

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5918018号
(P5918018)

(45) 発行日 平成28年5月18日 (2016. 5. 18)

(24) 登録日 平成28年4月15日 (2016. 4. 15)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)
G 0 2 B 23/24 (2006. 01)A 6 1 B 1/00 3 1 0 A
A 6 1 B 1/00 3 2 0 A
A 6 1 B 1/00 3 0 0 P
A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z
G 0 2 B 23/24 A

請求項の数 13 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2012-114391 (P2012-114391)
(22) 出願日 平成24年5月18日 (2012. 5. 18)
(65) 公開番号 特開2013-240409 (P2013-240409A)
(43) 公開日 平成25年12月5日 (2013. 12. 5)
審査請求日 平成26年10月31日 (2014. 10. 31)(73) 特許権者 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100075281
弁理士 小林 和憲
(72) 発明者 山根 健二
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内
審査官 樋熊 政一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡及び内視鏡装置並びに内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

先端に配される先端硬性部、前記先端硬性部と一体に設けられた観察ユニット、前記先端硬性部の基端側に連結された可撓チューブ、前記先端硬性部の基端、且つ前記可撓チューブの内側に回転可能に設けられた回転筒、前記回転筒と一体に設けられ、前記可撓チューブの内周面と当接する突起部、及び前記回転筒を前記可撓チューブの筒芯回りに回転させる回転機構を有する挿入部と、

前記挿入部の基端に取り付けられる手元操作部とを備えることを特徴とする内視鏡。

【請求項 2】

前記回転機構は、前記回転筒と連結され、前記回転筒を周方向に牽引する牽引ワイヤと、前記牽引ワイヤを牽引する方向を前記回転筒の周方向から筒芯方向に変換する方向変換手段とを備えることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 3】

前記先端硬性部の基端に設けられ、前記回転筒を回転可能に支持し、且つ回転筒とともに屈曲する支持部材を備え、

前記方向変換手段は、前記支持部材に形成され、前記牽引ワイヤをガイドするガイド溝であることを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記回転機構は、前記回転筒の基端側周縁に沿って一体に設けられたラックギヤと、前記ラックギヤと噛合する伝達ギヤと、前記伝達ギヤと連結され、前記伝達ギヤ及び前記ラ

10

20

ックギヤを介して前記回転筒を回転させる牽引ワイヤとを備えることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 5】

前記先端硬性部の基端に設けられ、前記回転筒を回転可能に支持し、且つ回転筒とともに屈曲する支持部材を備え、

前記支持部材は、前記ラックギヤと噛合する位置に前記伝達ギヤを回転自在に支持するギヤ取り付け部を有することを特徴とする請求項 4 記載の内視鏡。

【請求項 6】

前記手元操作部は、操作部材によって回転されるプーリが設けられ、

前記牽引ワイヤは、前記プーリに巻き掛けられた無端ワイヤであり、前記プーリの回転により駆動されることを特徴とする請求項 2 ないし 5 のいずれか 1 項記載の内視鏡。

【請求項 7】

前記回転機構は、前記回転筒の基端部に形成され、前記回転筒の筒芯に対し斜めに形成される傾斜溝と、この傾斜溝に係合する係合部を有する係合部材と、係合部材が設けられたワイヤと、前記係合部材を前記傾斜溝の先端側に付勢するコイルバネとを有することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 8】

前記回転筒を回転自在に支持し、且つ回転筒とともに屈曲する支持部材を備え、

前記支持部材は、前記ワイヤを筒芯方向にガイドするガイド部と、前記係合部材とともに前記コイルバネを挟み込んで保持する保持部とを有することを特徴とする請求項 7 記載の内視鏡。

【請求項 9】

前記観察ユニットは、前記先端硬性部と、前記先端硬性部に取り付けられる観察光学系及びイメージガイドとを有し、前記可撓チューブの外径が 2 . 0 mm 以下であることを特徴とする請求項 1 ないし 8 のいずれか 1 記載の内視鏡。

【請求項 10】

請求項 1 ないし 9 のいずれか 1 項記載の内視鏡と、前記挿入部が先端から出没自在に挿通されるガイドシースとを備え、

前記ガイドシースは、このガイドシースの先端から、前記回転筒が突出する長さに形成されていることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 11】

前記ガイドシースは、先端部に X 線不透過の金属製マーカが埋め込まれることを特徴とする請求項 10 記載の内視鏡装置。

【請求項 12】

前記ガイドシースに挿通され、前記ガイドシースの先端から出没自在にされる処置具を備えたことを特徴とする請求項 10 または 11 記載の内視鏡装置。

【請求項 13】

請求項 10 ないし 12 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置と、

観察対象の 3 次元の画像データに基づき前記観察対象の管腔の仮想内視鏡画像を生成する仮想画像生成手段と、前記観察対象の管腔が分岐する分岐部における複数の仮想内視鏡画像を表示させる画像表示手段とを有する挿入支援装置とを備えることを特徴とする内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、外径に制限のある極細型の内視鏡及び内視鏡装置並びに内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、3次元画像を用いた診断が広く行われるようになってきている。例えば、X線CT(

10

20

30

40

50

Computed Tomography) 装置等により患者の断層像を撮像し、体内の 3 次元画像データを得て、この 3 次元画像データを用いて目標部位の診断等が行われる。

【0003】

CT 装置では、患者を体軸方向に連続送りしながら、X 線照射と、この照射された X 線が体内を通過し、一部が体内で吸収されて減衰した X 線の検出とを行い、体内の 3 次元領域について螺旋状に連続スキャン(ヘリカルスキャン: helical scan)する。そして、連続した多数の断層 2 次元画像から、3 次元画像を作成している。

【0004】

診断に用いられる 3 次元画像の 1 つに、肺の気管支の 3 次元画像がある。気管支の 3 次元画像は、例えば肺癌等が疑われる異常部の位置を 3 次元的に把握するのに利用される。そして、異常部を生検によって確認するために、例えば、カテーテルを挿入して組織のサンプルを採取している。この場合には、X 線透視下で、先端に X 線不透過の金属マーカを有するカテーテルを挿入し、半ば手探り状態で患部に到達する。しかし、透視の白黒 2 次元画像で正しい場所に到達させることは困難であり、場合によっては、異なった場所の組織を採取してしまい、再度カテーテルを挿入しなければならないなど、被検者にも術者にも負担が大きいものとなっている。

【0005】

また、気管支のような多段階の分岐を有する体内の管路では、異常部の所在が気管支の末端に近いとき、内視鏡の先端を短時間で正しく目的部位に到達させることが難しい。このために、例えば特許文献 1 に開示されているように、体内の 3 次元領域の画像データに基づいて管路の 3 次元画像を作成し、3 次元画像上で管路に沿って目的点までの経路を求め、経路に沿った管路の仮想内視鏡画像を画像データに基づいて作成し、仮想内視鏡画像を表示することで、気管支内視鏡を目的部位にナビゲーションする挿入支援装置が提案されている。

【0006】

特許文献 2 には、光ファイバとこれを被覆する屈曲可撓性に富む被覆とからなる光ファイバセンサの先端部を予め所望の曲げ半径で屈曲しておき、この屈曲型光ファイバセンサを直状管内に挿入して、光ファイバセンサを直状管内で進退させることにより、直状管から出た光ファイバセンサの屈曲角度を任意に設定可能にする構成が提案されている。このような構成により、複数の関節環をピン結合により揺動自在に連結し、ワイヤ操作により先端部を湾曲させる先端部構造にした内視鏡に比べて、関節環の連結構造が不要になり、細径化を図ることができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献 1】特開 2009-279251 号公報

【特許文献 2】特開昭 61-273517 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、特許文献 2 に開示されているような極細の光ファイバセンサを用いた内視鏡と、特許文献 1 に開示されている内視鏡の挿入支援装置を用いて、挿入のナビゲーションを行い、分岐部で目的とする管路に向けて進路変更しようとしても、所望の屈曲角度や回転角度が得られないという問題がある。特に、直径に制限のある極細内視鏡では、挿入部先端を回転させようと手元側で挿入部を回転させても、そのトルクが挿入部先端に伝達されることがなく、先端を思う方向に回転させることができない。このため、内視鏡を引き込んだ後に再度進めて戻したりして、進路変更を行う必要から、迅速に目的部位に内視鏡先端を到達させることができないという問題がある。

【0009】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、所望の方向に容易に進路変更が可能

10

20

30

40

50

な極細型の内視鏡及び内視鏡装置並びに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】

【0010】

上記目的を達成するために本発明では、先端に配される先端硬性部、先端硬性部と一体に設けられた観察ユニット、先端硬性部の基端側に連結された可撓チューブ、先端硬性部の基端、且つ可撓チューブの内側に回転可能に設けられた回転筒、回転筒と一体に設けられ、可撓チューブの内周面と当接する突起部、及び回転筒を可撓チューブの筒芯回りに回転させる回転機構を有する挿入部と、挿入部の基端に取り付けられる手元操作部とを備えることを特徴とする。

【0011】

回転機構は、回転筒と連結され、回転筒を周方向に牽引する牽引ワイヤと、牽引ワイヤを牽引する方向を回転筒の周方向から筒芯方向に変換する方向変換手段とを備えることが好ましい。また、先端硬性部の基端に設けられ、回転筒を回転可能に支持し、且つ回転筒とともに屈曲する支持部材を備え、方向変換手段は、支持部材に形成され、牽引ワイヤをガイドするガイド溝であることが好ましい。これにより、複数の関節環などを設ける必要がなく、構成が簡単になり、内視鏡の極細化に寄与することができる。

【0012】

回転機構は、回転筒の基端側周縁に沿って一体に設けられたラックギヤと、ラックギヤと噛合する伝達ギヤと、伝達ギヤと連結され、伝達ギヤ及びラックギヤを介して回転筒を回転させる牽引ワイヤとを備えることが好ましい。また、先端硬性部の基端に設けられ、回転筒を回転可能に支持し、且つ回転筒とともに屈曲する支持部材を備え、支持部材は、ラックギヤと噛合する位置に伝達ギヤを回転自在に支持するギヤ取り付け部を有することが好ましい。これにより、複数の関節環などを設ける必要がなく、構成が簡単になり、内視鏡の極細化に寄与することができる。

【0013】

手元操作部は、操作部材によって回転されるプーリが設けられ、牽引ワイヤは、プーリに巻き掛けられた無端ワイヤであり、プーリの回転により駆動されることが好ましい。これにより、牽引ワイヤをエンドレスで駆動することができるため、屈曲操作がより簡単になる。

【0014】

回転機構は、回転筒の基端部に形成され、回転筒の筒芯に対し斜めに形成される傾斜溝と、この傾斜溝に係合する係合部を有する係合部材と、係合部材が設けられたワイヤと、係合部材を傾斜溝の先端側に付勢するコイルバネとを有することが好ましい。また、回転筒を回転自在に支持し、且つ回転筒とともに屈曲する支持部材を備え、支持部材は、ワイヤを筒芯方向にガイドするガイド部と、係合部材とともにコイルバネを挟み込んで保持する保持部とを有することが好ましい。これにより、複数の関節環などを設ける必要がなく、構成が簡単になり、内視鏡の極細化に寄与することができる。

