

(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 - 112949

(P2002 - 112949A)

(43)公開日 平成14年4月16日(2002.4.16)

(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	D 2 H 0 4 0
	1/04		372
	1/06		A 5 C 0 2 2
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	B 5 C 0 6 5
	23/26		23/26 B

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 12数) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2000 - 306430(P2000 - 306430)

(22)出願日 平成12年10月5日(2000.10.5)

(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 杉本 秀夫

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 榎本 貴之

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

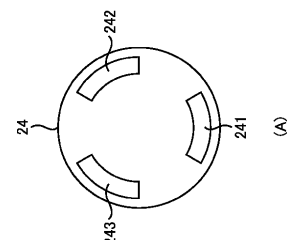
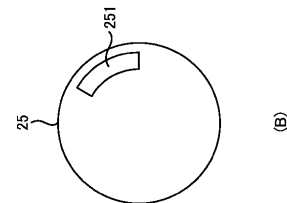
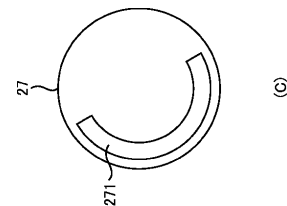
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57)【要約】

【課題】 ノイズの少ない診断用画像を取得する電子内視鏡装置を、提供する。

【解決手段】 励起光源 2 2 からの励起光を間欠的に透過させる第 2 のロータリーシャッタ 2 7 の透過部 2 7 1 を、周方向に沿った半分程度の長さに形成した。このため、配光レンズ 1 1 から励起光が射出される期間が長くなる。この励起光が生体組織に照射されると、生体組織は自家蛍光を発する。この自家蛍光は微弱であるが、励起光の照射期間が長くなっているため、C C D 1 4 は、この自家蛍光による被検体像を、十分な強度の蛍光画像信号に変換することができる。得られた蛍光画像信号は、必要以上に増幅されることなく、S / N 比の高い状態で処理され、ノイズの少ない診断用画像信号が得られる。



【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、励起光を射出する期間が可視光を射出する期間よりも長くなるように、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ユニットと、

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参照画像信号を生成し、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蛍光画像信号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】前記光源ユニットは、可視光を発する可視光源と、励起光を発する励起光源と、前記可視光源から発せられた可視光と前記励起光源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、前記可視光源から発せられた可視光の光路中に挿入されることにより該可視光を遮光可能な第1の遮光部材と、前記励起光源から発せられた励起光の光路中に挿入されることにより該励起光を遮光可能な第2の遮光部材と、前記第1の遮光部材が可視光を遮光していないときには、前記第2の遮光部材により励起光を遮光させ、前記第2の遮光部材が励起光を遮光していないときには、前記第1の遮光部材により可視光を遮光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】前記第1の遮光部材は、可視光を遮光する円板状の部材の周方向に沿った領域における所定の部分に、可視光を透過させる可視光透過部が形成された第1のロータリーシャッタであり、前記第2の遮光部材は、励起光を遮光する円板状の部材の周方向に沿った領域における前記可視光透過部よりも周方向に長い部分に、励起光を透過させる励起光透過部が形成された第2のロータリーシャッタであり、前記切換駆動機構は、前記第1のロータリーシャッタが可視光を遮光しているときに、前記第2のロータリーシャッタの励起光透過部が励起光の光路中に挿入され、前記第2のロータリーシャッタが励起光を遮光しているときに、前記第1のロータリーシャッタの可視光透過部が可視光の光路中に挿入されるように、これら両ロータリ

10

20

30

40

50

*ーシャッタを夫々回転させ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】前記プロセッサは、参照画像信号から蛍光画像信号を減算することにより、診断用画像信号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】前記光源ユニットは、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、及び赤色光のみを透過させるRフィルタが、周方向に沿って夫々配列されたホイールと、このホイールを回転させるとともにその各フィルタを、順次繰り返して可視光の光路中に挿入させるか、又は、このホイールを可視光の光路から退避させるホイール駆動機構とを、有し、

前記プロセッサは、前記光源ユニットを、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蛍光観察状態、又は、可視光のみを前記照明光学系へ導く通常観察状態に設定可能であり、前記光源ユニットを蛍光観察状態に設定した場合には、前記ホイール駆動機構を制御して前記ホイールを可視光の光路から退避させるとともに、参照画像信号から蛍光画像信号を減算することにより、診断用画像信号を生成し、前記光源ユニットを通常観察状態に設定した場合には、前記ホイール駆動機構を制御して前記ホイールの各フィルタを可視光の光路中に順次挿入させるとともに、前記撮像素子により取得された画像信号のうち、前記Bフィルタが可視光の光路中に挿入されている期間に対応する部分に基づいてB画像信号を生成し、前記Gフィルタが可視光の光路中に挿入されている期間に対応する部分に基づいてG画像信号を生成し、前記Rフィルタが可視光の光路中に挿入されている期間に対応する部分に基づいてR画像信号を生成し、これらB画像信号、G画像信号、及びR画像信号に基づいて、被検体のカラー画像に対応した通常画像信号を生成する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。

【請求項7】前記プロセッサから出力された画像信号を表示するモニタを、さらに備えたことを特徴とする請求項1～6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よる蛍光観察が可能な電子内視鏡装置に、関する。

【0002】

【従来の技術】従来、被検体（生体の体腔壁等）のカラー画像を取得する電子内視鏡装置が、利用されている。なお、被検体のカラー画像を取得する方式の一つとして、いわゆる面順次方式が知られている。この面順次方式は、被検体が青色（B）光、緑色（G）光、及び赤色

(R)光により照射されている際のもнокロ画像信号を個別に取得して、これら各もнокロ画像信号を合成することによりカラー画像信号を取得する方式である。

【0003】また、生体に紫外光等の励起光を照射した場合に、この生体から発せられる蛍光(自家蛍光)により、生体を観察する電子内視鏡装置が利用されている。なお、病変の生じた生体組織から発せられる自家蛍光の強度は、健康な生体組織から発せられる自家蛍光の強度よりも小さいことが知られている。従って、術者は、この自家蛍光による被検体の蛍光画像を観察(蛍光観察)することにより、その蛍光強度の小さい領域に、病変が生じている可能性が高いと、認識することができる。

【0004】さらに、最近では、この蛍光観察の機能が組み込まれた上記面順次方式の電子内視鏡装置が、提案されている。この電子内視鏡装置は、被検体のカラー画像と被検体の自家蛍光による画像とを切り換えて、モニタに動画表示することができる。即ち、術者は、この電子内視鏡装置を、被検体のカラー画像を取得する通常観察状態と、被検体の自家蛍光による画像を取得する蛍光観察状態とに、切り換えることができる。

