

(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2006-314459**(P2006-314459A)**

(43) 公開日 平成18年11月24日(2006.11.24)

| | | | | |
|----------------|-------------|------------------|----------------|------------------|
| (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 |
| A 6 1 B | 1/12 | (2006.01) | A 6 1 B | 1/12 |
| | | | 3 O O P | 4 C O 6 1 |

審査請求 未請求 請求項の数 50 O L (全 41 頁)

| | | | |
|-----------|------------------------------|----------|---------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2005-138652 (P2005-138652) | (71) 出願人 | 304050923 |
| (22) 出願日 | 平成17年5月11日 (2005.5.11) | | 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

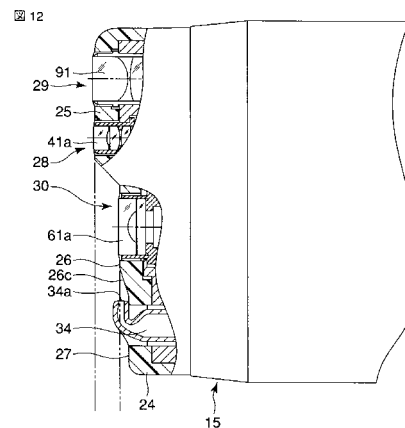
(54) 【発明の名称】 内視鏡の先端部

(57) 【要約】

【課題】本発明は、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の先端部に突出して設けられ被検体を観察するための第2の撮像ユニット30を配置する中段部26の平面(突出面)26aよりも低い位置に配置される挿入部11の非突出面に第2の撮像ユニット30に対して流体を送出するための送気送水ノズル34を設けたものである。

【選択図】 図12



【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。

【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。 10

【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】

前記観察部は、約 $0 \sim 100 \mu\text{m}$ の観察深度を有し、被検体に接触させて観察するための接触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】

前記非突出面は、前記突出面と略平行の平面を有し、
前記第 2 の観察部は、前記非突出面に配置され、
前記突出面と前記非突出平面との間の段差は、前記突出部が前記第 2 の観察部の視野に入ることを防止できる高さに形成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡の先端部。 20

【請求項 6】

前記段差は、約 0.7 mm 程度に設定されていることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 7】

前記挿入部の先端部は、前記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。 30

【請求項 8】

前記面取り角拡大部は、面取り角 R が $1 \sim 1.3 \text{ mm}$ 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 $0.7 \sim 1 \text{ mm}$ 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 7 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 9】

前記突出面は、前記被検体に照明光を照射するための照明部が配置され、
前記観察部および前記照明部の前端部は、前記突出面の平面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。

【請求項 10】

前記照明部の前端部は、前記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 9 に記載の内視鏡の先端部。 40

【請求項 11】

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。

【請求項 12】

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 11 に 50

記載の内視鏡の先端部。

【請求項 13】

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請求項 11 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 14】

前記ノズル部は、流体流出用の開口部を有し、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請求項 11 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 15】

前記非突出面は、前記突出面と略平行の平面を有し、

前記第 2 の観察部は、前記非突出面に配置され、

前記突出面と前記非突出面との間の段差は、前記突出部が前記第 2 の観察部の視野に入ることを防止できる高さに形成されていることを特徴とする請求項 11 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 16】

前記段差は、約 0.7 mm 程度に設定されていることを特徴とする請求項 15 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 17】

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請求項 11 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 18】

前記第 1 の観察部は、約 0 ~ 100 μ m の観察深度を有し、被検体に接触させて観察するための観察部であることを特徴とする請求項 11 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 19】

前記挿入部の先端部は、前記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 11 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 20】

前記面取り角拡大部は、面取り角 R が 1 ~ 1.3 mm 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 ~ 1 mm 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 19 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 21】

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。

【請求項 22】

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 21 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 23】

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請求項 21 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 24】

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請求項 21 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 25】

前記第 1 の先端面の少なくとも一部は、前記第 2 の先端面と略平行の平面を有し、

10

20

30

40

50

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

【請求項 2 6】

前記段差は、約 0 . 7 m m 程度に設定されていることを特徴とする請求項 2 5 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 2 7】

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請求項 2 1 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 2 8】

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

【請求項 2 9】

前記挿入部の先端部は、前記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 2 1 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 3 0】

前記面取り角拡大部は、面取り角 R が 1 ~ 1 . 3 m m 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 ~ 1 m m 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 2 9 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 3 1】

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。

【請求項 3 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 3 1 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 3 3】

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請求項 3 1 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 3 4】

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請求項 3 1 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 3 5】

前記第 2 の先端面の少なくとも一部は、前記第 1 の先端面とは略平行の平面を有し、

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

【請求項 3 6】

前記段差は、約 0 . 7 m m 程度に設定されていることを特徴とする請求項 3 5 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 3 7】

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請求項 3 1 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 3 8】

前記第 2 の観察部は、約 0 ~ 1 0 0 μ m の観察深度を有し、被検体に接触させて観察す

10

20

30

40

50

るための観察部であることを特徴とする請求項 3 1 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 3 9】

前記挿入部の先端部は、前記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 3 1 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 4 0】

前記面取り角拡大部は、面取り角 R が 1 ~ 1 . 3 mm 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 ~ 1 mm 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 3 9 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 4 1】

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。

【請求項 4 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 4 1 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 4 3】

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請求項 4 1 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 4 4】

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請求項 4 1 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 4 5】

前記第 1 の先端面の少なくとも一部は、前記第 2 の先端面と略平行の面を有し、

前記第 1 の先端面と前記第 2 の先端面との間の段差は、前記第 2 の先端面が前記第 1 の観察部の視野に入ることを防止できる高さに形成されていることを特徴とする請求項 4 1 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 4 6】

前記段差は、約 0 . 7 mm 程度に設定されていることを特徴とする請求項 4 5 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 4 7】

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請求項 4 1 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 4 8】

前記第 2 の観察部は、約 0 ~ 1 0 0 μ m の観察深度を有し、被検体に接触させて観察するための観察部であることを特徴とする請求項 4 1 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 4 9】

前記挿入部の先端部は、前記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 4 1 に記載の内視鏡の先端部。

【請求項 5 0】

前記面取り角拡大部は、面取り角 R が 1 ~ 1 . 3 mm 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 ~ 1 mm 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 4 9 に記載の内視鏡の先端部。

10

20

30

40

50

【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。

10

【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

20

【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。

30

【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。

【課題を解決するための手段】

【0006】

請求項1の発明は、被検体に挿入するための挿入部と、前記挿入部の先端部に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である。

40

【0007】

そして、本請求項1の発明では、挿入部の先端部に設けられた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かり難くするようにしたものである。

【0008】

請求項11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である。

50

【 0 0 0 9 】

請求項 2 1 の発明は、被検体に挿入する挿入部と、前記挿入部の先端部に設けられ前記被検体を観察するための第 1 の観察部を配置する第 1 の先端面と、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である。

請求項 3 1 の発明は、被検体に挿入する挿入部と、前記挿入部の先端部に設けられ前記被検体を観察するための第 1 の観察部を配置する第 1 の先端面と、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である。

10

【 0 0 1 0 】

請求項 4 1 の発明は、被検体に挿入する挿入部と、前記挿入部の先端部に設けられ前記被検体を観察するための第 1 の観察部を配置する第 1 の先端面と、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である。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 1 】

20

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ができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 2 】

以下、本発明の第 1 の実施の形態を図 1 乃至図 1 8 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

【 0 0 1 3 】

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

【 0 0 1 4 】

また、内視鏡 2 の挿入部 1 1 は、その先端に形成される硬質の先端部 1 5 と、この先端部 1 5 の基端に形成される湾曲部 1 6 と、この湾曲部 1 6 の基端から操作部 1 2 まで形成される可撓性を備えた可撓管部 1 7 とを有する。

40

【 0 0 1 5 】

図 4 (A) , (B) に示すように、内視鏡 2 の湾曲部 1 6 には、挿入部 1 1 の軸方向に沿って円環状の複数の湾曲駒 1 8 が回動自在に連設されている。各湾曲駒 1 8 は、その内周面に 4 つのパイプ状のワイヤ受け 1 9 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 1 9 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 1 8 の内周面に固定されている。

