

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マ-コ-ト* (参考)
A 6 1 B 1/00	300	A 6 1 B 1/00 300 D	4 C 0 6 1
H 0 4 N 5/225		H 0 4 N 5/225 C	5 C 0 2 2
7/18		7/18 M	5 C 0 5 4

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 14数)

(21)出願番号	特願2000 - 343590(P2000 - 343590)	(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
(22)出願日	平成12年11月10日(2000.11.10)	(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
		(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
		(74)代理人	100098235 弁理士 金井 英幸

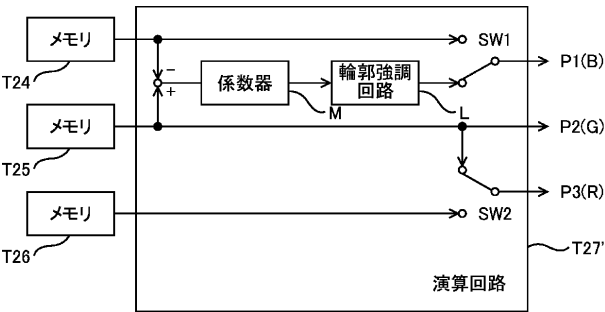
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57)【要約】

【課題】 被検体の自家蛍光の弱い部分を明瞭に識別可能な診断用画像を取得する。

【解決手段】 被検体への白色光照射期間に対応するW画像信号、及び、励起光照射期間に対応するF画像信号が、取得される。このW画像信号からF画像信号が減算されることにより、差分信号が生成される。この差分信号は、係数器Mにより増幅され、増幅された差分信号は、輪郭強調回路Lにより鮮鋭化される。そして、この鮮鋭化された信号を青色成分とし、W画像信号を緑色成分及び赤色成分とした診断用画像信号が生成される。生成された診断用画像信号は、モニタ3に診断用画像として表示される。この診断用画像では、自家蛍光の強度の差が強調されるとともに自家蛍光の弱い部分の輪郭が明瞭になっている。



【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取得し、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取得し、取得した参照画像信号から蛍光画像信号を減算することにより差分信号を生成し、生成した差分信号を増幅し、増幅した差分信号を、カラー画像の青色成分、緑色成分、及び赤色成分から選択される特定の色成分として含むとともに、取得した参照画像信号を、カラー画像の青色成分、緑色成分、及び赤色成分のうちの

前記特定の色成分以外の色成分として含む診断用画像信号を出力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】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取得し、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取得し、取得した参照画像信号から蛍光画像信号を減算することにより差分信号を生成し、生成した差分信号に対して画像の輪郭を強調する画像処理を施すことにより、輪郭強調信号を生成し、生成した輪郭強調信号を、カラー画像の青色成分、緑色成分、及び赤色成分から選択される特定の色成分として含むとともに、取得した参照画像信号を、カラー画像の青色成分、緑色成分、及び赤色成分のうちの前記特定の色成分以外の色成分として含む診断用画像信号を出力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】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取得し、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取得し、取得した参照画像信号から蛍光画像信号を減算することにより差分信号を生成し、生成した差分信号を増幅し、増幅した差分信号に対して画像の輪郭を強調する画像処理を施すことにより、輪郭強調信号を生成し、生成した輪郭強調信号を、カラー画像の青色成分、緑色成分、及び赤色成分から選択される特定の色成分として含むとともに、取得した参照画像信号を、カラー画像の青色成分、緑色成分、及び赤色成分のうちの前記特定の色成分以外の色成分として含む診断用画像信号を出力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 4】前記プロセッサは、前記差分信号を輪郭強調信号に変換する鮮鋭化フィルタを、有することを特徴とする請求項 2 又は 3 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 5】前記特定の色成分は、青色成分であることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の電子内視鏡装置。

【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、参照画像信号及び蛍光画像信号に基づいて診断用画像信号を生成して出力し、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して出力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、被検体としての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）を撮像することにより、生体の観察に供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。

【0003】この電子内視鏡装置は、白色光と励起光とを交互に切り換えて射出する光源ユニット、射出された白色光及び励起光を導く照明光学系、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。

【0004】そして、照明光学系から射出された白色光が被検体を照明している間に、CCD は、その被検体の像を取得し、参照画像信号として出力する。一方、照明光学系から射出された励起光が被検体を照射すると、この被検体は、自家蛍光を発する。すると、CCD は、この自家蛍光による被検体像を撮像して、蛍光画像信号として出力する。

【0005】これら参照画像信号及び蛍光画像信号に基づいて、被検体の診断用画像信号が生成される。即ち、参照画像信号における特定の色成分に対応した部分から、蛍光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。この診断用画像信号は、モニタに診断用画像として表示される。

【0006】この診断用画像は、被検体における自家蛍光の発せられていない部分については、モノクロ画像と同様に表示される。しかし、この診断用画像は、被検体における自家蛍光が発せられている部分については、その自家蛍光の強度に応じて着色された状態で、表示される。従って、術者は、この診断用画像を観察することにより、被検体の形状を把握するとともに、当該被検体における自家蛍光の強度を認識して、診断を行うことがで

きる。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】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ため、健康な組織から発せられる自家蛍光と、病変の生じた組織から発せられる自家蛍光との差は、僅かではない。このため、診断用画像における健康な組織と病変の生じた組織との差は、必ずしも明瞭ではない。

