

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5208223号
(P5208223)

(45) 発行日 平成25年6月12日 (2013. 6. 12)

(24) 登録日 平成25年3月1日 (2013. 3. 1)

(51) Int. Cl.

F 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 A

請求項の数 8 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2011-2132 (P2011-2132)
 (22) 出願日 平成23年1月7日 (2011. 1. 7)
 (65) 公開番号 特開2012-143301 (P2012-143301A)
 (43) 公開日 平成24年8月2日 (2012. 8. 2)
 審査請求日 平成24年6月5日 (2012. 6. 5)

(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 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

審査官 安田 明央

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、

前記広帯域光の一部を透過させて特殊光観察に用いる波長帯域が異なる第1及び第2の2種類の狭帯域光を生成するための第1及び第2のフィルタ領域を有するフィルタユニットであり、それぞれ第1及び第2の2種類のフィルタ領域を持ち、透過光量が相対的に多い遠景観察用フィルタと、透過光量が相対的に少ない近景観察用フィルタとを有するフィルタユニットと、

前記第1及び第2の2種類のフィルタ領域が前記広帯域光源の光路内に同時に挿入されるように、前記遠景観察用フィルタと前記近景観察用フィルタのいずれかを選択的に挿入するフィルタ挿入手段と、

前記第1及び第2の2種類の狭帯域光が照射された被観察部位を撮像する撮像手段と、
 を備えており、

前記第1フィルタ領域は、ヘモグロビンの光吸収スペクトルの短波長側において吸収量が多い波長帯域に対応する青色狭帯域光を透過する光透過特性を有し、第2フィルタ領域は、前記吸収スペクトルの長波長側において吸収量が多い波長帯域に対応する緑色狭帯域光を透過する光透過特性を有し、

さらに、前記遠景観察用フィルタの第1フィルタ領域は、近景観察用フィルタの第1フィルタ領域の光透過特性に対して短波長側のみ広げられた光透過特性を有することを特徴とする内視鏡システム。

10

20

【請求項 2】

前記遠景観察用フィルタの前記第 1 及び第 2 のフィルタ領域は、前記近景観察用フィルタの前記第 1 及び第 2 のフィルタ領域と比較して半値幅が広げられた光透過特性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 及び第 2 の 2 種類の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、

前記撮像手段の撮像により取得された撮像信号に基づいて、内視鏡先端部と前記被観察部位との距離が近い状態にある近景観察状態または前記距離が遠い状態にある遠景観察状態で撮影が行われたか否かを判定する観察状態判定手段とを備え、

10

前記フィルタ挿入手段は、前記特殊モード時に前記観察状態判定手段が前記近景観察状態にあると判定した場合には前記近景観察用フィルタを前記光路内に挿入するとともに、前記遠景観察状態にあると判定した場合には前記遠景観察用フィルタを前記光路内に挿入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】

前記フィルタ挿入手段は、前記通常モードでは前記近景観察用フィルタ及び前記遠景観察用フィルタを前記光路内から退避させるとともに、

前記撮像手段は、前記通常モードでは前記広帯域光により照明された前記被観察部位を撮像することを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡システム。

20

【請求項 5】

前記フィルタユニットは、前記近景観察用フィルタ及び前記遠景観察用フィルタを備える 1 枚の回転体であり、

前記フィルタ挿入手段は、

前記特殊モード時に前記回転体を前記光路内に挿入するとともに、前記通常モード時に前記回転体を前記光路内から退避させる回転体移動手段と、

前記特殊モード時に、前記近景観察状態にある場合には前記近景観察用フィルタが前記光路内に挿入され、前記遠景観察状態にある場合には前記遠景観察用フィルタが前記光路内に挿入されるように前記回転体を回転させる回転駆動手段と、を備えることを特徴とする請求項 3 または 4 記載の内視鏡システム。

30

【請求項 6】

前記フィルタユニットは、前記近景観察用フィルタ、前記遠景観察用フィルタ、及び前記広帯域光の全域を透過する開口を備える 1 枚の回転体であり、

前記フィルタ挿入手段は、前記通常モード時には前記開口が前記光路内に挿入され、前記特殊モードの前記近景観察状態時には前記近景観察用フィルタが前記光路内に挿入され、前記特殊モードの前記遠景観察状態時には前記遠景観察用フィルタが前記光路内に挿入されるように、前記回転体を回転させ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 7】

前記観察状態判定手段は、前記撮像手段により取得した撮像信号から露光量を検出し、検出した露光量が一定値以上である場合に前記近景観察状態にあると判定し、一定値未満である場合に前記遠景観察状態であると判定することを特徴とする請求項 3 ないし 6 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

40

【請求項 8】

前記近景観察用フィルタの前記第 1 フィルタ領域は、透過率のピークが 460 nm 付近であり、透過率のピークである 460 nm 付近よりも長波長側で透過率が急激に低下し、400 nm ~ 460 nm では透過率が緩やかに低下し、400 nm を下回ると透過率が急激に低下する光透過特性を有し、

前記近景観察用フィルタの前記第 2 フィルタ領域は、透過率のピークが 550 nm であり、半値幅が 20 nm ~ 40 nm であることを特徴とする請求項 1 ないし 7 のいずれか 1

50

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、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る（例えば、特許文献1参照）。血管（ヘモグロビン）の光吸収スペクトルは、415nm付近や540nm付近の帯域に吸収ピークを持つため、この内視鏡システムでは、狭帯域光として、415nm付近の光吸収率が高い帯域の波長を持つ青色（B）狭帯域光と、540nm付近の光吸収率が高い帯域の波長を持つ緑色（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）の光吸収率が高い帯域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、光吸収率が高い帯域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。

【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】

特許文献1に記載されている内視鏡システムは、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、回転フィルタを回転させることにより2種類のバンドパスフィルタが交互に白色光源の光路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する面順次方式の撮像方式が採用されている。面順次方式では、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の両方が強調された観察像がモニタに表示される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2001-170009号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、特許文献1に記載の面順次方式は、2種類の狭帯域光による観察像を順次撮像するため、フレームレートを上げにくいという問題がある。この問題の解決策として、例えば、円形の領域を半割にした2つの半円領域にそれぞれ2種類の狭帯域光を生成するための2種類のフィルタ領域が形成された円形フィルタを白色光源の光路に配置し、2種類の狭帯域光を同時に照射して、各狭帯域光による観察像を同時に取得する混合同時照射方式が検討されている。混合同時照射方式によれば面順次方式に比べてフレームレートを上げることができる。

【0008】

10

20

30

40

50

しかし、同時照射方式では、白色光源が出射する光が半分ずつ２つのフィルタ領域を透過するため、各フィルタ領域を透過する光量は半分になってしまう。内視鏡を被観察部位に近接させた状態で観察する近景観察の場合には、被観察部位との距離が近いため、光量不足はそれほど問題にならないが、被観察部位から距離を離して観察する遠景観察の場合には、光量が不足して画面全体が暗くなり観察がしにくいという新たな問題が生じる。

【０００９】

こうした問題に対しては、撮像素子の信号出力のゲインを上げるといった信号処理で対処する方法もあるが、ゲインを上げるとノイズも大きくなるので、信号出力が小さい場合には、 S/N が著しく低下する。特殊光観察では、白色光を利用する通常観察と比べて、少ない光量で撮像を行うため、信号出力は小さくなる場合が多いため、信号処理で対処する方法は採用しにくい。

10

【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、近景観察と遠景観察の両方において良好な観察像が得られる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、前記広帯域光の一部を透過させて特殊光観察に用いる波長帯域が異なる第１及び第２の２種類の狭帯域光を生成するための第１及び第２のフィルタ領域を有するフィルタユニットであり、それぞれ第１及び第２の２種類のフィルタ領域を持ち、透過光量が相対的に多い遠景観察用フィルタと、透過光量が相対的に少ない近景観察用フィルタとを有するフィルタユニットと、前記第１及び第２の２種類のフィルタ領域が前記広帯域光源の光路内に同時に挿入されるように、前記遠景観察用フィルタと前記近景観察用フィルタのいずれかを選択的に挿入するフィルタ挿入手段と、前記第１及び第２の２種類の狭帯域光が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。

