

(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 - 51969

(P2002 - 51969A)

(43)公開日 平成14年2月19日 (2002.2.19)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マ-ト (参考)
A 6 1 B 1/00 1/06	300	A 6 1 B 1/00 1/06	D 4 C 0 6 1 A

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 15数)

(21)出願番号 特願2000 - 239924(P2000 - 239924)
 (22)出願日 平成12年8月8日 (2000.8.8)

(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 宇津井 哲也
 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
 (72)発明者 古澤 宏一
 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

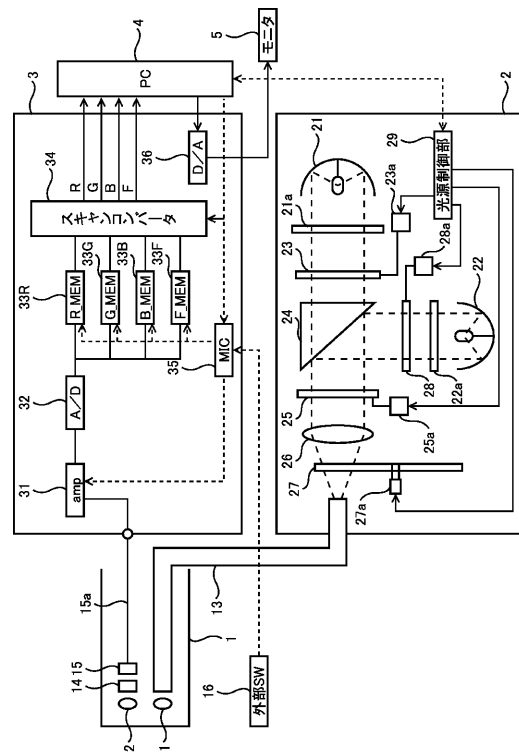
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 蛍光画像を動画として取得可能な電子内視鏡装置を、提供する。

【解決手段】 光源装置2は、B、G、Rの各フィルタ271、272、273及び透明部材270を具備したホイール27を、備えており、B光、G光、R光、励起光を、順に、繰り返し発する。対物レンズ12は、これらの光が照射された被検体の像を形成する。撮像素子15は、この被検体の像を画像信号に変換する。ビデオプロセッサ3は、この画像信号を取得し、動画用の通常画像データ及び動画用の蛍光画像データを生成する。さらに、PC4は、画像処理を行って蛍光画像データにおける輝度値が所定範囲内の特定領域を抽出し、通常画像データにおけるこの特定領域に対応する部分を青で示した診断用画像データを生成する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】被検体を照明する照明光学系と、可視光、及び、生体組織自体からの蛍光を励起する励起光を発するとともに、これら可視光と励起光とを交互に切り換えて繰り返し前記照明光学系へ導く光源装置と、前記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、

前記撮像素子により取得された画像信号のうち、前記照明光学系に可視光が導かれ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、前記照明光学系に励起光が導かれ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する画像処理部とを備えたことを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項2】前記光源装置は、可視光を発する可視光源部と、

励起光を発する励起光源部と、

前記可視光源部から発せられた可視光と前記励起光源部から発せられた励起光とを交互に切り換えて繰り返し前記照明光学系へ導く光源切換部とを、有することを特徴とする請求項1記載の電子内視鏡装置。

【請求項3】前記光源切換部は、前記可視光源部から発せられた可視光を遮光可能な第1の遮光板と、前記励起光源部から発せられた励起光を遮光可能な第2の遮光板と、

前記第1の遮光板により可視光を遮光しているときには、前記第2の遮光板を励起光の光路から退避させ、前記第2の遮光板により励起光を遮光しているときには、前記第1の遮光板を可視光の光路から退避させる切換駆動機構とを、有することを特徴とする請求項2記載の電子内視鏡装置。

【請求項4】前記可視光源部及び励起光源部は、これら各光源部から発せられた光が所定の交差位置において互いに交差するように、夫々配置され、前記照明光学系は、これら各光源部の一方から発せられた光の光路上における前記交差位置以降の位置に配置され、

前記光源切換部は、前記交差位置に挿入されて前記各光源部のうちの一方から発せられた光を遮断するとともに、他方から発せられた光を反射して前記照明光学系へ導くことができる反射部材と、該反射部材を前記交差位置に対して繰り返し挿入又は退避させる切換駆動機構とを、有することを特徴とする請求項2記載の電子内視鏡装置。

【請求項5】前記光源切換部における反射部材は、円板の周縁部近傍が一部切り欠かれた形状の光路切換ホイールであり、

前記切換駆動機構は、前記光路切換ホイールの周縁部近

傍における切り欠かれた形状の部分と切り欠かれていない形状の部分とが、交互に、前記交差位置に挿入されるように、当該光路切換ホイールを回転させることを特徴とする請求項4記載の電子内視鏡装置。

【請求項6】前記光源切換部における反射部材は、前記各光源部の一方から発せられた光を透過させる透明部分、及び、これら各光源部の他方から発せられた光を反射させる反射部分によりなる円板状の光路切換ホイールであり、

10 前記切換駆動機構は、前記光路切換ホイールの透明部分と反射部分とが、交互に、前記交差位置に挿入されるように、当該光路切換ホイールを回転させることを特徴とする請求項4記載の電子内視鏡装置。

【請求項7】前記画像処理部は、前記蛍光画像データのうちの輝度値が所定範囲内である特定領域を抽出して、この特定領域を示す診断用画像データを生成することを特徴とする請求項1～6のいずれかに記載の電子内視鏡装置。

【請求項8】前記画像処理部は、前記蛍光画像データのうちの輝度値が所定範囲内である特定領域を抽出し、前記通常画像データにおける前記特定領域に相当する部分を所定の色で示してなる診断用画像データを生成することを特徴とする請求項1～6のいずれかに記載の電子内視鏡装置。

【請求項9】前記画像処理部は、前記通常画像データから参照画像データを抽出し、

この参照画像データのうちの輝度値が所定の第1閾値以上の領域を、所定領域として抽出し、

前記蛍光画像データにおける前記所定領域に対応する領域のうち、輝度値が前記第1閾値より大きい所定の第2閾値未満の領域を、特定領域として抽出し、

前記通常画像データにおける前記特定領域に相当する部分を所定の色で示してなる診断用画像データを生成することを特徴とする請求項1～6のいずれかに記載の電子内視鏡装置。

【請求項10】前記参照画像データは、モノクロ画像データであることを特徴とする請求項9記載の電子内視鏡装置。

【請求項11】前記光源装置の可視光源部は、白色光を射出する白色光源部であり、

この光源装置は、円板状に形成されるとともに、青色光のみを透過させるBフィルタ、緑色光のみを透過させるGフィルタ、赤色光のみを透過させるRフィルタ、及び、少なくとも励起光を透過させる透明部材が、その周方向に沿って夫々配列されたホイールと、

前記光源切換部から白色光が射出されている期間中には、前記ホイールの各フィルタが、順次、前記光源切換部及び前記照明光学系間の光路中に挿入されるとともに、前記光源切換部から励起光が射出されている期間中には、前記ホイールの透明部材が、前記光源切換部及び

前記照明光学系間の光路中に挿入されるように、当該ホイールを回転させる回転駆動部を、さらに有することを特徴とする請求項2～6のいずれかに記載の電子内視鏡装置。

【請求項12】前記画像処理部は、前記ホイールの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、前記ホイールの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、及び、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、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11記載の電子内視鏡装置。

【請求項13】前記画像処理部は、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し、この参照画像データのうちの輝度値が所定の第1閾値以上の領域を、所定領域として抽出し、前記蛍光画像データにおける前記所定領域に対応する領域のうち、輝度値が前記第1閾値より大きい所定の第2閾値未満の領域を、特定領域として抽出し、前記カラー動画表示用の通常画像データにおける前記特定領域に相当する部分を所定の色で示してなる診断用画像データを生成することを特徴とする請求項12記載の電子内視鏡装置。

【請求項14】前記画像処理部から出力された画像データを動画表示するモニタを、さらに備えたことを特徴とする請求項1～13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】

【発明が属する技術分野】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】従来、体腔その他の生体内部を観察するための電子内視鏡装置が知られている。この電子内視鏡装置は、生体を照明する照明光学系、被写体としての生体の像を形成する対物光学系、形成された像を撮像する撮像素子を、備えている。そして、照明光学系が生体に対して可視光を照射した状態で、対物光学系は、この生体表面により反射された光を撮像素子の撮像面近傍に結像させる。すると、撮像素子からは、生体表面の画像（通常画像）を示す画像信号が出力されるのである。そして、この通常画像はモニタに動画として表示される。

