

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2002 - 65582

(P2002 - 65582A)

(43)公開日 平成14年3月5日(2002.3.5)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マ-コ-ド* (参考)
A 6 1 B 1/00	300	A 6 1 B 1/00	300 D 2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	B 4 C 0 6 1
23/26		23/26	B 5 C 0 5 4
H 0 4 N 7/18		H 0 4 N 7/18	M 5 C 0 6 5
9/04		9/04	Z
審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 14数)			

(21)出願番号 特願2000 - 256168(P2000 - 256168)

(22)出願日 平成12年8月25日(2000.8.25)

(71)出願人 000000527

旭光学工業株式会社

東京都板橋区前野町2丁目36番9号

(72)発明者 小林 弘幸

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

(74)代理人 100098235

弁理士 金井 英幸

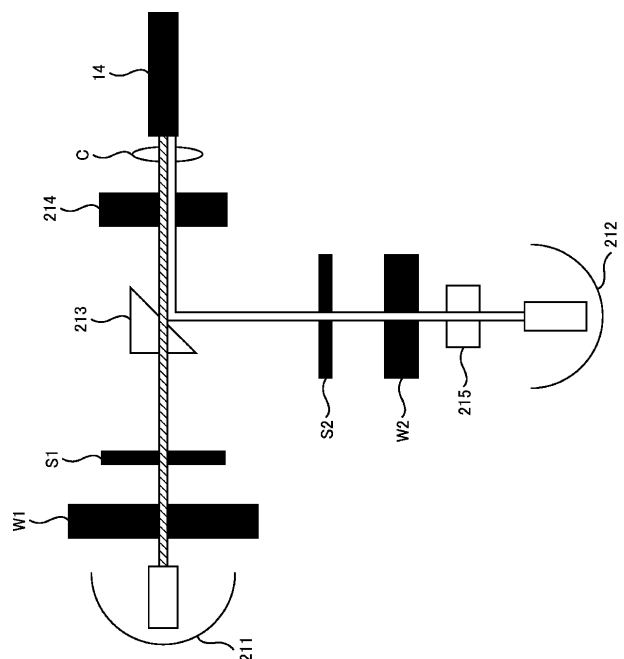
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57)【要約】

【課題】 簡単な構成により、診断用画像を動画として取得するための照明光を発することが可能な光源部を備えた電子内視鏡装置を、提供する。

【解決手段】 第1の光源211からの白色光は、第1のホイールW1により、G光、B光、R光に順次変換される。第2の光源212からの励起光は、第2のホイールW2を通過する。そして、G光、B光、R光と、励起光とは、各シャッタS1、S2により切り換えられてプリズム213へ向かう。即ち、プリズム213へは、G光、B光、R光、励起光が、順次入射する。このプリズム213を透過したG光、B光、R光の光路と、このプリズム213により反射された励起光の光路とは、一致している。このため、G光、B光、R光、励起光は、順次繰り返しライトガイド14へ入射する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】基端面から入射した光を先端面から射出することにより、被検体を照明するライトガイドと、可視光を発する可視光源と、生体の自家蛍光を励起する励起光を発するとともに、発した励起光が、前記可視光源から発せられた可視光の光路に対して、所定の交差位置において交差するように配置された励起光源と、前記交差位置に配置され、前記可視光及び励起光の各入射光を前記ライトガイドの基端面に向けて出射する光学部材と、前記光学部材へ、前記可視光のみを入射させるか、又は、前記励起光のみを入射させる切換機構と、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励起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、前記切換機構を制御して前記可視光と前記励起光とを、交互に繰り返して前記ライトガイドへ入射させるとともに、前記撮像素子により取得された画像信号のうち、前記ライトガイドへ可視光を入射させている期間に対応する部分に基づいて動画表示用の通常画像データを生成し、前記ライトガイドへ励起光を入射させている期間に対応する部分に基づいて動画表示用の蛍光画像データを生成し、前記通常画像データから参照画像データを取得し、取得した参照画像データと前記蛍光画像データとに基づいて、特定画像データを抽出し、抽出した特定画像データを前記通常画像データに重ね合わせることで、動画表示用の診断用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電子内視鏡装置。

【請求項 2】基端面から入射した光を先端面から射出することにより、被検体を照明するライトガイドと、可視光の帯域の成分及び生体の自家蛍光を励起する励起光の帯域の成分を含んだ光を発する光源と、この光源から発せられた光のうちの可視光の帯域の成分と励起光の帯域の成分とを分離させる分離素子と、前記分離素子により分離された可視光及び励起光を個別に導くとともに、これら可視光及び励起光を、所定の交差位置において交差させるように射出する導光部と、前記交差位置に配置され、前記可視光及び励起光の各入射光を前記ライトガイドの基端面に向けて出射する光学部材と、前記光学部材へ、前記可視光のみを入射させるか、又は、前記励起光のみを入射させる切換機構と、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励起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、

前記切換機構を制御して前記可視光と前記励起光とを、交互に繰り返して前記ライトガイドへ入射させるとともに、前記撮像素子により取得された画像信号のうち、前記ライトガイドへ可視光を入射させている期間に対応する部分に基づいて動画表示用の通常画像データを生成し、前記ライトガイドへ励起光を入射させている期間に対応する部分に基づいて動画表示用の蛍光画像データを生成し、前記通常画像データから参照画像データを取得し、取得した参照画像データと前記蛍光画像データとに基づいて、特定画像データを抽出し、抽出した特定画像データを前記通常画像データに重ね合わせることで、動画表示用の診断用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電子内視鏡装置。

【請求項 3】円板状に形成されるとともに、緑色光のみを透過させる G フィルタ、青色光のみを透過させる B フィルタ、及び、赤色光のみを透過させる R フィルタが、その周方向に沿って夫々配列され、回転することにより、その G フィルタ、B フィルタ、及び G フィルタを、順次、前記可視光の光路中に挿入する第 1 のホイールを、さらに備え、

前記プロセッサは、前記切換機構が前記ライトガイドへ可視光を入射させている場合に、前記第 1 のホイールの G フィルタが光路中に挿入されている際に前記撮像素子から得られる画像信号、前記第 1 のホイールの B フィルタが光路中に挿入されている際に前記撮像素子から得られる画像信号、及び、前記第 1 のホイールの R フィルタが光路中に挿入されている際に前記撮像素子から得られる画像信号に基づき、カラー動画表示用の通常画像データを生成することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 4】前記プロセッサは、前記切換機構が前記ライトガイドへ可視光を入射させている場合に、前記ホイールの R フィルタが光路中に挿入されている際に前記撮像素子から得られる画像信号に基づき、参照画像データを生成することを特徴とする請求項 3 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 5】円板状に形成されるとともに、その周方向に沿った所定の長さの領域に励起光を透過させる開口が形成され、回転することにより、その開口を、前記励起光の光路中に間欠的に挿入する第 2 のホイールを、さらに備え、

前記プロセッサは、前記切換機構が前記ライトガイドへ励起光を入射させている場合に、前記ホイールの開口が光路中に挿入されている際に前記撮像素子から得られる画像信号に基づき、動画表示用の蛍光画像データを生成することを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の電子内視鏡装置。

【請求項 6】前記プロセッサにおいて生成された画像データを動画表示する表示装置を、さらに備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の電子内視鏡装

