

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5303015号
(P5303015)

(45) 発行日 平成25年10月2日 (2013. 10. 2)

(24) 登録日 平成25年6月28日 (2013. 6. 28)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)
A 6 1 B 1/06 (2006. 01)
A 6 1 B 1/04 (2006. 01)
G 0 2 B 23/26 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
A 6 1 B 1/06 C
A 6 1 B 1/04 3 7 2
G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 8 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2011-186346 (P2011-186346)
(22) 出願日 平成23年8月29日 (2011. 8. 29)
(65) 公開番号 特開2013-46688 (P2013-46688A)
(43) 公開日 平成25年3月7日 (2013. 3. 7)
審査請求日 平成24年12月25日 (2012. 12. 25)

(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 100080159
弁理士 渡辺 望穂
(74) 代理人 100090217
弁理士 三和 晴子
(74) 代理人 100152984
弁理士 伊東 秀明
(74) 代理人 100148080
弁理士 三橋 史生
(72) 発明者 山本 拓明
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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

白色光、および、被検者の被観察領域に含まれる自家蛍光物質から2以上の自家蛍光を
発光させるための、中心波長の異なる2以上の励起光を発する光源部と、

前記白色光が前記光源部から前記被検者の被観察領域に照射された場合に、該被検者の
被観察領域からの白色光の反射光を受光して通常光画像を撮像し、かつ、前記2以上の励
起光が前記光源部から前記被検者の被観察領域に照射された場合に、該被検者の被観察領
域に含まれる自家蛍光物質から発せられる自家蛍光を受光して自家蛍光画像を撮像する撮
像部と、

前記光源部から発せられる2以上の励起光が血液により吸収され、該2以上の励起光の
発光強度が該血液の量に応じて低下するのを防止するための補正係数を有し、該補正係数
の中から、前記通常光画像の画像信号に対応する前記2以上の励起光の発光強度の補正係
数をそれぞれ求め、該求めたそれぞれの補正係数を用いて、前記2以上の励起光のそれぞ
れにおける、前記血液による光の吸収の影響が排除されるように、該2以上の励起光の発
光強度の比率を補正する光源制御部とを備えることを特徴とする内視鏡診断装置。

【請求項 2】

前記光源制御部は、前記通常光画像の画像信号が所定値よりも小さくなるに従って、前
記血液による光の吸収量が大きい励起光の発光強度の方が、該血液による光の吸収量が
大きい励起光よりも血液による光の吸収量が小さい励起光の発光強度よりも大きくなるよ
うに、前記2以上の励起光の発光強度の比率を補正するものである請求項1に記載の内視鏡

10

20

診断装置。

【請求項 3】

前記光源制御部は、前記通常光画像の画像信号が所定値よりも大きい場合に、前記 2 以上の励起光の発光強度の比率が同じある一定の値となるように補正するものである請求項 2 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 4】

前記光源制御部は、前記通常光画像の画像信号に対応する前記 2 以上の励起光の発光強度のそれぞれの補正係数が記憶された補正係数テーブルを有し、該補正係数テーブルを用いて、前記通常光画像の画像信号に対応する前記 2 以上の励起光の発光強度の補正係数をそれぞれ求めるものである請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

10

【請求項 5】

前記光源部は、前記 2 以上の励起光として、中心波長 405 nm および 445 nm の第 1 および第 2 励起光を含む請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

【請求項 6】

前記光源部は、前記第 1 および第 2 励起光を発するレーザ光源を備えるものである請求項 5 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 7】

前記光源制御部は、前記通常光画像の緑色の画像信号に基づいて、前記 2 以上の励起光の発光強度の比率を補正するものである請求項 5 または 6 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 8】

20

前記撮像部は、前記通常光画像を撮像する第 1 撮像素子と、該第 1 撮像素子の光路上に配置され、青色、緑色および赤色に応じた波長範囲の光を透過する分光透過特性を有するカラーフィルタと、前記自家蛍光画像を撮像する該第 1 撮像素子よりも高感度の第 2 撮像素子と、該第 2 撮像素子の光路上に配置され、前記 2 以上の励起光の波長範囲の光を透過しないフィルタとを備えるものである請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検者の被観察領域（生体）に含まれる自家蛍光物質から発せられる自家蛍光を撮像して自家蛍光画像を取得する内視鏡診断装置に関するものである。

30

【背景技術】

【0002】

従来、光源装置から発せられる通常光（白色光）を内視鏡先端部まで導光して被検者の被観察領域に照射し、その反射光を撮像して通常光画像（白色光画像）を取得し、通常光観察（白色光観察）を行う内視鏡装置が用いられている。これに対し、近年では、通常光観察に加えて、自家蛍光観察用の励起光（特殊光）を被検者の被観察領域に照射し、自家蛍光物質から発せられる自家蛍光を撮像して自家蛍光画像（特殊光画像）を取得し、自家蛍光観察（特殊光観察）を行う内視鏡装置が活用されている。

【0003】

自家蛍光観察を行う内視鏡装置として、例えば、特許文献 1 がある。

40

【0004】

特許文献 1 には、第 1 蛍光観察モードとして、3 つの励起光を順番に照射し、センサ前面に設けられた励起光カットフィルタを使って励起光をカットして自家蛍光画像を取得する方法が記載されている。3 つの励起光はそれぞれ波長が違っており、正常部と病変部とで自家蛍光強度が変化する NADH、エラスチン、コラーゲンの自家蛍光画像を捉えるように波長が最適化されている。

【0005】

第 1 蛍光観察モードでは、4 つのフィールドを 1 つのフレームとして扱い、各フレームの各フィールドにおいて、図 9 に示すように、順次、白色光、励起光 1、励起光 2、励起光 3 が被検者に照射される。フィールド 1 ではセンサにより通常光画像が取得され、続く

50

フィールド 2 ~ 4 では、励起光カットフィルタにより励起光がカットされ、センサにより自家蛍光画像 1 , 2 , 3 が順次取得される。そして、通常光画像、自家蛍光画像 1 ~ 3 の動画が同時にモニタに表示される。

【 0 0 0 6 】

また、特許文献 1 には、第 2 蛍光観察モードとして、2 つの励起光 1 , 2 を順番に照射し、センサの前面に設けられた励起光カットフィルタを使って励起光 1 , 2 をカットして励起光 1 , 2 の自家蛍光画像 1 , 2 を取得し、自家蛍光画像 1 における明部と自家蛍光画像 2 における暗部とが一致する箇所を特定色へ変換することで病変部を強調して表示する方法が示されている。

