

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4358753号
(P4358753)

(45) 発行日 平成21年11月4日(2009.11.4)

(24) 登録日 平成21年8月14日(2009.8.14)

| | |
|--------------------------------|----------------------|
| (51) Int.Cl. | F 1 |
| A 6 1 B 1/00 (2006.01) | A 6 1 B 1/00 3 0 0 P |
| G 0 2 B 23/24 (2006.01) | A 6 1 B 1/00 3 0 0 D |
| | A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y |
| | G 0 2 B 23/24 A |

請求項の数 6 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2005-3199 (P2005-3199)
 (22) 出願日 平成17年1月7日(2005.1.7)
 (65) 公開番号 特開2006-187550 (P2006-187550A)
 (43) 公開日 平成18年7月20日(2006.7.20)
 審査請求日 平成18年9月28日(2006.9.28)

(73) 特許権者 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 大田原 崇
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 審査官 長井 真一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用挿入部および内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

挿入部を有し、第1の管路と、表示手段において一部を拡大表示することが可能な第1の観察画像を、第1の観察光学系により集光された撮影光により得るための第1の撮像手段と、第2の観察画像を得るための第2の撮像手段とが前記挿入部の内部に設けられた内視鏡用挿入部であって、

前記第1の撮像手段は、前記挿入部の内部において、前記第1の観察光学系が有する光軸方向に対して略直交して延出する延出部を有し、

前記第1の管路および前記第2の撮像手段は、前記延出部を挟むように配置されていることを特徴とする内視鏡用挿入部。

【請求項 2】

前記第1の管路は、前記挿入部の基端側から先端側にかけて設けられた、処置具を挿通するための処置具挿通用管路であることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡用挿入部。

【請求項 3】

前記第1の撮像手段は、前記第1の観察画像としての通常光観察画像を得るためのものであり、前記第2の撮像手段は、前記第2の観察画像としての特殊光観察画像を得るためのものであることを特徴とする請求項1または請求項2に記載の内視鏡用挿入部。

【請求項 4】

前記特殊光観察画像は、蛍光観察画像であることを特徴とする請求項3に記載の内視鏡用挿入部。

【請求項 5】

さらに、第 2 の撮像手段に入射される撮影光を集光する第 2 の観察光学系を有し、前記第 1 の観察光学系及び前記第 2 の観察光学系は、一方が他方に対して拡大倍率の高い拡大光学系であることを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の内視鏡用挿入部。

【請求項 6】

請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の内視鏡用挿入部を備えた内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、撮像手段と、管路とが挿入部の内部に設けられた内視鏡用挿入部および内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、内視鏡は、医療分野等で広く利用されている。内視鏡は、例えば、体腔内に細長い挿入部を挿入することによって、体腔内の臓器等を観察したり、必要に応じて処置具挿通チャンネル（以下、処置具チャンネルと記述する）内に挿入した処置具を用いて各種処置をすることができる。挿入部の先端には、湾曲部が設けられ、内視鏡の操作部を操作することによって、先端部の観察窓の観察方向を変更させることができる。

20

【0003】

上述したような内視鏡としては、例えば、特許文献 1 に記載されるように、観察光学系としての対物光学系、固体撮像素子等からなる 2 組の撮像系と、処置具を挿入するための管路である処置具チャンネルとが挿入部の内部に設けられたような内視鏡が提案されている。

【0004】

また、上述したような内視鏡においては、一般的に、モニタ等の表示手段に表示される患部の観察画像としての内視鏡画像の一部を拡大表示することにより、該患部に対して詳細な観察を行うことができる。

【特許文献 1】特開平 06 - 154155 号公報

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

例えば、上述したような拡大表示を行うために、観察光学系または該観察光学系の一部を撮影光軸方向に移動させるモータ等は、一般的には、撮像手段としての撮像系と同様に、挿入部の内部に設けられている。そのため、上述したような拡大表示を行うことができるような内視鏡においては、挿入部の内部を挿通するように設けられる処置具チャンネル等の管路の配置位置は、前記モータ等の配置位置に依存する。そのため、それらの配置位置の位置関係によっては、挿入部の外径が大きくなり、その結果、ユーザが挿入部を患者の体腔内に挿入する際に、該患者に与える苦痛が増大してしまうという課題が生じている。

40

【0006】

本発明は、上述の事情に鑑みて成されたものであり、内視鏡の挿入部を細径化することにより、ユーザが挿入部を患者の体腔内に挿入する際に、該患者に与える苦痛を軽減できるような内視鏡用挿入部および内視鏡を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的を達成すべく、本発明の内視鏡用挿入部は、挿入部を有し、第 1 の管路と、表示手段において一部を拡大表示することが可能な第 1 の観察画像を、第 1 の観察光学系に

50

より集光された撮影光により得るための第1の撮像手段と、第2の観察画像を得るための第2の撮像手段とが前記挿入部の内部に設けられた内視鏡であって、前記第1の撮像手段は、前記挿入部の内部において、前記第1の観察光学系が有する光軸方向に対して略直交して延出する延出部を有し、前記第1の管路および前記第2の撮像手段は、前記延出部を挟むように配置されている。

【発明の効果】

【0008】

本発明の内視鏡用挿入部および内視鏡によれば、ユーザが挿入部を患者の体腔内に挿入する際に、該患者に与える苦痛を軽減できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

(第1の実施の形態)

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

先ず、図1に基づき、本実施の形態に係わる内視鏡システムの構成を説明する。図1は本発明の第1の実施の形態に係る内視鏡システムの構成を概略的に示した説明図である。

【0010】

図1に示すように本発明の内視鏡システム1は、本実施の形態において、通常光観察及び蛍光観察を行える内視鏡2と、この内視鏡2に照明光を供給する光源装置3と、内視鏡用挿入部を有する内視鏡2に対する信号処理を行う信号処理装置としてのプロセッサ4と、このプロセッサ4から出力される映像信号が入力されることにより、通常観察用又は蛍光観察用の各内視鏡画像を表示するモニタ5と、送気送水を行う送気送水装置6と、前方送水を行う前方送水装置6aとを備えている。

【0011】

内視鏡2は、体腔内に挿入し易いように細長な挿入部11と、この挿入部11の基端に連結される操作部12と、この操作部12の側部から延出するユニバーサルケーブル13とを有している。このユニバーサルケーブル13の端部に設けられたコネクタ14は、光源装置3に着脱自在に接続される。

また、内視鏡2の挿入部11は、内視鏡用挿入部としての構成を有し、その先端に形成される硬質の先端部15と、この先端部15の基端に形成される湾曲部16と、この湾曲部16の基端から操作部12まで形成される可撓性を備えた可撓管部17と、を有して構成されている。

【0012】

挿入部11内には、照明光を伝送するライトガイド21が挿通されている。このライトガイド21は、操作部12を介してユニバーサルケーブル13内に挿通され、基端部22がコネクタ14から突出する図示しないライトガイドコネクタに接続されている。

また、このライトガイド21の先端部分は、先端部15内において固定されている。尚、先端部15の先端部分には、照明光学系である後述する照明ユニットの照明レンズ25が配設され、ライトガイド21から照明レンズ25を介して照明光が出射される。また、先端部15の先端面には先端カバー24が設けてある。

【0013】

尚、本実施の形態では、ライトガイド21は、例えば操作部12内で分岐され、挿入部11において2本に分割され、挿通されている。そして、2本に分割された各ライトガイド21の先端面は、先端カバー24に設けられた2つの照明レンズ25の背面近傍に夫々配置される。

【0014】

また、挿入部11内には、鉗子等の処置具を挿通可能とする(図1では省略している)第1の管路である、処置具挿通用管路としての処置具チャンネル(鉗子チャンネルともいう)が挿入部11の基端側から先端側にかけて設けてあり、この処置具チャンネルの先端は、先端カバー24の先端面において開口している。

【0015】

この処置具チャンネルは、挿入部 1 1 の基端側において分岐し、一方は操作部 1 2 に配設される図示しない処置具挿入口まで挿通している。また他方は、挿入部 1 1 及びユニバーサルケーブル 1 3 内を通過して吸引チャンネルに連通し、その基端がコネクタ 1 4 を介して、図示しない吸引手段に接続される。

【 0 0 1 6 】

先端部 1 5 の内部には、2つの撮像ユニットが配設されている。本実施の形態においては、通常光観察のための第 1 の撮像手段である通常光観察用撮像ユニット（以下、通常光撮像ユニットという）3 1 A と、特殊光観察のための第 2 の撮像手段である蛍光観察用撮像ユニット（以下、蛍光撮像ユニットという）3 1 B とが内蔵されている。

【 0 0 1 7 】

尚、本実施の形態において、第 2 の撮像手段は、特殊光観察である蛍光観察を行える蛍光観察用撮像ユニットであるが、例えば、暗視観察用撮像ユニット、赤外線観察用撮像ユニットなどでもよく、特に蛍光観察用に限定されるものではない。

【 0 0 1 8 】

通常光撮像ユニット 3 1 A 及び蛍光撮像ユニット 3 1 B には、信号ケーブル 3 8 a , 3 8 b の一端が夫々接続されている。これら信号ケーブル 3 8 a 、 3 8 b の他端は、操作部 1 2 及びユニバーサルケーブル 1 3 内に挿通しており、コネクタ 1 4 内に設けられるリレー基板 4 2 において、共通の信号ケーブル 4 3 と切り換え可能に接続されている。

この共通の信号ケーブル 4 3 は、コネクタ 1 4 に接続されるスコープケーブル 4 4 内を通過してプロセッサ 4 に接続される。

【 0 0 1 9 】

このプロセッサ 4 内には、通常光撮像ユニット 3 1 A 及び蛍光撮像ユニット 3 1 B の撮像素子をそれぞれ駆動するドライブ回路 4 5 a 、 4 5 b と、リレー基板 4 2 を介して前記 2 つの撮像素子から夫々出力される撮像信号に対して信号処理を行う信号処理回路 4 6 と、信号処理回路 4 6 等の動作状態を制御する制御回路 4 7 とが設けられている。

また、内視鏡 2 の操作部 1 2 には、制御スイッチ 4 8 a 、 4 8 b と、送気送水ボタン 6 3 と、図示しない湾曲操作ノブと、通常光撮像ユニット 3 1 A のテレ/ズーム操作を行う図示しないスイッチ（テレ/ズーム用ボタンともいう）と、図示しない前方送水ボタンと、上述の処置具挿通口（不図示）が設けられている。

【 0 0 2 0 】

これら制御スイッチ 4 8 a 、 4 8 b は、夫々信号線 4 9 a 、 4 9 b を介してプロセッサ 4 の制御回路 4 7 と接続されている。本実施の形態においては、例えば制御スイッチ 4 8 a は、切換を指示する信号を発生し、制御スイッチ 4 8 b は、例えばフリーズ指示の信号を発生する。

【 0 0 2 1 】

リレー基板 4 2 は、例えば、制御スイッチ 4 8 a の操作に応じて、各撮像素子にそれぞれ接続された信号ケーブル 3 8 a 、 3 8 b のうちの一方が共通の信号ケーブル 4 3 と接続された状態から他方の信号ケーブルが前記信号ケーブル 4 3 と接続されるように切換動作を行う。