【0008】そこで、被検体における自家蛍光の弱い部分が明瞭に識別可能な診断用画像信号を生成する電子内視鏡装置を提供することを、本発明の課題とする。

【0009】

【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。

【0010】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取得し、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取得し、取得した参照画像信号から蛍光画像信号を減算することにより差分信号を生成し、生成した差分信号を増幅し、増幅した差分信号を、カラー画像の青色成分、緑色成分、及び赤色成分から選択される特定の色成分として含むとともに、取得した参照画像信号を、カラー画像の青色成分、緑色成分、及び赤色成分のうちの前記特定の色成分以外の色成分として含む診断用画像信号を出力するプロセッサとを、備えたことを特徴とする。

【0011】このように構成されると、生成された差分信号が増幅されることにより、参照画像信号と蛍光画像信号との差は、強調される。従って、この増幅された差分信号を含む診断用画像信号が診断用画像としてモニタに表示された場合に、この診断用画像では、被検体の自家蛍光の強度の差は、強調された状態になっている。

【0012】また、プロセッサは、取得した参照画像信号から蛍光画像信号を減算することにより生成した差分信号に対して、画像の輪郭を強調する画像処理を施すことにより、輪郭強調信号を生成し、生成した輪郭強調信号を、カラー画像の青色成分、緑色成分、及び赤色成分から選択される特定の色成分として含むとともに、取得した参照画像信号を、カラー画像の青色成分、緑色成分、及び赤色成分のうちの前記特定の色成分以外の色成分として含む診断用画像信号を出力してもよい。

【0013】この場合に、生成された輪郭強調信号を含む診断用画像信号が診断用画像としてモニタに表示されると、当該診断用画像では、被検体における自家蛍光の弱い部分に対応する領域の輪郭が強調された状態になっている。

【0014】さらに、プロセッサは、生成した差分信号を、増幅した後に、画像の輪郭を強調する画像処理を施すことにより、輪郭強調信号を生成してもよい。この場合に、生成された輪郭強調信号を含む診断用画像信号が診断用画像としてモニタに表示されると、当該診断用画像では、被検体における自家蛍光の弱い部分に対応する領域は、その輪郭が強調されるとともにその周辺と異なる色及び明るさになっている。

【0015】なお、処理される画像信号は、デジタル信号であってもよく、アナログ信号であってもよい。

【0016】

【発明の実施の形態】以下、図面に基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。

【0017】

【第1実施形態】＜電子内視鏡装置の全体構成＞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。

【0018】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。

【0019】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。

【0020】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、他の開口の1つは、鉗子孔として利用される。

【0021】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。

【0022】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。

【0023】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。

【0024】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。

【0025】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（可視光）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。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。

【0026】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。

【0027】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。

【0028】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。

【0029】図 1 に示されるように、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。

【0030】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。

【0031】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 251 になっている。

【0032】図 1 に示されるように、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 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。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。

【0033】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。

【0034】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、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 271 になっている。

【0035】図 1 に示されるように、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。

【0036】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向きへ移動することにより、退避位置をとる。

【0037】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。

【0038】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, 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。

【0039】一方、図 1 に示されるように、システムコ

ントローラ T 3 が、移動機構 24 S 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 25 S 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、蛍光観察状態であると称される。

【0040】なお、システムコントローラ T 3 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。

【0041】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 23 には、常時、白色光のみが入射する。

【0042】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。

【0043】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。

【0044】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。

【0045】この図 3 の (A) 及び (B) に示されるよ 50

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。

【0046】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。

【0047】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。

【0048】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。

【0049】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。

【0050】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 25 M、27 M を夫々等速回転させている。

【0051】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 2

3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。

【0052】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。

【0053】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被検体像が形成される。この被検体像は、CCD14により画像信号に変換される。

【0054】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。

【0055】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。

【0056】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。

【0057】<画像信号処理回路の構成>こ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して処理し、モニタ3に画像表示させる回路である。図4は、画像信号処理回路T2を示すブロック図で

ある。この図4に示されるように、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CCDプロセス回路T21、A/DコンバータT22、フレームメモリT23、3つのメモリT24~T26、演算回路T27、及び、ビデオプロセス回路T28を、備えている。

【0058】CCDプロセス回路T21は、CCD14に接続されている。そして、このCCDプロセス回路T21は、CCD14から出力された画像信号を取得して、ホワイトバランスの調整、及びγ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、CCDプロセス回路T21から出力された画像信号をA/D変換して、デジタルの画像信号(画像データ)として出力する。

【0059】フレームメモリT23は、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。そして、A/DコンバータT22から出力された画像データは、一旦、このフレームメモリT23内に格納される。そして、このフレームメモリT23内に格納された信号は、入力のとときとは異なる所定のタイミングで、出力される。

【0060】3つのメモリT24~T26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T24~T26は、フレームメモリT23に夫々接続されている。そして、これら各メモリT24~T26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フレームメモリT23から出力された画像データが、格納される。

