

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2007年12月21日 (21.12.2007)

PCT

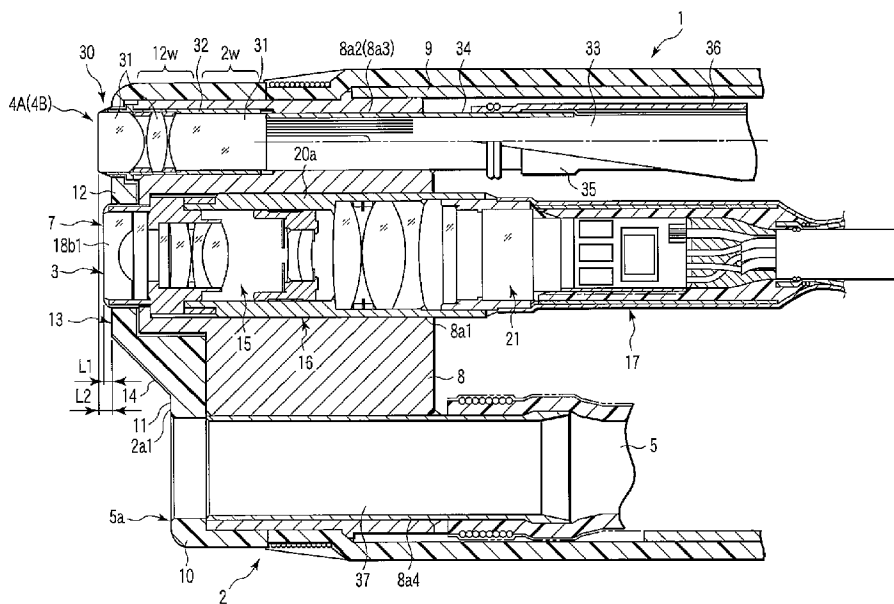
(10) 国際公開番号
WO 2007/145320 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2007/062120
- (22) 国際出願日: 2007年6月15日 (15.06.2007)
- (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2006-166176 2006年6月15日 (15.06.2006) 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12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, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (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,

[続葉有]

(54) Title: ENDOSCOPE

(54) 発明の名称: 内視鏡



(57) Abstract: An endoscope has an observation section (3) for observing a subject and also has first and second illumination sections (4A, 4B) for emitting illumination light, and these sections are arranged at a distal end surface (2a1) of an insertion section (1) for insertion into the subject. A first lens (18b1) as a distal end observation lens at an observation window (7) of the observation section (3) is placed at a position projected to the distal end side from the distal end surface (2a1). Thus, the endoscope has an object contact-type observation optical system for observing a living body in a contacting manner and can obtain a clear observation image.

(57) 要約: 本発明は、被検体に挿入するための挿入部(1)の先端面(2a1)に被検体を観察する観察部(3)と、照明光を照射する第1、第2の照明部(4A、4B)とが配置され、観察部(3)の観察窓(7)の先端観察レンズである第1レンズ(18b1)は、先端面(2a1)よりも先端側に突出した位置に配置されている。上記構成により、生

[続葉有]



WO 2007/145320 A1



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, MT, 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

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、通常の見察光学系とを備えた内視鏡が示されている。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。通常の見察光学系は、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。ここで、特許文献1の内視鏡には、内視鏡の挿入部の先端面に、前方に向けて突出された突出部が設けられている。対象物接触型の観察光学系は、この突出部の端面に配設されている。さらに、挿入部の突出部の根元側の端面には通常の見察光学系の見察窓と、複数の照明光学系の見察窓と、送気送水ノズルと、処置具挿通チャンネルの先端開口部などが配設されている。そして、突出部の根元側の端面の見察窓から照明光が内視鏡の前方に向けて照射される。この照明光は、通常の見察光学系の見察窓として使用されるとともに、対象物接触型の観察光学系の見察窓としても使用される。

[0003] 特開2002-238835号公報(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た構成の内視鏡が示されている。ここでは、挿入部の先端面の突出部の端面に見察光学系の見察窓と、照明光学系の見察窓と、第1の処置具挿通チャンネルの先端開口部などが配設されている。さらに、挿入部の突出部の根元側の端面には第2の処置具挿通チャンネルの先端開口部が配設されている。

発明の開示

[0004] 上記特許文献1の構成では、突出部の端面に対象物接触型の観察光学系が配設されている。照明光学系の見察窓は挿入部の突出部の根元側の端面に配設されて

いる。そのため、対象物接触型の観察光学系による細胞観察時には突出部の端面の対象物接触型の観察窓は対象物に接触状態で保持させることができる。しかし、照明窓は対象物に対して非接触状態で保持される可能性が高い。このような場合は、照明窓と対象物との間に空気層が介在することになる。ここで、照明窓のガラスの屈折率 n_1 は1.5~1.8、空気層の屈折率 n_2 は1、対象物である生体組織の屈折率 n_3 は、1.3~1.5程度と考えられる。このように照明光が通過する部分の屈折率 n が異なる場合には照明窓から出射された照明光に散乱が発生する可能性が高くなる。そのため、観察窓から観察される細胞観察時にフレアーなどの悪影響が発生する可能性がある。

[0005] 特許文献2では、内視鏡の挿入部の突出部の先端面に、観察光学系の観察窓と、照明光学系の照明窓とが並設されている。そのため、対象物接触型の観察光学系による細胞観察時には突出部の端面の対象物接触型の観察窓と照明窓の両方をそれぞれ対象物に接触させやすい。しかしながら、観察対象物である生体組織は、柔らかく、変形し易いので、突出部の端面全体を常に観察対象物である生体組織に均一に接触させた状態で保持させることは難しい。そのため、突出部の先端面の観察窓や、照明窓の一部が対象物に対して非接触な状態で保持される可能性が高い。ここで、照明窓の一部が対象物に対して非接触な状態で保持された場合には特許文献1の場合と同様に、照明窓から出射された照明光に散乱が発生する可能性がある。そのため、この場合も観察窓からの細胞観察時にフレアーなどの悪影響が発生し、対象物接触型の観察光学系により、鮮明な観察画像を得ることが難しい問題がある。

[0006] 本発明は上記事情に着目してなされたもので、その目的は、生体に接触観察する対象物接触型の観察光学系を備えた内視鏡で鮮明な観察画像を得ることができる内視鏡を提供することにある。

[0007] 本発明の第1の局面における内視鏡は、先端および基端を有し、細長い挿入部と、前記挿入部の前記先端に配設された先端面とを有し、被検体を観察する観察部と、照明光を照射する照明部とが前記先端面に配設されている内視鏡であって、前記観察部は、前記被検体の観察像を入射する観察窓を有し、少なくとも前記観察窓の先端観察面は、前記先端面よりも前記挿入部の先端側に突出した位置に配置されてい

る。

そして、上記構成の内視鏡では、被検体の接触観察時には、被検体に挿入するための挿入部の先端部に突出して設けられた突出面を被検体に接触させ、照明部および観察部を被検体にそれぞれ押し付ける。このとき、観察部の観察窓の先端観察面は先端面よりも先端側に突出した位置に配置することにより、観察部の観察窓の先端観察面全体を被検体に接触させやすくすることができ、照明部からの照明光が観察部の観察窓に直接入射されることを防止できるようにしたものである。

[0008] 好ましくは、前記挿入部は、前記先端面が前記挿入部の軸線方向に対して直交する方向から外れた傾斜面によって形成されている。

[0009] そして、上記構成の内視鏡では、挿入部の先端面が傾斜面によって形成されている斜視型の内視鏡に適用し、観察部の観察窓の先端観察面を傾斜面の端面よりも先端側に突出した位置に配置することにより、観察部の観察窓の先端観察面全体を被検体に接触させやすくすることができ、照明部からの照明光が観察部の観察窓に直接入射されることを防止できるようにしたものである。

[0010] 好ましくは、前記先端面は、少なくとも第1の面と、この第1の面から前記挿入部の先端側に突出した位置に配置された第2の面とを有し、前記観察部と、前記照明部とが前記第2の面に配置され、かつ少なくとも前記観察部の前記先端観察面は、前記第2の面よりも先端側に突出した位置に配置されている。

[0011] そして、上記構成の内視鏡では、先端面の第1の面から先端側に突出した位置に配置された第2の面の観察部の先端観察面を第2の面よりも先端側に突出した位置に配置することにより、観察部の観察窓の先端観察面全体を被検体に接触させやすくすることができ、照明部からの照明光が観察部の観察窓に直接入射されることを防止できるようにしたものである。

[0012] 好ましくは、前記観察部は、前記被検体に対して非接触状態で観察する第1の観察部と、前記被検体に対して接触状態で観察する第2の観察部と、を含み、少なくとも前記第2の観察部は、前記第2の面に配置されている。

[0013] そして、上記構成の内視鏡では、第1の観察部によって被検体に対して非接触状態で観察するとともに、第2の観察部を被検体に対して接触させ、接触状態で生体組

織の細胞観察を行う。このとき、先端面の第1の面から先端側に突出した位置に配置された第2の面に第2の観察部の先端観察面を第2の面よりも先端側に突出した位置に配置することにより、第2の観察部の先端観察面全体を被検体に接触させやすくすることができ、照明部からの照明光が第2の観察部の観察窓に直接入射されることを防止できるようにしたものである。

[0014] 好ましくは、前記先端面は、少なくとも第1の面と、この第1の面から先端側に突出した位置に配置された第2の面とを有し、前記第2の面は、前記被検体を観察する観察部と、照明光を照射する照明部とが配置され、かつ前記観察部の先端観察面および前記照明部の照明窓の先端面は、前記第2の面よりも先端側に突出した位置に配置されている。

[0015] そして、上記構成の内視鏡では、先端面の第1の面から先端側に突出した位置に配置された第2の面の観察部の先端観察面および照明部の照明窓の先端面を第2の面よりも先端側に突出した位置に配置することにより、観察部の観察窓の先端観察面および照明部の照明窓の先端面全体を被検体に接触させやすくすることができ、照明部からの照明光が観察部の観察窓に直接入射されることを防止できるようにしたものである。

[0016] 好ましくは、前記観察部の先端観察面は、前記照明部の照明窓の先端面よりも前記第2の面からの突出量が小さい状態に設定されている。

[0017] そして、上記構成の内視鏡では、観察部の先端観察面を照明部の照明窓の先端面よりも第2の面からの突出量が小さい状態に設定することにより、照明部からの照明光が観察部の観察窓に直接入射されることを防止できるようにしたものである。

[0018] 好ましくは、前記観察部の先端観察面は、前記照明部の照明窓の先端面よりも前記第2の面からの突出量が大きい状態に設定され、かつ前記観察部は、前記観察窓の周囲に前記照明部からの照明光が前記先端観察面に直接的に入射することを防止する遮光手段を有する。

[0019] そして、上記構成の内視鏡では、先端面の第2の面に観察部の先端観察面および照明部の照明窓の先端面を第2の面よりも先端側に突出した位置に配置することにより、観察部の先端観察面および照明部の照明窓の先端面全体を被検体に接触さ

せやすくするとともに、照明部の照明窓の先端面から出射された照明光が観察部の先端観察面に向けて進んだ場合に観察窓の周囲の遮光手段によって照明部からの照明光が先端観察面に直接的に入射することを防止するようにしたものである。

[0020] 好ましくは、前記第2の観察部は、前記第1の観察部よりも高倍率の観察光学系を有する。

[0021] そして、上記構成の内視鏡では、第1の観察部によって被検体に対して非接触状態で観察するとともに、第2の観察部の高倍率の観察光学系を被検体に対して接触させ、接触状態で生体組織の細胞観察を行う。このとき、先端面の第1の面から先端側に突出した位置に配置された第2の面に第2の観察部の高倍率の観察光学系の先端観察面を第2の面よりも先端側に突出した位置に配置することにより、第2の観察部の高倍率の観察光学系の先端観察面全体を被検体に接触させやすくすることができ、照明部からの照明光が第2の観察部の観察窓に直接入射されることを防止できるようにしたものである。

[0022] 本発明によれば、生体に接触観察する対象物接触型の観察光学系を備えた内視鏡で鮮明な観察画像を得ることができる内視鏡を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0023] [図1]図1は、本発明の第1の実施の形態を示す内視鏡の挿入部の先端部の端面の正面図である。

[図2]図2は、図1のIIa-IIb-IIc-IId-IIe線断面図である。

[図3]図3は、第1の実施の形態の内視鏡の観察部の接離兼用型の観察光学系の内部構造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照明部の照明窓の先端面が観察部の先端観察面よりも前方に突出している状態を示す要部の縦断面図である。

[図4B]図4Bは内視鏡の観察部の先端観察面が照明部の照明窓の先端面とほぼ同一面の状態に設定されている状態を示す要部の縦断面図である。

[図5A]図5Aは、第1の実施の形態の内視鏡のレンズが突出された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5B]図5Bは、レンズが突出されていない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6]図6は、本発明の第2の実施の形態の直視型の内視鏡の先端部を示す正面図である。

