

(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2008-68025

(P2008-68025A)

(43) 公開日 平成20年3月27日(2008.3.27)

(51) Int.Cl.	F 1	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 A	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	
	G 0 2 B 23/24 A	

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2006-251632 (P2006-251632)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成18年9月15日 (2006.9.15)		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	津丸 雅代
			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	松尾 茂樹
			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 DA11 DA15 DA16 DA18
			DA19 DA21 DA42 DA54 DA55
			DA57 GA02
			4C061 AA04 CC06 FF24 GG22 LL02
			QQ06 QQ07

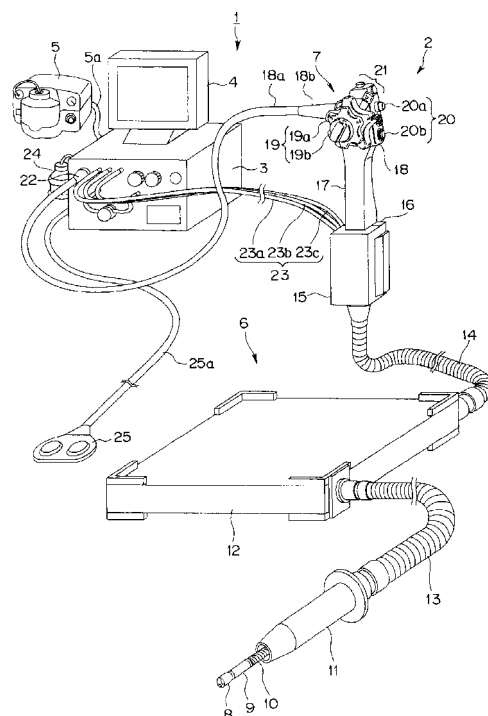
(54) 【発明の名称】 内視鏡及び内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】小型モータの利用で操作部の小型化を容易に実現し得ると共により小さなモータトルクで十分な推進力を得る構成の回転自走式の内視鏡及び内視鏡システムを提供する。

【解決手段】そのために本発明による内視鏡は、被検体に挿入可能な可撓性を有する細長な内視鏡挿入部6と、内視鏡挿入部の外周側に回転自在で外周面に螺旋形状部51を設けた可撓性を有する推進力発生部とを具備し、螺旋形状部のリード角は、角度9°(度)～15°(度)の範囲内に設定する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に挿入可能な可撓性を有する細長な内視鏡挿入部と、
前記内視鏡挿入部の外周側に回転自在で、外周面に螺旋形状部を設けた可撓性を有する推進力発生部と、

を具備し、

前記螺旋形状部のリード角は、角度 9° (度) $\sim 15^{\circ}$ (度) の範囲内に設定されていることを特徴とする内視鏡。

【請求項 2】

前記螺旋形状部の長さは、少なくとも 600 mm 以上であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の内視鏡と、

前記推進力発生部を長手軸廻りに回転させる回転装置と、

を具備した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】**

この発明は、内視鏡及び内視鏡システム、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内視鏡及び内視鏡システムに関するものである。

【背景技術】**【0002】**

従来より、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なうことのできる内視鏡が一般に実用化されている。

【0003】

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。

【0005】

しかしながら、上述したような内視鏡の挿入部の挿入操作は、複雑に入り組んだ大腸内等の深部まで短時間で円滑に行なうことができるようになるまでには熟練を要することである。したがって、経験の浅い術者では、挿入操作を行なっているとき、例えば挿入部の挿入方向を見失ってしまう等によって操作に手間取ったり、腸の走行状態を変化させてしまう等の虞れがある。

【0006】

そのため、従来より、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、特開 $2006-34627$ 号公報等によってなされている。

【0007】

上記特開 $2006-34627$ 号公報によって開示されている内視鏡システムは、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している。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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 0 8 】

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 2 0 0 6 - 3 4 6 2 7 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 9 】

ところが、上記特開 2 0 0 6 - 3 4 6 2 7 号公報によって開示されている内視鏡システムでは、例えば螺旋形状が適切ではない場合、次に示すような問題点がある。例えば、螺旋が回転することにより得られる推進力が不充分であり、挿入部を腸の深部まで進めることができないことがある。

【 0 0 1 0 】

また、強い推進力を得るのを目的として、例えば螺旋高さを高くしたり、挿入部の硬さを硬くしたりする等の手段が考えられる。この場合、例えば腸と螺旋との摩擦が大きくなってしまふことから、挿入部を回転させるためのモータの駆動トルクが大きなものが必要となり、よってモータ自体が大型化してしまう。このことは、当該モータを配置する操作部の小型化を阻害する一因となる。さらに、操作部が大きくなってしまうと、術中等において、内視鏡の操作部を把持する使用者にかかる負担も増大してしまうことになる。

【 0 0 1 1 】

本発明は、上述した点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、小型モータを利用することで、この小型モータを配置する操作部の小型化を容易に実現し得ると共に、より小さなモータトルクで十分な推進力を得ることができるよう構成した回転自走式の内視鏡及び内視鏡システム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 2 】

上記目的を達成するために、本発明による内視鏡は、被検体に挿入可能な可撓性を有する細長な内視鏡挿入部と、前記内視鏡挿入部の外周側に回転自在で外周面に螺旋形状部を設けた可撓性を有する推進力発生部とを具備し、前記螺旋形状部のリード角は、角度 9 ° (度) ~ 1 5 ° (度) の範囲内に設定されていることを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

また、本発明による内視鏡システムは、前記内視鏡と、前記推進力発生部を長手軸廻りに回転させる回転装置と、を具備したことを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 4 】

本発明によれば、小型モータを利用することで、この小型モータを配置する操作部の小型化を容易に実現し得ると共に、より小さなモータトルクで十分な推進力を得ることができるよう構成した回転自走式の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】

【 0 0 1 5 】

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 6 】

図 1 は、本発明の一実施形態の内視鏡システムの全体構成を示す外観斜視図である。図 2 は、図 1 の内視鏡システム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である。図 3 は、図 1 の内視鏡システムにおける操作部側のコネクタカバーの一部を示す断面図である。図 4 は、図 3 の [I V] 方向から見た矢視図である。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である。図 6 は、図 1 の内視鏡システムにおける挿入部収納ケースの構成を示す平面図である。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 7 】

図 7 ~ 図 9 は、本実施形態の内視鏡システムの作用を示す図である。このうち、図 7 は、挿入補助具を患者の肛門から直腸へ挿入した状態を示す図である。図 8 は、大腸内に挿入された挿入部本体が S 字状結腸に到達した状態を示す図である。図 9 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。

【 0 0 1 8 】

まず、本実施形態の内視鏡システム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、本実施形態の内視鏡システム 1 は、回転自走式の内視鏡 2 を有して構成される内視鏡システムである。

【 0 0 1 9 】

即ち、内視鏡システム 1 は、回転自走式の内視鏡 2 と、制御装置 3 と、モニタ 4 と、吸引器 5 とによって主に構成されている。

【 0 0 2 0 】

内視鏡 2 は、挿入部 6 と操作部 7 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 と、湾曲部 9 と、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、操作部 7 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操作部側案内管 14 と、この操作部側案内管 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。

【 0 0 2 1 】

操作部 7 は、モータボックス 16 と、把持部 17 と、主操作部 18 とから構成されている。なお、モータボックス 16 は、挿入部 6 の一部をも構成しているものである。このモータボックス 16 には、挿入部本体 10 に回転力を付与するモータ等が内蔵されている。

【 0 0 2 2 】

主操作部 18 には、挿入部 6 の湾曲部 9 を 4 方向（内視鏡 2 が捉える内視鏡画像に対応する上下左右方向）に湾曲させる湾曲操作ノブ 19 と、流体の送出操作及び吸引操作を行なう操作ボタン類 20 と、撮像や照明等に関わる光学系を操作するための操作スイッチ類 21 等が配設されている。

【 0 0 2 3 】

湾曲操作ノブ 19 は、内視鏡画像の上下方向に湾曲部 9 を操作するための上下用湾曲操作ノブ 19 a と、内視鏡画像の左右方向に湾曲部 9 を操作するための左右用湾曲操作ノブ 19 b との 2 つの操作ノブからなり、両操作ノブ 19 a , 19 b は、それぞれが略円盤状に形成されている。そして、この 2 つの操作ノブは、同軸上に重ねた状態で操作部 7 の主操作部 18 の外装面上に対し回動自在に配設されている。

【 0 0 2 4 】

上下用湾曲操作ノブ 19 a は、主操作部 18 の外装表面寄りの位置に配置され、これに重ねた状態で左右用湾曲操作ノブ 19 b が同軸上に配置されている。つまり、上下用湾曲操作ノブ 19 a を左右用湾曲操作ノブ 19 b よりも主操作部 18 寄りの部位に配置することで、内視鏡 2 の通常操作を行なう際において使用頻度の高い上下湾曲操作を実行し易い形態となっている。