【 0 0 1 6 】

また、これら複数の湾曲駒 1 8 には、それらの外周を覆うように細線のワイヤなどを筒

50

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】

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。

【0018】

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。

【0019】

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。

【0020】

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。

【0021】

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。

【0022】

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。

【0023】

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。

【0024】

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。

【0025】

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 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

10

20

30

40

50

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、挿入部 1 1 の軸方向と直交する平面 2 5 a によって形成されている。そして、この突出段部 2 5 の平面 2 5 a によって突出面が形成されている。

【 0 0 2 6 】

また、本実施の形態では突出段部 2 5 の平面 2 5 a は、先端カバー 2 4 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 2 4 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。

【 0 0 2 7 】

この突出段部 2 5 の平面 2 5 a 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) 2 8 の観察レンズである第 1 レンズ 4 1 a と、第 1 の照明窓 2 9 とが配設されている。第 1 の撮像ユニット 2 8 は先端部 1 5 のほぼ中央位置に配置されている。第 1 の照明窓 2 9 は第 1 の撮像ユニット 2 8 の近傍位置に配置されている。

【 0 0 2 8 】

中段部 2 6 は、突出段部 2 5 の平面 2 5 a とほぼ平行な平面 2 6 a を有する。この中段部 2 6 の平面 2 6 a 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) 3 0 の観察レンズである第 1 レンズ 6 1 a と、2 つ (第 2 , 第 3) の照明窓 3 1 , 3 2 とが配設されている。ここで、第 2 , 第 3 の照明窓 3 1 , 3 2 は、第 2 の撮像ユニット 3 0 の両側に配置されている。さらに、中段部 2 6 と突出段部 2 5 との間の壁部には、傾斜角度が例えば、45°程度の傾斜面 2 5 b が形成されている。

【 0 0 2 9 】

なお、突出段部 2 5 の平面 2 5 a と中段部 2 6 の平面 2 6 a との間の段差は、突出段部 2 5 が第 2 の撮像ユニット 3 0 の視野に入ることを防止できる高さ、例えば、約 0 . 7 m m 程度に設定されている。

【 0 0 3 0 】

また、図 1 6 (B) は突出段部 2 5 の高さ通常観察用の第 2 の撮像ユニット 3 0 の第 1 レンズ 6 1 a の入射光の入射角 との関係を示す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 6 1 a のレンズ面中心から突出段部 2 5 まで距離、θ は第 1 レンズ 6 1 a 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 2 5 の高さである。

【 0 0 3 1 】

また、突出段部 2 5 の高さ通常観察用の第 2 の撮像ユニット 3 0 の第 1 レンズ 6 1 a 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。

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

そのため、突出段部 2 5 が第 2 の撮像ユニット 3 0 の第 1 レンズ 6 1 a 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。

【 0 0 3 2 】

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

例えば、『パラメータ』として、θ = 70°程度、x = 3 . 5 m m 程度、y = 1 m m 程度に設定した場合の『計算結果』は、t = 0 . 9 1 m m となる。これにより、上記『パラメータ』の場合には t = 0 . 9 1 m m の値よりも小さい寸法に設定すれば突出段部 2 5 が第 2 の撮像ユニット 3 0 の第 1 レンズ 6 1 a の視野に入らないことがわかる。

【 0 0 3 3 】

なお、挿入部 1 1 の先端部 1 5 に配設されている 3 つの照明窓、すなわち突出段部 2 5 の平面 2 5 a に配置されている第 1 の照明窓 2 9 と、中段部 2 6 の平面 2 6 a に配置されている第 2 , 第 3 の照明窓 3 1 , 3 2 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 2 9 の面積が最も大きく、次に第 2 の照明窓 3 1 の面積が大きく、第 3 の照明窓 3 2 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 2 9 からの出射光量が最も大きく、次に第 2 の照明窓 3 1

10

20

30

40

50

からの出射光量が大きく、第 3 の照明窓 3 2 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。

【 0 0 3 4 】

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 3 0 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 6 1 a は、そのレンズ径（外径である直径）が第 1 の撮像ユニット 2 8 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 4 1 a のレンズ径よりも大きい径に設定されている。

【 0 0 3 5 】

下段部 2 7 は、突出段部 2 5 の平面 2 5 a とほぼ平行な平面 2 7 a を有する。この下段部 2 7 の平面 2 7 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、後述する送気送水ノズル 3 4 とが配設されている。 10

【 0 0 3 6 】

さらに、下段部 2 7 と中段部 2 6 との間の壁部には、傾斜角度が例えば、45°程度の傾斜面 2 6 b と、この傾斜面 2 6 b よりも傾斜角度が小さい流体ガイド面 2 6 c とが形成されている。この流体ガイド面 2 6 c は、下段部 2 7 の送気送水ノズル 3 4 と、中段部 2 6 の第 2 の撮像ユニット 3 0 との間に配置されている。この流体ガイド面 2 6 c は、傾斜角度が例えば、18°程度の緩い傾斜面によって形成されている。

【 0 0 3 7 】

また、図 6 に示すように送気送水ノズル 3 4 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 3 4 の先端部は、第 2 の撮像ユニット 3 0 の観察レンズである第 1 レンズ 6 1 a 側に向けて配置されている。さらに、この送気送水ノズル 3 4 の先端開口部の噴出口 3 4 a は流体ガイド面 2 6 c に向けて対向配置されている。ここで、図 1 2 に示すようにこの送気送水ノズル 3 4 の先端開口部の噴出口 3 4 a の先端面と第 2 の撮像ユニット 3 0 の観察レンズである第 1 レンズ 6 1 a 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

【 0 0 3 8 】

なお、送気送水ノズル 3 4 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 1 0 6 に接続され、送気送水管路 1 0 6 の基端側が送気管路 1 0 6 a と送水管路 1 0 6 b に分岐している。 30

【 0 0 3 9 】

また、突出段部 2 5 の平面 2 5 a である突出面以外の部分、例えば中段部 2 6 の平面 2 6 a と、下段部 2 7 の平面 2 7 a と、中段部 2 6 と突出段部 2 5 との間の壁部の傾斜面 2 5 b と、下段部 2 7 と中段部 2 6 との間の壁部の傾斜面 2 6 b や流体ガイド面 2 6 c と、下段部 2 7 と突出段部 2 5 との間の壁部の傾斜面 2 5 c とによって非突出面が形成されている。この傾斜面 2 5 c は、傾斜角度が例えば、45°程度に形成されている。

【 0 0 4 0 】

ここで、図 1 2 に示すように突出段部 2 5 の平面 2 5 a である突出面は、送気送水ノズル 3 4 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 2 5 の平面 2 5 a が被検体に当接された際に、送気送水ノズル 3 4 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

【 0 0 4 1 】

さらに、挿入部 1 1 の先端部 1 5 には、非突出面、本実施の形態では下段部 2 7 と突出段部 2 5 との間の傾斜面 2 5 c に前方送水用の開口部 3 5 a 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 3 5 a は、通常観察用の第 2 の撮像ユニット 3 0 の垂直中心軸上近傍に配置されている。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。なお、前方送水用の管路 3 5 の内径は略 1 mm に設定されている。

【 0 0 4 2 】

また、先端部 1 5 の円柱部材 1 5 a の 8 つ（第 1 ～ 第 8 ）の孔部 1 5 a 1 ～ 1 5 a 8 は 50

、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。

10

【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。

【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ば、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。

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

50

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】

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 によって電氣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】

10

20

30

40

50

また、図 8 (B) に示すように第 2 のユニット構成体 5 8 の第 2 レンズ枠 5 8 a の一側部には側方に突出する突出部 6 5 が設けられている。この突出部 6 5 には第 2 のユニット構成体 5 8 を撮影光軸方向に対して進退操作する操作ワイヤ 6 6 の先端部が固定されている。

【 0 0 5 9 】

そして、操作部 1 2 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 6 6 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 6 6 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 5 8 は、図 9 (B) に示すように前方 (W i d e (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 6 6 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 5 8 は、図 9 (A) に示すように手元側 (T e l e (拡大) 位置方向) に向けて移動されるようになっている。