【0003】このため、術者は、モニタに表示された通常画像を見ることにより、生体内部を観察することができる。仮に、生体に形態上の異状が生じていれば、術者は、この通常画像により、当該異状を発見することが

きる。しかし、形態上の変化が僅かであると、たとえ、生体組織に異状が生じていたとしても、術者は、この通常画像からその異状を発見することは困難である。

【0004】そこで、所定条件下の生体組織から発せられる蛍光（自家蛍光）を利用して生体組織に生じた異状を検出する蛍光診断用の電子内視鏡装置が、開発されてきている。この自家蛍光とは、励起光の照射下で、生体組織自体から発せられるものである。なお、この自家蛍光の緑光領域の強度は生体の異常部位（腫瘍、癌）の方が正常部位よりも低いことが知られている。

【0005】この蛍光診断用の電子内視鏡装置は、可視光と励起光とを発するとともに、そのうちのいずれかを照明光学系へ導く光源装置を、備えている。そして、この光源装置は、通常の状態において可視光を発しているが、術者が外部スイッチ等を押下した時には可視光の代わりに励起光を発する。この励起光が生体に照射されると、この生体からは自家蛍光が発せられる。すると、対物光学系が、この自家蛍光による生体の像を結ぶので、撮像素子からは、蛍光画像を示す画像信号が取得される。

【0006】このため、この電子内視鏡装置は、通常の状態において、被検体の通常画像を動画として取得するとともに、外部スイッチが押下された時には、被検体の蛍光画像を静止画として取得することができる。従って、術者は、動画として表示される通常画像、及び、静止画として表示される蛍光画像を観察することができる。

【0007】このような電子内視鏡装置を利用して、術者は、まず、動画として表示される通常画像を見ながら、生体内部を観察してゆく。そして、術者は、腫瘍や異状の疑いのある箇所を見つけた場合に、外部スイッチを押下して、蛍光画像を静止画として取得する。取得された蛍光画像中において、病変の生じた組織は、正常な組織に比べて暗くなっているため、術者は、この病変部分を発見することができる。

【0008】

【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では、通常画像は動画として表示されるものの、蛍光画像は静止画としてのみ表示される。このため、術者は、通常動画を観察しつつ、電子内視鏡装置の撮像範囲を移動させてゆくことにより、生体内部を広範囲に亘って通常観察することができる。一方、蛍光画像は動画として表示されないため、術者は、通常観察により病変の疑いのある箇所を見つけた後に、当該箇所に対して静止画による蛍光観察を行っている。このため、通常観察で見落とされてしまった箇所に対しては、蛍光観察が行われない。

【0009】そこで、通常画像を動画として取得するだけでなく、蛍光画像を動画として取得し、生体内部の広範囲に亘って通常観察及び蛍光観察可能な電子内視鏡装

置を提供することを、本発明の課題とする。

【0010】

【課題を解決するための手段】本発明は、上記課題を解決するために、以下の構成を採用した。

【0011】即ち、被検体を照明する照明光学系と、可視光、及び、生体組織自体からの蛍光を励起する励起光を発するとともに、これら可視光と励起光とを交互に切り換えて繰り返し前記照明光学系へ導く光源装置と、前記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、前記撮像素子により取得された画像信号のうち、前記照明光学系に可視光が導かれ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、前記照明光学系に励起光が導かれ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する画像処理部とを、備えたことを特徴とする。

【0012】このように構成されると、光源装置から可視光が発せられているときには、被検体は、この可視光により照明される。この可視光は、被検体表面で反射されて、対物光学系により収束されることにより、被検体の可視光による像を形成する。この可視光による像は、撮像素子により画像信号として取得され、画像処理部は、この画像信号に基づいて動画表示用の通常画像データを生成する。一方、光源装置から励起光が発せられているときには、被検体は、この励起光により照明される。すると、生体は、この励起光により照明されることにより、自家蛍光を発する。この自家蛍光、及び被検体表面において反射された励起光は、対物光学系へ入射する。この対物光学系は、励起光を遮断するとともに、自家蛍光を収束させることにより、被検体の自家蛍光による像を形成する。この自家蛍光による像は、撮像素子により画像信号として取得され、画像処理部は、この画像信号に基づいて動画表示用の蛍光画像データを生成する。これら通常画像データ及び蛍光画像データは、夫々、モニタ上に動画として表示されてもよい。

【0013】また、前記光源装置は、可視光を発する可視光源部と、励起光を発する励起光源部と、前記可視光源部から発せられた可視光と前記励起光源部から発せられた励起光とを交互に切り換えて繰り返し前記照明光学系へ導く光源切換部とを、有していてもよい。この光源切換部が、所定のタイミングで可視光と励起光とを切り換えることにより、通常画像と蛍光画像とがともに動画として得られる。

【0014】この光源切換部は、可視光及び励起光を個別に遮光可能な一對の遮光板を利用した構成により、実現することができる。また、可視光及び励起光の位置に挿入される回転ホイールにより実現することができる。この回転ホイールは、その一部分において、可視光又は

励起光のうち的一方のみを照明光学系へ導き、その他の部分において、可視光又は励起光のうち他方のみを照明光学系へ導く。そして、この回転ホイールが回転すると、可視光と励起光とが、順次、繰り返して照明光学系へ入射する。

【0015】また、前記画像処理部は、前記蛍光画像データのうちの輝度値が所定範囲内である特定領域を抽出して、この特定領域を示す診断用画像データを生成してもよい。さらに、この診断用画像データは、その特定領域に相当する部分が所定の色で示されるように、生成されてもよい。この場合には、術者は、モニタに表示された診断用画像データにおいて所定の色で示された特定領域を、容易かつ正確に認識することができる。なお、この特定領域は、境界となる輝度値を含む閉集合であってもよく、境界となる輝度値を含まない開集合であってもよい。

【0016】さらに、前記光源装置の可視光源部は、白色光を射出する白色光源部であり、この光源装置は、円板状に形成されるとともに、青色光のみを透過させるBフィルタ、緑色光のみを透過させるGフィルタ、赤色光のみを透過させるRフィルタ、及び、少なくとも励起光を透過させる透明部材が、その周方向に沿って夫々配列されたホイールと、前記光源切換部から白色光が射出されている期間中には、前記ホイールの各フィルタが、順次、前記光源切換部及び前記照明光学系間の光路中に挿入されるとともに、前記光源切換部から励起光が射出されている期間中には、前記ホイールの透明部材が、前記光源切換部及び前記照明光学系間の光路中に挿入されるように、当該ホイールを回転させる回転駆動部を、さらに有していてもよい。

【0017】このように構成されると、この光源装置からは、単一のホイールが回転することにより、青色光、緑色光、赤色光、及び励起光が、順に、繰り返し射出される。このため、簡単な構成により、カラー通常画像及び蛍光画像を取得するための照明光が得られる。

【0018】さらに、前記画像処理部は、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し、この参照画像データのうちの輝度値が所定の第1閾値以上の領域を、所定領域として抽出し、前記蛍光画像データにおける前記所定領域に対応する領域のうち、輝度値が前記第1閾値より大きい所定の第2閾値未満の領域を、特定領域として抽出し、前記カラー動画表示用の通常画像データにおける前記特定領域に相当する部分を所定の色で示してなる診断用画像データを生成してもよい。

【0019】このように構成されると、生体組織や血液等による影響の少ない赤色光を、参照光として利用することができる。また、カラー通常画像データ用の信号から参照画像データを抽出しているので、ホイールにお

る透明部材の領域を広くとることができる。このため、撮像素子における自家蛍光による電荷の蓄積時間を長くすることができる。

【0020】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

【0021】<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、光源装置2、ビデオプロセッサ3、パーソナルコンピュータ10

(PC)4、及びモニター5を、備えている。なお、ビデオプロセッサ3及びPC4は、画像処理部に相当する。【0022】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を、有している。但し、図1には、この内視鏡1の詳細な形状は、図示されていない。この挿入部の先端には湾曲部が連結されており、この湾曲部の先端には、硬質部材製の先端部が固定されている。また、挿入部の基端には操作部が連結されている。この操作部には、湾曲部を湾曲操作するためのダイヤル20及び各種操作スイッチが、設けられている。

