

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5518686号
(P5518686)

(45) 発行日 平成26年6月11日 (2014. 6. 11)

(24) 登録日 平成26年4月11日 (2014. 4. 11)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/06 (2006. 01)

A 6 1 B 1/06 A

A 6 1 B 1/04 (2006. 01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

請求項の数 10 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2010-271527 (P2010-271527)
 (22) 出願日 平成22年12月6日 (2010. 12. 6)
 (65) 公開番号 特開2012-120572 (P2012-120572A)
 (43) 公開日 平成24年6月28日 (2012. 6. 28)
 審査請求日 平成25年6月18日 (2013. 6. 18)

(73) 特許権者 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
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (72) 発明者 安田 裕昭
 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
 (72) 発明者 黒田 修
 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
 (72) 発明者 山口 博司
 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

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】

白色の広帯域光を出射する広帯域光源と、
 前記広帯域光源の光路内に配置され、前記広帯域光のうち特定の第1波長領域を有する第1狭帯域光を透過させるフィルタと、
 前記第1狭帯域光とは異なる特定の第2波長領域を有する第2狭帯域光を出射する半導体光源と、
 前記第1狭帯域光と第2狭帯域光が同時に照射された被観察部位を撮像する撮像手段と、
 前記第1狭帯域光の光量と前記第2狭帯域光の光量との比率が所定の値に保たれるように、前記光量を調整する光量制御手段と、
 を備えていることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記広帯域光または前記第1狭帯域光の光量と、前記所定の比率を満たすような前記第2狭帯域光の光量との関係が格納されるメモリを備えていることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記第1狭帯域光の光量の変化を検知する光量検知手段を備えており、
 前記光量制御手段は、前記光量検知手段の検知結果に基づき、前記第1狭帯域光の光量と前記第2狭帯域光の光量との比率が所定の値に保たれるように、前記半導体光源から出

10

20

射される前記第 2 狭帯域光の光量を調整することを特徴とする請求項 1 または 2 記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記光量検知手段は、前記広帯域光の光量を検知することにより、前記第 1 狭帯域光の光量の変化を検知することを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記広帯域光源は、キセノンランプであることを特徴とする請求項 1 または 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記フィルタは、前記広帯域光の光路に進退自在に配置されており、

10

前記広帯域光により前記被観察部位の照明を行う通常モードと、前記第 1 狭帯域光及び第 2 狭帯域光により前記被観察部位の照明を行う特殊モードとを切り替えるモード切替手段と、

前記モード切替手段が前記通常モードに設定されたときは前記フィルタを前記広帯域光の光路上から退避させ、前記モード切替手段が前記特殊モードに設定されたときは前記フィルタを前記広帯域光の光路上に挿入させるフィルタ移動手段とを備え、

前記光量制御手段は、前記モード切替手段が前記通常モードに設定されたときに、前記半導体光源の発光を停止す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】

20

前記フィルタを透過した前記第 1 狭帯域光と、前記狭帯域光源から出射された前記第 2 狭帯域光とを混合して混合光を出射する光混合手段と、

前記光混合手段から出射された前記混合光を内視鏡先端部まで導く導光手段と、を備えることを特徴とする請求項 6 記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記光混合手段は、前記フィルタを透過した前記第 1 狭帯域光の光路と、前記狭帯域光源から出射される前記第 2 狭帯域光の光路とが交差する光路交差位置に設けられたダイクロイックミラーであり、

前記モード切替手段が前記通常モードに設定されたときは前記ダイクロイックミラーを前記光路交差位置から退避させ、前記モード切替手段が前記特殊モードに設定されたときは前記ダイクロイックミラーを前記光路交差位置に挿入させるミラー移動手段を備えることを特徴とする請求項 7 記載の内視鏡システム。

30

【請求項 9】

前記第 1 狭帯域光及び前記第 2 狭帯域光は、生体組織内の血管を強調表示させるために利用される光であり、ヘモグロビンの光の吸収スペクトルの吸収ピークに対応する波長を有する緑色狭帯域光、青色狭帯域光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】

前記撮像手段は、画素に対応して R、G、B の 3 色のマイクロフィルタを配置したカラーイメージセンサである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。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、2 種類の特定の波長の光を利用して特殊光観察を行う内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、特定の狭い波長帯域の光（狭帯域光）を生体組織に照射して、生体組織内の血管を強調した観察像を得るなど、いわゆる特殊光観察を行える内視鏡システムが知られてい

50

る（例えば、特許文献 1、特許文献 2 参照）。血管（ヘモグロビン）の光の吸収スペクトルは、415 nm や 540 nm 付近に吸収ピークを持つため、これらの内視鏡システムでは、狭帯域光として、415 nm 付近を中心波長とする青色（B）狭帯域光と、540 nm 付近を中心波長とする緑色（G）狭帯域光を照明光として使用している。

【0003】

血管（ヘモグロビン）の光の吸収ピークに対応する狭帯域光を使用すると、観察像においては、血管部分は光が吸収されるため暗く、血管の周辺組織では吸収されずに、散乱、反射するため明るく写る。そして、照明光を狭帯域化することにより、吸収ピークから外れる波長が照明光から取り除かれるため、血管部分において散乱、反射する成分が減り、血管とその周辺組織のコントラストが強調された観察像が得られる。

10

【0004】

また、生体組織内における光の散乱特性は、波長が長いほど低くなるため、波長が長い光ほど生体組織の深層まで到達する（深達度が高い）。そのため、青色狭帯域光とより波長が長い緑色狭帯域光の 2 種類の狭帯域光を利用することにより、青色狭帯域光により、生体組織表面近くの表層にある表層血管を強調した像を得、緑色狭帯域光により、より深い中深層の血管を強調した像を得ることができる。

【0005】

2 種類の狭帯域光を照射する方式としては、特許文献 1 に記載されているように、白色光源と、青色狭帯域光及び緑色狭帯域光をそれぞれ透過する 2 種類のバンドパスフィルタが設けられた回転フィルタとを有し、回転フィルタを白色光源の照射光路に配置した回転

20

【0006】

回転フィルタを利用する方式は、2 種類のバンドパスフィルタが交互に挿入されるタイミングに合わせて、イメージセンサにより 2 種類の狭帯域光による観察像を時分割で撮像し、撮像した 2 枚の観察像を合成することにより、表層及び中深層の血管が強調された観察像をモニタに表示している。2 種類の半導体光源を利用する方式は、2 種類の狭帯域光を同時に照射して 2 種類の狭帯域光を同時に撮像し、表層及び中深層の血管が強調された観察像をモニタに表示している。この方式は、2 種類の狭帯域光を混合して同時に照射する

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献 1】特開 2001 - 170009 号公報

【特許文献 2】特開 2009 - 207584 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

特許文献 2 に記載されている、2 種類の半導体光源を利用した混合同時照射方式は、特許文献 1 に記載の回転フィルタ方式と比べて、2 種類の狭帯域光を同時に照射、撮像できるので、高フレームレートで観察像が得られるという点で有利である。

40

【0009】

しかしながら、現在のところ、青色を発光する青色半導体光源と比べて、緑色を発光する緑色半導体光源は光量が少なく、特殊光観察で要求される光量を満たす製品が少ない。光量が不足する緑色半導体光源と、青色半導体光源を利用して得た観察像では、表層の血管は強調表示されるものの、中深層の血管は目立たず、また、画面全体の光量も不足してしまうという問題があった。

