

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2006年11月16日 (16.11.2006)

PCT

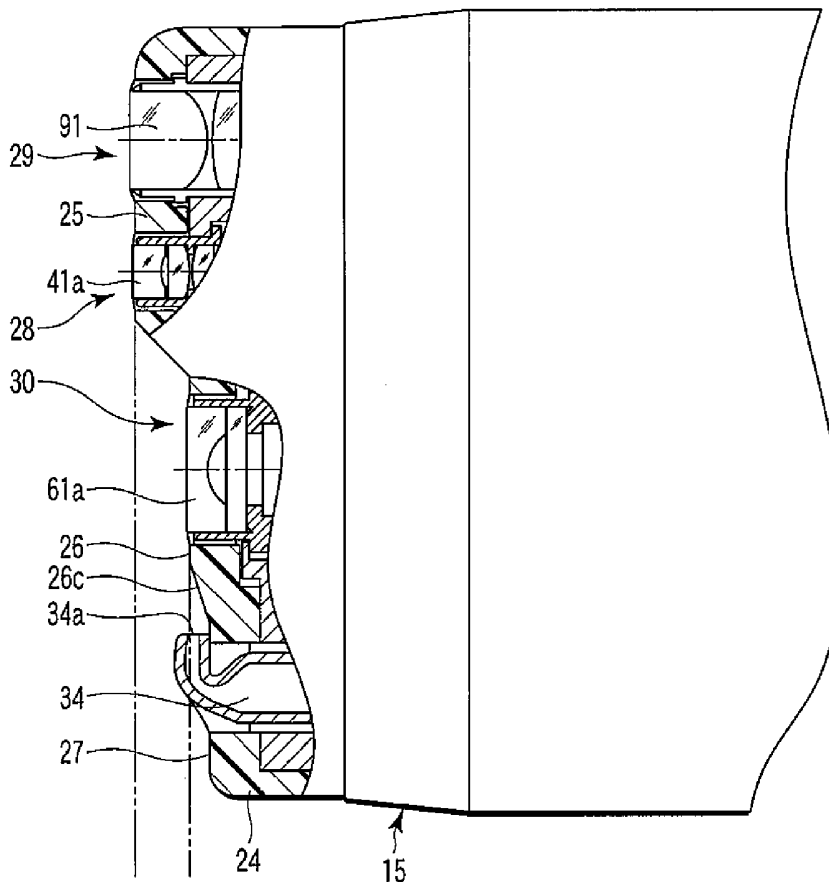
(10) 国際公開番号
WO 2006/120797 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2006/304744
- (22) 国際出願日: 2006年3月10日 (10.03.2006)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願2005-138652 2005年5月11日 (11.05.2005) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オリ
ンパスメディカルシステムズ株式会社 (OLYMPUS
MEDICAL SYSTEMS CORP.) [JP/JP]; 〒1510072 東京
都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 一村 博信
(ICHIMURA, Hironobu) [JP/JP].
- (74) 代理人: 鈴江 武彦, 外 (SUZUYE, Takehiko et al.); 〒
1050001 東京都港区虎ノ門 1 丁目 1 2 番 9 号 鈴榮特
許総合事務所内 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が
可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR,
BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM,
DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU,
ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LC, LK, LR,
LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX,
MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU,
SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT,
TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

[続葉有]

(54) Title: FORWARD END SECTION OF ENDOSCOPE

(54) 発明の名称: 内視鏡の先端部



(57) Abstract: An air/water feeding nozzle (34) for sending fluid to a second imaging unit (30) for observing a subject is provided at a non-projecting surface of an insertion section (11) that is to be inserted into the subject. The non-projecting surface is at a position lower than a flat surface (26a) of an intermediate step section (26), and the air/water feeding nozzle (34) for feeding fluid to the second imaging unit (30) is provided in a manner projecting from the forward end section of the insertion section (11). An opening of the air/water feeding nozzle (34) is less likely to be caught by an object, and observation and diagnosis by an object contact-type observation optical system are facilitated.

(57) 要約: 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 (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。これにより、送

[続葉有]

WO 2006/120797 A1



(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

添付公開書類:

— 国際調査報告書

明 細 書

内視鏡の先端部

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] 特開2005-640号公報(特許文献1)には、対象物接触型の観察光学系と、通常の観察光学系とを備えた内視鏡が示されている。前記対象物接触型の観察光学系は、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。前記通常の観察光学系は、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。

[0003] また、特開2002-325722号公報(特許文献2)には、内視鏡の挿入部の先端部に、前方に向けて突出された突出部が設けられた内視鏡が示されている。この突出部の端面には、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、汚粘膜洗浄ノズルとが配設されている。汚粘膜洗浄ノズルは、汚れた粘膜面を洗滌するための水を噴出する。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。

発明の開示

[0004] 特許文献2では、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。そして、送気送水ノズルの先端部は、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る可能性がある。その結果、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。
- [0006] 本発明の一態様における内視鏡の先端部は、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。
- [0007] そして、上記一態様の構成では、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] 本発明の他の一態様における内視鏡の先端部は、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。
- [0009] 本発明のさらに他の一態様における内視鏡の先端部は、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。
- [0010] 本発明のさらに他の一態様における内視鏡の先端部は、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。
- [0011] 本発明のさらに他の一態様における内視鏡の先端部は、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。

[0012] 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。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]図1は、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である。

[図2]図2は、第1の実施の形態の内視鏡の先端部の正面図である。

[図3]図3は、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である。

[図4A]図4A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である。

[図4B]図4B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である。

[図5A]図5Aは、図4AのVA-V A線断面図である。

[図5B]図5Bは、図4AのVB-V B線断面図である。

[図6]図6は、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である。

[図7]図7は、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である。

[図8A]図8Aは、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ユニット全体の縦断面図である。

[図8B]図8B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である。

[図8C]図8C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である。

[図9A]図9Aは、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時に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である。

[図9B]図9B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である。

[図10]図10は、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である。

[図11A]図11A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のユニット全体を示す縦断面図である。

[図11B]図11B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である。

[図12]図12は、第1の実施の形態の内視鏡の先端部の要部の縦断面図である。

[図13]図13は、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である。

[図14]図14は、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である。

[図15]図15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示す要部の縦断面図である。

[図16A]図16A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である。

[図16B]図16B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である。

[図17]図17は、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である。

[図18]図18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である。

[図19]図19は、本発明の第2の実施の形態の内視鏡の先端部の正面図である。

[図20]図20は、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である。

[図21]図21は、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である。

[図22]図22は、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である。

[図23]図23は、本発明の第3の実施の形態の内視鏡の先端部の正面図である。

[図24]図24は、本発明の第4の実施の形態の内視鏡の先端部の正面図である。

[図25]図25は、本発明の第5の実施の形態の内視鏡の先端部の正面図である。

[図26]図26は、本発明の第6の実施の形態の内視鏡の先端部の正面図である。

[図27]図27は、本発明の第7の実施の形態の内視鏡の先端部の正面図である。

[図28]図28は、本発明の第8の実施の形態の内視鏡の先端部の正面図である。

発明を実施するための最良の形態

[0014] 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、光源装置3と、プロセッサ4と、モニタ5と、送気送水装置6と、前方送水装置7とを備えている。光源装置3は、内視鏡2に照明光を供給する照明手段である。プロセッサ4は、内視鏡2に対する信号処理を行う信号処理装置である。モニタ5は、プロセッサ4に接続されている。送気送水装置6は、送気送水を行う。前方送水装置7は、前方送水を行う。

[0015] 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の端部には、コネクタ14が設けられている。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には、スコープケーブル8の一端部が接続されている。このスコープケーブル8の他端部は、プロセッサ4に接続されている。

[0016] 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。

- [0017] 図4A, 4B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。
- [0018] 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。
- [0019] 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。
- [0020] 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。
- [0021] 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。
- [0022] 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。
- [0023] 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。

[0024] 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が上下方向操作の第1の湾曲操作手段である。また、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が左右方向操作の第2の湾曲操作手段である。

[0025] 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。

[0026] 図3および図4A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。

[0027] さらに、円柱部材15aの先端面および円柱部材15aの先端側外周部には先端カバー24が外嵌される状態で装着されている。挿入部11の先端部15に配置される先端カバー24には、図2に示すように、前方に突出された突出段部25と、この突出段部25よりも1段低い中段部26と、この中段部26よりも1段低い下段部27とを有する3段の段部25, 26, 27が形成されている。ここで、突出段部(突出部)25の端面は、挿入部11の軸方向と直交する平面25aによって形成されている。そして、この突出段部25の平面25aによって突出面が形成されている。

[0028] 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。

[0029] 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。

[0030] 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。

[0031] 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0.7mm程度に設定されている。

[0032] また、図16B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 θ 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、 θ 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。

[0033] 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 θ との関係を示す関係式は、次の式(1)のとおりである。

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

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

[0034] $t = (x-y)/\tan \theta \quad \dots(2)$

例えば、『パラメータ』として、 $\theta = 70^\circ$ 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。

[0035] 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。

[0036] 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。

[0037] 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。

[0038] 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。

[0039] 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。

[0040] 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。

[0041] また、突出段部25の平面25aである突出面以外の部分によって非突出面が形成されている。非突出面は、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などによって形成されている。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。

[0042] 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は、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。

[0043] 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。

[0044] 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。

[0045] また、図11A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。

[0046] 図11A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。

[0047] 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11B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。

[0048] 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。

[0049] 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。

- [0050] 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。
- [0051] 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。
- [0052] 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。
- [0053] 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。
- [0054] 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。
- [0055] 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。

- [0056] 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8A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。
- [0057] また、第2のユニット構成体58は、撮影光軸方向に対して進退可能なズーム用の移動光学ユニットである。この第2のユニット構成体58は、第2レンズ枠(摺動レンズ枠)58aと、第2レンズ群(ズームレンズ)58bとを有する。第2レンズ群58bは、2つ(第1, 第2)のレンズ62a, 62bを有する。
- [0058] 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。
- [0059] 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。
- [0060] また、図8Bに示すように第2のユニット構成体58の第2レンズ枠58aの一側部には側方に突出する突出部65が設けられている。この突出部65には第2のユニット構成体58を撮影光軸方向に対して進退操作する操作ワイヤ66の先端部が固定されている。
- [0061] そして、操作部12に設けられる図示しないズーム用の操作レバーがユーザーにより操作されることにより、操作ワイヤ66が撮影光軸方向に対して進退駆動される。このとき、操作ワイヤ66が先端方向に押し出される操作にともないズーム光学系である第2のユニット構成体58は、図9B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9A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。

- [0062] また、第3レンズ枠59aには、第2レンズ枠58aの突出部65がズーム動作方向に移動する動作をガイドするズームガイド用のガイド空間67が形成されている。このガイド空間67の先端部には第2レンズ枠58aの突出部65がWide(広角)位置方向に移動する際の移動端の位置決め用の位置決め部材68が設けられている。この位置決め部材68には第2レンズ枠58aの突出部65の前端部65aに当接してWide(広角)位置方向の限界位置を規制する突き当て部68aが形成されている。この位置決め部材68の突き当て部68aと、突出部65の前端部65aとの突き当て位置は、第2レンズ枠58aの突出部65の力点65bの近傍、すなわち、突出部65と操作ワイヤ66との連結部の近傍位置に配置されている。
- [0063] 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。
- [0064] また、摺動するズーム用の第2のユニット構成体58には、図8B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。
- [0065] また、第3のユニット構成体59には、図8C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。
- [0066] 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。
- [0067] 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。

[0068] 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。

[0069] 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。

[0070] 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5A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、ズーム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。

[0071] 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。

[0072] 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。

- [0073] 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。
- [0074] 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。
- [0075] 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。
- [0076] 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内にズーム用の第2のユニット構成体58が挿入された状態にセットされる。その後、第3のユニット構成体59の第3レンズ枠59aの後端部側からレンズ枠59a内に固定軸82の先端部が挿入される。このとき、第3のユニット構成体59の第3レンズ群59bの第1～第3のレンズ63a～63cは、第3レンズ枠59aに組み付けられていない。この状態で、第3レンズ枠59aの後端部側からレンズ枠59a内の第3レンズ群59bの組み付け部分に固定軸82の先端部が挿入された状態にセットされる。
- [0077] 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。
- [0078] その後、可動軸84が固定軸82側に向けて移動され、第3レンズ枠59aの先端部に第1のユニット構成体57の第1レンズ枠57aの基端部が挿入されて嵌合される。この

状態で、第1レンズ枠57aの基端部と第3レンズ枠59aの先端部との嵌合部間が接着固定される。これにより、第1のユニット構成体57の第1レンズ群57bの光軸と、第2のユニット構成体58の第2レンズ群58bの光軸と、第3のユニット構成体59に組み付けられる第3レンズ群59bの光軸との間の光軸のずれが修正され、第2の撮像ユニット30の組み立てのばらつきを防止することができる。

[0079] 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。

[0080] 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。

[0081] 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。

[0082] 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。

[0083] また、第2の孔部15a2と、第4の孔部15a4と、第5の孔部15a5の後端部には照明光を伝送するライトガイド93の先端部分が夫々挿嵌されている。ライトガイド93は、先

端部分に円筒部材94が被せられ、複数のファイバ繊維を束ねている外皮95、及びゴア素材である保護チューブ502により被覆されている。

[0084] 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。

[0085] 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。

[0086] 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。

[0087] 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。

[0088] また、図4A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。

[0089] 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内を通し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。

- [0090] 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の先端部分が連結されている。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。
- [0091] 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。
- [0092] 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。
- [0093] 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。
- [0094] 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。
- [0095] 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。

[0096] この前方送水用管路35は、挿入部11、操作部12及びユニバーサルケーブル13を通して、コネクタ14まで挿通しており、前方送水装置7に接続される。この前方送水用管路35の中途部には、操作部12において、図示しない前方送水ボタンが介装されている。

[0097] 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。

[0098] さらに、図16A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16A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。

