

(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2006-320367

(P2006-320367A)

(43) 公開日 平成18年11月30日(2006.11.30)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 P	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
	G 0 2 B 23/26 B	

審査請求 未請求 請求項の数 25 O L (全 34 頁)

(21) 出願番号 特願2005-143665 (P2005-143665)
 (22) 出願日 平成17年5月17日 (2005.5.17)

(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

(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

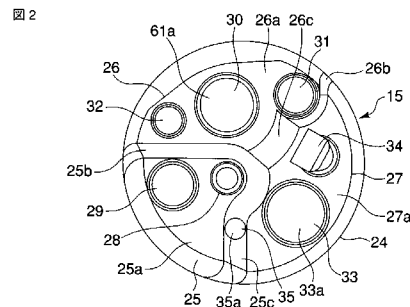
(54) 【発明の名称】 内視鏡の先端部

(57) 【要約】

【課題】本発明は、生体に接触観察する対象物接触型の観察光学系を備えた内視鏡で好適な照明部の配置を実現することができる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に突出して設けられた突出段部25の平面25aに被検体を観察するための第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、被検体に光を照射するための第1の照明窓29とが配置され、挿入部11の先端部15の中段部26の平面26aに第2の照明窓31が配置され、第1の照明窓29の出射光量を第2の照明窓31の出射光量よりも多く設定したものである。

【選択図】 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突出して設けられ、前記被検体を観察する観察部と、前記被検体に光を照射する第 1 の照明部とが配置された突出面と、
 前記挿入部の非突出面に配置され、前記被検体に光を照射する第 2 の照明部と、
 前記第 1 の照明部の出射光量を前記第 2 の照明部の出射光量よりも多く設定する手段と、
 を具備したことを特徴とする内視鏡の先端部。

【請求項 2】

前記第 1 の照明部は、1 つの照明窓のみ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。

10

【請求項 3】

前記第 2 の照明部は、前記第 1 の照明部に対して独立して非出射状態に制御でき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。

【請求項 5】

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を有することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡の先端部。

20

【請求項 6】

前記観察部は、約 0 ~ 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 4 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 7】

前記非突出面は、前記第 2 の照明部とは異なる第 3 の照明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。

【請求項 8】

前記観察部は、撮像手段を有し、
 前記内視鏡は、前記第 1 の照明部と第 2 の照明部とに同一の光源から照明光を供給させる照明光供給手段を有し、
 前記光源は、前記撮像手段の撮像信号に基づいて調光の制御を行う調光制御手段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。

30

【請求項 9】

前記突出面は、さらに第 3 の照明部が配置されており、
 前記第 3 の照明部は、前記第 1 の照明部に対して独立して非出射状態に制御でき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 10】

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第 1 の観察部が配置された第 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 の観察部が配置される第 2 の先端面と、
 前記第 1 の先端面に配置され、前記被検体に光を照射するための第 1 の照明部と、
 前記第 2 の先端面に配置され、前記第 1 の照明部よりも出射光量が多い第 2 の照明部と、
 を有することを特徴とする内視鏡の先端部。

40

【請求項 11】

前記第 2 の照明部は、1 つの照明窓のみを有することを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡の先端部。

50

【請求項 1 2】

前記第 1 の照明部は、前記第 2 の照明部に対して独立して非出射状態に制御できることを特徴とする請求項 1 0 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 1 3】

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光学系を有することを特徴とする請求項 1 0 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 1 4】

前記第 2 の観察部は、約 0 ~ 1 0 0 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 0 に記載の内視鏡の先端部。

10

【請求項 1 5】

前記第 1 の先端面は、前記第 1 の照明部とは異なる第 3 の照明部が配置されていることを特徴とする請求項 1 0 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 1 6】

前記第 1 の観察部は、第 1 の撮像手段を有し、
 前記第 2 の観察部は、第 2 の撮像手段を有し、
 前記内視鏡は、前記第 1 の照明部と第 2 の照明部とに同一の光源から照明光を供給させる照明光供給手段を有し、
 前記光源は、前記第 1 の撮像手段もしくは前記第 2 の撮像手段の撮像信号に基づいて調光の制御を行う調光制御手段を有することを特徴とする請求項 1 0 に記載の内視鏡の先端部。

20

【請求項 1 7】

前記第 2 の先端面は、さらに第 3 の照明部が配置されており、
 前記第 3 の照明部は、前記第 2 の照明部に対して独立して非出射状態に制御できることを特徴とする請求項 1 0 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 1 8】

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第 1 の観察部が配置された第 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第 2 の観察部が配置された第 2 の先端面と、
 前記第 1 の先端面に配置され、前記被検体に光を照射する第 1 の照明部と、
 前記第 2 の先端面に配置され、前記第 1 の照明部よりも出射光量の少ない第 2 の照明部と、
 を有することを特徴とする内視鏡の先端部。

30

【請求項 1 9】

前記第 1 の照明部は、1 つの照明窓のみを有することを特徴とする請求項 1 8 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 2 0】

前記第 2 の照明部は、前記第 1 の照明部に対して独立して非出射状態に制御できることを特徴とする請求項 1 8 に記載の内視鏡の先端部。

40

【請求項 2 1】

前記第 1 の観察部は、前記第 2 の観察部に対して高倍率な観察光学系を有することを特徴とする請求項 1 8 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 2 2】

前記第 2 の観察部は、約 0 ~ 1 0 0 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 8 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 2 3】

前記第 2 の先端面は、前記第 2 の照明部とは異なる第 3 の照明部が配置されていること

50

を特徴とする請求項 18 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 24】

前記第 1 の観察部は、第 1 の撮像手段を有し、

前記第 2 の観察部は、第 2 の撮像手段を有し、

前記内視鏡は、前記第 1 の照明部と第 2 の照明部とに同一の光源から照明光を供給させる照明光供給手段を有し、

前記光源は前記第 1 の撮像手段もしくは前記第 2 の撮像手段の撮像信号に基づいて調光の制御を行う調光制御手段を有することを特徴とする請求項 18 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 25】

前記第 1 の先端面は、さらに第 3 の照明部が配置されており、

前記第 3 の照明部は、前記第 1 の照明部に対して独立して非出射状態に制御できることを特徴とする請求項 18 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。ここで、特許文献 1 の内視鏡には、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、この突出部の端面に対象物接触型の観察光学系が配設されている。さらに、挿入部の突出部の根元側の端面には通常の観察光学系の観察窓と、複数の照明光学系の照明窓と、送気送水ノズルと、処置具挿通チャンネルの先端開口部などが配設されている。そして、突出部の根元側の端面の照明光学系の照明窓から照明光が内視鏡の前方に向けて照射され、通常の観察光学系の照明光として使用されるとともに、対象物接触型の観察光学系の照明光としても使用されるようになっている。

