

(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2013-59483

(P2013-59483A)

(43) 公開日 平成25年4月4日(2013.4.4)

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

審査請求 有 請求項の数 16 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2011-199402 (P2011-199402)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成23年9月13日 (2011. 9. 13)		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	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

最終頁に続く

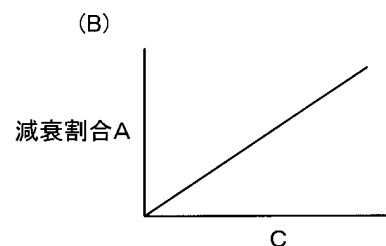
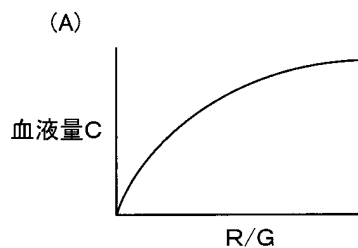
(54) 【発明の名称】 内視鏡診断装置

(57) 【要約】

【課題】生体組織中の血液量の大小によらず、自家蛍光物質の量の大小に応じた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。

【解決手段】内視鏡診断装置は、緑色および赤色の光、もしくは、青色および緑色の光を少なくとも含む照明光、ならびに、被検者の被観察領域に含まれる自家蛍光物質から自家蛍光を発光させるための励起光を発する光源部と、照明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照明光の反射光を受光して反射光画像を撮像し、かつ、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撮像部と、励起光および自家蛍光が血液により吸収され、血液の量に応じて低下する減衰割合の情報を有し、血液の量に対応する減衰割合の情報の中から、反射光画像の画像信号に対応する減衰割合を求め、求めた減衰割合を用いて自家蛍光画像の画像信号を補正する画像補正部とを備える。

【選択図】図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

緑色および赤色の光、もしくは、青色および緑色の光を少なくとも含む照明光、ならびに、被検者の被観察領域に含まれる自家蛍光物質から 1 以上の自家蛍光を発光させるための、中心波長の異なる 1 以上の励起光を発する光源部と、

前記照明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照明光の反射光を受光して反射光画像を撮像し、かつ、前記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、

前記励起光、および、前記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が血液により吸収され、該血液の量に応じて低下する減衰割合の情報を有し、該血液の量に対応する減衰割合の情報の中から、前記反射光画像の画像信号に対応する減衰割合を求め、該求めた減衰割合を用いて前記自家蛍光画像の画像信号を補正する画像補正部とを備えることを特徴とする内視鏡診断装置。

10

【請求項 2】

前記撮像部は、前記反射光画像と前記自家蛍光画像とを 1 フレームごとに順番に撮像するものである請求項 1 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 3】

前記撮像部は、前記反射光画像および前記自家蛍光画像を撮像する撮像素子と、該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し、前記励起光の波長範囲の光を透過しない分光透過特性を有するカラーフィルタとを備えるものである請求項 1 または 2 に記載の内視鏡診断装置。

20

【請求項 4】

前記画像補正部は、前記反射光画像の緑色および赤色の画像信号の比に基づいて前記減衰割合を求めるものである請求項 3 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 5】

前記画像補正部は、前記反射光画像の緑色および赤色の画像信号の比と前記血液の量との関係を表す第 1 変換テーブル、および、該血液の量と前記減衰割合との関係を表す第 2 変換テーブルを有し、該第 1 変換テーブルを用いて、前記反射光画像の緑色および赤色の画像信号の比から前記血液の量を求め、前記第 2 変換テーブルを用いて、該求めた血液の量から前記減衰割合を求めるものである請求項 4 に記載の内視鏡診断装置。

30

【請求項 6】

前記画像補正部は、前記第 1 および第 2 変換テーブルを合成して得られる、前記反射光画像の緑色および赤色の画像信号の比と前記減衰割合との関係を表す変換テーブルを用いて、前記反射光画像の緑色および赤色の画像信号の比から前記減衰割合を求め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】

前記励起光は、中心波長 405 nm の光を含み、前記自家蛍光物質はポルフィリンである請求項 1 ~ 6 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

【請求項 8】

前記光源部は、さらに、前記自家蛍光のピークの発光波長を中心波長とする 1 以上の単色光を発するものであり、

40

前記撮像部は、さらに、前記単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単色光の反射光を受光して単色光画像を撮像するものであり、

前記撮像部は、前記反射光画像と前記自家蛍光画像と前記単色光画像とを 1 フレームごとに順番に撮像するものである請求項 1 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 9】

前記撮像部は、前記反射光画像および前記単色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

50

カラーフィルタと、前記自家蛍光画像を撮像する前記第 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、緑色および赤色に応じた波長範囲の光を透過し、前記励起光の波長範囲の光を透過しない分光透過特性を有するカラーフィルタを備えるものである請求項 8 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 10】

前記画像補正部は、前記反射光画像の青色および緑色の画像信号の比に基づいて前記励起光の減衰割合を求め、前記反射光画像の緑色および前記単色光画像の赤色の画像信号の比に基づいて前記自家蛍光の減衰割合を求め、前記励起光の減衰割合と前記自家蛍光の減衰割合とを掛け合わせて全減衰割合を求め、該求めた全減衰割合を用いて前記自家蛍光画像の画像信号を補正するものである請求項 9 に記載の内視鏡診断装置。

10

【請求項 11】

前記画像補正部は、前記反射光画像の青色および緑色の画像信号の比と前記励起光に対応する血液の量との関係を表す第 3 変換テーブル、該励起光に対応する血液の量と前記励起光の減衰割合との関係を表す第 4 変換テーブル、前記反射光画像の緑色および前記単色光画像の赤色の画像信号の比と前記自家蛍光に対応する血液の量との関係を表す第 5 変換テーブル、および、該自家蛍光に対応する血液の量と前記自家蛍光の減衰割合との関係を表す第 6 変換テーブルを有し、前記第 3 変換テーブルを用いて、前記反射光画像の青色および緑色の画像信号の比から前記励起光に対応する血液の量を求め、前記第 4 変換テーブルを用いて、該励起光に対応する血液の量から前記励起光の減衰割合を求め、前記第 5 変換テーブルを用いて、前記反射光画像の緑色および前記単色光画像の赤色の画像信号の比から前記自家蛍光に対応する血液の量を求め、前記第 6 変換テーブルを用いて、該自家蛍光に対応する血液の量から前記自家蛍光の減衰割合を求めるものである請求項 10 に記載の内視鏡診断装置。

20

【請求項 12】

前記画像補正部は、前記第 3 および第 4 変換テーブルを合成して得られる、前記反射光画像の青色および緑色の画像信号の比と前記励起光の減衰割合との関係を表す変換テーブルを用いて、前記反射光画像の青色および緑色の画像信号の比から前記励起光の減衰割合を求め、前記第 5 および第 6 変換テーブルを合成して得られる、前記反射光画像の緑色および前記単色光画像の赤色の画像信号の比と前記自家蛍光の減衰割合との関係を表す変換テーブルを用いて、前記反射光画像の緑色および前記単色光画像の赤色の画像信号の比から前記自家蛍光の減衰割合を求めるものである請求項 11 に記載の内視鏡診断装置。

30

【請求項 13】

前記励起光は、中心波長 405 nm の光を含み、前記単色光は、中心波長 630 nm の光を含み、前記自家蛍光物質はポルフィリンである請求項 8 ~ 12 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

