

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

**特許第3771790号**  
**(P3771790)**

(45) 発行日 平成18年4月26日 (2006. 4. 26)

(24) 登録日 平成18年2月17日 (2006. 2. 17)

(51) Int. Cl.	F I		
<b>A 6 1 B 1/00 (2006. 01)</b>	A 6 1 B	1/00	3 0 0 D
<b>A 6 1 B 1/04 (2006. 01)</b>	A 6 1 B	1/04	3 7 0
<b>A 6 1 B 1/06 (2006. 01)</b>	A 6 1 B	1/04	3 6 2 A
	A 6 1 B	1/06	A

請求項の数 7 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2000-317847 (P2000-317847)	(73) 特許権者	000000527
(22) 出願日	平成12年10月18日 (2000. 10. 18)		ペンタックス株式会社
(65) 公開番号	特開2002-119464 (P2002-119464A)		東京都板橋区前野町2丁目36番9号
(43) 公開日	平成14年4月23日 (2002. 4. 23)	(74) 代理人	100098235
審査請求日	平成15年8月6日 (2003. 8. 6)		弁理士 金井 英幸
		(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
		(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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【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生し、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とともに、励起光を射出する期間と可視光を射出する期間とを夫々変化させる光源ユニットと、

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し、更に、可視光が照射されると該可視光を所定の反射率で反射させるとともに励起光が照射されると励起して該励起光の強度に応じた強度の蛍光を発生するチャートを用いて前記照明光学系により導かれた可視光と励起光とが交互に照射している間に、生成した前記参照画像信号と前記蛍光画像信号とを比較し、これら参照画像信号と蛍光画像信号との強度の比が所定の値となるように、前記光源ユニットを制御して、励起光を射出する期間と可視光を射出する期間とを夫々変化させるプロセッサと

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とともに、励起光を射出する期間と可視光を射出する期間とを夫々変化させる光源切換部とを、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とともに、励起光を射出する期間と可視光を射出する期間とを夫々変化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、及び、この第 1 のロータリーシャッタと同様に構成されるとともに該第 1 のロータリーシャッタに対して同軸に対向させた第 2 のロータリーシャッタを有し、

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所定の部分に、励起光を透過させる励起光透過部が形成された第 3 のロータリーシャッタ、及び、この第 3 のロータリーシャッタと同様に構成されるとともに該第 3 のロータリーシャッタに対して同軸に対向させた第 4 のロータリーシャッタを有し、

前記切換駆動機構は、前記第 1 のロータリーシャッタと第 2 のロータリーシャッタとの回転の位相を変化させることにより、それらの可視光透過部が重なった領域である可視光透過領域の周方向の長さを調整し、前記第 3 のロータリーシャッタと第 4 のロータリーシャッタとの回転の位相を変化させることにより、それらの励起光透過部が重なった領域である励起光透過領域の周方向の長さを調整し、前記第 1 のロータリーシャッタと第 2 のロータリーシャッタとが可視光を遮光しているときに、前記第 3 のロータリーシャッタ及び第 4 のロータリーシャッタの励起光透過領域が励起光の光路中に挿入され、前記第 3 のロータリーシャッタと第 4 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及び第 2 のロータリーシャッタの可視光透過領域が可視光の光路中に挿入されるように、これら各ロータリ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

10

20

30

40

50

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

10

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】

20

【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モノクロ画像信号を個別に取得して、これら各モノク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。

30

【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。

40

【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】

50

図14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14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14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14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。

10

【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。

20

【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14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14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14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(蛍光画像信号)として出力される。

30

【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(参照画像信号)として出力される。

40

【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14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14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。

50

## 【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、診断用画像生成のためには、予め、これらW画像信号及びF画像信号は、それらの強度が同等となるように調整（レベル調整）されなければならない。即ち、微弱な自家蛍光に基づくF画像信号は、その強度がW画像信号の強度と同等になるように、大幅に増幅されなければならない。

## 【0017】

しかし、観察対象となる被検体に対応させて、F画像信号の増幅率、及びW画像信号の増幅率を夫々設定するレベル調整は、手間のかかる作業である。また、生体の部位毎に、正常な組織が発する自家蛍光の強度は異なる。従って、術者は、観察対象となる被検体の種類が変わる度に、煩雑なレベル調整を行う必要がある。

10

## 【0018】

なお、画像信号の増幅は、通常、電子回路によりなされている。このため、F画像信号は、電子回路により大幅に増幅されることにより、そのS/N比が低下してしまう。従って、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。

## 【0019】

そこで、被検体に応じて相互に適正にレベル調整された良好な参照画像信号及び蛍光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。

## 【0020】

## 【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。

20

## 【0021】

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生し、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とともに、励起光を射出する期間と可視光を射出する期間とを夫々変化させる光源ユニットと、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し、更に、可視光が照射されると該可視光を所定の反射率で反射させるとともに励起光が照射されると励起して該励起光の強度に応じた強度の蛍光を発するチャートを前記照明光学系により導かれた可視光と励起光とが交互に照射している間に、生成した前記参照画像信号と前記蛍光画像信号とを比較し、これら参照画像信号と蛍光画像信号との強度の比が所定の値となるように、前記光源ユニットを制御して、励起光を射出する期間と可視光を射出する期間とを夫々変化させるプロセッサとを、備えたことを特徴とする。

