

(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2015-27446
(P2015-27446A)

(43) 公開日 平成27年2月12日(2015.2.12)

(51) Int.Cl.	F I	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 1 6 1
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	

審査請求 有 請求項の数 12 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2014-131115 (P2014-131115)	(71) 出願人	306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日	平成26年6月26日(2014.6.26)	(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
(11) 特許番号	特許第5654167号 (P5654167)	(72) 発明者	森本 美範 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
(45) 特許公報発行日	平成27年1月14日(2015.1.14)	(72) 発明者	藤田 寛 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2013-139610 (P2013-139610)	Fターム(参考)	4C161 BB02 BB08 CC06 JJ17 JJ18 LL02 MM03 PP01 QQ07 QQ09 RR03 RR26 SS04 SS21 WW04 WW15
(32) 優先日	平成25年7月3日(2013.7.3)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

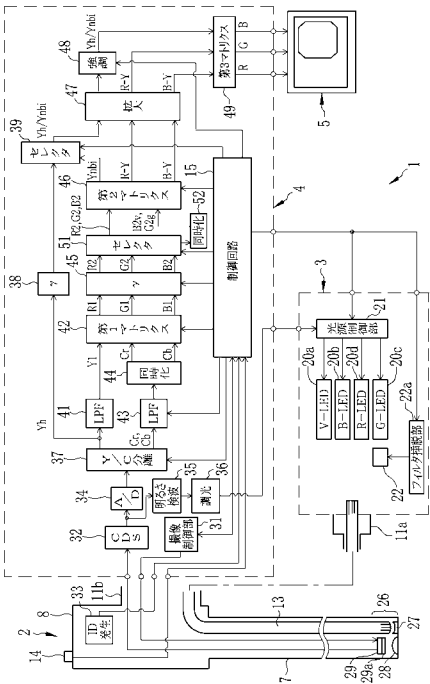
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びその作動方法

(57) 【要約】

【課題】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。

【解決手段】V-LED 2 0 aは紫色狭帯域光V nを発する。G-LED 2 0 cは緑色光Gを発し、この緑色光Gは緑色狭帯域フィルタ2 2で波長制限されて緑色狭帯域光G nとなる。V-LED 2 0 aとG-LED 2 0 c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とが交互に検体内に照射される。補色系撮像素子2 9は、紫色狭帯域光V nと緑色狭帯域光G nの両方に感応するC y画素及びM g画素有する。補色系撮像素子2 9は、紫色狭帯域光V nで照明中の検体を撮像して第1画像信号を出力するとともに、緑色狭帯域光G nで照明中の検体を撮像して第2画像信号を出力する。これら第1及び第2画像信号に基づいて、表層血管などの表層の構造と、中深層血管など中深層の構造とを分離して視認することができる特殊画像がモニタ5に表示される。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

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な狭帯域の第 1 照明光を発する第 1 半導体光源と、特定帯域の光を発する第 2 半導体光源と、前記特定帯域の光のうち前記第 1 透過距離よりも長い第 2 透過距離で透過可能な第 2 照明光を透過させる狭帯域フィルタとを有し、前記第 1 照明光と前記第 2 照明光とを検体内に順次照射する照射部と、前記第 1 及び第 2 照明光の両方に感応する特定画素を有し、前記第 1 照明光で照明中の検体を撮像し、前記第 2 照明光で照明中の検体を撮像して画像信号を出力する補色系撮像素子と、

前記画像信号に基づいて、特殊画像を作成する画像処理部と、

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。

10

【請求項 2】

前記照射部を制御して、前記第 1 照明光の照射時間を前記第 2 照明光の照射時間よりも長くする光源制御部を有することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記補色系撮像素子を制御して、前記第 1 照明光で照明中の検体を撮像する際の電荷蓄積時間を、前記第 2 照明光で照明中の検体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を特徴とする請求項 1 又は 2 記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記画像信号は、前記第 1 照明光で照明中の検体を撮像して得られる第 1 画像信号と、前記第 2 照明光で照明中の検体を撮像して得られる第 2 画像信号とを含み、

20

前記画像処理部は、異なるタイミングで取得する前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号を同時化する同時化部を有することを特徴とする請求項 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】

前記同時化部は、前記第 1 画像信号に基づく色変換処理により得られる青色信号と、前記第 2 画像信号に基づく色変換処理により得られる緑色信号を同時化することを特徴とする請求項 4 記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記第 1 照明光は紫色狭帯域光であることを特徴とする請求項 1 ないし 5 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

