

(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2010-5147

(P2010-5147A)

(43) 公開日 平成22年1月14日(2010.1.14)

(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 B	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 A	4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2008-168069 (P2008-168069)	(71) 出願人	594104283
(22) 出願日	平成20年6月27日 (2008. 6. 27)		高田 昌純
			東京都墨田区太平4丁目1-1-4005
		(74) 代理人	100100413
			弁理士 渡部 温
		(72) 発明者	高田 昌純
			東京都墨田区大平4丁目1-1-4005
		Fターム(参考)	2H040 DA03 DA12 DA17 DA52
			4C061 AA04 FF24 JJ06 JJ11

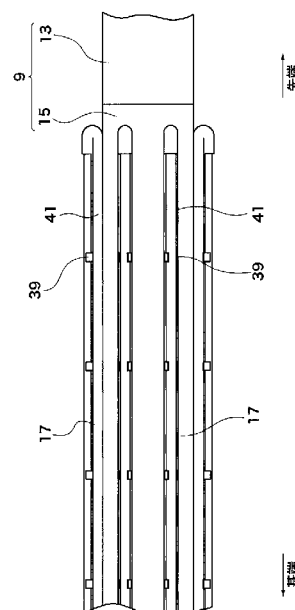
(54) 【発明の名称】 自走式大腸内視鏡

(57) 【要約】

【課題】 軟性挿入部内にガイドパイプを配設するスペースがとれない場合にも大腸に挿入される部分の径をできるだけ小さくできるようにエンドレスベルトを配設した自走式大腸内視鏡を提供する。

【解決手段】 本発明の自走式大腸内視鏡は、大腸内に挿入されるチューブ状の軟性挿入部15と、軟性挿入部15の管壁の一部外側及び内側に沿う周回経路に配設されたエンドレスベルト17とを備える。エンドレスベルト17の往復周回経路の往又は復の一方の経路に沿って、軟性挿入部15外面から所定寸法突出するように配置されたガイドフック39と、往復周回経路の復又は往の他方の経路に沿って、かつ軟性挿入部15の外面に沿って延び、エンドレスベルト17をその内孔においてガイドするガイドパイプ41と、を備える。軟性挿入部15の径は上部消化管用内視鏡の径とほぼ同等である。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

大腸内に挿入されるチューブ状の軟性挿入部と、
該軟性挿入部の管壁の外側に沿う往復周回経路に配設されたエンドレスベルトと、
該ベルトの駆動手段と、
前記エンドレスベルトの往復周回経路の往又は復の一方の経路に沿って、前記軟性挿入部外面から所定寸法突出するように配置されたガイドフックと、
前記往復周回経路の復又は往の他方の経路に沿って、かつ前記軟性挿入部外面に沿って延び、前記エンドレスベルトをその内孔においてガイドするガイドパイプと、
を備えるとともに、
前記軟性挿入部が上部消化管用内視鏡の寸法に対応することを特徴とする自走式大腸内視鏡。

10

【請求項 2】

前記エンドレスベルトの周回経路の先端に、前記軟性挿入部外周面の接線方向に対してやや傾斜した面に沿って、プーリーが回転可能に配設されており、
前記ガイドパイプから出る、あるいは入るベルトを、前記軟性挿入部中心に比較的近い位置において案内し、
前記ガイドフックに入る、あるいは出るベルトを、前記軟性挿入部中心に比較的遠い位置において案内することを特徴とする請求項 1 に記載の自走式大腸内視鏡。

20

【請求項 3】

前記ガイドパイプが極低摩擦材であることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の自走式大腸内視鏡。

【請求項 4】

前記プーリーが前記軟性挿入部の長さ方向において異なる位置に配置されていることを特徴とする請求項 1 ～ 3 いずれか 1 項に記載の自走式大腸内視鏡。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、挿入チューブの軟性部の内外にループ状に配設したエンドレスベルトを走行させて自走式に大腸内に挿入可能な内視鏡に関する。

30

【背景技術】**【0002】**

現在の大腸内視鏡検査は、内視鏡を大腸内に手で押し込みながら挿入して行われており、特に大腸の湾曲部を通して奥に挿入するために、腸管の過伸展や過屈曲などを伴い、被験者が強い痛みを感じることが多い。又、時々大腸を穿孔させる。これに対して、被験者に苦痛を与えない大腸内視鏡として、大腸の湾曲形状に沿って自走する方式のものが提案されている。

【0003】

本発明者は、挿入チューブの軟性部の内外にループ状に配設したエンドレスベルトを走行させて自走式に大腸内に挿入可能な内視鏡を提案した（例えば特許文献 1 参照）。エンドレスベルトは軟性部の外側でガイドフックに支持されており、大腸壁に接触しつつ反挿入方向に走行して前進力を生じさせる。一方、軟性部の内側では、エンドレスベルトは長さ方向に延びるように設けられたガイドパイプ内を通る。エンドレスベルトが駆動装置により駆動されると、軟性部の外側では大腸壁との摩擦により内視鏡を大腸内へ誘導し、同部の内側ではガイドパイプ内をスムーズに進む。したがって、内視鏡は腸管を過度に伸展させたり屈曲させることなく進む。このように大腸の位置と形態を比較的そのままの状態に保ちながら、大腸内視鏡を大腸内にスムーズに進入させることができるため、被験者へ与える苦痛はほとんどない。