30

## 【0022】

このように構成されると、光源ユニットが、励起光を射出する期間と可視光を射出する期間とを夫々変化させることにより、参照画像信号の強度と蛍光画像信号の強度とを適切に調整（レベル調整）することができる。

40

## 【0023】

このレベル調整は、照明光学系が所定のチャートを照明している状態で、なされる。このチャートは、可視光により照射されると該可視光を所定の反射率で反射させるとともに励起光により照射されると励起して該励起光の強度に応じた強度の蛍光を発する。なお、このチャートによる可視光の反射及び蛍光についての特性は、被検体と同等である。このレベル調整により、参照画像信号の強度と蛍光画像信号の強度との比は、1に設定されてもよく、その他の所定の値に設定されてもよい。

## 【0024】

50

なお、参照画像信号及び蛍光画像信号の増幅は、主に、可視光及び励起光の照射期間を夫々変化させることにより、なされる。但し、該照射期間が最大限変化したとしても参照画像信号の強度と蛍光画像信号の強度との比が所望の値にならない場合には、電子回路による増幅が併用されてもよい。

【0025】

【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。

【0026】

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、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。

【0027】

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。

【0028】

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。

【0029】

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。

【0030】

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。

【0031】

なお、図1における符号15及び16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2つを、模式的に示している。第1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。一方、第2の操作スイッチ16は、後述するレベル調整を実行するために、用いられる。

【0032】

次に、外部装置2について説明する。この外部装置2は、図2に示されるように、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。

【0033】

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

10

20

30

40

50

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 2 1 は、可視光源に相当する。他方の励起光源 2 2 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 2 2 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 2 2 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。

【 0 0 3 4 】

白色光源 2 1 から発せられた白色光の光路上には、集光レンズ 2 3 が、配置されている。この集光レンズ 2 3 は、入射した平行光を、ライトガイド 1 3 の基端面（入射面）に収束させる。

【 0 0 3 5 】

この集光レンズ 2 3 から射出された収束光の光路上におけるライトガイド 1 3 以前の所定位置には、RGB ホイール 2 4 が挿入される。この RGB ホイール 2 4 は、図 3 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 2 4 1 , 緑色光 ( G 光 ) のみを透過させる G フィルタ 2 4 2 , 及び、赤色光 ( R 光 ) のみを透過させる R フィルタ 2 4 3 が、夫々詰め込まれている。

【 0 0 3 6 】

なお、図 3 の ( A ) に示された例では、これら各フィルタ 2 4 1 ~ 2 4 3 は、同形状であるが、当該ホイール 2 4 の周方向に沿った長さが互いに異なっていてもよい。即ち、ホイール 2 4 の周方向に沿った長さが長いものから順に、B フィルタ 2 4 1 , G フィルタ 2 4 2 , R フィルタ 2 4 3 となってもよい。

【 0 0 3 7 】

この RGB ホイール 2 4 は、モータ 2 4 M に連結されている。そして、RGB ホイール 2 4 は、モータ 2 4 M に駆動されて回転し、その B フィルタ 2 4 1 , G フィルタ 2 4 2 , 及び R フィルタ 2 4 3 を、順次繰り返して光路中に挿入する。なお、このモータ 2 4 M は、ステージ 2 4 G に対して固定されている。このステージ 2 4 G は、移動機構 2 4 S に取り付けられている。そして、この移動機構 2 4 S は、モータ 2 4 M 及び RGB ホイール 2 4 を、図 2 の上下方向へ移動させる。即ち、この移動機構 2 4 S は、RGB ホイール 2 4 を、その各フィルタ 2 4 1 ~ 2 4 3 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。

【 0 0 3 8 】

なお、図 2 の RGB ホイール 2 4 は、退避位置にある。そして、この RGB ホイール 2 4 は、図 2 の状態から図 2 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 2 4 に連結されたモータ 2 4 M , 及び移動機構 2 4 S は、ホイール駆動機構に相当する。

【 0 0 3 9 】

また、白色光源 2 1 から発せられた白色光の光路上における当該白色光源 2 1 の直後には、一対のロータリーシャッタ 2 5 , 2 6 が、挿入される。図 3 の ( B ) には、第 1 のロータリーシャッタ 2 5 が示されている。なお、第 2 のロータリーシャッタ 2 6 は、この第 1 のロータリーシャッタ 2 5 と同様に構成されている。この図 3 の ( B ) に示されるように、ロータリーシャッタ 2 5 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、白色光を透過させる透過部 ( 可視光透過部 ) 2 5 1 になっている。

【 0 0 4 0 】

これら両ロータリーシャッタ 2 5 , 2 6 は、互いに同軸に対向させて、用いられる。図 4 の ( I ) に示されるように、第 1 のロータリーシャッタ 2 5 の透過部 2 5 1 と、第 2 のロータリーシャッタ 2 6 の透過部 2 6 1 とは、完全に重なるように対向しているのではなく、所定の領域においてのみ重なるように対向している。このため、これら各透過部 2 5 1 , 2 6 1 よりも周方向に短い透過領域のみが、透明になっている。

10

20

30

40

50

## 【0041】

図2に示されるように、これら各ロータリーシャッタ25, 26は、夫々、モータ25M, 26Mに連結されている。そして、第1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、第2のロータリーシャッタ26は、モータ26Mに駆動されて回転する。

