

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3958761号

(P3958761)

(45) 発行日 平成19年8月15日(2007.8.15)

(24) 登録日 平成19年5月18日(2007.5.18)

(51) Int. Cl.		F I		
A 6 1 B	1/06	(2006.01)	A 6 1 B	1/06
G 0 2 B	23/24	(2006.01)	G 0 2 B	23/24
G 0 2 B	23/26	(2006.01)	G 0 2 B	23/26
				A
				B
				B

請求項の数 4 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2004-250979 (P2004-250979)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成16年8月30日(2004.8.30)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2006-61621 (P2006-61621A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成18年3月9日(2006.3.9)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成17年9月1日(2005.9.1)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	後野 和弘
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
			リンパス株式会社内
		(72) 発明者	山▲崎▼ 健二
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
			リンパス株式会社内
		(72) 発明者	大島 睦巳
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
			リンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用調光信号生成装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数の波長域にまたがる照明光により照明された被写体を、内視鏡に設けられた撮像手段により撮像した信号に基づいて生成した調光基準信号を用いて、前記照明光の光量を調整する内視鏡用調光信号生成装置において、

広帯域の照明光による通常光観察時と、狭帯域の照明光による狭帯域光観察時とにおいて、少なくとも複数の波長域で撮像した色信号成分の比率を変更して調光基準信号を生成したことを特徴とする内視鏡用調光信号生成装置。

【請求項2】

前記広帯域の照明光及び狭帯域の照明光は、それぞれ複数の波長域の照明光を同時に照

10

【請求項3】

前記広帯域の照明光及び狭帯域の照明光は、それぞれ複数の波長域の照明光を順次照明する面順次式照明光であり、前記調光基準信号は、狭帯域光観察時には短波長側で撮像した色信号の比率を長波長側で撮像した色信号よりも大きくして生成されることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡用調光信号生成装置。

【請求項4】

前記調光基準信号により前記照明光の光量を調整する際の目標となる値を、前記通常光

20

観察時と狭帯域光観察時とにおいて切り替えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用調光信号生成装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡により診断し易い明るさの観察像を得るために照明光量を調光する調光信号生成装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、撮像手段を備えた電子内視鏡は、各種の内視鏡検査等において広く採用されるようになった。 10

また、最近においては、狭帯域の照明光を用いて狭帯域光観察画像を得る内視鏡装置が実用化されている。

図 11 は、面順次方式を採用し、通常光観察像と狭帯域光観察像とを得ることができる従来例の内視鏡装置 70 の概略の構成を示す。

光源装置 71 は、通常光観察時には広帯域の R, G, B の面順次の照明光を発生し、狭帯域光観察時には狭帯域の R, G, B の面順次の照明光を発生し、被写体を照明する。

【0003】

照明された被写体は、CCD 72 により面順次で撮像される。この CCD 72 の撮像面には色分離用のカラーフィルタが設けてない CCD、つまりモノクロの CCD である。この CCD 72 により光電変換された面順次の撮像信号は、映像処理回路 73 の CDS 回路 74 に入力され、信号成分が抽出された後、A/D 変換回路 75 に入力されると共に、明るさ検波回路 76 に入力される。 20

A/D 変換回路 75 に入力された面順次のアナログ信号は、デジタル信号に変換された後、同時化回路 77 に入力され、同時化された RGB 信号に変換される。この同時化回路 77 から出力される RGB 信号は、拡大回路 78 により拡大処理された後、強調回路 79 に入力され、輪郭強調された後、出力端から図示しないモニタに出力され、通常光観察モード或いは狭帯域光観察モードの内視鏡画像がカラー表示される。

【0004】

また、輝度検波回路 76 は、入力された面順次の R、G、B 信号を積分する等して調光基準信号を生成し、基準の明るさの値との差分の信号を調光信号として光源装置 71 に出力する。そして、この調光信号により、光源装置 71 による照明光量を調整する。 30

従来例においては、通常光観察時において生成された調光基準信号により適切に調光することができたが、狭帯域光観察時においては、狭帯域の照明光となるため、照明光量が低下し、通常光観察時と同じ調光基準信号の生成手段では、適切な調光を行えない。

また、通常光観察時においては、各色成分信号全体からなる輝度レベルでその画像の明るさを規定できたが、狭帯域光観察時においては、特定の色信号が重要な画像情報となる場合があるため、通常光観察時と同じように調光基準信号を生成したのでは、広い光量範囲にわたって適正に調光することができない欠点があった。

【0005】

つまり、通常光観察時では、各信号の平均値により調光することができるが、狭帯域光観察時には特定の成分の画像情報が重要となるため、単に各信号の平均値では適正な調光を行うことができない欠点がある。 40

なお、面順次方式を採用し、通常光観察像と狭帯域光観察像とを得ることができる従来例の内視鏡装置として、例えば特開 2002-95635 号公報があり、この公報では通常光観察時と狭帯域光観察時において、共通の調光回路における調光制御パラメータを変更している。

この公報の従来例によれば、図 11 の回路構成の場合よりは、改善できるが、やはり共通の調光回路を採用しているため、調光制御パラメータを変更しても狭帯域光観察時には適正に調光することが困難になる欠点がある。 50

【 0 0 0 6 】

一方、図 1 2 は光学フィルタを備えた撮像手段を搭載した内視鏡により、通常光観察と狭帯域光観察とを行う同時式の従来例の内視鏡装置 8 0 の概略の構成を示す。

光源装置 8 1 は、通常光観察時には白色光の照明光を発生し、狭帯域光観察時には R、G、B の狭帯域の照明光を発生し、被写体を照明する。

照明された被写体は、撮像面にカラーフィルタ 8 2 を設けた CCD 8 3 により撮像され、この CCD 8 3 により光電変換された撮像信号は、映像処理回路 8 4 の CDS 回路 8 5 に入力され、信号成分が抽出された後、Y/C 分離回路 8 6 に入力されると共に、輝度検波回路 8 7 に入力される。

Y/C 分離回路 8 6 に入力された撮像信号は、輝度信号 Y と色差信号 Cr、Cb に分離された後、第 1 マトリクス回路 8 8 に入力され、RGB 信号に変換される。この RGB 信号は、第 2 マトリクス回路 8 9 に入力され、輝度信号 Y と色差信号 R - Y、B - Y に変換される。

10

【 0 0 0 7 】

この輝度信号 Y と色差信号 R - Y、B - Y は、拡大回路 9 0 により拡大処理された後、強調回路 9 1 に入力され、輪郭強調された後、第 3 マトリクス回路 9 2 に入力され、RGB 信号 (3 原色信号) に変換された後、出力端から図示しないモニタに出力され、通常光観察モード或いは狭帯域光観察モードの内視鏡画像がカラー表示される。