[0099] 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。

[0100] 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。

- [0101] 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。
- [0102] リレー基板86は、例えば、制御スイッチ112aの操作に応じて、各撮像素子51, 73にそれぞれ接続された信号ケーブル54, 76のうち的一方が共通の信号ケーブル87と接続された状態から他方の信号ケーブルが前記信号ケーブル87と接続されるように切換動作を行う。
- [0103] 具体的には、例えば、制御スイッチ112aが操作されることにより、制御回路89からスコープケーブル8内の切換信号線88を介してリレー基板86へ切換信号が出力される。リレー基板86は、制御回路89からの信号の入力端が通常において、L (LOW) レベルの状態となっており、切換制御端子をプルダウンしている。この状態では、通常観察用の第2の撮像ユニット30の信号ケーブル54が共通の信号ケーブル87と接続されるようになっている。また、起動開始状態でも、切換制御端子は、Lレベルとなるようにしている。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。
- [0104] この状態において、ユーザーが、制御スイッチ112aを操作すると、制御回路89からの信号が切換信号線88を介してリレー基板86の入力端にH (HIGH) レベルとなる制御信号が印加され、切換制御端子をプルアップする。その状態では、対象物接触型の第1の撮像ユニット28の信号ケーブル54が共通の信号ケーブル87と接続されるようになっている。
- [0105] さらに、制御スイッチ112aを操作すると、切換制御端子にLレベルの信号が供給され、通常観察用の第2の撮像ユニット30の信号ケーブル54が共通の信号ケーブル87と接続されるようになっている。
- [0106] また、制御スイッチ112aの操作に伴い、制御回路89は、信号処理回路111の動作状態を通常観察用の第2の撮像ユニット30の撮像素子51及び対象物接触型の第1の撮像ユニット28の撮像素子73に対応して動作を行うように制御する。

- [0107] このプロセッサ4の信号処理回路111から出力される映像信号が入力されることにより、対象物接触型の第1の撮像ユニット28又は通常観察用の第2の撮像ユニット30の各内視鏡画像がモニタ5に表示される。
- [0108] また、各2つの撮像ユニット28, 30によって撮影された被写体像がモニタ5(図1参照)に表示される。ここで、モニタ5の上下方向が各撮像素子51, 73のCCD素子又はCMOS素子の垂直転送方向と一致し、左右方向が各撮像素子51, 73のCCD素子又は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28, 30により撮影された内視鏡画像の上下左右方向は、モニタ5の上下左右方向と一致している。
- [0109] このモニタ5に表示される内視鏡画像の上下左右方向に対応するように、挿入部11の湾曲部16の上下左右方向が決定される。つまり、湾曲部16内に挿通する4つの湾曲操作ワイヤ23が、上述したように、操作部12に設けられる湾曲操作ノブの所定の操作によって牽引弛緩され、湾曲部16は、モニタ5に表示される画像の上下左右方向に対応する上下左右の4方向へ湾曲自在となっている。
- [0110] すなわち、2つの撮像ユニット28, 30は、夫々の撮像素子51, 73の水平転送方向及び垂直転送方向が夫々一致するように先端部15内での設置方向が決められている。これにより、通常観察と対象物接触型の拡大観察とが切替えられても、モニタ5に表示される内視鏡画像が常に湾曲部16の湾曲操作方向の上下左右方向が等しくなる。その結果、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。
- [0111] 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。
- [0112] 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。

- [0113] 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。
- [0114] 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。
- [0115] 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。
- [0116] 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を通過して、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。
- [0117] 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、モニター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。
- [0118] この通常観察中に、第2の撮像ユニット30の第1レンズ61aの表面に体液、付着物等の汚れが付着した場合には送気送水ボタン109が操作される。この送気送水ボタン109の操作により、送気管路106a及び送水管路106bを通して送気及び送水が行われる。そして、突出段部25の下段部27の送気送水ノズル34の噴出口34aから、

空気などの気体又は滅菌水などの液体が噴出方向に噴出される。このとき、送気送水ノズル34の噴出口34aから噴出される滅菌水や空気などの流体は、突出段部25の流体ガイド面26cに沿って第2の撮像ユニット30の第1レンズ61a側に導かれ、第2の撮像ユニット30の第1レンズ61aの表面に付着した体液、付着物等の汚れが除去及び洗浄されて、清浄な状態での撮像及び観察視野が確保される。

[0119] 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。

[0120] 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。

[0121] 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。

[0122] このように高倍率の観察モードに切替えられた状態で高倍率の対象物接触観察などが行われる。高倍率の対象物接触観察は、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。この第1の撮像ユニット28は、細胞や線管構造などを始めとした生体組織の構造を観察する組織学的観察レベルの倍率で観察対象を観察できるように構成されており、約200倍～約1000倍の倍率を有する。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。

[0123] 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 μ m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(なお、ここで、0 μ mの観察深度とは、観察窓である第1レンズ41aの表面に第1の撮像ユニット28のピント位置があることを意味する)。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。一般的に、観察深度と観察倍率は反比例の関係を有しているため、光学倍率が高くなると観察深度が浅くなる。より具体的には、光学倍率を約1000倍にすると、一般的に観察深度は0~5 μ m程度になる。

[0124] 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16A中に矢印で示すように細胞組織などの生体組織Hの内部まで透過され、第1の照明窓29の照明レンズ91の突き当て面の周囲にも拡散する。そのため、第1の撮像ユニット28の第1レンズ41aの前方の細胞組織などの生体組織Hの周囲部分にも照明光が照射される。これにより、細胞組織などの生体組織Hの表面に押し当てられている第1の撮像ユニット28の第1レンズ41aによって観察される部分にも照明光が照射されることにより、細胞組織などの生体組織Hの光が、第1の撮像ユニット28のレンズユニット36を通過して、第1の撮像素子51の受光面に結像され、光電変換される。

[0125] なお、図16A中で、O3は第1の撮像ユニット28の第1レンズ41aの中心位置、O4は第1の照明窓29の照明レンズ91の中心位置、Lは第1レンズ41aの中心位置O3と照明レンズ91の中心位置O4との間の距離である。さらに、図18は、対象物接触型の第1の撮像ユニット28による観察時に第1の撮像ユニット28の第1レンズ41aの中心位置O3と第1の照明窓29の照明レンズ91の中心位置O4との間の距離Lの違い

による観察状態の違いを説明するための透過光強度と、透過波長との関係を示す特性図である。ここで、 $L1 < L2$ である。この図18の特性図からも明らかなように第1レンズ41aの中心位置O3と照明レンズ91の中心位置O4との間の距離Lが小さい場合(L1)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。

- [0126] 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。
- [0127] 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。
- [0128] 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。その結果、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。
- [0129] 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。

- [0130] 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。そのため、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確実に防止することができる。
- [0131] また、図16A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16A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。
- [0132] 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0.7～1mm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。
- [0133] 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。
- [0134] 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。

[0135] 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。

[0136] 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。

[0137] 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。

[0138] 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。

[0139] 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。

[0140] 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。

[0141] また、図5A、5B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。

[0142] 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。

- [0143] 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。
- [0144] 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。
- [0145] 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。
- [0146] 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。
- [0147] 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の平面27aには、送気送水ノズル34が配設されている。
- [0148] 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。
- [0149] 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。

- [0150] 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。
- [0151] この通常観察中に、第2の撮像ユニット30の第1レンズ61aの表面に体液、付着物等の汚れが付着した場合には送気送水ボタン109が操作される。この送気送水ボタン109の操作により、送気管路106a及び送水管路106bを通して送気及び送水が行われる。そして、突出段部25の下段部27の送気送水ノズル34の噴出口34aから、空気などの気体又は滅菌水などの液体が噴出方向に噴出される。このとき、送気送水ノズル34の噴出口34aから噴出される滅菌水や空気などの流体は、突出段部25の流体ガイド面26cに沿って第2の撮像ユニット30の第1レンズ61a側に導かれ、第2の撮像ユニット30の第1レンズ61aの表面に付着した体液、付着物等の汚れが除去及び洗浄されて、清浄な状態での撮像及び観察視野が確保される。
- [0152] 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。
- [0153] 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。
- [0154] 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。

- [0155] そこで、上記構成のものにあつては次の効果を奏する。すなわち、本実施の形態では、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。
- [0156] 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。
- [0157] 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。
- [0158] 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。

- [0159] 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。
- [0160] 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。
- [0161] 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。
- [0162] 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。
- [0163] 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。
- [0164] 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。

- [0165] 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。
- [0166] 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。
- [0167] 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。
- [0168] 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。
- [0169] 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。

[0170] 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。

[0171] 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。

[0172] 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。

[0173] 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。

[0174] 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。

[0175] 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。

[0176] 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。

[0177] さらに、生体組織Hを高倍率で観察する場合に接触時の照明光は、生体組織H内を透過してきた光となるので、照明光は、通常観察時とは異なり、生体内で散乱の影響を強く受けることになり、観察窓と照明窓の距離が離れると赤み(波長が長い)が強くなり、暗い画像となる。そこで、観察窓である第1の撮像ユニット28の先端の第1レンズ41aと第1の照明窓131との距離を近接させることにより、散乱の影響を低減することができる。

[0178] 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。

[0179] 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。

- [0180] 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。
- [0181] 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。
- [0182] 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。
- [0183] 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。
- [0184] 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。

[0185] 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。

[0186] 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ことができ、開口部35aの詰まりを低減できる。

[0187] 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。

[0188] 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。

- [0189] すなわち、本実施の形態の内視鏡2では、図28に示すように先端カバー24の前面に前方に突出された突出段部141と、この突出段部141よりも1段低い低段部142とを有する。ここで、突出段部(突出部)141の端面は、挿入部11の軸方向と直交する平面141aによって形成されている。そして、この突出段部141の平面141aによって突出面が形成されている。
- [0190] 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。
- [0191] 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。
- [0192] 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。
- [0193] さらに、低段部142と突出段部141との間の壁部には、傾斜角度が例えば、45°程度の傾斜面141bと、この傾斜面141bよりも傾斜角度が小さい流体ガイド面141cとが形成されている。この流体ガイド面141cは、低段部142の送気送水ノズル34と、突出段部141の撮像ユニット143の第1レンズ143aとの間に配置されている。この流体ガイド面141cは、傾斜角度が例えば、18°程度の緩い傾斜面によって形成されている。
- [0194] 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。

- [0195] 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。
- [0196] 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。
- [0197] 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。
- [0198] 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。
- [0199] 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。

[0200] そこで、上記構成のものにあつては次の効果を奏する。すなわち、本実施の形態では撮像ユニット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る。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。

[0201] また、本実施の形態では先端カバー24の前面に突出段部141と、低段部142とを有し、突出段部141の平面141aに、通常観察位置から高倍率の拡大観察位置までズーム動作が可能なズーム光学系を備えた撮像ユニット143の観察レンズである第1レンズ143aと、第1、第2の照明窓144、145とを配設したので、通常観察用の撮像ユニットと高倍率の拡大観察用の撮像ユニットとを別個に設ける場合に比べて撮像ユニットの設置スペース全体を小型化することができる。そのため、内視鏡2の先端部15の小型化、細径化を図ることができる。

[0202] 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。

産業上の利用可能性

[0203] 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。

請求の範囲

- [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、
を有する内視鏡の先端部。
- [2] 前記ノズル部は、少なくとも送気用もしくは送水用のノズルのいずれか一方である請求項1に記載の内視鏡の先端部。
- [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請求項1に記載の内視鏡の先端部。
- [4] 前記観察部は、生体組織に構造を観察可能な倍率を有し、約200倍～約1000倍の倍率を有して構成される請求項1に記載の内視鏡の先端部。
- [5] 前記観察部は、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接触型の観察部である請求項4に記載の内視鏡の先端部。
- [6] 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請求項1に記載の内視鏡の先端部。
- [7] 前記段差は、約0.7mm程度に設定されている請求項6に記載の内視鏡の先端部。
- [8] 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請求項1に記載の内視鏡の先端部。
- [9] 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請求項8に記載の内視鏡の先端部。

- [10] 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請求項1に記載の内視鏡の先端部。
- [11] 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請求項10に記載の内視鏡の先端部。
- [12] 被検体に挿入するための挿入部と、
前記挿入部の先端部に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、
を有する内視鏡の先端部。
- [13] 前記ノズル部は、少なくとも送気用もしくは送水用のノズルのいずれか一方である請求項12に記載の内視鏡の先端部。
- [14] 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請求項12に記載の内視鏡の先端部。
- [15] 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請求項12に記載の内視鏡の先端部。
- [16] 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請求項12に記載の内視鏡の先端部。
- [17] 前記段差は、約0.7mm程度に設定されている請求項16に記載の内視鏡の先端部。
- [18] 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請求項12に記載の内視鏡の先端部。
- [19] 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請求項12に記載の内視鏡の先端部。

- [20] 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請求項12に記載の内視鏡の先端部。
- [21] 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請求項20に記載の内視鏡の先端部。
- [22] 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、
を有する内視鏡の先端部。
- [23] 前記ノズル部は、少なくとも送気用もしくは送水用のノズルのいずれか一方である請求項22に記載の内視鏡の先端部。
- [24] 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請求項22に記載の内視鏡の先端部。
- [25] 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請求項22に記載の内視鏡の先端部。
- [26] 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、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請求項22に記載の内視鏡の先端部。
- [27] 前記段差は、約0.7mm程度に設定されている請求項26に記載の内視鏡の先端部。
- [28] 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請求項22に記載の内視鏡の先端部。

