

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

**特許第3579638号  
(P3579638)**

(45) 発行日 平成16年10月20日(2004.10.20)

(24) 登録日 平成16年7月23日(2004.7.23)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

F I

**A 6 1 B 1/06**

A 6 1 B 1/06 A

**A 6 1 B 1/00**

A 6 1 B 1/00 3 O O D

A 6 1 B 1/00 3 O O Y

請求項の数 7 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2000-239925 (P2000-239925)  
 (22) 出願日 平成12年8月8日(2000.8.8)  
 (65) 公開番号 特開2002-51976 (P2002-51976A)  
 (43) 公開日 平成14年2月19日(2002.2.19)  
 審査請求日 平成14年9月3日(2002.9.3)

(73) 特許権者 000000527  
 ペンタックス株式会社  
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号  
 (74) 代理人 100098235  
 弁理士 金井 英幸  
 (72) 発明者 安達 滝介  
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭  
 光学工業株式会社内

審査官 安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

可視光の成分、及び生体の自家蛍光を励起する紫外光の成分を含んだ光を発する光源と、  
 前記光源から発せられた光の光路上に配置され、入射した光を導くとともに被検体へ向け  
 て射出するライトガイドと、

青色光、緑色光及び赤色光から1つのみ選択された第1種の光と紫外光とを透過させる第  
 1フィルタ、青色光、緑色光及び赤色光のうちの前記第1種の光でないものから1つのみ  
 選択された第2種の光のみを透過させる第2フィルタ、並びに、青色光、緑色光及び赤色  
 光のうちの前記第1種の光又は第2種の光以外の第3種の光のみを透過させる第3フィル  
 タを、有するとともに、これら各フィルタを、順次繰り返して、前記光源及び前記ライト  
 ガイド間の光路中に挿入する第1のフィルタ機構と、

紫外光を透過させるとともに前記第1種の光を遮断する蛍光観察フィルタを、前記光源及  
 び前記ライトガイド間の光路中に挿入する第2のフィルタ機構と、

前記ライトガイドにより照明された被検体表面からの光のうちの紫外光以外の成分を収束  
 させて、この被検体表面の像を形成する対物光学系と、

前記対物光学系によって形成された被検体表面の像を撮像して画像信号に変換する撮像素  
 子と、

前記第2のフィルタ機構を制御して前記蛍光観察フィルタを光路から退避させた状態で、  
 前記第1のフィルタ機構を制御することにより、前記第1フィルタを光路中に挿入させて  
 いる期間中、前記第2フィルタを光路中に挿入させている期間中、及び、前記第3フィル

10

20

タを光路中に挿入させている期間中に、夫々、前記撮像素子により取得された画像信号に基づいて、カラー画像データである通常画像データを生成し、前記第２のフィルタ機構を制御して前記蛍光観察フィルタを光路中に挿入させた状態で、前記第１のフィルタ機構を制御することにより、前記第１フィルタを光路中に挿入させている期間中に前記撮像素子により取得された画像信号に基づいて、蛍光画像データを生成するプロセッサとを備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項２】

前記蛍光観察フィルタは、前記第２種の光及び第３種の光から選択された光、並びに紫外光のみを透過させるフィルタであり、

前記プロセッサは、前記第２のフィルタ機構を制御して前記蛍光観察フィルタを光路中に挿入させた状態で、前記第１のフィルタ機構を制御することにより、前記第２フィルタ及び第３フィルタのうちの前記第２種の光及び第３種の光から選択された光を透過させるフィルタを光路中に挿入させている期間中に、前記撮像素子により取得された画像信号に基づいて、参照画像データを生成し、

前記蛍光画像データから前記参照画像データを差し引くことにより、特定画像データを抽出し、

前記通常画像データに前記特定画像データを重ね合わせることで、診断用画像データを生成する

ことを特徴とする請求項１記載の内視鏡装置。

【請求項３】

前記第１のフィルタ機構は、円板状に形成されるとともに、その第１フィルタ、第２フィルタ、及び第３フィルタが、周方向に沿って夫々配列された第１のホイールを有し、この第１のホイールを回転させることにより、その各フィルタを、順次繰返して、光路中に挿入させる

ことを特徴とする請求項１又は２記載の内視鏡装置。

【請求項４】

前記第２のフィルタ機構は、円板状に形成されるとともに、その蛍光観察フィルタ、及び開口が、周方向に沿って夫々配列された第２のホイールを有し、この第２のホイールを回転させることにより、その蛍光観察フィルタ、及び開口を、順次繰返して、光路中に挿入させる

ことを特徴とする請求項１～３のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項５】

前記プロセッサは、前記各画像データを、動画データとして取得可能である

ことを特徴とする請求項１～４のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項６】

前記第１種の光は、青色光である

ことを特徴とする請求項１～５のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項７】

前記プロセッサにおいて生成された前記各画像データを表示可能な表示装置を、

さらに備えたことを特徴とする請求項１～６のいずれかに記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【０００１】

【発明の属する技術分野】

本発明は、生体から発せられる自家蛍光に基づいて体腔内を撮像して、生体が正常であるか異常であるかの診断に供される画像データを取得する内視鏡装置に、関する。

【０００２】

【従来の技術】

図１４は、従来の内視鏡装置の構成図である。この内視鏡装置は、内視鏡７０、及び外部装置８０を、備えている。内視鏡７０は、その先端部に設けられた配光レンズ７１及び対物レンズ７２を、有している。また、この内視鏡７０は、ファイババンドルによりなるラ

10

20

30

40

50

イトガイド 73 を、有している。このライトガイド 73 は、その先端面を配光レンズ 71 に対向させるとともに、当該内視鏡 70 内を引き通され、その基端側が外部装置 80 内に引き込まれている。

【0003】

さらに、内視鏡 70 は、紫外・赤外カットフィルタ 74 , 及び CCD 75 を、有している。なお、内視鏡 1 の先端部が被検体に対向配置された状態において、対物レンズ 72 が被検体像を結ぶ位置の近傍に、この CCD 75 の撮像面が配置されている。また、紫外・赤外カットフィルタ 74 は、対物レンズ 72 及び CCD 75 間の光路中に、挿入されている。

【0004】

外部装置 80 は、白色光を平行光束として発する白色光源 81 , 及び、紫外帯域の成分を含んだ平行光束を発する励起光源 82 を、備えている。白色光源 81 から発せられた白色光の光路上には、赤外カットフィルタ 83 , 第 1 のシャッタ 84 , 及びダイクロイックミラー 85 が、順に配置されている。

【0005】

赤外カットフィルタ 83 は、白色光源 81 から発せられた白色光のうちの赤外帯域の成分を遮断するとともに可視帯域の成分を透過させる。第 1 のシャッタ 84 は、赤外カットフィルタ 83 を透過した白色光を、遮断するか、又は、通過させる。ダイクロイックミラー 85 は、入射した光のうちの可視帯域の成分を透過させるとともに紫外帯域の成分を反射させる。そのため、第 1 のシャッタ 84 を通過した可視帯域の白色光は、このダイクロイックミラー 85 を透過する。

