

(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2008-36035

(P2008-36035A)

(43) 公開日 平成20年2月21日(2008.2.21)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2006-212561 (P2006-212561)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成18年8月3日(2006.8.3)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
			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	山▲崎▼ 健二
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		Fターム(参考)	4C061 AA22 BB02 CC06 DD00 GG01
			JJ18 LL02 MM05 NN01 NN05
			QQ02 QQ09 RR02 RR04 RR14
			RR15 RR18 RR23 RR26 SS08
			SS11 TT02 TT03 TT12 WW03
			WW07 WW08

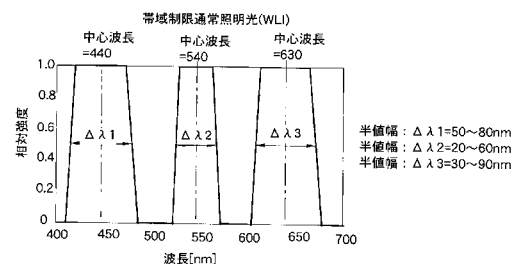
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】カラー撮像を行う同時式の内視鏡に用いて通常照明光による観察を行う際に、撮像素子の分光感度特性による影響を抑えて、所定の色調の画像を得る。

【解決手段】帯域制限用フィルタ24b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、それぞれ帯域制限透過フィルタ特性部Rb、Gb、Bbを有する。より具体的には、例えば帯域制限透過フィルタ特性部Rb、Gb、Bbは、それぞれ中心波長が630nm(半値幅 $\lambda_1=30\sim90$ nm)、540nm(半値幅 $\lambda_2=20\sim60$ nm)、440nm(半値幅 $\lambda_3=50\sim80$ nm)のバンドパス特性を有する。

【選択図】図4



【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基づき映像信号を生成する信号処理を行う内視鏡装置において、
通常観察モードにおいて、R G Bの可視光域の光を所定の光量を有する帯域幅に制限した離散的な帯域制限通常照明光を生成する帯域制限通常照明光生成手段
を有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記撮像手段における前記色分離用光学フィルタは、補色フィルタであることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

10

【請求項 3】

前記帯域制限通常照明光生成手段は、可視光域の光を帯域制限するフィルタより構成される
ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記帯域制限通常照明光生成手段は、前記帯域制限通常照明光を発光する L E D より構成される
ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記離散的な帯域制限通常照明光による前記撮像手段からの出力信号を所定のゲインに調整するゲイン調整手段を有する
ことを特徴とする請求項 1 ないし 4 に記載の内視鏡装置。

20

【請求項 6】

前記帯域制限通常照明光生成手段が制限する帯域幅より狭い帯域幅の離散的な狭帯域光を少なくとも 1 つ生成する狭帯域光生成手段を有する
ことを特徴とする請求項 1 ないし 5 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記狭帯域光生成手段は、前記狭帯域光を発光する L E D より構成される
ことを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記帯域制限通常照明光生成手段が制限する帯域幅は、前記色分離用光学フィルタの分光特性により規定される
ことを特徴とする請求項 1 ないし 7 に記載の内視鏡装置。

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、カラー撮像を行う同時式の内視鏡装置に関する。

【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。

40

【0003】

電子内視鏡を採用して内視鏡検査を行う場合には、照明光としての白色光の下で、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。

【0004】

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

50

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。

【 0 0 0 5 】

カラー撮像を行う同時式の内視鏡装置では、撮像素子である C C D 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 1 8 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 0 6 】

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。

10

【 0 0 0 7 】

そして、この補色系フィルタを用いた C C D 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 Y と色差信号 C r、C b とが生成されることになる。

【 0 0 0 8 】

具体的には、n ラインの読み出し時には「M g + C y」、「G + Y e」、... となり、n + 1 ラインの読み出し時には「M g + Y e」、「G + C y」、... となる。図 1 9 にこれらの読み出し信号「M g + C y」、「G + Y e」及び「M g + Y e」、「G + C y」の分光感度特性の例を示す。

20

【 0 0 0 9 】

そして、後段側での色分離回路により、図 2 0 に示すような分光特性の輝度信号 Y と色差信号 C r、C b とが生成され、さらに公知のマトリックス回路を経ることで、R G B 信号に変換される。

【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 1 0 】

しかしながら、補色系フィルタを有する C C D は、個体毎に分光感度特性が異なることがある。図 2 1 は図 1 9 とは異なる C C D (例えば第 2 の C C D) の読み出し信号の分光感度特性を示す。

30

【 0 0 1 1 】

このように読み出し信号の分光感度特性が異なると、図 2 3 及び図 2 4 に示すように、例えば第 1 の C C D と第 2 の C C D では、マトリックス回路を経ることで得られる R G B 信号の分光感度特性も異なることとなる。

【 0 0 1 2 】

画像に反映される実際の画像信号強度は、各 R G B 信号の分光感度特性に基づいて得られる。すなわち、画素 (i , j) における信号 X (X は R G B のいずれか) の強度を X (i , j) とすると、

40

【数 1】

$$X(i,j) = \int E(\lambda) \cdot S_x(\lambda) \cdot O(i,j,\lambda) d\lambda \quad \dots(1)$$

【 0 0 1 3 】

で得られる。ここで E (λ) は、光源の分光放射輝度、赤外カットフィルタ及び集光レンズの分光透過率、内視鏡のライトガイドの分光透過率、照明レンズ及び C C D 前面に設けられた対物レンズの分光透過率などを合わせた総合的な分光積を表し、S x (λ) は C C D の分光感度に基づきマトリックス回路を経ることで算出される信号 X (X は R G B のいずれか) の分光感度、O (i , j , λ) は被写体の分光反射率を示す。

50

【 0 0 1 4 】

このため、上記分光積 $E(\lambda)$ 及び被写体の分光反射率 $O(i, j, \lambda)$ が同一であっても、内視鏡に搭載した CCD の分光感度が異なって RGB 信号の分光感度 $S_x(\lambda)$ が変わると、ホワイトバランス回路によってホワイトバランス処理しても、分光反射率が積分波長域で複雑に変化する生体粘膜を観察したときには、RGB 信号の強度バランスが変わり、内視鏡毎に再現色調が異なる画質となるといった問題がある。