40

【0004】

【特許文献 1】 特許第 3 5 1 4 2 5 2 号

50

【 0 0 0 5 】

このタイプの自走式大腸内視鏡においては、エンドレスベルトの往復経路の一方の経路は、軟性挿入部の内側に設けられたガイドパイプ内を通るようになっている。軟性挿入部内には、一般に、受像された画像を伝達するライン、鉗子を通される内孔、送気送水用の内孔、光照射用のライドガイドなどが配設されている。このため、軟性挿入部の内側にガイドパイプを配設するスペースがとれない場合もある。

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

本発明は、上記の自走式大腸内視鏡において、軟性挿入部内にガイドパイプを配設するスペースがとれない場合にも大腸に挿入される部分の径をできるだけ小さくできるようにエンドレスベルトを配設した自走式大腸内視鏡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 】

【 0 0 0 7 】

本発明の自走式大腸内視鏡は、大腸内に挿入されるチューブ状の軟性挿入部と、該軟性挿入部の管壁の外側に沿う往復周回経路に配設されたエンドレスベルトと、該ベルトの駆動手段と、前記エンドレスベルトの往復周回経路の往又は復の一方の経路に沿って、前記軟性挿入部外面から所定寸法突出するように配置されたガイドフックと、前記往復周回経路の復又は往の他方の経路に沿って、かつ前記軟性挿入部外面に沿って延び、前記エンドレスベルトをその内孔においてガイドするガイドパイプと、を備えるとともに、前記軟性挿入部が上部消化管用内視鏡の寸法に対応することを特徴とする。

【 0 0 0 8 】

軟性挿入部内にガイドパイプを配設するスペースがない場合に、ガイドパイプを軟性挿入部の外面に沿って配設する。なお、ガイドパイプの一部が軟性挿入部の外面に埋まってもよい。一般的な大腸内視鏡の径は14mm程度であり、上部消化管用内視鏡（いわゆる胃カメラ）の径は6mmや9mmのことが多い。本発明によれば、軟性挿入部の径を上部消化管用内視鏡の径程度とすれば、ガイドパイプを軟性挿入部の外面に配設しても、大腸内に挿入される部分（エンドレスベルトが配設された軟性挿入部）の径を20mm程度（人間の成人の肛門の直径程度）以下とすることができる。

【 0 0 0 9 】

本発明においては、前記エンドレスベルトの周回経路の先端に、前記軟性挿入部外周面の接線方向に対してやや傾斜した面に沿って、プーリーが回転可能に配設されており、前記ガイドパイプから出る、あるいは入るベルトを、前記軟性挿入部中心に比較的近い位置において案内し、前記ガイドフックに入る、あるいは出るベルトを、前記軟性挿入部中心に比較的遠い位置において案内することが好ましい。

【 0 0 1 0 】

本発明のエンドレスベルトを用いた自走式大腸内視鏡においては、エンドレスベルトが軟性挿入部の先端でほぼ180°ターンして折り返される。この部分では、エンドレスベルトと周回経路の内壁（ガイドパイプの内壁）とが接触しているので、両者間の摩擦が高くなり、エンドレスベルトを高い駆動力で駆動させる必要がある。そこで、この先端にプーリーを設けて、エンドレスベルトの走行方向を反転させることにより、エンドレスベルトをスムーズにターンさせることができる。

【 0 0 1 1 】

そして、プーリーを軟性挿入部外周面の接線方向に対してやや傾斜した面に沿って配設することにより、エンドレスベルトが配設された軟性挿入部の径方向の寸法の増大を、プーリーの径の数分の一程度に抑えることができる。

【 0 0 1 2 】

本発明においては、前記ガイドパイプが極低摩擦材であることとすれば、ガイドパイプとエンドレスベルトとの摩擦を小さくすることができるので、エンドレスベルトをよりスムーズに走行させることができる。

【 0 0 1 3 】

本発明においては、前記ブーリーが前記軟性挿入部の長さ方向において異なる位置に配置されていることが好ましい。

【 0 0 1 4 】

ブーリー（即ち、エンドレスベルトの周回経路の先端の位置）が軟性挿入部の長さ方向において同じ位置に配置されていると、その位置で軟性挿入部の径が部分的に太くなり、挿入時に抵抗が大きくなることが予想される。そこで、ブーリーを長さ方向に異なる位置に配置することにより、軟性挿入部の径が太くなる位置を長さ方向に分散でき、スムーズに挿入できるようになる。

【 発明の効果 】

10

【 0 0 1 5 】

以上の説明から明らかなように、軟性挿入部内にエンドレスベルトが通るガイドパイプを配設するスペースがない場合には、エンドレスベルトを軟性挿入部の外面に沿って配設する。また、エンドレスベルトの周回経路の先端にブーリーを設けて、エンドレスベルトの進行方向を反転させるようにしたので、エンドレスベルトをスムーズにターンさせることができる。ただしこのように、エンドレスベルトを軟性挿入部の外面に配設したり、ブーリーを設けると、大腸に挿入される部分の径が大きくなってしまう。そこで、ブーリーを、軟性挿入部外周面の接線方向に対してやや傾斜した面に沿って配設することにより、ガイドパイプが軟性挿入部の外側に配設されたことによる、大腸内に挿入される部分（エンドレスベルトが配設された軟性挿入部）の径方向の寸法の増大をできるだけ抑えることができる。