【 0 0 2 5 】

主操作部 18 の側面からは、電気ケーブルなどが挿通されるユニバーサルコード 18 a が延出している。このユニバーサルコード 18 a の延出する根元部分には、折れ止め部 18 b が主操作部 18 に設けられている。また、当該ユニバーサルコード 18 a の先端側には、コネクタ部 22 が配設されている。このコネクタ部 22 は、制御装置 3 の前面に接続されている。

【 0 0 2 6 】

主操作部 18 の外装面上に配設される操作ボタン類 20 は、内視鏡 2 の先端部 8 から被検体内へ向けて気体を送気したり液体を送水する際に操作する送気送水ボタン 20 a と、内視鏡 2 の先端部 8 から被検体内の体液等を吸引する際に操作する吸引ボタン 20 b 等で

10

20

30

40

50

ある。

【0027】

一方、コネクタカバー 15 からは、挿入部 6 内に挿通される 3 本のチューブ 23 が延出されている。これら 3 本のチューブ 23 は、送気用チューブ 23a, 送水用チューブ 23b, 吸引用チューブ 23c である。この 3 本のチューブ 23 の先端側は、それぞれが着脱自在なコネクタを介して制御装置 3 の前面の所定位置に連結されている。

【0028】

制御装置 3 には、送水タンク 24 が着脱自在に取り付けられている。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。

【0029】

主操作部 18 の送気送水ボタン 20a の所定の操作がなされたとき、制御装置 3 の制御によって図示しないコンプレッサ, 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送水用チューブ 23b へと送られて、これを介して先端部 8 に形成される開口部 (特に図示せず) から外部へ向けて (内視鏡先端部 8 の前面に向けて) 噴出するようになっている。

【0030】

内視鏡 2 の主操作部 18 の送気送水ボタン 20a の所定の操作がなされると、制御装置 3 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送気用チューブ 23a へと送られて、先端部 8 に形成された所定の開口 (特に図示せず) から噴射されるようになっている。

【0031】

また、制御装置 3 には、吸引器 5 がチューブ 5a を介して接続されている。このチューブ 5a は、制御装置 3 の前面にコネクタを介して接続される吸引用チューブ 23c と連設されるようになっている。

【0032】

なお、本実施形態の内視鏡システム 1 においては、制御装置 3 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。

【0033】

そして、内視鏡 2 の吸引ボタン 20b の所定の操作がなされると、制御装置 3 の制御によってコンプレッサ, 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 (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、吸引用チューブ 23c を介して制御装置 3 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】

一方、制御装置 3 には、内視鏡 2 の挿入部本体 10 を所定の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 25 が電気ケーブル 25a を介して接続されている。

【0035】

また、挿入部本体 10 の回転方向の操作や停止操作を行なう進退スイッチとしては、上記フットスイッチ 25 以外に、例えば操作部 7 の主操作部 18 の外装面上の所定部位や制御装置 3 の前面等にも配設されている (特に図示せず)。

【0036】

制御装置 3 の前面には、電源スイッチのほか、内視鏡 2 の挿入部本体 10 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。

【0037】

また、制御装置 3 は、モニタ 4 と電氣的に接続されている。モニタ 4 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。

【0038】

次に、内視鏡 2 の挿入部 6 の一部を構成する先端部 8, 湾曲部 9, 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。

【0039】

10

20

30

40

50

まず、先端部 8 は、生体適合性を有する樹脂部材によって略円筒形状に形成される本体管 26 によって構成されている。この本体管 26 の内部には、撮像ユニット 27 等が配設されている。この撮像ユニット 27 は、略短管状の保持管 28a と、この保持管 28a 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 28b と、保持管 28a の前面側を覆うように配設されるドーム形状からなるカバー体 29 とによって、その外形が形成されている。

【0040】

保持管 28a 及びカバー管 28b 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 28a は、本体管 26 の内部に収容されている。

10

【0041】

カバー管 28b は、保持管 28a 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。

【0042】

カバー体 29 は、保持管 28a の前面側の先端開口を気密的に封止するように嵌着されている。

【0043】

撮像ユニット 27 において、保持管 28a、カバー管 28b、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。

20

【0044】

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 28b の貫通孔から延出し、当該先端部 8 から湾曲部 9、挿入部本体 10 を挿通して、操作部 7 を介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。

30

【0045】

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

【0046】

撮像素子 31 の裏面には、回路基板 31b が取り付けられている。この回路基板 31b 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。

【0047】

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 は配置されている。

40

【0048】

また、保持体 35 には、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。

【0049】

このように構成される撮像ユニット 27 は、本体管 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、本体管 26 の先端側開口部に配設される先端キャップ 36 によって本体管 26 に固定されている。

【0050】

撮像ユニット 27 の保持管 28a と本体管 26 との間に形成される隙間には、吸引用チューブ 23c の先端部分と、この吸引用チューブ 23c の先端側に連設される吸引管 37

50

が配置されている。この吸引管 37 の先端部分は、先端キャップ 36 に固着されている。

【0051】

先端キャップ 36 の先端側には、前面に向けて開口するチャンネル開口部 38 が形成されている。

【0052】

なお、図示していないが、保持管 28a と本体管 26 との間に形成される隙間には、送気用チューブ 23a 及び送水用チューブ 23b 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 (23a, 23b) のチャンネル開口部が形成されている。

【0053】

次に、湾曲部 9 について説明する。湾曲部 9 には、先端部 8 を構成している本体管 26 の基端開口部に嵌着される硬質な先端湾曲駒 39 と、硬質な複数の湾曲駒 40 (湾曲節輪とも言う) とが枢支部 40a によって回動自在に連設されている。これら湾曲駒 39, 40 には、生体適合性を有するフッ素ゴムなどの弾性部材から形成される湾曲外皮 41 が被覆されている。この湾曲外皮 41 の先端部分は、外周側の糸巻き接着部 42 により本体管 26 の基端部分と固着されている。

【0054】

複数の湾曲駒 40 には、挿入部本体 10 内に挿通された 4 本の湾曲操作ワイヤ 44 (図 2 においては 2 本のみを示されている) が挿通している。複数の湾曲駒 40 の内周面には、4 本の湾曲操作ワイヤ 44 の先端側を保持するためのワイヤガイド 43 がそれぞれ内側に向けて突設されている。4 本の湾曲操作ワイヤ 44 は、それぞれがワイヤガイド 43 に挿通され、その先端部に半田付けによって固設される筒状の係止部材 45 が先端湾曲駒 39 に形成された係止孔部 39a にそれぞれ係止されている。

【0055】

4 つの係止孔部 39a は、先端湾曲駒 39 の長手方向の軸に対して直交する面において、略等間隔となる 4 等分した位置に形成されている。先端湾曲駒 39 は、内視鏡画像の上下左右に対応して、各係止孔部 39a が位置するように軸回りの方向が決められている。

【0056】

このために 4 本の湾曲操作ワイヤ 44 は、上下左右方向に略等間隔に離間した 4 点において保持固定されている。

【0057】

また、4 本の湾曲操作ワイヤ 44 は、図示しないコイルパイプに被覆された状態となっており、当該湾曲操作ワイヤ 44 は、挿入部本体 10 内を挿通し、コネクタカバー 15 まで延出されている。

【0058】

なお、これら湾曲操作ワイヤ 44 の基端部分には、図示しないワイヤ留めが設けられている。各湾曲操作ワイヤ 44 のワイヤ留めは、コネクタカバー 15 がモータボックス 16 と一体となっている状態において、把持部 17 内に設けらる図示しないワイヤ接続部材に対してそれぞれ連結されている。

【0059】

ここで、各ワイヤ接続部材は、主操作部 18 内に配設さる湾曲操作ノブ 19 に連動する湾曲操作機構及びチェーン (図示せず) に連結されている。つまり、内視鏡 2 の湾曲操作ノブ 19 が回動操作されるとことにより、湾曲操作機構を用いて各ワイヤ接続部材が交互に牽引又は弛緩されるようになっている。これにより、各湾曲操作ワイヤ 44 が牽引又は弛緩されるようになっている。

【0060】

したがって、内視鏡 2 においては、4 本の湾曲操作ワイヤ 44 のそれぞれが牽引又は弛緩されることにより、先端湾曲駒 39 が上下左右方向のいずれかの方向に向き、このとき、先端湾曲駒 39 に複数の湾曲駒 40 が従動することにより、湾曲部 9 が上下左右方向のいずれかの方向に湾曲動作するようになっている。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 1 】

