

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5623348号
(P5623348)

(45) 発行日 平成26年11月12日(2014.11.12)

(24) 登録日 平成26年10月3日(2014.10.3)

(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 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 A

A 6 1 B 5/1455 (2006.01)

A 6 1 B 5/14 3 2 2

H 0 4 N 7/18 (2006.01)

H 0 4 N 7/18 M

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

請求項の数 9 (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)

(65) 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)

審査請求日 平成25年11月20日(2013.11.20)

(73) 特許権者 306037311

富士フイルム株式会社

東京都港区西麻布2丁目26番30号

(74) 代理人 100075281

弁理士 小林 和憲

(72) 発明者 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

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】

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、被検体内に順次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、

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と、

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位置合わせ部とを有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

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1記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

10

20

前記照射手段は、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ることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

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 1 または 2 記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

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、

10

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 4 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記青色狭帯域光は $410 \pm 10 \text{ nm}$ 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 $440 \pm 10 \text{ nm}$ と $470 \pm 10 \text{ nm}$ 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 $540 \pm 10 \text{ nm}$ の波長域を有することを特徴とする請求項 5 記載の内視鏡システム。

20

【請求項 7】

前記第 2 照明光には、前記異吸収波長の狭帯域光として、 $650 \pm 10 \text{ nm}$ の波長域を有する狭帯域光と、 $910 \pm 10 \text{ nm}$ 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 6 記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

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、

30

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、

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と、

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位置合わせ部とを有す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 9】

画像信号取得手段が、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ステップと、

40

構造強調手段が、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ステップと、

位置合わせ部が、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ステップと、

画像生成手段が、位置合わせ後の第 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、位置合わせ後の第 2 画像信号に基づき第 2 被検体画像を生成するステップと、

50

表示手段が、前記第 1 及び第 2 被検体画像を表示手段に表示するステップとを備え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、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 3 5 5 9 7 5 5 号公報

【特許文献 2】特許 2 6 4 8 4 9 4 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】

【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 照明光とを、被検体内に順次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、第 1 画像信号に基づいて第

10

20

30

40

50

1 被検体画像を生成するとともに、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、第1及び第2被検体画像を表示する表示手段とを備え、画像信号取得手段は、被検体の構造を強調する構造強調処理を第1及び第2画像信号に対して施す構造強調手段と、構造強調処理が施された第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とを有することを特徴とする。

【0009】

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】

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。

【0012】

前記青色狭帯域光は $410 \pm 10 \text{ nm}$ 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 $440 \pm 10 \text{ nm}$ と $470 \pm 10 \text{ nm}$ 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 $540 \pm 10 \text{ nm}$ 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、 $650 \pm 10 \text{ nm}$ の波長域を有する狭帯域光と、 $910 \pm 10 \text{ nm}$ の波長域を有する狭帯域光を更に含むことが好ましい。

【0014】

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、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、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、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、画像信号取得手段は、被検体の構造を強調する構造強調処理を第1及び第2画像信号に対して施す構造強調手段と、構造強調処理が施された第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とを有することを特徴とする。

【0015】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、画像信号取得手段が、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ステップと、構造強調手段が、被検体の構造を強調する構造強調処理を第1及び第2画像信号に対して施すステップと、位置合わせ部が、構造強調処理が施された第1及び第2画像

信号間で被検体像の位置合わせを行うステップと、画像生成手段が、位置合わせ後の第 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、位置合わせ後の第 2 画像信号に基づき第 2 被検体画像を生成するステップと、表示手段が、第 1 及び第 2 被検体画像を表示手段に表示するステップとを備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【0016】

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

10

【0017】

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 画像信号間の間で、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】

【0018】

20

【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。

30

【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】

【0019】

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視鏡 11 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 12 と、被検体内を照明する光を供給する光源装置 13 と、プロセッサ装置 12 で生成された画像を表示するモニタ 14 とを備えている。

【0020】

40

この内視鏡システム 10 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 11 に設けられたモード切替 SW 20 により行われる。

【0021】

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。

【0022】

挿入部 16 の先端には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部 19 が設けられている。湾曲部

50

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、被検体内撮像用の光学系等を内蔵した先端部１６aが設けられている。先端部１６aは、湾曲部１９の湾曲動作によって、所定の方向に向けられる。

