

(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2008-188360

(P2008-188360A)

(43) 公開日 平成20年8月21日 (2008.8.21)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 1 0 H	4 C 0 6 1
	A 6 1 B 1/00 3 2 0 C	
	A 6 1 B 1/00 3 1 0 D	
	G 0 2 B 23/24 A	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2007-28544 (P2007-28544)
 (22) 出願日 平成19年2月7日 (2007.2.7)

(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
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 渡辺 厚
 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
 Fターム (参考) 2H040 BA21 CA12 CA22 DA03 DA14
 DA18 DA21 DA42 DA55 DA56
 DA57 GA02 GA11
 4C061 AA04 BB00 CC06 DD03 FF24
 FF30 FF32 FF36 GG01 GG22
 HH02 HH03 HH42 HH47 LL02
 NN01 QQ06 QQ07

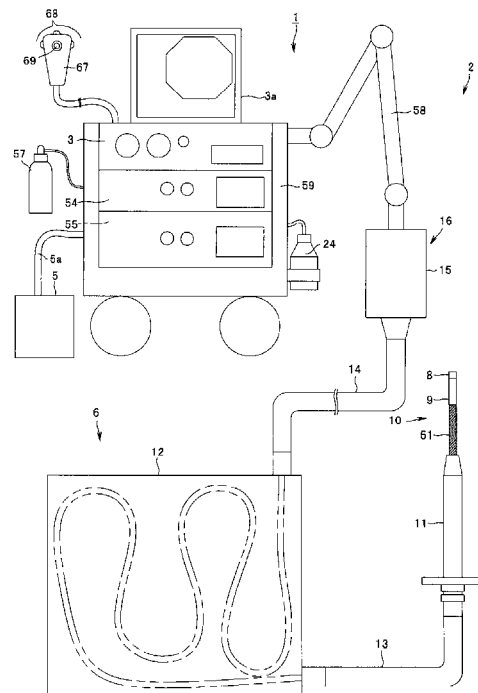
(54) 【発明の名称】 回転自走式内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 体腔内の深部においても内視鏡の湾曲部の湾曲操作を十分な角度を有して行えると共に、操作性、及び体腔内への挿入性が良く、且つ、挿入部の湾曲機構を安価に製造できる回転自走式の内視鏡、及び回転自走式内視鏡装置を提供すること。

【解決手段】 本発明の回転自走式内視鏡装置は、体腔内に挿入される挿入部本体 10 と、該挿入部本体の外周に回転自在に設けられ、表面が螺旋形状の回転筒体 51 と、上記回転筒体を上記挿入部本体に対して回転させる回動手段 16 と、上記挿入部本体の先端部分に設けられ、流体の給排により上記体腔へ作用する流体機能部 38, 40, 81, 70 と、該流体機能部へ所定の流体を給排するための流体給排手段 54, 55 と、を備えた。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内に挿入される挿入部本体と、
該挿入部本体の外周に回動自在に設けられ、表面が螺旋形状の回転筒体と、
上記回転筒体を上記挿入部本体に対して回動させる回動手段と、
上記挿入部本体の先端部分に設けられ、流体の給排により上記体腔へ作用する流体機能部と、
該流体機能部へ所定の流体を給排するための流体給排手段と、
を備えたことを特徴とする回転自走式内視鏡装置。

【請求項 2】

上記流体機能部は、上記挿入部本体に配設される湾曲部内に設けられた、上記流体供給手段からの上記流体の給排による圧力によって該湾曲部を湾曲可変する湾曲機構であることを特徴とする請求項 1 に記載の回転自走式内視鏡装置。

【請求項 3】

上記流体機能部は、上記挿入部本体の先端部に配設された、上記流体供給手段によって、上記体腔に対して流体を給排する流体給排部であることを特徴とする請求項 1 に記載の回転自走式内視鏡装置。

【請求項 4】

上記流体機能部は、上記挿入部本体の先端部の外周部に設けられ、上記流体供給手段からの流体により伸縮自在なバルーンであることを特徴とする請求項 1 に記載の回転自走式内視鏡装置。

【請求項 5】

体腔内に挿入され、撮像手段と照明手段からなる電気装置、及び該体腔に対する流体給排部を備えた内視鏡先端部、及び湾曲部を備えた挿入部本体と、
該挿入部本体の外周に回動自在に設けられ、表面が螺旋形状の回転筒体と、
上記回転筒体を上記挿入部本体に対して回動させる回動手段と、
上記湾曲部内に設けられ、流体圧によって該湾曲部を湾曲可変する湾曲機構と、
上記電気装置へ駆動、及び通信のための電気信号を授受する制御手段と、
上記流体給排部、及び上記湾曲機構へ所定の流体を給排するための流体給排手段と、
を備えたことを特徴とする回転自走式内視鏡装置。

【請求項 6】

上記挿入部本体と上記回動手段とが着脱自在であって、
上記挿入部本体と上記回動手段との連結時に、上記制御手段と上記電気装置とを電氣的に接続する共に、上記流体給排手段と、上記流体給排部、及び上記湾曲機構との流体通路を連通する接続機構を備えたことを特徴とする請求項 5 に記載の回転自走式内視鏡装置。

【請求項 7】

上記接続機構は、
上記挿入部本体に設けられ、上記電気装置と電氣的に接続された第 1 のコネクタ端子部、及び上記流体給排部、或いは上記湾曲機構と連通する第 1 の係合部を備えた第 1 のコネクタと、
上記回動手段に設けられ、上記第 1 のコネクタ端子部と着脱自在で、上記制御手段と電氣的に接続された第 2 のコネクタ端子部、及び上記第 1 の係合部に係合して、上記流体給排手段と上記湾曲機構部とを連通する第 2 の係合部を備えた第 2 のコネクタと、
を備えたことを特徴とする請求項 6 に記載の回転自走式内視鏡装置。

【請求項 8】

上記接続機構は、上記挿入部本体に設けられ、上記回動手段により上記回転筒体と一体的に回転する第 1 のコネクタ、及び上記回動手段に設けられる第 2 のコネクタによって、上記制御手段と上記電気装置とを電氣的に接続するスリップリング機構が構成され、
上記第 1 のコネクタが外周部に上記流体給排部、或いは上記湾曲機構と連通する流体通路が開口する周溝と、

10

20

30

40

50

上記第 2 のコネクタが上記流体給排手段と連通する流体通路が上記周溝に対応した位置の内周面で開口する上記第 1 のコネクタに係入する係合穴部と、

を備えたことを特徴とする請求項 6 に記載の回転自走式内視鏡装置。

【請求項 9】

上記先端部は、外周部に上記流体供給手段からの流体により伸縮自在なバルーンを有し、

上記接続機構は、上記流体供給手段と、上記バルーンとの流体通路を連通することを特徴とする請求項 6 から請求項 8 の何れか 1 項に記載の回転自走式内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

この発明は、回転自走式内視鏡を備えた回転自走式内視鏡装置、詳しくは被検体に挿入可能な可撓性を有する細長なチューブの外周に螺旋形状部を配置した回転自走式内視鏡装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

周知の如く、体腔内に細長の挿入部を挿入して体腔内の臓器を観察したり、必要に応じて処置具チャンネルに挿通させた処置具を用いて各種治療処置を行ったりすることのできる内視鏡が一般に実用化されている。

【0003】

20

このような内視鏡においては、挿入部の先端側に上下、及び左右に湾曲し得るように構成した湾曲部が設けられている。この湾曲部は、手元側の操作部に設けられる操作部材に連動して構成されており、当該操作部材の所定の操作によって、湾曲部の湾曲操作を行なうことができるようになっている。

【0004】

このような構成の内視鏡の挿入部を、例えば入り組んだ体腔内管路、より詳しくは大腸などのように 360°(度)のループを描くような管腔内に挿入する際には、操作部の操作部材を操作して湾曲部の湾曲操作を行なうと同時に、挿入部の捻り操作を行なう等によって管腔内において挿入部を進行させ、これにより、観察を目的とする管腔内の所望の部位に向けて挿入するという操作が行なわれる。

30

【0005】

このような、内視鏡の挿入部の挿入性を向上させるための種々の提案が、例えば、特許文献 1 等によってなされている。

【0006】

上記特許文献 1 によって開示されている回転自走式内視鏡装置は、回転により推進力を得るように構成した内視鏡を含んで構成されている。この内視鏡は、挿入部と、この挿入部より大きい外径を有する先端部材とからなり、挿入部と先端部材の各外周面上には螺旋を形成して構成されている。そして、先端部材の外径は、挿入部の外径よりも大きくなるように構成した回転自走式の内視鏡である。

【0007】

40

このような構成とすることで、内視鏡の挿入部を体腔内に挿入した際に、当該挿入部、及び先端部材から管腔内壁に加わる圧力を減少させると共に、螺旋の回転により得られる推進力を有効に利用し得るようにしている。

【特許文献 1】特開 2005 - 329079 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

特許文献 1 によって開示されている回転自走式の内視鏡は、湾曲部がワイヤの牽引弛緩によって、湾曲操作される構成となっている。

【0009】

50

しかしながら、このように、内視鏡の湾曲部の湾曲操作をワイヤによって行う構成であると、湾曲部の湾曲時にワイヤを被覆しているコイルパイプ等の被覆チューブが圧縮されて、挿入部自体が内蔵物によって硬化してしまう。これにより、内視鏡の挿入部の挿入性が低下してしまうという問題がある。その結果、挿入部の体腔内への挿入時、患者に苦痛を与えてしまう場合がある。

【 0 0 1 0 】

また、挿入部を長尺に設定したり、短尺でも挿入部がループしたりする場合には、ワイヤとコイルパイプ等の被覆部材との摩擦抵抗が増大し、湾曲部が十分な湾曲角度を有して湾曲することが困難となってしまう。

【 0 0 1 1 】

さらに、挿入部を回転機構部、操作部等と着脱自在な構成とすると、湾曲部を湾曲操作するためのワイヤの接続機構が複雑となるばかりでなく、この構成を実現するため、製造コスト高となってしまう。

【 0 0 1 2 】

そこで、本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、体腔内の深部においても内視鏡の湾曲部の湾曲操作を十分な角度を有して行え、操作性、及び挿入性が良く、且つ、挿入部の湾曲機構を安価に製造できる回転自走式内視鏡装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 3 】

上記目的を達成するために、本発明の第 1 の回転自走式内視鏡装置は、体腔内に挿入される挿入部本体と、該挿入部本体の外周に回動自在に設けられ、表面が螺旋形状の回転筒体と、上記回転筒体を上記挿入部本体に対して回動させる回動手段と、上記挿入部本体の先端部分に設けられ、流体の給排により上記体腔へ作用する流体機能部と、該流体機能部へ所定の流体を給排するための流体給排手段と、を備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

また、本発明の第 2 の回転自走式内視鏡装置は、体腔内に挿入され、撮像手段と照明手段からなる電気装置、及び該体腔に対する流体給排部を備えた内視鏡先端部、及び湾曲部を備えた挿入部本体と、該挿入部本体の外周に回動自在に設けられ、表面が螺旋形状の回転筒体と、上記回転筒体を上記挿入部本体に対して回動させる回動手段と、上記湾曲部内に設けられ、流体圧によって該湾曲部を湾曲可変する湾曲機構と、上記電気装置へ駆動、及び通信のための電気信号を受受する制御手段と、上記流体給排部、及び上記湾曲機構へ所定の流体を給排するための流体給排手段と、を備えた。

【発明の効果】

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、体腔の深部においても湾曲部の湾曲操作を十分な角度を有して行え、と共に、操作性、及び挿入性が良く、且つ、挿入部の湾曲機構を安価に製造できる回転自走式内視鏡装置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】