## 【0042】

これら両ロータリーシャッタ25, 26は、その中心軸を、白色光源21から射出される白色光の光路に対して平行に向けている。なお、第1のロータリーシャッタ25は、第2のロータリーシャッタ26よりも光路上における前側に、配置されている。そして、これら両ロータリーシャッタ25, 26が互いに等しい速度で回転すると、透過領域は、間欠的に白色光の光路中に挿入される。

10

## 【0043】

また、各モータ25M, 26Mは、夫々、ステージG1に対して固定されている。このステージG1は、移動機構S1に取り付けられている。そして、この移動機構S1は、ステージG1を、図2の上下方向へ移動させる。即ち、この移動機構S1は、ステージG1を、両ロータリーシャッタ25, 26の透過領域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2のステージG1は、挿入位置にある。そして、このステージG1は、図2の状態から図2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。

## 【0044】

なお、ロータリーシャッタ26と集光レンズ23との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27が、挿入される。このハーフミラー27は、該ハーフミラー27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。

20

## 【0045】

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27以前の位置には、一对のロータリーシャッタ28, 29が、挿入される。図3の(C)には、第3のロータリーシャッタ28が示されている。なお、第4のロータリーシャッタ29は、この第3のロータリーシャッタ28と同様に構成されている。この図3の(C)に示されるように、ロータリーシャッタ28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)281になっている。

30

## 【0046】

これら両ロータリーシャッタ28, 29は、互いに同軸に対向させて、用いられる。図4の(II)に示されるように、第3のロータリーシャッタ28の透過部281と、第4のロータリーシャッタ29の透過部291とは、完全に重なるように対向しているのではなく、所定の領域においてのみ重なるように対向している。このため、これら各透過部281, 291よりも周方向に短い透過領域のみが、透明になっている。

40

## 【0047】

図2に示されるように、これら各ロータリーシャッタ28, 29は、夫々、モータ28M, 29Mに連結されている。そして、第3のロータリーシャッタ28は、モータ28Mに駆動されて回転し、第4のロータリーシャッタ29は、モータ29Mに駆動されて回転する。

## 【0048】

これら両ロータリーシャッタ28, 29は、その中心軸を、励起光源22から射出される励起光の光路に対して平行に向けている。なお、第3のロータリーシャッタ28は、第4のロータリーシャッタ29よりも光路上における前側に、配置される。そして、これら両

50

ロータリーシャッタ 28, 29 が互いに等しい速度で回転すると、透過領域は、間欠的に励起光の光路中に挿入される。

【0049】

なお、上記のハーフミラー 27, 及び各モータ 28M, 29M は、夫々、ステージ G2 に対して固定されている。このステージ G2 は、移動機構 S2 に連結されている。そして、この移動機構 S2 は、ステージ G2 を、図 2 の上下方向へ移動させる。

【0050】

この移動機構 S2 は、ステージ G2 を移動させることにより、ハーフミラー 27, 並びに、両モータ 28M, 29M, 及び両ロータリーシャッタ 28, 29 を、図 2 の上下方向へ移動させる。即ち、移動機構 S2 は、ステージ G2 を、ハーフミラー 27 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 27 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 2 のステージ G2 は、挿入位置にある。そして、このステージ G2 は、図 2 に示された状態から図 2 の上下方向における下向きへ移動することにより、退避位置をとる。

10

【0051】

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、ドライバを介して、各モータ 24M, 25M, 26M, 28M, 29M 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, 26M, 28M, 29M を夫々同期させて、等速回転させる。なお、ドライバ及び各モータ 24M, 25M, 26M, 28M, 29M の制御については、後述する。

20

【0052】

このプロセッサ T のシステムコントローラ T3 は、各移動機構 24S, S1, S2 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、各移動機構 S1, S2 を夫々制御することにより、各ステージ G1, G2 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。

【0053】

一方、図 2 に示されるように、システムコントローラ 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、両移動機構 S1, S2 を夫々制御することにより、両ステージ G1, G2 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。

30

【0054】

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。

【0055】

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 G2 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、ステージ G1 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 23 には、常時、白色光のみが入射する。

40

【0056】

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。

【0057】

50

この配光レンズ 1 1 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 1 2 は、CCD 1 4 の撮像面近傍に被検体像を形成する。この被検体像は、CCD 1 4 により画像信号に変換される。なお、図 1 に示されるように、CCD 1 4 は、プロセッサ T のタイミングコントローラ T 1 に接続されており、このタイミングコントローラ T 1 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 T 2 は、CCD 1 4 に接続されており、この CCD 1 4 から出力された画像信号を取得する。

【 0 0 5 8 】

図 5 は、光源ユニット 2 0 が通常観察状態にある場合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 5 の ( A ) は、タイミングコントローラ T 1 から出力された CCD 1 4 への駆動信号を示している。また、この図 5 の ( B ) は、配光レンズ 1 1 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。

10

【 0 0 5 9 】

この図 5 の ( A ) 及び ( B ) に示されるように、配光レンズ 1 1 から B 光が射出される「B 照射」期間が、CCD 1 4 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 1 4 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 T 2 へ送信される。