【 0 0 0 7 】

第 2 蛍光観察モードでは、2 つのフィールドを 1 つのフレームとして扱い、各フレームの各フィールドにおいて、図 1 0 に示すように、励起光 1、励起光 2 が被検者に交互に照射される。フィールド 1 , 2 では、励起光カットフィルタにより励起光がカットされ、センサにより励起光 1 , 2 の自家蛍光画像 1 , 2 がそれぞれ取得される。そして、自家蛍光画像 1 の明部で、かつ、自家蛍光画像 2 の暗部の箇所が抽出され、抽出された箇所が特定色でモニタに表示される。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 8 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 8 - 4 3 3 8 3 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 9 】

特許文献 1 の方法では、違う波長の複数の励起光を順番に照射して自家蛍光画像を得ることが示されているが、励起光の波長によって血液に吸収される度合い（吸収量）が異なるため、被検者の血液量が多い場合と少ない場合とでは、撮像される自家蛍光画像の蛍光強度が変わってしまう。従って、特許文献 1 の第 2 蛍光観察モードに示されているように、励起光 1 の明部、励起光 2 の暗部といっても血液量に依存してしまうため、正常部や病変部の判別が難しいという課題があった。

【 0 0 1 0 】

本発明の目的は、被検者の血液量に依存して蛍光強度が変化しない自家蛍光画像を得ることができる内視鏡診断装置を提供することにある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 1 】

上記目的を達成するために、本発明は、白色光、および、被検者の被観察領域に含まれる自家蛍光物質から 2 以上の自家蛍光を発光させるための、中心波長の異なる 2 以上の励起光を発する光源部と、

前記白色光が前記光源部から前記被検者の被観察領域に照射された場合に、該被検者の被観察領域からの白色光の反射光を受光して通常光画像を撮像し、かつ、前記 2 以上の励起光が前記光源部から前記被検者の被観察領域に照射された場合に、該被検者の被観察領域に含まれる自家蛍光物質から発せられる自家蛍光を受光して自家蛍光画像を撮像する撮像部と、

前記光源部から発せられる 2 以上の励起光が血液により吸収され、該 2 以上の励起光の発光強度が該血液の量に応じて低下するのを防止するための補正係数を有し、該補正係数の中から、前記通常光画像の画像信号に対応する前記 2 以上の励起光の発光強度の補正係数をそれぞれ求め、該求めたそれぞれの補正係数を用いて、前記 2 以上の励起光のそれぞれにおける、前記血液による光の吸収の影響が排除されるように、該 2 以上の励起光の発光強度の比率を補正する光源制御部とを備えることを特徴とする内視鏡診断装置を提供するものである。

【 0 0 1 2 】

ここで、前記光源制御部は、前記通常光画像の画像信号が所定値よりも小さくなるに従って、前記血液による光の吸収量大きい励起光の発光強度の方が、該血液による光の吸収量大きい励起光よりも血液による光の吸収量小さい励起光の発光強度よりも大きくなるように、前記 2 以上の励起光の発光強度の比率を補正するものであることが好ましい。

【0013】

また、光源制御部は、通常光画像の画像信号が所定値よりも大きい場合に、2 以上の励起光の発光強度の比率が同じある一定の値となるように補正するものであることが好ましい。

【0014】

10

また、光源制御部は、通常光画像の画像信号に対応する 2 以上の励起光の発光強度のそれぞれの補正係数が記憶された補正係数テーブルを有し、補正係数テーブルを用いて、通常光画像の画像信号に対応する 2 以上の励起光の発光強度の補正係数をそれぞれ求めるものであることが好ましい。

【0015】

また、前記光源部は、前記 2 以上の励起光として、中心波長 405 nm および 445 nm の第 1 および第 2 励起光を含むことが好ましい。

【0016】

また、前記光源部は、前記第 1 および第 2 励起光を発するレーザ光源を備えるものであることが好ましい。

20

【0017】

また、光源制御部は、通常光画像の緑色の画像信号に基づいて、2 以上の励起光の発光強度の比率を補正するものであることが好ましい。

【0018】

また、撮像部は、通常光画像を撮像する第 1 撮像素子と、第 1 撮像素子の光路上に配置され、青色、緑色および赤色に応じた波長範囲の光を透過する分光透過特性を有するカラーフィルタと、自家蛍光画像を撮像する第 1 撮像素子よりも高感度の第 2 撮像素子と、第 2 撮像素子の光路上に配置され、2 以上の励起光の波長範囲の光を透過しないフィルタとを備えるものであることが好ましい。

【発明の効果】

30

【0019】

本発明によれば、励起光の発光強度における、血液による光の吸収の影響を排除することができ、その結果、被検者の血液量に依存して自家蛍光の蛍光強度が変化しないため、血液による光の吸収の影響が排除された自家蛍光画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図 1】本発明に係る内視鏡診断装置の構成を表す一実施形態の外観図である。

【図 2】図 1 に示す内視鏡診断装置の内部構成を表すブロック図である。

【図 3】図 1 に示す内視鏡診断装置の内視鏡挿入部の先端部の様子を表す概念図である。

【図 4】酸化ヘモグロビンおよび還元ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

40

【図 5】励起光の発光強度を補正するための補正係数を表す一例のグラフである。

【図 6】図 1 に示す内視鏡診断装置の作用を表す概念図である。

【図 7】図 1 に示す内視鏡診断装置における通常光観察モードおよび自家蛍光観察モードでの処理を表す概念図である。

【図 8】FAD およびポルフィリンの正常部および病変部の蛍光強度を表す表である。

【図 9】特許文献 1 における第 1 蛍光観察モードでの処理を表す概念図である。

【図 10】特許文献 1 における第 2 蛍光観察モードでの処理を表す概念図である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下、添付の図面に示す好適実施形態に基づいて、本発明に係る内視鏡診断装置を詳細

50

に説明する。

【 0 0 2 2 】

図 1 は、本発明に係る内視鏡診断装置の構成を表す一実施形態の外観図、図 2 は、その内部構成を表すブロック図である。これらの図に示す内視鏡診断装置 1 0 は、波長範囲の異なる複数の光を発生する光源装置 1 2 と、光源装置 1 2 から発せられる光を導光して被検者の被観察領域に照射し、被検者からの反射光ないし自家蛍光を撮像する内視鏡装置 1 4 と、内視鏡装置 1 4 で撮像された画像を画像処理して内視鏡画像を出力するプロセッサ装置 1 6 と、プロセッサ装置 1 6 から出力される内視鏡画像を表示する表示装置 1 8 と、入力操作を受け付ける入力装置 2 0 とによって構成されている。

