

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5997817号

(P5997817)

(45) 発行日 平成28年9月28日 (2016. 9. 28)

(24) 登録日 平成28年9月2日 (2016. 9. 2)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 1/00 (2006. 01) A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
A 6 1 B 1/06 (2006. 01) A 6 1 B 1/06 B

請求項の数 7 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2015-145441 (P2015-145441)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成27年7月23日 (2015. 7. 23)		富士フイルム株式会社
(62) 分割の表示	特願2014-233726 (P2014-233726)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
原出願日	平成26年6月26日 (2014. 6. 26)	(74) 代理人	110001988
(65) 公開番号	特開2015-180449 (P2015-180449A)		特許業務法人小林国際特許事務所
(43) 公開日	平成27年10月15日 (2015. 10. 15)	(72) 発明者	森本 美範
審査請求日	平成27年7月28日 (2015. 7. 28)		神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
(31) 優先権主張番号	特願2013-139610 (P2013-139610)	(72) 発明者	藤田 寛
(32) 優先日	平成25年7月3日 (2013. 7. 3)		神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		富士フイルム株式会社内
		審査官	富永 昌彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

紫色狭帯域光又は青色狭帯域光を発生する第1半導体光源と、
 緑色光を発生する第2半導体光源と、
 青緑色狭帯域光を発生する第3半導体光源と、
 赤色光を発生する第4半導体光源と、
 前記緑色光から緑色狭帯域光を生成する狭帯域フィルタと、
 前記紫色狭帯域光、前記青緑色狭帯域光、前記緑色光、及び前記赤色光を含む通常光を用いる通常光観察モードと、前記紫色狭帯域光又は前記青色狭帯域光のいずれかの光と前記緑色狭帯域光を用いる狭帯域光観察モードとを切替えるためのモード切替部と、

前記通常光観察モードにおいて、前記第1半導体光源、前記第2半導体光源、前記第3半導体光源、及び前記第4半導体光源を全て点灯することによって、検体に向けて前記通常光を照射させる制御を行い、前記狭帯域光観察モードにおいて、前記第1半導体光源と前記第2半導体光源とを互いに点灯することによって、検体に向けて、前記紫色狭帯域光又は前記青色狭帯域光のいずれかの光と、前記緑色狭帯域光とを時分割で照射させる制御を行う光源制御部と、

前記紫色狭帯域光又は前記青色狭帯域光のいずれかの光と、前記緑色狭帯域光の両方に感応する特定画素を有し、前記通常光観察モードにおいて、前記通常光で照明中の検体の反射像を撮像して、前記通常光観察モード用の画像信号を出力し、前記狭帯域光観察モードにおいて、前記紫色狭帯域光又は前記青色狭帯域光のいずれかの光で照明中の検体の反

10

20

射像を撮像し、前記緑色狭帯域光で照明中の検体を撮像して前記狭帯域光観察モード用の画像信号を出力する補色系撮像素子と、

前記通常光観察モード用の画像信号に基づいて、前記通常光によって照明された検体の反射像が写し出された通常画像を作成し、又は前記狭帯域光観察モード用の画像信号に基づいて、前記紫色狭帯域光又は前記青色狭帯域光のいずれかの光と、前記緑色狭帯域光とによって照明された検体の反射像が写し出された特殊画像を作成する画像処理部と、

前記通常画像又は前記特殊画像を表示する表示部とを備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記紫色狭帯域光と前記青色狭帯域光は、検体の表面から深さ方向に対して第 1 透過距離で透過可能であり、前記緑色狭帯域光は前記第 1 透過距離よりも長い第 2 透過距離で透過可能であり、

前記特殊画像は、前記第 1 透過距離に含まれる構造と前記第 2 透過距離に含まれる構造とを分離して視認可能である請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記狭帯域フィルタは、前記第 2 半導体光源の光路上に挿脱可能である請求項 1 又は 2 記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記光源制御部は、前記第 1 半導体光源、前記第 2 半導体光源、前記第 3 半導体光源、及び前記第 4 半導体光源の光の照射時間を制御する請求項 1 ないし 3 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記補色系撮像素子を制御して、前記紫色狭帯域光と前記青色狭帯域光のいずれかの光で照明中の検体の反射像を撮像する際の電荷蓄積時間を、前記緑色狭帯域光で照明中の検体の反射像を撮像する際の電荷蓄積時間よりも長くする撮像制御部を有する請求項 1 ないし 4 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記補色系撮像素子を制御して、前記紫色狭帯域光と前記青色狭帯域光のいずれかの光と、前記緑色狭帯域光のそれぞれの照射後に、前記狭帯域光観察モード用の画像信号を読み出す撮像制御部を備える請求項 1 ないし 4 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記補色系撮像素子を制御して、前記紫色狭帯域光と前記青色狭帯域光のいずれかの光と、前記緑色狭帯域光との両方の照射が完了した後のみに、前記狭帯域光観察モード用の画像信号を読み出す撮像制御部を備える請求項 1 ないし 4 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、同時式撮像素子を用いて狭帯域光観察を行う内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年の医療においては、光源装置、電子内視鏡、及びプロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断等が広く行われている。内視鏡システムで使用される観察方法としては、通常の可視光を用いて検体内を観察する通常光観察の他、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血管走行の状態等の視認性を向上させて表示する狭帯域光観察が行われるようになってきている。この狭帯域光観察では、血管走行の中でも表層血管に着目し、その表層血管の形態によって、病変部の進行度、深さ方向の深達度などを判断する。

【0003】

狭帯域光観察を行う方式としては、ヘモグロビンの吸収係数が高い中心波長 415 ± 10 nmの青色狭帯域光と中心波長 540 ± 10 nmの緑色狭帯域光を交互に照射し、各狭帯域光を照射毎に反射像をモノクロの撮像素子で撮像する面順次方式の他、特許文献1に示すように、中心波長 415 ± 10 nmの青色狭帯域光と中心波長 540 ± 10 nmの緑色狭帯域光を同時照射し、それら狭帯域光の混色光をカラーの撮像素子で同時に検出する同時方式がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許4009626号公報

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1の示す同時方式において、撮像素子として、Cy画素、Mg画素、Ye画素、及びG画素を有する補色系撮像素子を用いる場合、補色系撮像素子の感度は短波長側で低くなっているため、撮像により得られる画像信号のうち青色狭帯域光に対応する信号成分が占める割合は少なくなっている(図7参照)。そのため、表層血管のコントラストは、必然的に低くなる。