【特許文献 1】特開 2005 - 640 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

上記従来構成のものでは突出部の根元側の端面の照明光学系の照明窓から出射される照明光が対象物接触型の観察光学系の照明光としても使用されているので、対象物接触型の観察光学系の観察窓と、照明光学系の照明窓との間の距離が比較的大きくなる。そのため、対象物接触型の観察光学系の観察時に使用される照明光量が不足する傾向があるので、対象物接触型の観察光学系により、鮮明な観察画像を得ることが難しい問題がある。

【0004】

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、生体に接触観察する対象物接触型の観察光学系を備えた内視鏡で好適な照明部の配置を実現することができる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】

【0005】

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突出して設けられ、前記被検体を観察する観察部と、前記被検体に光を照射する第 1 の照明部とが配置された突出面と、前記挿入部の非突出面に配置され、前記被検体に光を照射する第 2 の照明部と、前記第 1 の照明部の出射光量を前記第 2 の照明部の出射光量よりも多く設定する手段と、を具備したことを特徴とする内視鏡の先端部である。

10

20

30

40

50

そして、本請求項 1 の発明では、通常の内視鏡観察時には挿入部の突出面の第 1 の照明部および挿入部の非突出面の第 2 の照明部からの照明光を被検体に照射する。さらに、被検体の接触観察時には、被検体に挿入するための挿入部の先端部に突出して設けられた突出面を被検体に接触させ、第 1 の照明部および観察部を被検体にそれぞれ押し付ける。この状態で、第 1 の照明部からの照明光を被検体に光を照射するとともに、突出面の観察部によって被検体を観察する。このとき、第 2 の照明部よりも出射光量が多い第 1 の照明部によって光源側の調光を行うことにより、第 1 の照明部からの出射光量を減らして第 1 の照明部の発熱低減を可能にしたものである。

【0006】

請求項 10 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第 1 の観察部が配置された第 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 の観察部が配置される第 2 の先端面と、前記第 1 の先端面に配置され、前記被検体に光を照射するための第 1 の照明部と、前記第 2 の先端面に配置され、前記第 1 の照明部よりも出射光量が多い第 2 の照明部と、を有することを特徴とする内視鏡の先端部である。

10

請求項 18 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第 1 の観察部が配置された第 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第 2 の観察部が配置された第 2 の先端面と、前記第 1 の先端面に配置され、前記被検体に光を照射する第 1 の照明部と、前記第 2 の先端面に配置され、前記第 1 の照明部よりも出射光量の少ない第 2 の照明部と、を有することを特徴とする内視鏡の先端部である。

20

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、生体に接触観察する対象物接触型の観察光学系を備えた内視鏡で好適な照明部の配置を実現することができる内視鏡の先端部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】

【0008】

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。

30

【0009】

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。

【0010】

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。

40

【0011】

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。

【0012】

50

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。

【0013】

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。

【0014】

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。

10

【0015】

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。

【0016】

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 方向湾曲操作作用の湾曲操作ノブが配設されている。

20

【0017】

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。

【0018】

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 が左右方向操作作用の第 2 の湾曲操作手段である。

30

【0019】

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。

40

【0020】

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。

【0021】

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

50

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。

【0022】

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。

10

【0023】

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(第1の照明部)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。

【0024】

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(照明部)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

20

【0025】

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。

【0026】

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

30

【0027】

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。

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

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の視野に入らないためには、下記式(2)のtの値よりも小さい寸法に設定すればよい。

【0028】

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

40

例えば、『パラメータ』として、 $\theta = 70^\circ$ 程度、 $x = 3.5$ mm程度、 $y = 1$ mm程度に設定した場合の『計算結果』は、 $t = 0.91$ mmとなる。これにより、上記『パラメータ』の場合には $t = 0.91$ 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。

【0029】

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つの照明窓が

50

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。

【0030】

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。

【0031】

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。

10

【0032】

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。

【0033】

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。ここで、図12に示すようにこの送気送水ノズル34の先端開口部の噴出口34aの先端面と第2の撮像ユニット30の観察レンズである第1レンズ61aとはほぼ同一面に配置されている。これにより、洗浄時の水切れ性を高めることができる。

20

【0034】

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。

30

【0035】

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。

【0036】

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。

40

【0037】

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。図2に示すようにこの前方送水用の開口部35aは、通常観察用の第2の撮像ユニット30の垂直中心軸上近傍に配置されている。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。

【0038】

50

また、先端部 15 の円柱部材 15 a の 8 つ (第 1 ~ 第 8) の孔部 15 a 1 ~ 15 a 8 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 33 a、送気送水ノズル 34、前方送水用の開口部 35 a と対応する位置に設けられている。そして、第 1 の孔部 15 a 1 には第 1 の撮像ユニット 28 の構成要素、第 2 の孔部 15 a 2 には第 1 の照明窓 29 の構成要素、第 3 の孔部 15 a 3 には第 2 の撮像ユニット 30 の構成要素、第 4 の孔部 15 a 4 には第 2 の照明窓 31 の構成要素、第 5 の孔部 15 a 5 には第 3 の照明窓 32 の構成要素、第 6 の孔部 15 a 6 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 15 a 7 には送気送水ノズル 34 用の管路の構成要素、第 8 の孔部 15 a 8 には前方送水用の開口部 35 a 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。

10

【0039】

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 35 a の構成をそれぞれ示す。

【0040】

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。

20

【0041】

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 39 a と、第 1 レンズ群 39 b とを有する。図 11 (B) に示すように第 1 レンズ群 39 b は、7 つ (第 1 ~ 第 7) の対物レンズ 41 a ~ 41 g を有する。ここで、観察レンズである第 1 レンズ 41 a は、第 1 レンズ枠 39 a の先端部に配置されている。第 1 レンズ 41 a の先端部は、第 1 レンズ枠 39 a の先端部よりも前方に突出した状態で第 1 レンズ枠 39 a に例えば、接着固定されている。

【0042】

また、第 1 レンズ 41 a と、その後方の第 2 レンズ 41 b 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 41 b の後方には、第 3 レンズ 41 c ~ 第 7 レンズ 41 g が順次配設されている。ここで、第 4 レンズ 41 d と、第 5 レンズ 41 e 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 41 e と、第 6 レンズ 41 f 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 41 f と、第 7 レンズ 41 g との間には間隔環 48 と、調整絞り 49 とが介設されている。

