

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号  
特開2005-34491  
(P2005-34491A)

(43) 公開日 平成17年2月10日(2005.2.10)

|                           |                      |             |
|---------------------------|----------------------|-------------|
| (51) Int.Cl. <sup>7</sup> | F I                  | テーマコード (参考) |
| A 6 1 B 1/04              | A 6 1 B 1/04 3 7 2   | 2 H 0 4 O   |
| A 6 1 B 1/00              | A 6 1 B 1/00 3 O O D | 4 C O 6 1   |
| G O 2 B 23/24             | G O 2 B 23/24 B      |             |
| G O 2 B 23/26             | G O 2 B 23/26 Z      |             |

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 16 頁)

|           |                              |          |                   |
|-----------|------------------------------|----------|-------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2003-276135 (P2003-276135) | (71) 出願人 | 000000376         |
| (22) 出願日  | 平成15年7月17日 (2003. 7. 17)     |          | 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

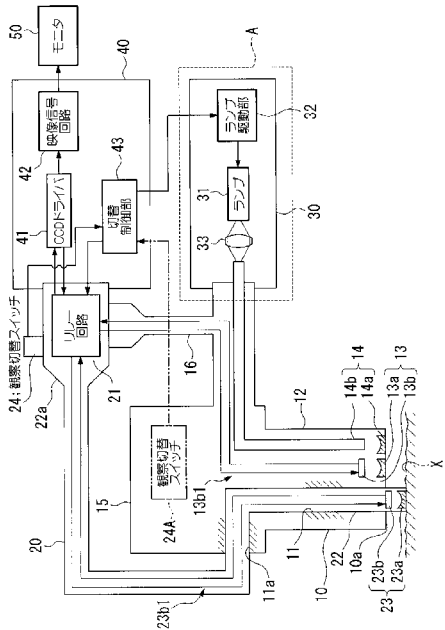
(54) 【発明の名称】 プローブ型観察装置及び内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 装置小型化と低コスト化を達成できる手段の提供を課題とする。

【解決手段】 内視鏡本体10の処置具挿入孔11に挿通される挿入部22と、この挿入部22の先端側に設けられて高倍率の画像を撮像可能な第2撮像手段23と、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プロセッサ40と、各画像信号のうちのどちらをプロセッサ40に入力させるかを選択するリレー回路21及び観察切替スイッチ24及び切替制御部43からなる第1の切り替え手段とを備える構成を採用した。

【選択図】 図1



## 【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

を備えることを特徴とするプローブ型観察装置。

10

## 【請求項 2】

請求項 1 に記載のプローブ型観察装置において、

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 3】

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

を備えることを特徴とするプローブ型観察装置。

20

## 【請求項 4】

請求項 3 に記載のプローブ型観察装置において、

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。

30

## 【請求項 5】

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 ～請求項 4 の何れか 1 項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】

40

## 【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

50

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 5 8 4 6 1 8 5 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に必要とされていた。

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、請求項 1 に記載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ることを特徴とする。

【0008】

上記請求項 1 に記載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】

請求項 2 に記載のプローブ型観察装置は、請求項 1 に記載のプローブ型観察装置において、前記第 1 の切り替え手段が、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。

10

20

30

40

50

上記請求項 2 に記載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】

請求項 3 に記載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ることを特徴とする。

#### 【0011】

上記請求項 3 に記載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）も単体で済む。

#### 【0012】

請求項 4 に記載のプローブ型観察装置は、請求項 3 に記載のプローブ型観察装置において、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。

上記請求項 4 に記載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】

請求項 5 に記載の内視鏡装置は、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、請求項 1 ～請求項 4 の何れか 1 項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。

上記請求項 5 に記載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】

本発明の請求項 1 に記載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

10

20

30

40

50

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、請求項2に記載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、請求項3に記載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、請求項4に記載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、請求項5に記載の内視鏡装置は、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、請求項1～請求項4の何れか1項に記載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。