【0006】

また、青色狭帯域光に対して感応するCy画素及びMg画素のうち、Cy画素は、緑色狭帯域光にも感応するため、青色狭帯域光のみを分離することができず、また、Mg画素も、緑色狭帯域光に若干感応するため、青色狭帯域光のみを完全に分離することができない(図8参照)。そのため、異なる層(表層と中深層)の像は分離できずに混ざり合うことから、表層血管のコントラストは低くなっている。

20

【0007】

更には、内視鏡の導光部材として用いるバンドルファイバの波長透過特性は、略440 nm以下の短波長側で減衰率が高くなって透過率が低下することが多い(図12参照)。したがって、青色狭帯域光は他の狭帯域光よりもバンドルファイバで減衰する量が多いため、撮像により得られる画像信号のうち青色狭帯域光に対応する信号成分が占める割合が少なくなる。そのため、表層血管のコントラストは低くなっている。

30

【0008】

本発明は、補色系撮像素子を用いる狭帯域光観察において、表層血管など注目する構造の視認性を維持することができる内視鏡システム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】

【0009】

本発明の内視鏡システムは、紫色狭帯域光又は青色狭帯域光を発生する第1半導体光源と、緑色光を発生する第2半導体光源と、青緑色狭帯域光を発生する第3半導体光源と、赤色光を発生する第4半導体光源と、緑色光から緑色狭帯域光を生成する狭帯域フィルタと、紫色狭帯域光、青緑色狭帯域光、緑色光、及び赤色光を含む通常光を用いる通常光観察モードと、紫色狭帯域光又は青色狭帯域光のいずれかの光と緑色狭帯域光を用いる狭帯域光観察モードとを切替えるためのモード切替部と、通常光観察モードにおいて、第1半導体光源、第2半導体光源、第3半導体光源、及び第4半導体光源を全て点灯することによって、検体に向けて通常光を照射させる制御を行い、狭帯域光観察モードにおいて、第1半導体光源と第2半導体光源とを互いに点灯することによって、検体に向けて、紫色狭帯域光又は青色狭帯域光のいずれかの光と、緑色狭帯域光とを時分割で照射させる制御を行う光源制御部と、紫色狭帯域光又は青色狭帯域光のいずれかの光と、緑色狭帯域光の両方に感応する特定画素を有し、通常光観察モードにおいて、通常光で照明中の検体の反射像を撮像して、通常光観察モード用の画像信号を出力し、狭帯域光観察モードにおいて、紫色狭帯域光又は青色狭帯域光のいずれかの光で照明中の検体を撮像し、緑色狭帯域光で照明中の検体の反射像を撮像して狭帯域光観察モード用の画像信号を出力する補色系撮像

40

50

素子と、通常光観察モード用の画像信号に基づいて、通常光によって照明された検体の反射像が写し出された通常画像を作成し、又は狭帯域光観察モード用の画像信号に基づいて、紫色狭帯域光又は青色狭帯域光のいずれかの光と、緑色狭帯域光とによって照明された検体の反射像が写し出された特殊画像を作成する画像処理部と、通常画像又は特殊画像を表示する表示部とを備える。

【 0 0 1 0 】

紫色狭帯域光と青色狭帯域光は、検体の表面から深さ方向に対して第 1 透過距離で透過可能であり、緑色狭帯域光は第 1 透過距離よりも長い第 2 透過距離で透過可能であり、特殊画像は、第 1 透過距離に含まれる構造と第 2 透過距離に含まれる構造とを分離して視認可能であることが好ましい。狭帯域フィルタは、第 2 半導体光源の光路上に挿脱可能であることが好ましい。光源制御部は、第 1 半導体光源、第 2 半導体光源、第 3 半導体光源、及び第 4 半導体光源の光の照射時間を制御することが好ましい。

10

【 0 0 1 1 】

補色系撮像素子を制御して、紫色狭帯域光と青色狭帯域光のいずれかの光で照明中の検体の反射像を撮像する際の電荷蓄積時間を、緑色狭帯域光で照明中の検体の反射像を撮像する際の電荷蓄積時間よりも長くする撮像制御部を有することが好ましい。補色系撮像素子を制御して、紫色狭帯域光と青色狭帯域光のいずれかの光と、緑色狭帯域光のそれぞれの照射後に、狭帯域光観察モード用の画像信号を読み出す撮像制御部を備えることが好ましい。補色系撮像素子を制御して、紫色狭帯域光と青色狭帯域光のいずれかの光と、緑色狭帯域光との両方の照射が完了した後のみに、狭帯域光観察モード用の画像信号を読み出す撮像制御部を備えることが好ましい。

20

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、補色系撮像素子を用いる狭帯域光観察において、表層血管など注目する構造の視認性を維持することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 3 】

【図 1】内視鏡システムの外観図である。

【図 2】内視鏡システムの内部構成を示すブロック図である。

【図 3】紫色狭帯域光 V_n と緑色狭帯域光 G_n の発光タイミングと照射時間 T_v 、 T_g を説明するための説明図である。

30

【図 4 A】通常光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 4 B】紫色狭帯域光 V_n 及び緑色狭帯域光 G_n の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 5】V-LED、B-LED、G-LED、及びR-LEDと第 1 ～ 第 3 ダイクロイックミラーの位置関係を示す平面図である。

【図 6】補色系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説明図である。

【図 7】補色系撮像素子の各画素における相対感度を示すグラフである。

【図 8】紫色狭帯域光 V_n 及び緑色狭帯域光 G_n に対する補色系撮像素子の各画素の感度を示す表である。

40

【図 9】狭帯域光観察モードにおける補色系撮像素子の信号の読出しを説明するための説明図である。

【図 10】紫色狭帯域光 V_n と緑色狭帯域光 G_n の補色系撮像素子での受光タイミングと電荷蓄積時間 S_v 、 S_g を説明するための説明図である。

【図 11】本実施形態の一連の動作を示すフローチャートである。

【図 12】バンドルファイバの分光減衰率を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 4 】

図 1 に示すように、内視鏡システム 1 は、検体の体腔内等に挿入され、内視鏡検査を行

50

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の各機器を駆動すると共に、内視鏡２で取得した画像信号に対して信号処理を行うプロセッサ装置４と、このプロセッサ装置４から出力される映像信号が入力されることにより、検体内の画像を表す検体画像を表示するモニタ５と、プロセッサ装置４に対して各種情報を入力する入力装置６を備えている。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１１ａは、光源装置３に着脱自在に接続され、信号コネクタ１１ｂは、プロセッサ装置４に着脱自在に接続される。

