

(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 6 日 (06.12.2007)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2007/138889 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) G02B 23/24 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2007/060223
- (22) 国際出願日: 2007 年 5 月 18 日 (18.05.2007)
- (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2006-152598 2006 年 5 月 31 日 (31.05.2006) 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二丁目 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]; 〒1510072 東京都

渋谷区幡ヶ谷二丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内 Tokyo (JP). 高頭 英泰 (TAKATO, Hideyasu). 野口 あずさ (NOGUCHI, Azusa). 三宅 清士 (MIYAKE, Kiyoshi). 道口 信行 (DOGUCHI, Nobuyuki). 後野 和弘 (GONO, Kazuhiro).

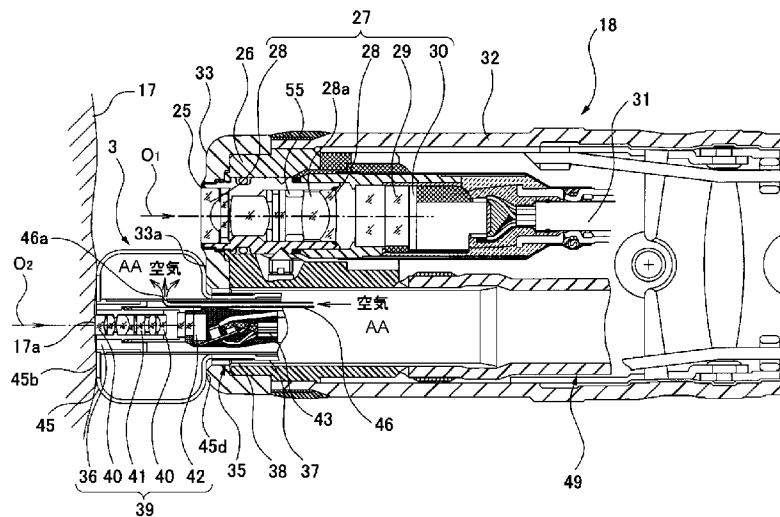
(74) 代理人: 伊藤 進 (ITO, Susumu); 〒1600023 東京都新宿区西新宿七丁目 4 番 4 号 武蔵ビル Tokyo (JP).

(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, 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,

[続葉有]

(54) Title: ENDOSCOPE AND ENDOSCOPE SYSTEM

(54) 発明の名称: 内視鏡および内視鏡システム



AA AIR

(57) Abstract: An endoscope having an insertion section, a contact section, increase means, and observation means. The insertion section is a section that can be inserted into a subject. The contact section is provided at the forward end of the insertion section. The contact section at the forward end can be in contact with the subject. The increase means increases the area of contact of the contact section. The observation means observes the subject with which the contact section that is provided at the forward end and is increased in area by the increase means is in contact, or observes the subject that is separated a predetermined distance from the contact section that is increased in area.

(57) 要約: 内視鏡は挿入部と、当接部と、増大手段と、観察手段とを具備している。挿入部は、被検体に挿入可能な挿入部である。当接部は、挿入部の先端部に設けられる。先端部に設けられた当接部は、被検体に接触可能である。増大手段は、当接部の当接面積を増大させる。観察手段は、先端部に

[続葉有]



WO 2007/138889 A1



SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC,
VN, ZA, ZM, ZW.

TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW,
ML, MR, NE, SN, TD, TG).

- (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, MT, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK,

添付公開書類:

— 国際調査報告書

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。

明 細 書

内視鏡および内視鏡システム

技術分野

[0001] 本発明は、観察部を被検体に当接もしくは離間させて、該被検体を観察することが可能な内視鏡、および、内視鏡システムに関する。

背景技術

[0002] 従来、観察部先端を被検体に当接もしくは離間させて、該被検体を高倍率で観察することが可能な観察プローブを有する内視鏡として特開2004-350940号公報が開示されている。この内視鏡には、挿入先端部に通常の倍率を有する通常観察部と挿入部先端面より出沒可能な高倍率の高倍率観察プローブとが併設されている。この内視鏡によれば、例えば、上記通常観察部により観察を行うことによって病変部位を探した後、病変部位を上記高倍率観察プローブにより拡大観察、または、拡大撮影を行うことができる。

[0003] しかしながら、上述した特開2004-350940号公報に開示の内視鏡(プローブ本体)は、別の内視鏡本体の処置具挿入孔に挿入して観察するために先端部が細い径になっている。したがって、体壁に該先端部を強く当接させた場合、当接面積が小さいために局所的な力が加わりやすい。また、上記高倍率観察プローブの先端端面の位置は、上記通常観察部の近距離側観測深度内に所定の位置に位置決めする必要がある。しかし、前記内視鏡では上記高倍率観察プローブが単に押し出された状態で保持されることから上記高倍率観察プローブの観測光軸方向の位置決めが困難であった。さらにまた、高倍率観察プローブ先端部の径が小さいことから上記体壁に対する拡大観察中にグリップ力が小さく、観察光軸直交方向に位置ずれする可能性もあった。

[0004] 本発明は、上述の問題を解決するためになされたものであり、観察プローブの先端部が細い状態であったとしても上記先端部の位置決めが容易で安定した観察が可能である内視鏡、及び内視鏡システムを提供することを目的とする。

発明の開示

課題を解決するための手段

- [0005] 本発明の内視鏡は、被検体に挿入可能な挿入部と、前記挿入部の先端部に設けられ、被検体に接触可能な当接部と、前記当接部の当接面積を増大させる増大手段と、前記先端部に設けられ、前記当接部によって当接もしくは所定距離離間された被検体を観察する観察手段とを具備している。

図面の簡単な説明

- [0006] [図1]本発明の第一の実施の形態の内視鏡観察装置の全体構成を示す図である。
- [図2]図1の内視鏡観察装置における内視鏡挿入部先端の拡大断面図である。この図は、高倍率観察プローブが鉗子チャンネル内に収納されている状態を示す。
- [図3]図2の高倍率観察プローブを突出させ、突き当てバルーンを膨張させた状態で観察部位の生体粘膜に当接させ、関心部位を観察している状態での撮像ユニットを含む拡大断面図である。
- [図4]図2の高倍率観察プローブを突出させ、突き当てプローブを膨張させた状態で観察部位の生体粘膜に当接させ、関心部位を観察している状態での照明光学系を含む拡大断面図である。
- [図5]図2の内視鏡挿入部先端に配されるズーム機構部を示した通常観察プローブの拡大断面図である。
- [図6]図2のA矢視図である。この図は、内視鏡挿入部先端の対物レンズ窓と照明レンズ窓および観察プローブ観察窓の配置を示す。
- [図7A]図2の内視鏡挿入部先端に高倍率観察プローブがまだ収納状態にあるときを示す図。
- [図7B]高倍率観察プローブが内視鏡挿入部先端から突出した状態を示す図。
- [図7C]高倍率観察プローブの先端部の突き当てバルーンが膨張した状態を示す図。
- [図7D]膨張した突き当てバルーンを観察部位の関心部位に当接させようとしている状態を示す図。
- [図8]図2の高倍率観察プローブの図7Dの状態における断面図である。
- [図9]図8のB矢視図である。

[図10]図3の高倍率観察プローブの突き当てバルーンの変形例の膨張状態における図8のB矢視図に相当する図である。

[図11]図8の突き当てバルーンの変形例の側面図である。

[図12]図3の高倍率観察プローブの突き当てバルーンの他の変形例の膨張状態を示す側面図である。

[図13]本発明の第二の実施形態の高倍率観察プローブの断面図である。

[図14]図13のC矢視図である。

[図15]本発明の第三の実施形態の高倍率観察プローブの観察プローブの断面図である。

[図16]図15のD矢視図である。

[図17]本発明の第四の実施形態の高倍率観察プローブの断面図である。

[図18]図17のE矢視図である

[図19]本発明の第五の実施形態の高倍率観察プローブの断面図である。

[図20]図19のF矢視図である。

発明を実施するための最良の形態

[0007] 以下、図面を参照して本発明の実施の形態について詳細に説明する。

図1～図4に示すように本発明の第一の実施の形態の内視鏡観察装置1は、内視鏡2と、高倍率観察プローブ3と、光源装置4Aと、ビデオプロセッサ5Aと、モニタ6と、空気供給装置66と、ビデオプロセッサ5Bと、記録装置7とを有している。

[0008] 内視鏡2は、第一の内視鏡であって被検体である体腔内に挿入可能な挿入部10を有する。高倍率観察プローブ3は、光学的高倍率観察が可能な第二の内視鏡であって、内視鏡2の鉗子チャンネル(処置具チャンネルともいう)23に進退可能に挿通される。高倍率観察プローブ3は、高倍率観察手段である高倍率撮像ユニット39を内蔵する。光源装置4Aは、内視鏡2のライトガイドに照明光を供給する。ビデオプロセッサ5Aは、内視鏡2に内蔵される通常観察用の撮像ユニット27に対する信号処理を行う。モニタ6は、ビデオプロセッサ5Aから出力される映像信号を表示する。空気供給装置66は、高倍率観察プローブ3の突き当てバルーンに空気を供給する流体供給手段であって、かつ、増大手段である。ビデオプロセッサ5Bは、高倍率観察プロ

ープ3に設けられる撮像ユニット39に対する信号処理を行う。記録装置7は、モニタ6に出力される映像信号を記録する。

[0009] なお、図1に記載されている光源装置4Bは、後述する第二の実施形態の内視鏡観察装置における高倍率観察プローブ3B(図13参照)のライトガイド47に照明光を供給するための光源装置である。本実施形態における高倍率観察プローブ3は、内蔵照明光源を持たないので該光源装置4Bは不要である。

[0010] 内視鏡2は、可撓性を有する細長の挿入部10と、この挿入部10の後端に設けられた操作部11と、この操作部11の側部から延出されたユニバーサルコード12とを有している。挿入部10には、変倍可能な通常倍率の通常観察手段である撮像ユニット27が内蔵されている。ユニバーサルコード12の基端部に設けたコネクタ13は、光源装置4Aに着脱自在に接続される。

[0011] 光源装置4Aは、白色光を発生するランプ14を内蔵する。ランプ14による白色光は、レンズにより集光されて、コネクタ13から突出するライトガイド口金部分のライトガイド15に入射する。この白色光は、ライトガイド15により伝送され、挿入部10の先端面から照明レンズ16(図4, 6参照)を経て出射され、患部等の観察部位17を照明する。

