

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5506472号
(P5506472)

(45) 発行日 平成26年5月28日 (2014. 5. 28)

(24) 登録日 平成26年3月28日 (2014. 3. 28)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/04 (2006. 01)

A 6 1 B 1/04 3 6 2 A

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

請求項の数 6 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2010-56401 (P2010-56401)
 (22) 出願日 平成22年3月12日 (2010. 3. 12)
 (65) 公開番号 特開2011-188929 (P2011-188929A)
 (43) 公開日 平成23年9月29日 (2011. 9. 29)
 審査請求日 平成25年2月15日 (2013. 2. 15)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
 (74) 代理人 110001405
 特許業務法人篠原国際特許事務所
 (74) 代理人 100065824
 弁理士 篠原 泰司
 (74) 代理人 100104983
 弁理士 藤中 雅之
 (72) 発明者 森下 弘靖
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
 リンパス株式会社内

審査官 増渕 俊仁

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 蛍光内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

観察対象の形態を観察するための白色光と該観察対象内に存在する複数種類の蛍光物質を励起するための複数種類の励起光とを含む光を出射させる光源と、

前記光源を出射した光のうち前記白色光成分を透過させる白色光成分透過部と該光源を出射した光のうち前記複数種類の励起光成分をそれぞれ透過させる複数種類の励起光成分透過部とを同一の円周方向に備えてなる回転フィルタと、

前記観察対象で反射した白色光と該観察対象が発した複数種類の蛍光を夫々受光し、前記白色光による白色光画像と前記複数種類の蛍光による複数の蛍光画像を夫々出力する撮像部を有し、

前記撮像部で出力される前記白色光画像のフレームレートが夫々の前記蛍光画像のフレームレートよりも大きくなるようにしたことを特徴とする蛍光内視鏡装置。

【請求項 2】

前記回転フィルタが、複数個の白色光成分透過部を有し、

夫々の前記白色光成分透過部が、異なる前記励起光成分透過部の間に配置されていることを特徴とする請求項 1 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 3】

前記撮像部は、

前記観察対象からの光を前記白色光の光路と前記複数種類の蛍光の光路との2光路に分割する光路分割手段と、

前記光路分割手段により分割された前記白色光の光路上に配置された白色光撮像素子と、前記光路分割手段により分割された前記複数種類の蛍光の光路上に配置された蛍光撮像素子と、

前記光路分割手段と前記蛍光撮像素子との間に配置された可変分光素子を有していることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 4】

前記光源が、前記白色光と前記観察対象内に存在する第 1 の蛍光物質を励起するための第 1 の励起光と該観察対象内に存在する第 2 の蛍光物質を励起するための第 2 の励起光とを含む光を出射させるように構成され、

前記回転フィルタが、2つの前記白色光成分透過部と前記光源を出射した光のうち第 1 の励起光成分を透過させる第 1 の励起光成分透過部と該光源を出射した光のうち第 2 の励起光成分を透過させる第 2 の励起光成分透過部とを有し、

夫々の前記白色光成分透過部が、前記第 1 の励起光成分透過部と前記第 2 の励起光成分透過部との間に位置するように配置され、

前記撮像部は、前記回転フィルタの 1 回転ごとに、1 フレームの前記白色光画像と、1 フレームの前記第 1 の蛍光画像と、1 フレームの前記白色光画像と、1 フレームの前記第 2 の蛍光画像とを、時系列に出力することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 5】

前記光源が、前記白色光と前記観察対象内に存在する第 1 の蛍光物質及び第 2 の蛍光物質を励起するための第 1 の励起光と該観察対象内に存在する第 3 の蛍光物質及び第 4 の蛍光物質を励起するための第 2 の励起光とを含む光を出射させるように構成され、

前記回転フィルタが、2つの前記白色光成分透過部と前記光源を出射した光のうち第 1 の励起光成分を透過させる第 1 の励起光成分透過部と該光源を出射した光のうち第 2 の励起光成分を透過させる第 2 の励起光成分透過部とを有し、

夫々の前記白色光成分透過部が、前記第 1 の励起光成分透過部と前記第 2 の励起光成分透過部との間に位置するように配置され、

前記白色光撮像素子が、前記回転フィルタの 1 回転ごとに、前記白色光画像を 2 フレーム出力し、

前記可変分光素子が、前記回転フィルタの 1 回転ごとに、第 1 の蛍光のみを透過させる第 1 の状態と第 3 の蛍光のみを透過させる第 3 の状態とに切替える第 1 の分光モードと、第 2 の蛍光のみを透過させる第 2 の状態と第 4 の蛍光のみを透過させる第 4 の状態とに切替える第 2 の分光モードと分光モードとに分光モードを切り替え、

前記蛍光撮像素子が、前記回転フィルタの 1 回転ごとに、前記可変分光素子により切り替えられた分光モードに対応して、1 フレームの前記第 1 の蛍光画像と 1 フレームの前記第 3 の蛍光画像、又は、1 フレームの前記第 2 の蛍光画像と 1 フレームの前記第 4 の蛍光画像を出力することを特徴とする請求項 3 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 6】

前記光源が、前記白色光と前記観察対象内に存在する第 1 の蛍光物質を励起するための第 1 の励起光と該観察対象内に存在する第 2 の蛍光物質を励起するための第 2 の励起光とを含む光と該観察対象内に存在する第 3 の蛍光物質を励起するための第 3 の励起光とを出射させるように構成され、

前記回転フィルタが、3個の前記白色光成分透過部と前記光源を出射した光のうち第 1 の励起光成分を透過させる第 1 の励起光成分透過部と該光源を出射した光のうち第 2 の励起光成分を透過させる第 2 の励起光成分透過部と該光源を出射した光のうち第 3 の励起光成分を透過させる第 3 の励起光成分透過部とを有し、

夫々の前記白色光成分透過部が、前記第 1 の励起光成分透過部と前記第 2 の励起光成分透過部との間、該第 2 の励起光成分透過部と前記第 3 の励起光成分透過部との間、該第 3 の励起光成分透過部と該第 1 の励起光成分透過部との間に位置するように配置され、

前記撮像部は、前記回転フィルタの 1 回転ごとに、1 フレームの前記白色光画像と、1

10

20

30

40

50

フレームの前記第1の蛍光画像と、1フレームの前記白色光画像と、1フレームの前記第2の蛍光画像と、1フレームの前記白色光画像と、1フレームの前記第3の蛍光画像とを、時系列に出力することを特徴とする請求項1～3のいずれかに記載の蛍光内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えば、生体等の観察対象の形態情報を取得するために用いる白色光画像と、生体内の病変部等、観察対象の変性部位の情報を取得するために用いる複数種類の蛍光画像とを、一つの観察モードで取得する蛍光内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡を用いた蛍光観察においては、蛍光画像により生体内における蛍光の分布を病変部の位置情報として取得するが、その際に観察対象の形態情報を把握することは必須である。

【0003】

ところで形態情報は、観察対象に可視光を照射したときの反射画像により取得できる。従って、観察対象である生体に対しては、励起光を用いた蛍光画像観察と、例えば、白色光などの可視光を用いた反射画像観察の2つの観察モードを用いれば、生体内における病変部の位置情報と生体の形態情報とを取得することができることになる。

【0004】

しかし、内視鏡を用いた観察では、観察者が生体内に挿入部を挿入し、挿入部先端を移動させながら生体組織の観察対象部位をライブで観察する。このため、蛍光画像観察と反射画像観察とを観察モードの切替え操作で行うようにしたのは、切替え操作が煩雑化して観察者の負担が大きくなり、しかも、観察モードの切替え操作に要する時間の経過により、形態情報を取得したときの観察対象と病変部の位置情報を取得したときとで観察対象部位のずれを起し易くなる。

このため、内視鏡を用いた蛍光観察においては、反射画像による観察対象の形態情報の取得と、蛍光画像による病変部の位置情報の取得とを一つの観察モードで行うことができるようにすることが望まれる。

