

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5331855号  
(P5331855)

(45) 発行日 平成25年10月30日(2013.10.30)

(24) 登録日 平成25年8月2日(2013.8.2)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 1/00 (2006.01)** A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

請求項の数 14 (全 20 頁)

|           |                              |           |  |
|-----------|------------------------------|-----------|--|
| (21) 出願番号 | 特願2011-186345 (P2011-186345) | (73) 特許権者 | 306037311<br>富士フイルム株式会社<br>東京都港区西麻布2丁目26番30号 |
| (22) 出願日  | 平成23年8月29日(2011.8.29)        | (74) 代理人  | 100080159<br>弁理士 渡辺 望穂                       |
| (65) 公開番号 | 特開2013-46687 (P2013-46687A)  | (74) 代理人  | 100090217<br>弁理士 三和 晴子                       |
| (43) 公開日  | 平成25年3月7日(2013.3.7)          | (74) 代理人  | 100152984<br>弁理士 伊東 秀明                       |
| 審査請求日     | 平成24年12月27日(2012.12.27)      | (74) 代理人  | 100148080<br>弁理士 三橋 史生                       |
|           |                              | (72) 発明者  | 山本 拓明<br>神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地<br>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複数の自家蛍光物質から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以上の第1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反射光画像を撮像し、かつ、前記第1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、前記自家蛍光画像の信号強度が該血液の量に応じて低下するのを補正するための補正係数を有し、該補正係数の中から前記反射光画像の反射率に対応する補正係数を求め、該求めた補正係数を用いて前記自家蛍光画像の信号強度を補正し、さらに、前記白色光が被検者の被観察領域に照射され、該被検者の被観察領域からの白色光の反射光が前記撮像部により受光されるまでの第1伝播長と、前記第1励起光が被検者の被観察領域に照射され、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が前記撮像部により受光されるまでの第2伝播長との違いに応じて、前記反射光画像の反射率と前記自家蛍光画像の信号強度との間に生じる非線形性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。

【請求項2】

10

20

前記画像補正部は、前記反射光画像の反射率と補正係数との関係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、前記反射光画像の反射率に対応する補正係数を求め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】

前記光源部は、前記第1励起光として、中心波長405nmおよび445nmの少なくとも一方の所定波長範囲の励起光を発す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。

【請求項4】

前記光源部は、前記第1励起光を発するレーザ光源を備え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】

前記光源部は、中心波長445nmの所定波長範囲の第2励起光を発する白色光光源と、前記白色光光源から発せられる第2励起光が照射されることにより、該第2励起光を含む所定波長範囲の疑似白色光を発する蛍光体とを備えるものである請求項1～4のいずれか1項に記載の内視鏡診断装置。

【請求項6】

前記光源部は、前記第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、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波長選択部材とを備えるものである請求項1～6のいずれか1項に記載の内視鏡診断装置。

【請求項8】

前記波長選択部材はカラーフィルタである請求項7に記載の内視鏡診断装置。

【請求項9】

前記波長選択部材はエタロンであり、前記緑色の波長範囲は500～600nm、前記赤色の波長範囲は610～650nmである請求項7に記載の内視鏡診断装置。

【請求項10】

前記撮像部は、前記反射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第1波長選択部材と、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する分光透過特性を有する第2波長選択部材とを備えるものである請求項1～6のいずれか1項に記載の内視鏡診断装置。

【請求項11】

前記第1および第2波長選択部材はカラーフィルタである請求項10に記載の内視鏡診断装置。

【請求項12】

前記第1および第2波長選択部材はエタロンであり、前記緑色の波長範囲は500～600nm、前記赤色の波長範囲は610～650nmである請求項10に記載の内視鏡診断装置。

【請求項13】

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反射率に基づいて、それぞれ、前記自家蛍光画像の緑色および赤色の画像信号の信号強度を補正するものである請求項7～12のいずれか1項に記載の内視鏡診断装置。

【請求項14】

さらに、補正後の自家蛍光画像の緑色の画像信号を緑色チャンネル、赤色の画像信号を赤色チャンネルおよび青色チャンネルに割り当てることによって疑似カラー表示する表示装置を備える請求項13に記載の内視鏡診断装置。

10

20

30

40

50

## 【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。

## 【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。

## 【0004】

特許文献1には、2つの励起光を備え、透過波長域が変更可能なエタロンをセンサ前面に設けて、それぞれの励起光においてターゲット物質の蛍光波長に合わせた波長領域で撮像した蛍光画像から画像演算を行い、コラーゲン・エラスチン、ポルフィリン、蛍光プローブの画像をそれぞれ抽出し、コラーゲン・エラスチンをRチャンネル、ポルフィリンをGチャンネル、蛍光プローブをBチャンネルに割り当てて疑似カラー表示を行う内視鏡装置が記載されている。

## 【0005】

特許文献1では、図19および図20に示すように、まず、第1および第2フレームで波長405nmの励起光Aが被検者に照射され、第1フレームでコラーゲン・エラスチンから発せられる波長領域a1の自家蛍光およびポルフィリンから発せられる波長領域a2の自家蛍光の成分を含む画像信号D1が取得され、第2フレームで波長領域a1の自家蛍光成分を含む画像信号D2が取得される。続く第3フレームで波長660nmの励起光Bが被検者に照射され、蛍光プローブから発せられる波長領域a3の蛍光の成分を含んだ画像信号D3が取得される。

## 【0006】

画像信号D1～D3が取得された後、画像信号D1から画像信号D2を差し引くことで、波長領域a2の蛍光成分のみを有する画像信号E1が生成される。そして、画像信号D2がRチャンネル、画像信号E1がGチャンネル、画像信号D3がBチャンネルに割り当てられて、蛍光画像が疑似カラー表示される。これにより、蛍光画像は、下記表1に示すように、生体組織の状態に応じて、正常部は黄色、炎症部は灰色、病変部はマゼンタに色分けされて表示される。