【0010】

本発明は上記課題を解決するためになされたものであり、良好な特殊光画像が得られる

50

混合同時照射方式の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】

【0011】

上記目的を達成するため、本発明の内視鏡システムは、白色の広帯域光を出射する広帯域光源と、前記広帯域光源の光路内に配置され、前記広帯域光のうち特定の第1波長領域を有する第1狭帯域光を透過させるフィルタと、前記第1狭帯域光とは異なる特定の第2波長領域を有する第2狭帯域光を出射する半導体光源と、前記第1狭帯域光と第2狭帯域光が同時に照射された被観察部位を撮像する撮像手段と、を備えていることを特徴とする。

【0012】

10

前記第1狭帯域光の光量の変化を検知する光量検知手段と、前記光量検知手段の検知結果に基づき、前記第1狭帯域光の光量と前記第2狭帯域光の光量との比率が所定の値に保たれるように、前記半導体光源から出射される前記第2狭帯域光の光量を調整する光量制御手段とを備えることが好ましい。

【0013】

前記光量検知手段は、前記広帯域光の光量を検知することにより、前記第1狭帯域光の光量の変化を検知することが好ましい。また、前記広帯域光光源は、経時劣化により前記広帯域光の出射光量が変化するキセノンランプであることが好ましい。

【0014】

前記フィルタは、前記広帯域光の光路に進退自在に配置されており、前記広帯域光により前記被観察部位の照明を行う通常モードと、前記第1狭帯域光及び第2狭帯域光により前記被観察部位の照明を行う特殊モードとを切り替えるモード切替手段と、前記モード切替手段が前記通常モードに設定されたときは前記フィルタを前記広帯域光の光路上から退避させ、前記モード切替手段が前記特殊モードに設定されたときは前記フィルタを前記広帯域光の光路上に挿入させるフィルタ移動手段とを備え、前記光量制御手段は、前記モード切替手段が前記通常モードに設定されたときに、前記半導体光源の発光を停止することが好ましい。

20

【0015】

前記フィルタを透過した前記第1狭帯域光と、前記狭帯域光源から出射された前記第2狭帯域光とを混合して混合光を出射する光混合手段と、前記光混合手段から出射された前記混合光を内視鏡先端部まで導く導光手段と、を備えることが好ましい。

30

【0016】

前記光混合手段は、前記フィルタを透過した前記第1狭帯域光の光路と、前記狭帯域光源から出射される前記第2狭帯域光の光路とが交差する光路交差位置に設けられたダイクロイックミラーであり、前記モード切替手段が前記通常モードに設定されたときは前記ダイクロイックミラーを前記光路交差位置から退避させ、前記モード切替手段が前記特殊モードに設定されたときは前記ダイクロイックミラーを前記光路交差位置に挿入させるミラー移動手段を備えることが好ましい。

【0017】

前記第1狭帯域光及び前記第2狭帯域光は、生体組織内の血管を強調表示させるために利用される光であり、ヘモグロビンの光の吸収スペクトルの吸収ピークに対応する波長を有する緑色狭帯域光、青色狭帯域光であることが好ましい。また、前記撮像手段は、画素に対応してR、G、Bの3色のマイクロフィルタを配置したカラーイメージセンサであることが好ましい。

40

【発明の効果】

【0018】

本発明の内視鏡システムは、広帯域光光源から出射された広帯域光の光路上にフィルタを配置し、このフィルタを透過した第1狭帯域光と、狭帯域光光源から出射された第2狭帯域光とを被検体の被観察部位に同時照射するようにしたので、第1狭帯域光の光源として、出射光量が少ないLEDやLD等の半導体光源の代わりに、広帯域光光源とフィルタ

50

とを組み合わせたものを使用することができる。その結果、第1狭帯域光の光量を十分に確保することができる。このため、例えば生体組織内の血管を強調した観察像を得る特殊光観察において、表層の血管と中深層の血管とを共に強調表示することができる。また、観察像全体の光量が増加する。これにより、良好な特殊光画像が得られる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】内視鏡システムの斜視図である。

【図2】内視鏡システムの電氣的構成を示したブロック図である。

【図3】近景観察モード時にマイクロフィルタを透過する光の種類を説明するための説明図である。

10

【図4】内視鏡検査の処理の流れを示したフローチャートである。

【図5】通常観察モード時の光源装置の説明図である。

【図6】特殊光観察モード時の光源装置の説明図である。

【図7】特殊光観察モード時にマイクロフィルタを透過する光の種類を説明するための説明図である。

【図8】第2実施形態の内視鏡システムの電氣的構成を示したブロック図である。

【図9】特殊光観察モード時における青色LEDの光量制御の処理の流れを示したフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0020】

20

図1に示すように、内視鏡システム10は、患者の消化管内や気管内などの管内（被観察部位）を撮像する電子内視鏡11と、電子内視鏡11により得られた撮像信号に基づいて管内の観察画像を生成するプロセッサ装置12と、管内を照射する照明光を電子内視鏡11に対して供給する光源装置13と、観察画像を表示するモニタ14とを備えている。

【0021】

内視鏡システム10では、管内を白色光などの広帯域光で照明することで管内を全体的に観察する通常観察モード（通常モード）と、管内を狭帯域光で照明して表層血管などを強調表示した状態で観察する特殊光観察モード（特殊モード）との2つの観察モードを有している。

【0022】

30

電子内視鏡11は、管内に挿入される可撓性の挿入部16と、挿入部16の基端部に連設され、電子内視鏡11の把持及び挿入部16の操作に用いられる操作部17と、操作部17をプロセッサ装置12及び光源装置13にそれぞれ接続するユニバーサルコード18とを備えている。

【0023】

挿入部16の先端部位である挿入部先端部16aには、管内の照明や撮影に用いられる光学系、イメージセンサなどが内蔵されている。また、挿入部先端部16aの先端面には、観察窓19（図2参照）、照明窓20（図2参照）の他に、図示は省略するが送気送水ノズル、挿入部16内に挿通された鉗子チャネルの出口となる鉗子出口等が設けられている。挿入部先端部16aの後端には、湾曲自在な湾曲部16bが連設されている。

40

【0024】

操作部17には、アングルノブ21、操作ボタン22、鉗子入口23などが設けられている。アングルノブ21は、挿入部16の湾曲方向及び湾曲量を調整する際に回転操作される。操作ボタン22は、送気・送水や吸引等の各種の操作に用いられる。鉗子入口23は鉗子チャネルに連通している。

【0025】

ユニバーサルコード18には、送気・送水チャンネル、信号ケーブル、及びライトガイドなどが組み込まれている。このユニバーサルコード18の先端部にはコネクタ部25aが設けられている。このコネクタ部25aは光源装置13に接続する。また、コネクタ部25aからはコネクタ部25bが分岐している。このコネクタ部25bはプロセッサ装置

50

1 2 に接続する。

【 0 0 2 6 】

図 2 に示すように、光源装置 1 3 は、キセノンランプ（広帯域光源）3 0 と、B P フィルタ 3 1 と、フィルタシフト機構（フィルタ移動手段）3 2 と、青色 L E D（半導体光源）3 3 と、L E D 駆動制御部 3 4 と、ダイクロイックミラー 3 5 と、ミラーシフト機構（ミラー移動手段）3 6 と、集光レンズ 3 7 とを備えている。

