

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号  
特許第4868870号  
(P4868870)

(45) 発行日 平成24年2月1日(2012.2.1)

(24) 登録日 平成23年11月25日(2011.11.25)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

F I

A 6 1 B 1/00 3 0 0 Q

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/00 3 0 0 P

請求項の数 4 (全 18 頁)

|           |                               |           |                     |
|-----------|-------------------------------|-----------|---------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2006-26006 (P2006-26006)    | (73) 特許権者 | 304050923           |
| (22) 出願日  | 平成18年2月2日 (2006.2.2)          |           | オリンパスメディカルシステムズ株式会社 |
| (65) 公開番号 | 特開2007-202836 (P2007-202836A) |           | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号   |
| (43) 公開日  | 平成19年8月16日 (2007.8.16)        | (74) 代理人  | 100091351           |
| 審査請求日     | 平成20年12月15日 (2008.12.15)      |           | 弁理士 河野 哲            |
|           |                               | (74) 代理人  | 100088683           |
|           |                               |           | 弁理士 中村 誠            |
|           |                               | (74) 代理人  | 100108855           |
|           |                               |           | 弁理士 蔵田 昌俊           |
|           |                               | (74) 代理人  | 100075672           |
|           |                               |           | 弁理士 峰 隆司            |
|           |                               | (74) 代理人  | 100109830           |
|           |                               |           | 弁理士 福原 淑弘           |
|           |                               | (74) 代理人  | 100084618           |
|           |                               |           | 弁理士 村松 貞男           |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第1の中心を有する第1の観察光学系と、  
前記第1の観察光学系に向け流体を噴出する第1のノズルと、  
前記第1のノズルからの流体の噴出軌道上の前記第1の観察光学系の配置位置より離間された位置に配設された第2の中心を有する第2の観察光学系と、  
前記第2の観察光学系に向け流体を噴出する第2のノズルと、  
吸引手段に連通し、開口中心を有する先端開口部と、  
を、体腔内に挿入される挿入部の先端表面に具備し、  
前記第1の観察光学系に向け前記流体を噴出する前記第1のノズルと前記第1の中心との距離に対し、前記第2の観察光学系に向け前記流体を噴出する前記第2のノズルと前記第2の中心との距離が長く、かつ前記第1の中心と前記開口中心との距離に対し、前記第2の中心と前記開口中心との距離が短くなるように、前記第1及び第2のノズルと前記第1及び第2の観察光学系と前記先端開口部とを前記先端表面に配設したことを特徴とする内視鏡。

【請求項 2】

前記先端表面には、前記第1及び第2のノズルの前記流体の噴射範囲外に照明光学系が設けられることを特徴とする請求項1記載の内視鏡

【請求項 3】

前記第2の観察光学系は、特殊光観察に供することを特徴とする請求項1又は2記載の

内視鏡。

【請求項 4】

前記特殊光観察は、蛍光観察であることを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、少なくとも 2 つの観察光学系を有する内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

周知のように、内視鏡は、医療分野等で広く利用されている。このような内視鏡は、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内に挿入した処置具を用いて各種処置に供されている。この挿入部には、その先端部に湾曲部が設けられ、操作部の操作により、先端部の湾曲部が上下、左右方向に湾曲変形されて、先端部の観察窓の観察方向を変更させることが可能に構成されている。

【0003】

そして、この内視鏡の観察光学系の表面は、体腔内に挿入された際に、体液等が付着して観察の妨げになる場合があるため、洗滌用の送気送水ノズルが設けられ、この送気送水ノズルから洗浄液及び空気を順に吹き付けて洗浄することにより、清浄な観察視野を確保できるように構成されている。

【0004】

また、内視鏡には、各種鉗子を挿通したり、体腔内の体液、汚物などを吸引したりする管路（以下、処置具チャンネルという）と、被検部位である患部に付着する粘膜などを洗浄するために、患部方向へ洗浄液を吹き付けるための管路（以下、前方送水チャンネルという）が設けられている。これら処置具チャンネル及び前方送水チャンネルの各開口部は、先端表面に配設されている。

【0005】

ところで、このような内視鏡においては、2 台の CCD カメラに対してそれぞれ送気・送水口を同距離の位置に配すると共に、2 台の CCD カメラから等距離の位置に一つの鉗子口を配するように構成して、仕様形態の多様化を図るように構成したものも提案されている（例えば、特許文献 1 参照。）。30

【0006】

ところが、上記内視鏡では、2 台の CCD カメラに対してそれぞれ送気・送水口を配して、この 2 台の CCD カメラから等距離の位置に一つの鉗子口を配している構成上、内蔵する部品点数が多くなるために、強く要請されている細径化が困難であるという問題を有する。

【0007】

そこで、複数、例えば二つの撮像ユニットを有し、観察光学系としての複数、例えば二つの対物光学レンズと送気送水ノズルの開口とが略直線上に並ぶように、挿入部先端に配置した内視鏡も提案されている（例えば、特許文献 2 参照。）。40

【特許文献 1】特開平 06 - 154155 号公報

【特許文献 2】特開 2000 - 262463 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、上記内視鏡では、並設した二つの対物光学レンズの一方側に対して一つの送気送水ノズルを直線上に配して、この一つの送気送水ノズルを用いて二つの対物光学レンズに対して洗浄液又は空気を吹き付けて洗浄している構成上、送気送水ノズルから遠くはなれた他方側の対物光学レンズに対する送気力が弱いために、その表面に洗浄液等が残水してしまうという問題を有する。50

## 【 0 0 0 9 】

この発明は、上記の事情に鑑みてなされたもので、構成簡易にして、細径化の要請を満足したうえで、安定した高精度な光学系の洗浄を実現し得るようにした内視鏡を提供することを目的とする。

## 【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 1 0 】

この発明は、第 1 の中心を有する第 1 の観察光学系と、前記第 1 の観察光学系に向け流体を噴出する第 1 のノズルと、前記第 1 のノズルからの流体の噴出軌道上の前記第 1 の観察光学系の配置位置より離間された位置に配設された第 2 の中心を有する第 2 の観察光学系と、前記第 2 の観察光学系に向け流体を噴出する第 2 のノズルと、吸引手段に連通し、開口中心を有する先端開口部と、を、体腔内に挿入される挿入部の先端表面に具備し、前記第 1 の観察光学系に向け前記流体を噴出する前記第 1 のノズルと前記第 1 の中心との距離に対し、前記第 2 の観察光学系に向け前記流体を噴出する前記第 2 のノズルと前記第 2 の中心との距離が長く、かつ前記第 1 の中心と前記開口中心との距離に対し、前記第 2 の中心と前記開口中心との距離が短くなるように、前記第 1 及び第 2 のノズルと前記第 1 及び第 2 の観察光学系と前記先端開口部とを前記先端表面に配設して内視鏡を構成した。