## 【0007】

## 【表1】

| (表1)                                  | 正常部<br>(黄色) | 炎症部<br>(灰色) | 病変部<br>(マゼンタ) | 割り当て |
|---------------------------------------|-------------|-------------|---------------|------|
| コラーゲン・エラスチン：<br>励起光A（405nm）<br>画像信号D2 | 明           | 暗           | 暗             | R    |
| ポルフィリン：<br>励起光A（405nm）<br>画像信号E1      | 明           | 暗           | 明             | G    |
| 蛍光プローブ：<br>励起光B（660nm）<br>画像信号D3      | 暗           | 暗           | 明             | B    |

## 【先行技術文献】

10

20

30

40

50

## 【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2009-95683号公報

## 【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

特許文献1の方法は、炎症部において血液の量が増加し、血液により自家蛍光が吸収され、血液の量に応じて自家蛍光の信号強度（蛍光強度）が低下することを利用して、暗くなる領域を炎症部として抽出するものである。

【0010】

しかし、特許文献1の方法では、炎症部と、炎症部ではない太い血管などの元々血液の量が多い領域との区別がつかないため、炎症部を見ているのか、太い血管部などの血液の量を見ているのか分からない。また、病変部においても同様に血液の量が増えるため、信号強度が減弱してしまう。これを避けるために、特許文献1では、蛍光プローブを使って蛍光強度を増強する必要があり、自家蛍光物質から発せられる自家蛍光を十分に利用できていないという問題があった。

【0011】

本発明の目的は、蛍光プローブを用いることなく、血液による光の吸収の影響を排除し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】

【0012】

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複数の自家蛍光物質から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以上の第1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反射光画像を撮像し、かつ、前記第1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、前記自家蛍光画像の信号強度が該血液の量に応じて低下するのを補正するための補正係数を有し、該補正係数の中から前記反射光画像の反射率に対応する補正係数を求め、該求めた補正係数を用いて前記自家蛍光画像の信号強度を補正し、さらに、前記白色光が被検者の被観察領域に照射され、該被検者の被観察領域からの白色光の反射光が前記撮像部により受光されるまでの第1伝播長と、前記第1励起光が被検者の被観察領域に照射され、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が前記撮像部により受光されるまでの第2伝播長との違いに応じて、前記反射光画像の反射率と前記自家蛍光画像の信号強度との間に生じる非線形性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。

【0014】

また、前記画像補正部は、前記反射光画像の反射率と補正係数との関係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、前記反射光画像の反射率に対応する補正係数を求めるものであることが好ましい。

【0015】

また、前記光源部は、前記第1励起光として、中心波長405nmおよび445nmの少なくとも一方の所定波長範囲の励起光を発するものであることが好ましい。

【0016】

また、前記光源部は、前記第1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。

【0017】

10

20

30

40

50

また、前記光源部は、中心波長 445 nm の所定波長範囲の第 2 励起光を発する白色光源と、前記白色光源から発せられる第 2 励起光が照射されることにより、該第 2 励起光を含む所定波長範囲の疑似白色光を発する蛍光体とを備えるものであることが好ましい。

【0018】

また、前記光源部は、前記第 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。

【0019】

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、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波長選択部材とを備えるものであることが好ましい。

10

【0020】

また、前記波長選択部材はカラーフィルタであることが好ましい。

【0021】

また、前記波長選択部材はエタロンであり、前記緑色の波長範囲は 500 ~ 600 nm、前記赤色の波長範囲は 610 ~ 650 nm であることが好ましい。

【0022】

また、前記撮像部は、前記反射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第 1 波長選択部材と、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する分光透過特性を有する第 2 波長選択部材とを備えるものであることが好ましい。

20

【0023】

また、前記第 1 および第 2 波長選択部材はカラーフィルタであることが好ましい。

【0024】

また、前記第 1 および第 2 波長選択部材はエタロンであり、前記緑色の波長範囲は 500 ~ 600 nm、前記赤色の波長範囲は 610 ~ 650 nm であることが好ましい。

【0025】

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反射率に基づいて、それぞれ、前記自家蛍光画像の緑色および赤色の画像信号の信号強度を補正するものであることが好ましい。

30

【0026】

さらに、補正後の自家蛍光画像の緑色の画像信号を緑色チャンネル、赤色の画像信号を赤色チャンネルおよび青色チャンネルに割り当てることによって疑似カラー表示する表示装置を備えることが好ましい。

【発明の効果】

【0027】

本発明によれば、自家蛍光の発光波長域と同じ波長域の反射光画像の反射率に対応する補正係数を用いて、自家蛍光画像の信号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。

40

【図面の簡単な説明】

【0028】

【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】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】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 7】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。

50

【図 8】血液がある場合および無い場合における F A D の蛍光強度特性を表す一例のグラフである。

【図 9】反射率および蛍光強度と血液の濃度との関係を表す一例のグラフである。

【図 10】蛍光強度と反射率との関係を表す一例のグラフである。

【図 11】自家蛍光の蛍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 12】図 5 のグラフにおいて、カラーフィルタの分光透過特性を重ねて表示したものである。

【図 13】図 6 のグラフにおいて、カラーフィルタの分光透過特性を重ねて表示したものである。

【図 14】波長が異なる複数の励起光を同時に照射した場合の自家蛍光の蛍光強度分布のグラフにおいて、カラーフィルタの分光透過特性を重ねて表示したものである。

10

【図 15】血液の吸収係数と通常センサにおけるカラーフィルタとの関係を表す一例のグラフである。

【図 16】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 17】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 18】F A D 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 19】特許文献 1 に示す内視鏡装置の作用を表す概念図である。

【図 20】特許文献 1 における自家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】

20

【0029】

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。

【0030】

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 10 は、波長範囲の異なる複数の光を発生する光源装置 12 と、光源装置 12 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 14 と、内視鏡装置 14 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、

30

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。

【0031】

ここで、内視鏡診断装置 10 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、反射光画像）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 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。

