

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4409227号
(P4409227)

(45) 発行日 平成22年2月3日 (2010.2.3)

(24) 登録日 平成21年11月20日 (2009.11.20)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

G 0 2 B 23/24 B

G 0 2 B 23/26 (2006.01)

G 0 2 B 23/26 Z

請求項の数 3 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2003-276135 (P2003-276135)
 (22) 出願日 平成15年7月17日 (2003.7.17)
 (65) 公開番号 特開2005-34491 (P2005-34491A)
 (43) 公開日 平成17年2月10日 (2005.2.10)
 審査請求日 平成18年6月2日 (2006.6.2)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100106909
 弁理士 棚井 澄雄
 (74) 代理人 100064908
 弁理士 志賀 正武
 (74) 代理人 100101465
 弁理士 青山 正和
 (74) 代理人 100094400
 弁理士 鈴木 三義
 (74) 代理人 100086379
 弁理士 高柴 忠夫
 (74) 代理人 100118913
 弁理士 上田 邦生

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 プローブ型観察装置及び内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

先端に撮像光学系を備える内視鏡本体の処置具挿入孔に挿通されるプローブ本体と、
 該プローブ本体の先端側に設けられ、前記撮像光学系よりも高倍率の画像を撮像可能な
 高倍率撮像光学系と、

前記プローブ本体の後端側に設けられ、前記撮像光学系からの画像信号または前記高倍
 率撮像光学系からの画像信号の何れか一方を入力して画像を生成する第1のプロセッサと

、
 前記各画像信号のうちのどちらを前記第1のプロセッサに入力させるかを選択する第1
 の切り替え手段と

を備え、
 前記第1の切り替え手段は、撮像対象を照らす照明光学系に対して、前記高倍率撮像光
 学系を選んで駆動する際に、前記撮像光学系を選んで駆動する場合よりも前記照明光学系
 の輝度を上げさせる調光信号を送信することを特徴とするプローブ型観察装置。

【請求項 2】

先端に撮像光学系を備える内視鏡本体の処置具挿入孔に挿通されるプローブ本体と、
 該プローブ本体の先端側に設けられ、前記撮像光学系よりも高倍率の画像を撮像可能な
 高倍率撮像光学系と、

前記プローブ本体の後端側に設けられ、前記高倍率撮像光学系からの画像信号を入力し
 て画像を生成するとともに、前記撮像光学系からの画像信号に基づく画像を入力する第2

のプロセッサと、

該第2のプロセッサからの前記各画像のうちのどちらを出力させるかを選択する第2の切り替え手段と

を備え、

前記第2の切り替え手段は、撮像対象を照らす照明光学系に対して、前記第2のプロセッサから前記各画像のうちのどちらを出力させるかに応じて照明光の種類を切り替える照明光切り替え信号を前記照明光学系に送信することを特徴とするプローブ型観察装置。

【請求項3】

先端に撮像光学系を有する内視鏡本体と、前記撮像光学系よりも高倍率の画像を撮像可能な高倍率撮像光学系を有するプローブ型観察装置とを備え、

前記プローブ型観察装置として、請求項1または請求項2に記載のプローブ型観察装置を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、プローブ型観察装置及び内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、細胞や腺構造を始めとする粘膜上皮の組織学的観察をin vivo（生きたまま）で行うことが、癌の早期発見、早期診断において重要であるとして注目されている。このような要求に応えるためには、通常の倍率の内視鏡観察に加えて、組織学的な観察レベルの倍率（一般的な顕微鏡で20倍～1000倍程度）の拡大観察が必要である。このような要求に応える装置として、通常倍率の撮像光学系（以下、低倍率光学系と称する）と、高倍率の撮像光学系（以下、高倍率光学系と称する）とを並列に有する内視鏡装置が開示されている（例えば、特許文献1参照。）。

【0003】

この内視鏡装置によれば、低倍率光学系による通常倍率での観察を行いながら、癌細胞などの疑いのある部位を高倍率撮像光学系により高倍率で観察することで、in vivoで組織的な観察を行うことが可能となっている。

【特許文献1】米国特許第5846185号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、上記従来の内視鏡装置では、撮像対象を照明する照明光学系と、撮像された画像信号を取り込んで映像を生成するプロセッサと、このプロセッサで生成された映像を表示するモニタとの全てが、低倍率光学系及び高倍率撮像光学系のそれぞれ専用が必要とされていた。

これら付帯機器は比較的大型であるため、内視鏡装置全体の小型化を妨げる大きな原因となっていた。

【0005】

また、低倍率光学系と高倍率撮像光学系とで似たような付帯機器を重複して持つことは、製造コスト削減を妨げる原因ともなっていた。

【0006】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、装置小型化と低コスト化を達成できる手段の提供を目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、上記課題を解決するために以下の手段を採用した。

すなわち、本発明のプローブ型観察装置は、先端に撮像光学系を備える内視鏡本体の処置具挿入孔に挿通されるプローブ本体と、該プローブ本体の先端側に設けられ、前記撮像

10

20

30

40

50

光学系よりも高倍率の画像を撮像可能な高倍率撮像光学系と、前記プローブ本体の後端側に設けられ、前記撮像光学系からの画像信号または前記高倍率撮像光学系からの画像信号の何れか一方を入力して画像を生成する第1のプロセッサと、前記各画像信号のうちのどちらを前記第1のプロセッサに入力させるかを選択する第1の切り替え手段とを備え、前記第1の切り替え手段は、撮像対象を照らす照明光学系に対して、前記高倍率撮像光学系を選んで駆動する際に、前記撮像光学系を選んで駆動する場合よりも前記照明光学系の輝度を上げさせる調光信号を送信することを特徴とする。

【0008】

このプローブ型観察装置によれば、第1の切り替え手段の操作により、撮像光学系からの画像信号を選択した場合には、この選択された画像信号のみが第1のプロセッサに入力され、画像信号が生成される。この画像信号は、例えば表示装置などに入力させることで、内視鏡本体側の撮像光学系で撮像した画像を表示することができる。

一方、第1の切り替え手段の操作により、高倍率撮像光学系からの画像信号を選択した場合には、この選択された画像信号のみが第1のプロセッサに入力され、画像信号が生成される。この画像信号は、例えば表示装置などに入力させることで、プローブ型観察装置側の高倍率撮像光学系で撮像した画像を表示することができる。