また、輝度検波回路 8 7 は、入力された CDS 出力信号を積分する等して、CDS 出力信号における平均値を算出して調光基準信号を生成し、基準の明るさの値との差分の信号を調光信号として光源装置 8 1 に出力する。そして、この調光信号により、光源装置 8 1 による照明光量を調整する。

20

【特許文献 1】特開 2 0 0 2 - 9 5 6 3 5 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 8 】

図 1 2 に示した同時方式の場合においても、面順次方式の場合において説明したのと同様に、通常光観察時と狭帯域光観察時とで共通の回路構成で調光基準信号を生成しているため、狭帯域光観察時においては適正に調光することが困難になる欠点がある。

【 0 0 0 9 】

30

(発明の目的)

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、通常光観察時と狭帯域光観察時とのいずれにおいても適切に調光することができる内視鏡用調光信号生成装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

本発明は、複数の波長域にまたがる照明光により照明された被写体を、内視鏡に設けられた撮像手段により撮像した信号に基づいて生成した調光基準信号を用いて、前記照明光の光量を調整する内視鏡用調光信号生成装置において、

広帯域の照明光による通常光観察時と、狭帯域の照明光による狭帯域光観察時とにおいて、少なくとも複数の波長域で撮像した色信号成分の比率を変更して調光基準信号を生成したことを特徴とする。

40

上記構成において、複数の波長域で撮像した色信号成分の比率を変更して調光基準信号を生成することにより、通常光観察時と狭帯域光観察時とのそれぞれにおいて、適切に照明光量を調整できるようにしている。

【発明の効果】

【 0 0 1 1 】

本発明によれば、複数の波長域で撮像した色信号成分の比率を変更して調光基準信号を生成しているため、通常光観察時と狭帯域光観察時とのそれぞれにおいて、適切に照明光量を調整できる。

50

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例1】

【0013】

図1ないし図6は本発明の実施例1に係り、図1は本発明の実施例1を備えた内視鏡装置の構成を示し、図2は固体撮像素子に設けられた色分離フィルタのフィルタ配列の構成を示し、図3は狭帯域用フィルタの分光特性を示し、図4は調光信号生成回路の構成を示し、図5は本実施例の動作説明用のフローチャートを示し、図6は変形例における調光信号生成回路周辺部の構成を示す。

10

図1に示すように実施例1を備えた内視鏡装置1は、体腔内等に挿入され、内視鏡検査を行う電子内視鏡（以下、単に内視鏡と略記）2と、この内視鏡2に照明光を供給する光源装置3と、内視鏡2に内蔵された撮像手段を駆動すると共に、撮像手段の出力信号に対する信号処理を行うビデオプロセッサ4と、このビデオプロセッサ4から出力される映像信号が入力されることにより、撮像手段により撮像した内視鏡画像を表示するモニタ5とを備えている。

【0014】

内視鏡2は、細長の挿入部7と、この挿入部7の後端に設けられた操作部8と、この操作部8から延出されたユニバーサルケーブル9とを有し、このユニバーサルケーブル9の端部のライトガイドコネクタ11は、光源装置3に着脱自在に接続され、信号コネクタは

20

ビデオプロセッサ4に着脱自在に接続される。
上記挿入部7内には、照明光を伝送するライトガイド13が挿通され、このライトガイド13における手元側の端部のライトガイドコネクタ11を光源装置3に接続することにより、光源装置3からの照明光がライトガイド13に供給される。

光源装置3は、通常光観察モード時には、通常照明光としての白色光（可視領域）の照明光を発生して、ライトガイド13に供給し、狭帯域光観察モード時には、狭帯域の照明光を発生して、ライトガイド13に供給する。

【0015】

通常光観察モードと狭帯域光観察モードの切替指示は、例えば内視鏡2の操作部8に設けたスコープスイッチ等によるモード切替スイッチ14により行うことができる。なお、モード切替スイッチ14は、内視鏡2に設けたスコープスイッチで構成する他に、フットスイッチにより構成しても良いし、ビデオプロセッサ4のフロントパネルに設けても良いし、図示しないキーボードにより構成する等しても良い。

30

このモード切替スイッチ14によるモード切替信号は、ビデオプロセッサ4内の制御回路15に入力され、モード切替信号が入力されると、この制御回路15は、光源装置3のフィルタ挿脱機構16を制御して、通常照明光と、狭帯域照明光とを選択的に切り替える。

【0016】

また、後述するように、この制御回路15は、光源装置3からライトガイド13に供給する照明光の切替制御に連動して、ビデオプロセッサ4内の映像信号処理系の特性を切り替える制御も行う。

40

光源装置3は、照明光を発生するランプ20を内蔵し、このランプ20は、（赤、緑、青等の）可視光の波長領域をカバーする照明光を発生する。この照明光は、赤外カットフィルタ21により赤外光がカットされて略白色の照明光にされた後、絞り22に入射される。この絞り22は、絞り駆動回路23により、その開口量が制御される。そして、この絞り22を通過する照明光量が制御される。

この絞り22を通過した照明光は、プランジャなどにより構成されるフィルタ挿脱機構16により照明光路中に挿脱される狭帯域用フィルタ24を通して、或いは狭帯域用フィルタ24を通さないで集光レンズ25に入射され、この集光レンズ25により集光されてライトガイド13の手元側の端面、つまり入射端面に入射される。

50

【 0 0 1 7 】

図 3 は、狭帯域用フィルタ 2 4 の分光特性の 1 例を示す。この狭帯域用フィルタ 2 4 は、3 峰性フィルタ特性を示し、例えば、赤、緑、青の各波長域におけるそれぞれ狭帯域透過フィルタ特性部 R a , G a , B a を有する。

より具体的には、狭帯域透過フィルタ特性部 R a , G a , B a は、それぞれ中心波長が 6 0 0 n m、5 4 0 n m、4 2 0 n m であり、その半値幅が 2 0 ~ 4 0 n m のバンドパス特性を有する。

従って、狭帯域用フィルタ 2 4 が照明光路中に配置された場合には、この狭帯域透過フィルタ特性部 R a , G a , B a を透過した 3 バンドの狭帯域照明光がライトガイド 1 3 に入射される。

これに対して、狭帯域用フィルタ 2 4 を照明光路中に配置しない場合には、白色光がライトガイド 1 3 に供給されることになる。

【 0 0 1 8 】

ライトガイド 1 3 からの照明光は、ライトガイド 1 3 によりその先端面に伝送され、挿入部 7 の先端部 2 6 に設けた照明窓に取り付けた照明レンズ 2 7 を経て外部に出射され、体腔内の患部等の生体組織の表面を照明する。

先端部 2 6 には、照明窓に隣接して観察窓が設けてあり、この観察窓には対物レンズ 2 8 が取り付けられている。この対物レンズ 2 8 は、生体組織からの反射光による光学像を結像する。この対物レンズ 2 8 の結像位置には、固体撮像素子として電荷結合素子 (C C D と略記) 2 9 が配置されており、この C C D 2 9 により光電変換される。