湾曲部 9 の基端部分には、最基端に配置される湾曲駒 4 0 の外周側に嵌着され金属部材からなる内層チューブ固定用の内層チューブ口金 4 7 と、この内層チューブ口金 4 7 の外周側に嵌着され金属部材からなり後述する回転筒体である螺旋形状部（螺旋管）5 1 を回動自在に係合するための螺旋管接続口金 4 8 とが配設されている。この両口金 4 7 , 4 8 は、接着剤などによって強固に固着されている。

【 0 0 6 2 】

螺旋管接続口金 4 8 の外周側は、湾曲外皮 4 1 の基端部が覆うように配設されている。そして、この部位においては、湾曲外皮 4 1 は、外周側から螺旋管接続口金 4 8 に対して糸巻き接着部 4 2 により固着されている。

10

【 0 0 6 3 】

内層チューブ口金 4 7 の基端部分は、挿入部本体 1 0 内に挿通される軟性な内層チューブ 4 9 a の先端部分に固定されている。

【 0 0 6 4 】

螺旋管接続口金 4 8 の基端部分には、いわゆるスナップフィット状の突起部 4 8 a が設けられている。この突起部 4 8 a が、後述する挿入部本体 1 0 の先端部に設けられる先端側口金 5 0 の係合部 5 0 a に係合するようになっている。

【 0 0 6 5 】

次に、挿入部本体 1 0 について説明する。挿入部本体 1 0 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 とから構成されている。

20

【 0 0 6 6 】

挿入部本体 1 0 内には、内層チューブ 4 9 a が配設されている。この内層チューブ 4 9 a 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、内層チューブ 4 9 a 内には、湾曲操作ワイヤ 4 4 , 信号ケーブル 3 3 , L E D 3 4 への電源ケーブル（図示せず）, 送気用チューブ 2 3 a 等のチューブ類 2 3 が挿通配置されている。これにより、内層チューブ 4 9 a 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。

【 0 0 6 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機能を有効にする係合部 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。

30

【 0 0 6 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回りに回動可能となるように構成されている。

【 0 0 6 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 m m 以上の範囲に亘って、若しくは挿入部本体 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 m m 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 字状結腸と下行結腸との境界までの長さが 6 0 0 m m 程度と言われていることを根拠として設定している。また、螺旋形状部 5 1 が、挿入部本体 1 0 の全長に亘って設けられていない場合、螺旋形状部 5 1 ではない箇所は、例えば可撓性を有するチューブで構成される。

40

【 0 0 7 0 】

螺旋形状部 5 1 は、操作部 7 のモータボックス 1 6 （図 1 参照）に配設された図示しな

50

い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 が被検体の体腔内壁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 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。

【 0 0 7 1 】

したがって、上記モータを内蔵するモーターボックス 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 7 2 】

次に、螺旋形状部 5 1 の基端側の構成を図 3 , 図 4 を用いて以下に説明する。まず、操作部側案内管 1 4 とコネクタカバー 1 5 との接続部位について説明する。

【 0 0 7 3 】

操作部側案内管 1 4 の基端部の外周側には留めリング 8 1 が螺合しており、その外周側には、略筒形状の金属部材 (合成樹脂、プラスチックなどから形成される硬質な筒体でも良い) から形成される第 5 固定環 7 8 と、合成樹脂から形成される接続筒体 7 9 とが螺合することにより接続されている。これにより、留めリング 8 1 は、第 5 固定環 7 8 と接続筒体 7 9 とに内嵌保持されている。

【 0 0 7 4 】

第 5 固定環 7 8 と接続筒体 7 9 との接続は、次のようになっている。即ち、第 5 固定環 7 8 は、一方の端部の開口よりも他方 (基端側) の端部の開口が大となるように形成される筒体である。つまり、第 5 固定環 7 8 の中途部分が外径方向に突出した形状となっている。この場合において、一方の端部の開口径は、操作部側案内管 1 4 の外径と略同径に設定され、他方の端部の開口内径は、留めリング 8 1 の外径と略同径に、同他方の端部の開口外径は、接続筒体 7 9 の一端部の内径と略同径に設定されている。そして、第 5 固定環 7 8 の基端側の外周面上には、雄ねじ部 7 8 a が形成されている。

【 0 0 7 5 】

一方、接続筒体 7 9 は、一方の端部の開口よりも他方 (基端側) の端部の開口が小となるように形成される筒体である。つまり、接続筒体 7 9 の先端部分が外径方向に突出した形状となっている。この場合において、一方の端部の開口径は、第 5 固定環 7 8 の基端部の外径と略同径に設定されている。そして、接続筒体 7 9 の先端部分の内周面には、雌ねじ部 7 9 a が形成されている。

【 0 0 7 6 】

また、接続筒体 7 9 の他方の端部には、コネクタカバー 1 5 に対して着脱自在とするための係止部 8 0 が形成されている。この係止部 8 0 の端部には係止爪 8 0 a が形成されている。

【 0 0 7 7 】

このような構成により、第 5 固定環 7 8 と接続筒体 7 9 とは、雄ねじ部 7 8 a と雌ねじ部 7 9 a との螺合によって接続されるようになっている。このとき、両者の接続部の内側には留めリング 8 1 が内嵌保持されるようになっている。

【 0 0 7 8 】

また、この状態において、操作部側案内管 1 4 は、基端部分が圧縮された状態となり、基端外周部が接続筒体 7 9 の内部端面に押圧されている。これにより、操作部側案内管 1 4 と第 5 固定環 7 8 と接続筒体 7 9 とは、互いに水密が保持された状態で接続される。

【 0 0 7 9 】

接続筒体 7 9 の係止部 8 0 には、コネクタカバー 1 5 の接続部 8 2 が係合することで、操作部側案内管 1 4 とコネクタカバー 1 5 とが接続されている。

【 0 0 8 0 】

これについて詳述すると、次のようになる。即ち、コネクタカバー 1 5 は、先端部分と基端部分とにそれぞれ筒形状の接続部 8 2 を有している。この接続部 8 2 には、外周面上

10

20

30

40

50

に突状爪部 8 2 a が形成されている。

【 0 0 8 1 】

そして、接続部 8 2 には、接続筒体 7 9 の複数の係止部 8 0 が外嵌するように接続されるようになっている。この場合において、複数の係止部 8 0 の基端側の端部には、上述したように係止爪 8 0 a が形成されている。この係止爪 8 0 a は、内側に向けて突起を有して形成されている。

【 0 0 8 2 】

したがって、接続筒体 7 9 とコネクタカバー 1 5 とを接続する際には、係止部 8 0 の内側に接続部 8 2 を挿入するように配置し、係止部 8 0 の係止爪 8 0 a と接続部 8 2 の突状爪部 8 2 a とを係止することによりなされる。また、係止部 8 0 及び接続部 8 2 は、共に自身の弾性を有していることから、係止部 8 0 を接続部 8 2 から引き抜くようにすれば、係止爪 8 0 a と突状爪部 8 2 a との係止状態を解除して、接続筒体 7 9 とコネクタカバー 1 5 とを切り離すことができるようになっている。

【 0 0 8 3 】

また、係止部 8 0 の係止爪 8 0 a と接続部 8 2 の突状爪部 8 2 a とが係止している状態においては、接続筒体 7 9 はコネクタカバー 1 5 に対して軸回りに回転自在となっている。したがって、接続筒体 7 9 に連結される操作部側案内管 1 4 も、コネクタカバー 1 5 に対して同様に回転自在に接続されていることになる。

【 0 0 8 4 】

このように構成される操作部側案内管 1 4 とコネクタカバー 1 5 との接続部分の内部において、螺旋形状部 5 1 の基端部は、基端側口金 8 3 に対して接着剤 8 3 a により固着されている。この基端側口金 8 3 は、スライド筒 8 4 内に嵌挿されている。このスライド筒 8 4 には、雄ねじ 8 5 の頭部が嵌る長孔 8 4 a が対向する二面において対称的に 2 つ形成されている。

【 0 0 8 5 】

基端側口金 8 3 は、スライド筒 8 4 の長孔 8 4 a に対応した位置に雌ねじ部 8 3 b が形成されており、この雌ねじ部 8 3 b に雄ねじ 8 5 が螺合されるようになっている。スライド筒 8 4 の基端側は、回転軸 8 6 の先端部分と固定ねじ 8 7 により接続されている。

【 0 0 8 6 】

スライド筒 8 4 の先端側には、基端側口金 8 3 が抜けないようにフランジ部 8 4 b が形成されている。

【 0 0 8 7 】

ここで、図 4 に示すように基端側口金 8 3 は、フランジ部 8 4 b と回転軸 8 6 (図 4 では図示せず。図 3 参照) の先端側との間で長手方向 (図 4 の矢印 X 方向) にスライド可能となっている。また、回転軸 8 6 は、図示しないがコネクタカバー 1 5 内で回転支持されている。