【0006】

励起光源 82 は、発した光が、ダイクロイックミラー 85 を透過する白色光の光路と、このダイクロイックミラー 85 の反射面上で直交するように、配置されている。この励起光源 82 及びダイクロイックミラー 85 間の光路上には、励起光源 82 側から順に、励起光フィルタ 86 , 及び第 2 のシャッタ 87 が、配置されている。励起光フィルタ 86 は、励起光源 82 から発せられた光のうちの励起光として利用される帯域の成分のみを、透過させる。なお、この励起光とは、生体の自家蛍光を励起する紫外光である。

【0007】

第 2 のシャッタ 87 は、励起光フィルタ 86 を透過した励起光を、遮断するか、又は、通過させる。この第 2 のシャッタ 87 を通過した励起光は、ダイクロイックミラー 85 により反射される。このダイクロイックミラー 85 により反射された励起光の光路は、該ダイクロイックミラー 85 を透過した白色光の光路と、一致している。

【0008】

このダイクロイックミラー 85 以降の光路上には、絞り 88 , ホイール 89 , 及び、集光レンズ C が、順に配置されている。絞り 88 は、入射した光を光量調節して射出する。

【0009】

ホイール 89 は、円板状に形成され、その外周に沿ったリング状の部分に、図示せぬ 4 つの開口が開けられている。これら各開口には、青色光 (B 光) のみを透過させる B フィルタ、緑色 (G 光) のみを透過させる G フィルタ、赤色光 (R 光) のみを透過させる R フィルタ、及び、励起光を透過させる透明部材が、夫々詰め込まれている。そして、このホイール 89 は、モータに駆動されて回転し、その B フィルタ、G フィルタ、R フィルタ、及び透明部材を、順次繰り返して、光路中に挿入する。

【0010】

なお、このホイール 89 の B フィルタ、G フィルタ、又は R フィルタが光路中に挿入されている期間中には、第 1 のシャッタ 84 が白色光を通過させるとともに、第 2 のシャッタ 87 が励起光を遮断している。このため、ダイクロイックミラー 85 へは、白色光のみが入射する。そして、この白色光は、絞り 88 により光量調節され、ホイール 89 の B フィルタ、G フィルタ、及び R フィルタにより、順次、B 光、G 光、及び R 光に変換されて、集光レンズ C へ向う。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 1 】

一方、このホイール 8 9 の透明部材が光路中に挿入されている期間中には、第 1 のシャッタ 8 4 が白色光を遮断するとともに、第 2 のシャッタ 8 7 が励起光を通過させている。このため、ダイクロイックミラー 8 5 へは、励起光のみが入射する。そして、この励起光は、絞り 8 8 により光量調節され、ホイール 8 9 の透明部材を透過して、集光レンズ C へ向う。

## 【 0 0 1 2 】

この集光レンズ C は、入射した光を、ライトガイド 7 3 の基端面に収束させる。このため、このライトガイド 7 3 へは、B 光，G 光，R 光，励起光が、順次繰り返して入射する。入射した光は、ライトガイド 7 3 により導かれ、配光レンズ 7 1 から射出される。従って、内視鏡 1 の先端が被検体に対向配置されていると、この被検体は、B 光，G 光，R 光，励起光により順次繰り返して照射される。

10

## 【 0 0 1 3 】

この被検体に対して B 光，G 光，又は R 光が照射されているときには、対物レンズ 7 2 は、C C D 7 5 の撮像面近傍に、被検体の B 光，G 光，又は R 光による像を結ぶ。これらの像は、C C D 7 5 により、画像信号に変換される。即ち、被検体の B 光による像，G 光による像，及び R 光による像は、夫々、B 画像信号，G 画像信号，及び R 画像信号に、夫々変換される。

## 【 0 0 1 4 】

一方、この被検体に対して励起光が照射されている場合には、この被検体は、自家蛍光を発する。このため、対物レンズ 7 2 へは、この被検体から発せられた自家蛍光，及び、この被検体表面において反射された励起光が、入射する。この対物レンズ 7 2 は、C C D 7 5 の撮像面近傍に、被検体像を結ぶ。但し、これら対物レンズ 7 2 及び C C D 7 5 の光路間には、紫外・赤外カットフィルタ 7 4 が挿入されているので、C C D 7 5 の撮像面近傍には、被検体の自家蛍光のみによる像が結ばれる。この C C D 7 5 は、被検体の自家蛍光による像を、画像信号（F 画像信号）に変換する。

20

## 【 0 0 1 5 】

さらに、外部装置 8 0 は、画像処理部 9 1 を有している。この画像処理部 9 1 は、信号線を介して C C D 7 5 に接続されている。そして、この画像処理部 9 1 は、C C D 7 5 から出力される B 画像信号，G 画像信号，R 画像信号，及び F 画像信号を、順次繰り返して取得する。

30

## 【 0 0 1 6 】

そして、この画像処理部 9 1 は、取得した B 画像信号，G 画像信号，及び R 画像信号に基づき、被検体のカラー画像（通常画像）を合成する。また、この画像処理部 9 1 は、F 画像信号に基づき、被検体の蛍光画像を生成する。

## 【 0 0 1 7 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

上記の従来技術による内視鏡装置は、被検体に対して可視光（B 光，G 光，R 光），及び励起光を射出するために、2 つの光源 8 1，8 2 を備えている。即ち、このような内視鏡装置は、白色光を射出する通常光源 8 1，及び、励起光を含んだ光を射出する励起光源 8 2 を、備えている。これら二つの光源 8 1，8 2 は、いずれも常時点灯している。なお、光源 8 1，8 2 は、内視鏡装置におけるその他の構成要素に比べて消費電力が大きい。従って、このような二つの光源 8 1，8 2 を備えた内視鏡装置を、省電力化することは、困難である。

40

## 【 0 0 1 8 】

さらに、この内視鏡装置では、二つの光源 8 1，8 2 から発せられた光を、単一のライトガイドへ導いているので、その光路系の実装のためには、所定のスペースが必要である。従って、この内視鏡装置を小型化することは、困難である。