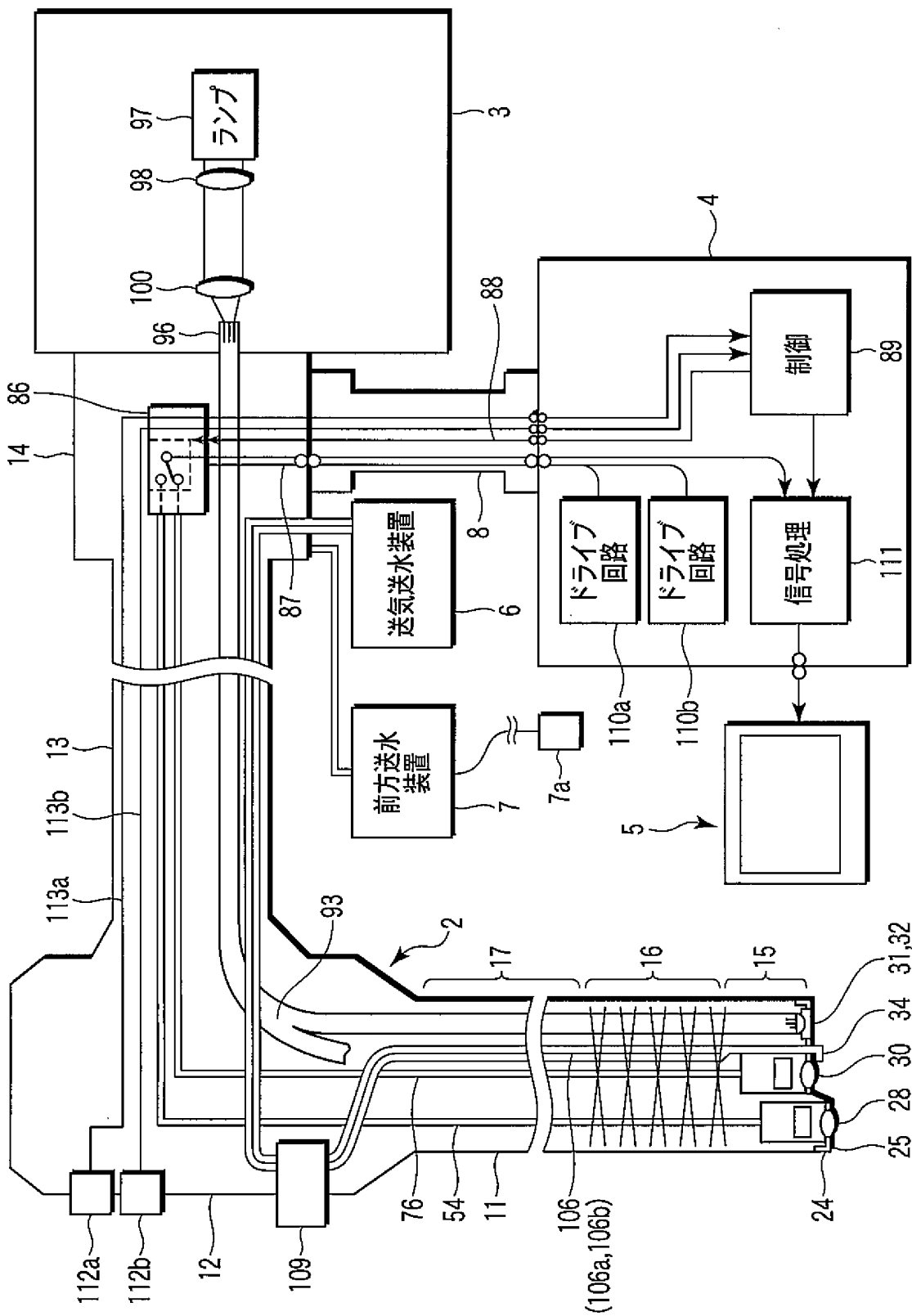
- [29] 前記第2の観察部は、約0～100 μ mの観察深度を有し、被検体に接触させて観察するための観察部である請求項22に記載の内視鏡の先端部。
- [30] 前記挿入部の先端部は、前記観察部の配置位置から離れた反対側の先端部側面の角部端縁部に、それ以外の側面の角部端縁部に比べて面取り角が大きい面取り角拡大部を有する請求項22に記載の内視鏡の先端部。
- [31] 前記面取り角拡大部は、面取り角Rが1～1.3mm程度、前記面取り角拡大部以外の側面の角部端縁部は、面取り角Rが0.7～1mm程度にそれぞれ設定されている請求項30に記載の内視鏡の先端部。
- [32] 被検体に挿入する挿入部と、
前記挿入部の先端部に設けられ前記被検体を観察するための第1の観察部を配置する第1の先端面と、
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、
を有する内視鏡の先端部。
- [33] 前記ノズル部は、少なくとも送気用もしくは送水用のノズルのいずれか一方である請求項32に記載の内視鏡の先端部。
- [34] 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請求項32に記載の内視鏡の先端部。
- [35] 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請求項32に記載の内視鏡の先端部。
- [36] 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請求項32に記載の内視鏡の先端部。
- [37] 前記段差は、約0.7mm程度に設定されている請求項36に記載の内視鏡の先端部。

- [38] 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請求項32に記載の内視鏡の先端部。
- [39] 前記第2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請求項32に記載の内視鏡の先端部。
- [40] 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請求項32に記載の内視鏡の先端部。
- [41] 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請求項40に記載の内視鏡の先端部。
- [42] 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、
を有する内視鏡の先端部。
- [43] 前記ノズル部は、少なくとも送気用もしくは送水用のノズルのいずれか一方である請求項42に記載の内視鏡の先端部。
- [44] 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請求項42に記載の内視鏡の先端部。
- [45] 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請求項42に記載の内視鏡の先端部。
- [46] 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請求項42に記載

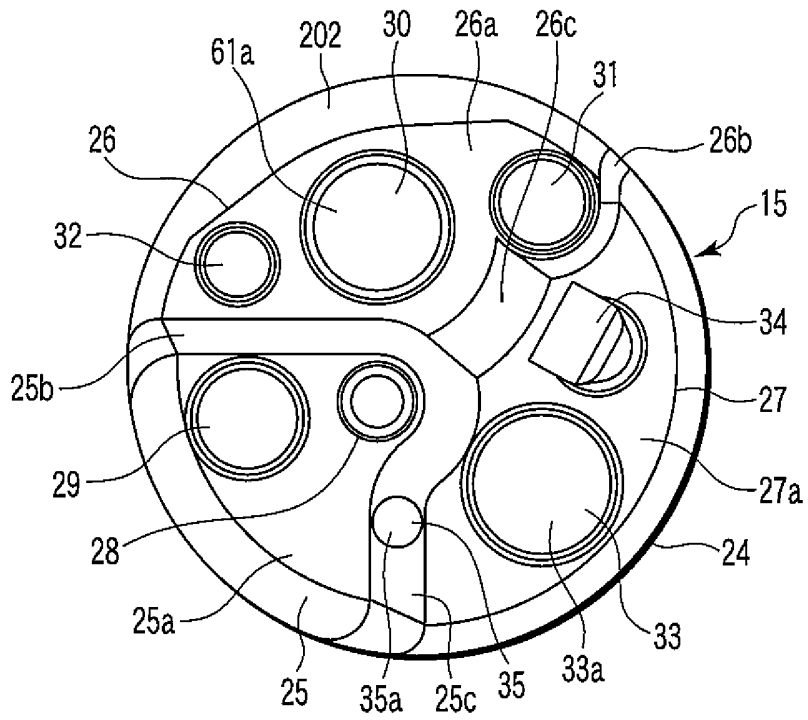
の内視鏡の先端部。

- [47] 前記段差は、約0.7mm程度に設定されている請求項46に記載の内視鏡の先端部。
- [48] 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請求項42に記載の内視鏡の先端部。
- [49] 前記第2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請求項42に記載の内視鏡の先端部。
- [50] 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請求項42に記載の内視鏡の先端部。
- [51] 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請求項50に記載の内視鏡の先端部。

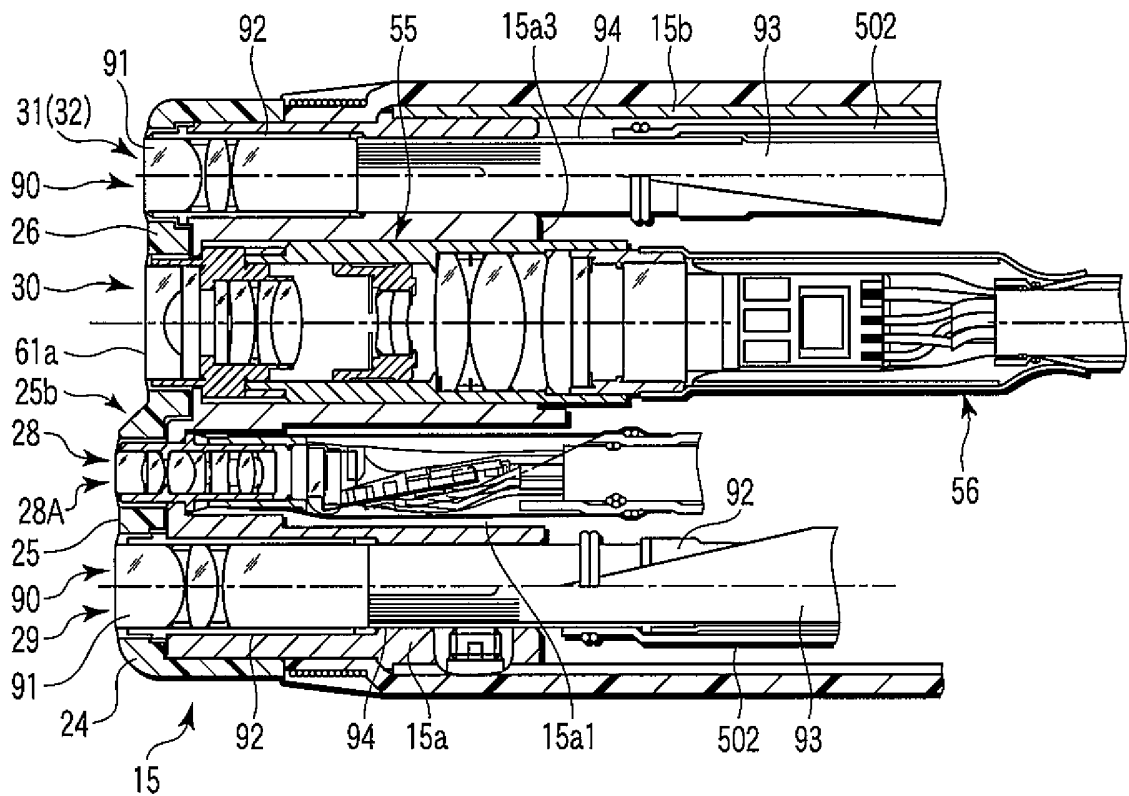
[図1]



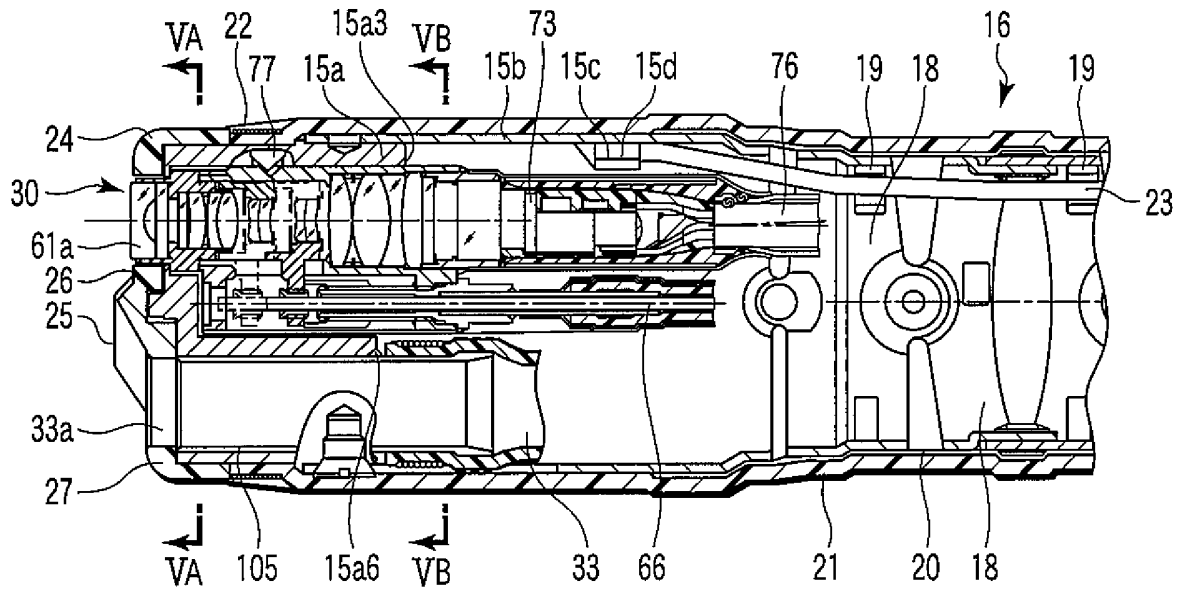
[図2]



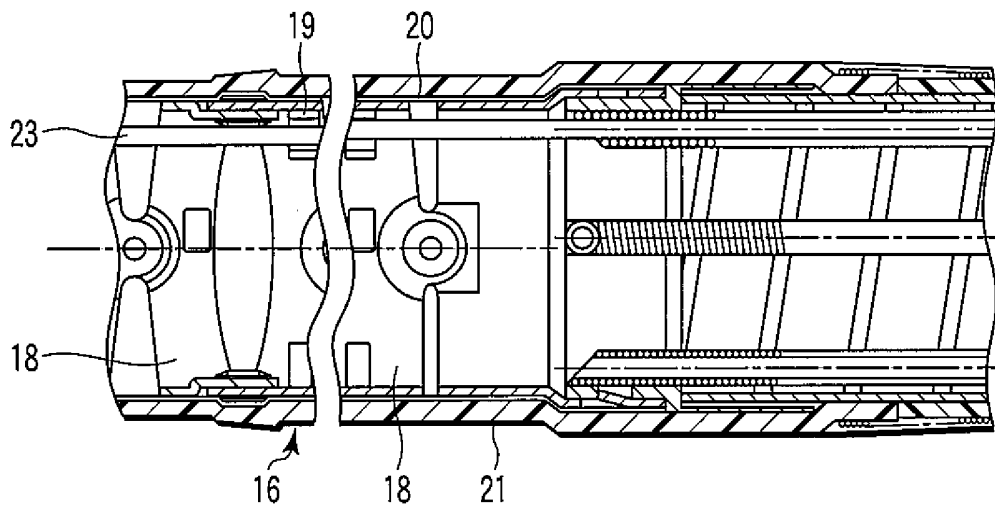
[図3]