【 0 0 1 5 】

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、カラー撮像を行う同時式の内視鏡に用いて通常照明光による観察を行う際に、撮像素子の分光感度特性による影響を抑えて、所定の色調の画像を得ることのできる内視鏡装置を提供することを目的としている。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 6 】

本発明の内視鏡装置は、

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基づき映像信号を生成する信号処理を行う内視鏡装置において、

通常観察モードにおいて、RGB の可視光域の光を所定の光量を有する帯域幅に制限した離散的な帯域制限通常照明光を生成する帯域制限通常照明光生成手段

を備えて構成される。

【発明の効果】

【 0 0 1 7 】

20

本発明によれば、カラー撮像を行う同時式の内視鏡に用いて通常照明光による観察を行う際に、撮像素子の分光感度特性による影響を抑えて、所定の色調の画像を得ることができるという効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 8 】

以下、図面を参照しながら本発明の実施例について述べる。

【実施例 1】

【 0 0 1 9 】

図 1 ないし図 17 は本発明の実施例 1 に係わり、図 1 は内視鏡装置の構成を示す構成図、図 2 は図 1 のフィルタの構成を示す図、図 3 は図 2 の狭帯域用フィルタによる RGB 光の分光特性の 1 例を示す図、図 4 は図 2 の帯域制限用フィルタによる RGB 光の分光特性の 1 例を示す図、図 5 は第 1 の CCD に基づく RGB 信号の分光感度 ($R1(\lambda)$ 、 $G1(\lambda)$ 、 $B1(\lambda)$) と、従来同時式内視鏡システムの光源から内視鏡の対物光学系までの系における総合的な分光積 $E_c(\lambda)$ との分光積を示す図、図 6 は第 2 の CCD に基づく RGB 信号の分光感度 ($R2(\lambda)$ 、 $G2(\lambda)$ 、 $B2(\lambda)$) と、従来同時式内視鏡システムの光源から内視鏡の対物光学系までの系における総合的な分光積 $E_c(\lambda)$ との分光積を示す図、図 7 は図 5 の B 信号における分光積を示す図、図 8 は図 6 の B 信号における分光積を示す図、図 9 は第 1 の CCD に基づく RGB 信号の分光感度 ($R1(\lambda)$ 、 $G1(\lambda)$ 、 $B1(\lambda)$) と、図 2 の帯域制限用フィルタによる帯域制限通常照明光の分光強度特性の関係を示す図、図 10 は第 2 の CCD に基づく RGB 信号の分光感度 ($R2(\lambda)$ 、 $G2(\lambda)$ 、 $B2(\lambda)$) と、図 2 の帯域制限用フィルタによる帯域制限通常照明光の分光強度特性の関係を示す図、図 11 は第 1 の CCD に基づく B 信号の分光感度 ($B1(\lambda)$) と、帯域制限用フィルタの分光感度特性を含む、光源から内視鏡の対物光学系までの系における総合的な分光積 $E_w(\lambda)$ との分光積を示す図、図 12 は第 2 の CCD に基づく B 信号の分光感度 ($B2(\lambda)$) と、帯域制限用フィルタの分光透過特性を含む、光源から内視鏡の対物光学系までの系における総合的な分光積 $E_w(\lambda)$ との分光積を示す図、図 13 は第 1 の CCD に基づく G 信号の分光感度 ($G1(\lambda)$) と、帯域制限用フィルタの分光透過特性を含む、光源から内視鏡の対物光学系までの系における総合的な分光積 $E_w(\lambda)$ との分光積を示す図、図 14 は第 2 の CCD に基づく G 信号の分光感度 ($G2(\lambda)$) と、帯域制限用フィルタの分光透過特性を含む、光源から内視鏡の対物光学系まで

30

40

50

の系における総合的な分光積 $E_w(\lambda)$ との分光積を示す図、図 15 は第 1 の CCD に基づく R 信号の分光感度 ($R_1(\lambda)$) と、帯域制限用フィルタの分光透過特性を含む、光源から内視鏡の対物光学系までの系における総合的な分光積 $E_w(\lambda)$ との分光積を示す図、図 16 は第 2 の CCD に基づく R 信号の分光感度 ($R_2(\lambda)$) と、帯域制限用フィルタの分光透過特性を含む、光源から内視鏡の対物光学系までの系における総合的な分光積 $E_w(\lambda)$ との分光積を示す図、図 17 は図 1 の内視鏡装置の変形例の構成を示す図である。

【0020】

図 1 に示すように実施例 1 の内視鏡装置 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。

10

【0021】

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。

20

【0022】

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。

【0023】

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 RGB の可視領域の照明光を通常観察に適した所定の帯域幅に制限した RGB 光の帯域制限通常照明光 (WLI) 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、狭帯域観察に適した狭帯域の照明光である狭帯域照明光 (NBI) を発生して、ライトガイド 13 に供給する。

30

【0024】

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。

【0025】

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 のフィルタ切替機構 16 を制御して、帯域制限通常照明光と、狭帯域照明光とを選択的に切り替える。

40

【0026】

また、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。

【0027】

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。

50

【 0 0 2 8 】

この絞り 2 2 を通過した照明光は、フィルタ切替機構 1 6 により照明光路中のフィルタ 2 4 を介し、図 2 に示すように、該フィルタ 2 4 の狭帯域用フィルタ 2 4 a を通して（狭帯域光観察モード時）、或いは該フィルタ 2 4 の帯域制限通常照明光生成手段としての帯域制限用フィルタ 2 4 b を通して（通常光観察モード時）、集光レンズ 2 5 に入射され、この集光レンズ 2 5 により集光されてライトガイド 1 3 の手元側の端面、つまり入射端面に入射される。

【 0 0 2 9 】

図 3 は、狭帯域用フィルタ 2 4 a による R G B 光の分光特性の 1 例を示す。この狭帯域用フィルタ 2 4 a 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。

10

【 0 0 3 0 】

より具体的には、例えば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 3 0 n m 、 5 4 0 n m 、 4 2 0 n m であり、その半値幅 λ_0 が 2 0 ~ 4 0 n m のバンドパス特性を有する。