この C C D 2 9 の撮像面には、光学的に色分離する色分離フィルタ 3 0 として例えば図 2 に示す補色系フィルタが各画素単位で取り付けられている。

【 0 0 1 9 】

この補色系フィルタは、各画素の前に、マゼンタ (M g)、グリーン (G)、シアン (C y)、イエロ (Y e) の 4 色のカラーチップが、水平方向には、M g と G とが交互に配置され、縦方向には、M g、C y、M g、Y e と G、Y e、G、C y との配列順で、それぞれ配置されている。

そして、この補色系フィルタを用いた C C D 2 9 の場合、縦方向に隣接する 2 列の画素を加算して順次読み出すが、このとき奇数フィールドと偶数フィールドで画素の列をずらして読み出すようにする。そして、後段側での色分離回路により、公知のように輝度信号と色差信号とが生成されることになる。

上記 C C D 2 9 は、信号線の一端と接続されており、この信号線の他端が接続された信号コネクタをビデオプロセッサ 4 に接続することにより、ビデオプロセッサ 4 内の C C D 駆動回路 3 1 と C D S 回路 3 2 とに接続される。

【 0 0 2 0 】

C C D 2 9 は、C C D 駆動回路 3 1 からの C C D 駆動信号の印加により、光電変換された撮像信号は、C D S 回路 3 2 に入力される。C D S 回路 3 2 により、撮像信号から信号成分が抽出されてベースバンドの信号に変換された後、Y / C 分離と同時化とを行う Y / C 分離・同時化回路 3 3 に入力されると共に、調光信号を生成する調光信号生成回路 3 4 を構成するセレクタ 3 5、積分回路 3 6 を経て調光回路 3 7 に入力される。

Y / C 分離・同時化回路 3 3 は、輝度信号 Y と線順次の色差信号を生成した後、それぞれ図示しないローパスフィルタを通して所定帯域の輝度信号 Y と線順次の色差信号にする。さらに線順次の色差信号に対しては、図示しない遅延線等を用いて同時化した色差信号 C r (= 2 R - G)、C b (= 2 B - G) にして、輝度信号 Y と共に第 1 マトリクス回路 3 8 へ出力する。

【 0 0 2 1 】

なお、モード切替スイッチ 1 4 の操作により、通常光観察モードから狭帯域光観察モードに切り替えられた場合、制御回路 1 5 は、Y / C 分離・同時化回路 3 3 における色差信号 C r、C b を通すローパスフィルタの通過帯域を広帯域に変更して、その分解能 (解像度) を高くする。

10

20

30

40

50

この第1マトリクス回路38は、入力される輝度信号Yと色差信号Cr, Cbとから色信号R, G, Bに変換し、変換した色信号R, G, Bを第2マトリクス回路39に出力する。

この第1マトリクス回路38は、入力される輝度信号Yと色差信号Cr, Cbを、混色の無い色信号R, G, Bに変換する。

また、第2マトリクス回路39は、色信号R, G, Bから輝度信号Yと色差信号R - Y, B - Yに変換する。

【0022】

この場合、第2マトリクス回路39は、通常光観察モード時には、色信号R, G, Bから輝度信号Yと色差信号R - Y, B - Yに公知の方法で変換するが、狭帯域光観察モード時には、制御回路15によりマトリクス係数が変更され、長波長のRの色信号に対して、短波長となるG, Bの色信号の比率、特に最も短波長のBの色信号の比率を大きくする変換を行う。

つまり、狭帯域光観察モード時には、制御回路15は、色信号R, G, Bから特にB信号に対する重み付けを大きくした輝度信号Ynbi及び色差信号R - Y, B - Yが生成されるようにする。

この場合における変換式は、3行3列のマトリクスA, Kを用いると、以下のようになる。

【数1】

$$\begin{pmatrix} Y_{nbi} \\ R-Y \\ B-Y \end{pmatrix} = A * \begin{pmatrix} 0 & k1 & 0 \\ 0 & 0 & k2 \\ 0 & 0 & k3 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} \quad (1)$$

【0023】

ここで、マトリクスKは、例えば3個の実数係数k1 ~ k3 (その他の係数成分は0) からなり、この式(1)のような変換式により、上記のように長波長のRの色信号を抑圧し、逆に短波長側のG, Bの色信号の重み付けを大きくする。なお、通常光観察モード時には、式(1)におけるマトリクスKを省いた変換を行う。

【0024】

又、AはRGB信号からY色差信号に変換する為のマトリクス(行列)であり、以下の公知の演算係数(2)等が用いられる。

【数2】

$$A = \begin{pmatrix} 0.299 & 0.587 & 0.114 \\ -0.299 & -0.587 & 0.886 \\ 0.701 & -0.587 & -0.114 \end{pmatrix} \quad (2)$$

【0025】

第2マトリクス回路39から出力される輝度信号Y及び色差信号R - Y, B - Yは、拡大回路40に入力され、拡大処理が行われる。また、輝度信号Yは、セクタ35に入力される。

【0026】

拡大回路40の出力信号は、強調回路41に入力され、構造強調の処理が行われる。この強調回路41の出力信号は、第3マトリクス回路42に入力される。なお、輝度信号Y成分のみを強調回路41により強調処理しても良い。

第3マトリクス回路42に入力された輝度信号Y及び色差信号R-Y、B-Yは、第3マトリクス回路42により、色信号R、G、Bに変換され、出力端からモニタ5に出力される。そして、モニタ5の表示面に、CCD29により撮像した内視鏡画像が表示される。

上記制御回路15は、モード切替信号により、セクタ35による信号選択を制御する。

【0027】

具体的には、狭帯域光観察モードに切り替えられた場合には、制御回路15は、第2マトリクス回路39から出力される輝度信号Yが、セクタ35を経て積分回路36及び調光回路37に入力されるように切り替える。なお、入力信号を積分して平均値を出力する積分回路36は、平均値を生成する平均化回路でも良い。

10

一方、通常光観察モード時には、制御回路15は、CDS回路32の出力信号がセクタ35を経て積分回路36及び調光回路37に入力されるように切り替える。

以下の図4により調光信号生成回路34の構成を説明するが、本実施例における調光信号生成回路34は、通常光観察モード時にはCDS回路32の出力信号を平均化して調光基準信号 $\langle Y_n \rangle$ を生成し、狭帯域光観察モード時には第2マトリクス回路39を経て出力される輝度信号を平均化して調光基準信号 $\langle Y_{nb_i} \rangle$ を生成する。

【0028】

狭帯域光観察モード時には、第2マトリクス回路39により短波長側の色信号の比率を大きくする変換等を行うことにより、調光基準信号 $\langle Y_{nb_i} \rangle$ における各色信号の比率は調光基準信号 $\langle Y_n \rangle$ の場合と異なる。