【0005】

従来、一つの観察モードで反射画像と蛍光画像を取得する蛍光内視鏡装置として、内視鏡の照明部に光源と回転フィルタを備えたものが知られている（例えば、次の特許文献1参照）。

この種の蛍光内視鏡装置では、回転フィルタは、白色光透過フィルタと、励起光透過フィルタとを同一の円周方向に備えている。そして、照明部は、回転フィルタを回転させながら、白色光透過フィルタ、励起光透過フィルタの照明部の光路への挿入を切り替えることで、白色光と励起光とを面順次式に観察対象に照射する。そして、内視鏡の撮像部が、観察対象で反射した白色光の画像と観察対象において励起光により励起されて発した蛍光の画像を時分割で取得するようになっている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開平07-155291号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ところで、白色光と励起光とを面順次式に観察対象に照射することによって白色光画像と蛍光画像とを取得する内視鏡装置においては、複数種類の蛍光画像と白色光画像とを取得する場合、ある時点での白色光画像の取得からその次の白色光画像の取得までの時間的な間隔が大きくなる。しかし、白色光画像は、観察対象の形態情報の観察に用いるため、

10

20

30

40

50

時間的な間隔が大きいと、例えば、内視鏡を移動しながら生体内を観察するような場合や、生体内の器官等の動きが大きい場合などにおいて、ある時点で取得した白色光画像から得られる観察対象の形態と次の時点で取得した白色光画像から得られる観察対象の形態との差異が大きくなり、取得時点が前後する白色光画像同士が互いにコマ飛びの大きな画像のようにフレームレートが低い画像となってしまう易く、観察対象の形態情報が取得し難くなるという問題があった。

【0008】

この点に関し、図13、図14を用いて詳述する。

図13は従来の蛍光内視鏡装置において一般に行われている回転フィルタを用いた面順次方式での白色光画像と複数種類の蛍光画像の取得タイミングの一例を概念的に示す説明図、図14は図13の蛍光内視鏡装置に用いられる回転フィルタにおける各フィルタの配置を示す説明図である。なお、図13、図14の例では、説明の便宜上、白色光画像と、3種類の蛍光画像（第1の蛍光画像～第3の蛍光画像）を取得する場合を示している。

10

【0009】

回転フィルタは、図14に示すように、第1の励起光透過フィルタ51aと、第2の励起光透過フィルタ51bと、第3の励起光透過フィルタ51c、白色光透過フィルタ51dとが、同一の円周上に配置されている。

第1の励起光透過フィルタ51aは、第1の蛍光物質を励起するための第1の励起光を透過させる。第2の励起光透過フィルタ51bは、第2の蛍光物質を励起するための第2の励起光を透過させる。第3の励起光透過フィルタ51cは、第3の蛍光物質を励起するための第3の励起光を透過させる。

20

蛍光内視鏡装置の撮像部（図示省略）では、図13に示すように、第1の蛍光画像、第2の蛍光画像、第3の蛍光画像、白色光画像を、順に繰り返し撮像する。

このため、全種類の画像は、全て等しいフレームレート（単位時間当たりの回数）で取得されることになる。

【0010】

この場合、蛍光画像の種類が多ければ多いほど白色光画像のフレームレートは低くなる。

即ち、図13、図14に示す例では、最初の白色光画像の取得から次の白色光画像の取得までに、3個の蛍光画像を取得するための時間を要することになる。ところで、蛍光は光強度が微弱であるため、蛍光画像の取得にはある程度の露光時間を必要とする。仮に、一つの蛍光画像の取得に要する時間が100msであるとすると、3個の蛍光画像の取得のために要する時間は $3 \times 100 \text{ ms}$ になる。ここで、回転フィルタの回転速度は、撮像部での夫々の蛍光画像の取得速度に同期させる必要がある。また、白色光透過フィルタは、回転フィルタにおいて他の蛍光フィルタと同一の円周方向に配置されているため、回転フィルタの1回転において白色光透過フィルタが照明部の光路上に位置する時間を他の蛍光フィルタが照明部の光路上に位置する時間に比べて長くなるように速度を調整することは非常に困難である。このため、白色光画像の取得に要する時間も夫々の蛍光画像と同様の時間がかかることになる。その結果、白色光画像のフレームレートは、 $1 / (0.1 + 3 \times 0.1) \text{ Hz}$ となり、動画観察においては非常にフレームレートが低いものになってしまう。しかも、白色光画像の取得終了から次の白色光画像の取得開始までに要する時間は $3 \times 100 \text{ ms}$ かかるため、時間が前後する白色光画像同士では、時間的な間隔が大きく、互いにコマ飛びの大きな画像となってしまう易い。しかるに、白色光画像同士のコマ飛びが大きいような低フレームレートの画像であると、内視鏡の画像診断において形態情報が把握し難くなってしまふ。

30

40

【0011】

本発明は、このような従来の問題点に鑑みてなされたものであり、白色光画像のフレームレート低下を極力小さく抑えることが可能な、白色光画像と複数種類の蛍光画像とを一つの観察モードで取得する蛍光内視鏡装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

50

【 0 0 1 2 】

上記目的を達成するため、本発明による蛍光内視鏡装置は、観察対象の形態を観察するための白色光と該観察対象内に存在する複数種類の蛍光物質を励起するための複数種類の励起光とを含む光を出射させる光源と、前記光源を出射した光のうち前記白色光成分を透過させる白色光成分透過部と該光源を出射した光のうち前記複数種類の励起光成分をそれぞれ透過させる複数種類の励起光成分透過部とを同一の円周方向に備えてなる回転フィルタと、前記観察対象で反射した白色光と該観察対象が発した複数種類の蛍光を夫々受光し、前記白色光による白色光画像と前記複数種類の蛍光による複数の蛍光画像を夫々出力する撮像部を有し、前記撮像部で出力される前記白色光画像のフレームレートが夫々の前記蛍光画像のフレームレートよりも大きくなるようにしたことを特徴としている。

10

【 0 0 1 3 】

また、本発明の蛍光内視鏡装置においては、前記回転フィルタが、複数個の白色光成分透過部を有し、夫々の前記白色光成分透過部が、異なる前記励起光成分透過部の間に配置されているのが好ましい。

【 0 0 1 4 】

また、本発明の蛍光内視鏡装置においては、前記撮像部は、前記観察対象からの光を前記白色光の光路と前記複数種類の蛍光の光路との2光路に分割する光路分割手段と、前記光路分割手段により分割された前記白色光の光路上に配置された白色光撮像素子と、前記光路分割手段により分割された前記複数種類の蛍光の光路上に配置された蛍光撮像素子と、前記光路分割手段と前記蛍光撮像素子との間に配置された可変分光素子を有しているの

20

【 0 0 1 5 】

また、本発明の蛍光内視鏡装置においては、前記光源が、前記白色光と前記観察対象内に存在する第1の蛍光物質を励起するための第1の励起光と該観察対象内に存在する第2の蛍光物質を励起するための第2の励起光とを含む光を出射させるように構成され、前記回転フィルタが、2つの前記白色光成分透過部と前記光源を出射した光のうち第1の励起光成分を透過させる第1の励起光成分透過部と該光源を出射した光のうち第2の励起光成分を透過させる第2の励起光成分透過部とを有し、夫々の前記白色光成分透過部が、前記第1の励起光成分透過部と前記第2の励起光成分透過部との間に位置するように配置され、前記撮像部は、前記回転フィルタの1回転ごとに、1フレームの前記白色光画像と、1フレームの前記第1の蛍光画像と、1フレームの前記白色光画像と、1フレームの前記第2の蛍光画像とを、時系列に出力するのが好ましい。