10

【 0 0 6 0 】

また、第 3 レンズ枠 5 9 a には、第 2 レンズ枠 5 8 a の突出部 6 5 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 6 7 が形成されている。このガイド空間 6 7 の先端部には第 2 レンズ枠 5 8 a の突出部 6 5 が W i d e (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 6 8 が設けられている。この位置決め部材 6 8 には第 2 レンズ枠 5 8 a の突出部 6 5 の前端部 6 5 a に当接して W i d e (広角) 位置方向の限界位置を規制する突き当て部 6 8 a が形成されている。この位置決め部材 6 8 の突き当て部 6 8 a と、突出部 6 5 の前端部 6 5 a との突き当て位置は、第 2 レンズ枠 5 8 a の突出部 6 5 の力点 6 5 b の近傍、すなわち、突出部 6 5 と操作ワイヤ 6 6 との連結部の近傍位置に配置されている。

20

【 0 0 6 1 】

なお、ガイド空間 6 7 の後端部には第 2 レンズ枠 5 8 a の突出部 6 5 が T e l e (拡大) 側方向に対する位置規制用のストッパ 5 0 0 が設けられている。このストッパ 5 0 0 は、ストッパ受け 5 0 1 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、 T e l e (拡大) 側の最大倍率を調整することができる。

【 0 0 6 2 】

また、摺動するズーム用の第 2 のユニット構成体 5 8 には、図 8 (B) に示すように第 2 レンズ枠 5 8 a に明るさ絞り 7 0 が設けられている。この明るさ絞り 7 0 は、第 2 レンズ枠 5 8 a に保持されている第 1 のレンズ 6 2 a の前面側に配置されている。この明るさ絞り 7 0 は、遮光性シートの中央部分に光を透過させる開口部 7 0 a が設けられている。

30

【 0 0 6 3 】

また、第 3 のユニット構成体 5 9 には、図 8 (C) に示すように第 1 レンズ 6 3 a と第 2 レンズ 6 3 b 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 7 1 が介設されている。2 つの間隔環 7 1 間には、光学フレアを防止するフレア絞り 7 2 が介挿されている。

【 0 0 6 4 】

さらに、第 4 のユニット構成体 6 0 の後端部には、第 2 の電気部品ユニット 5 6 が連設されている。第 2 の電気部品ユニット 5 6 には、第 1 の撮像ユニット 2 8 と同様に、 C C D、C M O S などの第 2 の撮像素子 7 3 と、第 2 の回路基板 7 4 とを有する。さらに、第 2 の撮像素子 7 3 の前面の受光面側には、カバーレンズ 7 5 が設けられている。

40

【 0 0 6 5 】

そして、第 2 の電気部品ユニット 5 6 のカバーレンズ 7 5 は、第 2 のレンズユニット 5 5 の後端部の対物レンズ、すなわち、第 4 のユニット構成体 6 0 の第 2 レンズ 6 4 b 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 5 5 と、第 2 の電気部品ユニット 5 6 とが一体化された通常観察用の観察光学ユニット 3 0 A が形成されている。

【 0 0 6 6 】

50

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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

ユニット構成体 5 8 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 5 9 の第 3 レンズ枠 5 9 a の後端部側からレンズ枠 5 9 a 内に固定軸 8 2 の先端部が挿入される。このとき、第 3 のユニット構成体 5 9 の第 3 レンズ群 5 9 b の第 1 ~ 第 3 のレンズ 6 3 a ~ 6 3 c は、第 3 レンズ枠 5 9 a に組み付けられていない。この状態で、第 3 レンズ枠 5 9 a の後端部側からレンズ枠 5 9 a 内の第 3 レンズ群 5 9 b の組み付け部分に固定軸 8 2 の先端部が挿入された状態にセットされる。

【 0 0 7 5 】

続いて、可動軸 8 4 の先端部に第 1 のユニット構成体 5 7 が組み付けられる。このとき、第 1 のユニット構成体 5 7 の第 1 レンズ枠 5 7 a の先端部が可動軸 8 4 のレンズユニット挿入穴 8 5 内に挿入された状態にセットされる。

10

【 0 0 7 6 】

その後、可動軸 8 4 が固定軸 8 2 側に向けて移動され、第 3 レンズ枠 5 9 a の先端部に第 1 のユニット構成体 5 7 の第 1 レンズ枠 5 7 a 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 5 7 a の基端部と第 3 レンズ枠 5 9 a 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 5 7 の第 1 レンズ群 5 7 b の光軸と、第 2 のユニット構成体 5 8 の第 2 レンズ群 5 8 b の光軸と、第 3 のユニット構成体 5 9 に組み付けられる第 3 レンズ群 5 9 b 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 3 0 の組み立てのばらつきを防止することができる。

【 0 0 7 7 】

また、図 1 に示すように第 1 の撮像ユニット 2 8 の信号ケーブル 5 4 および第 2 の撮像ユニット 3 0 の信号ケーブル 7 6 は、挿入部 1 1、操作部 1 2、ユニバーサルケーブル 1 3 の内部を順次介してコネクタ 1 4 内に延出されている。コネクタ 1 4 内にはリレー基板 8 6 が内蔵されている。このリレー基板 8 6 には信号ケーブル 5 4 および 7 6 の基端部が接続されている。そして、これら信号ケーブル 5 4、7 6 は、コネクタ 1 4 内のリレー基板 8 6 によって共通の信号ケーブル 8 7 と選択的に切り換え可能に接続されている。

20

【 0 0 7 8 】

さらに、コネクタ 1 4 のリレー基板 8 6 は、コネクタ 1 4 内の信号ケーブル 8 7 およびスコープケーブル 8 内の切換信号線 8 8 を介してプロセッサ 4 内の後述する制御回路 8 9 に接続されている。

【 0 0 7 9 】

30

また、挿入部 1 1 の先端部 1 5 に配設されている 3 つの照明窓、すなわち第 1 の照明窓 2 9、第 2 の照明窓 3 1、第 3 の照明窓 3 2 にはそれぞれ照明レンズユニット 9 0 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 9 0 は、複数の照明レンズ 9 1 と、それら照明レンズ 9 1 を保持する保持枠 9 2 とを有する。なお、図 3 中には第 1 の照明窓 2 9 と第 2 の照明窓 3 1 とを示す。

【 0 0 8 0 】

さらに、先端部 1 5 の円柱部材 1 5 a に形成される 8 つの孔部 1 5 a 1 ~ 1 5 a 8 のうち、3 つの孔部、すなわち、第 2 の孔部 1 5 a 2 と、第 4 の孔部 1 5 a 4 と、第 5 の孔部 1 5 a 5 の前端部には、先端側から各照明レンズユニット 9 0 の照明レンズ 9 1 が夫々挿嵌されている。ここで、第 1 の照明窓 2 9 の照明レンズ 9 1 の前端部は、突出段部 2 5 の平面 2 5 a 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 2 9 の照明レンズ 9 1 の前端部は、第 1 の撮像ユニット 2 8 の第 1 レンズ 4 1 a の前端部位置よりも前方に突出されている。

40

【 0 0 8 1 】

また、第 2 の孔部 1 5 a 2 と、第 4 の孔部 1 5 a 4 と、第 5 の孔部 1 5 a 5 の後端部には照明光を伝送するライトガイド 9 3 の先端部分が夫々挿嵌されている。ライトガイド 9 3 は、先端部分に円筒部材 9 4 が被せられ、複数のファイバ繊維を束ねている外皮 9 5、及びゴア素材である保護チューブ 5 0 2 により被覆されている。

【 0 0 8 2 】

また、ライトガイド 9 3 は、挿入部 1 1、操作部 1 2、ユニバーサルケーブル 1 3 の内

50

部を順次介してコネクタ 1 4 内に延出されている。ライトガイド 9 3 の基端部 9 6 側はコネクタ 1 4 から突出する図示しないライトガイドコネクタに接続されている。そして、このライトガイドコネクタが光源装置 3 に着脱可能に接続されている。