10

## 【 0 0 1 1 】

上記構成によれば、第 1 の観察光学系に比して第 2 の観察光学系に吹き付けられる送気力が弱まってしまうため、該第 2 の観察光学系に残水が生じ易いが、第 2 の観察光学系に近い側に先端開口部がある為、吸引力によりその残水が引き寄せされる。従って、第 1 の観察光学系に比してノズル手段から遠く離れて配置される第 2 の観察光学系に生じた残水が先端開口部に効果的に吸引されて第 1 の観察光学系と同様に確実な洗浄が可能となる。

20

## 【発明の効果】

## 【 0 0 1 2 】

以上述べたように、この発明によれば、構成簡易にして、細径化の要請を満足したうえで、安定した高精度な光学系の洗浄を実現し得るようにした内視鏡を提供することができる。

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【 0 0 1 3 】

以下、この発明の実施の形態について、図面を参照して詳細に説明する。

30

## 【 0 0 1 4 】

図 1 は、この発明の一実施の形態の適用される内視鏡システム 1 の構成を示すもので、例えば通常光観察及び特殊光観察である蛍光観察が可能に構成される内視鏡 2 を備える。この内視鏡 2 には、照明光の供給を受ける光源装置 3 と、取得した画像情報を信号処理して映像信号を生成するための信号処理装置であるプロセッサ 4 と、このプロセッサ 4 で生成した映像信号に基づく通常観察用又は蛍光観察用の各内視鏡画像を表示するためのモニタ 5 と、送気送水の供給を受けるための送気送水装置 6 とが組み合わせられる。

## 【 0 0 1 5 】

上記内視鏡 2 は、体腔内に挿入し易いように細長な挿入部 1 1 と、この挿入部 1 1 の基端に連結される操作部 1 2 と、この操作部 1 2 の側部から延出するユニバーサルケーブル 1 3 とを有している。このユニバーサルケーブル 1 3 の端部に設けられたコネクタ 1 4 は、光源装置 3 に着脱自在に接続される。

40

## 【 0 0 1 6 】

また、内視鏡 2 の挿入部 1 1 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 1 5 と、この先端部 1 5 の基端に形成される湾曲部 1 6 と、この湾曲部 1 6 の基端から操作部 1 2 まで形成される可撓性を備えた可撓管部 1 7 と、を有して構成されている。

## 【 0 0 1 7 】

この挿入部 1 1 内には、照明光を伝送するライトガイド 2 1 が挿通されている。このライトガイド 2 1 は、上記操作部 1 2 を介してユニバーサルケーブル 1 3 内に挿通され、そ

50

の基端部 2 2 がコネクタ 1 4 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。そして、このライトガイド 2 1 の先端部分は、上記先端部 1 5 内において固定されている。

#### 【 0 0 1 8 】

先端部 1 5 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一对の照明レンズ 2 5 a , 2 5 b ( 図 2 参照 ) が配設され、ライトガイド 2 1 から照明レンズ 2 5 a , 2 5 b を介して照明光が出射される。また、先端部 1 5 の先端面には、先端カバー 2 4 が設けられている。このライトガイド 2 1 は、例えば操作部 1 2 内で分岐され、挿入部 1 1 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 2 1 の先端面は、先端カバー 2 4 に設けられた 2 つの照明レンズ 2 5 a , 2 5 b の背面近傍にそれぞれ配置される。

10

#### 【 0 0 1 9 】

また、挿入部 1 1 内には、例えば、医療器具としての鉗子等の処置具を挿通可能とする程度の内周長を有する吸引管路を兼用する管路である、第 1 の管路として処置具・吸引用チャンネル ( 鉗子チャンネルともいう ) 1 9 が設けられる。そして、この処置具・吸引用チャンネル 1 9 の先端は、上記先端カバー 2 4 の先端面に設けられる開口部 2 6 に連通される。

#### 【 0 0 2 0 】

処置具・吸引用チャンネル 1 9 は、挿入部 1 1 の基端側において分岐され、一方が操作部 1 2 に配設される処置具挿入口 1 9 1 まで挿通される。そして、処置具・吸引用チャンネル 1 9 の他方は、挿入部 1 1 及びユニバーサルケーブル 1 3 内を通してその基端がコネクタ 1 4 を介して、吸引手段である吸引装置 7 に接続される。この吸引装置 7 は、例えば上記操作部 1 2 に配される図示しない吸引ボタンの操作に連動して駆動制御される。

20

#### 【 0 0 2 1 】

上記先端部 1 5 の内部には、複数、例えば 2 つの撮像ユニット 3 1 A , 3 1 B が内装されている ( 図 2 参照 ) 。このうち撮像ユニット 3 1 A は、通常光撮像ユニットと称され通常光観察に供される。他方の撮像ユニット 3 1 B は、蛍光撮像ユニットと称され特殊光観察である蛍光観察に供される。

#### 【 0 0 2 2 】

ここで、上記特殊光観察としては、蛍光観察に限るものでなく、例えば、暗視観察あるいは赤外線観察等とすることも可能である。このうち赤外線観察としては、例えば 7 9 0 ~ 9 7 0 nm の赤外線の波長帯域が好ましい。

30

#### 【 0 0 2 3 】

撮像ユニット 3 1 A 及び撮像ユニット 3 1 B には、信号ケーブル 3 8 a , 3 8 b の一端がそれぞれ接続されている。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 と切換え可能に接続されている。そして、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 内を通してプロセッサ 4 に接続される。

#### 【 0 0 2 4 】

40

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 を介して上記 2 つの撮像素子からそれぞれ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。

#### 【 0 0 2 5 】

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、上述の処置具挿通口 ( 不図示 ) が設けられている。