【0005】この電子内視鏡装置は、被検体への照明光を射出する光源ユニット、及び、照明光により照明された被検体を撮像するCCDを、備えている。そして、電子内視鏡装置が通常観察状態にある場合には、その光源ユニットからは、B光、G光、及びR光が、順次繰り返し射出される。一方、電子内視鏡装置が蛍光観察状態にある場合には、その光源ユニットからは、励起光、及び白色光が、交互に繰り返し射出される。

【0006】図7は、光源ユニットから射出される照明光及びCCDによる画像取得のタイミングチャートである。まず、図7の(A)及び(B)を参照して、電子内視鏡装置が通常観察状態にある場合の処理について説明する。この図7の(A)は、電子内視鏡装置が通常観察状態にある場合のCCDの動作を示している。また、この図7の(B)は、電子内視鏡装置が通常観察状態にある場合に、光源ユニットから射出される照明光の照射期間を示している。

【0007】この光源ユニットからB光が射出される「B照射」期間が、CCDの「B蓄積」期間に相当する。即ち、被検体にB光が照射された状態において、CCDの各画素には、B光による被検体像に対応した電荷が蓄積される。このように蓄積された電荷は、直後の「B転送」期間中に、B画像信号として出力される。

【0008】この「B転送」期間の直後の「G蓄積」期間は、光源ユニットからG光が射出される「G照射」期間に対応している。この「G蓄積」期間において、CCDの各画素には、G光による被検体像に対応した電荷が蓄積される。このように蓄積された電荷は、直後の「G転送」期間中に、G画像信号として出力される。

【0009】この「G転送」期間の直後の「R蓄積」期

間は、光源ユニットからR光が射出される「R照射」期間に対応している。この「R蓄積」期間において、CCDの各画素には、R光による被検体像に対応した電荷が蓄積される。このように蓄積された電荷は、直後の「R転送」期間中に、R画像信号として出力される。

【0010】そして、このCCDから順次出力される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を示すカラー画像信号が生成される。

【0011】次に、図7の(C)及び(D)を参照して、電子内視鏡装置が蛍光観察状態にある場合の処理について説明する。この図7の(C)は、電子内視鏡装置が蛍光観察状態にある場合のCCDの動作を示している。また、この図7の(D)は、電子内視鏡装置が蛍光観察状態にある場合に、光源ユニットから射出される照明光の照射期間を示している。

【0012】被検体は励起光(UV光)により照射されると、自家蛍光(F光)を発する。すると、CCDは、このF光による被検体像を撮像する。このため、光源ユニットから励起光(UV光)が射出される「UV照射」期間が、CCDの「F蓄積」期間に相当する。即ち、被検体にUV光が照射された状態において、CCDの各画素には、F光による被検体像に対応した電荷が蓄積される。このように蓄積された電荷は、直後の「F転送」期間中に、F画像信号として出力される。

【0013】一方、光源ユニットから白色光(W光)が射出される「W照射」期間が、CCDの「W蓄積」期間に相当する。即ち、被検体にW光が照射された状態において、CCDの各画素には、W光による被検体像に対応した電荷が蓄積される。このように蓄積された電荷は、直後の「W転送」期間中に、W画像信号として出力される。

【0014】そして、このCCDから出力されるF画像信号、及びW画像信号に基づき、被検体の診断用画像信号が生成される。即ち、W画像信号からF画像信号が減算されることにより、診断用画像信号が生成される。

【0015】

【発明が解決しようとする課題】上記の電子内視鏡装置では、図7の(D)に示されるように、「W照射」期間と「UV照射」期間とは、同じ長さになっている。従って、図7の(C)に示されるように、「W蓄積」期間と「F蓄積」期間とは、同じ長さになっている。

【0016】なお、被検体から発せられる自家蛍光は、極めて微弱である。このため、W画像信号及びF画像信号に基づいて診断用画像信号が生成されるためには、このF画像信号は大幅に増幅されなければならない。しかし、このF画像信号は、増幅の処理により、そのS/N比が低下してしまう。このため、得られる診断用画像信号には、ノイズが多く混入してしまう。

【0017】そこで、S/N比の高い画像信号を取得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。

【0018】

【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。

【0019】即ち、この電子内視鏡装置は、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、励起光を射出する期間が可視光を射出する期間よりも長くなるように、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ユニットと、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参照画像信号を生成し、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蛍光画像信号を生成するプロセッサとを、備えたことを特徴とする。

【0020】このように構成されると、被検体へ励起光が照射される期間は、可視光が照射される期間よりも長くなる。すると、CCD等の撮像素子に被検体の自家蛍光による電荷が蓄積される期間が長くなる。従って、この撮像素子から出力される被検体の自家蛍光による像に対応する画像信号の強度が、大きくなる。従って、その後で参照画像信号から蛍光画像信号が減算されれば、S/N比を低下させることなく病変部を明確に示す診断用画像信号が生成される。

【0021】なお、前記光源ユニットは、可視光を発する可視光源と、励起光を発する励起光源を有していてもよい。この場合には、この光源ユニットは、ロータリーシャッタ等の遮光部材で、可視光と励起光とを交互に間欠的に遮断することにより、可視光と励起光とを切り換えて照明光学系へ入射させる。

【0022】また、前記光源ユニットは、可視光の帯域及び励起光の帯域を含んだ光を射出する単一の光源を有していてもよい。この場合には、この光源ユニットは、可視光のみを透過させるフィルタと励起光のみを透過させるフィルタとを、光源から射出された光の光路中に交互に繰り返して挿入することにより、可視光と励起光とを切り換えて照明光学系へ入射させる。

【0023】

【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電子内視鏡装置について、説明する。図1は、この電子内視鏡装置の構成図である。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、及び、外部装置(光源・プロセッサ装置)2を、備えている。

【0024】まず、電子内視鏡(以下、内視鏡と略記) 50

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。

【0025】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。

【0026】この内視鏡1の先端部には、少なくとも3つの開口が開けられており、これら3つの開口のうちの2つは、配光レンズ11、及び、対物レンズ12により、夫々封止されている。なお、他の開口は、鉗子孔として利用される。

【0027】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、光ファイバが多数束ねられてなるファイババンドルから構成されている。そして、このライトガイド13は、その先端面(出射面)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。なお、これらライトガイド13及び配光レンズ11は、照明光学系に相当する。