【 0 0 1 6 】

以下、図示の実施の形態によって本発明を説明する。

【 0 0 1 7 】

(第 1 の実施の形態)

図 1 ~ 図 10 は、本発明の第 1 の実施形態に係り、図 1 は回転自走式内視鏡装置の全体構成を示す外観斜視図、図 2 は図 1 の回転自走式内視鏡装置における内視鏡の先端部と湾曲部と螺旋形状部のそれぞれを部分的に示す断面図、図 3 は図 2 の I I I - I I I 線に沿った湾曲部の断面図、図 4 は湾曲部内のマルチルーメンチューブを示す斜視図、図 5 は図 2 の内視鏡における螺旋形状部を示し、一部を断面で示す要部拡大図、図 6 はコネクタカバーとモータボックスの内部構成を説明するための図、図 7 はマルチルーメンチューブの湾曲作用を説明するための図、図 8 は図 7 の状態から一方向へ湾曲した状態のマルチルー

10

20

30

40

50

メンチューブの湾曲作用を説明するための図、図 9 は挿入補助具を患者の肛門から直腸へ挿入し、挿入部本体が直腸まで挿入された状態を示す図、図 10 は大腸内に挿入された挿入部本体が盲腸近傍に到達した状態を示す図である。

【0018】

まず、本実施形態の回転自走式内視鏡装置の全体構成について、図 1 を用いて以下に説明する。図 1 に示すように、本実施形態の回転自走式内視鏡装置 1 は、回転自走式の内視鏡 2 を有して構成されている。この回転自走式内視鏡装置 1 は、回転自走式の内視鏡 2 と、3 つの制御系機器を備えると共に、モニタ 3 a と、吸引器 5 とによって主に構成されている。

【0019】

内視鏡 2 は、挿入部 6 と、回動手段を構成するモータボックス 16 と、によって主に構成されている。このうち、挿入部 6 は、先端側から順に先端部 8、及び湾曲部 9 を備えた挿入部本体 10 と、挿入補助具 11 と、挿入部収納ケース 12 と、挿入補助具 11 と挿入部収納ケース 12 との間に介装されるコルゲート状チューブからなる先端側案内管 13 と、コネクタカバー 15 と挿入部収納ケース 12 との間に介装されるコルゲート状チューブからなるカバー側案内管 14 と、このカバー側案内管 14 の一端が連結されるコネクタカバー 15 等によって構成されている。また、内視鏡 2 のモータボックス 16 には、後述する回転筒体に回転力を付与するモータ等が内蔵されている。

【0020】

本実施の形態の回転自走式内視鏡装置 1 は、内視鏡 2 に操作部を有さず、後述するガリモートコントロールユニット 67 によって湾曲操作される湾曲部 9 が流体により湾曲自在な構成となっている。

【0021】

制御系の機器には、電気的な構成を制御する制御手段である第 1 の制御装置 3 と、内視鏡機能である送気、及び湾曲部 9 の湾曲を制御する流体給排手段の 1 つを構成する第 2 の制御装置 54 と、内視鏡機能である送水、及び吸引を制御する流体給排手段のもう 1 つを構成する第 3 の制御装置 55 と、から構成されている。これら 3 つの制御装置 3, 54, 55 は、キャスト付のトロリー 59 に載置されている。

【0022】

第 1 の制御装置 3 は、各種内視鏡機能を一括して操作可能な操作指示部である、上述のリモートコントロールユニット（以下、リモコンと略記する）67 が接続されている。このリモコン 67 には、各種内視鏡機能を操作する操作スイッチ 68 と、内視鏡 2 の湾曲部 9 の湾曲操作をするための、例えば、ジョイスティックタイプの操作レバー 69 を有している。

【0023】

このリモコン 67 は、第 1 の制御装置 3 と、図示しないが、ここでは背面側で接続されている。また、リモコン 67 は、他の制御装置 54, 55 が背面側で図示しない通信ケーブルにより第 1 の制御装置 3 に電気接続されており、これら 3 つの制御装置 3, 54, 55 を一括して操作指示可能となっている。

【0024】

また、第 1 の制御装置 3 は、内視鏡 2 の撮像系、照明系、及び回転自走のためのモータの駆動を制御するものである。つまり、第 1 の制御装置 3 は、内視鏡 2 が捉える画像処理、後述する照明手段である LED 照明への給電、及びモータボックス 16 に設けられた上記モータへの給電をリモコン 67 の各種スイッチ 68 の操作に基づいて駆動制御する。

【0025】

尚、第 1 の制御装置 3 には、内視鏡 2 の後述の回転筒体を所定方向へ回動させ停止させるための操作を行なうフットスイッチが電気ケーブルを介して接続されていても良い。

【0026】

また、上記回転筒体の回転方向の操作、停止操作などを行なう進退スイッチとしては、上記リモコン 67 以外に、第 1 の制御装置 3 の前面等にも配設されている（特に図示せず

10

20

30

40

50

）。この第１の制御装置３の前面には、電源スイッチのほか、内視鏡２の上記回転筒体の回転速度を、可変操作を行なう操作ダイヤル等、各種の操作部材が配設されている。

【００２７】

また、第１の制御装置３は、モニタ３aと電氣的に接続されている。モニタ３aは、内視鏡２によって取得された内視鏡画像を表示する表示装置である。

【００２８】

第２の制御装置５４には、二酸化炭素（ＣＯ２）ポンプ５７が接続されており、図示しないが、エアー送気のためのコンプレッサ、給排気弁などが内蔵されている。

【００２９】

リモコン６７の操作レバー６９により、所定の操作がなされると、第２の制御装置５４の制御によってＣＯ２ポンプ５７、バルブ類、及び排気弁（いずれも、不図示）が動作して湾曲部９の湾曲操作が行えるようになっている。

【００３０】

リモコン６７の各種スイッチ６８により、所定の操作がなされると、第２の制御装置５４の制御によって、図示しないコンプレッサ、バルブ類の動作に従いコンプレッサからの空気は、内視鏡２の先端部８に形成された開口部（特に図示せず）から噴射されるようになっている。尚、この送気に用いられる流体は、ＣＯ２ポンプ５７からの二酸化炭素ガスを用いることがあり、エアー、或いは二酸化炭素ガスの送気時に、リモコン６７により何れかの流体の送気が選択自在となっている。

【００３１】

また、第３の制御装置５５には、チューブ５aを備えた吸引器５、及び送水タンク２４が接続されている。この送水タンク２４の内部には、蒸留水、生理食塩水等が貯留されている。尚、本実施形態の回転自走式内視鏡装置１においては、第２の制御装置５４に接続される別体構成の吸引器５を用いた例を示しているが、これに換えて、例えば病院、施設に備え付けの吸引システムを利用するような形態としてもよい。

【００３２】

リモコン６７の各種スイッチ６８により、所定の操作がなされたとき、第３の制御装置５５の制御によって図示しない吸引ポンプ、バルブ類等が動作して、送水タンク２４から蒸留水または生理食塩水等が、先端部８に形成される開口部（特に図示せず）から外部へ向けて（先端部８の前面に向けて）噴出するようになっている。

【００３３】

そして、リモコン６７の各種スイッチ６８により、所定の操作がなされると、第３の制御装置５５の制御によって吸引ポンプ、バルブ類（図示せず）が動作して先端部８の吸引チャンネル開口部（図示せず）から被検体内の体液等が吸引される。この吸引された体液等は、第２の制御装置５４にチューブ５aで接続される吸引器５へと送り込まれる。

【００３４】

上述したトロリー５９には、ここでは３つの関節部を有するアーム５８の一端が固定されている。また、このアーム５８の他端には、内視鏡２のモータボックス１６が固定される。このアーム５８には、図示していないが、内視鏡２の各種流体供給用のチューブ、及び先端部８内の光学機器、及びモータボックス１６内の後述するモータ６５と接続される各種通信ケーブルが挿通、或いは外表面に沿わされている。尚、これら各種チューブ、及び各種通信ケーブルは、本実施の形態において、夫々対応した制御装置３、５４、５５に背面側で接続されている。

【００３５】

次に、内視鏡２の挿入部６の一部を構成する先端部８、及び湾曲部９を備えた挿入部本体１０の詳細な構成について図２を用いて以下に説明する。

まず、先端部８は、生体適合性を有する樹脂部材、或いは金属によって略円筒形状に形成される本体環２６により外形が主に構成されている。

【００３６】

この本体環２６の内部には、光学装置の１つである電気装置の撮像ユニット２７等が配

10

20

30

40

50

設されている。この撮像ユニット 27 は、略短管状の保持管 28 a と、この保持管 28 a の基端面、及び外周の一部を覆うように配設されるカバー管 28 b と、保持管 28 a の前面側を覆うように先端面の一部を構成する透明なカバー体 29 とによって、その外形が形成されている。

【0037】

保持管 28 a、及びカバー管 28 b は、生体適合性を有する金属により形成されている。カバー体 29 は、生体適合性を有する透明な合成樹脂により形成されている。保持管 28 a は、本体環 26 の内部に収容されている。

【0038】

カバー管 28 b は、保持管 28 a の基端側に嵌着されており、その底面部には貫通孔が形成されている。この貫通孔に信号ケーブル 33 が挿通している。カバー体 29 は、保持管 28 a の前面側の先端開口を気密に封止するように嵌着されている。

【0039】

上述した、撮像ユニット 27 において、保持管 28 a、カバー管 28 b、カバー体 29 等によって形成される空間内には、対物レンズ群 30 と、この対物レンズ群 30 の光軸上に配置される CCD (Charge Coupled Device)、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 等の光電変換素子である撮像素子 31 と、フレキシブルプリント基板 32 等が配設されている。

【0040】

フレキシブルプリント基板 32 は、撮像素子 31 による光電変換処理によって生成される画像信号を受けて増幅等の各種の信号処理を行なう回路等が実装されている。そして、このフレキシブルプリント基板 32 には、信号ケーブル 33 が接続されている。この信号ケーブル 33 は、カバー管 28 b の貫通孔から延出し、当該先端部 8 から湾曲部 9、及び内筒管 49 a を挿通して、コネクタカバー 15 (図 1 参照) へと至り、当該コネクタカバー 15 内部のコネクタ (図示せず) に接続されている。

【0041】

対物レンズ群 30 は対物レンズ枠 30 a に保持されている。この対物レンズ枠 30 a は、保持体 35 に固定されている。対物レンズ枠 30 a の後方には、撮像素子 31 を保持する撮像枠 31 a が嵌合している。

【0042】

撮像素子 31 の裏面には、回路基板 31 b が取り付けられている。この回路基板 31 b には、フレキシブルプリント基板 32 が電氣的に接続されている。

【0043】

保持体 35 は、略円形状に形成されており、その周縁部がカバー体 29 の基端側内周面に対して固着されている。このとき、カバー体 29 の中心軸と対物レンズ群 30 の光軸とが略一致するように、カバー体 28 に対して保持体 35 が配置されている。

【0044】

また、保持体 35 には、光学装置の 1 つであり、照明部である複数の LED 34 が対物レンズ群 30 を囲むように配置されている。

【0045】

このように構成される撮像ユニット 27 は、本体環 26 の長手方向の中心軸に対して偏芯した所定の位置に配置された状態で、本体環 26 の先端側開口部に配設される先端キャップ 36 によって本体環 26 に固定されている。

【0046】

撮像ユニット 27 の保持管 28 a と本体環 26 との間に形成される隙間には、処置具 / 吸引用チューブ 23 の先端部分と、この処置具 / 吸引用チューブ 23 の先端側に連設される処置具 / 吸引管 37 が配置されている。この処置具 / 吸引管 37 の先端部分は、先端キャップ 36 に固着されている。

