

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-61620

(P2006-61620A)

(43) 公開日 平成18年3月9日(2006.3.9)

(51) Int.Cl.

A61B 1/04 (2006.01)

F I

A61B 1/04 362A

テーマコード (参考)

4C061

審査請求 有 請求項の数 4 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2004-250978 (P2004-250978)
(22) 出願日 平成16年8月30日 (2004.8.30)

(71) 出願人 000000376
オリンパス株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人 100076233
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43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43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43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】 内視鏡用映像信号処理装置

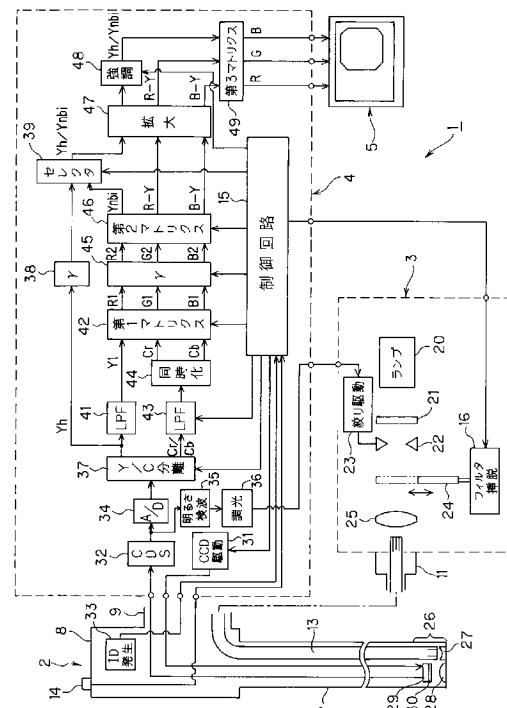
(57) 【要約】

【課題】 通常光観察に対応できると共に、狭帯域光観察時にも画質の良い内視鏡画像が得られる内視鏡用映像信号処理装置を提供する。

【解決手段】

色分離フィルタ30が設けられたCCD29の出力信号は、CDS回路32等を経てY/C分離回路37により輝度信号Yと線順次の色差信号Cr/Cbとに分離され、この色差信号Cr/Cbはモード切替スイッチ14の切替操作により、狭帯域光観察モード時には広帯域の通過帯域特性に変更される。また3原色信号から輝度及び色差信号に変換する第2マトリクス回路46のマトリクス係数も変更して、上記切替操作に連動して、長波長側の色信号を抑圧し、短波長側の色信号の比率を大きくする。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡に搭載されたカラー撮像を行うための色分離用光学フィルタを設けた撮像手段からの出力信号に対して、色分離手段により輝度信号と色差信号とに分離してカラーの映像信号を生成する信号処理を行う内視鏡用映像信号処理装置において、

可視領域の照明光の場合から狭帯域の照明光の場合の信号処理への切り替えに対応して、前記色分離手段により色分離された信号に対する処理特性を変更する処理特性変更手段を具備したことを特徴とする内視鏡用映像信号処理装置。

【請求項 2】

前記色分離手段より分離された前記色差信号に対する帯域制限を行う帯域制限手段を有し、前記可視領域の照明光から狭帯域の照明光に切り替えられた場合に、前記処理特性変更手段は、前記帯域制限手段による通過帯域の特性を広帯域に変更することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用映像信号処理装置。 10

【請求項 3】

前記色分離手段により分離された前記輝度信号及び色差信号から 3 原色信号に変換する変換手段を有し、前記可視領域の照明光から狭帯域の照明光に切り替えられた場合に、前記処理特性変更手段は、前記変換手段による変換特性を決定する変換係数を変更することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用映像信号処理装置。

【請求項 4】

さらに照明光の光量を制御する調光信号の生成手段と、前記映像信号のレベルを可変制御するゲイン制御手段とを有し、前記調光信号の生成手段の動作を前記ゲイン制御手段の動作よりも優先させたことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用映像信号処理装置。 20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡に設けられた撮像手段に対する信号処理を行う内視鏡用映像信号処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年においては、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。 30

電子内視鏡を採用して内視鏡検査を行う場合には、白色光の下で、カラーの光学フィルタを備えた撮像素子を用いて、カラー撮像を行う同時式の内視鏡装置と、モノクロの撮像素子を用いて R、G、B の面順次の照明光の下でそれぞれ撮像を行うことにより、カラー画像を生成する面順次方式の内視鏡装置があり、信号処理系は両者において異なる。

また、例えば特開 2002-95635 号公報には、狭帯域の照明光を利用して、通常の可視光の場合に得られる光学情報では埋もれてしまい易い粘膜表層付近における深さ方向に対する血管走行の状態等をより識別し易い画像情報として表示することができる内視鏡装置が開示されている。

【0003】

上記公報の従来例においては、面順次で狭帯域の照明光を用いて狭帯域画像を生成するものであるため、R、G、B の面順次の照明光の代わりに狭帯域の照明光に変更すれば、信号処理系における大きな変更を必要としないで、比較的簡単に狭帯域の画像を得ることが可能となる。

一方、図 10 は、従来例の同時式の電子内視鏡用の映像信号処理装置 81 の構成を示す。

色分離フィルタ 82 を備えた電荷結合素子 (CCD と略記) 83 により撮像されたカラーの撮像信号は、映像信号処理装置 81 内の CDS 回路 84 に入力され、CDS 処理されてベースバンドの信号成分が抽出される。

【0004】

40

50

このCDS回路84の出力信号は、A/D変換回路85に入力され、アナログ信号からデジタル信号に変換される。このデジタル信号は、Y/C分離回路86に入力され、このY/C分離回路86において、輝度信号Yと線順次の色信号(色差信号)Cとに分離される。