【0023】この内視鏡1の先端部には、少なくとも2つの貫通孔が穿たれており、これら2つの貫通孔は、配光レンズ11及び対物レンズ12が夫々詰め込まれることにより、封止されている。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、当該内視鏡1内を引き通され、基端側において光源30装置2と接続されている。なお、これら配光レンズ11及びライトガイド13は、照明光学系に相当する。

【0024】さらに、内視鏡1は、励起光カットフィルタ14、及び撮像素子15を、有している。この撮像素子15は、例えば、CCDにより構成されている。そして、この撮像素子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、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。励起光カットフィルタ14は、後述する励起光を遮断するフィルタである。この励起光カットフィルタ14は、40対物レンズ12から撮像素子15に至る光路中に挿入配置されている。なお、これら対物レンズ12及び励起光カットフィルタ14は、対物光学系に相当する。

【0025】次に、光源装置2について説明する。この光源装置2は、白色光を射出する白色光源部21、及び、励起光を射出する励起光源部22を、有する。なお、励起光とは、紫外光やその他の波長帯域の光であり、生体組織の自家蛍光を励起させるためのものである。

【0026】白色光源部21は、白色光を発するランプ50

と、このランプから発せられた白色光を集光して平行光として射出するリフレクタを有する。さらに、この白色光源部21は、赤外カットフィルタ21aを有する。この赤外カットフィルタ21aは、リフレクタにより反射された白色光中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。

【0027】この赤外カットフィルタ21aを透過した白色光の光路上には、順に、第1の遮光板23、プリズム24、絞り25、集光レンズ26、及び回転ホイール27が、配置されている。

【0028】第1の遮光板23は、第1の遮光板駆動部23aに連結されている。この遮光板駆動部23aは、ソレノイド等によりなり、遮光板23を、赤外カットフィルタ21aを透過した白色光を遮断する遮断位置、又は、この白色光の光路から退避した退避位置へ、移動させることができる。

【0029】この遮光板23が退避位置にある場合に、赤外カットフィルタ21aを透過した白色光は、さらに、プリズム24を透過して絞り25へ向う。この絞り25は、絞り調節部25aに連結されている。この絞り調節部25aは、絞り25の絞り量を変化させることができる。この絞り25により光量調節された光は、集光レンズ26へ向う。この集光レンズ26は、入射した平行光を集光して、ライトガイド13の基端面に収束させる。

【0030】これら集光レンズ26及びライトガイド13間の光路中には、ホイール27が挿入されている。このホイール27は、モータ27aに連結されており、このモータ27aに駆動されて回転する。なお、このホイール27の構成については、後述する。

【0031】一方、励起光源部22は、励起光として利用可能な特定波長を含んだ所定帯域の光を発するランプと、このランプから発せられた光を集光して平行光として射出するリフレクタを有する。さらに、この励起光源部22は、励起光フィルタ22aを有する。この励起光フィルタ22aは、当該励起光源部22のリフレクタにより反射された光のうちの励起光として利用可能な特定波長の成分のみを、透過させる。

【0032】この励起光22aを透過した励起光の光路上には、第2の遮光板28が配置されている。この第2の遮光板28は、第2の遮光板駆動部28aに連結されている。この遮光板駆動部28aは、ソレノイド等によりなり、遮光板28を、励起光フィルタ22aを透過した励起光を遮断する遮断位置、又は、この励起光の光路から退避した退避位置へ、移動させることができる。

【0033】この遮光板28が退避位置にある場合に、励起光フィルタ22aを透過した励起光は、プリズム24により反射されて絞り25へ向う。そして、この絞り25へ向った励起光は、上記の白色光と同様に、当該絞り25により光量調節されて、集光レンズ26によりラ

イトガイド 13 の基端面に収束される。なお、プリズム 24 及び各遮光板 23, 28 は、光源切換部に相当する。

【0034】さらに、光源装置 2 は、PC4 に接続された光源制御部 29 を有している。この光源制御部 29 は、各遮光板駆動部 23a, 28a, 絞り調節機構 25a, 及びモータ 27a に、夫々接続されている。そして、この光源制御部 29 は、各遮光板駆動部 23a, 28a を制御して、両遮光板 23, 28 のいずれか一方を遮光位置へ移動させるとともに、他方を退避位置へ移動させる。さらに、光源制御部 29 は、絞り調節部 25a を制御して、絞り 25 の絞り量を調節することにより、光量調節を行うことができる。

【0035】また、光源制御部 29 は、モータ 27a を制御することにより、略円板状の外形を有するホイール 27 を等速回転させる。図 2 は、このホイール 27 の構成を示す概略図である。このホイール 27 には、4 つの開口が形成されている。これら各開口は、ホイール 27 の外周円よりもやや小さい第 1 の同心円の円弧、及びこの同心円よりもさらに小さい第 2 の同心円の円弧、並びに、この第 1 の同心円の一対の半径により区切られた形状を、有している。なお、各開口は、互いに、その周方向に沿った長さが異なっているため、その大きさが異なっている。即ち、図 2 における左側の開口が最も大きく、図 2 の時計廻り順に小さくなっている。

【0036】そして、これら各開口には、大きいものから順に、透明部材 270, B フィルタ 271, G フィルタ 272, 及び R フィルタ 273 が、夫々詰め込まれている。B フィルタ 271 は、青色帯域の光のみを透過させるフィルタであり、G フィルタ 272 は、緑色帯域の光のみを透過させるフィルタであり、R フィルタ 273 は、赤色帯域の光のみを透過させるフィルタである。なお、透明部材 270 は、少なくとも励起光を透過させる光学部材によりなる。

【0037】このホイール 27 は、モータ 27a に駆動されることにより、その中心軸を中心として回転する。なお、このホイール 27 は、回転した状態において、その各フィルタ 271, 272, 273, 及び透明部材 270 が、集光レンズ 26 から射出された光の光路中に順次挿入されるように、配置されている。

【0038】そして、光源制御部 29 は、PC4 から入力される同期信号に従い、モータ 27a を制御してホイール 27 を等速回転させるとともに、各遮光板駆動部 23a, 28a を制御して、各遮光板 23, 28 を移動させる。即ち、光源制御部 29 は、ホイール 27 の各フィルタ 271, 272, 273 が光路中に挿入されている時には、第 1 の遮光板 23 を退避位置へ移動させるとともに第 2 の遮光板 28 を遮光位置へ移動させ、透明部材 270 が光路中に挿入されている時には、第 1 の遮光板 23 を遮光位置へ移動させるとともに第 2 の遮光板 28

を退避位置へ移動させるように、各遮光板駆動部 23a, 28a を制御する。これら光源制御部 29 及び各遮光板駆動部 23a, 28a は、切換駆動機構に相当する。

【0039】このように制御されると、ホイール 27 の各フィルタ 271, 272, 273 が光路中に挿入されている時には、白色光のみがプリズム 24 以降の光路を進む。即ち、平行光としてプリズム 24 を透過した白色光は、絞り 25 により光量調節され、集光レンズ 26 により集光されてホイール 27 に達する。そして、このホイール 27 に達した白色光は、各フィルタ 271, 272, 273 により、順次、青色光 (B 光), 緑色光 (G 光), 赤色光 (R 光) に変換されて、ライトガイド 13 の基端面に収束される。

【0040】また、透明部材 270 が光路中に挿入されている時には、励起光のみがプリズム 24 以降の光路を進む。即ち、平行光としてプリズム 24 に反射された励起光は、絞り 25 により光量調節され、集光レンズ 26 により集光されてホイール 27 に達する。そして、このホイール 27 に達した励起光は、透明部材 270 を透過して、ライトガイド 13 の基端面に収束される。

【0041】従って、ライトガイド 13 には、その基端面から、B 光, G 光, R 光, 及び励起光が、この順で繰り返し入射する。入射したこれらの光は、ライトガイド 13 に導かれてその先端面から射出され、配光レンズ 11 により拡散される。即ち、配光レンズ 11 からは、B 光, G 光, R 光, 及び励起光が、順次射出されることになる。

【0042】このため、内視鏡 1 先端に対向配置された被検体は、配光レンズ 11 から射出された B 光, G 光, R 光, 及び励起光により、順次照射される。B 光, G 光, 及び R 光の照射時には、これら各 B 光, G 光, 及び R 光は、順次、被検体により反射されて、対物レンズ 12 に入射する。この対物レンズ 12 に入射した B 光, G 光, 及び R 光は、順次、励起光カットフィルタ 14 を透過し、撮像素子 15 の撮像面上に結像して被検体像を形成する。この撮像素子 15 は、形成された被検体像を画像信号に変換して、信号線 15a を介してビデオプロセッサ 3 へ送信する。