【 0 0 2 3 】

ここで、内視鏡診断装置 1 0 は、通常光（白色光）を被検者に照射し、その反射光を撮像して通常光画像（白色光画像）を表示（観察）する通常光観察モード（白色光観察モード）と、自家蛍光観察用の励起光（特殊光）を被検者に照射し、自家蛍光を撮像して自家蛍光画像（特殊光画像）を表示する自家蛍光観察モード（特殊光観察モード）とを有する。各観察モードは、内視鏡装置 1 4 の切り替えスイッチ 6 6 や入力装置 2 0 から入力される指示に基づき、適宜切り替えられる。

【 0 0 2 4 】

光源装置 1 2 は、光源制御部 2 2 と、それぞれ中心波長の異なるレーザ光を発する 2 種のレーザ光源 L D 1 , L D 2 と、コンバイナ（合波器） 2 4 と、カブラ（分波器） 2 6 とによって構成されている。

【 0 0 2 5 】

本実施形態において、レーザ光源 L D 1 , L D 2 からは、それぞれ、中心波長が 4 0 5 n m、4 4 5 n mである、所定の波長範囲（例えば、中心波長 $\pm 1 0$ n m）の狭帯域光が発せられる。レーザ光源 L D 1 , L D 2 は、生体組織内の自家蛍光物質、例えば、ポルフィリン（Porphyrin）、N A D H（Nicotinamide Adenine dinucleotideの還元型）、N A D P H（Nicotinamide Adenine dinucleotide Phosphateの還元型）、F A D（Flavin Adenine Dinucleotide）等から自家蛍光を発光させるための励起光 1 , 2 を照射する光源である。また、レーザ光源 L D 2 は、後述するように、蛍光体から白色光（疑似白色光）を発生させるための励起光を発生する光源（白色光光源）でもある。

【 0 0 2 6 】

レーザ光源 L D 1 , L D 2 は、後述するプロセッサ装置 1 6 の制御部によって制御される光源制御部 2 2 によりそれぞれ個別にオンオフ制御および光量制御が行われ、各レーザ光源 L D 1 , L D 2 の発光のタイミングや光量比率は変更自在になっている。レーザ光源 L D 1 , L D 2 としては、ブロードエリア型の I n G a N 系レーザダイオードが利用でき、また、I n G a N A s 系レーザダイオードや G a N A s 系レーザダイオード等を用いることもできる。

【 0 0 2 7 】

なお、通常光を発生するための通常光光源は、励起光および蛍光体の組合せに限定されず、白色光を発するものであればよく、例えば、キセノンランプ、ハロゲンランプ、白色 L E D（発光ダイオード）などを利用することもできる。自家蛍光観察用の励起光を発生するための励起光光源も、レーザ光源（半導体レーザ）に限定されず、自家蛍光物質を励起して自家蛍光を発光させることができる十分な強度の励起光を照射できる各種の光源、例えば、白色光光源と帯域制限フィルタとの組合せ等を利用することができる。

【 0 0 2 8 】

また、通常光観察用の励起光の波長（中心波長、狭帯域光の波長範囲）は、特に制限はなく、蛍光体から疑似白色光を発生させることができる波長の励起光が、全て利用可能である。自家蛍光観察用の励起光の波長も、特に制限はなく、自家蛍光物質を励起して自家蛍光を発光させることができる波長の励起光が、全て利用可能であり、例えば、波長 3 7 0 ~ 4 7 0 n m の光、特に、波長 4 0 0 ~ 4 5 0 n m の光を、好適に利用することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

また、本実施形態では、通常光光源と励起光光源の1つとを共用しているが、両者を別々の光源で構成してもよい。また、本実施形態では、自家蛍光観察用の励起光として、中心波長405nmおよび445nmの2つの励起光を使用しているが、自家蛍光観察用の励起光の数は2つに限定されず、発光させようとする自家蛍光の種類に応じて、それぞれの自家蛍光物質に対応する2以上の励起光を使用すればよい。

【 0 0 3 0 】

本実施形態の光源装置12および蛍光体は本発明の光源部を構成する。本発明の光源部は、白色光、および、被検者の被観察領域に含まれる自家蛍光物質から2以上の自家蛍光を発光させるための、中心波長の異なる2以上の励起光を発するものである。

10

【 0 0 3 1 】

光源制御部22は、光源部から発せられる励起光1, 2が血液により吸収され、励起光1, 2の発光強度が血液の量に応じて低下するのを防止するための補正係数を有し、補正係数の中から、通常光画像のG色の画像信号に対応する励起光1, 2の発光強度の補正係数a、bをそれぞれ求め、求めたそれぞれの補正係数a、bを用いて、励起光1, 2のそれぞれにおける、血液による光の吸収の影響が排除されるように、励起光1, 2の発光強度の比率を補正する。

【 0 0 3 2 】

光源制御部22は、通常光観察モードの場合、レーザ光源LD1を消灯、レーザ光源LD2を点灯する。また、光源制御部22は、自家蛍光観察モードの場合、レーザ光源LD1, LD2を1フレーム毎に順次点灯する。

20

【 0 0 3 3 】

各レーザ光源LD1, LD2から発せられるレーザ光は、集光レンズ(図示略)を介してそれぞれ対応する光ファイバに入力され、コンバイナ24により合波され、カプラ26により4系統の光に分波されてコネクタ部32Aに伝送される。コンバイナ24およびカプラ26は、ハーフミラー、反射ミラー等によって構成される。なお、これに限らず、コンバイナ24およびカプラ26を用いずに、各レーザ光源LD1, LD2からのレーザ光を直接コネクタ部32Aに送出する構成としてもよい。

【 0 0 3 4 】

続いて、内視鏡装置14は、被検者内に挿入される内視鏡挿入部の先端から4系統(4灯)の光(通常光、ないし、自家蛍光観察用の励起光1, 2)を出射する照明光学系と、被観察領域の内視鏡画像を撮像する2系統(2眼)の撮像光学系とを有する、電子内視鏡である。内視鏡装置14は、内視鏡挿入部28と、内視鏡挿入部28の先端の湾曲操作や観察のための操作を行う操作部30と、内視鏡装置14を光源装置12およびプロセッサ装置16に着脱自在に接続するコネクタ部32A, 32Bとを備える。

30

【 0 0 3 5 】

内視鏡挿入部28は、可撓性を持つ軟性部34と、湾曲部36と、先端部(以降、内視鏡先端部とも表記する)38とから構成されている。

【 0 0 3 6 】

湾曲部36は、軟性部34と先端部38との間に設けられ、操作部30に配置されたアングルノブ40の回動操作により湾曲自在に構成されている。この湾曲部36は、内視鏡装置14が使用される被検者の部位等に応じて、任意の方向、任意の角度に湾曲でき、内視鏡先端部38を、所望の観察部位に向けることができる。