【 0 0 3 1 】

従って、狭帯域用フィルタ 2 4 a 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。

【 0 0 3 2 】

20

図 4 は、帯域制限用フィルタ 2 4 b による R G B 光の分光特性の 1 例を示す。この帯域制限用フィルタ 2 4 b 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、それぞれ帯域制限透過フィルタ特性部 R b , G b , B b を有する。

【 0 0 3 3 】

より具体的には、例えば帯域制限透過フィルタ特性部 R b , G b , B b は、それぞれ中心波長が 6 3 0 n m （半値幅 $\lambda_1 = 3 0 \sim 9 0 \text{ n m}$ ）、 5 4 0 n m （半値幅 $\lambda_2 = 2 0 \sim 6 0 \text{ n m}$ ）、 4 4 0 n m （半値幅 $\lambda_3 = 5 0 \sim 8 0 \text{ n m}$ ）のバンドパス特性を有する。

【 0 0 3 4 】

従って、帯域制限用フィルタ 2 4 b が照明光路中に配置された場合には、この帯域制限透過フィルタ特性部 R b , G b , B b を透過した 3 バンドの帯域制限通常照明光がライトガイド 1 3 に入射される。

30

【 0 0 3 5 】

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。

【 0 0 3 6 】

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。

40

【 0 0 3 7 】

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 として例えば補色系フィルタ（図 1 8 参照）が各画素単位で取り付けられている。

【 0 0 3 8 】

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。

【 0 0 3 9 】

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

50

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。

【 0 0 4 0 】

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 4 1 】

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 3 3 を備え、I D 発生部 3 3 による I D は、制御回路 1 5 に入力され、制御回路 1 5 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 2 9 の画素数種類等を識別する。

【 0 0 4 2 】

そして、識別した内視鏡 2 の C C D 2 9 を適切に駆動するように制御回路 1 5 は、C C D 駆動回路 3 1 を制御する。

【 0 0 4 3 】

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、相関二重サンプリング回路 (C D S 回路と略記) 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、A / D 変換回路 3 4 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 3 5 に入力され、明るさ (信号の平均輝度) が検出される。

明るさ検波回路 3 5 により検出された明るさ信号は、調光回路 3 6 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 3 6 からの調光信号は、絞り駆動回路 2 3 に入力され、基準となる明るさとなるように絞り 2 2 の開口量が調整される。

【 0 0 4 4 】

A / D 変換回路 3 4 から出力されるデジタル信号は、オートゲインコントローラ (A G C と略記) 5 0 にてゲイン調整がなされた後、Y / C 分離回路 3 7 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 (= 2 R - G) , C b (= 2 B - G) が生成される。なお、A G C 5 0 では、帯域制限用フィルタ 2 4 b による帯域制限のために通常観察時の光量が不足した場合に生じる信号レベルの低下を補って信号レベルが所定レベルとなるようにゲイン調整をする。

【 0 0 4 5 】

輝度信号 Y は、セクタ 3 9 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) 4 1 に入力される。

【 0 0 4 6 】

この L P F 4 1 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 4 1 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 4 2 に入力される。

【 0 0 4 7 】

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 4 3 を介して同時化回路 4 4 に入力される。

【 0 0 4 8 】

この場合、第 2 の L P F 4 3 は、制御回路 1 5 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 4 3 は、第 1 の L P F 4 9 より低帯域に設定される。

【 0 0 4 9 】

一方、狭帯域光観察モード時には、第 2 の L P F 4 3 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 4 3 は、第 1 の L P F 4 1 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 4 3 は、観察モードの切

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 5 0 】

同時化回路 4 4 は、ライン毎に交互に得られる色差信号 C_r , C_b を同時化し、同時化された色差信号 C_r , C_b は第 1 マトリクス回路 4 2 に入力される。

【 0 0 5 1 】

第 1 マトリクス回路 4 2 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、ホワイトバランス & y 補正回路 ($WB \& y$ と略記) 4 5 に出力する。

【 0 0 5 2 】

また、この第 1 マトリクス回路 4 2 は、制御回路 1 5 によって制御され、狭帯域用フィルタ 2 4 a の特性や帯域制限用フィルタ 2 4 b 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信号 R_1 , G_1 , B_1 に変換する。

【 0 0 5 3 】

$WB \& y$ 4 5 によりホワイトバランス処理及び y 補正処理が施された信号 R_2 , G_2 , B_2 は、第 2 マトリクス回路 4 6 に入力され、この第 2 マトリクス回路 4 6 により、輝度信号 Y と、色差信号 $R - Y$ 、 $B - Y$ に変換される。

【 0 0 5 4 】

この場合、制御回路 1 5 は、通常光観察モード時には、信号 R_2 , G_2 , B_2 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 4 6 のマトリクス係数を設定する。

制御回路 1 5 は、狭帯域光観察モード時には、第 2 マトリクス回路 4 6 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、信号 R_2 , G_2 , B_2 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 Y に基づく色差信号 $R - Y$ 、 $B - Y$ が生成されるようにする。すなわち、下式で得られる色差信号 $R - Y$ 、 $B - Y$ が生成される。

【 数 2 】

$$\begin{pmatrix} Y \\ R - Y \\ B - Y \end{pmatrix} = M2 \begin{pmatrix} R2 \\ G2 \\ B2 \end{pmatrix}$$

$$M2 = M3^{-1} M2'$$

$$WLI: M2' = I$$

$$NBI: M2' = K = \begin{pmatrix} 0 & m12 & 0 \\ 0 & 0 & m23 \\ 0 & 0 & m33 \end{pmatrix} \quad \dots(2)$$

【 0 0 5 5 】

ここで、 $M2$ は第 2 マトリクス回路 4 6 の行列 (3 行 3 列)、 $M3^{-1}$ は第 3 マトリクス回路 4 9 で適用する行列 $M3$ の逆行列 (3 行 3 列)、行列 $M2'$ は通常観察モードの場合は行列 I を、狭帯域観察の場合は行列 K をとり、 I は単位行列 (3 行 3 列) を表し、 $m12$ 、 $m23$ 、 $m33$ は実数である。

