

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-319396

(P2007-319396A)

(43) 公開日 平成19年12月13日(2007.12.13)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 1/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 3 O O P	2 H O 4 O
<b>G O 2 B 23/24 (2006.01)</b>	G O 2 B 23/24 A	4 C O 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2006-152598 (P2006-152598)	(71) 出願人	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(22) 出願日	平成18年5月31日(2006.5.31)	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	一村 博信 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	三宅 清士 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	高頭 英泰 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

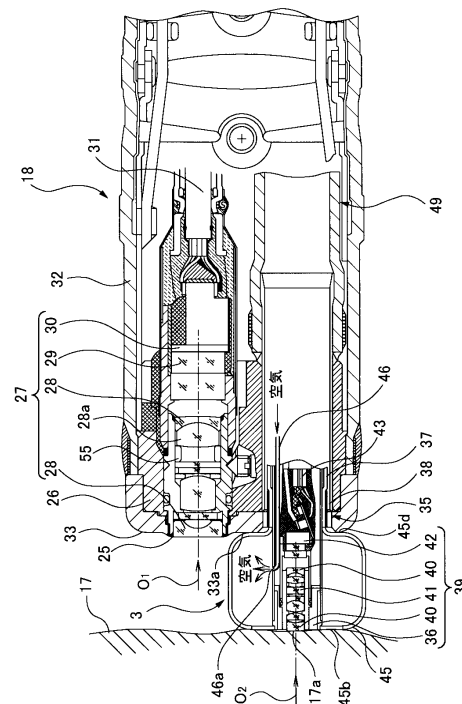
(54) 【発明の名称】 内視鏡および内視鏡システム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 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を提供する。

【解決手段】 内視鏡は、被検体に挿入可能な挿入部を有しており、該挿入部には、その先端部18に通常倍率の観察撮像ユニット27が内蔵され、上記挿入部に設けられる鉗子チャンネルには、先端部35に高倍率撮像ユニット39を内蔵した高倍率観察プローブ3が挿通している。該先端部35の外周には膨張可能な突き当てバルーン45が配されている。突き当てバルーン45は、先端部18から突出した状態で供給される空気により膨張する。その膨張状態の突き当てバルーン45の前面部45bを観察部位17に当接させ、関心部位17aの高倍率撮像ユニット39による高倍率観察が行われる。

【選択図】 図3



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 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。

## 【請求項 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。

10

## 【請求項 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。

## 【請求項 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。

## 【請求項 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。

## 【請求項 6】

前記内視鏡には、上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 4 のいずれかに記載の内視鏡。

20

## 【請求項 7】

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。

## 【請求項 8】

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。

## 【請求項 9】

先端で開口するチャンネルを備えた第一の内視鏡と、

30

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の表面積を増大させる増大手段と、

を有することを特徴とする内視鏡システム。

## 【請求項 10】

前記弾性部材の当接面の位置は、前記第一の内視鏡の被写界深度の範囲に設けられたことを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡システム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【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、または、内視鏡システムに関する。

40

## 【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観察することが可能な高倍率観察を行う観察プローブを有する内視鏡として特許文献 1 に開示されたものがある。この内視鏡は、挿入先端部に通常の倍率を有する通常観察プローブと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る内視鏡である。この内視鏡によれば、例えば、上記通常観察プローブにより観察を行うことによって病変部位を探し、該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。

【特許文献 1】特許公開公報 2004 - 350940 号

50

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0003】

しかしながら、上述した特許文献1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、上記通常観察プローブ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が、上記特許文献1に開示の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。

10

## 【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。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0005】

本発明の請求項1に記載の内視鏡は、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する。

20

## 【0006】

本発明の請求項2に記載の内視鏡は、請求項1に記載の内視鏡において、前記観察手段は、対物光学系である。

## 【0007】

本発明の請求項3に記載の内視鏡は、請求項2に記載の内視鏡において、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。

## 【0008】

本発明の請求項4に記載の内視鏡は、請求項1に記載の内視鏡において、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。

30

## 【0009】

本発明の請求項5に記載の内視鏡は、請求項4に記載の内視鏡において、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供給手段である。

## 【0010】

本発明の請求項6に記載の内視鏡は、請求項2乃至4のいずれかに記載の内視鏡において、内視鏡には上記被検体を照明するための照明手段を設ける。

## 【0011】

本発明の請求項7に記載の内視鏡は、請求項4に記載の内視鏡において、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する。

40

## 【0012】

本発明の請求項8に記載の内視鏡は、請求項4に記載の内視鏡において、前記弾性部材は、半透明の部材により形成されている。

## 【0013】

本発明の請求項9に記載の内視鏡システムは、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の表面積を増大させる増大手段とを有する。

## 【0014】

本発明の請求項10に記載の内視鏡システムは、請求項9に記載の内視鏡システムにお

50

いて、前記弾性部材の当接面の位置は、前記第一の内視鏡の被写界深度の範囲である。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、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ができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、図を用いて本発明の実施形態について説明する。

【0017】

図1～図12は本発明の第一の実施の形態に係り、図1は、第一の実施の形態の内視鏡システムである内視鏡観察装置の全体構成を示し、図2～4は、上記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って、図2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し、図3、4は、上記高倍率観察プローブを突出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撮像ユニットを含む断面と照明光学系を含む断面とをそれぞれ示す拡大断面図である。図5は、上記内視鏡挿入先端に配されるズーム機構部を示す通常観察プローブの拡大断面図である。図6は、図2のA矢視図であって、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高倍率観察プローブ観察窓の配置を示す。

【0018】

また、図7(A)～(D)は、上記内視鏡挿入部先端による上記高倍率観察プローブの観察可能な状態へのセット過程を示す図であって、図7(A)は、上記高倍率観察プローブがまだ収納状態にあるときを示し、図7(B)は、上記高倍率観察プローブが突出した状態を示し、図7(C)は、上記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し、図7(D)は、上記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している。図8は、図7(D)の状態での高倍率観察プローブの断面図である。図9は、図8のB矢視図であって、上記突き当てバルーンの膨張状態での当接面を示す。図10は、上記高倍率観察プローブの先端部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は、図8の突き当てバルーンの変形例の側面図を示す。図12は、上記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。

