

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4754871号
(P4754871)

(45) 発行日 平成23年8月24日(2011.8.24)

(24) 登録日 平成23年6月3日(2011.6.3)

(51) Int.CI.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)
A 6 1 B 1/12 (2006.01)A 6 1 B 1/00 300 P
A 6 1 B 1/12

請求項の数 8 (全 36 頁)

(21) 出願番号 特願2005-138652 (P2005-138652)
 (22) 出願日 平成17年5月11日 (2005.5.11)
 (65) 公開番号 特開2006-314459 (P2006-314459A)
 (43) 公開日 平成18年11月24日 (2006.11.24)
 審査請求日 平成20年4月3日 (2008.4.3)

(73) 特許権者 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 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
 (74) 代理人 100084618
 弁理士 村松 貞男

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】内視鏡の先端部

(57) 【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ための第1の観察部と
 被検体に照明光を照射するための照明部とを配置する突出面と、

前記挿入部に設けられ、前記突出面と略平行な平面を有する非突出面と、
 前記非突出面に配置される第2の観察部と、
 前記非突出面に設けられ、前記第2の観察部に対して流体を送出するためのノズル部と
 を有し、

前記突出面と前記非突出面との間の段差は、前記突出面が前記第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、
 10

前記第1の観察部および前記照明部の前端部は、前記突出面の面位置よりも前方に突出
 されていることを特徴とする内視鏡の先端部。

【請求項 2】

前記ノズル部は送気用もしくは送水用のノズル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 3】

前記ノズル部の先端は前記突出面よりも基端側に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 4】

前記第1の観察部は、約0～100μm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型の観察部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1に記載の内視鏡の先端部。

【請求項6】

前記挿入部の先端部は、前記第1の観察部の配置位置から離れた反対側の先端部側面の角部端縁部に、それ以外の側面の角部端縁部に比べて面取り角が大きい面取り角拡大部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7】

前記面取り角拡大部は、面取り角Rが1～1.3mm程度、前記面取り角拡大部以外の側面の角部端縁部は、面取り角Rが0.7～1mm程度にそれぞれ設定されていることを特徴とする請求項6に記載の内視鏡の先端部。

【請求項8】

前記照明部の前端部は、前記第1の観察部の前端部位置よりも前方に突出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。

【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の観察窓と、照明光学系の照明窓と、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とが配設されている。ここで、送気送水ノズルの先端部は観察光学系の観察窓に向けて開口配置されている。そして、送気送水ノズルの先端開口部から噴出される空気又は水が観察光学系の観察窓に吹き付けられて観察窓の汚れを落とすようになっている。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。

【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】

特許文献2のように内視鏡の挿入部の先端に、前方に向けて突出された突出部の端面に送気送水ノズルが配設されている場合には、送気送水ノズルの先端部が対象物接触型の観察光学系の先端部位置よりも前方に突出されている。この場合には対象物接触型の観察光学系を対象物に接触させてその対象物を観察する際に、送気送水ノズルの開口部が対象物に引っ掛かり、対象物接触型の観察光学系を対象物に接触させる作業が行いにくくなることや、観察部位の生体組織表面にキズが付くことで病理判断がしにくくなる可能性がある。

【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、送気送水ノズルの開口部が対象物に引っ掛かることを低減することができ、対象物接触型の観察光学系による観察や診断作業を容易に行うことができる内視鏡の先端部を提供することにある。

10

20

30

40

50

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明は、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ための第1の観察部と被検体に照明光を照射するための照明部とを配置する突出面と、前記挿入部に設けられ、前記突出面と略平行な平面を有する非突出面と、前記非突出面に配置される第2の観察部と、前記非突出面に設けられ、前記第2の観察部に対して流体を送出するためのノズル部と、を有し、前記突出面と前記非突出面との間の段差は、前記突出面が前記第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、前記第1の観察部および前記照明部の前端部は、前記突出面の面位置よりも前方に突出されていることを特徴とする内視鏡の先端部である。

10

【0007】

そして、本発明では、挿入部の非突出面に設けられた第2の観察部に対して流体を送出するノズル部を挿入部の非突出面に配置することにより、ノズル部の高さを低くする。これにより、挿入部の突出面を生体組織（被検体）に接触させて観察する場合に、ノズル部が生体に引っ掛け難くするようにしたものである。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、送気送水ノズルの開口部の高さが低くなるため、生体組織（被検体）生体に接触して観察する場合に、送気送水ノズルが対象物に引っ掛けることを低減することができ、対象物接触型の観察光学系による観察や診断作業を容易に行うことができる内視鏡の先端部を提供することができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

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

【0013】

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。

【0014】

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

【0015】

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。

【0016】

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。

【0017】

50

この外皮 2 1 は、先端部 1 5 、湾曲部 1 6 及び可撓管部 1 7 からなる挿入部 1 1 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 2 1 の先端外周部分は、先端部 1 5 に糸巻きされたのち接着された糸巻き接着部 2 2 により固着されている。

【 0 0 1 8 】

また、挿入部 1 1 内には、湾曲部 1 6 を湾曲操作する 4 本の湾曲操作ワイヤ 2 3 が挿通されている。これら 4 本の湾曲操作ワイヤ 2 3 は、先端部分が先端部 1 5 内に設けられた固定環 1 5 c の 4 つの固定部 1 5 d 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 2 3 は、湾曲駒 1 8 の内周面の各ワイヤ受け 1 9 に夫々、挿通されている。そして、4 本の各湾曲操作ワイヤ 2 3 は湾曲部 1 6 から可撓管部 1 7 の内部を通り、基端側の操作部 1 2 に向かって延出されている。また、固定環 1 5 c は、後述する先端部 1 5 の補強環 1 5 b の内周側に挿嵌されている。

10

【 0 0 1 9 】

なお、湾曲部 1 6 の挿入軸が略直線となっている状態で、各湾曲駒 1 8 の各ワイヤ受け 1 9 に挿通される各湾曲操作ワイヤ 2 3 が略直線となるように、先端部 1 5 及び各湾曲駒 1 8 が連結されている。

【 0 0 2 0 】

また、これら湾曲操作ワイヤ 2 3 は、基端部が操作部 1 2 (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 1 2 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。

20

【 0 0 2 1 】

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 2 3 が交互に牽引又は弛緩されることによって、湾曲部 1 6 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。

【 0 0 2 2 】

また、上下方向に湾曲部 1 6 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 2 3 と、左右方向に湾曲部 1 6 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 2 3 とが夫々対となっている。すなわち、湾曲部 1 6 内の湾曲駒 1 8 における上下方向に対応する方向の 2 つのワイヤ受け 1 9 に夫々挿通保持される 2 本の湾曲操作ワイヤ 2 3 が上下方向操作用の第 1 の湾曲操作手段であり、湾曲部 1 6 内の湾曲駒 1 8 における左右方向に対応する方向の 2 つのワイヤ受け 1 9 に夫々挿通保持される 2 本の湾曲操作ワイヤ 2 3 が左右方向操作用の第 2 の湾曲操作手段である。

30

【 0 0 2 3 】

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 1 6 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 1 6 が湾曲操作される左右方向と等しい。