【 0 0 2 2 】

具体的には、例えば、制御スイッチ 4 8 a が操作されることにより、スコープケーブル 4 4 内に挿通しており、制御回路 4 7 に電氣的に接続された切換信号線 4 9 c を介して、リレー基板 4 2 へ切換信号が出力される。切換信号線 4 9 c が接続されるリレー基板 4 2 は、制御回路 4 7 からの信号の入力端が通常において、L (LOW) レベルの状態となっており、切換制御端子をプルダウンしており、その状態において通常光撮像ユニット 3 1 A の信号ケーブル 3 8 a が共通の信号ケーブル 4 3 と接続されるようになっている。また、起動開始状態でも、切換制御端子は、L レベルとなるようにしている。つまり、切り換え指示の操作が行われないと、通常光観察状態に設定されている。

この状態において、ユーザが、制御スイッチ 4 8 a を操作すると、制御回路 4 7 からの信号が切換信号線 4 9 c を介してリレー基板 4 2 の入力端に H (HIGH) レベルとなる

10

20

30

40

50

制御信号が印加され、切換制御端子をプルアップし、その状態において蛍光撮像ユニット 3 1 B の信号ケーブル 3 8 b が共通の信号ケーブル 4 3 と接続されるようになっている。

【 0 0 2 3 】

さらに、制御スイッチ 4 8 a を操作すると、切換制御端子に L レベルの信号が供給され、通常光撮像ユニット 3 1 A の信号ケーブル 3 8 a が共通の信号ケーブル 4 3 と接続されるようになっている。

【 0 0 2 4 】

また、制御スイッチ 4 8 a の操作に伴い、制御回路 4 7 は、光源装置 3 内の制御回路 5 8 にも、スコープケーブル 4 4 内の制御信号線 4 9 d を介して制御信号を送り、制御回路 5 8 は、その制御信号に応じて通常観察光又は蛍光観察用の励起光を発生する状態に制御する。さらにまた、制御回路 4 7 は、信号処理回路 4 6 の動作状態を通常光撮像ユニット 3 1 A 及び蛍光撮像ユニット 3 1 B の各撮像素子に対応して動作を行うように制御する。

10

光源装置 3 は、励起光の波長を含む白色光を発生するランプ 5 1 と、このランプ 5 1 の光を平行な光束にするコリメータレンズ 5 2 と、このコリメータレンズ 5 2 の光路中に配置され、例えば可視光波長帯域 (3 8 0 n m ~ 7 8 0 n m) における R (R E D) , G (G R E E N) , B (B L U E) の波長帯域の光をそれぞれ通す R G B フィルタを周方向に設けた回転フィルタ 5 3 と、この回転フィルタ 5 3 の透過光を集光してライトガイド 2 1 の基端部 2 2 に出射する集光レンズ 5 4 とを有する。

【 0 0 2 5 】

20

また、R G B フィルタが設けられた回転フィルタ 5 3 には、周方向の外側に、可視光の波長帯域より短波長の波長帯域の励起光を通す励起光用フィルタが設けてある。また、この回転フィルタ 5 3 は、モータ 5 5 により回転駆動される。さらに、このモータ 5 5 は、ラック 5 6 に取り付けられており、このラック 5 6 に噛合するギヤ付きモータ 5 7 により、矢印で示すように照明光軸と直交する方向に移動できるようになっている。

このギヤ付きモータ 5 7 は、制御回路 5 8 により制御される。また、この制御回路 5 8 は、制御信号線 4 9 d を介してプロセッサ 4 の制御回路 4 7 と接続され、制御スイッチ 4 8 a の操作により、対応する制御動作を行う。

また、先端部 1 5 には、先端カバー 2 4 に配置された通常光撮像ユニット 3 1 A 及び蛍光撮像ユニット 3 1 B の各対物レンズ (後に、観察レンズということもある) の外表面に、その噴出口が向くようにして送気送水手段である送気送水ノズル 6 0 が配置されている。

30

この送気送水ノズル 6 0 は、後述するように、その先端側が合流して 1 つになっている送気送水管路 6 1 に接続され、送気送水管路 6 1 の基端側が送気管路 6 1 a と送水管路 6 1 b に分岐している。

送気送水ノズル 6 0 に連通する送気管路 6 1 a 及び送水管路 6 1 b は、ユニバーサルケーブル 1 3 のコネクタ 1 4 まで挿通しており、送気及び送水を行う図示しないポンプを内蔵した送気送水装置 6 に接続される。

【 0 0 2 6 】

送気管路 6 1 a 及び送水管路 6 1 b は、その中途となる操作部 1 2 において、前述の送気送水ボタン 6 3 が介装されており、この送気送水ボタン 6 3 が操作されることにより、送気及び送水が行われる。

40

【 0 0 2 7 】

これにより送気送水ノズル 6 0 は、空気などの気体又は蒸留水などの液体を噴出方向に配置された通常光撮像ユニット 3 1 A 及び蛍光撮像ユニット 3 1 B の各対物レンズの外表面に吹き付けて、体液、付着物等を除去及び洗浄して、清浄な状態での撮像及び観察視野を確保できるようにしている。

【 0 0 2 8 】

さらに、挿入部 1 1 内には、体腔内の被検部位に蒸留水などの液体を送水するための第 2 の管路である前方送水チャンネル (図 1 では省略している) が設けてあり、この前方送

50

水チャンネルの先端は、先端カバー 24 の先端面において開口している。

この前方送水チャンネルは、前方送水装置 6 a に接続されており、操作部 12 に配設される図示しない前方送水ボタンが介装されている。この前方送水ボタンが操作されると、挿入部 11 の先端面から体腔への挿入方向に向かって蒸留水などの液体が吹き付けられる。これにより、体腔内の被検部位に付着した体液などを洗浄することができる。尚、図 1 に示すように、前方送水装置 6 a から延出するケーブルにフットスイッチ 6 b が接続されており、このフットスイッチ 6 b の操作により、ユーザは、挿入部 11 の先端面から体腔への挿入方向に向かって蒸留水などの液体を吹き付けることもできる。

【0029】

図 2 ~ 図 4 に示すように、挿入部 11 の先端部 15 に配設される先端カバー 24 には、通常光撮像ユニット 31 A の第 1 の観察光学系を構成する、第 1 の光学部材および第 1 の観察窓としての観察レンズ 31 a と、蛍光撮像ユニット 31 B の第 2 の観察光学系を構成する、第 2 の光学部材としておよび第 2 の観察窓としての観察レンズ 31 b と、2 つの照明レンズ 25 a , 25 b と、処置具チャンネルの開口部 26 と、前方送水チャンネルの開口部 27 と、が配設されている。また、前述したように、先端カバー 24 には、噴出口 60 a が観察レンズ 31 a , 31 b に向くようにして送気送水ノズル 60 が配置されている。

尚、図 2 及び図 3 は内視鏡の先端カバー部分を示す斜視図、図 4 は先端カバーを正面から見た平面図である。また、2 つの観察レンズ 31 a , 31 b は、光学部材である。

【0030】

具体的には、先端部 15 を先端から見たときに略円形状の先端カバー 24 の先端面には、略中央に観察レンズ 31 a が配設され、この観察レンズ 31 a を挟むように図 4 の紙面に向かって見た左右に照明レンズ 25 a と照明レンズ 25 b が配設されている。さらに、先端カバー 24 の先端面には、図 4 の紙面に向かって、観察レンズ 31 a の右側上方に前方送水チャンネルの開口部 27、左側上方に送気送水ノズル 60、右側下方に観察レンズ 31 b 及び左側下方に送気送水チャンネルの開口部 26 が配設されている。

尚、本実施の形態における先端カバー 24 に配設される各観察レンズ 31 a , 31 b、各開口部 26 , 27 および送気送水ノズル 60 の配置については、詳しく後に説明する。

【0031】

次に、図 5 から図 11 と、図 14 とに基づいて、本実施の形態の内視鏡 2 の挿入部 11 の先端部分の内部構成について説明する。尚、図 5 は、図 4 の A - A 線に沿って切断した先端部及び湾曲部の断面図、図 6 は図 4 の B - B 線に沿って切断した先端部の断面図、図 7 は送気送水管路の分岐部分を示す断面図、図 8 は図 4 の C - C 線に沿って切断した先端部の部分断面図、図 9 は図 4 の D - D 線に沿って切断した先端部の部分断面図、図 10 は図 5 の E - E 線に沿って切断した先端部の断面図、図 11 は図 5 の F - F 線に沿って切断した湾曲部の断面図、図 14 は、図 5 の先端部及び湾曲部の断面図において、さらに通常光撮像ユニットに沿って切断した断面図である。

【0032】

図 5 に示すように、内視鏡 2 の湾曲部 16 には、円環状の複数の湾曲駒 7 が回動自在に連設されている。各湾曲駒 7 は、その内周面に溶着などの手段によって固設されている 4 つのワイヤガード 7 a を有している。4 つのワイヤガード 7 a は、挿入軸周りに夫々が略 90° ずらされた位置において、1 つの湾曲駒 7 の内周面に固定されている (図 10 参照)。

【0033】

また、これら複数の湾曲駒 7 には、それらの外周を覆うように細線のワイヤなどを筒状に編み込んだ湾曲ブレード 9 が被せられるとともに、この湾曲ブレード 9 上に水密を保つように外皮 10 が被せられることによって、湾曲部 16 が形成されている。

【0034】

この外皮 10 は、先端部 15、湾曲部 16 及び可撓管部 17 からなる挿入部 11 の全長に渡って一体となるように被覆しており、その先端外周部分が先端部 15 において、糸巻

10

20

30

40

50

き接着部10aにより固着されている。

【0035】

また、湾曲部16から基端に向かって延出する湾曲操作手段である4本の湾曲操作ワイヤ8が挿入部11内に挿通されている。これら4本の湾曲操作ワイヤ8は、先端部分が先端部15内に設けられた固定環18の4つの固定部18a(図11参照。尚、図5において、1つのみ図示している)により夫々、挿入軸周りに略90°にずらされて保持固定されており、基端側の部分が湾曲駒7に設けられた各ワイヤガード7aに夫々、挿通されるように設けられている。

【0036】

尚、湾曲部16の挿入軸が略直線となっている状態において、先端部15に設けられる固定環18の各固定部18aにより保持固定され、各湾曲駒7の各ワイヤガード7aに挿通される各湾曲操作ワイヤ8が略直線となるように、先端部15及び各湾曲駒7が連結されている。

10

【0037】

また、これら湾曲操作ワイヤ8は、基端部が操作部12(図1参照)内に設けられ、湾曲操作ノブに連結されている図示しない湾曲操作機構に連結されて交互に牽引又は弛緩されるようになっている。

【0038】

4本の湾曲操作ワイヤ8が湾曲操作ノブの所定の操作によって夫々、牽引弛緩されることによって、湾曲部16が4方向へ湾曲操作される。これら4方向とは、後述するように、各撮像ユニット31A, 31Bにより撮影されたモニタ5に表示される内視鏡画像の上下左右の4方向である。