【0043】一方、励起光の照射時には、この励起光により照射された生体からは、自家蛍光が発せられる。従って、この自家蛍光、及び生体表面で反射された励起光が、対物レンズ 12 に入射する。そして、励起光カットフィルタ 14 は、この対物レンズ 12 に入射した自家蛍光及び励起光のうち、自家蛍光のみを透過させる。透過した自家蛍光は、撮像素子 15 の撮像面上に結像して被検体像を形成する。この撮像素子 15 は、形成された被検体像を画像信号に変換して、信号線 15a を介してビデオプロセッサ 3 へ送信する。

【0044】なお、図 2 に示されるように、ホイール 2

7における透明部材270,及び各フィルタ271,272,273のうち、透明部材270は、ホイール27の周方向における半周に近い領域を占めている。このため、順次、繰り返して射出されるB光,G光,R光,及び励起光のうち、励起光が、最も長時間射出される。これは、生体の自家蛍光が微弱であるため、撮像素子15が、この自家蛍光により生じる電荷を長時間蓄積できるように、設計されたものである。

【0045】一方、ホイール27の周方向における透明部材270以外の部分が、各フィルタ271,272,273に、割り当てられている。なお、ホイール27の周方向の長さが長いものから順に、Bフィルタ271,Gフィルタ272,Rフィルタ273になっている。これは、撮像素子15の感度がRGBの順で次第に低くなってゆくの、この撮像素子15における電荷蓄積時間が、長いものから順にB光,G光,R光となるように、設計されたものである。

【0046】図3は、各照明光及び各遮光板23,28のタイミングチャートである。この図3では、図示の都合上、各照射時間が等しくとられているが、実際には、照射時間の長いものから順に、励起光,B光,G光,R光になっている。

【0047】この図3において、まず、第1の遮光板23が退避位置(図3のチャートの上側)へ移動するとともに、第2の遮光板28が遮光位置(図3のチャートの下側)へ移動した状態で、内視鏡1の配光レンズ11からB光が射出される。このB光射出期間は、撮像素子15における「B露光」期間に対応している。この「B露光」期間終了直後、撮像素子15に蓄積された電荷は、一定の転送時間をかけて転送される。この転送期間が「B転送」期間である。

【0048】この「B転送」期間終了直後、配光レンズ11からG光が射出される。このG光射出期間は、撮像素子15における「G露光」期間に対応している。この「G露光」期間終了直後、撮像素子15に蓄積された電荷は、上記転送時間をかけて転送される。この転送期間が「G転送」期間である。

【0049】この「G転送」期間終了直後、配光レンズ11からR光が射出される。このR光射出期間は、撮像素子15における「R露光」期間に対応している。この「R露光」期間終了直後、撮像素子15に蓄積された電荷は、上記転送時間をかけて転送される。この転送期間が「R転送」期間である。なお、この「R露光」期間終了と同時に、第1の遮光板23が遮光位置(図3のチャートの下側)へ移動するとともに、第2の遮光板28が退避位置(図3のチャートの上側)へ移動してゆく。そして、これら各遮光板23,28の移動は、「R転送」期間中に完了する。

【0050】この「R転送」期間終了直後、配光レンズ11から励起光が射出される。この励起光が照射される

ことにより、被検体としての生体は、自家蛍光を発する。この自家蛍光による像は、撮像素子15により撮像される。この励起光射出期間は、撮像素子15における「F露光」期間に対応している。この「F露光」期間終了直後、撮像素子15に蓄積された電荷は、上記転送時間をかけて転送される。この転送期間が「F転送」期間である。

【0051】なお、この「F露光」期間終了と同時に、第1の遮光板23が退避位置(図3のチャートの上側)へ移動するとともに、第2の遮光板28が遮光位置(図3のチャートの下側)へ移動してゆく。そして、これら各遮光板23,28の移動は、「F転送」期間中に完了する。以降、同様に、上記の「B露光」期間が開始される。

【0052】次に、ビデオプロセッサ3について説明する。図1に示されるように、このビデオプロセッサ3は、信号線15aに接続されたアンプ31,及びこのアンプ31に接続されたA/Dコンバータ32を、有している。そして、信号線15aを介して送信された画像信号は、アンプ31により増幅され、A/Dコンバータ32によりデジタル信号に変換される。

【0053】さらに、ビデオプロセッサ3は、Rメモリ33R,Gメモリ33G,Bメモリ33B,及びFメモリ33F,並びに、スキャンコンバータ34を、有している。これら各メモリ33R,33G,33B,33Fは、夫々、その入力端子がA/Dコンバータ32に接続されているとともに、その出力端子がスキャンコンバータ34に接続されている。

【0054】また、ビデオプロセッサ3は、マイクロコンピュータ(MIC)35を有している。このMIC35は、アンプ31,各メモリ33R,33G,33B,33F,及びスキャンコンバータ34に、夫々接続されている。さらに、このMIC35は、内視鏡1の操作部に設けられた外部スイッチ16,及び、PC4に、夫々接続されている。

【0055】そして、このMIC35は、PC4から入力される同期信号に従って、アンプ31の増幅率を変化させる。即ち、アンプ31の増幅率は、図3の「B転送」期間開始時から「R転送」期間終了時までに対応する期間には、所定の通常時増幅率に設定され、図3の「F転送」期間に相当する期間には、この通常時増幅率よりも大きい所定の蛍光時増幅率に、設定される。

【0056】このアンプ31により増幅された信号は、A/Dコンバータ32によりデジタル信号に変換される。そして、MIC35は、PC4から入力される同期信号に従って、A/Dコンバータ32から出力されたデジタル信号を、各メモリ33B,33G,33R,33Fに、順次格納する。

【0057】より具体的には、図3の「B転送」期間に、信号線15aを介してアンプ31へ送信された信号

は、このアンプ 31 により、通常時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 32 によりデジタル信号に変換され、Bメモリ 33B に格納される。

【0058】同様に、図 3 の「G 転送」期間に、信号線 15a を介してアンプ 31 へ送信された信号は、このアンプ 31 により、通常時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 32 によりデジタル信号に変換され、Gメモリ 33G に格納される。

【0059】同様に、図 3 の「R 転送」期間に、信号線 15a を介してアンプ 31 へ送信された信号は、このアンプ 31 により、通常時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 32 によりデジタル信号に変換され、Rメモリ 33R に格納される。

【0060】そして、図 3 の「F 転送」期間に、信号線 15a を介してアンプ 31 へ送信された信号は、このアンプ 31 により、蛍光時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 32 によりデジタル信号に変換され、Fメモリ 33F に格納される。

【0061】スキャンコンバータ 34 は、PC4 から入力される同期信号に従って、Rメモリ 33R、Gメモリ 33G、Bメモリ 33B、及び Fメモリ 33F に格納された R、G、B、F の各信号を読み出し、同期をとって PC4 へ向けて出力する。

【0062】なお、ビデオプロセッサ 3 は、PC4 及びモニタ 5 に夫々接続された D/Aコンバータ 36 を、有している。この D/Aコンバータ 36 については、後述する。

【0063】次に、図 4 を参照して、PC4 の構成について説明する。この図 4 に示されるように、PC4 は、CPU41、ビデオキャプチャ 42、メモリ部 43、及び VRAM44 を、有する。CPU41 は、ビデオキャプチャ 42、メモリ部 43、及び VRAM44 に、夫々接続されている。さらに、CPU41 は、光源装置 2 における光源制御部 29、並びに、ビデオプロセッサ 3 における MIC35 及び D/Aコンバータ 36 に、夫々接続されている。

【0064】ビデオキャプチャ 42 は、ビデオプロセッサ 3 のスキャンコンバータ 34 から出力される R、G、B、F の各画像信号を一旦蓄積し、CPU41 からの指示に従ってメモリ部 43 内に画像データとして格納する。

【0065】このメモリ部 43 は、ビデオキャプチャ 42 から出力された RGB の各画像信号（通常画像データ）を格納するメモリ M1 (mem__RGB) の領域、ビデオキャプチャ 42 から出力された F 画像信号（蛍光画像データ）を格納するメモリ MF (mem__FL) の領域、後述する診断用画像データの作成処理に使用されるメモリ M2 (mem__RGB2) の領域を有する RAM である。

【0066】VRAM44 は、CPU41 から出力され

たモニタ 5 表示用の画像データ (RGB 画像信号) を保持し、CPU41 からの指示に従って、保持している RGB 画像信号を D/Aコンバータ 36 へ出力する。

