(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第6581952号
(P6581952)
(45)発行日　令和1年9月25日(2019.9.25)　(24)登録日　令和1年9月6日(2019.9.6)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 1/00 (2006.01)　A61B 1/00 731
A61B 1/00 735

請求項の数 13　(全 21 頁)

(21)出願番号　特願2016-193133(P2016-193133)
(22)出願日　平成28年9月30日(2016.9.30)
(65)公開番号　特開2018-51143(P2018-51143A)
(43)公開日　平成30年4月5日(2018.4.5)
審査請求日　平成30年8月1日(2018.8.1)

(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　110001988
特許業務法人小林国際特許事務所
(72)発明者　青山　達也
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　門田　宏

最終頁に続く

(54)【発明の名称】内視鏡システム及びその作動方法

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
光軸方向に移動する移動レンズと、
短波光で照明された観察対象にピントが合っている場合における前記移動レンズの第１のレンズ位置から、前記短波光よりも長波長の長波光で照明された観察対象にピントが合う前記移動レンズの第２のレンズ位置に、前記移動レンズを移動させるレンズ駆動部と、
前記第１のレンズ位置と前記第２のレンズ位置との関係を記憶する位置変換テーブルと、
前記位置変換テーブルを参照して、前記第１のレンズ位置から前記第２のレンズ位置を求めるレンズ位置算出部とを備える内視鏡システム。
【請求項２】
前記移動レンズが、観察対象を拡大するズームレンズである場合において、
前記ズームレンズが前記第１のレンズ位置のある場合の第１倍率と、前記ズームレンズが前記第２のレンズ位置にある場合の第２倍率とを関連付けて記憶する倍率変換テーブルと、
前記倍率変換テーブルを参照して、前記第１倍率から前記第２倍率に変換する倍率変換部とを有し、
前記レンズ駆動部は、前記ズームレンズを前記第２倍率にして、前記第２のレンズ位置に移動させる請求項１記載の内視鏡システム。
【請求項３】

紫色光、青色光、又は赤色光を含む複数色の光を独立して発光可能な光源を有し、
前記短波光は、前記紫色光又は前記青色光であり、
前記長波光は、前記複数色の光のうち前記赤色光を含む光であり、
前記紫色光又は前記青色光で照明された観察対象を撮像して得られる第１画像を表示部に表示する請求項１または２記載の内視鏡システム。
【請求項４】
前記短波光を発光するための制御を、前記光源に対して行い、前記第１のレンズ位置から前記第２のレンズ位置に前記移動レンズを移動させた後に、前記短波光から前記長波光に切り替える制御を、前記光源に対して行う光源制御部を有する請求項３記載の内視鏡システム。
【請求項５】
前記短波光を発光するための制御を、前記光源に対して行い、前記第１のレンズ位置から前記第２のレンズ位置に前記移動レンズを移動させる前に、前記短波光から前記長波光に切り替える制御を、前記光源に対して行う光源制御部を有する請求項３記載の内視鏡システム。
【請求項６】
前記短波光は、短波帯域に第１のピークを持ち、且つ前記短波帯域よりも長波側に裾を持つスペクトルを有する光であり、
前記長波光は、前記第１のピークよりも長波長側に第２のピークを持つ光であり、
前記短波光で照明された観察対象を撮像して得られる第１画像を表示部に表示する請求項１または２記載の内視鏡システム。
【請求項７】
複数色の光を独立して発光可能な光源を有し、
前記短波光又は前記長波光は、前記複数色の光を組み合わせて得られる多色光である請求項６記載の内視鏡システム。
【請求項８】
前記短波光又は前記長波光は、１又は複数の短波の狭帯域光と、前記短波の狭帯域光を波長変換部材で波長変換して得られる蛍光とを含む広帯域光である請求項６記載の内視鏡システム。
【請求項９】
前記短波光及び前記長波光を含む波長帯域を有する広帯域光を発光する光源と、
前記広帯域光で照明された観察対象の情報を有する複数帯域の画像のうち、前記短波光に対応する波長情報を有する第１画像を取得する画像取得部と、
前記第１画像を表示する表示部とを有する請求項１記載の内視鏡システム。
【請求項１０】
前記短波光と前記長波光とを順次発光する光源と、
前記短波光で照明された観察対象を撮像して得られる第１画像を取得する画像取得部と、
前記第１画像を表示する表示部とを有する請求項１記載の内視鏡システム。
【請求項１１】
前記長波光で照明された観察対象を撮像して得られる第２画像を取得する画像取得部と、
前記第２画像を表示する表示部を有する請求項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】
光軸方向に移動する移動レンズと、
短波光で照明された観察対象にピントが合っている場合における前記移動レンズの第１のレンズ位置から、前記短波光よりも長波長の長波光で照明された観察対象にピントが合う前記移動レンズの第２のレンズ位置に前記移動レンズを移動させるレンズ駆動部とを備え、

前記移動レンズが、観察対象を拡大するズームレンズである場合において、
前記ズームレンズが前記第１のレンズ位置のある場合の第１倍率と、前記ズームレンズが前記第２のレンズ位置にある場合の第２倍率とを関連付けて記憶する倍率変換テーブルと、
前記倍率変換テーブルを参照して、前記第１倍率から前記第２倍率に変換する倍率変換部とを有し、
前記レンズ駆動部は、前記ズームレンズを前記第２倍率にして、前記第２のレンズ位置に移動させる内視鏡システム。
【請求項１３】
光軸方向に移動する移動レンズを有する内視鏡システムの作動方法において、
レンズ駆動部が、短波光で照明された観察対象にピントが合っている場合における前記移動レンズの第１のレンズ位置から、前記短波光よりも長波長の長波光で照明された観察対象にピントが合う前記移動レンズの第２のレンズ位置に、前記移動レンズを移動させるステップと、
レンズ位置算出部が、前記第１のレンズ位置と前記第２のレンズ位置との関係を記憶する位置変換テーブルを参照して、前記第１のレンズ位置から前記第２のレンズ位置を求めるステップとを有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、観察対象に対してピント合わせ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】
医療分野においては、光源装置、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が広く行われている。内視鏡システムは、光源装置が発する照明光を、内視鏡を介して観察対象に照射し、その照明光で照明中の観察対象を撮像して得た画像信号に基づいて、プロセッサ装置が観察対象の画像を生成する。この画像をモニタに表示することにより、医師は、モニタ上の画像を見ながら診断を行うことができる。
【０００３】
医師による診断の際には、撮像センサが設けられた内視鏡の先端部を、体内への挿入方向に沿って移動させるとともに、また、状況に応じて、観察対象に近づけたり離したりすることがある。このように内視鏡の先端部が動くことで、観察対象との距離が変化し、観察対象にピントが合わなくなって、画像が見にくくなることがある。また、ズームレンズで観察対象を拡大した場合にも、観察対象にピントが合わなくなることがある。このような問題に対して、特許文献１では、内視鏡にオートフォーカス機能を加えることで、観察対象に自動でピントが合うようにしている。
【先行技術文献】
【特許文献】
【０００４】
【特許文献１】特開２０１２－１１０４８１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のように、内視鏡にオートフォーカス機能を追加する場合には、内視鏡の先端部にフォーカスレンズとそれを駆動する駆動部を加える必要がある。そのため、オートフォーカス機能の追加は、内視鏡先端部のコンパクト化を妨げることになる。したがって、現在においては、ズームレンズを使って、また、先端部の位置を微調整することによって、観察対象にピントを合わせることが一般的である。
【０００６】

ズームレンズを用いてピント合わせを行う場合には、医師が、ズーム操作部を操作して、モニタ上の観察対象にピントが合っているかどうかを確認している。しかしながら、赤色光のような長波光を含む広い帯域の照明光で観察対象を照明した場合には、組織内部の深い部分にまで深達するため、モニタの画像上において、観察対象にピントが合っているかどうかを確認しにくいことがあった。

【０００７】

本発明は、ズームレンズを用いてピント合わせを行う場合において、長波光を含む光を観察対象に照明する場合であっても、確実にピント合わせを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。

【課題を解決するための手段】

【０００８】

本発明の内視鏡システムは、光軸方向に移動する移動レンズと、短波光で照明された観察対象にピントが合っている場合における移動レンズの第１のレンズ位置から、短波光よりも長波長の長波光で照明された観察対象にピントが合う移動レンズの第２のレンズ位置に、移動レンズを移動させるレンズ駆動部と、第１のレンズ位置と第２のレンズ位置との関係を記憶する位置変換テーブルと、位置変換テーブルを参照して、第１のレンズ位置から第２のレンズ位置を求めるレンズ位置算出部とを備える。

【０００９】

移動レンズが、観察対象を拡大するズームレンズである場合において、ズームレンズが第１のレンズ位置のある場合の第１倍率と、ズームレンズが第２のレンズ位置にある場合の第２倍率とを関連付けて記憶する倍率変換テーブルと、倍率変換テーブルを参照して、第１倍率から第２倍率に変換する倍率変換部とを有し、レンズ駆動部は、ズームレンズを第２倍率にして、第２のレンズ位置に移動させることが好ましい。第１のレンズ位置と第２のレンズ位置との関係を記憶する位置変換テーブルと、位置変換テーブルを参照して、第１のレンズ位置から第２のレンズ位置を求めるレンズ位置算出部とを有することが好ましい。