【 0 0 8 8 】

これにより、螺旋形状部 5 1 は、回転時にトルクがかかっても基端側口金 8 3 がスライドすることで長手方向に伸縮自在となり硬化することがないので挿入性が落ちるのを防止することができる。

【 0 0 8 9 】

内視鏡 2 は、コネクタカバー 1 5 がモータボックス 1 6 (図 1 参照) と接続されると、回転軸 8 6 に設けられた図示しないギヤと、モータボックス 1 6 に設けられた図示しないギヤとが噛合し、モータの駆動力が各ギヤに伝達されて、回転軸 8 6 及び基端側口金 8 3 を介して螺旋形状部 5 1 が長手軸回りに回転するようになっている。即ち、螺旋形状部 5 1 は、モータボックス 1 6 からの回転駆動力を基端部から伝達するようになっている。

【 0 0 9 0 】

なお、螺旋形状部 5 1 内を挿通する内層チューブ 4 9 a は、コネクタカバー 1 5 内から回転軸 8 6 を挿通して螺旋形状部 5 1 内へと至るようになっている。

【 0 0 9 1 】

10

20

30

40

50

次に、螺旋形状部 5 1 の詳細構成を図 5 を参照して以下に説明する。

【0092】

螺旋形状部 5 1 は、内層チューブ 4 9 a の外周側において、当該内層チューブ 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。

【0093】

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) ~ 15° (度) の範囲となるように設定されている。

【0094】

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。

【0095】

樹脂薄膜 9 2 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 ~ 0.2 mm の材質で形成されている。そして、この樹脂薄膜 9 2 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。

【0096】

このように、螺旋形状部 5 1 は、樹脂薄膜 9 2 によってコイル 9 1 の条線間を連設しつつ、当該コイル 9 1 の外周側を被覆していることから、螺旋形状部 5 1 の山部を高く形成することができる。したがって、体腔内壁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 5 1 は、金属コイル 9 1 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。

【0097】

さらに、疎に巻いたコイル 9 1 を用いていることから、軽量に構成することができ、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。

【0098】

さらに、螺旋形状部 5 1 は、樹脂薄膜 9 2 が金属コイル 9 1 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、内層チューブ 4 9 a に干渉することもなく、また基端側口金 8 3 に対して螺旋形状部 5 1 を確実に固定できるという効果もある。

【0099】

なお、螺旋形状部 5 1 を最大限度まで湾曲させた場合には、コイル 9 1 の被覆部材となっている樹脂薄膜 9 2 がコイル 9 1 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 9 2 が内層チューブ 4 9 a 等の内側配設部材等に干渉したり、これらを圧迫したり、干渉に起因して内層チューブ 4 9 a 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。

【0100】

一方、螺旋形状部 5 1 は、金属コイル 9 1 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。

【0101】

このように、本実施形態の内視鏡システム 1 における挿入部 6 は、先端部 8, 湾曲部 9, 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, 操作部側案内管 14 等の各構成部材によって構成されている (図 1, 図 6

10

20

30

40

50

参照)。

【0102】

なお、先端側案内管13と挿入部収納ケース12とは、案内管固定部材64を介して接続されている。この案内管固定部材64の内部には、図示していないが螺旋形状部51にゴム板等を嵌合させることで螺旋形状部51に与えられた回転力を利用して螺旋形状部51に推進力を与える機構が設けられている。

【0103】

また、操作部側案内管14と挿入部収納ケース12とは、案内管固定部材65を介して接続されている。

【0104】

挿入部6は、使用の都度、破棄されるディスプレイブルなものとして利用され得る構成となっているが、使用後に十分な滅菌消毒を行なうことでリユース(再利用する)という利用形態も可能である。

【0105】

このように構成された本実施形態の内視鏡システム1における作用を図6～図9を参照して以下に説明する。なお、以下の説明においては、本実施形態の内視鏡システム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。

【0106】

内視鏡システム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、挿入部本体10は、挿入部収納ケース12の内部において、図6に示すような形態で、例えばループを描いた状態で収容されている。

【0107】

術者は、まず、内視鏡システム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(図7参照)から挿入する。

【0108】

挿入補助具11は、図7に示すように当接部54が患者の肛門501近傍の臀部510に当接することで、挿入管53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54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。

【0109】

術者は、挿入補助具11を図7に示すような状態としたとき、当接部54をテープなどで患者の臀部510へ固定する。

【0110】

この状態において、術者は、操作部7の把持部17を握持し、フットスイッチ25の足元操作あるいは主操作部18に設けた進退スイッチの手元操作等、所定の操作を行なって、挿入部本体10の螺旋形状部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方向(図7に示す矢印A方向)に回転させる。

【0111】

即ち、術者は、操作部7の前記モータボックス16内に配設されるモータを足元操作あるいは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、その全体が図7の矢印Aに示す軸回り方向に回転し、挿入部収納ケース12の案内管固定部材64から推進力が与えられる。

【0112】

推進力を与えられた螺旋形状部51は、図2に示す先端側口金50が螺旋管接続口金48を押圧する。これにより、先端部8及び湾曲部9を含む挿入部本体10全体は、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(図7の矢印B方向に沿って)進んでいく。

【0113】

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

10

20

30

40

50

保持管 5 5 を軽く把持しておればよい。これにより、挿入部本体 1 0 は、案内管固定部材 6 4 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。

【 0 1 1 4 】

挿入部本体 1 0 が螺旋形状部 5 1 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 5 1 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。

【 0 1 1 5 】

即ち、螺旋形状部 5 1 は、案内管固定部材 6 4 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 1 0 を前進させ、当該挿入部本体 1 0 は、直腸 5 0 2 から S 字状結腸 5 0 3 へと深部に向かって進んでいくのである。

10

【 0 1 1 6 】

こうして、挿入部本体 1 0 は、図 8 に示すように先端部 8 及び湾曲部 9 が S 字状結腸 5 0 3 に到達する。このとき、術者は、モニタ 4 により映し出された内視鏡画像を見ながら、主操作部 1 8 の湾曲操作ノブ 1 9 (図 1 参照) を操作することにより湾曲部 9 を S 字状結腸 5 0 3 の屈曲状態に合わせて湾曲させる。

【 0 1 1 7 】

術者は、この湾曲部 9 の湾曲操作により、挿入が困難である S 字状結腸 5 0 3 を推進力が与えられた挿入部本体 1 0 により前進させながら先端部 8 をスムーズに通過させることができる。挿入部本体 1 0 は、案内管固定部材 6 4 内で推進力が常に与えられている状態であるが、大腸の深部に挿入されるにつれて螺旋形状部 5 1 と腸壁との接触長が長くなる。

20

【 0 1 1 8 】

このため、挿入部本体 1 0 は、螺旋形状部 5 1 の一部が S 字状結腸 5 0 3 の襞に接触している状態であっても、挿入部本体 1 0 が複雑に屈曲しているような状態であっても、常に安定した大腸深部方向への推進力が得られる。また、挿入部本体 1 0 は、十分な可撓性を有していることから、容易に位置が変化する S 字状結腸 5 0 3 の走行状態を変化させることもなく腸壁に沿ってスムーズに前進していくことになる。

【 0 1 1 9 】

次いで、挿入部本体 1 0 は、S 字状結腸 5 0 3 を通過し、その後、S 字状結腸 5 0 3 と可動性に乏しい下行結腸 5 0 4 との境界である屈曲部を通過し、下行結腸 5 0 4 を通過し、下行結腸 5 0 4 と可動性に富む横行結腸 5 0 6 との境界である脾湾曲 5 0 5 を通過し、横行結腸 5 0 6 を通過し、横行結腸 5 0 6 と上行結腸 5 0 8 との境界である肝湾曲 5 0 7 を通過し、上行結腸 5 0 8 を通過し、図 9 に示すように、例えば目的部位である盲腸 5 0 9 近傍に到達する。この間、挿入部本体 1 0 は、大腸全体の状態を変化させることなく、各腸壁に沿うようにスムーズに前進する。

30

【 0 1 2 0 】

この挿入操作の際、術者は、先端部 8 が各屈曲部 (脾湾曲 5 0 5 , 肝湾曲 5 0 7) に到達したとき、上述と同じようにモニタ 4 により映し出された内視鏡画像を見ながら主操作部 1 8 の湾曲操作ノブ 1 9 を操作して各部位の屈曲状態に合わせて湾曲操作を行なう。

【 0 1 2 1 】

術者は、モニタ 4 の内視鏡画像により先端部 8 が盲腸 5 0 9 近傍まで到達したと判断した後、足元操作あるいは手元操作により、一度、螺旋形状部 5 1 の回転を停止させる。