【0067】CPU41 は、図示せぬ ROM に格納された制御プログラムを実行することによって、光源制御部 29、MIC35、ビデオキャプチャ 42、メモリ部 43 及び VRAM44 の動作を制御する。この CPU41 による処理の流れを、図 5 のフローチャートを参照して説明する。

【0068】この図 5 に示された処理は、光源装置 2、ビデオプロセッサ 3、及び PC4 の主電源が夫々投入されることをトリガに、スタートする。なお、光源装置 2 の電源が投入されると、各光源部 21、22 のランプは、夫々点灯する。また、光源制御部 29 は、電源投入後、モータ 27a を制御してホイール 27 を等速回転させるとともに、各遮光板駆動部 23a、28a を夫々制御して各遮光板 23、28 を動作させる。そして、光源制御部 29 は、ホイール 27 の同期信号を、CPU41 へ伝達する。

【0069】この状態において、内視鏡 1 の配光レンズ 11 からは、B 光、G 光、R 光、励起光が、順次射出される。このため、内視鏡 1 の挿入部が生体内に挿入されていると、体腔壁等の被検体は、B 光、G 光、R 光、励起光により、順次照射される。そして、撮像素子 15 からは、B、G、R、F の各画像信号が、順次出力される。この撮像素子 15 により取得された B、G、R、F の各画像信号は、アンプ 31 により増幅され、A/Dコンバータ 32 によりデジタル信号に変換され、各メモリ 33R、33G、33B、33F の入力端子に入力される。

【0070】図 5 のフローチャートのスタート後、CPU41 は、光源制御部 29 から取得した同期信号を、MIC35 及びスキャンコンバータ 34 に与える (S1)。MIC35 は、この同期信号に基づいて、各メモリ 33B、33G、33R、33F の制御端子に対して、順番に制御信号を入力する。

【0071】この制御信号が入力されると、各メモリ 33B、33G、33R、33F は、その時点で A/Dコンバータ 32 から出力されている画像信号を取り込み、次の制御信号が入力されるまでその画像信号を保持し続ける。従って、B 画像信号は Bメモリ 33B に格納され、G 画像信号は Gメモリ 33G に格納され、R 画像信号は Rメモリ 33R に格納され、F 画像信号は、Fメモリ 33F に格納される。

【0072】このようにして、各メモリ 33B、33G、33R、33F には、夫々、B、G、R、F の各画像信号が 1 画面分記憶される。すると、スキャンコンバータ 34 が、各メモリ 33B、33G、33R、33F から B、G、R、F の各画像信号を読み出し、同期をとって PC4 のビデオキャプチャ 42 へ送信する。このビ

デオキャプチャ 42 は、B、G、R、F の各画像信号を蓄積する。

【0073】そして、CPU 41 は、ビデオキャプチャ 42 を制御して、このビデオキャプチャ 42 に蓄積された画像信号のうちの B、G、R の各画像信号を、順次、メモリ部 43 のメモリ M1 に格納する (S2)。その結果、メモリ M1 上では、夫々 8 ビットの輝度値である R 画像信号、G 画像信号及び B 画像信号から各画素が構成される 24 ビット RGB 画像信号 (通常画像データ) が、合成される。

【0074】さらに、CPU 41 は、ビデオキャプチャ 42 を制御して、このビデオキャプチャ 42 に蓄積された画像信号のうちの F 画像信号を、メモリ部 43 のメモリ MF に格納する (S3)。その結果、メモリ MF 上では、8 ビットの輝度値である F 画像信号 (蛍光画像データ) が、形成される。

【0075】続いて、CPU 41 は、この時点でメモリ M1 に格納されている R 画像信号における各画素の輝度値を、メモリ M2 に格納する (S4)。その結果、メモリ M2 に格納された画像データは、図 6 及び図 7 に示されるように、管空部 Ta の輝度が低く、腫瘍部位 Tc を含む管壁部 Tb の輝度が高いものとなる。なお、この時点で、当該メモリ M2 に格納された画像データは、R 光によるモノクロ画像データであり、参照画像データに相当している。

【0076】次に、CPU 41 は、メモリ M2 に格納されている画像データの各画素の輝度値を所定の第 1 閾値 (図 7 の破線) と比較して、二値化する (S5)。即ち、CPU 41 は、第 1 閾値より輝度値が低い画素における当該輝度値を表す 8 個のビットを全て “0” に書き換える。他方、第 1 閾値以上の輝度値の画素における当該輝度値を表す 8 個のビットを全て “1” に書き換える。これによって、図 8 及び図 9 に示されるように、管空部 Ta と管壁部 Tb とが区別され、管壁部 Tb に対応する画素のみが輝度値 “11111111” を有するようになる。(当該画素によりなる領域が、所定領域に相当し、この所定領域から後述の如く特定領域が抽出される。) ところで、メモリ MF には、図 10 に示されるような輝度値 (8 ビットで表される 2 進値) の分布を有する F 画像信号が、格納されている。そこで、CPU 41 は、メモリ M2 に格納された各画素の輝度値を構成する各ビットの値とメモリ MF に格納された各画素の輝度値を構成する各ビットの値とについて論理積 (AND) 演算を行い、その演算結果をメモリ MF に上書きする (S6)。これによって、図 11 及び図 12 に示されるように、F 画像信号のうち管空部 Ta に対応する部分がマスクされ、残りの管壁部 Tb (腫瘍部位 Tc を含む) に対応する部分のみが元の状態のままとなっている画像信号が、メモリ MF に保持されるようになる。なお、図 12 に示されるように、このメモリ MF に格納された画像信

号のうち正常な管壁部 Tb に対応する部分の輝度値は、腫瘍部位 Tc に対応する部分の輝度値よりも高くなっている。

【0077】次に、CPU 41 は、メモリ MF に格納された画像信号の各画素の輝度値を所定の第 2 閾値 (図 12 に示されるように第 1 閾値よりも大きい値) と比較して、二値化する (S7)。なお、この図 12 のグラフにおいて、第 2 閾値以上の領域が 領域であり、第 1 閾値以上第 2 閾値未満の領域が 領域であり、第 1 閾値未満の領域が 領域である。この S7 において、CPU 41 は、輝度値が 領域又は 領域の画素における当該輝度値を表す 8 個のビットを全て “0” に書き換える。他方、輝度値が 領域の画素における、当該輝度値を表す 8 個のビットを全て “1” に書き換える。これによって、腫瘍部位 Tc が除かれた正常な管壁部 Tb のみが抽出され、抽出された当該正常部位のみが輝度値 “11111111” を有するようになる。

【0078】次に、CPU 41 は、メモリ M2 に格納された各画素の輝度値を構成する各ビットの値とメモリ MF に格納された各画素の輝度値を構成する各ビットの値とについて排他 OR 演算を行い、その演算結果をメモリ M2 に上書きする (S8)。これによって、図 13 及び図 14 に示されるように、腫瘍部位 Tc の形状及び位置を示す画像信号が、メモリ M2 に保持されるようになる。この時点で、メモリ M2 に保持された画像データにおける輝度値 “11111111” の部分が、特定領域である。

【0079】続いて、CPU 41 は、メモリ M1 に格納されている通常画像データを VRAM 44 内に格納する (S9)。なお、この通常画像データは、VRAM 44 に対応する画面における左側の領域に、書き込まれる。

【0080】次に、CPU 41 は、通常画像中に特定領域が青色でスーパーインポーズされた画像を、生成する。即ち、CPU 41 は、メモリ M2 に格納されている画像データ中の輝度値が “11111111” である画素 (腫瘍部位 Tc を示す画素) をメモリ M1 にマッピングし、メモリ M1 上において、マッピングされた画素のカラーを例えば B (青) に設定する (S10)。これにより、メモリ M1 上では、通常画像データのうちの腫瘍部位 Tc (異常部位) に対応する領域が青で示された診断用画像データが、生成される。

【0081】そして、CPU 41 は、メモリ M1 に格納された診断用画像データを VRAM 44 内に格納する (S11)。なお、この診断用画像データは、VRAM 44 に対応する画面における右側の領域に、書き込まれる。

【0082】この VRAM 44 内に、通常画像データ及び診断用画像データが格納された状態において、CPU 41 は、VRAM 44 の格納内容 (モニタ 5 表示用の画像データ) を、D/A コンバータ 36 へ向けて出力する