【0028】また、内視鏡1は、撮像素子としてのCCD(charge-coupled device)エリアセンサ14を備えている。このCCDエリアセンサ(以下CCDと略記)14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が当該被検体の像を結ぶ位置に、配置されている。なお、これら対物レンズ12及びCCD14間の光路中には、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を遮断するとともに、可視光を透過させる。これら対物レンズ12及び励起光カットフィルタは、対物光学系に相当する。

【0029】なお、図1における符号15は、内視鏡1の操作部に設けられた複数の操作スイッチのうちの1つを、模式的に示したものである。この操作スイッチ15は、後述する通常観察状態と蛍光観察状態とを切り換えるために、用いられる。

【0030】次に、外部装置2について説明する。この外部装置2は、光源ユニット20、並びに、タイミングコントローラT1、画像信号処理回路T2及びシステムコントローラT3を有するプロセッサTを、備えている。

【0031】この外部装置2における光源ユニット20は、白色光源21及び励起光源22を、備えている。一方の白色光源21は、図示せぬキセノンランプ及びリフ

レクタを、有している。そして、この白色光源21は、そのキセノンランプが発した白色光を、リフレクタで反射させることにより、平行光として射出する。なお、この白色光源21は、可視光源に相当する。他方の励起光源22は、図示せぬUVランプ及びリフレクタを、有している。なお、この励起光源22のUVランプは、生体の自家蛍光を励起する紫外帯域の励起光を、発する。そして、この励起光源22は、そのUVランプが発した励起光を、リフレクタで反射させることにより、平行光として射出する。

【0032】白色光源21から発せられた白色光の光路上には、集光レンズ23が、配置されている。この集光レンズ23は、入射した平行光を、ライトガイド13の基端面(入射面)に収束させる。

【0033】この集光レンズ23から射出された収束光の光路上におけるライトガイド13以前の所定位置には、RGBホイール24が挿入される。このRGBホイール24は、図2の(A)に示されるように、円板状に形成され、その外周に沿ったリング状の部分に、互いに同形状の3つの開口が等間隔で開けられている。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241、緑色光(G光)のみを透過させるGフィルタ242、及び、赤色光(R光)のみを透過させるRフィルタ243が、夫々詰め込まれている。

【0034】なお、図2の(A)に示された例では、これら各フィルタ241~243は、同形状であるが、当該ホイール24の周方向に沿った長さが互いに異なってもよい。即ち、ホイール24の周方向に沿った長さが長いものから順に、Bフィルタ241、Gフィルタ242、Rフィルタ243となってもよい。

【0035】このRGBホイール24は、モータ24Mに連結されている。そして、RGBホイール24は、モータ24Mに駆動されて回転し、そのBフィルタ241、Gフィルタ242、及びRフィルタ243を、順次繰り返して光路中に挿入する。なお、このモータ24Mは、移動機構24Sに取り付けられている。そして、この移動機構24Sは、モータ24M及びRGBホイール24を、図1の上下方向へ移動させる。即ち、この移動機構24Sは、RGBホイール24を、その各フィルタ241~243を光路中に挿入可能となる挿入位置、又は、光路から退避した退避位置へ、移動させる。

【0036】なお、図1のRGBホイール24は、退避位置にある。そして、このRGBホイール24は、図1の状態から図1の上下方向における上向きへ移動することにより、挿入位置をとる。このRGBホイール24に連結されたモータ24M、及び移動機構24Sは、ホイール駆動機構に相当する。

【0037】また、白色光源21から発せられた白色光の光路上における当該白色光源21の直後には、第1のロータリーシャッタ25が、挿入される。このロータリ

ーシャッタ25は、図2の(B)に示されるように、円板状に形成され、その外周に沿ったリング状の部分に、1つの開口が開けられている。この開口には、透明な平行平板状の光学部材が詰め込まれている。この光学部材が、白色光を透過させる透過部(可視光透過部)251になっている。なお、この透過部251の形状は、RGBホイール24のGフィルタ242の形状と、略一致している。

【0038】このロータリーシャッタ25は、モータ25Mに連結されている。そして、このロータリーシャッタ25は、モータ25Mに駆動されて回転し、その透過部251を、間欠的に光路中に挿入する。なお、このモータ25Mは、移動機構25Sに取り付けられている。そして、この移動機構25Sは、モータ25M及びロータリーシャッタ25を、図1の上下方向へ移動させる。即ち、この移動機構25Sは、ロータリーシャッタ25を、その開口部251が光路中に挿入可能となる挿入位置、又は、光路から退避した退避位置へ、移動させる。なお、図1のロータリーシャッタ25は、挿入位置にある。そして、このロータリーシャッタ25は、図1の状態から図1の上下方向における上向きへ移動することにより、退避位置をとる。

【0039】なお、このロータリーシャッタ25及び集光レンズ23間の所定位置において、白色光の光路と励起光の光路とは、直交している。即ち、励起光源22は、発した励起光が、白色光源21から発せられた白色光の光路上における上記所定位置で、当該白色光の光路と直交するように、配置されている。これら白色光及び励起光の光路同士が直交する位置には、ハーフミラー26が、挿入される。このハーフミラー26は、該ハーフミラー26を透過した白色光の光路と同じ光路上を励起光が進むように、この励起光を反射させる。

【0040】また、励起光源22から発せられた励起光の光路上におけるハーフミラー26以前の位置には、第2のロータリーシャッタ27が、挿入される。このロータリーシャッタ27は、図2の(C)に示されるように、円板状に形成され、その外周に沿ったリング状の部分における半周程度の領域に、1つの開口が開けられている。この開口には、透明な平行平板状の光学部材が詰め込まれている。この光学部材が、励起光を透過させる透過部(励起光透過部)271になっている。

【0041】このロータリーシャッタ27は、モータ27Mに連結されている。そして、このロータリーシャッタ27は、モータ27Mに駆動されて回転し、その透過部271を、間欠的に光路中に挿入する。なお、この第2のロータリーシャッタ27に連結されたモータ27M、及び上記第1のロータリーシャッタ25に連結されたモータ25Mは、切換駆動機構に相当する。

【0042】これらハーフミラー26及びモータ27Mは、ステージ28に対して固定されている。このステー

ジ 28 は、ステージ移動機構 29 に連結されている。このステージ移動機構 29 は、ステージ 28 を移動させることにより、ハーフミラー 26、並びに、モータ 27M 及びロータリーシャッタ 27 を、図 1 の上下方向へ移動させる。即ち、ステージ移動機構 29 は、ステージ 28 を、ハーフミラー 26 が白色光の光路中に挿入された挿入位置、又は、ハーフミラー 26 が白色光の光路から退避した退避位置へ、移動させる。なお、図 1 のステージ 28 は、挿入位置にある。そして、このステージ 28 は、図 1 に示された状態から図 1 の上下方向における下 10 向きへ移動することにより、退避位置をとる。