20

図4は、この調光信号生成回路34の構成例を示す。

上記のようにセクタ35により選択された信号が積分回路36に入力され、所定周期で積分されて平均化された調光基準信号 $\langle Y_n \rangle$ 又は $\langle Y_{nb_i} \rangle$ （本明細書及び図面中では $\langle Y_n \rangle / \langle Y_{nb_i} \rangle$ と表記）となり、調光回路37を構成する減算回路45に入力される。なお、積分回路36は、サンプル/ホールド(S/H)するS/H回路を内蔵し、制御回路15からのS/H制御信号 S_{sh} により所定周期で積分した積分値を減算回路45に出力する。

【0029】

この減算回路45は、調光基準信号 $\langle Y_n \rangle / \langle Y_{nb_i} \rangle$ から、基準値発生回路（目標値発生回路）46により発生される適正な明るさに対応する基準値（調光の目標値） E_n / E_{nb_i} を減算した値を調光信号として光源装置3の絞り駆動回路23に出力する。

30

なお、 E_n が通常光観察モード時における基準値であり、 E_{nb_i} が狭帯域光観察モード時における基準値である。このように調光基準となる目標値を通常光観察モード時及び狭帯域光観察モード時それぞれで設定することにより、それぞれのモードにおいて適切な目標値に調光できるようにしている。

この場合、制御回路15は、モード切替信号に連動して、セクタ35と基準値 E_n / E_{nb_i} とを切替制御信号 S_c で切り替える。また、積分回路36に対して所定周期で積分された調光基準信号 $\langle Y_n \rangle / \langle Y_{nb_i} \rangle$ をサンプル/ホールドして減算回路45に出力させる制御信号 S_{sh} を印加する。

40

調光回路37から出力される調光信号は、絞り駆動回路23に出力される。

【0030】

絞り駆動回路23は、調光信号が例えば正の値の場合には絞り22の開口量を小さくし、逆に負の値の場合には絞り22の開口量を大きくして、照明光量を調整し、調光基準信号 $\langle Y_n \rangle / \langle Y_{nb_i} \rangle$ が適正な明るさの基準値 E_n / E_{nb_i} になるように自動調光する。

この自動調光により、CCD29により撮像され、モニタ5に表示される内視鏡画像は、常時適正な明るさが保たれるようになる。

なお、映像信号出力端からモニタ5のR、G、Bの各チャンネルに実際に入力される3原色信号R、G、Bは、狭帯域光観察モード時には、式(1)を採用した場合、G、B、

50

Bの信号（重み付けは係数により異なるが）となり、特にB信号による比率が最も大きくなり、B信号による生体表層付近の毛細血管等の構造に対応した内視鏡画像を識別し易い状態に表示することができるようになる。

【0031】

つまり、狭帯域光観察モード時におけるモニタ5のR、G、Bチャンネルにそれぞれ入力される信号は、実際にはG、B、B信号となり、視認性が向上する。

本実施例による作用を図5を参照して以下に説明する。

術者は、図1に示すように内視鏡2を光源装置3及びビデオプロセッサ4に接続し、電源を投入することにより、ビデオプロセッサ4の制御回路15は、初期設定の処理を開始し、ステップS1に示すように、光源装置3及びビデオプロセッサ4の動作モードとして、例えば通常光観察モードの設定状態にする。

10

この状態において、光源装置3は、図1に示すように狭帯域用フィルタ24が照明光路から離脱された状態に設定されており、白色照明光のもとで、内視鏡2により撮像を行う状態となる。また、ビデオプロセッサ4側の各部も通常光観察モードの状態に信号処理を行う設定状態になる。

【0032】

この場合には、制御回路15は、CDS回路32からの出力信号が積分回路36側に入力されるようにセレクタ35の信号切替を制御する。そして、CDS回路32の出力信号により、調光基準信号 $\langle Y_n \rangle$ を生成し、さらに調光回路37により明るさの基準値 E_n を減算した調光信号を光源装置3の絞り駆動回路23に送り、絞り22を適切な照明光量となるように制御する。

20

術者は、内視鏡2の挿入部7を患者の体腔内に挿入することにより、適切な明るさの画像が得られる照明状態で内視鏡検査を行うことができる。体腔内における患部等の検査対象組織の表面の血管の走行状態等をより詳しく観察しようと思う場合には、術者は、モード切替スイッチ14を操作する。

ステップS2に示すように制御回路15は、モード切替スイッチ14が操作されたか否かをモニタし、モード切替スイッチ14が操作されていない場合には、その状態を維持し、モード切替スイッチ14が操作された場合には、次のステップS3に進む。

【0033】

ステップS3においては、制御回路15は、光源装置3及びビデオプロセッサ4の動作モードを狭帯域光観察モードの設定状態に変更する。

30

具体的には、制御回路15は、光源装置3に対しては、図1における2点鎖線で示すように狭帯域用フィルタ24が照明光路中に配置されるように制御する。図3にその透過特性を示すように狭帯域用フィルタ24が照明光路中に配置されることにより、狭帯域透過フィルタ特性部 R_a 、 G_a 、 B_a による狭帯域照明光により、照明が行われる。

また、制御回路15は、ビデオプロセッサ4における各部の設定を変更する、具体的には、制御回路15は、第2マトリクス回路39のマトリクス係数を特に、輝度信号 Y_{nb_i} における（狭帯域透過フィルタ特性部 B_a による）色信号Bによる信号成分の比率が大きくなるように変更する。

【0034】

40

またセレクタ35を切り替えて第2マトリクス回路39からの輝度信号 Y_{nb_i} がセレクタ35を経て積分回路36に入力され、調光基準信号 $\langle Y_{nb_i} \rangle$ となり、さらに調光回路37により明るさの基準値 E_{nb_i} を減算して調光信号が生成される。この調光信号により照明光量を調整する。そして、この狭帯域光観察モードにおいて診断を行い易い適切な照明光量に設定する。

また、上記信号処理系の変更設定を行うことにより、狭帯域光観察モードにおいて、例えば第2マトリクス回路39のマトリクス係数を特に色信号Bによる信号成分の比率が大きくなるように変更しているため、狭帯域透過フィルタ特性部 B_a によるBの照明光のもとで撮像した生体組織の表層付近における毛細血管の走行状態を識別し易い状態で観察することができる。

50

【 0 0 3 5 】

また、Y / C 分離・同時化回路 3 3 における色差信号 C_r , C_b を生成する際の帯域特性を広帯域化しているため、毛細血管の走行状態や、狭帯域透過フィルタ特性部 G_a による G の照明光のもとで撮像した表層より深部側の血管走行状態などの分解能を向上することができる。