【0015】

観察ユニットは、先端硬性部と、先端硬性部に取り付けられる観察光学系及びイメージガイドとを有し、可撓チューブの外径が2.0mm以下であることが好ましい。観察光学系とイメージガイドを用いることにより、現状では小型化に限界のある撮像ユニットを用いたものに比べて、内視鏡の極細化に寄与することができる。また、可撓チューブの外径を2.0mm以下とすることにより、ガイドシースを含めた全体の外径が2.4mm以下とすることができ、気管支内視鏡として抹消に近い部分まで挿入部先端を到達させることができる。

【0016】

本発明の内視鏡装置は、上記の内視鏡と、挿入部が先端から出沒自在に挿通されるガイドシースとを備え、ガイドシースは、このガイドシースの先端から、回転筒が突出する長さに形成されていることが好ましい。この場合には、ガイドシースの内部に挿入部を収納した状態ではガイドシースとともに直管状になり、ガイドシースの先端から屈曲部を出し

10

20

30

40

50

た状態では先端部が所定方向に向いた状態とすることができる。また、ガイドシースには、X線不透過の金属製マーカが埋め込まれることにより、X線透視下で金属マーカの位置を検出しながら、ガイドシース及び挿入部先端を目標部位に到達させることもできる。さらにまた、ガイドシースに挿通され、ガイドシースの先端から出沒自在にされる処置具を備えたことが好ましい。

【0017】

本発明の内視鏡は、上記の内視鏡装置と、観察対象の3次元の画像データに基づき観察対象の管腔の仮想内視鏡画像を生成する仮想画像生成手段と、観察対象の管腔が分岐する分岐部における複数の仮想内視鏡画像を表示させる画像表示手段とを有する挿入支援装置とを備えることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、挿入部を構成する可撓チューブの内周面と当接する突起部と一体に設けられた回転筒を回転機構によって筒芯回りに回転させているので、挿入部を屈曲状態とし、さらに挿入部の先端部を所望の向きに容易に変更することができる。また、ガイドシース内に収納された状態では、ガイドシースによって挿入部が直管状態で収納される。この屈曲状態と直管状態との状態変更と、回転機構による回転とにより、任意の方向に挿入部先端を進行させることができる。しかも、複数の関節環を連結させる構成が不要になり、挿入部の外径を小さくすることができる。

【図面の簡単な説明】

20

【0019】

【図1】内視鏡システムを示す概略図である。

【図2】内視鏡システムの使用形態を示す説明図である。

【図3】内視鏡システムの別の使用形態を示す説明図である。

【図4】挿入部の構成を示す分解斜視図である。

【図5】挿入部及びガイドシースの要部断面図である。

【図6】先端硬性部を基端側から見た斜視図である。

【図7】屈曲部の構成を示す斜視図である。

【図8】回転機構の構成を示す説明図である。

【図9】挿入部が屈曲している状態の要部断面図である。

30

【図10】挿入支援装置の挿入経路設定画面を示す説明図である。

【図11】挿入支援装置の挿入支援画面を示す説明図である。

【図12】内視鏡の観察像の変化の一例を示す説明図であり、挿入部を屈曲させる前の状態(A)と、挿入部を屈曲及び回転させて観察像の位置を合わせた状態(B)とを示す説明図である。

【図13】第1実施形態の変形例における屈曲部及び回転機構の構成を示す斜視図である。

【図14】第1実施形態の変形例におけるワイヤ固定凸部周辺の構成を示す斜視図である。

【図15】第2実施形態の挿入部の構成を示す分解斜視図である。

40

【図16】第2実施形態の屈曲部及び回転機構の構成を示す斜視図である。

【図17】第2実施形態の挿入部が屈曲している状態の要部断面図である。

【図18】第3実施形態の挿入部の構成を示す分解斜視図である。

【図19】第3実施形態の屈曲部及び回転機構の構成を示す斜視図である。

【図20】第3実施形態のカム溝が形成された回転筒を展開した展開図である。

【図21】第3実施形態の挿入部が屈曲している状態の要部断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

図1に示すように、本発明の内視鏡システム2は、内視鏡本体3、ガイドシース4を有する内視鏡装置5と、挿入支援装置6とを備える。内視鏡本体3は、挿入部7及び手元操

50

作部 8 を有する。図 2 に示すように、内視鏡本体 3 は、ガイドシース 4 の内部に挿入部 7 が収納された状態で、例えば観察対象である患者 9 の体内の管腔である気管支 10 に挿入され、気管支 10 内が観察可能になっている。また、内視鏡装置 5 は、処置具 11 を備えており、気管支 10 内の目的部位 10 A 近傍まで挿入部 7 及びガイドシース 4 を挿入した後は、ガイドシース 4 から挿入部 7 を引き抜いて、処置具 11 をガイドシース 4 の内部に挿入させる。処置具 11 は、例えば先端部に生体組織を採取可能なカップ 11 A を有する生検鉗子であり、ガイドシース 4 に挿通され、ガイドシース 4 の先端から出没自在にされる。

【 0 0 2 1 】

図 3 に示すように、内視鏡システム 2 は、内視鏡装置 5 とは別の内視鏡装置 12 と組み合わせて使用することもある。内視鏡装置 12 は、CCD などの撮像手段を内蔵する先端部 13 A、及び関節環を連結させた構造の湾曲部 13 B を設けた挿入部 13 と、挿入部 13 の基端に連設された手元操作部 14 と、挿入部 13 及び手元操作部 14 の内部に設けられた処置具挿通チャンネル（図示せず）とを備える従来の内視鏡であり、手元操作部 14 には、処置具入口 14 A を有し、先端部 13 A には、処置具導出口 13 C を有している。内視鏡装置 12 の挿入部 13 は、気管支 10 の細い管路に挿入できず、気管支 10 の末端に近い目的部位 10 A に到達できないことがある。この場合、処置具入口 14 A から本発明の内視鏡装置 5 を内視鏡装置 12 の処置具挿通チャンネルへ挿通させ、処置具導出口 13 C からガイドシース 4 及び挿入部 7 を突出させる。ガイドシース 4 及び挿入部 7 は、内視鏡装置 12 の挿入部 13 よりも外径が細く、挿入部 13 よりも細い管路まで挿入させることができる。

【 0 0 2 2 】

図 4 及び図 5 に示すように、挿入部 7 は、先端硬性部 19、屈曲部 20、可撓チューブ 21 に分けられている。この挿入部 7 は、ガイドシース 4 に挿通され、ガイドシース 4 の先端から出没自在にされる。挿入部 7 の先端に位置する先端硬性部 19 は硬性の合成樹脂製または金属製の円筒体から形成されており、先端外周面が先細りのテーパになっている。先端硬性部 19 内には、観察光学系 22、ライトガイド 23、イメージガイド 24 が収納される。このため、先端硬性部 19 の内周面は、先端から順に内径が異なる第 1 内周面 19 a、第 2 内周面 19 b、第 3 内周面 19 c が形成されている。

【 0 0 2 3 】

観察光学系 22 は、先端から順に第 1 レンズ 25、絞り 26、第 2 レンズ 27、第 3 レンズ 28 が配されて構成されている。このうち、絞り 26、第 2 レンズ 27、第 3 レンズ 28 がレンズ鏡筒 29 に収納される。

【 0 0 2 4 】

先端硬性部 19 の第 1 内周面 19 a は、第 1 レンズ保持部として機能し、外周面近くまで形成されている。この第 1 内周面 19 a には観察光学系 22 の第 1 レンズ 25 が固着される。第 2 内周面 19 b は、第 1 内周面 19 a の内径よりも小さい内径を有し、レンズ鏡筒 29 の脱落防止用の係止段部として機能する。第 3 内周面 19 c は、第 1 内周面 19 a の内径よりも小さく、且つ第 2 内周面 19 b の内径よりも大きい内径を有する。

【 0 0 2 5 】

図 6 に示すように、第 2 内周面 19 b 及び第 3 内周面 19 c は、一部分が切り欠かれ、その切り欠き部分がライトガイド導入溝 30 として機能する。ライトガイド導入溝 30 は、円周方向に 90°ピッチで 4 個形成されている。このライトガイド導入溝 30 には、ライトガイド 23 が挿入される。ライトガイド 23 は、光ファイバを束ねた光ファイババンドルから構成されており、先端部 23 a が 4 分割されて各ライトガイド導入溝 30 内に挿入される。ライトガイド 23 の基端には、光源 31（図 1 参照）が設けられている。光源 31 からの照明光は、ライトガイド 23 の先端から射出され、患者の体内を照明する。なお、光源 31 としては、例えば、コネクタを介して内視鏡本体 3 と接続される外部の光源装置に設けられた光源が好ましく、あるいは内視鏡本体 3 に内蔵された光源でもよい。

【 0 0 2 6 】

先端硬性部 19 の第 3 内周面 19 c で、各ライトガイド導入溝 30 の間には、レンズ鏡筒保持部 32 が内側に突出して形成されている。このレンズ鏡筒保持部 32 によって、観察光学系 22 のレンズ鏡筒 29 が保持される。なお、符号 33 はイメージガイド 24 の先端部カバー、符号 34 はイメージガイド 24 の保護チューブ、符号 35 はライトガイド 23 の保護チューブである。なお、図 4 においては、図面の煩雑化を防ぐため、保護チューブ 34 及び保護チューブ 35 の図示を省略している。

【0027】

先端部カバー 33 は、例えば硬性の合成樹脂製または金属製の円筒体から形成され、イメージガイド 24 の先端部に固着され、レンズ鏡筒 29 の内部に挿入されている。先端部カバー 33 とともにレンズ鏡筒 29 の内部に挿入されたイメージガイド 24 は、中心軸が観察光学系 22 の光軸と同一軸上、且つ先端部が第 3 レンズ 28 に近接する位置に固定されている。これにより、先端硬性部 19、観察光学系 22 及びイメージガイド 24 が観察ユニットとして一体化される。

【0028】

先端硬性部 19 の外周面は、先端からテーパ面 19 d、外周面 19 e に区分けされている。また、先端硬性部 19 の基端からは、レンズ鏡筒保持部 32 が筒芯方向に突出している。この基端から延びているレンズ鏡筒保持部 32 にはライトガイド 23 の保護チューブ 35 が固着される。さらに、保護チューブ 35 の上から、屈曲部 20 の支持部材 38 が固着される。

【0029】

図 7 に示すように、屈曲部 20 は、回転筒 36 と、回転筒 36 と一体に設けられた突起部 37 と、支持部材 38 とを備える。回転筒 36 は、第 1 外周面 36 a と、第 2 外周面 36 b とを有する。突起部 37 は、第 1 外周面 36 a から突出して配されており、先端側と基端側には、第 1 外周面 36 a と連続するテーパ面が形成されている。第 2 外周面 36 b は、第 1 外周面 36 a より外径が小さく形成され、後述する無端ワイヤ 40 が巻き付けられる。

【0030】

また、回転筒 36 は、中心に対して突起部 37 と反対側の位置に周囲の第 1 外周面 36 a よりも一段凹となる凹部 36 c が形成されている。回転筒 36 は、この凹部 36 c が形成されている箇所の肉厚が薄く形成されており、凹部 36 c を有することにより、回転筒 36 は、可撓チューブから外力を受けたとき、突起部 37 が外側且つ凹部 36 c を内側にずらす方向に弾性を有し、屈曲しやすくなっている。

