

(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2005-261557

(P2005-261557A)

(43) 公開日 平成17年9月29日(2005.9.29)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 1/00

G02B 23/24

G02B 23/26

F I

A61B 1/00

A61B 1/00

G02B 23/24

G02B 23/26

300Y

A

B

D

テーマコード (参考)

2H040

4C061

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2004-76341 (P2004-76341)

(22) 出願日 平成16年3月17日 (2004.3.17)

(71) 出願人 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 100058479

弁理士 鈴江 武彦

(74) 代理人 100091351

弁理士 河野 哲

(74) 代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74) 代理人 100100952

弁理士 風間 鉄也

(72) 発明者 山下 知暁

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ

リンパス株式会社内

最終頁に続く

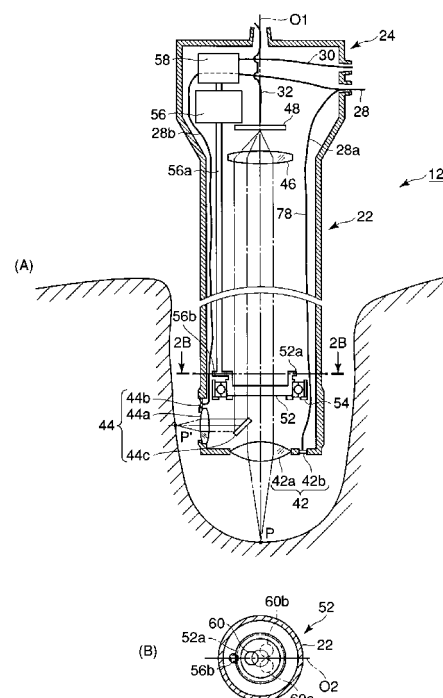
(54) 【発明の名称】 視野方向可変型内視鏡および内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 挿入部の外径を大きくすることが防止され、立体視による挿入部の軸方向前方の立体観察状態と、挿入部の軸方向前方およびその軸方向前方と異なる部位を観察する観察状態とに観察状態をスムーズに切り換え可能な視野方向可変型内視鏡を提供する。

【解決手段】 内視鏡12の挿入部22の先端部には、挿入部22の軸方向前方の第1の被観察部位Pからの光束が入射される第1の対物光学系42aと、第1の被観察部位Pと異なる第2の被観察部位P'からの光束が入射される第2の対物光学系44aとが配設されている。第1および第2の対物光学系42a, 44aと結像光学系46との間には、第2の対物光学系44aを結像光学系46に光学的に接続させるミラー44cが配設されている。ミラー44cと結像光学系46との間には、結像光学系46に入射される光束を選択可能なシャッター52が配設されている。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入される細長い挿入部を有する内視鏡本体と、
前記挿入部の先端部に配設され、前記挿入部の軸方向前方の第 1 の被観察部位からの光束が入射される第 1 の対物光学系と、
前記内視鏡本体の内部に配設され、前記第 1 の対物光学系に光学的に接続された結像光学系と、
前記内視鏡本体の内部に配設され、前記結像光学系により結像される結像点に配置され、結像された像を撮像可能な撮像素子と、
前記挿入部の先端部に配設され、前記第 1 の被観察部位と異なる第 2 の被観察部位からの光束が入射される第 2 の対物光学系と、
前記第 2 の対物光学系と前記結像光学系との間に配設され、前記第 2 の対物光学系を前記結像光学系に光学的に接続させる光束方向変更手段と、
前記第 1 の対物光学系と前記結像光学系との間、かつ、光束方向変更手段と前記結像光学系との間に配設され、前記第 2 の対物光学系から入射される光束を遮断した状態で、前記第 1 の対物光学系から入射される光束を 1 対に分離させて前記撮像素子に 1 対の像をそれぞれ結像させてこれら像を撮像させる第 1 の状態と、前記第 1 の対物光学系から入射される光束の少なくとも一部を透過させて前記撮像素子に透過させた像を結像させてその像を撮像させるとともに、前記第 2 の対物光学系から入射される光束を前記撮像素子に像を結像させてその像を撮像させて 1 対の像を形成する第 2 の状態とに切り換え可能な光束切り換え手段と、
前記光束切り換え手段に接続され、前記撮像素子で撮像される 1 対の像が前記第 1 および第 2 の対物光学系のいずれから入射された光束であるかを識別する光束識別手段と
を具備することを特徴とする視野方向可変型内視鏡。

【請求項 2】

前記光束方向変更手段は、ミラーを備えていることを特徴とする請求項 1 に記載の視野方向可変型内視鏡。

【請求項 3】

前記ミラーは、前記第 1 の対物光学系から入射された光束を前記結像光学系に入射し、前記第 2 の対物光学系から入射された光束を反射してその光束を前記結像光学系に入射可能な位置に配置されていることを特徴とする請求項 2 に記載の視野方向可変型内視鏡。

【請求項 4】

前記光束切り換え手段は、前記第 1 の対物光学系から入射される光束の少なくとも一部を遮断するとともに、前記第 2 の対物光学系から入射される光束を透過させる第 1 の配置位置と、前記ミラーが前記第 2 の位置にあるときに前記第 1 の対物光学系から入射される光束を 2 つに分離して透過させ、前記第 2 の対物光学系から入射される光束を遮断する第 2 の配置位置とに切り換え可能なシャッターを備えていることを特徴とする請求項 3 に記載の視野方向可変型内視鏡。

【請求項 5】

前記ミラーは、前記第 1 の対物光学系から入射された光束の少なくとも一部を遮断可能で、前記第 2 の対物光学系から入射された光束を反射してその光束を前記結像光学系に入射可能な第 1 の位置と、前記第 1 の対物光学系から入射された光束を前記結像光学系に入射し、前記第 2 の対物光学系から入射された光束を遮断する第 2 の位置とに移動可能なミラー移動手段を備えていることを特徴とする請求項 2 に記載の視野方向可変型内視鏡。

【請求項 6】

前記光束切り換え手段は、前記ミラーが前記第 1 の位置にあるときに前記第 1 の対物光学系から入射される光束の少なくとも一部を遮断するとともに、前記第 2 の対物光学系から入射される光束を透過させ、前記ミラーが前記第 2 の位置にあるときに前記第 1 の対物光学系から入射される光束を 2 つに分離して透過させ、前記第 2 の対物光学系から入射される光束を遮断するシャッターを備えていることを特徴とする請求項 5 に記載の視野方向

可変型内視鏡。

【請求項 7】

前記ミラーは、前記第 1 の対物光学系から入射される光束を透過し、前記第 2 の対物光学系から入射される光束を前記結像光学系に向けて反射するビームスプリッターを備えていることを特徴とする請求項 2 に記載の視野方向可変型内視鏡。

【請求項 8】

前記光束切り換え手段は、

前記第 1 の対物光学系から入射される光束を 2 つに分離して反射するとともに、前記第 2 の対物光学系から入射された光束を反射する光分割プリズムと、

前記光分割プリズムにより分離された一方の光路上に設けられ、前記第 1 の状態のときに前記第 1 の対物光学系から入射される光束を透過させるとともに、前記第 2 の対物光学系から入射される光束を遮断し、前記第 2 の状態のときに前記第 1 の対物光学系から入射される光束を遮断するとともに、前記第 2 の対物光学系から入射される光束を透過させる第 1 の偏光板と、

前記光分割プリズムにより分離された他方の光路上に設けられ、前記第 1 の対物光学系から入射される光束を透過させるとともに、前記第 2 の対物光学系から入射される光束を遮断する第 2 の偏光板と

を備えていることを特徴とする請求項 7 に記載の視野方向可変型内視鏡。

【請求項 9】

体腔内に挿入される細長い挿入部を有する内視鏡本体と、

前記挿入部の先端部に配設され、

前記挿入部の軸方向前方の第 1 の被観察部位からの光束が入射される第 1 の対物光学系と、

前記内視鏡本体の内部に配設され、前記第 1 の対物光学系に光学的に接続された結像光学系と、

前記内視鏡本体の内部に配設され、前記結像光学系により結像される結像点に配置され、結像された像を撮像可能な撮像素子と、

前記挿入部の先端部に配設され、前記第 1 の被観察部位と異なる第 2 の被観察部位からの光束が入射される第 2 の対物光学系と、

前記第 2 の対物光学系と前記結像光学系との間に配設され、前記第 2 の対物光学系を前記結像光学系に光学的に接続させる光束方向変更手段と、

前記第 1 の対物光学系と前記結像光学系との間、かつ、光束方向変更手段と前記結像光学系との間に配設され、前記第 2 の対物光学系から入射される光束を遮断した状態で、前記第 1 の対物光学系から入射される光束を 1 対に分離させて前記撮像素子に 1 対の像をそれぞれ結像させてこれら像を撮像させる第 1 の状態と、前記第 1 の対物光学系から入射される光束の少なくとも一部を透過させて前記撮像素子に透過させた像を結像させてその像を撮像させるとともに、前記第 2 の対物光学系から入射される光束を前記撮像素子に像を結像させてその像を撮像させて 1 対の像を形成する第 2 の状態とに切り換え可能な光束切り換え手段と、

前記光束切り換え手段に接続され、前記撮像素子で撮像される 1 対の像が前記第 1 および第 2 の対物光学系のいずれから入射された光束であるかを識別する光束識別手段と