## 【 0 0 1 9 】

そこで、単一の光源により、カラー画像取得用の照明光と、蛍光画像取得用の照明光とを

50

切り換えて射出可能な内視鏡装置を提供することを、本発明の課題とする。

【0020】

【課題を解決するための手段】

本発明による内視鏡装置は、上記課題を解決するために、以下のような構成を採用した。

【0021】

即ち、この内視鏡装置は、可視光の成分、及び生体の自家蛍光を励起する紫外光の成分を含んだ光を発する光源と、前記光源から発せられた光の光路上に配置され、入射した光を導くとともに被検体へ向けて射出するライトガイドと、青色光、緑色光及び赤色光から1つのみ選択された第1種の光と紫外光とを透過させる第1フィルタ、青色光、緑色光及び赤色光のうちの前記第1種の光でないものから1つのみ選択された第2種の光のみを透過させる第2フィルタ、並びに、青色光、緑色光及び赤色光のうちの前記第1種の光又は第2種の光以外の第3種の光のみを透過させる第3フィルタを、有するとともに、これら各フィルタを、順次繰り返して、前記光源及び前記ライトガイド間の光路中に挿入する第1のフィルタ機構と、紫外光を透過させるとともに前記第1種の光を遮断する蛍光観察フィルタを、前記光源及び前記ライトガイド間の光路中に挿入する第2のフィルタ機構と、前記ライトガイドにより照明された被検体表面からの光のうちの紫外光以外の成分を収束させて、この被検体表面の像を形成する対物光学系と、前記対物光学系によって形成された被検体表面の像を撮像して画像信号に変換する撮像素子と、前記第2のフィルタ機構を制御して前記蛍光観察フィルタを光路から退避させた状態で、前記第1のフィルタ機構を制御することにより、前記第1フィルタを光路中に挿入させている期間中、前記第2フィルタを光路中に挿入させている期間中、及び、前記第3フィルタを光路中に挿入させている期間中に、夫々、前記撮像素子により取得された画像信号に基づいて、カラー画像データである通常画像データを生成し、前記第2のフィルタ機構を制御して前記蛍光観察フィルタを光路中に挿入させた状態で、前記第1のフィルタ機構を制御することにより、前記第1フィルタを光路中に挿入させている期間中に前記撮像素子により取得された画像信号に基づいて、蛍光画像データを生成するプロセッサとを、備えたことを特徴とする。

【0022】

なお、光路上において、前側から順に、第1のフィルタ機構、及び第2のフィルタ機構が配置されていてもよい。この場合には、光源から発せられた光は、第1のフィルタ機構により、紫外+第1種の光、第2種の光、第3種の光に、順次変換される。そして、第2のフィルタ機構が、その蛍光観察フィルタを光路から退避させているときには、第1のフィルタ機構から射出された紫外+第1種の光、第2種の光、第3種の光は、ライトガイドに導かれて被検体へ射出される。この被検体が、紫外+第1種の光、第2種の光、第3種の光により順次照明されている期間中に、撮像素子により取得された画像信号に基づいて、被検体の通常画像データがカラー画像データとして得られる。一方、第2のフィルタ機構が、その蛍光観察フィルタを光路中に挿入させているときには、第1のフィルタ機構から射出された光のうちの紫外光+第1種の光は、紫外光に変換されてライトガイドへ入射する。この被検体が紫外光により照明されている期間中に、撮像素子により取得された画像信号に基づいて、被検体の蛍光画像データが得られる。

【0023】

逆に、光路上において、前側から順に、第2のフィルタ機構、及び第1のフィルタ機構が配置されていてもよい。この場合にも、第2のフィルタ機構が、その蛍光観察フィルタを光路から退避させているときには、紫外+第1種の光、第2種の光、第3種の光が、順次、ライトガイドへ入射する。一方、第2のフィルタ機構が、その蛍光観察フィルタを光路中に挿入させているとともに、第1のフィルタ機構が第1フィルタを光路中に挿入させているときには、紫外光がライトガイドへ入射する。

【0024】

なお、対物光学系は、紫外光を遮断するフィルタ及び対物レンズを、有していてもよい。さらに、この対物光学系のフィルタは、可視光を透過させるとともに紫外光及び赤外光を遮断する紫外・赤外カットフィルタであってもよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 5 】

さらに、前記蛍光観察フィルタは、前記第2種の光及び第3種の光から選択された光、並びに紫外光のみを透過させるフィルタであってもよい。この場合には、前記プロセッサは、前記第2のフィルタ機構を制御して前記蛍光観察フィルタを光路中に挿入させた状態で、前記第1のフィルタ機構を制御することにより、前記第2フィルタ及び第3フィルタのうちの前記第2種の光及び第3種の光から選択された光を透過させるフィルタを光路中に挿入させている期間中に、前記撮像素子により取得された画像信号に基づいて、参照画像データを生成することができる。そして、プロセッサは、前記蛍光画像データから前記参照画像データを差し引くことにより、特定画像データを抽出し、前記通常画像データに前記特定画像データを重ね合わせることで、診断用画像データを生成することができる。なお、この診断用画像データ中の特定画像データに対応する部分は、画面表示された場合に青その他の所定の色となるように、設定されていてもよい。

10

## 【 0 0 2 6 】

また、第1のフィルタ機構は、円板状に形成されるとともに、その第1フィルタ、第2フィルタ、及び第3フィルタが、周方向に沿って夫々配列された第1のホイールを有していてもよい。さらに、この第1のフィルタ機構は、その第1のホイールを回転させるモータを有していてもよい。そして、この第1のフィルタ機構は、その第1のホイールを回転させることにより、その各フィルタを、順次繰り返して、光路中に挿入させてもよい。

## 【 0 0 2 7 】

なお、撮像素子がCCDである場合には、このCCDの感度が入射した光の波長によって変化することに対応させて、照明光の照射時間が設定されていてもよい。即ち、第1のホイールにおける各フィルタの周方向の長さは、CCDの感度に対応させて設定されていてもよい。

20

## 【 0 0 2 8 】

また、第2のフィルタ機構は、円板状に形成されるとともに、その蛍光観察フィルタ、及び開口が、周方向に沿って夫々配列された第2のホイールを有していてもよい。さらに、この第2のフィルタ機構は、その第2のホイールを回転させるモータを有していてもよい。そして、この第2のフィルタ機構は、その第2のホイールを回転させることにより、その蛍光観察フィルタ、及び開口を、順次繰り返して、光路中に挿入させてもよい。

## 【 0 0 2 9 】

なお、光源は、ランプ及びリフレクタ等により構成されていてもよい。また、光源は、複数種の発光ダイオード等により構成されていてもよい。さらに、この内視鏡装置は、通常画像データ、蛍光画像データ、特定画像データ、及び診断用画像データのなかから選択された1つ又は複数の画像データを動画表示可能な表示装置を、有していてもよい。

30

## 【 0 0 3 0 】

## 【 発明の実施の形態 】

以下、図面に基づいて本発明の一実施形態による内視鏡装置について、説明する。図1は、本実施形態による内視鏡装置の構成図である。この図1に示されるように、内視鏡装置は、内視鏡1、及び外部装置2を、備えている。

## 【 0 0 3 1 】

まず、内視鏡1について説明する。この内視鏡1は、図1にはその形状が示されていないが、生体内に挿入される可撓管状の挿入部、この挿入部の基端側に対して一体に連結された操作部、及び、この操作部と外部装置2とを連結するライトガイド可撓管を、備えている。