【 0 0 2 7 】

キセノンランプ 3 0 は、波長が赤色領域から青色領域（約 4 7 0 ~ 7 0 0 n m）にわたる白色の広帯域光 B B を出射する。このキセノンランプ 3 0 は、内視鏡検査中に広帯域光 B B を常時出射する。

10

【 0 0 2 8 】

バンドパスフィルタ（以下、B P フィルタと略す）3 1 は、キセノンランプ 3 0 から出射される広帯域光 B B の光路上に進退自在に配置される。B P フィルタ 3 1 は、広帯域光 B B のうち、緑色の特定の波長帯域に制限された狭帯域光（以下、単に緑色狭帯域光という、第 1 狭帯域光）G n を透過させる。

【 0 0 2 9 】

緑色狭帯域光 G n の波長帯域は、ヘモグロビンの光の吸収スペクトルの吸収ピーク（例えば 5 4 0 n m 付近）にあわせて調整されている。また、生体組織の光散乱特性に関する知見などから、照射された光の波長が 5 0 0 n m ~ 6 0 0 n m 付近の間では、光が表層血管よりも深部にある中深層血管に到達する。この光は中深層血管では吸収される一方で、中深層血管の周辺の生体組織では反射及び散乱される。その結果、中深層血管とその周りの生体組織とのコントラストが高くなるため、中深層血管などを十分に強調表示することができる。

20

【 0 0 3 0 】

このように緑色狭帯域光 G n は、キセノンランプ 3 0 が出射する白色光から分光して得ている。現在のところ、緑色光を出射する半導体光源（L E D , L D 等）の光量と比較すると、キセノンランプ 3 0 の緑色光成分の方が明るいので、緑色狭帯域光 G n について十分な光量が得られる。

【 0 0 3 1 】

フィルタシフト機構 3 2 は、B P フィルタ 3 1 を、キセノンランプ 3 0 から出射される広帯域光 B B の光路上に挿入したフィルタ挿入位置と、この光路上から退避させたフィルタ退避位置との間で移動自在に保持する。このフィルタシフト機構 3 2 は、プロセッサ装置 1 2 の制御の下、B P フィルタ 3 1 を通常観察モード時にはフィルタ退避位置に移動させ、特殊光観察モード時にはフィルタ挿入位置に移動させる。

30

【 0 0 3 2 】

青色 L E D 3 3 は、青色の特定の波長帯域に制限された狭帯域光（以下、単に青色狭帯域光という、第 2 狭帯域光）B n を出射する。この青色 L E D 3 3 から出射される青色狭帯域光 B n の光路は、緑色狭帯域光 G n の光路と略直交している。

【 0 0 3 3 】

青色狭帯域光 B n の波長帯域は、ヘモグロビンの光の吸収スペクトルの吸収ピーク（例えば 4 1 5 n m 付近）にあわせて調整されている。また、生体組織の光散乱特性に関する知見などから、照射された光の波長が 4 7 0 n m 付近を超えなければ、表層血管では照射された光のほとんどが吸収されて挿入部先端部 1 6 a に返らない。逆に表層血管の周辺の生体組織では、比較的強い散乱特性によって照射された光の多くが反射して挿入部先端部 1 6 a にまで返る。これにより、表層血管とその周辺の生体組織とのコントラストが極めて高くなるため、表層血管などを十分に強調表示することができる。

40

【 0 0 3 4 】

L E D 駆動制御部 3 4 は、プロセッサ装置 1 2 の制御の下、青色 L E D 3 3 からの青色狭帯域光 B n の出射 / 出射停止を切り替える。L E D 駆動制御部 3 4 は、通常観察モード時には青色 L E D 3 3 からの青色狭帯域光 B n の出射を停止させ、特殊光観察モード時に

50

は青色LED33から青色狭帯域光Bnを出射させる。

【0035】

ダイクロミックミラー（以下、Dミラーと略す）35は、BPフィルタ31から出射される緑色狭帯域光Gnの光路と、青色LED33から出射される青色狭帯域光Bnの光路とが交差する位置（以下、単に光路交差位置という）に進退自在に配置される。このDミラー35は、緑色光は透過するがこれ以外の他色光は反射する。これにより、緑色狭帯域光GnはDミラー35を透過して集光レンズ37に入射し、青色狭帯域光BnはDミラー35により反射されて集光レンズ37に入射する。

【0036】

ミラーシフト機構36は、Dミラー35を、光路交差位置と、この光路交差位置から退避させたミラー退避位置との間で移動自在に保持する。このミラーシフト機構36は、プロセッサ装置12の制御の下、Dミラー35を通常観察モード時にはミラー退避位置に移動させ、特殊光観察モード時には光路交差位置に移動させる。

10

【0037】

集光レンズ37は、通常観察モード時にはキセノンランプ30から出射される広帯域光BBの光路であって、さらに特殊光観察モード時にはDミラー35から出射される緑色狭帯域光Gn及び青色狭帯域光Bnの光路上に配置されている。集光レンズ37は、入射した広帯域光BB、あるいは緑色狭帯域光Gn及び青色狭帯域光Bnの混合光などの照明光（以下、適宜「照明光」という）を、ライトガイド39に入射させる。

【0038】

20

上記各構成により、光源装置13は、通常観察モード時には広帯域光BBをライトガイド39へ出射し、特殊光観察モード時には青色狭帯域光Bn及び緑色狭帯域光Gnの混合光をライトガイド39へ出射する。

【0039】

また、特殊光観察では、表層血管の強調表示と中深層血管の強調表示とを最大限両立させて、いずれか一方が観察し難くならないように、緑色狭帯域光Gnと青色狭帯域光Bnとの光量比（以下、狭帯域光光量比という）が所定値Rに設定されている。なお、狭帯域光光量比を調整する方法は特に限定されず、例えば、キセノンランプ30、BPフィルタ31、及び青色LED33の種類をそれぞれ適宜選択することによって狭帯域光光量比を調整することができる。

30

【0040】

電子内視鏡11は、ライトガイド39、CCD型イメージセンサ（以下、CCDという、撮像手段）44、アナログ処理回路（AFE: Analog Front End）45、撮像制御部46を備えている。ライトガイド39は大口径光ファイバ、バンドルファイバなどである。このライトガイド39は、入射端が光源装置13に挿入されており、出射端が挿入部先端部16a内に設けられた照射レンズ48に対向している。ライトガイド39から照射レンズ48に入射した照明光は、照明窓20を通して管内に照射される。そして、管内で反射した光は、観察窓19を通して集光レンズ51に入射する。

【0041】

CCD44は、複数のフォトダイオード52（以下、PD52という、図3参照）が2次元配列された撮像面44aを有しており、集光レンズ51から入射する被写体光を各PD52で電気的な撮像信号に変換してAFE45へ出力する。なお、CCDの代わりにMOS型のイメージセンサを用いてもよい。CCD44には、プロセッサ装置12により制御される撮像制御部46が接続している。CCD44は、撮像制御部46からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレートで撮像信号をAFE45へ出力する。

40

【0042】

図3に示すように、CCD44は、各PD52上に2次元配列された赤色、緑色、青色のマイクロフィルタ53R、53G、53Bを備えるカラーCCDである。これにより、CCD44は、マイクロフィルタ53Rとその下方（図中では側方、以下同じ）に配置されたPD52とからなるR画素、マイクロフィルタ53Gとその下方に配置されたPD5