先端キャップ 36 の先端側には、前面に向けて開口する流体給排部であると共に流体機

10

20

30

40

50

能部を構成するチャンネル開口部 38 が形成されている。

【0047】

尚、図示していないが、保持管 28a と本体環 26 との間に形成される隙間には、送気用チューブ、及び送水用チューブに連通する管路も配設されている。そして、先端キャップ 36 には、これらの管路のチャンネル開口部が形成されている。

【0048】

次に、図 2 に加えて、図 3 ~ 図 6 に基づいて、内視鏡 2 の湾曲部 9 の内部構成について説明する。

図 2 ~ 図 6 に示すように、湾曲部 9 内には、先端側で先端部 8 の基端内周と嵌合固定されたチューブ保持環 86 と、このチューブ保持環 86 に先端が嵌着し、複数の穴部であるルーメン 82 が軸に沿って形成された流体機能部を構成するマルチルーメンチューブ 81 と、このマルチルーメンチューブ 81 の内周に固着された内径保持チューブ 84 と、マルチルーメンチューブ 81 の外周に固着された外径保持チューブ 85 と、マルチルーメンチューブ 81 の基端に嵌着する封止環 87 と、が設けられている。

チューブ保持環 86 は、金属、或いは硬質な樹脂により形成され、マルチルーメンチューブ 81 の先端面を覆い、各ルーメン 82 の先端を封止している。

【0049】

マルチルーメンチューブ 81 は、各ルーメン 82 の先端部分を封止する封止材 83 を有し、シリコンゴムなどの弾性材（合成樹脂）から形成されている。すなわち、マルチルーメンチューブ 81 の各ルーメン 82 の先端部分は、封止材 83、及びチューブ保持環 86 により気密保持された状態となっている。また、本実施の形態のマルチルーメンチューブ 81 には、図 3、及び図 4 に示すように、湾曲部 9 の上下左右に合わせた位置にルーメン 82 が 4 つ形成されている。

【0050】

内径保持チューブ 84 は、コイル管、コルゲート管などからなり、所定の可撓性を有している。また、外径保持チューブ 85 は、薄肉の平コイル管、網管であるブレード管、コルゲート管などからなる可撓性を有した部材で形成されている。また、この外径保持チューブ 85 の外周には、チューブ体の湾曲外皮 41 が被覆されている。

【0051】

封止環 87 は、マルチルーメンチューブ 81 の各ルーメン 82 の基端部分を封止しており、各ルーメン 82 に対応して連通する、クランク状の 4 つ接続パイプ 88 の一端が嵌着されている。これら接続パイプ 88 の他端には、夫々、二酸化炭素（CO₂）ガスを供給するための湾曲用チューブ 89 の先端が接続されている。

【0052】

尚、図示しないが、各湾曲用チューブ 89 の基端は、上述したアーム 58 に挿通、或いは外表面に沿わされて、第 2 の制御装置 54 に接続されている。

【0053】

本実施の形態では、湾曲部 9 の湾曲外皮 41 を一体的に形成した生態適合性のあるラテックスゴム、合成ゴム、熱加工性エラストマなどの伸縮性に富んだ樹脂から形成している。この湾曲外皮 41 は、先端部分と基端部分が先端部 8 の本体環 26、及び後述する螺旋管接続口金 48 の外周を覆うように装着され、糸巻き接着部 42 により固着されている。

【0054】

次に、図 2 に加え、図 5、及び図 6 を用いて、先端部 8、及び湾曲部 9 以外の挿入部本体 10 について説明する。

【0055】

挿入部本体 10 には、内筒管 49a が配設されている。この内筒管 49a は、細線のワイヤなどを筒状に編み込んで可撓性を持たせたチューブ体等によって形成される。そして、内筒管 49a 内には、LED 34 のケーブルを含む信号ケーブル 33、及び湾曲用チューブ 89 等の各種チューブが挿通配置されている。これにより、内筒管 49a は、内部に挿通配置される上述の各構成要素を保護している。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 6 】

この内筒管 4 9 a には、その先端部分に設けられ合成樹脂により形成され上記湾曲部 9 との連結用係合部となる先端側口金 5 0 と、この先端側口金 5 0 に対して先端部分が接着剤 5 2 により固着される螺旋形状部 5 1 とから構成された回転筒体が外挿している。

【 0 0 5 7 】

先端側口金 5 0 は、先端部分に螺旋管接続口金 4 8 の突起部 4 8 a と係合し、いわゆるスナップフィットに係合する係合部 5 0 a が形成されている。先端側口金 5 0 の係合部 5 0 a と螺旋管接続口金 4 8 の突起部 4 8 a とが係合した状態では、先端側口金 5 0 は、螺旋管接続口金 4 8 に対して長手方向の軸廻りに回動自在となっている。そして、先端側口金 5 0 の先端外周側には、若干の隙間を有して湾曲外皮 4 1 の基端部が被覆されている。

10

【 0 0 5 8 】

この先端側口金 5 0 に対して接着剤 5 2 により一体的に固着されている螺旋形状部 5 1 は、挿入方向である長手方向の軸廻りに回動可能となるように構成されている。尚、挿入部本体 1 0 は、回転しない。

【 0 0 5 9 】

この螺旋形状部 5 1 は、コイル 9 1 と樹脂薄膜 9 2 とによって構成されており、挿入部本体 1 0 の先端部分から少なくとも 6 0 0 mm 以上の範囲に亘って、若しくは湾曲部 9 よりも基端側の挿入部本体 1 0 の全長に亘って設けられている。ここで、螺旋形状部 5 1 の長さを、挿入部本体 1 0 の先端部分から少なくとも 6 0 0 mm 以上の範囲に亘って設けるようにしているのは、次のような理由による。即ち、一般に肛門から S 状結腸と下行結腸との境界までの長さが 6 0 0 mm 程度と言われていることを根拠として設定している。

20

【 0 0 6 0 】

螺旋形状部 5 1 は、モータボックス 1 6 (図 1 参照) に配設された、ここでは図示しない、後述するモータにより回転力が与えられるようになっている。螺旋形状部 5 1 は、モータにより回転力が与えられて回転すると、螺旋形状部 5 1 が被検体の体腔壁 1 0 0 (図 3 参照) と接触することにより推進力が発生し、これにより当該螺旋形状部 5 1 は、挿入方向へ進行することになる。このとき、螺旋形状部 5 1 の先端部に固着されている先端側口金 5 0 は、螺旋管接続口金 4 8 に当接して湾曲部 9 を押圧する。これにより、先端部 8 、及び湾曲部 9 を含めた挿入部本体 1 0 全体が体腔内の深部に向かって前進することになる。

30

【 0 0 6 1 】

したがって、上記モータを内蔵するモータボックス 1 6 は、螺旋形状部 5 1 (推進力発生部 ; 後述する) を長手軸廻りに回転させる回転装置としての機能を有している。

【 0 0 6 2 】

次に、螺旋形状部 5 1 の詳細構成について、図 5 を参照して以下に説明する。

【 0 0 6 3 】

螺旋形状部 5 1 は、内筒管 4 9 a の外周側において、当該内筒管 4 9 a を軸中心として回転自在に配置され、推進力発生部として機能するようになっている。この螺旋形状部 5 1 は、疎に巻いて形成され生体適合性を有するコイル 9 1 と、このコイル 9 1 の条線間を連設し生体適合性を有する樹脂薄膜 9 2 とによって形成されている。

40

【 0 0 6 4 】

コイル 9 1 の材質としては、例えば Ni (ニッケル) フリーコイル等の金属部材若しくは樹脂部材が適用される。また、コイル 9 1 の素線の断面形状は、例えば略円形状のものとし、良好なトルク追従性となることを考慮して、その素線径を例えば 1 . 0 mm 程度に設定している。そして、コイル 9 1 のリード角は、推進速度が内視鏡検査に好適となるように、例えば角度 9 ° (度) ~ 1 5 ° (度) の範囲となるように設定されている。

【 0 0 6 5 】

樹脂薄膜 9 2 は、図 5 に示すようにコイル 9 1 の条線間を繋ぐように、当該コイル 9 1 の外周側を被覆する形態で配置されている。これにより、コイル 9 1 の条線間は連設した状態になる。

50

【0066】

樹脂薄膜92は、柔軟性と耐久性とのバランスを考慮して、例えば樹脂硬度50～90度、膜厚さ0.03～0.20mmの材質で形成されている。そして、この樹脂薄膜92を形成する樹脂としては、滑り性、柔軟性、成形性が良好で、かつ生体適合性を有する樹脂部材、例えばウレタン、熱可塑樹脂、ポリエステル等が用いられ、透明または半透明若しくは暗色に形成されている。

【0067】

このように、螺旋形状部51は、樹脂薄膜92によってコイル91の条線間を連設しつつ、当該コイル91の外周側を被覆していることから、螺旋形状部51の山部を高く形成することができる。したがって、体腔壁100との引っかかりがよく、これにより得られる推進力が強くなるという性質を得ている。また、螺旋形状部51は、コイル91を用いていることから、その螺旋角度（リード角）等の設計を所望の設定に形成することができる上、構成が複雑にならないという利点がある。

10

【0068】

さらに、疎に巻いたコイル91を用いていることから、軽量に構成することができ、先端部8、及び湾曲部9を含めた挿入部本体10の操作性を良好に保つことができるという利点もある。

【0069】

さらに、螺旋形状部51は、樹脂薄膜92が金属コイル91の内周側から内側に向けて突出するようなことがないので、内筒管49aに干渉することもないという効果もある。

20

【0070】

尚、螺旋形状部51を最大限度まで湾曲させた場合には、コイル91の被覆部材となっている樹脂薄膜92がコイル91の条線間から内側に向けて突出する可能性も考えられる。このような場合において、樹脂薄膜92が内筒管49a等の内側配設部材等に干渉したり、これらを圧迫したり、干渉に起因して内筒管49aが共廻りしたりしないように、十分なクリアランス（隙間）が設けられている。

【0071】

一方、螺旋形状部51は、金属コイル91を用いて形成されることから伸縮性を有する。このことから、挿入部の先端が腸壁に突き当たった際などには、当該先端が腸を押す力をゆるやかに変化させることになるので、腸への負荷を軽減するという効果がある。

30

【0072】

このように、本実施形態の回転自走式内視鏡装置1における挿入部6は、先端部8、及び湾曲部9を含む挿入部本体10と、これらをカバーする挿入補助具11、先端側案内管13、挿入部収納ケース12、カバー側案内管14等の各構成部材によって構成されている。

【0073】

次に、挿入部本体10に配設される螺旋形状部51を回転駆動するための、コネクタカバー15内、及びモータボックス16内の構成について、図6を参照して簡単に説明する。

挿入部本体10の基端は、図6に示すように、コネクタカバー15内で回転自在に設けられた回転パイプ60に固定されている。この回転パイプ60は、両端側を回転保持する軸受け61と、これら軸受け61の間に配設される受動側ギヤ62と、を有している。また、軸受け61は、コネクタカバー15内で固定されている。

40

【0074】

尚、挿入部本体10の内筒管49aは、コネクタカバー15に設けられる固定環63により、固定支持されている。この固定環63の基端からは、各種電気ケーブル、及び湾曲用チューブ89等の各種チューブが延出している。

【0075】

モータボックス16には、回転駆動手段であるモータ65が設けられている。コネクタカバー15がモータボックス16に合体されると、モータ65の能動側ギヤ66が回転バ

50

イブ 60 の受動側ギヤ 62 と噛合する構成となっている。これにより、モータ 65 の回転駆動力が各ギヤ 66, 62 を介して、回転パイプ 60 に伝達され、挿入部本体 10 に設けられた螺旋形状部 51 が軸回りの所定方向に回転する。