【 0 0 6 0 】

この「B 転送」期間の直後の「G 蓄積」期間は、配光レンズ 1 1 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 1 4 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 T 2 へ送信される。

20

【 0 0 6 1 】

この「G 転送」期間の直後の「R 蓄積」期間は、配光レンズ 1 1 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 1 4 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 T 2 へ送信される。

【 0 0 6 2 】

そして、画像信号処理回路 T 2 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、図 1 に示されるように、画像信号処理回路 T 2 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 T 2 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。

30

【 0 0 6 3 】

次に、光源ユニット 2 0 が蛍光観察状態 ( 図 2 の状態 ) にある場合について、説明する。この場合に、白色光源 2 1 から発せられた白色光は、第 1 及び第 2 のロータリーシャッタ 2 5, 2 6 の透過領域 が光路中に挿入されている期間中にのみ、ハーフミラー 2 7 へ向けて射出される。一方、励起光源 2 2 から射出された励起光は、第 3 及び第 4 のロータリーシャッタ 2 8, 2 9 の透過領域 が光路中に挿入されている期間中にのみ、ハーフミラー 2 7 へ向けて射出される。

40

【 0 0 6 4 】

なお、タイミングコントローラ T 1 は、透過領域 が光路中に挿入されていない期間中に、透過領域 が光路中に挿入されるように、かつ、透過領域 が光路中に挿入されていない期間中に、透過領域 が光路中に挿入されるように、各モータ 2 5 M, 2 6 M, 2 8 M, 2 9 M を夫々同期させて等速回転させている。

【 0 0 6 5 】

このため、ハーフミラー 2 7 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 2 7 を透過した白色光は、集光レンズ 2 3 によりライトガイド 1 3 の入射面に収束される。一方、このハーフミラー 2 7 により反射された励起光は、集光レンズ 2 3

50

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。

【0066】

そして、被検体に対して白色光が照射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。

【0067】

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、CCD14の撮像面近傍には、被検体の自家蛍光のみによる像が形成される。

10

【0068】

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。

【0069】

図6は、光源ユニット20が蛍光観察状態にある場合の照明及び画像取得のタイミングチャートである。この図6の(A)は、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6の(B)は、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。

20

【0070】

この図6の(A)及び(B)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。

【0071】

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。

30

【0072】

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。

【0073】

以下、図7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。

40

【0074】

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。

【0075】

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

50

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。

【0076】

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。

10

【0077】

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。

【0078】

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。

20

【0079】

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。

30

【0080】

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7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。

【0081】

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7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。

40

【0082】

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の出力端子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。

【0083】

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

50

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8は、通常観察状態における処理の説明図である。

【0084】

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9は、蛍光観察状態における処理の説明図である。

【0085】

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。

10

【0086】

まず、図7及び図8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。

20

【0087】

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。

【0088】

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8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。

30

【0089】

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。

【0090】

次に、図7及び図9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。

40

【0091】

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。

50

## 【0092】

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9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。

## 【0093】

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。

10

## 【0094】

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。

20

## 【0095】

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。

## 【0096】

上述のように、診断用画像信号は、W画像信号及びF画像信号に基づいて生成される。なお、生体の自家蛍光は、極めて微弱である。このため、良好な診断用画像信号が生成されるためには、自家蛍光に基づくF画像信号の強度が、W画像信号の強度と同等のレベルになるように、予め調整(レベル調整)されている必要がある。

30

## 【0097】

以下に説明するように、タイミングコントローラT1は、両ロータリーシャッタ25、26による透過領域の周方向の長さ、及び、両ロータリーシャッタ28、29による透過領域の周方向の長さを、夫々変化させることにより、図6に示された「W照射」期間、及び「UV照射」期間を、変化させることができる。そして、このタイミングコントローラT1は、「W蓄積」期間、及び「F蓄積」期間を夫々変化させることにより、W画像信号及びF画像信号の強度のレベルを同等に調整(レベル調整)することができる。

## 【0098】

このレベル調整は、被検体の観察の前に、図10に示される如く内視鏡1の先端部をチャートHに対向させた状態でなされる。このチャートHは、平板状の部材であり、その表面に蛍光塗料が塗布されている。なお、このチャートHに所定の強度の白色光が照射された場合にこのチャートHにより反射される光の強度と、このチャートHに所定の強度の励起光が照射された場合にこのチャートH表面から発せられる蛍光の強度とは、夫々、被検体と同等になるように設定されている。

40

## 【0099】

この内視鏡1の先端部がチャートHに対向配置された状態で、術者は、第1の操作スイッチ15を操作することにより、光源ユニット20及び両スイッチSW1、SW2を蛍光観察状態に設定する。その後、術者は、操作スイッチ16を操作することにより、レベル調整を指示する。

## 【0100】

50

すると、システムコントローラ T 3 は、この操作スイッチ 1 6 による指示に基づいて、タイミングコントローラ T 1 にレベル調整を実行させる。このタイミングコントローラ T 1 は、図 7 に示された比較回路 C を用いてレベル調整を実行する。この比較回路 C の構成は、図 1 1 に示されている。この比較回路 C は、積分回路 C 1 , 一対のサンプルホールド回路 C 2 , C 3 , 減算回路, 及び A / D コンバータ C 4 を、備えている。