50

2 とからなる G 画素、マイクロフィルタ 5 3 B とその下方に配置された P D 5 2 とからなる B 画素を備える。

【 0 0 4 3 】

マイクロフィルタ 5 3 R は、広帯域光 B B のうち、赤色帯域の赤色光 R を透過させる。マイクロフィルタ 5 3 G は、広帯域光 B B のうち、緑色帯域の緑色光 G を透過させる。マイクロフィルタ 5 3 B は、広帯域光 B B のうち、青色帯域の青色光 B を透過させる。各マイクロフィルタ 5 3 R , 5 3 G , 5 3 B により、撮像面 4 4 a に入射する光を赤緑青の 3 色に分離することができる。なお、緑色光 G には緑色狭帯域光 G n が含まれるとともに、青色光 B には青色狭帯域光 B n が含まれる。

【 0 0 4 4 】

図 2 に戻って、A F E 4 5 は、図示は省略するが、相関二重サンプリング回路 (C D S)、自動ゲイン制御回路 (A G C)、及びアナログ / デジタル変換器 (A / D) から構成されている。C D S は、C C D 4 4 からの撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施してノイズを除去する。A G C は、C D S によりノイズが除去された撮像信号を増幅する。A / D は、A G C で増幅された撮像信号を、所定のビット数のデジタルな撮像信号に変換してプロセッサ装置 1 2 に送る。

【 0 0 4 5 】

プロセッサ装置 1 2 は、C P U 5 4 と、デジタル信号処理部 (Digital Signal Processor : D S P) 5 5 と、フレームメモリ 5 6 と、表示制御回路 5 8 と、観察モード切替スイッチ 5 9 とを備えている。C P U 5 4 は、プロセッサ装置 1 2 の各部、並びに光源装置 1 3 のフィルタシフト機構 3 2、L E D 駆動制御部 3 4、及びミラーシフト機構 3 6 に信号線で接続されており、これらを統括的に制御する。

【 0 0 4 6 】

D S P 5 5 は、A F E 4 5 から入力される撮像信号に対し、ホワイトバランス調整、色調処理、階調処理、シャープネス処理などの信号処理を行う。D S P 5 5 は、観察モードが通常観察モードに設定されている場合に、A F E 4 5 から入力される青色撮像信号、緑色撮像信号、赤色撮像信号に上記信号処理を施すことによって、B , G , R の 3 色の画素値を持つ通常画像データを生成する。この通常画像データはフレームメモリ 5 6 に記憶される。

【 0 0 4 7 】

また、D S P 5 5 は、観察モードが特殊光観察モードに設定されている場合に、A F E 4 5 から入力される緑色狭帯域撮像信号と青色狭帯域撮像信号のそれぞれに対して適宜信号処理を施すことで特殊光画像データを生成する。この特殊光画像データもフレームメモリ 5 6 に記憶される。

【 0 0 4 8 】

表示制御回路 5 8 は、観察モードが通常観察モードである場合には、フレームメモリ 5 6 から通常画像データを読み出し、この通常画像データに基づいてモニタ 1 4 に通常画像を表示させる。モニタ 1 4 に通常画像を表示する際には、図 3 に示すように、通常画像データの B , G , R の 3 色の画素値を、それぞれモニタ 1 4 の B チャンネル、G チャンネル、R チャンネルに割り当てて出力する。

【 0 0 4 9 】

また、表示制御回路 5 8 は、観察モードが特殊光観察モードである場合には、フレームメモリ 5 6 から特殊光画像データを読み出し、この特殊光画像データに基づいてモニタ 1 4 に特殊光画像を表示させる。この特殊光画像を表示する際には、C C D 4 4 の B 画素で取得した青色狭帯域撮像信号をモニタ 1 4 の B , G チャンネルに割り当て、G 画素で取得した緑色狭帯域撮像信号をモニタ 1 4 の R チャンネルに割り当てる (図 7 参照)。モニタ 1 4 に表示される特殊光画像の表層血管部分は、青色狭帯域光 B n の吸収により青色狭帯域撮像信号の画素値が「 0 」に近くなることで、B , G チャンネルが暗くなり、R チャンネルのみが相対的に明るくなるので、茶色に表示される。また、中深層血管部分は、緑色狭帯域光 G n の吸収により R チャンネルが暗くなるので、B , G チャンネルを混合したシアンで表示さ

10

20

30

40

50

れる。

【 0 0 5 0 】

観察モード切替スイッチ 5 9 は、内視鏡システム 1 0 の観察モードを通常観察モードまたは特殊光観察モードに切り替える際に操作される。C P U 5 4 は、観察モード切替スイッチ 5 9 で通常観察モードが選択された場合には、観察モードを通常観察モードに設定する。また、C P U 5 4 は、観察モード切替スイッチ 5 9 で特殊光観察モードが選択された場合には、観察モードを特殊光観察モードに設定する。そして、C P U 5 4 は、設定した観察モードの種類に応じて、フィルタシフト機構 3 2、L E D 駆動制御部 3 4、及びミラーシフト機構 3 6 を制御して、光源装置 1 3 から出射される照明光の種類を切り替える。

【 0 0 5 1 】

次に、図 4 に示すフローチャートを用いて上記構成の内視鏡システム 1 0 の作用について説明を行う。プロセッサ装置 1 2 や光源装置 1 3 などの電源が O N されて内視鏡検査の準備処理（以下、検査準備処理という）が行われると、C C D 4 4 が作動するとともに、キセノンランプ 3 0 からの広帯域光 B B の出射が開始される。なお、内視鏡システム 1 0 は、電源 O N 時の初期状態では通常観察モードに設定されている。

【 0 0 5 2 】

C P U 5 4 は、検査準備処理中に光学装置 1 3 の B P フィルタ 3 1 及び D ミラー 3 5 がそれぞれフィルタ退避位置、ミラー退避位置にあるか否かを確認する。そして、C P U 5 4 は、B P フィルタ 3 1 及び D ミラー 3 5 がそれぞれフィルタ退避位置、ミラー退避位置にない場合には、フィルタシフト機構 3 2、ミラーシフト機構 3 6 を制御して、B P フィルタ 3 1 及び D ミラー 3 5 を退避させる。また、C P U 5 4 は、L E D 駆動制御部 3 4 を制御して、青色 L E D 3 3 を O F F 状態で維持する。

【 0 0 5 3 】

このように検査準備処理が完了すると、電子内視鏡 1 1 の挿入部 1 6 が患者の消化管や気管などの管内に挿入されて、この管内の観察が開始される。

【 0 0 5 4 】

図 5 に示すように、通常観察モード時には、キセノンランプ 3 0 から出射した広帯域光 B B がそのまま集光レンズ 3 7 を介してライトガイド 3 9 に入射する。これにより、広帯域光 B B が、ライトガイド 3 9、照射レンズ 4 8、及び照明窓 2 0 を経て患者の管内に照射される。これにより、この管内で反射 / 散乱した広帯域光 B B が観察窓 1 9 に入射し、さらに集光レンズ 5 1 を通して C C D 4 4 に入射する。そして、図 3 に示したように、C C D 4 4 に入射した広帯域光 B B は、各マイクロフィルタ 5 3 R、5 3 G、5 3 B により 3 色に分離されてそれぞれ P D 5 2 で受光される。