【 0 0 2 4 】

図 3 および図 4 (A) は、本実施の形態の内視鏡 2 の挿入部 1 1 の先端部分の内部構成を示す。図 3 に示すように、挿入部 1 1 の先端部 1 5 内には、硬質な金属からなる円柱部材 (先端硬性部材) 1 5 a と、この円柱部材 1 5 a の基端側外周部を外嵌する円環状の補強環 1 5 b とが配設されている。図 5 に示すように円柱部材 1 5 a には、挿入部 1 1 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 1 5 a 1 ~ 1 5 a 8 が形成されている。補強環 1 5 b の基端部分は、最先端の湾曲駒 1 8 と連結されている。

40

【 0 0 2 5 】

さらに、円柱部材 1 5 a の先端面および円柱部材 1 5 a の先端側外周部には先端カバー 2 4 が外嵌される状態で装着されている。挿入部 1 1 の先端部 1 5 に配置される先端カバー 2 4 には、図 2 に示すように、前方に突出された突出段部 2 5 と、この突出段部 2 5 よりも 1 段低い中段部 2 6 と、この中段部 2 6 よりも 1 段低い下段部 2 7 とを有する 3 段の段部 2 5 , 2 6 , 2 7 が形成されている。ここで、突出段部 (突出部) 2 5 の端面は、挿

50

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。

【0026】

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。

【0027】

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。

【0028】

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。

【0029】

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。

【0030】

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 α 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、 α 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。

【0031】

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 α との関係を示す関係式は、次の式 (1) のとおりである。

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

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

【0032】

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

例えば、『パラメータ』として、 $\alpha = 70^\circ$ 程度、 $x = 3.5 \text{ mm}$ 程度、 $y = 1 \text{ mm}$ 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。

【0033】

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。

【0034】

10

20

30

40

50

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。

【0035】

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。

【0036】

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。

【0037】

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。

【0038】

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。

【0039】

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。

【0040】

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。

【0041】

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。

【0042】

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。

【0043】

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。

10

【0044】

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は、200~1000倍程度のレベル)である。

【0045】

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に例えば、接着固定されている。

20

【0046】

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。

30

【0047】

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。

【0048】

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、例えは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。

40

【0049】

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。

【0050】

50

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。

【0051】

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。

【0052】

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。

【0053】

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。

【0054】

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。

【0055】

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。

【0056】

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。

【0057】

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。

【0058】

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

10

20

30

40

50

る。

【0059】

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。

【0060】

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。

【0061】

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(拡大)側の最大倍率を調整することができる。

【0062】

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。

【0063】

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。

【0064】

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。

【0065】

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。

【0066】

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

10

20

30

40

50

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。

【0067】

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。

【0068】

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。

【0069】

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。

【0070】

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。

【0071】

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。

【0072】

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。

【0073】

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。

【0074】

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

10

20

30

40

50

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。

【0075】

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。

【0076】

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。

10

【0077】

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

【0078】

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。

【0079】

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。

30

【0080】

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

【0081】

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。

50

【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。10

【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。20

【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。

【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。30

【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

【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。50

【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。

10

【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。

20

【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もできる。

【0096】

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、突出段部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。

30

【0097】

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。

【0098】

40

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。

【0099】

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。

【0100】

50

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 1 0 1 】

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 (L O W) 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。

【 0 1 0 2 】

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 (H I G H) 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。

【 0 1 0 3 】

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 4 】

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。

【 0 1 0 5 】

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 6 】

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 C C D 素子又は C M O S 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 C C D 素子又は 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 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。

【 0 1 0 7 】

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 8 】

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 1 6 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 2 8 , 3 0 は、夫々の撮像素子 5 1 , 7 3 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 1 5 内での設置方向が決められている。

【 0 1 0 9 】

10

20

30

40

50

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。

【0110】

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。

【0111】

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。

【0112】

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。

【0113】

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。

【0114】

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。

【0115】

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。

【0116】

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。

【0117】

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。

10

20

30

40

50

【0118】

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。

【0119】

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。

10

【0120】

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。

【0121】

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している。

20

【0122】

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、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。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。

30

【0123】

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。

40

【0124】

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

50

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 (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。

【0125】

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。

10

【0126】

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。

【0127】

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、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 に対して流体を送出する送気送水ノズル 34 を挿入部 11 の先端部 15 の下段部 27 に配設したので、送気送水ノズル 34 の高さを低くすることができる。これにより、挿入部 11 の先端部 15 の突出段部 25 の平面 25a を生体組織 (被検体) に接触させて観察する場合に、送気送水ノズル 34 が生体に引っ掛かり難くすることができる。そのため、送気送水ノズル 34 の先端開口部の噴出口 34a が対象物に引っ掛かるのを低減するとともに、観察部位の生体組織表面にキズが付くのを低減することができ、対象物接触型の第 1 の撮像ユニット 28 による観察や診断作業を容易に行うことができる。

20

【0128】

さらに、本実施の形態では図 12 に示すように送気送水ノズル 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したので、洗浄時に水切れ性が良い効果がある。

30

【0129】

また、図 12 に示すように突出段部 25 の平面 25a である突出面よりも後方に送気送水ノズル 34 の先端開口部の噴出口 34a を配置したので、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のを確実に防止することができる。

【0130】

また、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、突出段部 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 を設けている。これにより、突出段部 25 の平面 25a を被検体に当接させる際に、図 16 (A) に示すように突出段部 25 の第 1 レンズ 41a の配置位置から離れた反対側の部分を同図中に実線で示す面取り角拡大部 202 のように面取り角が大きい方が同図中に仮想線で示すそれ以外の側面の角部端縁部 201 のように面取り角が小さい場合に比べて接触させやすい。そのため、対象物接触型の第 1 の撮像ユニット 28 による観察を行う場合に突出段部 25 の第 1 レンズ 41a を安定に被検体に当接させることができる。

40

【0131】

また、挿入部 11 の先端カバー 24 の面取り角拡大部 202 は、面取り角 R が 1~1.3 mm 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.

50

7～1mm程度にそれぞれ設定されている。そのため、挿入部11の先端カバー24の面取り角拡大部202の面取り角Rを必要以上に大きくする必要がないため内視鏡2の先端部15が太くならない効果がある。

【0132】

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に示すように内視鏡2の先端部15の突出段部25の平面25aに超高倍率の第1の撮像ユニット28の観察窓の第1レンズ41aを配置させた。ここで、超高倍率の第1の撮像ユニット28は、観察深度が狭いため、生体組織（被検体）Hに接触させる超高倍率の観察時の場合、突出段部25の平面25aに超高倍率の第1の撮像ユニット28を設ける方が生体組織にアプローチがしやすい効果がある。

10

【0133】

また、接触観察する超高倍率の第1の撮像ユニット28は、術者が操作し易い方向、すなわち2つ以上の撮像ユニットを有する内視鏡2において、通常観察用の第2の撮像ユニット30の垂直中心軸上に他の（超高倍率の）第1の撮像ユニット28の中心を配置した状態に揃えて配置した。これにより、複数の観察窓がある場合、観察時の視差が発生するが、複数の観察窓（第1の撮像ユニット28の第1レンズ41aと、第2の撮像ユニット30の第1レンズ61a）を術者が操作し易い方向に揃えて配置することで生体組織（被検体）へのアプローチ性を向上できる。