(S12)。すると、VRAM44の格納内容は、D/Aコンバータ36を経てモニタ5に供給される。すると、図15に示されるように、モニタ5の左側の表示領域には、通常画像データによる通常画像がカラー表示される。一方、モニタ5の右側の表示領域には、診断用画像データによる蛍光診断用画像が表示される。この蛍光診断用画像は、通常画像上に特定領域が青で重ね合わされた画像である。この図15において、左側の通常画像中には、腫瘍部位Tcが明瞭には表示されていないが、右側の蛍光診断用画像中には、腫瘍部位Tcが青で着色された状態で、明瞭に表示されている。

【0083】そして、CPU41は、処理をS1に戻し、上記の処理を繰り返す。なお、本実施形態では、VRAM44からは、例えば1/30秒毎に1画面分のRGB画像信号が出力され、この画像信号に基づく画像がモニタ5に表示されるようになっていく。このため、モニタ5上には、これら通常画像及び診断用画像が、いずれも動画で表示される。

【0084】このため、術者は、内視鏡1を移動させながら、被検体を広範囲に亘って観察することができる。そして、内視鏡1を移動させている間にも、モニタ5には、常に、診断用画像が表示されているので、術者は、確実かつ容易に腫瘍等の病変の疑いのある部位を特定することができる。

【0085】<第2実施形態>本実施形態の電子内視鏡装置は、第1実施形態の電子内視鏡装置の構成において、上記光源装置2の代わりに光源装置6を設けた点を、特徴としている。図16は、この光源装置6の構成図である。この光源装置6において、白色光源部21、励起光源部22、絞り25、絞り調節部25a、集光レンズ26、回転ホイール27、及びモータ27aの構成は、第1実施形態の光源装置2内の構成と同様である。

【0086】しかし、この光源装置6には、第1実施形態の各遮光板23、28、各遮光板駆動部23a、28a、プリズム24、及び光源制御部29の代わりに、光路切換ホイール61、第2のモータ62、本実施形態の光源制御部63が、設けられている。なお、光路切換ホイール61は、第1実施形態においてプリズム24が配置されていた位置に対応させて、配置されている。

【0087】この光路切換ホイール61は、図17に示されるように、円板の半周に亘って、切り欠きが形成されたのと同様の形状に、形成されている。即ち、この光路切換ホイール61は、大径の半円部分及び小径の半円部分が一体に接合されたのと同様の形状に、形成されている。なお、この光路切換ホイール61は、反射部材に相当し、白色光を遮断するとともに励起光を反射する。

【0088】この光路切換ホイール61は、切換駆動機構としての第2のモータ62に連結されており、その中心軸を中心として回転する。なお、この光路切換ホイール61の中心軸は、各光源部21、22のリフレクタの

光軸を含む平面内に配置されている。さらに、この光路切換ホイール61は、各光源部21、22から夫々射出された白色光と励起光とが交差する位置に、その大径部分が差し掛かることができるように、配置されている。

【0089】そして、この光路切換ホイール61は、その大径部分が、白色光と励起光とが交差する位置に差し掛かった状態において、白色光を遮断するとともに、励起光を反射させる。なお、この光路切換ホイール61は、白色光と励起光とが交差する位置にその小径部分が近接した場合には、これら白色光又は励起光に干渉しないように、配置されている。

【0090】そして、この光路切換ホイール61の小径部分が白色光と励起光との交差位置に近接した状態において、この光路切換ホイール61に干渉されずに直進した白色光は、絞り25へ向う。しかし、光路切換ホイール61に干渉されずに直進した励起光は、この絞り25へは向わないので、当該絞り25に達するのは、白色光のみである。この白色光は、絞り25により光量調節され、集光レンズ26によりライトガイド13の基端面に収束される。但し、第1実施形態の光源装置2と同様に、集光レンズ26及びライトガイド13の光路中には、ホイール27が挿入されている。

【0091】この光路切換ホイール61の大径部分が白色光と励起光との交差位置に差し掛かった状態において、励起光は、この光路切換ホイール61に反射されて絞り25へ向う。しかし、白色光は、この光路切換ホイール61に遮断されて、絞り25に入射することがない。そして、絞り25により光量調節された励起光は、集光レンズ26によりライトガイド13の基端面に収束される。

【0092】従って、光路切換ホイール61が回転すると、白色光及び励起光は、交互に、集光レンズ26から射出される。なお、モータ62は、光路切換ホイール61を等速回転させる。このため、集光レンズ26から射出される白色光の射出時間及び励起光の射出時間は、互いに等しくなっている。

【0093】図18は、各照明光及び光路切換ホイール61のタイミングチャートである。この図18においては、光路切換ホイール61のチャートが上側にある時には、集光レンズ26から白色光が射出されており、下側にある時には、集光レンズ26から励起光が射出されている。この図18では、図示の都合上、白色光及び励起光の射出時間が互いに異なっているが、実際には、両照射時間は互いに等しくなっている。

【0094】なお、光路切換ホイール61が回転しているときには、ホイール27も回転している。そして、集光レンズ26から白色光が射出されている場合に、この白色光は、順次、B光、G光、R光に変換されて、ライトガイド13に入射する。一方、集光レンズ26から励起光が射出されている場合に、この励起光は、ホイール

27を透過して、ライトガイド13に入射する。従って、ライトガイド13には、B光、G光、R光、励起光が、順番に繰り返し入射することになる。

【0095】ライトガイド13に入射したB光が配光レンズ11から拡散されて被検体を照射している期間が、撮像素子15における「B露光」期間に相当している。そして、この「B露光」期間終了直後、撮像素子15に蓄積された電荷は、一定の転送時間をかけて転送される。この転送期間が「B転送」期間である。

【0096】同様に、ライトガイド13に入射したG光が配光レンズ11から拡散されて被検体を照射している期間が、撮像素子15における「G露光」期間に相当している。そして、この「G露光」期間終了直後、撮像素子15に蓄積された電荷は、上記転送時間をかけて転送される。この転送期間が「G転送」期間である。

【0097】同様に、ライトガイド13に入射したR光が配光レンズ11から拡散されて被検体を照射している期間が、撮像素子15における「R露光」期間に相当している。そして、この「R露光」期間終了直後、撮像素子15に蓄積された電荷は、上記転送時間をかけて転送される。この転送期間が「R転送」期間である。

【0098】また、ライトガイド13に入射した励起光が配光レンズ11から拡散されて被検体を照射している期間が、撮像素子15における「F露光」期間に相当している。そして、この「F露光」期間終了直後、撮像素子15に蓄積された電荷は、上記転送時間をかけて転送される。この転送期間が「F転送」期間である。

【0099】そして、「B露光」期間開始時から「R露光」期間終了時まで、光路切換ホイール61は、その小径部分を白色光及び励起光の交差位置に近接させている。一方、「F露光」期間において、光路切換ホイール61は、その大径部分を白色光及び励起光の交差位置に差し掛けている。なお、図18において、「B露光」期間開始時から「R露光」期間終了時までと、「F露光」期間とは、互いに異なる長さ(時間)で示されているが、実際には互いに等しくなっている。

【0100】上述のように、本実施形態の光源装置6には、光路切換ホイール61が設けられているので、各遮光板23、28及びプリズム24等を省略することができる。従って、この電子内視鏡装置は、簡単な構成により、通常画像及び診断用画像を得ることができる。

【0101】図19は、光路切換ホイール61'の変形例を示す図である。本実施形態の光源装置6は、図17に示された光路切換ホイール61の代わりに、図19に示された光路切換ホイール61'を、有していてもよい。この光路切換ホイール61'は、円板状に形成されるとともに、開口が形成されている。この開口は、光路切換ホイール61'の外周円よりもやや小さい第1の同心円の円弧、及びこの同心円よりもさらに小さい第2の同心円の円弧、並びに、この第1の同心円の一对の半径* 50

*により区切られた形状を、有している。さらに、この開口には、少なくとも励起光を透過させる透明部材が、詰め込まれていてもよい。なお、この光路切換ホイール61'における開口が透明部分に相当し、それ以外の部分が反射部分に相当する。

【0102】

【発明の効果】本発明による電子内視鏡装置は、通常画像を動画として取得するだけでなく、蛍光画像を動画として取得することができる。このため、術者は、被検体を広範囲にわたって通常画像及び蛍光画像により観察することができるので、より精密なスクリーニングが可能となる。

【0103】さらに、この電子内視鏡装置の画像処理部が、病変の疑いのある特定領域を示す診断用画像を動画として抽出する場合には、術者は、被検体における病変部分を、より容易かつ確実に発見することが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の第1実施形態による電子内視鏡装置の構成図