【００２３】

ユニバーサルコード１８には、プロセッサ装置１２及び光源装置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とからなる複合タイプのコネクタであり、このコネクタ２４を介して、電子内視鏡１１がプロセッサ装置１２及び光源装置１３に着脱自在に接続される。

【００２４】

図２に示すように、光源装置１３は、広帯域光源３０と、通常観察用ロータリーフィルタ３１と、特殊観察用ロータリーフィルタ３２と、フィルタ切替部３４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、波長が青色帯域から赤色帯域（４００～７００nm）にわたる広帯域光ＢＢを発生する。

【００２５】

通常観察用ロータリーフィルタ３１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３４によって広帯域光源３０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３１は、図３に示すように、広帯域光源３０からの広帯域光ＢＢ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３１bと、広帯域光ＢＢ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３１gと、広帯域光ＢＢ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３１r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３１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３１から出射する。出射した光は、集光レンズ３９を通して、ライトガイド４３に入射する。

【００２６】

特殊観察用ロータリーフィルタ３２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３４によって広帯域光源３０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３２は、図４に示すように、広帯域光源３０からの広帯域光ＢＢのうち 410 ± 10 nmの波長帯域を有する第１狭帯域光Ｎ１を透過させる第１狭帯域光透過領域３２aと、広帯域光ＢＢのうち 440 ± 10 nmの波長帯域を有する第２狭帯域光Ｎ２を透過させる第２狭帯域光透過領域３２bと、広帯域光ＢＢのうち 470 ± 10 nmの波長帯域を有する第３狭帯域光Ｎ３を透過させる第３狭帯域光透過領域３２cと、広帯域光のうち $540 \pm$ nmの波長帯域を有する第４狭帯域光Ｎ４を透過させる第４狭帯域光透過領域３２d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３２が回転することで、第１～第４狭帯域光Ｎ１～Ｎ４が順次特殊観察用ロータリーフィルタ３２から出射する。出射した光は、集光レンズ３９を通して、ライトガイド４３に入射する。

【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ーフィルタ３１又は特殊観察用ロータリーフィルタ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。

【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、ＣＣ

10

20

30

40

50

D 4 4 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 (C D S) と、C D S 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 (A G C) と、A G C 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 1 2 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、C C D は、モノクロ C C D でもよく、R G B のカラーフィルタ又は C M Y のカラーフィルタが設けられたカラー C C D のいずれでもよい。

【 0 0 2 9 】

撮像制御部 1 2 は、プロセッサ装置 1 2 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 から指示がなされたときに C C D 4 4 に対して駆動信号を送る。C C D 4 4 は、撮像制御部 4 6 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 4 5 に出力する。

10

【 0 0 3 0 】

撮像制御部 1 2 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 1 2 に送られる。

20

【 0 0 3 1 】

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 N 1 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 N 2 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 N 3 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 N 4 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 1 2 に送られる。

30

【 0 0 3 2 】

図 2 に示すように、プロセッサ装置 1 2 は、デジタル信号処理部 5 5 (Digital Signal Processor (DSP)) と、フレームメモリ 5 6 と、観察画像生成部 5 7 と、表示制御回路 5 8 を備えており、コントローラ 5 9 が各部を制御している。D S P 5 5 は、電子内視鏡 1 1 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 5 5 で作成された画像データは、フレームメモリ 5 6 に記憶される。

40

【 0 0 3 3 】

観察画像生成部 5 7 は、通常画像生成部 6 0 と、特殊画像生成部 6 1 と備えている。通常画像生成部 6 0 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 5 8 によって、モニタ 1 4 に表示される。

50

【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。

10

【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。

20

【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、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。

30

【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65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。

40

【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。

50

【 0 0 4 0 】

また、モニタ 1 4 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 1 0 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 N 2 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 N 3 とでは、酸化ヘモグロビン H b O 2 と還元ヘモグロビン H b 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 N 4 は酸化ヘモグロビン H b O 2 と還元ヘモグロビン H b の吸光係数が同じだからである。

【 0 0 4 1 】

本発明の作用を図 1 1 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 S W 2 0 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 3 2 が広帯域光源 3 0 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 3 2 が回転することにより、第 1 ~ 第 4 狭帯域光 N 1 ~ N 4 が被検体に向けて順次照射される。

10

【 0 0 4 2 】

電子内視鏡 1 1 内の C C D 4 4 は、被検体からの第 1 狭帯域光 N 1 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。同様にして、被検体からの第 2 狭帯域光 N 2 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 N 3 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 N 4 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。