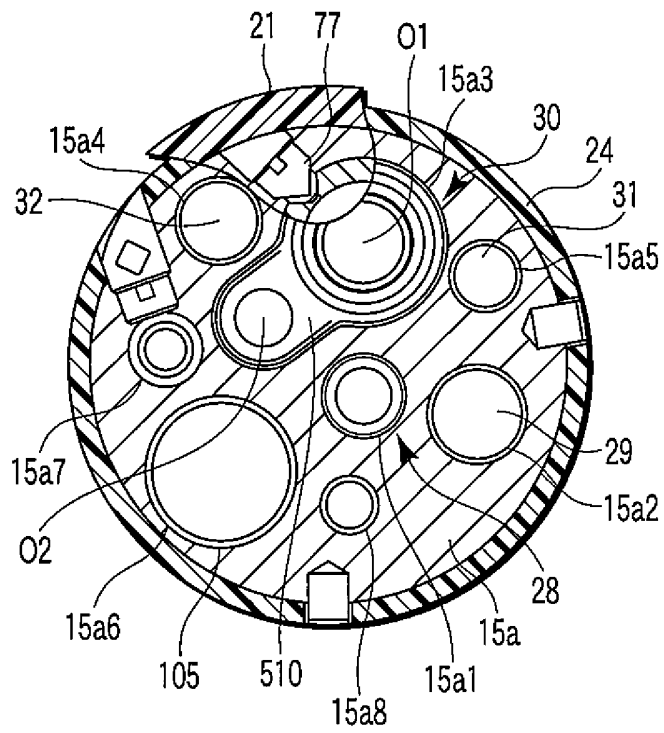
[図4A]



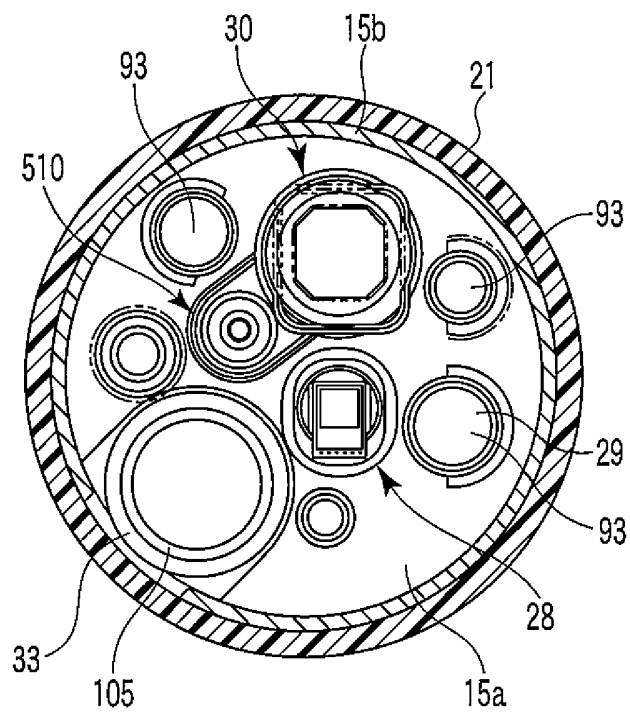
[図4B]



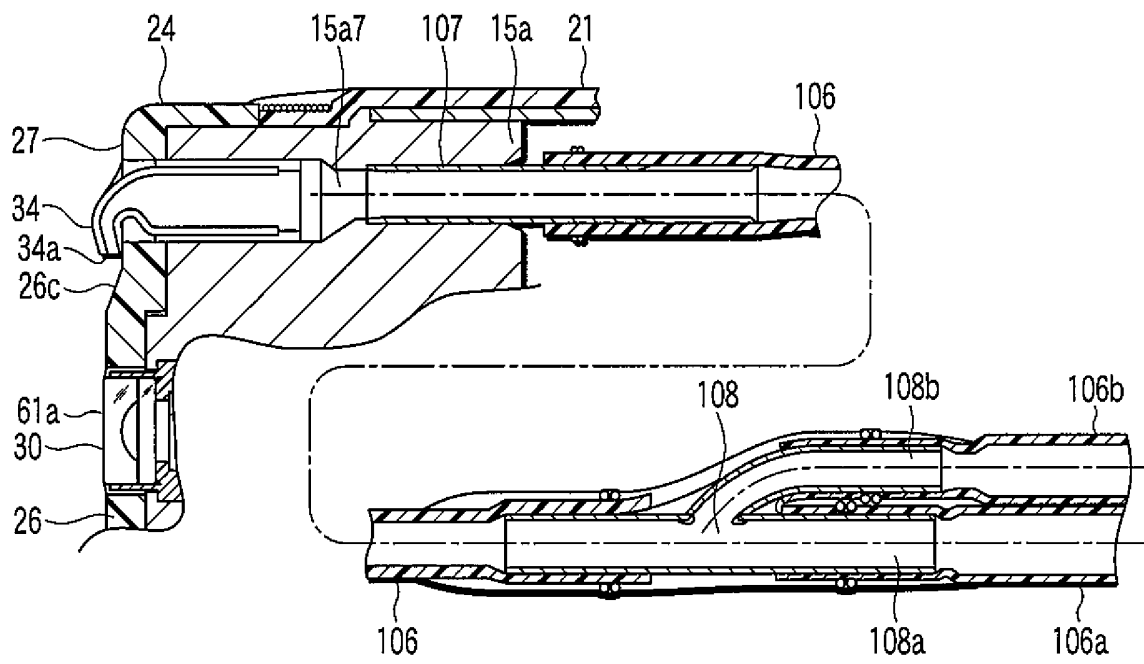
[図5A]



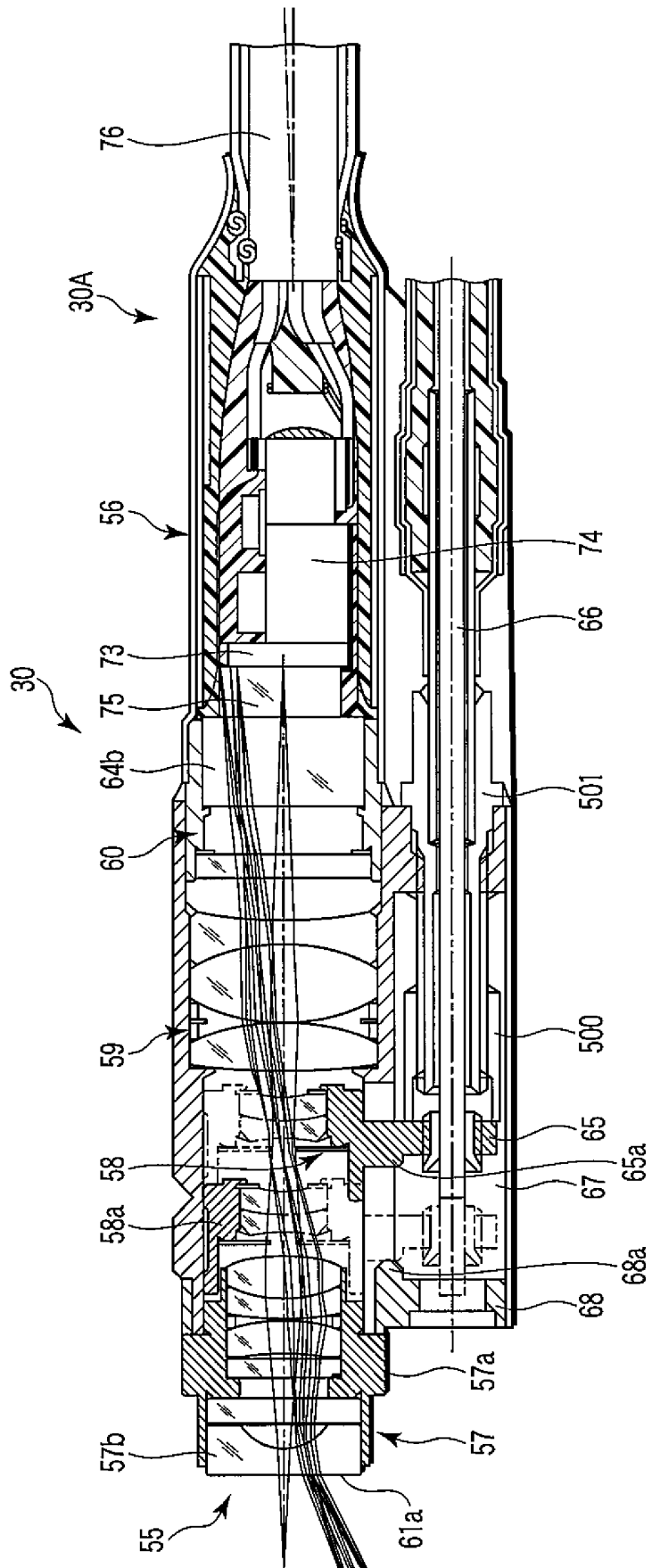
[図5B]



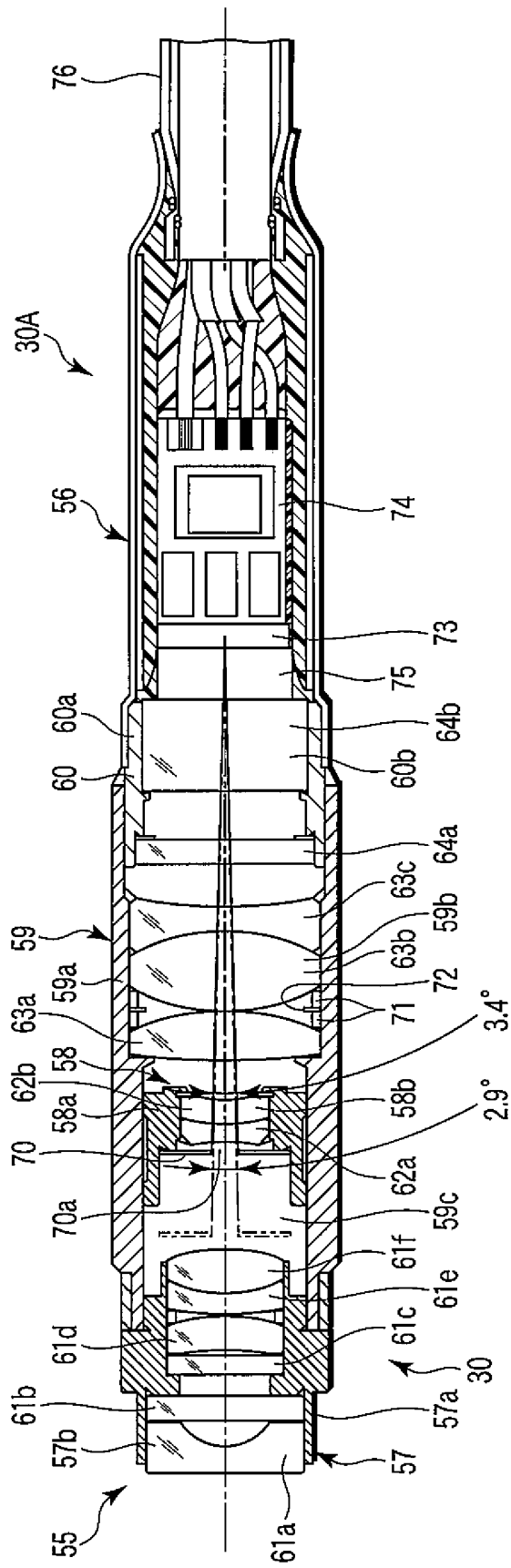
[図6]



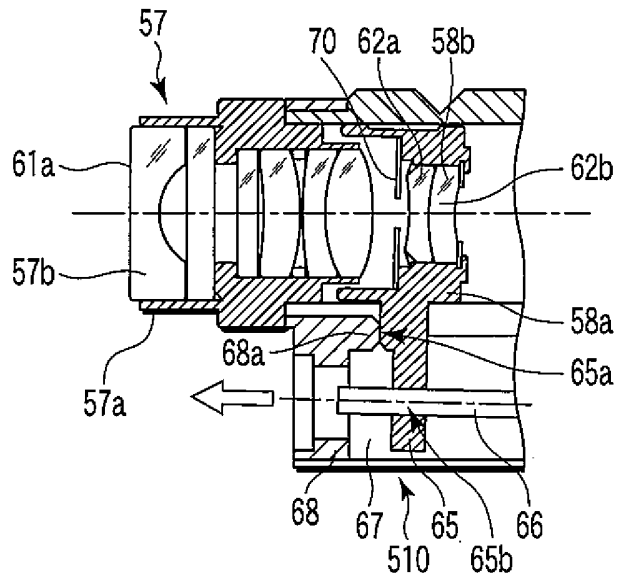
[図7]



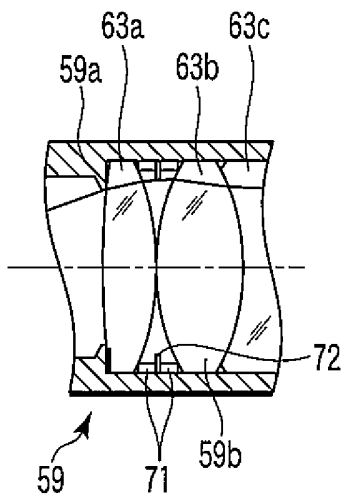
[図8A]