【0043】また、プロセッサ T におけるタイミングコントローラ T1、画像信号処理回路 T2、及びシステムコントローラ T3 は、相互に接続されている。このプロセッサ T のタイミングコントローラ T1 は、各モータ 24M、25M、27M に夫々接続されている。そして、このタイミングコントローラ T1 は、これら各モータ 24M、25M、27M を夫々同期させて、等速回転させる。

【0044】このプロセッサ T のシステムコントローラ 20 T3 は、各移動機構 24S、25S、及びステージ移動機構 29 と、夫々接続されている。そして、このシステムコントローラ T3 は、移動機構 24S を制御することにより、RGB ホイール 24 を挿入位置へ移動させるとともに、移動機構 25S 及びステージ移動機構 29 を夫々制御することにより、第 1 のロータリーシャッタ 25 及びステージ 28 を退避位置へ移動させることができる。この状態において、光源ユニット 20 が、通常観察状態にあると称される。

【0045】一方、図 1 に示されるように、システムコ 30 ントローラ T3 が、移動機構 24S を制御することにより、RGB ホイール 24 を退避位置へ移動させるとともに、移動機構 25S 及びステージ移動機構 29 を夫々制御することにより、第 1 のロータリーシャッタ 25 及びステージ 28 を挿入位置へ移動させることができる。この状態において、光源ユニット 20 が、蛍光観察状態にあると称される。

【0046】なお、システムコントローラ T3 は、操作スイッチ 15 の状態に応じて、光源ユニット 20 を通常観察状態又は蛍光観察状態に切り換える。即ち、術者 40 は、操作スイッチ 15 を切り換えることにより、光源ユニット 20 を通常観察状態又は蛍光観察状態に切り換える。

【0047】この光源ユニット 20 が通常観察状態にある場合に、白色光源 21 から発せられた白色光は、集光レンズ 23 へ入射する。一方、ステージ 28 は、退避位置にあるので、励起光源 22 から発せられた励起光は、集光レンズ 23 へは入射しない。また、第 1 のロータリーシャッタ 25 も、退避位置にある。従って、光源ユニット 20 が通常観察状態にある場合には、集光レンズ 2 50

3 には、常時、白色光のみが入射する。

【0048】この集光レンズ 23 を透過した白色光は、RGB ホイール 24 の各フィルタ 241 ~ 243 により、B 光、G 光、及び R 光に順次変換される。これら B 光、G 光、及び R 光は、ライトガイド 13 の基端面（入射面）に収束する。そして、これら B 光、G 光、及び R 光は、このライトガイド 13 により導かれて、配光レンズ 11 へ向かう。すると、配光レンズ 11 からは、これら B 光、G 光、及び R 光が、順次、繰り返し射出される。

【0049】この配光レンズ 11 から射出された B 光、G 光、及び R 光が、順次、被検体を照射している際に、内視鏡 1 の対物レンズ 12 は、CCD 14 の撮像面近傍に被検体像を形成する。この被検体像は、CCD 14 により画像信号に変換される。なお、CCD 14 は、プロセッサ T のタイミングコントローラ T1 に接続されており、このタイミングコントローラ T1 から送信された駆動信号に従って、画像信号を出力する。また、プロセッサ T の画像信号処理回路 T2 は、CCD 14 に接続されており、この CCD 14 から出力された画像信号を取得する。

【0050】図 3 は、本実施形態の照明及び画像取得のタイミングチャートである。なお、この図 3 の (A) は、光源ユニット 20 が通常観察状態にある場合に、タイミングコントローラ T1 から出力された CCD 14 への駆動信号を示している。また、この図 3 の (B) は、光源ユニット 20 が通常観察状態にある場合に、配光レンズ 11 から被検体へ向けて射出された B 光、G 光、及び R 光の照射期間を示している。

【0051】この図 3 の (A) 及び (B) に示されるように、配光レンズ 11 から B 光が射出される「B 照射」期間が、CCD 14 の「B 蓄積」期間に相当する。即ち、被検体に B 光が照射された状態において、CCD 14 の各画素には、B 光による被検体像に対応した電荷が蓄積される。このように蓄積された電荷は、直後の「B 転送」期間中に、B 画像信号として画像信号処理回路 T2 へ送信される。

【0052】この「B 転送」期間の直後の「G 蓄積」期間は、配光レンズ 11 から G 光が射出される「G 照射」期間に対応している。この「G 蓄積」期間において、CCD 14 の各画素には、G 光による被検体像に対応した電荷が蓄積される。このように蓄積された電荷は、直後の「G 転送」期間中に、G 画像信号として画像信号処理回路 T2 へ送信される。

【0053】この「G 転送」期間の直後の「R 蓄積」期間は、配光レンズ 11 から R 光が射出される「R 照射」期間に対応している。この「R 蓄積」期間において、CCD 14 の各画素には、R 光による被検体像に対応した電荷が蓄積される。このように蓄積された電荷は、直後の「R 転送」期間中に、R 画像信号として画像信号処理

回路T2へ送信される。

【0054】そして、画像信号処理回路T2は、後述の如く、これら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を示すカラー画像信号を生成する。なお、画像信号処理回路T2は、モニタ3に接続されている。そして、この画像信号処理回路T2は、生成したカラー画像信号に基づいて、被検体のカラー画像をモニタ3に表示させる。

【0055】次に、光源ユニット20が蛍光観察状態にある場合について、説明する。この場合に、白色光源21から発せられた白色光は、第1のロータリーシャッタ25の透過部251が光路中に挿入されている期間中のみ、ハーフミラー26へ向けて射出される。一方、励起光源22から射出された励起光は、第2のロータリーシャッタ27の透過部271が光路中に挿入されている期間中のみ、ハーフミラー26へ向けて射出される。

【0056】なお、タイミングコントローラT1は、第1のロータリーシャッタ25の透過部251が光路中に挿入されていない期間中に、第2のロータリーシャッタ27の透過部271が光路中に挿入されるように、かつ、第2のロータリーシャッタ27の透過部271が光路中に挿入されていない期間中に、第1のロータリーシャッタ25の透過部251が光路中に挿入されるように、各モータ25M、27Mを夫々等速回転させている。