20

【0039】

また、前記上下方向に湾曲部16を操作する第1の湾曲操作手段である2本の湾曲操作ワイヤ8と、前記左右方向に湾曲部16を操作する第2の湾曲操作手段である2本の湾曲操作ワイヤ8とが夫々対となっている。すなわち、湾曲部16内の湾曲駒7における前記上下方向に対応する方向の2つのワイヤガード7aに夫々挿通保持される2本の湾曲操作ワイヤ8が第1の湾曲操作手段であり、湾曲部16内の湾曲駒7における前記左右方向に対応する方向の2つのワイヤガード7aに夫々挿通保持される2本の湾曲操作ワイヤ8が第2の湾曲操作手段である。

30

【0040】

先端部15内には、硬質な金属からなり、複数、本実施の形態においては7つの孔部が形成された円柱部材15aと、この円柱部材15aの基端側外周部を外嵌する円環状の補強環15bが配設されている。また、前述の4つの固定部18aを有する固定環18は、先端部15の補強環15bの内周側に挿嵌されている。さらに、補強環15bは、基端部分が最先端の湾曲駒7と連結されている。

【0041】

先端部15内の円柱部材15aに形成された7つの孔部のうち、2つの孔部が処置具チャンネル19及び前方送水チャンネル20の先端部分を形成し、残りの5つの孔部には、前述の通常光撮像ユニット31A、蛍光撮像ユニット31B及び送気送水ノズル60と、後述する2つの照明レンズユニットが夫々、配置されている。

40

【0042】

なお、円柱部材15aの前記7つの孔部のうち、1つの孔部は、例えば、ビス、接着剤などの第1の観察光学系固定手段によって固定される第1の観察光学系を構成する観察レンズ31aを含む通常光観察ユニット31Aが配置される第1の観察光学系配置手段を構成し、他の1つの孔部は、例えば、ビス、接着剤などの第2の観察光学系固定手段によって第2の観察光学系を構成する観察レンズ31bを含む蛍光観察ユニット31Bが配置される第2の観察光学系配置手段を構成し、第1及び第2の照明光学系である各照明レンズ25を夫々備えた2つの照明レンズユニットが例えば、ビス、接着剤などの第1及び第2の照明光学系固定手段により夫々固定配置される他の2つの孔部は、一方が第1の照明光

50

学配置手段であって、他方が第2の照明光学配置手段を構成している。

【0043】

また、前記7つの孔部のうち、送気送水手段が配置される孔部は、例えば、ビス、接着剤などの第1の送気送水固定手段によって送気ノズル60を固定配置する送気送水配置手段を構成している。さらに、前記7つの孔部のうち、第1の内視鏡管路である処置具チャンネル19が配置される孔部は、第1の内視鏡管路配置手段を構成し、第2の内視鏡管路である前方送水チャンネル20が配置される穴部は第2の内視鏡管路配置手段を構成している。なお、処置具チャンネル19は、例えば、ビス、接着剤などの第1の内視鏡管路固定手段により前記7つの孔部のうちの1つの孔部に固定配置され、前方送水チャンネル20は、例えば、ビス、接着剤などの第2の内視鏡管路固定手段により他の1つの孔部に固定配置される。

10

【0044】

処置具チャンネル19は、先端部15の先端面に設けられた先端カバー24において開口している開口部26と、先端部15の円柱部材15aの孔部に挿嵌される略円筒状の管部材19aと、先端部分が管部材19aの基端部分を覆い、糸巻きにより接続固定されている柔軟なチューブからなる処置具管路19bとを有して構成されている。

この処置具管路19bは、挿入部11内を挿通し、その基端が操作部12において、上述したように処置具挿通口(図1においては図示していない)において開口している。

【0045】

また、同じく先端カバー24に開口部27を有する前方送水チャンネル20は、先端部15の円柱部材15aの孔部に挿嵌される略円筒状の管部材20aと、管部材20aの基端部分を覆い、先端部分が糸巻きにより接続固定されている前方送水管路20bとを有して構成されている。

20

この前方送水管路20bは、挿入部11、操作部12及びユニバーサルケーブル13を通過して、コネクタ14まで挿通しており、前方送水装置6aに接続される。尚、上述したように、前方送水チャンネル20である前方送水管路20bは、操作部12において、前方送水ボタン(不図示)が介装されている。

【0046】

図6に示すように、送気送水ノズル60は、略L字形状に曲げられた管状部材であって、先端側の開口部60aが各観察レンズ31a, 31bの外表面側に向くように、基端部分が先端部15の円柱部材15aの孔部に挿嵌されている。

30

【0047】

送気送水ノズル60に対応した円柱部材15aの孔部の基端側には、管部材62の先端部分が挿嵌されており、この管部材62の基端部分に送気送水管路61が接続されている。尚、管部材62と送気送水管路61とは、糸巻きにより接続固定されている。

【0048】

この送気送水管路61は、図7に示すように、その基端部分が分岐管50に接続されており、分岐管50の分岐端部が送気管路61a及び送水管路61bの先端部分に夫々接続されている。これにより、送気送水管路61は、送気管路61a及び送水管路61bと連通する。尚、各管路61, 61a, 61bと分岐管50とは、糸巻きにより接続固定されており、夫々の接続部分及び分岐管50全体の周囲に例えば接着剤などが塗布され、各接続部分が気密(水密)保持されている。

40

【0049】

また、先端部15の円柱部材15aに形成される7つの孔部のうち、2つには、先端側から照明レンズユニット23が夫々挿嵌され、基端部分にライトガイド21の先端部分が夫々挿嵌されている。図8及び図9に示すように、照明レンズユニット23は、複数の照明レンズ25と、それら照明レンズ25を保持する保持枠23aとを有して構成されている。尚、本実施の形態での2つの照明レンズユニット23は、各照明レンズ25の最先端となる照明レンズ25a, 25bを夫々有している。

【0050】

50

ライトガイド21は、先端部分に円筒部材21aが被せられ、複数のファイバ繊維を束ねている外皮29により被覆されている。円筒部材21aの基端部分は、先端部分が糸巻き固定されているチューブ28に接続固定されており、外皮29に被覆されたライトガイド21がチューブ28内に挿通している。

【0051】

図6に戻って、通常光撮像ユニット31Aは、レンズユニット32と、CCD(Charge Coupled Device)、CMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)などの撮像素子33と、回路基板34とを有している。

【0052】

レンズユニット32は、第1～第4レンズ群32A～32Dと、第1～第4レンズ枠32a～32dとを有して構成されている。本実施の形態においては、観察レンズ31aを含む4つの対物レンズからなる第1レンズ群32Aが第1レンズ枠32aに保持されており、1つの対物レンズからなる第2レンズ32Bが第2レンズ枠32bに保持され、2つの対物レンズからなる第3レンズ群32Cが第3レンズ枠32cに保持され、3つの対物レンズからなる第4レンズ群32Dが第4レンズ枠32dに保持されている。

【0053】

また、第2レンズ32Bを保持する第2レンズ枠32bは、ズームングのため撮影光軸方向に対して進退可能な移動枠である。尚、第2レンズ枠32bは、操作部12に設けられた図示しないズームング用の操作レバーが操作された際に出力される駆動/停止信号に基づいて通常光撮像ユニット31Aが行う後述するような動作により、撮影光軸方向に対して移動する。

【0054】

尚、第2レンズ枠32bを撮影光軸方向に対して移動させるための駆動/停止信号は、操作部12に設けられた図示しないズームング用の操作レバーから、図10に示す信号線38cを介し、通常光撮像ユニット31Aに対して出力される。この信号線38cは、通常光撮像ユニット31Aから、挿入部11内を通して、図示しないズームング用の操作レバーが設けられた操作部12まで挿通している。

【0055】

また、通常光撮像ユニット31Aは、図11に示すように、レンズユニット32等が設けられている部分から、撮影光軸に対して略直交する方向に延出した延出部201を有する。図14に示すように、延出部201の外部は、支持枠103に略覆われており、また、延出部201の内部には、移動レンズ枠101と、駆動軸部材102と、回転駆動部104と、フレキシブル基板105と、コネクタ部106と、ケーブル107とが設けられている。

【0056】

通常光撮像ユニット31Aの第2レンズ枠32bは、図14に示すように、一部が撮影光軸に略直交する方向に延出しており、該一部において移動レンズ枠101と一体的に形成されている。移動レンズ枠101は、撮影光軸方向の先端側の面が開放している略コの字状に形成され、支持枠103に対して当接し、かつ、支持枠103の内周面において摺動可能な状態として設けられている。また、移動レンズ枠101は、撮影光軸方向の基端側の面に、駆動軸部材102のネジ部102aに螺合するようなネジ穴を有している。回転駆動部104は、外周面が支持枠103に当接するように設けられた外枠104aと、外枠104aの内部に設けられた、駆動手段としてのモータ104bとを有する。モータ104bは、撮影光軸方向の先端側においては駆動軸部材102と接続されている。また、モータ104bは、撮影光軸方向の基端側の外部に延出するようなフレキシブル基板105を内部に有している。フレキシブル基板105は、コネクタ部106を介し、内部に信号線38cが設けられたケーブル107に接続されている。

例えば、図示しないズームング用の操作レバーがユーザにより操作されることにより、該操作に基づく操作指示を上述したような構成を有する通常光撮像ユニット31Aに対し

10

20

30

40

50

て行うための駆動/停止信号が出力されると、該駆動/停止信号は、信号線38cと、コネクタ部106と、フレキシブル基板105とを介し、モータ104bに入力される。モータ104bは、入力された前記駆動/停止信号に基づき、撮影光軸方向の先端側に設けられた駆動軸部材102を回転させる。駆動軸部材102は、モータ104bにより回転されると、ネジ部102aと、移動レンズ枠101のネジ穴との螺合により、モータ104bの回転駆動を光軸方向の直線運動へ変換する。このような作用により、駆動軸部材102は、例えば、図14の矢印Z1に示すような方向、すなわち、撮影光軸方向に移動レンズ枠101を移動させることができる。そして、移動レンズ枠101が図14の矢印Z1に示すような方向に移動すると、該進退移動に合わせて第2レンズ枠32bに設けられた第2レンズ32Bもまた、例えば、図14の矢印Z2に示すような方向、すなわち、撮影光軸方向に移動する。上述したような動作が延出部201に設けられた各部において行われることにより、例えば、通常光撮像ユニット31Aは、後述する観察レンズ31aの視野内において得た内視鏡画像の一部をモニタ5において拡大表示することができる。

10

【0057】

尚、図11に示すように、処置具チャンネル19および蛍光撮像ユニット31Bは、通常光撮像ユニット31Aの延出部201を挟むように配置されている。そのため、本実施の形態の内視鏡2においては、挿入部11を細径化でき、その結果、ユーザが挿入部を患者の体腔内に挿入する際に、該患者に与える苦痛を軽減できると共に、挿入可能となる体腔の適用範囲を拡大できる。