【 0 0 5 5 】

各 P D 5 2 は、受光した光を電気的な撮像信号に変換して A F E 4 5 へ出力する。A F E 4 5 は、C C D 4 4 からの撮像信号に各種信号処理を施して、デジタルな青色撮像信号、緑色撮像信号、赤色撮像信号をプロセッサ装置 1 2 の D S P 5 5 へ出力する。

【 0 0 5 6 】

各色撮像信号は、D S P 5 5 により各種信号処理が施された後、通常画像データとしてフレームメモリ 5 6 に記憶される。表示制御回路 5 8 は、C P U 5 4 の制御の下、新たにフレームメモリ 5 6 に記憶された通常画像データを読み出し、この通常画像データに基づきモニタ 1 4 に通常画像を表示させる。

【 0 0 5 7 】

以下、観察モードが特殊光観察モードに切り替えられるまで、あるいは内視鏡検査が終了となるまで、通常画像データの取得と、これに基づく通常画像のモニタ表示とが繰り返し実行される。

【 0 0 5 8 】

図 4 に戻って通常観察から特殊光観察に切り替える場合には、観察モード切替スイッチ 5 9 を通常観察モードから特殊光観察モードに切り替える。C P U 5 4 は、観察モード切替スイッチ 5 9 が特殊光観察モードに切り替えられたときに、光源装置 1 3 のフィルタシ

10

20

30

40

50

フト機構 32 及びミラーシフト機構 36 に対してそれぞれ挿入指令を発するとともに、LED 駆動制御部 34 に対して ON 指令を発する。

【0059】

図 6 に示すように、フィルタシフト機構 32 は、CPU 54 からの挿入指令を受けて、BP フィルタ 31 をフィルタ退避位置からフィルタ挿入位置に移動させる。また、ミラーシフト機構 36 は、CPU 54 からの挿入指令を受けて、D ミラー 35 をミラー退避位置から光路交差位置に移動させる。さらに、LED 駆動制御部 34 は、CPU 54 からの ON 指令を受けて、青色 LED 33 から D ミラー 35 に向けて青色狭帯域光 B_n を出射させる。

【0060】

キセノンランプ 30 から出射する広帯域光 B_B は、BP フィルタ 31 に入射する。これにより、広帯域光 B_B のうち緑色狭帯域光 G_n が BP フィルタ 31 を透過して、D ミラー 35 に入射する。D ミラー 35 は、BP フィルタ 31 からの緑色狭帯域光 G_n をそのまま透過させて集光レンズ 37 に入射させる。また、D ミラー 35 は、青色 LED 33 から入射した青色狭帯域光 B_n を集光レンズ 37 に向けて反射する。これにより、緑色狭帯域光 G_n と青色狭帯域光 B_n との混合光が集光レンズ 37 に入射する。

【0061】

集光レンズ 37 に入射した混合光は、ライトガイド 39、照射レンズ 48、及び照明窓 20 を経て、患者の管内に照射される。これにより、この管内で反射 / 散乱した混合光が観察窓 19 に入射し、さらに集光レンズ 51 を通して CCD 44 に入射する。

【0062】

図 7 に示すように、CCD 44 に入射した混合光のうち、マイクロフィルタ 53B に入射した青色狭帯域光 B_n は、マイクロフィルタ 53B を透過してその下方（図中では側方）に配置された PD 52 で受光される。また、マイクロフィルタ 53G に入射した緑色狭帯域光 G_n は、マイクロフィルタ 53G を透過してその下方に配置された PD 52 で受光される。

【0063】

各 PD 52 は、受光した各色狭帯域光を電気的な撮像信号に変換して AFE 45 へ出力する。これにより、AFE 45 から緑色狭帯域撮像信号と青色狭帯域撮像信号が DSP 55 に送られ、この DSP 55 にて特殊光画像データが生成されてフレームメモリ 56 に記憶される。表示制御回路 58 は、CPU 54 の制御の下、新たにフレームメモリ 56 に記憶された特殊光画像データを読み出し、この特殊光画像データに基づきモニタ 14 に特殊光画像を表示させる。

【0064】

この際に、緑色狭帯域光 G_n の光源として、青色 LED 33 よりも出射光量等の性能が著しく劣る緑色 LED ではなく、キセノンランプ 30 と BP フィルタ 31 とを組み合わせたものを使用しているため、緑色狭帯域光 G_n の光量を十分に確保することができる。その結果、表層の血管は強調表示されるものの、中深層の血管は目立たず、また、画面全体の光量も不足することが防止される。これにより、良好な特殊光画像が得られる。

【0065】

また、緑色狭帯域光 G_n の光源としてキセノンランプ 30 を使用しているが、既存の内視鏡システムはキセノンランプを使用するものが多いので、これをベースにして本発明の内視鏡システム 10 への改造を容易に行うことができる。これにより、既存の内視鏡システムを有効利用することができる。

【0066】

以下、観察モードが通常観察モードに切り替えられるまで、あるいは内視鏡検査が終了となるまで、特殊光画像データの取得と、これに基づく特殊光画像のモニタ表示とが繰り返し実行される。

【0067】

[第 2 実施形態]

10

20

30

40

50

次に、図 8 を用いて本発明の第 2 実施形態の内視鏡システム 65 について説明を行う。上記第 1 実施形態では、緑色狭帯域光 G_n の光源としてキセノンランプ 30 と B P フィルタ 31 とを組み合わせたものを使用しているが、キセノンランプ 30 は経時的な劣化特性を有しているので、キセノンランプ 30 から出射される広帯域光 B_B の光量は安定しない。このため、広帯域光 B_B の光量が変動すると、これに伴い緑色狭帯域光 G_n の光量が変動してしまう。上述の通り特殊光観察時には、表層血管の強調表示と中深層血管の強調表示とを最大限両立させて、いずれか一方が観察し難くならないように狭帯域光光量比を所定値 R に調整している。この際に、緑色狭帯域光 G_n の光量が変動すると狭帯域光光量比も変動してしまう。その結果、表層の血管及び中深層の血管のいずれか、または両方が目立たなくなるおそれが生じる。

10

【0068】

そこで、内視鏡システム 65 では、キセノンランプ 30 から出射される光の光量を検知することにより、狭帯域光光量比を所定値 R で一定に保持する。なお、内視鏡システム 65 は、第 1 実施形態とは異なる光源装置 66 及びプロセッサ装置 67 を備える点を除けば、基本的には第 1 実施形態と同じ構成であり、この第 1 実施形態と機能・構成上同一のものについては同一符号を付してその説明は省略する。

【0069】

光源装置 66 は、光量検知センサ（光量検知手段）68 と、第 1 実施形態とは異なる L E D 駆動制御部 69 とを備える点を除けば、第 1 実施形態の光源装置 13 と基本的に同じ構成である。

20

【0070】

光量検知センサ 68 は、キセノンランプ 30 に設けられており、このキセノンランプ 30 から出射される広帯域光 B_B の光量を検知する。この広帯域光 B_B の光量の変動に伴って B P フィルタ 31 を透過する緑色狭帯域光 G_n の光量も変動するので、広帯域光 B_B の光量を検知することによって緑色狭帯域光 G_n の光量の変動を検知することができる。光量検知センサ 68 の検知結果は、プロセッサ装置 67 の C P U 70 に逐次入力される。

【0071】

L E D 駆動制御部 69 は、青色 L E D 33 からの青色狭帯域光 B_n の出射 / 出射停止を切り替える以外に、C P U 70 の制御の下、特殊光観察モード時に青色 L E D 33 から出射される青色狭帯域光 B_n の光量を調整する。この青色狭帯域光 B_n の光量の増減は、例えば、青色 L E D 33 の駆動電流を増減することにより実施される。