【0057】このため、ハーフミラー26へは、白色光と励起光とが、交互に繰り返し入射する。このハーフミラー26を透過した白色光は、集光レンズ23によりライトガイド13の入射面に収束される。一方、このハーフミラー26により反射された励起光は、集光レンズ23によりライトガイド13の入射面に収束される。そして、これら白色光及び励起光は、交互に、ライトガイド13により導かれて、配光レンズ11へ向かう。すると、配光レンズ11からは、これら白色光及び励起光が、交互に繰り返し射出される。なお、図2の(B)及び(C)に示されるように、第2のロータリーシャッタ27の透過部271は、第1のロータリーシャッタ25の透過部251よりも、周方向における長さが長いので、励起光は、白色光よりも長時間射出される。

【0058】そして、被検体が白色光に照明されている期間中には、この被検体表面において反射された光は、対物レンズ12により収束されて、CCD14の撮像面近傍に被検体像を形成する。この被検体像は、CCD14により画像信号に変換される。

【0059】一方、この被検体に対して励起光が照射されている期間中には、この被検体は、自家蛍光を発する。このため、対物レンズ12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。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、CCD1

4の撮像面近傍には、被検体の自家蛍光のみによる被検体像が形成される。

【0060】なお、CCD14は、タイミングコントローラT1から送信された駆動信号に従って、画像信号を出力する。また、プロセッサTの画像信号処理回路T2は、CCD14から出力された画像信号を取得する。図3の(C)は、光源ユニット20が蛍光観察状態にある場合に、タイミングコントローラT1から出力されたCCD14の駆動信号を示している。また、この図3の(D)は、光源ユニット20が蛍光観察状態にある場合に、配光レンズ11から被検体へ向けて射出された励起光(UV光)、及び白色光(W光)の照射期間を示している。

【0061】この図3の(C)及び(D)に示されるように、配光レンズ11からW光が射出される「W照射」期間が、CCD14の「W蓄積」期間に相当する。即ち、被検体にW光が照射された状態において、CCD14の各画素には、W光による被検体像に対応した電荷が蓄積される。このように蓄積された電荷は、直後の「W転送」期間中に、W画像信号(参照画像信号)として画像信号処理回路T2へ送信される。

【0062】一方、配光レンズ11からUV光が射出される「UV照射」期間が、CCD14の「F蓄積」期間に相当する。即ち、被検体にUV光が照射された状態において、CCD14の各画素には、自家蛍光(F光)による被検体像に対応した電荷が蓄積される。このように蓄積された電荷は、直後の「F転送」期間中に、F画像信号(蛍光画像信号)として画像信号処理回路T2へ送信される。なお、図3の(D)に示されるように、「UV照射」期間は、「W照射」期間に比べて長くなっている。このため、図3の(C)に示されるように、「F蓄積」期間は、「W蓄積」期間に比べて長くなっている。

【0063】そして、画像信号処理回路T2は、後述の如く、これらW画像信号、及びF画像信号に基づき、被検体の診断用画像信号を生成する。この画像信号処理回路T2は、生成した診断用画像信号に基づいて、モニタ3に診断用画像を表示させる。

【0064】以下、図4を参照して、この画像信号処理回路T2における処理について説明する。この画像信号処理回路T2は、タイミングコントローラT1に夫々接続された前段信号処理回路T21、A/DコンバータT22、3つのメモリT23~T25、及び、3つのD/AコンバータT26~T28を、備えている。

【0065】前段信号処理回路T21は、CCD14に接続されている。そして、この前段信号処理回路T21は、CCD14から出力された画像信号を取得して、増幅及び補正等の処理を施した後に、出力する。A/DコンバータT22は、前段信号処理回路T21から出力された画像信号をA/D変換して、デジタルの画像データとして出力する。

【0066】3つのメモリT23～T25は、いずれも、CCD14の画素毎に所定の複数ビットのデータを記憶可能な記憶領域を、有する。これら各メモリT23～T25は、A/DコンバータT22に夫々接続されている。そして、これら各メモリT23～T25には、タイミングコントローラT1により夫々指定された期間中に、A/DコンバータT22から出力された画像データが格納される。

【0067】3つのD/AコンバータT26～T28は、夫々、各メモリT23～T25に接続されている。そして、第1のD/AコンバータT26は、第1のメモリT23から出力された画像データをアナログの画像信号に変換して出力する。第2のD/AコンバータT27は、第2のメモリT24から出力された画像データをアナログの画像信号に変換して出力する。第3のD/AコンバータT28は、第3のメモリT25から出力された画像データをアナログの画像信号に変換して出力する。

【0068】さらに、この画像信号処理回路T2は、システムコントローラT3に夫々接続された一対のスイッチSW1、SW2を、備えている。そして、システムコントローラT3は、以下に説明するように、これら各スイッチSW1、SW2を夫々切り換えて、各D/AコンバータT26～T28から出力された画像信号を3つの出力端子P1～P3へ出力させる。

【0069】なお、これら各出力端子P1～P3は、夫々、モニタ3に接続されている。このモニタ3は、カラー画像のB成分用の入力端子、G成分用の入力端子、及びR成分用の入力端子を、有する。そして、画像信号処理回路T2の第1の出力端子P1は、モニタ3のB成分用の入力端子に接続されている。また、画像信号処理回路T2の第2の出力端子P2は、モニタ3のG成分用の入力端子に接続されている。また、画像信号処理回路T3の第3の出力端子P3は、モニタ3のR成分用の入力端子に接続されている。

【0070】さらに、画像信号処理回路T2は、動画表示用の所定の仕様に従って出力する同期信号用の図示せぬ出力端子を、有する。一方、モニタ3は、この同期信号用の図示せぬ入力端子を有する。これら画像信号処理回路T2の同期信号用の出力端子、及び、モニタ3の同期信号用の入力端子は、互いに接続されている。そして、このモニタ3は、そのB成分用、G成分用、R成分用、及び同期信号用の各入力端子に入力した信号に基づき、カラー画像をその画面に動画表示する。

【0071】第1のスイッチSW1は、第1の出力端子P1への出力を選択するためのものである。即ち、第1のスイッチSW1は、第1の出力端子P1へ、第1のD/AコンバータT26から出力された画像信号を出力する通常観察状態、又は、第2のD/AコンバータT27から出力された画像信号と第1のD/AコンバータT26から出力された画像信号との差を出力する蛍光観察状

態に、切り換えられる。但し、図4における第1のスイッチSW1は、通常観察状態になっている。

【0072】第2のスイッチSW2は、第3の出力端子P3への出力を選択するためのものである。即ち、第2のスイッチSW2は、第3の出力端子P3へ、第3のD/AコンバータT28から出力された画像信号を出力する通常観察状態、又は、第2のD/AコンバータT27から出力された画像信号を出力する蛍光観察状態に、切り換えられる。但し、図4における第2のスイッチSW2は、通常観察状態になっている。