30

【0043】

また、第 2 のユニット構成体 40 は、第 2 レンズ枠 40 a と、第 2 レンズ 40 b とを有する。第 2 レンズ枠 40 a 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 40 b が配設されている。

40

【0044】

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 CCD (Charge Coupled Device)、CMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 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。

【0045】

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 40 b に並

50

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。

【0046】

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。

【0047】

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CCD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。さらに、第1の撮像ユニット28の第1レンズ41aの前端部は突出段部25の平面25aの位置よりも前方に突出された状態で固定されている。

【0048】

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。

【0049】

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Tele(拡大)位置からWide(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の電気部品ユニット56とを有している。

【0050】

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に例えば、接着固定されている。

【0051】

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ム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。

【0052】

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。

【0053】

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。

10

20

30

40

50

【0054】

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。

【0055】

そして、操作部12に設けられる図示しないズーム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。

10

【0056】

また、第3レンズ枠59aには、第2レンズ枠58aの突出部65がズーム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。

20

【0057】

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パ500が設けられている。このストッパ500は、ストッパ受け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(拡大)側の最大倍率を調整することができる。

【0058】

また、摺動するズーム用の第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。

30

【0059】

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。

【0060】

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。

40

【0061】

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。

50

【0062】

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。

【0063】

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によって電氣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。

10

【0064】

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。

【0065】

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。

20

【0066】

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。

30

【0067】

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。

【0068】

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。

40

【0069】

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。

【0070】

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

50

レンズ枠 59a に組み付けられる前に、予め第 3 レンズ枠 59a 内にズーム用の第 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。

【0071】

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。

10

【0072】

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が接着固定される。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。

【0073】

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。

20

【0074】

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。

30

【0075】

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。

【0076】

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。ここで、第 1 の照明窓 29 の照明レンズ 91 の前端部は、突出段部 25 の平面 25a の位置よりも前方に突出された状態で固定されている。さらに、第 1 の照明窓 29 の照明レンズ 91 の前端部は、第 1 の撮像ユニット 28 の第 1 レンズ 41a の前端部位置よりも前方に突出されている。

40

【0077】

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、複数のファイバ繊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。

【0078】

50

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。

【0079】

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。

【0080】

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。

【0081】

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

10

20

【0082】

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。

【0083】

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

30

【0084】

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。

【0085】

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

【0086】

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。

50

【0087】

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。

【0088】

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。

10

【0089】

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35bの先端部分が挿嵌されている。この管部材35bの基端部は円柱部材15aの後方に突出され、この管部材35b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35b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。

【0090】

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を通して、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。

20

【0091】

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もできる。

30

【0092】

さらに、図16(A)に示すように挿入部11の先端カバー24の外周面には、突出部25の平面25a上の第1レンズ41aの配置位置から離れた反対側の角部端縁部に、それ以外の側面の角部端縁部201に比べて面取り角が大きい面取り角拡大部202(図16(A)中に実線で示す)を有する。この面取り角拡大部202は、面取り角Rが1~1.3mm程度、面取り角拡大部202以外の側面の角部端縁部201は、面取り角Rが0.7~1mm程度にそれぞれ設定されている。

【0093】

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。

40

【0094】

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。

【0095】

これら制御スイッチ112a, 112bは、夫々信号線113a, 113bを介してプ

50

ロセッサ 4 の制御回路 8 9 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 1 1 2 a は、切換を指示する信号を発生し、制御スイッチ 1 1 2 b は、例えばフリーズ指示の信号を発生する。

【 0 0 9 6 】

リレー基板 8 6 は、例えば、制御スイッチ 1 1 2 a の操作に応じて、各撮像素子 5 1 , 7 3 にそれぞれ接続された信号ケーブル 5 4 , 7 6 のうちの一方が共通の信号ケーブル 8 7 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 8 7 と接続されるように切換動作を行う。

【 0 0 9 7 】

具体的には、例えば、制御スイッチ 1 1 2 a が操作されることにより、制御回路 8 9 からスコープケーブル 8 内の切換信号線 8 8 を介してリレー基板 8 6 へ切換信号が出力される。リレー基板 8 6 は、制御回路 8 9 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 3 0 の信号ケーブル 5 4 が共通の信号ケーブル 8 7 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、通常観察状態に設定されている。

10

【 0 0 9 8 】

この状態において、ユーザーが、制御スイッチ 1 1 2 a を操作すると、制御回路 8 9 からの信号が切換信号線 8 8 を介してリレー基板 8 6 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 2 8 の信号ケーブル 5 4 が共通の信号ケーブル 8 7 と接続されるようになっている。

20

【 0 0 9 9 】

さらに、制御スイッチ 1 1 2 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、通常観察用の第 2 の撮像ユニット 3 0 の信号ケーブル 5 4 が共通の信号ケーブル 8 7 と接続されるようになっている。

【 0 1 0 0 】

また、制御スイッチ 1 1 2 a の操作に伴い、制御回路 8 9 は、信号処理回路 1 1 1 の動作状態を通常観察用の第 2 の撮像ユニット 3 0 の撮像素子 5 1 及び対象物接触型の第 1 の撮像ユニット 2 8 の撮像素子 7 3 に対応して動作を行うように制御する。

30

【 0 1 0 1 】

このプロセッサ 4 の信号処理回路 1 1 1 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 2 8 又は通常観察用の第 2 の撮像ユニット 3 0 の各内視鏡画像がモニタ 5 に表示される。

【 0 1 0 2 】

また、各 2 つの撮像ユニット 2 8 , 3 0 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 5 1 , 7 3 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 5 1 , 7 3 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 2 つの撮像ユニット 2 8 , 3 0 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。

40

【 0 1 0 3 】

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 1 1 の湾曲部 1 6 の上下左右方向が決定される。つまり、湾曲部 1 6 内に挿通する 4 つの湾曲操作ワイヤ 2 3 が、上述したように、操作部 1 2 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 1 6 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。

【 0 1 0 4 】

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

50

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 内での設置方向が決められている。

【0105】

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。

【0106】

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 106 a 及び送水管路 106 b を送気送水装置 6 に接続する。

【0107】

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。

【0108】

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 110 b を駆動させ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。

【0109】

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。

【0110】

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 RGB の照明光が面順次で供給される。これに同期して、ドライブ回路 110 b 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。

【0111】

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。

【0112】

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 61 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。

【0113】

この通常観察中に、第 2 の撮像ユニット 30 の第 1 レンズ 61 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 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 106 a 及び送水管路 106 b 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 34 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

