

(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2013-102897

(P2013-102897A)

(43) 公開日 平成25年5月30日(2013.5.30)

(51) Int.Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

F I

A61B 1/00 300D

A61B 1/00 300Y

テーマコード (参考)

4C161

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2011-248073 (P2011-248073)
(22) 出願日 平成23年11月11日 (2011.11.11)

(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 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 室岡 孝
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

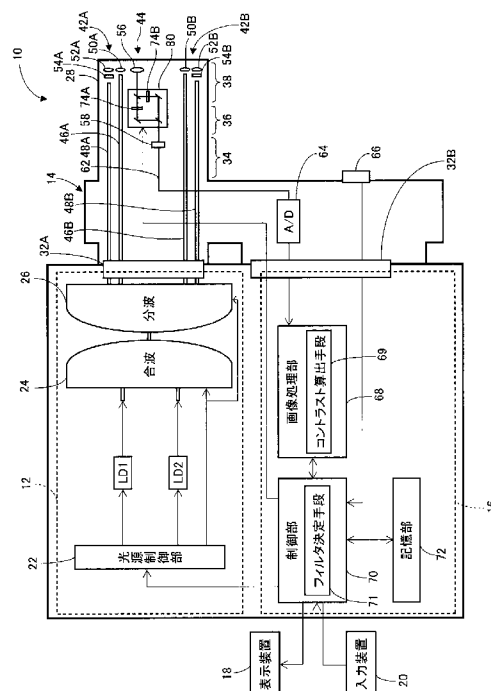
(54) 【発明の名称】 内視鏡診断装置

(57) 【要約】

【課題】被写体の観察部位や病変の状態（進行度等）に依存して異なる蛍光特性を、事前の測光によって計測し、最適な観察条件に基づいて自家蛍光観察を行うことで、より診断能のよい撮像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】励起光を照射可能な光源部12と、励起光が生体組織に照射されることによって、自家蛍光を撮像して自家蛍光画像を取得する撮像部56、80、74、58、62と、入射した自家蛍光を、撮像前に複数の経路とに分離し、また、統合する光経路分離統合手段80と、分離後の経路にそれぞれ設置され、透過する光の波長帯域が異なる複数の分光フィルタ76を備える複数の回転フィルタ74と、プレ撮影で取得された自家蛍光画像に基づいて自家蛍光画像のコントラストを算出するコントラスト算出手段69と、コントラストに基づいて本撮影用の分光フィルタ76の組合せを決定するフィルタ決定手段71と、を備える。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

白色光及び所定の狭帯域の励起光をそれぞれ照射可能な光源部と、

前記光源部から励起光が生体組織に照射されることによって、該生体組織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撮像部と、

前記撮像部に入射した自家蛍光を、撮像前に複数の経路に分離し、また、統合する光経路分離統合手段と、

前記複数の経路の途中にそれぞれ設置され、透過する光の波長帯域が異なる複数の分光フィルタを備える複数の回転フィルタと、

前記撮像部によりプレ撮影で取得された自家蛍光画像に基づいて自家蛍光画像のコントラストを算出するコントラスト算出手段と、

算出された自家蛍光画像のコントラストに基づいて、本撮影用の前記複数の経路に設置された前記複数の回転フィルタの分光フィルタの組合せを決定するフィルタ決定手段と、を備え、

前記光源部から照射する励起光の種類及びその発光強度を所定として該励起光を照射し、前記複数の回転フィルタを回転させて前記複数の分光フィルタの組合せを順次設置して、前記撮像部により複数回のプレ撮影を行って、設置された前記分光フィルタの組合せの異なる複数の自家蛍光画像を取得し、前記コントラスト算出手段により、プレ撮影で取得された複数の自家蛍光画像のコントラストを算出し、前記フィルタ決定手段により、算出された複数の自家蛍光画像のコントラストに基づいて本撮影用の前記複数の回転フィルタの前記分光フィルタの組合せを決定する内視鏡診断装置。

【請求項 2】

前記光経路分離統合手段は、前記撮像部に入射した自家蛍光を、撮像前に光量の等しい、第 1 の経路及び第 2 の経路からなる 2 つの経路に分離し、

前記複数の回転フィルタは、前記第 1 の経路に設置される第 1 の回転フィルタと、前記第 2 の経路に設置される第 2 の回転フィルタとからなることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 3】

前記回転フィルタは、透過する光の波長帯域の中心が 450 nm である第 1 の分光フィルタと、

透過する光の波長帯域の中心が 500 nm である第 2 の分光フィルタとを含むことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 4】

前記コントラスト算出手段における前記コントラストの算出は、前記自家蛍光画像の画素値からヒストグラムを作成し、前記ヒストグラムにおける高い画素値 L_{max} と低い画素値 L_{min} とから以下の式 (1) を計算することで算出されることを特徴とする請求項 1～3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡診断装置。

【数 1】

$$\text{コントラスト:} (Contrast) = \frac{L_{max} - L_{min}}{L_{max} + L_{min}} \quad \dots (1)$$

【請求項 5】

前記コントラスト算出手段における前記コントラストの算出は、前記自家蛍光画像の画素値からヒストグラムを作成し、前記ヒストグラムにおける高い画素値 L_{max} と低い画素値 L_{min} とから以下の式 (2) を計算することで算出されることを特徴とする請求項 1～3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡診断装置。

【数 2】

$$\text{コントラスト:} (Contrast) = L_{max} - L_{min} \quad \dots (2)$$

【請求項 6】

前記コントラスト算出手段における前記コントラストの算出は、前記自家蛍光画像の画素値からヒストグラムを作成し、前記ヒストグラムにおける高い画素値 L_{max} と低い画素値 L_{min} とから以下の式 (3) を計算することで算出されることを特徴とする請求項 1～3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡診断装置。

【数 3】

$$\text{コントラスト:} (Contrast) = \frac{\log(L_{max}) - \log(L_{min})}{\log(L_{max}) + \log(L_{min})} \quad \dots (3)$$

10

【請求項 7】

前記コントラスト算出手段における前記コントラストの算出は、前記自家蛍光画像の画素値からヒストグラムを作成し、前記ヒストグラムにおける高い画素値 L_{max} と低い画素値 L_{min} とから以下の式 (4) を計算することで算出されることを特徴とする請求項 1～3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡診断装置。

【数 4】

$$\text{コントラスト:} (Contrast) = \log(L_{max}) - \log(L_{min}) \quad \dots (4)$$

【請求項 8】

前記コントラスト算出手段における前記コントラストの算出は、前記自家蛍光画像の画素値からヒストグラムを作成し、前記ヒストグラムにおける高い画素値 L_{max} と低い画素値 L_{min} とから以下の式 (5) を計算することで算出されることを特徴とする請求項 1～3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡診断装置。

【数 5】

$$\text{コントラスト:} (Contrast) = \frac{x^{L_{max}} - x^{L_{min}}}{x^{L_{max}} + x^{L_{min}}} \quad (x \text{ は任意の数}) \quad \dots (5)$$

20

【請求項 9】

前記コントラスト算出手段における前記コントラストの算出は、前記自家蛍光画像の画素値からヒストグラムを作成し、前記ヒストグラムにおける高い画素値 L_{max} と低い画素値 L_{min} とから以下の式 (6) を計算することで算出されることを特徴とする請求項 1～3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡診断装置。

【数 6】

$$\text{コントラスト:} (Contrast) = \frac{L_{max}}{L_{min}} \quad \dots (6)$$

30

【請求項 10】

前記低い画素値 L_{min} は、前記ヒストグラムから高い値 5 % を除いた後のヒストグラムにおける低い値 10 % の平均値であり、前記高い画素値 L_{max} は、前記ヒストグラムから高い値 5 % を除いた後のヒストグラムにおける高い値 10 % の平均値であることを特徴とする請求項 4～9 のいずれか 1 項に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 11】

前記コントラスト算出手段における前記コントラストの算出は、前記自家蛍光画像の画素値からヒストグラムを作成し、前記ヒストグラムから高い値 10 % を除いた後のヒストグラムの高い値 30 % の平均値を前記コントラストとすることで算出されることを特徴とする請求項 1～3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 12】

40

50

前記コントラスト算出手段において前記コントラストの算出に用いられる自家蛍光画像は、前記撮像部において低解像度で出力された自家蛍光画像であることを特徴とする請求項 1 ～ 11 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