40

【 0 0 3 7 】

なお、図示していないが、操作部30及び内視鏡挿入部28の内部には、組織採取用処置具等を挿入する鉗子チャンネルや、送気・送水用のチャンネル等、各種のチャンネルが設けられている。

【 0 0 3 8 】

内視鏡先端部38の先端面には、図3に示すように、被観察領域へ光を照射する2系統の照明窓42A, 42B、被観察領域からの反射光ないし自家蛍光を撮像する1系統の観

50

察窓 4 4 の他、鉗子口 4 5 等が配置されている。

【 0 0 3 9 】

照明窓 4 2 A の奥には、2 系統の光ファイバ 4 6 A , 4 8 A が収納されている。光ファイバ 4 6 A , 4 8 A は、光源装置 1 2 からコネクタ部 3 2 A を介してスコープ先端部 3 8 まで敷設されている。光ファイバ 4 6 A の先端部（照明窓 4 2 A 側）にはレンズ 5 0 A 等の光学系が取り付けられている。一方、光ファイバ 4 8 A の先端部には蛍光体 5 4 A が配置され、さらに蛍光体 5 4 A の先にレンズ 5 2 A 等の光学系が取り付けられている。

【 0 0 4 0 】

同様に、照明窓 4 2 B の奥には、先端部にレンズ 5 0 B 等の光学系を有する光ファイバ 4 6 B と、先端部に蛍光体 5 4 B およびレンズ 5 2 B 等の光学系を有する光ファイバ 4 8 B の、2 系統の光ファイバが収納されている。

10

【 0 0 4 1 】

蛍光体 5 4 A , 5 4 B は、レーザ光源 L D 2 からの青色レーザ光の一部を吸収して緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光物質（例えば Y A G 系蛍光物質、或いは B A M (B a M g A l ₁₀ O ₁₇) 等の蛍光物質）を含んで構成される。通常光観察用の励起光 1 , 2 が蛍光体 5 4 A , 5 4 B に照射されると、蛍光体 5 4 A , 5 4 B から発せられる緑色～黄色の励起発光光（蛍光）と、蛍光体 5 4 A , 5 4 B により吸収されず透過した青色レーザ光とが合わされて、白色光（疑似白色光）が生成される。

【 0 0 4 2 】

照明窓 4 2 A 側および照明窓 4 2 B 側の照明光学系は同等の構成および作用のものであって、照明窓 4 2 A , 4 2 B から同時に同等の照明光を照射させることで照明むらを防止することができる。なお、照明窓 4 2 A , 4 2 B からそれぞれ異なる照明光を照射させることもできる。また、4 系統の照明光を出射する照明光学系を有することは必須ではなく、例えば、2 系統ないし 1 系統の照明光を出射する照明光学系でも同等の機能を実現することができる。

20

【 0 0 4 3 】

一方、観察窓 4 4 の奥には、レンズ 5 6 等の光学系が取り付けられ、レンズ 5 6 の奥には、ハーフミラー 5 7 が設けられている。そして、ハーフミラー 5 7 を透過する透過光の光路の先、および、ハーフミラー 5 7 で反射される反射光の光路の先には、被観察領域の画像情報を取得する C C D (Charge Coupled Device) イメージセンサや C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) イメージセンサ等の撮像素子 5 8 A、5 8 B が取り付けられている。撮像素子 5 8 A（通常センサ）は通常光観察用、撮像素子 5 8 B（高感度センサ）は自家蛍光観察用である。自家蛍光の信号強度（蛍光強度）は微弱であるため、本実施形態では、自家蛍光観察用の撮像素子 5 8 B として、通常光観察用の撮像素子 5 8 A よりも高感度のものが使用されている。

30

【 0 0 4 4 】

なお、ハーフミラー 5 7 に限定されず、例えば、全反射ミラーを受光光の光路上に出し入れすることによって、受光光を撮像素子 5 8 A もしくは撮像素子 5 8 B に振り分けてもよい。

【 0 0 4 5 】

40

撮像素子 5 8 A は、レンズ 5 6 からの光（透過光）を受光面（撮像面）で受光し、受光した光を光電変換して撮像信号（アナログ信号）を出力するものであって、R 画素、G 画素、B 画素の 3 色の画素を 1 組として、複数組の画素がマトリクス状に配列されている。撮像素子 5 8 A の受光面（光路上）には、R 画素、G 画素、B 画素に対応して、被観察領域からの可視光の約 3 7 0 ~ 7 2 0 n m の波長範囲の反射光を 3 分割して透過する分光透過特性を有する、R 色、G 色、B 色のカラーフィルタが設けられている。

【 0 0 4 6 】

一方、撮像素子 5 8 B は、レンズ 5 6 からの光（反射光）を受光面（撮像面）で受光し、受光した光を光電変換して撮像信号（アナログ信号）を出力するものであって、モノクロの複数の画素がマトリクス状に配列されている。撮像素子 5 8 B の受光面（光路上）に

50

は、中心波長 405 nm および 445 nm の励起光 1, 2 を遮光しつつ、自家蛍光物質から発せられる、R 色、G 色の約 500 ~ 700 nm の波長範囲の自家蛍光を透過する分光透過特性を有する、励起光カットフィルタが設けられている。

【0047】

本実施形態の撮像素子 58A, 58B は本発明の撮像部を構成する。本発明の撮像部は、白色光が光源部から被検者の被観察領域に照射された場合に、被検者の被観察領域からの白色光の反射光を受光して通常光画像を撮像し、かつ、2 以上の励起光が光源部から被検者の被観察領域に照射された場合に、被検者の被観察領域に含まれる自家蛍光物質から発せられる自家蛍光を受光して自家蛍光画像を撮像するものである。

【0048】

光源装置 12 から光ファイバ 46A, 46B および 48A, 48B によって導光された光は、内視鏡先端部 38 から被検者の被観察領域に向けて照射される。そして、光が照射された被観察領域からの反射光、もしくは、被観察領域の自家蛍光物質から発せられる自家蛍光がレンズ 56 により撮像素子 58A, 58B の受光面上に結像され、撮像素子 58A, 58B により光電変換されて撮像される。撮像素子 58A, 58B からは、撮像された被検者の被観察領域の撮像信号（アナログ信号）が出力される。

【0049】

ここで、通常光観察モードの場合、レーザ光源 LD2 から発せられた通常光観察用の励起光が光ファイバ 48A, 48B によって導光されて蛍光体 54A, 54B に照射され、蛍光体 54A, 54B から発せられる白色光が、照明窓 42A, 42B から被検者の被観察領域に照射される。そして、白色光が照射された被検者の被観察領域からの反射光がレンズ 56 により集光され、カラーフィルタにより分光され、撮像素子 58A によって通常光画像が撮像される。