【 0 1 0 1 】

積分回路 C 1 は、前段信号処理回路 T 2 1 に接続されている。そして、この積分回路 C 1 は、前段信号処理回路 T 2 1 から出力された信号を、C C D 1 4 の全画素に相当する分について積分し、積分されて得られた信号を出力する。

【 0 1 0 2 】

各サンプルホールド回路 C 2 , C 3 は、夫々、積分回路 C 1 に接続されているとともに、タイミングコントローラ T 1 に接続されている。そして、各サンプルホールド回路 C 2 , C 3 は、タイミングコントローラ T 1 により夫々指定された期間中に、積分回路 C 1 から出力された信号を保持する。

【 0 1 0 3 】

なお、前段信号処理回路 T 2 1 から W 画像信号が出力されている期間中、この W 画像信号は、積分回路 C 1 により蓄積される。この W 画像信号が蓄積されて得られた信号 ( W 蓄積信号 ) は、第 1 のサンプルホールド回路 C 2 によって保持される。一方、前段信号処理回路 T 2 1 から F 画像信号が出力されている期間中、この F 画像信号は、積分回路 C 1 により蓄積される。この F 画像信号が蓄積されて得られた信号 ( F 蓄積信号 ) は、第 2 のサンプルホールド回路 C 3 によって保持される。

【 0 1 0 4 】

そして、第 1 のサンプルホールド回路 C 2 から出力された W 蓄積信号と、第 2 のサンプルホールド回路 C 3 から出力された F 蓄積信号との差が、A / D コンバータ C 4 に入力する。この A / D コンバータ C 4 は、タイミングコントローラ T 1 に接続されている。そして、この A / D コンバータ C 4 は、W 蓄積信号から F 蓄積信号が差し引かれた信号を、A / D 変換し、判別データとしてタイミングコントローラ T 1 へ出力する。このタイミングコントローラ T 1 は、判別データが 0 の場合には、W 蓄積信号の強度と F 蓄積信号の強度とが同等 ( W 蓄積信号と F 蓄積信号とが同レベル ) であると判別する。一方、このタイミングコントローラ T 1 は、判別データが 0 でない場合には、後述の如く、各モータ 2 5 M , 2 6 M , 2 8 M , 2 9 M を制御することにより、各透過領域 , の周方向の長さを夫々変化させる。

【 0 1 0 5 】

図 1 1 に示されるように、タイミングコントローラ T 1 には、4 つのドライバ 2 5 D , 2 6 D , 2 8 D , 2 9 D が、夫々接続されている。第 1 のドライバ 2 5 D は、モータ 2 5 M に接続されている。第 2 のドライバ 2 6 D は、モータ 2 6 M に接続されている。第 3 のドライバ 2 8 D は、モータ 2 8 M に接続されている。第 4 のドライバ 2 9 D は、モータ 2 9 M に接続されている。なお、これら各モータ 2 5 M , 2 6 M , 2 8 M , 2 9 M , 及び、各ドライバ 2 5 D , 2 6 D , 2 8 D , 2 9 D は、切換駆動機構に相当する。

【 0 1 0 6 】

このタイミングコントローラ T 1 は、各ドライバ 2 5 D , 2 6 D を夫々制御することにより、各モータ 2 5 M , 2 6 M の位相を互いに变化させることができる。これら各モータ 2 5 M , 2 6 M の位相が互いに变化すると、各ロータリーシャッタ 2 5 , 2 6 の位相が変化するので、図 4 の ( I ) に示された透過領域 の周方向における長さが变化する。すると、図 6 の「W 照射」期間が变化する。

【 0 1 0 7 】

一方、タイミングコントローラ T 1 は、各ドライバ 2 8 D , 2 9 D を夫々制御することにより、各モータ 2 8 M , 2 9 M の位相を互いに变化させることができる。これら各モータ 2 8 M , 2 9 M の位相が互いに变化すると、各ロータリーシャッタ 2 8 , 2 9 の位相が変化するので、図 4 の ( I I ) に示された透過領域 の周方向における長さが变化する。す

10

20

30

40

50

ると、図6の「UV照射」期間が変化する。

【0108】

そして、以下に示すように、タイミングコントローラT1は、両モータ25M, 26Mの位相, 及び、両モータ28M, 29Mの位相を制御するとともに、CCD14への駆動信号を変化させることにより、レベル調整を実行する。

【0109】

このタイミングコントローラT1は、比較回路Cから出力された判別データを監視し、判別データが正の場合には、W蓄積信号がF蓄積信号よりも大きいと判別する。この場合には、タイミングコントローラT1は、「F転送」期間の開始のタイミングを、図6に示された状態よりも遅らせる。即ち、「F転送」期間は、図6における右方へ移動してゆく。なお、タイミングコントローラT1は、「F転送」期間開始直前に「UV照射」期間が終了するとともに、「F転送」期間終了直後に「W照射」期間が開始するように、各ドライバ25D, 26D, 28D, 29Dを夫々制御することにより、各モータ25M, 26M, 28M, 29Mの位相を調整する。

10

【0110】

すると、図12に示されるように、「UV照射」期間が長くなるとともに「W照射」期間が短くなってゆく。このため、「F蓄積」期間が長くなるとともに「W蓄積」期間が短くなってゆく。従って、判別データは、次第に小さくなってゆく。そして、タイミングコントローラT1は、判別データが0になったところで、「F転送」期間の開始のタイミング, 及び、各モータ25M, 26M, 28M, 29Mの位相を、夫々固定する。