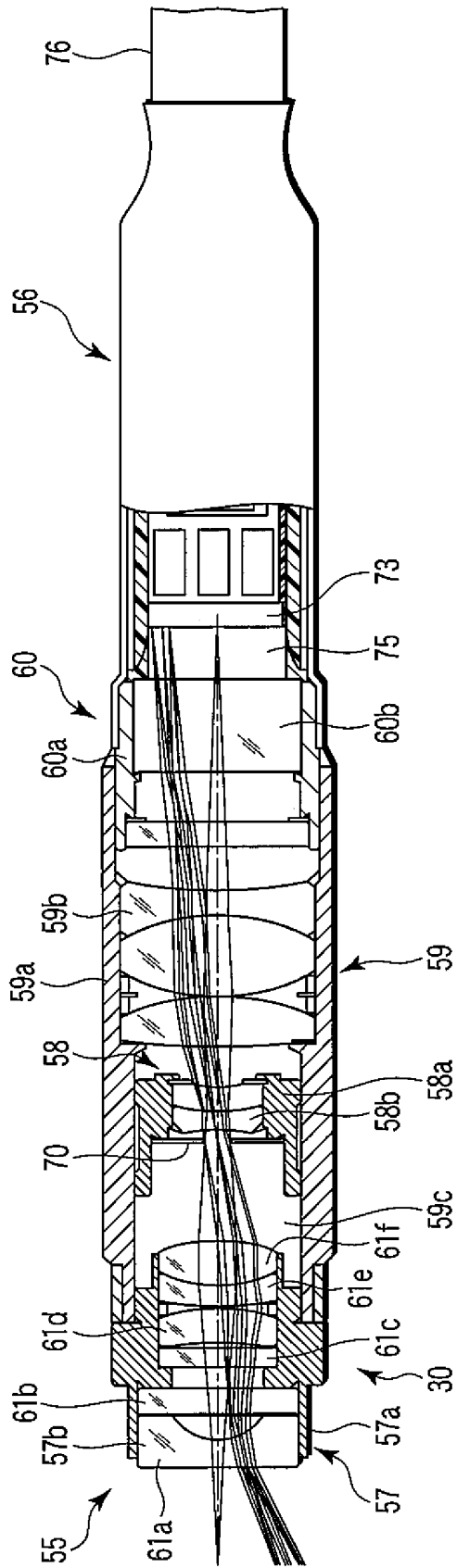
[図8B]



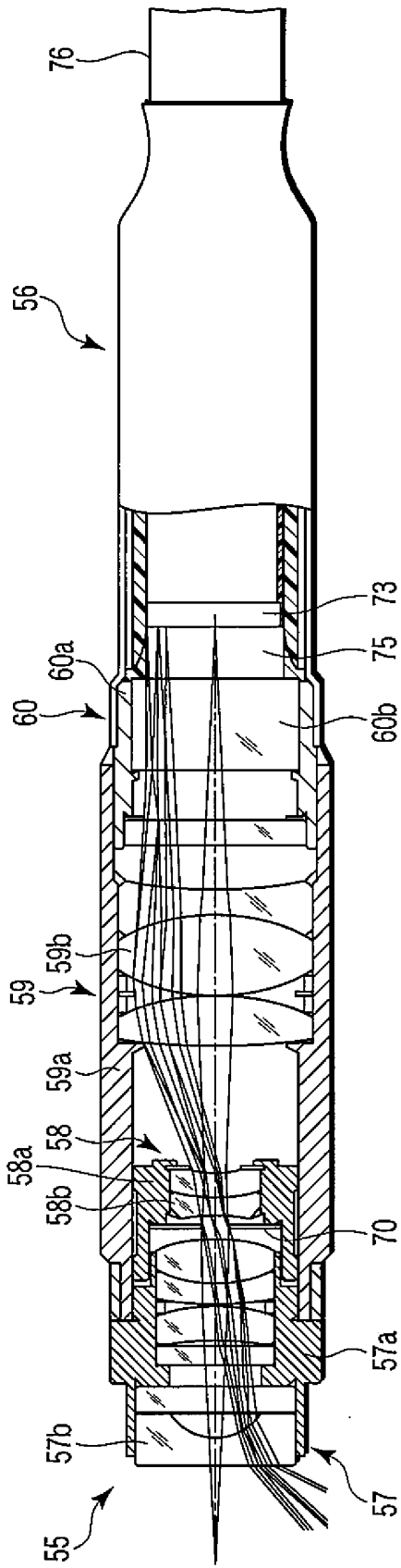
[図8C]



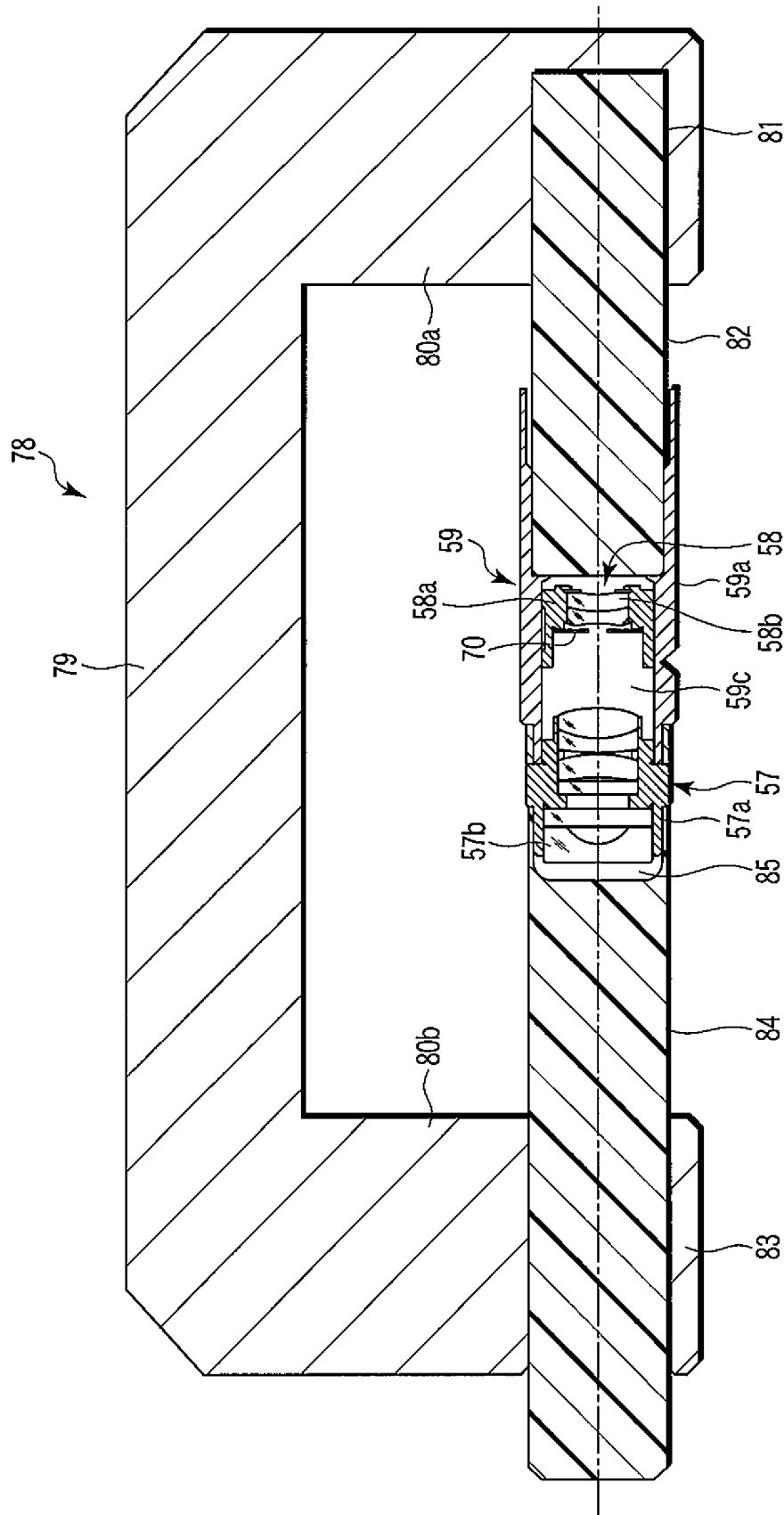
[図9A]



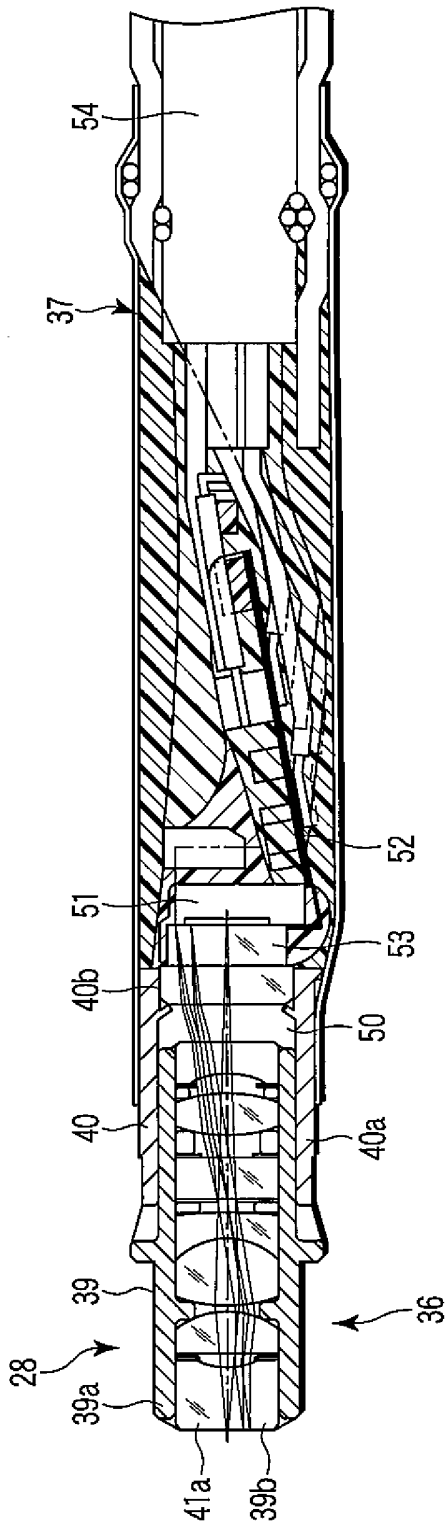
[図9B]



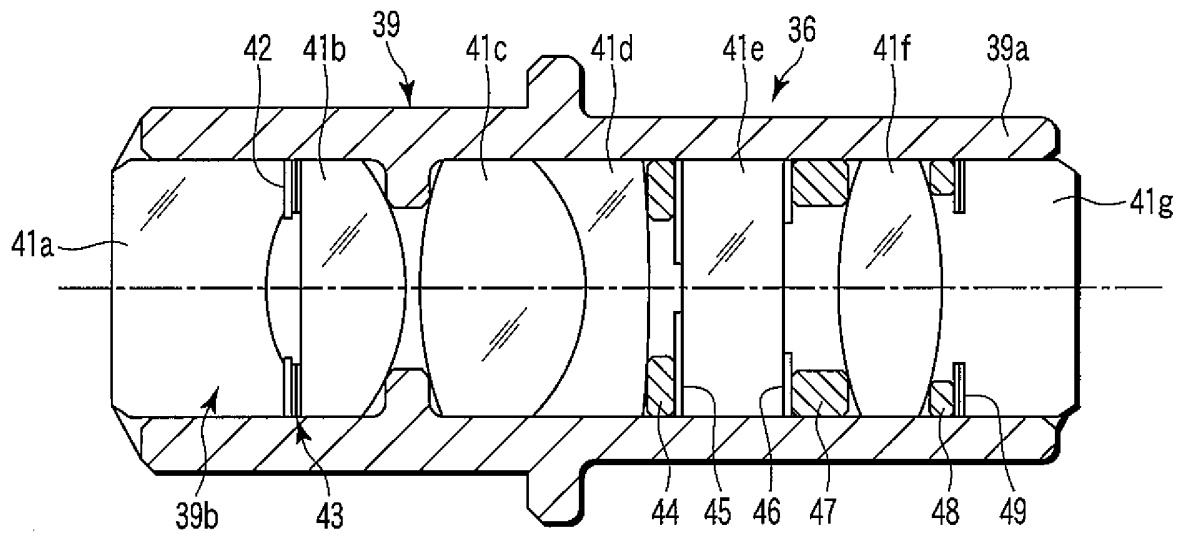
[図10]