このように、内視鏡本体の撮像光学系で撮像した画像信号の処理と、プローブ型観察装置の高倍率撮像光学系で撮像した画像信号の処理とを、第1の切り替え手段による切り替え操作により、共通の第1のプロセッサで行うことができる。

さらには、従来のように複数のプロセッサを用いずに済むので、生成した画像信号の出力先（例えば表示装置）も単体で済む。

【0009】

さらにこのプローブ型観察装置によれば、第1の切り替え手段により高倍率撮像光学系で撮像する選択を行った場合には、同時に、調光信号が照明光学系に向けて送信される。この調光信号を受信した照明光学系は、撮像光学系で撮像する場合に比較して、撮像対象を照らす照明の輝度を上げる調光を行う。

【0010】

本発明のプローブ型観察装置は、先端に撮像光学系を備える内視鏡本体の処置具挿入孔に挿通されるプローブ本体と、該プローブ本体の先端側に設けられ、前記撮像光学系よりも高倍率の画像を撮像可能な高倍率撮像光学系と、前記プローブ本体の後端側に設けられ、前記高倍率撮像光学系からの画像信号を入力して画像を生成するとともに、前記撮像光学系からの画像信号に基づく画像を入力する第2のプロセッサと、該第2のプロセッサからの前記各画像のうちのどちらを出力させるかを選択する第2の切り替え手段とを備え、前記第2の切り替え手段は、撮像対象を照らす照明光学系に対して、前記第2のプロセッサから前記各画像のうちのどちらを出力させるかに応じて照明光の種類を切り替える照明光切り替え信号を前記照明光学系に送信することを特徴とする。

【0011】

このプローブ型観察装置によれば、第2の切り替え手段の操作により、撮像光学系からの画像信号に基づく画像信号の方を出力させる選択をした場合には、この選択された画像信号のみが第2のプロセッサから出力される。この画像信号は、例えば表示装置などに入力させることで、内視鏡本体側の撮像光学系で撮像した画像を表示することができる。

一方、第2の切り替え手段の操作により、高倍率撮像光学系からの画像信号に基づく画像信号の方を出力させる選択をした場合には、この選択された画像信号のみが第2のプロセッサから出力される。この画像信号は、例えば表示装置などに入力させることで、プローブ型観察装置側の高倍率撮像光学系で撮像した画像を表示することができる。

このように、内視鏡本体の撮像光学系で撮像した画像の出力と、プローブ型観察装置の高倍率撮像光学系で撮像した画像の出力とを、第2の切り替え手段による切り替え操作により、単一の第2のプロセッサから行うことができる。したがって、従来のように、生成した画像信号の出力元が複数ではない（複数のプロセッサそれぞれから個別に画像信号を出力するものではない）ので、生成した画像信号の出力先（例えば表示装置）も単体で済

10

20

30

40

50

む。

【0012】

さらにこのプローブ型観察装置によれば、第2の切り替え手段により、高倍率撮像光学系による撮像と、撮像光学系による撮像とを切り替える選択を行った場合には、同時に、照明光切り替え信号が照明光学系に向けて送信される。この照明光切り替え信号を受信した照明光学系は、高倍率撮像光学系による撮像と、撮像光学系による撮像とのどちらを行うかに応じて、撮像対象を照らす照明の種類（例えば面順次式または同時式）の切り替えを行う。

【0013】

本発明の内視鏡装置は、先端に撮像光学系を有する内視鏡本体と、前記撮像光学系よりも高倍率の画像を撮像可能な高倍率撮像光学系を有するプローブ型観察装置とを備え、前記プローブ型観察装置として、本発明のプローブ型観察装置を備えることを特徴とする。

この内視鏡装置によれば、装置小型化と低コスト化を達成することができる。

【発明の効果】

【0014】

本発明のプローブ型観察装置は、内視鏡本体の処置具挿入孔に挿通されるプローブ本体と、高倍率の画像を撮像可能な高倍率撮像光学系と、撮像光学系からの画像信号または高倍率撮像光学系からの画像信号の何れか一方を入力して画像信号を生成する第1のプロセッサと、各画像信号のうちのどちらを第1のプロセッサに入力させるかを選択する第1の切り替え手段とを備える構成を採用した。

この構成によれば、従来のように複数のプロセッサを用いずに済み、プロセッサ数を減らすことができる。また、このプロセッサ数の削減に伴い、生成した画像信号の出力先（例えば表示装置）も単体で済む。したがって、内視鏡本体と組み合わせて内視鏡装置として用いる際の装置小型化と低コスト化とを達成することが可能となる。

【0015】

また、本発明のプローブ型観察装置は、前記第1の切り替え手段が、高倍率撮像光学系を選んで駆動する際に、撮像光学系を選んで駆動する場合よりも照明光学系の輝度を上げさせる調光信号を送信する構成を採用した。この構成によれば、撮像光学系で撮像した画像と高倍率撮像光学系で撮像した画像との間における明度のバランスをほぼ一致させることが可能となる。

【0016】

また、本発明のプローブ型観察装置は、内視鏡本体の処置具挿入孔に挿通されるプローブ本体と、高倍率の画像を撮像可能な高倍率撮像光学系と、高倍率撮像光学系からの画像信号を入力して画像信号を生成するとともに、撮像光学系からの画像信号に基づく画像信号が入力する第2のプロセッサと、この第2のプロセッサに各画像信号のどちらを出力させるかを選択する第2の切り替え手段とを備える構成を採用した。この構成によれば、生成した画像信号の出力先（例えば表示装置）が単体で済むので、内視鏡本体と組み合わせて内視鏡装置として用いる際の装置小型化と低コスト化とを達成することが可能となる。

【0017】

また、本発明のプローブ型観察装置は、前記第2の切り替え手段が、第2のプロセッサに各画像信号のどちらを出力させるかに応じて照明光の種類を切り替える照明光切り替え信号を送信する構成を採用した。この構成によれば、撮像光学系による撮像と、高倍率撮像光学系による撮像とのそれぞれに適した種類の照明で撮像を照らすことができるので、良好な画像を取得することが可能となる。

【0018】

また、本発明の内視鏡装置は、撮像光学系を有する内視鏡本体と、高倍率の画像を撮像可能な高倍率撮像光学系を有するプローブ型観察装置とを備え、前記プローブ型観察装置として、本発明のプローブ型観察装置を備える構成を採用した。この構成によれば、装置小型化と低コスト化を達成することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