20

【００１２】

前記遠景観察用フィルタの前記第１及び第２のフィルタ領域は、前記近景観察用フィルタの前記第１及び第２のフィルタ領域と比較して半値幅が広げられた光透過特性を有することが好ましい。

30

【００１３】

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及び第２の２種類の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、前記撮像手段の撮像により取得された撮像信号に基づいて、前記内視鏡先端部と前記被観察部位との距離が近い状態にある近景観察状態または前記距離が遠い状態にある遠景観察状態で撮影が行われたか否かを判定する観察状態判定手段とを備え、前記フィルタ挿入手段は、前記特殊モード時に前記観察状態判定手段が前記近景観察状態にあると判定した場合には前記近景観察用フィルタを前記光路内に挿入するとともに、前記遠景観察状態にあると判定した場合には前記遠景観察用フィルタを前記光路内に挿入することが好ましい。

40

【００１４】

前記フィルタ挿入手段は、前記通常モードでは前記近景観察用フィルタ及び前記遠景観察用フィルタを前記光路内から退避させるとともに、前記撮像手段は、前記通常モードでは前記広帯域光により照明された前記被観察部位を撮像することが好ましい。

【００１５】

前記フィルタユニットは、前記近景観察用フィルタ及び前記遠景観察用フィルタを備える１枚の回転体であり、前記フィルタ挿入手段は、前記特殊モード時に前記回転体を前記光路内に挿入するとともに、前記通常モード時に前記回転体を前記光路内から退避させる回転体移動手段と、前記特殊モード時に、前記近景観察状態にある場合には前記近景観察用フィルタが前記光路内に挿入され、前記遠景観察状態にある場合には前記遠景観察用フ

50

フィルタが前記光路内に挿入されるように前記回転体を回転させる回転駆動手段と、を備えることが好ましい。

【0016】

前記フィルタユニットは、前記近景観察用フィルタ、前記遠景観察用フィルタ、及び前記広帯域光の全域を透過する開口を備える1枚の回転体であり、前記フィルタ挿入手段は、前記通常モード時には前記開口が前記光路内に挿入され、前記特殊モードの前記近景観察状態時には前記近景観察用フィルタが前記光路内に挿入され、前記特殊モードの前記遠景観察状態時には前記遠景観察用フィルタが前記光路内に挿入されるように、前記回転体を回転させることが好ましい。

【0017】

前記観察状態判定手段は、前記撮像手段により取得した撮像信号から露光量を検出し、検出した露光量が一定値以上である場合に前記近景観察状態にあると判定し、一定値未満である場合に前記遠景観察状態であると判定することが好ましい。

【0018】

前記第1フィルタ領域は、ヘモグロビンの光吸収スペクトルの短波長側において吸収量が多い波長帯域に対応する青色狭帯域光を透過する光透過特性を有し、第2フィルタ領域は、前記吸収スペクトルの長波長側において吸収量が多い波長帯域に対応する緑色狭帯域光を透過する光透過特性を有することが好ましい。

【0019】

前記遠景観察用フィルタの第1フィルタ領域は、近景観察用フィルタの第1フィルタ領域の光透過特性に対して短波長側のみ拡張された光透過特性を有することが好ましい。

【0020】

前記近景観察用フィルタの前記第1フィルタ領域は、透過率のピークが460nm付近であり、透過率のピークである460nm付近よりも長波長側で透過率が急激に低下し、400nm～460nmでは透過率が緩やかに低下し、400nmを下回ると透過率が急激に低下する光透過特性を有し、前記近景観察用フィルタの前記第2フィルタ領域は、透過率のピークが550nmであり、半値幅が20nm～40nmであることが好ましい。

【発明の効果】

【0021】

本発明の内視鏡システムは、近景観察用フィルタと遠景観察用フィルタとを、広帯域光源から出射される広帯域光の光路上に選択的に挿入することができるようにしたので、近景観察と遠景観察とをそれぞれ最適な光量の照明光下で行うことができる。これにより、近景観察及び遠景観察のいずれにおいても良好な特殊光画像が得られる。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【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】フィルタターレットの断面図である。

【図4】近景観察用フィルタの光透過特性を示したグラフである。

【図5】遠景観察用フィルタの光透過特性を示したグラフである。

【図6】血液（ヘモグロビン）の光吸収特性を示したグラフである。

【図7】生体組織の光散乱特性を示したグラフである。

【図8】マイクロフィルタの正面図である。

【図9】マイクロフィルタの機能を説明するための説明図である。

【図10】特殊光観察モード時における処理の流れを示したフローチャートである。

【図11】近景観察モード時にCCDで光電変換される光の種類を説明するための説明図である。

【図12】近景用特殊光画像の一例を示した説明図である。

【図13】遠景観察モード時にCCDで光電変換される光の種類を説明するための説明図である。

10

20

30

40

50

【図 1 4】遠景用特殊光画像の一例を示した説明図である。

【図 1 5】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 1 6】第 3 実施形態のフィルタターレットの断面図である。

【図 1 7】第 3 実施形態のフィルタターレットの回転制御のフロー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】

【 0 0 2 3 】

[第 1 実施形態]

図 1 に示すように、内視鏡システム 1 0 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 1 1 と、電子内視鏡 1 1 により得られた撮像信号に基づいて管内の観察像を生成するプロセッサ装置 1 2 と、管内を照明する照明光を電子内視鏡 1 1 に対して出射する光源装置 1 3 と、観察像を表示するモニタ 1 4 とを備えている。

10

【 0 0 2 4 】

内視鏡システム 1 0 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。また、特殊光観察モードには、電子内視鏡 1 1 の先端部と管内の生体組織との距離が近い近景状態で観察を行う近景観察モードと、生体組織との距離が遠い遠景状態で観察を行う遠景観察モードとの 2 つの観察モードがある。

【 0 0 2 5 】

20

電子内視鏡 1 1 は、管内に挿入される可撓性の挿入部 1 6 と、挿入部 1 6 の基端部に連設され、電子内視鏡 1 1 の把持及び挿入部 1 6 の操作に用いられる操作部 1 7 と、操作部 1 7 をプロセッサ装置 1 2 及び光源装置 1 3 にそれぞれ接続するユニバーサルコード 1 8 とを備えている。

【 0 0 2 6 】

挿入部 1 6 の先端部位である挿入部先端部 1 6 a 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 1 6 a の先端面には、観察窓 1 9（図 2 参照）、照明窓 2 0（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 1 6 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 1 6 a の後端には、湾曲自在な湾曲部 1 6 b が連設されている。

30

【 0 0 2 7 】

操作部 1 7 には、アングルノブ 2 1、操作ボタン 2 2、鉗子入口 2 3 などが設けられている。アングルノブ 2 1 は、挿入部 1 6 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 2 2 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 2 3 は鉗子チャネルに連通している。

【 0 0 2 8 】

ユニバーサルコード 1 8 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 1 8 の先端部にはコネクタ部 2 5 a が設けられている。このコネクタ部 2 5 a は光源装置 1 3 に接続する。また、コネクタ部 2 5 a からはコネクタ部 2 5 b が分岐している。このコネクタ部 2 5 b はプロセッサ装置 1 2 に接続する。

40

【 0 0 2 9 】

図 2 に示すように、光源装置 1 3 は、広帯域光源 3 0 と、集光レンズ 3 1 と、円盤状のフィルタターレット（フィルタユニット、回転体）3 2 と、ターレットシフト機構（回転体移動手段）3 3 と、ターレット回転機構（回転駆動手段）3 4 とを備えている。ここで、ターレットシフト機構 3 3、及びターレット回転機構 3 4 が本発明のフィルタ挿入手段を構成している。

【 0 0 3 0 】

広帯域光源 3 0 は、例えばキセノンランプ、白色 LED、マイクロホワイト光源などが用いられ、波長が赤色領域から青色領域（約 4 7 0 ~ 7 0 0 nm）にわたる白色の広帯域

50

光 B B を発生する。この広帯域光源 3 0 は、内視鏡検査中に広帯域光 B B を常時出射する。

【 0 0 3 1 】

集光レンズ 3 1 は、広帯域光源 3 0 から出射される広帯域光 B B の光路上に配置されている。この集光レンズ 3 1 は、広帯域光源 3 0 から直接入射する広帯域光 B B や、フィルタターレット 3 2 を介して入射する狭帯域光などの照明光（以下、単に照明光という）をライトガイド 3 5 に入射する。