【００１０】

紫色光、青色光、又は赤色光を含む複数色の光を独立して発光可能な光源を有し、短波光は、紫色光又は青色光であり、長波光は、複数色の光のうち赤色光を含む光であり、紫色光又は青色光で照明された観察対象を撮像して得られる第１画像を表示部に表示することが好ましい。短波光を発光するための制御を、光源に対して行い、第１のレンズ位置から第２のレンズ位置に移動レンズを移動させた後に、短波光から長波光に切り替える制御を、光源に対して行う光源制御部を有することが好ましい。短波光を発光するための制御を、光源に対して行い、第１のレンズ位置から第２のレンズ位置に移動レンズを移動させる前に、短波光から長波光に切り替える制御を、光源に対して行う光源制御部を有することが好ましい。

【００１１】

短波光は、短波帯域に第１のピークを持ち、且つ短波帯域よりも長波側に裾を持つスペクトルを有する光であり、長波光は、第１のピークよりも長波長側に第２のピークを持つ光であり、短波光で照明された観察対象を撮像して得られる第１画像を表示部に表示することが好ましい。複数色の光を独立して発光可能な光源を有し、短波光又は長波光は、複数色の光を組み合わせて得られる多色光であることが好ましい。短波光又は長波光は、１又は複数の短波の狭帯域光と、短波の狭帯域光を波長変換部材で波長変換して得られる蛍光とを含む広帯域光であることが好ましい。

【００１２】

短波光及び長波光を含む波長帯域を有する広帯域光を発光する光源と、広帯域光で照明された観察対象の情報を有する複数帯域の画像のうち、短波光に対応する波長情報を有する第１画像を取得する画像取得部と、第１画像を表示する表示部とを有することが好ましい。短波光と長波光とを順次発光する光源と、短波光で照明された観察対象を撮像して得られる第１画像を取得する画像取得部と、第１画像を表示する表示部とを有することが好

ましい。長波光で照明された観察対象を撮像して得られる第２画像を取得する画像取得部と、第２画像を表示する表示部を有することが好ましい。

【００１３】

本発明の内視鏡システムは、光軸方向に移動する移動レンズと、短波光で照明された観察対象にピントが合っている場合における移動レンズの第１のレンズ位置から、短波光よりも長波長の長波光で照明された観察対象にピントが合う移動レンズの第２のレンズ位置に移動レンズを移動させるレンズ駆動部とを備え、移動レンズが、観察対象を拡大するズームレンズである場合において、ズームレンズが第１のレンズ位置のある場合の第１倍率と、ズームレンズが第２のレンズ位置にある場合の第２倍率とを関連付けて記憶する倍率変換テーブルと、倍率変換テーブルを参照して、第１倍率から第２倍率に変換する倍率変換部とを有し、レンズ駆動部は、ズームレンズを第２倍率にして、第２のレンズ位置に移動させる。

【００１４】

本発明は、光軸方向に移動する移動レンズを有する内視鏡システムの作動方法において、レンズ駆動部が、短波光で照明された観察対象にピントが合っている場合における移動レンズの第１のレンズ位置から、短波光よりも長波長の長波光で照明された観察対象にピントが合う移動レンズの第２のレンズ位置に、移動レンズを移動させるステップと、レンズ位置算出部が、第１のレンズ位置と第２のレンズ位置との関係を記憶する位置変換テーブルを参照して、第１のレンズ位置から第２のレンズ位置を求めるステップとを有する。

【発明の効果】

【００１５】

本発明によれば、長波光を含む光を観察対象に照明する場合であっても、確実にピント合わせをすることができる。

【図面の簡単な説明】

【００１６】

【図１】内視鏡システムの外観図である。

【図２】第１実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図３】紫色光Ｖ、青色光Ｂ、青色光Ｂｘ、緑色光Ｇ、赤色光Ｒの分光スペクトルを示すグラフである。

【図４】第１実施形態の通常光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図５】第１実施形態の特殊光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図６】第１実施形態のズーム制御処理部等を示すブロック図である。

【図７】ピント調整用画像を示す画像図である。

【図８】倍率変換テーブルを示す表である。

【図９】第１実施形態において、ズームレンズを用いてピント合わせをする一連の流れを示すフローチャートである。

【図１０】第２実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図１１】第２実施形態の通常光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図１２】第２実施形態の特殊光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図１３】第２実施形態において、ズームレンズを用いてピント合わせをする一連の流れを示すフローチャートである。

【図１４】第３実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図１５】回転フィルタの平面図である。

【図１６】第１実施形態と異なる実施形態におけるズーム制御処理部等を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【００１７】
［第１実施形態］
図１に示すように、内視鏡システム１０は、内視鏡１２と、光源装置１４と、プロセッサ装置１６と、モニタ１８（表示部）と、コンソール１９とを有する。内視鏡１２は、光源装置１４と光学的に接続し、かつ、プロセッサ装置１６と電気的に接続する。内視鏡１２は、被検体内に挿入する挿入部１２ａと、挿入部１２ａの基端部分に設けた操作部１２ｂと、挿入部１２ａの先端側に設けた湾曲部１２ｃ及び先端部１２ｄを有している。操作部１２ｂのアングルノブ１３ａを操作することにより、湾曲部１２ｃが湾曲動作する。この湾曲動作によって、先端部１２ｄを所望の方向に向ける。
【００１８】
また、操作部１２ｂには、アングルノブ１３ａの他、静止画像の取得操作に用いる静止画像取得部１３ｂ、観察モードの切り替え操作に用いるモード切替部１３ｃ、ズーム倍率の変更操作に用いるズーム操作部１３ｄを設けている。静止画像取得部１３ｂは、モニタ１８に観察対象の静止画像を表示するフリーズ操作と、ストレージに静止画像を保存するレリーズ操作が可能である。
【００１９】
内視鏡システム１０は、観察モードとして、通常モードと、特殊モードとを有している。観察モードが通常モードである場合、光源装置１４は、複数色の光を通常モード用の光量比Ｌｃで合波した通常光を発光するとともに、この通常光で照明中の観察対象を撮像して得られた画像信号に基づき、通常画像をモニタ１８に表示する。また、光源装置１４は、観察モードが特殊モードである場合、複数色の光を特殊モード用の光量比Ｌｓで合波した特殊光を発光するとともに、この特殊光で照明中の観察対象を撮像して得られた画像信号に基づき、特殊画像をモニタ１８に表示する。
【００２０】
プロセッサ装置１６は、モニタ１８及びコンソール１９と電気的に接続する。モニタ１８は、観察対象の画像や、画像に付帯する情報等を出力表示する。コンソール１９は、関心領域（ROI：Region Of Interest）の指定等や機能設定等の入力操作を受け付けるユーザインタフェースとして機能する。
【００２１】
図２に示すように、光源装置１４は、観察対象の照明に用いる照明光を発する光源２０と、光源２０を制御する光源制御部２２とを備えている。光源２０は、複数色のＬＥＤ（Light Emitting Diode）等の半導体光源である。光源制御部２２は、ＬＥＤ等のオン／オフや、ＬＥＤ等の駆動電流や駆動電圧の調整によって、照明光の発光量を制御する。また、光源制御部２２は、光学フィルタの変更等によって、照明光の波長帯域を制御する。
【００２２】
第１実施形態では、光源２０は、Ｖ－ＬＥＤ（Violet Light Emitting Diode）２０ａ、Ｂ－ＬＥＤ（Blue Light Emitting Diode）２０ｂ、Ｇ－ＬＥＤ（Green Light Emitting Diode）２０ｃ、及びＲ－ＬＥＤ（Red Light Emitting Diode）２０ｄの４色のＬＥＤと、波長カットフィルタ２３とを有している。図３に示すように、Ｖ－ＬＥＤ２０ａは、波長帯域３８０ｎｍ～４２０ｎｍの紫色光Ｖを発する。
【００２３】
Ｂ－ＬＥＤ２０ｂは、波長帯域４２０ｎｍ～５００ｎｍの青色光Ｂを発する。Ｂ－ＬＥＤ２３ｂから出射した青色光Ｂのうち少なくともピーク波長の４５０ｎｍよりも長波長側は、波長カットフィルタ２３によりカットされる。これにより、波長カットフィルタ２３を透過した後の青色光Bxは、４２０～４６０nmの波長範囲になる。このように、４６０ｎｍよりも長波長側の波長域の光をカットしているのは、この４６０ｎｍよりも長波長側の波長域の光は、観察対象である血管の血管コントラストを低下させる要因であるためである。なお、波長カットフィルタ２３は、４６０ｎｍよりも長波長側の波長域の光をカットする代わりに、４６０ｎｍよりも長波長側の波長域の光を減光させてもよい。
【００２４】