【0061】図5は、演算回路T27のブロック図である。この演算回路T27は、減算器、係数器M、及び、一對のスイッチSW1、SW2を、有している。係数器Mは、減算器を介して各メモリT24、T25と接続されている。そして、この係数器Mは、メモリT25から読み出されたデータとメモリT24から読み出されたデータとの差分データ(差分信号)を取得するとともに、その各画素の輝度値に所定の係数値を乗ずることにより、増幅する。

【0062】第1のスイッチSW1、及び第2のスイッチSW2は、夫々、図示せぬ信号線によりシステムコントローラT3と接続されている。そして、システムコントローラT3は、これら両スイッチSW1、SW2を、夫々切り換えて、各メモリT24、T25、T26から読み出された画像データを、3つの出力端子P1~P3へ出力させる。

【0063】なお、図4に示されるように、演算回路T27は、ビデオプロセス回路T28に接続されている。さらに、このビデオプロセス回路T28は、モニタ3に接続されている。そして、図5に示された演算回路T27の各出力端子P1、P2、P3から出力されたデータ

は、夫々、カラー画像のB成分、G成分、R成分として、ビデオプロセス回路T28に入力する。

【0064】このビデオプロセス回路T28は、B成分、G成分、及びR成分に夫々対応したデータを、D/A変換することにより、アナログのB画像信号、G画像信号、及びR画像信号を、取得する。さらに、このビデオプロセス回路T28は、これらB画像信号、G画像信号、及びR画像信号とともに動画表示用の所定の仕様に
10 基づく同期信号を、モニタ3へ出力する。そして、モニタ3は、これらB画像信号、G画像信号、及びR画像信号、並びに、同期信号に基づいて、カラー画像をその画面に動画表示する。

【0065】図5に示された演算回路T27における第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のメモリT24から読み出された画像データを出力する通常観察状態、又は、係数器Mから出力されたデータを出力する蛍光観察状態に、切り換えられる。但し、図5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。

【0066】この演算回路T27における第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のメモリT26から読み出された画像データを出力する通常観察状態、又は、第2のメモリT25から読み出された画像データを出力する蛍光観察状態に、切り換えられる。但し、図5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。

【0067】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データは、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のメモリT25から読み出された画像データが、出力される。

【0068】そして、システムコントローラT3は、光源ユニット20、及び、演算回路T27の各スイッチSW1、SW2を夫々通常観察状態に設定することにより、この演算回路T27に対して、被検体のカラー画像を示すデータをビデオプロセス回路T28へ送信させることができる。図6は、通常観察状態における処理の説明図である。

【0069】一方、システムコントローラT3は、光源ユニット20、及び、演算回路T27の各スイッチSW1、SW2を夫々蛍光観察状態に切り換えることにより、この演算回路T27に、係数器Mから出力されたデータ、及び、メモリT25から読み出されたデータを、ビデオプロセス回路T28へ送信させることができる。図7は、蛍光観察状態における処理の説明図である。

【0070】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。

【0071】まず、図4乃至図6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、CCDプロセス回路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。これらB画像データ、G画像データ、及びR画像データは、一旦、フレームメモリT23内に格納された後に、このフレームメモリT23から読み出される。

【0072】そして、フレームメモリT23から読み出されたB画像データは、第1のメモリT24内に格納される。次に、フレームメモリT23から読み出されたG画像データは、第2のメモリT25内に格納される。次に、フレームメモリT23から読み出されたR画像データは、第3のメモリT26内に格納される。

【0073】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T24～T26から所定のタイミングで読み出され、演算回路T27へ出力される。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画像データ、G画像データ、及びR画像データが、出力される。即ち、図6に示されるように、各メモリT24～T26から夫々読み出されたB画像データ、G画像データ、及びR画像データは、各出力端子P1、P2、P3へ出力される。

【0074】ビデオプロセス回路T28は、これらB画像データ、G画像データ、及びR画像データを、D/A変換することにより、アナログのB画像信号、G画像信号、及びR画像信号を取得し、同期信号とともに、通常画像信号としてモニタ3へ送信する。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。

【0075】次に、図4、図5及び図7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F画像信号、及びW画像信号が、交互に繰り返して出力される。これらF画像信号、及びW画像信号は、夫々、CCDプロセス回路T21及びA/DコンバータT22により処理されることにより、F画像データ、及びW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F画像データ、及びW画像データが、交互に出力される。これらF画像データ、及びW画像データは、一旦、フレームメモリT23内に格納された後に、このフレームメモリT

23から読み出される。

【0076】そして、フレームメモリT23からF画像データが読み出されている期間中に、このF画像データは、第1のメモリT24内に格納される。次に、フレームメモリT23からW画像データが読み出されている期間中に、このW画像データは、第2のメモリT25内に格納される。

【0077】これらF画像データ、及びW画像データは、夫々、各メモリT24、T25から所定のタイミングで読み出される。そして、各スイッチSW1、SW2が蛍光観察状態にあるので、図7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画像データが出力される。但し、第1の出力端子P1へは、係数器Mから出力されたデータが、出力される。即ち、W画像データとF画像データとの差分データが、係数器Mにより増幅された後に、第1の出力端子P1へ出力される。

【0078】ビデオプロセス回路T28は、これら各出力端子P1～P3から出力された画像データを、D/A変換し、同期信号とともに診断用画像信号としてモニタ3へ送信する。すると、モニタ3には、被検体の画像（診断用画像）が動画表示される。