[図7]図7は、図6のVIIa－VIIb－VIIc－VIIId－VIIe－VIIIf線断面図である。

[図8]図8は、本発明の第3の実施の形態の直視型の内視鏡の先端部の内部構造を示す要部の縦断面図である。

[図9]図9は、本発明の第4の実施の形態の直視型の内視鏡の先端部の内部構造を示す要部の縦断面図である。

[図10]図10は、本発明の第5の実施の形態の直視型の内視鏡の先端部の内部構造を示す要部の縦断面図である。

[図11]図11は、本発明の第6の実施の形態の直視型の内視鏡の先端部を示す正面図である。

[図12]図12は、第6の実施の形態の直視型の内視鏡の先端部の内部構造を示す要部の縦断面図である。

[図13]図13は、本発明の第7の実施の形態の斜視型の内視鏡の先端部を示す側面図である。

発明を実施するための最良の形態

[0024] 以下、本発明の第1の実施の形態を図1乃至図5A, 5Bを参照して説明する。図1は、前方正面方向を観察する直視型の内視鏡の端面2a1を示す。直視型の内視鏡は、内視鏡の挿入部1の先端部2の端面2a1が挿入部1の軸線方向に対して直交する方向に配置されている。この先端部2の端面2a1には、1つの観察部3と、2つ(第1, 第2)の照明部4A, 4Bと、処置具挿通チャンネル(鉗子チャンネルともいう)5の1つの先端開口部5aと、前方送水用の管路(前方送水チャンネル)6の1つの開口部6aとが配設されている。観察部3は、被検体を観察する。第1, 第2の照明部4A, 4Bは、照明光を照射する。処置具挿通チャンネル5と前方送水用の管路6とは、それぞれ挿入部1の内部にその軸方向に沿って延設されている。

[0025] 観察部3には、後述する接離兼用型の観察光学系(撮像ユニット)15(図2参照)の1つの観察窓7が設けられている。この観察窓7は、被検体に対して非接触状態で観

察する第1の観察部と、被検体に対して接触状態で観察する第2の観察部とを兼ねる。

[0026] 図2は、本実施の形態の内視鏡の挿入部1の先端部分の内部構成を示す。図2に示すように、挿入部1の先端部2内には、硬質な金属からなる円柱部材(先端硬性部材)8と、円環状の補強環9とが配設されている。補強環9は、円柱部材8の基端側外周部を外嵌する。円柱部材8には、挿入部1の軸方向と平行な複数、本実施の形態では5つ(第1~第5)の孔部8a1~8a5(第5の孔部8a5は図示せず)が形成されている。補強環9の基端部分は、図示しない湾曲部の最先端の湾曲駒と連結されている。

[0027] 円柱部材8の先端面および円柱部材8の先端側外周部には先端カバー10が外嵌される状態で装着されている。挿入部1の先端部2に配置される先端カバー10には、図2に示すように、平面状のベース面(第1の面)11と、突出部12とが形成されている。ベース面11は、挿入部1の軸線方向と直交する方向に延設されている。突出部12は、ベース面11から前方に突出されている。この突出部12の先端面には、突出面(第2の面)13が形成されている。突出面13は、ベース面11と平行に配置されている。なお、ベース面11と突出部12との間の壁部には、傾斜角度が例えば、45°程度の傾斜面14が形成されている。

[0028] また、本実施の形態では突出部12の突出面13は、先端カバー10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、図1に示すように先端カバー10の円形状の前面全体の上半分の部分に突出面13が形成されている。

[0029] さらに、本実施の形態では図2に示すように挿入部1の先端カバー10の外周面には、突出部12の外周壁面12wと、先端部2の外周壁面2wとを同一曲面上に連続形成させた連続周壁面が形成されている。この連続周壁面は、図1に示すように先端カバー10の円形状の外周面全体のうちのほぼ半周分の範囲に形成されている。

[0030] また、突出部12の突出面13には、接離兼用型の観察光学系の観察窓7と、第1、第2の照明部4A, 4Bとが配設されている。ここで、観察窓7は、突出面13のほぼ中央位置に配置されている。第1、第2の照明部4A, 4Bは、観察窓7の両側に配置されている。さらに、ベース面11には、処置具挿通チャンネル5の先端開口部5aと、前

方送水用の管路6の開口部6aとが配設されている。

- [0031] 先端部2の円柱部材8の3つ(第1~第3)の孔部8a1~8a3は、突出部12の観察部3と、第1, 第2の照明部4A, 4Bとそれぞれ対応する部位に配置されている。そして、円柱部材8の第1の孔部8a1には、観察部3、第2の孔部8a2には、第1の照明部4A、第3の孔部8a3には、第2の照明部4Bの各構成要素がそれぞれ組み込まれている。
- [0032] さらに、円柱部材8の残りの2つ(第4, 第5)の孔部8a4, 8a5は、ベース面11の処置具挿通チャンネル5の先端開口部5aと、前方送水用の管路6の開口部6aとそれぞれ対応する部位に配置されている。そして、円柱部材8の第4の孔部8a4には、処置具挿通チャンネル5の管路の構成要素が連結されている。同様に、円柱部材8の図示しない第5の孔部8a5には、前方送水用の管路6の構成要素が連結されている。
- [0033] また、観察部3には、接離兼用型の観察光学系15が設けられている。図3は接離兼用型の観察光学系15の内部構造を示す。この接離兼用型の観察光学系15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ズームレンズユニット16と、電気部品ユニット17とを有している。
- [0034] ズームレンズユニット16は、さらに4つ(第1~第4)のユニット構成体18~21を有する。第1のユニット構成体18は、第1レンズ枠18aと、対物レンズを構成する第1レンズ群18bとを有する。図2に示すように第1レンズ群18bは、6つ(第1~第6)のレンズ18b1~18b6を有する。ここで、観察窓7を形成する観察レンズである第1レンズ18b1は、第1レンズ枠18aの最先端部に配置されている。第1レンズ18b1の先端部(先端観察面)は、第1レンズ枠18aの先端部よりも前方に突出した状態で第1レンズ枠18aに例えば、黒色接着剤22によって接着固定されている。これにより、第1レンズ18b1の先端部外周面における第1レンズ枠18aの先端部よりも前方に突出した部分は黒色接着剤22によって被覆された状態で保持されている。
- [0035] 第2のユニット構成体19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19は、第2レンズ枠(摺動レンズ枠)19aと、第2レンズ群(ズームレンズ)19bとを有する。第2レンズ群19bは、2つ(第1, 第2)のレンズ19b1, 19b2を有する。

- [0036] 第3のユニット構成体20は、第3レンズ枠20aと、第3レンズ群20bとを有する。第3レンズ枠20aの内部には先端側に第2のユニット構成体19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20cを有する。そして、このガイド空間20cの後方に第3レンズ群20bが配設されている。第3レンズ群20bは、3つ(第1～第3)のレンズ20b1～20b3を有する。
- [0037] また、第4のユニット構成体21は、第4レンズ枠21aと、第4レンズ群21bとを有する。第4レンズ群21bは、2つ(第1, 第2)のレンズ21b1, 21b2を有する。
- [0038] また、第2のユニット構成体19の第2レンズ枠19aには、第2のユニット構成体19を撮影光軸方向に対して進退操作する図示しない操作ワイヤの先端部が固定されている。そして、内視鏡の操作部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19は、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19は、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。ここで、第2のユニット構成体19が第3のユニット構成体20のガイド空間20cの最後端位置以外の位置に移動されている状態が、被検体に対して非接触状態で観察する第1の観察位置の範囲(通常観察)に設定されている。そして、第2のユニット構成体19がガイド空間20cの最後端位置に移動された状態が、被検体に対して接触状態で観察する第2の観察位置(モニター観察倍率で200～1000倍程度の対象物接触観察)に設定されている。これにより、図示しないズーム用の操作レバーの操作によって第2のユニット構成体19が被検体に対して非接触状態で観察する第1の観察位置と、被検体に対して接触状態で観察する第2の観察位置とに切り換え可能になっている。
- [0039] また、摺動するズーム用の第2のユニット構成体19には、第2レンズ枠19aに明るさ絞り23が設けられている。この明るさ絞り23は、第2レンズ枠19aに保持されている第1のレンズ19b1の前面側に配置されている。この明るさ絞り23は、遮光性シート23aの中央部分に光を透過させる開口部23bが設けられている。

- [0040] また、第3のユニット構成体20には、第1レンズ20b1と第2レンズ20b2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24が介設されている。2つの間隔環24間には、光学フレアを防止するフレア絞り25が介挿されている。
- [0041] さらに、第4のユニット構成体21の後端部には、電気部品ユニット17が連設されている。電気部品ユニット17には、CCD(Charge Coupled Device)、CMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)などの撮像素子26と、回路基板27とを有する。さらに、撮像素子26の前面の受光面側には、カバーガラス28が設けられている。
- [0042] そして、電気部品ユニット17のカバーガラス28は、第4のユニット構成体21の第2レンズ21b2に並設される状態で固定されている。これにより、ズームレンズユニット16と、電気部品ユニット17とが一体化された接離兼用型の観察光学系15が形成されている。
- [0043] 回路基板27は、電気部品及び配線パターンを有し、信号ケーブル29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、カバーガラス28、撮像素子26、回路基板27及び信号ケーブル29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。
- [0044] そして、ズームレンズユニット16から撮像素子26に結像される光学像が撮像素子26によって電氣的な画像信号に光電変換され、その画像信号が回路基板27に出力される。さらに、回路基板27から出力される光学像の電気信号が信号ケーブル29を介して図示しない後続の電気機器に伝送されるようになっている。
- [0045] また、図2に示すように接離兼用型の観察光学系15は、円柱部材8の第1の孔部8a1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。ここで、第1のユニット構成体18の第1レンズ18b1の前端部は突出部12の突出面13の位置よりも前方に適宜の長さL1、例えば0.05mm程度突出された状態で固定されている。
- [0046] また、第1、第2の照明部4A、4Bは、ほぼ同一構成になっている。そのため、ここでは、第1の照明部4Aの構成のみを説明し、第2の照明部4Bの説明は省略する。第1の照明部4Aには、照明レンズユニット30が設けられている。この照明レンズユニット

30は、複数の照明レンズ31と、それら照明レンズ31を保持する保持枠32とを有する。

- [0047] さらに、先端部2の円柱部材8の第2の孔部8a2の前端部には、先端側から照明レンズユニット30の照明レンズ31が挿嵌されている。第1の照明部4Aの照明レンズ31の前端部は、突出部12の突出面13の位置よりも前方に突出された状態で固定されている。ここで、突出部12の突出面13からの照明レンズ31の前端部の突出長さL2は、例えば0.1mm程度に設定されている。そして、第1の照明部4Aの照明レンズ31の前端部は、観察光学系15の第1のユニット構成体18の第1レンズ18b1の前端部位置よりも前方に突出され、 $L2 > L1 > 0$ の関係になっている。
- [0048] また、第2の孔部8a2の後端部には照明光を伝送するライトガイド33の先端部分が挿嵌されている。ライトガイド33は、先端部分に円筒部材34が被せられ、複数のファイバ繊維を束ねている外皮35、及びゴア素材である保護チューブ36により被覆されている。
- [0049] また、ライトガイド33は、挿入部1、内視鏡の操作部、図示しないユニバーサルケーブルの内部を順次介してコネクタ内に延出されている。ライトガイド33の基端部側はコネクタ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図示しない光源装置に着脱可能に接続されている。
- [0050] また、本実施の形態では、ライトガイド33は、例えば内視鏡の操作部内で分岐され、挿入部1において2本に分割された状態で挿通されている。そして、2本に分割された各ライトガイド33の先端部は、先端カバー10に設けられた2つの照明窓、すなわち第1の照明部4A、第2の照明部4Bの各照明レンズ31の背面近傍に夫々対向配置され、円柱部材8の第2の孔部8a2と、第3の孔部8a3の後端部に例えば、ねじ止め固定されている。
- [0051] そして、光源装置からの照明光がライトガイド33の基端部に照射され、このライトガイド33を介して導光される照明光が第1の照明部4A、第2の照明部4Bの各照明レンズ31を介して内視鏡の前方に出射されるようになっている。
- [0052] また、先端部2の円柱部材8に形成される第4の孔部8a4には基端部側から処置具挿通チャンネル5に連通する連通管37の先端部分が挿嵌されている。この連通管3

7の基端部は円柱部材8の後方に突出され、この連通管37の基端部分に処置具挿通チャンネル5の先端部が連結されている。この処置具挿通チャンネル5の先端は、連通管37を介して先端カバー10の先端開口部5aに連通されている。

[0053] この処置具挿通チャンネル5は、挿入部1の基端付近で分岐し、一方は内視鏡の操作部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及び図示しないユニバーサルケーブル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を介して図示しない吸引手段に接続される。

[0054] また、先端部2の円柱部材8に形成される第5の孔部8a5には、後端部側から略円筒状の管部材の先端部分が挿嵌されている。この管部材の基端部は円柱部材8の後方に突出され、この管部材の基端部分に前方送水用管路6の先端部が連結されている。なお、前方送水用管路6の先端部は管部材の基端部分を覆い、先端部分が糸巻きにより接続固定されている。

[0055] この前方送水用管路6は、挿入部1、内視鏡の操作部及びユニバーサルケーブルを通して、コネクタまで挿通しており、図示しない前方送水装置に接続される。この前方送水用管路6の中途部には、内視鏡の操作部において、図示しない前方送水ボタンが介装されている。

