画像を表示する表示手段とを備えることを特徴とする内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記照射手段は、前記第 1 照明光と前記第 2 照明光を順次被検体内に照射する順次照射部を有し、

前記画像信号取得手段は、前記第 1 及び第 2 画像信号間で被検体像の位置合わせを行う位置合わせ部を有してい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】

前記画像信号取得手段は、前記被検体の構造を強調する構造強調処理を前記第 1 及び第 2 画像信号に対して施す構造強調手段を更に備え、

前記位置合わせ部は、前記構造強調処理が施された第 1 及び第 2 画像信号間で前記被検体像の位置合わせを行うことを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡システム。

20

【請求項 4】

前記被検体の構造には血管構造が含まれることを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記順次照射部は、波長が広帯域に及び広帯域光を発する広帯域光源と、前記広帯域光から前記第 1 照明光及び第 2 照明光を順次透過させるロータリフィルタとを備えることを特徴とする請求項 2 ないし 4 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記照射手段は、前記第 1 照明光及び前記第 2 照明光を発する複数の半導体光源であることを特徴とする請求項 2 ないし 4 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

30

【請求項 7】

前記第 1 照明光は、青色帯域に波長域を有する青色狭帯域光と緑色帯域に波長域を有する緑色狭帯域光を少なくとも有し、前記第 2 照明光は、前記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が互いに異なる 2 つの異吸収波長の狭帯域光と、前記酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が同じ 1 つ等吸収波長の狭帯域光とを少なくとも有し、

前記第 1 被検体画像は表層血管と中深層血管とが強調された血管強調画像であり、前記第 2 被検体画像は血中ヘモグロビンの酸化飽和度を画像化した酸化飽和度画像であ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。

40

【請求項 8】

前記青色狭帯域光は 410 ± 10 nm の波長域を有し、前記 2 つの異吸収波長の狭帯域光はそれぞれ 440 ± 10 nm と 470 ± 10 nm の波長域を有し、前記緑色狭帯域光及び前記等吸収波長の狭帯域光は 540 ± 10 nm の波長域を有す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 2 照明光には、前記異吸収波長の狭帯域光として、 650 ± 10 nm の波長域を有する狭帯域光と、 910 ± 10 nm の波長域を有する狭帯域光を更に含むことを特徴とする請求項 8 記載の内視鏡システム。

50

【請求項 10】

生体組織内の特定層にまで深達度を有する波長帯域の光のうちヘモグロビンの吸光係数が高い波長域を有する第1照明光で照明された被検体を内視鏡装置で撮像して得られる第1画像信号を取得するとともに、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波長域を有する第2照明光で照明された被検体を前記内視鏡装置で撮像して得られる第2画像信号を取得する画像信号取得手段と、

前記第1及び第2画像信号を受信する画像生成手段によって、前記第1画像信号に基づき第1被検体画像を生成するとともに、前記第2画像信号に基づき第2被検体画像を生成する画像生成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 11】

生体組織内の特定層にまで深達度を有する波長帯域の光のうちヘモグロビンの吸光係数が高い波長域を有する第1照明光で照明された被検体を内視鏡装置で撮像して得られる第1画像信号を取得するとともに、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波長域を有する第2照明光で照明された被検体を前記内視鏡装置で撮像して得られる第2画像信号を取得し、

前記第1及び第2画像信号を受信する画像生成手段によって、前記第1画像信号に基づき第1被検体画像を生成するとともに、前記第2画像信号に基づき第2被検体画像を生成し、

前記第1及び第2被検体画像を表示手段に表示することを備えることを特徴とする画像表示方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、特定波長の特殊光を用いて被検体内を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、及び画像表示方法に関する。

【背景技術】

【0002】

現在の医療分野においては、内視鏡を使ったガン診断が広く行われている。この内視鏡のガンの診断においては、所定波長の照明光で照明された被検体を撮像することにより、被検体上に表れる様々な生体情報が反映された画像を取得している。例えば、特許文献1においては、特定波長の狭帯域光を照明光として用いることで、白色光などの広帯域の照明光では目立たなかった表層血管や表層微細構造が強調表示された画像を取得することが行われている。このような表層血管や表層微細構造が明瞭化された画像を用いて診断を行うことで、ガンか否かの識別だけでなく、ガンの深達度の推定を行うことができる。

【0003】

また、特許文献2では、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとで吸光係数が異なる波長帯域を含む光を照明光として用いることで、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化することも行われている。例えば、一定の広がりを持つガンは、その中心部が低酸素状態を示す一方で、その周辺部は高酸素状態を示すことから、前記のような酸素飽和度の画像を用いることで、ガンの状態を直感的に把握することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許3559755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】

【0005】

特許文献1のように、強調表示された表層微細血管などからガンの診断を行う場合には、ガンに特異な血管パターンなどを事前に把握しておく必要があり、またそのような血管

10

20

30

40

50

パターンからガンの深達度の推定などを行う場合には相当な知識と経験が必要となる。一方、特許文献2のように、酸素飽和度の画像を用いてガン診断を行う場合には、ガンか否かの識別を容易に行うことができるが、ガンの深達度など更に踏み込んだガン診断を行うためには、酸素飽和度の情報とともに、前記のような表層微細血管の血管パターンなど血管形状の情報が必要となることがある。

【0006】

本発明は、ガンなどの病変部の診断に用いられる表層微細血管等の血管形状情報と血中ヘモグロビンの酸素飽和度の両方を把握することができる内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び画像表示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】

10

【0007】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、生体組織内の特定層にまで深達度を有する波長帯域の光のうちヘモグロビンの吸光係数が高い波長域を有する第1照明光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波長域を有する第2照明光を含む光を、被検体内に照射する照射手段と、被検体からの第1照明光の戻り光を撮像することにより第1画像信号を取得するとともに、被検体からの第2照明光の戻り光を撮像することにより第2画像信号を取得する画像信号取得手段と、前記第1画像信号に基づいて第1被検体画像を生成するとともに、前記第2画像信号に基づいて第2被検体画像を生成する画像生成手段と、前記第1及び第2被検体画像を表示する表示手段とを備えることを特徴とする。