【0134】

さらに、内視鏡2の操作部には2つ（上下方向および左右方向）のアングルノブが配置されているが、上下方向のアングルノブは親指で操作できるため術者が作業し易く、超高倍率の観察時の生体組織へのアプローチ性も向上できる効果がある。

20

【0135】

また、図2に示すように通常観察用の第2の撮像ユニット30の垂直中心軸上近傍に、前方送水用の開口部35aを設けた。ここで、前方送水用の開口部35aから前方送水を行うことにより、体腔内の被検部位に付着した体液などを洗浄する際に上下方向のアングルノブの操作が組み合わされる場合が多い。そのため、主に使用する上下方向のアングルノブは親指で操作できるため術者が作業し易く、前方送水の作業性の向上を図ることができ、超高倍率の観察時の生体組織へのアプローチ性も向上できる効果がある。

【0136】

30

また、超高倍率の第1の撮像ユニット28及びその撮像ユニット用の照明窓である第1レンズ41aを配置した内視鏡2の先端部15の突出段部25は、通常観察用の第2の撮像ユニット30に対して、表示モニターで略右下側（図2に対しては略左下側）へ配置した。一般に、内視鏡2の操作時に術者は挿入部11を右ねじりすることは左ねじりするよりも比較的容易である。そのため、生体組織（被検体）Hへの接触部分は通常観察用の第2の撮像ユニット30に対して右下側へ配置したほうが超高倍率の第1の撮像ユニット28による観察時の生体組織へのアプローチ性も向上できる効果がある。

【0137】

また、超高倍率の第1の撮像ユニット28の観察窓の第1レンズ41aに対して略左下側近傍に処置具挿通チャンネル33の先端開口部33aを配置した。これにより、処置具挿通チャンネル33の先端開口部33aより吸引をかけることで生体組織（被検体）Hを挿入部11の先端へ引き寄せることができ、より安定した超高倍率の第1の撮像ユニット28による観察が可能となる。

40

【0138】

さらに、通常観察用の第2の撮像ユニット30に対して右下側へ超高倍率の第1の撮像ユニット28の観察窓の第1レンズ41aを配置する必要があるため、デッドスペースである左下側に処置具挿通チャンネル33を配置することにより、挿入部11の内部スペースを効率よく使用することができ、挿入部11を細くすることができる。

【0139】

また、挿入部11の先端部15の下段部27の送気送水ノズル34と、中段部26の第

50

2の撮像ユニット30との間にスロープ角を緩く（斜度18°程度）した流体ガイド面26cを配置し、下段部27と中段部26との間の壁部の他の斜面は45°程度に形成した。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このノズル噴出口34aの延長上に沿って整流状態で流すことが可能となり、送水性が向上できる効果がある。その結果、第2の撮像ユニット30による通常観察の視野確保の向上を図ることができる。

【0140】

また、図5(A), (B)に示すように送気送水ノズル34の噴出口34aより噴出する送水をこのノズル噴出口34aの延長上に沿って第2の撮像ユニット30の第1レンズ61aに導く流体ガイド面26cのデッドスペースに第2の撮像ユニット30のズーミング用のズーム摺動部機構を配置した。ここで、挿入部11の先端部15の突出段部25を高くした場合、水切れ性を考慮して送気送水ノズル34の噴出口34aの流体ガイド面26cのスロープ角は約18°程度にする必要があり、挿入部11のデッドスペースが広くなってしまう。そのため、通常観察用の第2の撮像ユニット30に搭載されたズーム摺動部機構510をこの流体ガイド面26cのデッドスペースに配置することで内視鏡挿入部11の細径化が可能となる。

10

【0141】

また、本実施の形態では生体組織（被検体）に接触観察する第1の撮像ユニット28の観察レンズである第1レンズ41aには送気送水ノズルを設けず、第1の撮像ユニット28以外の通常観察用の第2の撮像ユニット30の観察レンズである第1レンズ61aを洗滌するための送気送水ノズル34のみを設けている。ここで、生体組織（被検体）に接触する第1の撮像ユニット28の第1レンズ41aは、粘液や残渣が付着していても、生体組織（被検体）に接触した時に取り除くことができるため送気送水ノズルが不要である。そのため、通常観察用の第2の撮像ユニット30の第1レンズ61aのみを洗滌するための送気送水ノズル34を設けることにより、このノズル34を必要最低限に設けることができ内視鏡挿入部11の細径化が可能となる。

20

【0142】

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の構成を次の通り変更したものである。

30

【0143】

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。

【0144】

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。

40

【0145】

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。

【0146】

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、1つの（第2の）照明窓31とが配設されている。ここで、第2の撮像ユニット30の第1レンズ61aは、第1の撮像ユニット28の第1レンズ41aの真上の位置に配置されている。そして、第2の照明窓31は、第2の撮像ユニット30の第1レンズ61aの右側に配置されている。さらに、下段部27の平

50

面 27 a には、送気送水ノズル 34 が配設されている。

【 0147 】

また、突出段部 25 と中段部 26 および下段部 27 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。この傾斜面 25b には前方送水用の開口部 35a が配設されている。

【 0148 】

さらに、中段部 26 と下段部 27 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。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。

10

【 0149 】

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 30 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 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。

【 0150 】

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 の表面上に体液、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 の表面上に付着した体液、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。

20

【 0151 】

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。

30

【 0152 】

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 操作されて対象物接触型の第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。

【 0153 】

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 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 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觸状態で保持される。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 の表面に接觸される。これにより、対象物接觸型の第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。

40

【 0154 】

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、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 に対して流体を送出する送

50

気送水ノズル34を挿入部11の先端部15の下段部27に配設したので、送気送水ノズル34の高さを低くすることができる。これにより、挿入部11の先端部15の突出段部25の平面25aを生体組織（被検体）に接触させて観察する場合に、送気送水ノズル34が生体に引っ掛かり難くすることができる。そのため、送気送水ノズル34の先端開口部の噴出口34aが対象物に引っ掛かることを低減するとともに、観察部位の生体組織表面にキズが付くことを低減することができ、対象物接触型の第1の撮像ユニット28による観察や診断作業を容易に行うことができる。

【0155】

さらに、本実施の形態では図12に示すように送気送水ノズル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したので、洗浄時に水切れ性が良い効果がある。

10

【0156】

また、図12に示すように突出段部25の平面25aである突出面よりも後方に送気送水ノズル34の先端開口部の噴出口34aを配置したので、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を低減するとともに、観察部位の生体組織表面にキズが付くことを確実に防止することができる。

【0157】

また、本実施の形態では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ているので、突出段部25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28の第1レンズ41a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28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。

20

【0158】

さらに、突出段部25の平面25aには、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、処置具挿通チャンネル33の先端開口部33aとを配設したので、処置具挿通チャンネル33の先端開口部33aより吸引をかけることで生体組織（被検体）Hを突出段部25の平面25a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。