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電子内視鏡装置に、関する。

【0002】

【従来の技術】近年、所定の励起光を照射した時に生体から発せられる蛍光（自家蛍光）を観察可能な電子内視鏡装置が、利用されている。この電子内視鏡装置は、可視光を発するだけでなく生体の自家蛍光を励起する励起光を発する光源部を、備えている。この励起光としては、通常、紫外光が用いられている。

【0003】この励起光が照射された生体組織は、自家蛍光を発する。なお、病変が生じた組織から発せられる自家蛍光は、正常な組織から発せられる自家蛍光に比べて、弱いことが知られている。そこで、この電子内視鏡装置は、その光源部から発せられる励起光を生体組織に照射し、この生体組織から発せられる自家蛍光の強度に基づき、蛍光画像を作成してモニタに表示する。なお、この蛍光画像において、正常な組織は明るく、病変が生じた組織は暗くなっている。そして、術者は、この蛍光画像を観察し、他の部分よりも暗い部分を病変部分であると判定する。

【0004】但し、この蛍光画像において暗くなった領域は、病変部分だけではない。即ち、組織の形状や内視鏡先端から突出した鉗子等により、部分的に陰影が形成されてしまうことがあり、この陰影部分も、蛍光画像において暗くなってしまう。このため、術者は、陰影部分と病変部分とを区別することが困難である。

【0005】そこで、病変部分を識別可能にした診断用画像を生成する内視鏡装置が、提案されている。この電子内視鏡装置の光源部は、緑色光（G光）、青色光（B光）、及び赤色光（R光）、並びに、所定波長の可視光である参照光、及び励起光を、順次繰り返して発する。発せられたこれらの光は、内視鏡のライトガイドを通じて導かれ、生体組織に対して照射される。

【0006】そして、内視鏡装置の対物光学系は、光源部のG光、B光、及びR光射出期間に、これら各G光、B光、及びR光による被検体像を結ぶ。当該被検体像は、内視鏡装置のCCDにより画像信号に変換される。得られた画像信号は、内視鏡装置のプロセッサに取得されて合成され、カラー画像が得られる。

【0007】一方、内視鏡装置の対物光学系は、光源部の参照光射出期間に、この参照光による被検体像を結ぶ。また、内視鏡装置の対物光学系は、光源部の励起光射出期間に、生体の自家蛍光による像を結ぶ。これらの被検体像は、内視鏡装置のCCDにより画像信号に変換される。得られた画像信号は、内視鏡装置のプロセッサ

により取得される。そして、このプロセッサは、自家蛍光による画像信号から、参照光による画像信号を減算することにより、病変により自家蛍光が弱くなっている部分のみを抽出する。

【0008】即ち、被検体の自家蛍光による蛍光画像から、被検体の参照光による参照画像が差し引かれることにより、病変により自家蛍光が弱くなっている部分のみが、残ることになる。

【0009】さらに、プロセッサは、この自家蛍光が弱くなっている部分を所定の色に設定するとともに、カラー画像に重ね合わせることにより、診断用画像を作成する。そして、術者は、この診断用画像を観察することにより、陰影部分と病変部分とを区別することができ、さらに、この病変部分の位置を容易に認識することができる。

【0010】以下、図8を参照し、この電子内視鏡装置の光源部について、さらに説明する。この光源部は、白色光を発する第1の光源81、及び、励起光の帯域及び参照光の帯域の成分を含んだ光を発する第2の光源82を、備えている。第1の光源81から発せられた白色光の光路上には、第1のホイール83、第1のシャッタ84、プリズム85、絞り86、及び、集光レンズCが、順に配置されている。

【0011】図9は、従来のホイールの構成図である。この図9の(a)に示されるように、第1のホイール83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、G光を透過させるGフィルタ83G、B光を透過させるBフィルタ83B、及び、R光を透過させるRフィルタ83Rが、夫々詰め込まれている。

【0012】そして、この第1のホイール83は、図示せぬモータに連結されており、このモータに駆動されて回転する。なお、この第1のホイール83は、回転することにより、第1の光源81から発せられた白色光の光路上に、各フィルタ83G、83B、83Rを順次挿入するように、配置されている。

【0013】そして、第1の光源81から発せられた白色光は、この第1のホイール83の各フィルタ83G、83B、83Rにより、順次G光、B光、及びR光に変換される。変換された光は、第1のシャッタ84へ向う。この第1のシャッタ84は、入射した光を遮断又は通過させることができる。この第1のシャッタ84を通過した光は、第1のプリズム85を透過して、絞り86により光量調節される。この絞り86により光量調節された光は、集光レンズCによりライトガイド87の端面に収束する。

【0014】一方、第2の光源82から発せられた光の光路上には、第2のプリズム88が配置されている。そして、この第2の光源82から発せられた光は、第2のプリズム88により、透過光及び反射光に二分される。

【0015】この第2のプリズム88を透過した透過光の光路上には、励起光フィルタ89、第2のホイール90、第3のプリズム91、及び、第2のシャッタ92が、順に配置されている。そして、この第2のプリズム88を透過した透過光は、励起光フィルタ89へ向う。この励起光フィルタ89は、入射した光から励起光の成分のみを抽出して透過させる。透過した励起光は、第2のホイール90へ向う。

【0016】図9の(b)に示されるように、この第2のホイール90は、円板状に形成され、その外周近傍のリング状領域の半周以上に亘って、1つの開口が形成されている。この開口には、励起光を透過させる透明部材が埋め込まれている。そして、この第2のホイール90は、図示せぬモータに連結されており、このモータに駆動されて回転する。なお、この第2のホイール90は、励起光の光路上に、その開口を挿入可能に配置されている。

【0017】この第2のホイール90の開口を透過した励起光は、第3のプリズム91を透過して、第2のシャッタ92へ向う。この第2のシャッタ92は、入射した光を遮断又は通過させることができる。そして、この第2のシャッタ92を通過した光は、第1のプリズム85により反射され、以降、上記のG光、B光、及びR光の光路と同じ光路を進み、ライトガイド87へ入射する。

【0018】一方、第2のプリズム88により反射された反射光の光路上には、第1のミラー93、参照光フィルタ94、第3のホイール95、及び、第2のミラー96が、順に配置されている。そして、第2のプリズム88により反射された反射光は、第1のミラー93により反射され、参照光フィルタ94へ向かう。この参照光フィルタ94は、入射した光から参照光の成分のみを抽出して透過させる。透過した参照光は、第3のホイール95へ向う。

【0019】図9の(c)に示されるように、第3のホイール95は、円板状に形成され、その外周近傍のリング状領域に、1つの開口が形成されている。この開口には、参照光を透過させる透明部材が埋め込まれている。そして、この第3のホイール95は、図示せぬモータに連結されており、このモータに駆動されて回転する。なお、この第3のホイール95は、参照光フィルタ94を透過した参照光の光路上に、その開口を挿入可能に配置されている。

【0020】この第3のホイール95の開口を透過した参照光は、第2のミラー96により反射される。この第2のミラー96により反射された参照光は、第3のプリズム91により反射され、以降、上記の励起光の光路と同じ光路を進み、ライトガイド87へ入射する。

