

(11)特許出願公開番号

特開2013-102898

(P2013-102898A)

(43) 公開日 平成25年5月30日(2013.5.30)

(51) Int.Cl.

F 1

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 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 A

A

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2011-248077 (P2011-248077)

(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 望稔

(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

弃理士 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

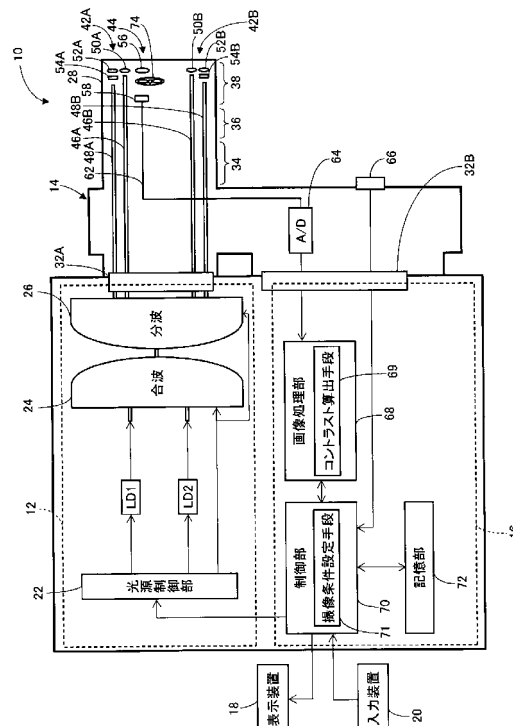
(54) 【発明の名称】 内視鏡診断装置

(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】中心波長の異なる２種以上の励起光を照射する光源部１２と、自家蛍光画像を取得する撮像部と、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撮像条件を決定する撮像条件決定手段７１と、を備え、撮像部により複数回のプレ撮影を行って複数の自家蛍光画像を取得し、コントラスト算出手段６９により、プレ撮影で取得された複数のコントラストを算出し、撮像条件決定手段７１により、コントラストに基づいて本撮影用の撮像条件となる、同時に照射する励起光の種類及びその発光比率を決定する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

中心波長の異なる 2 種以上の励起光を照射する光源部と、
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撮像条件を決定する撮像条件決定手段と、を備え、

前記光源部から同時に照射する励起光の種類及びその発光比率を変えて該励起光を照射し、前記撮像部により複数回のプレ撮影を行って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、前記撮像条件決定手段により、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撮像条件となる、同時に照射する励起光の種類及びその発光比率を決定する内視鏡診断装置。

10

【請求項 2】

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 に記載の内視鏡診断装置。

20

【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 3】

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 に記載の内視鏡診断装置。

30

【数 2】

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

【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 (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 に記載の内視鏡診断装置。

【数 3】

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

40

【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 (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 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 6】

50

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 に記載の内視鏡診断装置。

【数 5】

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

【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 (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 に記載の内視鏡診断装置。

【数 6】

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

【請求項 8】

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 2 ~ 7 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

【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 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 10】

前記コントラスト算出手段は、前記複数の励起光源の照射強度の比率を変えて複数のコントラストを算出し、前記撮像条件決定手段は、それらのコントラストを、最小二乗法を用いて 2 次曲線でフィッティングを行い、その最大ピークを与える励起光源の照射強度の比率を被写体の被対象領域の自家蛍光観察に最適な撮像条件として選出することを特徴とする請求項 1 ~ 9 のいずれか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 ~ 10 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

【請求項 12】

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 ~ 10 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

【請求項 13】

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 ~ 12 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