【0159】

30

また、図23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。

【0160】

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。

【0161】

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、本実施の形態でも第2の撮像ユニット30の観察レンズである第1レンズ61aに対して流体を送出する送気送水ノズル34を挿入部11の先端部15の下段部27に配設したので、送気送水ノズル34の高さを低くすることができる。これにより、挿入部11の先端部15の突出段部25の平面25aを生体組織（被検体）に接触させて観察する場合に、送気送水ノズル34が生体に引っ掛かり難くすることができる。そのため、送気送水ノズル34の先端開口部の噴出口34aが対象物に引っ掛かることを低減することができ、対象物接触型の第1の撮像ユニット28による観察や診断作業を容易に行うことができる。

40

【0162】

また、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

50

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 6 3 】

また、図 24 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。

【 0 1 6 4 】

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。10

【 0 1 6 5 】

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。

【 0 1 6 6 】

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。20

【 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、本実施の形態でも第 2 の撮像ユニット 30 の観察レンズである第 1 レンズ 61a に対して流体を送出する送気送水ノズル 34 を挿入部 11 の先端部 15 の下段部 27 に配設したので、送気送水ノズル 34 の高さを低くすることができる。これにより、挿入部 11 の先端部 15 の突出段部 25 の平面 25a を生体組織（被検体）に接触させて観察する場合に、送気送水ノズル 34 が生体に引っ掛かり難くすることができる。そのため、送気送水ノズル 34 の先端開口部の噴出口 34a が対象物に引っ掛かることを低減するとともに、観察部位の生体組織表面にキズが付くことを低減することができ、対象物接触型の第 1 の撮像ユニット 28 による観察や診断作業を容易に行うことができる。30

【 0 1 6 8 】

また、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。そのため、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。40

【 0 1 6 9 】

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。

【 0 1 7 0 】

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50

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。

【0171】

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。10

【0172】

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。

【0173】

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、本実施の形態でも第2の撮像ユニット30の観察レンズである第1レンズ61aに対して流体を送出する送気送水ノズル34を挿入部11の先端部15の下段部27に配設したので、送気送水ノズル34の高さを低くすることができる。これにより、挿入部11の先端部15の突出段部25の平面25aを生体組織（被検体）に接触させて観察する場合に、送気送水ノズル34が生体に引っ掛かり難くすることができる。そのため、送気送水ノズル34の先端開口部の噴出口34aが対象物に引っ掛かることを低減するとともに、観察部位の生体組織表面にキズが付くことを低減することができ、対象物接触型の第1の撮像ユニット28による観察や診断作業を容易に行うことができる。20

【0174】

さらに、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。30

【0175】

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、複数のスペクトラ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。40

【0176】

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。50

【0177】

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。

【0178】

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。

10

【0179】

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、本実施の形態でも第2の撮像ユニット30の観察レンズである第1レンズ61aに対して流体を送出する送気送水ノズル34を挿入部11の先端部15の下段部27に配設したので、送気送水ノズル34の高さを低くすることができる。これにより、挿入部11の先端部15の突出段部25の平面25aを生体組織(被検体)に接触させて観察する場合に、送気送水ノズル34が生体に引っ掛け難くすることができる。そのため、送気送水ノズル34の先端開口部の噴出口34aが対象物に引っ掛けかることを低減するとともに、観察部位の生体組織表面にキズが付くことを低減することができ、対象物接触型の第1の撮像ユニット28による観察や診断作業を容易に行うことができる。

20

【0180】

また、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。

【0181】

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。

30

【0182】

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。

【0183】

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。

40

【0184】

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、本実施の形態でも第2の撮像ユニット30の観察レンズである第1レンズ61aに対して流体を送出する送気送水ノズル34を挿入部11の先端部15の下段部27に配設したので、送気送水ノズル34の高さを低くすることができる。これにより、挿入部11の先端部15の突出段部25の平面25aを生体組織(被検体)に接触させて観察する場合に、送気送水ノズル34が生体に引っ掛け難くすることができる。そのため、送気送水ノズル34の先端開口部の噴出口34aが対象物に引っ掛けかることを低減するとともに、観察部位の生体組織表面

50

にキズが付くことを低減することができ、対象物接触型の第1の撮像ユニット28による観察や診断作業を容易に行うことができる。

【0185】

また、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の一部が傾斜面25bに延設されている。そのため、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。

10

【0186】

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。

【0187】

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。

20

【0188】

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によつて突出面が形成されている。

【0189】

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左側部分に形成されている。

30

【0190】

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。

40

【0191】

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とが配設されている。

【0192】

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

50

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。

【0193】

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。

【0194】

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。10

【0195】

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。20

【0196】

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。

【0197】

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。30

【0198】

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。40

【0199】

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、本実施の形態では撮像ユニット 143 の観察レンズである第 1 レンズ 143a に対して流体を送出する送気送水ノズル 34 を挿入部 11 の先端部 15 の前面の突出段部 141 よりも 1 段低い低段部 142 に配設したので、送気送水ノズル 34 の高さを低くすることができる。これにより、挿入部 11 の先端部 15 の突出段部 141 の平面 141a を生体組織（被検体）に接触さ50

せて観察する場合に、送気送水ノズル34が生体に引っ掛け難くすることができる。そのため、送気送水ノズル34の先端開口部の噴出口34aが対象物に引っ掛けることを低減するとともに、観察部位の生体組織表面にキズが付くことを低減することができ、対象物接触型の撮像ユニット143による観察や診断作業を容易に行うことができる。

【0200】

また、本実施の形態では先端カバー24の前面に突出部141と、低段部142とを有し、突出部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。

10

【0201】

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、前記観察部に対して流体を送出するためのノズル部と、を有することを特徴とする内視鏡の先端部。

20

【0202】

(付記項2) 前記ノズル部は送気用もしくは送水用のノズル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。

【0203】

(付記項3) 前記ノズル部の先端は前記突出面に対して基端側に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。

【0204】

(付記項4) 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。

30

【0205】

(付記項5) 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。

【0206】

(付記項6) 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第1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第2の観察部に対して流体を送出するためのノズル部と、を有することを特徴とする内視鏡の先端部。

40

【0207】

(付記項7) 前記ノズル部は送気用もしくは送水用のノズルであることを特徴とする付記項6に記載の内視鏡の先端部。

【0208】

(付記項8) 前記ノズル部の先端は前記突出面に対して基端側に配置されていることを特徴とする付記項6に記載の内視鏡の先端部。

【0209】

(付記項9) 前記ノズル部は開口部を有し、前記開口部の先端側と前記第2の観察部とは略同一平面上に配置されることを特徴とする付記項6に記載の内視鏡の先端部。

【0210】

(付記項10) 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

50

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6に記載の内視鏡の先端部。

【0211】

(付記項11) 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6に記載の内視鏡の先端部。

【0212】

(付記項12) 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6に記載の内視鏡の先端部。

【0213】

(付記項13) 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た前記第1の観察部に対して流体を送出するためのノズル部と、を有することを特徴とする内視鏡の先端部。