を有する視野方向可変型内視鏡と、

前記光束識別手段の識別結果に基づいて前記撮像素子で撮像された画像を映像信号に変換可能なコントロールユニットと、

前記コントロールユニットに接続された画像処理装置と、

前記画像処理装置で処理された像を表示する 1 対の画像表示手段と

を具備することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 10】

前記画像処理装置は、

前記光束識別手段で識別された信号を分類する分類部と、

10

20

30

40

50

前記分類部で分類した像を記憶させる少なくとも２つのメモリーと、

前記メモリーの少なくとも２つに接続され、前記第１の対物光学系に入射される光束により得られる像と、前記第２の対物光学系に入射される光束により得られる像とを並設した状態で前記画像表示手段に表示させる画像合成ミキサーと、

前記メモリーのうち、少なくとも２つに接続され、前記第１の対物光学系に入射される光束により得られる互いに異なる像を並設し、立体画像を前記画像表示手段に表示させる立体画像表示部と

を備えていることを特徴とする請求項９に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【０００１】

この発明は、視野方向を変更可能な視野方向可変型内視鏡および内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【０００２】

例えば特許文献１および特許文献２には、視野方向可変型内視鏡が開示されている。

【０００３】

特許文献１に開示された内視鏡の挿入部には、先端面と先端面近傍の側部にかけて透明な窓が取り付けられている。挿入部の先端部の内部には、この窓からの被写体像が入射される対物光学系と、この対物光学系により結像される被写体像を撮像する撮像手段とが窓に対して移動可能（回動可能）に挿入部の先端部に枢支されている。対物光学系および撮像手段には、挿入部の基端部側に延びた視野方向変更機構が接続されている。この視野方向変更機構の基端部には、内視鏡の手元側で操作する駆動機構が接続されている。このため、駆動機構を操作すると、視野方向変更機構を介して対物光学系および撮像手段を枢軸を支点として回動可能である。そうすると、内視鏡の使用前だけでなく、検査等の使用中においても駆動機構を操作することにより内視鏡の視野方向をその用途や観察対象に応じて変更することができる。

20

【０００４】

特許文献２に開示された内視鏡の挿入部の先端部には、被写体像が入射される対物光学系と、この対物光学系を介して結像される被写体像を撮像する撮像機構とが配置されている。この内視鏡の挿入部の先端部には、ミラー等の視野変更光学部材を備えたアダプタが着脱自在である。挿入部の先端部にアダプタを取り付けると、視野変更光学部材により、挿入部の先端部の軸方向前方と、先端部の側方とを重ね合わせた状態の１つの画像で同時に観察することができる。

30

【特許文献１】特開平７－２１７９１６号公報

【特許文献２】特開平５－４０２３１号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

例えば脳外科などで腫瘍を摘出する場合に使用される内視鏡は、腫瘍の除去など微細な手術作業が必要であるため、立体視可能であることが望まれている。腫瘍の摘出作業中、残存する腫瘍を確認するために、内視鏡の挿入部の側方を観察する側視型の内視鏡が使用される。このような内視鏡を使用する際も、内視鏡を術部に挿入する際に内視鏡の先端部と脳内の組織との位置を確認することが可能であることが望ましい。すなわち、内視鏡の挿入部の軸方向を挿入部の先端部の側方とともに観察可能であることが望ましい。

40

【０００６】

腫瘍の除去などの微細な手術作業と、残存する腫瘍の確認とは手術中何度も行なわれる。そのため、手術をスムーズに進めるには、立体視による観察と、側視による観察とを短時間に切り換え可能とする必要がある。特に脳内で使用する場合には、神経や血管など重要な組織が入り組んだ中で微細な作業を行なう必要があるため、内視鏡の挿入部や、その

50

先端部の外径はできるだけ細いことが望ましい。

【0007】

特許文献1に開示された内視鏡では、術部を立体視観察することができない。それに加えて、この内視鏡では、対物光学系と撮像手段とを挿入部の内部で挿入部の軸方向に対して外れる方向に移動させるため、挿入部の内部の例えば径方向に大きな空間を必要とする。このため、内視鏡の挿入部の外径が大きくなってしまう。なお、このような挿入部の内部に左右1対に対物光学系、撮像機構、視野方向偏向機構および駆動機構を配置すると立体視することができるが、その場合、挿入部の外径をさらに大きくすることが必要である。

【0008】

特許文献2に開示された内視鏡では、直視のみ可能な状態から直視および側視可能な状態に切り換える場合、挿入部の先端部にアダプタを取り付けることが必要である。このため、視野方向を切り換えるたびに挿入部を全体的に術部から出し入れすることが必要であるとともに、アダプタを着脱するという煩雑な作業が必要である。このような作業により手術をスムーズに進めることが困難である。また、アダプタを内視鏡の挿入部の内部に設けたチャンネルチューブから出し入れする構成も考えられるが、この場合も内視鏡の挿入部の外径が大きくなってしまいうことが避けられない。

【0009】

この発明は、このような課題を解決するためになされたもので、その目的とするところは、挿入部の外径を大きくすることが防止され、挿入部の軸方向に対して所望の方向の部位を立体観察可能な立体観察状態と、挿入部の軸方向に対して所望の方向の部位およびその部位と異なる部位を観察可能な観察状態とに観察状態をスムーズに切り換え可能な視野方向可変型内視鏡および内視鏡システムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記課題を解決するために、この発明の視野方向可変型内視鏡は、体腔内に挿入される細長い挿入部を有する内視鏡本体と、前記挿入部の先端部に配設された第1および第2の対物光学系と、前記内視鏡本体の内部に配設された結像光学系と、前記内視鏡本体の内部に配設された撮像素子と、前記第2の対物光学系と前記結像光学系との間に配設された光束方向変更手段と、前記第1の対物光学系と前記結像光学系との間、かつ、光束方向変更手段と前記結像光学系との間に配設された光束切り換え手段と、前記光束切り換え手段に接続された光束識別手段とを備えている。第1の対物光学系には、前記挿入部の軸方向前方の第1の被観察部位からの光束が入射される。結像光学系は、前記第1の対物光学系に光学的に接続されている。撮像素子は、前記結像光学系により結像される結像点に配置され、結像された像を撮像可能である。第2の対物光学系は、前記第1の被観察部位と異なる第2の被観察部位からの光束が入射される。光束方向変更手段は、前記第2の対物光学系を前記結像光学系に光学的に接続させる。光束切り換え手段は、前記第2の対物光学系から入射される光束を遮断した状態で、前記第1の対物光学系から入射される光束を1対に分離させて前記撮像素子に1対の像をそれぞれ結像させてこれら像を撮像させる第1の状態と、前記第1の対物光学系から入射される光束の少なくとも一部を透過させて前記撮像素子に透過させた像を結像させてその像を撮像させるとともに、前記第2の対物光学系から入射される光束を前記撮像素子に像を結像させてその像を撮像させて1対の像を形成する第2の状態とに切り換え可能である。光束識別手段は、前記撮像素子で撮像される1対の像が前記第1および第2の対物光学系のいずれから入射された光束であるかを識別する。

【0011】

このような構成を有するので、第1の対物光学系に入射される第1の被観察部位と、第2の対物光学系に入射される第2の被観察部位とのうち、光束切り換え手段で選択された1対の像が別々に撮影される。このため、撮影された画像を第1の被観察部位と第2の被観察部位とを同時表示、もしくは第1の被観察部位を立体表示可能である。この場合、光

10

20

30

40

50

束切り換え手段を切り換えるのみで立体視による挿入部の例えば軸方向前方の立体観察状態と、挿入部の軸方向前方およびその軸方向前方と異なる部位をそれぞれ２次元的に観察する観察状態とに観察状態をスムーズに切り換え可能である。すなわち、挿入部の軸方向に対して所望の方向の部位を立体観察可能な立体観察状態と、挿入部の軸方向に対して所望の方向の部位およびその部位と異なる部位を観察可能な観察状態とに観察状態をスムーズに切り換え可能である。また、対物光学系や結像光学系を内視鏡の挿入部の内部で動かすことが防止されるので、内視鏡の挿入部の外径を大きくすることが防止される。

【００１２】

また、この発明の内視鏡システムは、上記視野方向可変型内視鏡と、前記光束識別手段の識別結果に基づいて前記撮像素子で撮像された画像を映像信号に変換可能なコントロールユニットと、前記コントロールユニットに接続された画像処理装置と、前記画像処理装置で処理された像を表示する１対の画像表示手段とを備えている。

10

【００１３】

このような構成を有するので、内視鏡の撮像素子で撮像された像が画像処理装置で処理され、１対の画像表示手段で第１の被観察部位と第２の被観察部位とが同時表示、もしくは第１の被観察部位が立体表示される。

【発明の効果】

【００１４】

この発明によれば、挿入部の外径を大きくすることが防止され、立体視による挿入部の軸方向に対して所望の方向の部位を立体観察可能な立体観察状態と、挿入部の軸方向に対して所望の方向の部位およびその部位と異なる部位を観察可能な観察状態とに観察状態をスムーズに切り換え可能な視野方向可変型内視鏡および内視鏡システムを提供することができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【００１５】

以下、図面を参照しながらこの発明を実施するための最良の形態（以下、実施の形態という）について説明する。

【００１６】

まず、図１ないし図３を用いて第１の実施の形態について説明する。

【００１７】

図１を用いて内視鏡システム１０について説明する。図１に示すように、内視鏡システム１０は、内視鏡１２と、それぞれ内視鏡１２に接続される光源装置１４と、画像処理装置１６と、カメラコントロールユニット（以下、ＣＣＵという）１８とを備えている。