【請求項 13】

前記コントラスト算出手段において前記コントラストの算出に用いられる前記自家蛍光画像は、前記撮像部において前記撮像画像の中心領域のみが出力された前記自家蛍光画像であることを特徴とする請求項 1 ～ 11 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

【請求項 14】

前記自家蛍光画像は、前記撮像部において撮像される通常光の画像信号と自家蛍光の画像信号とに基づいて、画像処理部により生成される合成画像であることを特徴とする請求項 1 ～ 13 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

10

【請求項 15】

前記第 1 の回転フィルタの分光フィルタを前記第 1 の分光フィルタとし、前記第 2 の回転フィルタの分光フィルタを前記第 1 の分光フィルタとする第 1 の組合せ、

前記第 1 の回転フィルタの分光フィルタを前記第 1 の分光フィルタとし、前記第 2 の回転フィルタの分光フィルタを前記第 2 の分光フィルタとする、又は、前記第 1 の回転フィルタの分光フィルタを前記第 2 の分光フィルタとし、前記第 2 の回転フィルタの分光フィルタを前記第 1 の分光フィルタとする第 2 の組合せ、及び

前記第 1 の回転フィルタの分光フィルタを前記第 2 の分光フィルタとし、前記第 2 の回転フィルタの分光フィルタを前記第 2 の分光フィルタとする第 3 の組合せ、のそれぞれにおいて撮像を行い、

20

前記コントラスト算出手段は、前記第 1 の組合せに対する第 1 のコントラストと、前記第 2 の組合せに対する第 2 のコントラストと、前記第 3 の組合せに対する第 3 のコントラストとをそれぞれ算出し、

前記フィルタ決定手段は、前記第 1 のコントラスト、前記第 2 のコントラスト、及び第 3 のコントラストのうち、最もコントラストの大きいフィルタの組合せを決定し、前記決定されたフィルタ組合せに基づいて自家蛍光観察が行われることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 16】

前記光経路分離統合手段は、前記撮像部に入射した自家蛍光を、撮像前に光量の等しい、第 1 の経路、第 2 の経路、第 3 の経路、及び第 4 の経路からなる 4 つの経路に分離し、

30

前記複数の回転フィルタは、前記第 1 の経路に設置される第 1 の回転フィルタと、前記第 2 の経路に設置される第 2 の回転フィルタと、前記第 3 の経路に設置される第 3 の回転フィルタと、前記第 4 の経路に設置される第 4 の回転フィルタとからなることを特徴とする請求項 1 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、被写体（生体）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。

40

【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験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）を被写体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の合成画像（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）を行う内視鏡診断装置が活用されている。

【0003】

例えば、特許文献 1 には、自家蛍光観察を含む蛍光観察を行う内視鏡診断装置であって

50

、通常光観察と蛍光観察（特殊光観察）とを切替て行うことのできる内視鏡診断装置が記載されている。

【0004】

また、特許文献2には、自家蛍光観察を行うことのできる内視鏡診断装置であって、複数の励起光源を有する内視鏡診断装置が記載されている。

【0005】

また、特許文献3には、自家蛍光観察を行うことのできる内視鏡診断装置であって、自家蛍光を利用して被写体の正常組織と異常組織とを識別可能な内視鏡診断装置が記載されており、さらに、特許文献4には、自家蛍光観察ではないものの、ラマン分光法において、検出器の前に被写体となる組織に応じて、フィルタを設置する旨が記載されている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2011-62408号公報

【特許文献2】特開2006-187598号公報

【特許文献3】特許3810337号公報

【特許文献4】特開2010-249835号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

20

しかし、特許文献1、2には、自家蛍光観察を行うことのできる内視鏡診断装置については記載されているものの、励起光源の波長帯域や、励起光源の強度比は被写体（観察部位）や観察条件によらずに固定化されており、観察部位や病変の状態によって、つまり、粘膜の厚みや血液量、自家蛍光物質の種類や量が異なることに対して、最適な観察条件下において自家蛍光観察をすることができなかった。

また、特許文献3では、自家蛍光を利用して、異状組織の検出を容易にしているが、観察部位に最適な受光フィルタを選択し、設置することは何ら記載されていない。

そして、特許文献4では、観察部位に応じて検出器側のフィルタを変更する旨は記載されているが、病変の状態によってフィルタを変更する旨の記載はなく、また、自家蛍光観察ではなくラマン分光法に基づくラマン散乱光の観察であり、組織蛍光（自家蛍光）の除去や補正を行っている。

30

【0008】

本発明の目的は、観察部位や病変の状態に対応した最適な観察条件によって自家蛍光観察を行うため、事前にプレ撮影（プレ測光）を行って最適な観察条件を計測し、計測された最適な観察条件に基づいて自家蛍光観察を行うことを特徴とす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】

【0009】

上記課題を解決するために、本発明は、白色光及び所定の狭帯域の励起光をそれぞれ照射可能な光源部と、前記光源部から励起光が生体組織に照射されることによって、該生体組織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撮像部と、前記撮像部に入射した自家蛍光を、撮像前に複数の経路に分離し、また、統合する光経路分離統合手段と、前記複数の経路の途中にそれぞれ設置され、透過する光の波長帯域が異なる複数の分光フィルタを備える複数の回転フィルタと、前記撮像部によりプレ撮影で取得された自家蛍光画像に基づいて自家蛍光画像のコントラストを算出するコントラスト算出手段と、算出された自家蛍光画像のコントラストに基づいて、本撮影用の前記複数の経路に設置された前記複数の回転フィルタの分光フィルタの組合せを決定するフィルタ決定手段と、を備え、前記光源部から照射する励起光の種類及びその発光強度を所定として該励起光を照射し、前記複数の回転フィルタを回転させて前記複数の分光フィルタの組合せを順次設置して、前記撮像部により複数回のプレ撮影を行って、設置された前

40

50

記分光フィルタの組合せの異なる複数の自家蛍光画像を取得し、前記コントラスト算出手段により、プレ撮影で取得された複数の自家蛍光画像のコントラストを算出し、前記フィルタ決定手段により、算出された複数の自家蛍光画像のコントラストに基づいて本撮影用の前記複数の回転フィルタの前記分光フィルタの組合せを決定する内視鏡診断装置を提供する。

【0010】

また、前記光経路分離統合手段は、前記撮像部に入射した自家蛍光を、撮像前に光量の等しい、第1の経路及び第2の経路からなる2つの経路に分離し、前記複数の回転フィルタは、前記第1の経路に設置される第1の回転フィルタと、前記第2の経路に設置される第2の回転フィルタとからなることが好ましい。

10

【0011】

また、前記回転フィルタは、透過する光の波長帯域の中心が450nmである第1の分光フィルタと、透過する光の波長帯域の中心が500nmである第2の分光フィルタとを含むことが好ましい。

【0012】

また、前記コントラスト算出手段における前記コントラストの算出は、前記自家蛍光画像の画素値からヒストグラムを作成し、前記ヒストグラムにおける高い画素値 L_{max} と低い画素値 L_{min} とから以下の式(1)を計算することで算出されることが好ましい。

【数1】

$$\text{コントラスト:} (Contrast) = \frac{L_{max} - L_{min}}{L_{max} + L_{min}} \quad \dots (1)$$

20

【0013】

また、前記コントラスト算出手段における前記コントラストの算出は、前記自家蛍光画像の画素値からヒストグラムを作成し、前記ヒストグラムにおける高い画素値 L_{max} と低い画素値 L_{min} とから以下の式(2)を計算することで算出されることが好ましい。

【数2】

$$\text{コントラスト:} (Contrast) = L_{max} - L_{min} \quad \dots (2)$$

30

【0014】

また、前記コントラスト算出手段における前記コントラストの算出は、前記自家蛍光画像の画素値からヒストグラムを作成し、前記ヒストグラムにおける高い画素値 L_{max} と低い画素値 L_{min} とから以下の式(3)を計算することで算出されることが好ましい。

【数3】

$$\text{コントラスト:} (Contrast) = \frac{\log(L_{max}) - \log(L_{min})}{\log(L_{max}) + \log(L_{min})} \quad \dots (3)$$