20

【0111】

一方、タイミングコントローラT1は、判別データが負の場合には、F蓄積信号がW蓄積信号よりも大きいと判別する。この場合には、タイミングコントローラT1は、「F転送」期間の開始のタイミングを、図6に示された状態よりも早める。即ち、「F転送」期間は、図6における左方へ移動してゆく。なお、タイミングコントローラT1は、「F転送」期間開始直前に「UV照射」期間が終了するとともに、「F転送」期間終了直後に「W照射」期間が開始するように、各ドライバ25D, 26D, 28D, 29Dを夫々制御することにより、各モータ25M, 26M, 28M, 29Mの位相を調整する。

【0112】

すると、図13に示されるように、「UV照射」期間が短くなるとともに「W照射」期間が長くなる。このため、「F蓄積」期間が短くなるとともに「W蓄積」期間が長くなる。従って、判別データは、次第に大きくなってゆく。そして、タイミングコントローラT1は、判別データが0になったところで、「F転送」期間の開始のタイミング, 及び、各モータ25M, 26M, 28M, 29Mの位相を、夫々固定する。

30

【0113】

上記のように、術者は、内視鏡1の先端部をチャートHに対向させた状態で、操作スイッチ16を操作することにより、正確なレベル調整を簡単に実行させることができる。このレベル調整後、タイミングコントローラT1は、「F転送」期間の開始のタイミング, 及び、各モータ25M, 26M, 28M, 29Mの位相を、固定的に保持している。

【0114】

従って、このレベル調整後に被検体の観察がなされれば、当該被検体の観察のために最適な診断用画像信号が得られる。なお、この診断用画像が生成される過程において、生体の自家蛍光に基づくF画像信号は、主に、UV照射期間の調整によりその感度が調整されている。また、W画像信号は、主に、W照射期間の調整によりその感度が調整されている。このため、常に、S/N比の高い良好なF画像信号, W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。

40

【0115】

なお、生体の部位毎に、正常な組織が発する自家蛍光の強度は異なる。このため、観察対

50

象となる被検体の種類毎にチャートHが用意されているとよい。このようなチャートHを用いて、術者は、被検体の種類を変える度に、上記の簡単な手順によりレベル調整を実行することができる。

【0116】

上記説明では、タイミングコントローラT1は、「F転送」期間の開始タイミングを変化させて、「UV照射」期間、及び「W照射」期間を夫々変化させている。これに限らず、タイミングコントローラT1は、「W転送」期間の開始タイミングを変化させて、「UV照射」期間、及び「W照射」期間を夫々変化させてもよい。

【0117】

【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では、その光源ユニットが、励起光及び可視光の射出期間を夫々変化させることができる。このため、参照画像信号と蛍光画像信号との強度の比は、所望の値に設定される。さらに、励起光及び可視光の射出期間が夫々調整されることにより、参照画像信号の強度及び蛍光画像信号の強度が調整されるので、これら参照画像信号及び蛍光画像信号のS/N比が向上する。従って、これら参照画像信号及び蛍光画像信号から生成された診断用画像信号が、画像として表示された場合には、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