【0021】なお、第3のホイール95は、第2のホイール90が励起光を遮断している期間中にのみ、参照光を透過させる。また、第1のシャッタ84がG光、B

光、R光を通過させている期間中には、第2のシャッタ92は、励起光と参照光とを遮断している。逆に、第2のシャッタが励起光と参照光とを通過させている期間中には、第1のシャッタ84は、G光、B光、R光を遮断している。そして、第1のシャッタ84がG光、B光、R光を1回ずつ通過させた後に、第2のシャッタ92が励起光と参照光とを1回ずつ通過させる。このため、ライトガイド87へは、G光、B光、R光、励起光、及び参照光が、順次繰り返し入射する。

【0022】このライトガイド87に入射した光は、該ライトガイド87に導かれて被検体へ向けて射出される。このため、被検体は、G光、B光、R光、励起光、及び参照光により、順次繰り返し照射される。

【0023】

【発明が解決しようとする課題】このような電子内視鏡装置において、その光源部は、G光、B光、R光、励起光、及び参照光を、順次繰り返し、ライトガイド87へ入射させなければならない。従って、この光源部における光路系は、3つのプリズムを含んだ複雑な構成になってしまう。このように光路系が複雑になると、ライトガイド87に入射する光が弱ってしまう。なお、生体の自家蛍光の強度は微弱であるため、十分な強度の励起光が照射されていないと、観測に必要な強度の自家蛍光が得られない。従来の光源部では、十分な強度の励起光を射出することができないので、必要な強度の自家蛍光が得られなかった。

【0024】また、光源部における光路系が複雑であると、製造時の工数が多くなるだけでなく、各光学部材の光軸調整に手間がかかってしまう。このため、製品のコストを低く抑えることが難しい。

【0025】そこで、簡単な構成により各種の照明光を発することが可能な光源部を備えた電子内視鏡装置を提供することを、本発明の課題とする。

【0026】

【課題を解決するための手段】本発明による電子内視鏡装置は、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。

【0027】即ち、基端面から入射した光を先端面から射出することにより、被検体を照明するライトガイドと、可視光を発する可視光源と、生体の自家蛍光を励起する励起光を発するとともに、発した励起光が、前記可視光源から発せられた可視光の光路に対して、所定の交差位置において交差するように配置された励起光源と、前記交差位置に配置され、前記ライトガイドの基端面へ、前記可視光のみを入射させるか、又は、前記励起光のみを入射させる切換機構と、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励起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、前記切

換機構を制御して前記可視光と前記励起光とを、交互に繰り返して前記ライトガイドへ入射させるとともに、前記撮像素子により取得された画像信号のうち、前記ライトガイドへ可視光を入射させている期間に対応する部分に基づいて動画表示用の通常画像データを生成し、前記ライトガイドへ励起光を入射させている期間に対応する部分に基づいて動画表示用の蛍光画像データを生成し、前記通常画像データから参照画像データを取得し、取得した参照画像データを、前記蛍光画像データから差し引くことにより、特定画像データを抽出し、抽出した特定

画像データを前記通常画像データに重ね合わせることで、動画表示用の診断用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。

【0028】このように構成されると、単独の参照光射出用の光学系がなくとも、通常画像データから参照画像データを得ることができる。従って、参照画像を用いて病変部のみを抽出して診断用画像データを生成することが可能であるにも拘らず、励起光を損失することがないシンプルな照明光学系を実現することができる。

【0029】なお、切換機構は、可視光と励起光との光路を結合するプリズム又はダイクロイックミラーと、これら可視光と励起光とを夫々遮断可能なシャッタであってもよい。また、この切換機構は、交差位置に挿抜される切換ミラーであってもよい。

【0030】また、本発明による電子内視鏡装置は、基端面から入射した光を先端面から射出することにより、被検体を照明するライトガイドと、可視光の帯域の成分及び生体の自家蛍光を励起する励起光の帯域の成分を含んだ光を発する光源と、この光源から発せられた光のうちの可視光の帯域の成分と励起光の帯域の成分とを分離させる分離素子と、前記分離素子により分離された可視光及び励起光を個別に導くとともに、これら可視光及び励起光を、所定の交差位置において交差させるように射出する導光部と、前記交差位置に配置され、前記ライトガイドの基端面へ、前記可視光のみを入射させるか、又は、前記励起光のみを入射させる切換機構と、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励起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、前記切換機構を制御して前記可視光と前記励起光とを、交互に繰り返して前記ライトガイドへ入射させるとともに、前記撮像素子により取得された画像信号のうち、前記ライトガイドへ可視光を入射させている期間に対応する部分に基づいて動画表示用の通常画像データを生成し、前記ライトガイドへ励起光を入射させている期間に対応する部分に基づいて動画表示用の蛍光画像データを生成し、前記通常画像データから参照画像データを取得し、取得した参照画像データを、前記蛍光画像データから差し引くことにより、特定画像データを抽出

し、抽出した特定画像データを前記通常画像データに重ね合わせることで、動画表示用の診断用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。

【0031】このように構成されると、単一の光源から発した光から、可視光及び励起光が得られ、これら可視光と励起光とが、順次繰り返しライトガイドへ入射する。なお、分離素子は、ダイクロイックミラーであっても、プリズムであってもよい。

【0032】また、可視光は、その光路に挿入されるホイルにより、G光、B光、R光に順次変換されてもよい。この場合には、被検体は、G光、B光、R光、及び励起光により順次繰り返し照射される。そして、撮像素子は、G光、B光、R光、及び励起光により順次繰り返し照射される被検体像を、画像信号に変換する。この画像信号は、プロセッサにおいて処理され、いわゆる面順次方式によりカラー動画表示用の通常画像データが取得されるとともに、動画表示用の蛍光画像が取得される。なお、プロセッサは、被検体がR光により照射されている際に撮像素子から得られる画像信号に基づき、参照画像データを生成してもよい。

【0033】

【発明の実施の形態】以下、図面に基づいて本発明の実施形態による電子内視鏡装置について、説明する。

【0034】＜第1実施形態＞図1は、本実施形態による電子内視鏡装置の概略構成図である。この図1に示されるように、電子内視鏡装置は、電子内視鏡1、外部装置（プロセッサ）2、入力装置3、及び表示装置4を、備えている。

【0035】まず、電子内視鏡（以下、内視鏡と略記）1について説明する。この内視鏡1は、生体内に挿入される可撓管状の挿入部11、この挿入部11の基端側に対して一体に連結された操作部12、この操作部12と外部装置2とを連結するライトガイド可撓管13を、備えている。

【0036】挿入部11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11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12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。

【0037】この内視鏡1の先端部には、少なくとも3つの貫通孔が穿たれており、これら3つの貫通孔のうちの2つは、図示せぬ配光レンズ及び対物レンズが夫々詰め込まれることにより、封止されている。なお、他の1つの貫通孔は、鉗子孔として利用される。さらに、内視鏡1は、ライトガイド14を、有している。このライトガイド14は、マルチモード光ファイバが多数束ねられたファイババンドルである。そして、このライトガイド14は、その先端（出射端）面を配光レンズに対向させるとともに、挿入部11、操作部12、及びライト

ガイド可撓管 13 内を引き通されている。

【0038】このライトガイド可撓管 13 は、その一端が操作部 12 に連結しているとともに、その他端側が、コネクタになっている。このライトガイド可撓管 13 は、そのコネクタを外部装置 2 のコネクタ受けに嵌合させることにより、内視鏡 1 と外部装置 2 とを連結する。なお、ライトガイド 14 の基端（入射端）部分は、コネクタの接合面から突出したガイドパイプ内に引き通されている。従って、コネクタが外部装置 2 のコネクタ受けに接続された場合には、ライトガイド 14 の基端部分 10 は、外部装置 2 内に入り込む。