【００１５】

10

内視鏡システム１には、波長域が青色帯域から赤色帯域に及ぶ通常光を用いて、通常光画像をモニタ５に表示する通常光観察モードと、紫色狭帯域光 V_n 、緑色狭帯域光 G_n を用いて、特殊画像をモニタ５に表示する狭帯域光観察モードを備えている。これら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、プロセッサ装置４のフロントパネルに設けても良いし、入力装置６により構成する等しても良い。

【００１６】

モード切替スイッチ１４は、モード切替操作によって、切替信号を発する。この切替信号は、プロセッサ装置４内の制御回路１５（図２参照）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の光源制御部２１を制御して、モードに応じた照明光を発生させる。また、制御回路１５は、照明光の切替制御に連動して、プロセッサ装置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。

20

【００１７】

図２に示すように、光源装置３は、V-LED（Violet Light Emitting Diode）２０ａ、B-LED（Blue Light Emitting Diode）２０ｂ、G-LED（Green Light Emitting Diode）２０ｃ、R-LED（Red Light Emitting Diode）２０ｄ、これら４色のLEDの駆動を制御する光源制御部２１、及びG-LEDの光路上に挿脱される緑色狭帯域フィルタ２２を備えている。光源装置３で発生した光は、挿入部７内に挿通されたライトガイド１３及び照明レンズ２７を介して、検体内に照射される。なお、緑色狭帯域フィルタ２２はフィルタ挿脱部２２ａにより挿脱され、このフィルタ挿脱部２２ａは制御回路１５によって駆動される（図５参照）。なお、LEDの代わりに、LD（Laser Diode）を用いてもよい。また、V-LED ２０ａは本発明の「第１半導体光源」に対応しており、G-LED ２０ｃは本発明の「第２半導体光源」に対応している。また、緑色狭帯域フィルタ２２は本発明の「狭帯域フィルタ」に対応している。

30

【００１８】

光源制御部２１は、通常光観察モード時には、緑色狭帯域フィルタ２２をG-LED ２０ｃの光路上から退避させた状態で、V-LED ２０ａ、B-LED ２０ｂ、G-LED ２０ｃ、及びR-LED ２０ｄを全て点灯して、通常光を発生する。一方、狭帯域光観察モード時には、緑色狭帯域フィルタ２２をG-LED ２０ｃの光路上に挿入した状態で、V-LED ２０ａとG-LED ２０ｃを交互に点灯することにより、紫色狭帯域光 V_n と緑色狭帯域光 G_n を交互に発生する。これにより、図３に示すように、検体内には、紫色狭帯域光 V_n と緑色狭帯域光 G_n が交互に照射される。

40

【００１９】

ここで、紫色狭帯域光 V_n は、検体の表面から表層付近までの第１透過距離で透過可能であることから、紫色狭帯域光 V_n の反射像には、表層血管など第１透過距離に含まれる構造の像が多く含まれている。一方、緑色狭帯域光 G_n は、検体の表面から中深層付近ま

50

での第2透過距離で透過可能であることから、緑色狭帯域光G_nの反射像には、中深層血管など第2透過距離に含まれる構造の像が多く含まれている。

【0020】

また、光源制御部21は、各LED20a~20dの光の照射時間を制御する。通常光観察モード時は、各LEDを全て常時点灯するため、照射時間の制御は行われない。一方、狭帯域光観察モード時には、紫色狭帯域光V_nの照射時間T_vを、緑色狭帯域光G_nの照射時間T_gよりも長くする。紫色狭帯域光V_nは、表層血管に対して高い光吸収特性を有している（紫色狭帯域光V_nの中心波長405±10nmは可視光領域においてヘモグロビンの吸光係数が高い）ため、照射時間T_vを長くして補色系撮像素子29での感度を上げることにより、表層血管のコントラストを向上させることができる。また、ライトガイド13における青色帯域の光の損失が大きい場合（図11参照）には、紫色狭帯域光V_nの照射時間T_vを長くすることで、その光損失分を補うことができる。

10

【0021】

V-LED20aは、中心波長405±10nm、波長範囲380~440nmの紫色狭帯域光V_nを発生する。B-LED20bは、中心波長460±10nm、波長範囲420~500nmの青緑色狭帯域光B_nを発生する。G-LED20cは、波長範囲が500~600nmに及ぶ緑色光Gを発生する。R-LED20dは、波長範囲が600~650nmに及ぶ赤色光Rを発生する。緑色狭帯域フィルタ22は、G-LED20cから発せられる緑色光Gのうち、530~550nmの緑色狭帯域光を透過させる。したがって、図4Aに示すように、通常光観察モード時には、紫色狭帯域光V_n、青緑色狭帯域光B_n、緑色光G、赤色光Rの4色の光が混色することで、通常光が生成される。一方、図4Bに示すように、狭帯域光観察モード時には、V-LED20aからの紫色狭帯域光V_nと、緑色狭帯域フィルタ22で波長制限された緑色狭帯域光G_nとが交互に生成される。

20

【0022】

なお、緑色狭帯域光G_nは、G-LED20cからの緑色光Gを緑色狭帯域フィルタ22で波長制限して生成しているが、その他に、白色LEDなどの半導体光源からの広帯域光（白色光）を緑色狭帯域フィルタ22で波長制限して生成してもよい。即ち、本発明において、第2半導体光源が発する光の波長域である「特定帯域」には、緑色光Gの波長域（500~600nm）の他、白色光などの広帯域光の波長域も含まれる。