【請求項 14】

前記光源部は、第 1 の励起光源と第 2 の励起光源とを備え、

前記第 1 の励起光源と前記第 2 の励起光源との照射強度を 1 : 0 とする第 1 撮像条件、

前記第 1 の励起光源と前記第 2 の励起光源との照射強度を 0.5 : 0.5 とする第 2 撮像条件、及び

10

20

30

40

50

前記第 1 の励起光源と前記第 2 の励起光源との照射強度を 0 : 1 とする第 3 撮像条件に基づいて撮像を行い、

前記コントラスト算出手段は、前記第 1 撮像条件に対する第 1 のコントラストと、前記第 2 撮像条件に対する第 2 のコントラストと、前記第 3 撮像条件に対する第 3 のコントラストとをそれぞれ算出し、

前記撮像条件決定手段は、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撮像条件を決定し、前記決定された撮像条件に基づいて、自家蛍光観察が行われることを特徴とする請求項 1 ~ 13 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

【請求項 15】

前記光源部は、中心波長 $405 \pm 10 \text{ nm}$ の第 1 の励起光源と、中心波長 $445 \pm 10 \text{ nm}$ の第 2 の励起光源と、を備えることを特徴とする請求項 1 ~ 14 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被写体（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。

【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、通常光観察と蛍光観察（特殊光観察）とを切替で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するための内視鏡診断装置が記載されている。

【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】特開 2002 - 512067 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかし、特許文献 1 ~ 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のに対して、最適な観察条件下に

10

20

30

40

50

において自家蛍光観察が行われていなかった。

【 0 0 0 8 】

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】

【 0 0 0 9 】

上記課題を解決するために、本発明は、中心波長の異なる２種以上の励起光を照射する光源部と、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撮像条件を決定する撮像条件決定手段と、を備え、前記光源部から同時に照射する励起光の種類及びその発光比率を変えて該励起光を照射し、前記撮像部により複数回のプレ撮影を行って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、前記撮像条件決定手段により、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撮像条件となる、同時に照射する励起光の種類及びその発光比率を決定する内視鏡診断装置を提供する。

【 0 0 1 0 】

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】

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

【 0 0 1 1 】

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】

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

【 0 0 1 2 】

また、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】

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

【 0 0 1 3 】

また、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】

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

【0014】

また、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】

$$\text{コントラスト:} (Contrast) = \frac{x^{L_{\max}} - x^{L_{\min}}}{x^{L_{\max}} + x^{L_{\min}}} \quad (x \text{ は任意の数}) \quad \dots (5) \quad 10$$

【0015】

また、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。

【数 6】

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

【0016】

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。

【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。

【0018】

また、前記コントラスト算出手段は、前記複数の励起光源の照射強度の比率を変えて複数のコントラストを算出し、前記撮像条件決定手段は、それらのコントラストを、最小二乗法を用いて 2 次曲線でフィッティングを行い、その最大ピークを与える励起光源の照射強度の比率を被写体の被対象領域の自家蛍光観察に最適な撮像条件として選出することが好ましい。

【0019】

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。

【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。

【0021】

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。

【0022】

また、前記光源部は、第 1 の励起光源と第 2 の励起光源とを備え、前記第 1 の励起光源と前記第 2 の励起光源との照射強度を 1 : 0 とする第 1 撮像条件、前記第 1 の励起光源と

20

30

40

50

前記第 2 の励起光源との照射強度を 0 . 5 : 0 . 5 とする第 2 撮像条件、及び前記第 1 の励起光源と前記第 2 の励起光源との照射強度を 0 : 1 とする第 3 撮像条件に基づいて撮像を行い、前記コントラスト算出手段は、前記第 1 撮像条件に対する第 1 のコントラストと、前記第 2 撮像条件に対する第 2 のコントラストと、前記第 3 撮像条件に対する第 3 のコントラストとをそれぞれ算出し、前記撮像条件決定手段は、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撮像条件を決定し、前記決定された撮像条件に基づいて、自家蛍光観察が行われることが好ましい。

【 0 0 2 3 】

また、前記光源部は、中心波長 $405 \pm 10 \text{ nm}$ の第 1 の励起光源と、中心波長 $445 \pm 10 \text{ nm}$ の第 2 の励起光源と、を備えることが好ましい。