この輝度信号Yは、 γ 回路87を介してセクタ88に入力される(この輝度信号を Y_h)と共に、第1のローパスフィルタ(LPFと略記)89に入力される。このLPF89は、広い帯域に設定されており、このLPF89により設定された帯域の輝度信号 Y_l が、第1マトリクス回路90に入力される。

また、色信号Cは、第2のLPF91を介して(線順次)同時化回路92に入力される。この場合、第2のLPF91は、第1のLPF89より低帯域である。

同時化回路92は、同時化された色差信号 $C_r (= 2R - G)$ 、 $C_b (= 2B - G)$ を生成し、この色差信号 C_r 、 C_b は、第1マトリクス回路90に入力される。

【0005】

第1マトリクス回路90は、輝度信号 Y_l 及び色差信号 C_r 、 C_b から3原色信号 R_1 、 G_1 、 B_1 に変換して、 γ 回路93に出力する。 γ 回路93により γ 補正された3原色信号 R_2 、 G_2 、 B_2 は、第2マトリクス回路94に入力され、この第2マトリクス回路94により、輝度信号 Y_{nbi} と、色差信号 $R - Y$ 、 $B - Y$ に変換される。

この場合、第2マトリクス回路94により、3原色信号 R_2 、 G_2 、 B_2 は、自然な色調となるように、輝度信号 Y_{nbi} 及び色差信号 $R - Y$ 、 $B - Y$ に変換される。

第2マトリクス回路94により出力される輝度信号 Y_{nbi} は、セクタ88を経て拡大回路95に入力され、色差信号 $R - Y$ 、 $B - Y$ は拡大回路95に入力される。セクタ88は、Y/C分離回路86から γ 補正した輝度信号 Y_h と、第2マトリクス回路94を経て入力される輝度信号 Y_{nbi} とを選択して拡大回路95に出力する。

【0006】

この拡大回路95により拡大処理された輝度信号 Y_h / Y_{nbi} は、強調回路96を経て第3マトリクス回路97に入力され、拡大回路95により拡大処理された色差信号 $R - Y$ 、 $B - Y$ は、強調回路96を通さないで第3マトリクス回路97に入力される。

そして、この第3マトリクス回路97により3原色信号 R 、 G 、 B に変換されて図示しないカラーモニタに出力される。

なお、セクタ88は、通常光による通常光観察の場合には、輝度信号 Y_h 側を選択し、狭帯域光の照明により狭帯域光観察の場合には、第2マトリクス回路94を通した輝度信号、つまり Y_{nbi} が選択されるようにしている。

この従来の映像信号処理装置81においては、標準的な映像信号の規格に準拠した信号処理を行うために、輝度信号Yに対しては広帯域による信号処理を実施し、色信号Cに対しては低帯域の信号処理を実施していた。

【特許文献1】特開2002-95635号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

図10に示す従来例においては、通常光観察における画質を確保できていたが、狭帯域光観察においては、低帯域な色信号として処理されてしまい解像度が低い画像になる欠点があった。

更に、狭帯域光観察(NBI観察)時は、照明光を狭帯域化するため、観察画像が暗くなってしまうという問題がある。

【0008】

(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、通常光観察に対応できると共に、狭帯域光観察時にも画質の良い内視鏡画像が得られる内視鏡用映像信号処理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】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 9 】

本発明は、内視鏡に搭載されたカラー撮像を行うための色分離用光学フィルタを設けた撮像手段からの出力信号に対して、色分離手段により輝度信号と色差信号とに分離してカラーの映像信号を生成する信号処理を行う内視鏡用映像信号処理装置において、

可視領域の照明光の場合から狭帯域の照明光の場合の信号処理への切り替えに対応して、前記色分離手段により色分離された信号に対する処理特性を変更する処理特性変更手段を具備したことを特徴とする。

上記構成により、可視領域の照明光の場合から狭帯域の照明光の場合への信号処理の際には、処理特性を変更することにより画質の良い画像が得られるようにしている。

【 発明の効果 】

10

【 0 0 1 0 】

本発明によれば、可視領域の照明光の場合に対応できると共に、狭帯域の照明光の場合への信号処理の際には、処理特性を変更することにより画質の良い画像が得られる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 1 】

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 】

【 0 0 1 2 】

図 1 ないし図 8 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例を示し、図 4 は本実施例の動作説明用のフローチャートを示し、図 5 は輝度信号と色差信号における信号帯域を示し、図 6 は図 5 の特性を考慮して第 1 変形例において設定される第 2 マトリクス回路の係数を示し、図 7 は第 2 変形例における狭帯域用フィルタの分光特性を示し、図 8 は図 7 の場合において設定される第 2 マトリクス回路の係数を示す。

20

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内視鏡用映像信号処理装置としてのビデオプロセッサ 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。

30

【 0 0 1 3 】

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、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。

40

【 0 0 1 4 】

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。

このモード切替スイッチ 14 による切替信号は、ビデオプロセッサ 4 内の制御回路 15 に入力され、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

50

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。

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。そして、モード切替スイッチ 14 による切替操作により、映像信号処理系の特性を切り替えることにより、通常光観察モードと狭帯域光観察モードとにそれぞれ適した信号処理を行えるようにしている。

【0015】

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、可視光領域を含む照明光を発生する。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光の波長帯域に近い照明光にされた後、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、開口量が調整されてその通過光量が制御される。

10

この絞り 22 を通過した照明光は、ブ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（狭帯域光観察モード時）、或いは狭帯域用フィルタ 24 を通さないで（通常光観察モード時）、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。