30

【請求項 7】

前記第 1 照明光は青色狭帯域光であることを特徴とする請求項 1 ないし 5 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記第 2 照明光は緑色狭帯域光であることを特徴とする請求項 1 ないし 7 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記特定画素は C y 画素、M g 画素であることを特徴とする請求項 1 ないし 8 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

40

【請求項 10】

前記第 1 照明光の波長範囲と前記第 2 照明光の波長範囲は重なり合わないことを特徴とする請求項 1 ないし 9 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記第 1 半導体光源と前記第 2 半導体光源を交互に点灯する請求項 1 ないし 10 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

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 ないし 11 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 13】

50

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な狭帯域の第 1 照明光を発する第 1 半導体光源と、特定帯域の光を発する第 2 半導体光源と、前記特定帯域の光のうち前記第 1 透過距離よりも長い第 2 透過距離で透過可能な第 2 照明光を透過させる狭帯域フィルタとを有する照射部が、前記第 1 照明光と前記第 2 照明光とを、順次発生するステップと、

前記第 1 及び第 2 照明光の両方に感応する特定画素を有する補色系撮像素子が、前記第 1 照明光で照明中の検体を撮像し、前記第 2 照明光で照明中の検体を撮像して画像信号を出力するステップと、

画像処理部が、前記画像信号に基づいて、特殊画像を作成するステップと、

表示部が前記特殊画像を表示するステップとを備えることを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

【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及びその作動方法に関する。

【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

【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。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 7 】

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 4 4 0 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 1 2 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。

【 0 0 0 8 】

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及びその作動方法を提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、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な狭帯域の第 1 照明光を発する第 1 半導体光源と、特定帯域の光を発する第 2 半導体光源と、特定帯域の光のうち第 1 透過距離よりも長い第 2 透過距離で透過可能な第 2 照明光を透過させる狭帯域フィルタとを有し、第 1 照明光と第 2 照明光とを検体内に順次照射する照射部と、第 1 及び第 2 照明光の両方に感応する特定画素を有し、第 1 照明光で照明中の検体を撮像し、第 2 照明光で照明中の検体を撮像して画像信号を出力する補色系撮像素子と、画像信号に基づいて、特殊画像を作成する画像処理部と、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。

20

【 0 0 1 0 】

照射部を制御して、第 1 照明光の照射時間を第 2 照明光の照射時間よりも長くする光源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、第 1 照明光で照明中の検体を撮像する際の電荷蓄積時間を、第 2 照明光で照明中の検体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。画像信号は、第 1 照明光で照明中の検体を撮像して得られる第 1 画像信号と、第 2 照明光で照明中の検体を撮像して得られる第 2 画像信号とを含み、画像処理部は、異なるタイミングで取得する第 1 画像信号と第 2 画像信号を同時化する同時化部を有することが好ましい。同時化部は、第 1 画像信号に基づく色変換処理により得られる青色信号と、第 2 画像信号に基づく色変換処理により得られる緑色信号を同時化することが好ましい。

30

【 0 0 1 1 】

第 1 照明光は紫色狭帯域光であることが好ましい。第 1 照明光は青色狭帯域光であることが好ましい。第 2 照明光は緑色狭帯域光であることが好ましい。第 2 照明光は広帯域の緑色光であることが好ましい。特定画素は C y 画素、M g 画素であることが好ましい。第 1 照明光の波長範囲と第 2 照明光の波長範囲は重なり合わないことが好ましい。第 1 半導体光源と第 2 半導体光源を交互に点灯することが好ましい。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。

【 0 0 1 2 】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、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な狭帯域の第 1 照明光を発する第 1 半導体光源と、特定帯域の光を発する第 2 半導体光源と、特定帯域の光のうち第 1 透過距離よりも長い第 2 透過距離で透過可能な第 2 照明光を透過させる狭帯域フィルタとを有する照射部が、第 1 照明光と第 2 照明光とを、順次発生するステップと、第 1 及び第 2 照明光の両方に感応する特定画素を有する補色系撮像素子が、第 1 照明光で照明中の検体を撮像し、第 2 照明光で照明中の検体を撮像して画像信号を出力するステップと、画像処理部が、画像信号に基づいて、特殊画像を作成するステップと、表示部が特殊画像を表示するステップとを備えることを特徴とする。