40

## 【 0 0 3 2 】

内視鏡1の挿入部の先端は、硬質部材製の図示せぬ先端部により封止されている。また、この挿入部の先端近傍の所定領域には、図示せぬ湾曲機構が組み込まれており、当該領域を湾曲させることができる。操作部には、湾曲機構を湾曲操作するためのダイヤル、及び各種操作スイッチが、設けられている。

## 【 0 0 3 3 】

50

この内視鏡 1 は、その先端部に夫々固定された配光レンズ 1 1 及び対物レンズ 1 2 を、有している。さらに、内視鏡 1 は、ライトガイド 1 3 を有している。このライトガイド 1 3 は、マルチモード光ファイバが多数束ねられてなるファイババンドルである。そして、このライトガイド 1 3 は、その先端面を配光レンズ 1 1 に対向させるとともに、挿入部、操作部及びライトガイド可撓管内を引き通され、その基端側が外部装置 2 内に引き込まれている。

【 0 0 3 4 】

さらに、この内視鏡 1 は、紫外・赤外カットフィルタ 1 4 , 及び撮像素子としての C C D ( c h a r g e - c o u p l e d d e v i c e ) 1 5 を備えている。この C C D 1 5 の撮像面は、内視鏡 1 の先端部が被検体に対向配置された状態において、対物レンズ 1 2 が当該被検体像を結ぶ位置に、配置されている。

10

【 0 0 3 5 】

なお、紫外・赤外カットフィルタ 1 4 は、対物レンズ 1 2 及び C C D 1 5 間の光路中に、挿入配置されている。これら対物レンズ 1 2 及び紫外・赤外カットフィルタ 1 4 は、対物光学系に相当する。図 2 は、この紫外・赤外カットフィルタ 1 4 の分光特性を示すグラフである。この図 2 に示されるように、この紫外・赤外カットフィルタ 1 4 は、波長 4 1 0 n m ~ 7 0 0 n m の可視光を透過させるとともに、励起光として用いられる波長 3 5 0 n m ~ 3 8 0 n m の紫外光、及び、レーザ治療等に利用される 7 5 0 n m ~ 1 0 7 0 n m の赤外光を遮断する。

【 0 0 3 6 】

20

次に、外部装置 2 について説明する。図 1 に示されるように、この外部装置 2 は、光源 2 1 を備えている。この光源 2 1 は、ランプ 2 1 1 , 及びリフレクタ 2 1 2 を、有している。このランプ 2 1 1 は、励起光として用いられる帯域及び可視帯域の成分を含んだ光を発する。なお、このランプ 2 1 1 としては、例えば、水銀ランプ、キセノンランプ、又は、メタルハライド ( m e t a l h a l i d e ) ランプ等が、用いられる。

【 0 0 3 7 】

リフレクタ 2 1 2 は、その内面 ( 反射面 ) が回転放物面状に形成されている。なお、ランプ 2 1 1 は、このリフレクタ 2 1 2 の回転放物面における焦点の位置に、配置されている。そして、このランプ 2 1 1 から発せられた光は、リフレクタ 2 1 2 に反射されることにより、平行光束として射出される。

30

【 0 0 3 8 】

この光源 2 1 から射出された光の光路上には、光源側フィルタ 2 2 , 第 1 のホイール 2 3 , 絞り 2 4 , 第 2 のホイール 2 5 , 及び集光レンズ 2 6 が、順に配置されている。

【 0 0 3 9 】

図 3 は、この光源側フィルタ 2 2 の分光特性を示すグラフである。この図 3 に示されるように、この光源側フィルタ 2 2 は、波長 3 6 0 n m ~ 6 5 0 n m の紫外光及び可視光を透過させるとともに、波長 7 0 0 n m ~ 1 1 0 0 n m の赤外光を遮断する。この光源側フィルタ 2 2 は、光源 2 1 から赤外線として放射される熱が、後続の光路中に伝達されないように、遮断している。そして、この光源側フィルタ 2 2 を透過した紫外光及び可視光は、第 1 のホイール 2 3 へ向かう。

40

【 0 0 4 0 】

図 4 は、第 1 のホイール 2 3 の構成図である。この第 1 のホイール 2 3 は、円板状に形成され、その外周近傍のリング状領域に、3 つの開口が形成されている。これら各開口には、U V + B フィルタ 2 3 1 , G フィルタ 2 3 2 , R フィルタ 2 3 3 が、夫々詰め込まれている。

【 0 0 4 1 】

図 5 の ( a ) は、U V + B フィルタ 2 3 1 の分光特性を示すグラフである。このグラフに示されるように、U V + B フィルタ 2 3 1 は、波長 3 6 0 n m ~ 4 7 0 n m の紫外光及び青色光を透過させるとともに、波長 5 1 0 n m ~ 7 5 0 n m の光を遮断する。

【 0 0 4 2 】

50

図5の(b)は、Gフィルタ232の分光特性を示すグラフである。このグラフに示されるように、Gフィルタ232は、波長510nm~560nmの緑色光を透過させるとともに、波長350nm~470nmの紫外光及び青色光、並びに、波長600nm~750nmの赤色光を遮断する。

【0043】

図5の(c)は、Rフィルタ233の分光特性を示すグラフである。このグラフに示されるように、Rフィルタ233は、波長600nm~700nmの赤色光を透過させるとともに、波長350nm~560nmの紫外光、青色光及び緑色光を遮断する。

【0044】

そして、この第1のホイール23は、第1のモータM1に連結されており、このモータM1に駆動されて回転する。なお、この第1のホイール23は、回転することにより、光源側フィルタ22を透過した光の光路上に、各フィルタ231、232、233を順次繰り返し挿入するように、配置されている。これら第1のホイール23及び第1のモータM1は、第1のフィルタ機構に相当する。

【0045】

そして、光源側フィルタ22を透過した光は、この第1のホイール23の各フィルタ231、232、233を、順次透過する。なお、UV+Bフィルタ231が光路中に挿入されているときには、光源側フィルタ22を透過した光は、紫外帯域及び青色帯域の成分のみを含んだ光(UV+B光)に変換される。また、Gフィルタ232が光路中に挿入されているときには、光源側フィルタ22を透過した光は、緑色帯域の成分のみを含んだ光(G光)に変換される。また、Rフィルタ233が光路中に挿入されているときには、光源側フィルタ22を透過した光は、赤色帯域の成分のみを含んだ光(R光)に変換される。この第1のホイール23の各フィルタ231、232、233を透過した光は、絞り24により光量調節されて、第2のホイール25へ向かう。

【0046】

なお、UV+Bフィルタ231は第1フィルタに相当し、Gフィルタ232は第2フィルタに相当し、Rフィルタ233は第3フィルタに相当する。また、青色光は第1種の光に相当し、緑色光は第2種の光に相当し、赤色光は第3種の光に相当する。