30

【 0 0 1 6 】

また、本発明の蛍光内視鏡装置においては、前記光源が、前記白色光と前記観察対象内に存在する第1の蛍光物質及び第2の蛍光物質を励起するための第1の励起光と該観察対象内に存在する第3の蛍光物質及び第4の蛍光物質を励起するための第2の励起光とを含む光を出射させるように構成され、前記回転フィルタが、2つの前記白色光成分透過部と前記光源を出射した光のうち第1の励起光成分を透過させる第1の励起光成分透過部と該光源を出射した光のうち第2の励起光成分を透過させる第2の励起光成分透過部とを有し、夫々の前記白色光成分透過部が、前記第1の励起光成分透過部と前記第2の励起光成分透過部との間に位置するように配置され、前記白色光撮像素子が、前記回転フィルタの1回転ごとに、前記白色光画像を2フレーム出力し、前記可変分光素子が、前記回転フィルタの1回転ごとに、第1の蛍光のみを透過させる第1の状態と第3の蛍光のみを透過させる第3の状態とに切替える第1の分光モードと、第2の蛍光のみを透過させる第2の状態と第4の蛍光のみを透過させる第4の状態とに切替える第2の分光モードとに分光モードを切り替え、前記蛍光撮像素子が、前記回転フィルタの1回転ごとに、前記可変分光素子により切り替えられた分光モードに対応して、1フレームの前記第1の蛍光画像と1フレームの前記第3の蛍光画像、又は、1フレームの前記第2の蛍光画像と1フレームの前記第4の蛍光画像を出力するのが好ましい。

40

【 0 0 1 7 】

50

また、本発明の蛍光内視鏡装置においては、前記光源が、前記白色光と前記観察対象内に存在する第１の蛍光物質を励起するための第１の励起光と該観察対象内に存在する第２の蛍光物質を励起するための第２の励起光とを含む光と該観察対象内に存在する第３の蛍光物質を励起するための第３の励起光とを出射させるように構成され、前記回転フィルタが、３個の前記白色光成分透過部と前記光源を出射した光のうち第１の励起光成分を透過させる第１の励起光成分透過部と該光源を出射した光のうち第２の励起光成分を透過させる第２の励起光成分透過部と該光源を出射した光のうち第３の励起光成分を透過させる第３の励起光成分透過部とを有し、夫々の前記白色光成分透過部が、前記第１の励起光成分透過部と前記第２の励起光成分透過部との間、該第２の励起光成分透過部と前記第３の励起光成分透過部との間、該第３の励起光成分透過部と該第１の励起光成分透過部との間に位置するように配置され、前記撮像部は、前記回転フィルタの１回転ごとに、１フレームの前記白色光画像と、１フレームの前記第１の蛍光画像と、１フレームの前記白色光画像と、１フレームの前記第２の蛍光画像と、１フレームの前記白色光画像と、１フレームの前記第３の蛍光画像とを、時系列に出力するのが好ましい。

10

【発明の効果】

【００１８】

本発明によれば、白色光画像の低フレームレート化を極力小さく抑えることが可能な、白色光画像と複数種類の蛍光画像とを一つの観察モードで取得する蛍光内視鏡装置が得られる。

【図面の簡単な説明】

20

【００１９】

【図１】本発明の蛍光内視鏡装置における白色光画像と複数種類の蛍光画像の取得タイミングを概念的に示す説明図である。

【図２】本発明の第一実施形態にかかる蛍光内視鏡装置全体の構成を概略的に示すブロック図である。

【図３】図２の蛍光内視鏡装置において用いられているフィルタ等の光学特性を示す説明図で、(a)は単板式のカラーＣＣＤに備わる各フィルタの透過波長帯域、(b)は励起光カットフィルタの透過波長帯域、(c)は白色光成分透過フィルタの透過波長帯域、(d)は第１の励起光成分透過フィルタの透過波長帯域及び第１の蛍光物質が発する第１の蛍光の波長帯域、(e)は第２の励起光成分透過フィルタの透過波長帯域及び第２の蛍光物質が発する第２の蛍光の波長帯域を夫々示している。

30

【図４】図２の蛍光内視鏡装置に備わる回転フィルタにおける各フィルタの配置を示す説明図である。

【図５】第一実施形態の蛍光内視鏡装置における白色光画像と複数種類の蛍光画像の取得タイミングを概念的に示す説明図である。

【図６】第一実施形態の蛍光内視鏡装置に備わる表示ユニットでの表示態様を示す図で、(a)は白色光画像のみを表示した一例を示す図、(b)は第１の蛍光画像のみを表示した一例を示す図、(c)は第２の蛍光画像のみを表示した一例を示す図、(d)は第１の蛍光画像と第２の蛍光画像とを重ね合わせて表示した一例を示す図、(e)は白色光画像に対して第１の蛍光画像、第２の蛍光画像を重ね合わせて表示した一例を示す図、(f)は白色光画像に対して第１の蛍光画像を重ね合わせて表示した一例を示す図、(g)は白色光画像に対して第２の蛍光画像を重ね合わせて表示した一例を示す図である。

40

【図７】本発明の第二実施形態にかかる蛍光内視鏡装置全体の構成を概略的に示すブロック図である。

【図８】図７の蛍光内視鏡装置において用いられているフィルタ等の光学特性を示す説明図で、(a)は単板式のカラーＣＣＤに備わる各フィルタの透過波長帯域、(b)は励起光カットフィルタの透過波長帯域、(c)は第１の励起光成分透過フィルタの透過波長帯域及び第２の励起光成分透過フィルタの透過波長帯域、(d)は白色光成分透過フィルタの透過波長帯域、(e)は第１の蛍光物質が発する第１の蛍光の波長帯域、第２の蛍光物質が発する第２の蛍光の波長帯域、第３の蛍光物質が発する第３の蛍光の波長帯域、第４の蛍光物質が

50

発する第4の蛍光の波長帯域、(f)は可変分光素子が第1～第4の状態のときにおける夫々の透過波長帯域を夫々示している。

【図9】図7の蛍光内視鏡装置に備わる回転フィルタにおける各フィルタの配置を示す説明図である。

【図10】第二実施形態の蛍光内視鏡装置における白色光画像と複数種類の蛍光画像の取得タイミングを概念的に示す説明図である。

【図11】第一実施形態の一変形例にかかる蛍光内視鏡装置に備わる回転フィルタにおける各フィルタの配置を示す説明図である。

【図12】図13の蛍光内視鏡装置における白色光画像と複数種類の蛍光画像の取得タイミングを概念的に示す説明図である。

10

【図13】従来の蛍光内視鏡装置において一般に行われている面順次方式での白色光画像と複数種類の蛍光画像の取得タイミングの一例を概念的に示す説明図である。

【図14】図13の蛍光内視鏡装置に用いられる回転フィルタにおける各フィルタの配置を示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

実施形態の説明に先立ち、本発明の特徴的な構成の概念及び作用効果について説明する。

図1は本発明の蛍光内視鏡装置における白色光画像と複数種類の蛍光画像の取得タイミングを概念的に示す説明図である。

20

本発明の蛍光内視鏡装置では、例えば、図1に示すように、種類の異なる夫々の蛍光画像を取得する単位時間当たりの回数（フレームレート）に比べて、白色光画像を取得する単位時間当たりの回数（フレームレート）が大きくなるようにしている。図1の例では、種類の異なる夫々の蛍光画像を取得するごとに白色光画像を取得するようにしている。図1の例のようにすると、蛍光画像の種類が n 種類のときは、白色光画像のフレームレートは、種類の異なる夫々の蛍光画像のフレームレートの n 倍になる。

白色光画像のフレームレートが増大すれば、次の白色光画像までの時間的な間隔が短くなり、コマ飛びを極力小さくすることができるため、白色光画像を動画として見やすくなる。

一方、夫々の蛍光画像はもともと形態のはっきりし難いぼんやりとした画像であって、白色光画像に重ね合わせて観察対象における病変部の位置情報を得るための画像であるため、フレームレートが減少して画像がコマ飛びを生じてても、観察に与える影響は小さい。