【請求項 14】

前記画像補正部は、さらに、前記反射光画像の画像信号から分光推定を行って、該反射光画像の青色のピークを中心波長とする第 1 分光画像の画像信号、および、前記自家蛍光のピークの発光波長を中心波長とする第 2 分光画像の画像信号を求め、前記反射光画像の画像信号ならびに前記第 1 および第 2 分光画像の画像信号に対応する減衰割合を求めるものであり、

40

前記撮像部は、前記反射光画像と前記自家蛍光画像とを 1 フレームごとに順番に撮像するものである請求項 1 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 15】

前記励起光は、中心波長 405 nm の光を含み、前記自家蛍光物質はポルフィリンである請求項 14 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 16】

前記照明光は、白色光である請求項 1 ~ 15 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】

50

【 0 0 0 1 】

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。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

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

10

【 0 0 0 3 】

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。

【 0 0 0 4 】

特許文献 1 には、波長 450nm 以下の複数の励起光を生体組織に順番に照射し、センサの受光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。特許文献 1 では、蛍光で観察する対象として、NADH、コラーゲンなどの自家蛍光、および、PDD（Photodynamic Diagnosis：光線力学的診断）のために投与する腫瘍親和性物質（ポルフィリンなど）が想定されている。

20

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特開 2008 - 43383 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

励起光および生体組織から発せられる自家蛍光は、生体組織に含まれる血液により、その一部が血液量に応じて吸収される。そのため、特許文献 1 のように、単純に自家蛍光を撮像して観察する場合、観察される自家蛍光の強弱が、自家蛍光を発する自家蛍光物質の量の大小によるものなのか、血液量の大小に応じた吸収によるものなのかの区別をすることができず、診断に不確定性が生じてしまうという問題があった。

30

【 0 0 0 7 】

本発明の目的は、生体組織中の血液量の大小によらず、自家蛍光物質の量の大小に応じた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 0 8 】

上記目的を達成するために、本発明は、緑色および赤色の光、もしくは、青色および緑色の光を少なくとも含む照明光、ならびに、被検者の被観察領域に含まれる自家蛍光物質から 1 以上の自家蛍光を発光させるための、中心波長の異なる 1 以上の励起光を発する光源部と、

40

前記照明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照明光の反射光を受光して反射光画像を撮像し、かつ、前記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、

前記励起光、および、前記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が血液により吸収され、該血液の量に応じて低下する減衰割合の情報を有し、該血液の量に対応する減衰割合の情報の中から、前記反射光画像の画像信号に対応する減衰割合を求め、該求めた減衰割合を用いて前記自家蛍光画像の画像信号を補正する画像補正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 0 9 】

50

ここで、前記撮像部は、前記反射光画像と前記自家蛍光画像とを１フレームごとに順番に撮像するものであることが好ましい。

【００１０】

また、前記撮像部は、前記反射光画像および前記自家蛍光画像を撮像する撮像素子と、該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し、前記励起光の波長範囲の光を透過しない分光透過特性を有するカラーフィルタとを備えるものであることが好ましい。

【００１１】

また、前記画像補正部は、前記反射光画像の緑色および赤色の画像信号の比に基づいて前記減衰割合を求めるものであることが好ましい。

10

【００１２】

また、前記画像補正部は、前記反射光画像の緑色および赤色の画像信号の比と前記血液の量との関係を表す第１変換テーブル、および、該血液の量と前記減衰割合との関係を表す第２変換テーブルを有し、該第１変換テーブルを用いて、前記反射光画像の緑色および赤色の画像信号の比から前記血液の量を求め、前記第２変換テーブルを用いて、該求めた血液の量から前記減衰割合を求めるものであることが好ましい。

【００１３】

また、前記画像補正部は、前記第１および第２変換テーブルを合成して得られる、前記反射光画像の緑色および赤色の画像信号の比と前記減衰割合との関係を表す変換テーブルを用いて、前記反射光画像の緑色および赤色の画像信号の比から前記減衰割合を求めるものであることが好ましい。

20

【００１４】

また、前記励起光は、中心波長４０５ｎｍの光を含み、前記自家蛍光物質はポルフィリンであることが好ましい。

【００１５】

また、前記光源部は、さらに、前記自家蛍光のピークの発光波長を中心波長とする１以上の単色光を発するものであり、

前記撮像部は、さらに、前記単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単色光の反射光を受光して単色光画像を撮像するものであり、

30

前記撮像部は、前記反射光画像と前記自家蛍光画像と前記単色光画像とを１フレームごとに順番に撮像するものであることが好ましい。

【００１６】

また、前記撮像部は、前記反射光画像および前記単色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カラーフィルタと、前記自家蛍光画像を撮像する前記第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、緑色および赤色に応じた波長範囲の光を透過し、前記励起光の波長範囲の光を透過しない分光透過特性を有するカラーフィルタを備えるものであることが好ましい。

【００１７】

40

また、前記画像補正部は、前記反射光画像の青色および緑色の画像信号の比に基づいて前記励起光の減衰割合を求め、前記反射光画像の緑色および前記単色光画像の赤色の画像信号の比に基づいて前記自家蛍光の減衰割合を求め、前記励起光の減衰割合と前記自家蛍光の減衰割合とを掛け合わせて全減衰割合を求め、該求めた全減衰割合を用いて前記自家蛍光画像の画像信号を補正するものであることが好ましい。

【００１８】

また、前記画像補正部は、前記反射光画像の青色および緑色の画像信号の比と前記励起光に対応する血液の量との関係を表す第３変換テーブル、該励起光に対応する血液の量と前記励起光の減衰割合との関係を表す第４変換テーブル、前記反射光画像の緑色および前記単色光画像の赤色の画像信号の比と前記自家蛍光に対応する血液の量との関係を表す第

50

5 変換テーブル、および、該自家蛍光に対応する血液の量と前記自家蛍光の減衰割合との関係を表す第 6 変換テーブルを有し、前記第 3 変換テーブルを用いて、前記反射光画像の青色および緑色の画像信号の比から前記励起光に対応する血液の量を求め、前記第 4 変換テーブルを用いて、該励起光に対応する血液の量から前記励起光の減衰割合を求め、前記第 5 変換テーブルを用いて、前記反射光画像の緑色および前記単色光画像の赤色の画像信号の比から前記自家蛍光に対応する血液の量を求め、前記第 6 変換テーブルを用いて、該自家蛍光に対応する血液の量から前記自家蛍光の減衰割合を求めるものであることが好ましい。

【0019】

また、前記画像補正部は、前記第 3 および第 4 変換テーブルを合成して得られる、前記反射光画像の青色および緑色の画像信号の比と前記励起光の減衰割合との関係を表す変換テーブルを用いて、前記反射光画像の青色および緑色の画像信号の比から前記励起光の減衰割合を求め、前記第 5 および第 6 変換テーブルを合成して得られる、前記反射光画像の緑色および前記単色光画像の赤色の画像信号の比と前記自家蛍光の減衰割合との関係を表す変換テーブルを用いて、前記反射光画像の緑色および前記単色光画像の赤色の画像信号の比から前記自家蛍光の減衰割合を求めるものであることが好ましい。