【 0 0 5 6 】

第 2 マトリクス回路 4 6 から出力される色差信号 $R - Y$ 、 $B - Y$ は、 Y / C 分離回路 3 7 から出力され y 補正回路 5 1 を介した輝度信号 Y_h と共に、拡大回路 4 7 に入力される。

【 0 0 5 7 】

この拡大回路 47 により拡大処理された輝度信号 Y_h 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、第 3 マトリクス回路 49 に入力される。

【 0 0 5 8 】

γ 補正回路 51 は、制御回路 15 により制御され、 $WB \& \gamma$ 45 と連動し γ 補正している。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低輝度に対する補正値を小さく、かつ高輝度に対する補正値を大きくした γ 補正特性に変更される。これにより、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。

【 0 0 5 9 】

拡大回路 47 を介した色差信号 $R - Y$, $B - Y$ 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。

10

【 0 0 6 0 】

そして、第 3 マトリクス回路 49 により信号 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。

【 0 0 6 1 】

異なる CCD では、図 19 及び図 21 に示したように補色系フィルタの分光特性が異なるため、 RGB 信号は図 23 及び図 24 に示したように分光特性が異なる。

【 0 0 6 2 】

従来の同時式内視鏡システムでは、図 22 に示したような分光強度特性を有する通常照明光が照射されるため、 CCD の分光感度特性と通常照明光の分光感度特性の関係 (図 23 及び図 24 参照) から分かるように、 CCD の分光感度特性と、光源から内視鏡の対物光学系までの系における総合的な分光積 $E_c(\lambda)$ との分光積 (式 (1) における $E(\lambda) \cdot S_x(\lambda)$) の分光分布は、図 5 及び図 6 に示すように、 CCD の分光感度の分布とほとんど変わらない。なお、図 5 等の縦軸は任意単位 ($a.u.=arbitrary unit$) で示している。

20

【 0 0 6 3 】

したがって、第 1 の CCD と第 2 の CCD とでは、前述の分光積の分光分布が大きく異なったままで、被写体の分光反射率との分光積を積分することで得られる RGB 信号の強度は、 CCD によって異なる。

30

【 0 0 6 4 】

例えば B 信号を一例に説明すると、 CCD に基づく B 信号の分光感度の分光積の特性は、図 7 及び図 8 に示すように、同じ生体粘膜を被写体としても、第 1 の CCD と第 2 の CCD で異なり、 B 信号の強度が CCD によって異なることとなる。

【 0 0 6 5 】

これに対して本実施例では、図 9 及び図 10 に示すように、 CCD の分光感度特性と帯域制限通常照明光の分光強度特性の関係からわかるように、 CCD に基づく RGB 信号の分光感度特性と、帯域制限用フィルタ 24b の分光透過率特性を含む、光源から内視鏡の対物光学系までの系における総合的な分光積 $E_w(\lambda)$ との分光積の分光分布は、 B 信号を一例に説明すると、図 11 及び図 12 に示すように、帯域制限用フィルタ 24b によって制限された帯域内での変化に留まるため、 CCD の分光感度の違いを抑制することができる。このため、分光積 $E_w(\lambda)$ との分光積の積分値が、第 1 の CCD と第 2 の CCD で略同一となり、 B 信号の強度は CCD 間で略同等とすることができる。

40

【 0 0 6 6 】

なお、 G 信号及び R 信号についても、図 13 ないし図 16 に示すように、帯域制限用フィルタ 24b によって制限された帯域内での変化に留まるため、同様に CCD の分光感度の違いを抑制することができる。

【 0 0 6 7 】

このように本実施例では、照射する照明光を補色系フィルタの分光特性の共通分光成分の帯域に制限しているため、分光積の積分値は略同一となり、得られる通常画像の色調等

50

の画質をＣＣＤの分光特性に左右することなく、安定した画質に保つことが可能となる。
なお原色フィルタのＣＣＤにも適用可能である。

【００６８】

なお、本実施例では、光源装置を備え、光源装置においてフィルタ２４を切り替えることで帯域制限通常照明光及び狭帯域照明光をライトガイド１３を介して被写体に照射するとしたが、これに限らず、例えば図１７に示すように、操作部８にＬＥＤユニット１００を設け、このＬＥＤユニット１００に搭載された帯域制限通常照明光を発光する帯域制限通常照明光生成手段としてのＬＥＤ（ $R_{wli} - LED100r$ 、 $G_{wli} - LED100g$ 、 $B_{wli} - LED100b$ ）と、狭帯域照明光を発光するＬＥＤ（ $R_{nbi} - LED101r$ 、 $G_{nbi} - LED101g$ 、 $B_{nbi} - LED101b$ ）との出射光を共通のライトガイド１３により照明レンズ２７に導光することにより被写体を照射し、ＣＣＤ２９にて撮像するようにしても本実施例と同様な作用及び効果を得ることができる。

10

【００６９】

本発明は、上述した実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【図面の簡単な説明】

【００７０】

【図１】本発明の実施例１に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

【図２】図１のフィルタの構成を示す図

【図３】図２の狭帯域用フィルタによるＲＧＢ光の分光特性の１例を示す図

20

【図４】図２の帯域制限用フィルタによるＲＧＢ光の分光特性の１例を示す図

【図５】第１のＣＣＤに基づくＲＧＢ信号の分光感度（ $R1(\lambda)$ 、 $G1(\lambda)$ 、 $B1(\lambda)$ ）と、従来同時式内視鏡システムの光源から内視鏡の対物光学系までの系における総合的な分光積 $E_c(\lambda)$ との分光積を示す図

【図６】第２のＣＣＤに基づくＲＧＢ信号の分光感度（ $R2(\lambda)$ 、 $G2(\lambda)$ 、 $B2(\lambda)$ ）と、従来同時式内視鏡システムの光源から内視鏡の対物光学系までの系における総合的な分光積 $E_c(\lambda)$ との分光積を示す図