20

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 6 】

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照しながら詳細に説明する。

図 1 は、自走式大腸内視鏡（一例）の外観を示す斜視図である。

自走式大腸内視鏡 1 は、上部に駆動部ケーシング 70 で保護されたベルト駆動部 5、その下方に操作部 7、操作部 7 から延びて、大腸内に挿入される挿入部（挿入チューブ）9等を備える。挿入部 9 は、先端部 11、湾曲部 13、軟性部（軟性挿入部）15 よりなり、軟性部 15 の表面には複数のエンドレスベルト 17 が長手方向に配設されている。

30

【 0 0 1 7 】

図 2 は、図 1 の内視鏡の挿入部の先端部の断面図である。

挿入部 9 の先端部 11 には、図 2 に示すように、受像口 19、一つ又は二つ（この例では 2 つ）の投光口 21、吸引鉗子口 23、送気送水口 25 が設けられている。受像口 19 には、観察装置がファイバースコープの場合は対物レンズが、電子スコープの場合は CCD 等の撮像素子が設置され、先端面からの画像を受像する。受像された画像は、挿入部 9 内に挿通された、ファイバースコープの場合はイメージガイド、電子スコープの場合はリード線によって操作部 7 に伝えられ、ユニバーサルコード 27 を介してディスプレイ等に送られて表示される。投光口 21 の内孔には光ファイバー等のライトガイドが挿通され、操作部 7 を通り、ユニバーサルコード 27 を介して外部の光源に接続されている。光源の光は先端面から照射される。

40

【 0 0 1 8 】

吸引鉗子口 23 は操作部 7 の鉗子挿入口 29（図 1 参照）とつながっており、別体の鉗子 31 が通される。挿入部 9 の先端から突き出た鉗子 31 の先端は鉗子 31 の基部で操作され、患部の治療や組織の採取に用いられる。

送気送水口 25 の内孔は送気送水管となっており、操作部 7 の送気送水ボタン 33 の操作により空気と洗浄水が送気送水口 25 から噴射される。また、大腸内に滞留した体液や洗浄水は、吸引鉗子口 23 から吸引され、外部へ排出される。この操作は操作部 7 の吸引ボタン 35 により行われる。

【 0 0 1 9 】

挿入部 9 の湾曲部 13 は、操作部 7 に設けられた操作つまみ 37 を操作することによ

50

て上下左右斜めに屈曲させることができる。湾曲部 13 の長さは、例えば約 10 cm である。

【0020】

次に、エンドレスベルト 17 が配設された挿入部 15 を、図 3、図 4 を参照して説明する。

図 3 は、エンドレスベルトが配設された挿入部の第 1 の例を説明する図である。

図 4 は、挿入部の断面図である。

挿入部 9 の軟性部 15 には、図 3、図 4 に示すように、長手方向に複数のエンドレスベルト 17 が配設されている。軟性部 15 の直径は 9 mm 以下、特に 7 mm 程度が好ましい。この例では、エンドレスベルト 17 を 6 本設けた例を説明する。なお、エンドレスベルト 17 の数は、多ければ多いほど自走性が増すため好ましい。

10

【0021】

エンドレスベルト 17 は、図 3、図 4 に示すように、軟性部 15 の管壁の外側に沿った往復周回経路に沿って配設されている。往復周回経路は、駆動部ケーシング 70 内の駆動ローラ 51（詳細後述）と軟性部 15 の先端との間を往復する経路であり、駆動部ケーシング 70 から軟性挿入部 15 の管壁の外側に沿って軟性部先端まで配設されたガイドパイプ 41 と、ガイドパイプ 41 の外側の面に沿って配設されたガイドフック 39 とで構成される。つまり、図 4 に示すように、ガイドパイプ 41 とガイドフック 39 が、軟性部 15 の表面から径方向に突出している。ガイドパイプ 41 は、軟性部先端で折り返されている。駆動ローラ 51 から軟性部先端までの往経路において、エンドレスベルト 17 はガイドパイプ 41 の内孔を通り、ガイドパイプ 41 の先端で折り返される。そして、軟性部先端から駆動ローラ 51 までの復経路においては、エンドレスベルト 17 は、ガイドフック 39 に支持される。

20

【0022】

ガイドパイプ 41 は、極低摩擦材（例えば、極細チューブ、極肉薄チューブ（仁礼工業株式会社製）で作製されている。具体的には、ペバックス又はハイトレル（登録商標）で作製された外チューブと、PEEK（登録商標）で作製された内チューブとからなる、外径が 3 mm 程度のチューブを使用することができる。これにより、ガイドパイプ 41 とエンドレスベルト 17 との摩擦を小さくでき、エンドレスベルト 17 がガイドパイプ 41 内をスムーズに走行できる。

30

【0023】

ガイドフック 39 は、図 4 に示すように断面の中心角が 180° を越える円弧状であり、各エンドレスベルト 17 の外側の面がガイドフック 39 から露出している。したがって、ガイドフック 39 に支えられたエンドレスベルト 17 の外側表面は、大腸への挿入時に大腸内壁と十分な面積をもって接触する。また、軟性部 15 が強く湾曲してもエンドレスベルト 17 はガイドフック 39 から外れることがない。