【0039】さらに、内視鏡 1 は、撮像素子としての CCD (charge-coupled device) 15 を備えている。そして、この CCD 15 における撮像面は、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、図示せぬ対物レンズが当該被検体像を結ぶ位置に、配置されている。なお、この対物レンズから CCD 15 に至る光路中には、図示せぬ励起光カットフィルタが、挿入配置されている。この励起光カットフィルタは、生体の自家蛍光を励起する励起光として用いられる所定の波長帯域の光 20 を遮断するフィルタである。なお、これら対物レンズ及び励起光カットフィルタは、対物光学系に相当する。

【0040】また、ライトガイド可撓管 13 のコネクタ内には、CCD ドライバ回路 15 a が組み込まれている。この CCD ドライバ回路 15 a は、信号線を介して CCD 15 と接続されている。

【0041】次に、外部装置 2 について説明する。この外部装置 2 は、光源部 21、システムコントローラ 22、タイミングコントローラ 23、画像信号処理部 24、及びフロントパネルスイッチ 25 を、備えている。30 光源部 21 は、コネクタがコネクタ受けに接合された場合に、ライトガイド 14 の基端（入射端）面に対向するように、配置されており、このライトガイド 14 内へ照明光を入射させる。なお、この光源部 21 の構成については、後述する。また、システムコントローラ 22、タイミングコントローラ 23、CCD ドライバ回路 15 a、及び画像処理部 24 は、プロセッサの主要回路部に相当する。

【0042】このシステムコントローラ 22 は、光源部 21、タイミングコントローラ 23、フロントパネルス 40 イッチ 25、及び入力装置 3 に、夫々接続されている。そして、このシステムコントローラ 22 は、フロントパネルスイッチ 25 及び入力装置 3 から取得した設定内容に従って、光源部 21 及びタイミングコントローラ 23 を、夫々制御する。タイミングコントローラ 23 は、光源部 21、及び画像信号処理部 24 に、夫々接続されている。このタイミングコントローラ 23 は、当該外部装置 2 内における各種処理に必要な基準信号を生成する。

【0043】なお、このタイミングコントローラ 23 は、CCD ドライバ回路 15 a に導通するコネクタ受け 50

内の端子に接続されている。そして、コネクタがコネクタ受けに接合された場合に、CCD ドライバ回路 15 a は、タイミングコントローラ 23 から出力された基準信号を取得するとともに、この基準信号に基づいて駆動信号を生成し、CCD 15 へ送信する。なお、CCD 15 は、その撮像面上に形成された像を撮像するとともに、CCD ドライバ回路 15 a から出力された駆動信号に従って、画像信号として出力する。

【0044】画像信号処理部 24 は、CCD 15 に導通するコネクタ受け内の端子に接続されている。そして、コネクタがコネクタ受けに接合された場合に、この画像信号処理部 24 は、CCD 15 と接続される。また、この画像信号処理部 24 は、パーソナルコンピュータ又はテレビモニタによりなる表示装置 4 に接続されている。この画像信号処理部 24 は、タイミングコントローラ 23 から出力された基準信号を取得するとともに、この基準信号に基づいて、CCD 15 から出力された画像信号を取得する。さらに、この画像信号処理部 24 は、取得した画像信号を後述の如く処理して診断用画像を生成し、表示装置 4 の画面上に表示させる。

【0045】次に、この外部装置 2 における光源部 21 の構成について、図 2 を参照して説明する。この光源部 21 は、白色光を発する第 1 の光源 211、及び、励起光として利用可能な帯域の成分を含んだ光を発する第 2 の光源 212 を、備えている。なお、第 1 の光源 211 は可視光源に相当し、第 2 の光源 212 は励起光源に相当する。この第 1 の光源 211 から発せられた白色光の光路上には、第 1 のホイール W1、第 1 のシャッタ S1、プリズム 213、絞り 214、及び、集光レンズ C が、順に配置されている。

【0046】図 3 は、ホイールの構成図である。この図 3 (a) に示されるように、第 1 のホイール W1 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、G 光を透過させる G フィルタ W1G、B 光を透過させる B フィルタ W1B、及び、R 光を透過させる R フィルタ W1R が、夫々詰め込まれている。

【0047】そして、この第 1 のホイール W1 は、図示せぬモータに連結されており、このモータに駆動されて回転する。なお、この第 1 のホイール W1 は、回転することにより、第 1 の光源 211 から発せられた白色光の光路上に、各フィルタ W1G、W1B、W1R を順次挿入するように、配置されている。

【0048】そして、第 1 の光源 211 から平行光として発せられた白色光は、この第 1 のホイール W1 の各フィルタ W1G、W1B、W1R により、順次 G 光、B 光、及び R 光に変換される。変換された光は、第 1 のシャッタ S1 へ向う。この第 1 のシャッタ S1 は、入射した光を遮断又は通過させることができる。この第 1 のシャッタ S1 を通過した光は、プリズム 213 へ向う。

【0049】このプリズム213は、その傾斜面に、可視光を透過させるとともに励起光を反射させるUV反射膜が蒸着されている。このため、プリズム213に入射した可視光（G光，B光，R光）は、当該プリズム213を透過して、絞り214へ向う。この絞り214により光量調節された光は、集光レンズCによりライトガイド14の基端面に収束する。

【0050】一方、第2の光源212は、該光源212から平行光として発せられた光の光路が、第1のシャッタS1を通過した光の光路と、プリズム213の傾斜面において直交するように、配置されている。なお、このプリズム213は、その傾斜面と、各シャッタS1，S2を通過した光の光路とが夫々45°をなすように、配置されている。そして、第2の光源212及びプリズム213間の光路上には、この第2の光源212側から順に、励起光フィルタ215，第2のホイールW2，及び、第2のシャッタS2が、配置されている。

【0051】励起光フィルタ215は、第2の光源212から発せられた光のうちの励起光の成分のみを抽出して透過させる。この励起光フィルタ215を透過した励起光は、第2のホイールW2へ向う。図3（b）に示されるように、この第2のホイールW2は、円板状に形成されるとともに、その外周近傍のリング状領域に開口Aが形成されている。この開口Aには、励起光を透過させる透明部材が詰め込まれている。なお、この図3（b）に示される例では、この第2のホイールW2の開口Aは、その外周近傍のリング状領域における3/4以上の長さに亘って、開けられている。

【0052】そして、この第2のホイールW2は、図示せぬモータに連結されており、このモータに駆動されて回転する。なお、この第2のホイールW2は、励起光フィルタ215を透過した励起光の光路上に、その開口Aを挿入可能に、配置されている。

【0053】この第2のホイールW2の開口Aを透過した励起光は、第2のシャッタS2へ向う。この第2のシャッタS2は、入射した励起光を遮断又は通過させることができる。そして、この第2のシャッタS2を通過した光は、プリズム213により反射され、以降、上記のG光，B光，及びR光の光路と同じ光路を進み、ライトガイド14へ入射する。

【0054】なお、各ホイールW1，W2に夫々連結された各モータ、及び、各シャッタS1，S2は、図示せぬ信号線を介してタイミングコントローラ23に接続されている。そして、これら各ホイールW1，W2及び各シャッタS1，S2は、タイミングコントローラ23から出力された基準信号に基づいて、夫々動作する。なお、各シャッタS1，S2は、切換機構に相当する。