【0058】

なお、第2レンズ枠32bおよび移動レンズ枠101を撮影光軸方向に移動させるための手段は、上述したような、モータ104b等からなる機構によるものに限るものではなく、例えば、アクチュエータ等からなる機構、ワイヤ等からなる機構等による手段を用いても良い。

20

【0059】

撮像素子33は、第4レンズ枠32d最基端にある対物レンズの基端側に並設されるカバーレンズ33aが受光面側に設けられ、回路基板34に光学像に対応する電気信号を出力する。この回路基板34は、電気部品及び配線パターンを有し、撮像素子33からの光学像を電気的な画像信号に光電変換を行い、その画像信号を信号ケーブル38aに出力する。尚、回路基板34は、信号ケーブル38aの複数の信号線が半田付け等の手段によって接続されている。

30

【0060】

カバーレンズ33a、撮像素子33、回路基板34及び信号ケーブル38aの先端部分は、夫々の外周部が一体的に絶縁封止樹脂などにより覆われ、補強用円環部35a及び絶縁チューブ35bにより被覆されている。

【0061】

また、信号ケーブル38aは、通常光撮像ユニット31Aの撮像素子33及び回路基板34にて取得した画像信号を図1に示したコネクタ14のリレー基板42及び信号ケーブル43を介して、プロセッサ4の信号処理回路46に伝送する。

【0062】

その一方、蛍光撮像ユニット31Bは、通常光撮像ユニット31Aと同様に、レンズユニット32と、CCD、CMOSなどの撮像素子38と、回路基板39とを有している。

40

【0063】

レンズユニット36は、第1及び第2レンズ群36A、36Bと、第1及び第2レンズ枠32a、32bとを有して構成されている。本実施の形態においては、観察レンズ31bを含む7つの対物レンズからなる第1レンズ群36Aが第1レンズ枠36aに保持されており、第2レンズ36Bが第2レンズ枠36bに保持されている。

【0064】

撮像素子38は、第2レンズ枠36bの最基端にある対物レンズの基端側に並設されるカバーレンズ40が受光面側に設けられ、回路基板39に光学像の電気信号を出力する。

50

この回路基板 39 は、通常光撮像ユニット 31A の回路基板 34 と同様に電気部品及び配線パターンを有し、信号ケーブル 38a の複数の信号線が半田付け等の手段によって接続されており、撮像素子 38 からの光学像を電氣的な画像信号に光電変換を行い、その画像信号を信号ケーブル 38b に出力する。

【0065】

カバーレンズ 40、撮像素子 33、回路基板 34 及び信号ケーブル 38a の先端部分は、夫々の外周部が一体的に絶縁封止樹脂などにより覆われ、補強用円環部 35a 及び絶縁チューブ 35b により被覆されている。

【0066】

また、信号ケーブル 38b は、蛍光撮像ユニット 31B の撮像素子 38 及び回路基板 39 にて取得した画像信号を図 1 に示したコネクタ 14 のリレー基板 42 及び信号ケーブル 43 を介して、プロセッサ 4 の信号処理回路 46 に伝送する。

10

【0067】

以上に説明した通常光撮像ユニット 31A 及び蛍光撮像ユニット 31B は、先端部 15 の円柱部材 15a に設けられた所定の孔部に夫々挿嵌されて、ねじなどの固定部材と共に接着剤などにより強固に固定されている。

【0068】

また、本実施の形態においては、通常光撮像ユニット 31A が先端に有している観察レンズ 31a は、そのレンズ径（外径である直径）が蛍光撮像ユニット 31B の先端に配置されている観察レンズ 31b のレンズ径よりも大きい径を有している。

20

【0069】

また、各撮像ユニット 31A、31B は、2つの撮像素子 33、38 の夫々の受光面が挿入部 11 の挿入軸に対して直交し、2つの撮像素子 33、38 の水平転送方向及び垂直転送方向が夫々一致するように先端部 15 内での設置方向が決められている。

【0070】

また、各撮像ユニット 31A、31B によって撮影された被写体像がモニタ 5（図 1 参照）に表示されるが、このモニタ 5 の上下方向が各撮像素子 33、38 の CCD 素子又は CMOS 素子の垂直転送方向と一致し、左右方向が各撮像素子 33、38 の CCD 素子又は CMOS 素子の水平転送方向に一致している。すなわち、各撮像ユニット 31A、31B により撮影された内視鏡画像の上下左右方向は、モニタ 5 の上下左右方向と一致している。

30

【0071】

このモニタ 5 に表示される内視鏡画像の上下左右方向に対応するように、挿入部 11 の湾曲部 16 の上下左右方向が決定される。つまり、湾曲部 16 内に挿通する 4つの湾曲操作ワイヤ 8 が、上述したように、操作部 12 に設けられる湾曲操作ノブの所定の操作によって牽引弛緩され、湾曲部 16 は、モニタ 5 に表示される画像の上下左右方向に対応する上下左右の 4方向へ湾曲自在となっている。

すなわち、通常光での観察と蛍光の観察が切替えられても、モニタ 5 に表示される内視鏡画像が常に湾曲部 16 の湾曲操作方向の上下左右方向が等しくなるように各撮像ユニット 31A、31B は、夫々の撮像素子 33、38 の水平転送方向及び垂直転送方向が夫々一致するように先端部 15 内での設置方向が決められている。

40

【0072】

これにより、ユーザは、内視鏡画像を通常光での観察画像と蛍光の観察画像に切替えた際のモニタ 5 に表示される内視鏡画像の上下左右方向の違和感を受けることなく湾曲部 16 の上下左右方向の湾曲操作を行える。

【0073】

尚、後述する説明における、第 1 の方向である上下方向は、モニタ 5 に表示される内視鏡画像の上下方向及び湾曲部 16 が湾曲操作される上下方向として説明する。また、通常において、モニタ 5 は、その上下方向が鉛直上下方向と略一致するように、設置されている。更に、上記上下方向に略直交する第 2 の方向である左右方向は、モニタ 5 に表示され

50

る内視鏡画像の左右方向及び湾曲部 1 6 が湾曲操作される左右方向と等しい。

【 0 0 7 4 】

ここで、以上に説明した内視鏡システム 1 の作用について説明する。

図 1 に示したように、ユーザは、内視鏡 2 のコネクタ 1 4 を光源装置 3 に接続し、さらに、このコネクタ 1 4 にスコープケーブル 4 4 の一端を接続し、スコープケーブル 4 4 の他端をプロセッサ 4 に接続する。また送気管路 6 1 a 及び送水管路 6 1 b を送気送水装置 6 に接続する。

そして、ユーザは、光源装置 3 などの電源スイッチを ON にして、それぞれ動作状態に設定する。このとき、プロセッサ 4 と光源装置 3 の制御回路 4 7 , 5 8 は、制御信号等を送受信できる状態になる。

また、起動状態では、リレー基板 4 2 は通常光撮像ユニット 3 1 A 側が選択されるように設定されている。また、制御回路 4 7 は、通常光観察状態に設定する制御動作を行う。つまり、制御回路 4 7 は、光源装置 3 の制御回路 5 8 に制御信号を送り、通常光観察のための照明光の供給状態に設定する。

【 0 0 7 5 】

さらに、この制御回路 4 7 は、CCD ドライブ回路 4 5 a を駆動させるように制御すると共に、信号処理回路 4 6 の動作状態を通常光観察モードに設定する。

ユーザは、内視鏡 2 の挿入部 1 1 を体腔内に挿入し、診断対象の患部等を観察できるように設定する。

光源装置 3 は、上述のように通常光観察のための照明光の供給状態となる。この状態では、回転フィルタ 5 3 は、RGB フィルタが照明光路中に配置された状態でモータ 5 5 により回転駆動される。そして、ライトガイド 2 1 には RGB の照明光が面順次で供給される。これに同期して、CCD ドライブ回路 4 5 a は、CCD ドライブ信号を出力し、照明レンズ 2 5 a、2 5 b を経て患者の体腔内の患部等を照明する。

【 0 0 7 6 】

照明された患部等の被写体は、通常光撮像ユニット 3 1 A のレンズユニット 3 2 を通って、撮像素子 3 3 の受光面に結像され、光電変換される。そして、この撮像素子 3 3 は、ドライブ信号の印加により、光電変換した信号を出力する。この信号は、信号ケーブル 3 8 a 及びリレー基板 4 2 により選択されている共通の信号ケーブル 4 3 を介して信号処理回路 4 6 に入力される。

この信号処理回路 4 6 内に入力された信号は、内部で A / D 変換がされた後、R , G , B 用メモリに一時格納される。

その後、R , G , B 用メモリに格納された信号は、同時に読み出されて同時化された R , G , B 信号となり、さらに D / A 変換されてアナログの R , G , B 信号となり、モニタ 5 においてカラー表示される。

【 0 0 7 7 】

そして、ユーザは、患部を通常光観察の他に、蛍光観察によって、より詳しく調べたいと望む場合には、制御スイッチ 4 8 a を ON する。すると、制御回路 4 7 をこの切換指示信号を受けて、リレー基板 4 2 の切り換え制御を行うと共に、制御回路 5 8 を介して光源装置 3 を蛍光観察のための励起光の供給状態に設定する。

また、制御回路 4 7 は、ドライブ回路 4 5 b を動作状態に制御すると共に、信号処理回路 4 6 を蛍光観察の処理モードに設定する。

この場合には、光源装置 3 内の制御回路 5 8 は、ギヤ付きモータ 5 7 により、モータ 5 5 と共に、回転フィルタ 5 3 を照明光路と直交する方向に移動し、照明光路中に励起光フィルタが配置されるようにする。

この状態では、ランプ 5 1 からの光は、励起光フィルタにより例えば 4 0 0 ~ 4 5 0 nm 付近の波長帯域の光が透過してライトガイド 2 1 に供給されるようになる。そして、この励起光は照明レンズ 2 5 a、2 5 b を経て体腔内の患部等に照射される。

【 0 0 7 8 】

励起光が照射された患部等は、癌組織であるとその励起光を吸収して、正常な組織の場

10

20

30

40

50

合よりも強い蛍光を発するようになる。その蛍光を発する部位の光は、蛍光撮像ユニット 31B のレンズユニット 36 を通って、撮像素子 38 の受光面に結像され、光電変換される。

そして、この撮像素子 38 は、ドライブ回路 45b からのドライブ信号の印加により、光電変換した信号を出力する。この場合、撮像素子 38 の内部で信号増幅されて撮像素子 38 から出力される。この信号は、信号ケーブル 38b 及びリレー基板 42 により選択されている共通の信号ケーブル 43 を経て信号処理回路 46 に入力される。

この信号処理回路 46 内に入力された信号は、内部で A/D 変換された後、R, G, B 用メモリに、例えば同時に格納される。

【0079】

その後、R, G, B 用メモリに格納された信号は、同時に読み出されて同時化された R, G, B 信号となり、さらに D/A 変換されてアナログの R, G, B 信号となり、モニタ 5 にモノクロで表示されるようになる。