【0032】

光源装置 12 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 L D 1 , L D 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。

40

【0033】

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 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

50

せるための励起光を発生する光源（白色光光源）でもある。

【0034】

レーザ光源LD1, LD2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LD1, LD2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LD1, LD2としては、ブロードエリア型のInGaN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。

【0035】

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生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。

【0036】

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。

【0037】

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1以上の励起光を使用すればよい。

【0038】

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複数の自家蛍光物質から1以上の自家蛍光を発生させるための、中心波長の異なる1以上の第1励起光を発生するものである。

【0039】

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の両方を点灯する。

【0040】

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。

【0041】

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）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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 2 】

内視鏡挿入部 2 8 は、可撓性を持つ軟性部 3 4 と、湾曲部 3 6 と、先端部（以降、内視鏡先端部とも表記する）3 8 とから構成されている。

## 【 0 0 4 3 】

湾曲部 3 6 は、軟性部 3 4 と先端部 3 8 との間に設けられ、操作部 3 0 に配置されたアングルノブ 4 0 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 3 6 は、内視鏡装置 1 4 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 3 8 を、所望の観察部位に向けることができる。

## 【 0 0 4 4 】

なお、図示していないが、操作部 3 0 及び内視鏡挿入部 2 8 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 4 5 】

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 6 】

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 7 】

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 8 】

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 <sub>10</sub> O <sub>17</sub> ) 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 9 】

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。

## 【 0 0 5 0 】

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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 5 1 】

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 5 2 】

撮像素子 5 8 A , 5 8 B は、レンズ 5 6 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 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。また、撮像素子 5 8 B の受光面（光路上）には、R画素、G画素に対応して、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 5 0 0 ~ 7 0 0 n m 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、R色、G色のカラーフィルタが設けられている。

10

## 【 0 0 5 3 】

本実施形態の撮像素子 5 8 A , 5 8 B 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反射光画像を撮像し、かつ、自家蛍光観察用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。

20

## 【 0 0 5 4 】

また、カラーフィルタは本発明の波長選択部材を構成する。本発明の波長選択部材は、撮像素子の光路上に配置され、G色およびR色に応じた波長範囲の光を透過するものである。波長選択部材は、上述するカラーフィルタに限らず、例えば、特許文献 1 に記載されたエタロンを利用することもできる。エタロンを使用する場合、例えば、G色の波長範囲は 5 0 0 ~ 6 0 0 n m 、 R 色 の 波 長 範 囲 は 6 1 0 ~ 6 5 0 n m と する こ と が 可 能 である。

## 【 0 0 5 5 】

また、本実施形態では、通常光画像（反射光画像）を撮像する撮像素子 5 8 A と、自家蛍光画像を撮像する撮像素子 5 8 B の2つの撮像素子を用いているが、例えば、1つの撮像素子を用いて、通常光画像および自家蛍光画像の両方を撮像することもできる。

30

## 【 0 0 5 6 】

光源装置 1 2 から光ファイバ 4 6 A , 4 6 B および 4 8 A , 4 8 B によって導光された光は、内視鏡先端部 3 8 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 5 6 により撮像素子 5 8 A 、 5 8 B の受光面上に結像され、撮像素子 5 8 A 、 5 8 B により光電変換されて撮像される。撮像素子 5 8 A 、 5 8 B 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。

## 【 0 0 5 7 】

ここで、通常光観察モードの場合、レーザ光源 L D 2 から発せられた通常光観察用の励起光が光ファイバ 4 8 A , 4 8 B によって導光されて蛍光体 5 4 A , 5 4 B に照射され、蛍光体 5 4 A , 5 4 B から発せられる白色光が、照明窓 4 2 A , 4 2 B 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 5 6 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 5 8 A によって通常光画像（反射光画像）が撮像される。

40

## 【 0 0 5 8 】

一方、自家蛍光観察モードの場合、レーザ光源 L D 1 , L D 2 の両方から発せられた自家蛍光観察用の励起光が光ファイバ 4 6 A , 4 6 B によって導光され、内視鏡先端部 3 8 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 5 6 により集光され、カラーフ

50

フィルタにより分光され、撮像素子 5 8 B によって G 色および R 色の自家蛍光画像が撮像される。

【 0 0 5 9 】

撮像素子 5 8 A , 5 8 B 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 6 2 A , 6 2 B を通じて A / D 変換器 6 4 A , 6 4 B に入力される。A / D 変換器 6 4 A , 6 4 B は、それぞれ、撮像素子 5 8 A , 5 8 B 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 3 2 B を介してプロセッサ装置 1 6 の画像処理部 7 0 に入力される。

【 0 0 6 0 】

続いて、プロセッサ装置 1 6 は、制御部 6 8 と、画像処理部 7 0 と、記憶部 7 2 とを備えている。制御部 6 8 には、表示装置 1 8 および入力装置 2 0 が接続されている。プロセッサ装置 1 6 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、光源装置 1 2 の光源制御部 2 2 を制御するとともに、内視鏡装置 1 4 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 1 8 に出力する。

【 0 0 6 1 】

制御部 6 8 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 7 0 および光源装置 1 2 の光源制御部 2 2 の動作を制御する。

【 0 0 6 2 】

画像処理部 7 0 は、制御部 6 8 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 1 4 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 7 0 は、通常光画像処理部 7 0 A と、自家蛍光画像処理部 7 0 B とを備えている。

【 0 0 6 3 】

通常光画像処理部 7 0 A は、通常光観察モードの場合に、A / D 変換器 6 4 A 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。

【 0 0 6 4 】

自家蛍光画像処理部 7 0 B は、自家蛍光観察モードの場合に、A / D 変換器 6 4 B 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 7 0 B 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（反射光画像）の反射率に基づいて、自家蛍光画像の信号強度を補正する。