【 0 0 8 3 】

光源装置 3 は、白色光を発生するランプ 9 7 と、このランプ 9 7 の光を平行な光束にするコリメータレンズ 9 8 と、このコリメータレンズ 9 8 の透過光を集光してライトガイド 9 3 の基端部 9 6 に出射する集光レンズ 1 0 0 とを有する。なお、この光源装置 3 は、ランプ 9 7 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。

【 0 0 8 4 】

また、本実施の形態では、ライトガイド 9 3 は、例えば操作部 1 2 内で分岐され、挿入部 1 1 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 9 3 の先端部は、先端カバー 2 4 に設けられた 3 つの照明窓、すなわち第 1 の照明窓 2 9、第 2 の照明窓 3 1、第 3 の照明窓 3 2 の各照明レンズ 9 1 の背面近傍に夫々対向配置され、円柱部材 1 5 a の第 2 の孔部 1 5 a 2 と、第 4 の孔部 1 5 a 4 と、第 5 の孔部 1 5 a 5 の後端部に例えば、ねじ止め固定されている。

【 0 0 8 5 】

そして、光源装置 3 のランプ 9 7 からの照明光がライトガイド 9 3 の基端部 9 6 に照射され、このライトガイド 9 3 を介して導光される照明光が第 1 の照明窓 2 9、第 2 の照明窓 3 1、第 3 の照明窓 3 2 の各照明レンズ 9 1 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。

【 0 0 8 6 】

また、図 4 (A) に示すように先端部 1 5 の円柱部材 1 5 a に形成される第 6 の孔部 1 5 a 6 には基端部側から処置具挿通チャンネル 3 3 に連通する連通管 1 0 5 の先端部分が挿嵌されている。この連通管 1 0 5 の基端部は円柱部材 1 5 a の後方に突出され、この連通管 1 0 5 の基端部分に処置具挿通チャンネル 3 3 の先端部が連結されている。この処置具挿通チャンネル 3 3 の先端は、先端カバー 2 4 の先端開口部 3 3 a に連通されている。

【 0 0 8 7 】

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

【 0 0 8 8 】

また、図 6 に示すように先端部 1 5 の円柱部材 1 5 a に形成される第 7 の孔部 1 5 a 7 の前端部には送気送水ノズル 3 4 の基端部分が挿嵌されている。さらに、第 7 の孔部 1 5 a 7 の後端部には送気送水ノズル 3 4 用の送気送水管路 1 0 6 に連通する連通管 1 0 7 の先端部分が挿嵌されている。この連通管 1 0 7 の基端部は円柱部材 1 5 a の後方に突出され、この連通管 1 0 7 の基端部分に送気送水管路 1 0 6 の先端部が連結されている。なお、連通管 1 0 7 と送気送水管路 1 0 6 とは、糸巻きにより接続固定されている。

【 0 0 8 9 】

送気送水管路 1 0 6 の基端部分は、分岐管 1 0 8 に連結されている。ここで、分岐管 1 0 8 の分岐端部 1 0 8 a、1 0 8 b には、送気管路 1 0 6 a 及び送水管路 1 0 6 b 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 1 0 6 は、送気管路 1 0 6 a 及び送水管路 1 0 6 b と連通する。なお、各管路 1 0 6、1 0 6 a、1 0 6 b と分岐管 1 0 8 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 1 0 8 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。

【 0 0 9 0 】

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

【 0 0 9 1 】

10

20

30

40

50

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

【0092】

これにより、送気送水ノズル 34 の噴出口 34 a 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 34 a 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 26 c に沿って第 2 の撮像ユニット 30 の第 1 レンズ 61 a 側に導かれ、第 2 の撮像ユニット 30 の第 1 レンズ 61 a 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

【0093】

また、図 13 は、先端カバー 24 に開口部 35 a 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 15 a に形成される第 8 の孔部 15 a 8 には、後端部側から略円筒状の管部材 35 b の先端部分が挿嵌されている。この管部材 35 b の基端部は円柱部材 15 a の後方に突出され、この管部材 35 b 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 35 b の基端部分を覆い、先端部分が糸巻きにより接続固定されている。

【0094】

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

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 35 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。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 7 a が接続されており、このフットスイッチ 7 a 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 25 a 上の第 1 レンズ 41 a 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 ~ 1.3 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 0.7 ~ 1 mm 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 110 a, 110 b 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

【0098】

また、内視鏡 2 の操作部 12 には、制御スイッチ 112 a, 112 b 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 112 a, 112 b は、夫々信号線 113 a, 113 b 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 1

50

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 1 0 0 】

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 (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 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 (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 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。

30

【 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 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 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

50

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。

【0109】

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。

10

【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。

20

【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 の照明光が面順次で供給される。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。

30

【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。

40

【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

50

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。

【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。

【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にしている。

【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 ~ 100 μm 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。

【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。

【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 O 3 と照明レンズ 9 1 の中心位置 O 4 との間の距離である。さらに、図 1 8 は、対象物接触型の第 1 の撮像ユニット 2 8 による観察時に第 1 の撮像ユニット 2 8 の第 1 レンズ 4 1 a の中心位置 O 3 と第 1 の照明窓 2 9 の照明レンズ 9 1 の中心位置 O 4 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 1 8 の特性図からも明らかなように第 1 レンズ 4 1 a の中心位置 O 3 と照明レンズ 9 1 の中心位置 O 4 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 5 1 は、ドライブ回路 1 1 0 b 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 5 1 の内部で信号増幅されて第 1 の撮像素子 5 1 から出力される。この信号は、信号ケーブル 5 4 及びリレー基板 8 6 により選択されている共通の信号ケーブル 8 7 を経て信号処理回路 1 1 1 に入力される。

10

【0126】

この信号処理回路 1 1 1 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 2 8 を使用した高倍率の観察モードで、第 1 の撮像ユニット 2 8 の第 1

20

【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 3 0 の観察レンズである第 1 レンズ 6 1 a に対して流体を送出する送気送水ノズル 3 4 を挿入部 1 1 の先端部 1 5 の下段部 2 7 に配設したので、送気送水ノズル 3 4 の高さを低くすることができる。これにより、挿入部 1 1 の先端部 1 5 の突出段部 2 5 の平面 2 5 a 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 3 4 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 3 4 の先端開口部の噴出口 3 4 a 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 2 8

30

【0128】

さらに、本実施の形態では図 1 2 に示すように送気送水ノズル 3 4 の先端開口部の噴出口 3 4 a の先端面と第 2 の撮像ユニット 3 0 の観察レンズである第 1 レンズ 6 1 a 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。

【0129】

また、図 1 2 に示すように突出段部 2 5 の平面 2 5 a である突出面よりも後方に送気送水ノズル 3 4 の先端開口部の噴出口 3 4 a を配置したので、突出段部 2 5 の平面 2 5 a が被検体に当接された際に、送気送水ノズル 3 4 の先端部が被検体に引っ掛かることを確実に防止することができる。

40

【0130】

また、図 1 6 (A) に示すように挿入部 1 1 の先端カバー 2 4 の外周面に、突出段部 2 5 の平面 2 5 a 上の第 1 レンズ 4 1 a 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 2 0 1 に比べて面取り角が大きい面取り角拡大部 2 0 2 を設けている。これにより、突出段部 2 5 の平面 2 5 a を被検体に当接させる際に、図 1 6 (A) に示すように突出段部 2 5 の第 1 レンズ 4 1 a 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 2 0 2 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 2 0 1 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 2 8 による観察を行う場合に突出段部 2 5 の第 1 レンズ 4 1 a を安定に被検体に当接させることができる。

50

【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1～1.3mm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。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

20

【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。

【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。

30

【0136】

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。

40

【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。

【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の内部スパー

50

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 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 のズーム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がってしまう。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。

【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。

【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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

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の平面27a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。