[0056] この前方送水ボタンが操作されると、挿入部1の先端カバー10の開口部6a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。

[0057] 次に、上記構成の内視鏡の作用について説明する。本実施の形態の内視鏡の使用時には、内視鏡システムのセットが終了した後、患者の体内に内視鏡を挿入する作業が開始される。この内視鏡の挿入作業時にはユーザーは、予め、観察部3の接離兼用型の観察光学系15のズーム光学系である第2のユニット構成体19を被検体に対して非接触状態で観察する第1の観察位置の範囲に設定する。この通常観察状態で、内視鏡の挿入部1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。

[0058] また、ライトガイド33には光源装置から例えばRGBの照明光が面順次で供給される。これに同期して、ドライブ回路は、CCDドライブ信号を出力し、第1の照明部4A

および第2の照明部4Bを経て患者の体腔内の患部等を照明する。

- [0059] 照明された患部等の被写体は、通常観察位置の観察光学系15のズームレンズユニット16を通過して、撮像素子26の受光面に結像され、光電変換される。そして、この撮像素子26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29を介して外部の図示しない信号処理回路に入力される。この信号処理回路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。
- [0060] 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、モニタにおいてカラー表示される。これにより、通常観察位置の観察光学系15のズームレンズユニット16を使用して観察光学系15のズームレンズユニット16の第1レンズ18b1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。
- [0061] この通常観察中に、体腔内の被検部位に体液などが付着して汚れた場合には前方送水ボタンが操作される。この前方送水ボタンの操作時には挿入部1の先端カバー10の開口部6a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。
- [0062] また、通常観察位置の観察光学系15のズームレンズユニット16による観察は、患者の体内に挿入された内視鏡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、内視鏡の先端部が目的の観察対象部位に接近した状態で、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、観察光学系15のズームレンズユニット16の第2のユニット構成体19がガイド空間20cの最後端位置に移動された状態に切り換えられ、被検体に対して接触状態で観察する第2の観察位置（高倍率の対象物接触観察）に切り換えられる。
- [0063] このように高倍率の観察モードに切替えられた状態で、図5Aに示すように挿入部1の先端部2の突出部12の突出面13が対象物である生体組織Hの表面に押し付けられる。このとき、先端カバー10の突出部12の突出面13の部分が主に生体組織Hの表面に押し付けられ、これ以外のベース面11など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、突出部12の突出面13に配置されて

いる観察光学系15の先端の第1レンズ18b1および第1, 第2の照明部4A, 4Bの照明レンズ31が観察対象の細胞組織などの生体組織Hの表面に圧接状態で接触される。なお、高倍率で観察対象の細胞組織などの生体組織Hの表面を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。

[0064] この状態で、突出部12の突出面13の観察光学系15の先端の第1レンズ18b1および第1, 第2の照明部4A, 4Bの照明レンズ31を生体組織Hの表面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。

[0065] そして、対象物接触型の観察光学系15による生体組織Hの細胞観察時には、第1, 第2の照明部4A, 4Bの照明レンズ31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5A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, 第2の照明部4A, 4Bの照明レンズ31の突き当て面の周囲にも拡散する。そのため、観察光学系15の第1レンズ18b1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観察光学系15の第1レンズ18b1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、観察光学系15のズームレンズユニット16を通過して、撮像素子26の受光面に結像され、光電変換される。

[0066] そして、撮像素子26は、光電変換した信号を出力する。この場合、撮像素子26の内部で信号増幅されて撮像素子26から出力される。この信号は、信号ケーブル29を経て外部の信号処理回路に入力される。

[0067] この信号処理回路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、モニタに表示される。これにより、対象物接触型の観察光学系15を使用した高倍率の観察モードで、観察光学系15の第1レンズ18b1の前方の細胞組織などの生体組織Hの観察が行われる。

[0068] 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、挿入部1の先端部2の突出部12の突出面13に接離兼用型の観察光学系15の観察レンズである第1レンズ18b1と、第1, 第2の照明部4A, 4Bとを配置するとともに、観察部3の接離兼用型の観察光学系の観察窓7の第1レンズ18b1の先端観察面と、第1, 第2の照明部4A, 4Bとは、突出部12の突出面13よりも先端側に突出した位置に配置している。このように観察光学系15の第1レンズ18b1の先端観察面と、第1, 第2の照明部4A, 4Bとを先端部2の突出面13よりも先端側に突出した位置に配置することにより、被検体の接触観察時には、挿入部1の先端部2の突出面13を被検体に押し付けたとき、観察光学系15の観察レンズである第1レンズ18b1の先端観察面と、第1, 第2の照明部4A, 4B全体を被検体の生体組織Hに接触させやすくすることができる。

[0069] ここで、図5Bに示すように挿入部1の先端部2の突出部12の突出面13に配置された観察光学系15の第1レンズ18b1と、第1, 第2の照明部4A, 4Bとが突出部12の突出面13から突出していない場合には、挿入部1の先端部2の突出部12を生体組織Hの表面H1に突き当てても挿入部1の先端部2の突出部12の突出面13の観察光学系15の第1レンズ18b1と、第1, 第2の照明部4A, 4Bとを生体組織Hの表面H1に正確に接触させることができない場合がある。例えば、生体組織Hの表面H1にうねりや、凹凸などが形成されている場合、挿入部1の先端部2の突出部12を生体組織Hの表面H1に突き当てても挿入部1の先端部2の突出部12の突出面13の観察光学系15の第1レンズ18b1と、生体組織Hの表面H1との間に隙間S1が形成され、第1, 第2の照明部4A, 4Bと、生体組織Hの表面H1との間に隙間S2が形成される可能性がある。このような場合には第1, 第2の照明部4A, 4Bから出射された照明光に散乱が発生し、照明光の一部が直接、観察光学系15の第1レンズ18b1に入射されて観察窓からの細胞観察時にフレアーなどの悪影響が発生する可能性がある。

[0070] これに対し、本実施の形態のように観察部3の接離兼用型の観察光学系の観察窓7の第1レンズ18b1の先端観察面と、第1, 第2の照明部4A, 4Bとを突出部12の突出面13よりも先端側に突出した位置に配置した場合には、被検体の接触観察時に、挿入部1の先端部2の突出面13を被検体に押し付けたとき、観察光学系15の観察

レンズである第1レンズ18b1の先端観察面と、第1, 第2の照明部4A, 4B全体とを被検体の生体組織Hに接触させやすくすることができる。そのため、生体組織Hの表面H1にうねりや、凹凸などが形成されている場合であっても、挿入部1の先端部2の突出部12を生体組織Hの表面H1に突き当てた際に、挿入部1の先端部2の突出部12の突出面13の観察光学系15の第1レンズ18b1と、生体組織Hの表面H1との間に隙間S1が形成されたり、第1, 第2の照明部4A, 4Bと、生体組織Hの表面H1との間に隙間S2が形成されたりすることを防止することができる。その結果、第1, 第2の照明部4A, 4Bから出射された照明光に散乱が発生することを防止して、照明光の一部が直接、観察光学系15の第1レンズ18b1に入射されて観察窓からの細胞観察時にフレアーなどの悪影響が発生することを防止できる。

[0071] さらに、挿入部1の先端部2の突出部12を生体組織Hの表面H1に突き当てた際に、観察光学系15の第1レンズ18b1と、生体組織Hの表面H1との間に隙間S1が形成された場合には、第1, 第2の照明部4A, 4Bから出射された照明光に散乱が発生し、生体組織Hの表面H1を透過する透過光の強度が弱くなる。そのため、生体組織Hの表面H1に当接された観察光学系15の第1レンズ18b1によって観察される生体組織Hの細胞観察などの鮮明な観察画像を得ることが難しくなる可能性がある。

[0072] さらに、本実施の形態では、第1のユニット構成体18の第1レンズ18b1の前端部の突出長さL1と、照明レンズ31の前端部の突出長さL2との関係は、 $L2 > L1 > 0$ の関係に設定され、第1の照明部4Aの照明レンズ31の前端部は、観察光学系15の第1のユニット構成体18の第1レンズ18b1の前端部位置よりも前方に突出されている。そのため、図4Aに示すように第1の照明部4Aの照明レンズ31の前端部からその軸線方向に対して直交する方向に向かう照明光が出射された場合でもその照明光が観察光学系15の第1のユニット構成体18の第1レンズ18b1に直接入射されるおそれがない。したがって、照明光の一部が直接、観察光学系15の第1レンズ18b1に入射されて観察窓からの細胞観察時にフレアーなどの悪影響が発生することを防止できる。

[0073] これに対し、図4Bに示すように第1のユニット構成体18の第1レンズ18b1の前端部の突出長さL1と、照明レンズ31の前端部の突出長さL2との関係が、 $L2 = L1 > 0$

の関係に設定されている場合には、第1の照明部4Aの照明レンズ31の前端部からその軸線方向に対して直交する方向に向かう照明光が出射された際に、その照明光が観察光学系15の第1のユニット構成体18の第1レンズ18b1に直接入射される可能性がある。特に、第1レンズ18b1の先端部が、第1レンズ枠18aの先端部よりも前方に突出した状態で黒色接着剤22によって第1レンズ枠18aに第1レンズ18b1が接着固定されている場合には、黒色接着剤22が薄くなっている部分に第1の照明部4Aの照明レンズ31の前端部からその軸線方向に対して直交する方向に向かう照明光が進入する可能性がある。そのため、この場合には照明光の一部が直接、観察光学系15の第1レンズ18b1に入射されて観察窓からの細胞観察や通常観察(被検体に対して非接触状態で観察する)時にフレアーなどの悪影響が発生する可能性がある。

[0074] さらに、本実施の形態では、図2に示すように挿入部1の先端カバー10の外周面には、突出部12の外周壁面12wと、先端部2の外周壁面2wとを同一曲面上に連続形成させた連続周壁面が、図1に示すように先端カバー10の円形状の外周面全体のうちのほぼ半周分の範囲に形成されている。そのため、先端カバー10の突出部12の外周面に先端部2の外周壁面2wと同一曲面上に連続形成させた連続周壁面が形成されていない場合に比べて先端部2の外周壁面2wの周囲に形成されるデッドスペースを小さくすることができる。その結果、挿入部1の先端部2全体の外径寸法を小さくすることができ、挿入部1の先端部2全体の小型化を図ることができる。

[0075] また、本実施の形態では、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の観察光学系15を使用したので、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、内視鏡の先端部2の小型化、細径化を図ることができる。

[0076] また、図6および図7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5A参照)の内視鏡の挿入部1の先端部2の構成を次の通り変更したものである。

[0077] すなわち、本実施の形態の内視鏡では、挿入部1の先端部2の端面2a1に第1の

実施の形態の突出部12が形成されておらず、図7に示すように挿入部1の先端部2の端面2a1全体がほぼ平滑な平面によって形成されている。

[0078] 図6に示すようにこの先端部2の端面2a1には、被検体に対して非接触状態で観察する通常観察用の第1の観察部41と、被検体に対して接触状態で観察する対象物接触型の第2の観察部42とからなる2眼タイプの観察光学系を有する。さらに、照明光を照射する少なくとも1つ、本実施の形態では3つ(第1, 第2, 第3)の照明部44A, 44B, 44Cと、処置具挿通チャンネル(鉗子チャンネルともいう)45の1つの先端開口部45aと、前方送水用の管路(前方送水チャンネル)46の1つの開口部46aとが配設されている。なお、第1, 第2, 第3の照明部44A, 44B, 44Cは、第1の実施の形態の第1, 第2の照明部4A, 4Bとほぼ同一構成になっている。そのため、ここでは、第1の照明部4Aと同一部分には同一の符号を付してその説明は省略する。

[0079] 図7は、本実施の形態の内視鏡の挿入部1の先端部分の内部構成を示す。図7に示すように、挿入部1の先端部2内には、硬質な金属からなる円柱部材(先端硬性部材)48と、この円柱部材48の基端側外周部を外嵌する円環状の補強環49とが配設されている。図7に示すように円柱部材48には、挿入部1の軸方向と平行な複数、本実施の形態では7つ(第1~第7)の孔部48a1~48a7(第5の孔部48a5は図示せず)が形成されている。補強環49の基端部分は、図示しない湾曲部の最先端の湾曲駒と連結されている。

[0080] さらに、円柱部材48の先端面および円柱部材48の先端側外周部には先端カバー50が外嵌される状態で装着されている。この先端カバー50は、挿入部1の軸方向と直交する先端面50a全体がほぼ平滑な平面によって形成されている。

[0081] また、本実施の形態では、先端カバー50の先端面50aには、通常観察用の第1の観察部41の観察レンズである第1レンズ41aと、対象物接触型の第2の観察部42の観察レンズである第1レンズ42aと、3つ(第1, 第2, 第3)の照明部44A, 44B, 44Cの各照明レンズユニット30の照明レンズ31とが配設されているとともに、処置具挿通チャンネル45の先端開口部45aと、前方送水用の管路46の開口部46aとが形成されている。