【0019】

図1～4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、被検体である体腔内に挿入可能な挿入部を有する第一の内視鏡である内視鏡2と、この内視鏡2の鉗子チャンネル(処置具チャンネル)23に進退可能に挿通され、光学的高倍率観察が可能な第二の内視鏡であって、高倍率観察手段である高倍率撮像ユニット39を内蔵する高倍率観察プローブ3と、内視鏡2のライトガイドに照明光を供給する光源装置4Aと、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ビデオプロセッサ5Aと、このビデオプロセッサ5Aから出力される映像信号を表示するモニタ6と、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、増大手段である空気供給装置66と、高倍率観察プローブ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ビデオプロセッサ5Bと、モニタ6に出力される映像信号を記録する記録装置7とを有している。

【0020】

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)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り、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。

【0021】

内視鏡2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を内蔵する可

10

20

30

40

50

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 とを有しており、このユニバーサルコード 12 の基端部に設けたコネクタ 13 を光源装置 4 A に着脱自在に接続することができる。

#### 【0022】

光源装置 4 A は、白色光を発生するランプ 14 を内蔵し、このランプ 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。該白色光は、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。

10

#### 【0023】

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。

#### 【0024】

操作部 11 の前端側にて挿入部 10 の先端部 18 を構成する先端部本体 26 には照明窓 24 を設けてライトガイド 15 の先端部と、その先端面に対向配置した照明レンズ 16 とによる照明光学系を取り付け (図 6)、この照明窓 24 に隣接して設けた観察窓 (撮像窓) 25 には、ズームレンズ 28 a を内蔵し、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。

20

#### 【0025】

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 CCD 30 が配置されており、結像された光学像を光電変換する通常観察用撮像手段としての撮像ユニット 27 (図 2) を構成している。なお、CCD 30 の前面には、保護ガラス 29、光学フィルタが配されている。

#### 【0026】

操作部 11 の前端付近には処置具挿入口 21 が設けてあり、処置具や高倍率観察プローブ 3 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。

30

#### 【0027】

先端部本体 26 には鉗子チャンネル 23 を形成する軟性 8 チューブと連通するチャンネル用孔部が形成され、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 23 a から出没自在な状態で挿通するようにしている。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 が内蔵されており、先端部 35 の観察窓の観察光軸を O2 とする。

#### 【0028】

なお、先端部本体 26 の後端には最先端の湾曲駒が固着され、その外側を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。

40

#### 【0029】

挿入部 10 の先端部 18 の先端カバー 33 の前端面 33 a は、光軸 O1 と直交する平面で形成されており、その前端面 33 a 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 23 a が配されている。そして、図 6 に示すように直線ライン L0 上に観察窓 25 の光軸 O1 と鉗子チャンネル 23 の先端開口部 23 a 上の先端部 35 の観察窓の O2 とが配置され、その直線ライン L0 を跨いだ状態で対向する 2 つの照明窓 24 が配されている。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 の双方の被写体とともに効率よく照明することができる。

#### 【0030】

高倍率用観察プローブ 3 は、高倍率観察時にその先端部 35 を鉗子チャンネル 23 の先

50

端開口 23a を経て図 1, 3 に示すようにを突出させ、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。その当接状態で先端部 35 が所定位置に固定されるので、先端部 35 の観察窓を介して該部位 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。

【0031】

なお、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 ~ 4 を用いて後で説明する。

【0032】

撮像ユニット 27 の CCD 30 (図 2) には信号ケーブル 31 の先端が接続され、この信号ケーブル 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。

10

【0033】

ビデオプロセッサ 5A は、CCD 30 を駆動する CCD ドライブ信号を発生する CCD ドライブ回路 61 と、CCD ドライブ信号の印加により CCD 30 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映像処理回路 62 とを内蔵している。

【0034】

この映像処理回路 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 における通常観察画像表示エリア 63 には通常観察の内視鏡画像が表示される。

20

【0035】

撮像ユニット 39 側の CCD 42 に接続された信号ケーブル 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。

【0036】

このビデオプロセッサ 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り、このビデオプロセッサ 5B から出力される (CCD 42 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 に入力される。

【0037】

なお、ビデオプロセッサ 5A, 5B 側の映像処理回路は、白色光の照明のもとでの CCD 42 の撮像信号に対応した映像信号 (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。

30

【0038】

ビデオプロセッサ 5A の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上記ビデオプロセッサ 5A に入力され、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、内視鏡 2 の撮像ユニット 27 による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 に高倍率観察プローブ 3 による高倍率 (拡大) 観察画像が表示される。

【0039】

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ためのズーム駆動機構 50 が配されている。

40

【0040】

ズーム駆動機構 50 は、観察光軸 O1 と平行に配されるワイヤ 52 と、ワイヤ 52 を進退可能に支持し、管部材等からなる支持部材 51 と、ズームレンズ 28a を保持するレンズ枠 55 と、レンズ枠 55 に螺着固定され、かつ、ワイヤ 52 に接着固定される連結部材 53 とからなる。

【0041】

撮像ユニット 30 による通常観察画像のズーミングを行う場合、操作部 11 に設けられ

50

るズーム操作ダイヤル（図示せず）を回動操作することによりワイヤ 52 を進退移動させ、連結部材 53 を介してズームレンズ 28a を観察光軸 O1 に沿って進退させることによりズーミングを行うことができる。

#### 【0042】

高倍率観察プローブ 3 は、図 2, 3 に示すようにその先端部 35 が硬質で遮光性を有する細い筒体 36 で形成され、その後端に軟性シース（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で形成されている。

#### 【0043】

筒体 36 の中空部に観察窓が形成され、その内部に高倍率観察が可能な高倍率撮像ユニット 39 が配されている。つまり、筒体 36 の内部の中心部にレンズ枠に取り付けた高倍率対物レンズ系 40 と、光学フィルタ 41 と、その後方の結像位置に固定された固体撮像素子である CCD 42 とからなる観察手段としての高倍率撮像ユニット 39 が内蔵されている。この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。

#### 【0044】

さらに、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幕部材からなる突き当てバルーン 45 が、その根本部を糸巻き部 38 で巻回密閉された状態で装着され、突き当てバルーン 45 の後端部は、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、このバルーン 45 は膨張状態で被検体への当接部となる。