図 3 は、狭帯域用フィルタ 24 の分光特性の 1 例を示す。この狭帯域用フィルタ 24 は、3 峰性フィルタ特性を示し、例えば、赤、緑、青の各波長域において、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。

【0016】

20

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 600 nm、540 nm、420 nm であり、その半値幅が 20 ~ 40 nm のバンドパス特性を有する。

従って、狭帯域用フィルタ 24 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 13 に入射される。

これに対して、狭帯域用フィルタ 24 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 13 に供給されることになる。

ライトガイド 13 からの照明光は、ライトガイド 13 によりその先端面に伝送され、挿入部 7 の先端部 26 に設けた照明窓に取り付けた照明レンズ 27 を経て外部に出射され、

30

【0017】

先端部 26 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 28 が取り付けられている。この対物レンズ 28 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 28 の結像位置には、固体撮像素子として電荷結合素子（CCD と略記）29 が配置されており、この CCD 29 により光電変換される。

この CCD 29 の撮像面には、光学的に色分離する色分離フィルタ 30 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。

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

40

【0018】

そして、この補色系フィルタを用いた CCD 29 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 CCD 29 は、信号線の一端と接続されており、この信号線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 CCD 駆動回路 31 と CDS 回路 32 とに接続される。

50

なお、各内視鏡 2 は、その内視鏡 2 に固有の識別情報 (I D) を発生する I D 発生部 33 を備え、 I D 発生部 33 による I D は、制御回路 15 に入力され、制御回路 15 は、 I D によりビデオプロセッサ 4 に接続された内視鏡 2 の種類やその内視鏡 2 の内蔵された C C D 29 の画素数種類等を識別する。

【 0 0 1 9 】

そして、識別した内視鏡 2 の C C D 29 を適切に駆動するように制御回路 15 は、 C C D 駆動回路 31 を制御する。

C C D 29 は、 C C D 駆動回路 31 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、相関二重サンプリング回路 (C D S 回路と略記) 32 に入力される。 C D S 回路 32 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、 A / D 変換回路 34 に入力され、デジタル信号に変換されると共に、明るさ検波回路 35 に入力され、明るさ (信号の平均輝度) が検出される。

10

明るさ検波回路 35 により検出された明るさ信号は、調光回路 36 に入力され、基準の明るさ (調光の目標値) との差分により調光するための調光信号が生成される。この調光回路 36 からの調光信号は、絞り駆動回路 23 に入力され、基準となる明るさとなるように絞り 22 の開口量が調整される。

【 0 0 2 0 】

A / D 変換回路 34 から出力されるデジタル信号は、 Y / C 分離回路 37 に入力され、輝度信号 Y と (広義の色信号 C としての) 線順次の色差信号 $C_r (= 2R - G)$, $C_b (= 2B - G)$ が生成される。輝度信号 Y は、 γ 回路 38 を介してセレクトア 39 に入力される (この輝度信号を Y h と記す) と共に、信号の通過帯域を制限する第 1 のローパスフィルタ (L P F と略記) 41 に入力される。

20

この L P F 41 は、輝度信号 Y に対応して広い通過帯域に設定されており、この L P F 41 の通過帯域特性により設定された帯域の輝度信号 Y l が、第 1 マトリクス回路 42 に入力される。

また、色差信号 C_r , C_b は、信号の通過帯域を制限する第 2 の L P F 43 を介して (線順次) 同時化回路 44 に入力される。

この場合、第 2 の L P F 43 は、制御回路 15 により、観察モードに応じてその通過帯域特性が変更される。具体的には、通常光観察モード時には、第 2 の L P F 43 は、第 1 の L P F 41 より低帯域に設定される。

30

【 0 0 2 1 】

一方、狭帯域光観察モード時には、第 2 の L P F 43 は、通常光観察モード時における低帯域よりも広い帯域に変更される。例えば第 2 の L P F 43 は、第 1 の L P F 41 とほぼ同様に広帯域に設定 (変更) される。このように第 2 の L P F 43 は、観察モードの切替に連動して、色差信号 C_r , C_b に対する通過帯域制限する処理特性を変更する処理特性変更手段を形成している。

同時化回路 44 は、同時化された色差信号 C_r , C_b を生成し、この色差信号 C_r , C_b は、第 1 マトリクス回路 42 に入力される。

第 1 マトリクス回路 42 は、輝度信号 Y 及び色差信号 C_r , C_b から 3 原色信号 R , G , B に変換して、 γ 回路 45 に出力する。

40

また、この第 1 マトリクス回路 42 は、制御回路 15 によって制御され、 C C D 29 の色分離フィルタ 30 の特性や狭帯域用フィルタ 24 の特性に応じて (変換特性を決定する) マトリクス係数の値を変更して、混色の無い或いは混色を殆ど解消した 3 原色信号 R 1 , G 1 , B 1 に変換する。

【 0 0 2 2 】

例えば、ビデオプロセッサ 4 に実際に接続される内視鏡 2 により、その内視鏡 2 に搭載されている C C D 29 の色分離フィルタ 30 の特性が異なる場合があり、制御回路 15 は、 I D の情報により実際に使用されている C C D 29 の色分離フィルタ 30 の特性に応じて第 1 マトリクス回路 42 の係数を変更する。このようにすることにより、実際に使用される撮像手段の種類が異なる場合にも適切に対応でき、偽色の発生を防止したり、混色の

50

無い3原色信号R1, G1, B1に変換することができる。

なお、混色の無い3原色信号R1, G1, B1を生成することにより、特に狭帯域光観察モード時において、特定の色の狭帯域光の下で撮像した色信号が他の色の狭帯域光の下で撮像した色信号のために識別がしにくくなってしまうことを有効に防止できる作用効果を持つ。