【図2】 外部装置（光源・プロセッサ装置）の説明図

【図3】 ホイール及びロータリーシャッタを示す図

【図4】 ロータリーシャッタにおける透過領域を示す説明図

【図5】 通常観察状態における照明及び画像取得のタイミングチャート

【図6】 蛍光観察状態における照明及び画像取得のタイミングチャート

【図7】 画像信号処理回路を示すブロック図

【図8】 通常観察状態における処理の説明図

【図9】 蛍光観察状態における処理の説明図

【図10】 チャートを示す説明図

【図11】 比較回路の構成を示すブロック図

【図12】 レベル調整がなされた場合のタイミングチャート

【図13】 レベル調整がなされた場合のタイミングチャート

【図14】 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

1 1 配光レンズ

1 2 対物レンズ

1 3 ライトガイド

1 4 CCDエリアセンサ

2 外部装置（光源・プロセッサ装置）

2 0 光源ユニット

2 1 白色光源

2 2 励起光源

2 4 ホイール

2 5 , 2 6 , 2 8 , 2 9 ロータリーシャッタ  
 , 透過領域

2 4 S , S 1 , S 2 移動機構

2 4 M , 2 5 M , 2 6 M , 2 8 M , 2 9 M モータ

2 7 ハーフミラー

2 4 G , G 1 , G 2 ステージ

2 9 ステージ移動機構

10

20

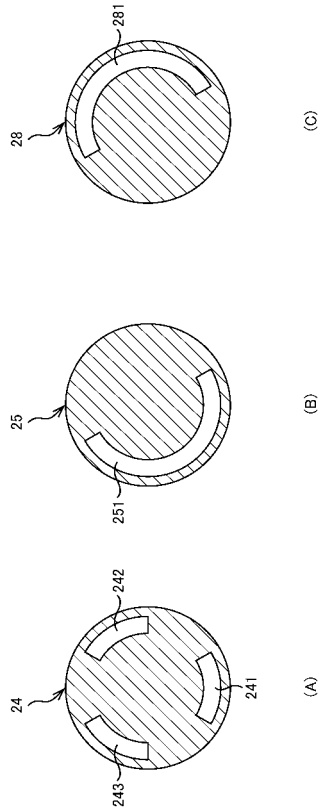
30

40

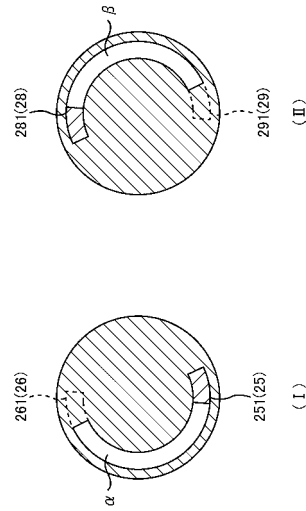
50



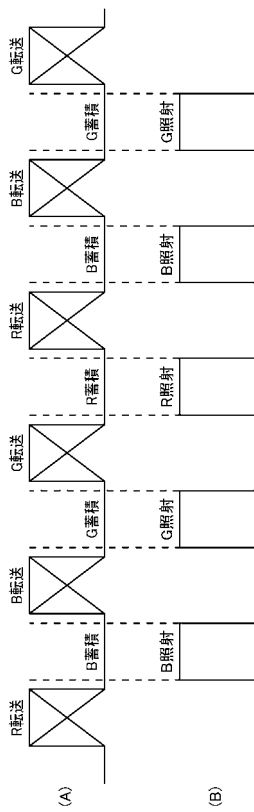
【 図 3 】



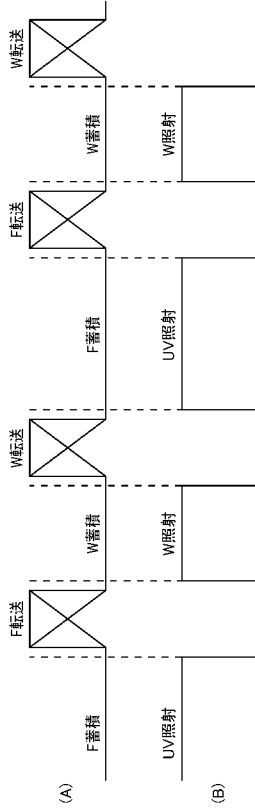
【 図 4 】



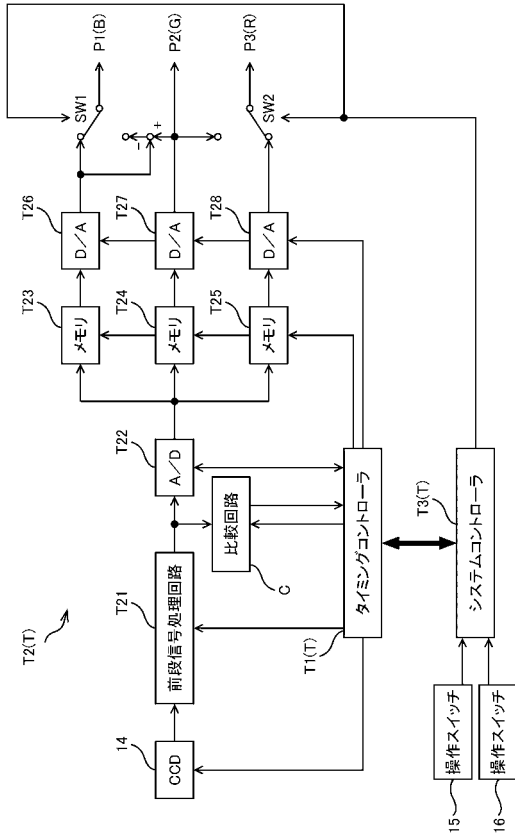
【 図 5 】



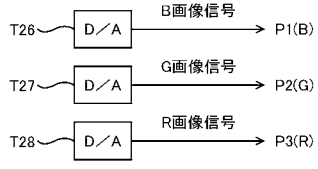
【 図 6 】



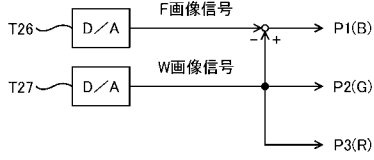
【 図 7 】



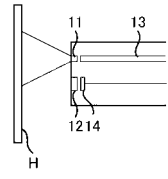
【 図 8 】



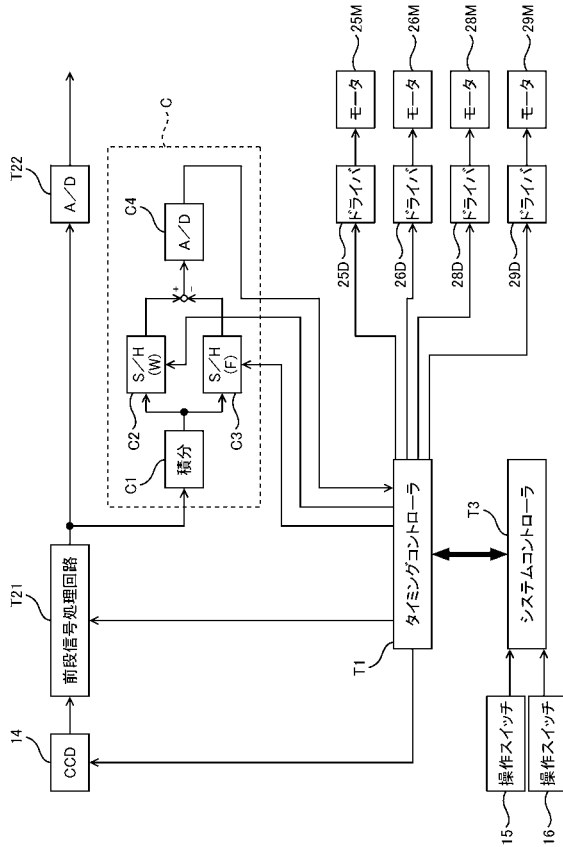
【 図 9 】



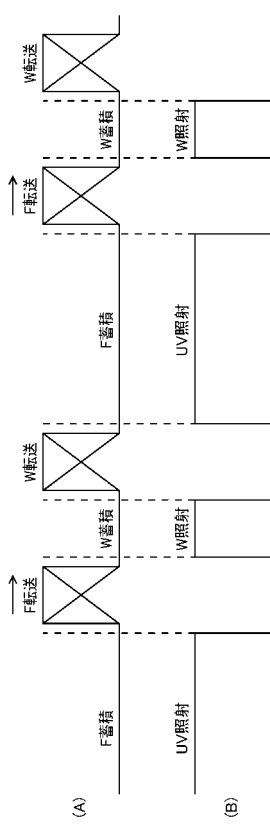
【 図 10 】



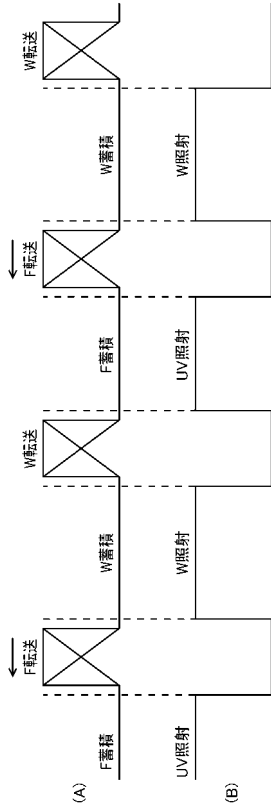
【 図 11 】



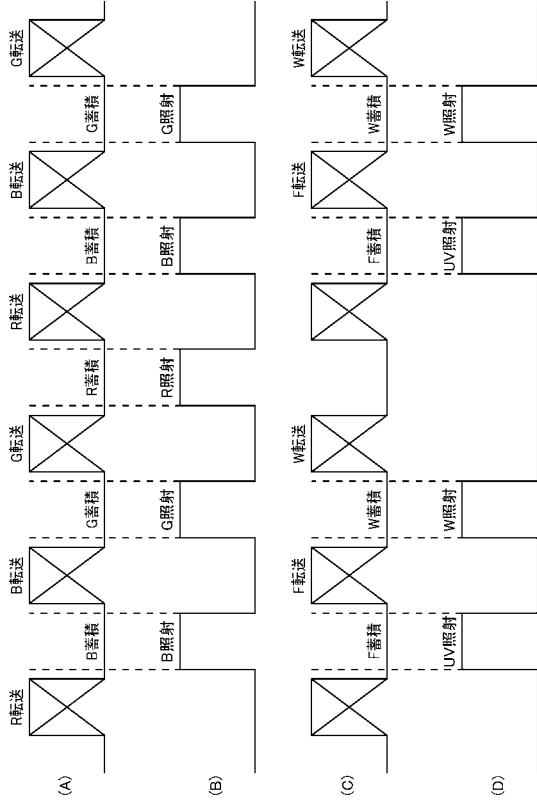