#### 【0045】

通常観察状態では、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、上記空気は供給されておらず筒体 36 の外周に密着した収縮状態（45）で鉗子チャンネル内に隙間のある状態で保持されている（図 2, 図 7（A））。高倍率観察を行うに際して、先端部 35 を鉗子チャンネル 23 の外方に突出させて空気を供給して収縮状態の突き当てバルーン 45 を膨張させる。

#### 【0046】

詳しく説明すると、観察プローブ 3 を操作して内視鏡 2 の挿入部 10 の鉗子チャンネル 23 中を前方に移動させ、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（図 7（B））。そこで、空気供給装置 66 より空気を供給し、突き当てバルーン 45 を膨張させる（図 3, 図 7（C））。

#### 【0047】

突き当てバルーン 45 の膨張後、観察プローブ 3 をわずかに引き込み、膨張状態の突き当てバルーン 45 の後面部 45d を先端部 18 の前端面 33a に当接させた状態とする（図 3, 図 7（D））。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。

#### 【0048】

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 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おり、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。

#### 【0049】

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 45

10

20

30

40

50

dが平面に近い形状で、特に前面部45bの広い面積で観察部位17に当接し、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は滑りにくい面になっていることが望ましい。

【0050】

上述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していることで当接部位に係る局所的な負荷を軽減させることができる。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の位置ずれが防止できる。

【0051】

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の視野が蹴られるのをなるべく少なくすることができる。

【0052】

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、対物レンズ系28の視野を照明するための照明レンズ16からの照明光が関心部位17aの内部に入り込んで反射され、関心部位17aの像が観察プローブ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(図4)。そのために突き当てバルーン45は、内視鏡2側の照明窓24からの照明光が関心部位にとどくように透明材料、または、半透明材料で形成されていることが好ましい。

【0053】

また、上述のように突き当てバルーン45に半透明材料を採用することで、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。

【0054】

上述のような突き当てバルーン45の膨張状態の円筒形状を得るためには、例えば、前面部45bの径D0の範囲は、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色成形で配するか、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か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に前面部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色成形で配するか、厚みを厚くするとよい。

【0055】

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のびる少伸縮性部分45b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に示す変形例の突き当てバルーンのように外周部に沿って少伸縮性部分45cを配するようにしてもよい。

【0056】

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配慮をしない変形例の突き当てバルーンとして図12の側面図に示ような突き当てバルーン45Aも考えられる。

【0057】

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。

【0058】

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った後、色素散布手段のチュ

10

20

30

40

50



ープ（図示せず）を挿入口から引き抜き、図 1 に示すように挿入口 2 1 から観察プローブ 3 を鉗子チャンネル 2 3 内に挿通させ、その先端部 3 5 を鉗子チャンネル 2 3 の先端開口 2 3 a から突出させる。そこで、前述したように突き当てバルーン 4 5 を膨張させて、内視鏡 2 による通常観察状態のもとで図 3 に示すように突き当てバルーン 4 5 の前面部 4 5 b を関心部位 1 7 a の周囲に押し付ける（コンタクトする）。

【0059】

内視鏡 2 による観察範囲内に関心部位 1 7 a を捕らえた状態で、上述のように突き当てバルーン 4 5 の中央に位置する高倍率観察プローブ 3 の先端面の観察窓を関心部位 1 7 a に対して密着させると、ぶれることなく位置決めすることができる。つまり、図 3 に示すような状態に設定することが容易にできる。

10

【0060】

高倍率観察状態では光源装置 4 A からの照明光は、照明レンズ 1 6 から出射し、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出射する。内部の組織等により散乱され、関心部位 1 7 a が上記照明光で照明される。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 4 0 によりその結像位置に配置された CCD 4 2 に高倍率の関心部位 1 7 a の光学像が結像される。

【0061】

また、突き当てバルーン 4 5 の前面部 4 5 b が関心部位 1 7 a の周囲に当接し、観察プローブ 3 の先端部 3 5 の観察窓は関心部位 1 7 a に押し付けられるので、観察プローブ 3 の先端部 3 5 が不安定にその位置が変化したりすることなく、つまりブレが無い状態に保持し、観察窓端面付近の関心部位 1 7 a にフォーカスした状態の光学像を CCD 4 2 に結像させることができる。

20

【0062】

この CCD 4 2 により結像された像は、この CCD 4 2 により光電変換され、ビデオプロセッサ 5 B 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 1 7 a を的確に診断することが容易になる。

【0063】

上述したように本実施の形態の内視鏡観察装置 1 によれば、高倍率観察時には、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 4 5 の前面部 4 5 b を関心部位 1 7 a の周囲に当接させるので、鉗子チャンネル 2 3 と観察プローブ 3 のクリアランスによるガタを吸収でき、先端部 3 5 の観察窓は、関心部位 1 7 a に対してぶれが無い状態に保持される。

30

【0064】

また、突き当てバルーン 4 5 の前面部 4 5 b を確実に関心部位 1 7 a の周辺に確実に当接させることにより、対物レンズ系 4 0 の前面の観察窓付近の関心部位 1 7 a にフォーカスした状態の光学像を CCD 4 2 に結像させることができる。また、突き当てバルーン 4 5 のより広い前面部 4 5 b が関心部位 1 7 a の周辺に当接するので高倍率観察プローブ 3 の先端部 3 5 が細径であったとしても関心部位 1 7 a 内に埋まってしまうことが防止できる。同時に突き当てバルーン 4 5 の長さ 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。

40

【0065】

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。

【0066】

次に、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、図 1 3 の上記観察プローブの断面図および図 1 3 の B 矢視図である図 1 4 を用いて説明する。

50

## 【0067】

図13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3Bは、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を内蔵するものであって、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。

## 【0068】

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45から突出する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。

10

## 【0069】

光源装置4B内部のランプ67による白色光が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によりその先端部35Bの先端まで照明光が伝送され、その照明光は、対物レンズ40の周囲に配される照明窓47a(図14)より出射され、突き当てバルーン45が当接した部分の、先端面がコンタクトされた関心部位17aの粘膜表面の内部側に関心部位17a内部の組織等により散乱される。その照明光によって高倍率対物レンズ系40で取り込まれた関心部位17aの組織像がCCD42の結像面に高倍率で結像する。CCD42により関心部位17aの高倍率の撮像信号に変換され、ビデオプロセッサ5Bにて高倍率観察の映像信号が得られる。