#### 【 0 0 2 6 】

50

これら制御スイッチ 48a, 48b は、それぞれ信号線 49a, 49b を介して上記プロセッサ 4 の制御回路 47 に接続される。このうち例えば制御スイッチ 48a は、切換を指示する信号を発生する。他方の制御スイッチ 48b は、例えばフリーズ指示の信号を発生する。

【0027】

上記リレー基板 42 は、例えば制御スイッチ 48a 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 38a, 38b のうちの一方を共通の信号ケーブル 43 と接続された状態から信号ケーブル 38a, 38b の他方が上記信号ケーブル 43 と接続されるように切換動作を行う。

【0028】

10

具体的には、制御スイッチ 48a が操作されることにより、スコープケーブル 44 内に挿通され、制御回路 47 に電氣的に接続された切換信号線 49c を介して、リレー基板 42 に切換信号が出力される。この切換信号線 49c が接続されるリレー基板 42 は、制御回路 47 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、通常光撮像ユニット 31A の信号ケーブル 38a が共通の信号ケーブル 43 と接続される。また、起動開始状態で、上記切換制御端子は、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。

【0029】

この状態において、ユーザーが、制御スイッチ 48a を操作すると、制御回路 47 からの信号が切換信号線 49c を介してリレー基板 42 の入力端に H (HIGH) レベルとなる制御信号が印加され、切換制御端子をプルアップして、蛍光撮像ユニット 31B の信号ケーブル 38b が共通の信号ケーブル 43 と接続される。

20

【0030】

さらに、制御スイッチ 48a 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て、通常光撮像ユニット 31A の信号ケーブル 38a が共通の信号ケーブル 43 と接続される。

【0031】

また、制御スイッチ 48a の操作に伴い、制御回路 47 は、光源装置 3 内の制御回路 58 にも、スコープケーブル 44 内の制御信号線 49d を介して制御信号を出力する。すると、制御回路 58 は、その制御信号に応動し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。同時に、制御回路 47 は、信号処理回路 46 の動作状態を通常光撮像ユニット 31A 及び蛍光撮像ユニット 31B の各撮像素子に対応して動作を行うように制御する。

30

【0032】

上記光源装置 3 は、励起光の波長を含む白色光を発生するランプ 51 と、このランプ 51 の光を平行な光束にするコリメータレンズ 52 と、このコリメータレンズ 52 の光路中に配置され、例えば可視光波長帯域 (380nm ~ 780nm) における R (RED), G (GREEN), B (BLUE) の波長帯域の光をそれぞれ通す RGB フィルタを周方向に設けた回転フィルタ 53 と、この回転フィルタ 53 の透過光を集光してライトガイド 21 の基端部 22 に出射する集光レンズ 54 とを備える。

40

【0033】

このうち RGB フィルタが設けられた回転フィルタ 53 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られている。そして、この回転フィルタ 53 は、モータ 55 により回転駆動される。このモータ 55 は、ラック 56 に取り付けられ、このラック 56 に噛合するギヤ付きモータ 57 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される。

【0034】

このギヤ付きモータ 57 は、上記制御回路 58 により制御される。この制御回路 58 は、制御信号線 49d を介してプロセッサ 4 の制御回路 47 と接続され、制御スイッチ 48

50

aの操作により、対応する制御動作を行う。

【0035】

また、先端部15には、上記先端カバー24に配置された通常光撮像ユニット31A及び蛍光撮像ユニット31B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ノズル手段である送気送水ノズル60が、通常光撮像ユニット31A及び蛍光撮像ユニット31Bの各対物レンズに対して略直線上に配置されている。

【0036】

この送気送水ノズル60は、例えば後述するように、その先端側が合流して1つになっている送気送水管路61に接続され、送気送水管路61の基端側が送気管路61aと送水管路61bに分岐している。この送気送水ノズル60に連通する送気管路61a及び送水管路61bは、ユニバーサルケーブル13のコネクタ14まで挿通されており、空気等の気体又は洗浄液等の液体を含む流体を送り込む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。

10

【0037】

また、送気管路61a及び送水管路61bは、その中途となる操作部12において、上述した送気送水ボタン63が介装されており、この送気送水ボタン63が操作されることにより、流体の送気及び送水が行われる。これにより、送気送水ノズル60は、流体を噴出方向に配置された通常光撮像ユニット31A及び蛍光撮像ユニット31B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する。

20

【0038】

上記挿入部11の先端部15に配設される先端カバー24には、図2に示すように上記通常光撮像ユニット31Aの第1の観察光学系を構成する、観察レンズ31aと、蛍光撮像ユニット31Bの第2の観察光学系を構成する、観察レンズ31bと、2つの照明レンズ25a, 25bと、処置具・吸引用チャンネル19の開口部26とが後述するように略直線上に配設されている。また、上記先端カバー24には、送気送水ノズル60が、観察レンズ31aに並べて、その噴出口60aを観察レンズ31a, 31bに向けられて配置されている。

【0039】

30

上記先端カバー24は、例えば先端部15を先端から見たときに一方方向に扁平した略円形状に形成され(図2参照)、その扁平方向に上記送気送水ノズル60、観察レンズ31a、観察レンズ31bが順に所定の間隔を有して略直線上に配置される。そして、これら観察レンズ31a, 31b、送気送水ノズル60の配列方向に対して交差する軸上であって、観察レンズ31aを挟んで照明レンズ25a, 25bが配置される。これら照明レンズ25a, 25bは、例えば図3に示すように送気送水ノズル60の送気送水領域A以外に配置することが好ましい。

【0040】

上記開口部26は、上記観察レンズ31a, 31bの各中心をO1、O2とすると、その開口中心O3が、観察レンズ31a, 31bと中間位置であって、観察レンズ31aの中心O1までの間隔(距離)L1が、観察レンズ31bの中心O1までの間隔(距離)L2より長い、 $L1 > L2$ となる先端カバー24の前面に配置される。これにより、送気送水ノズル60から噴出されて観察レンズ31a, 31bに吹き付けられた流体は、上記吸引装置7が上記操作部12の吸引ボタンの操作に連動して駆動されると、送気送水ノズル60の噴出口60aに近い観察レンズ31a側より遠く離れた観察レンズ31b側が開口部26に強く吸引される。この結果、観察レンズ31a, 31bは、送気送水ノズル60からの流体の噴射力と、吸引装置7からの吸引力により、双方の残水が同様に取り除くことが可能となる。