【0055】図4は、光源部21及びCCD15における動作のタイミングチャートである。この光源部21における各ホイールW1，W2は、互いに等しい所定の速

度で回転する。そして、第1のホイールW1が1回転する間に、その各フィルタW1G，W1B，W1Rは、第1の光源211から射出された白色光の光路中に、順に1回ずつ挿入される。このため、第1のホイールW1が1回転する期間中に、白色光は、G光，B光，R光の順に1回ずつ変換されて、第1のシャッタS1へ向う。

【0056】この第1のホイールW1が1回転する間に、第2のホイールW2も1回転する。そして、この第2のホイールW2が1回転する間に、その開口Aは、励起光フィルタ215を透過した励起光の光路中に、1回挿入される。このため、第2のホイールが1回転する期間中において、その1回転に相当する期間よりも短い所定の期間のみ、励起光は、当該第2のホイールW2の開口Aを透過して第2のシャッタS2へ向う。

【0057】即ち、第1のホイールW1が1回転する期間中に、第2のホイールW2も1回転するので、当該期間中に、第1のシャッタS1へはG光，B光，R光が順に1回ずつ入射し、第2のシャッタS2へは励起光が1回入射する。

【0058】これら各シャッタS1，S2は、図4の「通過」期間において光を通過させ、図4の「遮断」期間において光を遮断している。そして、第1のシャッタS1が光を通過させている期間には、第2のシャッタS2が光を遮断している。なお、この期間は、各ホイールW1，W2が1回転する期間に相当する。従って、この期間中に、第1のシャッタS1がG光，B光，R光を1回ずつ通過させる。

【0059】一方、第1のシャッタS1がG光，B光，R光を遮断している期間には、第2のシャッタS2が光を通過させている。なお、この期間は、各ホイールW1，W2が1回転する期間に相当する。従って、この期間中に、第2のシャッタS2は、励起光を1回通過させる。

【0060】即ち、各ホイールW1，W2が2回転する期間中に、ライトガイド14へは、G光，B光，R光，及び励起光が、順に入射する。このライトガイド14へ入射した光は、該ライトガイド14に導かれ、内視鏡1先端の図示せぬ配光レンズから、被検体へ向けて射出される。このため、被検体は、G光，B光，R光，及び励起光により、順に繰り返し照明される。

【0061】この被検体がG光により照明されると、図示せぬ対物レンズは、当該被検体のG光による像を、CCD15の撮像面近傍に形成する。なお、この被検体がG光により照明されている期間が、CCD15における「G蓄積」期間に相当する（図4参照）。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、画像信号処理部24へ送信される。すると、この画像信号処理部24は、被検体のG光による画像信号（G画像信号）を取得する。

【0062】この被検体がB光により照明されると、図

示せぬ対物レンズは、当該被検体の B 光による像を、C C D 15 の撮像面近傍に形成する。なお、この被検体が B 光により照明されている期間が、C C D 15 における「B 蓄積」期間に相当する。この「B 蓄積」期間中に C C D 15 において蓄積された電荷は、直後の「B 転送」期間中に、画像信号処理部 24 へ送信される。すると、この画像信号処理部 24 は、被検体の B 光による画像信号 (B 画像信号) を取得する。

【0063】この被検体が R 光により照明されると、図示せぬ対物レンズは、当該被検体の R 光による像を、C C D 15 の撮像面近傍に形成する。なお、この被検体が R 光により照明されている期間が、C C D 15 における「R 蓄積」期間に相当する。この「R 蓄積」期間中に C C D 15 において蓄積された電荷は、直後の「R 転送」期間中に、画像信号処理部 24 へ送信される。すると、この画像信号処理部 24 は、被検体の R 光による画像信号 (R 画像信号) を取得する。

【0064】一方、被検体に励起光が照射されると、当該被検体は自家蛍光を発する。このため、被検体に励起光が照射されると、図示せぬ対物レンズへは、この被検体において反射された励起光、及び該被検体により発せられた自家蛍光が、入射する。但し、励起光は、図示せぬ励起光カットフィルタにより遮断されるので、C C D 15 の撮像面近傍には、被検体の自家蛍光による像が形成される。なお、この被検体に励起光が照射されている期間が、C C D 15 における「F 蓄積」期間に相当する。この「F 蓄積」期間中に C C D 15 において蓄積された電荷は、直後の「F 転送」期間中に、画像信号処理部 24 へ送信される。すると、画像信号処理部 24 は、被検体の自家蛍光による画像信号 (F 画像信号) を取得する。

【0065】上記のように、画像信号処理部 24 は、G 画像信号、B 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。以下に、この画像信号処理部 24 における画像処理について説明する。図 5 は、この画像信号処理部 24 の構成を示すブロック図である。

【0066】この図 5 に示されるように、画像信号処理部 24 は、A / D コンバータ 241、通常画像メモリ 242、蛍光画像メモリ 243、及び画像比較器 244 を、備えている。A / D コンバータ 241 は、C C D 15、通常画像メモリ 242、及び蛍光画像メモリ 243 に、夫々接続されている。そして、この A / D コンバータ 241 は、C C D 15 から出力された G 画像信号、B 画像信号、R 画像信号、及び F 画像信号を、順次取得して A / D 変換することにより、G 画像データ、B 画像データ、R 画像データ、及び F 画像データを、順次出力する。なお、C C D 15 から出力された画像信号は、増幅された後に、この A / D コンバータ 241 に入力されてもよい。

【0067】通常画像メモリ 242 は、表示装置 4 の画

面上の各画素における R G B 各色に対応させた記憶領域を有している。一方、蛍光画像メモリ 243 は、表示装置 4 の画面上の各画素に対応させた記憶領域を有している。即ち、通常画像メモリ 242 は、カラー画像データを記憶することができ、蛍光画像メモリ 243 は、モノクロ画像データを記憶することができる。

【0068】これら通常画像メモリ 242 及び蛍光画像メモリ 243 は、タイミングコントローラ 23 に夫々接続されている。そして、通常画像メモリ 242 は、A / D コンバータ 241 から G 画像データ、B 画像データ、及び R 画像データが出力される際に、これら各データを夫々取得して格納することにより、被検体のカラー画像データ (通常画像データ) を生成する。一方、蛍光画像メモリ 243 は、A / D コンバータ 241 から F 画像データが出力される際に、当該データを取得して格納することにより、被検体の自家蛍光によるモノクロ画像データ (蛍光画像データ) を生成する。

【0069】画像比較器 244 は、通常画像メモリ 242、蛍光画像メモリ 243、及び画像混合回路 245 に、夫々接続されている。そして、この画像比較器 244 は、蛍光画像メモリ 243 内の F 画像データを取得するとともに、通常画像メモリ 242 内の通常画像データから、R 画像データのみを抽出する。さらに、この画像比較器 244 は、F 画像データから R 画像データを減算して特定画像データを出力する。従って、この R 画像データは、被検体の R 光によるモノクロ画像データに相当し、後述の診断用画像データ生成のための参照画像データに相当する。

【0070】さらに、画像信号処理部 24 は、タイミングコントローラ 23 に夫々接続された画像混合回路 245、D / A コンバータ 246、及びエンコーダ 247 を、備えている。画像混合回路 245 は、通常画像メモリ 242、及び画像比較器 244 に夫々接続されている。そして、この画像混合回路 245 は、通常画像メモリ 242 から出力された通常画像データ、及び、画像比較器 244 から出力された特定画像データを加算することにより、診断用画像データとして出力する。