【0076】

次に、以上のように構成された本実施の形態の湾曲部 9 の湾曲動作について、図 7、及び図 8 を用いて説明する。

内視鏡 2 の湾曲部 9 は、例えば、図 7 に示すように、マルチルーメンチューブ 81 の、ここでは紙面に向かった上方のルーメン 82 内に二酸化炭素ガスが供給加圧されると、上述した内周側、及び外周側で覆われた保持チューブ 84, 85 によって、当該ルーメン 82 の膨張が規制される。すると、マルチルーメンチューブ 81 は、二酸化炭素ガスが供給されたルーメン 82 側のみが先端側へ延伸する作用を受け、図 8 に示すように、紙面に向かった下方へ湾曲する。

【0077】

このように、マルチルーメンチューブ 81 は、何れかのルーメン 82 内が二酸化炭素ガス供給により加圧されることで、上下左右の 4 方向へ湾曲する。尚、マルチルーメンチューブ 81 は、隣接した 2 つのルーメン 82 内を同時に加圧し、その圧力加減によっては、長軸回りに自由に湾曲する。

【0078】

以上のことから、本実施の形態の内視鏡 2 の湾曲部 9 は、内部のマルチルーメンチューブ 81 の湾曲動作に伴って、湾曲する。尚、この湾曲部 9 の湾曲指示は、上述したように、リモコン 67 の操作レバー 69 により行われる。

【0079】

また、本実施の形態においては、マルチルーメンチューブ 81 に供給される二酸化炭素ガスと、さらに体腔内観察のための送気も、第 2 の制御装置 54 に接続される流体供給源である CO₂ ポンプ 57 から供給されるものである。すなわち、本実施の形態では、第 2 の制御装置 54 は、内視鏡 2 の湾曲部 9 の湾曲動作のための二酸化炭素ガスと、送気用の二酸化炭素ガスを 1 つの供給源である CO₂ ポンプ 57 から取り込み、リモコン 67 の操作に基づいて制御している。

【0080】

このように構成された本実施形態の回転自走式内視鏡装置 1 は、図 9、及び図 10 に示すように体腔に内視鏡 2 の挿入部本体 10 が回転自走しながら挿入される。尚、以下の説明においては、本実施形態の回転自走式内視鏡装置 1 を用いて大腸内視鏡検査を行なう場合を例に挙げて説明する。

【0081】

回転自走式内視鏡装置 1 の基本的な使用形態は、図 1 示すような形態である。このとき、先端部 8、及び湾曲部 9 を含めた挿入部本体 10 は、挿入部収納ケース 12 の内部において、例えばループを描いた状態で収容されている。

【0082】

術者は、まず、回転自走式内視鏡装置 1 の挿入補助具 11 を、例えばベッド上に横たわっている患者の肛門 501 から挿入する。

【0083】

挿入補助具 11 は、外向フランジ状の当接部 11a (図 9 参照) を有し、この当接部 11a が患者の肛門 501 近傍の臀部に当接することで、挿入管のみが肛門 501 から直腸 502 内に挿入された状態となる。即ち、挿入補助具 11 は、当接部 11a によって、その全体が直腸 502 内に挿入されてしまうことが防止されるように構成されている。尚、このとき、術者は、当接部 11a をテープなどで患者の臀部へ固定すると良い。

【0084】

この状態において、術者は、リモコン 67 の手元操作等、所定の操作を行なって、挿入部本体 10 に設けられた螺旋形状部 51 を長手軸回りの所定の方向であって、当該螺旋形状部 51 が前進する方向であり、螺旋形状部 51 が体腔内に挿入される所定の方向に回転

10

20

30

40

50

させる。

【0085】

即ち、術者は、内視鏡2のモータボックス16内に配設されるモータ65をリモコン67の手元操作によって回転駆動状態にする。螺旋形状部51には、基端部分から先端側へ回転力が伝達され、その全体が軸回りの所定の方向に回転（正回転）し、挿入部収納ケース12の案内管固定部材から推進力が与えられる。

【0086】

推進力を与えられた螺旋形状部51は、先端部8、及び湾曲部9を含む挿入部本体10全体と共に、先端側案内管13、及び挿入補助具11を介して大腸内の深部に向かって進んでゆく。

【0087】

このとき、術者は、挿入部本体10を把持して押し進めることなく、挿入補助具11の基端側を軽く把持しておればよい。これにより、挿入部本体10は、案内管固定部材64内で与えられた推進力のみによって大腸内の深部に向かって前進する。

【0088】

挿入部本体10が螺旋形状部51の作用によって前進するのは、腸内に挿入された螺旋形状部51と腸壁の襞との接触状態が雄ねじと雌ねじとの関係になることによる。

【0089】

即ち、螺旋形状部51は、案内管固定部材64内で与えられた推進力と、腸壁の襞との接触により発生した推進力とによってスムーズに前進し、結果として挿入部本体10を前進させ、当該挿入部本体10は、直腸502からS状結腸503、下行結腸504、横行結腸506、上行結腸508を通過して盲腸509付近の深部に向かって進んでいくのである。こうして、S状結腸503を通過した、挿入部本体10は、図10に示すように、先端部8が盲腸509付近に到達するまで、回転自走して、前進する。

【0090】

尚、本実施の形態の回転自走式内視鏡装置1は、S状結腸503、下行結腸504と横行結腸506との境界である脾湾曲505、及び横行結腸506と上行結腸508との境界である肝湾曲507などの体腔屈曲領域に挿入部本体10を通過させるため、螺旋形状部51の回転を一旦停止して、湾曲部9を湾曲操作して、先端部8を挿入方向へ臨ませた後、再度、螺旋形状部51を回転させることで、大腸の深部方向へ挿入が容易に行える。

【0091】

このとき、本実施の形態の湾曲部9は、流体による湾曲可変機構であるため、図10に示すように、挿入部本体10が体腔に合わせて複数箇所屈曲、ループなどした状態であっても、ワイヤによる湾曲可変機構に比して、挿入部本体10を硬化させることなく、湾曲部9の湾曲角度を十分に大きくさせて湾曲することができる。

【0092】

また、図10では、横行結腸506が所謂、γループ状になっている状態である。このような状態であると、従来のような湾曲ワイヤを用いた湾曲可変機構の湾曲部を備えた内視鏡であると、挿入部が硬化し、十分な湾曲角度で湾曲部が湾曲挙動しない。しかし、本実施の形態では、流体の給排による湾曲可変機構の湾曲部9であるため、このような不具合が解消できる。

【0093】

以上の結果、本実施の形態の回転自走式内視鏡装置1は、内視鏡2の湾曲部9の湾曲操作を十分な角度を有して行え、操作性、及び挿入性が非常に良い構成となる。また、挿入部本体10の湾曲部9の湾曲機構は、流体によって湾曲可変するマルチルーメンチューブ81であるため、安価に製造することができる。

【0094】

（第2の実施の形態）

次に、第2の実施の形態の回転自走式内視鏡装置1について説明する。尚、以下の説明において、第1の実施の形態と同様の構成要素については同一の符号を付して説明を省略

10

20

30

40

50

し、異なる部分のみを説明する。

【0095】

尚、図11～図17は、本発明の第2の実施の形態に係り、図11はコネクタカバーとモータボックスの内部構成を説明するための図、図12は挿入部側コネクタとシステム側コネクタの構成を示す断面図、図13は図12の状態から挿入部側コネクタとシステム側コネクタが接続した状態を示す断面図である。

【0096】

本実施の形態では、挿入部6のコネクタカバー15と、制御側のモータボックス16とが着脱自在な構成である場合において、電気系と流体管路系の接続機構について説明する。

10

図11に示すように、コネクタカバー15には、挿入部6の挿入部本体10における非回転の内筒管49aの基端部に接続される第1のコネクタである挿入部側コネクタ75が設けられている。また、モータボックス16には、挿入部側コネクタ75に着脱自在な第2のコネクタであるシステム側コネクタ76が設けられている。これらコネクタ75, 76は、コネクタカバー15とモータボックス16との着脱時に、同時に着脱が成される。

【0097】

ここで、図12を参照して、本実施の形態での接続機構である各コネクタ75, 76の具体的な構成について説明する。

図12に示すように、挿入部側コネクタ75は、前面側が内筒管49aと固着されている。この挿入部側コネクタ75は、硬度JISデュロメータタイプA80～90程度の硬質なゴム、合成樹脂などから形成されている。

20

【0098】

挿入部側コネクタ75の前後の両端面には、後端面側に設けられる電気的な接点部である、複数の端子から構成されたコネクタ端子部107、及び前端面に設けられた、雄コネクタ端子部107の端子と同数の複数の接続端子108と、を有している。これら雄コネクタ端子部107と、接続端子108とは、それぞれ対応する端子同士が挿入部側コネクタ75内に挿通する電気素線により電氣的に接続されている。

【0099】

この前端面に配された接続端子108の複数の端子は、それぞれが対応する、挿入部本体10内に挿通する信号ケーブル33の複数の電気コードと半田などにより電氣的に接続されている。

30

【0100】

また、挿入部側コネクタ75には、前後の端面で開口する複数、ここでは2つのみ図示された、流体通路125, 126が形成されている。これら流体通路125, 126は、挿入部側コネクタ75の後端面側に形成される第1の係合部であるコネクタ係入孔121, 122に連通している。

【0101】

また、挿入部側コネクタ75の前端面側において、流体通路125, 126のそれぞれが対応する挿入部本体10内に挿通する処置具/吸引用チューブ23、及び湾曲用チューブ89と連通するように接続されている。また、湾曲用チューブ89と、挿入部側コネクタ75に形成される流体通路125は、説明の簡略のため、ここでは1つのみ図示しているが、第1の実施の形態に示したように、4つ設けられるものである。

40

【0102】

さらに、ここでは図示していないが、内視鏡2の先端部8から、例えば、送気、送水のための流体を体腔内へ吐出するためのチューブがある場合には、その数に対応して、流体通路、及びチューブは各種内視鏡機能に要する流体給排のために必要な数が設けられるものである。

【0103】

システム側コネクタ76は、モータボックス16に固定されている。このシステム側コネクタ76は、硬質な合成樹脂から形成されている。

50

【 0 1 0 4 】

システム側コネクタ 7 6 の前後の両端面には、後端面側に設けられた複数の接続端子 1 0 5 と、電氣的な接点部である、接続端子 1 0 5 の端子と同数の複数の端子から構成された雌コネクタ端子部 1 0 6 と、を有している。これら雌コネクタ端子部 1 0 6 と、接続端子 1 0 5 とは、それぞれ対応する端子同士がシステム側コネクタ 7 6 内に挿通する電気素線により電氣的に接続されている。

【 0 1 0 5 】

この後端面に配された接続端子 1 0 5 の複数の端子は、それぞれが対応する、アーム 5 8 に沿わされた、第 1 の制御装置 3 (図 1 参照) に接続される信号ケーブル 9 5 の複数の電気コードと半田などにより電氣的に接続されている。

10

【 0 1 0 6 】

また、システム側コネクタ 7 6 には、前後の端面で開口する複数の、ここでは 2 つのみ図示された、流体通路 1 1 3 , 1 1 4 が形成されている。これら流体通路 1 1 3 , 1 1 4 は、システム側コネクタ 7 6 の前端面から突出形成される第 2 の係合部である係入コネクタ 1 1 1 , 1 1 2 に連通している。また、システム側コネクタ 7 6 の後端面側において、流体通路 1 1 3 , 1 1 4 のそれぞれが対応して、吸引、或いは湾曲のために流体を給排する第 2、及び第 3 の制御装置 5 4 , 5 5 に接続されるチューブ 9 6 , 9 7 と連通するように接続されている。