【 図 12 】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



---

フロントページの続き

審査官 長井 真一

(56)参考文献 特開平07-155292(JP,A)  
特開昭62-156615(JP,A)  
特開平07-222712(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B 1/00-1/06  
G01N 21/64  
H04N 7/18  
G02B 23/24-23/26

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP3771790B2</a>	公开(公告)日	2006-04-26
申请号	JP2000317847	申请日	2000-10-18
[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	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	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/04.362.A A61B1/06.A A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.632 A61B1/06.611 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB01 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/GG01 4C061/RR03 4C061/RR18 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/GG01 4C161/RR03 4C161/RR18		
审查员(译)	永井伸一		
其他公开文献	JP2002119464A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种电子内窥镜装置，其能够适当地获得参考图像信号和荧光图像信号，所述参考图像信号和荧光图像信号的电平根据被摄体适当地彼此调整。解决方案：旋转快门25和26，其中用于透射白光的透射部分251和261彼此同轴地面对，并且调节它们的相位以调节透射区域和 $\alpha$ 的周向长度，其中两个透射部分251和261彼此重叠。类似地，具有用于传输激发光的透射部分281和291的旋转快门28和29彼此同轴地面对，并且调节它们的相位以调节透射部分281和291彼此重叠的透射区域和 $\beta$ 的周长。通过分别改变透射区域 $\alpha$ 和 $\beta$ ，通过白光调节参考图像信号的水平，并通过生物体的自发荧光调节荧光图像信号。

【 图 2 】