#### 【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。

#### 【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。 10

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】

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 CCD 13b 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。CCD 13b に接続された信号ケーブル 13b1 は、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 16 内を通過して後述のリレー回路 21 に接続されている。 20

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。

#### 【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。 30

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。CCD 23b 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。 40

#### 【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 50

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。

10

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。

20

#### 【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。

30

#### 【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。

40

#### 【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。

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。

50

## 【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23ba1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。

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。 10

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を通して体腔面Xの撮像範囲をより明るく照明する。

## 【0033】

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。 20

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。

## 【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。 30

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。

## 【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。 40

## 【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。

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 50



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ブ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）

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ブ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ブ型観察装置120と、これら内視鏡本体110及びプローブ型観察装置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、プローブ型観察装置120からのプローブ画像信号を取り込み、これに画像処理を施してプローブ画像（画像信号）を出力する第2プロセッサ140Bと、この第2プロセッサ140Bからの映像信号（内視鏡画像またはプローブ画像の何れか一方もしくは両方）を取り込んで表示するモニタ（表示装置）150とを備えて概略構成されている。

#### 【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】

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。 10

## 【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 20 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。 30

## 【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。 40

## 【0048】

前記第2プロセッサ140Bは、CCD123bを駆動する同時式用の前記CCDドライバ141bと、CCD123b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。 50

この映像信号回路 1 4 2 b は、前記切り替え制御部 1 4 3 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 1 5 0 に向かって出力する映像信号を、映像信号回路 1 4 2 b 自らが生成するプローブ画像、または、第 1 プロセッサ 1 4 0 A 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 1 4 2 b は、C C D 1 3 b, 1 2 3 b の受光光量のレベルを前記ランプ駆動部 3 2 に送信するようにもなっており、C C D 1 3 b, 1 2 3 b の受光光量に応じてランプ 3 1 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。 10

まず、内視鏡本体 1 1 0 の処置具挿入孔 1 1 1 内にプローブ型観察装置 1 2 0 の挿入部 1 2 2 を挿入した後、挿入部 1 2 2 を被検者の体腔内に挿入する。この状態で、照明光学系 1 3 0 及び第 1 プロセッサ 1 4 0 A 及び第 2 プロセッサ 1 4 0 B を作動させる。

#### 【0050】

これにより、第 1 撮像手段 1 3 が C C D ドライバ 1 4 1 a で駆動されるとともに、第 2 撮像手段 1 2 3 が C C D ドライバ 1 4 1 b で駆動される。そして、第 1 撮像手段 1 3 からの画像信号に基づいて映像信号回路 1 4 2 a が内視鏡画像を生成し、これを映像信号回路 1 4 2 b に送信する。また、映像信号回路 1 4 2 b では、第 2 撮像手段 1 2 3 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 1 1 0 の操作部 1 5 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 1 3 及び第 2 撮像手段 1 2 3 及び照明手段 1 4 を所望の方向に向ける。また、観察切替スイッチ 1 2 4 を操作することにより、第 1 撮像手段 1 3 及び第 2 撮像手段 1 2 3 のどちらを用いて撮像するかを選択する。 20

#### 【0051】

第 1 撮像手段 1 3 で撮像するように観察切替スイッチ 1 2 4 を操作した場合には、この観察切替スイッチ 1 2 4 からの信号が切替制御部 1 4 3 に入力される。そして、切替制御部 1 4 3 は、映像信号回路 1 4 2 b 及びランプ駆動部 3 2 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 3 8 は、回転フィルタ 3 5 を集光レンズ 3 3 及びランプ 3 1 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 3 2 は、ランプ 3 1 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 1 4 b 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 1 4 2 b からのフィードバック制御を行うことにより、ランプ 3 1 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 1 4 b の先端から出射される R G B 間欠光は、照明レンズ 1 4 a を通って体腔面 X の撮像範囲を照明する。 30

一方、前記制御信号を受け取った前記映像信号回路 1 4 2 b 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 1 4 0 A で生成された内視鏡画像の方をそのままモニタ 1 5 0 に送信する。これにより、内視鏡画像がモニタ 1 5 0 に表示される。

