

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003 - 102684

(P2003 - 102684A)

(43)公開日 平成15年4月8日(2003.4.8)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マ-コ-ト* (参考)
A 6 1 B 1/06		A 6 1 B 1/06	A 2 H 0 4 0
G 0 2 B 5/20		G 0 2 B 5/20	2 H 0 4 8
23/24		23/24	B 4 C 0 6 1
23/26		23/26	D 5 C 0 2 2
H 0 4 N 5/225		H 0 4 N 5/225	C 5 C 0 5 4
審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 7 数) 最終頁に続く			

(21)出願番号 特願2001 - 301805(P2001 - 301805)

(22)出願日 平成13年9月28日(2001.9.28)

(71)出願人 000005430

富士写真光機株式会社

埼玉県さいたま市植竹町1丁目324番地

(72)発明者 綾目 大輔

埼玉県さいたま市植竹町1丁目324番地 富士写真光機株式会社内

(72)発明者 樋口 充

埼玉県さいたま市植竹町1丁目324番地 富士写真光機株式会社内

(74)代理人 100098372

弁理士 緒方 保人

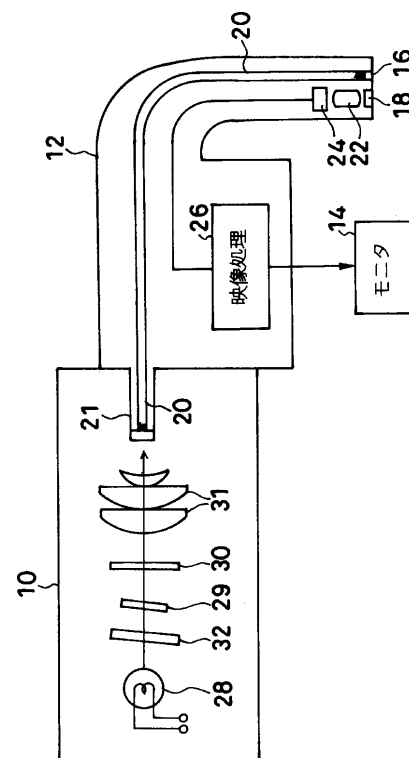
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57)【要約】

【課題】 ハレーションの発生を良好に抑制すると共に、色づき等の不都合をなくすようにする。

【解決手段】 例えば、光源ランプ28と赤外カットフィルタ29との間に、波長校正フィルタ32を設ける。この波長校正フィルタ32の特性は、ランプ28の分光特性、赤外カットフィルタ29の分光特性、ライトガイド20の分光特性、CCD24の分光感度、正常粘膜分光反射特性を考慮し、例えば400～700nmの波長範囲におけるYe、Cy、Mg、Gの各色成分の電荷蓄積量の最大値と最小値の差を最大値に対する比で表したとき、その差が0.45以下となるように設定する。これにより、特定の色が先に飽和状態になることが少なくなつてハレーションが抑制される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 光源ランプの光をライトガイドによってスコープ先端へ導き、このスコープ先端からの光照明により被観察体を撮像素子で撮像する電子内視鏡装置において、

上記撮像素子で得られるカラー画像を構成する各色信号の所定波長範囲における最終的な電荷蓄積量の最大値と最小値の差が、少なくとも上記光源ランプの分光特性、上記ライトガイドの分光特性、上記撮像素子の分光感度、正常粘膜分光反射特性を考慮した場合の上記各色信号の電荷蓄積量の最大値と最小値の差よりも小さくなる分光特性に設定した波長校正フィルタを設けたことを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 2】 上記波長校正フィルタは、400～700 nmの波長範囲の各色信号の蓄積量の最大値と最小値の差を最大値に対する比で表したとき、その差が0.45以下となる分光特性に設定したことを特徴とする上記請求項 1 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 3】 上記波長校正フィルタは、赤外カットフィルタの分光特性を合体させた分光特性として形成したことを特徴とする上記請求項 1 又は 2 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】本発明は電子内視鏡装置、特に光源ランプからライトガイドにより導いた照明光をスコープ先端から照射し、被観察体である生体内を撮像素子で撮影、観察する場合の画像のハレーションを防止するための構成に関する。

