

(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.CI.<sup>7</sup>

F 1

A 61 B 1/06

A 61 B 1/06 A

A 61 B 1/00

A 61 B 1/00 300 D

A 61 B 1/00 300 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 澄介  
 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抜する第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により、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、順次繰り返して、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、順次繰り返して、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。

#### 【 0 0 0 3 】

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。

#### 【 0 0 0 4 】

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。

#### 【 0 0 0 5 】

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。

#### 【 0 0 0 6 】

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。

#### 【 0 0 0 7 】

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。

#### 【 0 0 0 8 】

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。

#### 【 0 0 0 9 】

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、夫々填め込まれている。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。

#### 【 0 0 1 0 】

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。

**【0011】**

一方、このホイール89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84が白色光を遮断するとともに、第2のシャッタ87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85へは、励起光のみが入射する。そして、この励起光は、絞り88により光量調節され、ホイール89の透明部材を透過して、集光レンズCへ向う。

**【0012】**

この集光レンズCは、入射した光を、ライトガイド73の基端面に収束させる。このため、このライトガイド73へは、B光，G光，R光，励起光が、順次繰り返し入射する。入射した光は、ライトガイド73により導かれ、配光レンズ71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照射される。10

**【0013】**

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72は、CCD75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、CCD75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。

**【0014】**

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72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72は、CCD75の撮像面近傍に、被検体像を結ぶ。但し、これら対物レンズ72及びCCD75の光路間には、紫外・赤外カットフィルタ74が挿入されているので、CCD75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CCD75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

**【0015】**

さらに、外部装置80は、画像処理部91を有している。この画像処理部91は、信号線を介してCCD75に接続されている。そして、この画像処理部91は、CCD75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、順次繰り返し取得する。30

**【0016】**

そして、この画像処理部91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91は、F画像信号に基づき、被検体の蛍光画像を生成する。

**【0017】**

**【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81，82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81，及び，励起光を含んだ光を射出する励起光源82を、備えている。これら二つの光源81，82は、いずれも常時点灯している。なお、光源81，82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81，82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

**【0018】**

さらに、この内視鏡装置では、二つの光源81，82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。

**【0019】**

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抜する第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。  
10

【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。  
30

【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。  
40

【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。

**【0025】**

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により、診断用画像データを生成することができる。  
10 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。

**【0026】**

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よい。

**【0027】**

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

**【0028】**

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よい。

**【0029】**

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、有してもよい。  
30

**【0030】****【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。

**【0031】**

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

**【0032】**

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。

**【0033】**

10

20

30

40

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11及び対物レンズ12を、有している。さらに、内視鏡1は、ライトガイド13を有している。このライトガイド13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13は、その先端面を配光レンズ11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。

#### 【0034】

さらに、この内視鏡1は、紫外・赤外カットフィルタ14、及び撮像素子としてのCCD(charge-coupled device)15を備えている。このCCD15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12が当該被検体像を結ぶ位置に、配置されている。

#### 【0035】

なお、紫外・赤外カットフィルタ14は、対物レンズ12及びCCD15間の光路中に、挿入配置されている。これら対物レンズ12及び紫外・赤外カットフィルタ14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14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14は、波長410nm～700nm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350nm～380nmの紫外光、及び、レーザ治療等に利用される750nm～1070nmの赤外光を遮断する。

#### 【0036】

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21を備えている。この光源21は、ランプ211、及びリフレクタ212を、有している。このランプ211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211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(metal halide)ランプ等が、用いられる。

#### 【0037】

リフレクタ212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211は、このリフレクタ212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211から発せられた光は、リフレクタ212に反射されることにより、平行光束として射出される。

#### 【0038】

この光源21から射出された光の光路上には、光源側フィルタ22、第1のホイール23、絞り24、第2のホイール25、及び集光レンズ26が、順に配置されている。

#### 【0039】

図3は、この光源側フィルタ22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22は、波長360nm～650nmの紫外光及び可視光を透過させるとともに、波長700nm～1100nmの赤外光を遮断する。この光源側フィルタ22は、光源21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22を透過した紫外光及び可視光は、第1のホイール23へ向かう。

#### 【0040】

図4は、第1のホイール23の構成図である。この第1のホイール23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、UV+Bフィルタ231、Gフィルタ232、Rフィルタ233が、夫々填め込まれている。

#### 【0041】

図5の(a)は、UV+Bフィルタ231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、UV+Bフィルタ231は、波長360nm～470nmの紫外光及び青色光を透過させるとともに、波長510nm～750nmの光を遮断する。

#### 【0042】

10

20

30

40

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が填め込まれている。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が填め込まれずに、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が填め込まれている。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

20

30

40

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、CCD15 に接続されており、この CCD15 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 からは、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。