40

【0041】

次に、上記内視鏡2の挿入部11の先端部分の内部構成について図4及び図5を参照し

50

て説明する。

【 0 0 4 2 】

即ち、図 4 は、図 2 の x—x 断面を示し、図 5 は、図 1 の送気送水管路の分岐部分を断面して示すもので、上記挿入部 1 1 の先端部 1 5 の基端には、上記周知の湾曲部 1 6 が設けられる。この湾曲部 1 6 は、例えば内周面に 4 つのワイヤガイドの設けられた図示しない円環状の複数の湾曲駒が回動自在に連設されている。この複数の湾曲駒は、その 4 つのワイヤガイドが、挿入軸周りにそれぞれが略 90°ずらされた状態で連設されて形成され、そ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図示しない湾曲ブレードが被せられて、その上に水密を保つように外皮 1 0 が被せられて上記湾曲部 1 6 が形成される。この外皮 1 0 は、上記湾曲部 1 6 と共に、上記先端部 1 5 及び可撓管部 1 7 の先端側端部に亘って被着されて、その両端外周部分が先端部 1 5 及び可撓管部 1 7 において、糸巻き接着部 1 0 a により固着される。

10

【 0 0 4 3 】

上記湾曲部 1 6 の上記湾曲駒のワイヤガイドには、それぞれ図示しない湾曲操作ワイヤが挿着され、この各湾曲操作ワイヤが上記挿入部 1 1 内に挿通される。これら 4 本の湾曲操作ワイヤは、先端部分が先端部 1 5 内に設けられた図示しない固定環によりそれぞれ、挿入軸周りに略 90°にずらされて湾曲部 1 6 の挿入軸が略直線となっている状態において保持固定され、その基端部分が、上記操作部 1 2 (図 1 参照) 内に設けられ、図示しない湾曲操作ノブに連結されている湾曲操作機構に交互に牽引又は弛緩可能に連結されている。

20

【 0 0 4 4 】

これにより、湾曲部 1 6 は、上記 4 本の湾曲操作ワイヤが上記湾曲操作ノブの操作によってそれぞれ、牽引・弛緩されることによって、その上記湾曲駒が 4 方向へ湾曲操作される。これら 4 方向とは、例えば後述するように、各撮像ユニット 3 1 A, 3 1 B 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 方向に対応される。

【 0 0 4 5 】

また、上記先端部 1 5 内には、硬質な金属からなり、複数、例えば 6 つの孔部が形成された円柱部材 1 5 a と、この円柱部材 1 5 a の基端側外周部を外嵌する円環状の補強環 1 5 b が配設されている (図 4 参照)。先端部 1 5 には、補強環 1 5 b が設けられ、この補強環 1 5 b の基端部には、上記湾曲部 1 6 の最先端の湾曲駒が連結される。

30

【 0 0 4 6 】

上記先端部 1 5 内の円柱部材 1 5 a に形成された 6 つの孔部のうち、1 つの孔部が処置具・吸引用チャンネル 1 9 の先端部分を形成し、残りの 5 つの孔部には、上述した通常光撮像ユニット 3 1 A、蛍光撮像ユニット 3 1 B 及び送気送水ノズル 6 0 と、後述する 2 つの照明レンズユニット 2 3, 2 3 がそれぞれ配置される (図 2 及び図 3 参照)。

【 0 0 4 7 】

上記円柱部材 1 5 a の 6 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観察レンズ 3 1 a を含む通常光観察ユニット 3 1 A 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固定される第 2 の観察光学系を構成する観察レンズ 3 1 b を含む蛍光観察ユニット 3 1 B が配置される第 2 の観察光学系配置手段を構成している。そして、第 1 及び第 2 の照明光学系である各照明レンズ 2 5 をそれぞれ備えた 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それぞれ固定配置される他の 2 つの孔部は、一方が第 1 の照明光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。

40

【 0 0 4 8 】

また、上記 6 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送水ノズル 6 0 を固定配置する送気送水配置手段を構成している (図 2 及び図 3 参照)。さらに、上記 6 つの孔部のうち、第 1 の内視鏡管路である処置具・吸引用チャンネル 1 9 が配置される孔部は、第 1 の内視鏡管路配

50

置手段を構成している。この処置具・吸引用チャンネル 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、上記円柱部材 15 a の 6 つの孔部のうちの 1 つの孔部に固定配置される。

【0049】

この処置具・吸引用チャンネル 19 は、上述したように上記吸引装置 7 に接続されて該吸引装置 7 の吸引力により、上記送気送水ノズル 60 から観察レンズ 31 a , 31 b に向けて噴射された流体の残水を、先端カバー 24 の開口部 26 を通して吸引する。また、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、先端側の噴出口 60 a が各観察レンズ 31 a , 31 b 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 15 a の孔部に挿嵌されている。

10

【0050】

そして、この送気送水ノズル 60 に対応した円柱部材 15 a の孔部の基端側には、管部材 62 の先端部分が挿嵌され、この管部材 62 の基端部分には、送気送水管路 61 が接続されている。これら管部材 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。

【0051】

この送気送水管路 61 は、例えば図 5 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 61 a 及び送水管路 61 b の先端部分にそれぞれ接続されている。これにより、送気送水管路 61 は、送気管路 61 a 及び送水管路 61 b と連通する。そして、これら管路 61 , 61 a , 61 b と分岐管 50 とは、糸巻きにより接続固定されて、それぞれ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。

20

【0052】

また、上記先端部 15 の円柱部材 15 a に形成される 6 つの孔部のうち、2 つには、先端側から照明レンズ 25 a ( 25 b ) を含む二つの照明レンズユニット 23 ( 23 ) がそれぞれ挿嵌され、その基端部分に上記ライトガイド 21 の先端部分がそれぞれ挿嵌されている。このライトガイド 21 は、先端部分に円筒部材 21 a 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。そして、円筒部材 21 a 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、外皮 29 に被覆されたライトガイド 21 がチューブ 28 内に挿通されている。