【0071】D / A コンバータ 246 は、画像混合回路 245 及びエンコーダ 247 に、夫々接続されている。このエンコーダ 247 は、表示装置 4 に接続されている。そして、画像混合回路 245 から出力された診断用画像データは、D / A コンバータ 246 により D / A 変換され、さらに、エンコーダ 247 において表示装置 4 における表示に必要な信号が付加される。このエンコーダ 247 から出力された信号は、表示装置 4 の画面上に表示される。即ち、この表示装置 4 の画面上には、診断用画像が動画表示される。

【0072】以下に、画像比較器 244 及び画像混合回路 245 における診断用画像生成処理について、図 6 を参照して、さらに説明する。この図 6 の (a) は、蛍光

画像メモリ 243 内の蛍光画像データによる蛍光画像を、模式的に示している。この図 6 の (a) は、内視鏡 1 の先端部が生体の管腔に対向している際に取得された蛍光画像である。なお、この蛍光画像において、管腔の奥 P、鉗子孔から突出した鉗子 Q 及びその影 Q'、並びに病変部分 T は、暗くなっている。

【0073】一方、図 6 の (b) は、通常画像データから抽出された R 画像データ (参照画像データ) による参照画像を、模式的に示している。この参照画像において、管腔の奥 P、鉗子 Q 及びその影 Q' は、暗くなっている。但し、病変部分 T は暗くなっていない。

【0074】そして、画像比較器 244 において、蛍光画像データにおける各画素の輝度値から参照画像データにおける各画素の輝度値が夫々所定の処理後減算されると、病変部分 T のみを含んだモノクロ画像データ (特定画像データ) が生成される。図 6 の (c) は、この特定画像データによる特定画像を模式的に示している。

【0075】さらに、画像混合回路 245 は、通常画像メモリ 242 内に格納された通常画像データと、画像比較器 244 において生成された特定画像データとを、加算することにより、診断用画像データを生成する。図 6 の (e) は、この診断用画像データによる診断用画像を模式的に示している。

【0076】即ち、この画像混合回路 245 は、図 6 の (d) に示された通常画像と、図 6 の (c) に示された特定画像とを重ね合わせて、図 6 の (e) に示された診断用画像を生成する。なお、この画像混合回路 245 は、特定画像に含まれた病変部分 T を、特定の色 (例えば青) として、通常画像データに重ね合わせる。従って、診断用画像データにおいて、カラー画像として表現された被検体像上に、病変部分 T が特定の色に着色されて表現されている。

【0077】この診断用画像データは、D/A 変換された後に所定の信号が付加されて、表示装置 4 の画面上に動画として表示される。そして、術者は、この診断用画像を観察することにより、病変部分 T の形状及び位置を、容易に認識することができる。なお、表示装置 4 の画面上には、診断用画像と通常画像とが、並べられた状態で表示されてもよい。

【0078】上述のように、この電子内視鏡装置は、通常画像データにおける R 画像信号の成分を、診断用画像データ生成用の参照画像データとして流用している。このため、光源部 21 が、G 光、B 光、R 光、及び励起光を繰り返し射出することにより、この画像信号処理部 24 は、診断用画像データを動画データとして生成することができる。なお、R 光は、B 光や G 光に比べて、生体組織や血液等に吸収されにくい。このため、通常画像データにおける R 画像信号の成分は、生体組織や血液等による影響を受けにくいので、参照画像データとして適している。

【0079】また、この光源部 21 が、参照画像取得のためだけに参照光を射出する必要がないので、当該光源部 21 の光路系の構成が従来に比べて簡素化する。即ち、図 8 に示された従来例における励起光は、3 つのプリズム 85、88、91 を経てライトガイド 87 に入射しているのに対し、図 2 に示された本実施形態の励起光は、単一のプリズム 213 を経てライトガイド 14 に入射している。

【0080】このため、本実施形態における励起光は、従来の場合に比べてその光量の減少量が少なく抑えられている。即ち、本実施形態の電子内視鏡装置では、被検体に対して、強い励起光を照射することができる。従って、被検体からは十分な強度の自家蛍光が発せられるので、この電子内視鏡装置は、鮮明な蛍光画像及び診断用画像を得ることができる。

【0081】さらに、この光源部 21 における構成が簡素化すると、部品点数が減少し、製造時の組立工数が減少するとともに、各光学部材の光軸調整が容易になる。このため、製品の製造コストが低減する。

【0082】また、図 3 の (b) に示されるように、この光源部 21 の第 2 のホイール W2 における開口は、図 9 の (b) に示された従来例による第 2 のホイール 90 の開口よりも、周方向に沿って長くなっている。このため、これら両ホイール W2、90 が互いに等速で回転する場合に、本実施形態のホイール W2 から射出される励起光の射出時間は、従来のホイール 90 から射出される励起光の射出時間よりも、長くなる。従って、本実施形態によると、CCD 15 における自家蛍光の蓄積期間 (F 蓄積期間) は、従来の場合よりも長く設定される。この F 蓄積期間が長く設定されることにより、鮮明な蛍光画像及び診断用画像が得られる。

【0083】< 第 2 実施形態 > 本実施形態による内視鏡装置は、第 1 実施形態の電子内視鏡装置の構成において、上記光源部 21 の代わりに、本実施形態の光源部 L が設けられた点を、特徴としている。図 7 は、この光源部 L の構成図である。この図 7 に示されるように、光源部 L は、可視帯域、及び励起光として利用可能な帯域の成分を含んだ光を平行光として発する光源 L1 を備えている。

【0084】さらに、この光源部 L は、その光源 L1 から発せられた光の光路上に配置されたダイクロイックミラー L2 を、備えている。このダイクロイックミラー L2 は、光源 L1 から射出された光のうちの可視帯域の成分を白色光として透過させるとともに、励起光として利用可能な帯域の成分を励起光として反射させる。なお、このダイクロイックミラー L2 により反射された励起光は、該ダイクロイックミラー L2 を透過した白色光の進行方向に対して垂直な所定方向へ進む。このダイクロイックミラー L2 は、分離素子に相当する。

【0085】このダイクロイックミラー L2 を透過した

白色光の光路上には、第1のホイールW1、第1のシャッタS1、プリズムL3、絞りL4、及び集光レンズCが、順に設けられている。なお、第1のホイールW1及び第1のシャッタS1は、上記第1実施形態と同様に構成されている。

【0086】そして、第1のホイールW1に入射した白色光は、G光、B光、及びR光に順次繰り返し変換されて、第1のシャッタS1へ向う。これらG光、B光、及びR光は、第1のシャッタS1が光を通過させる期間中にのみ、プリズムL3へ向う。

【0087】このプリズムL3は、その傾斜面に、可視光を透過させるとともに励起光を反射させるUV反射膜が蒸着されている。このため、プリズムL3に入射した可視光（G光、B光、R光）は、当該プリズムL3を透過して、絞りL4へ向かう。この絞りL4は、入射したG光、B光、及びR光を光量調節する。光量調節されたG光、B光、及びR光は、集光レンズCにより、ライトガイド14の基端（入射端）面に収束される。

【0088】一方、ダイクロイックミラーL2により反射された励起光の光路上には、第1のミラーL5が配置されている。この第1のミラーL5は、入射した励起光を、ダイクロイックミラーL2を透過した白色光に対して平行かつ同じ向きへ、反射させる。