[0082] さらに、先端部2の円柱部材48の5つ(第1~第5)の孔部48a1~48a5は、先端カ

バー50の先端面50aの第1の観察部41と、第2の観察部42と、第1, 第2, 第3)の照明部44A, 44B, 44Cと、それぞれ対応する部位に配置されている。そして、円柱部材48の第1の孔部48a1には、第1の観察部41、第2の孔部48a2には、第2の観察部42、第3の孔部48a3には、第1の照明部44A、第4の孔部48a4(図示せず)には、第2の照明部44B、第5の孔部48a5(図示せず)には、第3の照明部44Cの各構成要素がそれぞれ組み込まれている。

[0083] さらに、円柱部材8の残りの2つ(第6, 第7)の孔部48a6, 48a7は、先端カバー50の先端面50aの処置具挿通チャンネル45の先端開口部45aと、前方送水用の管路46の開口部46aとそれぞれ対応する部位に配置されている。そして、円柱部材48の第6の孔部48a6には、処置具挿通チャンネル45の管路の構成要素が連結されている。同様に、円柱部材48の図示しない第7の孔部48a7には、前方送水用の管路46の構成要素が連結されている。

[0084] また、本実施の形態では、通常観察用の第1の観察部41の第1レンズ41aの先端面と、第1~3の照明部44A~44Cの各照明レンズ31の先端面とは先端カバー50の先端面50aとほぼ同一面上に配置されている。

[0085] これに対し、対象物接触型の第2の観察部42の第1レンズ42aは、先端カバー50の先端面50aの位置よりも前方に適宜の長さL1、例えば0.05mm程度突出された状態で固定されている。

[0086] 次に、上記構成の本実施の形態の作用について説明する。本実施の形態の内視鏡の使用時に患者の体内に内視鏡を挿入する作業を行う場合には通常観察用の第1の観察部41が使用される。

[0087] また、光源装置からライトガイド33には例えばRGBの照明光が面順次で供給され、第1~第3の照明部44A~44Cの各照明レンズ31を経て患者の体腔内に照明光が出射され、患部等を照明する。

[0088] 照明された患部等の被写体は、通常観察用の第1の観察部41の観察光学系を通じて、撮像素子の受光面に結像され、光電変換される。そして、この撮像素子から出力される信号は、図示しない信号処理回路に入力され、この信号処理回路内で処理された後、モニタにおいてカラー表示される。これにより、通常観察用の第1の観察部

41を使用して第1の観察部41の第1レンズ41a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。

[0089] さらに、体腔内の被検部位に体液などが付着して汚れた場合には前方送水ボタンが操作される。この前方送水ボタンの操作時には挿入部1の先端カバー50の開口部46a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。

[0090] また、通常観察用の第1の観察部41による観察は、患者の体内に挿入された内視鏡の先端部2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、内視鏡の先端部2が目的の観察対象部位に接近した状態で、高倍率の観察モードに切り換え操作される。これにより、第1の観察部41による通常観察のモードから対象物接触型の第2の観察部42を使用した高倍率の観察モードに切替えられる。

[0091] 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2の観察部42の第1レンズ42a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。

[0092] そして、対象物接触型の第2の観察部42による生体組織Hの観察時には挿入部1の先端部2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50の先端面50aから突出された対象物接触型の第2の観察部42の第1レンズ42aの部分が主に生体組織Hの表面に押し付けられる。そのため、対象物接触型の第2の観察部42の第1レンズ42a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。

[0093] この状態で、第1～3の照明部44A～44Cの各照明レンズ31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、細胞組織などの生体組織Hの内部まで透過され、第1～3の照明部44A～44Cの各照明レンズ31の突き当て面の周囲にも拡散する。そのため、対象物接触型の第2の観察部42の第1レンズ42a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対象物接触型の第2の観察部42の第1レンズ42a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、対象物接触型の第2の観察部42の第1レンズ42aを通過して、撮像素子の受光面に結像され、光電変換される。そして、この撮像素子から出力される信号は、図示しない信号処理回路に入力され、この信号処理回路内で処理された後、モニタにおいてカラー表示される。これにより、対象物接触型の第2の観察部42を使用して対象物接触型の第2の観察部42の第1レンズ42aを観察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。

- [0094] 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、通常観察用の第1の観察部41の第1レンズ41aの先端面と、第1～3の照明部44A～44Cの各照明レンズ31の先端面とは先端カバー50の先端面50aとほぼ同一面上に配置し、対象物接触型の第2の観察部42の第1レンズ42aのみを、先端カバー50の先端面50aの位置よりも前方に適宜の長さL1、例えば0.05mm程度突出させた状態で固定している。そのため、被検体の接触観察時に、挿入部1の先端カバー50の先端面50aを被検体に押し付けたとき、対象物接触型の第2の観察部42の第1レンズ42aの先端観察面を被検体の生体組織Hに接触させやすくすることができる。
- [0095] したがって、生体組織Hの表面H1にうねりや、凹凸などが形成されている場合であっても、挿入部1の先端カバー50の先端面50aを生体組織Hの表面H1に突き当たった際に、挿入部1の先端部2の対象物接触型の第2の観察部42の第1レンズ42aと、生体組織Hの表面H1との間に隙間S1が形成されることを防止することができる。その結果、第1～第3の照明部44A～44Cから出射された照明光の一部が直接、対象物接触型の第2の観察部42の第1レンズ42aに入射されて観察窓からの細胞観察時にフレアーなどの悪影響が発生することを防止できる。
- [0096] なお、本実施の形態では第1～第3の照明部44A～44Cにライトガイド33を通して照明光を導光する光ファイバ式の照明光学系を使用した場合の例を示したが、第1～第3の照明部44A～44Cの光源として発光ダイオード(LED)など図示しないスイッチでオンオフ操作が可能な光源を使用してもよい。

- [0097] また、図8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2の実施の形態(図6および図7参照)のように挿入部1の先端部2の端面2a1に通常観察用の第1の観察部41と、接触観察用の第2の観察部42とを有する2眼タイプの観察光学系を有する内視鏡の挿入部1の先端部2の構成を次の通り変更したものである。
- [0098] すなわち、本実施の形態の内視鏡では、図8に示すように挿入部1の先端部2の端面2a1に配置される先端カバー50に挿入部1の軸線方向と直交する平面状のベース面(第1の面)51が形成されている。さらに、このベース面の一部には、前方に突出された突出部52が形成されている。この突出部52の先端面には、ベース面51と平行に配置された突出面(第2の面)53が形成されている。なお、ベース面51と突出面53との間の壁部には、傾斜角度が例えば、45°程度の傾斜面54が形成されている。
- [0099] また、本実施の形態では突出部52の突出面53は、例えば先端カバー50の前面全体の円形状の3/4程度の面積に形成されている。すなわち、図8に示すように先端カバー50の円形状の前面全体の1/4程度の面積がベース面51になっている。
- [0100] また、突出部52の突出面53には、被検体に対して非接触状態で観察する通常観察用の第1の観察部41と、被検体に対して接触状態で観察する対象物接触型の第2の観察部42と、照明光を照射する少なくとも1つ、本実施の形態では3つ(第1, 第2, 第3)の照明部44A, 44B, 44C(図6参照)とが配設されている。さらに、ベース面51には、処置具挿通チャンネル45の1つの先端開口部45aと、前方送水用の管路46の1つの開口部46a(図示せず)とが配設されている。
- [0101] また、本実施の形態では、通常観察用の第1の観察部41の第1レンズ41aの先端面と、第1~3の照明部44A~44Cの各照明レンズ31の先端面とは突出部52の突出面53とほぼ同一面上に配置されている。
- [0102] これに対し、対象物接触型の第2の観察部42の第1レンズ42aは、突出部52の突出面53の位置よりも前方に適宜の長さL3、例えば0.05mm程度突出された状態で固定されている。
- [0103] 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、通常観察用の第1の観察部41の第1レンズ41aの先端面と、第1～3の照明部44A～44Cの各照明レンズ31の先端面とは突出部52の突出面53とほぼ同一面上に配置し、対象物接触型の第2の観察部42の第1レンズ42aのみを、突出部52の突出面53の位置よりも前方に適宜の長さL1、例えば0.05mm程度突出させた状態で固定している。そのため、被検体の接触観察時に、挿入部1の先端カバー50の突出面53を被検体に押し付けたとき、対象物接触型の第2の観察部42の第1レンズ42aの先端観察面を被検体の生体組織Hに接触させやすくすることができる。

[0104] したがって、生体組織Hの表面H1にうねりや、凹凸などが形成されている場合であっても、挿入部1の先端カバー50の突出面53を生体組織Hの表面H1に突き当たった際に、挿入部1の先端部2の対象物接触型の第2の観察部42の第1レンズ42aと、生体組織Hの表面H1との間に隙間S1が形成されることを防止することができる。その結果、本実施の形態でも第2の実施の形態と同様に、第1～第3の照明部44A～44Cから出射された照明光の一部が直接、対象物接触型の第2の観察部42の第1レンズ42aに入射されて観察窓からの細胞観察時にフレアーなどの悪影響が発生することを防止できる。

[0105] また、図9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5A参照)のように接離兼用型の観察光学系15を有する1眼タイプの内視鏡の挿入部1の先端部2の構成を次の通り変更したものである。なお、本実施の形態の大部分は第1の実施の形態と同一構成になっているので、図9中で、図1乃至図5Aと同一部分には同一の符号を付してその説明を省略する。

[0106] すなわち、本実施の形態の内視鏡では、特に、図9に示すように内視鏡の挿入部1の先端部2に配置される先端カバー10の突出部12の突出面13に対して、接離兼用型の観察光学系15の撮像ユニットのみ前方に向けて突出されている。ここで、第1のユニット構成体18の第1レンズ18b1の前端部は突出部12の突出面13の位置よりも前方に適宜の長さL1、例えば0.05mm程度突出された状態で固定されている。

[0107] さらに、第1、第2の照明部4A、4Bの照明レンズ31の前端部は、突出部12の突出面13の位置と同一面に固定されている。ここで、突出部12の突出面13からの照明レンズ31の前端部の突出長さL2は、0である。そして、第1、第2の照明部4A、4Bの

照明レンズ31の前端部は、観察光学系15の第1のユニット構成体18の第1レンズ18b1の前端部位置よりも後方に配置され、 $L2=0$ 、 $L1>0$ の関係になっている。

[0108] また、第1のユニット構成体18の第1レンズ18b1の前端部の周囲には、遮光壁61が形成されている。この遮光壁61は、第1、第2の照明部4A、4Bの照明レンズ31から出射された照明光の一部が直接、観察光学系15の第1レンズ18b1に入射されることを防止して観察窓からの細胞観察や通常観察(被検体に対して非接触状態で観察する)時にフレアーなどの悪影響が発生することを防止するものである。

[0109] 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、内視鏡の挿入部1の先端部2に配置される先端カバー10の突出部12の突出面13に対して、接離兼用型の観察光学系15の先端の第1レンズ18b1のみ前方に向けて突出させている。そのため、観察光学系15のズームレンズユニット16が高倍率の観察モードに切替えられた状態で、被検体の接触観察時に、挿入部1の先端カバー10の突出部12の突出面13を被検体に押し付けたとき、観察光学系15の先端の第1レンズ18b1の先端観察面を被検体の生体組織Hに接触させやすくすることができる。

[0110] したがって、生体組織Hの表面H1にうねりや、凹凸などが形成されている場合であっても、挿入部1の先端カバー10の突出部12の突出面13を生体組織Hの表面H1に突き当たった際に、挿入部1の先端部2の観察光学系15の先端の第1レンズ18b1と、生体組織Hの表面H1との間に隙間S1が形成されることを防止することができる。その結果、第1、第2の照明部4A、4Bの照明レンズ31から出射された照明光の一部が直接、観察光学系15の先端の第1レンズ18b1に入射されて観察窓からの細胞観察や通常観察(被検体に対して非接触状態で観察する)時にフレアーなどの悪影響が発生することを防止できる。

[0111] なお、本実施の形態では、第1、第2の照明部4A、4Bの照明レンズ31の前端部は、観察光学系15の第1のユニット構成体18の第1レンズ18b1の前端部位置よりも後方に配置され、 $L2=0$ 、 $L1>0$ の関係に設定されている。そのため、通常では、照明レンズ31から出射される照明光の一部が観察光学系15の第1レンズ18b1に直接入射される可能性があり、観察光学系15の観察像にはフレアーが発生する可能性が

有る。しかしながら、本実施の形態では第1のユニット構成体18の第1レンズ18b1の前端部の周囲に、遮光壁61を形成しているため、第1、第2の照明部4A、4Bの照明レンズ31から出射された照明光の一部が直接、観察光学系15の第1レンズ18b1に入射されることを防止することができる。そのため、観察光学系15の第1レンズ18b1からの細胞観察時にフレアーなどの悪影響が発生することを防止することができる。

[0112] また、図10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5A参照)のように接離兼用型の観察光学系15を有する1眼タイプの内視鏡の構成を次の通り変更したものである。なお、本実施の形態の大部分は第1の実施の形態と同一構成になっているので、図10中で、図1乃至図5Aと同一部分には同一の符号を付してその説明を省略する。