10

【0020】

また、前記励起光は、中心波長 405 nm の光を含み、前記単色光は、中心波長 630 nm の光を含み、前記自家蛍光物質はポルフィリンであることが好ましい。

【0021】

20

また、前記画像補正部は、さらに、前記反射光画像の画像信号から分光推定を行って、該反射光画像の青色のピークを中心波長とする第 1 分光画像の画像信号、および、前記自家蛍光のピークの発光波長を中心波長とする第 2 分光画像の画像信号を求め、前記反射光画像の画像信号ならびに前記第 1 および第 2 分光画像の画像信号に対応する減衰割合を求めるものであり、

前記撮像部は、前記反射光画像と前記自家蛍光画像とを 1 フレームごとに順番に撮像するものであることが好ましい。

【0022】

また、前記励起光は、中心波長 405 nm の光を含み、前記自家蛍光物質はポルフィリンであることが好ましい。

30

【0023】

前記照明光は、白色光であることが好ましい。

【発明の効果】

【0024】

本発明によれば、反射光画像の画像信号に基づいて励起光および自家蛍光の減衰割合を求め、減衰割合を用いて自家蛍光画像の画像信号を補正することにより、自家蛍光画像から、血液による光の吸収の影響を排除することができ、血液量の大小によらず、自家蛍光物質の大小に応じた自家蛍光画像を得ることができる。本発明によれば、自家蛍光物質の大小と、血液による吸収の大小とを区別することができるため、自家蛍光観察モードにおける診断能力を向上させることができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0025】

【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第 1 実施形態のブロック図である。

【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】自家蛍光物質の光の吸収強度特性を表す一例のグラフである。

【図 5】自家蛍光物質の蛍光強度特性を表す一例のグラフである。

【図 6】(A) は、通常光画像の R 色および G 色の画像信号比 R^2 / G^2 と血液量との関係を表す第 1 変換テーブルのグラフ、(B) は、血液量 C と減衰割合 A との関係を表す第 2 変換テーブルのグラフである。

50

【図 7】図 2 に示す第 1 実施形態の内視鏡診断装置の作用を表す概念図である。

【図 8】図 1 に示す内視鏡診断装置の内部構成を表す第 2 実施形態のブロック図である。

【図 9】(A) は、通常光画像の G 色および B 色の画像信号比 G_2 / B_2 と血液量との関係を表す第 3 変換テーブルのグラフ、(B) は、血液量 C_1 と励起光減衰割合 A_1 との関係を表す第 4 変換テーブルのグラフである。

【図 10】(A) は、単色光画像の R 色および通常光画像の G 色との画像信号比 R_3 / G_2 と血液量との関係を表す第 5 変換テーブルのグラフ、(B) は、血液量 C_2 と蛍光減衰割合 A_2 との関係を表す第 6 変換テーブルのグラフである。

【図 11】図 8 に示す第 2 実施形態の内視鏡診断装置の作用を表す概念図である。

【発明を実施するための形態】

10

【0026】

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に説明する。

【0027】

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第 1 実施形態のブロック図である。これらの図に示す内視鏡診断装置 10 A は、波長範囲の異なる複数の光を発生する光源装置 12 A と、光源装置 12 A から発生さ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 14 A と、内視鏡装置 14 A 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 16 と、プロセッサ装置 16 から出力される内視鏡画像を表示する表示装置 18 と、入力操作を受け付ける入力装置 20 とによって構成されている。

20

【0028】

ここで、内視鏡診断装置 10 A 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 14 A 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、適宜切り替えられる。

【0029】

30

光源装置 12 A は、光源制御部 22 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 LD 1、LD 2 と、コンバイナ（合波器）24 と、カブラ（分波器）26 とによって構成されている。

【0030】

本実施形態において、レーザ光源 LD 1、LD 2 からは、それぞれ、中心波長が 405 nm、445 nm である、所定の波長範囲（例えば、中心波長 ± 10 nm）の狭帯域光が発生される。レーザ光源 LD 1 は、生体組織内の自家蛍光物質、例えば、ポルフィリン（Porphyrin）、NADH（Nicotinamide Adenine dinucleotide の還元型）、NADPH（Nicotinamide Adenine dinucleotide Phosphate の還元型）、FAD（Flavin Adenine Dinucleotide）等から自家蛍光を発光させるための励起光を照射する光源である。また、レーザ光源 LD 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）である。

40

【0031】

レーザ光源 LD 1、LD 2 は、後述するプロセッサ装置 16 の制御部によって制御される光源制御部 22 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 LD 1、LD 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 LD 1、LD 2 としては、ブロードエリア型の InGaIn 系レーザダイオードが利用でき、また、InGaAs 系レーザダイオードや GaAs 系レーザダイオード等を用いることもできる。

【0032】

50

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、白色光を発生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LED（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。

【0033】

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370～470nmの光、特に、波長400～450nmの光を、好適に利用することができる。

10

【0034】

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1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、1以上の励起光を使用すればよい。

【0035】

本実施形態の光源装置12A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、白色光に限らず、緑色および赤色の光、もしくは、青色および緑色の光を少なくとも含む照明光、ならびに、被検者の被観察領域に含まれる自家蛍光物質から1以上の自家蛍光を発光させるための、中心波長の異なる1以上の励起光を発するものである。

20

【0036】

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を順番に点灯する。

【0037】

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、カブラ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およびカブラ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およびカブラ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。

30

【0038】

続いて、内視鏡装置14A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）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1系統（1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14A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14Aを光源装置12A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。

40

【0039】

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。

【0040】

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14A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。

【0041】

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

50

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 4 2 】

内視鏡先端部 3 8 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 4 2 A , 4 2 B、被観察領域からの反射光ないし自家蛍光を撮像する 1 系統の観察窓 4 4 の他、鉗子口 4 5 等が配置されている。

【 0 0 4 3 】

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 A 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。

10

【 0 0 4 4 】

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。

【 0 0 4 5 】

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（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。

20

【 0 0 4 6 】

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。

30

【 0 0 4 7 】

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、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 が取り付けられている。

【 0 0 4 8 】

撮像素子 5 8 は、レンズ 5 6 からの光を受光面（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 の受光面（光路上）には、R 画素、G 画素、B 画素に対応して、中心波長 4 0 5 n m の励起光を遮光しつつ、被観察領域からの可視光の約 4 1 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。つまり、カラーフィルタは、自家蛍光観察モードの場合に、中心波長 4 0 5 n m の励起光を遮光するために、例えば、波長 4 1 0 n m 以下の光をカットする励起光カットフィルタの役割も果たす。

40

【 0 0 4 9 】

本実施形態の撮像素子 5 8 は本発明の撮像部を構成する。本発明の撮像部は、照明光（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反射光画像を撮像し、かつ、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

50

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。

【 0 0 5 0 】

本実施形態では、１つの撮像素子５８で通常光画像および自家蛍光画像の両方を撮像するが、２以上の撮像素子、例えば、通常センサで通常光画像を撮像し、通常センサよりも高感度の高感度センサで自家蛍光画像を撮像する構成としてもよい。

【 0 0 5 1 】

光源装置１２Ａ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５８の受光面上に結像され、撮像素子５８により光電変換されて撮像される。撮像素子５８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。