[0012] 挿入部10は、硬質の先端部18と、この先端部18の後端に設けられた湾曲自在の湾曲部19と、この湾曲部19の後端から操作部11の前端まで伸びる長尺の可撓部20とから構成されている。湾曲部19は、操作部11に設けた図示しない湾曲ノブを操作することにより、上下、左右における任意の方向に湾曲させることができる。

[0013] 挿入部10の先端部18を構成する先端部本体26には照明窓24、観察窓(撮像窓)25が設けられている。照明窓24内にはライトガイド15の先端部と、照明光学系を構成する照明レンズ16等がライトガイド15の先端面に配置されている。観察窓(撮像窓)25は、照明窓24に隣接して設けられ、観察窓25内には、観察光軸O1を有するズーム式通常観察用の対物レンズ系28がレンズ枠で保持された状態で配されている。対物レンズ系28にはズームレンズ28aが内蔵されている。

[0014] 対物レンズ系28の後方の結像位置に固体撮像素子として、例えば、電荷結合素子であるCCD30を配置して撮像ユニット27(図2)を構成している。CCD30は、結像された光学像を光電変換する通常観察用撮像手段である。なお、CCD30の前面には

、保護ガラス29,光学フィルタが配されている。

- [0015] 操作部11の前端付近には処置具挿入口21が設けてあり、処置具、或いは高倍率観察プローブ3等を挿入することができる。この処置具挿入口21は、その内部で挿入部10の長手方向に沿って設けられた軟性チューブ49によってその一部が構成される鉗子チャンネル23(図2参照)に連通している。
- [0016] 先端部本体26には鉗子チャンネル23を形成する軟性チューブ49と連通するチャンネル用孔部が形成されている。鉗子チャンネル23内を挿通された高倍率用観察プローブ3の先端部35は、鉗子チャンネル23の先端開口部23aから出没自在な状態である。なお、高倍率用観察プローブ3の先端部35には、高倍率撮像ユニット39が内蔵されている。先端部35の観察窓の観察光軸をO2とする。
- [0017] なお、先端部本体26の後端には湾曲部19の最先端を構成する湾曲駒が固着されている。湾曲駒の外側は、湾曲性に富むゴムチューブ等からなる外装部材32で水密的に覆われている。
- [0018] 挿入部10の先端部18の先端カバー33の前端面33aは、光軸O1と直交する平面で形成されており、その前端面33a上に観察窓25、照明窓24および鉗子チャンネル23の先端開口部23aが配されている。そして、図6に示すように観察窓25の光軸O1と鉗子チャンネル23の先端開口部23a上の先端部35の観察窓のO2とが直線ラインL0上に配置されている。2つの照明窓24は、その直線ラインL0を跨いだ状態で対向して配されている。したがって、照明光は、撮像ユニット27および撮像ユニット39の双方の被写体をともに効率よく照明することができる。
- [0019] 高倍率観察時、高倍率用観察プローブ3の先端部35は、鉗子チャンネル23の先端開口23aを経て図1, 3に示すように突出される。このとき、生体粘膜等の被検体である観察部位17における局所的に高倍率で観察したいと望む関心部位17aの表面に、後述する膨張状態の突き当てバルーン45の前端面45bを当接させる。すると、その当接状態において、先端部35が所定位置に固定されるので、先端部35の観察窓を介して関心部位17aの組織学的微細構造の高倍率観察を行うことができる。
- [0020] また、高倍率観察プローブ3の先端部35まわりの詳細な構造については、図2～図4を用いて後で説明する。

- [0021] 図2に示す撮像ユニット27のCCD30には信号ケーブル31の先端が接続されている。信号ケーブル31の後端側は、コネクタ13の側部のコネクタ受けに接続され、このコネクタ受けに接続される信号ケーブル22を介してビデオプロセッサ5Aに着脱自在に接続される。
- [0022] ビデオプロセッサ5Aは、CCDドライブ回路61と、映像処理回路62とを内蔵している。CCDドライブ回路61は、CCD30を駆動するCCDドライブ信号を発生する。映像処理回路62は、CCDドライブ信号の印加によりCCD30から出力される撮像信号に対して信号処理を行い、映像信号を生成する。
- [0023] 映像処理回路62により生成された映像信号は、モニタ6に出力され、モニタ6の通常観察画像表示エリア63に通常観察の内視鏡画像として表示される。
- [0024] 高倍率撮像ユニット39側のCCD42には信号ケーブル43の先端が接続されている。信号ケーブル43の後端側は、例えばコネクタ部65から延出された信号ケーブル68を経てビデオプロセッサ5Bに着脱自在に接続される。
- [0025] ビデオプロセッサ5Bは、ビデオプロセッサ5Aと同様にCCDドライブ回路と映像処理回路とを内蔵した構成である。ビデオプロセッサ5Bから出力される、CCD42で撮像した撮像信号に対応する映像信号は、ビデオプロセッサ5Aの映像処理回路62に輸入される。
- [0026] なお、ビデオプロセッサ5A,5Bの映像処理回路は、白色光の照明のもとでのCCD42の撮像信号に対応した映像信号である例えばRGB色信号を生成する信号処理を行い、生成した映像信号を映像処理回路62に出力する。
- [0027] ビデオプロセッサ5Aには、通常観察映像信号に加えて、ビデオプロセッサ5Bから出力される高倍率観察映像信号が入力され、その内部の図示しない混合器(ミキサ)を介してモニタ6に出力される。そして、高倍率観察プローブ3による高倍率(拡大)観察画像は、モニタ6の内視鏡通常観察画像表示エリア63に隣接した高倍率観察画像表示エリア64に表示される。
- [0028] 内視鏡2に内蔵される撮像ユニット27は、前述したように変倍可能であり、図5に示すように撮像ユニット27の側方にズーム駆動機構50が配されている。ズーム駆動機構50は、対物レンズ系28のズームレンズ28aを進退駆動してズーミングを行う。

- [0029] ズーム駆動機構50は、ワイヤ52と、支持部材51と、レンズ枠55と、連結部材53とを備えて構成されている。ワイヤ52は、観察光軸O1と平行に配される。支持部材51は管部材等で構成され、ワイヤ52を進退可能に支持する。レンズ枠55は、ズームレンズ28aを保持する。連結部材53は、レンズ枠55に螺着固定され、かつ、ワイヤ52に接着固定される。
- [0030] 撮像ユニット30による通常観察画像のズームングを行う場合、操作部11に設けられるズーム操作ダイヤル(図示せず)を回動操作する。すると、回動操作に伴ってワイヤ52が進退移動して、連結部材53を介してズームレンズ28aが観察光軸O1に沿って進退することによりズームングを行うことができる。
- [0031] 高倍率観察プローブ3の先端部35は、図2、図3に示す硬質で遮光性を有する細い筒体36で形成されている。筒体36の後端には軟性シース(軟性チューブ)37の先端が水密的に固定されて、鉗子チャンネル23に挿通可能なフレキシブルな挿入部を形成している。
- [0032] 筒体36の中空部には、高倍率観察が可能な観察手段である高倍率撮像ユニット39が配されている。高倍率撮像ユニット39は、筒体36の内部の中心部に設けられたレンズ枠に取り付けられた高倍率対物レンズ系40と、光学フィルタ41と、レンズ系40の後方の結像位置に固定された固体撮像素子であるCCD42とで構成される。高倍率撮像ユニット39の観察倍率は、例えば、200～1000倍程度のモニタ倍率であり、組織細胞や線管などの観察ができる。なお、観察範囲は、 $700\mu\text{m} \times 700\mu\text{m}$ 以下で、観察分解能は $5\mu\text{m}$ 以下である。
- [0033] 筒体36の外周部には機密性があり、伸縮性がある膨張可能な袋状膜部材からなる突き当てバルーン45が装着される。突き当てバルーン45の根本部は、筒体36に糸巻き部38で巻回密閉され、後端部は軟性シース37に接着固定される。そして、突き当てバルーン45の内周には、観察プローブ3の内周に挿通して配される増大手段である空気供給管46の空気供給穴46aが位置している。空気供給管46には、空気供給装置66から供給される空気が連結管69を介して供給可能である。なお、バルーン45は膨張状態で被検体への当接部となる。
- [0034] 通常観察状態において、観察プローブ3の先端部35は、挿入部10の先端部18の

前端面33aから突出していない状態にある。また、突き当てバルーン45は図2に示すように収縮状態45Sで、筒体36の外周に密着して鉗子チャンネル内に隙間のある状態で保持されている。高倍率観察を行う際には、先端部35を鉗子チャンネル23の外方に突出させた後、突き当てバルーン45に空気を供給して収縮状態の突き当てバルーン45Sを膨張させる。

[0035] 詳しく説明すると、高倍率観察を行う際、術者は、内視鏡2の挿入部10の鉗子チャンネル23中に配置されている観察プローブ3を操作して前方に移動させる。そして、図7Bに示すように先端部35を先端カバー33の前端面33aより前方に突出させる。その後、空気供給装置66より空気を供給し、図7Cに示すように突き当てバルーン45を膨張させる。

[0036] 突き当てバルーン45を膨張させた後、観察プローブ3をわずかに引き込む。すると、図7D、図3に示すように膨張状態の突き当てバルーン45の後面部45dが先端部18の前端面33aに当接した状態になる。この状態で突き当てバルーン45の当接面となる前面部45bを観察部位17の関心部位17a周辺に当接させる。すると、撮像ユニット39の対物レンズ系26の前面の観察窓部が関心部位17aに密着した状態となり、撮像ユニット39による高倍率観察が可能となる。

[0037] 膨張状態の突き当てバルーン45の前面部45bと後面部45間の長さ $\delta 1$ は、内視鏡2側の撮像ユニット27の近点観測側の被写界深度と同一の距離に設定されている。したがって、内視鏡2のズーム拡大状態で、被写界深度が狭い状態でも被写体と観察窓を安定して距離を保つことができる。通常観察光学系のズーム状態でも容易に観察することができる。

[0038] なお、突き当てバルーン45は、膨張状態にあるとき、前面部45bおよび後面部45dが平面に近い形状、特に、前面部45bの広い面積で観察部位17に当接する形状になることが望ましい。さらに、外周部45aは、円筒形状に近い形状になることが望ましい。また、前面部45bが滑りにくい面になっていることが望ましい。