20

【0008】

前記照射手段は、前記第1照明光と前記第2照明光を順次被検体内に照射する順次照射部を有し、前記画像信号取得手段は、前記第1及び第2画像信号間で被検体像の位置合わせを行う位置合わせ部を有していることが好ましい。

【0009】

前記画像信号取得手段は、前記被検体の構造を強調する構造強調処理を前記第1及び第2画像信号に対して施す構造強調手段を更に備え、前記位置合わせ部は、前記構造強調処理が施された第1及び第2画像信号間で前記被検体像の位置合わせを行うことが好ましい。前記被検体の構造には血管構造が含まれることが好ましい。

【0010】

30

前記順次照射部は、波長が広帯域に及ぶ広帯域光を発する広帯域光源と、前記広帯域光から前記第1照明光及び第2照明光を順次透過させるロータリフィルタとを備えてもよい。前記照射手段は、前記第1照明光及び前記第2照明光を発する複数の半導体光源であってもよい。

【0011】

前記第1照明光は、青色帯域に波長域を有する青色狭帯域光と緑色帯域に波長域を有する緑色狭帯域光を少なくとも有し、前記第2照明光は、前記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が互いに異なる2つの異吸収波長の狭帯域光と、前記酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が同じ1つ等吸収波長の狭帯域光とを少なくとも有し、前記第1被検体画像は表層血管と中深層血管とが強調された血管強調画像であり、前記第2被検体画像は血中ヘモグロビンの酸化飽和度を画像化した酸化飽和度画像であることが好ましい。

40

【0012】

前記青色狭帯域光は 410 ± 10 nmの波長域を有し、前記2つの異吸収波長の狭帯域光はそれぞれ 440 ± 10 nmと 470 ± 10 nmの波長域を有し、前記緑色狭帯域光及び前記等吸収波長の狭帯域光は 540 ± 10 nmの波長域を有することが好ましい。

【0013】

前記第2照明光には、前記異吸収波長の狭帯域光として、 650 ± 10 nmの波長域を有する狭帯域光と、 910 ± 10 nmの波長域を有する狭帯域光を更に含むことが好ましい。

50

【 0 0 1 4 】

本発明の内視鏡システムのプロセッサ装置は、生体組織内の特定層にまで深達度を有する波長帯域の光のうちヘモグロビンの吸光係数が高い波長域を有する第1照明光で照明された被検体を内視鏡装置で撮像して得られる第1画像信号を取得するとともに、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波長域を有する第2照明光で照明された被検体を前記内視鏡装置で撮像して得られる第2画像信号を取得する画像信号取得手段と、前記第1及び第2画像信号を受信する画像生成手段によって、前記第1画像信号に基づき第1被検体画像を生成するとともに、前記第2画像信号に基づき第2被検体画像を生成する画像生成手段とを備えることを特徴とする。

【 0 0 1 5 】

本発明の画像表示方法は、生体組織内の特定層にまで深達度を有する波長帯域の光のうちヘモグロビンの吸光係数が高い波長域を有する第1照明光で照明された被検体を内視鏡装置で撮像して得られる第1画像信号を取得するとともに、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波長域を有する第2照明光で照明された被検体を前記内視鏡装置で撮像して得られる第2画像信号を取得し、前記第1及び第2画像信号を受信する画像生成手段によって、前記第1画像信号に基づき第1被検体画像を生成するとともに、前記第2画像信号に基づき第2被検体画像を生成し、前記第1及び第2被検体画像を表示手段に表示することを備えることを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 6 】

本発明によれば、生体組織内の特定層にまで深達度を有する波長帯域の光のうちヘモグロビンの吸光係数が高い波長域を有する第1照明光の戻り光に基づき生成される第1被検体画像とともに、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波長域を有する第2照明光の戻り光に基づき生成される第2被検体画像を表示手段に表示することによって、前記第1被検体画像から表層微細血管等の血管形状情報を把握することができるとともに、前記第2被検体画像から血中ヘモグロビンの酸素飽和度を把握することができる。

【 0 0 1 7 】

第1照明光と第2照明光を少なくとも順次照射した場合には、第1照明光の戻り光を撮像することにより得られる第1画像信号と第2照明光の戻り光を撮像することにより得られる第2画像信号間の中で、被検体像の位置合わせをすることで、アーチファクトなどが生じない高画質の第1及び第2被検体画像を得ることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 8 】

【 図 1 】 内視鏡システムの外観を示す図である。

【 図 2 】 第1実施形態の内視鏡システムの内部構成を示す図である。

【 図 3 】 通常観察用ロータリフィルタを示す図である。

【 図 4 】 特殊観察用ロータリフィルタを示す図である。

【 図 5 】 通常観察モード時におけるCCDの動作を説明するための図である。

【 図 6 】 特殊観察モード時におけるCCDの動作を説明するための図である。

【 図 7 】 強調第1～第4狭帯域画像間の位置合わせを説明するための図である。

【 図 8 】 モニタに並列表示された血管強調画像及び酸素飽和度画像を示す図である。

【 図 9 】 ヘモグロビンの吸光係数及び第1、第4狭帯域光の光量分布を示す図である。

【 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図である。

【 図 11 】 特殊観察モードにおける一連の流れを説明するための図である。

【 図 12 】 図4とは異なる特殊観察用ロータリフィルタを示す図である。

【 図 13 】 第2実施形態の内視鏡システムの内部構成を示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 9 】

図1に示すように、第1実施形態の内視鏡システム10は、被検体内を撮像する電子内

10

20

30

40

50

視鏡 1 1 と、撮像により得られた信号に基づいて画像を生成するプロセッサ装置 1 2 と、被検体内を照明する光を供給する光源装置 1 3 と、プロセッサ装置 1 2 で生成された画像を表示するモニタ 1 4 とを備えている。