30

【００１８】

内視鏡１２は、細長い挿入部２２と、この挿入部２２の基端部に設けられた手元部２４とを備えている。手元部２４には、視野方向を挿入部２２の軸方向前方を観察（以下、直視という）する状態と、挿入部２２の先端部の側方を観察（以下、側視という）する状態とに切り換える視野方向変換スイッチ２４ａが配置されている。

【００１９】

内視鏡１２の手元部２４と光源装置１４とは、ライトガイドケーブル２８で接続されている。内視鏡１２の手元部２４と画像処理装置１６とは、同期ケーブル３０で接続されている。同期ケーブル３０は、内視鏡１２の手元部２４に設けられた後述するエンコーダー５８に接続されている。内視鏡１２の手元部２４とＣＣＵ１８とは、映像ケーブル３２で接続されている。映像ケーブル３２は、内視鏡１２の手元部２４に設けられた後述する固体撮像素子（以下、ＣＣＤという）４８に接続されている。画像処理装置１６とＣＣＵ１８とは、接続ケーブル３４で接続されている。画像処理装置１６は、ケーブル３６によってフェイスマウントディスプレイ（以下、ＦＭＤという）３８に接続されている。ＦＭＤ３８は、術者の頭部に装着される画像表示機構（画像表示手段）である。ＦＭＤ３８は、術者の左右の眼に対してそれぞれディスプレイ３８ａ，３８ｂが配置されている（図３（Ｂ）参照）。また、ＦＭＤ３８は、入力される画像信号を切り換えることにより、左右の

40

50

ディスプレイ 38a, 38b にそれぞれ別の画像が表示される。

【0020】

次に、図2(A)および図2(B)を用いて内視鏡12の内部の構造について説明する。

【0021】

図2(A)に示すように、挿入部22の先端部には、挿入部22の軸方向を観察する第1の観察光学系(以下、直視用観察光学系という)42と、挿入部22の軸方向に対して直交する方向を観察する第2の観察光学系(以下、側視用観察光学系という)44とが配設されている。

【0022】

直視用観察光学系42は、挿入部22の先端面に配置された第1の対物光学系42aと、第1の対物光学系42aに並設された第1の照明レンズ42bとを備えている。第1の対物光学系42aの光軸上には、第1の対物光学系42aと光学的に接続された結像光学系46と、この結像光学系46の光軸上で結像光学系46による光束の結像位置に配置されたCCD48とが配設されている。CCD48には、映像ケーブル32の一端が接続されている。

【0023】

一方、側視用観察光学系44は、挿入部22の先端部の側部に配置された第2の対物光学系44aと、第2の対物光学系44aに並設された第2の照明レンズ44bと、第2の対物光学系44aの光軸上に配置され、光軸方向を偏向(変更)するミラー(光軸方向偏向(変更)手段)44cとを備えている。このミラー44cの光軸上には、ミラー44cに光学的に接続された結像光学系46と、この結像光学系46の光軸上で結像光学系46による光束の結像位置に配置されたCCD48とを備えている。

【0024】

結像光学系46およびCCD48は、直視用観察光学系42と側視用観察光学系44とにより共通に使用される。なお、第1および第2の照明レンズ42b, 44bには、第1および第2の照明レンズ42b, 44bに光を導光するライトガイド28a, 28bがそれぞれ配設されている。

【0025】

直視用観察光学系42の第1の対物光学系42aと、結像光学系46との間の光路内には、円盤状の回転シャッター(光束切り換え手段)52が配置されている。この回転シャッター52は、ミラー44cと結像光学系46との間の光路内に配置されている。

【0026】

回転シャッター52は、軸受54を介して挿入部22の回転軸(中心軸)O1に対して回転可能に挿入部22に固定されている。回転シャッター52の縁部(上部)には、挿入部22の径方向外方に向かって第1の歯車52aが形成されている。

【0027】

手元部24には、モーター56と、このモーター56の動力軸56aの一端部(上端部)に接続されたエンコーダー(光束識別手段)58とが配設されている。このモーター56の動力軸56aの他端部(下端部)は、挿入部22の先端部側まで延出されている。動力軸56aの他端部には、第2の歯車56bが配設されている。第1および第2の歯車52a, 56bが噛み合わせられて、モーター56の動力が動力軸56aを介して回転シャッター52に伝達される。このため、回転シャッター52はモーター56によって回転可能で、その回転角をエンコーダー58で測定可能である。エンコーダー58には、上述した同期ケーブル30が接続されている。このため、エンコーダー58は、画像処理装置16に接続されている。エンコーダー58は特に、後述する画像分類部62に接続されている。

【0028】

次に、この回転シャッター52を図2(A)中の矢印2B-2B線に沿う方向から見た部分の構成を図2(B)を用いて説明する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

回転シャッター 5 2 には、貫通穴（絞り）6 0 が設けられている。図 2（B）中の貫通穴 6 0 の中心位置（第 2 の状態、第 2 の配置位置）は、図 2（A）中に示す術部 P'（第 2 の被観察部位）を発し、第 2 の対物光学系 4 4 a およびミラー 4 4 c を介した光束の中心に一致する。つまり、貫通穴 6 0 の位置が図 2（B）の位置である場合、CCD 4 8 によって撮影される画像は術部 P' の画像である。

【 0 0 3 0 】

一方、図 2（B）中に符号 6 0 a，6 0 b で示す破線位置は、図 2（A）中に示す術部 P（第 1 の被観察部位）を発した光束上（第 1 の状態、第 1 の配置位置）にあり、直視用対物光学系の中心軸 O 1 に直交した軸 O 2 に対して対称的に配置されている。このため、回転シャッター 5 2 が回転して貫通穴 6 0 が符号 6 0 a 上にある場合に CCD 4 8 によって撮影される術部 P の画像と、貫通穴 6 0 が符号 6 0 b 上にある場合に CCD 4 8 によって撮影される術部 P の画像とは、互いに異なり、視差をもっている。

10

【 0 0 3 1 】

次に、図 3（A）を用いて画像処理装置 1 6（図 1 参照）の構成について説明する。

【 0 0 3 2 】

図 3（A）に示すように、画像処理装置 1 6 は、画像分類部 6 2 と、第 1 ないし第 3 の画像メモリー 6 4 a，6 4 b，6 4 c と、画像合成ミキサー 6 6 と、立体画像表示部 6 8 とを備えている。画像分類部 6 2 は、CCU 1 8 に接続されている。第 1 ないし第 3 の画像メモリー 6 4 a，6 4 b，6 4 c は、それぞれ画像分類部 6 2 に接続されている。画像合成ミキサー 6 6 は、第 1 および第 2 の画像メモリー 6 4 a，6 4 b に接続されている。立体画像表示部 6 8 は、第 2 および第 3 の画像メモリー 6 4 b，6 4 c に接続されている。画像合成ミキサー 6 6 と立体画像表示部 6 8 とは、FMD 3 8 に接続されている。

20

【 0 0 3 3 】

画像分類部 6 2 は、CCU 1 8 により入力された画像信号をエンコーダー 5 8 が出力する回転シャッター 5 2 の回転角度に基づいて貫通穴 6 0 がどの位置にあるときの画像であるかを分類する。この場合、回転シャッター 5 2 の貫通穴 6 0 が図 2（B）中に示す位置にあるときに撮影された術部 P' の画像は、第 1 のメモリー 6 4 a に保存される。貫通穴 6 0 が符号 6 0 a で示す位置にあるときに撮影された画像（術部 P の画像で右側の視差をもった画像）は、第 2 のメモリー 6 4 b に保存される。貫通穴 6 0 が符号 6 0 b で示す位置にあるときに撮影された画像（術部 P の画像で右側の視差をもった画像）は、第 3 のメモリー 6 4 c に保存される。

30

【 0 0 3 4 】

画像合成ミキサー 6 6 は、第 1 および第 2 の画像メモリー 6 4 a，6 4 b から画像を読み込み、図 3（B）に示すように左右に並べた画像となるように画像を合成する。そして、FMD 3 8 の左右のディスプレイ 3 8 a，3 8 b に合成した画像を出力する。この画像合成ミキサー 6 6 は、視野方向変換スイッチ 2 4 a が側視を指示しているときのみ FMD 3 8 に画像を出力する。すなわち、FMD 3 8 のディスプレイ 3 8 a には、術部 P' の 2 次元像が表示され、ディスプレイ 3 8 b には、術部 P の 2 次元像が表示される。なお、FMD 3 8 のディスプレイ 3 8 b に術部 P' の 2 次元像が表示され、ディスプレイ 3 8 a に術部 P の 2 次元像が表示されるようになっていても良い。

40

【 0 0 3 5 】

立体画像表示部 6 8 は、第 2 および第 3 の画像メモリー 6 4 b，6 4 c に保存された画像を読み出し、それぞれの画像を FMD 3 8 の左右のディスプレイ 3 8 a，3 8 b に表示する画像信号を出力する。つまり、左右の視差をもった術部 P のそれぞれ異なる画像を FMD 3 8 の左右のディスプレイ 3 8 a，3 8 b に表示する。

【 0 0 3 6 】

次に、この実施の形態に係わる内視鏡 1 2 の作用について説明する。

【 0 0 3 7 】

まず、内視鏡 1 2 の挿入部 2 2 の軸方向前方を観察するように設定し、例えば腫瘍摘出

50

などの微細な作業を行なう場合について説明する。内視鏡システム 10 をセットアップすると、モーター 56 が回転して動力軸 56 a、第 2 の歯車 56 b に噛み合わせられた第 2 の歯車 52 a が連動して回転する。