40

【 0 1 2 2 】

次いで、術者は、挿入時に回転させていた軸回りの回転方向とは逆の方向に螺旋形状部 5 1 が回転するように、フットスイッチ 2 5 の足元操作あるいは主操作部 1 8 の進退スイッチの手元操作を行なう。

【 0 1 2 3 】

つまり、術者は、螺旋形状部 5 1 を挿入時とは逆に反転させて、先端部 8 を大腸の深部、盲腸 5 0 9 の近傍から抜去する方向へと挿入部本体 1 0 を後退させながら大腸検査を行なうのである。このとき、術者は、挿入部本体 1 0 に手を触れずとも、螺旋形状部 5 1 が

50

案内管固定部材 6 4 内で与えられた後退力により挿入部本体 1 0 を後退させることができる。また、挿入部本体 1 0 は、先端部 8 及び湾曲部 9 がスナップフィット機能により螺旋形状部 5 1 に引っ張られることで、全体が螺旋形状部 5 1 の推進力により後退する。

【 0 1 2 4 】

術者は、挿入部本体 1 0 の先端部 8 が挿入補助具 1 1 まで到達したら、この挿入補助具 1 1 と共に、挿入部本体 1 0 を患者の肛門 5 0 1 より抜去して大腸検査を終了する。このとき、挿入部本体 1 0 は、案内管固定部材 6 4 内で後退力が与えられ、挿入部収納ケース 1 2 内に図 6 に示したような元の状態でされる。

【 0 1 2 5 】

以上説明したように、本実施形態の内視鏡システム 1 は、前記挿入部本体 1 0 を大腸深部へと容易に挿入することができる挿入性に優れた構成となっている。また、本実施形態の内視鏡 2 は、挿入部収納ケース 1 2 と、挿入補助具 1 1 あるいは操作部 7 とを連結する案内管 1 3 , 1 4 が柔軟な可撓性を有している。このため、本実施形態の内視鏡 2 は、挿入部収納ケース 1 2 を載置固定しても、術者による操作部 7 の把持位置及び患者の肛門へアプローチする挿入補助具 1 1 の位置が限定されることが無く、所定の許容範囲で所望の位置に動かすことができる。

10

【 0 1 2 6 】

つまり、本実施形態の内視鏡 2 は、挿入補助具 1 1 と挿入部収納ケース 1 2 とを接続する先端側案内管 1 3 が柔軟なチューブ体であるので、患者の肛門と挿入部収納ケース 1 2 との位置関係を一定にする必要がない。また、本実施形態の内視鏡 2 は、操作部 7 も操作部側案内管 1 4 の柔軟性により、その動きの自由度が制限されない。

20

【 0 1 2 7 】

一方、挿入部収納ケース 1 2 及び案内管 1 3 , 1 4 が透明若しくは半透明な材料で形成されるため、挿入部本体 1 0 の動き、特に螺旋形状部 5 1 の回転状態を目視確認することができる。

【 0 1 2 8 】

さらに、本実施形態の内視鏡 2 は、挿入補助具 1 1 から先端側案内管 1 3 , 挿入部収納ケース 1 2 , 操作部側案内管 1 4 にかけて、それぞれの接続部を水密保持するように構成している。このため、本実施形態の内視鏡 2 は、例えば大腸内の汚物などの液体が施術室内に飛び散ることが防止される。したがって、挿入部 6 は、衛生的に優れた構造となっている。

30

【 0 1 2 9 】

また、挿入部本体 1 0 は、体腔内への挿入前において、挿入補助具 1 1 により患者の肛門 5 0 1 による締め付けなどの抵抗を受けることが無いため、撓みの発生を軽減できると共に、回転による擦れが防止される。

【 0 1 3 0 】

さらに、挿入部本体 1 0 は、挿入補助具 1 1 により、大腸への導入時に、直接的に肛門 5 0 1 と接触しない。そのため、可撓性の高い挿入部本体 1 0 は、肛門 5 0 1 による締め付けなどの抵抗を受けることが無いため、大腸への導入性が向上する。

【 0 1 3 1 】

この結果、本実施形態の内視鏡 2 及びその挿入部 6 は、被検体に挿入する前の挿入部本体 1 0 及び螺旋形状部 5 1 をスムーズに被検体の内部へ挿入可能で、操作性に大変優れた構成となっている。

40

【 0 1 3 2 】

なお、上述の一実施形態で説明した螺旋形状部 5 1 は、コイル 9 1 の条線間を繋ぐように当該コイル 9 1 の外周を被覆して構成しているが、図 1 0 に示すような形態としてもよい。

【 0 1 3 3 】

図 1 0 は、図 5 の螺旋形状部の変形例を示す要部拡大図である。なお、図 1 0 は、螺旋形状部の一部を断面で示している。

50

【 0 1 3 4 】

図 1 0 に示すように、この変形例の螺旋形状部 5 1 B は、コイル 9 1 の条線間を繋ぐように配設される樹脂薄膜 9 2 を、コイル 9 1 の内周側が被覆されるように配設されている。

【 0 1 3 5 】

これにより、本変形例の螺旋形状部 5 1 B では、上述の一実施形態における螺旋形状部 5 1 に比べて回転方向への滑り性が向上するので、回転駆動力を与えるモータの負荷を減らすことができるという効果がある。

【 0 1 3 6 】

一方、上述の一実施形態では、モータボックス 1 6 に内蔵されるモータの回転駆動力を回転筒体である螺旋形状部 5 1 の基端側に伝達して、螺旋形状部 5 1 全体を回転するようにしているが、本発明はこれに限定されることはない。

【 0 1 3 7 】

上述の一実施形態とは別に、例えばモータの回転駆動力を螺旋形状部 5 1 の中間部に伝達させて螺旋形状部 5 1 全体を回転するように構成してもよい。

【 0 1 3 8 】

また、螺旋形状部 5 1 の先端部に伝達させて螺旋形状部 5 1 全体を回転するような構成としてもよい。

【 0 1 3 9 】

他方、上述の実施形態においては、螺旋形状部 5 1 をコイル 9 1 と樹脂薄膜 9 2 とによって構成しているが、これに限ることはなく、例えば樹脂薄膜 9 2 を省略し、単に疎に播いたコイル 9 1 のみによって構成してもよい。

【 0 1 4 0 】

また、上述の実施形態では、図 2 , 図 5 , 図 1 0 等によって示すようにコイル 9 1 の素線の断面形状を略円形状のものとしているが、これに限らず、例えば楕円形状や長方形形状となるように形成してもよい。

【 0 1 4 1 】

(実施例)

ところで、上述の一実施形態においては、螺旋形状部 5 1 のコイル 9 1 のリード角の設定によって、螺旋形状部 5 1 が回転することで内視鏡挿入部の先端部が体腔内を進退する際の推進力が規定されることになる。

【 0 1 4 2 】

なお、ここで、コイル 9 1 のリード角とは、コイル 9 1 の条線と、この条線上の 1 点を通る平面であってかつ螺旋形状部 5 1 の長手方向の軸に対して直交する平面とがなす角度をいう。

【 0 1 4 3 】

通常の内視鏡検査を行なうのに際して、内視鏡挿入部の先端部を体腔内で問題なく進退させるための推進力を得られるコイル 9 1 のリード角の設定値としては、上述したように、例えば角度 9° (度) ~ 15° (度) の範囲にあるのが望ましい。

【 0 1 4 4 】

このことは、図 1 1 に示すような実験装置を用いることにより確認することができる。

【 0 1 4 5 】

図 1 1 , 図 1 2 は、本発明の一実施形態における螺旋形状部の推進力を測定する測定機の概略的な構成を示す概略構成図である。このうち、図 1 1 は、コイルと被検物 (腸) との接触を弱く設定した場合を示している。また、図 1 2 は、コイルと被検物 (腸) との接触を強く設定した場合を示している。なお、図 1 1 , 図 1 2 においては、当該測定機を上側から見た状態を示している。

【 0 1 4 6 】

測定機 1 0 0 は、上述の実施形態における螺旋形状部及びその駆動を行なう駆動モータに相当する被検装置と、押圧力又は引っ張り力を測定するセンサ 1 0 1 a を有するブッシ

10

20

30

40

50

ュブルゲージ１０１と、このプッシュブルゲージ１０１と被検装置の一部（後述のモータ１０３）とを連結する連結部材１０２と、被検装置の一部（モータ１０３）を載置してその所定方向の移動を案内するスライドガイド１０４と、被検装置の一部（コイルシャフト１５１）及び被検物１１０を固定状態で載置する固定部１０５aを備えたテーブル１０５とによって主に構成される。