【0002】

【従来の技術】電子内視鏡装置では、光源ランプからの光がライトガイドを介してスコープ先端部へ導かれ、このスコープ先端部からの光が被観察体に照射されており、この被観察体は対物光学系を介してCCD (Charge Coupled Device) 等の撮像素子で撮像される。このCCDの撮像信号は、所定のカラー画像処理が施され、モニタ等に出力され、このモニタ上のカラー画像により目的部位の観察が行われる。また、近年では、上記対物光学系に可動レンズを組み込み、この可動レンズを変倍機構により前後移動させ、被観察体像を光学的に拡大することが行われ、拡大画像によって特定部位の細部を観察することも可能となっている。

【0003】そして、上記CCDでは、その撮像面に、補色関係にあるYe (イエロー)、Cy (シアン)、Mg (マゼンタ)、G (グリーン) からなる補色フィルタ、或いはR (赤)、G (緑)、B (青) からなる原色フィルタが画素単位で配置されており、これらの色フィルタを介して得られたCCDの蓄積電荷を撮像信号として取り出し、所定の画像処理を施すことにより、被観察体のカラー画像が形成される。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、従来の電子内視鏡装置では、上記CCDの補色フィルタ、原色フィルタの各色の分光感度が異なり、また光源ランプ、ライトガイド (光ファイバ) 等も固有の分光特性を有することから、CCDに蓄積される各色の信号が同時に飽和せず、CCDのダイナミックレンジを有効に使用することができないという問題があった。

【0005】特に、電子内視鏡の観察対象は消化器官等、生体内であることが多く、この生体内が赤を中心とした偏った色構成となっていることから、赤系統の色が先に飽和することが多くなる。そして、このような特定の色が先に飽和する結果としてハレーションが生じ、またこのハレーション部分には、飽和していない色の色づきが発生するという不都合がある。

【0006】本発明は上記問題点を鑑みてなされたものであり、その目的は、ハレーションの発生を良好に抑制すると共に、ハレーション部位における色づき等の不都合をなくすることができる電子内視鏡装置を提供することにある。

【0007】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために、請求項 1 に係る発明は、光源ランプの光をライトガイドによってスコープ先端へ導き、このスコープ先端からの光照明により被観察体を撮像素子で撮像する電子内視鏡装置において、上記撮像素子で得られるカラー画像を構成する各色信号の所定波長範囲における最終的な電荷蓄積量の最大値と最小値の差が、少なくとも上記光源ランプの分光特性、上記ライトガイドの分光特性、上記撮像素子の分光感度、正常粘膜分光反射特性を考慮した場合の上記各色信号の電荷蓄積量の最大値と最小値の差よりも小さくなる分光特性に設定した波長校正フィルタを設けたことを特徴とする。請求項 2 に係る発明は、上記波長校正フィルタを、400～700 nmの波長範囲の各色信号の蓄積量の最大値と最小値の差を最大値に対する比で表したとき、その差が0.45以下となる分光特性に設定したことを特徴とする。請求項 3 に係る発明は、上記波長校正フィルタを、赤外カットフィルタの分光特性を合体させた分光特性として形成したことを特徴とする。

【0008】上記の構成によれば、波長校正フィルタを光供給ラインに挿入することにより、従来よりも各色信号の電荷蓄積量 (積分値) の最大値と最小値の差が小さくなり、ハレーションが抑制される。ここで、上記波長校正フィルタは、例えば400～700 nmの波長範囲の各色信号の蓄積量において最大値に対する比の最大値Wmaxと最小値Wminの差が0.45以下となるようにすることが好ましい。即ち、従来の装置では、例えば上記最大値WmaxはYe (イエロー) で1、最小値WminはG (グリーン) で0.47となり、その差が0.53程度