30

【0053】

上記通常光撮像ユニット 31 A 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。このうちレンズユニット 32 は、第 1 ~ 第 4 レンズ群 32 A ~ 32 D と、第 1 ~ 第 4 レンズ枠 32 a ~ 32 d とを有して構成されている。ここで、上記観察レンズ 31 a を含む 4 つの対物レンズからなる第 1 レンズ群 32 A は、第 1 レンズ枠 32 a に保持されており、1 つの対物レンズからなる第 2 レンズ群 32 B は、第 2 レンズ枠 32 b に保持され、2 つの対物レンズからなる第 3 レンズ群 32 C が第 3 レンズ枠 32 c に保持され、3 つの対物レンズからなる第 4 レンズ群 32 D は、第 4 レンズ枠 32 d に保持されている。

40

【0054】

また、上記第 2 レンズ 32 B を保持する第 2 レンズ枠 32 b は、ズーミングのため撮影光軸方向に対して進退可能な移動枠構造を有する。そして、この第 2 レンズ枠 32 b は、操作部 12 に設けられる図示しないズーミング用の操作ボタンがユーザーにより操作されると、上記通常光撮像ユニット 31 A に設けられる図示しない例えばモータなどの駆動手段により、撮影光軸方向に進退移動される。この第 2 レンズ枠 32 b を撮影光軸方向に対する進退移動を行う駆動手段は、上記プロセッサ 4 からの駆動 / 停止信号が図示しない信号線を介して供給される。

【0055】

上記撮像素子 33 は、第 4 レンズ枠 32 d の最基端にある対物レンズの基端側に並設さ

50

れるカバーレンズ 33a が受光面側に設けられ (図 4 参照)、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 38a に出力する。

なお、この回路基板 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。

【0056】

ここで、上記カバーレンズ 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、それぞれ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。そして、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。

10

【0057】

また、上記蛍光撮像ユニット 31B は、上述した通常光撮像ユニット 31A と同様に、レンズユニット 36 と、CCD、CMOS などの撮像素子 38 と、回路基板 39 とを有している。

【0058】

上記レンズユニット 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 36a、36b とを有して構成されている。第 1 レンズ群 36A は、例えば観察レンズ 31b を含む 7 つの対物レンズで構成され、第 1 レンズ枠 36a に保持される。そして、第 2 レンズ群 36B は、第 2 レンズ枠 36b に保持されている。

20

【0059】

また、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。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 38b 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。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。

30

【0060】

上記カバーレンズ 40、撮像素子 38、回路基板 39 及び信号ケーブル 38b の先端部分は、それぞれ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 37a 及び絶縁チューブ 37b により被覆されている。

【0061】

そして、上記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それぞれ挿嵌されて、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。

40

【0062】

上記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。そして、これら通常及び蛍光撮像ユニット 31A、31B は、2 つの撮像素子 33、38 のそれぞれの受光面が挿入部 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それぞれ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。

【0063】

また、通常光及び蛍光撮像ユニット 31A、31B によって撮影された被写体像は、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

50

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されている。言い換えると、通常及び蛍光撮像ユニット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されている。

【００６４】

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内に挿通する上記４つの湾曲操作ワイヤが、上述したように、操作部１２に設けられる上記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。

10

【００６５】

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、それぞれの撮像素子３３，３８の水平転送方向及び垂直転送方向がそれぞれ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。これにより、ユーザーは、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。

【００６６】

ここで、上記内視鏡２は、通常光観察のときに、撮影のための光量が多い方がよいことにより、通常光撮像ユニット３１Ａを、先端部１５の先端面の略中央付近に配設して、蛍光撮像ユニット３１Ｂへ撮像のため入射する光を導く観察レンズ３１ｂ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３１ａから撮像のための光が取り込まれるようになっている。そして、通常光撮像ユニット３１Ａは、拡大機能である、テレノズーム時の収差を抑えるため、複数のレンズ群３２Ａ～３２Ｄ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。

20

【００６７】

なお、上記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を構成する場合には、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光観察を行う撮像ユニットに対応することもありうる。

30

【００６８】

ここで、上記内視鏡システム１の作用について説明する。

【００６９】

使用に供する場合、ユーザーは、まず、内視鏡２のコネクタ１４を光源装置３に接続し、さらに、このコネクタ１４にスコープケーブル４４の一端を接続し、スコープケーブル４４の他端をプロセッサ４に接続する。また送気管路６１ａ及び送水管路６１ｂを送気送水装置６に接続する。次に、ユーザーは、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。ここで、プロセッサ４と光源装置３の制御回路４７，５８は、制御信号等を送受信できる状態になる。

40

【００７０】

また、起動状態では、リレー基板４２は、通常光撮像ユニット３１Ａ側が選択されるように設定されている。すると、制御回路４７は、光源装置３の制御回路５８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。この際、制御回路４７は、ＣＣＤドライブ回路４５ａを駆動させるように制御すると共に、信号処理回路４６の動作状態を通常光観察モードに設定する。

【００７１】

ここで、ユーザーは、内視鏡２の挿入部１１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。この際、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を保持する。この状態において、回転フィルタ５３は、ＲＧＢフィルタが照

50

明光路中に配置された状態でモータ55により回転駆動される。これにより、ライトガイド21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45aは、CCDドライブ信号を出力し、照明レンズ25a, 25bを経て患者の体腔内の患部等を照明する。

【0072】

照明された患部等の被写体は、通常光撮像ユニット31Aのレンズユニット32を通過して、撮像素子33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33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38a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を介して信号処理回路46に入力される。

10

【0073】

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においてカラー画像として表示される。

【0074】

そして、ユーザーは、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48aをONする。すると、制御回路47はこの切換指示信号を受けて、リレー基板42の切り換え制御を行うと共に、制御回路58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。同時に、制御回路47は、ドライブ回路45bを動作状態に制御すると共に、信号処理回路46を蛍光観察の処理モードに設定する。

20

【0075】

この場合には、光源装置3内の制御回路58は、ギヤ付きモータ57により、モータ55と共に、回転フィルタ53を照明光路と直交する方向に移動させて、照明光路中に励起光フィルタが配置される設定する。

【0076】

この状態では、ランプ51からの光は、励起光フィルタにより例えば400~450nm付近の波長帯域の光が透過してライトガイド21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25a, 25bを経て体腔内の患部等に照射される。

30

【0077】

この励起光が照射された患部等は、癌等の非正常組織であるとその励起光を吸収して、正常な組織の場合よりも弱い蛍光を発するようになる。その蛍光を発する部位の光の強弱は、蛍光撮像ユニット31Bのレンズユニット36を通過して、撮像素子38の受光面に結像され、光電変換される。