【0214】

(付記項14) 前記ノズル部は送気用もしくは送水用のノズルであることを特徴とする付記項13に記載の内視鏡の先端部。

【0215】

(付記項15) 前記ノズル部の先端は前記第2の先端面に対して基端側に配置されていることを特徴とする付記項13に記載の内視鏡の先端部。

【0216】

(付記項16) 前記ノズル部は開口部を有し、前記開口部の先端側と前記第1の観察部とは略同一平面上に配置されることを特徴とする付記項13に記載の内視鏡の先端部。

【0217】

(付記項17) 前記第2の先端面と前記第1の先端面の一部は略平行の面であり、略並行な前記第2の先端面と前記第1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13に記載の内視鏡の先端部。

【0218】

(付記項18) 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ことを特徴とする付記項13に記載の内視鏡の先端部。

【0219】

(付記項19) 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13に記載の内視鏡の先端部。

【0220】

(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。

【0221】

(付記項21) 前記ノズル部は送気用もしくは送水用のノズルであることを特徴とする付記項20に記載の内視鏡の先端部。

【0222】

(付記項22) 前記ノズル部の先端は前記第1の先端面に対して基端側に配置されていることを特徴とする付記項20に記載の内視鏡の先端部。

【0223】

(付記項23) 前記ノズル部は開口部を有し、前記開口部の先端側と前記第2の観察部とは略同一平面上に配置されることを特徴とする付記項20に記載の内視鏡の先端部。

10

20

30

40

50

【0224】

(付記項24) 前記第1の先端面と前記第2の先端面の一部は略平行の面であり、略並行な前記第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20に記載の内視鏡の先端部。

【0225】

(付記項25) 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20に記載の内視鏡の先端部。

【0226】

(付記項26) 前記第1の観察部は0～約100μmの観察深度を有し、被検体に接觸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20に記載の内視鏡の先端部。10

【0227】

(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の先端面に対して基端側に設けられた第3の先端面と、前記第3の先端面に設けられた前記第1の観察部に対して流体を送出するためのノズル部と、を有することを特徴とする内視鏡の先端部。

【0228】

(付記項28) 前記ノズル部は送気用もしくは送水用のノズルであることを特徴とする付記項27に記載の内視鏡の先端部。20

【0229】

(付記項29) 前記ノズル部の先端は前記第2の先端面に対して基端側に配置されていることを特徴とする付記項27に記載の内視鏡の先端部。

【0230】

(付記項30) 前記ノズル部は開口部を有し、前記開口部の先端側と前記第1の観察部とは略同一平面上に配置されることを特徴とする付記項27に記載の内視鏡の先端部。

【0231】

(付記項31) 前記第2の先端面と前記第1の先端面の一部は略平行の面であり、略並行な前記第2の先端面と前記第1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に記載の内視鏡の先端部。30

【0232】

(付記項32) 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ことを特徴とする付記項27に記載の内視鏡の先端部。

【0233】

(付記項33) 前記第2の観察部は0～約100μmの観察深度を有し、被検体に接觸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に記載の内視鏡の先端部。

【0234】

(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。40

【産業上の利用可能性】

【0235】

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觸させてその対象物を観察する対象物接觸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】

【0236】

【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。50

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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】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。