となるが、この差が小さい程、各色信号の飽和状態のズレがなくなり、ハレーションが抑制されることになる。本願出願人は、波長較正フィルタを用い、上記の最大値 $W_{\max}$ と最小値 $W_{\min}$ の差を 0.45 以下まで小さくすることにより、ハレーション抑制効果が向上することを経験的に得たものである。

【0009】また、本願発明では、上記波長較正フィルタの特性を決定する要素として、光源ランプの分光特性、ライトガイドの分光特性、撮像素子の分光感度だけでなく、正常粘膜分光反射特性を加えることを特徴として 10 しており、これによって、赤系統の多い生体内を撮影する場合の赤系統の信号の飽和状態を抑制し、ハレーションの防止を確実にしている。なお、この波長較正フィルタの特性を決定する要素として、例えば赤外カットフィルタの分光特性等、その他の特性を含ませることができる。

【0010】

【発明の実施の形態】図1には、実施形態例に係る電子内視鏡装置の一部の構成が示されており、この電子内視鏡装置は同時式とされ、光源装置10、スコープ及びプロセッサ装置12、モニタ14等を有している。この図1において、スコープ及びプロセッサ装置12には、そのスコープ先端に照明窓16、観察窓18が配置され、この照明窓16にはライトガイド20が連結され、このライトガイド20が光源装置10へ接続するためのコネクタ21まで配設される。一方、上記観察窓18には、対物光学系22を介して撮像素子であるCCD24が光学的に接続される。

【0011】また、変倍機構を備えた電子内視鏡装置では、上記対物光学系22の一部として、図示していない 30 が回転する線状伝達部材等で前後移動される可動レンズが組み込まれる。そして、上記線状伝達部材は例えばモータで駆動されることになり、可動レンズの前後移動によって光学的拡大像が得られる。

【0012】上記CCD24の後段には、相関二重サンプリング等を行った後、デジタル信号としてガンマ補正等の各種の映像処理を施す映像処理回路26が接続されており、この映像処理回路26から出力された輝度信号及び色差信号等がモニタ14へ供給される。

【0013】一方、上記光源装置10内には、キセノン 40 ランプ、ハロゲンランプ等からなる光源ランプ28、赤外線(IR)をカットする赤外カットフィルタ29、光量制御用シャッタ30、集光レンズ31が配置され、この集光レンズ31からの光がライトガイド20の入射端へ出力される。そして、上記のランプ28と赤外カットフィルタ29との間に、波長較正フィルタ32が挿入される。

【0014】図2乃至図4には、上記の各部材の分光特性及び分光感度が示され、図5には、波長較正フィルタ32の第1実施例のフィルタ特性等が示されており、ま

*ず波長較正フィルタの特性の設定について説明する。電子内視鏡装置での撮影においては、図2に示される光源ランプ28の分光(透過率)特性101(波長400~700nm)、赤外(IR)カットフィルタの分光(透過率)特性102、後述する波長較正フィルタ32の分光(透過率)特性103、ライトガイド20の分光特性104、そして図3に示される正常粘膜分光反射(率)特性105、CCD24の分光感度106の全ての光学特性の影響を受けることになり、この結果として、CCD24の電荷蓄積量(107)が得られる。

【0015】図4には、このCCD24の最終的な電荷蓄積量が示されている。即ち、当該例のCCD24では、補色フィルタが設けられており、Ye(イエロー)、Cy(シアン)、Mg(マゼンタ)、G(グリーン)の色信号の電荷蓄積量は、図示の特性となる。ここで、これら各色信号の蓄積量、即ち波長400nmから700nmにおいて単位時間当たりの積分値が同じであれば、各信号が同時に飽和状態となり、ハレーションも問題とはならないが、このような状態は現実の被写体ではあり得ない。しかし、各色信号の積分値の差が小さくなるように調整できれば、それに応じてハレーションの抑制が可能となり、本願発明では、各色信号の積分値の差(最大値との比の差)が0.45以下になるように、波長較正フィルタ32の特性を設定することとしている。