10

【 0 0 5 2 】

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５８によって通常光画像が撮像される。

【 0 0 5 3 】

20

一方、自家蛍光観察モードの場合、レーザ光源ＬＤ１から発せられた自家蛍光観察用の励起光が光ファイバ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、カラーフィルタにより励起光をカットしつつ分光され、撮像素子５８によって自家蛍光画像が撮像される。

【 0 0 5 4 】

また、自家蛍光観察モードにおいて、レーザ光源ＬＤ２から通常光観察用の励起光が発せられる場合の動作は、通常光観察モードの場合と同じである。

【 0 0 5 5 】

以下の説明では、自家蛍光画像のＲ色、Ｇ色、Ｂ色の画像信号を、それぞれ、Ｒ１，Ｇ１，Ｂ１とし、通常光画像のＲ色、Ｇ色、Ｂ色の画像信号を、それぞれ、Ｒ２，Ｇ２，Ｂ２とする。

30

【 0 0 5 6 】

撮像素子５８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、スコープケーブル６２を通じてＡ／Ｄ変換器６４に入力される。Ａ／Ｄ変換器６４は、撮像素子５８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。

【 0 0 5 7 】

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１４Ａ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１２Ａの光源制御部２２を制御するとともに、内視鏡装置１４Ａ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。

40

【 0 0 5 8 】

制御部６８は、内視鏡装置１４Ａ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１２Ａの光源制御部２２の動作を制御する。

【 0 0 5 9 】

50

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 14A から入力される画像信号に対して所定の画像処理を施す。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。

【0060】

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 64 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。

【0061】

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 64 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。自家蛍光画像処理部 70B は、自家蛍光画像から、血液による光の吸収の影響を排除するために、通常光画像の画像信号に基づいて、自家蛍光画像の画像信号を補正する。

10

【0062】

本実施形態の画像処理部 70 は本発明の画像補正部を構成する。本発明の画像補正部は、励起光、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発せられる自家蛍光が血液により吸収され、血液の量に応じて低下する減衰割合の情報を有し、血液の量に対応する減衰割合の情報の中から、反射光画像の画像信号に対応する減衰割合を求め、求めた減衰割合を用いて自家蛍光画像の画像信号を補正するものである。

20

【0063】

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、補正後の自家蛍光画像の G 色の画像信号を G チャンネル、R 色の画像信号を R チャンネルおよび B チャンネルに割り当てて、補正後の自家蛍光画像を表示装置 18 に疑似カラー表示させる。

【0064】

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。

30

【0065】

以下、血液による光の吸収について説明する。

【0066】

図 4 は、自家蛍光物質の光の吸収強度特性を表す一例のグラフである。同図の縦軸は自家蛍光物質の光の吸収強度（a.u.：任意単位）、横軸は波長（nm）である。このグラフには、腫瘍と相関のある自家蛍光物質である FAD およびポルフィリンの吸収強度特性が示されている。また、同図には、本実施形態で用いられるレーザ光の中心波長 405 nm、445 nm も示されている。

40

【0067】

FAD は、約 270 ~ 540 nm の波長範囲の光を吸収する特性を有する。FAD の光の吸収強度は、波長が約 270 nm から大きくなるに従って次第に大きくなり、波長約 380 nm で 1 つ目の極大を迎え、その後、波長が大きくなるに従って次第に小さくなり、波長約 420 nm で極小を迎える。そして、吸収強度は、波長が約 420 nm から大きくなるに従って再び次第に大きくなり、波長約 460 nm で 2 つ目の極大を迎え、その後、波長が大きくなるに従って次第に小さくなる。

【0068】

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。ポルフィリンの光の吸収強度は、波長約 390 nm で最大となり、それよりも波長が小さくなる、もしくは大きくなるに従って次第に小さくなる。

50

【 0 0 6 9 】

このグラフから分かるように、自家蛍光観察用の励起光として、中心波長 4 0 5 n m のレーザ光を被検者に照射することによって、主に被観察領域のポルフィリンを励起させて自家蛍光を発生させることができる。

【 0 0 7 0 】

続いて、図 5 は、自家蛍光物質の蛍光強度特性を表す一例のグラフである。同図の縦軸は自家蛍光物質の蛍光強度 (a . u .) 、横軸は波長 (n m) である。このグラフは、図 4 に示すグラフに対応するものであり、自家蛍光観察用の励起光として、中心波長 4 0 5 n m のレーザ光を被検者の被観察領域に照射した場合に、正常部および病変部の自家蛍光物質から発せられた自家蛍光の蛍光強度分布を示している。

10

【 0 0 7 1 】

自家蛍光観察用の励起光として中心波長 4 0 5 n m のレーザ光を被検者に照射した場合、前述のように、主にポルフィリンが励起され、図 5 に示すように、励起光を照射した被観察領域から約 4 8 0 ~ 7 4 0 n m の波長範囲の自家蛍光が発せられる。

【 0 0 7 2 】

病変部の蛍光強度は、波長が約 4 8 0 n m から大きくなるに従って次第に大きくなり、波長約 5 6 0 n m で 1 つ目の極大を迎え、その後、波長が大きくなるに従って次第に小さくなり、波長約 6 1 0 n m で極小を迎える。そして、蛍光強度は、波長が約 6 1 0 n m から大きくなるに従って再び次第に大きくなり、波長約 6 3 0 n m で 2 つ目の極大を迎え、その後、波長が大きくなるに従って次第に小さくなる。2 つ目の極大付近が、主にポルフィリンから発せられる蛍光である。

20

【 0 0 7 3 】

一方、正常部の蛍光強度は、波長が約 4 8 0 n m から大きくなるに従って次第に大きくなり、波長約 5 5 0 n m で極大を迎え、その後、波長が大きくなるに従って次第に小さくなる。極大付近が、主に F A D から発せられる蛍光である。

【 0 0 7 4 】

癌等の病変部においては、ポルフィリンが蓄積されることが知られており、図 5 のグラフに示すように、病変部では正常部よりもポルフィリンの蛍光強度が強くなる。従って、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) 。

30

【 0 0 7 5 】

続いて、自家蛍光画像から、血液による光の吸収の影響を排除する補正方法について説明する。

【 0 0 7 6 】

図 6 (A) は、通常光画像の R 色および G 色の画像信号比 R_2 / G_2 と血液量との関係を表す第 1 変換テーブルのグラフである。このグラフの縦軸は血液量 C 、横軸は画像信号比 R_2 / G_2 である。画像信号比 R_2 / G_2 は、ヘモグロビンの光の吸収係数の特性から血液量 C と正の相関がある。このグラフから、画像信号比 R_2 / G_2 が大きくなるに従って、被検者の被観察領域に含まれる血液量 C が多くなることが分かる。

40

【 0 0 7 7 】

続いて、図 6 (B) は、血液量 C と減衰割合 A との関係を表す第 2 変換テーブルのグラフである。このグラフの縦軸は減衰割合 A 、横軸は血液量 C である。前述のように、励起光および自家蛍光の吸収量、つまり、減衰割合 A は、血液量 C と正の相関がある。このグラフから、被検者の被観察領域に含まれる血液量 C が多くなるに従って、減衰割合 A が大きくなることが分かる。

【 0 0 7 8 】

なお、図 6 (A) および (B) に示すグラフ (減衰割合の情報) は、あらかじめ実験的に算出することができる。また、これら 2 つのグラフを合成して 1 つのグラフにしてもよい。また、これらのグラフに示す関係は、テーブルや算出関数等の形式で実現することが