【 0 0 2 0 】

この内視鏡システム 1 0 には、被検体内の照明光として波長帯域が青色から赤色に及び光を用いる通常観察モードと、照明光として特定波長に帯域制限された狭帯域光を用いる特殊観察モードとが設けられており、各モードの切り替えは、電子内視鏡 1 1 に設けられたモード切替 SW 2 0 により行われる。

【 0 0 2 1 】

電子内視鏡 1 1 は、被検体内に挿入される可撓性の挿入部 1 6 と、挿入部 1 6 の基端部分に設けられた操作部 1 7 と、操作部 1 7 とプロセッサ装置 1 2 及び光源装置 1 3 との間を連結するユニバーサルコード 1 8 とを備えている。

10

【 0 0 2 2 】

挿入部 1 6 の先端には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部 1 9 が設けられている。湾曲部 1 9 は、操作部のアングルノブ 2 1 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 1 9 の先端には、被検体内撮像用の光学系等を内蔵した先端部 1 6 a が設けられている。先端部 1 6 a は、湾曲部 1 9 の湾曲動作によって、所定の方向に向けられる。

【 0 0 2 3 】

ユニバーサルコード 1 8 には、プロセッサ装置 1 2 及び光源装置 1 3 側にコネクタ 2 4 が取り付けられている。コネクタ 2 4 は、通信用コネクタと光源用コネクタとからなる複 20
合タイプのコネクタであり、このコネクタ 2 4 を介して、電子内視鏡 1 1 がプロセッサ装置 1 2 及び光源装置 1 3 に着脱自在に接続される。

20

【 0 0 2 4 】

図 2 に示すように、光源装置 1 3 は、広帯域光源 3 0 と、通常観察用ロータリーフィルタ 3 1 と、特殊観察用ロータリーフィルタ 3 2 と、フィルタ切替部 3 4 と、集光レンズ 3 9 とを備えている。広帯域光源 3 0 はキセノンランプ、白色 LED、マイクロホワイト光源 30
などであり、波長が青色帯域から赤色帯域 (4 0 0 ~ 7 0 0 n m) にわたる広帯域光 B B を発生する。

【 0 0 2 5 】

通常観察用ロータリーフィルタ 3 1 は、通常観察モードに設定されているときに、フィルタ切替部 3 4 によって広帯域光源 3 0 の光路上にセットされる。この通常観察用ロータリーフィルタ 3 1 は、図 3 に示すように、広帯域光源 3 0 からの広帯域光 B B のうち青色帯域の青色光 B を透過させる青色光透過領域 3 1 b と、広帯域光 B B のうち緑色帯域の緑色光 G を透過させる緑色光透過領域 3 1 g と、広帯域光 B B のうち赤色帯域の赤色光 R を透過させる赤色光透過領域 3 1 r とが周方向に沿って設けられている。したがって、通常観察用ロータリーフィルタ 3 1 が回転することで、青色光 B、緑色光 G、赤色光 R が順次通常観察用ロータリーフィルタ 3 1 から出射する。出射した光は、集光レンズ 3 9 を通して、ライトガイド 4 3 に入射する。

30

【 0 0 2 6 】

特殊観察用ロータリーフィルタ 3 2 は、特殊観察モードに設定されているときに、フィルタ切替部 3 4 によって広帯域光源 3 0 の光路上にセットされる。この通常観察用ロータリーフィルタ 3 2 は、図 4 に示すように、広帯域光源 3 0 からの広帯域光 B B のうち 4 1 0 ± 1 0 n m の波長帯域を有する第 1 狭帯域光 N 1 を透過させる第 1 狭帯域光透過領域 3 2 a と、広帯域光 B B のうち 4 4 0 ± 1 0 n m の波長帯域を有する第 2 狭帯域光 N 2 を透過させる第 2 狭帯域光透過領域 3 2 b と、広帯域光 B B のうち 4 7 0 ± 1 0 n m の波長帯域を有する第 3 狭帯域光 N 3 を透過させる第 3 狭帯域光透過領域 3 2 c と、広帯域光のうち 5 4 0 ± n m の波長帯域を有する第 4 狭帯域光 N 4 を透過させる第 4 狭帯域光透過領域 3 2 d とが周方向に沿って設けられている。したがって、特殊観察用ロータリーフィルタ 3 2 が回転することで、第 1 ~ 第 4 狭帯域光 N 1 ~ N 4 が順次特殊観察用ロータリーフィルタ 3 2 から出射する。出射した光は、集光レンズ 3 9 を通して、ライトガイド 4 3 に入射する。

40

50

【0027】

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(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から構成される。ライトガイド43の入射端には、通常観察用ロータリフィルタ31又は特殊観察用ロータリフィルタ32から出射した光が入射する。一方、ライトガイド43の出射端は、先端部16a内の照射レンズ48に向けられており、ライトガイド43で導光された光を、被検体に向けて照射する。被検体からの戻り光は、先端部16a内の観察窓50及び集光レンズ51を通して、CCD44に入射する。なお、撮像素子としてCCDを用いるが、これに代えて、CMOSを用いてもよい。

10

【0028】

CCD44は、集光レンズ51からの入射光を撮像面44aで受光し、受光した光を光電変換することにより得られる信号電荷を蓄積する。蓄積した信号電荷は、撮像信号として読み出される。読み出された撮像信号は、AFE45に送られる。AFE45は、CCD44から撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施す相関二重サンプリング回路(CDS)と、CDSによりノイズが除去された撮像信号を増幅する自動ゲイン制御回路(AGC)と、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に入力するアナログ/デジタル変換器(A/D)(いずれも図示省略)とを備えている。なお、CCDは、モノクロCCDでもよく、RGBのカラーフィルタ又はCMYのカラーフィルタが設けられたカラーCCDのいずれでもよい。

