

(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2006-320366
(P2006-320366A)

(43) 公開日 平成18年11月30日(2006.11.30)

(51) Int.CI.	F 1	テーマコード (参考)
A 61 B 1/00 (2006.01)	A 61 B 1/00	300 P 2 H 04 O
G 02 B 23/24 (2006.01)	A 61 B 1/00	300 Y 4 C 06 I
G 02 B 23/26 (2006.01)	G 02 B 23/24 G 02 B 23/26	A C

審査請求 未請求 請求項の数 39 O L (全 39 頁)

(21) 出願番号	特願2005-143664 (P2005-143664)	(71) 出願人	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
(22) 出願日	平成17年5月17日 (2005.5.17)	(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	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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】内視鏡の先端部

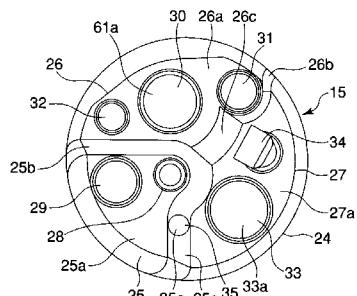
(57) 【要約】

【課題】本発明は、前方送水管路の開口部の詰まりを防止することができ、内視鏡観察が行いやすい内視鏡の先端部を提供することを最も主要な特徴とする。

【解決手段】被検体に挿入するための挿入部11の先端部15に前方に突出された突出段部25の端面に形成され、被検体を観察するための第1の撮像ユニット28が配置される平面25aと、先端部15の突出段部25の平面25a以外の非突出面である下段部27との間の傾斜面25cに挿入部11に挿通された前方送水用の管路35と連通する開口部35aの少なくとも一部を設けたものである。

【選択図】図2

図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に挿入するための挿入部と、
前記挿入部の先端部に前方に突出された突出部の端面に形成され、前記被検体を観察するための観察部が配置される突出面と、
前記先端部の前記突出部の突出面以外の非突出面に少なくとも一部が設けられ、前記挿入部に挿通された管路と連通する開口部と、
を有することを特徴とする内視鏡の先端部。

【請求項 2】

前記非突出面は、前記被検体を観察する第 2 の観察部が配置されていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡の先端部。 10

【請求項 3】

前記非突出面は、前記突出面と平行な平面に対して斜めに傾斜された斜面を有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 4】

前記管路は、先端側へ流体を送出するための流体流通用の管路であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 5】

前記管路は、内径が略 1 mm であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡の先端部。 20

【請求項 6】

前記観察部は、前記第 2 の観察部よりも高倍率の観察光学系であることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 7】

前記観察部は、0 ~ 約 100 μm の観察深度を有し、被検体に接触させて観察するための接触観察用の光学系であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 8】

前記非突出面は、前記第 2 の観察部に送水を行うためのノズル部が設けられ、前記突出面は前記ノズル部の先端部よりも先端側に配置されていることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡の先端部。 30

【請求項 9】

前記非突出面は、前記突出面と略平行の非突出平面を有し、
前記第 2 の観察部は、前記非突出平面に配置され、

前記突出面と前記非突出平面との間の段差は、前記突出部が前記第 2 の観察部の視野に入ることを防止できる高さに形成されていることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 10】

前記段差は、約 0.7 mm 程度に設定されていることを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 11】

前記非突出面は、前記突出面と略平行の第 1 の非突出平面と、この第 1 の非突出平面よりも後方に配置され、前記突出面と略平行の第 2 の非突出平面とを有し、

前記第 2 の観察部は、前記第 1 の非突出平面に、前記ノズル部は前記第 2 の非突出平面にそれぞれ配置され、

前記第 2 の非突出平面と前記第 1 の非突出平面との間の段差部は、前記ノズル部と前記第 2 の観察部との間に他の部分よりも傾斜角度が緩やかな傾斜面が配設されていることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡の先端部。 40

【請求項 12】

被検体に挿入するための挿入部と、
前記挿入部の先端部に設けられ、前記被検体を観察するための観察部が配置される先端 50

面と、

前記先端部の前記先端面より基端側の位置に配置され、前記挿入部に挿通された管路と連通する開口部と、

を有することを特徴とする内視鏡の先端部。

【請求項 1 3】

前記先端部の前記先端面より基端側の位置に前記被検体を観察する第 2 の観察部が配置されていることを特徴とする請求項 1 2 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 1 4】

前記先端部は、前記先端面より基端側に前記先端面に対し斜めに傾斜された斜面部を有し、

前記開口部は、前記斜面部に形成されていることを特徴とする請求項 1 2 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 1 5】

前記管路は、先端側へ流体を送出するための流体流通用の管路であることを特徴とする請求項 1 2 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 1 6】

前記管路は、内径が略 1 mm であることを特徴とする請求項 1 2 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 1 7】

前記観察部は、前記第 2 の観察部よりも高倍率の観察光学系であることを特徴とする請求項 1 2 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 1 8】

前記観察部は、0 ~ 約 100 μ m の観察深度を有し、被検体に接触させて観察するための接触観察用の光学系であることを特徴とする請求項 1 2 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 1 9】

前記挿入部の先端部は、前記第 2 の観察部に送水を行うためのノズル部が前記先端面より基端側の面に設けられ、

前記先端面は、前記ノズル部の先端部よりも先端側に配置されていることを特徴とする請求項 1 2 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 2 0】

前記先端面と前記先端面より基端側の面の一部は略平行の面であり、

前記第 2 の観察部は、前記基端側の平行面に配置され、

前記先端面と前記基端側の平行面との間の段差は、前記先端面の周壁部が前記第 2 の観察部の視野に入ることを防止できる高さに形成されていることを特徴とする請求項 1 2 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 2 1】

前記段差は、約 0.7 mm 程度に設定されていることを特徴とする請求項 2 0 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 2 2】

被検体に挿入する挿入部と、

前記挿入部の先端部に設けられ、前記被検体を観察するための第 1 の観察部を配置する第 1 の配置面と、

前記第 1 の配置面に対して先端側へ突出された突出部の端面に形成され、前記被検体を観察するための第 2 の観察部を配置するための第 2 の配置面と、

前記第 1 の配置面に設けられ、前記挿入部に挿通された管路と連通する開口部と、

を有することを特徴とする内視鏡の先端部。

【請求項 2 3】

被検体に挿入する挿入部と、

前記挿入部の先端部に設けられ、前記被検体を観察するための第 1 の観察部を配置する第 1 の配置面と、

10

20

30

40

50

前記第1の配置面に対して先端側へ突出された突出部の端面に形成され、前記被検体を観察するための第2の観察部を配置するための第2の配置面と、

前記第1の配置面と前記第2の配置面との間の段差部に形成され、前記第2の配置面に対して斜めに傾斜された斜面部と、

前記斜面部に配置され、前記挿入部に挿通された管路と連通する開口部と、
を有することを特徴とする内視鏡の先端部。

【請求項24】

前記管路は、先端側へ流体を送出するための流体流通用の管路であることを特徴とする請求項22または23に記載の内視鏡の先端部。

【請求項25】

前記管路は、内径が略1mmであることを特徴とする請求項22または23に記載の内視鏡の先端部。

【請求項26】

前記第2の観察部は、前記第1の観察部よりも高倍率の観察光学系であることを特徴とする請求項22または23に記載の内視鏡の先端部。

【請求項27】

前記第2の観察部は、0～約100μmの観察深度を有し、被検体に接触させて観察するための接触観察用の光学系であることを特徴とする請求項22または23に記載の内視鏡の先端部。

【請求項28】

前記第1の配置面は、前記第1の観察部に送水を行うためのノズル部が設けられ、前記第2の配置面は前記ノズル部の先端部よりも先端側に配置されていることを特徴とする請求項22または23に記載の内視鏡の先端部。

【請求項29】

前記第1の配置面と前記第2の配置面とは略平行に配置され、

前記第1の配置面と前記第2の配置面との間の段差は、前記突出部が前記第1の観察部の視野に入ることを防止できる高さに形成されていることを特徴とする請求項22または23に記載の内視鏡の先端部。

【請求項30】

前記段差は、約0.7mm程度に設定されていることを特徴とする請求項29に記載の内視鏡の先端部。

【請求項31】

被検体に挿入する挿入部と、

前記挿入部の先端部に設けられ、前記被検体を観察するための第1の観察部を配置する第1の配置面と、

前記第1の配置面よりも後方側に設けられ、前記被検体を観察するための第2の観察部を配置するための第2の配置面と、

前記第2の配置面に設けられ、前記挿入部に挿通された管路と連通する開口部と、
を有することを特徴とする内視鏡の先端部。

【請求項32】

被検体に挿入する挿入部と、

前記挿入部の先端部に設けられ前記被検体を観察するための第1の観察部を配置する第1の配置面と、

前記第1の配置面よりも後方側に設けられ、前記被検体を観察するための第2の観察部を配置するための第2の配置面と、

前記第1の配置面と前記第2の配置面との間の段差部に形成され、前記第1の配置面に対して斜めに傾斜された斜面部と、

前記斜面部に配置され、前記挿入部に挿通された管路と連通する開口部と、
を有することを特徴とする内視鏡の先端部。

【請求項33】

10

20

30

40

50

前記管路は、先端側へ流体を送出するための流体流通用の管路であることを特徴とする請求項 3 1 または 3 2 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 3 4】

前記管路は、内径が略 1 mm であることを特徴とする請求項 3 1 または 3 2 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 3 5】

前記第 1 の観察部は、前記第 2 の観察部よりも高倍率の観察光学系であることを特徴とする請求項 3 1 または 3 2 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 3 6】

前記第 1 の観察部は、0 ~ 約 100 μm の観察深度を有し、被検体に接触させて観察するための接触観察用の光学系であることを特徴とする請求項 3 1 または 3 2 に記載の内視鏡の先端部。 10

【請求項 3 7】

前記第 2 の配置面は、前記第 2 の観察部に送水を行うためのノズル部が設けられ、前記第 1 の配置面は前記ノズル部の先端部よりも先端側に配置されていることを特徴とする請求項 3 1 または 3 2 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 3 8】

前記第 1 の配置面と前記第 2 の配置面とは略平行に配置され、

前記第 1 の配置面と前記第 2 の配置面との間の段差は、前記突出部が前記第 2 の観察部の視野に入ることを防止できる高さに形成されていることを特徴とする請求項 3 1 または 3 2 に記載の内視鏡の先端部。 20

【請求項 3 9】

前記段差は、約 0.7 mm 程度に設定されていることを特徴とする請求項 3 8 に記載の内視鏡の先端部。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、対物光学系の先端部を対象物に接触させてその対象物を観察する対象物接触型の観察光学系を備えた内視鏡の先端部に関する。

【背景技術】

【0002】

特許文献 1 には対物光学系の先端部を対象物に接触させてその対象物を観察する対象物接触型の観察光学系と、対物光学系を対象物に非接触状態でその対象物を観察する通常の観察光学系とを備えた内視鏡が示されている。

【0003】

また、特許文献 2 には、内視鏡の挿入部の先端面に、前方に向けて突出された突出部が設けられ、突出部の端面に観察光学系と、照明光学系と、送気送水ノズルと、汚れた粘膜面を洗滌するための水を噴出する汚粘膜洗浄ノズル（前方送水管路の開口部）とが配設されている。さらに、挿入部の突出部の根元側の端面には処置具挿通チャンネルの先端開口部が前方に向けて開口配置されている。 40

【特許文献 1】特開 2005-640 号公報

【特許文献 2】特開 2002-325722 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

上記従来構成の特許文献 1 のように対象物接触型の観察光学系を備えた内視鏡の挿入部の先端面に、特許文献 2 のように汚粘膜洗浄ノズル（前方送水管路の開口部）を配設した場合には、内視鏡の挿入部の先端面を対象物に接触させる際に、汚粘膜洗浄ノズルの先端開口部に汚粘膜の切除片などの残渣などが浸入し、詰まりやすい。そのため、汚粘膜洗浄ノズルの先端開口部からの洗浄液の噴出ができなくなり、内視鏡観察が行いにくくなる可 50

能性がある。さらに、汚粘膜洗浄ノズルの先端開口部の洗滌作業を行う回数が増えるなどの問題がある。

【0005】

本発明は上記事情に着目してなされたもので、その目的は、前方送水管路の開口部の詰まりを防止することができ、内視鏡観察が行いやすい内視鏡の先端部を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

請求項1の発明は、被検体に挿入するための挿入部と、前記挿入部の先端部に前方に突出された突出部の端面に形成され、前記被検体を観察するための観察部が配置される突出面と、前記先端部の前記突出部の突出面以外の非突出面に少なくとも一部が設けられ、前記挿入部に挿通された管路と連通する開口部と、を有することを特徴とする内視鏡の先端部である。

そして、本請求項1の発明では、挿入部に挿通された管路と連通する開口部の少なくとも一部を挿入部の先端部に前方に突出された突出部の突出面以外の非突出面に設けることにより、管路の開口部が詰まりにくくするようにしたものである。

【0007】

請求項12の発明は、被検体に挿入するための挿入部と、前記挿入部の先端部に設けられ、前記被検体を観察するための観察部が配置される先端面と、前記先端部の前記先端面より基端側の位置に配置され、前記挿入部に挿通された管路と連通する開口部と、を有することを特徴とする内視鏡の先端部である。

【0008】

請求項22の発明は、被検体に挿入する挿入部と、前記挿入部の先端部に設けられ、前記被検体を観察するための第1の観察部を配置する第1の配置面と、前記第1の配置面に對して先端側へ突出された突出部の端面に形成され、前記被検体を観察するための第2の観察部を配置するための第2の配置面と、前記第1の配置面に設けられ、前記挿入部に挿通された管路と連通する開口部と、を有することを特徴とする内視鏡の先端部である。

【0009】

請求項23の発明は、被検体に挿入する挿入部と、前記挿入部の先端部に設けられ、前記被検体を観察するための第1の観察部を配置する第1の配置面と、前記第1の配置面に對して先端側へ突出された突出部の端面に形成され、前記被検体を観察するための第2の観察部を配置するための第2の配置面と、前記第1の配置面と前記第2の配置面との間の段差部に形成され、前記第2の配置面に對して斜めに傾斜された斜面部と、前記斜面部に配置され、前記挿入部に挿通された管路と連通する開口部と、を有することを特徴とする内視鏡の先端部である。

【0010】

請求項31の発明は、被検体に挿入する挿入部と、前記挿入部の先端部に設けられ、前記被検体を観察するための第1の観察部を配置する第1の配置面と、前記第1の配置面よりも後方側に設けられ、前記被検体を観察するための第2の観察部を配置するための第2の配置面と、前記第2の配置面に設けられ、前記挿入部に挿通された管路と連通する開口部と、を有することを特徴とする内視鏡の先端部である。

【0011】

請求項32の発明は、被検体に挿入する挿入部と、前記挿入部の先端部に設けられ前記被検体を観察するための第1の観察部を配置する第1の配置面と、前記第1の配置面よりも後方側に設けられ、前記被検体を観察するための第2の観察部を配置するための第2の配置面と、前記第1の配置面と前記第2の配置面との間の段差部に形成され、前記第1の配置面に對して斜めに傾斜された斜面部と、前記斜面部に配置され、前記挿入部に挿通された管路と連通する開口部と、を有することを特徴とする内視鏡の先端部である。

【発明の効果】

【0012】

10

20

30

40

50

本発明によれば、挿入部に挿通された管路と連通する前方送水の開口部が斜面にあるため、先端部が残渣などで詰まったとしても、開口部が斜面になっているため開口部のつまりを解除しやすい。前方送水の開口部が橢円となるため、開口部の内径を広くすることなく前方送水の開口部の面積を広くすることができ、開口部の詰まりを低減することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、本発明の第1の実施の形態を図1乃至図18を参照して説明する。図1は本実施の形態の内視鏡システム1全体の概略構成を示す。図1に示すように本実施の形態の内視鏡システム1は、内視鏡2と、この内視鏡2に照明光を供給する照明手段としての光源装置3と、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に接続されたモニタ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7とを備えている。

【0014】

内視鏡2は、体腔内に挿入する細長な挿入部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。さらに、コネクタ14は、スコープケーブル8を介してプロセッサ4に接続されている。

【0015】

また、内視鏡2の挿入部11は、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とを有する。

【0016】

図4(A),(B)に示すように、内視鏡2の湾曲部16には、挿入部11の軸方向に沿って円環状の複数の湾曲駒18が回動自在に連設されている。各湾曲駒18は、その内周面に4つのパイプ状のワイヤ受け19が溶着などの手段によって固設されている。4つのワイヤ受け19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18の内周面に固定されている。