【図７】図５のＢ信号における分光積を示す図

【図８】図６のＢ信号における分光積を示す図

【図９】第１のＣＣＤに基づくＲＧＢ信号の分光感度（ $R1(\lambda)$ 、 $G1(\lambda)$ 、 $B1(\lambda)$ ）と、図２の帯域制限用フィルタによる帯域制限通常照明光の分光強度特性の関係を示す図

30

【図１０】第２のＣＣＤに基づくＲＧＢ信号の分光感度（ $R2(\lambda)$ 、 $G2(\lambda)$ 、 $B2(\lambda)$ ）と、図２の帯域制限用フィルタによる帯域制限通常照明光の分光強度特性の関係を示す図

【図１１】第１のＣＣＤに基づくＢ信号の分光感度（ $B1(\lambda)$ ）と、帯域制限用フィルタの分光透過特性を含む、光源から内視鏡の対物光学系までの系における総合的な分光積 $E_w(\lambda)$ との分光積を示す図

【図１２】第２のＣＣＤに基づくＢ信号の分光感度（ $B2(\lambda)$ ）と、帯域制限用フィルタの分光透過特性を含む、光源から内視鏡の対物光学系までの系における総合的な分光積 $E_w(\lambda)$ との分光積を示す図

40

【図１３】第１のＣＣＤに基づくＧ信号の分光感度（ $G1(\lambda)$ ）と、帯域制限用フィルタの分光透過特性を含む、光源から内視鏡の対物光学系までの系における総合的な分光積 $E_w(\lambda)$ との分光積を示す図

【図１４】第２のＣＣＤに基づくＧ信号の分光感度（ $G2(\lambda)$ ）と、帯域制限用フィルタの分光透過特性を含む、光源から内視鏡の対物光学系までの系における総合的な分光積 $E_w(\lambda)$ との分光積を示す図、図１５は、図１６は、図１７は

【図１５】第１のＣＣＤに基づくＲ信号の分光感度（ $R1(\lambda)$ ）と、帯域制限用フィルタの分光透過特性を含む、光源から内視鏡の対物光学系までの系における総合的な分光積 $E_w(\lambda)$ との分光積を示す図

50

【図 1 6】第 2 の C C D に基づく R 信号の分光感度 ($R_2(\lambda)$) と、帯域制限用フィルタの分光透過特性を含む、光源から内視鏡の対物光学系までの系における総合的な分光積 $E_w(\lambda)$ との分光積を示す図

【図 1 7】図 1 の内視鏡装置の変形例の構成を示す図

【図 1 8】従来の補色系フィルタの構成を示す図

【図 1 9】図 1 8 の補色系フィルタの読み出し信号の分光特性を示す第 1 の図

【図 2 0】図 1 9 の読み出し信号に基づく輝度信号及び色差信号分光特性を示す図

【図 2 1】図 1 8 の補色系フィルタの読み出し信号の分光特性を示す第 2 の図

【図 2 2】従来同時式内視鏡システムにおける、内視鏡先端からの通常照明光の分光特性を示す図

10

【図 2 3】第 1 の C C D に基づく R G B 信号の分光感度 ($R_1(\lambda)$ 、 $G_1(\lambda)$ 、 $B_1(\lambda)$) と、従来同時式内視鏡システムにおける、内視鏡先端からの通常照明光の分光強度特性の関係を示す図

【図 2 4】第 2 の C C D に基づく R G B 信号の分光感度 ($R_2(\lambda)$ 、 $G_2(\lambda)$ 、 $B_2(\lambda)$) と、従来同時式内視鏡システムにおける、内視鏡先端からの通常照明光の分光強度特性の関係を示す図