Ｇ－ＬＥＤ２０ｃは、波長帯域が４８０ｎｍ～６００ｎｍに及ぶ緑色光Ｇを発する。Ｒ－ＬＥＤ２０ｄは、波長帯域が６００ｎｍ～６５０ｎｍに及び赤色光Ｒを発する。なお、各ＬＥＤ２０ａ～２０ｄから発せられる光は、それぞれの中心波長とピーク波長とが同じであっても良いし、異なっていても良い。

【００２５】

光源制御部２２は、各ＬＥＤ２０ａ～２０ｄの点灯や消灯、及び点灯時の発光量等を独立に制御することによって、照明光の発光タイミング、発光期間、光量、及び分光スペクトルの調節を行う。光源制御部２２における点灯及び消灯の制御は、観察モードごとに異なっている。

【００２６】

通常モードの場合、光源制御部２２は、Ｖ－ＬＥＤ２０ａ、Ｂ－ＬＥＤ２０ｂ、Ｇ－ＬＥＤ２０ｃ、及びＲ－ＬＥＤ２０ｄを全て点灯させる。その際、図４に示すように、紫色光Ｖ、青色光Ｂ、緑色光Ｇ、及び赤色光Ｒ間の光量比Ｌｃは、青色光Bxの発光量が、紫色光Ｖ、緑色光Ｇ、及び赤色光Ｒのいずれの発光量よりも大きくなるように、設定されている。これにより、通常モードでは、光源装置１４から、紫色光Ｖ、青色光Ｂｘ、緑色光Ｇ、及び赤色光Ｒを含む通常モード用の多色光が、通常光として、が発せられる。通常光は、青色帯域から赤色帯域まで一定以上の強度を有しているため、ほぼ白色となっている。

【００２７】

特殊モードの場合についても、光源制御部２２は、Ｖ－ＬＥＤ２０ａ、Ｂ－ＬＥＤ２０ｂ、Ｇ－ＬＥＤ２０ｃ、及びＲ－ＬＥＤ２０ｄを全て点灯させる。その際、図５に示すように、紫色光Ｖ、青色光Ｂ、緑色光Ｇ、及び赤色光Ｒ間の光量比Ｌｓは、紫色光Vの発光量が、青色光Bx、緑色光Ｇ、及び赤色光Ｒのいずれの発光量よりも大きくなるように、また、緑色光G及び赤色光Rは紫色光V及び青色光Ｂｘよりも小さくなるように、設定されている。これにより、特殊モードでは、光源装置１４から、紫色光Ｖ、青色光Ｂｘ、緑色光Ｇ、及び赤色光Ｒを含む特殊モード用の多色光が、特殊光として発せられる。特殊光は、紫色光Ｖの発光量が大きいことから、青みを帯びた光となっている。

【００２８】

なお、通常光と特殊光のスペクトルをそれぞれ比較すると、特殊光は、青色帯域などの短波帯域に、紫色光Ｖのピークなど光強度のピーク（本発明の「第１のピーク」に対応する）を持ち、且つ緑色光Ｇや赤色光Ｒなど短波帯域よりも長波長側に裾を持つスペクトルを有する光となっている。一方、通常光は、青色帯域など短波帯域に、青色光Ｂｘのピークなど光強度のピーク（本発明の「第２のピーク」に対応する）を有し、且つこの通常光のピークは特殊光のピークよりも長波長側にあるスペクトルを有する光となっている。

【００２９】

通常モード及び特殊モードのいずれにおいても、ズーム操作部１３ｄを操作したときには、光源制御部２２は、一定時間の間だけ、B-LED２０ｂ、G-LED２０ｃ、R-LED２０ｄを消灯して、V-LED２０ａのみを点灯させる制御を行う。このV-LED２０ａから発せられる紫色光Ｖは、観察対象のピント合わせに用いられる。光源制御部２２は、一定時間の経過後は、再び、全てのV-LED２０ａ、B-LED２０ｂ、G-LED２０ｃ、R-LED２０ｄを点灯して、通常光又は特殊光を発光する。

【００３０】

図２に示すように、光源２０が発した照明光は、ミラーやレンズ等で形成される光路結合部（図示しない）を介して、挿入部１２ａ内に挿通したライトガイド２４に入射する。ライトガイド２４は、内視鏡１２及びユニバーサルコードに内蔵しており、照明光を内視鏡１２の先端部１２ｄまで伝搬する。ユニバーサルコードは、内視鏡１２と光源装置１４及びプロセッサ装置１６とを接続するコードである。なお、ライトガイド２４としては、マルチモードファイバを使用することができる。一例として、ライトガイド２４には、コア径１０５μｍ、クラッド径１２５μｍ、外皮となる保護層を含めた径がφ０．３ｍｍ～φ０．５ｍｍの細径なファイバケーブルを使用することができる。

【００３１】

内視鏡１２の先端部１２ｄには、照明光学系３０ａと撮像光学系３０ｂとを設けている。照明光学系３０ａは、照明レンズ３２を有している。この照明レンズ３２を介して、ライトガイド２４を伝搬した照明光によって観察対象を照明する。撮像光学系３０ｂは、対物レンズ３４と、拡大光学系３６と、撮像センサ３８とを有している。これら対物レンズ３４及び拡大光学系３６を介して、観察対象からの反射光、散乱光、及び蛍光等の各種の光が撮像センサ３８に入射する。これにより、撮像センサ３８に観察対象の像が結像する。

【００３２】

拡大光学系３６は、観察対象を拡大するズームレンズ３６ａと、ズームレンズ３６ａを光軸方向ＣＬに移動させるレンズ駆動部３６ｂとを備えている。ズームレンズ３６ａは、レンズ駆動部３６ｂによるズーム制御に従って、テレ端とワイド端の間で自在に移動させることで、撮像センサ３８に結像する観察対象を拡大又は縮小させる。また、ズームレンズ３６ａは、通常光又は特殊光で照明された観察対象に対するピント合わせにも用いられる。このズームレンズ３６ａを用いるピント合わせの詳細については、後述する。

【００３３】

撮像センサ３８は、照明光が照射された観察対象を撮像するカラー撮像センサである。撮像センサ３８の各画素には、Ｒ（赤色）カラーフィルタ、Ｇ（緑色）カラーフィルタ、Ｂ（青色）カラーフィルタのいずれかを設けている。撮像センサ３８は、Ｂカラーフィルタが設けられているＢ画素で紫色から青色の光を受光し、Ｇカラーフィルタが設けられているＧ画素で緑色の光を受光し、Ｒカラーフィルタが設けられているＲ画素で赤色の光を受光する。そして、各色の画素から、ＲＧＢ各色の画像信号を出力する。撮像センサ３８は、出力した画像信号を、ＣＤＳ／ＡＧＣ回路４０に送信する。

【００３４】

通常モードにおいては、撮像センサ３８は、通常光が照明された観察対象を撮像することにより、B画素からＢｃ画像信号を出力し、G画素からGc画像信号を出力し、R画素からＲｃ画像信号を出力する。また、特殊モードにおいては、撮像センサ３８は、特殊光が照明された観察対象を撮像することにより、B画素からＢｓ画像信号を出力し、G画素からＧｓ画像信号を出力し、R画素からＲｓ画像信号を出力する。また、通常モード及び特殊モードにおいて、ズーム作動中に紫色光Ｖが観察対象に照明された場合には、紫色光Ｖで照明された観察対象を撮像することにより、Ｂ画素からＢｐ画像信号を出力し、Ｇ画素からＧｐ画像信号を出力し、Ｒ画素からＲｐ画像信号を出力する。

【００３５】

撮像センサ３８としては、ＣＣＤ（Charge Coupled Device）撮像センサやＣＭＯＳ（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）撮像センサ等を利用可能である。また、ＲＧＢの原色のカラーフィルタを設けた撮像センサ３８の代わりに、Ｃ（シアン）、Ｍ（マゼンタ）、Ｙ（イエロー）及びＧ（緑）の補色フィルタを備えた補色撮像センサを用いても良い。補色撮像センサを用いる場合には、ＣＭＹＧの４色の画像信号を出力する。このため、補色－原色色変換によって、ＣＭＹＧの４色の画像信号をＲＧＢの３色の画像信号に変換することにより、撮像センサ３８と同様のＲＧＢ各色の画像信号を得ることができる。また、撮像センサ３８の代わりに、カラーフィルタを設けていないモノクロセンサを用いても良い。

【００３６】

ＣＤＳ／ＡＧＣ回路４０は、撮像センサ３８から受信したアナログの画像信号に、相関二重サンプリング（ＣＤＳ：Correlated Double Sampling）や自動利得制御（ＡＧＣ：Automatic Gain Control）を行う。Ａ／Ｄ（Analog to Digital）変換回路４２は、ＣＤＳ／ＡＧＣ回路４０を経たアナログ画像信号を、デジタルの画像信号に変換する。Ａ／Ｄ変換回路４２は、Ａ／Ｄ変換後のデジタル画像信号を、プロセッサ装置１６に入力する。