【0016】即ち、波長400nmから700nmまでのYe信号の積分値 A_{Ye} 、Mg信号の積分値 A_{Mg} 、Cy信号の積分値 A_{Cy} 、G信号の積分値 A_G は、次の数式1で表される。

【数1】

$$A_{Ye} = \int_{400nm}^{700nm} f_{Ye}(\lambda) d\lambda$$

$$A_{Mg} = \int_{400nm}^{700nm} f_{Mg}(\lambda) d\lambda$$

$$A_{Cy} = \int_{400nm}^{700nm} f_{Cy}(\lambda) d\lambda$$

$$A_G = \int_{400nm}^{700nm} f_G(\lambda) d\lambda$$

なお、上記の f_{Ye} 、 f_{Mg} 、 f_{Cy} 、 f_G の一例が、図4のYe、Cy、Mg、Gの分光曲線で示される。

【0017】そして、この数式1の積分値 A_{Ye} 、 A_{Mg} 、 A_{Cy} 、 A_G の中の最大値と最小値の最大値との比における差、即ち、最大値が A_{Ye} であったとすると、 $A_{Ye}/A_{Ye} (= W_{Ye})$ 、 $A_{Mg}/A_{Ye} (= W_{Mg})$ 、 $A_{Cy}/A_{Ye} (= W_{Cy})$ 、 $A_G/A_{Ye} (= W_G)$ の中の最大値と最小値の差が0.45以下($W_{\max} - W_{\min} = 0.45$)となるように、波長較正フィルタ32の特性が設定される。

【0018】図5には、この波長校正フィルタ32の第1実施例のフィルタ特性[図(A)]と、これを使用したときのCCD24での電荷蓄積量[図(B)]が示されている。この第1実施例のフィルタは、図示されるように、波長650nmで0となり、630nm近傍以上の波長を半分以上カットする分光(透過率)特性を有しており、赤成分の長波長側を主に除去するものとなっている。即ち、生体内の粘膜は赤成分を多く含むため、図3の正常粘膜分光反射特性に示されるように、波長600~700nmの赤成分(帯域)の光の反射が多くな

っており、この赤成分の光をカラー画像の構成に支障のない範囲で(カラー表示に必要な赤色量を最小限確保した状態で)カットするようにしている。

【0019】このような波長校正フィルタ32によれば、図5(B)のような最終的なCCD24の電荷蓄積量が得られる。即ち、この場合の各色信号の最大値は、Yeの積分値 A_{Ye} で、 $W_{Ye} = 1$ 、 $W_{Mg} = 0.68$ 、 $W_{Cy} = 0.78$ 、 $W_G = 0.55$ となり、最大値と最小値の差 $W_{max} - W_{min}$ は、 $W_{Ye} - W_G = 0.45$ となる。

【0020】図6には、この波長校正フィルタ32の第2実施例のフィルタ特性[図(A)]及びCCD24での電荷蓄積量[図(B)]が示されている。この第2実施例のフィルタは、図示されるように、波長が長くなる程、透過率が低下する特性とされており、この場合も赤成分のカット量は他の色成分に比べて多くなっている。このような第2実施例のフィルタによれば、図6(B)のような最終的なCCD24の電荷蓄積量が得られ、この場合の各色信号の最大値は、Yeの積分値 A_{Ye} で、 $W_{Ye} = 1$ 、 $W_{Mg} = 0.69$ 、 $W_{Cy} = 0.90$ 、 $W_G = 0.61$ となり、最大値と最小値の差 $W_{max} - W_{min}$ は、 $W_{Ye} - W_G = 0.39$ となる。

【0021】このように、第1及び第2実施例の波長校正フィルタ32を挿入した場合は、最大値と最小値の差 $W_{max} - W_{min}$ が従来の0.53程度から、0.45或いは0.39に下がることになり、この結果、特定の色が先に飽和することが少なくなり、ハレーションが抑制される。特に、実施形態例では、上述のように赤成分のカット量を多くしており、赤系統の色の飽和状態が良好に改善される。