【0038】

手術時、例えば腫瘍摘出などの微細な作業を行なう場合、術者は視野方向変換スイッチ 24 a を直視方向に切り換える。この状態で術部 P から第 1 の対物光学系 42 a に入射された光は、回転シャッター 52 の貫通穴 60、結像光学系 46 を介して、CCD 48 上に結像される。CCD 48 で撮影された画像は、CCU 18 で画像信号に変換されてケーブル 34 を介して画像処理装置 16 に入力される。

【0039】

このとき、図 3 (A) に示す画像分類部 62 はエンコーダー 58 の出力値に基づいて回転シャッター 52 上の貫通穴 60 の位置を検出する。貫通穴 60 の位置が符号 60 a で示す位置にあるときに撮影された画像が第 2 のメモリー 64 b に保存される。一方、貫通穴 60 の位置が符号 60 b で示す位置にあるときに撮像された画像が第 3 のメモリー 64 c に保存される。つまり、左側の視差をもった術部 P の画像が第 2 のメモリー 64 b に保存され、右側の視差をもった術部 P の画像が第 3 のメモリー 64 c に保存される。言い換えると、第 2 および第 3 のメモリー 64 b, 64 c に保存された画像は互いに視差をもった術部 P のそれぞれ異なる画像である。

【0040】

視野方向変換スイッチ 24 a が直視位置にあるときには立体画像表示部 68 が作動する。立体画像表示部 68 は第 2 のメモリー 64 b に保存された画像（符号 60 a で示す位置を通過した光束を結像した左側の視差をもった画像）と第 3 のメモリー 64 c に保存された画像（符号 60 b で示す位置を通過した光束を結像した右側の視差をもった画像）とをそれぞれメモリー 64 b, 64 c から読み出す。左側の視差をもった画像を FMD 38 の左側のディスプレイ 38 a に、右側の視差をもった画像を FMD 38 b の右側のディスプレイ 38 b に出力する。術者は、FMD 38 の左右のディスプレイ 38 a, 38 b を観察して術部 P を立体観察する。

【0041】

手術の進行に伴い術者は、残存する腫瘍などを確認等するために内視鏡 12 の側面を観察する目的で、視野方向変換スイッチ 24 a を側視方向に切り換える。すると、モーター 56 が回転して、回転シャッター 52 が回転軸 O1 周りに回転される。

【0042】

術部 P から第 1 の対物光学系 42 a に入射された光は、回転シャッター 52 の貫通穴 60、結像光学系 46 を介して、CCD 48 上に結像される。術部 P' から第 2 の対物光学系 44 a に入射された光は、ミラー 44 c で偏向され、回転シャッター 52 の貫通穴 60、結像光学系 46 を介して CCD 48 上に結像される。

【0043】

CCD 48 で撮影された画像は、CCU 18（図 1 参照）で画像信号に変換されてケーブル 34 を介して画像処理装置 16 に入力される。すると、画像分類部 62 はエンコーダー 58 の出力値に基づいて回転シャッター 52 上の貫通穴 60 の位置を検出する。貫通穴 60 が図 2 (B) に示す位置にあるときに撮影された術部 P' の画像が第 1 のメモリー 64 a に保存される。符号 60 a で示す位置にあるときに撮影された術部 P の左側の視差をもった画像が第 2 のメモリー 64 b に保存される。つまり、第 1 のメモリー 64 a には術部 P' の画像が、第 2 のメモリー 64 b には術部 P の左側の視差をもった画像が保存される。

【0044】

視野方向変換スイッチ 24 a が側視位置にあるときには画像合成ミキサー 66 が作動する。画像合成ミキサー 66 は、第 1 および第 2 の画像メモリー 64 a, 64 b からそれぞれ画像を読み出し、左右に並べた画像に合成する。そして、図 3 (B) に示すように、FMD 38 の左右のディスプレイ 38 a, 38 b に画像合成ミキサー 66 で合成した画像を

10

20

30

40

50

表示する。術者はFMD38のディスプレイ38aに表示された画像で内視鏡12の挿入部22の先端位置を直視画像で監視しながら、内視鏡12を操作してFMD38のディスプレイ38bに表示された側視用画像を観察することで例えば残存する腫瘍の有無を観察する。

【0045】

以上説明したように、この実施の形態によれば以下の効果が得られる。

【0046】

対物光学系42a, 44aの光束(光軸)上に配置した回転シャッター52を回転させることにより透過された光束を選択的にCCD48で撮像することにより、FMD38に挿入部22の軸方向前方と、挿入部22の軸方向前方およびその軸方向前方と異なる部位とを表示させることができる。このとき、回転シャッター52の貫通穴60の位置を回転シャッター52に接続されたエンコーダー58を用いて検出することにより、術部Pからの光束であるか、術部P'からの光束であるか、容易に選択することができる。視野方向変換スイッチ24aの切り換えにより、画像合成ミキサ66を作動させるか、立体画像表示部68を作動させるか選択されるので、FMD38に所望の像のみを表示させることができる。

10

【0047】

この場合、術部P, P'を選択的に観察するように視野方向を変更するため、対物光学系42a, 44a、CCD(撮像系)48を移動する必要がない。このため、内視鏡12の挿入部22内に対物光学系42a, 44a、CCD48、すなわち観察光学系を移動させる空間を必要としないため、内視鏡12の挿入部22の外径の大径化を防止することができる。

20

また、これらの視野方向の切り換えを視野方向変換スイッチ24aを切り換えることのみによってスムーズに行なうことができる。

【0048】

次に、図4および図5を用いて第2の実施の形態について説明する。この実施の形態は、第1の実施の形態の変形例であって、第1の実施の形態で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。以下、第3および第4の実施の形態でも同様である。

【0049】

この実施の形態では、内視鏡12の内部構造の一部と、画像処理装置16の一部の構成が第1の実施の形態と異なる。

30

【0050】

第1の実施の形態で説明した内視鏡12との内視鏡12の構成の違いについて説明する。この実施の形態では、図2(A)に示す回転シャッター52、軸受54、モーター56、動力軸56aおよびエンコーダー58が除去されている。

【0051】

第1の実施の形態で図2(A)に示す回転シャッター52が設けられていた位置には、図4に示すシャッター台72が配置されている。図4に示すように、シャッター台72には、第1ないし第3の偏光シャッター(偏光板)72a, 72b, 72cが配設されている。これら第1ないし第3の偏光シャッター72a, 72b, 72cの位置はそれぞれ、図2(B)に示す回転シャッター52の貫通穴60(第2の状態、第2の配置位置)、および符号60a, 60b(第1の状態、第1の配置位置)で示す位置に一致する。

40

【0052】

第1ないし第3の偏光シャッター72a, 72b, 72cは図2(A)に示す術部P, P'からの光の偏光方向を制御可能である。つまり、第1ないし第3の偏光シャッター72a, 72b, 72cのそれぞれの角度を制御することで、第1ないし第3の偏光シャッター72a, 72b, 72cを通る光束をCCD48に到達させるか、遮断させるかを制御可能である。言い換えれば、第1ないし第3の偏光シャッター72a, 72b, 72cを制御することで、術部P'の画像、術部Pの左側の視差をもった画像、術部Pの右側の

50

視差をもった画像を選択してCCD48上に結像させて撮影することができる。

【0053】

次に、これら第1ないし第3の偏光シャッター72a, 72b, 72cを制御する制御回路の構成を説明する。これら第1ないし第3の偏光シャッター72a, 72b, 72cの制御回路は、図5に示す状態Iから状態IIIまで一定時間毎に、第1ないし第3の偏光シャッター72a, 72b, 72cの偏光の向きをシャッター台72と結像光学系46との間に設けられた偏光板に対して変更させる。つまり、第1の偏光シャッター72aを通過した光束、第2の偏光シャッター72bを通過した光束、第3の偏光シャッター72cを通過した光束が一定時間毎に別々にCCD48上に結像されて撮影される。言い換えると、CCD48上には、術部P'の画像、術部Pの左側の視差をもった画像、術部Pの右側の視差をもった画像が一定時間毎に別々にCCD48上に結像されて撮影される。 10

【0054】

また、この制御回路は制御の状態を識別する識別信号を送信する。つまり、この識別信号から撮影されている画像が術部P'の画像であるか、術部Pの左側の視差をもった画像であるか、術部Pの右側の視差をもった画像であるか認識可能である。

【0055】

第1の実施の形態で説明した画像処理装置16との画像処理装置16の構成の違いについて説明する。

【0056】

画像分類部62はエンコーダー58でなく、第1ないし第3の偏光シャッター72a, 72b, 72cを制御する制御回路に接続されている。このため、画像分類部62は、制御の状態を識別する識別信号を受信可能である。受信した識別信号に基づいて、現在撮影されている画像が術部P'の画像であるときは、その画像が第1のメモリー64aに保存される。術部Pの左側の視差をもった画像であるときはその画像が第2のメモリー64bに保存される。術部Pの右側の視差をもった画像であるときはその画像が第3のメモリー64cに保存される。 20

【0057】

以上をまとめると、一定時間毎に、術部P'からの画像、術部Pからの左側の視差をもった画像、術部Pからの右側の視差をもった画像がCCD48で撮影され、それぞれが第1のメモリー64a、第2のメモリー64b、第3のメモリー64cに保存される。 30

【0058】

次に、この実施の形態に係わる内視鏡12の作用について説明する。

【0059】

内視鏡12の使用を開始すると、術部P'の画像、術部Pの左側の視差をもった画像、術部Pの右側の視差をもった画像をCCD48で撮影されたそれぞれが第1のメモリー64a、第2のメモリー64b、第3のメモリー64cに保存される。