【００３７】

プロセッサ装置１６は、画像信号取得部５０と、ＤＳＰ（Digital Signal Processor）５２と、ノイズ低減部５４と、画像処理部５８と、表示制御部６０と、ズーム制御処理部

６１とを備えている。

【００３８】

画像信号取得部５０（本発明の「画像取得部」に相当する）は、内視鏡１２から、観察モードに対応したデジタル画像信号を取得する。通常モードの場合には、通常画像として、Ｂｃ画像信号、Ｇｃ画像信号、Ｒｃ画像信号を取得する。特殊モードの場合には、特殊画像として、Ｂｓ画像信号、Ｇｓ画像信号、Ｒｓ画像信号を取得する。通常モード及び特殊モードにおいて、ズーム作動中に紫色光Ｖが観察対象に照明された場合には、Ｂｐ画像信号、Ｇｐ画像信号、Ｒｐ画像信号を取得する。

【００３９】

ＤＳＰ５２は、画像信号取得部５０が取得した画像信号に対して、欠陥補正処理、オフセット処理、ゲイン補正処理、リニアマトリクス処理、ガンマ変換処理、及びデモザイク処理等の各種信号処理を施す。欠陥補正処理は、撮像センサ３８の欠陥画素の信号を補正する。オフセット処理は、欠陥補正処理した画像信号から暗電流成分を除き、正確なゼロレベルを設定する。ゲイン補正処理は、オフセット処理した画像信号に特定のゲインを乗じることにより信号レベルを整える。

【００４０】

リニアマトリクス処理は、ゲイン補正処理した画像信号の色再現性を高める。ガンマ変換処理は、リニアマトリクス処理した画像信号の明るさや彩度を整える。ガンマ変換処理した画像信号には、デモザイク処理（等方化処理、又は同時化処理とも言う）を施すことによって、各画素で不足した色の信号を補間によって生成する。このデモザイク処理によって、全画素がＲＧＢ各色の信号を有するようになる。ノイズ低減部５４は、ＤＳＰ５２でデモザイク処理等を施した画像信号に対して、例えば、移動平均法やメディアンフィルタ法等によるノイズ低減処理を施し、ノイズを低減する。

【００４１】

画像処理部５８は、通常画像生成部と６２と、特殊画像処理部６４と、ピント調整用画像生成部６６とを備えている。通常画像処理部６２は、通常モードに設定されている場合に作動し、受信した通常画像に対して、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を行う。色変換処理では、ＲＧＢ画像信号に対して３×３のマトリックス処理、階調変換処理、及び３次元ＬＵＴ（Look Up Table）処理などにより色変換処理を行う。

【００４２】

色彩強調処理は、色変換処理済みの通常画像に対して行われる。構造強調処理は、観察対象の構造を強調する処理であり、色彩強調処理後の通常画像に対して行われる。上記のように、構造強調処理まで各種画像処理等を施した通常画像は、紫色光V、青色光Bｘ、緑色光G、赤色光Rがバランス良く発せられた通常モード用照明光に基づいて得られた画像であるため、自然な色合いの画像となっている。通常画像は、通常モードに設定されている場合はそのまま表示制御部６０に入力される。

【００４３】

特殊画像処理部６４は、特殊モードに設定されている場合に作動する。特殊画像処理部６４では、受信した特殊画像に対して、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を行う。色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理の処理内容は、通常画像処理部６２と同様である。特殊画像は、血管のヘモグロビンの吸収係数が高い紫色光Vが、他の色の青色光Bx、緑色光G、赤色光Rよりも大きい発光量となっている特殊モード用照明光に基づいて得られた画像であるため、血管構造の解像度が他の構造よりも高くなっている。特殊画像は、特殊モードに設定されている場合にはそのまま表示制御部６０に入力される。

【００４４】

ピント調整用画像生成部６６は、通常モード及び特殊モードにおいて、ズーム作動中に作動する。ピント調整用画像生成部６６では、Ｂｐ画像信号に基づいて、観察対象にピントを合わせるためのピント調整用画像を生成する。生成したピント調整用画像は、表示制御部６０に入力される。ピント調整用画像生成部６６の詳細については、後述する。

【００４５】

表示制御部６０は、画像処理部５８から画像をモニタ１８に表示するための表示制御を行う。通常モードに設定されている場合には、表示制御部６０は、通常画像をモニタ１８に表示する制御を行う。特殊モードに設定されている場合には、表示制御部６０は、特殊画像をモニタ１８に表示する制御を行う。また、通常モード及び特殊モードにおいて、ズーム作動中の一定条件下の元では、表示制御部６０は、ピント調整用画像をモニタ１８に表示する制御を行う。

【００４６】

図６に示すように、ズーム制御処理部６１は、ズーム操作部１３ｄの操作がおこなわれた場合において、内視鏡１２、光源装置１４、プロセッサ装置１６の全体を制御する。ズーム制御処理部６１は、ズーム操作部１３ｄが操作されると、光源制御部２２に対して、紫色光Ｖ（本発明の「短波光」に対応する）のみを発光するように指示する。これにより、観察対象には、紫色光Ｖが照明される。撮像センサ３８は、紫色光Ｖで照明された観察対象を撮像することで、Ｂｐ画像信号、Ｇｐ画像信号、及びＲｐ画像信号を出力する。

【００４７】

ピント調整用画像生成部６６は、撮像センサ３８から出力された画像信号のうちＢｐ画像信号に基づいて、ピント調整用画像（本発明の「第１画像」に）を生成する。生成されたピント調整用画像は、表示制御部６０によって、モニタ１８に表示される。ユーザーは、ピント調整用画像を観察しながら、観察対象を目標の大きさになるように、ズーム操作部１３ｄを操作する。ここで、図７に示すように、ピント調整用画像Ｐａは、血管のヘモグロビンの吸光係数が高い波長域の紫色光Ｖにより得られるＢｐ画像信号から生成されているため、血管構造Ｖｓなどのエッジ構造が高解像度で表示されている。なお、ピント調整用画像はモノクロの画像であるため、このピント調整用画像を、ズーム操作部１３ｄの操作前に取得した通常画像と並列表示して、ピント合わせを行い易いようにしてもよい。また、モノクロのピント調整用画像に対して、階調バランスを複数の段階、例えば３段階で変え、それぞれの段階の画像をＲＧＢの各ｃｈに割り当てたカラーのピント調整用画像をモニタ１８に表示するようにしてもよい。

【００４８】

ピント調整用画像上では、観察対象にピントが合っていない場合には、血管構造などのエッジがぼけて表示される一方、観察対象にピントが合っている場合には、エッジが明確に表示される。したがって、ユーザーは、観察対象を目標の大きさに拡大した後は、ピント調整用画像におけるエッジがくっきり明確に表示されるように、ズーム操作部１３ｄを操作する。そして、エッジがくっきり明確に表示されて、ズームレンズ３６ａが第１のレンズ位置になったときに、ズーム操作部１３ｄの操作を停止する。ズーム操作部１３ｄに対して一定時間以上操作がされない場合には、観察対象にピントが合ったものとみなし、この時点でのズームレンズ３６ａの倍率が、第１倍率としてズーム制御処理部６１に送信される。

【００４９】

ズーム制御処理部６１は、紫色光Ｖで照明された観察対象にピントが合ったときのズームレンズ３６ａの第１倍率を、通常光又は特殊光で照明された観察対象にピント合わせするための第２倍率に変換する倍率変換部７０を有している。倍率変換部７０は、倍率変換テーブル７２を用いて、第１倍率から第２倍率への変換を行う。倍率変換テーブル７２は、図８に示すように、第１倍率と、この第１倍率と同じような大きさで観察対象を拡大しつつ、且つ通常光で照明された観察対象にピント合わせするための通常光用の第２倍率とを関連付けて記憶している。合わせて、倍率変換テーブル７２は、第１倍率とこの第１倍率と同じような大きさで観察対象を拡大しつつ、且つ特殊光で照明された観察対象にピント合わせするための特殊光用の第２倍率とを関連付けて記憶している。

【００５０】

なお、通常光用の第２倍率と特殊光用の第２倍率とが異なっているのは、通常光と特殊光とでは、赤色光Ｒのような長波光を含む割合が違っており、この長波光の割合の違いにより、通常光で照明した場合の観察対象にピントが合う位置と、観察対象とではピントが

合う位置が異なるためである。また、倍率変換テーブル７２は、食道、胃、大腸など部位毎に設けてもよい。この場合には、観察する部位の種類を、コンソール等を用いて手動で設定する、又は、画像による自動判定で設定することが好ましい。

【００５１】

また、倍率変換テーブル７２は、例えば、人間の組織内における光散乱係数を模擬したファントムを用いて作成される。ファントムを用いる場合のテーブル作成方法としては、まず、紫色光Ｖをファントムに照明し、ズームレンズ３６ａを動かして、観察対象にピント合わせを行う。観察対象にピントが合ったときの倍率を、第１倍率とする。次に、通常光をファントムに照明して観察対象のピント合わせを行う。その際、第１倍率の前後で、ズームレンズ３６ａを動かして、ピント合わせを行う。ピントが合った時の倍率を通常光用の第２倍率とする。