40

【0015】

また、前記コントラスト算出手段における前記コントラストの算出は、前記自家蛍光画像の画素値からヒストグラムを作成し、前記ヒストグラムにおける高い画素値 L_{max} と低い画素値 L_{min} とから以下の式(4)を計算することで算出されることが好ましい。

【数4】

$$\text{コントラスト:} (Contrast) = \log(L_{max}) - \log(L_{min}) \quad \dots (4)$$

【0016】

また、前記コントラスト算出手段における前記コントラストの算出は、前記自家蛍光画

50

像の画素値からヒストグラムを作成し、前記ヒストグラムにおける高い画素値 L_{max} と低い画素値 L_{min} とから以下の式 (5) を計算することで算出されることが好ましい。

【数 5】

$$\text{コントラスト: (Contrast)} = \frac{x^{L_{max}} - x^{L_{min}}}{x^{L_{max}} + x^{L_{min}}} \quad (x \text{ は任意の数}) \cdots (5)$$

【0017】

また、前記コントラスト算出手段における前記コントラストの算出は、前記自家蛍光画像の画素値からヒストグラムを作成し、前記ヒストグラムにおける高い画素値 L_{max} と低い画素値 L_{min} とから以下の式 (6) を計算することで算出されることが好ましい。

10

【数 6】

$$\text{コントラスト: (Contrast)} = \frac{L_{max}}{L_{min}} \cdots (6)$$

【0018】

また、前記低い画素値 L_{min} は、前記ヒストグラムから高い値 5 % を除いた後のヒストグラムにおける低い値 10 % の平均値であり、前記高い画素値 L_{max} は、前記ヒストグラムから高い値 5 % を除いた後のヒストグラムにおける高い値 10 % の平均値であることが好ましい。

20

【0019】

また、前記コントラスト算出手段における前記コントラストの算出は、前記自家蛍光画像の画素値からヒストグラムを作成し、前記ヒストグラムから高い値 10 % を除いた後のヒストグラムの高い値 30 % の平均値を前記コントラストとすることで算出されることが好ましい。

【0020】

また、前記コントラスト算出手段において前記コントラストの算出に用いられる自家蛍光画像は、前記撮像部において低解像度で出力された自家蛍光画像であることが好ましい。

【0021】

また、前記コントラスト算出手段において前記コントラストの算出に用いられる前記自家蛍光画像は、前記撮像部において前記撮像画像の中心領域のみが出力された前記自家蛍光画像であることが好ましい。

30

【0022】

また、前記自家蛍光画像は、前記撮像部において撮像される通常光の画像信号と自家蛍光の画像信号とに基づいて、画像処理部により生成される合成画像であることが好ましい。

【0023】

また、前記第 1 の回転フィルタの分光フィルタを前記第 1 の分光フィルタとし、前記第 2 の回転フィルタの分光フィルタを前記第 1 の分光フィルタとする第 1 の組合せ、前記第 1 の回転フィルタの分光フィルタを前記第 1 の分光フィルタとし、前記第 2 の回転フィルタの分光フィルタを前記第 2 の分光フィルタとする、又は、前記第 1 の回転フィルタの分光フィルタを前記第 2 の分光フィルタとし、前記第 2 の回転フィルタの分光フィルタを前記第 1 の分光フィルタとする第 2 の組合せ、及び前記第 1 の回転フィルタの分光フィルタを前記第 2 の分光フィルタとし、前記第 2 の回転フィルタの分光フィルタを前記第 2 の分光フィルタとする第 3 の組合せ、のそれぞれにおいて撮像を行い、前記コントラスト算出手段は、前記第 1 の組合せに対する第 1 のコントラストと、前記第 2 の組合せに対する第 2 のコントラストと、前記第 3 の組合せに対する第 3 のコントラストとをそれぞれ算出し、前記フィルタ決定手段は、前記第 1 のコントラスト、前記第 2 のコントラスト、及び第 3 のコントラストのうち、最もコントラストの大きいフィルタの組合せを決定し、前記決

40

50

定されたフィルタ組合せに基づいて自家蛍光観察が行われることが好ましい。

【0024】

また、前記光経路分離統合手段は、前記撮像部に入射した自家蛍光を、撮像前に光量の等しい、第1の経路、第2の経路、第3の経路、及び第4の経路からなる4つの経路に分離し、前記複数の回転フィルタは、前記第1の経路に設置される第1の回転フィルタと、前記第2の経路に設置される第2の回転フィルタと、前記第3の経路に設置される第3の回転フィルタと、前記第4の経路に設置される第4の回転フィルタとからなることが好ましい。

【発明の効果】

【0025】

本発明によれば、被写体の観察部位や病変の状態（進行度等）に依存して異なる蛍光特性を、事前のプレ撮影（プレ測光）によって計測し、最適な観察条件に基づいて自家蛍光観察を行うことができるため、より診断能のよい撮像画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】本発明に係る内視鏡診断装置の全体構成の一実施形態を示す外観図である。

【図2】図1に示す本実施形態の内視鏡診断装置の内部構成を模式的に示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を表す概念図である。

【図4】本発明に係る内視鏡装置の光経路分離統合手段の部分拡大図である。

【図5】（A）は、本発明に係る内視鏡装置の光経路分離統合手段の経路において設置される回転フィルタの一実施例の外観図であり、（B）は、本発明に係る内視鏡装置において設置される回転フィルタの他の実施例の外観図である。

【図6】図1に示す内視鏡診断装置のコントラスト算出手段におけるコントラスト算出の一例を説明する説明図である。

【図7】図1に示す内視鏡診断装置のコントラスト算出手段におけるコントラスト算出の他の例を説明する説明図である。

【図8】本発明に係る内視鏡装置の光経路分離統合手段の他の実施例の部分拡大図である。

【発明を実施するための形態】

【0027】

本発明に係る内視鏡診断装置を、添付の図面に示す好適実施形態に基づいて以下に詳細に説明する。

【0028】

図1は、本発明に係る内視鏡診断装置の全体構成を表す一実施形態の外観図であり、図2は、その内部構成を表す本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は、通常光又は自家蛍光観察用の複数の励起光を発する光源装置12と、光源装置12から発せられる光を導光して被写体の被観察領域に照射し、被写体からの反射光又は自家蛍光を撮像する内視鏡本体14と、内視鏡本体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、入力操作を受け付ける入力装置20とによって構成される。

【0029】

ここで、内視鏡診断装置10は、通常光（白色光）を被写体に照射し、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）を被写体に照射し、その励起光によって励起された自家蛍光を撮像して自家蛍光の合成画像（自家蛍光画像）を表示する自家蛍光観察モード（特殊光観察モード）とを備え、通常光観察モードから自家蛍光観察モードに切り替えられた際に、励起光の照射範囲の被写体について自家蛍光観察に最適な分光フィルタ76を決定するプレ撮影（プレ測光）を行う。各モードは、内視鏡本体14の後述する切

10

20

30

40

50

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いて、適宜切り替えられる。

【0030】

なお、詳細については後述するが、本発明の内視鏡診断装置 10 は、回転フィルタ 74 として、プレ撮影に用いる複数の分光フィルタ 76 を備えており、自家蛍光観察モードに切り替えると、これら複数の分光フィルタ 76 を順次切り替えてプレ撮影がなされる。

【0031】

(光源装置)

図 2 に示す、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 種類のレーザ光源 LD1 (中心波長 405 nm)、LD2 (中心波長 445 nm) と、コンバイナ (合波器) 24 と、カプラ (分波器) 26 とによって構成されている。ただ、本発明では、LD2 (中心波長 445 nm) は、後述する蛍光体 54 と組み合わせて白色光源として用いられる。よって、励起光の他に白色光の照射が可能であれば、レーザ光源は、2 種類である必要はなく、1 種類であってもよい (つまり、LD2 は必要なく、LD1 のみであってもよい)。もちろん、3 種類以上であってもよい。そして、白色光源としては、上述のように励起光源を利用するのではなく、例えば、キセノン光源等の白色光源を利用してもよい。

【0032】

本実施形態において、レーザ光源 LD1、LD2 からは、上述のとおり、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 LD1 は、被写体の被観察領域に含まれる複数の自家蛍光物質、例えば、FAD (Flavin Adenin Dinucleotide)、ポルフィリン (Porphyrin) 等から自家蛍光を同時に発光させるための励起光を照射する光源である。レーザ光源 LD2 は、上述の LD1 と同じく、被写体の被観察領域に含まれる複数の自家蛍光物質等から自家蛍光を同時に発光させるための励起光を照射する光源としても働き、また、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としても働く。