【0017】

また、これら複数の湾曲駒18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20が被せられている。この湾曲ブレード20上には、水密を保つように外皮21が被せられている。

【0018】

この外皮21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されている。この外皮21の先端外周部分は、先端部15に糸巻きされたのち接着された糸巻き接着部22により固着されている。

【0019】

また、挿入部11内には、湾曲部16を湾曲操作する4本の湾曲操作ワイヤ23が挿通されている。これら4本の湾曲操作ワイヤ23は、先端部分が先端部15内に設けられた固定環15cの4つの固定部15d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いる。さらに、4本の各湾曲操作ワイヤ23は、湾曲駒18の内周面の各ワイヤ受け19に夫々、挿通されている。そして、4本の各湾曲操作ワイヤ23は湾曲部16から可撓管部17の内部を通り、基端側の操作部12に向かって延出されている。また、固定環15cは、後述する先端部15の補強環15bの内周側に挿嵌されている。

【0020】

なお、湾曲部16の挿入軸が略直線となっている状態で、各湾曲駒18の各ワイヤ受け19に挿通される各湾曲操作ワイヤ23が略直線となるように、先端部15及び各湾曲駒18が連結されている。

【0021】

10

20

30

40

50

また、これら湾曲操作ワイヤ23は、基端部が操作部12(図1参照)内に設けられた図示しない湾曲操作機構に連結されている。操作部12には、湾曲操作機構を駆動する図示しない4方向湾曲操作用の湾曲操作ノブが配設されている。

【0022】

そして、湾曲操作ノブの操作により、4本の湾曲操作ワイヤ23が交互に牽引又は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ようになっている。これら4方向とは、後述するモニタ5に表示される内視鏡画像の上下左右の4方向である。

【0023】

また、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23と、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23とが夫々対となっている。すなわち、湾曲部16内の湾曲駒18における上下方向に対応する方向の2つのワイヤ受け19に夫々挿通保持される2本の湾曲操作ワイヤ23が上下方向操作用の第1の湾曲操作手段であり、湾曲部16内の湾曲駒18における左右方向に対応する方向の2つのワイヤ受け19に夫々挿通保持される2本の湾曲操作ワイヤ23が左右方向操作用の第2の湾曲操作手段である。

【0024】

なお、後述する説明における第1の方向としての上下方向は、モニタ5に表示される内視鏡画像の上下方向、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に表示される内視鏡画像の左右方向及び湾曲部16が湾曲操作される左右方向と等しい。

【0025】

図3および図4(A)は、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を示す。図3に示すように、挿入部11の先端部15内には、硬質な金属からなる円柱部材(先端硬性部材)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とが配設されている。図5に示すように円柱部材15aには、挿入部11の軸方向と平行な複数、本実施の形態では8つ(第1～第8)の孔部15a1～15a8が形成されている。補強環15bの基端部分は、最先端の湾曲駒18と連結されている。

【0026】

さらに、円柱部材15aの先端面および円柱部材15aの先端側外周部には先端カバー24が外嵌される状態で装着されている。挿入部11の先端部15に配置される先端カバー24には、図2に示すように、前方に突出された突出段部25と、この突出段部25よりも1段低い中段部26と、この中段部26よりも1段低い下段部27とを有する3段の段部25, 26, 27が形成されている。ここで、突出段部(突出部)25の端面は、挿入部11の軸方向と直交する平面25aによって形成されている。そして、この突出段部25の平面25aによって突出面が形成されている。

【0027】

また、本実施の形態では突出段部25の平面25aは、先端カバー24の前面全体の円形状の1/4程度の面積に形成されている。すなわち、先端カバー24の円形状の前面全体の下半分で、かつ上下間を結ぶ中心線の図2に対して左側部分に形成されている。

【0028】

この突出段部25の平面25aには、後述する対象物接触型の第1の撮像ユニット(第1の観察部)28の観察レンズである第1レンズ41aと、第1の照明窓29とが配設されている。第1の撮像ユニット28は先端部15のほぼ中央位置に配置されている。第1の照明窓29は第1の撮像ユニット28の近傍位置に配置されている。

【0029】

中段部26は、突出段部25の平面25aとほぼ平行な平面26aを有する。この中段部26の平面26aには、後述する通常観察用の第2の撮像ユニット(第2の観察部)30の観察レンズである第1レンズ61aと、2つ(第2, 第3)の照明窓31, 32とが配設されている。ここで、第2, 第3の照明窓31, 32は、第2の撮像ユニット30の

10

20

30

40

50

両側に配置されている。さらに、中段部26と突出段部25との間の壁部には、傾斜角度が例えば、45°程度の傾斜面25bが形成されている。

【0030】

なお、突出段部25の平面25aと中段部26の平面26aとの間の段差は、突出段部25が第2の撮像ユニット30の視野に入ることを防止できる高さ、例えば、約0.7m程度に設定されている。

【0031】

また、図16(B)は突出段部25の高さと通常観察用の第2の撮像ユニット30の第1レンズ61aの入射光の入射角との関係を説明するための説明図である。ここで、パラメータは、次のとおりである。 x は第1レンズ61aのレンズ面中心から突出段部25まで距離、 y は第1レンズ61aの入射光の入射角、 y はレンズ第1面の光線高、 t は突出段部25の高さである。

【0032】

また、突出段部25の高さと通常観察用の第2の撮像ユニット30の第1レンズ61aの入射光の入射角との関係を示す関係式は、次の式(1)のとおりである。

$$\tan = (x - y) / t \quad \dots (1)$$

そのため、突出段部25が第2の撮像ユニット30の第1レンズ61aの視野に入らない為には、下記式(2)のtの値よりも小さい寸法に設定すればよい。

【0033】

$$t = (x - y) / \tan \quad \dots (2)$$

例えば、『パラメータ』として、 $=70°$ 程度、 $x = 3.5\text{mm}$ 程度、 $a = 1\text{mm}$ 程度に設定した場合の『計算結果』は、 $t = 0.91\text{mm}$ となる。これにより、上記『パラメータ』の場合には $t = 0.91\text{mm}$ の値よりも小さい寸法に設定すれば突出段部25が第2の撮像ユニット30の第1レンズ61aの視野に入らないことがわかる。

【0034】

なお、挿入部11の先端部15に配設されている3つの照明窓、すなわち突出段部25の平面25aに配置されている第1の照明窓29と、中段部26の平面26aに配置されている第2、第3の照明窓31、32とは、次の関係に設定されている。本実施の形態では第1の照明窓29の面積が最も大きく、次に第2の照明窓31の面積が大きく、第3の照明窓32の面積が最も小さくなるように設定されている。これにより、3つの照明窓からの出射光量は、第1の照明窓29からの出射光量が最も大きく、次に第2の照明窓31からの出射光量が大きく、第3の照明窓32からの出射光量が最も小さくなるように設定されている。

【0035】

また、本実施の形態では、通常観察用の第2の撮像ユニット30の先端に配置されている観察レンズとしての第1レンズ61aは、そのレンズ径(外径である直径)が第1の撮像ユニット28の先端に配置されている観察レンズとしての第1レンズ41aのレンズ径よりも大きい径に設定されている。

【0036】

下段部27は、突出段部25の平面25aとほぼ平行な平面27aを有する。この下段部27の平面27aには、挿入部11の内部に配設された処置具挿通チャンネル(鉗子チャンネルともいう)33の先端開口部33aと、後述する送気送水ノズル34とが配設されている。

【0037】

さらに、下段部27と中段部26との間の壁部には、傾斜角度が例えば、45°程度の傾斜面26bと、この傾斜面26bよりも傾斜角度が小さい流体ガイド面26cとが形成されている。この流体ガイド面26cは、下段部27の送気送水ノズル34と、中段部26の第2の撮像ユニット30との間に配置されている。この流体ガイド面26cは、傾斜角度が例えば、18°程度の緩い傾斜面によって形成されている。

【0038】

10

20

30

40

50

また、図6に示すように送気送水ノズル34は、略L字形状に曲げられた管状部材である。この送気送水ノズル34の先端部は、第2の撮像ユニット30の観察レンズである第1レンズ61a側に向けて配置されている。さらに、この送気送水ノズル34の先端開口部の噴出口34aは流体ガイド面26cに向けて対向配置されている。

【0039】

なお、送気送水ノズル34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106に接続され、送気送水管路106の基端側が送気管路106aと送水管路106bに分岐している。

【0040】

また、突出段部25の平面25aである突出面以外の部分、例えば中段部26の平面26aと、下段部27の平面27aと、中段部26と突出段部25との間の壁部の傾斜面25bと、下段部27と中段部26との間の壁部の傾斜面26bや流体ガイド面26cと、下段部27と突出段部25との間の壁部の傾斜面25cとによって非突出面が形成されている。この傾斜面25cは、傾斜角度が例えば、45°程度に形成されている。

【0041】

ここで、図12に示すように突出段部25の平面25aである突出面は、送気送水ノズル34の先端部よりも先端側に配置されている。これにより、突出段部25の平面25aが被検体に当接された際に、送気送水ノズル34の先端部が被検体に引っ掛かることが防止されている。

【0042】

さらに、挿入部11の先端部15には、非突出面、本実施の形態では下段部27と突出段部25との間の傾斜面25cに前方送水用の開口部35aが配設されている。この開口部35aは、挿入部11に挿通された前方送水用の管路（前方送水チャンネル）35と連通されている。なお、前方送水用の管路35の内径は略1mmに設定されている。

【0043】

また、先端部15の円柱部材15aの8つ（第1～第8）の孔部15a1～15a8は、それぞれ先端カバー24の第1の撮像ユニット28、第1の照明窓29、第2の撮像ユニット30、第2の照明窓31、第3の照明窓32、処置具挿通チャンネル33の先端開口部33a、送気送水ノズル34、前方送水用の開口部35aと対応する位置に設けられている。そして、第1の孔部15a1には第1の撮像ユニット28の構成要素、第2の孔部15a2には第1の照明窓29の構成要素、第3の孔部15a3には第2の撮像ユニット30の構成要素、第4の孔部15a4には第2の照明窓31の構成要素、第5の孔部15a5には第3の照明窓32の構成要素、第6の孔部15a6には処置具挿通チャンネル33の管路の構成要素、第7の孔部15a7には送気送水ノズル34用の管路の構成要素、第8の孔部15a8には前方送水用の開口部35aに連通する管路の構成要素がそれぞれ後述する通り組み込まれている。

【0044】

また、図11（A）は対象物接触型の第1の撮像ユニット28、図7は通常観察用の第2の撮像ユニット30、図6は送気送水ノズル34、図13は前方送水用の開口部35aの構成をそれぞれ示す。

【0045】

図11（A）に示すように第1の撮像ユニット28は、超高倍率の第1のレンズユニット36と、第1の電気部品ユニット37とを有している。なお、第1のレンズユニット36の超高倍率は、細胞や腺管構造を始めとする組織学的観察レベルの倍率（一般的な光学顕微鏡と同程度の例えば、200～1000倍程度のレベル）である。

【0046】

第1のレンズユニット36は、さらに2つ（第1、第2）のユニット構成体39、40を有する。第1のユニット構成体39は、第1レンズ枠39aと、第1レンズ群39bとを有する。図11（B）に示すように第1レンズ群39bは、7つ（第1～第7）の対物レンズ41a～41gを有する。ここで、観察レンズである第1レンズ41aは、第1レ

10

20

30

40

50

ンズ枠 39a の先端部に配置されている。第 1 レンズ 41a の先端部は、第 1 レンズ枠 39a の先端部よりも前方に突出した状態で第 1 レンズ枠 39a に例えれば、接着固定されている。

【 0 0 4 7 】

また、第 1 レンズ 41a と、その後方の第 2 レンズ 41b との間には、光学絞り 42 と、レンズ面間を調整する調整絞り 43 とが介設されている。さらに、第 2 レンズ 41b の後方には、第 3 レンズ 41c ~ 第 7 レンズ 41g が順次配設されている。ここで、第 4 レンズ 41d と、第 5 レンズ 41e との間には間隔環 44 と、光学絞り 45 とが介設されている。さらに、第 5 レンズ 41e と、第 6 レンズ 41f との間には光学絞り 46 と、間隔環 47 とが介設され、第 6 レンズ 41f と、第 7 レンズ 41g との間には間隔環 48 と、調整絞り 49 とが介設されている。

【 0 0 4 8 】

また、第 2 のユニット構成体 40 は、第 2 レンズ枠 40a と、第 2 レンズ 40b とを有する。第 2 レンズ枠 40a には、第 1 のユニット構成体 39 を収容する収容空間 50 の後方に第 2 レンズ 40b が配設されている。

【 0 0 4 9 】

第 1 のレンズユニット 36 の後端部には、第 1 の電気部品ユニット 37 が連設されている。ここで、第 1 の電気部品ユニット 37 は、例えば C C D (C h a r g e C o u p l e d D e v i c e) 、 C M O S (C o m p l e m e n t a r y M e t a l - O x i d e S e m i c o n d u c t o r) などの第 1 の撮像素子 51 と、第 1 の回路基板 52 とを有する。さらに、第 1 の撮像素子 51 の前面の受光面側には、カバーレンズ 53 が設けられている。

【 0 0 5 0 】

そして、第 1 の電気部品ユニット 37 のカバーレンズ 53 は、第 1 のレンズユニット 36 の後端部の対物レンズ、すなわち、第 2 のユニット構成体 40 の第 2 レンズ 40b に並設される状態で固定されている。これにより、第 1 のレンズユニット 36 と、第 1 の電気部品ユニット 37 とが一体化された超高倍率の観察光学ユニット 28A が形成されている。

【 0 0 5 1 】

第 1 の回路基板 52 は、電気部品及び配線パターンを有し、信号ケーブル 54 の複数の信号線の先端部が半田付け等の手段によって接続されている。さらに、カバーレンズ 53 、第 1 の撮像素子 51 、第 1 の回路基板 52 及び信号ケーブル 54 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ている。

【 0 0 5 2 】

また、図 3 に示すように超高倍率の観察光学ユニット 28A は、円柱部材 15a の第 1 の孔部 15a1 内に挿入された状態で接着されて組み付け固定されている。これにより、第 1 の撮像素子 51 の C C D の駆動温度が高い第 1 の撮像ユニット 28 は、円柱部材 15a の第 1 の孔部 15a1 内に配置されている。ここで、観察光学ユニット 28A は、固定ねじを使用しない状態で円柱部材 15a の第 1 の孔部 15a1 に固定されることにより、第 1 の撮像ユニット 28 と円柱部材 15a との固定部に固定ねじが占める断面積を低減できる。そのため、内視鏡 2 の先端部 15 の細径化が可能となる。

【 0 0 5 3 】

そして、第 1 のレンズユニット 36 から第 1 の撮像素子 51 に結像される光学像が第 1 の撮像素子 51 によって電気的な画像信号に光電変換され、その画像信号が第 1 の回路基板 52 に出力される。さらに、第 1 の回路基板 52 から出力される光学像の電気信号が信号ケーブル 54 を介して後述する後続の電気機器に伝送される。

【 0 0 5 4 】

また、第 2 の撮像ユニット 30 は、図 7 に示すように構成されている。すなわち、第 2 の撮像ユニット 30 は、観察倍率を T e l e (拡大) 位置から W i d e (広角) 位置まで連続的に変更可能なズーム光学系を備えた第 2 のレンズユニット 55 と、第 2 の電気部品

10

20

30

40

50

ユニット56とを有している。

【0055】

第2のレンズユニット55は、さらに4つ(第1～第4)のユニット構成体57～60を有する。第1のユニット構成体57は、第1レンズ枠57aと、第1レンズ群57bとを有する。図8(A)に示すように第1レンズ群57bは、6つ(第1～第6)の対物レンズ61a～61fを有する。ここで、観察レンズである第1レンズ61aは、第1レンズ枠57aの先端部に配置されている。第1レンズ61aの先端部は、第1レンズ枠57aの先端部よりも前方に突出した状態で第1レンズ枠57aに例えれば、接着固定されている。

【0056】

また、第2のユニット構成体58は、撮影光軸方向に対して進退可能なズーミング用の移動光学ユニットである。この第2のユニット構成体58は、第2レンズ枠(摺動レンズ枠)58aと、第2レンズ群(ズームレンズ)58bとを有する。第2レンズ群58bは、2つ(第1, 第2)のレンズ62a, 62bを有する。