【0047】

図6は、第2のホイール25の構成図である。この第2のホイール25は、円板状に形成され、その外周近傍のリング状領域に、2つの開口が形成されている。なお、一方の開口の周方向の長さは、他方の開口の周方向の長さの2倍になっている。そして、一方の開口には、透明部材251が詰め込まれている。この透明部材251は、全ての波長帯域の光を透過させるガラス等によりなる。なお、当該一方の開口は、この透明部材251が詰め込まれずに、開口のままになっていてもよい。

【0048】

この第2のホイール25における他方の開口には、蛍光観察フィルタ252が詰め込まれている。図7は、蛍光観察フィルタ252の分光特性を示すグラフである。このグラフに示されるように、蛍光観察フィルタ252は、波長360nm~380nmの紫外光、及び、波長600nm~700nmの赤色光を透過させるとともに、波長400nm~580nmの光を遮断する。

【0049】

また、この第2のホイール25は、第2のモータM2に連結されており、このモータM2に駆動されて回転する。なお、この第2のホイール25は、回転することにより、絞り24により光量調節された光の光路上に、透明部材251、及び蛍光観察フィルタ252を順次繰り返し挿入するように、配置されている。これら第2のホイール25及び第2のモータM2は、第2のフィルタ機構に相当する。

【0050】

この第2のホイール25における透明部材251、又は蛍光観察フィルタ252を透過した光は、集光レンズ26へ向う。この集光レンズ26は、入射した光(平行光束)を、ラ

10

20

30

40

50



イトガイド 13 の基端面に収束させる。

【0051】

さらに、外部装置 2 は、互いに接続された制御部 27 及び画像処理部 28 を、備えている。なお、これら制御部 27 及び画像処理部 28 は、プロセッサに相当する。制御部 27 は、各モータ M1, M2 に夫々接続されている。そして、制御部 27 は、第 1 のモータ M1 を、第 2 のモータ M2 の 3 倍の角速度で回転させる。画像処理部 28 は、CCD 15 に接続されており、この CCD 15 から出力された画像信号を、取得して処理する。

【0052】

図 8 は、照明及び画像取得のタイミングチャートである。この図 8 に示されるように、第 2 のホイール 25 がその透明部材 251 を光路中に挿入している期間中に、第 1 のホイール 23 は、2 回転している。即ち、この期間中に、第 1 のホイール 23 から、UV + B 光, G 光, R 光; UV + B 光, G 光, R 光が、順次射出される。射出された光は、絞り 24 により光量調節されて、第 2 のホイール 25 へ向う。

10

【0053】

当該期間中において、第 2 のホイール 25 の透明部材 251 は、入射した光をそのまま透過させる。透過した光は、集光レンズ 26 により収束されてライトガイド 13 へ入射する。このライトガイド 13 により導かれた光は、配光レンズ 11 から被検体へ向けて射出される。従って、当該期間中に、被検体は、UV + B 光, G 光, R 光; UV + B 光, G 光, R 光により、順次照射される。

【0054】

20

この被検体に UV + B 光が照射されると、当該被検体表面において反射された UV + B 光が、対物レンズ 12 へ入射する。なお、UV + B 光における紫外帯域の成分は、生体の自家蛍光（緑色帯域）を励起するので、被検体からは自家蛍光が発せられる。このため、被検体から発せられた自家蛍光も対物レンズ 12 へ入射するが、この自家蛍光の強度は、UV + B 光の反射光の強度に比べて極めて小さい。

【0055】

この対物レンズ 12 から射出された収束光は、紫外・赤外カットフィルタ 14 により、その励起光の成分が遮断されて、CCD 15 の撮像面近傍に収束する。即ち、UV + B 光から紫外帯域の成分が除かれた青色光（B 光）による被検体像が、CCD 15 の撮像面近傍に結ばれる。但し、この B 光とともに、被検体の自家蛍光も CCD 15 へ入射するが、この自家蛍光の強度は、B 光の強度に比べて極めて小さい。

30

【0056】

なお、図 8 に示されるように、被検体に UV + B 光が照射されている期間が、CCD 15 における「B 蓄積」期間に相当する。この「B 蓄積」期間中に CCD 15 において蓄積された電荷は、直後の「B 転送」期間中に、画像処理部 28 へ B 画像信号として送信される。この B 画像信号は、厳密には、被検体の B 光及び自家蛍光による像に対応している。しかし、自家蛍光は B 光に比べて極めて微弱であるため、この B 画像信号は、被検体の B 光による像に略対応することになる。

【0057】

次に、この被検体に G 光が照射されると、当該被検体表面において反射された G 光が、対物レンズ 12 へ入射する。この対物レンズ 12 から射出された収束光は、紫外・赤外カットフィルタ 14 を透過して、CCD 15 の撮像面近傍に収束する。即ち、G 光による被検体像が、CCD 15 の撮像面近傍に結ばれる。

40

【0058】

なお、この被検体に G 光が照射されている期間が、CCD 15 における「G 蓄積」期間に相当する。この「G 蓄積」期間中に CCD 15 において蓄積された電荷は、直後の「G 転送」期間中に、画像処理部 28 へ G 画像信号として送信される。この G 画像信号は、被検体の G 光による像に対応している。

【0059】

次に、この被検体に R 光が照射されると、当該被検体表面において反射された R 光が、対

50

物レンズ１２へ入射する。この対物レンズ１２から射出された収束光は、紫外・赤外カットフィルタ１４を透過して、ＣＣＤ１５の撮像面近傍に収束する。即ち、Ｒ光による被検体像が、ＣＣＤ１５の撮像面近傍に結ばれる。

【００６０】

なお、この被検体がＲ光により照射されている期間が、ＣＣＤ１５における「Ｒ蓄積」期間に相当する。この「Ｒ蓄積」期間中にＣＣＤ１５において蓄積された電荷は、直後の「Ｒ転送」期間中に、画像処理部２８へＲ画像信号として送信される。このＲ画像信号は、被検体のＲ光による像に対応している。

【００６１】

一方、第２のホイール２５がその蛍光観察フィルタ２５２を光路中に挿入している期間中に、第１のホイール２３は、１回転している。即ち、この期間中に、第１のホイール２３からは、ＵＶ＋Ｂ光、Ｇ光、Ｒ光が、順次射出される。射出された光は、絞り２４により光量調節されて、第２のホイール２５へ向う。