【 0 1 0 7 】

尚、ここでも、2 つの流体通路 1 1 3 , 1 1 4、及びチューブ 9 6 , 9 7 のみ図示しているが、挿入部側コネクタ 7 5 の流体通路 1 2 5 , 1 2 6、及びチューブ 8 9 , 2 3 の数に合わせて、これらは各種内視鏡機能に要する流体給排のために必要な数が設けられるものである。また、チューブ 9 6 と、システム側コネクタ 7 6 に形成される流体通路 1 1 3 は、説明の簡略のため、ここでも 1 つのみ図示しているが、第 1 の実施の形態に示したように、4 つ設けられるものである。

20

【 0 1 0 8 】

挿入部 6 が着脱自在な回転自走式内視鏡装置 1 において、以上のように構成された、2 つのコネクタ 7 5 , 7 6 は、コネクタカバー 1 5 がモータボックス 1 6 に連結されると、図 1 3 に示すように、それぞれ対応した、電氣的な接続と、各種流体が給排される流体通路 1 1 3 , 1 1 4 , 1 2 5 , 1 2 6 同士を接続することができる。

30

【 0 1 0 9 】

詳述すると、電氣的な接続としては、挿入部側コネクタ 7 5 の雄コネクタ端子部 1 0 7 と、システム側コネクタ 7 6 の雌コネクタ端子部 1 0 6 とが夫々対向した所定の位置で設けられており、挿入部側コネクタ 7 5 の後端面とシステム側コネクタ 7 6 の前端面が当接することにより電氣的に接続される。

【 0 1 1 0 】

したがって、第 1 の制御装置 3 からの給電、制御信号などが、内視鏡 2 の先端部 8 に配設された各種電気装置との伝送を行うことができるように、第 1 の制御装置 3 と先端部 8 の各種電気装置とが電氣的に接続される構成となる。

【 0 1 1 1 】

また、流体通路 1 1 3 , 1 1 4 , 1 2 5 , 1 2 6 の接続としては、挿入部側コネクタ 7 5 のコネクタ係入孔 1 2 1 , 1 2 2 と、システム側コネクタ 7 6 の係入コネクタ 1 1 1 , 1 1 2 とが夫々対向した所定の位置で設けられており、挿入部側コネクタ 7 5 の後端面とシステム側コネクタ 7 6 の前端面が当接に合わせて、係入コネクタ 1 1 1 , 1 1 2 がそれぞれ対応するコネクタ係入孔 1 2 1 , 1 2 2 に係入される。

40

【 0 1 1 2 】

すなわち、係入コネクタ 1 1 1 , 1 1 2 がコネクタ係入孔 1 2 1 , 1 2 2 に係入されることで、流体通路 1 1 3 , 1 1 4 , 1 2 5 , 1 2 6 同士を接続することができる。尚、このとき、係入孔 1 2 1 , 1 2 2 の孔径は、係入コネクタ 1 1 1 , 1 1 2 の外径よりも若干に小さくすることで、挿入部側コネクタ 7 5 の弾性力により、気密にそれぞれ対応した流

50

体通路 1 1 3 , 1 1 4 , 1 2 5 , 1 2 6 同士を接続することができる。尚、本実施の形態においても、コネクタカバー 1 5 とモータボックス 1 6 との接続に合わせて、容易に各コネクタ 7 5 , 7 6 が一度に接続される。

【 0 1 1 3 】

したがって、第 2、及び第 3 の制御装置 5 4 , 5 5 によって、内視鏡 2 の先端部 8 側に給排する流体を伝送することができる構成となる。

【 0 1 1 4 】

以上の結果、本実施の形態では、第 1 の実施の形態の効果に加え、挿入部 6 のコネクタカバー 1 5 と、制御側のモータボックス 1 6 とが着脱自在な構成である場合でも、簡単な構成により、電気系と流体管路系の接続が確保される機構となる。

10

【 0 1 1 5 】

(第 3 の実施の形態)

次に、第 3 の実施の形態の回転自走式内視鏡装置 1 について説明する。尚、以下の説明において、第 1、及び第 2 の実施の形態と同様の構成要素については同一の符号を付して説明を省略し、異なる部分のみを説明する。

【 0 1 1 6 】

本実施の形態において、図 1 4 ~ 図 2 1 は第 3 の実施の形態に係り、図 1 4 は内視鏡の先端部と湾曲部と螺旋形状部のそれぞれを部分的に示す断面図、図 1 5 は図 1 4 の内視鏡の挿入部本体を体腔内へ挿入した状態を示す図、図 1 6 は図 1 5 からさらに体腔深部へと挿入部本体を挿入した図、図 1 7 は図 1 6 からさらに体腔深部へと挿入部本体を挿入した図、図 1 8 はコネクタカバーとモータボックスの内部構成を説明するための図、図 1 9 は図 1 8 の挿入部側コネクタとシステム側コネクタの構成を示す断面図、図 2 0 は図 1 9 の状態から挿入部側コネクタとシステム側コネクタが接続した状態を示す断面図、図 2 1 は挿入部側コネクタとシステム側コネクタが接続した状態を示す拡大した断面図である。

20

【 0 1 1 7 】

本実施の形態の内視鏡 2 は、湾曲部 9 の外周にも螺旋形状部 5 1 を形成して、先端部 8、及び湾曲部 9 自体も挿入軸周りに一体的に回転する構成である。

【 0 1 1 8 】

図 1 4 に示すように、本実施の形態の湾曲部 9 は、マルチルーメンチューブ 8 1 の外周を被覆する外径保持チューブ 8 5 の外周を覆うように、螺旋形状部 5 1 が形成されている。また、樹脂薄膜 9 2 の先端部分は、先端部 8 の本体環 2 6 の基端外周部と糸巻き接着部 4 2 により固着されている。こうして、本実施の形態の内視鏡 2 は、挿入部本体 1 0 の基端方向から伝達された回転力は、湾曲部 9、及び先端部 8 をも一体的に回転する構成となっている。

30

【 0 1 1 9 】

本実施の形態の先端部 8 は、撮像素子 3 1 に対物レンズ群 3 0 で集光された撮影光の軸が、回転軸に一致するように、撮像ユニット 2 7 が中央部に配置されている。尚、撮像ユニット 2 7 も回転するため、表示される内視鏡画像が回転像とならないように、画像の回転と挿入部本体 1 0 の回転の位相を合わせる制御が行われるものである。この撮影画像の回転位相制御については、周知であるため、ここでは説明を省略する。

40

【 0 1 2 0 】

また、本実施の形態の撮像ユニット 2 7 のカバー体 2 9 a は、ドーム状となっている。これにより、先端部 8 の挿入時に体腔壁 1 0 0 の襞などをかわし、引っ掛かることのないよう、挿入性がより向上するように構成されている。

【 0 1 2 1 】

尚、先端部 8 は、チャンネル開口部 3 8 に対して、中心軸に沿った線対称の位置の先端キャップ 3 6 の先端面に流体給排部であると共に流体機能部を構成する開口部 4 0 を有している。この開口部 4 0 には、送気送水管 3 9 が嵌着され、この送気送水管 3 9 に接続された送気送水チューブ 2 2 が基端にむけて、挿入部本体 1 0 内に挿通している。

【 0 1 2 2 】

50

このように構成された本実施の形態の内視鏡２は、体腔、大腸などに挿入されるとき、図１５に示すように、略直線状の体腔では、湾曲部９まで螺旋形状部５１が形成されているため、自己推進力が向上する。また、図１６に示すように、内視鏡２は、体腔の屈曲部においても、屈曲した体腔壁に沿って湾曲部９が接触するため、湾曲部９を湾曲操作することなく体腔深部へと挿入部本体１０が回転自走しながら容易に挿入される。

【０１２３】

そして、図１７に示すように、体腔深部へ先端部８が到達した場合、挿入部本体１０を回転しながら抜去し、観察したい場合では、挿入部本体１０の回転を停止させて、湾曲部９の湾曲操作により、体腔内の内視鏡検査を容易に行うことができる。また、この内視鏡検査は、挿入部本体１０を抜去しながら行うのが一般的である。

10

【０１２４】

以上のように、本実施の形態では、内視鏡２の湾曲部９の外周に螺旋形状部５１を形成し、一体的に回転させることで、挿入部本体１０の体腔への挿入性をさらに向上させることができる。

【０１２５】

また、本実施の形態の内視鏡２の挿入部６が着脱自在な構成の、挿入部６のコネクタカバー１５と、制御側のモータボックス１６とが着脱自在である場合において、電気系と流体管路系の接続機構は、図１８～図２１に示すような構成とすることで実施することができる。

【０１２６】

20

詳しくは、図１８に示すように、コネクタカバー１５内には、螺旋形状部５１の基端に配され、回転支持されている回転パイプ６０の基端部に第１のコネクタである挿入部側コネクタ７７が固着されている。また、モータボックス１６には、挿入部側コネクタ７７と着脱自在な第２のコネクタであるシステム側コネクタ７８が固着されている。

【０１２７】

図１９に示すように、挿入部側コネクタ７７は、前端側が回転パイプ６０の基端に嵌着するフランジ形状をしており、後端側に略円柱状に延出している形状をしており、合成樹脂などの非導電性材から形成されている。

【０１２８】

後端側に延設する略円柱状の部位は、端面（後端面）の略中央から内部に向けて円柱状の穴部１４２が形成されている。この穴部１４２の外周には、複数、ここでは３つの円環形状をした電気接点部１４１が略等間隔に配設されている。

30

【０１２９】

これら電気接点部１４１は、回転パイプ６０内で挿入部側コネクタ７７の前端面に設けられたここでは３つの接続端子１０８と、挿入部側コネクタ７７内を挿通する電気素線により電氣的に接続されている。

【０１３０】

これら接続端子１０８の複数の端子は、第２の実施の形態と同様に、それぞれが対応する、挿入部本体１０内に挿通する信号ケーブル３３の複数の電気コードと半田などにより電氣的に接続されている。

40

【０１３１】

また、挿入部側コネクタ７７は、後端に延出する部位の外周に周溝１４５，１４６が形成されている。そして、これら周溝１４５，１４６の両端を形成する外周部には、それぞれＤＬＣコーティングされたＯリング１４９が、ここでは３つ設けられている。

【０１３２】

また、挿入部側コネクタ７７には、前端面で一端がそれぞれ開口し、一方の他端が周溝１４５で開口する流体通路１４３と、他方の他端が周溝１４６で開口する流体通路１４４と、が形成されている。一方の流体通路１４３は、挿入部側コネクタ７７の前端面において、湾曲用チューブ８９と連通するように接続されている。また、他方の流体通路１４４は、挿入部側コネクタ７７の前端面において、吸引用チューブ２３ａと連通するように接

50

続されている。尚、本実施の形態では、処置具を挿通するチャンネルは、別途に設けられるものとする。

【0133】

また、湾曲用チューブ89と、挿入部側コネクタ77に形成される流体通路143は、説明の簡略のため、ここでは1つのみ図示しているが、第2の実施の形態で説明したように、4つ設けられるものである。

【0134】

さらに、ここでは図示していないが、内視鏡2の先端部8から、例えば、送気、送水のための流体を体腔内へ吐出するためのチューブがある場合には、その数に対応して、流体通路、及びチューブは各種内視鏡機能に要する流体給排のために必要な数が設けられるものである。

10

【0135】

システム側コネクタ78は、モータボックス16に固定されている。このシステム側コネクタ78は、硬質な合成樹脂から形成されている。

【0136】

システム側コネクタ78は、前端面の略中央に、内部に向かって、挿入部側コネクタ77の延出した部位と略同じ円柱形状の係合穴部133が形成されている。

【0137】

システム側コネクタ78の後端面側には、複数の接続端子105が設けられ、第2の実施の形態と同様に、この後端面に配された接続端子105の複数の端子は、それぞれが対応する、アーム58に沿わされた、第1の制御装置3（図1参照）に接続される信号ケーブル95の複数の電気コードと半田などにより電氣的に接続されている。