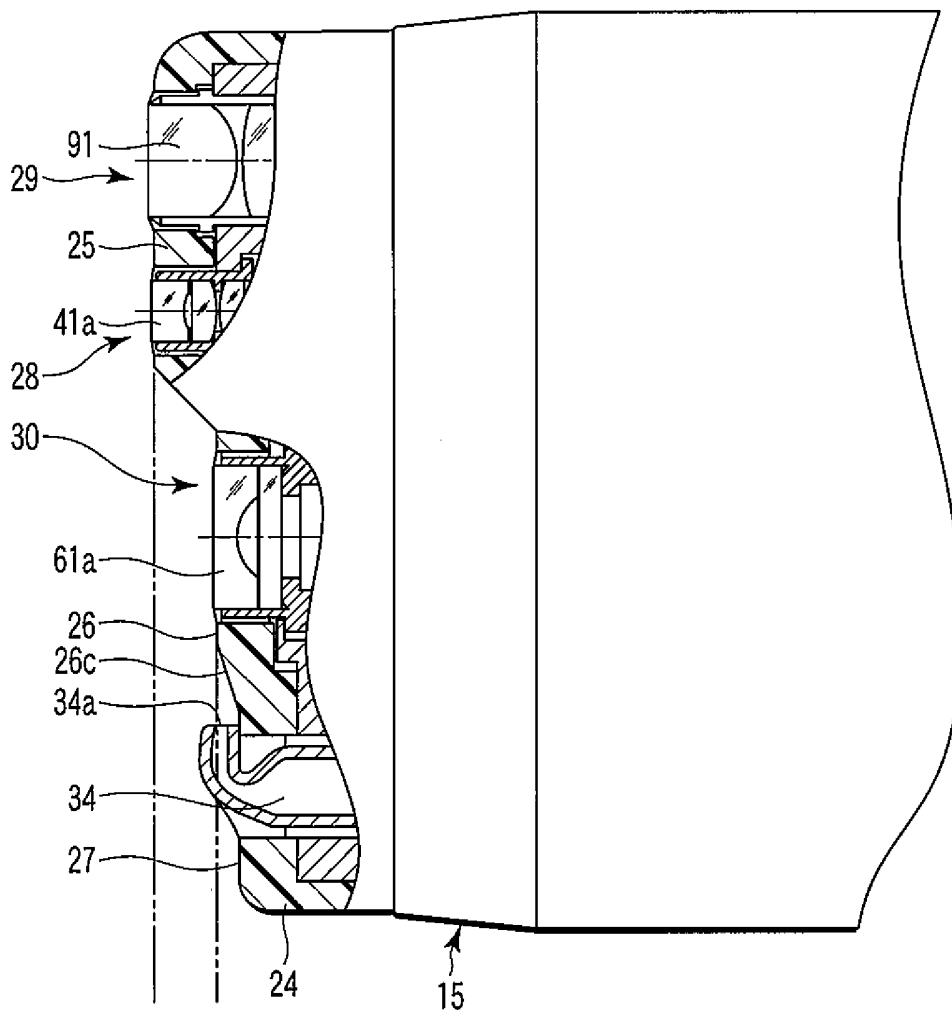
[図11A]



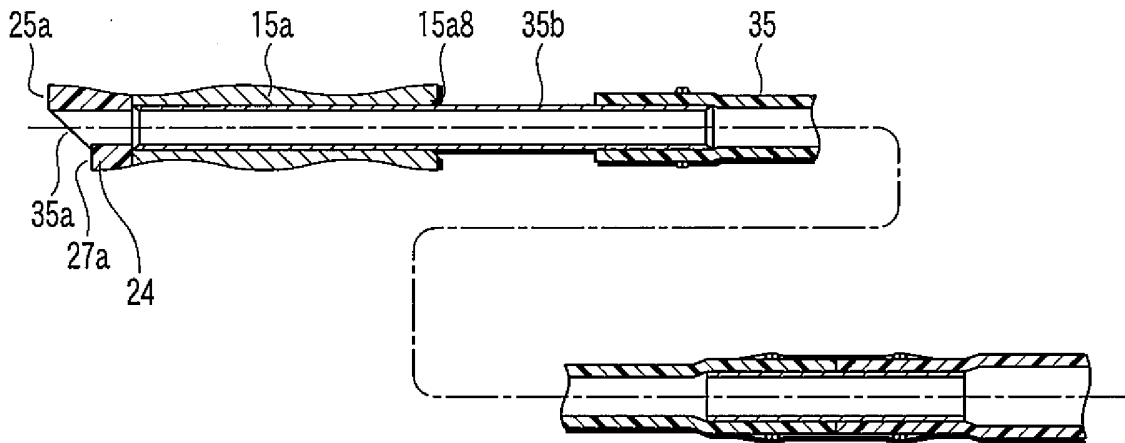
[図11B]



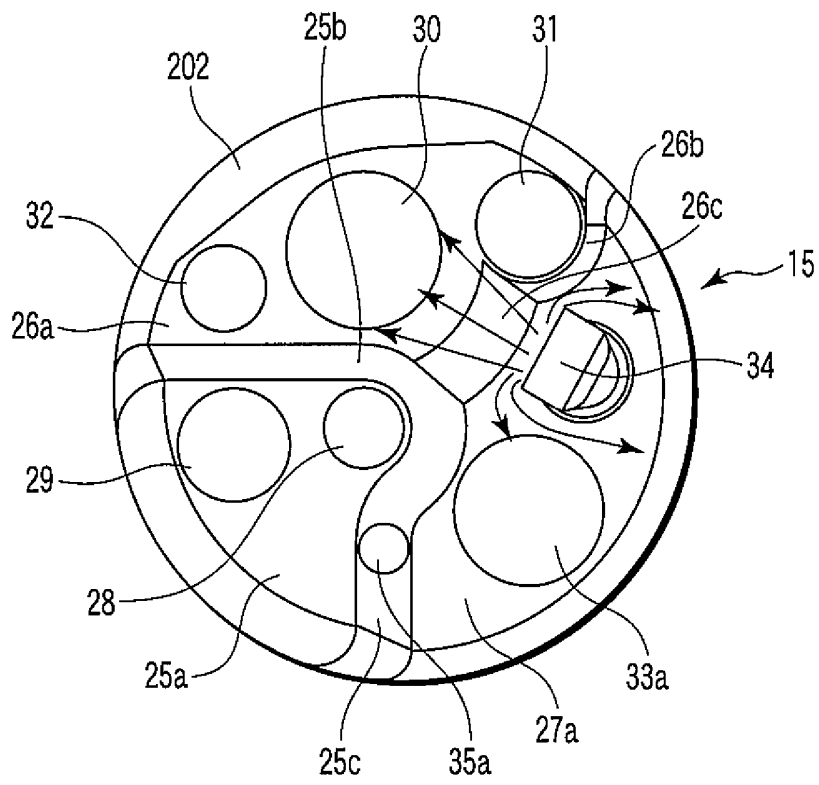
[図12]



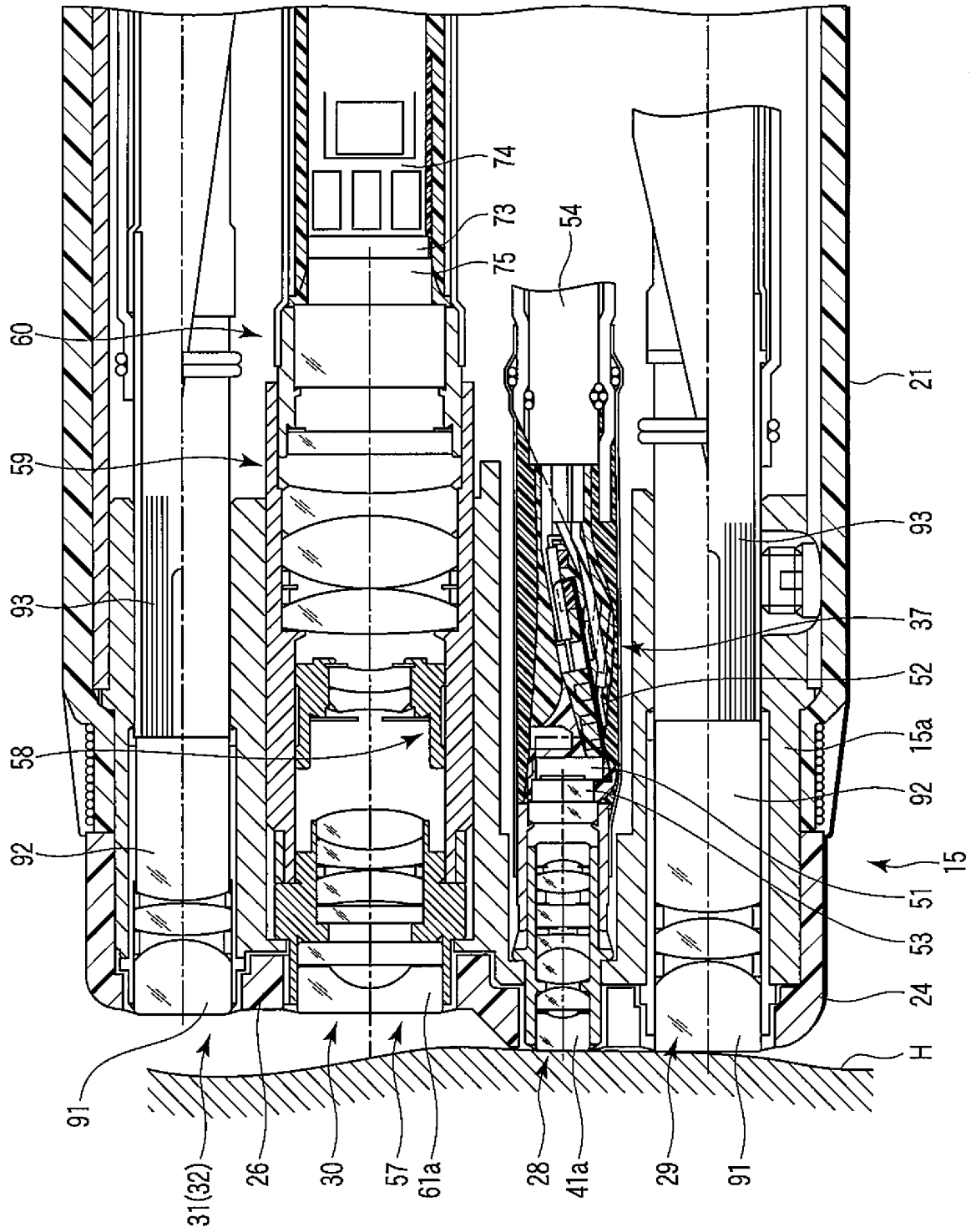
[図13]



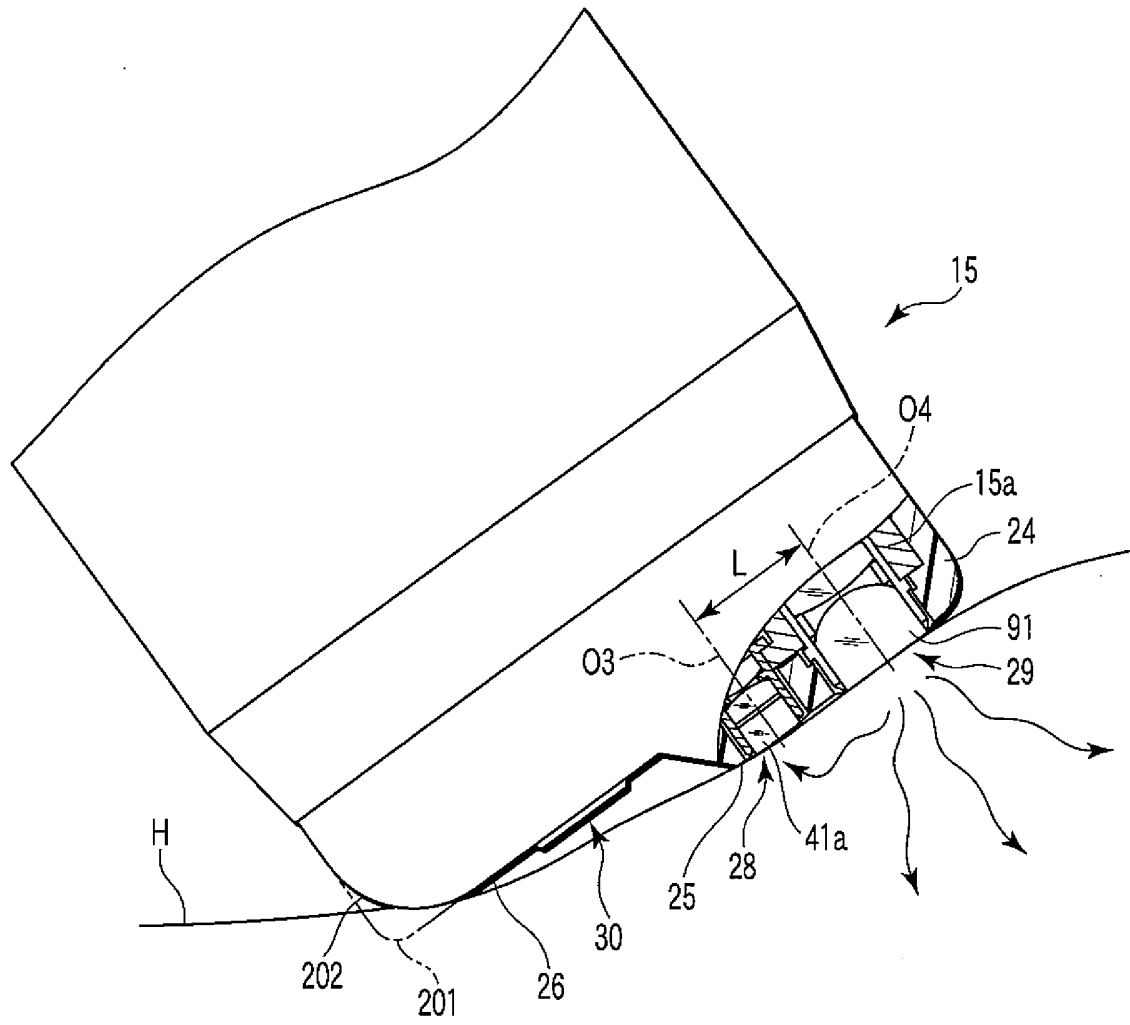
[図14]



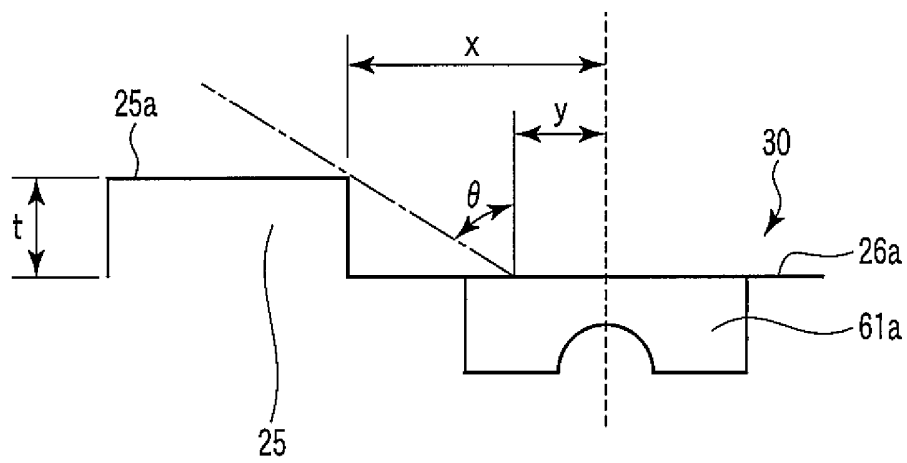
[図15]