30

【0021】

第一実施形態

図2は本発明の第一実施形態にかかる蛍光内視鏡装置全体の構成を概略的に示すブロック図である。図3は図2の蛍光内視鏡装置において用いられているフィルタ等の光学特性を示す説明図で、(a)は単板式カラーCCDに備わる各フィルタの透過波長帯域、(b)は励起光カットフィルタの透過波長帯域、(c)は白色光成分透過フィルタの透過波長帯域、(d)は第1の励起光成分透過フィルタの透過波長帯域及び第1の蛍光物質が発する第1の蛍光の波長帯域、(e)は第2の励起光成分透過フィルタの透過波長帯域及び第2の蛍光物質が発する第2の蛍光の波長帯域を夫々示している。図4は図2の蛍光内視鏡装置に備わる回転フィルタにおける各フィルタの配置を示す説明図である。なお、ここでは白色光成分透過フィルタを設けることにより図3(c)のような白色光のスペクトルが得られるようにしているが、波長分布が図3(c)の光源を用いて、白色光成分透過フィルタを省略することも可能である。図5は第一実施形態の蛍光内視鏡装置における白色光画像と複数種類の蛍光画像の取得タイミングを概念的に示す説明図である。図6は第一実施形態の蛍光内視鏡装置に備わる表示ユニットでの表示態様を示す図で、(a)は白色光画像のみを表示した一例を示す図、(b)は第1の蛍光画像のみを表示した一例を示す図、(c)は第2の蛍光画像のみを表示した一例を示す図、(d)は第1の蛍光画像と第2の蛍光画像とを重ね合わせて表示した一例を示す図、(e)は白色光画像に対して第1の蛍光画像、第2の蛍光画像を重

40

50

ね合わせて表示した一例を示す図、(f)は白色光画像に対して第1の蛍光画像を重ね合わせて表示した一例を示す図、(g)は白色光画像に対して第2の蛍光画像を重ね合わせて表示した一例を示す図である。

【0022】

第一実施形態の蛍光内視鏡装置は、光源部1と、内視鏡先端挿入部2と、画像処理部3と、表示ユニット4を有している。

【0023】

光源部1は、光源1aと回転フィルタ1bを有している。

光源1aは、図3(c)に示す400nm～690nmの波長帯域を持つ白色光と、図3(d)に示すピーク波長が500nmであって475nm～600nmの波長帯域を持つ第1の蛍光を発する第1の蛍光物質を励起するための360nm～380nmの波長帯域を持つ第1の励起光と、図3(e)に示すピーク波長が520nmであって475nm～615nmの波長帯域を持つ第2の蛍光を発する第2の蛍光物質を励起するための410nm～430nmの波長帯域を持つ第2の励起光とを含む光を出射させるようになっている。

【0024】

回転フィルタ1bは、図4に示すように、2つの白色光成分透過フィルタ1b2, 1b4と、第1の励起光成分透過フィルタ1b1と、第2の励起光成分透過フィルタ1b3を同一の円周方向に備えている。

白色光成分透過フィルタ1b2, 1b4は、光源1aを出射した光のうち、図3(c)に示すように、白色光成分を透過させる光学特性を有している。

第1の励起光成分透過フィルタ1b1は、光源1aを出射した光のうち、図3(d)に示すように、第1の励起光成分を透過させる光学特性を有している。

第2の励起光成分透過フィルタ1b3は、光源1aを出射した光のうち、図3(e)に示すように、第2の励起光成分を透過させる光学特性を有している。

また、回転フィルタ1bにおいて、夫々の白色光成分透過フィルタ1b2, 1b4は、第1の励起光成分透過フィルタ1b1と第2の励起光成分透過フィルタ1b3との間に位置するように配置されている。

【0025】

内視鏡先端挿入部2は、照明光学系21と、撮像光学系22を有している。

照明光学系21は、ライトガイド23を経由した光源部1からの光を生体5に照射するように構成されている。

【0026】

撮像光学系22は、対物光学系22aと、結像光学系22bと、励起カットフィルタ22cと、撮像素子22dを有し、本発明における撮像部としての機能を有し、生体5からの画像を取得することができるよう構成されている。

【0027】

励起光カットフィルタ22cは、図3(b)に示すように、300nm～800nmの波長帯域において、350nm～460nmの波長帯域の光をカットし、それ以外の波長帯域の光を透過する光学特性を有している。

【0028】

撮像素子22dは、モザイクフィルタ(図示省略)と、単板式イメージセンサ(図示省略)とを備えた単板式のカラーCCDで構成されている。

モザイクフィルタは、図3(a)に示すように、300nm～800nmの波長帯域において、B(375nm～500nm)の波長帯域の光を透過させるフィルタ(図示省略)と、G(470nm～590nm)の波長帯域の光を透過するフィルタ(図示省略)と、R(560nm以上)の波長帯域の光を透過するフィルタを、モザイク状に多数配置して構成されている。

【0029】

画像処理部3は、フレームメモリ31と、画像処理装置32を有している。

フレームメモリ31は、白色光画像フレームメモリ31₁と、第1の蛍光画像フレーム

10

20

30

40

50

メモリ 3 1₂と、第 2 の蛍光画像フレームメモリ 3 1₃を有している。

白色光画像フレームメモリ 3 1₁、第 1 の蛍光画像フレームメモリ 3 1₂、第 2 の蛍光画像フレームメモリ 3 1₃は、夫々が、撮像光学系 2 2 を介して取得された各画像信号を別々に記憶する。

画像処理装置 3 2 は、フレームメモリ 3 1 に記憶された各画像信号に対して所定の画像処理を施す。

【 0 0 3 0 】

表示ユニット 4 は、画像処理装置 3 2 を介して処理された画像を表示する。

生体 5 には、第 1 の蛍光物質である第 1 の蛍光薬剤及び第 2 の蛍光物質である第 2 の蛍光薬剤が蛍光プローブとして標識されている。図 2 中、5 a は生体 5 における蛍光薬剤集積部である。

10

【 0 0 3 1 】

このように構成された第一実施形態の蛍光内視鏡装置では、光源 1 a を出射した光は、回転フィルタ 1 b から、第 1 の励起光、白色光、第 2 の励起光、白色光を一つのサイクルとして順に透過する。回転フィルタ 1 b を透過した夫々の光は、ライトガイド 2 3、照明光学系 2 1 を経て観察対象である生体 5 を照射する。

【 0 0 3 2 】

ここで、生体 5 は、第 1 の励起光が照射されたときは、第 1 の蛍光物質集積部からピーク波長が 5 0 0 n m であって 4 7 5 n m ~ 6 0 0 n m の波長帯域を持つ第 1 の蛍光を発する。

20

また、生体 5 は、白色光が照射されたときは、白色光を反射させる。

また、生体 5 は、第 2 の励起光が照射されたときは、第 2 の蛍光物質集積部からピーク波長が 5 2 0 n m であって 4 7 5 n m ~ 6 1 5 n m の波長帯域を持つ第 2 の蛍光を発する。

【 0 0 3 3 】

生体 5 からの光は、撮像部 2 2 の対物光学系 2 2 a、結像光学系 2 2 b を経由し、第 1 及び第 2 の励起光が励起光カットフィルタ 2 2 c で遮断されるとともに、それ以外の光が蛍光カットフィルタ 2 2 c を透過して、撮像素子 2 2 d の撮像面に結像する。撮像素子 2 2 d は、結像された観察対象の画像を出力する。

【 0 0 3 4 】

30

これにより、フレームメモリ 3 1 には、図 5 に示すようなタイミングで、第 1 の蛍光画像、白色光画像、第 2 の蛍光画像、白色光画像が 1 つのサイクルとして繰り返し記憶される。

【 0 0 3 5 】

フレームメモリ 3 1 に記憶された夫々の画像は、表示ユニット 4 に表示される。

なお、表示ユニット 4 は、図 6 (a) に示すような白色光画像と、図 6 (b) ~ (d) に示すような第 1 の蛍光画像及び第 2 の蛍光画像とを、夫々別の表示領域に（例えば、並列した状態に）表示してもよいし、あるいは、図 6 (e) ~ (g) に示すように、白色光画像に対して、第 1 の蛍光画像と第 2 の蛍光画像のいずれかを重ね合わせて表示するように構成してもよい。