本発明のプローブ型観察装置を備えた内視鏡装置の各実施形態の説明を、図面を参照しながら以下に説明するが、本発明がこれらのみに限定解釈されるものでないことは勿論である。

【0020】

(第1実施形態)

まず、図1～図4を参照しながら本発明の第1実施形態の説明を以下に行う。なお、図1は、本実施形態のプローブ型観察装置を備えた内視鏡装置の主要構成要素を説明するための説明図である。また、図2は、同内視鏡装置の照明光学系の光量制御を説明するためのグラフであって、横軸が時間、縦軸がランプ光量と相関のある駆動電流値を示している。また、図3は、同内視鏡装置の変形例を示す図であって、図1のA部に相当する部分を示す図である。また、図4は、同内視鏡装置の他の変形例を示す図であって、図1に相当する図である。

10

【0021】

図1に示すように、本実施形態の内視鏡装置は、体腔内に挿入される内視鏡本体10と、この内視鏡本体10の処置具挿入孔11内に挿通されるプローブ型観察装置20と、これら内視鏡本体10及びプローブ型観察装置20の撮像範囲を照明する光源をなす照明光学系30と、内視鏡本体10からの内視鏡画像信号(画像信号)またはプローブ型観察装置20からのプローブ画像信号(画像信号)の何れか一方を取り込み、これに画像処理を施して画像を生成するプロセッサ40と、このプロセッサ40からの画像を取り込んで表示するモニタ(表示装置)50とを備えて概略構成されている。

20

【0022】

前記内視鏡本体10は、フレキシブルに湾曲可能な長尺の挿入部12と、その先端に内蔵された通常観察用の第1撮像手段(撮像光学系)13と、前記照明光学系30から供給された照明光を挿入部12の先端から照射する照明手段14と、挿入部12の後端に設けられた操作部15とを備えている。

前記処置具挿入孔11は、操作部15の近傍に設けられた処置具挿入口11aから挿入部12の先端にかけて、挿入部12の長さ方向に貫通するように内視鏡本体10内に設けられている。

【0023】

30

前記第1撮像手段13は、例えば、挿入部12の先端に内蔵された電荷結合素子(以下、CCDと称する。)13bと、このCCD13bの前方に配置された対物レンズ等の光学素子13aとを備えて構成されている。CCD13bに接続された信号ケーブル13b1は、挿入部12内を通して操作部15まで引き出され、さらに接続ケーブル16内を通して後述のリレー回路21に接続されている。

前記照明手段14は、挿入部12の先端に配置された照明レンズ14aと、前記照明光学系30から供給された照明光を照明レンズ14aまで導くライトガイド(光ファイバ)14bとを備えている。

前記操作部15は、複数のスイッチ及び操作ノブ(図示せず)を備えている。これら操作ノブは、挿入部12を任意の方向に湾曲させ、その先端に配置されている第1撮像手段13及び照明手段14の対向方向を挿入部12の後端側からコントロールするようになっている。

40

【0024】

前記プローブ型観察装置20は、フレキシブルに湾曲可能な長尺の挿入部(プローブ本体)22と、この挿入部22の先端に配置された第2撮像手段(高倍率撮像光学系)23と、挿入部22の後端に設けられた接続コネクタ22a内に内蔵された前記リレー回路21と、前記モニタ50に表示させる画像を切り替える観察画像切替スイッチ24と、前記プロセッサ40とを備えて構成されている。

前記挿入部22は、その先端部を前記内視鏡本体10の先端面10aから出沒可能となっており、先端面10aから突出させたときに体腔面Xに先端面を密着させられるように

50

なっている。

【0025】

前記第2撮像手段23は、前記第1撮像手段13よりも光学的に高倍率な画像を撮像可能な撮像手段であって、挿入部22の先端に配置された高倍率対物レンズ等の高倍率光学系23aと、その結像位置に固定された電荷結合素子（以下、CCDと称する。）23bとを備えている。CCD23bには信号ケーブル23b1が接続されている。この信号ケーブル23b1は、挿入部22の長手方向に挿入部22内を通過して前記接続コネクタ22a内のリレー回路21に接続されている。

【0026】

前記照明光学系30は、白色光を発生させるランプ31と、このランプ31が発する白色光の照度を調整するランプ駆動部32と、ランプ31から発せられた白色光を前記ライトガイド14bの後端に集光して入射させる集光レンズ33とを備えている。したがって、本実施形態の内視鏡装置は、同次式の内視鏡装置となっている。

前記プロセッサ40は、挿入部22の後端側に設けられた接続コネクタ22a内のリレー回路21に接続されている。そして、このプロセッサ40は、第1撮像手段13からの画像信号または第2撮像手段23からの画像信号の何れか一方を入力して画像を生成することが可能となっている。

【0027】

このプロセッサ40には、CCD13bまたはCCD23bの何れか選択された方を駆動するCCDドライバ41と、CCD13bからの内視鏡画像信号またはCCD23bからのプローブ画像信号の何れか一方を取り込み、これに信号処理を行って内視鏡画像またはプローブ画像を生成する映像信号回路42と、前記観察切替スイッチ24からの入力に応じて、CCDドライバ41に接続するCCDをCCD13bまたはCCD23bの何れか一方に切り替えるように前記リレー回路21に制御信号を与える切替制御部43とを備えている。

そして、観察切替スイッチ24と、切替制御部43と、リレー回路21との組み合わせにより、内視鏡画像またはプローブ画像のうちのどちらをプロセッサ40内に入力させるかを選択する切り替え手段（第1の切り替え手段）を構成している。この切り替え手段により、内視鏡画像またはプローブ画像のうちのどちらを前記モニタ50に表示させるかを操作することが可能となっている。

【0028】

また、この切り替え手段の一部をなす切替制御部43は、リレー回路21の切り替えにより前記第2撮像手段23を選んでこれを駆動する際に、前記照明光学系30のランプ駆動部32に対して調光信号を送信するようになっている。

この調光信号を受けたときのランプ駆動部32は、前記第1撮像手段13を選んでこれを駆動する場合よりも照明光学系30の輝度を上げるようにランプ31の光量制御を行う。

【0029】

以上説明の構成を有する本実施形態の内視鏡装置の動作について、以下に説明を行う。

まず、内視鏡本体10の処置具挿入孔11内にプローブ型観察装置20の挿入部22を挿入した後、挿入部22を被検者の体腔内に挿入する。この状態で、照明光学系30及びプロセッサ40を作動させる。そして、内視鏡本体10の操作部15に設けられた前記操作ノブを操作することにより、第1撮像手段13及び第2撮像手段23及び照明手段14を所望の方向に向ける。また、観察切替スイッチ24を操作することにより、第1撮像手段13及び第2撮像手段23のどちらを用いて撮像するかを選択する。