【0023】

つまり、図10に示す従来例においては、R, G, Bの各波長帯域中にそれぞれ設定された各狭帯域光のもとで撮像された複数の画像成分が混色してしまい、注目する特定の狭帯域光に対応する画像成分の特徴が不明瞭になってしまう欠点があったが、本実施例ではこのように不明瞭にする原因となる混色を防止できる。

10

また、この混色を防止することにより、その後段側において、注目する特定の狭帯域光に対応する画像成分の比率を大きくして表示したり、注目する特定の狭帯域光に対応する画像成分のみを用いて表示することもできるようになり、注目する特定の狭帯域光に対応する画像成分の特徴を明瞭に反映する画像表示を行うこともできる。

【0024】

y回路45も、制御回路15により制御される。具体的には、狭帯域光観察モード時には、通常光観察モード時よりもy補正の特性を強調したy特性に変更される。これにより、低信号レベル側でのコントラストが強調され、より識別し易い表示特性となる。このy回路45によりy補正された3原色信号R2, G2, B2は、第2マトリクス回路46に入力され、この第2マトリクス回路46により、輝度信号Yと、色差信号R-Y、B-Y

20

に変換される。
この場合、制御回路15は、通常光観察モード時には、3原色信号R2, G2, B2から輝度信号Yと、色差信号R-Y、B-Yに単に変換するように第2マトリクス回路46のマトリクス係数を設定する。

制御回路15は、狭帯域光観察モード時には、第2マトリクス回路46のマトリクス係数を通常光観察モード時の値から変更して、3原色信号R2, G2, B2から特にB信号に対する比率(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。

【0025】

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。

30

【数1】

$$\begin{pmatrix} Y_{nbi} \\ R-Y \\ B-Y \end{pmatrix} = A * \begin{pmatrix} 0 & k1 & 0 \\ 0 & 0 & k2 \\ 0 & 0 & k3 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} R2 \\ G2 \\ B2 \end{pmatrix} \quad (1)$$

【0026】

40

ここで、Kは、例えば3個の実数成分k1~k3(その他の成分は0)からなり、この式(1)ような変換式により、Rの色信号に対して、G, Bの色信号の重み付けが大きく、特にBの色信号の重み付け(比率)が最大となっている。換言すると、長波長となるRの色信号を抑圧し、短波長側のBの色信号を強調している。

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、以下のような公知の演算係数(2)等が用いられる。

【数 2】

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

【0027】

第2マトリクス回路46により出力される輝度信号Y n b iは、セクタ39に入力される。このセクタ39は、制御回路15により切替が制御される。つまり、通常光観察モード時には輝度信号Y hが選択され、狭帯域光観察モード時には、輝度信号Y n b iが選択される。

【0028】

第2マトリクス回路46から出力される色差信号R - Y、B - Yは、セクタ39を通った輝度信号Y h又はY n b i (Y h / Y n b iと表記)と共に、拡大回路47に入力される。

この拡大回路47により拡大処理された輝度信号Y h / Y n b iは、強調回路48により輪郭強調された後、第3マトリクス回路49に入力され、拡大回路47により拡大処理された色差信号R - Y、B - Yは、強調回路48を通さないで第3マトリクス回路49に入力される。

そして、第3マトリクス回路49により3原色信号R、G、Bに変換された後、図示しないD / A変換回路によりアナログの映像信号に変換されて映像信号出力端からモニタ5に出力される。

【0029】

なお、強調回路48により輪郭強調もCCD29及び色分離フィルタ30等の種類に応じてその強調特性(強調帯域が中低帯域にするか中高帯域にするか)等を変更しても良い。

【0030】

特に狭帯域光観察モード時には、輝度信号Y n b iが強調処理されることになる。この場合、式(1)を採用した場合には、後述するようにB信号による生体表層付近の毛細血管等の構造を強調した処理を行うことになり、注目する画像成分を明瞭に表示できるようになる。

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、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を表示することができるようになる。

つまり、狭帯域光観察モード時におけるモニタ5のRGB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(係数の値は別として)となる。

【0031】

このように本実施例においては、観察モードの切替に連動して、各観察モードに適した信号処理が行えるようにビデオプロセッサ4の信号処理系(より具体的にはY / C分離回路37以降の信号処理系)における処理特性を変更する処理特性変更手段を形成していることが特徴となっている。

この場合、各観察モードに専用の処理回路を設けるのではなく、殆ど共通の処理回路における処理特性を変更することにより、両観察モードに適した処理を行えるようにして、簡単な構成により、両観察モードに適切に対応できるようにしていることが特徴となっている。

【0032】

本実施例による作用を図 4 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 S 1 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。

【0033】

この状態において、光源装置 3 は、図 1 の実線で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。

10

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、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 S 2 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 S 3 に進む。

【0034】

ステップ S 3 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。

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 を照明光路中に配置するように制御する。図 2 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。

20

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、L P F 43 の帯域特性を広帯域化し、第 1 マトリクス回路 42 のマトリクス係数を混色が発生しないように変更し、 γ 回路 45 の γ 特性を変更し、第 2 マトリクス回路 46 のマトリクス係数を特に（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し、またセクタ 39 を輝度信号 Y n b i が選択されるように切り替える等の変更設定を行う。

【0035】

30

このような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 46 のマトリクス係数を特に B の色信号による信号成分の比率が大きくなる処理特性に変更されるので、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 B の色信号により得られる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表示することができる。

また、L P F 43 の信号通過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 による輝度信号に近い G の照明光のもとで撮像した G の色信号により得られる表層付近に近い血管走行状態などの分解能（解像度）を向上することができる、診断がし易い画質の良い画像が得られる。