20

## 【0070】

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とは独立して、高倍率対物レンズ系40によりCCD42に高倍率で結像される範囲をその周囲に隣接して設けたライトガイド47による照明手段で照明でき、関心部位17aを適切に照明できる。

## 【0071】

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が設けてあるので、通常観察、高倍率観察とも十分な光量で観察できる。

## 【0072】

次に、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、図15の上記観察プローブの断面図および図15のC矢視図である図16を用いて説明する。

30

## 【0073】

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に対して先端部の筒体の外周に装着される突き当てバルーンの材料が異なっている。本実施形態の高倍率観察プローブ3Cの先端部35Cの筒体36の外周に装着される突き当てバルーン45Cは、袋状幕部材ではない膨張圧縮可能な、例えば、発砲合成ゴム等の筒部材からなる。したがって、膨張用の空気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。

40

## 【0074】

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(45C)で収納されている。高倍率観察のために先端部35Cがチャンネル外方向に突出した状態では突き当てバルーン45Cは、図15に示す膨張状態となる。

## 【0075】

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。

50

## 【 0 0 7 6 】

本実施形態の高倍率観察プローブ 3 C 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 6 6 を必要とせず、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 4 5 C の形状が安定しており、観察部位 1 7 への当接が確実に行える。

## 【 0 0 7 7 】

次に、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、図 1 7 の上記観察プローブの断面図および図 1 7 の D 矢視図である図 1 8 を用いて説明する。

## 【 0 0 7 8 】

図 1 7 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 3 D は、前記第一の実施形態における高倍率観察プローブ 3 に対して先端部の筒体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。本実施形態の高倍率観察プローブ 3 D の先端部 3 5 D の筒体 3 6 の外周に装着される突き当てバルーン 4 5 D は、空気室 7 1 を有する膨張圧縮可能な合成ゴム等からなる。突き当てバルーン膨張用の空気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 3 5 D に高倍率撮像ユニット 3 9 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。

## 【 0 0 7 9 】

本実施形態の高倍率観察プローブ 3 D に適用される突き当てバルーン 4 5 D は、内視鏡 2 の鉗子チャンネル 2 3 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 7 1 が圧縮された状態 ( 4 5 D ) で収納されている。高倍率観察のために先端部 3 5 D がチャンネル外方向に突出した状態では突き当てバルーン 4 5 D は、空気室 7 1 が膨張して図 1 7 に示すように円筒状に膨張した状態となる。

## 【 0 0 8 0 】

高倍率観察時には膨張状態の突き当てバルーン 4 5 D の前面部を観察部位 1 7 の関心部位 1 7 a 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 3 9 による観察を行うことができる。

## 【 0 0 8 1 】

本実施形態の高倍率観察プローブ 3 D 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 6 6 を必要とせず、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 4 5 D の形状が安定しており、観察部位 1 7 への当接が確実に行える。

## 【 0 0 8 2 】

次に、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、図 1 9 の上記観察プローブの断面図および図 1 9 の E 矢視図である図 2 0 を用いて説明する。

## 【 0 0 8 3 】

図 1 9 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 3 E は、前記第一の実施形態における高倍率観察プローブ 3 に対して先端部の筒体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。本実施形態の高倍率観察プローブ 3 E の先端部 3 5 E の筒体 3 6 の外周に装着される突き当てバルーン 4 5 E は、突き当てバルーン 4 5 と同様に伸縮性がある膨張可能な袋状幕部材からなるが、膨張状態での突き当てバルーン 4 5 E の前面部の形状が異なる。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 3 5 E に高倍率撮像ユニット 3 9 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。

## 【 0 0 8 4 】

本実施形態の高倍率観察プローブ 3 E に適用される突き当てバルーン 4 5 E は、内視鏡 2 の鉗子チャンネル 2 3 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 3 5 E の筒体 3 6 の外周部に密着した形状の収縮状態 ( 4 5 E ) に保持されている。高倍

10

20

30

40

50

率観察のために先端部 3 5 E がチャンネル外方向に突出した状態で空気供給装置 6 6 より供給された空気が空気供給穴 4 6 a より突き当てバルーン 4 5 E 内部に入り、突き当てバルーン 4 5 E が膨張して図 1 9 に示すバルーン膨張状態となる。

【0085】

上記膨張状態の突き当てバルーン 4 5 E の前面側は、対物レンズ系 4 0 の前面の観察窓よりも所定の寸法 2 だけバルーン前方部 4 5 E b が膨らんだ状態で突出している。

【0086】

高倍率観察を行う場合、突き当てバルーン 4 5 E のバルーン前方部 4 5 E b を観察部位 1 7 の関心部位 1 7 a に当接させる。その当接状態で関心部位 1 7 a と対物レンズ系 4 0 の前面の観察窓とは上記所定の寸法 2 だけ離間していることになるが、その寸法 2 は、高倍率撮像ユニット 3 9 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 4 5 E の関心部位 1 7 a との当接状態でフォーカス状態が得られる。

10

【0087】

また、突出したバルーン前方部 4 5 E b が滑りにくい材料で形成されており、観察部位 1 7 に対して滑りにくく、高倍率観察プローブ 3 E の先端部 3 5 E をぶれることなく、より確実に保持することができる。

【0088】

また、この突き当てバルーン 4 5 E のバルーン前方部 4 5 E b 端と後端面 4 5 E d との間の距離 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 2 7 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。

20

【0089】

本実施形態の高倍率観察プローブ 3 E 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 4 5 E を観察部位 1 7 に当接させた状態で先端部 3 5 E をぶれることなくさらに確実に保持することができる。

【0090】

また、高倍率観察時、関心部位 1 7 a と対物レンズ系 4 0 の前面の観察窓とを常に所定距離 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。

30

【0091】

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。

【産業上の利用可能性】

【0092】

本発明のよる内視鏡は、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として利用が可能である。

40

【図面の簡単な説明】

【0093】

【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って、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撮像ユニットを含む拡大断面である。