【0060】

手術時、例えば腫瘍摘出などの微細な作業を行なう場合、術者は視野方向変換スイッチ24aを直視方向に切り換える。すると、立体画像表示部68は第2のメモリー64bに保存された画像（符号60aで示す位置を通過した光束を結像した左側の視差をもった画像）と第3のメモリー64cに保存された画像（符号60bで示す位置を通過した光束を結像した右側の視差をもった画像）を第2および第3のメモリー64b, 64cからそれぞれ読み出す。立体画像表示部68は、左側の視差をもった画像をFMD38の左側のディスプレイ38aに、右側の視差をもった画像をFMD38の右側のディスプレイ38bにそれぞれ出力する。術者はFMD38のディスプレイ38a, 38bを観察することで術部Pを立体観察する。 40

【0061】

手術の進行に伴い、術者は残存する腫瘍などを確認するために内視鏡12の挿入部22の側方を観察する目的で視野方向変換スイッチ24aを側視方向に切り換える。すると、画像合成ミキサー66は、第1の画像メモリー64aと第2の画像メモリー64bからそ 50

れぞれ画像を読み出し、図 3 (B) に示すように左右に並べた画像を合成して F M D 3 8 の左右のディスプレイ 3 8 a , 3 8 b にこの合成した画像を表示する。術者は内視鏡 1 2 の挿入部 2 2 の先端位置を直視画像 3 8 a で監視しながら、内視鏡 1 2 を操作して側視用画像 3 8 b を観察することで例えば残存する腫瘍の有無を観察する。

【 0 0 6 2 】

以上説明したように、この実施の形態によれば以下の効果が得られる。

【 0 0 6 3 】

第 1 の実施の形態で説明した効果に加えて、切り換え手段に複数、ここでは 3 つの第 1 ないし第 3 の偏光シャッター 7 2 a , 7 2 b , 7 2 c を用いた構成であるため、挿入部 2 2 の内部に回転シャッター 5 2、軸受 5 4 などの要素を設ける必要がないので、挿入部 2 2 の外径をさらに細く形成することができる。

10

【 0 0 6 4 】

次に、図 6 および図 7 を用いて第 3 の実施の形態について説明する。

【 0 0 6 5 】

この実施の形態は、第 1 の実施の形態に対して内視鏡 1 2 の構成の一部と、画像処理装置 1 6 の構成が異なる。

【 0 0 6 6 】

内視鏡 1 2 の構成について説明する。図 6 (A) に示すように、第 1 の実施の形態で説明したミラー 4 4 c は、回転軸 O 3 周りに回転自在に取り付けられた回転自在ミラー 7 6 に変更されている。この回転自在ミラー 7 6 は駆動ベルト (ミラー移動手段) 7 8 に接続されている。この駆動ベルト 7 8 は、第 1 ないし第 3 のプーリー 8 0 a , 8 0 b , 8 0 c および、エンコーダー 5 8 の背後に設けられた図示しない第 4 のプーリーを介して駆動滑車 8 2 に接続されている。この駆動滑車 8 2 には図示しないモーターが接続されている。つまり、この回転自在ミラー 7 6 は図 6 (A) に示す実線位置 (第 1 の位置) から符号 7 6 a で示す破線位置 (第 2 の位置) に移動可能である。

20

【 0 0 6 7 】

この回転自在ミラー 7 6 はその位置が図 6 (A) の実線位置にあるとき、術部 P ' を発した光が側視用観察光学系 4 4、回転自在ミラー 7 6、図 6 (B) に示す位置に配置された貫通穴 6 0、結像光学系 4 6 を経て、C C D 4 8 上に結像されて C C D 4 8 で撮影される。図 6 (B) における回転シャッター 5 2 上の貫通穴 6 0 と術部 P ' を発した光とがな

30

【 0 0 6 8 】

次に、回転自在ミラー 7 6 が符号 7 6 a で示す破線位置にあるときについて説明する。図 6 (B) に示す回転シャッター 5 2 の貫通穴 6 0 の位置と、符号 6 0 d で示す位置 (回転シャッター 5 2 が図 6 (B) の位置から 1 8 0 ° 回転したときの貫通穴 6 0 の位置) は、直視用観察光学系 4 2 と結像光学系 4 6 を結ぶ光束の中心に対して対象の位置にある。つまり、回転シャッター 5 2 の貫通穴 6 0 の位置が図 6 (B) にあるときに C C D 4 8 で撮影された術部 P の画像と、回転シャッター 5 2 の貫通穴 6 0 の位置が符号 6 0 d で示す位置にあるときに C C D 4 8 で撮影された術部 P の画像は、互いに視差をもった異なる画像となる。

40

【 0 0 6 9 】

次に、画像処理装置 1 6 の構成について説明する。この実施の形態では、図 7 に示すように、画像分類部 6 2 は、第 1 および第 2 の画像メモリー 6 4 a , 6 4 b に接続されている。第 1 および第 2 の画像メモリー 6 4 a , 6 4 b は、それぞれ画像合成ミキサー 6 6 および立体画像表示部 6 8 にそれぞれ接続されている。

【 0 0 7 0 】

次に、この実施の形態に係わる内視鏡 1 2 の作用について説明する。

【 0 0 7 1 】

第 1 の実施の形態と同様にこの実施の形態の内視鏡のシステム 1 0 をセットアップすると、モーター 5 6 が回転する。このモーター 5 6 の回転が動力軸 5 6 a、第 2 の歯車 (ギ

50

ア) 5 6 b および第 1 の歯車 (ギア) 5 2 a を介して回転シャッター 5 2 に伝達される。このため、回転シャッター 5 2 が回転する。

【 0 0 7 2 】

直視での立体観察が必要なときには、術者は視野方向変換スイッチ 2 4 a を直視に切り換える。このとき、駆動滑車 8 2 に接続されたモーターが回転し、駆動ベルト 7 8 にモーターの動力が伝達されることで、回転自在ミラー 7 6 は符号 7 6 a で示す破線の位置に移動する。

【 0 0 7 3 】

画像分類部 6 2 はエンコーダー 5 8 の出力値に基づいて回転シャッター 5 2 上の貫通穴 6 0 の位置を検出する。貫通穴 6 0 の位置が図 6 (B) に示す位置にあるとき、および、符号 6 0 d で示す位置にあるとき、術部 P から第 1 の対物光学系 4 2 a に入射された光は、回転シャッター 5 2 の貫通穴 6 0、結像光学系 4 6 を介して、C C D 4 8 上に結像される。C C D 4 8 上に結像された術部 P の画像は、C C D 4 8 で撮影されて第 1 および第 2 のメモリー 6 4 a , 6 4 b に保存される。

10

【 0 0 7 4 】

貫通穴 6 0 が図 6 (B) に示す位置にあるときには、術部 P の画像は第 1 のメモリー 6 4 a に保存される。貫通穴 6 0 が符号 6 0 d で示す位置にあるときには、術部 P の画像は第 2 のメモリー 6 4 b に保存される。つまり、第 1 のメモリー 6 4 a と第 2 のメモリー 6 4 b には互いに視差をもった互いに異なる術部 P の画像が保存される。

【 0 0 7 5 】

このとき、視野方向変換スイッチ 2 4 a は直視に切り換えられているので、立体画像表示部 6 8 は第 1 および第 2 のメモリー 6 4 a , 6 4 b に保存された画像を読み出す。立体画像表示部 6 8 は、第 1 および第 2 のメモリー 6 4 a , 6 4 b から読み出した画像を F M D 3 8 に送って左右のディスプレイ 3 8 a , 3 8 b に表示する。術者はこの画像を観察することで、術部 P を立体視して手術を進める。なお、立体画像表示部 6 8 は、視野方向変換スイッチ 2 4 a が直視を指示しているときのみ画像を出力する。

20

【 0 0 7 6 】

手術の進行に伴い、側視して術部 P ' の像を観察することが必要なときは、視野方向変換スイッチ 2 4 a を側視方向に切り換える。このとき、駆動滑車 8 2 に接続されたモーターが回転し、駆動ベルト 7 8 により動力が伝達されることで、回転自在ミラー 7 6 は実線で示す位置に移動する。

30

【 0 0 7 7 】

貫通穴 6 0 の位置が図 6 (B) に示す位置にあるとき、術部 P ' から第 2 の対物光学系 4 4 a に入射された光は、回転自在ミラー 7 6 で偏向され、回転シャッター 5 2 の貫通穴 6 0、結像光学系 4 6 を介して、C C D 4 8 上に結像される。C C D 4 8 上に結像された術部 P の画像は、C C D 4 8 で撮影されて第 1 のメモリー 6 4 a に保存される。

【 0 0 7 8 】

貫通穴 6 0 の位置が符号 6 0 d で示す位置にあるとき、術部 P から第 1 の対物光学系 4 2 a に入射された光は、回転シャッター 5 2 の貫通穴 6 0、結像光学系 4 6 を介して、C C D 4 8 上に結像される。C C D 4 8 上に結像された術部 P の画像は、C C D 4 8 で撮影されて第 2 のメモリー 6 4 b に保存される。