【0073】なお、第1の出力端子P1、及び第3の出力端子P3へ夫々出力される画像信号は、各スイッチSW1、SW2によって切り換えられるのに対し、第2の端子P2へは、常に、第2のD/AコンバータT27からの画像信号が、出力される。

【0074】以下に説明するように、システムコントローラT3は、光源ユニット20を通常観察状態に設定するとともに、各スイッチSW1、SW2を夫々通常観察状態に切り換えることにより、被検体のカラー画像を示す通常画像信号を、モニタ3へ送信させることができる。図5は、通常観察状態における処理の説明図である。

【0075】一方、システムコントローラT3は、光源ユニット20を蛍光観察状態に設定するとともに、各スイッチSW1、SW2を夫々蛍光観察状態に切り換えることにより、被検体のW画像信号及びF画像信号から生成された画像信号（診断用画像信号）を、モニタ3へ送信させることができる。図6は、蛍光観察状態における処理の説明図である。

【0076】なお、システムコントローラT3は、操作スイッチ15の状態に応じて、光源ユニット20とともに各スイッチSW1、SW2を通常観察状態又は蛍光観察状態に切り換える。即ち、術者は、操作スイッチ15を切り換えることにより、光源ユニット20及び各スイッチSW1、SW2を、通常観察状態又は蛍光観察状態に切り換える。

【0077】まず、図4及び図5を参照して、光源ユニット20及び各スイッチSW1、SW2が、通常観察状態に設定された場合の処理について説明する。この場合には、CCD14からB画像信号、G画像信号、及びR画像信号が、順次繰り返して出力される。これらB画像信号、G画像信号、及びR画像信号は、夫々、前段信号処理回路T21及びA/DコンバータT22により処理されることにより、B画像データ、G画像データ、及びR画像データに変換される。即ち、A/DコンバータT22からは、これらB画像データ、G画像データ、及びR画像データが、順次出力される。

【0078】そして、A/DコンバータT22からB画像データが出力されている期間中に、第1のメモリT23には、このB画像データが格納される。次に、A/D

コンバータT22からG画像データが出力されている期間中に、第2のメモリT24には、このG画像データが格納される。次に、A/DコンバータT22からR画像データが出力されている期間中に、第3のメモリT25には、このR画像データが格納される。

【0079】これらB画像データ、G画像データ、及びR画像データは、夫々、各メモリT23～T25から所定のタイミングで読み出されるとともに、各D/AコンバータT26～T28によりD/A変換される。そして、各スイッチSW1、SW2が通常観察状態にあるので、各出力端子P1～P3へは、夫々、B画像信号、G画像信号、及びR画像信号が、出力される。即ち、図5に示されるように、各D/AコンバータT26～T28から夫々出力されたB画像信号、G画像信号、及びR画像信号は、各出力端子P1、P2、及びP3へ出力される。

【0080】これらB画像信号、G画像信号、及びR画像信号は、同期信号とともに、通常画像信号としてモニタ3へ送信される。すると、モニタ3には、被検体のカラー画像が動画表示される。

【0081】次に、図4及び図6を参照して、光源ユニット20及び各スイッチSW1、SW2が、蛍光観察状態に設定された場合の処理について説明する。この場合には、CCD14からW画像信号、及びF画像信号が、交互に繰り返して出力される。これらW画像信号、及びF画像信号は、夫々、前段信号処理回路T21及びA/DコンバータT22により処理されることにより、W画像データ、及びF画像データに変換される。即ち、A/DコンバータT22からは、これらW画像データ、及びF画像データが、交互に出力される。

【0082】そして、A/DコンバータT22からW画像データが出力されている期間中に、第2のメモリT24には、このW画像データが格納される。次に、A/DコンバータT22からF画像データが出力されている期間中に、第1のメモリT23には、このF画像データが格納される。なお、第3のメモリT25は、使用されていない。

【0083】これらW画像データ、及びF画像データは、夫々、各メモリT24、T23から所定のタイミングで読み出されるとともに、各D/AコンバータT27、T26によりD/A変換される。そして、各スイッチSW1、SW2が蛍光観察状態にあるので、図6に示されるように、第2の出力端子P2、及び第3の出力端子P3へは、W画像信号が出力される。但し、第1の出力端子P1へは、このW画像信号からF画像信号が減算された画像信号が、出力される。

【0084】これら各出力端子P1～P3から出力された画像信号は、同期信号とともに、診断用画像信号としてモニタ3へ送信される。すると、モニタ3には、被検体の診断用画像が動画表示される。

*【0085】仮に、各出力端子P1～P3へW画像データのみが出力されるならば、モニタ3には、白色光が照射された状態における被検体のモノクロ画像が、表示されることになる。しかし、実際には、上記のように第1の出力端子P1へは、W画像信号からF画像信号が減算された画像信号が出力される。このため、モニタ3に表示された診断用画像において、被検体の自家蛍光が発せられていない部分に対応する領域は、当該部分のモノクロ画像と同等になっている。一方、モニタ3に表示された画像において、被検体の自家蛍光が発せられている部分に対応する領域は、その自家蛍光の強度に応じて着色された状態になっている。

【0086】従って、術者は、このモニタ3に表示された診断用画像を観察することにより、被検体の形状を正確に知ることができるとともに、その自家蛍光の強度分布を知ることができる。即ち、術者は、被検体における自家蛍光の強い正常な部分と、自家蛍光の弱くなった病変部分とを、見分けることができる。

【0087】上述のように、本実施形態の光源ユニット20における第2のロータリーシャッタ27は、その透過部271が、当該ロータリーシャッタ27の周方向における半周程度の長さになっている。このため、被検体に対して照射される励起光の照射時間が、長くなっている。従って、CCD14におけるF蓄積期間が長くなるため、このCCD14から出力されるF画像信号の強度が大きくなる。

【0088】なお、生体からの自家蛍光は極めて微弱であるが、上記の如く、配光レンズ11から射出される白色光の照射時間に比べて、励起光の照射時間が長く設定されることにより、CCD14から出力されるW画像信号とF画像信号のレベルは、同等程度になる。

【0089】従って、このF画像信号は、必要以上に増幅されることなく、W画像信号から減算されて、診断用画像信号が生成される。このため、S/N比の高い良好なF画像信号、及び、診断用画像信号が得られる。この診断用画像信号は、モニタ3において、ノイズの少ない鮮明な診断用画像として表示される。そして、術者は、この鮮明な診断用画像を観察することにより、正確な診断を行うことができる。