【0057】

第3のユニット構成体59は、第3レンズ枠59aと、第3レンズ群59bとを有する。第3レンズ枠59aの内部には先端側に第2のユニット構成体58を撮影光軸方向に対して進退可能に保持するガイド空間59cを有する。そして、このガイド空間59cの後方に第3レンズ群59bが配設されている。第3レンズ群59bは、3つ(第1～第3)のレンズ63a～63cを有する。

【0058】

第4のユニット構成体60は、第4レンズ枠60aと、第4レンズ群60bとを有する。第4レンズ群60bは、2つ(第1, 第2)のレンズ64a, 64bを有する。

【0059】

また、図8(B)に示すように第2のユニット構成体58の第2レンズ枠58aの一側部には側方に突出する突出部65が設けられている。この突出部65には第2のユニット構成体58を撮影光軸方向に対して進退操作する操作ワイヤ66の先端部が固定されている。

【0060】

そして、操作部12に設けられる図示しないズーミング用の操作レバーがユーザーにより操作されることにより、操作ワイヤ66が撮影光軸方向に対して進退駆動される。このとき、操作ワイヤ66が先端方向に押し出される操作にともないズーム光学系である第2のユニット構成体58は、図9(B)に示すように前方(Wide(広角)位置方向)に向けて移動されるようになっている。さらに、操作ワイヤ66が手元側方向に引っ張られる操作にともないズーム光学系である第2のユニット構成体58は、図9(A)に示すように手元側(Tele(拡大)位置方向)に向けて移動されるようになっている。

【0061】

また、第3レンズ枠59aには、第2レンズ枠58aの突出部65がズーミング動作方向に移動する動作をガイドするズームガイド用のガイド空間67が形成されている。このガイド空間67の先端部には第2レンズ枠58aの突出部65がWide(広角)位置方向に移動する際の移動端の位置決め用の位置決め部材68が設けられている。この位置決め部材68には第2レンズ枠58aの突出部65の前端部65aに当接してWide(広角)位置方向の限界位置を規制する突き当て部68aが形成されている。この位置決め部材68の突き当て部68aと、突出部65の前端部65aとの突き当て位置は、第2レンズ枠58aの突出部65の力点65bの近傍、すなわち、突出部65と操作ワイヤ66との連結部の近傍位置に配置されている。

【0062】

なお、ガイド空間67の後端部には第2レンズ枠58aの突出部65がTele(拡大)側方向に対する位置規制用のストップ500が設けられている。このストップ500は、ストップ受け501に螺合して固定されており、螺合の位置を調整することでTele

10

20

30

40

50

(拡大)側の最大倍率を調整することができる。

【0063】

また、摺動するズーミング用の第2のユニット構成体58には、図8(B)に示すように第2レンズ枠58aに明るさ絞り70が設けられている。この明るさ絞り70は、第2レンズ枠58aに保持されている第1のレンズ62aの前面側に配置されている。この明るさ絞り70は、遮光性シートの中央部分に光を透過させる開口部70aが設けられている。

【0064】

また、第3のユニット構成体59には、図8(C)に示すように第1レンズ63aと第2レンズ63bとの間にレンズ間隔を決める位置決め部材として複数、本実施の形態では2つの間隔環71が介設されている。2つの間隔環71間には、光学フレアを防止するフレア絞り72が介挿されている。

【0065】

さらに、第4のユニット構成体60の後端部には、第2の電気部品ユニット56が連設されている。第2の電気部品ユニット56には、第1の撮像ユニット28と同様に、CCD、CMOSなどの第2の撮像素子73と、第2の回路基板74とを有する。さらに、第2の撮像素子73の前面の受光面側には、カバーレンズ75が設けられている。

【0066】

そして、第2の電気部品ユニット56のカバーレンズ75は、第2のレンズユニット55の後端部の対物レンズ、すなわち、第4のユニット構成体60の第2レンズ64bに並設される状態で固定されている。これにより、第2のレンズユニット55と、第2の電気部品ユニット56とが一体化された通常観察用の観察光学ユニット30Aが形成されている。

【0067】

第2の回路基板74は、電気部品及び配線パターンを有し、信号ケーブル76の複数の信号線の先端部が半田付け等の手段によって接続されている。さらに、カバーレンズ75、第2の撮像素子73、第2の回路基板74及び信号ケーブル76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ている。

【0068】

そして、第2のレンズユニット55から第2の撮像素子73に結像される光学像が第2の撮像素子73によって電気的な画像信号に光電変換され、その画像信号が第2の回路基板74に出力される。さらに、第2の回路基板74から出力される光学像の電気信号が信号ケーブル76を介して後述する後続の電気機器に伝送される。

【0069】

また、図3に示すように通常観察用の観察光学ユニット30Aは、円柱部材15aの第3の孔部15a3内に第2のレンズユニット55のみが挿入された状態で組み付けられ、図5(A)に示すように固定ねじ77によって固定されている。ここで、固定ねじ77の中心線は、第2のレンズユニット55のレンズ中心O1と操作ワイヤ66のワイヤ中心O2とを結んだ軸線方向に対して略垂直方向に配置されている。これにより、観察光学ユニット30Aを円柱部材15aに固定する際の固定ねじ77による第3レンズ枠59aへの応力を軽減し、ズーミング用の移動光学ユニットである第2のユニット構成体58側への影響を低減させることができる。

【0070】

さらに、観察光学ユニット30Aの第2の電気部品ユニット56は、円柱部材15aの第3の孔部15a3の後方に突出され、円柱部材15aに接触しない位置に配置されている。これにより、2つあるCCD(第1の撮像ユニット28の第1の撮像素子51と、第2の撮像ユニット30の第2の撮像素子73)の熱がお互いに干渉しないため、CCDの発熱を抑えることができる。そのため、CCDの発熱に起因するノイズが少ない内視鏡2が得られる。

【0071】

10

20

30

40

50

また、図10は、第2の撮像ユニット30の第2のレンズユニット55の組み立て時に使用されるレンズユニット組み付け治具78を示す。このレンズユニット組み付け治具78は、ほぼU字状の治具本体79を有する。この治具本体79は、離間対向配置された2つの支持アーム80a, 80bを有する。

【0072】

一方の支持アーム80aには、他方の支持アーム80bとの対向面側に固定軸挿入穴81が形成されている。この固定軸挿入穴81には固定軸82の基端部が挿入された状態で固定されている。固定軸82の先端部は支持アーム80b側に向けて突設されている。固定軸82の先端部は第3のユニット構成体59の第3レンズ枠59aの後端部側からレンズ枠59a内に挿入可能になっている。

10

【0073】

また、支持アーム80bには、支持アーム80aの固定軸挿入穴81と対応する位置に固定軸82と同軸方向に延設された貫通孔83が形成されている。この貫通孔83には可動軸84が軸方向に摺動可能に挿入されている。ここで、固定軸82の中心線と可動軸84の中心線とは同一軸線上に配置される状態で正確に位置決めされている。

【0074】

さらに、可動軸84の先端部は支持アーム80a側に向けて突設されている。この可動軸84の先端部には、第2のレンズユニット55の第1のユニット構成体57の先端部を挿入可能なレンズユニット挿入穴85が形成されている。

20

【0075】

そして、第2のレンズユニット55の組み立て作業時には、まず、固定軸82の先端部に第3のユニット構成体59の第3レンズ枠59aが組み付けられる。このとき、第3のユニット構成体59の第3レンズ群59bの第1～第3のレンズ63a～63cが第3レンズ枠59aに組み付けられる前に、予め第3レンズ枠59a内にズーミング用の第2のユニット構成体58が挿入された状態にセットされる。その後、第3のユニット構成体59の第3レンズ枠59aの後端部側からレンズ枠59a内に固定軸82の先端部が挿入される。このとき、第3のユニット構成体59の第3レンズ群59bの第1～第3のレンズ63a～63cは、第3レンズ枠59aに組み付けられていない。この状態で、第3レンズ枠59aの後端部側からレンズ枠59a内の第3レンズ群59bの組み付け部分に固定軸82の先端部が挿入された状態にセットされる。

30

【0076】

続いて、可動軸84の先端部に第1のユニット構成体57が組み付けられる。このとき、第1のユニット構成体57の第1レンズ枠57aの先端部が可動軸84のレンズユニット挿入穴85内に挿入された状態にセットされる。

【0077】

その後、可動軸84が固定軸82側に向けて移動され、第3レンズ枠59aの先端部に第1のユニット構成体57の第1レンズ枠57aの基端部が挿入されて嵌合される。この状態で、第1レンズ枠57aの基端部と第3レンズ枠59aの先端部との嵌合部間に接着固定される。これにより、第1のユニット構成体57の第1レンズ群57bの光軸と、第2のユニット構成体58の第2レンズ群58bの光軸と、第3のユニット構成体59に組み付けられる第3レンズ群59bの光軸との間の光軸のずれが修正され、第2の撮像ユニット30の組み立てのばらつきを防止することができる。

40

【0078】

また、図1に示すように第1の撮像ユニット28の信号ケーブル54および第2の撮像ユニット30の信号ケーブル76は、挿入部11、操作部12、ユニバーサルケーブル13の内部を順次介してコネクタ14内に延出されている。コネクタ14内にはリレー基板86が内蔵されている。このリレー基板86には信号ケーブル54および76の基端部が接続されている。そして、これら信号ケーブル54, 76は、コネクタ14内のリレー基板86によって共通の信号ケーブル87と選択的に切り換え可能に接続されている。

【0079】

50

さらに、コネクタ14のリレー基板86は、コネクタ14内の信号ケーブル87およびスコープケーブル8内の切換信号線88を介してプロセッサ4内の後述する制御回路89に接続されている。

【0080】

また、挿入部11の先端部15に配設されている3つの照明窓、すなわち第1の照明窓29、第2の照明窓31、第3の照明窓32にはそれぞれ照明レンズユニット90が設けられている。図3に示すように、各照明レンズユニット90は、複数の照明レンズ91と、それら照明レンズ91を保持する保持枠92とを有する。なお、図3中には第1の照明窓29と第2の照明窓31とを示す。

【0081】

さらに、先端部15の円柱部材15aに形成される8つの孔部15a1～15a8のうち、3つの孔部、すなわち、第2の孔部15a2と、第4の孔部15a4と、第5の孔部15a5の前端部には、先端側から各照明レンズユニット90の照明レンズ91が夫々挿嵌されている。また、第2の孔部15a2と、第4の孔部15a4と、第5の孔部15a5の後端部には照明光を伝送するライトガイド93の先端部分が夫々挿嵌されている。ライトガイド93は、先端部分に円筒部材94が被せられ、複数のファイバ纖維を束ねている外皮95、及びゴア素材である保護チューブ502により被覆されている。

【0082】

また、ライトガイド93は、挿入部11、操作部12、ユニバーサルケーブル13の内部を順次介してコネクタ14内に延出されている。ライトガイド93の基端部96側はコネクタ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。そして、このライトガイドコネクタが光源装置3に着脱可能に接続されている。

【0083】

光源装置3は、白色光を発生するランプ97と、このランプ97の光を平行な光束にするコリメータレンズ98と、このコリメータレンズ98の透過光を集光してライトガイド93の基端部96に出射する集光レンズ100とを有する。なお、この光源装置3は、ランプ97からの照明光の明るさを調整する図示しない調光機能を有する。

【0084】

また、本実施の形態では、ライトガイド93は、例えば操作部12内で分岐され、挿入部11において3本に分割された状態で挿通されている。そして、3本に分割された各ライトガイド93の先端部は、先端カバー24に設けられた3つの照明窓、すなわち第1の照明窓29、第2の照明窓31、第3の照明窓32の各照明レンズ91の背面近傍に夫々対向配置され、円柱部材15aの第2の孔部15a2と、第4の孔部15a4と、第5の孔部15a5の後端部に例えば、ねじ止め固定されている。

【0085】

そして、光源装置3のランプ97からの照明光がライトガイド93の基端部96に照射され、このライトガイド93を介して導光される照明光が第1の照明窓29、第2の照明窓31、第3の照明窓32の各照明レンズ91を介して内視鏡2の前方に出射されるようになっている。

【0086】

また、図4(A)に示すように先端部15の円柱部材15aに形成される第6の孔部15a6には基端部側から処置具挿通チャンネル33に連通する連通管105の先端部分が挿嵌されている。この連通管105の基端部は円柱部材15aの後方に突出され、この連通管105の基端部分に処置具挿通チャンネル33の先端部が連結されている。この処置具挿通チャンネル33の先端は、先端カバー24の先端開口部33aに連通されている。

【0087】

この処置具挿通チャンネル33は、挿入部11の基端付近で分岐し、一方は操作部12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11及びユニバーサルケーブル13内を通って吸引チャンネルに連通し、その基端がコネクタ14を介して図示しない吸引手段に接続される。

10

20

30

40

50

【0088】

また、図6に示すように先端部15の円柱部材15aに形成される第7の孔部15a7の前端部には送気送水ノズル34の基端部分が挿嵌されている。さらに、第7の孔部15a7の後端部には送気送水ノズル34用の送気送水管路106に連通する連通管107の先端部分が挿嵌されている。この連通管107の基端部は円柱部材15aの後方に突出され、この連通管107の基端部分に送気送水管路106の先端部が連結されている。なお、連通管107と送気送水管路106とは、糸巻きにより接続固定されている。

【0089】

送気送水管路106の基端部分は、分岐管108に連結されている。ここで、分岐管108の分岐端部108a, 108bには、送気管路106a及び送水管路106bの先端部分が夫々接続されている。これにより、送気送水管路106は、送気管路106a及び送水管路106bと連通する。なお、各管路106, 106a, 106bと分岐管108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108全体の周囲に例えれ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。

【0090】

また、送気送水ノズル34に連通する送気管路106a及び送水管路106bは、ユニバーサルケーブル13のコネクタ14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。

【0091】

また、送気管路106a及び送水管路106bの中途部には、操作部12に配設された送気送水ボタン109が介装されている。そして、この送気送水ボタン109が操作されることにより、送気及び送水が行われる。

【0092】

これにより、送気送水ノズル34の噴出口34aからは、空気などの気体又は滅菌水などの液体が噴出方向に噴出される。このとき、送気送水ノズル34の噴出口34aから噴出される滅菌水や空気などの流体が流体ガイド面26cに沿って第2の撮像ユニット30の第1レンズ61a側に導かれ、第2の撮像ユニット30の第1レンズ61aの表面に付着した体液、付着物等の汚れ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。

【0093】

また、図13は、先端カバー24に開口部35aを有する前方送水用管路35の構成を示す。図13に示すように先端部15の円柱部材15aに形成される第8の孔部15a8には、後端部側から略円筒状の管部材109の先端部分が挿嵌されている。この管部材109の基端部は円柱部材15aの後方に突出され、この管部材109の基端部分に前方送水用管路35の先端部が連結されている。なお、前方送水用管路35の先端部は管部材109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。

【0094】

この前方送水用管路35は、挿入部11、操作部12及びユニバーサルケーブル13を通って、コネクタ14まで挿通しており、前方送水装置7に接続される。この前方送水用管路35の中途部には、操作部12において、図示しない前方送水ボタンが介装されている。

【0095】

この前方送水ボタンが操作されると、挿入部11の先端カバー24の開口部35aから体腔への挿入方向に向かって滅菌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。なお、図1に示すように、前方送水装置7から延出するケーブルにフットスイッチ7aが接続されており、このフットスイッチ7aの操作により、ユーザーは、挿入部11の先端面から体腔への挿入方向に向かって滅菌水などの液体を吹き付けることができる。

【0096】

また、プロセッサ4内には、第1の撮像ユニット28の第1の撮像素子51と、第2の

10

20

30

40

50

撮像ユニット30の第2の撮像素子73とをそれぞれ駆動するドライブ回路110a, 110bと、リレー基板86を介して前記2つの撮像素子51, 73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111と、信号処理回路111等の動作状態を制御する制御回路89とが設けられている。

【0097】

また、内視鏡2の操作部12には、制御スイッチ112a, 112bと、送気送水ボタン109と、図示しない湾曲操作ノブと、通常観察用の第2の撮像ユニット30のズーム操作を行う図示しないズームレバーと、図示しない前方送水ボタンと、上述の図示しない処置具挿通口とが設けられている。

【0098】

これら制御スイッチ112a, 112bは、夫々信号線113a, 113bを介してプロセッサ4の制御回路89と接続されている。本実施の形態では、例えば制御スイッチ112aは、切換を指示する信号を発生し、制御スイッチ112bは、例えばフリーズ指示の信号を発生する。