10

【００６２】

そして、第２のホイール２５の蛍光観察フィルタ２５２に、ＵＶ＋Ｂ光が入射すると、この蛍光観察フィルタ２５２は、入射したＵＶ＋Ｂ光中の紫外帯域の成分（ＵＶ）のみを抽出して透過させる。即ち、透過した光は、励起光として用いられるＵＶ光である。このＵＶ光は、集光レンズ２６により収束されてライトガイド１３へ入射する。このライトガイド１３により導かれたＵＶ光は、配光レンズ１１から被検体へ向けて射出される。この被検体は、ＵＶ光により照射されると、自家蛍光を発する。従って、被検体から発せられた自家蛍光、及び、当該被検体により反射されたＵＶ光が、対物レンズ１２へ入射する。

20

【００６３】

この対物レンズ１２から射出された収束光は、紫外・赤外カットフィルタ１４により、そのＵＶ光の成分が遮断されて、ＣＣＤ１５の撮像面近傍に収束する。即ち、生体の自家蛍光（Ｆ光）による被検体像が、ＣＣＤ１５の撮像面近傍に結ばれる。

【００６４】

なお、被検体がＵＶ光により照射されている期間が、ＣＣＤ１５における「Ｆ蓄積」期間に相当する。この「Ｆ蓄積」期間中にＣＣＤ１５において蓄積された電荷は、直後の「Ｆ転送」期間中に、画像処理部２８へＦ画像信号として送信される。このＦ画像信号は、被検体のＦ光（自家蛍光）による像に対応している。

30

【００６５】

そして、第２のホイール２５が、その蛍光観察フィルタ２５２を光路中に挿入している期間中において、この第２のホイール２５にＧ光が入射すると、その蛍光観察フィルタ２５２は、入射したＧ光を遮断する。このため、第２のホイール２５以降の光路へは、光が射出されない。

【００６６】

一方、第２のホイール２５が、その蛍光観察フィルタ２５２を光路中に挿入している期間中において、この第２のホイール２５にＲ光が入射すると、その蛍光観察フィルタ２５２は、入射したＲ光を透過させる。透過したＲ光は、集光レンズ２６により収束されて、ライトガイド１３へ入射する。このライトガイド１３により導かれたＲ光は、配光レンズ１１から被検体へ向けて射出される。すると、この被検体により反射されたＲ光が、対物レンズ１２へ入射する。

40

【００６７】

この被検体にＲ光が照射されると、当該被検体表面において反射されたＲ光が、対物レンズ１２へ入射する。この対物レンズ１２から射出された収束光は、紫外・赤外カットフィルタ１４を透過して、ＣＣＤ１５の撮像面近傍に収束する。即ち、Ｒ光による被検体像が、ＣＣＤ１５の撮像面近傍に結ばれる。

【００６８】

なお、この被検体がＲ光により照射されている期間が、ＣＣＤ１５における「Ｒ蓄積」期間に相当する。この「Ｒ蓄積」期間中にＣＣＤ１５において蓄積された電荷は、直後の「

50

R 転送」期間中に、画像処理部 28 へ R 画像信号として送信される。この場合における R 画像信号は、後述するように、画像処理のための参照画像として用いられる。

【0069】

図 9 は、画像処理部 28 の構成を示す概略ブロック図である。この図 9 に示されるように、画像処理部 28 は、増幅器 281、A/D コンバータ 282、通常画像メモリ 283、蛍光画像メモリ 284、及び、参照画像メモリ 285 を、備えている。

【0070】

第 2 のホイール 25 が、その透明部材 251 を光路中に挿入している期間中に、CCD 15 から送信された B 画像信号、G 画像信号、及び、R 画像信号は、増幅器 281 により、所定の通常増幅率にて増幅される。増幅された信号は、A/D コンバータ 282 により A/D 変換され、通常画像データとして、通常画像メモリ 283 内に格納される。なお、この通常画像データは、通常画像メモリ 283 内に、所定の画素数に対応させたカラー画像データとして格納される。

10

【0071】

一方、第 2 のホイール 25 が、その蛍光観察フィルタ 252 を光路中に挿入している期間中に、CCD 15 から送信された F 画像信号、及び、R 画像信号は、順次、増幅器 281 へ送られる。この増幅器 281 は、F 画像信号を、所定の蛍光増幅率にて増幅する。増幅された信号は、A/D コンバータ 282 により A/D 変換され、蛍光画像データとして、蛍光画像メモリ 284 内に格納される。なお、F 画像信号は、他の画像信号よりも微弱であるため、この蛍光増幅率は、通常増幅率よりも大きく設定されている。この蛍光画像データは、蛍光画像メモリ 284 内に、所定の画素数に対応させたモノクロ画像データとして格納される。

20

【0072】

そして、この増幅器 281 は、R 画像信号を、所定の参照増幅率にて増幅する。この参照増幅率は、通常増幅率よりも大きく、かつ、蛍光増幅率よりも小さい所定の値に、設定されている。増幅された信号は、A/D コンバータ 282 により A/D 変換され、参照画像データとして、参照画像メモリ 285 内に格納される。この参照画像データは、参照画像メモリ 285 内に、所定の画素数に対応させたモノクロ画像データとして格納される。なお、この参照画像データの輝度値は、蛍光画像データの輝度値と同等に設定される。

【0073】

30

さらに、この画像処理部 28 は、画像比較器 286、画像混合回路 287、D/A コンバータ 288、及び、エンコーダ 289 を、備えている。この画像比較器 286 は、蛍光画像メモリ 284、及び参照画像メモリ 285 に、夫々接続されている。そして、この画像比較器 286 は、蛍光画像メモリ 284 内の蛍光画像データ、及び、参照画像メモリ 285 内の参照画像データを取得し、蛍光画像データから参照画像データを減算することにより、特定画像データを生成する。この特定画像データには、被検体における（自家蛍光の弱い）病変の可能性のある部分に対応した情報のみが含まれている。

【0074】

画像混合回路 287 は、通常画像メモリ 283、及び画像比較器 286 に、夫々接続されている。そして、この画像混合回路 287 は、通常画像メモリ 283 内の通常画像データ、及び、画像比較器 286 において生成された特定画像データを、取得する。さらに、この画像混合回路 287 は、通常画像データに特定画像データを所定の色（例えば青）として重ね合わせることにより、診断用画像データを生成して出力する。

40

【0075】

D/A コンバータ 288 は、画像混合回路 287 に接続されている。そして、この D/A コンバータ 288 は、画像混合回路 287 から出力された診断用画像データを D/A 変換することにより、診断用画像信号を出力する。

【0076】

エンコーダ 289 は、この D/A コンバータ 288 に接続されているとともに、テレビモニタ又はパーソナルコンピュータ等によりなる表示装置 D に接続されている。そして、こ

50

のエンコーダ２８９は、Ｄ／Ａコンバータ２８８から出力された診断用画像信号を取得するとともに、この診断用画像信号に、表示装置Ｄにおける画面表示用の信号（同期信号等）を付与して、出力する。この表示装置Ｄは、エンコーダ２８９から出力された信号を、診断用画像として動画表示する。なお、この表示装置Ｄには、通常画像データに基づく通常画像が、診断用画像と並べられた状態で動画表示されてもよい。