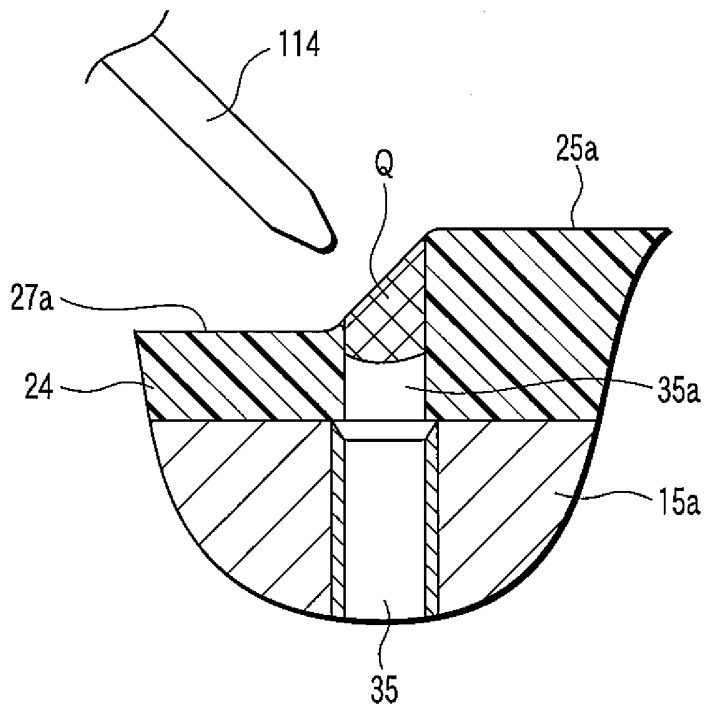
[図16A]



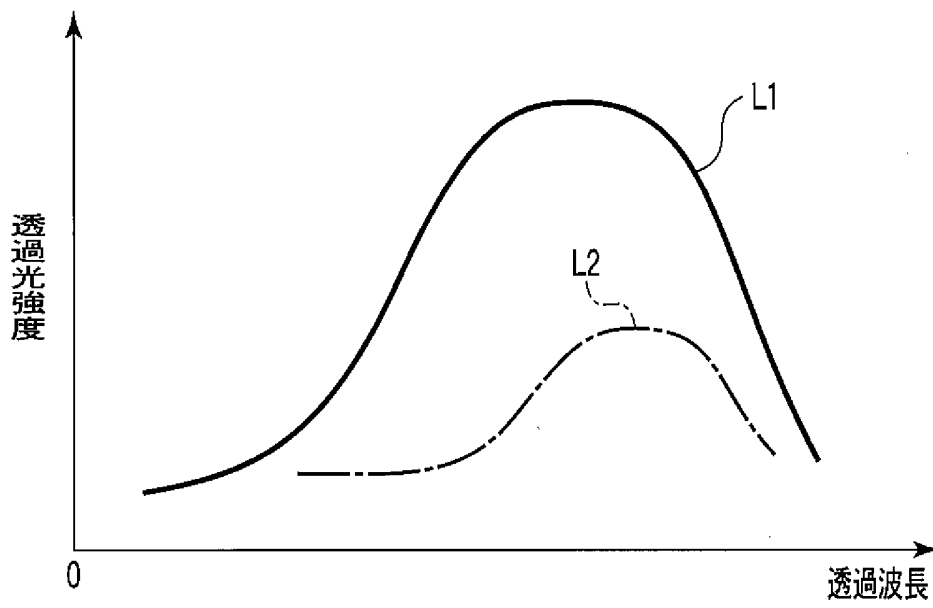
[図16B]



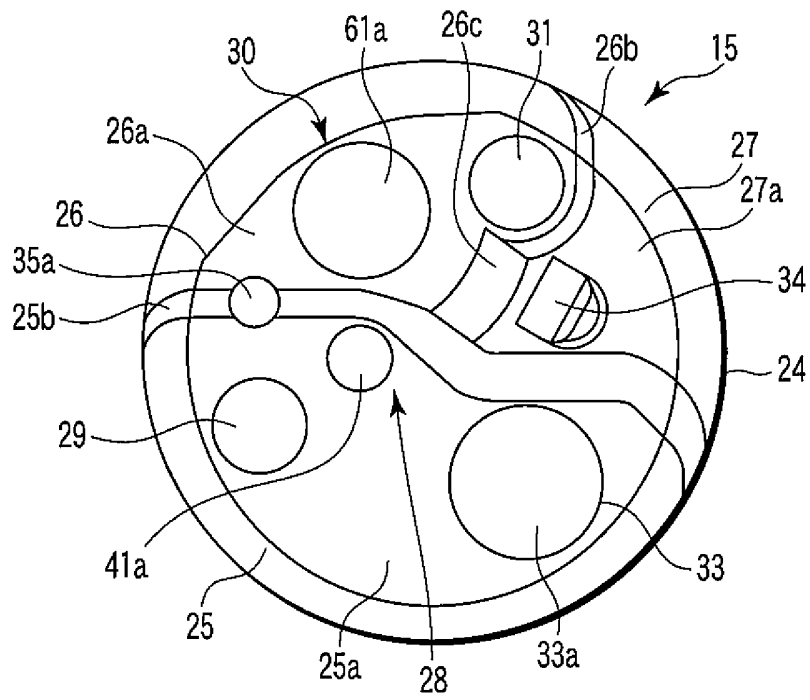
[圖17]



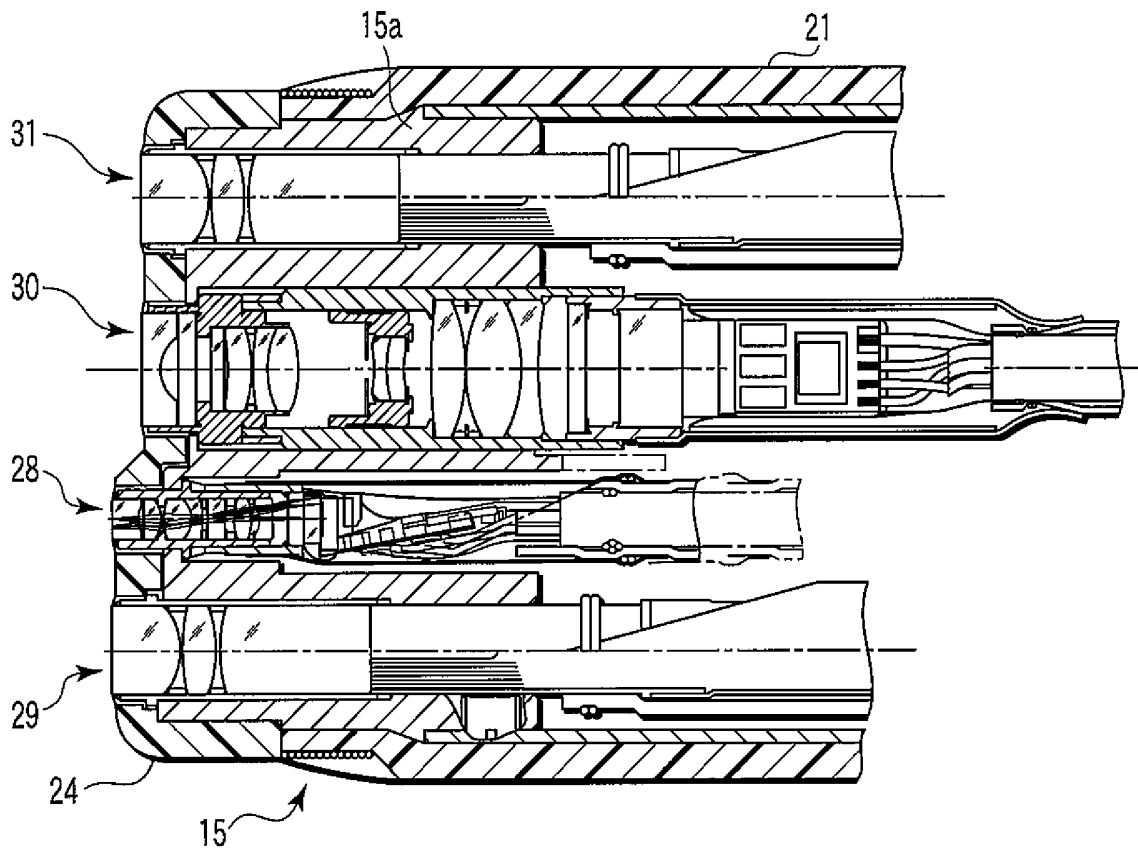
[圖18]



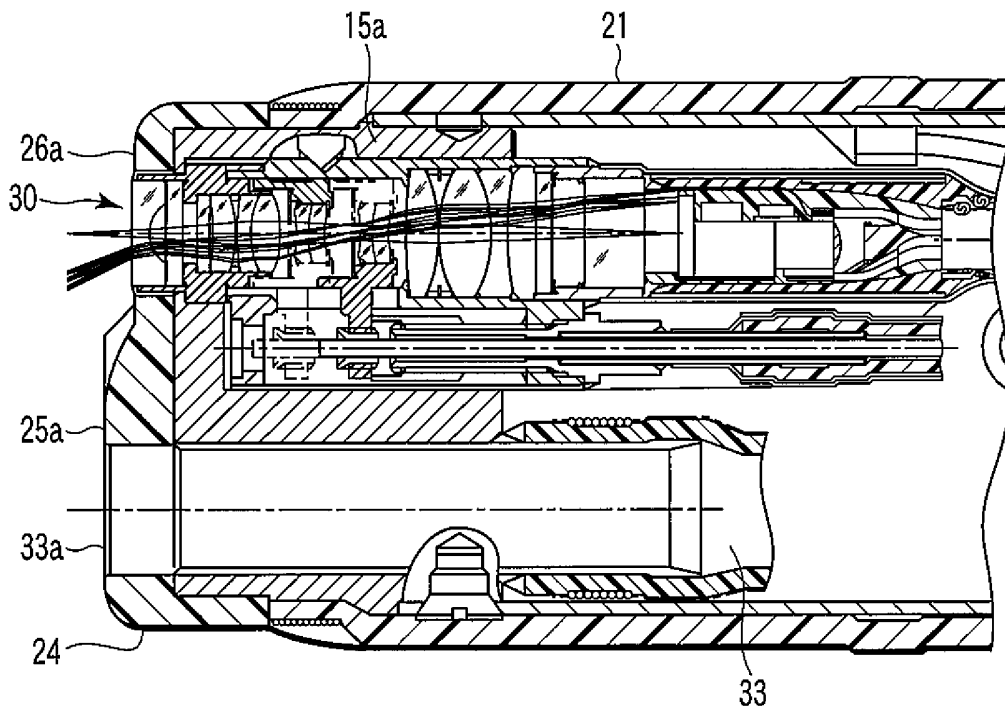
[図19]



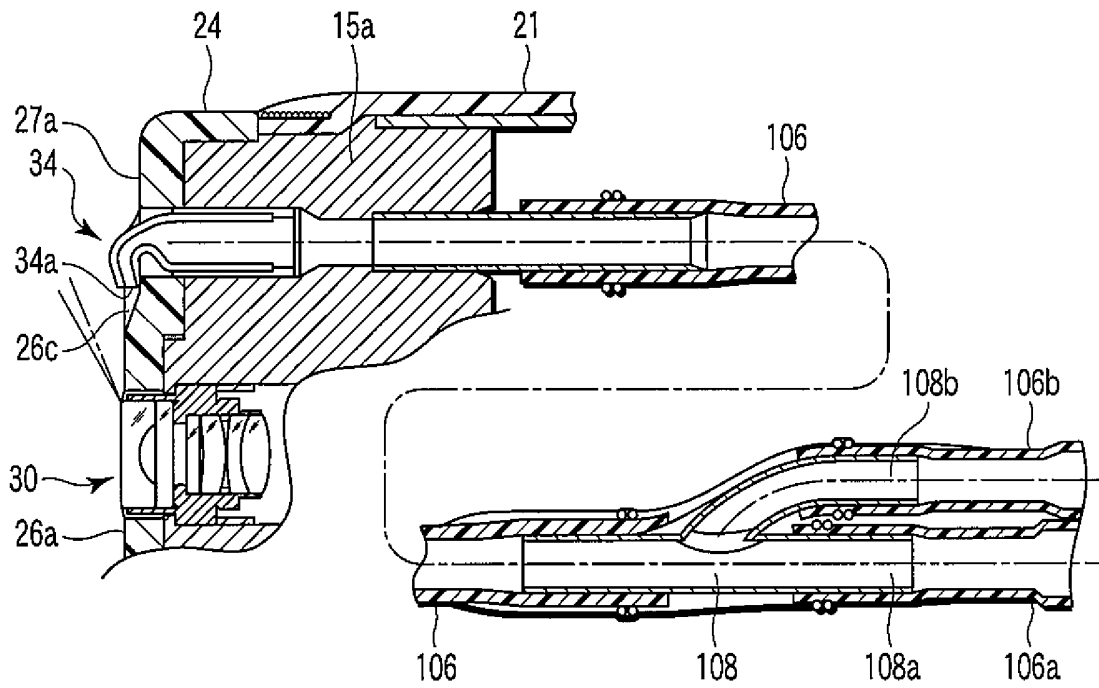
[図20]