【0030】

第1撮像手段13で撮像するように観察切替スイッチ24を操作した場合には、この観察切替スイッチ24からの信号が切替制御部43に入力される。そして、切替制御部43は、第1撮像手段13の信号ケーブル13b1をCCDドライバ41に接続させるようにリレー回路21を駆動する。同時に、切替制御部43は、ランプ駆動部32に対し、第1

10

20

30

40

50

撮像手段１３で撮像するのに適した光量を照明手段１４に与えるための調光信号を送信する。

そして、照明光学系３０では、ランプ駆動部３２の駆動によってランプ３１が発光され、第１撮像手段１３を用いて撮像するのに適した光量の白色光が発せられる。この白色光は、集光レンズ３３によってライトガイド１４ｂの後端に集光して入射される。そして、ライトガイド１４ｂの先端から出射された白色光は、照明レンズ１４ａを通過して体腔面Ｘの撮像範囲を照明する。

【００３１】

一方、ＣＣＤドライバ４１は、リレー回路２１及び信号ケーブル１３ｂ１を介してＣＣＤ１３ｂを駆動する。これにより、ＣＣＤ１３ｂは、光学素子１３ａを介して撮像した画像の画像信号を、信号ケーブル１３ｂ１及びリレー回路２１を介して映像信号回路４２に送信する。

10

映像信号回路４２では、受信した画像信号に信号処理を行って内視鏡画像を生成した後、この内視鏡画像をモニタ５０に出力する。このようにして、第１撮像手段１３で撮像した内視鏡画像が、モニタ５０に表示される。

【００３２】

第２撮像手段２３で撮像するように観察切替スイッチ２４を操作した場合には、この観察切替スイッチ２４からの信号が切替制御部４３に入力される。そして、切替制御部４３は、第２撮像手段２３の信号ケーブル２３ｂ１をＣＣＤドライバ４１に接続させるようにリレー回路２１を駆動する。同時に、切替制御部４３は、ランプ駆動部３２に対し、第２撮像手段２３で撮像するのに適した光量を照明手段１４に与えるための調光信号を送信する。

20

そして、照明光学系３０では、第２撮像手段２３を用いて撮像するのに適した光量の白色光が発せられる。すなわち、ランプ駆動部３２が、図２に示すようにランプ駆動電流を、第１撮像手段１３で撮像するときよりも上げ、ランプ３１の光量を上げる調光制御を行う。

このようにして輝度が高められた白色光は、集光レンズ３３によってライトガイド１４ｂの後端に集光して入射される。そして、ライトガイド１４ｂの先端から出射された白色光は、照明レンズ１４ａを通過して体腔面Ｘの撮像範囲をより明るく照明する。

【００３３】

30

一方、ＣＣＤドライバ４１は、リレー回路２１及び信号ケーブル２３ｂ１を介してＣＣＤ２３ｂを駆動する。これにより、ＣＣＤ２３ｂは、光学素子２３ａを介して撮像した画像の画像信号を、信号ケーブル２３ｂ１及びリレー回路２１を介して映像信号回路４２に送信する。

映像信号回路４２では、受信した画像信号に信号処理を行ってプローブ画像を生成した後、このプローブ画像をモニタ５０に出力する。このようにして、第２撮像手段２３で撮像したプローブ画像が、モニタ５０に表示される。

第１撮像手段１３と第２撮像手段２３とでは、光学倍率が異なるため、このような調光制御を行うことで、モニタ５０に表示される内視鏡画像及びプローブ観察画像間の明るさを略等しくしてバランスをとることが可能となる。

40

【００３４】

以上説明の本実施形態のプローブ型観察装置を備えた内視鏡装置によれば、第１撮像手段１３で撮像した画像信号の処理と、第２撮像手段２３で撮像した画像信号の処理とを、観察切替スイッチ２４による切り替え操作により、単一のプロセッサ４０で行うことができる。すなわち、従来のように複数のプロセッサを用いずに済み、プロセッサ数を減らすことができる。

さらには、従来のように複数のプロセッサを用いずに済むので、生成した画像の出力先であるモニタ５０も単体で済むようになる。

したがって、本実施形態の内視鏡装置は、装置小型化と低コスト化とを両立させることが可能となる。

50

【0035】

なお、本実施形態では、前記観察切替スイッチ24を接続コネクタ23aに設けるものとしたが、これに限らず、前記操作部15側に設ける（図1の符号24A参照）ものとしても良い。この場合には、前記操作ノブなどの操作部分が集まっている箇所に配置することができるので、観察切替スイッチ24の切り替え操作が行いやすいという効果を得ることが可能となる。一方、本実施形態のように接続コネクタ23a側に設けた場合には、内視鏡本体10に手を加えずに済むので、既存の内視鏡本体をそのまま用いることができるという効果を得ることが可能となる。

【0036】

また、本実施形態では、前記照明光学系30が白色光を発する同時式の場合を説明したが、これに限らず、図3に示す面順次式を採用しても良い。

10

すなわち、同図において符号35は、赤色、緑色、青色の各フィルタを備えた回転円盤であり、また符号36は、この回転円盤35を回転駆動する回転駆動機構であり、また符号37は、回転円盤35をランプ31及び集光レンズ33間に挿入またはこれらの間から退避させる直動駆動機構であり、また符号38は、これら回転駆動機構36及び直動駆動機構37に制御信号を与える回転フィルタ制御部である。

この面順次式の照明光学系30によれば、回転フィルタ制御部38からの制御信号にしたがって回転フィルタ35をランプ31及び集光レンズ33間に挿入して回転させた場合には、三原色の光が前記ライトガイド14bの後端に間欠的に入射される。一方、回転フィルタ35をランプ31及び集光レンズ33間から退避させた場合には、白色光が前記ラ