[0039] このように、膨張状態の突き当てバルーン45の前面部45bが平面に近い形状になっていると、観察プローブ3の先端部35を関心部位17aに当接させたとき、前面部45bによって当接面積が増大することで当接部位に係る局所的な負荷を軽減すること

ができる。さらに、前面部45bが後述するように滑りにくい材料で形成されていれば、観察状態での先端部35の位置ずれを防止できる。

[0040] また、高倍率観察可能状態にあるとき、通常観察を合わせて行う必要がある場合に突き当てバルーン45の外周部45aを円筒形状にすることにより、内視鏡2側の対物レンズ系28の視野が蹴られることを少なくすることができる。

[0041] なお、観察プローブ3の先端部35による高倍率観察時の照明光は、図4に示すように対物レンズ系28の視野を照明するための照明レンズ16から出射された照明光が関心部位17aの内部に入り込んで反射される。そして、関心部位17aの像は、観察プローブ3の先端部35の高倍率対物レンズ系40を介して取り込まれることになる。そのため、突き当てバルーン45は、内視鏡2側の照明窓24からの照明光が関心部位17aに到達するように透明材料、または、半透明材料で形成されていることが好ましい。

[0042] また、上述のように突き当てバルーン45に透明材料、又は半透明材料を採用することにより、図13のように高倍率観察プローブ3Bの内部にライトガイド47を設けることなく観察が可能となる。したがって、細径の高倍率観察プローブを得ることができ、幅広い検査に適用が可能となる。

[0043] そして、上述のように膨張状態のときに円筒形状な突き当てバルーン45を得るため、突き当てバルーン45の例えば、前面部45bの径D0の範囲を、滑りにくく、かつ、他の部分に比較して伸張性の少ない材料を2色成形で配する、あるいは、厚みを厚くするとよい。同様に、後面部45d側も伸縮性の少ない材料を配する、又は厚みを厚くするとよい。なお、上述のように滑りにくくするため、前面部45bに微少の凹凸をつけてもよい。また、円筒部外周の中央部も周方向に沿って他の部分に比較して伸張性の少ない材料を2色成形で配する、或いは厚みを厚くするとよい。

[0044] さらに、図10に示す変形例の突き当てバルーンのように前面部45bの周方向に、ラジアル方向に伸びる少伸縮性部分45beを2色成形で設けてもよい。また、突き当てバルーンの膨張状態での円筒形状を保つために、図11の変形例に示すように突き当てバルーン45の外周部に沿って少伸縮性部分45ceを配するようにしてもよい。

[0045] さらに、膨張状態での突き当てバルーンの前面部45bを平面状、外径を円筒状にすることを配慮しない突き当てバルーンの変形例として図12の側面図に示すような

突き当てバルーン45Aも考えられる。

[0046] ここで、上述した構成を有する本実施形態の内視鏡観察装置1による観察動作について説明する。

[0047] 生体粘膜の観察部位17の通常観察および高倍率観察を行う場合、内視鏡2を体腔内に挿入し、内視鏡2の先端部18に設けた通常観察用撮像ユニット27により粘膜等の観察部位17を観察する。そして、組織学的微細構造の観察を望むような関心部位17aが存在した場合には、関心部位17aに対して染色する処置を行い、その後、色素散布手段のチューブ(図示せず)を挿入口21から引き抜き、続いて、図1に示すように挿入口21から観察プローブ3を鉗子チャンネル23内に挿通する。そして、観察プローブ3の先端部35を鉗子チャンネル23の先端開口23aから突出させた後、収縮されている突き当てバルーン45ASを前述したように膨張させて、内視鏡2による通常観察状態のもとで突き当てバルーン45Aの前面部45bを前記図3で示したように関心部位17aの周囲に押し付ける(コンタクトする)。

[0048] 内視鏡2による観察範囲内に関心部位17aを捕らえた状態において、上述のように突き当てバルーン45の中央に位置する高倍率観察プローブ3の先端面に設けられている観察窓28を関心部位17aの表面に対して密着させることによって、ぶれることなく位置決めすることができる。つまり、図3に示すような観察状態に設定することが容易にできる。

[0049] 高倍率観察状態において、光源装置4Aからの照明光は、照明レンズ16から出射される。その照明光は、観察プローブ3の先端面がコンタクトした粘膜表面の内部側に侵入して内部の組織等により散乱されて、関心部位17aを照明する。そして、先端面が押し付けられた状態の高倍率対物レンズ系40の結像位置に配置されたCCD42に関心部位17aの光学像が結像される。

[0050] また、突き当てバルーン45の前面部45bが関心部位17aの周囲に当接し、観察プローブ3の先端部35の観察窓28が関心部位17aに押し付けられる。したがって、観察プローブ3の先端部35が不安定になって、その位置が変化することが防止される。つまり、観察プローブ3をブレの無い状態に保持して、観察窓端面付近の関心部位17aにフォーカスした状態の光学像をCCD42に結像させることができる。

- [0051] CCD42に結像された像は、このCCD42により光電変換され、ビデオプロセッサ5B内の映像処理回路により映像信号に変換され、モニタ6における内視鏡画像に隣接して高倍率観察画像が表示される。従って、術者は高倍率観察画像を観察することにより、その関心部位17aを的確に診断することが容易になる。
- [0052] このように本実施の形態の内視鏡観察装置1によれば、高倍率観察時、高倍率観察プローブ3の先端に配される膨張状態の突き当てバルーン45の前面部45bを関心部位17aの周囲に当接させるので、鉗子チャンネル23と観察プローブ3のクリアランスによるガタを吸収して、先端部35の観察窓を、関心部位17aに対してぶれが無い状態に保持することができる。
- [0053] また、突き当てバルーン45の前面部45bを確実に関心部位17aの周辺に当接させることにより、対物レンズ系40の前面の観察窓付近の関心部位17aにフォーカスした状態の光学像をCCD42に結像させることができる。また、突き当てバルーン45のより広い前面部45bが関心部位17aの周辺に当接する。したがって、高倍率観察プローブ3の先端部35が細径であったとしてもその先端部35が関心部位17a内に埋まってしまうことが防止できる。さらに、突き当てバルーン45の長さ $\delta 1$ が内視鏡2による鮮明に観察可能となる近点側の観察距離(被写界深度)に対応していることから、高倍率観察状態から内視鏡2の観察に切り換える場合、内視鏡2の先端部と生体組織との距離を動かす必要がなく、スムーズに観察することができる。
- [0054] また、鉗子チャンネルをもつ通常の内視鏡であれば本実施の形態による高倍率観察プローブ3を適用することにより確実な高倍率(拡大)観察を行うことができる。
- [0055] 次に、図13、図14を参照して本発明の内視鏡観察装置に適用される第二の実施形態の高倍率観察プローブについて説明する。
- [0056] 本実施形態の第二の内視鏡である高倍率観察プローブ3Bは、図13に示すようにプローブ内部の撮像ユニット39の周囲に照明手段であるライトガイド47を内蔵している。その他の構成は、第一の実施形態に適用した高倍率観察プローブ3と同様に先端部35Bに高倍率撮像ユニット39を内蔵し、先端部の筒体36の外周に伸縮部材からなる膨張可能な突き当てバルーン45が装着されている。以下、高倍率観察プローブ3と異なる部分について説明する。

- [0057] 高倍率観察プローブ3Bには図1に示すようにコネクタ部65から突出するライトガイド口金を備え、そのライトガイド口金は光源装置4Bに着脱自在に接続される。
- [0058] 光源装置4B内部のランプ67による白色光は、レンズを介してライトガイド口金からライトガイド47に入射される。高倍率観察プローブ3Bによる高倍率観察状態にあるとき、ライトガイド47により、先端部35Bの先端まで照明光が伝送される。その照明光は、対物レンズ40の周囲に配される照明窓47aより出射される。このとき、突き当てバルーン45が関心部位17aの近傍に当接して、かつ、先端部の先端面が関心部位17aにコンタクトされていることにより、照明光は、粘膜表面の内部側に向かって照射され、内部の組織等により散乱される。その照明光によって照らされた組織像が高倍率対物レンズ系40で取り込まれ、CCD42の結像面に結像する。CCD42により関心部位17aの光学像は電気信号に光電変換され、その電気信号はビデオプロセッサ5Bにて映像信号に生成される。
- [0059] 本実施の形態の高倍率観察プローブ3Bを適用した内視鏡観察装置によれば、前述した第一の実施形態による効果に加えて、高倍率観察時に内視鏡2とは独立した、高倍率対物レンズ系40の周囲に設けたライトガイド47によってCCD42に結像する範囲を照明して、関心部位17aを適切に照明することができる。
- [0060] また、本実施の形態では、内視鏡2と高倍率観察プローブ3Bとでそれぞれ独立した照明手段を設けているので、通常観察、高倍率観察とも十分な光量で観察できる。
- [0061] 次に、図15、図16を参照して本発明の内視鏡観察装置に適用される第三の実施形態の高倍率観察プローブについて説明する。
- [0062] 図15に示すように本実施形態の第二の内視鏡である高倍率観察プローブ3Cは、前記第一の実施形態における高倍率観察プローブ3を構成する筒体36の外周に装着される突き当てバルーン45Cの材料が異なっている。即ち、本実施形態の高倍率観察プローブ3Cの筒体36に装着される突き当てバルーン45Cは袋状膜部材ではなく、膨張圧縮可能な、例えば、発砲合成ゴム製の筒部材である。したがって、本実施形態においては、突き当てバルーン45Cを膨張させる空気を供給するための供給装置は不要である。

その他の構成は、第一の実施形態に適用した高倍率観察プローブ3と同様に先端部35Cに高倍率撮像ユニット39を内蔵している。以下、高倍率観察プローブ3と異なる部分について説明する。

[0063] 本実施形態の高倍率観察プローブ3Cに適用される突き当てバルーン45Cは、内視鏡2の鉗子チャンネル23に挿入されている状態では、該チャンネル内周により圧縮された状態(45CS)で収納されている。そして、高倍率観察のために、先端部35Cをチャンネルの外方向に突出させた状態のときには図15に示すように突き当てバルーン45Cは膨張状態となる。