20

【0138】

また、システム側コネクタ78の係合穴部133には、底面の略中央から、挿入部側コネクタ77の穴部142と略同じ円柱形状の電気接点係合部131が前方へ延設されている。この電気接点係合部131の外周には、円環状の3つの電気接点部132が挿入部側コネクタ77の電気接点部141に対応して略等間隔で設けられている。

【0139】

これら電氣的な電気接点部132と、接続端子105とは、それぞれ対応する端子同士がシステム側コネクタ78内に挿通する電気素線により電氣的に接続されている。

30

【0140】

また、システム側コネクタ78には、後端面で一端がそれぞれ開口し、係合穴部133の周面上で他端が穴軸方向にずれて開口する、ここでは2つのみ図示された、流体通路134, 135が形成されている。これら流体通路134, 135は、挿入部側コネクタ77の周溝145, 146の離間距離に対応して係合穴部133の穴軸方向にずれて開口している。また、システム側コネクタ78の後端面側において、流体通路134, 135のそれぞれが対応して、吸引、或いは湾曲のために流体を給排する第2、及び第3の制御装置54, 55に接続されるチューブ96, 97と連通するように接続されている。

【0141】

尚、ここでも、2つの流体通路134, 135、及びチューブ96, 97のみ図示しているが、挿入部側コネクタ77の流体通路145, 146、及びチューブ89, 23の数に合わせて、これらは各種内視鏡機能に要する流体給排のために必要な数が設けられるものである。また、チューブ96と、システム側コネクタ78に形成される流体通路134は、説明の簡略のため、ここでも1つのみ図示しているが、第2の実施の形態で説明したように、4つ設けられるものである。

40

【0142】

以上のように構成された、本実施の形態の挿入部6が着脱自在な回転自走式内視鏡装置1において、2つのコネクタ77, 78は、コネクタカバー15がモータボックス16に連結されると、図20に示すように、それぞれ対応した、電氣的な接続と、各種流体が給排される流体通路134, 135, 143, 144同士を連通することができる。

50

【 0 1 4 3 】

詳述すると、電氣的な接続としては、挿入部側コネクタ 7 7 の電気接点部 1 4 1 が設けられた穴部 1 4 2 に、システム側コネクタ 7 8 の電気接点部 1 3 2 が設けられた電気接点係合部 1 3 1 が係入される。すると、それぞれ対応する各電気接点部 1 3 1 , 1 3 2 同士が接触して電氣的に接続される。

【 0 1 4 4 】

すなわち、本実施の形態では、回転する回転パイプ 6 0 に固着された挿入部側コネクタ 7 7 も軸周りに回転するため、穴部 1 4 2 が電気接点係合部 1 3 1 に対して回転しても、それぞれ対応する各電気接点部 1 3 1 , 1 3 2 同士が常に接触するため電氣的な接続が保たれる、いわゆるスリップリング機構が構成される。尚、撮像ユニット 2 7 で得た内視鏡画像は、無線により第 1 の制御装置 3 へ伝送しても良い。

【 0 1 4 5 】

したがって、第 1 の制御装置 3 からの給電、制御信号などは、内視鏡 2 の先端部 8 に配設された各種電気装置との授受を行うことができるように、第 1 の制御装置 3 と先端部 8 の各種電気装置とが電氣的に接続される構成となる。

【 0 1 4 6 】

また、流体通路 1 3 4 , 1 3 5 , 1 4 3 , 1 4 4 の連通機構としては、係合穴部 1 3 3 を形成する内周面に各 O リング 1 4 9 が当接して、挿入部側コネクタ 7 7 の各周溝 1 4 5 , 1 4 6 が互いに気密が保持された状態となる。

【 0 1 4 7 】

そのため、挿入部側コネクタ 7 7 の流体通路 1 4 3 と、システム側コネクタ 7 8 の流体通路 1 3 4 と、が周溝 1 4 5 を介して気密に連通した状態となり、また、挿入部側コネクタ 7 7 の流体通路 1 4 4 と、システム側コネクタ 7 8 の流体通路 1 3 5 と、が周溝 1 4 6 を介して気密に連通した状態となる。

【 0 1 4 8 】

したがって、第 2、及び第 3 の制御装置 5 4 , 5 5 によって、内視鏡 2 の先端部 8 側に給排する流体を授受することができる構成となる。

【 0 1 4 9 】

以上の結果、本実施の形態では、先端部 8、及び湾曲部 9 が一体的に回転する内視鏡 2 であって、挿入部 6 のコネクタカバー 1 5 と、制御側のモータボックス 1 6 とが着脱自在な構成である場合でも、簡単な構成により、電気系と流体管路系の接続が確保される機構となる。尚、本実施の形態においても、コネクタカバー 1 5 とモータボックス 1 6 との接続に合わせて、容易に各コネクタ 7 7 , 7 8 が一度に接続される。

【 0 1 5 0 】

尚、図 2 1 に示すように、各電気接点部 1 3 2 , 1 4 1 との絶縁を保つため、流体、特に液体がこれら接点部 1 3 2 , 1 4 1 に入り込まないように、穴部 1 4 2 の開口近傍に O リング 1 5 0 を設けても良い。

【 0 1 5 1 】

(第 4 の実施の形態)

次に、第 4 の実施の形態の回転自走式内視鏡装置 1 について説明する。尚、以下の説明において、第 1 ~ 第 3 の実施の形態と同様の構成要素については同一の符号を付して説明を省略し、異なる部分のみを説明する。

【 0 1 5 2 】

本実施の形態において、図 2 2 ~ 図 3 0 は第 4 の実施の形態に係り、図 2 2 は主に内視鏡の先端部を示す断面図、図 2 3 は図 2 2 の先端部を示す斜視図、図 2 4 は図 2 3 に対応した先端部の断面図、図 2 5 はバルーンが膨張した状態の先端部の斜視図、図 2 6 は図 2 5 の先端部を示す部分断面図、図 2 7 は第 1 の変形例の先端部を示す斜視図、図 2 8 は図 2 7 に対応し、バルーンが膨張した状態の先端部の斜視図、図 2 9 は第 2 の変形例を示し、バルーンに螺旋形状部を設けた内視鏡の挿入状態を示す図、図 3 0 は図 2 9 のバルーンが膨張した状態の内視鏡の挿入状態を示す図である。

【 0 1 5 3 】

本実施の形態では、内視鏡 2 の先端部 8 に流体機能部を構成するバルーン 7 0 を設けた構成となっている。

図 2 2 ~ 図 2 4 に示すように、本実施の形態の先端部 8 は、外周部を被覆するように、バルーン 7 0 が設けられている。このバルーン 7 0 は、略筒状をしており、生体適合性のあるラテックスゴム、合成ゴム、熱可塑性エラストマなどの伸縮性に富んだ樹脂から形成されている。

【 0 1 5 4 】

バルーン 7 0 の両端は、先端部 8 の外周形状を構成する本体環 2 6 に接着、熱溶着、糸巻きなどにより気密保持が保たれた状態で接合されている。すなわち、本体環 2 6 の外周面と、バルーン 7 0 の内周面との間に空間が形成された状態となっている。

【 0 1 5 5 】

本体環 2 6 には、内周側から接続された L 字パイプ 7 1 が上記空間と連通するように嵌合されている。この L 字パイプ 7 1 の基端には、所定の硬質性を備え、ある程度の可撓性を備えたフッ素系の樹脂材等から形成された、上述したバルーン用チューブ 2 3 d の先端部分が外挿接着固定されている。

【 0 1 5 6 】

このように構成された、本実施の形態のバルーン 7 0 内（上記空間内）には、図 1 に示した、第 2 の制御装置 5 4 から供給される、ここでは二酸化炭素（ CO_2 ）ガスがバルーン用チューブ 2 3 d を介して、L 字パイプ 7 1 から供給加圧され、図 2 5、及び図 2 6 に示すように先端部 8 の径方向へ膨張する。尚、この二酸化炭素ガスの供給操作は、上述したように、リモコン 6 7 の操作スイッチ 6 8（図 1 参照）の所定の操作により行われる。また、バルーン 7 0 を、図 2 2 ~ 図 2 4 に示した、元の状態に収縮させる場合にも、リモコン 6 7 の操作スイッチ 6 8 を再度、操作することで、第 2 の制御装置 5 4 内の図示しない排気弁の開放により行うことができる。

【 0 1 5 7 】

このように、上述した第 1 ~ 第 3 の実施の形態において説明した構成による流体の供給先を本実施の形態のバルーン 7 0 とし、このバルーン 7 0 の伸縮に用いられる CO_2 ガスを流体として各実施の形態の作用効果を適用可能であることは言うまでもない。

【 0 1 5 8 】

また、図 2 7、及び図 2 8 に示すように、勿論、第 2 の実施の形態に対応して、湾曲部 9 に螺旋形状部 5 1 を設けても良い。

【 0 1 5 9 】

さらに、図 2 9、及び図 3 0 に示すように、先端部 8 のバルーン 7 0 の外周に螺旋形状部 5 1 と同様な螺旋状の突出部 7 0 a を設けても良い。このような構成とすることで、図 3 0 に示すように、バルーン 7 0 を膨張させれば、螺旋状の突出部 7 0 a が確実に体腔壁 1 0 0 に作用して、挿入性を向上させることができる。

【 0 1 6 0 】

尚、この突出部 7 0 a は、バルーン 7 0 と同一な生体適合性のあるラテックスゴム、合成ゴム、熱可塑性エラストマなどの伸縮性に富んだ樹脂から形成されているものである。

【 0 1 6 1 】

尚、本発明は上述した実施形態に限定されるものではなく、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能であることは勿論である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 6 2 】