【 0 0 3 2 】

フィルタターレット 3 2 は、特殊光観察モード時に広帯域光源 3 0 と集光レンズ 3 1 との間に配置される。このフィルタターレット 3 2 は、広帯域光源 3 0 から入射する広帯域光 B B のうち、近景観察モード及び遠景観察モードごとに定められた特定の狭帯域光を透過させる。

10

【 0 0 3 3 】

図 3 に示すようにフィルタターレット 3 2 には、近景観察モード時に使用される半割りの近景観察用フィルタ 3 7 と、遠景観察モード時に使用される半割りの遠景観察用フィルタ 3 8 とが設けられている。近景観察用フィルタ 3 7 及び遠景観察用フィルタ 3 8 は、フィルタターレット 3 2 の回転軸 3 2 a の中心を通る直線に対して互いに線対称となるように設けられている。

【 0 0 3 4 】

近景観察用フィルタ 3 7 は、広帯域光 B B のうち、近景観察モード時に使用される異なる 2 つの波長帯域の狭帯域光を透過させる。この近景観察用フィルタ 3 7 は、第 1 青色フィルタエリア（第 1 フィルタ領域） B_{n1f} と、第 1 緑色フィルタエリア（第 2 フィルタ領域） G_{n1f} とからなる。

20

【 0 0 3 5 】

遠景観察用フィルタ 3 8 は、広帯域光 B B のうち、遠景観察モード時に使用される異なる 2 つの波長帯域の狭帯域光を透過させる。遠景観察用フィルタ 3 8 は、第 2 青色フィルタエリア（第 1 フィルタ領域） B_{n2f} と、第 2 緑色フィルタエリア（第 2 フィルタ領域） G_{n2f} とからなる。

【 0 0 3 6 】

図 4 に示すように、第 1 青色フィルタエリア B_{n1f} は、広帯域光 B B のうち、青色の特定の波長帯域に制限された青色狭帯域光（以下、第 1 青色狭帯域光という） B_{n1} を透過させる。また、第 1 緑色フィルタエリア G_{n1f} 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、第 1 緑色狭帯域光という） G_{n1} を透過させる。なお、第 1 青色狭帯域光 B_{n1} は本発明の第 1 狭帯域光に相当し、第 1 緑色狭帯域光 G_{n1} は本発明の第 2 狭帯域光に相当する。

30

【 0 0 3 7 】

第 1 青色狭帯域光 B_{n1} は、ヘモグロビンの光の吸収スペクトルの吸収ピークにあわせて、例えば、波長が 460 nm 付近で図中の光透過率で表されるように光量がピーク値に達し、460 nm 付近よりも長波長側では光量が急激に低下し、460 nm 付近と 500 nm 付近の間で光量はほぼ「0」になる。一方、460 nm 付近よりも短波長側では、長波長側での光量の低下ほど急激でないものの、光量は 460 nm 付近から 400 nm 付近にかけて低下し、400 nm 付近よりも下回ったところで光量は「0」になる。また、第 1 青色狭帯域光 B_{n1} の半値幅 h_{B1} は、例えば、約 35 nm ~ 45 nm となっている。なお、ここでいう半値幅とは、光透過率のピーク値の半分を示す値（以下、ピーク半値という）の波長帯域である。

40

【 0 0 3 8 】

第 1 緑色狭帯域光 G_{n1} は、ヘモグロビンの光の吸収スペクトルの吸収ピークにあわせて、例えば、波長が 550 nm 付近で光量がピーク値に達し、540 nm 付近よりも短波長側、及び 560 nm 付近よりも長波長側で光量が急激に低下して「0」になる。また、第 1 緑色狭帯域光 G_{n1} の半値幅 h_{G1} は、例えば、約 20 nm ~ 40 nm となっている

50

。

【 0 0 3 9 】

図 5 に示すように、第 2 青色フィルタエリア B_{n2f} は、広帯域光 B_B のうち、第 1 青色狭帯域光 B_{n1} よりも半値幅が広げられた第 2 青色狭帯域光 B_{n2} を透過させる。また、第 2 緑色フィルタエリア G_{n2f} は、広帯域光 B_B のうち、第 1 緑色狭帯域光 G_{n1} よりも半値幅が広げられた第 2 緑色狭帯域光 G_{n2} を透過させる。なお、第 2 青色狭帯域光 B_{n2} は本発明の第 1 狭帯域光に相当し、第 2 緑色狭帯域光 G_{n2} は本発明の第 2 狭帯域光に相当する。

【 0 0 4 0 】

第 2 青色狭帯域光 B_{n2} は、第 1 青色狭帯域光 B_{n1} と同様に、光量がピーク値に達する 460 nm 付近よりも長波長側では光量が急激に低下する。逆に 460 nm 付近よりも短波長側では、第 1 青色狭帯域光 B_{n1} とは異なり、460 nm 付近から 400 nm 付近の間では比較的高い光量を保持した状態で光量が徐々に低下する。そして、400 nm 付近で光量が急激に低下し始めて、400 nm 付近よりも下回ったところで光量は「0」になる。

【 0 0 4 1 】

また、第 2 青色狭帯域光 B_{n2} の半値幅 h_{B2} は、例えば、約 75 nm ~ 95 nm となっている。第 2 青色狭帯域光 B_{n2} のピーク半値の最長波長は第 1 青色狭帯域光 B_{n1} の最短波長とほぼ同じであるのに対して、ピーク半値の最短波長は第 1 青色狭帯域光 B_{n1} の最短波長よりも短くなっている。従って、第 2 青色狭帯域光 B_{n2} は、第 1 青色狭帯域光 B_{n1} に対して、460 nm 付近よりも長波長側の光量をほぼ変化させず、短波長側の光量を増加させた光である。

【 0 0 4 2 】

第 2 緑色狭帯域光 G_{n2} は、第 1 緑色狭帯域光 G_{n1} と同様に 550 nm 付近で光量がピーク値に達するのに対し、半値幅 h_{G2} については、第 1 緑色狭帯域光 G_{n1} よりも広げられた例えば約 50 ~ 70 nm となっている。このため、第 2 緑色狭帯域光 G_{n2} は、第 1 緑色狭帯域光 G_{n1} と比較して、半値幅が広がった分だけ光量が増加する。

【 0 0 4 3 】

第 1 青色狭帯域光 B_{n1} と第 2 青色狭帯域光 B_{n2} をそれぞれ図 4、図 5 に示す光量分布にしたのは次の理由による。ヘモグロビンの吸収特性を示す図 6 において、照射された光のうち 460 nm 付近を下回る波長の光は生体組織内の表層血管内の血液（ヘモグロビン）で極めて強い吸収を受けるのに対し、逆に 460 nm 付近を超える光はヘモグロビンによりほとんど吸収されずにそのまま透過する。

【 0 0 4 4 】

一方、生体組織の散乱特性を示す図 7 において、照射された光は、波長が短くなるのに従って生体組織内でより散乱される。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 470 nm 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 16a 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 16a 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。

【 0 0 4 5 】

このように表層血管などを十分に強調表示するためには、近景観察時と遠景観察時のいずれの観察時においても、470 nm 付近を超える波長域において光量が「0」となる光を照射することが不可欠となる。一方、470 nm 付近を超えなければ、表層血管などを十分に強調表示することができる。このため、第 1 青色狭帯域光 B_{n1} と第 2 青色狭帯域光 B_{n2} は表層血管などの強調表示可能な光であり、さらに第 2 青色狭帯域光 B_{n2} は半値幅を短波長側に広げることにより光量が増加する。

【 0 0 4 6 】

第 1 緑色狭帯域光 G_{n1} と第 2 緑色狭帯域光 G_{n2} をそれぞれ図 4、図 5 に示す光量分

10

20

30

40

50

布にしたのは次の理由による。図 6 に示すように 460 nm 付近を超える光についてはヘモグロビンに対する光吸収特性は低くなるが、500 nm ~ 600 nm 付近の間、特に 530 nm ~ 570 nm 付近ではヘモグロビンに対する光の吸収特性が高くなる。そして、600 nm 付近を超える光については再び吸収特性は低くなる。

【0047】

また、図 7 に示すように、波長が長くなるほど散乱係数は徐々に低くなるものの、500 nm ~ 600 nm 付近の間では散乱特性が急激に変化することはない。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 500 nm ~ 600 nm 付近の間、特に 530 nm ~ 570 nm 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。