【符号の説明】

【0 0 7 1】

1 ... 内視鏡装置

2 ... (電子)内視鏡

20

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 ... フィルタ切替機構

30

2 0 ... ランプ

2 2 ... 絞り

2 3 ... 絞り駆動回路

2 4 ... フィルタ

2 4 a ... 狭帯域用フィルタ

2 4 b ... 帯域制限用フィルタ

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

40

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

4 1、4 3 ... L P F

4 2、4 6 ... マトリクス回路

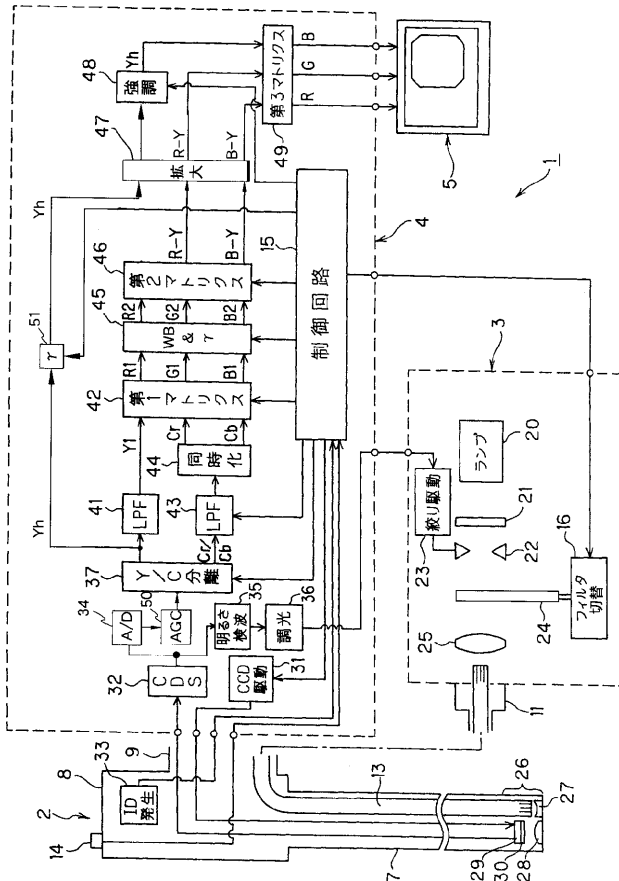
4 4 ... 同時化回路

4 5 ... W B & γ

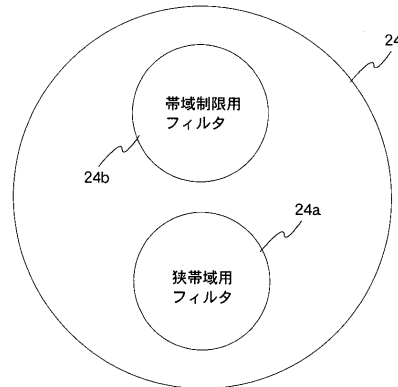
50

- 47 ... 拡大回路
 50 ... A G C
 51 ... γ 補正回路

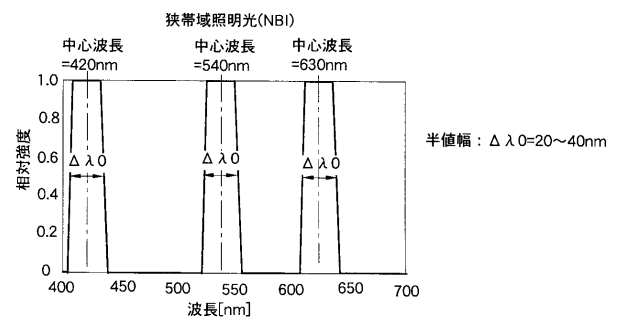
【図1】



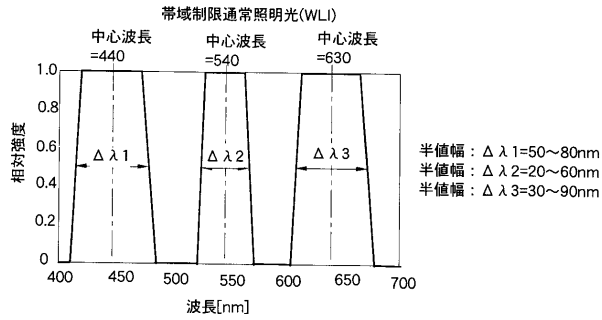
【図2】



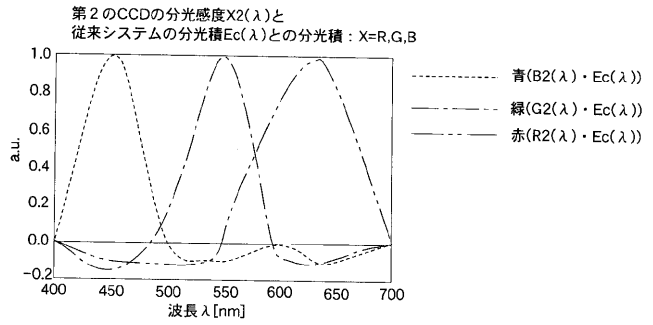
【図3】



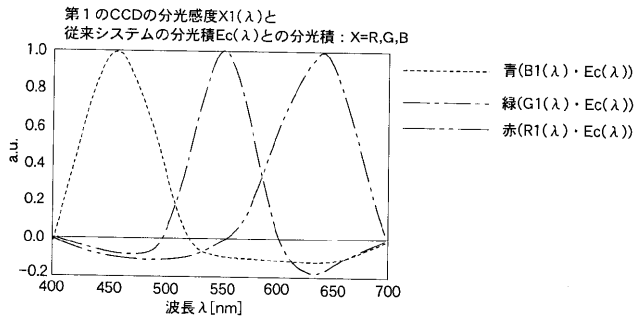
【図 4】



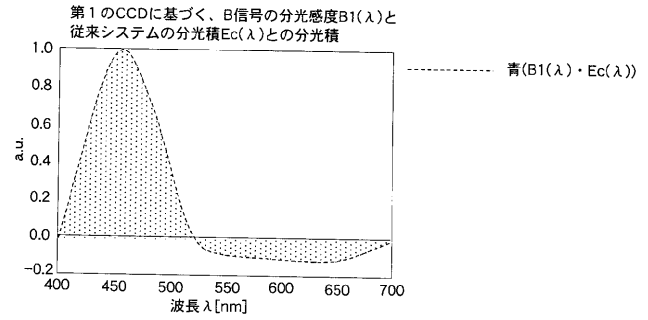
【図 6】



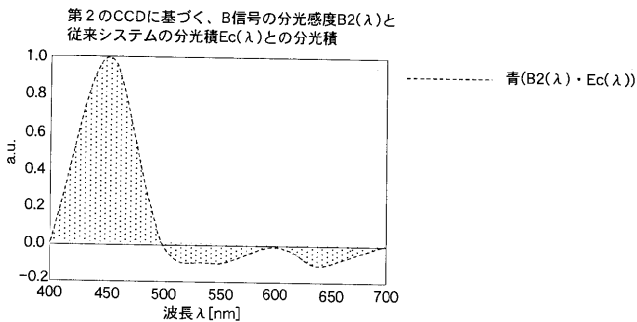