次のステップ S_4 において、制御回路 1 5 は、モード切替スイッチ 1 4 が操作されたか否かをモニタし、モード切替スイッチ 1 4 が操作されていない場合には、その状態を維持し、モード切替スイッチ 1 4 が操作された場合には、次のステップ S_1 に戻ることになる。

【 0 0 3 6 】

このように本実施例によれば、通常光観察モードにおいても狭帯域光観察モードにおいてもそれぞれの輝度信号から調光に適した調光信号を生成するようにしているため、それぞれ観察に適した明るさの内視鏡画像が得られる。

また、通常の同時式によるカラー撮像機能を保持し、かつ狭帯域光観察モードにおいてもビデオプロセッサ 4 内の各部の係数等の設定を変更することにより、狭帯域光観察モードによる観察機能を十分に確保することができる。

次に調光基準信号を生成する各色信号の寄与の比率を、通常光観察モード及び狭帯域光観察モードそれぞれにおいて、適切に設定した具体例を説明する。

【 0 0 3 7 】

図 6 は変形例における調光信号生成回路 3 4 B の周辺部の構成を示す。この調光信号生成回路 3 4 B においては、第 1 マトリクス回路 3 8 の色信号 R , G , B は、それぞれ乗算器 4 7 a、4 7 b、4 7 c に入力され、乗算係数を格納した ROM 4 8 から出力される係数とそれぞれ乗算された後、加算回路 4 9 で加算される。

ROM 4 8 には、通常光観察モード時における係数と、狭帯域光観察モード時における係数とが格納されており、制御回路 1 5 はモード切替信号に連動して、対応する係数を読み出して乗算器 4 7 a、4 7 b、4 7 c に出力させる。

具体的には、通常光観察モード時には、 ROM 4 8 から 5 : 9 : 3 の比率の係数（平均化した場合には、 $5 / 17 : 9 / 17 : 3 / 17$ ）が、乗算器 4 7 a、4 7 b、4 7 c に入力され、 R , G , B の色信号とそれぞれ乗算された後、加算回路 4 9 によりこれらが加算される。

【 0 0 3 8 】

従って、通常光観察モード時における加算回路 4 9 から出力される平均化される前の調光基準信号 Y_n は、 $Y_n = 5R / 17 + 9G / 17 + 3B / 17$ となる。

【 0 0 3 9 】

また、狭帯域光観察モード時には、 ROM 4 8 から 0 : 5 : 12 の比率の係数（平均化した場合には、 $0 / 17 : 5 / 17 : 12 / 17$ ）が、乗算器 4 7 a、4 7 b、4 7 c に入力され、 R , G , B の色信号とそれぞれ乗算された後、加算回路 4 9 によりこれらが加算される。

従って、狭帯域光観察モード時における加算回路 4 9 から出力される平均化される前の調光基準信号 Y_{nb_i} は、 $Y_{nb_i} = 0 \times R / 17 + 5G / 17 + 12B / 17$ となる。

このようにして、加算回路 4 9 の出力信号 Y_n 又は Y_{nb_i} （つまり Y_n / Y_{nb_i} ）は、積分回路 3 6 に入力され、積分されてそれぞれ調光基準信号 $\langle Y_n \rangle / \langle Y_{nb_i} \rangle$ となり、調光回路 3 7 に入力される。

その他の構成は、実施例 1 と同様である。

【 0 0 4 0 】

本変形例によれば、実施例 1 の場合と同様に、通常光観察モード時及び狭帯域光観察モード時それぞれにおいて、色信号の比率を適切に設定して調光基準信号を生成するようにしているため、各モードにおいて診断し易い明るさの画像を得ることができるようになる。

なお、上記のように狭帯域光観察モード時において、狭帯域透過フィルタ部 R_a による

10

20

30

40

50

Rの色信号を抑圧した信号処理を行うようにしているので、図3に示した狭帯域用フィルタ24として、この狭帯域透過フィルタ部Raの透過特性を有しない狭帯域用フィルタを採用しても良い。この場合には狭帯域用フィルタは、狭帯域透過フィルタ部Ga, Baを有する2峰性フィルタとなり、より低コスト化することができる。

【実施例2】

【0041】

次に図7から図9を参照して、本発明の実施例2を説明する。図7は、本発明の実施例2を備えた内視鏡装置1Bの構成を示す。実施例1では、カラーフィルタ(色分離用光学フィルタ)を備えた同時式の内視鏡2を用いてカラー撮像を行う同時式の内視鏡装置1であったが、本実施例はカラーフィルタを有しない面順次式の内視鏡2Bを用いて面順次でカラー撮像を行う面順次式の内視鏡装置1Bである。

10

図7に示すようにこの内視鏡装置1Bは、内視鏡2Bと、この内視鏡2Bに照明光を供給する光源装置3Bと、内視鏡2Bに内蔵された撮像手段を駆動すると共に、撮像手段の出力信号に対する信号処理を行うビデオプロセッサ4Bと、このビデオプロセッサ4Bから出力される映像信号が入力されることにより、撮像手段により撮像した内視鏡画像を表示するモニタ5とを備えている。

【0042】

内視鏡2Bは、図1の内視鏡2において、色分離フィルタ30を設けたCCD29でなく、色分離フィルタ30を有しないCCD29、つまりモノクロのCCDを採用している。

20

また、光源装置3Bは、図1の光源装置3において、例えば絞り22とフィルタ24との間の光路中に回転フィルタ51が配置され、この回転フィルタ51は、モータ52により一定速度で回転される。

この回転フィルタ51には、図8(A)に示すようにR, G, Bの各帯域の光をそれぞれ透過するR, G, Bフィルタ53R, 53B, 53Bが周方向に取り付けられている。これらR, G, Bフィルタ53R, 53B, 53Bの透過特性は、図8(B)に示すように、それぞれR, G, Bの波長域を広帯域に透過する透過部Rb, Gb, Bbを備えている。

【0043】

そして、通常光観察モード時には、回転フィルタ51のR, G, Bフィルタ53R, 53B, 53Bを透過した広帯域のR, G, B照明光が面順次でライトガイド13に供給される。

30

一方、狭帯域光観察モード時には、さらに狭帯域用フィルタ24が光路中に配置され、回転フィルタ51のR, G, Bフィルタ53R, 53B, 53Bを透過した広帯域のR, G, B照明光がさらに狭帯域用フィルタ24により狭帯域のR, G, B照明光にされて面順次でライトガイド13に供給される。

また、本実施例におけるビデオプロセッサ4Bでは、CCD駆動回路31によりCCD29を駆動し、CCD29により撮像された撮像信号は、CDS回路32に入力され、CDS処理される。

【0044】

40

このCDS回路32の出力信号は、A/D変換回路54に入力され、デジタル信号に変換されると共に、調光信号生成回路55を構成する検波回路56を経て調光回路57に入力される。