【0050】

一方、自家蛍光観察モードの場合、レーザ光源 LD1, LD2 から 1 フレーム毎に順次発せられた自家蛍光観察用の励起光 1, 2 が光ファイバ 46A, 46B によって導光され、内視鏡先端部 38 から、被検者の被観察領域に向けて照射される。そして、励起光 1, 2 が照射された被検者の被観察領域の自家蛍光物質から発せられる自家蛍光がレンズ 56 により集光され、励起光カットフィルタにより励起光 1, 2 がカットされ、撮像素子 58B によって自家蛍光画像 1, 2 が順次撮像される。

【0051】

撮像素子 58A, 58B から出力される画像（通常光画像、自家蛍光画像）の撮像信号（アナログ信号）は、それぞれ、スコープケーブル 62A, 62B を通じて A/D 変換器 64A, 64B に入力される。A/D 変換器 64A, 64B は、それぞれ、撮像素子 58A, 58B からの撮像信号（アナログ信号）を画像信号（デジタル信号）に変換する。変換後の画像信号は、コネクタ部 32B を介してプロセッサ装置 16 の画像処理部 70 に入力される。

【0052】

続いて、プロセッサ装置 16 は、制御部 68 と、画像処理部 70 と、記憶部 72 とを備えている。制御部 68 には、表示装置 18 および入力装置 20 が接続されている。プロセッサ装置 16 は、内視鏡装置 14 の切り替えスイッチ 66 や入力装置 20 から入力される指示に基づき、光源装置 12 の光源制御部 22 を制御するとともに、内視鏡装置 14 から入力される画像信号を画像処理し、表示用画像を生成して表示装置 18 に出力する。

【0053】

制御部 68 は、内視鏡装置 14 の切り替えスイッチ 66 や入力装置 20 からの指示、例えば、観察モード等の指示に基づいて、画像処理部 70 および光源装置 12 の光源制御部 22 の動作を制御する。

【0054】

画像処理部 70 は、制御部 68 の制御の下で、観察モードに基づき、通常光画像、自家蛍光画像の画像種別に応じて、内視鏡装置 14 から入力される画像信号に対して所定の画

10

20

30

40

50

像処理を施す。画像処理部 70 は、通常光画像処理部 70A と、自家蛍光画像処理部 70B とを備えている。

【0055】

通常光画像処理部 70A は、通常光観察モードの場合に、A/D変換器 64A から供給される通常光画像の画像信号（画像データ）に対して、通常光画像に適した所定の画像処理を施し、通常光画像信号（通常光画像）を出力（生成）する。

【0056】

自家蛍光画像処理部 70B は、自家蛍光観察モードの場合に、A/D変換器 64B から供給される自家蛍光画像の画像信号（画像データ）に対して、自家蛍光画像に適した所定の画像処理を施し、自家蛍光画像信号（自家蛍光画像）を出力（生成）する。

10

【0057】

画像処理部 70 で処理された画像信号は、制御部 68 に送られる。制御部 68 では、観察モードに従って、通常光画像信号、自家蛍光画像信号に基づき、通常光画像、もしくは、通常光画像および自家蛍光画像の合成画像が表示装置 18 に表示される。制御部 68 は、自家蛍光画像 2 の画像信号を G チャンネル、自家蛍光画像 1 の画像信号を R チャンネルおよび B チャンネルに割り当てて、自家蛍光画像を表示装置 18 に疑似カラー表示させる。

【0058】

また、制御部 68 の制御により、通常光画像信号、自家蛍光画像信号は、必要に応じて、例えば、1 枚（1 フレーム）の画像を単位として、メモリやストレージ装置からなる記憶部 72 に記憶される。

20

【0059】

以下、血液による光の吸収とその補正方法について説明する。

【0060】

図 4 は、酸化ヘモグロビンおよび還元ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。このグラフの縦軸はヘモグロビンの吸光係数 μ_a (cm^{-1})、横軸は波長 (nm) である。このグラフに示すように、血中ヘモグロビンは、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。また、酸素と結合していない還元ヘモグロビン Hb と、酸素と結合した酸化ヘモグロビン HbO₂ 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 4 における還元ヘモグロビンと酸化ヘモグロビンとの交点）を除いて、吸光度に差が生じる。一般的に、図 4 の分布は撮像対象の部位によって非線形に変化するため、実際の生体組織の計測や光伝播シミュレーション等により予め求めておく必要がある。このグラフから、自家蛍光観察用の中心波長 405 nm の励起光 1 および中心波長 445 nm の励起光 2 は、血液による光の吸収の影響を大きく受けることが分かる。また、励起光 1 の方が、励起光 2 よりも血液による光の吸収の影響を大きく受けることが分かる。

30

【0061】

続いて、図 5 は、励起光の発光強度を補正するための補正係数を表す一例のグラフである。このグラフの縦軸は補正係数、横軸は通常光画像の G 色の画像信号である。このグラフは、励起光 1, 2 が血液により吸収され、その発光強度が血液の量に応じて低下するのを防止するための補正係数 a、b を表したものである。補正係数 a、b は、通常光画像の G 色の画像信号に基づいて、励起光 1, 2 の発光強度のそれぞれにおける、血液による光の吸収の影響を排除することができるようにあらかじめ算出されたものである。

40

【0062】

補正係数 a、b は、通常光画像の G 色の画像信号が所定値よりも大きい場合には、つまり、血液量が少なく、血液による光の吸収の影響が無視できる程度に小さい場合には、励起光 1 の発光強度と励起光 2 の発光強度との比率が同じある一定の値となるように設定されている。また、補正係数 a、b は、通常光画像の G 色の画像信号が所定値よりも小さくなるに従って、つまり、血液量が多くなり、血液による光の吸収の影響が無視できない程

50

度から大きくなるに従って、血液による光の吸収の影響（吸収量）が大きい励起光 1 の発光強度の方が、励起光 1 よりも血液による光の吸収の影響（吸収量）が小さい励起光 2 の発光強度よりも大きくなるように、両者の発光強度の比率が設定されている。

【 0 0 6 3 】

補正係数 a、b は、このグラフに示す関係から、通常光画像の G 色の画像信号（反射光の信号強度）に基づいて求められ、求められた補正係数 a、b を用いて励起光 1、2 の発光強度が補正される。補正後の励起光 1 の発光強度は、励起光 1 を発するレーザ光源を駆動する基準電流値 1 × 補正係数 a により算出される。同様に、励起光 2 の補正後の発光強度は、励起光 2 を発するレーザ光源を駆動する基準電流値 2 × 補正係数 b により算出される。これにより、補正後の励起光 1、2 の発光強度は血液による光の吸収の影響が排除されたものとなり、血液による光の吸収の影響が排除された自家蛍光画像を得ることができる。