10

20

30

40

50

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。

【0114】

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。

【0115】

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。

【0116】

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。

【0117】

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。

【0118】

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。なお、超高倍率の第1の撮像ユニット28の観察範囲は、観察窓である第1レンズ41aから0~100μmと観察深度が浅く、プレヤピントのズレの為に不安定な観察状態になりやすい。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、観察窓である第1レンズ41aを被検体に接触させ、内視鏡先端部15がブレない状態に保持した状態にて観察する。

【0119】

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を通過して、第1の撮像素子51の受光面に結像され、光電変換される。

【0120】

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

10

20

30

40

50

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、 $L_1 < L_2$ である。この図18の特性図からも明らかなように第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(L_1)には透過光強度が大きくなる。さらに、生体組織中での光の散乱により、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。

【0121】

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。

【0122】

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。

【0123】

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の突出段部25の平面25aに対象物接触型の第1の撮像ユニット28の観察レンズである第1レンズ41aと、第1の照明窓29とを配置し、中段部26の平面26aに第2、第3の照明窓31、32を配置している。そして、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。そのため、第2、第3の照明窓(第2、第3の照明部)31、32よりも出射光量が多い第1の照明窓29によって光源装置3側の調光を行うことができる。この場合には、第1の照明窓29よりも小さく出射光量が少ない第2、第3の照明窓(第2、第3の照明部)31、32によって光源装置3側の調光を行う場合に比べて第1の照明窓29からの出射光量を少なくすることができる。その結果、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の照明窓29の発熱を低減することができる。これにより、生体に接触観察する対象物接触型の第1の撮像ユニット28を備えた内視鏡2で好適な照明部の配置を実現することができる。

【0124】

また、第1の撮像ユニット28によって接触観察する際の照明光は、生体組織内を透過してきた透過光となる。そのため、接触観察用の照明光は、内視鏡2の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る。この場合、第1の撮像ユニット28の第1レンズ41aと第1の照明窓29と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、本実施の形態のように高倍率の第1の撮像ユニット28の観察レンズである第1レンズ41aと同面に配置する照明窓は1つ(第1の照明窓29)のみとし、第1の撮像ユニット28の第1レンズ41aの近傍に配置することにより、第1の照明窓29から出射された照明光が生体内で受ける散乱の影響を低減することができる。さらに、第1の撮像ユニット28の第1レンズ41aと同面に1つの照明窓(第1の照明窓29)のみを配置することにより、複数の照明光を照射する場合のように複数のスペク

10

20

30

40

50

トルをもった光で生体組織（被検体）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効果がある。

【0125】

また、突出段部25の平面25aの同一面に高倍率の第1の撮像ユニット28の観察窓である第1レンズ41aと、第1の照明窓29とを設けている。これにより、第1の撮像ユニット28によって接触観察する際の照明光として、生体組織（被検体）からの回り込み光を利用するため、効率良く光を取り込むことが可能。そのため、接触観察用の第1の撮像ユニット28の明るさを向上でき、生体に接触観察する2眼スコープの最適な照明窓の配置を実現できる効果がある。

【0126】

また、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0.7mm程度に設定されている。これにより、通常観察用の第2の撮像ユニット30の視野エリアに突出部が入らないため、突出部による視野ケラレが生じずに通常観察を支障なく行うことが可能となる。

【0127】

また、挿入部11の内部に配設された処置具挿通チャンネル33の先端開口部33aと、送気送水ノズル34とを下段部27の平面27aの同一面に配置した。これにより、送水時に送気送水ノズル34の先端開口部の噴出口34a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。そのため、残水による観察への悪影響を低減でき、通常観察用の第2の撮像ユニット30の視野を良好な状態で確保することができる効果がある。

【0128】

また、送気送水ノズル34が配置された近傍の側面には突出部を設けず、送気送水ノズル34が配置された面より先端側へ突出した面は、送気送水ノズル34の先端開口部の噴出口34a側のみとした。これにより、送気送水ノズル34からの送水時の残水を挿入部11の側面側に流出させることができるため、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への残水が流れにくく、通常観察の視野確保が可能となる効果がある。

【0129】

また、通常観察用の第2の撮像ユニット30の観察レンズである第1レンズ61aの位置より前方に突出した突出段部25は、送気送水ノズル34の噴出口34aからの噴出方向を延長させた領域以外の方向に配置した。これにより、送気送水ノズル34より噴出した送水が突出段部25に当たり、送水が第2の撮像ユニット30の第1レンズ61aに滞留することがないため、通常観察の視野確保が可能となる効果がある。

【0130】

また、本実施の形態では挿入部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の第1の照明窓29と、中段部26の第2、第3の照明窓31、32は、通常観察用の第2の撮像ユニット30の観察レンズである第1レンズ61aと略同一面（中段部26の平面26a）、又は先端側へ突出した生体組織（被検体）へ接触する面（突出段部25の平面25a）に配置した。これにより、通常観察のフレア防止効果がある。ここで、通常観察用の第2の撮像ユニット30の観察レンズである第1レンズ61aより照明窓が低い（凹む）位置に配置されている場合、第2の撮像ユニット30の第1レンズ61aの側面より照明光が入り込み、観察画像にフレアが生じる。そのため、少なくとも通常観察用の第2の撮像ユニット30の第1レンズ61aと同面か突出した面に照明窓を配置させることにより、第2の撮像ユニット30の第1レンズ61aの観察画像にフレアがでないような配置とした。

【0131】

また、図19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の構成を次の通り変更し

10

20

30

40

50

たものである。

【0132】

すなわち、本実施の形態の内視鏡2では、先端カバー24の前面の下段部27の平面27aに前方送水用の開口部35a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。

【0133】

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33の先端開口部33aと同一平面上に送気送水ノズル34と、前方送水用の開口部35aとが並設されているので、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。

10

【0134】

また、図20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。

【0135】

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20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。

20

【0136】

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20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20中で、第2の撮像ユニット30の右側に配置されている。

30

【0137】

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。

【0138】

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。

40

【0139】

また、高倍率の第1の撮像ユニット(第1の観察部)2による観察時には第2の照明窓132の光源をオフ操作し、第1の照明窓131のみから照明光を照射する。これにより、第1の照明窓131によって光源装置3側の調光を行うことができる。この場合には、第1の照明窓29よりも小さく出射光量が少ない第2,第3の照明窓(第2,第3の照明