【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 20
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の表面に体液、付着物等の汚れが付着した場合には送気送水ボタン109が操作される。この送気送水ボタン109の操作により、送気管路106a及び送水管路106bを通して送気及び送水が行われる。そして、突出段部25の下段部27の送気送水ノズル34の噴出口34aから、空気などの気体又は滅菌水などの液体が噴出方向に噴出される。このとき、送気送水ノズル34の噴出口34aから噴出される滅菌水や空気などの流体は、突出段部25の流体ガイド面26cに沿って第2の撮像ユニット30の第1レンズ61a側に導かれ、第2の撮像ユニット30の第1レンズ61aの表面に付着した体液、付着物等の汚れが除去及び洗浄 30
されて、清浄な状態での撮像及び観察視野が確保される。

【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。

【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 40
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。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。

【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。

10

【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。

【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。

20

【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。

【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。

30

【0159】

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。

40

【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。

50

【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。

【0163】

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。

10

【0164】

すなわち、本実施の形態の内視鏡2では、先端カバー24の前面の突出段部25の平面25aに高倍率の第1の撮像ユニット(第1の観察部)28の観察レンズである第1レンズ41aと、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。

【0165】

また、中段部26の平面26aには、通常観察用の第2の撮像ユニット(第2の観察部)30の観察レンズである第1レンズ61aと、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。

20

【0166】

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。

【0167】

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

【0168】

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

【0169】

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。

50

【0170】

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

【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。

【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つ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。

【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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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

【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。

30

【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。

【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２

50

5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。

【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 10
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ことができ、開口部35aの詰まりを低減できる。

【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。 20

【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。

【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 30
っ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。

【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 40
。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。

【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ンネル(鉗子チャンネルともいう)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° 50

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

【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。

【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。

【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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

水ノズル 3 4 を挿入部 1 1 の先端部 1 5 の前面の突出段部 1 4 1 よりも 1 段低い低段部 1 4 2 に配設したので、送気送水ノズル 3 4 の高さを低くすることができる。これにより、挿入部 1 1 の先端部 1 5 の突出段部 1 4 1 の平面 1 4 1 a 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 3 4 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 3 4 の先端開口部の噴出口 3 4 a 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、対象物接触型の撮像ユニット 1 4 3 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 2 4 の前面に突出段部 1 4 1 と、低段部 1 4 2 とを有し、突出段部 1 4 1 の平面 1 4 1 a 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 1 4 3 の観察レンズである第 1 レンズ 1 4 3 a と、第 1、第 2 の照明窓 1 4 4、1 4 5 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 1 5 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

20

（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。

【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。

30

【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 0.7 mm 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。

【0205】

（付記項 5）前記観察部は 0 ~ 約 100 μ m の観察深度を有し、被検体に接触させて観察するための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

50

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、略並行な前記突出面と前記非突出面との間には約 0.7 mm 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 100 μ m の観察深度を有し、被検体に接触させて観察するための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。 10

【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。 20

【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 0.7 mm 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。 30

【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 100 μ m の観察深度を有し、被検体に接触させて観察するための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。 40

【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。 50

【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。

【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。

10

【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20に記載の内視鏡の先端部。

【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。

20

【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。

【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。

30

【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。

【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、被検体に接触させて観察するための観察部であることを特徴とする付記項27に記載の内視鏡の先端部。

40

【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。

【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】

50

【 0 2 3 6 】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡のシステム全体の概略構成図。

【図 2】第 1 の実施の形態の内視鏡の先端部の正面図。

【図 3】第 1 の実施の形態の内視鏡の先端部に内蔵された光学系を示す縦断面図。

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

【図 5】(A) は図 4 (A) の 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。 10

【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。

【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。 20

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

【図 12】第 1 の実施の形態の内視鏡の先端部の要部の縦断面図。

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

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

【図 15】第 1 の実施の形態の内視鏡の対象物接触型の観察光学系による観察状態を示す要部の縦断面図。 30

【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。

【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。 40

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

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

【図 23】本発明の第 3 の実施の形態の内視鏡の先端部の正面図。

【図 24】本発明の第 4 の実施の形態の内視鏡の先端部の正面図。

【図 25】本発明の第 5 の実施の形態の内視鏡の先端部の正面図。

【図 26】本発明の第 6 の実施の形態の内視鏡の先端部の正面図。

【図 27】本発明の第 7 の実施の形態の内視鏡の先端部の正面図。

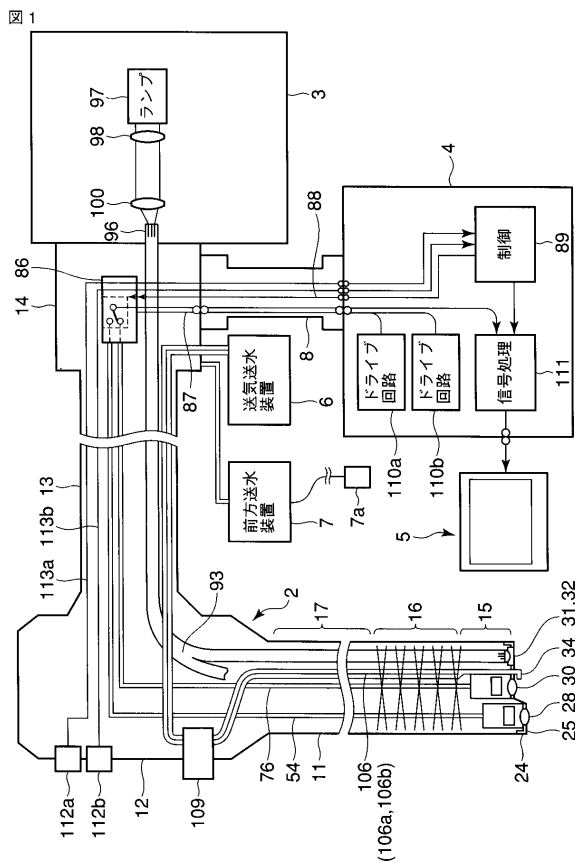
【図 28】本発明の第 8 の実施の形態の内視鏡の先端部の正面図。

【符号の説明】 50

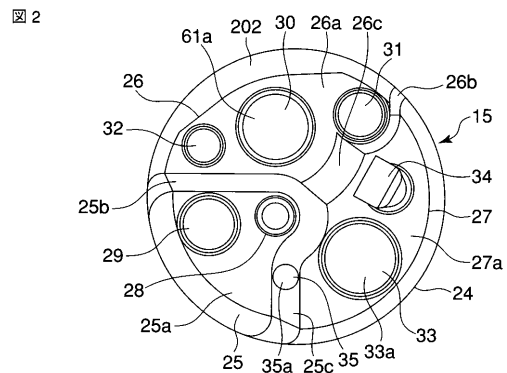
【 0 2 3 7 】

1 1 ... 挿入部、1 5 ... 先端部、2 6 ... 中段部（突出部）、2 6 a ... 平面（突出面）、
3 0 ... 第 2 の撮像ユニット、3 4 ... 送気送水ノズル（ノズル部）。