【0033】

被写体の被観察領域に含まれる自家蛍光物質としては、例えば、FAD は、約 330 ~ 400 nm の波長範囲に含まれる、所定の中心波長の励起光が照射された場合に、約 450 ~ 550 nm の波長範囲の自家蛍光を発する。また、ポルフィリンは、約 350 ~ 550 nm の波長範囲に含まれる、所定の中心波長の励起光が照射された場合に、約 610 ~ 640 nm の自家蛍光を発する。

被写体の被観察領域に含まれるこれら自家蛍光物質の量は、観察部位によっても異なるし、その被観察領域が病変か否かによっても、病変の進行度合いによっても、そして、各個人によっても異なるため、励起光の中心波長や照射強度を所定とした場合、後述する撮像素子 58 の前に設置される分光フィルタ 76 の透過波長帯域によって、観察される自家蛍光画像のコントラストは異なる。

【0034】

また、自家蛍光物質としては、ポルフィリン、FAD を挙げたが、自家蛍光物質がこれらに限定されるわけではない。

例えば、他の自家蛍光物質として、NADH やコラーゲンがあり、それぞれ波長範囲が約 250 ~ 400 nm、約 200 ~ 400 nm の励起光を受けて、自家蛍光を発する。

【0035】

レーザ光源 LD1、LD2 は、後述するプロセッサ装置 16 の制御部 70 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、照射強度及び照射時間に基づく光量制御が行われる。

光源 LD1、LD2 としては、ブロード型の 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 GaNAs 系レーザダイオード等を用いることもできる。

10

20

30

40

50

【0036】

なお、通常光観察モードにおいて通常光（白色光）を発生するための通常光光源は、上述のとおり、励起光及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。自家蛍光観察モード（プレ撮影時を含む）において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。

【0037】

また、通常光観察モードの励起光の波長（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。自家蛍光観察モードの励起光の波長も、特に制限はなく、複数の自家蛍光物質を同時に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、中心波長 $405 \pm 10 \text{ nm}$ の光、又は中心波長 $445 \text{ nm} \pm 10 \text{ nm}$ の光を好適に利用することができる。

【0038】

また、1種類の中心波長の励起光を被写体に照射して、複数の自家蛍光物質から同時に自家蛍光を発光させることに限定されず、光源装置12から、複数の自家蛍光を同時に発光させるための、中心波長の異なる複数の励起光を同時に照射する構成としてもよい。また、本実施形態では、通常光光源と励起光光源とを共通の光源で構成しているが、通常光光源と励起光光源とを別々に設けることも可能である。

【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を点灯し、コンバイナ24及びカプラ26を制御して、レーザ光源LD2からの狭帯域光が後述する蛍光体54A及び54Bを備える後述する光ファイバ48A及び48Bから照射されるように制御する。

また、光源制御部22は、自家蛍光観察モード（プレ撮影時を含む）の場合、レーザ光源LD1を点灯し、コンバイナ24及びカプラ26を制御して、これらレーザ光源LD1から照射された狭帯域光が分波され、後述する光ファイバ46A及び46Bから照射されるように制御する。

なお、プレ撮影の場合は、後述する撮像素子58の前に設置された、後述する光経路分離統合手段80において予め複数の分光フィルタ76が、その組合せも含めて準備されているため、光源制御部22は、複数の分光フィルタ76を所定の組合せで設置して、順次プレ撮影（自家蛍光の撮像）を行う。プレ撮影により得られた自家蛍光の画像データは、後述する画像処理部68において、通常光観察モードで撮影された通常光画像と合成されて自家蛍光画像とされ、後述するコントラスト算出手段において、自家蛍光画像（通常光画像との合成画像）のコントラストが算出される。

そして、算出されたコントラストに基づいて制御部70の後述するフィルタ決定手段71において、自家蛍光観察に最適なフィルタの組合せが決定され、決定された分光フィルタ76の組合せに基づいて光源制御部22において自家蛍光撮影が行われる。

【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及びカプラ26は、ハーフミラー、反射ミラー等によって構成される。また、コンバイナ24及びカプラ26は、光源制御部22によって制御され、各レーザ光源LD1、LD2から発せられるレーザ光は、所望の光ファイバから照射されるように制御される。なお、これらに限らず、コンバイナ24及びカプラ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】

(内視鏡本体)

続いて、図2に示すように、内視鏡本体14は、被写体内に挿入される内視鏡挿入部28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(プレ撮影用を含む)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。内視鏡本体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、内視鏡本体14を光源装置12及びプロセッサ装置16に着脱自在に接続するコネクタ部32A、32Bとを備える。

【0042】

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。

【0043】

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の回転操作により湾曲自在に構成されている。この湾曲部36は、内視鏡本体14が使用される被写体の部位等に応じて、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。

【0044】

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。

【0045】

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系統の観察窓44の他、鉗子口45等が配置されている。

【0046】

照明窓42Aの奥には、2系統の光ファイバ46A、48Aが収納されている。光ファイバ46A、48Aは、光源装置12からコネクタ部32Aを介してスコープ先端部38まで敷設されている。光ファイバ46Aの先端部(照明窓42A側)にはレンズ50A等の光学系が取り付けられている。一方、光ファイバ48Aの先端部には蛍光体54Aが配置され、さらに、蛍光体54Aの先にレンズ52A等の光学系が取り付けられている。

【0047】

同様に、照明窓42Bの奥には、先端部にレンズ50B等の光学系を有する光ファイバ46Bと、先端部に蛍光体54B及びレンズ52B等の光学系を有する光ファイバ48Bの、2系統の光ファイバが収納されている。

【0048】

蛍光体54A、54Bは、レーザ光源LD2からの青色レーザ光(例えば、中心波長 $445 \pm 10 \text{ nm}$)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、YAG系蛍光物質、或いはBAM(BaMgAl₁₀O₁₇)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54A、54Bに照射されると、蛍光体54A、54Bから発せられる緑色～黄色の励起発光光(蛍光)と、蛍光体54A、54B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。

【0049】

照明窓42A側及び照明窓42B側の照明光学系は同等の構成及び作用のものであって、照明窓42A、42Bから同時に同等の照明光を照射させることで照明ムラを防止することができる。なお、照明窓42A、42B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でも同等の機能を実現することができる。

【0050】

一方、観察窓44の奥には、レンズ56等の光学系が取り付けられ、レンズ56の奥に

10

20

30

40

50

は、光経路分離統合手段 80 が設けられている。

光経路分離統合手段 80 は、図 4 に詳細に示すように、ハーフミラー 82 A、82 B と、ミラー 84 A、84 B によって構成され、ハーフミラー 82 A、ミラー 84 A、ハーフミラー 82 B からなる第 1 の経路と、ハーフミラー 82 A、ミラー 84 B、ハーフミラー 82 B からなる第 2 の経路とのそれぞれの間に、第 1 の回転フィルタ 74 A 及び第 2 の回転フィルタ 74 B がそれぞれ設置される。好ましくは、ハーフミラー 82 A とミラー 84 A との間に第 1 の回転フィルタ 74 A が設置され、ハーフミラー 82 A とミラー 84 B との間に第 2 の回転フィルタ 74 B が設置される。

【0051】

上述のレンズ 56 を通った光は、同量ずつ、ハーフミラー 82 A によって 2 つの経路に分離され、第 1 の経路、第 2 の経路をそれぞれ通って、再びハーフミラー 82 B によって統合される。

統合された光は、光経路分離統合手段 80 の後ろに設置された、被観察領域の画像情報を取得する CCD (Charge Coupled Device) イメージセンサや、CMOS (Charge Metal-Oxide Semiconductor) イメージセンサ等の撮像素子 58 によって撮像される。

撮像素子 58 は、時間を分けてフレームごとで利用されるため、通常光観察にも自家蛍光観察 (プレ撮影を含む) にも用いられる。

なお、本発明における撮像部は、観察窓 44、レンズ 56、光経路分離統合手段 80、回転フィルタ (分光フィルタ 76) 74、撮像素子 58、後述するスコープケーブル 62、後述する A/D 変換器 64、及び後述する画像処理部 68 等により構成される。