【 0 0 6 5 】

本実施形態の画像処理部 7 0 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、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、自家蛍光画像の信号強度が血液の量に応じて低下するのを補正するための補正係数を有し、補正係数の中から反射光画像の反射率に対応する補正係数を求め、求めた補正係数を用いて自家蛍光画像の信号強度を補正するものである。

【 0 0 6 6 】

また、画像補正部は、さらに、白色光が被検者の被観察領域に照射され、被検者の被観察領域からの白色光の反射光が撮像部により受光されるまでの第 1 伝播長と、第 1 励起光が被検者の被観察領域に照射され、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撮像部により受光されるまでの第 2 伝播長との違いに応じて、反射光画像の反射率と自家蛍光画像の信号強度との間に生じる非線形性を補正する。

【 0 0 6 7 】

画像処理部 7 0 で処理された画像信号は、制御部 6 8 に送られる。制御部 6 8 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 1 8 に表示される。制御部 6 8 は

10

20

30

40

50

、補正後の自家蛍光画像のG色の画像信号G'をGチャンネル、R色の画像信号R'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。

【0068】

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。

【0069】

以下、血液による光の吸収について説明する。

【0070】

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、本実施形態で自家蛍光観察用の励起光として用いられるレーザ光の中心波長405nm, 445nmも示されている。

【0071】

FADは、約270~540nm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270nmから大きくなるに従って次第に大きくなり、波長約380nm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420nmで極小を迎える。そして、吸収強度は、波長が約420nmから大きくなるに従って再び次第に大きくなり、波長約460nm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。

【0072】

ポルフィリンは、約340~450nm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390nm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。

【0073】

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405nm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。また、自家蛍光観察用の励起光として、中心波長445nm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FADを励起させて自家蛍光を発生させることができる。

【0074】

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(nm)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405nm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。

【0075】

自家蛍光観察用の励起光として中心波長405nm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480~740nmの波長範囲の自家蛍光が発せられる。

【0076】

病変部の蛍光強度は、波長が約480nmから大きくなるに従って次第に大きくなり、波長約560nm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610nmで極小を迎える。そして、蛍光強度は、波長が約610nmから大きくなるに従って再び次第に大きくなり、波長約630nm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。

【0077】

10

20

30

40

50

一方、正常部の蛍光強度は、波長が約480nmから大きくなるに従って次第に大きくなり、波長約550nm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。

【0078】

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、2001年3月18日）。

【0079】

また、図6に示すグラフは、自家蛍光観察用の励起光として、中心波長445nmのレーザー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。

【0080】

自家蛍光観察用の励起光として、中心波長445nmのレーザー光を被検者に照射した場合、前述のように、主にFADが励起され、図6に示すように、励起光を照射した被観察領域から約480~720nmの波長範囲の自家蛍光が発せられる。

【0081】

病変部および正常部の蛍光強度ともに、波長が約480nmから大きくなるに従って次第に大きくなり、波長約550nm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FADから発せられる蛍光である。

【0082】

図6のグラフに示すように、病変部では正常部よりもFADの蛍光強度が弱くなる。従って、FADの蛍光強度の違いを捉えることにより、同様に、正常部と病変部とを区別することが可能である。

【0083】

続いて、図7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 $\mu a$  ( $cm^{-1}$ )、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 $\mu a$ が変化する吸光特性を持っている。吸光係数 $\mu a$ 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HbO<sub>2</sub>は、異なる吸光特性を持っており、同じ吸光度(吸光係数 $\mu a$ )を示す等吸収点(図7における還元ヘモグロビンと酸化ヘモグロビンの交点)を除いて、吸光度に差が生じる。一般的に、図7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。

【0084】

図8は、血液がある場合および無い場合におけるFADの蛍光強度特性を表す一例のグラフである。このグラフは、図6に示す正常部の自家蛍光物質、つまり、主としてFADから発せられた自家蛍光の蛍光強度分布を示している。図7のグラフから、波長550nm付近には血液による光の吸収ピークがある。図5, 6のグラフから、FADの蛍光波長の極大は波長約550nmであるため、このヘモグロビンの吸収ピークの波長と一致している。従って、図8のグラフに示すように、生体組織の中でFADが存在する位置よりも上部に血管が存在する場合などには、FADの蛍光スペクトルは、血液による光の吸収に応じて蛍光強度が減弱する。

【0085】

この血液による光の吸収の影響を排除するために、自家蛍光の発光波長と同じ波長域における反射光画像の反射率(信号強度)から、血液による光の吸収量を求めることができる。しかし、蛍光強度と反射率との関係は、自家蛍光と反射光の生体組織内における伝播長が違うため、単純に線形の関係ではない。つまり、反射光は、生体組織に入射された光

10

20

30

40

50

そのもの、つまり、生体組織に入射された光が生体組織内を散乱し、再び生体組織の外に出てきたものを見ている。一方、自家蛍光は、生体組織に入射された光が生体組織内を散乱し、自家蛍光物質に到達したときに初めて自家蛍光が発生し、その位置で発生した自家蛍光が生体組織内を散乱し、生体組織の外に出てきたものを見ている。

【 0 0 8 6 】

図 9 は、反射率および蛍光強度と血液の濃度との関係を表す一例のグラフである。このグラフの縦軸は、反射率（反射光）および蛍光強度（自家蛍光）の規格化された信号強度（a.u.）、横軸は血液の濃度である。同図に示すグラフは、血液の濃度が 0 の場合に、自家蛍光および反射光の信号強度の両方が 1 となるように規格化したものである。このグラフから、光が生体組織内を散乱する過程において、血管等の血液が存在する領域に遭遇すると、血液による光の吸収の影響を受けて光の信号強度が減弱することが分かる。特に、血液の濃度が高くなるに従って、反射光の信号強度（反射率）の方が、自家蛍光の信号強度（蛍光強度）よりも大きく減弱する。上述するように、一般的に反射光の方が生体組織内を散乱する距離が長くなるため、自家蛍光に比べて、より血液による光の吸収の影響を受けやすいという特性がある。