【0022】図1において、光源ランプ28からの光は、上記の波長校正フィルタ32や赤外カットフィルタ29、集光レンズ31等を介してライトガイド20の入射端へ出力され、このライトガイド20を介して被観察体へ照明光として照射される。そして、この被観察体像が、対物光学系22を介してCCD24で捉えられ、映像処理回路26にて各種の信号処理が施されることにより、モニタ14に被観察体画像が表示される。当該例では、このモニタ14に表示された画像において、ハレーションの発生が抑制されることになり、被観察体を良好な画質の下で観察することができる。

*【0023】なお、上記実施形態例では、波長校正フィルタ32を光源ランプ28と赤外カットフィルタ29の間に挿入したが、このフィルタ32は、光源ランプ28とスコープ先端の照明窓16との間であれば、何れの場所に配置してもよい。

【0024】また、電子内視鏡装置では、CCD24にR(赤)、G(緑)、B(青)の原色フィルタを設けることもでき、この場合の積分値 A_R 、 A_G 、 A_B は次の数式2で表される。

【数2】

$$A_R = \int_{400nm}^{700nm} f_R(\lambda) d\lambda$$

$$A_G = \int_{400nm}^{700nm} f_G(\lambda) d\lambda$$

$$A_B = \int_{400nm}^{700nm} f_B(\lambda) d\lambda$$

なお、上記の f_R 、 f_G 、 f_B は、R、G、Bの分光曲線である。

【0025】そして、この数式2の積分値における A_R 、 A_G 、 A_B の中の最大値と最小値の最大値との比における差、即ち、最大値が A_R であったとすると、 $A_R / A_R (= W_R)$ 、 $A_G / A_R (= W_G)$ 、 $A_B / A_R (= W_B)$ の中の最大値と最小値の差が0.45以下($W_{max} - W_{min} = 0.45$)となるように、波長校正フィルタの特性を設定すればよいことになる。

【0026】また、上記の波長校正フィルタ32は、赤外カットフィルタ29の特性を合体させた分光特性とし、赤外カットフィルタ29の配置を不要にすることができる。即ち、図7及び図8には、赤外カットフィルタ29と波長校正フィルタ32を合体させた第3実施例及び第4実施例の合体フィルタの特性が示されており、第3実施例は図5(A)の第1実施例の波長校正フィルタ特性に対応させたもの、他4実施例は図6(A)の第2実施例の波長校正フィルタ特性に対応させたものである。

【0027】図7において、 F_{1R} は図2に示した赤外カットフィルタ29の特性、 F_1 は波長校正フィルタ32の第1実施例の特性であり、これらのフィルタ特性を合体させ、 F_3 の分光透過率の第3実施例の合体フィルタを製作することができる。また、図8において、 F_{1R} は上記と同様に赤外カットフィルタ29の特性、 F_2 は波長校正フィルタ32の第2実施例の特性であり、これらのフィルタ特性を合体させ、 F_4 の分光透過率の第4実施例の合体フィルタを得ることができる。これらの合体フィルタ(F_3 、 F_4)によれば、ハレーションを防止できると共に、フィルタの構成を簡略化することが可能となる。

*50 【0028】

【発明の効果】以上説明したように、請求項1の発明によれば、カラー画像を構成する各色信号の所定波長範囲における撮像素子の最終的な電荷蓄積量の最大値と最小値の差が、少なくとも光源ランプの分光特性、ライトガイドの分光特性、撮像素子の分光感度、正常粘膜分光反射特性を考慮したときの上記各色信号の電荷蓄積量の最大値と最小値の差よりも小さくなる分光特性、例えば400～700nmの波長範囲における電荷蓄積量の最大値と最小値の差を最大値に対する比で表したとき、その差が0.45以下となるように設定したので、特定の色が先に飽和することが少なくなり、上記撮像素子の各画素のダイナミックレンジを有効に使用することができる。この結果、ハレーションの発生が抑制され、色づき等の不都合も解消することが可能となる。また、この波長校正フィルタでは、正常粘膜分光反射特性を考慮して分光特性を設定しており、赤系統の色が多い生体内の撮影でのハレーションを良好に抑制することができる。