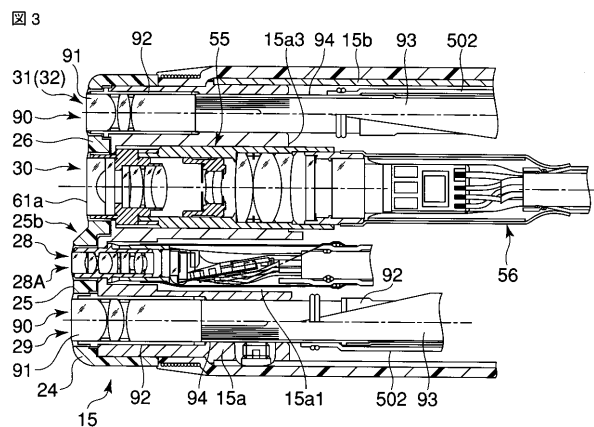
【 図 1 】



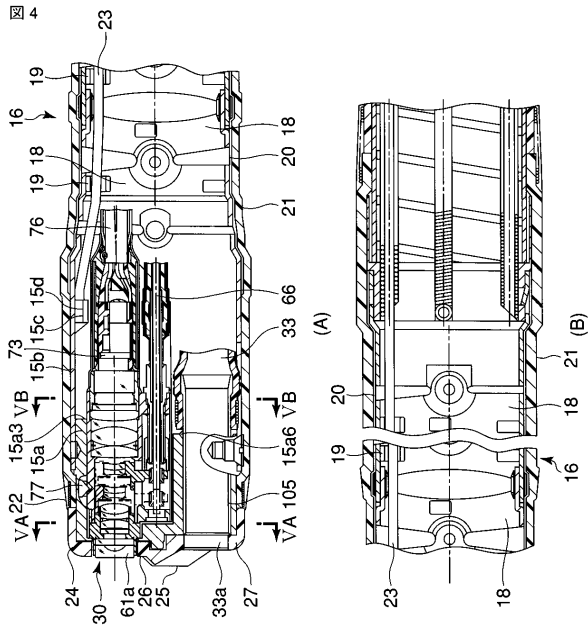
【 図 2 】



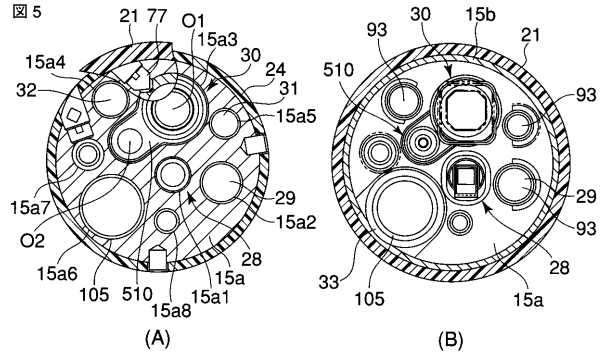
【 図 3 】



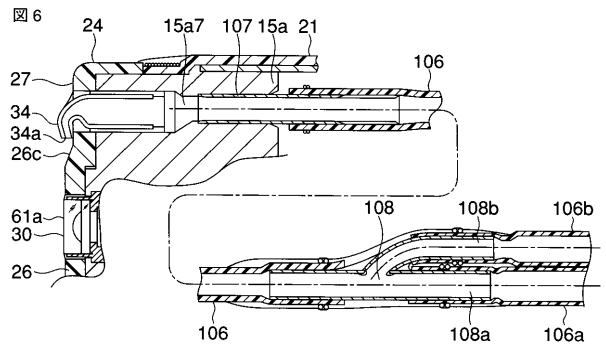
【 図 4 】



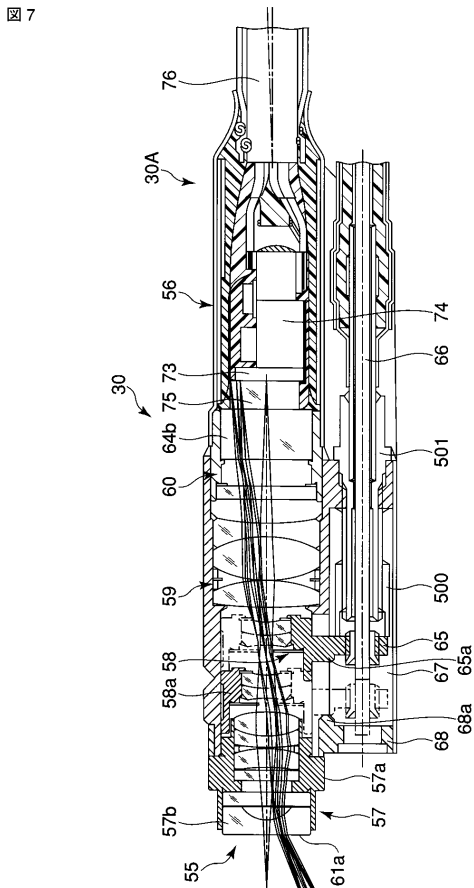
【 図 5 】



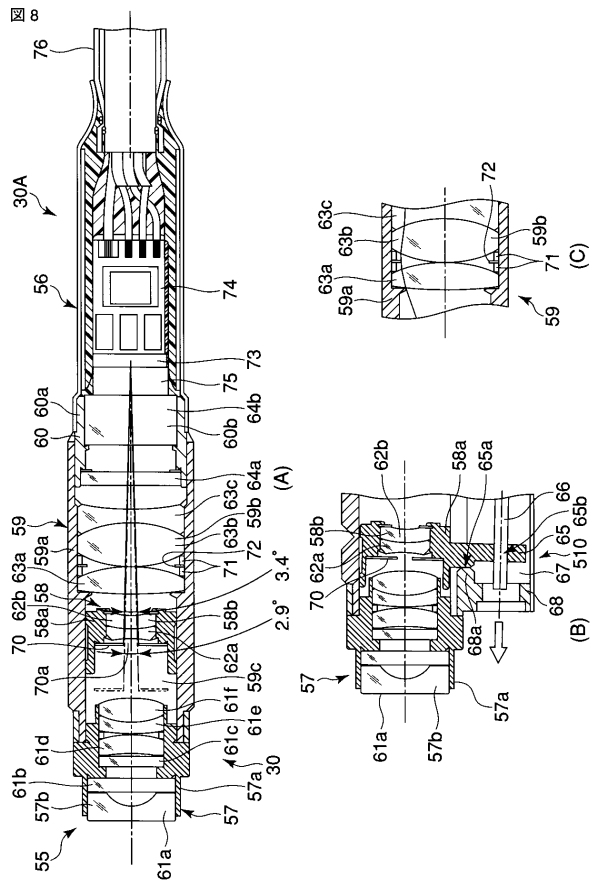
【 図 6 】



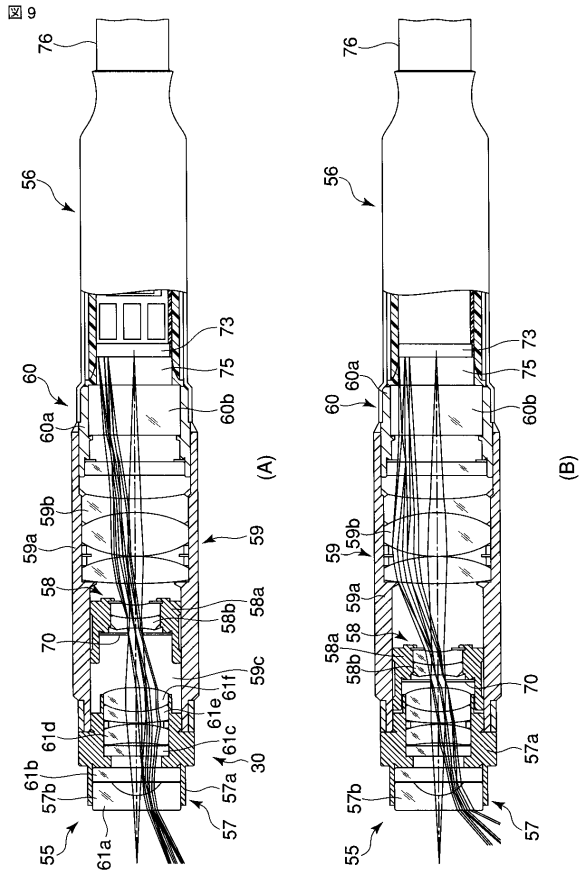
【 図 7 】



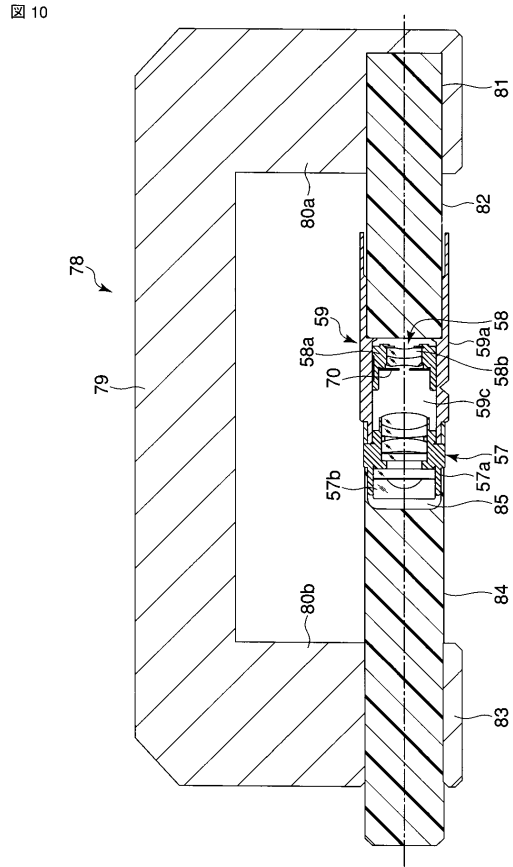
【 図 8 】



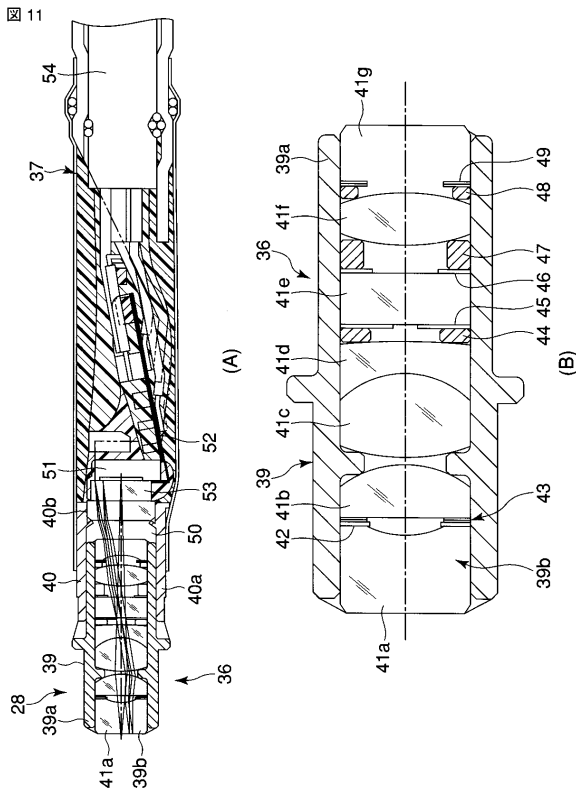
【図 9】



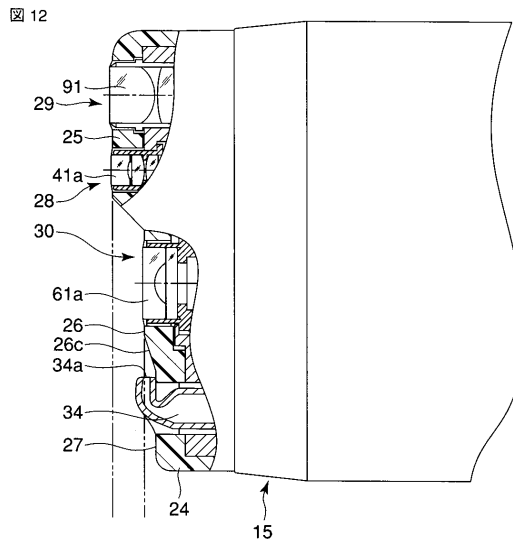
【図 10】



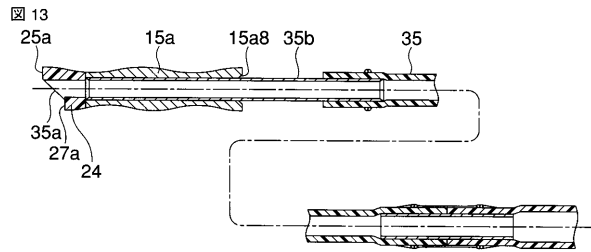
【図 11】



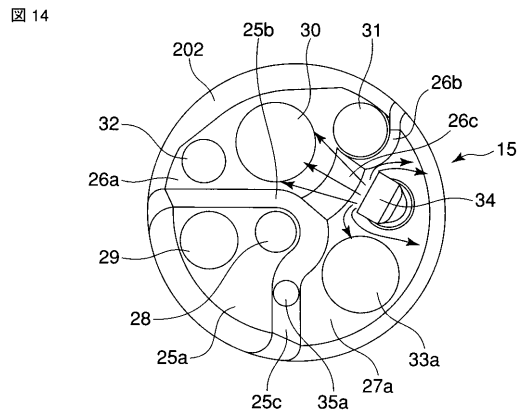
【図 12】



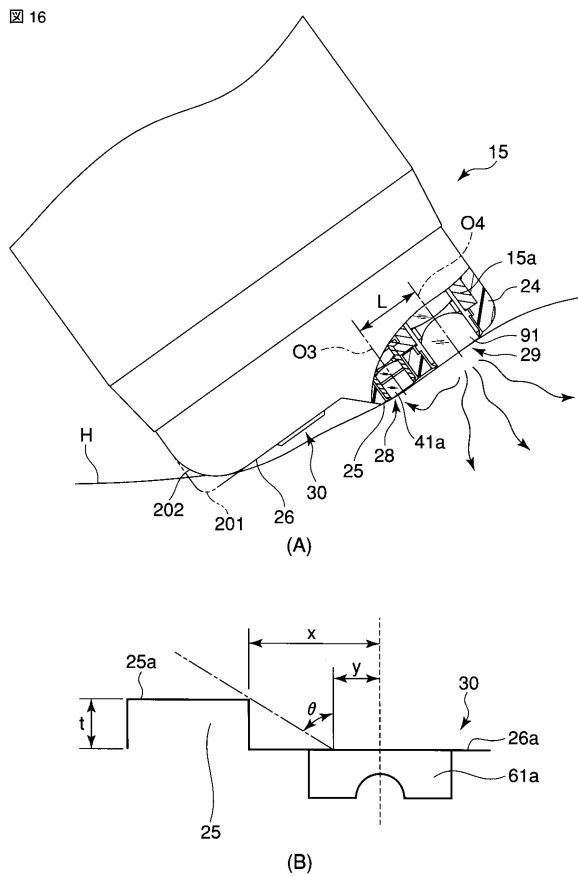
【 図 1 3 】



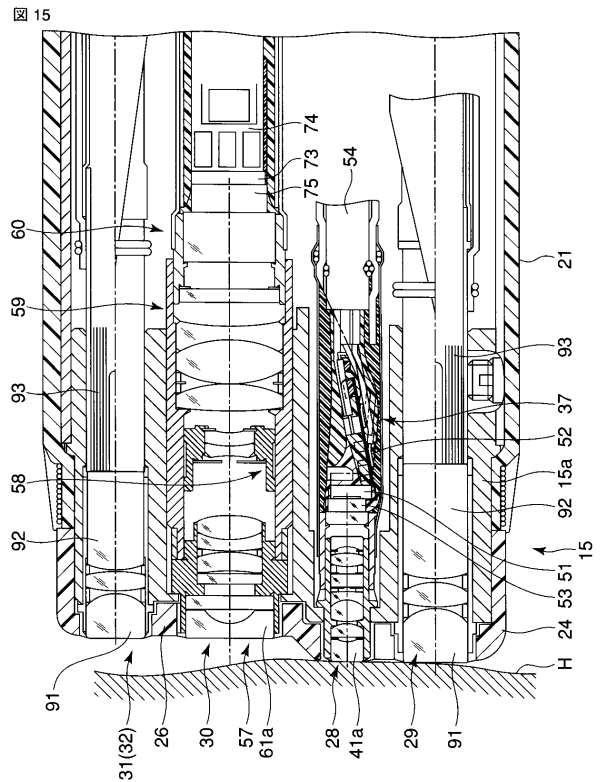
【 図 1 4 】



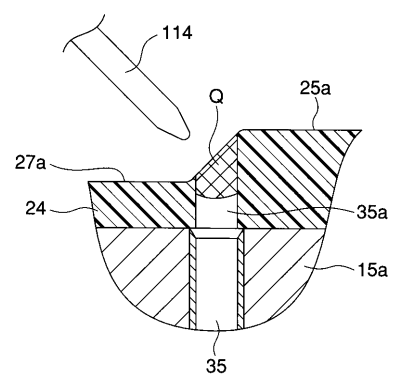