50

できる。

【 0 0 7 9 】

図 6 (A) のグラフ (画像信号比 R_2 / G_2 に対応する減衰割合の情報) から、画像信号比 R_2 / G_2 に対応する血液量 C を求め、図 6 (B) のグラフから、求めた血液量 C に対応する減衰割合 A を求める。そして、求めた減衰割合 A を用いて、下記式 (1) により、自家蛍光画像の R 色の画像信号 R_1 を補正し、補正後の自家蛍光画像の R 色の画像信号 R_1' を求める。

$$R_1' = R_1 / (1 - A) \quad \dots \quad (1)$$

【 0 0 8 0 】

これにより、自家蛍光画像の R 色の画像信号 R_1 、本実施形態の場合には、主としてポルフィリンから発せられる自家蛍光の成分を補正し、血液量 C の大小によらず、自家蛍光物質の量の大小に応じた自家蛍光画像を得ることができる。

10

【 0 0 8 1 】

上記説明では、画像信号比 R_2 / G_2 に基づいて、自家蛍光画像の画像信号を補正しているが、画像信号比 R_2 / G_2 を用いることは必須ではない。例えば、画像信号比 R_2 / G_2 の代わりに、画像信号比 G_2 / B_2 または R_2 / B_2 を使用するなど、血液量と相関のある、通常光画像の画像信号 (画像信号比を含む) に基づいて、自家蛍光画像の画像信号を補正することができる。

【 0 0 8 2 】

また、上記説明では、ポルフィリンから発せられる自家蛍光のピークの発光波長 630 nm に対応する自家蛍光画像の R 色の画像信号 R_1 だけを補正しているが、図 5 のグラフに示すように、ポルフィリンから発せられる自家蛍光には G 色の成分も含まれているため、G 色の画像信号 G_1 も補正することにより、補正精度を向上させることができる。なお、ポルフィリンから発せられる自家蛍光の B 色の成分はほとんどないため、B 色の画像信号 B_1 を補正しなくても問題はない。

20

【 0 0 8 3 】

また、上記説明では、自家蛍光画像の R 色の画像信号 R_1 を補正しているが、ポルフィリンではなく、例えば、FAD の場合、図 5 のグラフに示すように、FAD から発せられる自家蛍光の中心波長は 550 nm であるから、R 色の画像信号 R_1 よりも G 色の画像信号 G_1 の方を優先的に補正することが望ましい。このように、自家蛍光物質に応じて、画像信号を補正すべき色の成分を適宜決定する必要がある。

30

【 0 0 8 4 】

次に、内視鏡診断装置 10 A の作用を説明する。

【 0 0 8 5 】

通常光観察モードの場合、光源制御部 22 の制御により、レーザ光源 LD_1 が消灯され、レーザ光源 LD_2 が点灯される。レーザ光源 LD_2 から発せられた中心波長 445 nm のレーザ光は蛍光体 54 A, 54 B に照射され、蛍光体 54 A, 54 B から白色光が発せられる。蛍光体 54 A, 54 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 58 で受光されて、通常光画像が撮像される。通常光画像は、その B, G, R 色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) 。

40

【 0 0 8 6 】

自家蛍光観察モードの場合、図 7 に示すように、例えば、2 フレームを単位として、撮像が繰り返し行われる。2 フレームのうち、1 フレーム目では自家蛍光画像が撮像され、2 フレーム目では通常光画像が撮像される。

【 0 0 8 7 】

まず、1 フレーム目では、光源制御部 22 の制御により、レーザ光源 LD_1 が点灯され、レーザ光源 LD_2 が消灯される。レーザ光源 LD_1 から発せられた中心波長 405 nm のレーザ光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、励起光をカットしつつ撮像素子 58 に受光され、自家蛍光画像が撮像される。自家蛍光画像信号は、制御部 68 の制御により記憶部 72 に記憶される。

50

【 0 0 8 8 】

続く、2フレーム目では、光源制御部22の制御により、レーザ光源LD2が点灯され、レーザ光源LD1が消灯され、通常光観察モードの場合と同じように、通常光画像が撮像される。通常光画像は、制御部68の制御により記憶部72に記憶される。

【 0 0 8 9 】

続いて、自家蛍光画像処理部70Bにおいて、記憶部72に記憶された、自家蛍光画像信号、通常光画像の画像信号を用いて、図6(A)に示すグラフから、画像信号比 $R2/G2$ に対応する血液量Cが求められ、図6(B)に示すグラフから、求めた血液量Cに対応する減衰割合Aが求められる。そして、求めた減衰割合Aから、前述の式(1)により自家蛍光画像のR色の画像信号R1が補正される。これにより、自家蛍光画像のR色の画像信号R1から、血液による光の吸収の影響を排除することができる。

10

【 0 0 9 0 】

そして、通常光画像と補正後の自家蛍光画像とが合成され、その合成画像が表示装置18に表示される。自家蛍光画像は、制御部68の制御により、補正後の自家蛍光画像のG色の画像信号をGチャンネル、R色の画像信号を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)。

【 0 0 9 1 】

以上のように、内視鏡診断装置10Aでは、自家蛍光画像から、血液による光の吸収の影響を排除し、自家蛍光物質の量の大小と、血液による吸収の大小とを区別することができるため、自家蛍光観察モードにおける診断能力を向上させることができる。

20

【 0 0 9 2 】

なお、自家蛍光観察モードの場合、2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、自家蛍光画像を疑似カラー表示することは必須ではないし、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FADに限定されない。

【 0 0 9 3 】

内視鏡診断装置10Aでは、画像信号比 $R2/G2$ に基づいて、自家蛍光画像の画像信号を補正しているが、励起光と自家蛍光とは波長帯域が本来異なり、ヘモグロビン吸収係数も、励起光の中心波長405nmと自家蛍光のピークの発光波長630nmとは大きく異なる。つまり、血液による励起光の吸収と自家蛍光の吸収とを個別に扱うことにより、血液による光の吸収に係る自家蛍光の減衰の補正精度を向上させることができる。

30

【 0 0 9 4 】

次に、血液による励起光および自家蛍光の減衰割合を個別に求め、求めた減衰割合に基づいて、自家蛍光画像を補正する実施形態について説明する。

【 0 0 9 5 】

図8は、図1に示す内視鏡診断装置の内部構成を表す第2実施形態のブロック図である。同図に示す内視鏡診断装置10Bは、図2に示す内視鏡診断装置10Aと比べて、光源装置12Bおよび内視鏡装置14Bの構成の一部だけが異なるものであるから、これ以外の同じ構成要素には同じ符号を付してその詳細な説明を省略する。以下、両者の間で異なる部分を中心に説明を行う。

40

【 0 0 9 6 】

光源装置12Bは、図2に示す内視鏡診断装置10Aの光源装置12Aにおいて、さらに、レーザ光源LD3を備えている。レーザ光源LD3からは、中心波長630nmである、所定の波長範囲の単色光(狭帯域光)が発せられる。レーザ光源LD3は、レーザ光源LD1によって励起される自家蛍光物質(本実施形態では、ポルフィリン)から発せられる自家蛍光のピークの発光波長と同じ波長域の単色光を照射する光源である。なお、光源装置12Bは、1つの単色光を発するものに限定されず、1以上の単色光を発するものであればよい。