【0099】

リレー基板86は、例えば、制御スイッチ112aの操作に応じて、各撮像素子51, 73にそれぞれ接続された信号ケーブル54, 76のうちの一方が共通の信号ケーブル87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87と接続されるように切換動作を行う。

【0100】

具体的には、例えば、制御スイッチ112aが操作されることにより、制御回路89からスコープケーブル8内の切換信号線88を介してリレー基板86へ切換信号が outputされる。リレー基板86は、制御回路89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いる。この状態では、通常観察用の第2の撮像ユニット30の信号ケーブル54が共通の信号ケーブル87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、通常観察状態に設定されている。

【0101】

この状態において、ユーザーが、制御スイッチ112aを操作すると、制御回路89からの信号が切換信号線88を介してリレー基板86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する。その状態では、対象物接触型の第1の撮像ユニット28の信号ケーブル54が共通の信号ケーブル87と接続されるようになっている。

【0102】

さらに、制御スイッチ112a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、通常観察用の第2の撮像ユニット30の信号ケーブル54が共通の信号ケーブル87と接続されるようになっている。

【0103】

また、制御スイッチ112aの操作に伴い、制御回路89は、信号処理回路111の動作状態を通常観察用の第2の撮像ユニット30の撮像素子51及び対象物接触型の第1の撮像ユニット28の撮像素子73に対応して動作を行うように制御する。

【0104】

このプロセッサ4の信号処理回路111から出力される映像信号が入力されることにより、対象物接触型の第1の撮像ユニット28又は通常観察用の第2の撮像ユニット30の各内視鏡画像がモニタ5に表示される。

【0105】

また、各2つの撮像ユニット28, 30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51, 73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51, 73のCCD素子

10

20

30

40

50

又はC M O S 素子の水平転送方向に一致している。すなわち、各2つの撮像ユニット28, 30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。

【0106】

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23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。

【0107】

すなわち、通常観察と対象物接触型の拡大観察とが切替えられても、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2つの撮像ユニット28, 30は、夫々の撮像素子51, 73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内の設置方向が決められている。

【0108】

これにより、ユーザーは、内視鏡画像を通常観察画像と拡大観察画像と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。

【0109】

次に、上記構成の内視鏡システム1の作用について説明する。本実施の形態の内視鏡2の使用時には内視鏡システム1は図1に示すようにセットされる。すなわち、ユーザーは、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8の一端を接続し、スコープケーブル8の他端をプロセッサ4に接続する。また送気管路106a及び送水管路106bを送気送水装置6に接続する。

【0110】

そして、ユーザーは、光源装置3やプロセッサ4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の制御回路89は、制御信号等を送受信できる状態になる。

【0111】

また、起動状態では、リレー基板86は通常観察用の第2の撮像ユニット30側が選択されるように設定されている。このとき、制御回路89は、ドライブ回路110bを駆動せしめるように制御すると共に、信号処理回路111の動作状態を通常観察用の観察モードに設定する。

【0112】

内視鏡システム1のセットが終了した後、患者の体内に内視鏡2を挿入する作業が開始される。この内視鏡2の挿入作業時にはユーザーは、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。

【0113】

また、光源装置3は、照明光の供給状態となる。そして、ライトガイド93には例えばR G Bの照明光が順次で供給される。これに同期して、ドライブ回路110bは、CCDドライブ信号を出力し、第1の照明窓29および第2, 第3の照明窓31, 32を経て患者の体腔内の患部等を照明する。

【0114】

照明された患部等の被写体は、通常観察用の第2の撮像ユニット30の第2のレンズユニット55を通って、第2の撮像素子73の受光面に結像され、光電変換される。そして、この第2の撮像素子73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76及びリレー基板86により選択されている共通の信号ケーブル87を介して信号処理回路111に入力される。この信号処理回路111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。

【0115】

10

20

30

40

50

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。これにより、通常観察用の第2の撮像ユニット30を使用して第2の撮像ユニット30の第1レンズ61aから離れた観察対象物を広範囲に観察する通常観察が行われる。

【0116】

この通常観察中に、第2の撮像ユニット30の第1レンズ61aの表面に体液、付着物等の汚れが付着した場合には送気送水ボタン109が操作される。この送気送水ボタン109の操作により、送気管路106a及び送水管路106bを通して送気及び送水が行われる。そして、突出段部25の下段部27の送気送水ノズル34の噴出口34aから、空気などの気体又は滅菌水などの液体が噴出方向に噴出される。このとき、送気送水ノズル34の噴出口34aから噴出される滅菌水や空気などの流体は、突出段部25の流体ガイド面26cに沿って第2の撮像ユニット30の第1レンズ61a側に導かれ、第2の撮像ユニット30の第1レンズ61aの表面に付着した体液、付着物等の汚れが除去及び洗浄されて、清浄な状態での撮像及び観察視野が確保される。

【0117】

さらに、体腔内の被検部位に体液などが付着して汚れた場合には前方送水ボタンが操作される。この前方送水ボタンの操作時には挿入部11の先端カバー24の開口部35aから体腔への挿入方向に向かって滅菌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。

【0118】

また、通常観察用の第2の撮像ユニット30による観察は、患者の体内に挿入された内視鏡2の先端部が目的の観察対象部位まで導かれるまで継続される。そして、内視鏡2の先端部が目的の観察対象部位に接近した状態で、制御スイッチ112aがON操作される。

【0119】

この制御スイッチ112aのON操作時には、制御回路89がこの切換指示信号を受けて、リレー基板86の切り換え制御を行う。このとき、制御回路89は、ドライブ回路110bを動作状態に制御すると共に、信号処理回路111を高倍率の観察モードに設定する。これにより、第2の撮像ユニット30による通常観察のモードから対象物接触型の第1の撮像ユニット28を使用した高倍率の観察モードに切替えられる。

【0120】

このように高倍率の観察モードに切替えられた状態で第1の撮像ユニット28の第1レンズ41aの先端部を対象物に接触させて観察対象の細胞組織などを高倍率で観察する高倍率の対象物接触観察などが行われる。なお、高倍率で拡大観察する場合には、予め関心部位に例えば色素が散布され、関心部位が染色されて細胞の輪郭を鮮明に観察できるようにしている。

【0121】

そして、対象物接触型の第1の撮像ユニット28による生体組織Hの観察時には挿入部11の先端部15が生体組織Hの表面に押し付けられる。このとき、図15に示すように先端カバー24の突出段部25の部分が主に生体組織Hの表面に押し付けられ、これ以外の非突出面は生体組織Hの表面に対して被接触状態で保持される。そのため、突出段部25に配置されている第1の撮像ユニット28の先端の第1レンズ41aおよび第1の照明窓29の照明レンズ91が観察対象の細胞組織などの生体組織Hの表面に接触される。

【0122】

この状態で、第1の照明窓29の照明レンズ91を通して照明光が細胞組織などの生体組織Hに照射される。このとき、細胞組織などの生体組織Hに照射される照明光の一部は、図16(A)中に矢印で示すように細胞組織などの生体組織Hの内部まで透過され、第1の照明窓29の照明レンズ91の突き当て面の周囲にも拡散する。そのため、第1の撮像ユニット28の第1レンズ41aの前方の細胞組織などの生体組織Hの周囲部分にも照

10

20

30

40

50

明光が照射される。これにより、細胞組織などの生体組織Hの表面に押し当てられている第1の撮像ユニット28の第1レンズ41aによって観察される部分にも照明光が照射されることにより、細胞組織などの生体組織Hの光が、第1の撮像ユニット28のレンズユニット36を通って、第1の撮像素子51の受光面に結像され、光電変換される。

【0123】

なお、図16(A)中で、O3は第1の撮像ユニット28の第1レンズ41aの中心位置、O4は第1の照明窓29の照明レンズ91の中心位置、Lは第1レンズ41aの中心位置O3と照明レンズ91の中心位置O4との間の距離である。さらに、図18は、対象物接触型の第1の撮像ユニット28による観察時に第1の撮像ユニット28の第1レンズ41aの中心位置O3と第1の照明窓29の照明レンズ91の中心位置O4との間の距離Lの違いによる観察状態の違いを説明するための透過光強度と、透過波長との関係を示す特性図である。ここで、L1 < L2である。この図18の特性図からも明らかのように第1レンズ41aの中心位置O3と照明レンズ91の中心位置O4との間の距離Lが小さい場合(L1)には透過光強度が大きくなる。さらに、生体組織中の光の散乱により、短波長側の光は長波長側の光よりも減衰しやすいことがわかる。

【0124】

そして、第1の撮像素子51は、ドライブ回路110b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、第1の撮像素子51の内部で信号増幅されて第1の撮像素子51から出力される。この信号は、信号ケーブル54及びリレー基板86により選択されている共通の信号ケーブル87を経て信号処理回路111に入力される。

【0125】

この信号処理回路111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。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に表示される。これにより、対象物接触型の第1の撮像ユニット28を使用した高倍率の観察モードで、第1の撮像ユニット28の第1レンズ41aの前方の細胞組織などの生体組織Hの観察が行われる。

【0126】

そこで、上記構成のものにあっては次の効果を奏する。すなわち、本実施の形態によれば、挿入部11の先端部15に前方に突出された突出段部25の端面に形成され、被検体を観察するための第1の撮像ユニット28が配置される平面25aと、先端部15の突出段部25の平面25a以外の非突出面である下段部27との間の傾斜面25cに挿入部11に挿通された前方送水用の管路35と連通する開口部35aの少なくとも一部を設けている。ここで、前方送水用の管路35の横断面形状が円形状の場合には傾斜面25cに形成される開口部35aは橢円形状となる。そのため、前方送水用の管路35の内径を格別に広くすることなく前方送水の開口部35aの面積を広くすることができるので、前方送水の開口部35aに残渣Qなどが詰まりにくくすることができ、開口部35aの詰まりを低減できる。

【0127】

さらに、前方送水用の管路35と連通する開口部35aの少なくとも一部が斜面にあるため、図17に示すように棒状の工具114を前方送水の開口部35aに挿入しやすい。そのため、前方送水用の管路35の先端部の開口部35aが残渣Qなどで詰まったとしても、開口部35aに棒状の工具114を挿入することにより、残渣Qなどで詰まった前方送水の開口部35aの残渣Qなどの詰まりを解除しやすい。その結果、前方送水用の管路35の開口部35aの詰まりを防止することができ、内視鏡観察が行いやすい内視鏡2の先端部を提供することができる。

【0128】

また、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。まず、図2および図3に示すように第1の撮像ユニット28は先端部15のほぼ中

10

20

30

40

50

央位置（内視鏡 2 の中心）に配置し、この第 1 の撮像ユニット 28 を先端部 15 の円柱部材 15a の第 1 の孔部 15a1 に接着固定する構成にしている。そのため、第 1 の撮像ユニット 28 を先端部 15 の円柱部材 15a にビス固定する必要がないので、第 1 の撮像ユニット 28 を先端部 15 の円柱部材 15a にビス固定する場合に比べて固定ビスが占める断面積を低減できる。その結果、内視鏡 2 の先端部 15 を細径化することができる。

【0129】

また、本実施の形態では図 3 に示すように 2 つの撮像ユニット（対象物接触型の第 1 の撮像ユニット 28 と通常観察用の第 2 の撮像ユニット 30）のうち、CCD の駆動温度が高い第 1 の撮像素子 51 を備えた対象物接触型の第 1 の撮像ユニット 28 を先端部 15 の円柱部材 15a の内部に配置し、もう一方の撮像ユニット（第 2 の撮像ユニット 30）の CCD 部分（第 2 の撮像素子 73）は先端部 15 の円柱部材 15a より後端側で先端部 15 の円柱部材 15a に接触しない位置に配置した。これにより、第 1 の撮像ユニット 28 の第 1 の撮像素子 51 の熱と、第 2 の撮像ユニット 30 の第 2 の撮像素子 73 の熱とがお互いに干渉しないため、各撮像素子 51, 73 の発熱を抑えることができる。その結果、2 つの撮像素子 51, 73 の発熱に起因するノイズが少ない内視鏡画像が得られる効果がある。

【0130】

また、本実施の形態では図 8 (A) に示すように通常観察用の第 2 の撮像ユニット 30 に組み込まれた摺動するズーミング用の第 2 のユニット構成体 58 の第 2 レンズ枠 58a に明るさ絞り 70 を設けている。そのため、明るさ絞り 70 を例えば第 3 レンズ枠 59a などの光学系の固定部側に設けた場合に比べて図 9 (A) に示すように手元側（Tele (拡大) 位置方向）に向けて移動される場合と、図 9 (B) に示すように前方（Wide (広角) 位置方向）に向けて移動される場合とで F ナンバー（明るさ）の変動を少なくできる。その結果、内視鏡 2 に内蔵される照明用ライトガイドの光ファイバの本数を減らしても明るさを確保することができるため、挿入部 11 の径を細くできる効果がある。

【0131】

また、図 5 (A) に示すように通常観察用の第 2 の撮像ユニット 30 は、円柱部材 15a の第 3 の孔部 15a3 内に第 2 のレンズユニット 55 のみが挿入された状態で組み付けられ、固定ねじ 77 によって固定されている。ここで、固定ねじ 77 の中心線は、第 2 のレンズユニット 55 のレンズ中心 O1 と操作ワイヤ 66 のワイヤ中心 O2 とを結んだ軸線方向に対して略垂直方向に配置されている。これにより、観察光学ユニット 30A を円柱部材 15a に固定する際の固定ねじ 77 による第 3 レンズ枠 59a への応力を軽減し、ズーミング用の移動光学ユニットである第 2 のユニット構成体 58 側への影響を低減させることができる。そのため、スムーズなズーム切り替えが可能となる。

【0132】

また、本実施の形態では図 8 (B) に示すようにズーム光学系である第 2 のユニット構成体 58 のズーミング動作時に位置決め部材 68 の突き当てる部 68a と、突出部 65 の前端部 65a とが突き当たる突き当てる位置は、第 2 レンズ枠 58a の突出部 65 の力点近傍、すなわち、突出部 65 と操作ワイヤ 66 との連結部の近傍位置に配置している。これにより、第 2 のユニット構成体 58 の第 2 レンズ枠 58a に回転モーメントが掛かりにくいため、Tele / Wide 端の突き当てる時の画像ゆれが低減できる効果がある。

【0133】

また、第 2 の撮像ユニット 30 の第 3 のユニット構成体 59 には、図 8 (C) に示すように第 1 レンズ 63a と第 2 レンズ 63b との間にレンズ間隔を決める位置決め部材として複数、本実施の形態では 2 つの間隔環 71 が介設されている。2 つの間隔環 71 間に光学フレアを防止するフレア絞り 72 が介挿されている。

【0134】

上記構成のものにあっては、第 2 の撮像ユニット 30 で光学フレアを起こさないために必要以上にレンズ外径を大きくする必要がない。そのため、第 2 の撮像ユニット 30 の小型化を図ることができる。

10

20

30

40

50

【0135】

また、図11(B)に示すように対象物接触型の第1の撮像ユニット28の第1のレンズユニット36は、前端側の第1レンズ41aと、その後方の第2レンズ41bとの間に、光学絞り42と、調整絞り43とが介設されている。さらに、第1のレンズユニット36の後端側の第6レンズ41fと、第7レンズ41gとの間には間隔環48と、調整絞り49とが介設されている。ここで、第1のレンズユニット36の先端側の調整シボリ43は光学倍率に大きく寄与し、後端側の調整シボリ49は先端側の調整シボリ43よりも光学倍率寄与率が小さい。そのため、第1のレンズユニット36の光学倍率の調整時には第1のレンズユニット36の前後の両端に配置された調整シボリ43, 49を用いることにより正確に光学倍率の調整が可能となる。その結果、超高倍率の第1の撮像ユニット28用のレンズ面間調整の作業性を向上させることができる。10

【0136】

また、超高倍率の第1の撮像ユニット28の観察範囲は、前端側の第1レンズ41aから0~100μm程度と観察深度が浅い。そのため、超高倍率の第1の撮像ユニット28にて観察する場合は、ブレやピントのズレの為に不安定な観察状態になりやすいので、観察窓である前端側の第1レンズ41aを被検体に接触させ、内視鏡2の先端部15がブレない状態に保持した状態にて観察するようにしている。