**【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】**

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、CCD15 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、CCD15 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 CCD15 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。

**【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、CCD15 における「B 蓄積」期間に相当する。この「B 蓄積」期間中に CCD15 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、CCD15 の撮像面近傍に収束する。即ち、G 光による被検体像が、CCD15 の撮像面近傍に結ばれる。

**【0058】**

なお、この被検体に G 光が照射されている期間が、CCD15 における「G 蓄積」期間に相当する。この「G 蓄積」期間中に CCD15 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

10

20

30

40

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、CCD15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。

#### 【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、CCD15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。

#### 【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】

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。

#### 【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

10

20

30

40

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 T a は陰になるために暗く示されており、管壁 T b は明るく示されている。さらに、図 11 の蛍光画像には、管壁 T b における自家蛍光の弱い病変部分 T c 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 T c のみが含まれており、管壁 T b の健康な部分、及び管腔 T a 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 T c 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 T c 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 T c を処置することができる。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 T c 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ができる。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、CCD 15 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

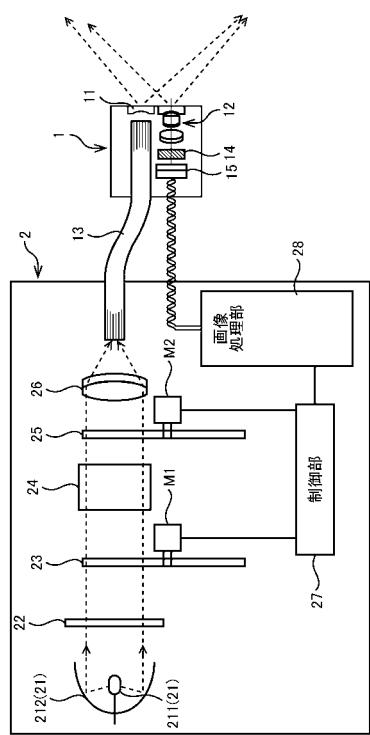
【図13】診断用画像の模式図

【図14】従来の内視鏡装置の構成図

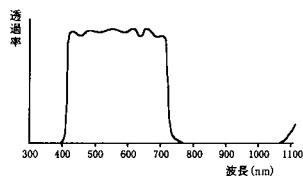
【符号の説明】

1	内視鏡	
1 2	対物レンズ	
1 3	ライトガイド	
1 4	紫外・赤外カットフィルタ	
1 5	C C D	
2	外部装置	
2 1	光源	
2 2	光源側フィルタ	20
2 3	第1のホイール	
2 3 1	U V + B フィルタ	
2 3 2	G フィルタ	
2 3 3	R フィルタ	
M 1	第1のモータ	
2 5	第2のホイール	
2 5 1	透明部材	
2 5 2	蛍光観察フィルタ	
M 2	第2のモータ	
2 7	制御部	30
2 8	画像処理部	
D	表示装置	