20

【 0 0 4 3 】

取得した第 1 ~ 第 4 狭帯域撮像信号は、プロセッサ装置 1 2 内の D S P 5 5 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 5 6 に記憶される。その後、血管強調部 6 2 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 N 1 ~ N 3 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 N 3、N 4 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。

30

【 0 0 4 4 】

次に、位置合わせ部 6 3 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 6 3 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。

40

【 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

50

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。

10

【 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 RGB 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。

20

【 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 (ON) ・消灯 (OFF) 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、LED (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。

30

【 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、 $470 \pm 10 \text{ nm}$ の波長帯域を有する第 3 狭帯域光 N 3 を発生させる第 3 半導体光源 1 0 4 と、 $540 \pm \text{nm}$ の波長帯域を有する第 4 狭帯域光 N 4 を発生させる第 4 半導体光源 1 0 5 と、第 1 ~ 第 4 半導体光源 1 0 2 ~ 1 0 5 の駆動を制御する光源制御部 1 0 6 とが設けられている。

40

【 0 0 5 2 】

広帯域光源 3 0 からの広帯域光 B B は、集光レンズ 3 9 を介して、広帯域用光ファイバ 3 0 a に入射する。一方、第 1 ~ 第 4 半導体光源 1 0 2 ~ 1 0 5 からの第 1 ~ 第 4 狭帯域光 N 1 ~ N 4 は、第 1 ~ 第 4 狭帯域用光ファイバ 1 0 2 a ~ 1 0 5 a に入射する。これら光ファイバ 3 0 a、1 0 2 a ~ 1 0 5 a はカブラ 1 1 0 によってライトガイド 4 3 に連結されている。したがって、各光ファイバ 3 0 a、1 0 2 a ~ 1 0 5 a からの光は、カブラ 1 1 0 を介して、ライトガイド 4 3 に入射する。また、光源装置 1 0 1 には、広帯域光源 3 0 の光路上に挿入して広帯域用光ファイバ 3 0 a への広帯域光 B B 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 3 0 a への広帯域光 B B 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 1 1 2 が設けられている。

50

【 0 0 5 3 】

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 1 1 2 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 1 0 2 ～ 1 0 5 は常時消灯状態となる。したがって、広帯域光 B B のみが被検体上に照射され、この広帯域光 B B 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 1 1 2 が退避位置にセットした状態で、第 1 ～ 第 4 半導体光源 1 0 2 ～ 1 0 5 を順次点灯させる。これにより、広帯域光 B B が遮光された状態で、第 1 ～ 第 4 狭帯域光 N 1 ～ N 4 が順次被検体に照射される。