10

【 0 0 8 7 】

図 1 0 は、蛍光強度と反射率との関係を表す一例のグラフである。このグラフの縦軸は蛍光強度（a.u.）、横軸は反射率（a.u.）である。このグラフに点線で示すように、自家蛍光と反射光が生体組織内を散乱する距離が同じであれば、蛍光強度と反射率とは線形の関係となる。しかし、上述するように、一般的に反射光の方が自家蛍光よりも生体組織内を散乱する距離が長くなるため、このグラフに実線で示すように、両者は非線形の関係となり、特に、血液の濃度が高く、反射率が低い部分で非線形性が大きくなる。

20

【 0 0 8 8 】

図 1 1 は、自家蛍光の蛍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、横軸は反射率（a.u.）である。このグラフに点線で示すように、蛍光強度と反射率とが線形の関係であれば、補正係数は反射率に関わらず一定値となる。しかし、このグラフに実線で示すように、両者の関係は非線形であり、特に、反射率が低い部分で非線形性が大きいため、反射率が低い部分の補正係数は、反射率が高い部分と比べて大きくなるように設定されている。このように、反射率に対応する補正係数で、その反射率に対応する蛍光強度を補正することにより、両者の間の非線形性を補正し、かつ、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る。

30

【 0 0 8 9 】

図 1 1 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（FAD、ポルフィリン（濃度は生体組織中の濃度に近い 10  $\mu$  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 ~ 300 mg / dl の範囲で変化させながら、反射光撮影と自家蛍光撮影を行う。そして、FAD の発光波長と同じ波長域の G チャンネルおよびポルフィリンの発光波長と同じ波長域の R チャンネルの画像信号に関して図 1 0 のグラフを作成し、蛍光強度がある一定の値になるように、図 1 0 の線形直線からのズレ量から G チャンネルおよび R チャンネルの画像信号に関して図 1 1 の補正係数を作ることができる。

40

【 0 0 9 0 】

なお、反射光画像の反射率と補正係数との関係が記憶された補正係数テーブルを用いて、反射光画像の反射率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 9 1 】

続いて、図 1 2 および図 1 3 は、それぞれ、図 5 および図 6 のグラフにおいて、撮像素子 5 8 B の受光面に設けられたカラーフィルタの分光透過特性を重ねて表示したものである。カラーフィルタの分光透過率（%）は、同図右側の縦軸に示されている。また、これらのグラフには、それぞれ、自家蛍光観察用の励起光として用いられるレーザ光の中心波

50

長 4 0 5 n m、4 4 5 n m も示されている。

【 0 0 9 2 】

これらのグラフに示すように、G 色のカラーフィルタは、波長 5 5 0 n m 付近を中心とする、5 0 0 ~ 6 2 0 n m の波長範囲の光を透過させるように設計されている。これにより、主に F A D から発せられる自家蛍光が G 色のカラーフィルタを透過し、撮像素子 5 8 B により光電変換される。また、R 色のカラーフィルタは、波長 6 3 0 n m 付近を中心とする、5 8 0 ~ 7 0 0 n m の波長範囲の光を透過させるように設計されている。これにより、主にポルフィリンから発せられる自家蛍光が R 色のカラーフィルタを透過し、撮像素子 5 8 B により光電変換される。

【 0 0 9 3 】

なお、上記に限定されず、G 色のカラーフィルタは、5 0 0 n m ~ 6 0 0 n m の波長範囲の光を透過するものであり、R 色のカラーフィルタは、6 0 0 n m ~ 7 0 0 n m の波長範囲の光を透過するものであることが望ましい。

【 0 0 9 4 】

前述のように、撮像素子 5 8 B には、B 色のカラーフィルタが設けられていない。つまり、自家蛍光観察用の励起光である中心波長 4 0 5 n m および 4 4 5 n m のレーザ光はカットされ、撮像素子 5 8 B により光電変換されないように設計されている。

【 0 0 9 5 】

続いて、図 1 4 は、自家蛍光観察用の励起光として、中心波長 4 0 5 n m および 4 4 5 n m のレーザ光を同時に照射した場合の自家蛍光の蛍光強度分布のグラフにおいて、カラーフィルタの分光透過特性を重ねて表示したものである。また、同図には、自家蛍光観察用の励起光として用いられるレーザ光の中心波長 4 0 5 n m、4 4 5 n m も示されている。

【 0 0 9 6 】

このグラフに示すように、自家蛍光観察用の励起光として、中心波長 4 0 5 n m および 4 4 5 n m のレーザ光を同時に照射した場合、病変部および正常部における自家蛍光の蛍光強度は、波長 5 5 0 n m 付近の、主に F A D から発せられる自家蛍光と、波長 6 3 0 n m 付近の、主にポルフィリンから発せられる自家蛍光とにおいて、差が大きくなっていることが分かる。

【 0 0 9 7 】

従って、自家蛍光を G 色および R 色のカラーフィルタで分光して、それぞれ、G 色の自家蛍光画像および R 色の自家蛍光画像を得ることにより、G 色の自家蛍光画像では、F A D による正常部と病変部の蛍光強度の違いを捉えることができる。同様に、R 色の自家蛍光画像では、ポルフィリンによる正常部と病変部の蛍光強度の違いを捉えることができる。

【 0 0 9 8 】

図 1 5 は、血液の吸収係数と通常センサにおけるカラーフィルタとの関係を表す一例のグラフである。このグラフの縦軸はヘモグロビンの吸光係数  $\mu_a$  (  $\text{cm}^{-1}$  )、横軸は波長 ( n m ) である。このグラフに示すように、通常センサにおける G 色および R 色のカラーフィルタの波長特性は、図 1 4 に示したものと同じであり、通常センサの G 色および R 色の画像信号 ( 画像データ ) から、G 色および R 色の波長に対応した血液による光の吸収の情報を得ることが分かる。

【 0 0 9 9 】

次に、図 1 6 および図 1 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。

【 0 1 0 0 】

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 1 6 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