【0079】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画像データからF画像データが減算された差分データが増幅されて出力される。

【0080】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全く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もしくは青色になっているが、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。

【0081】＜第1実施形態の作用＞上記のように、光源ユニット20、及び演算回路T27の各スイッチSW1、SW2が夫々蛍光観察状態に設定された場合に、演算回路T27は、メモリT25から読み出されたW画像データとメモリT24から読み出されたF画像データとの差分データを、係数器Mにより増幅して出力している。このため、モニタ3に表示された診断用画像では、被検体における自家蛍光の強度の差は、強調されている。従って、術者は、自家蛍光の強度の僅かな差を識別可能となる故に、被検体における健康な組織の部分と病変の生じた部分とを明瞭に見分けることができる。

【0082】

【第2実施形態】本実施形態の電子内視鏡装置は、上記の第1実施形態の電子内視鏡装置の構成において、上記の演算回路T27を本実施形態の演算回路T27'で置き換えた点を、特徴としている。

【0083】図8は、この演算回路T27'のブロック図である。この図8に示されるように、演算回路T27'は、減算器、輪郭強調回路L、及び、一対のスイッチSW1、SW2を、有している。輪郭強調回路Lは、減算器を介して各メモリT24、T25に接続されている。そして、この輪郭強調回路Lは、メモリT25から読み出されたデータとメモリT24から読み出されたデータとの差分データを取得するとともに、取得した差分データに画像処理を施して出力する。

【0084】なお、両スイッチSW1、SW2は、第1実施形態の場合と同様に構成されている。そして、第1のスイッチSW1は、第1の出力端子P1へ、第1のメモリT24から読み出された画像データを出力する通常観察状態、又は、輪郭強調回路Lから出力されたデータを出力する蛍光観察状態に、切り換えられる。但し、図8における第1のスイッチSW1は、蛍光観察状態になっている。

【0085】第2のスイッチSW2は、第3の出力端子P3へ、第3のメモリT26から読み出された画像データを出力する通常観察状態、又は、第2のメモリT25から読み出された画像データを出力する蛍光観察状態に、切り換えられる。但し、図8における第2のスイッチSW2は、蛍光観察状態になっている。

【0086】そして、光源ユニット20、及び、演算回路T27'の各スイッチSW1、SW2が夫々通常観察状態に設定されると、各メモリT24～T26には、B画像データ、G画像データ、及びR画像データが、夫々格納され、演算回路T27'の各出力端子P1～P3からは、被検体のカラー画像を示すデータが出力される。

【0087】一方、光源ユニット20、及び、演算回路T27'の各スイッチSW1、SW2が夫々蛍光観察状態に設定されると、各メモリT24、T25には、F画像データ、及びW画像データが、夫々格納され、演算回路T27'の出力端子P1からは輪郭強調回路Lからのデータが出力されるとともに、各出力端子P2、P3からは、W画像データが出力される。

【0088】図9は、輪郭強調回路Lのブロック図である。この図9に示されるように、輪郭強調回路Lは、一対の1ライン遅延器L1、L2、4つの1画素遅延器L3～L6、5つの係数器Lb、Ld、Le、Lf、Lh、及び、1つの加算器L7を、備えている。

【0089】なお、光源ユニット20が蛍光観察状態に設定された場合に、輪郭強調回路Lへは、W画像データとF画像データとの差分データが、入力する。この差分データは、フレーム単位で処理されている。このフレームは、複数のラインを含んでおり、当該ラインは、複数の画素を含んでいる。そして、輪郭強調回路Lには、差分データが、その1フレーム中の先頭のラインにおける先頭の画素から順に入力する。この先頭のラインにおける全ての画素が順に入力した後、次のラインの各画素が

先頭から順に入力する。以降、同様に、残りの各ラインに関する入力となされることにより、当該フレームに関する入力完了し、次のフレームに関する入力開始する。

【0090】図9に示された各1ライン遅延器L1, L2は、入力したデータを略1ライン分遅れたタイミングで出力する。また、各1画素遅延器L3~L6は、入力したデータを1画素分遅れたタイミングで出力する。また、各係数器Lb, Ld, Le, Lf, Lhは、入力したデータ(各画素の輝度値)に対して、予め夫々設定された所定の係数値を乗じて出力する。なお、図10の(A)に示されるように、係数器Leの係数値は、“5”に設定されている。一方、他の各係数器Lb, Ld, Lf, Lhの係数値は、いずれも、“-1”に設定されている。

【0091】加算器L7は、これら各係数器Lb, Ld, Le, Lf, Lhから出力されたデータを取得するとともに、取得した各データの和を算出して出力する。なお、この加算器L7からの出力が、輪郭強調回路Lの出力になっている。

【0092】上記構成の輪郭強調回路Lに入力したW画像データとF画像データとの差分データは、1画素遅延器L3及び1ライン遅延器L1に、夫々入力する。即ち、これら1画素遅延器L3及び1ライン遅延器L1には、差分データが1画素ずつ順に入力する。

【0093】そして、1画素遅延器L3に入力したデータは、1画素分遅れたタイミングで出力されて、係数器Lhへ入力する。一方、1ライン遅延器L1に入力したデータは、略1ライン分遅れたタイミングで出力される。この1ライン遅延器L1から出力されたデータは、1画素遅延器L4, 1ライン遅延器L2, 及び係数器Ldに、夫々入力する。