【0052】

また、図 5 (A) に示すように、第 1 の回転フィルタ 74 A 及び第 2 の回転フィルタ 74 B は、通常光観察モードの際に設置され、被写体組織からの反射光をそのまま通す透過部 78 と、自家蛍光観察モード (プレ撮影時を含む) の際に設置され、被写体組織からの反射光である励起光をカットする第 1 の分光フィルタ 76 A 及び第 2 の分光フィルタ 76 B とをそれぞれ備える。第 1 の回転フィルタ 74 A 及び第 2 の回転フィルタ 74 B は、後述する入力装置 20 又は切り替えスイッチ 66 からの撮像モードの切り替え指示により、透過部 78、第 1 の分光フィルタ 76 A、及び第 2 の分光フィルタ 76 B がそれぞれ切り替えて用いられ、また、第 1 の回転フィルタ 74 A と第 2 の回転フィルタ 74 B との間で分光フィルタの組合せを変えて用いられる。また、自家蛍光観察モードにおいて、通常光観察と自家蛍光観察とを交互に行う場合には、通常光観察と自家蛍光観察との周期に併せて、図示しない回転手段により回転させて用いられる。

【0053】

例えば、自家蛍光観察する生体の部位として、大腸を選んだ場合、第 1 の回転フィルタ 74 A 及び第 2 の回転フィルタ 74 B の第 1 の分光フィルタ 76 A として、例えば、450 nm を中心として所定の波長帯域 (例えば、中心波長 ± 20 nm の波長帯域) の光を透過する分光干渉フィルタを選択してもよく、また、第 2 の分光フィルタ 76 B は、例えば、500 nm を中心として所定の波長帯域 (例えば、中心波長 ± 20 nm の波長帯域) の光を透過する分光干渉フィルタを選択してもよい。なお、第 1 の分光フィルタ 76 A の具体例としては、Omega Optical 社のバンドパス型フィルタ 3RD430LP-470SP が考えられ、また、分光フィルタ 76 B の具体例としては、同社のバンドパス型フィルタ 3RD480LP-520SP が考えられる。

もちろん、第 1 の分光フィルタ 76 A、第 2 の分光フィルタ 76 B の透過波長帯域は、上述のものに限られない。例えば、透過波長帯域が更に狭いものであっても、また、更に広いものであってもよく、また、透過波長帯域が更に長波長側に寄っているものでもよい。具体的には、透過波長帯域が 450 nm ~ 600 nm の分光フィルタ (Omega Optical 社: 3RD450LP-600SP) や、透過波長帯域が 610 nm ~ 640 nm の分光フィルタ (Omega Optical 社: 3RD610LP-640SP) などが考えられる。

また、本実施形態において自家蛍光観察の対象となる生体の部位は、大腸に限らず、食

10

20

30

40

50

道や胃など、どの部位でもよいが、もちろん、所定の部位に応じて上述の分光フィルタの分光特性を変更してもよい。所定の部位に応じて、分光フィルタの分光特性を適切なものに変えることで、より鮮明な自家蛍光画像を取得することができる。

【0054】

上述のとおり、光経路分離統合手段80は、通常光観察モードの場合、上述の第1の経路及び第2の経路には、第1の回転フィルタ74A及び第2の回転フィルタ74Bの透過部78がそれぞれ設置されており、自家蛍光を含め、被写体からの戻り光をそのまま撮像素子58へ通す。

また、上述のプレ撮影の場合、第1の経路の第1の回転フィルタ74A及び第2の経路の第2の回転フィルタ74Bのそれぞれにおいて、第1の分光フィルタ76Aが設置される第1の組合せ、第1の回転フィルタ74Aにおいて第1の分光フィルタ76Aが設置され、第2の回転フィルタ74Bにおいて第2の分光フィルタ76Bが設置される（又は、第1の回転フィルタ74Aにおいて第2の分光フィルタ76Bが設置され、第2の回転フィルタ74Bにおいて第1の分光フィルタ76Aが設置される）第2の組合せ、及び第1の回転フィルタ74A及び第2の回転フィルタ74Bのそれぞれにおいて、第2の分光フィルタ76Bが設置される第3の組合せの3つの組合せを順次切り替えて撮影が行われる。

そして、プレ撮影終了後の自家蛍光観察モードでは、上述の3つの組合せのうち、後述するフィルタ決定手段71において、最も撮影に適したフィルタの組合せが設定される。

なお、光経路分離統合手段80は、上述の構成に限られず、また、回転フィルタ74も、複数の分光フィルタ76及び透過部をそれぞれ切り替えて、前述の分離後の経路に設置できれば、回転フィルタの構成に限られない。

【0055】

撮像素子58は、通常光（反射光）及び自家蛍光を受光面（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上に配列されている。撮像素子58の受光面には、R画素、G画素、B画素に対応して、それぞれ被観察領域からの可視光の370～720nmの波長範囲の反射光を3つの波長領域に分割してそれぞれを透過する分光透過特性を有する、図示しないR色、G色、B色のカラーフィルタが設けられている。

【0056】

また、自家蛍光観察モードのプレ撮影時においては、撮像素子58は、ビニング処理を行って画素数を少なくした上で自家蛍光画像の撮像データを出力してもよく、また、撮像素子58の中央部分において取得された自家蛍光画像の撮像データのみを出力してもよい。

プレ撮影は、あくまで複数の回転フィルタ74の分光フィルタ76の組合せの決定を目的とするものであって自家蛍光画像等を取得することを目的とするものではなく、また、出力する撮像データのデータ容量が小さくなれば、後述する画像処理部68のコントラスト算出手段69におけるコントラストの算出も迅速に行うことができるためである。

【0057】

なお、撮像素子58として、カラーの撮像素子を使用してR色、G色、B色の画像を同時に撮像することは必須ではなく、モノクロの撮像素子と、R色、G色、B色のカラーフィルタとを組み合わせ、R色、G色、B色の画像を面順次で撮像してもよい。

【0058】

光源装置12から光ファイバ46A、46B、及び48A、48Bによって、導光された光は、内視鏡先端部38から、被写体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される自家蛍光がレンズ56を通り、光経路分離統合手段80（途中に、第1の回転フィルタ74A及び第2の回転フィルタ74Bが設置される）を経て撮像素子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

た被写体の被観察領域の撮像信号（アナログ信号）が出力される。

【0059】

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から被写体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写体の被観察領域からの反射光がレンズ56により集光され、光経路分離統合手段80に入り、第1の経路と第2の経路とに分離され、第1の経路の第1の回転フィルタ74Aの透過部78と、第2の経路の第2の回転フィルタ74Bの透過部78とをそれぞれ通って統合され、光経路分離統合手段80を出て撮像素子58表面の図示しないカラーフィルタにより分光されて、撮像素子58によって通常光が撮像される。

10

【0060】

一方、自家蛍光観察モード（プレ撮影時を含む）の場合、レーザ光源LD1（中心波長405nm）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、被写体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写体の被観察領域に含まれる複数の自家蛍光物質から同時に発せられる自家蛍光の合成光がレンズ56により集光され、光経路分離統合手段80に入り、第1の経路と第2の経路とに分離され、第1の経路の第1の回転フィルタ74Aの第1の分光フィルタ76A及び第2の分光フィルタ76Bのいずれかと、第2の経路の第2の回転フィルタ74Bの第1の分光フィルタ76A及び第2の分光フィルタ76Bのいずれかと

20

【0061】

なお、プレ撮影時においては、予め記憶部72に記憶された全ての分光フィルタの組合せに基づいて上述のとおり順次自家蛍光が撮像され、後述する画像処理部68のコントラスト算出手段69において自家蛍光画像のコントラストが算出され、算出されたコントラストに基づいて、制御部70の後述するフィルタ決定手段71において、被写体の被対象領域の自家蛍光観察に最適なフィルタ（フィルタの組合せ含む）が決定される。

30

そして、プレ撮影終了後、決定された最適なフィルタ（分光フィルタ）の組合せに基づいて、最適な自家蛍光観察がなされる。

【0062】

なお、本実施形態における自家蛍光観察の励起光は、上述のとおり中心波長405±10nmのレーザ光（LD1）であり、自家蛍光は、分光フィルタ76を通して、例えば、約460～640nmの波長範囲の合成光を受光して撮像される。そのため、自家蛍光画像には、主にFAD及びポルフィリンの自家蛍光成分が含まれる。