20

イトガイド14bの後端に連続的に入射される。

このようにして、照明手段14で撮像範囲を照らす光の種類を切り替えることが可能となる。

【0037】

なお、本実施形態のプロープ型観察装置はリレーを備えているが、例えばリレーなしで、2つのCCDを1つのCCDドライバ回路で同時駆動するものでも良い（図4参照。）。

その場合、第1撮像手段13からの画像と第2撮像手段23からの画像との合成像をモニタ50に出力する。

【0038】

（第2実施形態）

30

続いて、図5を参照しながら本発明の第2実施形態についての説明を行う。なお、図5は、本実施形態のプロープ型観察装置を備えた内視鏡装置を示す図であって、主要構成要素を説明するための説明図である。

同図に示すように、本実施形態の内視鏡装置は、体腔内に挿入される内視鏡本体110と、この内視鏡本体110の処置具挿入孔111内に挿通されるプロープ型観察装置120と、これら内視鏡本体110及びプロープ型観察装置120の撮像範囲を照明する光源をなす照明光学系130と、内視鏡本体110からの内視鏡画像信号（画像信号）を取り込み、これに画像処理を施して内視鏡画像（画像信号）を出力する第1プロセッサ140Aと、プロープ型観察装置120からのプロープ画像信号を取り込み、これに画像処理を施してプロープ画像（画像信号）を出力する第2プロセッサ140Bと、この第2プロセ

40

【0039】

前記内視鏡本体110は、上記第1実施形態で説明した内視鏡本体10と略同様の構成を有しており、前記挿入部12と、前記第1撮像手段（撮像光学系）113と、前記照明手段14と、前記操作部15とを備えている。

前記処置具挿入孔111は、前記処置具挿入孔11と同様に、操作部15の近傍に設けられた処置具挿入口111aから挿入部12の先端にかけて、挿入部12の長さ方向に貫通するように内視鏡本体110内に設けられている。

【0040】

50

本実施形態における第1撮像手段13は、そのCCD13bに接続された信号ケーブル13b1が、挿入部12内を通過して操作部15まで引き出され、さらに接続ケーブル116内を通過して前記第1プロセッサ140A内のCCDドライバ141aに接続されている。

また、本実施形態における前記照明手段14は、そのライトガイド14bの後端が、照明光学系130内に導かれている。

また、本実施形態における前記操作部15には、前記操作ノブ等に加えて、後述の観察切替スイッチ124が備えられている。

【0041】

前記プローブ型観察装置120は、フレキシブルに湾曲可能な長尺の挿入部（プローブ本体）122と、この挿入部122の先端に配置された第2撮像手段（高倍率撮像光学系）123と、前記第2プロセッサ140Bとを備えて構成されている。

前記挿入部122は、その先端部を前記内視鏡本体110の先端面110aから出沒可能となっており、先端面110aから突出させたときに体腔面Xに先端面を密着させられるようになっている。

【0042】

前記第2撮像手段123は、前記第1撮像手段13よりも光学的に高倍率な画像を撮像可能な撮像手段であって、挿入部122の先端に配置された高倍率対物レンズ等の高倍率光学系123aと、その結像位置に固定された電荷結合素子（以下、CCDと称する。）123bとを備えている。CCD123bには信号ケーブル123b1が接続されている。この信号ケーブル123b1は、挿入部122の長手方向に挿入部122内を通過して前記第2プロセッサ140B内のCCDドライバ141bに接続されている。

【0043】

前記照明光学系130は、上記第1実施形態の変形例として図3を用いて説明した前記照明光学系30と略同一構成を有している。したがって、本実施形態では図3で示したものと同一符号を用い、その詳細については説明を省略する。そして、この照明光学系130によれば、CCD13b、CCD123bのどちらを駆動するかに応じて、同時式または面順次式のどちらかに照明光の種類を切り替えることが可能となっている。

【0044】

前記第1プロセッサ140Aは、CCD13bを駆動する面順次式用の前記CCDドライバ141aと、CCD13bからの内視鏡画像信号を取り込み、これに信号処理を行って内視鏡画像を生成する映像信号回路142aと、前記観察切替スイッチ124からの入力に応じて、前記第2プロセッサ140Bからモニター150に向かって出力する映像信号を、第2プロセッサ140Bで生成された内視鏡画像、または第1プロセッサ140Aで生成されたプローブ画像のどちらにするかを切り替えるように第2プロセッサ140Bに制御信号を与える切替制御部143とを備えている。

【0045】

そして、観察切替スイッチ124と、切替制御部143との組み合わせにより、内視鏡画像またはプローブ画像のうちのどちらを第2プロセッサ140Bから出力させるかを選択する切り替え手段（第2の切り替え手段）を構成している。この切り替え手段により、内視鏡画像またはプローブ画像のうちのどちらを前記モニター50に表示させるかを操作することが可能となっている。

また、この切り替え手段の一部をなす切替制御部143は、照明光学系130に対して、第2プロセッサ140Bから内視鏡画像またはプローブ画像のうちのどちらを出力させるかに応じて照明光の種類を切り替える照明光切り替え信号を送信するようになっている。

【0046】

すなわち、第1撮像手段13で撮像する場合には、これが、前記照明光切り替え信号を通してランプ駆動部32及びフィルタ制御部38のそれぞれに伝達される。すると、ランプ駆動部32は、第1撮像手段13による撮像に適した光量をランプ31が発するように

これを駆動する。また、フィルタ制御部 38 は、直動駆動機構 37 により回転フィルタ 35 を集光レンズ 33 及びランプ 31 間に挿入させるとともに、回転駆動機構 36 によりこの回転フィルタ 35 を回転駆動する。これにより、三原色の光 (R, G, B) が、適切な光量をもってライトガイド 14b の後端に間欠的に入射される。

【0047】

一方、第 2 撮像手段 123 で撮像する場合には、照明光切り替え信号が、前記照明光切り替え信号を通してランプ駆動部 32 及びフィルタ制御部 38 のそれぞれに伝達される。すると、ランプ駆動部 32 は、第 1 撮像手段 13 で撮像するときよりも高い輝度の光をランプ 31 が発するようにこれを駆動する。また、フィルタ制御部 38 は、直動駆動機構 37 により回転フィルタ 35 を集光レンズ 33 及びランプ 31 間から退避させる。これにより、白色光が適切な光量をもってライトガイド 14b の後端に連続的に入射される。

【0048】

前記第 2 プロセッサ 140B は、CCD 123b を駆動する同時式用の前記 CCD ドライバ 141b と、CCD 123b からのプローブ画像信号を取り込み、これに信号処理を行ってプローブ画像を生成する映像信号回路 142b とを備えている。