【００５２】

これら第１倍率と通常光用の第２倍率とを関連付けて、倍率変換テーブル７２に記憶する。一連の方法を、ズームレンズ３６ａの倍率を変えて行う。また、通常光を照明する場合のテーブルを作成したら、特殊光についても同様の方法でテーブルを作成する。なお、ファントムを用いてテーブルを作成する他、人間の組織内における光散乱係数を表現したモデリングに基づくシミュレーション計算により、テーブルを作成してもよい。

【００５３】

倍率変換部７０は、設定されている観察モード及び倍率変換テーブル７２を参照して、ズームレンズ３６ａの第１倍率に対応する第２倍率を選択する。例えば、図８に示す倍率変換テーブル７２を用いる場合において、観察モードが通常モードに設定されており、第１倍率が１０倍である場合には、第２倍率は、第１倍率を１．１倍した１１倍となる。また、観察モードが通常モードに設定されており、第１倍率が１０倍である場合には、第２倍率は、第１倍率を１．２倍した１２倍となる。

【００５４】

ズーム制御処理部６１は、ズームレンズ３６ａの倍率が、倍率変換部７０で選択された第２倍率となるように、レンズ駆動部３６ｂに対して指示を行う。これにより、ズームレンズ３６ａの倍率が、第１倍率から第２倍率に変更される。これにより、ズームレンズ３６ａの位置が、第１のレンズ位置から第２のレンズ位置に移動する。また、ズーム制御処理部６１は、光源制御部２２に対して、観察モードに対応した照明光を発光するように指示する。この指示に従って、光源装置１４から、通常モードの場合には通常光が観察対象に照明され、特殊モードの場合には特殊光が観察対象に照明される。そして、撮像センサ３８により観察対象の撮像が行われることによって、観察モードに対応した画像（本発明の「第２画像」に対応する）が得られる。得られた画像はモニタ１８に表示される。モニタ１８に表示される画像は、観察対象がほぼ目標の大きさに拡大されており、且つ観察対象にピントが合っている画像となっている。

【００５５】

次に、ズームレンズを用いて、観察対象にピント合わせをする一連の流れについて、図９に示すフローチャートを用いて説明する。通常モード又は特殊モードに設定されている場合において、ズーム操作部１３ｄが操作された場合には、光源制御部２２は、Ｖ－ＬＥＤ２０ａを駆動して、紫色光Ｖを発光する。これにより、紫色光Ｖが観察対象に照明され、この紫色光Ｖで照明された観察対象を撮像センサ３８で撮像して、Ｂｐ画像信号、Ｇｐ画像信号、Ｒｐ画像信号を得る。

【００５６】

ピント調整用画像生成部６６は、Ｂｐ画像信号に基づいて、ピント調整用画像を生成する。ピント調整用画像はモニタ１８に表示され、ユーザーはピント調整用画像を見て、観察対象にピントが合っているかどうかを確認する。その際、ユーザーは、観察対象にピントが合うように、ズーム操作部１３ｄを操作してズームレンズ３６ａの位置を微調整する。そして、ユーザーが観察対象にピントが合ったと判断した場合には、ズーム操作部１３ｄの操作を停止する。このときのズームレンズ３６ａの位置を第１のレンズ位置とする。

このズーム操作部１３ｄの操作を停止して一定時間経過した後、ズーム操作部１３ｄの操作を停止した時のズームレンズ３６ａの第１倍率を、ズーム制御処理部６１に送信する。

【００５７】

倍率変換部７０は、ズームレンズ３６ａの第１倍率を、通常光又は特殊光で照明された観察対象にピント合わせするための第２倍率に変換する。ズーム制御処理部６１は、ズームレンズ３６ａの倍率が、第１倍率から第２倍率に切り替えるように、レンズ駆動部３６ｂに指示を行う。これにより、ズームレンズ３６ａの倍率が第２倍率に変更され、ズームレンズ３６ａの位置が第１のレンズ位置から第２のレンズ位置に移動する。また、ズーム制御処理部６１は、V-LED２０ａの他、B-LED２０ｂ、G-LED２０ｃ、R-LED２０ｄの全てを点灯して、通常光又は特殊光を発光するように、光源制御部２２に対して指示を行う。これにより、観察対象には通常光又は特殊光が照明された、これら通常光又は特殊光で照明された観察対象を撮像することにより、通常画像又は特殊画像が得られる。通常画像又は特殊画像はモニタ１８に表示される。

【００５８】

なお、上記実施形態では、ピント調整用画像を生成するために、紫色光Ｖで観察対象を照明しているが、紫色光Ｖに代えて又は加えて、青色光Ｂｘで観察対象を照明するようにしてもよい。また、上記実施形態では、紫色光Ｖ、青色光Ｂｘ、緑色光Ｇ、赤色光Ｒの４色の光を全て照明し、光量比だけ異ならせた通常光又は特殊光を発光しているが、通常光又は特殊光に加えて、これら４色の光のうち、赤色光Ｒなどの長波光を少なくとも含む多色光を発光するようにしてもよい。この場合には、多色光で照明された観察対象にピントを合わせるために、倍率変換テーブル７２に、第１倍率と、多色光用の第２倍率を関連付けて記憶しておく。

【００５９】

なお、上記実施形態では、ズームレンズ３６ａを第１のレンズ位置から第２のレンズ位置に切り替えた後に、観察対象に照明する光を、紫色光Vから通常光又は特殊光に切り替えるようにしているが、紫色光Ｖが照明された観察対象にピントが合った場合であれば、ズームレンズ３６ａを第１のレンズ位置から第２のレンズ位置に切り替える前に、観察対象に照明する光を、紫色光Vから通常光又は特殊光に切り替えるようにしてもよい。

【００６０】

［第２実施形態］

第２実施形態では、上記第１実施形態で示した４色のＬＥＤ２０ａ～２０ｄの代わりに、レーザ光源と蛍光体を用いて観察対象の照明を行う。以下においては、第１実施形態と異なる部分のみ説明を行い、第１実施形態と略同様の部分については、説明を省略する。

【００６１】

図１０に示すように、第２実施形態の内視鏡システム１００では、光源装置１４の光源２０において、４色のＬＥＤ２０ａ～２０ｄの代わりに、中心波長４４５±１０ｎｍの青色レーザ光を発する青色レーザ光源（「４４５ＬＤ」と表記。ＬＤは「Laser Diode」を表す）１０４と、中心波長４０５±１０ｎｍの青紫色レーザ光を発する青紫色レーザ光源（「４０５ＬＤ」と表記）１０６とが設けられている。これら各光源１０４、１０６の半導体発光素子からの発光は、光源制御部１０８により個別に制御されており、青色レーザ光源１０４の出射光と、青紫色レーザ光源１０６の出射光の光量比は変更自在になっている。

【００６２】

光源制御部１０８は、通常モードの場合には、青色レーザ光源１０４を点灯させる。これに対して、特殊モードの場合には、青色レーザ光源１０４と青紫色レーザ光源１０６の両方を点灯させるとともに、青色レーザ光の発光比率を青紫色レーザ光の発光比率よりも大きくなるように制御している。また、第２実施形態においては、通常モード又は特殊モードにおいて、ズーム操作部１３ｄが操作された場合であっても、青色レーザ光源１０４及び青紫色レーザ光源１０６に対する光源制御は変更されない。

【００６３】

なお、青色レーザ光又は青紫色レーザ光の半値幅は±１０nm程度にすることが好ましい。また、青色レーザ光源１０４及び青紫色レーザ光源１０６は、ブロードエリア型のＩｎＧａＮ系レーザダイオードが利用でき、また、ＩｎＧａＮＡｓ系レーザダイオードやＧａＮＡｓ系レーザダイオードを用いることもできる。また、上記光源として、発光ダイオードなどの発光体を用いた構成としてもよい。

【００６４】

照明光学系３０aには、照明レンズ３２の他に、ライトガイド２４からの青色レーザ光又は青紫色レーザ光が入射する蛍光体１１０（波長変換部材）が設けられている。蛍光体１１０は、青色レーザ光によって励起され、蛍光を発する。また、青色レーザ光の一部は、蛍光体１１０を励起させることなく透過する。青紫色レーザ光は、蛍光体１１０を励起させることなく透過する。蛍光体１１０を出射した光は、照明レンズ３２を介して、観察対象の体内を照明する。

【００６５】

ここで、通常モードにおいては、主として青色レーザ光が蛍光体１１０に入射するため、図１１に示すような、青色レーザ光（本発明の「短波の狭帯域光」に対応する）、及び青色レーザ光により蛍光体１１０から励起発光する蛍光を合波した通常モード用の広帯域光が、通常光として、観察対象に照明される。この通常光で照明された観察対象を撮像センサ３８で撮像することによって、Ｂｃ画像信号、Ｇｃ画像信号、Ｒｃ画像信号からなる通常画像が得られる。なお、第２実施形態では、本発明の「光源」は、青色レーザ光源１０４、青紫色レーザ光源１０６、及び蛍光体１１０を含む構成に対応する。