【 0 0 5 4 】

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。

10

【 0 0 5 5 】

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。

【 符号の説明 】

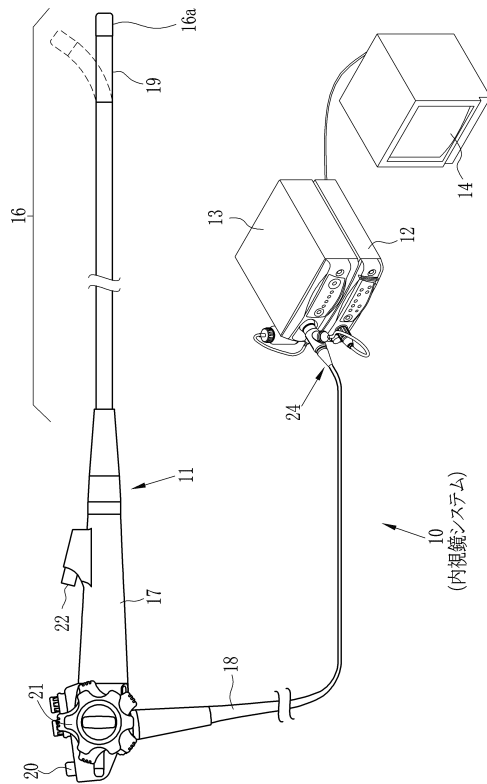
【 0 0 5 6 】

20

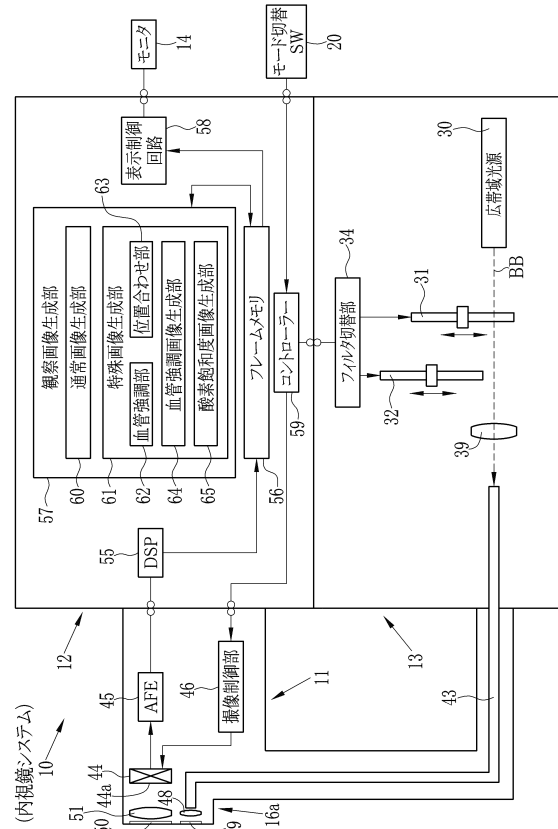
- 1 0 , 1 0 0 内視鏡システム
- 1 2 プロセッサ装置
- 1 4 モニタ
- 3 0 広帯域光源
- 3 2 , 8 0 特殊観察用ロータリフィルタ
- 6 1 特殊画像生成部
- 6 2 血管強調部
- 6 3 位置合わせ部
- 6 4 血管強調画像生成部
- 6 5 酸素飽和度画像生成部
- 1 0 2 ～ 1 0 4 第 1 ～ 第 4 半導体光源