【0137】

また、対象物接触型の第1の撮像ユニット28の第1のレンズユニット36は、観察深度内に前端側の第1レンズ41aが配置されている。ここで、第1のレンズユニット36の観察深度のベスト位置を第1レンズ41aの先端面側に若干移動させた状態で設定している。このように第1のレンズユニット36の第1レンズ41aの内部にあった観察深度を先端面側にシフトさせることにより、第1の撮像ユニット28の観察深度を深くすることができる。20

【0138】

また、下段部27と中段部26との間の壁部に傾斜角度が例えば、45°程度の傾斜面26bと、傾斜角度が例えば、18°程度の緩い流体ガイド面26cとを形成し、流体ガイド面26cは、下段部27の送気送水ノズル34と、中段部26の第2の撮像ユニット30との間に配置されている。これにより、送気送水ノズル34の先端開口部の噴出口34aより噴出する送水を、ノズル34の噴出口34aの延長上に整流状態で流すことができ、送水性が向上できる。30

【0139】

また、図19乃至図22は本発明の第2の実施の形態を示すものである。本実施の形態は第1の実施の形態(図1乃至図18参照)の内視鏡システム1の内視鏡2の構成を次に変更したものである。

【0140】

すなわち、本実施の形態の内視鏡2では、図19に示すように対象物に接触する突出段部25の平面25aの面積を第1の実施の形態よりも大きくしたものである。この先端カバー24の突出段部25の平面25aは、先端カバー24の円形状の前面全体のほぼ下半分の部分に、先端カバー24の前面全体の円形状の1/2程度の面積に形成されている。40

【0141】

さらに、本実施の形態の突出段部25の平面25aには、対象物接触型の第1の撮像ユニット(第1の観察部)28の観察レンズである第1レンズ41aと、第1の照明窓29と、処置具挿通チャンネル33の先端開口部33aとが配設されている。

【0142】

また、先端カバー24の前面全体のほぼ上半分の部分には図19中で左側部分に突出段部25よりも1段低い中段部26の平面26a、右側部分に中段部26よりも1段低い下段部27の平面27aがそれぞれ形成されている。ここで、中段部26は先端カバー24の上半分の部分のほぼ2/3の面積を占め、下段部27は面積が最も狭くなっている。

【0143】

中段部 2 6 の平面 2 6 a には、通常観察用の第 2 の撮像ユニット（第 2 の観察部）3 0 の観察レンズである第 1 レンズ 6 1 a と、1 つの（第 2 の）照明窓 3 1 とが配設されている。ここで、第 2 の撮像ユニット 3 0 の第 1 レンズ 6 1 a は、第 1 の撮像ユニット 2 8 の第 1 レンズ 4 1 a の真上の位置に配置されている。そして、第 2 の照明窓 3 1 は、第 2 の撮像ユニット 3 0 の第 1 レンズ 6 1 a の右側に配置されている。さらに、下段部 2 7 の平面 2 7 a には、送気送水ノズル 3 4 が配設されている。

【 0 1 4 4 】

また、突出段部 2 5 と中段部 2 6 および下段部 2 7 との間の壁部には、傾斜角度が例えれば、45° 程度の傾斜面 2 5 b が形成されている。この傾斜面 2 5 b には前方送水用の開口部 3 5 a が配設されている。

10

【 0 1 4 5 】

さらに、中段部 2 6 と下段部 2 7 との間の壁部には、傾斜角度が例えれば、45° 程度の傾斜面 2 6 b と、この傾斜面 2 6 b よりも傾斜角度が小さい流体ガイド面 2 6 c とが形成されている。この流体ガイド面 2 6 c は、下段部 2 7 の送気送水ノズル 3 4 と、中段部 2 6 の第 2 の撮像ユニット 3 0 との間に配置されている。この流体ガイド面 2 6 c は、傾斜角度が例えれば、18° 程度の緩い傾斜面によって形成されている。なお、これ以外の部分は第 1 の実施の形態の内視鏡 2 と同一構成になっており、第 1 の実施の形態の内視鏡 2 と同一部分には同一の符号を付してここではその説明を省略する。

【 0 1 4 6 】

そして、本実施の形態の内視鏡 2 でも第 1 の実施の形態と同様に、患者の体内に内視鏡 2 を挿入する挿入作業時には通常観察用の第 2 の撮像ユニット 3 0 が使用される。これにより、通常観察用の第 2 の撮像ユニット 3 0 を使用して第 2 の撮像ユニット 3 0 の第 1 レンズ 6 1 a から離れた観察対象物を広範囲に観察する通常観察が行われる。

20

【 0 1 4 7 】

この通常観察中に、第 2 の撮像ユニット 3 0 の第 1 レンズ 6 1 a の表面に体液、付着物等の汚れが付着した場合には送気送水ボタン 1 0 9 が操作される。この送気送水ボタン 1 0 9 の操作により、送気管路 1 0 6 a 及び送水管路 1 0 6 b を通して送気及び送水が行われる。そして、突出段部 2 5 の下段部 2 7 の送気送水ノズル 3 4 の噴出口 3 4 a から、空気などの気体又は滅菌水などの液体が噴出方向に噴出される。このとき、送気送水ノズル 3 4 の噴出口 3 4 a から噴出される滅菌水や空気などの流体は、突出段部 2 5 の流体ガイド面 2 6 c に沿って第 2 の撮像ユニット 3 0 の第 1 レンズ 6 1 a 側に導かれ、第 2 の撮像ユニット 3 0 の第 1 レンズ 6 1 a の表面に付着した体液、付着物等の汚れが除去及び洗浄されて、清浄な状態での撮像及び観察視野が確保される。

30

【 0 1 4 8 】

さらに、体腔内の被検部位に体液などが付着して汚れた場合には前方送水ボタンが操作される。この前方送水ボタンの操作時には挿入部 1 1 の先端カバー 2 4 の開口部 3 5 a から体腔への挿入方向に向かって滅菌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。

【 0 1 4 9 】

また、通常観察用の第 2 の撮像ユニット 3 0 による観察は、患者の体内に挿入された内視鏡 2 の先端部が目的の観察対象部位まで導かれるまで継続される。そして、内視鏡 2 の先端部が目的の観察対象部位に接近した状態で、制御スイッチ 1 1 2 a が ON 操作されて対象物接触型の第 1 の撮像ユニット 2 8 を使用した高倍率の観察モードに切替えられる。

40

【 0 1 5 0 】

このように高倍率の観察モードに切替えられた場合には挿入部 1 1 の先端部 1 5 が生体組織 H の表面に押し付けられる。このとき、先端カバー 2 4 の突出段部 2 5 の部分が主に生体組織 H の表面に押し付けられ、これ以外の非突出面は生体組織 H の表面に対して被接触状態で保持される。そのため、突出段部 2 5 に配置されている第 1 の撮像ユニット 2 8 の先端の第 1 レンズ 4 1 a および第 1 の照明窓 2 9 の照明レンズ 9 1 が観察対象の細胞組織などの生体組織 H の表面に接触される。これにより、対象物接触型の第 1 の撮像ユニット

50

ト 2 8 を使用した高倍率の観察モードで、第 1 の撮像ユニット 2 8 の第 1 レンズ 4 1 a の前方の細胞組織などの生体組織 H の観察が行われる。

【 0 1 5 1 】

そこで、上記構成のものにあっては次の効果を奏する。すなわち、本実施の形態では、前方送水用の管路 3 5 と連通する開口部 3 5 a は、第 1 の撮像ユニット 2 8 が配置される突出段部 2 5 の平面 2 5 a と、中段部 2 6 の平面 2 6 a との間の傾斜面 2 5 b に配置されているので、前方送水用の管路 3 5 の横断面形状が円形状の場合には傾斜面 2 5 c に形成される開口部 3 5 a は橜円形状となる。そのため、前方送水用の管路 3 5 の内径を格別に広くすることなく前方送水の開口部 3 5 a の面積を広くすることができるので、前方送水の開口部 3 5 a に残渣 Q などが詰まりにくくすることができ、開口部 3 5 a の詰まりを低減できる。

【 0 1 5 2 】

さらに、傾斜面 2 5 b にある開口部 3 5 a は、棒状の工具 1 1 4 が挿入しやすい。そのため、前方送水用の管路 3 5 の先端部の開口部 3 5 a が残渣 Q などで詰まつたとしても、開口部 3 5 a に棒状の工具 1 1 4 を挿入することにより、残渣 Q などで詰まつた前方送水の開口部 3 5 a の残渣 Q などの詰まりを解除しやすい。その結果、前方送水用の管路 3 5 の開口部 3 5 a の詰まりを防止することができ、内視鏡観察が行いやすい内視鏡 2 の先端部を提供することができる。

【 0 1 5 3 】

また、本実施の形態では対象物に接触する突出段部 2 5 の平面 2 5 a の面積を第 1 の実施の形態よりも大きくしているので、突出段部 2 5 を対象物である生体組織 H の表面に押し付けた際に超高倍率の第 1 の撮像ユニット 2 8 の第 1 レンズ 4 1 a を比較的安定に支持させることができる。そのため、第 1 の撮像ユニット 2 8 の観察像のブレやピントのズレを低減することができ、安定した細胞観察を行うことができる。

【 0 1 5 4 】

さらに、突出段部 2 5 の平面 2 5 a には、第 1 の撮像ユニット 2 8 の観察レンズである第 1 レンズ 4 1 a と、第 1 の照明窓 2 9 と、処置具挿通チャンネル 3 3 の先端開口部 3 3 a とを配設したので、処置具挿通チャンネル 3 3 の先端開口部 3 3 a より吸引をかけることで生体組織（被検体）H を突出段部 2 5 の平面 2 5 a へ引き寄せることができる。そのため、より安定した超高倍率の観察が可能となる効果がある。

【 0 1 5 5 】

また、図 2 3 は本発明の第 3 の実施の形態を示すものである。本実施の形態は第 1 の実施の形態（図 1 乃至図 1 8 参照）の内視鏡システム 1 の内視鏡 2 の構成を次の通り変更したものである。

【 0 1 5 6 】

すなわち、本実施の形態の内視鏡 2 では、先端カバー 2 4 の前面の下段部 2 7 の平面 2 7 a に前方送水用の開口部 3 5 a を配設したものである。なお、これ以外の部分は第 1 の実施の形態の内視鏡 2 と同一構成になっており、第 1 の実施の形態の内視鏡 2 と同一部分には同一の符号を付してここではその説明を省略する。

【 0 1 5 7 】

そこで、上記構成のものにあっては次の効果を奏する。すなわち、本実施の形態では処置具挿通チャンネル 3 3 の先端開口部 3 3 a と同一平面上に送気送水ノズル 3 4 と、前方送水用の開口部 3 5 a とが並設されているので、送気送水ノズル 3 4 や、前方送水用の開口部 3 5 a からの送水時に送気送水ノズル 3 4 や、前方送水用の開口部 3 5 a の周辺に溜まった水を処置具挿通チャンネル 3 3 の先端開口部 3 3 a を介して吸引が可能となる。その為、送気送水ノズル 3 4 や、前方送水用の開口部 3 5 a の周辺に溜まった残水による観察への悪影響を低減できる。

【 0 1 5 8 】

また、図 2 4 は本発明の第 4 の実施の形態を示すものである。本実施の形態は第 1 の実施の形態（図 1 乃至図 1 8 参照）の内視鏡システム 1 の内視鏡 2 の構成を次の通り変更し

10

20

30

40

50

たものである。

【0159】

すなわち、本実施の形態の内視鏡2では、先端カバー24の前面の突出段部25の平面25aに高倍率の第1の撮像ユニット(第1の観察部)28の観察レンズである第1レンズ41aと、照明窓の面積が最も小さい第1の照明窓121とが配設されている。

【0160】

また、中段部26の平面26aには、通常観察用の第2の撮像ユニット(第2の観察部)30の観察レンズである第1レンズ61aと、2つ(第2、第3)の照明窓122、123とが配設されている。ここで、第2、第3の照明窓122、123は、第2の撮像ユニット30の両側に配置されている。

10

【0161】

さらに、中段部26の平面26aに配置されている第2、第3の照明窓122、123は、第2の照明窓122の面積が最も大きく、次に第3の照明窓123の面積が大きく、突出段部25の平面25aの第1の照明窓121の面積が最も小さくなるように設定されている。これにより、3つの照明窓からの出射光量は、第2の照明窓122からの出射光量が最も大きく、次に第3の照明窓123からの出射光量が大きく、第1の照明窓121からの出射光量が最も小さくなるように設定されている。なお、これ以外の部分は第1の実施の形態の内視鏡2と同一構成になっており、第1の実施の形態の内視鏡2と同一部分には同一の符号を付してここではその説明を省略する。

【0162】

そこで、上記構成のものにあっては次の効果を奏する。すなわち、本実施の形態では高倍率の第1の撮像ユニット28の観察窓である第1レンズ41aの近傍に複数の照明窓の中で面積が最も小さい第1の照明窓121を配置している。これにより、第1の照明窓121と第1の撮像ユニット28の観察窓である第1レンズ41aとを近接状態で配置できるので、第1の撮像ユニット28によって観察される観察像の照明光の減衰を抑制できる。また、近接することにより生体組織による照明光の散乱を最小限に抑えることができるため、第1の撮像ユニット28によって観察される観察像の色再現性が向上する効果がある。

20

【0163】

また、図25は本発明の第5の実施の形態を示すものである。本実施の形態は第1の実施の形態(図1乃至図18参照)の内視鏡システム1の内視鏡2の構成を次の通り変更したものである。

30

【0164】

すなわち、本実施の形態の内視鏡2では、先端カバー24の前面の突出段部25の平面25aに高倍率の第1の撮像ユニット(第1の観察部)28の観察レンズである第1レンズ41aと、2つ(第1、第2)の照明窓131、132とが配設されている。ここでは、先端カバー24のほぼ中央位置に第1レンズ41aが配設され、図25中で、この第1レンズ41aの左側に照明窓の面積が最も大きい第1の照明窓131が配設され、第1レンズ41aの下側に照明窓の面積が最も小さい第2の照明窓132が配設されている。第2の照明窓132は、例えば小型の発光ダイオード(LED)など図示しないスイッチでオンオフ操作が可能な光源を使用している。

40

【0165】

また、中段部26の平面26aには、通常観察用の第2の撮像ユニット(第2の観察部)30の観察レンズである第1レンズ61aと、第3の照明窓133とが配設されている。ここで、第1レンズ61aは、図25中で、第1レンズ41aの上側位置に配置され、第3の照明窓133は、図25中で、第2の撮像ユニット30の右側に配置されている。

【0166】

さらに、中段部26の平面26aに配置されている第3の照明窓133は、第1の照明窓131の面積よりも小さく、第2の照明窓132の面積よりも大きくなるように設定されている。なお、本実施の形態では前方送水用の管路35と連通する開口部35aは、突

50

出段部 25 の平面 25a 以外の非突出面に設けられている。これ以外の部分は第 1 の実施の形態の内視鏡 2 と同一構成になっており、第 1 の実施の形態の内視鏡 2 と同一部分には同一の符号を付してここではその説明を省略する。

【 0 1 6 7 】

そこで、上記構成のものにあっては次の効果を奏する。すなわち、本実施の形態では先端カバー 24 の前面の突出段部 25 の平面 25a に 2 つ（第 1 , 第 2 ）の照明窓 131 , 132 を配設し、第 2 の照明窓 132 としてオンオフ操作が可能な光源を使用している。そのため、第 2 の撮像ユニット 30 による通常観察時には 3 つの照明窓 131 , 132 , 133 から照明光を照射して観察対象を明るい照明光で観察することができる。

【 0 1 6 8 】

また、先端カバー 24 の前面の突出段部 25 の平面 25a を生体組織 H の表面に押し付けて第 1 の撮像ユニット 28 の先端の第 1 レンズ 41a を観察対象の生体組織 H の表面に接触させ、細胞組織などの生体組織 H を高倍率で観察する場合に突出段部 25 の平面 25a の 2 つ（第 1 , 第 2 ）の照明窓 131 , 132 のうちの一方、例えば第 2 の照明窓 132 をオフ操作することにより、第 1 の照明窓 131 からの照明光のみで観察対象を照明することができる。これにより、複数のスペクトルをもった光で被検体の生体組織 H を照らさないため、色再現性の良い生体組織（被検体）の観察が可能となる。なお、突出段部 25 に複数の LED 光源の照明窓を設け、生体組織 H を高倍率観察する際に、高倍率観察用の LED 光源の照明のみ点灯する構成にしても良い。