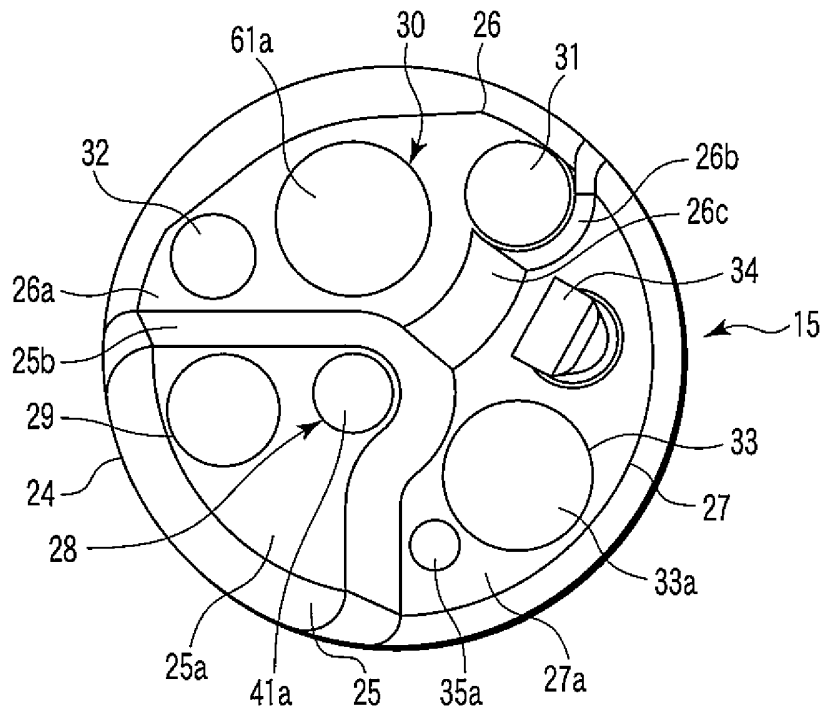
[図21]



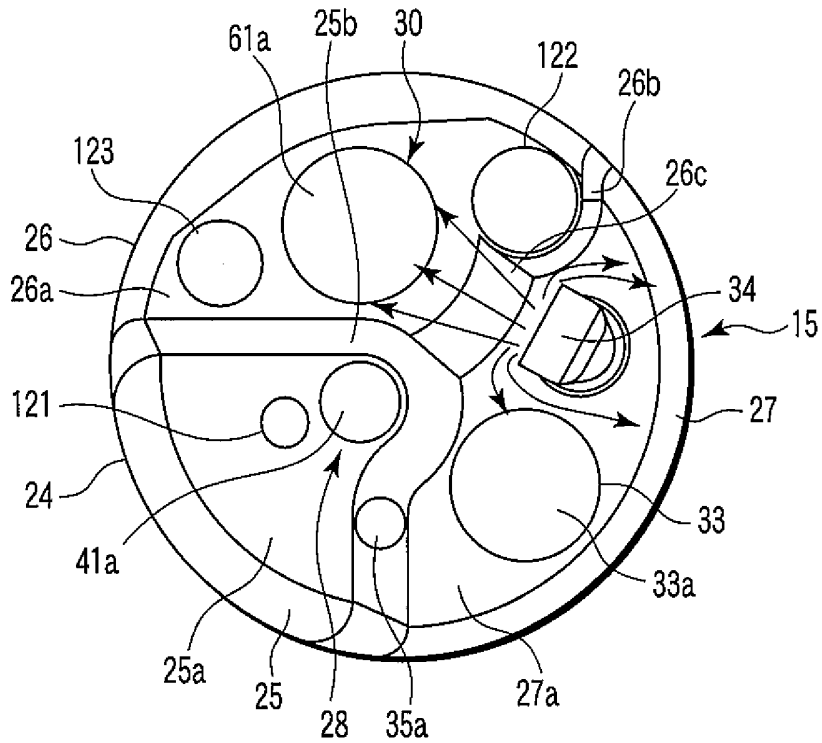
[図22]



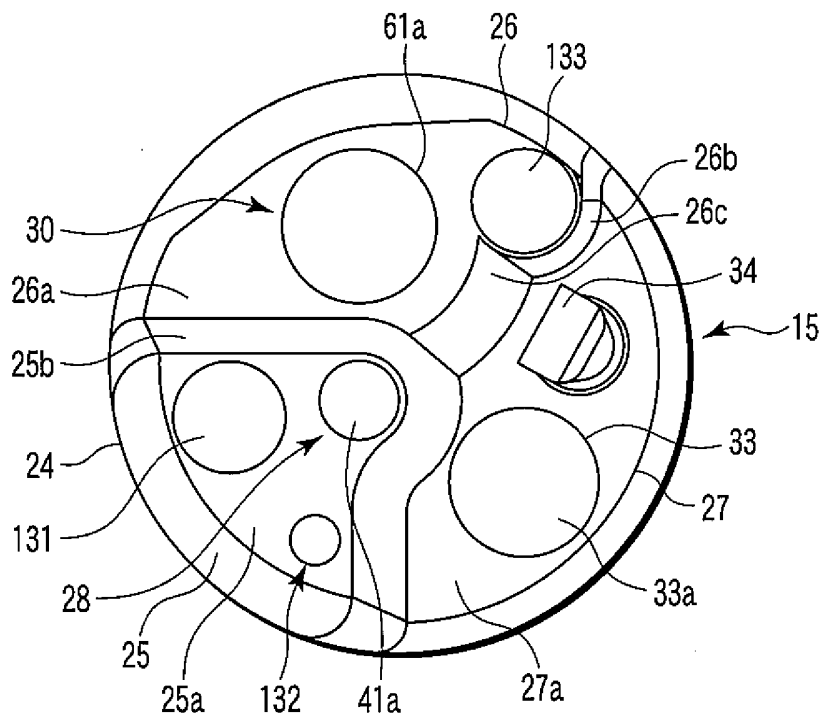
[図23]



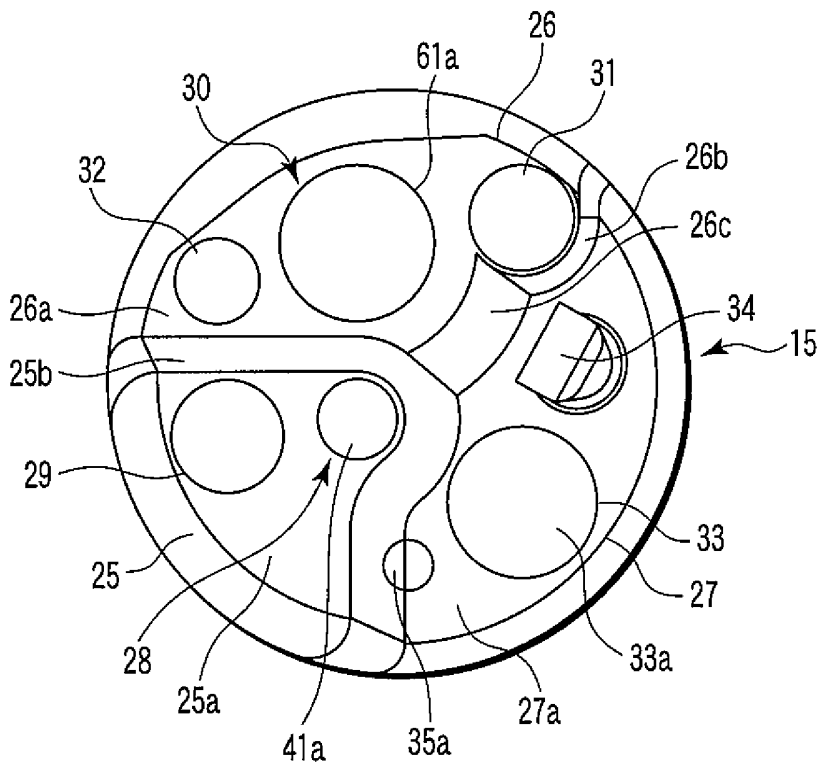
[図24]



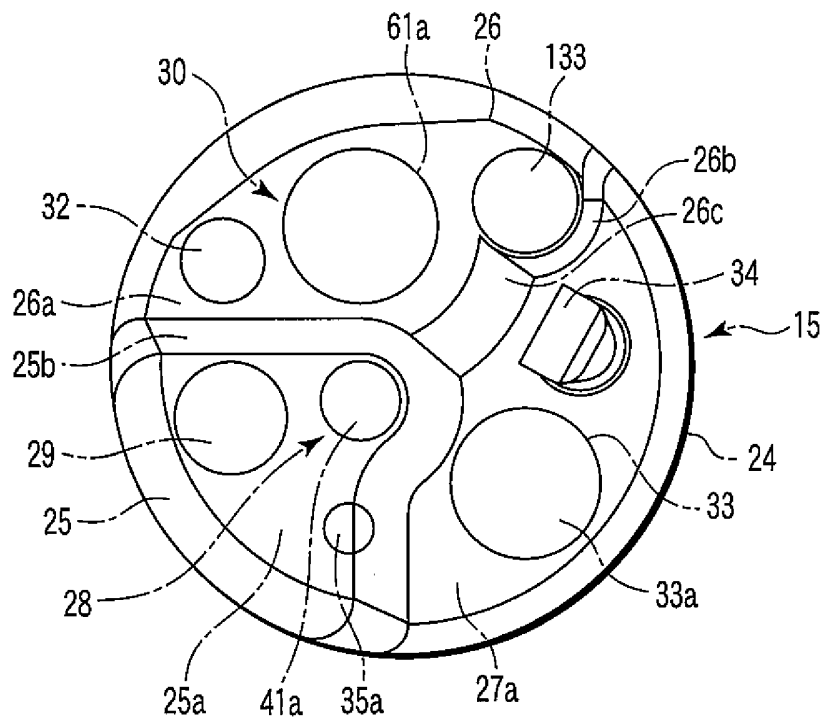
[図25]



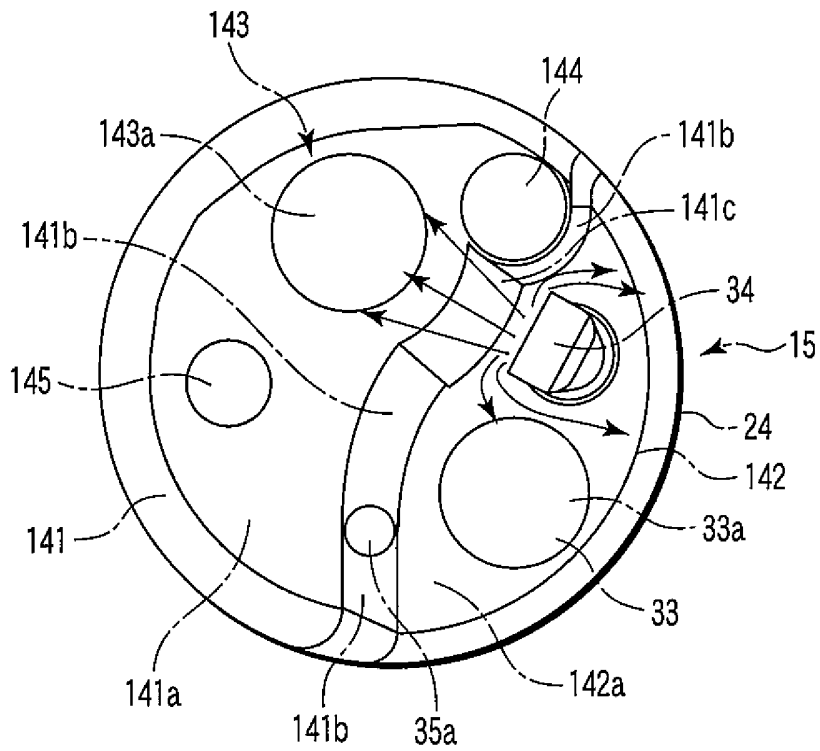
[図26]



[図27]



[図28]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/304744

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00 (2006.01)

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B1/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2006
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2006	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2006

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 117292/1989 (Laid-open No. 56402/1991) (Olympus Optical Co., Ltd.), 30 May, 1991 (30.05.91), Full text; Fig. 2 (Family: none)	1, 2, 7-9 4, 5
Y A	JP 2005-640 A (Pentax Kabushiki Kaisha), 06 January, 2005 (06.01.05), Full text; all drawings & US 2004/0158129 A1	4, 5, 12-41 42-51

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search
11 May, 2006 (11.05.06)

Date of mailing of the international search report
23 May, 2006 (23.05.06)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/304744

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 133306/1988 (Laid-open No. 53701/1990) (Asahi Optical Co., Ltd.), 18 April, 1990 (18.04.90), Full text; all drawings (Family: none)	12-41 42-51

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)		
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2006年 日本国実用新案登録公報 1996-2006年 日本国登録実用新案公報 1994-2006年		
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X Y	日本国実用新案登録出願 1-117292 号 (日本国実用新案登録出願公開 3-56402 号) の願書に添付した明細書及び図面の内容を記録したマイクロフィルム (オリンパス光学工業株式会社) 1991.05.30, 全文, 第 2 図 (ファミリーなし)	1, 2, 7-9 4, 5
Y A	JP 2005-640 A (ペンタックス株式会社) 2005.01.06, 全文, 全図 & US 2004/0158129 A1	4, 5, 12-41 42-51
Y	日本国実用新案登録出願 63-133306 号 (日本国実用新案登録出願公	12-41
<input checked="" type="checkbox"/> C 欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		
の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の 1 以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日 11.05.2006	国際調査報告の発送日 23.05.2006	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号 100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目 4 番 3 号	特許庁審査官 (権限のある職員) 長井 真一 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9117

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	開 2-53701 号) の願書に添付した明細書及び図面の内容を記録したマイクロフィルム (旭光学工業株式会社) 1990.04.18, 全文, 全図 (ファミリーなし)	42-51