#### 【0052】

第 2 撮像手段 1 2 3 で撮像するように観察切替スイッチ 1 2 4 を操作した場合には、この観察切替スイッチ 1 2 4 からの信号が切替制御部 1 4 3 に入力される。そして、切替制御部 1 4 3 は、映像信号回路 1 4 2 b 及びランプ駆動部 3 2 のそれぞれに制御信号を送信する。 40

この制御信号を受け取ったフィルタ制御部 3 8 は、回転フィルタ 3 5 を集光レンズ 3 3 及びランプ 3 1 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 3 2 は、ランプ 3 1 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 1 4 b 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 1 4 2 b からのフィードバック制御により、ランプ 3 1 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 1 4 b の先端から出射される白色光は、 50

照明レンズ 14 a 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 142 b は、第 1 プロセッサ 140 A 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 140 B 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 140 A 及び第 2 プロセッサ 140 B 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 140 B 側に設ける（図 5 の符号 124 A 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 142 b 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、発せさ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 14 B を設け、これら照明手段 14、14 B 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

10

20

30

40

50

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、CCD 23b (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)

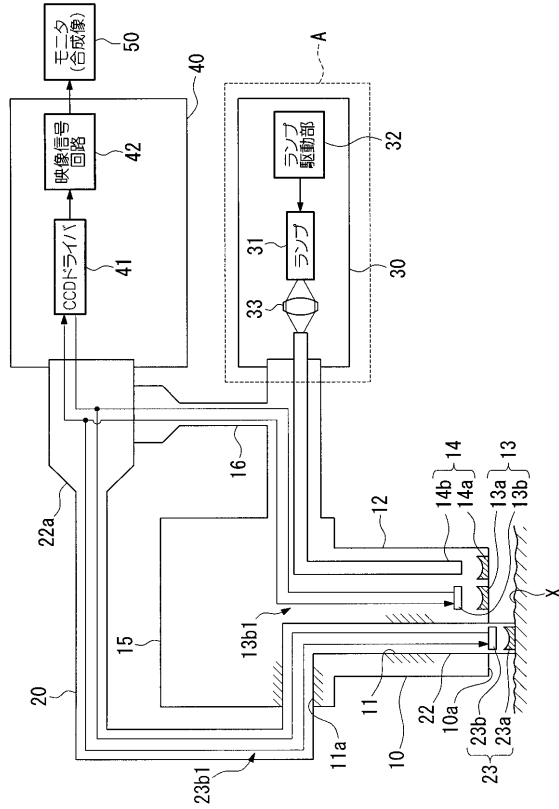
140B・・・第 2 プロセッサ (第 2 のプロセッサ)

143・・・切替制御部 (第 2 の切り替え手段)

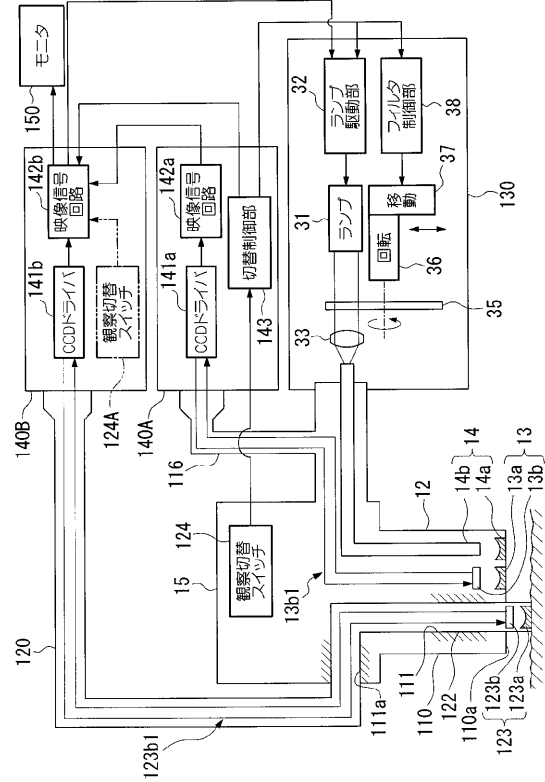
[illegible]

The diagram shows a projection system 30. Light from a source 14b passes through a lens 33 and a vertical plate 35. It then enters a mechanism 36/37 that can rotate and translate. This mechanism is controlled by a lamp drive unit 32 and a rotation filter control unit 38. The light is then projected by a lamp 31 onto a screen 30.