10

【 発 明 の 効 果 】

【 0 0 2 4 】

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 】

【 0 0 2 5 】

【 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觀図である。

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

20

【 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 】 図 1 に示す内視鏡診断装置の撮像素子の手前に設けられる回転フィルタの概念図である。

【 図 5 】 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 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他の例を説明する説明図である。

【 発 明 を 実 施 す る た め の 形 態 】

【 0 0 2 6 】

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。

30

【 0 0 2 7 】

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觀図であり、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。

40

【 0 0 2 8 】

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、自家蛍光観察に最適な撮像条件（中心波長の異なる励起光の組合せ、励起光の照射強度及び照射時間等）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。

50

【 0 0 2 9 】

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 1 0 は、プレ撮影に用いる複数の撮像条件をプロセッサ装置 1 4 の後述する記憶部 7 2 に予め備えており、自家蛍光観察モードに切り替えると、これら複数の撮像条件に基づいてプレ撮影がなされる。

【 0 0 3 0 】

(光源装置)

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

【 0 0 3 1 】

本実施形態において、レーザ光源 L D 1、L D 2 からは、それぞれ中心波長が 4 0 5 n m、4 4 5 n m である、所定の波長範囲 (例えば、中心波長 $\pm 1 0$ n m) の狭帯域光が発せられる。レーザ光源 L D 1 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、F A D (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 L D 2 は、上述の L D 1 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。

【 0 0 3 2 】

例えば、F A D は、約 3 3 0 ~ 4 0 0 n m 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 4 5 0 ~ 5 5 0 n m の波長範囲の自家蛍光を発する。また、ポルフィリンは、約 3 5 0 ~ 5 5 0 n m 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 6 1 0 ~ 6 4 0 n m 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。

【 0 0 3 3 】

また、自家蛍光物質としては、ポルフィリン、F A D 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、N A D H やコラーゲンがあり、それぞれ波長範囲が約 2 5 0 ~ 4 0 0 n m、約 2 0 0 ~ 4 0 0 n m の励起光を受けて、自家蛍光を発する。

【 0 0 3 4 】

レーザ光源 L D 1、L D 2 は、後述するプロセッサ装置 1 6 の制御部 7 0 によって制御される光源制御部 2 2 によりそれぞれ個別にオンオフ制御、照射強度及び照射時間 (つまり、撮像条件) に基づく光量制御が行われ、また、プレ撮影の場合には、前述のとおり、後述する記憶部 7 2 に記憶された複数の撮像条件を制御部 7 0 が読み出して、これら複数の撮像条件に基づいて、光源制御部 2 2 により光量制御がなされる。プレ撮影後の自家蛍光観察の場合には、プレ撮影に用いられた複数の撮像条件のうち、後述する撮像条件決定手段 7 1 によって、自家蛍光観察に最も適した撮像条件が決定され、その撮像条件に基づいて光源制御部 2 2 により光量制御がなされる。なお、後述する入力装置 2 0 を介して新規の撮像条件を追加することも可能である。

レーザ光源 L D 1、L D 2 としては、ブロード型の I n G a N 系レーザダイオードが利用でき、また、I n G a N A s 系レーザダイオードや G a N A s 系レーザダイオード等を用いることもできる。

【 0 0 3 5 】

なお、通常光観察モードにおいて通常光を発生するための通常光光源は、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 L E D (発光ダイオード) などを利用することもできる。自家蛍光観察モード (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

10

20

30

40

50

ザ光源（半導体レーザー）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。

【0036】

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。

10

【0037】

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。

【0038】

光源制御部 22 は、通常光観察モードの場合、レーザー光源 LD1 を消灯、レーザー光源 LD2 を点灯し、コンバイナ 24 及びカブラ 26 を制御して、レーザー光源 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。