【0029】更に、請求項3の発明によれば、赤外カットフィルタと波長校正フィルタが一つのフィルタとして製作されるので、フィルタの構成が簡略化されるという利点がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施形態例に係る電子内視鏡装置の主*

*要構成を示す図である。

【図2】実施形態例で用いられる各部材の分光特性及び分光感度を示し、図3にDで結合される図である。

【図3】実施形態例で用いられる各部材の分光特性及び分光感度を示し、図2にDで結合される図である。

【図4】実施形態例の波長校正フィルタを使用しないときCCDで蓄積される最終的な蓄積量を示す図である。

【図5】波長校正フィルタの第1実施例の分光特性（分光透過率）[図(A)]及びCCDで蓄積される最終的な蓄積量[図(B)]を示す図である。

【図6】波長校正フィルタの第2実施例の分光特性（分光透過率）[図(A)]及びCCDで蓄積される最終的な蓄積量[図(B)]を示す図である。

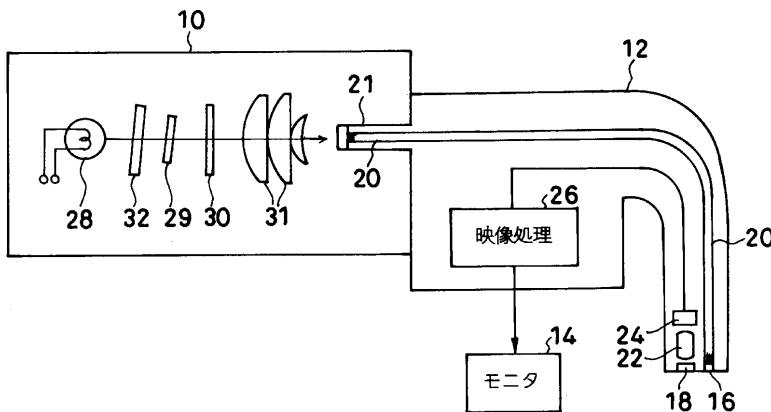
【図7】第3実施例の合体フィルタの分光特性（分光透過率）を示す図である。

【図8】第4実施例の合体フィルタの分光特性（分光透過率）を示す図である。

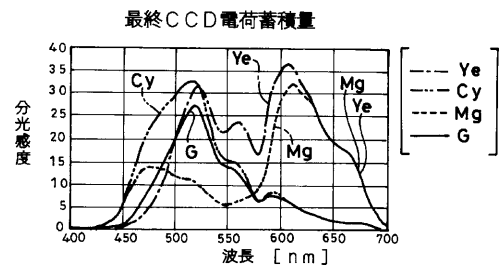
【符号の説明】

10...光源装置、12...スコープ及びプロセッサ装置、16...照明窓、18...観察窓、20...ライトガイド、28...光源ランプ、29...赤外カットフィルタ、32...波長校正フィルタ。