[0113] すなわち、本実施の形態の内視鏡では、特に、図10に示すように内視鏡の挿入部1の先端部2に配置される先端カバー10の突出部12の突出面13に対して、接離兼用型の観察光学系15の第1のユニット構成体18の第1レンズ18b1と、第1、第2の照明部4A、4Bの照明レンズ31の前端部との両方が前方に向けて突出されている。ここで、第1のユニット構成体18の第1レンズ18b1の前端部は突出部12の突出面13の位置よりも前方に適宜の長さL1、例えば0.05mm程度突出された状態で固定されている。

[0114] さらに、第1、第2の照明部4A、4Bの照明レンズ31の前端部の突出位置L4は、第1のユニット構成体18の第1レンズ18b1の前端部の突出位置L1の突出量よりも小さくなるように設定されている。したがって、 $L1 > L4 > 0$ の関係になっている。

[0115] また、第1のユニット構成体18の第1レンズ18b1の前端部の周囲には、第4の実施の形態(図9参照)と同様の遮光壁61が形成されている。この遮光壁61は、第1、第2の照明部4A、4Bの照明レンズ31から出射された照明光の一部が直接、観察光学系15の第1レンズ18b1に入射されることを防止して観察窓からの細胞観察や通常観察(被検体に対して非接触状態で観察する)時にフレアーなどの悪影響が発生することを防止するものである。

[0116] 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、内視鏡の挿入部1の先端部2に配置される先端カバー10の突出部12の突出面

13に対して、接離兼用型の観察光学系15の撮像ユニットと、第1, 第2の照明部4A, 4Bの照明レンズ31の前端部との両方を前方に向けて突出させている。そのため、観察光学系15のズームレンズユニット16が高倍率の観察モードに切替えられた状態で、被検体の接触観察時に、挿入部1の先端カバー10の突出部12の突出面13を被検体に押し付けたとき、観察光学系15の先端の第1レンズ18b1の先端観察面を被検体の生体組織Hに接触させやすくすることができる。

[0117] したがって、生体組織Hの表面H1にうねりや、凹凸などが形成されている場合であっても、挿入部1の先端カバー10の突出部12の突出面13を生体組織Hの表面H1に突き当たった際に、挿入部1の先端部2の観察光学系15の先端の第1レンズ18b1と、生体組織Hの表面H1との間に隙間S1が形成されることを防止することができる。その結果、第1, 第2の照明部4A, 4Bの照明レンズ31から出射された照明光の一部が直接、観察光学系15の先端の第1レンズ18b1に入射されて観察窓からの細胞観察や通常観察(被検体に対して非接触状態で観察する)時にフレアーなどの悪影響が発生することを防止できる。

[0118] さらに、本実施の形態では、特に、第1, 第2の照明部4A, 4Bの照明レンズ31の前端部の突出位置L4は、第1のユニット構成体18の第1レンズ18b1の前端部の突出位置L1の突出量よりも小さくなるように設定され、 $L1 > L4 > 0$ の関係に設定されている。そのため、通常では、照明レンズ31から出射される照明光の一部が観察光学系15の第1レンズ18b1に直接入射される可能性があり、観察光学系15の観察像にはフレアーが発生する可能性が有る。しかしながら、本実施の形態でも第4の実施の形態と同様に第1のユニット構成体18の第1レンズ18b1の前端部の周囲に、遮光壁61を形成しているため、第1, 第2の照明部4A, 4Bの照明レンズ31から出射された照明光の一部が直接、観察光学系15の第1レンズ18b1に入射されることを防止することができる。そのため、観察光学系15の第1レンズ18b1からの細胞観察や通常観察(被検体に対して非接触状態で観察する)時にフレアーなどの悪影響が発生することを防止することができる。

[0119] また、図11および図12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2の実施の形態(図6および図7参照)のように挿入部1の先端部2の端面

2a1に通常観察用の第1の観察部41と、接触観察用の第2の観察部42とを有する2眼タイプの観察光学系を有する内視鏡の構成を次の通り変更したものである。なお、本実施の形態の大部分は第2の実施の形態と同一構成になっているので、図11および図12中で、図6および図7と同一部分には同一の符号を付してその説明を省略する。

- [0120] すなわち、本実施の形態では、挿入部1の先端部2に配置される先端カバー71には、図12に示すように、前方に突出された突出段部72と、この突出段部72よりも1段低い中段部73と、この中段部73よりも1段低い下段部74とを有する3段の段部72, 73, 74が形成されている。ここで、突出段部(突出部)72の端面は、挿入部1の軸方向と直交する平面72aによって形成されている。そして、この突出段部72の平面72aによって突出面が形成されている。
- [0121] また、本実施の形態では突出段部72の平面72aは、先端カバー71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、図11中で、先端カバー71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に対して左側部分に形成されている。
- [0122] この突出段部72の平面72aには、対象物接触型の第2の観察部42の観察レンズである第1レンズ41aと、第1の照明部44Aとが配設されている。ここで、対象物接触型の第2の観察部42の第1レンズ42aは、突出段部72の平面72aの位置よりも前方に適宜の長さL5、例えば0.05mm程度突出された状態で固定されている。
- [0123] また、中段部73は、突出段部72の平面72aとほぼ平行な平面73aを有する。この中段部73の平面73aには、通常観察用の第1の観察部41の観察レンズである第1レンズ41aと、2つ(第2, 第3)の照明部44B, 44Cとが配設されている。ここで、第2, 第3の照明部44B, 44Cは、第1の観察部41の第1レンズ41aの両側に配置されている。さらに、中段部73と突出段部72との間の壁部には、傾斜角度が例えば、45°程度の傾斜面72bが形成されている。
- [0124] なお、突出段部72の平面72aと中段部73の平面73aとの間の段差は、突出段部72が第1の観察部41の第1レンズ41aの視野に入ること防止できる高さ、例えば、約0.7mm程度に設定されている。

- [0125] 下段部74は、突出段部72の平面72aとほぼ平行な平面74aを有する。この下段部74の平面74aには、挿入部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)45の先端開口部45aと、送気送水ノズル75とが配設されている。
- [0126] さらに、下段部74と中段部73との間の壁部には、傾斜角度が例えば、45°程度の傾斜面73bと、この傾斜面73bよりも傾斜角度が小さい流体ガイド面73cとが形成されている。この流体ガイド面73cは、下段部74の送気送水ノズル75と、中段部73の第1の観察部41の第1レンズ41aとの間に配置されている。この流体ガイド面73c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。
- [0127] また、送気送水ノズル75の先端部は、第1の観察部41の第1レンズ41a側に向けて配置されている。さらに、この送気送水ノズル75の先端開口部の噴出口75aは流体ガイド面73c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75の先端開口部の噴出口75aの先端面と第1の観察部41の第1レンズ41a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。
- [0128] また、突出段部72の平面72aである突出面以外の部分、例えば中段部73の平面73aと、下段部74の平面74aと、中段部73と突出段部72との間の壁部の傾斜面72bと、下段部74と中段部73との間の壁部の傾斜面73bや流体ガイド面73cと、下段部74と突出段部72との間の壁部の傾斜面72cとによって非突出面が形成されている。この傾斜面72cは、傾斜角度が例えば、45°程度に形成されている。
- [0129] ここで、図12に示すように突出段部72の平面72aである突出面は、送気送水ノズル75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72の平面72aが被検体に当接された際に、送気送水ノズル75の先端部が被検体に引っ掛かることが防止されている。
- [0130] さらに、挿入部1の先端部2には、非突出面、本実施の形態では下段部74と突出段部72との間の傾斜面72cに前方送水用の開口部76が配設されている。この開口部76は、挿入部1に挿通された図示しない前方送水用の管路(前方送水チャンネル)と連通されている。
- [0131] 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、対象物接触型の第2の観察部42の第1レンズ42aは、突出段部72の平面72aの位置よりも前方に適宜の長さL5、例えば0.05mm程度突出された状態で固定している。そのため、被検体の接触観察時に、挿入部1の先端カバー71の突出段部72を被検体に押し付けたとき、対象物接触型の第2の観察部42の第1レンズ42aの先端観察面を被検体の生体組織Hに接触させやすくすることができる。

[0132] したがって、生体組織Hの表面H1にうねりや、凹凸などが形成されている場合であっても、挿入部1の先端カバー71の突出段部72を生体組織Hの表面H1に突き当たった際に、挿入部1の先端部2の対象物接触型の第2の観察部42の第1レンズ42aと、生体組織Hの表面H1との間に隙間S1が形成されることを防止することができる。その結果、本実施の形態でも第2の実施の形態と同様に、第1～第3の照明部44A～44Cから出射された照明光の一部が直接、対象物接触型の第2の観察部42の第1レンズ42aに入射されて観察窓からの細胞観察時にフレアーなどの悪影響が発生することを防止できる。

[0133] また、図13は本発明の第7の実施の形態を示すものである。第1の実施の形態(図1乃至図5A参照)では、内視鏡の挿入部1の先端部2の端面2a1が挿入部1の軸線方向に対して直交する方向に配置され、前方正面方向を観察する直視型の内視鏡に本発明を適用した例を示したが、本実施の形態は、内視鏡の挿入部1の先端部2の端面2a1が挿入部1の軸線方向に対して直交する方向から外れた傾斜面によって形成されている斜視型の内視鏡81に本発明を適用したものである。なお、これ以外の部分は第1の実施の形態の内視鏡と同一構成になっており、第1の実施の形態の内視鏡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。

[0134] すなわち、本実施の形態の内視鏡81では、先端部2の端面2a1の傾斜面にベース面(第1の面)82から前方に突出された突出部83が形成されている。この突出部83の先端面には、ベース面82と平行に配置された突出面(第2の面)84が形成されている。

[0135] また、突出部83の突出面84には、被検体に対して接触状態で観察する高倍率の対象物接触型の観察光学系の観察窓85と、照明部86とが配設されている。対象物接触型の観察窓85の第1レンズは、突出部83の突出面84の位置よりも前方に適宜

の長さ突出された状態で固定されている。

[0136] 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、対象物接触型の観察窓85の第1レンズのみを、突出部83の突出面84の位置よりも前方に適宜の長さ突出させた状態で固定している。そのため、被検体の接触観察時に、挿入部1の先端部2の突出面84を被検体に押し付けたとき、対象物接触型の観察窓85の第1レンズの先端観察面を被検体の生体組織Hに接触させやすくなることができる。

[0137] したがって、生体組織Hの表面H1にうねりや、凹凸などが形成されている場合であっても、挿入部1の先端部2の突出面84を生体組織Hの表面H1に突き当たった際に、挿入部1の先端部2の対象物接触型の観察窓85の第1レンズと、生体組織Hの表面H1との間に隙間S1が形成されることを防止することができる。その結果、本実施の形態でも第2の実施の形態と同様に、照明部86から出射された照明光の一部が直接、対象物接触型の観察窓85の第1レンズに入射されて観察窓85からの細胞観察時にフレアーなどの悪影響が発生することを防止できる。

[0138] なお、本発明は上記実施の形態に限定されるものではない。例えば、上記実施の形態では照明窓にライトガイドを通して照明光を導光する光ファイバ式の照明光学系を使用した場合の例を示したが、照明窓の光源として発光ダイオード(LED)など図示しないスイッチでオンオフ操作が可能な光源を使用してもよい。さらに、その他、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施できることは勿論である。

次に、本出願の他の特徴的な技術事項を下記の通り付記する。

記

(付記項1) 被検体に挿入するための挿入部と、前記挿入部の先端面に、少なくとも第1の面と、この第1の面から先端側に突出した位置に配置された第2の面とを設け、前記第2の面に前記被検体を観察する観察部と、照明光を照射する照明部とが配置され、かつ少なくとも前記観察部の観察窓の先端面は、前記第2の面よりも先端側に突出した位置に配置されていることを特徴とする内視鏡の先端部。

[0139] (付記項2) 挿入部先端面が、第1の面と、この第1の面からは先端側に突出した位置にある第2の面とから構成してあり、前記第2の面には当該第2の面からさらに先

端側に突出したその表面が位置するように設けた観察窓が設けてあることを特徴とする内視鏡。

- [0140] (付記項3) 内視鏡先端部の一部が突出し、前記突出部に超高倍率の観察窓を有する接触観察型内視鏡において、前記突出部面よりも観察窓がさらに突出したことを特徴とする内視鏡。