【0031】

図 8 に示すように、挿入部 7 は、突起部 37 とともに回転筒 36 を筒芯回りに回転させる回転機構 39 を備える。回転機構 39 は、支持部材 38 と、無端ワイヤ 40 と、プーリ 41 とを有する。無端ワイヤ 40 は、回転筒 36 の第 2 外周面 36 b に周方向に沿って複数回、例えば 2 ~ 3 回巻き付けられている。無端ワイヤ 40 は、さらに可撓チューブ 21 内を通り、手元操作部 8 に案内される。手元操作部 8 の内部では、プーリ 41 に巻き掛けられている。無端ワイヤ 40 と第 2 外周面 36 b との間には所定値以上の摩擦力を有しており、プーリ 41 の回転により無端ワイヤ 40 が牽引されると、無端ワイヤ 40 との摩擦力により第 2 外周面 36 b が周方向に引っ張られる。これにより回転筒 36 が筒芯回りに回転する。

【0032】

支持部材 38 は、弾性筒部 42 と、嵌合部 43 と、一対のガイド溝 44 とを有する。弾性筒部 42 は、円筒の一部を切欠いて螺旋状に形成されているため、弾性を有する。この弾性筒部 42 の先端部は、ライトガイド 23 の保護チューブ 35 に外嵌されて固着される。これにより、支持部材 38 は先端硬性部 19 の基端に取り付けられる。嵌合部 43 は、弾性筒部 42 及び回転筒 36 の第 2 外周面 36 b よりも外径が大きく形成されている。嵌合部 43 の先端側には、弾性筒部 42 の外周面に沿って嵌合溝 43 a が形成されている。回転筒 36 は、内周面が弾性筒部 42 の外周面に嵌合し、且つ第 2 外周面 36 b の基端部

10

20

30

40

50

が嵌合溝 4 3 a と嵌合することにより、支持部材 3 8 に対して回転自在に支持される。さらに弾性筒部 4 2 及び回転筒 3 6 の弾性により、回転筒 3 6 が外力を受けたとき、回転筒 3 6 が屈曲する。

【 0 0 3 3 】

一对のガイド溝 4 4 は、嵌合部 4 3 の一部を先端から基端まで切り欠いて嵌合溝 4 3 a と連続し、且つ弾性筒部 4 2 及び嵌合部 4 3 の筒芯方向に沿って延びるように形成されている。ガイド溝 4 4 に無端ワイヤ 4 0 が挿通されることにより、第 2 外周面 3 6 b の周方向に巻き付けられた無端ワイヤ 4 0 の方向を 90° 変換し、無端ワイヤ 4 0 を第 2 外周面 3 6 b から可撓チューブ 2 1 内に導く、あるいは可撓チューブ 2 1 内から第 2 外周面 3 6 b へ導く。

10

【 0 0 3 4 】

回転筒 3 6 は、エラストマ製のゴム状弾性力を有する可撓チューブ 2 1 で被覆される。可撓チューブ 2 1 は、先端硬性部 1 9 の外周面と同一外径に形成されており、先端が先端硬性部 1 9 の基端と当接する位置まで被覆されている。この可撓チューブ 2 1 の内周面には、突起部 3 7 及び回転筒 3 6 の第 1 外周面 3 6 a が当接する。

【 0 0 3 5 】

ガイドシース 4 は、直管状に形成され、内視鏡本体 3 の挿入部 7 が挿通される挿通管 4 8 と、挿通管 4 8 の先端部分に直列に接続された先端筒部 4 9 と、挿通管 4 8 及び先端筒部 4 9 に埋め込まれる金属マーカ 5 0 と、挿通管 4 8 の基端部分に直列に接続された把持部 5 1 (図 1 参照) とを備える。挿通管 4 8 は、例えばポリウレタン樹脂等の可撓性を有し、且つ挿入部 7 よりも高い剛性を有する材料から形成されている。先端筒部 4 9 は、挿通管 4 8 と同様の樹脂等から形成され、且つ挿通管 4 8 と同じ内径及び外径にされている。

20

【 0 0 3 6 】

先端筒部 4 9 の基端部、及び挿通管 4 8 の先端部には、金属マーカ 5 0 の厚み分凹となる段差部が形成されている。金属マーカ 5 0 は、X 線不透視の金属を円筒状に形成してなり、挿通管 4 8 及び先端筒部 4 9 と同一外径とし、先端筒部 4 9 の基端部、挿通管 4 8 の先端部の段差部分に外嵌される。これにより、金属マーカ 5 0 は、挿通管 4 8 、先端筒部 4 9 に対して外周面が連続するように埋め込まれる。把持部 5 1 は、金属や A B S 樹脂等の硬質の材料によって筒状に形成されており、その内径は、挿通管 4 8 の外径と略等しい。

30

【 0 0 3 7 】

ガイドシース 4 は、この先端筒部 4 9 の先端から、挿入部 7 の回転筒 3 6 が突出する長さであり、挿入部 7 の全長から先端硬性部 1 9 と回転筒 3 6 の長さを引いた寸法に形成されている。これにより挿入部 7 をガイドシース 4 に押し込む操作をしたとき、ガイドシース 4 の先端から回転筒 3 6 を出すことができる。

【 0 0 3 8 】

図 5 及び図 9 に示すように、可撓チューブ 2 1 の内周面のうち、突起部 3 7 と当接している部分は、突起部 3 7 からの押圧を受けるため、可撓チューブ 2 1 は、突起部 3 7 と当接している部分が外側に押し出される。したがって、可撓チューブ 2 1 の外周面に外力を受けない状態では、突起部 3 7 に押し出された部分が外側になるように屈曲しようとする。上述したように、回転筒 3 6 は外力を受けたとき屈曲しやすくなっているため、可撓チューブ 2 1 とともに回転筒 3 6 が屈曲した状態となる。また、ガイドシース 4 内に挿入部 7 が挿入された状態で、先端硬性部 1 9 がガイドシース 4 の先端部近くに収納された状態では、剛性のある直管状のガイドシース 4 の先端筒部 4 9 及び挿通管 4 8 の内周面に沿った形で挿入部 7 が収納されるため、ガイドシース 4 とともに挿入部 7 は直管状になっている (図 5 に示す状態) 。

40

【 0 0 3 9 】

図 5 に示す状態から手元操作部 8 をガイドシース 4 の先端側へ押し込むようにして、ガイドシース 4 の先端筒部 4 9 から挿入部 7 の回転筒 3 6 を出すと、可撓チューブ 2 1 の弾

50

性による復元力で、突起部 37 と当接している部分が外側に押し出される(図 9 に示す状態)。したがって、ガイドシース 4 の筒芯に対して先端硬性部 19 の筒芯が傾斜した屈曲状態が得られる。この屈曲状態のとき、ガイドシース 4 の筒芯に対する先端硬性部 19 の筒芯の傾斜角度としては、 $5^{\circ} \sim 30^{\circ}$ としすることが好ましい。また、ガイドシース 4 の先端から挿入部 7 の回転筒 36 を出すとき、先端筒部 49 から少なくとも突起部 37 の位置まで突出したとき、屈曲状態になる。

【0040】

本実施形態の挿入部 7 の外径、すなわち、先端硬性部 19 と、可撓チューブ 21 の外径は、2.0 mm 以下であることが好ましい。ガイドシースは、内径が挿入部 7 の外径と同一または若干の隙間を持ち、外径が 2.4 mm 以下とすることが好ましい。

10

【0041】

手元操作部 8 は、屈曲動作のために操作されるアングルノブ 45 と、接眼部 46 とを有する。アングルノブ 45 には無端ワイヤ 40 が巻き掛けられたプーリ 41 が連結されている。アングルノブ 45 を操作してプーリ 41 を回転させると、無端ワイヤ 40 が牽引されて回転筒 36 が回転する。これにより、突起部 37 が回転して回転筒 36 が屈曲する向きが可変する。

【0042】

接眼部 46 には、イメージガイド 24 の基端部が固定されているとともに、接眼光学系(図示せず)が収納されている。接眼光学系は、光軸がイメージガイド 24 の中心軸と同一軸上に配設されている。観察光学系 22 によって取り込まれた管腔内の像がイメージガイド 24 の基端から出射され、その像は接眼光学系を通して拡大される。また、挿入部 7 には、手元操作部 8 側の端部にゴム部材などの軟性部材から形成される折れ止め部材 47 が外嵌されている。

20

【0043】

挿入支援装置 6 は、CT 画像データ格納部 61 と、仮想内視鏡画像(Virtual Bronchus Scope 画像: 以下、「VBS 画像」ともいう。)を生成する VBS 画像生成部 62 と、VBS 画像格納部 63 と、挿入経路設定部 64 と、画像処理部 65 と、画像表示部 66 とを備える。CT 画像データ格納部 61 は、観察対象である患者 9 の X 線断層像を撮像する図示しない公知の CT 装置で生成された、例えば、DICOM(Digital Imaging and Communication in Medicine)形式の 3 次元の CT 画像データを格納する。VBS 画像生成部 62 は、3 次元の CT 画像データから、VBS 画像を生成する。挿入経路設定部 64 は、3 次元の CT 画像データから挿入部 7 を気管支 10 の目標部位へ挿入するための挿入経路を設定する。画像処理部 65 は、挿入経路を設定するための挿入経路設定画面と、VBS 画像、及び複数のサムネイル VBS 画像などを含む後述する挿入支援画面とを生成する。画像表示部 66 は、画像処理部 65 で生成された画面をモニタ 67 に表示させる。

30

【0044】

図 10 ~ 図 12 を用いて、挿入ナビゲーション機能を有する内視鏡システム 2 について簡単に説明する。図 10 は挿入経路設定画面の一例を示す図であり、図 11 は挿入支援画面の一例を示す図である。なお、本発明の内視鏡システムは、必ずしも挿入ナビゲーション機能を有している必要はない。また、挿入経路設定画面を表示させて挿入経路の設定を行ったり、画面または画像を切り換えたりする場合は、例えば図示しない入力装置の入力操作によって行われる。

40

【0045】

図 10 に示すように、挿入ナビゲーションを行うときには、まず、モニタ 67 には、例えば、患者 9 に関する情報 68A と、内視鏡装置 5 の挿入経路 R を表示する画像 68B と、および詳細は図示しない VBS 画像 68C 等を含む挿入経路設定画面 68 が表示される。画像 68B には、3 次元の CT 画像データから生成された患者 9 の気管支画像 70 に重畳して、挿入経路設定部 64 が設定した、目的部位 70A までの内視鏡装置 5 の挿入経路 R が表示されている。

50

【 0 0 4 6 】

そして、内視鏡の挿入操作が開始されるときは、入力装置により挿入支援画面 6 9 に切り換えられる。図 1 1 に示すように、挿入支援画面 6 9 は、V B S 画像を表示する V B S 画像表示エリア 6 9 A と、目標部位までの挿入経路の全ての分岐部における V B S 画像を縮小して分岐サムネイル V B S 画像として表示する分岐サムネイル V B S 画像エリア 6 9 B 等を含む。

【 0 0 4 7 】

図 1 1 では、4 箇所の分岐部を経て目的部位に到達する場合の挿入支援画面 6 9 を示している。すなわち、V B S 画像表示エリア 6 9 A には挿入経路の最初の分岐部の V B S 画像 7 1 が表示され、分岐サムネイル V B S 画像としては、挿入経路上の 4 箇所の分岐部におけるそれぞれの分岐サムネイル V B S 画像 7 2 A ~ 7 2 D が表示される。そして、V B S 画像 7 1 には挿入経路 1 に沿って進むための経路穴に目印 7 3 が重畳して表示されている。