【0048】

このように中深層血管などを十分に強調表示するためには、近景観察時と遠景観察時のいずれの観察時においても、照射する光の波長帯域が 500 nm ~ 600 nm 付近の間、好ましくは 530 nm ~ 570 nm 付近であることが不可欠である。この範囲内であれば中深層血管などを十分に強調表示することができる。このため、第 1 緑色狭帯域光 G n 1 と第 2 緑色狭帯域光 G n 2 は中深層血管などの強調表示可能な光であり、さらに第 2 緑色狭帯域光 B n 2 は半値幅を拡げることにより光量が増加する。

【0049】

図 2 に戻って、ターレットシフト機構 33 は、フィルタターレット 32 を、広帯域光源 30 から出射される広帯域光 B B の光路内に挿入した挿入位置と、この光路内から退避させた退避位置との間で移動させる。挿入位置は、回転軸 32 a を中心として近景観察用フィルタ 37 及び遠景観察用フィルタ 38 のそれぞれの中心を通る円状の軌跡と、広帯域光 B B の光路とが直交する位置である。ターレットシフト機構 33 は、通常観察モード時にはフィルタターレット 32 を退避位置に移動させ、近景観察モード及び遠景観察モード時にはフィルタターレット 32 を挿入位置に移動させる。

【0050】

ターレット回転機構 34 は、回転軸 32 a に接続されており、観察モードが近景観察モードまたは遠景観察モードに切り替えられたときにフィルタターレット 32 を回転させる。ターレット回転機構 34 は、近景観察モード時には近景観察用フィルタ 37 の両フィルタエリア B n 1 f , G n 1 f が同時に広帯域光 B B の光路内に挿入され、遠景観察モード時には遠景観察用フィルタ 38 の両フィルタエリア B n 2 f , G n 2 f が同時に広帯域光 B B の光路内に挿入されるように、フィルタターレット 32 を回転させる。

【0051】

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 B B をライトガイド 35 へ出射し、近景観察モード時には第 1 青色狭帯域光 B n 1 及び第 1 緑色狭帯域光 G n 1 をライトガイド 35 へ出射し、遠景観察モード時には第 2 青色狭帯域光 B n 2 及び第 2 緑色狭帯域光 G n 2 をライトガイド 35 へ出射する。

【0052】

電子内視鏡 11 は、ライトガイド 35、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 35 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 35 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 16 a 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 35 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。

【0053】

CCD 44 は、複数のフォトダイオード 52（以下、PD 52 という、図 9 参照）が 2 次元配列された撮像面 44 a を有しており、集光レンズ 51 から入射する被写体光を各 P

10

20

30

40

50

D 5 2 で電気的な撮像信号に変換して A F E 4 5 へ出力する。なお、C C D の代わりに M O S 型のイメージセンサを用いてもよい。C C D 4 4 には、プロセッサ装置 1 2 により制御される撮像制御部 4 6 が接続している。C C D 4 4 は、撮像制御部 4 6 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 A F E 4 5 へ出力する。

【 0 0 5 4 】

図 8 及び図 9 に示すように、C C D 4 4 は、各 P D 5 2 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 5 3 R , 5 3 G , 5 3 B を備えるカラー C C D である。これにより、C C D 4 4 は、マイクロフィルタ 5 3 R とその下方（図中では側方、以下同じ）に配置された P D 5 2 とからなる R 画素、マイクロフィルタ 5 3 G とその下方に配置された P D 5 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。

10

【 0 0 5 5 】

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、青色光 B には第 1 及び第 2 青色狭帯域光 B n 1 , B n 2 が含まれるとともに、緑色光 G には第 1 及び第 2 緑色狭帯域光 G n 1 , G n 2 が含まれる。

【 0 0 5 6 】

20

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 5 7 】

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、観察状態判定部 5 7 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 のターレットシフト機構 3 3、ターレット回転機構 3 4 に信号線で接続されており、これらを統括的に制御する。

30

【 0 0 5 8 】

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 5 9 】

40

一方、D S P 5 5 は、観察モードが近景観察モードに設定されている場合に、A F E 4 5 から入力される第 1 青色狭帯域撮像信号と第 1 緑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、近景用特殊光画像データを生成する。また、D S P 5 5 は、観察モードが遠景観察モードに設定されている場合に、A F E 4 5 から入力される第 2 青色狭帯域撮像信号と第 2 緑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、遠景用特殊光画像データを生成する。これら近景用特殊光画像データ及び遠景用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 6 0 】

観察状態判定部 5 7 は、フレームメモリ 5 6 に新たに記憶された近景用特殊光画像データまたは遠景用特殊光画像データのいずれか一方の画像データの輝度信号に基づき、露光

50

量を検出する。そして、観察状態判定部 57 は、この露光量が一定値以上である場合には現時点で近景観察状態にあると判定し、この露光量が一定値未満である場合には遠景観察状態にあると判定する。この判定結果は CPU 54 に逐次入力される。

【0061】

表示制御回路 58 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 56 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 14 に通常画像を表示させる。モニタ 14 に通常画像を表示する際には、図 9 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 14 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。

【0062】

一方、表示制御回路 58 は、観察モードが近景観察モードである場合には、フレームメモリ 56 から近景用特殊光画像データを読み出し、この近景用特殊光画像データに基づいてモニタ 14 に近景用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、CCD 44 の B 画素で取得した第 1 青色狭帯域撮像信号をモニタ 14 の B、G チャンネルに割り当て、G 画素で取得した第 1 緑色狭帯域撮像信号をモニタ 14 の R チャンネルに割り当てる（図 11 参照）。モニタ 14 に表示される特殊光画像の表層血管部分は、第 1 青色狭帯域光 B_n の吸収により第 1 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、第 1 緑色狭帯域光 G_{n1} 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れる。

【0063】

また、表示制御回路 58 は、観察モードが遠景観察モードである場合には、フレームメモリ 56 から遠景用特殊光画像データを読み出し、この遠景用特殊光画像データに基づき遠景用特殊光画像をモニタ 14 に表示させる。なお、第 2 青色狭帯域撮像信号及び第 2 緑色狭帯域撮像信号のモニタ 14 の B チャンネル、G チャンネル、R チャンネルへの割り当ては近景観察モードと同じである（図 13 参照）。

【0064】

観察モード切替スイッチ 59 は、内視鏡システム 10 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。

【0065】

CPU 54 は、観察モード切替スイッチ 59 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、CPU 54 は、観察モード切替スイッチ 59 で特殊光観察モードが選択された場合には、観察状態判定部 57 の判定結果に基づき、観察モードを近景観察モードあるいは遠景観察モードに設定する。そして、CPU 54 は、設定した観察モードの種類に応じて、ターレットシフト機構 33 及びターレット回転機構 34 を制御して、光源装置 13 から出射される照明光の種類を切り替える。

【0066】

次に、図 10 を用いて上記構成の内視鏡システム 10 の作用、特に特殊光観察モード時における動作について詳しく説明する。なお、内視鏡検査の準備処理、患者の消化管や気管等の管内への挿入部 16 の挿入、及び広帯域光 B_B を用いた通常観察は、従来と基本的に同じであるため、ここでは説明を省略する。

【0067】

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 59 を通常観察モードから特殊光観察モードに切り替える。なお、特殊光観察モードでは初期設定で近景観察モードに設定されている。プロセッサ装置 12 の CPU 54 は、観察モード切替スイッチ 59 が特殊光観察モード切り替えられたときに、光源装置 13 のターレットシフト機構 33 に対してフィルタ挿入指令を発した後、さらにターレット回転機構 34 に対して近景観察用フィルタセット指令を発する。

【0068】

ターレットシフト機構 33 は、CPU 54 からのフィルタ挿入指令を受けて、フィルタ

10

20

30

40

50

ターレット 3 2 を退避位置から挿入位置へ移動する。次いで、ターレット回転機構 3 4 は、C P U 5 4 からの近景観察用フィルタセット指令を受けて、近景観察用フィルタ 3 7 が広帯域光 B B の光路内に位置するようにフィルタターレット 3 2 を回転させる。これにより、第 1 青色フィルタエリア B n 1 f 及び第 1 緑色フィルタエリア G n 1 f が光路内に同時挿入される。なお、初期設定で近景観察用フィルタ 3 7 が広帯域光 B B の光路内に挿入されている場合には、フィルタターレット 3 2 を回転させる必要はない。