【図2】 ホイールの構成図

【図3】 各照明光及び各遮光板のタイミングチャート

【図4】 パーソナルコンピュータの構成図

【図5】 CPUによる処理を示すフローチャート

【図6】 通常観察画像例を示す図

【図7】 通常観察画像における輝度分布を示すグラフ

【図8】 第1閾値に基づく二値化後の通常観察画像例を示す図

【図9】 第1閾値に基づく二値化後の通常観察画像における輝度分布を示すグラフ

【図10】 自家蛍光画像における輝度分布を示すグラフ

【図11】 論理積処理後の自家蛍光画像例を示す図

【図12】 論理積処理後の自家蛍光画像における輝度分布を示すグラフ

【図13】 第2閾値に基づく二値化後の自家蛍光画像例を示す図

【図14】 第2閾値に基づく二値化後の自家蛍光画像における輝度分布を示すグラフ

【図15】 モニタ上に表示される画面例を示す図

【図16】 本発明の第2実施形態による光源装置の構成図

【図17】 光路切換ホイールの構成図

【図18】 各照明光及び光路切換ホイールのタイミングチャート

【図19】 光路切換ホイールの変形例を示す図

【符号の説明】

1 電子内視鏡

11 配光レンズ

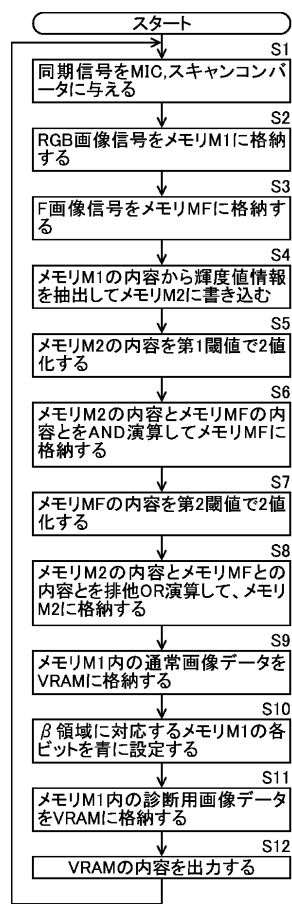
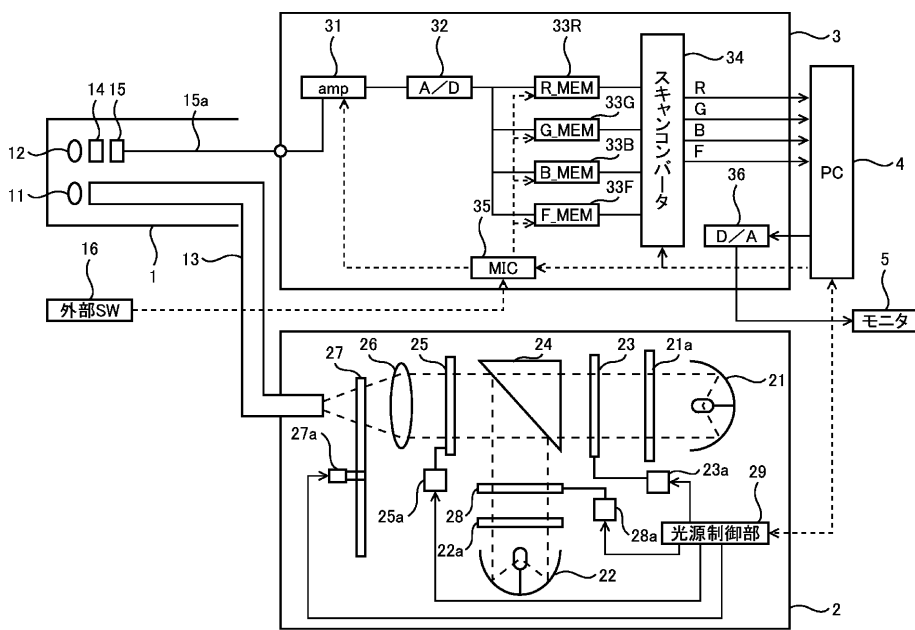
12 対物レンズ

- 14 励起光カットフィルタ
- 15 撮像素子
- 2 光源装置
- 21 白色光源部
- 22 励起光源部
- 23 第1の遮光板
- 24 プリズム
- 27 ホイール

- * 28 第2の遮光板
- 29 光源制御部
- 3 ビデオプロセッサ
- 35 マイクロコンピュータ
- 4 パーソナルコンピュータ
- 5 モニタ
- 61 光路切換ホイール

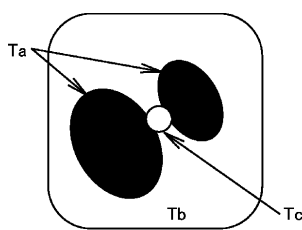
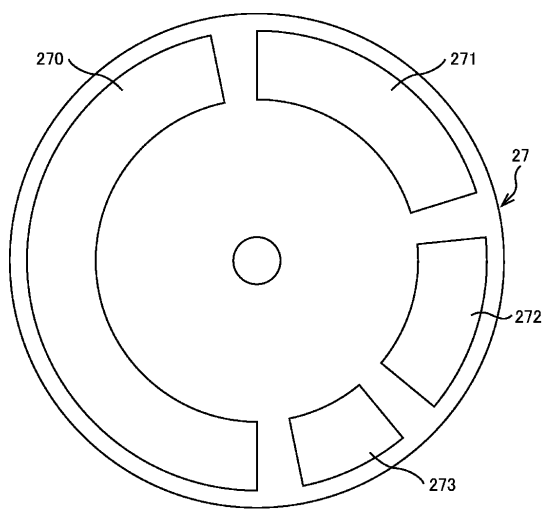
【図1】