【0094】1画素遅延器L4に入力したデータは、1画素分遅れたタイミングで出力されて、1画素遅延器L5, 及び係数器Leに入力する。なお、1画素遅延器L5に入力したデータは、さらに1画素分遅れたタイミングで出力されて、係数器Lfに入力する。一方、1ライン遅延器L2に入力されたデータは、さらに1ライン分遅れたタイミングで出力される。この1ライン遅延器L2から出力されたデータは、1画素遅延器L6に入力する。この1画素遅延器L6に入力したデータは、1画素分遅れたタイミングで出力されて、係数器Lbに入力する。

【0095】図10の(B)は、輪郭強調回路Lに入力した差分データを仮想的に画面表示させた場合の模式図である。この図において、差分データの各画素は、格子状に配置されている。仮に、図10の(B)における右下隅の画素を基準画素とすると、輪郭強調回路Lにこの基準画素が入力する時、即ち、その1画素遅延器L3にこの基準画素が入力する時には、当該1画素遅延器L3

からは、この基準画素の直前に既に入力していた「h」の画素が出力されて係数器Lhに入力する。

【0096】同時に、1ライン遅延器L1からは、図10の(B)における「d」, 「e」, 「f」の各画素を含むライン中の「d」の画素が、出力される。この「d」の画素は、係数器Ldに入力する。同時に、1画素遅延器L4からは、「e」の画素が出力される。この「e」の画素は、係数器Leに入力する。同時に、1画素遅延器L5からは、「f」の画素が出力される。この「f」の画素は、係数器Lfに入力する。

【0097】同時に、1ライン遅延器L2からは、図10の(B)における右上隅の画素が、出力される。この右上隅の画素は、1画素遅延器L6に入力する。同時に、この1画素遅延器L6からは、図10の(B)における「b」の画素が出力される。この「b」画素は、係数器Lbに入力する。

【0098】従って、図10の(B)における「e」の画素と、この画素に隣接する4つの画素(「b」, 「d」, 「f」, 「h」)とが、各係数器Le, Lb, Ld, Lf, Lhに夫々入力する。そして、係数器Leは、入力した画素の輝度値に“5”を乗じて出力する。一方、その他の各係数器Lb, Ld, Lf, Lhは、夫々、入力した画素の輝度値に“-1”を乗じて出力する。さらに、加算器L7は、これら各係数器Le, Lb, Ld, Lf, Lhから出力された値を加算して出力する。

【0099】即ち、輪郭強調回路Lは、「e」の画素の輝度値を5倍した値から、隣接する4つの画素(「b」, 「d」, 「f」, 「h」)の輝度値を夫々減算する処理を行っている。図10に示されるように、この輪郭強調回路Lは、鮮鋭化(sharpening)を行う鮮鋭化フィルタと等価である。このため、輪郭強調回路Lから出力されたデータは、その各画素のうちの輝度値が略等しいものによりなる領域の輪郭が強調されたデータ(輪郭強調信号)になっている。

【0100】そして、光源ユニット20, 及び演算回路T27'の各スイッチSW1, SW2が夫々蛍光観察状態に設定された場合には、この演算回路T27'の各出力端子P1~P3から出力された画像データは、第1実施形態と同様に、ビデオプロセス回路T28によりD/A変換されて、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、被検体の画像(診断用画像)が動画表示される。この診断用画像において、被検体の自家蛍光の弱い部分と強い部分との境界は、強調されている。従って、術者は、被検体における健康な部分と病変の疑いのある部分とを、明瞭に見分けることができる。

【0101】

【第3実施形態】本実施形態の電子内視鏡装置は、上記の第1実施形態の電子内視鏡装置の構成において、上記

の演算回路T27を本実施形態の演算回路T27'で置き換えた点を、特徴としている。

【0102】図11は、この演算回路T27'のブロック図である。この図11に示されるように、演算回路T27'は、第1実施形態の演算回路T27(図5)の構成において、その係数器MとスイッチSW1との間に、第2実施形態の輪郭強調回路L(図8,図9)が挿入された点を、特徴としている。

【0103】そして、光源ユニット20、及び演算回路T27'の各スイッチSW1、SW2が夫々蛍光観察状態に設定された場合に、係数器Mには、メモリT25からのW画像データとメモリT24からのF画像データとの差分信号が入力する。すると、係数器Mは、この差分信号を増幅して出力する。増幅された差分信号は、輪郭強調回路Lにおいて処理され、鮮鋭化される。

【0104】この輪郭強調回路Lから出力されたデータは、出力端子P1に出力される。なお、各出力端子P2、P3へは、夫々、メモリT25からのW画像信号が出力される。これら各出力端子P1~P3から出力された画像データは、第1及び第2実施形態と同様に、ビデオプロセッサ回路T28によりD/A変換されて、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、被検体の画像(診断用画像)が動画表示される。