【 0 1 6 9 】

さらに、生体組織 H を高倍率で観察する場合に接触時の照明光は、生体組織 H 内を透過してきた光となるので、照明光は、通常観察時とは異なり、生体内で散乱の影響を強く受けることになり、観察窓と照明窓の距離が離れると赤み（波長が長い）が強く、暗い画像となる。そこで、観察窓である第 1 の撮像ユニット 28 の先端の第 1 レンズ 41a と第 1 の照明窓 131 との距離を近接させることにより、散乱の影響を低減することができる。

【 0 1 7 0 】

また、図 26 は本発明の第 6 の実施の形態を示すものである。本実施の形態は第 1 の実施の形態（図 1 乃至図 18 参照）の内視鏡システム 1 の内視鏡 2 の構成を次の通り変更したものである。

【 0 1 7 1 】

すなわち、本実施の形態の内視鏡 2 では、図 26 に示すように先端カバー 24 の前面の突出段部 25 と下段部 27 との間の傾斜面 25b と、下段部 27 の平面 27a との間に前方送水用の開口部 35a が配設されている。なお、これ以外の部分は第 1 の実施の形態の内視鏡 2 と同一構成になっており、第 1 の実施の形態の内視鏡 2 と同一部分には同一の符号を付してここではその説明を省略する。

【 0 1 7 2 】

そこで、上記構成のものにあっては次の効果を奏する。すなわち、本実施の形態では前方送水用の管路 35 と連通する開口部 35a は、先端カバー 24 の前面の突出段部 25 と下段部 27 との間の傾斜面 25b と、下段部 27 の平面 27a との間に配設されているので、生体組織 H を高倍率で観察する場合に先端カバー 24 の前面の突出段部 25 を生体組織 H に接触させた際に前方送水用の開口部 35a が生体組織 H に接触されにくくすることができる。そのため、前方送水用の開口部 35a に残渣 Q などが詰まりにくくすることができ、開口部 35a の詰まりを低減できる。

【 0 1 7 3 】

さらに、送気送水ノズル 34 や、前方送水用の開口部 35a からの送水時に送気送水ノズル 34 や、前方送水用の開口部 35a の周辺に溜まった水を処置具挿通チャンネル 33 の先端開口部 33a を介して吸引が可能となる。その為、送気送水ノズル 34 や、前方送水用の開口部 35a の周辺に溜まった残水による観察への悪影響を低減できる。

【 0 1 7 4 】

また、図 27 は本発明の第 7 の実施の形態を示すものである。本実施の形態は第 1 の実

10

20

30

40

50

施の形態（図1乃至図18参照）の内視鏡システム1の内視鏡2の構成を次の通り変更したものである。

【0175】

すなわち、本実施の形態の内視鏡2では、図27に示すように先端カバー24の前面の突出段部25と中段部26との間の傾斜面25bと、突出段部25の平面25aとの間に前方送水用の開口部35aが配設されている。なお、これ以外の部分は第1の実施の形態の内視鏡2と同一構成になっており、第1の実施の形態の内視鏡2と同一部分には同一の符号を付してここではその説明を省略する。

【0176】

そこで、上記構成のものにあっては次の効果を奏する。すなわち、本実施の形態では前方送水用の開口部35aは、先端カバー24の前面の突出段部25と中段部26との間の傾斜面25bと、突出段部25の平面25aとの間に配設されているので、前方送水用の開口部35aが先端カバー24の前面の突出段部25の平面25aの全体に形成されている場合に比べて前方送水の開口部35aの面積を広くすることができるので、前方送水の開口部35aに残渣Qなどが詰まりにくくすることができ、開口部35aの詰まりを低減できる。

【0177】

さらに、傾斜面25bにある開口部35aは、棒状の工具114が挿入しやすい。そのため、前方送水用の管路35の先端部の開口部35aが残渣Qなどで詰まつたとしても、開口部35aに棒状の工具114を挿入することにより、残渣Qなどで詰まつた前方送水の開口部35aの残渣Qなどの詰まりを解除しやすい。その結果、前方送水用の管路35の開口部35aの詰まりを防止することができ、内視鏡観察が行いやすい内視鏡2の先端部を提供することができる。

【0178】

また、図28は本発明の第8の実施の形態を示すものである。本実施の形態は第1の実施の形態（図1乃至図18参照）の内視鏡システム1の内視鏡2の構成を次の通り変更したものである。なお、図28中で、第1の実施の形態の内視鏡2と同一部分には同一の符号を付してここではその説明を省略する。

【0179】

すなわち、本実施の形態の内視鏡2では、図28に示すように先端カバー24の前面に前方に突出された突出段部141と、この突出段部141よりも1段低い低段部142とを有する。ここで、突出段部（突出部）141の端面は、挿入部11の軸方向と直交する平面141aによって形成されている。そして、この突出段部141の平面141aによって突出面が形成されている。

【0180】

また、本実施の形態では突出段部141の平面141aは、先端カバー24の前面全体の円形状の1/2程度の面積に形成されている。すなわち、先端カバー24の円形状の前面全体の半分で、かつ上下間を結ぶ中心線の図28に対して左側部分に形成されている。

【0181】

この突出段部141の平面141aには、通常観察位置から高倍率の拡大観察位置までズーム動作が可能なズーム光学系を備えた撮像ユニット143の観察レンズである第1レンズ143aと、2つ（第1、第2）の照明窓144、145とが配設されている。ここで、撮像ユニット143は図28中で、先端部15のほぼ中央上端位置に配置されている。第1の照明窓144は撮像ユニット143の右側位置、第2の照明窓145は撮像ユニット143の左側位置にそれぞれ配置されている。さらに、本実施の形態では第1の照明窓144の面積が第2の照明窓145よりも大きくなるように設定されている。

【0182】

低段部142は、突出段部141の平面141aとほぼ平行な平面142aを有する。この低段部142の平面142aには、挿入部11の内部に配設された処置具挿通チャネル（鉗子チャネルともいう）33の先端開口部33aと、送気送水ノズル34とが配

10

20

30

40

50

設されている。

【0183】

さらに、低段部142と突出段部141との間の壁部には、傾斜角度が例えば、45°程度の傾斜面141bと、この傾斜面141bよりも傾斜角度が小さい流体ガイド面141cとが形成されている。この流体ガイド面141cは、低段部142の送気送水ノズル34と、突出段部141の撮像ユニット143の第1レンズ143aとの間に配置されている。この流体ガイド面141cは、傾斜角度が例えば、18°程度の緩い傾斜面によって形成されている。

【0184】

また、低段部142と突出段部141との間の傾斜面141bには、前方送水用の開口部35aが配設されている。この開口部35aは、挿入部11に挿通された前方送水用の管路（前方送水チャンネル）35と連通されている。

【0185】

次に、上記構成の内視鏡システム1の作用について説明する。本実施の形態の内視鏡2の使用時には撮像ユニット143は通常観察状態と、対象物接触型の高倍率の観察状態とに選択的に切替え操作可能になっている。そして、患者の体内に内視鏡2を挿入する挿入作業時には撮像ユニット143は通常観察状態に切替え操作される。この場合は、撮像ユニット143を使用してこの撮像ユニット143の第1レンズ143aから離れた観察対象物を広範囲に観察する通常観察が行われる。

【0186】

この通常観察中に、撮像ユニット143の第1レンズ143aの表面に体液、付着物等の汚れが付着した場合には送気送水ボタン109が操作される。この送気送水ボタン109の操作により、送気管路106a及び送水管路106bを通して送気及び送水が行われる。そして、先端カバー24の低段部27の送気送水ノズル34の噴出口34aから、空気などの気体又は滅菌水などの液体が噴出方向に噴出される。このとき、送気送水ノズル34の噴出口34aから噴出される滅菌水や空気などの流体は、突出段部141の流体ガイド面141cに沿って撮像ユニット143の第1レンズ143a側に導かれ、撮像ユニット143の第1レンズ143aの表面に付着した体液、付着物等の汚れが除去及び洗浄されて、清浄な状態での撮像及び観察視野が確保される。

【0187】

さらに、体腔内の被検部位に体液などが付着して汚れた場合には前方送水ボタンが操作される。この前方送水ボタンの操作時には挿入部11の先端カバー24の開口部35aから体腔への挿入方向に向かって滅菌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。

【0188】

また、通常観察用の撮像ユニット143による観察は、患者の体内に挿入された内視鏡2の先端部が目的の観察対象部位まで導かれるまで継続される。そして、内視鏡2の先端部15が目的の観察対象部位に接近した状態で、制御スイッチ112aがON操作されて対象物接触型の撮像ユニット143のズーム光学系が高倍率の観察モードに切替えられる。

【0189】

このように撮像ユニット143のズーム光学系が高倍率の観察モードに切替えられた場合には挿入部11の先端部15が生体組織Hの表面に押し付けられる。このとき、先端カバー24の突出段部141の部分が主に生体組織Hの表面に押し付けられ、これ以外の非突出面は生体組織Hの表面に対して被接触状態で保持される。そのため、突出段部141に配置されている撮像ユニット143の先端の第1レンズ143aと、第1の照明窓144と第2の照明窓145の各照明レンズが観察対象の細胞組織などの生体組織Hの表面に接触される。これにより、撮像ユニット143を対象物接触型の光学系として使用した高倍率の観察モードで、撮像ユニット143の第1レンズ143aの前方の細胞組織などの生体組織Hの観察が行われる。

10

20

30

40

50

【0190】

そこで、上記構成のものにあっては次の効果を奏する。すなわち、本実施の形態では、前方送水用の管路35と連通する開口部35aは、先端カバー24の前面の低段部142と突出段部141との間の傾斜面141bに配置されているので、前方送水用の管路35の横断面形状が円形状の場合には傾斜面25cに形成される開口部35aは橢円形状となる。そのため、前方送水用の管路35の内径を格別に広くすることなく前方送水の開口部35aの面積を広くすることができるので、前方送水の開口部35aに残渣Qなどが詰まりにくくすることができ、開口部35aの詰まりを低減できる。

【0191】

さらに、傾斜面141bにある開口部35aは、棒状の工具114が挿入しやすい。そのため、前方送水用の管路35の先端部の開口部35aが残渣Qなどで詰まったとしても、開口部35aに棒状の工具114を挿入することにより、残渣Qなどで詰まった前方送水の開口部35aの残渣Qなどの詰まりを解除しやすい。その結果、前方送水用の管路35の開口部35aの詰まりを防止することができ、内視鏡観察が行いやすい内視鏡2の先端部を提供することができる。

【0192】

また、本実施の形態では先端カバー24の前面に突出段部141と、低段部142とを有し、突出段部141の平面141aに、通常観察位置から高倍率の拡大観察位置までズーム動作が可能なズーム光学系を備えた撮像ユニット143の観察レンズである第1レンズ143aと、第1、第2の照明窓144、145とを配設したので、通常観察用の撮像ユニットと高倍率の拡大観察用の撮像ユニットとを別個に設ける場合に比べて撮像ユニットの設置スペース全体を小型化することができる。そのため、内視鏡2の先端部15の小型化、細径化を図ることができる。

【0193】

さらに、本発明は上記実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施できることは勿論である。

次に、本出願の他の特徴的な技術事項を下記の通り付記する。

記

(付記項1) 被検体に挿入するための挿入部と、前記挿入部の先端部に突出して設けられ前記被検体を観察するための観察部を配置する突出面と、前記先端部の非突出面に設けられ前記挿入部を挿通する管路と連通する開口部と、を有することを特徴とする内視鏡の先端部。

【0194】

(付記項2) 前記非突出面には前記被検体を観察するために第2の観察部が配置されていることを特徴とする付記項1に記載の内視鏡の先端部。

【0195】

(付記項3) 前記非突出面は前記突出面に対して斜面であることを特徴とする付記項1に記載の内視鏡の先端部。

【0196】

(付記項4) 前記管路は先端側へ流体を送出するための管路であることを特徴とする付記項1に記載の内視鏡の先端部。

【0197】

(付記項5) 前記開口部は直径略1mmの開口部であることを特徴とする付記項1に記載の内視鏡の先端部。

【0198】

(付記項6) 前記第2の観察部に対して前記観察部は高倍率の観察部であることを特徴とする付記項2に記載の内視鏡の先端部。

【0199】

(付記項7) 前記観察部は0～約100μmの観察深度を有し、被検体に接触させて観察するための観察部であることを特徴とする付記項1に記載の内視鏡の先端部。

10

20

30

40

50

【0200】

(付記項8) 前記非突出面には送水を行うためのノズル部が設けられており、前記突出面は前記ノズル部の先端部よりも先端側に形成されていることを特徴とする付記項1に記載の内視鏡の先端部。

【0201】

(付記項9) 前記突出面と前記非突出面の一部は略平行の面であり、略並行な前記突出面と前記非突出面との間には約0.7mm以上の段差が形成されていることを特徴とする付記項1に記載の内視鏡の先端部。

【0202】

(付記項10) 被検体に挿入するための挿入部と、前記挿入部の先端部に設けられ前記被検体を観察するための観察部を配置する先端面と、前記先端部の前記先端面より基端側に設けられ前記挿入部を挿通する管路と連通する開口部と、を有することを特徴とする内視鏡の先端部。

【0203】

(付記項11) 前記先端部の前記先端面より基端側には前記被検体を観察するために第2の観察部が配置されていることを特徴とする付記項10に記載の内視鏡の先端部。

【0204】

(付記項12) 前記開口部は斜面部に形成されていることを特徴とする付記項10に記載の内視鏡の先端部。

【0205】

(付記項13) 前記管路は先端側へ流体を送出するための管路であることを特徴とする付記項10に記載の内視鏡の先端部。

【0206】

(付記項14) 前記開口部は直径略1mmの開口部であることを特徴とする付記項10に記載の内視鏡の先端部。

【0207】

(付記項15) 前記第2の観察部に対して前記観察部は高倍率の観察部であることを特徴とする付記項11に記載の内視鏡の先端部。

【0208】

(付記項16) 前記観察部は0~約100μmの観察深度を有し、被検体に接触させて観察するための観察部であることを特徴とする付記項10に記載の内視鏡の先端部。

【0209】

(付記項17) 前記先端面より基端側の面には送水を行うためのノズル部が設けられており、前記先端面は前記ノズル部の先端部よりも先端側に形成されていることを特徴とする付記項10に記載の内視鏡の先端部。

【0210】

(付記項18) 前記先端面と前記先端面より基端側の面の一部は略平行の面であり、略並行な前記先端面と前記基端側の面との間には約0.7mm以上の段差が形成されていることを特徴とする付記項10に記載の内視鏡の先端部。

【0211】

(付記項19) 被検体に挿入する挿入部と、前記挿入部の先端部に設けられ前記被検体を観察するための第1の観察部を配置する第1の先端面と、前記第1の先端面に対して先端側へ突出して設けられ、前記被検体を観察するための第2の観察部を配置するための第2の先端面と、前記第1の先端面に設けられ前記挿入部を挿通する管路と連通する開口部と、を有することを特徴とする内視鏡の先端部。

【0212】

(付記項20) 被検体に挿入する挿入部と、前記挿入部の先端部に設けられ前記被検体を観察するための第1の観察部を配置する第1の先端面と、前記第1の先端面に対して先端側へ突出して設けられ、前記被検体を観察するための第2の観察部を配置するための第2の先端面と、前記第1の先端面と前記第2の先端面との間に形成された斜面部と、前

10

20

30

40

50

記斜面部に設けられた先端側へ流体を送出するための開口部と、を有することを特徴とする内視鏡の先端部。

【0213】

(付記項21) 前記管路は先端側へ流体を送出するための管路であることを特徴とする付記項19に記載の内視鏡の先端部。

【0214】

(付記項22) 前記開口部は直径略1mmの開口部であることを特徴とする付記項19または20に記載の内視鏡の先端部。

【0215】

(付記項23) 前記第2の観察部は前記第1の観察部に対して高倍率の観察部であることを特徴とする付記項19または付記項20に記載の内視鏡の先端部。 10

【0216】

(付記項24) 前記第2の観察部は0～約100μmの観察深度を有し、被検体に接触させて観察するための観察部であることを特徴とする付記項19または付記項20に記載の内視鏡の先端部。

【0217】

(付記項25) 前記第1の先端面には送水を行うためのノズル部が設けられており、前記第2の先端面は前記ノズル部の先端部よりも先端側に形成されていることを特徴とする付記項19または付記項20に記載の内視鏡の先端部。