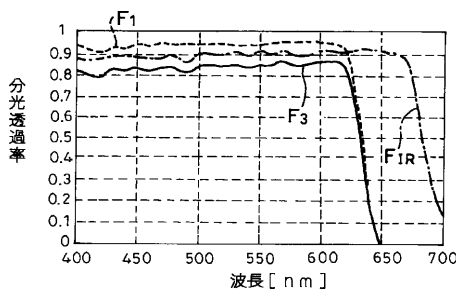
【図1】



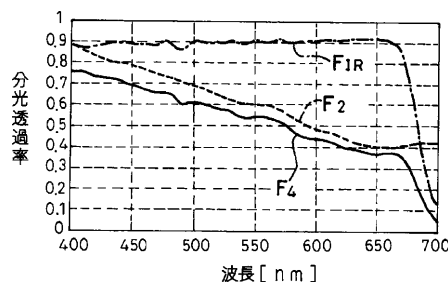
【図4】



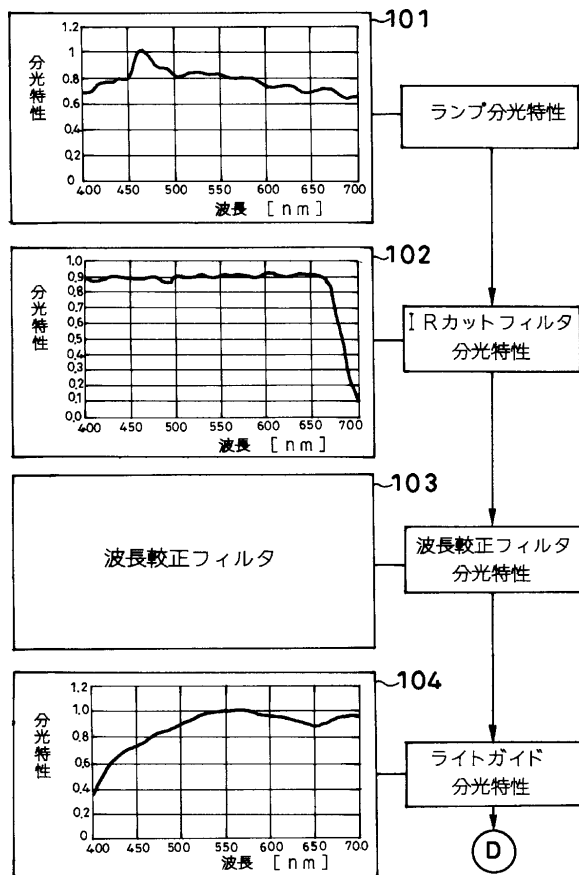
【図7】



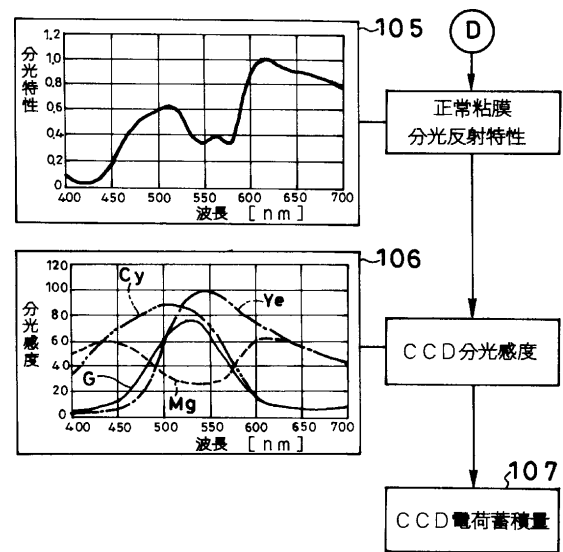
【図8】



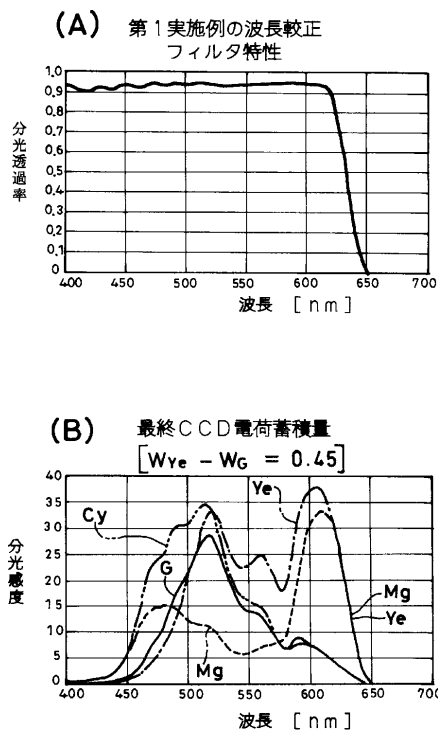
【図2】



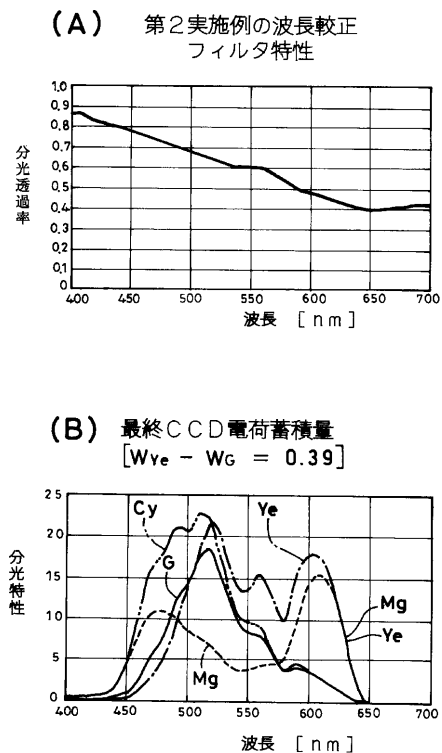
【図3】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. ⁷		識別記号	F I	テ-マコ-ド (参考)	
H 0 4 N	7/18		H 0 4 N	7/18	M 5 C 0 6 5
	9/04			9/04	Z
(72)発明者	竹内 信次		F タ-ム (参考)	2H040 BA09 CA04 CA09 CA11 CA12	
	埼玉県さいたま市植竹町 1 丁目324番地			CA23 DA42 GA02 GA05 GA09	
	富士写真光機株式会社内			GA11	
(72)発明者	阿部 一則			2H048 AA11 AA16 AA19 AA24	
	埼玉県さいたま市植竹町 1 丁目324番地			4C061 CC06 GG01 NN01 RR04 RR14	
	富士写真光機株式会社内			TT08	
				5C022 AA09 AB13 AC42 AC55 AC69	
				5C054 AA01 AA05 CA04 CC02 HA12	
				5C065 AA04 BB09 CC01 DD02 EE15	

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2003102684A	公开(公告)日	2003-04-08
申请号	JP2001301805	申请日	2001-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士摄影光学有限公司		
[标]发明人	綾目大輔 樋口充 竹内信次 阿部一則		
发明人	綾目 大輔 樋口 充 竹内 信次 阿部 一則		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/06 G02B5/20 G02B23/26 H04N5/225 H04N7/18 H04N9/04		