[0064] つまり、高倍率観察時には膨張状態の突き当てバルーン45Cの前面部を観察部位17の関心部位17aの周辺に当接させ、第一の実施形態に適用した高倍率観察プローブ3の場合と同様に高倍率撮像ユニット39による観察を行うことができる。

[0065] このように、本実施形態の高倍率観察プローブ3Cを適用した場合、前述した第一の実施形態による効果に加えて、空気供給装置66を不要にしてシステム構成が簡単になる。また、膨張状態の突き当てバルーン45Cの形状が安定しており、観察部位17への当接を確実に行うことができる。

[0066] 次に、図17、図18を参照して本発明の内視鏡観察装置に適用される第四の実施形態の高倍率観察プローブについて説明する。

[0067] 図17に示すように本実施形態の第二の内視鏡である高倍率観察プローブ3Dは、前記第一の実施形態における高倍率観察プローブ3を構成する筒体36の外周に装着される突き当てバルーンの形状が異なっている。即ち、本実施形態の高倍率観察プローブ3Dの筒体36の外周に装着される突き当てバルーン45Dは、空気室71を有する膨張圧縮可能な合成ゴム等で形成されている。突き当てバルーン45Dは、突き当てバルーン膨張用の空気を供給する供給装置は不要である。その他の構成は、第一の実施形態に適用した高倍率観察プローブ3と同様に先端部35Dに高倍率撮像ユニット39を内蔵している。以下、高倍率観察プローブ3と異なる部分について説明する。

[0068] 本実施形態の高倍率観察プローブ3Dに適用される突き当てバルーン45Dは、内視鏡2の鉗子チャンネル23に挿入されている状態では、該チャンネル内周により空

気室71が圧縮された状態(45DS)で収納されている。そして、高倍率観察のために、先端部35Dをチャンネル外方向に突出させた状態のときには図17に示すように突き当てバルーン45Dは、空気室71が膨張して円筒状に膨張した状態となる。

[0069] つまり、高倍率観察時には膨張状態の突き当てバルーン45Dの前面部を観察部位17の関心部位17aの周辺に当接させ、第一の実施形態に適用した高倍率観察プローブ3の場合と同様に高倍率撮像ユニット39による観察を行うことができる。

[0070] このように、本実施形態の高倍率観察プローブ3Dを適用した場合、前述した第一の実施形態による効果に加えて、空気供給装置66を不要にして、システム構成が簡単になる。また、膨張状態の突き当てバルーン45Dの形状が安定しており、観察部位17への当接を確実に行うことができる。

[0071] 次に、図19、図20を参照して本発明の内視鏡観察装置に適用される第五の実施形態の高倍率観察プローブについて説明する。

[0072] 図19に示すように本実施形態の第二の内視鏡である高倍率観察プローブ3Eは、前記第一の実施形態における高倍率観察プローブ3を構成する筒体36の外周に装着される突き当てバルーンの形状が異なっている。即ち、本実施形態の高倍率観察プローブ3Eの筒体36の外周に装着される突き当てバルーン45Eは、突き当てバルーン45と同様に伸縮性がある膨張可能な袋状膜部材であるが、膨張状態での突き当てバルーン45Eの前面部の形状が異なっている。その他の構成は、第一の実施形態に適用した高倍率観察プローブ3と同様に先端部35Eに高倍率撮像ユニット39を内蔵している。以下、高倍率観察プローブ3と異なる部分について説明する。

[0073] 本実施形態の高倍率観察プローブ3Eに適用される突き当てバルーン45Eは、内視鏡2の鉗子チャンネル23に挿入されている状態では、空気は供給されておらず、先端部35Eの筒体36の外周部に密着した形状の収縮状態(45ES)に保持されている。そして、高倍率観察のために、先端部35Eをチャンネル外方向に突出した状態にした後、空気供給装置66より供給された空気が空気供給穴46aより突き当てバルーン45E内部に入り、突き当てバルーン45Eが膨張して図19に示すバルーン膨張状態となる。

[0074] このとき、膨張状態の突き当てバルーン45Eの前面側は、対物レンズ系40の前面

の観察窓よりも所定の寸法 $\delta 2$ だけバルーン前方部45Ebが膨らんだ状態で突出している。

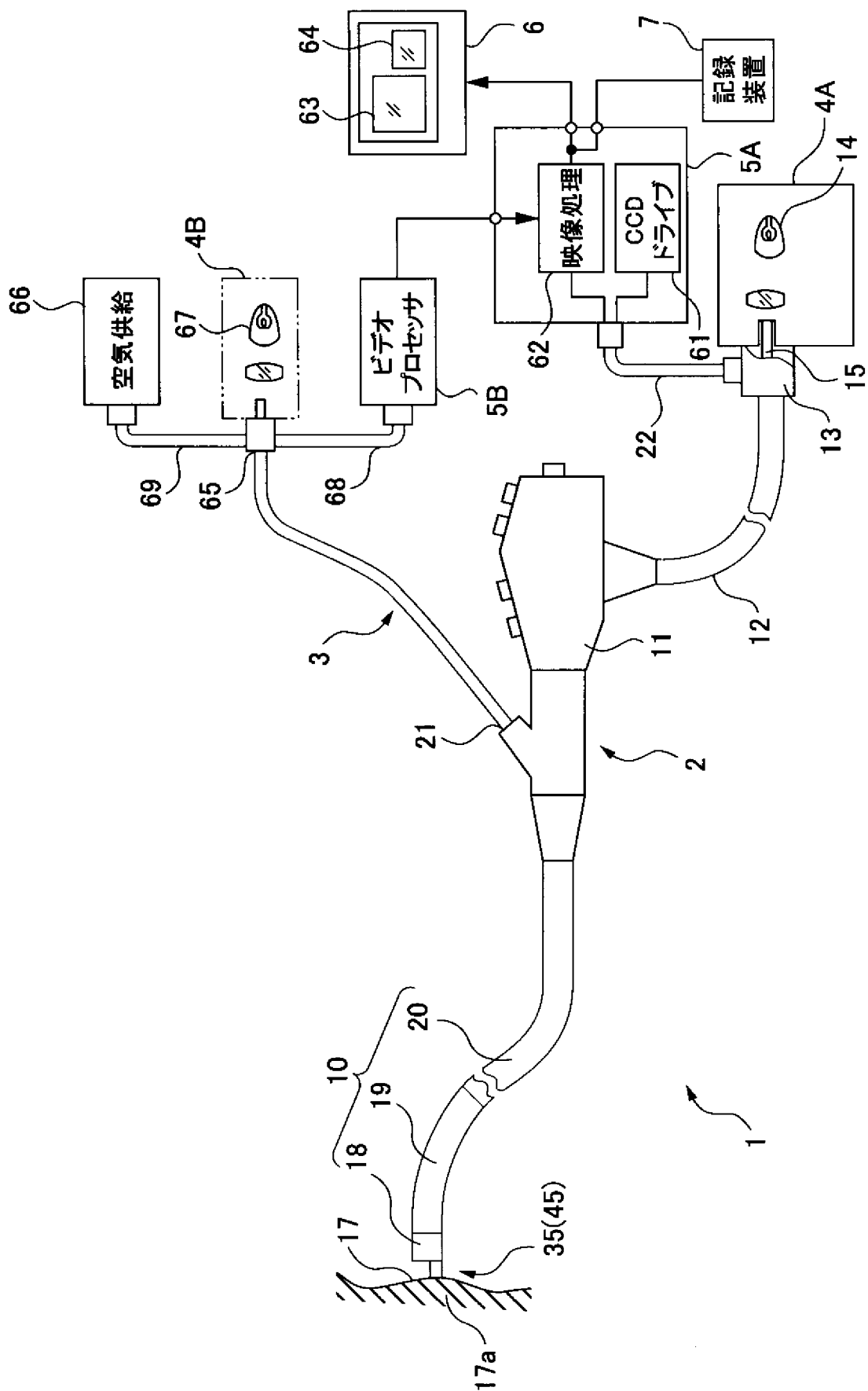
- [0075] 高倍率観察を行う場合、突き当てバルーン45Eのバルーン前方部45Ebは、観察部位17の関心部位17aに当接される。その当接状態で関心部位17aと対物レンズ系40の前面の観察窓とは上記所定の寸法 $\delta 2$ だけ離間していることになる。しかし、その寸法 $\delta 2$ は、高倍率撮像ユニット39の観測時における被写界深度(観察可能な深度)内の距離に設定されている。したがって、上記突き当てバルーン45Eの関心部位17aとの当接状態でフォーカス状態が得られる。
- [0076] また、突出したバルーン前方部45Ebは、滑りにくい材料で形成されており、観察部位17に対して滑り難い。このため、高倍率観察プローブ3Eの先端部35Eは、ぶれることなく、より確実に保持することができる。
- [0077] また、この突き当てバルーン45Eのバルーン前方部45Ebの端と後端面45Edとの間の距離 $\delta 1$ も高倍率観察プローブ3の場合と同様に内視鏡2側の通常観察用撮像ユニット27の近点側被写体界深度(観察深度)に合わせて設定されている。したがって、高倍率観察プローブ3による高倍率観察状態から内視鏡2の観察に切り換える場合、内視鏡2の先端部と生体組織との距離を動かす必要がなくスムーズに観察することができる。
- [0078] このように、本実施形態の高倍率観察プローブ3Eを適用した場合、前述した第一の実施形態による効果に加えて、膨張状態の突き当てバルーン45Eを観察部位17に当接させた状態において、先端部35Eをぶれることなくさらに確実に保持することができる。
- [0079] また、高倍率観察時、関心部位17aと対物レンズ系40の前面の観察窓とを常に所定距離 $\delta 2$ だけ離間させることができるので、安定した高倍率観察画像を得ることができる。
- [0080] この発明は、上記各実施の形態に限ることなく、その他、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々の変形を実施し得ることが可能である。さらに、上記各実施形態には、種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組合せにより種々の発明が抽出され得る。

[0081] 本出願は、2006年5月31日に日本国に出願された特願2006－152598号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