【０１４７】

上記被検装置は、上述の実施形態における螺旋形状部５１と、モータボックス１６内のモータに相当する装置であって、上記螺旋形状部５１と同様の構成からなるコイルシャフト１５１と、このコイルシャフト１５１の基端部が連結され同コイルシャフト１５１に回転力を付与するモータ１０３とによって構成される。

10

【０１４８】

なお、本被検装置におけるコイルシャフト１５１は、円筒形状のアルミパイプを芯材として、その外周面上にシリコンチューブを巻いて螺旋形状を形成したものをを用いている。

【０１４９】

そして、コイルシャフト１５１を被検物１１０に挿通させた状態で、当該被検装置を動作させると、モータ１０３の回転力がコイルシャフト１５１に伝達されて、同コイルシャフト１５１が軸周りに回転する。これにより、コイルシャフト１５１の外周面上の螺旋形状と被検物１１０との接触作用によって、当該被検装置の推進力が得られるようになっている。

【０１５０】

20

なお、本実験装置を用いて行なう測定実験では、コイルシャフト１５１を挿通させる被検物１１０として、豚の腸を利用している。

【０１５１】

上述のように構成される実験装置を用いて、被検装置のコイルシャフト１５１（螺旋形状部）の推進力を測定するには、次のような手順で行なわれる。

【０１５２】

まず、テーブル１０５の固定部１０５aを用いて被検物１１０をテーブル１０５上において直線状に固定する。この被検物１１０の管腔部内にコイルシャフト１５１を挿通させる。また、被検装置のモータ１０３をスライドガイド１０４上に載置する。

【０１５３】

30

なお、図１１に示すように、コイルシャフト１５１を被検物１１０に挿通させたときに、当該コイルシャフト１５１の螺旋形状部と被検物１１０とが接触する範囲は６００mmとなるように設定する。このとき、シャフト５１の外周面上に沿って形成される螺旋形状部は、被検物１１０の内壁面に当接した状態にある。挿入部本体１０は、挿入困難なＳ字状結腸と下行結腸との境界である屈曲部を通過するとき、最も大きい推進力を必要とする。そのため、Ｓ字状結腸と下行結腸との境界である屈曲部の通過時には、腸と接触している範囲全体が螺旋形状部５１であることが望ましい。これにより、肛門からＳ字状結腸と下行結腸との境界である屈強部までの長さを、一般に言われる長さ６００mmとすると、螺旋形状部５１は、少なくとも６００mmあればよい。

【０１５４】

40

この状態において、モータ１０３に対して給電を開始すると、当該モータ１０３は、所定方向への回転駆動を開始する。これにより、コイルシャフト１５１もモータ１０３の回転軸と同方向に回転する。このとき、コイルシャフト１５１の螺旋形状部と被検物１１０の内壁面とが接触した状態でコイルシャフト１５１が回転するので、当該コイルシャフト１５１は、例えば図１１の矢印X方向への推進力が発生する。したがって、コイルシャフト１５１はモータ１０３を同方向へ押すことになる。これによって、その押圧力は、連結部材１０２を介してセンサ１０１aに入力される。こうして、プッシュブルゲージ１０１によるコイルシャフト１５１の推進力（押圧力）の測定が行なわれる。また、このとき、モータトルク値は、モータ１０３が回転駆動するのに要した電流値に基いて算出される。

【０１５５】

50

そして、測定された推進力の測定値と算出されたモータトルク値とに基いて当該被検装置（螺旋形状部）の効率値を算出する。ここで、効率値とは、推進力の測定値とモータトルク値との比（推進力／トルク）、即ち単位トルク（ $g \cdot cm$ ）当たりの推進力（ g ）を示すものとする。

【0156】

内視鏡検査を行なう内視鏡挿入部に適用する螺旋形状部にあつては、推進力の向上を目指しつつ、モータトルクの低減化を実現することが望ましいことから、当該効率値が大となるほど、好適な条件であるということがわかる。

【0157】

一方、コイルシャフト151の外周面上の螺旋形状と被検物110の内壁面とが接触する際の状態によって、得られる推進力やトルクの値が異なることが考えられる。

10

【0158】

そこで、本実験装置を用いて行なう実験では、図11に示す状態に対して、図12に示すように、コイルシャフト151と被検物110との接触状態が強い力量による接触となるように設定した場合の推進力をも測定している。この場合の設定例としては、例えば図12に示すような形態による。即ち、上述の図11に示す状態のコイルシャフト151を挿通させた被検物110の上に、二本の被検物110Aを重ねて載置した状態としている。このとき、コイルシャフト151には、図11の状態に比べて、さらに二本分の被検物110Aの重量負担がかかることになる。したがって、このときのコイルシャフト151には、図11の状態に比べて力量負担が強くなっている状態である。このような状態とすることで、例えば内視鏡を腸などの被検体に挿入したときに、腸に腹圧等がかかっている状態を模式化している。

20

【0159】

上述の実験装置を用いてコイルシャフト151の推進力を測定するのに際して適用したコイルシャフト151は、直径＝8mmでかつ螺旋形状部における素線径＝1mmのものとした。また、コイルシャフト151の螺旋形状部は1条巻きとする。そのリード角としては、角度 5° 、 9° 、 12° 、 15° 、 18° 、 27° 、 50° （度）に設定した7種類のコイルシャフト151を用意した。

【0160】

このようにして行なった実験結果を、図13～図15に示す。図13は、本実験結果のうちリード角を変化させたときの効率値の変化を示している。図14は、本実験結果のうちリード角を変化させたときの推進力の値（ g ）の変化を示している。図15は、本実験結果のうちリード角を変化させたときのモータトルク値（ $g \cdot cm$ ）の変化を示している。

30

【0161】

まず、図13に示すように、リード角を変化させて得られた効率値は、リード角が角度 9° （度）～ 15° （度）の範囲にあるときに高い値を示す傾向が見られる。このことは、コイルシャフト151と被検物100である腸との接触の強弱に関らず同様の傾向が見られる。

【0162】

また、図14に示すように、リード角を変化させたときに測定された推進力の値は、リード角が角度 9° （度）～ 15° （度）の範囲にあるときに高い値を示す傾向が見られる。このときの推進力の値は、同図に示すように約100g以上の値を示している。この推進力の値は、内視鏡検査を行なうのに際して内視鏡挿入部を体腔内で進退させるのに十分な推進力であると考えられる。

40

【0163】

モータトルク値は、低ければ低いほど好いが、高い推進力を発生させるためには、コイルシャフト151と腸との接触は強くなるため、モータトルク値も高くなる。そのため、図15に示すように、リード角が角度 9° （度）～ 15° （度）の範囲にあるときには、モータトルク値も比較的高い値を示しているが、そのピーク値は、リード角が角度 5° （

50

度)の時点にあり、リード角が角度 9° (度)~ 15° (度)の範囲におけるモータトルク値は、当該ピーク値よりも低い値となっている。

【0164】

以上の実験結果から、上述の実施形態における螺旋形状部51のコイル91のリード角は、角度 9° (度)~ 15° (度)の範囲となるように設定されるのが望ましいと考えられる。

【0165】

なお、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。

【産業上の利用可能性】

10

【0166】

本発明の内視鏡及び内視鏡システムは、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もののにおいて、小さいモータトルクで十分な推進力を得ることができるため、小型モータを利用することで操作部を容易に小型化でき、操作部を把持する使用者にかかる負担を減らすことができると共に、複雑に入り組んだ体腔内への挿入部の導入に適している。

【図面の簡単な説明】

【0167】

【図1】本発明の一実施形態の内視鏡システムの全体構成を示す外観図。

【図2】図1の内視鏡システムにおける内視鏡の先端部、湾曲部、螺旋形状部の一部を示す断面図。

20

【図3】図1の内視鏡システムの内視鏡において操作部側案内管が接続されたコネクタカバーの一部を示す断面図。

【図4】図3の[IV]方向から見た矢視図。

【図5】図1の内視鏡システムにおける螺旋形状部を示す要部拡大図。

【図6】図1の内視鏡システムにおける挿入部収納ケースを示す上面図。

【図7】図1の内視鏡システムの作用を示し、挿入補助具が患者の肛門から直腸へ挿入された状態を示す図。

【図8】図1の内視鏡システムの作用を示し、大腸内に挿入された挿入部本体がS字状結腸に到達した状態を示す図。

30

【図9】図1の内視鏡システムの作用を示し、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10】本発明の一実施形態における螺旋形状部の変形例を示す要部拡大図。

【図11】本発明の一実施形態における螺旋形状部の推進力を測定する測定機の概略的な構成を示す概略構成図であってコイルと被検物(腸)との接触を弱く設定した場合を示す図。

【図12】本発明の一実施形態における螺旋形状部の推進力を測定する測定機の概略的な構成を示す概略構成図であってコイルと被検物(腸)との接触を強く設定した場合を示す図。