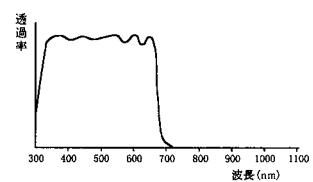
【図1】



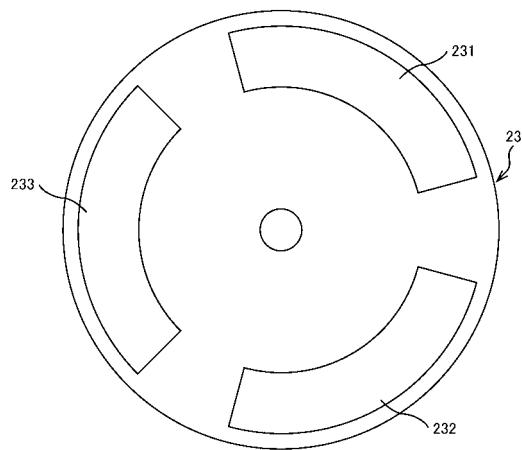
【図2】



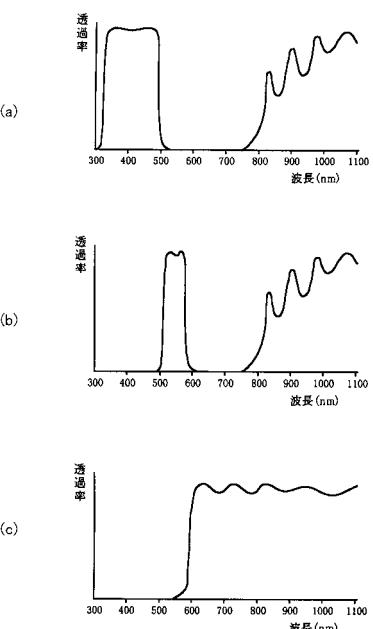
【図3】



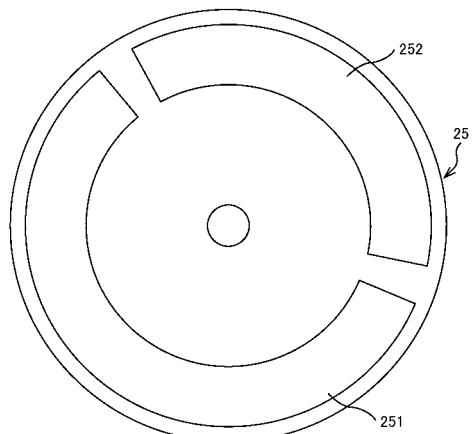
【図4】



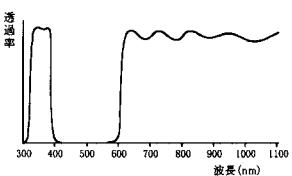
【図5】



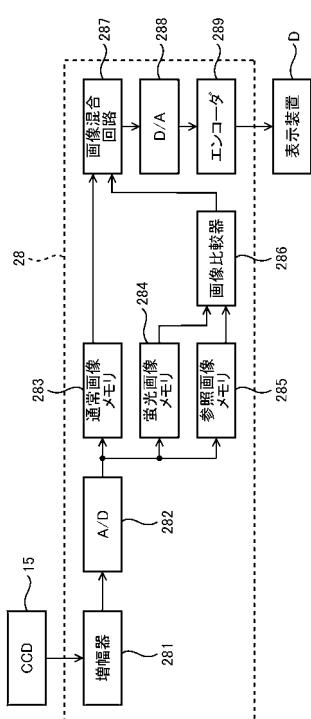
【 図 6 】



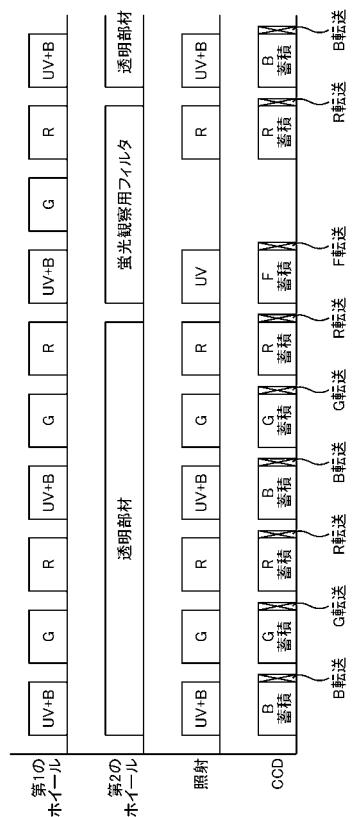
【図7】



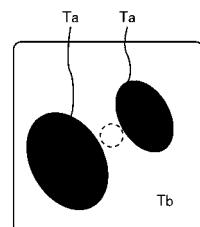
【 9 】



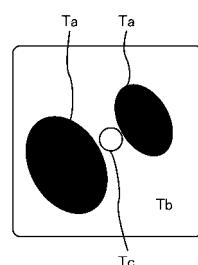
【 四 8 】



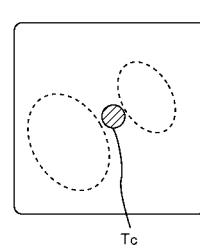
【 図 1 0 】



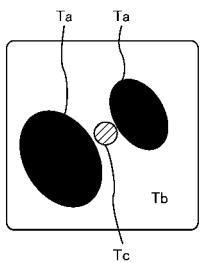
【 図 1 1 】



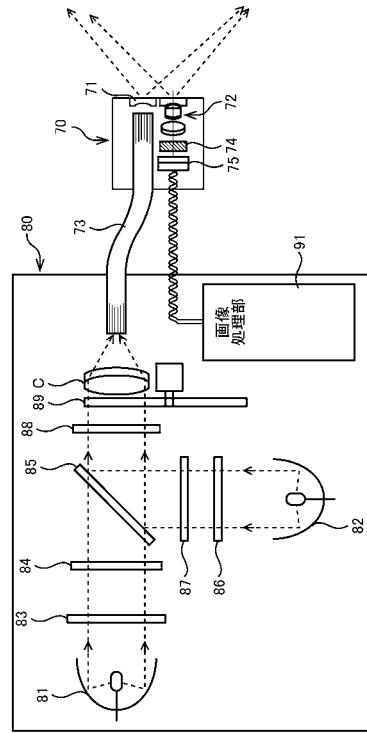
【 1 2 】



【図 1 3】



【図 1 4】



---

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。

【図4】