【 図 1 】 第 1 の実施の形態に係る、回転自走式内視鏡装置の全体構成を示す外観斜視図。

【 図 2 】 同、図 1 の回転自走式内視鏡装置における内視鏡の先端部と湾曲部と螺旋形状部のそれぞれを部分的に示す断面図。

【 図 3 】 同、図 2 の I I I - I I I 線に沿った湾曲部の断面図。

【 図 4 】 同、湾曲部内のマルチルーメンチューブを示す斜視図。

10

20

30

40

50

【図 5】同、図 2 の内視鏡における螺旋形状部を示し、一部を断面で示す要部拡大図。

【図 6】同、コネクタカバーとモータボックスの内部構成を説明するための図。

【図 7】同、マルチルーメンチューブの湾曲作用を説明するための図。

【図 8】図 7 の状態から一方向へ湾曲した状態のマルチルーメンチューブの湾曲作用を説明するための図。

【図 9】同、挿入補助具を患者の肛門から直腸へ挿入し、挿入部本体が直腸まで挿入された状態を示す図。

【図 10】同、大腸内に挿入された挿入部本体が盲腸近傍に到達した状態を示す図。

【図 11】第 2 の実施の形態に係る、コネクタカバーとモータボックスの内部構成を説明するための図。

【図 12】同、挿入部側コネクタとシステム側コネクタの構成を示す断面図。

【図 13】同、図 12 の状態から挿入部側コネクタとシステム側コネクタが接続した状態を示す断面図。

【図 14】第 3 の実施の形態に係る、内視鏡の先端部と湾曲部と螺旋形状部のそれぞれを部分的に示す断面図。

【図 15】同、図 14 の内視鏡の挿入部本体を体腔内へ挿入した状態を示す図。

【図 16】同、図 15 からさらに体腔深部へと挿入部本体を挿入した図。

【図 17】同、図 16 からさらに体腔深部へと挿入部本体を挿入した図。

【図 18】同、コネクタカバーとモータボックスの内部構成を説明するための図。

【図 19】同、図 18 の挿入部側コネクタとシステム側コネクタの構成を示す断面図。

【図 20】同、図 19 の状態から挿入部側コネクタとシステム側コネクタが接続した状態を示す断面図。

【図 21】同、挿入部側コネクタとシステム側コネクタが接続した状態を示す拡大した断面図。

【図 22】第 4 の実施の形態に係る、主に内視鏡の先端部を示す断面図。

【図 23】同、図 22 の先端部を示す斜視図。

【図 24】同、図 23 に対応した先端部の断面図。

【図 25】同、バルーンが膨張した状態の先端部の斜視図。

【図 26】同、図 25 の先端部を示す部分断面図。

【図 27】同、第 1 の変形例の先端部を示す斜視図。

【図 28】同、図 27 に対応し、バルーンが膨張した状態の先端部の斜視図。

【図 29】同、第 2 の変形例を示し、バルーンに螺旋形状部を設けた内視鏡の挿入状態を示す図。

【図 30】同、図 29 のバルーンが膨張した状態の内視鏡の挿入状態を示す図。

【符号の説明】

【0163】

1・・・回転自走式内視鏡装置

2・・・回転自走式内視鏡

3・・・第 1 の制御装置

6・・・挿入部

8・・・先端部

9・・・湾曲部

10・・・挿入部本体

15・・・コネクタカバー

16・・・モータボックス

23・・・吸引用チューブ

24・・・送水タンク

27・・・撮像ユニット

33・・・信号ケーブル

37・・・吸引管

10

20

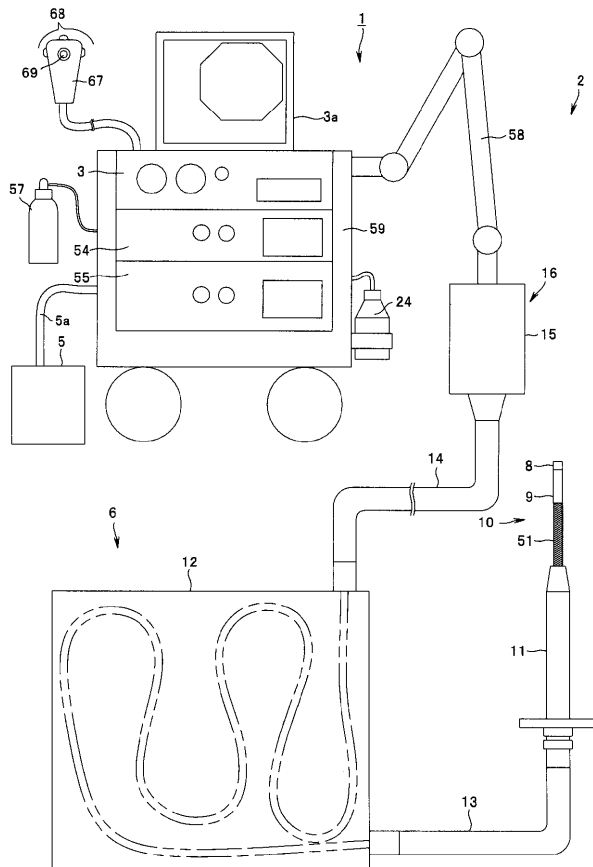
30

40

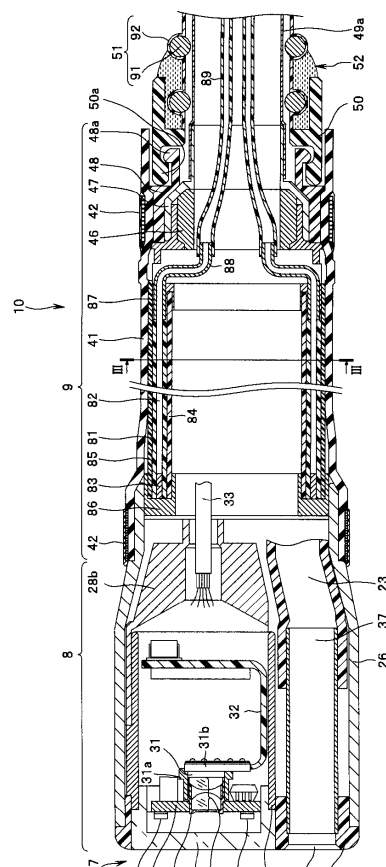
50

- 3 8 . . . チャンネル開口部
- 3 9 . . . 送気送水管
- 4 0 . . . 開口部
- 5 4 . . . 第 2 の制御装置
- 5 5 . . . 第 3 の制御装置
- 5 7 . . . 二酸化炭素ポンペ
- 6 5 . . . モータ
- 7 0 . . . バルーン
- 8 1 . . . マルチルーメンチューブ
- 6 7 . . . リモートコントロールユニット
- 1 0 0 . . . 体腔壁