10

【 0 0 4 8 】

術者は、内視鏡装置 5 の接眼部 4 6 を覗いて実際の分岐部の観察像を確認する。図 1 2 は、内視鏡装置 5 による観察像の一例を示す。なお、図 1 2 では、実線の円で囲まれた範囲が観察像 7 4 を示し、点線部分は観察像 7 4 の周辺部分を示している。図 1 2 (A) は、挿入部 7 を患者 9 の気管支 1 0 に挿入し、最初の分岐部に到達したときの観察像 7 4 を示す。そして、V B S 画像 7 1 と実際の観察像 7 4 とを比較した後、V B S 画像 7 1 内の目印 7 3 が指示する経路穴に対応する実際の経路穴 7 5 に観察像を合わせるように挿入部 7 の先端硬性部 1 9 の向きを変更する。上述したように、ガイドシース 4 の先端から挿入部 7 の回転筒 3 6 を出すことによって回転筒 3 6 を屈曲させるとともに、アングルノブ 4 5 を操作して回転筒 3 6 を回転させることによって屈曲する方向を可変させることができるので、先端硬性部 1 9 を所望の向きに簡単に変更することができる。図 1 2 (B) に示すように、目印 7 3 が指示する経路穴に対応する経路穴 7 5 に観察像 7 4 を合わせた状態でガイドシース 4 と一緒に挿入部 7 を挿入することで、挿入経路に沿った経路穴 7 5 に挿入部 7 及びガイドシース 4 の先端部を送り込むことができる。

20

【 0 0 4 9 】

術者が、最初の分岐部において目印 7 3 が指示する挿入経路に沿った経路穴 7 5 に挿入部 7 及びガイドシース 4 を挿入した後、挿入支援画面 6 9 の V B S 画像 7 1 は、2 番目の分岐部の V B S 画像に切り換えられる。そして最初の分岐部のときと同様に目印 7 3 が指示する経路穴に対応する実際の経路穴に観察像を合わせるように内視鏡装置 5 を操作する。このようにして、術者は、それぞれの分岐部において挿入部 7 及びガイドシース 4 を挿入すべき経路穴を誤ることなく、目的部位 7 0 A の近傍の分岐部まで挿入部 7 及びガイドシース 4 を挿入することができる。

30

【 0 0 5 0 】

上述したように、挿入部 7 及びガイドシース 4 の外径が小さい極細の内視鏡装置 5 を用いているため、従来よりも気管支 1 0 の内径の小さい分岐部、すなわち気管支 1 0 の抹消に近い部分まで挿入部 7 及びガイドシース 4 を挿入可能であり、目的部位 7 0 A のさらに近傍まで挿入部 7 及びガイドシース 4 を到達させることができる。そして、目的部位 7 0 A の近傍まで挿入部 7 及びガイドシース 4 を挿入した後は、上述したように、ガイドシース 4 から挿入部 7 を引き抜いて、代わりに処置具 1 1 をガイドシース 4 の内部に挿入させる。これにより、目的部位 7 0 A の近傍まで処置具 1 1 を到達させ、組織のサンプルを採取するなどの処置を行うことができる。

40

【 0 0 5 1 】

また、ガイドシース 4 には、X 線不透過の金属マーカ 5 0 が先端部に埋め込まれているため、挿入ナビゲーション機能を用いて気管支 1 0 の目的部位 7 0 A の近傍までガイドシース 4 を挿入させているとき、X 線透視下で金属マーカ 5 0 の位置を確認することにより、ガイドシース 4 及び挿入部 7 先端を目的部位に到達させることもできる。挿入ナビゲーション機能を用いて気管支 1 0 の目的部位 7 0 A の近傍までガイドシース 4 を挿入させた

50

後、X線透視下で処置を行うことで、金属マーカと金属製の処置具11の位置を確認しながら処置具11を挿入させることができるため、さらに確実に処置を行うこともできる。

【0052】

さらにまた、回転筒36を回転させる回転機構39は、回転筒36に巻き付けた無端ワイヤ40をプーリ41の回転で牽引することによりエンドレスで駆動させることができる。これにより、回転筒36の屈曲する向きを可変させて経路穴75に観察像の位置を合わせるとき、アングルノブ45の操作量が多過ぎて、経路穴75の位置から観察像がずれてしまった場合でも、もう一度同じ方向に約1回転させることで観察像の位置を合わせることができるので、先端硬性部19の向きの変更をさらに簡単にすることができる。

【0053】

上記第1実施形態では、回転筒に巻き付けた無端ワイヤを牽引することによりエンドレス駆動する回転機構39を備えているが本発明はこれに限らず、図13及び図14に示す変形例の回転機構80のように、無端ワイヤではない1本のワイヤ81と、支持部材82と、プーリ41とを有する構成でもよい。この場合、上記第1実施形態の屈曲部20に代えて、回転筒85と、回転筒85と一体に設けられた突起部37と、支持部材82とを備える屈曲部84を有する。ワイヤ81の両端部が固定される回転筒85は、第2外周面36bから突出するワイヤ固定凸部85a、85bを設けている以外は、上記第1実施形態の回転筒36と同様の形状である。ワイヤ81の両端には止め具86a、86bがそれぞれ固着されている。止め具86a、86bは筒状に形成され、ワイヤ固定凸部85a、85bに嵌合する。これにより、ワイヤ81の両端部は回転筒85の第2外周面36bに固定される。

【0054】

支持部材82は、一对のガイド溝44に代えて、ワイヤ81が2本分通るガイド溝87を有する以外は、上記第1実施形態の支持部材38と同様の形状で、上記第1実施形態の支持部材38と同様に先端硬性部19の。ガイド溝87は嵌合部43の一部を先端から基端まで切り欠いて嵌合溝43aと連続し、且つ弾性筒部42及び嵌合部43の筒芯方向に沿って延びるように形成されている。ガイド溝87には、ワイヤ固定凸部85a、85bに固定されたワイヤ81の両端付近が挿通される。ガイド溝87は、ワイヤ81の方向を90°変換し、ワイヤ81を第2外周面36bから可撓チューブ21内に導く、あるいは可撓チューブ21内から第2外周面36bへ導く。

【0055】

ワイヤ81の両端部は、ワイヤ固定凸部85a、85bからガイド溝87まで第2外周面36bに沿って、合わせて約1周分巻き付けられている。ワイヤ81が回転筒85に組み付けられた初期状態では、支持部材82及び回転筒85の中心軸に対してガイド溝87の反対側にワイヤ固定凸部85a、85bが位置するように配されており、ワイヤ81の両端部がそれぞれ約半周分だけ第2外周面36bに巻き付けられている。ワイヤ81の両端部の巻き付け量は、支持部材82に対する回転筒85の筒芯回りの位置に応じて相対的に変化し、一方側の巻き付け量が増加すると、他方側の巻き付け量が減少し、一方側の巻き付け量が減少すると、他方側の巻き付け量が増加する。したがって、回転筒85は、一方のワイヤ固定凸部85aがガイド溝87と対面する位置から他方のワイヤ固定凸部85bがガイド溝87と対面する位置まで回転することができるため、約1周分の回転角度、すなわち360°からワイヤ固定凸部85a、85bの間隔分の角度を引いた分の回転角度だけ回転させることができる。

【0056】

回転筒85は、上記第1実施形態の回転筒36と同様に突起部37、凹部36cが形成され、弾性筒部42及び回転筒85の弾性によって支持部材82とともに屈曲するため、ガイドシース4の先端筒部49から回転筒85を出すと、ガイドシース4の筒芯に対して先端硬性部19の筒芯が傾斜した屈曲状態が得られる。そして、上記第1実施形態と同様に、術者がアングルノブ45を操作してプーリ41を回転させると、ワイヤ81が牽引されて回転筒85が回転する。上述したように回転筒85は、支持部材82に対して約1回

転分回転させることができるため、上記第 1 実施形態と同様に、先端硬性部 19 を所望の向きに簡単に変更することができる。

【 0 0 5 7 】

上記第 1 実施形態においては、回転筒に巻き付けたワイヤを牽引することにより駆動する回転機構 39, 80 を備えているが本発明はこれに限らず、以下で説明する第 2 実施形態では、回転筒の基端側周縁に沿って一体に設けられたラックギヤと、ラックギヤと噛合する伝達ギヤと、伝達ギヤと連結された無端ワイヤを備える回転機構を備えている。

【 0 0 5 8 】

10

図 15 に示すように、第 2 実施形態の挿入部 90 は、回転筒 91 と、回転筒 91 と一体に設けられた突起部 37 と、支持部材 92 とを備えるを屈曲部 93 を有する。回転筒 91 は、第 2 外周面 36b が無く、基端側周縁に沿って一体に設けられたラックギヤ 91a を有する以外は、上記第 1 実施形態の回転筒 36 と同様の形状である。なお、図 15 においては、図面の煩雑化を防ぐため、保護チューブ 34 及び保護チューブ 35 の図示を省略している。

【 0 0 5 9 】

図 16 に示すように、挿入部 90 は、回転筒 91 を筒芯回りに回転させる回転機構 94 を備える。回転機構 94 は、ラックギヤ 91a と、支持部材 92 と、ラックギヤ 91a と噛合する伝達ギヤ 95 と、伝達ギヤ 95 と一体に設けられたプーリ 96 と、伝達ギヤ 95 と連結された無端ワイヤ 97 と、プーリ 41 とを備える。なお、屈曲部 93 及び回転機構 94 の他の構成は上記第 1 実施形態の内視鏡本体 3 と同様であり、組み合わせるガイドシース 4 も同様である。

20

【 0 0 6 0 】

支持部材 92 は、弾性筒部 98 と、抜け止め部 99 と、ギヤ取り付け部 100 とを備える。弾性筒部 98 は、上記第 1 実施形態の弾性筒部 42 と同様に、円筒の一部を切欠いて螺旋状に形成されているため、弾性を有する。抜け止め部 99 は、弾性筒部 98 の基端側に位置し、弾性筒部 98 の外径及び回転筒 91 の内径よりも外径が大きく形成されている。これにより、回転筒 91 が基端側に離脱することを規制する。ギヤ取り付け部 100 は、抜け止め部 99 の一部を切り欠いて形成せられ、その切り欠き部分に伝達ギヤ 95 が収納される。ギヤ取り付け部 100 には、伝達ギヤ 95 の取付軸 101 (図 17 参照) に合わせた貫通孔 100a が形成されている。

30

【 0 0 6 1 】

伝達ギヤ 95 は、プーリ 96、取付軸 101 とともにゴムまたは軟質樹脂などの弾性を有する材料から形成され、伝達ギヤ 95、取付軸 101、プーリ 96 の順で同軸上に配されている。伝達ギヤ 95 を支持部材 92 に取り付けるときは、プーリ 96 を弾性変形させながら貫通孔 100a を通過させて取付軸 101 を貫通孔 100a に嵌合させる。これにより、伝達ギヤ 95 は、ラックギヤ 91a と噛合する位置に回転自在に支持される。