40

【 0 0 3 6 】

第一実施形態の蛍光内視鏡装置によれば、第 1 の蛍光画像、白色光画像、第 2 の蛍光画像、白色光画像を 1 つのサイクルとして画像が連続的に撮像されるので、白色光画像のフレームレートは、第 1 の蛍光画像、第 2 の蛍光画像のフレームレートの 2 倍となり、また、1 回の白色光画像の撮像から次の白色光画像の撮像までの時間的な間隔が短縮される。

このため、第一実施形態の蛍光内視鏡装置によれば、白色光画像のコマ飛びを極力小さく抑えながら、白色光画像、第 1 及び第 2 の蛍光画像とを一つの観察モードで取得することができる。その結果、表示ユニット 4 に白色光画像を表示したときに、白色光画像を動画として見易くなり、観察対象の形態情報が把握し易くなる。

一方、夫々の蛍光画像はもともと形態のはっきりし難いぼんやりとした画像であって、

50

白色光画像に重ね合わせて観察対象における病変部の位置情報を得るための画像であるため、フレームレートが減少して画像がコマ飛びを生じても、観察に与える影響は小さい。

【 0 0 3 7 】

第二実施形態

図 7 は本発明の第二実施形態にかかる蛍光内視鏡装置全体の構成を概略的に示すブロック図である。図 8 は図 7 の蛍光内視鏡装置において用いられているフィルタ等の光学特性を示す説明図で、(a)は単板式のカラー CCD に備わる各フィルタの透過波長帯域、(b)は励起光カットフィルタの透過波長帯域、(c)は第 1 の励起光成分透過フィルタの透過波長帯域及び第 2 の励起光成分透過フィルタの透過波長帯域、(d)は白色光成分透過フィルタの透過波長帯域、(e)は第 1 の蛍光物質が発する第 1 の蛍光の波長帯域、第 2 の蛍光物質が発する第 2 の蛍光の波長帯域、第 3 の蛍光物質が発する第 3 の蛍光の波長帯域、第 4 の蛍光物質が発する第 4 の蛍光の波長帯域、(f)は可変分光素子が第 1 ~ 第 4 の状態のときにおける夫々の透過波長帯域を夫々示している。図 9 は図 7 の蛍光内視鏡装置に備わる回転フィルタにおける各フィルタの配置を示す説明図である。図 10 は第二実施形態の蛍光内視鏡装置における白色光画像と複数種類の蛍光画像の取得タイミングを概念的に示す説明図である。なお、第一実施形態と同じ構成部材については同じ符号を付し、詳細な説明は省略する。

【 0 0 3 8 】

第二実施形態の蛍光内視鏡装置は、光源部 1 は、光源 1 a ' と回転フィルタ 1 b ' を有している。

光源 1 a ' は、図 8 (d) に示す 395 nm ~ 715 nm の波長帯域を持つ白色光と、図 8 (c) に示すピーク波長が 520 nm であって 510 nm ~ 590 nm の波長帯域を持つ第 1 の蛍光を発する第 1 の蛍光物質 (色素 A) を励起するとともに、ピーク波長が 550 nm であって 540 nm ~ 620 nm の波長帯域を持つ第 2 の蛍光を発する第 2 の蛍光物質 (色素 B) を励起するための 460 nm ~ 480 nm の波長帯域を持つ第 1 の励起光と、ピーク波長が 690 nm であって 680 nm ~ 760 nm の波長帯域を持つ第 3 の蛍光を発する第 3 の蛍光物質 (色素 C) を励起するとともに、ピーク波長が 770 nm であって 760 nm ~ 840 nm の波長帯域を持つ第 4 の蛍光を発する第 4 の蛍光物質 (色素 D) を励起するための 650 nm ~ 670 nm の波長帯域を持つ第 2 の励起光とを含む光を出射させるようになっている。

【 0 0 3 9 】

回転フィルタ 1 b ' は、図 9 に示すように、2つの白色光成分透過フィルタ 1 b 2 ' , 1 b 4 ' と、第 1 の励起光成分透過フィルタ 1 b 1 ' と、第 2 の励起光成分透過フィルタ 1 b 3 ' を同一の円周方向に備えている。

白色光成分透過フィルタ 1 b 2 ' , 1 b 4 ' は、光源 1 a ' を出射した光のうち、図 8 (d) に示すように、白色光成分を透過させる光学特性を有している。

第 1 の励起光成分透過フィルタ 1 b 1 ' は、光源 1 a ' を出射した光のうち、図 8 (c) に示す第 1 の励起光成分を透過させる光学特性を有している。

第 2 の励起光成分透過フィルタ 1 b 3 ' は、光源 1 a ' を出射した光のうち、図 8 (c) に示す第 2 の励起光成分を透過させる光学特性を有している。

また、回転フィルタ 1 b ' において、夫々の白色光成分透過フィルタ 1 b 2 ' , 1 b 4 ' は、第 1 の励起光成分透過フィルタ 1 b 1 ' と第 2 の励起光成分透過フィルタ 1 b 3 ' との間に位置するように配置されている。

【 0 0 4 0 】

撮像光学系 2 2 は、対物光学系 2 2 a と、結像光学系 2 2 b と、光路分割手段 2 2 e ' と、白色光撮像素子 2 2 d 1 ' と、可変分光素子 2 2 f ' と、励起カットフィルタ 2 2 c ' と、蛍光撮像素子 2 2 d 2 ' を有し、本発明における撮像部としての機能を有し、生体 5 からの画像を取得することができるように構成されている。

【 0 0 4 1 】

光路分割手段 2 2 e ' は、ビームスプリッタからなる。ビームスプリッタ 2 2 e ' は、

例えば反射率 20 % のミラーである。

【0042】

白色光撮像素子 22d1' は、モザイクフィルタ（図示省略）と、単板式イメージセンサ（図示省略）とを備えた単板式のカラー CCD で構成され、光路分割手段 22e' により反射される光路上に配置されている。モザイクフィルタは、図 8 (a) に示すように、300 nm ~ 800 nm の波長帯域において、B (375 nm ~ 500 nm) の波長帯域の光を透過させるフィルタ（図示省略）と、G (470 nm ~ 590 nm) の波長帯域の光を透過させるフィルタ（図示省略）と、R (560 nm 以上) の波長帯域の光を透過させるフィルタを、図 3 (a) に示した第一実施形態の蛍光内視鏡装置に用いられている撮像素子 22d に備わるモザイクフィルタと同様、モザイク状に多数配置して構成されている。

10

【0043】

蛍光撮像素子 22d2' は、単板式の白黒 CCD で構成され、光路分割手段 22e' を透過する光路上に配置されている。

【0044】

励起光カットフィルタ 22c' は、光路分割手段 22e' と蛍光撮像素子 22d2' との間に配置され、図 8 (b) に示すように、300 nm ~ 800 nm の波長帯域において、450 nm ~ 500 nm の波長帯域の光、及び 630 nm ~ 680 nm の光をカットし、それ以外の波長帯域の光を透過させる光学特性を有している。

【0045】

可変分光素子 22f' は、光路分割手段 22e' と励起光カットフィルタ 22c' との間に配置されている。なお、可変分光素子 22f' は、励起光カットフィルタ 22c' と蛍光撮像素子 22d2' との間に配置してもよい。

20

可変分光素子 22f' は、対向配置された 2 つの反射コートが施された光学基板（図示省略）と 2 つの光学基板の対向面に設けられた面間センサ（図示省略）と、2 つの光学基板間の間隔を変動させるアクチュエータ（図示省略）を有して構成された、いわゆる公知の透過波長可変エタロンであり、この 2 つの光学基板の間隔を変えることにより透過スペクトルを変化できる機能を備えている。