【0105】図12は、モニタ3に表示された診断用画像を示す模式図である。被検体の自家蛍光の弱い部分Hは、自家蛍光の強い部分とは異なる色で表示される。なお、演算回路T27'の係数器Mは、差分データを増幅しているので、診断用画像における自家蛍光の強度の差は、強調されている。さらに、演算回路T27'の輪郭強調回路Lは、係数器Mから出力されたデータに対して鮮鋭化の処理を施しているので、診断用画像における被検体の自家蛍光の弱い部分Hの輪郭は、強調されている。

【0106】従って、術者は、被検体の自家蛍光の弱い部分、即ち、病変の疑いのある部分を、その他の部分から明瞭に区別することができるので、診断の精度を向上させることができる。

【0107】

【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、被検体における自家蛍光の弱い部分を自家蛍光の強い部分から明瞭に区別した診断用画像信

号が、取得される。さらに、この診断用画像信号が診断用画像として表示されると、術者は、この診断用画像を観察することにより、被検体の自家蛍光の弱い部分の位置及び形状を、正確に知ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の実施形態の電子内視鏡装置を示す構成図

【図2】 本発明の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】 本発明の実施形態の画像信号処理回路を示すブロック図

【図5】 本発明の第1実施形態の演算回路を示すブロック図

【図6】 通常観察状態における処理の説明図

【図7】 蛍光観察状態における処理の説明図

【図8】 本発明の第2実施形態の演算回路を示すブロック図

【図9】 輪郭強調回路を示すブロック図

【図10】 輪郭強調回路による処理を示す説明図

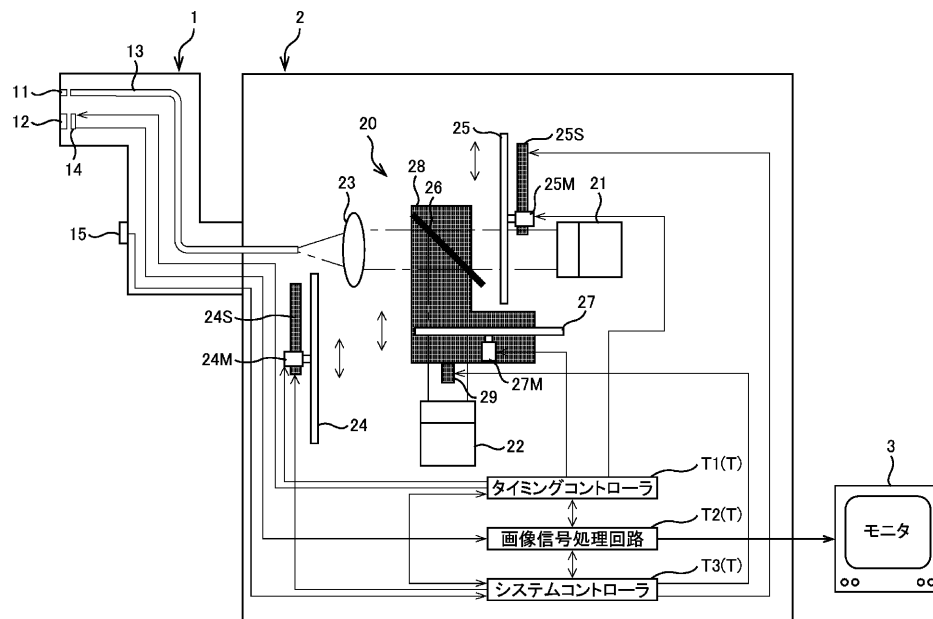
【図11】 本発明の第3実施形態の演算回路を示すブロック図

【図12】 診断用画像を示す模式図

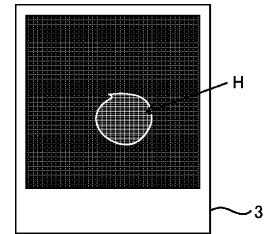
【符号の説明】

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
24	ホイール
24S	移動機構
24M	モータ
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
T27	演算回路
M	係数器
L	輪郭強調回路
T3	システムコントローラ