40

【発明の効果】

【 0 0 1 3 】

本発明によれば、補色系撮像素子の特定画素において感応する第 1 照明光と第 2 照明光

50

とを順次照射しているため、それら照明光は特定画素において混色することがない。これにより、特殊画像上では、第1照明光の第1透過距離に含まれる構造と第2照明光の第2透過距離に含まれる構造とを分離して視認可能となるため、表層血管など注目する構造の視認性は、低下することなく維持される。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】内視鏡システムの外觀図である。

【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。

10

【図4A】通常光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図4B】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。

20

【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】

【0015】

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。

30

【0016】

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。

40

【0017】

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

50

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。

【0018】

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。

【0019】

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。

【0020】

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。

【0021】

また、光源制御部 21 は、各 LED 20a ~ 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 $405 \pm 10 \text{ nm}$ 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、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。

【0022】

V-LED 20a は、中心波長 $405 \pm 10 \text{ nm}$ 、波長範囲 $380 \sim 440 \text{ nm}$ の紫色狭帯域光 V_n を発生する。B-LED 20b は、中心波長 $460 \pm 10 \text{ nm}$ 、波長範囲 $420 \sim 500 \text{ nm}$ の青緑色狭帯域光 B_n を発生する。G-LED 20c は、波長範囲が $500 \sim 600 \text{ nm}$ に及ぶ緑色光 G を発生する。R-LED 20d は、波長範囲が $600 \sim 650 \text{ nm}$ に及ぶ赤色光 R を発生する。緑色狭帯域フィルタ 22 は、G-LED 20c から発せられる緑色光 G のうち、 $530 \sim 550 \text{ nm}$ 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-LED 2 0 a からの紫色狭帯域光 V_n と、緑色狭帯域フィルタ 2 2 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。

【0023】

なお、緑色狭帯域光 G_n は、G-LED 2 0 c からの緑色光 G を緑色狭帯域フィルタ 2 2 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 2 2 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。

【0024】

図5に示すように、V-LED 2 0 a、B-LED 2 0 b、G-LED 2 0 c、及びR-LED 2 0 dからの光は、第1～第3ダイクロイックミラー 2 3 a～2 3 cを用いて、合波される。第1ダイクロイックミラー 2 3 aは、V-LED 2 0 aからの紫色狭帯域光 V_n を透過させる一方で、B-LED 2 0 b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 2 3 a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 2 3 bは、G-LED 2 0 c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-LED 2 0 d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 2 3 b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-LED 2 0 a及びB-LED 2 0 bと第1ダイクロイックミラー 2 3 aとの間には、それぞれ集光レンズ 2 4 が設けられており、G-LED 2 0 c及びR-LED 2 0 dと第2ダイクロイックミラー 2 3 bとの間には、それぞれ集光レンズ 2 4 が設けられている。

【0025】

更には、第3ダイクロイックミラー 2 3 cは、第1ダイクロイックミラー 2 3 a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 2 3 b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 2 3 c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 2 3 cを経た光は、集光レンズ 2 4 を介して、ライトガイド 1 3 に入射される。

【0026】

図2に示すように、内視鏡2の先端部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の結像位置には補色系撮像素子29が配置されており、この補色系撮像素子29により光電変換される。なお、補色系撮像素子29としては、CCD（Charge Coupled Device）の他、CMOS（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）センサを用いてもよい。

【0027】

補色系撮像素子29の撮像面には、光学的に色分離する色分離フィルタ29a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29は、マゼンタ（Mg）、グリーン（G）、シアン（Cy）、及びイエロー（Ye）の4色の画素を備えており、Mg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、Mg画素、Cy画素、Mg画素、及びYe画素とG画素、Ye画素、G画素、及びCy画素との配列順で、それぞれ配置されている。

【0028】

ここで、Mg画素、G画素、Cy画素、及びYe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29のCy画素とMg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

10

20

30

40

50

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 9 】

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。

10

【 0 0 3 0 】

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 1 】

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た後に、信号読出しを行ってもよい。

20

30

【 0 0 3 2 】

図 2 に示すように、補色系撮像素子 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 3 1 と相関二重サンプリング回路（ CDS 回路と略記）3 2 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 3 3 を備え、 ID 発生部 3 3 による ID は、制御回路 1 5 に入力され、制御回路 1 5 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 2 9 の画素数種類等を識別する。

【 0 0 3 3 】

そして、制御回路 1 5 は、識別した内視鏡 2 の補色系撮像素子 2 9 を適切に駆動するように、撮像制御部 3 1 を制御する。撮像制御部 3 1 は、補色系撮像素子 2 9 を駆動する撮像タイミングに関する情報を制御回路 1 5 に送信する。制御回路 1 5 は、その撮像タイミングに関する情報に基づいて、セクタ 5 1 を駆動制御する。