そして、可変分光素子 22f' は、回転フィルタ 1b' の回転ごとに、第 1 の蛍光のみを透過させる第 1 の状態と第 3 の蛍光のみを透過させる第 3 の状態とに切替える第 1 の分光モードと、第 2 の蛍光のみを透過させる第 2 の状態と第 4 の蛍光のみを透過させる第 4 の状態とに切替える第 2 の分光モードとに分光モードを切り替えるように構成されている。

30

【0046】

詳しくは、図 10 に示すように、例えば、回転フィルタ 1b' の 1 回転目において、可変分光素子 22f' は、第 1 の分光モードでの分光制御を行う。第 1 の分光モードでは、可変分光素子 22f' は、白色光成分透過フィルタ 1b4' が光源部 1 の光路上に位置するときに、可変分光素子 22f' に設けられている 2 つの光学基板（図示省略）の間隔を変動させる。次いで、第 1 の励起光成分透過フィルタ 1b1' が光源部 1 の光路上に位置するときに、可変分光素子 22f' に設けられている 2 つの光学基板（図示省略）の間隔を第 1 の間隔に固定して第 1 の蛍光のみを透過させる（第 1 の状態）。次いで、白色光成分透過フィルタ 1b2' が光源部 1 の光路上に位置するときに、可変分光素子 22f' に設けられている 2 つの光学基板（図示省略）の間隔を変動させる。次いで、第 2 の励起光成分透過フィルタ 1b3' が光源部 1 の光路上に位置するときに、可変分光素子 22f' に設けられている 2 つの光学基板（図示省略）の間隔を第 3 の面間隔に固定して第 3 の蛍光のみを透過させる（第 3 の状態）。

40

【0047】

回転フィルタ 1b' の次の回転（2 回転目）において、可変分光素子 22f' は、第 2 の分光モードでの分光制御を行う。第 2 の分光モードでは、可変分光素子 22f' は、白色光成分透過フィルタ 1b4' が光源部 1 の光路上に位置するときに、可変分光素子 22f' に設けられている 2 つの光学基板（図示省略）の間隔を変動させる。次いで、第 1 の

50

励起光成分透過フィルタ 1 b 1' が光源部 1 の光路上に位置するときに、可変分光素子 2 2 f' に設けられている 2 つの光学基板（図示省略）の間隔を第 2 の間隔に固定して第 2 の蛍光のみを透過させる（第 2 の状態）。次いで、白色光成分透過フィルタ 1 b 2' が光源部 1 の光路上に位置するときに、可変分光素子 2 2 f' に設けられている 2 つの光学基板（図示省略）の間隔を変動させる。次いで、第 2 の励起光成分透過フィルタ 1 b 3' が光源部 1 の光路上に位置するときに、可変分光素子 2 2 f' に設けられている 2 つの光学基板（図示省略）の間隔を第 4 の面間隔に固定して第 4 の蛍光のみを透過させる（第 4 の状態）。

【0048】

画像処理部 3 は、フレームメモリ 3 1' と、画像処理装置 3 2 を有している。

10

フレームメモリ 3 1' は、白色光画像フレームメモリ 3 1₁' と、第 1 の蛍光画像フレームメモリ 3 1₂' と、第 2 の蛍光画像フレームメモリ 3 1₃' と、第 3 の蛍光画像フレームメモリ 3 1₄' と、第 4 の蛍光画像フレームメモリ 3 1₅' を有している。

白色光画像フレームメモリ 3 1₁'、第 1 の蛍光画像フレームメモリ 3 1₂'、第 2 の蛍光画像フレームメモリ 3 1₃'、第 3 の蛍光画像フレームメモリ 3 1₄'、第 4 の蛍光画像フレームメモリ 3 1₅' は、夫々が、撮像光学系 2 2 を介して取得された各画像信号を別々に記憶する。

画像処理装置 3 2 は、フレームメモリ 3 1' に記憶された各画像信号に対して所定の画像処理を施す。

【0049】

20

生体 5 には、第 1 の蛍光物質である第 1 の蛍光薬剤、第 2 の蛍光物質である第 2 の蛍光薬剤、第 3 の蛍光物質である第 3 の蛍光薬剤及び第 4 の蛍光物質である第 4 の蛍光薬剤が蛍光プローブとして標識されている。図 7 中、5 a は生体 5 における蛍光薬剤集積部である。

【0050】

このように構成された第二実施形態の蛍光内視鏡装置では、光源 1 a' を出射した光は、回転フィルタ 1 b' から、白色光、第 1 の励起光、白色光、第 2 の励起光を一つのサイクルとして順に透過する。回転フィルタ 1 b' を透過した夫々の光は、ライトガイド 2 3、照明光学系 2 1 を経て観察対象である生体 5 を照射する。

【0051】

30

ここで、生体 5 は、第 1 の励起光が照射されたときは、第 1 の蛍光物質集積部からピーク波長が 5 2 0 nm であって 5 1 0 nm ~ 5 9 0 nm の波長帯域を持つ第 1 の蛍光を発するとともに、第 2 の蛍光物質集積部からピーク波長が 5 5 0 nm であって 5 4 0 nm ~ 6 2 0 nm の波長帯域を持つ第 2 の蛍光を発する。

また、生体 5 は、白色光が照射されたときは、白色光を反射させる。

また、生体 5 は、第 2 の励起光が照射されたときは、第 3 の蛍光物質集積部からピーク波長が 6 9 0 nm であって 6 8 0 nm ~ 7 6 0 nm の波長帯域を持つ第 3 の蛍光を発するとともに、第 4 の蛍光物質集積部からピーク波長が 7 7 0 nm であって 7 6 0 nm ~ 8 4 0 nm の波長帯域を持つ第 4 の蛍光を発する。

【0052】

40

生体 5 からの光は、撮像部 2 2 の対物光学系 2 2 a、結像光学系 2 2 b を経由し、光路分割手段 2 2 e' に入射する。光路分割手段 2 2 e' に入射した光のうち、白色光は、光路分割手段 2 2 e' で反射し、白色光撮像素子 2 2 d 1' の撮像面に結像する。白色光撮像素子 2 2 d 1' は、結像された観察対象の白色光画像を出力する。

【0053】

一方、第 1 ~ 第 4 の蛍光は、光路分割手段 2 2 e' を透過し、可変分光素子 2 2 f' に入射する。可変分光素子 2 2 f' は、上述したように、回転フィルタ 1 b' が 1 回転するごとに、第 1 の分光モードと第 2 の分光モードとに分光モードを切り替えて、1 回転目では第 1 の蛍光と第 3 の蛍光とに、2 回転目では第 2 の蛍光と第 4 の蛍光とに、夫々透過波長を切り替える。可変分光素子 2 2 f' を透過した光は、励起光カットフィルタ 2 2 c'

50

に入射し、第1及び第2の励起光が励起光カットフィルタ22c'で遮断されるとともに、それ以外の光が蛍光カットフィルタ22cを透過して、蛍光撮像素子22d2'の撮像面に結像する。蛍光撮像素子22d2'は、結像された観察対象の蛍光画像を出力する。

【0054】

これにより、フレームメモリ31'には、図10に示すようなタイミングで、第1の蛍光画像、白色光画像、第3の蛍光画像、白色光画像、第2の蛍光画像、白色光画像、第4の蛍光画像、白色光画像が1つのサイクルとして繰り返し記憶される。

【0055】

フレームメモリ31'に記憶された夫々の画像は、表示ユニット4に表示される。

なお、表示ユニット4は、図6に示したのと同様に、白色光画像と第1の蛍光画像～第4の蛍光画像を、夫々別の表示領域に（例えば、並列した状態に）表示してもよいし、あるいは、白色光画像に対して、第1の蛍光画像～第4の蛍光画像のいずれかを重ね合わせて表示するように構成してもよい。