FI分类号	A61B1/06.A G02B5/20 G02B23/24.B G02B23/26.D H04N5/225.C H04N7/18.M H04N9/04.Z A61B1/07.730 A61B1/07.735 H04N5/225		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/DA42 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA09 2H040/GA11 2H048/AA11 2H048/AA16 2H048/AA19 2H048/AA24 4C061/CC06 4C061/GG01 4C061/NN01 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/TT08 5C022/AA09 5C022/AB13 5C022/AC42 5C022/AC55 5C022/AC69 5C054/AA01 5C054/AA05 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/HA12 5C065/AA04 5C065/BB09 5C065/CC01 5C065/DD02 5C065/EE15 2H148/AA11 2H148/AA16 2H148/AA19 2H148/AA24 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/NN01 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/TT08 5C122/DA26 5C122/EA35 5C122/EA53 5C122/EA56 5C122/FB17 5C122/FB20 5C122/FC01 5C122/GG03 5C122/HB06 5C122/HB10		
其他公开文献	JP4169957B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：适当地抑制光晕的发生并消除着色等不便之处。

SOLUTION：例如，在光源灯28和红外截止滤光器29之间提供了一个波长校准滤光器32。波长校准滤光器32的特性包括灯28的光谱特性，红外截止滤光器29的光谱特性，光导20的光谱特性，CCD 24的光谱灵敏度以及正常的粘膜光谱反射特性，例如400至700nm。当在波长范围内 Y_e ， C_y ， M_g 和 G 的每种颜色成分的累积电荷量的最大值和最小值之间的差表示为与最大值的比率时，该差被设置为0.45或更小。结果，特定颜色不太可能首先饱和，并且抑制了光晕。