40

【 0 0 3 4 】

また、撮像制御部 3 1 は、補色系撮像素子 2 9 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 1 0 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 は、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 よりも長く設定されている。

【 0 0 3 5 】

50

紫色狭帯域光 V_n 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 V_n の中心波長 $405 \pm 10 \text{ nm}$ 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 S_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 12 参照）には、電荷蓄積時間 S_v を長くすることで、その光損失分を補うことができる。

【0036】

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。

10

【0037】

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-LED 20a、B-LED 20b、G-LED 20c、及び R-LED 20d の発光量が制御される。

【0038】

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 $C_r (= 2R - G)$ 、 $C_b (= 2B - G)$ を生成する。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（LPF と略記）41 に入力される。

20

【0039】

第 1 の LPF 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、この第 1 の LPF 41 の通過帯域特性により設定された帯域の輝度信号 Y_1 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 LPF 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 LPF 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 LPF 43 は、第 1 の LPF 41 より低帯域に設定される。

30

【0040】

一方、狭帯域光観察モード時には、第 2 の LPF 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 LPF 43 は、第 1 の LPF 41 とほぼ同様に広帯域に設定（変更）される。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。

【0041】

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 に色変換処理を施して、 γ 回路 45 に出力する。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、補色系撮像素子 29 の色分離フィルタ 29a や V-LED 20a、B-LED 20b、G-LED 20c、及び R-LED 20d 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。

40

【0042】

γ 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 γ 補正の特性を強調した γ 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 γ

50

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 3 】

セクタ 5 1 は、制御回路 1 5 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。

10

【 0 0 4 4 】

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 1 5 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 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、 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_{nbi} 及び色差信号 $R - Y$ 、 $B - Y$ が生成されるようにする。

20

【 0 0 4 5 】

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 】

$$\begin{pmatrix} Y_{nbi} \\ R-Y \\ B-Y \end{pmatrix} = A * \begin{pmatrix} 0 & k1 & 0 \\ 0 & 0 & k2 \\ 0 & 0 & k3 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} 0 \\ G_{2g} \\ B_{2v} \end{pmatrix} \cdots (1)$$

30

【 0 0 4 6 】

ここで、 K は、例えば 3 個の実数成分 $k_1 \sim k_3$ (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。

【 数 2 】

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

40

【 0 0 4 7 】

第 2 マトリクス回路 4 6 により出力される輝度信号 Y_{nbi} は、セクタ 3 9 に入力される。このセクタ 3 9 は、制御回路 1 5 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_{nbi} が選択される。

【 0 0 4 8 】

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、セクタ 3 9 を通った輝度信号 Y_h 又は Y_{nbi} (Y_h / Y_{nbi} と表記) と共に、拡大回路 4 7 に入力される。この拡大回路 4 7 により拡大処理された輝度信号 Y_h / Y_{nbi} は、強調回路 4 8 により輪郭強調された後、第 3 マトリクス回路 4 9 に入力され、拡大回路 4 7 により拡大

50

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。なお、通常光観察モードと狭帯域光観察モードでは、補色系撮像素子 29 における信号の読出しタイミングが異なるため、モニタ 5 での画像表示タイミングについても、各観察モードに応じて異なっている。

【0049】

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 V_n 又は緑色狭帯域光 G_n 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 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一方、緑色狭帯域光 G_n 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 V_n 及び緑色狭帯域光 G_n は同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。

10

【0050】

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。

20

【0051】

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。

30

【0052】

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。

40

【0053】

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。

【0054】

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

50

セッサ装置 4 の制御回路 1 5 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。

【 0 0 5 5 】

この状態において、光源装置 3 は、V-LED 2 0 a、B-LED 2 0 b、G-LED 2 0 c、R-LED 2 0 d を全て点灯する。これにより、図 4 A 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。

【 0 0 5 6 】

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 1 4 を操作する。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、狭帯域光観察モードに切り替えられる。

10

【 0 0 5 7 】

制御回路 1 5 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 1 5 は、光源装置 3 に対しては、V-LED 2 0 a、G-LED 2 0 c を交互に点灯発光する。これにより、図 4 B 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 2 1 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。

20

【 0 0 5 8 】

また、制御回路 1 5 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 1 5 は、撮像制御部 3 1 を制御して、図 1 0 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 1 5 は、第 2 の L P F 4 3 の帯域特性を広帯域化し、第 1 マトリクス回路 4 2 のマトリクス係数を変更し、 γ 回路 4 5 の γ 特性を変更する。