【0056】

第二実施形態の蛍光内視鏡装置によれば、第1の蛍光画像、白色光画像、第3の蛍光画像、白色光画像、第2の蛍光画像、白色光画像、第4の蛍光画像、白色光画像を1つのサイクルとして画像が連続的に撮像されるので、白色光画像のフレームレートは、第1の蛍光画像、第2の蛍光画像、第3の蛍光画像、第4の蛍光画像のフレームレートの4倍となり、また、1回の白色光画像の撮像から次の白色光画像の撮像までの時間的な間隔が短縮される。

このため、第二実施形態の蛍光内視鏡装置によれば、白色光画像のフレームレート低下を極力小さく抑えながら、白色光画像、第1～第4の蛍光画像とを一つの観察モードで取得することができる。その結果、表示ユニット4に白色光画像を表示したときに、白色光画像を動画として見易くなり、観察対象の形態情報が把握し易くなる。

また、第二実施形態の蛍光内視鏡装置によれば、可変分光素子22f'を用いて、透過させる蛍光の切り替えを行うようにしたので、波長帯域領域が近接し共通の励起波長によって夫々蛍光を発する複数の蛍光物質からの蛍光画像を夫々別個に取得することができ、回転フィルタに配置する白色光成分透過以外の励起光成分透過フィルタの個数を少なく抑えることができるので、その分、白色光画像のフレームレート低下をより小さく抑えることができる。

【0057】

以上、本発明の蛍光内視鏡装置の実施形態及び実施例を説明したが、本発明の蛍光内視鏡装置は、これらに限定されるものではない。例えば、第一実施形態の蛍光内視鏡装置と同様の構成において、図11に示すように、回転フィルタ1bを、3つの白色光成分透過フィルタ1b2、1b4、1b6と、第1の励起光成分透過フィルタ1b1と、第2の励起光成分透過フィルタ1b3と、第3の励起光成分透過フィルタ1b5を同一の円周方向に備えた構成とし、図12に示すような取得タイミングで、白色光画像と3種類の蛍光画像を取得するようにしてもよい。また、例えば、各実施形態及び実施例における特徴的な構成を組み合わせたものであってもよい。

【産業上の利用可能性】

【0058】

本発明の蛍光内視鏡装置は、生体組織に励起光を照射し前記生体組織から発生する蛍光により生体組織の病変部を観察する蛍光内視鏡装置に有用である。

【符号の説明】

【0059】

1	光源部	
1a、1a'	光源	
1b、1b'	回転フィルタ	
1b1、1b1'	第1の励起光成分透過フィルタ	
1b2、1b4、1b6、1b2'、1b4'	白色光成分透過フィルタ	

10

20

30

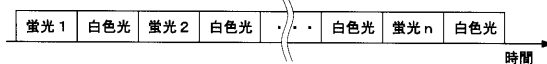
40

50

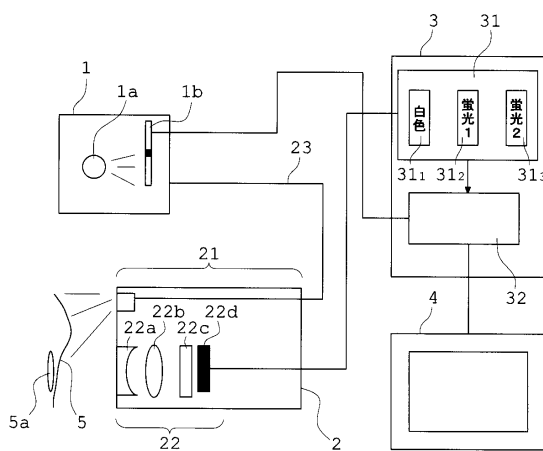
1 b 3、1 b 3'	第2の励起光成分透過フィルタ
1 b 5	第3の励起光成分透過フィルタ
2	内視鏡先端挿入部
2 1	照明光学系
2 2	撮像光学系
2 2 a	対物光学系
2 2 b	結像光学系
2 2 c、2 2 c'	励起光カットフィルタ
2 2 d	撮像素子
2 2 d 1'	白色光撮像素子
2 2 d 2'	蛍光撮像素子
2 2 e'	光路分割手段
2 2 f'	可変分光素子
2 3	ライトガイド
3	画像処理部
3 1、3 1'	フレームメモリ
3 1 ₁ 、3 1 ₁ '	白色光画像フレームメモリ
3 1 ₂ 、3 1 ₂ '	第1の蛍光画像フレームメモリ
3 1 ₃ 、3 1 ₃ '	第2の蛍光画像フレームメモリ
3 1 ₄ '	第3の蛍光画像フレームメモリ
3 1 ₅ '	第4の蛍光画像フレームメモリ
3 2	画像処理装置
4	表示ユニット
5	生体
5 a	蛍光薬剤集積部

【図1】

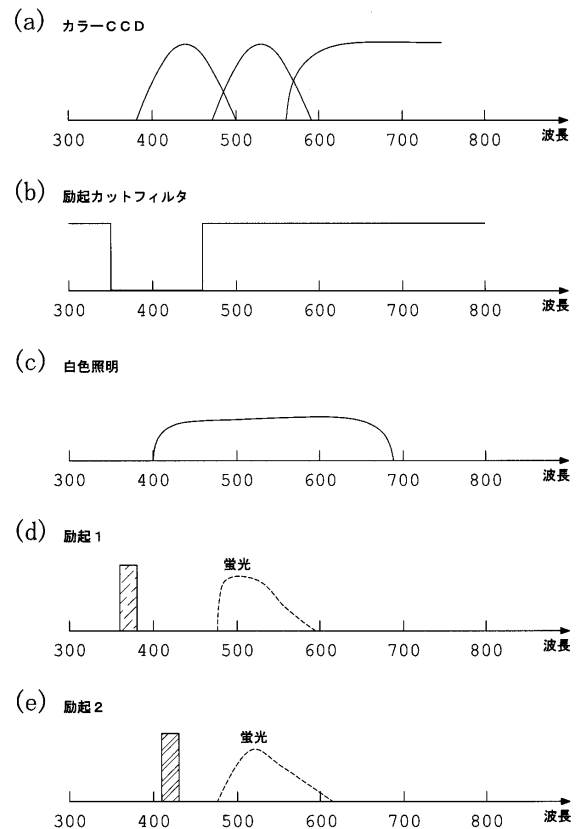
画像取得のタイミングチャート(面順次方式、蛍光1～蛍光n、白色光)