ガイドフック 39 は、ガイドパイプの長さ方向に 1 ~ 3 cm 間隔で形成されている。なお、ガイドフック 39 を長手方向に連続して形成することもできる。

【0024】

次に、エンドレスベルト 17 の構造を説明する。

40

図 5 (A) は、エンドレスベルトの構造を模式的に示す斜視図、図 5 (B) はエンドレスベルトが巻かれるプーリの形状を模式的に示す側面図、図 5 (C) はエンドレスベルトとプーリの噛み合い状態を模式的に示す側面図である。

エンドレスベルト 17 は、柔軟で強い強度をもつ例えば炭素繊維や樹脂等で作られ、図 5 (A)、(C) に示すように、軸 18 a と、軸 18 a の長さ方向に沿って配列された複数のラック歯 18 b からなる。軸 18 a の断面形状は円形で、直径は、例えば 1 ~ 3 mm である。ラック歯 18 b の断面形状も円形で、軸 18 a の外周に、一定の間隔で、軸 18 a と同軸上に固定されている。ラック歯 18 b の直径は、例えば 1 ~ 3 mm、厚さは、例えば 0.1 ~ 1.0 mm であり、ラック歯 18 b 間の間隔は、例えば 0.1 ~ 1.0 mm である。軸 18 a の直径と、ラック歯 18 b の直径は、ラック歯 18 b の直径が軸 18 a

50

の直径よりも大きくなるように、上記の範囲内で選定される。ラック歯 18 b の外面は、高い摩擦力をもつような材料でコーティングしてもよい。また、後述するピニオン歯 5 1 c も含めてプーリ 5 1 b の外周面も高い摩擦力をもつような材料でコーティングしてもよい。

【0025】

エンドレスベルト 17 の断面形状を円形にしたことにより、エンドレスベルト 17 は軸芯に対して全方向に等しい力で柔軟に屈曲することができる。このため、大腸の湾曲に沿って挿入部 9 を挿入するときに、エンドレスベルト 17 が挿入部 9 の動きに追従しやすくなる。このとき、エンドレスベルト 17 の全外周面にラック歯 18 b が形成されているため、エンドレスベルト 17 がねじれても、ラック歯 18 b の一部が必ず大腸内壁と接触し、エンドレスベルト 17 を大腸内壁と摩擦させることができる。このため、エンドレスベルト 17 と大腸内壁との摩擦力が増し、挿入部 9 の自走性が向上する。

10

【0026】

次に、エンドレスベルト駆動部 5 の構造を図 6 を参照して説明する。

図 6 は、エンドレスベルト駆動部の構造を説明する図である。

エンドレスベルト駆動部 5 は、駆動部ケーシング 70 内に收容されており、エンドレスベルト 17 の各々が巻き回される歯車組立 50 (図 6 には一つのみ図示)と、歯車組立 50 を回転駆動するモータ 55 とを有する。各歯車組立 50 は、モータ 55 の軸 55 a に対して、等間隔で配置されている。

【0027】

20

各歯車組立 50 は、図 6 に示すように、エンドレスベルト 17 を挟持する駆動ローラ 51 を有する。駆動ローラ 51 は、エンドレスベルト 17 が巻き回されたプーリ 51 b と、プーリ 51 b と同軸に連結された笠歯車 51 a よりなる。各プーリ 51 b の側面には、図 5 (B) に示すように、断面が凹状の溝が形成されている。そして、この凹状溝内には、上述のエンドレスベルト 17 のラック歯 18 b と噛み合うピニオン歯 51 c が形成されている。

【0028】

モータ 55 の軸 55 a には大平歯車 59 が固定されている。図 6 に示すように、各歯車組立 50 は、大平歯車 59 に噛み合う小平歯車 54、同小平歯車 54 の軸 54 a に固定されて、駆動ローラ 51 の笠歯車 51 a と噛み合う笠歯車 53 を有する。

30

モータ 55 が駆動され、モータ軸 55 a が回転すると、大平歯車 59、小平歯車 54、笠歯車 53 を介して笠歯車 51 a が回転し、それとともにプーリ 51 b が回転する。これにより、エンドレスベルト 17 が走行する。

【0029】

ガイドパイプ 41 の端部は、ケーシング 70 に開けられた孔 70 a に接続している。駆動ローラ 51 から送り出されるエンドレスベルト 17 は、ケーシング 70 から孔 70 a を通ってガイドパイプ 41 (往経路)に入る。一方、軟性挿入部 15 の先端から戻ってくるエンドレスベルト 17 は、ケーシング 70 に開けられた孔 70 b からケーシング 70 内に入り、駆動ローラ 51 に巻き回される。

【0030】

40

なお、この大腸内視鏡を洗浄する際には、例えば、ケーシング 70 を反割り構造として、孔 70 a からガイドパイプ 41 内に洗浄ブラシを挿入して、ガイドパイプ 41 の内壁を洗浄することができる。