【 0 0 5 9 】

また、制御回路 1 5 は、セクタ 5 1 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 5 2 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 5 2 に入力させる。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、それら信号を B_{2v} 、 G_{2g} を同時に第 2 マトリクス回路 4 6 に入力する。また、制御回路 1 5 は、第 2 マトリクス回路 4 6 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、またセクタ 3 9 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。

30

【 0 0 6 0 】

そして、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、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 1 4 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。

40

【 0 0 6 1 】

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 2 2 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 2 2 を設けない。

【 0 0 6 2 】

50

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。

【0063】

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 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。

10

【0064】

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 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】

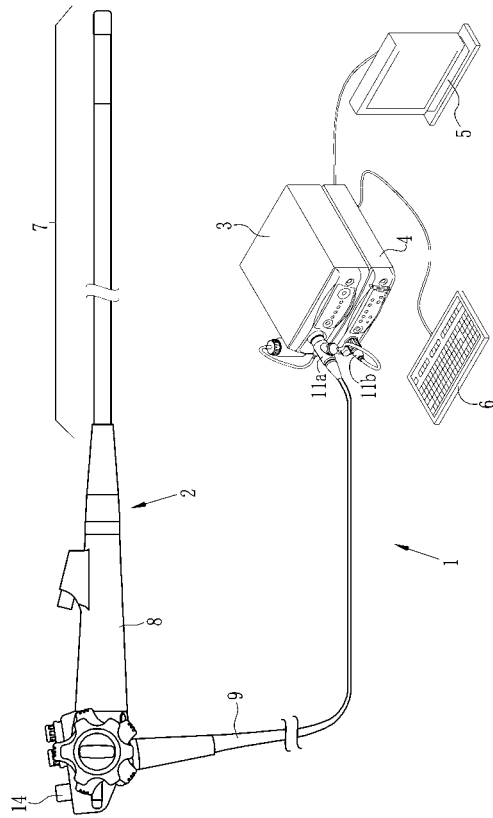
【0065】

- 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
- 20 a V-LED（第 1 半導体光源）
- 20 c G-LED（第 2 半導体光源）
- 22 緑色狭帯域フィルタ（狭帯域フィルタ）
- 21 光源制御部
- 29 補色系撮像素子
- 31 撮像制御部
- 52 同時化回路（同時化部）