【００６６】

一方、特殊モードにおいては、青紫色レーザ光（本発明の「短波の狭帯域光」に対応する）と青色レーザ光の両方が蛍光体１１０に入射するため、図１２に示すような、青紫色レーザ光、青色レーザ光、及び青色レーザ光により蛍光体１１０から励起発光する蛍光を合波した特殊モード用の広帯域光が、特殊光として、観察対象に照明される。この特殊光で照明された観察対象を撮像センサ３８で撮像することによって、Ｂｓ画像信号、Ｇｓ画像信号、Ｒｓ画像信号からなる特殊画像が得られる。

【００６７】

なお、蛍光体１１０は、青色レーザ光の一部を吸収して、緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光体（例えばＹＡＧ系蛍光体、或いはＢＡＭ（$BaMgAl_{10}O_{17}$）などの蛍光体）を含んで構成されるものを使用することが好ましい。本構成例のように、半導体発光素子を蛍光体１１０の励起光源として用いれば、高い発光効率で高強度の白色光が得られ、白色光の強度を容易に調整できる上に、白色光の色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

【００６８】

なお、通常光と特殊光のスペクトルをそれぞれ比較すると、特殊光は、青色帯域などの短波帯域に、青紫色レーザ光のピークなどの光強度のピーク（本発明の「第１のピーク」に対応する）を持ち、且つ蛍光など短波帯域よりも長波長側に裾を持つスペクトルを有する光となっている。一方、通常光は、青色帯域など短波帯域に、青色レーザ光のピークなど光強度のピーク（本発明の「第２のピーク」に対応する）を有し、この通常光のピークは特殊光のピークよりも長波長側にあるスペクトルを有する光となっている。

【００６９】

第２実施形態では、ズーム操作部１３ｄが操作された場合であっても光源制御の変更が無いことから、ズームレンズを用いて観察対象にピント合わせをする一連の流れが、第１実施形態と異なっている。この第２実施形態における一連の流れについて、図１３に示すフローチャートを用いて説明する。通常モード又は特殊モードに設定されている場合において、ズーム操作部１３ｄが操作された場合には、ピント調整用画像生成部６６は、各モードで得られる画像信号のうち、短波光に対応する波長情報を有する画像信号に基づいて、ピント調整用画像を生成する。通常モードの場合であれば、Ｂｃ画像信号に基づいて、ピント調整用画像を生成し、特殊モードの場合であれば、Ｂｓ画像信号に基づいて、ピン

ト調整用画像を生成する。

【００７０】

ピント調整用画像はモニタ１８に表示され、ユーザーはピント調整用画像を見て、ズーム操作部１３ｄの操作を行う。そして、ユーザーが観察対象にピントが合ったと判断した場合には、ズーム操作部１３ｄの操作を停止する。このズーム操作部１３ｄの操作を停止して一定時間経過した後、ズーム操作部１３ｄの操作を停止した時のズームレンズ３６ａの第１倍率を、ズーム制御処理部６１に送信する。

【００７１】

倍率変換部７０は、ズームレンズ３６ａの第１倍率を、通常光又は特殊光で照明された観察対象にピント合わせするための第２倍率に変換する。レンズ駆動部３６ｂは、ズームレンズ３６ａの倍率を、第１倍率から第２倍率に変更する。第２倍率への変更後に、通常光又は特殊光で観察対象を照明し、これら通常光又は特殊光で照明された観察対象を撮像する。これにより、観察対象にピントが合った通常画像又は特殊画像が得られる。通常画像又は特殊画像はモニタ１８に表示される。

【００７２】

［第３実施形態］

第３実施形態では、４色のＬＥＤ２０ａ～２０ｄの代わりに、キセノンランプ等の白色光源と回転フィルタを用いて観察対象の照明を行う。また、カラーの撮像センサ３８に代えて、モノクロの撮像センサで観察対象の撮像を行っても良い。以下においては、第１実施形態と異なる部分のみ説明を行い、第１実施形態と略同様の部分については、説明を省略する。

【００７３】

図１４に示す内視鏡システム２００では、光源装置１４において、内視鏡システム１０の各ＬＥＤ２０ａ～２０ｄに代えて、白色光光源２０２と、回転フィルタ２０４と、フィルタ切替部２０６とが設けられている。また、撮像光学系３０ｂには、カラーの撮像センサ３８の代わりに、カラーフィルタが設けられていないモノクロの撮像センサ２０８が設けられている。なお、第３実施形態では、本発明の「光源」は、白色光光源２０２と回転フィルタ２０４とを含む構成に対応する。

【００７４】

白色光光源２０２はキセノンランプや白色ＬＥＤ等であり、波長域が青色から赤色に及ぶ白色光を発する。回転フィルタ２０４は、回転軸に近い一番近い内側に設けた通常モード用フィルタ２１０と、この通常モード用フィルタ２１０の外側に設けた特殊モード用フィルタ２１２とを備えている（図１５参照）。

【００７５】

フィルタ切替部２０６は、回転フィルタ２０４を径方向に移動する。具体的には、フィルタ切替部２０６は、モード切替部１３ｃにより通常モードにセットした場合に、通常モード用フィルタ２１０を白色光の光路に挿入する。フィルタ切替部２０６は、特殊モードにセットした場合に、特殊モード用フィルタ２１２を白色光の光路に挿入する。

【００７６】

図１５に示すように、通常モード用フィルタ２１０には、周方向に沿って、Ｂｂフィルタ２１０ａと、Ｇフィルタ２１０ｂと、Ｒフィルタ２１０ｃとが設けられている。Ｂｂフィルタ２１０ａは、白色光のうち４００～５００nmの波長範囲を持つ広帯域の青色光Ｂｂを透過する。Ｇフィルタ２１０ｂは、白色光のうち緑色光Ｇを透過する。Ｒフィルタ２１０ｃは、白色光のうち赤色光Ｒを透過する。したがって、通常モード時には、回転フィルタ２０４が回転することで、通常光として、広帯域の青色光Ｂｂ（本発明の「短波光」に対応する）、緑色光Ｇ、赤色光Ｒ（本発明の「長波光」に対応する）が、観察対象に向けて、順次照射される。なお、第３実施形態では、通常モードにおいて、ズーム操作部１３ｄが操作された場合であっても、回転フィルタ２０４は同様に駆動する。これは、特殊モードの場合も同様である。

【００７７】

特殊モード用フィルタ２１２には、周方向に沿って、Ｂｎフィルタ２１２ａと、Ｇｎフィルタ２１２ｂとが設けられている。Ｂｎフィルタ２１２ａは、白色光のうち４００～４５０nmの青色狭帯域光Ｂｎを透過する。Ｇｎフィルタ２１２ｂは、白色光のうち５３０～５７０nmの緑色狭帯域光Ｇｎを透過する。したがって、特殊モード時には、回転フィルタ２０４が回転することで、特殊光として、青色狭帯域光（本発明の「短波光」に対応する）、緑色狭帯域光（本発明の「長波光」に対応する）が、観察対象に向けて、順次照射される。

【００７８】

内視鏡システム２００では、通常モード時には、広帯域の青色光Ｂｂ、緑色光Ｇ、赤色光Ｒで観察対象を照明する毎にモノクロの撮像センサ２０８で観察対象を撮像する。これにより、広帯域の青色光Ｂｂの照明時にＢｃ画像信号が得られ、緑色光Ｇの照明時にＧｃ画像信号が得られ、赤色光Ｒの照明時にＲｃ画像信号が得られる。これらＢｎ画像信号、Ｇｃ画像信号とＲｃ通常画像によって、通常画像が構成される。

【００７９】

特殊モード時には、青色狭帯域光Ｂｎ、緑色狭帯域光Ｇｎで観察対象を照明する毎にモノクロの撮像センサ２０８で観察対象を撮像する。これにより、青色狭帯域光Ｂｎの照明時にＢｎ画像信号が得られ、緑色狭帯域光Ｇｎの照射時にＧｎ画像信号が得られる。これらＢｎ画像信号とＧｎ画像信号によって、特殊画像が構成される。

【００８０】

第３実施形態では、ズーム操作部１３ｄが操作された場合であっても、観察対象に照明する光の切替は発生しないため、ズームレンズを用いて観察対象にピント合わせをする一連の流れが、第１実施形態と異なっている。この第３実施形態における一連の流れは、第２実施形態と同様であるため、説明を省略する（図１３参照）。

【００８１】

なお、上記第１～第３実施形態では、観察対象を拡大するズームレンズを使用しているが、その他、光軸方向に移動する移動レンズであれば、本発明の実施は可能である。また、上記実施形態では、ズームレンズ３６ａの倍率を第１倍率から第２倍率に変えることによって、ズームレンズ３６ａの位置を、紫色光Ｖで照明された観察対象にピントが合う第１のレンズ位置から、通常光又は特殊光で照明された観察対象にピントが合う第２のレンズ位置に移動させているが、その他の方法でズームレンズ３６ａの位置を変えてもよい。