40

【 0 0 7 9 】

このため、第 1 のメモリー 6 4 a には、術部 P ' の画像が保存される。第 2 のメモリー 6 4 b には、術部 P の画像が保存される。

【 0 0 8 0 】

このとき、視野方向変換スイッチ 2 4 a は側視に切り換えられているので、画像合成ミキサー 6 6 は、第 1 および第 2 のメモリー 6 4 a , 6 4 b に保存された画像を読み出す。画像合成ミキサー 6 6 は、第 1 および第 2 のメモリー 6 4 a , 6 4 b から読み出した画像を F M D 3 8 に送って左右のディスプレイ 3 8 a , 3 8 b で並列表示する。術者はこの画像を観察することで、術部 P , P ' をそれぞれ 2 次元観察して手術を進める。例えば術者

50

は表示された画像で内視鏡 1 2 の挿入部 2 2 の先端を術部 P の画像で監視しながら、内視鏡 1 2 を操作して術部 P ' を観察することで残存する腫瘍の有無等を観察する。なお、画像合成ミキサ 6 6 は、視野方向変換スイッチ 2 4 a が側視を指示しているときのみ画像を出力する。

【 0 0 8 1 】

以上説明したように、この実施の形態によれば以下の効果が得られる。

【 0 0 8 2 】

第 1 の実施の形態で説明した効果に加えて、回転自在ミラー 7 6 を設け、術部 P ' を観察しないときにはミラー 7 6 を光束内から退避させることができる。

【 0 0 8 3 】

また、右眼で観察する画像の内視鏡 1 2 の挿入部 2 2 の内部での光束と、左眼で観察する画像の内視鏡 1 2 の挿入部 2 2 の内部での光束とを回転シャッター 5 2 により、互いの光束を離れた位置に配置することができる。つまり、同じ外径の挿入部 2 2 の場合、第 1 の実施の形態で説明した回転シャッター 5 2 の貫通穴 6 0 の中心と、符号 6 0 a , 6 0 b で示す位置の中心との間の距離よりも、貫通穴 6 0 の中心と、符号 6 0 d で示す位置の中心との間の距離を大きく採ることができるのでより視差が大きい観察像を得ることができる。このため、第 1 の実施の形態で説明した場合よりも、より立体的に術部 P を観察することができる。

【 0 0 8 4 】

次に、図 8 および図 9 を用いて第 4 の実施の形態について説明する。

【 0 0 8 5 】

図 8 に示すように、挿入部 2 2 の先端部の第 1 および第 2 の対物光学系 4 2 a , 4 4 a の光軸上には、ミラー 4 4 c (図 2 (A) 参照) の代わりに偏光ビームスプリッター 8 8 が配置されている。この偏光ビームスプリッター 8 8 は、第 1 および第 2 の対物光学系 4 2 a , 4 4 a の光路上に配置されている。

【 0 0 8 6 】

内視鏡 1 2 の手元部 2 4 には、偏光ビームスプリッター 8 8 からの光の光路上に瞳分割プリズム (光分割プリズム) 9 0 が配置されている。偏光ビームスプリッター 8 8 は、直視用観察光学系 4 2 と瞳分割プリズム 9 0 とを結ぶ光路内で、側視用観察光学系 4 4 と瞳分割プリズム 9 0 とを光学的に接続する向きに配置されている。

【 0 0 8 7 】

この瞳分割プリズム 9 0 の側方には左右 1 対のプリズム 9 0 a , 9 0 b が光学的に接続されている。この左右 1 対のプリズム 9 0 a , 9 0 b には左右 1 対の結像光学系 4 6 a , 4 6 b が光学的に接続されている。これら結像光学系 4 6 a , 4 6 b の結像点には左右 1 対の C C D 4 8 a , 4 8 b が配置されている。

【 0 0 8 8 】

プリズム 9 0 b と結像光学系 4 6 b とを結ぶ光路内には偏光板 (第 2 の偏光板) 9 2 b が配置されている。偏光板 9 2 b による光の偏光方向は術部 P を発し、偏光ビームスプリッター 8 8 を通過した光のもつ偏光方向と一致する。逆に、術部 P ' を発し、偏光ビームスプリッター 8 8 、瞳分割プリズム 9 0 をプリズム 9 0 b を介した光のもつ偏光方向とは 9 0 ° 向きが異なる。すなわち、術部 P ' を発した光は偏光板 9 2 b によって遮断される。

【 0 0 8 9 】

また、プリズム 9 0 a と結像光学系 4 6 a とを結ぶ光路内には、回転自在偏光板 (第 1 の偏光板) 9 2 a が偏光板固定枠 9 4 に固定されている。この偏光板固定枠 9 4 は回転軸 O 4 周りに回転自在に内視鏡 1 2 の手元部 2 4 に固定されている。偏光板固定枠 9 4 の上部には、歯車 9 4 a が設けられている。この歯車 9 4 a には、モーター 9 6 に動力軸 9 6 a を介して取り付けられた歯車 9 6 b が噛み合わせられている。このため、この回転自在偏光板 9 2 a はモーター 9 6 の回転により回転される。すなわち、回転自在偏光板 9 2 a の偏光方向は、術部 P を発した光線の偏光方向と、術部 P ' を発した光線の偏光方向に切

10

20

30

40

50

り換え可能である。

【 0 0 9 0 】

モーター 9 6 は図示しないモータードライバにより、視野方向変換スイッチ 2 4 a の指示に従って動く。詳しくは、視野方向変換スイッチ 2 4 a の指示が直視となっているときにはその偏光方向を術部 P より発した光線の偏光方向に一致させる。逆に側視となっているときは術部 P' より発した光線の偏光方向に一致させる。

【 0 0 9 1 】

また、この実施の形態では、図 9 に示すように、CCD 4 8 a , 4 8 b に対応して 2 つの CCU 1 8 a , 1 8 b が配置されている。CCU 1 8 a , 1 8 b には、画像合成ミキサー 6 6 および立体画像表示部 6 8 がそれぞれ接続されている。

10

【 0 0 9 2 】

画像合成ミキサー 6 6 は、この実施の形態では、CCU 1 8 a , 1 8 b から画像を直接読み込み、図 3 (B) に示すように、左右に並べられた画像となるように画像を合成し FMD 3 8 の左右のディスプレイ 3 8 a , 3 8 b に画像を出力する。なお、この画像合成ミキサー 6 6 は、視野方向変換スイッチ 2 4 a が側視を指示しているときのみ画像を出力する。

【 0 0 9 3 】

立体画像表示部 6 8 は、この実施の形態では、CCU 1 8 a , 1 8 b から画像を直接読み込み、それぞれの画像を FMD 3 8 の左右のディスプレイ 3 8 a , 3 8 b に表示すべく画像信号を出力する。つまり、左右の視差をもった術部 P の画像を FMD 3 8 の左右のディスプレイ 3 8 a , 3 8 b に表示する。なお、この立体画像表示部 6 8 は視野方向変換スイッチ 2 4 a が直視を指示しているときのみ画像を出力する。

20

【 0 0 9 4 】

次にこの実施の形態に係わる内視鏡 1 2 の作用について説明する。

【 0 0 9 5 】

直視での立体観察が必要なときには、術者は視野方向変換スイッチ 2 4 a を直視に切り換える。モーター 9 6 が回転し、回転自在偏光板 9 2 a の偏光方向を術部 P より発した光束を通す偏光方向に切り換える。

【 0 0 9 6 】

術部 P を発した光は、偏光ビームスプリッター 8 8 を通過し、瞳分割プリズム 9 0 により光束が分割される。分割されたそれぞれの光束は左右 1 対のプリズム 9 0 a , 9 0 b 、回転自在偏光板 9 2 a および偏光板 9 2 b を通過し、左右 1 対の結像光学系 4 6 a , 4 6 b を介して左右 1 対の CCD 4 8 a , 4 8 b 上に結像されて撮影される。この撮影された画像は CCU 1 8 a , 1 8 b により画像信号に変換され、立体画像表示部 6 8 を介して、FMD 3 8 に送信される。このため FMD 3 8 の左右のディスプレイ 3 8 a , 3 8 b には互いに視差をもった術部 P の画像が表示される。術者はこの画像を観察することで術部を立体視し、手術を進める。

30

【 0 0 9 7 】

手術の進行に伴い術者は、側視が必要なときは視野方向変換スイッチ 2 4 a を側視方向に切り換える。モーター 9 6 が回転し、回転自在偏光板 9 2 a の偏光方向を術部 P' より発した光束を通す偏光方向に切り換える。つまり、この状態の偏光方向は、術部 P より発した光束の偏光方向とは 90° 異なる。

40

【 0 0 9 8 】

術部 P を発した光は、偏光ビームスプリッター 8 8 を通過し、瞳分割プリズム 9 0 により光束が分割される。術部 P を発した分割された光束のうち、プリズム 9 0 b の方向に進む光束はプリズム 9 0 b 、偏光板 9 2 b を介し結像光学系 4 6 b 上に結像され、CCD 4 8 b により撮影される。一方、プリズム 9 0 a の方向に進む術部 P からの光束は回転自在偏光板 9 2 a により遮断される。

【 0 0 9 9 】

術部 P' を発した光は、偏光ビームスプリッター 8 8 を介し、瞳分割プリズム 9 0 によ

50

り光束が分割される。術部 P' を発した分割された光束のうち、プリズム 90 b の方向に進む光束は偏光板 92 b により遮断される。一方、プリズム 90 a に方向に進む光束はプリズム 90 a、回転自在偏光板 92 a を介し結像光学系 46 a 上に結像され、CCD 48 a により撮影される。

【0100】

以上をまとめると、視野方向変換スイッチ 24 a が側視の場合、術部 P を発した光は CCD 48 b によって撮影され、術部 P' を発した光は CCD 48 a によって撮影される。