50

部) 132, 133によって光源装置3側の調光を行う場合に比べて第1の照明窓131からの出射光量を少なくすることができる。その結果、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の照明窓131の発熱を低減することができる。これにより、生体に接触観察する対象物接触型の第1の撮像ユニット28を備えた内視鏡2で好適な照明部の配置を実現することができる。

【0140】

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のうち的一方、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。

10

【0141】

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)が強くなり、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。

20

【0142】

なお、本実施の形態では第1の照明窓131にライトガイド93を通して照明光を導光する光ファイバ式の照明光学系を使用した場合の例を示したが、第1の照明窓131の光源として発光ダイオード(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もよい。

【0143】

また、図21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

【0144】

すなわち、本実施の形態の内視鏡2では、図21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。

【0145】

そこで、上記構成のものにあつ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ことができ、開口部35aの詰まりを低減できる。

40

【0146】

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の周辺に溜まった滅菌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。

【0147】

50

また、図 2 2 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 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。

【0148】

すなわち、本実施の形態の内視鏡 2 では、図 2 2 に示すように先端カバー 2 4 の前面の突出段部 2 5 と中段部 2 6 との間の傾斜面 2 5 b と、突出段部 2 5 の平面 2 5 a との間に前方送水用の開口部 3 5 a 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。

【0149】

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 3 5 a は、先端カバー 2 4 の前面の突出段部 2 5 と中段部 2 6 との間の傾斜面 2 5 b と、突出段部 2 5 の平面 2 5 a との間に配設されているので、前方送水用の開口部 3 5 a の一部が傾斜面 2 5 b に延設されている。そのため、前方送水用の開口部 3 5 a が先端カバー 2 4 の前面の突出段部 2 5 の平面 2 5 a 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 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ことができ、開口部 3 5 a の詰まりを低減できる。

【0150】

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 などで詰まったとしても、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 などで詰まっ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。

【0151】

また、図 2 3 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 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。なお、図 2 3 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。

【0152】

すなわち、本実施の形態の内視鏡 2 では、図 2 3 に示すように先端カバー 2 4 の前面に前方に突出された突出段部 1 4 1 と、この突出段部 1 4 1 よりも 1 段低い低段部 1 4 2 とを有する。ここで、突出段部（突出部）1 4 1 の端面は、挿入部 1 1 の軸方向と直交する平面 1 4 1 a によって形成されている。そして、この突出段部 1 4 1 の平面 1 4 1 a によって突出面が形成されている。

【0153】

また、本実施の形態では突出段部 1 4 1 の平面 1 4 1 a は、先端カバー 2 4 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 2 4 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左側部分（図 2 3 に対して）に形成されている。

【0154】

この突出段部 1 4 1 の平面 1 4 1 a 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 1 4 3 の観察レンズである第 1 レンズ 1 4 3 a と、2 つ（第 1 , 第 2 ）の照明窓 1 4 4 , 1 4 5 とが配設されている。ここで、撮像ユニット 1 4 3 は図 2 3 中で、先端部 1 5 のほぼ中央上端位置に配置されている。第 1 の照明窓 1 4 4 は撮像ユニット 1 4 3 の右側位置、第 2 の照明窓 1 4 5 は撮像ユニット 1 4 3 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 1 4 4 の面積が第 2 の照明窓 1 4 5 よりも大きくなるように設定されている。なお、第 2 の照明窓 1 4 5 は、オンオフ操作が可能な LED などの光源を使用してもよい。

【0155】

10

20

30

40

50

低段部 1 4 2 は、突出段部 1 4 1 の平面 1 4 1 a とほぼ平行な平面 1 4 2 a を有する。この低段部 1 4 2 の平面 1 4 2 a には、挿入部 1 1 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）3 3 の先端開口部 3 3 a と、送気送水ノズル 3 4 とが配設されている。

【 0 1 5 6 】

さらに、低段部 1 4 2 と突出段部 1 4 1 との間の壁部には、傾斜角度が例えば、45°程度の傾斜面 1 4 1 b と、この傾斜面 1 4 1 b よりも傾斜角度が小さい流体ガイド面 1 4 1 c とが形成されている。この流体ガイド面 1 4 1 c は、低段部 1 4 2 の送気送水ノズル 3 4 と、突出段部 1 4 1 の撮像ユニット 1 4 3 の第 1 レンズ 1 4 3 a との間に配置されている。この流体ガイド面 1 4 1 c は、傾斜角度が例えば、18°程度の緩い傾斜面によっ

10

【 0 1 5 7 】

また、低段部 1 4 2 と突出段部 1 4 1 との間の傾斜面 1 4 1 b には、前方送水用の開口部 3 5 a が配設されている。この開口部 3 5 a は、挿入部 1 1 に挿通された前方送水用の管路（前方送水チャンネル）3 5 と連通されている。

【 0 1 5 8 】

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 1 4 3 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 1 4 3 は通常観察状態に切替え操作される。この場合は、撮像ユ

20

【 0 1 5 9 】

この通常観察中に、撮像ユニット 1 4 3 の第 1 レンズ 1 4 3 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、先端カバー 2 4 の低段部 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 1 4 1 の流体ガイド面 1 4 1 c に沿って撮像ユニット 1 4 3 の第 1 レンズ 1 4 3 a 側に導かれ、撮像ユ

30

【 0 1 6 0 】

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 6 1 】

また、通常観察用の撮像ユニット 1 4 3 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 1 5 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撮像ユニット 1 4 3 のズーム光学系が高倍率の観察モードに切替えられる。

40

【 0 1 6 2 】

このように撮像ユニット 1 4 3 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 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 1 4 1 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 1 4 1 に配置されている撮像ユニット 1 4 3 の先端の第 1 レンズ 1 4 3 a と、第 1 の照明窓 1 4 4 と第 2 の照明窓 1 4 5 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

50

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。なお、この高倍率の観察モードに切替えられた場合には第2の照明窓145への照明光の導光が遮断され、第1の照明窓144のみに照明光が導光されるようになっている。

【0163】

そこで、上記構成のものにあつ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141の平面141aに2つ(第1,第2)の照明窓144,145を配設し、撮像ユニット143による通常観察時には2つの照明窓144,145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。

10

【0164】

また、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第2の照明窓145への照明光の導光が遮断され、第1の照明窓144のみから照明光を照射する。これにより、第1の照明窓144によって光源装置3側の調光を行うことができる。この場合には、第1の照明窓144よりも小さく出射光量が少ない第2の照明窓145によって光源装置3側の調光を行う場合に比べて第1の照明窓144からの出射光量を少なくすることができる。その結果、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による観察時に第1の照明窓144の発熱を低減することができる。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を備えた内視鏡2で好適な照明部の配置を実現することができる。