10

【 0 0 6 4 】

前述のように、励起光 1、2 は血液により吸収され、その発光強度は血液の量に応じて低下する特性を有する。同様に、反射光も血液によって吸収されるため、例えば、通常光画像の G 色の画像信号（信号強度）から、血液による光の吸収の影響の程度（光の吸収量）を求め、求めた通常光画像の G 色の画像信号に基づいて、励起光 1、2 の発光強度における、血液による光の吸収の影響を補正することができる。

【 0 0 6 5 】

なお、通常光画像の G 色の画像信号に基づいて励起光 1、2 の発光強度を補正することは必須ではなく、例えば、B 色、R 色、もしくは、R G B 全色の画像信号を使用することもできる。本実施形態の場合には、通常光画像の B 色の画像信号には発光強度の強い励起光 1、2 の成分が含まれ、R 色の画像信号は、血液による光の吸収の影響をほとんど受けないため、G 色の画像信号を使用することが望ましい。

20

【 0 0 6 6 】

図 5 に示す補正係数は、あらかじめ実験的に算出することができる。例えば、シャーレなどの容器に散乱物質（生体と同じ散乱特性を持つ溶液、例えば、イントラリピッド溶液 1 %）および蛍光物質（F A D、ポルフィリン（濃度は生体組織中の濃度に近い 1 0 μ モル程度にする。））を入れ、血液の濃度（ヘモグロビン濃度）を 0 ~ 3 0 0 m g / d l の範囲で変化させながら、通常光撮影と自家蛍光撮影を行う。そして、通常光画像の G 色の画像信号と自家蛍光の蛍光強度との関係を求め、さらに、蛍光強度と励起光 1、2 の発光強度との関係から、通常光画像の G 色の画像信号と励起光 1、2 の発光強度との関係を求め、求めた関係から、発光強度がある一定の値になるように変換することにより図 5 のグラフを作成することができる。

30

【 0 0 6 7 】

なお、通常光画像の G 色の画像信号に対応する補正係数 a、b が記憶された補正係数テーブルを用いて、通常光画像の G 色の画像信号に対応する補正係数を求めてもよいし、あるいは、補正係数テーブルの代わりに補正係数の算出関数等を用いてもよい。

【 0 0 6 8 】

次に、図 6 および図 7 に示す概念図を参照して、内視鏡診断装置 1 0 の作用を説明する。

40

【 0 0 6 9 】

通常光観察モードの場合、光源制御部 2 2 の制御により、レーザ光源 L D 1 が消灯され、レーザ光源 L D 2 が点灯される。レーザ光源 L D 2 から発せられた中心波長 4 4 5 n m のレーザ光は蛍光体 5 4 A、5 4 B に照射され、蛍光体 5 4 A、5 4 B から白色光が発せられる。図 7 に示すように、蛍光体 5 4 A、5 4 B から発せられた白色光は被検者に照射され、その反射光が撮像素子 5 8 A（通常センサ）で受光されて、R、G、B チャンネルの画像信号を含む通常光画像が撮像される。通常光画像は、その B、G、R チャンネルの画像信号に基づいてカラー表示される（通常光画像処理）。

【 0 0 7 0 】

50

自家蛍光観察モードの場合、図 6 に示すように、例えば、3 フレームを単位として、撮像が繰り返し行われる。3 フレームのうち、1 フレーム目は通常光観察モードと同じ観察モードであり、2, 3 フレーム目は自家蛍光観察モードに固有の観察モードである。

【0071】

まず、1 フレーム目の通常光観察モードでは、前述のように、R, G, B チャンネルの画像信号を含む通常光画像が撮像される。そして、その通常光画像信号が、制御部 68 の制御により記憶部 72 に記憶される。

【0072】

通常光画像が撮像された後、光源制御部 22 の制御により、例えば、図 5 のグラフに示す関係の補正係数テーブルの中から、通常光画像の G チャンネルの画像信号に対応する補正係数 a、b が求められる。そして、求められた補正係数 a、b を用いて、励起光 1, 2 における、血液による光の吸収の影響を排除することができるように、励起光 1 の発光強度と励起光 2 の発光強度との比率が補正される。

【0073】

これにより、励起光 1, 2 の発光強度における、血液による光の吸収の影響を排除することができる。その結果、被検者の血液量に依存して自家蛍光の蛍光強度が変化しなくなるため、続く 2, 3 フレーム目において、血液による光の吸収の影響が排除された自家蛍光画像を得ることができる。

【0074】

続いて、2 フレーム目の自家蛍光観察モードでは、光源制御部 22 の制御により、レーザ光源 LD1 が点灯され、LD2 が消灯される。図 7 に示すように、レーザ光源 LD1 から発せられた中心波長 405 nm の励起光 1 が被検者に照射されることによって、被検者から発せられた自家蛍光が撮像素子 58B (高感度センサ) で受光されて、自家蛍光画像 1 が撮像される。そして、その自家蛍光画像信号 1 が、制御部 68 の制御により記憶部 72 に記憶される。

【0075】

前述のように、撮像素子 58B には、励起光 1, 2 をカットするフィルタが設けられている。そのため、中心波長 405 nm の励起光 1 はカットされ、500 nm ~ 700 nm の波長範囲の自家蛍光が撮像素子 58B で撮像される。

【0076】

続いて、3 フレーム目の自家蛍光観察モードでは、光源制御部 22 の制御により、レーザ光源 LD1 が消灯され、LD2 が点灯される。図 7 に示すように、レーザ光源 LD2 から発せられた中心波長 445 nm の励起光 2 が被検者に照射されることによって、被検者から発せられた自家蛍光が撮像素子 58B (高感度センサ) で受光されて、自家蛍光画像 2 が撮像される。そして、その自家蛍光画像信号 2 が、制御部 68 の制御により記憶部 72 に記憶される。

【0077】

同様に、中心波長 445 nm の励起光 2 はカットされ、500 nm ~ 700 nm の波長範囲の自家蛍光が撮像素子 58B で撮像される。

【0078】

そして、自家蛍光画像処理部 70B において、記憶部 72 に記憶された通常光画像信号に対応する通常光画像と、自家蛍光画像 1, 2 とが合成され、両者の合成画像が表示装置 18 に表示される。ここで、自家蛍光画像 1, 2 は、制御部 68 の制御により、自家蛍光画像 2 の画像信号を G チャンネル、自家蛍光画像 1 の画像信号を R チャンネルおよび B チャンネルに割り当てることによって表示装置 18 に疑似カラー表示される (自家蛍光画像処理)。

【0079】

ここで、前述の FAD およびポルフィリンは、腫瘍と相関のある自家蛍光物質である。FAD は、約 270 ~ 540 nm の波長範囲の光を吸収する特性を有し、ポルフィリンは、約 340 ~ 450 nm の波長範囲の光を吸収する特性を有する。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 0 】