【0063】

また、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、それぞれ、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68に入力される。

40

【0064】

（プロセッサ装置）

続いて、プロセッサ装置16は、画像処理部68と、制御部70と、記憶部72とを備え、画像処理部68はコントラスト算出手段69を、制御部70はフィルタ決定手段71を、それぞれ備える。制御部70には、表示装置18、入力装置20、及び光経路分離統合手段80の第1の回転フィルタ74A及び第2の回転フィルタ74Bの図示しない回転手段が接続されており、入力装置20は、上述のとおり、撮像モード（通常光観察モード

50

、及び自家蛍光観察モード）の切り替えはもちろん、入力装置 20 を介して特定のフィルタの設定（フィルタの組合せ）をすることもできる。

プロセッサ装置 16 は、内視鏡本体 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、回転フィルタ 74 を制御して所定の分光フィルタ 76 を設置し、内視鏡本体 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、記憶部 72 に記憶し、また、表示装置 18 に出力する。

【0065】

画像処理部 68 は、通常光観察モードの場合においても、自家蛍光観察モードの場合においても、通常光画像、自家蛍光画像の画像種別に応じて、内視鏡本体 14 の A/D 変換器 64 から供給される画像信号（画像データ）に対して、通常光画像及び自家蛍光画像のそれぞれ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）及び自家蛍光画像信号（自家蛍光画像）を出力（生成）する。

なお、自家蛍光画像信号（自家蛍光画像）は、内視鏡本体より供給される上述の通常光の画像信号と自家蛍光の画像信号とを画像処理部 68 で合成することで生成される合成画像信号（合成画像）である。

【0066】

画像処理部 68 で処理された画像信号は、制御部 70 に送られる。制御部 70 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、自家蛍光画像が表示装置 18 に表示される。また、制御部 70 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。

【0067】

また、画像処理部 68 は、コントラスト算出手段 69 を備え、内視鏡診断装置 10 が自家蛍光観察モードに切り替えられ、プレ撮影を行う場合には、プレ撮影により取得される自家蛍光画像信号に基づいて、自家蛍光画像のコントラストを算出する。

【0068】

コントラスト算出手段 69 におけるコントラストの算出は、図 5 に示すように、自家蛍光画像信号（自家蛍光画像データ）から画素値と画素の数に対応するヒストグラムを作成し、まず、ヒストグラムの画素値の上位 5 % を切り捨て、残りの画像データ（図 5 の点線枠内のヒストグラム）から、上位 10 % の画素値の平均値（輝度値の平均値） L_{max} と、下位 10 % の画素値の平均値（輝度値の平均値） L_{min} とを算出する。

L_{max} と L_{min} とを算出した上で、これらの値を基に、Micalson コントラストの式（1）を計算する。

【数 7】

$$\text{コントラスト:} (Contrast) = \frac{L_{max} - L_{min}}{L_{max} + L_{min}} \quad \dots (1)$$

すると、自家蛍光画像のコントラストが求められる。

【0069】

画像処理部 68 で処理された画像信号及びコントラスト算出手段 69 で算出された自家蛍光画像のコントラストは、自家蛍光画像の撮像時のフィルタの組合せと共に制御部 70 を通じて記憶部 72 に記憶される。

【0070】

また、コントラスト算出手段 69 におけるコントラストの算出は、図 6 に示すように、図 5 と同様、自家蛍光画像データから画素値と画素の数に対応するヒストグラムを作成し、上位 10 % を切り捨て、残りの画像データ（図 6 の点線枠内のヒストグラム）から、上位 30 % の画素値の平均値をとって、自家蛍光画像のコントラストとしてもよい。

前述と同様、算出された自家蛍光画像のコントラストは、自家蛍光画像データ及び自家

蛍光画像の撮像時のフィルタの組合せと共に制御部 70 を通じて記憶部 72 に記憶される。

【0071】

なお、コントラスト算出手段 69 におけるコントラストの算出は、上述の (1) 式の他にも、 L_{max} と L_{min} との単純な差分をとって、

【数 8】

$$\text{コントラスト:} (Contrast) = L_{max} - L_{min} \quad \dots (2)$$

としてもよく、また、(1) 式の各 L に対して対数（常用対数、自然対数どちらでも可）をとって、

【数 9】

$$\text{コントラスト:} (Contrast) = \frac{\log(L_{max}) - \log(L_{min})}{\log(L_{max}) + \log(L_{min})} \quad \dots (3)$$

としてもよく、また、同様に、(2) 式の各 L に対して対数（常用対数、自然対数どちらでも可）をとって、

【数 10】

$$\text{コントラスト:} (Contrast) = \log(L_{max}) - \log(L_{min}) \quad \dots (4)$$

としてもよい。

【0072】

また、(1) 式の各 L を x (x は任意の数) の累乗として、

【数 11】

$$\text{コントラスト:} (Contrast) = \frac{x^{L_{max}} - x^{L_{min}}}{x^{L_{max}} + x^{L_{min}}} \quad \dots (5)$$

としてもよい。

上述の他にも、 L_{max} と L_{min} との単純な比率 (L_{max} / L_{min}) を

【数 12】

$$\text{コントラスト:} (Contrast) = \frac{L_{max}}{L_{min}} \quad \dots (6)$$

としてもよく、また、 L_{max} を、そのまま用いて、

【数 13】

$$\text{コントラスト:} (Contrast) = L_{max} \quad \dots (7)$$

としてもよい。

また、前述の画素値と画素の数に対応するヒストグラムの全面積、つまり、自家蛍光画像の全画素数と、自家蛍光画像の全画素値の積算値とを用いて、画素値の平均値を算出し、その平均値を自家蛍光画像のコントラストとしてもよい。

【0073】

また、上述のコントラストの算出に用いる自家蛍光画像として、ビニング等の処理を行った（或いは、高解像度の撮像素子の他に、低解像度の撮像素子がある場合には、低解像度の撮像素子によって撮像された）低解像度の自家蛍光画像を用いても良く、また、撮像された自家蛍光画像のうち、中心領域のみを抜き出した自家蛍光画像を用いてもよい。コントラストの算出に用いる画素数が減るため処理を早く行うことができる。

また、コントラスト算出手段 69 におけるコントラストの算出方法の切り替えは、入力

10

20

30

40

50

装置 20 を通じて行うことができる。

【0074】

なお、自家蛍光画像データに基づくコントラストの算出は、撮像された自家蛍光画像に基づいて、つまり、予め記憶されたフィルタの組合せの数だけ行われ、自家蛍光画像データと共に記憶部 72 に記憶される。

【0075】

制御部 70 は、内視鏡本体 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（通常光観察モード、及び自家蛍光観察モード（プレ撮影を含む））に基づいて、画像処理部 68 及び光源装置 12 の光源制御部 22 の動作を制御し、また、上述した、光経路分離統合手段 80 の第 1 の回転フィルタ 74 A 及び第 2 の回転フィルタ 74 B の図示しない回転手段を制御して、第 1 の回転フィルタ 74 A 及び第 2 の回転フィルタ 74 B を設定（透過部 78、第 1 の分光フィルタ 76 A、及び第 2 の分光フィルタ 76 B のいずれかをそれぞれ設定）する。

また、制御部 70 は、画像処理部 68 で画像処理され表示可能となった表示用画像を記憶部 72 に記憶し、また、入力装置 20 等の指示により必要に応じて表示装置 18 で表示する。

【0076】

そして、制御部 70 は、プレ撮影時において、予め記憶部 72 に記憶された複数のフィルタの組合せに基づいて、プレ撮影（自家蛍光画像の撮像）を行い、画像処理部 68 及びコントラスト算出手段 69 において算出された、設定されたフィルタの組合せに対応する自家蛍光画像、及びそのコントラストを記憶部 72 で記憶し、フィルタ決定手段 71 において、最もコントラストの高いフィルタの組合せを決定する。

制御部 70 が、決定されたフィルタの組合せに基づいて第 1 の回転フィルタ 74 A 及び第 2 の回転フィルタ 74 B の図示しない回転手段を制御することで、被写体の被観察領域の観察に最適なフィルタの組合せで自家蛍光観察を行うことができる。