10

20

30

40

50

射され、その反射光が撮像素子58A(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)。

【0101】

自家蛍光観察モードの場合、図17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フレーム目は通常光観察モードと同じ観察モードであり、2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。

【0102】

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。

【0103】

続いて、2フレーム目の自家蛍光観察モードでは、図17に示すように、光源制御部22の制御により、レーザ光源LD1、LD2の両方が点灯される。図16に示すように、レーザ光源LD1から発せられた中心波長405nmのレーザ光(励起光1)と、レーザ光源LD2から発せられた中心波長445nmのレーザ光(励起光2)とが被検者に同時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、R、Gチャンネルの画像信号を含む自家蛍光画像が撮像される。そして、その自家蛍光画像信号が、制御部68の制御により記憶部72に記憶される。

【0104】

前述のように、撮像素子58Bには、B色のカラーフィルタは設けられておらず、G色およびR色のカラーフィルタだけが設けられている。そのため、B色の波長範囲である、中心波長405nmおよび445nmの励起光はカットされ、G色およびR色の波長範囲である、500nm~700nmの波長範囲の自家蛍光を撮像素子58Bで受光することができる。

【0105】

続いて、自家蛍光画像処理部70Bにおいて、記憶部72に記憶された通常光画像信号および自家蛍光画像信号を用いて、例えば、図11に示すグラフの関数の補正係数テーブルの中から、通常光画像(反射光画像)のR、Gチャンネルの画像信号(反射率)の各々に対応する補正係数が求められ、求められた補正係数を用いて、自家蛍光画像のR、Gチャンネルの信号強度が各々補正される。これにより、自家蛍光画像のR、Gチャンネルの画像信号における、血液による光の吸収の影響が排除される。ここで、補正後の自家蛍光画像のR、Gチャンネルの画像信号をR'、G'とする。

【0106】

そして、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、補正後の自家蛍光画像とが合成され、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G'をGチャンネル、R色の画像信号R'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)。

【0107】

図18に示すように、正常部では、FAD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10では、Gチャンネルの画像信号をGチャンネル、Rチャンネルの画像信号を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10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、FAD、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。

【0108】

以上のように、内視鏡診断装置10では、自家蛍光の発光波長域と同じ波長域の反射光

10

20

30

40

50

画像の反射率に対応する補正係数を用いて、自家蛍光画像の信号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 1 0 9 】

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、自家蛍光観察モードの場合に、中心波長405nmのレーザ光と中心波長445nmのレーザ光とを同時に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フレーム毎に順次照射してもよい。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FADに限定されない。

【 0 1 1 0 】

本発明は、基本的に以上のようなものである。

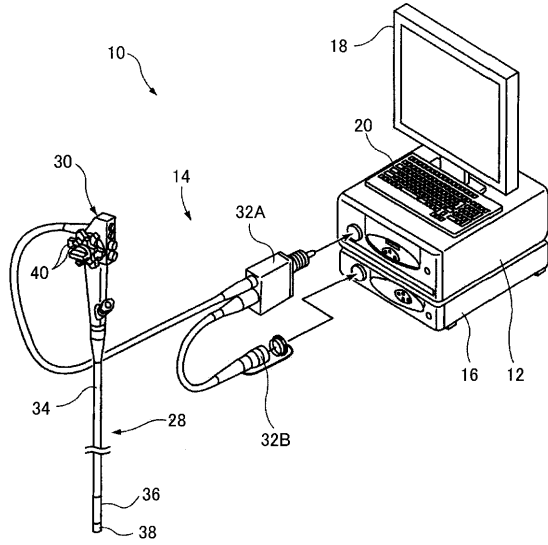
以上、本発明について詳細に説明したが、本発明は上記実施形態に限定されず、本発明の主旨を逸脱しない範囲において、種々の改良や変更をしてもよいのはもちろんである。