A/D変換回路54により生成されたデジタル信号は、同時化回路58に入力され、同時化回路58を構成するメモリに面順次で撮像されたR, G, Bの色成分画像が一時格納された後、同時に読み出されて同時化されたR, G, B信号がマトリクス回路59に出力される。

このマトリクス回路59のマトリクス係数は、制御回路15により通常光観察モード時と狭帯域光観察モード時とで変更される。具体的には、通常光観察モード時には、単位のマトリクスであるが、狭帯域光観察モード時には実施例1の第2マトリクス回路39と類

50

似した機能を持つようにマトリクス係数が変更される。

【 0 0 4 5 】

このマトリクス回路 5 9 の出力信号は、実施例 1 と同様に拡大回路 4 0 , 強調回路 4 1 によりそれぞれ拡大処理と強調処理がされた後、出力端からモニタ 5 に出力される。

図 9 は調光信号生成回路 5 5 の回路例を示す。面順次の R , G , B 信号は、検波回路 5 6 を構成する例えばゲイコントロールアンプ (G C A と略記) 6 1 に入力され、この G C A 6 1 のゲイン制御端子には、制御回路 1 5 からのゲイン制御信号 S g c が印加される。G C A 6 1 は、ゲイン制御信号 S g c の信号レベルにより、入力信号を増幅して出力する際のゲイン (増幅率) が可変制御される。

ゲイン制御信号 S g c は、面順次の入力信号の信号期間毎に変化し、通常光観察モード 10 時には、例えば G C A 6 1 のゲインが R , G , B の入力信号に対して、例えば 5 : 9 : 3 の比率に設定される。平均化 (規格化) した場合の比率設定では、 $5 / 17 : 9 / 17 : 3 / 17$ となる。

【 0 0 4 6 】

一方、狭帯域光観察モード時には、例えば G C A 6 1 のゲインが R , G , B の入力信号に対して、例えば 0 : 5 : 1 2 の比率に設定される。平均化した場合の比率設定では、 $0 / 17 : 5 / 17 : 12 / 17$ となる。

また、上記 G C A 6 1 の出力信号は、積分回路 3 6 に入力され、積分されて調光基準信号 $\langle Y_n \rangle / \langle Y_{nbi} \rangle$ が生成される。

通常光観察モード時における調光基準信号 $\langle Y_n \rangle$ は、 $\langle Y_n \rangle = 5 \langle R \rangle / 17 + 9 \langle G \rangle / 17 + 3 \langle B \rangle / 17$ となる。 20

また、狭帯域光観察モード時における調光基準信号 $\langle Y_{nbi} \rangle$ は、 $\langle Y_{nbi} \rangle = 0 \times \langle R \rangle / 17 + 5 \langle G \rangle / 17 + 12 \langle B \rangle / 17$ となる。

【 0 0 4 7 】

この積分回路 3 6 から出力される調光基準信号 $\langle Y_n \rangle / \langle Y_{nbi} \rangle$ は、調光回路 5 7 を構成する減算回路 4 5 に入力され、基準値発生回路 4 6 の基準値 E_n / E_{nbi} と減算された信号が調光信号として絞り駆動回路 2 3 に出力される。

また、基準値 E も制御回路 1 5 からの切替制御信号 S c により、その値が通常光観察モード時及び狭帯域光観察モード時に応じて可変設定される。

なお、検波回路 5 6 を乗算器及び係数器により構成しても良い。 30

このような構成及び作用を有する本実施例によれば、実施例 1 の変形例の場合と同様に通常光観察モード時及び狭帯域光観察モード時それぞれにおいて、適切に照明光量を自動調整することができる。

【 0 0 4 8 】

図 1 0 は、変形例のビデオプロセッサ 4 C の構成を示す。このビデオプロセッサ 4 C は、同時式であった実施例 1 における調光信号生成回路 3 4 を適用したもので、この調光信号生成回路 3 4 に類似する面順次式の調光信号生成回路 3 4 C を有する。

このため、このビデオプロセッサ 4 C は、図 7 のビデオプロセッサ 4 B において、マトリクス回路 5 9 の代わりに、実施例 1 の第 2 マトリクス回路 3 9 を採用している。この第 2 マトリクス回路 3 9 は、同時化回路 5 8 から出力される R , G , B 信号から輝度信号 Y 40 と色差信号 R - Y , B - Y に変換する。

この場合、この第 2 マトリクス回路 3 9 のマトリクス係数は、実施例 1 のように、モード切替に連動して制御回路 1 5 により切り替えられる。

【 0 0 4 9 】

つまり、通常光観察モード時には、第 2 マトリクス回路 3 9 は、R G B 信号から輝度信号 Y と色差信号 R - Y , B - Y に変換するが、狭帯域光観察モード時には、実施例 1 で説明した式 (1) のように変換する。

そして、狭帯域光観察モード時における輝度信号 Y_{nbi} は、調光信号生成回路 3 4 C を構成するセレクタ 3 5 を介して積分回路 3 6 により積分されて調光基準信号 $\langle Y_{nbi} \rangle$ となり、調光回路 3 7 に入力されて調光信号となる。 50

また、通常光観察モード時にはCDS回路32の出力信号が、調光信号生成回路34Cを構成するセレクタ35を介して積分回路36により積分されて調光基準信号<Yn>となり、調光回路37に入力されて調光信号となる。

【0050】

なお、強調回路41の出力信号は、第3マトリクス回路42に入力され、色信号RGBに変換された後、出力端からモニタ5に出力される。

このような構成による変形例によれば、面順次式の場合であるが、実施例1と同様の作用効果が得られる。

なお、上述した各実施例等を部分的に組み合わせて構成される実施例等も本発明に属する。例えば、実施例2においても、狭帯域用フィルタ24として、実施例1で説明したように狭帯域透過フィルタ部Raの透過特性を有しないで、狭帯域透過フィルタ部Ga, Baを有する2峰性フィルタを用いても良い。

【0051】

[付記]

1. 請求項1、2、3、4において、前記調光基準信号は、狭帯域光観察時には緑(G)及び青(B)の波長域に対応するG及びBの色信号を用いて生成する。

2. 請求項1、2、3、4において、前記調光基準信号は、ゲインコントロールアンプを用いて生成される。

3. 請求項1、2、3、4において、前記調光基準信号は、複数の乗算器を用いて生成される。

【0052】

4. 内視鏡に設けられた撮像手段により撮像するために、複数の波長域にまたがる照明光を発生する光源装置と、

前記光源装置からの照明光を伝送して照明された被写体を、前記撮像手段により撮像された信号に対する信号処理を行う信号処理装置と、

前記信号処理装置に設けられ、前記照明光の光量を調整するために調光基準信号を生成する調光基準信号生成回路とを備えた内視鏡装置において、

前記光源装置は、広帯域の照明光と狭帯域の照明光とを切り替えて発生可能で、かつ前記調光基準信号生成回路は、広帯域の照明光による通常光観察時と、狭帯域の照明光による狭帯域光観察時とにおいて、少なくとも複数の波長域で撮像した色信号成分の比率を変更して調光基準信号を生成することを特徴とする内視鏡装置。