【図13】図11、図12の実験装置による実験結果のうちリード角を変化させたときの効率値の変化を示す図。

40

【図14】図11、図12の実験装置による実験結果のうちリード角を変化させたときの推進力の値(g)の変化を示す図。

【図15】図11、図12の実験装置による本実験結果のうちリード角を変化させたときのモータトルク値(g・cm)の変化を示す図。

【符号の説明】

【0168】

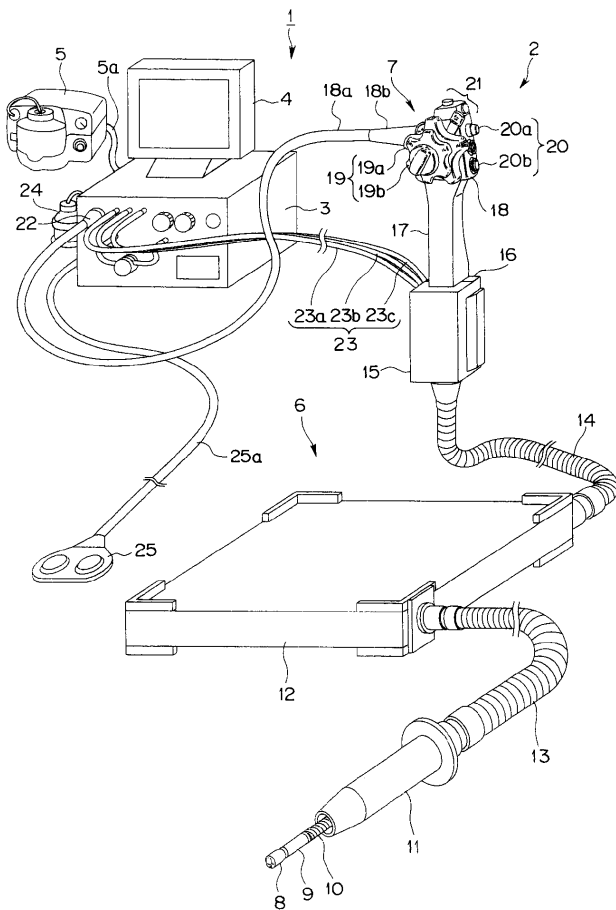
- 1 ... 内視鏡システム
- 2 ... 内視鏡
- 6 ... 挿入部

50

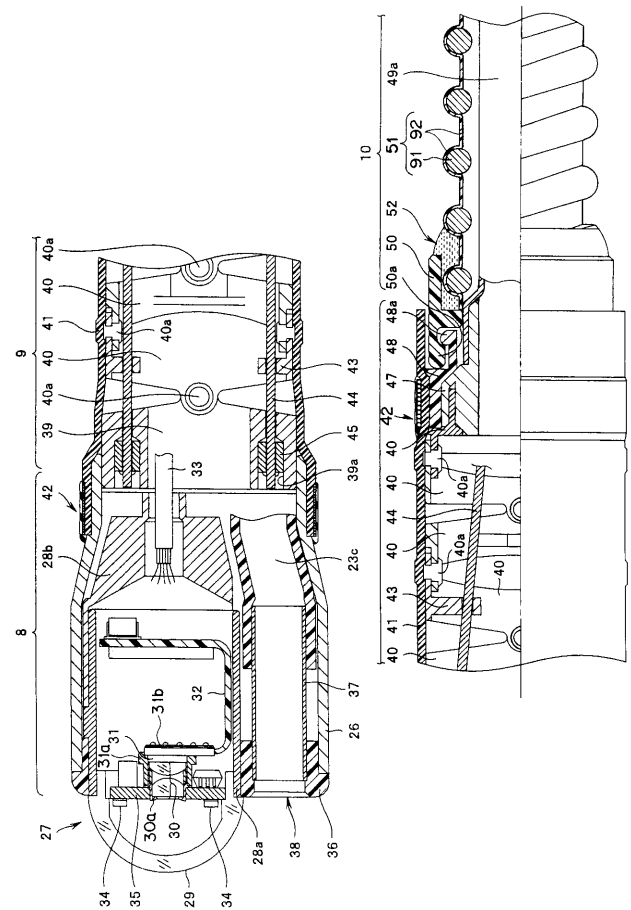
- 7 ... 操作部
- 8 ... 先端部
- 9 ... 湾曲部
- 10 ... 挿入部本体
- 11 ... 挿入補助具
- 12 ... 挿入部収納ケース
- 13 ... 先端側案内管
- 14 ... 操作部側案内管
- 15 ... コネクタカバー
- 16 ... モータボックス
- 51 ... 螺旋形状部
- 91 ... コイル
- 92 ... 樹脂薄膜