【 符号の説明 】

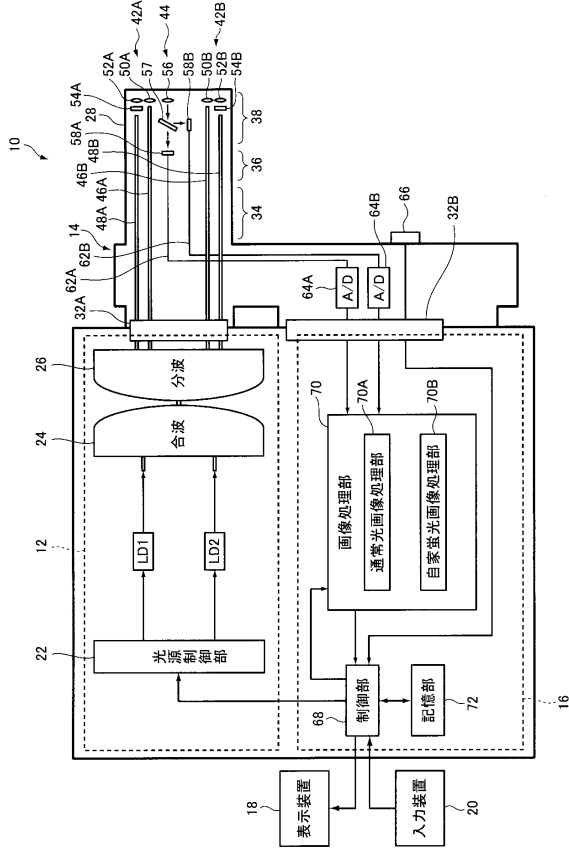
【 0 1 1 1 】

|                                |           |    |
|--------------------------------|-----------|----|
| 10                             | 内視鏡診断装置   |    |
| 12                             | 光源装置      |    |
| 14                             | 内視鏡装置     |    |
| 16                             | プロセッサ装置   |    |
| 18                             | 表示装置      | 20 |
| 20                             | 入力装置      |    |
| 22                             | 光源制御部     |    |
| 24                             | コンバイナ     |    |
| 26                             | カブラ       |    |
| 28                             | 内視鏡挿入部    |    |
| 30                             | 操作部       |    |
| 32 A , 32 B                    | コネクタ部     |    |
| 34                             | 軟性部       |    |
| 36                             | 湾曲部       |    |
| 38                             | 先端部       | 30 |
| 40                             | アングルノブ    |    |
| 42 A , 42 B                    | 照明窓       |    |
| 44                             | 観察窓       |    |
| 45                             | 鉗子口       |    |
| 46 A , 46 B , 48 A , 48 B      | 光ファイバ     |    |
| 50 A , 50 B , 52 A , 52 B , 56 | レンズ       |    |
| 54 A , 54 B                    | 蛍光体       |    |
| 57                             | ハーフミラー    |    |
| 58 A , 58 B                    | 撮像素子      |    |
| 62 A , 62 B                    | スコープケーブル  | 40 |
| 64 A , 64 B                    | A/D変換器    |    |
| 66                             | 切り替えスイッチ  |    |
| 68                             | 制御部       |    |
| 70                             | 画像処理部     |    |
| 70 A                           | 通常光画像処理部  |    |
| 70 B                           | 自家蛍光画像処理部 |    |
| 72                             | 記憶部       |    |
| LD 1 , LD 2                    | レーザ光源     |    |