【0023】

30

図5に示すように、V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c、及びR-LED20dからの光は、第1~第3ダイクロイックミラー23a~23cを用いて、合波される。第1ダイクロイックミラー23aは、V-LED20aからの紫色狭帯域光V_nを透過させる一方で、B-LED20bからの青緑色狭帯域光B_nを略90°の角度で反射させる。これにより、第1ダイクロイックミラー23aで、紫色狭帯域光V_nの光路と青緑色狭帯域光B_nの光路とが統合される。また、第2ダイクロイックミラー23bは、G-LED20cからの緑色光G又は緑色狭帯域光G_nを透過させる一方で、R-LED20dからの赤色光Rを略90°の角度で反射させる。これにより、第2ダイクロイックミラー23bで、緑色光Gの光路又は緑色狭帯域光G_nの光路と赤色光Rの光路とが統合される。なお、V-LED20a及びB-LED20bと第1ダイクロイックミラー23aとの間には、それぞれ集光レンズ24が設けられており、G-LED20c及びR-LED20dと第2ダイクロイックミラー23bとの間には、それぞれ集光レンズ24が設けられている。

40

【0024】

更には、第3ダイクロイックミラー23cは、第1ダイクロイックミラー23aからの紫色狭帯域光V_n及び青緑色狭帯域光B_nを略90°の角度で反射させる一方で、第2ダイクロイックミラー23bからの緑色光G又は緑色狭帯域光G_nと赤色光Rを透過させる。これにより、第3ダイクロイックミラー23cで、紫色狭帯域光V_nの光路、青緑色狭帯域光B_nの光路、赤色光Rの光路、又は緑色光Gの光路（又は緑色狭帯域光G_nの光路）が合波される。第3ダイクロイックミラー23cを経た光は、集光レンズ24を介して、ライトガイド13に入射される。

50

【 0 0 2 5 】

図 2 に示すように、内視鏡 2 の先端部 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 の結像位置には補色系撮像素子 2 9 が配置されており、この補色系撮像素子 2 9 により光電変換される。なお、補色系撮像素子 2 9 としては、C C D (Charge Coupled Device) の他、C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) センサを用いてもよい。

【 0 0 2 6 】

補色系撮像素子 2 9 の撮像面には、光学的に色分離する色分離フィルタ 2 9 a として、図 6 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。したがって、補色系撮像素子 2 9 は、マゼンタ (M g)、グリーン (G)、シアン (C y)、及びイエロー (Y e) の 4 色の画素を備えており、M g 画素と G 画素とが交互に水平方向に配置され、縦方向には、M g 画素、C y 画素、M g 画素、及び Y e 画素と G 画素、Y e 画素、G 画素、及び C y 画素との配列順で、それぞれ配置されている。

【 0 0 2 7 】

ここで、M g 画素、G 画素、C y 画素、及び Y e 画素は、図 7 に示すような分光感度を有している。この分光特性を鑑みると、特許文献 1 のような従来技術においては、血管強調に用いる青色狭帯域光と緑色狭帯域光を同時照射していたため、図 8 に示すように、補色系撮像素子 2 9 の C y 画素と M g 画素において青色狭帯域光と緑色狭帯域光の両方が感応していた。そのため、それら 2 色の狭帯域光が混色して、色分離することができなかった。即ち、表層血管のコントラスト向上に大きく寄与する青色狭帯域光が、表層血管のコントラストにそれほど寄与しない緑色狭帯域光と混色することで、病変部の診断に重要な表層血管のコントラストが低下していた。

【 0 0 2 8 】

これに対して、本発明では、狭帯域光観察モードにおいて、表層血管のコントラスト向上に大きく寄与する紫色狭帯域光 V n と表層血管のコントラスト向上にそれほど寄与しないが、中深層血管のコントラスト向上に大きく寄与する緑色狭帯域光 G n を交互 (時分割) に照射し、その照射毎に撮像を行っているため、紫色狭帯域光 V n と緑色狭帯域光 G n とが C y 画素と M g 画素において混色することがない。これにより、表層血管のコントラストを向上又は維持でき、更には、中深層血管のコントラストも向上又は維持することができる。

【 0 0 2 9 】

補色系撮像素子 2 9 は、撮像制御部 3 1 によって駆動制御される。この撮像制御部 3 1 では、補色系撮像素子 2 9 から、奇数フィールドと偶数フィールドに分けて信号を読み出す (インタレース読出)。その際、縦方向に隣接する 2 列の画素を加算して順次読み出すとともに、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 (図 6 参照)。ここで、通常光観察モードでは、通常光を検体内に常時照射する一方で、狭帯域光観察モードでは、紫色狭帯域光 V n と緑色狭帯域光 G n を交互に検体内に照射するため、補色系撮像素子 2 9 から信号を読み出すタイミングは、通常光観察モードと狭帯域光観察モードとで異なっている。

【 0 0 3 0 】

通常光観察モードでは、奇数フィールド用の信号と偶数フィールド用の信号を交互に読み出す。これに対して、狭帯域光観察モードでは、図 9 に示すように、紫色狭帯域光 V n と緑色狭帯域光 G n の照射に合わせて、奇数フィールドの読出しを続けて 2 回行い、この奇数フィールドの読出しが完了したら、紫色狭帯域光 V n と緑色狭帯域光 G n の照射に合わせて、偶数フィールドの読出しを続けて 2 回行う。この一連の読出しは、繰り返し行われる。なお、本実施形態では、インタレース読出しで補色系撮像素子 2 9 から信号の読出しを行うが、これに代えて、プログレッシブ読出しで信号の読出しを行ってもよい。また、図 9 では、紫色狭帯域光 V n と緑色狭帯域光 G n のそれぞれの照射後に信号読出しを行っているが、これに代えて、紫色狭帯域光 V n と緑色狭帯域光 G n の両方の照射が完了し

10

20

30

40

50

た後に、信号読出しを行ってもよい。

【0031】

図2に示すように、補色系撮像素子29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プロセッサ装置4に接続することにより、プロセッサ装置4内の撮像制御部31と相関二重サンプリング回路(CDS回路と略記)32とに接続される。なお、内視鏡2は、固有の識別情報(ID)を発生するID発生部33を備え、ID発生部33によるIDは、制御回路15に入力され、制御回路15は、IDによりプロセッサ装置4に接続された内視鏡2の種類やその内視鏡2の内蔵された補色系撮像素子29の画素数種類等を識別する。

【0032】

そして、制御回路15は、識別した内視鏡2の補色系撮像素子29を適切に駆動するように、撮像制御部31を制御する。撮像制御部31は、補色系撮像素子29を駆動する撮像タイミングに関する情報を制御回路15に送信する。制御回路15は、その撮像タイミングに関する情報に基づいて、セクタ51を駆動制御する。