【0089】この第1のミラーL5により反射された励起光の光路上には、第2のホイールW2及び第2のミラーL6が、順に配置されている。なお、この第2のホイールW2は、上記第1実施形態と同様に構成されている。そして、この第2のホイールW2の開口を透過した励起光は、第2のミラーL6へ向う。この第2のミラーL6は、入射した励起光を、その光路が、第1のシャッタS1を通過したG光、B光、及びR光の光路とプリズムL3の傾斜面において直交するように、反射させる。なお、各ミラーL5、L6は、導光部に相当する。

【0090】この第2のミラーL6及びプリズムL3間の光路上には、第2のシャッタS2が配置されている。なお、この第2のシャッタS2は、上記第1実施形態と同様に構成されている。そして、この第2のシャッタS2を通過した励起光は、プリズムL3において反射され、以降、G光、B光、及びR光と同じ光路を進み、ライトガイド14に入射する。

【0091】なお、各ホイールW1、W2、及び各シャッタS1、S2は、夫々、第1の実施形態と同様に動作する。従って、ライトガイド14へは、G光、B光、R光、及び励起光が、順に繰り返し入射する。そして、本実施形態の電子内視鏡装置は、上記第1の実施形態と同様に、診断用画像を生成して表示する。

【0092】上述の本実施形態の電子内視鏡装置における光源部Lは、光源L1を1つのみ有している。即ち、

この光源部Lの構成は、励起光用の光源及び可視光用の光源を備えた構成に比べて、簡素化している。このため、部品点数が減少し、製造時の組立工数が減少するとともに、各光学部材の光軸調整が容易になる。従って、製品の製造コストが低減する。

【0093】

【発明の効果】以上のように構成された本発明の電子内視鏡装置は、診断用画像を動画として取得するための可視光及び励起光を発する光源部の光路系が簡素化されている。このため、可視光及び励起光は、当該光路系においてあまり弱められることなく、十分な強度で被検体へ向けて照射される。従って、被検体の診断用画像は、鮮明な動画として表示される。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の実施形態による電子内視鏡装置の概略構成図

【図2】 本発明の第1実施形態の光源部の構成図

【図3】 本発明の第1実施形態のホイールの構成図

【図4】 光源部及びCCDにおける動作のタイミングチャート

【図5】 画像信号処理部の構成を示すブロック図

【図6】 診断用画像生成処理を示す説明図

【図7】 本発明の第2実施形態の光源部の構成図

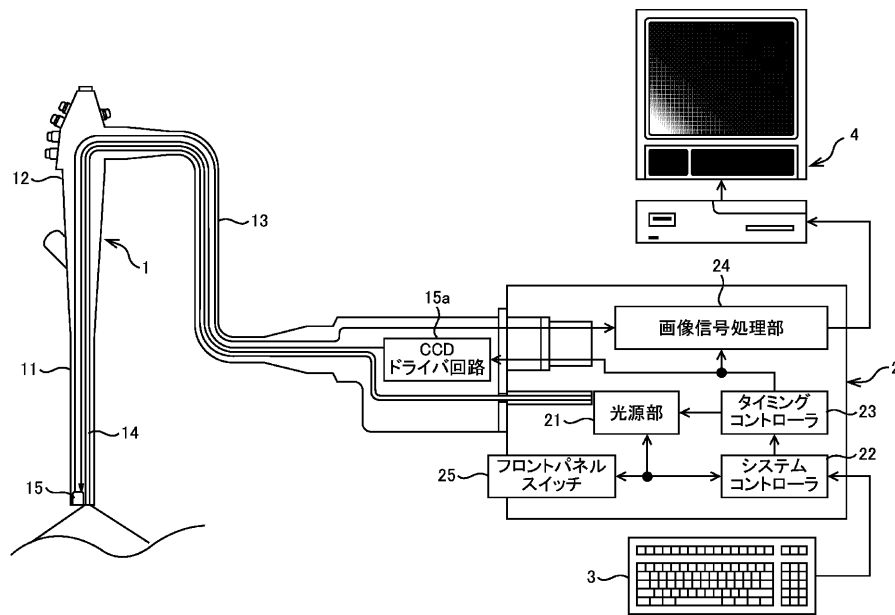
【図8】 従来の光源部の構成図

【図9】 従来のホイールの構成図

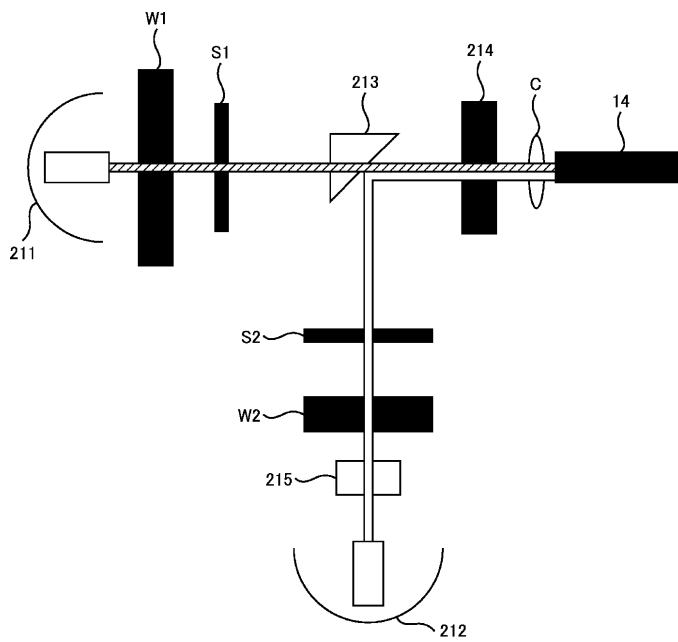
【符号の説明】

1	電子内視鏡
14	ライトガイド
15	CCD
15a	CCDドライバ回路
2	外部装置（プロセッサ）
21	光源部
211	第1の光源
212	第2の光源
213	プリズム
W1	第1のホイール
W2	第2のホイール
S1	第1のシャッタ
S2	第2のシャッタ
C	集光レンズ
22	システムコントローラ
23	タイミングコントローラ
24	画像信号処理部
4	表示装置
L	光源部
L1	光源
L2	ダイクロイックミラー
L3	プリズム