20

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、予め決定された撮像条件の照射強度及び照射時間に基づいてレーザー光源 LD1、LD2 を点灯し、コンバイナ 24 及びカブラ 26 を制御して、これらレーザー光源 LD1、LD2 から照射された狭帯域光が合波され、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、予め複数の撮像条件が設定されているため、光源制御部 22 は、複数の撮像条件に基づいて、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。

30

そして、算出されたコントラストに基づいて制御部 70 の後述する撮像条件決定手段 71 において、自家蛍光観察に最適な撮像条件が決定され、決定された撮像条件に基づいて光源制御部 22 において光量制御が行われる。

【0039】

各レーザー光源 LD1、LD2 から発せられるレーザー光は、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 及びカブラ 26 は、ハーフミラー、反射ミラー等によって構成される。また、コンバイナ 24 及びカブラ 26 は、光源制御部 22 によって制御され、各レーザー光源 LD1、LD2 から発せられるレーザー光は、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 及びカブラ 26 を用いずに、各レーザー光源 LD1、LD2 からのレーザー光を直接コネクタ部 32A に送出する構成としてもよい。

40

【0040】

（内視鏡本体）

続いて、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）を射出する照明光学系と、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

50

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 32 A、32 B とを備える。

【0041】

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。

【0042】

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。

10

【0043】

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。

【0044】

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 42 A、42 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 44 の他、鉗子口 45 等が配置されている。

【0045】

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

20

【0046】

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

【0047】

蛍光体 54 A、54 B は、レーザ光源 LD 2 からの青色レーザ光（例えば、中心波長 $450 \pm 10 \text{ nm}$ ）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 54 A、54 B に照射されると、蛍光体 54 A、54 B から発せられる緑色～黄色の励起発光光（蛍光）と、蛍光体 54 A、54 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。

30

【0048】

照明窓 42 A 側及び照明窓 42 B 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 42 A、42 B 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 42 A、42 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でも同等の機能を実現することができる。

40

【0049】

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 の奥には、回転フィルタ 74 が設けられている。回転フィルタ 74 を透過した光は、その先に設けられた被観察領域の画像情報を取得する CCD（Charge Coupled Device）イメージ線や CMOS（Charge Metal-Oxide Semiconductor）イメージセンサ等の撮像素子 58 が取り付けられている。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、回転フィルタ 74、撮像素子 58、後述するスコープケ

50

ーブル 6 2、後述する A / D 変換器 6 4、及び後述する画像処理部 6 8 等により構成される。

【 0 0 5 0 】

また、図 4 に示すように、回転フィルタ 7 4 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 7 6 と、自家蛍光観察モード（ブレ撮影時を含む）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励起光遮断部 7 8 とを備える。回転フィルタ 7 4 は、後述する入力装置 2 0 又は切り替えスイッチ 6 6 からの撮像モードの切り替え指示により、透過部 7 6 と励起光遮断部 7 8 とを切り替えて用いられ、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。

10

なお、励起光遮断部 7 8 は、例えば、450nm～640nmまでの波長帯域の光を透過するバンドパスフィルタである。

【 0 0 5 1 】

撮像素子 5 8 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 5 8 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。

20

【 0 0 5 2 】

また、自家蛍光観察モードのブレ撮影時においては、撮像素子 5 8 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 5 8 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。

ブレ撮影は、あくまで撮像条件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 6 8 のコントラスト算出手段 6 9 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。

30

【 0 0 5 3 】

なお、撮像素子 5 8 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。

【 0 0 5 4 】

光源装置 1 2 から光ファイバ 4 6 A、4 6 B、及び48A、48Bによって、導光された光は、内視鏡先端部 3 8 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 5 6 により撮像素子 5 8 の受光面上に結像され、撮像素子 5 8 により光電変換されて撮像される。撮像素子 5 8 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。

40

【 0 0 5 5 】

通常光観察モードの場合、レーザ光源 LD 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 5 6 により集光され、図示しないカラーフィルタにより分光されて、撮像素子 5 8 によって通常光が撮像される。