【 0 0 6 2 】

無端ワイヤ 97 は、プーリ 96 に巻き掛けられる。これにより無端ワイヤ 97 は伝達ギヤ 95 と連結される。さらに無端ワイヤ 97 は、可撓チューブ 21 の内部を通して手元操作部 8 内のプーリ 41 に巻き掛けられている。無端ワイヤ 97 とプーリ 96 との間には所定値以上の摩擦力を有しており、プーリ 41 の回転により無端ワイヤ 97 が牽引されると、無端ワイヤ 97 との摩擦力によりプーリ 96 が周方向に引っ張られる。これにより伝達ギヤ 95 が回転し、伝達ギヤ 95 と噛合するラックギヤ 91a を介して回転筒 91 が回転する。

40

【 0 0 6 3 】

回転筒 91 は、上記第 1 実施形態の回転筒 36 と同様に突起部 37、凹部 36c が形成され、弾性筒部 98 及び回転筒 91 の弾性によって支持部材 92 とともに屈曲するため、図 17 に示すように、ガイドシース 4 の先端筒部 49 から回転筒 91 を出すと、ガイドシ

50

ース４の筒芯に対して先端硬性部１９の筒芯が傾斜した屈曲状態が得られる。そして、上記第１実施形態と同様にアングルノブ４５を操作してプーリ４１を回転させると、無端ワイヤ９７が牽引されて回転筒９１が回転する。無端ワイヤ９７はプーリ４１によってエンドレスで駆動することができるため、上記第１実施形態と同様に、挿入部９０の先端硬性部１９を所望の向きに簡単に変更することができる。

【００６４】

上記第１及び第２実施形態においては、回転筒に巻き付けたワイヤを牽引することにより駆動する回転機構３９、８０、または回転筒と一体に設けられたラックギヤ及び伝達ギヤを介してワイヤを牽引することにより駆動する回転機構９４を備えているが本発明はこれに限らず、以下で説明する第３実施形態では、回転筒の基端部に形成され、回転筒の筒芯に対し斜めに形成される傾斜溝と、この傾斜溝に係合する係合部を有するワイヤと、係合部を傾斜溝の先端側に付勢するコイルバネとを有する回転機構を備えている。

10

【００６５】

図１８に示すように、第３実施形態の挿入部１１０は、回転筒１１１と、回転筒１１１と一体に設けられた突起部３７と、支持部材１１２とを備える屈曲部１１３を有する。回転筒１１１は、第２外周面３６ｂが無く、代わりに第１外周面３６ａの基端部にカム溝１１１ａが形成されている。カム溝１１１ａが形成されている分、回転筒１１１は、上記第１実施形態の回転筒３６よりも軸長が長く形成されている。

【００６６】

図１９に示すように、挿入部１１０は、回転筒１１１を筒芯回りに回転させる回転機構１１４を備える。回転機構１１４は、カム溝１１１ａと、支持部材１１２と、カム溝１１１ａに係合する係合部材１１５と、係合部材１１５が設けられたワイヤ１１６と、係合部材１１５を付勢するコイルバネ１１７とを備える。

20

【００６７】

支持部材１１２は、弾性筒部１１８と、ワイヤ移動部１１９と、抜け止め部１２０と、バネ保持部１２１と、ガイド孔１２２とを備える。弾性筒部１１８は、上記第１実施形態の弾性筒部４２と同様に、円筒の一部を切欠いて螺旋状に形成されているため、弾性を有する。ワイヤ移動部１１９は、弾性筒部１１８の基端に連設され、ワイヤ１１６の先端部が内部を移動する。ワイヤ移動部１１９は、一部が切り欠かれ、この切り欠き部１１９ａを通して係合部材１１５がカム溝１１１ａに係合する。抜け止め部１２０は、ワイヤ移動部１１９の基端側に位置し、ワイヤ移動部１１９の外径及び回転筒１１１の内径よりも外径が大きく形成されている。これにより、回転筒１１１が基端側に離脱することを規制する。

30

【００６８】

バネ保持部１２１は、抜け止め部１２０の内周面から突出して設けられ、抜け止め部１２０には、ガイド孔１２２が形成されている。ガイド孔１２２は、回転筒１１１及び支持部材１１２の筒芯方向に沿って配され、ワイヤ１１６の外径に合わせた内径の貫通孔である。ワイヤ１１６は、コイルバネ１１７及びガイド孔１２２を挿通して回転筒１１１及び支持部材１１２の筒芯方向にガイドされる。バネ保持部１２１は、先端面がコイルバネ１１７の外径よりも大きい略円筒状に形成され、係合部材１１５とともに、コイルバネ１１７を挟み込んで保持する。係合部材１１５は、コイルバネ１１７よりも外径が大きい円筒部１１５ａと、円筒部１１５ａの外周面から径方向に突出する円柱状の係合ピン１１５ｂとを有する。円筒部１１５ａは、内径がワイヤ１１６の外径と同一に形成され、ワイヤ１１６の先端部に固着されている。

40

【００６９】

図２０は、カム溝１１１ａが形成された回転筒１１１を展開した展開図であり、カム溝１１１ａの周辺を回転筒１１１の外側から視ている。カム溝１１１ａは、先端側直進溝１２３、基端側傾斜溝１２４、基端側直進溝１２５、先端側傾斜溝１２６を順に繰り返して構成される形状となっている。先端側直進溝１２３、基端側傾斜溝１２４、基端側直進溝１２５、先端側傾斜溝１２６は、係合部材１１５の係合ピン１１５ｂに合わせた幅に形成

50

されている。

【0070】

カム溝111aの一端側に位置する最初の先端側直進溝123は、回転筒111の筒芯と平行に配され、その基端に基端側傾斜溝124が連続している。基端側傾斜溝124は、回転筒111の筒芯に対し斜めに形成され、回転筒111を先端側から見て時計回りに、且つ回転筒111の先端側から基端側に向かって延びる方向に形成されている。基端側傾斜溝124の基端には、基端側直進溝125が形成されている。

【0071】

基端側直進溝125は、回転筒111の筒芯と平行、且つ先端側直進溝123よりも回転筒111の基端側に配されている。さらに基端側直進溝125は、基端部125aが基端側傾斜溝124よりも基端側に位置する。この基端部125aに係合ピン115bに係合したとき、係合ピン115bが回転筒111の周方向に移動することを規制する。基端側直進溝125の先端には、先端側傾斜溝126が連続している。先端側傾斜溝126は、回転筒111の筒芯に対し斜めに形成され、回転筒111を先端側から見て時計回りに、且つ回転筒111の基端側から先端側に向かって延びる方向に形成されている。

10

【0072】

先端側傾斜溝126の先端には、次の先端側直進溝123が連続している。この先端側直進溝123は、基端側傾斜溝124及び先端側傾斜溝126が傾斜している分、最初の先端側直進溝123に対して所定ピッチを置いて配されている。この先端側直進溝123が配される所定ピッチとしては、90°間隔で配されることが好ましい。

20

【0073】

さらに先端側傾斜溝126に連続する先端側直進溝123は、先端部123aが先端側傾斜溝126よりも先端側に位置する。この先端部123aに係合ピン115bに係合したとき、係合ピン115bが回転筒111の周方向に移動することを規制する。この先端側直進溝123の次は、先程と同じ順番、すなわち基端側傾斜溝124、基端側直進溝125、先端側傾斜溝126の順に繰り返し形成されている。そして、カム溝111aは、基端側傾斜溝124及び先端側傾斜溝126が傾斜している分、周方向に亘って形成されている。よって、回転筒111は、カム溝111a内を係合ピン115bが移動可能な約1周分の回転角度、すなわち360°からカム溝111aの一端部と他端部とを隔てる肉厚分を引いた回転角度だけ回転させることができる。

30

【0074】

ワイヤ116は、可撓チューブ21の内部を通して通り、手元操作部8に案内される。なお、この第3実施形態では、手元操作部8に設けられる操作部材としては、上記第1及び第2実施形態で用いられるアングルノブ45では無く、例えば、図19に示すレバー部材127である。レバー部材127は、棒状に形成された一方の端部に回転軸127aを有し、手元操作部8に対して回転軸127aを中心に回転可能に取り付けられている。ワイヤ116の基端部は、レバー部材127の中央付近に連結されている。レバー部材127を基端側に引っ張ると、ワイヤ116が基端側に牽引され、レバー部材127を外力から解放すると、コイルバネ117の付勢により、ワイヤ116が先端側に復帰する。

40

【0075】

なお、本実施形態では、屈曲部113、回転機構114及びレバー部材127の他の構成は上記第1実施形態の内視鏡本体3と同様であり、組み合わせるガイドシース4も同様である。

【0076】

回転筒111は、上記第1実施形態の回転筒36と同様に突起部37、凹部36cが形成され、弾性筒部118及び回転筒111の弾性によって支持部材112とともに屈曲するため、図21に示すように、ガイドシース4の先端筒部49から回転筒111を出すと、ガイドシース4の筒芯に対して先端硬性部19の筒芯が傾斜した屈曲状態が得られる。

【0077】

本実施形態の内視鏡装置では、係合ピン115が、カム溝111aの最初の先端側直進

50

溝 1 2 3 の先端部に位置している。さらに係合ピン 1 1 5 は、コイルバネ 1 1 7 の付勢により先端側直進溝 1 2 3 の先端側に付勢されている。そして、術者がレバー部材 1 2 7 を基端側に引っ張り操作すると、ワイヤ 1 1 6 が回転筒 1 1 1 の筒芯方向に沿って牽引されて係合ピン 1 1 5 b が先端側から基端側に移動する。このとき、係合ピン 1 1 5 b は、カム溝 1 1 1 a の先端側直進溝 1 2 3、基端側傾斜溝 1 2 4 を通過する。係合ピン 1 1 5 b は回転筒 1 1 1 の筒芯方向に沿って移動するため、基端側傾斜溝 1 2 4 を通過するとき回転筒 1 1 1 を押圧する。基端側傾斜溝 1 2 4 に沿って押圧された回転筒 1 1 1 は、先端側から見て反時計回りに回転する。係合ピン 1 1 5 b が基端側傾斜溝 1 2 4 を通過すると、基端側直進溝 1 2 5 に進入する。

【 0 0 7 8 】

10

基端側直進溝 1 2 5 の基端部 1 2 5 a まで進入すると係合ピン 1 2 5 b が基端側に移動できなくなる。係合ピン 1 2 5 b が基端部 1 2 5 a に当接したことがワイヤ 1 1 6 及びレバー部材 1 2 7 を介して伝わるため、術者はレバー部材 1 2 7 から手を離す。これにより、レバー部材 1 2 7 が外力から解放されるため、コイルバネ 1 1 7 の付勢により、係合ピン 1 1 5 が先端側に移動する。このとき、係合ピン 1 1 5 b は、カム溝 1 1 1 a の基端側直進溝 1 2 5、先端側傾斜溝 1 2 6 を通過する。係合ピン 1 1 5 b は回転筒 1 1 1 の筒芯方向に沿って移動するため、先端側傾斜溝 1 2 6 を通過するとき回転筒 1 1 1 を押圧する。先端側傾斜溝 1 2 6 に沿って押圧された回転筒 1 1 1 は、先端側から見て反時計回りに回転する。係合ピン 1 1 5 b が先端側傾斜溝 1 2 6 を通過すると、次の先端側直進溝 1 2 3 に進入する。