【００８２】

例えば、図１６に示すように、ズーム制御処理部６１において、第１のレンズ位置と第２のレンズ位置の関係を予め記憶する位置変換テーブル８０と、レンズ位置算出部８２とを設けて、ズームレンズ３６ａの位置を変える方法を以下説明する。まず、上記実施形態と同様の方法で、紫色光Ｖで照明された観察対象にピントを合わせて、このピントが合ったときのズームレンズ３６ａの第１のレンズ位置をレンズ位置算出部８２に送信する。レンズ位置算出部８２は、位置変換テーブル８０を参照して、第１のレンズ位置から、通常光又は特殊光で照明された観察対象にピントが合う第２のレンズ位置を求める。第２のレンズ位置が求まると、レンズ駆動部３６ｂは、ズームレンズ３６ａの位置を第１のレンズ位置から第２のレンズ位置に移動させる。

【００８３】

また、上記第１～第３実施形態において、通常モードで通常画像をモニタ１８に表示している場合においては、ズーム操作が行われたときに、一時的に、特殊モードに切り替えて、特殊画像をピント調整用画像としてモニタ１８に表示するようにしてもよい。特殊画像は、血管構造などのエッジ構造が高解像度で表示される。したがって、特殊画像も、観察対象のピント合わせに適した画像となっている。なお、ピントが合ってズーム操作を停止した場合には、再び通常モードに切り替えて、通常画像をモニタ１８に表示する。

【符号の説明】

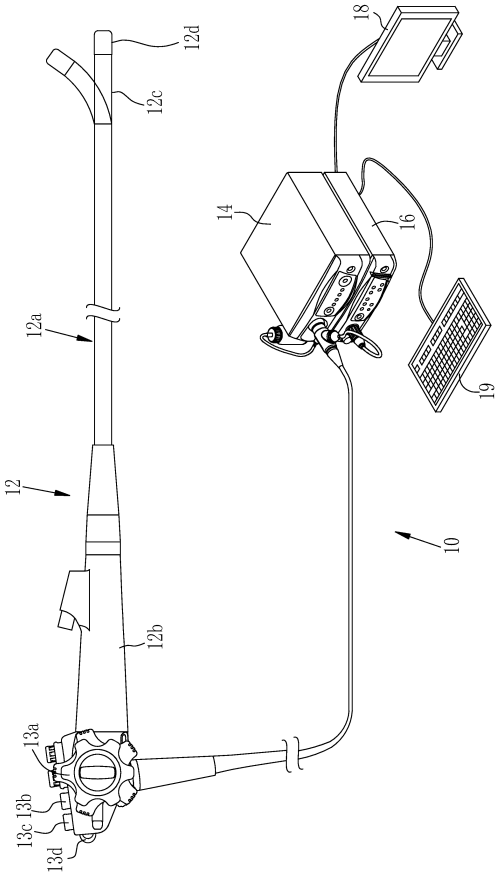
【００８４】

１０　内視鏡システム

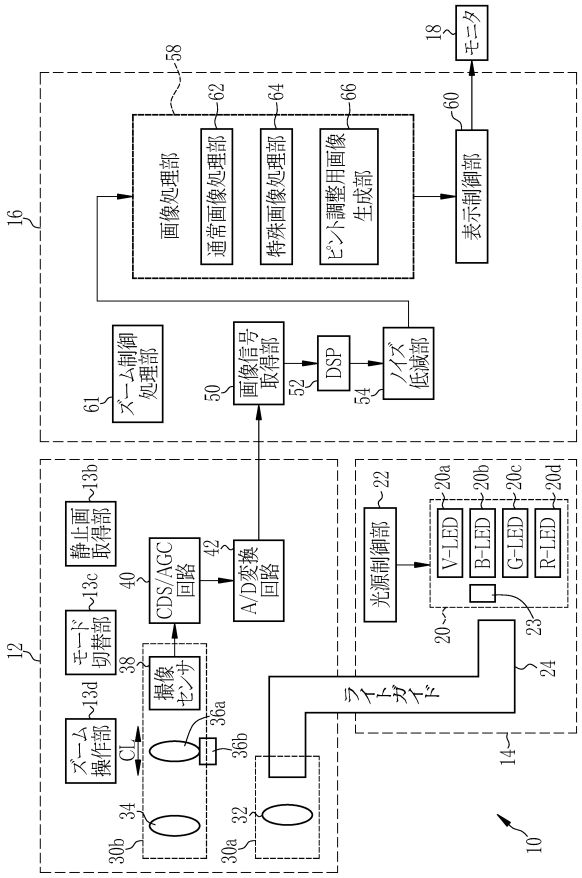
１２　内視鏡
１２ａ　挿入部
１２ｂ　操作部
１２ｃ　湾曲部
１２ｄ　先端部
１３ａ　アングルノブ
１３ｂ　静止画像取得部
１３ｃ　モード切替部
１３ｄ　ズーム操作部
１４　光源装置
１６　プロセッサ装置
１８　モニタ
１９　コンソール
２０　光源
２０ａ　Ｖ－ＬＥＤ
２０ｂ　Ｂ－ＬＥＤ
２０ｃ　Ｇ－ＬＥＤ
２０ｄ　Ｒ－ＬＥＤ
２２　光源制御部
２３　波長カットフィルタ
２４　ライトガイド
３０ａ　照明光学系
３０ｂ　撮像光学系
３２　照明レンズ
３４　対物レンズ
３６　拡大光学系
３６ａ　ズームレンズ
３６ｂ　レンズ駆動部
３８　撮像センサ
４０　ＣＤＳ／ＡＧＣ回路
４２　Ａ／Ｄ変換回路
４２　変換回路
５０　画像信号取得部
５２　ＤＳＰ
５４　ノイズ低減部
５８　画像処理部
６０　表示制御部
６１　ズーム制御処理部
６２　通常画像処理部
６４　特殊画像処理部
６６　ピント調整用画像生成部
７０　倍率変換部
７２　倍率変換テーブル
１００　内視鏡システム
１０４　青色レーザ光源
１０６　青紫色レーザ光源
１０８　光源制御部
１１０　蛍光体
２００　内視鏡システム
２０２　白色光光源

２０４　回転フィルタ
２０６　フィルタ切替部
２０８　撮像センサ
２１０　通常モード用フィルタ
２１０ａ　Ｂｂフィルタ
２１０ｂ　Ｇフィルタ
２１０ｃ　Ｒフィルタ
２１２　特殊モード用フィルタ
２１２ａ　Ｂｎフィルタ
２１２ｂ　Ｇｎフィルタ