この映像信号回路 142b は、前記切り替え制御部 143 からの制御信号が入力されるようになっており、この制御信号の内容に応じて、モニタ 150 に向かって出力する映像信号を、映像信号回路 142b 自らが生成するプローブ画像、または、第 1 プロセッサ 140A で生成して送られてくる内視鏡画像のどちらにするかを切り替えることが可能となっている。

さらに、この映像信号回路 142b は、CCD 13b, 123b の受光光量のレベルを前記ランプ駆動部 32 に送信するようになっており、CCD 13b, 123b の受光光量に応じてランプ 31 の光量を調整させるフィードバック制御も可能としている。

【0049】

以上説明の構成を有する本実施形態の内視鏡装置の動作について、以下に説明を行う。

まず、内視鏡本体 110 の処置具挿入孔 111 内にプローブ型観察装置 120 の挿入部 122 を挿入した後、挿入部 122 を被検者の体腔内に挿入する。この状態で、照明光学系 130 及び第 1 プロセッサ 140A 及び第 2 プロセッサ 140B を作動させる。

【0050】

これにより、第 1 撮像手段 13 が CCD ドライバ 141a で駆動されるとともに、第 2 撮像手段 123 が CCD ドライバ 141b で駆動される。そして、第 1 撮像手段 13 からの画像信号に基づいて映像信号回路 142a が内視鏡画像を生成し、これを映像信号回路 142b に送信する。また、映像信号回路 142b では、第 2 撮像手段 123 からの画像信号に基づいてプローブ画像が生成される。

そして、内視鏡本体 110 の操作部 15 に設けられた前記操作ノブを操作することにより、第 1 撮像手段 13 及び第 2 撮像手段 123 及び照明手段 14 を所望の方向に向ける。また、観察切替スイッチ 124 を操作することにより、第 1 撮像手段 13 及び第 2 撮像手段 123 のどちらを用いて撮像するかを選択する。

【0051】

第 1 撮像手段 13 で撮像するように観察切替スイッチ 124 を操作した場合には、この観察切替スイッチ 124 からの信号が切替制御部 143 に入力される。そして、切替制御部 143 は、映像信号回路 142b 及びランプ駆動部 32 のそれぞれに制御信号を送信する。

この制御信号を受け取ったフィルタ制御部 38 は、回転フィルタ 35 を集光レンズ 33 及びランプ 31 間に挿入して回転させる。また、前記制御信号を受け取ったランプ駆動部 32 は、ランプ 31 から発する光の光量を調整する。これにより、三原色の光 (R, G, B) が、適切な光量をもってライトガイド 14b の後端に間欠的に入射される。また、必要に応じて、映像信号回路 142b からのフィードバック制御を行うことにより、ランプ 31 から発せられる光の光量がより適切に調整される。そして、ライトガイド 14b の先端から出射される RGB 間欠光は、照明レンズ 14a を通って体腔面 X の撮像範囲を照明

する。

一方、前記制御信号を受け取った前記映像信号回路142bは、自らが生成したプローブ画像の代わりに、第1プロセッサ140Aで生成された内視鏡画像の方をそのままモニタ150に送信する。これにより、内視鏡画像がモニタ150に表示される。

【0052】

第2撮像手段123で撮像するように観察切替スイッチ124を操作した場合には、この観察切替スイッチ124からの信号が切替制御部143に入力される。そして、切替制御部143は、映像信号回路142b及びランプ駆動部32のそれぞれに制御信号を送信する。

この制御信号を受け取ったフィルタ制御部38は、回転フィルタ35を集光レンズ33及びランプ31間から退避させる。また、前記制御信号を受け取ったランプ駆動部32は、ランプ31から発する光の光量を上げる調整を行う。これにより、白色光が、適切な光量をもってライトガイド14bの後端に連続的に入射される。また、必要に応じて、映像信号回路142bからのフィードバック制御により、ランプ31から発せられる光の光量がより適切に調整される。そして、ライトガイド14bの先端から出射される白色光は、照明レンズ14aを通して体腔面Xの撮像範囲を照明する。

一方、前記制御信号を受け取った前記映像信号回路142bは、第1プロセッサ140Aで生成された内視鏡画像の代わりに、自らが生成したプローブ画像の方をモニタ150に送信する。これにより、プローブ画像がモニタ150に表示される。

【0053】

以上説明の本実施形態のプローブ型観察装置を備えた内視鏡装置によれば、内視鏡画像の出力とプローブ画像の出力とを、観察切替スイッチ124の切り替え操作により、単一の第2プロセッサ140Bから行うことができる。したがって、従来のように、生成した画像信号の出力元が複数ではない（第1プロセッサ140A及び第2プロセッサ140Bのそれぞれから個別のモニタに直接出力するものではない）ので、生成した画像信号の出力先であるモニタ150も単体で済む。さらに、照明光学系130も単体で済むため、内視鏡装置の小型化と低コスト化とを両立させることが可能となる。

【0054】

なお、本実施形態では、前記観察切替スイッチ24を操作部15に設けるものとしたが、これに限らず、第2プロセッサ140B側に設ける（図5の符号124A参照）ものとしても良い。この場合には、内視鏡本体110に手を加えずに済むので、既存の内視鏡本体をそのまま用いることができるという効果を得ることが可能となる。一方、本実施形態のように操作部15側に設けた場合には、前記操作ノブなどの操作部分が集まっている箇所に配置することができるので、観察切替スイッチ124の切り替え操作が行いやすいという効果を得ることが可能となる。

また、本実施形態では、内視鏡画像またはプローブ画像の何れか一方をモニタ150に表示させるものとしたが、これに限らず、何れか一方を大画面、他方を小画面として一枚の画面に重ねて表示させるように、前記切替制御部143から映像信号回路142bに制御信号を送れるように構成しても良い。

また、上記第2実施形態では、内視鏡本体110が面順次方式、プローブ型観察装置120が同次方式のものとしたが、それに限定されるものではなく、その逆でも良いし、双方とも同時方式あるいは面順次方式でも良い。

【0055】

なお、上記第1実施形態及び第2実施形態では、白色光またはRGB間欠光などの通常光を撮像範囲に照らすものとしたが、これに限らず、特殊光を撮像範囲に照らして観察する用途にも採用可能である。