【0031】

挿入時には、軟性部 15 の外側でガイドフック 39 に支持されたエンドレスベルト 17 は、軟性部 15 の外側で大腸壁に接触しつつ反挿入方向に走行して前進力を生じさせる。一方、内視鏡を体内から抜き出す際は、エンドレスベルト 17 を前述の挿入時と逆方向に走行させる。つまり、エンドレスベルト 17 を、軟性部 15 の外側では挿入方向に走行させ、内側では反挿入方向に走行させる。

【0032】

50

図 7 は、エンドレスベルトが配設された挿入部の第 2 の例を説明する図である。

図 8 は、図 7 の挿入部の断面図である。

図 9 は、プーリーを配置したことによる軟性挿入部の径の増大を説明する図である。

この例では、軟性挿入部 15 先端の、各エンドレスベルト 17 の折り返し部に、エンドレスベルト 17 が巻き回されるプーリー 71 が回転可能に配設されている。プーリー 71 は、軟性挿入部 15 の外周面の接線方向に対してやや傾斜した面に沿うように配置されている。

【0033】

ガイドパイプ 41 は軟性挿入部 15 の外面上に配設されているので、プーリー 71 をこのように配置すると、ガイドフック 39 は、ガイドパイプ 41 から軟性挿入部 15 の円周方向にやや離れた位置であって、かつ、軟性挿入部 15 の外面から同部の径方向にやや離れた（外面から浮いた）位置に配設されることになる。つまり、図 8 や図 9（B）に示すように、軟性挿入部 15 の中心 C とガイドパイプ 41 の中心 P1 との距離 D1 と、軟性挿入部 15 の中心 C とガイドフック 39 の中心 C2 との距離 D2 とが異なり、距離 D2 が距離 D1 よりも長くなる。そして、図 7 に示すように、ガイドパイプ 41 から出る（あるいは入る）エンドレスベルト 17 は、軟性挿入部 15 の中心に比較的近い位置においてプーリー 71 に巻き回される。また、ガイドフック 39 に入る（あるいは出る）エンドレスベルト 17 は、軟性挿入部中心に比較的遠い位置においてプーリーに巻き回される。

【0034】

本発明のエンドレスベルトを用いた自走式大腸内視鏡においては、エンドレスベルト 17 が軟性挿入部 15 の先端でほぼ 180° ターンして折り返される。この部分では、エンドレスベルト 17 とガイドパイプ 41 の内壁とが接触しているので、両者間の摩擦力が高くなり、エンドレスベルト 17 を高い駆動力で駆動させる必要がある。そこで、この先端にプーリー 71 を設けて、エンドレスベルト 17 の走行方向を反転させることにより、エンドレスベルト 17 をスムーズにターンさせることができる。

【0035】

ただし、このようなプーリー 71 を設けると、軟性挿入部 15 の外面から突き出しているエンドレスベルトの周回経路の高さが高くなり、エンドレスベルトが配設された軟性挿入部の径が大きくなってしまう。この問題点を図 9 を参照して説明する。

図 9（A）に示したように、ガイドパイプ 41 とガイドフック 39 とを軟性挿入部 15 の径方向に並んで配設する場合（図 3 参照）、プーリー 71 を設けると、突出高さは、エンドレスベルト 17 の径 D1 の 2 倍程度にプーリー 71 の径 D2 を加えた高さとなる（ガイドパイプ 41 とガイドフック 39 の径をエンドレスベルト 17 の径とほぼ等しいとする）。一例として、エンドレスベルト 17 の径 D1 を 2 mm、プーリー 71 の径 D2 を 6 mm とすると、突出高さは 10 mm 程度となる。軟性挿入部 15 の径 D3 を 7 mm とすると、エンドレスベルト 17 が配設されている部分の径は 27 mm 程度と大きくなってしま

【0036】

そこで、図 9（B）に示すように、プーリー 71 を軟性挿入部 15 の外周面の接線方向に対してやや傾斜した面に沿って配設すると（図 7、8 参照）、傾斜角度によっては、プーリー 71 を設けても、突出高さを低く抑えることができる。一例として、プーリー 71 の径を、図 9（A）と同様に 6 mm としても、プーリー 71 を傾斜して配置することにより、プーリー 71 の軟性挿入部 15 の径方向の高さ D2' を 2 mm 程度とすることができる。すると、エンドレスベルト 17 の径 D1 を 2 mm とした場合、突出高さは、エンドレスベルト 17 の径 D1 の 2 倍程度（4 mm）とプーリー 71 の軟性挿入部 15 の径方向の高さ D2'（2 mm）を加えた 6 mm 程度とすることができる。この場合、軟性挿入部 15 の径 D3 を 7 mm とすると、エンドレスベルト 17 が配設されている部分の径は 19 mm 程度となり、従来の大腸内視鏡よりいく分大きい程度の太さとなる。

【0037】

さらに、プーリー 71 の位置を軟性挿入部 15 の長さ方向に異ならせて配置することに

より、軟性挿入部 15 の径が太くなる位置を長さ方向に分散でき、スムーズに挿入できるようになる。また、プリー 71 の傾斜角度を大きくすることができる。

【0038】

なお、ガイドパイプ 41 の一部を軟性挿入部 15 の外面に埋め込むこともできる。この場合、エンドレスベルト 17 が配設されている部分の径をさらに小さくすることができる。