産業上の利用可能性

- [0141] 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。

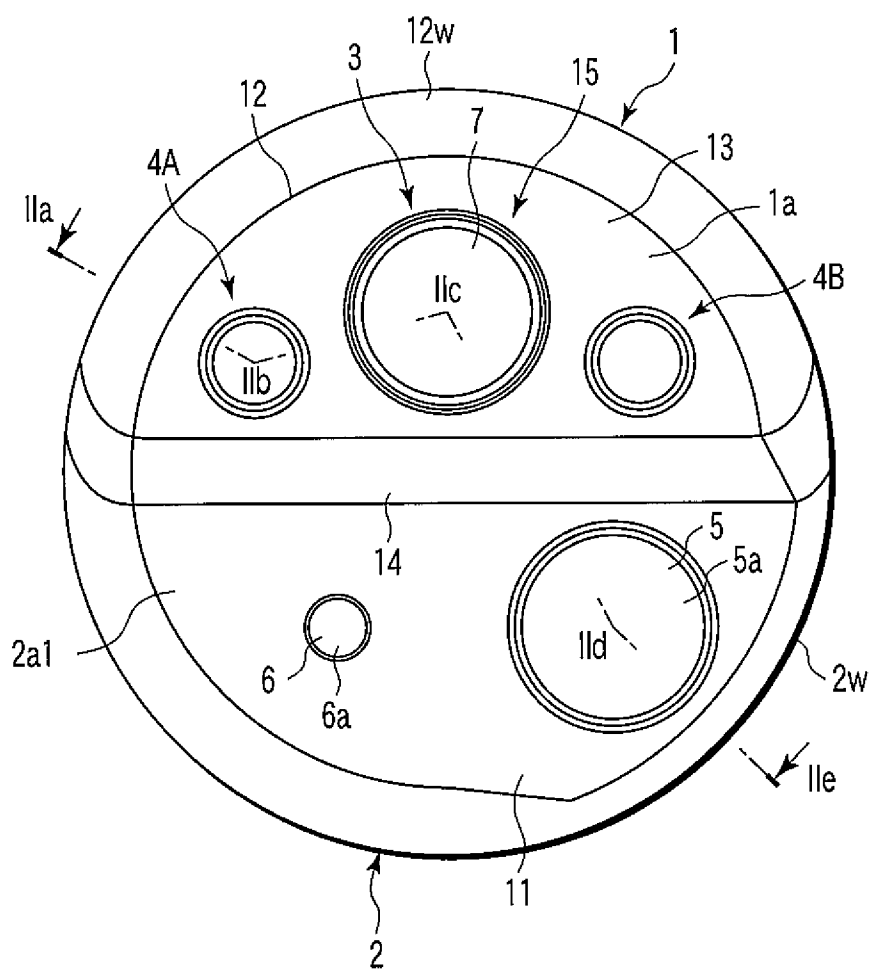
請求の範囲

- [1] 先端および基端を有し、細長い挿入部と、
前記挿入部の前記先端に配設された先端面とを有し、
被検体を観察する観察部と、照明光を照射する照明部とが前記先端面に配設されている内視鏡であって、
前記観察部は、前記被検体の観察像を入射する観察窓を有し、
少なくとも前記観察窓の先端観察面は、前記先端面よりも前記挿入部の先端側に突出した位置に配置されている。
- [2] 請求項1に記載の内視鏡であって、
前記挿入部は、前記先端面が前記挿入部の軸線方向に対して直交する方向から外れた傾斜面によって形成されている。
- [3] 請求項1または2に記載の内視鏡であって、
前記先端面は、少なくとも第1の面と、この第1の面から前記挿入部の先端側に突出した位置に配置された第2の面とを有し、
前記観察部と、前記照明部とが前記第2の面に配置され、
かつ少なくとも前記観察部の前記先端観察面は、前記第2の面よりも先端側に突出した位置に配置されている。
- [4] 請求項3に記載の内視鏡であって、
前記観察部は、前記被検体に対して非接触状態で観察する第1の観察部と、
前記被検体に対して接触状態で観察する第2の観察部と、
を含み、
少なくとも前記第2の観察部は、前記第2の面に配置されている。
- [5] 請求項1または2に記載の内視鏡であって、
前記先端面は、少なくとも第1の面と、この第1の面から先端側に突出した位置に配置された第2の面とを有し、
前記第2の面は、前記被検体を観察する観察部と、照明光を照射する照明部とが配置され、
かつ前記観察部の先端観察面および前記照明部の照明窓の先端面は、前記第2

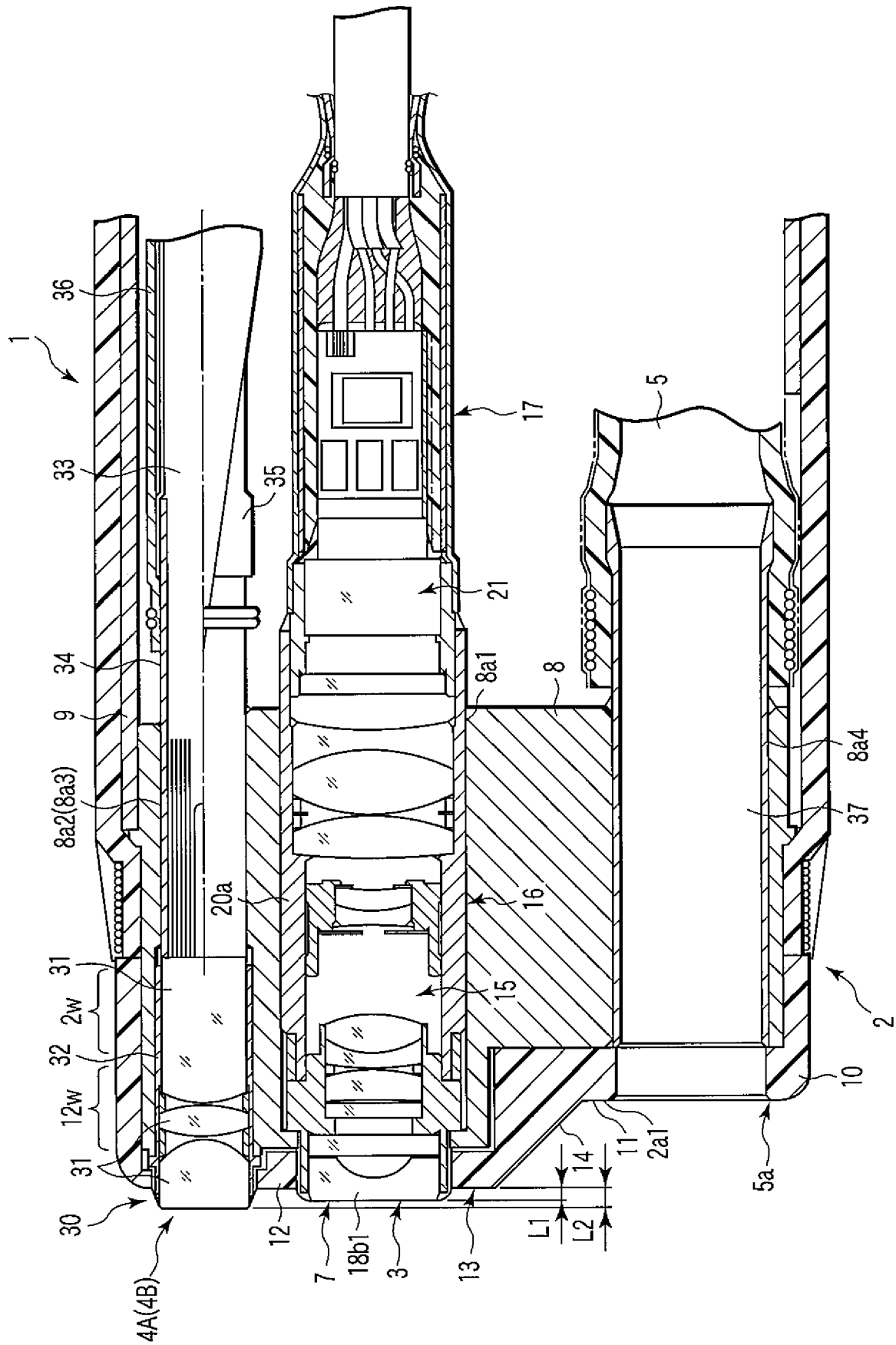
の面よりも先端側に突出した位置に配置されている。

- [6] 請求項5に記載の内視鏡であって、
前記観察部の先端観察面は、前記照明部の照明窓の先端面よりも前記第2の面からの突出量が小さい状態に設定されている。
- [7] 請求項5に記載の内視鏡であって、
前記観察部の先端観察面は、前記照明部の照明窓の先端面よりも前記第2の面からの突出量が大きい状態に設定され、
かつ前記観察部は、前記観察窓の周囲に前記照明部からの照明光が前記先端観察面に直接的に入射することを防止する遮光手段を有する。
- [8] 請求項4に記載の内視鏡であって、
前記第2の観察部は、前記第1の観察部よりも高倍率の観察光学系を有する。

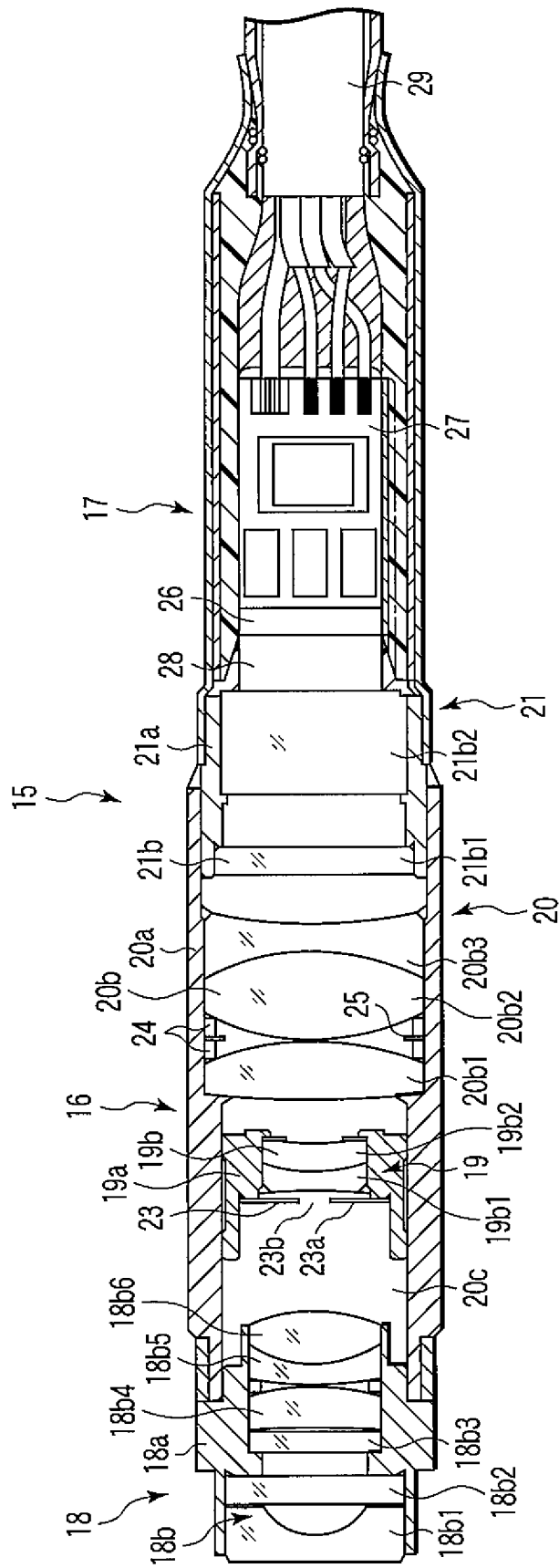
[図1]



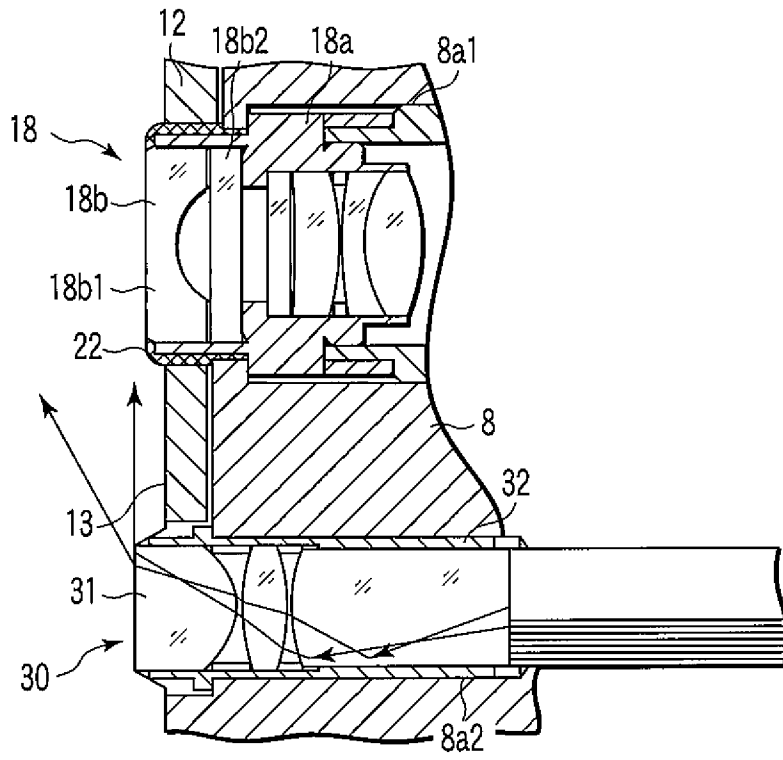
[図2]