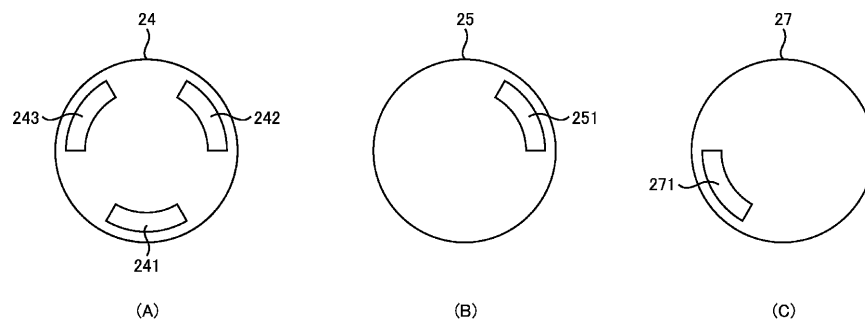
【図1】



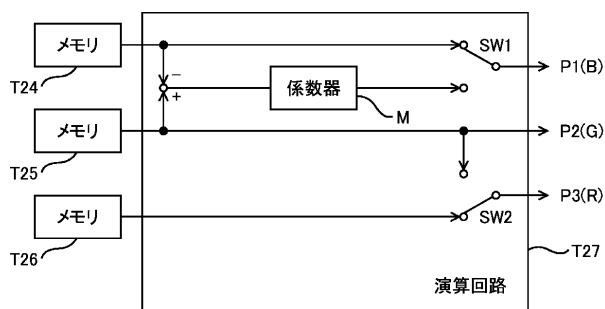
【図12】



【図2】



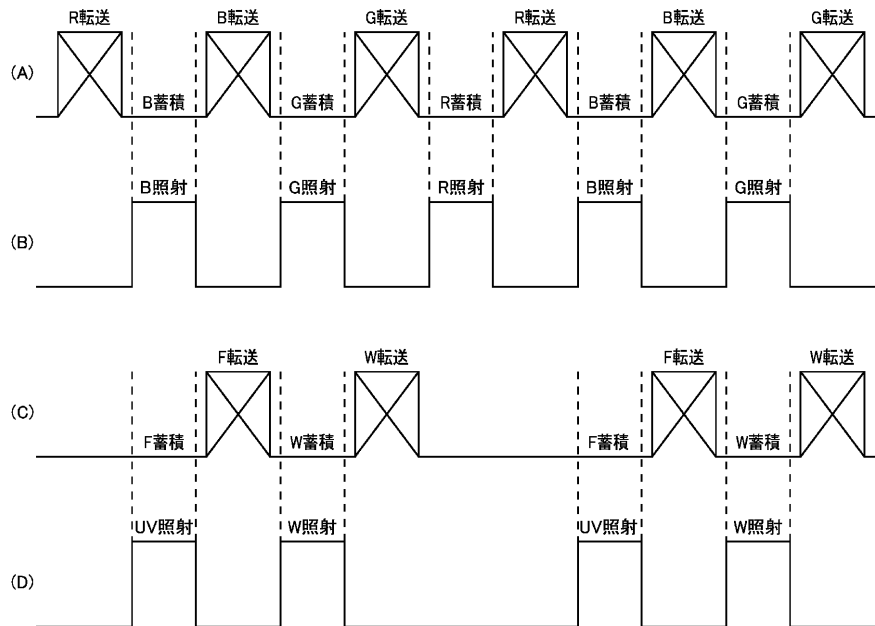
【図5】



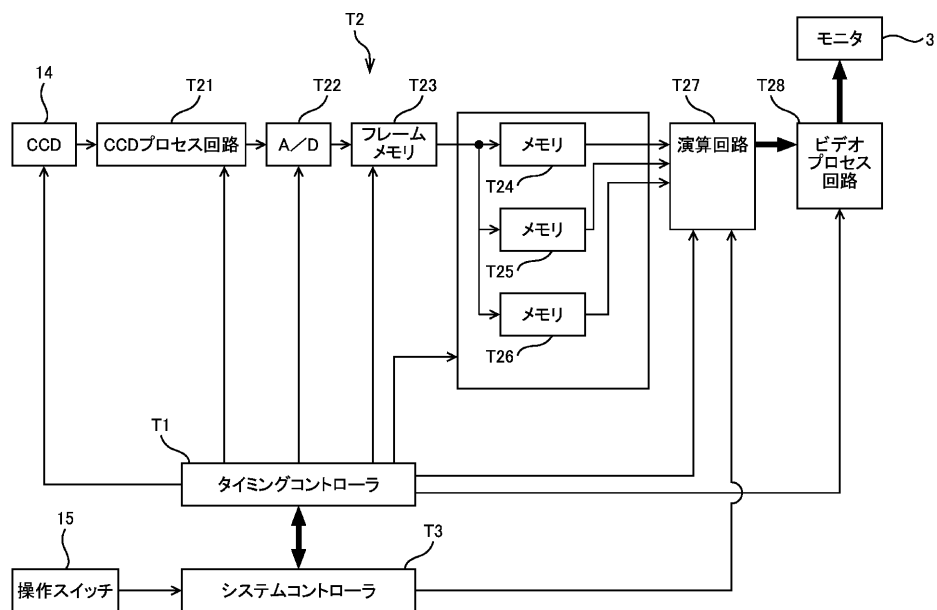
【図6】



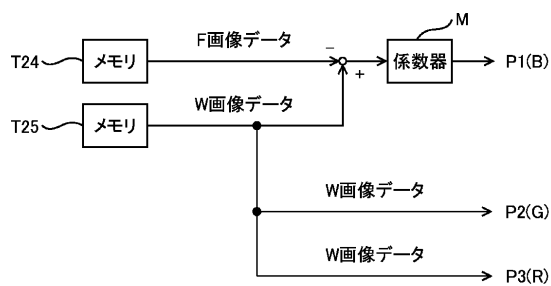
【図3】



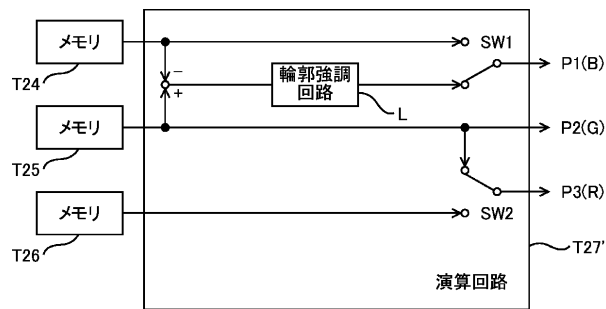
【図4】



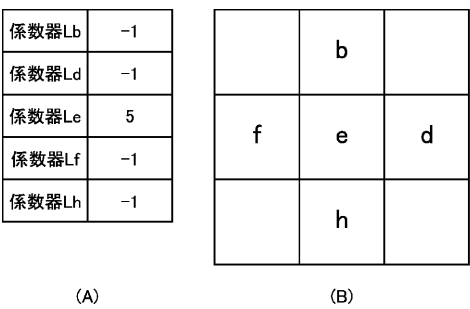
【図7】



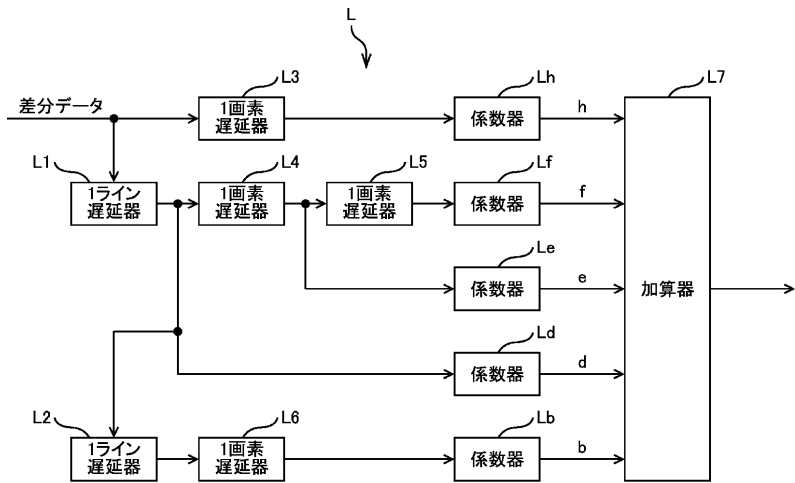
【図 8】



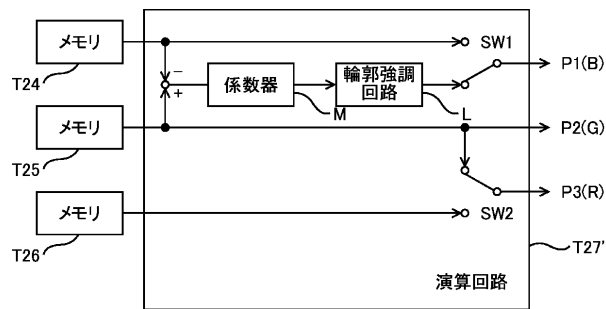
【図 10】



【図 9】



【図 11】



フロントページの続き

(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

F ターム(参考) 4C061 CC06 GG01 HH51 LL01 MM03
QQ04 SS09 SS21 WW07 WW17
5C022 AA09 AB15 AC42 AC52 AC54
AC55 AC69 AC74
5C054 CA03 CA04 CC07 EJ04 FC01
FC12 GA04 GB01 HA12

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2002143079A	公开(公告)日	2002-05-21
申请号	JP2000343590	申请日	2000-11-10
[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	小澤了 杉本秀夫 榎本貴之		
发明人	小澤 了 杉本 秀夫 榎本 貴之		
IPC分类号	A61B1/00 H04N5/225 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.300.D H04N5/225.C H04N7/18.M A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/045.610 H04N5/225 