【0039】

図 10 は、本発明の自走式大腸内視鏡の駆動部の他の例を説明する図である。

図 11 は、図 10 の駆動部の断面図である。

この例のエンドレスベルト駆動部 5 は、モータ 55 と、同モータ 55 の回転軸 55a に接続するスパイラルシャフト 80 とを有する。スパイラルシャフト 80 は、回転軸 81 の表面に螺旋状の溝部 81a と山部 81b とが形成されたものである。溝部 81a には、各エンドレスベルト 17 のラック歯 18b が噛み合っている。この例では、エンドレスベルト 17 を 3 本設けた例を説明する。

【0040】

スパイラルシャフト 80 の周囲にはブッシュ 83 が配置されている。ブッシュ 83 は滑らかな内面を有する円筒である。ブッシュ 83 は、スパイラルシャフト 80 の軸 81 の外面を滑らかに案内して、同軸 81 を回転可能に支持している。さらに、ブッシュ 83 の内面には、エンドレスベルト 17 の各々が通る凹部 83a が形成されている。スパイラルシャフト 80 の回転軸 81 の溝部 81a に噛み合っているエンドレスベルト 17 の各々は、ブッシュ 83 によって回転軸 81 から離れないように支持されている。ブッシュ 83 の外面では、エンドレスベルト 17 はガイドフック 85 に支持されている。

【0041】

モータ 55 が駆動され、モータの回転軸 55a が回転すると、スパイラルシャフト 80 の回転軸 81 が回転する。すると、回転軸 81 の溝部 81a に噛み合っているエンドレスベルト 17 のラック歯 18b は、回転軸 81 の山部 81b の先端側又は基端側の面に押されて、エンドレスベルト 17 が周回運動する。

【0042】

詳細に説明すると、エンドレスベルト 17 のラック歯 18b が、回転軸 81 の山部 81b の先端側の面で押されると、エンドレスベルト 17 は先端方向に走行し、軟性部 15 は大腸内を前進する。逆に、エンドレスベルト 17 のラック歯 18b が、スパイラルシャフト回転軸 81 の山部 81b の基端側の面で押されると、エンドレスベルト 17 は基端方向に走行し、軟性部 15 は大腸内を後退する。

【0043】

この例の駆動部は、図 6 に示した駆動部に比べると、歯車を使用していないので、機構を簡単にできる利点がある。

【図面の簡単な説明】

【0044】

【図 1】図 1 は、自走式大腸内視鏡（一例）の外観を示す斜視図である。

【図 2】図 1 の内視鏡の挿入部の先端部の断面図である。

【図 3】図 3 は、エンドレスベルトが配設された挿入部の第 1 の例を説明する図である。

【図 4】挿入部の断面図である。

【図 5】図 5（A）は、エンドレスベルトの構造を模式的に示す斜視図、図 5（B）はエンドレスベルトが巻かれるプリーの形状を模式的に示す側面図、図 5（C）はエンドレスベルトとプリーの噛み合い状態を模式的に示す側面図である。

【図 6】エンドレスベルト駆動部の構造を説明する図である。

【図 7】エンドレスベルトが配設された挿入部の第 2 の例を説明する図である。

【図 8】図 7 の挿入部の断面図である。

【図 9】プリーを配置したことによる軟性挿入部の径の増大を説明する図である。

【図 10】本発明の自走式大腸内視鏡の駆動部の他の例を説明する図である。

【図 1 1】図 1 0 の駆動部の断面図である。

【符号の説明】

【 0 0 4 5 】

1 自走式大腸内視鏡
 7 操作部
 1 1 先端部
 1 5 軟性部（軟性挿入部）
 1 7 エンドレスベルト
 1 8 b ラック歯
 1 9 受像口
 2 3 吸引鉗子口
 2 7 ユニバーサルコード
 3 1 鉗子
 3 5 吸引ボタン
 3 9 ガイドフック
 5 0 歯車組立
 5 1 a 笠歯車
 5 1 c ピニオン歯
 5 3 笠歯車
 5 5 モータ
 5 9 大平歯車
 7 1 プーリー
 8 0 スパイラルシャフト
 8 1 a 溝
 8 3 ブッシュ

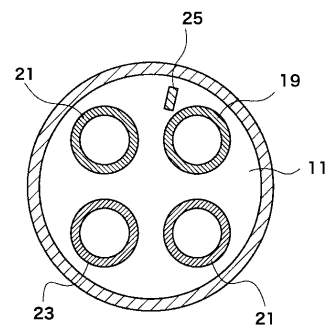
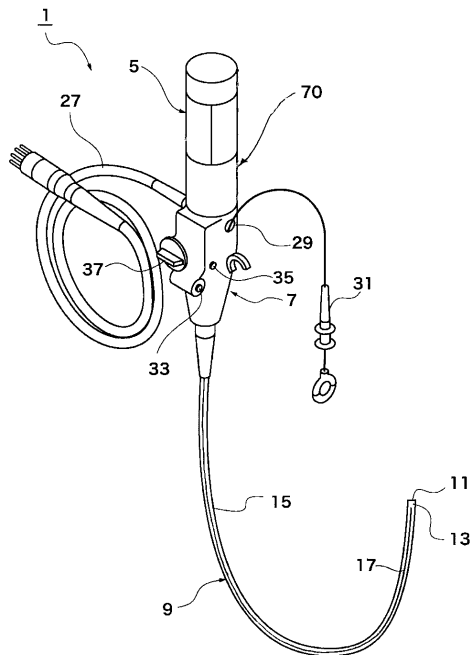
5 ベルト駆動部
 9 挿入部
 1 3 湾曲部
 1 8 a 軸
 2 1 投光口
 2 5 送気送水口
 2 9 鉗子挿入口
 3 3 送気送水ボタン
 3 7 操作つまみ
 4 1 ガイドパイプ
 5 1 駆動ローラ
 5 1 b プーリ
 5 2 軸
 5 4 小平歯車
 5 5 a モータ軸
 8 1 回転軸
 8 1 b 山部
 8 5 ガイドフック