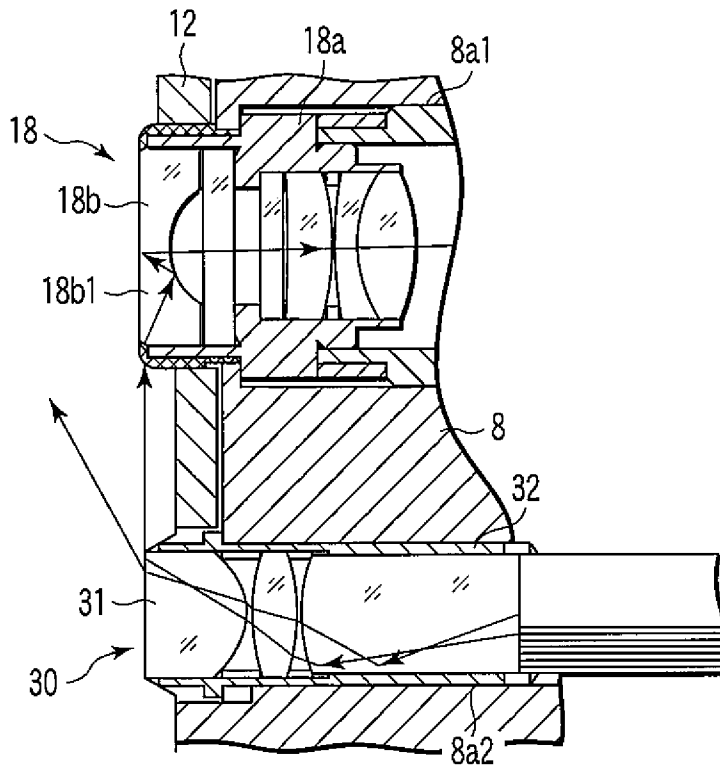
[図3]



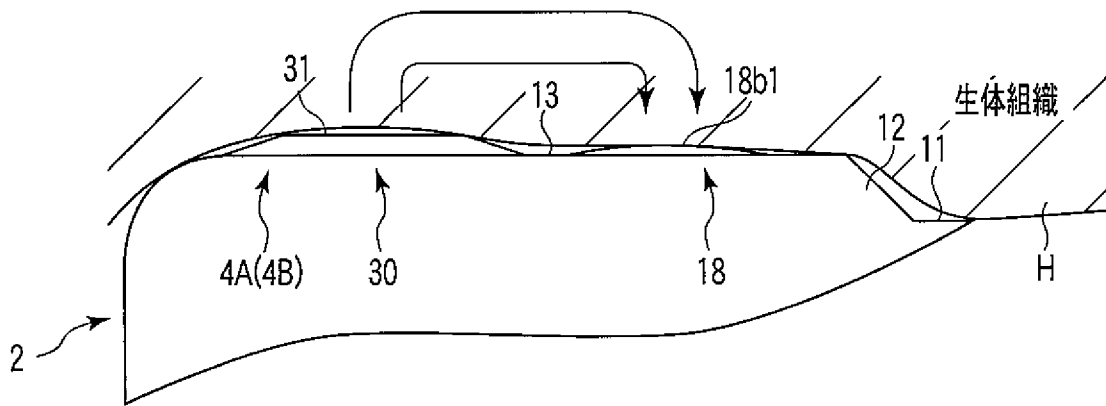
[図4A]



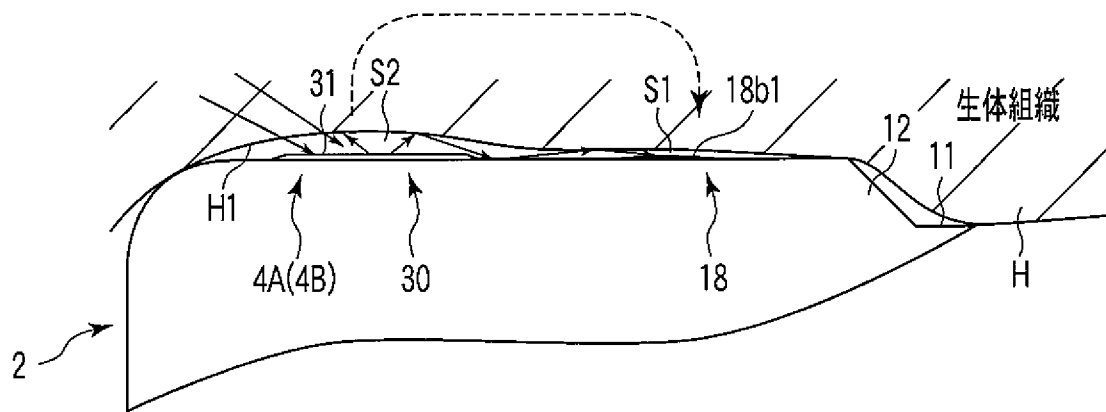
[図4B]



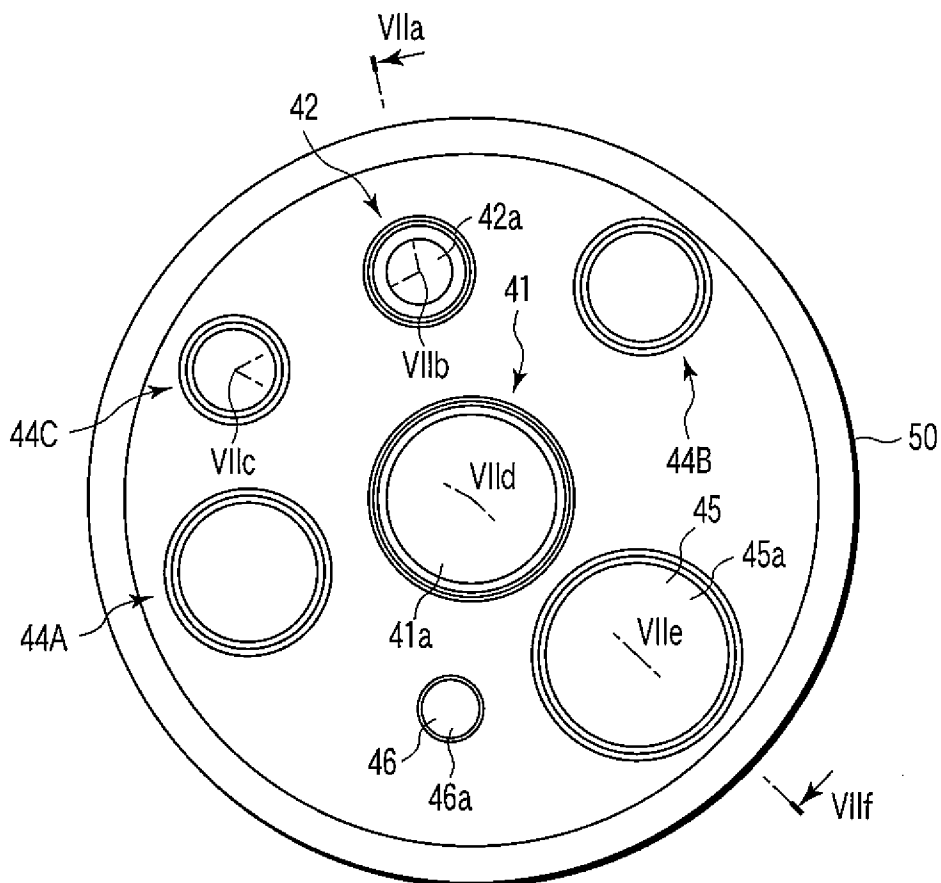
[図5A]



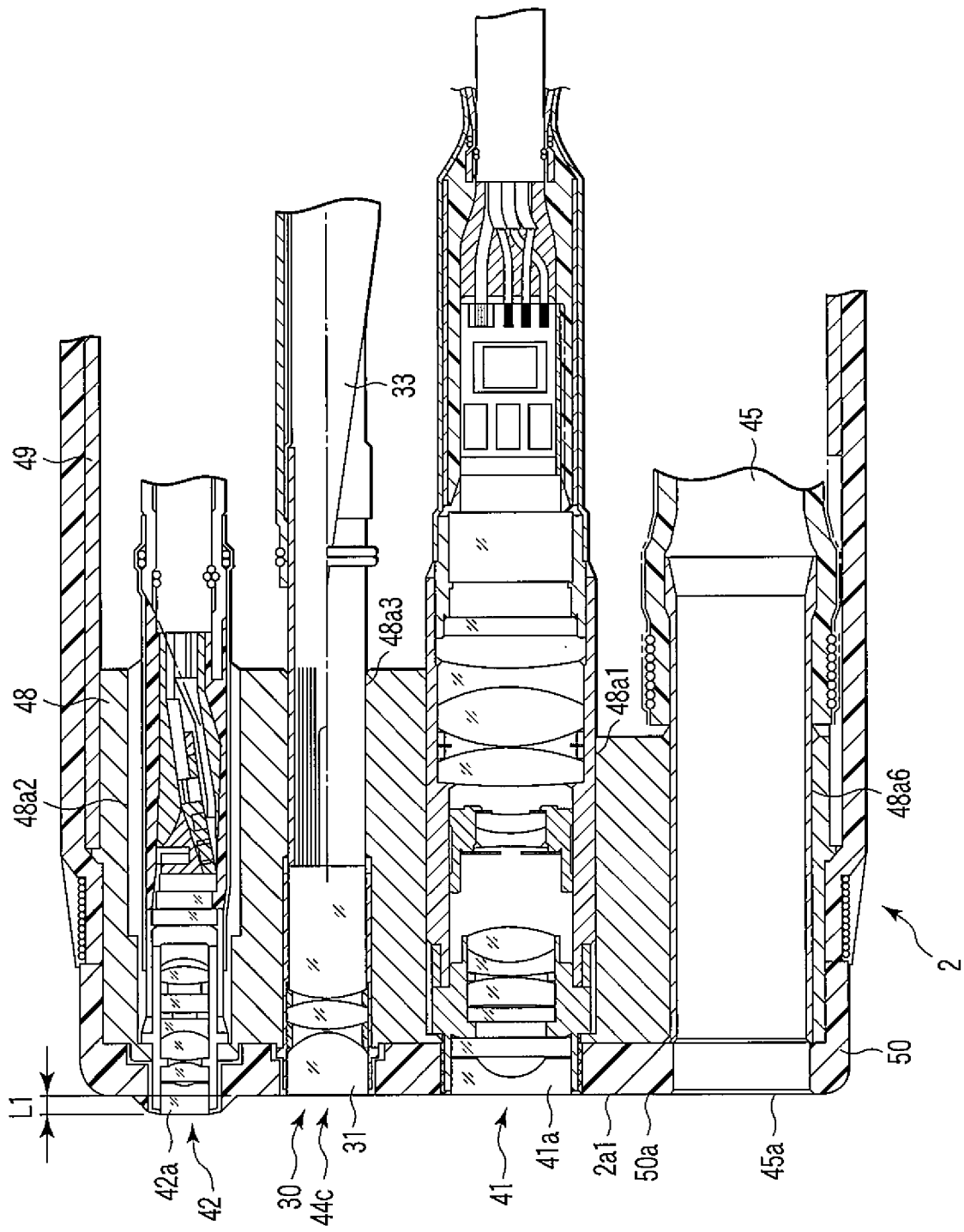
[図5B]



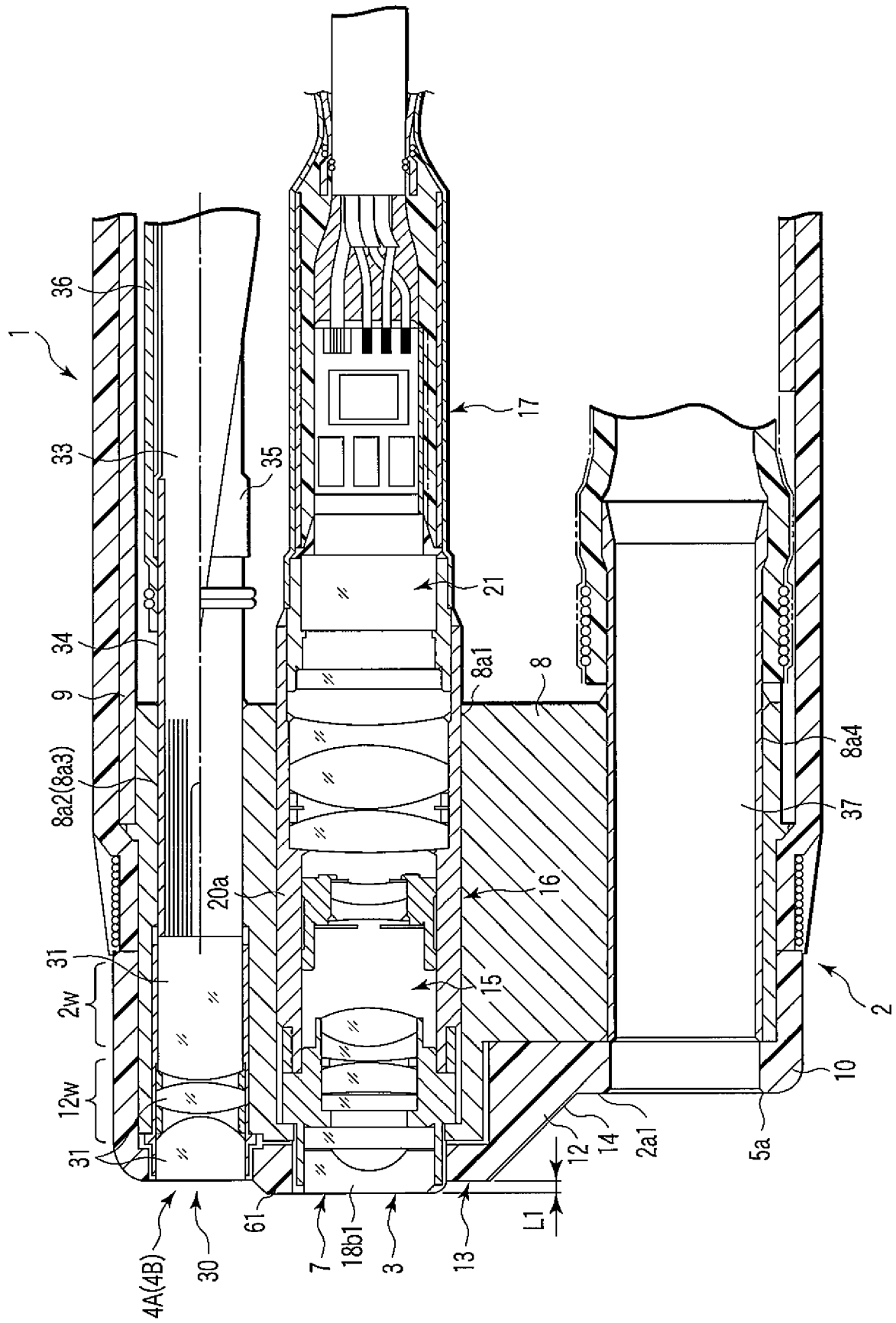
[図6]