【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

50

面図である。

【図５】図２の内視鏡挿入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矢視図であって、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７】図２の内視鏡挿入部先端による上記高倍率観察プローブの観察可能な状態へのセットする過程を示す図であって、図７（Ａ）は、上記高倍率観察プローブがまだ収納状態にあるときを示し、図７（Ｂ）は、上記高倍率観察プローブが突出した状態を示し、図７（Ｃ）は、上記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し、図７（Ｄ）は、膨張した上記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している。

10

【図８】図２の高倍率観察プローブの図７（Ｄ）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Ｂ矢視図である。

20

【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Ｃ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Ｄ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Ｅ矢視図である。

【符号の説明】

【００９４】

２ ... 内視鏡（第一の内視鏡）

30

３，３Ｂ，３Ｃ，３Ｄ，３Ｅ

... 高倍率観察プローブ（第二の内視鏡）

４Ｂ ... 光源装置（照明手段）

１０ ... 挿入部

１７ ... 観察部位（被検体）

１７ａ ... 関心部位（被検体）

２３ ... 鉗子チャンネル（チャンネル）

３９ ... 高倍率撮像ユニット（観察手段）

４０ ... 対物レンズ系（対物光学系）

４２ ... ＣＣＤ（固体撮像素子）

40

４５，４５Ａ，４５Ｃ，４５Ｄ，４５Ｅ

... 突き当てバルーン

（当接部，弾性部材，バルーン）

４７ ... ライトガイド（照明手段）

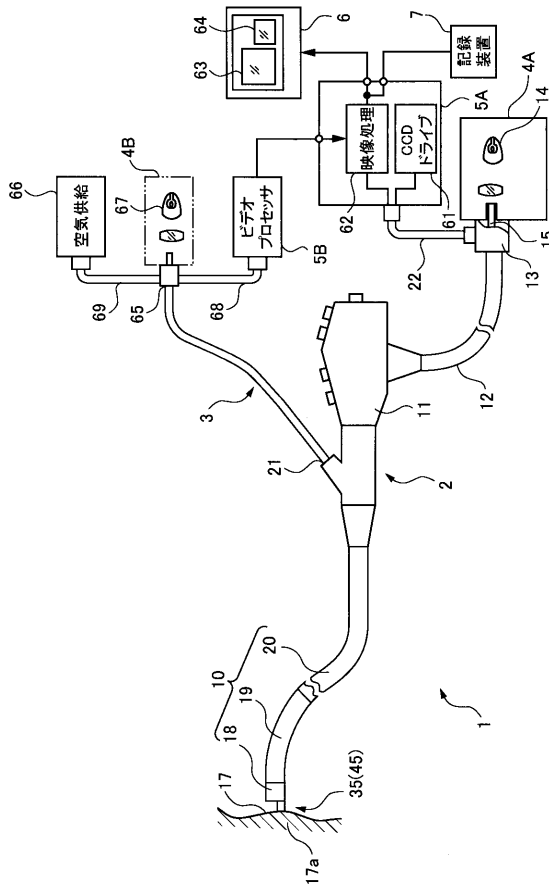
４５ｂ，４５Ｅｂ

... 前面部（弾性部材の先端部）

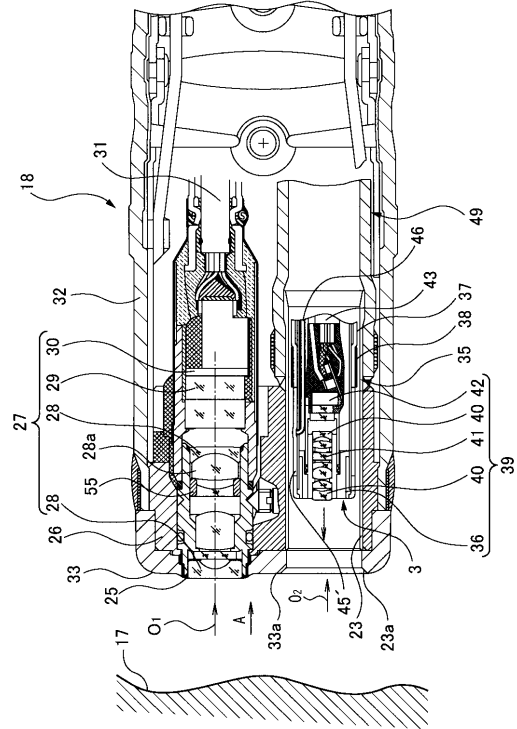
４６ ... 空気供給管（流体供給手段）

６６ ... 空気供給装置（増大手段，流体供給手段）

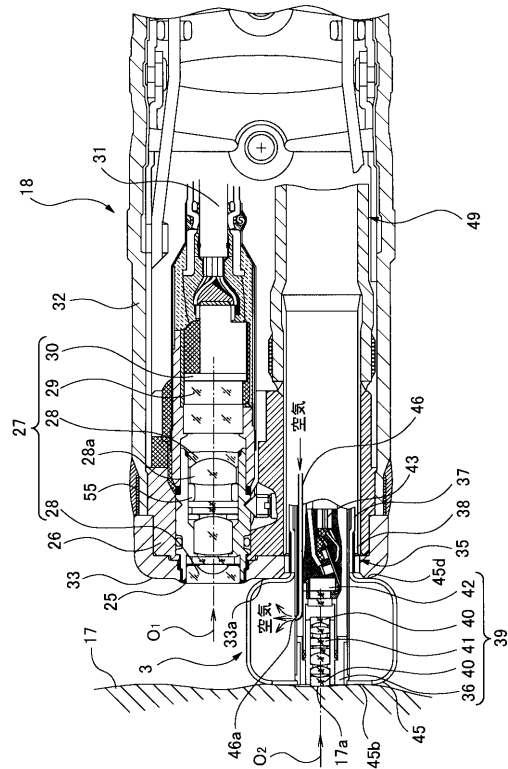
【図 1】



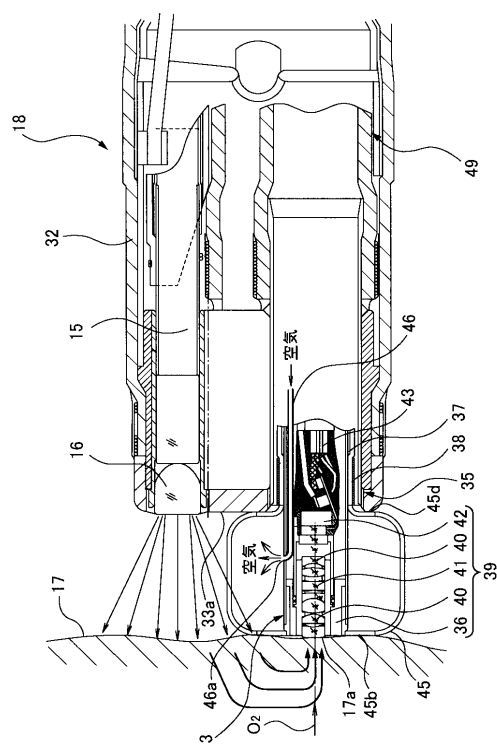
【図 2】



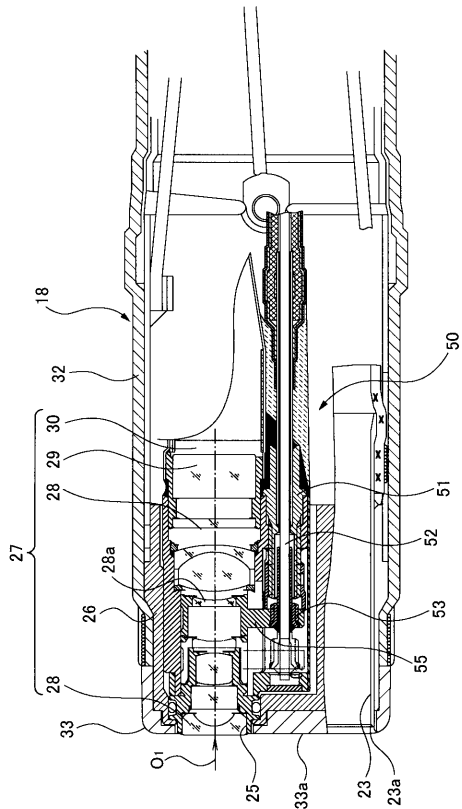
【図 3】



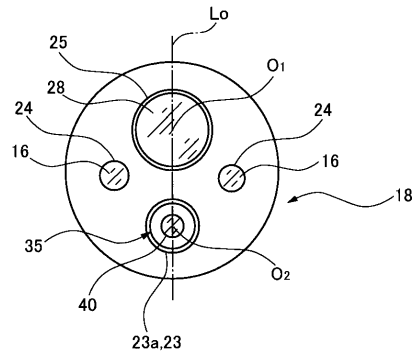
【図 4】



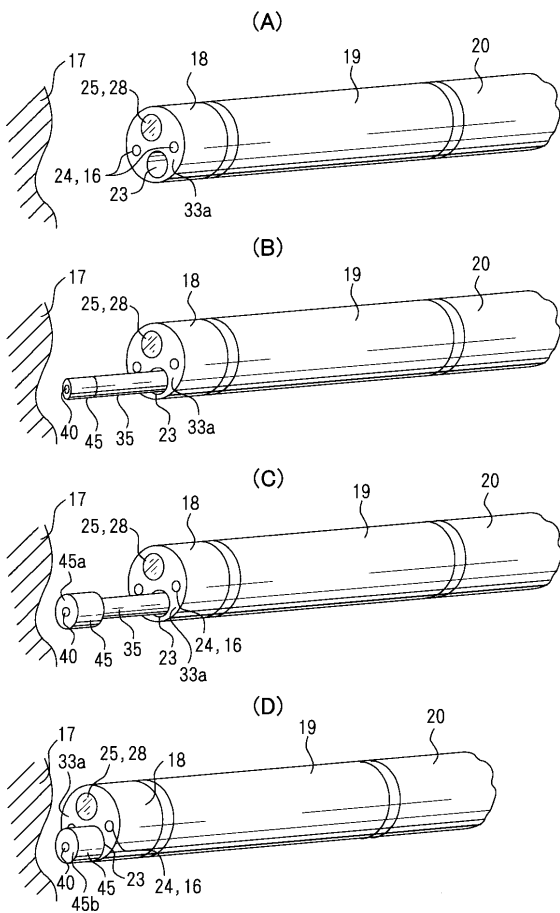
【図 5】



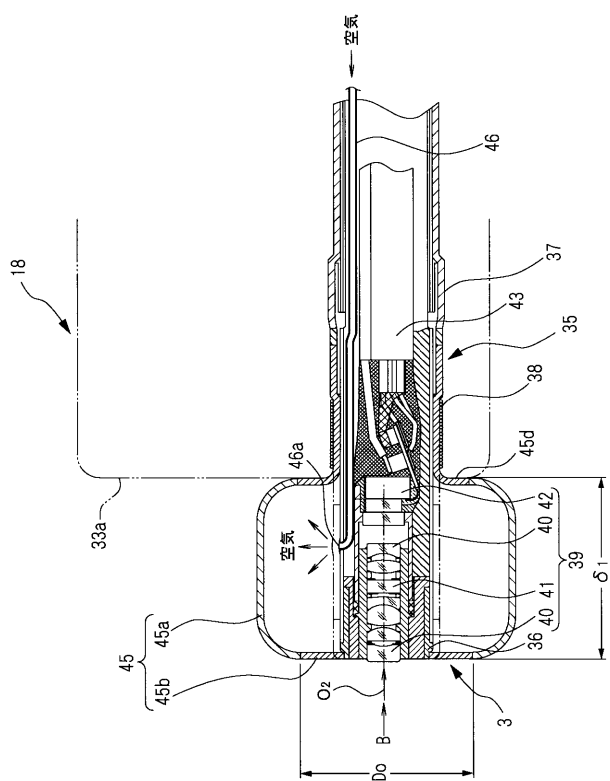
【図 6】



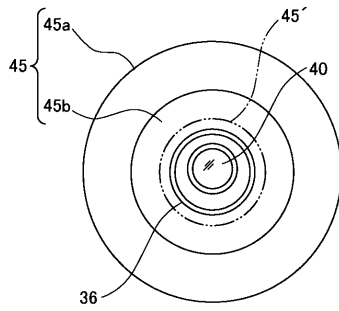
【図 7】



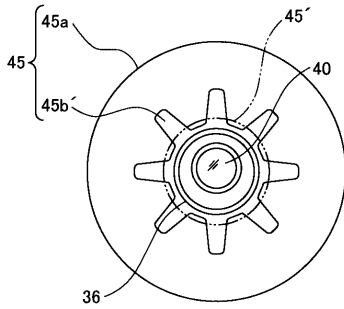
【図 8】



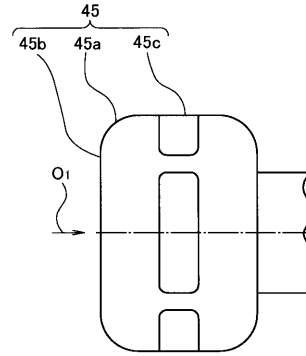
【図 9】



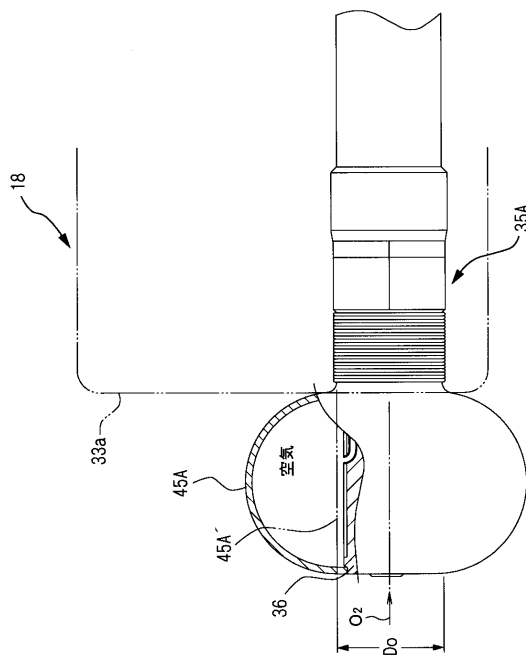
【図 10】



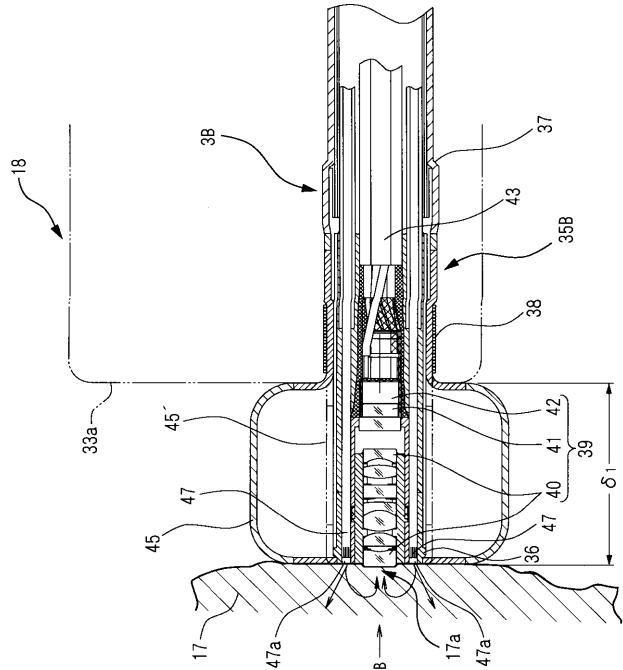
【図 11】



【図 12】

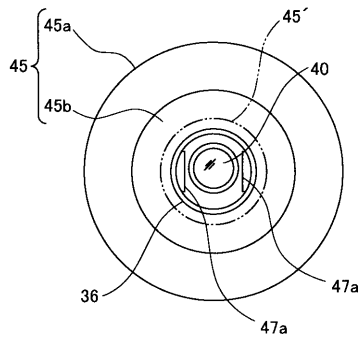


【図 13】

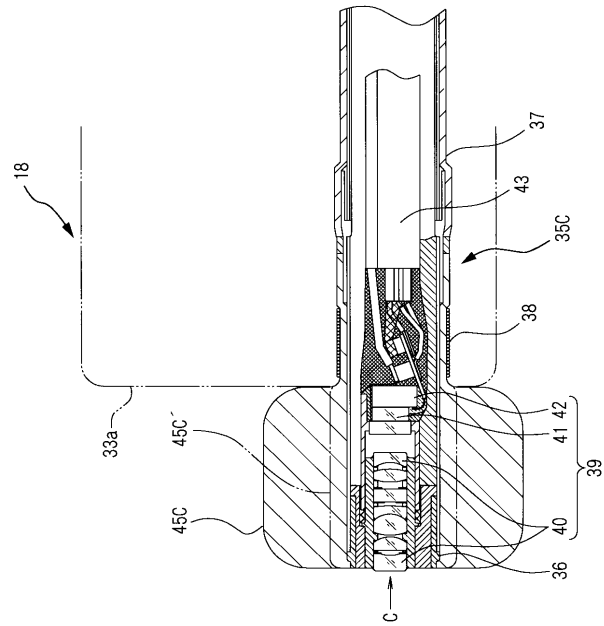




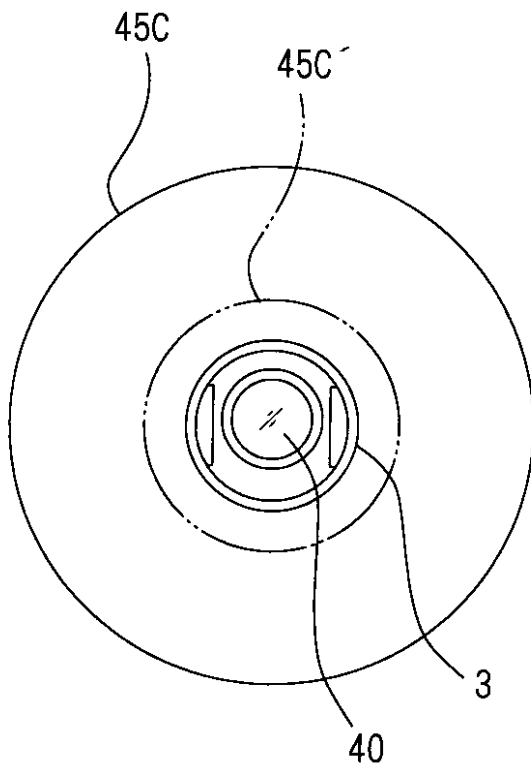