【産業上の利用可能性】

【0053】

複数の波長域にまたがる照明光により照明された体腔内の被写体を内視鏡に内蔵した撮像手段により撮像した信号に基づいて、照明光量を調整する調光基準信号を生成する場合、通常光観察時と狭帯域光観察時それぞれにおいて、複数の波長域で撮像した色信号成分の比率を変更して調光基準信号を生成することにより、それぞれの観察時において適切な照明光量に設定でき、診断し易い画像が得られる。

【図面の簡単な説明】

【0054】

【図1】本発明の実施例1を備えた内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【図2】固体撮像素子に設けられた色分離フィルタのフィルタ配列の構成を示す図。

【図3】狭帯域用フィルタの分光特性を示す特性図。

【図4】調光信号生成回路の構成例を示す図。

【図5】本実施例の動作説明用のフローチャート図。

【図6】変形例における調光信号生成回路周辺部の構成を示す図。

【図7】本発明の実施例2を備えた内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【図8】回転フィルタの構成及び透過特性を示す図。

【図9】調光信号生成回路の構成を示す回路図。

【図10】変形例のビデオプロセッサの構成を示すブロック図。

10

20

30

40

50

【図 1 1】従来の面順次式の内視鏡装置の概略構成図。

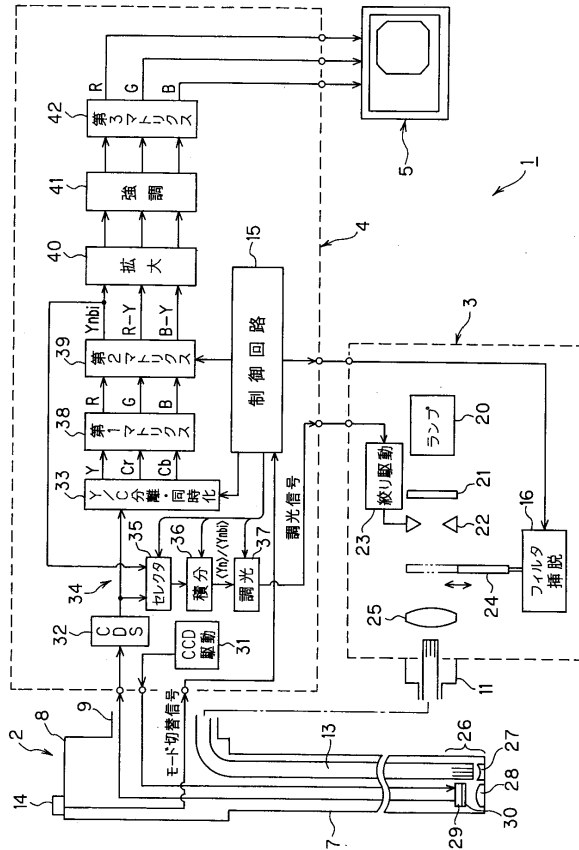
【図 1 2】従来の同時式の内視鏡装置の概略構成図。

【符号の説明】

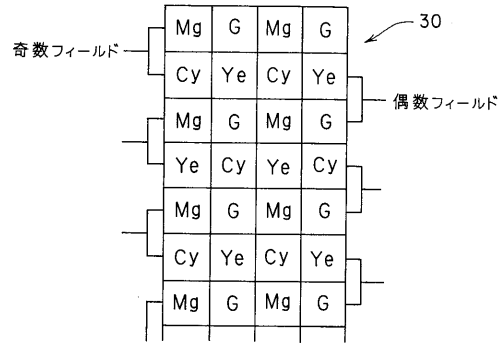
【 0 0 5 5 】

1 ... 内視鏡装置	
2 ... (電子)内視鏡	
3 ... 光源装置	
4 ... ビデオプロセッサ	
5 ... モニタ	
7 ... 挿入部	10
8 ... 操作部	
1 1 ... ライトガイドコネクタ	
1 3 ... ライトガイド	
1 4 ... モード切替スイッチ	
1 5 ... 制御回路	
1 6 ... フィルタ挿脱機構	
2 0 ... ランプ	
2 2 ... 絞り	
2 3 ... 絞り駆動回路	
2 4 ... 狭帯域用フィルタ	20
2 8 ... 対物レンズ	
2 9 ... C C D	
3 0 ... 色分離フィルタ	
3 1 ... C C D 駆動回路	
3 2 ... C D S 回路	
3 3 ... Y / C 分離・同時化回路	
3 4 ... 調光信号生成回路	
3 5 ... セレクタ	
3 6 ... 積分回路	
3 7 ... 調光回路	30
3 8、3 9、4 2 ... マトリクス回路	
4 5 ... 減算回路	
代理人 弁理士 伊藤 進	