なお、信号処理回路 46 内に入力された信号のレベルを複数の閾値と比較し、その比較結果に応じて、割り当てる色を変えることにより、擬似カラー化して表示してもよい。

このように本実施の形態によれば、通常光観察ができると共に、蛍光観察もできるので、通常光観察のみの内視鏡に比べて、より診断し易い内視鏡を実現できる。また、本実施例によれば、それぞれ各撮像ユニット 31A, 31B を設けているので、第 1 の観察画像としての通常光観察画像と、第 2 の観察画像としての特殊光観察画像、すなわち、蛍光観察画像とを得ることができる。

【0080】

具体的には、特に蛍光撮像を行う場合には、通常観察の場合に比べて微弱な光を撮像する必要になり、その S/N が高いものが望まれ、通常撮像素子を兼用したのでは、S/N が低い画像となり易いが、本実施の形態では、蛍光撮像に適した専用の撮像素子 38 を採用しているので、S/N の良い蛍光画像を得ることができる。

また、切替用のリレー基板 42 を設けて、2 つの撮像ユニット 31A, 31B における一方の撮像ユニットのみがプロセッサ 4 と接続される構成とすることにより、常時 2 つの各撮像ユニット 31A, 31B を駆動及び信号処理しなければならない場合に比較してコンパクトな構成の内視鏡システム 1 を形成できる。

また、本実施例によれば、1 つの送気送水ノズル 60 により、両方の観察レンズ 31a, 31b の外表面に気液を吹き付けて清浄な状態に設定して、良好な観察視野を確保できるようにしているので、挿入部 11 を細径化でき、挿入の際に患者に与える苦痛を軽減できると共に、挿入可能となる体腔の適用範囲を拡大できる。

【0081】

また、本実施の形態の内視鏡 2 は、通常光観察用の撮像ユニットのみを備えた既存の内視鏡と同様の外観構造にしてあり、スコープケーブル 44 を介して通常光観察用の撮像ユニットのみを備えた既存の内視鏡に対する駆動及び信号処理を行う図示しないプロセッサに接続することにより、既存の内視鏡と同様に通常光観察用の内視鏡としても使用することもできる。つまり、内視鏡 2 は、通常光観察用の撮像ユニットのみを備えた既存の内視鏡と同様の互換性を保って、既存のプロセッサに接続して使用することもできる。

【0082】

ここで、本実施の形態の内視鏡 2 は、以下に説明する構造により種々の特徴(効果)を有する。

【0083】

先ず、図 12 を参照して、先端カバー 24 に配設される送気送水ノズル 60 及び各観察レンズ 31a, 31b の配置について詳しく説明する。

図 12 は、先端カバーの先端面を示す正面図である。尚、以下の説明において、先端カバー 24 の中心を O_0 とし、通常光撮像ユニット 31A の観察レンズ 31a の中心を O_1 及び蛍光撮像ユニット 31B の観察レンズ 31b の中心を O_2 とする。また、後述する 2 つの照明レンズ 25a, 25b の中心を夫々、 O_3, O_4 とし、処置具チャンネル 19 の

10

20

30

40

50

開口部 26 の中心を O_5 とし、前方送水チャンネル 20 の開口部 27 の中心を O_6 とする。さらに、先端カバー 24 の先端面の中心 O_0 を通り、湾曲部 16 の湾曲上下方向の線を垂直線 X とし、湾曲左右方向の線を水平線 Y とする。尚、以下の説明において、本実施の形態での垂直線 X は、鉛直線と等しい線としている。

【0084】

前述したように、送気送水ノズル 60 は、その噴出口 60 a が観察レンズ 31 a に向かって臨むように、図 12 の紙面に向かって見た先端カバー 24 の先端面の左側上方に配設されている。尚、送気送水ノズル 60 は、その噴出口 60 a が観察レンズ 31 a 側を臨むように、図 12 の紙面に向かって見た先端カバー 24 の先端面の右側上方に配設されていてもよい。このとき、送気送水ノズル 60 及び各観察レンズ 31 a, 31 b は、先端カバー 24 の先端面において、略直線上に並ぶように配置される。

10

【0085】

本実施の形態では、送気送水ノズル 60 の噴出口 60 a から噴出される蒸留水又は空気など気液が図中の矢印線 AR 方向に噴出するように、送気送水ノズル 60 が先端カバー 24 の先端面に配設される。この送気送水ノズル 60 は、噴出口 60 a から蒸留水又は空気など気液を拡散するように気液噴出範囲 A 内に噴出する。尚、矢印線 AR は、噴出口 60 a を有する送気送水ノズル 60 の先端面に対して、略直交する方向であって、噴出口 60 a の孔面中央を通る線である。

【0086】

上述した、矢印線 AR の線上に観察レンズ 31 a の中心 O_1 を通る観察光軸と交差するように、送気送水ノズル 60 の軸周りの設置方向、すなわち、噴出口 60 a が臨む方向が決められている。換言すると、蒸留水又は空気など気液の噴出方向である矢印線 AR が垂直線 X に対して第 1 の角度となる所定の角度 θ_1 を有するように、送気送水ノズル 60 の噴出口 60 a が臨む方向が決められている。

20

【0087】

その一方で、蛍光撮像ユニット 31 B の観察レンズ 31 b は、その外表面が先端カバー 24 を先端から見たときに、少なくとも矢印線 AR と交わる部分を有するように、図 10 の紙面に向かった先端カバー 24 の先端面の右側下方に配設される。また、観察レンズ 31 b は、その中心 O_2 が矢印線 AR の線分よりも下方側に位置するように先端カバー 24 の先端面に配設されている。

30

【0088】

以上、説明したように、送気送水ノズル 60 及び 2 つの観察レンズ 31 a, 31 b は、先端カバー 24 の先端面において、略直線上に並設されている。

詳述すると、通常光撮像ユニット 31 A の観察レンズ 31 a の中心 O_1 と蛍光撮像ユニット 31 B の観察レンズ 31 b の中心 O_2 を結んだ線 a は、矢印線 AR に対して所定の角度 θ_2 を有して若干に先端カバー 24 を先端面側から見たときに下方側にずれている。換言すると、送気送水ノズル 60 の噴出口 60 a の孔面中心と観察レンズ 31 b の中心 O_2 を結んだ線 b は、矢印線 AR に対して所定の角度 θ_3 を有して若干に先端カバー 24 を先端面側から見たときに上方側にずれている。

【0089】

40

これにより、各観察レンズ 31 a, 31 b は、先端カバー 24 に配設される各位置が決められ、それに合わせて、送気送水ノズル 60 の噴出口 60 a の方向（矢印線 AR 方向）が決められている。さらに、前記角度 θ_2 , θ_3 は、送気送水ノズル 60 からの気液噴出範囲 A の範囲内に観察レンズ 31 b の外表面が全て含まれるような範囲に設定されている。

尚、送気送水ノズル 60 の気液噴出範囲 A は、先端カバー 24 の先端側から見たときに、通常光撮像ユニット 31 A の観察レンズ 31 a の外表面を全て含むように設定されている。

また、観察レンズ 31 b の外径よりも大きなレンズ径（外径である直径）を有する観察レンズ 31 a は、送気送水ノズル 60 に近接するように先端カバー 24 の先端面に配設さ

50

れている。

【0090】

つまり、先端カバー24は、先端面側から見た方向に対して、湾曲部16の湾曲上下方向、すなわち、各撮像ユニット31A, 31Bが有している夫々の撮像素子33, 38が処理する垂直転送方向の上下方向を略2等分する水平線Yよりも上方側の位置に送気送水ノズル60を有している。換言すると、送気送水ノズル60は、前記水平線Yから前記噴出方向(矢印線AR方向)とは逆方向に離れて、先端カバー24に配設されている。

【0091】

さらに、先端カバー24は、先端面側から見た方向に対する左右方向(湾曲部16の湾曲左右方向とは逆方向となる)、すなわち、各撮像ユニット31A, 31Bが有している夫々の撮像素子33, 38が処理する垂直転送方向の左右方向を2等分する垂直線X上には、送気送水ノズル60の長手方向の軸(挿入方向と平行な軸)に直交する方向の断面が存在しないように送気送水ノズル60が配設されている。

10

【0092】

尚、本実施の形態において、送気送水ノズル60は、先端カバー24の先端面側から見たときに、垂直線Xから左方向に所定の距離だけ離間した先端カバー24の先端面の位置に配設されている。つまり、送気送水ノズル60は、先端カバー24の先端面側から見たときに、その長手方向の軸が先端カバー24を上下に2等分する水平線Yよりも上方側、且つ、先端カバー24を左右に2等分する垂直線Xから左方側にずらされた位置に存在するように配置される。

20

【0093】

以上の結果、本実施の形態の内視鏡2は、先端カバー24の先端面に設けられる送気送水ノズル60、通常光撮像ユニット31Aの観察レンズ31a及び蛍光撮像ユニット31Bの観察レンズ31bを略直線上に配置すると、1つの送気送水ノズル60により、各観察レンズ31a, 31bの外表面に気液を吹き付けて清浄な状態に設定して、良好な観察視野を確保できるようにしている。

【0094】

また、送気送水ノズル60の長手方向の軸が先端カバー24を上下に2等分する水平線Yよりも上方側、且つ、先端カバー24を左右に2等分する垂直線Xから所定の距離だけずれているため、送気送水ノズル60と連通する送気送水管路61は、挿入部11が略直線状態の際、先端部15内に配設される固定環18の4つの固定部18a及び湾曲部16内に配設される各湾曲駒7に夫々設けられる4つのワイヤガード7aと当接することなく略真っ直ぐに先端部15内及び湾曲部16内に挿通される。

30

【0095】

さらに、上述する送気送水ノズル60の配置により、送気送水管路61は、湾曲部16内において、各湾曲駒7の4つのワイヤガード7aに夫々挿通保持される4本の湾曲操作ワイヤ8との接触が防止されるため、湾曲操作ワイヤ8の牽引弛緩による移動の障害を防止すると共に、湾曲操作ワイヤ8の擦過による劣化を防止することができる。

【0096】

以上の結果、本実施の内視鏡2は、挿入部11、特に、先端部15及び湾曲部16の細径化でき、挿入の際に患者に与える苦痛を軽減できると共に、挿入可能となる体腔の適用範囲を拡大することができる。

40

【0097】

また、一般に内視鏡2は、ユーザにより湾曲部16の湾曲上下方向を鉛直方向の上下に合わせて使用される。そのため、送気送水ノズル60の噴出口60aから噴出される蒸留水などの液体は、重力の影響により、噴出口60aより遠方側が下方側へ流れ落ちる。

【0098】

さらに、送気送水ノズル60の噴出口60aから蒸留水又は空気など気液を噴出すると共に、処置具チャンネル19により吸引が行われた場合、先端カバー24の下方側に設けられる処置具チャンネル19の開口部26からの吸引力により、前記液体又は前記気体は