以上が、本発明の内視鏡診断装置 10 の構成である。

【0077】

次に、本発明の内視鏡診断装置 10 の動作を観察モード別に説明する。

【0078】

（通常光観察モード）

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 LD1 が消灯され、レーザ光源 LD2 が点灯される。レーザ光源 LD2 から発せられた中心波長 $445 \pm 10 \text{ nm}$ 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写体に照射され、その反射光が、レンズ 56 を通って光経路分離統合手段 80 に入って分離され、分離された光が、第 1 の経路の第 1 の回転フィルタ 74 A の透過部 78 と、第 2 の経路の第 2 の回転フィルタ 74 B の透過部 78 とをそれぞれ通り、再び統合され、光経路分離統合手段 80 を出て、撮像素子 58 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取得される。通常光画像は、その R、G、B チャンネルの画像信号に基づいてカラー表示される。

【0079】

（自家蛍光観察モード）

自家蛍光観察モードのプレ撮影の場合、例えば、記憶部 72 に予めフィルタの組合せが 3 つ記憶されており、フィルタの組合せ 3 つに基づいてプレ撮影がなされるとすると（例えば、第 1 の組合せ： 450 nm （励起光の発光強度 1.0）、第 2 の組合せ： 450 nm （0.5）+ 500 nm （0.5）、及び第 3 の組合せ： 500 nm （1.0））、フィルタの組合せの数である 3 フレームを単位として、光源制御部 22 を通じてレーザ光源 LD1 の発光、照射強度及び照射時間を制御し、また、第 1 の回転フィルタ 74 A 及び第 2 の回転フィルタ 74 B の図示しない回転手段を制御して、第 1 の組合せ、第 2 の組合せ、及び第 3 の組合せの順で撮像を行う。

【0080】

なお、上述の例では、プレ撮影において、第1の組合せから第3の組合せまで、全てのフィルタの組合せを1度に撮像したが、例えば、通常光観察とプレ撮影とを1フレームごと交互に切り替えて、第1フレーム：通常光観察、第2フレーム：第1の組合せでの撮像、第3フレーム：通常光観察、第4フレーム：第2の組合せでの撮像、第5フレーム：通常光観察、第6フレーム：第3の組合せでの撮像、の順で撮像を行ってもよい。

【0081】

そして、画像処理部68において、記憶部72に記憶された通常光画像信号（通常光画像データ）と、FAD又はポルフィリンの自家蛍光の画像信号（画像データ）とが合成され、両者の合成画像（つまり、自家蛍光画像）が表示装置18に表示される。

例えば、ここで、自家蛍光の画像信号を合成画像のGチャンネル、通常光画像のRチャンネル及びBチャンネルの画像信号を、それぞれ、合成画像のRチャンネル及びBチャンネルに割り当てることによって、合成画像が疑似カラー表示される。

【0082】

なお、合成画像（自家蛍光画像）を疑似カラー表示する場合に、どの画像の画像信号を、合成画像の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、合成画像を疑似カラー表示することも必須ではない。

【0083】

以上のように、画像処理部68は、フィルタの組合せに対応する自家蛍光画像を画像処理し、また、コントラスト算出手段69において自家蛍光画像のコントラストを算出して、制御部72を通じて、第1の組合せから第3の組合せに対応する自家蛍光画像及びそのコントラストを記憶部72に記憶する。

【0084】

第1の組合せから第3の組合せまでに対応する自家蛍光画像のコントラストが記憶部72に記憶されると、制御部70は、記憶部72からそれらのコントラストを入手し、フィルタ決定手段71によって、最もコントラストの高くなるフィルタの組合せを自家蛍光観察に最適なフィルタの組合せとして決定する。

以下の表1の場合では、第3の組合せのコントラストが最も高いため、第3の組合せが自家蛍光観察に最適なフィルタの組合せとして決定される。

【0085】

【表1】

	設置分光フィルタとそれらを通過する光の強度	画像コントラスト
第1の組合せ	450nm (1.0)	低い
第2の組合せ	450nm (0.5) + 500nm (0.5)	やや高い
第3の組合せ	500nm (1.0)	高い

【0086】

制御部70は、決定されたフィルタの組合せ（表1の例では、第3の組合せ）を設定し、光源制御部22を通じてレーザ光源LD1の照射強度及び照射時間を制御し、自家蛍光観察を行う。

【0087】

プレ撮影が行われた後の自家蛍光観察は、例えば、2フレームを単位として、撮像が繰り返される。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フレーム目が自家蛍光観察モードに固有の観察モードである。

【0088】

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、白色光が被写体に照射され、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

10

20

30

40

50

光画像信号が、制御部 70 の制御により記憶部 72 に記憶される。

【0089】

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、プレ撮影時において最もコントラストの高かったフィルタの組合せ（例えば、表 1 では第 3 の組合せ）が設定され、レーザ光源 LD1 の発光、照射強度、及び照射時間が制御される。レーザ光源 LD1 から発せられたレーザ光（励起光）が被写体の被観察領域に照射されることによって、被観察領域に含まれる FAD 及びポルフィリンから同時に自家蛍光が発せられる。そして、両者の自家蛍光の合成光が撮像素子 58 で受光されて、自家蛍光が撮像される。

【0090】

自家蛍光の撮像データ（アナログデータ）は、A/D 変換器 58 において画像データ（デジタルデータ）に変換され、画像処理部 68 に入力され、画像処理部 68 において画像処理され、また、通常光画像と合成されて、表示用画像に変換されて、制御部 70 を通じて、表示装置 18 及び記憶部 72 へ出力される。プレ撮影に基づいて決定された最適なフィルタの組合せで撮像されたため、表示装置 18 において表示される自家蛍光画像は、コントラストの高く観察し易い自家蛍光画像である。

【0091】

以上、本発明の内視鏡診断装置 10 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るものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変更を行ってもよい。

【0092】

例えば、本発明の光経路分離統合手段 180 は、例えば、図 8 に示すように、第 1 の経路～第 4 の経路の 4 つの経路に分離され、それぞれの経路において、回転フィルタ 174 A～174 D がそれぞれ設置されてもよい。

【0093】

図 8 に示す光経路分離統合手段 180 は、6 つのハーフミラー 182 A～182 F と、2 つのミラー 184 A、184 B と、4 つの回転フィルタ 174 A～174 D とによって構成され、ハーフミラー 182 A、182 B、ミラー 184 A、ハーフミラー 184 D、184 F を通る第 1 の経路、ハーフミラー 182 A、182 B、184 E、184 F を通る第 2 の経路、ハーフミラー 182 A、182 C、184 D、184 F を通る第 3 の経路、及び、ハーフミラー 182 A、182 C、ミラー 184 B、ハーフミラー 184 E、184 F を通る第 4 の経路の 4 つの経路を備える。

【0094】

また、回転フィルタ 174 A～174 D は、図 5（A）に示す回転フィルタでもよく、図示しない回転手段によって制御され、好ましくは、ハーフミラー 182 B、182 C の後ろ側に等距離で配置される。

光経路分離統合手段 180 が、光の経路を 4 つに分けることで、より細かいフィルタの組合せを設定することができる。

なお、光の経路の分離及び統合には、特に制限はなく、また、設置される分光フィルタについても特に制限はない。

【0095】

また、本発明において設置される分光フィルタは、例えば、それぞれの分光フィルタの透過波長帯域幅自体が異なるフィルタであってもよい。例えば、図 5（B）に示すように、バンドパスフィルタであって、透過波長帯域が 420～450 nm と狭い第 1 のフィルタ 276 A、透過波長帯域が 430～490 nm の第 2 のフィルタ 276 B と、透過波長帯域が 450～600 nm と広い第 3 のフィルタ 276 C と、透過部 278 とを備える回転フィルタ 274 であってもよい。また、これらの分光フィルタの他に、透過波長帯域の帯域幅自体は狭く、また、波長帯域自体が長波長側に寄っている分光フィルタ（例えば、透過波長帯域が 610 nm～640 nm 等）を使用してもよい。