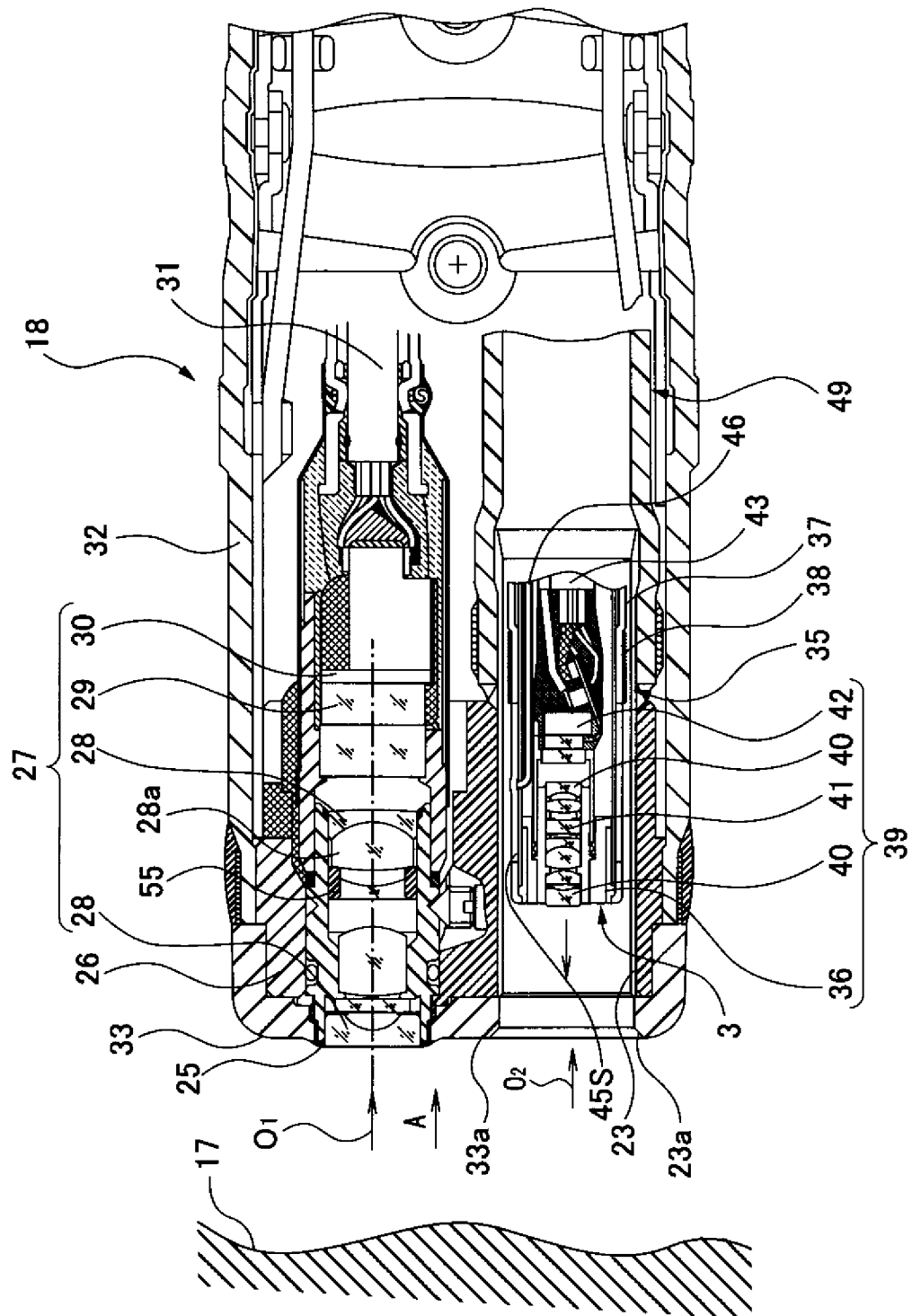
請求の範囲

- [1] 被検体に挿入可能な挿入部と、
前記挿入部の先端部に設けられ、被検体に接触可能な当接部と、
前記当接部の当接面積を増大させる増大手段と、
前記先端部に設けられ、前記当接部によって当接もしくは所定距離離間された被検体を観察する観察手段と、
を具備することを特徴とする内視鏡。
- [2] 前記観察手段は、対物光学系であることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡。
- [3] 前記観察手段は、前記対物光学系によって結像される位置に設けられた固体撮像素子を具備することを特徴とする請求項2に記載の内視鏡。
- [4] 前記当接部は弾性部材で形成され、前記増大手段は、前記弾性部材を拡張させることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡。
- [5] 前記当接部は、バルーンによって形成され、前記増大手段は、前記バルーンを膨張させる流体を供給する流体供給手段であることを特徴とする請求項4に記載の内視鏡。
- [6] 前記弾性部材の先端部には滑りにくく、かつ、伸縮性の少ない部材を配したことを特徴とする請求項4に記載の内視鏡。
- [7] 前記弾性部材は、半透明の部材により形成されていることを特徴とする請求項4に記載の内視鏡。
- [8] 前記内視鏡の前記先端部に前記被検体を照明するための照明手段を設けたことを特徴とする請求項2乃至7のいずれか1項に記載の内視鏡。
- [9] 先端で開口するチャンネルを備えた第一の内視鏡と、
前記チャンネルに挿脱可能な挿入部を有する第二の内視鏡と、
前記第二の内視鏡における前記挿入部の先端部に設けられた増大手段によって表面積が増大される、被検体に接触可能な当接部を構成する弾性部材と、
を有することを特徴とする内視鏡システム。
- [10] 前記弾性部材の前記被検体との当接面の位置を、前記第一の内視鏡の被写界深度の範囲に設けたことを特徴とする請求項9に記載の内視鏡システム。

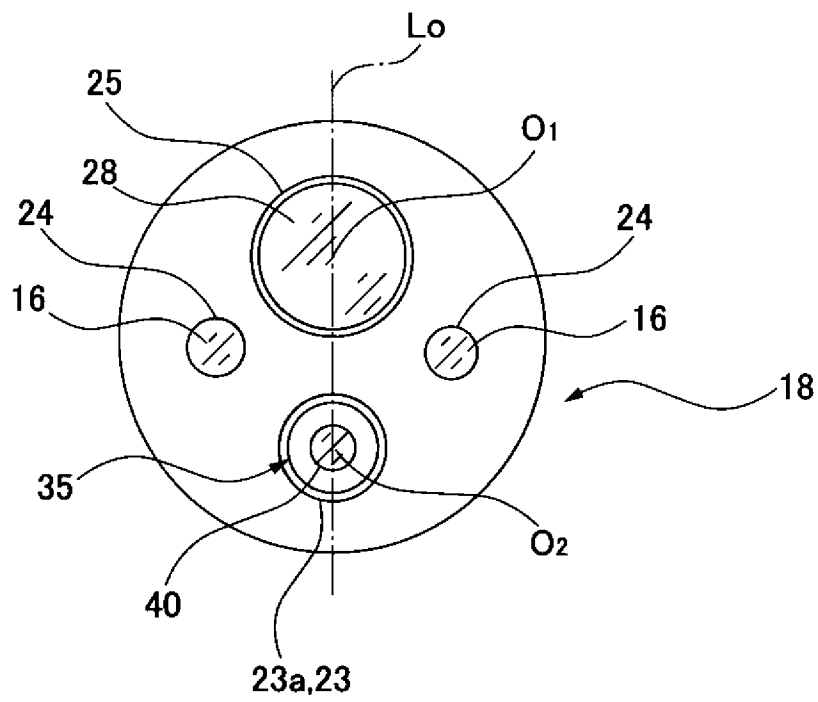
[図1]



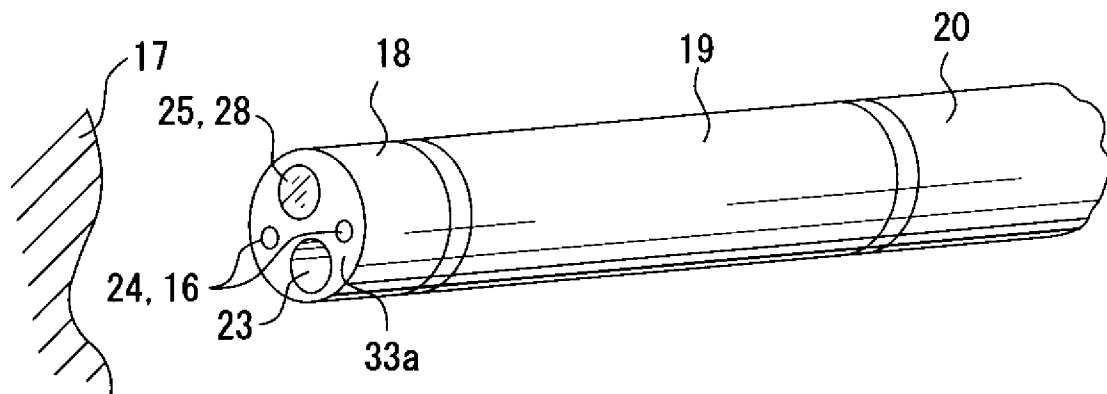
[図2]



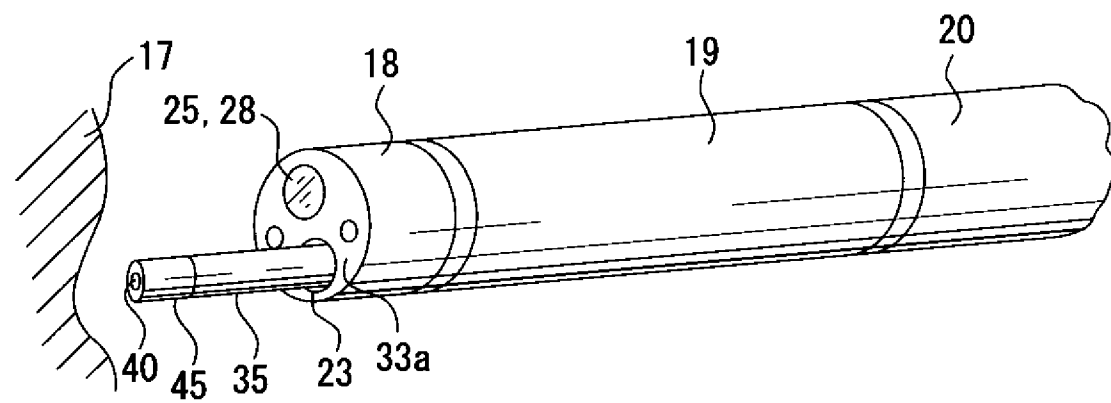
[図6]