H04N5/225.300 H04N5/225.400 H04N5/225.500 H04N5/225.600 H04N5/232.290 H04N5/243		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/LL01 4C061/MM03 4C061/QQ04 4C061/SS09 4C061/SS21 4C061/WW07 4C061/WW17 5C022/AA09 5C022/AB15 5C022/AC42 5C022/AC52 5C022/AC54 5C022/AC55 5C022/AC69 5C022/AC74 5C054/CA03 5C054/CA04 5C054/CC07 5C054/EJ04 5C054/FC01 5C054/FC12 5C054/GA04 5C054/GB01 5C054/HA12 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL01 4C161/MM03 4C161/QQ04 4C161/SS09 4C161/SS21 4C161/WW07 4C161/WW17 5C122/DA26 5C122/EA01 5C122/EA19 5C122/FB03 5C122/FB17 5C122/FC01 5C122/FF15 5C122/FG03 5C122/FG13 5C122/FH11 5C122/FH23 5C122/FK23 5C122/GE04 5C122/GE11 5C122/GG02 5C122/GG03 5C122/GG11 5C122/GG26 5C122/GG30 5C122/HA34 5C122/HA82 5C122/HA86 5C122/HA88 5C122/HB02 5C122/HB05 5C122/HB09		
其他公开文献	JP4520014B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：获得能够清晰识别自体荧光较弱的受试者部分的诊断图像。 解决方案：获取与对象的白光照射周期相对应的W图像信号和与激发光照射周期相对应的F图像信号。通过从W图像信号减去F图像信号来产生差信号。该差信号被系数单元M放大，并且放大的差信号被轮廓增强电路L锐化。然后，生成其中锐化信号是蓝色分量并且W图像信号是绿色分量并且红色分量的诊断图像信号。所生成的诊断图像信号作为诊断图像显示在监视器3上。在该诊断图像中，强调了自发荧光强度的差异并且自发荧光的弱的部分的轮廓清晰。