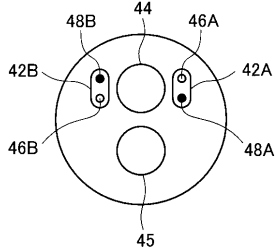
【図1】



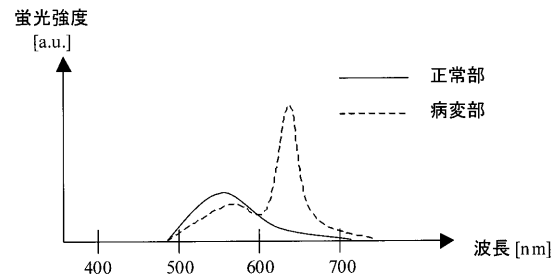
【図2】



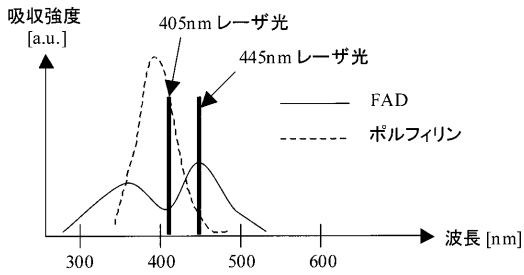
【図3】



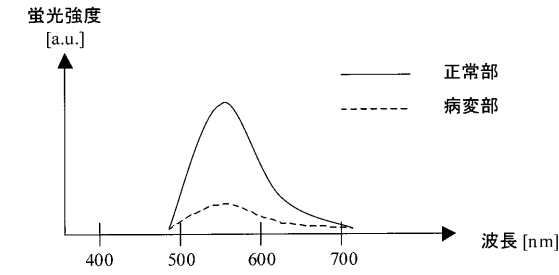
【図5】



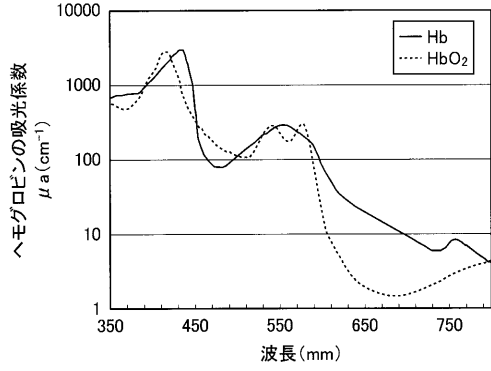
【図4】



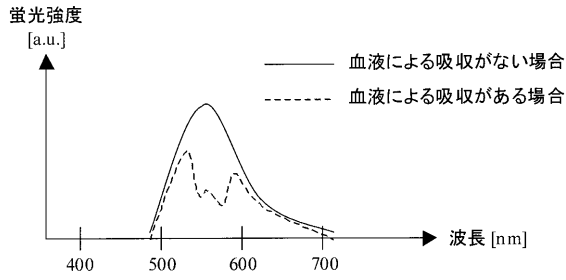
【図6】



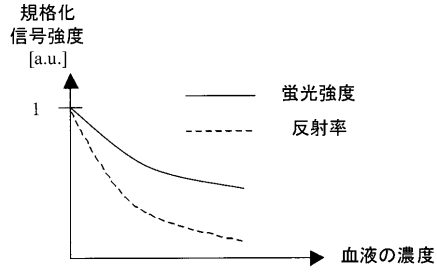
【図7】



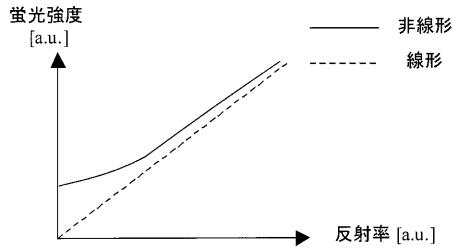
【図8】



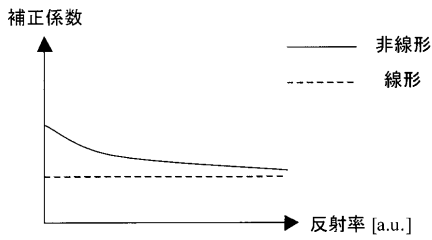
【図9】



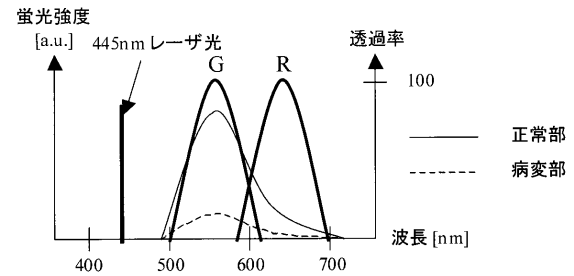
【図10】



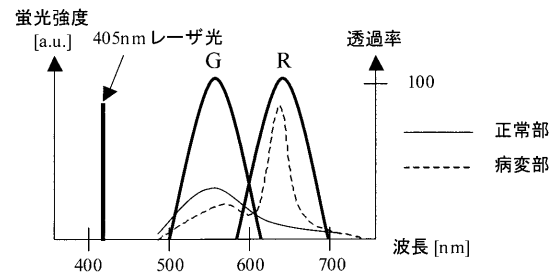
【図11】



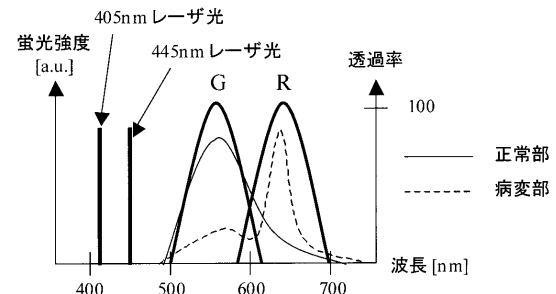
【図13】



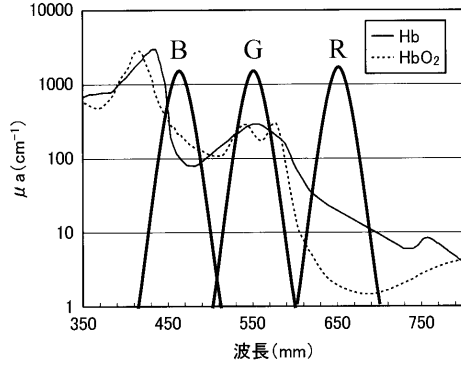
【図12】



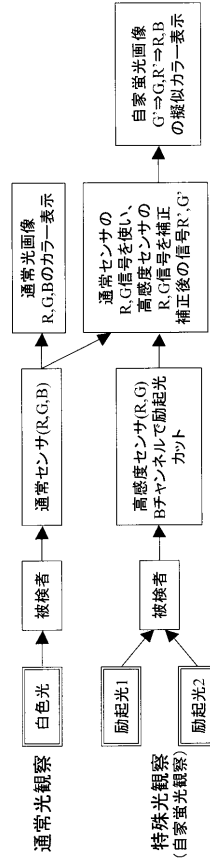
【図14】



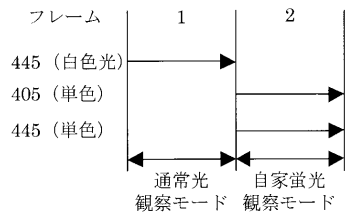
【図15】



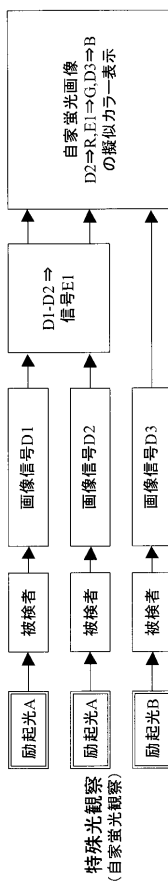
【図16】



【図17】



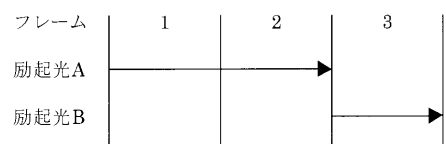
【図20】



【図18】

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

【図19】



---

フロントページの続き

審査官 樋熊 政一

- (56)参考文献 特開2002-336196(JP,A)  
特開2011-092683(JP,A)  
特開2010-136769(JP,A)  
特開平11-104070(JP,A)  
特開2007-229053(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 1/00

|                |   |         |            |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 内窥镜诊断设备   |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP5331855B2</a>   | 公开(公告)日 | 2013-10-30 |
| 申请号            | JP2011186345  | 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  |         |            |
| FI分类号          | A61B1/00.300.D A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04.531 A61B1/045.610 A61B1/07.736  |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/SS21 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW17 |         |            |
| 代理人(译)         | 伊藤英明  |         |            |
| 审查员(译)         | 棕熊正和  |         |            |
| 其他公开文献         | JP2013046687A   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>   |         |            |

**摘要(译)**  
 要解决的问题：提供一种内窥镜诊断设备，提供自发荧光图像，从中消除血液吸收光的影响，无需使用荧光探针。解决方案：内窥镜诊断设备包括：一个光源单元，用于发射白光和一种或多种具有不同中心波长的激发光，用于使包含在对象的观察区域中的至少一种自发荧光物质发射一种或多种自发荧光；成像单元，用于接收来自被摄体的观察区域的白光的反射光，以在来自光源单元的白光照射被摄体的观察区域时对反射光图像成像，以及当来自光源单元的激发光照射对象的观察区域时，接收从自发荧光物质发射的自发荧光以对应自发荧光图像成像；图像校正单元具有校正系数，该校正系数用于校正根据血液量发生的自发荧光图像的信号强度的降低，当从自发荧光物质发射的自发荧光图像被血液吸收时引起的降低，和适用于从校正系数中获得与反射光图像的反射率对应的校正系数，并使用所获得的校正系数来校正自发荧光的信号强度图片。

| (表1)                                   | 正常部<br>(黄色) | 炎症部<br>(灰色) | 病变部<br>(マゼンタ) | 割り当て |
|--|-------------|-------------|---------------|------|
| コラーゲン・エラスチン：<br>励起光A (405nm)<br>画像信号D2 | 明           | 暗           | 暗             | R    |
| ポルフィリン：<br>励起光A (405nm)<br>画像信号E1      | 明           | 暗           | 明             | G    |
| 蛍光プローブ：<br>励起光B (660nm)<br>画像信号D3      | 暗           | 暗           | 明             | B    |