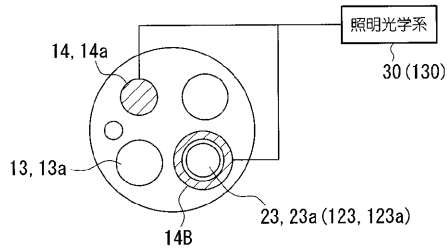
【図 4】



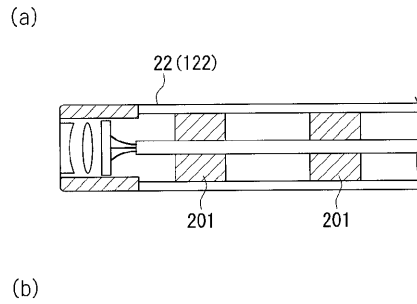
【図 5】



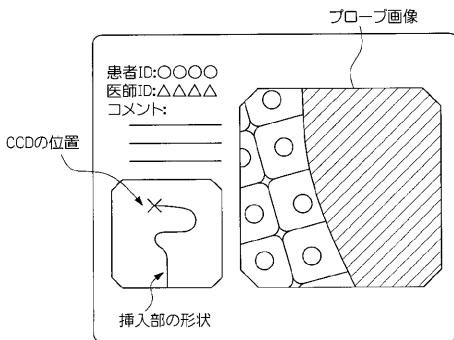
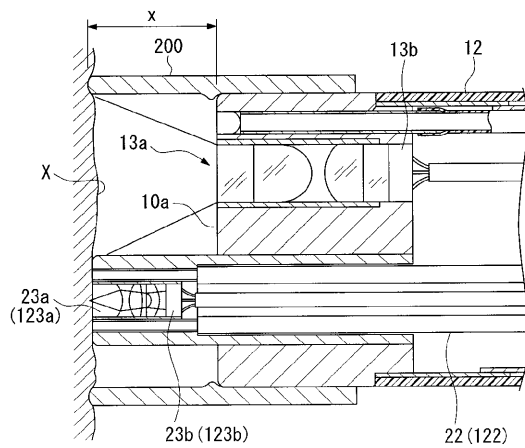
【図 6】



【図 8】



【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4番2号 オリジナル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4番2号 オリジナル光学工業株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA03 BA11 DA51 GA02

4C061 CC06 FF47 LL02 LL08 WW03



|                |                                                                                                                                                           |         |            |
|----------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 探头型观察装置和内窥镜装置                                                                                                                                             |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2005034491A</a>                                                                                                                             | 公开(公告)日 | 2005-02-10 |
| 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                                                                                                                                                    |         |            |
| [标]发明人         | 小澤剛志<br>中沢雅明                                                                                                                                              |         |            |
| 发明人            | 小澤 剛志<br>中沢 雅明                                                                                                                                            |         |            |
| IPC分类号         | G02B23/24 A61B1/00 A61B1/04 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<br>正和青山<br>上田邦夫                                                                                                                                      |         |            |
| 其他公开文献         | JP4409227B2                                                                                                                                               |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                 |         |            |

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够实现设备小型化并降低成本的方法。解决方案：插入部分22插入到内窥镜主体10的治疗仪器插入孔11中，第二成像装置23设置在插入部分22的远端侧，并且可以捕获高倍率图像，处理器40输入来自第一图像拾取装置13的图像信号或来自第二图像拾取装置23的图像信号中的一个以生成图像，并且哪个图像信号被输入到处理器40采用包括用于选择的继电器电路21，观察转换开关24和包括转换控制单元43的第一转换单元的配置。[选型图]图1