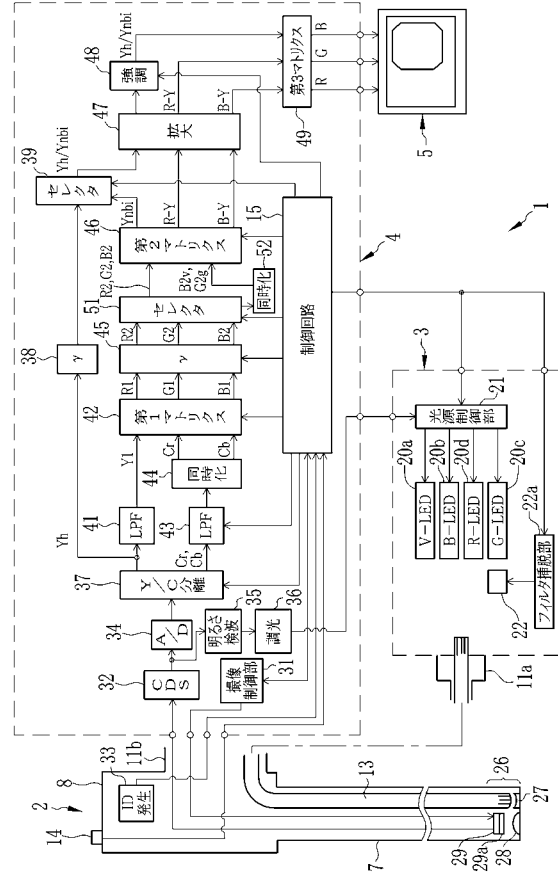
20

30

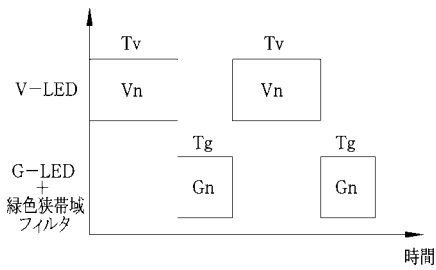
【図 1】



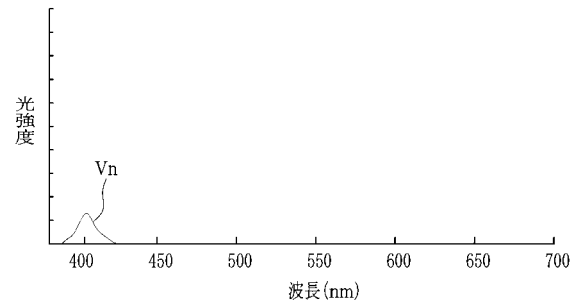
【図 2】



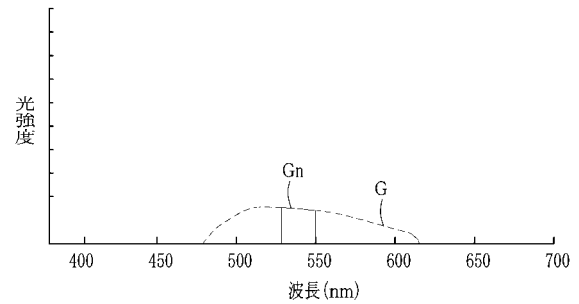
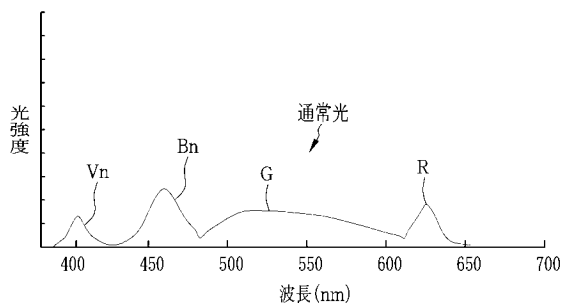
【図 3】



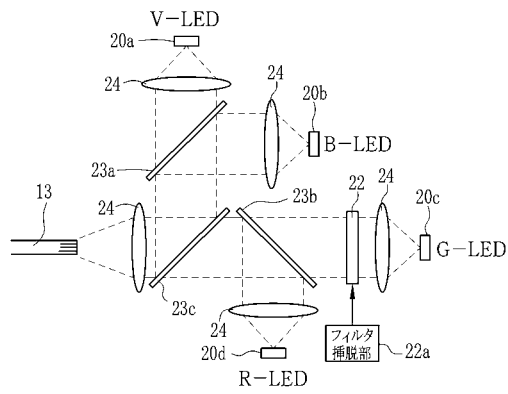
【図 4 B】



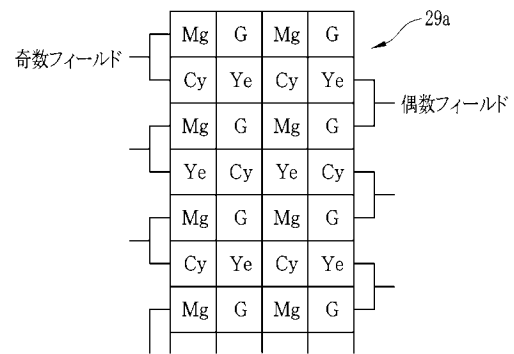
【図 4 A】



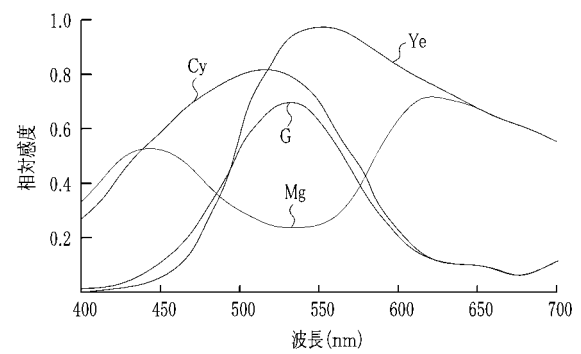
【図 5】



【図 6】



【図 7】

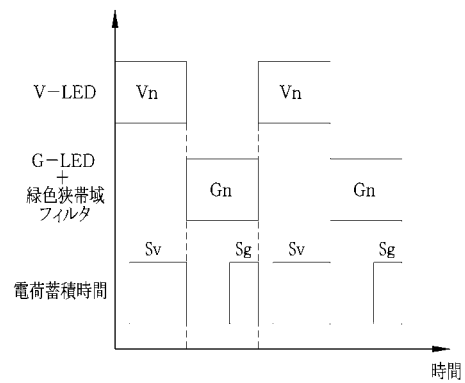


【図 8】

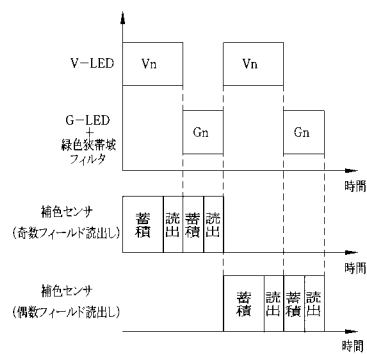
	Vn	Gn
Cy画素	A	A
Mg画素	A	B
Ye画素	C	A
G画素	C	A