【 0 0 5 6 】

一方、自家蛍光観察モード（ブレ撮影時を含む）の場合、設定された撮像条件に基づい

50

て、レーザ光源 L D 1、L D 2 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 5 6 により集光され、励起光遮断部 7 8 によって励起光成分（中心波長 $405 \pm 10 \text{ nm}$ 、 $445 \pm 10 \text{ nm}$ の反射光）がカットされ、撮像素子 5 8 によって自家蛍光が撮像される。

【0057】

なお、プレ撮影時においては、予め記憶部 7 2 に記憶された全ての撮像条件に基づいて上述のとおり自家蛍光が撮像され、後述する画像処理部 6 8 のコントラスト算出手段 6 9 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 7 0 の後述する撮像条件決定手段 7 1 において、被写体の被対象領域の自家蛍光観察に最適な撮像条件が決定される。

そして、プレ撮影終了後、決定された最適な撮像条件に基づいて光源制御部 2 2 によりレーザ光源 L D 1、L D 2 が制御され、最適な自家蛍光観察がなされる。

【0058】

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 $405 \pm 10 \text{ nm}$ のレーザ光（L D 1）と中心波長 $445 \pm 10 \text{ nm}$ のレーザ光（L D 2）との組合せであり、自家蛍光は、励起光遮断フィルタ 7 8 を通して、約 $460 \sim 640 \text{ nm}$ 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 F A D 及びボルフィリンの自家蛍光成分が含まれる。

【0059】

また、撮像素子 5 8 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 を通じて A / D 変換器 6 4 に入力される。A / D 変換器 6 4 は、撮像素子 5 8 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 6 8 に入力される。

【0060】

（プロセッサ装置）

続いて、プロセッサ装置 1 6 は、画像処理部 6 8 と、制御部 7 0 と、記憶部 7 2 とを備え、画像処理部 6 8 はコントラスト算出手段 6 9 を、制御部 7 0 は撮像条件決定手段 7 1 を、それぞれ備える。制御部 7 0 には、表示装置 1 8 及び入力装置 2 0 が接続されており、入力装置 2 0 は、上述のとおり、撮像モード（通常光観察モード、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 2 0 を介して新規な撮像条件を追加設定することもできる。

プロセッサ装置 1 6 は、内視鏡本体 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、内視鏡本体 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、記憶部 7 2 に記憶し、また、表示装置 1 8 に出力する。

【0061】

画像処理部 6 8 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 1 4 の A / D 変換器 6 4 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 6 8 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。

【0062】

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

10

20

30

40

50

、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。

【0063】

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。

【0064】

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、Micaelson 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。

【0065】

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条件等と共に制御部 70 を通じて記憶部 72 に記憶される。

【0066】

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条件等と共に制御部 70 を通じて記憶部 72 に記憶される。

【0067】

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。

【0068】

10

20

30

40

50

また、(1)式の各Lをx(xは任意の数)の累乗として、

【数11】

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

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】

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

10

としてもよく、また、 L_{\max} を、そのまま用いて、

【数13】

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

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。

【0069】

20

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、ピ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、入力装置20を通じて行うことができる。

【0070】

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、予め記憶された撮像条件の数だけ行われ、自家蛍光画像データと共に記憶部72に記憶される。

30

【0071】

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。

【0072】

40

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撮像条件に基づいて、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撮像条件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、撮像条件決定手段71において、最もコントラストの高い撮像条件を決定する。

制御部70が、決定された撮像条件に基づいて光源制御部22を制御することで、被写体の被観察領域の観察に最適な撮像条件で自家蛍光観察を行うことができる。

【0073】

また、コントラスト算出手段69は、励起光の強度比率(L_{D1} と L_{D2} との照射強度の比率。合計を1.0とする。)を変えて複数のコントラストを算出し、撮像条件決定手