【 0 0 9 7 】

50

光源制御部 22 は、通常光観察モードの場合、レーザ光源 LD1, LD3 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, LD3 を順番に点灯する。

【0098】

続いて、内視鏡装置 14B は、図 2 に示す内視鏡診断装置 10A の内視鏡装置 14A において、撮像素子 58 の代わりに、ハーフミラー 57 および撮像素子 58A, 58B を備え、A/D変換器 64 の代わりに、A/D変換器 64A、64B を備えている。

【0099】

ハーフミラー 57 は、観察窓 44 に取り付けられたレンズ 56 の奥に設けられている。そして、ハーフミラー 57 を透過する透過光の光路の先、および、ハーフミラー 57 で反射される反射光の光路の先に、それぞれ、撮像素子 58A、58B が取り付けられている。撮像素子 58A (通常センサ) は通常光観察用 (通常光画像および後述する単色光画像の撮像用)、撮像素子 58B (高感度センサ) は自家蛍光観察用 (自家蛍光画像の撮像用) 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 58B として、通常光観察用の撮像素子 58A よりも高感度のものが使用されている。

【0100】

撮像素子 58A, 58B は、レンズ 56 からの光 (透過光、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、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 58A 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 370 ~ 720 nm 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。また、撮像素子 58B の受光面 (光路上) には、R画素、G画素に対応して、中心波長 405 nm の励起光を遮光しつつ、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 2 分割して透過する分光透過特性を有する、R色、G色のカラーフィルタが設けられている。つまり、撮像素子 58B のカラーフィルタは、自家蛍光観察モードの場合に、中心波長 405 nm の励起光を遮光するために、例えば、波長 410 nm 以下の光をカットする励起光カットフィルタの役割も果たす。

【0101】

光源装置 12B 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。

【0102】

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。

【0103】

一方、自家蛍光観察モードの場合、レーザ光源 LD1 から発せられた自家蛍光観察用の励起光が光ファイバ 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、カラーフィルタにより励起光をカットしつつ分光され、撮像素子 58B によって自家蛍光画像が撮像される。

【0104】

自家蛍光観察モードにおいて、レーザ光源LD2から通常光観察用の励起光が発せられる場合の動作は、通常光観察モードの場合と同じである。

【0105】

また、自家蛍光観察モードにおいて、レーザ光源LD3から発せられた中心波長630nmの単色光は光ファイバ48A, 48Bによって導光され、蛍光体54A, 54Bに照射される。蛍光体54A, 54Bは、中心波長630nmの単色光により励起されることはなく、中心波長630nmの単色光は、蛍光体54A, 54Bを通過して、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、単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によって単色光画像が撮像される。

10

【0106】

以下の説明では、自家蛍光画像のR色、G色の画像信号を、それぞれ、R1, G1通常光画像のR色、G色、B色の画像信号を、それぞれ、R2, G2, B2、単色光画像のR色の画像信号を、R3とする。

【0107】

なお、中心波長630nmの単色光を光ファイバ46A, 46Bにより導光することもできる。本実施形態では、後述するように、自家蛍光画像から、血液による光の吸収の影響を排除するために、通常光画像のG色の画像信号G2と、単色光画像のR色の画像信号R3との画像信号比 $R3/G2$ を使用する。そのため、画像信号G2と画像信号R3とが同じ撮像条件となるように、中心波長630nmの単色光を通常光画像と同じ光ファイバ48A, 48Bにより導光することが望ましい。

20

【0108】

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。

【0109】

以下、自家蛍光画像から、血液による光の吸収の影響を排除する補正方法について説明する。

30

【0110】

図9(A)は、通常光画像のG色およびB色の画像信号比 $G2/B2$ と血液量との関係を表す第3変換テーブルのグラフである。このグラフの縦軸は励起光に対応する血液量C1、横軸は画像信号比 $G2/B2$ である。また、同図(B)は、血液量C1と励起光減衰割合A1との関係を表す第4変換テーブルのグラフである。このグラフの縦軸は励起光減衰割合A1、横軸は血液量C1である。

【0111】

図9は図6と同様のグラフであり、励起光の中心波長405nmに近い波長帯域の画像信号比 $G2/B2$ を使用することにより、血液による励起光の吸収の影響（血液量C1）を求め、血液による励起光の減衰割合A1を求めることができる。また、図9(A)および(B)を合成して1つのグラフにしてもよい。

40

【0112】

図10(A)は、単色光画像のR色および通常光画像のG色との画像信号比 $R3/G2$ と血液量との関係を表す第5変換テーブルのグラフである。このグラフの縦軸は自家蛍光に対応する血液量C2、横軸は画像信号比 $R3/G2$ である。また、同図(B)は、血液量C2と蛍光減衰割合A2との関係を表す第6変換テーブルのグラフである。このグラフの縦軸は蛍光減衰割合A2、横軸は血液量C2である。

【0113】

図10も図6と同様のグラフであり、自家蛍光のピークの発光波長630nmに近い波

50

長帯域の画像信号比 R_3 / G_2 を使用することにより、血液による自家蛍光の吸収の影響（血液量 C_2 ）を求め、血液による自家蛍光の減衰割合 A_2 を求めることができる。また、図 10（A）および（B）を合成して 1 つのグラフにしてもよい。

【0114】

図 9 のグラフから、画像信号比 G_2 / B_2 に対応する血液量 C_1 を求め、求めた血液量 C_1 に対応する励起光減衰割合 A_1 を求める。また、図 10 のグラフから、画像信号比 R_3 / G_2 に対応する血液量 C_2 を求め、求めた血液量 C_2 に対応する蛍光減衰割合 A_2 を求める。そして、求めた励起光減衰割合 A_1 と蛍光減衰割合 A_2 とを掛け合わせて全減衰割合 A_3 を求め、求めた全減衰割合 A_3 を用いて、下記式（2）により、自家蛍光画像の R 色の画像信号 R_1 を補正し、補正後の自家蛍光画像の R 色の画像信号 R_1' を求める。

10

$$R_1' = R_1 / (1 - A_3) \quad \dots \quad (2)$$

【0115】

これにより、血液による励起光の吸収の影響と自家蛍光の吸収の影響とを、各々独立して正確に求めることができるため、自家蛍光画像の R 色の画像信号 R_1 の補正精度をさらに向上させることができる。

【0116】

次に、内視鏡診断装置 10B の作用を説明する。

【0117】

通常光観察モードの場合、光源制御部 22 の制御により、レーザ光源 LD_1 、 LD_3 が消灯され、レーザ光源 LD_2 が点灯される。レーザ光源 LD_2 から発せられた中心波長 445 nm のレーザ光は蛍光体 54A、54B に照射され、蛍光体 54A、54B から白色光が発せられる。蛍光体 54A、54B 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 58A で受光されて、通常光画像が撮像される。通常光画像は、その B、G、R 色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）。

20

【0118】

自家蛍光観察モードの場合、図 11 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 フレーム目では自家蛍光画像、2 フレーム目では通常光画像、3 フレーム目では単色光画像がそれぞれ撮像される。

【0119】

まず、1 フレーム目では、光源制御部 22 の制御により、レーザ光源 LD_1 が点灯され、レーザ光源 LD_2 、 LD_3 が消灯される。レーザ光源 LD_1 から発せられた中心波長 405 nm のレーザ光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、励起光をカットしつつ撮像素子 58B に受光され、自家蛍光画像が撮像される。自家蛍光画像は、制御部 68 の制御により記憶部 72 に記憶される。