【図 5】



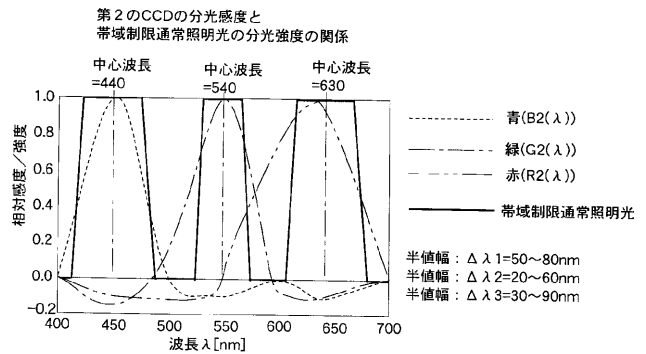
【図 7】



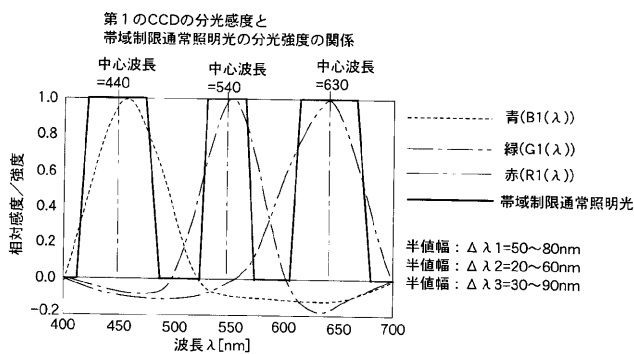
【図 8】



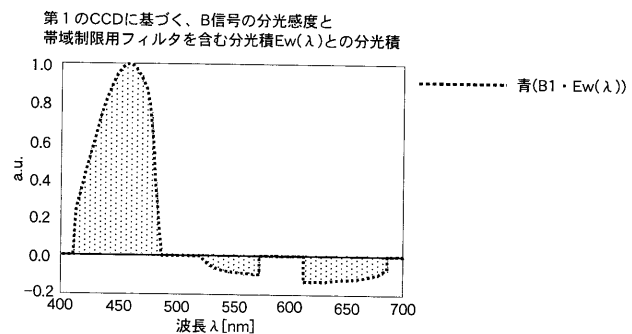
【図 10】



【図 9】

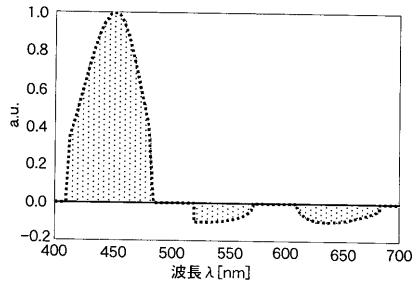


【図 11】



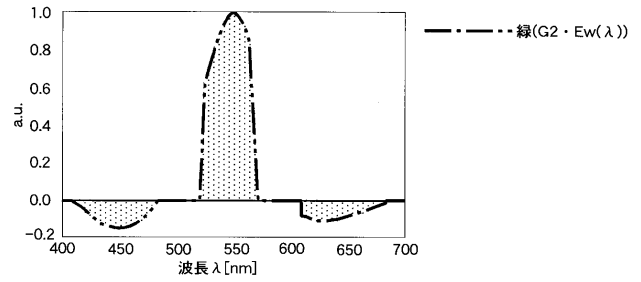
【図 1 2】

第2のCCDに基づく、B信号の分光感度と
帯域制限用フィルタを含む分光積 $E_w(\lambda)$ との分光積



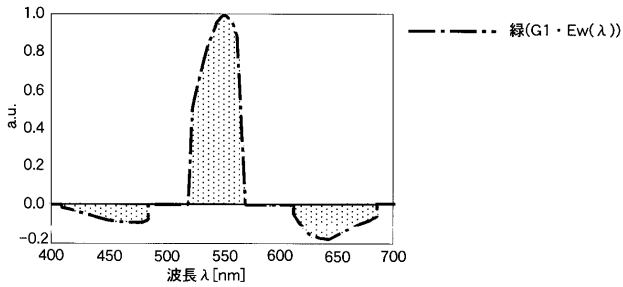
【図 1 4】

第2のCCDに基づく、G信号の分光感度と
帯域制限用フィルタを含む分光積 $E_w(\lambda)$ との分光積



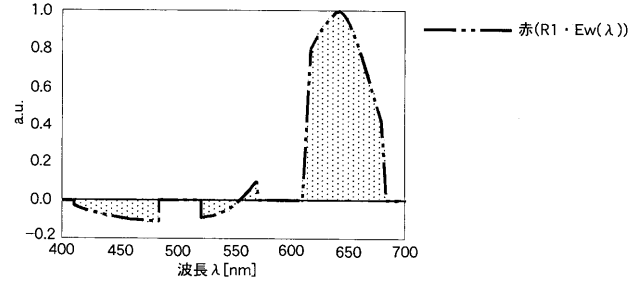
【図 1 3】

第1のCCDに基づく、G信号の分光感度と
帯域制限用フィルタを含む分光積 $E_w(\lambda)$ との分光積



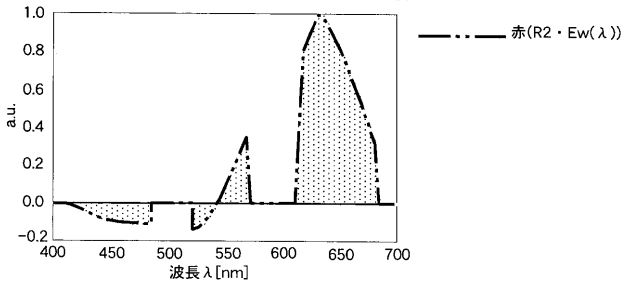
【図 1 5】

第1のCCDに基づく、R信号の分光感度と
帯域制限用フィルタを含む分光積 $E_w(\lambda)$ との分光積

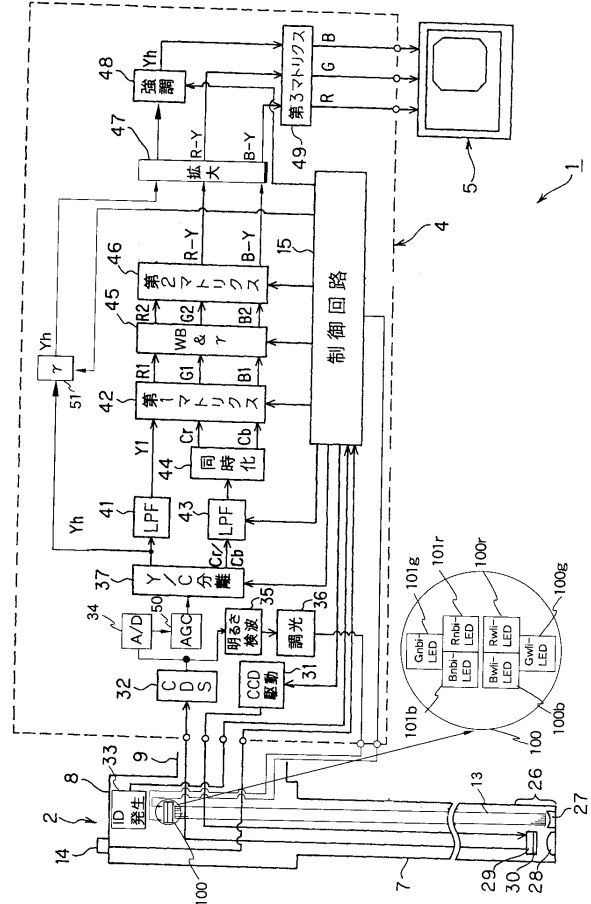


【図 1 6】

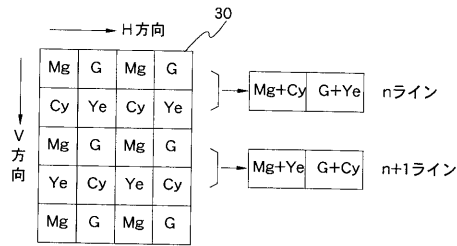
第2のCCDに基づく、R信号の分光感度と
帯域制限用フィルタを含む分光積 $E_w(\lambda)$ との分光積