10

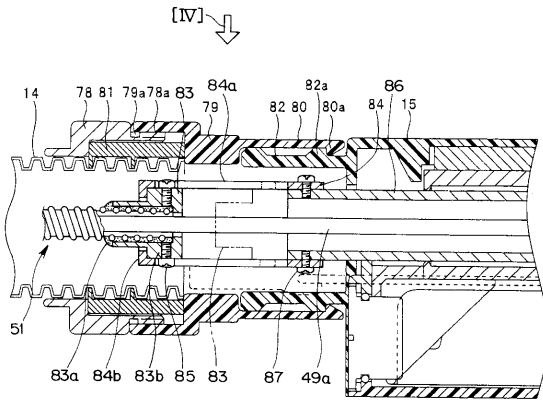
【図 1】



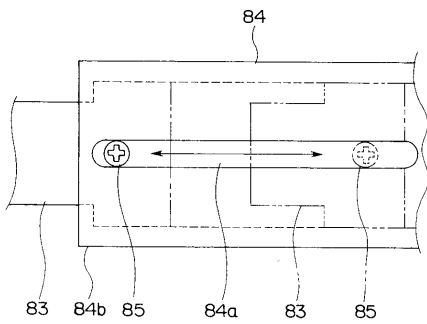
【図 2】



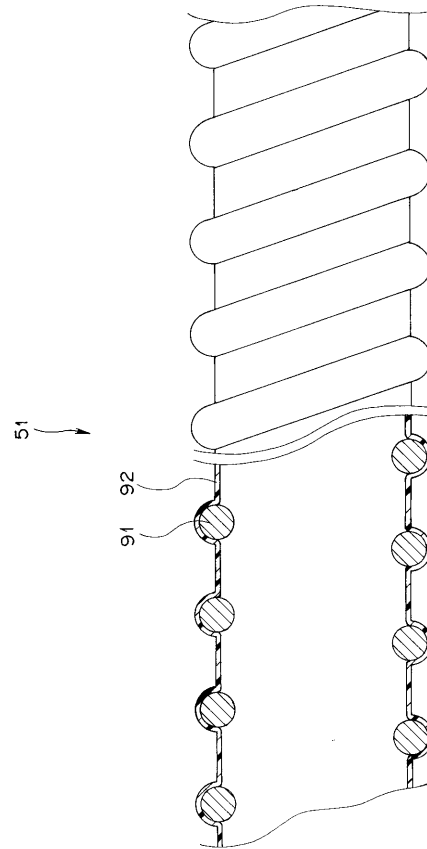
【図 3】



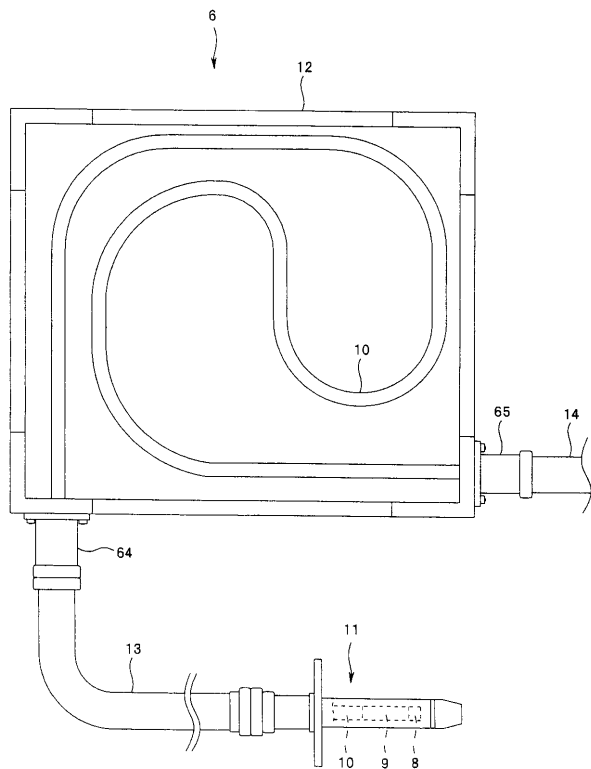
【図 4】



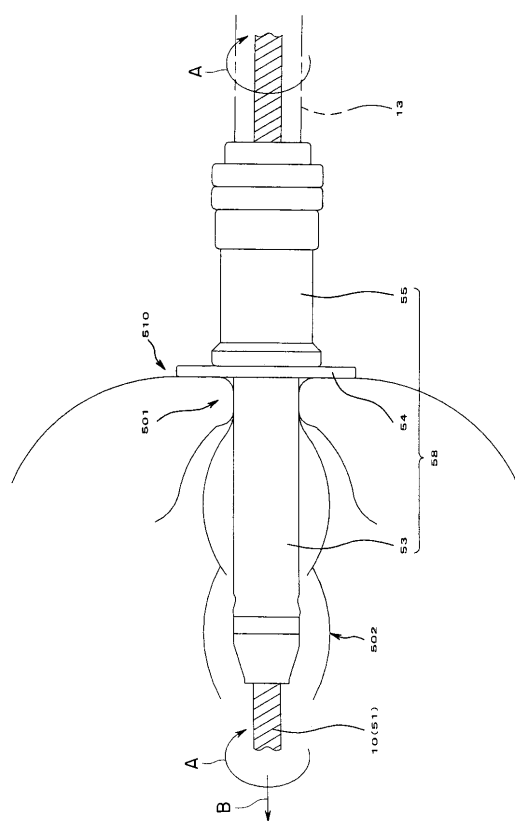
【図 5】



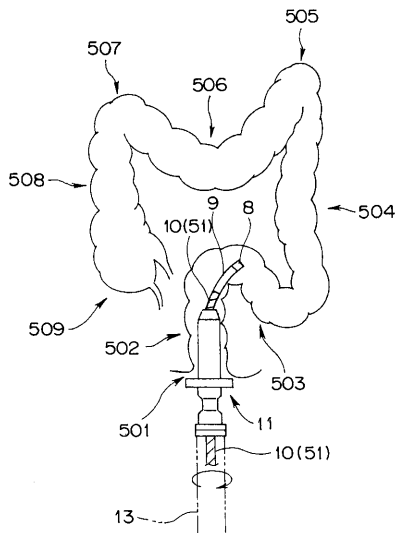
【図 6】



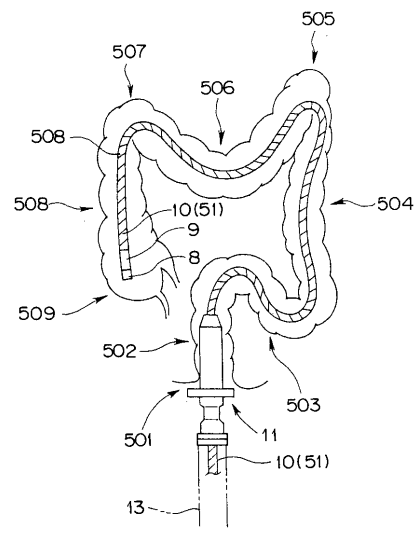
【図 7】



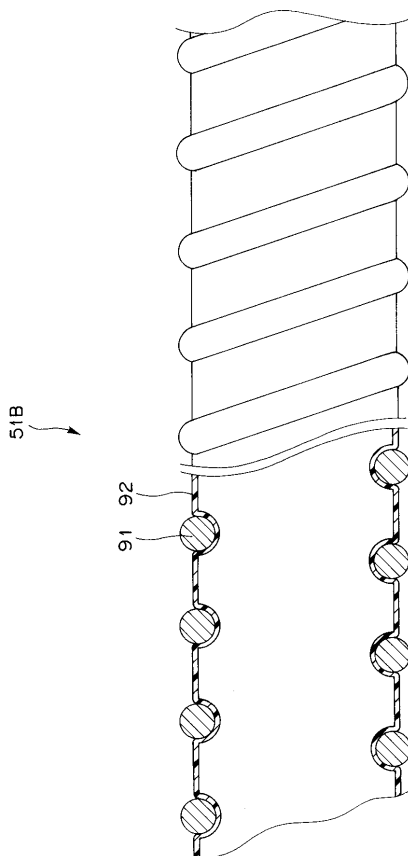
【図 8】



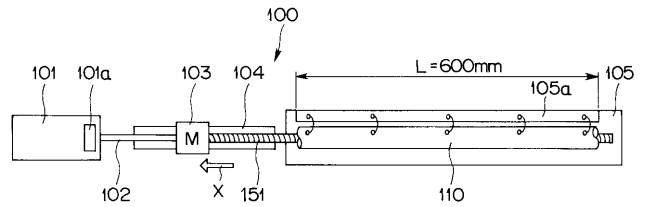
【図 9】



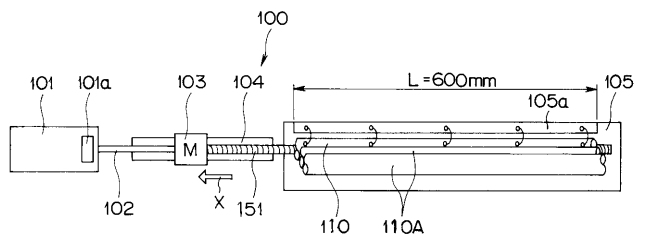
【図 10】



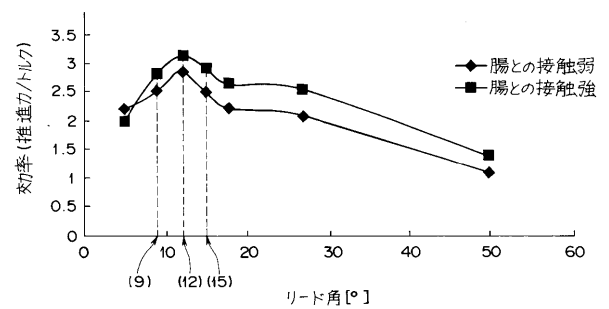
【図 11】



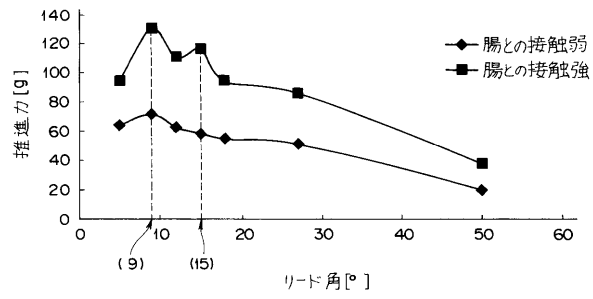
【図 12】



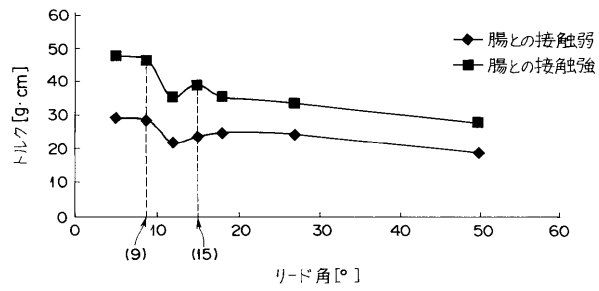
【図 13】



【図 14】



【図 15】



专利名称(译)	内窥镜和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2008068025A	公开(公告)日	2008-03-27
申请号	JP2006251632	申请日	2006-09-15
[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	津丸雅代 松尾茂樹		
发明人	津丸 雅代 松尾 茂樹		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/31 A61B1/00156 A61B1/0016 A61B1/0051		
FI分类号	A61B1/00.320.A A61B1/06.A A61B1/00.300.Y G02B23/24.A A61B1/00.612 A61B1/00.731 A61B1/01 A61B1/07.730 A61B1/31		
F-TERM分类号	2H040/BA21 2H040/DA11 2H040/DA15 2H040/DA16 2H040/DA18 2H040/DA19 2H040/DA21 2H040/DA42 2H040/DA54 2H040/DA55 2H040/DA57 2H040/GA02 4C061/AA04 4C061/CC06 4C061/FF24 4C061/GG22 4C061/LL02 4C061/QQ06 4C061/QQ07 4C161/AA04 4C161/CC06 4C161/FF24 4C161/GG22 4C161/LL02 4C161/QQ06 4C161/QQ07		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP5030514B2		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种旋转自运行型内窥镜，其能够使用小型电动机容易地实现操作部件的小型化并且能够通过较小的电动机扭矩获得足够的推动力，并且提供内窥镜系统。ZSOLUTION：内窥镜配备有细长的内窥镜插入部分6，其具有能够插入到对象中的柔性，并且柔性的推动力产生部分可朝向细长的内窥镜插入部分的外周自由旋转，并且具有安装在其上的螺旋形状部分51。它的外围表面。螺旋形部分的导程角设定为9-15°的角度范围。Z