【0033】

また、撮像制御部31は、補色系撮像素子29の電荷蓄積時間を制御する。電荷蓄積時間の制御は、モード毎に異なっている。通常光観察モードでは、一定の電荷蓄積時間に設定されている。一方、狭帯域光観察モード時においては、図10に示すように、紫色狭帯域光Vnを照射しているときの電荷蓄積時間Svは、緑色狭帯域光Gnを照射しているときの電荷蓄積時間Sgよりも長く設定されている。

【0034】

紫色狭帯域光Vnは、上述したように、表層血管に対して高い光吸収特性を有している(紫色狭帯域光Vnの中心波長 405 ± 10 nmは可視光領域においてヘモグロビンの吸光係数が高い)ため、電荷蓄積時間Svを長くして補色系撮像素子29での感度を上げることにより、表層血管のコントラストを向上させることができる。また、ライトガイド13における青色帯域の光の損失が大きい場合(図12参照)には、電荷蓄積時間Svを長くすることで、その光損失分を補うことができる。

【0035】

図2に示すように、補色系撮像素子29は、撮像制御部31からの補色系撮像素子駆動信号の印加により、撮像信号は、CDS回路32に入力される。CDS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。

【0036】

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、光源制御部21に入力され、基準となる明るさとなるようにV-LED20a、B-LED20b、G-LED20c、及びR-LED20dの発光量が制御される。

【0037】

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に入力される。Y/C分離回路37は、入力されたデジタル信号に基づいて、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Cr($= 2R - G$)、Cb($= 2B - G$)を生成する。輝度信号Yは、γ回路38を介してセクタ39に入力される(この輝度信号をYh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(LPFと略記)41に入力される。

【0038】

第1のLPF41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、この第1のLPF41の通過帯域特性により設定された帯域の輝度信号Y1が、第1マトリクス回路42に入力される。また、色差信号Cr、Cbは、信号の通過帯域を制限する第2のLPF43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LPF43

10

20

30

40

50

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 4 3 は、第 1 の L P F 4 1 より低帯域に設定される。

【 0 0 3 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。同時化回路 4 4 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 4 2 に入力される。

【 0 0 4 0 】

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 に色変換処理を施して、 y 回路 4 5 に出力する。また、この第 1 マトリクス回路 4 2 は、制御回路 15 によって制御され、補色系撮像素子 2 9 の色分離フィルタ 2 9 a や V-LED 2 0 a、B-LED 2 0 b、G-LED 2 0 c、及び R-LED 2 0 d の発光特性に応じて（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。なお、本実施形態において、混色が生じるおそれがあるのは、通常光観察モードの場合のみであり、狭帯域光観察モードの場合には、紫色狭帯域光 V_n と緑色狭帯域光 G_n を時分割で照射しているため、混色が生じることはない。

【 0 0 4 1 】

y 回路 4 5 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 4 5 により y 補正された 3 原色信号 R_2 , G_2 , B_2 は、セクタ 5 1 に入力される。

【 0 0 4 2 】

セクタ 5 1 は、制御回路 15 により切替が制御される。通常光観察モードの場合には、3 原色信号 R_2 , G_2 , B_2 をそのまま第 2 マトリクス回路 4 6 に入力する。一方、狭帯域光観察モードの場合には、セクタ 5 1 は、紫色狭帯域光 V_n で照明中の検体を撮像したときに得た 3 原色信号 R_2 , G_2 , B_2 （以下「 R_{2v} , G_{2v} , B_{2v} 」とする）のうち青色信号 B_{2v} を同時化回路 5 2 に入力し、その他の信号を破棄する。また、セクタ 5 1 は、緑色狭帯域光 G_n で照明中の検体を撮像したときに得た 3 原色信号 R_2 , G_2 , B_2 （以下「 R_{2g} , G_{2g} , B_{2g} 」とする）のうち緑色信号 G_{2g} を同時化回路 5 2 に入力し、その他の信号を破棄する。同時化回路 5 2 は、青色信号 B_{2v} 、緑色信号 G_{2g} の両方が入力されたら、それら信号 B_{2v} 、 G_{2g} を同時に第 2 マトリクス回路 4 6 に入力する。

【 0 0 4 3 】

第 2 マトリクス回路 4 6 は、 R_2 、 G_2 、 B_2 又は B_{2v} 、 G_{2v} から、輝度信号 Y と、色差信号 $R - Y$ 、 $B - Y$ に変換する。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 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。また、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 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、 B_{2v} 、 G_{2g} のうち B_{2v} の重み付けを大きくした輝度信号 Y_{nb} i 及び色差信号 $R - Y$ 、 $B - Y$ が生成されるようにする。

【 0 0 4 4 】

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。

【 0 0 4 5 】

10

20

30

40

【数 1】

$$\begin{pmatrix} Y_{nbi} \\ R-Y \\ B-Y \end{pmatrix} = A * \begin{pmatrix} 0 & k1 & 0 \\ 0 & 0 & k2 \\ 0 & 0 & k3 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} 0 \\ G2g \\ B2v \end{pmatrix} \dots (1)$$

10

【0046】

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。

【0047】

【数 2】

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

20

【0048】

第2マトリクス回路46により出力される輝度信号Ynbi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Yhが選択され、狭帯域光観察モード時には、輝度信号Ynbiが選択される。

30

【0049】

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Yh又はYnbi（Yh/Ynbi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Yh/Ynbi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

40

【0050】

モニタ5には、通常光観察モード時には、通常光によって照明された検体の像が写し出された通常画像が表示される。一方、狭帯域光観察モード時には、紫色狭帯域光Vn又は緑色狭帯域光Gnによって照明された検体の像が写し出された特殊画像が表示される。ここで、紫色狭帯域光Vnは、検体の表面から表層付近までの第1透過距離で透過可能である一方、緑色狭帯域光Gnは、検体の表面から中深層付近までの第2透過距離（第1透過距離よりも長い）で透過可能である。また、紫色狭帯域光Vn及び緑色狭帯域光Gnは同

50

時に検体に照射するのではなく交互に照射しているため、それら狭帯域光 V_n 、 G_n は補色系撮像素子 29 において混色しない。また、紫色狭帯域光 V_n の波長範囲 380 ~ 440 nm と、緑色狭帯域光 G_n の波長範囲 530 ~ 550 nm とは重なり合っていない。