50

段 7 1 は、それらのコントラストを、最小二乗法を用いて 2 次曲線でフィッティングを行い、その最大ピークを与える励起光の強度比率を被写体の被対象領域の自家蛍光観察に最適な撮像条件として決定してもよい。

以上が、本発明の内視鏡診断装置 1 0 の構成である。

【 0 0 7 4 】

次に、本発明の内視鏡診断装置 1 0 の動作を観察モード別に説明する。

【 0 0 7 5 】

(通常光観察モード)

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 445 ± 10 nm 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。蛍光体 5 4 A、5 4 B から発せられた白色光は被写体に照射され、その反射光が撮像素子 5 8 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。

【 0 0 7 6 】

(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 7 2 に予め 3 つの撮像条件が記憶されており、3 つの撮像条件に基づいてプレ撮影がなされるとすると (例えば、第 1 撮像条件 : L D 1 ・ 405 nm (励起光の発光強度 1 . 0)、第 2 撮像条件 : L D 1 ・ 405 nm (0 . 5) + L D 2 ・ 445 nm (0 . 5)、及び第 3 撮像条件 : L D 2 ・ 445 (1 . 0))、撮像条件の数である 3 フレームを単位として、光源制御部 2 2 を通じてレーザ光源 L D 1 及び L D 2 の発光、照射強度及び照射時間を制御して、第 1 撮像条件、第 2 撮像条件、及び第 3 撮像条件の順で撮像を行う。

【 0 0 7 7 】

なお、上述の例では、プレ撮影において、第 1 撮像条件から第 3 撮像条件まで、全ての撮像条件を 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 撮像条件での撮像、第 3 フレーム : 通常光観察、第 4 フレーム : 第 2 撮像条件での撮像、第 5 フレーム : 通常光観察、第 6 フレーム : 第 3 撮像条件での撮像、の順で撮像を行ってもよい。

【 0 0 7 8 】

そして、画像処理部 6 8 において、記憶部 7 2 に記憶された通常光画像信号 (通常光画像データ) と、F A D 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 1 8 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。

【 0 0 7 9 】

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。

【 0 0 8 0 】

以上のように、画像処理部 6 8 は、撮像条件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 6 9 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 7 2 を通じて、第 1 撮像条件から第 3 撮像条件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 7 2 に記憶する。

【 0 0 8 1 】

第 1 撮像条件から第 3 撮像条件までに対応する自家蛍光画像のコントラストが記憶部 7 2 に記憶されると、制御部 7 0 は、記憶部 7 2 からそれらのコントラストを入手し、撮像条件決定手段 7 1 によって、最もコントラストの高い撮像条件を自家蛍光観察に最適な撮

10

20

30

40

50

像条件として決定する。

以下の表 1 の場合では、第 1 撮像条件のコントラストが最も高いため、第 1 撮像条件が自家蛍光観察に最適な撮像条件として決定される。

【 0 0 8 2 】

【 表 1 】

	各励起光の強度比率	画像コントラスト
第 1 撮像条件	4 0 5 nm (1. 0)	高い
第 2 撮像条件	4 0 5 nm (0. 5) + 4 4 5 nm (0. 5)	やや高い
第 3 撮像条件	4 4 5 nm (1. 0)	低い

10

【 0 0 8 3 】

制御部 7 0 は、決定された撮像条件（表 1 の例では、第 1 撮像条件）に基づいて光源制御部 2 2 を通じてレーザ光源 L D 1 及び L D 2 の照射強度及び照射時間を制御し、自家蛍光観察を行う。

【 0 0 8 4 】

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 フレーム目が自家蛍光観察モードに固有の観察モードである。

20

【 0 0 8 5 】

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、その通常光画像信号が、制御部 7 0 の制御により記憶部 7 2 に記憶される。

【 0 0 8 6 】

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 2 2 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撮像条件（例えば、表 1 では第 1 撮像条件）に基づいてレーザ光源 L D 1 及び L D 2 の発光、照射強度、及び照射時間が制御される。レーザ光源 L D 1 及び L D 2 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 F A D 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 5 8 で受光されて、自家蛍光が撮像される。