#### 【００７７】

図１０は、通常画像メモリ２８３内に格納された通常画像データにより示される通常画像の模式図である。図１１は、蛍光画像メモリ２８４内に格納された蛍光画像データにより示される蛍光画像の模式図である。これら通常画像及び蛍光画像において、管腔Ｔａは陰になるために暗く示されており、管壁Ｔｂは明るく示されている。さらに、図１１の蛍光画像には、管壁Ｔｂにおける自家蛍光の弱い病変部分Ｔｃが、示されている。

10

#### 【００７８】

なお、参照画像メモリ２８５内に格納された参照画像データは、通常画像データ中のＲ画像信号による成分と略同等のデータである。従って、図１０は、この参照画像データにより示される参照画像の模式図でもある。但し、実際には、通常画像データはカラー画像データであるのに対し、参照画像データは、モノクロ画像データである。

#### 【００７９】

図１２は、画像比較器２８６から出力される特定画像データにより示される特定画像の模式図である。この特定画像（図１２）は、蛍光画像（図１１）から参照画像（図１０）が減算されることにより、取得される。図１２に示されるように、この特定画像には、病変部分Ｔｃのみが含まれており、管壁Ｔｂの健康な部分、及び管腔Ｔａは含まれてない。

20

#### 【００８０】

図１３は、画像混合回路２８７から出力される診断用画像データにより示される診断用画像の模式図である。この診断用画像（図１３）は、通常画像（図１０）に、特定画像（図１２）を重ね合わせることにより、取得される。この診断用画像において、病変部分Ｔｃは、青等に着色されている。このため、術者は、表示装置Ｄの画面上に表示された診断用画像を観察することにより、病変部分Ｔｃの位置及び形状を、正確に認識することができる。

#### 【００８１】

そして、術者は、この診断用画像を見ながら、この病変部分Ｔｃを処置することもできる。例えば、術者は、内視鏡１先端部の図示せぬ鉗子孔から突出させたレーザプローブから、この病変部分Ｔｃに対して赤外線レーザを照射することにより、レーザ治療を行うこともできる。なお、レーザプローブから射出された赤外光は、被検体により反射されて内視鏡１の対物レンズ１２へ入射する。しかし、この対物レンズ１２を透過した赤外光は、紫外・赤外カットフィルタ１４により遮断されるので、ＣＣＤ１５へは達しない。このため、レーザ治療中であっても、表示装置Ｄ上に表示された画像は、正常に表示されている。

30

#### 【００８２】

上述のように、この内視鏡装置は、単一の光源２１によってカラー通常画像及び診断用画像の取得に必要な照明光を、そのライトガイド１３へ入射させることができる。

#### 【００８３】

40

#### 【発明の効果】

以上のように構成された本発明の内視鏡装置は、単一の光源により、被検体のカラー画像取得用、及び蛍光画像取得用の照明光を射出することができる。このため、光源を複数備えた場合に比べて、消費電力を低減させることができる。さらに、光源を複数備えた場合に比べて、構成が簡素化するので、装置の小型化が可能になるとともに、コストを低減することができる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図１】本発明の一実施形態による内視鏡装置の構成図

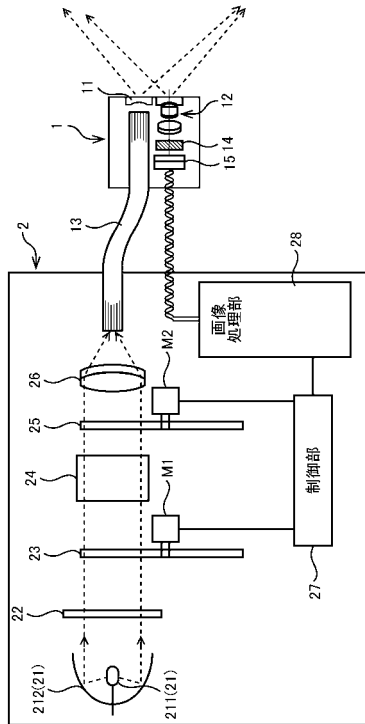
【図２】紫外・赤外カットフィルタの分光特性を示すグラフ

【図３】光源側フィルタの分光特性を示すグラフ

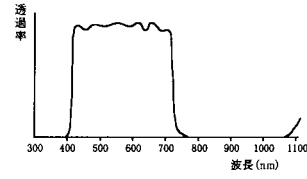
50

【図４】第１のホイールの構成図	
【図５】第１のホイールにおける各フィルタの分光特性を示すグラフ	
【図６】第２のホイールの構成図	
【図７】蛍光観察フィルタの分光特性を示すグラフ	
【図８】照明及び画像取得のタイミングチャート	
【図９】画像処理部の構成を示す概略ブロック図	
【図１０】通常画像及び参照画像の模式図	
【図１１】蛍光画像の模式図	
【図１２】特定画像の模式図	
【図１３】診断用画像の模式図	10
【図１４】従来の内視鏡装置の構成図	
【符号の説明】	
１ 内視鏡	
１２ 対物レンズ	
１３ ライトガイド	
１４ 紫外・赤外カットフィルタ	
１５ ＣＣＤ	
２ 外部装置	
２１ 光源	
２２ 光源側フィルタ	20
２３ 第１のホイール	
２３１ ＵＶ＋Ｂフィルタ	
２３２ Ｇフィルタ	
２３３ Ｒフィルタ	
Ｍ１ 第１のモータ	
２５ 第２のホイール	
２５１ 透明部材	
２５２ 蛍光観察フィルタ	
Ｍ２ 第２のモータ	
２７ 制御部	30
２８ 画像処理部	
Ｄ 表示装置	