30

【0072】

プロセッサ装置 67 は、C P U 70 と、データテーブル 71 が格納されたメモリ 72 とを備える点を除けば、第 1 実施形態のプロセッサ装置 12 と基本的に同じ構成である。また、C P U 70 についても、特殊光観察モード時に青色 L E D 33 から出射される青色狭帯域光 B_n の光量の制御を行う点を除けば、第 1 実施形態の C P U 54 と同じである。

【0073】

データテーブル 71 には、広帯域光 B_B の光量と、狭帯域光光量比が所定値 R を満たすような青色狭帯域光 B_n の光量（以下、最適光量という）とが対応付けて格納されている。上述の通り、広帯域光 B_B の光量の変動に伴って緑色狭帯域光 G_n の光量が変動するため、この広帯域光 B_B の光量の変動に伴って青色狭帯域光 B_n の最適光量も変動する。このため、広帯域光 B_B の光量と青色狭帯域光 B_n の最適光量との関係を予め実験やシミュレーション等で求めておくことで、広帯域光 B_B の光量から青色狭帯域光 B_n の最適光量が求められる。

40

【0074】

C P U 70 は、特殊光観察モード時に、青色 L E D 33 から出射される青色狭帯域光 B_n の光量を制御する光量制御部 70 a として機能する。光量制御部 70 a は、光量検知センサ 68 の検知結果とデータテーブル 71 とに基づき、青色狭帯域光 B_n の最適光量を決定し、この決定結果に基づき L E D 駆動制御部 69 を制御する。

【0075】

50

次に、図 8 に示すフローチャートを用いて上記構成の内視鏡システム 65 の作用、特に特殊光観察モード時における青色 LED 33 の光量制御について詳しく説明する。なお、通常観察モード時及び特殊光観察モード時における画像取得・画像表示については上記第 1 実施形態と基本的に同じであるので、ここでは説明を省略する。

【0076】

検査準備処理が完了すると、キセノンランプ 30 から広帯域光 BB が出射されるとともに、光量検知センサ 68 が作動する。光量検知センサ 68 は、キセノンランプ 30 から出射される広帯域光 BB の光量を検知して、この検知結果を CPU 70 に逐次入力する。

【0077】

観察モード切替スイッチ 59 が通常観察モードから特殊光観察モードに切り替えられると、CPU 70 の光量制御部 70a が作動するとともに、第 1 実施形態で説明したように緑色狭帯域光 Gn 及び青色狭帯域光 Bn の混合光の出射が開始される。

【0078】

光量制御部 70a は、光量検知センサ 68 から入力される検知結果に基づき、メモリ 72 内のデータテーブル 71 を参照して、青色狭帯域光 Bn の最適光量を決定する。次いで、光量制御部 70a は、決定した最適光量に基づき、光源装置 66 の LED 駆動制御部 69 に対して光量制御指令を発する。なお、広帯域光 BB の光量がほぼ一定であり、青色狭帯域光 Bn の最適光量に変化がない場合には、データテーブル 71 の参照や光量制御指令の送信を行わなくてもよい。

【0079】

LED 駆動制御部 69 は、光量制御部 70a からの光量制御指令を受けて青色 LED 33 の駆動電流を制御する。これにより、青色 LED 33 から出射される青色狭帯域光 Bn の光量が最適光量となり、狭帯域光光量比が所定値 R に調整される。

【0080】

以下、観察モードが通常観察モードに切り替えられるまで、あるいは内視鏡検査が終了されるまで、広帯域光 BB の光量の検知と、青色狭帯域光 Bn の最適光量の決定と、青色狭帯域光 Bn の光量調整とが繰り返し実行される。これにより、キセノンランプ 30 の経時的な劣化特性により広帯域光 BB の光量が変動した場合でも、青色狭帯域光 Bn の光量が最適光量で維持されるので、狭帯域光光量比も所定値 R で維持される。その結果、表層血管の強調表示と中深層血管の強調表示とを最大限両立させて、良好な特殊光画像が得られる。

【0081】

上記第 2 実施形態では、光量検知センサ 68 により広帯域光 BB の光量を検知して青色狭帯域光 Bn の最適光量を決定しているが、広帯域光 BB に含まれる緑色狭帯域光 Gn の光量、あるいは BP フィルタ 31 を透過した緑色狭帯域光 Gn の光量のいずれかを直接検知することにより、緑色狭帯域光 Gn の光量に対応した青色狭帯域光 Bn の最適光量を決定してもよい。この場合には、データテーブル 71 の代わりに、緑色狭帯域光 Gn の光量と、青色狭帯域光 Bn の最適光量とを対応付けたデータテーブルをメモリ 72 に格納しておく。

【0082】

なお、広帯域光 BB に含まれる緑色狭帯域光 Gn の光量を検知する場合には、例えば、緑色狭帯域光 Gn のみが透過するマイクロフィルタを備える光量検知センサをキセノンランプ 30 に設ければよい。また、BP フィルタ 31 を透過した緑色狭帯域光 Gn の光量を検知する場合には、例えば、BP フィルタ 31 から出射される緑色狭帯域光 Gn の光路に光量検知センサを配置すればよい。

【0083】

上記第 2 実施形態では、メモリ 72 にデータテーブル 71 を格納しているが、データテーブルの代わりに、広帯域光 BB あるいは緑色狭帯域光 Gn の光量と、青色狭帯域光 Bn の最適光量との関係を表す演算式等をメモリ 72 に格納してもよい。

【0084】

上記各実施形態では、広帯域光 B B を出射する光源としてキセノンランプ 3 0 を例に挙げたが、例えば、白色 L E D やマイクロホワイト光源などの各種広帯域光光源を用いてもよい。

【 0 0 8 5 】

上記各実施形態では、キセノンランプ 3 0 から出射される広帯域光 B B のうち、緑色広帯域光 G n のみを透過させるために、この広帯域光 B B の光路上に B P フィルタ 3 1 を進退自在に配置しているが、この光路上に B P フィルタ 3 1 を挿入 / 退避させる方法は特に限定されない。例えば、B P フィルタと開口窓とを備えるターレット式の回転板を広帯域光 B B の光路上に配置してもよい。この場合は、通常観察モード時には開口窓が広帯域光 B B の光路上に挿入され、特殊光観察モード時には B P フィルタが広帯域光 B B の光路上に挿入されるように、回転板を回転させる。

10

【 0 0 8 6 】

上記各実施形態では、D ミラー 3 5 を用いて緑色狭帯域光 G n と青色狭帯域光 B n とを混合して出射させているが、カプラや光コネクタなどの各種公知技術を用いて緑色狭帯域光 G n と青色狭帯域光 B n とを混合して出射させてもよい。

【 0 0 8 7 】

上記各実施形態では、プロセッサ装置 1 2 の C P U 5 4 , 7 0 により光源装置 1 3 の各部を制御しているが、これら各部を制御する C P U 等の制御部を光源装置 1 3 に設けてもよい。

【 0 0 8 8 】

20

上記各実施形態では、青色狭帯域光 B n を出射する光源として青色 L E D 3 3 を用いたが、例えば半導体レーザ (L D) などの各種半導体光源を用いてもよい。