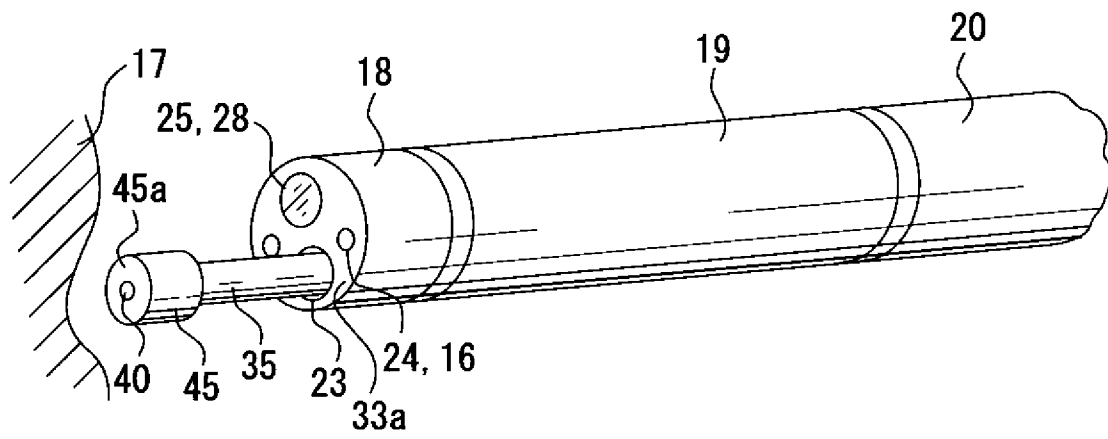
[図7A]



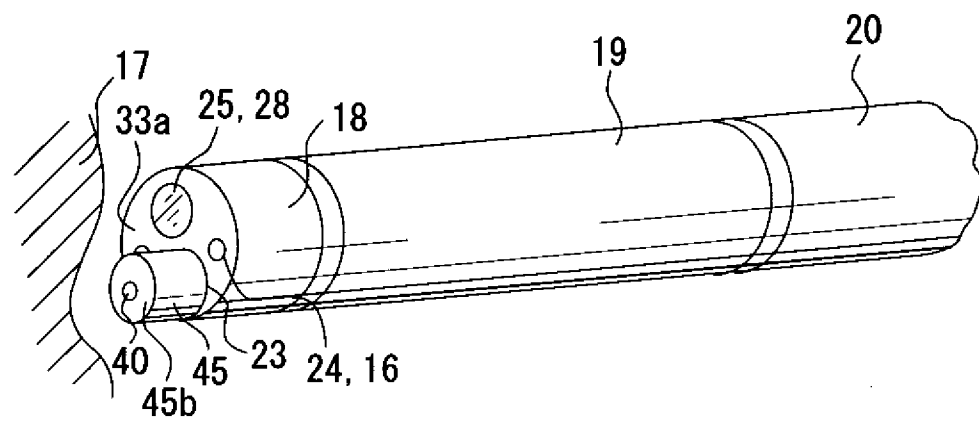
[図7B]



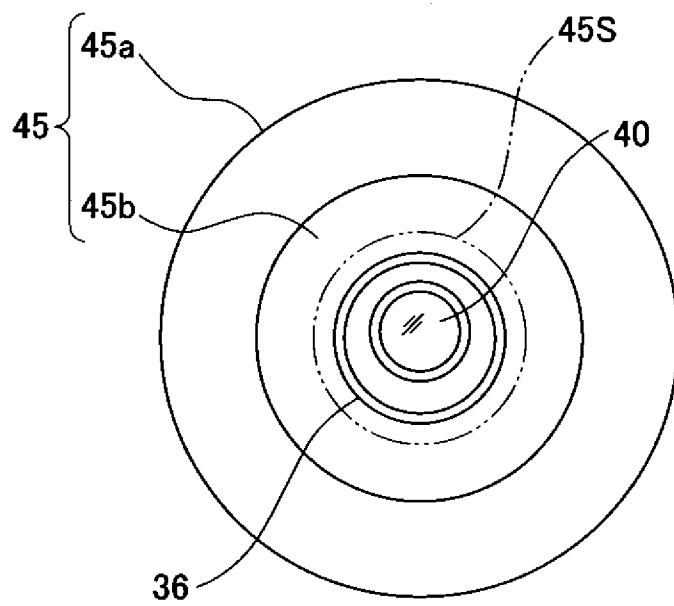
[図7C]



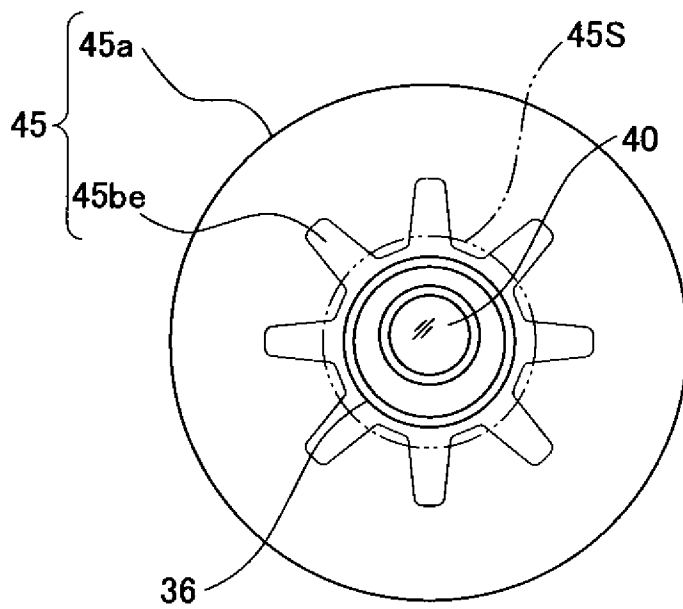
[図7D]



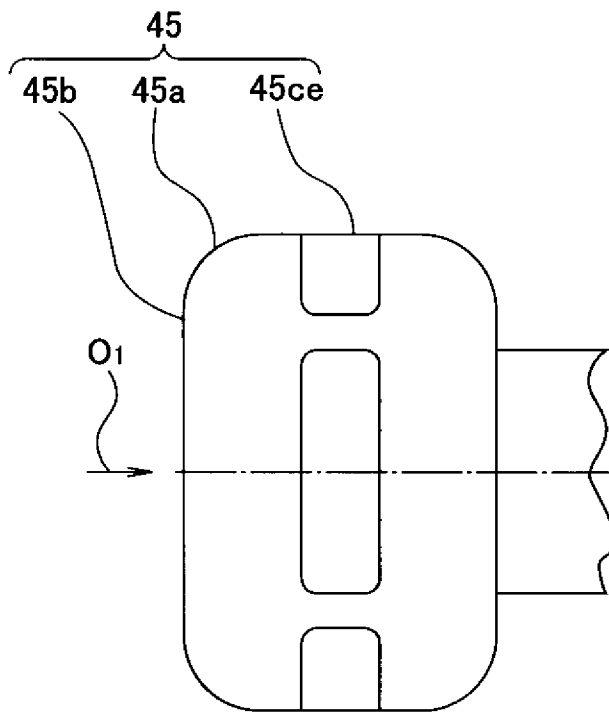
[図9]



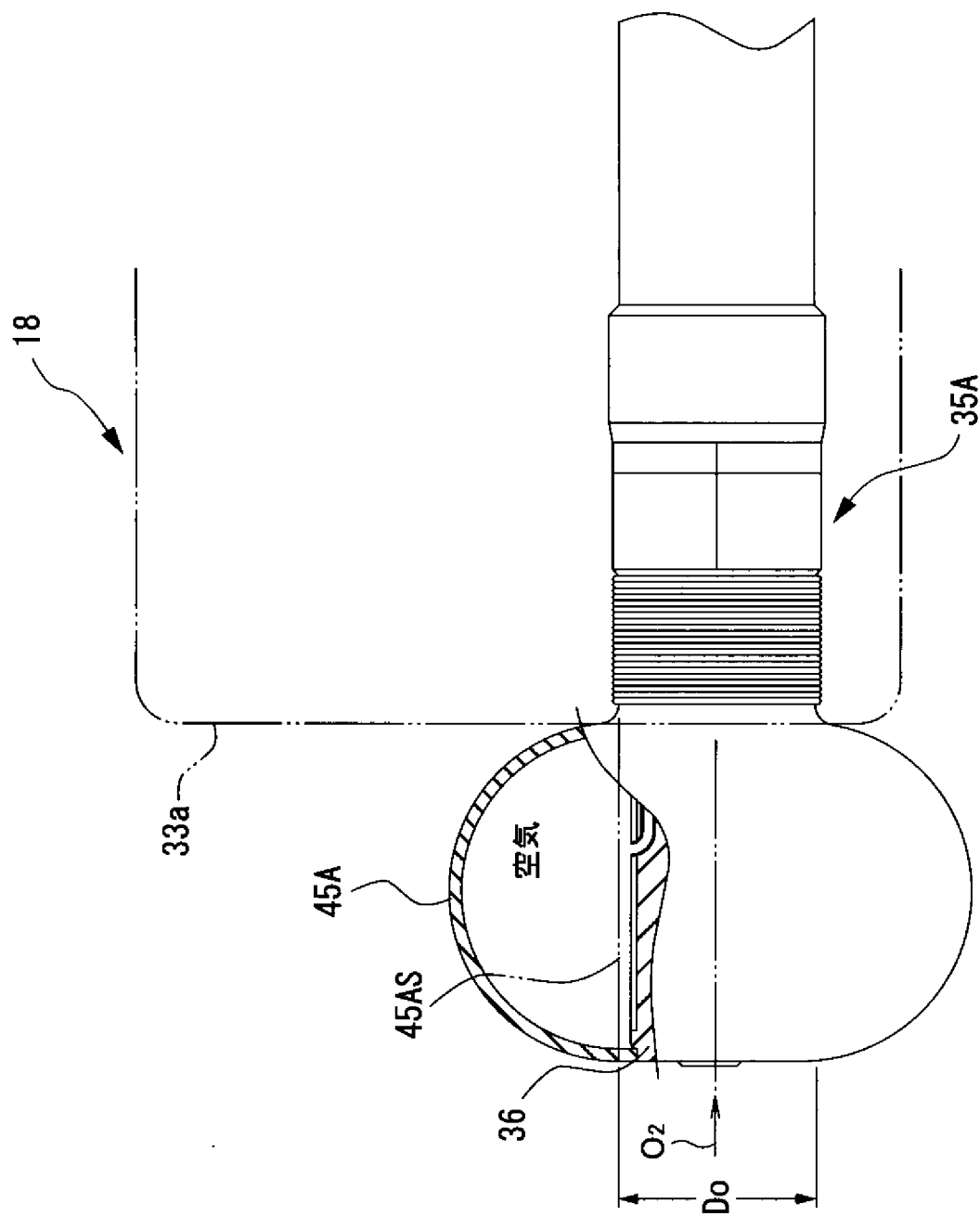
[図10]