50

、開口部 2 6 方向へ引き寄せられる力を受け、湾曲下方側に流れが変化する。

【 0 0 9 9 】

このような事情により、本実施の内視鏡 2 は、先端カバー 2 4 の先端面において、蛍光撮像ユニット 3 1 B の観察レンズ 3 1 b が、その中心 O_2 と通常光撮像ユニット 3 1 A の観察レンズ 3 1 a の中心 O_1 を結んだ線 a が送気送水ノズル 6 0 の噴出口 6 0 a から噴出される蒸留水などの液体の噴出方向である矢印線 AR に対して湾曲部 1 6 の湾曲下方側に所定の角度 θ だけずらされている。

【 0 1 0 0 】

そのため、先端カバー 2 4 の先端面において、送気送水ノズル 6 0 から観察レンズ 3 1 a よりも遠方に位置する観察レンズ 3 1 b は、重力の影響により、噴出方向よりも湾曲下方側へ流れ落ちた蒸留水などの液体が効率良く吹き付けられ、清浄な状態に洗浄され、良好な観察視野が確保される。さらに、観察レンズ 3 1 b は、吸引が行われることによって、湾曲下方側へ流れが変化する蒸留水又は空気など気液においても、同様に効率良く吹き付けられ、清浄な状態に洗浄され、良好な観察視野が確保される。

10

【 0 1 0 1 】

また、患者の体腔内に挿入された内視鏡 2 は、挿入部 1 1 に汚物などが付着される。とくに、先端カバー 2 4 の先端面が挿入方向に対して略垂直な面となっており、汚物などが付着し易い。特に、通常光撮像ユニット 3 1 A の観察レンズ 3 1 a 及び蛍光撮像ユニット 3 1 B の観察レンズ 3 1 b は、夫々の観察視野を確保するため付着した汚物などを確実に洗浄する必要がある。

20

【 0 1 0 2 】

特に、内視鏡 2 は、通常光による患者の体腔内を観察する頻度が蛍光観察に比して高く、蛍光観察による組織の色素の濃淡による観察に比して、通常光観察に対して良好な観察視野を確保する必要がある。つまり、内視鏡は、通常光観察のときに、撮影のための光量が多い方が良い。そのため、通常光撮像ユニット 3 1 A は、先端部 1 5 の先端面の略中央付近に配設され、蛍光撮像ユニット 3 1 B へ撮像のため入射する光を導く観察レンズ 3 1 b のレンズ径（外径である直径）よりも大きいレンズ径（外径である直径）を有する観察レンズ 3 1 a から撮像のための光が取り込まれるようになっている。

【 0 1 0 3 】

特に、本実施の形態の内視鏡は、拡大機能を有しており、テレノズーム時の収差を抑えるため、複数のレンズ群 3 2 A ~ 3 2 D を設ける必要があり、その結果において、光線高が高くなることからレンズ径（外径である直径）が大きくなっている。

30

【 0 1 0 4 】

換言すると、観察レンズ 3 1 a は、観察レンズ 3 1 b よりもレンズ径（外径である直径）が大きく、すなわち、外表面積が広く、入射する光の結像側に設けられる通常光撮像ユニット 3 1 A の撮像素子 3 3 に入射光を集光する。

【 0 1 0 5 】

なお、本実施の形態での説明における内視鏡 2 とは異なり、通常光観察を行う撮像ユニットに拡大機能を有していない内視鏡も存在する。このような内視鏡においては、最もレンズ径（外径である直径）が大きい観察レンズが特殊観察を行う撮像ユニットに対応することもありうる。

40

【 0 1 0 6 】

また、送気送水ノズル 6 0 の噴出口 6 0 a から噴出される蒸留水又は空気など気液は、噴出口 6 0 a に近い側の噴出力が大きく、噴出方向の遠方側になるにつれて、噴出力が低下すると共に、拡散による密度が低下する。

【 0 1 0 7 】

このような事情により、本実施の形態の内視鏡 2 は、図 1 1 に示すように、蛍光撮像ユニット 3 1 B の観察レンズ 3 1 b のレンズ径（外径である直径）よりもレンズ径（外径である直径）の大きい通常光撮像ユニット 3 1 A の観察レンズ 3 1 a が送気送水ノズル 6 0 に近接する先端カバー 2 4 の先端面の位置に配設されている。尚、上述したように、観察

50

レンズ 3 1 a は、その外表面全体が送気送水ノズル 6 0 の噴出口 6 0 a から噴出される蒸留水又は空気など気液の噴出範囲 A 内に含まれている。

【 0 1 0 8 】

これにより、内視鏡 2 は、体液、汚物などが付着し易いレンズ径（外径である直径）の大きい観察レンズ 3 1 a が送気送水ノズル 6 0 に近接しているため、噴出口 6 0 a から噴出される蒸留水又は空気など気液の噴出力及び密度の低下による影響を受けることなく、洗浄性が向上される。

【 0 1 0 9 】

尚、本実施の形態の内視鏡 2 は、上述したように、送気送水ノズル 6 0、通常光撮像ユニット 3 1 A の観察レンズ 3 1 a 及び蛍光撮像ユニット 3 1 B の観察レンズ 3 1 b が図 1 2 に示す先端カバー 2 4 の先端面に略直線上に並設されている。また、送気送水ノズル 6 0 の噴出口 6 0 a から噴出される蒸留水又は空気など気液の噴出方向である矢印線 A R 上には、先端カバー 2 4 の先端面に他の構成部品が配設されていない。

10

すなわち、矢印線 A R 上において、蛍光撮像ユニット 3 1 B の観察レンズ 3 1 b から先端カバー 2 4 の外周側の先端面には、他の構成部品が配設されていない。

【 0 1 1 0 】

このような構成により、各観察レンズ 3 1 a , 3 1 b に付着した汚物などを洗浄した気液は、他の構成部品に流れることなく、噴出方向である矢印線 A R 方向に向かった先端カバー 2 4 の外縁部に流れる。その結果、内視鏡 2 の先端カバー 2 4 の先端面は、送気送水ノズル 6 0 からの蒸留水又は空気など気液の噴出が行われると、確実に洗浄される。

20

【 0 1 1 1 】

次に、図 1 2 及び図 1 3 を参照して、先端カバー 2 4 に配設される 2 つの照明レンズ 2 5 a , 2 5 b、処置具チャンネル 1 9 の開口部 2 6 及び前方送水チャンネル 2 0 の開口部 2 7 の配置について詳しく説明する。

上述したように、先端カバー 2 4 の先端面には、2 つの照明レンズ 2 5 a , 2 5 b が略中央に配設される通常光撮像ユニット 3 1 A の観察レンズ 3 1 a を挟むように、湾曲左右方向の位置に、処置具チャンネル 1 9 の開口部 2 6 が観察レンズ 3 1 a の左側下方の位置に、前方送水チャンネル 2 0 の開口部 2 7 が観察レンズ 3 1 a の右側上方の位置に夫々配設されている。

【 0 1 1 2 】

30

また、図 1 2 に示すように、処置具チャンネル 1 9 の開口部 2 6 及び前方送水チャンネル 2 0 の開口部 2 7 は、夫々の孔面全体が送気送水ノズル 6 0 の噴出口 6 0 a から蒸留水又は空気など気液を拡散するように噴出する範囲となる気液噴出範囲 A の領域外となる先端カバー 2 4 の先端面に配設されている。

【 0 1 1 3 】

詳述すると、処置具チャンネル 1 9 の開口部 2 6 は、図 1 3 に示すように、送気送水ノズル 6 0 の噴出口 6 0 a から蒸留水又は空気など気液の噴出方向を示した矢印線 A R に沿って 2 分する先端カバー 2 4 の先端面下方側の領域であって、気液の噴出範囲 A を含まない先端カバー 2 4 の先端面における領域 B 内に配設されている。

【 0 1 1 4 】

40

また、前方送水チャンネル 2 0 の開口部 2 7 は、矢印線 A R に沿って 2 分する先端カバー 2 4 の先端面上方側の領域であって、気液の噴出範囲 A を含まない先端カバー 2 4 の先端面における領域 C 内に配設されている。

【 0 1 1 5 】

換言すると、各開口部 2 6 , 2 7 は、先端カバー 2 4 の先端面において、蒸留水又は空気など気液の噴出方向を示した矢印線 A R の略対称となる位置に夫々配設されている。すなわち、開口部 2 6 の中心 O_5 と開口部 2 7 の中心 O_6 とが所定の距離に離間する位置に、各開口部 2 6 , 2 7 は、先端カバー 2 4 の先端面に配設される。

【 0 1 1 6 】

以上説明したように、本実施の形態の内視鏡 2 は、処置具チャンネル 1 9 の開口部 2 6

50

及び前方送水チャンネル 20 の開口部 27 が先端カバー 24 の先端面において、送気送水ノズル 60 による気液噴出範囲 A の領域外に配設されているため、送気送水ノズル 60 から噴出される蒸留水又は空気など気液が各開口部 26, 27 に流れ込むことが防止できる。

【0117】

これにより、送気送水ノズル 60 から噴出される蒸留水又は空気など気液は、確実に遠方側の蛍光撮像ユニット 31B の観察レンズ 31b に吹き付けられる。その結果、蛍光撮像ユニット 31B の観察レンズ 31b は、確実に、且つ、効率良く気液が吹き付けられ、清浄な状態に洗浄され、良好な観察視野が確保される。

【0118】

また、各開口部 26, 27 は、夫々の中心 O_5 , O_6 とが所定の距離をもって離間するように、先端カバー 24 の先端面に配設されている。これにより、内視鏡 2 は、開口部 26 から処置具チャンネル 19 により吸引動作を行いながら、前方送水チャンネル 20 の開口部 27 から蒸留水などの液体を噴出する際、開口部 26 への吸引力の影響を受けることなく、体腔内の患部に向けて液体を噴出することができる。つまり、本実施の形態の内視鏡 2 は、開口部 27 から噴出される液体の噴出方向が開口部 26 からの吸引により乱れが生じないような構成になっている。

【0119】

以上の種々の特徴（効果）を有する本実施の形態の内視鏡 2 は、先端カバー 24 の先端面に設けられる送気送水ノズル 60、通常光撮像ユニット 31A の観察レンズ 31a 及び蛍光撮像ユニット 31B の観察レンズ 31b を略直線上に配置すると、1つの送気送水ノズル 60 により、各観察レンズ 31a、31b の外表面に気液を吹き付けて清浄な状態に設定して、良好な観察視野を確保できるようにしている。

【0120】

尚、特殊光観察は、蛍光観察だけでなく、細胞や腺構造をはじめとする組織学的観察レベルの拡大倍率（望ましくは、100倍レベル以上の拡大率）を有する拡大光学系による拡大観察であってもよい。