【 0 0 8 9 】

上記各実施形態では、特殊光観察モード時にキセノンランプ 3 0 及び B P フィルタ 3 1 から出射される緑色狭帯域光 G n と、青色 L E D 3 3 から出射される青色狭帯域光 B n とを混合しているが、これらの代わりに、L E D や L D などでは十分な光量が確保できない任意の波長帯域の狭帯域光 (第 1 狭帯域光) と、L E D や L D などでは十分な光量が確保できる任意の波長帯域の狭帯域光 (第 2 狭帯域光) とを照明光として用いてもよい。この場合には、第 1 狭帯域光及び第 2 狭帯域光の種類に応じて B P フィルタ、L E D や L D の種類を変える。

30

【 0 0 9 0 】

上記実施形態では、光源装置 1 3 から電子内視鏡 1 1 へ広帯域光や各色狭帯域光を出射しているが、これら広帯域光や各色狭帯域光の光源 (例えば L E D など) を内視鏡先端部 1 6 a 内に設けてもよい。

【 0 0 9 1 】

上記実施形態では、2種類の特定の波長の光を利用して表層血管や中深層血管の特殊光観察を行う内視鏡システムについて例に挙げて説明を行ったが、2種類の特定の波長の光を利用して行う蛍光観察 (Auto Fluorescence Imaging) 、赤外光観察 (Infra Red Imaging) 、光線力学的診断 (Photodynamic diagnosis) などの各種観察、診断に用いられる内視鏡システムに本発明を適用することができる。

40

【 符号の説明 】

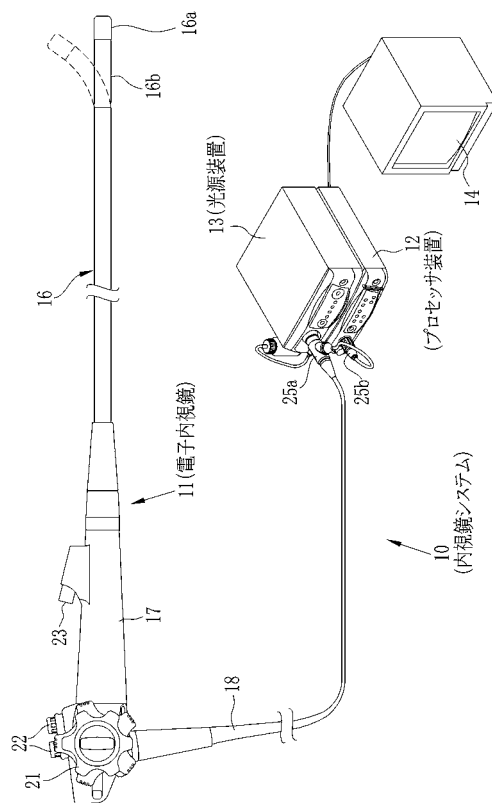
【 0 0 9 2 】

- 1 0 , 6 5 内視鏡システム
- 1 1 電子内視鏡
- 1 2 プロセッサ装置
- 1 3 光源装置
- 3 0 キセノンランプ
- 3 1 バンドパスフィルタ
- 3 2 フィルタシフト機構
- 3 3 青色 L E D

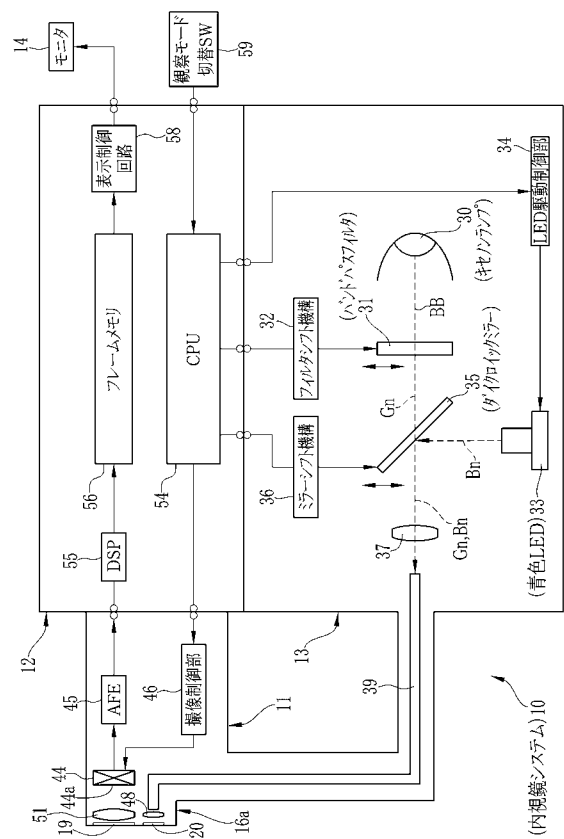
50

- 35 ダイクロイックミラー
- 36 ミラーシフト機構
- 34, 69 LED駆動制御部
- 54, 70 CPU
- 68 光量検知センサ
- 70a 光量制御部