【 図 1 6 】



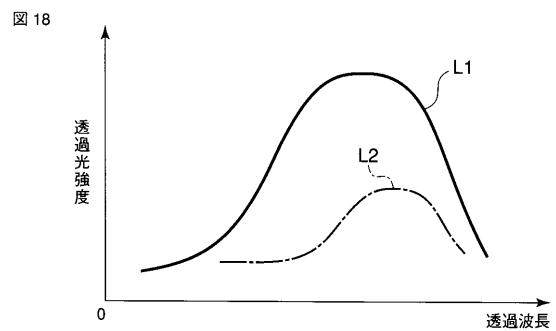
【 図 1 5 】



【 圖 1 7 】

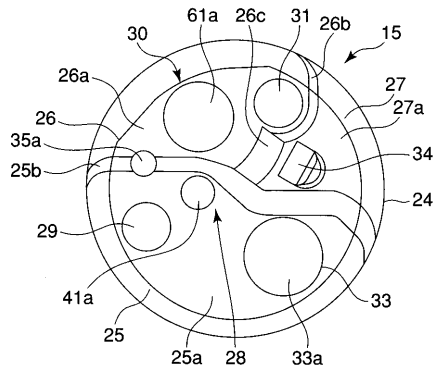


【 図 1 8 】



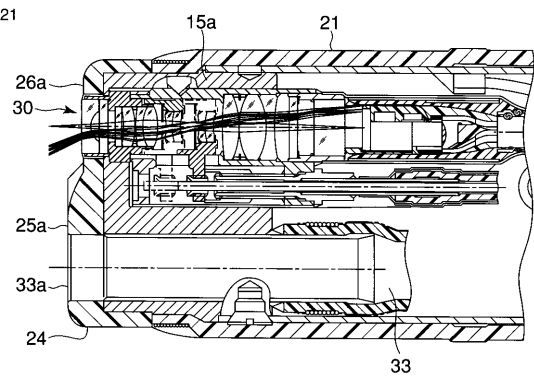
【図 19】

図 19



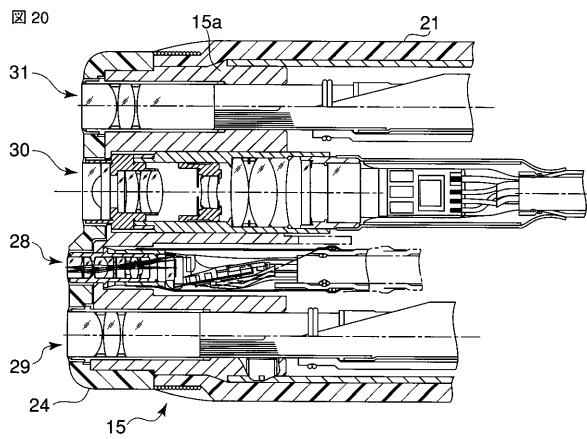
【図 21】

図 21



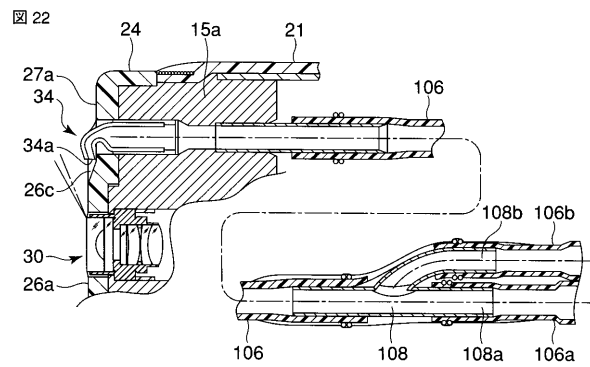
【図 20】

図 20



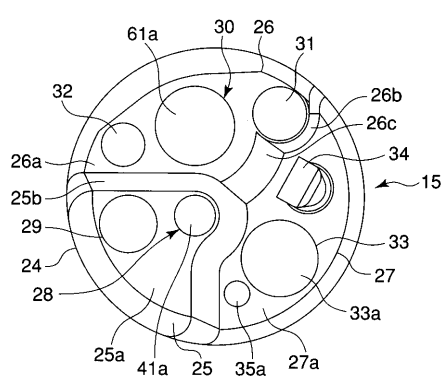
【図 22】

図 22



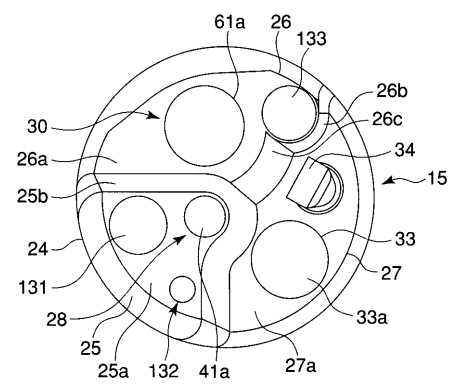
【図 23】

図 23



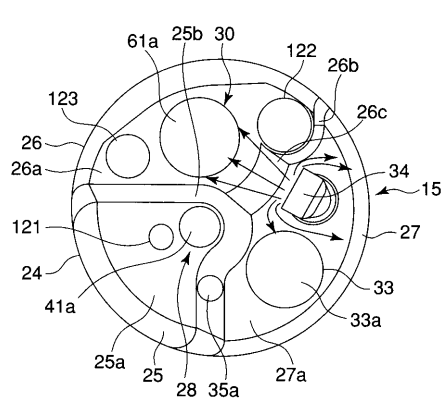
【図 25】

図 25



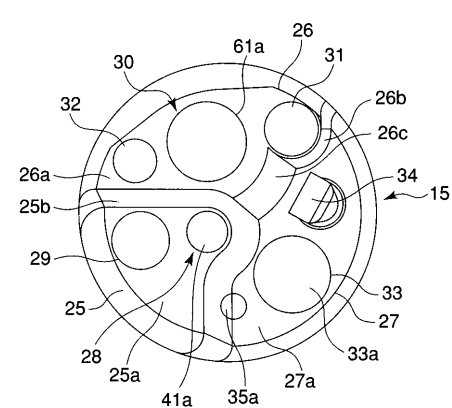
【図 24】

図 24



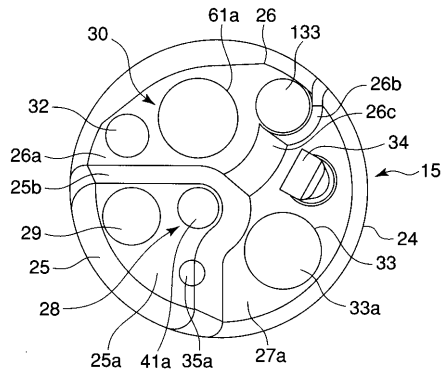
【図 26】

図 26



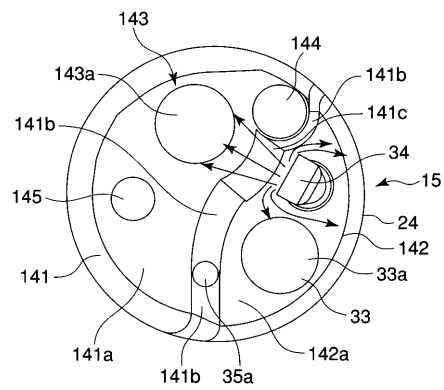
【 図 27 】

図 27



【 図 28 】

図 28



フロントページの続き

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 一村 博信

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 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) 4C061 AA00 BB02 CC06 FF38 FF39 FF40 FF42 HH02 HH04 LL02

LL08 NN01 PP08

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 内窥镜的结束 | | |
| 公开(公告)号 | JP2006314459A | 公开(公告)日 | 2006-11-24 |
| 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 | | |
| [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 | JP4754871B2 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

解决的问题：减少气体供给/供水喷嘴的开口被物体卡住，并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。最重要的功能是提供提示。解决方案：提供中间台阶部分26的平坦表面（突出表面）26a，该平坦台阶表面26a设置成在插入部分11的远端部分处突出以插入到被检体中，并且其中布置有用于观察被检体的第二成像单元30。用于将流体输送到第二成像单元30的空气/供水喷嘴34设置在插入部分11的非突出表面上，该非突出表面布置在较低位置。[选择图]图12