【0051】

したがって、特殊画像においては、第1透過距離の範囲内に含まれる表層の構造（例えば表層血管）と、第2透過距離の範囲内に含まれる中深層の構造とを分離して視認することができるとともに、表層の構造及び中深層の構造のコントラストを向上又は維持することができる。また、紫色狭帯域光 V_n の照射時間 T_v を緑色狭帯域光 G_n の照射時間 T_g よりも長くし、また、紫色狭帯域光 V_n を照射したときの電荷蓄積時間 S_v を緑色狭帯域光 G_n を照射したときの電荷蓄積時間 S_g よりも長くしているため、紫色狭帯域光 V_n を照射したときに得られる信号の感度は向上している。これにより、表層の構造のコントラスト、特に、病変部の診断に重要な部位である表層血管のコントラストを向上することができる。

【0052】

なお、強調回路 48 により輪郭強調も補色系撮像素子 29 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。特に狭帯域光観察モード時には、輝度信号 Y_{nb} 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。

【0053】

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表層血管（毛細血管など）等の構造に対応した内視鏡画像を識別し易い状態で表示できるようになる。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。

【0054】

このように本実施形態においては、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プロセッサ装置 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。

【0055】

本実施形態による作用を図 11 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 及びプロセッサ装置 4 に接続し、電源を投入することにより、プロセッサ装置 4 の制御回路 15 は、初期設定の処理を開始し、光源装置 3 及びプロセッサ装置 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。

【0056】

この状態において、光源装置 3 は、V-LED 20a、B-LED 20b、G-LED 20c、R-LED 20d を全て点灯する。これにより、図 4A に示す発光スペクトルを有する通常光のもとで、内視鏡 2 により撮像を行う状態となる。また、プロセッサ装置 4 側の各部も通常光観察モードの状態では信号処理を行う設定状態になる。このとき、モニタ 5 には、通常画像が表示される。

【0057】

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層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。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

10

20

30

40

50

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、狭帯域光観察モードに切り替えられる。

【0058】

制御回路 15 は、光源装置 3 及びプロセッサ装置 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、V-LED 20a、G-LED 20c を交互に点灯発光する。これにより、図 4B に示すように、紫色狭帯域光 V_n と緑色狭帯域光 G_n が交互に検体内に照射される。また、光源装置 3 の光源制御部 21 は、紫色狭帯域光 V_n の照射時間 T_v を緑色狭帯域光 G_n の照射時間 T_g よりも長く設定する。

【0059】

また、制御回路 15 は、プロセッサ装置 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、撮像制御部 31 を制御して、図 10 に示すように、紫色狭帯域光 V_n を照射しているときの電荷蓄積時間 S_v を、緑色狭帯域光 G_n を照射しているときの電荷蓄積時間 S_g よりも長く設定する。また、制御回路 15 は、第 2 の LPF 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変更し、 γ 回路 45 の γ 特性を変更する。

【0060】

また、制御回路 15 は、セレクトア 51 を制御して、紫色狭帯域光 V_n で照明中の検体を撮像したときに得た 3 原色信号 R_{2v} 、 G_{2v} 、 B_{2v} のうち青色信号 B_{2v} を同時化回路 52 に入力させるとともに、緑色狭帯域光 G_n で照明中の検体を撮像したときに得た 3 原色信号 R_{2g} 、 G_{2g} 、 B_{2g} のうち緑色信号 G_{2g} を同時化回路 52 に入力させる。同時化回路 52 は、青色信号 B_{2v} 、緑色信号 G_{2g} の両方が入力されたら、それら信号を B_{2v} 、 G_{2g} を同時に第 2 マトリクス回路 46 に入力する。また、制御回路 15 は、第 2 マトリクス回路 46 のマトリクス係数を信号 B_{2v} による信号成分の比率が大きくなるように変更し、またセレクトア 39 を輝度信号 Y_{nb} が選択されるように切り替える等の変更設定を行う。以上により、狭帯域光観察モード時には、特殊画像が表示される。

【0061】

そして、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、診断を終了しない限り、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、通常光観察モードに戻るようになる。

【0062】

なお、上記実施形態では、狭帯域光観察モード時に、緑色狭帯域光 G_n を用いたが、これに代えて、緑色狭帯域フィルタ 22 で波長制限せずに、波長域が広帯域に及ぶ緑色光 G を用いてもよい。緑色光 G を用いた場合には、明るい状態で狭帯域光観察を行うことができる。なお、この場合には、光源装置 3 内には、緑色狭帯域フィルタ 22 を設けない。

【0063】

なお、上記実施形態では、狭帯域光観察モード時に、中心波長 405 ± 10 nm の紫色狭帯域光 V_n を用いたが、青色帯域においてヘモグロビンの吸光係数が高い狭帯域光であれば、これに限られない。例えば、紫色狭帯域光 V_n の代わりに、中心波長 445 ± 10 nm の青色狭帯域光を用いてもよい。この場合には、青色狭帯域光の波長範囲は、緑色狭帯域光 G の波長範囲 $530 \sim 550$ nm や緑色光 G の波長範囲 $500 \sim 600$ nm と重なり合わないようにする。

【0064】

なお、上記実施形態では、狭帯域光観察モード時に、 γ 回路 45 を出力した信号を、セレクトア 51 によって同時化回路に送って、紫色狭帯域光 V_n で照明中の検体を撮像して得た信号と緑色狭帯域光 G_n で照明中の検体を撮像して得た信号を同時化したが、その他の方法で、同時化を行ってもよい。

【0065】

なお、特許請求の範囲の「照射部」は、本実施形態において「光源装置 3」と「内視鏡

10

20

30

40

50

2のうち光源装置3からの光を導光して検体内に照射するための部材（ライトガイド13等）」を組み合わせたものに対応している。また、特許請求の範囲の「画像処理部」は本実施形態において「プロセッサ装置4」に対応している。また、特許請求の範囲の「表示部」は「モニタ5」に対応している。