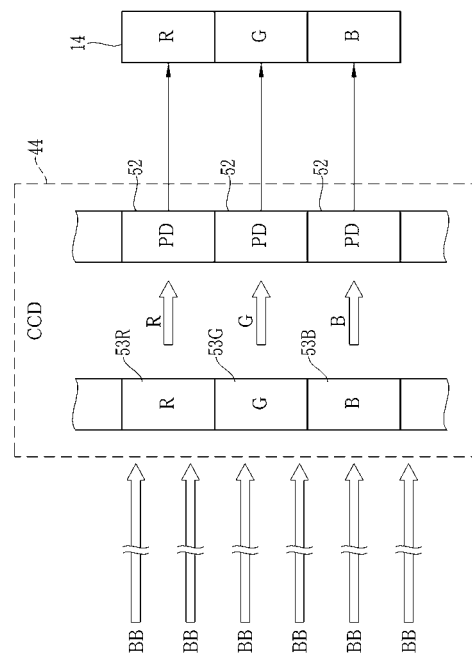
【図1】



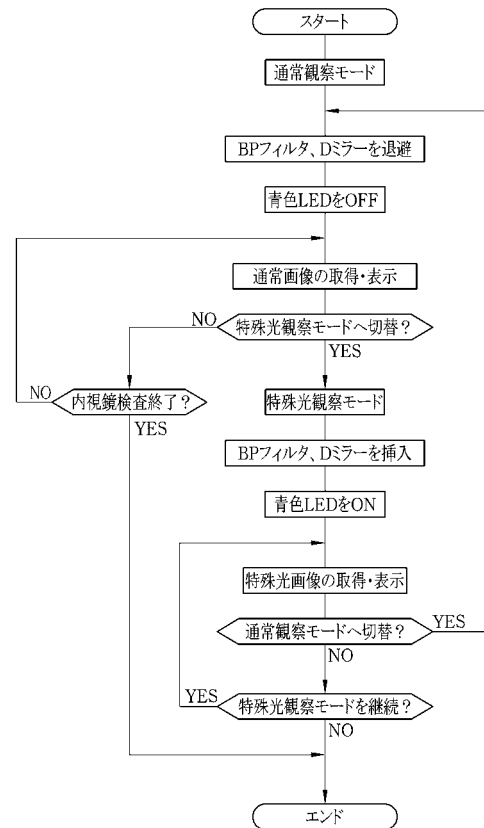
【図2】



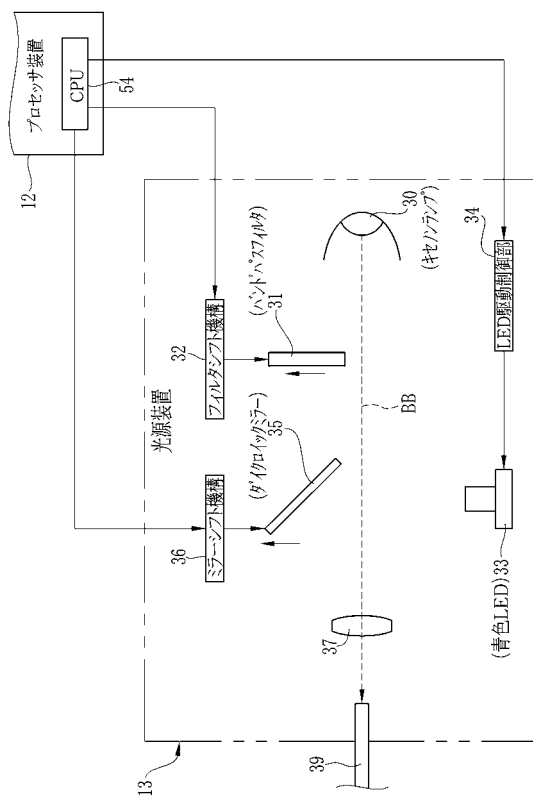
【図3】



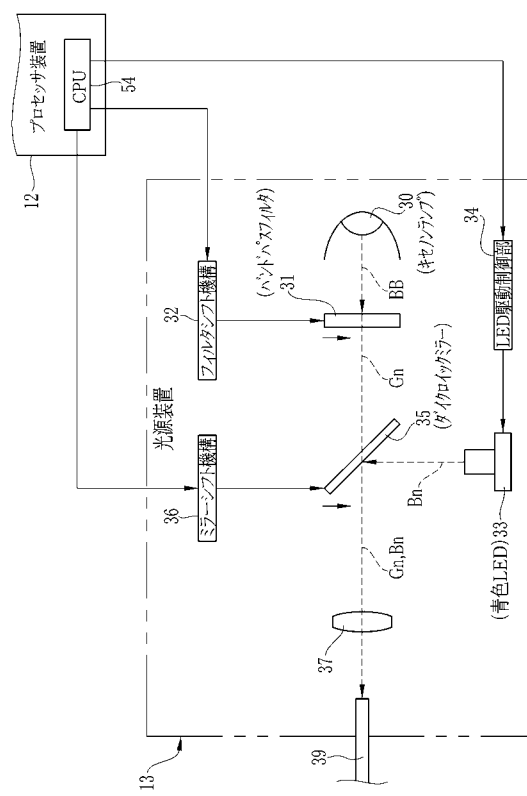
【図4】



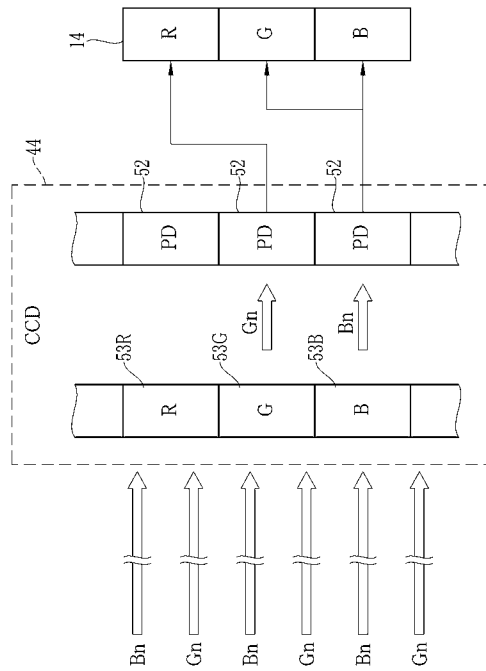
【図5】



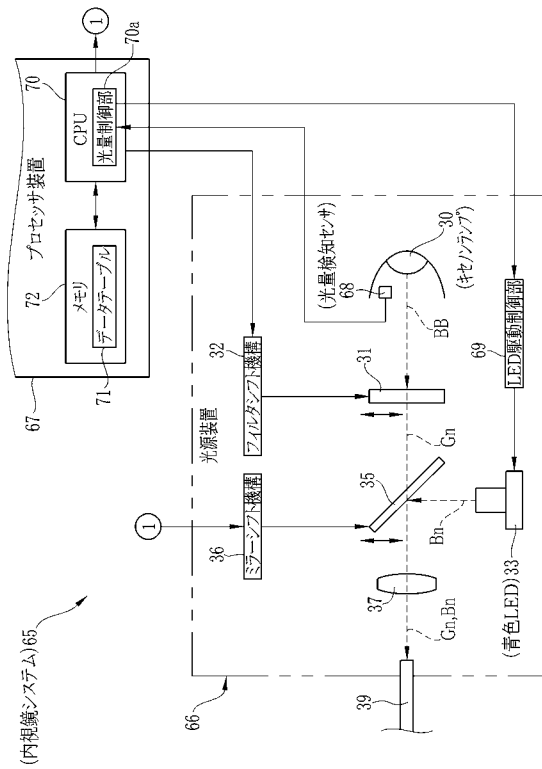
【図6】



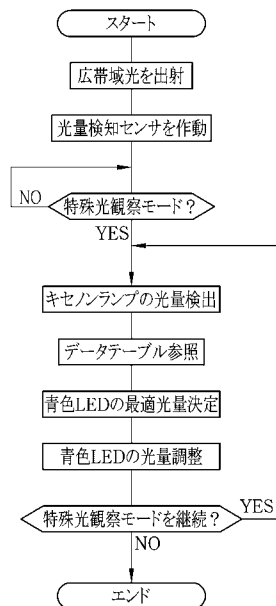
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

審査官 濱本 禎広

(56)参考文献 特開 2 0 1 1 - 0 4 1 7 5 8 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5518686B2	公开(公告)日	2014-06-11
申请号	JP2010271527	申请日	2010-12-06
[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	安田裕昭 黒田修 山口博司		
发明人	安田 裕昭 黒田 修 山口 博司		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/04.372 A61B1/00.513 A61B1/045.617 A61B1/05 A61B1/06.612 A61B1/06.614 A61B1/07.730 A61B1/07.731 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/FF46 4C061/GG01 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ07 4C061/RR02 4C061/RR14 4C061/RR17 4C061/WW02 4C061/WW20 4C161/CC06 4C161/FF46 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR14 4C161/RR17 4C161/WW02 4C161/WW20		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2012120572A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供混合的同时照射型内窥镜系统，以获得优异的特殊光学图像。解决方案：在光源装置13内部提供发射宽带光BB的氙灯30。带通滤波器31，透射绿色窄带光Gn。宽带光BB在宽带光BB的光路上可前后移动地设置。发射蓝色窄带光Bn的蓝色LED 33设置在光源装置13内，使得蓝色窄带光Bn几乎与绿色宽带光Gn的光路正交。二向色镜35在绿色宽带光Gn的光路和蓝色窄带光Bn的光路几乎交叉的位置可前后移动地设置。二向色镜35将绿色宽带光Gn和蓝色窄带光Bn发射到观察部分上。没有必要使用具有小发射光强度的绿色LED作为绿色窄带光Gn的光源。因此，绿色窄带光和蓝色窄带光的光强度足够可靠，从而可以获得优异的特殊光学图像。