次のステップ S 4 において、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 S 1 に戻ることになる。

40

【0036】

このように動作する本実施例によれば、通常光観察モードにおいて、既存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等の処理特性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。

つまり、従来例における解像度の低下を防止して、解像度の良好な内視鏡画像が得られると共に、（従来例では例えば R の狭帯域照明光のもとで撮像した信号のために埋もれ易

50

くなってしまうていた) Bの狭帯域照明光のもとで撮像した毛細血管の走行状態をより明瞭に識別し易い状態に表示することができる。

また、本実施例によれば、信号処理系における一部の処理特性を切り替えることにより、通常光観察モードと狭帯域光観察モードとの両方に簡単に対応できるので、内視鏡検査の際に非常に便利かつ有用な装置となる。

【0037】

また、光源装置3においても、通常光の照明手段の他に、狭帯域用フィルタ24を光路中に挿脱する手段を設けることにより、簡単に狭帯域光の光源装置を形成できる。

次に第1変形例を説明する。実施例1において、第1マトリクス回路42による演算を以下のように行うことにより、乗算処理を低減できるようにしたものである。

上述した第1マトリクス回路42は、入力される輝度信号Y及び色差信号Cr, Cbから3原色信号R1, G1, B1を生成していた。

この場合、第1マトリクス回路42によるマトリクス演算式は、3行3列のマトリクスM(マトリクス係数m11~m33)を用いて、一般的には以下ようになる。

【数3】

$$\begin{pmatrix} R1 \\ G1 \\ B1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} m11 & m12 & m13 \\ m21 & m22 & m23 \\ m31 & m32 & m33 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} Y \\ Cr \\ Cb \end{pmatrix} \quad (3)$$

【0038】

一方、第1マトリクス回路42に入力される輝度信号Y及び色差信号Cr, Cbは、図5にその概略を示すような特性となる。

【0039】

上記式(3)の演算を行う場合、図5におけるR, G, Bの各帯域に対する輝度信号Y, 色差信号Cr, Cbの寄与の比率(割合)を考慮すると、以下のように近似できる。図5におけるRの帯域における色差信号Cbが寄与する比率は、他のものに比較して十分に小さく0と近似できる。

つまり、上記係数m13を0と近似できる。また、Gの帯域における色差信号Crが寄与する比率は、十分に小さく0と近似できる。つまり、上記係数m22を0と近似できる。

また、Bの帯域における色差信号Crが寄与する比率は、他のものに比較して十分に小さく0と近似できる。つまり、上記係数m32を0と近似できる。

従って、上記マトリクスMとして、以下のものを採用することができる。

【数4】

$$M = \begin{pmatrix} m11 & m12 & 0 \\ m21 & 0 & m23 \\ m31 & 0 & m33 \end{pmatrix} \quad (4)$$

【0040】

このマトリクスMの係数を、図6(A)に示している。また、図5の特性からこのマトリクスMの係数を、図6(B)、図6(C)、図6(D)のように近似しても良い。このように近似することにより、第1マトリクス回路42による乗算器の構成をより削減或いは単純化でき、高速処理や低コスト化が可能となる。

次に第2変形例を説明する。上述の説明では、狭帯域用フィルタ24は3峰性のフィル

タを採用していたが、以下のように２峰性のものを採用しても良い。

第２変形例における狭帯域用フィルタ２４Ｂとして、図７に示すような透過特性のものを採用しても良い。この狭帯域用フィルタ２４Ｂは、２峰性フィルタであり、ＧとＢの波長域にそれぞれ狭帯域透過フィルタ特性部Ｇａ，Ｂａを有する。つまり、実施例１における３峰性の狭帯域用フィルタ２４における狭帯域透過フィルタ特性部Ｒａを設けない特性にしたものである。

【００４１】

より具体的には、狭帯域透過フィルタ特性部Ｇａ，Ｂａは、それぞれ中心波長が６００ｎｍ、５４０ｎｍであり、その半値幅が２０～４０ｎｍのバンドパス特性を有する。

従って、狭帯域用フィルタ２４Ｂ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Ｇａ，Ｂａを透過した２バンドの狭帯域照明光がライトガイド１３に入射される。

この場合における第１マトリクス回路４２によるマトリクス演算式は、２行３列のマトリクスＭを用いて、一般的には以下になる。

【数５】

$$\begin{pmatrix} G1 \\ B1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} m21 & m22 & m23 \\ m31 & m32 & m33 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} Y \\ Cr \\ Cb \end{pmatrix} \quad (5)$$

10

20

【００４２】

一方、第１マトリクス回路４２に入力される輝度信号Ｙ及び色差信号Ｃｒ，Ｃｂは、図５に示すような特性を有する。そして、式（４）を導いたのと同様の近似を行うことにより、係数ｍ２２とｍ３２を０と近似することができる。

つまり、この場合には、

【数６】

$$M = \begin{pmatrix} m21 & 0 & m23 \\ m31 & 0 & m33 \end{pmatrix} \quad (6)$$

30

【００４３】

となる。これを図８（Ａ）に示す。また、他の近似の仕方を行うことにより、図８（Ｂ），図８（Ｃ）のような係数のマトリクスＭを採用することもできる。

このようにマトリクスＭの係数の一部を０に近似することにより乗算器の数を削減できる。また、より高速にマトリクス演算処理ができるようになる効果がある。さらに２峰性のフィルタとすることにより、高価な狭帯域用フィルタを低コスト化することもできる。