30

【 0 0 8 7 】

自家蛍光の撮像データ（アナログデータ）は、A / D 変換器 5 8 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 6 8 に入力され、画像処理部 6 8 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 7 0 を通じて、表示装置 1 8 及び記憶部 7 2 へ出力される。プレ撮影に基づいて決定された最適な撮像条件で撮像されたため、表示装置 1 8 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。

40

【 0 0 8 8 】

以上、本発明の内視鏡診断装置 1 0 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。

【 符号の説明 】

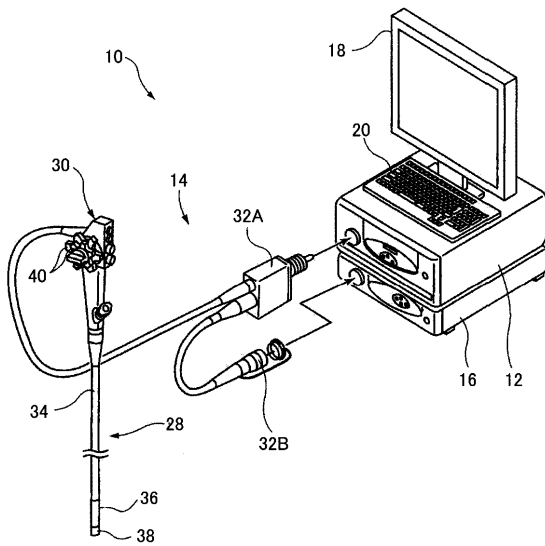
【 0 0 8 9 】

- 1 0 内視鏡診断装置
- 1 2 光源装置
- 1 4 内視鏡本体
- 1 6 プロセッサ装置

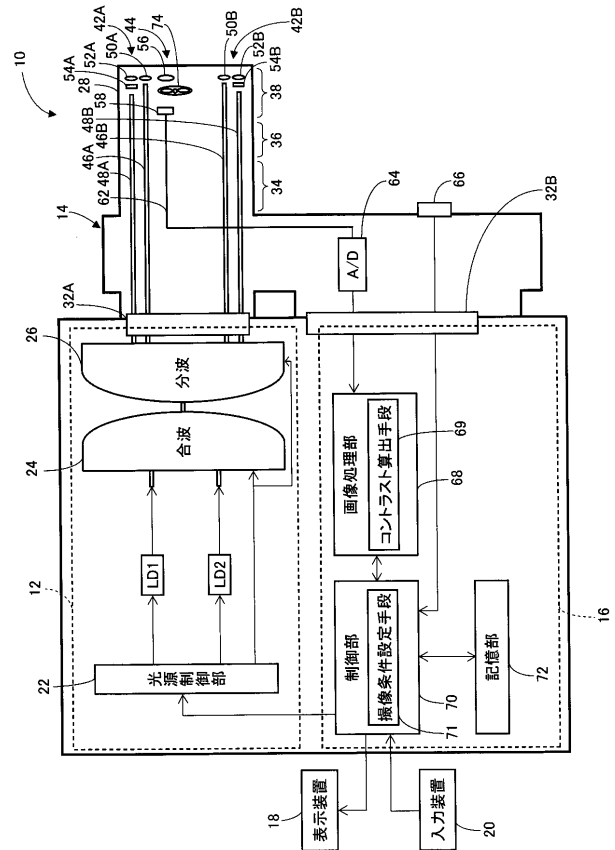
50

1 8	表示装置	
2 0	入力装置	
2 2	光源制御部	
2 4	コンバイナ（合波器）	
2 6	カブラ（分波器）	
2 8	内視鏡挿入部	
3 0	操作部	
3 2 A、3 2 B	コネクタ部	
3 4	軟性部	
3 6	湾曲部	10
3 8	先端部（内視鏡先端部）	
4 0	アングルノブ	
4 2 A、4 2 B	照明窓	
4 4	観察窓	
4 5	鉗子口	
4 6 A、4 6 B、4 8 A、4 8 B	光ファイバ	
5 0 A、5 0 B、5 2 A、5 2 B、5 6	レンズ	
5 4 A、5 4 B	蛍光体	
5 8	撮像素子	
6 2	スコープケーブル	20
6 4	A / D変換器	
6 6	切り替えスイッチ	
6 8	画像処理部	
6 9	コントラスト算出手段	
7 0	制御部	
7 1	撮像条件決定手段	
7 2	記憶部	
7 4	回転フィルタ	
7 6	透過部	
7 8	励起光遮断部	30
L D 1、L D 2	レーザ光源	

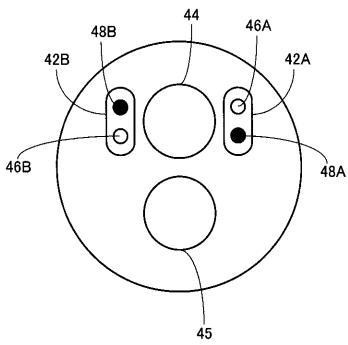