A: 感応する
 B: 感応することがある
 C: 感応しない

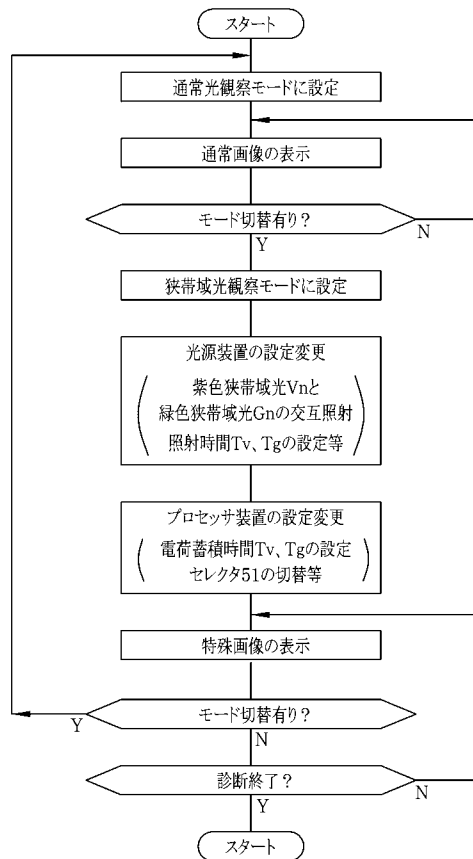
【図 10】



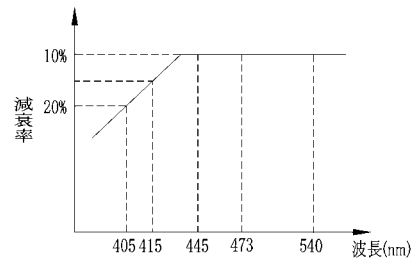
【図 9】



【図 1 1】



【図 1 2】



【手続補正書】

【提出日】平成26年10月7日(2014.10.7)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

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な狭帯域の第 1 照明光を発する第 1 半導体光源と、特定帯域の光を発する第 2 半導体光源と、前記特定帯域の光のうち前記第 1 透過距離よりも長い第 2 透過距離で透過可能な第 2 照明光を透過させる狭帯域フィルタとを有し、前記第 1 照明光と前記第 2 照明光とを検体内に順次照射する照射部と、前記第 1 及び第 2 照明光の両方に感応する特定画素を有し、前記第 1 照明光で照明中の検体を撮像し、前記第 2 照明光で照明中の検体を撮像して画像信号を出力する補色系撮像素子と、

前記画像信号に基づいて、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特殊画像を作成する画像処理部と、

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】

前記照射部を制御して、前記第 1 照明光の照射時間を前記第 2 照明光の照射時間よりも長くする光源制御部を有することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記補色系撮像素子を制御して、前記第 1 照明光で照明中の検体を撮像する際の電荷蓄積時間を、前記第 2 照明光で照明中の検体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を特徴とする請求項 1 又は 2 記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記画像信号は、前記第 1 照明光で照明中の検体を撮像して得られる第 1 画像信号と、前記第 2 照明光で照明中の検体を撮像して得られる第 2 画像信号とを含み、

前記画像処理部は、異なるタイミングで取得する前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号を同時化する同時化部を有することを特徴とする請求項 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】

前記同時化部は、前記第 1 画像信号に基づく色変換処理により得られる青色信号と、前記第 2 画像信号に基づく色変換処理により得られる緑色信号を同時化することを特徴とする請求項 4 記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記第 1 照明光は紫色狭帯域光であることを特徴とする請求項 1 ないし 5 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記第 1 照明光は青色狭帯域光であることを特徴とする請求項 1 ないし 5 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記第 2 照明光は緑色狭帯域光であることを特徴とする請求項 1 ないし 7 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記特定画素は C y 画素、M g 画素であることを特徴とする請求項 1 ないし 8 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記第 1 照明光の波長範囲と前記第 2 照明光の波長範囲は重なり合わないことを特徴とする請求項 1 ないし 9 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記第 1 半導体光源と前記第 2 半導体光源を交互に点灯する請求項 1 ないし 10 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