20

【 0 0 7 9 】

先端側直進溝 1 2 3 の先端部 1 2 3 a まで進入すると係合ピン 1 1 5 b が先端側に移動できなくなる。係合ピン 1 1 5 b が先端部 1 2 3 a に位置すると、係合ピン 1 1 5 b は移動が規制されるとともにコイルバネ 1 1 7 の付勢により先端部 1 2 3 a の内部で停止する。これにより、回転筒 1 1 1 は、先端側直進溝 1 2 3 の所定ピッチ分移動したことになる。以降はレバー部材 1 2 7 の引っ張り操作を繰り返すことで、先端側直進溝 1 2 3 の所定ピッチずつ回転筒 1 1 1 を移動させることができる。なお、図 20 に示すカム溝 1 1 1 a では、カム溝 1 1 1 a の他端部が先端側傾斜溝 1 2 6 の途中で終わっているため、カム溝 1 1 1 a の他端部まで移動した係合ピン 1 1 5 b は、この先端側傾斜溝 1 2 6 の先端部で停止する。上述したように回転筒 1 1 1 は、支持部材 1 1 2 に対して約 1 回転分回転させることができるため、上記第 1 及び第 2 実施形態と同様に、先端硬性部 1 9 を所望の向きに簡単に変更することができる。

30

【 0 0 8 0 】

なお、上記第 3 実施形態では、複数の傾斜溝と傾斜溝の間を繋ぐ直進溝から構成されるカム溝を回転筒 1 1 1 に形成しているが、本発明はこれに限らず、上記第 3 実施形態の傾斜溝 1 2 4、1 2 6 よりも周方向に長い 1 つの傾斜溝を回転筒 1 1 1 に形成し、上記第 3 実施形態と同様に、この傾斜溝に係合する係合部材と、係合部材が一体に設けられたワイヤと、係合部を傾斜溝の先端側に付勢するコイルバネとを有する回転機構を備える構成にしてもよい。

【 0 0 8 1 】

40

上記各実施形態では、ガイドシース 4 に挿通され、ガイドシース 4 の先端から出沒される処置具 1 1 としてカップ型の生検鉗子を例に上げているが、これに限らず、クリップ型の鉗子、高周波ナイフ、スネアワイヤ、注射器など他の処置具でもよい。また、上記各実施形態では、気管に挿入する内視鏡を例に挙げて説明を行ったが、例えば大腸に挿入される大腸内視鏡等の各種医療用内視鏡や、工業用途などの他の用途に使用される内視鏡などにも本発明を適用することができる。

【 符号の説明 】

【 0 0 8 2 】

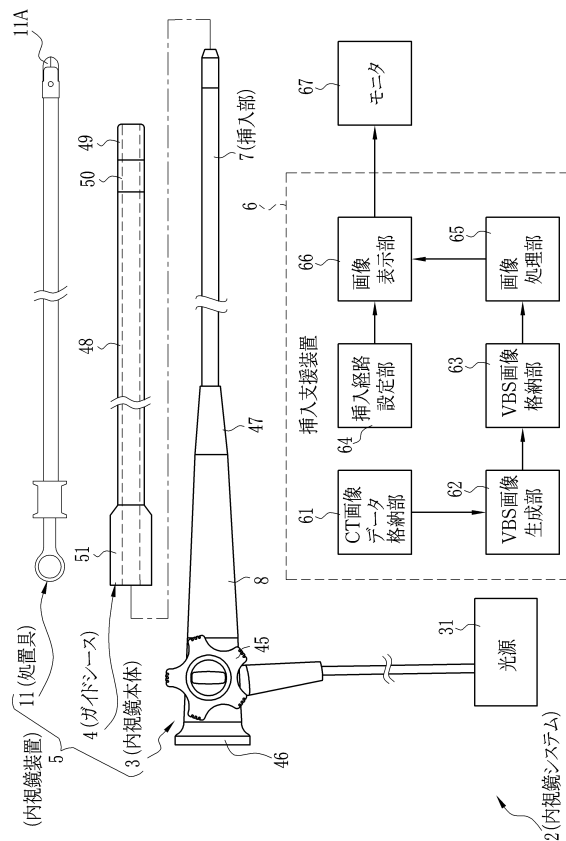
- 2 内視鏡システム
- 3 内視鏡本体

50

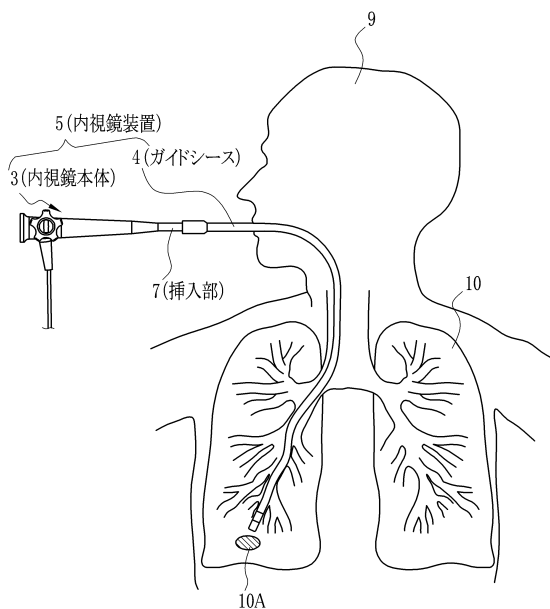
- 4 ガイドシース
- 5 内視鏡装置
- 6 挿入支援装置
- 7, 90, 110 挿入部
- 11 処置具
- 19 先端硬性部
- 20, 84, 93, 113 屈曲部
- 21 可撓チューブ
- 22 観察光学系
- 36, 85, 91, 111 回転筒
- 37 突起部
- 38, 82, 92, 112 支持部材
- 39, 80, 94, 114 回転機構
- 40, 97 無端ワイヤ
- 81, 116 ワイヤ
- 91a ラックギヤ
- 95 伝達ギヤ
- 111a カム溝
- 115 係合部材