【0218】

(付記項26) 前記第1の先端面と前記第2の先端面とは略平行の面であり、前記第1の先端面と前記第2の先端面との間には約0.7mm以上の段差が形成されていることを特徴とする付記項19または付記項20に記載の内視鏡の先端部。 20

【0219】

(付記項27) 被検体に挿入する挿入部と、前記挿入部の先端部に設けられ前記被検体を観察するための第1の観察部を配置する第1の先端面と、前記第1の先端面に対して基端側に設けられ、前記被検体を観察するための第2の観察部を配置するための第2の先端面と、前記第2の先端面に設けられた先端側へ流体を送出するための開口部と、を有することを特徴とする内視鏡の先端部。

【0220】

(付記項28) 被検体に挿入する挿入部と、前記挿入部の先端部に設けられ前記被検体を観察するための第1の観察部を配置する第1の先端面と、前記第1の先端面に対して基端側に設けられ、前記被検体を観察するための第2の観察部を配置するための第2の先端面と、前記第1の先端面と前記第2の先端面との間に形成された斜面部と、前記斜面部に設けられた先端側へ流体を送出するための開口部と、を有することを特徴とする内視鏡の先端部。 30

【0221】

(付記項29) 前記開口部は直径略1mmの開口部であることを特徴とする付記項27または28に記載の内視鏡の先端部。

【0222】

(付記項30) 前記第1の観察部は前記第2の観察部に対して高倍率の観察部であることを特徴とする付記項27または28に記載の内視鏡の先端部。 40

【0223】

(付記項31) 前記第1の観察部は0～約100μmの観察深度を有し、被検体に接触させて観察するための観察部であることを特徴とする付記項27または28に記載の内視鏡の先端部。

【0224】

(付記項32) 前記第2の先端面には送水を行うためのノズル部が設けられており、前記第1の先端面は前記ノズル部の先端部よりも先端側に形成されていることを特徴とする付記項27または28に記載の内視鏡の先端部。 50

【0225】

(付記項33) 前記第1の先端面と前記第2の先端面とは略平行の面であり、前記第1の先端面と前記第2の先端面との間には約0.7mm以上の段差が形成されていることを特徴とする付記項27または28に記載の内視鏡の先端部。

【0226】

(付記項34) 前記付記項1乃至付記項33のいずれかを有することを特徴とする内視鏡。

【産業上の利用可能性】

【0227】

本発明は、例えば、体腔内に内視鏡を挿入し、通常観察用の観察光学系と、対物光学系の先端部を対象物に接触させてその対象物を観察する対象物接触型の観察光学系を備えた内視鏡を使用する技術分野や、その内視鏡を製造する技術分野に有効である。

【図面の簡単な説明】

【0228】

【図1】本発明の第1の実施の形態の内視鏡のシステム全体の概略構成図。

【図2】第1の実施の形態の内視鏡の先端部の正面図。

【図3】第1の実施の形態の内視鏡の先端部に内蔵された光学系を示す縦断面図。

【図4】(A)は第1の実施の形態の内視鏡の先端部に組み込まれた通常観察用の観察光学系を示す縦断面図、(B)は内視鏡の湾曲部と可撓管部との連結部を示す縦断面図。

【図5】(A)は図4(A)のVA-VA線断面図、(B)は図4(A)のVB-VB線断面図。

【図6】第1の実施の形態の内視鏡の送気送水ノズルの構成を示す要部の縦断面図。

【図7】第1の実施の形態の内視鏡の通常観察用の観察光学系の構成を示す要部の縦断面図。

【図8】第1の実施の形態の内視鏡の通常観察用の観察光学系を示すもので、(A)は通常観察用の観察光学系のユニット全体の縦断面図、(B)はズーム光学系を広角方向のストップ位置まで移動した状態を示す要部の縦断面図、(C)はレンズ間の明るさ絞りの取り付け状態を示す要部の縦断面図。

【図9】第1の実施の形態の内視鏡の通常観察用の観察光学系のズーム動作を示すもので、(A)は拡大方向のストップ位置まで移動した状態を示す要部の縦断面図、(B)は広角方向のストップ位置まで移動した状態を示す要部の縦断面図。

【図10】第1の実施の形態の内視鏡の通常観察用の観察光学系の組み付け用の治具を示す要部の縦断面図。

【図11】第1の実施の形態の内視鏡の対象物接触型の観察光学系を示すもので、(A)は対象物接触型の観察光学系のユニット全体の縦断面図、(B)は対象物接触型の観察光学系の光学ユニットの縦断面図。

【図12】第1の実施の形態の内視鏡の先端部の要部の縦断面図。

【図13】第1の実施の形態の内視鏡の先端部に内蔵された前方送水管路の構成を示す縦断面図。

【図14】第1の実施の形態の内視鏡の先端部の送気送水ノズルからの水流の流れ状態を説明するための説明図。

【図15】第1の実施の形態の内視鏡の対象物接触型の観察光学系による観察状態を示す要部の縦断面図。

【図16】(A)は第1の実施の形態の内視鏡の対象物接触型の観察光学系による観察状態を説明するための説明図、(B)は突出段部の高さと通常観察用の第2の撮像ユニットの第1レンズの入射光の入射角との関係を説明するための説明図。

【図17】第1の実施の形態の内視鏡の前方送水管路の詰まり部を掃除する動作を説明するための説明図。

【図18】第1の実施の形態の内視鏡の対象物接触型の観察光学系による観察時に対物レンズの中心位置と照明光の照明窓の中心位置との間の距離の違いによる観察状態の違いを

10

20

30

40

50

説明するための特性図。

【図19】本発明の第2の実施の形態の内視鏡の先端部の正面図。

【図20】第2の実施の形態の内視鏡に内蔵された光学系を示す縦断面図。

【図21】第2の実施の形態の内視鏡の通常観察用の観察光学系の構成を示す要部の縦断面図。

【図22】第2の実施の形態の内視鏡の送気送水ノズルの構成を示す要部の縦断面図。

【図23】本発明の第3の実施の形態の内視鏡の先端部の正面図。

【図24】本発明の第4の実施の形態の内視鏡の先端部の正面図。

【図25】本発明の第5の実施の形態の内視鏡の先端部の正面図。

【図26】本発明の第6の実施の形態の内視鏡の先端部の正面図。

【図27】本発明の第7の実施の形態の内視鏡の先端部の正面図。

【図28】本発明の第8の実施の形態の内視鏡の先端部の正面図。

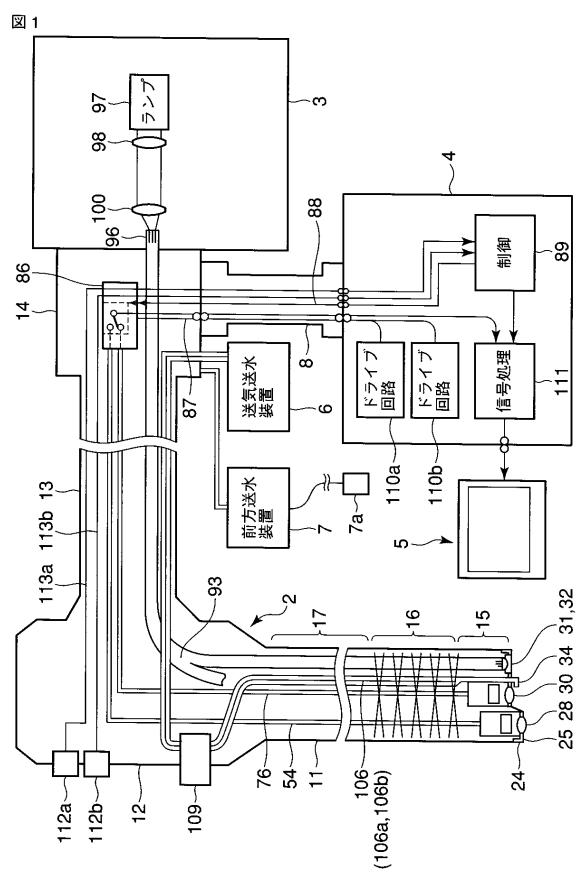
【符号の説明】

【0229】

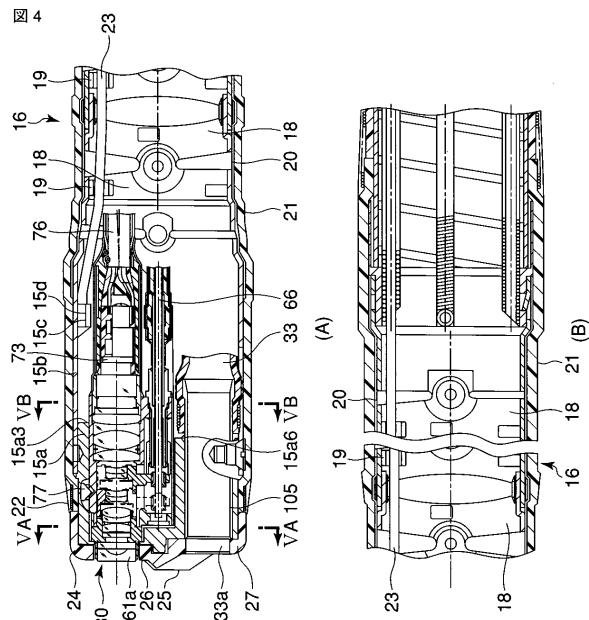
11...挿入部、15...先端部、25...突出段部(突出部)、25a...平面(突出面)、28...第1の撮像ユニット(第1の観察部)、27...下段部、25c...傾斜面(非突出面)、35...前方送水用の管路、35a...開口部。