[図11]

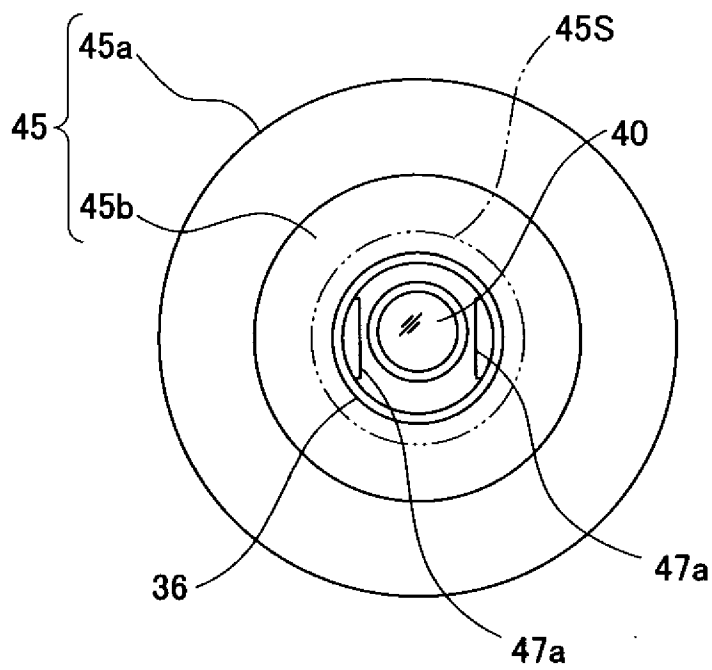


[図12]

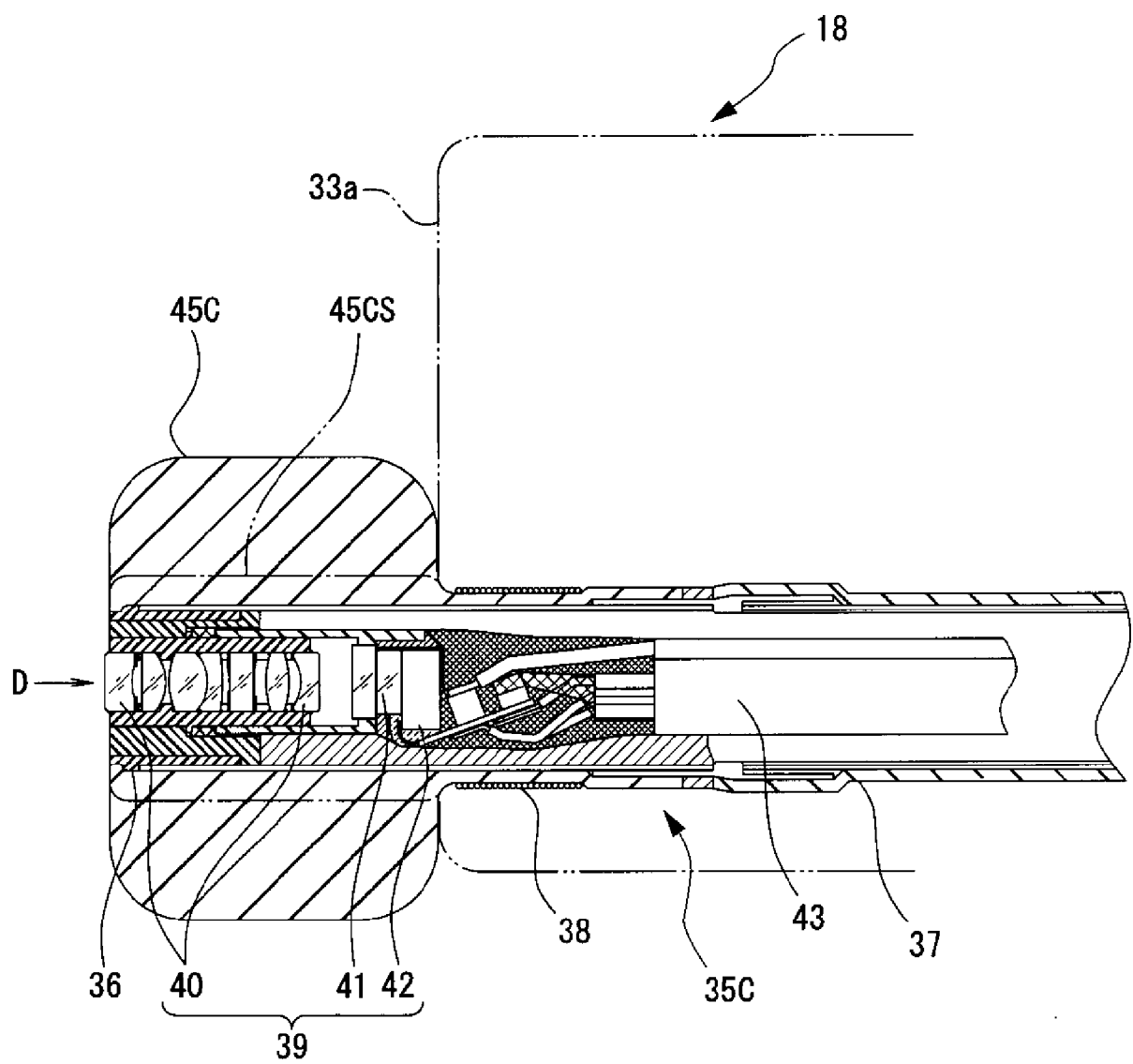


[illegible]

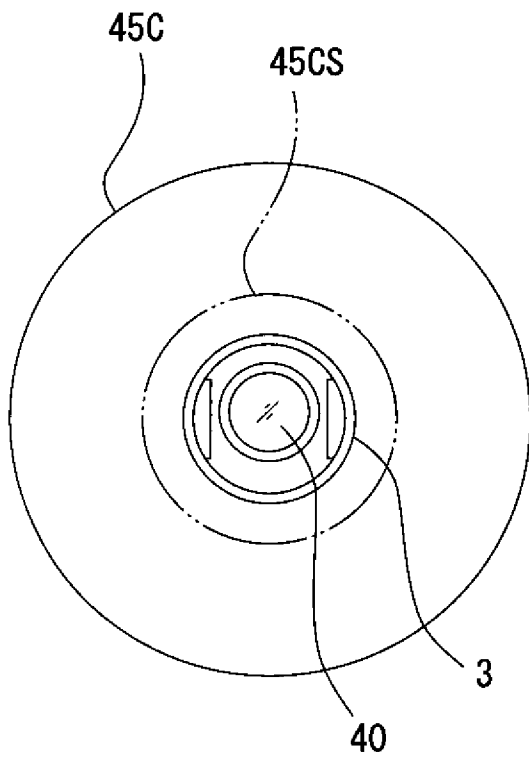
[図14]



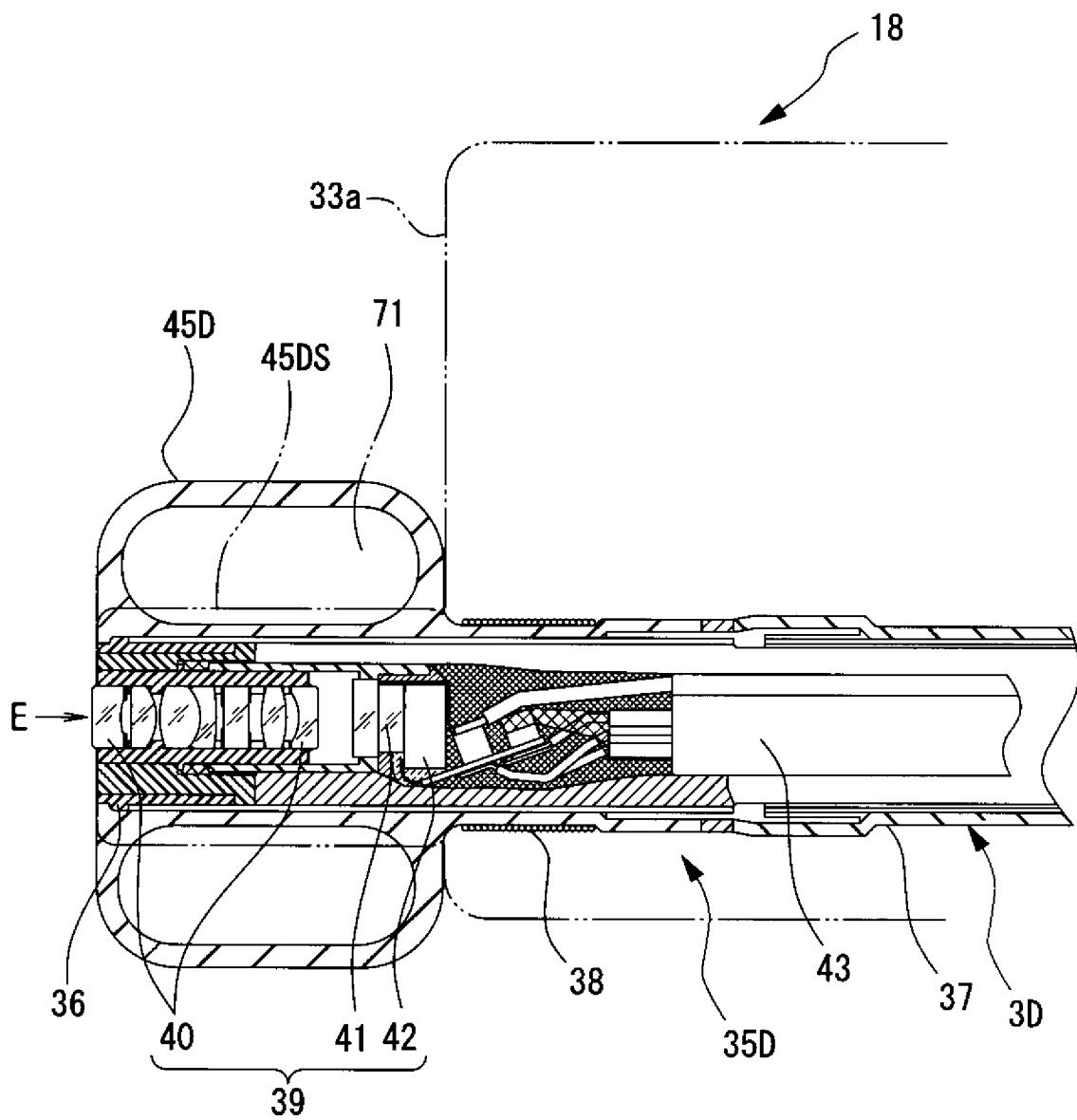
[図15]