【 0 0 6 9 】

図 1 1 に示すように、近景観察用フィルタ 3 7 が広帯域光 B B の光路内に挿入されることにより、広帯域光 B B のうち第 1 青色狭帯域光 B n 1 及び第 1 緑色狭帯域光 G n 1 がそれぞれ第 1 青色フィルタエリア B n 1 f、第 1 緑色フィルタエリア G n 1 f を透過する。これら第 1 青色狭帯域光 B n 1 及び第 1 緑色狭帯域光 G n 1 は、集光レンズ 3 1、ライトガイド 3 5、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 / 散乱した第 1 青色狭帯域光 B n 1 及び第 1 緑色狭帯域光 G n 1 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。

【 0 0 7 0 】

C C D 4 4 に入射した第 1 青色狭帯域光 B n 1 及び第 1 緑色狭帯域光 G n 1 のうち、マイクロフィルタ 5 3 B に入射した第 1 青色狭帯域光 B n 1 は、マイクロフィルタ 5 3 B を透過してその下方に配置された P D 5 2 で受光される。また、マイクロフィルタ 5 3 G に入射した第 1 緑色狭帯域光 G n 1 は、マイクロフィルタ 5 3 G を透過してその下方に配置された P D 5 2 で受光される。各 P D 5 2 は、受光した光を電氣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、デジタルな第 1 青色狭帯域撮像信号と第 1 緑色狭帯域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 7 1 】

第 1 青色狭帯域撮像信号と第 1 緑色狭帯域撮像信号は、D S P 5 5 により各種信号処理が施された後、近景用特殊光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 に記憶された近景用特殊光画像データを読み出す。そして、図 1 2 に示すように、表示制御回路 5 8 は、近景用特殊光画像データに基づき、近景用特殊光画像 6 0 をモニタ 1 4 に表示させる。

【 0 0 7 2 】

図 1 0 に戻って観察状態判定部 5 7 は、C P U 5 4 の制御の下、新たにフレームメモリ 5 6 に記憶された近景用特殊光画像データの輝度信号に基づき、撮影時の露光量を検出する。次いで、観察状態判定部 5 7 は、露光量の検出結果が一定値以上である場合には、近景観察状態にあると判定して、この判定結果を C P U 5 4 に送る。C P U 5 4 は、観察状態判定部 5 7 からの判定結果を受けて近景観察モードを継続する。以下、観察状態判定部 5 7 により判定される観察状態が遠景観察状態に変わるまで、上述の近景用特殊光画像 6 0 の表示と、近景用特殊光画像データに基づく露光量の検出と、観察状態の判定とが繰り返し実行される。

【 0 0 7 3 】

観察状態判定部 5 7 は、露光量の検出結果が一定値未満になった場合には、観察状態が遠景観察状態に切り替わったと判定し、この判定結果を C P U 5 4 へ送る。C P U 5 4 は、観察状態判定部 5 7 からの判定結果を受けて、特殊光観察モードを近景観察モードから遠景観察モードに切り替える。

【 0 0 7 4 】

C P U 5 4 は、ターレット回転機構 3 4 に対して遠景観察用フィルタセット指令を発する。この遠景観察用フィルタセット指令を受けて、ターレット回転機構 3 4 はフィルタターレット 3 2 を 1 8 0 ° 回転させる。これにより、遠景観察用フィルタ 3 8 の第 2 青色フィルタエリア B n 2 f 及び第 2 緑色フィルタエリア G n 2 f が広帯域光 B B の光路内に同時挿入される。

【 0 0 7 5 】

図13に示すように、広帯域光B Bのうち、第2青色フィルタエリアB n 2 f及び第2緑色フィルタエリアG n 2 fをそれぞれ透過した第2青色狭帯域光B n 2、第2緑色狭帯域光G n 2が、ライトガイド35等を介して照明窓20から管内に照射される。そして、管内で反射/散乱した第2青色狭帯域光B n 2及び第2緑色狭帯域光G n 2が観察窓19や集光レンズ51を通してC C D 44に入射する。

【0076】

C C D 44のマイクロフィルタ53 Bに入射した第2青色狭帯域光B n 2、及びマイクロフィルタ53 Gに入射した第2緑色狭帯域光G n 2は、それぞれマイクロフィルタ53 B, 53 Gを透過してP D 52で受光される。以下、近景観察モード時と同様に、A F E 45から第2青色狭帯域撮像信号と第2緑色狭帯域撮像信号がD S P 55に送られ、このD S P 55にて遠景用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。

10

【0077】

図14に示すように、表示制御回路58は、C P U 54の制御の下、新たにフレームメモリ56に記憶された遠景用特殊光画像データを読み出し、この遠景用特殊光画像データに基づき遠景用特殊光画像61をモニタ14に表示させる。この際に照明光として使用される第2青色狭帯域光B n 2及び第2緑色狭帯域光G n 2は、図6に示す吸収特性及び図7に示す散乱特性を鑑みてそれぞれ表層血管や中深層血管を強調表示可能な範囲内で、近景観察モード時の各狭帯域光B n 1, G n 1に対して半値幅を拡げることで光量を増加させている。このため、遠景観察を行う場合でも光量不足が防止され、良好な遠景用特殊光画像61が得られる。

20

【0078】

図10に戻って、観察状態判定部57は、C P U 54の制御の下、新たにフレームメモリ56に記憶された遠景用特殊光画像データの輝度信号に基づき、撮影時の露光量を検出する。そして、観察状態判定部57は、露光量の検出結果が一定値未満である場合には、遠景観察状態が維持されていると判定して、この判定結果をC P U 54に送る。C P U 54は、観察状態判定部57からの判定結果を受けて遠景観察モードを継続する。以下、観察状態判定部57により判定される観察状態が近景観察状態に変わるまで、上述の遠景用特殊光画像61の表示と、遠景用特殊光画像データに基づく露光量の検出と、観察状態の判定とが繰り返し実行される。

【0079】

30

観察状態判定部57は、露光量の検出結果が一定値以上になった場合には、観察状態が近景観察状態に切り替わったと判定し、この判定結果をC P U 54へ送る。C P U 54は、観察状態判定部57からの判定結果を受けて、特殊光観察モードを近景観察モードに切り替える。これにより、図10～図12に示すように、近景用特殊光画像60の表示と、露光量の検出と、観察状態の判定とが実行される。この際に、照明光として使用される第1青色狭帯域光B n 1及び第1緑色狭帯域光G n 1は、遠景観察モード時の各狭帯域光B n 2, G n 2に対して光量が抑えられているので、近景用特殊光画像60が明るくなり過ぎて見難くなることが防止される。

【0080】

以下、特殊光観察を終了するまで、観察状態判定部57が近景観察状態と判定した場合には第1青色狭帯域光B n 1及び第1緑色狭帯域光G n 1からなる照明光下での特殊光観察が行われ、遠景観察状態と判定した場合には第2青色狭帯域光B n 2及び第2緑色狭帯域光G n 2からなる照明光下での特殊光観察が行われる。近景観察及び遠景観察がそれぞれ最適な光量の照明光下で行われるので、良好な特殊光画像が得られる。

40

【0081】

[第2実施形態]

次に本発明の第2実施形態の内視鏡システム70について説明を行う。上記第1実施形態の内視鏡システム10では、近景観察用フィルタ37及び遠景観察用フィルタ38がターレット方式のフィルタターレット32に設けられているが、内視鏡システム70では両フィルタ37, 38がそれぞれ独立して設けられている。なお、内視鏡システム70は、

50

上記第 1 実施形態と基本的に同じ構成であるので、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。

【 0 0 8 2 】

内視鏡システム 7 0 の光源装置 1 3 には、上記第 1 実施形態のフィルタターレット 3 2、ターレットシフト機構 3 3、及びターレット回転機構 3 4 の代わりに、フィルタシフト機構（フィルタ挿入手段）7 1 が設けられている。フィルタシフト機構 7 1 は、近景観察用フィルタ 3 7 及び遠景観察用フィルタ 3 8 をそれぞれ広帯域光 B B の光路上に挿入した挿入位置と、この光路上から退避させた退避位置との間で移動させる。