40

【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】

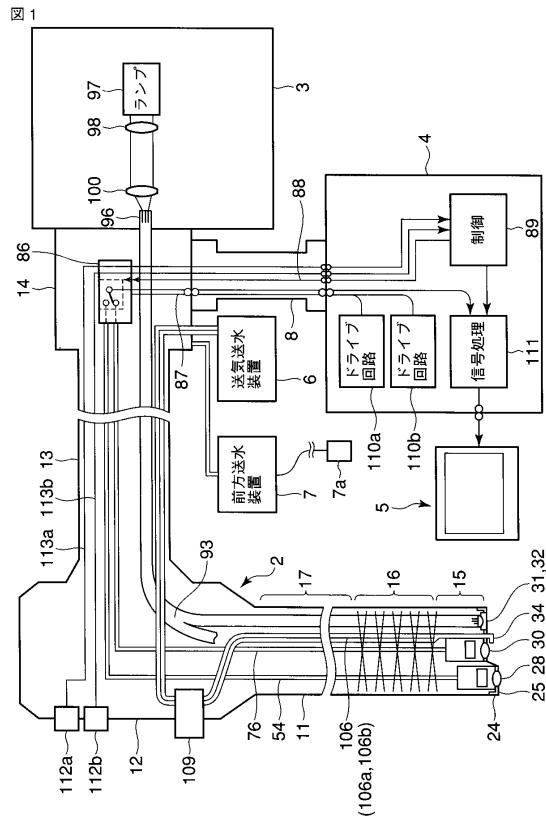
【0237】

11...挿入部、15...先端部、26...中段部(突出部)、26a...平面(突出面)、

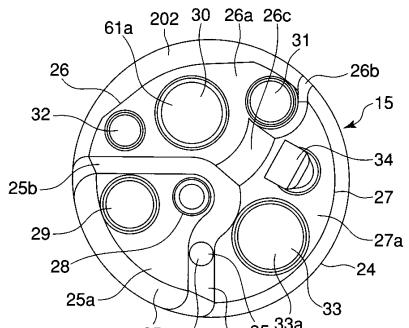
30...第2の撮像ユニット、34...送気送水ノズル(ノズル部)。

50

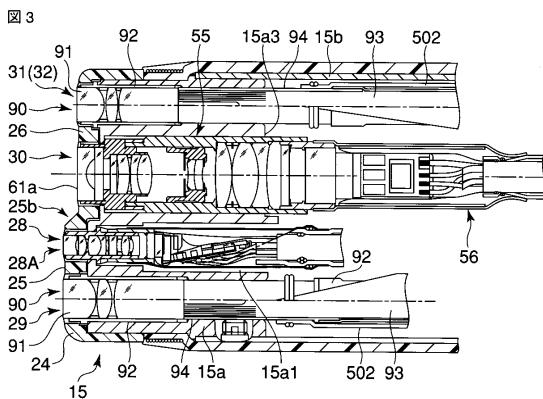
【 図 1 】



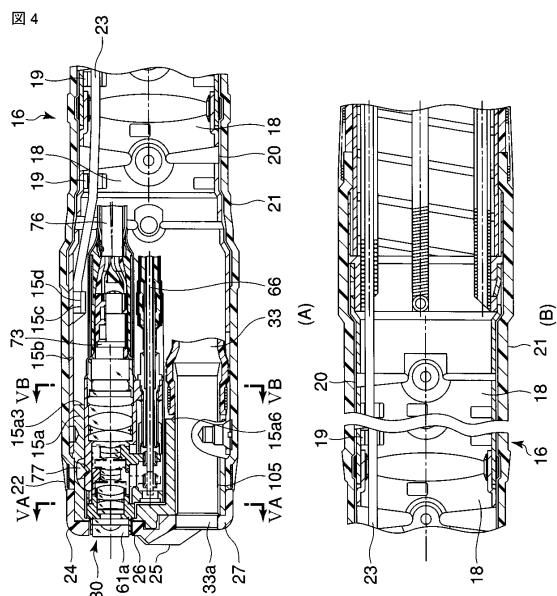
【図2】



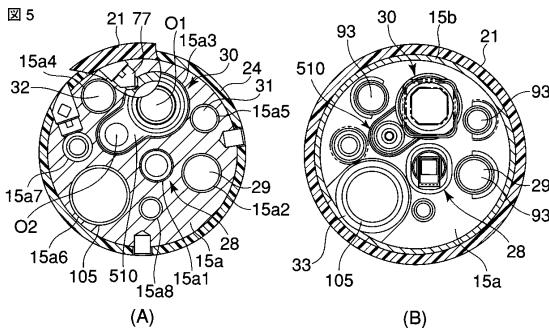
【図3】



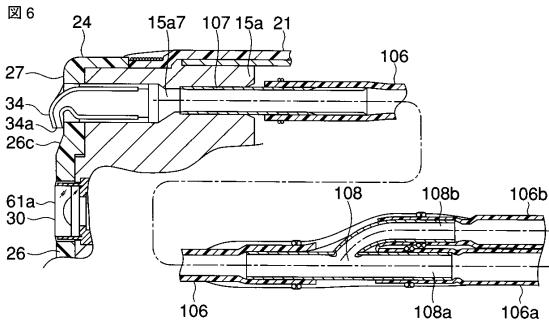
【 図 4 】



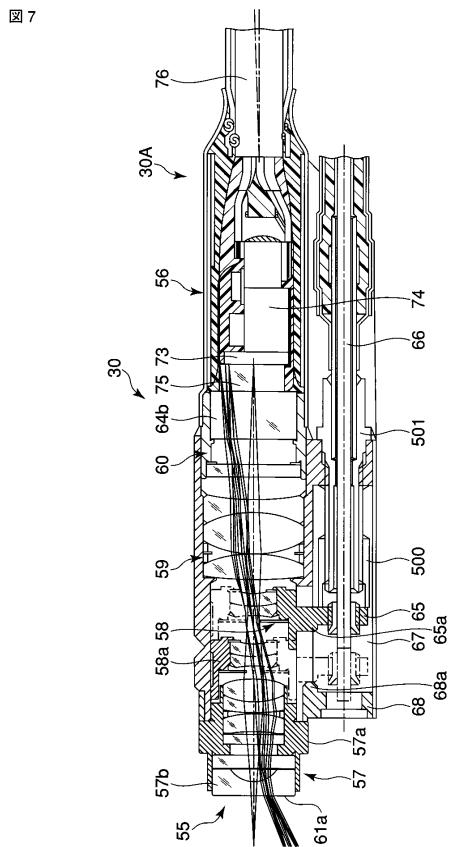
【図5】



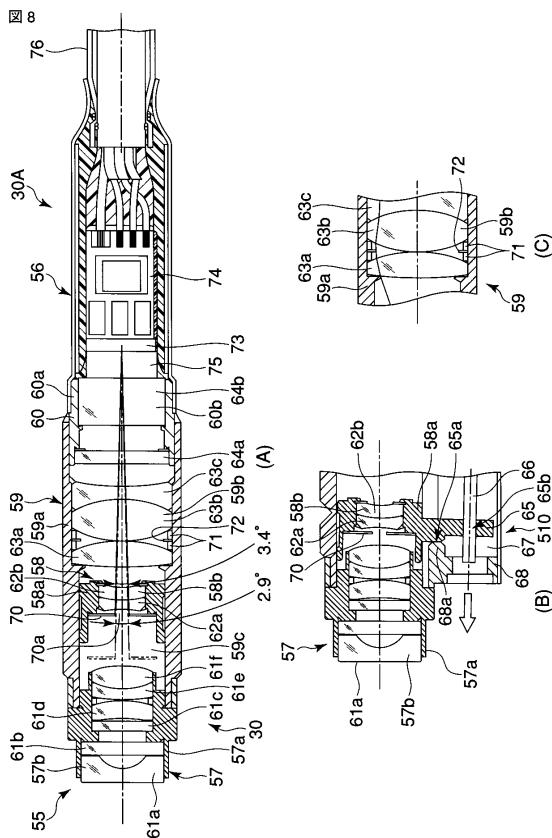
【図6】



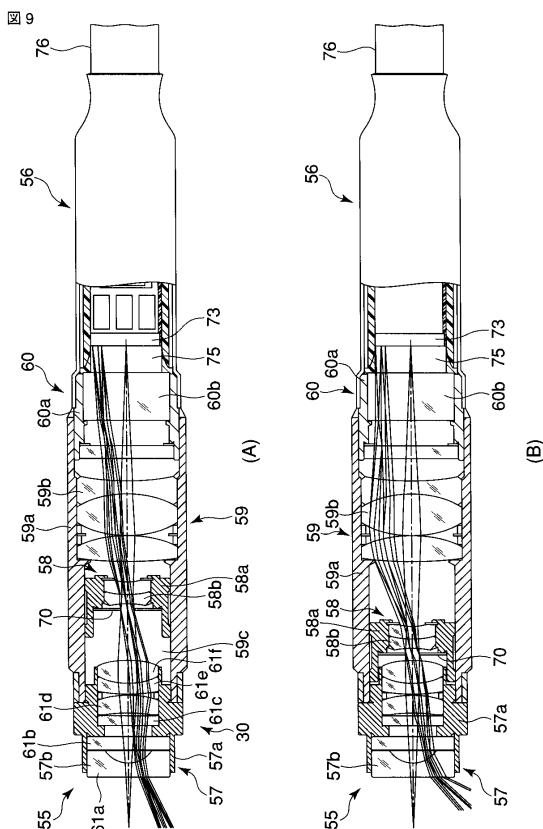
【図7】



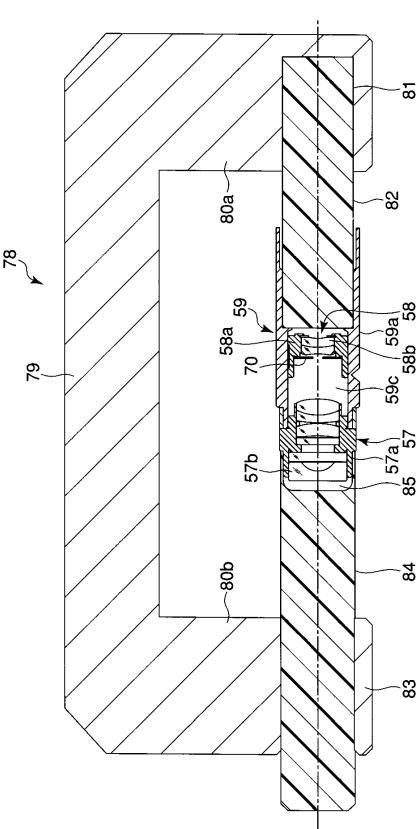
〔 図 8 〕



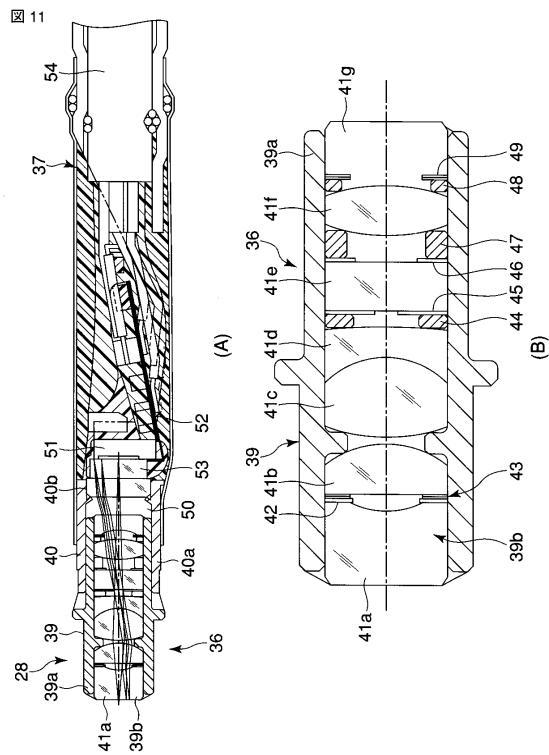
【図9】



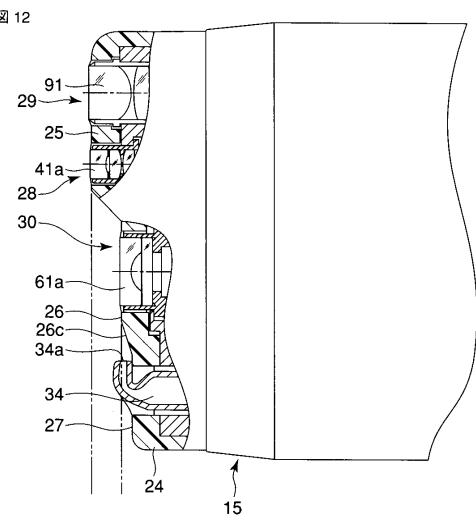
【図10】



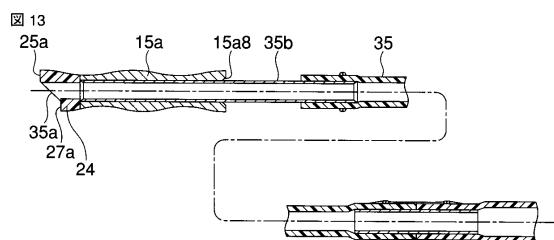
【図11】



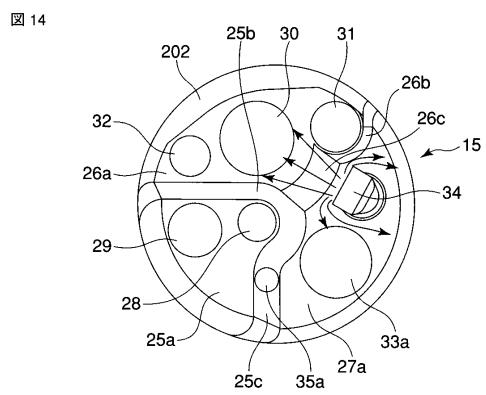
【図12】



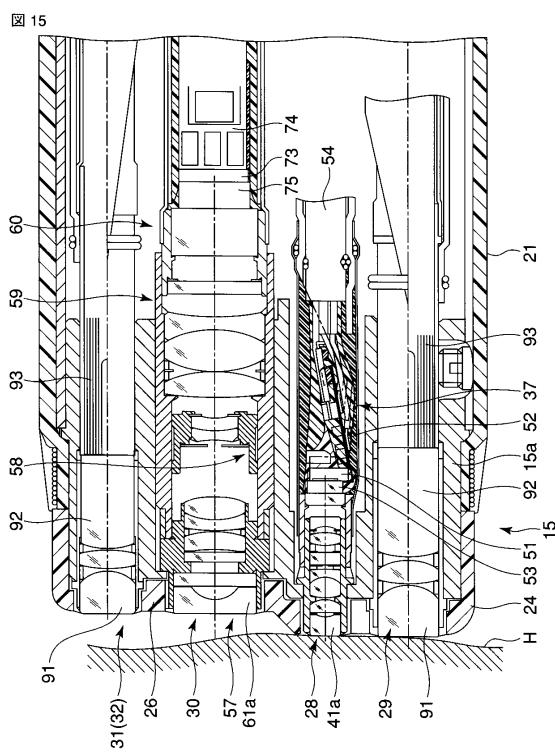
【図13】



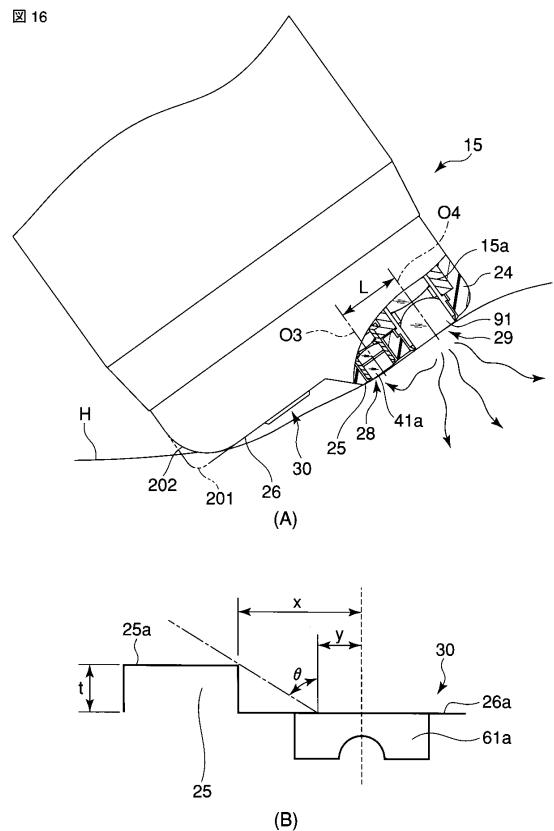
【図14】



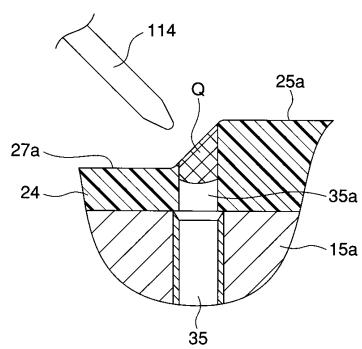