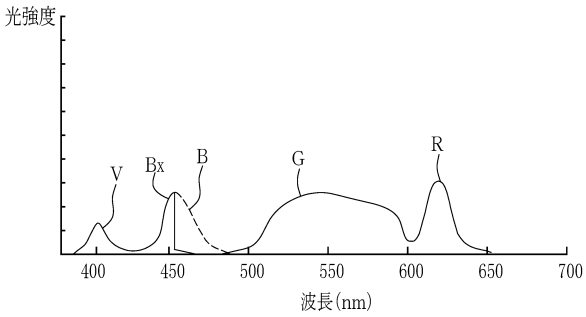
【図１】



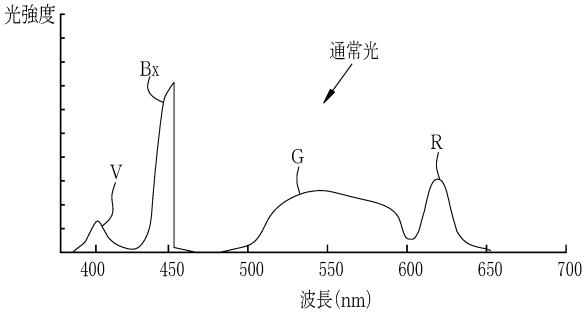
【図２】



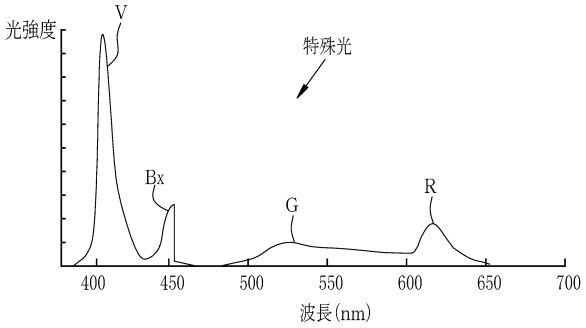
【図３】



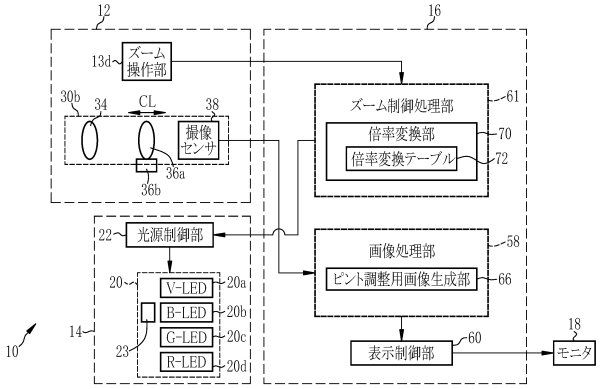
【図４】



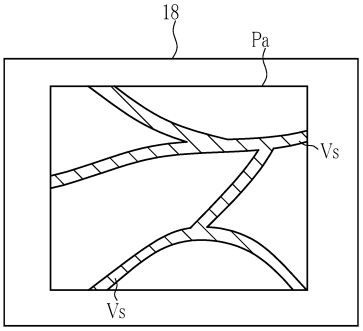
【図５】



【図６】



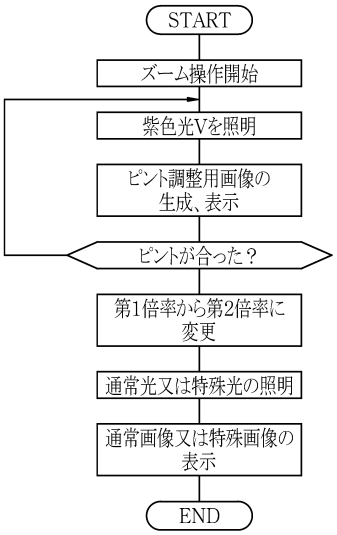
【図７】



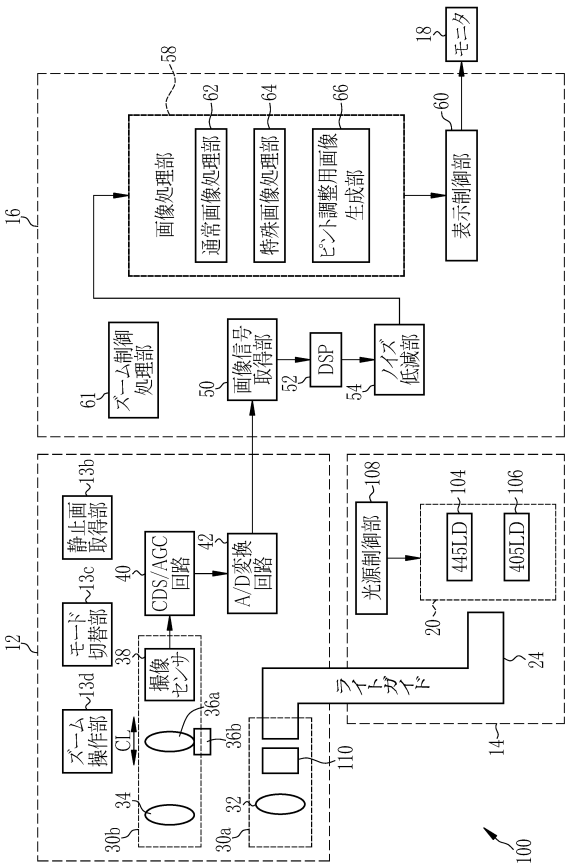
【図８】

第1倍率	通常光用の第2倍率	特殊光用の第2倍率
1.1倍	1.15倍	1.18倍
10倍	11倍	12倍

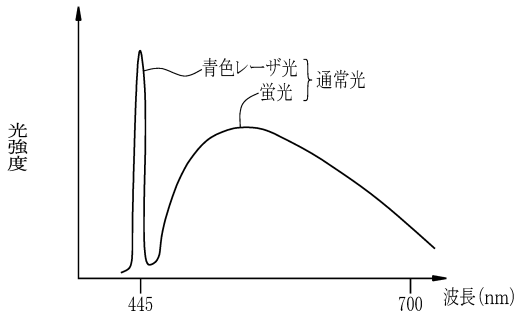
【図９】



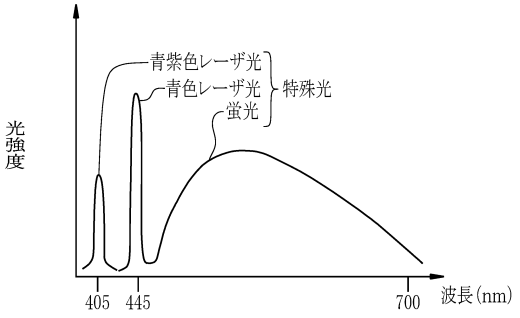
【図１０】



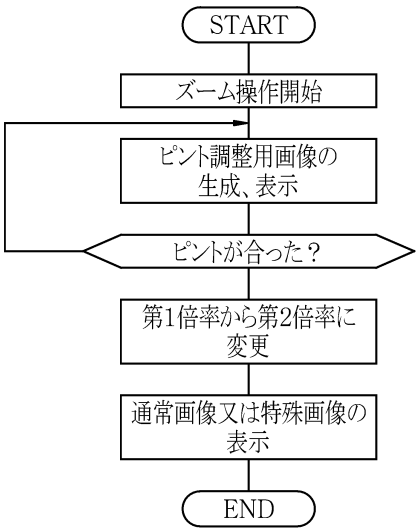
【図１１】



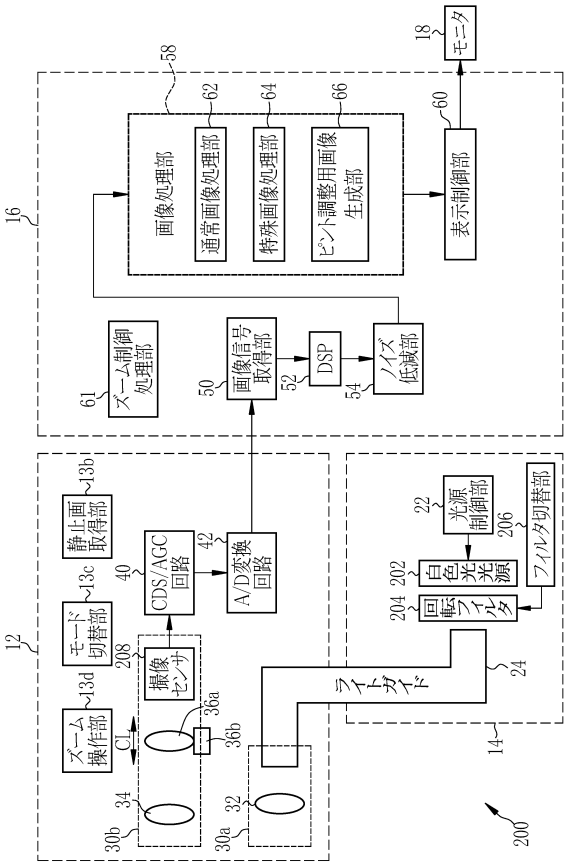
【図１２】



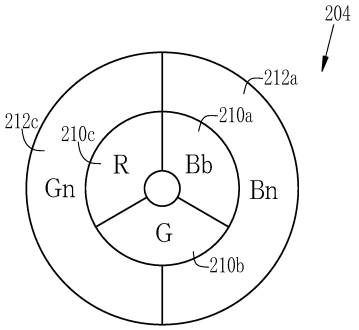
【図１３】



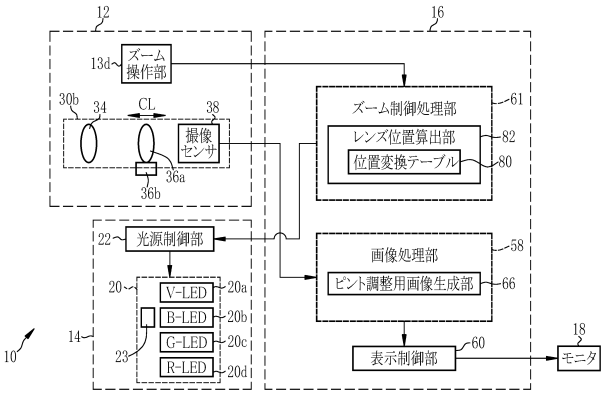
【図１４】


モニタ
画像処理部
通常画像処理部
特殊画像処理部
ピント調整用画像生成部
表示制御部
ズーム制御処理部
画像信号取得部
DSP
ノイズ低減部
静止画取得部
モード切替部
ズーム操作部
CDS/AGC回路
A/D変換回路
撮像センサ
光源制御部
白色光源
回転フィルタ
フィルタ切替部
ライトガイド

【図１５】


R
Bb
Gn
Bn
G

【図１６】


ズーム操作部
撮像センサ
光源制御部
V-LED
B-LED
G-LED
R-LED
ズーム制御処理部
レンズ位置算出部
位置変換テーブル
画像処理部
ピント調整用画像生成部
表示制御部
モニタ

フロントページの続き

(56)参考文献 特開２００９－０２２３７６（ＪＰ，Ａ）
特開２０１４－０１４７１６（ＪＰ，Ａ）
特開２０１２－１１０４８１（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　　１／００　－　１／３１７