20

【0029】

撮像制御部12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】

撮像制御部12は、通常観察モードと特殊観察モードとで異なる制御を行う。通常観察モードに設定されている場合には、図5に示すように、1フレーム期間内で、青色光B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青色撮像信号として読み出すステップとの合計2つの動作制御が行われる。次の1フレーム期間内では、緑色光G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緑色撮像信号として読み出すステップとの合計2つの動作制御が行われる。更にその次の1フレーム期間内では、赤色光R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赤色撮像信号として読み出すステップとの合計2つの動作制御が行われる。これら3フレームの動作制御で読み出された青色撮像信号、緑色撮像信号、赤色撮像信号が、プロセッサ装置12に送られる。

30

【0031】

一方、特殊観察モードに設定されている場合には、図6に示すように、1フレーム期間内で、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つの動作制御が行われる。次の1フレーム期間内で、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の合計2つの動作制御が行われる。その次の1フレーム期間内で、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の合計2つの動作制御が行われる。更にその次の1フレーム期間内で、第4狭帯域光N4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4狭帯域撮像信号として読み出すステップとの合計2つの動作制御が行われる。これら4フレームの動作制御で読み出された第1～第4狭帯域撮像信号は、プロセッサ装置12に送られる。

40

【0032】

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(Digital Signal

50

Processor (DSP)) と、フレームメモリ 56 と、観察画像生成部 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。DSP 55 は、電子内視鏡 11 から送られてきた撮像信号に対し、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、各撮像信号に対応する画像データを作成する。したがって、通常観察モード時には、青色撮像信号に対応する青色画像データと、緑色撮像信号に対応する緑色画像データと、赤色撮像信号に対応する赤色画像データとが作成される。また、特殊観察モード時には、第 1 ~ 第 4 狭帯域撮像信号に対応する第 1 ~ 第 4 狭帯域画像データが作成される。これら DSP 55 で作成された画像データは、フレームメモリ 56 に記憶される。

【0033】

観察画像生成部 57 は、通常画像生成部 60 と、特殊画像生成部 61 と備えている。通常画像生成部 60 は、表示用の B チャンネルに青色画像データを、G チャンネルに緑色画像データを、R チャンネルに赤色画像データをそれぞれ割り当てた通常画像を生成する。生成された通常画像は、表示制御回路 58 によって、モニタ 14 に表示される。

【0034】

特殊画像生成部 61 は、血管強調部 62 と、位置合わせ部 63 と、血管強調画像生成部 64 と、酸素飽和度画像生成部 65 とを備えている。血管強調部 62 は、周波数フィルタリング処理によって、第 1 ~ 第 4 狭帯域画像 (第 1 ~ 第 4 狭帯域画像データのそれぞれに対応する画像) における血管部分の強調を行う。血管部分の強調の際には、第 1 ~ 第 4 狭帯域画像の取得に用いた第 1 ~ 第 4 狭帯域光のヘモグロビン吸光特性、消化管粘膜の散乱特性の違いを鑑み、第 1 及び第 2 狭帯域画像においては表層血管を、第 3 狭帯域画像においては表層血管と中層血管の両方を、第 4 狭帯域画像においては中層血管を強調する。これら所定の血管が強調された強調第 1 ~ 第 4 狭帯域画像は、強調第 1 ~ 第 4 狭帯域画像データとして、フレームメモリ 56 に記憶される。

【0035】

なお、各層の血管強調には、例えば所定の 2 次元のフィルタが用いられる。2 次元のフィルタを作成するためには、まず、電子内視鏡の先端部 16a と観察領域との距離・拡大倍率を想定して、各層の血管に対応する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にフーリエ変換する。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。

【0036】

位置合わせ部 63 は、強調第 1 ~ 第 4 狭帯域画像データに基づき、強調第 1 ~ 第 4 狭帯域画像間の位置合わせを行う。図 7 に示すように、表層血管が強調された強調第 1 ~ 第 3 狭帯域画像間で位置合わせを行うとともに (表層血管強調グループ)、中層血管が強調された強調第 3 及び第 4 狭帯域画像間で位置合わせを行う (中層血管強調グループ)。このように強調された血管の種類によってグループ分けして位置合わせを行うことによって、画像間での位置合わせの精度を向上させることができる。位置合わせ済みの強調第 1 ~ 第 4 狭帯域画像の画像データは、フレームメモリ 56 に記憶される。

【0037】

なお、強調第 1 ~ 第 3 狭帯域画像間の位置合わせの方法としては、強調第 1 狭帯域画像を上下左右に数画素分移動し、強調第 2 狭帯域画像との差分をとる。これら処理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。そして、この移動量と同様の移動量分だけ、強調第 1 狭帯域画像を移動させる。これにより、強調第 1 狭帯域画像間での位置合わせが完了する。強調第 3 狭帯域画像についても強調第 1 狭帯域画像と同様の処理を行う。

【0038】

血管強調画像生成部 64 は、表示用の B チャンネル及び G チャンネルに、位置合わせ済みの強調第 1 狭帯域画像データを割り当て、表示用の R チャンネルに、位置合わせ済みの強調第 4 狭帯域画像データを割り当てた血管強調画像を生成する。酸素飽和度画像生成部 6

10

20

30

40

50

5は、表示用のBチャンネルに、位置合わせ済みの強調第3狭帯域画像をデータ割り当て、表示用のGチャンネルに、位置合わせ済みの強調第4狭帯域画像データを割り当て、表示用のRチャンネルに、位置合わせ済みの強調第2狭帯域画像データを割り当てた酸素飽和度画像を生成する。生成された血管強調画像及び酸素飽和度画像は、表示制御回路58によって、図8に示すように、モニタ14に並列表示される。このように血管強調画像及び酸素飽和度画像を並列表示することによって、ガンか否かの識別を容易に行うことができることに加えて、ガンの深達度などの詳細なガン診断を行うことができる。