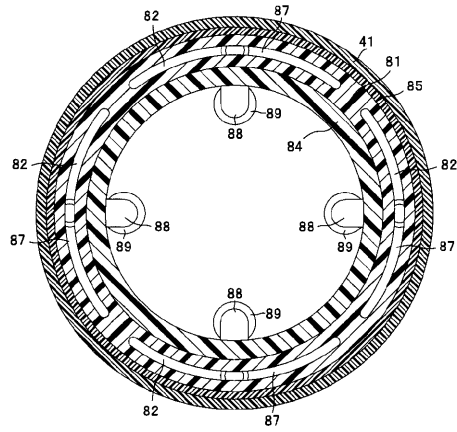
【 図 1 】



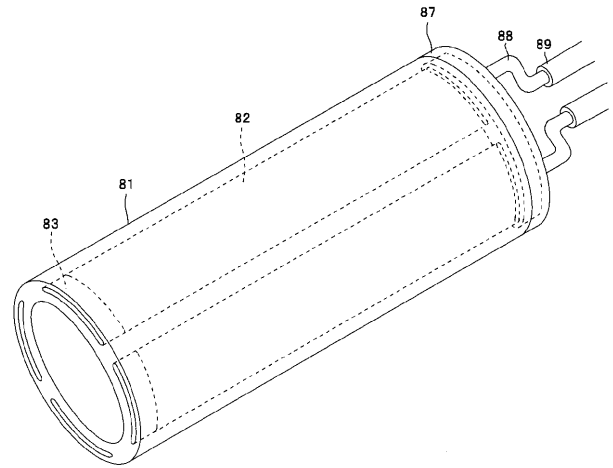
【 図 2 】



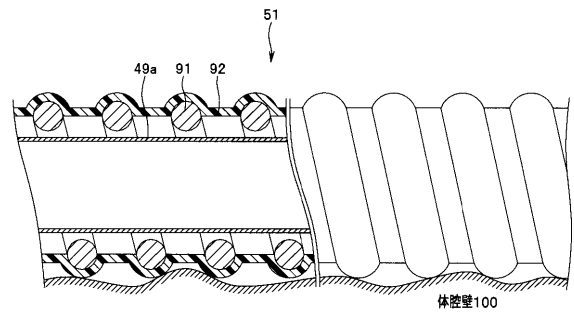
【図 3】



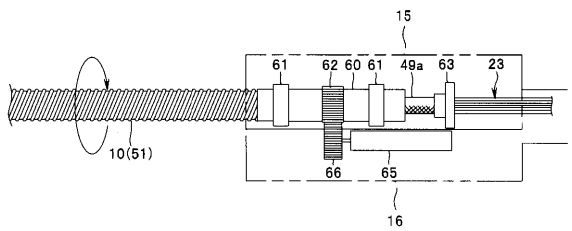
【図 4】



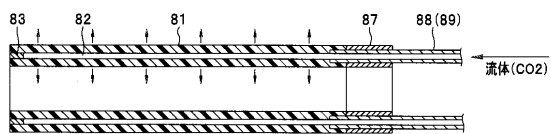
【図 5】



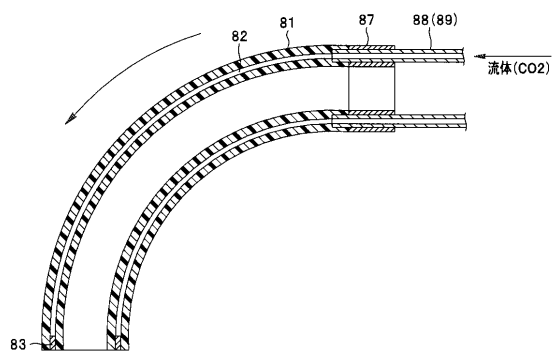
【図 6】



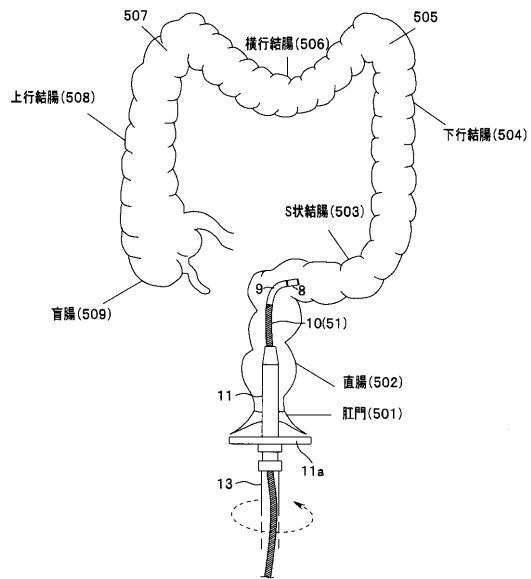
【図 7】



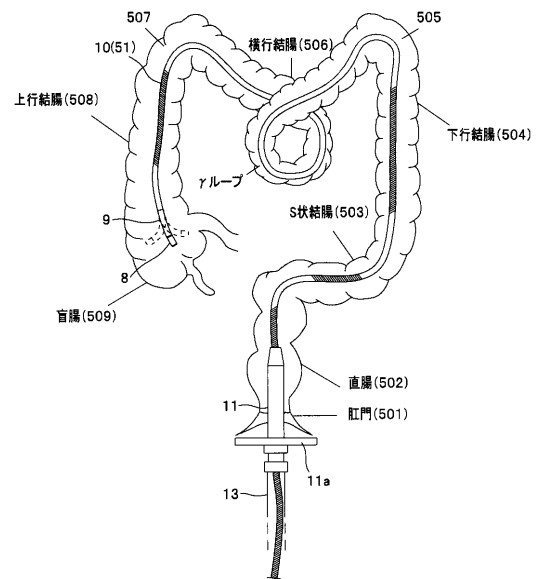
【図 8】



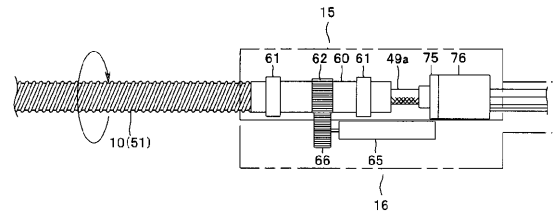
【図 9】



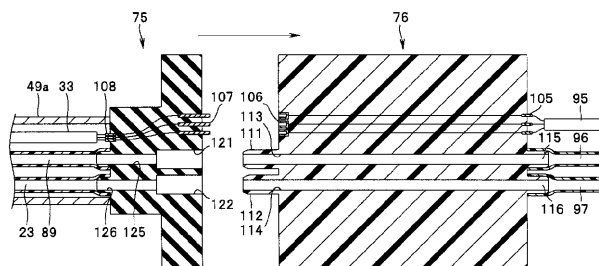
【図 10】



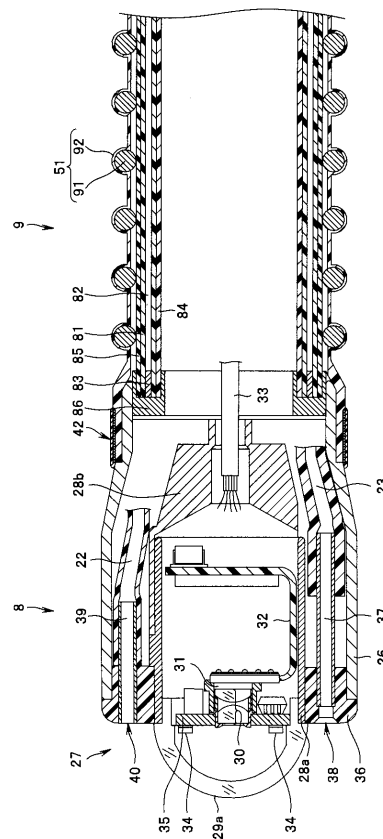
【図 11】



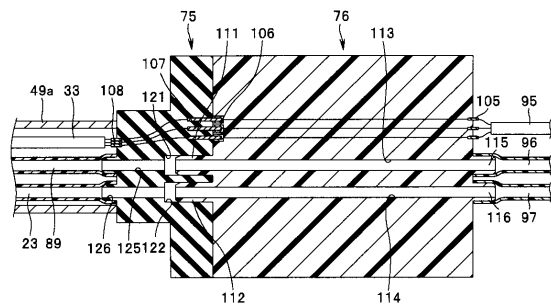
【図 12】



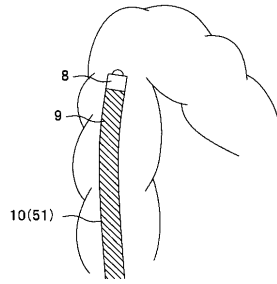
【図 14】



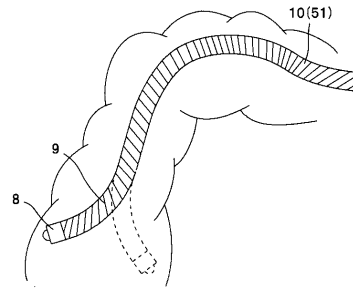
【図 13】



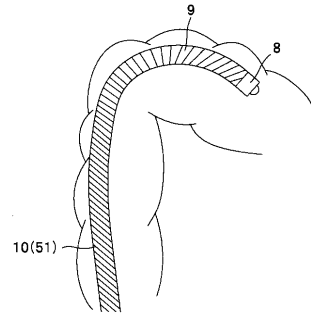
【図 15】



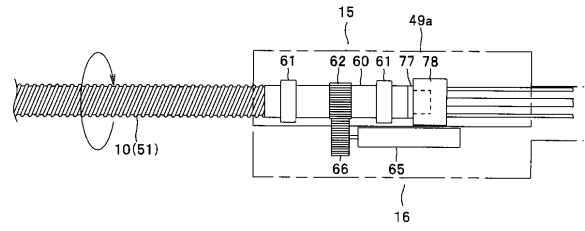
【図 17】



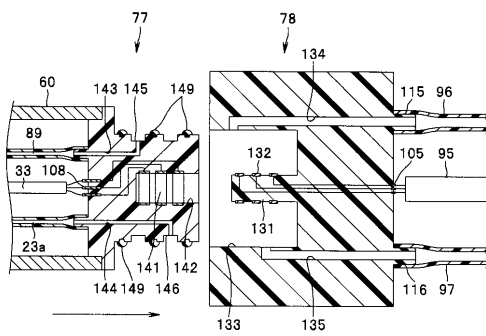
【図 16】



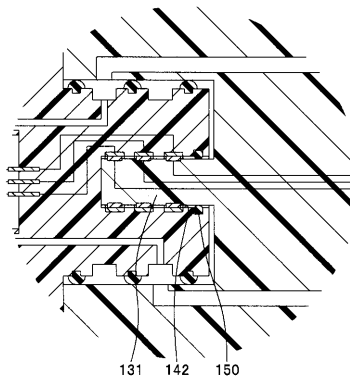
【図 18】



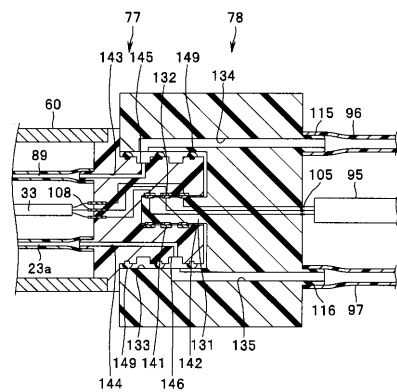
【図 19】



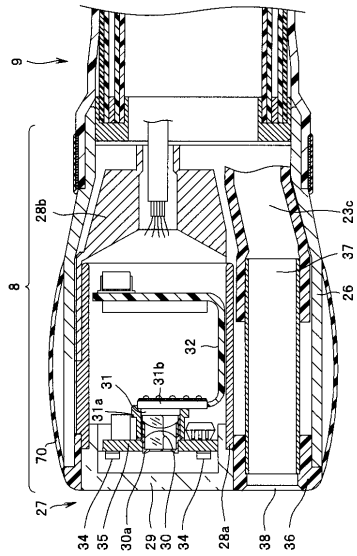
【図 21】



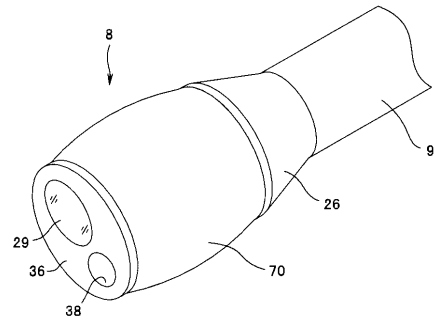
【図 20】



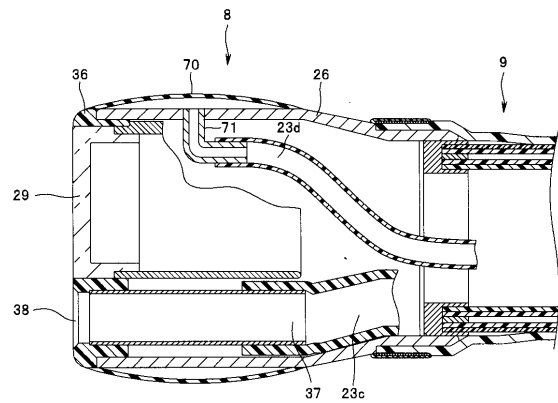
【図 2 2】



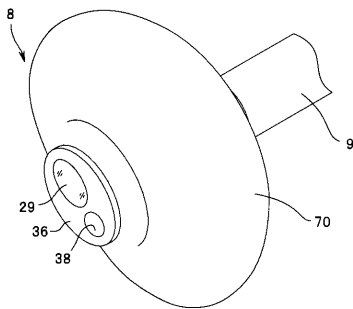
【図 2 3】



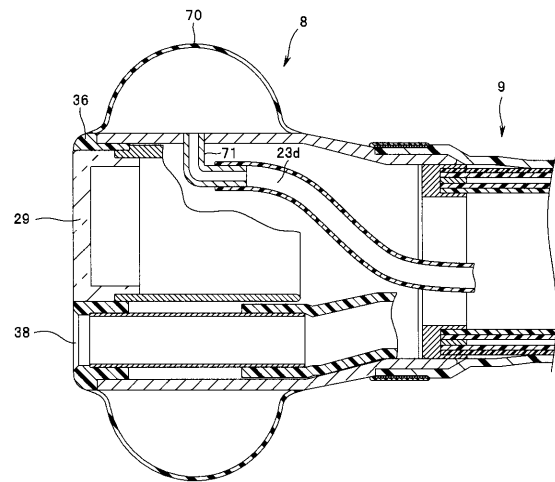
【図 2 4】



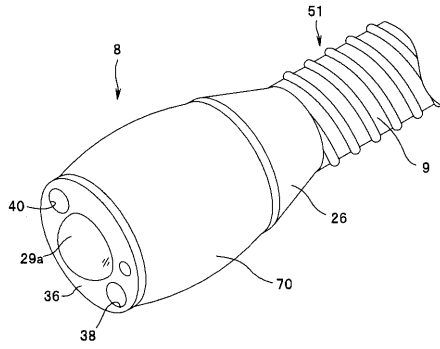
【図 2 5】



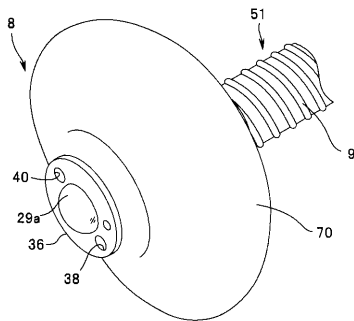
【図 2 6】



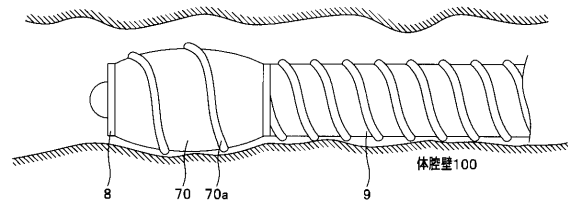
【図 27】



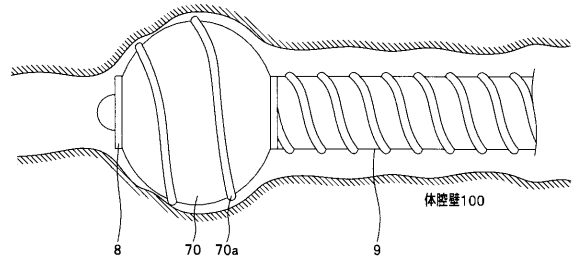
【図 28】



【図 29】



【図 30】



专利名称(译)	旋转式自推进式内窥镜设备		
公开(公告)号	JP2008188360A	公开(公告)日	2008-08-21
申请号	JP2007028544	申请日	2007-02-07
[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	渡辺 厚		
发明人	渡辺 厚		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.310.H A61B1/00.320.C A61B1/00.310.D G02B23/24.A A61B1/00.610 A61B1/00.612 A61B1/00.650 A61B1/00.680 A61B1/00.712 A61B1/00.714 A61B1/005.523 A61B1/005.524 A61B1/01.513 A61B1/015 A61B1/05 A61B1/06.531 A61B1/12.521 A61B1/31		
F-TERM分类号	2H040/BA21 2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/DA03 2H040/DA14 2H040/DA18 2H040/DA21 2H040/DA42 2H040/DA55 2H040/DA56 2H040/DA57 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/AA04 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF24 4C061/FF30 4C061/FF32 4C061/FF36 4C061/GG01 4C061/GG22 4C061/HH02 4C061/HH03 4C061/HH42 4C061/HH47 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ06 4C061/QQ07 4C161/AA04 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF24 4C161/FF30 4C161/FF32 4C161/FF36 4C161/GG01 4C161/GG22 4C161/HH02 4C161/HH03 4C161/HH42 4C161/HH47 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ06 4C161/QQ07		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP5019899B2		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种旋转式自行式内窥镜，即使在体腔内的深部也可以以足够的角度进行内窥镜的弯曲部分的弯曲操作，可操作性和可插入体腔的是优选地，插入部的弯曲机构以低成本制造，以及旋转式自行式内窥镜装置。ŽSOLUTION：旋转式自行式内窥镜装置包括：插入体腔10，插入体腔内;旋转圆柱体51，可自由转动地设置在插入部分主体的外周上，其表面呈螺旋形;转动装置16，用于将旋转圆柱体转动到插入部分主体;流体功能部件38,40,81和70设置在插入部件主体的远端上，以通过流体的供应和排出作用在体腔上;流体供给/排出装置54和55，用于向流体功能部件供应和从流体功能部件排出规定的流体。Ž