10

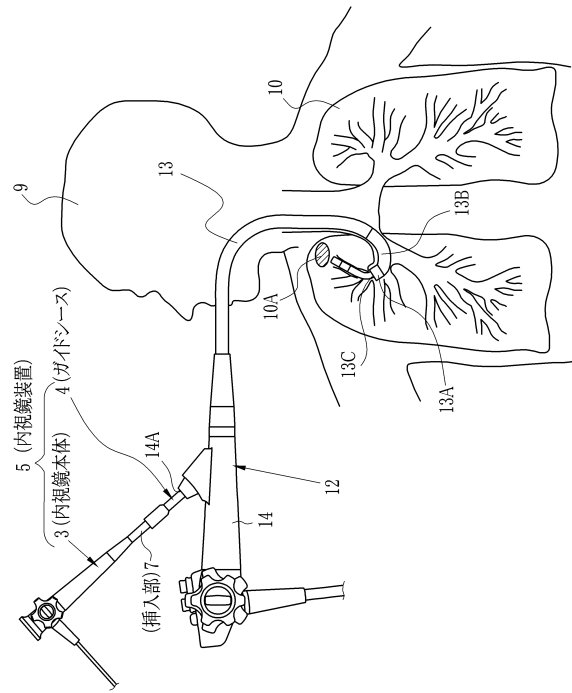
【図 1】



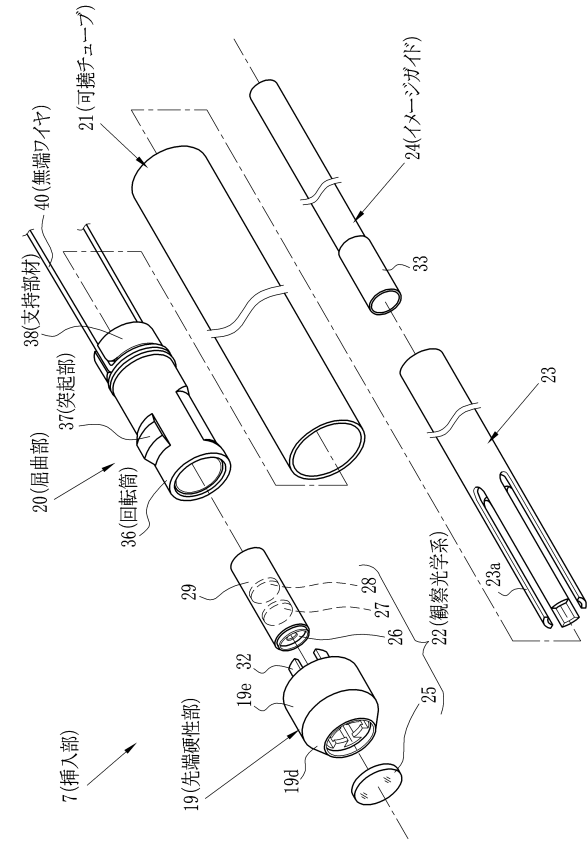
【図 2】



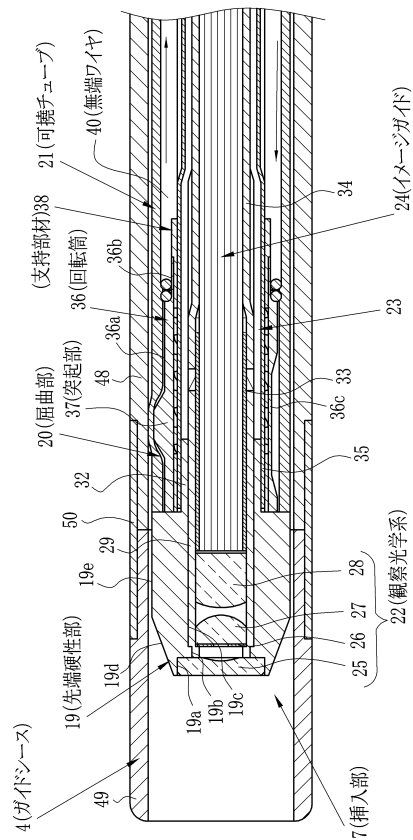
【図 3】



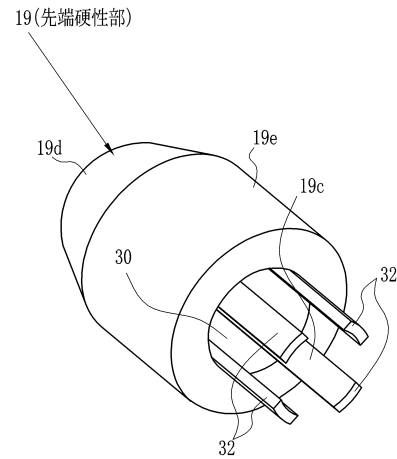
【図 4】



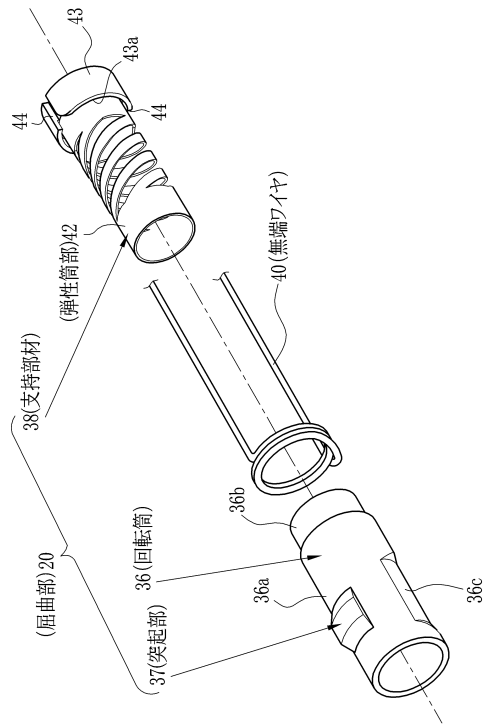
【図 5】



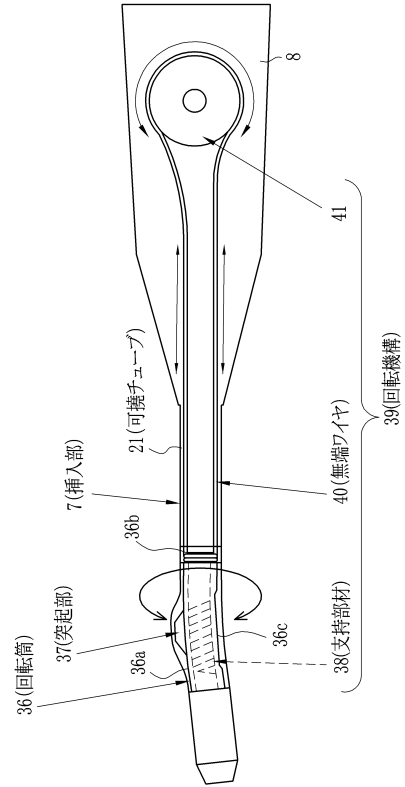
【図 6】



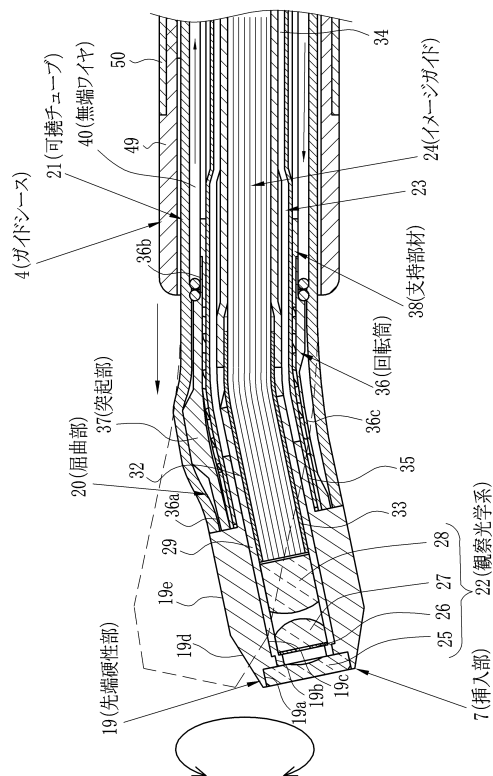
【図 7】



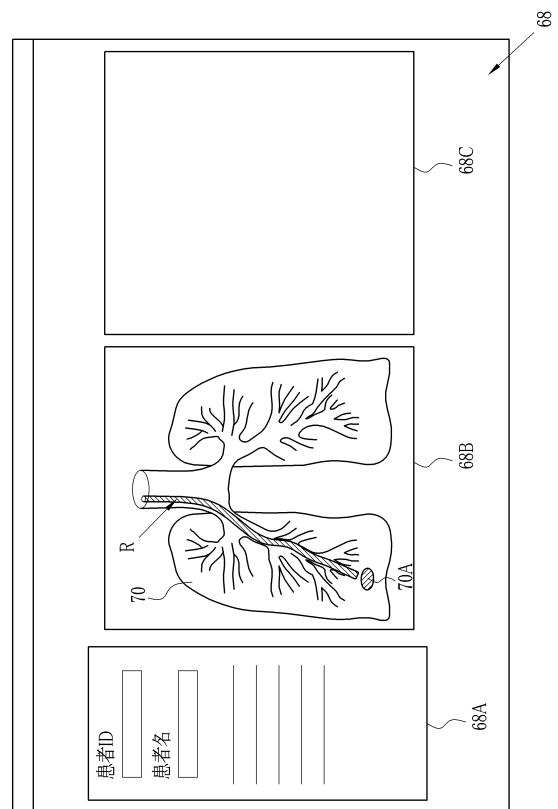
【図 8】



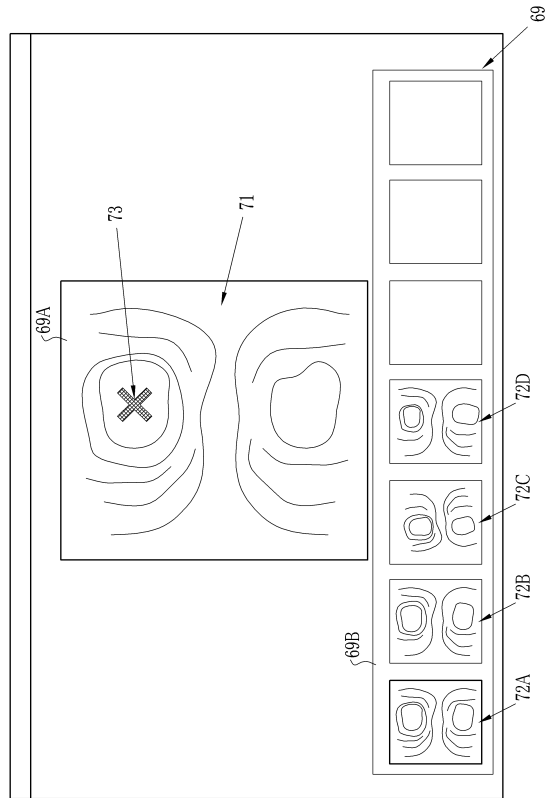
【図 9】



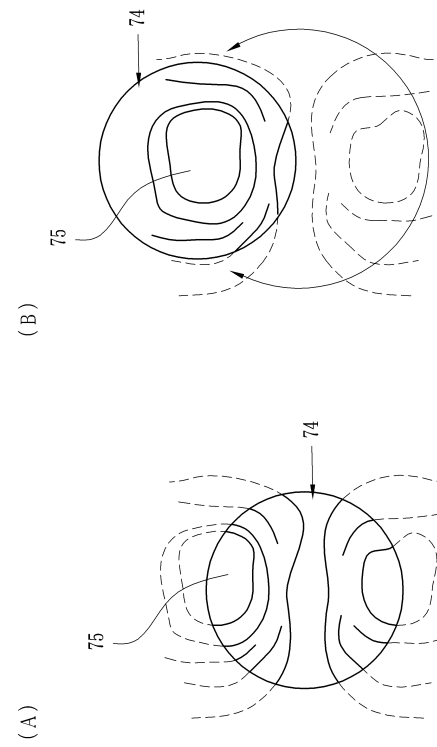
【図 10】



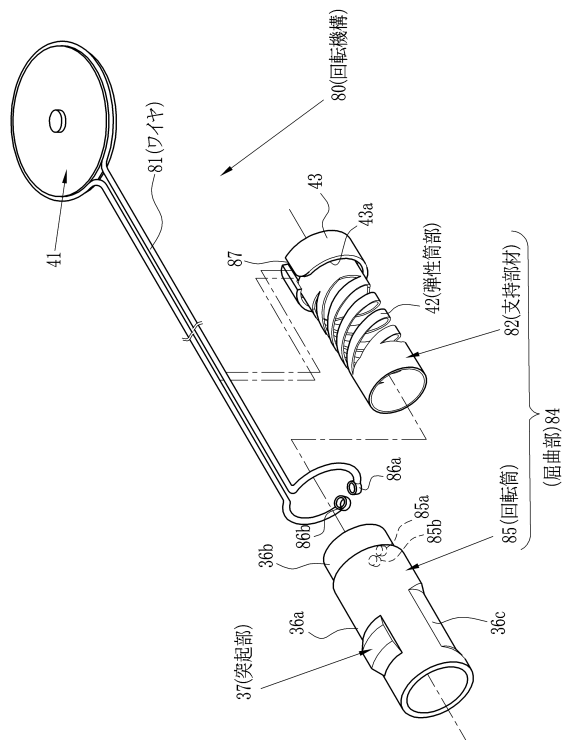
【図 1 1】



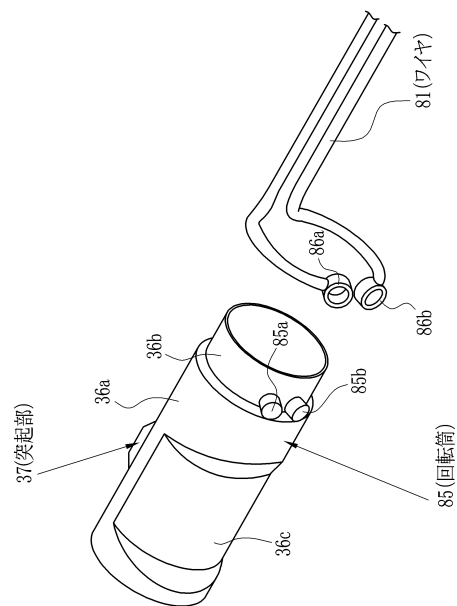
【図 1 2】



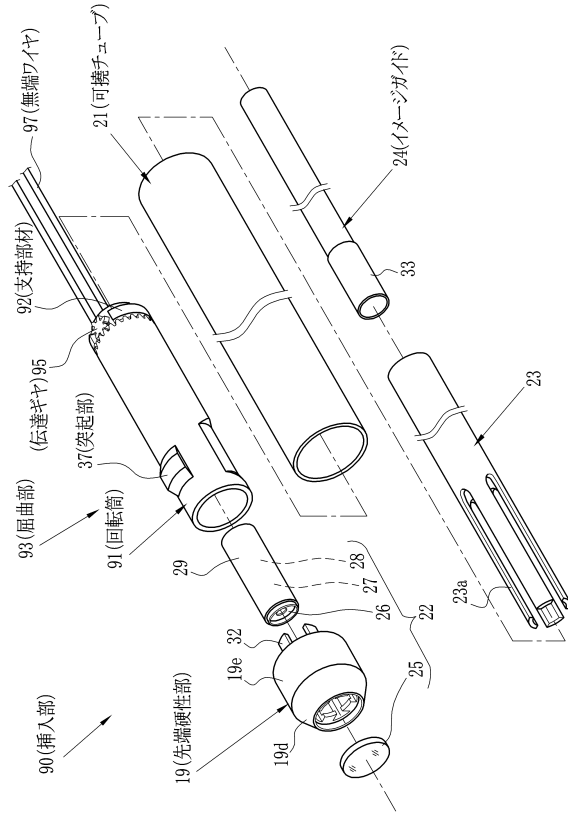
【図 1 3】



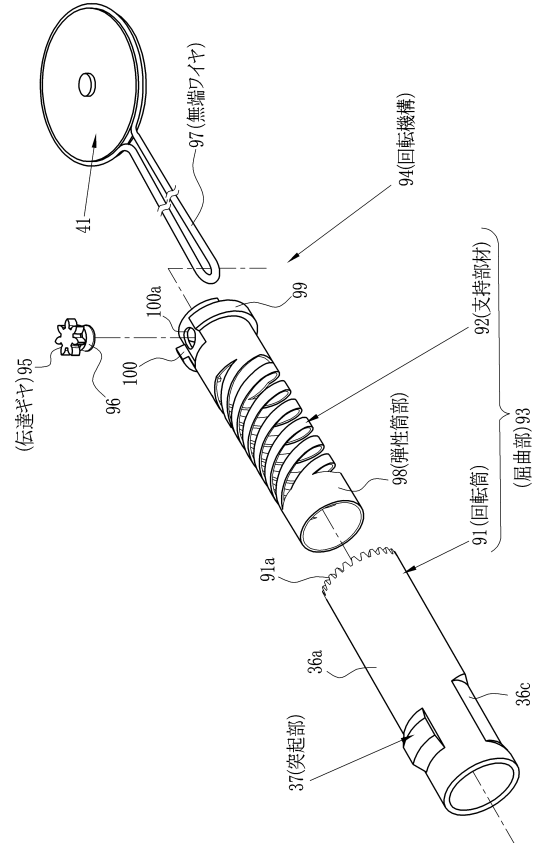
【図 1 4】



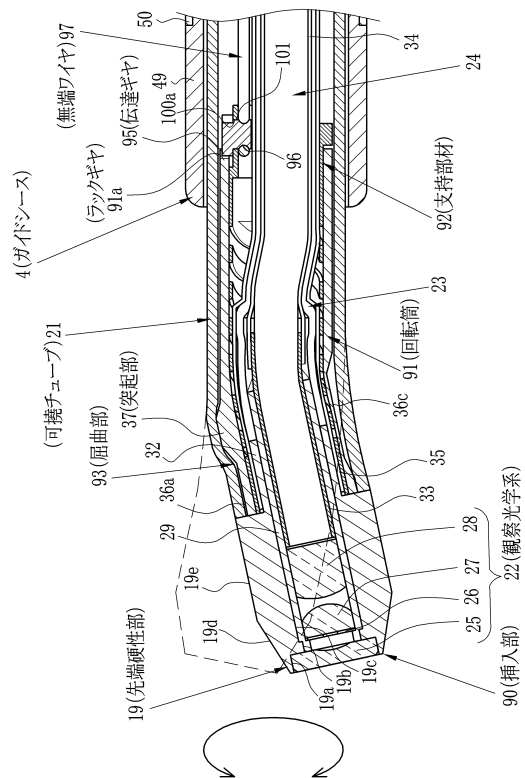
【 図 1 5 】



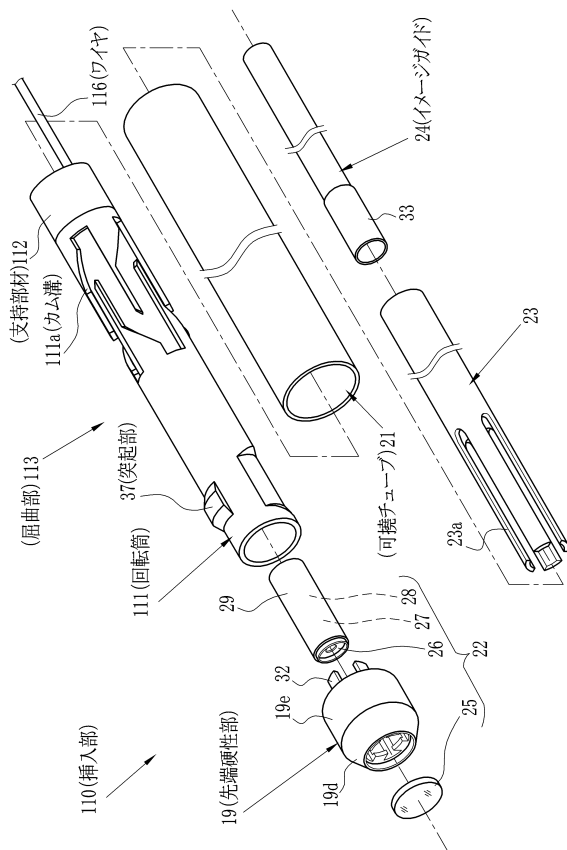
【 図 1 6 】



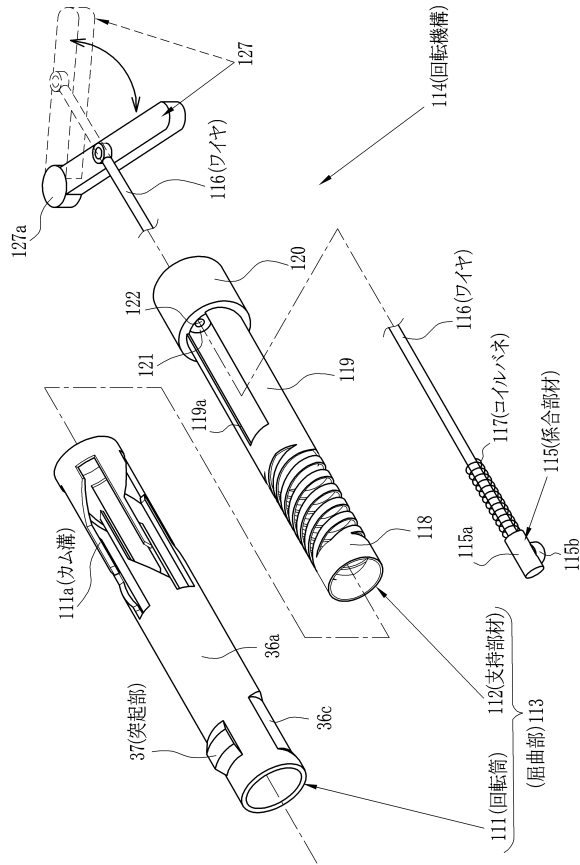
【 図 1 7 】



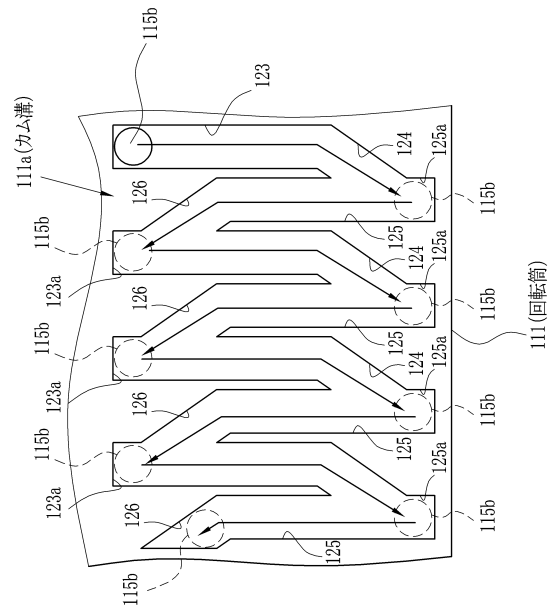
【 図 1 8 】



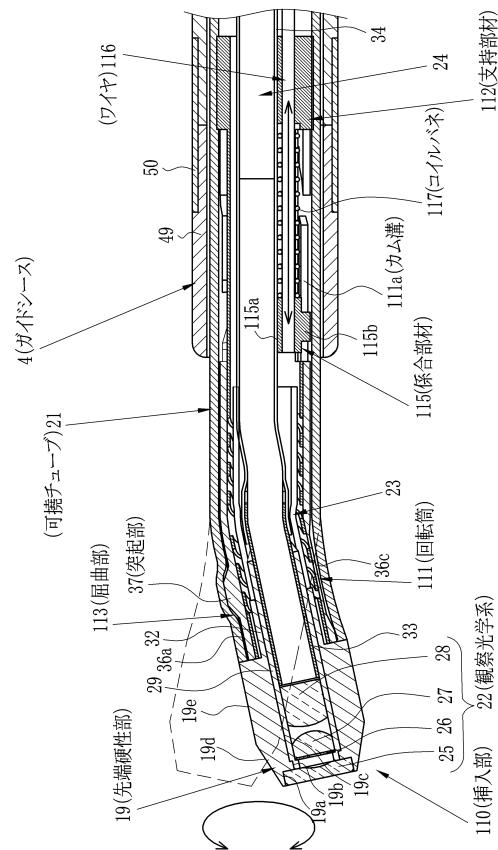
【図 19】



【図 20】



【図 21】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平 1 0 - 1 9 2 2 2 4 (J P , A)
特開平 0 1 - 1 1 5 3 3 7 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 2 5 4 5 5 4 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B	1 / 0 0 - 1 / 3 2
A 6 1 M	2 5 / 0 0 - 2 5 / 1 8
A 6 1 B	1 7 / 2 8 - 1 7 / 2 9 5
G 0 2 B	2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6

专利名称(译)	内窥镜和内窥镜设备和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5918018B2	公开(公告)日	2016-05-18
申请号	JP2012114391	申请日	2012-05-18
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	山根健二		