【0039】

モニタ14に表示される血管強調画像は、表層血管に深達度を有する第1狭帯域光N1によって表層血管が強調されるとともに、中層血管に深達度を有する第4狭帯域光N4によって中層血管が強調された画像となっている。これは、図9に示すように、血中ヘモグロビンの吸光特性が、青色帯域においては、強調第1狭帯域画像の生成に用いられた第1狭帯域光N1の波長域にピークを有しており、緑色帯域においては、強調第4狭帯域画像の生成に用いられた第4狭帯域光N4の波長域にピークを有しているからである。

10

【0040】

また、モニタ14に表示される酸素飽和度画像は、酸素飽和度が高い部分は青色より赤色が強く、酸素飽和度が低い部分は青色より赤色が強く表示される。これは、図10に示すように、強調第2狭帯域画像の生成に用いられた第2狭帯域光N2と強調第3狭帯域画像の生成に用いられた第3狭帯域光N3とでは、酸化ヘモグロビンHbO₂と還元ヘモグロビンHbの吸光係数の大小関係が逆転しており、また、強調第4狭帯域画像の生成に用いられた第4狭帯域光N4は酸化ヘモグロビンHbO₂と還元ヘモグロビンHbの吸光係数が同じだからである。

20

【0041】

本発明の作用を図11に示すフローチャートに従って説明する。まず、モード切替SW20を操作して、特殊観察モードに設定する。これにより、特殊観察用ロータリフィルタ32が広帯域光源30の光路上にセットされる。そして、特殊観察用ロータリフィルタ32が回転することにより、第1～第4狭帯域光N1～N4が被検体に向けて順次照射される。

【0042】

電子内視鏡11内のCCD44は、被検体からの第1狭帯域光N1の戻り光を撮像することにより、第1狭帯域撮像信号を取得する。同様に、被検体からの第2狭帯域光N2の戻り光を撮像することにより、第2狭帯域撮像信号を取得する。被検体からの第3狭帯域光N3の戻り光を撮像することにより、第3狭帯域撮像信号を取得する。被検体からの第4狭帯域光N4の戻り光を撮像することにより、第4狭帯域撮像信号を取得する。

30

【0043】

取得した第1～第4狭帯域撮像信号は、プロセッサ装置12内のDSP55で各種処理が施された後、第1～第4狭帯域画像データとしてフレームメモリ56に記憶される。その後、血管強調部62は、第1～第4狭帯域画像データの第1～第4狭帯域画像に対して、血管を強調する処理を施す。第1～第3狭帯域画像は表層血管に深達度を有する青色帯域の第1～第3狭帯域光N1～N3を用いて生成されているため、表層血管を強調する周波数フィルタリング処理が施される。一方、第3及び第4狭帯域画像は中層血管に深達度を有する青色～緑色帯域の第3及び第4狭帯域光N3、N4を用いて生成されているため、中層血管を強調するフィルタリング処理が施される。これにより、強調第1～第4狭帯域画像の強調第1～第4狭帯域画像データが得られる。

40

【0044】

次に、位置合わせ部63において、強調第1～第4狭帯域画像データ間で被検体像の位置合わせを行う。位置合わせ部63では、位置合わせ対象の狭帯域画像を上下左右に数画素分移動させ、基準となる狭帯域画像との差分値を求める。これを複数回繰り返すことによって、差分値の絶対値が最小となる移動量を求める。この求めた移動量だけ、位置合わせ対象の狭帯域画像を移動させる。これにより、位置合わせ対象の狭帯域画像の位置合わせ

50

せが完了する。位置合わせ済みの強調第 1 ~ 第 4 狭帯域画像データは、再度フレームメモリ 5 6 に記憶される。

【 0 0 4 5 】

そして、位置合わせ済みの強調第 1 及び第 4 狭帯域画像データに基づいて、血管強調画像を生成するとともに、位置合わせ済みの第 2 ~ 第 4 狭帯域画像データに基づいて、酸素飽和度画像を生成する。生成された血管強調画像及び酸素飽和度画像は、モニタ 1 4 に並列表示される。以上の一連の流れは、特殊観察モードが設定されている間、繰り返し行われる。

【 0 0 4 6 】

なお、上記第 1 実施形態では、第 1 ~ 第 4 狭帯域光 N 1 ~ N 4 を順次透過させる特殊観察用ロータリフィルタ 3 2 を用いたが、これに代えて、図 1 2 に示すように、特殊観察用ロータリフィルタ 3 2 と同様の第 1 ~ 第 4 狭帯域光透過領域 8 0 a ~ 8 0 d の他に、広帯域光 B B のうち $650 \pm 10 \text{ nm}$ の波長帯域を有する第 5 狭帯域光 N 5 を透過させる第 5 狭帯域光透過領域 8 0 e と、広帯域光 B B のうち $910 \pm 10 \text{ nm}$ の波長帯域を有する第 6 狭帯域光 N 6 を透過させる第 6 狭帯域光透過領域 8 0 f とが設けられた特殊観察用ロータリフィルタ 8 0 f を用いてもよい。このように第 5 及び第 6 狭帯域光 N 5、N 6 を用いることによって、中深層血管の酸素飽和度も精度良く画像化できるようになる。

【 0 0 4 7 】

ここで、第 5 及び第 6 狭帯域光 N 5、N 6 に基づく第 5 及び第 6 狭帯域画像も、他の画像と同様に、血管強調部で血管を強調する処理を施して強調第 5 及び第 6 狭帯域画像を生成する。第 5 及び第 6 狭帯域光 N 5、N 6 は深層血管にまで深達度を有するため、深層血管を強調する処理を行うことが好ましいが、これに加えて、第 4 狭帯域画像との位置合わせのために、中層血管を強調する処理を行うことが好ましい。その上で、強調第 5 及び第 6 狭帯域画像と他の強調第 1 ~ 4 狭帯域画像との位置合わせを行う。位置合わせの方法は、上記第 1 実施形態と同様である。