【0101】

このように CCD 48 a, 48 b によって撮影された画像は CCU 18 a, 18 b により画像信号に変換され、画像合成ミキサ 66 により図 3 (B) に示すように合成されて FMD 38 に送信される。術者は術部 P が表示された画像で内視鏡 12 の挿入部 22 の先端の位置を監視しながら、内視鏡 12 を操作して術部 P' が表示された側視用画像を観察することで例えば残存する腫瘍の有無を観察する。

10

【0102】

以上説明したように、この実施の形態によれば以下の効果が得られる。

【0103】

第 1 ないし第 3 の実施の形態で説明した効果に加えて、画像切り換え機構 (回転自在偏光板 92 a) を挿入部 22 よりも手元部 24 側に配置したので、挿入部 22 の内部に画像切り換え手段や、それを制御する配線などの要素を必要としないため、挿入部 22 の外径をさらに細く形成することができる。

20

【0104】

また、視野方向変換スイッチ 24 a を直視位置と側視位置とに切り換えることにより回転自在偏光板 92 a のみを回転させて、挿入部 22 の軸方向前方と、挿入部 22 の軸方向前方およびその軸方向前方と異なる部位とを切り換えて表示させることができる。

【0105】

これまで、いくつかの実施の形態について図面を参照しながら具体的に説明したが、この発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲で行なわれるすべての実施を含む。

【0106】

上記説明によれば、下記の事項の発明が得られる。また、各項の組み合わせも可能である。

30

【0107】

[付記]

(付記項 1)

被観察部位を観察するための第 1 の対物光学系と、
前記第 1 の対物光学系と光学的に接続された結像光学系と、
前記結像光学系がなす結像点に配置された撮像素子と、
被観察部位を観察するための第 2 の対物光学系と、
前記第 2 の対物光学系を前記結像光学系に光学的に接続する光束方向偏向手段と、
前記光束方向偏向手段と結像光学系を結ぶ光路の間に通過する光束を、前記第 1 の光学系に由来する光束のうち、光束の中心軸を通過する面に対して略対象となる 2 つの範囲を通過するそれぞれの光束と、第 2 の対物光学系に由来する光束とを切り換える光束切り換え手段と、

40

光束切り換え手段が通過させている光束を識別する識別手段と、
識別手段の識別結果に基づき、術者のそれぞれの眼に撮影された画像を表示する画像表示手段と

を具備することを特徴とする視野方向可変型内視鏡。

【0108】

(付記項 2)

付記項 1 において、前記光束方向偏向手段が光束内に移動可能であり、前記光束切り換

50

え手段が、前記第 1 の光学系に由来する光束のうち、光束の中心に対し略対象となる 2 つの範囲の光束と第 2 の対物光学系の光束を切り換えることを特徴とする視野方向可変型内視鏡。

【0109】

(付記項 3)

付記項 1 もしくは付記項 2 において、前記光束切り換え手段が、絞りが設けられ、前記第 1 の対物光学系と前記結像光学系を結ぶ光束に略平行な軸周りに回転可能な回転体であることを特徴とする視野方向可変型内視鏡。

【0110】

(付記項 4)

付記項 3 において、前記識別手段が、回転体の回転角度を計測するエンコーダーであることを特徴とする視野方向可変型内視鏡。

【0111】

(付記項 5)

付記項 1 もしくは付記項 2 において、前記光束切り換え手段が、複数のシャッターからなることを特徴とする視野方向可変型内視鏡。

【0112】

(付記項 6)

付記項 1 もしくは付記項 2 において、前記光束切り換え手段が、複数の偏光シャッターと前記第 1 の対物光学系と光束方向手段の間に配置された偏光板からなることを特徴と視野方向可変型内視鏡。

【0113】

(付記項 7)

被観察部位を観察するための第 1 の対物光学系と、
前記第 1 の対物光学系と光学的に接続された瞳分割プリズムと、
前記瞳分割プリズムと光学的に接続された左右 1 対の結像光学系と、
前記左右 1 対の結像光学系の結像点に配置された左右 1 対の撮像素子と、
被観察部位を観察するための第 2 の対物光学系と、
前記第 2 の対物光学系を前記結像点レンズに光学的に接続すべく前記第 1 の対物光学系と前記結像光学系を結ぶ光路に配置された光束の向きを偏向する、偏光ビームスプリッターと、
前記瞳分割プリズムと、前記左右 1 対の結像光学系の間に配置された、通過する光束を第 1 の対物光学系を由来する光束と第 2 の対物光学系を由来する光束とを切り換える偏光方向を変更可能な偏光板と
を備えていることを特徴とする視野方向可変型内視鏡。

【0114】

(付記項 8)

付記項 7 において、前記偏光板がモーターにより偏光板の方向を変えることで偏光方向を変更可能であることを特徴とする視野方向可変型内視鏡。

【図面の簡単な説明】

【0115】

【図 1】第 1 の実施の形態に係る内視鏡システムを示す概略図。

【図 2】(A) は第 1 の実施の形態に係る内視鏡の構造を示す概略的な断面図、(B) は内視鏡の挿入部を (A) 中の 2 B - 2 B 線に沿う位置で切断したときの概略的な断面図。

【図 3】(A) は第 1 の実施の形態に係る内視鏡システムにおける画像処理装置の構成を示す概略的なブロック図、(B) は (A) に示す画像処理装置で処理された像を示すモニター。

【図 4】第 2 の実施の形態に係る内視鏡の挿入部の内部に配設されたシャッター台を示す概略図。

【図 5】第 2 の実施の形態に係る内視鏡の挿入部の内部に配設されたシャッター台の偏光

10

20

30

40

50

板を通したときの光束の偏光方向を示す概略図。

【図 6】(A) は第 3 の実施の形態に係る内視鏡の構造を示す概略的な断面図、(B) は内視鏡の挿入部を (A) 中の 6 B - 6 B 線に沿う位置で切断したときの概略的な断面。

【図 7】第 3 の実施の形態に係る内視鏡システムにおける画像処理装置の構成を示す概略的なブロック図。

【図 8】第 4 の実施の形態に係る内視鏡の構造を示す概略的な断面図。

【図 9】第 4 の実施の形態に係る内視鏡システムにおける画像処理装置の構成を示す概略的なブロック図。

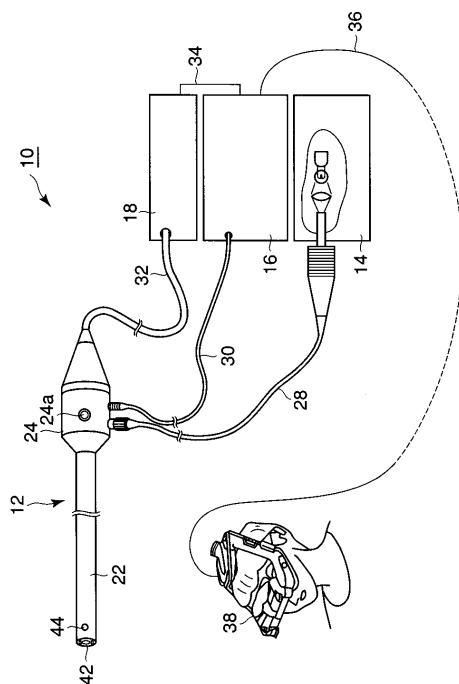
【符号の説明】

【 0 1 1 6 】

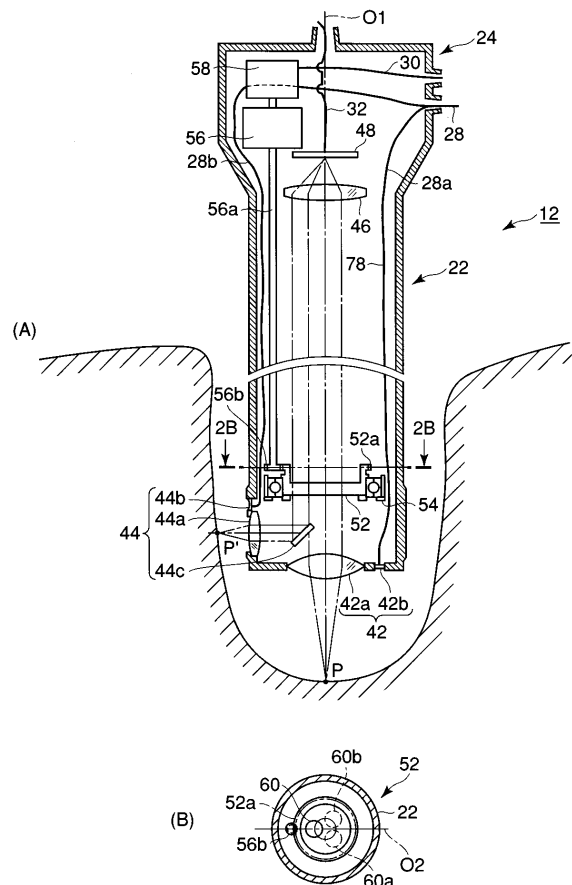
10

1 2 ... 内視鏡、1 4 ... 光源装置、1 6 ... 画像処理装置、1 8 ... カメラコントロールユニット (CCU)、2 2 ... 挿入部、2 4 ... 手元部、2 8 a, 2 8 b ... ライトガイド、4 2 ... 第 1 の観察光学系 (直視用観察光学系)、4 2 a ... 第 1 の対物光学系、4 2 b ... 第 1 の照明レンズ、4 4 ... 第 2 の観察光学系 (側視用観察光学系)、4 4 a ... 第 2 の対物光学系、4 4 b ... 第 2 の照明レンズ、4 4 c ... ミラー、4 6 ... 結像光学系、4 8 ... 固体撮像素子 (CCD)、5 2 ... 回転シャッター、5 2 a ... 第 1 の歯車、5 4 ... 軸受、5 6 ... モーター、5 6 a ... 動力軸、5 6 b ... 第 2 の歯車、5 8 ... エンコーダー、6 0 ... 貫通穴