従って、自家蛍光観察用の励起光として、中心波長 4 0 5 n m の励起光 1 を被検者に照射した場合、主にポルフィリンが励起され、励起光 1 を照射した被観察領域から、波長約 6 3 0 n m を中心とする、約 4 8 0 ~ 7 4 0 n m の波長範囲の自家蛍光が発せられる。また、自家蛍光観察用の励起光として、中心波長 4 4 5 n m の励起光 2 を被検者に照射した場合、主に F A D が励起され、励起光 2 を照射した被観察領域から、波長約 5 5 0 n m を中心とする、約 4 8 0 ~ 7 2 0 n m の波長範囲の自家蛍光が発せられる。

【 0 0 8 1 】

病変部では、正常部よりも F A D の蛍光強度が弱くなり、ポルフィリンの蛍光強度が強くなる。従って、F A D およびポルフィリンの蛍光強度の違いを捉えることにより、正常部と病変部とを区別することが可能である（参考文献：田村守、「シリーズ/光が拓く生命科学 第 6 巻 光による医学診断」、日本光生物学協会編、共立出版、2 0 0 1 年 3 月 1 8 日）。

10

【 0 0 8 2 】

つまり、図 8 に示すように、正常部では、F A D の蛍光強度が強くなる一方で、ポルフィリンの蛍光強度は弱くなり、病変部ではその逆の関係になる。また、前述のように、内視鏡診断装置 1 0 では、自家蛍光画像 2 の画像信号を G チャンネル、自家蛍光画像 1 の画像信号を R チャンネルおよび B チャンネルに割り当てて疑似カラー表示する。そのため、内視鏡診断装置 1 0 により疑似カラー表示された自家蛍光画像は、正常部が緑色、病変部がマゼンタ色で表現されるが、F A D、ポルフィリンのそれぞれから発せられる自家蛍光を撮像した単独の自家蛍光画像よりも病変部のコントラストが強くなり、病変部を認識しやすくなっている。

20

【 0 0 8 3 】

以上のように、内視鏡診断装置 1 0 では、通常光画像の G 色の画像信号に対応する補正係数 a、b を用いて、励起光 1、2 の発光強度を補正することにより、血液による光の吸収の影響を受けない自家蛍光画像を得ることができる。

【 0 0 8 4 】

なお、自家蛍光観察モードの場合、3 フレームを単位として、撮像を繰り返し行うことは必須ではない。また、自家蛍光観察モードの場合に、中心波長 4 0 5 n m のレーザ光と中心波長 4 4 5 n m のレーザ光とを順次照射することも必須ではなく、例えば、これらのレーザ光を 1 フレームで同時に照射してもよい。また、自家蛍光画像を疑似カラー表示する場合に、どの色のチャンネルの画像信号をどの色のチャンネルに割り当てるのかは任意である。また、自家蛍光物質は、ポルフィリンおよび F A D に限定されない。

30

【 0 0 8 5 】

本発明は、基本的に以上のようなものである。

以上、本発明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ず、本発明の主旨を逸脱しない範囲において、種々の改良や変更をしてもよいのはもちろんである。

【 符号の説明 】

【 0 0 8 6 】

- 1 0 内視鏡診断装置
- 1 2 光源装置
- 1 4 内視鏡装置
- 1 6 プロセッサ装置
- 1 8 表示装置
- 2 0 入力装置
- 2 2 光源制御部
- 2 4 コンバイナ
- 2 6 カブラ
- 2 8 内視鏡挿入部
- 3 0 操作部

40

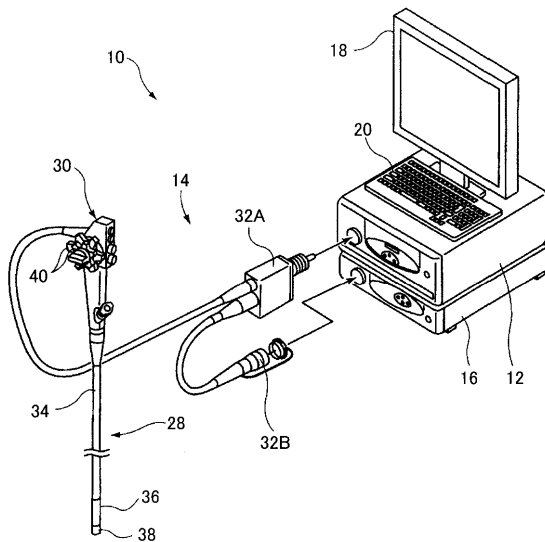
50

- 3 2 A , 3 2 B コネクタ部
 3 4 軟性部
 3 6 湾曲部
 3 8 先端部
 4 0 アングルノブ
 4 2 A , 4 2 B 照明窓
 4 4 観察窓
 4 5 鉗子口
 4 6 A , 4 6 B , 4 8 A , 4 8 B 光ファイバ
 5 0 A , 5 0 B , 5 2 A , 5 2 B , 5 6 レンズ
 5 4 A , 5 4 B 蛍光体
 5 7 ハーフミラー
 5 8 A , 5 8 B 撮像素子
 6 2 A , 6 2 B スコープケーブル
 6 4 A , 6 4 B A / D 変換器
 6 6 切り替えスイッチ
 6 8 制御部
 7 0 画像処理部
 7 0 A 通常光画像処理部
 7 0 B 自家蛍光画像処理部
 7 2 記憶部
 L D 1 , L D 2 レーザ光源