20

【0165】

また、先端カバー24の前面の突出段部141の平面141aを生体組織Hの表面に押し付けて撮像ユニット143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141の平面141aの2つ(第1,第2)の照明窓144,145のうち的一方、例えば第2の照明窓145をオフ操作することにより、第1の照明窓144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141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。

30

【0166】

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。

【0167】

なお、本実施の形態では第1の照明窓144にライトガイド93を通して照明光を導光する光ファイバ式の照明光学系を使用した場合の例を示したが、第1の照明窓144の光源として発光ダイオード(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もよい。

40

【0168】

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。

【0169】

50

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、前記挿入部の非突出面に設けられ、前記非突出面に配置された前記被検体に光を照射するための第 1 の照明部と、前記突出面に設けられ前記第 1 の照明部に対して出射光量の多い第 2 の照明部と、を有することを特徴とする内視鏡の先端部。

【0170】

10

(付記項 2) 前記突出面に配置される照明手段は前記第 2 の照明部のみ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。

【0171】

(付記項 3) 前記第 1 の照明部は前記第 2 の照明部に対して独立して非出射状態に制御できることを特徴とする付記項 1 に記載の内視鏡の先端部。

【0172】

(付記項 4) 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。

【0173】

(付記項 5) 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 4 に記載の内視鏡の先端部。

20

【0174】

(付記項 6) 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観察部であることを特徴とする付記項 4 に記載の内視鏡の先端部。

【0175】

(付記項 7) 前記非突出面にはさらに第 3 の照明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。

【0176】

(付記項 8) 前記第 1 の照明部と第 2 の照明部とは同一の光源から照明光が供給されるとともに、前記光源は前記観察部に設けられた撮像手段の撮像信号に基づいて調光の制御を行う調光制御手段を有し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。

30

【0177】

(付記項 9) 前記突出面にはさらに第 3 の照明部が配置されており、前記第 3 の照明部は前記第 2 の照明部に対して独立して非出射状態に制御できることを特徴とする付記項 1 に記載の内視鏡の先端部。

【0178】

(付記項 10) 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 の先端面に配置された前記被検体に光を照射するための第 1 の照明部と、前記第 2 の先端面に配置され前記第 1 の照明部に対して出射光量の多い第 2 の照明部と、を有することを特徴とする内視鏡の先端部。

40

【0179】

(付記項 11) 前記第 2 の先端面に配置される照明手段は前記第 2 の照明部のみ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。

【0180】

(付記項 12) 前記第 1 の照明部は前記第 2 の照明部に対して独立して非出射状態に制御できることを特徴とする付記項 10 に記載の内視鏡の先端部。

【0181】

(付記項 13) 前記第 2 の観察部は前記第 1 の観察部に対して高倍率な観察部である

50

ことを特徴とする付記項 10 に記載の内視鏡の先端部。

【0182】

(付記項 14) 前記第 2 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。

【0183】

(付記項 15) 前記第 1 の先端面にはさらに第 3 の照明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。

【0184】

(付記項 16) 前記第 1 の照明部と第 2 の照明部とは同一の光源から照明光が供給されるとともに、前記光源は前記第 1 の観察部に設けられた第 1 の撮像手段もしくは前記第 2 の観察部に設けられた第 2 の撮像手段の撮像信号に基づいて調光の制御を行う調光制御手段を有し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。

10

【0185】

(付記項 17) 前記第 2 の先端面にはさらに第 3 の照明部が配置されており、前記第 3 の照明部は前記第 2 の照明部に対して独立して非出射状態に制御できることを特徴とする付記項 10 に記載の内視鏡の先端部。

【0186】

(付記項 18) 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 の先端面に配置された前記被検体に光を照射するための第 1 の照明部と、前記第 2 の先端面に配置され前記第 1 の照明部に対して出射光量の少ない第 2 の照明部と、を有することを特徴とする内視鏡の先端部。

20

【0187】

(付記項 19) 前記第 1 の先端面に配置される照明手段は前記第 1 の照明部のみであることを特徴とする付記項 18 に記載の内視鏡の先端部。

【0188】

(付記項 20) 前記第 2 の照明部は前記第 1 の照明部に対して独立して非出射状態に制御できることを特徴とする付記項 18 に記載の内視鏡の先端部。

30

【0189】

(付記項 21) 前記第 1 の観察部は前記第 2 の観察部に対して高倍率な観察部であることを特徴とする付記項 18 に記載の内視鏡の先端部。

【0190】

(付記項 22) 前記第 2 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観察部であることを特徴とする付記項 18 に記載の内視鏡の先端部。

【0191】

(付記項 23) 前記第 2 の先端面にはさらに第 3 の照明部が配置されていることを特徴とする付記項 18 に記載の内視鏡の先端部。

40

【0192】

(付記項 24) 前記第 1 の照明部と第 2 の照明部とは同一の光源から照明光が供給されるとともに、前記光源は前記第 1 の観察部に設けられた第 1 の撮像手段もしくは前記第 2 の観察部に設けられた第 2 の撮像手段の撮像信号に基づいて調光の制御を行う調光制御手段を有していることを特徴とする付記項 18 に記載の内視鏡の先端部。

【0193】

(付記項 25) 前記第 1 の先端面にはさらに第 3 の照明部が配置されており、前記第 3 の照明部は前記第 1 の照明部に対して独立して非出射状態に制御できることを特徴とする付記項 18 に記載の内視鏡の先端部。

【0194】

50

(付記項 26) 前記付記項 1 乃至付記項 25 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】

【0195】

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】

【0196】

【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。

10

【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 V A - V A 線断面図、(B) は図 4 (A) の V B - V B 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パ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。

20

【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パ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パ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。

30

【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。

40

【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】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 21】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 22】本発明の第 5 の実施の形態の内視鏡の先端部の正面図。