【 0 0 8 3 】

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、フィルタシフト機構 7 1 を制御して、近景観察用フィルタ 3 7 及び遠景観察用フィルタ 3 8 を退避位置に移動させる。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、観察状態判定部 5 7 の判定結果に応じてフィルタシフト機構 7 1 を制御する。

【 0 0 8 4 】

具体的に、C P U 5 4 は、観察状態判定部 5 7 が近景観察状態であると判定した場合に、フィルタシフト機構 7 1 を制御して近景観察用フィルタ 3 7 を挿入位置に移動させるとともに、遠景観察用フィルタ 3 8 を退避位置に移動させる。また逆に、C P U 5 4 は、観察状態判定部 5 7 が遠景観察状態であると判定した場合に、フィルタシフト機構 7 1 を制御して遠景観察用フィルタ 3 8 を挿入位置に移動させるとともに、近景観察用フィルタ 3 7 を退避位置に移動させる。

【 0 0 8 5 】

このように内視鏡システム 7 0 においても、近景観察状態のときは光源装置 1 3 から第 1 青色狭帯域光 B n 1 及び第 1 緑色狭帯域光 G n 1 からなる照明光が出射され、遠景観察状態のときは光源装置 1 3 から第 2 青色狭帯域光 B n 2 及び第 2 緑色狭帯域光 G n 2 からなる照明光が出射される。従って、上記第 1 実施形態で説明した効果と同様の効果が得られる。

【 0 0 8 6 】

[第 3 実施形態]

次に本発明の第 3 実施形態の内視鏡システムについて説明を行う。上記第 1 実施形態の内視鏡システム 1 0 では、通常モード時にはフィルタターレット 3 2 を広帯域光 B B の光路から退避させることにより広帯域光 B B を患者の管内に照射させている。これに対して、第 3 実施形態の内視鏡システムは、フィルタターレットを退避させることなく、広帯域光 B B の照射が可能な構成を備えている。

【 0 0 8 7 】

図 1 6 に示すように、第 3 実施形態の内視鏡システムのフィルタターレット 7 5 は、近景観察用フィルタ 3 7 及び遠景観察用フィルタ 3 8 の他に、広帯域光 B B をそのまま透過させる開口 7 6 を有している。なお、第 3 実施形態の内視鏡システムは、第 1 実施形態のフィルタターレット 3 2 及びターレットシフト機構 3 3 の代わりに、フィルタターレット 7 5 を備える点を除けば、基本的には上記第 1 実施形態と同じ構成であるので、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。

【 0 0 8 8 】

図 1 7 に示すように、C P U 5 4 は、観察モードとして通常観察モードが選択されている場合には、ターレット回転機構 3 4 を制御して、開口 7 6 が広帯域光 B B の光路内に挿入されるようにフィルタターレット 7 5 を回転させる。これにより、フィルタターレット 7 5 を光路内から退避させることなく、広帯域光 B B の照射が可能となる。また、第 1 実施形態と異なり、ターレットシフト機構 3 3 が不要となるので、製造コストを下げる事ができる。

【 0 0 8 9 】

また、C P U 5 4 は、第 1 実施形態で説明したように、観察モードとして近景観察モー

10

20

30

40

50

ドが選択されている場合には近景観察用フィルタ 3 7 が広帯域光 B B の光路内に挿入され、遠景観察モードが選択されている場合には遠景観察用フィルタ 3 8 が広帯域光 B B の光路内に挿入されるように、ターレット回転機構 3 4 を制御してフィルタターレット 7 5 を回転させる。これにより、第 1 実施形態と同様の効果が得られる。

【 0 0 9 0 】

上記各実施形態では、特殊光観察モード時に青色狭帯域光と緑色狭帯域光とからなる照明光を光源装置 1 3 から出射させているが、照明光として用いる狭帯域光の波長帯域は特に限定されず、例えば赤色狭帯域光を光源装置 1 3 から出射させてもよい。

【 0 0 9 1 】

上記各実施形態では、遠景観察モードにおいて光量不足を補うために、第 1 青色狭帯域光 B n 1 よりも半値幅を上げた第 2 青色狭帯域光 B n 2 を光源装置 1 3 から出射させているが、波長帯域を第 1 青色狭帯域光 B n 1 よりも上げた第 2 青色狭帯域光を光源装置 1 3 から出射させてもよい。また、半値幅や波長帯域を上げる代わりに、第 2 青色フィルタエリア B n 2 f の面積や光の透過率を増やすようにしてもよい。なお、第 2 緑色狭帯域光 G n 2 の光量増加についても同様である。

【 0 0 9 2 】

上記各実施形態では、プロセッサ装置 1 2 の C P U 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。また、上記実施形態では、カラーイメージセンサとして、1 C C D 方式の C C D 4 4 について説明を行ったが、この代わりに 3 個の C C D とプリズムとからなる、いわゆる 3 C C D 方式を採用してもよい。

【 0 0 9 3 】

上記各実施形態では、遠景観察モードにおいて光量不足を解消するために、第 1 青色狭帯域光 B n 1 よりも半値幅を上げた第 2 青色狭帯域光 B n 2 と、第 1 緑色狭帯域光 G n 1 よりも半値幅を上げた第 2 緑色狭帯域光 G n 2 とを照明光として用いているが、光量の不足量が少ないときは、第 2 青色狭帯域光 B n 2 と第 2 緑色狭帯域光 G n 2 のいずれか一方の半値幅または波長帯域を上げるようにしてもよい。

【 0 0 9 4 】

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）を挿入部先端部 1 6 a 内に設けてもよい。

【 0 0 9 5 】

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。

【 符号の説明 】

【 0 0 9 6 】

- 1 0 , 7 0 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 広帯域光源
- 3 2 , 7 5 フィルタターレット
- 3 3 ターレットシフト機構
- 3 4 ターレット回転機構
- 3 7 近景観察用フィルタ
- 3 8 遠景観察用フィルタ
- 4 4 C C D

10

20

30

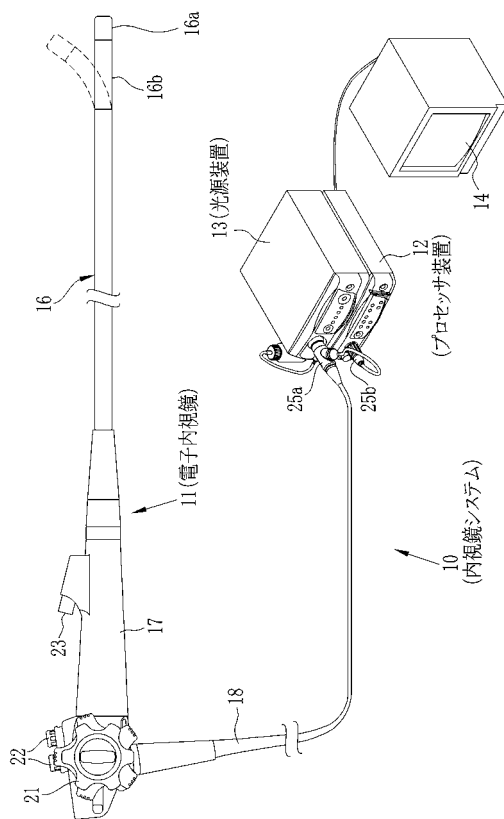
40

50

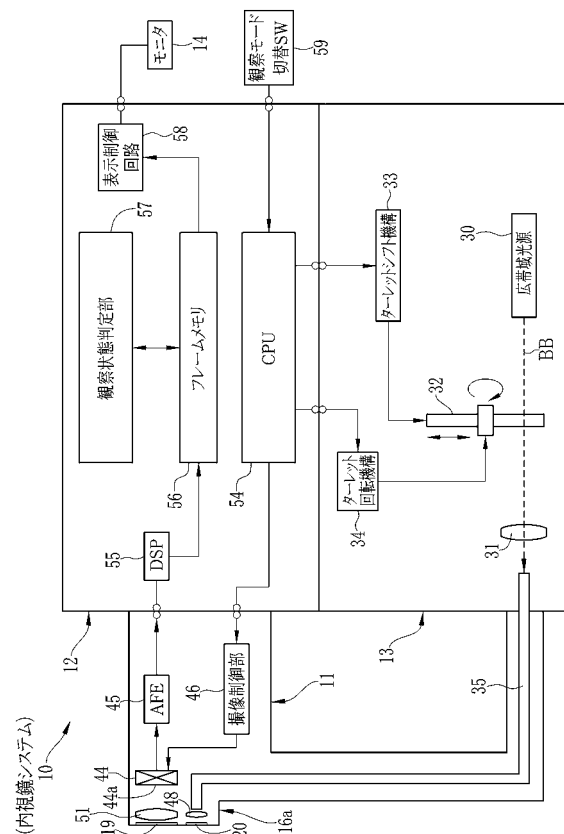
5 4 C P U
 5 9 観察モード切替スイッチ
 7 1 フィルタシフト機構
 B B 広帯域光
 B n 1 第1青色狭帯域光
 B n 2 第2青色狭帯域光
 G n 1 第1緑色狭帯域光
 G n 2 第2緑色狭帯域光
 B n 1 f 第1青色フィルタエリア
 B n 2 f 第2青色フィルタエリア
 G n 1 f 第1緑色フィルタエリア
 G n 2 f 第1緑色フィルタエリア