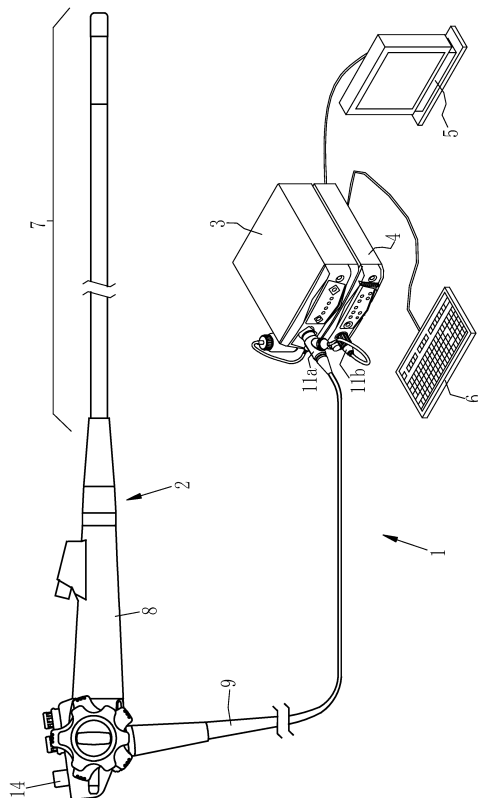
【符号の説明】

【 0 0 6 6 】

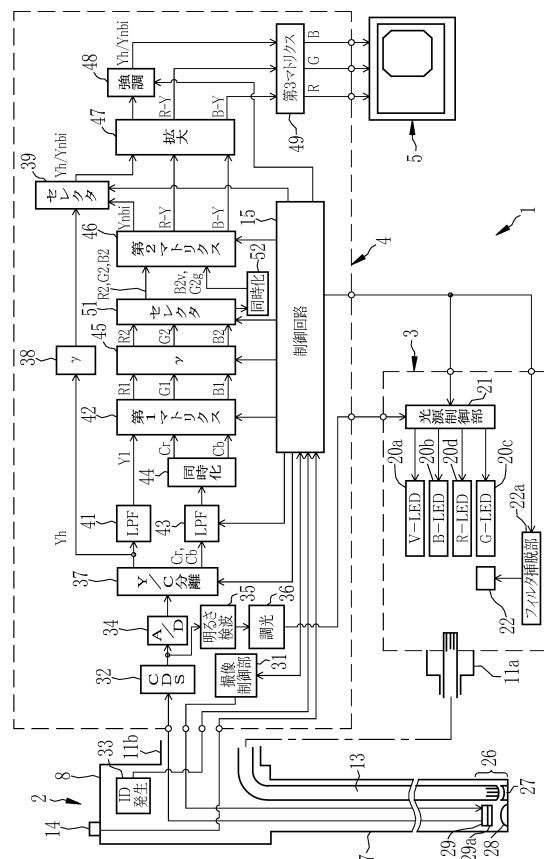
- 1 内視鏡システム
- 3 光源装置
- 4 プロセッサ装置
- 5 モニタ
- 1 4 モード切替スイッチ
- 2 0 a V-LED
- 2 0 b B-LED
- 2 0 c G-LED
- 2 0 d R-LED
- 2 2 緑色狭帯域フィルタ
- 2 1 光源制御部
- 2 9 補色系撮像素子
- 3 1 撮像制御部

10

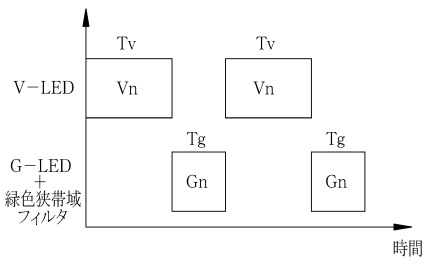
【 図 1 】



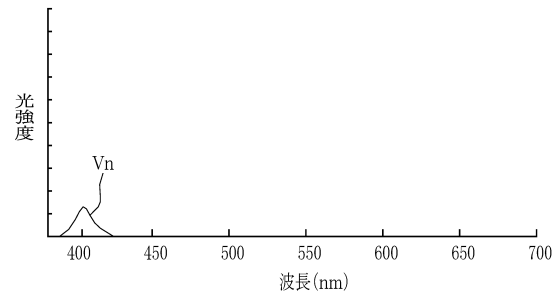
【 図 2 】



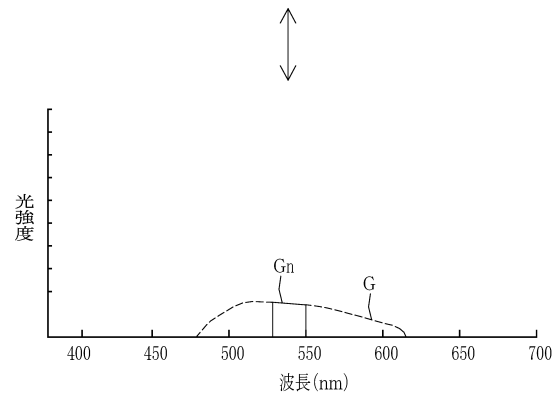
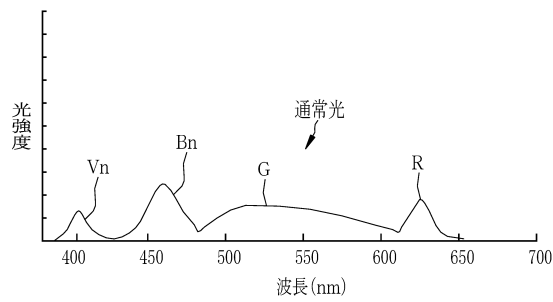
【図 3】