【0090】

【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によると、被検体に対する励起光の照射時間が長くなるので、被検体の自家蛍光による画像信号の信号強度が大きくなる。このため、この画像信号に基づいて生成される画像は、ノイズの少ない鮮明な画像になる。従って、この画像に基づいてなされる診断の精度が向上する。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の一実施形態の電子内視鏡装置を示す構成図

17

18

【図2】 本発明の一実施形態のホイール及びロータリーシャッタを示す図

【図3】 本発明の一実施形態の照明及び画像取得のタイミングチャート

【図4】 本発明の一実施形態の画像信号処理回路を示すブロック図

【図5】 通常観察状態における処理の説明図

【図6】 蛍光観察状態における処理の説明図

【図7】 従来技術による照明及び画像取得のタイミングチャート

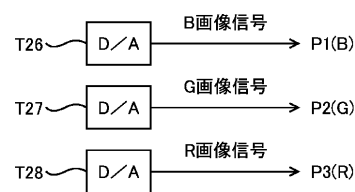
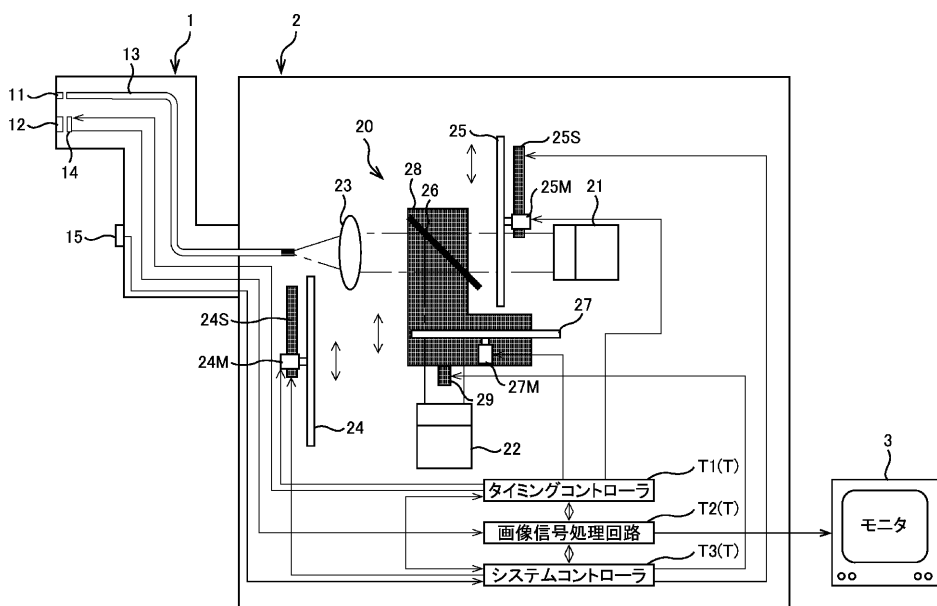
【符号の説明】

- 1 電子内視鏡
- 11 配光レンズ
- 12 対物レンズ
- 13 ライトガイド
- 14 CCDエリアセンサ

- * 2 外部装置（光源・プロセッサ装置）
- 20 光源ユニット
- 21 白色光源
- 22 励起光源
- 24 ホイール
- 25, 27 ロータリーシャッタ
- 24S, 25S 移動機構
- 24M, 25M, 27M モータ
- 26 ハーフミラー
- 28 ステージ
- 29 ステージ移動機構
- T プロセッサ
- T1 タイミングコントローラ
- T2 画像信号処理回路
- T3 システムコントローラ

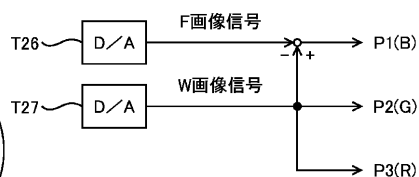
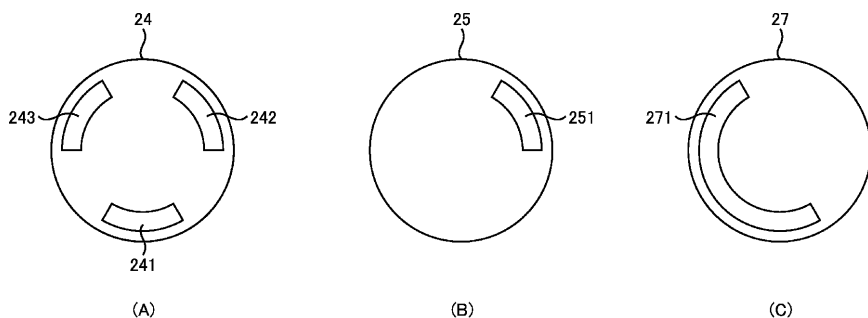
【図1】