【図2】



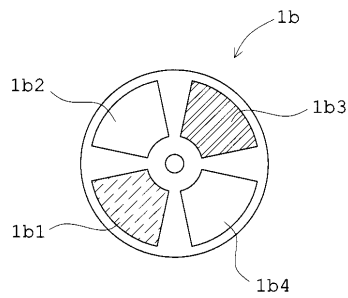
【図3】



10

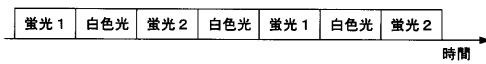
20

【図 4】

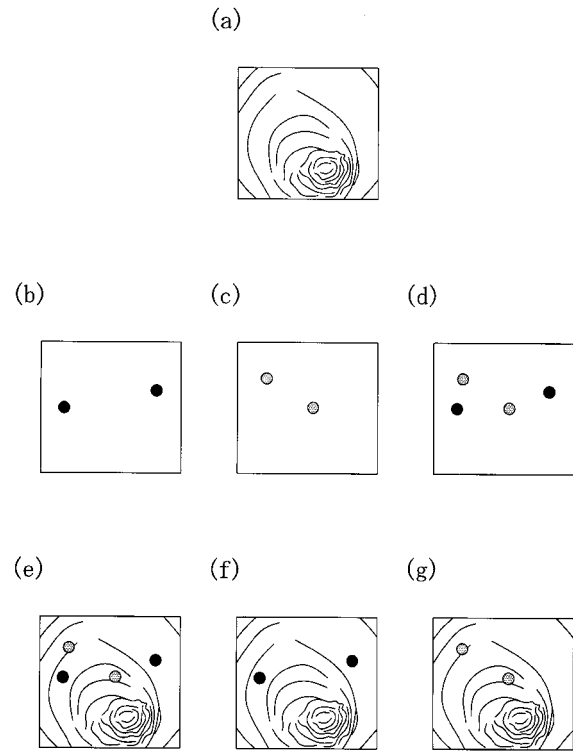


【図 5】

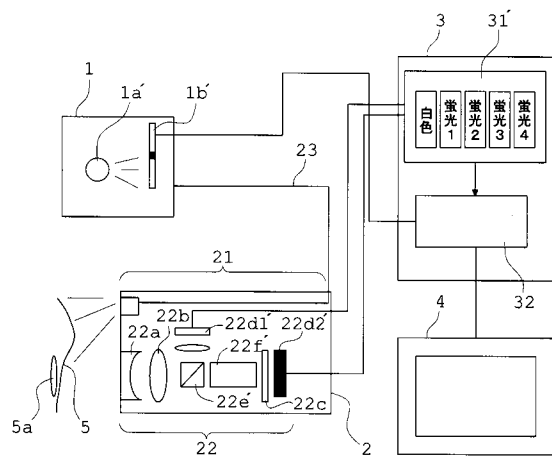
画像取得のタイミングチャート



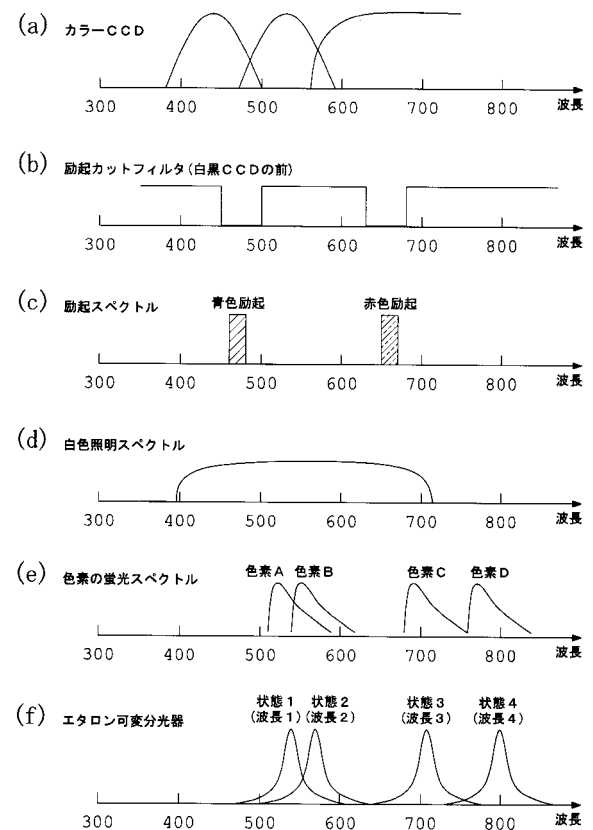
【図 6】



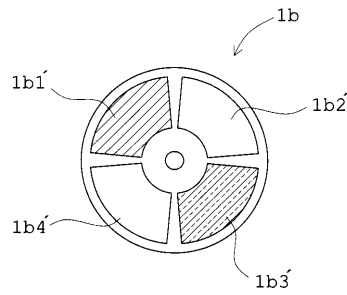
【図 7】



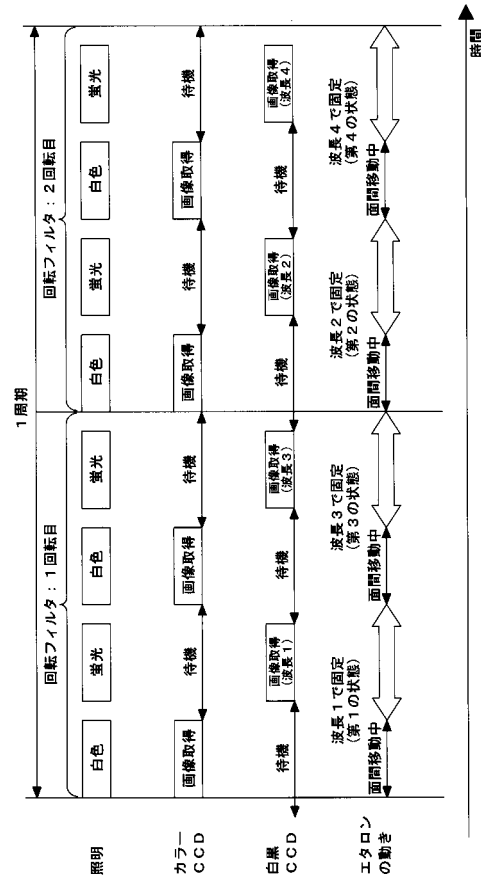
【図 8】



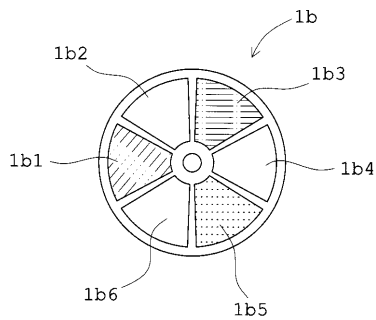
【図 9】



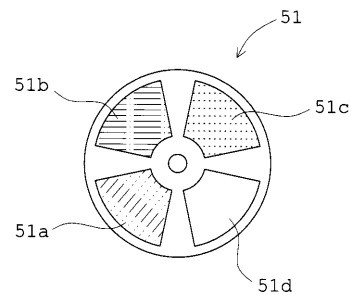
【図 10】



【図 11】

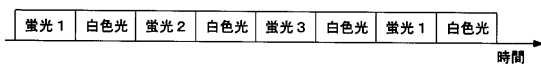


【図 14】



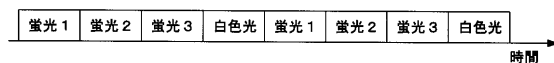
【図 12】

画像取得のタイミングチャート



【図 13】

画像取得のタイミングチャート (面順次方式、蛍光 1～蛍光 3、白色光)



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2009-148340(JP,A)
特開平02-299634(JP,A)
特開2006-296635(JP,A)
特開2010-162123(JP,A)
特開2004-024656(JP,A)
特開2008-289560(JP,A)
特開2009-095683(JP,A)
特開平07-155291(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	荧光内窥镜设备		
公开(公告)号	JP5506472B2	公开(公告)日	2014-05-28
申请号	JP2010056401	申请日	2010-03-12
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	森下弘靖		
发明人	森下 弘靖		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00		
FI分类号	A61B1/04.362.A A61B1/00.300.D A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/045.610 A61B1/045.622 A61B1/045.631 A61B1/045.632 A61B1/05 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	4C061/BB08 4C061/LL02 4C061/MM03 4C061/MM04 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ09 4C061/RR03 4C061/RR14 4C061/RR18 4C061/RR22 4C061/WW17 4C161/BB08 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/MM04 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR22 4C161/WW17		
其他公开文献	JP2011188929A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种荧光内窥镜装置，在一个观察模式下获取白光图像和多种荧光图像，同时尽可能小地抑制白光图像的帧速率的降低。

解决方案：荧光内窥镜装置包括：光源1a，其发射包括白光的光，用于观察观察目标的形态；以及多种激发光，用于激发存在于观察目标内的多种荧光物质；白光成分透射部分1b2和1b4，其透射从光源发出的光的白光成分；旋转滤光器1b，具有多种激发光分量透射部分1b1和1b3，它们分别在相同的圆周方向上透射从光源发出的光的多种激发光分量；接收在观察目标上反射的白光和从观察目标发射的多种荧光的成像部分22，用多种荧光输出白光图像和多个荧光图像。从成像部分输出的白光图像的帧速率大于各荧光图像的帧速率。

【图2】