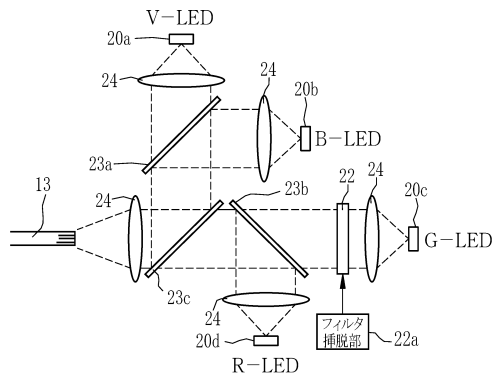
【図 4 B】



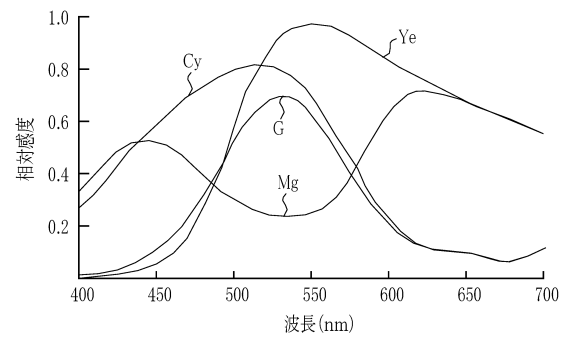
【図 4 A】



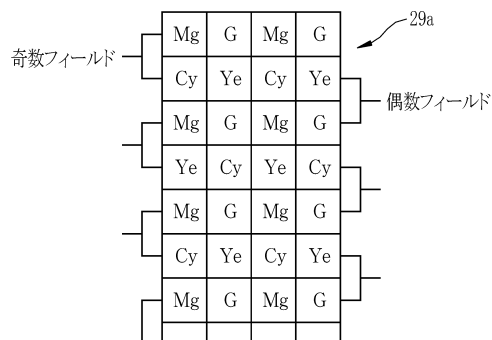
【図 5】



【図 7】



【図 6】

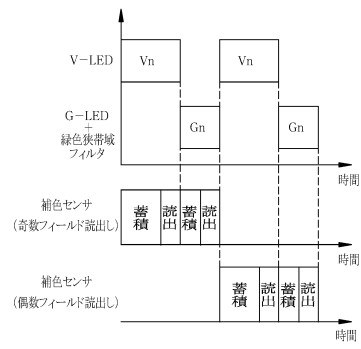


【図 8】

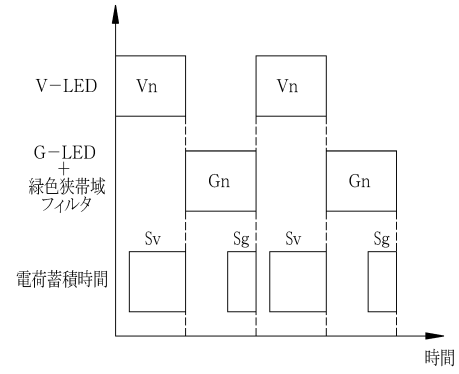
	Vn	Gn
Cy画素	A	A
Mg画素	A	B
Ye画素	C	A
G画素	C	A

A: 感応する
B: 感応することがある
C: 感応しない

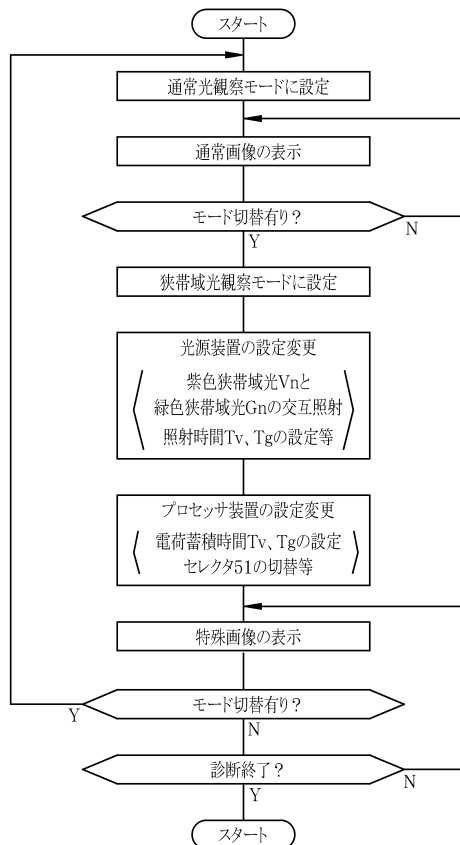
【図 9】



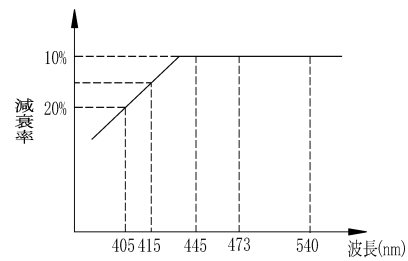
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2009-253418(JP,A)
特開2010-075513(JP,A)
国際公開第2012/108420(WO,A1)
特開2011-206227(JP,A)
特開2013-099458(JP,A)
特開2010-194291(JP,A)
特開2006-061620(JP,A)
特開2007-029555(JP,A)
特開2012-071007(JP,A)
特開2013-111177(JP,A)
特開2013-000176(JP,A)
特開2011-125404(JP,A)
特開2013-094489(JP,A)
国際公開第2013/042396(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5997817B2	公开(公告)日	2016-09-28
申请号	JP2015145441	申请日	2015-07-23
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	森本美範 藤田寛		
发明人	森本 美範 藤田 寛		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/05 A61B1/00009 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0684 A61B5/489		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.B A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04.531 A61B1/06.510 A61B1/06.611 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ01 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR05 4C161/RR14 4C161/RR26 4C161/SS05 4C161/SS06 4C161/SS07 4C161/WW15		
优先权	2013139610 2013-07-03 JP		
其他公开文献	JP2015180449A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

V-LED (20a) 发射紫色窄带光。 G-LED (20c) 发出绿光。滤光器 (22) 限制绿光的波长以通过绿色窄带光。 V-LED (20a) 和G-LED (20c) 交替接通，以将紫色窄带光和绿色窄带光交替地施加到物体上。互补彩色图像传感器 (29) 具有青色 (Cy) 像素和品红色 (Mg) 像素，其对紫色窄带光和绿色窄带光都敏感。互补色图像传感器 (29) 在紫色窄带光的照射下对物体成像，以输出第一图像信号，并在绿色窄带光的照射下对物体成像，以输出第二图像信号。基于第一和第二图像信号，产生特殊图像，其中表面结构 (表面血管) 和次表面结构 (表面下血管) 彼此隔离，并在监视器 (5) 上显示。

$$\begin{pmatrix} Y_{nbi} \\ R-Y \\ B-Y \end{pmatrix} = A * \begin{pmatrix} 0 & k1 & 0 \\ 0 & 0 & k2 \\ 0 & 0 & k3 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} 0 \\ G2g \\ B2v \end{pmatrix} \dots (1)$$