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な狭帯域の第 1 照明光を発する第 1 半導体光源と、特定帯域の光を発する第 2 半導体光源と、前記特定帯域の光のうち前記第 1 透過距離よりも長い第 2 透過距離で透過可能な第 2 照明光を透過させる狭帯域フィルタとを有する照射部が、前記第 1 照明光と前記第 2 照明光とを、順次発生するステップと、

前記第 1 及び第 2 照明光の両方に感応する特定画素を有する補色系撮像素子が、前記第 1 照明光で照明中の検体を撮像し、前記第 2 照明光で照明中の検体を撮像して画像信号を出力するステップと、

画像処理部が、前記画像信号に基づいて、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特殊画像を作成するステップと、

表示部が前記特殊画像を表示するステップとを備えることを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0009】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、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な狭帯域の第 1 照明光を発する第 1 半導体光源と、特定帯域

の光を発する第 2 半導体光源と、特定帯域の光のうち第 1 透過距離よりも長い第 2 透過距離で透過可能な第 2 照明光を透過させる狭帯域フィルタとを有し、第 1 照明光と第 2 照明光とを検体内に順次照射する照射部と、第 1 及び第 2 照明光の両方に感応する特定画素を有し、第 1 照明光で照明中の検体を撮像し、第 2 照明光で照明中の検体を撮像して画像信号を出力する補色系撮像素子と、画像信号に基づいて、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特殊画像を作成する画像処理部と、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。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 1 1

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 1 1】

第 1 照明光は紫色狭帯域光であることが好ましい。第 1 照明光は青色狭帯域光であることが好ましい。第 2 照明光は緑色狭帯域光であることが好ましい。第 2 照明光は広帯域の緑色光であることが好ましい。特定画素は C y 画素、M g 画素であることが好ましい。第 1 照明光の波長範囲と第 2 照明光の波長範囲は重なり合わないことが好ましい。第 1 半導体光源と第 2 半導体光源を交互に点灯することが好ましい。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 1 2

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 1 2】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、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な狭帯域の第 1 照明光を発する第 1 半導体光源と、特定帯域の光を発する第 2 半導体光源と、特定帯域の光のうち第 1 透過距離よりも長い第 2 透過距離で透過可能な第 2 照明光を透過させる狭帯域フィルタとを有する照射部が、第 1 照明光と第 2 照明光とを、順次発生するステップと、第 1 及び第 2 照明光の両方に感応する特定画素を有する補色系撮像素子が、第 1 照明光で照明中の検体を撮像し、第 2 照明光で照明中の検体を撮像して画像信号を出力するステップと、画像処理部が、画像信号に基づいて、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特殊画像を作成するステップと、表示部が特殊画像を表示するステップとを備えることを特徴とする。

专利名称(译)	内窥镜系统及其操作方法		
公开(公告)号	JP2015027446A	公开(公告)日	2015-02-12
申请号	JP2014131115	申请日	2014-06-26
[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		
[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	A61B1/04 A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/05 A61B1/00009 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0684 A61B5/489		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/06.B A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.530 A61B1/045.631 A61B1/06.510 A61B1/06.611		
F-TERM分类号	4C161/BB02 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/JJ17 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/PP01 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/RR26 4C161/SS04 4C161/SS21 4C161/WW04 4C161/WW15		
代理人(译)	小林和典		
优先权	2013139610 2013-07-03 JP		
其他公开文献	JP5654167B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在使用互补彩色图像拾取装置进行的窄带光观察中，保持感兴趣的结构（例如表面血管）的可见性。V-LED 20a发射紫色窄带光Vn。G-LED 20c发射绿光G，并且绿光G被绿色窄带滤光器22限制波长，从而变为绿色窄带光Gn。通过交替地点亮V-LED 20a和G-LED 20c，紫色窄带光Vn和绿色窄带光Gn被交替地照射到样品中。互补彩色图像拾取装置29具有对紫色窄带光Vn和绿色窄带光Gn均敏感的Cy像素和Mg像素。互补彩色成像装置29对被紫色窄带光Vn照射的标本进行成像并输出第一图像信号，并且还捕获被绿色窄带光Gn照射的标本，并且输出第二图像信号。要做。基于这些第一图像信号和第二图像信号，在监视器5上显示特殊图像，从而可以分别观察诸如浅表血管的浅层结构和诸如中深血管的中深层结构。[选择图]图2