【図5】

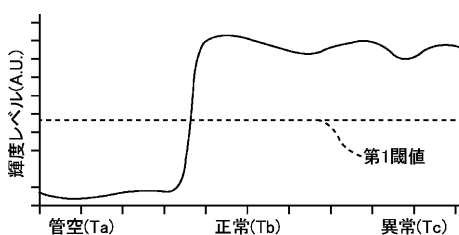


【図2】

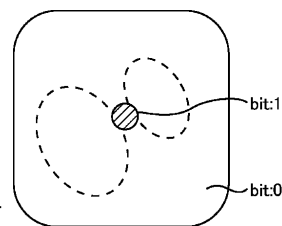
【図6】



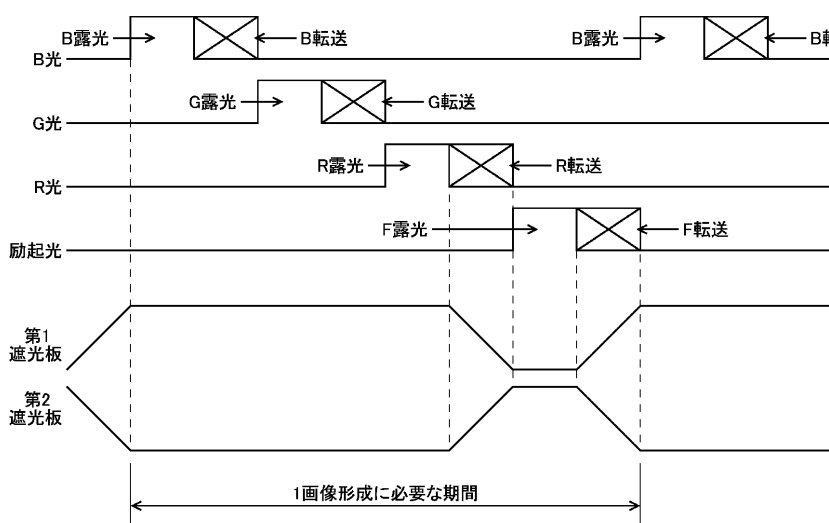
【図7】



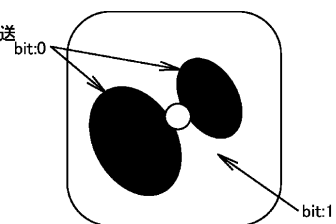
【図13】



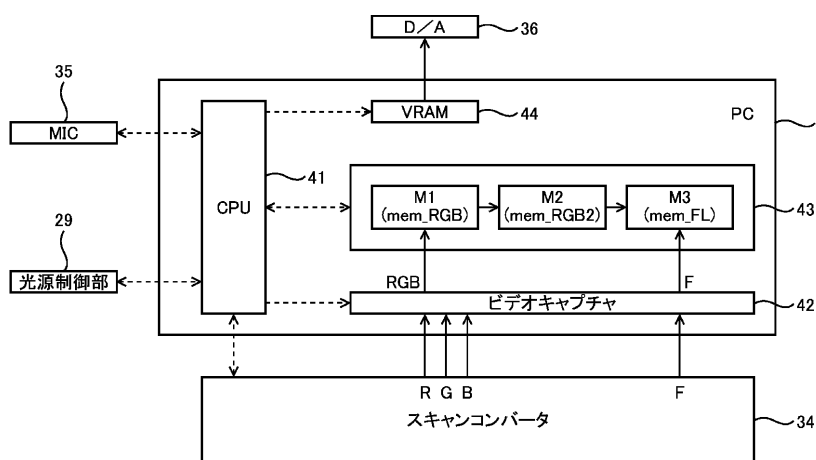
【図3】



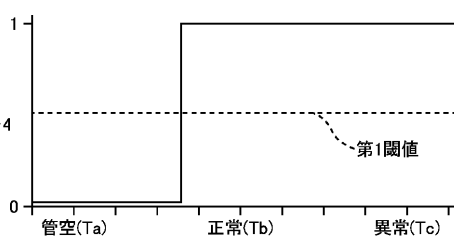
【図8】



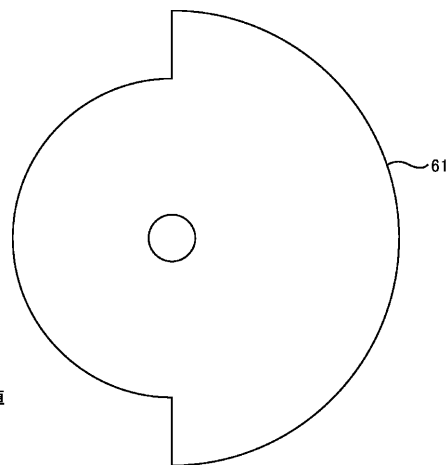
【図4】



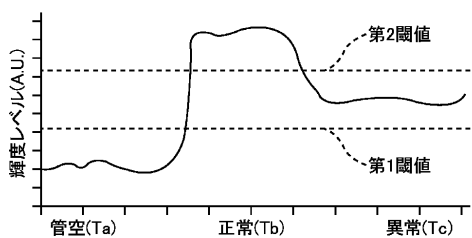
【図9】



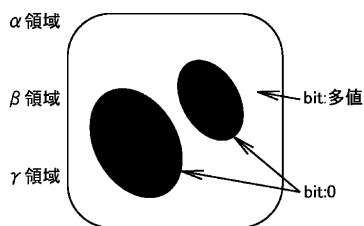
【図17】



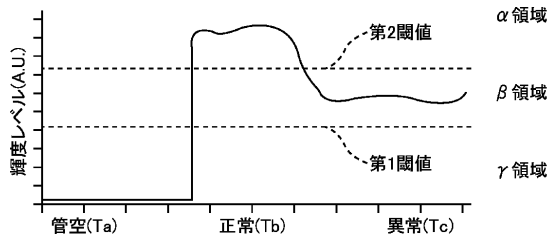
【図10】



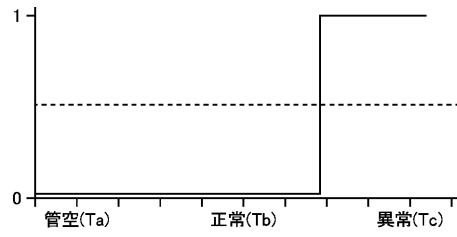
【図11】



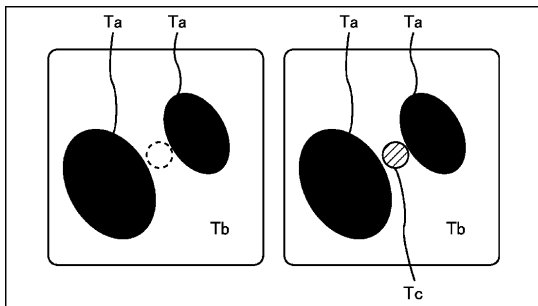
【図12】



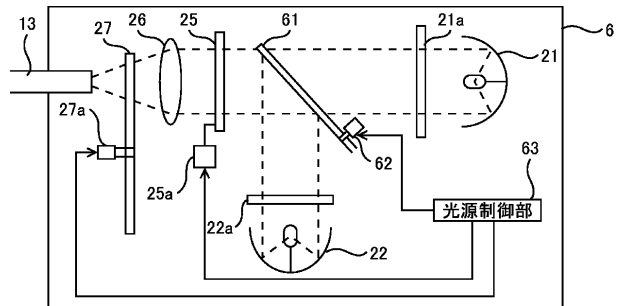
【図14】



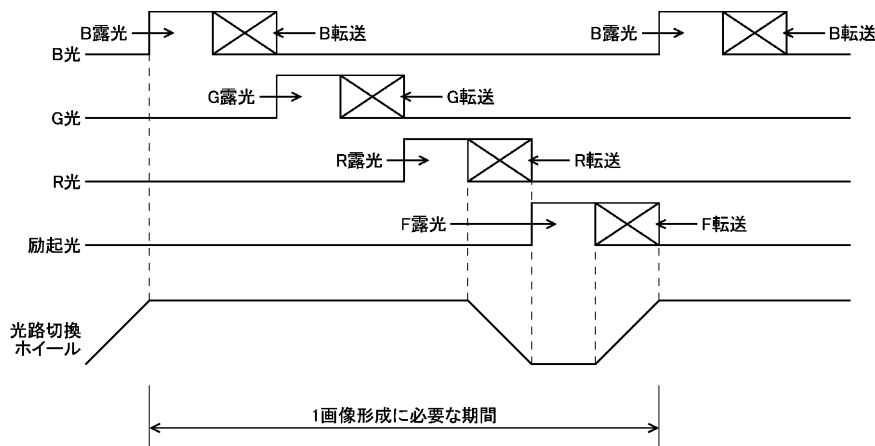
【図15】



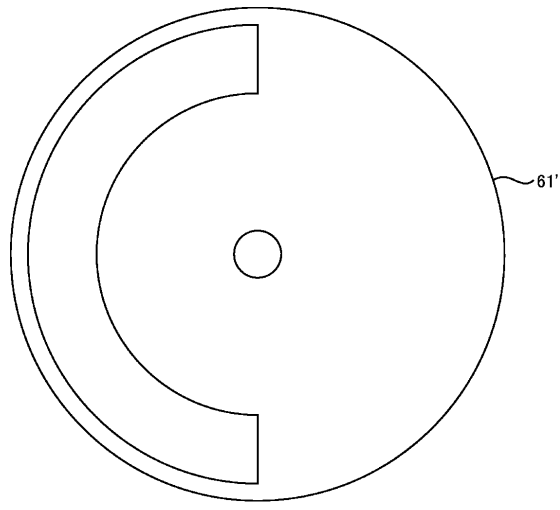
【図16】



【図18】



【図19】



专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2002051969A	公开(公告)日	2002-02-19
申请号	JP2000239924	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		
[标]发明人	宇津井 哲也 古澤 宏一		
发明人	宇津井 哲也 古澤 宏一		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/05 A61B1/06 H04N5/225 H04N7/18		
CPC分类号	H04N7/183 A61B1/0005 A61B1/043 A61B1/05 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0669 H04N5/2256 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/045.618 A61B1/07.730 A61B1/07.731		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB01 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/MM03 4C061/NN01 4C061/QQ04 4C061/RR14 4C061/RR18 4C061/WW08 4C061/WW17 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/NN01 4C161/QQ04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/WW08 4C161/WW17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够获取荧光图像作为运动图像的电子内窥镜设备。光源装置(2)包括具有B, G, R滤光片(271、272、273)和透明部件(270)的轮(27)，并且依次依次发射B光, G光, R光和激发光。。物镜12形成被这些光照射的被摄体的图像。图像传感器15将被摄体的图像转换成图像信号。视频处理器3获取该图像信号并生成用于运动图像和普通图像数据和用于运动图像的荧光图像数据。此外，PC 4执行图像处理以提取荧光图像数据中的亮度值在预定范围内的特定区域，并且生成诊断图像数据，其中与正常图像数据中的该特定区域相对应的部分以蓝色示出。。