【図 14】



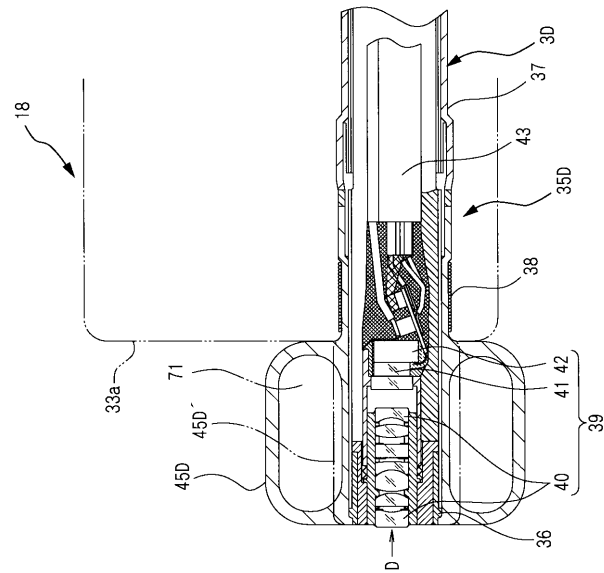
【図 15】



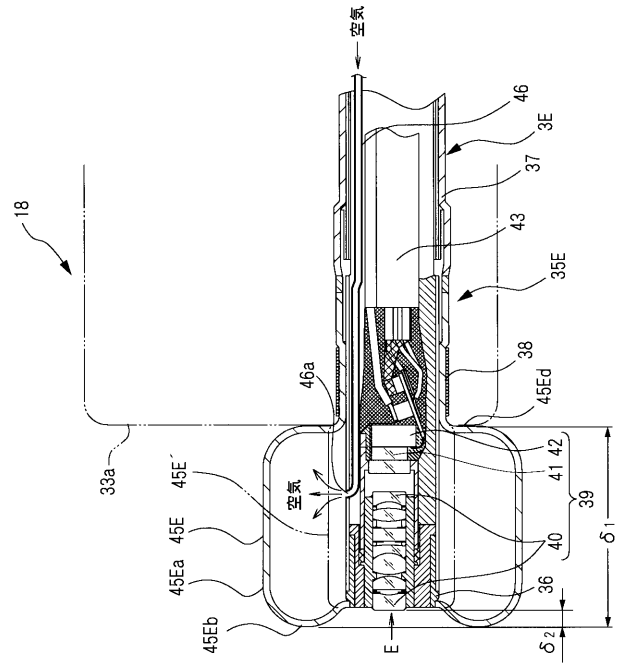
【図 16】



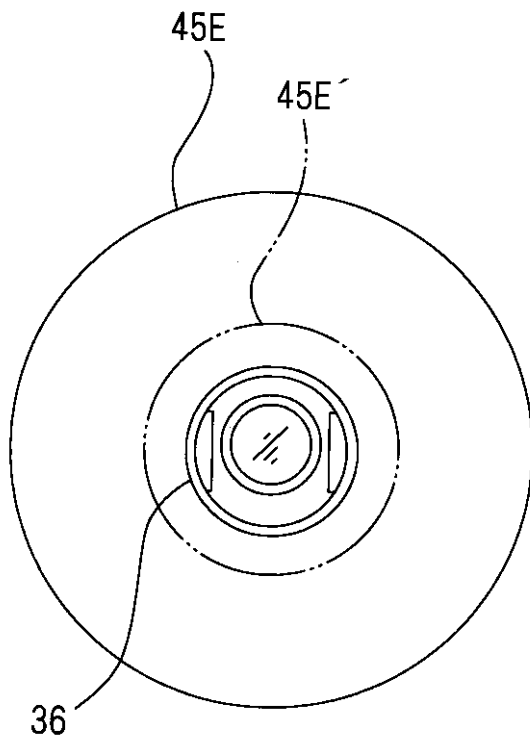
【図 17】



【 図 1 9 】



【 図 2 0 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 野口 あずさ

東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目4番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 道口 信行

東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目4番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 後野 和弘

東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目4番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 2H040 CA02 CA11 DA11 DA12 DA53 DA56 DA57 FA10 FA13 GA02

GA10

4C061 CC06 FF35 FF36 FF40 FF43 FF47 GG01 HH02 JJ03 LL02

专利名称(译)	内窥镜和内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2007319396A</a>	公开(公告)日	2007-12-13
申请号	JP2006152598	申请日	2006-05-31
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	一村博信 三宅清士 高頭英泰 野口あずさ 道口信行 後野和弘		