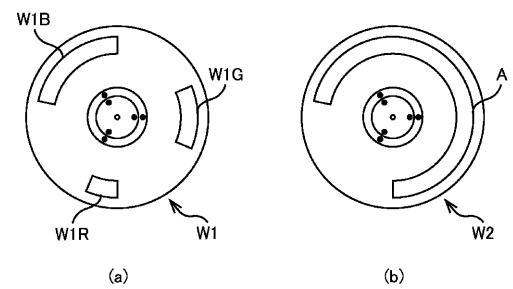
【図 1】



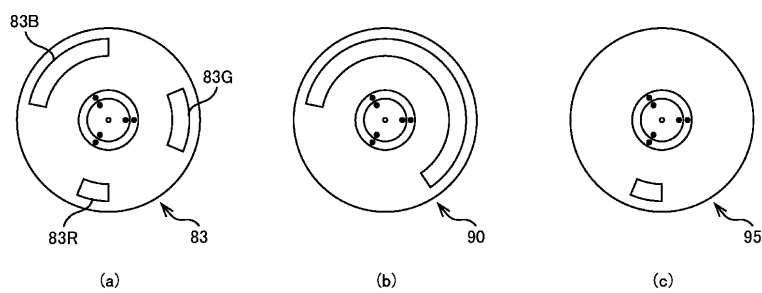
【図 2】



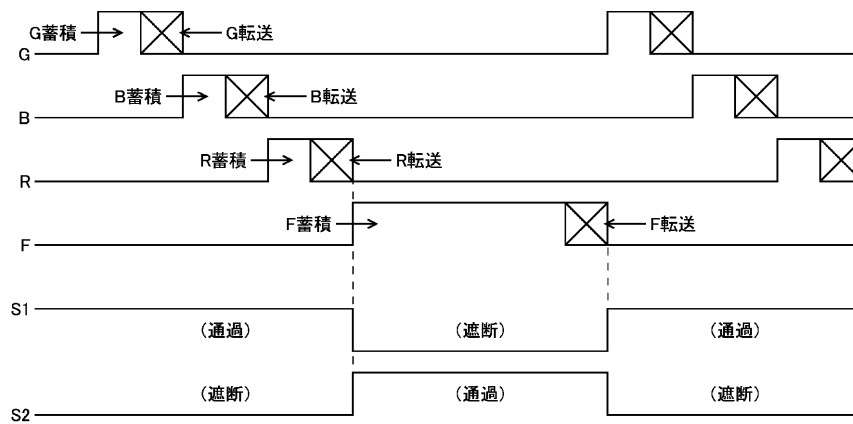
【図 3】



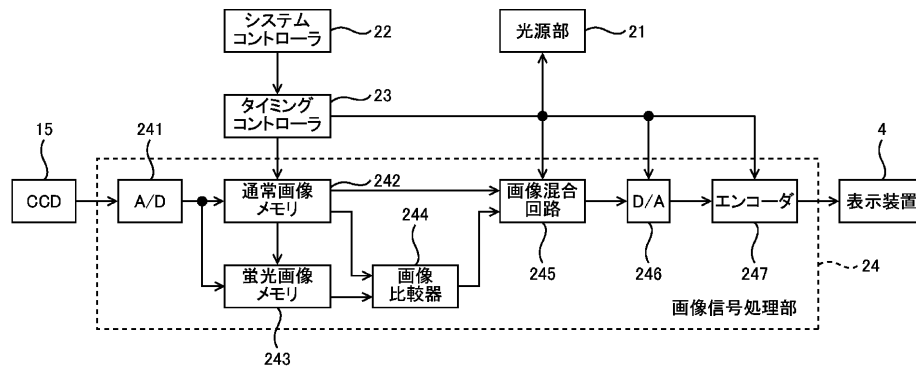
【図 9】



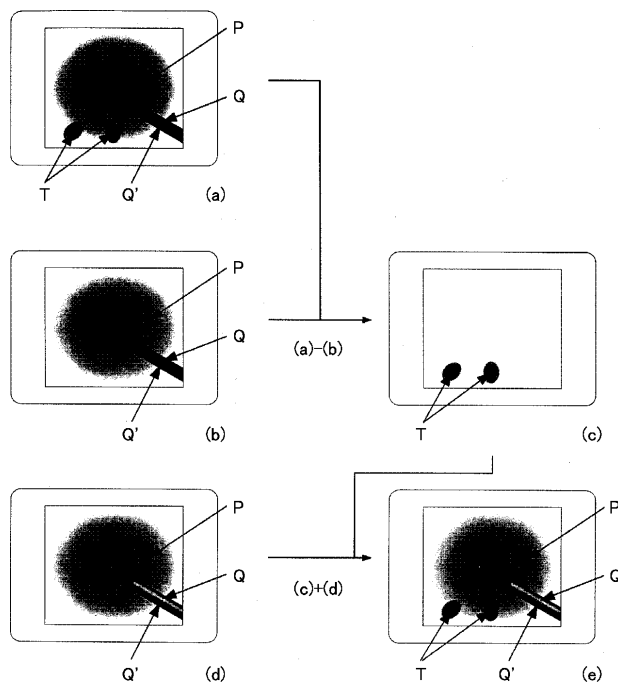
【図 4】



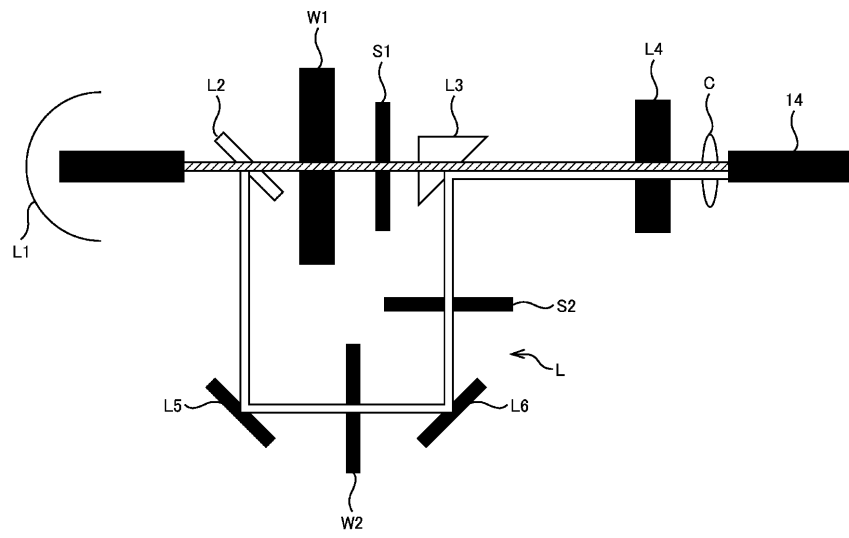
【図 5】



【図 6】



【図 7】



专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2002065582A	公开(公告)日	2002-03-05
申请号	JP2000256168	申请日	2000-08-25
[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		
[标]发明人	小林弘幸		
发明人	小林 弘幸		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 A61B1/04 A61B5/00 G02B23/26 H04N7/18 H04N9/04		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00009 A61B1/043 A61B5/0071 A61B5/0084		
FI分类号	A61B1/00.300.D G02B23/24.B G02B23/26.B H04N7/18.M H04N9/04.Z A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/045.619 A61B1/07.731		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/DA03 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/HH51 4C061/LL01 4C061/MM03 4C061/NN05 4C061/QQ04 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/SS09 4C061/WW08 4C061/WW17 5C054/AA01 5C054/CA03 5C054/CA04 5C054/CC07 5C054/EA01 5C054/HA12 5C065/AA04 5C065/BB41 5C065/DD02 5C065/EE01 5C065/EE18 5C065/FF05 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/LL01 4C161/MM03 4C161/NN05 4C161/QQ04 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/SS09 4C161/WW08 4C161/WW17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种电子内窥镜装置，该电子内窥镜装置具有能够以简单的结构发出用于取得诊断图像作为动态图像的照明光的光源单元。解决方案：来自第一光源211的白光被第一轮W1依次转换为G光，B光和R光。来自第二光源212的激发光穿过第二轮W2。然后，G光，B光，R光和激发光被快门S1和S2切换并向棱镜213行进。即，G光，B光，R光和激发光依次进入棱镜213。穿过该棱镜213的G光，B光和R光的光路与由该棱镜213反射的激发光的光路一致。因此，G光，B光，R光和激发光依次且重复地进入光导14。