【0078】

ここで、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。

40

【0079】

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。この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。

【0080】

また、上記信号処理回路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するようにしてもよい。

【0081】

50

この通常及び蛍光観察状態において、観察レンズ31a, 31bの洗浄を行う場合には、上記操作部12の送気送水ボタン63を操作する。すると、送気送水装置6が駆動され、送気送水装置6は、流体である洗浄液又は空気等の気液を、送気送水管61を介して選択的に送気送水ノズル60に供給し、該送気送水ノズル60から観察レンズ31a, 31bに向けて噴出させ吹き付け体液、付着物等を除去及び洗浄する。この際、上記吸引装置7が駆動され、吸引装置7は、噴出された気液及び観察レンズ31a, 31bの残水を、処置具・吸引用チャンネル19を通して開口部26から吸引する。

#### 【0082】

このように、上記内視鏡システム1は、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、通常及び蛍光撮像ユニット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。

10

#### 【0083】

ここで、特に蛍光撮像を行う場合、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、通常の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、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。

#### 【0084】

また、切換用のリレー基板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を実現することが可能となる。

20

#### 【0085】

さらに、これによれば、清浄構成として、1つの送気送水ノズル60により、両方の観察レンズ31a, 31bの外表面に流体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、挿入可能となった適用範囲を拡大できる。

#### 【0086】

そして、この清浄構成においては、上述したように処置具・吸引用チャンネル19を、送気送水ノズル60に近くに位置する観察レンズ31aに対する間隔をL1として、送気送水ノズル60より遠くに位置する観察レンズ31bに対してL1より近い間隔L2に配している。これにより、観察レンズ31b側の吸引力が観察レンズ31a側より強いことで、送気送水ノズル60からの噴射力との協働作用により、観察レンズ31a, 31bの双方の残水を、同様に開口部26より処置具・吸引用チャンネル19内に確実に吸引することができて、残水の無い高精度な清浄が簡便に行うことが可能となる。

30

#### 【0087】

上記内視鏡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構成することにより、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可能に構成することで、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、上記内視鏡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。

40

#### 【0088】

また、上記内視鏡は、先端部15の先端カバー24に送気送水ノズル60からの流体の噴出軌道上に観察レンズ31a, 31bを順に配して、処置具・吸引用チャンネル19を、その開口部26の中心O3から観察レンズ31aの中心O1までの間隔をL1とし、その中心O3から観察レンズ31bの中心O3までの間隔をL2とすると、 $L1 > L2$ の位置に開口部26を配置して構成している。

#### 【0089】

50

これによれば、送気送水ノズル60から観察レンズ31a, 31bの表面に流体である液体が吹き付けられると、観察レンズ31bが送気送水ノズル60に対して遠い側にあるため、観察レンズ31aに比して観察レンズ31bに吹き付けられる噴射力が弱くなり、該観察レンズ31bに残水が生じ易いが、その際に、開口部26から吸引を行うことで、生じた残水が観察レンズ31aに比して近くに存在する開口部26からの吸引力により、開口部26内に残水が吸引される。この結果、挿入部11、特に先端部15及び湾曲部16の細径化を確保したうえで、観察レンズ31aに比して送気送水ノズル60から遠く離れて配置される観察レンズ31bにおいても開口部26により効果的に吸引され、観察レンズ31aと同様に確実な洗浄が可能となり、良好な観察視野を確保することができる。

【0090】

10

また、上記送気送水ノズル60からの流体又は空気の噴射を観察レンズ31a, 31bを中心として、照明レンズ25a, 25bを除く領域に設定していることにより、洗浄時における照明レンズ25a, 25bの残水によるゆらぎ及び明るさ低下の防止が図れて、観察に適した照明を確保することができる。

【0091】

なお、上記実施の形態では、特殊光観察として、蛍光観察を配するように構成した場合について説明したが、これに限ることなく、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を行うように構成してもよい。

【0092】

20

また、この発明は、上記実施の形態に限ることなく、その他、例えば図6に示すように上記先端カバー24の開口部26の中心O3と、その中心O1、O2までの間隔L1、L2が $L1 < L2$ を有して配した二つの観察レンズ31a, 31bを、第1及び第2の送気送水ノズル601, 602の二つのノズルを用いて洗浄するように構成することも可能で、略同様の効果が期待される。但し、図6においては、上記図1乃至図5と同一部分について同一符号を付して、その詳細な説明を省略する。

【0093】

即ち、図6に示す実施の形態では、第1の送気送水ノズル601が、観察レンズ31aに向けて配される。そして、第2の送気送水ノズル602は、先端カバー24の先端表面に他方の観察レンズ31bにその噴出口602aが向けられて配される。

30

【0094】

この第2の送気送水ノズル602は、例えば観察レンズ31bまでの間隔が、上記第1の送気送水ノズル601と第1の観察レンズ31aとの間隔より遠位に配置されるものである。この結果、第2の送気送水ノズル602は、その配置が、先端カバー24の先端表面の空きスペースを利用することができて、挿入部11の細径化の要請を満足することができる。これにより、観察レンズ31a, 31bは、上記第1及び第2の送気送水ノズル601, 602により流体である液体及び気体が噴射されてそれぞれ洗浄され、その洗浄に伴い生じた各残水が、上記実施の形態と同様に、一つの開口部26からの吸引力により該開口部26に吸引され、良好な視野が確保される。

【0095】

40

この際、噴射力は、第1の送気送水ノズル601に比して第2の送気送水ノズル602が遠位にあるため弱くなってしまうが、開口部26が該観察レンズ31aよりも近位の観察レンズ31b近傍にあるため、観察レンズ31aに対してよりも観察レンズ31bの残水を吸引して除去できる。

【0096】

なお、上記第1及び第2の送気送水ノズル601, 602は、上記送気送水管路61である送気管路61a及び送水管路61bを介して送気送水装置6に接続され、上述したように送気送水装置6を介して液体及び気体が選択的に供給されて観察レンズ31a, 31bに向けて噴射する。

【0097】

50

さらに、上記実施の形態では、通常光観察と蛍光観察の異なる観察光学系を構成した場合について説明したが、これに限ることなく、その他、同一の観察光学系を複数配置するように構成することも可能である。