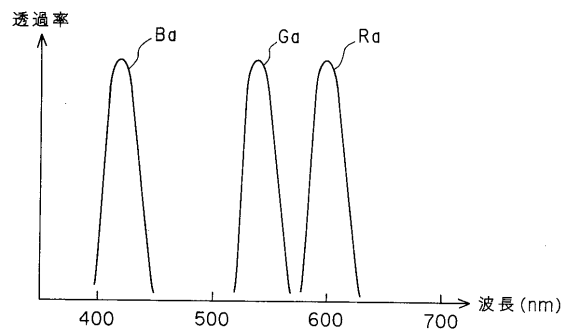
【図1】



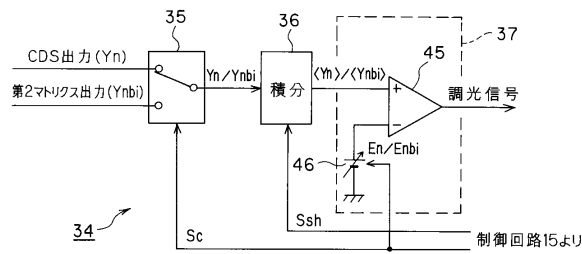
【図2】



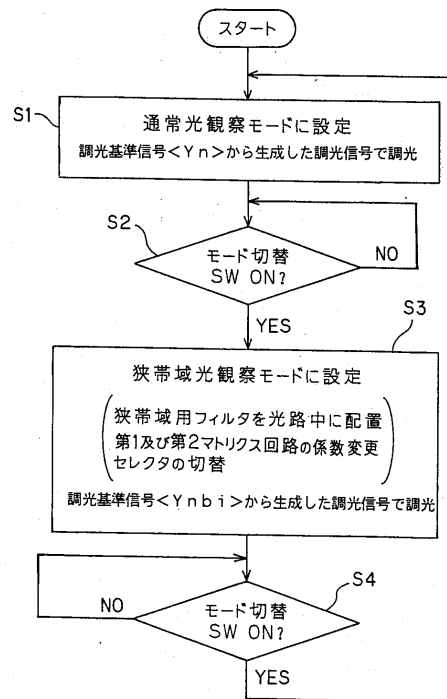
【図3】



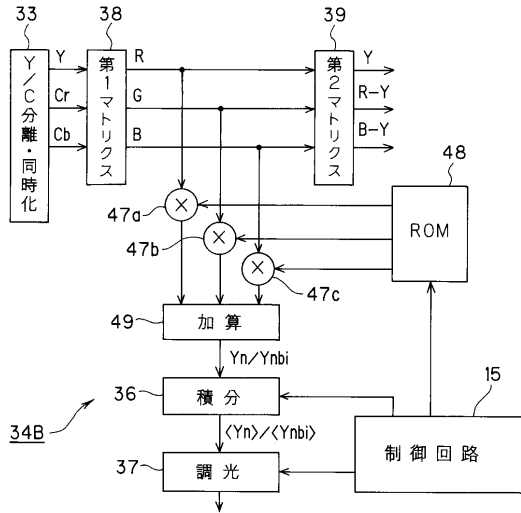
【図4】



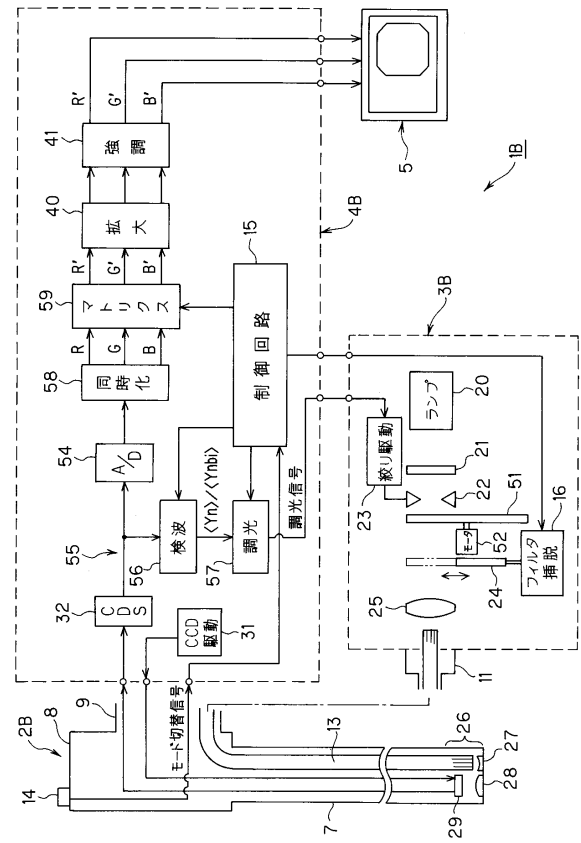
【図5】



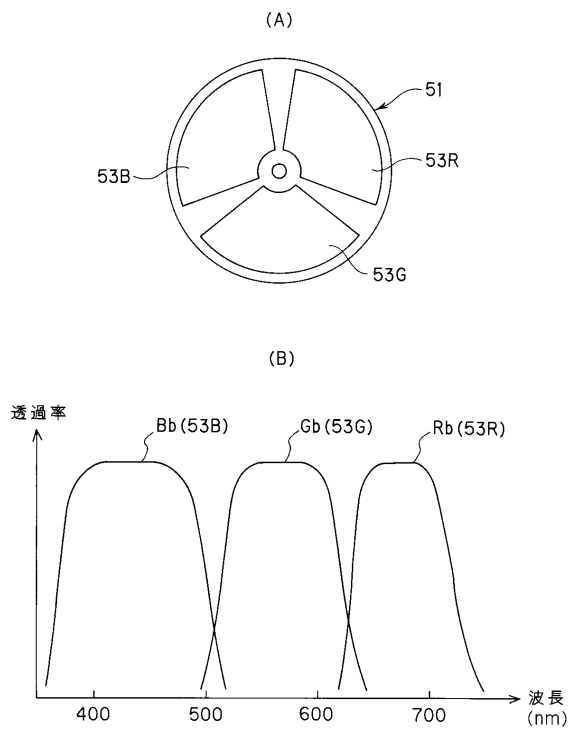
【図6】



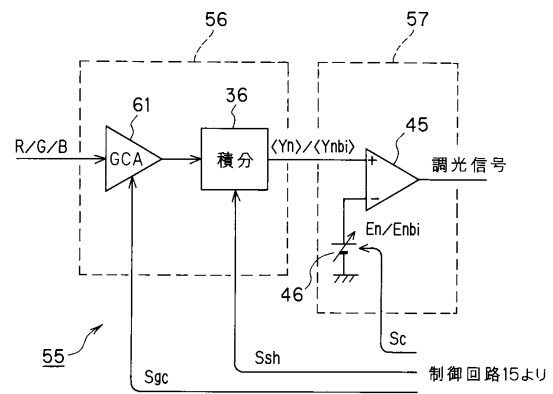
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

(72)発明者 天野 正一

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内

審査官 安田 明央

(56)参考文献 特開2004-202217(JP,A)

特開平10-500588(JP,A)

特開平5-84218(JP,A)

特開2002-34908(JP,A)

特開平8-186810(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	内视镜用调光信号生成装置		
公开(公告)号	JP3958761B2	公开(公告)日	2007-08-15
申请号	JP2004250979	申请日	2004-08-30
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	後野和弘 山崎健二 大島睦巳 天野正一		
发明人	後野 和弘 山▲崎▼ 健二 大島 睦巳 天野 正一		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/24 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.A G02B23/24.B G02B23/26.B A61B1/00.513 A61B1/045.610 A61B1/06.612 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/BA11 2H040/CA02 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/RR22 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR22		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2006061621A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供光控制信号发生器，其能够在正常光观察时和窄带光观察时适当地控制光。解决方案：由设置有颜色分离滤光器30的CCD（电荷耦合器件）29拾取的信号图像通过CDS电路32并输入到构成光控制信号发生电路34的选择器35。在正常光观察中，CDS电路32的输出信号通过选择器35输入到积分电路36，用于进行积分并转向光控制参考信号。在窄带光观察模式时，在执行Y/C分离等之后，输入在强调从第二矩阵电路39输出的短波长的色度信号分量的状态下的亮度信号Y。通过选择器35到积分电路36并转向光控制参考信号。Z

$$A = \begin{pmatrix} 0.299 & 0.587 & 0.114 \\ -0.299 & -0.587 & 0.886 \\ 0.701 & -0.587 & -0.114 \end{pmatrix}$$