50

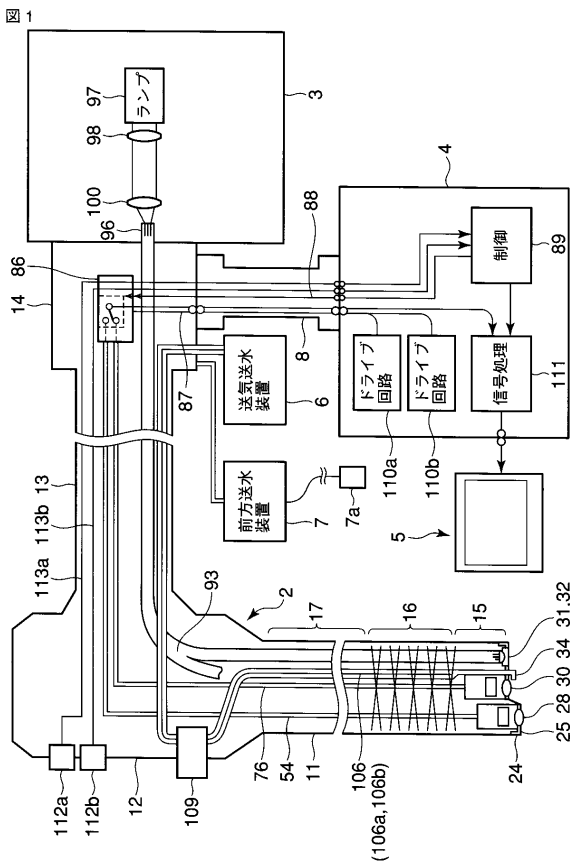
【図23】本発明の第6の実施の形態の内視鏡の先端部の正面図。

【符号の説明】

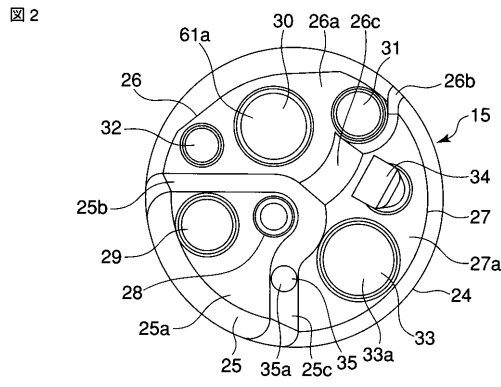
【0197】

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)、29...第1の照明窓、41a...第1レンズ、26...中段部、26a...平面、31...第2の照明窓。