すなわち、例えば蛍光観察を行う場合には、病変が疑わしい部位に対して蛍光観察用の青色光を照射し、発せられる蛍光の明るさを観察する。より具体的に言うと、まず、前記照明光学系30（130）による狭帯域照明を行うと同時に、第1撮像手段13による観察を実施する。モニタ50（150）上に表示される内視鏡画像を見ながら、この観察部

位が悪性であるか良性であるかを判断する。その結果、良性である場合には経過観察を行うことにする。

一方、悪性の疑いがある場合には、第2撮像手段23(123)による観察に切り替え、この観察部位を細胞レベルで観察しながら確認する。その結果、良性である場合には経過観察を行うことにし、悪性である場合には処置を施す。

【0056】

また、上記第1実施形態及び第2実施形態では、前記照明手段14は単体としたが、これに限らず、例えば図6に示すように2つ(複数)設けるものとしても良い。すなわち、照明手段14に加えて、第2撮像手段13の周囲をリング状に覆う環状の他の照明手段14Bを設け、これら照明手段14、14Bを途中で1本にまとめて前記照明光学系30(130)に接続するようにしても良い。なお、この場合、内視鏡本体とプローブ型観察装置とが一体的に構成されていても良い。

【0057】

なお、撮像対象が生体であることから、観察部位の拍動を伴うが、例えば図7に示すようなキャップ200を前記挿入部12の先端に装着することで、内視鏡画像やプローブ画像の乱れを抑えることが可能となる。このキャップ200は、柔らかい材質からなる筒状体であり、挿入部12に装着した際に、前記先端面10aからの突出寸法xが、前記挿入部22(122)の突出寸法と略一致するようになっている。そして、このキャップ200の突出部分により、観察時に粘膜を押さえ付けて拍動を抑えることが可能となっている。

このキャップ200の突出寸法xや内径に関しては、内視鏡13の視野範囲内に写り込むことのないように設計するのが好ましい。

【0058】

また、観察中に、どの位置の観察部位を観察しているのかを把握できるよう、例えば図8(a)、(b)に示すような構成を上記第1実施形態及び第2実施形態に適用しても良い。すなわち、図8(a)に示すように、プローブ型観察装置20の挿入部22(122)内に、その長さ方向の各位置に磁界発生コイル201を複数配置する。

そして、観察時に、体(生体)の外側から各磁界発生コイル201の位置を検知する検出器をあてて検出することにより、例えば図8(b)に示すように、挿入部22(122)の形状と、CCD23b(123b)の位置とを前記モニタ50に表示させることが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0059】

【図1】本発明のプローブ型観察装置を備えた内視鏡装置の第1実施形態を示す図であって、主要構成要素を説明するための説明図である。

【図2】同内視鏡装置の照明光学系の光量制御を説明するためのグラフであって、横軸が時間、縦軸がランプ光量駆動電圧を示している。

【図3】同内視鏡装置の変形例を示す図であって、図1のA部に相当する部分を示す図である。

【図4】同内視鏡装置の他の変形例を示す図であって、図1に相当する図である。

【図5】本発明のプローブ型観察装置を備えた内視鏡装置の第2実施形態を示す図であって、主要構成要素を説明するための説明図である。

【図6】本発明の内視鏡装置の第1実施形態または第2実施形態の変形例を示す図であって、内視鏡本体の先端面を対向視した図である。

【図7】本発明の内視鏡装置の第1実施形態または第2実施形態の他の変形例を示す図であって、内視鏡本体の先端部分を、その軸線を含む断面で見た場合の断面図である。

【図8】本発明の内視鏡装置の第1実施形態または第2実施形態の他の変形例を示す図であって、(a)は、プローブ型観察装置のプローブ本体をその軸線を含む断面で見た場合の断面図であり、(b)は、同プローブ本体の位置情報を示す表示装置の画面である。

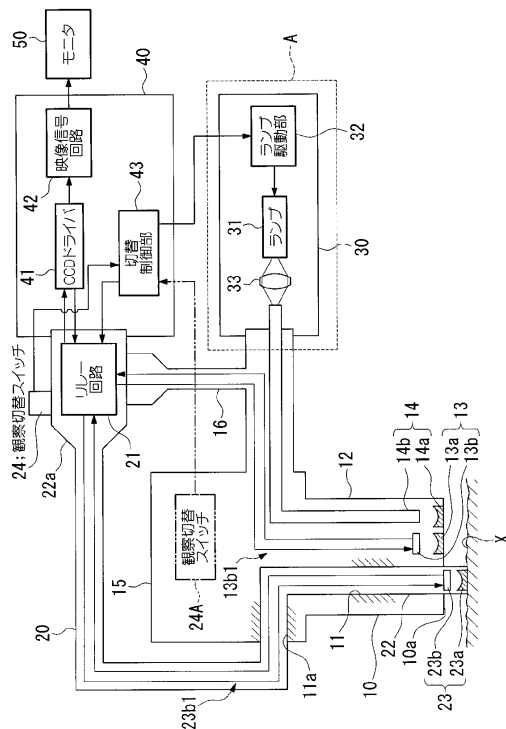
【符号の説明】

【0060】

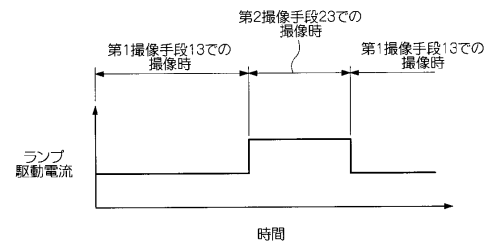
- 10, 110・・・内視鏡本体
 11, 111・・・処置具挿入孔
 13・・・第1の撮像手段（撮像光学系）
 20, 120・・・プローブ型観察装置
 21・・・リレー回路（第1の切り替え手段）
 22, 122・・・挿入部（プローブ本体）
 23, 123・・・第2の撮像手段（高倍率撮像光学系）
 24・・・観察切替スイッチ（第1の切り替え手段）
 30, 130・・・照明光学系
 40・・・プロセッサ（第1のプロセッサ）
 43・・・切替制御部（第1の切り替え手段）
 124・・・観察切替スイッチ（第2の切り替え手段）
 140B・・・第2プロセッサ（第2のプロセッサ）
 143・・・切替制御部（第2の切り替え手段）