发明人	山根 健二		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.310.A A61B1/00.320.A A61B1/00.300.P A61B1/00.320.Z G02B23/24.A A61B1/00.V A61B1/00.552 A61B1/00.612 A61B1/00.711 A61B1/00.713 A61B1/00.715 A61B1/00.730 A61B1/008.510 A61B1/01 A61B1/01.511 A61B1/018.515		
F-TERM分类号	2H040/BA21 2H040/DA12 2H040/DA16 2H040/DA17 2H040/DA19 2H040/DA43 4C161/AA07 4C161/CC04 4C161/DD03 4C161/FF12 4C161/FF32 4C161/FF35 4C161/GG24 4C161/HH32 4C161/HH37 4C161/HH55		
代理人(译)	小林和典		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2013240409A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供能够容易地改变预期方向的路线的超精细内窥镜，并提供内窥镜装置和内窥镜系统。解决方案：内窥镜的插入部分7包括远端硬质部分19，弯曲部分20和柔性管21。观察光学系统22和图像引导件23存储在远端硬质部分19中。弯曲部分20包括旋转管36，突出部分37和支撑构件38。用于旋转旋转管36的旋转机构具有支撑构件38和环形线40。环形线40缠绕在第二外周边上。当插入部分7的旋转管36从导向护套4的远端管部分49中抽出时，突出部分37按压柔性管21并且旋转管36沿着旋转管36的面36b被拉出。当环形线40被拉动并且旋转管36旋转时，突出部分37旋转以改变旋转管36弯曲的方向。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号
(45) 発行日 平成28年5月18日 (2016. 5. 18)	(24) 登録日 平成28年4月15日 (2016. 4. 15)	特許第5918018号 (P5918018)
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1 / 0 0 (2006. 01) G 0 2 B 2 3 / 2 4 (2006. 01)	F I A 6 1 B 1 / 0 0 3 1 0 A A 6 1 B 1 / 0 0 3 2 0 A A 6 1 B 1 / 0 0 3 0 0 P A 6 1 B 1 / 0 0 3 2 0 Z G 0 2 B 2 3 / 2 4 A	請求項の数 13 (全 22 頁)
(21) 出願番号 特願2012-114391 (P2012-114391) (22) 出願日 平成24年5月18日 (2012. 5. 18) (65) 公開番号 特開2013-240409 (P2013-240409A) (43) 公開日 平成25年12月5日 (2013. 12. 5) 審査請求日 平成26年10月31日 (2014. 10. 31)	(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号 (74) 代理人 100075281 弁理士 小林 和憲 山根 健二 (72) 発明者 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 審査官 穂熊 政一	最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡及び内視鏡装置並びに内視鏡システム