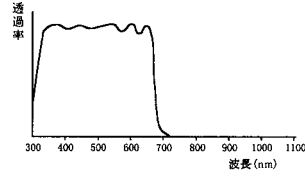
【図 1】



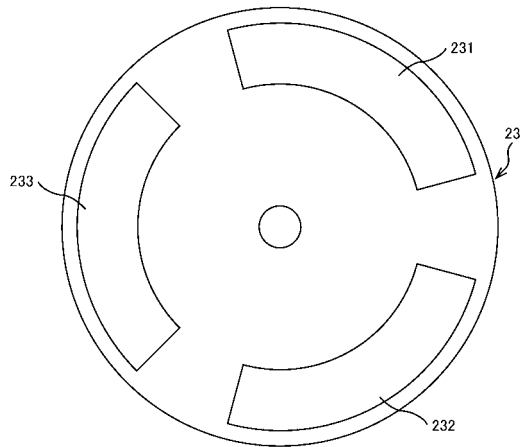
【図 2】



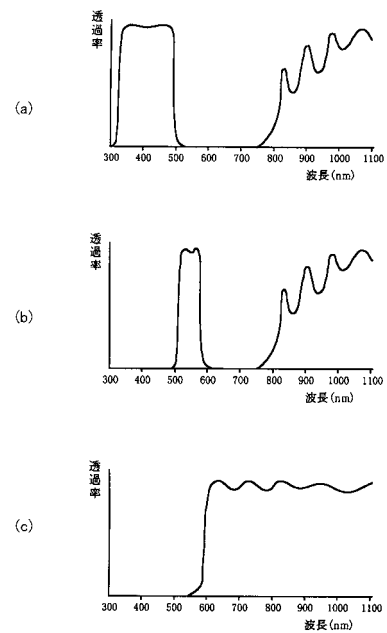
【図 3】



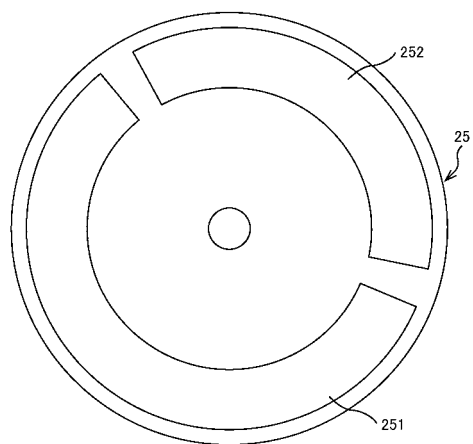
【図 4】



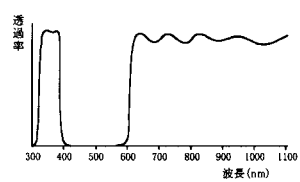
【図 5】



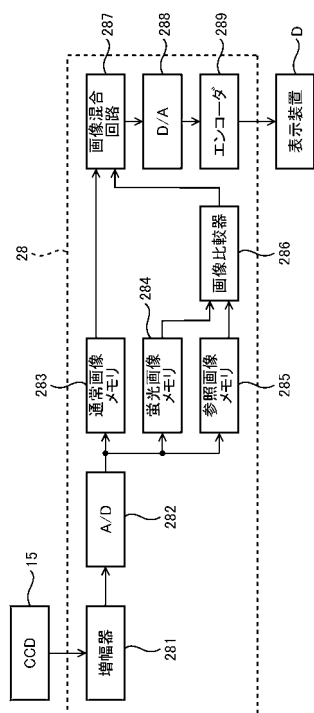
【 図 6 】



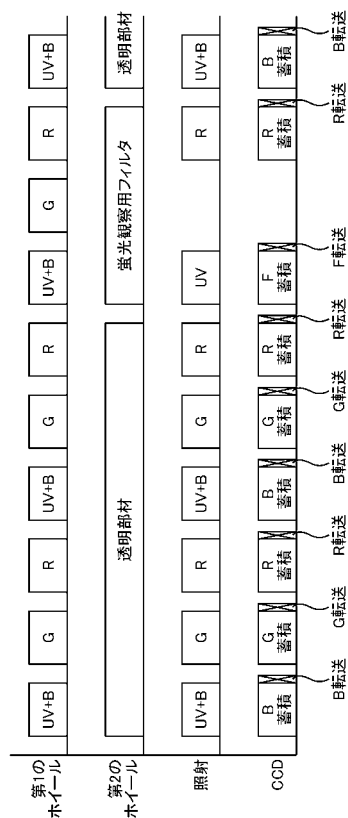
【圖 7】



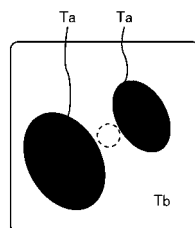
【 图 9 】



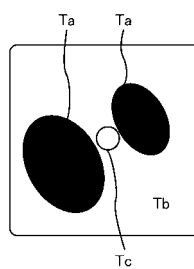
【 図 8 】



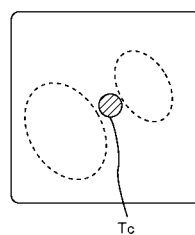
【 図 1 0 】



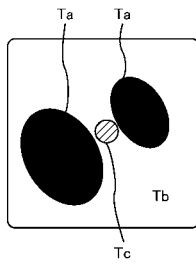
【 図 1 1 】



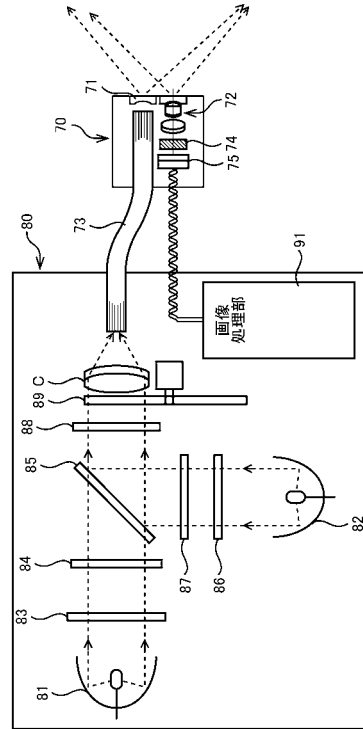
【 図 1 2 】



【図 13】



【図 14】





---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平03-032635(JP,A)  
特開昭63-234941(JP,A)  
特開平10-113327(JP,A)  
特開昭63-234941(JP,A)  
特開平07-155292(JP,A)  
実開昭59-173020(JP,U)  
特開2000-023903(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl.<sup>7</sup>, DB名)  
A61B 1/00-1/32

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP3579638B2</a>	公开(公告)日	2004-10-20
申请号	JP2000239925	申请日	2000-08-08
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	安達 滝介		
发明人	安達 滝介		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 A61B1/04 A61B5/00		
CPC分类号	G01J3/4406 A61B1/00009 A61B1/00186 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0669 A61B5/0071 A61B5/0084 G01J3/10 G01J2003/1213 G01N21/6456 G01N2021/6471 G01N2021/6484		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/00.300.D A61B1/00.300.Y A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/045.610 A61B1/07.730 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB01 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/FF40 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/MM03 4C061/MM07 4C061/NN01 4C061/PP11 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/RR14 4C061/RR18 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/FF40 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/MM07 4C161/NN01 4C161/PP11 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR14 4C161/RR18		
其他公开文献	JP2002051976A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

要解决的问题：提供能够发出彩色正常图像和照明光的内窥镜装置，以获得具有单个光源的荧光图像。 解决方案：从光源21发射的光通过第一轮23顺序地转换为UV + B光，G光和R光。当第二轮25将透明构件251插入光路时，这些UV + B光，G光和R光入射在光导13上。另一方面，当第二轮25将荧光观察滤光器252插入光路时，UV + B光，G光和R光中的UV + B光被转换成UV光，并且光进入引导件13，G光被阻挡，并且R光入射在光导13上。

## 【 图 4 】