【0121】

尚、本発明は、以上述べた実施形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変更可能である。

【図面の簡単な説明】

【0122】

【図1】内視鏡システムを概略的に示した説明図である。

【図2】内視鏡の先端カバーを示す斜視図である。

【図3】内視鏡の先端カバーを示す斜視図である。

【図4】先端カバーを正面から見た平面図である。

【図5】図4のA-A線に沿って切断した先端部及び湾曲部の断面図である。

【図6】図4のB-B線に沿って切断した先端部の断面図である。

【図7】送気送水管路の分岐部分を示す断面図である。

【図8】図4のC-C線に沿って切断した先端部の断面図である。

【図9】図4のD-D線に沿って切断した先端部の断面図である。

【図10】図5のE-E線に沿って切断した先端部の断面図である。

【図11】図5のF-F線に沿って切断した湾曲部の断面図である。

【図12】先端カバーを正面から見た平面図である。

【図13】先端カバーを正面から見た平面図である。

【図14】図5の先端部及び湾曲部の断面図において、さらに通常光撮像ユニットに沿って切断した断面図である。

【符号の説明】

【0123】

1・・・内視鏡システム、2・・・内視鏡、3・・・光源装置、4・・・プロセッサ

10

20

30

40

50

、 5・・・モニタ、 6・・・送気送水装置、 7 a・・・ワイヤガード、 7・・・湾曲駒、
 8・・・湾曲操作ワイヤ、 9・・・湾曲ブレード、 10・・・外皮、 10 a・・・接着部
 、 11・・・挿入部、 12・・・操作部、 13・・・ユニバーサルケーブル、 14・・・
 コネクタ、 15・・・先端部、 15 a・・・円柱部材、 15 b・・・補強環、 16・・・
 湾曲部、 17・・・可撓管部、 18 a・・・固定部、 18・・・固定環、 19・・・処置
 具チャンネル、 19 b・・・処置具管路、 19 a・・・管部材、 20・・・前方送水チャ
 ンネル、 20 b・・・前方送水管路、 20 a・・・管部材、 21・・・ライトガイド、 2
 1 a・・・円筒部材、 22・・・基端部、 23 a・・・保持枠、 23・・・照明レンズユ
 ニット、 24・・・先端カバー、 24・・・先端カバー、 25, 25 a, 25 b・・・照
 明レンズ、 26, 27・・・開口部、 28・・・チューブ、 29・・・外皮、 30・・・
 湾曲ブレード、 31 a, 31 b・・・観察レンズ、 31 A・・・通常光観察用撮像ユニッ
 ト、 31 B・・・蛍光観察用撮像ユニット、 32 B・・・対物レンズ、 32・・・レン
 ズユニット、 32 a ~ 32 d・・・レンズ枠、 32 A ~ 32 D・・・レンズ群、 33 a・・・
 カバーレンズ、 33, 38・・・撮像素子、 34・・・回路基板、 35 b・・・絶縁チ
 ューブ、 35 a・・・補強用円環部、 40・・・カバーレンズ、 36・・・レンズユ
 ニット、 36 a, 36 b・・・レンズ枠、 36 A, 36 B・・・レンズ群、 36・・・レン
 ズユニット、 38 a・・・カバーレンズ、 38 a, 38 b・・・信号ケーブル、 38 c・・・
 信号線、 38・・・撮像素子、 39・・・回路基板、 42・・・リレー基板、 43・・・
 信号ケーブル、 44・・・スコープケーブル、 45 a, 45 b・・・ドライブ回路、 4
 6・・・信号処理回路、 47, 58・・・制御回路、 48 a, 48 b・・・制御スイッチ
 、 49 a・・・信号線、 49 c・・・切換信号線、 49 d・・・制御信号線、 50・・・
 分岐管、 51・・・ランプ、 52・・・コリメータレンズ、 53・・・回転フィルタ、 5
 4・・・集光レンズ、 55, 57・・・モータ、 56・・・ラック、 58・・・制御回路
 、 60 a・・・噴出口、 60・・・送気送水ノズル、 60 a・・・開口部、 61 a・・・
 送気管路、 61・・・送気送水管路、 61 b・・・送水管路、 62・・・管部材、 63・・・
 送気送水ボタン、 101・・・移動レンズ枠、 102・・・駆動軸部材、 102 a・・・
 ネジ部、 103・・・支持枠、 104・・・回転駆動部、 104 a・・・外枠、 10
 4 b・・・モータ、 105・・・フレキシブル基板、 106・・・コネクタ部、 107・・・
 ケーブル、 201・・・延出部、 A・・・噴出範囲、 A R・・・矢印線、