【0098】

また、上記実施の形態では、前方送水機能を備えていない内視鏡構造について説明したが、この構造に限ることなく、前方送水機能を備える構成においても適用可能で、同様の効果が期待される。

【0099】

よって、この発明は、上記実施の形態に限ることなく、その他、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々の変形を実施し得ることが可能である。さらに、上記実施形態には、種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組合せにより種々の発明が抽出され得る。

10

【0100】

例えば実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果で述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

【0101】

また、この発明は、上記実施の形態によれば、その他、次のような構成を得ることもできる。

【0102】

20

(付記1)

挿入部の先端部外表面に設けられ、流体を噴出可能なノズルと、

前記流体の噴出軌道上に設けられ、前記ノズルに対して第1の距離、離間されて配置される第1の対物レンズと、

前記流体の噴出軌道上に設けられ、前記ノズルに対して前記第1の距離よりも長い第2の距離、離間されて配置される第2の対物レンズと、

前記挿入部の先端部外表面に設けられるものであって、前記第1の対物レンズとの距離を $L_1$ 、前記第2の対物レンズとの距離を $L_2$ とした場合、距離 $L_1 > 距離L_2$ なる位置に配置された開口部を有する吸引管路と、

を具備することを特徴とする内視鏡。

30

【0103】

(付記2)

前記ノズルは、前記第1及び第2の対物レンズの双方に流体を噴出することを特徴とする付記1記載の内視鏡。

【0104】

(付記3)

前記ノズルは、前記第1及び第2の対物レンズの双方に流体を噴出することを特徴とする付記1記載の内視鏡。

【0105】

(付記4)

40

前記第1及び第2の対物レンズは、少なくとも一方が特殊光観察に供することを特徴とする付記1乃至3のいずれか記載の内視鏡。

【0106】

(付記5)

前記特殊光観察は、蛍光観察であることを特徴とする付記4記載の内視鏡。

【図面の簡単な説明】

【0107】

【図1】この発明の一実施の形態に係る内視鏡の適用される内視鏡システムの概略構成を説明するために示した構成図である。

【図2】図1の内視鏡の先端部の先端前面を正面から見た状態を示した平面図である。

50

【図 3】図 1 の内視鏡の先端部の先端前面の送気送水ノズルの送気送水領域と観察レンズ及び照明レンズとの位置関係を説明するために示した平面図である。

【図 4】図 2 の A—A を断面して示した断面図である。

【図 5】図 1 の内視鏡の送気送水管の分岐部分の詳細を説明するために示した断面図である。

【図 6】この発明の他の実施の形態に係る内視鏡の要部を取り題して示した平面図である。

【符号の説明】

【 0 1 0 8 】

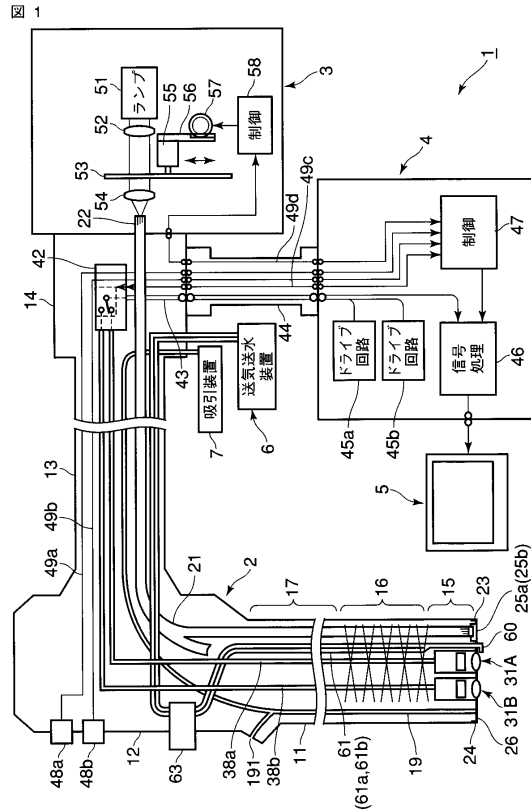
1 ... 内視鏡システム、2 ... 内視鏡、3 ... 光源装置、4 ... プロセッサ、5 ... モニタ、6 ... 送気送水装置、7 ... 吸引装置、10 ... 外皮、10a ... 接着部、11 ... 挿入部、12 ... 操作部、13 ... ユニバーサルケーブル、14 ... コネクタ、15 ... 先端部、15a ... 円柱部材、15b ... 補強環、16 ... 湾曲部、17 ... 可撓管部、18a ... 固定部、18 ... 固定環、19 ... 処置具・吸引用チャンネル、191 ... 処置具挿入口、21 ... ライトガイド、21a ... 円筒部材、22 ... 基端部、23a ... 保持枠、23 ... 照明レンズユニット、24 ... 先端カバー、25a, 25b ... 照明レンズ、26 ... 開口部、28 ... チューブ、29 ... 外皮、30 ... 湾曲ブレード、31a, 31b ... 観察レンズ、31A ... 通常光観察用撮像ユニット、31B ... 蛍光観察用撮像ユニット、32B ... 対物レンズ、32 ... レンズユニット、32a ~ 32d ... レンズ枠、32A ~ 32D ... レンズ群、33a ... カバーレンズ、33, 38 ... 撮像素子、34 ... 回路基板、35b ... 絶縁チューブ、35a ... 補強用円環部、40 ... カバーレンズ、36 ... レンズユニット、36a, 36b ... レンズ枠、36A, 36B ... レンズ群、36 ... レンズユニット、38a ... カバーレンズ、38a, 38b ... 信号ケーブル、38c ... 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、45a, 45b ... ドライブ回路、46 ... 信号処理回路、47, 58 ... 制御回路、48a, 48b ... 制御スイッチ、49a ... 信号線、49c ... 切換信号線、49d ... 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、54 ... 集光レンズ、55, 57 ... モータ、56 ... ラック、58 ... 制御回路、60a ... 噴出口、60 ... 送気送水ノズル、61a ... 送気管路、61 ... 送気送水管路、61b ... 送水管路、62 ... 管部材、63 ... 送気送水ボタン、A ... 送気送水領域、601 ... 第 1 の送気送水ノズル、601a ... 噴出口、602 ... 第 2 の送気送水ノズル、602a ... 噴出口。