【実施例２】

40

【００４４】

次に本発明の第２実施例を図９を参照して説明する。図９は、本発明の第２実施例を備えた内視鏡装置１Ｂを示す。

この内視鏡装置１Ｂは、図１のビデオプロセッサ４の一部を変更したビデオプロセッサ４Ｂを採用した構成である。このビデオプロセッサ４Ｂは、図１のビデオプロセッサ４において、第１マトリクス回路４２、γ回路４５，第２マトリクス回路４６を１つのマトリクス回路５１により構成している。

そして、制御回路１５は、実施例１において説明したようにモード切替スイッチ１４による切替信号によりγ回路４５のγ特性及び第２マトリクス回路４６のマトリクス係数の変更を行うのと同様にマトリクス回路５１のマトリクス係数の変更等を行う。

50

【 0 0 4 5 】

このマトリクス回路 5 1 は、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、混色の無い変換、 γ 特性の変更、及び長波長側の色信号を抑圧し（短波長側の色信号を強調し）た変換を行う処理が、その係数の変更によりまとめて行われる。

また、A / D 変換回路 3 4 と Y / C 分離回路 3 7 との間に入力信号に対してその信号レベルをオートゲインコントロールする A G C 回路 5 2 を設けている。

また、明るさ検波回路 3 5 には C D S 回路 3 2 の出力信号と、マトリクス回路 5 1 からの輝度信号 Y_{nb} とが入力されるようにしている。また、制御回路 1 5 は、モード切替スイッチ 1 4 の切替による観察モードに応じて A G C 回路 5 2 の A G C ゲイン及び追従スピードを変更する。

10

【 0 0 4 6 】

具体的には、狭帯域光観察モード時には、制御回路 1 5 は、A G C 回路 5 1 の A G C ゲインを通常光観察モード時よりも大きく設定すると共に、例えば A G C ゲイン制御の追従スピードを光源装置 3 の絞り 2 2 の絞り制御スピードよりも遅く設定する。このようにして、絞り 2 2 による調光動作を A G C 回路 5 2 による信号のゲイン制御動作よりも優先させるようにしている。

また、調光回路 3 6 においては、基準の明るさ（調光の目標値）も、通常光観察モード時と特殊光観察モード時で切り替える。

こうすることにより、光源装置の絞り 2 2 による調光動作を優先させて調光を行うようにする。その調光動作により、絞り 2 2 による調光が十分に行えない場合には補助的に A G C 回路 5 2 によるオートゲイン制御動作が行われるようになる。

20

【 0 0 4 7 】

具体的には、絞り 2 2 が開放となって照明光量が最大となっても明るさが十分でないような場合には、A G C 回路 5 2 が機能するようになるので、（絞り 2 2 が解放になる前に）A G C 回路 5 2 が動作してしまうことにより S / N が劣化してしまうことを防止でき、適切な明るさの内視鏡画像が得られるようになる。

本実施例によれば、実施例 1 の作用効果の他に、特に狭帯域光観察モード時における S / N の劣化を防止して適切な明るさの内視鏡画像が得られるようになる。

なお、上述した各実施例等を部分的に組み合わせる等して構成される実施例も本発明に属する。

30

【 0 0 4 8 】

[付記]

1 . 請求項 3 において、前記変換手段は、前記輝度信号及び色差信号から混色が殆ど無い 3 原色信号に変換する。

2 . 請求項 3 において、さらに前記 3 原色信号から輝度信号及び色差信号に変換する第 2 の変換手段を有し、前記可視領域の照明光から狭帯域の照明光に切り替えられた場合に、前記第 2 の変換手段は、前記 3 原色信号における短波長の色信号の重み付けを大きくする変換特性に変更する。

3 . 請求項 1 において、前記色分離手段により分離された前記輝度信号及び色差信号から第 2 の輝度信号と第 2 の色差信号に変換する変換手段を有し、前記可視領域の照明光から狭帯域の照明光に切り替えられた場合に、前記変換手段は、短波長の色信号の重み付けを大きくする変換特性に変更する。

40

【 0 0 4 9 】

4 . 請求項 1 において、前記可視領域の照明光から狭帯域の照明光に切り替えられた場合に、 γ 特性を変更する。

5 . 請求項 1 において、前記可視領域の照明光から狭帯域の照明光に切り替えられた場合に、強調手段による強調特性を変更する。

6 . 内視鏡に搭載されたカラー撮像を行うための色分離用光学フィルタを設けた撮像手段からの出力信号に対して、色分離手段により輝度信号と色差信号とに分離してカラーの映像信号を生成する信号処理を行う信号処理装置と、

50

可視領域の照明光と狭帯域の照明光とを切り替えて発生する光源装置と、
を備えた内視鏡装置において、

前記可視領域の照明光と狭帯域の照明光との切り替えに連動して、前記色分離手段により色分離された信号に対する処理特性を変更する処理特性変更手段を具備することを特徴とする内視鏡装置。

【 0 0 5 0 】

7. 付記 6 において、前記色分離手段より分離された前記色差信号に対する帯域制限を行う帯域制限手段を有し、前記可視領域の照明光から狭帯域の照明光に切り替えられた場合に、前記処理特性変更手段は、前記帯域制限手段による通過帯域の特性を広帯域に変更する。

10

8. 付記 6 において、前記色分離手段により分離された前記輝度信号及び色差信号から 3 原色信号に変換する変換手段手段を有し、前記可視領域の照明光から狭帯域の照明光に切り替えられた場合に、前記処理特性変更手段は、前記変換手段による変換特性を決定する変換係数を変更する。

9. 付記 6 において、さらに照明光の光量を制御する調光信号の生成手段と、前記映像信号のレベルを可変制御するゲイン制御手段とを有し、前記調光信号の生成手段の動作を前記ゲイン制御手段の動作よりも優先させた。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 5 1 】