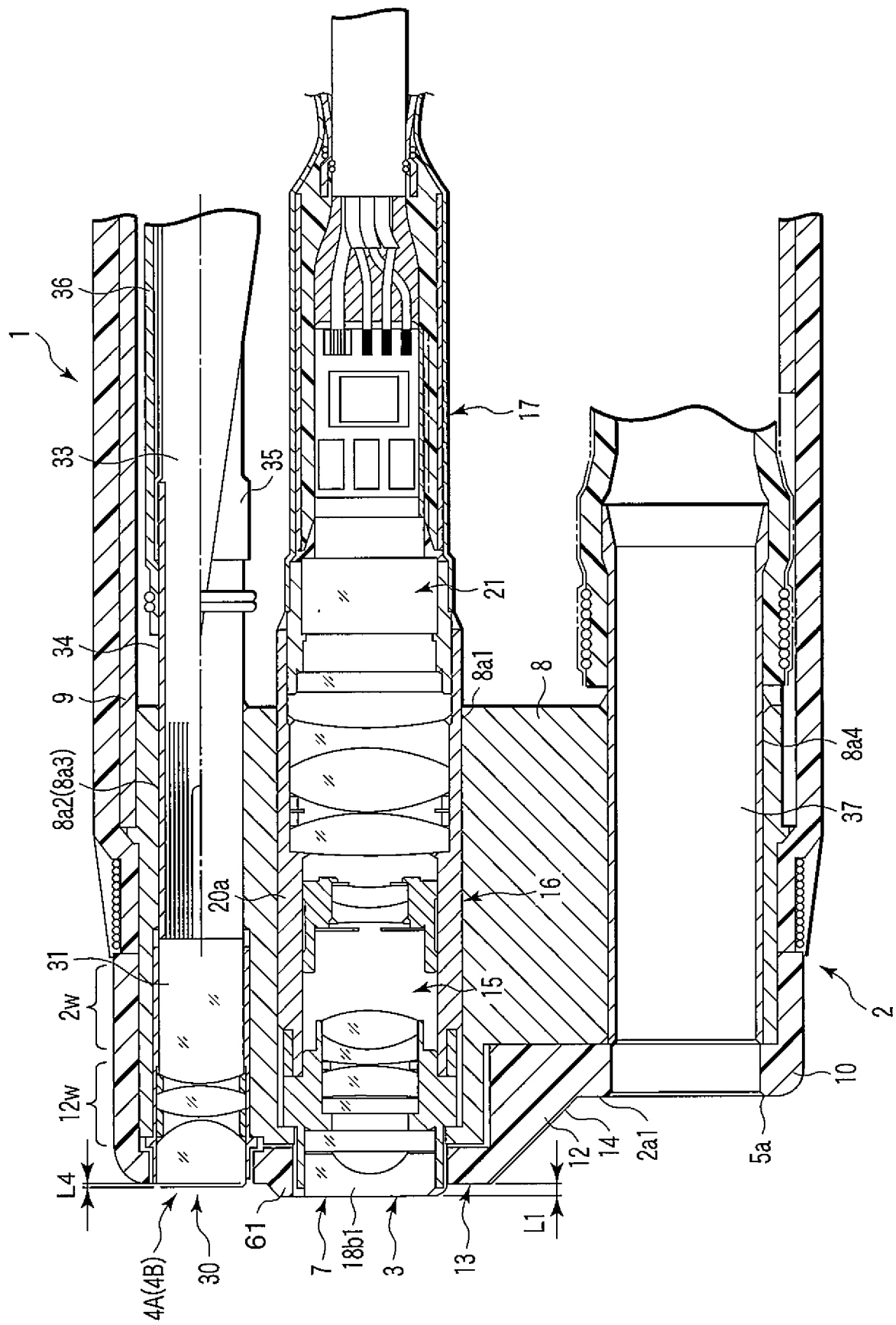
[図7]



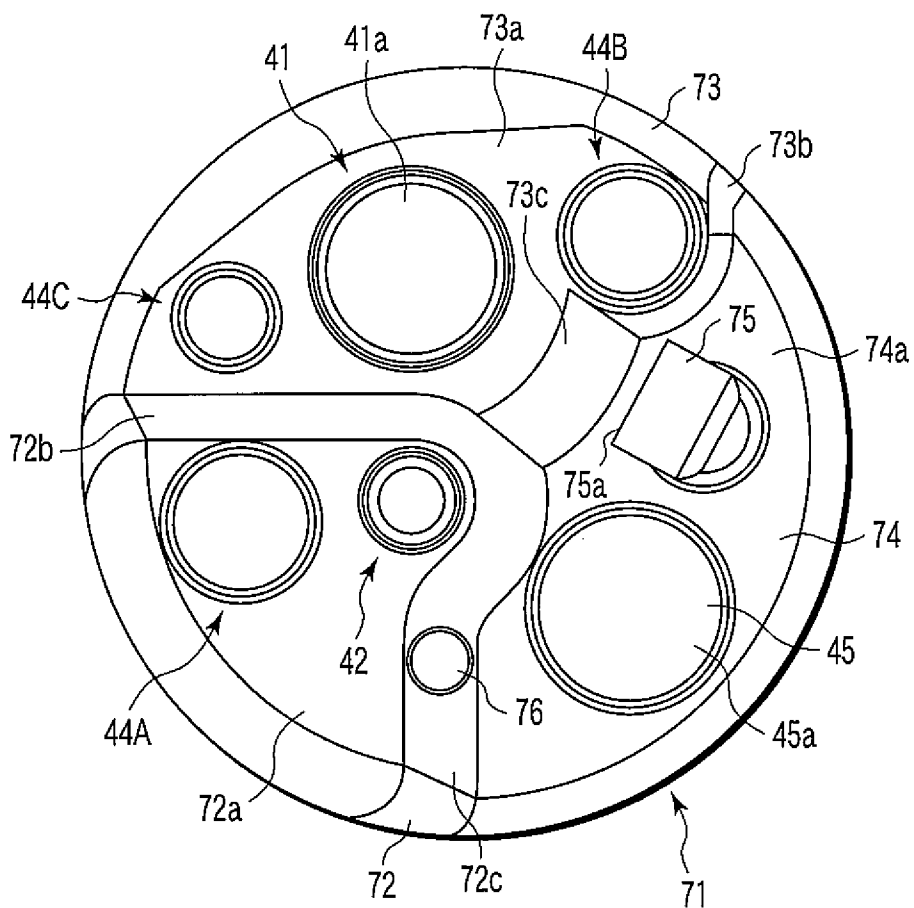
[図9]



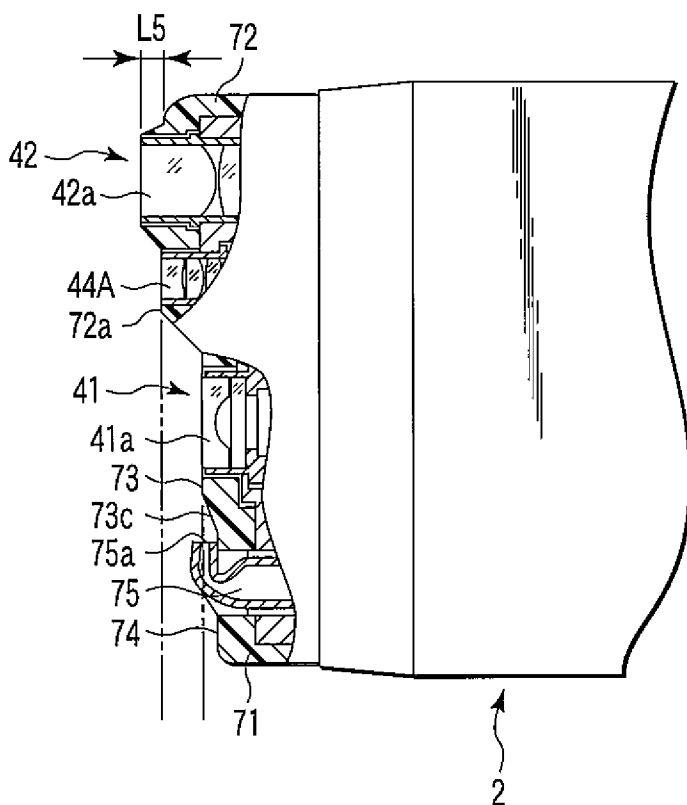
[図10]



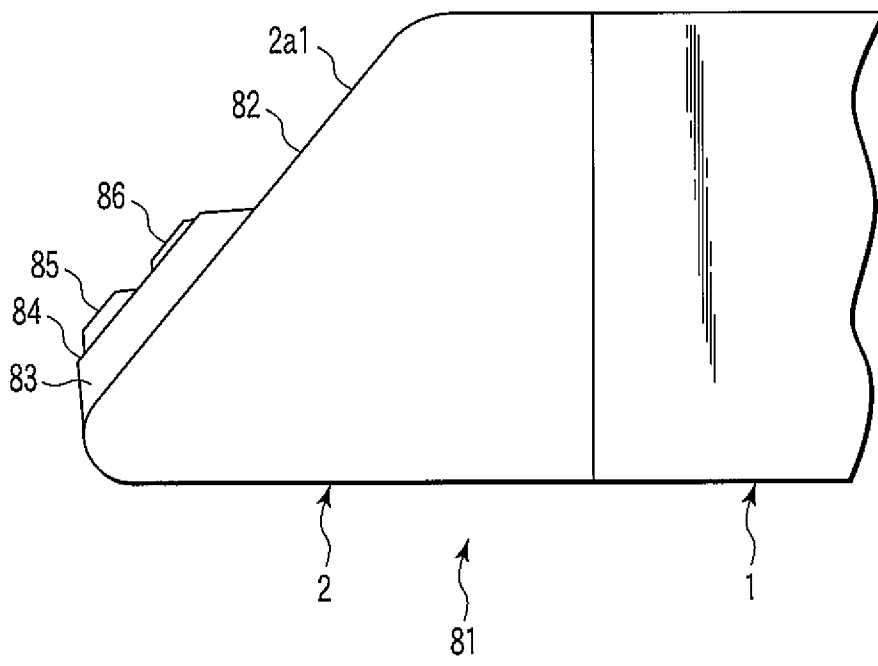
[図11]



[図12]



[図13]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2007/062120

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01) i

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-A61B1/32

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	1996-2007
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2007	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2007

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	JP 2005-640 A (Pentax Corp.), 06 January, 2005 (06.01.05), Full text; Figs. 1 to 6	1, 3-8
Y	Full text; Figs. 1 to 6 & US 2004/0158129 A1 & DE 102004006541 A1	2
X	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; Figs. 1 to 6 (Family: none)	1

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
- "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)
- "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

- "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
- "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
- "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
- "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
03 September, 2007 (03.09.07)

Date of mailing of the international search report
11 September, 2007 (11.09.07)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2007/062120

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2005-13708 (Olympus Corp.), 20 January, 2005 (20.01.05), Full text; Figs. 1 to 20 & EP 1481629 A2 & US 2004/0242963 A1	2

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)i

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-A61B1/32

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	1971-2007年
日本国実用新案登録公報	1996-2007年
日本国登録実用新案公報	1994-2007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	J P 2 0 0 5 - 6 4 0 A (ペンタックス株式会社) 2 0 0 5 . 0 1 . 0 6 全文、第1-6図	1, 3-8 2
Y	全文、第1-6図 & US 2004/0158129 A1 & DE 102004006541 A1	
X	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	1

C欄の続きにも文献が列挙されている。

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
03.09.2007

国際調査報告の発送日
11.09.2007

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)
安田 明央
2Q 9309
電話番号 03-3581-1101 内線 3292

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
Y	撮影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1-6図 (ファミリーなし) JP 2005-13708 (オリンパス株式会社) 2005.01.20 全文、第1-20図 & EP 1481629 A2 & US 2004/0242963 A1	2