10

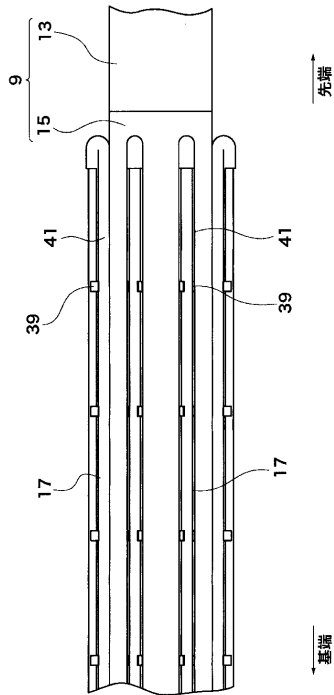
20

【図 1】

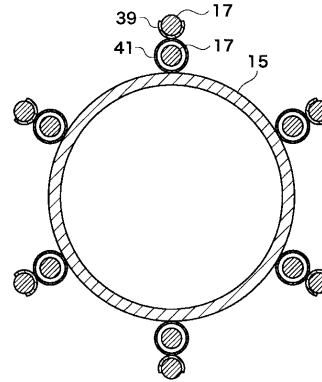
【図 2】



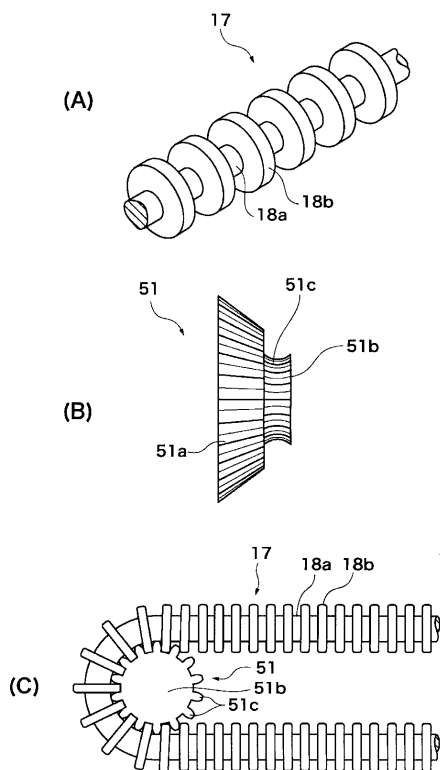
【図 3】



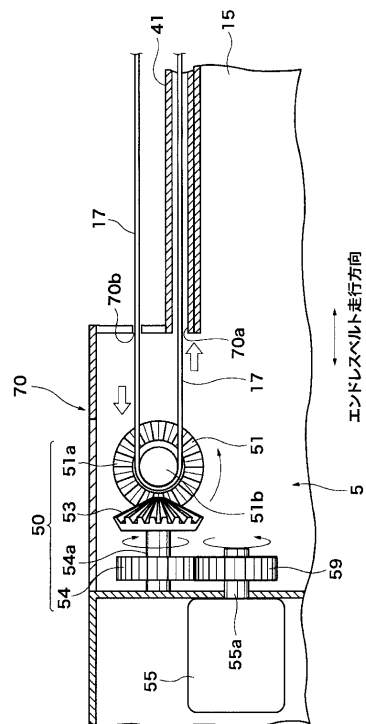
【図 4】



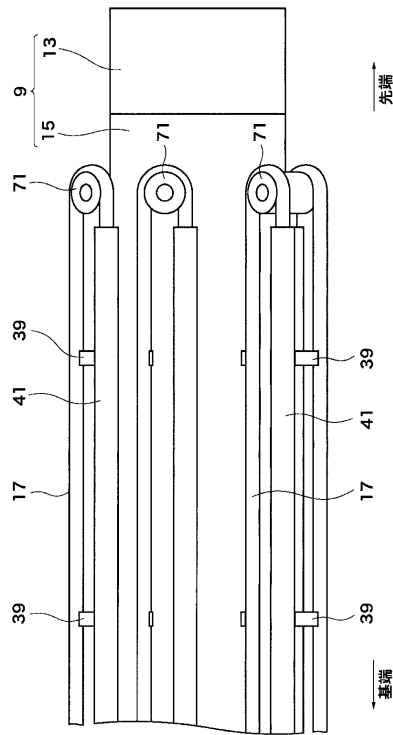
【図 5】



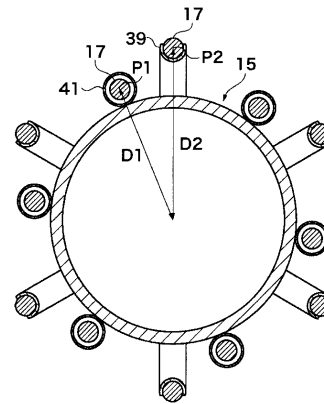
【図 6】



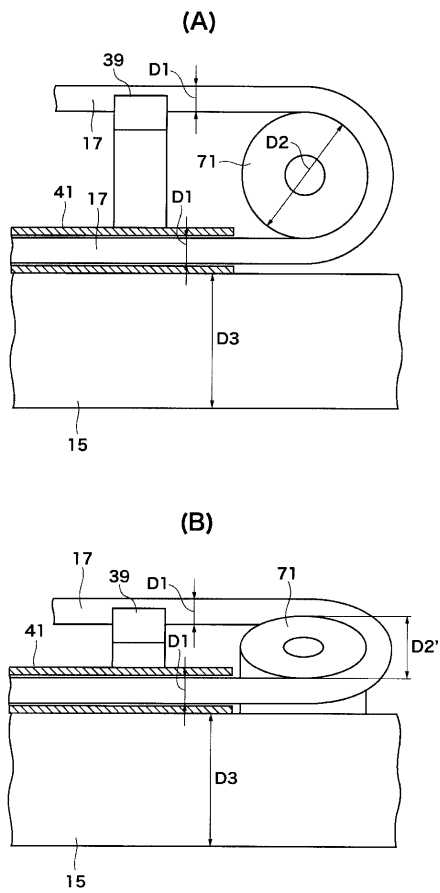
【図 7】



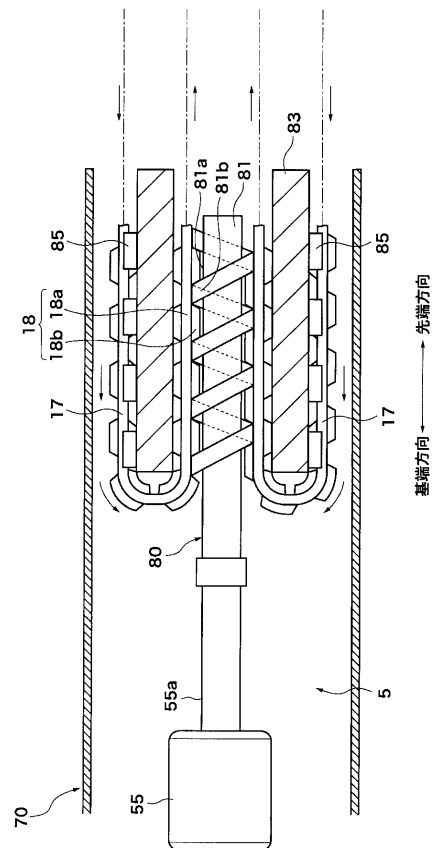
【図 8】



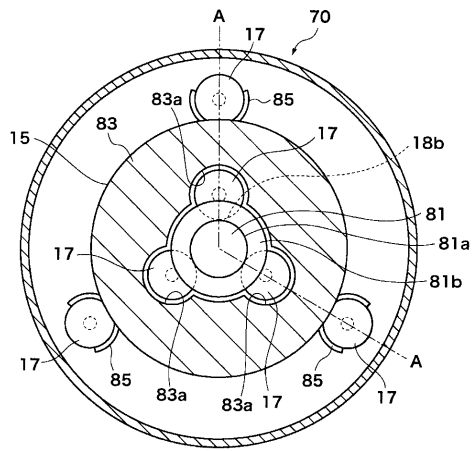
【図 9】



【図 10】



【図 11】



专利名称(译)	自行式结肠镜		
公开(公告)号	JP2010005147A	公开(公告)日	2010-01-14
申请号	JP2008168069	申请日	2008-06-27
申请(专利权)人(译)	高田 昌纯		
[标]发明人	高田昌純		
发明人	高田 昌純		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.320.B G02B23/24.A A61B1/00.610 A61B1/00.613 A61B1/31		
F-TERM分类号	2H040/DA03 2H040/DA12 2H040/DA17 2H040/DA52 4C061/AA04 4C061/FF24 4C061/JJ06 4C061/JJ11 4C161/AA04 4C161/FF24 4C161/JJ06 4C161/JJ11		
其他公开文献	JP5112969B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种自走式结肠镜，其中设置环形带，使得即使不能在柔性插入部分中放置用于布置导管的空间，也可以使要插入大肠的部分的直径尽可能小。。本发明的自走式结肠镜具有在大肠内插入的筒状的挠性插入部（15）和沿着挠性插入部（15）的管壁的内外方向的循环路径。并且设置有环形带17。引导钩39被布置成沿着环形带17的往复圆周路径的向前和向后路径中的一个和从往复运动圆周路径的向后或向前路径中的另一个路径从挠性插入部分15的外表面突出预定尺寸。导管41沿着挠性插入部15的外表面延伸并在其内孔中引导环形带17。挠性插入部15的直径与上消化道内窥镜的直径几乎相同。[选择图]图3