30

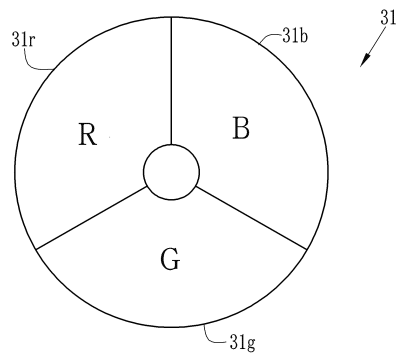
【 図 1 】



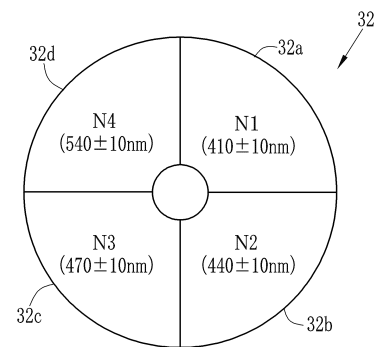
【 図 2 】



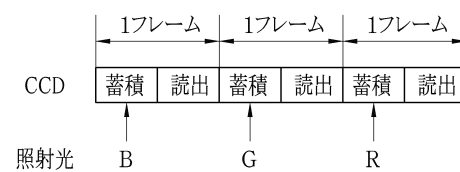
【 図 3 】



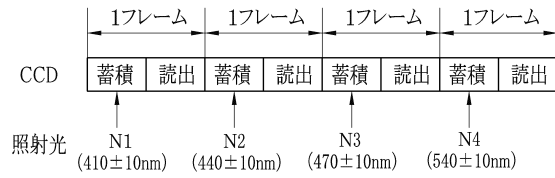
【 図 4 】



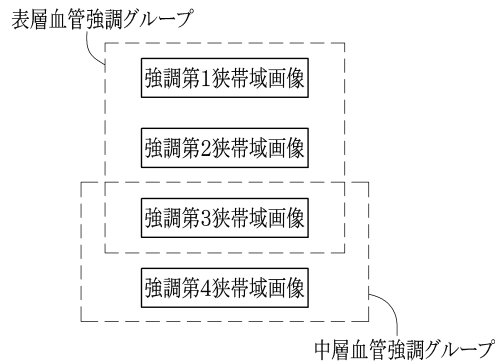
【 図 5 】



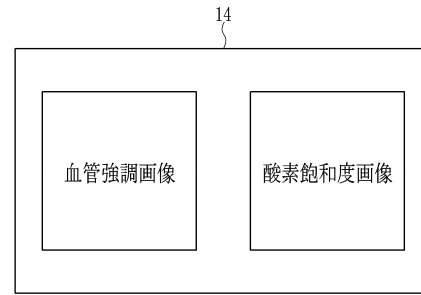
【図 6】



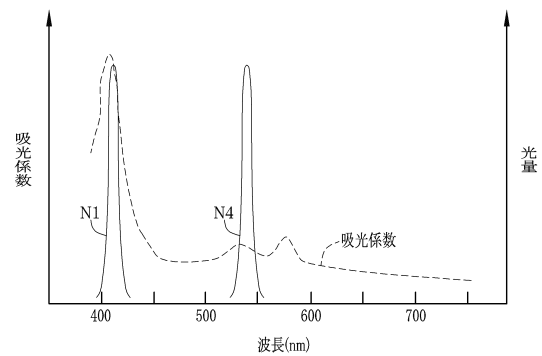
【図 7】



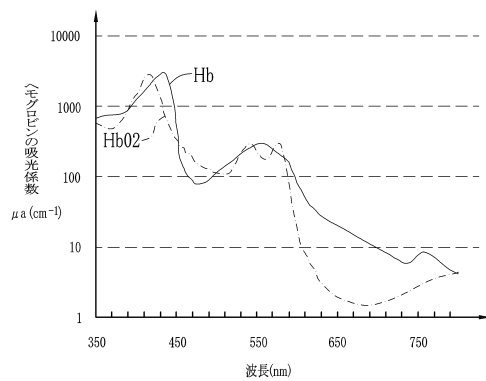
【図 8】



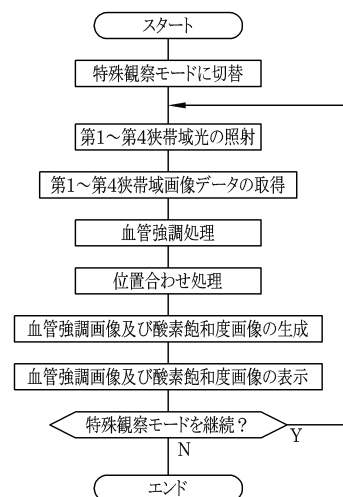
【図 9】



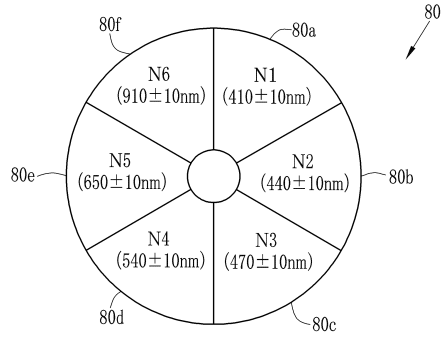
【図 10】



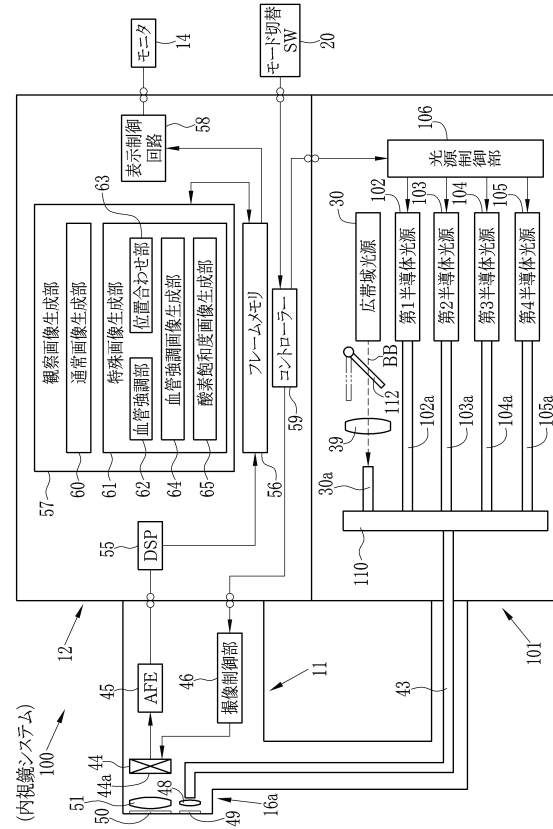
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

審査官 樋熊 政一

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

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B	1 / 0 0
A 6 1 B	5 / 1 4 5 5
H 0 4 N	7 / 1 8
G 0 2 B	2 3 / 2 4

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	JP5623348B2	公开(公告)日	2014-11-12
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		
当前申请(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		
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		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2013013656A		
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。