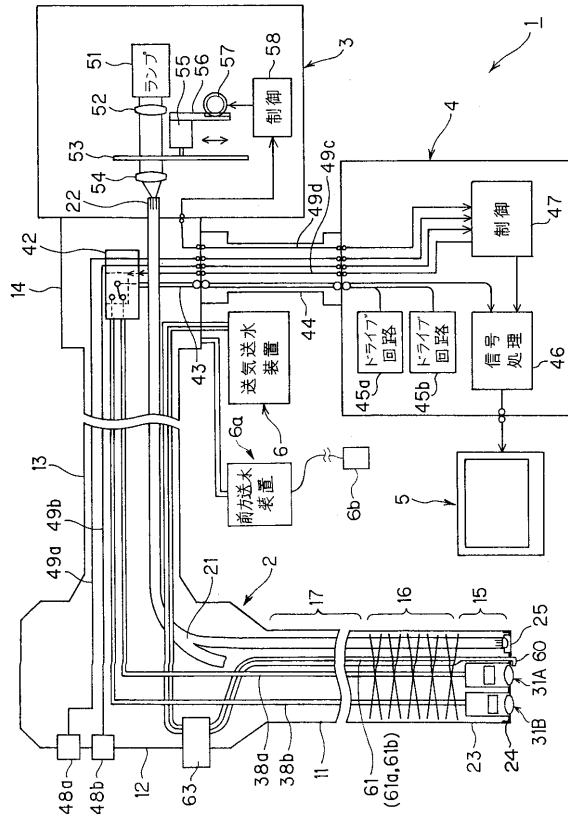
代理人 弁理士 伊藤 進

10

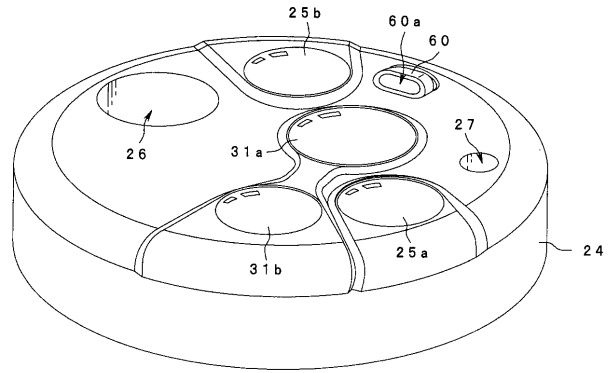
20

30

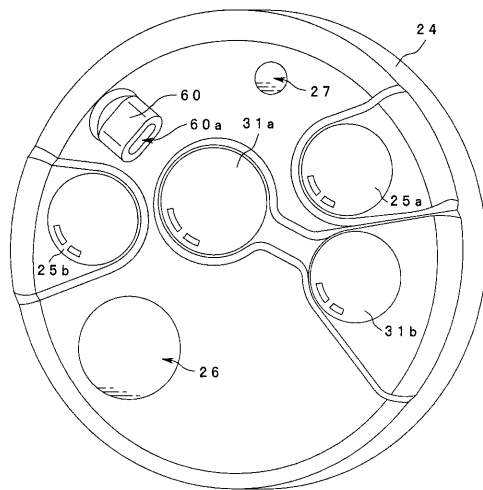
【図1】



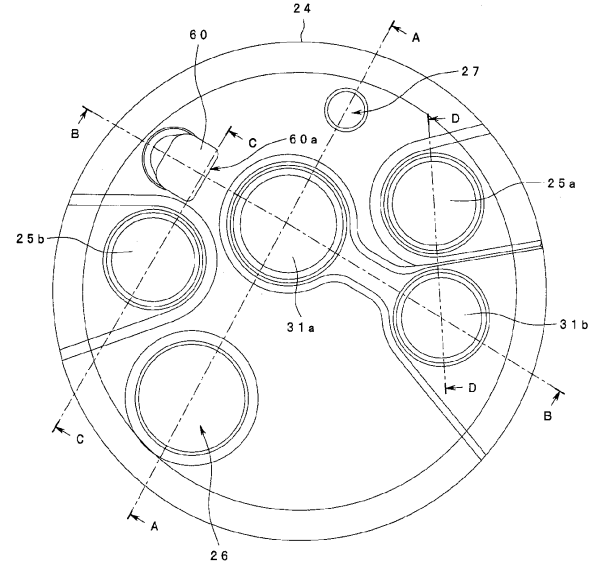
【図2】



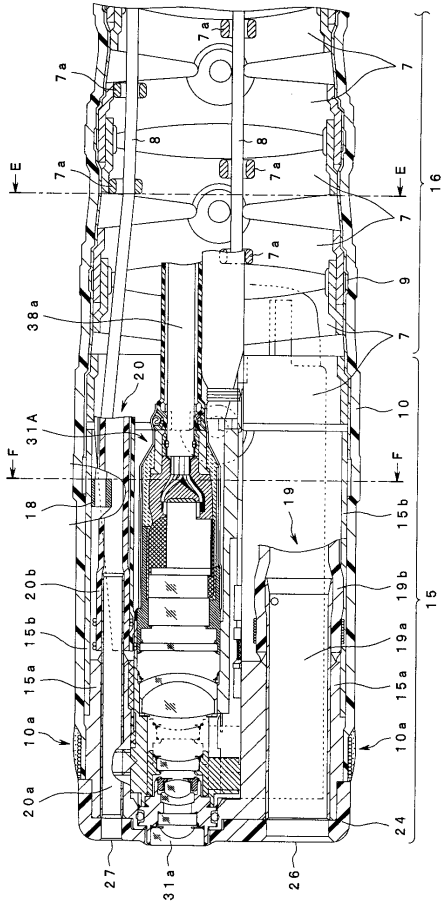
【図3】



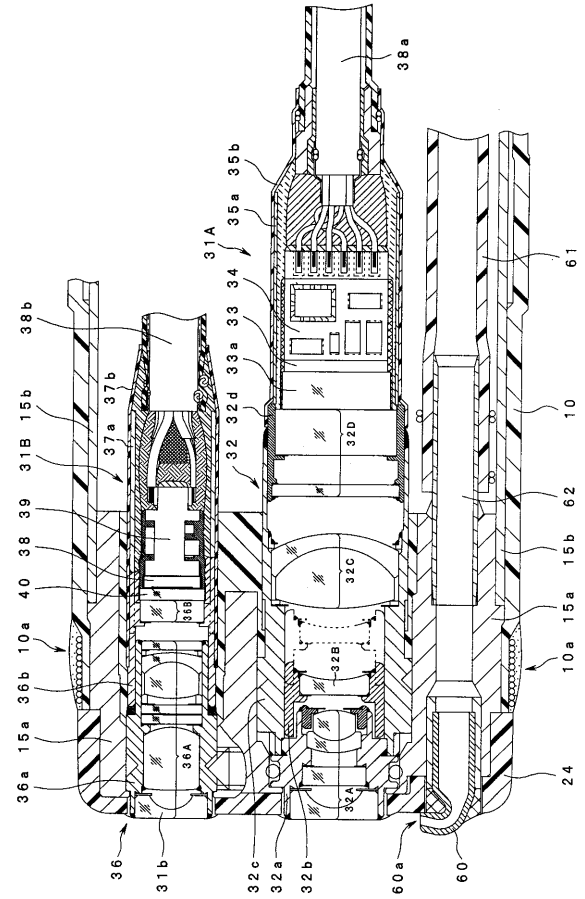
【図4】



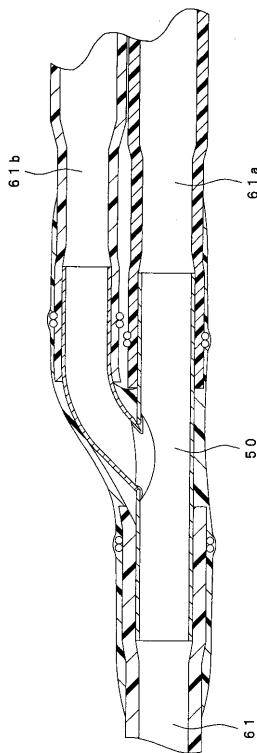
【 図 5 】



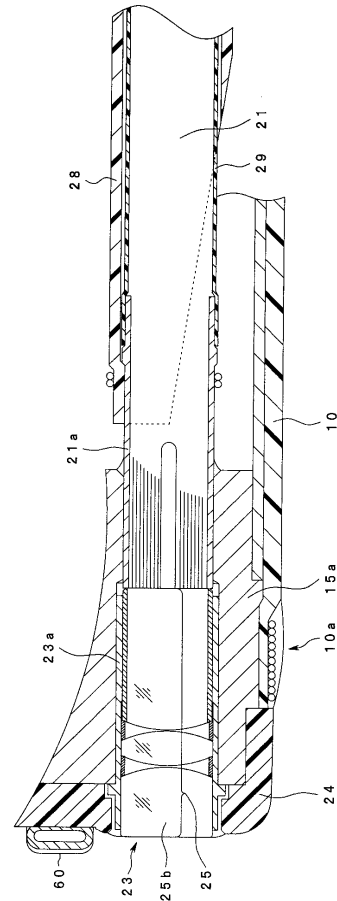
【 図 6 】



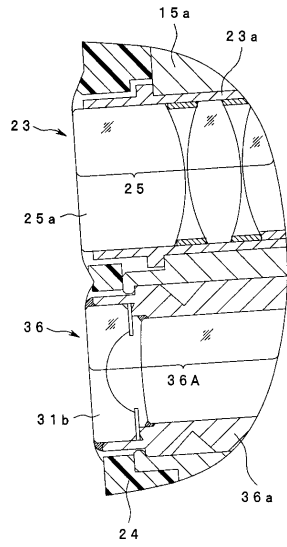
【 図 7 】



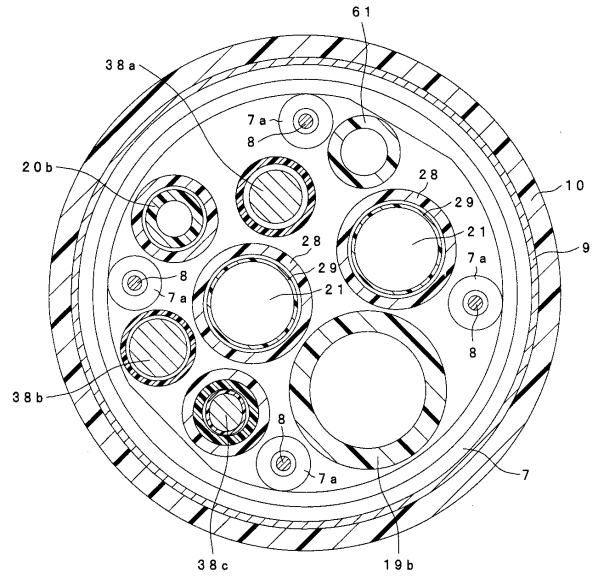
【 図 8 】



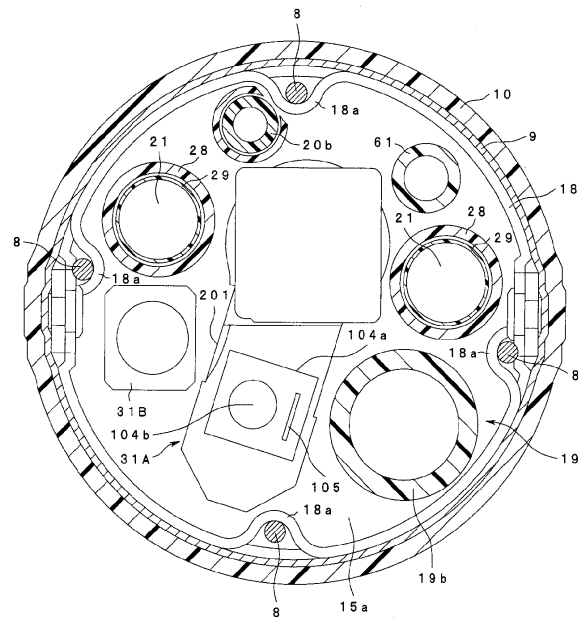
【図9】



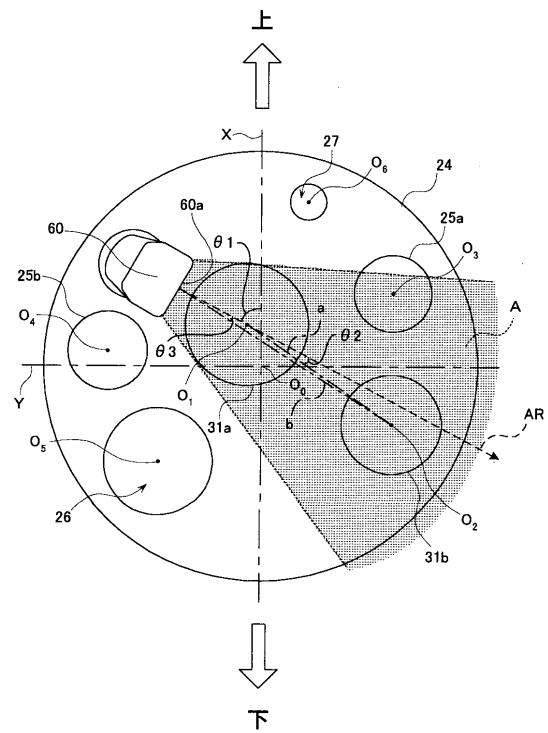
【図10】



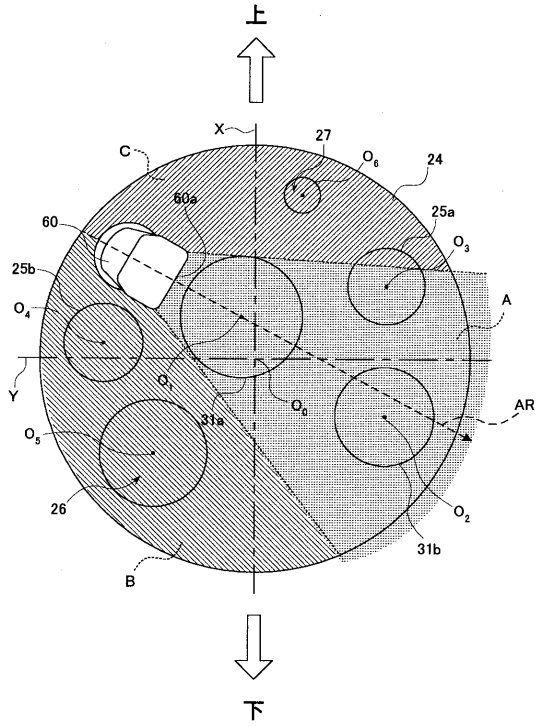
【図11】



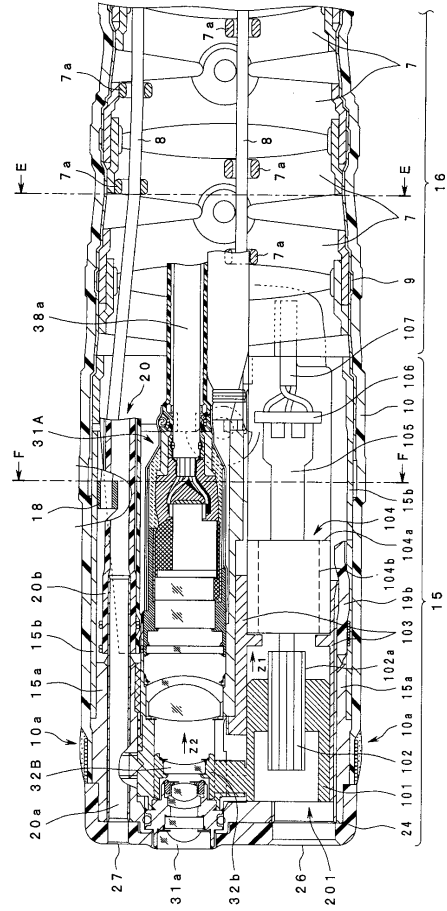
【図12】



【図13】



【図14】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平06-154155(JP,A)
特開平11-125773(JP,A)
特開平11-104070(JP,A)

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

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 内窥镜和内窥镜的插入部件 | | |
| 公开(公告)号 | JP4358753B2 | 公开(公告)日 | 2009-11-04 |
| 申请号 | JP2005003199 | 申请日 | 2005-01-07 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯医疗株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | オリンパスメディカルシステムズ株式会社 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | オリンパスメディカルシステムズ株式会社 | | |
| [标]发明人 | 大田原 崇 | | |
| 发明人 | 大田原 崇 | | |
| IPC分类号 | A61B1/00 G02B23/24 | | |
| FI分类号 | A61B1/00.300.P A61B1/00.300.D A61B1/00.300.Y G02B23/24.A A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.715 A61B1/00.731 | | |
| F-TERM分类号 | 2H040/BA03 2H040/BA09 2H040/CA02 2H040/CA09 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/DA11 2H040/DA14 2H040/DA18 2H040/DA19 2H040/DA53 2H040/DA56 2H040/DA57 2H040/EA01 2H040/FA02 2H040/FA13 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/BB02 4C061/BB05 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF38 4C061/FF40 4C061/FF43 4C061/HH54 4C061/JJ17 4C061/WW17 4C161/BB02 4C161/BB05 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF38 4C161/FF40 4C161/FF43 4C161/HH54 4C161/JJ17 4C161/WW17 | | |
| 代理人(译) | 伊藤 进 | | |
| 审查员(译) | 永井伸一 | | |
| 其他公开文献 | JP2006187550A | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

亲切代码：本发明提供一种内窥镜插入部和内窥镜，其能够减轻使用者将插入部插入患者体腔时给予患者的疼痛。一本发明的内窥镜用插入部具有插入部，包括第一导管和能够在显示装置上放大显示部分的第一观察图像，用于获得第二观察图像的第二成像装置设置在插入部分内，以及用于内窥镜的插入部分第一成像装置具有延伸部分和第一成像装置，该延伸部分基本上垂直于插入部分内的第一观察光学系统的光轴方向延伸。并且第二成像装置设置成将延伸部分夹在中间。The 11

【图 4】