30

【0120】

続く、2 フレーム目では、光源制御部 22 の制御により、レーザ光源 LD_2 が点灯、レーザ光源 LD_1 、 LD_3 が消灯され、通常光観察モードの場合と同じように、通常光画像が撮像される。通常光画像は、制御部 68 の制御により記憶部 72 に記憶される。

【0121】

3 フレーム目では、光源制御部 22 の制御により、レーザ光源 LD_3 が点灯され、レーザ光源 LD_1 、 LD_2 が消灯される。レーザ光源 LD_3 から発せられた中心波長 630 nm のレーザ光が蛍光体 54A、54B を通過して被検者に照射され、その反射光が撮像素子 58A で受光されて、単色光画像が撮像される。単色光画像は、制御部 68 の制御により記憶部 72 に記憶される。

40

【0122】

続いて、自家蛍光画像処理部 70B において、記憶部 72 に記憶された、自家蛍光画像信号、通常光画像、単色光画像の画像信号を用いて、図 9 に示すグラフから、画像信号比 G_2 / B_2 に対応する血液量 C_1 が求められ、求めた血液量 C_1 に対応する励起光減衰割合 A_1 が求められる。また、図 10 に示すグラフから、画像信号比 R_3 / G_2 に対応する血液量 C_2 が求められ、求めた血液量 C_2 に対応する蛍光減衰割合 A_2 が求められる。そ

50

して、求めた励起光減衰割合 A_1 と蛍光減衰割合 A_2 とが掛け合わされて全減衰割合 A_3 が求められ、前述の式(2)により自家蛍光画像の R 色の画像信号 R_1 が補正される。これにより、自家蛍光画像の R 色の画像信号 R_1 から、血液による光の吸収の影響が排除される。これ以後の動作は、第 1 実施形態の場合と同じである。

【0123】

このように、励起光と自家蛍光とで別々に血液量を算出して、自家蛍光画像の R 色の画像信号 R_1 を補正することにより、第 1 実施形態の場合と比べて、さらに、補正精度を向上させることができ、自家蛍光観察モードにおける診断能力を向上させることができる。

【0124】

なお、第 1 実施形態の内視鏡診断装置 10A において、自家蛍光観察モードの 2 フレーム目で撮像された通常光画像の画像信号から、分光推定技術を利用して、例えば、波長 445 nm に相当する第 1 分光画像の画像信号、および、波長 630 nm に相当する第 2 分光画像の画像信号を求め、これら第 1 および第 2 分光画像の画像信号を用いて、第 2 実施形態の内視鏡診断装置 10B の作用のように、自家蛍光画像の R 色の画像信号 R_1 を補正することもできる。

10

【0125】

ここで、第 1 分光画像は、通常光画像の B 色のピークの波長 445 nm を中心波長とする分光画像(通常光画像の B 色の画像信号 B_2 に相当)であり、第 2 分光画像は、自家蛍光の R 色のピークの発光波長 630 nm を中心波長とする分光画像(単色光画像の R 色の画像信号 R_3 に相当)である。

20

【0126】

第 1 実施形態の内視鏡診断装置 10A で用いられる分光推定方法は、何ら制限されず、従来公知の方法を含む、各種の分光推定方法を用いることができる。例えば、分光推定方法として、特開 2003-93336 号公報に開示された方法、すなわち、照明用光源の分光特性および被検者内の反射特性に基づいて求められた所定の係数(マトリックス)を用いて、通常光画像の R 色、G 色、B 色のカラー画像信号から所定の波長に相当する分光画像信号を生成する方法を用いることができる。

【0127】

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。

30

【符号の説明】

【0128】

- 10A、10B 内視鏡診断装置
- 12A、12B 光源装置
- 14A、14B 内視鏡装置
- 16 プロセッサ装置
- 18 表示装置
- 20 入力装置
- 22 光源制御部
- 24 コンバイナ
- 26 カプラ
- 28 内視鏡挿入部
- 30 操作部
- 32A、32B コネクタ部
- 34 軟性部
- 36 湾曲部
- 38 先端部
- 40 アングルノブ
- 42A、42B 照明窓

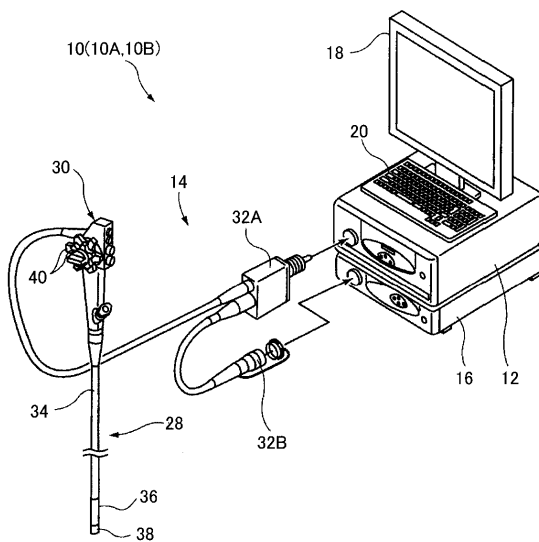
40

50

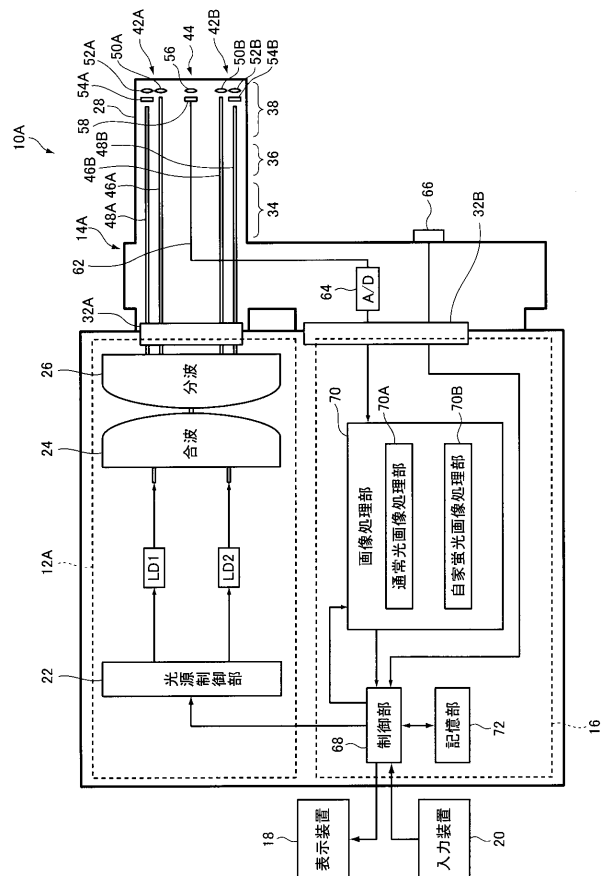
4 4 観察窓
 4 5 鉗子口
 4 6 A , 4 6 B , 4 8 A , 4 8 B 光ファイバ
 5 0 A , 5 0 B , 5 2 A , 5 2 B , 5 6 レンズ
 5 4 A , 5 4 B 蛍光体
 5 7 ハーフミラー
 5 8、5 8 A、5 8 B 撮像素子
 6 2、6 2 A、6 2 B スコープケーブル
 6 4、6 4 A、6 4 B A / D 変換器
 6 6 切り替えスイッチ
 6 8 制御部
 7 0 画像処理部
 7 0 A 通常光画像処理部
 7 0 B 自家蛍光画像処理部
 7 2 記憶部
 L D 1 , L D 2 , L D 3 レーザ光源