【図15】



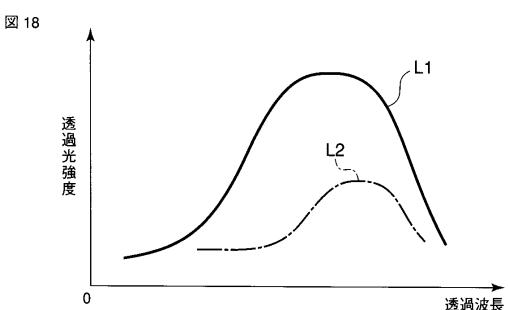
【図16】



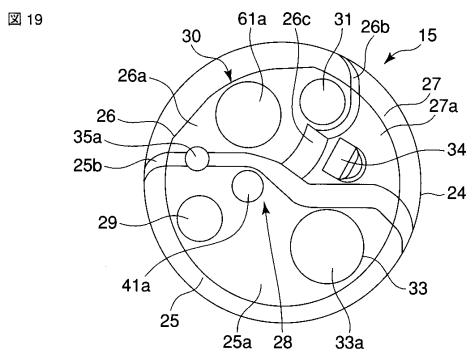
【図17】



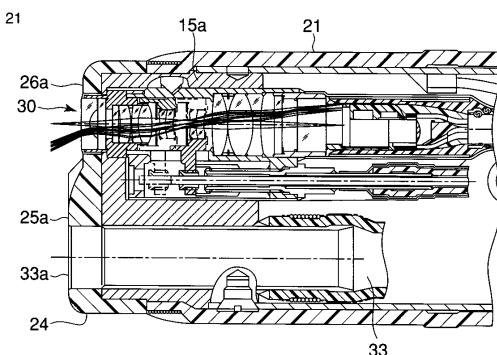
【図18】



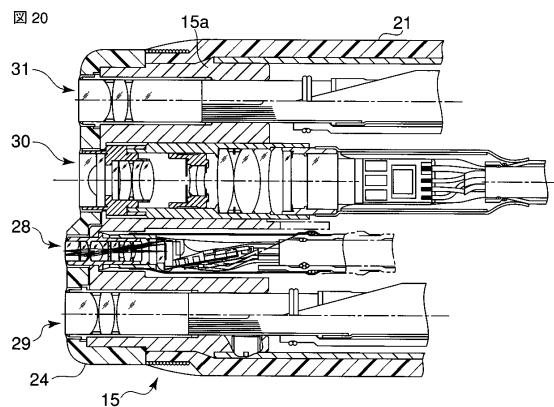
【図19】



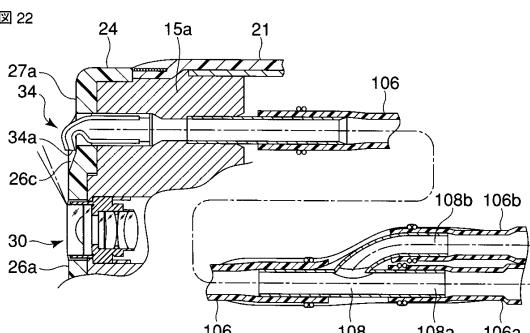
【図21】



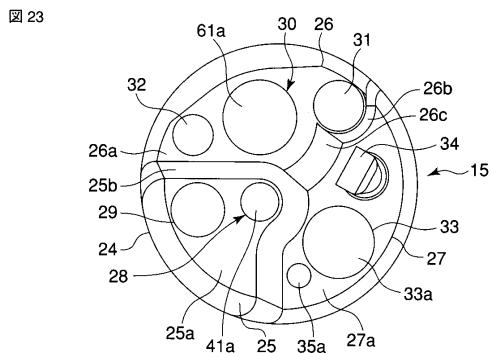
【図20】



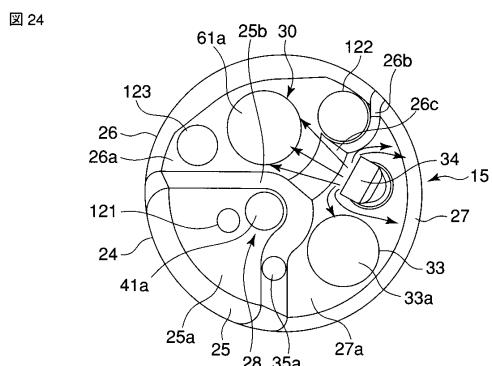
【図22】



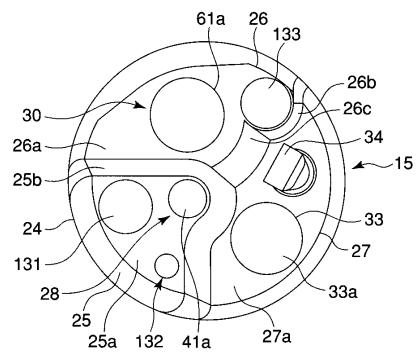
【図23】



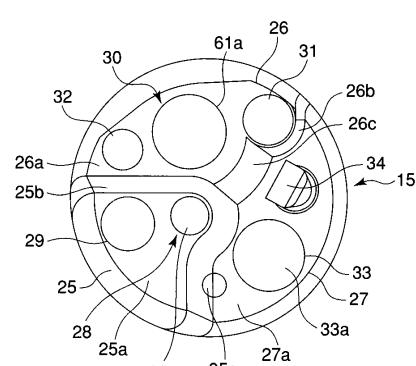
【図24】



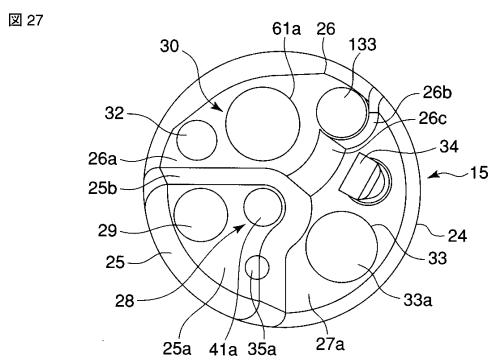
【図25】



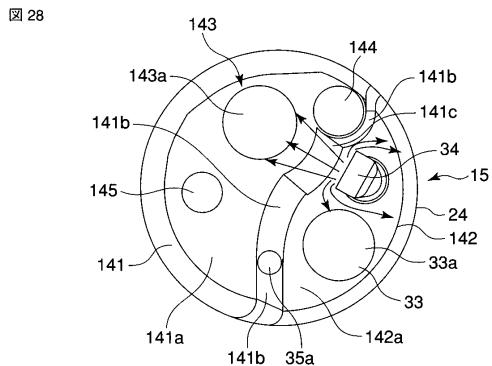
【図26】



【图27】



【図28】



フロントページの続き

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 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

審査官 安田 明央

(56)参考文献 実開平03-056402 (JP, U)

特開2005-000640 (JP, A)

実開平02-053701 (JP, U)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 1 / 00 - 1 / 32

G 02 B 23 / 24 - 23 / 26

专利名称(译)	内窥镜的结束		
公开(公告)号	JP4754871B2	公开(公告)日	2011-08-24
申请号	JP2005138652	申请日	2005-05-11
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	一村博信		
发明人	一村 博信		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/12		
CPC分类号	A61B1/12 A61B1/0008 A61B1/00091 A61B1/00096 A61B1/00181 A61B1/05 A61B1/051 G02B23/243 G02B23/2476		
FI分类号	A61B1/00.300.P A61B1/12 A61B1/00.715		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/FF38 4C061/FF39 4C061/FF40 4C061/FF42 4C061 /HH02 4C061/HH04 4C061/LL02 4C061/LL08 4C061/NN01 4C061/PP08 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/FF38 4C161/FF39 4C161/FF40 4C161/FF42 4C161/HH02 4C161/HH04 4C161 /LL02 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/PP08		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
其他公开文献	JP2006314459A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够减少物体上的空气/水供给喷嘴的开口的捕捉并且通过物体接触式观察光学系统容易地进行观察和诊断工作的内窥镜。最重要的特征是提供尖端。解决方案：第二成像单元30从插入部分11的远端部分突出以插入到对象中并且更靠近中间台部分26的平面(突出表面)26a，其中用于观察对象的第二成像单元30被布置用于将流体输送到第二成像单元30的空气供应/供水喷嘴34设置在布置在低位置的插入部分11的非突出表面上。.The 12

2】