【 0 0 4 8 】

そして、酸素飽和度画像を生成する際には、上記第 1 実施形態と同様に、第 2 ~ 第 4 狭帯域光 N 2 ~ N 4 に基づいて第 1 酸素飽和度画像を生成するとともに、第 4 ~ 第 6 狭帯域光 N 4 ~ N 6 に基づいて第 2 酸素飽和度画像を生成する。第 1 酸素飽和度画像については、表示用の R G B チャンネルへの割り当ては上記第 1 実施形態と同様である。一方、第 2 酸素飽和度画像については、表示用の B チャンネルに、位置合わせ済みの強調第 6 狭帯域画像をデータ割り当て、表示用の G チャンネルに、位置合わせ済みの強調第 4 狭帯域画像データを割り当て、表示用の R チャンネルに、位置合わせ済みの強調第 5 狭帯域画像データを割り当てる。

【 0 0 4 9 】

そして、生成された血管強調画像、第 1 酸素飽和度画像、第 2 酸素飽和度画像は、それぞれモニタ 1 4 に並列表示される。これらのうち、第 1 酸素飽和度画像は表層血管の酸素飽和度の分布が正確に反映されており、第 2 酸素飽和度画像は中深層血管の酸素飽和度の分布が正確に反映されている。したがって、第 1 及び第 2 酸素飽和度画像を用いることで、生体組織における深さ方向の酸素状態を観察することができるようになる。

【 0 0 5 0 】

図 1 3 に示すように、第 2 実施形態の内視鏡システム 1 0 0 は、光源装置 1 0 1 として、第 1 実施形態のようなロータリフィルタ方式ではなく、点灯 (O N) ・消灯 (O F F) を高速で切り替えることができる半導体光源方式を採用する。半導体光源としては、レーザーの他、L E D (Light Emitting Diode) などを用いることができる。なお、光源装置以外については、第 1 実施形態と同様であるので、説明は省略する。

【 0 0 5 1 】

光源装置 1 0 1 は、第 1 実施形態と同様の広帯域光源 3 0 の他に、 $410 \pm 10 \text{ nm}$ の波長帯域を有する第 1 狭帯域光 N 1 を発生させる第 1 半導体光源 1 0 2 と、 $440 \pm 10 \text{ nm}$ の波長帯域を有する第 2 狭帯域光 N 2 を発生させる第 2 半導体光源 1 0 3 と、4 7 0

10

20

30

40

50

± 10 nmの波長帯域を有する第3狭帯域光N3を発生される第3半導体光源104と、540 ± nmの波長帯域を有する第4狭帯域光N4を発生させる第4半導体光源105と、第1～第4半導体光源102～105の駆動を制御する光源制御部106とが設けられている。

【0052】

広帯域光源30からの広帯域光BBは、集光レンズ39を介して、広帯域用光ファイバ30aに入射する。一方、第1～第4半導体光源102～105からの第1～第4狭帯域光N1～N4は、第1～第4狭帯域用光ファイバ102a～105aに入射する。これら光ファイバ30a, 102a～105aはカプラ110によってライトガイド43に連結されている。したがって、各光ファイバ30a, 102a～105aからの光は、カプラ110を介して、ライトガイド43に入射する。また、光源装置101には、広帯域光源30の光路上に挿入して広帯域用光ファイバ30aへの広帯域光BBの入射を阻止する挿入位置と、前記光路上から退避して広帯域用光ファイバ30aへの広帯域光BBの入射を許容する退避位置との間で移動可能なシャッター112が設けられている。

10

【0053】

第2実施形態においては、通常観察モードに設定されている場合にはシャッター112が退避位置にセットされる。このとき、第1～第4半導体光源102～105は常時消灯状態となる。したがって、広帯域光BBのみが被検体上に照射され、この広帯域光BBに基づいて通常画像が生成される。一方、特殊観察モードに設定されている場合にはシャッター112が退避位置にセットした状態で、第1～第4半導体光源102～105を順次点灯させる。これにより、広帯域光BBが遮光された状態で、第1～第4狭帯域光N1～N4が順次被検体に照射される。

20

【0054】

なお、上記第1及び第2実施形態では、酸素飽和度の画像化を行ったが、これに代えて又は加えて、「血液量(酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの和)×酸素飽和度(%)」から求まる酸化ヘモグロビンインデックスの画像化や、「血液量×(100-酸素飽和度)(%)」から求まる還元ヘモグロビンインデックスの画像化を行ってもよい。

【0055】

なお、上記第1及び第2実施形態では、画像間での血管の位置合わせの精度を上げるために、血管に強調処理を施したが、血管以外に、粘膜のエッジなどの被検体の各種構造や輪郭などで位置合わせを行う場合には、それら各種構造や輪郭に強調処理を施してもよい。