上述と同様、第 1 のフィルタ 276 A～第 3 のフィルタ 276 B のそれぞれが設置され

10

20

30

40

50

場合において、プレ撮影がなされ、自家蛍光画像のコントラストが算出され、最もコントラストの大きい自家蛍光画像を撮像できたフィルタが自家蛍光観察のためのフィルタとして設定される。

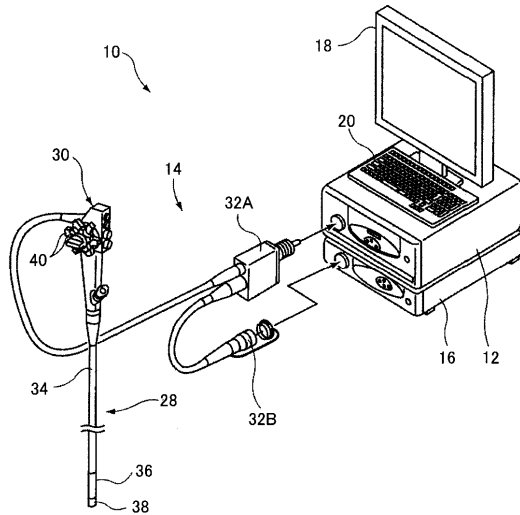
透過波長帯域や、帯域幅自体を変更するために撮像側の分光フィルタを変更することで、コントラストのそれぞれ異なる自家蛍光画像を撮像することができ、所定の被写体に対応した、自家蛍光観察に最適な分光フィルタを設定することができる。

【符号の説明】

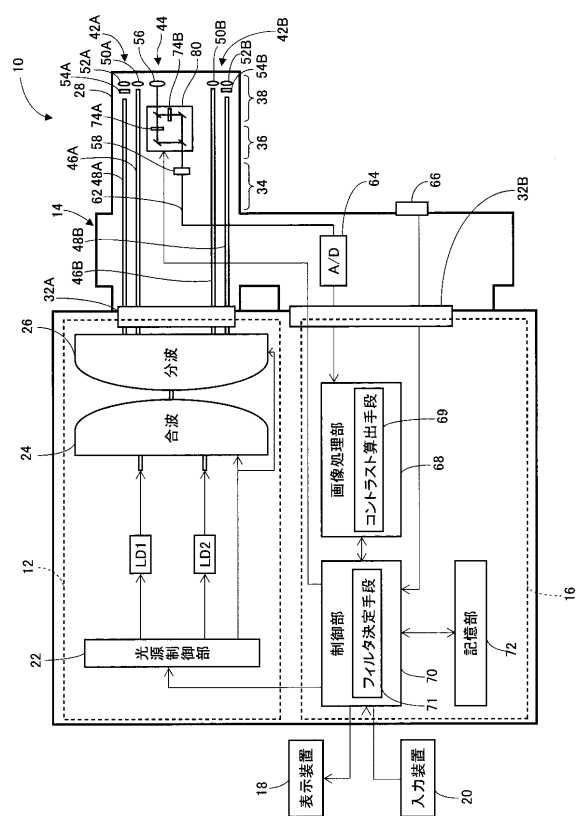
【0096】

10	内視鏡診断装置	
12	光源装置	10
14	内視鏡本体	
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（合波器）	
26	カプラ（分波器）	
28	内視鏡挿入部	
30	操作部	
32A、32B	コネクタ部	20
34	軟性部	
36	湾曲部	
38	先端部（内視鏡先端部）	
40	アングルノブ	
42A、42B	照明窓	
44	観察窓	
45	鉗子口	
46A、46B、48A、48B	光ファイバ	
50A、50B、52A、52B、56	レンズ	
54A、54B	蛍光体	30
58	撮像素子	
62	スコープケーブル	
64	A/D変換器	
66	切り替えスイッチ	
68	画像処理部	
69	コントラスト算出手段	
70	制御部	
71	フィルタ決定手段	
72	記憶部	
74	回転フィルタ	40
74A	第1の回転フィルタ	
74B	第2の回転フィルタ	
76	分光フィルタ	
76A	第1の分光フィルタ	
76B	第2の分光フィルタ	
78	透過部	
80	光経路分離統合手段	
82A、82B	ハーフミラー	
84A、84B	ミラー	
LD1、LD2	レーザ光源	50

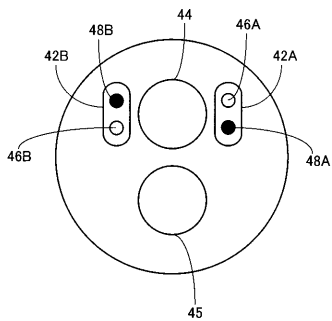
【図 1】



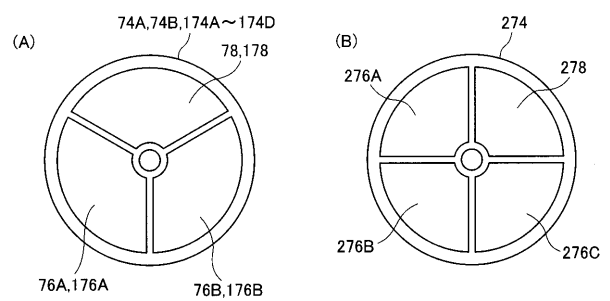
【図 2】



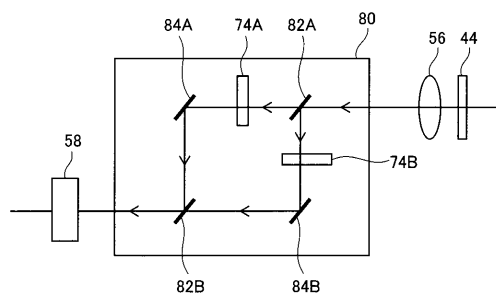
【図 3】



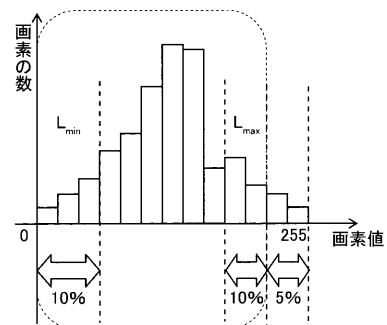
【図 5】



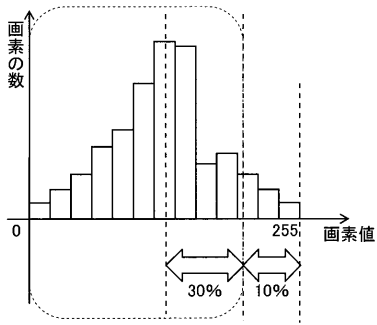
【図 4】



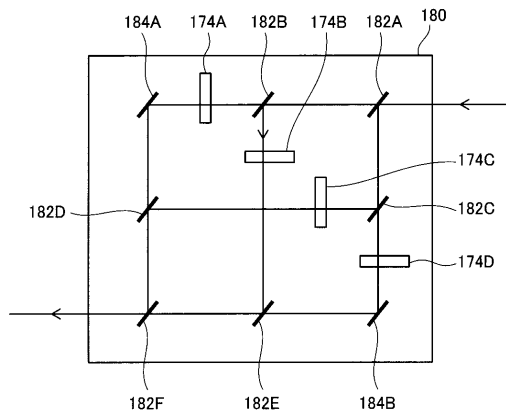
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C161 AA01 AA02 AA04 BB02 CC06 DD03 FF40 HH51 LL02 NN01
NN05 PP12 QQ04 RR04 RR14 RR18 RR26 SS21 WW04 WW08
WW17

要解决的问题：提供一种内窥镜诊断设备，通过测量不同的荧光特性，取决于受试者的观察区域和病变状态（进展阶段等），通过测量获得具有出色诊断能力的图像预先点亮并通过基于最佳观察条件进行自体荧光观察。解决方案：内窥镜诊断设备包括：能够发射激发光的光源部分12；成像部分56,80,74,58和62，用于通过成像自体荧光来捕获自体荧光图像；光路分离/整合装置80，用于在成像之前将进入的自体荧光分离成多个路径，或者整合自体荧光；多个旋转滤光器74设置在各自的分离路径中，并具有多个具有不同波段的光谱滤波器76，用于透射光；对比度计算装置69，用于根据在预成像中获得的自体荧光图像计算自体荧光图像的对比度；滤波器确定装置71，用于根据对比度确定用于主成像的光谱滤波器76的组合。