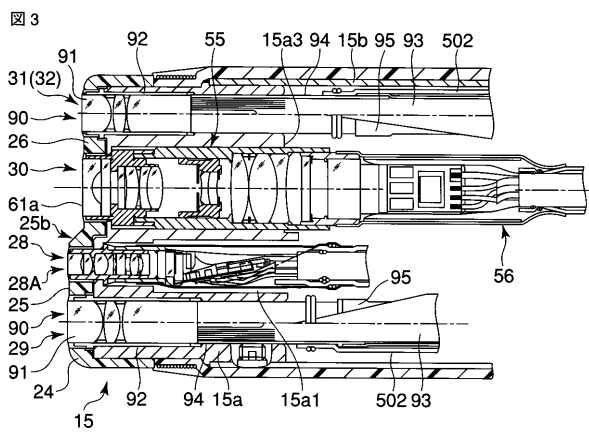
【図1】



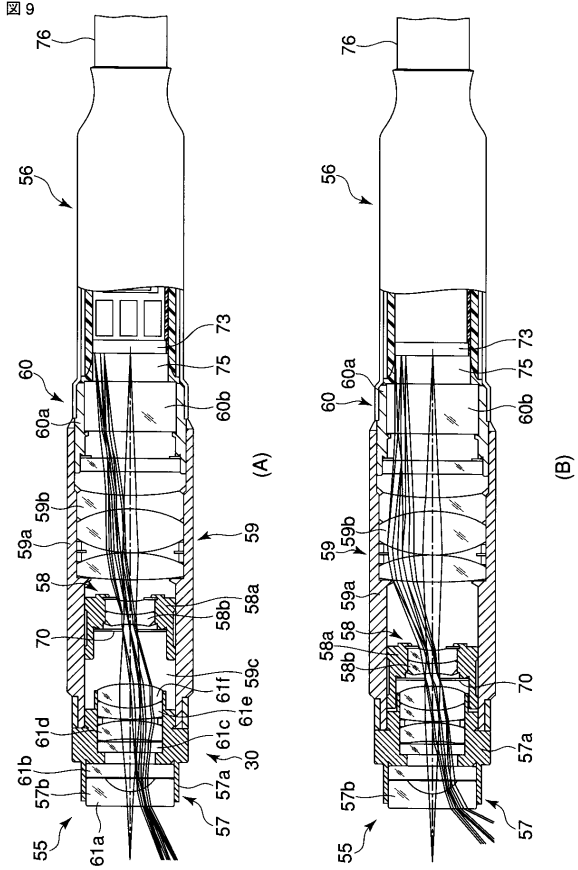
【図2】



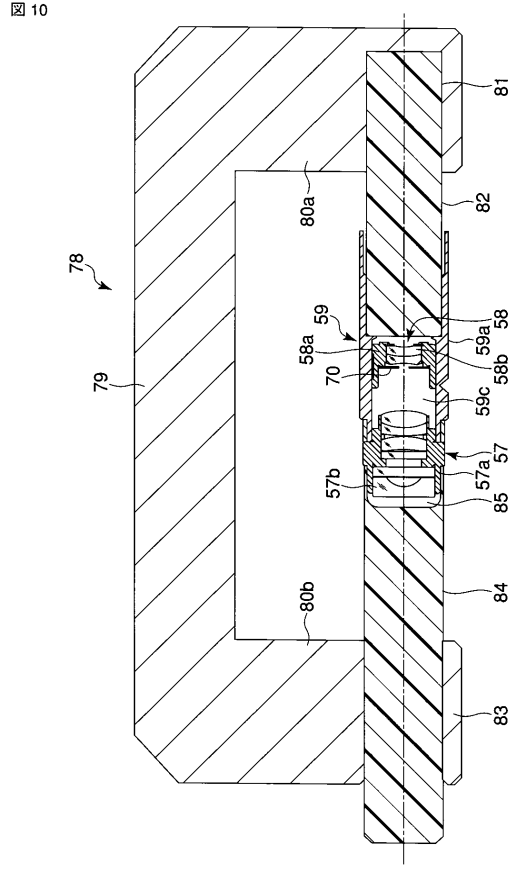
【図3】



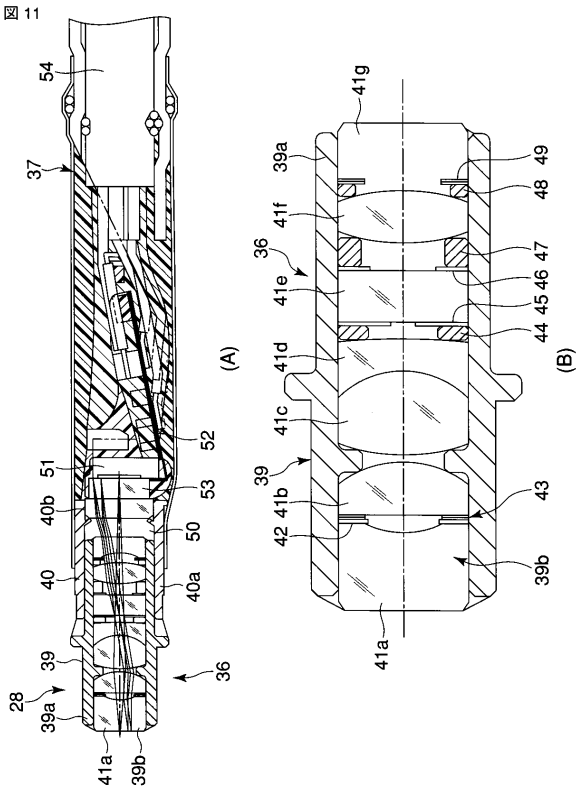
【 図 9 】



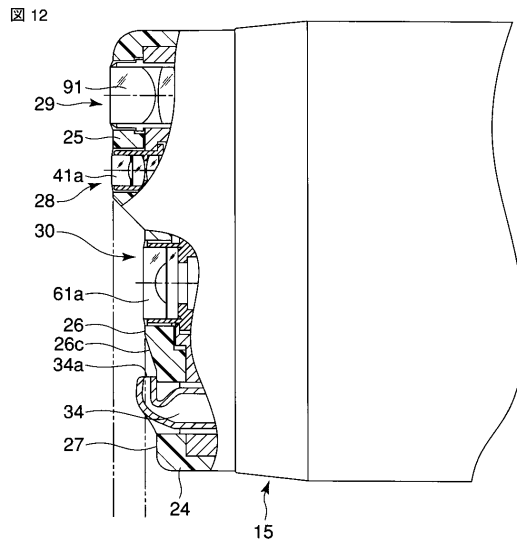
【 図 10 】



【 図 11 】

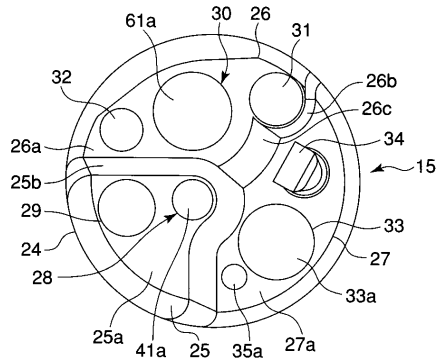


【 図 12 】



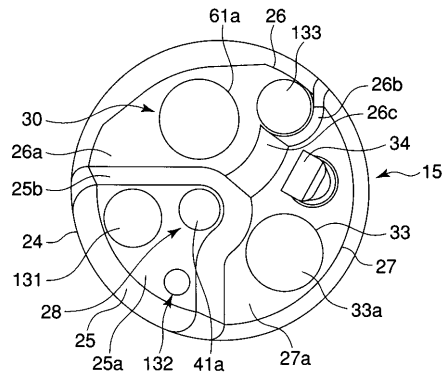
【 図 1 9 】

図 19



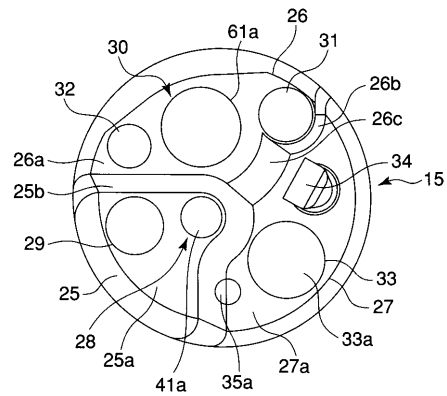
【 図 2 0 】

図 20



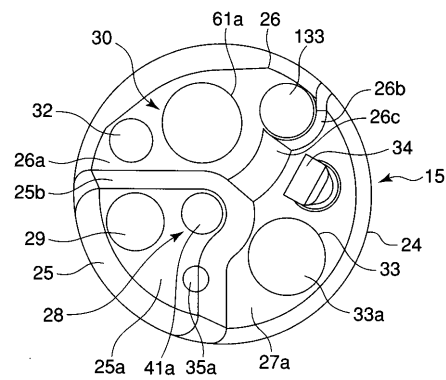
【 図 2 1 】

図 21



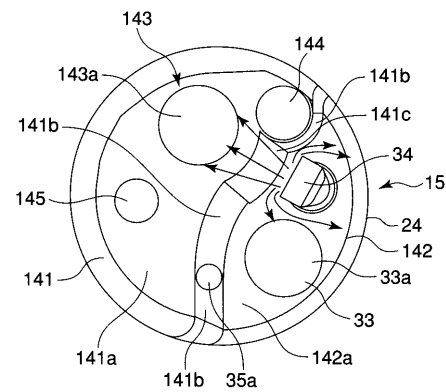
【 図 2 2 】

図 22



【 図 2 3 】

図 23



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 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

Fターム(参考) 2H040 BA09 BA10 BA11 CA12 DA12 GA02

4C061 BB02 CC06 DD03 FF35 FF40 HH51 LL02 NN01 NN05 QQ02

QQ07 QQ09 RR02 RR04 RR22 RR26 WW15

专利名称(译)	内窥镜的结束		
公开(公告)号	JP2006320367A	公开(公告)日	2006-11-30
申请号	JP2005143665	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 A61B1/06 G02B23/24 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/00.300.P A61B1/06.A G02B23/24.B G02B23/26.B A61B1/00.731 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/BA10 2H040/BA11 2H040/CA12 2H040/DA12 2H040/GA02 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF35 4C061/FF40 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/RR22 4C061/RR26 4C061/WW15 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF35 4C161/FF39 4C161/FF40 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR22 4C161/RR26 4C161/WW15		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜的远端部，该内窥镜的远端部能够实现内窥镜中照明单元的优选布置，该内窥镜包括用于与生物体接触观察的物体接触型观察光学系统。最主要的功能。第一成像单元（第一观察单元），用于在突出台阶部分25的平坦表面25a上观察对象，该突出台阶部分25设置成从插入部分11的远端部分15突出以插入到对象中。28是第一透镜41a，是观察透镜，第一照明窗29是用于对被摄体照射光的照明窗，第二照明窗29是插入部11的前端部15的中间台阶部26的平坦面26a上的第二照明窗。布置照明窗31，并且将从第一照明窗29发射的光量设置为大于从第二照明窗31发射的光量。[选择图]图2