30

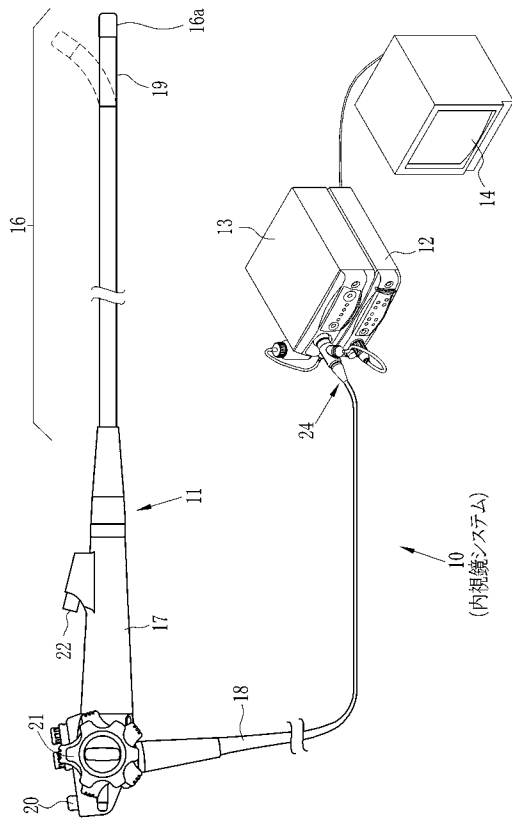
【符号の説明】

【0056】

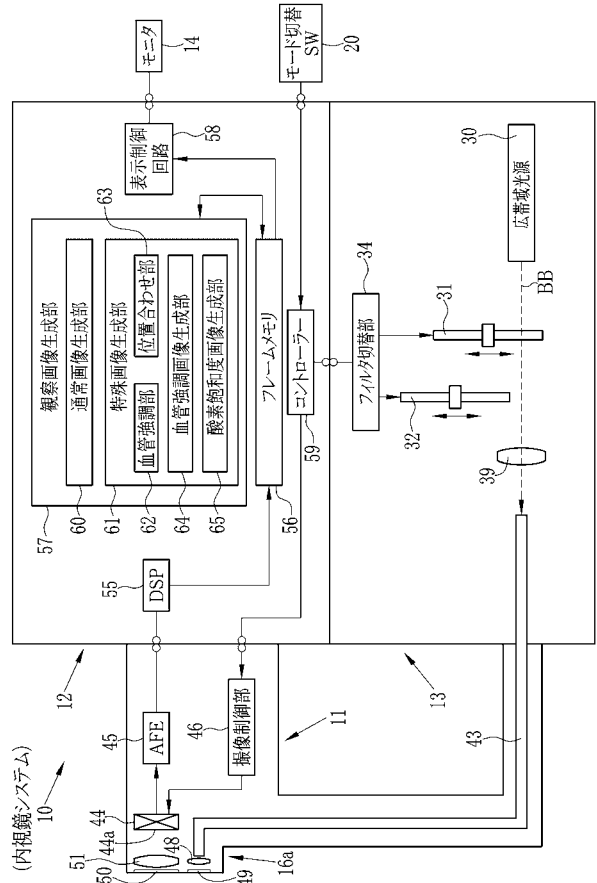
- 10, 100 内視鏡システム
- 12 プロセッサ装置
- 14 モニタ
- 30 広帯域光源
- 32, 80 特殊観察用ロータリフィルタ
- 61 特殊画像生成部
- 62 血管強調部
- 63 位置合わせ部
- 64 血管強調画像生成部
- 65 酸素飽和度画像生成部
- 102～104 第1～第4半導体光源