【図5】

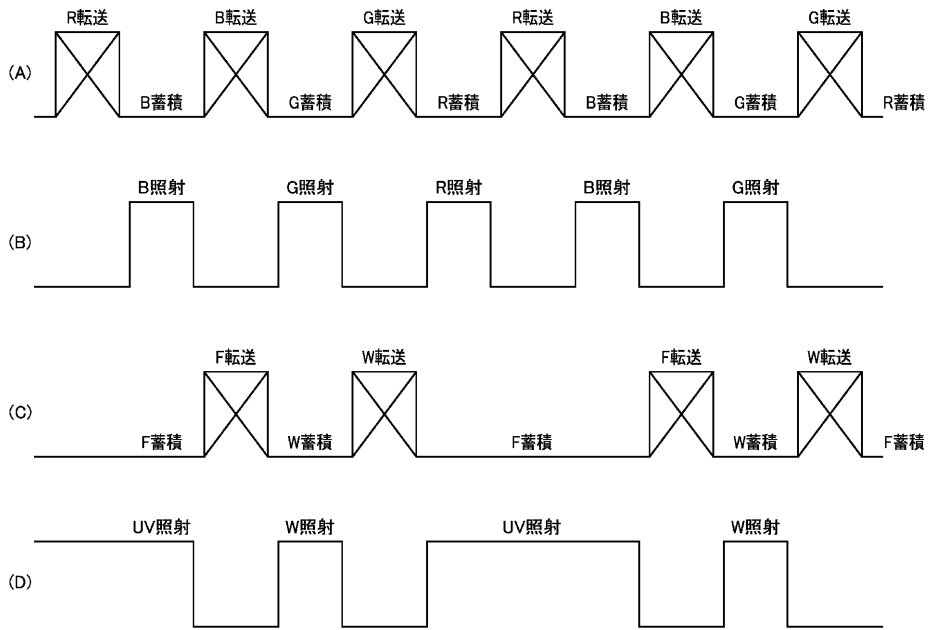


【図2】

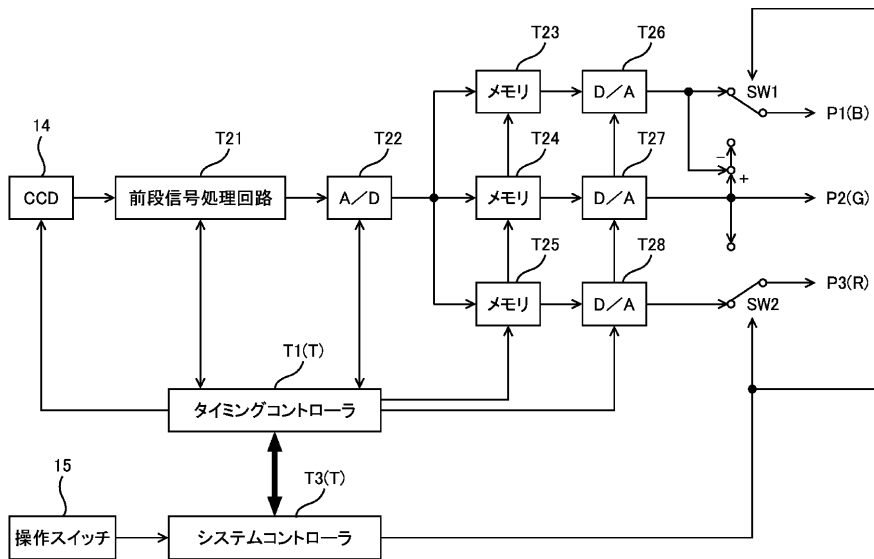
【図6】



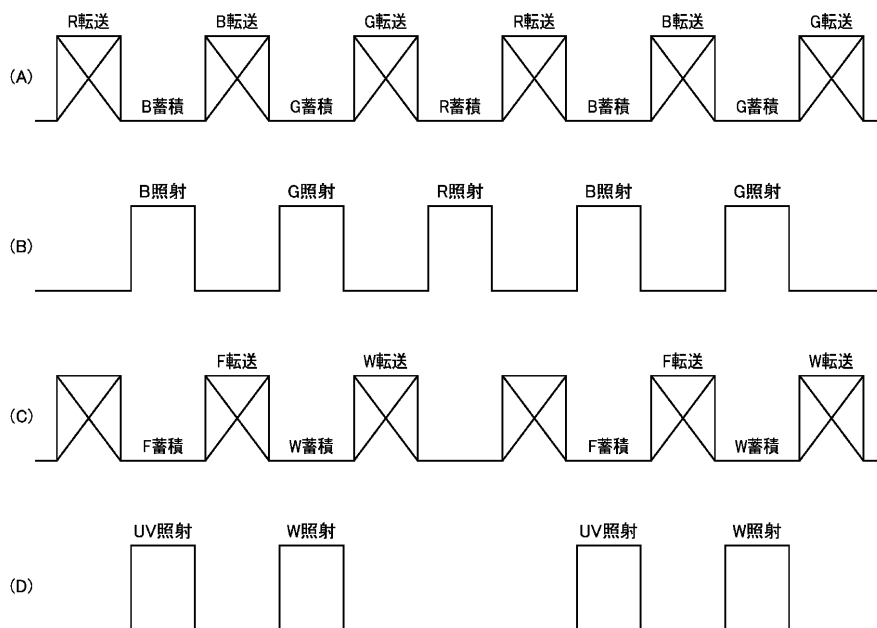
【図3】



【図4】



【図7】



フロントページの続き

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード [*] (参考)
H 0 4 N 5/225		H 0 4 N 5/225	C
9/04		9/04	Z

(72) 発明者 小澤 了
 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

F タ-ム(参考) 2H040 BA00 BA09 CA10 GA02 GA05
 GA11
 4C061 AA00 BB00 CC06 DD00 GG01
 HH51 LL02 MM03 NN01 NN05
 QQ02 QQ04 QQ07 QQ09 RR04
 RR14 RR15 RR18 RR26 SS22
 WW05 WW08 WW17
 5C022 AA09 AA15 AB13 AB15 AB37
 AC42 AC55 AC69
 5C065 AA04 BB22 BB41 CC01 DD02
 EE02 EE06 EE12 EE16 EE18
 GG18 GG26 GG32

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2002112949A	公开(公告)日	2002-04-16
申请号	JP2000306430	申请日	2000-10-05
[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	杉本秀夫 榎本貴之 小澤了		
发明人	杉本 秀夫 榎本 貴之 小澤 了		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 G02B23/26 H04N5/225 H04N9/04		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 A61B1/06.A G02B23/24.B G02B23/26.B H04N5/225.C H04N9/04.Z A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/05 A61B1/06.510 A61B1/06.611 A61B1/07.730 H04N5/225		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/BA09 2H040/CA10 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/MM03 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR15 4C061/RR18 4C061/RR26 4C061/SS22 4C061/WW05 4C061/WW08 4C061/WW17 5C022/AA09 5C022/AA15 5C022/AB13 5C022/AB15 5C022/AB37 5C022/AC42 5C022/AC55 5C022/AC69 5C065/AA04 5C065/BB22 5C065/BB41 5C065/CC01 5C065/DD02 5C065/EE02 5C065/EE06 5C065/EE12 5C065/EE16 5C065/EE18 5C065/GG18 5C065/GG26 5C065/GG32 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR15 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/SS22 4C161/WW05 4C161/WW08 4C161/WW17 5C122/DA15 5C122/DA26 5C122/EA22 5C122/FB03 5C122/FC01 5C122/FG03 5C122/FH11 5C122/FK23 5C122/FL05 5C122/GE08 5C122/GG02 5C122/GG03 5C122/GG08 5C122/GG11 5C122/GG14 5C122/GG30 5C122/HA82 5C122/HA86 5C122/HA87 5C122/HA88 5C122/HB02		
其他公开文献	JP3809058B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种用于以更少的噪声获取诊断图像的电子内窥镜设备。间歇地透射来自激发光源22的激发光的第二旋转快门27的透射部分271形成沿周向具有大约一半的长度。因此，从配光透镜11发出激发光的期间变长。当用该激发光照射生物组织时，生物组织发出自发荧光。尽管该自发荧光较弱，但是激发光的照射时间较长，因此CCD 14可以将由于该自发荧光而引起的被摄体图像转换为足够强度的荧光图像信号。所获得的荧光图像信号以高的S / N比被处理而没有被过度放大，并且获得了具有更少噪声的诊断图像信号。