【図 1】



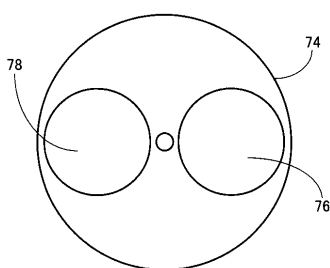
【図 2】



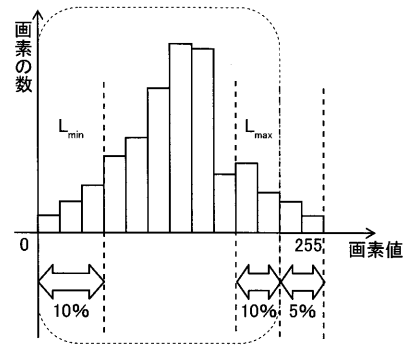
【図 3】



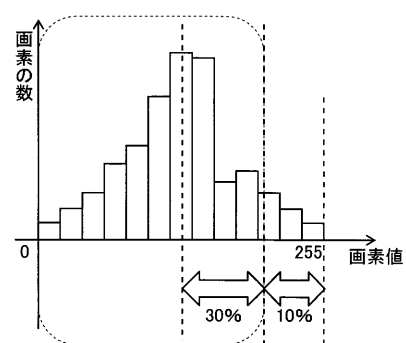
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C161 BB02 CC06 DD03 HH51 LL02 NN01 NN05 QQ04 QQ07 QQ09
RR02 RR03 RR04 SS21 SS23 WW04 WW17

专利名称(译)	内窥镜诊断设备		
公开(公告)号	JP2013102898A	公开(公告)日	2013-05-30
申请号	JP2011248077	申请日	2011-11-11
[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	室岡孝		
发明人	室岡 孝		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B1/04.370 A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/06.610 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/SS21 4C161/SS23 4C161/WW04 4C161/WW17		
代理人(译)	伊藤英明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过根据物体的观察区域和病变的状态（进展程度等）预先通过测光测量不同的荧光特性并基于最佳观察条件进行自发荧光观察来测量不同的荧光特性。一种能够获得良好捕获图像的内窥镜诊断设备 解决方案：基于发射具有不同中心波长的两种或更多种激发光的光源单元12，获取自发荧光图像的成像单元和通过成像单元预拍摄获取的自发荧光图像来计算对比度。并且成像条件确定单元71基于对比度确定用于主成像的成像条件，并且成像单元执行多个预成像操作以获取多个自发荧光图像。对比度计算装置69计算在预拍摄中获取的多个对比度，并且成像条件确定装置71确定要同时照射的激发光的类型，这成为基于对比度的主成像的成像条件。确定。[选择图]图2