色分離フィルタを備えた内視鏡を用いて白色照明のもとでカラー撮像を行う通常光観察モードで使用できると共に、照明光路中に狭帯域用フィルタを介挿して狭帯域の照明光の場合にはローパスフィルタやマトリクス回路の係数変更による処理特性を変更することで、狭帯域光観察モードにおいても画質の良い画像が得られる。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 2 】

【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例を示す特性図。

【図 4】本実施例の動作説明用のフローチャート図。

【図 5】輝度信号と色差信号における信号帯域を示す図。

30

【図 6】図 5 の特性を考慮して第 1 変形例において設定される第 2 マトリクス回路の係数を示す図。

【図 7】第 2 変形例における狭帯域用フィルタの分光特性を示す特性図。

【図 8】図 7 の場合において設定される第 2 マトリクス回路の係数を示す図。

【図 9】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 10】従来例の映像信号処理装置の構成を示すブロック図。

【符号の説明】

【 0 0 5 3 】

1 ... 内視鏡装置

2 ... (電子)内視鏡

40

3 ... 光源装置

4 ... ビデオプロセッサ

5 ... モニタ

7 ... 挿入部

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

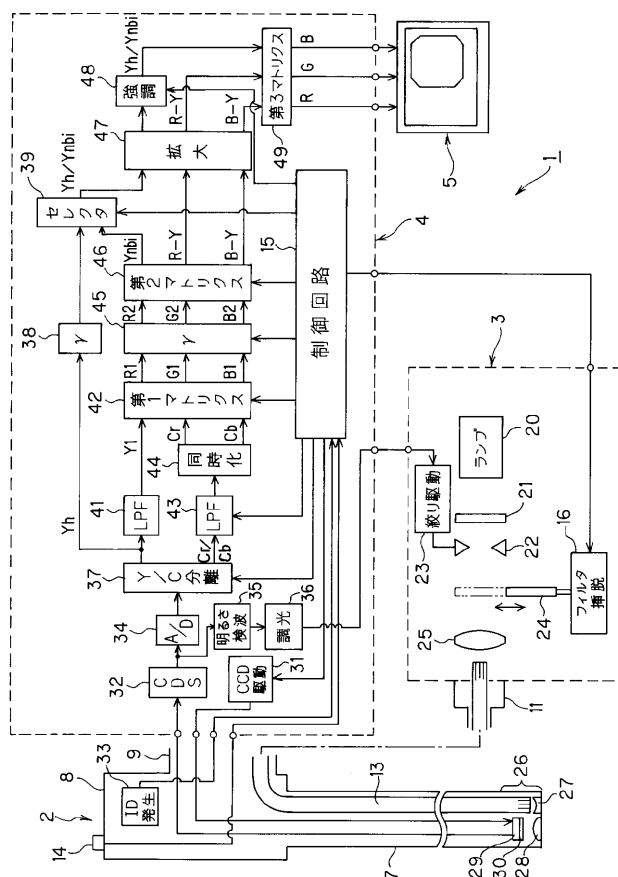
50

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
 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 ... I D 発生回路
 3 4 ... A / D 変換回路
 3 5 ... 明るさ検波回路
 3 6 ... 調光回路
 3 7 ... Y / C 分離回路
 3 8 , 4 5 ... y 回路
 3 9 ... セレクタ
 4 1、4 3 ... L P F
 4 2、4 6 ... マトリクス回路
 4 4 ... 同時化回路
 4 7 ... 拡大回路
 代理人 弁理士 伊藤 進