发明人	一村 博信 三宅 清士 高頭 英泰 野口 あずさ 道口 信行 後野 和弘		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	G02B23/2438 A61B1/00082 A61B1/0125 A61B5/6886 G02B23/2446 G02B23/2484		
FI分类号	A61B1/00.300.P G02B23/24.A A61B1/00.500 A61B1/00.715 A61B1/00.731 A61B1/01.513		
F-TERM分类号	2H040/CA02 2H040/CA11 2H040/DA11 2H040/DA12 2H040/DA53 2H040/DA56 2H040/DA57 2H040/FA10 2H040/FA13 2H040/GA02 2H040/GA10 4C061/CC06 4C061/FF35 4C061/FF36 4C061/FF40 4C061/FF43 4C061/FF47 4C061/GG01 4C061/HH02 4C061/JJ03 4C061/LL02 4C161/CC06 4C161/FF35 4C161/FF36 4C161/FF40 4C161/FF43 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/HH02 4C161/JJ03 4C161/LL02		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜，即使在观察探针的尖端部分薄的情况下，也可以容易地进行尖端部分的定位并且可以进行稳定的观察。内窥镜具有能够插入被检体内的插入部，在该插入部的前端部18内内置有通常倍率的观察摄影单元27，该插入部设置在该插入部中。具有内置在尖端部分35中的高倍率成像单元39的高倍率观察探头3被插入到钳子通道中。可膨胀的对接气球45布置在末端部分35的外周上。在从顶端部18突出的状态下供给的空气使对接气球45膨胀。使处于膨胀状态的抵接气囊45的前部45b与观察区域17接触，并且高倍率成像单元39对关注区域17a进行高倍率观察。[选择图]图3