10

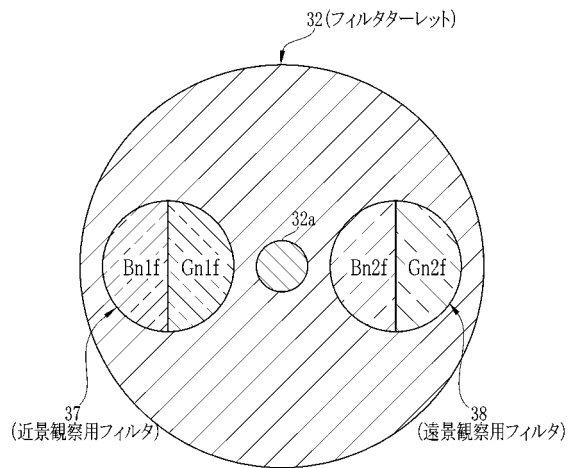
【図1】



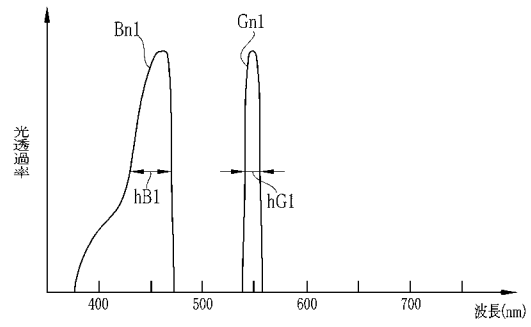
【図2】



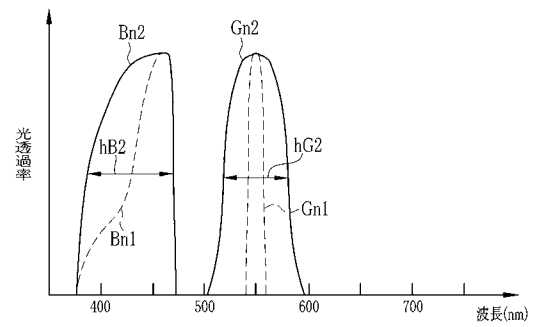
【図 3】



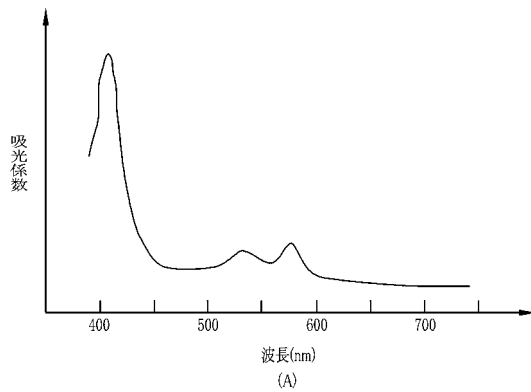
【図 4】



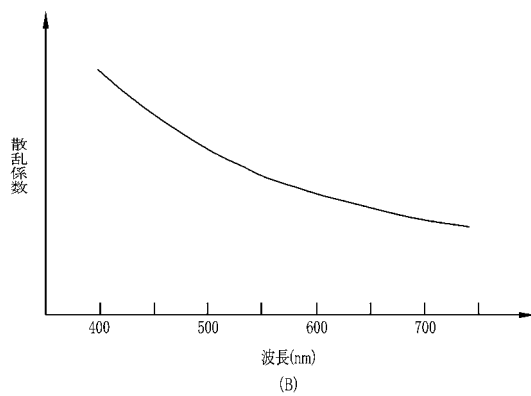
【図 5】



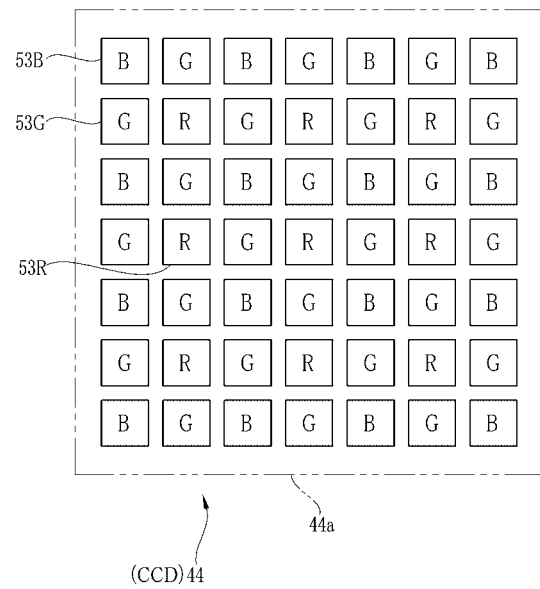
【図 6】



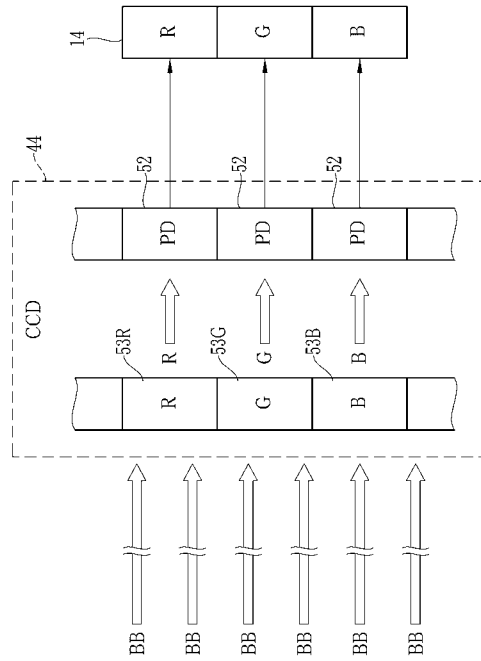
【図 7】



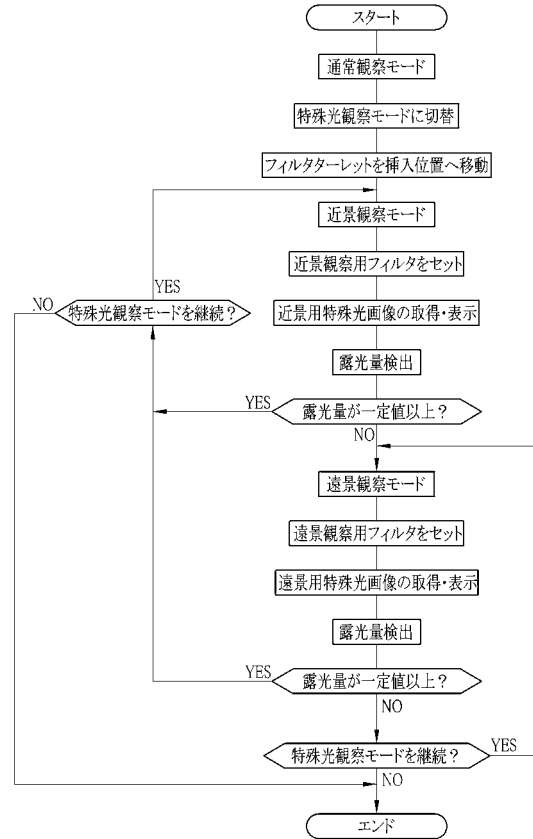
【図 8】



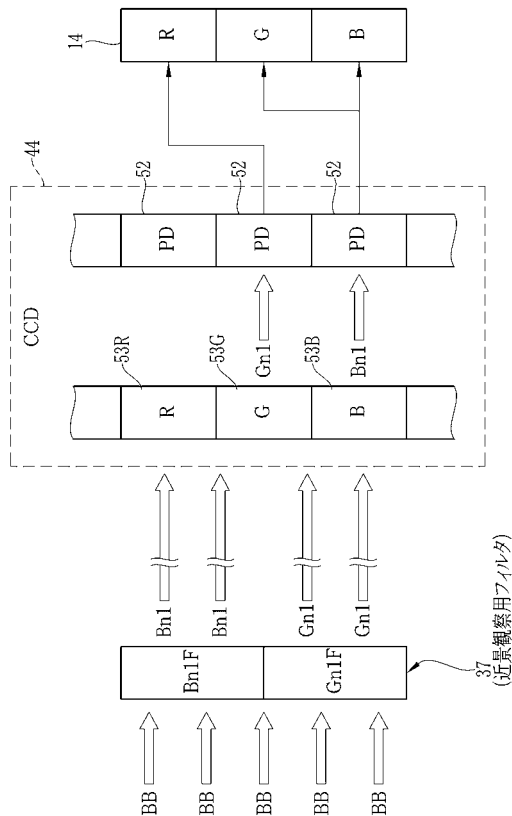
【図 9】



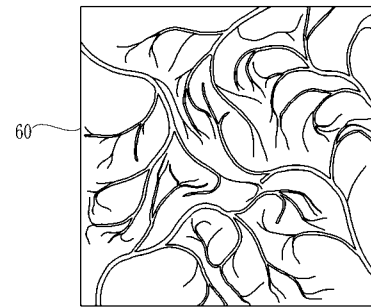
【図 10】



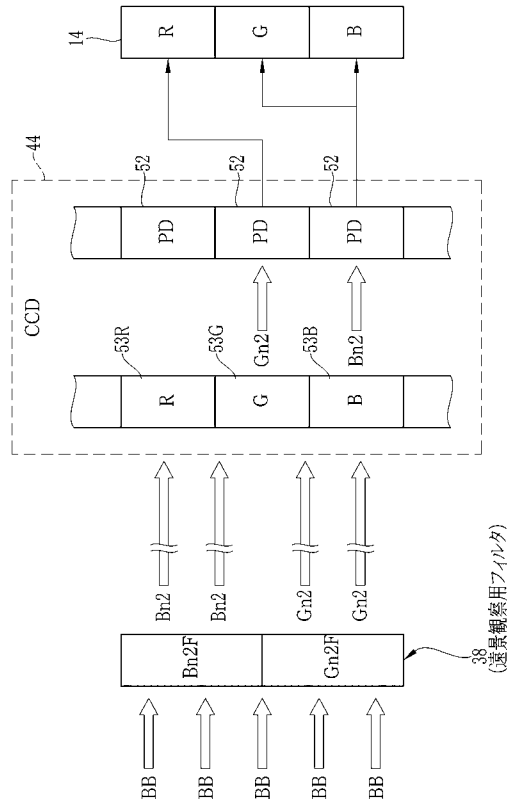
【図 11】



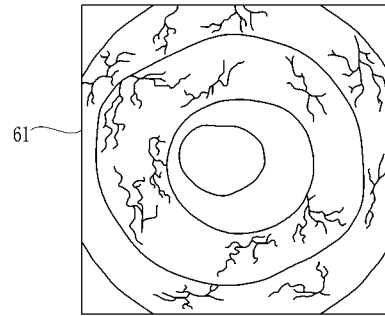
【図 12】



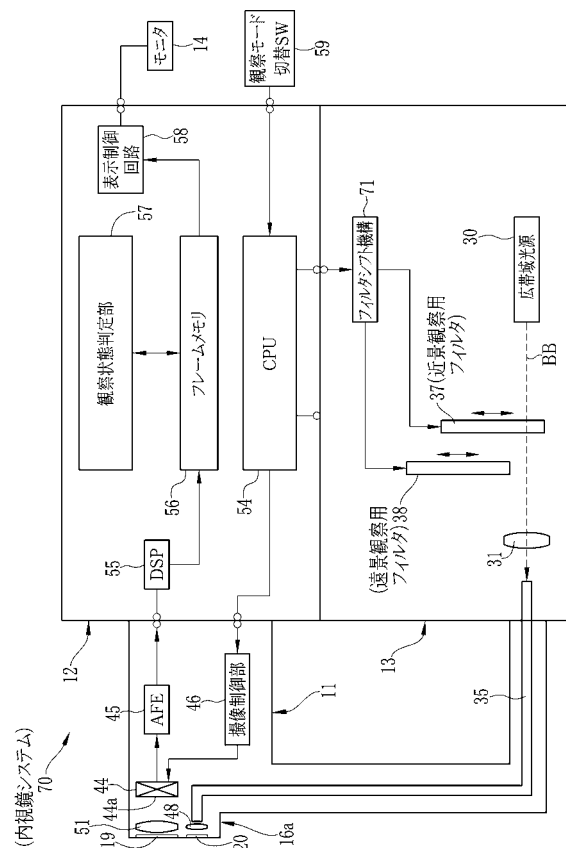
【図 13】



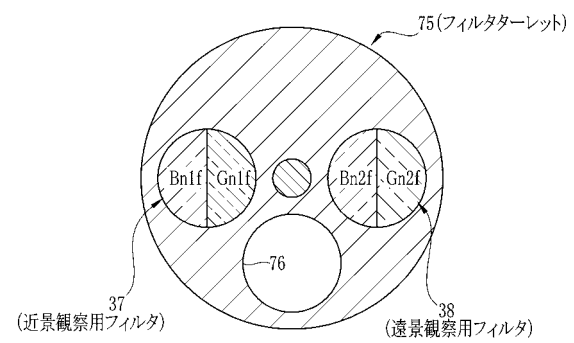
【図 14】



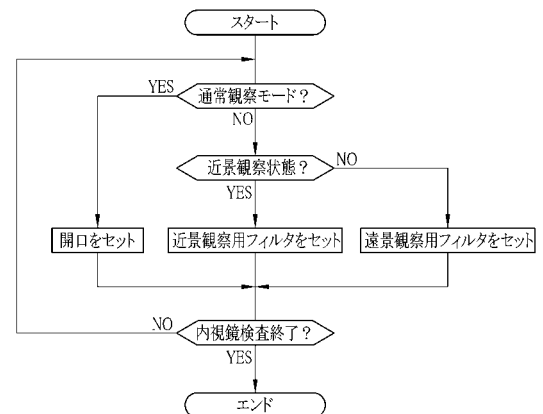
【図 15】



【図 16】



【図 17】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2 0 0 6 - 0 6 1 6 2 0 (J P , A)
特開平 0 6 - 2 8 5 0 5 0 (J P , A)
特開昭 6 2 - 1 1 1 2 2 7 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 0 9 5 6 3 5 (J P , A)
特開平 0 1 - 3 1 5 7 1 5 (J P , A)
特開平 0 1 - 2 1 7 4 1 4 (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

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5208223B2	公开(公告)日	2013-06-12
申请号	JP2011002132	申请日	2011-01-07
[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	山口博司		
发明人	山口 博司		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/00.553 A61B1/045.617 A61B1/07.730 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	4C061/AA22 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/QQ02 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR18 4C061/RR26 4C161/AA22 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/QQ02 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2012143301A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在近景观察和远景观察中提供出色的特殊光图像。解决方案：滤光器转台插在从光源装置的宽带光源发出的宽带光的光路上一种特殊的光线观察模式。滤光器转台设置有近景观察滤光器，其在近景观察模式下透射第一蓝色窄带光 and 第一绿色窄带光，以及透射第二蓝色窄带光 and 第二绿色窄带光的远景观察滤光器在远景观察模式中光量增加。旋转滤光片转台，使近景观察滤光片在近景观察模式下插入宽带光的光路上，远景观察滤光片在远景观察中插入宽带光的光路上模式。由于可以在最佳光量的照明光下进行近景观察和远景观察，因此获得了优异的特殊光图像。