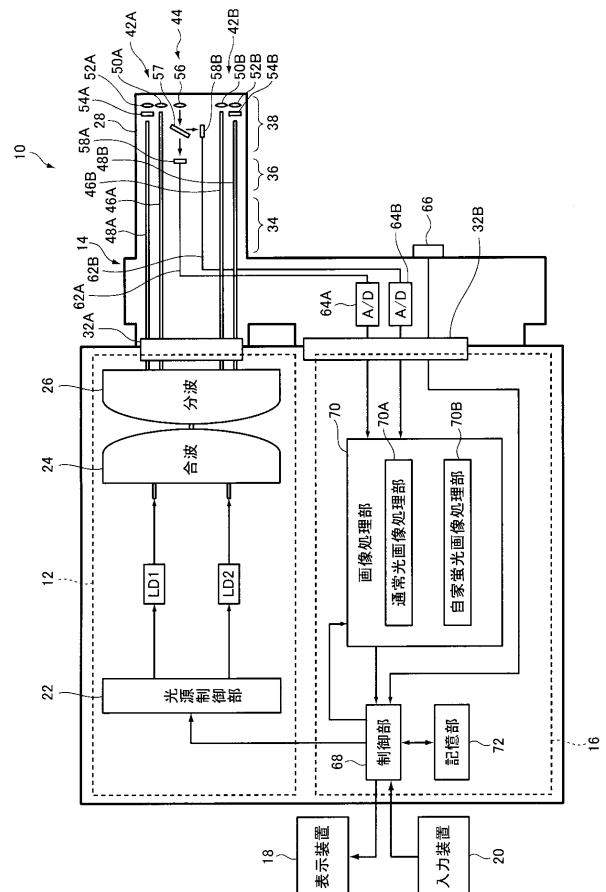
10

20

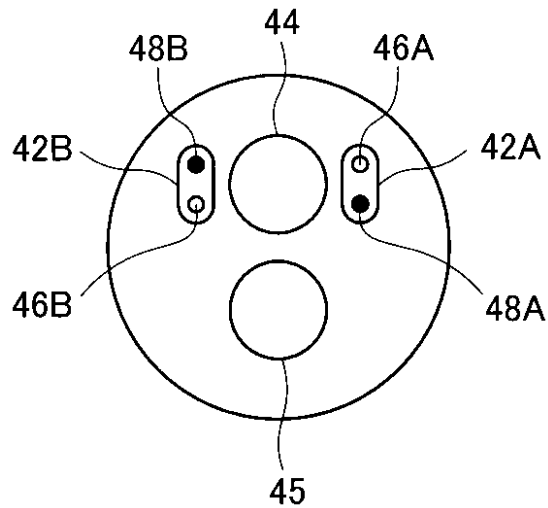
【図 1】



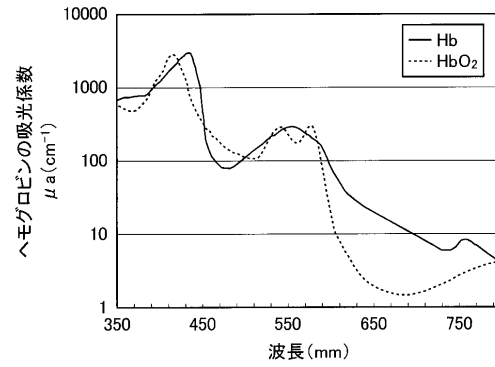
【図 2】



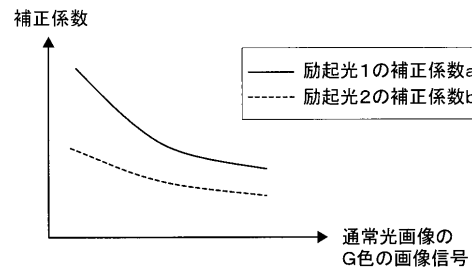
【図 3】



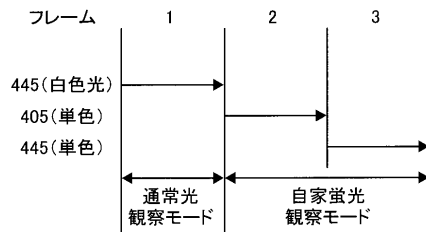
【図 4】



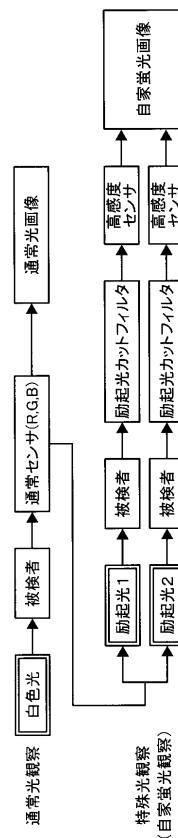
【図 5】



【図 6】



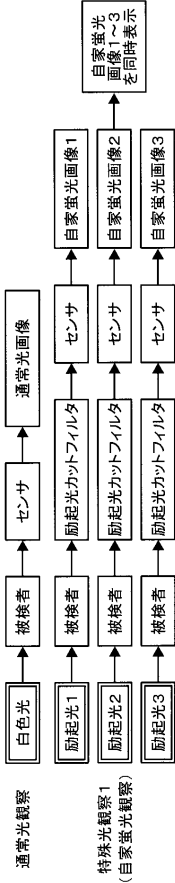
【図 7】



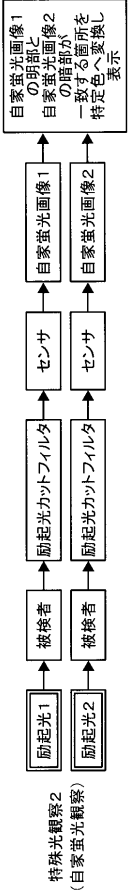
【図 8】

	正常部	病変部	割り当て
FAD: 励起445nm Gチャンネルの 蛍光画像	明 	暗 	G
ポルフィリン: 励起405nm Rチャンネルの 蛍光画像	暗 	明 	R,B

【図 9】



【図 10】



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 0 9 - 2 7 9 1 7 2 (J P , A)
特開 2 0 0 8 - 1 8 3 3 4 9 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 0 1 0 9 9 8 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0

专利名称(译)	内窥镜诊断设备		
公开(公告)号	JP5303015B2	公开(公告)日	2013-10-02
申请号	JP2011186346	申请日	2011-08-29
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	山本拓明		
发明人	山本 拓明		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 A61B1/04 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/043 A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/05 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0653		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.C A61B1/04.372 G02B23/26.B A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04.531 A61B1/05 A61B1/06.610 A61B1/06.612		
F-TERM分类号	2H040/BA11 2H040/CA06 2H040/CA13 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA10 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR22 4C161/SS09 4C161/SS21 4C161/TT01		
代理人(译)	伊藤英明		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2013046688A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜诊断设备，其提供自发荧光图像，其具有取决于受试者的血液体积的荧光强度的变化。注意：内窥镜诊断设备包括：用于发射白光的光源单元，以及一个或多个更多种具有不同中心波长的激发光，用于使自发荧光物质发射两种或更多种自发荧光；成像单元，用于接收白光的反射光，以在用白光照射对象的观察区域时对正常光图像成像，并且接收从自发荧光物质发射的自发荧光，以在观察区域时对自发荧光图像成像。受试者用两个或两个更多种类的自发荧光；光源控制单元，具有用于防止根据血液量发生的发光强度降低的校正系数，当两种或更多种激发光被血液吸收时引起的降低，并且适用于从校正系数中获得与正常光图像的图像信号对应的两种或更多种激发光的发光强度的各自校正系数，并使用所获得的各校正系数来校正发光强度的比率在两种或更多种激发中的每种激发光中，可以排除两种或多种激发光的影响，从而排除血液对光吸收的影响光。

【图 1】