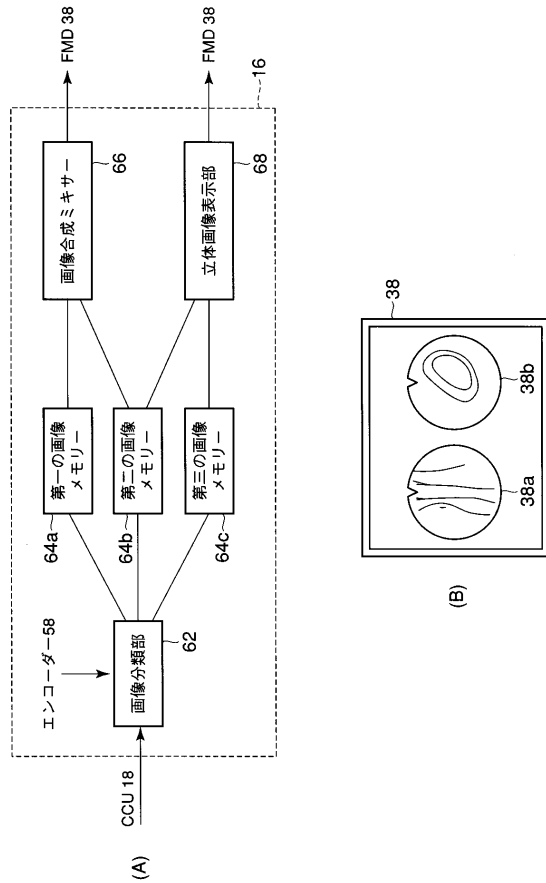
【図 1】



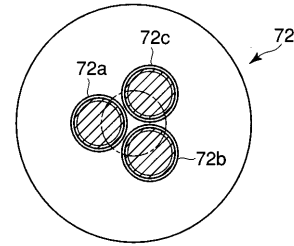
【図 2】



【図 3】



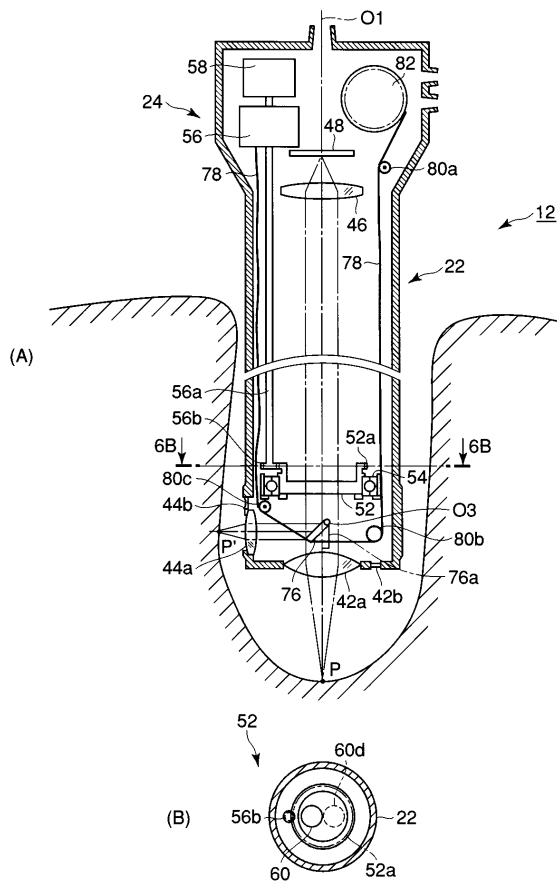
【図 4】



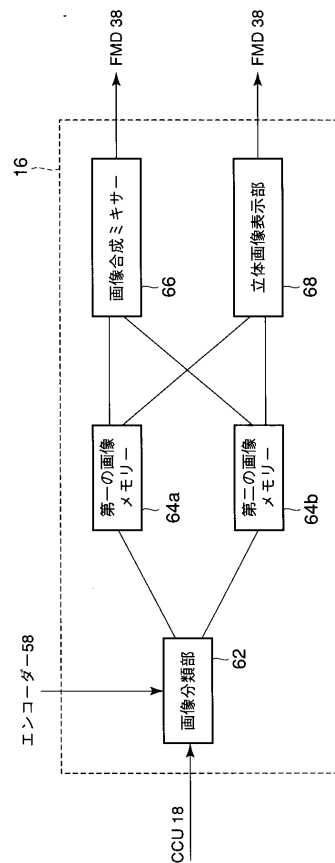
【図 5】

	状態Ⅰ	状態Ⅱ	状態Ⅲ
偏光板 72a	0°	90°	90°
偏光板 72b	90°	0°	90°
偏光板 72c	90°	90°	0°

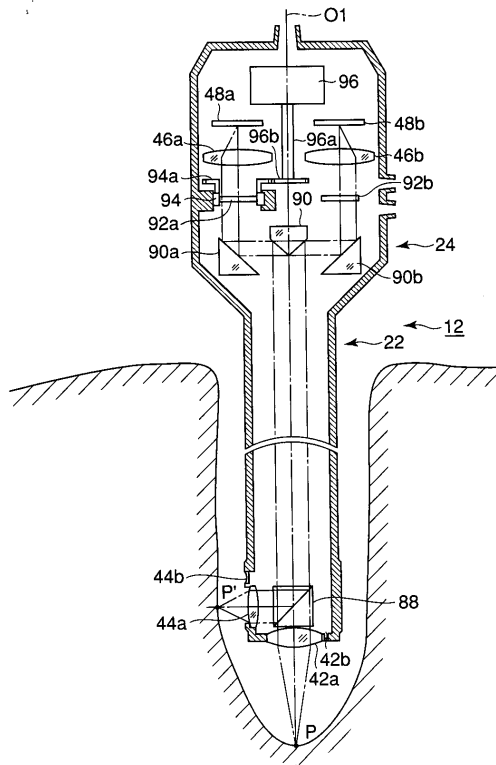
【図 6】



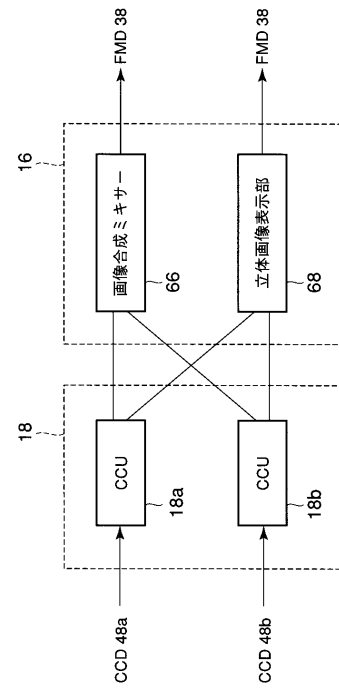
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(72)発明者 深谷 孝

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

F ターム(参考) 2H040 BA04 CA21 DA11 GA11

4C061 AA23 BB02 BB04 BB06 CC06 DD01 FF40 FF47 LL03 NN01

NN05 NN07 PP11 RR06 RR17 RR18 WW04 WW10 YY12 YY18

专利名称(译)	可变观察方向内窥镜和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2005261557A	公开(公告)日	2005-09-29
申请号	JP2004076341	申请日	2004-03-17
[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	山下知晓 深谷孝		
发明人	山下 知晓 深谷 孝		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/00.A G02B23/24.B G02B23/26.D A61B1/00.R A61B1/00.521 A61B1/00.522 A61B1/00.731 A61B1/00.735 A61B1/045.610 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	2H040/BA04 2H040/CA21 2H040/DA11 2H040/GA11 4C061/AA23 4C061/BB02 4C061/BB04 4C061/BB06 4C061/CC06 4C061/DD01 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/LL03 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/PP11 4C061/RR06 4C061/RR17 4C061/RR18 4C061/WW04 4C061/WW10 4C061/YY12 4C061/YY18 4C161/AA23 4C161/BB02 4C161/BB04 4C161/BB06 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/LL03 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/PP11 4C161/RR06 4C161/RR17 4C161/RR18 4C161/WW04 4C161/WW10 4C161/YY12 4C161/YY18		
代理人(译)	河野 哲		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：为了防止插入部的外径增大，通过立体视觉观察插入部的轴向前方的立体观察，以及观察插入部的轴向前方和与轴向前方不同的部分的观察状态。（ZH）提供了一种可变视角方向内窥镜，它可以平稳地切换观察状态。解决方案：第一物镜光学系统42a入射来自插入部分22轴向前方的第一观察部分P的光束，第一物镜光学系统42a在内窥镜12的插入部分22的远端部分入射。提供第二物镜光学系统44a，来自与一个观察区域P不同的第二观察区域P'的光束入射在第二物镜光学系统44a上。在第一和第二物镜光学系统42a和44a与图像形成光学系统46之间设置有用将第二物镜光学系统44a光学连接至图像形成光学系统46的反射镜44c。有。在反射镜44c与成像光学系统46之间，布置有可以选择入射在成像光学系统46上的光束的快门52。[选择图]图2