10

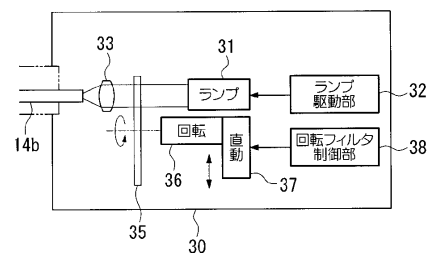
【図1】



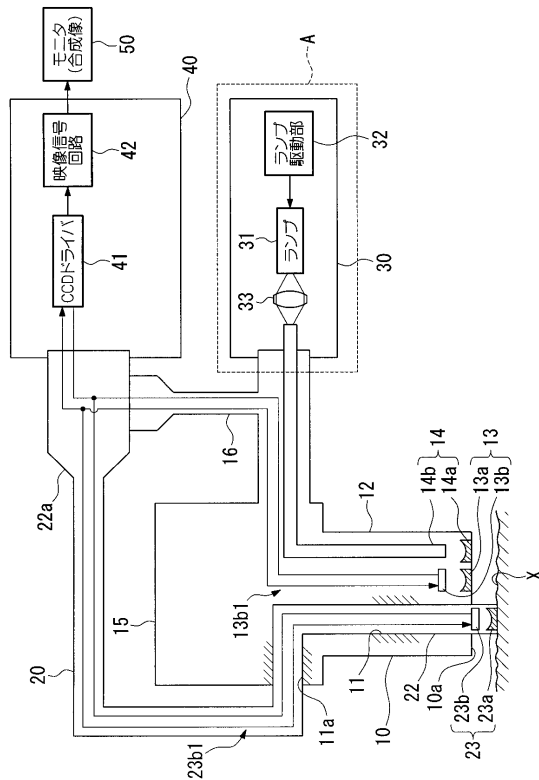
【図2】



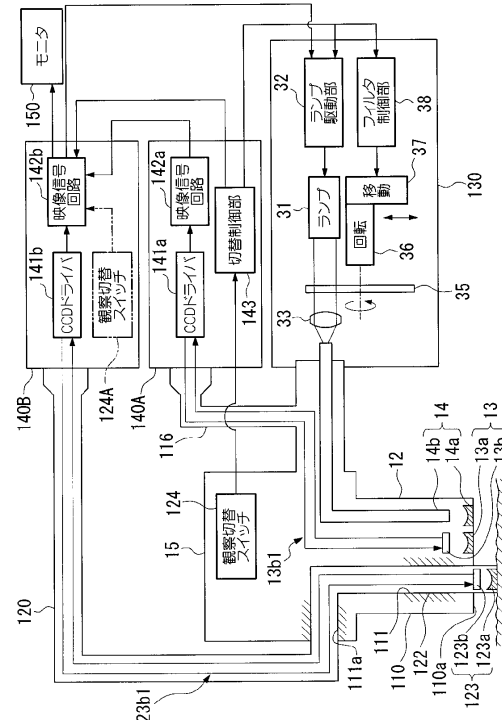
【図3】



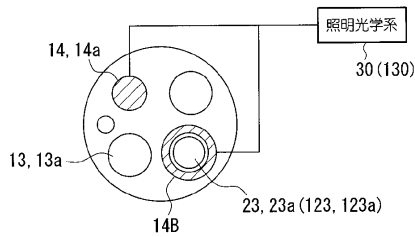
【図 4】



【図 5】

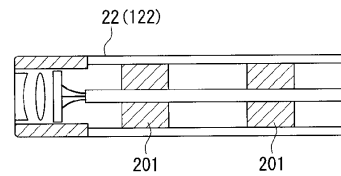


【図 6】

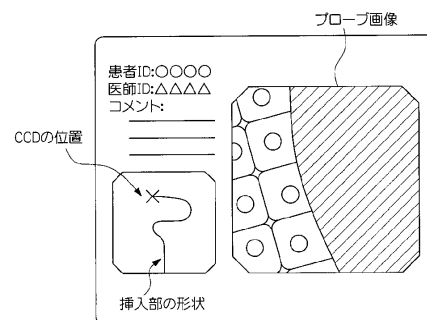


【図 8】

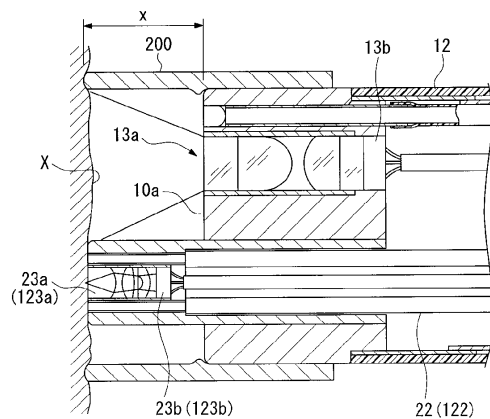
(a)



(b)



【図 7】



フロントページの続き

- (72)発明者 小澤 剛志
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリシパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 中沢 雅明
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリシパス光学工業株式会社内

審査官 井上 香緒梨

- (56)参考文献 特開平07-250813 (JP, A)
特開昭61-234834 (JP, A)
特開2003-038432 (JP, A)
特開2001-204683 (JP, A)
特開平04-307024 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00
G02B 23/24

专利名称(译)	探头型观察装置和内窥镜装置		
公开(公告)号	JP4409227B2	公开(公告)日	2010-02-03
申请号	JP2003276135	申请日	2003-07-17
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	小澤剛志 中沢雅明		
发明人	小澤 剛志 中沢 雅明		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/00.300.D G02B23/24.B G02B23/26.Z A61B1/00.550 A61B1/018.515 A61B1/045.610 A61B1/05 A61B1/06.612		
F-TERM分类号	2H040/BA03 2H040/BA11 2H040/DA51 2H040/GA02 4C061/CC06 4C061/FF47 4C061/LL02 4C061/LL08 4C061/WW03 4C161/CC06 4C161/FF47 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/WW03		
代理人(译)	塔奈澄夫 正和青山 上田邦夫		
其他公开文献	JP2005034491A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够减少设备尺寸和成本的方法。
ŽSOLUTION：该设备具有插入部分22以插入内窥镜主体10的治疗仪器插入孔11中，第二成像装置23安装在该插入部分22的尖端上，用于对高放大率图像成像，处理器用于输入来自第一成像装置13或第二成像装置23的图像信号之一并产生图像的图40，用于确定应将哪个图像信号输入到处理器40的中继电路21，以及包括观察的第一转换装置转换开关24和开关控制部分43

【 图 1 】