10

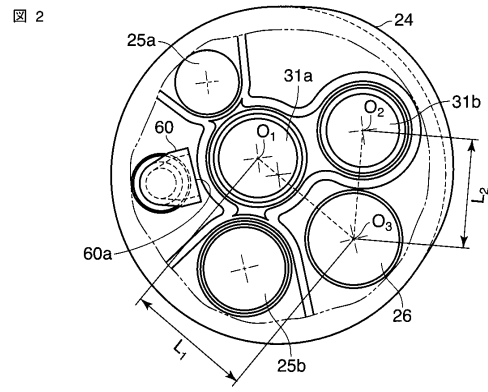
20

30

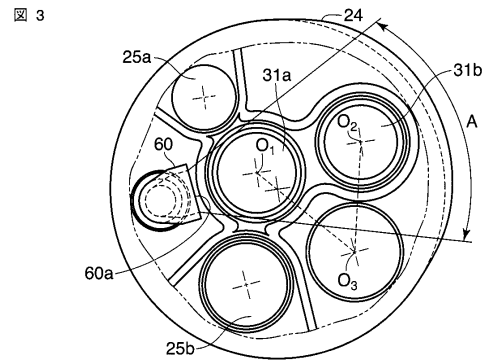
【図 1】



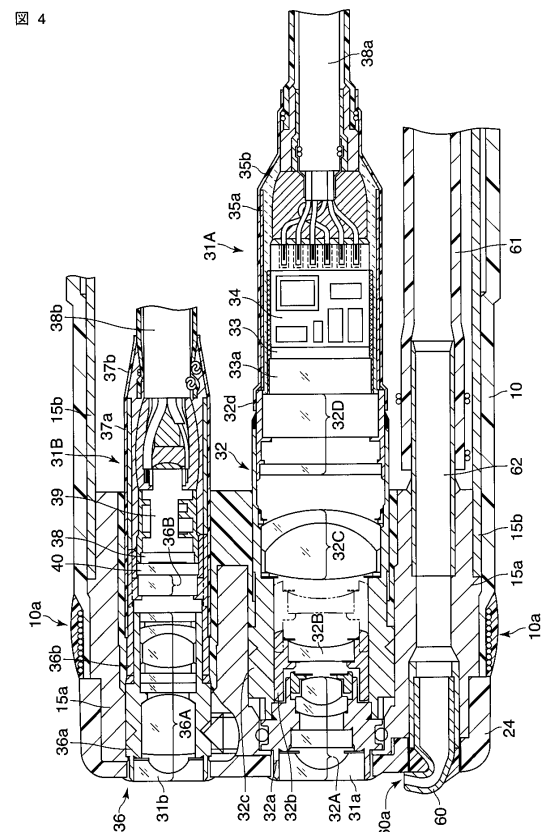
【図 2】



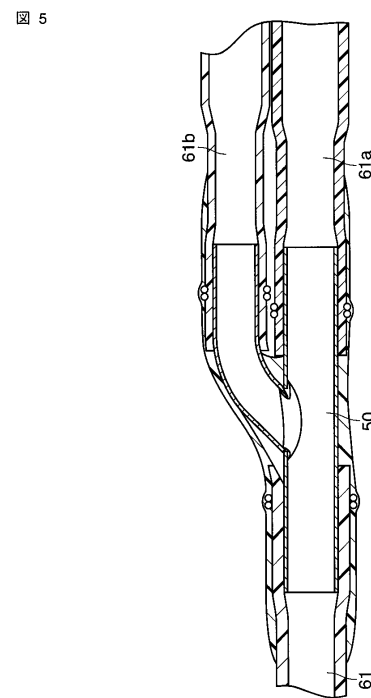
【図 3】



【図 4】

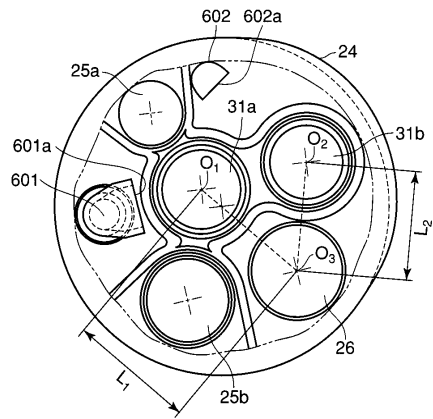


【図 5】



## 【図 6】

図 6



---

フロントページの続き

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 大田原 崇

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 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 樋熊 政一

(56)参考文献 特開平 0 6 - 1 5 4 1 5 5 ( J P , A )

実開平 0 2 - 0 5 3 7 0 3 ( J P , U )

国際公開第 2 0 0 5 / 0 2 7 7 3 8 ( W O , A 1 )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0

|                |                                                                                                               |         |            |
|----------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 内视镜                                                                                                           |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP4868870B2</a>                                                                                   | 公开(公告)日 | 2012-02-01 |
| 申请号            | JP2006026006                                                                                                  | 申请日     | 2006-02-02 |
| [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                                                                                                      |         |            |
| FI分类号          | A61B1/00.300.Q A61B1/00.300.D A61B1/00.300.P A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.715 A61B1/12.530 A61B1/12.531 |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C061/BB08 4C061/FF38 4C061/FF39 4C061/FF40 4C061/HH08 4C161/BB08 4C161/FF38 4C161/FF39 4C161/FF40 4C161/HH08 |         |            |
| 代理人(译)         | 河野 哲<br>中村 诚                                                                                                  |         |            |
| 审查员(译)         | 棕熊正和                                                                                                          |         |            |
| 其他公开文献         | JP2007202836A                                                                                                 |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                     |         |            |

### 摘要(译)

要解决的问题：轻松实现光学系统的清洁，稳定性和高精度，同时简化配置并满足减薄直径的要求。 解决方案：观察透镜31a，31b在来自空气/水供应喷嘴60的流体的喷射轨道上顺序地布置在远端部分15的尖端盖24上，并且处理器械/抽吸通道19插入到开口部分26中当从观察透镜31a的中心O 3到中心O 1的间隔是L 1并且从观察透镜31b的中心O 3到中心O 2的距离是L 2时，开口26布置在 $L_1 > L_2$ 的位置处。 .The

【 图 4 】