10

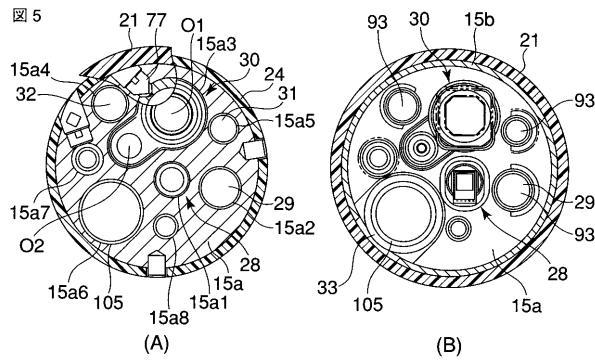
【図1】



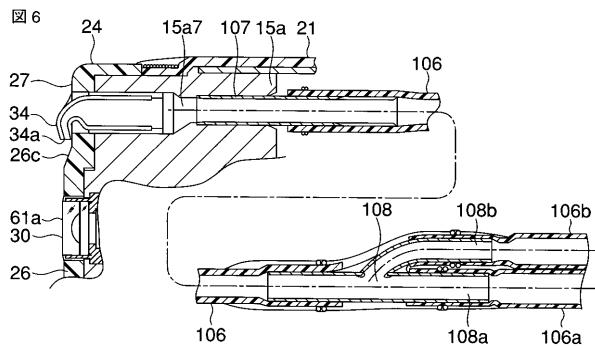
〔 四 4 〕



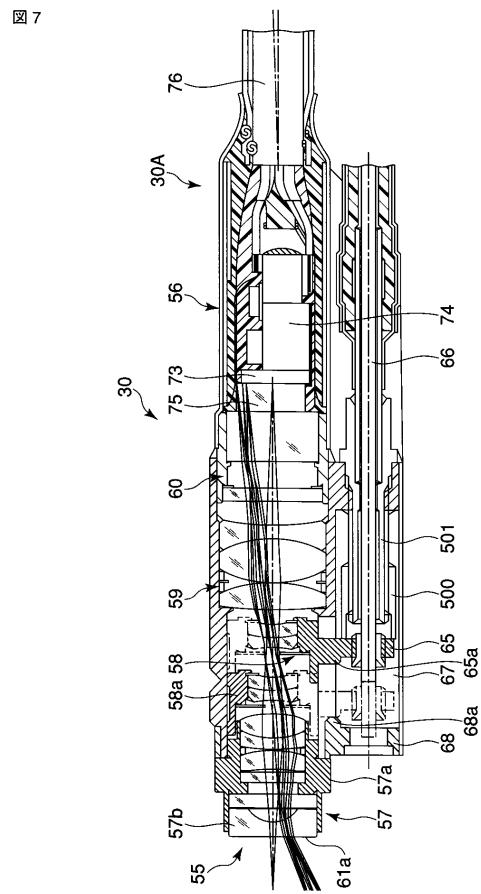
【 図 5 】



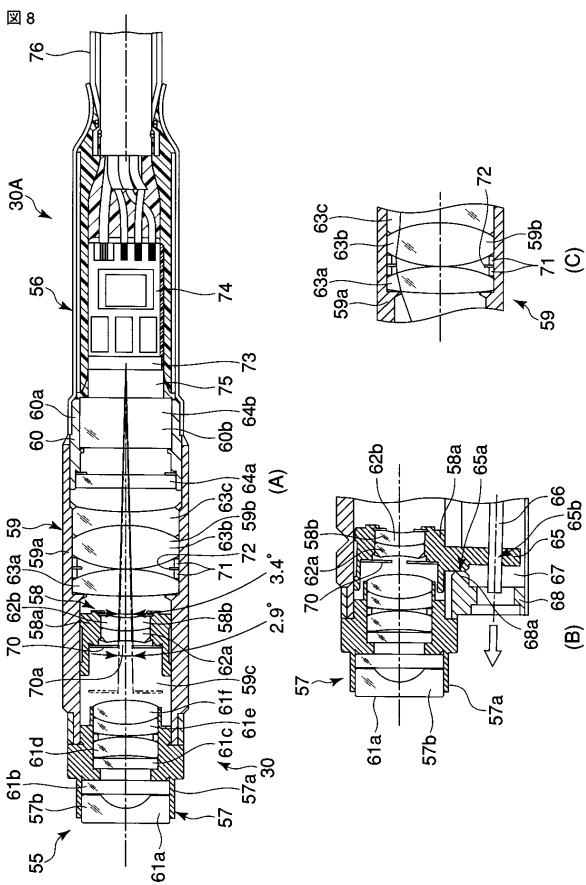
〔 四 6 〕



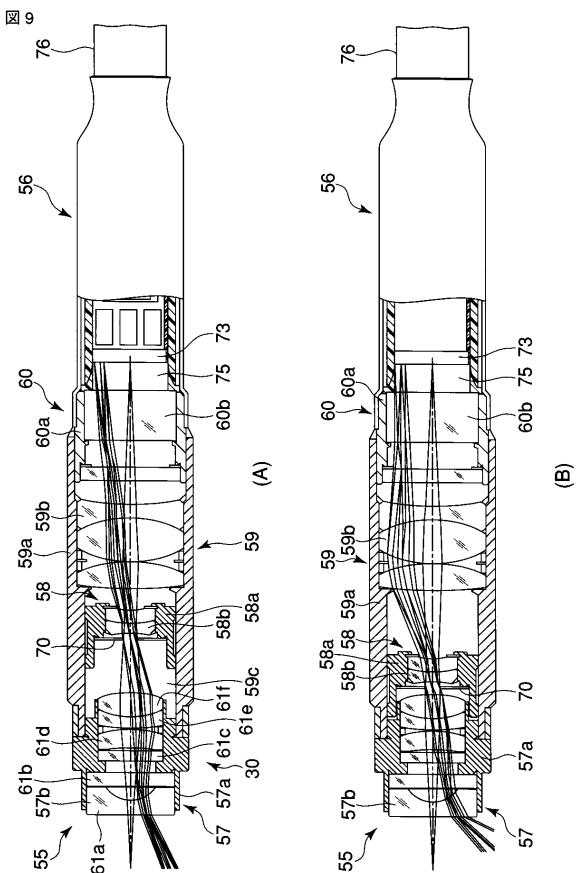
【図7】



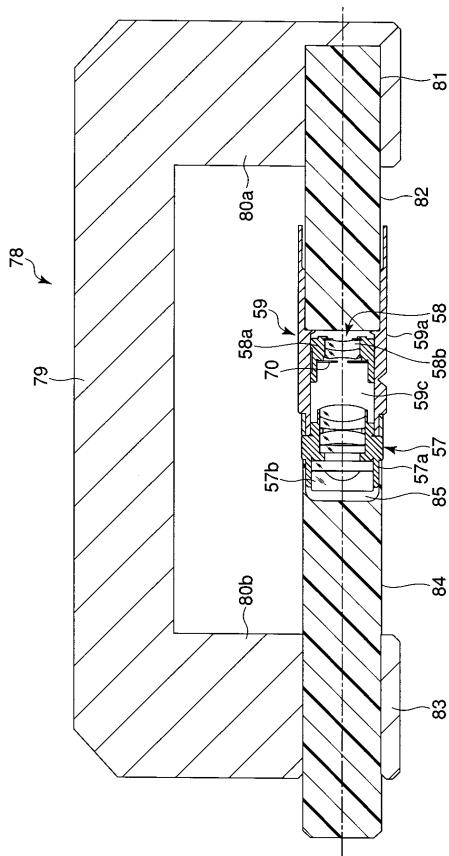
〔 四 8 〕



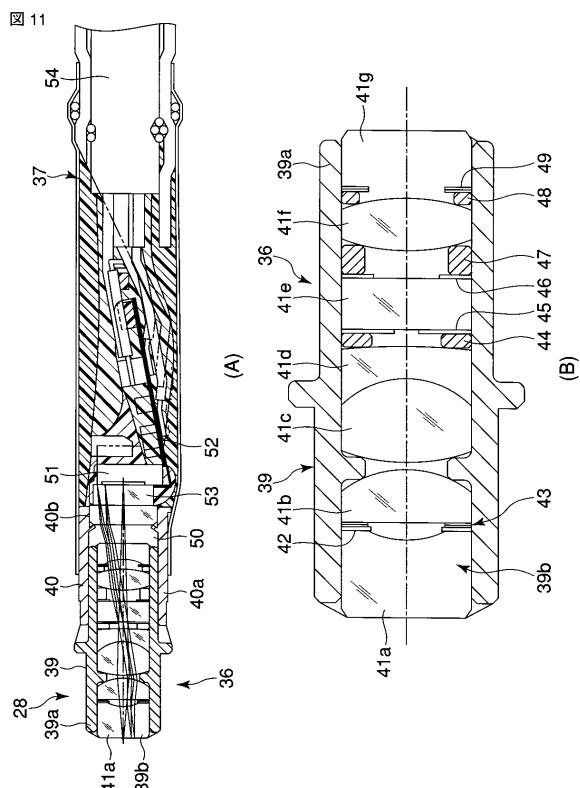
【圖 9】



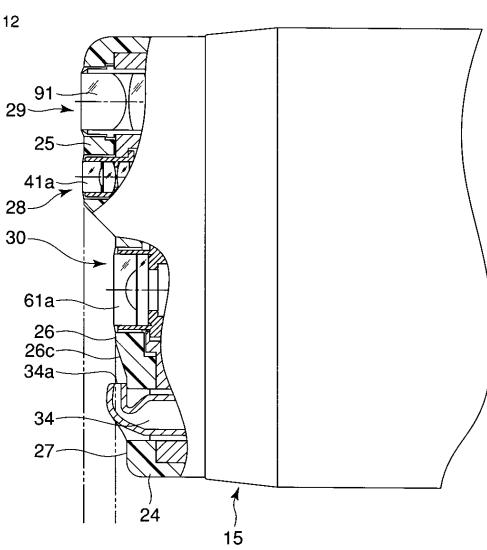
【 図 1 0 】



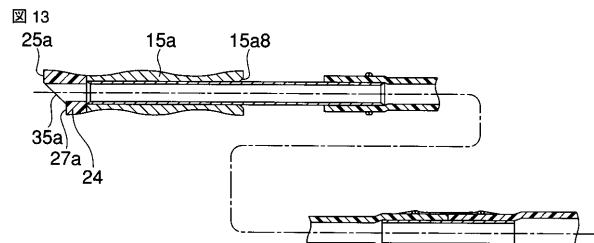
【 図 1 1 】



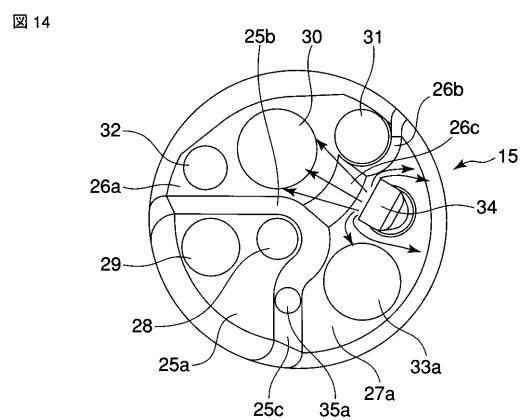
【 図 1 2 】



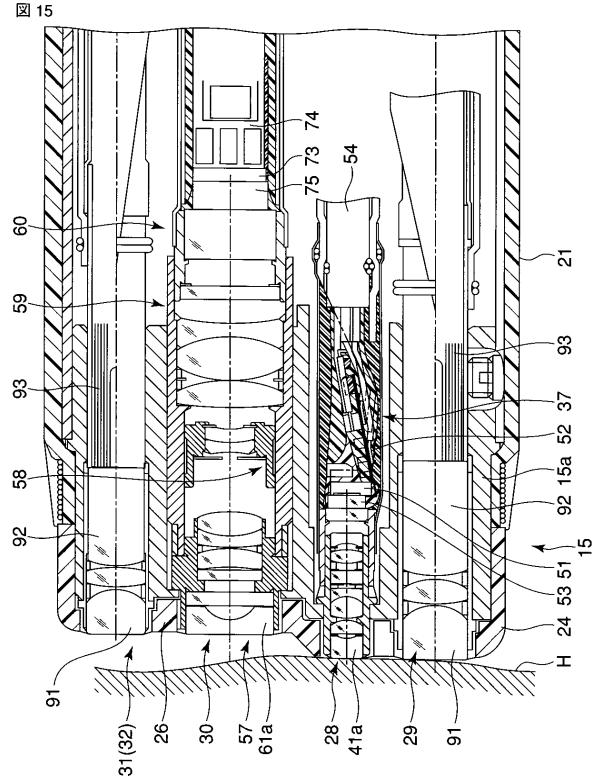
【図13】



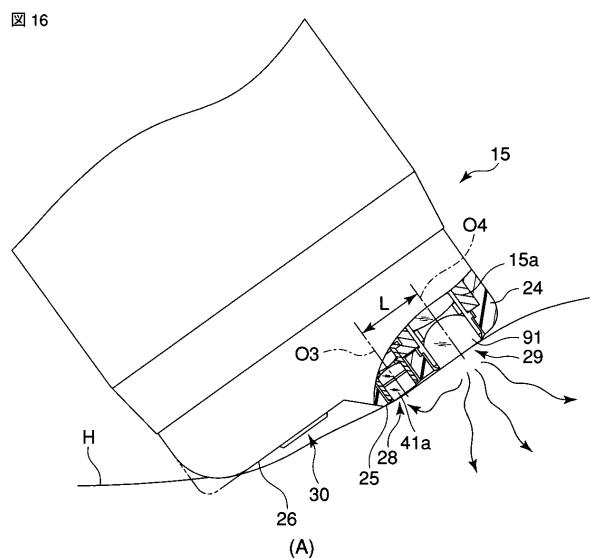
【図14】



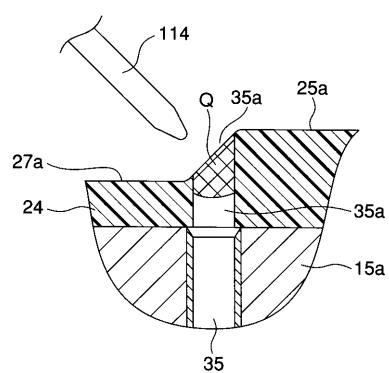
【図15】



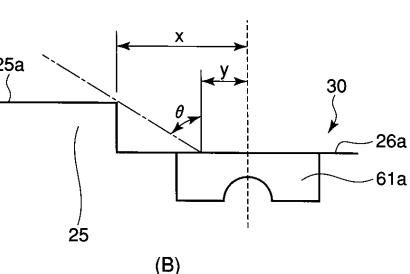
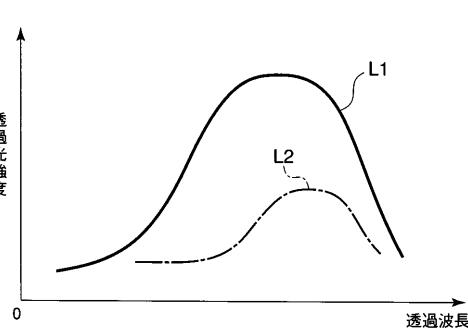
【図16】



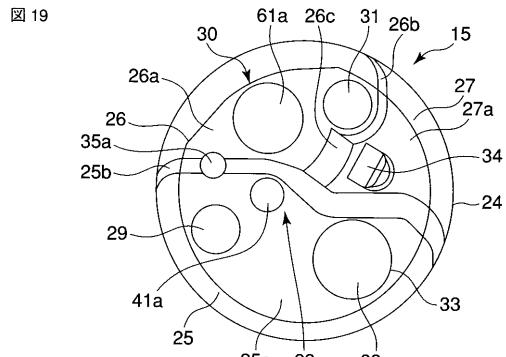
【図17】



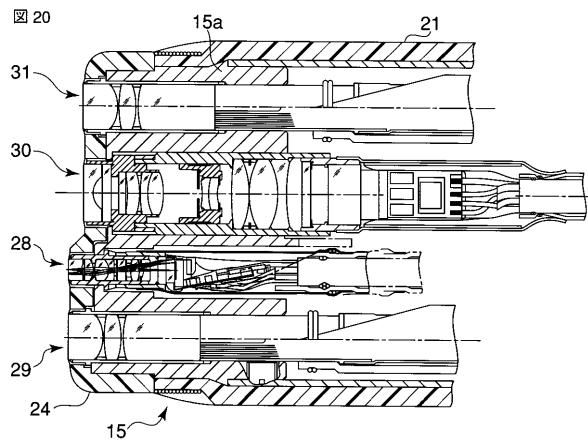
【図18】



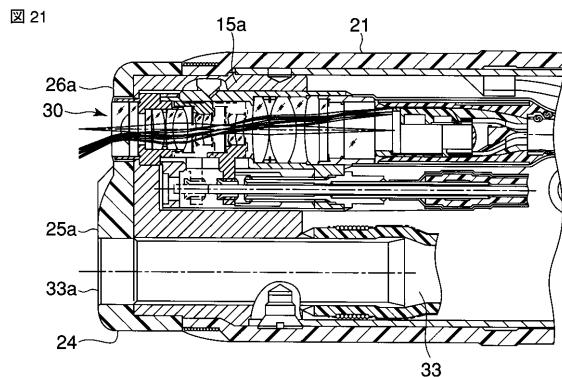
【図19】



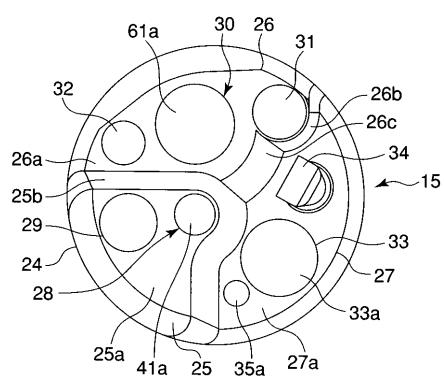
【 図 2 0 】



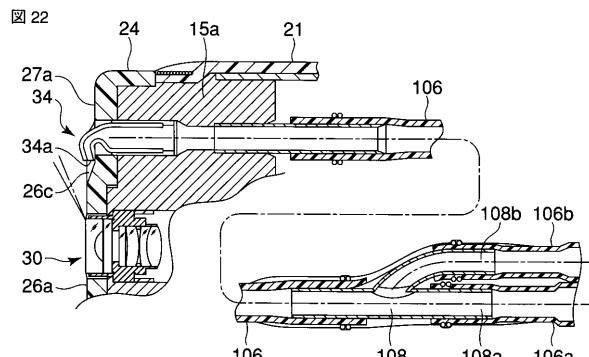
【 図 2 1 】



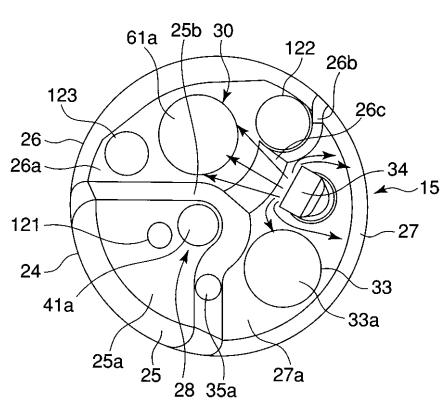
【 図 2 3 】



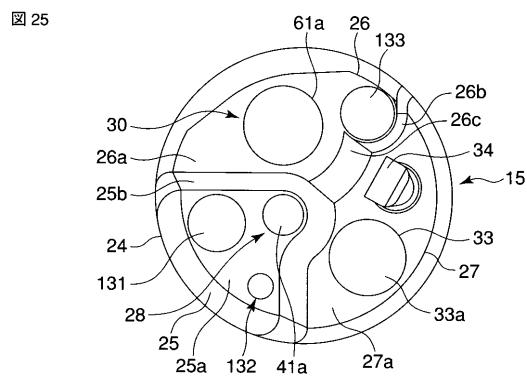
【 図 2 2 】



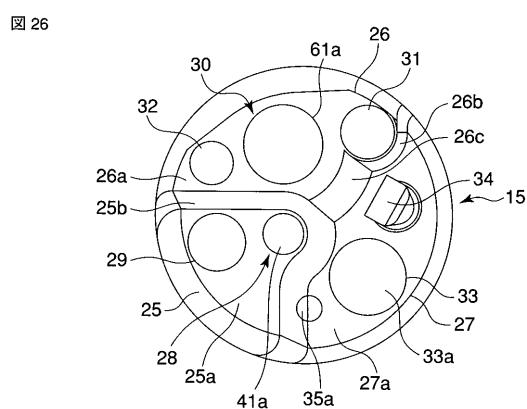
【 図 2 4 】



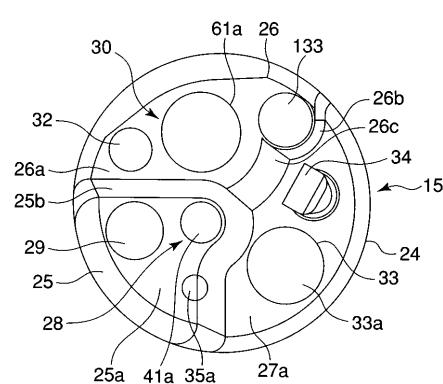
【図25】



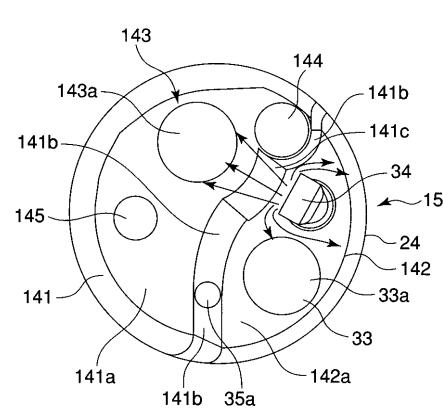
【図26】



【図27】



【図28】



フロントページの続き

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 一村 博信

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

F ターム(参考) 2H040 CA21 DA12 DA17 DA57 GA02

4C061 BB05 CC06 FF35 FF39 FF40 JJ06 LL02 LL08 NN01 SS01

专利名称(译)	内窥镜的结束		
公开(公告)号	JP2006320366A	公开(公告)日	2006-11-30
申请号	JP2005143664	申请日	2005-05-17
[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		
[标]发明人	一村博信		
发明人	一村 博信		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.P A61B1/00.300.Y G02B23/24.A G02B23/26.C A61B1/00.715 A61B1/00.731		
F-TERM分类号	2H040/CA21 2H040/DA12 2H040/DA17 2H040/DA57 2H040/GA02 4C061/BB05 4C061/CC06 4C061/FF35 4C061/FF39 4C061/FF40 4C061/JJ06 4C061/LL02 4C061/LL08 4C061/NN01 4C061/SS01 4C161/BB05 4C161/CC06 4C161/FF35 4C161/FF39 4C161/JJ06 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/SS01		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供内窥镜的远端部分，其能够防止前向供水导管的开口部分堵塞并且容易地进行内窥镜观察。用于观察对象的第一成像单元(28)设置在突出台阶部分(25)的端面上，该突出台阶部分(25)在插入部分(11)的远端部分(15)处向前突出，用于插入对象中并且，平坦表面25a与作为前端部15的突出台阶部25的平坦表面25a之外的非突出表面的下台阶部27之间的斜面25c与插入插入部11中的前向供水管线35连通。设置开口部分35a的至少一部分。.The