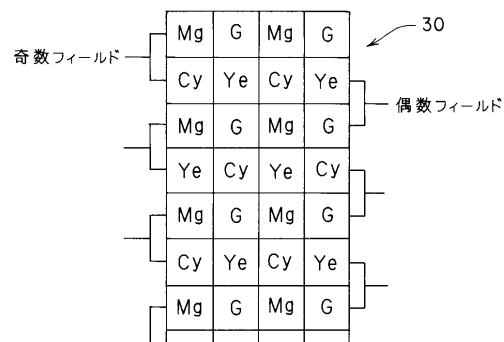
10

20

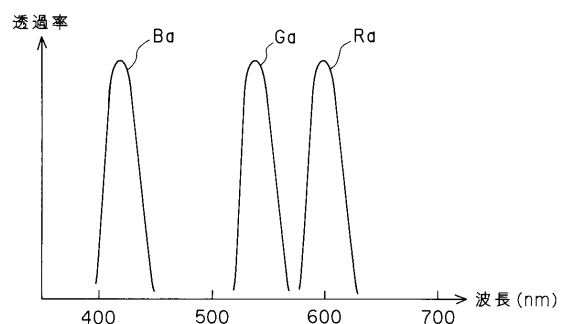
【図 1】



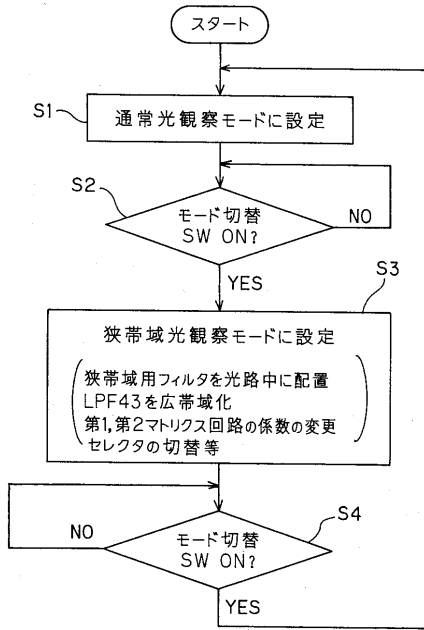
【図 2】



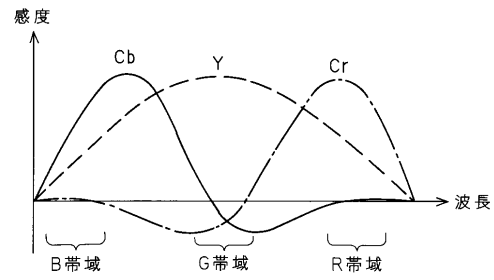
【図 3】



【図4】



【図5】

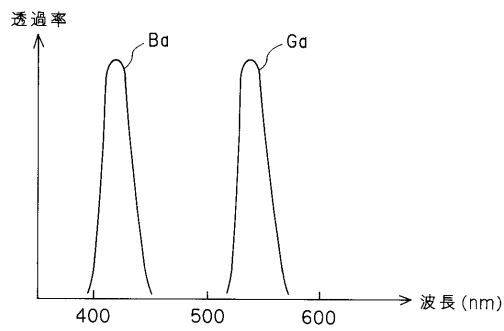


【図6】

(A)			(B)		
m11	m12	0	m11	m12	0
m21	0	m23	m21	m22	m23
m31	0	m33	m31	0	m33

(C)			(D)		
m11	m12	0	m11	m12	0
m21	0	0	m21	m22	0
m31	0	m33	m31	0	m33

【図7】



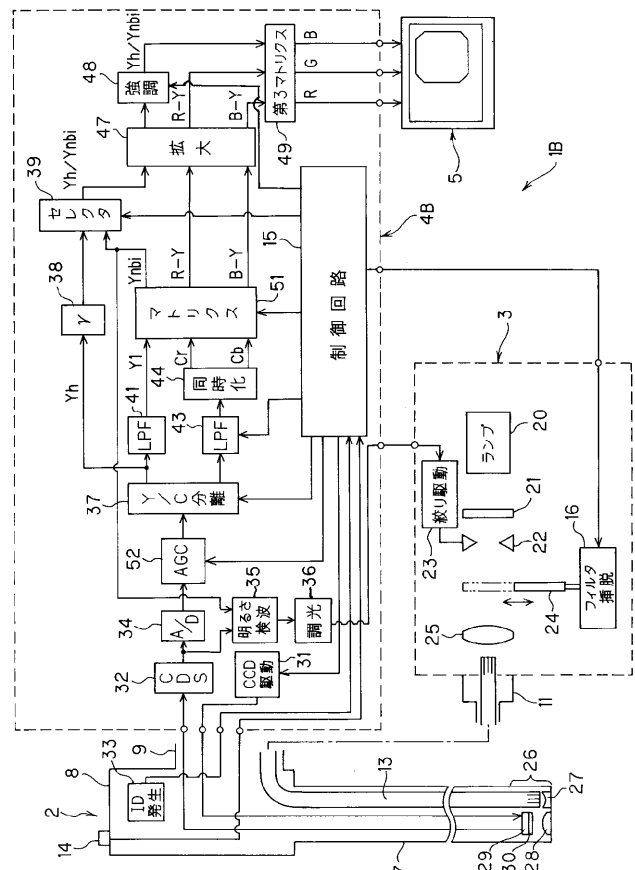
【図8】

(A)		
m21	0	m23
m31	0	m33

(B)		
m21	m22	m23
m31	0	m33

(C)		
m21	0	0
m31	0	m33

【図9】



【 0 0 2 0 】

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0041】

より具体的には、狭帯域透過フィルタ特性部 G a , B a は、それぞれ中心波長が 420 nm、540 nm であり、その半値幅が 20 ~ 40 nm のバンドパス特性を有する。

従って、狭帯域用フィルタ 24 B 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 G a , B a を透過した 2 バンドの狭帯域照明光がライトガイド 13 に入射される。

この場合における第 1 マトリクス回路 42 によるマトリクス演算式は、2 行 3 列のマトリクス M を用いて、一般的には以下ようになる。

【数 5】

$$\begin{pmatrix} G1 \\ B1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} m21 & m22 & m23 \\ m31 & m32 & m33 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} Y \\ Cr \\ Cb \end{pmatrix} \quad (5)$$

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 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

F ターム(参考) 4C061 NN01 RR02 RR04 RR22 SS07 SS22 TT01

专利名称(译)	内窥镜视频信号处理器		
公开(公告)号	JP2006061620A	公开(公告)日	2006-03-09
申请号	JP2004250978	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		
[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	A61B1/04		
FI分类号	A61B1/04.362.A A61B1/00.513 A61B1/04.531 A61B1/045.632 A61B1/06.612		
F-TERM分类号	4C061/NN01 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/RR22 4C061/SS07 4C061/SS22 4C061/TT01 4C161/NN01 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR22 4C161/SS07 4C161/SS22 4C161/TT01		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4009626B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种用于内窥镜的图像信号处理设备，其与常规的光观察兼容，并且即使在窄带光观察期间也可以获得具有良好图像质量的内窥镜图像。
[解决方案] 设置有分色滤光器30的CCD 29的输出信号由Y / C分离电路37经由CDS电路32等分离为亮度信号Y和行顺序色差信号Cr / Cb，以及色差信号Cr / Cb。通过模式转换开关14的切换操作，在窄带光观察模式下变为宽带通带特性。此外，用于将三个基色信号转换为亮度和色差信号的第二矩阵电路46的矩阵系数也被改变，并且与切换操作相结合，长波长侧颜色信号被抑制而短波长侧颜色信号被抑制。增加比例。[选型图]图1