10

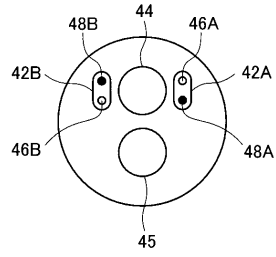
【図 1】



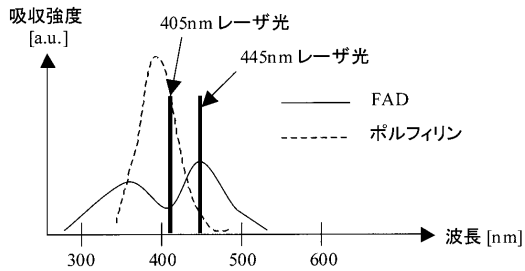
【図 2】



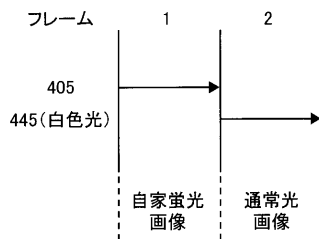
【図 3】



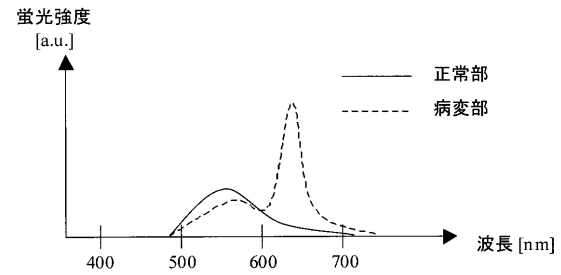
【図 4】



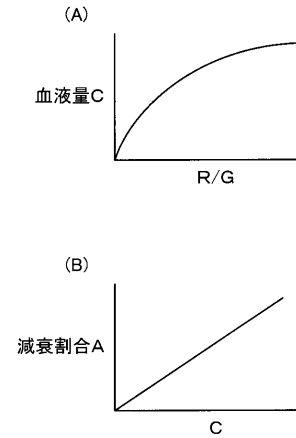
【図 7】



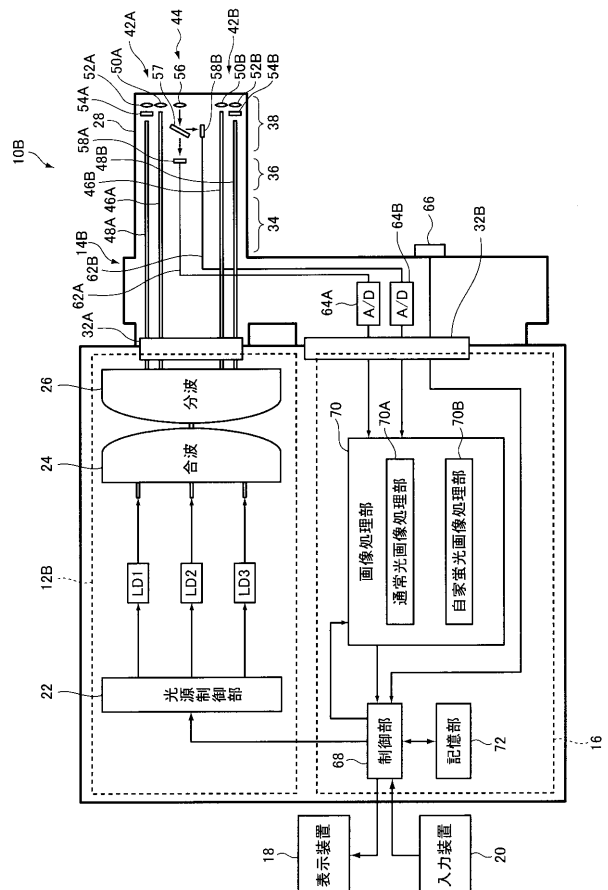
【図 5】



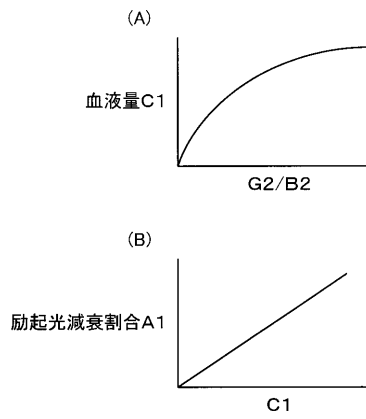
【図 6】



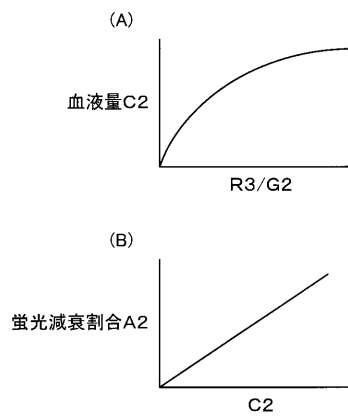
【図 8】



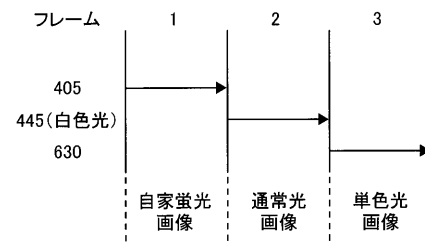
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(72)発明者 山本 拓明

神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 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 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

F ターム(参考) 4C161 BB02 CC06 DD03 HH51 LL02 NN01 NN05 NN07 QQ02 QQ04
QQ07 QQ09 RR03 RR04 SS21 WW17

专利名称(译)	内窥镜诊断设备		
公开(公告)号	JP2013059483A	公开(公告)日	2013-04-04
申请号	JP2011199402	申请日	2011-09-13
[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 山本拓明 山口博司		
发明人	齋藤 孝明 山本 拓明 山口 博司		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/06.A A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.530 A61B1/045.610 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/SS21 4C161/WW17		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP5396449B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜诊断系统，能够获得与自发荧光物质的量相对应的自发荧光图像，而不管生理组织中血液量的大小。解决方案：内窥镜诊断系统包括：光源部件，用于发射包含至少绿光和红光或蓝光和绿光的照明光；以及激发光，用于从包含在受检者的待观察区域中的自发荧光物质发射自发荧光，成像部件用于通过在被观察者的待观察区域的情况下接收来自被检者的待观察区域的照明光的反射光来对反射光图像进行成像。在受检者的被观察区域被照射的情况下，用来自光源的照明光照射受检者，并接收从受检者的被观察区域中包含的自发荧光物质发出的自发荧光。来自光源的激发光和图像校正部分，其具有通过吸收激发光和血液自发荧光而对应于血液量的衰减比率数据，计算与反射的图像信号对应的衰减比率来自与血液量相对应的衰减比数据的光图像，并使用计算出的衰减比来校正自发荧光的图像信号图片。