40

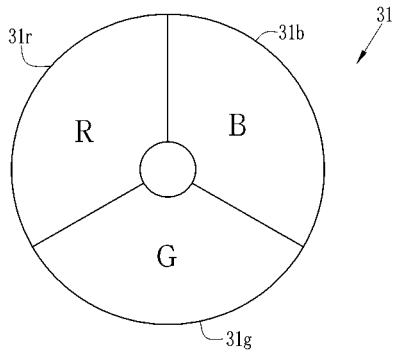
【 図 1 】



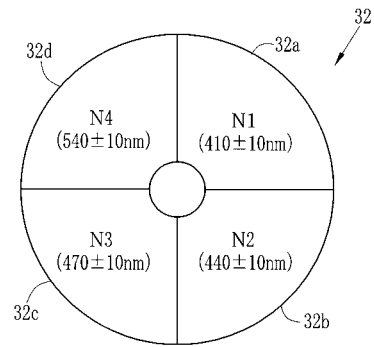
【 図 2 】



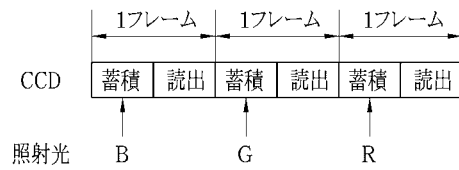
【 図 3 】



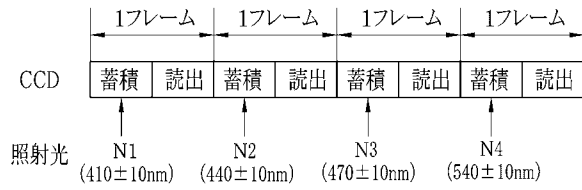
【 図 4 】



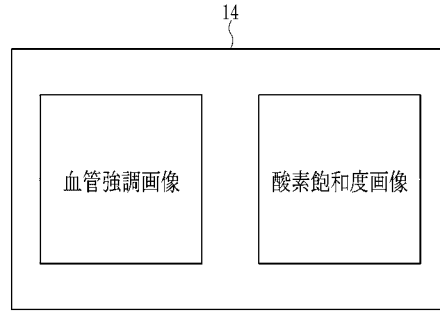
【 図 5 】



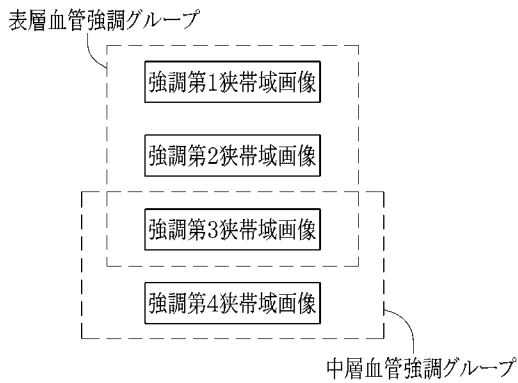
【図6】



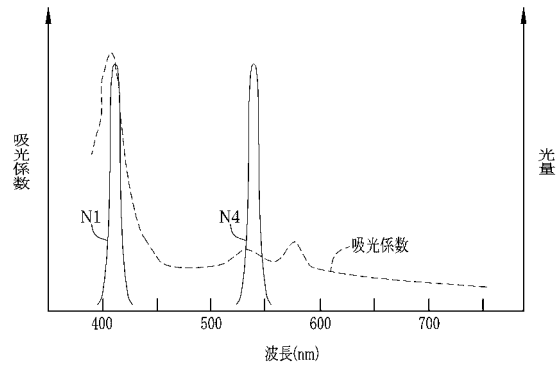
【図8】



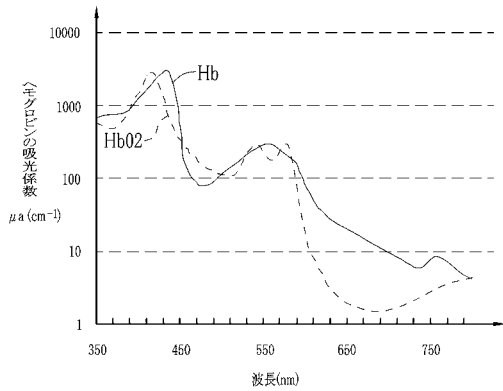
【図7】



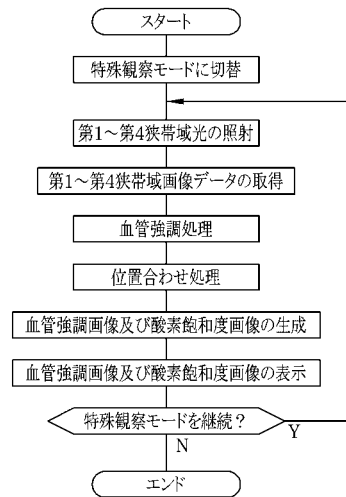
【図9】



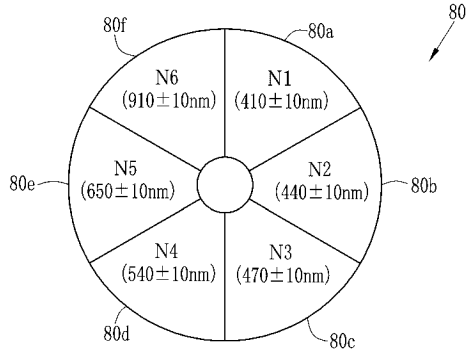
【図10】



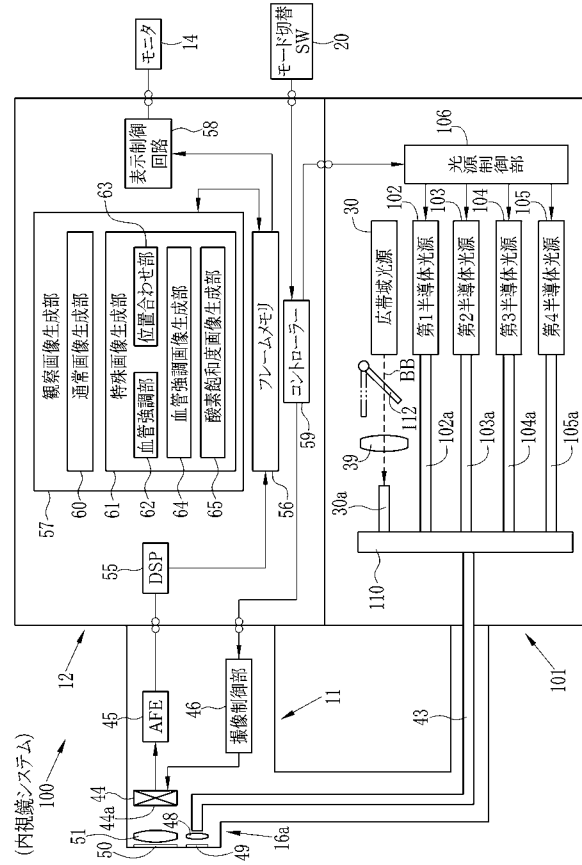
【図11】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C161 AA00 BB00 CC06 DD03 GG01 HH54 LL02 NN01 NN05 RR04
RR14 RR18 RR26 WW07 WW08
5C054 CA04 CB00 CC07 EA01 EA05 FE09 FE17 HA12

专利名称(译)	内窥镜系统，内窥镜系统的处理器装置和图像显示方法		
公开(公告)号	JP2013013656A	公开(公告)日	2013-01-24
申请号	JP2011149994	申请日	2011-07-06
[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 山口博司 飯田孝之		
发明人	齋藤 孝明 山口 博司 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 A61B5/1455 H04N7/18 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/045 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0669 A61B1/0684 A61B5/0084 A61B5/14503 A61B5/14546 A61B5/14551 A61B5/1459 A61B5/7425 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B5/14.322 H04N7/18.M A61B1/04.370 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.617 A61B1/045.618 A61B1/045.622 A61B1/06.611 A61B1/07.730 A61B1/07.731 A61B5/1455 A61B5/1455.ZDM		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL05 4C038/KL07 4C038/KX01 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/WW07 4C161/WW08 5C054/CA04 5C054/CB00 5C054/CC07 5C054/EA01 5C054/EA05 5C054/FE09 5C054/FE17 5C054/HA12		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP5623348B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜系统，能够识别表面细血管的血管形状信息和血流血红蛋白的氧饱和度，以诊断由癌症引起的病变。解决方案：通过旋转用于特殊监视目的的旋转滤波器32，将旋转滤波器32设置在宽带光源的光路上，用第一至第四窄带光束N1-N4连续照射对象。分别基于来自对象的第一和第四窄带光束N1，N4的反射光束形成的图像是血管增强图像，其中浅表血管和中深血管分别被增强。基于来自对象的第二至第四窄带光束N2至N4的反射光束形成的图像是氧饱和度图像，其中血流血红蛋白的氧饱和度被成像。由此形成的这些血管增强图像和氧饱和度图像在监视器上并行显示。