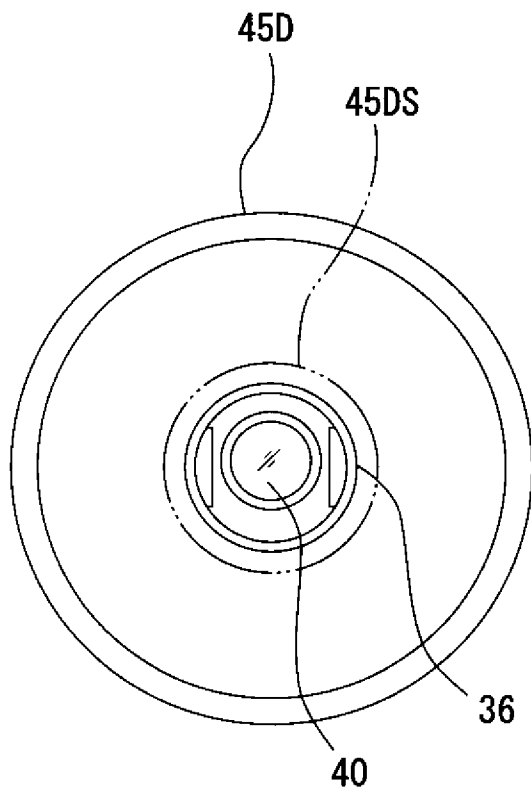
[図16]



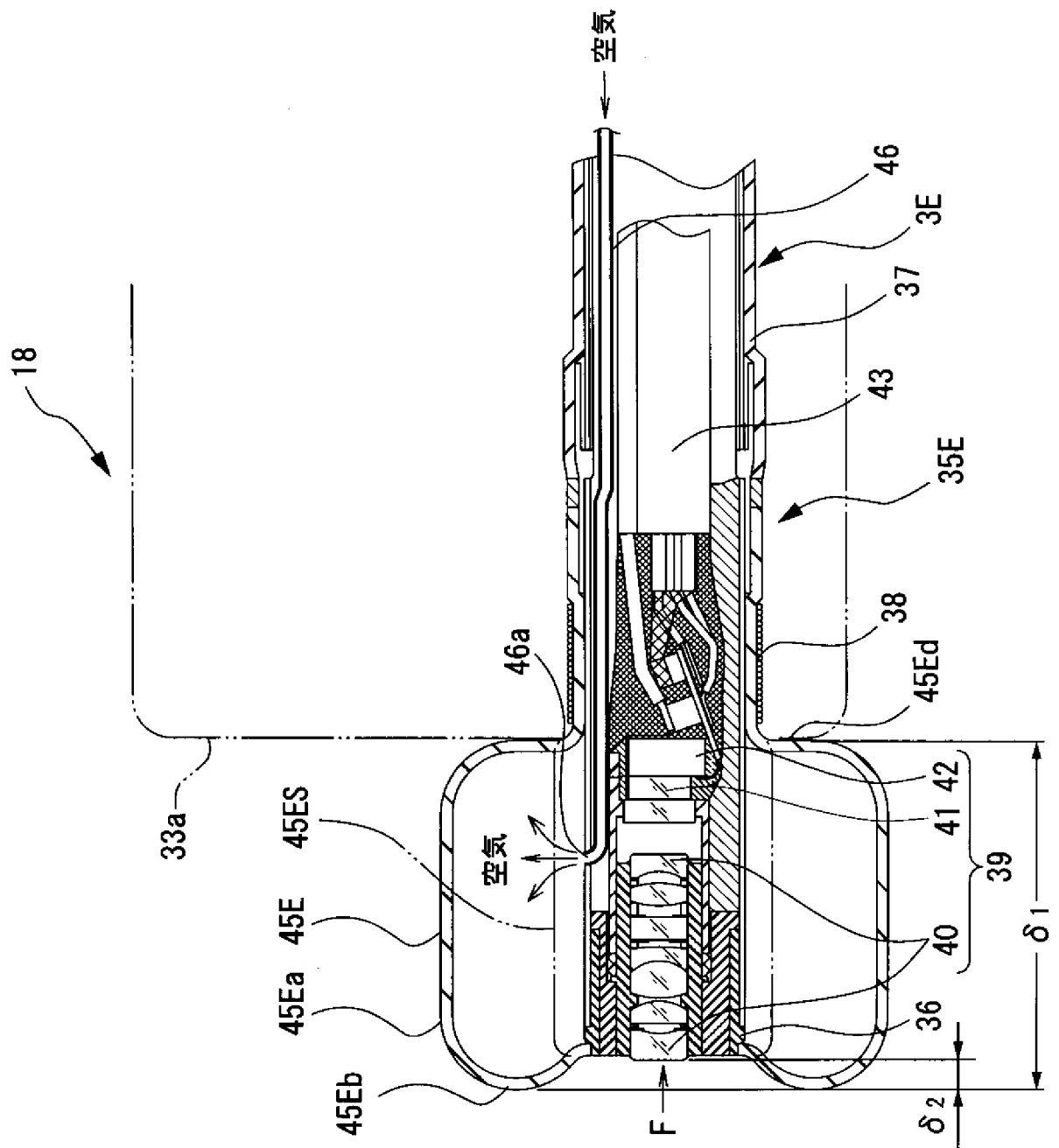
[図17]



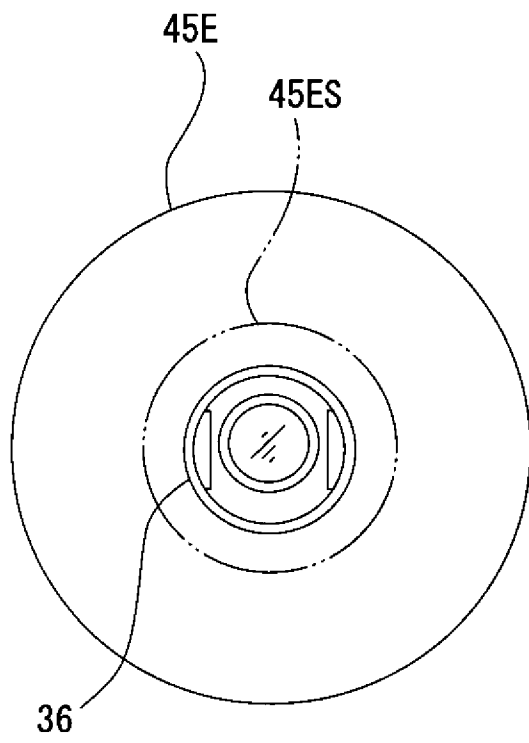
[図18]



[図19]



[図20]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2007/060223

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01) i, G02B23/24(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, G02B23/24

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 Y	JP 2003-153849 A (Pentax Corp.), 27 May, 2003 (27.05.03), Par. Nos. [0025], [0026]; Fig. 3 (Family: none)	1, 2, 4, 5 3
X Y	JP 7-222712 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 22 August, 1995 (22.08.95), Par. Nos. [0261] to [0265]; Figs. 36, 37 & US 5749830 B1	1, 2, 4, 5, 7, 8 3
X Y	JP 4-82532 A (Asahi Optical Co., Ltd.), 16 March, 1992 (16.03.92), Page 3, upper right column, line 9 to lower left column, line 4; Fig. 3 (Family: none)	1, 2, 4, 5 3



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
02 August, 2007 (02.08.07)

Date of mailing of the international search report
14 August, 2007 (14.08.07)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2007/060223

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 3-289769 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 19 December, 1991 (19.12.91), Page 3, upper left column, lines 15 to 18; Fig. 4	3
X	Page 4, upper right column, lines 1 to 8; Fig. 2	9
A	Full text; Figs. 1 to 5 & US 5178130 B1	10
A	JP 2005-230183 A (Seiko Instruments Inc.), 02 September, 2005 (02.09.05), Par. No. [0047]; Fig. 4 (Family: none)	6

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/00 (2006.01)i, G02B23/24 (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（I P C）） Int.Cl. A61B1/00, G02B23/24			
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 1 9 2 2 - 1 9 9 6 年 日本国公開実用新案公報 1 9 7 1 - 2 0 0 7 年 日本国実用新案登録公報 1 9 9 6 - 2 0 0 7 年 日本国登録実用新案公報 1 9 9 4 - 2 0 0 7 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	JP 2003-153849 A（ペンタックス株式会社）2003.05.27 段落[0025][0026]，第3図（ファミリーなし）	1, 2, 4, 5 3	
X Y	JP 7-222712 A（オリンパス光学工業株式会社）1995.08.22 段落[0261]～[0265]，第36, 37図 & US 5749830 B1	1, 2, 4, 5, 7, 8 3	
X Y	JP 4-82532 A（旭光学工業株式会社）1992.03.16 第3頁右上欄第9行～同頁左下欄第4行，第3図 （ファミリーなし）	1, 2, 4, 5 3	
☒ 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 0 2 . 0 8 . 2 0 0 7		国際調査報告の発送日 1 4 . 0 8 . 2 0 0 7	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / 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
Y	JP 3-289769 A (オリンパス光学工業株式会社) 1991. 12. 19 第3頁左上欄第15～18行, 第4図	3
X	第4頁右上欄第1～8行, 第2図	9
A	全文, 第1～5図 & US 5178130 B1	10
A	JP 2005-230183 A (セイコーインスツル株式会社) 2005. 09. 02 段落[0047], 第4図 (ファミリーなし)	6