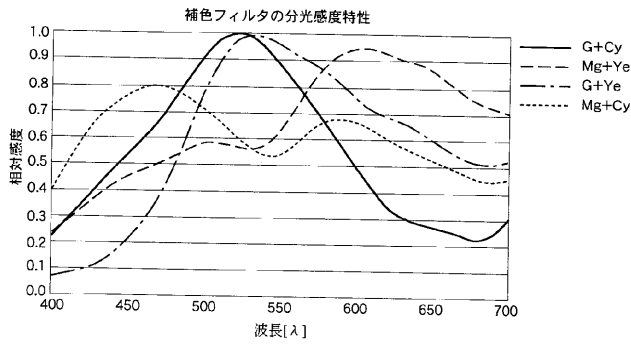
【図 1 7】



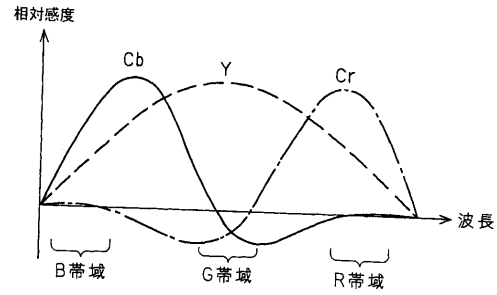
【図 18】



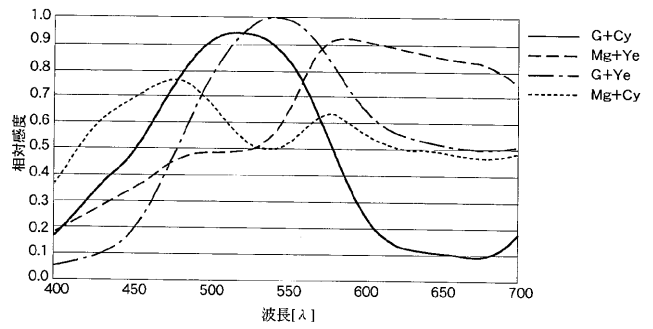
【図 19】



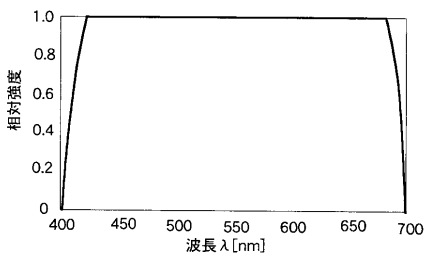
【図 20】



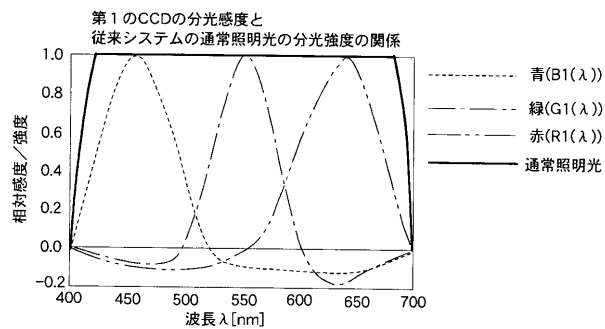
【図 21】



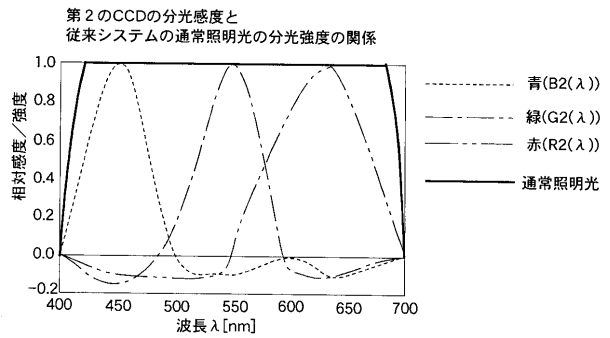
【図 22】



【図 23】



【図 24】



专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2008036035A	公开(公告)日	2008-02-21
申请号	JP2006212561	申请日	2006-08-03
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	山崎健二		
发明人	山▲崎▼ 健二		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/00186 A61B1/0638 A61B1/0646		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/06.B A61B1/00.513 A61B1/04 A61B1/04.531 A61B1/06.510 A61B1/07.734 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	4C061/AA22 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/GG01 4C061/JJ18 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR15 4C061/RR18 4C061/RR23 4C061/RR26 4C061/SS08 4C061/SS11 4C061/TT02 4C061/TT03 4C061/TT12 4C061/WW03 4C061/WW07 4C061/WW08 4C161/AA22 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/GG01 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR15 4C161/RR18 4C161/RR23 4C161/RR26 4C161/SS08 4C161/SS11 4C161/TT02 4C161/TT03 4C161/TT12 4C161/WW03 4C161/WW07 4C161/WW08		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4847250B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：当用于执行彩色成像并利用普通照明光进行观察的同时型内窥镜时，通过抑制成像元件的光谱灵敏度特性的影响来获得具有预定色调的图像。带限滤波器表示三模滤波器特性，并且包括例如红色，绿色和蓝色的各个波长区域中的带限发送滤波器特征部分Rb，Gb和Bb。更具体地，例如，带限发送滤波器特征部分Rb，Gb和Bb具有630nm（半值宽度 λ_1 = 30至90nm），540nm（半值宽度 λ_2 = 20至60nm），440nm（半值宽度 λ_3 = 50至80nm）带通特性。点域4

